



Gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur : application à la neurochirurgie stéréotaxique

Stéphane Lavallée

► To cite this version:

Stéphane Lavallée. Gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur : application à la neurochirurgie stéréotaxique. Modélisation et simulation. Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 1989. Français. NNT: . tel-00335578

HAL Id: tel-00335578

<https://theses.hal.science/tel-00335578>

Submitted on 30 Oct 2008

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

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

T1 P088

THESE

présentée par

Stéphane LAVALLÉE

pour obtenir le titre de

Docteur de l'Université Joseph Fourier GRENOBLE I

SPÉCIALITÉ GÉNIE BIOLOGIQUE ET MÉDICAL

**GESTES MEDICO-CHIRURGICAUX ASSISTES PAR ORDINATEUR :
*APPLICATION A LA NEUROCHIRURGIE STEREOTAXIQUE.***

Thèse soutenue le 22 décembre 1989 devant la commission d'examen.

J. DEMONGEOT	Président
N. AYACHE P. FINLAY	Rapporteurs
A.L. BENABID P. CINQUIN J.L. COATRIEUX D. MEYER-EBRECHT	Examineurs

Thèse préparée au sein du laboratoire TIM3- IMAG

Résumé

L'objectif des Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO) est d'aider des médecins et des chirurgiens à planifier et à réaliser des interventions chirurgicales en utilisant des informations, essentiellement issues de l'imagerie, de façon rationnelle et quantitative. L'intérêt clinique est de gagner en précision, en facilité, en fiabilité et en rapidité.

Une méthodologie générale de GMCAO en 4 étapes est proposée. Elle consiste d'abord à acquérir et à modéliser un ensemble d'informations multi-modalités (essentiellement des images médicales), après calibrage des capteurs utilisés. L'opérateur (médecin ou chirurgien) manipule ensuite les informations modélisées pour définir une stratégie opératoire. Dans un troisième temps, les différents référentiels impliqués sont reliés par des transformations rigides à 6 degrés de liberté ou par des transformations élastiques ("matching"). Enfin, pour réaliser le geste, des systèmes de guidage passifs, semi-actifs ou actifs sont nécessaires, conduisant ainsi à l'utilisation de robots.

La réalisation d'un geste médico-chirurgical pose donc des problèmes multi-disciplinaires : médicaux (sélection des connaissances nécessaires et des faits pertinents), mathématiques (choix des modèles les mieux adaptés, filtrage, segmentation, optimisation de stratégies, algorithmes de mise en correspondance), informatiques (acquisition, stockage et traitement des données nécessaires, interfaçage avec l'utilisateur et avec des outils logiciels existants,...) et robotiques (contraintes spécifiques liées à l'utilisation en milieu médical : sécurité, précision,...).

Cette méthodologie a été appliquée à la Neurochirurgie Stéréotaxique où il s'agit d'introduire une sonde vers un point précis du cerveau. Un système robotisé a été développé pour permettre le positionnement d'un guide contrôlé par des images radiologiques. Plus de 50 interventions chirurgicales ont été réalisées avec ce système.

Mots clés : Chirurgie Assistée par Ordinateur, Neurochirurgie Stéréotaxique, Robotique, Imagerie Médicale Multi-Modalités, Vision par Ordinateur, Matching de Référentiels, Calibrage de Système Radiologique, Calibrage de Robot 6-Axes.

Abstract

The aim of Computer Assisted Medical Interventions (CAMI) is to help physicians and surgeons to plan and to perform interventions, by using rigorous and quantitative data that come from medical images for the most important part. The medical interest is to make interventions more accurate, easier, safer and faster.

A 4-step general methodology is proposed for CAMI. First, the acquisition and the modelling of multi-modalities data (mainly medical images) have to be taken into account, after calibration of the sensors used. Then, the surgeon handles the modelled data in order to plan and to define an operative strategy. Thirdly, the matching of the different reference frames is performed, either by rigid transformations of six degrees of freedom, or by elastic transformations. At last, to carry out the gesture, one needs passive, semi-active or active guiding systems, thus leading to the introduction of robots in the surgical field.

Performing a medical intervention therefore raises problems on several fields : medical problems (in the selection of the necessary knowledge and relevant facts), mathematical problems (in the choice of the best fitted models, filtering, segmentation, strategy optimisation, matching algorithms), computing problems (to get, stock and manage the necessary data, to interface with the user and with existing softwares,...) and robotics problems (due to the particular constraints linked with the usage in the medical field : safety, accuracy, ...).

This methodology has been applied to Stereotactic Neurosurgery, in which a probe has to be inserted towards a precise point of the brain. A robotic system has been developed to enable the positioning of a linear guide of which localization is controlled by X-ray images. More than 50 surgical interventions have been performed with this system.

Remerciements

Ce travail a été réalisé dans une structure à triple tutelle :

- Equipe TIMB (Traitement de l'Information et Modélisation en Biomédecine) du laboratoire TIM3 (UA 397 CNRS) de l'institut IMAG,
- Département de Mathématiques, Statistiques, et Informatique Médicale de l'UER de Médecine de l'Université Joseph Fourier - Grenoble I,
- Centre de Biostatistiques et d'Informatique Médicale du CHRUG A. Michallon.

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à Monsieur Philippe CINQUIN, Professeur à l'Université Joseph Fourier, pour avoir dirigé cette thèse avec un enthousiasme inébranlable et très communicatif. Je lui dois beaucoup, d'abord parce qu'il est l'auteur de la plupart des idées présentées dans cette thèse, et ensuite parce qu'il m'a conseillé et soutenu tout au long de ce travail. Je suis son élève et son ami.

Je remercie Monsieur Jacques DEMONGEOT, Professeur à l'Université Joseph Fourier, de me faire l'honneur de présider mon jury. Il m'a accueilli dans son laboratoire et m'a accordé un soutien constant. Je suis admiratif devant son dynamisme et ses compétences universelles. Il est également l'auteur de nombreux concepts développés dans cette thèse.

Je remercie Monsieur Louis-Alim BENABID, Professeur en médecine à l'Université Joseph Fourier et chef du service de Neurochirurgie de l'hôpital de Grenoble, de m'avoir accordé toute sa confiance dans la réalisation du projet de neurochirurgie stéréotaxique assistée par ordinateur. Sa contribution est essentielle, d'abord parce qu'il est à l'origine du projet avec Philippe Cinquin, et ensuite parce qu'il m'a fait profiter de nombreuses recommandations médicales et techniques précises. Je lui suis également très reconnaissant de m'avoir permis de travailler dans des conditions exceptionnelles au sein du bloc opératoire et pour les connaissances qu'ils m'a apprises dans le domaine de la stéréotaxie.

Je remercie Monsieur Nicholas AYACHE, directeur de Recherche à l'INRIA, d'avoir accepté d'être rapporteur de ce travail et pour m'avoir aidé dans la rédaction par ses commentaires.

Je remercie Monsieur Patrick FINLAY, responsable du département Recherches de Fulmer System (Grande Bretagne), d'avoir accepté d'être rapporteur. Les contraintes de langue et de temps auxquelles il a été soumis étaient très sévères, je lui exprime toute ma reconnaissance.

Je tiens à remercier particulièrement Monsieur Jean-Louis COATRIEUX, directeur de Recherche INSERM, d'avoir accepté de faire partie du jury.

Que Monsieur D. MEYER-EBRECHT, Professeur à l'Université d'Aachen (République Fédérale d'Allemagne), soit remercié pour sa participation à ce jury européen.

Plusieurs médecins et chirurgiens de l'hôpital de Grenoble se sont intéressés à ces travaux, qu'ils en soient tous remerciés, et en particulier Messieurs Jean François Lebas, Jean-Paul Chirossel, Jean De Rougemont et Dominique Hoffmann, pour leur contribution efficace.

Je remercie tous les membres de l'équipe du bloc opératoire de neurochirurgie, et particulièrement Madame Delange, pour m'avoir toujours facilité le travail.

Je remercie Monsieur François Danel pour avoir soutenu le lancement du projet et m'avoir permis d'obtenir une formation sur le robot utilisé. Il est l'un des premiers à avoir "cru" à l'utilisation d'un robot dans ce contexte chirurgical. Je remercie également Monsieur Fournier, Professeur à l'Université de Montpellier, pour m'avoir accueilli quelques jours dans son laboratoire d'automatique, ainsi qu'Etienne Schrive pour m'avoir fourni de nombreux éléments de base.

Je remercie tous les membres de la société de robotique D.M. Développement, pour leur aide précieuse et très sympathique, et notamment Hervé Druais, ainsi que Jean-Yves Meunier, Christiane Chopin, Jean-Pierre Blanc, Patrick Chevalier, Frédéric Mangeat,...

Je remercie Messieurs Roger Mohr et Radu Horaud pour les conseils qu'ils m'ont donnés, ainsi que tous les chercheurs en Vision par Ordinateur et en Robotique du LIFIA, pour leur accueil.

Je remercie Patrick Chenin, ainsi que ses étudiants, qui m'ont aidé dans le cadre de stages de maîtrise MLA, Philippe Peltié, du LETI, pour son aide et ses conseils précieux en optique, Jean-François Comte, de l'UT 1, pour avoir tenté de m'initier à l'art des théodolites..., Jean-loup Giraud et Pascale pour leur patience..., et Ruth Taylor pour les idées que nous avons pu échanger sur la robotique chirurgicale.

Je voudrais remercier très chaleureusement tous les membres de TIMB. Chacun contribue, dans cette équipe, à instaurer une ambiance des plus agréables, quasiment familiale. Pour avoir partagé avec moi durant trois ans des joies et des peines, pour avoir subi mes colères et mes farces bêtes, et surtout pour m'avoir soutenu moralement et aidé très concrètement dans plusieurs travaux longs et difficiles, je remercie particulièrement Isabelle Marque, Marie-Antoinette Hamelin, Catherine Lézy, Maribel Chenin, Odette Pappini, Claudine Robert, Corinne Meunier, Geneviève et Andrée Chapel ainsi que Bruno Mazier, François Leitner, Mohamed Djaid, Guillaume Champleboux, François Estève, Philippe Augerat, Jacques Vermont, Ghassan Rachidi, Serge Begny, Bruno Cremilleux, Frédéric Berthommier, Thierry Hervé, Vincent Rialle, Pascal Pachot, Lionel Kress, Nicolas Bernier, tous les stagiaires de l'Ensimag, Laurent, Olivier, et bien d'autres...

Je remercie également pour leur gentillesse et leur aide efficace, Annick Montanvert et Michel Mémier, du CERMO, Annick, secrétaire du LMCEC, l'équipe du LIME, Edouard Michou, Jean O'Donnel, et Fabienne Caser.

Je remercie Geneviève Bicaïs pour avoir assuré la frappe du manuscrit avec une vitesse phénoménale.

Enfin, je remercie les membres du conseil régional de la Région Rhône-Alpes qui m'ont octroyé une bourse de thèse.

A mes parents.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION.....	5
I Thème de recherche	7
II Justification des objectifs	8
III Conditions nécessaires.....	9
IV Présentation du contenu du rapport.....	11

1ère PARTIE

METHODOLOGIE DES GESTES MEDICO-CHIRURGICAUX ASSISTES PAR ORDINATEUR.....13

I INTRODUCTION.....	15
I.1 Présentation du chapitre	15
I.2 Introduction de la méthodologie	15
I.3 Hypothèses de travail	16
II INFORMATIONS MULTIMODALITÉS DE BASE.....	19
II.1 Acquisition des informations.....	19
II.1.a) Imagerie médicale.....	19
II.1.b) Connaissances médicales a priori	23
II.1.c) Vision par Ordinateur.....	24
II.1.d) Sources d'informations complémentaires.....	26
II.2 modélisation et calibrage de certains capteurs.....	29
II.2.a) Méthode générale.....	29
II.2.b) Imagerie 2.5D et 3D	34
II.2.c) Capteurs "projectifs".....	36
II.2.d) Capteurs d'images de distance ou "range data"	45
II.3 modélisation des informations obtenues.....	47
II.3.a) Volumes de données issues de l'imagerie 2.5D	47
II.3.b) Structures anatomiques issues de l'imagerie médicale.....	49
II.3.c) Surfaces de structures anatomiques issues des images de distance.	51
II.3.d) Autres "objets" et informations obtenus.....	54
III DEFINITION D'UNE STRATEGIE OPERATOIRE.....	57
III.1 Introduction	
choix d'un objectif et prévision des conséquences	57
III.2 Outils informatiques et mathématiques nécessaires.....	58
III.2.a) Visualisation	58
III.2.b) "Manipulations" d'objets.....	60
III.2.c) Etat de l'art.....	61
III.3 Utilisation des informations	
per-opératoires, pré-opératoires, connaissances anatomiques.....	62
III.4. Vers la définition d'une station de travail "intelligente" pour GMCAO.....	65

IV	MATCHING DES INFORMATIONS.....	67
IV.1	Définition du problème.....	67
IV.2	Méthode générale.....	69
IV.3	Matching rigide.....	72
IV.3.a)	Matching rigide 3D/3D.....	74
IV.3.b)	Matching rigide 3D/2D.....	79
IV.4	Matching élastique.....	81
IV.5	Stratégie de matching pour les GMCAO.....	86
IV.5.a)	Relier un modèle anatomique (REF-MOD) aux informations du patient (REF-PRE-OP ou REF-OP).....	86
IV.5.b)	Mettre en correspondance les informations per et pré-opératoires.....	87
IV.5.c)	Relier le référentiel du système de guidage à un référentiel opératoire.....	92
IV.5.d)	Prise en compte de phénomènes dynamiques.....	93
V	GUIDAGE DU GESTE OPERATOIRE.....	97
V.1	Introduction.....	97
V.1.a)	Mise en correspondance.....	98
V.1.b)	Précision intrinsèque.....	98
V.1.c)	Sécurité du système.....	98
V.1.d)	Problème "psychologique".....	103
V.1.e)	Adaptation des systèmes de guidage aux contraintes médico-chirurgicales.....	105
V.2	Systèmes passifs.....	106
V.3	Systèmes semi-actifs.....	111
V.4.	Systèmes actifs.....	118
V.4.a)	Définition.....	118
V.4.b)	Fonctions.....	118
V.4.c)	Avantages et inconvénients.....	121
V.4.d)	Applications.....	122
V.5	Conclusion sur les systèmes de guidage.....	128
VI	ADAPTATION DE LA METHODOLOGIE A QUELQUES APPLICATIONS CLINIQUES.....	133
VI.1	Ponction Intervertébrale Assistée par Ordinateur.....	133
VI.1.a)	Objectif clinique.....	133
VI.1.b)	Méthodologie.....	133
VI.1.c)	Discussion.....	140
VI.2	Vissage pédiculaire assisté par ordinateur.....	141
VI.2.a)	Objectif clinique.....	141
VI.2.b)	Méthodologie.....	141
VI.3	Autres applications.....	145
VI.3.a)	Vertébro-plastie par voie percutanée.....	145
VI.3.b)	Ponctions d'organes mous (foie, rein,...) sous échographie.....	145
VI.3.c)	Radiothérapie multifaisceaux.....	146
VI.3.d)	Chirurgie plastique et maxillo-faciale, orthopédie.....	147
VI.3.e)	Microchirurgie laser.....	147
VII	CONCLUSION SUR LA METHODOLOGIE GENERALE.....	149
VII.1	Synthèse et limites de la méthodologie.....	149
VII.2	Systèmes physiques associés à la méthodologie.....	152
VII.3	Synthèse de l'état de l'art.....	154

2ème PARTIE

APPLICATION DE LA METHODOLOGIE DES GMCAO A LA NEUROCHIRURGIE STEREOTAXIQUE..... 159

I INTRODUCTION..... 161

- I.1 Principe et buts cliniques de la neurochirurgie stéréotaxique.....161
- I.2 Etat de l'art.....162
- I.3 Présentation de notre méthodologie.....168

II INFORMATIONS DE BASE POUR LA STEREOTAXIE..... 173

- II.1 Imagerie 3D pré-opératoire (TDM, IRM).....173
- II.2 Acquisition et modélisation d'un Atlas informatisé du cerveau174
 - II.2.a) Numérisation des coupes.....176
 - II.2.b) Modélisation des "objets" de l'Atlas.....177
- II.3 Images et données per-opératoires178
 - II.3.1 Système radiologique et référentiel opératoire.....178
 - II.3.1.a) Description du système radiologique.....179
 - II.3.1.b) Choix du référentiel opératoire R0.....181
 - II.3.2 Calibrage du système radiologique184
 - II.3.3 Angiographies et Ventriculographies191
 - II.3.3.a) Angiographies.....191
 - II.3.3.b) Ventriculographies.....192

III DEFINITION DE LA STRATEGIE OPERATOIRE : CHOIX D'UNE CIBLE ET D'UNE TRAJECTOIRE IDEALES... 195

- III.1 Définition d'un objectif sur l'imagerie 3D pré-opératoire.....195
- III.2 Evitement des vaisseaux le long de la trajectoire.....200
 - III.2.a) Etat de l'art.....200
 - III.2.b) Notre approche.....202
- III.3 Prise en compte des informations fonctionnelles (ATLAS)205
- III.4 Intégration des outils dans des protocoles.....206

IV MATCHING DES INFORMATIONS..... 211

- IV.1 Matching per / pré-opératoire211
 - IV.1.1 Méthode.....212
 - IV.1.2 Etude et simulation du matching 3D / 2D par surfaces ..217
 - IV.1.2.a) Principe de la méthode de matching par moments d'inertie217
 - IV.1.2.b) Implémentation et simulation.....227
 - IV.1.2.c) Discussion232
- IV.2 Matching entre REF-TDM et REF-IRM236
- IV.3 Matching de l'Atlas avec le cerveau du patient.....236
- IV.4 Matching entre R0 et REF-ROBOT238

V GUIDAGE DU GESTE : POSITIONNEMENT D'UN GUIDE PAR UN ROBOT 6-AXES.. 239

- V.1 Présentation du manipulateur utilisé.....239
 - V.1.a) Mécanique.....239
 - V.1.b) Commande.....241
 - V.1.c) Logiciel de commande.....241
- V.2 Modélisation et calibrage intrinsèque.....242
 - V.2.a) Définition d'un modèle243
 - V.2.b) Acquisition de mesures.....248
 - V.2.c) Identification des paramètres du modèle.....257
 - V.2.d) Utilisation du modèle calibré259

V.3 Pilotage du robot dans l'espace du cadre stéréotaxique	262
V.3.a) Calcul d'une distance ROBOT / CADRE.....	263
V.3.b) Stratégie d'approche	264
V.4 Sécurité du système robotisé	267
V.5 Discussion du système robotisé.....	269
V.5.a) Précision globale	269
V.5.b) Passage à un système plus autonome.....	270
V.5.c) Comparaison avec d'autres systèmes	271
VI RESULTATS DE L'IMPLEMENTATION EN CONDITIONS CLINIQUES.....	273
VI.1 Description du système utilisé cliniquement.....	273
VI.2 Interventions chirurgicales réalisées	276
VI.3 Discussion des résultats.....	288
CONCLUSION GENERALE.....	289
ANNEXES.....	299
ANNEXE A	
Quelques méthodes mathématiques utilisées.....	301
A.1 Algorithme de Levenberg-Marquardt (minimisation non linéaire aux moindres carrés)	301
A.2 Calcul de la courbe intersection entre un plan et une surface spline	302
A.3 Matrices homogènes, Rotations.....	304
A.4 Distance entre 2 primitives cylindriques	306
ANNEXE B	
Caractéristiques et paramètres du robot 6-axes utilisé.....	311
B.1 Moteurs, rapports de réduction et codeurs sur les 6 axes.....	311
B.2 Changeur de coordonnées "simple"	313
B.3 Paramètres du changeur de coordonnées obtenus après calibrage ..	314
ANNEXE C	
Matching global, alignement d'ellipsoïdes.....	315
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	319
Notations, abréviations, termes spécifiques utilisés.....	345

INTRODUCTION

INTRODUCTION

I THEME DE RECHERCHE

Cette thèse s'inscrit dans un programme de recherche consacré aux gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur (GMCAO) dont le but est d' **aider des médecins et des chirurgiens à planifier et à réaliser des interventions chirurgicales en utilisant des informations essentiellement issues de l'imagerie de façon rationnelle et quantitative.**

Suite aux récents développements de nouveaux systèmes d'imagerie tels que la tomodensitométrie X (TDM) ou l'imagerie par résonance magnétique nucléaire (IRM ou RMN), beaucoup de progrès ont été réalisés dans l'interprétation des images médicales obtenues, essentiellement dans un but diagnostique. Cependant, peu de systèmes permettent d'utiliser rigoureusement la richesse des informations contenues dans ces images à des fins thérapeutiques. L'objectif est double :

- définir des stratégies opératoires en utilisant la valeur localisatrice de l'imagerie.

Il s'agit ici d'utiliser les informations de nature géométrique et morphologique contenues dans les images dans le but de définir des stratégies opératoires (planning thérapeutique) et de rendre accessibles ces informations dans un repère opératoire. Cela nécessite de modéliser l'information de base, de développer des outils pour manipuler les modèles et d'en extraire l'information nécessaire pour définir des stratégies et enfin de développer des méthodes permettant le transfert de l'information pertinente au niveau du système opératoire. De toute évidence, notre base de travail devra être "l'imagerie tridimensionnelle", moyen réaliste de représenter notre monde à 3 dimensions (au moins...).

- réaliser des stratégies opératoires à l'aide de systèmes de guidage plus ou moins robotisés, sous le contrôle de l'imagerie.

Il s'agit ici de réaliser la stratégie opératoire supposée définie dans un certain référentiel opératoire, en utilisant des systèmes de guidage mécaniques, optiques, ou autres, qui laissent plus ou moins d'autonomie à l'opérateur (médecin ou chirurgien). Les objectifs sont de réaliser des positionnements précis d'outils médico-chirurgicaux tels que des sondes, de télémanipuler des instruments lors d'interventions présentant des risques importants pour le personnel médical (tels que les contaminations ou les irradiations), de robotiser certains actes de microchirurgie. Les développements ultimes de cette recherche porteront sur des systèmes mécaniques complexes

pourvus de capteurs divers permettant de remplacer le chirurgien lors de certains actes "non anthropomorphes", c'est-à-dire où la main du chirurgien est "avantageusement" remplacée par un tel système (précision constante, pas de fatigue, accès à des régions du corps humain habituellement peu accessibles, prise en compte de données multi-capteurs spécifiques, etc...)

II JUSTIFICATION DES OBJECTIFS

Nous nous plaçons ici du point de vue des utilisateurs et des bénéficiaires des systèmes sur lesquels nous travaillons:

L'utilisation de la valeur localisatrice de l'imagerie dans le planning et la réalisation des interventions médico-chirurgicales, la confrontation des modèles avec les cas réels, la télémanipulation d'interventions "dangereuses", en fait tous les objectifs de recherche cités au paragraphe précédent, ont pour but d'améliorer la qualité des interventions à plusieurs niveaux :

- **facilité** pour le chirurgien ou le médecin dans la définition exhaustive et rigoureuse des objectifs, en tenant compte des conséquences de la stratégie retenue, et en simulant une partie de l'intervention en pré-opératoire.
- accroissement de la **précision** des gestes, c'est-à-dire diminution des écarts entre les résultats et les objectifs,
- diminution du **temps d'intervention** proprement dit (éventuellement aux dépens d'une préparation plus longue, car plus rigoureuse),
- possibilité d'envisager de **nouvelles interventions** irréalisables jusqu'ici,
- possibilité de **valider un protocole de recherche thérapeutique** puisque les outils proposés permettent d'enregistrer précisément les stratégies choisies en pré-opératoire et de les confronter aux résultats cliniques obtenus.

Les bénéficiaires sont alors :

- le **patient** : meilleure chance de succès de l'intervention, moins de risques de complications dues aux imprécisions dans la définition ou la réalisation du geste, moins de temps d'intervention (anesthésie moins importante et confort amélioré pour les interventions sans Anesthésie Générale).
- le **chirurgien** et le **médecin** : chances de succès thérapeutique accrues, objectifs définis plus facilement (grâce à l'utilisation de données et d'outils nouveaux), interventions réalisées plus facilement (aide par des systèmes de guidage).

- la **recherche médicale** : utilisation de systèmes ouverts (imagerie multi-modalités), enregistrement des corrélations entre objectifs et succès thérapeutiques, éventuellement possibilité de réaliser des interventions jusqu'ici irréalisables...
- la **collectivité** : les coûts des interventions devraient baisser grâce à la diminution des temps d'intervention (moins de personnel immobilisé), à l'utilisation de moyens à faible coût de consommation et relativement faciles à gérer (images numériques, informatique, robotique,...) en remplacement des systèmes traditionnels (films, papiers, ...) et enfin grâce à l'augmentation des taux de réussite (précision, fiabilité). Notons cependant que des investissements importants seront nécessaires.
- les **industriels** : ouverture d'un nouveau marché économique.

En ce qui concerne le **personnel hospitalier**, l'introduction de l'informatique dans les différents services tels que la radiologie (déjà commencée) et surtout au niveau du bloc opératoire dépendra de la qualité des interfaces utilisateurs mais aussi des formations complémentaires pour l'équipe médicale et peut-être même de la création de nouveaux emplois.

III CONDITIONS NÉCESSAIRES

Nous tentons ici de présenter les conditions nécessaires au développement d'un projet consacré aux GMCAO. C'est la réalisation de ces conditions qui a permis d'initialiser cette recherche à Grenoble.

Avant tout, un dialogue entre chercheurs, ingénieurs, chirurgiens et médecins est indispensable pour traiter d'un tel sujet. Notre structure de laboratoire d'informatique médicale implanté en milieu universitaire et hospitalier privilégie beaucoup ces rapports. En fait, chacun des projets décrits dans ce rapport provient d'un besoin évoqué par un médecin ou un chirurgien.

D'autre part, ce travail exige de la part des chercheurs des compétences pluri-disciplinaires: mathématiques, informatique, imagerie, robotique, médecine,... L'état d'avancement d'un travail consacré aux gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur est donc fortement conditionné par les résultats acquis dans chacune de ces disciplines. Ainsi, la mise en place de ce programme de recherche coïncide avec des progrès relativement récents dans les disciplines suivantes:

- **imagerie médicale** : de nouveaux capteurs ont été développés tels que la tomodensitométrie 2D et bientôt 3D (TDM), l'imagerie par résonance magnétique nucléaire (IRM ou RMN), la médecine nucléaire (TEP ou gamma-tomographie), etc..., et des progrès ont été réalisés sur les capteurs plus

anciens tels que l'échographie, les radiographies conventionnelles (numérisation des images)... Des modèles ont été créés pour gérer les informations obtenues (création de volumes à partir de séries de coupes par exemple) et, de façon générale, la compréhension des images s'est améliorée, essentiellement à des fins diagnostiques.

- **PACS** ("Picture Archiving and Communication Systems") : la quantité croissante des images numériques a amené des chercheurs et des industriels à concevoir des systèmes permettant une gestion efficace du stockage et de la communication des informations de type image.

- **informatique et électronique** : les progrès dans ce domaine restent très rapides, avec notamment la multiplication de processeurs spécialisés en traitement d'images, le développement de stations de travail puissantes, la création de langages évolués, la naissance du parallélisme, etc...

- **Mathématiques Appliquées** : cette discipline sert de base à nos développements, qu'elle inspire sur le plan théorique.

- **Vision par Ordinateur et traitement d'images** : de nombreux systèmes, basés sur l'imagerie ou la vision "artificielle", sont désormais dotés d'outils de perception et de raisonnement très puissants. Dans des domaines d'applications aussi variés que la robotique mobile, l'analyse d'images microscopiques, la synthèse d'images et la télédétection par satellites, des méthodes répondant à des besoins communs ont été développées, notamment en ce qui concerne la modélisation des capteurs, la vision 3D, la perception multisensorielle, le filtrage, la segmentation et la modélisation des données et la reconnaissance de formes. Ces techniques ont en particulier bénéficié des progrès récents en IA ("Intelligence Artificielle"), en réseaux de neurones et en géométrie algorithmique.

- **Robotique** : De récentes recherches ont porté sur les bras manipulateurs classiques (modèles géométriques, cinématiques, dynamiques, calibrage,...), sur le raisonnement géométrique de façon générale, sur l'utilisation de la Vision par Ordinateur (notamment en robotique mobile), sur de nouvelles architectures de robot (robots "parallèles" par exemple), sur des modèles de préhension, sur le contrôle d'efforts, etc... L'application de toutes ces techniques au milieu médical était jusqu'ici réservée au domaine des prothèses dynamiques pour handicapés. Mais une tendance très récente porte sur des applications plus larges et notamment sur une aide plus générale aux handicapés, sur les aides aux infirmiers et infirmières dans les différents services, sur le transport de produits (médicaments, dossiers, analyses,...) dans l'hôpital et sur l'aide aux chirurgiens.

- Enfin, il est évident que les progrès réalisés dans les **disciplines médicales** concernées sont fondamentaux.

IV PRESENTATION DU CONTENU DU RAPPORT

Pour atteindre les objectifs qui ont été présentés dans les paragraphes précédents, il est nécessaire de développer et surtout d'intégrer des techniques pluri-disciplinaires. On constate en effet que des problèmes posés dans des domaines médicaux variés conduisent à des solutions méthodologiquement très proches. A titre d'exemple, l'implantation d'éléments radioactifs dans une tumeur cérébrale, une biopsie d'un organe tel que le rein, une insertion de vis dans un pédicule vertébral, etc... pourront être intégrés dans un concept de base qui est *l'introduction d'un outil linéaire guidée par l'imagerie*. A partir de ce constat, il nous est apparu utile de développer une méthodologie générale des Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO). L'objectif en est double: 1°) fournir une "ossature" pour les différentes applications médicales, en permettant aux chercheurs de situer leur travail et de se poser les bonnes questions, 2°) proposer une sorte de "boîte à outils" mathématiques, informatiques, d'imagerie et de robotique, qui répondent à des besoins communs à la plupart des applications cliniques. Ce travail sera présenté dans la première partie de ce mémoire. Dans chacune des étapes de la méthodologie, l'état de l'art des techniques impliquées sera présenté (modélisation des informations médicales, mise en correspondance ou "matching" des données multi-modalités, systèmes de guidage robotisés, etc...), et l'intégration de ces techniques dans notre programme de GMCAO sera détaillée. Enfin, ces concepts seront illustrés par de nombreuses applications cliniques, dont certaines sont en cours de développement.

La Neurochirurgie Stéréotaxique constitue l'application première de notre méthodologie et ce pour 2 raisons: 1°) les méthodes classiques de Neurochirurgie Stéréotaxique reposent déjà sur des traitements d'images quantitatifs et rationnels qui fourniront une base à leur "informatisation"; de même, certaines hypothèses de stabilité des structures anatomiques impliquées par rapport à certains repères ont été étudiées et validées depuis de nombreuses années, 2°) confronté à la multiplicité et la complexité des informations tridimensionnelles, le neurochirurgien a besoin d'outils d'imagerie, de "matching" et de positionnement puissants, rapides, faciles d'utilisation, fiables et précis. A partir du besoin qui a été précisément formulé par un neurochirurgien, nous avons donc travaillé sur l'informatisation et la robotisation partielle des méthodes classiques. Cependant, le développement de nouvelles techniques s'est avéré nécessaire (par exemple en ce qui concerne les méthodes de "matching 3D") et les possibilités offertes par la modélisation 3D des informations se sont avérées très intéressantes pour définir une stratégie opératoire de façon précise, facile et rapide. De plus, l'utilisation d'un robot classique en conditions chirurgicales a

posé des problèmes de calibrage (intrinsèque et extrinsèque), de sécurité, etc... qu'il nous a fallu résoudre. La seconde partie de cette thèse présente ainsi les développements, réalisés ou en cours, de toutes ces techniques. Nous préciserons ce qu'apporte notre méthode par rapport à d'autres techniques de Neurochirurgie Stéréotaxique Assistée par Ordinateur développées récemment. Plus précisément, nous détaillerons l'intérêt de l'utilisation des informations per-opératoires, du "matching" par structures anatomiques et du positionnement d'un guide par un robot. Nous décrirons finalement les techniques qui nous ont permis d'aboutir à un système robotisé préliminaire opérationnel : ce système est actuellement utilisé en routine clinique et plus de 50 interventions ont ainsi été réalisées entre mars et novembre 1989.

Dans la dernière partie, nous concluons sur les perspectives de notre programme de recherche.

1ère PARTIE

METHODOLOGIE DES GESTES MEDICO-CHIRURGICAUX ASSISTES PAR ORDINATEUR.

I INTRODUCTION

I.1 Présentation du chapitre

Le but de cette 1^{ère} partie est de proposer une méthodologie dans laquelle pourront s'inscrire la plupart des applications consacrées aux gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur. L'intérêt d'un tel formalisme est moins de donner des solutions à tous les problèmes que de permettre aux chercheurs de situer leur travail, de se poser les bonnes questions et de disposer d'une sorte de "boîte à outils" mathématiques, informatiques, d'imagerie et de robotique, qui répondent à des besoins communs à la plupart des applications cliniques.

I.2 Introduction de la méthodologie

La méthodologie générale se décompose en 4 étapes non séquentielles (c'est-à-dire qui s'intersectent dans le temps), réparties sur 3 niveaux :

. au niveau perception

- première étape : acquérir des informations à l'aide de capteurs d'imagerie médicale pour l'essentiel, mais aussi de Vision par Ordinateur ou de capteurs divers (pression, Doppler, senseurs tactiles, etc...) puis modéliser les informations obtenues (§ II).

. au niveau décision, raisonnement

- deuxième étape : définir une stratégie opératoire à l'aide de toutes les données disponibles, c'est-à-dire définir un objectif et prévoir les conséquences en simulant le geste (§ III).

- troisième étape : mettre en correspondance toutes les informations dans un même référentiel de base ("matching" : § IV)

. au niveau action

- quatrième étape : guider le geste du médecin ou du chirurgien. Ce guidage peut en fait aller d'une simple proposition de trajectoire laissant le chirurgien entièrement libre de ses gestes jusqu'à la robotisation complète (§ V).

I.3 Hypothèses de travail

Nous précisons les limitations importantes que nous avons recensées dans l'utilisation de la valeur localisatrice de l'imagerie à des fins thérapeutiques :

- lors de chaque phase des examens médicaux et des interventions, tout organe étudié devra avoir une position fixe dans un certain référentiel de travail accessible aux capteurs. Cette restriction porte en fait uniquement sur les mouvements du patient non contrôlés: en effet, des mouvements dus à la respiration par exemple ne rentreront pas dans cette restriction, pourvu que l'on puisse travailler dans un référentiel qui suit les mouvements respiratoires... Par ailleurs, tous les mouvements possibles entre 2 phases devront faire l'objet d'un re-calibrage.
- on sera souvent amené à faire l'hypothèse que certaines structures anatomiques sont fixes par rapport à d'autres (notamment lors des procédures de "matching anatomique" présentées au § IV).
- on fera en général l'hypothèse que tous les modèles déduits de l'imagerie resteront valables tout au long des différentes procédures médicales, et notamment à deux niveaux:
 - . entre l'examen d'imagerie, d'où l'on tire un modèle, et l'intervention, où l'on utilise le modèle (typiquement, on supposera qu'une lésion détectée en IRM n'est pas modifiée jusqu'à l'intervention).
 - . au cours de l'intervention elle-même. On supposera ainsi que le modèle reste valide malgré les modifications que subissent les structures en question. Cette hypothèse assez forte est généralement valide pour une chirurgie "légère" telle que l'introduction de sondes ou d'électrodes, mais l'est beaucoup moins lorsqu'il s'agit de faire une résection de parties molles par exemple. Dans les cas où cette hypothèse n'est pas vérifiée, il faudra alors modéliser les modifications du modèle de base, en introduisant des règles établies a priori ou en contrôlant ces modifications à l'aide de capteurs.
- le problème de la sécurité est bien sûr crucial et les normes à respecter sont difficiles à définir. Les systèmes en développement sont placés sous la responsabilité du chirurgien ou du médecin utilisateur, la responsabilité des développeurs intervient dans la spécification des caractéristiques et des limites des systèmes et dans l'apport de ces informations aux utilisateurs. Une démarche nécessaire consiste toutefois à s'assurer que les systèmes développés ont un facteur de risque au moins aussi faible que les systèmes qu'ils remplacent (cf aussi § V.1.c et § VII.1 pour une étude du problème de la sécurité).

- d'un point de vue éthique, les systèmes développés devront suivre les idées précisées à la fin du § V, c'est-à-dire qu'ils devront être considérés comme des outils évolués bien connus des utilisateurs.

II INFORMATIONS MULTIMODALITÉS DE BASE

II.1 Acquisition des informations

On peut recenser 4 types de sources d'informations utiles dans cette méthodologie. Les 2 premières (imagerie médicale et connaissances a priori) seront surtout utilisées dans la définition des stratégies médico-chirurgicales. Les autres, basées sur la vision par ordinateur telle qu'on l'utilise en robotique et sur des capteurs divers, interviendront surtout dans les problèmes de mise en correspondance des référentiels et de guidage des gestes. Cependant, ce découpage ne doit pas être figé car certaines informations médicales sont proches de celles que l'on acquiert dans les systèmes de vision par ordinateur (analogie entre les systèmes de radiographie et les caméras vidéo par exemple) et certains capteurs, a priori utilisés pour le guidage du geste, pourront apporter une information médicale per-opératoire complétant les informations de base (image vidéo issue d'un microscope, senseurs tactiles,...).

II.1.a) Imagerie médicale

Ces images constituent les informations de base, elles permettent au chirurgien de définir ses objectifs. Les capteurs de cette catégorie couramment utilisés sont maintenant présentés, l'accent est mis sur la nature physique des diverses informations obtenues. Notons également que le caractère "multi-modalités" des images médicales provient de leur création per ou pré-opératoire.

. Mesure de l'atténuation par les tissus de rayons-X émis par une source externe

- **Radiographie "conventionnelle"** : mesure sur un plan de l'atténuation des rayons X émis par une source à peu près ponctuelle. L'atténuation mesurée en un point du plan image dépend de l'intégrale de la densité radiologique des tissus traversés le long d'un rayon, qui est fonction du numéro atomique moyen. Les images sont obtenues sur film ou par numérisation du signal vidéo d'une caméra placée en sortie d'un amplificateur de brillance (on peut également numériser les films radiologiques à l'aide d'un scanner) [BRODY 84]. Une analogie entre ce type de capteur et les caméras vidéo permet d'utiliser les résultats des études sur les modèles de projection conique [PIROIRD 88]. Le contraste de certaines structures normalement invisibles peut être renforcé par l'injection de produits de numéro atomique élevé ("produits de contraste"), ce qui permet par exemple de visualiser des vaisseaux sanguins ou des ventricules cérébraux.

- **Radiographie bi-plane** : en utilisant deux systèmes de radiographie conventionnelle, on peut obtenir 2 projections, ce qui permet d'avoir des informations tridimensionnelles. Dans le cas où les 2 systèmes sont simplement décalés de quelques degrés, on est en conditions "stéréoscopiques", ce qui permet de réaliser visuellement ou numériquement des "appariements" entre les 2 projections. Ceci est particulièrement utilisé pour visualiser des structures filaires telles que les vaisseaux sanguins. Concrètement, un seul système tournant autour du patient est plus économique; on peut également tourner le patient dans le système radiologique. Mais dans ces deux cas, les déplacements engendrés doivent être connus avec précision.

- **Tomodensitométrie X (TDM)** : en tournant mécaniquement (ou "électroniquement") une source de rayons X de 100 keV d'énergie environ et un détecteur linéaire autour d'un patient, on obtient par des méthodes de reconstruction à partir de projections la densité des tissus sur une coupe 2D. En répétant cette opération à plusieurs niveaux on obtient une série de coupes parallèles. On peut alors parler d'imagerie 2.5D. Les coupes obtenues intègrent en fait les densités sur des épaisseurs de l'ordre de quelques mm. De plus, la résolution obtenue dans une coupe (de l'ordre de 0.3 mm) est très supérieure à la précision inter-coupes (les coupes ont des épaisseurs de l'ordre de 5 mm). Cependant, de nouveaux systèmes en cours de développement utilisant des détecteurs plans devraient donner une résolution 3D homogène [GRANGEAT 87].

.. Propriétés magnétiques

- **Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)** : Le corps à étudier est placé dans un champ magnétique intense (de l'ordre de 1 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) [LE BIHAN 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 5 mm pour obtenir un rapport signal sur bruit correct. La résolution obtenue sur une coupe est de l'ordre du mm. On obtient donc là aussi un examen 2.5D avec une résolution inter-coupes moins bonne qu'à l'intérieur d'une coupe. Cependant, de nouveaux systèmes permettent d'ores et déjà d'obtenir une résolution 3D homogène.

:: Propriétés physico-chimiques

- **Médecine Nucléaire** (ou scintigraphie) : une source de rayonnements de photons (gamma) ou de positons (beta) est portée par un vecteur à l'intérieur du corps humain et sa répartition est examinée par des détecteurs externes [BROWNELL 82]. Dans le cas où le vecteur d'éléments radio-actifs émet directement des photons dans toutes les directions, on analyse la projection du rayonnement sur une matrice de détecteurs ("gamma-caméra"). Mais on obtient une information plus riche en tournant une ou plusieurs gamma-caméras autour du patient et en reconstituant l'information 3D à partir de l'ensemble des projections. Les algorithmes de rétroprojection développés pour la TDM sont ici simplifiés par le fait que les projections soient parallèles et non coniques (utilisation de collimateurs sur les détecteurs). On acquiert donc en une seule fois un ensemble de coupes parallèles. Ces méthodes portent l'intitulé de Tomographie par Emission de Simple Photon (TESP) ou de gamma-tomographie. Une autre approche plus sophistiquée utilise l'émission de positons (électrons négatifs). Dans ce cas, chaque positon émis va entrer en collision avec un électron du milieu et donner naissance à deux photons qui vont partir dans deux directions faisant entre elles un angle de $180 \pm 0.25^\circ$. Un anneau de détecteurs disposé autour du patient permet de recueillir ces 2 photons à un même instant t . On sait donc que le rayonnement ainsi détecté provient d'un point situé sur la droite joignant les 2 détecteurs activés en même temps. L'intersection de plusieurs droites obtenues de cette façon correspondra finalement à la région émettrice recherchée et cela permettra de reconstruire l'information sur une coupe 2D. Plusieurs anneaux de détecteurs permettent ensuite d'obtenir plusieurs coupes parallèles et l'on peut également translater la table du patient comme en TDM. Ces méthodes portent l'intitulé de Tomographie par Emission de Positons (TEP). La TEP offre une qualité supérieure par rapport à la TESP. Ceci est principalement dû au fait que tous les rayonnements émis sont utilisés en TEP alors qu'une perte importante de signal intervient en TESP puisque seuls les rayonnements entrant dans les collimateurs sont pris en compte. La précision spatiale obtenue en médecine nucléaire (TESP ou TEP) est nettement moins bonne qu'en TDM et en IRM: épaisseur des coupes de l'ordre de 15 à 20 mm et résolution dans une coupe de l'ordre de 10 à 15 mm. Ces systèmes ont cependant un intérêt majeur: on peut en effet suivre l'évolution du vecteur dans les tissus et obtenir ainsi des informations non seulement morphologiques mais aussi fonctionnelles.

:: Variations d'impédance acoustique et Doppler

- **Imagerie Ultrasonore** : en émettant une onde ultrasonore à l'aide d'un émetteur piezzo-électrique, on analyse le signal réfléchi par les discontinuités d'impédance présentes dans les tissus (échographie). La mesure des temps de vol permet d'obtenir des informations spatiales dès lors que la vitesse de l'onde est supposée constante. Les fréquences utilisées doivent respecter des

compromis atténuation/résolution sur le signal. En émettant des ondes dans des directions différentes réparties sur un plan, on obtient des images 2D. Des systèmes récents permettent d'obtenir des informations 3D, par exemple en translatant une sonde échographique 2D. La difficulté essentielle d'une utilisation quantitative des images ultrasonores est liée aux interactions complexes entre les tissus et les ondes accoustiques, ainsi qu'aux techniques utilisées dans les imageurs, car ces deux problèmes induisent des *distorsions géométriques* et des "artefacts" importants [HERMENT 86]. Les développements en cours devraient cependant résoudre une partie de ces problèmes, ce qui est fondamental pour nos applications.

Un autre phénomène physique est utilisé en échographie: il s'agit de l'effet Doppler. En effet, les variations fréquentielles des signaux reçus permettent de retrouver des mesures sur des composantes de vitesses des flux sanguins. Ce principe était surtout appliqué à des échos mesurés sur une dimension, mais des systèmes assez récents permettent d'obtenir ces informations sur des images 2D en codant la vitesse par la couleur.

::. *Signal vidéo*

- **Endoscopie** : l'introduction d'une sonde endoscopique dans le corps humain permet de transmettre l'information visuelle d'un organe profond à l'oeil du médecin ou à une caméra vidéo par l'intermédiaire d'une fibre optique. Cependant, ces images représentent des données morphologiques difficilement exploitables dans notre méthodologie dans la mesure où la position spatiale des capteurs optiques est peu accessible.

::: *Autres images*

L'étude précédente n'est pas exhaustive et d'autres capteurs, dont le principe physique n'a pas été cité (thermographie micro-ondes par exemple) ou qui constituent des "variantes" des capteurs précédents (tomographie X classique par exemple), donnent également des images médicales. De plus, de nouveaux systèmes d'imagerie sont également en cours de développement :

- . imagerie neuromagnétique [GEORGE 89] : des systèmes de type SQUID ("Superconducting Quantum Interference Device") permettent d'obtenir des images de champs magnétiques induits par les courants électriques circulant dans l'organisme, notamment dans le cerveau et le coeur; des techniques d'isolation permettent ainsi de mesurer des champs d'intensité 10^{-8} fois plus faible que celle du champ magnétique terrestre,
- . imagerie active par micro-ondes [BOLOMEY 84] : un ensemble émetteur+récepteur travaillant à 3 Ghz fournit des informations 3D sur la permittivité complexe du milieu étudié, ce qui permet d'obtenir des cartes de température ou des images de la densité en eau ,
- . images ultrasonores en transmission (et non plus en réflexion)
- . etc...

II.1.b) Connaissances médicales a priori

De nombreuses données anatomiques morphologiques, fonctionnelles et pathologiques n'apparaissent pas ou peu sur les images médicales. Il faut alors utiliser des connaissances a priori acquises en anatomie ou après des études statistiques :

- **Connaissances anatomo-physiologiques** : l'étude anatomo-physiologique de certains organes permet d'obtenir des connaissances générales sur les différentes structures normales et pathologiques à la fois au niveau morphologique (modèle des artères sous forme d'arbre, formes des différents os du poignet, positions relatives des différents organes dans un référentiel lié au patient,...) et au niveau fonctionnel (modélisation des échanges entre les organes, modélisation des articulations du squelette, neurochirurgie fonctionnelle,...). Les informations sont enregistrées dans une base de données, après une modélisation plus ou moins complexe. En pratique, on construira une base de connaissances répondant à un objectif précis (identifier des structures "dangereuses" en neurochirurgie fonctionnelle par exemple), plutôt que de chercher à obtenir une base de connaissances anatomo-physiologiques exhaustive.

- **Modèles géométriques de type Atlas** : un autre cas où les connaissances anatomiques sont exploitables par des systèmes informatiques est celui des Atlas. De fines coupes anatomiques parallèles de cadavre sont photographiées. La numérisation de ces images permet d'obtenir un Atlas 2.5D informatisé. On obtient ainsi une série de coupes parallèles semblable aux examens IRM et TDM. Le paragraphe suivant (§ II.2) décrit le passage du 2.5D au 3D, la segmentation des structures et leur modélisation. Le problème est ici le fait que l'on obtienne des informations à partir d'un seul cas. Il sera fondamental par la suite de mettre en correspondance différents Atlas dans le but d'obtenir des données ayant une valeur statistique. D'un point de vue technique, ce problème de mise en correspondance se rapproche d'ailleurs beaucoup de la mise en correspondance d'un Atlas avec le cas réel du patient. Ce problème sera repris dans la seconde partie.

- **Règles empiriques** : dans certains cas, l'expérience des médecins et des chirurgiens a abouti à définir des règles ou des méthodes empiriques, notamment sur les stratégies opératoires. Par exemple, on atteindra telle structure en utilisant une approche faisant tels angles avec tel repère, etc... Ces règles devront être proposées au médecin et au chirurgien.

Les systèmes proposés pour les GMCAO devront permettre d'acquérir des connaissances, notamment en confrontant les résultats cliniques aux stratégies opératoires retenues. Les problèmes essentiels de l'utilisation de ces connaissances a priori sont donc de *sélectionner* et d'*actualiser* les

connaissances pertinentes pour une application donnée, de *modéliser* ces connaissances, de *mettre en correspondance* les modèles obtenus avec les cas réels traités et d'affecter une *notion d'incertitude* à cette mise en correspondance. Il est en effet évident qu'un Atlas du cerveau n'a pas la même valeur lorsqu'il s'agit de traiter une tumeur qui a nettement déplacé toutes les structures voisines ou bien lorsque l'on opère en neurochirurgie fonctionnelle. Un facteur "pathologie" devra donc être intégré pour préciser le degré de validation d'un modèle et de sa mise en correspondance avec le cas réel.

II.1.c) Vision par Ordinateur

Dans certains problèmes de repositionnement ou de contrôle, nous aurons à utiliser des capteurs basés sur la vision, essentiellement développés dans des applications de robotique. Nous présentons ici les différentes configurations possibles de systèmes utilisant une ou plusieurs caméras.

- **image vidéo "simple"** : une caméra à tube Vidicon ou CCD donne une image vidéo qui peut être modélisée par une projection perspective avec ou sans distorsion. L'information contenue est ici la réflexion et la diffusion de la lumière par les surfaces contenues dans le champ visuel. Différents modèles ont en fait été proposés (notamment dans le but de synthétiser des images réalistes). On considère en général que l'intensité lumineuse attribuée à un point de l'image dépend de l'angle entre le vecteur normal à la surface au point touché par le rayon correspondant au point image et le vecteur "éclairage" issu de la source lumineuse considérée. Une image vidéo simple donnera une projection d'une scène chirurgicale, d'une surface cutanée ou de repères matériels. Les informations obtenues concernent aussi les ombrages, les couleurs, les textures... Un cas particulier intéressant est l'acquisition d'images vidéo issues d'un microscope focalisé dans le champ opératoire; si la profondeur de champ est faible, la connaissance des paramètres de la "mise au point" pourra donner une information 3D. Mais en général, une seule image vidéo ne donne qu'une projection de l'espace, il est alors nécessaire d'adjoindre un second système (capteur ou émetteur) si l'on veut obtenir des coordonnées dans l'espace 3D.

- **stéréovision binoculaire et trinoculaire** : en regardant une même scène avec 2 caméras dont les axes optiques font un angle assez faible (entre 5 et 45 °), on peut apparier des points visibles sur les 2 images et obtenir ainsi des données tridimensionnelles [AYACHE 89 A]. Il s'agit ici de triangulation passive : un point apparié sur deux images correspond à deux droites de projection qui s'intersectent en un point de l'espace. La difficulté est ici de réaliser automatiquement les appariements en utilisant des règles de cohérence (contraintes épipolaires et algorithmes de prédiction/vérification). En robotique, on peut en général extraire dans les scènes

visualisées des primitives "simples" tels que des segments de droite, des arcs de cercle, etc... qui facilitent beaucoup ces appariements. Cependant, des cas ambigus apparaissent souvent. Il convient alors de quitter l'approche anthropomorphe ("2 yeux") et d'ajouter une troisième caméra; les contraintes géométriques ainsi obtenues permettent d'obtenir des appariements beaucoup plus fiables et plus rapides [AYACHE 89 A], [LUSTMAN 87]. En fait, on peut utiliser une seule caméra montée à l'extrémité d'un robot et plusieurs configurations physiques sont finalement possibles. Pour ce qui est de la stéréoscopie appliquée aux images de satellites, la part laissée à l'interactivité est souvent grande, certains systèmes utilisent toutefois des notions de texture pour réaliser ces appariements. En photogrammétrie, des systèmes purement optiques ou opto-électroniques permettent également de réaliser des appariements par corrélations automatiques, mais ces systèmes sont complexes et coûteux. La nature des scènes anatomiques externes est en général différente de toutes ces images, surtout dans le cas des surfaces cutanées. Les appariements deviennent alors difficiles si l'on n'ajoute pas d'information de type "détail ponctuel". Pour cela, on peut rajouter physiquement des caractéristiques pouvant être appariées (dessin d'une ligne ou de points sur la peau) ou bien, ce qui est a priori préférable, utiliser des méthodes de triangulation active.

- **triangulation active** : en éclairant une surface par un rayon ou un plan lumineux et en détectant sur une image video les points ou lignes d'intensité élevée représentant l'intersection de la surface avec le rayon ou le plan lumineux, on peut appliquer des méthodes de triangulation pour obtenir des coordonnées 3D des points de la surface. En effet, tout pixel de l'image d'intensité élevée correspond dans l'espace à une droite de projection dont l'équation peut être connue dans un référentiel de travail, si l'on sait de plus que le point en question appartient à une droite ou à un plan lumineux connu dans le référentiel de travail, l'intersection entre une droite et un plan ou bien entre deux droites donnera un point. Par un balayage de la surface par les rayons ou plans lumineux, on obtient une *image de distance* ("range image") sur laquelle 3 coordonnées X, Y, Z sont associées à chaque pixel. Plusieurs systèmes physiques de triangulation active ont été développés :

. Si l'on veut obtenir une bonne précision, il est nécessaire d'utiliser une source laser, on balaye alors le rayon laser dans l'espace à l'aide d'un système mécanique à 2 degrés de liberté [RIOUX 84] ou bien on transforme au préalable le rayon en un plan laser à l'aide d'une lentille cylindrique et on balaye l'espace en déplaçant le plan laser sur un degré de translation [LELANDAIS 84], [LAVALLEE 87],...

. Dans le cas où la précision importe moins, on peut utiliser une source lumineuse classique pour projeter une diapositive de lignes droites correspondant dans l'espace à un ensemble de plans lumineux parallèles. Cette méthode a l'avantage de permettre l'acquisition de toutes les données en une seule acquisition vidéo, grâce à un codage à l'émission: en effet, si l'on projette une diapositive de lignes lumineuses codées sous forme de pointillés "pertinents" ou de structures

locales particulières, on peut chercher à détecter sur une image *unique* toutes les lignes d'intersections avec la surface cherchée et à retrouver leur localisation spatiale associée à leur code [DUNN 89], [VACHER 87].

. Une méthode duale de la précédente consiste à projeter sur la surface l'ombre d'une grille faite de tiges métalliques fines parallèles entre elles ("raster-stereography") [FROBIN 81].

. On peut finalement combiner des systèmes actifs (lasers ou projecteurs) avec des systèmes passifs (caméras) dans de multiples configurations (voir par exemple [LEWIS 86] pour un système à 2 caméras et un projecteur donnant des points lumineux isolés sur la surface étudiée).

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

II.1.d) Sources d'informations complémentaires

D'autres sources d'informations pourront être utilisées pour apporter des informations de contrôle lors de la réalisation de la stratégie opératoire ou pour calibrer les systèmes utilisés (la liste qui suit n'est bien sûr pas exhaustive).

. *Capteurs de position*

De nombreuses technologies permettent de réaliser des capteurs de télémétrie et de proximétrie : télémétrie impulsionnelle ou à comparaison de phase (lasers, ultrasons, HF, Infra-Rouges,...), effet Hall, induction magnétique, microswitchs, potentiomètres, effet photo-électrique, etc... On obtient par exemple la distance entre le capteur et une cible, ou encore un angle de visée dans un repère lié au capteur. Ces diverses technologies peuvent être intégrées dans des systèmes donnant en réponse la position complète d'une cible [PELTIE 85]. Les systèmes de triangulation active et passive présentés au paragraphe précédent en sont des exemples. En voici quelques autres :

- palpeurs mécaniques pour envoi de coordonnées 3D: un bras articulé que l'on manipule librement et possédant au moins 3 degrés de liberté (en général, 6 d.d.l. sont nécessaires pour la maniabilité du système) peut envoyer en permanence les coordonnées d'un point en contact avec l'extrémité. Le principe de ces "robots passifs" est le suivant : sur chaque articulation, un capteur du type codeur optique ou potentiomètre lit les variations des variables articulaires par rapport à des valeurs de référence. Le modèle du palpeur 6 axes permet alors de transformer ces variables articulaires en coordonnées cartésiennes dans un repère lié au système. Le contact entre l'extrémité et un objet

peut être "décidé" par l'opérateur ou en utilisant un palpeur de contact de type "Renishaw". La précision obtenue semble être de l'ordre de 0.5 mm [MÖSGES 89], [KOSUGI 88].

- systèmes à ultrasons pour envoi de coordonnées 3D : trois récepteurs ultrasons (au moins) reçoivent un signal envoyé par un émetteur piezzo-électrique situé sur une sonde. On peut alors obtenir les coordonnées 3D du point sur la sonde avec une précision de l'ordre du mm [ROBERTS 86].

- systèmes à infra-rouges: deux types de capteurs utilisant les infra-rouges sont possibles. Le premier utilise une diode émettrice et une photodiode placée derrière un objectif optique qui permet d'obtenir l'angle sous lequel est vue la source lumineuse par rapport à l'axe optique. La précision obtenue est de l'ordre de 1/500 du champ de vision. Un autre type de système utilise une modulation de l'onde émettrice et la mesure du temps de vol entre la source et un réflecteur cible (précision de l'ordre de 5 mm).

- systèmes de calibrage par théodolites: des lunettes de visée optique montées sur deux axes de rotation concourants constituent des appareils utilisés surtout dans des relèvements topographiques, mais également pour diverses opérations de métrologie. Le principe repose une fois de plus sur la triangulation: 2 théodolites visant le même point cible donnent 2 droites dont l'intersection est le point cible. Le principe des théodolites peut de plus être sophistiqué jusqu'à obtenir le "tracking" automatique d'une cible lumineuse [JARVIS 87], [JARVIS 88].

.. Capteurs de pression et senseurs tactiles.

- capteurs de pression: différentes technologies permettent d'obtenir la résultante des forces appliquée en un contact donné, ainsi que les couples exercés. Le principe de base des systèmes de mesure est de quantifier les forces de réaction décelées pour chaque degré de liberté du système et de composer ensuite les forces obtenues pour l'ensemble des degrés de liberté. Un système simple n'aura donc qu'un degré de liberté et ne pourra donner qu'une composante de force (réaction d'un mouvement linéaire) ou qu'une composante de moment (réaction d'un mouvement de rotation axiale), alors qu'un système évolué sera un véritable robot 6 axes permettant d'obtenir les 6 composantes de la réaction (principe du "fingertip force sensing" développé pour des manipulations robotiques complexes [SALISBURY 84]).

- senseurs tactiles: l'utilisation de robots pour des tâches "délicates" a récemment amené certains chercheurs à développer des senseurs tactiles évolués [DARIO 89]. Le but, en suivant une démarche anthropomorphe, est de réaliser des capteurs capables de recueillir des informations

"fines" semblables à celles que fournissent les senseurs physiologiques de la main humaine. Il ne s'agit donc plus de récupérer des résultantes de forces mais plutôt des composantes de forces locales, des informations de type texture, de savoir si un objet est "glissant", "chaud", etc...

:: Activités électriques physiologiques.

- enregistrements d'activités électriques par électrodes (activités neuronales en neurochirurgie fonctionnelle, Electro-cardiogrammes (ECG), Electro-encéphalogrammes (EEG), Potentiels Evoqués,...).

:: Capteurs de température.

- enregistrements thermographiques, par des électrodes de type thermocouples [ROEMER 87], par électromagnétisme [DUBOIS 89], par ultrasons [SINGH 89], ...

:: Capteurs à effet Doppler

- capteur à effet Doppler pour tester la présence d'un vaisseau sanguin au bout d'une sonde par exemple [GILSBACH 87].

::: Données cliniques

- les données cliniques du patient traité sont à la base des stratégies diagnostiques [TAVERNIER 84], le diagnostic final doit également intervenir dans la définition de la stratégie thérapeutique (comme aide à la segmentation des structures pathologiques, pour faciliter les mises en correspondance des différentes structures, comme contraintes sur des structures à éviter, pour choisir certains paramètres de règles a priori, etc...). On aura ainsi des informations morphologiques et fonctionnelles pour le cas traité : "le ventricule gauche est déplacé vers l'arrière par la tumeur", "la tumeur comporte deux zones bien distinctes", "petite/moyenne/grosse tête", "telle structure est très bien visible sur telle image", etc...

II.2 modélisation et calibrage de certains capteurs

II.2.a) Méthode générale

Avant de décrire quelques modèles de capteurs, nous présentons ici une méthode de calibrage très générale, en fait applicable à de nombreux systèmes autres que les capteurs. Elle sera d'ailleurs largement utilisée dans cette thèse. Trois étapes essentielles la composent:

Etape 1 : Définir un modèle paramétré du système du type:

$$Y = F(X, P) \quad (\text{Eq II.2-1})$$

où: Y est un vecteur représentant la sortie du capteur.
 F est la fonction représentant le modèle.
 X est un vecteur représentant les données entrées dans le capteur.
 P est un vecteur de paramètres.

Etape 2 : Réaliser des mesures réparties dans l'espace de travail. On obtient ainsi une collection de couples (Y_i, X_i) $i=1..n$ où n est le nombre de mesures réalisées.

Etape 3 : Résoudre le système en P donné par:

$$Y_i = F(X_i, P), i=1..n \quad (\text{Eq II.2-2})$$

En général, ce système aura plus d'équations que d'inconnues (système surdéterminé), on utilisera alors une méthode de moindres carrés, c'est-à-dire où l'on cherche à minimiser la quantité:

$$\epsilon = \sum_i (Y_i - F(X_i, P))^2 \quad (\text{Eq II.2-3})$$

Points importants portant sur l'étape 1:

- Les paramètres P du modèle doivent être **indépendants**.

- Le vecteur P comprend en principe 2 parties:

. P int: les paramètres dits "**intrinsèques**" du système. Ce sont les paramètres qui ne dépendent que du système, et non de son environnement. En particulier, on peut associer au système à calibrer un référentiel propre REF-SYSTEME, et le modèle intrinsèque permet d'exprimer la sortie du système en fonction de l'entrée lorsqu'on se place dans ce référentiel REF-SYSTEME.

. P ext: les paramètres dits "**extrinsèques**" du système. Ce sont les paramètres qui caractérisent la relation entre le système et son environnement. En particulier, l'environnement est caractérisé par un référentiel de travail REF-TRAVAIL qui peut être différent de REF-SYSTEME. Dans ce cas, les 6 paramètres indépendants caractérisant la matrice de passage entre ces 2 référentiels constitueront les paramètres extrinsèques. On prendra par exemple les 3 angles d'Euler et les 3 composantes de translation entre les origines des référentiels. L'annexe A.3 présente l'utilisation des matrices homogènes pour décrire de telles transformations.

- Les modèles de système ne seront pas toujours décrits par une relation explicite telle que l'équation (Eq II.2-1); une formulation plus générale sera donnée par :

$$F(X, Y, P) = 0$$

Mais cela change peu la formulation des étapes 2 et 3; l'équation (Eq II.2-3) sera modifiée et on cherchera à minimiser la quantité :

$$\epsilon = \sum_i F(X_i, Y_i, P)^2$$

Il faudra alors veiller à ce que la mesure F n'introduise pas de biais.

Points importants portant sur l'étape 2:

Il est nécessaire qu'à la fois l'ensemble des X_i et l'ensemble des Y_i décrivent les espaces d'entrée et de sortie avec une répartition régulière dans les zones où le système travaillera. On doit en effet "**calibrer le système là où on l'utilise**". Si on utilise le modèle dans des zones où il n'a pas

été calibré, cela revient à extrapoler le modèle, au risque de l'utiliser dans une zone où l'on n'a pas vérifié sa validité. Si on calibre le système dans des zones qui ne seront pas utilisées, le modèle a moins de chance d'être valide, autrement dit, on perd en précision car on risque de perdre la compensation, obtenue par ajustement local des paramètres, des phénomènes non modélisés.

Points importants portant sur l'étape 3:

- Certaines mesures peuvent être connues avec une plus grande précision que d'autres; 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 :

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

- Si la fonction **F** est linéaire en **P**,
c'est-à-dire si l'on peut écrire le système (Eq II.2-2) sous la forme:

$$B = A \cdot P \quad (\text{Eq II.2-4})$$

où B est un vecteur dépendant des X_i et des Y_i , et où A est une matrice dépendant des X_i et des Y_i et dont les 2 dimensions dépendent des dimensions de B et de P ,
alors, on cherche à minimiser la quantité :

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

et la solution par moindres carré est donnée par:

$$P = ({}^tA \cdot A)^{-1} \cdot {}^tA \cdot B \quad (\text{Eq II.2-5})$$

sous réserve que $({}^tA \cdot A)$ soit inversible.

Si P est un vecteur de dimension N_p , alors il faudra inverser une matrice de taille $N_p \times N_p$.

Si l'on affecte une pondération aux mesures donnée par la matrice de covariance du bruit de mesure W , alors la solution s'écrit :

$$P = ({}^tA \cdot W^{-1} \cdot A)^{-1} \cdot {}^tA \cdot W^{-1} \cdot B \quad (\text{Eq II.2-5 bis})$$

- Si la fonction **F** est **non linéaire** en **P**, 2 méthodes peuvent être utilisées:

1) Linéarisation des équations :

On peut parfois linéariser le système à résoudre en augmentant le nombre de paramètres. Il faut alors résoudre le système linéaire obtenu en rajoutant des équations de *contraintes* sur les paramètres.

2) Méthodes dérivées du type Newton :

On part d'une solution initiale P_0 et on approxime F au premier ordre dans un voisinage de P_0 :

$$F(X, P) = F(X, P_0) + dF/dP(X, P_0) \cdot \Delta P \quad (\text{Eq II.2-6})$$

où dF/dP désigne le Jacobien de F par rapport à P

on peut alors écrire le système (Eq II.2-2) sous la forme:

$$Y_i - F(X_i, P_0) = dF/dP(X_i, P_0) \cdot \Delta P, \quad i=1..n \quad (\text{Eq II.2-7})$$

on est ainsi ramené à un système linéaire en ΔP , que l'on résoud aux moindres carrés par la formule donnée en (Eq II.2-5) ou (Eq II.2-5 bis). On pose alors:

$$P_1 = P_0 + \Delta P \quad (\text{Eq II.2-8})$$

et on réitère les étapes précédentes en remplaçant P_0 par P_1 , jusqu'à obtenir la validation d'un critère de fin (ou de non convergence).

Cette méthode est très générale mais demande de connaître ou d'estimer une solution initiale proche de la solution finale car un des problèmes courants est de tomber dans un minimum local. Par ailleurs, des variantes de cette méthode permettant d'améliorer la convergence ont été développées. Dans cette catégorie, figure l'algorithme de Levenberg-Marquardt présenté en annexe A.1.

- **Filtrage de Kalman Etendu (F.K.E.) :**

Une autre méthode, applicable au modèle linéaire ou non linéaire, réalise la minimisation du critère des moindres carrés de façon récursive en se basant sur un filtrage de Kalman; les détails et les avantages de cette méthode sont décrits dans [AYACHE 89 A] (chapitre 11).

- Dans certains cas, on pourra choisir une fonction **F "non paramétrique"**. En fait, cela signifie qu'on aura un modèle mathématique et non pas physique, dans lequel les "paramètres" pourront être les composantes de F selon une base de fonctions. Par exemple, un modèle sera constitué d'une *fonction spline*. On choisira alors entre une interpolation des mesures et un lissage aux moindres carrés, et on identifiera ensuite les coefficients du modèle en résolvant des systèmes d'équations. La différence essentielle entre cette méthode et la méthode générale porte donc sur le caractère local et non plus global des paramètres choisis. Des détails des méthodes d'approximation par fonctions splines seront trouvés dans [LAURENT 72].

Application aux capteurs:

Voyons concrètement comment la méthode générale de calibrage de systèmes peut être appliquée pour calibrer les capteurs que l'on utilisera.

Dans ce cas, l'entrée X du système est constituée de coordonnées 3D de points exprimées dans un certain référentiel associé au capteur REF-CAPTEUR. Le modèle intrinsèque du capteur est donné par:

$$Y = F_{\text{int}} (X_{\text{capteur}}, P_{\text{int}}) \quad (\text{Eq II.2-9})$$

Il est alors rare de pouvoir mesurer les coordonnées 3D des points X_i directement dans le référentiel associé au capteur REF-CAPTEUR (qui est un REF-SYSTEME particulier). La solution à ce problème est la suivante :

On crée une **mire physique 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 être "accessibles" au capteur. On définit alors les paramètres extrinsèques P_{ext} comme étant les 6 paramètres indépendants permettant de passer de REF-MIRE à REF-CAPTEUR : on crée ainsi la matrice homogène de passage $H(P_{\text{ext}})$ entre ces 2 référentiels, et le modèle complet devient alors:

$$Y = F_{\text{int}} (H(P_{\text{ext}}) \cdot X_{\text{mire}}, P_{\text{int}}) \quad (\text{Eq II.2-10})$$

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

$$Y = F (X_{\text{mire}}, P) \quad (\text{Eq II.2-11})$$

On peut alors appliquer la méthode générale présentée précédemment puisque les coordonnées des points mesurés X mire peuvent être connues avec précision. A la fin des procédures d'estimation, les paramètres intrinsèques pourront être utilisés directement à condition de faire l'hypothèse de la stabilité dans le temps de ces paramètres. Par contre, les paramètres extrinsèques, qui donnent la relation entre le référentiel REF-CAPTEUR et le référentiel REF-MIRE, perdront leur intérêt dès lors que la mire sera retirée de l'espace de travail. Pour conserver ces paramètres que l'on a estimé après de longues manipulations..., on pourra au préalable **relier mécaniquement la mire à l'espace de travail** 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:

$$Y = F (X \text{ travail } , P) \quad (\text{Eq II.2-12})$$

Il est en fait intéressant de conserver et d'utiliser les paramètres extrinsèques obtenus lors du calibrage des paramètres intrinsèques car on s'aperçoit que les paramètres intrinsèques et extrinsèques sont souvent liés.

La méthode générale de calibrage étant posée, nous présentons quelques modèles classiques des capteurs utilisés.

II.2.b) Imagerie 2.5D et 3D

Les systèmes de TDM, d'IRM et de TEP doivent être considérés séparément :

- **TDM**: Nous ferons l'hypothèse que les systèmes actuels n'introduisent pas de distorsion, ce qui n'était pas vrai au lancement des premiers systèmes. On considère donc que les images numériques obtenues échantillonnent l'espace régulièrement (figure II.2.A).

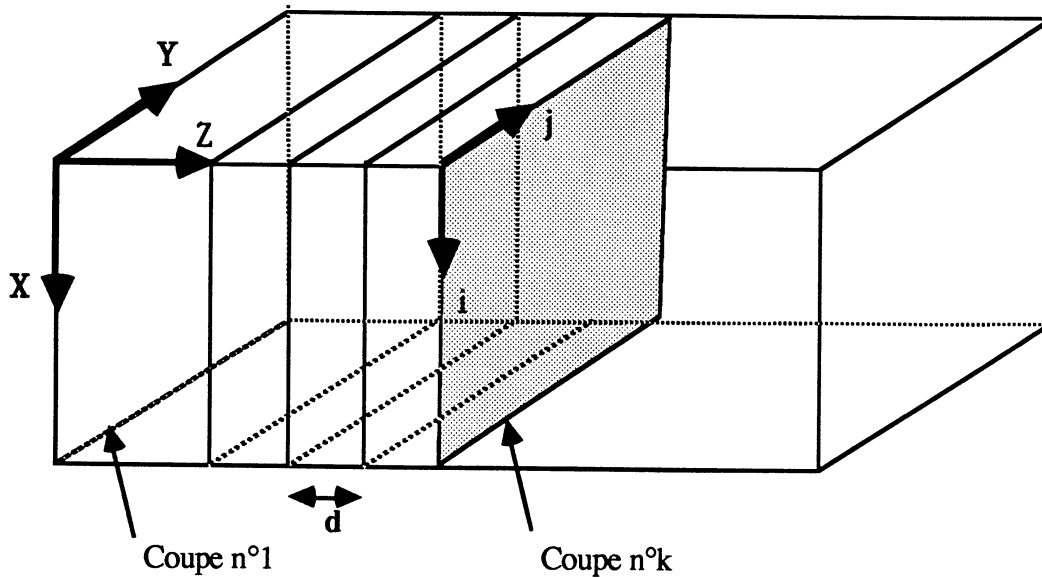


Figure II.2.A : Modèle d'imagerie 2.5D. Le volume étudié est décrit par un ensemble de coupes parallèles, avec une distance inter-coupes d . Ces coupes ont en fait une épaisseur e mais sont approximées par des plans mathématiques situés au milieu de la "tranche" épaisse.

Un pixel donné est associé à un point de l'espace dont les coordonnées millimétriques x, y, z peuvent être exprimées dans un certain repère associé au tomodensitomètre de façon linéaire à partir des coordonnées images i, j du pixel, de la position $k = \text{indice_coupe}$ de la coupe associée, et d'un rapport d'échelle a entre pixels et mm sur une coupe (éventuellement, l'existence d'un angle d'inclinaison des coupes complique légèrement la formule donnée mais ne change pas le principe de linéarité) :

$$\begin{cases} x = a \cdot i \\ y = a \cdot j \\ z = d \cdot k \end{cases} \quad (\text{Eq II.2-13})$$

- **IRM**: actuellement, les systèmes commercialisés peuvent présenter des problèmes de distorsion non négligeables sur les images obtenues, essentiellement en raison de la non linéarité des gradients de champ utilisés pour la sélectivité spatiale. Des procédures de calibrage à partir de mires sont alors nécessaires si l'on veut obtenir une bonne précision [SCHAD 87], [VALENTINO 88]. Avec les notations utilisées pour la TDM, un modèle possible pour la transformation pixels / coordonnées spatiales est donné par une approximation du second ordre du type:

$${}^t(x \ y \ z) = \begin{pmatrix} \text{MATRICE} \\ 3 \times 10 \end{pmatrix} \cdot {}^t(i \ j \ k \ i^2 \ j^2 \ k^2 \ i.j \ i.k \ j.k \ 1) \quad (\text{Eq II.2-14})$$

- **Médecine Nucléaire:** le modèle des systèmes de Tomographie par Emission sera simple puisque les phénomènes de distorsion sont ici négligeables par rapport à leur résolution plutôt médiocre (de l'ordre de 10 mm). Un modèle simple de type (Eq II.2-13) sera donc bien adapté (voir cependant [MAZIOTTA 81] pour une étude des corrections de distorsions dans le cas de la TEP).

II.2.c) Capteurs "projectifs"

Dans la plupart des systèmes utilisés, intervient au moins un capteur réalisant une projection de l'espace 3D sur un espace 2D. Il s'agit ici des caméras vidéo et des systèmes de radiologie "conventionnelle". L'analogie entre ces 2 capteurs a déjà été mise en évidence et notamment dans [PIROIRD 88], [GHOSH 84]. Plusieurs modèles ont été proposés dans la littérature pour les caméras. Le modèle le plus répandu est le modèle à *sténopé*, appelé plus couramment modèle "pin-hole"; nous présentons dans une première partie sa description ainsi que les méthodes de calibrage associées. Nous présenterons ensuite une deuxième classe de modèles qui nous semble plus souple : les modèles multi-plans.

1ère partie : modèles et méthodes de calibrage de type "pin-hole"

- modèle "pin-hole simple"

Une caméra ou un système radiologique peuvent, en première approximation, être représentés par un modèle pin-hole simple.

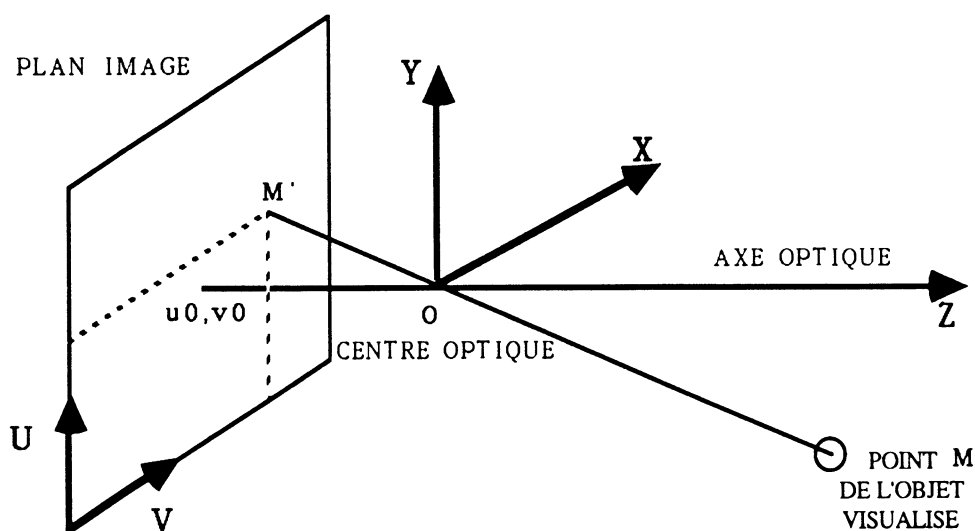


Figure II.2.B : modèle pin-hole "simple".

Le modèle *intrinsèque* pin-hole simple représenté sur la figure II.2.B correspond à une projection perspective. Il est décrit par les équations de projection ou "équations de colinéarité" suivantes :

$$\begin{aligned} u &= u_0 + K_u \cdot \frac{X}{Z} \\ v &= v_0 + K_v \cdot \frac{Y}{Z} \end{aligned} \quad (\text{Eq II.2-15})$$

où :

- . u, v sont les coordonnées images (en pixels).
- . X, Y, Z sont les coordonnées 3D prises dans le référentiel REF-CAPTEUR.
- . K_u, K_v caractérisent les grandissements sur u et v prenant en compte la distance focale de l'objectif et les rapports mm/pixels du numériseur.
- . u_0, v_0 sont les coordonnées image du centre optique O.

Le référentiel interne du capteur REF-CAPTEUR n'est en général pas accessible physiquement. Les mesures sont alors effectuées dans un référentiel externe de travail REF-TRAVAIL, et le modèle complet du capteur prend en compte la matrice de passage homogène 4x4 H entre REF-TRAVAIL et REF-CAPTEUR. On peut utiliser les coordonnées homogènes pour obtenir une écriture du modèle global sous la forme :

$$\begin{pmatrix} s & u \\ s & v \\ s \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} K_u & 0 & 0 & u_0 \\ 0 & K_v & 0 & v_0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} (R) & \begin{pmatrix} T \end{pmatrix} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix}$$

3 x 1
3 x 4
4 x 4
4 x 1

(Eq II.2-16)

où (R) est une matrice 3x3 de rotation et (T) un vecteur 3x1 de translation, tous deux définissant la matrice de passage H .

L'avantage de ce modèle est que les équations de projection associées (Eq II.2-16) sont facilement "linéarisables". Son inconvénient est de ne pas toujours correspondre à la réalité, notamment lorsque des distorsions sont introduites.

- modèle "pin-hole avec distorsion"

Dans le cas des caméras vidéo, une modélisation précise requiert en général une modification des équations précédentes pour prendre en compte des phénomènes de distorsion (terme pris au sens large). Le modèle simple (Eq. II.2-15) n'est donc qu'une approximation d'un modèle plus complexe qui doit notamment prendre en compte les distorsions radiales et tangentielles des objectifs utilisés ainsi que leurs aberrations géométriques de façon générale, la géométrie interne des caméras, les offsets et les non linéarités des fonctions de numérisation (conversion mm/pixels) et les non linéarités des balayages électroniques dans les caméras à tube Vidicon. Les coordonnées images réelles u_r, v_r peuvent alors s'écrire sous la forme:

$$\begin{aligned} u_r &= u + \Delta u \\ v_r &= v + \Delta v \end{aligned} \quad (\text{Eq II.2-17})$$

où u et v sont donnés par le modèle simple de l'équation II.2-15 et où Δu et Δv sont des termes correctifs.

Différentes expressions des termes correctifs $\Delta u, \Delta v$ peuvent être proposées. Un modèle "classique" de distorsion tient compte de deux composantes : la "distorsion radiale" qui est symétrique radialement par rapport au point principal, et la distorsion "tangentielle" qui est symétrique le long d'une ligne passant par le point principal. On obtient ainsi le modèle global suivant développé par Brown (voir par exemple [KARARA 74], [MANSBACH 86] ou [PIROIRD 88]) :

$$\begin{aligned} \Delta u &= \bar{u} (l_1 r^2 + l_2 r^2 + l_3 r^2) + [p_1 (r^2 + 2\bar{u}^2) + 2p_2 \bar{u} \bar{v}] (1 + p_3 r^2) \\ \Delta v &= \bar{v} (l_1 r^2 + l_2 r^2 + l_3 r^2) + [p_2 (r^2 + 2\bar{v}^2) + 2p_1 \bar{u} \bar{v}] (1 + p_3 r^2) \end{aligned} \quad (\text{Eq II.2-18})$$

où :

$$\bar{u} = (u - u_0)$$

$$\bar{v} = (v - v_0)$$

$$r^2 = \bar{u}^2 + \bar{v}^2$$

l_1, l_2, l_3 caractérisent la distorsion radiale

p_1, p_2, p_3 caractérisent la distorsion tangentielle

Une approche prenant en compte des distorsions locales est présentée dans [FAUGERAS 87 B].

Dans le cas des systèmes de radiographie, le fait de numériser ou non l'image a ici toute son importance. En effet, il est admis qu'un système produisant des images sur film peut être approximé avec satisfaction par un modèle pin-hole *simple* (voir [VERESS 77] pour une analyse des "distorsions" faibles induites par différents phénomènes physiques tels que la taille de la source X ou les variations d'épaisseur du film). [GHOSH 84] conserve un modèle polynomial de distorsion du type (Eq II.2-18), mais les coefficients obtenus après calibrage montrent que les phénomènes sont négligeables. Au contraire, un système possédant un amplificateur de brillance ne suit en général pas le modèle simple. Il s'agit en effet à ce niveau de modéliser une source X, un premier plan image de diffusion (ampli de brillance), un objectif caméra, un tube VIDICON de caméra et un numériseur d'image 512 x 512, en prenant bien sûr en compte tous les problèmes de distorsion et d'incertitude géométrique associés à chacun de ces éléments et à leur assemblage! (cf [NUDELMAN 84] pour une description des principes physiques de base associés à ces systèmes). Une modélisation physique en est donc très délicate. Ainsi, [LAVAYSSIERE 87] propose une modélisation paramétrique relativement simple, mais des erreurs d'environ 2% subsistent (erreur de 3 mm portant sur une distance réelle de 150 mm !). De toute évidence, un *modèle mathématique souple* sera donc mieux adapté qu'un modèle physique, et en particulier, l'extension du modèle multi-plans au modèle "multi-plans splines" décrite plus loin, nous paraît ici idéale.

- méthodes de calibrage des modèles de type pin-hole

Après avoir défini les modèles de type pin-hole avec ou sans distorsion, nous présentons les méthodes de calibrage de ces modèles. En fait, une synthèse détaillée de ces méthodes a récemment été décrite dans [TSAI 89] et nous nous y référons. Globalement, on peut distinguer 3 types de solutions :

type I : Le premier type de méthode part d'un modèle paramétrique représenté par une fonction *F non linéaire* dépendant d'un vecteur de paramètres *indépendants P*. Cette fonction *F* est obtenue en regroupant les équations (II.2-16) et (II.2-17) :

$$(u,v) = F (X,Y,Z, P) \quad (\text{Eq II.2-19})$$

Le vecteur *P* rassemble :

- les paramètres intrinsèques : K_u, K_v, u_0, v_0 dans les équations de colinéarité (Eq II.2-15) et $l_1, l_2, l_3, p_1, p_2, p_3$ dans les équations de correction de distorsion (Eq II.2-18),
- les paramètres extrinsèques : 6 paramètres indépendants représentés par exemple par 3 angles d'Euler pour définir la matrice de rotation (*R*) et 3 composantes pour définir le vecteur translation (*T*) dans l'expression de la matrice de passage entre REF-CAPTEUR et REF-TRAVAIL (Eq II.2-16).

La méthode générale de calibrage de capteur décrite au § II.2.a) doit ici être appliquée. Il faut toutefois remarquer que cela n'est possible que si l'on connaît a priori une estimation des paramètres pas trop loin de la solution finale (sinon, on peut tomber dans un minimum local). Par ailleurs, nous verrons dans la seconde partie, au § II.3.2, que certains des paramètres intrinsèques sont en général numériquement liés aux paramètres extrinsèques, ce qui pose bien sûr des problèmes.

type II : Le second type de méthode part d'une représentation matricielle homogène entre coordonnées images et coordonnées 3D dans REF-TRAVAIL. Cela consiste à reformuler l'équation (Eq II.2 -16) par l'expression suivante :

$$\begin{pmatrix} s u \\ s v \\ s \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & m_{14} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & m_{34} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (\text{Eq II.2-20})$$

où 11 des coefficients matriciels m_{ij} sont supposés indépendants.

Après acquisition de données de calibrage à l'aide d'une mire, on obtient un système *linéaire* de 2N équations reliant les points images mesuré ${}^t(u \ v)_k$ aux points 3D ${}^t(x \ y \ z)_k$, $k= 1..N$. Le système obtenu peut alors se résoudre par des méthodes de moindres carrés linéaires et l'on obtient ainsi la matrice (m_{ij}) . En réalité, cette méthode connue sous le nom de DLT (Direct Linear Transformation) peut poser des problèmes lorsque les données ont un bruit consistant car les paramètres estimés ne sont en réalité pas indépendants. Par ailleurs, les phénomènes de distorsion ne sont pas pris en compte.

Cependant, [FAUGERAS 87 B] a récemment proposé une approche où la matrice (m_{ij}) intègre un modèle très complet ; en fait, les paramètres d'un modèle préliminaire global sont estimés dans une première passe à partir de (m_{ij}) , puis le résultat est réinjecté dans une seconde passe où l'on vient estimer des distorsions locales modélisées dans des petites régions par des combinaisons linéaires de $(u \ ,v, uv)$. *A notre connaissance, cette approche semble être la plus précise à l'heure actuelle.*

type III : [TSAI 86] et [LENZ 87] proposent une méthode originale où certains paramètres intrinsèques sont estimés par des mesures physiques directes et qui reposent, pour le reste des paramètres, sur l'écriture d'équations de "contrainte de distorsion radiale". Cette méthode, qui donne des résultats expérimentaux précis, n'est toutefois applicable que pour des caméras CCD et uniquement si une distorsion radiale existe et est importante.

2ème partie : modèles multi-plans

Un modèle mathématique ne cherchant pas à se rapprocher des interprétations physiques a été décrit par [MARTINS 81] puis repris par [ISAGUIRRE 85] et [GREMBAN 88]. Il s'agit de la méthode multi-plans, limitée en général à la *méthode des 2 plans*. La figure II.2.C illustre la méthode de base. En fait, la définition du modèle fait appel au calibrage.

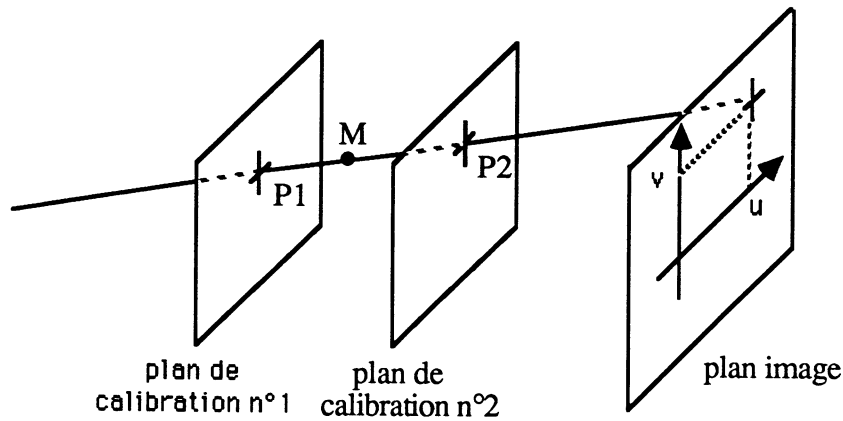


Figure II.2.C : modèle 2-plans

La méthode des 2 plans repose avant tout sur la définition de 2 plans de calibrage 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 [MARTINS 81] pour définir cette fonction qui, à tout pixel (u,v), associe 2 points P1 et P2.

- solution linéaire globale

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

$$\begin{pmatrix} x_{P1} \\ y_{P1} \\ z_{P1} \end{pmatrix} = (A1) \cdot \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} \quad \text{et} \quad \begin{pmatrix} x_{P2} \\ y_{P2} \\ z_{P2} \end{pmatrix} = (A2) \cdot \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix}$$

(Eq II.2-21)

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 II.2-21). Les coefficients des matrices sont alors estimés par des méthodes de moindres carrés linéaires.

- solution quadratique globale

Afin de modéliser des phénomènes non linéaires en u et v , on peut remplacer le vecteur ${}^t(u \ v \ 1)$ dans les équations précédentes par un vecteur ${}^t(u \ v \ u^2 \ v^2 \ u.v \ 1)$ et les matrices A_i 3×3 par des matrices 3×6 . 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.

- 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 3×3 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 [MARTINS 81] pour une caméra Vidicon, à la fois par rapport au modèle pin-hole simple et par rapport à la méthode linéaire globale.

- Discussion du modèle multi-plans

. 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*..

. Comme pour les méthodes de type DLT, on doit estimer un nombre important de paramètres que l'on suppose indépendants. En revanche, nous pensons que 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, [TSAI 86] utilise des points donnés par des barycentres de taches 2D circulaires, [FAUGERAS 87 B] utilise des intersections de lignes droites et nous avons conçu plusieurs mires où les points de contrôle sont représentés par des barycentres de petites sphères.

. 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, on montre que des 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). Par ailleurs, cette contrainte disparaît si l'on utilise le modèle "spline" décrit plus loin.

- Modifications originales

Nous proposons deux modifications, qui sont à notre connaissance originales, par rapport à la méthodes 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 :

$$(xP1, yP1) = F1(u,v)$$

$$(xP2, yP2) = F2(u,v)$$

(Eq II.2-22)

On suppose en fait dans ce cas que les plans de calibrage PLAN 1 et PLAN 2 ont pour équations respectives : $zP1 = 0$ et $zP2 = 0$; 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 $zP1 = 0$ et $zP2 = 0$. 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 (cf. § "modèles pin-hole avec distorsion").

. Un problème commun aux différentes approches de la méthode multi-plans est d'inverser le modèle, c'est-à-dire, étant donné un point de l'espace, de savoir où il se projette sur l'image. [GREMBAN 88] a récemment proposé une méthode pour résoudre ce problème en revenant à une modélisation de type pin-hole ! Mais nous proposons une autre solution très simple :

Soit M un point connu dans REF-TRAVAIL que l'on veut projeter. Ce point M se trouve sur une droite (A1 A2) où A1 et A2 sont définis par (Eq II.2-21). Il suffit alors d'écrire que les points A1, A2 et M sont alignés, en posant par exemple que 2 composantes du produit vectoriel $A1A2 \times A1M$ sont nulles. En injectant les équations (Eq.II.2-21), cela conduit alors à un système linéaire de 2 équations à 2 inconnues. On obtient finalement les coordonnées (u,v) de la projection de M très facilement. Dans le cas de la méthode quadratique, on obtient de la même façon un système de 2 équations du second degré à 2 inconnues. Et dans le cas d'une modélisation par splines bi-cubiques, on devra résoudre un système non linéaire de 2 équations à 2 inconnues, mais ce travail sera facilité par une connaissance d'estimés initiaux facilement obtenus grâce à une méthode globale approchée.

En conclusion, 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. Une version globale linéaire a été implémentée avec satisfaction pour notre application en Neurochirurgie Stéréotaxique, utilisant actuellement des images radiologiques films. Ceci nous donne également une base pour travailler sur le calibrage des systèmes de radiologie numérisée (modélisation par des splines associées à chaque plan de calibrage). Quelle que soit la méthode utilisée, le développement de mires spécifiques précises est un point déterminant (voir par exemple la mire développée pour le calibrage de caméras en figure II.2.C).

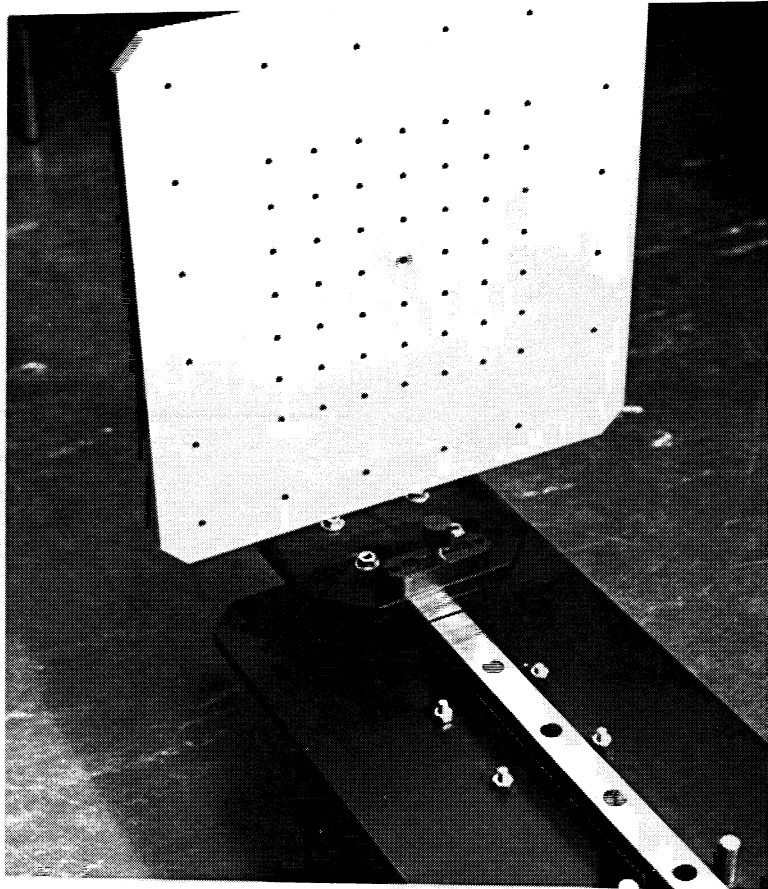


Figure II.2.C : mire conçue pour le calibrage des caméras. Elle est constituée d'un plateau sur lequel ont été collées plus de 30 billes parfaitement sphériques de diamètre 3 mm. Ce plateau est monté sur un degré de translation pour obtenir un ensemble de points non coplanaires. On dispose finalement d'un ensemble de sphères dont les coordonnées 3D du barycentre sont connues dans un référentiel REF-MIRE avec une précision de ± 0.05 mm en X et Y et ± 0.1 mm en Z.

II.2.d) Capteurs d'images de distance ou "range data"

Un des capteurs présentés dans le § II.1.c) consacré à la Vision par Ordinateur semble être de plus en plus répandu dans ce domaine. Nous verrons plus loin qu'il peut constituer une pièce maîtresse dans plusieurs applications. Il s'agit d'un système de triangulation active comprenant une caméra vidéo et un plan laser que l'on déplace en translation (le plan laser peut en fait être remplacé par un rayon laser pouvant être déplacé selon 2 degrés de liberté, il peut également être déplacé en rotation). Ce capteur doit en fait être classé dans les capteurs de position puisqu'il permet d'obtenir les coordonnées 3D d'un ensemble de points appartenant à une surface. Ces coordonnées seront exprimées dans un référentiel attaché au système REF-CAPTEUR. Nous décrivons brièvement le fonctionnement du système, un modèle possible et une procédure de calibrage. Cette description sera détaillée dans une thèse du laboratoire entièrement consacrée à ce type de capteur (Guillaume Champleboux, Université de Grenoble, option mathématiques appliquées, 1990).

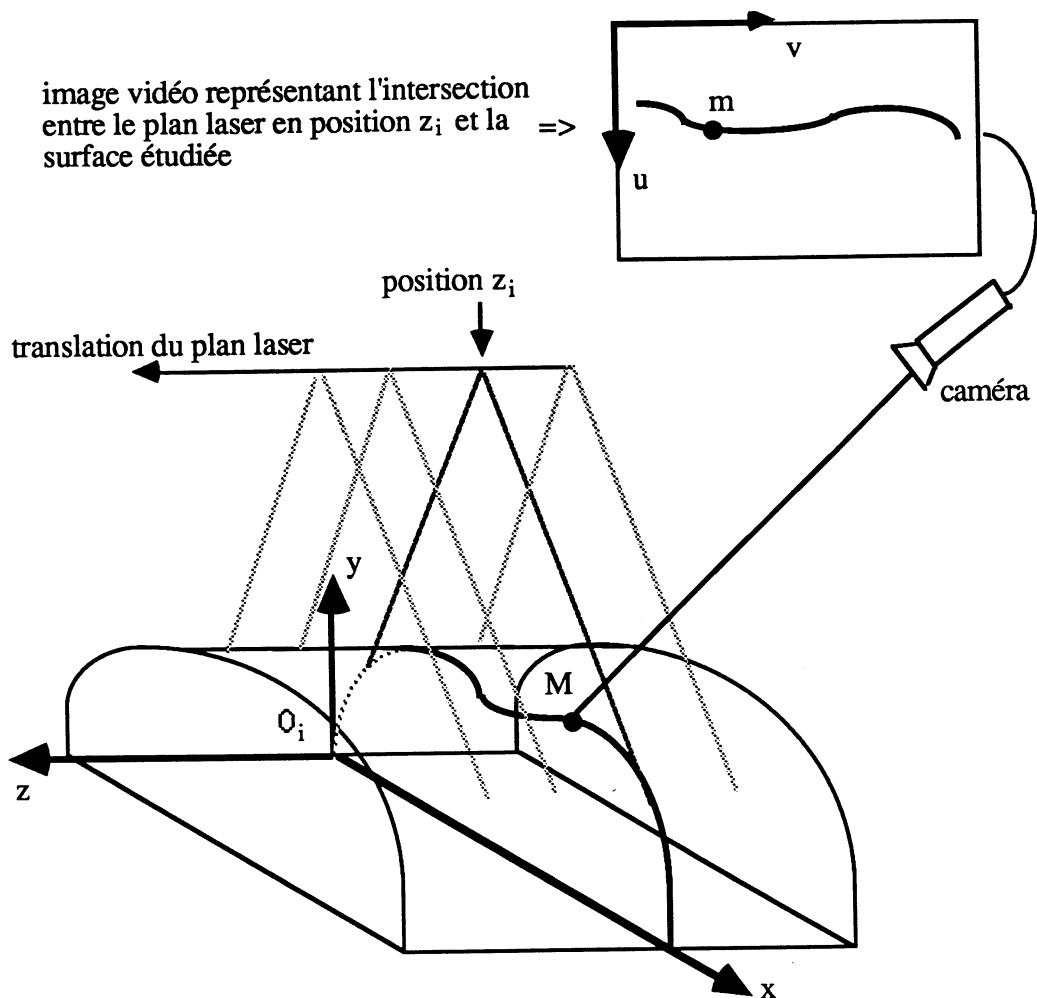


Figure II.2.D : schéma du système d'acquisition de surface par balayage d'un plan laser et visualisation par une caméra (triangulation active).

Une mire spécifique est constituée d'un plateau monté sur 3 d.d.l qui contient un ensemble de points connus avec précision. Pour une position donnée du plan laser z_i , on peut ainsi placer la mire dans le champ d'observation de la caméra et aligner visuellement le plateau avec le plan laser. On associe au capteur un référentiel REF-CAPTEUR directement lié à la mire puisqu'il correspond à cette position du plateau: REF-CAPTEUR = (O_i, x, y, z) . Chaque plan laser est ainsi repéré par (O_i, x, y) . Une première solution de calibrage consiste alors à écrire les équations de triangulation à partir de points répartis sur la mire et éclairés par le plan laser en utilisant un modèle de type pin-hole pour la caméra (un pixel "éclairé" de l'image correspond à une droite de l'espace qui intersecte le plan laser en un point). Une autre solution consiste à utiliser les degrés de liberté de la mire pour placer le plateau à peu près parallèlement au plan image et à calibrer ensuite la caméra par une méthode multi-plans spline (pour prendre en compte les non linéarités d'une caméra Vidicon par

exemple). Les plans de calibrage sont ici référencés dans REF-CAPTEUR. Un point $m = (u,v)$ de l'image est ainsi associé à une droite connue dans REF-CAPTEUR et l'intersection de cette droite avec le plan laser (O_i, x, y) donne le point M correspondant. Une fois que le système est ainsi calibré, une translation du plan laser permet d'obtenir l'équation de la surface complète étudiée, exprimée dans REF-CAPTEUR (cf. § II.3.c). On peut également obtenir la matrice homogène de passage **H** entre REF-CAPTEUR et le référentiel de travail R_0 . Par exemple, si ce référentiel de travail est associé à un système de guidage tel qu'un robot, il suffit de monter un outil plan à l'extrémité du robot, puis d'amener cet outil plan dans le champ du capteur pour diverses configurations du robot, d'acquérir la surface plane pour chaque configuration de l'outil par balayage laser et l'on peut alors écrire des relations entre les représentations de ces plans connues à la fois dans R_0 (le robot connaît la position de son outil) et dans REF-CAPTEUR (surface acquise dans le référentiel interne au capteur). [FAUGERAS 87] présente une méthode directe basée sur l'emploi des quaternions permettant de trouver la rotation et la translation définissant **H** à partir de ces appariements de plans (voir p 327 et 329).

II.3 modélisation des informations obtenues

Les informations géométriques "de base" doivent être modélisées pour permettre de représenter les objets tridimensionnels sur lesquels portera le geste médical ou chirurgical.

II.3.a) Volumes de données issues de l'imagerie 2.5D

Le § II.2 a décrit l'imagerie 2.5D qui représente actuellement la base des informations tridimensionnelles. Du point de vue de la résolution spatiale, il paraît légitime de vouloir compenser le caractère non homogène des informations physiques obtenues par des méthodes mathématiques. Autrement dit, des méthodes d'interpolation entre les coupes sont nécessaires. Cependant, le véritable objectif est une modélisation à caractère tridimensionnel des informations obtenues. Ainsi, si les futurs systèmes d'imagerie fournissent des informations tridimensionnelles homogènes et de haute résolution, le besoin d'interpolation disparaîtra mais pas celui de modélisation. Deux modèles d' "imagerie 3D" sont présentés:

- modèle par voxels.

Le modèle "voxels" est actuellement le plus utilisé et le plus simple. Il consiste à créer un ensemble de cubes élémentaires (voxels), remplissant entièrement le volume global (généralisation de la notion de "pixel" au 3D). Pour que ces volumes élémentaires soient cubiques, il est en général nécessaire d'interpoler entre les coupes de base. Ce modèle se prête très bien à des architectures informatiques spécialisées de type PIXAR, où l'on travaille sur une mémoire image tridimensionnelle directement. Son inconvénient est lié aux inconvénients des modèles discrets (par exemple, des reformattages de coupe correspondent à des ré-échantillonnages et demandent donc des techniques d'interpolation). Globalement, il s'agit d'un modèle de bas niveau permettant de réaliser certaines procédures simples de façon rapide (visualisation par exemple).

- modèle par fonctions splines tricubiques.

Le modèle 3D que nous utilisons a été développé par Philippe Cinquin [CINQUIN 87 A]. Il repose sur une modélisation continue du volume. Plus précisément, le résultat est une fonction spline tricubique (produit tensoriel de 3 splines cubiques) représentant la densité d (ou "niveau de gris") exprimée en tout point (x,y,z) du volume par :

$$d = F(x,y,z) = \sum_{i,j,k} \alpha_{ijk} B_i(x) B_j(y) B_k(z) \quad (\text{Eq II.3-1})$$

où :

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

. 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 égal à 3 ("cubique"), ce qui correspond à des polynômes de degré 2.

En fait, la modélisation choisie repose actuellement sur un lissage aux moindres carrés dans le plan des coupes (maillage de coefficients 256×256 pour une image 512×512) et sur une interpolation dans la direction orthogonale au plan des coupes.

Tous les détails des méthodes mathématiques intervenant dans cette modélisation et, de façon générale, dans l'utilisation de cette modélisation sont décrits dans [CINQUIN 87 A]. Ceci constitue notre base de travail. L'intérêt principal de cette modélisation est lié aux propriétés de continuité de F (utiles pour des reformattages de coupes et des rotations) et aux propriétés de

dérivabilité à l'ordre 2 de F (visualisation, segmentation, géométrie différentielle,...). En particulier, la méthode de segmentation présentée au § II.3.b) repose sur ces propriétés.

II.3.b.) Structures anatomiques issues de l'imagerie médicale.

La modélisation de l'imagerie 2.5D par une véritable représentation 3D telle qu'elle a été présentée au § II.3.a.) permet de réaliser des procédures de "bas niveau" telles que la visualisation, le reformattage de coupes obliques, etc... Mais si l'on veut réaliser des procédures de "haut niveau" intervenant par exemple dans des optimisations de stratégies opératoires ou dans des problèmes de mise en correspondance, alors une description des informations de plus haut niveau est nécessaire. La segmentation du volume étudié en structures anatomiques est le point de départ d'une telle description. Une seconde étape de base consiste à modéliser les structures segmentées. Ces 2 techniques sont maintenant présentées.

Segmentation

Dans le problème de segmentation, on cherche à localiser une structure 3D homogène au sens d'un certain critère ou bien on recherche une zone frontière. Ces 2 objectifs se traduisent par 2 types principaux de méthodes : "clustering" (ou croissance de régions homogènes) et détection de frontières à partir de discontinuités de fonctions. De nombreux algorithmes ont été proposés pour traiter le cas de la segmentation 2D. Nous décrivons ici l'état de l'art dans le domaine du 3D, puis notre choix.

Dans le premier type de méthode basée sur des concepts de similarité, on retrouve des méthodes de croissance de région [RHODES 87] et de morphologie mathématique [ACHARYA 87].

Le volume énorme de données à traiter a favorisé le développement des méthodes de détection de contour. Ainsi un certain nombre d'opérateurs sont une généralisation 3D de détecteurs existants déjà en 2D: opérateurs de Roberts [LIU 77], de Hueckel [ZUCKER 81], de Prewitt [MORGENTHALER 81]. D'autres opérateurs sont des solutions de problèmes de minimisation: généralisation des opérateurs de Marr-Hildreth [HOHNE 87], de Canny [MONGA 89]. Dans le cas d'images bruitées ou d'objets difficilement segmentables (structures fines ou complexes), la connexion des points frontières, l'élimination des points détectés par erreur (bruit) et le remplissage des trous eventuels peuvent constituer des problèmes délicats. Une solution intéressante est apportée par les méthodes de segmentation par contours élastiques ("snakes"), mais elles n'existent pour le moment qu'en 2D [KASS 87], [AYACHE 89 B] (voir cependant [TERZOPOULOS 88] pour des modèles de déformations élastiques d'un modèle 3D à partir d'images projectives).

La méthode choisie dans notre projet est basée sur la modélisation continue 3D et utilise ses propriétés de dérivabilité. Elle s'inspire des méthodes de géométrie algorithmique destinées à calculer l'intersection de surfaces. On construit un système d'équations différentielles dont la solution stable est la surface de l'objet que l'on recherche. Les détails de la méthode seront trouvés dans [MARQUE 89] et [CINQUIN 87], ainsi que dans une thèse du laboratoire paraissant en 1990 (MARQUE I., Thèse GBM, Univ. Grenoble I). Les principaux avantages de cette méthode sont les suivants : les phases de détection et de connexion des points frontières sont réalisées simultanément, et l'on obtient directement une représentation paramétrique de la surface. Les problèmes d'embranchement liés à la description de structures complexes 3D sont résolus directement par la segmentation 3D.

Modélisation

En général, les structures anatomiques segmentées se composent de nuages de points qu'il s'agit de modéliser géométriquement. Plusieurs classes de modèles sont utilisables :

- modélisation d'une structure par sa surface (organes tels que les ventricules, les os, les surfaces cutanées,...),
- modélisation d'une structure par un arbre tridimensionnel composé de primitives simples: segments, cercles, cylindres (vaisseaux sanguins),
- modélisation d'une structure par un ensemble de voxels (essentiellement regroupés dans des arbres octaux), ou d'éléments structurants tels que des sphères de rayon variable,

Le choix du type de modélisation est inhérent à la segmentation et dépend du niveau d'approximation souhaité, de l'intérêt éventuel de notions de continuité et de dérivabilité, du degré de "simplicité" pour les utilisateurs des modèles, ... Mais la facilité de construction du modèle est aussi déterminante. En particulier, le résultat de la segmentation de l'imagerie 3D est souvent un ensemble de points qui ont la particularité d'être répartis sur des ensembles de contours plans.

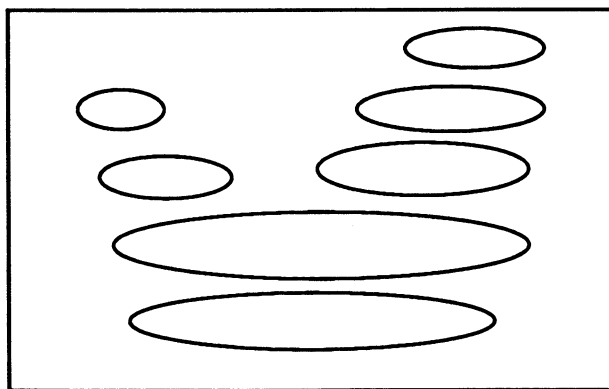


Figure II.3.A : ensemble de contours plans décrivant un objet complexe

La modélisation sera alors initialisée par la modélisation de ces contours plans et devra ensuite relier les contours entre eux. Les problèmes à résoudre sont alors la modélisation des "embranchements" et la fermeture des surfaces.

Différentes solutions ont été proposées pour reconstruire une surface à partir d'un ensemble de contours:

- en modélisation cuberille, recherche optimale de la surface en un ensemble ordonné et structuré de voxels [UDUPA 82], [GORDON 89],
- techniques de triangulation [FUCHS 77], [BOISSONNAT 88],
- création de contours intermédiaires par interpolation élastique dynamique [LIN 88],
- utilisation de primitives de type quadriques ou super-quadriques [SANDER 86],
- utilisation des techniques de CAO et de synthèse d'images avec des carreaux de surfaces (Coons, Bézier, B-spline, Beta-spline...) [BARSKY 84], [DU 88],
- une approche originale consiste à précalculer des primitives 3D et à les faire correspondre interactivement aux données segmentées puis à "affiner" automatiquement le matching entre les données et la primitive 3D [SEQUEIRA 87], [SEQUEIRA 89].

L'approche que nous utilisons est directement liée à notre algorithme de segmentation. Ainsi les problèmes d'embranchements et de fermeture de surface sont résolus dans la phase de segmentation. De plus, nous n'obtenons pas seulement des contours mais des chemins les reliant régulièrement entre eux. On peut ainsi construire facilement des carreaux de surfaces splines à partir des segments de courbes. Notons que cette construction peut utiliser les résultats du système différentiel qui fournit $x(t)$, $x'(t)$, $y(t)$ et $y'(t)$ pour chaque segment de courbe. Une fois l'objet complètement décrit par cette structure de carreaux, on peut utiliser des méthodes classiques de CAO pour visualiser ou manipuler la surface.

II.3.c.) Surfaces de structures anatomiques issues des images de distance.

Les capteurs basés sur la triangulation active (caméra + laser) ou passive (2 ou 3 caméras en conditions stéréoscopique) donnent des nuages de points 3D qu'il s'agit là aussi de modéliser. Comme ces ensembles de points correspondent à des surfaces physiques, il convient de les modéliser par des surfaces mathématiques. Dans les scènes visualisées en robotique, on observe en général des discontinuités de surfaces qui sont dues à la multiplicité des objets visualisés et aux nombreuses arêtes que l'on trouve dans les objets manufacturés. Une approche classique consiste alors à segmenter les données brutes en "patches" ($\approx$ carreaux ou morceaux...), homogènes selon certains critères. Ces critères portent en général sur les caractéristiques des courbures moyennes ou gaussiennes, calculées par des différentiations sur les données filtrées. Cette segmentation peut

consister à rechercher des courbes particulières limitant ces "patches" [FAN 87], [SCHMIDT 89], ou à utiliser des méthodes de "croissance de régions" [BESL 88]. A la suite de cette étape, on doit modéliser (ou "reconstruire") les différents "patches". Pour cela, on peut utiliser des primitives de type plans et droites [FAUGERAS 87 A], des quadriques [SANDER 86], [FAN 87], des "superquadriques" [BAJCSY 87], des cônes généralisés [NEVIATA 77], des surfaces polynômiales de degré adaptatif [BESL 88],... Mais on peut aussi modéliser les surfaces par des splines bi-cubiques [NAIK 88] ou des splines de tension [VEMURI 87].

Dans notre cas, nous étudierons des surfaces cutanées pour l'essentiel et nous ferons en général l'hypothèse de l'absence de discontinuités. Dans un premier temps au moins, il paraît donc justifié de modéliser les surfaces étudiées par des fonctions splines. Nous présentons ici une modélisation par fonctions splines bi-cubiques des surfaces obtenues avec le système caméra + plan laser décrit au § II.2.c. Nous reprenons les notations présentées dans ce paragraphe et notamment celles de la figure II.2.D.

Pour une position z_i du plan laser, on obtient un nuage de points donnés par leurs coordonnées x_i, y_i et correspondant à la courbe $\mathcal{C}_i$ qui est située dans le plan (O_i, x, y) . On fait alors l'hypothèse qu'à tout x_i correspond au plus un y_i et on cherche une courbe spline $y(x)$ minimisant l'écart avec le nuage de points par des procédures de *lissage* aux moindres carrés.

On pose donc :

$$y(x) = \sum_{i=1}^n \alpha_i B_i(x)$$

où $B_i(x)$ représente une B-spline d'ordre 3,

et on minimise :

$$\varepsilon = \sum_i [y(x_i) - y_i]^2$$

Pour un ensemble de N acquisitions plan laser, on obtient ainsi N courbes $y(x)$ indexées par z_i (figure II.3.B) :

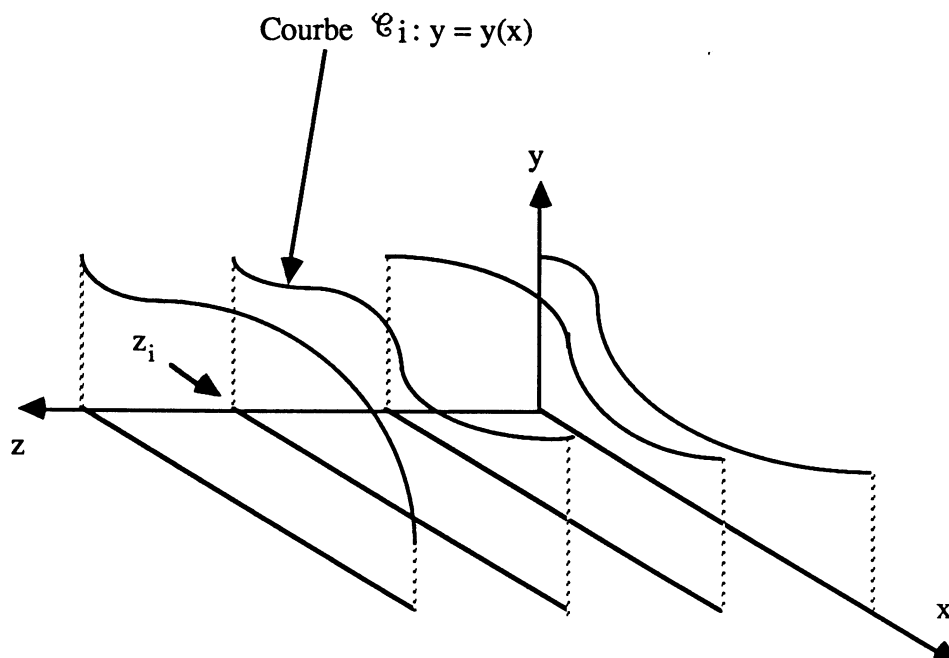


Figure II.3.B : représentation des courbes $\mathcal{C}_i$ obtenues pour des positions z_i du plan laser.

On peut alors *interpoler* suivant z pour obtenir une évaluation explicite de la surface complète:

$$y = y(x, z)$$

où $y(x, z)$ est un produit tensoriel de 2 splines cubiques par exemple.

Nous avons vu au § II.2.d. qu'après avoir calibré le capteur, on peut facilement trouver la matrice de passage $\mathbf{H}$ entre les coordonnées (x, y, z) exprimées dans REF-CAPTEUR et les coordonnées (X, Y, Z) exprimées dans un référentiel de travail R_0 . On obtient ainsi une représentation paramétrique de la surface dans R_0 en écrivant :

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} = (\mathbf{H}) \cdot \begin{pmatrix} x \\ y(x, z) \\ z \end{pmatrix} \Rightarrow \begin{cases} X = X(x, z) \\ Y = Y(x, z) \\ Z = Z(x, z) \end{cases}$$

Un exemple de surface obtenue par un système laser+caméra sera présenté dans le cadre de l'application à la ponction de disque intervertébral au § VI.1.

II.3.d.) Autres "objets" et informations obtenus.

Les volumes et les surfaces de structures particulières sont les éléments de base utiles dans notre méthodologie. Mais le § II.1 consacré aux capteurs a mis en évidence la diversité des informations obtenues, chacune d'elles devant faire l'objet d'une modélisation spécifique. Nous citerons par exemple :

- Projections et "contours générateurs projectifs"

Les images vidéo ou radiologiques correspondant à des projections devront être associées à la géométrie du système d'acquisition modélisé. Ainsi, tout pixel de l'image de projection sera associé à une droite de projection de l'espace 3D, en concordance avec le modèle de projection choisi (cf §.II.2.c). De même, si l'on segmente une structure sur l'image 2D représentant la projection, on obtient un contour, mais ce contour devra être associé à une surface S_r constituée des différentes droites de projection associées aux points du contour. Dans le cas d'un modèle de type pin-hole simple, cette surface est un cône de sommet S (source de rayons X ou centre optique de l'objectif caméra) et de base le contour 2D segmenté.

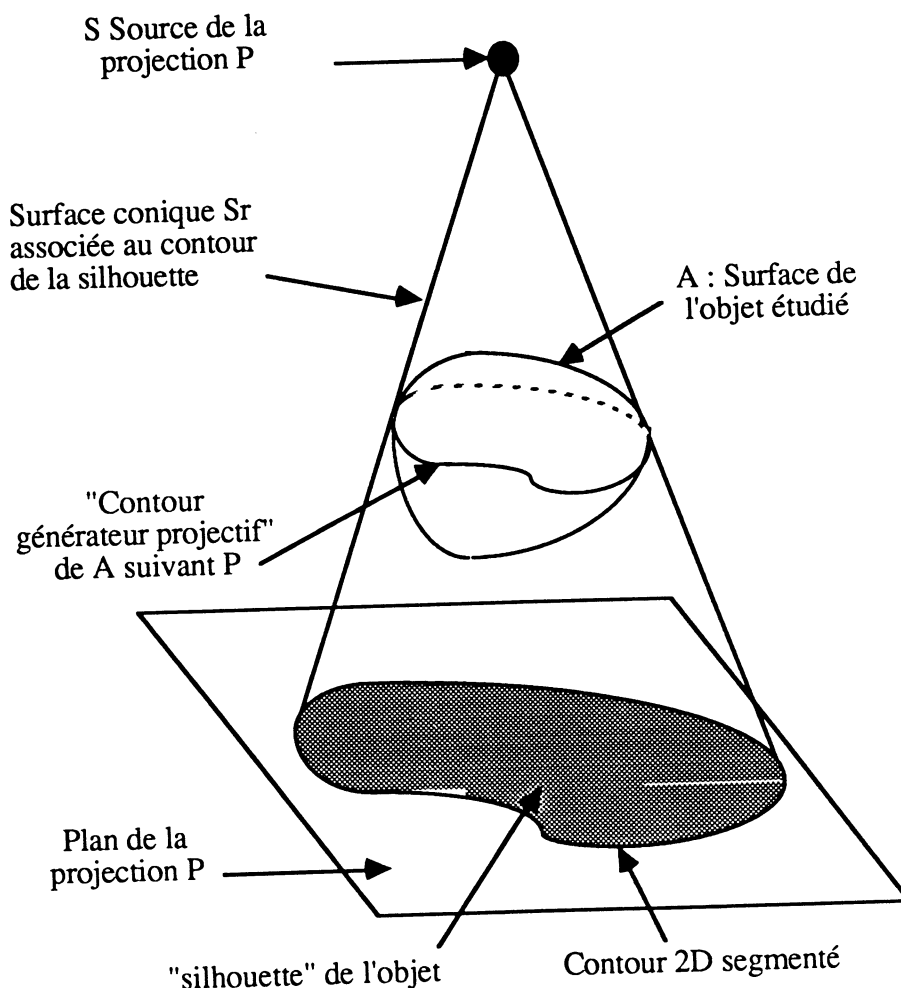


Figure II.3.C : illustration de la définition des "contours générateurs projectifs"

Par ailleurs on définira le "contour générateur projectif" d'une surface A étudiée selon une projection P, comme étant la courbe gauche appartenant à la surface A et tel que sa projection par P décrive le contour 2D segmenté sur l'image projection de A (figure II.3.C). Ce contour pourra en fait être une suite de morceaux de courbes gauches discontinues. Cette définition sera très utile dans les problèmes de mise en correspondance.

- D'autres "objets" mathématiques seront également modélisés à partir des informations de base :

- . points, droites, courbes de l'espace 3D,
- . intensités et direction de forces de contacts,
- . signaux divers (ECG,...),
- . règles anatomiques,
- . etc...

Le point délicat sera de mettre en correspondance toutes les informations. Ce problème sera étudié au § IV ("matching").

III DEFINITION D'UNE STRATEGIE OPERATOIRE

III.1 Introduction : choix d'un objectif et prévision des conséquences

A partir des informations multi-modalités décrites au § II, le médecin ou le chirurgien doit choisir un objectif et prévoir les conséquences de son acte. La stratégie opératoire est modélisée et simulée, ce qui permet :

- au niveau morphologique :

- . d'étudier la géométrie des structures anatomiques, grâce à des paramètres géométriques quantifiés (volumes, aires, distances entre points, ...),
- . de comprendre les relations géométriques actuelles entre les structures opérées, de simuler les modifications de ces relations en prévoyant les conséquences que cela induit sur les autres structures,
- . de définir un point ou une structure "cible" et d'examiner de la trajectoire de l'outil chirurgical en tenant compte des structures lésées,
- ...

- au niveau fonctionnel.

- . de définir l'objectif d'un point de vue fonctionnel,
- . en tenant compte d'informations fonctionnelles quantifiées ("fonctionnalité" d'une zone du cerveau, mobilité articulaire, efficacité d'une prothèse,...),
- . en tenant compte des conséquences fonctionnelles du geste opératoire (examen des zones lésées par les outils chirurgicaux, conséquences fonctionnelles sur les autres structures, conséquences d'une curiethérapie interstitielle par exemple, ...).
- ...

Les imprécisions géométriques liées aux capteurs et aux systèmes de guidages, les erreurs de modélisation des gestes opératoires, la non-prise en compte de certaines données, la variabilité des règles et des connaissances définies a priori,... introduisent une **notion d'incertitude** que l'utilisateur doit pouvoir dominer, au moins en partie. La gestion des incertitudes peut s'exercer aux niveaux suivants :

- un point essentiel consiste à tracer des enveloppes d'imprécision sur les modèles géométriques au moment où la stratégie est définie. Pour chaque type d'information utilisée, on visualisera une

enveloppe correspondant aux écarts types et une autre aux écarts maximaux (cf par exemple [AYACHE 89 A], p 245). Les imprécisions comprennent ici les incertitudes de segmentation, de modélisation, de matching et les erreurs apportées par le système de guidage,

- les écarts types associées aux diverses informations seont très utiles pour les procédures d'optimisation (moindres carrés pondérés par la matrice de covariance par exemple),
- des probabilités sur les connaissances a priori devront être fournies,
- des données statistiques sur les interventions précédentes pourront être affichées (écarts entre les objectifs et les résultats opératoires et cliniques obtenus).
- des messages de "mise en garde" pourront être envoyés à l'opérateur lorsque certaines informations ne seront pas prises en compte,
- ...

Nous présentons maintenant les outils informatiques nécessaires pour permettre cette "simulation", puis nous préciserons l'importance relative des différentes catégories d'informations à utiliser.

III.2 Outils informatiques et mathématiques nécessaires

Des outils de simulation interactifs puissants doivent être développés pour manipuler les différents modèles. Nous supposons ici que les informations dont on dispose ont été modélisées dans l'espace à 3 dimensions : volumes, surfaces,... L'objectif de ce paragraphe est de proposer un cahier des charges des outils d'imagerie nécessaires.

III.2.a) Visualisation

L'outil de base de simulation est la visualisation de structures 3D. Le système physique le plus simple et le plus utilisé pour rendre le caractère 3D est un simple écran vidéo sur lequel on synthétise la projection de la scène étudiée. Différents modèles de projection existent (projection orthogonale ou perspective, lancer de rayons avec réflexions multiples, etc...), les plus élaborés étant dédiés aux applications "artistiques" de la synthèse d'images. Une thèse du laboratoire consacrée au problème de la visualisation de scènes 3D paraîtra bientôt (Catherine LEZY, Université Joseph Fourier, Grenoble, option GBM, 1990).

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 des 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" : projections de courbes appartenant à la surface (courbes planes // ou maillages).
- "Z-buffer" : codage de la distance entre l'écran et l'objet.
- "lancer de rayon " : représentation de la lumière diffusée, généralement en calculant le produit scalaire entre un vecteur éclairage et le vecteur normal à la surface, mais aussi en utilisant des modèles plus complexes prenant en compte les réflexions multiples de la lumière sur les objets, la notion de transparence, la multiplicité des sources d'éclairage, les textures de surfaces, etc...
- mode "pseudo-radio" : un cas particulier de la notion de transparence est celui où l'on génère une projection d'un volume avec intégration de la densité le long des rayons. On pourra ainsi obtenir des pseudo-radios avec un point de vue géométrique quelconque, des "pseudo-radios IRM", des pseudo-radios synthétisées à partir d'un volume partiel que l'on étudie ("région d'intérêt"), etc...

Par ailleurs, des modèles de visualisation doivent gérer non pas un seul objet mais plusieurs sur une même image. Des méthodes de superposition sont alors nécessaires. On peut superposer 2 objets en gérant les parties cachées de structures supposées "pleines" ou en couplant des modes "surfaces pleines" à des modes "fils 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 couleur. De même, un codage des informations multi-modalités par la couleur peut s'avérer très efficace [ENGELSTADT 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 et translater le ou les objets en 3 dimensions), de zoomer une région d'intérêt (R.O.I), 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 2 yeux humains et à afficher à l'aide de lunettes spéciales chacune de ces images sur l'oeil correspondant [PIZER 84], [WEISSMAN 89]. Ces deux images seront séparées par des systèmes optiques (stéro-restituteurs), par la couleur (rouge et vert en général), par la polarisation (horizontale et verticale) ou par synchronisme.

Un autre type de système de visualisation 3D utilise un miroir à focale variable synchronisé avec l'affichage d'images obtenues à des profondeurs différentes [HARRIS 84]. Une solution d'avenir est également l'utilisation de l'holographie [GREGUSS 77].

Bien évidemment, l'implémentation de ces méthodes de visualisation est fortement dépendante des algorithmes développés et des architectures de systèmes informatiques utilisés. Certaines machines spécialisées permettent déjà la visualisation de scènes 3D complexes en "temps réel" pour ce qui est des rotations par exemple.

III.2.b) "Manipulations" d'objets

le § III.1 a mis en évidence le besoin de manipuler les structures anatomiques et les outils médico-chirurgicaux modélisés. Couplées aux procédures de visualisation, différentes procédures de manipulation de "bas niveau" doivent ainsi être développées :

- rotations 3D et translations 3D du volume entier ou de structures prises isolément,
- calculs de coupes 2D du volume dans des directions quelconques (coupes reformattées),
- évidements de volumes coupés par des surfaces simples telles que des plans et par des surfaces plus complexes,
- mesures géométriques de volumes, d'aires, de distances le long d'une courbe, etc...,
- symétrisations de structures saines pour comparaison avec les structures pathologiques,
- déformations d'objets de type élastique,
- effacements d'objets,
- etc ...

De telles procédures de base doivent ensuite être intégrées dans des procédures de plus haut niveau correspondant à la modélisation du geste médico-chirurgical :

- définition d'un point cible et d'une trajectoire linéaire d'accès,
- simulation dynamique de l'effet de l'outil médico-chirurgical sur les structures opérées : laser, bistouri, mèche de perçage,... Selon l'outil utilisé, il s'agit de modéliser une destruction de tissus (disparition de matière), un déplacement de structure rigide (structure osseuse), une déformation élastique (vaisseaux, muscles, organes mous, etc...), une couture entre deux surfaces, la trajectoire de l'extrémité d'un scalpel, le positionnement d'un clip sur un vaisseau, la préparation de la voie d'abord et le maintien des structures à l'aide d'écarteurs, etc...
- simulation des modifications globales engendrées par une modification locale : modélisation des structures par éléments finis et des ensembles de structures par des liaisons géométriques dans un premier temps, et mécaniques par la suite,
- visualisation d'isodoses 3D modifiées interactivement,
- simulation de mouvements articulaires modélisés,
- adaptation d'une prothèse au cas donné,
- etc...

Le développement de ces outils repose sur :

- la création d'interfaces utilisateurs évoluées, nécessitant des interfaces physiques correspondant aux manipulations envisagées. L'utilisation d'une souris, trackball,... semble mal adaptée aux mouvements dans l'espace 3D qui nécessitent 6 degrés de liberté. Au contraire, l'utilisation de joysticks à 6 d.d.l. ou de systèmes "anthropomorphes" constitués de "gants" munis de capteurs optiques semblent idéaux.
- l'utilisation de "systèmes experts" et une programmation en "langage orienté objet" afin de modéliser les gestes complexes par des ensembles de règles portant sur les structures anatomiques et les outils médico-chirurgicaux.
- la rapidité des processeurs et la spécialisation des architectures.

III.2.c) Etat de l'art.

Actuellement, les outils les plus évolués semblent surtout dédiés à la chirurgie plastique et maxillo-faciale, ainsi qu'à l'orthopédie pour l'implantation de prothèses. Nous pouvons ainsi citer les travaux suivants qui ne représentent qu'un petit échantillon des travaux réalisés dans le domaine.

- Parmi les travaux importants en modélisation et visualisation d'image, nous citerons [HÖHNE 86 et 88] qui développe surtout des modèles de visualisation rapide d'objets 3D, on se référera également aux travaux de [UDUPA 84], [HERMAN 84], etc...
- Applications en Chirurgie Plastique et Maxillo-faciale et en Orthopédie [VANNIER 84], [MURPHY 89], [CRAWFORD 89], [McEWAN 89], [DEV 84], [CINQUIN 82], [HAMELIN 88], [BRUNIE 88],... A titre d'exemple, plusieurs systèmes différents permettent d'implanter une prothèse de hanche : [ALDINGER 89] utilise un système "CAD/CAM" pour concevoir et fabriquer des prothèses adaptées à l'os, en se basant sur un modèle TDM, [ESSINGER 89] propose un logiciel permettant de sélectionner l'implant manufacturé le mieux adapté à la cavité de l'os en utilisant une base de données géométriques des implants disponibles, [TAYLOR 89 A et B] définit à partir d'un modèle 3D TDM le travail à réaliser par un robot pour préparer l'implantation d'une prothèse standard.
- CFAO de prothèses dentaires .
- Calculs et visualisations 3D d'isodoses en irradiation multifaisceaux : on citera surtout les travaux réalisés à l'insitut d'Heidelberg (RFA) [SCHAD 87], [BAUER-KIRPES 88].
- Le cas de la neurochirurgie stéréotaxique sera détaillé dans la deuxième partie de ce rapport.

III.3 Utilisation des informations : per-opératoires, pré-opératoires, connaissances anatomiques.

Le rôle relatif des informations per-opératoires, pré-opératoires et des connaissances anatomiques dans la définition de la stratégie est ici précisé.

Certaines stratégies utilisent uniquement des données per-opératoires (endoscopie, échographie, radioscopie par exemple). Dans ce cas, le chirurgien réagit instantanément aux informations délivrées par le capteur. On peut donc difficilement parler d'assistance par ordinateur. Le chirurgien est confronté seul à la complexité et à la difficulté d'interprétation géométrique des informations : par exemple le travail sous radioscopie est rendu délicat par le fait que les images fournies sont des projections (avec intégration) de la scène étudiée. De même, pour une ponction sous échographie, il est délicat d'atteindre un point visualisé sur une coupe. L'utilisation exclusive de capteurs "légers" rend donc les actes délicats, de plus le manque d'informations multi-modalités est également pénalisant.

Cependant, plusieurs systèmes plus évolués ont vu le jour, toujours dans l'esprit de n'utiliser que des données per-opératoires mais avec le souci d'enrichir ces données. L'idée de base est d'amener des capteurs "lourds" et puissants près de la table d'opération : certaines interventions sont ainsi réalisées "sous scanner" ; en fait, le tomodensitomètre (ou "scanner") ne délivre pas une information continue en temps réel au cours de l'intervention, mais il permet de réaliser une série d'examens, juste avant et juste après chaque geste. Les données sont ainsi acquises dans un référentiel opératoire et la stratégie décidée à partir de l'imagerie est alors transférée avec peu ou pas de problèmes de "matching". Ce type de méthode est utilisé par exemple lors de ponctions de tumeurs vertébrales et dans certains cas de neurochirurgie stéréotaxique (voir deuxième partie). Les problèmes rencontrés avec ces systèmes sont de 2 natures différentes :

1°) Le coût d'un capteur évolué de type imageur 3D est élevé ; peu de chirurgiens peuvent en posséder un exemplaire dans un bloc opératoire et l'utilisation des imageurs installés dans les services de radiologie est soumise à des emplois du temps en général bien remplis et contraignants. Cet inconvénient majeur rend donc la méthode difficilement généralisable.

2°) Le fait d'utiliser un capteur spécifique en conditions opératoires a pour conséquence de privilégier le capteur en question aux dépens des autres. Autrement dit, la stratégie opératoire ne sera pas "optimale", certaines informations pourront manquer (par exemple l'IRM ou l'angiographie si l'on opère uniquement "sous scanner"). Le problème est donc qu'en se limitant à

utiliser les données per-opératoires, on perd toutes les informations multi-modalités qui sont pourtant disponibles mais que l'on ne sait pas utiliser de façon rigoureuse et rationnelle.

L'idée que nous proposons dans cette méthodologie est donc véritablement l'utilisation de toutes les données accessibles pour définir une stratégie, ce qui comprend les informations pré-opératoires et les connaissances anatomiques modélisées. Les capteurs per-opératoires ont alors un double objectif : apporter des informations précises utiles à la définition de la stratégie (angiographies par exemple), et générer des données indispensables pour pouvoir utiliser les informations pré-opératoires, c'est-à-dire réaliser la mise en correspondance ou "matching".

Ce double objectif sera en fait réalisé à l'aide d'un seul capteur dans le cas idéal ou, dans le cas général, à l'aide de plusieurs capteurs per-opératoires reliés entre eux, certains apportant des informations médicales, d'autres des données utiles au matching.

L'utilisation de données pré-opératoires est donc un principe de base qui facilite ou même rend possible l'utilisation de données multi-modalités. La richesse des informations issues de l'imagerie 3D peut alors être explicitée dans la définition d'une stratégie, avec toutes les conséquences que cela implique du point de vue de la rigueur, de la précision et de la facilité. Les outils présentés au § III.2 peuvent ainsi être employés pour simuler l'intervention de façon réaliste et quantitative.

De plus, le travail à partir de données pré-opératoires autorise le lancement de calculs coûteux en temps, permettant ainsi de "préparer le terrain" aux algorithmes interactifs, donc temps réel, indispensables en simulation. De même, le chirurgien a l'avantage de pouvoir préparer au moins une partie de l'intervention avant sa réalisation, ce qui diminue le temps de l'opération réelle et apporte ainsi un bénéfice important en matière d'anesthésie et de "confort" pour le patient.

Enfin, le chirurgien intègre souvent mentalement des règles et des connaissances anatomiques pour définir son objectif, éviter certaines zones... Puisque certaines de ces connaissances et de ces règles peuvent être modélisées mathématiquement et informatiquement (§ II.3), il semble très utile, voire indispensable, de les intégrer. Une règle interviendra dans la stratégie dès lors qu'elle aura été adaptée au cas traité en ajustant certains paramètres (par exemple : "l'angle de la trajectoire doit être pris entre X1 et X2, que choisissez-vous ?" ...).

De même, l'utilisation de modèles géométriques tels qu'un Atlas du cerveau, un modèle de vertèbre non pathologique, la modélisation des outils médico-chirurgicaux (isodoses d'irradiation par exemple), impose l' "actualisation" de ces modèles, c'est-à-dire leur mise en correspondance avec le cas traité. Ce point sera précisé au § IV.5.a), mais nous verrons alors que les données pré-opératoires seront d'une grande utilité dans ce problème, essentiellement grâce à leur caractère

souvent tridimensionnel. Les différents objets du modèle pourront alors être manipulés pour simuler l'intervention en tenant compte de la morphologie, de la fonctionnalité et de l'incertitude.

Finalement, dans la méthodologie présentée, la stratégie opératoire doit être définie à partir de toutes les données multi-modalités qui peuvent apporter des informations spécifiques. Se limiter aux données per-opératoires est en général insuffisant. Les informations pré-opératoires (essentiellement 3D) et les modèles et règles anatomiques doivent donc être intégrés à l'aide de procédures de mise en correspondance. Pour chaque application, un protocole de définition de la stratégie devra être déterminé : on devra en particulier préciser l'ordre dans lequel les sous-tâches de la stratégie interviendront, proposer des procédures qui permettent de s'écarter du protocole de base et remettre en question la stratégie choisie à l'issue des premières acquisitions de données per-opératoires. Il est en effet essentiel que l'opérateur conserve l'accès à une banque d'informations et d'outils variés, notamment dans le but de ne pas imposer une technique chirurgicale par rapport à une autre. Finalement, les diverses sources d'informations présentées au § II doivent à ce niveau être classifiées en "pré-opératoires" et "per-opératoires". En raison des contraintes de coût financier, de temps de calcul,... présentées précédemment, les données pré-opératoires seront celle qui proviennent des capteurs "lourds", de type imageur 2.5 D, comme la TDM, l'IRM, la médecine nucléaire, ... et bien sûr celles qui proviennent des modèles anatomiques, par définition "pré-opératoires". Au contraire, les données "per-opératoires" seront celles qui proviennent des capteurs "légers", comme les systèmes de radiographie, l'échographie, les caméras vidéo, les systèmes d'acquisition de surface "externe" par balayage laser, les senseurs mécaniques, etc...

Le rôle de ces capteurs "légers" est finalement triple :

- 1) apporter des informations médicales qui aident à définir la stratégie, en simulation, c'est-à-dire juste avant l'intervention,
- 2) apporter des informations "mathématiques" qui permettent de réaliser la mise en correspondance avec les données pré-opératoires,
- 3°) apporter des informations médicales et mathématiques au cours de l'intervention pour permettre de contrôler le déroulement prévu en "simulation" et éventuellement modifier la stratégie en fonction des nouvelles données.

Le rôle des différentes informations utilisées pour définir la stratégie sera présenté dans la conclusion de cette partie (diagramme de la figure VII.1.A).

III.4. Vers la définition d'une station de travail "intelligente" pour GMCAO.

Les spécificités des outils et méthodes intervenant dans la définition de la stratégie opératoire mettent en évidence le besoin de développer une station de travail pour GMCAO. L'idée est de concevoir un système physique utilisable pour les diverses applications cliniques, avec des logiciels communs, mais aussi avec des logiciels adaptés à chaque cas particulier. Les paragraphes précédents ont présenté quelles devraient être les caractéristiques principales d'une telle station, nous les résumons ici :

- gestion d'une base de données globale,
- gestion d'une base de données spécifique à l'application,
- connexion à un réseau images PACS,
- outils de segmentation le plus automatiques possible,
- modélisation des caractéristiques géométriques, mécaniques, texturales des structures intéressantes,
- outils de visualisation et de manipulation d'objets 3D (langage orienté objet),
- intégration d'informations multi-modalités (procédures de matching : voir § suivant),
- interfaces utilisateur software évoluées (protocoles de définition de stratégie),
- interfaces utilisateurs physiques permettant de manipuler des objets dans l'espace 3D (éventuellement joysticks à 3 ou même 6 d.d.l. ou encore "gants d'interactivité") et adaptées au contexte médico-chirurgical (stérilisation et facilités d'emploi : pédales ou écrans tactiles),
- système expert pour faciliter la définition de la stratégie opératoire (optimisations), gérer les connaissances anatomiques, gérer la notion d'incertitude, contrôler la cohérence des données (sécurité),...
- puissance importante pour les calculs off-line à l'aide d'une connexion avec un ordinateur "host".
- enfin, connexion et contrôle au moins partiel du système de guidage qui sera utilisé.

IV MATCHING DES INFORMATIONS

IV.1 Définition du problème

Nous avons vu que la définition et l'implémentation de la stratégie opératoire impliquent la mise en correspondance ou "matching" des informations pré-opératoires, per-opératoires et des connaissances anatomiques modélisées. Nous verrons que les systèmes de guidage doivent aussi être reliés à l'information globale. Nous tentons ici de formaliser ce problème général de mise en correspondance, en revenant ensuite sur chacun des types de problèmes posés.

En fait, nous ne traiterons que des problèmes géométriques, ce qui exclut l'actualisation des connaissances anatomiques non géométriques. Ce dernier problème relève en fait de la gestion par un système expert des règles statistiques confrontées aux données cliniques du patient et aboutissant à des informations utiles dans le choix de la stratégie opératoire. Les 4 types d'informations géométriques que l'on doit mettre en correspondance sont les suivants :

- informations pré-opératoires du patient
- informations per-opératoires du patient
- modèles anatomiques
- informations géométriques associées aux systèmes de guidage (c'est-à-dire d'aide à la réalisation de l'intervention).

Bien que deux classes de problèmes apparaissent selon qu'il s'agisse de mettre en correspondance des structures identiques analysées par des capteurs différents ou selon qu'il s'agisse d'adapter un modèle "statistique" à un cas particulier, nous proposons au départ un formalisme commun.

La première étape consiste à associer un **référentiel** à chaque système d'information, chaque capteur. On définira ainsi :

- REF-PRE-OP1, REF-PRE-OP2,... : référentiels associés aux systèmes d'informations pré-opératoires.
- REF-MOD1, REF-MOD2,... : référentiels associés aux modèles anatomiques géométriques
- REF-OP1, REF-OP2,... : référentiels associés aux systèmes d'informations per-opératoires.
- REF-GUIDE1, REF-GUIDE2,... : référentiels associés aux systèmes de guidage.

Dans un deuxième temps, il conviendra de choisir l'un de ces référentiels comme référentiel de base REF-BASE. En général, on prendra pour REF-BASE : un REF-GUIDE ou un REF-OP.

Le problème du matching se pose alors ainsi :

Pour tous les référentiels REF-i impliqués dans la définition et la réalisation de la stratégie, quelles sont les **relations** entre REF-i et REF-BASE.

Quelques remarques s'imposent:

- Ces relations peuvent être des relations entre corps solides ou entre corps déformables.

- Dans certains cas, certaines relations seront obtenues par transitivité :

$$\mathcal{R}(\text{REF-i}, \text{REF-BASE}) = \mathcal{R}(\text{REF-i}, \text{REF-j}) \circ \mathcal{R}(\text{REF-j}, \text{REF-base}).$$

Autrement dit, le but du matching est d'obtenir un graphe de relations entre les différents référentiels (un exemple est ainsi le graphe de la figure IV.1.A)

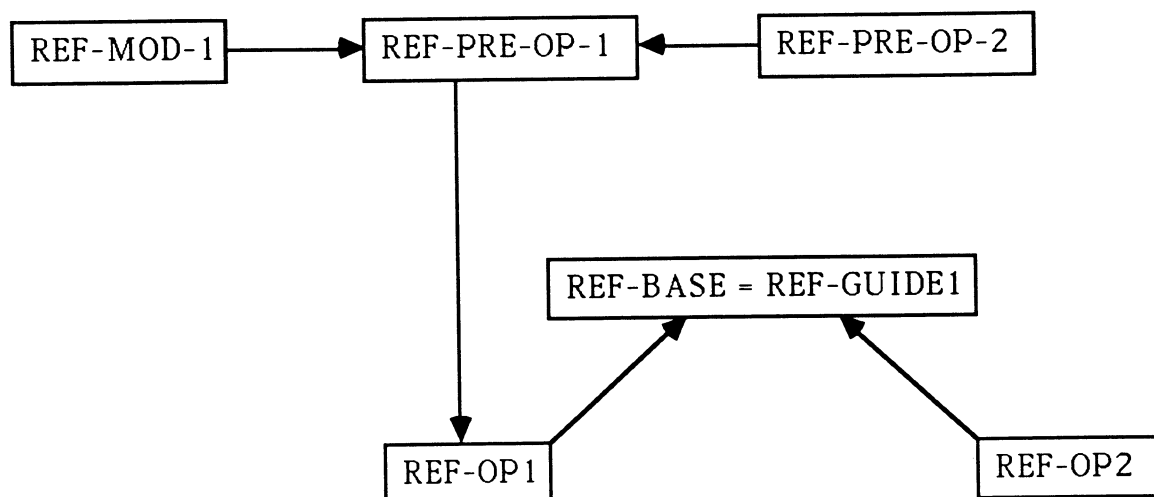


Figure IV.1.A

- Une relation $\mathcal{R}$ de type REF-A $\rightarrow$ REF-B signifie qu'à tout point M de REF-A, on sait associer un point M' de REF-B et que l'on sait exprimer la relation correspondante entre les coordonnées : $M' = f(M)$. Mais il sera important de spécifier avec quelle précision, et dans quelle limite de temps la relation $\mathcal{R}$ est valide.

- En général, les fonctions f auront un inverse explicite f^{-1} (inverse d'une matrice homogène 4x4 comprenant une rotation, une translation et une homothétie par exemple), mais dans

certains cas (matching élastique par exemple), la relation inverse ne sera pas explicite. Le sens de la relation devra alors être déterminé en fonction du protocole choisi pour définir la stratégie opératoire.

Nous voyons maintenant comment obtenir une relation $\mathcal{R}$ entre 2 référentiels.

IV.2 Méthode générale

La méthode générale pour effectuer le "matching" entre 2 ensembles d'informations géométriques caractérisés par 2 référentiels REF-A et REF-B peut se ramener à 3 étapes.

1) Définir un modèle de relation $\mathcal{R}$ entre les 2 référentiels impliqués REF-A et REF-B.

Les modèles choisis pourront être paramétriques (matrice homogène de transformation rigide à 6 paramètres indépendants) ou exprimer un ensemble de relations locales (fonctions splines, modèles élastiques,...).

Un point discriminant de la validité du modèle géométrique choisi portera sur les notions de rigidité, de déformabilité. En effet, aucune structure ne peut être supposée indéformable en physique, on doit donc étudier les déformations selon les critères suivants :

- déformations globales / locales,
- déformations faibles / importantes,
- déformations élastiques / plastiques,
- déformations stables / instables dans le temps, avec la température, etc...

2) Définir une mesure de similarité entre les 2 référentiels.

En fait, deux façons de procéder existent selon que l'on s'intéresse à la fonction de similarité ou aux "éléments similaires".

- Dans le premier cas, si l'on note $\mathcal{R}$ la relation cherchée de REF-A dans REF-B, pour tout élément $a \in \text{REF-A}$, on définit $b = \mathcal{R}(a)$ l'élément de REF-B lui correspondant géométriquement. On définit alors une **mesure de similarité** s (ou *mesure de ressemblance*) entre tout élément $a \in \text{REF-A}$ et son correspondant $b = \mathcal{R}(a)$ dans REF-B, par une fonction réelle $s(a,b)$ qui doit être extrême lorsque a et b sont "identiques". Typiquement, le critère de similitude utilisé pourra être basé sur la *corrélation* entre 2 zones volumiques centrées sur a et b . On définit donc une fonction réelle s de REF-A x REF-B dans $\mathbb{R}$.

- Dans le second cas, on recherche directement à "segmenter" et à identifier des caractéristiques géométriques similaires dans les 2 référentiels (on peut avoir des représentations de ces caractéristiques qui peuvent être identiques ou différentes). Ces caractéristiques devront être *stables*, c'est-à-dire peu ou pas dépendantes des paramètres de transformation que l'on cherche à estimer. L'idée est donc d'obtenir **une suite d'appariements (a_i, b_i) , $i=1..N$** . Cette suite d'appariements pourra être obtenue interactivement ou en recherchant, pour un élément donné $a_i \in \text{REF-A}$, le correspondant $b_i \in \text{REF-B}$ qui maximise une mesure de similarité $s(a_i, b_i)$.

En général, le premier cas sera utilisé pour mettre en correspondance deux informations issues de capteurs identiques ou du moins ramenées à des représentations identiques. Le second cas est plus général.

3) actualiser le modèle de relation entre REF-A et REF-B à l'aide de mesures de similarités effectuées.

Là aussi, 2 approches sont possibles, parallèlement aux 2 approches présentées au 2) :

- Dans le premier cas, on cherche à maximiser une fonction de similarité **globale S** entre l'ensemble des éléments de REF-A transformés par le modèle de relation et l'ensemble des éléments de REF-B. On peut donc poser le problème en écrivant que l'on recherche :

$$\text{MAX [S (REF-B, } \mathcal{R}(\text{REF-A))]}$$

$$\text{sur } \mathcal{R}$$

Autrement dit, on cherche à **maximiser la similarité globale entre les divers éléments, tout en respectant les contraintes du modèle**. La fonction de similarité globale S entre REF-A et REF-B peut en général être définie par une sommation des similarités locales s :

$$S(\text{REF-B, } \mathcal{R}(\text{REF-A})) = \int_{\text{sur REF-A}} s(b, \mathcal{R}(a))$$

- Dans le second cas, on connaît des caractéristiques ca_i et cb_i d'éléments de REF-A et de REF-B, que l'on peut appairer mais qui peuvent avoir des représentations identiques ou différentes. Pour chaque couple d'éléments appariés (ca_i, cb_i) , on peut écrire une relation d'appariement notée $\approx$ faisant intervenir le modèle $\mathcal{R}$:

$$T_B(cb_i) \approx \mathcal{R}(T_A(ca_i))$$

où T_B et T_A sont des transformations qui permettent d'avoir des représentations similaires ou du moins compatibles des caractéristiques ca_i et cb_i . En fait, ces transformations seront supposées connues, sinon elles seront intégrées dans le modèle de relation $\mathcal{R}$. En particulier, si les caractéristiques utilisées ont la même représentation dans REF-A et REF-B, la relation précédente devient :

$$cb_i \approx \mathcal{R}(ca_i).$$

Si l'on a N appariements du type (ca_i, cb_i) , on obtient un système de relations :

$$(cb_i \approx \mathcal{R}(ca_i)), i = 1, \dots, N.$$

Deux cas se présentent alors :

1er cas : le modèle $\mathcal{R}$ est paramétrique et global. A partir des relations d'appariements précédentes, on cherche alors à minimiser la somme des carrés des distances d_i du type:

$$d_i = \text{dist}(cb_i, \mathcal{R}(ca_i))$$

où dist est une distance à définir (on prendra par exemple la distance euclidienne lorsque les caractéristiques appariées seront des points de l'espace 3D).

Le système précédent peut se résoudre par des méthodes de moindres carrés (en général non linéaires), les inconnues étant ici les paramètres indépendants du modèle. Voir par exemple l'algorithme de Levenberg-Marquardt en annexe A.1 pour une méthode de minimisation aux moindres carrés non linéaire, inspirée de la méthode de Newton.

2ème cas : le modèle $\mathcal{R}$ est local (de type "splines" par exemple).

Dans ce cas, le système précédent peut se résoudre

- soit par **lissage** et l'on retombe alors sur une minimisation aux moindres carrés d'une distance entre les caractéristiques appariées.
- soit par **interpolation** et les relations d'appariement deviennent alors des égalités du type:

$$(cb_i = \mathcal{R}(ca_i)), i = 1, \dots, N.$$

C'est-à-dire que les équations du système sont vérifiées localement en utilisant le modèle $\mathcal{R}$, soit rigoureusement (interpolation), soit approximativement (lissage). L'intérêt du lissage est de rendre le modèle valide plus globalement. Le choix entre lissage et interpolation dépend en fait de la précision avec laquelle les caractéristiques peuvent être appariées. En principe, l'interpolation ou le lissage "propagent" d'eux-mêmes le modèle à tout l'espace de travail, cependant, des procédures délicates d'extrapolation pourront être nécessaires dans des régions peu "caractérisées" ou dans des régions extérieures.

Après avoir posé la méthode générale de matching, nous détaillons 2 cas particuliers qui nous intéressent : le matching rigide et le matching élastique, stables dans le temps.

IV.3 Matching rigide

Nous nous plaçons ici dans le cas où les 2 référentiels REF-A et REF-B impliqués se déduisent l'un de l'autre par une rotation et une translation. Eventuellement, une homothétie de rapport k peut également être prise en compte lorsque les "facteurs d'échelle" entre capteurs sont différents ou connus avec peu de précision. Dans ce cas, on peut modéliser la relation $\mathcal{R}$ par une similitude représentée par une matrice homogène 4×4 $\mathbf{H}$ (cf Annexe A.3) que l'on peut décomposer par commodité en :

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

avec : k : rapport d'homothétie.
 $(\mathbf{R})$: matrice 3×3 de rotation.
 $\mathbf{T}$: vecteur 3×1 de translation.

et on a $\mathbf{M}_{\text{REF-B}} = \mathbf{H} \cdot \mathbf{M}_{\text{REF-A}}$

Le modèle inverse permettant de passer de REF-B à REF-A est alors donné par la matrice H^{-1} qui est :

$$H^{-1} = \begin{pmatrix} k^{-1} & & & 0 \\ & k^{-1} & & \\ & & k^{-1} & \\ 0 & & & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} t(R) & \begin{pmatrix} T' \end{pmatrix} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

avec $T' = -t(R) \cdot T$

Ce modèle de relation fait donc l'hypothèse de l'absence de déformations, ce qui signifie en fait que les déformations existantes sont négligées par rapport à la précision requise.

En suivant la méthode générale, il nous faut maintenant définir une "mesure de similarité". En raison du caractère complexe et multi-sources des informations volumiques que l'on doit mettre en correspondance, nous devrons en général utiliser les méthodes basées sur des appariements préliminaires plutôt que celles utilisant une maximisation d'une mesure de similarité globale. Ce passage intermédiaire par des caractéristiques appariées permet ainsi de simplifier le problème du matching, une telle méthode repose cependant sur des procédures de segmentation précises et fiables et le degré de simplification dépend en fait de la dimension des caractéristiques appariées. Les caractéristiques qui seront utilisées dans les GMCAO seront essentiellement des points, des droites, des courbes planes ou gauches, des surfaces de l'espace 3D ou bien des projections de ces éléments. Le problème du matching sera ainsi ramené à la définition de distances entre ces différents types de caractéristiques. Cependant, les informations issues des capteurs n'ont pas nécessairement **la même représentation dans REF-A et REF-B**, nous verrons par exemple dans la 2^{ème} Partie que, dans le cas de la stéréotaxie assistée par ordinateur, nous devrons "matcher" une surface de l'espace 3D avec ses **projections** radiologiques. Pour la suite de cette étude du "matching rigide", nous nous plaçons dans deux cas différents : dans le premier cas, les caractéristiques prises en compte pour le matching ont des représentations tridimensionnelles équivalentes dans REF-A et REF-B: **matching 3D/3D**. Dans le second cas, qui sera repris dans la 2^{ème} Partie, nous devons mettre en correspondance une structure 3D de REF-A avec ses projections 2D (vidéo ou radio) connues dans REF-B: **matching 3D/2D**.

IV.3.a) Matching rigide 3D/3D

Dans ce paragraphe, nous nous limitons au cas où les caractéristiques appariées ont la même représentation 3D dans REF-A et REF-B, à savoir des points, des segments de droite, des courbes gauches ou des surfaces. Ces caractéristiques 3D peuvent être obtenues automatiquement ou interactivement, à partir d'examens d'imagerie TDM, IRM,... ou bien à partir de capteurs 3D délivrant des coordonnées de points (palpeurs 3D) ou des images de distance (système de triangulation active par balayage laser). Ce cas se rencontre fréquemment en Vision par Ordinateur lorsque l'on dispose d'un modèle d'un objet et que des données de type "images de distances" (ou "range-data") ont été obtenues pour cet objet; le but est en général multiple puisqu'il s'agit à la fois de "reconnaître" un objet et de connaître sa position et son attitude. Une approche classique est décrite dans [FAUGERAS 87] : les objets y sont décrits par des primitives simples telles que des points, des segments de droite et des surfaces planes (voir aussi [GRIMSON 84]). Pour un appariement donné des primitives de la scène étudiée avec celles du modèle, on cherche à minimiser en fonction des paramètres de rotation et de translation, une fonction de distance globale entre les 2 ensembles de primitives. Ces fonctions de distance globale sont données pour des ensembles de points, de droites ou de plans (p 326, [FAUGERAS 87]). Des solutions directes sont d'ailleurs proposées pour le matching de points ou de plans alors que le matching de droites requiert un algorithme itératif. Cependant, dans le contexte médical, les structures anatomiques se prêtent mal à une modélisation par primitives de type droites ou faces planes (à moins d'avoir un nombre très important de ces primitives, ce qui enlève tout leur intérêt). En fait, ou bien des points précis pourront être identifiés sur les structures, ou bien il faudra utiliser des méthodes de matching de surfaces complexes. Ces 2 points essentiels sont donc présentés ici (voir aussi [FLIFLA 88]).

Cas n°1 : matching de 2 nuages de points de l'espace 3D.

Nous supposons que l'on a pu identifier et appairer interactivement des points particuliers dans les 2 référentiels impliqués. Ces points pourront être soit matérialisés [MÖSGES 89],[TAYLOR 89], soit purement anatomiques [CHEN G.T.Y. 85], [TOENNIES 89], [SCHIERS 89].

Dans ce cas, pour l'ensemble des N couples de points appariés (M_{A_i} , M_{B_i}) $i = 1, \dots, N$, on écrit un système de relations :

$$(M_{B_i} \approx H.M_{A_i}), i = 1, \dots, N.$$

Ce qui peut s'écrire aussi vectoriellement par :

$$M_B \approx H.M_A.$$

La matrice H peut être caractérisée par un vecteur paramètre p comprenant 7 paramètres indépendants : 1 paramètre d'homothétie k , 3 composantes du vecteur translation T et 3 angles d'Euler pour la rotation (R). En fait, les 3 angles d'Euler peuvent être remplacés par 3 angles exprimant des rotations successives autour des axes de base x, y, z , ou bien par un quaternion ([FAUGERAS 87 A], p 328), ou encore par un "vecteur rotation r " ([AYACHE 89 A], p 209). Cette dernière représentation des rotations est minimale (3 paramètres), sans "singularité", et d'interprétation simple puisque le module du vecteur r est l'angle de la rotation correspondante et le vecteur normalisé $r / \|r\|$ est le vecteur directeur de l'axe de rotation.

On peut alors chercher à minimiser sur p l'erreur ϵ donnée par :

$$\epsilon = \langle M_B - H(p) M_A, M_B - H(p) M_A \rangle \text{ (méthode des moindres carrés)}$$

où $\langle , \rangle$ désigne le produit scalaire.

Si l'on connaît avec une assez bonne précision, un estimé initial p_0 de p , alors la méthode générale des moindres carrés non linéaires peut s'appliquer.

La méthode de Newton donnerait à l'itération d'ordre $n+1$:

$$p_{n+1} = p_n + \Delta p \text{ où } \begin{cases} \Delta p = (J^T J)^{-1} \cdot J^T \cdot (M_B - H(p_n) M_A) \\ J = \frac{dH(p)}{dp} : \text{matrice jacobienne} \end{cases}$$

L'algorithme de Levenberg-Marquardt décrit en annexe A.1 modifie les itérations écrites dans l'esprit de diminuer les incréments Δp lorsqu'on est loin du minimum recherché, en particulier au démarrage, ce qui améliore nettement la convergence.

Dans le cas où le rapport d'homothétie est pris égal à 1 (ce qui signifie que la transformation cherchée ne comprend qu'une rotation et une translation), un algorithme très efficace a été proposé pour résoudre le problème des moindres carrés de façon directe, c'est-à-dire non itérative [ARUN 87]. Dans un premier temps, la détermination de la translation est éludée en relativisant les coordonnées des points par rapport aux barycentres des 2 nuages de points que l'on apparie. Le problème est alors ramené à la recherche d'une transformation orthonormale (rotation) entre 2 nouveaux nuages de points. L'utilisation de cette propriété d'orthonormalité permet d'obtenir directement la matrice de rotation (R) cherchée (en utilisant des méthodes de décomposition en valeurs singulières). La translation est très simplement déterminée dans une dernière passe. L'implémentation de cet algorithme est décrite dans [STROCH 88]. On pourra également utiliser l'algorithme décrit dans [FAUGERAS 87], p 330.

Le problème de ces méthodes de matching par points 3D est en fait qu'il est délicat d'obtenir un nombre important d'appariements interactifs précis. Une représentation plus globale est alors nécessaire à la fois pour augmenter la précision et pour limiter la part d'interactivité : c'est ce qui fait l'intérêt du matching par surfaces qui est présenté dans le cas suivant.

Auparavant, nous citerons le travail en cours décrit par [DALTON 88] qui propose de définir *automatiquement* sur 2 séries d'images IRM des "caractéristiques" à appairer en utilisant plusieurs opérateurs de segmentation (croissance de régions, détection de gradients élevés, etc...) et un "système expert" pour extraire des caractéristiques "pertinentes" à partir des résultats des diverses segmentations.

Cas n°2 : matching de 2 surfaces de l'espace 3D.

Nous supposons ici qu'une même structure a pu être segmentée dans les 2 référentiels : on obtient ainsi 2 surfaces S_A et S_B .

- appariement de points

Une première solution pour mettre en correspondance ces surfaces est de prélever au préalable des points sur chacune des surfaces, de mettre ensuite en correspondance certains points obtenus, puis d'utiliser une des méthodes du cas n°1 pour le matching des couples de points. Le prélèvement et l'appariement de ces points peut bien sûr être réalisé *interactivement* mais on retombe alors sur le cas précédent : la méthode est imprécise si l'on se contente de peu de points et elle devient fastidieuse si l'on doit appairer interactivement une vingtaine de points 3D... Une solution consiste alors à tirer profit de la modélisation surfacique en prélevant et en appariant *automatiquement* sur chaque surface des "caractéristiques stables", c'est-à-dire des points dont la nature particulière se retrouve de façon fiable et précise sur chaque surface. Ces caractéristiques stables seront par exemple des "ombilics" ou des points "paraboliques", c'est-à-dire où la courbure gaussienne ou les directions principales présentent des singularités [AYACHE 89 B].

- matching par ellipsoïdes d'inertie

Une seconde solution utilise les caractéristiques globales de la surface à savoir ses axes et moments d'inertie (description du recalage global dans [BAJCSY 89]). L'idée est de calculer les ellipsoïdes d'inertie EIA et EIB associés à chaque surface A et B. Ces ellipsoïdes d'inertie sont caractérisés par :

- un centre de masse G,
- un trièdre orthogonal d'axes d'inertie,
- 3 longueurs de demi-axe, une pour chaque axe d'inertie.

L'annexe C décrit une méthode pour obtenir ces caractéristiques. La transformation géométrique entre REF-A et REF-B est alors donnée par :

- une translation qui amène le centre de masse G_A sur G_B ,
- une rotation qui amène les axes d'inertie en coïncidence,
- une homothétie qui amène les ellipsoïdes en coïncidence.

Le détail de cette méthode est décrit en annexe C. En fait, on peut remarquer que cette méthode est décrite pour des volumes (et non des surfaces), mais le principe est rigoureusement identique dans les 2 cas. Par ailleurs, en utilisant des rapports d'homothétie différents sur chacun des axes d'inertie, on peut obtenir un "**matching élastique global**" qui rend les ellipsoïdes d'inertie EIA et EIB entièrement identiques (cette méthode "globale" s'opposera à la méthode "locale" décrite au § IV.4).

Un autre auteur [GAMBOA 86] a implémenté une méthode similaire (également volumique) et a noté plusieurs inconvénients. Le problème principal est posé par les dissemblances locales des objets de base que l'on met en correspondance et en particulier, si l'on veut réaliser le matching entre des structures issues d'examens TDM ou IRM, il faut au préalable s'assurer que les coupes originales contiennent les objets étudiés en entier (ce qui est facile mais limite la méthode aux structures de taille réduite) ou bien qu'elles correspondent à peu près au même volume global dans les 2 examens (ce qui devient subjectif...).

Un autre inconvénient de cette méthode est qu'en se limitant à une approximation des structures par leurs moments du second ordre (ellipsoïdes d'inertie), des symétries peuvent apparaître et gêner considérablement les recalages en rotation. Cependant, le caractère global de cette approximation permet d'absorber un bruit aléatoire.

- méthodes itératives

Les 2 méthodes précédentes ont l'avantage d'être directes. Des méthodes itératives peuvent cependant avoir un grand intérêt lorsque les appariements de points sont difficiles à établir et lorsque les matchings par moments du second ordre ne sont pas assez précis. Nous rappelons que nous recherchons une matrice $H(p)$ définissant la transformation entre les 2 référentiels et définie par un vecteur paramètres p . L'idée est alors de minimiser une distance globale *dist* entre S_A et la surface $S_B(p)$ transformée de S_B par la matrice $H(p)$ cherchée, la minimisation portant sur les paramètres p et la recherche du minimum étant itérative en partant d'une solution initiale connue.

On recherche: $\text{Min} [\text{dist} (S_A , S_B (p))]$
sur p

Cette méthode d'optimisation classique pose alors le problème essentiel du choix de la distance *dist* entre 2 surfaces.

[PELIZZARI 89] utilise pour la distance *dist* la somme des carrés des distances entre des points répartis sur S_A et leurs "projections" sur $S_B(p)$ le long de droites issues du barycentre de S_A . La minimisation de *dist* aboutissant à un matching "satisfaisant" est obtenue en 5 à 10 mn sur un VAX 11/750 (précision de l'ordre de 2 mm). L'application porte dans ce cas sur le matching entre 2 surfaces du scalp. Le choix de cette distance semble bien adapté à la nature globalement "arrondie" et convexe de ce type de surface. Cependant, les surfaces cutanées peuvent poser certains problèmes dûs à leur non rigidité, il faudra alors utiliser des surfaces anatomiques internes dont la morphologie est en général complexe. Pour de telles surfaces, il nous paraît évident que la distance utilisée par Pelizzari et al. posera des problèmes (intuitivement, le barycentre d'une surface complexe a peu de signification).

Nous pensons que d'un point de vue plus général, d'autres distances devront être employées, comme par exemple en chaque point M_A de S_A , la distance entre M_A et son plus proche voisin sur $S_B(p)$ ou encore la distance entre M_A et le point de $S_B(p)$ qui intersecte la normale en M_A , puis on éliminera les cas aberrants (distances dépassant un certain seuil) avant de sommer les carrés des distances obtenues.

L'avantage important de cette méthode de minimisation d'une distance entre surfaces est qu'elle permet théoriquement de mettre en correspondance deux surfaces dont l'une est incluse dans l'autre (ou bien on sait laquelle est la plus petite des deux, et il suffit alors de sommer les distances calculées en un échantillonnage de la surface la plus petite ou bien on cherche à éliminer les mesures aberrantes obtenues lorsqu'un point n'a pas de correspondant).

- méthode "mixte"

Une approche originale a récemment été proposée par [RADACK 89]. Les surfaces doivent au préalable être représentées par une "décomposition radiale" : c'est-à-dire qu'à partir d'un point central C donné, la surface est représentée par un ensemble de contours intersections entre cette surface et des sphères de rayon r centrées sur C . On obtient ainsi un ensemble de "contours de distance", un pour chaque rayon r considéré. Si l'on doit maintenant réaliser le matching entre S_A et S_B , il faut au préalable apparier deux points de ces surfaces (on peut prendre soit les 2 barycentres si les surfaces sont fermées, soit 2 points caractéristiques stables): on obtient C_A et C_B . On représente alors les 2 surfaces par leurs décompositions radiales centrées resp. sur C_A et C_B , et il suffit finalement de mettre en correspondance les "contours de distances" ainsi obtenus pour chaque rayon r . Le problème de matching de surfaces est alors ramené à un matching de courbes, ce qui apporte un degré de simplification important.

En conclusion, des méthodes de matching 3D/3D rigide ont été validées dans des cas simples (ensemble de points prélevés interactivement, surfaces "ellipsoïdales") mais le cas des surfaces quelconques reste à être validé.

IV.3.b) Matching rigide 3D/2D

Un problème de matching 3D/2D qu'il serait utile de résoudre est le suivant : connaissant une structure 3D dans REF-A et une *coupe 2D* de cette structure dans REF-B, trouver quelle est la transformation rigide entre REF-A et REF-B. Dans le cas où les structures ou volumes en question ont une morphologie "continue" mais suffisamment "particularisée", et où on connaît une transformation initiale proche de la solution finale, on pourra peut-être envisager de minimiser de façon itérative la corrélation globale entre la coupe 2D réelle et les coupes 2D synthétisées à partir du volume, en fonction des paramètres de la transformation cherchée... On pourra également minimiser la distance entre une courbe segmentée sur l'image 2D et une surface 3D à laquelle appartient la courbe. Mais la surface doit être suffisamment complexe pour obtenir un minimum consistant, ce qui, en contre-partie, peut rendre le calcul des Jacobiens délicats. Ce problème semble donc a priori très difficile dans le cas général. Cependant, si l'on peut acquérir une coupe 2D, on pourra en général en acquérir plusieurs, puis reconstruire une partie du volume décrit par ces coupes et l'on sera alors ramené à un problème plus facile de matching 3D/3D.

Nous étudions maintenant le cas très important du matching entre une structure 3D décrite dans REF-A avec ses projections 2D décrites dans REF-B. Les projections de la structure sont vidéo ou radiologiques. L'information 2D est ici plus complexe mais plus riche que dans le cas des coupes 2D, notamment dans le cas des projections radiologiques, qui représentent une intégration de tout le volume étudié. Le problème est formulé ainsi : à partir de N projections $P_i(S_B)$, $i=1..N$, de la surface de l'objet étudié dans REF-B, et de la modélisation tridimensionnelle S_A de cette surface dans REF-A, nous cherchons la transformation rigide H entre REF-A et REF-B. Nous nous limiterons à un nombre N de projections pouvant varier de 1 à 4, mais le cas typique sera donné par $N = 2$. Pour N supérieur, on pourrait alors chercher à reconstruire complètement la structure 3D à partir des N projections, ce qui nous placerait, en ce qui concerne les images radiologiques, dans le cas de la tomodensitométrie 3D [GRANGEAT 87]. Ce cas ne sera pas étudié ici, car nous verrons que le principe général de notre méthodologie repose sur un matching per/pré-opératoire utilisant des capteurs vidéo ou radiologiques per-opératoires de type "léger" (limitation en coût, en temps d'acquisition et en temps de traitement des données).

En ce qui concerne les images vidéo, nous citerons cependant les approches décrites dans [CHIEN 89] et [NOBORIO 89], où des algorithmes rapides permettent de reconstituer une silhouette 3D à partir des silhouettes 2D observées sur les projections, à l'aide d'une modélisation quadtree et octree. Une silhouette 2D est simplement la zone de l'image projection qui est intérieure au contour de l'objet projeté. Chaque silhouette 2D est associée à un cône (perspective conique) ou à un cylindre (perspective parallèle) de l'espace 3D en fonction des paramètres de prises de vue. L'intersection de ces cônes ou cylindres donne alors la silhouette 3D. Mais certaines concavités peuvent ainsi être occultées. En fait, pour arriver à reconstruire un objet 3D de façon précise, il faudra un nombre important de vues et c'est seulement dans ce cas qu'on pourra ensuite appliquer les méthodes de matching 3D/3D décrites précédemment. Nous pensons que le matching **du 2D** donné par quelques projections **sur le 3D** ne doit pas utiliser une telle reconstruction globale, mais plutôt des caractéristiques locales. En fait, cet exemple montre qu'il est certainement préférable de réaliser le matching **du 3D sur le 2D**.

En Vision par Ordinateur, sous un label général de Reconnaissance des Formes, le problème du matching 3D/2D a été abondamment décrit dans la littérature et nous n'en donnerons ici qu'un bref aperçu. Il s'agit de reconnaître parmi une liste d'objets un objet 3D décrit par certaines primitives en utilisant une ou deux images projections. Une approche classique consiste à calculer des "invariants" sur les images 2D, c'est-à-dire des caractéristiques telles que des moments, qui ne dépendent pas de la position et de l'orientation de l'objet sur l'image. Ces méthodes, facilement validées dans le cas du matching 2D/2D [HU 62], le sont plus difficilement dans le cas 3D/2D et travaillent en général sur des primitives planes [DUDANI 77], [BERTRAND 87], [LAM DAN 88]... Mais elles éliminent la détermination des paramètres de prise de vue, or c'est ce que nous recherchons! Parmi les méthodes de matching 3D/2D qui prennent en compte la géométrie d'acquisition des images, nous trouvons essentiellement des travaux portant sur des primitives relativement simples, parfois regroupées dans des arbres décrivant des objets complexes : nous citerons de façon non exhaustive [FISCHLER 81] pour le matching de points, [DHOMME 88], [HORAUD 87], [SILBERBERG 84] pour des segments de droites, [HORAUD 87], [SHAPIRO 84], [CYGANSKI 85] pour des primitives planes, [HARALICK 84] et [CHRISTOPHERSON 84] pour des objets "fils de fer", [LOWE 85] pour des courbes, [RICHETIN 89] pour des objets à symétrie de révolution, etc... De plus, ces méthodes utilisent parfois des modèles de perspective parallèle et non conique. Elles reposent en fait sur les descriptions des objets "manufacturés" par ensembles de primitives (regroupées dans des polygones par exemple). Mais, nous l'avons déjà précisé au § a), les structures qui nous intéressent seront soit des points (prélevés interactivement ou automatiquement), soit des surfaces complexes. Pour le matching par points, nous proposerons dans la 2^{ème} Partie une méthode *interactive* simple de matching par points 2D (associés à des droites 3D), extension des méthodes vidéo classiques aux méthodes radios. Réaliser des appariements *automatiques* présupposera une étude de la stabilité de certaines caractéristiques par

projections radiologiques [KERGOSIEN 87], généralisant ainsi des études appliquées à des courbes [RICHETIN 87] et à des cônes généralisés [RAO 88]. Pour ce qui est du matching par surfaces, à notre connaissance, la seule approche de matching 3D/2D qui semble très proche de notre problème est décrite par [PONCE 89], nous y reviendrons largement dans la 2^{ème} Partie lors de l'étude du matching du système ventriculaire avec ses projections radiologiques. Cependant, nous verrons que la méthode qui y est décrite, bien que générale d'un point de vue théorique n'a été appliquée qu'à des surfaces simples (de type tore).

Notons enfin que le cas de la stéréoscopie, qui n'a pas été abordé ici car on doit considérer un capteur stéréoscopique comme un capteur 3D, peut s'avérer très intéressant dans deux approches :
1°) Si l'on dispose de deux (ou de préférence 3) images vidéo en conditions stéréoscopiques d'une scène anatomique obtenue lors d'une chirurgie à ciel ouvert, il devrait être possible d'apparier automatiquement des points caractéristiques contenus dans certaines structures (telles que les vertèbres par exemple). Ces points caractéristiques devraient alors être appariés également sur le modèle 3D. Notons que dans le cas d'images vidéo de la surface cutanée, une telle approche paraît beaucoup plus délicate en raison du manque de points singuliers.

2°) Si l'on dispose de deux (ou de préférence 3) projections radiologiques en conditions stéréoscopiques, des caractéristiques stables devraient pouvoir être appariées sur les projections [KERGOSIEN 87], puis sur le modèle 3D.

A notre connaissance, de telles approches n'ont pas été développées dans ce cadre médico-chirurgical (la stéréoscopie en angiographie ne réalise pas le matching avec un modèle 3D).

En conclusion, les méthodes de matching interactif par points semblent validées aussi bien dans le cas 3D/3D que 3D/2D, les prélèvements et appariements automatiques de points ne le sont pas dans le contexte des structures anatomiques. Quant au matching par surfaces, des approches existent pour des cas particuliers pour le 3D/3D, mais le problème du matching 3D/2D ne semble pas résolu pour des surfaces quelconques. La 2^{ème} Partie présentera nos travaux préliminaires réalisés pour analyser ce problème et tenter de le résoudre.

IV.4 Matching élastique

Nous nous plaçons ici dans le cas où les transformations permettant de relier les points de REF-A à ceux de REF-B ne sont pas rigides. Ce sera typiquement le cas du matching entre un modèle géométrique anatomique tel que l'Atlas du cerveau et les données réelles du patient obtenues par TDM ou IRM. Les déformations existant entre les diverses structures sont alors supposées élastiques (par opposition à plastiques).

Une première approche, qui a déjà été évoquée au paragraphe précédent (cf. annexe C), considère un matching élastique global ; cette approche est prise comme approximation première du problème du matching élastique fin par [BAJCSY 89]. On rencontre également une approche simplifiée dans la méthode de Talairach dite "proportionnelle", dans laquelle une homothétie de rapport spécifique est appliquée sur chaque axe du repère de base pour mettre en correspondance globale un modèle (Atlas) avec un cas particulier [TALAIRACH 52, 57, 67]. Ce type d'approche a l'avantage d'être simple à mettre en oeuvre, rapide et assez robuste. Mais le problème est de donner un caractère global à un problème qui est le plus souvent local. Autrement dit, des imprécisions de matching subsistent.

Une seconde approche consiste à prendre en compte des déformations locales. Dans ce cas, la morphologie globale des structures est respectée et des déformations locales supposées faibles sont prises en compte. Le problème général se pose alors sous la forme de la recherche d'une fonction discrète ou continue associant les points du référentiel de départ REF-A à ceux du référentiel d'arrivée REF-B.

$$\begin{aligned} \text{REF-A} &\rightarrow \text{REF-B} \\ M &\rightarrow M' = u(M) \end{aligned}$$

Pour que les déformations locales soient le plus faible possible, il paraît utile de réaliser au préalable un "matching élastique global". Ensuite, deux solutions paraissent possibles pour trouver la fonction u recherchée.

1ère solution : appariements de points puis interpolation.

Si l'on peut identifier des points M caractéristiques de REF-A qui peuvent se retrouver en des points M' de REF-B, on obtient alors N couples de points appariés (M_i, M'_i) qui doivent vérifier :

$$M'_i = u(M_i), i = 1, \dots, N$$

La fonction u peut alors être définie par des fonctions splines de $\mathbb{R}^3$ dans $\mathbb{R}^3$ et l'on peut résoudre le système des équations précédentes en cherchant la spline qui passe par les couples (M_i, M'_i) . Le modèle élastique est ainsi propagé par interpolation et l'on a bien un modèle de déformation locale. Notons que [SCHIER 89] propose cependant de prendre pour u un polynôme global de $\mathbb{R}^3$ dans $\mathbb{R}^3$ du 3ème degré. Cette approximation globale d'un problème local se justifie en fait par l'application étudiée, où il s'agit de mettre en correspondance une même structure observée par des capteurs différents pouvant présenter une certaine distorsion (IRM et TDM par exemple), ce qui revient à approximer la distorsion par un modèle global.

Le problème de ces méthodes est de déterminer suffisamment de couples de points appariés pour que l'interpolation soit valide. Bien sûr, des prélèvements et appariements interactifs de points sont possibles, mais l'aspect "fastidieux" d'une telle opération la rend difficilement utilisable en routine clinique; de plus, on aurait alors relativement peu de données à intégrer dans un modèle souple, ce qui rend délicat l'utilisation du lissage, et les imprécisions des données seraient entièrement conservées dans des procédures d'interpolation; l'opérateur devrait donc être très précis pour tous les points! Il sera donc nettement préférable de réaliser des appariements aussi automatiquement que possible. Les méthodes décrites dans le cas du matching rigide 3D/3D sont ici directement applicables. En particulier, l'appariement de points singuliers stables détectés sur des surfaces à mettre en correspondance semble intéressant. De même, la "projection" de points d'une surface sur l'autre suivant différents modes (point le plus proche, intersection avec la normale, etc...) est à étudier. Mais l'application la plus prometteuse est certainement une généralisation des méthodes 2D de contours élastiques (ou "snakes") à des surfaces élastiques dont la valeur initiale serait donnée par la surface du modèle puis serait déformée itérativement jusqu'au matching avec l'autre surface, tout en conservant un terme "élastique" minimisant l'énergie interne de la surface transformée. Il suffirait alors de recueillir le champ d'appariements obtenus, puis d'interpoler et d'extrapoler ce champ de déformations locales.

La difficulté d'appariements de points est levée si l'on utilise la méthode volumique présentée maintenant.

2ème solution : matching élastique volumique [BAJCSY 89], [DANN 88].

Une méthode apparemment très puissante mais pour l'instant coûteuse en calcul a été développée par R. BAJCSY.

L'auteur part de 2 modèles volumiques donnés par des voxels ; l'un de ces modèles est un Atlas du cerveau humain segmenté coupe par coupe puis "agencé" sous forme de voxels de 1 mm^3 environ. L'autre modèle est un cerveau issu de la TDM sur lequel aucune procédure de segmentation ne semble nécessaire : on réalise simplement une interpolation entre les coupes qui donnera des voxels cubiques de 1 mm^3 environ.

L'idée est d'affecter aux objets volumiques de l'Atlas une densité qui sera celle que l'on obtiendra en TDM pour les objets correspondants. On affecte ainsi au système ventriculaire de l'Atlas, et au cortex cérébral des densités dont on estime qu'elles seront les densités du système ventriculaire et du cortex en TDM. Actuellement, le matching ne porte que sur ces 2 "objets". L'auteur affecte alors des constantes d'élasticité à ces 2 "objets de référence" de l'Atlas et les déforme pour les faire

"coïncider" aux objets volumiques correspondant en TDM. Ce processus de déformation est en fait décrit par les équations de Navier, qui expriment l'état d'équilibre du système global.

$$\mu \nabla^2 u_i + (\lambda + \mu) \frac{\partial \theta}{\partial x_i} + F_i = 0, \quad i = 1, 2, 3$$

où

- . $x = (x_1, x_2, x_3)^t$ représente le système de coordonnées avant déformation.
- . u est la fonction de déformation recherchée (u est une fonction de $\mathbb{R}^3$ dans $\mathbb{R}^3$, de composantes u_i).
- . θ est la dilatation cubique :

$$\theta = \frac{\partial u_1}{\partial x_1} + \frac{\partial u_2}{\partial x_2} + \frac{\partial u_3}{\partial x_3}$$

- . λ et μ sont des constantes définissant les propriétés élastiques des objets.
- . $F = (F_1, F_2, F_3)^t$ représente les forces externes appliquées en chaque point du volume ; ce sont ces forces qui attirent un modèle vers un autre.

L'auteur résout itérativement ce système d'équations différentielles par une méthode de Jacobi. Le résultat est donc une fonction u de $\mathbb{R}^3$ dans $\mathbb{R}^3$ qui doit propager d'elle-même l'élasticité trouvée à partir des structures de référence. Cette fonction u permet alors de transférer toutes les structures de l'Atlas pour les insérer dans le modèle TDM.

Un point important est le choix et le calcul des forces externes F . Ces forces sont en fait déduites d'une fonction de similarité $S(u)$ que l'on cherche à maximiser ; on prend donc :

$$F(u) = \frac{dS(u)}{du} \quad \text{où } u \text{ représente le déplacement}$$

L'auteur prend une approximation quadratique de $S(u)$ et donc une approximation au premier ordre de $F(u)$. Autrement dit, les forces $F(u)$ seront déterminées par les dérivées premières et secondes de $S(u)$. Par ailleurs, ces forces seront en fait calculées uniquement dans les régions dans lesquelles un maximum consistant est observé.

Il reste alors à exprimer cette fonction de similarité $S(u)$.

L'auteur utilise pour cela en tout point x une corrélation normalisée C entre le modèle de base (Atlas) donné par la fonction de densité $f(x)$ et le modèle final (TDM) donné par la fonction de densité $g(x)$.

$$\text{En tout point } x, S(u) = C(f(x), g(x+u)) = \frac{\sum_{i=0}^N F_i G_i}{[\sum_{i=0}^N F_i^2]^{1/2} [\sum_{i=0}^N G_i^2]^{1/2}}$$

où les F_i et G_i sont les composantes de $f(x)$ et $g(x+u)$ selon une certaine base de fonctions dérivées des polynômes de Hermite. En principe on devrait prendre $N \rightarrow \infty$, mais l'auteur se limite en fait à l'ordre 1, les composantes d'ordre 0 faisant intervenir des niveaux de gris moyens pondérés, et les composantes d'ordre 1 faisant intervenir des gradients pondérés de l'image 3D. Un terme exponentiel permet de plus de ne donner une influence qu'aux points proches ; concrètement, cette fonction de similarité ne sera calculée en chaque voxel qu'en utilisant les données prises dans un voisinage volumique de $5 \times 5 \times 5$ voxels.

L'auteur propose en fait de réaliser un matching élastique "multi-niveaux", c'est-à-dire dans lequel on se restreint dans un premier temps à un volume échantillonné avec un pas augmenté d'un rapport de 2^N , on réalise alors le matching, on interpole la fonction qui en résulte au niveau $N-1$, et on réitère ce processus jusqu'au niveau 0 de base. L'approche multi-niveaux a un double intérêt : elle apporte bien sûr un gain de temps mais elle assure de plus la convergence de l'algorithme itératif ; en effet, un matching réalisé pour un volume $2^i \times 2^i \times 2^i$ fournit des conditions initiales proches de la solution du matching réalisé dans un volume $2^{i+1} \times 2^{i+1} \times 2^{i+1}$.

Les points critiques de la méthode sont les suivants :

- les temps de calcul sont sans doute assez longs (les valeurs ne sont pas citées). La méthode "multi-niveaux" permet cependant d'optimiser ces temps de calculs.
- les constantes d'élasticité sont réglées empiriquement, elles influent beaucoup sur le résultat. Les auteurs pensent qu'elles devront être différentes pour chaque structure.
- les niveaux de gris que l'on doit affecter au départ à l'Atlas doivent en fait être "prélevés" sur l'examen TDM, on fait donc l'hypothèse de leur constance et de leur homogénéité pour chaque structure anatomique ; pour que la méthode soit automatique, il faut également que ces valeurs soient fixes pour des examens TDM différents.
- un manque de robustesse en ce qui concerne la rotation du matching global a été mis en évidence.
- la résolution de l'équation différentielle semble parfois poser quelques problèmes.

Cette méthode est encore en évaluation et des améliorations sont en développement ; elle s'avère très prometteuse pour diverses applications, dont les nôtres. Son atout majeur est dû à son caractère volumique pour traiter de déformations locales.

Notons qu'une autre méthode, également basée sur des corrélations 3D locales des niveaux de gris, est proposée dans [CERCHIARI 87] et [BORRONI 87]; cette méthode est appliquée dans ce cas au matching de 2 examens IRM différents mais obtenus avec le même imageur. Pour un ensemble de points d'un maillage 3D réalisé sur un des 2 examens, les auteurs cherchent les correspondants à corrélation maximale dans l'autre examen (en utilisant notamment des prédictions obtenues grâce aux points voisins), et ils interpolent sur le volume total l'ensemble d'appariements ainsi obtenus.

IV.5 Stratégie de matching pour les GMCAO

A partir de la méthode générale de matching et des deux approches essentielles (matching rigide, matching élastique), nous précisons les méthodes à employer pour mettre en correspondance les 4 types de référentiel impliqués dans les GMCAO, à savoir :

- REF-PRE-OP : informations pré-opératoires du patient,
- REF-OP : informations per-opératoires du patient,
- REF-MOD : modèles anatomiques,
- REF-GUIDE : systèmes de guidages.

IV.5.a) Relier un modèle anatomique (REF-MOD) aux informations du patient (REF-PRE-OP ou REF-OP).

Dans le cas général, au moins un examen d'imagerie est réalisé en pré-opératoire sur le patient. On peut alors, à l'issue de cet examen, mettre en correspondance les informations obtenues dans REF-PRE-OP avec celles qui sont contenues dans un modèle REF-MOD. L'utilisation du matching élastique s'avère alors indispensable. Les diverses méthodes (présentées au § IV.4.) de mise en correspondance de structures anatomiques communes, doivent être appliquées. Il paraît nécessaire que des méthodes 3D soient utilisées cliniquement, en remplacement de certaines méthodes 2D actuelles, qui impliquent nécessairement des approximations importantes. L'exemple de [BAJCSY 89] semble être très intéressant à suivre.

L'avantage des données pré-opératoires est qu'elles ont le plus souvent ce caractère 3D nécessaire au matching, mais c'est aussi le fait que ce matching peut être réalisé "off-line" en utilisant des méthodes assez sophistiquées. Cependant, un inconvénient de leur utilisation exclusive est la non-prise en compte de données per-opératoires qui peuvent apporter une information essentielle. Nous verrons par exemple dans la 2^{ème} Partie que les ventriculographies (per-opératoires) donnent une

localisation précise de points de repère anatomiques fiables tels que les commissures blanches antérieure et postérieure.

De même, une utilisation exclusive des informations per-opératoires est en général rendue délicate par le caractère géométrique complexe des données obtenues (projections radiologiques, coupes échographiques, etc..).

Nous pensons donc que le cas idéal consiste à mettre en correspondance le modèle géométrique avec des données 3D (pré-opératoires en général), en tenant compte de contraintes données par des informations per-opératoires. Si les temps de calcul le permettent, ces contraintes pourraient être intégrées directement dans le processus de matching 3D; dans le cas contraire, elles pourront intervenir en dernier lieu pour "corriger" un matching 3D établi en pré-opératoire. Cette proposition pré-suppose que les informations per et pré-opératoires soient mises en correspondance, c'est ce que nous étudions maintenant.

IV.5.b) Mettre en correspondance les informations per et pré-opératoires

Nous traitons ici de la mise en correspondance des images pré-opératoires entre elles (TDM et IRM par exemple) et de la mise en correspondance des images pré-opératoires avec les images per-opératoires (IRM et radiographies par exemple). Ce problème clé était jusqu'ici résolu par une approche classique mettant en jeu des repères matériels. Nous proposons d'utiliser une seconde approche basée uniquement sur des repères anatomiques. Ces deux "points de vue" sont présentés :

*** Approche classique "matérielle"**

L'idée classique consiste à matérialiser les référentiels que l'on doit mettre en correspondance par un seul système mécanique, constitué d'éléments observables par chacun des capteurs impliqués, et fixé rigidement par rapport aux parties anatomiques étudiées. Un système de points de repère matériels est ainsi fixé sur le patient depuis le premier examen pré-opératoire jusqu'à l'intervention. Ce genre de système est largement utilisé en neurochirurgie stéréotaxique (cf 2^{ème} Partie) et prend alors la forme d'un "cadre stéréotaxique" ; de multiples formes matérielles sont possibles. De même, pour mettre en correspondance des images TEP avec des images TDM ou IRM, des versions "allégées" de cadres stéréotaxiques ayant l'allure de masques ont été développées [WILSON 89], [MIURA 88]. S'il paraît délicat d'utiliser un équivalent de cadre stéréotaxique pour d'autres parties anatomiques que le crâne, certains auteurs proposent néanmoins des systèmes plus "légers" applicables à de nombreuses situations. Ainsi, [MÖSGES 89] colle des petites sphères

radio-opaques sur la peau du patient juste avant un examen TDM et vient "palper" mécaniquement ces sphères lors de l'intervention; l'application première est la chirurgie plastique et maxillo-faciale. [TAYLOR 89] utilise un système analogue appliqué à l'orthopédie dans un projet de mise en place de prothèse de hanche assistée par robot. [CHRISTOPHERSON 84] propose de poser des fils de fer fins sur la peau du patient afin de reconstruire la surface cutanée à l'aide de 2 radiographies; l'application concerne ici le positionnement du patient en radiothérapie.

Nous présentons ici les avantages et les inconvénients de cette méthode "matérielle".

Avantages :

- L'hypothèse "matching rigide" est supposée vérifiée, et les structures matérielles de référence peuvent être adaptées à loisir en fonction de l'imageur impliqué. Ceci rend donc assez faciles et rapides les procédures de mise en correspondance.
- Les structures matérielles de référence (droites, points de l'espace,...) peuvent être utilisées pour le calibrage du capteur impliqué (en IRM par exemple). Si on ne les a pas, un calibrage indépendant du capteur est nécessaire.
- La matérialisation des structures de référence pourra également être utilisée pour la mise en correspondance entre imagerie et systèmes de guidage.
- Ces systèmes sont facilement utilisables pour traiter des images multi-modalités : IRM, TDM et surtout TEP, puisqu'il suffit par exemple de remplir les mêmes tubes avec des produits opaques adaptés aux différents capteurs.

Inconvénients :

- L'emploi des structures matérielles pose plusieurs problèmes de précision : précision de la détection sur les images pré-opératoires (en général des coupes épaisses et espacées de plusieurs mm), précision de la détection à l'aide des capteurs per-opératoires (erreurs intrinsèques et extrinsèques d'un palpeur mécanique par exemple), précision du matching (se contenter de 3 ou 4 points est suffisant en théorie mais un bruit aléatoire de mesure est alors entièrement propagé).
- Un inconvénient clinique majeur est l' "inconfort" pour le patient (qui peut aller jusqu'à des "troubles psychologiques" si le système est très contraignant). Cet inconvénient doit cependant être comparé à l'effet thérapeutique de l'intervention.

- L'adaptabilité de ces systèmes aux applications autres que la neurochirurgie stéréotaxique peut devenir impossible dans certains cas. En effet, un système de type cadre stéréotaxique pour la colonne vertébrale est difficilement imaginable. Quant au collage des points de repères sur la peau, il peut générer des problèmes d'imprécision. Nous verrons dans le paragraphe suivant que des méthodes plus globales peuvent utiliser les surfaces cutanées comme points de repère.
- L'aspect "rigide" de ces systèmes ne résoud pas le problème de savoir si les structures matérielles utilisées sont fixes, de façon stable, par rapport aux structures anatomiques étudiées. Ces structures anatomiques étudiées, qui constituent le véritable objectif, peuvent en effet bouger par rapport aux structures anatomiques qui sont utilisées pour fixer les repères mécaniques (même le cerveau peut, en toute rigueur, bouger à l'intérieur de la boîte crânienne, en particulier sous l'effet de l'introduction des outils opératoires).
- Ces systèmes ne résolvent en rien le problème du matching entre un modèle géométrique et le cas réel.

* Approche par "structures anatomiques"

Une approche plus "légère" consiste à "matérialiser" les référentiels impliqués dans la mise en correspondance en utilisant uniquement des structures anatomiques, les plus proches possible des structures cibles. Les structures de référence utilisées devront être "observables" par les capteurs utilisés, des représentations mathématiques différentes pourront alors être mises en correspondance. Ces structures pourront être des points anatomiques particuliers prélevés et appariés interactivement [CHEN G.T.Y 85], [KOSUGI 88], [SCHIERS 89], [TOENNIER 89], [THIEBAULT 89], [ROBERTS 86],.... Ces points pourront être définis sur des images 2D, sur des projections du volume 3D ou physiquement à l'aide d'un palpeur de coordonnées. Mais la précision et la facilité du matching seront nettement accrues si ces structures sont des surfaces segmentées pouvant être internes ou externes (c'est-à-dire cutanées) [PELIZZARI 89], [BAJCSY 89], [GAMBOA 86]. En général, les capteurs pré-opératoires seront basés sur l'IRM, la TDM, la TEP, et les capteurs per-opératoires seront de type "léger" : radiographie, ultrasons. Des capteurs spécifiques au matching, n'apportant pas d'information médicale, pourront être utilisés : caméra vidéo avec balayage laser par exemple, et ce, surtout en per-opératoire, mais éventuellement aussi en pré-opératoire.

Avantages :

- Une grande variété d'applications cliniques est possible avec cette méthode ; la limitation théorique ne porte que sur l'existence de structures anatomiques observables à la fois par les capteurs pré-opératoires et par les capteurs per-opératoires.
- Les structures anatomiques de référence sont indispensables si l'on veut réaliser une mise en correspondance avec un modèle (de type Atlas).
- A priori, les structures anatomiques de référence utilisées peuvent constituer les repères les plus précis et les plus stables que l'on puisse trouver, surtout lorsque ces structures sont les structures opérées (ou en sont très proches).
- Les problèmes liés à l'inconfort pour le patient et à l'implantation de structures matérielles sur le patient lors d'examens pré-opératoires sont ici résolus.
- La stratégie globale de matching est rendue plus souple par le fait que l'on utilise des méthodes "software" en remplacement de méthodes "hardware". Cette souplesse peut par exemple se traduire par la possibilité d'utiliser des données acquises sur des examens d'imagerie antérieurs (où aucun repère matérialisé n'était mis en place).
- L'utilisation de l'ensemble de la surface cutanée la plus proche de la zone étudiée comme référence est avantageuse en précision par rapport à la prise en compte de quelques points matérialisés, répartis sur cette surface. Et, plus généralement, un matching par surfaces doit éliminer un bruit aléatoire présent sur les mesures.
- Dans le cas où les structures anatomiques auxquelles on s'intéresse se déforment, des méthodes du type "matching élastique" permettront de compenser ces déformations, au moins en partie, en extrapolant les déformations des structures de référence adjacentes.
- Les capteurs utilisés pour le "matching" sont souvent déjà présents sur le site pour obtenir des informations per-opératoires (radiographies ou échographies).

Inconvénients :

- La mise en oeuvre de ces méthodes de matching peut être délicate : peu de méthodes mathématiques existent pour le cas 3D et notamment pour relier une structure avec ses

projections (cf 2^{ème} Partie), les temps de calcul risquent dans un premier temps d'être longs, des procédures interactives pourraient être nécessaires.

- Dans certains cas, peu de structures anatomiques sont observables précisément avec le capteur utilisé pour recueillir les informations médicales. Le cas typique est celui de la TEP. Dans ce cas, l'approche "matérielle" résoud facilement ce problème à l'aide de tubes remplis de marqueurs spécifiques fixés sur le patient par des systèmes de type masque. Dans l'approche "légère", il est alors nécessaire de rajouter un capteur "léger" mécaniquement relié au système d'acquisition TEP ; ce capteur léger peut être un système d'acquisition de surface (caméra vidéo avec balayage laser). La surface cutanée représente alors la *signature de référentiels* qui est utilisée. Il existe donc des cas où des capteurs spécifiques de matching devront être ajoutés au système global. Cependant, cela compense l'introduction des systèmes matériels de type masque ou cadre stéréotaxique.

- La surface de référence utilisée n'est pas toujours fixe par rapport aux structures étudiées. En fait, le problème doit ici être posé en terme de quantification d'erreur relative et chaque cas doit être étudié et testé. Par exemple, la surface cutanée du crâne n'est pas fixe par rapport aux structures internes, avec une certaine imprécision : tout dépend alors de la précision avec laquelle on doit atteindre l'objectif choisi.

Globalement, nous pensons que, lorsque cela est possible, les méthodes ne prenant en compte que des structures anatomiques sont préférables à celles où l'on fixe un système matériel sur le patient. Les conditions à remplir sont les suivantes :

- Des structures anatomiques de référence sont observables dans les 2 référentiels impliqués.
- Une méthode mathématique de matching basée sur ces structures existe et nécessite des temps de calcul et une interactivité compatibles avec la stratégie opératoire.
- L'imprécision finale (c'est-à-dire portant sur l'écart entre les structures de référence utilisées et les structures à atteindre) doit être connue et ne pas dépasser un seuil d'admissibilité.

Si l'on ne peut pas disposer de capteurs per et pré-opératoires adaptés à cette utilisation, et si les 3 conditions précédentes ne sont pas toutes vérifiées, alors on utilisera l'approche classique et on matérialisera les référentiels à mettre en correspondance par des systèmes mécaniques (cadre stéréotaxique, sphères métalliques, tubes remplis de marqueurs, fils de fer, petites broches, moules adaptés au patient et avec repères, etc...).

Toutes les considérations précédentes sont valables non seulement lorsqu'il s'agit de relier des données pré-opératoires à des données per-opératoires, mais encore pour des matchings de données pré-opératoires multi-modalités entre elles et également pour des données per-opératoires de nature différente. Cependant, en général, les informations pré-opératoires ont un caractère 3D très utile qui est plus difficile à retrouver dans les données per-opératoires. Donc en général, le matching entre images pré-opératoires (TDM et IRM par exemple) sera traité comme un matching 3D/3D alors qu'un matching per/pré-opératoire (TDM et radiographies par exemple) sera traité comme un matching 3D/2D. Ces 2 cas seront illustrés dans la 2^{ème} Partie, en insistant sur les méthodes de matching 3D/2D, qui sont méthodologiquement les plus délicates.

IV.5.c) Relier le référentiel du système de guidage à un référentiel opératoire

En conditions per-opératoires, il existe nécessairement un capteur auquel on va associer un référentiel REF-CAPT. Le système de guidage a son référentiel propre REF-GUIDE. Le problème qui se pose ici est de relier REF-CAPT à REF-GUIDE. Un modèle de transformation rigide s'impose de toute évidence, mais les perturbations mécaniques intervenant au cours du temps devront être étudiées (dilatations avec la température, "flexibilité" de certaines parties mécaniques, vibrations, etc...).

La méthode générale pour les guidages "mécaniques" est alors la suivante.

On place le guide en un nombre N de positions (P_{Ai}), $i = 1, \dots, N$, connues dans REF-GUIDE (si le système de guidage est calibré intrinsèquement). Le capteur observe alors cet ensemble de points et peut en déterminer leurs coordonnées dans son référentiel REF-CAPT. Il ne reste alors plus qu'à appliquer une des méthodes de matching rigide entre "nuages de points" pour connaître la transformation entre REF-GUIDE et REF-CAPT. En fait, ce problème est rigoureusement équivalent au problème de calibrage extrinsèque de capteur présenté au paragraphe 2.2.

Une "astuce" consiste à créer physiquement l'ensemble des points observés et à les répartir ainsi sur une mire qui a son propre référentiel REF-MIRE. Si le capteur observe l'ensemble des points de REF-MIRE, le résultat de la calibration extrinsèque est la matrice de passage $M(\text{REF-MIRE}/\text{REF-CAPT})$. Si l'on fait "tenir" cette mire par le système de guidage, on obtiendra facilement la matrice de passage $M(\text{REF-GUIDE}/\text{REF-MIRE})$. Le produit des 2 matrices est alors la transformation recherchée.

L'intérêt de passer par l'intermédiaire de la 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.

Dans le cas où le système de guidage n'est pas mécanique, mais est un capteur associé à un référentiel REF-CAPT-GUIDE (caméra vidéo par exemple), et où il existe un autre capteur opératoire (associé à REF-CAPT-OP), alors l'emploi d'une mire est indispensable puisqu'il va permettre de matérialiser un référentiel observé simultanément par le capteur guide, (et donc d'obtenir $M(\text{REF-CAPT-GUIDE}/\text{REF-MIRE})$), et par le capteur opératoire (et donc d'obtenir $M(\text{REF-CAPT-OP}/\text{REF-MIRE})$). La composition de ces 2 matrices donne alors la matrice recherchée.

Un autre cas particulier où l'emploi d'une mire est indispensable est le cas où le système de guidage est mécanique et est relié de façon rigide au capteur opératoire. Dans ce cas, l'observation du système de guidage par le capteur est invariante et ne délivre donc qu'une seule équation. En reliant mécaniquement le guide à une mire et en observant la mire, on crée ainsi un ensemble d'observations permettant d'obtenir la transformation cherchée (cf § VI.2).

Enfin, le dernier cas particulier est celui où le système de guidage est un capteur et où il n'y a pas d'autres capteurs. Dans ce cas, ce capteur seul joue à la fois le rôle de "capteur pour matching" et de "capteur pour guidage". La transformation cherchée est alors l'identité.

IV.5.d) Prise en compte de phénomènes dynamiques

Dans tout ce qui a précédé, nous n'avons pris en compte que les transformations stables au cours du temps. Cependant, différents phénomènes dynamiques peuvent modifier certaines transformations de référentiel (respiration, battements de coeur, etc...). De façon générale, il s'agit des déplacements du patient par rapport au capteur per-opératoire, non maîtrisés par des systèmes de contention, ou du moins d'amplitude supérieure à la précision requise. Dans ce cas, il sera nécessaire de prendre en compte ces modifications.

Le problème qui se pose est un problème de rapidité des algorithmes de matching. En effet, il faut, dans le cas général, réaliser les procédures de matching en "temps réel" par rapport à la vitesse des déplacements du patient. Or les méthodes de matching per/pré-opératoire sont a priori coûteuses en temps de calcul. On peut donc difficilement recommencer ces procédures à des instants très rapprochés, sans utiliser des informations acquises aux instants précédents. Une méthode plus

rapide consiste à réaliser un "suivi" des déformations : on commence par réaliser le matching complet per/pré-opératoire pour une position P_0 du patient, la stratégie opératoire est donc entièrement définie dans le référentiel $\mathcal{R}_0$ associé à P_0 . Puis, on suit en temps réel les déplacements du patient dans le référentiel d'un capteur per-opératoire; on obtient une transformation H_i reliant la position instantanée P_i à la position de référence P_0 . La géométrie de la stratégie opératoire est finalement transformée par H_i . Plusieurs remarques s'imposent :

- la transformation H_i peut être rigide ou élastique, selon le modèle physique choisi.
- si l'on a choisi un modèle de transformation rigide pour les structures opérées et celles utilisées pour le matching, il suffit de suivre l'évolution de 3 points de référence.
- les structures observées pour suivre la position du patient doivent avoir une position fixe par rapport aux structures opérées (le cas idéal est de suivre des points de contrôle sur les structures opérées). Une alternative est d'introduire, également à ce niveau, un modèle de relation entre les transformations des structures observées et les transformations des structures opérées.
- le capteur per-opératoire utilisé pour le "tracking" de la position du patient peut être un capteur spécifique, utilisé uniquement pour cette tâche (par exemple, 2 caméras vidéo visualisant des points de référence sur la surface externe du patient). Il faut dans ce cas calibrer la transformation rigide entre ce capteur et les autres capteurs per-opératoires et prendre en compte la remarque précédente.
- on pourra gagner en vitesse en prédisant la position du patient à partir des observations précédentes (algorithmes de "tracking" utilisant par exemple un filtrage de Kalman). Dans le même ordre d'idées, [GHAFARI 89] propose d'asservir le tir d'un laser sur une cible mobile contenue sur une image médicale 2D, en utilisant un système de corrélation optique entre une image de référence et l'image réelle.
- un modèle de transformation sera utile pour apporter des contraintes et faciliter ainsi la recherche de H_i . En particulier, si les déformations dynamiques sont supposées cycliques et qu'un capteur opératoire fournit un paramètre D représentant la position de la déformation dans le cycle (par exemple, la longueur d'une ceinture élastique placée autour de la poitrine du patient est un paramètre D représentatif de la position du patient dans le cycle respiratoire), alors, on pourra se contenter de calculer une série de transformations H_j associées à des positions indexées par D_j , puis interpoler ces mesures en cherchant une fonction $H(D)$. Dans ce cas, pour une position quelconque, il suffira de mesurer l'indice D et de calculer la transformation $H(D)$ correspondante.
- lorsque la stratégie opératoire sera transformée par H_i , certaines contraintes physiques pourront ne plus être respectées. Par exemple, une trajectoire linéaire transformée par un modèle élastique devient une courbe gauche! Une solution consiste à rajouter ces contraintes géométriques dans le modèle de transformation, une autre possibilité consiste à transformer de nouveau les consignes géométriques obtenues pour qu'elles vérifient ces contraintes physiques. Dans l'exemple cité, on

cherchera la droite passant au mieux par l'ensemble des points de la courbe gauche obtenue (au sens des moindres carrés).

- lorsque la stratégie opératoire sera transférée dans le référentiel associé au système de guidage, il faudra encore que ce dernier suive en temps réel les modifications géométriques apportées, ce qui ne pose a priori pas de problème pour des déplacements du patient à vitesse normale (respiration, affaissement d'une position, déplacement d'une structure anatomique dû à l'intervention, etc...).
- les modifications réelles complexes seront sans doute difficilement prises en compte (si l'on se limite à suivre les déplacements de quelques points ou structures), mais notre objectif se réduit à atteindre une structure avec une *précision donnée*. Des tests de validation seront alors nécessaires, ce qui pourra être réalisé en post-opératoire sur des cas demandant une précision facilement obtenue, en vérifiant à plusieurs instants par des matchings complets que l'on a respecté la précision qui sera exigée pour les cas plus délicats.

En conclusion, les considérations théoriques précédentes montrent que des solutions paraissent possibles pour résoudre les problèmes de "matching dynamique".

Ce dernier paragraphe, ainsi que les précédents, ont mis en évidence le fait que le "matching", véritable charnière de notre méthodologie, constitue une étape délicate, pour laquelle beaucoup de travaux restent à réaliser, mais pour laquelle de nombreuses solutions théoriques existent.

V GUIDAGE DU GESTE OPERATOIRE

V.1 Introduction

A ce stade de la méthodologie, l'**opérateur (médecin ou chirurgien)** a défini une stratégie à partir d'informations multi-modalités mises en correspondance ; la stratégie globale est ainsi connue dans un référentiel opératoire de base REF-BASE. Il s'agit maintenant de conserver tout ce travail de simulation du geste opératoire en le rendant effectif au niveau de la salle d'opération. L'introduction de "systèmes de guidage" s'avère alors indispensable. Nous définirons de façon générale un "système de guidage" comme étant un système basé sur les capteurs (imagerie surtout) ou la mécanique (robotique surtout), offrant un guidage partiel ou complet du geste opératoire, en s'appuyant sur la stratégie définie par l'opérateur. Cette définition exclut donc tout système dans lequel une stratégie opératoire n'a pas été définie et "informatisée" : en particulier, les systèmes de radioscopie (amplificateur de brillance), d'échographie, d'endoscopie,... qui offrent à l'opérateur des images temps réel qui "guident" son geste, ne seront pas pris en compte s'ils interviennent isolément ; en effet, lors d'opérations utilisant de tels moyens de guidage, c'est l'opérateur seul qui intègre "mentalement" la stratégie choisie et sa réalisation. On ne peut donc pas parler dans ce cas d' "aide par ordinateur".

A l'opposé, l'hypothèse de systèmes entièrement autonomes pour la perception, la décision et l'action ne sera pas envisagée, puisqu'avec la définition retenue, l'opérateur intervient au moins pour définir la stratégie. Nous pouvons en fait classifier l'ensemble des "systèmes de guidage" en 3 catégories. Elles seront étudiées séparément dans les paragraphes suivants. Cette classification porte sur le degré d'autonomie qui est laissé à l'opérateur, dont le dual est le degré d' "activité" des systèmes :

- 1) Systèmes passifs : l'aide proposée à l'opérateur consiste à lui permettre de comparer les structures modélisées en simulation et le cas réel observé en conditions opératoires.
- 2) Systèmes semi-actifs : un guidage du geste est proposé à l'opérateur. Le geste réel est ainsi plus ou moins contraint à respecter la stratégie définie, mais le contrôle final du geste est laissé à l'opérateur.
- 3) Systèmes actifs : certaines sous-tâches de la stratégie sont réalisées à l'aide d'un système robotisé autonome, supervisé par l'opérateur ou télémanipulé.

Cette classification doit bien sûr être assouplie car les catégories proposées peuvent parfois s'intersecter. Ces systèmes seront confrontés à des problèmes communs qui sont ici répertoriés :

V.1.a) Mise en correspondance

Le premier problème concerne la mise en correspondance entre le référentiel associé au système de guidage (REF-GUIDE) et le référentiel de base (REF-BASE). Ce sujet a déjà été présenté au § IV.5. Il s'agit en fait de réaliser un calibrage "extrinsèque" du système utilisé.

V.1.b) Précision intrinsèque

Chaque système devra faire l'objet d'un calibrage spécifique. Lorsque ces systèmes seront de type capteur, on pourra se référer à la méthode générale présentée au § II.2. Lorsqu'il s'agira de systèmes robotisés, on se référera à des méthodes décrites dans la 2^{ème} Partie (§ V) appliquées au cas particulier du robot utilisé en neurochirurgie stéréotaxique. A l'issue du calibrage, une estimation des erreurs moyennes et maximales devra être fournie.

V.1.c) Sécurité du système

Le problème de la sécurité est important à étudier pour tous les systèmes de guidage utilisés. Cette étude sera essentielle pour les systèmes robotisés. La figure V.1.A représente les conclusions d'un auteur connu par rapport à ce problème. La suite de cette partie décrira *nos* conclusions, un peu plus optimistes!



Figure V.1.A : ce que Serres pense de la sécurité des robots chirurgicaux ...

Comme cela a déjà été remarqué [THORN 89], les normes de sécurité pour les systèmes de guidage et en particulier les robots, utilisés en milieu médico-chirurgical, n'existent pas. Nous espérons que les considérations suivantes peuvent apporter des éléments pour établir de telles normes.

La sécurité est mise en cause dans deux cas :

- la réalisation des gestes médico-chirurgicaux s'écarte de la stratégie définie.
- suite à une interaction entre le système et l' "environnement" (personnel, patient, objets du champ opératoire,...), un mouvement du patient, etc..., la stratégie doit être re-définie.

Trois types de problèmes techniques doivent être pris en compte.

. Le **premier problème** concerne l'**autonomie** des systèmes utilisés et se situe à un niveau **informatique**. A chaque instant, la validité de l'ensemble des informations devra être remise en cause ; en particulier, si une information fausse se trouve dans le système, le problème sera de la détecter et d'empêcher sa propagation jusqu'au niveau de l' "action".

En ce qui concerne la détection de "fausses informations", les solutions à ces problèmes devront prendre en compte des tests réalisés à chaque instant sur la **cohérence globale** de l'ensemble des informations :

- vérification de l'absence de contradiction entre des informations prises deux à deux, avec une certaine tolérance de précision. L'utilisation de **capteurs redondants et indépendants** s'avère donc essentielle, et l'on peut :

- . sur les systèmes de guidage, utiliser des codeurs de positions internes redondants (de préférence, avec des technologies différentes : codeurs optiques, potentiomètres,...),
- . sur les systèmes de guidage, utiliser des codeurs de positions externes (diodes infra-rouges observées par une caméra, sphères très radio-opaques observées par radioscopie numérique,...),
- . reconnaître les diverses formes situées dans le champ opératoire par vision,
- . tester l'absence de mouvements en des points précis, à l'aide de comparateurs,
- . vérifier des positionnements et des orientations des outils dans des zones précises définies à partir des modèles (on peut par exemple recalculer et tester à chaque instant la distance entre les outils et certaines structures dangereuses),
- . vérifier les informations médicales pré-opératoires par des capteurs per-opératoires (radiographies, angiographies, échographies, Doppler, ...),
- . etc ...

- vérification de la compatibilité de chaque information avec des caractéristiques globales, fixées a priori, qui définissent une "marge de manoeuvre", et l'on peut :

- . vérifier des positionnements et des orientations des outils dans des zones globales ("en haut à gauche", "vers le bas"...)
- . définir des seuils de vitesse et d'accélérations sur les mouvements des outils,
- . définir un seuil de tolérance pour tout résidu obtenu lors de mesures aux moindres carrés,
- . reconnaître des formes ou des textures "normales" ou "anormales",
- . etc ...

Un tel module PERCEPTION + DECISION pourra être basé sur l'utilisation d'un **système expert** si le nombre des informations à traiter est important et si un degré d'incertitude subsiste.

. Le **second problème** a trait aux **forces non humaines** qui sont impliquées dans la réalisation du geste, il se situe au niveau **robotique**. Dans le monde industriel, ce problème est en général résolu par des normes interdisant à toute personne de pénétrer dans une zone de sécurité correspondant à l'enveloppe des points atteignables par un robot. C'est en général ce constat qui génère un certain pessimisme dans l'utilisation de systèmes robotisés en milieu médico-chirurgical. Des solutions existent pourtant.

Elles consistent à limiter les forces utilisées et à gérer les "faux mouvements". Il faut en fait réduire au maximum la probabilité pour qu'un tel incident se produise (ce qui sera discuté au paragraphe "fiabilité"), puis empêcher les conséquences d'un éventuel "faux mouvement". Ce dernier point conduit à limiter au maximum les forces potentielles et les vitesses maximales et à gérer les faux mouvements en les détectant et en transmettant rapidement l'information à des systèmes de "réaction". Ces 2 points sont détaillés ici.

- **Limitations des "forces utilisées"**. Ceci est obtenu de la manière suivante :

- . Conception et réalisation de systèmes robotisés dont les forces et couples maximaux sont limités à ce qui est strictement nécessaire. Dans le cas idéal, ces forces nécessaires ne servent qu'au "portage" des outils. Cependant, des interactions entre les outils reliés aux systèmes de guidage et les structures opérées peuvent nécessiter des forces supplémentaires non négligeables. Un travail devra donc être réalisé pour limiter ces interactions outils/structures opérées. Le choix des outils médico-chirurgicaux est à ce niveau primordial, par exemple un laser CO², un guide linéaire,... ne demandent aucune énergie mécanique autre que le

portage. Dans le même ordre d'idée, l'utilisation de robots de faibles dimensions est également un avantage.

- . Blocage des degrés de liberté non utilisés, en fonction de chaque tâche réalisée à un instant donné.
- . Limitation physique des amplitudes possibles des mouvements (butées mécaniques et contraintes liées à l'architecture mécanique du système)
- . Limitation physique des vitesses et accélérations maximales (seuils sur les intensités maximales des courants circulant dans les moteurs et rapports de réduction importants), ce qui augmente notamment les tolérances sur les temps de réaction automatique ou manuelle.
- . Compliance passive entre l'extrémité du robot et l'outil chirurgical, pour diminuer la force d'un "faux mouvement" appliquée à l'outil.
- . Protections mécaniques du champ opératoire, adaptées à chaque type d'intervention. Ces protections pourront être fixées, modulaires ou mobiles (portées par un autre système articulé passif et blocable, par exemple). Cela aurait l'avantage de relancer l'industrie des armures, en mauvaise passe depuis quelques siècles.
- . Choix d'outils chirurgicaux dont l'action peut être interrompue et dont une mauvaise utilisation de courte durée génère le moins d'incidents médicaux possibles (idéalement outils de type laser).

- gestion des "faux mouvements"

. Perception + décision :

- détection d' "incohérence" (voir § précédent), portant plus précisément sur :
 - . tests des circuits électroniques (chutes ou augmentation de tensions par exemples),
 - . tests de position, d'orientation, de vitesse et d'accélération par codeurs internes,
 - . tests de position, d'orientation, de vitesse et d'accélération par vision externe (caméra, capteurs ultrasons, radioscopie,...).
- tests sur capteurs de pression répartis sur les outils et éventuellement sur le robot,
- tests sur capteurs de contact mécanique,
- tests sur senseurs tactiles,
- arrêts d'urgence manuels répartis dans le champ opératoire.

. Transmission :

- temps de transmission (entre détection et réaction) compatibles avec les "mouvements" tolérés, d'où un avantage important pour des mouvements mécaniquement limités en vitesse,
- chaînes de transmission redondantes et indépendantes,
- chaînes de transmission hardware (directes).

. Réaction :

- blocage des systèmes par freins électromagnétiques à manque de courant,
- coupure des alimentations de chaque moteur pour supprimer les forces qui posent problème et pour fixer le système porteur en position si les rapports de réduction le rendent quasi-irréversible,
- envoi de signaux de "problème" aux utilisateurs,
- compliance passive au niveau de l'outil terminal (seuil de pression).

. Le **troisième problème** de sécurité est lié à la **fiabilité** des systèmes utilisés. En effet, dans le cas d'une éventuelle "panne", le premier point est de faire en sorte que le système "en panne" ne pose pas de problème par lui-même. Des procédures de "dégagement" seront ainsi nécessaires.

Le second point est de s'assurer que le système peut être remplacé par un autre qui pourra être un système similaire, ou plus vraisemblablement, un système plus ancien conservé à cet effet.

Enfin, s'il est certes essentiel de prévoir les conséquences d'une panne, il ne l'est pas moins de limiter le plus possible la probabilité des occurrences de panne : la fiabilité des divers composants électroniques, mécaniques,... devra donc être prise en compte, et on préférera des composants anciens qui ont "fait leurs preuves" à des composants nouveaux plus performants. Le "doublage" de certains circuits électroniques devra surtout être réalisé pour la partie "contrôle". De même, l'emploi de systèmes sous-utilisés sera un atout : un robot industriel est en général soumis à des contraintes de rapidité, d'échauffement, de charges, etc..., ce qui donne une marge importante à ces robots dans le contexte médical, en général moins contraignant à ce niveau. Enfin, des contrôles préventifs devront être réalisés à intervalles réguliers.

En conclusion, le problème de sécurité devra être résolu pour chaque cas en étudiant les points suivants, à la fois au niveau du software et au niveau du hardware.

- tests de cohérence entre les diverses informations (capteurs redondants),
- tests de cohérence entre les diverses informations et des valeurs empiriques,
- limitation des problèmes hard possibles (fiabilité),
- limitation des conséquences des problèmes imaginables :
 - . limitation des forces mises en jeu,
 - . détection et transmission des anomalies puis réaction (blocage).

V.1.d) Problème "psychologique"

L'introduction de l'informatique et surtout de la robotique au sein du bloc opératoire soulève des problèmes d'ordre éthique et génère certaines craintes à la fois chez les patients et chez les médecins et chirurgiens. Ces points sont ici examinés en s'inspirant largement de [FINLAY 88].

Il faut tout d'abord dissiper l'idée selon laquelle les chirurgiens et les médecins pourraient être entièrement remplacés par des ordinateurs et des robots. Nous voulons ici montrer qu'une telle crainte est sans fondements, du moins pour de nombreuses années, d'abord parce que cette tâche est technologiquement impossible à l'heure actuelle, et ensuite parce qu'elle ne présente aucun intérêt et que personne ne le souhaite, à part peut être quelques chirurgiens fatigués, ou quelques chercheurs très en avance...

L'autonomie complète d'un système informatisé et robotisé paraît impossible à l'heure actuelle. L'absence d'autonomie des systèmes robotisés en milieu industriel ou hostile en est le témoin : actuellement, l'intervention humaine est toujours nécessaire pour gérer les pannes et réaliser certaines tâches de "haut niveau" (robot-mobile en milieu inconnu par exemple). Par contre, ce qui est possible et légitime, c'est d'apporter une **aide au médecin ou au chirurgien**, à la fois par l'informatique, pour définir une stratégie opératoire, et par la robotique, pour réaliser la stratégie opératoire définie. L'informatique peut ainsi réaliser certaines sous-tâches (voir le § III, définition d'une stratégie opératoire) qui aideront l'opérateur confronté à la complexité des informations (géométrie 3D et matching par exemple), et au nombre important de données à traiter (images multi-modalités, signaux per-opératoires multiples,...). La robotique peut également réaliser des sous-tâches directement spécifiées par la stratégie retenue, avec des avantages immédiats par rapport à des gestes purement manuels (précision, fiabilité, rapidité, ..). Le degré d'autonomie des systèmes de guidage à l'intérieur de ces sous-tâches pouvant être également discuté (voir paragraphes suivants sur l'autonomie des systèmes de guidage). La gestion globale des différentes sous-tâches doit finalement revenir à l'opérateur, même s'il peut être aidé dans cette gestion globale.

Un autre point important est de considérer ordinateurs et robots comme des **OUTILS**, au même titre que d'autres outils médico-chirurgicaux déjà utilisés et basés sur des technologies potentiellement dangereuses : certains développent des potentiels d'énergie importants (laser CO₂, bistouri électrique, outils motorisés en orthopédie, irradiation,...), d'autres impliquent des difficultés d'utilisation (radioscopie, échographie, irradiation multifaisceaux,...).

Le problème de la sécurité des outils en milieu médico-chirurgical n'est donc pas nouveau. En fait, les caractéristiques qui démarquent le plus les outils informatiques et robotiques sont leur relative

autonomie (déjà discutée) et leur degré de "sophistication" qui peut les rendre délicats d'utilisation. Ce point est maintenant discuté.

L'utilisateur médecin ou chirurgien doit en effet "dominer" le système qu'il utilise. Ce contrôle doit être réel et bien mis en évidence, à la fois pour des raisons éthiques et pour rendre ces systèmes acceptables. Le contrôle par l'opérateur des systèmes de guidage est alors lié aux points suivants :

- Il est essentiel que les utilisateurs aient une bonne connaissance des *possibilités réelles* et des *limites* des systèmes.
- Une *formation* assez poussée est indispensable pour que les utilisateurs comprennent comment utiliser les outils qui leur seront proposés. Un certain degré d'accoutumance à l'utilisation sera alors nécessaire.
- La qualité des *interfaces utilisateur* est primordiale. L'adaptation des outils au contexte médico-chirurgical est également très importante du point de vue de leur acceptation (simplicité, ergonomie, stérilité, design, ...). Plusieurs niveaux d'interfaçage devront être proposés, en corrélation avec les utilisateurs potentiels (chirurgiens, infirmières,...).
- Un *réel contrôle* doit être possible à tout instant : accès à toutes les informations, possibilité d'arrêter tout geste en cours, de le modifier, de le reprendre,...

En ce qui concerne les patients, il est légitime qu'ils soient informés, au moins à un niveau global médiatique, des méthodes employées lors des interventions. Le rôle de la presse scientifique "grand public" est ici important. Cependant, dans le but de ne pas générer de crainte illégitime, l'information qui est donnée ne doit pas être biaisée. En particulier, le poids des mots employés doit être pesé honnêtement. Ainsi le mot "robot" évoque généralement tout un contexte qui n'a aucun rapport avec la robotique telle qu'elle existe actuellement ("guerre des étoiles", "robots" ménagers, Science Fiction d'Asimov,...) ce qui le met totalement en marge des applications médicales, alors que des systèmes de type rein artificiel, respirateur automatique,... sont largement acceptés.

Par exemple, l'opérateur ne doit bien sûr pas demander au patient "*Voulez-vous être opéré par un robot ?*"... On s'aperçoit, comme pour toutes les méthodes et les outils utilisés dans ce domaine, que c'est essentiellement la responsabilité du chirurgien ou du médecin qui est mise en jeu. A priori, si l'opérateur accepte le système après en avoir pesé les avantages et inconvénients, il est le mieux placé pour décider des outils qu'il doit employer. Un point important, qui favorisera l'acceptation des systèmes de guidage, est l'établissement de normes spécifiques par des

commissions d'experts médicaux et scientifiques. Tout système respectant de telles normes devient un outil médico-chirurgical à peu près comme les autres, donc banalisé, donc plus largement accepté.

Finalement, l'introduction progressive des systèmes d'aide à la réalisation des interventions devrait contribuer à une acceptation globale. Cette introduction progressive est actuellement un des objectifs des équipes travaillant dans le domaine. Nous pensons ainsi que le système proposé pour la "stéréotaxie robotisée" (2^{ème} Partie) va dans ce sens, ainsi que les travaux réalisés sur des systèmes "pré-robotiques" par [McEWEN 89] ("écarteurs" articulés et blocables) ou [MÖSGES 89] (système articulé d'extractions de coordonnées spatiales utilisé en chirurgie plastique et maxillo-faciale),... On constate d'ailleurs que la responsabilité de chaque équipe de recherche est engagée : si un accident se produit, tous les programmes de recherche du domaine en subiront les conséquences.

Nous pensons que les considérations précédentes permettent de répondre au problème éthique principal (contrôle de l'homme sur la machine ou de la machine sur l'homme) puisqu'une véritable collaboration entre les opérateurs et les systèmes sera toujours nécessaire. Le vrai problème éthique reste alors qu'une *dérive* de ce dernier principe n'est pas exclue...

V.1.e) Adaptation des systèmes de guidage aux contraintes médico-chirurgicales

De façon générale, outre les problèmes de précision, de sécurité, de fiabilité et les problèmes psychologiques, divers problèmes plus ou moins spécifiques au milieu médico-chirurgical devront être examinés :

- stérilisation des outils situés dans le champ opératoire. Ce problème est en général résolu en couvrant les outils utilisés par des plastiques stériles,
- encombrement réduit et compatible avec les autres éléments (scialytique, table d'opération, systèmes d'imagerie, tables d'instruments,...),
- "design" et ergonomie adaptés,
- interfaces utilisateurs adaptées au personnel médical non informaticien et non roboticien.

Tous ces problèmes de précision, de sécurité, d'introduction dans le milieu chirurgical, devront être examinés pour chaque application, selon un cahier des charges et des normes spécifiques. Le choix des technologies employées sera un facteur déterminant. Un second facteur sera l'intégration des technologies aux niveaux hardware et software.

Dans la suite de cette partie, nous supposons résolus tous ces problèmes. En particulier, nous supposons que des capteurs per-opératoires permettent de réaliser le matching entre les informations per-opératoires, le modèle pré-opératoire et le système de guidage utilisé.

Nous nous intéressons maintenant aux modes d'utilisation des systèmes de guidage en les classant par leur degré d'autonomie et nous distinguerons donc des systèmes passifs, semi-actifs et actifs. L'analyse devra porter sur les 3 fonctions principales des systèmes de guidage qui sont, comme en robotique générale : Perception, Décision (ou Raisonnement) et Action.

V.2 Systèmes passifs

Dans certains cas, il peut être intéressant et suffisant pour un chirurgien de **confronter** son acte réel réalisé en salle d'opération à un modèle étudié en simulation, et correspondant à une stratégie opératoire pré-définie. Nous étudions ici les différents outils qui apportent une aide à l'opérateur par la seule comparaison entre les structures modélisées en simulation et le cas réel observé en per-opératoire. On ne propose donc pas un guidage physique du geste proprement dit, mais plutôt des indications à respecter, un peu comme si l'opérateur avait établi un *chemin à suivre sur une carte* et que le système lui indique sa position sur cette carte. Un système de guidage passif permettra donc à l'opérateur de savoir "où il en est" en montrant la superposition ou la différence entre le cas simulé et le cas réel. Physiquement, le système de guidage sera un capteur per-opératoire du type vision, palpeur de coordonnées,... En général, le même capteur pourra donc être utilisé pour apporter des informations utiles d'un point de vue médical, pour le matching et pour le guidage. Nous décrivons maintenant quelques systèmes possibles.

. On peut tout d'abord **comparer visuellement** le cas réel et le modèle, ce qui permet essentiellement d'évaluer des différences morphologiques. L'idée est donc d'afficher 2 images, l'une correspondant à la réalité, l'autre au modèle, soit en superposition (ou en différence) sur un même écran, soit sur deux écrans vidéo différents. Les images réelles visualisées proviennent des capteurs per-opératoires du type caméra vidéo seule ou montée sur microscope ou encore sur sonde endoscopique, radiographie, échographie, systèmes d'acquisition de surfaces,... Les images du modèle sont *les images correspondantes, synthétisées* à partir du modèle global. Il

faudra par exemple synthétiser une coupe reformatée ou une vue perspective à partir d'un modèle 3D, tout en respectant les consignes géométriques imposées par le "matching". On retrouve en fait ici les outils nécessaires à la définition de la stratégie opératoire et portant sur les structures anatomiques modélisées (visualisation, manipulation des modèles,...).

Un exemple d'application clinique d'un tel principe peut être trouvé en chirurgie plastique et maxillo-faciale. Une version "simplifiée" consiste à afficher dans le bloc opératoire les images tridimensionnelles qui ont aidé l'opérateur à comprendre quantitativement la pathologie en question et à définir "mentalement" une stratégie opératoire. L'opérateur peut ainsi comparer des modèles réalistes, quantifiés et manipulés, au cas réel qu'il observe directement sans capteur. Mais le problème du "matching" géométrique est alors laissé à l'opérateur. Un système plus élaboré devrait rendre ce "matching" semi-automatique et un capteur per-opératoire (vidéo, radiographie, images de distance,...) pourrait alors donner une image que l'on superposerait avec une image de synthèse du modèle "avant intervention".

Une autre application a été développée par [KELLY 86] et concerne la neurochirurgie. Un microscope regarde le champ opératoire et fournit une image vidéo; une image de synthèse est alors générée à partir d'un modèle TDM pré-opératoire pour correspondre à ce que verrait le microscope s'il regardait les images TDM et était placé dans la même position, le référentiel commun entre la TDM et les conditions opératoires est en fait un cadre stéréotaxique qui est laissé en place sur la tête du patient. Les deux images ainsi obtenues sont superposées et l'opérateur peut diriger un tir laser vers une tumeur bien définie sur le modèle TDM, alors qu'une délimitation seulement visuelle de la tumeur serait délicate. Ce projet tout à fait exemplaire sera en fait repris dans le paragraphe présentant des applications robotisées.

.. Un second type de système permet d'extraire des coordonnées 3D sur le cas réel en per-opératoire et de reporter ces coordonnées sur le modèle. Deux cas sont à distinguer :

1er cas : prélèvements de coordonnées dans l'espace de travail.

Les différents capteurs de position de points dans l'espace 3D qui ont été décrits au § II permettent de connaître la localisation de différents points situés dans le champ opératoire. L'opérateur peut ainsi promener un palpeur mécanique ou un émetteur ultrasonore, ou bien balayer une paire d'images stéréoscopiques ou encore déplacer un rayon laser monté sur 2 d.d.l. et dont la "tache" est observée par une caméra. Le résultat étant alors la localisation de chacun de ces points par rapport au modèle. Un moyen d'exploiter cette localisation est par exemple d'afficher sur un écran une coupe 2D du modèle pré-opératoire qui contient le point en question, puis de matérialiser le point par un curseur sur cette coupe.

Un système très efficace a ainsi été mis au point par [MÖSGES 89]. Il a été testé cliniquement en chirurgie plastique et maxillo-faciale. La description complète du processus est la suivante (matching + "guidage") : juste avant un examen TDM, un opérateur colle des petits repères de céramique sur la peau du patient, l'examen TDM est ensuite réalisé normalement, puis les positions de ces repères sont détectées interactivement sur les coupes TDM. Lors de l'intervention, un palpeur mécanique 6-axes ("robot passif" décrit au § II) est fixé rigidement à la table d'opération. Un opérateur vient alors "palper" les repères de céramique. Une méthode de "matching de 2 nuages de points" (cf. § IV.3) permet de relier le référentiel de base du palpeur au référentiel TDM. Cette opération de matching peut soulever des problèmes de précision, mais elle est très rapide. A partir de là, l'opérateur déplace le palpeur dans le champ opératoire, vient par exemple en contact avec un os dont il veut estimer la position dans le modèle, et une coupe reformatée du modèle est affichée en temps réel, la position 2D du point de contact y étant représentée par un curseur.

Un autre système rigoureusement identique a été développé par [WATANABE 89] avec une application à la neurochirurgie. La seule différence porte sur la méthode de matching : les points de repère ne sont pas matérialisés, mais sont simplement des points anatomiques "particuliers" prélevés interactivement à la fois en TDM et à l'aide du palpeur. Les avantages et les inconvénients de ce système seront discutés dans la 2^{ème} Partie.

2^{ème} cas : affichage de la localisation des outils.

Une variante de la méthode précédente consiste à localiser non pas n'importe quel point, n'importe où dans le champ opératoire, mais uniquement les outils médico-chirurgicaux au sens large. On pourra ainsi disposer des émetteurs ultrasonores sur un scalpel, un bistouri, un outil d'orthopédie, ou monter ces outils sur des palpeurs de coordonnées ("robots passifs"). Le geste réalisé pourra alors être simulé en temps réel sur le modèle, pourvu que l'on sache simuler l'interaction entre l'outil et le champ opératoire. On peut également imaginer un système basé uniquement sur des images per-opératoires et comprenant deux "palpeurs" mécaniques 6-axes, l'un portant une sonde échographique, l'autre portant par exemple une aiguille ou une sonde linéaire (figure V.2.A). Après mise en correspondance des différents référentiels et calibrage des systèmes, on peut afficher sur l'image échographique l'intersection entre le plan de coupe échographique et la droite support de l'outil linéaire (simple curseur avec projection partielle de la direction de l'outil).

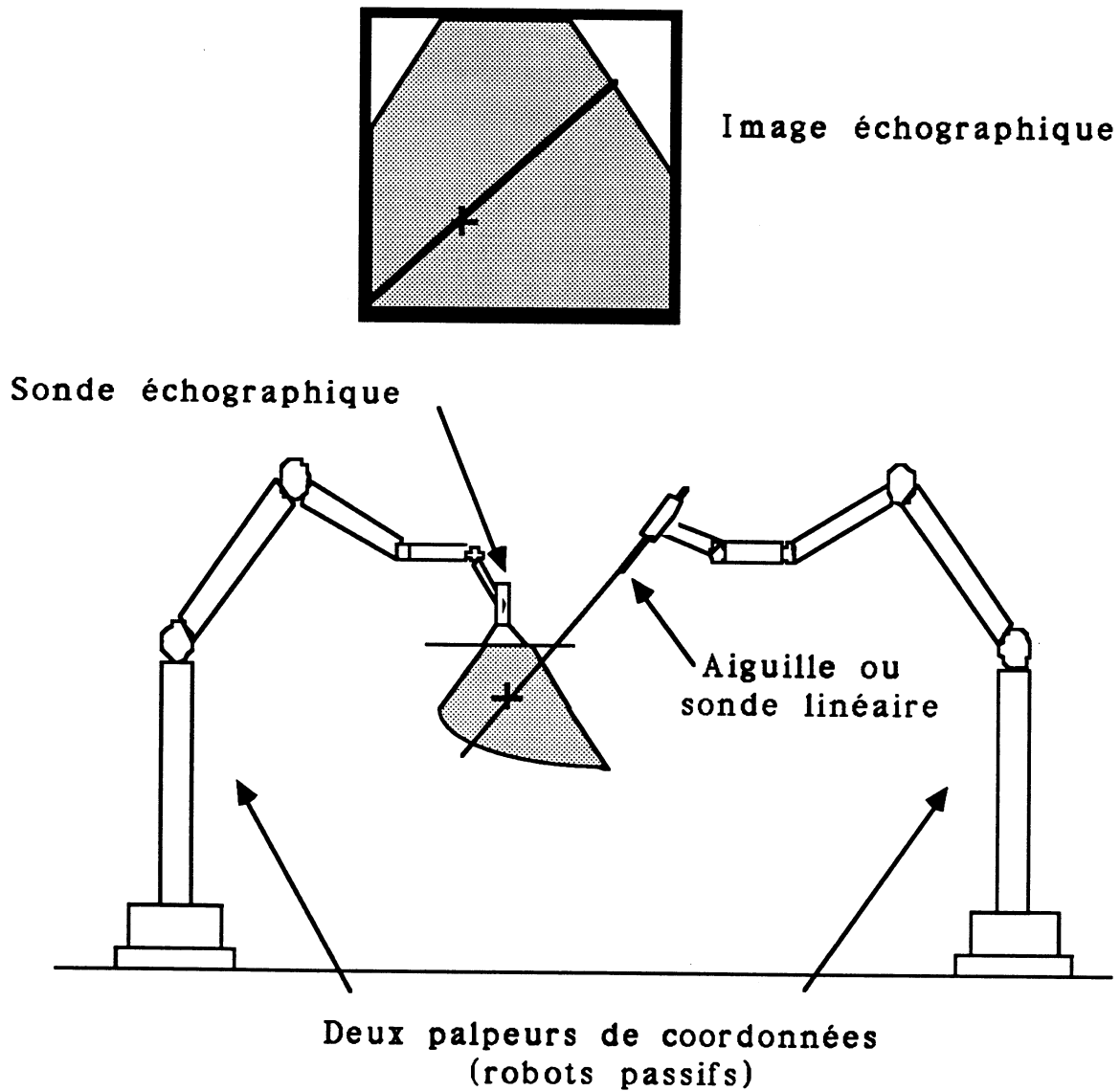


Figure V.2.A

Une autre possibilité est de localiser une prothèse (émetteurs ultrasonores, reconnaissance de formes par vidéo ou radioscopie, ...) et d'afficher l'emplacement de la prothèse dans le modèle.

Ce genre de méthode est utilisé cliniquement dans deux cas particuliers : en radiothérapie, des méthodes plus ou moins précises permettent de visualiser les isodoses prévues sur des coupes 2D d'un modèle. En neurochirurgie fonctionnelle, si l'on suppose résolus les problèmes de matching 3D entre un Atlas du cerveau et un cas réel (ce qui est loin d'être évident...), on estime en général pouvoir visualiser l'extrémité d'une électrode d'enregistrement ou de stimulation sur une coupe reformattée de l'Atlas (voir [LIPINSKY 87] par exemple). Mais en général, beaucoup d'approximations sont nécessaires et nous avons vu que des procédures de matching élastique 3D/3D sont délicates et en tout cas pas encore opérationnelles. Par contre, si l'on se dispense de

l'Atlas, on peut effectivement visualiser une électrode par rapport à un modèle TDM et surtout IRM. Ceci ouvre des possibilités très intéressantes pour corréler avec précision les signaux enregistrés, les effets cliniques décelés et les structures repérées en IRM [HARDY 89].

... Une troisième classe de systèmes passifs est basée sur une généralisation des systèmes précédents : le principe est d'extraire des caractéristiques "pertinentes" sur les informations per-opératoires réelles et de les confronter avec les caractéristiques correspondantes prises sur le modèle. Dans le cas précédent, ces caractéristiques étaient des points. Dans le cas général, ces caractéristiques seront des données morphologiques ou fonctionnelles.

Une approche peut consister à acquérir des données à l'aide des capteurs per-opératoires, puis à en extraire des paramètres "pertinents". Ces paramètres expérimentaux sont ensuite confrontés aux paramètres "idéaux" obtenus en simulation. L'opérateur adapte alors son acte médical ou chirurgical en fonction de cette confrontation et on réitère ces étapes jusqu'à ce que les paramètres réels soient proches des paramètres idéaux, avec un certain degré de précision.

Une application importante concerne la réparation de déformations de la colonne vertébrale (de type scoliose). Un capteur per-opératoire très utile sera un système de triangulation active (balayage plan laser + caméra) qui permet d'obtenir l'équation de la surface du dos. L'équation de la surface pourra alors être corrélée avec une représentation 3D de la colonne obtenue par TDM, ou plus vraisemblablement par IRM, ou encore par plusieurs clichés radiologiques. A partir de cette représentation des données, il s'agit d'extraire des paramètres quantitatifs qui caractérisent la déformation.

Ensuite, ces paramètres peuvent aider l'opérateur à décider de la déformation qu'il doit appliquer. Un système plus performant pourra même proposer à l'opérateur de réaliser une déformation particulière, il s'agit alors d'un guidage semi-actif (voir § V.3).

Une autre application concerne la chirurgie plastique et maxillo-faciale. Les capteurs de position de type palpeur ou vision permettent d'acquérir des données, sur lesquelles on pourra extraire des paramètres de distances, de courbures, de surfaces, de volumes, ... qui seront comparés aux paramètres "idéaux".

De même, en chirurgie du poignet, il pourra être très utile de récupérer des paramètres morphologiques sur les différents os, éventuellement des paramètres fonctionnels sur les articulations possibles, de confronter ces données aux paramètres définis en pré-opératoire à partir d'un modèle TDM, et de modifier ainsi le geste chirurgical portant sur les os et les ligaments.

.... Conclusion

La liste précédente n'est pas exhaustive, et cette stratégie de réalisation, basée sur la confrontation entre un modèle et le cas réel, est en fait très générale et peut avoir de multiples applications cliniques. Les problèmes essentiels portent finalement sur le matching des informations per et pré-opératoires, sur la "qualité" et la "richesse" des informations per-opératoires, sur l'extraction de caractéristiques pertinentes, sur la communication à l'opérateur des différences entre paramètres réels et idéaux et enfin sur l'utilisation de ces différences par l'opérateur dans la réalisation de son geste.

En conclusion, les systèmes de guidage passifs procurent une aide importante à la perception et à la décision, ils se rapprochent en cela de systèmes d'aide au diagnostic. On peut les qualifier de systèmes de guidage parce qu'ils permettent de confronter facilement le cas réel à un modèle, cette confrontation ayant lieu en conditions opératoires. Mais leur degré d'autonomie au niveau de l'action est quasiment nul, puisque c'est l'opérateur qui intègre les résultats de la décision pour réaliser un geste opératoire. Le problème est donc que 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.

V.3 Systèmes semi-actifs

Les systèmes passifs permettent finalement de réaliser des gestes opératoires en suivant des indications correspondant à la stratégie définie. Mais le chemin entre ces indications et le geste physique peut être complexe et la réalisation d'une stratégie est alors rendue délicate et imprécise. Ce problème peut être résolu en utilisant des systèmes de guidage semi-actifs. Dans ce cas, l'objectif est véritablement de **proposer à l'opérateur un guidage physique du geste défini en simulation**. Le fossé entre les indications complexes (issues des capteurs et de la définition de la stratégie) et le geste réel est alors comblé par le système de guidage. L'effort d'intégration des diverses données réalisé par l'opérateur avant son geste opératoire, n'est plus nécessaire. Si l'on reprend l'analyse avec un promeneur ayant défini son chemin sur une carte topographique, le système de guidage ne se contente plus de donner la position sur la carte, mais il indique également à chaque instant la direction à suivre sur une boussole. L'opérateur est plus ou moins contraint à reproduire le geste simulé, mais il conserve le contrôle final du geste.

Le cas idéal d'applications des systèmes semi-actifs se présente lorsque le geste peut avoir une représentation "statique" (et compatible avec le système utilisé). Par exemple, une trajectoire linéaire d'un outil jusqu'à un point cible fixé peut être représentée par la droite support associée au trajet linéaire et par un point d'arrêt sur cette droite. De façon générale, un geste dynamique devra

ici être représenté par un ensemble continu ou discret de configurations "statiques". La faisabilité du guidage d'un geste dynamique par un système semi-actif dépend alors de la complexité de la trajectoire et de la facilité avec laquelle la trajectoire "visualisée" est reproductible ("**interprétabilité**" de la trajectoire).

Physiquement, de tels systèmes de guidage peuvent être basés sur différentes techniques et on peut alors les classer selon le degré de contrainte qu'ils imposent.

. **Guidage "libre"** : systèmes où le geste n'est pas contraint physiquement.

- Vision par ordinateur (caméras ou images médicales per-opératoires du type radiographies, échographies) :

On superpose sur une ou plusieurs des images per-opératoires le geste simulé, représenté par sa trajectoire (en mode graphique par exemple). Ceci revient à simuler les projections de la trajectoire de l'espace 3D sur chacune des images. L'opérateur doit alors superposer la projection réelle de l'outil avec les différentes projections simulées de la trajectoire et ceci pour chaque image (cf § VI.1). On voit cependant les limites de tels systèmes dès lors que la trajectoire n'est plus rectiligne. Et même dans le cas d'une trajectoire rectiligne (où les projections de la trajectoire réelle se superposent en une seule droite support), il n'est pas évident de conserver un déplacement linéaire réel. Dans un tel cas, on pourra alors amener un guide mécanique de type tube en position, en l'ajustant à partir d'au moins 2 projections, bloquer ce guide en position (système mécanique articulé de blocage), puis introduire la sonde dans le tube en décrivant ainsi un mouvement de translation. Dans ce cas, le guidage n'est plus "libre", mais "contraint".

Cependant, une autre application mieux adaptée se présente lorsqu'on ne définit plus le geste par la trajectoire des outils, mais par les interactions entre outils et structures anatomiques. Dans ce cas, le problème de la mise en correspondance entre les points situés le long des trajectoires rectilignes projetées sur plusieurs images disparaît, car on peut se contenter d'une seule image (figure V.3.A). En effet, la trajectoire d'un scalpel, d'un bistouri, d'un outil d'orthopédie, ... peut être définie par son impact sur les structures, c'est-à-dire par la courbe intersection entre l'outil et la surface anatomique sur laquelle porte l'intervention. Une projection de cette courbe sur une seule image guide suffit à matérialiser la trajectoire. Lorsque l'extrémité de l'outil appartient à cette projection sur l'image guide et est au contact de la surface sur laquelle porte l'intervention, on est sûr que l'outil est à la position désirée, son extrémité étant donnée par l'intersection entre une droite passant par un des points de la courbe projection et la surface. Ce principe confère donc à la méthode le caractère 3D qui "manque" en principe sur une seule projection.

Mais une telle méthode exige une connaissance très précise de la localisation des structures réelles, car les erreurs de "matching" risquent ici d'être amplifiées par le système de guidage, particulièrement lorsque les structures sur lesquelles on dessine la trajectoire sont tangentes aux rayons issus de la caméra.

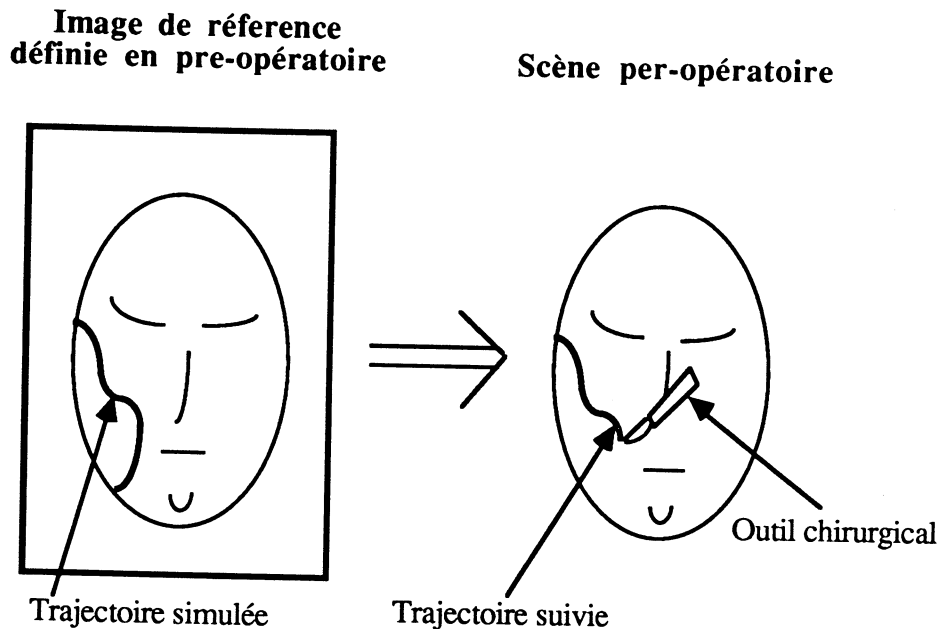


Figure V.3.A

La précision des systèmes basés sur la vision par ordinateur est très dépendante du calibrage du capteur de vision utilisé et des dimensions du champ visuel observé.

- Systèmes optiques (rayon lumineux de type laser).

Un geste correspondant à une trajectoire linéaire peut être guidé si un rayon laser vient matérialiser la droite support de la trajectoire (le rayon laser étant monté sur un système mécanique de type robot à au moins 4 d.d.l.). Le problème est que le "point d'arrêt" sur cette trajectoire n'est plus matérialisé. On n'a que la direction de la trajectoire. La précision d'un tel système dépend de la précision extrinsèque du robot porteur utilisé, et plus le robot s'éloigne des structures cibles, plus les erreurs d'orientation du laser ont une influence sur la précision finale.

Pour une trajectoire plus complexe, là aussi un guidage complet des outils paraît délicat, encore que l'on puisse imaginer un système où le laser, monté sur le robot, décrit une série continue de droites correspondant chacune à un élément de la trajectoire. Une autre possibilité, rejoignant le cas

précédent, consiste à matérialiser l'intersection entre la structure étudiée et l'outil par les rayons laser (figure V.3.B). Il suffit en théorie de monter un laser sur un système à 2 d.d.l. pour balayer la trajectoire. Un système rapide serait constitué d'un miroir tournant sur 2 axes, déviant ainsi le rayon laser selon la trajectoire nécessaire. Si le balayage est suffisamment rapide, grâce à la persistance des impressions rétinienne, on pourrait alors matérialiser la courbe complète.

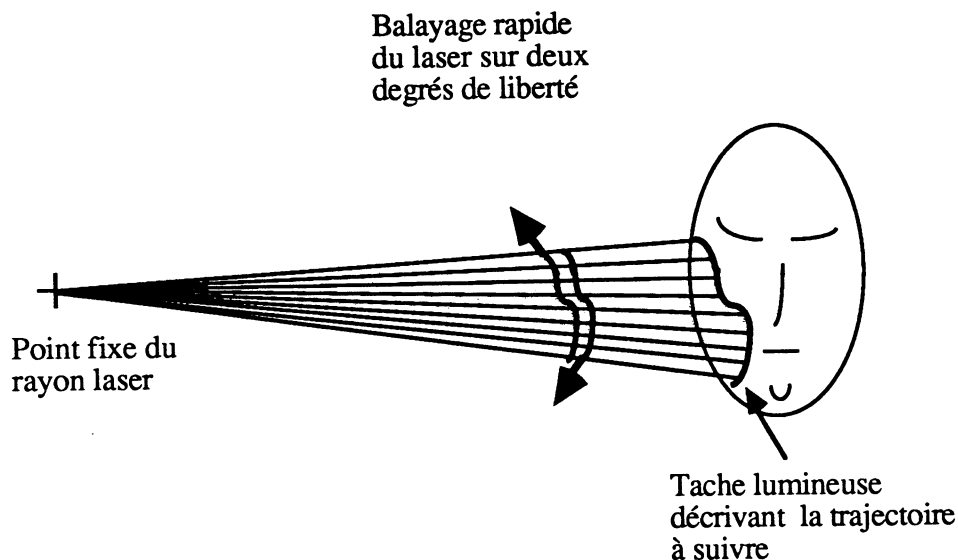


Figure V.3.B

.. **Guidage "contraint"** : systèmes où le geste est contraint physiquement.

- Systèmes mécaniques "simples"

Nous avons déjà vu qu'un système mécanique blocable permettrait d'orienter un guide-tube dans une position définie par des projections sur 2 images.

Plus généralement, le guidage d'un geste linéaire est facilité par l'emploi d'un tel tube. Les tubes peuvent alors être montés sur différents systèmes mécaniques. Le cas le plus répandu est celui de cadres stéréotaxiques sur lesquels des chariots et des verniers permettent d'ajuster la position du guide (voir 2^{ème} Partie). Les inconvénients de tels systèmes sont leur manque évident de facilité d'utilisation, les risques d'erreur ou du moins d'imprécision, et leur manque de souplesse d'emploi.

Notons également que certains systèmes mécaniques peuvent être développés pour réaliser des gestes autres qu'une trajectoire linéaire (montage d'un résectoscope sur une système articulé dans [DAVIES 89] par exemple).

- Systèmes robotisés.

Les inconvénients cités précédemment disparaissent si l'on monte un tube-guide à l'extrémité d'un robot 5 ou 6-axes. Ce cas sera amplement détaillé dans la 2^{ème} Partie, puisque c'est ce type de système de guidage que nous avons choisi pour la neurochirurgie stéréotaxique.

Un autre système (simplifié) pourrait être constitué d'une sonde échographique et d'un guide linéaire relié à la sonde échographique par l'intermédiaire d'un bras articulé ayant seulement 2 d.d.l. motorisé, le guide étant alors contraint à rester dans le plan physique associé à l'image échographique (figure V.3.C).

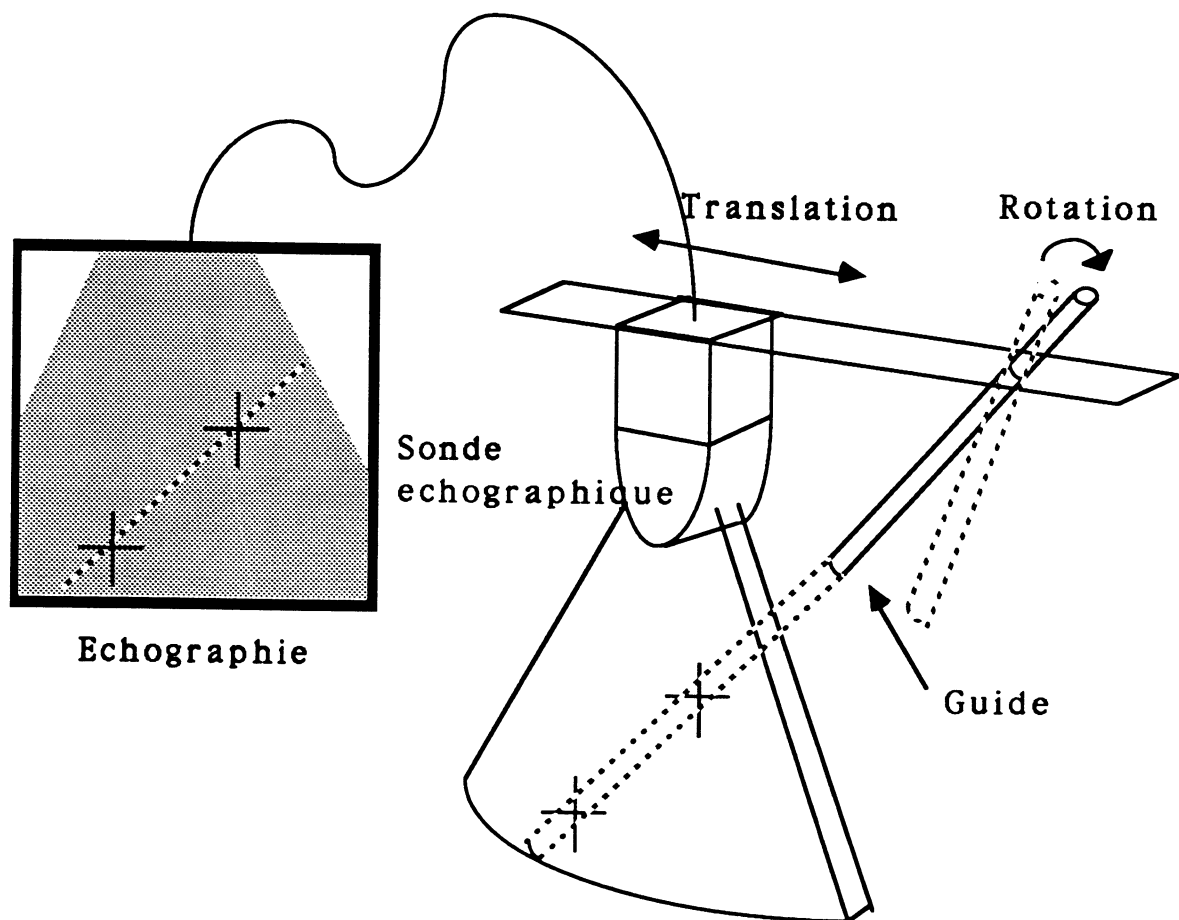


Figure V.3.C

La sonde échographie étant en place, l'opérateur définit une droite par 2 points sur l'image, le guide se positionne alors pour se placer dans la direction de la droite choisie et l'opérateur peut introduire une aiguille (ou toute sonde linéaire) dans le guide.

Ce système n'utilise ici que les informations per-opératoires. Si maintenant, on monte l'ensemble précédent sur un palpeur de coordonnées (blocable de préférence), une modélisation d'une série d'images localisées dans le référentiel du palpeur, associée à des procédures de "matching par structures anatomiques", permettra de relier un modèle pré-opératoire (de type IRM par exemple) à chaque image 2D visualisée, ce qui facilite le choix d'un objectif.

Notons que des guidages plus complexes peuvent être réalisés à l'aide de robots, l'idée étant de monter à l'extrémité du robot un guide plus "complexe" qu'un tube, sur lequel l'opérateur peut venir appuyer son geste. De tels guides pourraient être pré-définis en série puis adaptés à chaque intervention (plans, cylindres, surfaces paraboliques, ...), ou bien être réalisés par une suite discrète ou continue de mouvements d'un guide élémentaire déplacé par un robot (trajectoire d'un guide : figure V.3.D). L'avantage est de laisser à l'opérateur une liberté complète des mouvements.

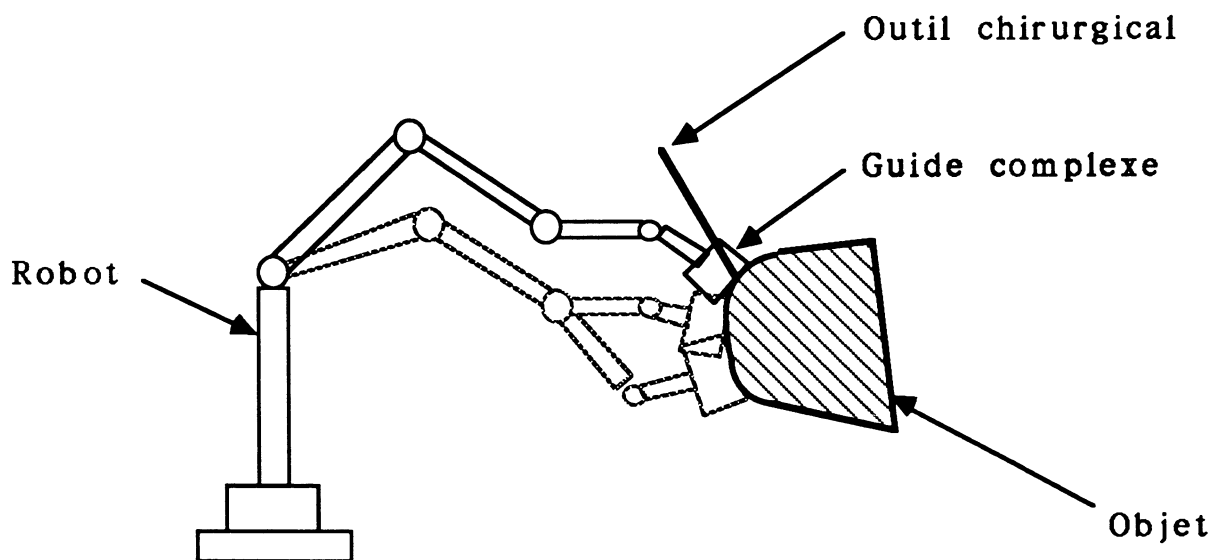


Figure V.3.D

... Cas des systèmes télémanipulés.

En téléopération classique, un système fonctionnant en maître-esclave reproduit une action décidée par l'opérateur par le biais d'une interface en général mécanique. L'intérêt d'un tel système est d'écarter l'homme d'un milieu "hostile" (contaminations, irradiations,...) ou d'utiliser les propriétés intrinsèques du système mécanique associé (mouvements finement contrôlés, stabilité mécanique, utilisation des contraintes mécaniques pour réaliser des mouvements spécifiques,

suppression des efforts de l'opérateur,...). Ces propriétés peuvent apporter un certain degré de précision et de fiabilité dans la réalisation des actions. Un télémanipulateur classique peut donc être considéré comme un outil évolué, au même titre que d'autres outils médico-chirurgicaux. A titre d'exemple, la société de robotique D.M. Développement (Z.I. Domène), développe actuellement un système téléopéré à 6 d.d.l. permettant de positionner un microscope dans le champ opératoire. Une fonction principale de ce système est de compenser en couple le poids de la charge utile, une autre fonction étant la commande de déplacements cartésiens. En fin de compte, un robot téléopéré seul ne constitue pas un système de guidage ; par contre, il peut intervenir comme élément dans un système plus complexe.

Ainsi, on pourra utiliser un télémanipulateur pour venir positionner interactivement un guide dont la localisation finale est connue soit dans un référentiel-capteur externe (caméra, détecteurs ultrasonores,...), soit dans le référentiel propre du robot. Comme pour l'ensemble des systèmes de guidage semi-actifs, la réalisation d'une trajectoire de guidage plus complexe qu'un déplacement linéaire pose des problèmes dus à l'interprétabilité de la trajectoire, à la rigidité de l'interface de commande et au manque d'informations actualisées.

Cependant, si l'on adjoint au télémanipulateur des capteurs délivrant des informations per-opératoires en temps réel transmises à l'opérateur, si ces informations sont exploitables facilement pour commander le système et si l'on peut se contenter d'utiliser la trajectoire de guidage pré-définie comme simple contrôle supplémentaire (et non comme consigne "obligatoire"), alors on tombe dans le domaine de la "téléopération avancée", qui offre des possibilités de réalisation de gestes médico-chirurgicaux très intéressantes et notamment en microchirurgie. En raison d'un relatif caractère d'autonomie dans la réalisation du geste, nous reprendrons l'étude de la "téléopération avancée" au § V.4, traitant des systèmes actifs.

.... **En conclusion**, les systèmes de guidage semi-actifs procurent comme les systèmes passifs, une aide importante à la perception et à la décision. Leur avantage est qu'ils proposent à l'opérateur un réel guidage basé sur le "comment" d'un geste opératoire et non plus seulement sur le "quoi". Ce degré d'autonomie qui laisse à l'opérateur le contrôle final du geste paraît être un compromis idéal. Cependant, quel que soit le mode de guidage (libre, contraint ou télémanipulé) les applications sont surtout limitées à des trajectoires "simples" telles que des introductions de sondes rectilignes. Une réalisation aisée de gestes plus complexes requiert l'emploi de systèmes actifs.

V.4. Systèmes actifs

V.4.a) Définition

Les systèmes de guidage actifs sont définis par leur important degré d'autonomie et d'adaptabilité. Ils doivent donc intégrer des fonctions de perception, de décision et d'action de "haut niveau". Cette définition a certes un caractère subjectif, et l'on pourrait peut être intégrer dans cette nouvelle catégorie certains systèmes que nous avons classifiés comme semi-actifs. Cependant, puisqu'il s'agit de réaliser un geste physique, un degré d'autonomie au moins partiel au niveau de l'action est nécessaire, ce qui rend indispensable l'utilisation de systèmes robotisés.

Si l'on poursuit l'analogie avec une personne devant suivre un chemin défini sur une carte, un certain degré d'autonomie du système au niveau de l'action (ici le déplacement) implique l'utilisation d'un véhicule motorisé. Avec cette analogie, le cas des systèmes semi-actifs correspond au cas où le système de guidage indique comment tourner le volant, et nous avons vu que l'on doit alors se limiter à des chemins "simples". Un ordinateur situé dans le véhicule connaît bien le terrain, mais aucune interface avec le pilote ne permet d'aller sur des terrains "compliqués". Dans le cas des systèmes actifs, un certain degré d'autonomie est conféré au véhicule afin d'utiliser la connaissance "informatisée" du terrain (informations multi-modalités modélisées).

V.4.b) Fonctions

Les fonctions de perception, de décision et d'action des systèmes de guidage actifs doivent être particulièrement "puissantes" .

. Perception

Un contrôle complet nécessite une modélisation précise de l'environnement. Le rôle des capteurs per-opérateurs est alors essentiel pour contrôler précisément et actualiser les connaissances acquises avant l'opération, surtout si le geste réalisé modifie la morphologie des structures. Cependant, les connaissances de l'opérateur sont difficilement toutes modélisables. De même, il peut être indispensable de prendre en compte la vue et le toucher de l'opérateur.

.. Décision (ou Raisonnement)

Le modèle de décision peut être basé sur le traitement des informations acquises avant l'action (définition d'une stratégie avant l'opération), mais le traitement des informations acquises pendant l'action est essentiel, surtout du point de vue de la sécurité. Dans ce cas, le temps de décision doit être suffisamment court pour gérer un événement détecté avant qu'il ne soit modifié. Une autre solution consiste à suivre et à gérer l'évolution des événements ("tracking" par filtrage de Kalman

par exemple), mais alors le retard impliqué ne doit pas être pénalisant. Il semble par ailleurs délicat, voire impossible, de s'affranchir des qualités d'analyse, de synthèse, et de l'esprit imaginatif de l'opérateur. Le problème est alors d'intégrer ces qualités dans le contrôle du système. Un équilibre doit être établi entre les fonctions de l'opérateur et celles d'un système expert gérant l'ensemble des données.

... Action

Si l'environnement est suffisamment bien connu, certaines sous-tâches peuvent être réalisées par un robot "autonome" et "intelligent" ; dans ce cas, l'opérateur peut avoir à réaliser des tâches globales et surtout à modifier l'action en cours si un événement imprévu n'a pas été détecté ou a fait l'objet d'une erreur de décision (arrêt du mouvement, modifications des consignes, reprise). Si l'environnement n'est pas suffisamment connu, le cas précédent risque de se reproduire trop souvent, il faut alors procéder de façon inverse en laissant le contrôle de l'action à l'opérateur, mais en l'aidant par le biais d'une interface évoluée, permettant de sentir l'environnement et l'interaction avec l'environnement, en l'empêchant de s'écarter trop de la trajectoire pré-définie, ou en réalisant certaines sous-fonctions de façon autonome. Ce sera le cas de la téléopération avancée.

Finalement, que ce soit en utilisant un robot intelligent et autonome pour certaines sous-tâches, ou un téléopérateur avancé, une "collaboration" entre l'opérateur et le système est nécessaire dans le but de répartir les fonctions de perception, décision et action.

Ces différentes fonctions sont résumées sur le diagramme suivant (figure V.4.A) :

Ensemble des fonctions de perception, décision et action pouvant être réalisés par un opérateur et un système de guidage informatisé et robotisé.

=> une coopération est nécessaire.

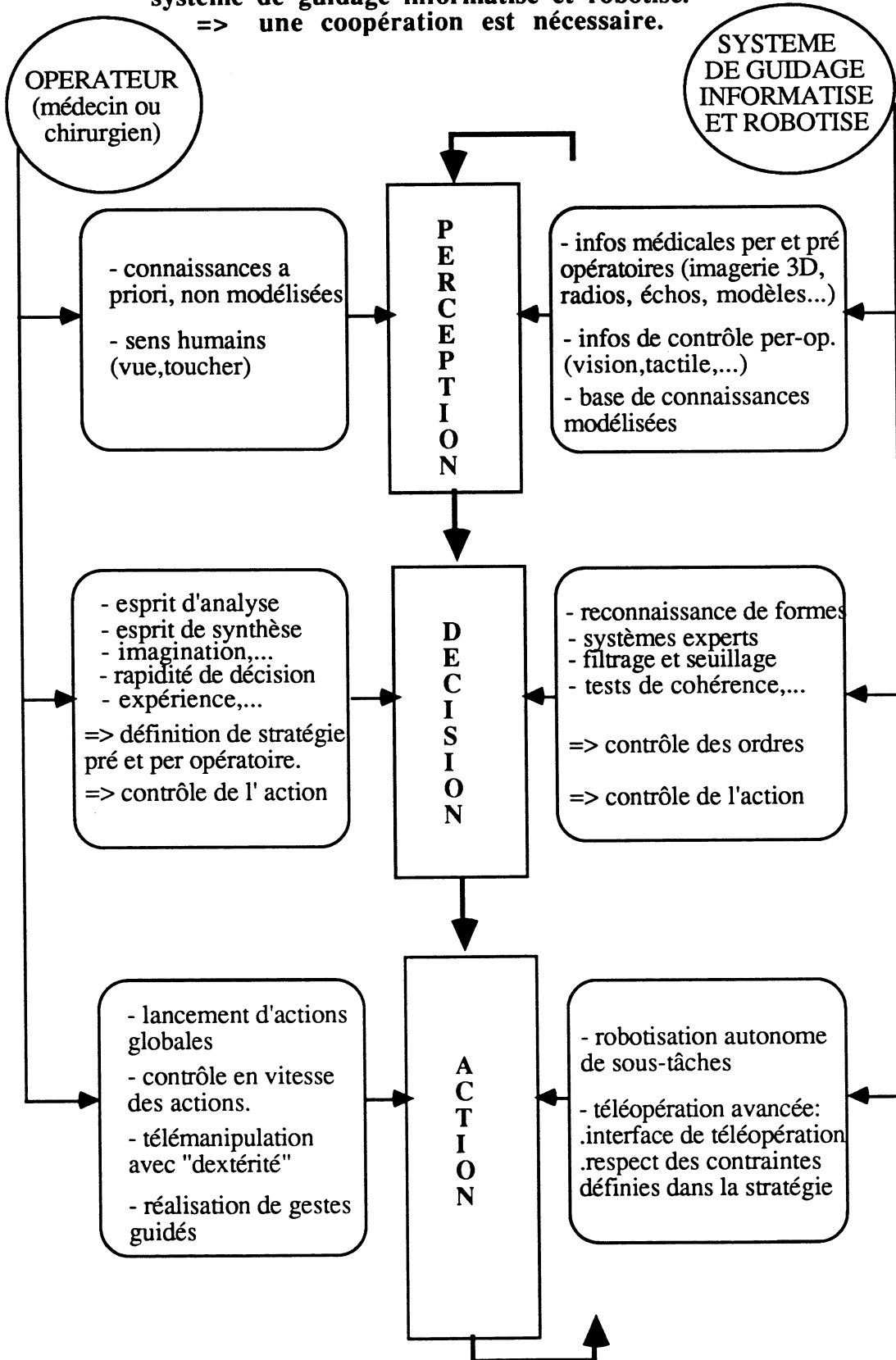


Figure V.4.A

V.4.c) Avantages et inconvénients.

Après cette présentation des fonctions des systèmes de guidage actifs, nous précisons maintenant les avantages et les inconvénients liés à leur utilisation, par rapport aux systèmes passifs et semi-actifs.

Avantages :

- . Certaines procédures de la stratégie simulée peuvent être reproduites directement, ce qui apporte :
 - facilité et rapidité pour des gestes simples (trajectoires linéaires),
 - possibilité de réaliser des gestes complexes, irréalisables avec d'autres systèmes (pas de problème d'"interprétabilité" de la trajectoire, ni de difficulté avec l'interface de commande,...).
- . Lors de l'action, toute la connaissance modélisée de l'environnement est utilisée directement, ce qui apporte :
 - rapidité des décisions au niveau du contrôle du geste réel (sécurité),
 - gestion d'informations multiples et redondantes, ce qui permet un contrôle du geste plus sûr, et en particulier une vérification de la cohérence de l'ensemble des informations (sécurité).
- . La précision est importante (pour des systèmes mécaniques de précision, elle atteint couramment 0.01 mm) et constante, car elle est indépendante de l'opérateur et stable au cours du temps (fiabilité). Ceci permet de plus de connaître les limites du système et donc de vérifier que l'on respecte toujours les marges d'erreur (sécurité).
- . La fatigue de l'opérateur n'intervient pas, ce qui est surtout intéressant pour des gestes longs et à caractère répétitif (fiabilité).
- . L'opérateur est protégé des contaminations, irradiations,...
- . Les données per-opératoires sont acquises à l'aide de capteurs montés à l'extrémité des robots: caméras vidéo (ou simple lentille et transfert par fibre optique) permettant la reconnaissance de formes (morphologie, texture, couleur,...), capteurs de force, senseurs tactiles, sondes échographiques 1D (ou Doppler 1D),... Ces données sont utilisées pour contrôler le geste (sécurité) et elles permettent de modifier la trajectoire (précision).

Inconvénients :

- . L'autonomie relative des systèmes, et les risques de "dérive" d'utilisation, peuvent soulever des problèmes éthiques, même si ceux-ci sont rarement justifiés.
- . La connaissance a priori de l'opérateur (expérience) est difficilement prise en compte, de même que ses qualités d'analyse, de synthèse et d'imagination ("efficacité" non optimale, problème de sécurité).
- . L'opérateur (médecin ou chirurgien) est partiellement "déresponsabilisé".
- . Il est nécessaire de conserver une méthode "classique" (matériel, compétence,...) en cas de panne du système.

V.4.d) Applications

A notre connaissance, aucune réalisation de geste chirurgical "complexe" n'est actuellement robotisée. Cependant, comme en témoigne le second "Workshop on Medical & Healthcare Robotics" tenu à Newcastle, en septembre 1989, plusieurs projets sont actuellement en cours à travers le monde, pour robotiser partiellement certaines applications cliniques particulières, ou pour développer de nouvelles techniques de "robotique avancée" adaptées au contexte médico-chirurgical. La plupart de ces projets sont encore au stade expérimental et peuvent donc difficilement faire l'objet d'une critique et d'une étude synthétique. Nous nous contentons donc de présenter ici le plus fidèlement possible la description de ces projets.

- Neurochirurgie

- . Le cas de la neurochirurgie stéréotaxique sera détaillé dans la 2^{ème} Partie. On peut néanmoins constater que cette application a fait l'objet des premières réalisations chirurgicales véritablement robotisées et utilisées cliniquement. C'est ainsi que [KWOH 88] a utilisé un robot 6-axes industriel relié à un tomодensitomètre, pour la première fois sur un patient en 1985. Ce projet semble toutefois arrêté à l'heure actuelle.

Dans notre cas, le système que nous développons pour gérer le positionnement d'un robot 6-axes adapté, à partir d'images multi-modalités, est utilisé cliniquement depuis mars 1989, sans interruption (voir 2^{ème} Partie pour une description détaillée ou [LAVALLEE 89 A, B, C] pour une description succincte).

Un robot porteur d'un guide laser, relié virtuellement à un tomodensitomètre par l'intermédiaire de 3 ou 4 points "palpés" sur la peau, a été développé par [THIEBAULT 89] dans le but de faciliter les opérations stéréotaxiques. Comme pour les systèmes passifs développés par [MÖSGES 89] et [KOSUGI 88], utilisant une méthodologie similaire de "matching", la critique portera sur l'imprécision dans son sens général (proximité entre la réalisation et l'objectif).

Notons enfin qu'une tentative d'utilisation d'un robot PUMA 560 en neurochirurgie stéréotaxique semble avoir échoué en raison de la non adaptation du robot aux contraintes posées par l'application [DOLL 87]. En particulier, des déplacements étaient observés lors de la coupure de l'alimentation des moteurs, en raison de l'absence de modification des rapports de réduction.

. Le système développé par [KELLY 86] a déjà été présenté au paragraphe précédent : l'opérateur télémanipule un laser puissant dirigé vers une cible tumorale définie à la fois par l'image vidéo réelle issue d'un microscope et l'image correspondante synthétisée à partir du modèle TDM. Le robot "porte-microscope" actuellement développé par D.M. Développement devrait évoluer vers un système analogue.

. Une équipe de l'Ecole Polytechnique de Lausanne travaille également sur la réalisation de gestes complexes (de type résection de tumeur) en utilisant un robot implanté près d'un tomodensitomètre.

. [KWOH 89] travaille désormais sur certaines interventions "sous scanner" de la colonne vertébrale.

- Microchirurgie de l'oeil.

. Une équipe lilloise met au point un système téléopéré porteur d'un laser dont les applications prévues concernent essentiellement la vitrectomie oculaire et la kératotomie radiaire [VIDAL 88], [GUERROUAD 89], [BEN GAYED 87], [DIAZ 84]. Le but est d'obtenir un "téléopérateur avancé" dont le mode de fonctionnement pourrait être télémanipulé, automatique ou mixte, c'est-à-dire correspondant à un partage véritable des tâches entre opérateur et système. Un module de perception basé sur des capteurs optiques a les fonctions suivantes : détection de présence, estimation de distance, reconnaissance de formes simples. Le module de décision permet alors de gérer des obstacles éventuels (alarmes, évitements), de "déclencher des tâches élémentaires", de "générer des stratégies adaptées" (blocage de certains axes). Une architecture spécifique de robot en 2 sous-ensembles a été développée pour cette application : un "porteur" à 3 degrés de translations amène un ensemble de 4 degrés de liberté en position de telle sorte que les trajectoires décrites par ces 4 degrés passent toujours par un point fixe; ce point fixe étant positionné par le

porteur sur un point d'entrée à la surface de l'oeil. Les auteurs envisagent d'étendre les applications de ce système à d'autres cas cliniques comme la chirurgie plastique par exemple.

. Une équipe japonaise travaille également sur la robotisation de la microchirurgie de l'oeil [TEJIMA 89]. L'application envisagée concerne les transplantations de la cornée. Un robot 7-axes, à architecture "parallèle" pour une partie, amène un trépan de diamètre environ 7 mm sur la cornée, puis un principe de succion (aspiration pneumatique) permet de fixer la cornée au porteur du trépan. Lors de la trépanation, l'auteur examine les variations de couple de la rotation du trépan, ce qui lui permet d'arrêter automatiquement l'avance de l'outil. Les premiers tests ont porté sur des cornées d'animal. L'auteur pense que son système peut être étendu à d'autres applications pourvu que l'on utilise la succion pour fixer des organes mous au système (avec contrôle de la pression de succion) et que l'on contrôle l'action des outils en étudiant les variations des couples des moteurs.

- Irradiation

. Les systèmes de radiothérapie multifaisceaux actuellement commercialisés peuvent être considérés comme des robots "actifs" simples, l'outil étant alors le rayonnement de haute énergie. Des techniques sont actuellement mises au point pour déplacer non plus l'accélérateur mais le patient, le robot ayant alors à déplacer le "fauteuil" dans lequel se trouve le patient afin d'irradier la tumeur de façon optimale en utilisant 6 degrés de liberté [BETTY 83] [FRESNE 89].

. Des techniques de chauffage par ultrasons focalisés permettent d'élever la température d'un très faible volume, jusqu'à des valeurs thérapeutiques. Un robot porteur d'un tel système permet alors de balayer la zone tumorale, qui est définie sur l'imagerie (travaux en cours du Professeur GAUTHERY à Strasbourg, en relation avec [ROEMER 87]).

- Implantation de prothèses

Un projet américain [TAYLOR 89 A et B] porte sur la préparation d'une cavité dans la hanche à l'aide d'un "couteau orthopédique" porté par un robot, dans le but de tailler l'os pour l'adapter à une prothèse, avec des consignes géométriques définies sur un examen TDM. Après avoir implanté des petites broches dans le fémur du patient, un examen TDM est réalisé, l'opérateur choisit alors la prothèse qu'il va implanter et définit sur l'ensemble des images 3D le travail à réaliser pour que la prothèse s'adapte bien. Puis en conditions opératoires, l'opérateur télémanipule le robot pour venir "palper" les broches situées sur le fémur qui doit être fixé rigidement. Le matching entre le référentiel TDM et le référentiel robot est ainsi réalisé. Puis le robot travaille de façon autonome, sous le contrôle supervisé du chirurgien. Des capteurs de type caméras vidéo devraient être ajoutés à l'installation finale pour contrôler le positionnement global par rapport à des

"enveloppes" de sécurité. Les tests actuels portent sur des fémurs isolés et semblent encourageants. Les auteurs précisent le degré d'autonomie qu'ils souhaitent conférer au système : "It is unlikely that the surgeon will push the "go" button and go out for coffee while the femoral cavity is being cut. He requires means of carefully monitoring the progress of the operation and intervening when appropriate. One challenge here is that, to some extent, he must rely on the precision of the robot and sensing systems, which greatly exceed his own, to cut the right shape. On the other hand, the surgeon's comprehension of (and responsibility for) the total situation is clearly much greater than the machine's. Suitable interfaces must be provided to allow him to pause execution at any time, modify plan parameters, initiate error recovery actions ; and provide positional guidance to the robot". (p 81 [TAYLOR 89 A]).

- Résection transurétrale de la prostate

Un geste délicat et long consiste à réaliser l'ablation d'une partie de la prostate en détruisant par coupes successives des petites parcelles du tissu à enlever. L'outil utilisé est un "résectoscope", sorte de bistouri électrique lié à une sonde endoscopique. L'outil est introduit dans le pénis à travers l'urètre et est manipulé par l'opérateur jusqu'à obtenir la résection de la forme conique souhaitée. [DAVIES 89] a simulé cette intervention en montant le résectoscope sur un robot industriel avec pour but la résection d'une portion conique de pomme de terre. Cette simulation a permis de réaliser le geste complet en 5 mn, au lieu d'une heure environ pour une intervention manuelle. L'intérêt d'un système robotisé a ainsi été mis en évidence. Cependant, ce projet n'a pas obtenu l'approbation des commissions médicales britanniques pour passer aux tests cliniques, essentiellement en raison des problèmes de sécurité liés au robot utilisé (PUMA 6-axes). En conséquence, l'auteur a développé un système purement mécanique dans lequel, après positionnement global, les mouvements sont limités physiquement aux mouvements réalisant l'ablation conique, offrant ainsi des garanties de sécurité supplémentaires. Le système manuel a été utilisé cliniquement, il est actuellement en cours de motorisation.

- Lithotriteurs

Une onde de choc focalisée en un point permet de pulvériser des calculs rénaux. Des systèmes permettant de réaliser ce type d'intervention sont commercialisés depuis plusieurs années (société Technomed, Lyon, par exemple). Le repérage du point à atteindre peut se faire par échographie : la sonde est montée sur un palpeur de coordonnées à 6 d.d.l. qui est relié à l'émetteur d'ultrasons délivrant l'onde de choc focalisée. Des procédures de calibrage permettent de transférer les coordonnées d'un point prélevé sur l'image échographique jusqu'au système émetteur. Un ensemble de trois translations motorisées permet ainsi d'ajuster le positionnement de l'émetteur pour que le point de focalisation corresponde au point cible. Il s'agit donc d'un véritable système robotisé basé sur un capteur per-opérateur.

- Projets portant sur les technologies spécifiques à la robotique chirurgicale :

Plusieurs équipes développent directement des technologies et des concepts impliqués dans la réalisation de robots d'aide à la chirurgie.

. Ainsi, dans le cadre de l'IARP (International Advanced Robotics Program), le programme britannique "Advanced Robotics" contient un projet d'application de la robotique à la médecine [FINLAY 88]. Trois thèmes de recherche ont été sélectionnés après une étude basée sur la consultation de médecins, d'ingénieurs et de responsables marketing : 1) concevoir un robot mobile d'aide aux personnes handicapées et aux personnes âgées, permettant de porter et manipuler des objets, 2) concevoir un robot mobile de type brancard pour transporter des patients alités, 3) concevoir un robot d'aide à la chirurgie de précision. Dans ce dernier thème, le concept de base repose sur un robot télémanipulé précis et "intelligent", c'est-à-dire utilisant des capteurs multi-modalités dont les informations sont gérées par un système expert. Les fonctions requises sont la discrimination des tissus, le contrôle de la profondeur des incisions réalisées par un scalpel et des sutures,... Les applications envisagées concernent surtout la microchirurgie, cependant, une application préliminaire permettant d'expérimenter certaines techniques et de valider cliniquement les travaux de recherche concerne la dissection et la manipulation des organes prélevés sur cadavre. L'intérêt immédiat de ce projet concerne la manipulation de cadavres présentant un risque important de contamination. En conclusion, l'auteur pense que la réalisation de ces concepts nécessite des développements technologiques importants, notamment en ce qui concerne les capteurs, le contrôle des systèmes robotisés et les interfaces homme/machine.

. Une équipe italienne [DARIO 88], [SABATINI 89], travaille sur les technologies nécessaires au développement de la téléopération avancée appliquée à la microchirurgie ("At present stage of technology, however, it is not realistic to propose an extensive use of autonomous robots for surgery", p. 227 [SABATINI 89]). En particulier, l'utilisation de senseurs proprioceptifs et exteroceptifs sophistiqués sur les outils des robots est un prérequis fondamental pour un télémanipulateur "esclave", surtout lorsqu'un contrôle visuel direct est de mauvaise qualité. Les informations obtenues sont alors les distributions des forces de contact sur les surfaces explorées, et plus généralement des propriétés physico-chimiques des structures (texture, aspect lisse, glissant,...). Diverses technologies sont possibles : senseurs à base de polymères ferroélectriques (PVDF), piezorésistifs, magnétiques, électro-magnétiques, capacitifs ou électro-optiques. Les auteurs utilisent actuellement le PVDF et obtiennent des résultats encourageants (détection d'une sphère de diamètre 5 mm placée à une profondeur de 10 mm dans une couche de caoutchouc...). Cette recherche porte maintenant sur le développement d'interfaces évolués de téléopérateurs (senseurs sur la "main maître", transmission du mouvement à la "main esclave", senseurs sur la

"main esclave", transmission des forces de contacts perçues jusqu'à la "main maître" : modification de la raideur du joystick par exemple).

. [IKUTA 88] propose d'utiliser des alliages à mémoire de forme (SMA : Shape Memory Alloy) pour réaliser des robots miniaturisés utiles en médecine et chirurgie ; Cette technologie (en cours de développement) s'adapte bien à la miniaturisation, permet des performances augmentées (vitesse et précision de contrôle), et est de fabrication facile par rapport à la miniaturisation de moteurs classiques... Une première application concerne la réalisation d'une sonde endoscopique active, dont la forme vient s'adapter facilement à l'intestin par exemple. Une autre application est une pince miniature actionnée par des ressorts en SMA. Ces technologies devraient alors être intégrées dans une sorte de "super-sonde" pouvant se déplacer le long des parois de l'intestin et portant une caméra, une aiguille d'injection, un trocart, une micro-pince et des micro-pompes !

. [McEWEN 89] développe des systèmes "pré-robotiques" utilisés en tant qu'écarteurs dans le champ opératoire. Il s'agit de systèmes pneumatiques librement articulés et "blocables" rigidement par un seul interrupteur.

- Systèmes proches de la robotique chirurgicale.

. Des applications nouvelles de la robotique mobile en milieu hospitalier sont en développement ([FINLAY 89], voir par exemple les congrès [IARP 89] et [IIRIAM 88]).

. Des systèmes de guidage de cathéter par des aimants supra-conducteurs, à l'intérieur des vaisseaux sanguins du cerveau, sont en développement à Grenoble (laboratoire CNRS de Cryogénie). Un tel guidage serait très utile dans le traitement des anévrismes.

. Des systèmes robotisés d'aide au diagnostic ont également été développés : robot palpeur de tumeur du sein ! ([KATO 88]).

. Les systèmes d'aide robotisé pour personnes handicapées font l'objet d'une recherche importante depuis plusieurs années, de même que l'aide à la réhabilitation et la synthèse de prothèses motorisées.

Nous concluons sur le développement de la robotique chirurgicale en citant cette phrase extraite d'une lettre du D.T.I. (ministère anglais de l'industrie) : "Internationally, the atmosphere of competition in the field of surgery robot is hotting up".

V.5 Conclusion sur les systèmes de guidage

Plusieurs types de systèmes de guidage sont donc possibles selon le degré d'autonomie qui leur est conféré.

. Les systèmes passifs ne permettent pas un guidage direct du geste, ils permettent à l'opérateur de confronter la scène réelle à la scène modélisée, sur laquelle il a étudié et défini ses objectifs.

.. Les systèmes semi-actifs donnent à l'opérateur des indications à suivre directement pour réaliser un geste qu'il a défini au préalable, la réalisation du geste final étant laissée à l'opérateur. Malheureusement, le problème de l'interfaçage entre le système de guidage et le geste du chirurgien limite le domaine d'application aux cas simples, du type positionnement de guide (guidage statique).

... Dans le cas de gestes complexes, l'utilisation des systèmes de guidage actifs axés sur la robotique s'avère indispensable.

En ce qui concerne la robotique médico-chirurgicale avancée, deux approches peuvent finalement être distinguées :

. Un premier consensus semble s'établir dans la littérature ([SABATINI 89], [FINLAY 89], [VIDAL 88],...) avec comme objectif la téléopération avancée appliquée à la microchirurgie. L'idée de base est ici d'utiliser la précision des robots pour réaliser des gestes fins et délicats, tout en laissant à l'opérateur l'action finale afin d'utiliser sa dextérité. Des interfaces homme/machine évoluées doivent alors être développées. En particulier, des informations issues de capteurs situés à l'extrémité des robots (senseurs tactiles, caméras vidéo miniaturisées, capteurs des pressions exercées par les outils, ...) doivent être acquises et transmises à l'opérateur pour l'aider dans sa téléopération. La réalisation autonome de sous-tâches est envisagée, et l'utilisation d'un modèle global des structures n'est pas exclue. En plus de leur rôle d'interfaçage homme/machine, ces systèmes auront pour fonction de contrôler les gestes télémanipulés et de guider l'opérateur à partir de l'ensemble des informations modélisées. Cette fonction de décision sera basée sur un système expert.

.. Dans la méthodologie que nous proposons, la connaissance de "l'environnement" et la définition d'une stratégie opératoire simulée à partir d'informations multi-modalités doivent être plus largement prises en compte dans la réalisation du geste. Ce choix implique des réalisations de sous-tâches par des robots dont le mode de fonctionnement principal est autonome. En ce qui

concerne l'action, l'opérateur doit pouvoir arrêter le fonctionnement autonome à n'importe quel instant, contrôler les mouvements en vitesse (le cas idéal étant donné par une commande directe de la vitesse "globale" par un équivalent de pédale d'accélération), réaliser des tâches globales (positionnement approximatif télémanipulé, séquençement de tâches élémentaires,...), passer en mode télémanipulé pour s'écarter de la trajectoire prévue initialement. En fait, privilégier le fonctionnement autonome repose sur un degré important de certitude des informations, à la fois au niveau de la perception et au niveau de la décision. Ainsi, plus l'information est certaine, c'est-à-dire plus "l'environnement" est connu avec précision à chaque instant, plus les systèmes robotisés peuvent être autonomes. Une incertitude importante intervenant dans des systèmes autonomes conduit à des arrêts fréquents et éventuellement à des problèmes de sécurité. Une certitude importante utilisée dans des systèmes non autonomes correspond à une information sous-utilisée. Plus précisément, les facteurs qui déterminent le degré de certitude sont les suivants :

Perception :

- . Etude du rapport signal/bruit des images et informations de base,
- . Validité des modèles choisis :
 - précision par rapport à la réalité,
 - stabilité dans le temps :
 - . actualisation des modèles pré-opératoires à l'aide des informations per-opératoires,
 - . actualisation de modèles dynamiques au cours de l'intervention si les structures sont déformées.
- . Evaluation des risques de ne pas prendre en compte certaines informations (hypothèse des cas les plus défavorables),
- . Unicité ou redondance des informations.

Décision :

- . Etude des cas d'erreur (faux positif, vrai négatif) pour toute information détectée (reconnaissance de formes, filtrage au sens large,...),
- . Validité des tests de cohérence : nombre d'informations, précision et rapidité de décision,
 - cohérence "interne" (entre informations redondantes),
 - cohérence "externe" (comparaisons des valeurs obtenues par rapport à des valeurs "normales").
- . Evaluation des systèmes experts (propagation du bruit et des erreurs),
- . Prise en compte des décisions de l'opérateur (rapidité).

Finalement, ou bien le mode de fonctionnement principal d'un système robotisé est télémanipulé et des procédures élémentaires sont réalisées de façon autonome, ou bien le mode de fonctionnement principal est le mode autonome et des procédures spécifiques doivent être réalisées par l'opérateur en mode télémanipulé. Une coopération homme/système est donc nécessaire aux niveaux de la perception, de la décision et de l'action. Chaque système devra alors prendre en compte au maximum les éléments recensés sur le schéma de la figure V.4.A.

En fait, le "robot chirurgical" capable de réaliser des interventions "complexes" n'existe pas encore. Cependant, de nombreuses applications cliniques particulières peuvent être réalisées avec profit en utilisant des systèmes robotisés "relativement simples". L'introduction de ces systèmes "simples" permet de sensibiliser l'opinion, les médecins, les chirurgiens et les industriels, de diminuer certaines craintes psychologiques, de montrer que le problème éthique est un faux problème (les robots doivent être considérés comme des outils sophistiqués), d'évaluer certains problèmes techniques spécifiques au domaine (sécurité, précision extrinsèque et intrinsèque, stérilité,...). Ils permettent également de réhausser l'intérêt de l'utilisation thérapeutique de l'imagerie au sein des salles d'opération. D'un autre côté, spécifier les contraintes techniques à satisfaire pour réaliser des gestes plus complexes peut générer des problèmes intéressants, facteurs de progrès pour la robotique elle-même.

Nous sommes à ce niveau tentés de définir le portrait d'un robot d'aide à la chirurgie ; la figure V.5.A illustre ce concept. En fait, ces schémas représentent essentiellement la fonction d'action. Une définition plus complète comprendra des modules de perception et de décision élaborés qui ont déjà été évoqués : prise en compte des images médicales et notamment des informations provenant des capteurs de radiologie numérisée ou d'échographie, interfaces de téléopération avancée, gestion des incertitudes par des systèmes experts, tests de cohérence, etc...

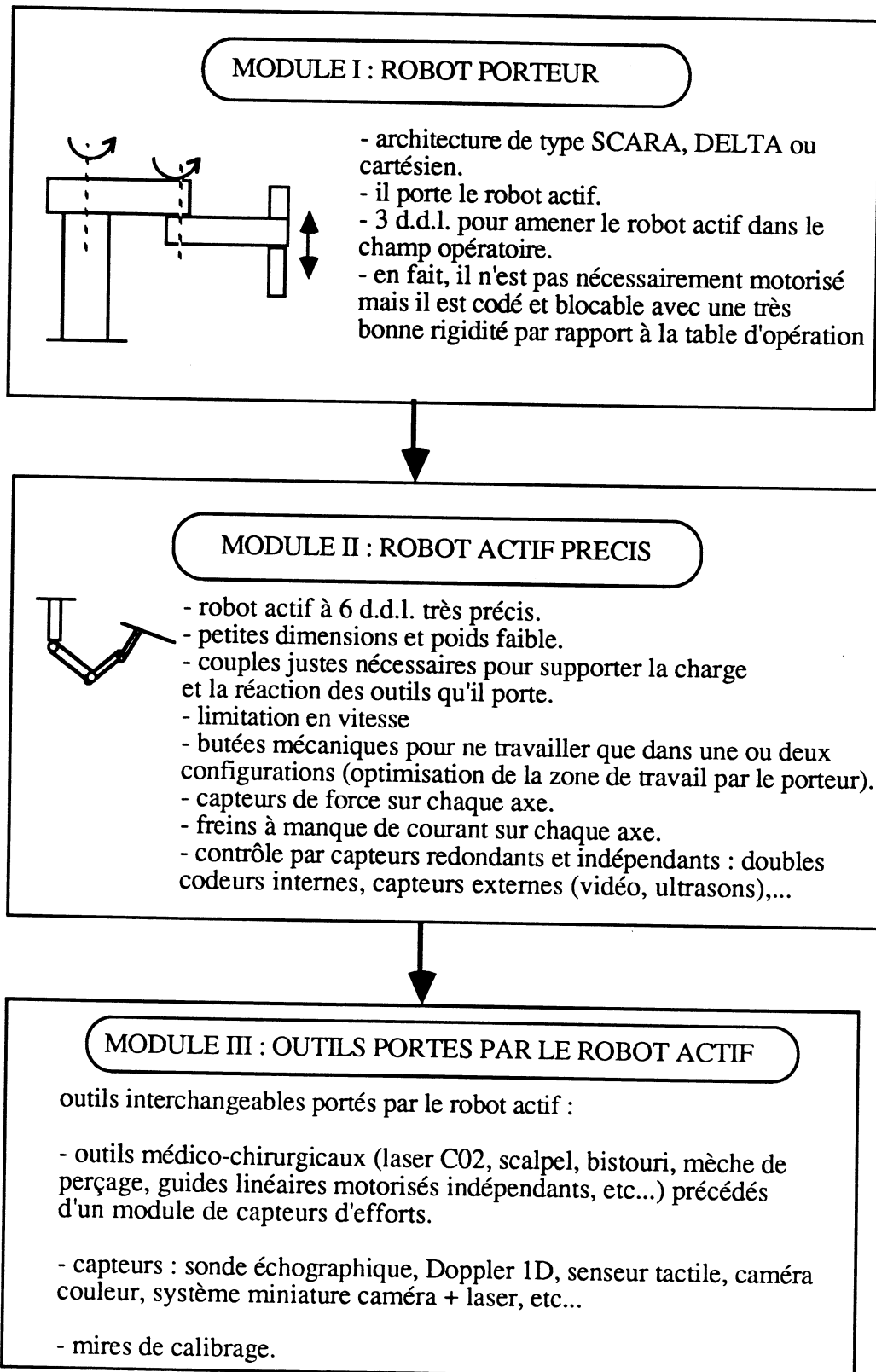


Figure V.5.A : schéma définissant les grandes lignes d'un robot d'aide à la chirurgie.

VI ADAPTATION DE LA METHODOLOGIE A QUELQUES APPLICATIONS CLINIQUES

L'application première de la méthodologie précédente est la neurochirurgie stéréotaxique, elle sera présentée dans la 2^{ème} Partie. Dans ce chapitre, nous présentons plusieurs autres applications cliniques en cours de développement ou en projet.

VI.1 Ponction Intervertébrale Assistée par Ordinateur

VI.1.a) Objectif clinique

En neuroradiologie, plusieurs applications diagnostiques ou thérapeutiques requièrent l'introduction d'une aiguille dans une structure proche de la colonne vertébrale. En particulier, la nucléolyse consiste à injecter une enzyme pour détruire le noyau d'une hernie discale ; certaines sciaticques sont soignées par cette méthode. Cependant, dans les méthodes actuelles, le médecin travaille en regardant la progression de son aiguille sur des images radioscopiques. Une autre application est la ponction de tumeurs intervertébrales, la seule possibilité actuelle étant d'opérer "sous scanner", ce qui pose le problème de la gestion de l'utilisation du tomodensitomètre et nécessite de toute façon des méthodes de repérage complexes, plus ou moins empiriques. Les gestes d'introduction "d'aiguille" sont donc longs et délicats, les praticiens les voudraient plus rapides et plus sûrs.

L'idée que nous proposons est donc véritablement d'amener virtuellement le tomodensitomètre dans la salle de ponction habituelle. Le médecin définit un trajet d'aiguille idéal à partir de l'examen TDM, puis doit suivre un système de guidage qui lui redonne la position de l'aiguille théorique en conditions réelles. Le problème essentiel est bien sûr le matching entre référentiel TDM et référentiel opératoire.

VI.1.b) Méthodologie

Nous reprenons les 4 étapes de la méthodologie générale :

. Acquisition des données :

→ *En pré-opératoire* :

* Un examen TDM est réalisé. Typiquement, entre 15 et 20 coupes d'épaisseur 5 mm et espacées de 3 mm sont acquises. On suppose connus les paramètres géométriques du modèle 2.5D obtenu.

* Un système plan laser + caméra (cf. § II.2.d) permet d'obtenir l'équation d'une surface du dos du patient S_1 connue dans le référentiel TDM.

Pour cela, une étape préliminaire de calibrage est nécessaire : une mire à la fois "visible" sur les images TDM et présentant une surface "accessible" au système caméra+laser est utilisée, on lui associe un référentiel REF-MIRE. La figure VI.1.A représente une mire possible.

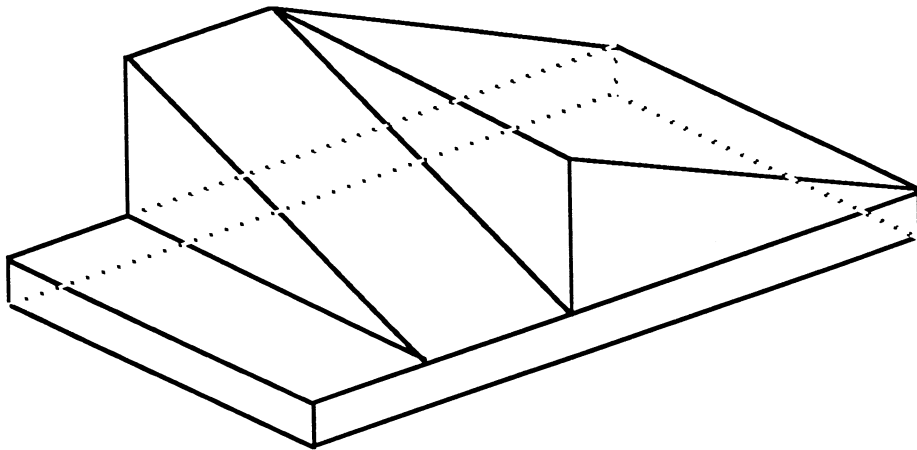


Figure VI.1.A : mire possible pour relier le capteur laser+caméra au référentiel du tomodensitomètre.

Lors d'un examen TDM de la mire, on obtient facilement les équations des surfaces planes de la mire dans REF-TDM (chaque coupe donne une droite qui appartient à un plan donné). On translate alors la table du tomodensitomètre d'une valeur T qui n'a pas besoin d'être connue mais qui doit être toujours la même au cours des manipulations suivantes. On acquiert alors les équations des surfaces planes de la mire dans REF-CAPTEUR (voir § II.3.c). En réalisant le matching des surfaces planes connues à la fois dans REF-TDM et dans REF-CAPTEUR, on obtient facilement la matrice de passage (H_{calib}) entre REF-TDM et REF-CAPTEUR (voir [FAUGERAS 87], p327):

$$\text{REF-CAPTEUR} = (H_{\text{calib}}) \cdot \text{REF-TDM}.$$

Dans l'étape suivante, le patient remplace la mire, et l'on obtient finalement les informations suivantes dans REF-CAPTEUR :

- un modèle de surface S_1 représentant une partie de la surface du dos du patient, exprimée dans REF-CAPTEUR.
- le modèle 2.5D des coupes TDM, qui est transféré dans REF-CAPTEUR en utilisant la matrice (H_{calib}).

→ En per-opératoire :

* Un système laser+caméra de type identique au précédent permet d'obtenir l'équation d'une surface S_2 du dos du patient en conditions opératoires. Cette équation est donc obtenue dans un référentiel REF-CAPTEUR-OP associé au capteur opératoire laser+caméra. La figure VI.1.C présente le système d'acquisition actuellement utilisé ainsi que le résultat obtenu pour la numérisation d'une surface du dos d'un mannequin.

.. Définition d'une stratégie.

Nous faisons ici l'hypothèse que la stratégie peut être définie uniquement à partir des images TDM pré-opératoires. Il s'agit en fait de définir sur cette information TDM un point cible et une droite d'accès définissant la trajectoire linéaire de l'aiguille. Deux méthodes sont possibles. La première consiste à choisir un point cible sur une coupe et à définir la droite d'accès par ses intersections avec les autres plans de coupes parallèles, cette méthode est illustrée sur la figure VI.1.B.

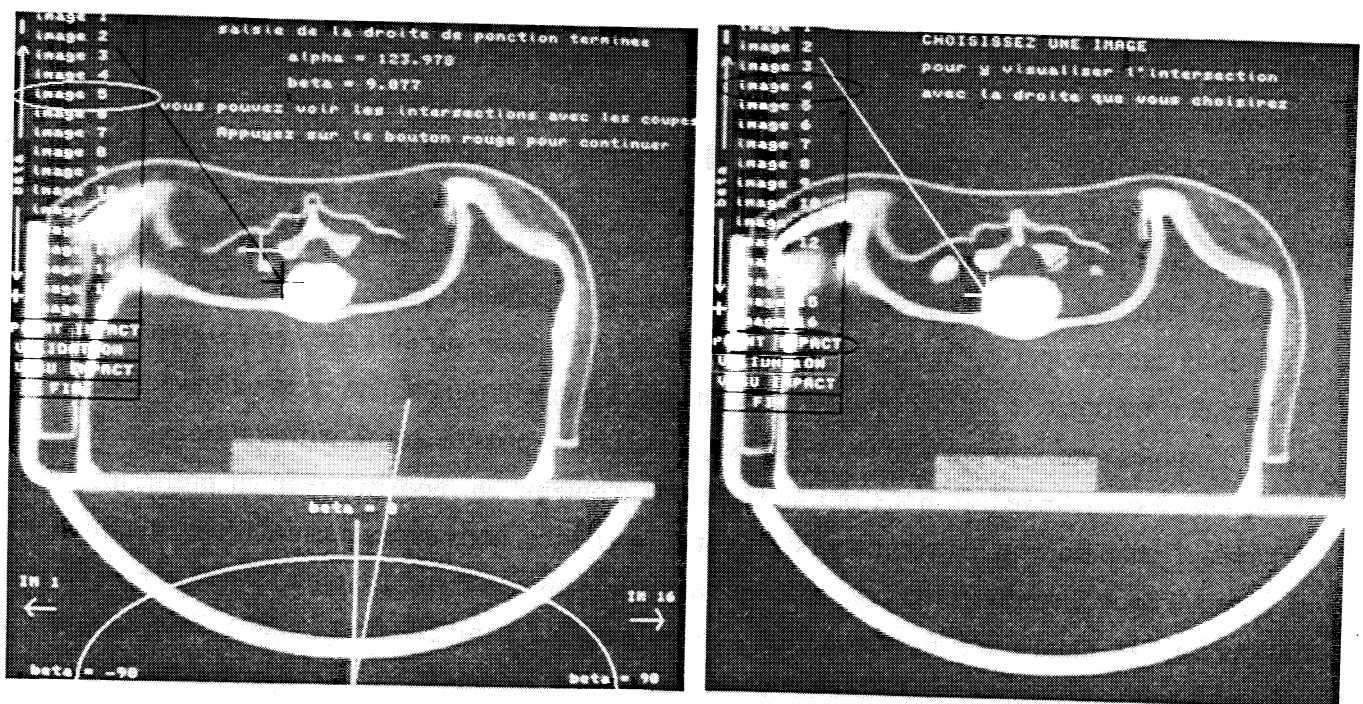


Figure VI.1.B : choix interactif d'une droite dans l'ensemble des coupes TDM réalisées sur un mannequin. Après avoir défini un point cible P1 sur une coupe, l'opérateur définit la trajectoire en sélectionnant un autre point P2 sur une autre coupe : la trajectoire est alors la droite (P1P2). Puis on calcule l'intersection entre la trajectoire et chaque plan de coupe. Pour valider son choix, l'opérateur visualise alors l'ensemble des coupes sur lesquelles il observe par où passe la trajectoire choisie.

La seconde méthode, plus précise et plus conviviale, utilise le modèle 3D défini par des splines tricubiques et obtenu à partir du modèle 2.5D (§ II.3.a). Dans ce cas, on peut choisir un plan de coupe oblique et y définir le point cible et la droite d'accès directement. Cette seconde interface sera plus largement présentée dans la 2^{ème} Partie.

Finalement, on obtient ainsi les coordonnées d'un point cible P et d'un vecteur d'accès $\vec{v}$, exprimées dans REF-TDM.

... Matching des informations

Nous faisons ici l'hypothèse que le point cible et la droite d'accès sont relativement fixes par rapport à la peau du dos du patient. L'idée est alors de mettre en correspondance les informations per-opératoires avec les informations pré-opératoires en utilisant la surface du dos comme signature des référentiels. Le problème revient donc au matching entre S_1 exprimée dans REF-CAPTEUR et S_2 exprimée dans REF-CAPTEUR-OP.

Si le patient a approximativement la même position en pré et per-opératoire, les surfaces S_1 et S_2 sont quasiment identiques. Une méthode de simple comparaison visuelle entre des images vidéo permet alors d'obtenir un matching global très correct : dans notre configuration, nous avons ajouté une seconde caméra au système précédemment décrit, et on acquiert ainsi deux images de référence en "pré-opératoire". L'opérateur sélectionne l'une des 2 images de référence, cette image est affichée sur un canal vidéo correspondant à une couleur (rouge), et l'image vidéo réelle issue de la caméra "per-opératoire" est superposée en l'affichant sur un autre canal vidéo (bleu). L'opérateur manipule le patient pour que ces images coïncident puis réitère ce travail avec l'autre paire d'images, etc... jusqu'à obtenir une superposition correcte des 2 paires d'images. Des expériences sur mannequin nous ont ainsi permis d'obtenir un repositionnement préliminaire n'excédant pas 3 mm sur les contours ; dans cette expérience, nous avons mesuré l'écart maximal en distance entre 2 contours (du bord inférieur du mannequin posé sur une table) tracés sur papier millimétré, l'un étant tracé au moment où l'on acquiert les 2 images de référence, l'autre étant tracé après le repositionnement "interactif" du mannequin. La figure VI.1.D illustre ce matching préliminaire visuel.

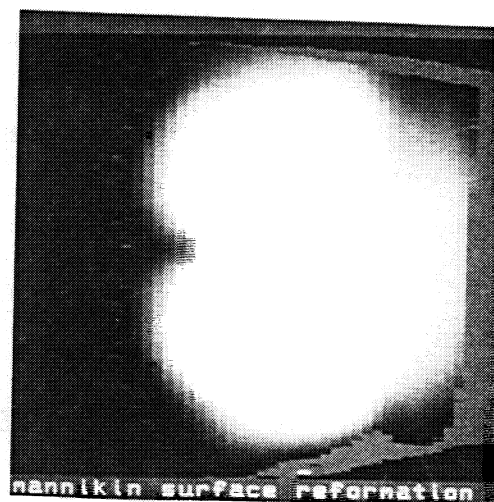
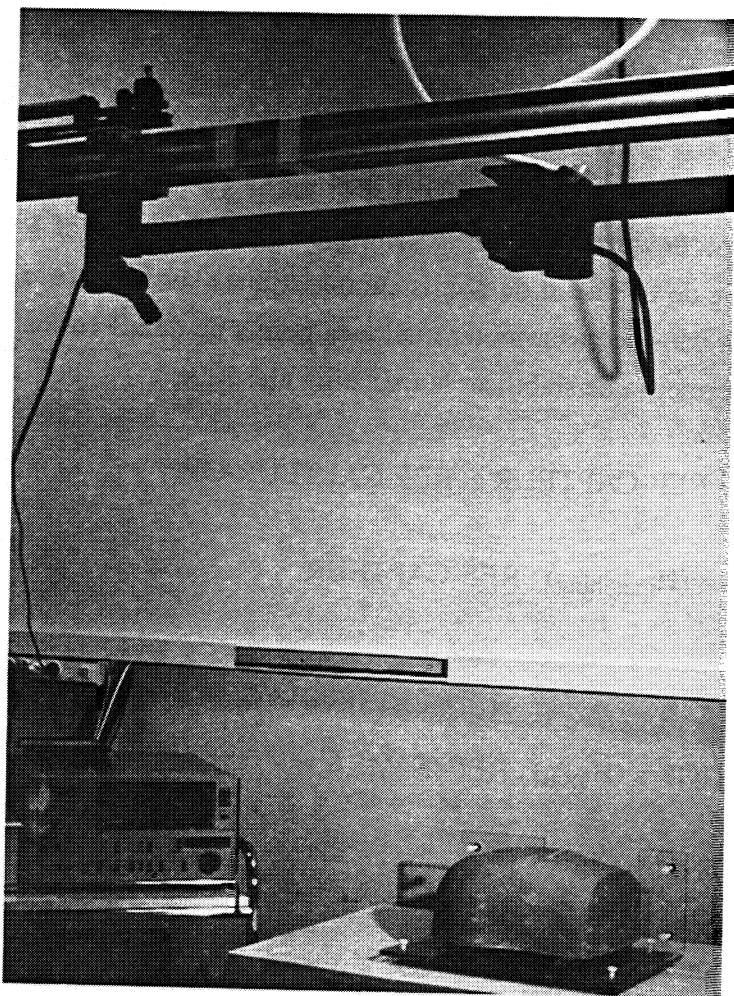


Figure VI.1.C : A gauche, système d'acquisition de surfaces : un rayonnement laser est envoyé par l'intermédiaire d'une fibre optique dans une lentille cylindrique montée sur un chariot motorisé en translation. Le plan laser ainsi produit est projeté sur le dos d'un mannequin et génère une ligne d'intensité élevée qui est observée par une caméra munie d'un filtre rouge. A droite, surface obtenue après triangulation et interpolation, dans une représentation de type Z-buffer.

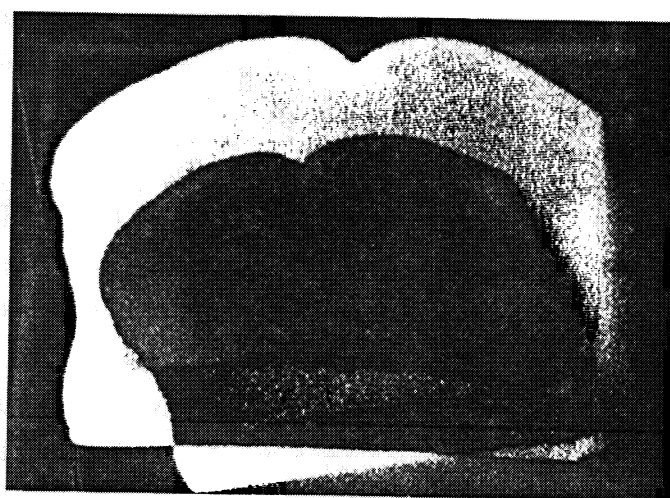


Figure VI.1.D : matching préliminaire visuel. Le patient (ici un mannequin) est replacé à peu près dans la même position par rapport aux caméras vidéo en le déplaçant "interactivement" et en comparant les images réelles aux images de référence.

On peut ensuite utiliser des méthodes de matching rigide par surfaces décrites au § IV.3.a. Si l'on estime que cette hypothèse est trop forte, on devra réaliser un matching de type élastique (cf § IV.3.b) ; cependant, dans ce cas, le manque de détails et de points caractéristiques sur la surface du dos risquent d'être pénalisants, il faudra dans ce cas rajouter quelques points de détail en les dessinant sur la peau par exemple, ce qui permettra de stabiliser le matching élastique.

On obtient alors la matrice de passage entre REF-CAPTEUR et REF-CAPTEUR-OP :

$$\text{REF-CAPTEUR-OP} = (H_{\text{matching}}) \cdot \text{REF-CAPTEUR}$$

Ce qui en définitive permet d'obtenir :

$$\text{REF-CAPTEUR-OP} = (H_{\text{total}}) \cdot \text{REF-TDM.}$$

avec :

$$(H_{\text{total}}) = (H_{\text{matching}}) \cdot (H_{\text{calib}})$$

Cette relation permet d'obtenir les coordonnées du point cible P et du vecteur $\vec{v}$ dans REF-CAPTEUR-OP.

.... Guidage du geste

Un système de guidage semi-actif est proposé.

Une seconde caméra (associée à un nouveau référentiel REF-CAM2) est ajoutée au système laser + caméra. Une méthode de calibrage par mire permet d'obtenir la matrice entre REF-CAM2 et REF-CAPTEUR-OP.

La définition de l'objectif par $(P, \vec{v})$ est alors remplacée par $(P_s, \vec{v})$ où P_s est le point d'intersection entre la droite $(P, \vec{v})$ et la surface du dos (voir 2^{ème} Partie, § IV.1.2.b pour une méthode d'intersection entre une droite et une surface spline par exemple). Sur chacune des images vidéo, on synthétise et on superpose la projection du point P_s et de la direction $\vec{v}$, ce qui est possible car on connaît les coordonnées des points P_s et $\vec{v}$ dans des référentiels associés aux 2 caméras. Cette synthèse de projection utilise bien sûr le modèle intrinsèque de chacune des caméras.

L'opérateur amène alors un guide tenu par un bras articulé (à $n \geq 6$ d.d.l.) dans le champ des caméras, et il aligne la position du guide sur les 2 images en faisant en sorte que l'extrémité du guide en contact avec la peau vienne se projeter sur les 2 projections simulées de P_s . Lorsque la

superposition est correcte, l'opérateur bloque le bras articulé et introduit l'aiguille dans le guide, jusqu'à une certaine profondeur qui peut être calculée et affichée sur les images. Cette méthode est illustrée sur la figure VI.1.E.

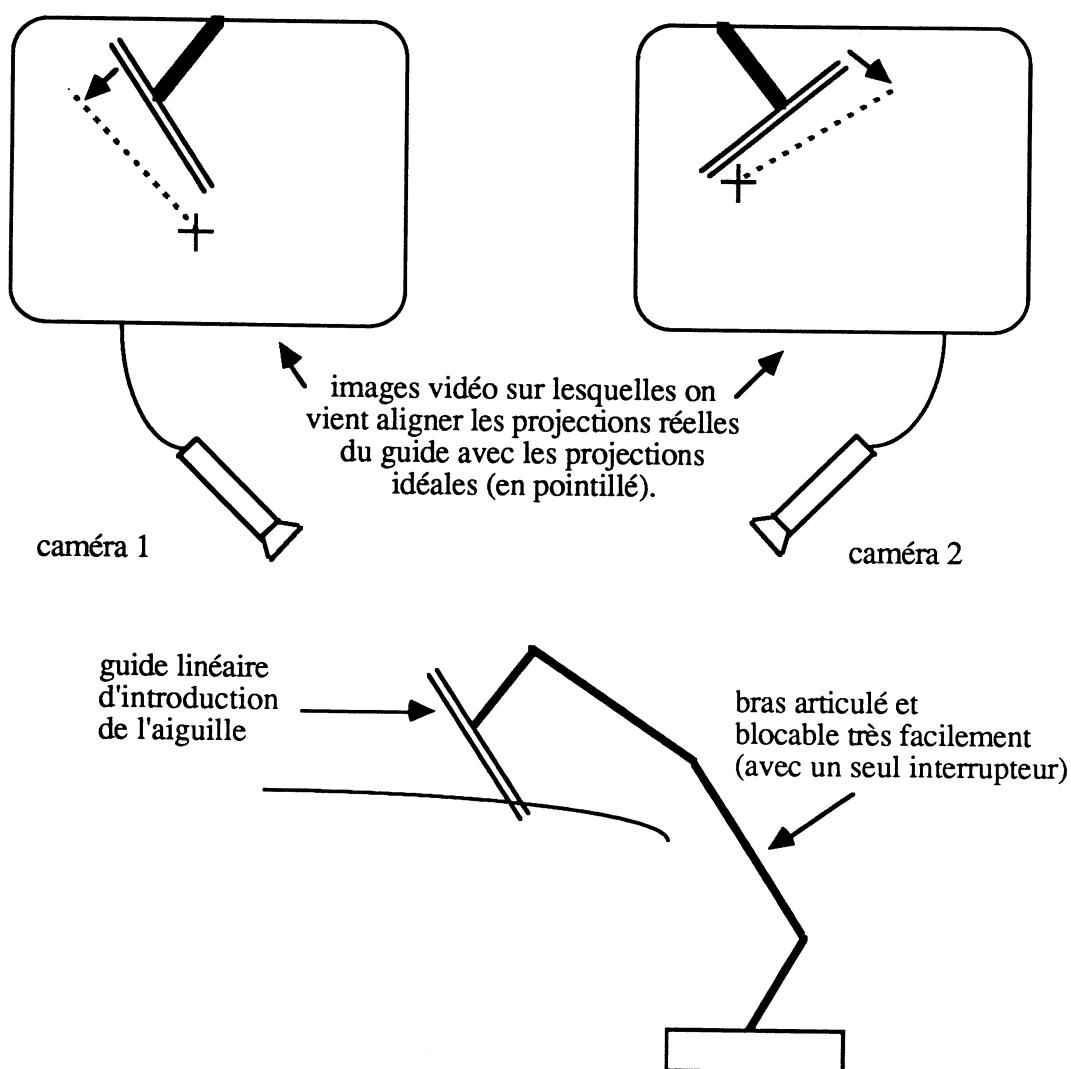


Figure VI.1.E : système de guidage par 2 caméras et un bras articulé blocable.

VI.1.c) Discussion

Cette méthodologie est actuellement en cours de développement. Divers points doivent être discutés :

- Validité du matching par surfaces externes :

Un point important est que la surface du dos est peu éloignée des structures que l'on cherche à atteindre. Il y a donc une bonne "stabilité" entre les structures et la signature de référentiel utilisée. Cela doit bien sûr être relativisé par rapport à la précision recherchée. Or, cette précision est de l'ordre de 2 à 3 mm, ce qui paraît donc justifier l'hypothèse précédente. Bien sûr, des cas particuliers peuvent arriver, notamment dans le cas de personnes obèses pour laquelle la surface de la peau est très flasque et donc très déformable.

Par contre, le matching entre une surface S_1 acquise à un moment et une autre surface S_2 acquise à un autre moment peut être discuté. Un point positif est que l'on peut remettre le patient grossièrement dans la même position que celle qu'il occupait lors de l'examen TDM grâce au matching visuel préliminaire et au système de contention (voir plus loin).

- Stabilité du matching

La stabilité de l'algorithme de matching sera fortement dépendante de l'importance des détails (ou "particularités") situées sur la surface du dos. Ainsi le relief correspondant aux vertèbres a toute son importance, il est d'ailleurs mis en valeur lorsque le patient est en décubitus latéral et qu'il courbe le dos. Toutefois, pour faciliter ce matching, on pourra tracer des lignes et des points sur la peau du malade, puis les identifier dans chacun des référentiels et enfin les apparier.

- Système de contention

A la fois dans le but d'obtenir un matching préliminaire et afin de limiter nettement l'influence des mouvements respiratoires sur les variations géométriques de la surface du dos, un système de contention du malade devra être mis en place lors de l'examen TDM et lors de la ponction. Ce système devra être confortable, transparent en TDM, peu gênant pour le champ visuel des caméras, à base de "matelas coquille" ou d'un système "mousse + sangles" utilisé en orthopédie. Les cotes du système de contention devront être conservées et reproductibles entre les deux positionnements; une autre solution consiste à conserver un moule obtenu à l'aide d'un "matelas coquille".

- Autres systèmes de guidage

Si l'utilisation du support articulé blocable n'est pas souhaitée par l'opérateur, cela ne change en rien les procédures. Simplement, l'opérateur doit constamment vérifier que sa trajectoire se superpose bien à celles dessinées sur les images.

Bien évidemment, l'utilisation d'un robot 6-axes du type de celui qui est utilisé en neurochirurgie stéréotaxique serait un atout majeur pour gagner en précision, en facilité et en rapidité. Le problème étant alors simplement lié au budget des utilisateurs.

VI.2 Vissage pédiculaire assisté par ordinateur

VI.2.a) Objectif clinique

Dans certaines pathologies morphologiques de la colonne vertébrale, il est nécessaire de fixer sur les vertèbres un matériel à base de vis et de tiges métalliques plus ou moins flexibles. Or la zone de jonction entre le corps et l'arc postérieur d'une vertèbre, le pédicule, est une zone d'os solide, mais de largeur assez faible. L'introduction d'une vis dans ce pédicule permet d'atteindre le corps de la vertèbre, et donc d'ancrer très solidement le matériel que l'on veut fixer. Malheureusement, cette intervention est rendue dangereuse par la proximité de la moëlle épinière et de plus, une certaine optimisation du placement de la vis dans le pédicule serait très utile. L'intérêt d'une méthode de vissage transpédiculaire assisté par ordinateur pour le traitement de pathologies vertébrales graves a ainsi été souligné par plusieurs chirurgiens. Là encore, l'idée de base est de pouvoir définir un trajet linéaire de vissage à partir d'un examen TDM ou IRM, puis de reproduire cette simulation en conditions opératoires à l'aide d'un système de guidage [MAZIER 90].

VI.2.b) Méthodologie

. Acquisition des données :

→ *En pré-opératoire :*

* Un examen TDM est réalisé, avec suffisamment de coupes pour contenir la ou les vertèbres étudiées, et avec un espace inter-coupes suffisant pour obtenir une bonne représentation des pédicules (idéalement, coupes fines espacées de 1 mm). On obtient donc un modèle 2.5D.

Cependant, la précision nécessaire au niveau de la direction du pédicule nécessite un passage au modèle 3D continu par fonctions splines.

* L'IRM pourra également bientôt être utilisée : elle présente l'avantage de permettre en une seule série de coupes sagittales d'étudier tout un étage de la colonne vertébrale.

→ *En per-opératoire :*

* La chirurgie pratiquée est une chirurgie à ciel ouvert. Nous pouvons donc installer une caméra vidéo qui visualise le champ opératoire, et en particulier la vertèbre étudiée, dont on voit surtout l'épineuse et un peu les apophyses transverses. Ces images vidéo (temps réel) sont les seules images per-opératoires utilisées, elles interviendront au niveau du matching per-opératoire/pré-opératoire.

.. Définition d'une stratégie.

Comme pour la ponction de disque intervertébral et comme pour la neurochirurgie stéréotaxique, la définition de la stratégie consiste ici à sélectionner sur les images TDM un point cible (extrémité de la vis) et une droite correspondant à la direction de vissage. Les interfaces basées sur des reformattages de coupes à partir de la modélisation 3D continue et sur le choix interactif d'une cible et d'une droite dans le plan reformatté devront de nouveau être utilisées (cf 2^{ème} Partie, § III.1).

... Matching des informations

Le point clé de la méthodologie est ici le matching pré-opératoire /per-opératoire. Une méthode originale permettant de reproduire lors de l'intervention le guidage simulé en pré-opératoire a été développée :

En per-opératoire, le système de guidage est constitué d'une caméra vidéo rigidement fixée à un guide mécanique situé dans son champ de vision, le tout monté sur un bras articulé à 6 d.d.l. et blocable.

Une procédure de calibrage spécifique a été mise au point pour résoudre en même temps le calibrage intrinsèque de la caméra et pour obtenir la matrice de passage entre le référentiel caméra REF-CAMERA et un référentiel associé au guide REF-GUIDE. De nouveau, une telle méthode

basée sur la méthode générale décrite au § II.2.a. nécessite l'emploi intermédiaire d'une mire de calibrage adaptée.

.... Maintenant, si l'on se place dans le référentiel TDM où a été définie la trajectoire idéale, on peut associer à cette trajectoire rectiligne la position que devra occuper le guide lors du geste d'introduction de l'outil. Grâce au calibrage précédent, on peut ainsi remonter jusqu'à la position, exprimée dans REF-TDM, de la caméra fictive rigidement associée au guide, lorsque ce dernier est en position finale. A partir de cette position "idéale" de la caméra, on synthétise l'image vidéo que l'on obtiendrait si l'on voyait la vertèbre du modèle TDM "à ciel ouvert". Cette synthèse nécessite donc une segmentation de la vertèbre (simple seuillage dans le cas TDM), un modèle de caméra (obtenu par calibrage intrinsèque) et un modèle de visualisation réaliste (de type "lancer de rayons").

Lors de l'intervention, l'opérateur déplace le système guide + caméra, et l'image vidéo temps-réel obtenue est superposée à l'image de synthèse. Lorsque les 2 images coïncident, l'opérateur bloque le positionnement du système guide + caméra et le guide se retrouve dans la position idéale. L'opérateur peut finalement introduire les outils dans le guide. Cette méthode est illustrée sur la figure VI.2.A. Les résultats préliminaires que nous avons obtenus sont très encourageants.

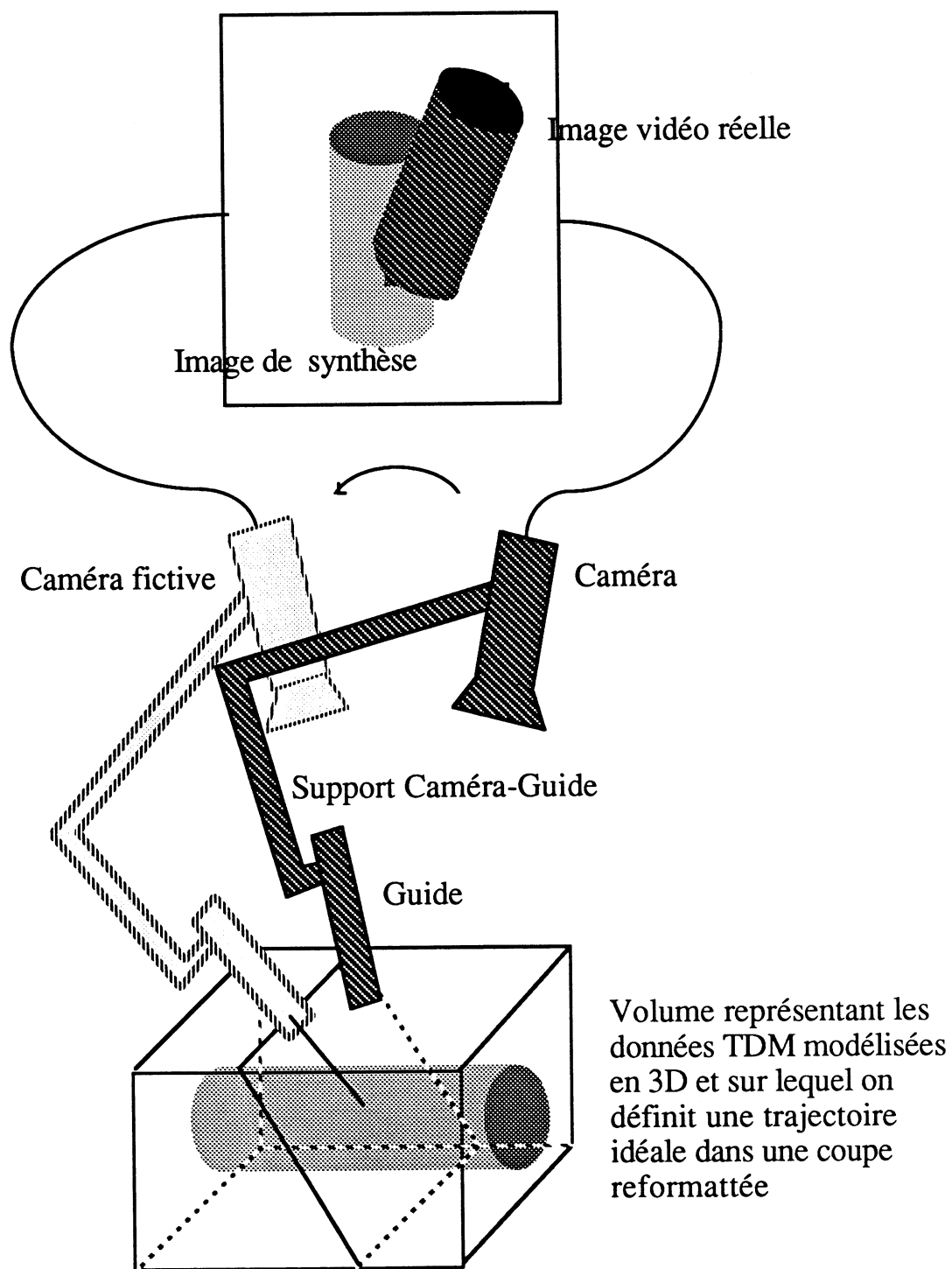


Figure VI.2.A

VI.3 Autres applications

Nous présentons brièvement d'autres applications cliniques possibles de la méthodologie, elles sont actuellement en projet.

VI.3.a) Vertébro-plastie par voie percutanée

De nombreuses pathologies des vertèbres peuvent nécessiter l'injection d'un produit spécifique "naturel" ou "synthétique" (de type ciment acrylique) dans le corps d'une vertèbre fragilisée afin de la "renflouer". De tels produits existent mais nécessitent toutefois des améliorations importantes. Pour faciliter ce geste délicat et précis, nous proposons une méthode basée uniquement sur des images radiographiques per-opératoires, en utilisant toutefois un certain niveau de règle a priori. Cette intervention deviendrait alors relativement "facile", précise et aurait l'avantage important de pouvoir être réalisée par voie percutanée.

Le système utilisé est rigoureusement identique au système robotisé développé pour la neurochirurgie stéréotaxique (2^{ème} Partie) : après les diverses phases de calibrage, deux images radiographiques à peu près orthogonales ("face" et "profil") sont acquises. Le chirurgien doit alors définir la trajectoire linéaire qu'il veut réaliser à partir des 2 projections de la vertèbre étudiée : pour faciliter cette tâche, une connaissance a priori de la géométrie 3D de la vertèbre devra être prise en compte.

A partir de cette définition (et du calibrage "extrinsèque", cf 2^{ème} Partie, § IV.4), un robot 6-axes vient positionner un guide à l'endroit voulu et le chirurgien introduit l'aiguille à travers le guide. Cette procédure est rigoureusement identique à celle utilisée en neurochirurgie stéréotaxique.

Il s'agit donc d'une application clinique directe du projet de base qui pourrait avoir des retombées très importantes si l'on en juge par le nombre d'interventions nécessaires de ce type.

VI.3.b) Ponctions d'organes mous (foie, rein,...) sous échographie

Actuellement, les gestes de ponction d'organes mous tels que le rein ou le foie sont réalisées "sous échographie", c'est-à-dire que l'opérateur tient une sonde échographique dans une main et l'aiguille de ponction de l'autre. Ce geste est donc délicat, essentiellement en raison d'une difficulté de corréler avec précision la position 3D de l'aiguille avec le plan de coupe échographique.

Il est donc intéressant de proposer à l'opérateur une aide, uniquement à partir des images peropératoires. Nous proposons alors d'utiliser le système présenté au § V.3 et schématisé par la figure V.3.C. Il s'agit d'un système léger constitué d'une sonde échographique reliée à un robot 2 axes (une translation et une rotation) conçu pour qu'un guide linéaire décrive l'ensemble des droites possibles du plan échographique. Autrement dit, le guide linéaire permet d'atteindre tout point du plan échographique avec n'importe quelle direction située dans ce plan. Le fonctionnement proposé est alors le suivant : l'opérateur clique 2 points sur l'image échographique et le robot 2 axes positionne son guide dans une direction qui passe par les 2 points. Pour obtenir une trajectoire précise, le médecin peut demander au patient de suspendre sa respiration, le bras articulé porteur du système est alors instantanément bloqué, l'opérateur corrige éventuellement le point cible en cliquant un nouveau point, un petit déplacement (donc rapide) du guide permet d'ajuster la nouvelle position et l'opérateur introduit la sonde dans le guide (ce geste pouvant d'ailleurs être robotisé pour gagner en rapidité). Au total, cette procédure devrait être réalisée en une vingtaine de secondes, ce qui est admissible pour un arrêt de respiration. Par ailleurs, il arrive souvent que la respiration n'induisse que de très faibles déplacements.

Dans le cas où les structures étudiées sont immobiles (respiration et mouvements internes faibles par rapport à la précision souhaitée), une méthode basée sur une exploitation 3D des images échographiques peut être proposée. L'interprétation en trois dimensions des coupes produites par une sonde échographique est rendue délicate par l'absence de référence spatiale du plan de coupe. On peut alors faire porter le système échographique précédent par un robot, et imposer un mouvement dans lequel les coupes successives auront une position connue (coupes parallèles, par exemple). Les techniques utilisées pour les modèles 2.5D (suite discrète d'images 2D) sont alors applicables. Afin d'assurer un contact permanent entre la sonde échographique et la peau (recouverte de gel), ce qui est indispensable pour permettre une bonne transmission des ultrasons, les déplacements du robot devront être asservis à une pression sur la peau comprise entre des limites pré-définies.

Notons enfin que la société GE-CGR a récemment développé un système capable de positionner une aiguille de ponction à partir de radiographies, avec pour application le dépistage de tumeurs cancéreuses du sein.

VI.3.c) Radiothérapie multifaisceaux

Une zone tumorale est soumise au rayon issu d'un accélérateur linéaire. Tous les points de zones saines situées sur ce rayon sont atteints. Pour limiter la dose délivrée aux zones saines, on peut

déplacer le patient installé dans un "fauteuil robotisé" (ou sur une table munie de plusieurs d.d.l) et optimiser la trajectoire de ce robot porte-patient ou de l'ensemble "table + accélérateur" afin de maximiser la dose délivrée à la tumeur en minimisant la dose délivrée aux parties saines. Ce problème "inverse" est en fait difficile, et des solutions intermédiaires plus ou moins interactives (mais tridimensionnelles) peuvent être proposées.

VI.3.d) Chirurgie plastique et maxillo-faciale, orthopédie

Dans un premier temps, l'aide à apporter au chirurgien dans ce domaine repose surtout sur une compréhension et une quantification des pathologies. Aussi le travail essentiel doit porter sur les outils permettant de définir une stratégie. Cependant, des systèmes de guidage passifs (cf. § V.2), s'avèrent très utiles lors de l'intervention. La recherche future devra alors porter sur des systèmes de guidage actifs, permettant de robotiser certaines tâches élémentaires. Un axe de développement important concerne également la CFAO de prothèses en orthopédie. De façon générale, des évidements osseux peuvent être intéressants à robotiser, par exemple pour traiter directement une lésion infra-vertébrale ou encore pour réaliser avec précision une voie d'abord à une chirurgie encore plus délicate.

VI.3.e) Microchirurgie laser

Un système robotisé porteur d'un microscope, (DM Développement) couplé à un laser de puissance monté sur 2 degrés de libertés [KELLY 86] permettrait d'opérer une tumeur cérébrale en utilisant un modèle pré-opératoire TDM ou IRM.

Le matching entre la TDM (ou l'IRM) et le système robotisé implique un système radiologique (matching des projections des structure osseuses), un système d'acquisition de surfaces externes (matching des surfaces du scalp), un système basé sur l'échographie (matching de surfaces osseuses échogènes), ou enfin un système de type cadre stéréotaxique. L'actualisation du modèle pré-opératoire devra alors être réalisée à l'aide des capteurs per-opératoires suivants : image vidéo couleur (analyse de formes, de texture et de couleur), sonde échographique (avec éventuellement un système Doppler en superposition), système de triangulation active entre la caméra et un rayon laser faible puissance (extraction de l'équation de la surface de la zone opérée), et senseur tactile (pour confirmer et compléter les informations vidéo a priori "bruitées" par le sang, les divers produits et outils opératoires,...).

Beaucoup d'autres applications cliniques sont bien sûr envisageables, notamment pour toute chirurgie où les structures étudiées sont rigides (orthopédie par exemple), où des modèles dynamiques de relation entre structures rigides sont possibles (chirurgie des os du poignet par exemple), ou encore où les structures peuvent être supposées immobiles par rapport au système de guidage (relativement à la précision requise).

Enfin, le développement de systèmes robotisés particulièrement précis, sûrs, fiables et "alimentés" par des images multi-modalités, devrait permettre de réaliser des interventions actuellement impossibles.

VII CONCLUSION SUR LA METHODOLOGIE GENERALE

VII.1 Synthèse et limites de la méthodologie

Nous avons présenté une méthodologie de gestes médico-chirurgicaux dont les points essentiels sont :

- modélisation d'informations multi-modalités (modèle continu de volume, segmentation de surfaces,...)
- modélisation d'outils informatiques permettant la définition d'une stratégie (manipulation des modèles, de structures anatomiques et d'outils). La simulation du geste opératoire est réalisée aux niveaux morphologiques et fonctionnels et doit prendre en compte les incertitudes.
- matching entre les informations pré-opératoires, les modèles anatomiques et les informations per-opératoires (matching "rigide" ou "élastique", à partir de caractéristiques anatomiques lorsque cela est possible).
- utilisation de systèmes de guidage pour reproduire facilement et précisément la simulation opératoire (calibrage intrinsèque et extrinsèque, sécurité, problème éthique et psychologique, autonomie,...). Ces systèmes sont plus ou moins autonomes au niveau de l'action, du système passif de type vidéo ou palpeur mécanique jusqu'au robot réalisant des sous-tâches de façon autonome en passant par les téléopérateurs "avancés".

Le schéma suivant regroupe ces fonctions dans les trois modules de base que sont la PERCEPTION, la DECISION (ou Raisonnement) et l'ACTION (figure VII.1.A)

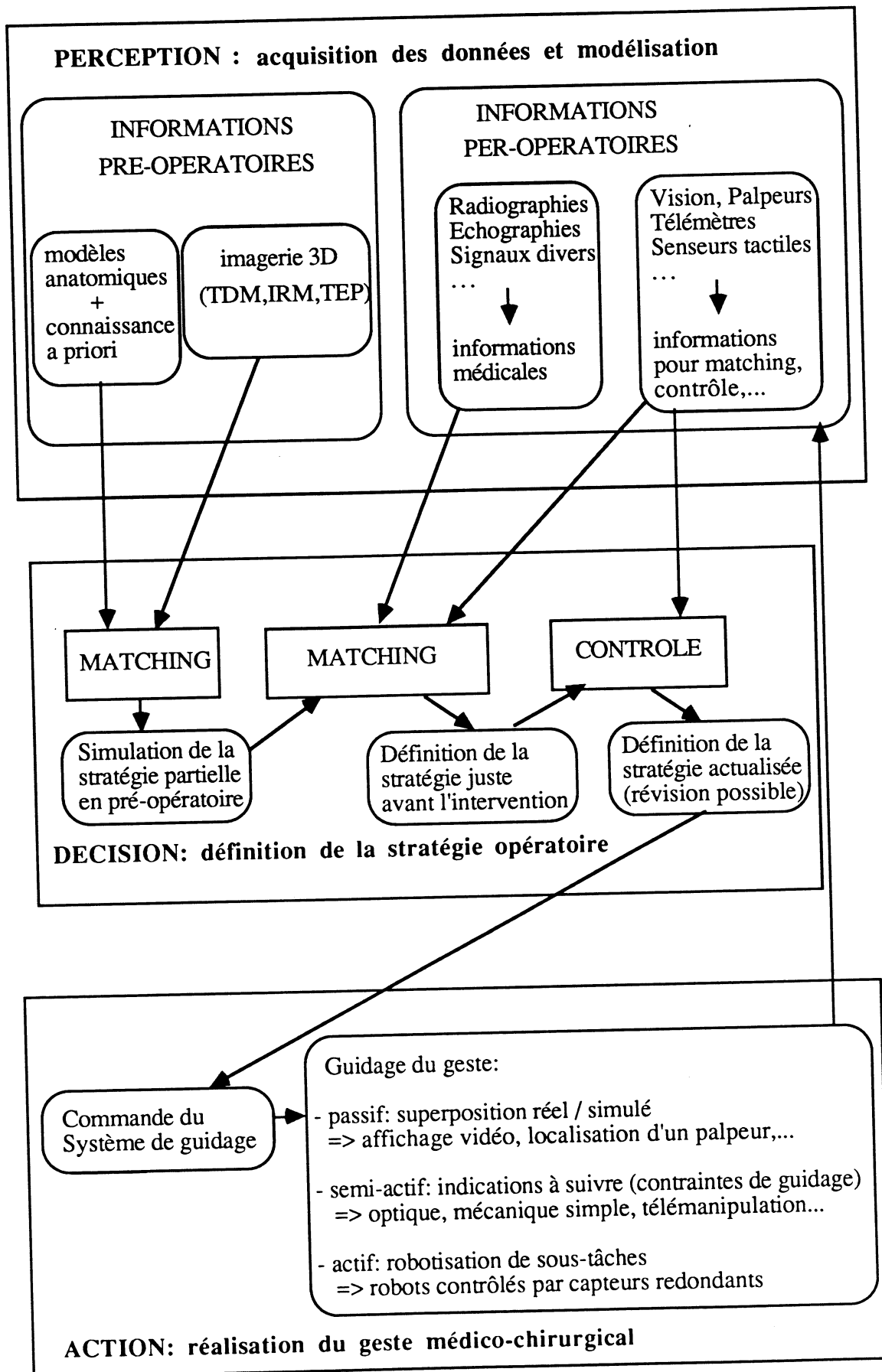


Figure VII.1.A

Cette méthodologie peut être utilisée dans de nombreuses applications cliniques (cf. § VI) et la 2ème Partie décrit notamment son application à la neurochirurgie stéréotaxique. Les limites de validité de la méthodologie portent finalement sur les points suivants :

. Précision :

Les hypothèses de départ (§ I.3) portant sur la stabilité morphologique relative des structures étudiées dans des référentiels "observables" et sur la non-déformabilité des modèles au cours du temps constituent la première limite.

L'imprécision d'un geste étant définie par l'écart entre le geste final réalisé et l'objectif souhaité, tous les éléments de la chaîne de la méthodologie doivent être remis en cause à ce niveau : résolution et précision des capteurs, robustesse et validité des mesures et des méthodes de calibrage, validité des modèles morphologiques et fonctionnels, "pertinence" des informations médicales utilisées pour définir les objectifs, validité des structures utilisées pour le matching, validité des modèles de matching, précision intrinsèque et extrinsèque des systèmes de guidage, écarts possibles par rapport au guidage,...

L'idéal serait qu'à chaque sous-objectif, soit associées des incertitudes moyenne et maximale, et que chaque chirurgien utilisateur décide de leur acceptation.

.. Degré d'autonomie du système

Il est clair qu'aucun système ne peut être autonome à 100 %, le but n'étant d'ailleurs pas à ce niveau. Cependant, chaque système aura un certain degré d'autonomie au sein des différentes fonctions (perception, décision, action). Ce degré ne sera acceptable que relativement à la certitude des informations utilisées (§ V.5), à la fiabilité et à la sécurité du système. Nous pensons que la gestion des tâches de haut niveau et des incidents doit être laissée à l'opérateur, alors que le système doit pouvoir réaliser des sous-tâches de façon autonome, en étant capable de détecter tout incident. Une coopération chirurgien/système est nécessaire.

... Sécurité des systèmes

La première limite de sécurité touche à la fiabilité des technologies et logiciels utilisés. Il est bien sûr impératif que les incidents se produisent le moins souvent possible. Ensuite, la gestion des incidents doit être étudiée à 2 niveaux :

- limitation "physiques" des systèmes (forces et vitesses maximales faibles, blocages mécaniques, protections physiques, limitations des effets des outils utilisées,...)

- détection et transmission rapide de l'information "incident" ou "erreur" puis action de blocage ou signalement (intervention de l'opérateur, tests de cohérence sur informations redondantes,...)

Ces éléments qui ont surtout été présentés dans le cadre de l'utilisation des systèmes de guidages nous permettent de penser que des solutions au problème crucial de la sécurité sont technologiquement possibles, même s'il s'agit d'interventions complexes. La 2ème Partie montrera d'ailleurs que des solutions simples ont d'ores et déjà permis de réaliser des interventions cliniques en toute sécurité. Cependant, l'établissement de normes spécifiques devra à ce niveau, permettre de fixer les limites de la méthodologie avec précision.

.... Les autres facteurs limitant la méthodologie sont le respect des contraintes d'utilisation (formation des utilisateurs), l'acceptation par le corps médical (connaissance des possibilités et des limites, suppression de craintes psychologiques et éthiques,...), la facilité d'emploi (interfaces utilisateur), et bien sûr le rapport amélioration de l'intervention / coût des systèmes.

VII.2 Systèmes physiques associés à la méthodologie

Nous synthétisons ici les systèmes physiques essentiels qui peuvent intervenir dans notre méthodologie. L'architecture globale est représentée par les éléments suivants :

- Station de travail "intelligente" de GMCAO (cf § III.4).

Elle est au centre de l'architecture complète, permet de définir la stratégie, de réaliser les étapes de matching, de contrôler le système robotisé, de traiter les informations per-opératoires temps réel,...

- Interface physique.

Elle est du type souris, joystick, écran tactile ou gant d'interactivité. Elle permet de manipuler les modèles d'imagerie et de télémanipuler le système robotisé lors de certaines tâches.

- "Host computer".

L'ordinateur principal (relié aux différentes stations du GMCAO) permet surtout de réaliser tous les traitements pré-opératoires des informations (matching pré-opératoire avec modèles anatomiques par exemple) et quelques calculs per-opératoires coûteux en temps (matching 2D/3D par exemple).

- Le réseau image (PACS).

Il permet de transférer les images et informations pré-opératoires. Il gère ces transferts sur l'ensemble des applications médicales en fonction des demandes automatiques (calcul de modèles 3D à partir de modèles 2.5D) ou demandées par l'opérateur (lecture d'une image d'origine).

- Systèmes d'imagerie pré-opératoire.

L'IRM, la TDM, la TEP, ou de nouveaux systèmes fournissent les informations de base. Eventuellement, des capteurs de type caméra + plan laser, radiographie, échographie,... (ou bien des systèmes mécaniques de type cadre stéréotaxique) sont utilisés pour compléter ces informations afin de faciliter un matching ultérieur.

- Bases de données anatomiques

Un ensemble de connaissances et de règles anatomiques de type statistique sont stockées dans une base de données accessible à plusieurs utilisateurs. Elles peuvent être gérées par un système expert. Les modèles géométrique de type Atlas sont stockés à ce niveau.

- Système de guidage robotisé.

On se limite ici au cas de guidage actif (qui offre le plus de possibilités). Un robot porteur blocable (motorisé ou non) permet d'amener un robot 6-axes de dimensions adaptées au problème dans le champ opératoire (cf. § V.5). Ce robot 6-axes porte des outils médico-chirurgicaux, des capteurs per-opératoires et des mires de calibrage.

- Capteurs per-opératoires

Ils apportent des informations médicales, des données utilisées dans les procédures de "matching" et des informations utiles au contrôle de l'intervention :

- radiographie numérisée (mobile ou "bi-plane")
- sonde échographique montée sur palpeur mécanique
- palpeur mécanique de points isolés
- système caméra + plan laser

- Ecran de "visualisation directe".

Toutes les informations issues des divers capteurs sont également affichées en temps réel sans traitement et laissées au contrôle de l'opérateur.

VII.3 Synthèse de l'état de l'art

Les applications cliniques utilisées en routine, ou du moins dont les développements sont très avancés, et qui peuvent s'inscrire dans la méthodologie générale présentée, sont essentiellement la neurochirurgie stéréotaxique (cf. 2ème Partie), la radiothérapie multifaisceaux, la chirurgie plastique et maxillo-faciale, l'implantation de prothèses de hanche,... Dans ces développements et ceux réalisés dans notre laboratoire (cf. § VI) , nous devons nous référer aux travaux effectués dans chacun des domaines correspondant aux différentes étapes de la méthodologie. Nous reportons ici une synthèse de travaux récents qui s'adaptent à ces différentes étapes, dans l'optique de les intégrer dans la méthodologie.

1) Acquisition et modélisation des informations

Les progrès réalisés sur les systèmes d'imagerie multi-dimensionnelle sont à la source de la méthodologie générale. Les images TDM et IRM classiques sont disponibles en conditions cliniques depuis plusieurs années, mais des travaux récents améliorent et même modifient complètement les images médicales numériques en augmentant leur richesse et leur "complexité".

En tomodensitométrie, des systèmes très rapides basés sur des balayages électroniques en remplacement de déplacements mécaniques permettent d'acquérir des séquences 'images dynamiques à des cadences élevées (0.05 s/image) : "Ultrafast CT Scanner", [LIPTON 87]. L'intérêt est ici d'étudier tout phénomène dynamique (données cardiovasculaires surtout). D'autres approches moins rapides mais plus précises visent à reconstruire une information tridimensionnelle directement à partir de détecteurs plans (et non plus linéaires) [GRANGEAT 87], [PEYRIN 88]. Ces systèmes sont en cours de développement final. En IRM, des progrès récents permettent d'acquérir des séries de coupes fines (1 mm) dans des temps raisonnables. Les développements de l'IRM bas-champ (0.064 T par exemple) permettent de diminuer les coûts des imageurs de façon considérable. Des travaux actuels devraient aboutir à des résultats en ce qui concerne la détermination des flux sanguins et la localisation 3D de petits vaisseaux, la corrélation entre signaux IRM et certaines pathologies, l'utilisation de la Spectroscopie RMN en imagerie,... Récemment, l'échographie a également donné lieu à des applications tridimensionnelles [WOLLSCHLAGER 89], [BRACCINI 89] et l'évolution rapide des technologies devraient permettre des utilisations quantitatives précises des images ultrasonores [HERMENT 86]. Enfin, les images de "médecine nucléaire" sont très utiles pour toute étude fonctionnelle, notamment si l'on parvient à les corréler avec précision à des Atlas ou à d'autres images de modalité différente [LEVIN 88], [VALENTINO 88], [SORLIE 89]. Bien sûr, des progrès importants ont également été réalisés sur les images plus classiques (en radiographie numérisée notamment [SHIMADA 89]) et de nouveaux systèmes d'imagerie pourraient avoir des applications cliniques intéressantes.

Les PACS jouent un rôle essentiel pour transmettre et archiver la quantité croissante des images numériques. La bibliographie en ce domaine est très vaste et nous citerons pour exemple [MEYER-EBRECHT 86], [FASEL 89] ainsi que quelques ouvrages de référence [DUERINCKX 82], [HOHNE 84], [LEMKE 87], [LEMKE 89]. Une expérience préliminaire a été acquise par le biais de plusieurs projets pilotes [GREINACHER 89], [GIBAUD 89],...

L'augmentation des informations médicales disponibles nécessite des systèmes informatisés permettant de traiter, de modéliser, de segmenter et de visualiser ces informations [MAZOYER 88]. Nous citerons pour exemple les travaux de [UDUPA 84], [HERMAN 86], [HERMANN 88], [HOHNE 88], [CINQUIN 87 B], [MARQUE 89], [ENGELSTAD 88], [AYACHE 89 B], etc...

2) Définition d'une stratégie opératoire

En ce qui concerne le "planning chirurgical" assisté par ordinateur, les travaux essentiels ont porté sur les trois applications cliniques pour lesquelles les systèmes utilisés vont jusqu'à la thérapeutique, à savoir la neurochirurgie stéréotaxique (cf. 2ème Partie), la radiothérapie [BAUER-KIRPES 88], [SCHAD 87],... et l'implantation de prothèses en orthopédie [ESSINGER 89], [TAYLOR 89],...

Cependant, dans d'autres applications cliniques, des outils de visualisation et de manipulation d'"objets" anatomiques sont essentiels à la compréhension de la pathologie concernée au niveau morphologique et fonctionnel (chirurgie plastique et maxillo-faciale, chirurgie du poignet,...). Nous citerons pour exemple [VANNIER 84], [McEWAN 89], [CRAWFORD 89], [HAMELIN 88], [BRUNIE 88], ...

Des travaux importants restent à accomplir pour permettre des simulations réalistes de gestes chirurgicaux complexes (modélisations dynamiques, gestion d'interfaces de type gant interactif, etc...)

3) Matching des informations

Le caractère multi-modalités des informations médicales pose le problème de leur mise en correspondance ; certains de ces problèmes de matching ont été résolus.

Un grand nombre des méthodes précises de neurochirurgie stéréotaxique et de radiothérapie utilisant des images multi-modalités sont basées sur l'emploi d'un cadre stéréotaxique visible sur

l'ensemble des images obtenues (le cas typique utilise des marqueurs spécifiques adaptés aux modalités d'imagerie en neurochirurgie stéréotaxique [PETERS 86] et en radiothérapie [SCHAD 87]). L'avantage des cadres stéréotaxiques est de réaliser à la fois le matching entre les diverses images pré-opératoires (TDM/IRM) et le matching entre les systèmes per et pré-opératoires. Cette idée a également été développée pour mettre en correspondance des images TEP avec des images TDM ou IRM ; dans ce cas, les "cadres stéréotaxiques" sont allégés et non invasifs, ils sont remplacés par des masques plus ou moins moulés sur le patient [SORLIE 89].

Récemment, certains auteurs ont proposés de réaliser le matching entre divers ensembles d'images 3D (TDM, IRM, TEP) en se basant uniquement sur la surface cutanée de la tête [PELIZZARI 89]. Les résultats obtenus cliniquement par cette méthode de matching par surfaces ("tête-chapeau") sont encourageants.

Une autre méthode "légère" de matching per/pré-opératoire a été développée par [MOSGES 89] ; des sphères métalliques collées sur la peau du patient sont repérées sur les images TDM et sont ensuite mécaniquement palpées en salle d'opération (chirurgie plastique et maxillo-faciale). Une méthode similaire, s'affranchissant des sphères, mais moins précise a été développée par [KOSUGI 88].

Enfin, en ce qui concerne le matching entre des structures différentes telles qu'un Atlas du cerveau avec un examen 3D (TDM ou IRM), les travaux de matching élastique volumique de [BAJCSY 89] constituent une référence.

Il est à noter qu'à notre connaissance, aucune méthode de matching per/pré-opératoire n'est basée sur un matching entre une même structure dont on a des images de natures géométriques différentes (ce qui est le cas le plus fréquent). En particulier, la méthode proposée dans la 2ème Partie (§ IV.1.2) pour réaliser le matching entre un référentiel d'imagerie 3D pré-opératoire et un référentiel associé à un double système radiologique semble très intéressante à ce niveau.

4) Guidage du geste opératoire

Nous avons vu que le guidage d'un geste médico-chirurgical pouvait être "passif", mais la robotisation partielle de certains actes apporte beaucoup en précision, facilité, rapidité et fiabilité. Le système que nous présentons dans la 2ème Partie et qui réalise actuellement un positionnement de guide semble être, à notre connaissance, le seul système robotisé utilisé actuellement en routine chirurgicale. Un système robotisé basé uniquement sur l'imagerie TDM avait été développé en neurochirurgie stéréotaxique par [KWOH 88], mais n'est à l'heure actuelle pas utilisé... Cependant, de nombreux projets sont en cours dans le domaine de la robotique chirurgicale

[FINLAY 88], [TAYLOR 89], [VIDAL 88], [TEJIMA 89], [DAVIES 89], [SABATINI 89], [IKUA 88], [McEWEN 89], etc... En fait, deux approches se distinguent dans ce domaine, selon qu'on laisse le système robotisé réaliser des sous-tâches de façon autonome (la modélisation de "l'environnement" doit alors avoir un haut degré de certitude), ou selon que le robot est utilisé en téléopération "avancée" (essentiellement pour des applications en microchirurgie).

Notre conclusion sur le contexte des GMCAO portera sur deux points :

1°) La méthodologie que nous proposons trouve son originalité principale dans un ensemble constitué de l'intégration d'informations multi-sources en une base tridimensionnelle modélisée par des fonctions splines, des procédures de "matching anatomique" et de l'utilisation thérapeutique des images à l'aide de systèmes robotisés.

2°) Au vu des travaux actuellement réalisés, les techniques d'Imagerie et de Robotique permettent d'ores et déjà de réaliser des interventions basées sur des gestes simples (la 2ème Partie en est le témoin). Par contre, la réalisation de gestes plus complexes nécessite des développements en Imagerie 3D (temps de calcul, interactivité souple, segmentation de structures automatique, gestion des "objets" pour des simulations complexes, procédures de matching anatomique précises, fiables et automatiques, ...), et en Robotique (sécurité, précision, architectures adaptées, senseurs tactiles et visuels,...).

2ème PARTIE

APPLICATION DE LA METHODOLOGIE A LA NEUROCHIRURGIE STEREOTAXIQUE

I INTRODUCTION

I.1 Principe et buts cliniques de la neurochirurgie stéréotaxique

Ethymologie du mot *stéréotaxie* :

στερεοζ , à trois dimensions; ταξιζ , disposition ou arrangement.

La neurochirurgie stéréotaxique est une technique chirurgicale qui a été développée depuis le début du siècle dans la perspective de réaliser des *gestes ponctuels précis à l'intérieur du cerveau* , à travers une voie d'abord restreinte aux dimensions des sondes ou des outils linéaires utilisés. Les objectifs cliniques de cette technique sont les suivants :

- Prélèvement biopsique : l'introduction d'un trocart à biopsie en une zone du cerveau suspectée d'être tumorale permet de prélever un fragment tissulaire, qui sera ensuite analysé en cytologie et en anatomo-pathologie. Les résultats de ces analyses, confrontés aux divers examens cliniques et radiologiques, sont essentiels pour réaliser un diagnostic précis dont dépendra le traitement choisi (radiothérapie, chimiothérapie, curiethérapie interstitielle, ablation chirurgicale,...).
- Curithérapie interstitielle : dans le cas de petites tumeurs relativement peu "actives", une méthode thérapeutique consiste à implanter un ou plusieurs isotopes radioactifs (Iridium 192, Iode 125) au sein de la lésion. La position des implants est calculée avant l'intervention, de telle sorte que les isodoses de radioactivité correspondent à la morphologie de la tumeur.
- Stimulation thalamique : l'implantation d'une électrode fine en des endroits précis de certains noyaux du thalamus permet, par stimulation électrique permanente, de traiter certains troubles du contrôle du mouvement et d'apaiser certaines douleurs particulières. Une stimulation haute fréquence du noyau V.I.M. permet ainsi de supprimer le tremblement dans la maladie de Parkinson, de façon très spectaculaire [BENABID 89].
- StéréoElectroEncéphaloGraphie (SEEG) : l'implantation de plusieurs électrodes d'enregistrement permet d'étudier les activités électriques de zones précises. La corrélation entre ces enregistrements et une surveillance clinique du patient permet de détecter avec précision la localisation 3D d'un foyer épileptique.
- Coagulation de voies nerveuses (thalamotomie).
- Aspiration d'hématomes ou de kystes colloïdes à l'aide de drains.
- ...

Par extension, les applications de la neurochirurgie stéréotaxique concernent également la microchirurgie laser [KELLY 86] et la radiothérapie.

Le fait de limiter la taille de la voie d'abord aux dimensions des sondes utilisées (diamètre d'un trocart à biopsie = 3mm), ainsi que la profondeur des cibles, rendent cette chirurgie pratiquement aveugle. Les techniques permettant de réaliser ces interventions doivent alors vérifier 4 conditions :

- 1) Le point cible doit être défini géométriquement dans un référentiel de travail $\mathcal{R}_0$.
- 2) La trajectoire linéaire de la sonde doit être définie géométriquement dans $\mathcal{R}_0$.
- 3) L'exécution du geste chirurgical peut être contrôlée dans $\mathcal{R}_0$.
- 4) La trajectoire peut être maintenue constante à l'aide d'un guide positionné dans $\mathcal{R}_0$.

Les trois premières conditions seront réalisées grâce à l'utilisation de l'imagerie médicale. En effet, une cible tumorale pourra être visualisée et définie sur l'imagerie TDM ou IRM. La trajectoire choisie devra éviter les vaisseaux sanguins repérés sur des angiographies (radiographies prises après injection d'un produit de contraste dans la carotide) et certains repères anatomiques essentiels en neurochirurgie fonctionnelle seront obtenus à partir des ventriculographies (radiographies prises après injection d'un produit de contraste dans un ventricule latéral). L'échographie peut également apporter des informations per-opératoires sur la localisation de kystes ou de certaines tumeurs.

La quatrième condition, ainsi que la troisième, nécessitent au préalable un système de contention de la tête du patient, qui assure son immobilité tout au long de l'intervention. L'emploi d'un cadre stéréotaxique est indispensable si l'on veut réaliser des gestes précis, mais différentes solutions de fixation restent possibles.

L'introduction d'une sonde rectiligne sera alors guidée par un guide mécanique de type tube, positionné précisément dans l'espace à l'aide d'un système articulé ou d'une grille multi-tubes.

En résumé, l'analyse des différents objectifs de la stéréotaxie met en évidence l'intérêt d'un système capable de positionner avec précision et rapidité des guides porte-outils, et d'optimiser ce positionnement par rapport à la cible et aux obstacles, en se basant sur des images médicales acquises par différentes modalités. Avant de présenter notre méthodologie, nous décrivons succinctement les différents systèmes qui répondent partiellement à ces besoins.

I.2 Etat de l'art

de Zernov, Horsley & Clark jusqu'à P. Kelly, Y.S. Kwoh et "Speedy"... (cf figure I.2.A et B)

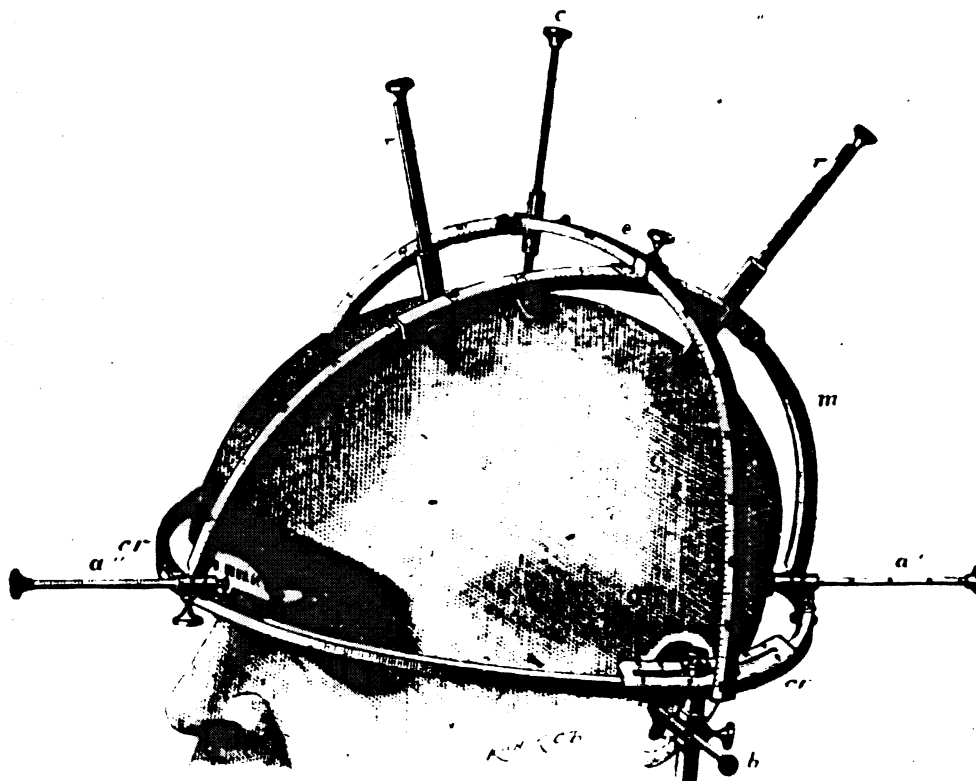


Figure I.2.A : l'encéphalomètre de Zernov, 1890

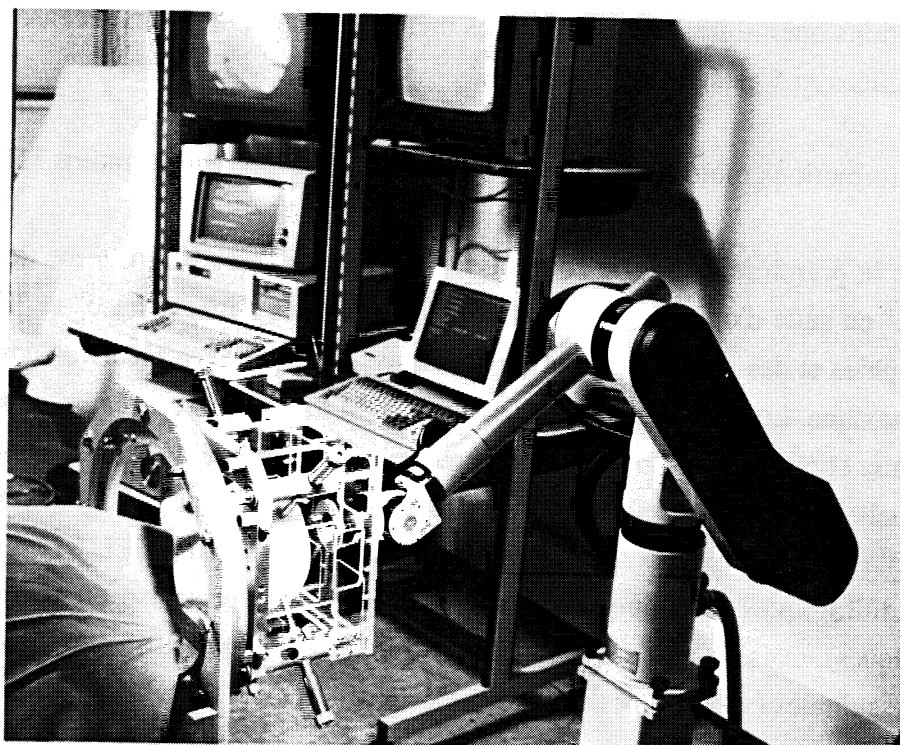


Figure I.2.B : Stéréotaxie assistée par ordinateur et robot, "Speedy", Grenoble, 1989.

Historiquement, l'idée originale de la stéréotaxie semble attribuée à Horsley et Clark [HORSLEY 1908], qui utilisaient un système mécanique associé à un repère cartésien pour introduire des sondes dans des cerveaux d'animaux, à partir de repères anatomiques prélevés sur le crâne. Cependant, l'encéphalomètre de Zernov [ZERNOV 1890] est présenté dans [CHIROSEL 77] comme représentant l'ancêtre des appareillages stéréotaxiques. Les premières stéréotaxies humaines furent réalisées par Spiegel et Wycis [SPIEGEL 47], qui interfacèrent un cadre stéréotaxique avec un système de radiologie conventionnelle. La stéréotaxie fut alors surtout appliquée à la neurochirurgie fonctionnelle ; en effet, après injection de produit de contraste dans le système ventriculaire, les radiographies obtenues permettent de relever des points de repère anatomiques fiables pour définir des objectifs de thalamotomie, dans la maladie de Parkinson ou pour le traitement de la douleur. Des Atlas ont alors été créés, à partir de sections fines de cerveaux humains. Les zones fonctionnelles situées dans la région du thalamus y sont repérées avec précision par rapport au système ventriculaire [TALAIRACH 52, 57 et 67].

L'avènement de la tomodensitométrie, dans les années 70, donna un intérêt supplémentaire à la stéréotaxie, puisque ces images permirent de voir et de localiser précisément des lésions tumorales. Plus récemment, le développement de l'imagerie par résonance magnétique apporta également des possibilités très riches d'observation des tumeurs, et il semble que dans ces applications l'IRM tende à remplacer la TDM.

Plusieurs équipes ont alors proposé différentes techniques permettant d'utiliser l'information TDM ou IRM en conditions opératoires. L'ensemble des méthodes que nous avons recensées à ce jour peuvent être classifiées en 5 catégories :

Catégorie I : "Informations multimodalités reliées par matching des images radios / IRM-TDM".

Les méthodes de la première catégorie sont basées sur l'utilisation d'un système de radiologie "conventionnelle" en salle d'opération, permettant d'acquérir des clichés "Face" et "Profil". Des séries d'angiographies et des ventriculographies sont ainsi obtenues avec précision dans le repère d'un cadre stéréotaxique. Le matching avec des coupes TDM transverses est réalisé en superposant interactivement aux clichés radiologiques des repères anatomiques, prélevés sur les coupes TDM, et projetés "manuellement" sur des calques. Cette méthode peut être simplifiée si l'on reformate les coupes horizontales originales en coupes sagittales et frontales [SCHLEGEL 81]. Le matching entre images radiologiques et coupes IRM suit le même principe (mise en correspondance interactive de calques), mais est grandement facilité par le fait qu'on puisse obtenir directement des séries de coupes sagittales (superposées aux radios de "profil").

La localisation des images TDM et surtout IRM dans le repère du cadre stéréotaxique pose donc des problèmes de calculs, de reports graphiques et de matching interactif, phases assez longues et répétitives. Cet aspect interactif de la méthode, et le fait qu'elle suppose connues a priori certaines relations géométriques entre des projections perspectives et des coupes de l'espace 3D, peuvent générer des imprécisions sur la localisation d'une tumeur dans le repère du cadre. Cependant, si des imprécisions de l'ordre de quelques millimètres sont peut être acceptables à ce niveau (à comparer avec la taille d'une tumeur), l'évitement des vaisseaux sanguins le long de la trajectoire ne permet pas une telle marge (la stéréotaxie cérébrale est par principe atraumatique!). La précision de la localisation des vaisseaux doit donc être submillimétrique, d'où l'avantage de réaliser les angiographies dans le repère opératoire. De même, en neurochirurgie fonctionnelle, la localisation précise des commissures blanches antérieures (C.A) et postérieure (C.P.) doit être très précise (base de repères pour localiser le noyau thalamique VIM par exemple). Or ces points ne sont visibles avec précision et de façon fiable que sur les ventriculographies ; d'où l'avantage de réaliser les ventriculographies dans le repère opératoire.

Cette méthode est utilisée dans le service de neurochirurgie de l'hôpital de Grenoble. Elle constituera une base de départ pour notre méthodologie.

Catégorie II : "Informations multi-modalités reliées par le cadre stéréotaxique".

Depuis le début des années 80, de très nombreux systèmes ont été développés pour utiliser l'information TDM et IRM en conditions opératoires de manière facile et précise. Ainsi, de nouveaux cadres stéréotaxiques ont été adaptés à la TDM dans un premier temps ([SCHLEGEL 82], [SHELDEN 80], [JACQUES 80], [GIBAUD 83],...) et plus récemment à l'IRM ([PETERS 86], [MOHADJER 89], [KALL 87], [KELLY 86],...). Le principe en est le suivant.

Lorsqu'un patient doit subir une intervention, on commence par installer un cadre stéréotaxique sur son crâne (anesthésie locale en général). Des repères métalliques matérialisés en forme de N (en général) sont montés sur le cadre, et un examen TDM est réalisé. Pour les systèmes les plus récents, des repères équivalents mais adaptés à l'IRM (cadre en fibre de carbone par exemple) remplacent les précédents, et un examen IRM est réalisé. Puis, ou bien l'intervention stéréotaxique est réalisée peu de temps après ces examens et le patient conserve le cadre en place, ou bien le cadre est démonté, puis remonté le jour de l'intervention, exactement dans la même position que précédemment à l'aide de vis graduées dont les cotes sont lues sur des verniers.

En conditions opératoires, un système articulé permet en général de diriger un guide linéaire vers un point voulu. Ce système est directement monté sur le cadre et sa géométrie est supposée connue mécaniquement. Des procédures simples de matching rigide permettent ainsi de relier le repère du

guide aux repères de l'imagerie TDM ou IRM. Des procédures interactives de traitement d'image permettent alors de choisir une cible et une orientation de trajectoire sur ces images pré-opératoires, et les consignes de déplacement des articulations du système porteur de guide sont affichées. L'opérateur ajuste ensuite manuellement chacune des articulations en se basant sur des lectures sur verniers. En général, 5 articulations doivent ainsi être réglées : 3 translations pour "centrer" le point cible et 2 angles d'inclinaison du guide (bien que d'un point de vue théorique, 4 d.d.l. suffiraient à représenter une droite 3D).

En règle générale, en salle d'opération, aucun capteur per-opérateur n'est utilisé pour compléter les informations ou vérifier les positionnements, ce qui pose des problèmes de fiabilité et ne permet pas d'utiliser des informations tout à fait essentielles comme l'angiographie et la ventriculographie. Cependant, les travaux menés par P.J. Kelly et al ([KELLY 86], [KALL 87]) constituent actuellement une exception notable à cette règle.

Le système développé par ces auteurs permet d'intégrer l'ensemble des informations TDM, IRM, angiographiques et ventriculographiques, puisqu'un double système radiologique est installé en salle d'opération. Les 3 degrés de translation du système de guidage sont de plus motorisés. Ce système permet non seulement de réaliser des stéréotaxies "classiques", mais encore de pratiquer une microchirurgie laser en conditions stéréotaxiques (1ère Partie : § V.2 et § V.4). Le seul inconvénient de cette méthode est l'emploi d'un cadre stéréotaxique lors des examens pré-opératoires, ce qui implique un inconfort certain pour le patient (en TDM, en IRM, lors des transports entre les différents services), nécessite également des procédures chirurgicales préalables aux examens (installation du cadre) et enfin, de façon secondaire, impose de gérer l'utilisation de plusieurs cadres entre différents services.

Catégorie III : "Interventions sous scanner".

Dans le but d'accélérer le processus complet d'une stéréotaxie et d'éviter aux patients d'être transportés entre différents services avec le cadre implanté sur le crâne, plusieurs auteurs ont développé des méthodes qui permettent de réaliser l'intervention en salle TDM, c'est-à-dire "sous scanner" [HUCK 80], [RHODES 82], [ISEKI 85 A], [ISEKI 85B], [YOUNG 87], [KWOH 88],... Différents cadres stéréotaxiques ont ainsi été adaptés aux tomодensitomètres, en assurant notamment la compatibilité du système de guidage avec la TDM (encombrement, artefact, calibrage par matching rigide,...). Outre la rapidité d'intervention procurée par de tels systèmes, un contrôle per-opérateur quasi-immédiat est rendu possible, ainsi qu'un contrôle post-opérateur indispensable dans le cas d'aspirations de kystes ou de résections de tumeurs.

Le système robotisé développé par [KWOH 88] et [YOUNG 87] rentre dans cette catégorie, puisqu'un robot 6-axes a été monté directement sur un tomodensitomètre entièrement dédié à cette application. La précision obtenue est submillimétrique et ce système doit être vu comme précurseur de la robotique chirurgicale.

Cependant, l'inconvénient majeur de ces systèmes est de n'utiliser qu'un seul type d'information pour définir un objectif. Ainsi, l'IRM n'est pas prise en compte, alors que sa "supériorité" tend à être démontrée dans plusieurs cas. L'information angiographique n'est pas utilisée, ce qui peut poser des problèmes d'hémorragie interne, et toute chirurgie fonctionnelle est rendue délicate, voire impossible, par le manque de repères du système ventriculaire (CA et CP). Un inconvénient supplémentaire est la nécessité de dédier un tomodensitomètre aux interventions stéréotaxiques, au moins partiellement, ce qui pose des problèmes de planning et d'adaptation chirurgicales.

Catégorie IV : "Informations multimodalités reliées par quelques points cutanés".

Des méthodes faisant abstraction de l'utilisation d'un cadre stéréotaxique ont été développées à partir d'un matching des conditions per-opératoires avec les images pré-opératoires basées sur des points de repères cutanés. Ainsi [ROBERTS 86] colle sur la peau du patient des sphères visibles en IRM et localise ces sphères en conditions opératoires, en les pointant à l'aide d'un microscope, lui-même repéré dans le référentiel opératoire à l'aide de capteurs ultrasonores. Ceci permet ensuite de superposer aux images per-opératoires issues du microscope des caractéristiques obtenues sur le modèle 3D pré-opératoire.

[WATANABE 87] et [KOSUGI 88] réalisent un examen TDM ou IRM classique, puis viennent palper des points anatomiques repérés sur les différentes images, à l'aide d'un palpeur mécanique (robot passif). La position de l'extrémité du palpeur mécanique peut alors être reportée sur les images du modèle (système inspiré de [MOSGES 89]).

[THIEBAULT 89] utilise la même démarche que précédemment, mais relie ensuite le système à un robot 6-axes qui positionne un guide laser dans la direction de biopsie choisie sur le modèle.

Ces systèmes ont les inconvénients majeurs suivants :

1°) Les imprécisions annoncées pour chacun de ces systèmes sont de l'ordre de 5 mm ; par ailleurs, les mouvements éventuels du crâne non fixé dans un cadre ne sont pas pris en compte.

2°) L'absence de capteurs radiologiques per-opératoires pose les problèmes de sécurité (évitement de vaisseaux qui peuvent être détectés sur des angiographies).

En conclusion, ces systèmes par ailleurs très intéressants d'un point de vue méthodologique posent des problèmes qui limitent leurs applications aux stéréotaxies demandant une faible précision (si cela peut être conçu...).

Catégorie V : "Stéréotaxie sous échographie"

En réalisant un volet sur la boîte crânienne, on peut observer les structures cérébrales à l'aide d'une sonde échographique. Ceci est principalement utilisé pour des tumeurs importantes visibles en TDM, ou dans le cas particulier des nouveaux-nés, pour lesquels un volet n'est pas nécessaire (les ultrasons peuvent traverser la fontanelle). Différentes méthodes ont été développées pour faciliter l'introduction d'une sonde en se basant sur des images échographiques uniquement [RUBIN 80], [TSUTUMI 82], [BERGER 86]... Mais ces méthodes n'utilisent en général pas les informations pré-opératoires TDM ou IRM ; notons qu'elles permettent une localisation au moins approximative des structures ventriculaires et des vaisseaux sanguins. Leurs applications étant limitées à des cas particuliers, l'utilisation de ces techniques sera très ponctuelle. Un projet en cours, décrit dans [LOUHISALMI 89], vise cependant à intégrer des images échographiques per-opératoires et des images pré-opératoires, en utilisant une méthode de matching de la catégorie IV; l'application concerne ici la microchirurgie avec un laser CO₂.

I.3 Présentation de notre méthodologie

Partant du constat que les méthodes de la catégorie I (cf. § précédent) paraissent offrir le maximum de possibilités, avec pour inconvénients majeurs la relative lenteur, la complexité et les imprécisions des traitements des diverses images (en particulier pour les mises en correspondance), notre travail porte sur l'informatisation de ces méthodes avec pour objectif une automatisation partielle de certaines tâches en vue d'apporter un gain en précision, facilité, rapidité et fiabilité. Les grandes lignes de la méthodologie que nous développons depuis 1986 sont les suivantes :

1°) Prise en compte d'informations multimodalités tridimensionnelles, modélisées par des fonctions splines (IRM, TDM, Atlas du cerveau), ou bidimensionnelles (angiographies, ventriculographies,...).

2) Choix de privilégier les informations radiologiques per-opératoires, du point de vue de la précision (écarts entre objectifs et réalité finale).

- 3) Mise en correspondance des informations per/pré-opératoires à partir de structures anatomiques (système ventriculaire).
- 4) Guidage du geste d'introduction de l'outil par un système robotisé 6-axes, connecté à l'imagerie.

Ces concepts de base sont illustrés sur le schéma suivant :

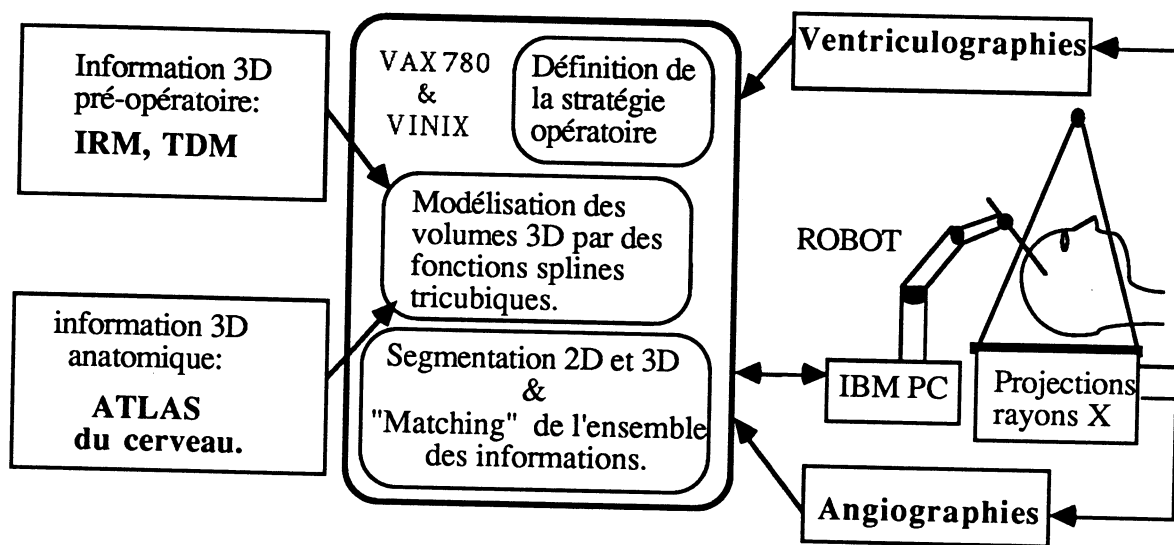


Figure I.3.A : méthodologie de la neurochirurgie stéréotaxique

Ainsi, l'utilisation des informations multi-modalités, telle qu'elle était déjà précisée dans [CHIROSEL 77] par exemple, reste l'élément déterminant : "un assemblage par étapes de différents paramètres, chacun amenant sa contribution à la construction du puzzle qui peu à peu habille l'anatomie du cerveau pour y retracer l'esquisse tumorale". Un autre auteur précisait très récemment les tendances probables dans le domaine de la stéréotaxie assistée par ordinateur [WOWRA 89] : "In conclusion from a clinical point of view, essential scopes of computer application in stereotactic neurosurgery will probably be the reconstruction of images, the establishment of internal coordinate systems, and robot technology for precise 3D-control of therapeutic manipulations". Nous pensons que nos travaux informatiques et robotiques engagés depuis 1986 vont dans ce sens.

Pour poursuivre la présentation de notre méthodologie dans le contexte international, nous la comparons aux méthodes des catégories I, II, III, IV et V présentées précédemment (§ I.2).

Catégorie I

Ces méthodes, basées sur un matching interactif d'images radiologiques et d'images TDM ou IRM, sur la prise en compte privilégiée des images radiologiques per-opératoires (angiographies et ventriculographies), sur l'intégration possible d'un Atlas et sur l'utilisation d'un cadre stéréotaxique pour assurer un maintien précis et constant, constituent la base de notre méthodologie. Notre objectif est ainsi d'"informatiser" et de "robotiser" certaines procédures.

Catégorie II

L'intégration des images multimodalités est une notion importante des méthodes de cette catégorie. Si l'on prend pour référence la méthode développée par P. Kelly et al., la spécificité de notre méthodologie porte sur les points suivants.

- Les images 3D sont modélisées par un modèle continu et les structures étudiées (tumeurs) sont segmentées automatiquement.
- Les diverses informations sont mises en correspondance à l'aide des structures anatomiques internes (système ventriculaire) et non pas à l'aide du cadre stéréotaxique. Ceci permet d'éviter le cadre stéréotaxique en IRM et en TDM.
- Le positionnement d'un guide est robotisé, ce qui rend la procédure plus facile, plus rapide, plus précise et plus fiable.

Catégorie III

Les méthodes de cette catégorie n'intègrent pas les informations IRM, angiographiques, ventriculographiques et de type Atlas. La partie robotique de ces méthodes (travaux décrits dans [KWOH 88]) est par contre similaire et antérieure à la technique que nous utilisons.

Catégorie IV

Les différences avec ces méthodes portent sur la prise en compte des données per-opératoires radiologiques (sécurité par rapport aux vaisseaux et au contrôle des positionnements), sur un matching basé non pas sur quelques points du scalp mais sur des surfaces internes, donc en fait sur la précision globale des systèmes.

Catégorie V

Les méthodes basées sur l'échographie ne permettent de réaliser que certains types particuliers d'interventions.

Finalement, la méthodologie retenue pour la neurochirurgie stéréotaxique s'inscrit parfaitement dans le cadre de la méthodologie générale des GMCAO présentée dans la 1ère Partie. Les paragraphes suivants, portant sur la description des informations utilisées, sur les méthodes de définition d'une stratégie opératoire, sur les principes mis en oeuvre pour le matching et enfin sur la réalisation du guidage à l'aide d'un système robotisé seront présentés par référence aux paragraphes correspondants de la 1ère Partie. Pour chaque module impliqué dans la méthodologie, nous préciserons l'état actuel des travaux réalisés dans le cadre de cette thèse et dans le cadre du programme du laboratoire. Cependant, l'intégration complète de ces modules n'a pas encore été réalisée ; le chapitre VI présentera l'implémentation qui a été réalisée sur un système préliminaire, permettant notamment de valider l'utilisation d'un robot positionneur de guide en conditions cliniques.

II INFORMATIONS DE BASE POUR LA STEREOTAXIE

Nous décrivons ici les informations de base utilisées en neurochirurgie stéréotaxique, en se basant sur la modélisation de ces informations présentée dans la 1ère Partie, § II.

II.1 Imagerie 3D pré-opératoire (TDM, IRM)

L'imageur TDM utilisé est de type SIEMENS SOMATOM; il délivre une série de coupes axiales transverses (horizontales) 512 x 512 pixels, qui ont typiquement une épaisseur de 3 mm et un espacement inter-coupes de 3 mm. L'injection d'un produit de contraste est parfois réalisée pour obtenir un second examen où les structures tumorales sont mieux distinguées.

L'imageur IRM est de type GE-IOKOGAWA MRMAX. Il peut délivrer des séries de coupes horizontales, sagittales et frontales, de taille 256x256. Une série typique d'un examen de l'encéphale comprend des coupes d'une épaisseur de 9 mm et espacées d'autant, mais des coupes fines de 2 mm d'épaisseur et espacées de 1 mm peuvent être acquises si nécessaire. En général, on ne réalise qu'une série de coupes horizontales et une série de coupes sagittales (comprenant une coupe à peu près médiane).

Actuellement, l'opérateur IRM calibre le système en ajustant certains paramètres de réglages de gradients, mais certaines procédures mathématiques devront par la suite être intégrées pour corriger des phénomènes non linéaires subsistants (1ère Partie, § II.2.b.) [SCHAD 87].

L'ensemble des images peut être fourni sur film radiologique (avec quelques agrandissements pour certaines images privilégiées), ou sur bande magnétique, transférée ensuite aux systèmes de traitement d'images. L'installation en cours d'un réseau image de type PACS est à ce niveau essentielle pour que ces procédures soient réalisées en routine clinique.

A partir de ces images, correspondant à un modèle d'informations 2.5D, nous utilisons la méthode de modélisation de volumes par fonctions splines tricubiques présentée dans la 1ère Partie, §.II.3.a. Nous rappelons que le résultat est une fonction spline représentant la densité d (ou "niveau de gris") en fonction des coordonnées de tout point (x,y,z) :

$$d = F(x,y,z)$$

Cette modélisation 3D peut ensuite être utilisée directement dans la définition de la stratégie opératoire (visualisation 3D ou mixte (2D+3D), reformattage de coupes obliques,...). Cependant, la **segmentation** de structures anatomiques internes facilitera le choix de la stratégie

(segmentation d'une tumeur, pour déterminer les isodoses d'irradiation nécessaires, pour obtenir une représentation surfacique 3D facilitant le choix d'une biopsie,...) et cette segmentation donnera les éléments de base aux procédures de matching. Nous utilisons ici les méthodes de segmentation 3D reposant sur la résolution d'équations différentielles construites à partir de la fonction spline F , ces méthodes ont été décrites dans la 1ère Partie, § II.3.b. La figure suivante illustre les résultats de cette segmentation sur une tumeur obtenue à partir du volume IRM.

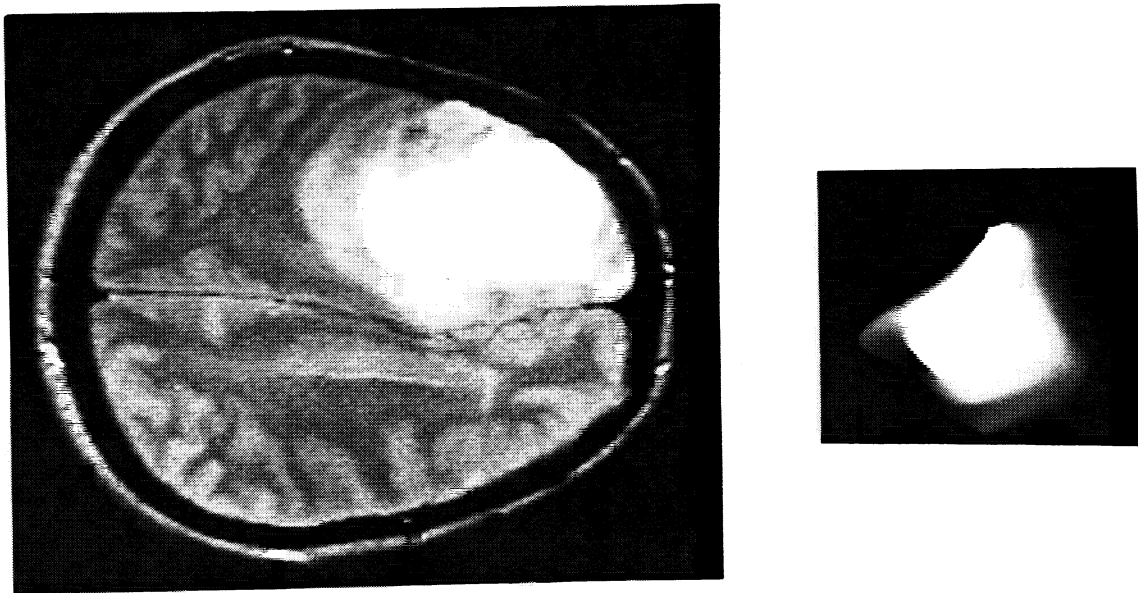


Figure II.1.A : Exemple de résultat de la segmentation 3D sur une tumeur.
 A gauche, segmentation sur une image 2D originale;
 A droite, résultat de la segmentation 3D (visualisation en "Z-buffer")

II.2 Acquisition et modélisation d'un Atlas informatisé du cerveau

La neurochirurgie fonctionnelle consiste à modifier l'activité de certaines structures cérébrales particulières (noyaux gris centraux) soit par stimulation électrique, soit par destruction de voies nerveuses (thalamotomie). Malheureusement, aucun moyen d'imagerie ne permet à l'heure actuelle de visualiser ces différentes structures de la région du thalamus : les connaissances anatomiques deviennent alors essentielles. Plusieurs auteurs ont ainsi réalisé des travaux sur l'anatomie du cerveau en se basant sur des études de coupes réelles obtenues sur cadavre ([TALAIRACH 57 et 67] par exemple). Ces études sont regroupées dans des livres contenant des photographies de ces coupes : Atlas du cerveau. Notre choix a porté sur l'Atlas de Shaltenbrand [SCHALTENBRAND 77], en raison de sa description détaillée de la région du thalamus. Cet Atlas reporte les résultats d'une étude anatomique de 111 cerveaux humains. Des repères anatomiques ont ainsi été désignés (cf. figure II.2.A) et des études de variabilité morphologique sont reportées (cf. figure II.2.B).

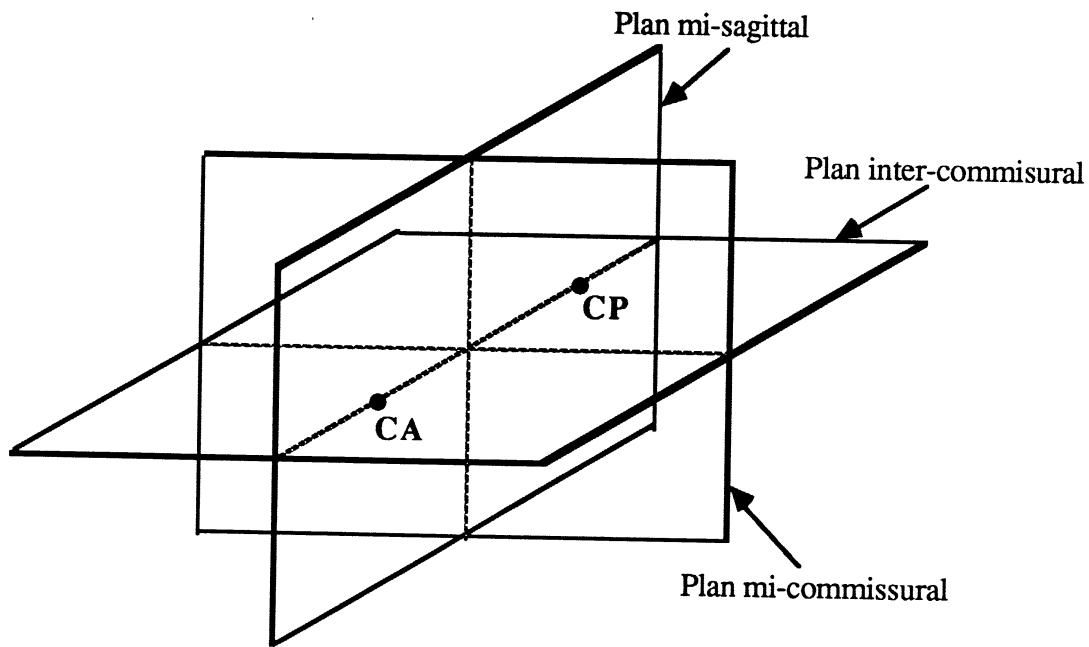


Figure II.2.A : le "repère CA-CP", Guide de l'Atlas de Schaltenbrand, p.8.

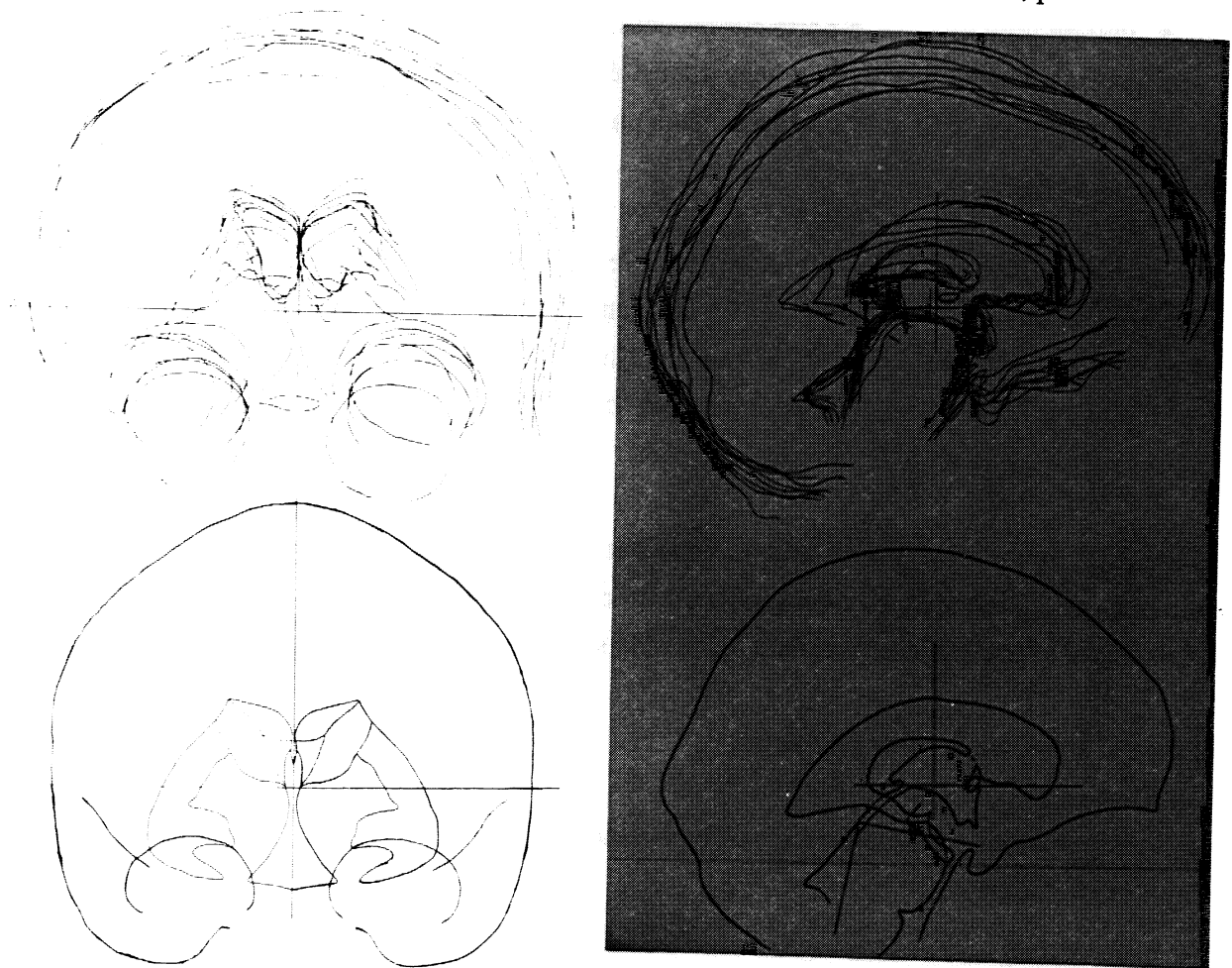


Figure II.2.B : étude de variabilité du système ventriculaire dans le repère CA-CP, contours extraits de ventriculographies "face" (à gauche) et "profil" (à droite), Atlas de Schaltenbrand, Plate 24 et 33.

Nous nous sommes alors intéressés à la numérisation et à la modélisation d'une série particulière de coupes microscopiques (rapport d'échelle 4:1). Le détail de ce travail est décrit dans [MEUNIER 88]. Par la suite, d'autres séries devront être intégrées, d'autres Atlas, ainsi que des données de variabilité. Notre modèle utilise actuellement une segmentation du volume en surfaces de structures. Une modélisation de l'Atlas par squelettisation et éléments structurants de type sphère à rayon variable est décrite dans [GARIBOTTO 83]. On pourrait aussi se contenter de conserver l'information volumique brute [TOGA 85].

II.2.a) Numérisation des coupes

La figure II.2.C présente un exemple d'image originale de l'Atlas. En superposition sur cette image, les auteurs ont dessiné sur un transparent les contours des zones intéressantes et ont nommé ces structures.

Notre travail de numérisation a porté sur les dessins des contours et les annotations reportées sur les transparents. Une série de 30 coupes a ainsi été acquise à l'aide d'une caméra vidéo et d'une carte de numérisation 512 x 512 intégrée dans un système de traitement d'image VINIX (Digital Design).

Cette numérisation a été effectuée en ajustant le parallélisme entre le plan image caméra et le support physique des transparents, et en alignant les repères des transparents sur des repères images. Nous avons fait l'hypothèse que les distorsions de l'objectif et de la caméra étaient négligeables par rapport à la précision requise (ceci est justifié par le fait que la taille physique d'un pixel correspond ici à 0.1 mm réel environ).

Des logiciels de traitement semi-automatique ont été développés au laboratoire pour transformer ces images en fichiers de contours, chacun de ces fichiers correspondant à une structure. Les modules de ces logiciels comprennent les parties suivantes :

- filtrage et seuillage des images brutes,
- procédures de dilatation-érosion,
- suppression partielle de "parasites" (de type annotation),
- fermeture de pointillés,
- suivis de contours automatiques de bas niveau,
- procédures interactives de gestion des contours élémentaires (modifications, regroupement, étiquetage...).

Le résultat final de cette acquisition est un fichier de 265 contours 2D classés par "objet" (structure anatomique) et par altitude de coupe. Ces contours correspondent à 42 "objets".



Figure II.2.C : A gauche, coupe originale de l'Atlas, avec superposition d'un transparent où ont été dessinés à la main les contours des différentes zones. A droite, le transparent associé à la coupe originale a été numérisé, filtré et une méthode semi-automatique permet d'enregistrer les contours numériques des structures de l'Atlas.

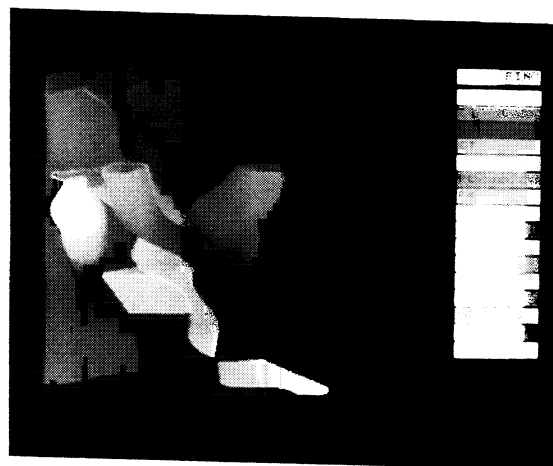


Figure II.2.D : visualisation de structures de l'Atlas modélisées par leurs surfaces splines.

II.2.b) Modélisation des "objets" de l'Atlas

Chaque contour est modélisé par des fonctions splines de lissage, et l'on a ainsi :

$$\left\{ \begin{array}{l} x = f(s) \\ y = g(s) \\ z = \text{altitude} \end{array} \right.$$

où . f, g sont des splines cubiques.
 . s désigne l'abscisse curviligne de chaque contour fermé ($s \in [0,1[$).

Une interpolation suivant z par des splines de degré 3 permet alors d'obtenir une représentation paramétrique de classe C^2 de la surface de chaque objet :

$$\left\{ \begin{array}{l} x = x(s, u) \\ y = y(s, u) \\ z = \alpha_0 * u + \alpha_1 \end{array} \right.$$

Cette représentation permet alors d'afficher des plans de coupes reformattés de l'Atlas ou de visualiser l'ensemble des objets (un logiciel a ainsi été développé pour visualiser les objets de l'Atlas en 3D, en permettant d'afficher ou d'enlever un objet à partir d'une liste de noms contenue dans un menu, ce qui peut avoir un intérêt pédagogique important compte tenu de la complexité a priori des Atlas). La figure II.2.D illustre cette visualisation.

II.3 Images et données per-opératoires

En salle de stéréotaxie, un double système radiologique permet d'acquérir des images classiques, mais également des angiographies et des ventriculographies. Ces points sont maintenant détaillés.

II.3.1 Système radiologique et référentiel opératoire

Nous décrivons dans ce paragraphe le double système radiologique implanté en salle de stéréotaxie, puis nous définissons le référentiel opératoire $\mathcal{R}_0$ qui lui est associé et qui servira de référentiel de base dans toute cette 2ème partie.

II.3.1.a) Description du système radiologique

La figure II.3.A schématise le "double" système radiologique existant en salle de stéréotaxie. Deux sources de rayons X sont placées à environ 3,50 m du cadre stéréotaxique qui maintient la tête du patient. Un support d'acquisition des images peut être basculé dans deux positions "verticale" et "horizontale". Ce support portait jusqu'ici des cassettes de films radiologiques, mais un amplificateur de brillance suivi d'une caméra vidéo dont l'image est numérisée en 512 x 512 sur un système SAPHYR (Digital Design) a récemment été installé sur ce support. Par la suite, pour éviter les manipulations de basculement entre les 2 positions, un second amplificateur de brillance devra être installé en permanence. L'intérêt d'une grande distance source X/objet par rapport à la distance plan image/objet était jusqu'ici de permettre l'approximation de la géométrie conique du faisceau de rayons X par une géométrie parallèle, ce qui facilitait les procédures de matching interactif.

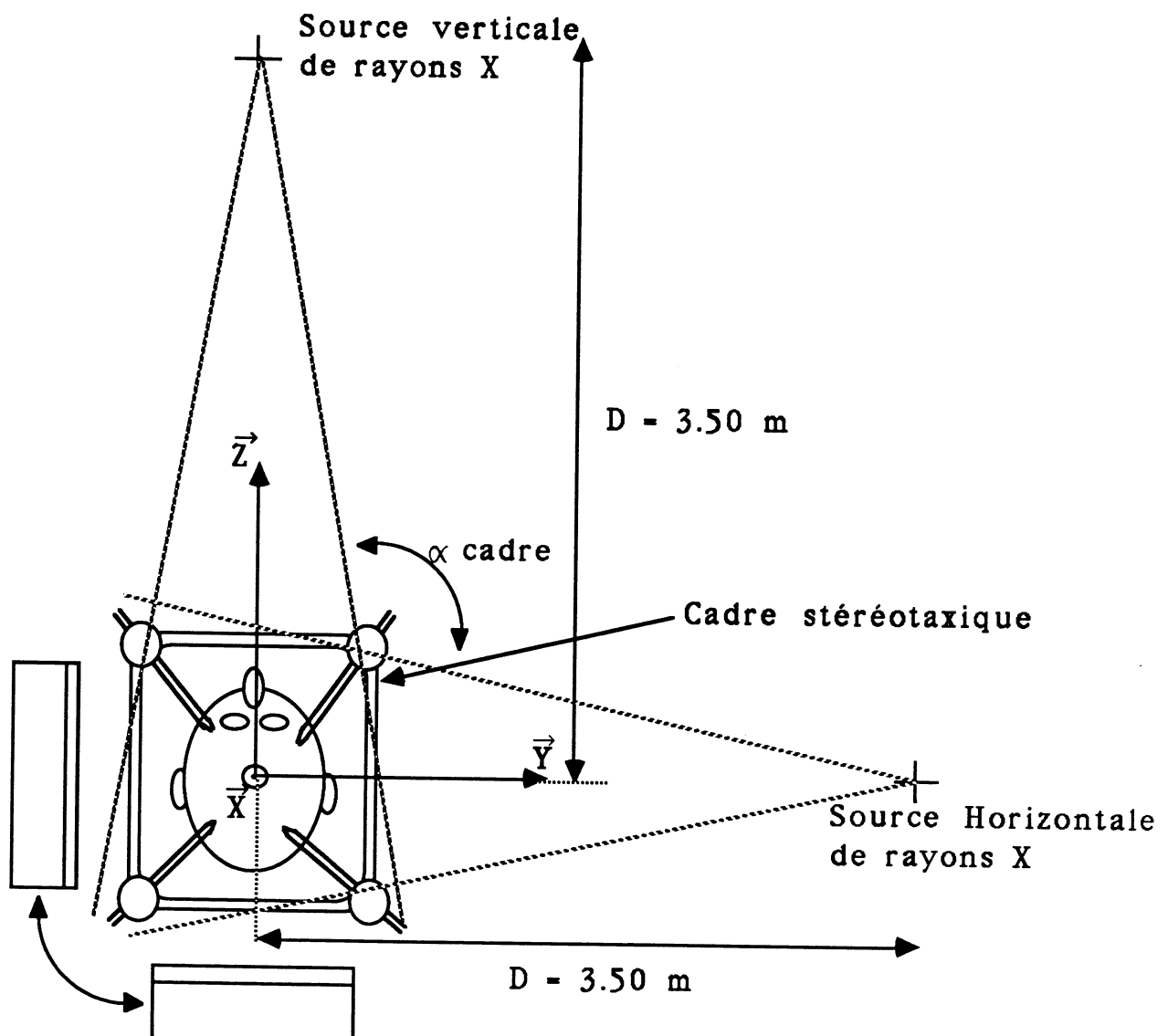


Figure II.3.A : schéma du "double" système radiologique

Avec les méthodes de calibrage qui seront décrites plus loin, la réduction de cette distance ne devrait pas poser de problème, ce qui facilitera la reproduction de cette installation sur d'autres sites.

Le repère (X,Y,Z) représenté sur la figure II.3.A correspond au référentiel associé à la base du cadre stéréotaxique : REF-CADRE.

En fait, la partie supérieure du cadre a un degré de rotation axiale autour de l'axe X passant par 0 (centre du cadre). L'angle de rotation α -cadre, orienté de Y vers Z, a une valeur lisible sur un vernier avec une précision de l'ordre du degré. La position de référence α -cadre = 0° est cependant parfaitement reproductible par le biais d'une goupille. Nous désignerons par REF-cadre (α -cadre) le référentiel associé à la partie supérieure, tournée de α -cadre (voir figure II.3.B).

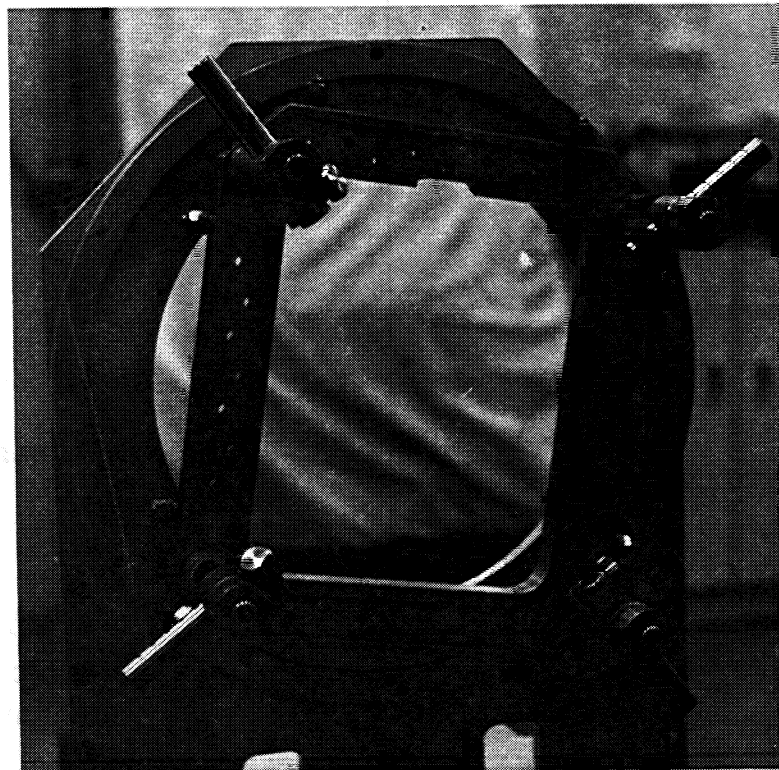


Figure II.3.B : photo du cadre stéréotaxique tourné d'un angle α -cadre = 10°.

Nous désignerons par "système radio-H" l'ensemble source et image radiologique correspondant au système "horizontal" (porté par Y); ce système délivre des clichés "profil".

Nous désignerons par "système radio-V" l'ensemble source et image radiologique correspondant au système "vertical" (porté par Z) ; ce système délivre des clichés "face".

II.3.1.b) Choix du référentiel opératoire $\mathcal{R}_0$

Nous verrons aux paragraphes 3.4.4 et 3.6 qu'au début de chaque intervention, le robot, utilisé comme système de guidage, porte une **mire de calibrage** dans le champ des deux systèmes radio-H et radio-V. Nous avons choisi d'associer à cette mire de calibrage le référentiel opératoire et finalement, le référentiel de base utilisé tout au long de la méthodologie :

$$\mathcal{R}_0 = \text{REF-BASE} = \text{REF-OP} = \text{MIRE de CALIBRAGE}.$$

Cette mire a été conçue et réalisée spécialement pour cette application, en s'inspirant de travaux précédents ([SELVIK 83], [FRASER 81], [VERESS 77], [SUH 74], [GHOSH 84]). Cette mire est constituée à la base d'un plateau de référence en plexiglass qui sera monté sur le "nez" du robot, et de quatre plateaux en plexiglass contenant chacun 9 billes d'acier de diamètre 3 mm. L'ensemble forme une sorte de cage de calibrage qui vient coiffer la tête du patient (cf. figure II.3.C).

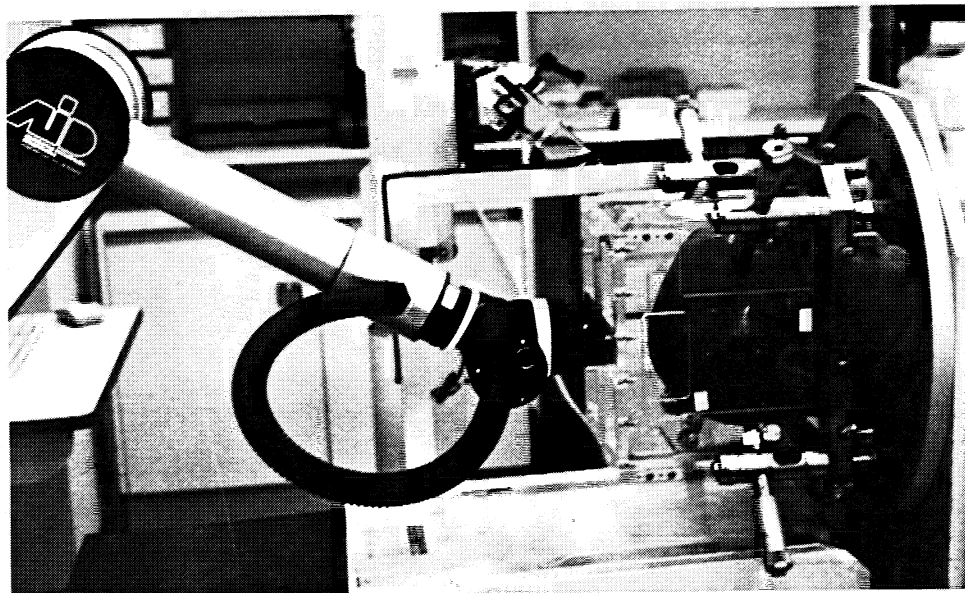
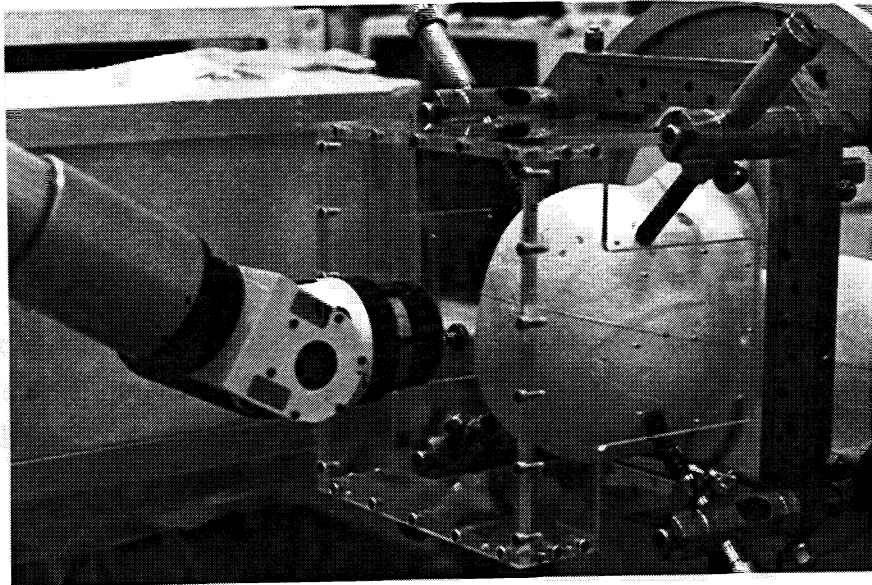


Figure II.3.C : photo de la mire de calibrage "coiffant" la tête d'un mannequin (haut) et d'un patient (bas).

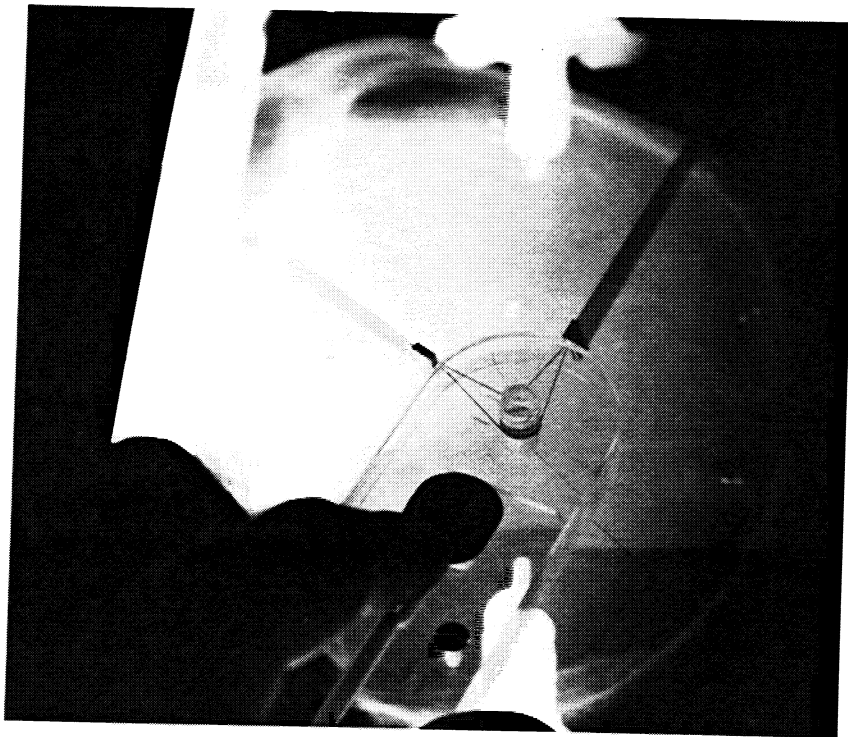


Figure II.3.D : Projection radiologique "profil" obtenue lorsque la mire de calibrage est en position sur la tête. On distingue les 2x9 projections des billes de références (diamètre 3 mm). L'opérateur repère alors les projections des billes à l'aide d'une table à numériser.

Lors de l'acquisition de clichés radio de référence, les billes métalliques se projettent sur l'image en des taches circulaires dont le barycentre correspond rigoureusement à la projection du centre 3D "mathématique" de chaque bille (cf. figure II.3.D). Les 2 x 2 plans mire sont placés à peu près parallèlement aux 2 plans images.

Chaque tache circulaire projetée peut être facilement mise en correspondance avec une bille de la mire (les billes appartenant au plan le plus proche du plan film sont moins espacées que celles de l'autre plan).

Il est à noter que la projection des billes ne couvre qu'une partie centrale de l'image. L'explication en est que la distribution spatiale des billes a été déterminée pour que les projections obtenues soient atténuées par le crâne du patient, ce qui permet de voir toutes les projections sans modifier les constantes d'irradiation (≈ 75 KV). Ceci se justifie également par le fait qu'on préfère calibrer le système là où on l'utilise.

Le repère de base associé à cette mire $\mathcal{R}_0 = (O, X, Y, Z)$ est défini à partir du plateau de base sur le schéma suivant (figure II.3.E) : il correspond mécaniquement à un plan, un alésage et un pion de référence sur lesquels viendra s'emboîter la mire, ainsi que d'autres outils (cf. § V).

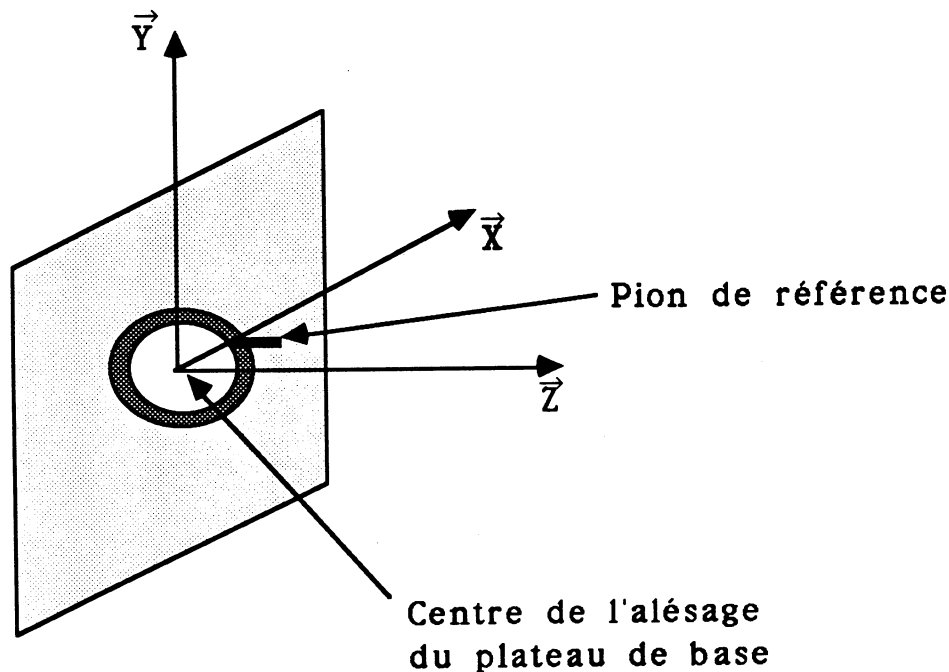


Figure II.3.E : représentation des parties mécaniques associées à $\mathcal{R}_0$.

La position de chacune des 4 x 9 billes de la mire a été mesurée avec précision dans le référentiel $\mathcal{R}_0$. Pour cela, une machine à mesurer tridimensionnelle donnant des coordonnées 3D avec une précision de l'ordre de $\pm 5 \mu\text{m}$ a été utilisée (Metrologic Instruments, Zirst Meylan). Le résultat est un tableau de 4 x 9 triplets de coordonnées (X,Y,Z) correspondant aux coordonnées de chaque centre de bille, exprimées dans $\mathcal{R}_0$.

II.3.2 Calibrage du système radiologique

Nous suivons la méthode générale exposée dans la 1ère Partie, § II.2.a pour calibrer le système radiologique à l'aide de la mire précédemment décrite.

Auparavant, nous précisons les points suivants :

- N'ayant aucun moyen physique précis pour relier le système radio-H au système radio-V, ces 2 systèmes sont calibrés de façon indépendante.
- Entre 2 calibrages, c'est-à-dire entre 2 interventions, tous les éléments des systèmes et référentiels impliqués peuvent bouger. On n'a donc aucune relation géométrique a priori entre sources et plans image par exemple.
- Par contre, au cours d'une intervention, nous faisons l'hypothèse que le calibrage détermine de façon constante les relations géométriques entre tous les éléments impliqués. Ainsi, chaque source X est supposée fixe dans $\mathcal{R}_0$, et l'on suppose qu'au cours des diverses manipulations de basculement du plan image (positions H ou V), l'opérateur remet ces plans toujours dans la même position.
- L'hypothèse précédente est justifiée par le fait que les coordonnées images sont en fait référencées par rapport aux projections d'un minimum de 2 points de repère (A et B), ces points appartenant "physiquement" au cadre stéréotaxique. On peut alors facilement montrer que ces coordonnées images relatives subissent des variations négligeables (≈ 0.1 mm) en fonction du décalage des sources X (< 3 mm), de la rotation du plan image ($< 3^\circ$) et de l'éloignement du plan image (< 3 mm).

Il nous faut maintenant choisir un modèle, collecter des données et estimer les paramètres du modèle en fonction des données.

Choix du modèle

Nous avons vu dans la 1ère Partie (§ II.2.c) qu'il est légitime de supposer que le modèle pin-hole simple correspond bien à un système radiologique utilisant des images sur support films. Cependant, nous allons voir que certaines considérations pratiques nous conduisent à utiliser un modèle compatible avec le modèle pin-hole mais plus simple et plus ouvert : le modèle lié à la méthode de calibrage dite des "2-plans" (cf 1ère Partie, § II.2.c).

Collection des données

Pour la phase de collection des données, nous utilisons actuellement une table à numériser, sur laquelle les clichés sont disposés. Ces mesures s'avèrent reproductibles à 0.3 mm près et la précision de la table à numériser est donnée pour 0.1 mm. Au début de chaque intervention, après acquisition des clichés de référence H et V (la mire étant en place), l'opérateur doit ainsi cliquer les 36 projections des billes (cela demande environ 5 mn). Lorsque l'on utilisera le système de radiologie numérisée, les points de référence seront facilement repérés automatiquement en cherchant le barycentre de la tache obtenue (précision de détection sub-pixel).

Estimation des paramètres ou choix d'une méthode de calibrage

Des simulations ont été réalisées pour choisir la méthode de calibrage parmi les solutions proposées dans la 1ère Partie au § II.2.c.

Le calibrage du modèle pin-hole simple par minimisation non linéaire a été testé mais a été rejeté pour les raisons suivantes :

- une divergence peut se produire si l'on donne une solution initiale trop éloignée (ce cas est toutefois assez peu probable pour nous).
- si l'on cherche à estimer tous les paramètres du modèle (3 angles θ, ϕ, ψ et 3 translations T_x, T_y, T_z pour les paramètres extrinsèques, la distance source/plan D , et les coordonnées images du point principal x_0, y_0), alors on s'aperçoit que D, x_0, y_0 sont très liés à T_x, T_y, T_z . En fait, il existe des zones dans l'espace des paramètres où la fonction d'erreur atteint son minimum et est très plate. Ainsi, pour les simulations effectuées avec un bruit sur les mesures quasi-gaussien de 0.5 mm, des minima de la fonction d'erreur étaient obtenus avec des écarts par rapport à la situation de base de 30 mm en T_x, T_y et de 400 mm en T_z ! Cet inconvénient nous oblige alors à fixer T_x, T_y et T_z à des valeurs a priori, c'est-à-dire mesurées physiquement (les mesures physiques sont ici plus précises que les résultats de simulations).

Nous avons donc étudié une version modifiée du calibrage du modèle pin-hole simple où l'on fixe a priori les paramètres T_x, T_y et T_z . Le but est ici de vérifier qu'avec des valeurs relativement mal connues de T_x, T_y et T_z , cette méthode reste valable. Nous avons simulé l'ensemble des 2 capteurs radio-H et radio-V, en utilisant des paramètres correspondant à peu près à la configuration réelle ; une mire de 4 plans de 9 points a également été simulée ; les mesures des coordonnées 3D des points de la mire ont été simulées et bruitées (bruit quasi-gaussien de variance $\sigma = 0.3$ mm) ; 120 points tests ont été simulés dans l'espace de travail, puis, à partir de leurs projections non bruitées, nous avons reconstruit leurs coordonnées 3D en prenant l'intersection des 2 droites de projection associées aux coordonnées images de ces points. Le résultat est le suivant :

Soit Δe l'écart de (T_x, T_y, T_z) fixé a priori par rapport à la configuration réelle de référence :

$$\Delta e = \Delta T_x = \Delta T_y = \Delta T_z$$

Soit d_m la moyenne des distances entre les points 3D simulés et les points 3D retrouvés

Δe	20 mm	50 mm	100 mm
d_m	0.15 mm	0.20 mm	0.25 mm

Les résultats obtenus sont alors corrects. Mais nous allons voir qu'avec la méthode finalement choisie, nous obtenons le même niveau de précision et ce, de façon plus certaine (sans dépendre du choix a priori de 3 paramètres) et plus fiable (minimisation linéaire en remplacement de non-linéaire).

Notons que les inconvénients soulevés précédemment (minimisation non linéaire et choix a priori) sont levés si l'on utilise des méthodes de linéarisation des équations (cf. 1ère Partie, § II.2.c). Ces méthodes n'ont pas été testées dans notre application, ce choix s'explique par les avantages du modèle que nous présentons maintenant.

La méthode de calibrage que nous avons choisie repose sur le modèle des 2-plans (cf. 1ère Partie, § II.2.c). Les raisons en sont les suivantes :

* Pour être compatible avec le modèle pin-hole simple, la méthode des 2-plans exige que les plans de calibrage (plans en plexiglass de la mire) soient "à peu près" parallèles au plan image ; cette condition est vérifiée dans notre installation. Cependant, pour être plus précis, nous avons simulé l'effet produit par les variations des angles entre plans image et plans mire. En fait, le référentiel mire est relié à chaque référentiel image par 3 angles d'Euler θ, φ, ψ ; nous avons alors étudié les variations des résultats en fonction des 3 angles θ, φ , et ψ en même temps. Nous avons ainsi posé $\theta = \varphi = \psi = \delta$ pour chacun des systèmes radio H et V et nous avons étudié le comportement du système en fonction du paramètre δ ainsi introduit. Le modèle de référence était le modèle pin-hole simple, car l'objectif est ici de vérifier que pour des angles δ assez petits, la méthode des 2 plans n'introduit pas ou peu d'erreur si le système radiologique est supposé parfait (c'est-à-dire dont le modèle est de type pin-hole). Nous avons alors appliqué la même simulation que précédemment :

- 9 points de calibrage par plan
- bruit quasi-gaussien de $\sigma = 0.3$ mm sur les mesures radios des points de calibrage.
- 120 points tests répartis dans l'espace de travail et dont les mesures images sont non bruitées (on n'étudie ici que la validité de la méthode de calibrage, mais pour des données bruitées sur les points tests, d'autres simulations montrent qu'il suffit approximativement d'ajouter l'erreur de mesure sur les coordonnées images directement à l'erreur du résultat sur les coordonnées X,Y,Z).

On obtient ici la courbe suivante (Figure II.3.F).

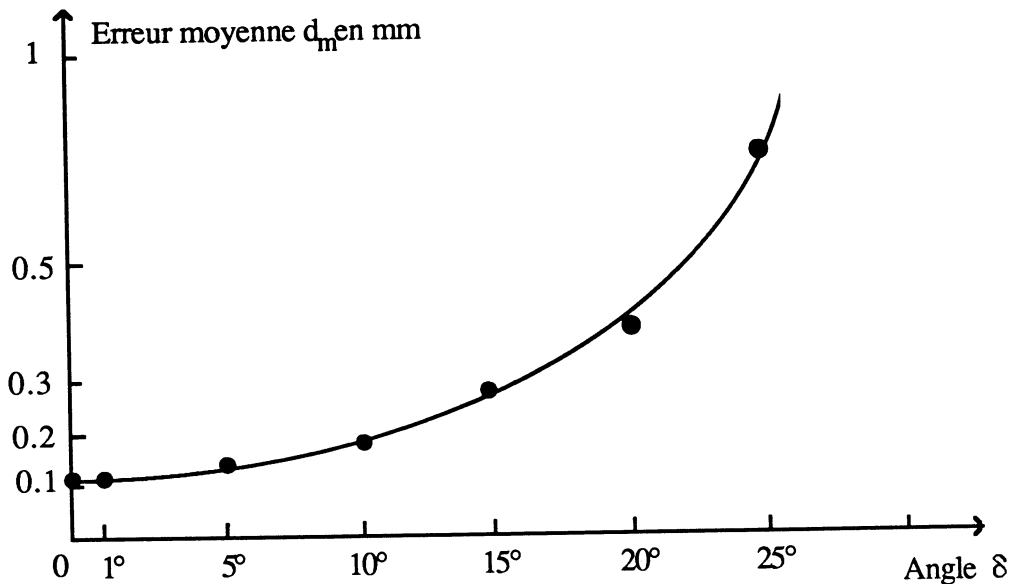


Figure II.3.F : simulation des écarts en distance d_m obtenus après restitution de données 3D, lorsque le double système radiologique a été calibré par la méthode des 2 plans et qu'on incline les plans images par rapport aux plans de calibrage de la mire d'un angle δ . Cette courbe nous permet donc d'utiliser le modèle "2-plans", car dans notre cas réel, tous les angles sont inférieurs à 5° .

* La simulation précédente montre que l'erreur moyenne d_m , obtenue pour des angles α petits, est comparable avec l'erreur obtenue dans le cas de la minimisation non linéaire sur les paramètres du modèle pin-hole, et que cette erreur est satisfaisante.

* Le système radiologique est finalement assez facile à calibrer et dans ce cas, toutes les méthodes d'estimation se valent à peu près du point de vue de la précision. Il devient alors légitime de choisir une méthode d'implémentation "simple", utilisant une minimisation linéaire (donc directe), c'est le cas de la méthode multi-plans.

* Enfin, le choix de la méthode des 2-plans se justifie surtout a posteriori par les considérations suivantes. Nous avons jusqu'ici réalisé tous nos tests sur des images radiologiques de type film. Or, comme cela a déjà été mis en évidence dans la 1ère Partie, au § II.2.c (§ modèle pin-hole), pour toute image de type radiologie numérique, le modèle physique associé au système risque d'être complexe, voire inextricable. De toute évidence, nous préférons dans ce cas utiliser la formulation purement mathématique (et non pas physique) de la méthode des 2-plans. La méthode matricielle globale utilisée jusqu'ici risque de ne pas être suffisante, nous utiliserons alors une nouvelle formulation de calibrage local basée sur une description non plus matricielle mais de type fonction spline ; cette généralisation de la méthode actuelle, qui nous semble originale et très prometteuse dans ce cas, a été introduite dans la 1ère Partie (§ II.2.c : modèle multi-plans splines).

Nous rappelons que le modèle 2-plans global linéaire repose pour chaque système H et V sur l'estimation de 2 matrices 3 x 3 A_1 et A_2 , chacune reliant les coordonnées images, référencées par rapport à des points de repère A et B aux coordonnées spatiales de points appartenant aux 2 plans de calibrage.

Après collection des coordonnées images des points de calibrage, l'estimation des 2 x 2 matrices par des méthodes de moindres carrés linéaires est une opération instantanée. On peut alors observer les résidus obtenus pour chaque mesure, ce qui permet de détecter facilement un point erroné.

A la fin de l'étape de calibrage, on a donc 4 matrices 3 x 3 qui relient les coordonnées images aux coordonnées spatiales exprimées dans le référentiel mire $\mathcal{R}_0$: (A_{1V}, A_{2V}) et (A_{1H}, A_{2H}) . Ces matrices vérifient les relations suivantes.

Pour le Système radio-V (vertical) :

A tout point (x_V, y_V) de l'image "face", on associe une droite D_V représentée par 2 points P_{1V} et P_{2V} appartenant respectivement aux plans de calibrage $PLAN_{1V}$ et $PLAN_{2V}$ et vérifiant :

$$\begin{pmatrix} X_1 \\ Y_1 \\ Z_1 \end{pmatrix}_V = (A_{1V}) \begin{pmatrix} x_V \\ y_V \\ 1 \end{pmatrix} \text{ et } \begin{pmatrix} X_2 \\ Y_2 \\ Z_2 \end{pmatrix}_V = (A_{2V}) \begin{pmatrix} x_V \\ y_V \\ 1 \end{pmatrix}$$

où : $\begin{pmatrix} X_1 \\ Y_1 \\ Z_1 \end{pmatrix}_V$ et $\begin{pmatrix} X_2 \\ Y_2 \\ Z_2 \end{pmatrix}_V$ sont les coordonnées des points P_{1V} et P_{2V} .

Pour le Système radio-H (horizontal) :

A tout point (x_H, y_H) de l'image "face", on associe une droite D_H représentée par 2 points P_{1H} et P_{2H} appartenant respectivement aux plans de calibrage $PLAN_{1H}$ et $PLAN_{2H}$ et vérifiant :

$$\begin{pmatrix} X_1 \\ Y_1 \\ Z_1 \end{pmatrix}_H = (A_{1H}) \begin{pmatrix} x_H \\ y_H \\ 1 \end{pmatrix} \text{ et } \begin{pmatrix} X_2 \\ Y_2 \\ Z_2 \end{pmatrix}_H = (A_{2H}) \begin{pmatrix} x_H \\ y_H \\ 1 \end{pmatrix}$$

où : $\begin{pmatrix} X_1 \\ Y_1 \\ Z_1 \end{pmatrix}_H$ et $\begin{pmatrix} X_2 \\ Y_2 \\ Z_2 \end{pmatrix}_H$ sont les coordonnées des points P_{1H} et P_{2H} .

Les plans de calibrage qui sont associés à ces matrices sont représentées sur la figure II.3.G.

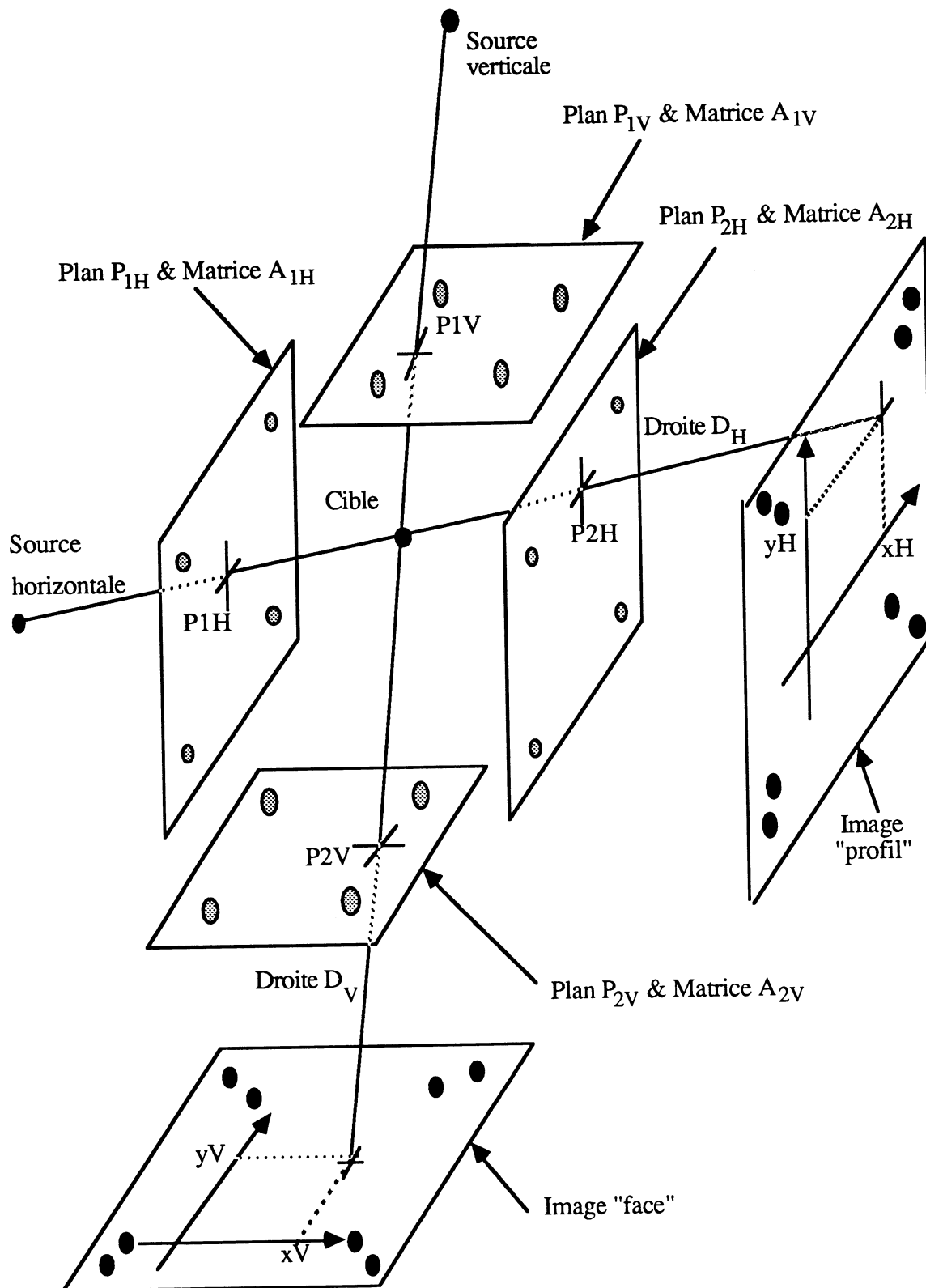


Figure II.3.G : matrices et plans de calibrage utilisés dans la méthode des 2 plans

II.3.3 Angiographies et Ventriculographies

Les images radiologiques qui sont acquises avec le système précédemment décrit sont des clichés "classiques", mais également des clichés obtenus après injection d'un produit de contraste dans des structures invisibles autrement, en l'occurrence les vaisseaux et les ventricules.

II.3.3.a) Angiographies

Comme cela a déjà été mentionné, nous accordons une priorité à l'évitement des vaisseaux. Aussi, des projections radiographiques de ceux-ci sont acquises dans le référentiel de base $\mathcal{R}_0$ (référentiel de la mire). Pour cela, le chirurgien injecte un produit de contraste dans la carotide et des clichés sont pris à différents instants, visualisant ainsi la progression du produit de contraste des artères jusqu'aux veines (figure II.3.H). Actuellement, cette opération est systématiquement réalisée en "face" et en "profil", puis est renouvelée après rotation du cadre stéréotaxique d'un angle $\alpha = 5^\circ$, autour de son axe ; ce qui permet d'obtenir des images en conditions stéréoscopiques. On dispose donc d'un minimum de $N=4$ séries d'angiographies. Par la suite, nous pensons devoir utiliser un angle de rotation α plus élevé afin de gagner en précision lorsque l'on écrit que 2 droites issues de pixels des 2 images décalées s'intersectent en un point.

L'utilisation quantitative des angiographies décalées d'un angle α pré-suppose que la mire a été ré-installée après rotation du cadre (et tournée par le robot qui la porte) puis que l'on a renouvelé l'acquisition et le traitement des clichés radios de la mire dans cette position : la transformation entre le nouveau référentiel de calibrage $\mathcal{R}_0(\alpha)$ et $\mathcal{R}_0$ est alors connue à l'aide de la rotation effectuée par le robot. Cependant, dans le cas où la position des plans supports des images radiographiques peut être supposée constante au cours des différentes acquisitions, on pourra se dispenser de réinstaller la mire et se contenter de repérer les projections d'un minimum de 3 points fixés sur la partie tournante du cadre, on pourra en effet en déduire la rotation correspondante dans le référentiel $\mathcal{R}_0$.

Actuellement, pour chaque série, on acquiert un cliché toutes les 4 secondes, ce qui donne en général 4 clichés sur lesquels des vaisseaux apparaissent si l'on prend en compte le temps artériel et le temps veineux (durée de la visibilité du produit de contraste ≈ 16 s). Cependant, le système numérisé nouvellement installé permettra d'acquérir des images au moins toutes les secondes, nous pourrons alors passer un masque de soustraction et moyenner ces images entre elles, dans le but d'obtenir une seule image intégrant toute l'évolution du produit de contraste, c'est-à-dire l'ensemble des vaisseaux.

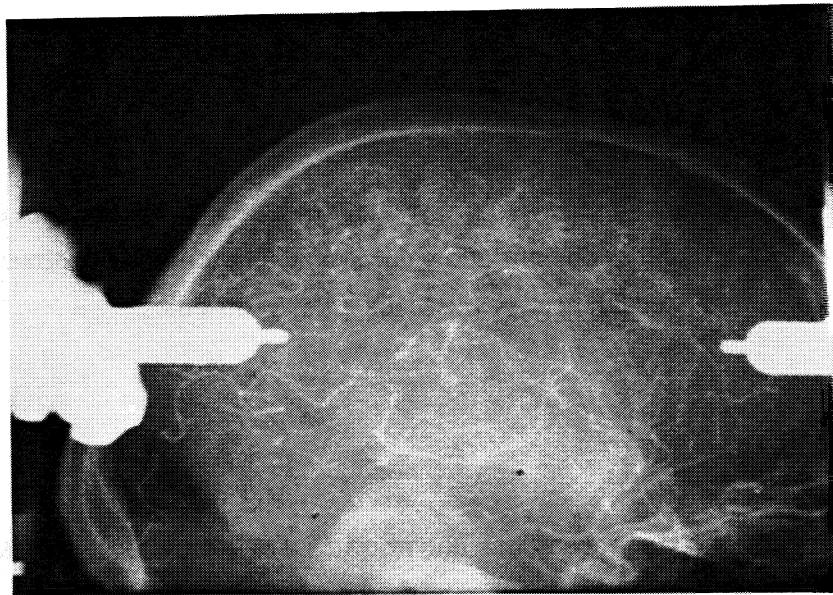


Figure II.3.H : photo d'angiographie "profil", à un instant du cycle, pour une position α donnée du cadre stéréotaxique.

II.3.3.b) Ventriculographies

Dans le but de visualiser des structures anatomiques servant de repère en neurochirurgie fonctionnelle ou pouvant être mises en correspondance sur les examens IRM et TDM, des ventriculographies sont acquises juste avant l'intervention, ces projections seront donc aussi référencées dans $\mathcal{R}_0$. Pour cela, le chirurgien introduit une aiguille dans un ventricule latéral (à de rares exceptions près, cette opération est "facile" pour le chirurgien). Une bulle d'air est alors injectée et un cliché de contrôle permet de tester si cette bulle d'air est bien localisée dans le ventricule, puis un nouveau produit de contraste est injecté et l'on obtient les images "face" et "profil", avec 2 zones de contrastes différents, qui sont représentées sur la figure suivante (figure II.3.I). En général, le produit de contraste se répand surtout dans un des deux ventricules latéraux, dans le troisième ventricule et descend au moins jusque l'aqueduc de Sylvius. Mais dans certains cas, le liquide peut se répandre également dans le ventricule latéral opposé ou bien ne pas passer dans le troisième ventricule (cas pathologiques) et de façon générale, certaines structures sont plus ou moins "visibles" selon la pathologie concernée. Pour les processus de segmentation du système ventriculaire intervenant dans les étapes de matching (cf § IV.1.1), il paraît donc nécessaire de demander à l'utilisateur quelles sont ces structures globales qui sont visibles, notamment si on cherche à modifier élastiquement des modèles anatomiques pour les faire coïncider avec les structures du patient (cf figure II.2.B). Notons également qu'on pourra réaliser des ventriculographies en mode "soustrait" afin de faciliter les étapes de segmentation. Il s'agit ici de soustraire les images "masques" obtenues sans produit de contraste aux images acquises après opacification. Enfin, une possibilité non encore étudiée repose sur l'utilisation de projections

radiographiques obtenues lors d'une rotation du cadre stéréotaxique de quelques degrés (de façon identique au cas des angiographies décalées). De telles vues seraient obtenues sans addition de produit de contraste en utilisant la "rémanence" du produit. L'intérêt serait de compléter les informations utiles au matching (cf § IV.1.1).

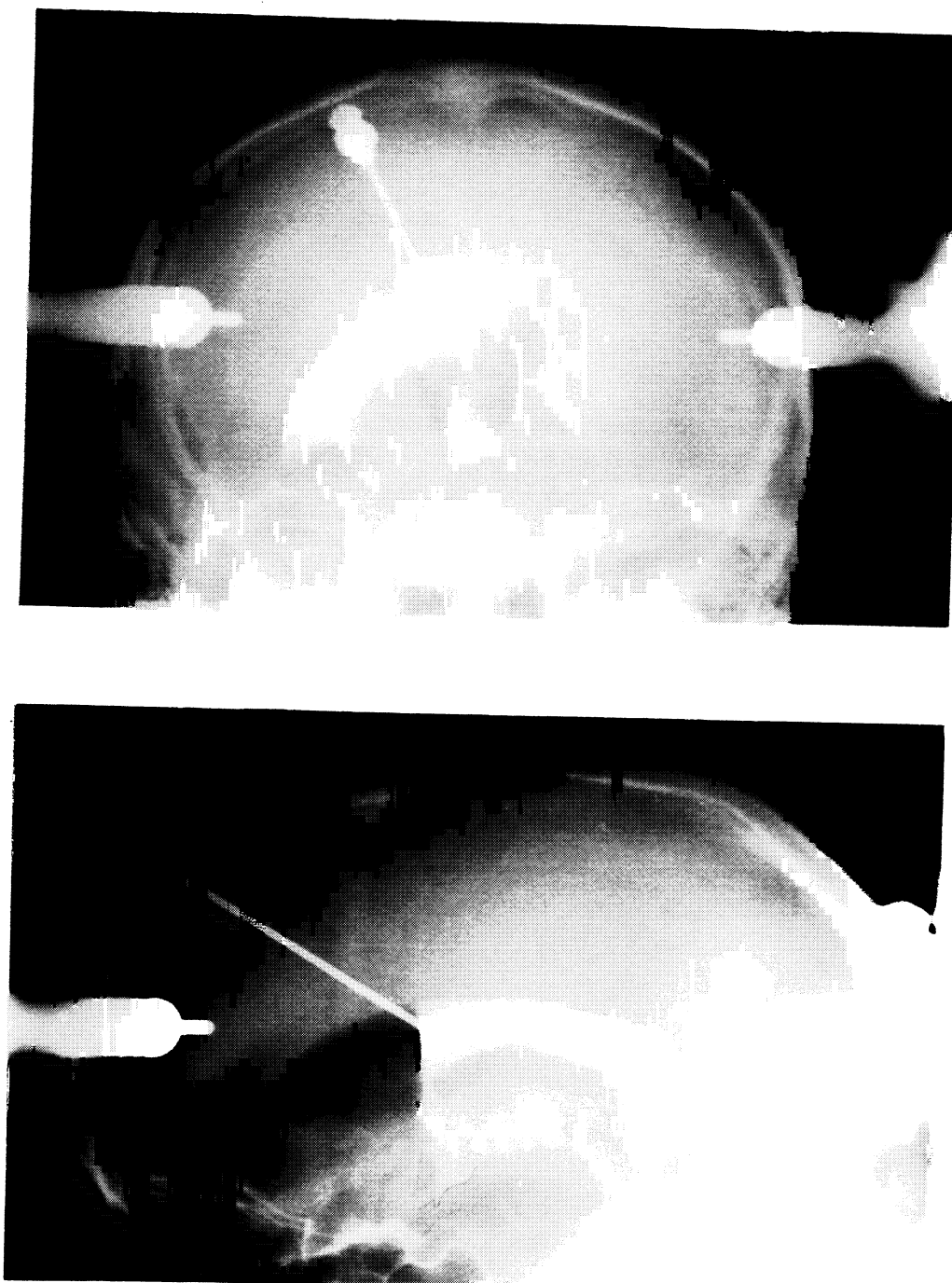


Figure II.3.I : photos de ventriculographies "face" (en haut) et "profil" (en bas). On observe deux zones de contrastes correspondant à l'injection d'une bulle d'air (moins opacifiante donc noire) et d'un produit de contraste spécifique (plus opacifiant donc blanc).

III DEFINITION DE LA STRATEGIE OPERATOIRE : CHOIX D'UNE CIBLE ET D'UNE TRAJECTOIRE IDEALES

Nous décrivons maintenant les méthodes qui vont nous permettre d'utiliser l'ensemble des informations décrites précédemment pour définir une stratégie. Le geste simulé consiste à introduire une sonde rectiligne vers un point précis du cerveau.

Nous supposons dans ce paragraphe que le problème de la mise en correspondance des informations est résolu : toutes les données sont alors accessibles dans le référentiel de base $\mathcal{R}_0$. Ce problème fera l'objet du § IV.

III.1 Définition d'un objectif sur l'imagerie 3D pré-opératoire

L'imagerie 3D pré-opératoire (IRM ou TDM) est indispensable dans le cas des biopsies de tumeur et des implantations d'isotopes radioactifs. Elle est très utile en neurochirurgie fonctionnelle (corrélations avec des enregistrements physiologiques). Par ailleurs, le caractère tridimensionnel facilite beaucoup la définition d'un objectif consistant à atteindre un point précis par une trajectoire rectiligne. Le volume IRM (ou TDM) modélisé par des fonctions splines constitue alors notre support de travail, et ce support interviendra dans quasiment toutes les applications. Plusieurs modes d'utilisation de l'imagerie 3D sont possibles ; le mode principal proposé dans cette méthodologie repose sur l'interactivité. En effet, pour que le chirurgien conserve un degré d'autonomie important au niveau de la décision, le système peut proposer des stratégies, mais le chirurgien doit les modifier à loisir, donc interactivement. Ce point de vue doit être plus sévère dans le cas des biopsies de tumeurs.

En effet, une biopsie ne doit pas toujours être réalisée en son barycentre 3D (par exemple), car une tumeur n'est pas un élément homogène et peut avoir une morphologie complexe (division en 2 parties par exemple). Par contre, l'indication de la localisation de ce barycentre, la visualisation des différentes zones homogènes segmentées constituera une aide appréciable à un choix interactif tridimensionnel. Ce point de vue est justifié par le fait que, si l'on parvenait à classifier de façon fiable et précise les différents tissus d'une tumeur pour définir un point idéal de biopsie, alors l'objectif même de la biopsie, qui est l'analyse de la tumeur, serait réalisé par l'imagerie seule !

Ainsi, la segmentation de la tumeur en zones homogènes est une aide actuellement possible, alors que la classification de ces zones reste un problème ouvert.

Nous définissons maintenant les outils d'imagerie qu'il est nécessaire de développer pour faciliter la détermination interactive d'une stratégie. Nous nous plaçons dans le cas où les informations 3D sont visualisées uniquement sur des écrans vidéo "standards", faisant abstraction des moyens de rendu 3D réaliste présentés dans la première partie (stéréoscopie, holographie, miroirs à focale variable,...).

Dans le cas d'une biopsie, choisir une cible ne consiste pas seulement à choisir un point mathématique, mais plutôt un petit volume correspondant à l'interaction entière de l'outil avec le cerveau au cours du geste. La "morphologie" du trocart doit alors être prise en compte (cf. figure III.1.A).

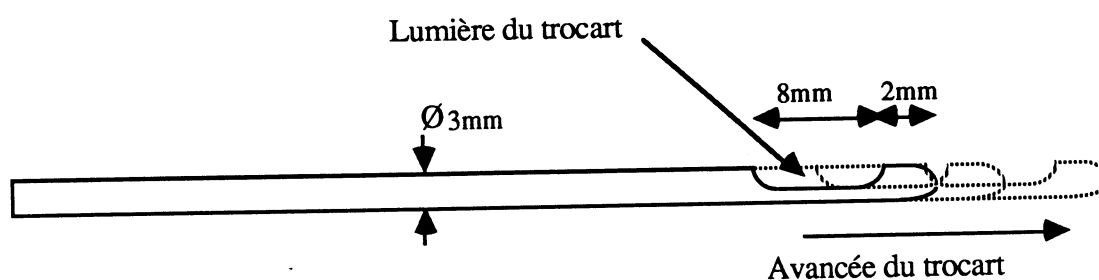


Figure III.1.A : "morphologie" du trocart à biopsie.

Ainsi, la zone de prélèvement peut être modélisée par un cylindre de diamètre 3 mm et de longueur 8 mm. De plus, 2 ou 3 biopsies sont fréquemment réalisées le long de la trajectoire rectiligne. Finalement, choisir une cible consiste ici à définir une trajectoire rectiligne et à désigner l'emplacement des prélèvements sur cette droite. Or, le moyen le plus précis et le plus "convivial" pour définir une droite en 3 dimensions est de visualiser au préalable un plan, dans lequel on viendra ensuite définir une droite. Nous proposons un processus en deux étapes, qui constitue véritablement la base interactive de beaucoup de stratégies, dans de nombreuses applications.

1ère étape : choix d'un plan dans l'espace.

Un plan affine de l'espace est défini par 3 paramètres indépendants. On peut prendre comme représentation 2 angles α et β définissant le vecteur $\vec{N}$ normal au plan et un paramètre $h \geq 0$ définissant la distance entre ce plan et l'origine du repère O . On associe alors à cet ensemble de 3 paramètres $p = (\alpha, \beta, h)$, une interface graphique qui permet de les sélectionner (cf. figure III.1.B).

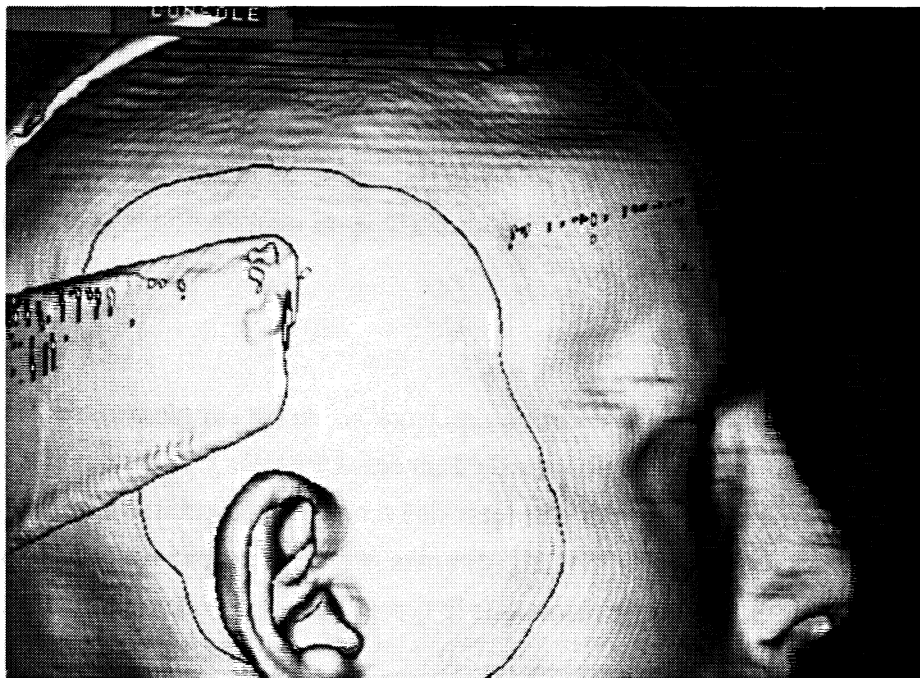
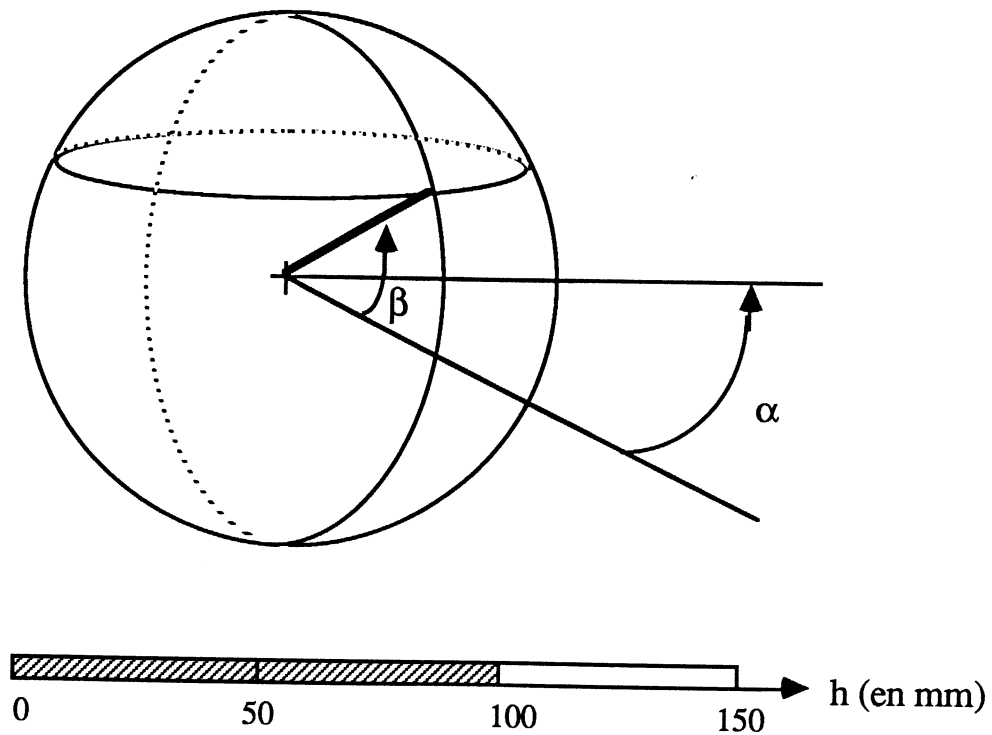


Figure III.1.B : interfaces graphiques permettant de sélectionner un plan de coupe reformattée par 3 paramètres (α, β, h) (ces interfaces ont été réalisées par François Leitner). Le graphique de type "coordonnées sphériques" peut s'afficher dans un coin de l'écran, une interface de type "trackball" permet alors de modifier successivement chacun des 3 paramètres. Une autre solution consiste à représenter directement la courbe intersection entre le plan défini par (α, β, h) et une surface externe 3D (surface cutanée par exemple). Ces 2 modes peuvent bien sûr être couplés.

Pour corréler le vecteur $p = (\alpha, \beta, h)$ au volume de données traitées, nous proposons un mode mixte 3D/2D, dans lequel une coupe du volume est reformattée dans le plan sélectionné et est superposée à une image 3D, en enlevant la partie du volume située entre l'utilisateur et le plan (cf. figure III.1.C).

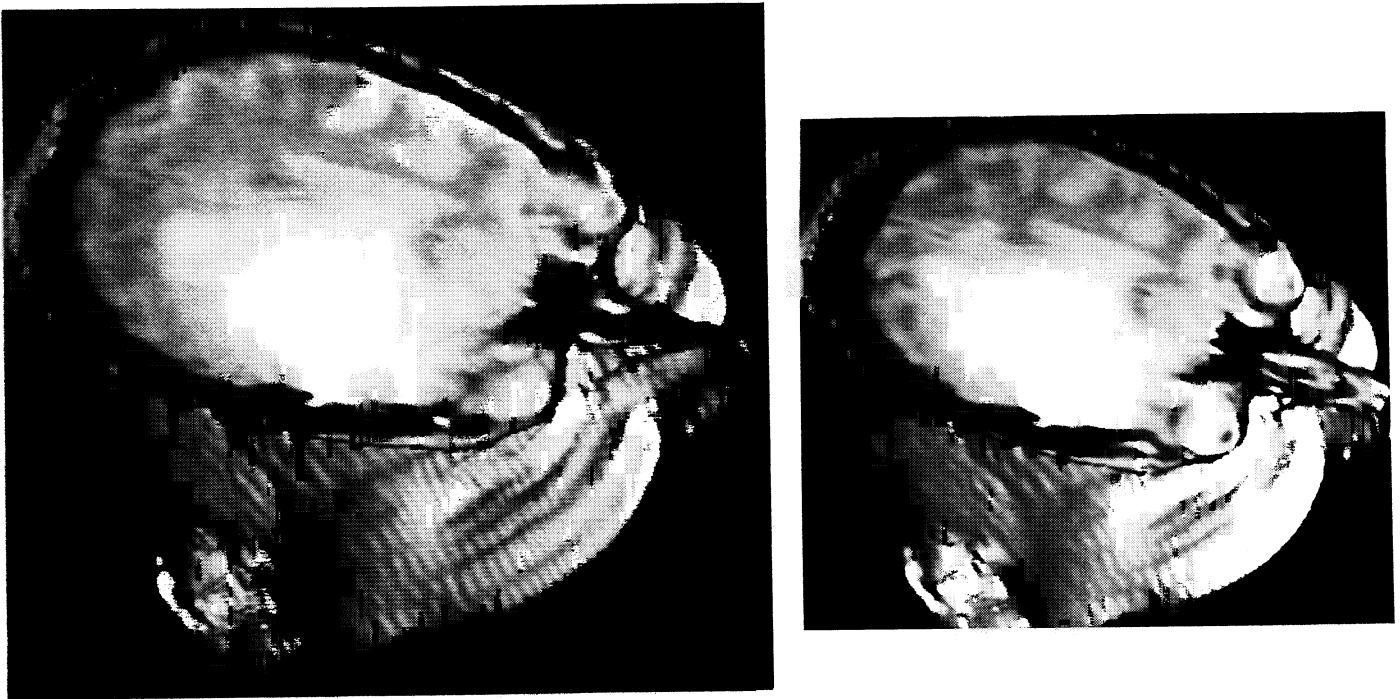


Figure III.1.C : images "mixtes", sur lesquelles des coupes qui ont été reformattées avec des orientations différentes sont superposées à une vue projective de la surface 3D de la peau. Ces images facilitent l'interprétation de la position géométrique du plan de coupe sélectionné dans le référentiel associé à l'imageur.

Cette image n'a pas besoin d'une bonne définition, puisque le but est simplement de "comprendre" la position du plan sélectionné dans le volume de données. Une telle image peut être calculée en 128×128 ou 64×64 , ce qui permettrait d'obtenir des temps de reformattage compatibles avec l'interactivité souhaitée (actuellement, nos algorithmes bruts, sans optimisation, permettent un reformattage 256×256 en 30 s environ ; alors que le type d'image précédente limiterait le calcul à un nombre restreint de points).

Une fois que l'utilisateur a défini un plan qu'il estime intéressant, un reformattage plus précis (512×512) est réalisé à partir des paramètres (α, β, h) . Les problèmes de changement d'échelle sont ici délicats, si l'on veut conserver une définition maximale en optimisant l'espace occupé sur une image carrée ("mode plein écran") ; en fait, il sera utile de demander à l'utilisateur de définir sur les

images précédentes un rectangle correspondant à la région d'intérêt (R.O.I) et de reformatter ce rectangle en 512 x 512. Les étapes précédentes sont réitérées jusqu'à ce que l'utilisateur ait défini un plan "satisfaisant" à partir du modèle 3D spline (cf figure III.1.D).

Actuellement, ces procédures sont implémentées en calcul off-line, car aucune optimisation n'a encore été réalisée. Si les temps de calcul s'avèrent trop longs, ou dans le cas de stations de travail peu puissantes, une démarche palliative consiste à pré-calculer une série de ces coupes reformattées, passant toutes par un point centré sur la tumeur ou la zone étudiée, de les stocker et de permettre à l'opérateur d'en sélectionner une. Cette approche plus rigide est justifiée par le fait, que pour chaque plan ainsi proposé, l'opérateur conserve toute latitude pour définir une trajectoire.

2ème étape : Détermination de la cible dans le plan choisi.

A partir du plan reformatté, l'opérateur peut définir un point extrémité de la sonde utilisée (ce point sera le "point cible"), ainsi qu'une trajectoire rectiligne correspondant au trajet de la sonde (soit plus précisément au trajet de l'axe de la sonde). Cette opération est très facilement réalisée en temps réel sur n'importe quelle station de travail adaptée à la manipulation d'images (cf figure III.1.D).

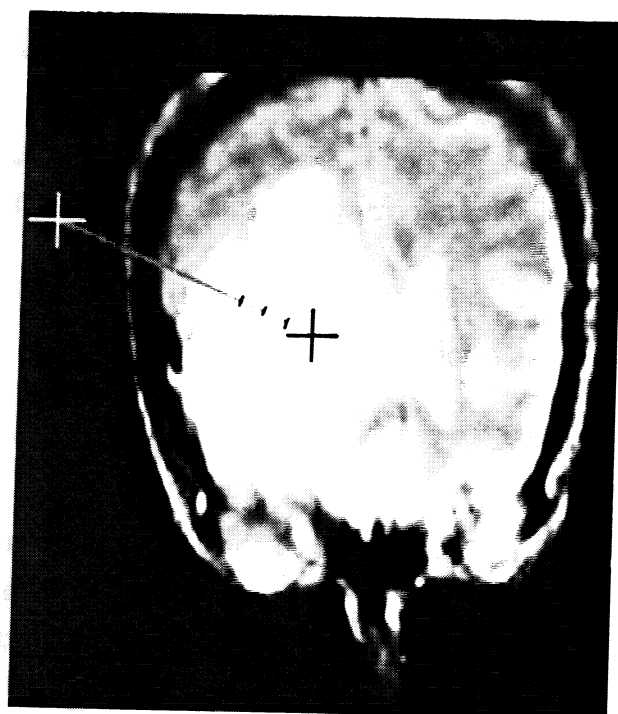


Figure III.1.D : l'opérateur définit sur la coupe reformattée un point cible (extrémité de la sonde), une droite représentant la trajectoire de la sonde cylindrique, et l'emplacement des points ou "zones" utiles sur cette trajectoire (par exemples 3 zones de biopsie B1, B2, B3).

Dans le cas de la curiethérapie interstitielle (semblable au cas de la radiothérapie multifaisceaux en ce qui concerne la définition de la stratégie), une première procédure doit, après segmentation de la zone tumorale à irradier, proposer automatiquement une répartition optimale de N implants radioactifs (fils d'iode ou d'iridium). Dans un deuxième temps, l'opérateur contrôle les isodoses obtenues et modifie la position des implants, jusqu'à observer des isodoses maximales dans la zone tumorale, et faibles autour. Pour cela, trois procédures sont nécessaires :

1°) Visualisation des isodoses 3D par rapport à la tumeur 3D. Le mode idéal semble ici un affichage d'une surface isodose, donnée en mode "fil de fer", superposée à la tumeur 3D [BAUER-KIRPES 87].

2°) Visualisation des isodoses 2D dans des plans IRM reformattés. L'avantage de l'affichage d'un plan est que l'on peut y représenter plusieurs courbes isodoses simultanément, ainsi que toutes les structures du plan, tout en conservant une image facilement interprétable.

3°) Choix de nouveaux points d'implants radioactifs. On retrouve ici les procédures décrites précédemment.

Finalement, le mode principal d'utilisation de l'imagerie pré-opératoire 3D sera un mode mixte 3D/2D, permettant de sélectionner un plan de coupe oblique, suivi d'un affichage plein écran du plan choisi. Les autres informations viendront se greffer sur ce mode, à l'aide de procédures de superposition (transparence, graphique pour des structures fines, ou algorithmes de parties cachées). C'est l'utilisation de ces autres informations que nous décrivons maintenant.

III.2 Evitement des vaisseaux le long de la trajectoire

III.2.a) Etat de l'art

Obtenir des informations 3D sur l'arbre vasculaire cérébral est un problème "classique" qui, à ce jour, n'est pas idéalement résolu. La TDM n'offre pas une résolution 3D homogène suffisante, et pose des problèmes de temps d'acquisition si l'on veut utiliser des produits de contraste. Les clichés radiographiques 2D fournissent des projections difficiles à interpréter spatialement. Différentes méthodes permettent de pallier certains de ces inconvénients.

Une première série de travaux de recherche porte sur des algorithmes de reconstruction 3D à partir de plusieurs projections radiologiques 2D obtenues à *cadence très élevée* (c'est-à-dire quasiment au même instant du cycle artériel), à l'aide de plusieurs sources de rayons X et d'*un seul plan image numérisée* (4 sources et un seul plan image par exemple) [KOPPE 87], [GATTIS 86], [SUETENS 82],... Il s'agit donc d'utiliser un système de "tomographie classique" en remplaçant les clichés radios par une image numérisée, ce qui permet d'acquérir beaucoup d'images, très vite, en se synchronisant sur les émissions de rayons X provenant des sources multiples. Par rapport au délicat problème général de la projection conique inverse [PEYRIN 88], le problème est ici particularisé par la présence possible du produit de contraste et des *images "soustraites"* que l'on peut ainsi obtenir. Ces systèmes qui retrouvent un nouvel essor avec les progrès réalisés sur les radiographies numériques semblent donc intéressants [DUBER 89]. Et l'approche que nous proposons sera finalement assez proche de ces méthodes.

Une seconde série de travaux porte sur la reconstruction de l'arbre vasculaire complet à partir de 2 images prises en conditions stéréoscopiques (angle de visée variant de 5 à 20°). Ces algorithmes commencent par détecter l'arbre vasculaire sur chacune des projections puis tentent d'apparier ces deux arbres [CAMILLERAP 87], [SUETENS 83], [SMETS 89]... Une approche originale consiste à reprendre le principe de la stéréovision trinoculaire récemment développé en Vision par Ordinateur et d'ajouter ainsi une troisième projection radiologique [VENAILLE 89]. Les résultats obtenus à l'heure actuelle dans ces différents cas donnent une estimation *globale* de l'arbre 3D, les vaisseaux fins et certains embranchements complexes étant difficilement appariés. Le problème majeur est lié à la segmentation des petits vaisseaux. Ceci limite pour l'instant considérablement l'application de ces méthodes à la stéréotaxie, qui interdit de ne pas prendre en compte certains vaisseaux. En général, ces méthodes basées sur la stéréoscopie nécessitent alors une part importante d'interactivité [GIBAUD 83], [BARILLOT 85], [VIGNAUD 79],...

Notons également d'autres travaux de recherche intéressants sur l'utilisation de la propagation du produit de contraste pour construire l'arbre vasculaire de façon itérative [FUJI 86], ou encore sur la prise en compte de modèles tubulaires elliptiques des vaisseaux dans le cas des artères coronaires [KITAMURA 88].

Enfin, de nombreux espoirs portent sur l'obtention des petits vaisseaux à partir de l'IRM et les résultats obtenus dans ce domaine semblent très prometteurs [SOUZA 89]. Pour notre application, ces méthodes, qui ne nécessitent pas d'injection de produit de contraste et qui permettront d'obtenir directement une représentation 3D des vaisseaux poseront cependant le problème d'un calibrage submillimétrique des données IRM tridimensionnelles.

A l'heure actuelle, les méthodes cliniquement utilisées en stéréotaxie pour éviter les vaisseaux sont de trois ordres différents :

1°) Utilisation d'un "stéréo-restituteur" qui permet d'avoir une sensation de relief à partir de 2 images radiologiques sur lesquelles une droite spatiale est projetée [GIBAUD 83], [VANDERMEULEN 89], ...

Ces méthodes nécessitent un matériel supplémentaire, elles reposent sur l'aptitude des utilisateurs à voir en relief, et ne permettent pas d'utiliser quantitativement toute l'information de l'image

2°) Choix d'une trajectoire "orthogonale" aux clichés radiologiques. Il s'agit en fait d'aligner la droite correspondant à la trajectoire avec une droite de projection passant par la source de rayons X. Nous verrons que c'est actuellement cette approche qui est utilisée dans notre système préliminaire (§ VI).

3°) Utilisation de la connaissance a priori exclusivement. Certaines trajectoires "classiques" traversent des zones dont on sait a priori qu'elles sont non vascularisées, et l'on peut alors s'affranchir des images angiographiques (en neurochirurgie fonctionnelle par exemple). Cependant, une telle démarche génère des risques très importants lorsque l'on introduit une sonde dans un cerveau dont les structures sont modifiées par une tumeur ! Cette approche reste donc ponctuelle, alors que nous recherchons des méthodes aussi générales que possible.

Nous décrivons maintenant l'approche que nous proposons et qui est en cours de développement dans le cadre d'une thèse au laboratoire (M. Djaïd).

III.2.b) Notre approche

Nous partons du plan de coupe reformatté $\mathcal{P}$ qui a été défini sur l'IRM 3D ou la TDM 3D (§ III.1). L'équation de ce plan $\mathcal{P}$ est supposée connue dans le référentiel opératoire $\mathcal{R}_0 = (\text{REF-MIRE})$. Nous disposons d'un nombre $N \geq 2$ séries d'angiographies (actuellement, $N=4$) ; plus précisément, en prenant suffisamment de clichés au cours de chaque série, on peut obtenir une image globale intégrant l'ensemble des clichés correspondant à des temps artériels et veineux différents, et soustraire à cette image un masque obtenu au préalable (l'opération de soustraction est facilitée dans notre cas car aucun mouvement "parasite" n'est possible). Après "filtrage", les N images obtenues $\text{ANGIO-}i$, $i=1..N$, constituent notre base de travail. Nous supposons que le calibrage du système radiologique permet d'associer à chaque pixel de chaque image une droite connue dans $\mathcal{R}_0$.

L'idée principale consiste ici à rétroprojeter ces N images radiologiques sur le plan de coupe reformaté $\mathcal{P}$. Plusieurs méthodes sont possibles à ce niveau, elles devront être testées. Une approche de type "niveau de gris" consiste à rétroprojeter chaque pixel appartenant au plan reformaté $\mathcal{P}$ sur chaque image radiologique et à affecter à ce pixel la valeur *minimale* des N niveaux de gris des points projetés (on se place en fait dans le cas où les images radiologiques sont non inversées, c'est-à-dire où les vaisseaux ont des niveaux de gris positifs et plus élevés que le fond de l'image). Cette méthode est illustrée sur le schéma suivant dans le cas où $N=2$ (figure III.2.A).

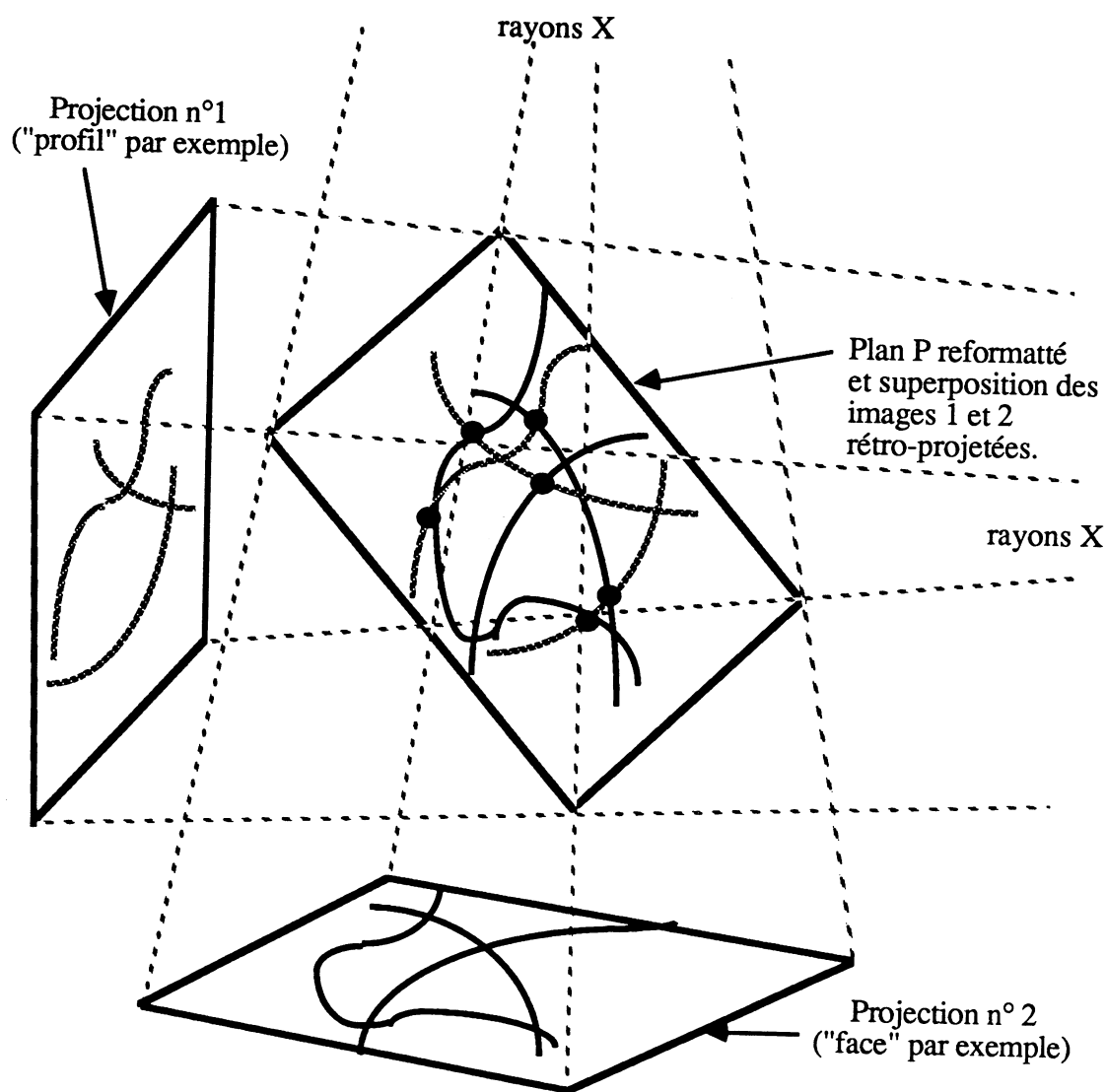


Figure III.2.A : Les deux clichés "face" et "profil" sont rétroprojetés sur le plan $\mathcal{P}$. En chaque pixel du plan image correspondant à $\mathcal{P}$, on ne conserve que la valeur minimale des 2 images rétroprojetées ; seuls "restent" alors les points d'intensité élevée sur les 2 images ; on fait l'hypothèse que ces points sont des vaisseaux, ce qui génère bien sûr des erreurs de type "faux positif" (on détecte plus de vaisseaux qu'il n'y en a), mais la sécurité est ainsi maximale.

On pourra remarquer que cette approche est en fait proche de la tomographie classique utilisant des images numérisées, en prenant en compte des images quasiment "binaires" dont les éléments ont une structure "morphologique" bien adaptée à la méthode (structures "filaires"). Le nombre de détections de type "faux positif" diminuera considérablement avec le nombre N de vue utilisées : la probabilité de fausse détection est environ p^N , où p représente la probabilité d'avoir un vaisseau en un point d'une des images projections (p traduit ainsi l'encombrement spatial de l'arbre vasculaire).

A l'issue de cette étape, on peut afficher en superposition les 2 types d'informations contenues dans le plan $\mathcal{P}$, à savoir l'information IRM reformattée et l'information angiographique rétroprojetée. L'opérateur définit alors sur cette image mixte son objectif (point cible et trajectoire) comme cela a été présenté au paragraphe précédent.

Lorsque le choix de la trajectoire est arrêté, une procédure de contrôle consiste à établir les N profils de densité sur la droite choisie en la projetant sur les N images angiographiques. L'opérateur vérifie ainsi qu'aucun point, ayant le même "indice" sur chaque profil, n'a une densité suffisante sur chaque profil pour correspondre à un vaisseau. La figure III.2.B illustre ce principe lorsque $N=2$. Les fausses détections peuvent être écartées interactivement. La droite que l'on étudie est en fait modélisée par un cylindre de diamètre connu (3 mm pour un trocart), sur lequel une marge de distance minimale peut être fixée, ce qui garantit un contrôle strict. On pourra par la suite tenter de développer un algorithme qui propose automatiquement des trajectoires maximisant une distance globale entre le trocart et l'ensemble des vaisseaux détectés.

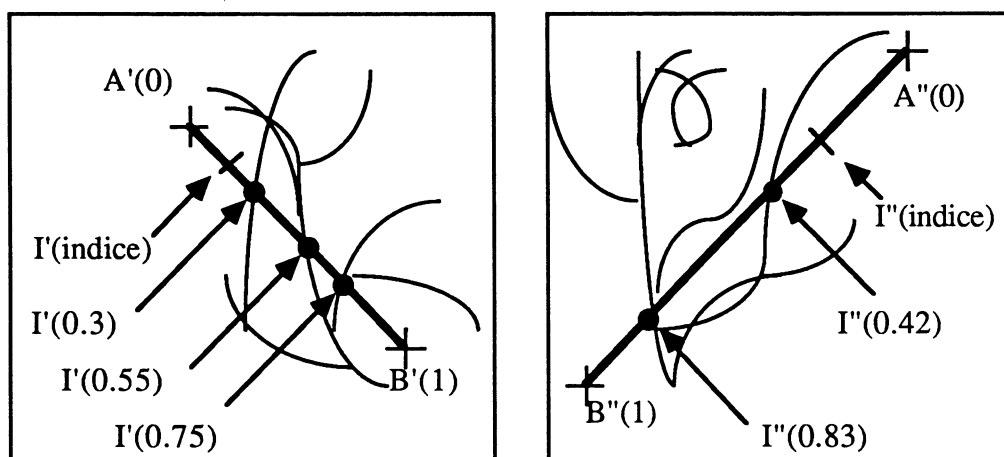


Figure III.2.B : Contrôle semi-interactif des intersections entre la sonde et les vaisseaux : on calcule les profils de densité correspondant aux projections de la trajectoire 3D, un point indexé par "indice" sur la droite 3D se projette en $I'(\text{indice})$ et $I''(\text{indice})$, on considère alors qu'il y a une intersection dans l'espace si il y a une intersection en I' et I'' . Si une détection d'intersection paraît probable, on modifie la trajectoire choisie.

III.3 Prise en compte des informations fonctionnelles (ATLAS)

En supposant résolu le délicat problème du matching de l'Atlas avec le cerveau du patient (§ IV.3), on peut reporter les structures anatomiques de l'Atlas, modélisées par leurs surfaces, sur les images per-opératoires. Cette connaissance peut alors être utilisée dans un double objectif : une zone fonctionnelle peut être considérée comme cible (elle "remplace" alors la tumeur), et un ensemble de zones peuvent être considérées comme obstacles, de par leur nature fonctionnelle capitale.

Dans une première phase, un processus interactif doit être développé. Dans ce cas, après avoir désigné nommément une structure cible particulière, on visualise des plans de coupe IRM reformattés passant par le barycentre de la structure désignée et sur lesquels l'ensemble des frontières des structures de l'Atlas sont superposées en graphique (on peut par exemple assigner une couleur particulière à chaque structure). Ce processus nécessite donc le calcul des contours intersection entre chaque surface de l'Atlas et le plan de coupe $\mathcal{P}$ étudié. Une procédure de calcul de ces contours intersection a ainsi été implémentée au laboratoire ; elle est décrite en annexe A.2. La modélisation des structures par surfaces splines est intéressante à ce niveau, si l'on recherche les intersections avec le plan de coupe de façon précise et pour peu de structures ; une modélisation par voxels sera mieux adaptée dans les autres cas.

L'opérateur dispose finalement d'une image sur laquelle figurent les informations IRM reformattées, les contours des structures de l'Atlas (et éventuellement les vaisseaux obtenus par rétroprojection). On lui confère ainsi toute l'autonomie pour choisir un point cible, correspondant ici à l'extrémité d'une électrode fine (diamètre ≈ 1 mm) et une trajectoire passant par les structures de l'Atlas qui l'intéressent. Ce point est particulièrement important, car on disposera tout au long de la progression de l'électrode de 3 types d'informations qu'il est intéressant de corréler :

1°) Signaux électrophysiologiques recueillis à l'extrémité de l'électrode (complétés éventuellement par des observations cliniques).

2°) Structures correspondantes sur l'IRM.

3°) Structures correspondantes sur l'Atlas.

L'utilisation de telles corrélations est également reportée dans [LIPINSKI 89], [CHARDY 89], [YOSHIDA 89],... L'objectif à terme sera la construction d'une base de données anatomo-fonctionnelle prenant en compte les corrélations effectives et les disparités observées par de telles méthodes.

Dans un deuxième temps, une aide au choix de la trajectoire pourra être proposée, en intégrant des informations anatomo-fonctionnelles contenues dans une base de données. On pourra ainsi rechercher automatiquement une trajectoire d'électrode, optimale dans le sens où elle atteindra l'objectif souhaité (passer par telle structure pour atteindre telle autre structure), tout en respectant certaines contraintes (éviter absolument telle zone, éviter les vaisseaux,...).

Le travail à réaliser à ce niveau semble immense et devrait nécessiter la contribution de plusieurs équipes de recherche à différents travaux : acquisition de différents Atlas, mise en correspondance des Atlas, mise en correspondance avec des volumes IRM et des ventriculographies, choix d'une structure de base de données anatomo-fonctionnelle, acquisition des données électrophysiologiques, sélection des données pertinentes, corrélations avec l'imagerie T.E.P., etc...

III.4 Intégration des outils dans des protocoles

En conclusion, nous avons présenté des outils de base qui permettent au chirurgien de définir une stratégie en neurochirurgie stéréotaxique. Certains de ces outils sont déjà développés, d'autres sont à l'état de projet... Mais un travail essentiel consiste à intégrer ces différents outils en fonction de chaque application clinique. Ainsi, tout en conservant la possibilité de faire intervenir n'importe lequel de ces outils (pourvu que les données utiles soient accessibles), le chirurgien est guidé dans le déroulement de la simulation du geste.

Différents protocoles, contenus dans une même station de travail, doivent alors être proposés en fonction de chaque application clinique. Les schémas suivants (figures III.4. A, B, C) représentent les protocoles que nous proposons dans le cas de biopsies de tumeurs, de curiethérapies interstitielles et d'implantations d'électrodes tenant compte de l'Atlas.

Dans chacun des protocoles présentés, il apparaît clairement que les diverses informations multi-modalités doivent toutes être mises en correspondance. La station de travail utilisée doit donc disposer de procédures de matching rapides, précises et le moins interactives possible. Ce point, sans doute le plus délicat dans la méthodologie, sera présenté au chapitre suivant.

Figure III.4.A : Protocole de biopsie

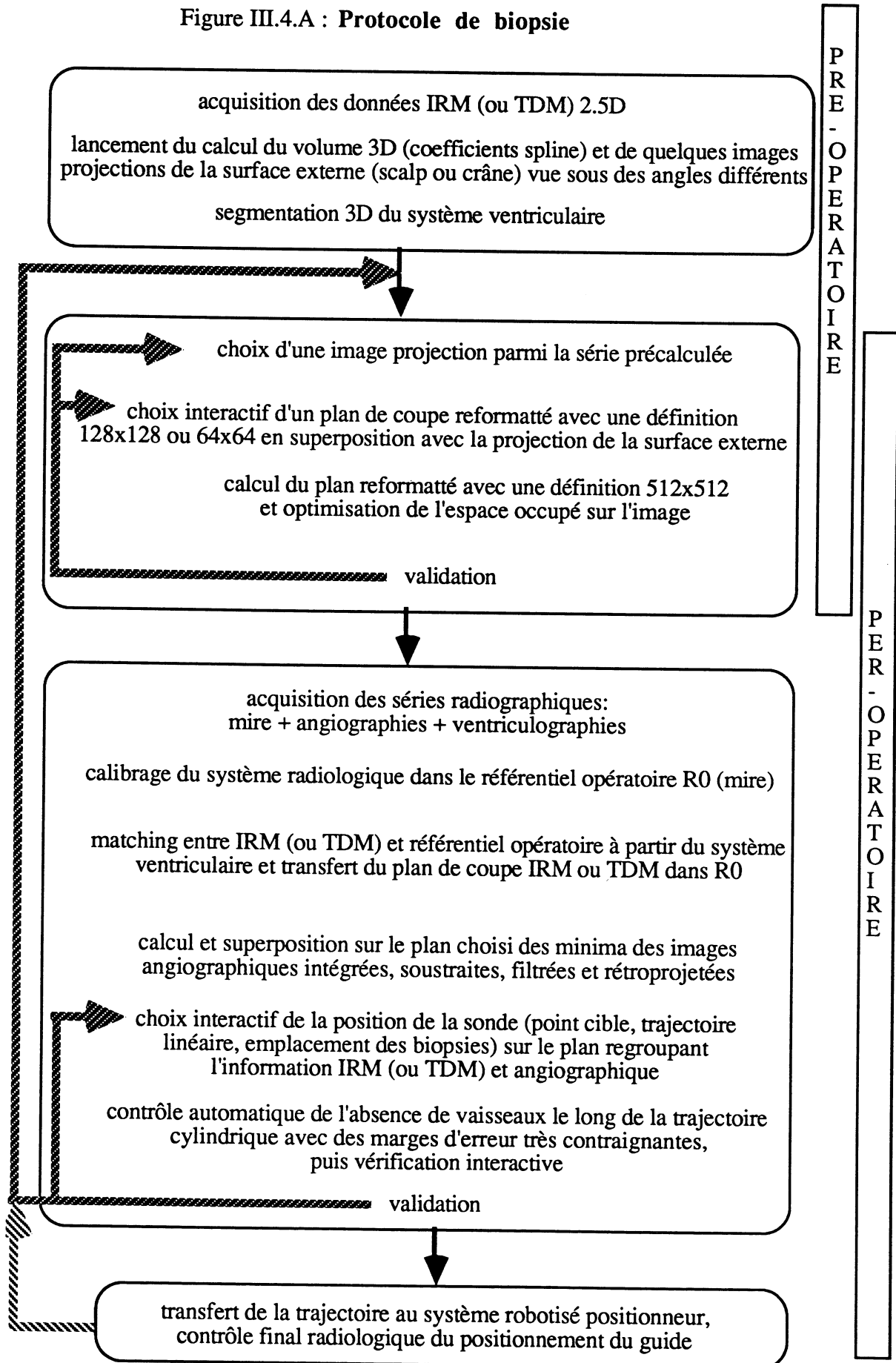


Figure III.4.B : **Protocole de curiethérapie interstitielle**

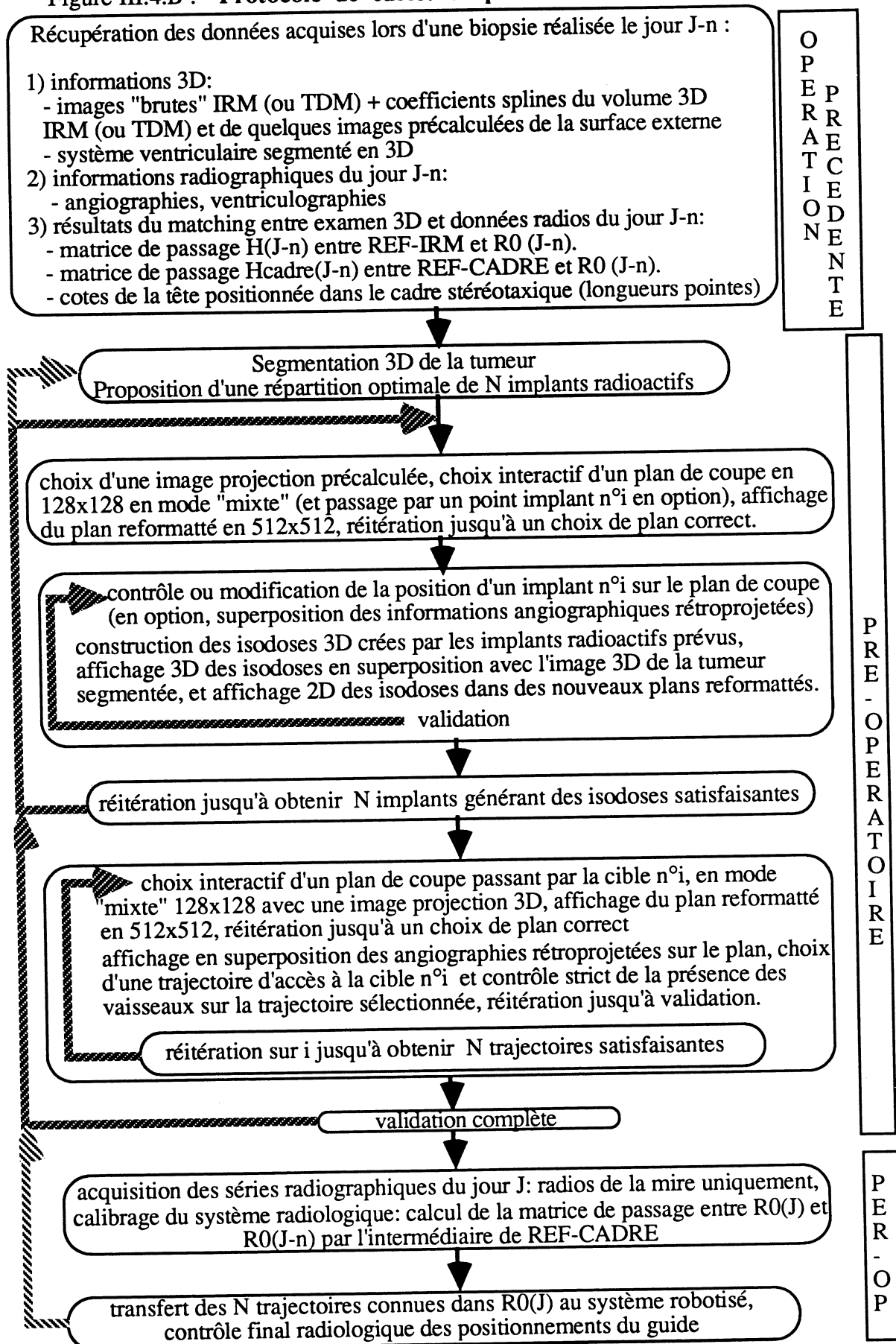
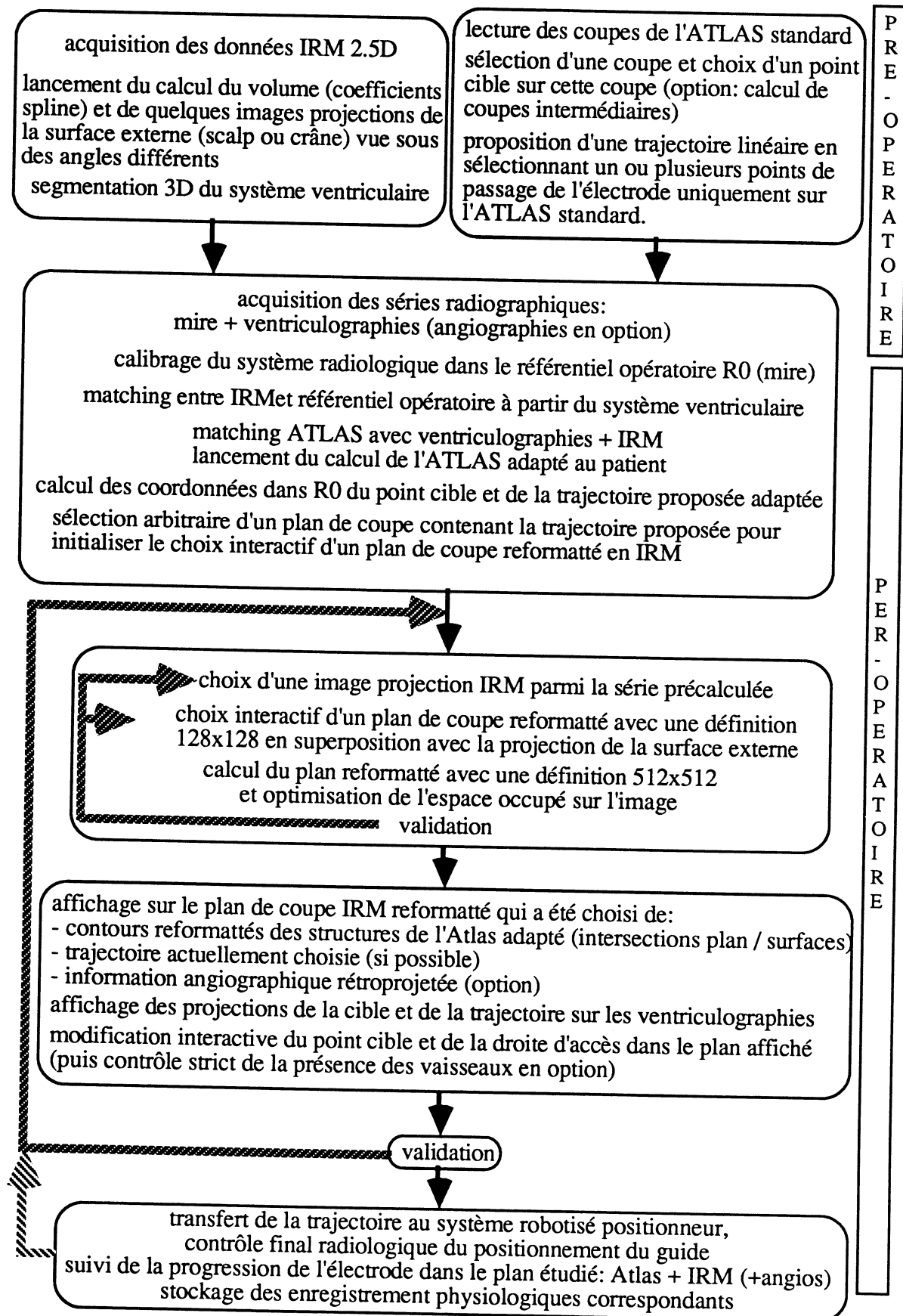


Figure III.4.C : Protocole en neurochirurgie fonctionnelle: Atlas



IV MATCHING DES INFORMATIONS

Nous avons déjà défini notre référentiel de base $\mathcal{R}_0$; il s'agit du référentiel associé à la mire de calibrage. Nous savons que nous pouvons exprimer des relations entre les coordonnées images radiologiques "face" et "profil" et les coordonnées spatiales dans $\mathcal{R}_0$. $\mathcal{R}_0$ est ainsi le référentiel de base associé aux images per-opératoires. Le problème du matching se pose alors de la façon suivante : exprimer les relations entre $\mathcal{R}_0$ et les référentiels suivants : REF-IRM (ou REF-TDM) REF-ATLAS et REF-ROBOT. Le graphe suivant résume les relations qui vont maintenant être précisées (figure IV.A) :

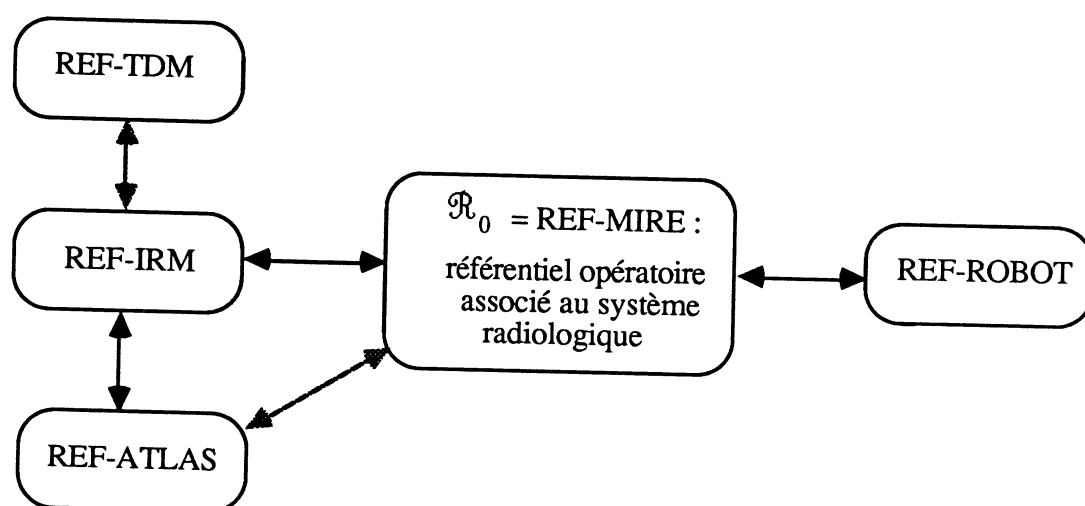
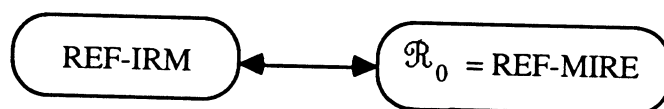


Figure IV.A : relations de matching entre les différents référentiels impliqués (les relations devront ici avoir des inverses explicites pour donner une plus grande souplesse à la définition de la stratégie opératoire).

IV.1 Matching per / pré-opératoire



Nous présentons ici plusieurs méthodes possibles pour résoudre le problème du matching entre les données radiologiques per-opératoires et les données 3D pré-opératoires. Nous présenterons au § IV.1.2 les simulations réalisées sur l'une de ces méthodes qui nous apparaît comme très importante car très générale (matching par surfaces).

IV.1.1 Méthode

Nous avons précisé dans la 1ère Partie (§ IV.5.b) notre point de vue quant aux structures à utiliser dans ce problème de matching : les structures anatomiques sont les plus intéressantes. Plus précisément, nous utiliserons le système ventriculaire comme signature du référentiel IRM (ou TDM) et du référentiel "radiologique" $\mathcal{R}_0$. Ce choix découle directement de la méthode utilisée jusqu'ici (cf. § I.3). Les ventricules constituent en effet des structures "centrales" dans le cerveau, et l'hypothèse selon laquelle les autres "structures" telles que les tumeurs sont fixes par rapport aux ventricules semble valide ; ce qui n'est pas toujours le cas (pour des repères cutanés par exemple). Ce choix est par ailleurs renforcé par le fait que le système ventriculaire sera également utilisé pour le matching de l'Atlas.

Nous avons vu au § II que, parmi les images per-opératoires dont nous disposons, se trouvent les deux ventriculographies "face" et "profil". Ces 2 images radiologiques, où les ventricules se distinguent nettement (à l'aide d'un produit de contraste), constituent nos 2 images projections de référence ; nous les désignerons par VENTRI-FACE et VENTRI-PROFIL. Par ailleurs, à l'issue de l'examen TDM ou IRM, nous disposons d'un volume de données représentées par une fonction continue de la densité $d = F(x,y,z)$ exprimées dans REF-3D (qui peut être REF-TDM ou REF-IRM). Le problème du matching 3D/2D qui se pose ici peut alors se formuler dans toute sa généralité de la façon suivante : à partir des 2 images projections VENTRI-FACE et VENTRI-PROFIL connues dans $\mathcal{R}_0$ et de la fonction $d=F(x,y,z)$ connue dans REF-3D, quelle est la transformation géométrique rigide H entre $\mathcal{R}_0$ et REF-3D ?

Nous présentons maintenant 3 méthodes qui nous paraissent intéressantes et sur lesquelles nous travaillons.

Méthode I : "informatisation" de la méthode actuelle.

Dans la méthode actuelle plusieurs hypothèses sont nécessaires :

- Les projections radiologiques sont supposées parallèles, c'est-à-dire que l'on ne tient pas compte de la perspective (projection "orthographiques"). Cette approximation résulte de l'éloignement entre les sources X et le cadre stéréotaxique, par rapport aux distances cadre/plan image. On tient cependant compte d'un facteur d'échelle constant sur le volume étudié ($\gamma = 1.05$ en "face" et en "profil"). Les coupes IRM sont alors agrandies du facteur d'échelle γ .
- Les 2 plans images sont supposés orthogonaux.

- L'hypothèse la plus forte est l'absence de rotation θ autour de l'axe X entre le repère IRM et le repère opératoire $\mathcal{R}_0$ (associé aux images radiologiques) : voir figure II.3.A. La transformation entre $\mathcal{R}_0$ et REF-IRM est alors donnée par 2 rotations (φ autour de Y, ψ autour de Z) et 3 translations (T_X, T_Y, T_Z). Le positionnement du patient à la fois en IRM et en salle de stéréotaxie a donc toute son importance.

Compte tenu de ces hypothèses, la méthode peut se décrire de la façon suivante :

On décompose le problème en deux sous-problèmes "face" et "profil". Plaçons-nous dans le cas "profil". Tous les clichés radios sont facilement superposables entre eux (à l'aide de repères fixes sur le cadre, ou simplement de structures osseuses). On peut ainsi créer un "calque", sur lequel on va reporter tous les éléments intéressants pour le matching, c'est-à-dire qui sont susceptibles d'être vus (ou "devinés") sur l'IRM. Ces éléments sont les contours ventriculaires (un ventricule latéral, le 3ème ventricule, l'aqueduc de Sylvius,...), le contour du cortex et certains vaisseaux importants repérés sur les angiographies. De la même façon, les diverses coupes sagittales IRM sont projetées et reportées sur un second calque. Le chirurgien y dessine en fait les correspondants des structures repérées sur les radios. Par glissement des 2 calques l'un sur l'autre, le chirurgien parvient à superposer les 2 ensembles "radios profil" et "IRM sagittales". Il est alors possible de reporter la tumeur IRM sur les images radios profil. Cette opération est renouvelée pour les radios face et les coupes IRM frontales.

L'informatisation de cette méthode est en cours. L'avantage des images numériques est de faciliter les superpositions et de corréler les données face et profil. Plus particulièrement, pour les biopsies "latérales" (les plus fréquentes à l'heure actuelle), le chirurgien aura à sa disposition une image intégrant l'ensemble des angiographies "profil" et le "calque informatique" IRM correspondant, sur lequel la tumeur est bien délimitée. Il n'a alors plus qu'à désigner un point sur cette image pour définir une trajectoire orthogonale au plan image. Cette méthode de matching fait certes plusieurs hypothèses, et il est évident que des erreurs en découlent. Mais son utilisation clinique s'avère satisfaisante, notamment parce que l'on s'autorise des erreurs de quelques millimètres pour le report de la tumeur (repérée en IRM) dans le référentiel opératoire. Ainsi, la trajectoire reste précise par rapport aux images radiologiques per-opératoires et notamment les angiographies. Les deux méthodes suivantes proposent des algorithmes permettant de lever certaines hypothèses a priori et d'automatiser partiellement le matching 3D/2D.

Dans les 2 méthodes qui suivent, on va chercher à estimer la matrice de passage H entre REF-3D et $\mathcal{R}_0$, donnée par un vecteur $\mathbf{p}$ constitué de 6 paramètres indépendants (3 rotations θ, φ, ψ , et 3 translations T_X, T_Y, T_Z). Nous supposerons le problème de mise à échelle résolu (homothétie de

rapport 1 ou du moins de rapport k connu). Ce problème, lié à la distorsion IRM, sera résolu indépendamment à l'aide de mires de calibrage spécifiques à l'IRM, ou bien par le biais d'un matching élastique préliminaire 3D/3D entre les informations IRM et TDM (on fait alors l'hypothèse que la TDM ne pose pas de problème de distorsion notable).

Méthode II : Matching par points

Nous proposons ici une extension des méthodes classiques de matching 3D/2D par points, utilisées pour des images vidéo. Cette méthode nécessite une part importante d'interactivité. Le principe en est le suivant.

Le chirurgien commence par examiner le volume 3D coupe par coupe, en demandant éventuellement des coupes reformattées. Il détermine alors interactivement sur ces coupes des structures particulières dont il pense qu'elles sont radiologiquement stables, c'est-à-dire qu'elles peuvent être identifiées sur au moins une projection radiologique "face" et "profil". Ces structures sont de préférence des points, mais on pourra également prendre en compte des morceaux de courbes, ou même de petites zones équivalentes à des objets plans. On obtient ainsi un ensemble de structures (s_i) , $i = 1...N$, connues dans REF-3D (REF-IRM ou REF-TDM). Le chirurgien détermine ensuite pour chaque structure (s_i) une structure (p_i) , projection de (s_i) repérée sur une image "face" ou "profil". Les structures (p_i) seront de préférence des points, mais on pourra également utiliser des courbes ou de petites "taches" délimitées par leur contour. Pour une structure 3D (s_i) , nous notons $(p_i)_F$ une projection "face" et $(p_i)_P$ une projection "profil" (si (s_i) a une projection déterminée à la fois en face et en profil, nous la dupliquons). On obtient finalement 2 séries d'appariements entre les (p_i) et les (s_i) notées $R_F ((p_i)_F, (s_i)_F)$ pour face et $R_P ((p_i)_P, (s_i)_P)$ pour profil.

Maintenant, $H(p)$ étant la transformation cherchée amenant les points de REF-3D dans $\mathcal{R}_0$, (PROJ-FACE) (resp. (PROJ-PROFIL)) étant la fonction projection FACE (resp. PROFIL) exprimée dans $\mathcal{R}_0$, nous allons chercher à minimiser selon p une fonction globale de distance entre les projections des structures 3D modifiées par $H(p)$ et leurs projections observées. Cette distance peut s'écrire:

$$d = \sum_{i=1}^{N_1} \text{dist} ((p_i)_F, (\text{PROJ-FACE}) \cdot H(p).(s_i)) \\ + \sum_{j=1}^{N_2} \text{dist} ((p_j)_P, (\text{PROJ-PROFIL}) \cdot H(p).(s_j))$$

Pour calculer les distances "dist" sur les projections, il faut donc dans le cas général calculer la distance minimale entre deux "taches" 2D, définies par des ensembles de pixels, ce qui pose peu de problèmes (les taches 2D seront supposées convexes, et dans le cas de morceaux de courbes, on pourra réaliser un calcul exhaustif compte tenu du faible nombre de points, enfin le cas des points est trivial).

La minimisation de d selon $\mathbf{p}$ sera réalisée par une méthode de minimisation non linéaire aux moindres carrés (voir Annexe A.1 : algorithme de Levenberg-Marquardt) : cette possibilité résulte de la connaissance a priori d'un estimé initial $\mathbf{p}_0$ de $\mathbf{p}$ suffisamment proche de la solution (on pourra par exemple réaliser un matching interactif préliminaire approximatif pour connaître la valeur initiale $\mathbf{p}_0$).

Méthode III : matching par surfaces.

Afin d'automatiser partiellement les méthodes précédentes, nous proposons une méthode de matching 3D/2D par surfaces tout à fait essentielle dans le cadre de notre méthodologie. A notre point de vue, les deux types de méthodes précédentes constituent des approches préliminaires à cette méthode, qui pose certes des problèmes délicats, mais dont l'enjeu nous paraît très important pour de nombreuses applications.

L'idée générale est d'extraire la surface 3D des ventricules à partir de l'IRM (ou de la TDM), d'extraire les silhouettes 2D correspondant aux 2 projections ventriculaires "face" et "profil" et de trouver $H(\mathbf{p})$ qui amène les projections synthétisées de la surface 3D sur les projections observées dans $\mathcal{R}_0$. Cette méthode soulève donc 3 problèmes distincts. Le premier concerne la segmentation des ventricules sur les projections (segmentation 2D), le second concerne la segmentation 3D sur l'IRM et le troisième, auquel sera consacré le paragraphe suivant, concerne le matching entre une surface et les contours de ses 2 projections.

- Segmentation 2D des projections ventriculaires.

Dans un premier temps, on peut se contenter de demander au chirurgien de dessiner avec la souris le contour des ventricules, mais des méthodes de segmentation 2D automatique trouvent ici un terrain relativement facile. En effet, si le traitement des ventriculographies brutes paraît délicat, on peut par contre calculer des "ventriculographies soustraites", différences entre les images brutes obtenues après injection d'un produit de contraste ou d'une bulle d'air dans les ventricules, et les images "masques" obtenues au début de l'intervention. Compte tenu de l'immobilité des structures dans $\mathcal{R}_0$, les ventriculographies d'une part et les images "masques" d'autre part, pourront résulter

de moyennes de plusieurs clichés, ce qui diminue le bruit aléatoire. A partir de ces ventriculographies soustraites, nous proposons 2 méthodes de segmentation quasi-automatique.

- Le logiciel de segmentation 3D, développé au laboratoire et présenté dans la 1ère Partie (§ II.3.b) dans le cadre de la segmentation de surfaces, peut bien sûr être utilisé dans notre cas 2D. Ainsi, l'opérateur désigne un point initial sur la frontière des ventricules opacifiés et le contour est ensuite automatiquement suivi, par résolution d'une équation différentielle portant sur une modélisation continue de l'image par des fonctions splines bicubiques [CINQUIN 87 A]. Cependant, des problèmes peuvent apparaître en raison de la non-homogénéité des gradients le long du contour. En particulier, l'injection préalable d'une bulle d'air dans un ventricule latéral donne le contraste inverse du produit opacifiant et l'on a alors 2 zones très différentes, une zone opacifiée par produit de contraste et une autre représentant la bulle d'air. Ainsi, l'algorithme peut suivre des morceaux de contours et l'opérateur doit alors effacer les morceaux erronés et rajouter manuellement certains détails. On évite ainsi la tâche fastidieuse du suivi précis des contours sur de grandes longueurs.

- Par la suite, nous pensons utiliser la connaissance a priori selon laquelle ces projections ventriculaires ont une morphologie relativement constante. L'Atlas de Shaltenbrand met en évidence cette invariance dans le cas de cerveaux "peu pathologiques" (figure II.2.B). Bien sûr, *certaines* tumeurs modifient beaucoup *certaines* parties des ventricules, mais la morphologie globale se conserve en général assez bien. L'idée est alors de superposer un contour ventriculaire type ("face" et "profil") sur les images 2D, puis de déformer itérativement le contour type pour l'ajuster au contour réel. Ces méthodes de contours élastiques fonctionnent bien lorsque les gradients sont assez forts et lorsque le trajet élastique ne reste pas "accroché" à un point isolé de bruit, de plus les réglages des constantes d'élasticité seraient réalisés une seule fois. Nous sommes donc optimistes pour cette application de segmentation 2D élastique.

- Segmentation 3D du système ventriculaire sur l'imagerie TDM ou IRM.

Les ventricules se distinguent nettement sur les images TDM et sur les images IRM prises en T2. Nous pensons donc pouvoir utiliser les algorithmes de segmentation 3D qui ont été développés au laboratoire. Actuellement, des procédures sont en cours d'implémentation pour obtenir un modèle complet des surfaces ventriculaires "arborescentes" par courbes et carreaux splines.

Les ventricules ont en effet une structure 3D complexe (un ventricule latéral ressemble très grossièrement à une "banane spiralée"!). De plus, pour correspondre aux ventriculographies, la segmentation 3D devra permettre d'isoler les différentes parties du système ventriculaire, à savoir les 2 ventricules latéraux (gauche et droit), et le troisième ventricule, qui communique avec les précédents par les trous de Monroe et se prolonge vers le quatrième ventricule par l'aqueduc de Sylvius. Là encore, cette modélisation 3D sera facilitée par l'ajustement élastique automatique d'un

modèle standard du système ventriculaire aux données réelles segmentées (voir [SEQUEIRA 87] pour un ajustement 3D interactif). Ce principe peut d'ailleurs avoir un double intérêt si l'on prend pour le modèle standard 3D le système ventriculaire de l'Atlas.

- Matching 3D/2D.

A partir des structures segmentées, le problème du matching peut désormais être formulé de la façon suivante:

A partir des 2 contours C_F et C_P des silhouettes des projections ventriculaires connues dans $\mathcal{R}_0$ et de la description de la surface S des ventricules connues dans REF-3D, quelle est la transformation rigide $H(p)$ entre $\mathcal{R}_0$ et REF-3D ?

Le matching 3D/2D est donc mathématiquement ramené à un matching 2D (surface) / 1D (contours). L'étude de ce problème est détaillée dans le paragraphe suivant.

IV.1.2 Etude et simulation du matching 3D / 2D par surfaces

Nous considérons dans cette partie que les procédures de segmentation ont abouti à la modélisation suivante :

. Pour la surface S connue dans REF-3D, on dispose d'une représentation paramétrique du type:

$$\left\{ \begin{array}{l} x = x(s,t) \\ y = y(s,t) \\ z = z(s,t) \end{array} \right\} \text{ où } s \in [0,1[\text{ et } t \in [0,1[.$$

où x,y,z sont supposées être décrites par des fonctions splines bi-cubiques.

. Pour les contours C_F et C_P des silhouettes des projections réelles obtenues dans $\mathcal{R}_0$, on dispose de 2 suites de pixels :

$$C_F = (u_{F_i}, v_{F_i}) ; i = 1 \dots N_F$$

$$C_P = (u_{P_i}, v_{P_i}) ; i = 1 \dots N_P$$

IV.1.2.a) Principe de la méthode de matching par moments

La méthode proposée est itérative. On part d'une transformation $H(p_0)$ entre REF-3D et $\mathcal{R}_0$. On applique alors $H(p_0)$ à la surface S connue dans REF-3D et l'on obtient une surface $\tilde{S}_0$ connue

→ Approche géométrique.

Dans cette approche, on n'utilise plus la représentation paramétrique de la transformation H . On part en fait de $H_0 = H(p_0)$. A partir des composantes du vecteur distance d_0 , on calcule directement une modification matricielle Δ_0 à apporter à H_0 et on prend à l'itération suivante:

$$H_1 = \Delta_0 \cdot H_0.$$

On applique ensuite H_1 sur la surface S , on obtient $\tilde{S}_1$ dans $\mathcal{R}_0$. On projette $\tilde{S}_1$, on obtient $\tilde{C}_{F_1}$ et $\tilde{C}_{P_1}$, on calcule un vecteur distance d_1 entre (C_F, C_P) et $(\tilde{C}_{F_1}, \tilde{C}_{P_1})$; et on en déduit une nouvelle matrice de modification Δ_1 , etc...

A un rang d'itération i , le problème qui se pose est de calculer un vecteur distance d_i entre les contours réels C_F et C_P et les contours $\tilde{C}_{F_i}$ et $\tilde{C}_{P_i}$ (contours des projections de $\tilde{S}_i$: transformée de S par H_i), puis de déduire de ce vecteur d_i une matrice 4×4 de modification Δ_i permettant de diminuer la distance d_{i+1} obtenue à l'itération suivante en prenant :

$$H_{i+1} = \Delta_i \cdot H_i.$$

Le vecteur d_i et la matrice Δ_i qui en découle sont déterminés en fonction d'une approximation géométrique simple du problème. Ce choix est justifié par le fait que la méthode est itérative : autrement dit, on cherche une méthode qui converge vers la solution finale sans se préoccuper de l'optimalité de cette convergence. Pour calculer d_i , les contours des projections sont représentés par les ellipses d'inertie associées à leurs surfaces intérieures (on considère la surface intérieure plutôt que le contour pour être moins sensible au bruit "haute fréquence" présent sur le contour et pour mieux justifier l'utilisation des moments d'inertie d'ordre 1 et 2 pour des formes non convexes). Donc, pour tout contour C , on calcule l'ellipse d'inertie ELLIPSE associée à la surface intérieure et donnée par les paramètres suivants, pris dans le repère image (u,v) :

- * A_0 = aire de la surface intérieure (moment d'ordre 0)
- * u_G, v_G = coordonnées du centre de masse G (moments d'ordre 1)
- * θ_{ELL} = angle du grand axe de l'ellipse avec le vecteur image u .
- * L -axe et l -axe : longueurs respectives du grand et petit axe de l'ellipse.

Notes :

(1) Pour obtenir les paramètres des ellipses θ_{ELL} , L-axe et l-axe, on calcule la matrice 2 x 2 des moments d'inertie d'ordre 2 :

$$I = \begin{pmatrix} I_{uu} & I_{uv} \\ I_{uv} & I_{vv} \end{pmatrix}$$

puis, on diagonalise la matrice symétrique I ainsi obtenue, les valeurs propres λ_1 et λ_2 sont les longueurs des axes d'inertie et la direction du vecteur propre associé à la valeur propre maximale donne l'angle θ_{ELL} du grand axe de l'ellipse.

(2) Pour calculer les moments d'ordre 0,1 et 2 associés à la surface intérieure S_{INT} à partir de la description du contour par une suite de points (u_i, v_i) , $i = 1 \dots N$, on utilise la formule de Green donnée par :

$$\int_D \left(\frac{\partial Q}{\partial x} - \frac{\partial P}{\partial y} \right) dx dy = \int_{C^+} P dx + Q dy$$

en prenant :

$$P=0 \quad \text{et} \quad Q = (u^{m+1} v^n) / (m+1)$$

Ainsi, pour calculer le moment $M_{m,n}$, on applique :

$$M_{m,n} = \int_{S_{int}} u^m v^n du dv = \frac{1}{m+1} \int_{C^+} u^{m+1} v^n dv$$

où C^+ désigne le contour orienté dans le sens positif (sens trigonométrique). En particulier, le contour donné par la suite (u_i, v_i) , $i = 1, \dots, N$ est représenté par une suite de segments $\Sigma_i = [(u_i, v_i), (u_{i+1}, v_{i+1})]$, $i = 1 \dots N$ (et $(u_{i+1}, v_{i+1}) = (u_0, v_0)$). Chaque segment Σ_i est supporté par une droite D_i d'équation :

$$D_i : u = av + b$$

La contribution de chaque segment à l'intégrale surfacique $M_{m,n}$ est alors :

$$(M_{m,n})_i^{i+1} = \frac{1}{m+1} \int_{v_i}^{v_{i+1}} (av+b)^{m+1} v^n dv$$

Ce type d'intégrale se calcule facilement pour des ordres m et n peu élevés en développant $(av+b)^{m+1}$ selon la formule du binôme.

En fait, pour un segment Σ_i donné, si l'on a : $|u_{i+1}-u_i| < |v_{i+1}-v_i|$, on prend comme équation de droite support $D_i : v = au + b$, et la contribution du segment devient :

$$(M_{m,n})_i^{i+1} = \frac{1}{m+1} \int_{u_i}^{u_{i+1}} u^{m+1} \cdot (au+b)^n \cdot a \cdot du$$

Plaçons nous maintenant dans un cas Face ou Profil (cf figure IV.1.2.B).

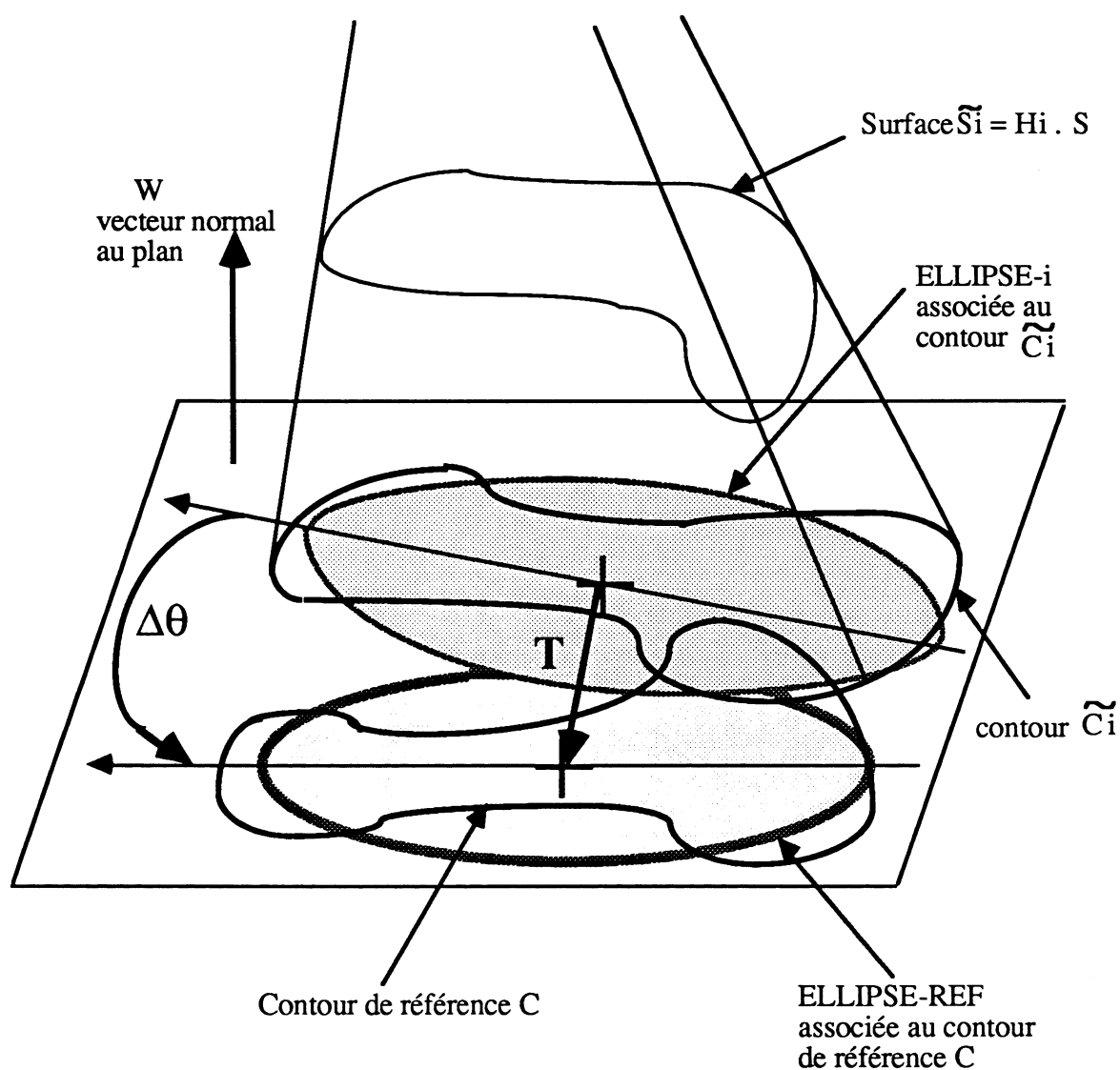


Figure IV.1.2.B : matching géométrique par moments.

On peut calculer :

- . un vecteur translation T amenant le centre de ELLIPSE-i sur le centre de ELLIPSE-REF.
- . une rotation $\Delta\theta$ amenant les grands axes de ces 2 ellipses en coïncidence.

Pour l'ensemble Face + Profil, on obtient ainsi :

- . une translation T_F du centre de l'ellipse Face
- . une translation T_P du centre de l'ellipse Profil
- . une rotation $\Delta\theta_F$ de l'axe de l'ellipse Face
- . une rotation $\Delta\theta_P$ de l'axe de l'ellipse Profil.

Ces mesures 2D sont alors transférées au 3D de la façon suivante :

. Les droites perspectives associées aux centres G_F et G_P des ellipses d'inertie de référence s'intersectent en un point G_{REF} de l'espace. De même, les droites perspectives associées aux centres G_{Fi} et G_{Pi} des ellipses d'inertie obtenues à l'itération i s'intersectent en G_i . Ces intersections sont en fait obtenues en prenant le point le plus proche des 2 droites. On appliquera alors dans la transformation de modification Δ_i :

→ une translation (T) de vecteur $G_i G_{REF}$.

. Soit W_F (resp. W_P) le vecteur normal au plan image Face (resp. Profil).

On appliquera alors dans la transformation de modification Δ_i :

→ une rotation (R_F) d'axe ($D_F = (G_i, W_F)$) et d'angle $\Delta\theta_F$.

→ puis une rotation (R_P) d'axe $R_P = (G_i, W_P)$ et d'angle $\Delta\theta_P$.

(voir annexe A.3 pour la construction des matrices 4x4 associées à de telles rotations).

D'où finalement :

$$\Delta_i = (R_P) \cdot (R_F) \cdot (T) \quad (\text{en mode A})$$

où chacun des éléments précédents est une matrice homogène 4 x 4.

Cependant, si l'on se contente d'appliquer des transformations Δ_i du mode précédent (que l'on appelle mode A), on peut se retrouver dans des configurations de "blocage", où Δ_i est égale à l'identité alors que les projections ne coïncident pas. En effet, il suffit pour cela que les ellipses calculées par projection et les ellipses de référence aient mêmes centres et mêmes directions d'axes d'inertie avec des différences portant uniquement sur les longueurs des axes d'inertie. Ce problème serait facilement résolu si l'on disposait d'une troisième projection orthogonale aux 2 autres, ce qui est impossible dans notre configuration (les rayons X rentreraient par la tête et sortiraient par les

pieds !!!). Aussi, nous allons prendre en compte des rotations R_0 autour d'un axe passant par G_i et de vecteur normé de direction W_0 orthogonal à W_F et W_P :

$$W_0 = \frac{W_F \wedge W_P}{\|W_F \wedge W_P\|}$$

Soit D_0 cet axe. Pour cela, on projette l'axe D_0 en Face et en Profil, et on calcule les moments d'inertie des ellipses par rapport aux axes projections de D_0 : on obtient $M_{O_F}(i)$ et $M_{O_P}(i)$ pour les ellipses obtenues par projection de la surface $\tilde{S}_i$ et $M_{O_F}(REF)$ et $M_{O_P}(REF)$ pour les ellipses de référence. Puis, on applique sur $\tilde{S}_i$ une rotation d'axe D_0 et d'angle $d\theta_0 = 1^\circ$, on projette la nouvelle surface obtenue et on calcule les nouveaux moments $M_{O_F}'(i)$ et $M_{O_P}'(i)$ obtenus sur les projections. On peut alors écrire :

$$\begin{pmatrix} M_{O_F}(REF) \\ M_{O_P}(REF) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M_{O_F}(i) \\ M_{O_P}(i) \end{pmatrix} + (J) \cdot \Delta\theta_0$$

où (J) est un Jacobien 2×1 calculé par:

$$(J) = \begin{pmatrix} \frac{M_{O_F}'(i) - M_{O_F}(i)}{d\theta_0} \\ \frac{M_{O_P}'(i) - M_{O_P}(i)}{d\theta_0} \end{pmatrix}$$

Ce système peut se mettre sous la forme :

$$\Delta M_0 = (J) \cdot \Delta\theta_0$$

Et on peut alors le résoudre par les moindres carrés :

$$\Delta\theta_0 = \frac{t(J) \cdot \Delta M_0}{t(J) \cdot (J)}$$

On appliquera alors dans la transformation de modification Δ_i :

→ une rotation R_0 d'axe (G_i, W_0) et d'angle $\Delta\theta_0$.

Soit :

$$\Delta_i = (R_0) \quad (\text{en mode B}).$$

Avec les notations précédentes, la stratégie de matching est alors donnée par l'algorithme suivant (figure IV.1.2.C) :

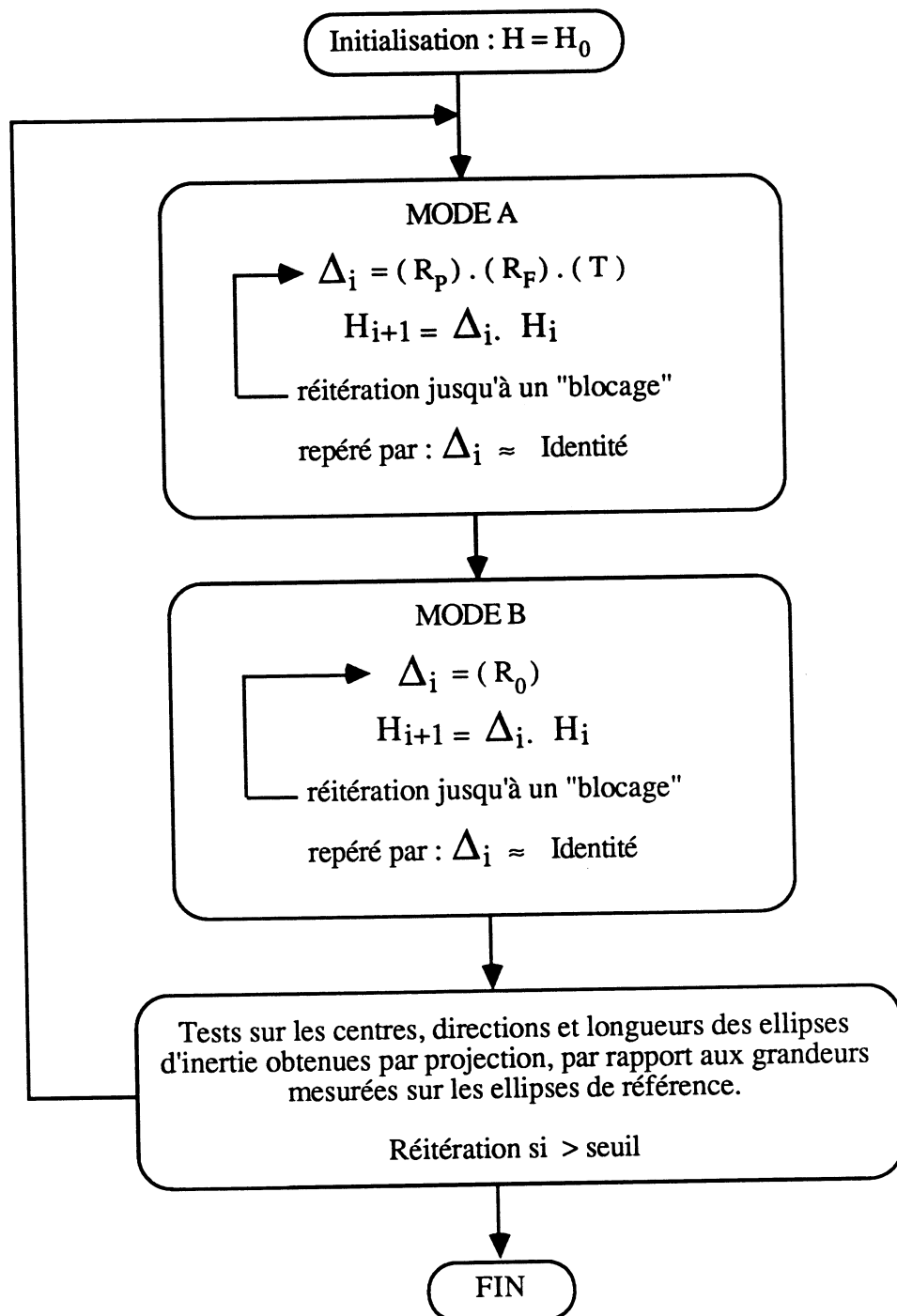


Figure IV.1.2.C : algorithme de matching par approche géométrique

Une simulation de cette stratégie de matching utilisant une approche géométrique sera présentée au § IV.1.2.b.

→ Approche mathématique

Nous avons également implémenté une approche plus mathématique basée sur une méthode de minimisation classique.

On revient ici à une représentation paramétrique de la transformation H cherchée entre REF-3D et $\mathcal{R}_0$; on pose donc : $H = H(\mathbf{p})$ où $\mathbf{p}$ est un vecteur à 6 composantes caractérisant les 6 degrés de liberté possibles. Plus précisément, on prend :

$$\mathbf{p} = {}^t(T_X, T_Y, T_Z, \alpha_F, \alpha_P, \alpha_O)$$

Et l'on décompose $H(\mathbf{p})$ en un produit de 4 matrices homogènes 4x4 : 3 rotations axiales d'angles respectifs α_F, α_P et α_O et une translation T associée au vecteur ${}^t(T_X, T_Y, T_Z)$:

$$H(\mathbf{p}) = (R_{\text{axe } D_F}(\alpha_F)) \cdot (R_{\text{axe } D_P}(\alpha_P)) \cdot (R_{\text{axe } D_O}(\alpha_O)) \cdot (T)$$

où les axes de rotations D_F, D_P, D_O sont les axes passant par G_{REF} (intersection des droites perspectives issues des centres des ellipses de référence Face et Profil) et de vecteurs directeurs respectivement W_F (normal au plan image Face), W_P (normal au plan image Profil) et $W_O (= W_F \wedge W_P$ normé).

Comme dans l'approche géométrique, on construit à chaque itération un vecteur distance, composé d'écart mesurés entre les ellipses des projections de la surface $\tilde{S}_i = H(\mathbf{p}_i) \cdot S$ et les ellipses des projections de référence. Et l'on va simplement chercher à minimiser la norme de ce vecteur distance en fonction des paramètres $\mathbf{p}$ par une méthode de moindres carrés.

Actuellement, nous avons choisi de caractériser une paire d'ellipse face et profil par un vecteur à 8 éléments. Avec les notations explicitées au paragraphe précédent (approche géométrique), ce vecteur CARAC s'écrit :

$$CARAC = {}^t(u_{GF}, v_{GF}, u_{GP}, v_{GP}, \theta_{eu_F}, \theta_{eu_P}, \lambda_F, \lambda_P)$$

$$\text{où } \left\{ \begin{array}{l} \lambda_F = \frac{L\text{-axe } F \text{ (longueur grand axe ellipse Face)}}{L\text{-axe } F \text{ (longueur petit axe ellipse Face)}} \\ \lambda_P = \frac{L\text{-axe } P \text{ (longueur grand axe ellipse Profil)}}{L\text{-axe } P \text{ (longueur petit axe ellipse Profil)}} \end{array} \right\}$$

Globalement, les 4 premières composantes de CARAC caractérisent la translation (t_x, t_y, t_z) et les 4 dernières caractérisent la rotation ($\alpha_F, \alpha_P, \alpha_0$).

Ainsi, à l'itération i , on applique $H(p_i)$ sur la surface S , on obtient une surface $\tilde{S}_i$ dans $\mathcal{R}_0$ que l'on projette en Face et en Profil. Les ellipses d'inertie Face et Profil associées aux projections sont transformées en un vecteur $CARAC_i$ obtenu avec la description précédente. Ce vecteur $CARAC_i$ est comparé au vecteur $CARAC_{REF}$ obtenu de la même façon avec les 2 projections de références (images radiographiques réelles). Le vecteur distance d_i que l'on cherche à minimiser en norme est donné par :

$$d_i = CARAC_{REF} - CARAC_i \quad (d_i \text{ est de dimension } 8 \times 1)$$

On écrit alors l'approximation au premier ordre de CARAC :

$$CARAC_{REF} = CARAC_i + (J) \cdot \Delta p$$

où (J) est un jacobien 8×6 des caractéristiques en fonction des paramètres.

L'égalité précédente s'écrit :

$$d_i = (J) \cdot \Delta p$$

et la méthode des moindres carrés donne :

$$\Delta p = ({}^t(J) \cdot (J))^{-1} \cdot {}^t(J) \cdot d_i$$

On prend alors :

$$p_{i+1} = p_i + \Delta p$$

Puis on calcule $H(p_{i+1})$, etc... on réitère ces opérations jusqu'à ce que l'on ait $\|d_i\| < \text{seuil}$.

Notes :

(1) En fait, dans l'expression de CARAC, des facteurs d'échelle (et de pondération) sont nécessaires pour donner aux éléments de type u_G , θ_{ELL} et λ un poids similaire.

(2) Une expression analytique du jacobien (J) n'étant pas disponible, on calcule (J) en prenant une méthode numérique :

On fait varier un paramètre de p , par exemple α_F , d'une petite valeur $d\alpha_F$; puis on calcule la matrice $H(p')$ ainsi obtenue, on projette la surface transformée de S par $H(p')$ et l'on calcule le

vecteur CARAC' obtenu sur les nouvelles projections. On remplit alors la $k^{\text{ième}}$ colonne du jacobien correspondant à α_F en prenant :

$$k^{\text{ième}} \text{ colonne de } (J) = \frac{\text{CARAC}' - \text{CARAC}}{d\alpha_F}$$

et l'on fait ainsi varier les 6 paramètres de $\mathbf{p}$.

Le calcul du jacobien nécessite donc de réaliser 6 paires de projections. Cependant, on peut en fait remplir a priori certaines colonnes du Jacobien en se servant des approximations établies dans la méthode géométrique. Ainsi, on peut supposer que les variations de $(u_{GF}, v_{GF}, u_{GP}, v_{GP})$ induisent de variations directes sur T_x , T_y et T_z . De plus, on pourra gagner en temps dans ces calculs de Jacobiens en faisant l'hypothèse qu'au moins une partie du contour générateur projectif (cf 1ère Partie, § II.3.d) trouvé pour une itération i donnée est stable par projection. Dans ce cas, il suffira, dans le calcul du Jacobien à l'itération i d'appliquer $H(\mathbf{p}')$ uniquement à ce contour générateur projectif et de projeter le contour 3D ainsi modifié.

Le paragraphe suivant décrit les résultats de la simulation de cette méthode.

IV.1.2.b) Implémentation et simulation

Les 2 méthodes (géométrique et mathématique) précédemment décrites ont été implantées et simulées sur le VINIX. Les surfaces 3D tests qui ont été utilisées sont une surface issue de l'Atlas (noyau VIMI) et une surface issue d'une segmentation d'un coeur arrêté (de chien) observé en IRM. Un facteur d'échelle a été appliqué pour que les dimensions en mm de ces surfaces soient voisines de celles des ventricules réels. On dispose pour ces surfaces d'une représentation paramétrique spline connue dans REF-3D et du type :

$$\begin{cases} x = x(t,h) \\ y = y(t,h) \\ z = \alpha h + \beta \end{cases}$$

Dans $\mathcal{R}_0$, les 2 projections Face et Profil sont modélisées par des représentations de type pin-hole correspondant à peu près à la configuration géométrique de la salle de stéréotaxie. Un facteur d'échelle de 0.5 mm/pixel est pris sur chaque image Face et Profil car on numérise en réalité des images 512 x 512 sur un champ d'environ 25 x 25 cm.

Les 2 projections de référence ont été simulées directement en prenant, comme matrice de passage $H(p)$ entre REF-3D et $\mathcal{R}_0$, la matrice identité. Puis, nous sommes partis d'une matrice de passage $H(p_0)$ correspondant à des écarts en translation d'environ 50 mm et des angles de rotation d'environ 20° (ceci représente une incertitude sur le positionnement initial qui correspond à l'incertitude réelle maximale).

Le but de la méthode est donc d'itérer la matrice de passage H_i et de voir si l'on converge vers la matrice identité. En fait, pour tester le résultat obtenu, nous avons calculé les distances entre 100 points, répartis sur la surface 3D simulée au départ dans $\mathcal{R}_0$, et ces mêmes points obtenus à la fin des itérations, dans $\mathcal{R}_0$ également. Pour cet ensemble de distances, on donnera l'écart maximal $e_{\max}$ et l'écart moyen e_{moy} . Pour l'instant, le seul bruit qui ait été introduit est lié à la discrétisation en pixels des projections.

Pour projeter les surfaces 3D sur les 2 plans image, un algorithme spécifique a été développé pour permettre de récupérer *directement le contour de la silhouette* sans balayer l'image 512×512 entière et sans balayer toute la surface. L'intérêt est d'obtenir un algorithme qui permette d'acquérir ce contour le plus rapidement possible, la rapidité de cette procédure est en effet déterminante car l'approche "mathématique" nécessite à chaque itération le calcul d'un Jacobien et donc de 8 projections de la surface en "face" et en "profil" (une projection pour chaque paramètre qui intervient dans le Jacobien).

Pour cela, il faut au préalable définir une procédure qui teste si la droite perspective issue d'un pixel (u_i, v_i) du plan image intersecte ou non la surface 3D. Soit *intersecte* (u_i, v_i) la fonction de $[1...512] \times [1...512]$ dans $[0,1]$ correspondante :

-*intersecte* $(u_i, v_i) = 1$ s'il y a une intersection non vide entre la droite issue du pixel (u_i, v_i) et la surface 3D,

-*intersecte* $(u_i, v_i) = 0$ si cette intersection est l'ensemble vide.

Cette fonction *intersecte* a été implémentée de la façon suivante, en s'inspirant de [SWEENEY 86]:

La droite D_i issue du pixel (u_i, v_i) peut être donnée par son équation dans $\mathcal{R}_0$:

$$D_i: \begin{cases} a_1X + b_1Y + c_1Z + d_1 = 0 \\ a_2X + b_2Y + c_2Z + d_2 = 0 \end{cases}$$

Faisons l'hypothèse que D_i intersecte la surface S . On peut alors écrire :

$$\begin{cases} a_1 x(t,h) + b_1 y(t,h) + c_1 (\alpha h + \beta) + d_1 = 0 \\ a_2 x(t,h) + b_2 y(t,h) + c_2 (\alpha h + \beta) + d_2 = 0 \end{cases}$$

$$\text{Soit } \begin{cases} F_1(t,h) = 0 \\ F_2(t,h) = 0 \end{cases}$$

On obtient un système de 2 équations à 2 inconnues en t et h . A partir de (t_0, h_0) , on utilise la méthode de Newton pour itérer et converger vers une solution. En fait, en raison des minima locaux et des problèmes de non convergence liés à la méthode de Newton, on part d'une série de K points initiaux $(t_0, h_0)_i, i=1..K$, et si pour l'un de ces points, la méthode converge en (t_F, h_F) et que l'on a :

$$\begin{cases} |F_1(t_F, h_F)| < \text{seuil} \\ |F_2(t_F, h_F)| < \text{seuil} \end{cases}$$

alors il y a une intersection au point (t_F, h_F) . Mais si la méthode diverge, c'est-à-dire s'écarte trop du domaine de définition $(t,h) \in [0,1[\times [0,1[$ ou tombe dans un minimum local, alors il n'y a pas intersection.

Maintenant, le calcul direct de la silhouette d'une projection est possible ; la méthode est illustrée sur le schéma suivant (figure IV.1.2.D).

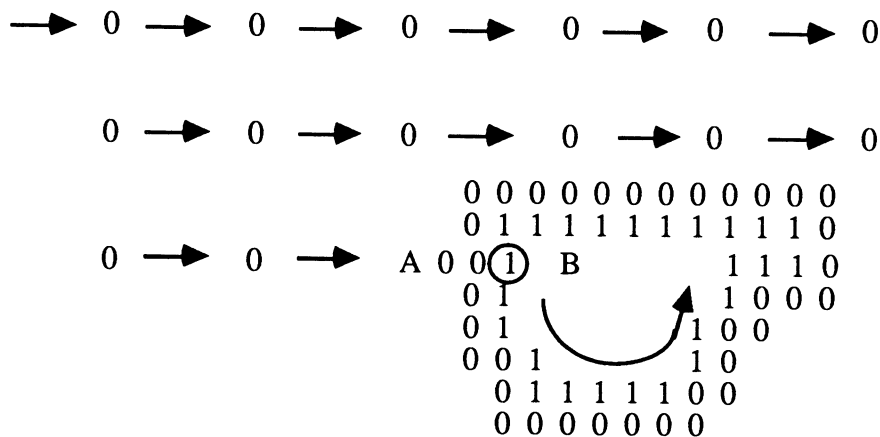


Figure IV.1.2.D : calcul direct du contour de la silhouette de la projection de la surface 3D. On représente sur l'image les valeurs binaires de la fonction *intersecte* (u_i, v_i) . Le contour apparaît comme étant la courbe frontière entre les "1" et les "0".

L'idée est de réaliser une extraction de contour classique *en même temps* que l'on projette la surface. On va donc calculer la fonction *intersecte* (u_i, v_i) non pas sur toute l'image, mais en un nombre restreint de points. La silhouette de la projection est une tache 2D remplie de "1" et dont l'extérieur est rempli de "0". Le contour de cette silhouette est donc la zone frontière entre ces "1" et ces "0". On va suivre le contour en restant sur cette zone à partir d'un point initial. Ainsi, on commence par balayer l'image sur un maillage large en cherchant un point (u_i, v_i) où on a *intersecte* (u_i, v_i) = 1. Lorsqu'un tel point B est trouvé, on "recule" jusqu'au point précédent du maillage (point A) et l'on avance ensuite pixel par pixel jusqu'à trouver une zone de transition du type : ... 000111... On dispose alors d'un premier point frontière, c'est-à-dire appartenant au contour de la silhouette recherchée (point 1 entouré sur la figure IV.1.2.D) . Puis, à partir de ce premier point, on progresse comme pour une extraction de contour classique ; en un point X donné, on a le schéma suivant (figure IV.1.2.E) :

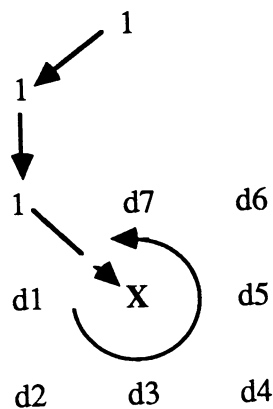


Figure IV.1.2.E : suivi de contour classique

Les flèches représentent l'état actuel du contour. Lorsque l'on est au point X, on teste la fonction booléenne *intersecte* sur les pixels avoisinants en partant de la direction d_1 et en allant jusqu'en d_7 , on s'arrête lorsqu'un "1" a été trouvé (en un point (t_F, h_F) de la surface). Puis, on continue sur le point $i+1$ suivant en prenant : $(t_0, h_0) = (t_F, h_F)_i$.

Typiquement, avec cette méthode, le calcul d'un contour met environ 30 secondes sur un VINIX (système de traitement d'images avec un processeur 68 020 et une architecture VICOM, Digital Design). Par ailleurs, une des caractéristiques de cette méthode est qu'elle part de l'écran et non de la surface, elle est donc appropriée à un modèle de projection de type "méthode des 2 plans" (cf 1ère Partie, § II.2.c).

Nous présentons maintenant les résultats obtenus avec les 2 approches exposées au a) :

→ approche géométrique.

itération	ecart moyen e_{moy} en mm	ecart max e_{max} en mm	mode
0	> 50	> 50	A
1	3.42	6.93	
2	1.71	3.73	
3	1.75	3.70	
4	1.86	3.58	
5	1.44	2.56	B
6	1.44	2.59	
7	0.74	1.66	A
8	0.69	1.43	
9	0.78	1.60	
10	0.95	1.68	
11	0.72	1.50	
12	0.57	1.06	B
13	0.57	1.06	
14	0.24	0.48	A
15	0.57	0.93	
16	0.18	0.36	

Figure IV.1.2.F : évolution de l'écart maximal e_{max} et de l'écart moyen e_{moy} , au cours des itérations, lorsque l'on suit la méthode "géométrique" donnée par l'algorithme représenté en figure IV.1.2.C. (surface étudiée : "Noyau Vimi").

→ approche mathématique

itération	ecart moyen e_{moy} en mm	ecart max e_{max} en mm
0	> 100	> 100
1	10.75	12.65
2	1.66	3.23
3	0.56	0.98
4	0.19	0.34

Figure IV.1.2.G : évolution de l'écart maximal e_{max} et de l'écart moyen e_{moy} , au cours des itérations, lorsque l'on suit la méthode "mathématique" (surface étudiée : "Noyau Vimi").

→ visualisation de la convergence.

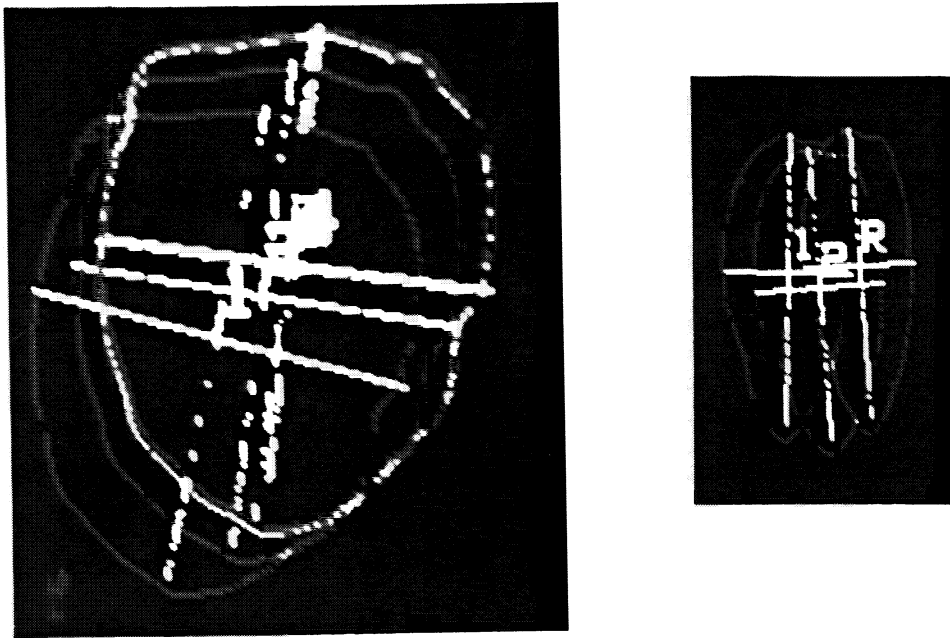


Figure IV.1.2.H : Illustration de la visualisation de la convergence des algorithmes. On observe au cours des itérations que les projections indexées par le numéro d'itération (1,2,3,...) convergent vers les projections de référence indexées par R.

IV.1.2.c) Discussion

→ Les 2 méthodes présentées précédemment semblent donner de bons résultats en simulation, mais d'autres tests sont nécessaires pour le confirmer et notamment en ajoutant du bruit (qui en pratique résultera des étapes de segmentation). Cette étude doit être simplement considérée comme une étude préliminaire. A notre stade initial, les différents problèmes qui ont été repérés sont les suivants.

- . Des blocages sont apparus dans certains cas rares. Cela est essentiellement dû au fait que seuls les moments d'ordre 0, 1 et 2 soient pris en compte. La méthode mathématique devra donc prendre en compte des moments d'ordre supérieur.
- . Des non convergences ont pu être mises en évidence pour les différents algorithmes lorsque l'on lançait la recherche itérative en prenant des paramètres initiaux très loin de la solution finale.
- . De plus, ces méthodes sont assez lentes dans le cas général (cela dépend en fait du degré d'imprécision finale que l'on s'autorise). Enfin, dans le cas où les surfaces 3D ont des "embranchements" modélisés par des "carreaux splines", l'algorithme de projection devient plus complexe.

→ A partir des constatations précédentes, l'algorithme que nous pensons tester par la suite utilisera une première itération de type "géométrique, mode A" (éventuellement 2) puis utilisera, pour le reste, l'approche mathématique, en rajoutant des moments d'ordre 3 (au moins) dans le vecteur de caractéristiques "carac".

→ A notre connaissance, la seule méthode traitant ce problème de matching de surface 3D complexe (non modélisable par des plans et des arêtes) avec des projections 2D est décrite dans [PONCE 89] :

. L'auteur considère les surfaces modélisées par des "patches" de fractions rationnelles polynomiales en (s,t) de la forme :

$$\mathbf{x}(s,t) = \frac{\sum_{i,j} s^i t^j \mathbf{x}_{ij}}{\sum_{i,j} d_{ij} s^i t^j}$$

où la notation en caractère gras $\mathbf{x}$ désigne les vecteurs de dimension 3.

. Une seule vue vidéo est en fait prise en compte.

Les équations de projection sont ramenées à des polynômes de la forme :

$$\left\{ \begin{array}{l} p_1(s,t,u,\mathbf{p}) = 0 \\ p_2(s,t,v,\mathbf{p}) = 0 \end{array} \right\} \text{ avec } \left\{ \begin{array}{l} u,v : \text{coordonnées image} \\ \mathbf{p} : 6 \text{ paramètres de projection} \end{array} \right\}$$

. Enfin, le contour générateur de la surface est le lieu des points où le plan tangent passe par le centre optique de la caméra. On peut ainsi obtenir une nouvelle équation polynomiale du type :

$$C(s,t,\mathbf{p}) = 0.$$

. Au total, on a donc un système de 3 équations :

$$\left\{ \begin{array}{l} P_1(s,t,u,\mathbf{p}) = 0 \\ P_2(s,t,v,\mathbf{p}) = 0 \\ C(s,t,\mathbf{p}) = 0 \end{array} \right\}$$

. Des procédures d'élimination, considérées dans l'article comme une "boîte noire"..., permettent alors de transformer le système précédent en une seule équation, après élimination de s et t :

$$F(u,v,\mathbf{p}) = 0.$$

On obtient ainsi directement une équation liant les points (u,v) du contour de la silhouette de la projection avec les paramètres p de la projection.

. La projection réelle étant maintenant donnée par une suite de points (u_i, v_i) , $i=1...N$, on cherche à minimiser selon p :

$$\varepsilon = \sum_i F^2(u_i, v_i, p)$$

L'algorithme de Levenberg-Marquardt est utilisé pour obtenir les paramètres p optimaux.

La méthode décrite n'a été appliquée qu'à des surfaces "simples" de type Tore. Le cas de plusieurs "patches" n'est pas traité et la procédure d'élimination n'est pas décrite dans le cas général (des références sont toutefois données). Pour transférer cette méthode à notre application, il nous faudrait obtenir une représentation plus globale de notre surface 3D.

→ Finalement, nous pensons qu'une méthode plus "locale" que les méthodes présentées au a) et b) devra être essayée en s'inspirant de [PONCE 89]. Ainsi, après 2 ou 3 itérations géométriques robustes permettant de "dégrossir" le matching, on pourra calculer des distances locales entre les 2 contours images réel et projeté (on calcule ces distances sur N points répartis sur un contour en éliminant des points aberrants lorsque les distances calculées sont trop importantes). On gagnera peu ou pas en temps de calcul, mais cela aura l'avantage de supprimer 2 inconvénients majeurs des méthodes globales :

. On n'est jamais sûr que les représentations *partielles* prises en compte dans les méthodes globales (moments d'ordre inférieur à 3) n'aboutissent pas à un blocage, c'est-à-dire à une situation où le matching est réalisé sur les représentations utilisées sans être réalisé réellement.

. Nous avons fait l'hypothèse dans toute cette partie que le résultat des procédures de segmentation était une surface 3D complète et 2 contours 2D fermés. Cependant, en raison de la complexité des structures ventriculaires, il est probable que certaines régions seront "oubliées" ou imprécisément détectées par la segmentation, il sera alors indispensable de réaliser le matching uniquement sur des zones locales. Le problème est donc reporté au niveau de la segmentation.

→ Enfin, d'autres méthodes seront étudiées :

. Mixage entre les méthodes de matching par points et matching par surfaces ; l'idée est de faire entrer des portions de surfaces 3D dans les caractéristiques "stables" utilisées pour les appariements dans les méthodes de type II (§ IV.1.1.). L'intérêt est de faciliter les appariements, voire de les rendre automatiques.

. Appariements facilités par "stéréoscopie". Pour faciliter ou automatiser les appariements entre structures (méthodes II), on peut synthétiser une vue radiologique à partir du volume 3D étudié avec des paramètres de projection $\mathbf{p}_0$ proches de ceux que l'on pense obtenir. On se retrouve alors avec 2 vues (une réelle, l'autre synthétisée), en conditions stéréoscopiques! Si l'on sait maintenant appairer 2 points appartenant à chacune de ces 2 vues (automatiquement si possible), on peut alors écrire que les 2 droites perspectives associées à ces 2 points s'intersectent (c'est-à-dire que la distance entre ces 2 droites est nulle). Or une droite est connue dans $\mathcal{R}_0$, l'autre est connue dans REF-3D. On obtient ainsi une équation faisant intervenir les paramètres $\mathbf{p}$ de transformation entre REF-3D et $\mathcal{R}_0$. Avec un nombre important d'appariements, on peut espérer obtenir suffisamment d'équations pour obtenir $\mathbf{p}$ réel par des méthodes de moindres carrés. Pour réaliser les appariements de façon automatique, on pourra utiliser des méthodes de corrélation si l'image synthétisée et l'image réelle représentent la même information : ceci sera surtout donné par le cas où l'on cherche à mettre correspondance une radio X réelle avec une pseudo-radio synthétisée à partir d'un examen TDM. Par contre si les 2 images représentent des informations physiquement différentes (de type radiographies et IRM par exemple), alors il faudra passer par des procédures de segmentation de points 2D ou de régions 2D "particulières". En conclusion, cette méthode semble très intéressante car elle ne nécessite a priori pas de segmentation 3D et offre des possibilités d'automatisation. Elle repose sur la connaissance d'un estimé $\mathbf{p}_0$ proche de la solution finale et surtout, sur la stabilité des structures appariées (stabilité en fonction des paramètres $\mathbf{p}$ des projections radiologiques [KERGOSIEN 87]).

. Construction d'un champ de potentiel 3D. Pour chaque silhouette obtenue sur une projection réelle, on peut associer un cône, de base le contour de la silhouette sur le plan image, et de sommet le foyer de rayons X. Pour une paire de silhouettes face et profil, on peut calculer l'intersection des 2 cônes correspondants : on obtient ainsi un volume dans $\mathcal{R}_0$ dont on sait qu'il contient la surface S. Il faut alors trouver une méthode permettant d'ajuster la transformation de S dans $\mathcal{R}_0$ pour qu'elle puisse être insérée à l'intérieur du volume intersection. On peut par exemple créer un champ de force associé à ce volume intersection tel qu'en tout point extérieur, une force soit exercée vers le volume et de module lié à la distance minimale entre le point et le volume intersection. En appliquant ce champ de force à plusieurs points de la surface, on peut espérer créer des résultantes de force et de moments qui permettent d'insérer la surface dans le volume.

Ces méthodes demandent bien sûr à être testées.

IV.2 Matching entre REF-TDM et REF-IRM

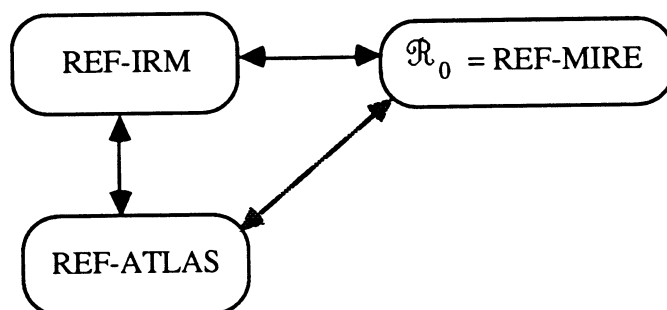


A priori, nous n'utiliserons en stéréotaxie qu'une seule série d'images 3D, et plus facilement une série IRM en raison de la richesse des informations obtenues. Cependant, si le chirurgien souhaite étudier le problème 3D à partir des images à la fois IRM et TDM, un matching 3D/3D s'avère nécessaire. Ceci pourra d'ailleurs avoir l'avantage de quantifier la distorsion géométrique IRM, si l'on fait toutefois l'hypothèse de l'absence de toute distorsion TDM notable. Le modèle de relation choisi est donc soit élastique dans le cas général, soit rigide si l'imageur IRM a été calibré avec précision ou si les images IRM ont été reformattées sans distorsion.

Ensuite, pour obtenir des mesures de similarité, on peut utiliser un processus entièrement interactif, en demandant au chirurgien d'apparier des point sur chaque volume d'images [SCHIERS 89]. Une approche plus automatique consiste à segmenter des structures surfaciques 3D que l'on suppose identiques dans les 2 référentiels : surface cutanée par exemple (pourvu que l'on utilise un seuil de segmentation très bas en TDM) ou plus facilement, la surface du système ventriculaire de nouveau. On est alors ramené à apparier 2 surfaces 3D, soit en utilisant des appariements point à point [PELIZZARI 89], soit en appariant quelques points caractéristiques [AYACHE 89 B], soit en utilisant un matching élastique global [BAJCSY 89], [GAMBOA 86].

Le vrai problème du matching 3D/3D est donc en général un problème de segmentation.

IV.3 Matching de l'Atlas avec le cerveau du patient



Nous avons présenté dans la 1ère Partie, au § IV.4, des méthodes permettant de mettre en correspondance l'Atlas avec le volume de données issues de l'IRM ou de la TDM [BAJCSY 89] : ces méthodes de matching 3D/3D élastique reposent sur des corrélations entre les niveaux de gris

de l'examen TDM (ou IRM) et les niveaux de gris affectés à l'Atlas de telle sorte que ces niveaux correspondent à ceux des images TDM (ou IRM).

Cependant, nous avons précisé dans la 1ère Partie, au § IV.5.a, qu'une prise en compte des données per-opératoires était nécessaire. En particulier, les ventriculographies mettent en évidence les commissures blanches antérieure et postérieure de façon précise, et ces points anatomiques ont été décrits dans la littérature comme constituant des repères stables ([TALAIRACH 57, 67], [SCHALTENBRAND 77],...). Le cas idéal est donc de faire coopérer les informations 3D pré-opératoires et les données des projections per-opératoires, dans un même processus global de matching. Nous proposons le processus suivant .

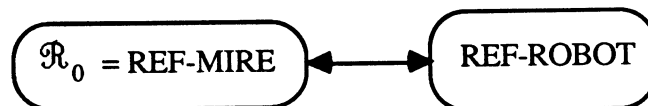
En pré-opératoire, on met en correspondance le système ventriculaire de l'Atlas, représenté par sa surface spline, avec les ventricules repérés en TDM ou IRM. On doit utiliser ici des procédures de matching élastique de surfaces. En fait, une telle phase peut avoir en même temps comme objectif de segmenter les ventricules sur l'imagerie 3D. Puis, on effectue le matching per/pré-opératoire sur les ventricules 3D segmentés et les silhouettes segmentées sur les ventriculographies soustraites. Et l'on vient déformer de nouveau élastiquement les ventricules 3D pour ajuster les points tels que les commissures antérieure et postérieure sur les projections radiologiques précises de ces points. On dispose finalement d'un champ de vecteurs déplacements répartis sur les surfaces des ventricules de l'Atlas et amenant ces surfaces dans le référentiel opératoire $\mathcal{R}_0$, tout en respectant à la fois un matching local 3D/3D et un matching local 3D/2D. La propagation de ce champ de vecteurs aux différentes structures de l'Atlas se fait alors par interpolation (on crée par exemple une fonction spline u de $\mathbb{R}^3$ dans $\mathbb{R}^3$ que l'on fait passer par les points où le champ de vecteurs est connu).

Une autre approche, inspirée de [CERCHIARI 87], est la suivante : on commence par réaliser une fois pour toutes le matching entre l'Atlas et un examen pré-opératoire (IRM par exemple) qui soit "standard", c'est-à-dire représentatif d'un cerveau "moyen". On obtient une fonction u_s de $\mathbb{R}^3$ dans $\mathbb{R}^3$ entre REF-ATLAS et le référentiel IRM "standard" REF-IRM-S. Cette étape peut être réalisée avec une part importante d'interactivité et de travail minutieux puisqu'on ne la réalise qu'une seule fois. Une telle méthode interactive est par exemple décrite dans [EVANS 88]. En suivant le principe décrit plus haut, on peut également prendre en compte dans ce matching préliminaire les ventriculographies pour le patient "standard" choisi. Puis, pour chaque patient i , on réalise un matching élastique 3D/3D entre son examen pré-opératoire REF-IRM- i et l'examen pré-opératoire standard REF-IRM-S : on obtient une fonction u_i de $\mathbb{R}^3$ dans $\mathbb{R}^3$ entre REF-IRM-S et REF-IRM- i . Le matching entre l'Atlas et l'examen 3D du patient est finalement obtenu en calculant la fonction u de REF-ATLAS dans REF-IRM- i , composée de u_s par u_i : $u = u_i \circ u_s$. L'avantage de cette méthode est que le matching entre deux examens 3D issus d'un même capteur est plus facile à réaliser que le matching entre un Atlas et un examen IRM; en particulier, des mesures de

corrélations calculées sur des petits volumes ont alors une signification réelle puisqu'elles se rapportent à des signaux de même nature (cf. [CERCHIARI 87]).

En attendant le développement de ces méthodes, on pourra se contenter d'un matching élastique global basé uniquement sur les projections per-opératoires (méthode de Talairach).

IV.4 Matching entre $\mathcal{R}_0$ et REF-ROBOT



Lorsque les différentes informations multi-modalités ont été mises en correspondance, la trajectoire à suivre peut être définie dans $\mathcal{R}_0$. Le paragraphe 3.5 présentera le positionnement d'un guide par un robot 6-axes permettant de suivre la trajectoire pré-définie. Pour communiquer cette trajectoire connue dans $\mathcal{R}_0$ au robot, il faut au préalable réaliser un matching entre $\mathcal{R}_0$ et REF-ROBOT. Cela correspond en fait au calibrage extrinsèque du robot.

Afin d'éviter d'utiliser des connaissances a priori, non nécessairement stables, portant sur la géométrie du système robot + sources rayons X + plans images, cette procédure de calibrage est réalisée au début de chaque intervention. Le référentiel de base $\mathcal{R}_0$ a été défini comme étant associé à une mire de calibrage en plexiglass contenant des billes métalliques de diamètre 3 mm. En fait, cette mire de calibrage est portée par le robot. Un système mécanique comprenant un alésage et un pion permet de monter cette mire sur le "nez" du robot, avec une très bonne reproductibilité. Le robot amène ensuite cette mire dans le champ opératoire, en venant coiffer la tête du patient (il s'agit d'une tâche obtenue par apprentissage). C'est alors que 2 clichés de référence face et profil sont pris pour calibrer le système radiologique. Si le robot est calibré intrinsèquement (voir § V.2), lorsqu'il porte la mire en position finale, il connaît la position et l'orientation du repère associé à son extrémité (soit en fait le repère outil) dans son repère de base REF-ROBOT. Soit (T_{REF}) la matrice homogène 4 x 4 exprimant cette position de référence du repère outil dans REF-ROBOT. Avec le choix qui a été fait sur le repère associé à la mire, (T_{REF}) est donc simplement et directement la matrice de passage entre $\mathcal{R}_0$ et REF-ROBOT.

On voit donc ici le double intérêt de la mire de calibrage : elle permet de calibrer le système radiologique (méthode des 2 plans) et elle permet de relier facilement les coordonnées images radiologiques aux coordonnées 3D exprimées dans le référentiel de base du robot.

V GUIDAGE DU GESTE : POSITIONNEMENT D'UN GUIDE PAR UN ROBOT 6-AXES

A ce stade de la méthodologie, le robot connaît la position finale qu'il doit atteindre dans son repère de base REF-ROBOT noté $\mathcal{R}_R$. Nous étudions maintenant les divers problèmes qu'il a fallu résoudre pour permettre au robot de venir positionner un guide linéaire en regard de la trajectoire choisie : calibrage intrinsèque, changeurs de coordonnées direct et inverse, réalisation d'une trajectoire dans l'espace du cadre stéréotaxique et sécurité du système robotisé. Dans la mesure où ce système ne réalise qu'un positionnement de guide, il doit être classé dans la catégorie "semi-actif" (cf. 1ère partie, § V.3). Nous discuterons des extensions de ce système à un système "actif" au § V.5.

V.1 Présentation du manipulateur utilisé

Le manipulateur utilisé est un robot universel 6-axes, conçu et réalisé par la société D.M Développement (antérieurement Assistance Industrielle Dauphinoise). Il s'agit en fait d'une version modifiée d'un manipulateur industriel 6-axes + pince. L'annexe B.1 présente certaines caractéristiques techniques de ce robot. Outre une finition particulièrement soignée compte tenu du domaine d'utilisation, les adaptations mécaniques essentielles ont porté sur les points suivants :

- augmentation des rapports de réduction, ce qui rend le robot plus lent, certainement plus "précis", et irréversible sous l'action de forces "humaines" normales. La gestion hardware des codeurs optiques montés sur chaque axe a également été modifiée pour obtenir une résolution compatible avec ces réductions.
- remplacement de la pince par un guide linéaire adapté aux sondes et mèches de perçage utilisées,
- construction d'une embase mécanique assurant une liaison rigide entre le pied du robot et le cadre stéréotaxique.

Nous présentons brièvement la mécanique, la commande et le logiciel de commande associé à ce robot.

V.1.a) Mécanique

Le robot 6-axes utilisé a une structure classique de type anthropomorphe. Il est constitué d'un "tronc" (ou "pied"), de deux segments de longueurs respectives $L_1=350$ mm et $L_2=450$ mm correspondant resp. au "bras" et à "l'avant-bras", puis d'un segment "outil" de longueur $L_0=120$ mm correspondant au "poignet". Le schéma de la figure V.1.A présente les 6 degrés de liberté associés à ces segments:

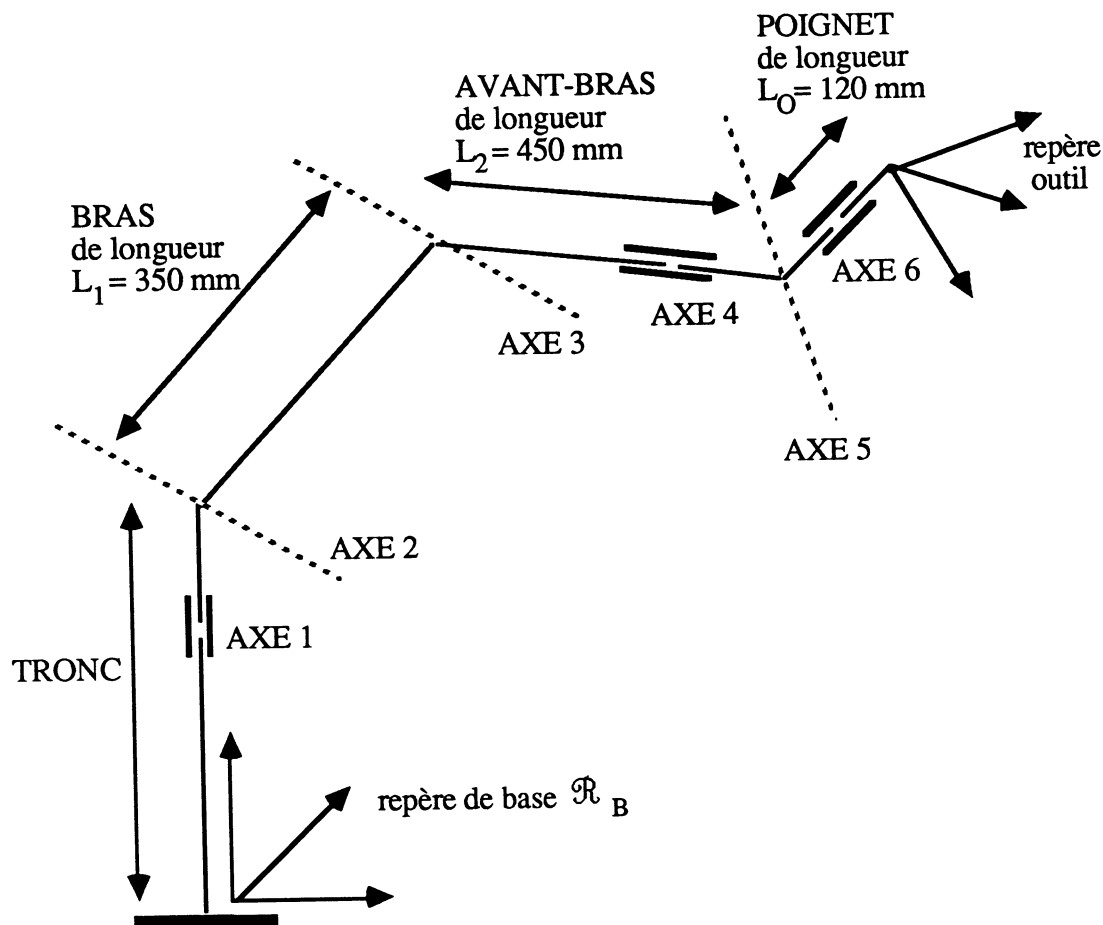


Figure V.1.A : représentation des 6 articulations rotoïdes du robot.

Le socle et les segments sont réalisés en fonderie d'alliage léger sauf le segment 3 ("avant-bras") qui est constitué d'un tube en alliage léger.

Sur chaque axe, la fonction articulaire est remplie par une butée à aiguille et un roulement à billes, et la fonction réduction est assurée par un réducteur plat à engrenage déformable. Pour les axes 1, 2 et 3, des courroies assurent une première réduction. Les moteurs utilisés sont à courant continu. Des codeurs optiques incrémentaux sont intégrés aux réducteurs, une phase d'initialisation de ces codeurs est donc nécessaire au début de chaque utilisation. Lors de cette phase de "repli", chaque articulation vient atteindre des repères à vitesse lente (cames détectées par des capteurs inductifs).

Les débattements sont de 270° pour les axes 1, 3, 4, 6 et de 180° pour les axes 2, 5.

Des charges d'environ 1.5 kg sont supportées.

V.1.b) Commande

La commande de ce robot est une commande en position, avec un asservissement de type P.I.D (Proportionnel Intégral Dérivé). Le module hardware de commande était à l'origine intégré dans une armoire de type C.N (Commande Numérique) connectée à un P.C. via une liaison série RS 232. Désormais, toute la commande est intégrée sur une carte spécifique implantée sur un IBM PC-AT et communiquant avec le système DOS par des interruptions. Un boîtier de puissance est géré par cette carte et permet d'envoyer les courants nécessaires aux 6 moteurs du robot. Cette configuration rend les communications particulièrement rapides et la gestion des ordres élémentaires de commande très souple. En particulier, une interface de type FIFO permet de stocker et de gérer 20 ordres élémentaires de façon autonome. Un tableau de paramètres est chargé dans la carte au lancement de chaque application (butées, seuils d'erreur de poursuite et de position, gain des asservissements P.I.D, ...).

V.1.c) Logiciel de commande

Au niveau software, on dispose d'une bibliothèque de procédures de bas niveau écrites en assembleur et dont les fonctions principales sont les suivantes :

- INTERRUPTEUR : validation / dévalidation de la puissance (alimentation des moteurs).
- POSITION DESIREE : asservissement des 6 axes sur des positions codeurs données.
- RAMPE : envoi d'un tableau de rampes d'accélération (une rampe par axe).
- ASSERVIR : asservissement/désasservissement d'un ou plusieurs axes.
- STOP : arrête le robot sur la position courante.
- POSITION : lecture des valeurs codeurs courantes.
- ...

A un niveau supérieur, on dispose de procédures gérant l'initialisation des codeurs, le chargement des paramètres (gains d'asservissement, butées, tolérance d'erreur, etc...), une procédure "VAZY", qui calcule et envoie les rampes d'accélération synchronisées pour passer d'une configuration des 6 variables articulaires à une autre, et une procédure EXE-TACHE qui gère et exécute le lancement d'une tâche constituée d'un ensemble de configurations, avec ou sans points de passage. L'intégration de ces modules de base dans le logiciel principal sera présentée au §.VI.1, lors de la description du système actuellement utilisé.

V.2 Modélisation et calibrage intrinsèque

Nous nous intéressons ici à la précision intrinsèque du manipulateur. La plupart des robots industriels sont utilisés pour répéter des tâches établies par apprentissage. Dans ce cas, seule la **répétabilité** du robot intervient, et elle est en général très bonne (la répétabilité est la précision avec laquelle un robot peut réitérer un positionnement sur un nombre important d'expériences). Dans notre cas, une expérience simple utilisant des capteurs à effet inductif nous a permis d'obtenir une mesure de la répétabilité du robot utilisé dont l'amplitude maximum était de 0.3 mm en distance. Cette valeur constitue notre limite théorique de calibrage intrinsèque.

Cependant, dans notre cas, il ne s'agit pas de répéter une tâche apprenie, mais de positionner l'outil du robot dans diverses configurations, connues dans un référentiel externe au robot. Autrement dit, notre problème est d'établir des relations précises entre les 6 variables articulaires ($q_1, q_2, \dots, q_6$) et la position de l'outil dans le référentiel de travail $\mathcal{R}_0$. Cette "position" de l'outil sera en fait représentée par une matrice homogène 4x4 (T) traduisant le passage du référentiel outil $\mathcal{R}_0$ au référentiel de base du robot $\mathcal{R}_R$. Or, nous avons vu à la fin du § IV que l'on pouvait, par l'intermédiaire de la mire en plexiglass, connaître la transformation entre le référentiel de travail $\mathcal{R}_0$ et le référentiel de base du robot $\mathcal{R}_R$, pourvu que l'on sache exprimer des relations précises entre le vecteur $\mathbf{q}$ et la position de l'outil représentée dans $\mathcal{R}_R$ par la matrice (T). Ce dernier problème est celui du **calibrage intrinsèque**, nous le traitons maintenant.

Il peut paraître surprenant qu'un tel problème ne soit pas encore complètement résolu, mais l'utilisation de manipulateurs pour régler des tâches non apprenies est finalement assez récente et va de pair avec le développement de la Vision par Ordinateur, dont les progrès importants sont également récents. [HOLLERBACH 89] a ainsi recensé plus de 100 publications consacrées à ce problème de calibrage intrinsèque, la plupart étant postérieures à 1985! On trouve des exemples où les auteurs ont obtenu, après calibrage, une précision intrinsèque de 0.3 mm, alors qu'elle était de l'ordre de 1cm avec les paramètres nominaux délivrés par les constructeurs (par exemple, dans [CHEN 87], la précision d'un PUMA 760 passe ainsi de 6 mm à 0.3 mm ; dans [JUDD 87], la précision d'un Automatix-Aid 900 passe de 16mm à 0.6mm, etc...). En fait, il existe deux alternatives à un calibrage intrinsèque élaboré : la première consiste à obtenir, au niveau de la fabrication, des longueurs de segments exactes, des offsets de variables articulaires déterminés mécaniquement, des axes rigoureusement alignés, des jeux nuls, des compliances nulles, des excentricités d'engrenage nulles, etc.... Evidemment, le pendant de cette solution est le coût de production du robot, ce qui est pour nous un facteur important. L'autre solution consiste à utiliser des capteurs externes de type caméra, et à contrôler les positionnements de l'outil terminal par une boucle fermée d'asservissement. Dans notre cas, cela pourrait être réalisé en utilisant le double

système radiologique ; cette solution intéressante ne sera quasiment pas abordée dans la suite de cette thèse, nous la laissons en question ouverte.

Conformément à la méthode générale de calibrage présentée dans la 1ère partie, au § II.2.a., le calibrage intrinsèque du robot doit être réalisé en 3 étapes qui sont successivement : la définition d'un modèle paramétré, l'acquisition de mesures précises dans un référentiel de mesure, et la résolution du système obtenu en écrivant les équations du modèle pour les mesures collectées. Une 4ème étape traitant de l'utilisation du modèle actualisé doit finalement être ajoutée. Nous présentons ici ces 4 étapes, en décrivant pour chacune d'entre elles le principe, l'état de l'art et notre implémentation. Une autre synthèse très détaillée a récemment été présentée par [HOLLERBACH 89] (voir également [ROTH 87]).

V.2.a) Définition d'un modèle

Un modèle de manipulateur 6 axes à articulations rotoïdes est décomposé en un modèle "géométrique" prenant en compte les transformations entre segments décrites par des translations et des rotations axiales, et en un modèle "non géométrique" prenant en compte les jeux des articulations, les compliances (déplacements dûs au poids de la charge et du robot lui-même), les excentricités d'engrenage, etc...

→ Principe et état de l'art

De très nombreux modèles ont été proposés pour décrire la géométrie des articulations. Certains auteurs estiment qu'il est nécessaire d'utiliser 6 paramètres pour décrire chaque articulation [ZIEBERT 88], d'autres vont même jusqu'à 9 paramètres [VAISHNAV 87], un consensus semble cependant s'établir pour utiliser la représentation à 4 paramètres de Denavit-Hartenberg [DENA VIT 55], récemment modifiée par Hayati pour traiter le cas de 2 articulations successives dont les axes sont presque parallèles [HAYATI 85], [HAYATI 88]. La figure V.2.a.A. représente le modèle de base de Denavit et Hartenberg.

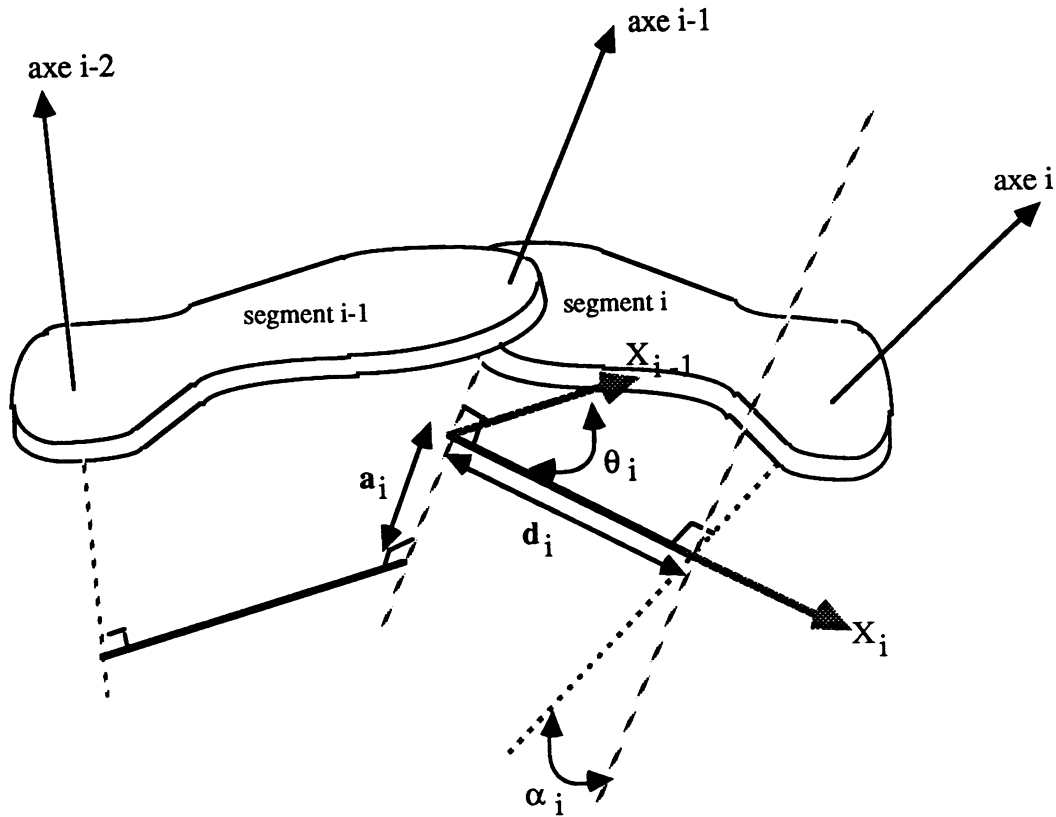


Figure V.2.a.A : Représentation d'une articulation par les paramètres D.H. (Denavit-Hartenberg).

On associe ainsi à chaque articulation reliant un segment i-1 à un segment i, une matrice homogène 4 x 4 A_{i-1}^i dont l'expression en fonction du vecteur des 4 paramètres D.H. $p_i = (\theta_i, \alpha_i, a_i, d_i)$ est la suivante :

$$A_{i-1}^i = \begin{pmatrix} c\theta_i - c\alpha_i.s\theta_i & s\alpha_i.s\theta_i & a_i & c\theta_i \\ s\theta_i & c\alpha_i.c\theta_i & -s\alpha_i.c\theta_i & a_i.s\theta_i \\ 0 & s\alpha_i & c\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

(Eq. V.2. a-1)

où :

- la notation $(c\theta_i, s\theta_i)$ désigne $(\cos \theta_i, \sin \theta_i)$,
- a_i, d_i, α_i sont 3 paramètres constants (pour les articulations rotoïdes), qui traduisent les longueurs des segments et les "désalignements" des axes.
- θ_i est l'angle de rotation entre les vecteurs X_i et X_{i-1} associés aux segments i et i-1. Cet angle s'exprime en fonction des variables articulaires codeurs par l'expression suivante :

$$\theta_i = \frac{1}{K_i} (q_i - q_{i0}) \quad (\text{Eq. V.2.a-2})$$

avec :

- . K_i : rapport de réduction en nombre de points codeur par radian
- . q_i : variable articulaire, exprimée en points codeurs
- . q_{i0} : "offset" ou variable articulaire de référence ; c'est la valeur lue sur le codeur lorsque l'on a $\theta_i = 0$.

L'expression donnant la position (T) du repère outil dans le repère de base du robot est alors la suivante :

$$(T) = A_0^1 \cdot A_1^2 \cdot \dots \cdot A_{i-1}^i \cdot \dots \cdot A_5^6 \cdot A_6^{\text{OUTIL}} \quad (\text{Eq. V.2.a-3})$$

où :

- les matrices du type A_{i-1}^i sont déterminées par les 4 paramètres D-H (Eq. V.2. a-1)
- la matrice A_6^{OUTIL} est une matrice 4x4 déterminée par 6 paramètres indépendants traduisant la transformation entre le repère outil et le repère associé à l'axe 6.

Le modèle géométrique complet est donc défini par :

$$N = (4 \times 6) + 6 = \underline{30 \text{ paramètres indépendants.}}$$

(T) est une matrice homogène 4x4 représentant un trièdre de vecteurs orientations A (approach), S (Slide), N (Normal) et un point P ; on choisit donc comme représentation de (T) la matrice suivante :

$$(T) = \begin{pmatrix} A_X & S_X & N_X & P_X \\ A_Y & S_Y & N_Y & P_Y \\ A_Z & S_Z & N_Z & P_Z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{A} & \mathbf{S} & \mathbf{N} & \mathbf{P} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

(Eq : V.2.a-4).

En réalité, selon le robot utilisé, selon les charges portées, etc.. plusieurs auteurs ont montré que le modèle purement géométrique était insuffisant si l'on voulait obtenir une bonne précision. On se référera ainsi aux travaux de [WHITNEY 84], [JUDD 87], [CHEN 87], [AHMAD 88], [PUSKORIUS 87],... Les phénomènes pris en compte sont en général les suivants :

- . jeu articulaire ; on introduit un terme correctif sur θ_i du type :

$$\Delta\theta_i = b_i \cdot \text{signe} (\theta_i - \theta_i \text{ précèdent}) \quad (\text{Eq. V.2.a-5})$$

. compliance due aux couples exercés par le poids de la charge portée et par le poids des segments ; on introduit un terme correctif $\Delta\theta_i$ proportionnel à ces couples.

. excentricité des engrenages ; l'expression V.2.a-2 est modifiée pour prendre en compte les variations des rapports de réduction en fonction des variables articulaires (lois $K_i(\theta_i)$).

D'autres phénomènes sont connus mais sont difficiles à modéliser : on peut par exemple citer les mouvements du support du robot, les variations des longueurs des segments en fonction de la température, l'élasticité des courroies, etc... On peut alors introduire des corrections de l'erreur résiduelle portant sur (T) par des fonctions linéaires en $(\cos \theta_i, \sin \theta_i)$ [JUDD 87], ou l'on peut également utiliser des modèles non paramétriques décrits dans [HOLLERBACH 89].

→ Notre approche

Le choix du modèle actuellement adopté part du constat selon lequel notre espace de travail est limité à une zone relativement petite (l'extrémité du robot est, en position finale, toujours située à l'intérieur d'une sphère de rayon 150 mm et centrée sur le "milieu" du cadre stéréotaxique). Par ailleurs, à une position (T) donnée, correspond, pour ce robot, 8 vecteurs de variables articulaires admissibles ; chacun de ces 8 vecteurs correspond à un type de configuration. Concrètement, à (T) donnée, parmi les 8 configurations a priori admissibles, certaines sont impossibles à réaliser en raison des débattements angulaires qui ne sont pas de 360° . En se limitant à notre espace de travail, il est facile de déterminer les 8 types de configuration admissibles. Globalement, on obtient 4 "types de configurations principaux" associés aux axes 1, 2 et 3, et, pour chacun de ces 4 types, nous désignons par "type de configuration secondaire", chacune des 2 configurations associées aux axes 4, 5 et 6. La figure V.2.a.B illustre les 4 types de configurations principaux, notés respectivement A, B, C et D.

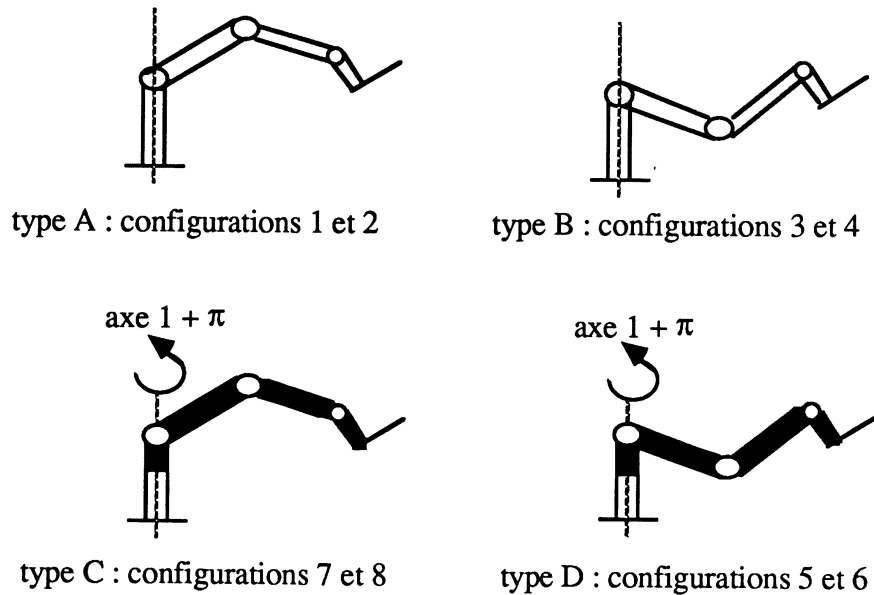


Figure V.1.a.B : 4 types de configuration principaux.

Nous avons choisi un modèle dit "simple" : cela consiste à supposer que les 3 derniers axes (4, 5 et 6) sont concourants, le poignet du robot est alors sphérique. En fait, par extension, nous intégrons dans la définition du terme "simple" le fait que les axes 1 et 2 d'une part et 3 et 4 d'autre part soient orthogonaux et concourants et que les axes 2 et 3 soient parallèles. Toutes ces relations sont en principe vérifiées lors du montage par l'industriel, mais des petites imprécisions peuvent subsister. Cependant, nous nous restreignons à un espace de travail très limité par rapport au volume atteignable par le robot, à la fois dans l'espace cartésien (la précision n'est nécessaire que dans la région de la tête du patient) et dans l'espace des configurations (on utilisera le robot dans un seul type de configuration principal). En fait, l'idée est de calibrer le robot là où on l'utilise. On divise ainsi, à la fois l'espace de travail cartésien et l'espace des configurations, et l'on fait l'hypothèse que le robot supporte un modèle "simple" dans chacun de ces sous-espaces. Ceci revient à supposer que le modèle simple peut "absorber" les erreurs de désalignement d'axes dans des zones réduites. Cette approche a également été considérée comme valide par [VEITSCHEGGER 87].

Dans chaque sous-espace, le modèle "simple" suppose donc que les axes sont parfaits (rigoureusement parallèles, orthogonaux, ou concourants selon les cas). On peut alors facilement donner l'expression de la position (T) de l'outil dans $\mathcal{R}_R$ en fonction des 6 variables articulaires (q_i), $i = 1 \dots 6$ (voir Annexe B.2). Un avantage de cette formulation est qu'on peut trouver une expression explicite de son inverse, contrairement aux modèles utilisant tous les paramètres D.H. Voir par exemple [SHAHINPOOR 86] pour des expressions des changeurs de coordonnées direct et inverse.

Pour chaque sous-espace, nous estimerons un vecteur paramètre $\mathbf{p}$ à 14 composantes (au lieu de 30 pour l'ensemble des paramètres D-H), à savoir :

- 6 paramètres exprimant les 6 degrés de liberté entre le repère de base du robot $\mathcal{R}_R$ et le repère externe dans lequel on fera des mesures (voir paragraphe suivant).
- 5 offsets exprimant la configuration de référence : (q_{i_0}) , $i = 1 \dots 6$. La variable q_{1_0} est choisie arbitrairement car elle correspond à la définition de l'orientation du vecteur X de $\mathcal{R}_R$ (elle n'est pas indépendante des 6 premiers paramètres).
- 3 longueurs L_1, L_2, L_O pour les 3 segments.

En conclusion, on pose pour chaque sous-espace de travail :

$$(\mathbf{T}) = f(\mathbf{q}, \mathbf{p}) \quad \text{où} \quad \left\{ \begin{array}{l} .(\mathbf{T}) \text{ représente la position de l'outil dans } \mathcal{R}_R \\ .\mathbf{q} \text{ représente les 6 variables articulaires} \\ .\mathbf{p} \text{ représente les 14 paramètres du modèle} \end{array} \right\}$$

(Eq. V.2.a-6)

V.2.b) Acquisition de mesures

Afin d'identifier les paramètres $\mathbf{p}$ d'un modèle, il est nécessaire d'amener le robot dans un nombre N important de configurations et de collecter un ensemble de mesures $(\mathbf{t}^k, \mathbf{q}^k)$, $k=1 \dots N$, portant sur l'extrémité du robot, dans un référentiel extérieur de mesure REF-EXT.

. $\mathbf{q}^k$ représente le vecteur des 6 variables articulaires correspondant à la configuration k.

. $\mathbf{t}^k$ représente, pour la configuration k, un vecteur de mesures de la position de l'outil. Si l'on prend pour $\mathbf{t}^k$ la matrice 4×4 complète $(\mathbf{T})^k$, on a 12 mesures non nulles, mais elles ne sont pas indépendantes. Il faut alors extraire 6 composantes indépendantes représentant une position de l'outil (translation + orientation). On peut également se contenter de mesurer seulement 2, 3, 4, ... composantes indépendantes, pourvu que leur expression dans le modèle fasse intervenir tous les paramètres. Par exemple, dans notre cas, on pourra se contenter de collecter les 3 coordonnées d'un seul point du repère outil.

→ Etat de l'art des systèmes de mesure

Pour mesurer la "position" du repère outil représentée par le vecteur t^k , plusieurs capteurs ont été proposés dans la littérature ; nous les classons en 3 types. Au préalable, nous admettons que la précision recherchée sur les mesures est de 0.1mm, en maximum et en distance.

Type I : une première classe de méthodes utilise des contacts mécaniques obtenus interactivement (voir [HAYATI 88], [ROTH 87], [KWOH 88], [VEITSCHEGGER 87],...). Le robot tient un outil "mâle" et l'opérateur déplace interactivement le robot pour venir insérer cet outil dans des récepteurs mécaniques "femelles" qui sont répartis sur une mire connue avec une grande précision. On peut par exemple se contenter d'amener une pointe tenue par le robot sur des points répartis sur une grille. Le problème principal de cette méthode est que les expériences d'acquisition de données sont très longues et difficiles.

Type II : Une seconde classe de méthodes utilise des capteurs de type caméra. Par exemple, [PUSKORIUS 87] monte deux caméras à l'extrémité du robot et visualise avec ces caméras un point fixe en tournant autour. Le problème est ici de calibrer le système stéréoscopique et d'obtenir une détection dont la résolution soit compatible avec la précision requise (0.1 mm). Pour cette dernière raison, il est en général préférable de monter les caméras sur le robot et de visualiser une scène sur un champ limité plutôt que d'utiliser deux caméras externes, car pour observer un espace de travail suffisamment grand, cela nécessite un champ de vision large et donc une mauvaise résolution.

Type III : La méthode sans doute la plus répandue, car très précise, est basée sur une triangulation obtenue avec 2 ou 3 théodolites (voir [JUDD 87], [WITHNEY 84], [JARVIS 87], [JARVIS 88], [CHEN 87],...). Ainsi, avec 3 théodolites, [CHEN 87] obtient une précision de mesure de ± 0.02 mm dans un champ de 1 m. Le principe de mesure est représenté sur la figure V.2.b.A :

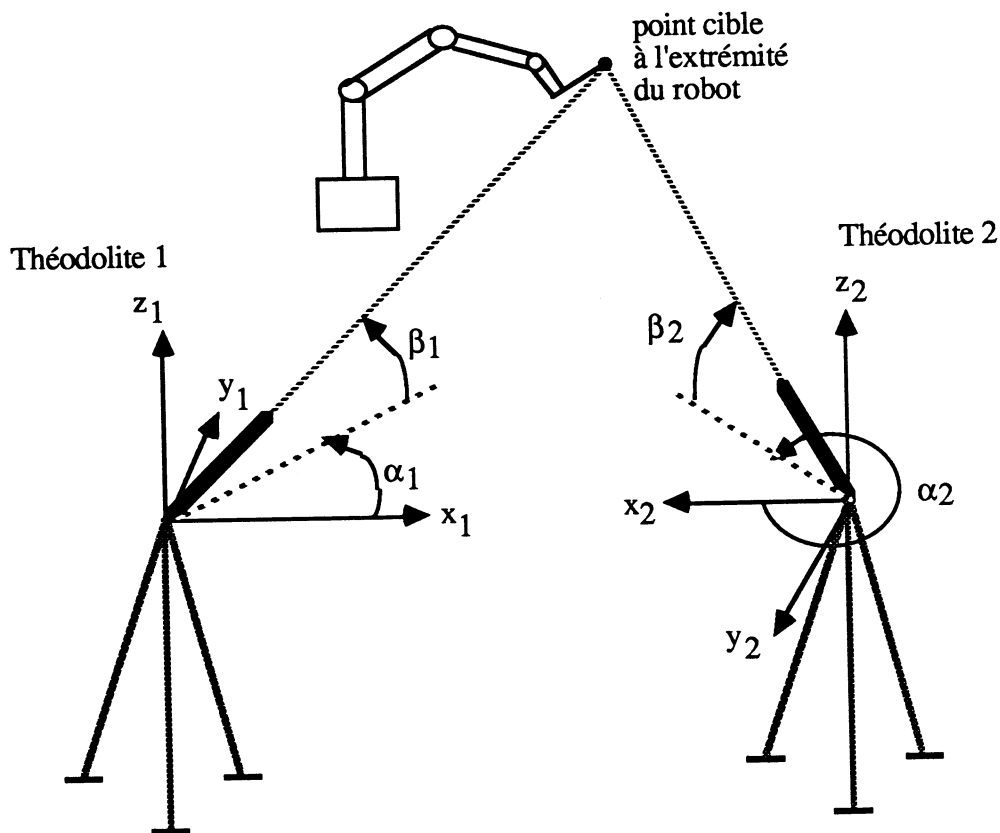


Figure V.2.b.A : Mesure par théodolites

Les théodolites sont de simples lunettes de visée munies de réticules et orientables suivant deux axes. Lorsqu'on vise un point avec un théodolite, on détermine une droite par ses deux angles (α , β), dans le référentiel du théodolite (la droite passe aussi par l'origine du repère). Lorsqu'on vise un point avec deux théodolites, on obtient deux droites, chacune étant paramétrée dans un référentiel propre. Dès lors que les 2 référentiels théodolites R_{T_1} et R_{T_2} sont reliés (par calibrage...), on peut calculer l'intersection de ces deux droites (au sens du point le plus proche de deux droites). C'est le principe de triangulation.

Les difficultés que présente cette expérience seront décrites dans le cadre de notre approche. Cependant, la description de la méthode de mesure, et notamment de la procédure de calibrage du système de 2 théodolites, telle qu'elle est présentée dans [JARVIS 87] et [JARVIS 88], rend l'expérience complexe du point de vue de l'implémentation (hardware et software) mais très facile et très précise du point de vue de l'utilisation. En effet, après calibrage, l'auteur obtient des mesures *automatiques* avec une précision de ± 0.01 mm dans un volume de 1 m^3 . Il faut toutefois préciser que l'auteur a ici remplacé les théodolites classiques par des photodiodes à cadran montées sur deux axes motorisés, ce qui permet de réaliser un "tracking" automatique d'une diode Infra-Rouge ponctuelle montée à l'extrémité du robot. En conclusion, il nous semble que cette méthode a

un avenir certain dans le domaine industriel, mais qu'elle est, pour une application ponctuelle telle que la nôtre, a priori trop coûteuse.

→ Notre approche

Nous avons étudié et implémenté plusieurs méthodes de mesures, nous les décrivons ici en les situant par rapport à la classification précédente.

Type I : Le cadre stéréotaxique a été usiné avec une grande précision, de même que les "grilles de Talairach" que l'on peut monter sur le cadre. Nous disposons ainsi d'un système de calibrage du type I ! L'expérience de mesure est présentée sur la figure V.2.b.B :

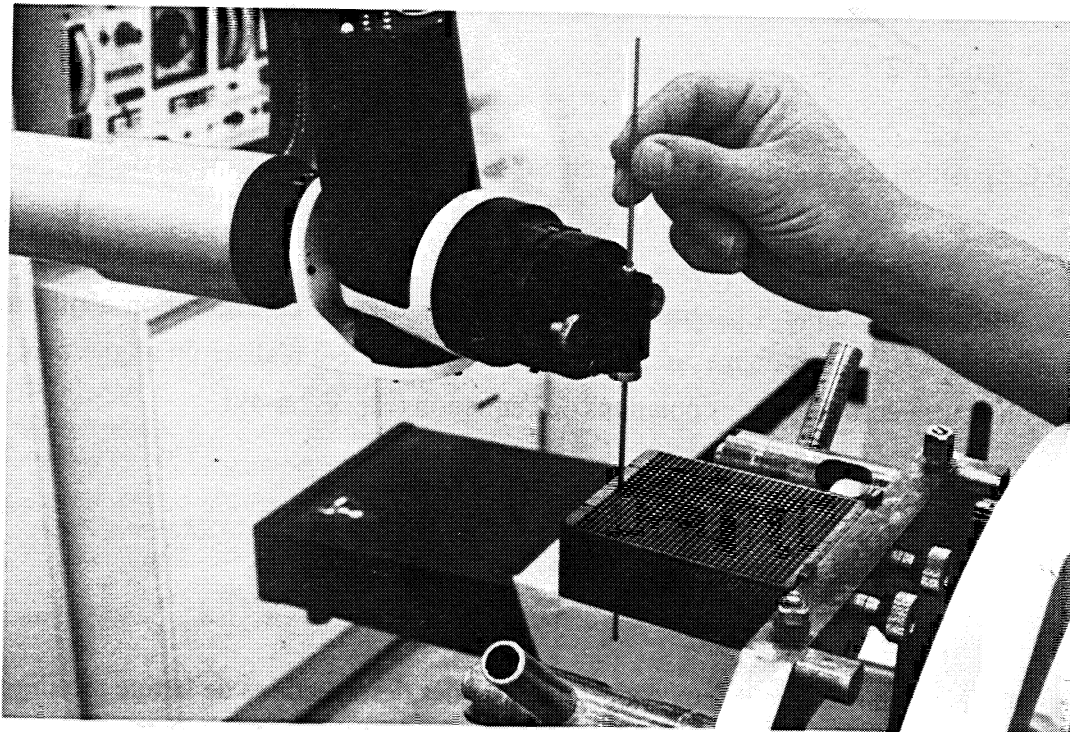


Figure V.2.b.B : mesures par ajustements mécaniques sur les grilles de Talairach.

L'outil tenu par le robot est un tube de diamètre 3mm. Par déplacements interactifs et itératifs de l'extrémité du robot, on vient aligner le tube-outil avec l'un des tubes de la grille de Talairach. Pour cela, on insère une tige rectiligne de diamètre 3 mm (en l'occurrence, un trocart à biopsie !) dans le tube-guide et l'on regarde si cette tige passe dans le tube de la grille. Pour chaque ajustement ainsi réalisé, on connaît l'équation de la droite passant par le point P (centre du repère outil) et de vecteur directeur A (vecteur associé au tube guide), dans le repère du cadre stéréotaxique. Chaque tube de

la grille de Talairach est en effet précisément référencé dans le repère cadre et l'on peut en fait disposer de 4 positions pour installer la grille (Figure V.2.b.C).

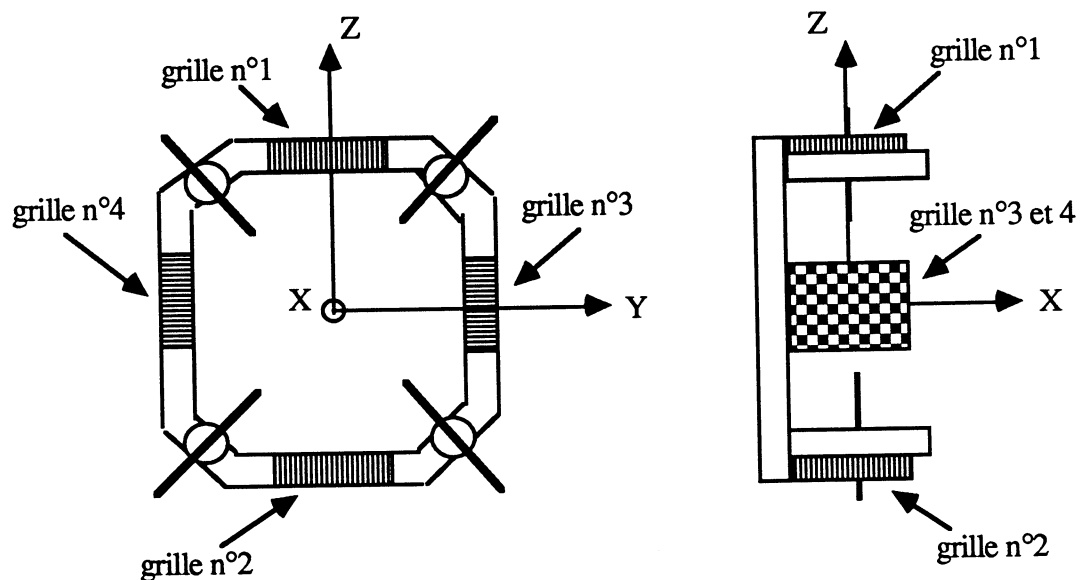


Figure V.2.b.C : position des 4 grilles de Talairach dans le repère du cadre stéréotaxique.

Une droite étant représentée par 4 paramètres indépendants, chaque configuration d'ajustement nous permet d'écrire 4 équations de mesure. Par exemple, si l'on vient réaliser un alignement avec la grille n° 1, on pourra écrire, avec les notations de l'équation (Eq. V.2.a-4) :

$$\left(\begin{array}{l} P_X = X \text{ cadre} \\ P_Y = Y \text{ cadre} \\ A_X = 0 \\ A_Z = -1 \end{array} \right) \quad (\text{eq. V.2.b-1})$$

Nous avons estimé, qu'en raison des jeux d'ajustement et des déformations de la tige rectiligne, la précision de mesure obtenue est de l'ordre de +/- 0.5 mm en position et de +/- 0.5° en orientation (imprécisions maximales).

Afin d'obtenir une meilleure précision, et surtout une méthode de mesure plus facile et plus rapide nous avons envisagé d'autres solutions.

Type II : Le robot pourrait amener une petite sphère radio-opaque dans le champ des radiographies, on prendrait alors deux clichés film "face" et "profil", et l'on pourrait numériser les projections de la sphère à l'aide d'une table à numériser, puis reconstruire sa position 3D à l'aide des procédures de calibrage du double système radiologique (cf. § II.3.2). Cependant, la précision

ainsi obtenue serait de l'ordre de 0.3 mm et il faudrait 60 clichés pour acquérir 30 mesures, ce qui n'est pas économique ! L'utilisation du système de radiologie numérisée (qui vient d'être installé) peut constituer une solution à ces 2 problèmes (détection en sub-pixel par calculs de barycentre des projections, coût des clichés gratuit). Mais cela pré-suppose de régler le calibrage de la distorsion, ce qui n'est pas encore réalisé. Enfin, on pourrait installer deux caméras vidéo visualisant l'espace de travail, mais là encore, la précision obtenue serait en limite de ce que l'on cherche et cela ajouterait un coût non négligeable au système global.

Type III : L'expérience des théodolites, présentée par plusieurs auteurs comme très précise, est bien sûr attirante dans notre cas. Nous avons donc tenté de la réaliser.

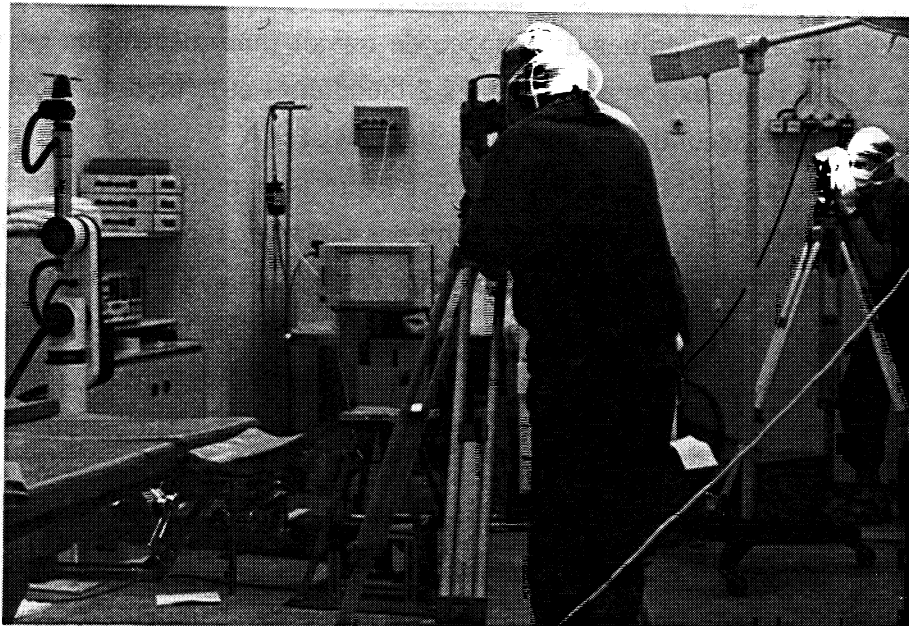


Figure V.2.b.D : Photos de notre expérience de calibrage par théodolites.

Nous avons installé deux théodolites WILD T2 à proximité du robot et nous avons monté, à l'intérieur du tube-guide tenu par le robot, une tige métallique calibrée avec 2 sphères parfaites à ses extrémités (sphères utilisées dans les palpeurs mécaniques Renishaw), (cf. figure V.2.b.D).

Nous avons alors placé le robot dans des configurations diverses, balayant ainsi l'ensemble total des configurations et nous avons, pour chaque position, pointé les deux sphères avec les 2 théodolites, en réalisant des mesures dupliquées par "retournement". Au total, pour plus de 50 configurations, cela a représenté environ 800 lectures d'angles à 7 chiffres ! Ce travail d'acquisition de données s'est réparti sur 4 jours très intenses...

Malheureusement, la précision finale obtenue s'est avérée être de l'ordre de 0.5 mm, ce qui est à peu près équivalent à la précision obtenue avec le système de grilles (Type I), alors que les mesures sont encore plus délicates à obtenir. Il est clair que les théodolites exigent une certaine expérience dès lors qu'on les utilise en limite de leurs possibilités. Bien que nous ayons suivi des conseils de spécialistes, nos mesures se sont soldées par un échec, compte tenu de la précision de 0.1 mm qui était recherchée. Cependant, si cette expérience doit être reconduite, nous pensons pouvoir améliorer nettement ces résultats, en se plaçant dans des conditions expérimentales plus favorables et en utilisant des procédures de calibrage des théodolites plus souples, ne nécessitant pas un "doigté de spécialiste". Les points importants consistent ainsi à :

- reposer le robot et les trépieds des théodolites sur un sol impérativement bétonné (le calibrage intrinsèque du robot peut être réalisé hors du bloc opératoire).
- rapprocher au maximum les théodolites de l'espace de travail (une disposition en triangle équilatéral de côté 2.5 m et dont les sommets sont les 2 théodolites et le pied du robot semble correcte compte tenu de la profondeur de champ des lunettes de visée).
- prendre comme cible des points dont la taille correspond à la précision requise, plutôt que viser le centre d'une cible sphérique de quelques mm : on pourra par exemple prendre l'intersection de 2 fils fins de diamètre 50 μm , tendus et croisés. Dans notre cas, les cibles étaient des sphères de diamètre 3 mm, une précision sur le pointé de 0.1 mm correspondait donc à un centrage précis à 1/30 du diamètre de la tache circulaire observée sur le réticule, ce qui est très délicat.
- si possible, disposer de théodolites à lecture automatique. Des erreurs importantes sur les lectures des graduations sont facilement détectées à l'aide des "doubles visées avec retournement" (on compare toujours les pointés de type (α, β) avec les pointés équivalents de type $(\alpha + \pi, \pi - \beta)$, cf figure V.2.b.A). Cependant, les petites erreurs intervenant dans les lectures sur verniers ne sont pas détectées, ce qui ne serait pas le cas avec des systèmes à lecture automatique.
- utiliser, pour le calibrage du système, un étalon comprenant au moins 3 points alignés dont on connaît la distance entre eux avec une précision de 0.1 mm (points espacés d'environ 100 mm). On s'inspirera ici des méthodes de calibrage des théodolites décrites dans [JARVIS 87] et [JARVIS 88]. Il nous est en effet apparu délicat d'utiliser les méthodes classiques de calibrage qui requièrent des hypothèses difficiles à vérifier et un doigté de spécialiste... En particulier, la procédure d'autocollimation qui permet d'aligner les 2 axes x_1 et x_2 des 2 théodolites (figure V.2.b.A) n'était pas reproductible avec la précision souhaitée. De même, la mire INVAR d'environ 2m de long qui était utilisée pour connaître les distances entre les 2 centres des théodolites était mal adaptée à des mesures rapprochées. En conclusion, nous pensons qu'il faut calibrer ce système de calibrage à l'aide d'un étalon !...

Approche originale.

Compte tenu des problèmes posés par les systèmes précédemment décrits, il nous est apparu nécessaire de développer un capteur de position spécifique. Ce capteur a été conçu et réalisé, mais il n'a pas encore été utilisé pour le calibrage du robot ; les premiers tests devraient être réalisés très prochainement. Nous nous contenterons ici d'en décrire le principe.

L'idée est de reprendre un système mécanique de type I, mais où l'on déplace le système plutôt que le robot pour obtenir des contacts mécaniques. Ce système est constitué d'un plan métallique monté sur une platine de translation (Micro-contrôle : UT 100-MS / course 150 mm / résolution 1 μ m), elle-même montée sur une platine de rotation (Micro-contrôle : UR 100 MS / débattement 360° / résolution 0.01°). Le plan métallique a une surface de 250 mm x 250 mm avec une planéité mesurée de ± 0.02 mm, il est incliné d'un angle d'environ 30° par rapport à l'axe de la translation (voir figure V.2.b.E.).

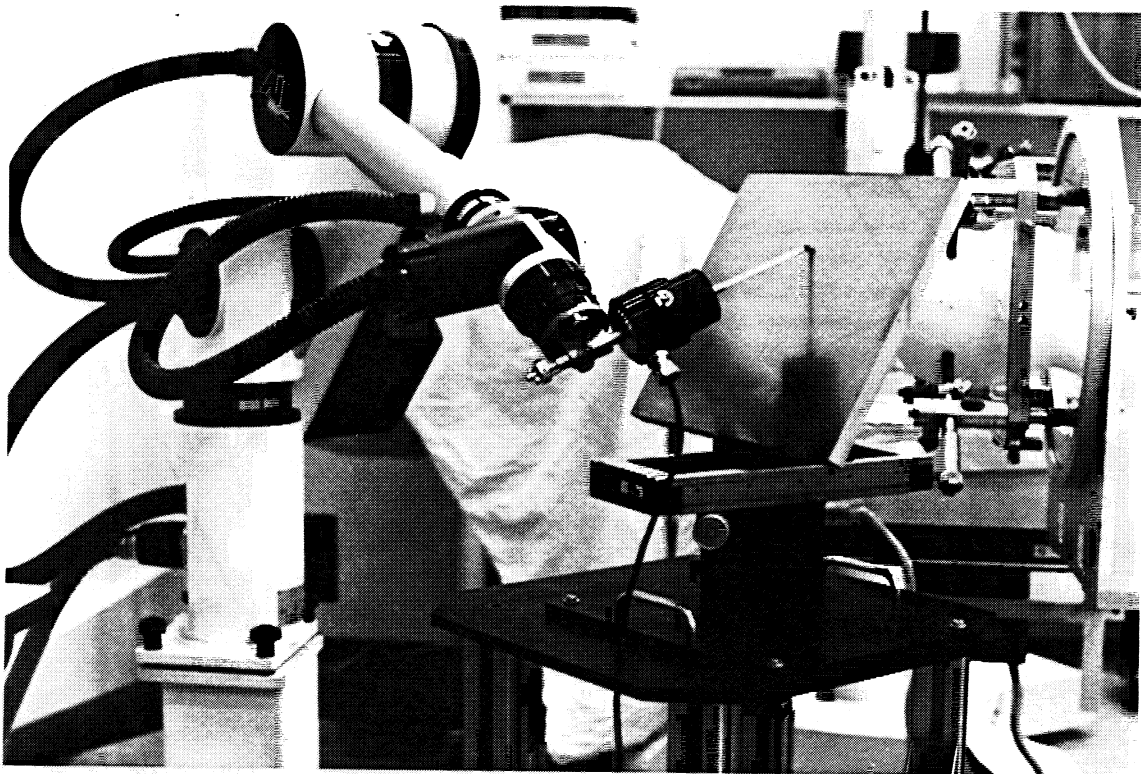


Figure V.2.b.E : photo du capteur de position constitué d'un plan incliné monté sur 2 d.d.l (réalisation du Bureau d'Etudes Jean-Loup Giraud) : le robot porte un palpeur mécanique et l'on tourne puis translate le plan incliné pour obtenir des contacts avec l'extrémité du palpeur .

Un palpeur mécanique est ensuite monté à l'extrémité du robot. Ce palpeur, de type Renishaw MP4, permet de détecter un contact mécanique établi sur la sphère parfaite qui lui est fixée (bille "ruby", diamètre 6 mm). La précision de cette détection de contact est supérieure à 5 μm .

Le principe de mesure est alors le suivant : on amène la bille du palpeur installé sur le robot dans l'espace atteignable du plan incliné monté sur les 2 d.d.l. On va alors chercher à obtenir les coordonnées X_c, Y_c, Z_c du centre C de la bille dans le référentiel associé au système de mesure (référentiel extérieur au robot REF-EXT). Pour cela, on fixe l'angle de rotation θ du système de mesure dans $M \geq 3$ positions (θ_i) $i = 1 \dots M$. Pour chaque position θ_i , on avance le plan incliné sur son axe de translation jusqu'au contact de la bille (le contact déclenche en fait un bip sonore ou un signal électronique). On lit alors la valeur t_i sur la platine de translation. Pour la position du plan donné par (θ_i, t_i), la bille est donc tangente au plan noté P_i . Soit alors N_i le vecteur normal au plan P_i et R le rayon de la bille ($R=3 \text{ mm}$), on peut écrire que le centre de la bille passe par le plan P_i décalé de R le long de N_i , ce qui représente un nouveau plan P'_i (cf. figure V.2.b.F.).

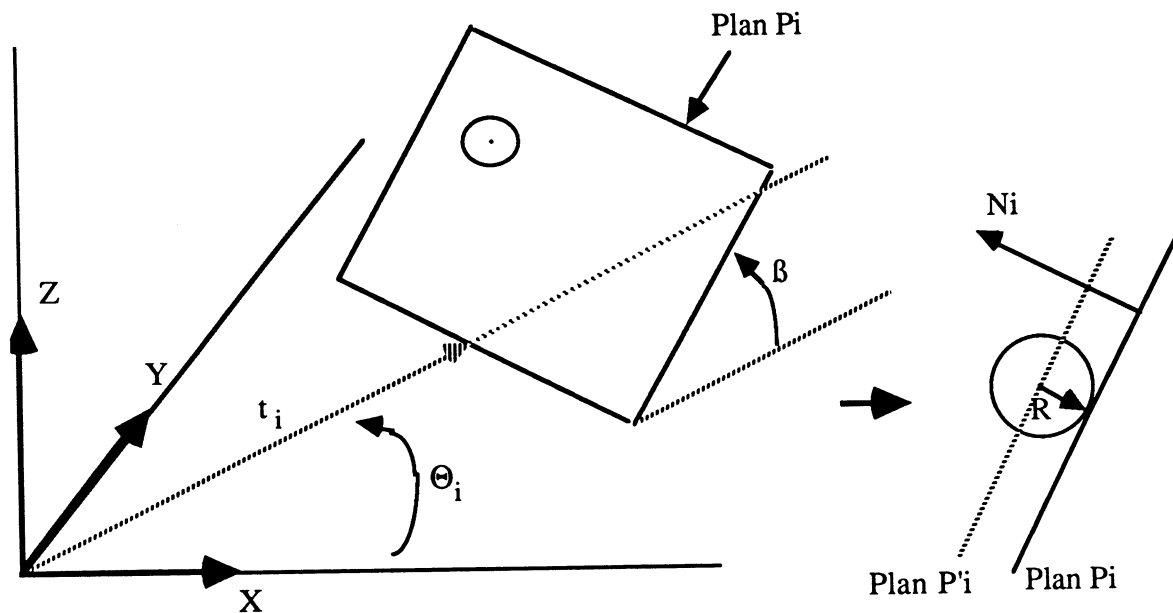


Figure V.2.b.F : Le plan P'_i , décalé du plan P_i de $R.N_i$, contient le centre de la sphère.

Avec les notations représentées sur la figure précédente, le centre C de la bille appartient au plan P'_i dont l'équation est :

$$P'_i : a_i(X-X_{0i}) + b_i(Y-Y_{0i}) + c_i(Z-Z_{0i}) = 0$$

où :

$$\begin{pmatrix} a_i \\ b_i \\ c_i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \beta \cdot \cos \theta_i \\ \cos \beta \cdot \sin \theta_i \\ \sin \beta \end{pmatrix} \text{ et } \begin{pmatrix} X_{0i} \\ Y_{0i} \\ Z_{0i} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} t_i \cos \theta_i + R \cos \beta \cdot \cos \theta_i \\ t_i \sin \theta_i + R \sin \beta \cdot \sin \theta_i \\ R \sin \beta \end{pmatrix} \quad (\text{Eq. V.2.b-2}).$$

Pour l'ensemble des rotations $(\theta_i) i = 1 \dots M$, on obtient un système d'équations du type précédent traduisant le fait que le point C appartient à l'intersection des plans P_i . Donc, pour $M \geq 3$, l'intersection de M plans, dont les vecteurs normaux ne sont pas coplanaires, est un point de l'espace 3D (l'intersection est ici prise au sens des moindres carrés, car en principe, $M = 3$ équations sont nécessaires et suffisantes pour obtenir un point).

En conclusion, l'avantage de ce système par rapport aux autres systèmes de mesure est sa facilité d'utilisation puisqu'il est en effet très facile de réaliser des contacts sphère / plan. Par ailleurs, une motorisation des 2 axes du système, avec un arrêt de la translation déclenché par le signal de contact mécanique, permettra de réaliser des mesures entièrement automatiques. Notons cependant, qu'une calibration du robot n'est possible que dans un espace de travail réduit (ceci répond à nos besoins, mais peut être pas à des besoins industriels).

V.2.c) Identification des paramètres du modèle

→ Etat de l'art

Deux méthodes sont possibles pour identifier les paramètres du modèle choisi à l'aide des mesures réalisées dans REF-EXT.

La première méthode est simple et directe. Elle consiste à déplacer les d.d.l. du robot un par un. Pour un robot à 6 articulations rotoïdes, un ensemble de 6 cercles est alors décrit par un point situé à l'extrémité. Il est ensuite facile d'identifier les axes de ces cercles et l'on peut mesurer des distances entre ces axes pour obtenir les longueurs des segments et trouver les variables articulaires correspondants à des points de référence sur ces cercles. Finalement, on obtient la géométrie du robot directement (voir par exemple [JUDD 87]). Cependant, le seul système de mesure précise permettant cette méthode correspond au type III, c'est-à-dire aux théodolites, et nous avons déjà mis en évidence les difficultés de réalisation soulevées par ces systèmes.

La seconde solution est plus souple et plus largement employée, mais elle requiert des procédures mathématiques de minimisation aux moindres carrés non linéaire. A partir de l'expression générale du modèle donné en (Eq. V.2.a-5), on écrit les équations du modèle portant uniquement sur des éléments t_i ($i = 1...L$, avec $L \leq 6$) qui sont extraits de la matrice (T) et que l'on peut mesurer .

$$t_i = f_i (\mathbf{q}, \mathbf{p}) ; i = 1...L \quad (\text{Eq. V.2.c-1})$$

Pour les N configurations k où l'on a effectué une mesure, on peut alors écrire :

$$t_i^k \approx f_i (\mathbf{q}^k, \mathbf{p}) ; i = 1...L ; k = 1...N \quad (\text{Eq. V.2. c-2})$$

Le nombre total d'équations L.N doit être largement supérieur au nombre de paramètres et l'on peut alors résoudre le système précédent en $\mathbf{p}$ par des méthodes de moindres carrés non linéaires. On minimise par rapport à $\mathbf{p}$ la distance totale :

$$d_{\text{tot}} = \sum_{i,k} (t_i^k (\text{mesuré}) - f_i (\mathbf{q}^k, \mathbf{p})) \quad (\text{Eq. V.2.c-3})$$

[HOLLERBACH 89] préconise ici l'emploi de l'algorithme de Levenberg-Marquardt (annexe A1).

→ Notre approche

Nous avons suivi l'approche décrite précédemment en entrant dans notre modèle "simple" les mesures collectées à l'aide des grilles de Talairach, pour le robot pris dans des configurations de type A, puis de type D ; les sous-espaces de configurations B et C n'ont pas été calibrés, car des considérations d'encombrement nous empêchent de travailler dans ces sous-espaces. (voir Figure V.1.a.B).

Pour les k mesures réalisées avec les grilles de type 1 (Figure V.2.b-C), nous cherchons à minimiser une distance du type :

$$d^k = (X_{\text{cadre}}^k - f_X(\mathbf{q}^k, \mathbf{p}))^2 + (Y_{\text{cadre}}^k - f_Y(\mathbf{q}^k, \mathbf{p}))^2 + L_T^2 \cdot (0 - f_\alpha(\mathbf{q}^k, \mathbf{p}))^2 + L_T^2 \cdot \left(-\frac{\Pi}{2} - f_\beta(\mathbf{q}^k, \mathbf{p})\right)^2 \quad (\text{Eq. V.2.c-4})$$

où :

. f_X et f_Y sont les composantes sur X et Y de la position P de l'extrémité du robot.

. f_α et f_β sont les coordonnées sphériques du vecteur A correspondant à la droite support du tube guide.

. L_T est une distance théorique, prise égale à 100 mm, dont le but est de rendre homogènes les composantes f_X, f_Y avec les composantes f_α, f_β et également de d'attribuer un poids qui correspond aux imprécisions relatives entre ces 2 catégories de composantes (orientation et position).

Pour les mesures réalisées avec les grilles de type 2, 3 et 4, nous obtenons des distances similaires, que l'on ajoute à l'expression de la distance totale d_{tot} .

L'algorithme de minimisation non linéaire de d_{tot} par rapport aux 14 composantes de p est l'algorithme de Levenberg-Marquardt (implémenté dans la bibliothèque IMSL, sur un VAX 11/780).

L'annexe B.3 donne les paramètres ainsi obtenus pour la configuration principale A.

L'erreur résiduelle portant sur environ 80 équations est, pour chaque composante, de 0.3 mm en moyenne, n'excédant pas 0.6 mm. Ce résultat peut alors être extrapolé pour donner une erreur maximale en distance de 1 mm.

Les résultats précédents restent à confirmer sur plus de mesures, et notamment avec le nouveau système de mesures plus précis. Cependant, ils permettent de justifier notre choix de modèle simple, car nous sommes déjà assez proches de notre limite de précision imposée par la répétabilité (0.3 mm) et surtout proches de notre précision de mesure.

En fait, nous pensons que cette valeur pourrait être améliorée en tenant compte des jeux sur les axes 1, 2 et 3 ; car nous avons remarqué qu'ils pouvaient générer des erreurs supérieures à 0.5 mm à l'extrémité du robot.

V.2.d) Utilisation du modèle calibré

→ Etat de l'art

Après estimation des paramètres du modèle, des procédures doivent être développées pour utiliser le modèle actualisé. Plus précisément, si le passage des variables articulaires q aux coordonnées cartésiennes (T) résulte directement de la formulation du modèle, le problème inverse est beaucoup moins évident. Dans le cas général, nous avons vu que le modèle géométrique repose sur un produit de matrices 4 x 4 associées aux paramètres de Denavit-Hartenberg (modifiés par Hayati). A

notre connaissance, aucune solution analytique n'a été proposée jusqu'ici pour résoudre le problème inverse dans ce cas général. Le problème inverse se formule de la manière suivante :

Etant donné une matrice (T) de position que l'on souhaite atteindre, quelles sont les consignes à mettre sur chaque axe, c'est-à-dire quelles sont les variables articulaires $\mathbf{q}$ nécessaires pour vérifier le modèle :

$$(\mathbf{T}) = \mathbf{f}(\mathbf{q}, \mathbf{p}) \quad (\text{Eq V.2.d-1})$$

Pour alléger les écritures, nous remplaçons désormais l'égalité précédente par :

$$\mathbf{T} = \mathbf{f}(\mathbf{q}) \quad (\text{Eq. V.2. d-2})$$

Une première idée est de résoudre le système précédent par une méthode non linéaire itérative. Cependant, les 12 coefficients non nuls de (T) ne sont pas indépendants ; il faut alors extraire de (T) 6 composantes indépendantes, 3 exprimant une translation, 3 autres une rotation (voir [VEITSCHEGGER 87]). On obtient ainsi un système de 6 équations à 6 inconnues, mais les expressions des fonctions sont alors complexes et les jacobiens, nécessaires à la résolution du système, doivent être calculés numériquement. Cette approche est peu citée dans la littérature.

Une méthode plus originale, et sans doute plus efficace, est utilisée par [HAYATI 88], [KWOH 88], [GOLDENBERG 85], [ANGELES 85], [JUDD 87],... L'idée est d'utiliser un modèle "nominal" représentant le modèle "simple" du robot :

Lorsque le robot est dit "simple", c'est-à-dire lorsque ses 3 derniers axes sont rigoureusement concourants, le modèle géométrique admet un inverse explicite, relativement facile à calculer (voir par exemple [SHAHINPOOR 86]). Une idée répandue consiste alors à associer au modèle réel, qui est complexe et non-inversible, un modèle simple et inversible, appelé modèle nominal et représenté par $\mathbf{f}_N$. On associe ainsi à l'équation (Eq. V.2.d.-1), l'équation du modèle nominal et l'expression de son inverse :

$$\begin{cases} \mathbf{T} = \mathbf{f}_N(\mathbf{q}) \\ \mathbf{q} = \mathbf{f}_N^{-1}(\mathbf{T}) \end{cases} \quad (\text{Eq. V.2.d-3})$$

Soit $\hat{\mathbf{q}}$ la configuration cherchée vérifiant :

$$\mathbf{T} = \mathbf{f}(\hat{\mathbf{q}}) \quad (\text{Eq. V.2.d-4})$$

Soit $\mathbf{q}_N = \mathbf{f}_N^{-1}(T)$ la configuration nominale approchée associée à T. La position réelle associée correspondant à $\mathbf{q}_N$ est :

$$\mathbf{T}_N = \mathbf{f}(\mathbf{q}_N)$$

(Eq. V.2.d-5).

Puisque le modèle nominal est supposé proche du modèle réel, on peut écrire :

$$\mathbf{T} = \mathbf{T}_N + d \mathbf{T}_N$$

(Eq. V.2.d-6).

Et l'on introduit alors une matrice de modification (ΔT) qui vérifie :

$$d \mathbf{T}_N = \mathbf{T}_N \cdot \Delta T$$

(Eq. V.2.d-7).

On peut alors montrer qu'en se limitant aux termes du premier ordre, ΔT peut se mettre sous la forme :

$$\Delta T = -I_{44} + \mathbf{T}_N^{-1} \cdot \mathbf{T} = \begin{pmatrix} 0 & -\partial z & \partial y & dx \\ \partial z & 0 & -\partial x & dy \\ -\partial y & \partial x & 0 & dz \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}$$

(Eq. V.2.d-8)

On concatène ainsi les 12 termes non nuls de ΔT en un vecteur δT dont les 6 composantes sont indépendantes (voir [SHAHINPOO 86], p. 148) :

$$\delta T = (\delta x \ \delta y \ \delta z \ dx \ dy \ dz)^t$$

(Eq. V.2.d-9).

On introduit alors le jacobien J 6×6 vérifiant :

$$\delta T = J \cdot \delta q$$

(Eq. V.2 d-10).

Voir [WU 84], [KWOH 88], [HAYATI 88], [SHAHINPOO 86] 3.2.39,... pour une méthode de calcul du jacobien J.

On prend alors comme solution :

$$\hat{\mathbf{q}} = \mathbf{q}_N + \delta \mathbf{q} = \mathbf{q}_N + J^{-1} \cdot \delta T$$

(Eq. V.2.d-11)

En fait, on peut réitérer toutes ces étapes en remplaçant q_N par le $\hat{q}$ obtenu, dans les équations Eq.V.2.d-5 à Eq.V.2.d-11. Le nombre d'itérations nécessaires dépend de l'écart entre le modèle nominal et le modèle réel (une seule itération peut s'avérer suffisante).

→ Notre approche

Avec notre choix actuel de modèle "simple" du robot, tous les problèmes liés à l'inversion du modèle géométrique disparaissent puisque des expressions explicites sont connues. Nous avons donc simplement repris les expressions des "changeurs de coordonnées" livrés par le constructeur. Voir par exemple [SHAHINPOOR 86] pour les expressions du modèle inverse.

Un problème qu'il faut éviter est celui des "configurations singulières" : ce sont les configurations situées sur les frontières entre les 8 types de configurations. Dans notre cas, la géométrie de l'environnement fait que ces configurations ne correspondent jamais à des positions demandées.

Ces procédures sont disponibles en PASCAL - microsoft et en C, elles sont implémentées sur le PC-AT qui gère le robot.

Si l'on doit tenir compte des jeux dans le modèle du robot (ce qui apparaît comme essentiel pour améliorer la précision intrinsèque), le modèle inverse devient plus difficile à gérer, puisque l'on doit prendre en compte la configuration de l'état précédent. Une solution simple consiste cependant à calibrer et à utiliser le robot dans un seul des deux états de jeu possible sur chaque axe.

En conclusion, notre méthode actuelle de calibrage intrinsèque a donné des résultats corrects mais que l'on peut encore améliorer puisque la limite fixée par la répétabilité du robot n'est pas encore atteinte. Pour cela, nous pensons utiliser un capteur de mesures 3D dont la précision attendue est de 0.1 mm, puis entrer ces mesures dans un modèle plus complexe, qui prendra en compte des jeux et des désalignements pour les axes 1, 2 et 3. Notons que dans ce cas, les 3 derniers axes seront toujours supposés concourants, le robot restera donc "simple" et l'on aura toujours des expressions explicites du changeur de coordonnées inverse.

V.3 Pilotage du robot dans l'espace du cadre stéréotaxique

La position standard du robot est le "garde-à-vous". Lors de chaque intervention, il faut donc faire passer le robot de cette position de garde-à-vous à la position finale qui est proche des montants du

cadre stéréotaxique. Des problèmes de collision peuvent intervenir ; nous présentons ici les solutions actuellement employées pour résoudre ce problème.

Auparavant, nous devons connaître la matrice $H_{R/C}$ de passage entre le référentiel du robot $\mathcal{R}_R$ et celui associé au cadre stéréotaxique $\mathcal{R}_C$. Pour cela, comme nous avons jusqu'ici utilisé les grilles de Talairach référencées dans $\mathcal{R}_C$ pour le calibrage intrinsèque, la matrice cherchée est directement obtenue. Si on utilise un autre référentiel de mesure lors du calibrage intrinsèque, il faudra simplement amener l'extrémité du robot sur un minimum de 3 points connus dans $\mathcal{R}_C$. Cependant, nous ne pouvons pas faire l'hypothèse que $H_{R/C}$ est rigoureusement constante entre deux interventions, car le cadre est démonté pour être nettoyé ; par contre, on admet que $H_{R/C}$ varie peu, car on dispose de repères mécaniques qui permettent de remonter le cadre dans une position à peu près constante. La marge d'erreur que l'on se fixe ici est de 5 mm.

Avant de définir une stratégie d'approche, nous présentons la procédure qui nous permet de calculer une distance entre le robot et le cadre.

V.3.a) Calcul d'une distance ROBOT / CADRE

Nous avons modélisé à la fois les montants du cadre et les segments du robots par des cylindres terminés par des demi-sphères. Chaque primitive cylindrique CYL_i est représentée par 2 points A_i , B_i et par un rayon R_i ; on note ainsi : $CYL_i = (A_i, B_i, R_i)$. La figure V.3.a.A représente une telle primitive :

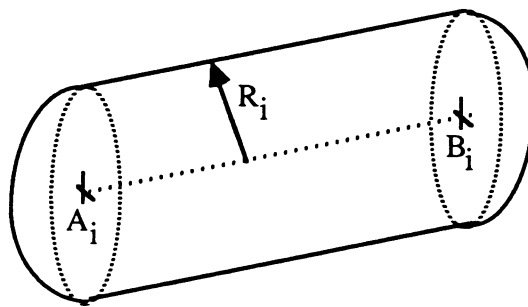


Figure V.3.a.A : représentation de $CYL_i = (A_i, B_i, R_i)$.

Le cadre stéréotaxique est représenté par 8 de ces primitives, chacune correspondant à un montant cylindrique.

On note $CYL-CADRE = \{CYL-CAD_i, (i = 1....8)\}$ l'ensemble de ces 8 primitives.

Le robot est représenté par seulement 3 primitives, car les segments correspondant au pied et au bras du robot ne peuvent pas atteindre l'espace du cadre.

On note $CYL-ROB = \{CYL-ROB_j, (j=1..3)\}$ l'ensemble de ces 3 primitives. Bien sûr, $CYL-ROB$ est fonction de la configuration q du robot ; lorsque le robot est dans une configuration q , on obtient facilement les 3 cylindres représentant son extrémité dans $\mathcal{R}_R$. En appliquant $H_{R/C}$, on obtient une représentation de $CYL-ROB$ dans $\mathcal{R}_C$.

En fait, par rapport aux cylindres réels, les primitives de modélisation ajoutent une zone de sécurité en "enrobant" les cylindres réels d'une épaisseur de 5 mm ; ce qui correspond finalement au double de l'incertitude de la matrice de passage $H_{R/C}$.

On peut alors définir une distance Robot/cadre en considérant la distance minimale entre les éléments de $CYL-ROB$ et ceux de $CYL-CADRE$:

$$d(\text{Robot/Cadre}) = \min_{i,j} (\text{dist} (CYL-CAD_i, CYL-ROB_j)) \quad (\text{Eq. V.3 a -1})$$

Il ne reste plus qu'à définir la distance dist entre 2 primitives $CYL_i = (A_i, B_i, R_i)$ et $CYL_j = (A_j, B_j, R_j)$. L'annexe A.4 décrit la définition et le calcul de cette distance; cette définition est facilitée par le fait que chaque primitive i peut être décrite par un ensemble de sphères de rayon R_i , ce qui ramène le calcul de dist à une distance entre 2 segments de droite ("axes" des cylindres).

V.3.b) Stratégie d'approche

La stratégie d'approche actuellement utilisée résulte d'une méthode empirique. Des méthodes puissantes d'optimisation de trajectoires ont cependant été développées ces dernières années, notamment en affectant des "potentiels" répulsifs aux obstacles et "attractifs" à la position finale [KHATIB 86]. Ces méthodes seront implémentées par la suite si la méthode empirique s'avère insuffisante (notamment pour le transfert du système à d'autres applications cliniques).

Pour un positionnement du guide demandé, plusieurs configurations du robot sont possibles et plusieurs approches sont permises. Il nous faut choisir parmi ces possibilités celle qui satisfait un critère de façon optimale. Nous détaillons ici les possibilités de choix et nous proposons un critère empirique.

Possibilités

- L'espace du cadre stéréotaxique a été divisé arbitrairement en 5 zones de travail (figure V.3.b-A)

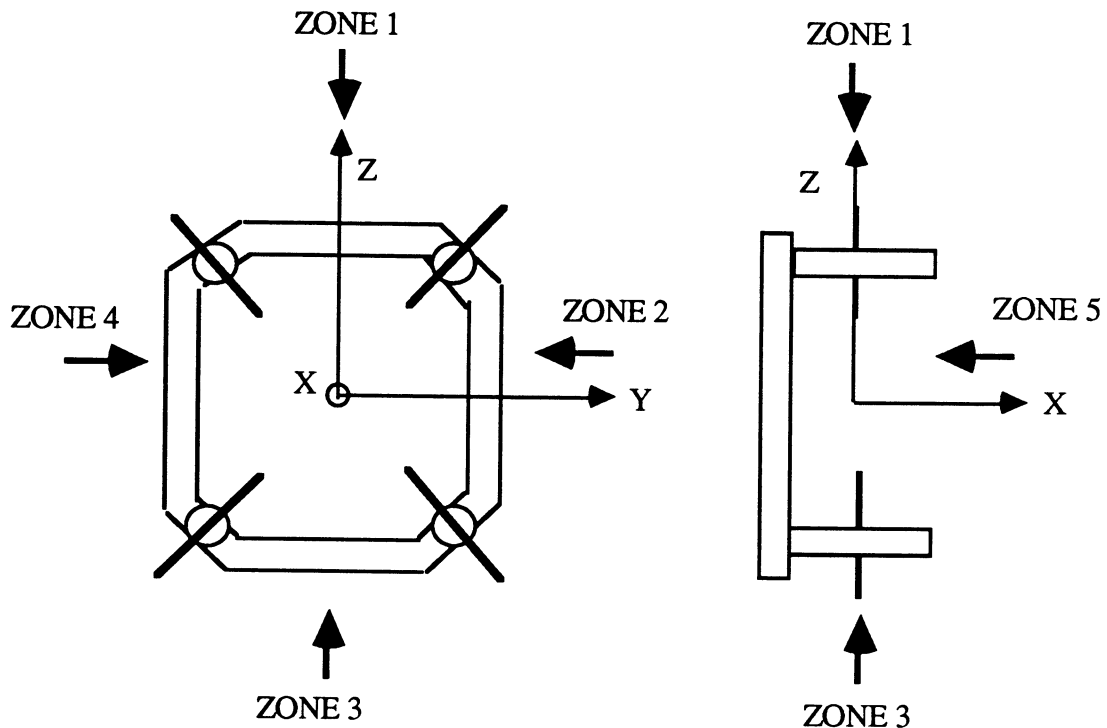


Figure V.3.b-A : définition des 5 zones du cadre

- nous avons déjà vu qu'à toute position définie complètement par une matrice (T), correspondent au plus 8 solutions possibles de configurations notées N1, N2, ...N8 ("N" pour Numéro de configuration).

- pour un positionnement de guide demandé, on n'impose en fait qu'un point P et un vecteur orientation A ; il reste un degré de liberté non défini : ceci se traduit par un choix arbitraire du second vecteur orientation S dans le plan orthogonal à A. On note α l'angle définissant S dans ce plan.

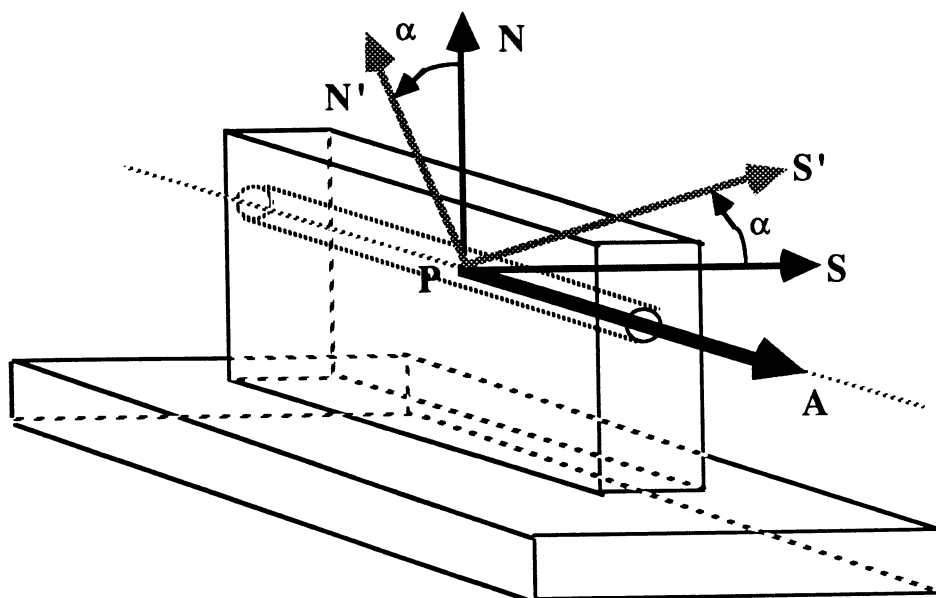


Figure V.3.b-B : indétermination sur S. On s'aperçoit qu'on n'a, en théorie, besoin que d'un robot 5-axes. Cependant, le 6ème axe du robot est utile pour avoir différentes possibilités de configuration finale, notamment dans le but d'éviter les obstacles du cadre stéréotaxique. Par ailleurs, si l'on monte des outils plus complexes qu'un simple guide linéaire, le 6ème degré de liberté devient essentiel. Ce sera par exemple le cas si l'on désire implanter 2 électrodes en même temps dans les thalamus droit et gauche.

- pour faciliter l'approche du robot, nous avons défini et créé un nombre important de tâches apprenties faisant passer du garde-à-vous à une position proche du cadre. Dans chaque zone Z_i , $i = 1..5$, et pour chaque numéro de solution de configuration $N = 1..8$, nous avons défini 8 positions intermédiaires de l'extrémité du robot. Nous avons créé des tâches permettant de passer du garde-à-vous à chacune de ces positions intermédiaires ; nous notons ainsi $T_{Z_i N_j S_k}$, la tâche associée à la zone Z_i , à la solution de configuration N_j et à un angle S_k représentant S.

La question du choix se pose maintenant sous la forme suivante : pour P et A donné, quel vecteur S, quel numéro de solution N et quelle tâche d'approche doit-on choisir.

Critères

Nous avons empiriquement défini 3 critères pour répondre aux questions précédentes. L'idée est alors de balayer exhaustivement :

- un ensemble de vecteurs S possibles ; nous les numérotons de S_{01} à S_{18} , ils balayent donc le plan orthogonal à A en étant espacés tous les 20° ,
 - l'ensemble des 8 configurations
 - l'ensemble des tâches d'approche "TACHE" correspondant à la zone Z_i de la position finale.
- Pour chaque solution étudiée (S_x , N_j , "TACHE"), nous calculons le produit de trois critères compris entre 0 et 1 et nous conservons la solution pour laquelle le critère final est maximal :
- CRIT 1: pour une solution proposée, on calcule la distance $d(\text{Robot/Cadre})$ présentée au paragraphe précédent et nous ramenons cette distance dans $[0,1]$ en la composant à une fonction "tangente hyperbolique".
 - CRIT 2 : pour une solution proposée, on calcule $|\sin\theta_6|$ et l'on cherche ainsi à se rapprocher des solutions où $\theta_6 = 0$ car l'avant dernier cylindre du robot tend ainsi à se disposer à l'opposé du centre du cadre (c-a-d de la tête du patient).
 - CRIT 3 : pour une solution proposée, on calcule une distance entre la configuration finale et la dernière configuration de la TACHE d'approche évaluée.

Le critère final que l'on maximise est alors simplement :

$$\text{CRIT} = \text{CRIT1} * \text{CRIT2} * \text{CRIT3}$$

Par la suite, si l'on connaît la surface exacte de la tête dans le repère du cadre stéréotaxique (surface segmentée sur l'IRM ou acquisition par balayage laser), alors on pourra prendre en compte la tête du patient comme un obstacle classique et générer par exemple des "butées logicielles", dans l'espace cartésien ou bien dans l'espace des configurations (en utilisant dans ce cas un calculateur externe puissant pendant le temps qui s'écoule entre le matching avec l'IRM et le début de la première trajectoire, afin de générer cet espace interdit). Notons que la surface doit être connue avec une bonne précision car en position finale, le robot vient en général assez près de la tête, ce qui empêche d'utiliser un modèle approché tel qu'une sphère de rayon constant.

V.4 Sécurité du système robotisé

Plusieurs points ont été pris en compte pour régler le problème de la sécurité du robot :

- fiabilité : les rapports de réduction du robot ont été modifiés de façon à ce qu'il soit très lent (d'où son nom de baptême ironique trouvé par la surveillante du bloc opératoire : "SPEEDY"). Un intérêt est d'obtenir des courants très faibles dans les moteurs et donc très peu d'échauffements. De même, par rapport à une utilisation industrielle soutenue, le robot réalise très peu de mouvements,

la mécanique est ainsi peu "usée" et soumise à des contraintes "légères". Tout ceci rend le système à priori fiable.

- limitation en vitesse : un autre intérêt de limiter en vitesse le robot est qu'en cas de problèmes, le système de détection automatique d'incidents et l'opérateur ont un certain temps pour réagir avant que des conséquences n'adviennent.

- considérations sur la géométrie de l'environnement : la tête du patient occupe une zone relativement petite dans l'espace de travail du robot ; elle est de plus "protégée" par les montants du cadre stéréotaxique. Pour ces deux raisons, la *probabilité* pour que le robot touche la tête en cas de défaillance "hardware" du système est faible.

- tests logiciels : au cours des déplacements, les valeurs codeurs sont continûment comparées aux valeurs théoriques et une commande d'arrêt est envoyée dès lors qu'un écart dépasse un certain seuil. De même, en position finale, tout déplacement d'un axe est visualisé sur l'écran et génère un "bip" sonore s'il dépasse un certain seuil (correspondant à environ 0.1 mm).

- clichés radiographiques de contrôle : lorsque le robot est en position finale, on insère une tige rectiligne dans le guide en l'amenant au contact de la peau du patient. A cet instant, deux clichés de contrôle "face" et "profil" sont pris; sur ces clichés, on prolonge les projections de la tige rectiligne et l'on vérifie qu'elle passent bien par les projections du point cible choisi. L'opérateur a ainsi la possibilité de corriger les positionnements en réalisant des petits déplacements itératifs.

- coupure de la puissance : le point essentiel, sans lequel les considérations précédentes resteraient insuffisantes, est que l'alimentation des moteurs (ou "puissance") est systématiquement coupée avant toute introduction d'un outil chirurgical dans le cerveau. L'immobilité du robot lors de cette phase a été testée avec satisfaction (on ne détecte aucun déplacement physique, et les codeurs sont parfois modifiés dans des gammes équivalentes à des déplacements de 0.1 mm). Cette stabilité est également due aux réductions importantes réalisées sur chaque axe: le robot est irréversible sous l'action de contraintes humaines normales.

En conclusion, le problème de la sécurité d'un système robotisé a été résolu de façon très simple dans notre cas, et il ne s'agit en aucun cas d'une solution universelle pour la robotique chirurgicale. Cependant, pour toutes les applications qui ne demandent qu'un positionnement ou plus généralement une suite discrète de positionnements, l'opportunité de pouvoir couper la puissance des moteurs, dès lors qu'un outil est introduit dans le corps humain, nous semble essentielle. Ce principe pourra également être repris pour la partie "porteur" d'un robot ayant à

réaliser des gestes plus complexes, les outils actifs pouvant ensuite être contraints mécaniquement à rester dans des petites zones permettant d'atteindre *uniquement* le volume cible.

V.5 Discussion du système robotisé

V.5.a) Précision globale

L'ordre de grandeur de la précision obtenue sur la chaîne complète (du choix d'un point au contrôle radiologique de positionnement) est de 1 mm en distance. Plus précisément, nous avons noté les écarts des positionnements initiaux directs lors des 30 premières biopsies latérales. Nous avons ainsi mesuré l'erreur en X et en Z sur les clichés radiologiques "profil" (dans le repère associé au cadre stéréotaxique). Les résultats sont les suivants :

$$\text{Ecart en X : } \varepsilon (x) = 0.2 \pm 0.68 \text{ mm}$$

$$\text{Ecart en Z : } \varepsilon (z) = -1.0 \pm 0.58 \text{ mm}$$

Cependant, il est important de constater que l'utilisation des capteurs radiologiques nous permet de modifier ces erreurs de positionnements "directs", on dispose ainsi d'un système "bouclé". Cette notion de "feedback" pourra être exploitée plus en avant en réalisant un véritable asservissement de la position de l'outil sur les images radiologiques numérisées. Par ailleurs, nous pensons que ces erreurs proviennent surtout du calibrage intrinsèque du robot et nous pensons pouvoir améliorer cette phase importante.

Avant d'avoir pu recensé ces mesures lors des interventions réelles, nous avons bien sûr simulé les interventions sur fantôme pendant une longue période. La figure suivante illustre les expériences sur mannequin ; les tests de précision globale ont consisté à atteindre des cibles métalliques placées dans l'espace du cadre stéréotaxique (à l'intérieur du mannequin de polystyrène) et repérées sur les clichés radios. La vérification du positionnement était réalisé par la prise de clichés de contrôle.

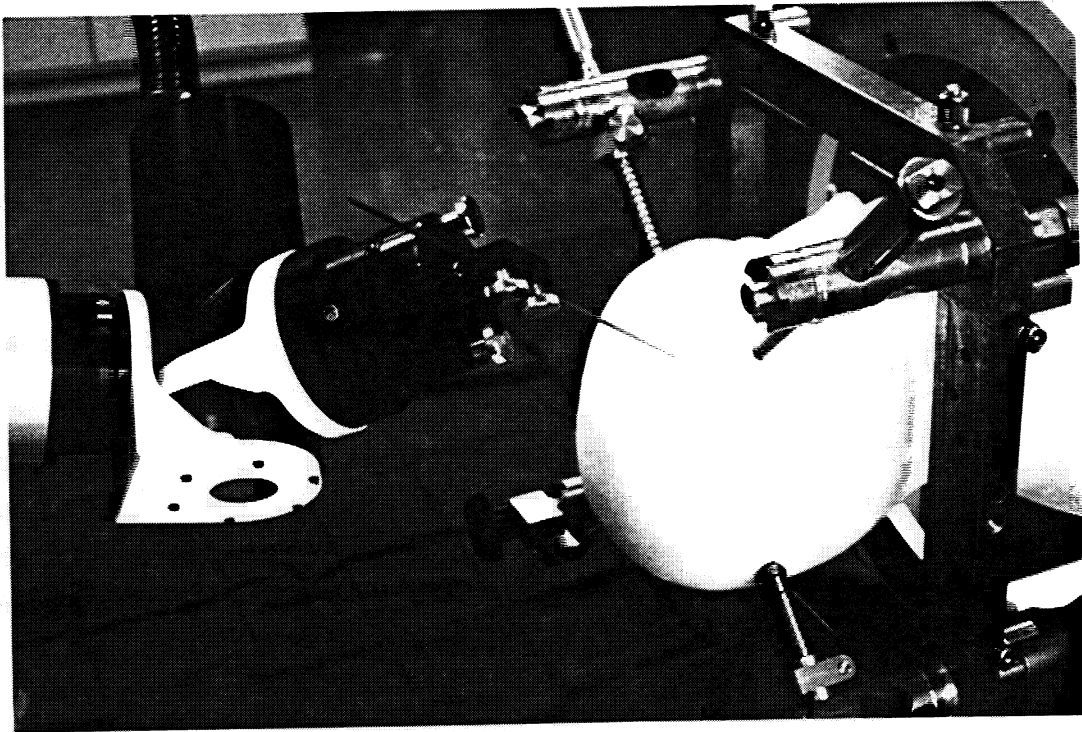


Figure V.5.a-A : photo des expériences sur mannequin pour tester la précision globale

V.5.b) Passage à un système plus autonome

Le robot, tel qu'il est utilisé actuellement, ne réalise qu'un positionnement de guide linéaire dans lequel le chirurgien introduit successivement une mèche pour percer le crâne, puis une sonde de type trocart, électrode, etc..... On doit donc classer ce système dans la catégorie "semi-actif" (§2.5.3). Cependant, le passage à un système "actif", c'est à dire plus autonome, ne pose pas de réels problèmes techniques. Il suffira a priori de rajouter un septième axe linéaire, alimenté de façon indépendante des six autres axes et contrôlé par le P.C. (la commande d'un septième axe est en fait déjà intégrée à la carte proposée par le constructeur). L'avance de chaque outil par le moteur linéaire sera asservie à un capteur de pression, qui détectera la réaction exercée par le milieu sur les outils. Pour un déplacement linéaire, cela ne soulève a priori pas de problème important. La question est alors surtout d'ordre éthique. Un facteur de choix important est bien sûr l'utilité d'un septième axe motorisé. Nous voyons à ce niveau deux intérêts importants : le premier est l'avancement itératif, mm après mm, d'une électrode d'enregistrement ou de stimulation dans le thalamus. Cette phase est actuellement rendue longue et fastidieuse, simplement par la nécessité de tourner manuellement la vis micrométrique associée au guide linéaire porté par le robot. La position de l'extrémité de l'électrode serait alors connue précisément et pourrait être stockée directement avec les enregistrements électro-physiologiques. Le second intérêt pourrait être d'arrêter avec précision le perçage du crâne dès lors que l'os est transpercé, ceci devant être décidé par un seuil

sur la pression exercée sur la mèche. Ces développements sont à un stade d'étude de faisabilité et de nombreuses expériences seront nécessaires avant de les utiliser en routine clinique.

V.5.c) Comparaison avec d'autres systèmes

Nous discutons dans ce paragraphe de l'avantage du robot par rapport à d'autres systèmes de guidage. Nous nous plaçons dans un cas où nous supposons résolus tous les problèmes mineurs liés à la phase de développement du système actuel.

Le robot remplace désormais les 2 anciens systèmes mécaniques de guidage que sont les grilles de Talairach pour les approches latérales, et le goniomètre pour les trajectoires "obliques". L'avantage du robot par rapport à ces systèmes a été mis en évidence : facilité à définir une trajectoire alignée avec les rayons X (prise en compte des "parallaxes" radiologiques), simplicité pour réaliser une trajectoire en double obliquité, pas de risque d'erreur en lisant des graduations sur verniers, etc... De façon générale, le robot permet de ne pas se soucier de la façon dont on peut positionner un guide ; pour le chirurgien, le positionnement du guide est "terminé" dès lors qu'il a spécifié une cible et une trajectoire sur les images (en fait, il reste tout de même à vérifier de façon systématique le bon positionnement sur des clichés de contrôle).

D'autres cadres stéréotaxiques permettent également de réaliser des positionnements précis, il s'agit ici de systèmes mécaniques pour lesquels le chirurgien vient ajuster manuellement 4 ou 5 positions de platines de translation ou de rotation, dont certaines coulissent sur des supports circulaires. Ces systèmes sont donc basés sur des graduations et des verniers, ce qui complique la chirurgie pratiquée et rend possible certaines erreurs. Ils représentent de plus un coût financier non négligeable, tout à fait comparable avec celui d'un robot "standard" couplé à un cadre stéréotaxique n'ayant que la fonction du maintien de la tête. Enfin, ces systèmes posent également tous les problèmes de précision que nous avons évoqués : précision mécanique intrinsèque, précision des lectures de graduations, précision par rapport aux images radiologiques, etc ... A ce niveau, le robot permet d'avoir une connaissance systématique des erreurs et des incertitudes. Nous pensons donc qu'un robot est utile puisqu'il apporte facilité, précision, fiabilité et rapidité.

[KELLY 86] a récemment motorisé les déplacements d'un système mécanique classique. En fait, seuls 3 axes de translation ont été motorisés, ce qui permet de positionner le centre d'un système de 2 rotations à point fixe sur la cible à atteindre. Quels que soient les 2 angles qui restent à fixer, le guide pointe toujours vers la cible. On s'aperçoit que de multiples configurations et architectures mécaniques sont finalement possibles. La motorisation des articulations est nécessaire si l'on veut conserver la précision avec laquelle une trajectoire a pu être définie sur l'imagerie. La fiabilité

qu'apporte la motorisation est également un avantage. Enfin, un apport en facilité et en rapidité est essentiel dans le domaine de la chirurgie en général.

L'architecture anthropomorphe du robot actuel n'est peut-être pas la mieux adaptée à la Neurochirurgie Stéréotaxique. Cependant, elle confère au système une souplesse qui est pour nous nécessaire, dans le cadre plus général des GMCAO. En effet, un système de type cadre stéréotaxique motorisé ne serait pas ré-utilisable pour des applications autres que la Neurochirurgie Stéréotaxique, alors que le robot anthropomorphe peut très bien s'adapter au cas de la chirurgie de la colonne vertébrale par exemple. Ceci aura finalement une répercussion sur le coût de ces systèmes lorsqu'il seront industrialisés puisque nous pensons qu'un seul type de robot pourra réaliser plusieurs types d'interventions différentes.

VI RESULTATS DE L'IMPLEMENTATION EN CONDITIONS CLINIQUES

Nous décrivons maintenant le système préliminaire actuellement utilisé, puis nous présentons le déroulement des interventions qui ont été effectuées et nous discutons les résultats obtenus.

VI.1 Description du système utilisé cliniquement

Le schéma de la figure VI.1.A représente les éléments physiques impliqués dans le système actuellement installé et utilisé au bloc opératoire.

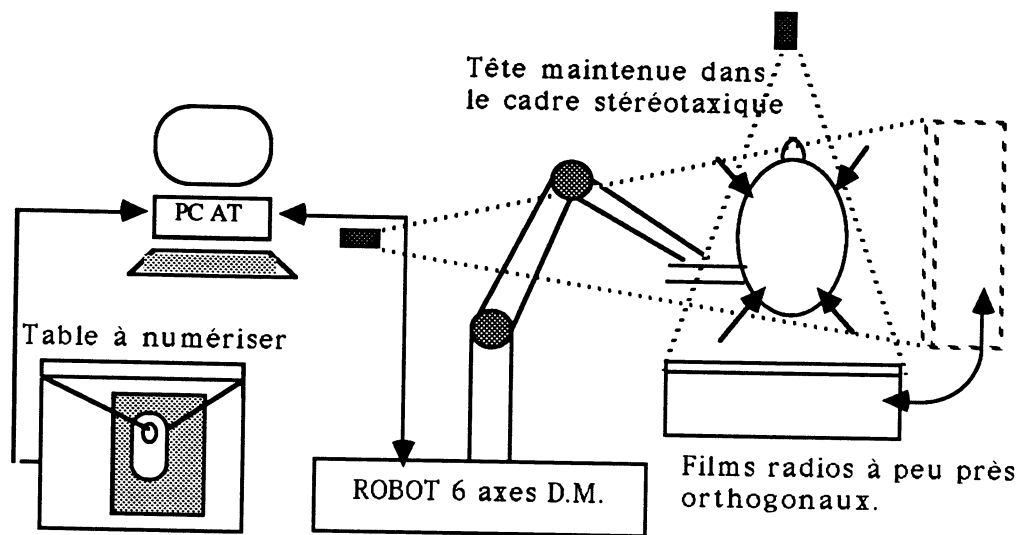


Figure VI.1.A : schéma du système actuellement implanté au bloc opératoire

Le système global se compose des éléments suivants :

---> Robot 6-axes présenté au § V,

Le robot porte successivement la mire de calibrage présentée au § II.3.1, puis un guide linéaire, constitué d'un tube cylindrique de diamètre 6 mm, utilisé pour guider une mèche de perçage, et d'un tube secondaire de diamètre 3 mm, inséré dans le premier pour guider les sondes de type trocart, électrode, etc... Ce guide est représenté sur la figure VI.1.B.

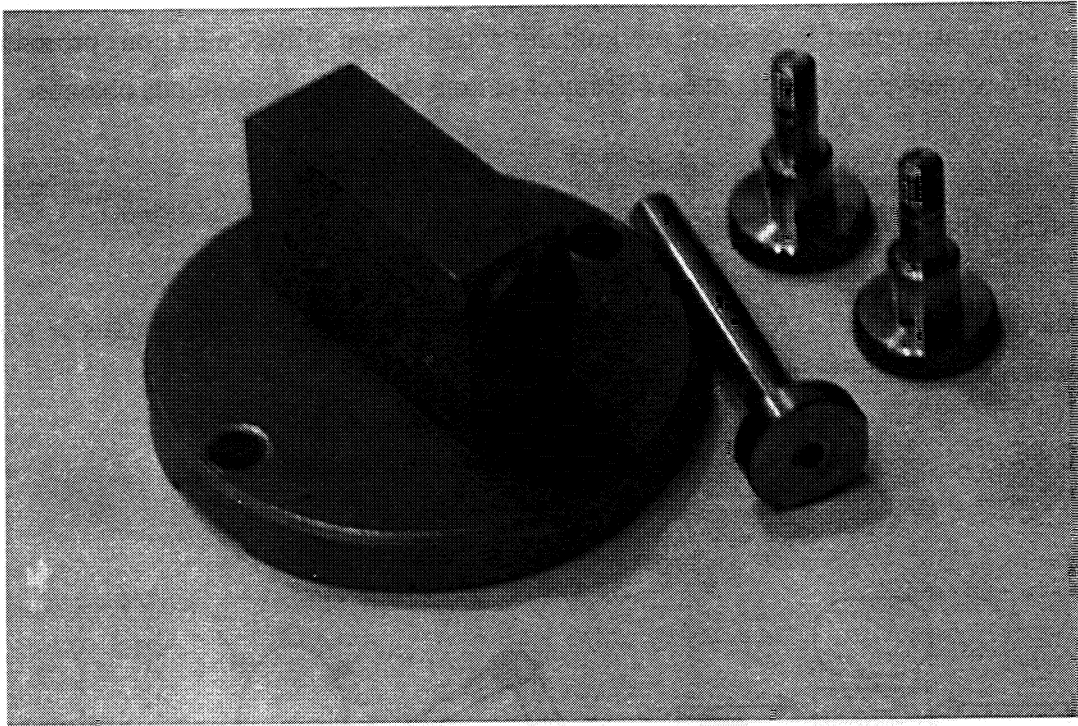


Figure VI.1.B : outil-guide monté à l'extrémité du robot et fixé par 2 vis;
tube cylindrique à "double canon" (diamètre 3 ou 6 mm)

---> Double système radiologique "face" et "profil" décrit au § II.3.1,

---> Cadre stéréotaxique présenté au § II.3.1,

----> IBM PC-AT2 incluant une carte spécifique pour le contrôle du robot (cf. § V.1), et connecté à une table à numériser par une liaison RS232,

---> Table à numériser.

Les clichés films sont posés et fixés sur un négatoscope, une table à numériser permet alors de "cliquer" des points de calibrage et des points définissant la cible et la trajectoire. La résolution de cette table est de 0.1 mm et il s'avère que les prélèvements de coordonnées images ont une précision de 0.3 mm (tests effectués sur la *reproductibilité* des prélèvements de coordonnées sur des points de calibrage).

La figure VI.1.C présente le système PC + table à numérisiser.

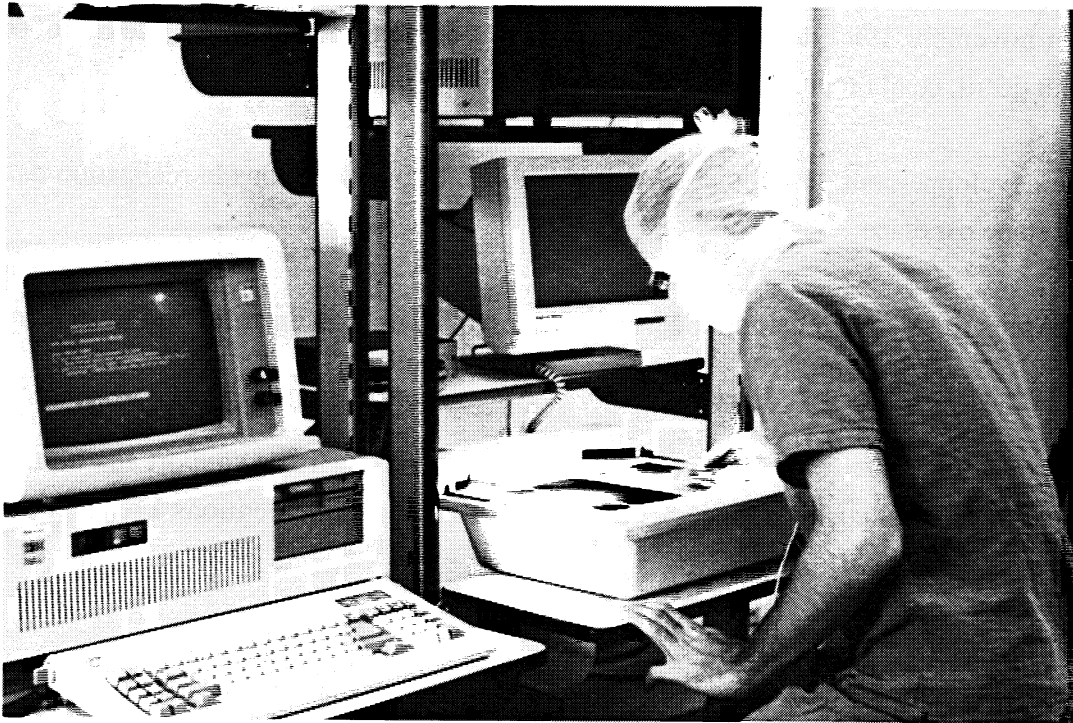


Figure VI.1.C : Photo du système PC + table à numériser.

Tous les logiciels de contrôle du robot, d'interface avec la table à numériser, de calibrage du système radiologique, etc... ont été implémentés en Pascal Microsoft (avec quelques procédures en C). Le calibrage intrinsèque du robot utilise un logiciel basé sur une minimisation non linéaire aux moindres carrés implémenté sur VAX 11/780 (procédure ZXSSQ de IMSL). Une liaison série a été installée entre le VAX et le PC situé au bloc opératoire afin de transférer les fichiers de données et de résultats.

VI.2 Interventions chirurgicales réalisées

Entre mars et novembre 1989, toutes les stéréotaxies ont été réalisées avec le système robotisé précédemment décrit, ce qui représente plus de cinquante interventions chirurgicales.

En suivant le développement du logiciel supérieur "ACTE", nous décrivons la réalisation de ces interventions étape par étape.

PHASE 1 : Après mise sous tension, l'opérateur lance l'initialisation du robot qui dure environ une minute.

PHASE 2 : L'opérateur entre ensuite le nom du patient (ce nom servira de support aux noms des fichiers de stockage de toutes les données). Puis il choisit le type d'interventions à réaliser parmi quatre possibilités :

- TYPE I : stéréotaxie générale.
- TYPE II : trajectoire latérale.
- TYPE III : repérage par rapport à CA-CP.
- TYPE IV : série de trajectoires latérales.

PHASE 3 : Calibrage du système.

L'opérateur lance la tâche apprenante de calibrage : le robot passe du "garde-à-vous" à une position basse, on monte la mire sur l'extrémité (à l'aide d'un centrage et de deux vis) et le robot amène la mire en position autour de la tête du patient. Cette tâche peut être arrêtée et modifiée à tout instant. Deux clichés de la mire en position sont pris ("face" et "profil"), le PC enregistre la configuration du robot à cet instant, puis l'opérateur lance le retour du robot par le même trajet (avec un point d'arrêt pour le démontage de la mire). Cette phase prend à peu près 5 mn.

Lorsque les clichés de la mire ont été développés, on les fixe sur la table à numériser, et l'opérateur prélève les 4 tableaux de 9 projections des billes de référence (2 pour le cliché "face", 2 pour le cliché "profil"). Il prélève également sur chaque cliché, 2 points de référence A et B que l'on retrouvera sur tous les clichés utilisés (A et B sont prélevés sur les pointes du cadre stéréotaxique). L'interface avec le PC permet d'effacer et de modifier un point, de passer en mode "test continu", et de ne pas prendre en compte des points peu visibles (pourvu qu'un minimum de 5 points par plan soient cliqués). Lorsque les données ont été saisies, les 4 matrices de calibrage sont calculées (§ II.3.2) et on calcule les résidus pour chaque point entré ; ces résidus sont en général de l'ordre de 0.1 ou 0.2 mm ; si l'un des résidus est supérieur à 0.5 mm, l'opérateur devra reprendre le point en question. Cette phase 3 nécessite environ 15 mn.

PHASE 4 : L'opérateur doit maintenant entrer les coordonnées de la cible et de la trajectoire à partir de deux nouveaux clichés "face" et "profil", fixés sur le négatoscope de la table à numériser. L'interface utilisée dépend alors du type d'intervention choisie en phase 2. Nous présentons les 4 interfaces actuellement implémentées :

TYPE I : stéréotaxie générale

La figure VI.2.A représente les points que l'opérateur doit rentrer dans le cas général.

RADIO FACE		RADIO PROFIL	
α 		β 	
XA1 =	YA1 =	XB1 =	YB1 =
XA2 =	ZA2 =	XB2 =	ZB2 =
1°: COORDONNEES RADIOS en mm DU POINT A ATTEINDRE:			
X1 =	et Y1 =	X2 =	et Z2 =
2°: DEFINITION DE LA DROITE D'ACCES PAR:			
2 angles α et β :		$\alpha =$ $\beta =$	
ou			
un second point:		x1= et y1= x2= et z2=	
3°: TROCARD:		ROUGE: 198 mm UTILISEZ LA TABLE A NUMERISER	

Figure VI.2.A : interface générale d'entrée des consignes.

On doit donc repérer sur la table à numériser les points suivants :

- point de référence A et B sur chaque cliché.
- un point cible, repéré par ses deux projections (qui doivent être compatibles selon une contrainte reliant les clichés face aux clichés profil).
- une trajectoire, repérée par deux angles α et β dans le repère du cadre stéréotaxique (désignation peu précise), ou de façon plus précise par 2 projections ponctuelles, chacune étant prélevée sur une projection de la droite-trajectoire.

- on doit également entrer la longueur de la sonde utilisée. Le robot se positionnera alors de telle sorte que cette sonde calibrée atteigne une butée sur le guide, lorsque son extrémité coïncidera avec le point cible. Cette interface a été utilisée à quelques reprises pour réaliser des trajectoires non "standards" (ponction de kyste du troisième ventricule, approche frontale d'une électrode d'enregistrement/stimulation pour localiser une zone fonctionnelle du thalamus, ...).

TYPE II : trajectoire latérale

Dans le cas des biopsies de tumeurs, les trajectoires de sonde doivent passer par des zones vascularisées, on doit donc utiliser les angiographies pour éviter les vaisseaux le long de la trajectoire. Avec le système actuel, la seule solution fiable consiste à réaliser une trajectoire "orthogonale" à un plan film. On va en fait demander au robot d'aligner le tube-guide avec les rayons X de telle sorte que la projection de ce tube soit un cercle ; en superposant ce cercle aux clichés angiographiques, on vérifiera facilement que la trajectoire choisie n'intersecte pas de vaisseaux. Cette méthode a été implantée dans le cas des "trajectoires latérales", c'est à dire des trajectoires alignées avec les rayons-X issues de la source X "profil". La figure VI.2.A représente l'interface correspondante.

X1 =	Y1 =	X2 =	Y2 =
Z1 =	Z2 =	Z3 =	Z4 =
1°: COORDONNÉES RADIOS en mm DU POINT A ATTEINDRE:			
P2: Point visé sur le cliché de profil: X2 =		et Z2 =	
2°: LA DROITE D'ACCÈS EST DÉFINIE PAR LE RAYON X DONNANT P2 SUR LE PROFIL Entrez la profondeur de pénétration sur le cliché FACE par M1 et M2:			
X11 =	et Y11 =	X21 =	et Z21 =
3°: TROCARD:		ROUGE: 198 mm	

Figure VI.2.B : interface associée aux trajectoires latérales.

On doit ainsi entrer les données suivantes :

- points de référence A et B sur chaque cliché.

- repérage d'un point cible sur le cliché "profil"; la trajectoire linéaire est calculée pour correspondre à la droite perspective D associée à ce point image ; la projection de la trajectoire est alors un point, en l'occurrence le point sélectionné.
 - repérage d'une droite par 2 points sur le cliché "face"; cette droite, définie sur une projection, correspond à un plan P dans l'espace ; l'intersection entre ce plan P et la droite D donne le point cible. Autrement dit, la trajectoire est alignée avec le point défini en "profil" et vient en "butée" sur la ligne définie en "face".
 - comme pour l'interface de type I, on définit également la longueur du trocart.
- Cette interface a été utilisée pour toutes les biopsies de tumeur.

TYPE III : repérage par rapport à CA-CP.

En neurochirurgie fonctionnelle, une région du thalamus particulièrement importante est le noyau VIM (Ventral Intermédiaire) [BENABID 89]. La localisation de cette zone fonctionnelle par rapport à des repères situés sur le système ventriculaire est précisée par la règle de Guiot, décrite dans [TAREN 68]. Nous avons implémenté la construction géométrique utilisée dans la méthode de Guiot pour localiser V.I.M. (figure VI.2.C).

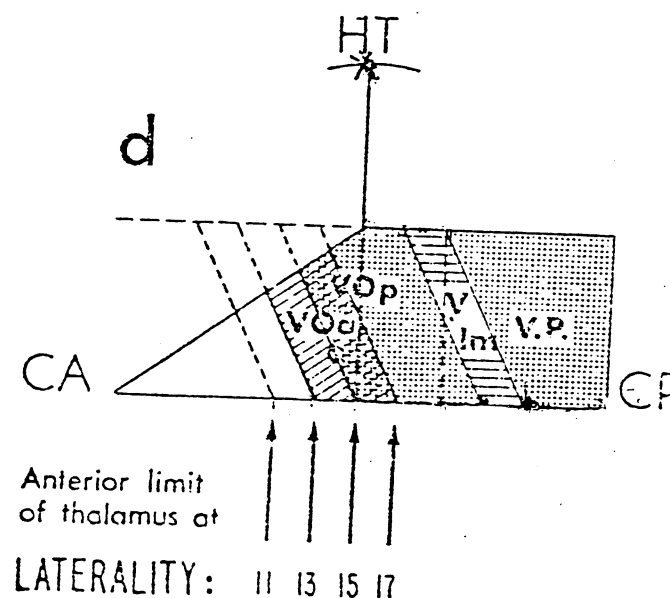


Figure VI.2.C : construction géométrique de Guiot.

L'interface correspondant à cette règle est représentée sur la figure VI.2.D :

RADIO FACE A1 → M1 B1 ← M1 Y ← M1 Broite () Gauche () 0 0 0 0		RADIO PROFIL A2 → HT B2 ← HT CP → CA 0 0 0 0	
XA1 = 923 YA1 = 952	XB1 = 848 YB1 = 1887	XA2 = ZA2 =	XB2 = ZB2 =
Cliquez la ligne médiane par M1 et N1: M1: x = 1598 (BAS) y = 1492 N1: x = 419 (HAUT) y = 1351		Cliquez les commissures Ant. et Post. CA: x = z = CP: x = z =	
Latéralité en mm sur Y+ (/ligne M1-N1) d =		Cliquez un point HT: x = z = (haut du thalamus)	
Angle α en degrés:		Proportion de CP-CA en 1/12 (entre 2 et 3):	
TROCARD:		ROUGE: 198 mm UTILISEZ LA TABLE A NUMERISER	

Figure VI.2.D : interface utilisée en neurochirurgie fonctionnelle.

On doit ici entrer les données suivantes :

- points de référence A et B sur chaque cliché.
- CA et CP (commissures resp. antérieure et postérieure) sur la ventriculographie de profil.
- un point HT situé sur une ligne parallèle à la ligne CA-CP et passant par la projection du sommet du thalamus repéré sur la ventriculographie de profil.
- la "ligne médiane" repérée sur la ventriculographie de face par 2 points (cette ligne "rétroprojetée" est assimilée au "plan médian").
- la "latéralité" l en mm, qui est la distance entre le point cible et le plan médian précédemment défini.
- l'angle α en degré entre la projection "face" de la trajectoire et la ligne médiane.
- la distance d sur CP-CA exprimée en $1/12^{\text{ème}}$ de la longueur totale L_{CP-CA} (dans la construction "profil" de Guiot, VIM se situe sur la ligne CP-CA, entre $2/12^{\text{ème}}$ et $3/12^{\text{ème}}$ de L_{CP-CA}).
- la longueur de l'électrode, définie comme pour les interfaces précédentes.

A partir de ces données, le point cible est calculé de la façon suivante:

La construction de Guiot appliquée sur CP, CA et HT permet d'obtenir la projection "profil" du point cible; cette projection correspond à une droite D1 de l'espace 3D. Or, la ligne médiane correspond, par "rétroprojection", au plan médian Pm. Soit alors Nm le vecteur normal à ce plan et soit maintenant A l'intersection entre D1 et Pm. Le point cible final est pris égal à: $B = A + l.Nm$ où l désigne la "latéralité". De la même façon, la droite correspondant à la trajectoire 3D est l'intersection de deux plans: le premier plan est le "rétro-projeté" de la droite d'accès définie sur la ventriculographie profil par la règle de Guiot (cette droite d'accès correspond en général au bord antérieur du noyau VIM), le second plan est le "rétro-projeté" de la droite définie sur la ventriculographie face comme étant la ligne médiane ayant subi une rotation d'angle α .

Cette interface a été utilisée pour toute les interventions où il s'agissait de stimuler un noyau thalamique.

TYPE IV : Série de trajectoires latérales

Lors de certaines interventions, plusieurs trajectoires à peu près parallèles doivent être réalisées. C'est notamment le cas des curiethérapies interstitielles (C.T.I.) et des Stéréo-Electro-Encéphalo-Graphies (S.E.E.G). Puisque les trajectoires doivent en général passer par des zones vascularisées, on utilise pour chacune d'entre elles une interface de type II, afin d'éviter les vaisseaux avec certitude. Une interface a été ajoutée pour définir en une seule fois l'ensemble de ces trajectoires. Une première phase privilégie l'une des trajectoires et on utilise ici l'interface de type II, puis une seconde phase, illustrée sur la figure VI.2.E, utilise les mêmes données "face", et l'on clique en série les points correspondant aux projections "profil" des diverses trajectoires.

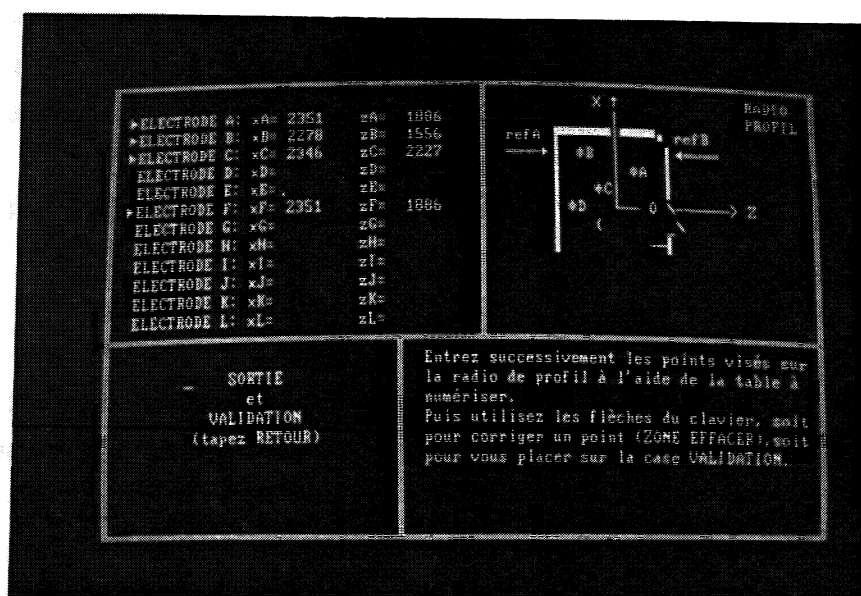


Figure VI.2.E : interface pour rentrer une série de trajectoires alignées avec les rayons X "profil".

Pour chacune des 4 interfaces qui ont été présentées, l'entrée des données sur la table à numériser prend moins de 5 mn. Le temps est en fait essentiellement utilisé par les acquisitions d'images (angiographies, ventriculographies, clichés "simples"), le développement des nombreux clichés radiologiques, la mise en correspondance avec les images IRM dans le cas des biopsies, et l'enchaînement des différentes phases.

PHASE 5 : A partir des données entrées en phase 4 et des résultats du calibrage (phase 3), on calcule la position finale du robot dans son référentiel propre, et on recherche la trajectoire du robot qui lui permet d'atteindre la position demandée en évitant les obstacles du cadre stéréotaxique (cf. § V.3). Ce calcul dure moins de 1 mn.

PHASE 6 : Lorsque la trajectoire complète a été calculée, on lance l'exécution de la tâche correspondante, toujours à vitesse lente. Le mouvement du robot peut être interrompu puis repris à tout moment : une telle procédure est en général utilisée pour couvrir le robot d'un plastique stérile avant qu'il n'atteigne sa position finale où il est plus difficilement accessible. Le positionnement complet prend en général une à deux minutes.

PHASE 7 : Lorsque le robot est en position finale, le chirurgien monte le guide à son extrémité par le biais d'un centrage et de 2 vis stériles, puis la puissance du robot est coupée mais la position des codeurs reste lue en continu, et on affiche sur l'écran les écarts entre les valeurs codeurs réelles et les valeurs demandées pour le positionnement du guide. A cet instant, le robot est devenu entièrement passif. Puis, des clichés de contrôle sont pris pour vérifier la précision finale du positionnement. Si cette précision est insuffisante, on corrige interactivement la position du robot par de petits déplacements cartésiens, et l'on réitère le contrôle jusqu'à obtenir le positionnement souhaité. En général, une itération supplémentaire est nécessaire (parfois 0, plus rarement 2).

PHASE 8 : Le chirurgien peut maintenant introduire les outils nécessaires dans les tubes-guide tenus par le robot. Il commence par percer l'os en y réalisant un trou de diamètre légèrement supérieur à 3 mm, et il vérifie également que la dure-mère est bien transpercée. Puis il introduit lentement la sonde dans le guide de diamètre 3 mm, en appliquant un mouvement de rotation alternative permettant de "riper" sur d'éventuelles structures filaires telles que les petits vaisseaux et de mieux pénétrer le cortex. Lorsqu'une butée mécanique préalablement montée sur la sonde rencontre un bord du guide, le point cible est atteint. Ceci est bien sûr vérifié par des clichés radiologiques. En fait, dans le cas des biopsies, des prélèvements sont réalisés 1, 2 ou 3 cm avant le point final (selon la taille de la tumeur). De même, dans le cas de l'introduction d'une électrode,

le signal électrophysiologique est enregistré et la stimulation est activée tout au long de la trajectoire, mm après mm pour les régions importantes.

PHASE 9 : Lorsque l'intervention est réalisée, le chirurgien a retiré les outils du cerveau du patient, la puissance du robot peut alors être ré-activée. On lance ensuite le retour au "garde-à-vous", en suivant la trajectoire de positionnement en sens inverse. Le plastique stérile est jeté, le guide est démonté et porté en stérilisation, les segments du robots sont nettoyés et SPEEDY est prêt pour l'intervention suivante!

Les figures suivantes illustrent les différentes interventions qui ont été réalisées jusqu'ici, à savoir :

- **43 biopsies de tumeurs cérébrales sus-tentorielles,**
- **7 implantations d'électrodes de stimulation dans le thalamus, pour supprimer le tremblement dans la maladie de Parkinson,**
- **2 implantations de séries d'électrodes d'enregistrement pour détecter un foyer épileptique (StereoElectroEncéphaloGraphie : SEEG),**
- **2 curiethérapies interstitielles : implantations d'éléments radioactifs au sein d'une petite tumeur (I₁₂₅ ou Ir 192).**

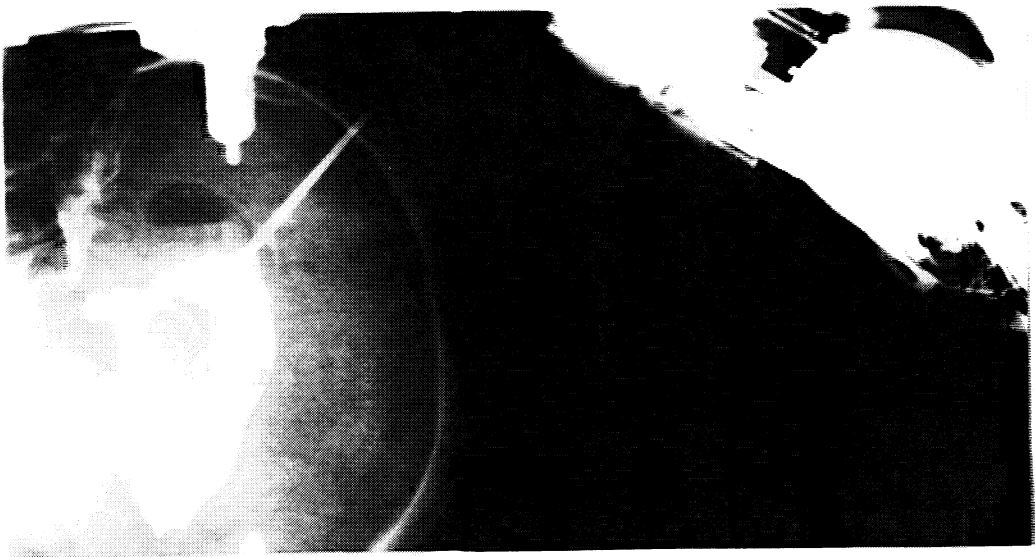
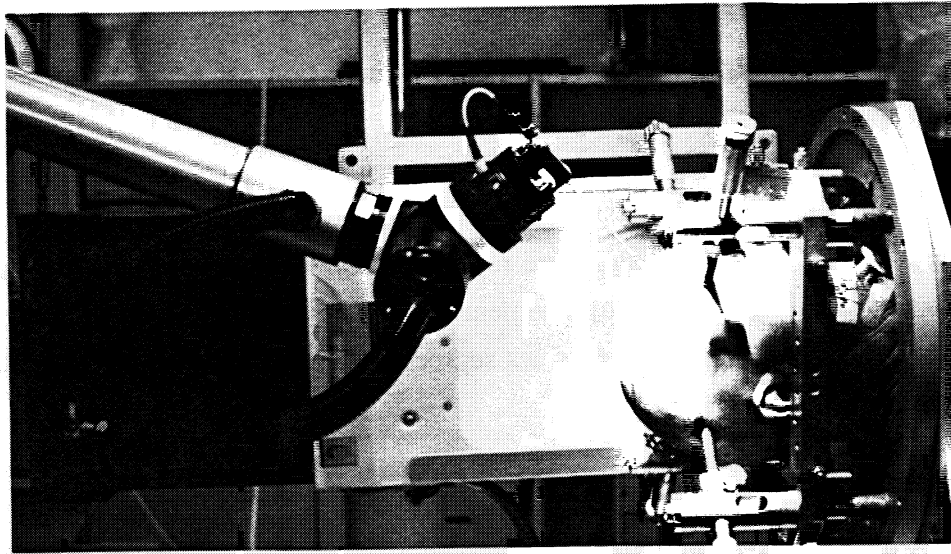


Figure VI.2. F: réalisation de la première intervention robotisée en mars 89. Le robot positionne un guide permettant d'introduire un trocart de ventriculographie. Le cliché final montre, après injection d'une bulle d'air et du produit de contraste, que le trocart est bien dans le ventricule. Cette opération, habituellement réalisée manuellement, a montré la faisabilité médicale.

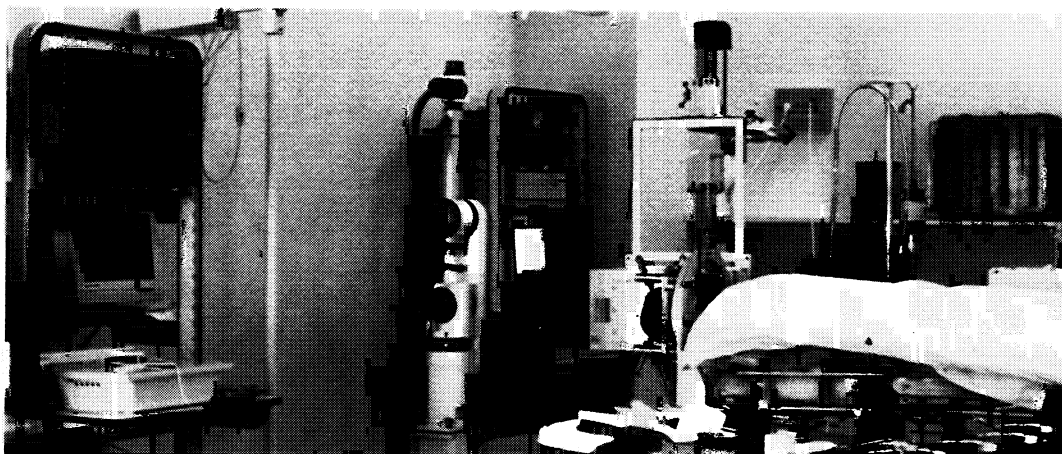


Figure VI.2.G: au début de l'intervention

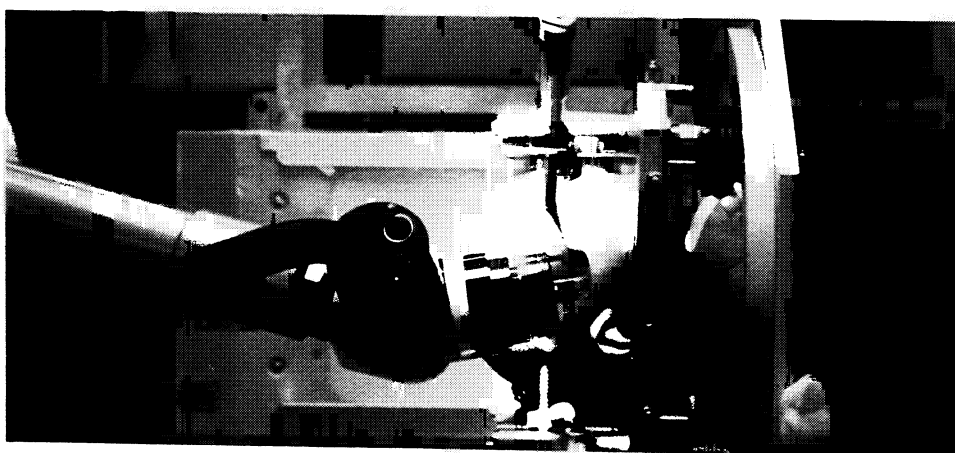


Figure VI.2.H: positionnement du guide pour une biopsie latérale de tumeur.

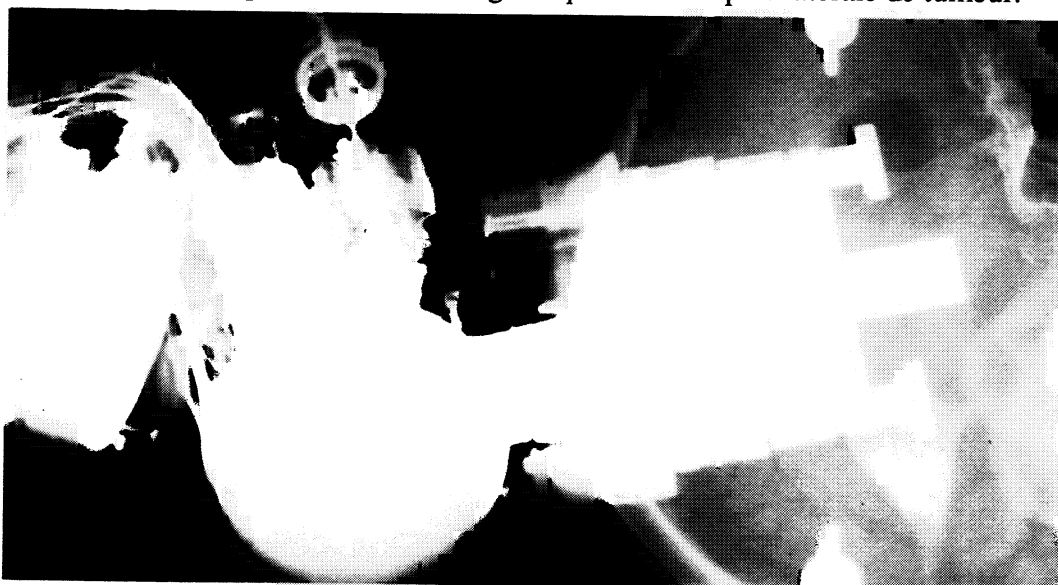


Figure VI.2.I: vérification du positionnement sur un cliché radiologique. On vérifiera facilement que la trajectoire n'intersecte pas de vaisseau en superposant une telle image aux clichés angiographiques correspondants.

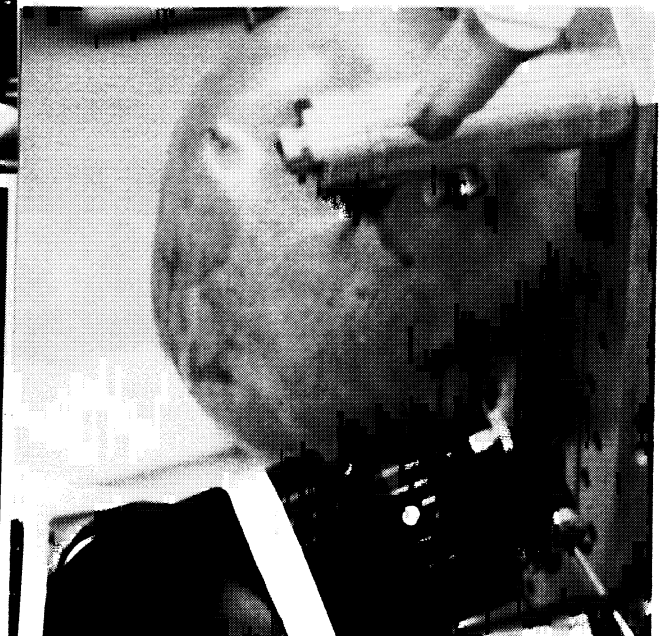
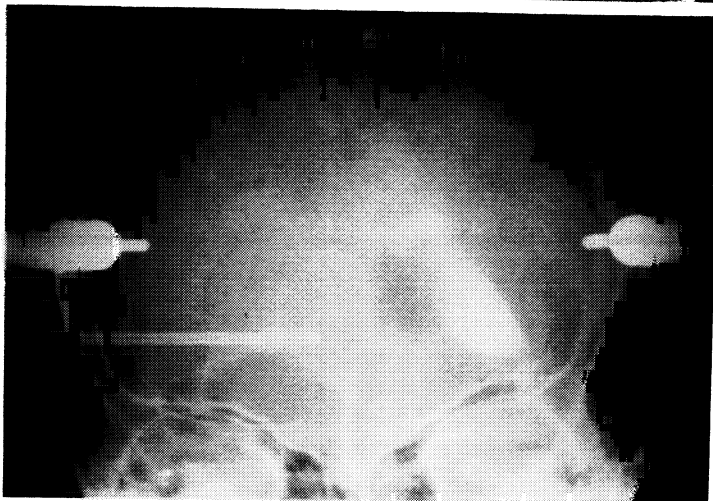
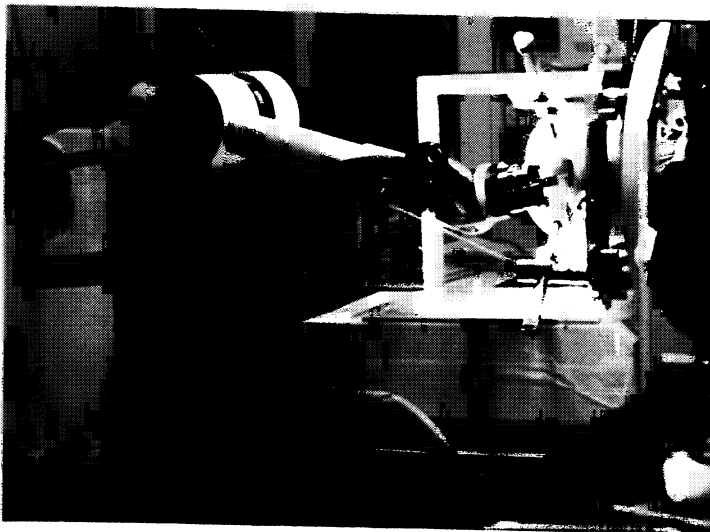
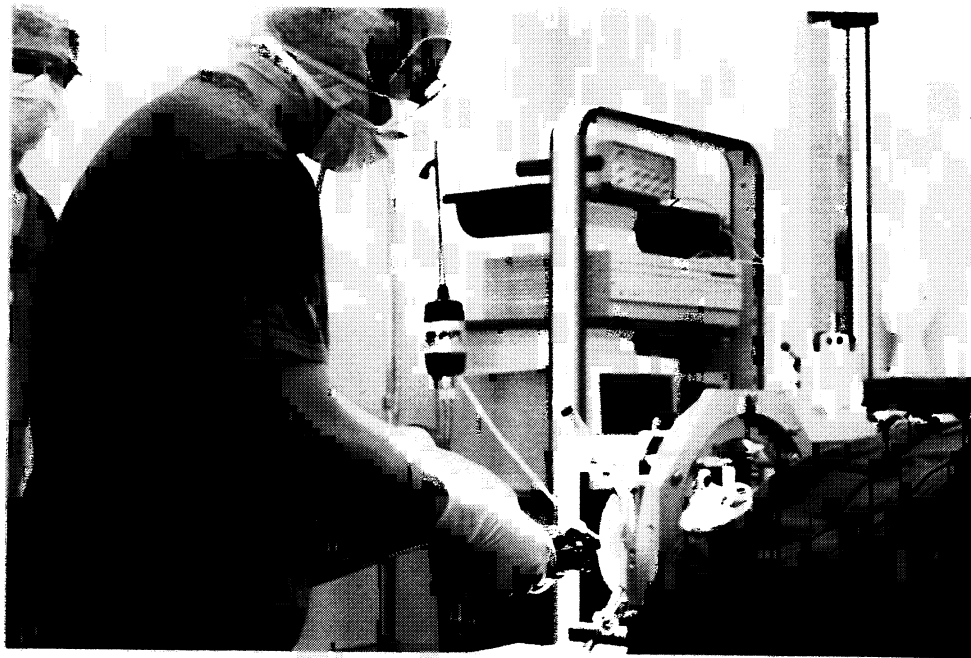


Figure VI.2.J : réalisation d'une biopsie latérale. Lorsque le positionnement du robot est correct, l'alimentation des moteurs est coupée. Le chirurgien perce alors l'os en introduisant une mèche dans le guide puis insère le trocart à biopsie jusqu'à une butée mécanique. Un cliché radiologique "face" permet de vérifier la profondeur de la sonde.

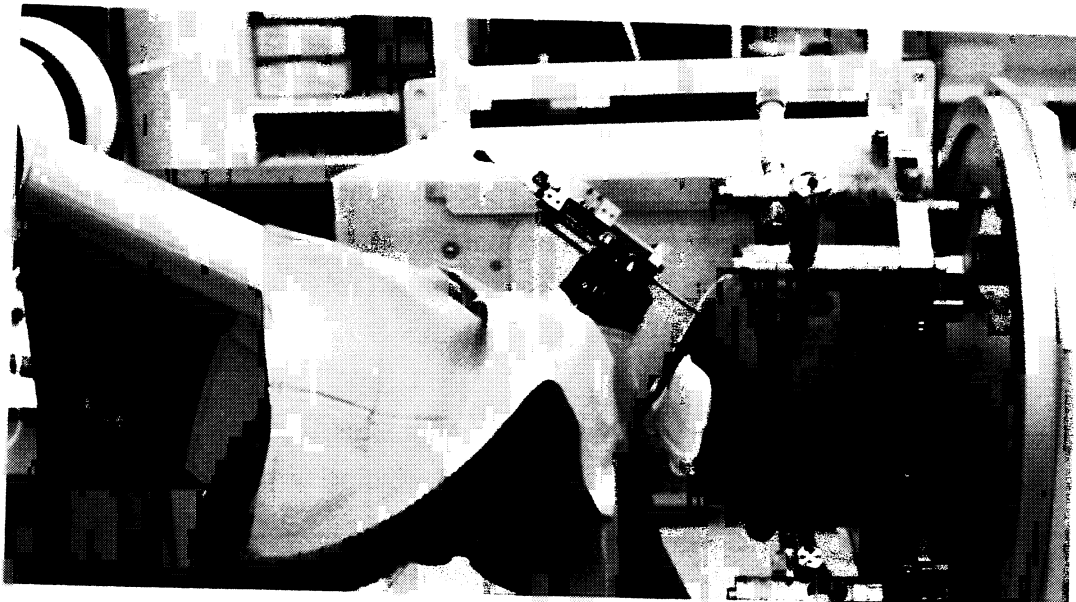


Figure VI.2.K : introduction d'une électrode de stimulation dans le thalamus dans le but de supprimer le tremblement dans la maladie de Parkinson. Une vis micrométrique est montée à l'extrémité du robot, l'électrode est ainsi avancée mm après mm et des signaux électrophysiologiques sont enregistrés.

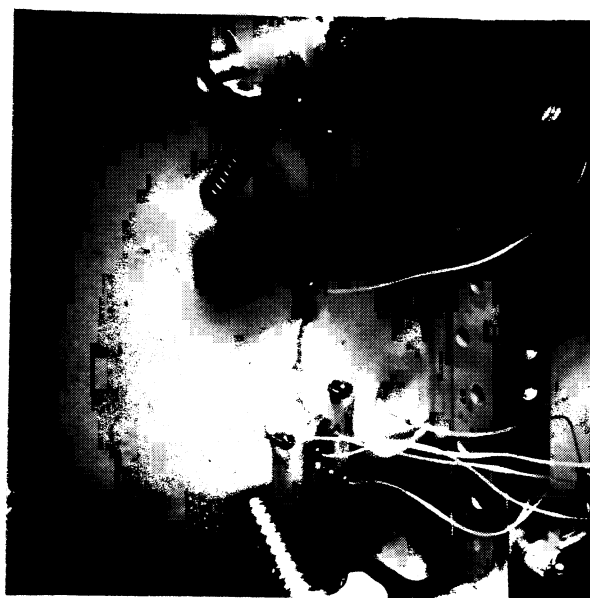


Figure VI.2.L : plusieurs trajectoires latérales sont réalisées: de petits guides sont insérés dans l'os, puis des électrodes d'enregistrement sont placées dans ces guides afin de localiser un foyer épileptique (S.E.E.G). Une technique similaire permet d'insérer des implants radioactifs (curiethérapie interstitielle).

VI.3 Discussion des résultats

Les résultats préliminaires obtenus avec le système robotisé sont globalement positifs. Le chirurgien qui a utilisé le système, ainsi que son assistant, sont satisfaits par ces premières réalisations. Ils ont même déjà réalisé certaines interventions "robotisées" sans assistance "technique" particulière.

Cependant, des progrès restent bien sûr à réaliser et les premières interventions ont mis en évidence les faiblesses du système. Dans l'ensemble, le logiciel principal actuellement utilisé a une souplesse adaptée au développement mais pas à une utilisation en routine clinique. Il faut donc le "rigidifier", en rajoutant notamment des tests de cohérence sur l'ensemble des informations acquises et en interdisant certaines procédures. A titre d'exemple révélateur, si l'on fixe un cliché radiologique à l'envers sur le négatoscope, rien ne permet de détecter cette erreur, si ce n'est le caractère aberrant ou impossible du positionnement du robot ! (ce cas est d'ailleurs arrivé). Ces problèmes ne prêtent pas à conséquence en ce qui concerne la sécurité du système (notamment grâce aux clichés de contrôle finaux qui sont systématiques), mais ils peuvent faire perdre un temps précieux. D'autres imperfections sont apparues, par exemple dans la convivialité de certaines interfaces utilisateur ou encore dans la gestion des obstacles pour les approches latérales gauches.

Les problèmes et imperfections détectées paraissent tous solubles sans trop de difficulté. Notons que cette phase de mise au point en conditions réelles est nécessaire pour tout système de ce type, l'important étant de toujours contrôler la sécurité finale du système.

Le problème de la précision a déjà été discuté au § V.5. L'amélioration du calibrage intrinsèque, avec prise en compte des jeux, est déterminante pour réaliser des positionnements directs, c'est-à-dire précis à 0.5 mm près. Par ailleurs, la radiologie numérisée rendra les éventuels repositionnements itératifs rapides et peut-être même automatiques.

En conclusion, nous pensons que les progrès qui restent à réaliser sur le système robotisé devraient se faire sans problème majeur. La partie plus délicate concerne a priori le problème du matching 3D / 2D présenté au § IV.1, ce problème dépendant lui-même des résultats de la segmentation 2D et 3D. C'est surtout lors des phases de définition de stratégie à partir des images et lors des procédures de matching que l'on pense gagner beaucoup en temps, en précision et en facilité. Le robot sera alors l'instrument terminal d'une chaîne complète basée sur les images de type radiographie, IRM, Atlas, etc... Il était donc important de commencer par valider la faisabilité technique et surtout médicale de cet élément. C'est désormais chose faite.

CONCLUSION GENERALE

CONCLUSION GENERALE

Une méthodologie générale des Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur a été développée. Cette méthodologie a été construite à partir des problèmes posés par la réalisation directe d'une stratégie opératoire définie sur des images provenant de modalités différentes. Quatre étapes non séquentielles ont été distinguées : acquisition et modélisation d'informations multi-modalités, définition d'une stratégie opératoire, mise en correspondance des référentiels impliqués ("matching") et réalisation de la stratégie à l'aide d'un système de guidage passif ou robotisé. La Neurochirurgie Stéréotaxique est l'application type de cette méthodologie : un système de positionnement robotisé, contrôlé par des images radiologiques per-opératoires, a été développé et est désormais utilisé en routine clinique. De nombreuses autres applications cliniques sont possibles.

Pour chaque étape de la méthodologie, nous concluons maintenant sur l'état de l'art, en précisant notre point de vue et notre contribution, et en présentant les perspectives d'application et de recherche.

. acquisition et modélisation des informations

Des images médicales multi-modalités sont aujourd'hui produites dans des quantités impressionnantes, essentiellement à des fins diagnostiques. La disponibilité au niveau de stations de travail, la gestion et le stockage de ces images posent des problèmes que la généralisation des PACS devrait résoudre. Inversement, les GMCAO apportent beaucoup aux PACS, dans la mesure où ils permettent une véritable utilisation thérapeutique des images, répondant ainsi aux besoins des chirurgiens et des médecins.

Les informations 3D sont le plus souvent modélisées par des voxels, nous utilisons un modèle basé sur une continuité et une dérivabilité à l'ordre 2 des informations. La segmentation 3D d'un volume en structures surfaciques ou volumiques est essentielle pour faciliter la définition de la stratégie et pour réaliser certaines procédures de "matching", mais cela reste un problème difficile; différentes méthodes existent cependant et de récents progrès sont encourageants. La méthode de segmentation que nous utilisons est basée sur la résolution d'un système d'équations différentielles appliqué à la représentation continue du volume. Une méthode de segmentation élastique 3D à partir d'une surface initiale correspondant à un modèle géométrique statistique serait très intéressante, d'autant plus qu'une telle démarche permettrait de résoudre dans le même processus le problème du matching élastique 3D entre le modèle et le cas réel. Notons enfin que de nouvelles

images, actuellement en cours de développement, devront être intégrées dans ces systèmes (par exemple les images IRM permettant d'obtenir l'arbre vasculaire 3D, ou encore les images 4D,...).

L'importance des capteurs per-opératoires a été soulignée. Ceux-ci permettent en effet d'acquérir des informations médicales utiles à la définition de la stratégie, ils délivrent des données géométriques essentielles pour le matching avec les informations pré-opératoires et ils procurent une boucle de contrôle sur la réalisation du geste. La précision du geste par rapport aux données per-opératoires ne dépendra que des procédures de calibrage et de la gestion de la boucle de contrôle, alors que la précision du geste par rapport aux données pré-opératoires dépendra des procédures de matching, qui sont plus délicates. Dans le cas de la Neurochirurgie Stéréotaxique, le capteur radiologique utilisé est essentiel car il permet d'acquérir, dans le référentiel opératoire, des angiographies (qui permettent d'éviter les vaisseaux de façon fiable et précise), des ventriculographies (sur lesquelles on peut définir un objectif en neurochirurgie fonctionnelle et qui sont très utiles pour le matching avec l'IRM et la TDM), et enfin des clichés simples (qui permettent de contrôler le positionnement final du robot). Dans le cas de gestes complexes, la stratégie doit être actualisée en temps réel : des développements sont en cours pour utiliser les informations délivrées par des senseurs tactiles et on pourra également s'inspirer des progrès récents en Vision par Ordinateur, réalisés pour traiter le cas du "mouvement dans les images" par exemple.

Le calibrage des capteurs repose sur le choix d'un modèle, sur la création d'une mire spécifique, sur la précision des mesures de référence, et sur le choix d'une méthode mathématique permettant d'estimer les paramètres du modèle. Nous avons proposé une méthode de calibrage de capteur projectif basée sur un modèle mathématique et non pas physique ("méthodes multi-plans spline"); ce qui semble bien adapté au cas des images radiologiques numérisées. Un problème ouvert reste le calibrage précis des informations IRM, car des distorsions géométriques non négligeables existent.

Les connaissances anatomiques (morphologiques et fonctionnelles) sont jusqu'ici utilisées par l'intermédiaire de modèles de type Atlas et de règles géométriques statistiques. Pour chaque application médicale, d'autres connaissances spécifiques devront par la suite être intégrées (caractéristiques mécaniques des structures, aide à l'identification des structures segmentées, etc...).

. définition d'une stratégie opératoire

Des stations de travail 3D performantes sont aujourd'hui commercialisées, et plusieurs procédures de manipulation des volumes d'images fonctionnent en temps réel sur des modèles de voxels : reformattages de coupes "obliques", visualisation en lancer de rayon (notion de transparence, prise en compte de plusieurs sources d'éclairage, etc...). Différents systèmes de visualisation 3D réaliste existent également, notamment en utilisant le principe de la stéréoscopie ou des miroirs à focale variable.

Nous pensons que de telles stations de travail doivent intégrer des bibliothèques générales d'outils de visualisation et de manipulation d' "objets", mais également des protocoles souples correspondant à chaque application thérapeutique. Dans le cas de la Neurochirurgie Stéréotaxique, nous proposons différents protocoles selon qu'il s'agit d'une biopsie latérale, d'une implantation d'électrode dans le thalamus, d'une curiethérapie interstitielle, ou d'une S.E.E.G. De façon préliminaire, des interfaces ont ainsi été implémentées sur PC dans chacun de ces cas. Actuellement, les applications cliniques pour lesquelles des programmes de définition de stratégie ont été implémentés en utilisant l'imagerie 3D sont essentiellement la chirurgie plastique et maxillo-faciale, la mise en place de prothèses de hanche, l'irradiation multi-faisceaux et la neurochirurgie stéréotaxique. Des perspectives sont donc offertes pour traiter le cas d'autres applications.

Dans notre cas, nous nous sommes limités à la définition de trajets linéaires des outils ; cela couvre en fait un nombre important d'applications cliniques : injections et ponctions diverses, mise en place d'électrodes, curiethérapie interstitielle, gestes pouvant être représentés par une série discrète (éventuellement continue) de trajectoires linéaires, etc... Cependant, des gestes plus complexes nécessiteront le développement d'outils de simulation plus élaborés. Une modélisation par éléments finis des interactions physiques entre les outils et les structures opérées, ainsi qu'une modélisation des modifications morphologiques et fonctionnelles engendrées sur les autres structures représente ainsi un axe de recherche important. Des interfaces utilisateur devront être développées en s'inspirant des progrès de la CAO et de la synthèse d'images. Une simulation réaliste des interventions requiert également le développement d'interfaces physiques permettant de gérer la géométrie des outils (6 degrés de liberté + fonctions propres des outils) et de transmettre des retours d'efforts à l'utilisateur ("gant interactif"...).

Enfin, certaines définitions de stratégie pourront être optimisées à partir de critères géométriques (zones à atteindre avec telle incertitude, zones à éviter) et de diverses contraintes à respecter (rigidité d'une structure, configurations atteignables par le système de guidage, stratégie la plus rapide, ...). Les résultats des interventions précédentes pourront également être pris en compte. Des procédures d'Intelligence Artificielle pourront donc être utilisées pour certaines tâches.

. mise en correspondance des informations ("matching")

La mise en correspondance (ou fusion, "matching") de l'ensemble des informations est un point très important dans la méthodologie, et de récents travaux ont porté sur ce problème. Une approche classique consiste à utiliser des repères matériels lors des différents examens et à chercher la transformation rigide qui relie ces repères (mise en place d'un cadre stéréotaxique, ou de façon plus générale, de petites sphères collées sur la peau par exemple). Ces méthodes posent certains problèmes d'inconfort pour le patient, d'organisation entre différents services hospitaliers, peuvent rester imprécises, et de façon générale, manquent de souplesse. Une autre approche consiste alors à mettre en correspondance des structures anatomiques identiques ou voisines des structures opérées. Nous préconisons cette approche car elle est plus générale et est *potentiellement* la plus précise.

Dans le cas du matching 3D/3D, certains proposent par exemple d'apparier des points définis interactivement sur les images. Mais cela s'avère fastidieux ou imprécis, selon le nombre de points pris en compte. Des méthodes sont en développement pour réaliser ces appariements automatiquement à partir de points caractéristiques prélevés sur des surfaces. Une méthode de matching élastique de deux surfaces du scalp "projetées" l'une sur l'autre a été développée et est utilisée pour mettre en correspondance des informations IRM et des données TEP. Une autre méthode, à caractère global, consiste à *aligner* les ellipsoïdes d'inertie associés à une structure préalablement segmentée sur les deux volumes de données à apparier ; on peut également générer un matching élastique global en *égalisant* entièrement ces ellipsoïdes d'inertie par 3 homothéties appliquées sur les axes des ellipsoïdes alignés. Une autre méthode utilise ce matching global de façon préliminaire, puis réalise un "matching élastique local multi-niveaux" en affectant des constantes d'élasticité aux volumes appariés et en utilisant des corrélations entre deux volumes dont les densités ont été rendues équivalentes (matching entre un examen TDM et un Atlas du cerveau sur lequel on a affecté des densités correspondant aux densités de la TDM). A notre connaissance, le cas de la mise en correspondance entre un volume de données et des projections vidéo (matching 3D/2D) a surtout été traité pour des surfaces modélisées par des primitives "simples" (points, droites, courbes, surfaces planes) et nous n'avons recensé qu'une méthode, très récente, qui met en correspondance une surface représentée par des "patches" complexes mais cette méthode n'a jusqu'ici été appliquée qu'au cas d'un seul "patch".

Dans notre cas, deux méthodes, associées à des systèmes physiques d'acquisition de données, ont été mises en valeur. La première de ces méthodes (matching 3D/3D) consiste à mettre en correspondance deux référentiels en réalisant le matching entre deux surfaces cutanées (ou du moins externes) "identiques", acquises dans chacun de ces référentiels. Les surfaces cutanées

doivent être proches et relativement fixes par rapport aux surfaces opérées. Le système d'acquisition de surface est ici un système de triangulation active utilisant un plan laser et une caméra. Cette méthode, développée dans le cadre de la Ponction de Disque Intervertébral Assistée par Ordinateur, n'a pas encore été validée. La seconde de ces méthodes a été développée dans le cadre de la Neurochirurgie Stéréotaxique, mais est très générale. Elle repose sur le matching 3D/2D entre une surface d'une structure interne anatomique, segmentée à partir de l'imagerie 3D pré-opératoire, et au moins deux projections radiologiques de cette même structure, acquises en conditions per-opératoires. Le système physique associé à cette méthode est donc un système radiologique per-opératoire permettant d'obtenir au moins deux projections. Cette méthode est donc dépendante des résultats des procédures de segmentation 2D et 3D. Une simulation de cette approche a été réalisée et a donné des résultats préliminaires encourageants. Des modifications possibles et des variantes de cette méthode ont été précisées.

Le matching entre un système de guidage et un capteur opératoire est en fait équivalent au calibrage extrinsèque du système de guidage dans le référentiel opératoire. Une méthode a été implémentée avec satisfaction dans le cas de la Neurochirurgie Stéréotaxique pour relier le robot 6-axes utilisé au double système radiologique. Une mire en plexiglass contenant des points de référence est portée par le robot et amenée dans le champ des radios au début de chaque intervention. En repérant les projections des points de référence sur les images obtenues lors de cette phase, on peut en même temps calibrer le système radiologique dans le référentiel de la mire (par la méthode des 2-plans) et trouver la matrice de passage entre le référentiel de base du robot et le référentiel de la mire.

Les méthodes de matching en cours de développement paraissent donc en mesure de résoudre la plupart des problèmes "statiques". Mais un champ d'exploration important s'ouvre dans le domaine des "matchings dynamiques" afin de prendre en compte les déplacements et les modifications des structures opérées. Là encore, le rôle des capteurs per-opératoires est essentiel.

. guidage du geste opératoire

Pour guider le geste médico-chirurgical à partir de la stratégie définie, on peut utiliser des systèmes passifs dans certains cas, mais on perd alors en précision et en facilité. Pour reproduire avec exactitude la simulation du geste, il convient d'utiliser des systèmes de guidage semi-actifs ou actifs, ce qui rend nécessaire l'introduction de robots. Il est à noter que des systèmes robotisés (ou "pré-robotisés") ont déjà été introduits dans le contexte médico-chirurgical si l'on prend en compte les systèmes d'irradiation multifaisceaux, les lithotriteurs, les écarteurs pneumatiques, ... En fait, deux tendances existent dans le domaine de la robotique chirurgicale. Le premier courant, auquel

nous appartenons, consiste à attribuer une certitude importante aux informations acquises par les différents capteurs, ce qui rend légitime de proposer la réalisation autonome de certaines sous-tâches par un système robotisé, tout en permettant au chirurgien de superviser le déroulement correct de l'intervention. Ces systèmes sont donc intéressants non seulement pour leurs propriétés intrinsèques (précision, rapidité relative, fiabilité,...), mais encore pour leur capacité à réaliser directement un geste défini sur l'imagerie par le chirurgien. Un second courant utilise le principe de la télémanipulation. Essentiellement pour faciliter des interventions en microchirurgie, plusieurs systèmes sont en cours de développement dans ce domaine, l'idée est donc ici d'utiliser les propriétés mécaniques du système robotisé mais aussi la "dextérité" et le raisonnement du chirurgien. Actuellement, ces approches font l'objet de recherches très intenses, certains systèmes étant en phase de validation clinique.

Dans tous les cas, les problèmes à résoudre sont ceux de la précision, de la sécurité, de l'éthique et de l'adaptation au contexte chirurgical. Plusieurs méthodes de calibrage ont récemment été développées et un consensus n'est pas encore établi : l'approche que nous avons utilisée est satisfaisante mais nécessite de prendre en compte des paramètres non-géométriques pour gagner en précision. Le problème de la sécurité est bien sûr crucial et nous avons recensé plusieurs éléments qui permettent de résoudre ce problème dans le cas général, le premier de ces éléments étant l'utilisation de capteurs redondants et indépendants. Dans notre cas, l'alimentation des moteurs est systématiquement coupée lorsqu'un outil est introduit dans le cerveau, ce qui est possible en raison des rapports de réduction utilisés sur chaque axe. Cette solution n'est toutefois applicable que pour réaliser des suites de positionnements statiques. D'un point de vue éthique, de tels systèmes devront être conçus et considérés comme des outils : le raisonnement principal est toujours laissé au chirurgien et il est clair qu'aucun système actuel ne peut être entièrement autonome aux niveaux de la perception, du raisonnement et de l'action.

L'introduction de systèmes de guidage actif basés sur des manipulations 6-axes s'avère donc faisable (techniquement et cliniquement) et très utile dans le cas de gestes simples, consistant, par exemple, à introduire une sonde rectiligne vers un point précis. Un tel système a été validé dans le cas de la neurochirurgie stéréotaxique, ce qui nous a permis de réaliser plus de 50 interventions depuis mars 1989. Les résultats sont globalement satisfaisants, même si un travail de mise au point reste à réaliser sur plusieurs procédures (notamment sur un calibrage intrinsèque du robot prenant en compte un modèle géométrique complexe et les jeux des articulations). Nous pensons que le système robotisé "contrôlé" par radiographies qui a été développé dans ce cadre peut être directement réutilisé pour d'autres applications cliniques.

Si l'on veut réaliser des gestes plus complexes, c'est à dire qui ne se limitent pas à une suite discrète de positionnements d'un guide, il sera nécessaire de développer, progressivement et

prudemment, des systèmes robotisés élaborés. A terme, les 2 approches de réalisation autonome de sous-tâches et de télémanipulation se rejoignent dans un concept général de "téléopération avancée". Une véritable "répartition des tâches" doit alors être réalisée entre le chirurgien et le système, aux niveaux de la perception, du raisonnement et de l'action.

L'intégration de ces concepts de GMCAO aboutira prochainement à la conception et à la réalisation d'une Salle de Chirurgie Assistée par Ordinateur. Le but de cette salle est de se donner les moyens de mettre au point les techniques de GMCAO sur des applications cliniques diverses, en évitant de devoir reprendre complètement toutes les étapes d'implémentation et de calibrage pour toute nouvelle application, et en permettant de tester différentes méthodes de matching, différents systèmes de guidage, etc... La démonstration de la faisabilité dans une situation clinique donnée ira jusqu'à la réalisation d'une série d'interventions sur des patients, avant que le relai ne soit passé à un industriel qui commercialisera la technique.

En conclusion, nous espérons que le concept général de Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur développé dans cette thèse, ainsi que la réalisation d'un système préliminaire utilisé en Neurochirurgie Stéréotaxique, apportent une contribution aux progrès des interventions médicales et chirurgicales. Nous espérons ainsi aider les médecins et les chirurgiens à réaliser certains actes de façon plus précise, plus facile, plus rapide, plus fiable et sans doute d'envisager certaines interventions jusqu'ici irréalisables...

ANNEXES

ANNEXE A : QUELQUES MÉTHODES MATHÉMATIQUES UTILISÉES

A.1 Algorithme de Levenberg-Marquardt (minimisation non linéaire aux moindres carrés)

Nous présentons brièvement une méthode de minimisation non linéaire aux moindres carrés très utilisée dans tous nos travaux, notamment lors du calibrage de caméras et du calibrage intrinsèque de robots. Cette méthode utilise l'algorithme de Levenberg-Marquardt (dérivé des méthodes de Newton) et est implémentée dans la bibliothèque mathématique IMSL de DEC. Les détails de ces méthodes seront trouvés dans [BROWN 72], [LEVENBERG 44] et dans la documentation de la bibliothèque IMSL (procédure ZXSSQ).

On reprend la formulation du problème de calibrage exprimée dans la 1ère Partie, au § II.2.a, ainsi que les notations correspondantes.

On cherche à minimiser, en fonction d'un vecteur P constitué de M paramètres, la quantité :

$$\varepsilon = \sum_i^N (Y_i - F(X_i, P))^2 = \sum_i^N G_i(P)^2$$

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 $G_i(P)$ correspondant 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 (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 important, 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 important lorsqu'on est loin de la solution afin de réduire les incréments $\Delta_n = P_{n+1} - P_n$ 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 2 principes :

- si on a une diminution des résidus ε_n , alors on diminue α_n d'un certain facteur, alors que si on a une augmentation des résidus ε_n , on augmente 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 : $2 \|J_n^t G(P_n)\|$.

Les critères d'arrêt de l'algorithme sont les suivants :

- 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 paramètres P_n et P_{n+1} (obtenus à deux itérations successives) est au-dessous d'un certain seuil,
- un nombre maximal d'itérations a été dépassé.

A.2 Calcul de la courbe intersection entre un plan et une surface spline

Nous formulons ici une méthode de calcul, par résolution d'une équation différentielle, d'une courbe intersection entre une surface paramétrée représentée par une spline et un plan. Une application de cette méthode est l'affichage dans un plan de coupe reformattée IRM ou TDM d'une structure de type Atlas.

Nous rappelons qu'une surface (de type Atlas par exemple) est ici modélisée par des équations paramétriques splines du type :

$$\begin{cases} x = x(u,t) \\ y = y(u,t) \\ z = z(t) \end{cases} \text{ avec } s \in [0,1[\text{ et } t \in [0,1[$$

Le plan affine représentant la coupe est défini par son équation :

$$d(x,y,z) = \alpha x + \beta y + \gamma z + \partial = 0$$

Cette dernière équation traduit le fait que la distance d d'un point $M = (x,y,z)$ au plan est nulle.

La courbe $\mathcal{C}$ recherchée, intersection entre le plan et la surface, est alors paramétrée de la façon suivante :

$$\mathcal{C} : \begin{cases} u = u(s) \\ t = t(s) \end{cases}$$

Pour simplifier la méthode, on impose en fait $u(s) = s$. La courbe recherchée est ainsi représentée par :

$$\mathcal{C} : t = t(u).$$

La méthode consiste alors à poser que cette courbe est solution de l'équation différentielle :

$$d'(u) = -d(u)$$

$$\text{où } d(u) = \alpha x(u,t(u)) + \beta y(u,t(u)) + \gamma z(t(u)) + \partial$$

et où

$$d'(u) = \alpha \left[\left(\frac{\partial x}{\partial u} \right) + \left(\frac{\partial x}{\partial t} \right) \cdot t'(u) \right] + \beta \left[\left(\frac{\partial y}{\partial u} \right) + \left(\frac{\partial y}{\partial t} \right) \cdot t'(u) \right] + \gamma \left(\frac{\partial z}{\partial t} \right) t'(u) + \partial$$

Cette équation différentielle traduit le fait qu'à partir d'un point quelconque de la surface on commence par se rapprocher exponentiellement du plan de coupe et qu'on reste par la suite sur ce plan (on commencera le stockage des points lorsque $d(u)$ est suffisamment petit et on arrêtera la recherche de $t(u)$ lorsqu'on sera retombé sur le point initial à ϵ près).

Cette équation différentielle peut finalement se mettre sous la forme :

$$t'(u) = f(u, t(u))$$

et nous utilisons finalement une méthode de RUNGE-KUTTA pour sa résolution itérative.

A.3 Matrices homogènes, Rotations

Une matrice homogène 4x4 peut en général se décomposer suivant la forme suivante :

$$H = \begin{pmatrix} (R)_{3 \times 3} & T_{3 \times 1} \\ f_{1 \times 3} & w_{1 \times 1} \end{pmatrix}$$

où :

(R) correspond à une rotation 3x3,
T correspond à un vecteur translation,
f correspond à une projection perspective,
w correspond à un facteur d'échelle.

Dans notre cas, nous utilisons essentiellement des représentations comprenant uniquement une partie rotation et une partie translation. Par exemple, une matrice correspondant à 3 rotations d'axes et d'angles respectifs (z,φ), (y,θ) et (x,ψ) et à une rotation de vecteur $T = {}^t(T_x, T_y, T_z)$ s'écrit :

$$H = (T) R(z,\Phi) R(y,\theta) R(x,\psi)$$

Soit :

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

où la notation (cα, sα) désigne (cos (α), sin (α)) pour α = φ, θ et ψ.

Expression d'une matrice de rotation d'axe et d'angle donné.

Nous présentons ici l'expression R de la matrice homogène 4 x 4 associée à une rotation d'angle θ et d'axe D défini par un point A et un vecteur W.

Pour la partie rotation vectorielle, [SHAHINPOOR 86] donne l'expression de R (p. 72, 73) :

$$R_{(\vec{W}, \theta)} = \begin{pmatrix} W_x W_x \text{ vers } \theta + \cos \theta & W_y W_x \text{ vers } \theta - W_y \sin \theta & W_z W_x \text{ vers } \theta + W_y \sin \theta & 0 \\ W_x W_y \text{ vers } \theta + W_z \sin \theta & W_y W_y \text{ vers } \theta + \cos \theta & W_z W_y \text{ vers } \theta - W_x \sin \theta & 0 \\ W_x W_z \text{ vers } \theta - W_y \sin \theta & W_y W_z \text{ vers } \theta + W_x \sin \theta & W_z W_z \text{ vers } \theta + \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

où $\text{vers } \theta = 1 - \cos(\theta)$.

Soit (r) la matrice 3 x 3 correspondant à la partie rotation de $R_{(\vec{W}, \theta)}$. Nous cherchons maintenant le vecteur translation T définissant complètement la transformation affine correspondant à la rotation dont l'axe passe par A. On cherche globalement :

$$R_{(A, W, \theta)} = \begin{pmatrix} (r) & (T) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

En écrivant l'invariance de A par cette transformation, on obtient :

$$(r)A + T = A$$

Soit $T = (I_{33} - (r)) \cdot A$ où I_{33} est la matrice 3 x 3 identité.

A.4 Distance entre 2 primitives cylindriques

On reprend les notations du § V.3.a (2ème Partie). On cherche la distance $d_{i,j}$ entre 2 primitives cylindriques $CYL_i = (A_i, B_i, R_i)$ et $CYL_j = (A_j, B_j, R_j)$.

Par définition, chaque primitive $CYL_k = (A_k, B_k, R_k)$ peut être considérée comme l'union de sphères $S_{k,l}$ de rayon R_k et dont les centres C_l décrivent le segment $[A_k, B_k]$. On vérifie alors facilement que la distance cherchée peut s'exprimer de la façon suivante :

$$d_{i,j} = ds_{i,j} - R_i - R_j$$

où $ds_{i,j}$ désigne la distance entre les 2 segments $\Sigma_i = [A_i, B_i]$ et $\Sigma_j = [A_j, B_j]$:

$$ds_{i,j} = \text{distance}([A_i, B_i], [A_j, B_j])$$

Dans le cas où $ds_{i,j} < R_i + R_j$ alors $d_{i,j} < 0$, et il y a collision entre les 2 primitives.

Nous décrivons dans la suite de ce paragraphe la méthode de calcul de $ds_{i,j}$.

On note u_i et u_j les 2 vecteurs unitaires directeurs des droites supports des segments $\Sigma_i = [A_i, B_i]$ et $\Sigma_j = [A_j, B_j]$. On introduit les paramètres λ_i, λ_j et Λ_i, Λ_j en prenant la représentation suivante pour Σ_i et Σ_j :

$$\begin{aligned} M_i \in [A_i, B_i] &\Leftrightarrow M_i = A_i + \lambda_i u_i \quad \text{et} \quad \lambda_i \in [0, \Lambda_i] \\ M_j \in [A_j, B_j] &\Leftrightarrow M_j = A_j + \lambda_j u_j \quad \text{et} \quad \lambda_j \in [0, \Lambda_j] \end{aligned}$$

Le carré de la distance euclidienne entre 2 points M_i et M_j appartenant respectivement aux segments $[A_i, B_i]$ et $[A_j, B_j]$ s'écrit :

$$\begin{aligned} d^2(M_i, M_j) &= (A_i A_j - \lambda_i u_i + \lambda_j u_j)^2 \\ &= \lambda_i^2 + \lambda_j^2 - 2 s_{ij} \lambda_i \lambda_j - 2 s_i \lambda_i + 2 s_j \lambda_j + A^2 \end{aligned}$$

avec :

$$\begin{aligned} s_{ij} &= u_i \cdot u_j \\ s_i &= A_i A_j \cdot u_i \\ s_j &= A_i A_j \cdot u_j \\ A^2 &= A_i A_j \cdot A_i A_j \end{aligned}$$

$$\text{On note } F(\lambda_i, \lambda_j) = \lambda_i^2 + \lambda_j^2 - 2 s_{ij} \lambda_i \lambda_j - 2 s_i \lambda_i + 2 s_j \lambda_j + A^2$$

Et on cherche finalement :

$$ds_{i,j} = \text{MIN} (F(\lambda_i, \lambda_j))$$

$$(\lambda_i, \lambda_j) \in [0, \Lambda_i] \times [0, \Lambda_j]$$

La fonction $F(\lambda_i, \lambda_j)$ atteint son minimum sur $\mathbb{R}^2$ au point $(\lambda_{\min i}, \lambda_{\min j})$ donné par :

$$\lambda_{\min i} = (s_i - s_j s_{ij}) / D \quad \text{où } D = 1 - s_{ij}^2 \quad (\text{on se place ici dans le cas où } D \neq 0)$$

$$\lambda_{\min j} = (-s_j + s_i s_{ij}) / D$$

On étudiera à la fin de ce paragraphe le cas où $D \approx 0$, c'est-à-dire où les 2 droites supports des segments sont quasi-parallèles ($s_{ij} = \mathbf{u}_i \cdot \mathbf{u}_j \approx \pm 1$).

Pour calculer la distance cherchée $ds_{i,j}$, on devra étudier différents cas selon la position du minimum "absolu" $(\lambda_{\min i}, \lambda_{\min j})$ par rapport au pavé $[0, \Lambda_i] \times [0, \Lambda_j]$.

Calcul intermédiaire : distance entre un point et un segment :

Dans toute la suite de ce paragraphe, nous aurons à utiliser la distance $dps(M_l, \Sigma_k)$ entre un point M_l et un segment $\Sigma_k = [A_k, B_k]$ associé à une droite support D_k de vecteur directeur unitaire $\mathbf{u}_k$. Pour obtenir ce type de distance, on calcule la mesure algébrique de la projection orthogonale de M_l sur la droite $D_k = (A_k, \mathbf{u}_k)$:

$$\lambda_k(M_l) = A_k M_l \cdot \mathbf{u}_k$$

Or, le segment Σ_k est défini par la représentation suivante :

$$M_k \in [A_k, B_k] \Leftrightarrow M_k = A_k + \lambda_k \mathbf{u}_k \quad \text{et} \quad \lambda_k \in [0, \Lambda_k]$$

On envisage alors 3 cas selon la position de $\lambda_k(M_l)$ par rapport à $[0, \Lambda_k]$:

→ Si $\lambda_k(M_l) > \Lambda_k$, alors $dps(M_l, \Sigma_k) = d(M_l, B_k)$

→ Si $\lambda_k(M_l) < 0$, alors $dps(M_l, \Sigma_k) = d(M_l, A_k)$

→ Si $\lambda_k(M_l) \in [0, \Lambda_k]$, alors $dps(M_l, \Sigma_k) = \text{distance}(M_l, D_k) = \|A_k M_l \wedge \mathbf{u}_k\|$

Calcul de ds_{ij} :

La fonction $F(\lambda_i, \lambda_j)$ est un parabolloïde centré sur le point $(\lambda_{\min_i}, \lambda_{\min_j})$ et les courbes données par :

$$F(\lambda_i, \lambda_j) = \lambda_i^2 + \lambda_j^2 - 2 s_{ij} \lambda_i \lambda_j - 2 s_i \lambda_i + 2 s_j \lambda_j + A^2 = K \text{ (constante)}$$

sont des ellipses centrées sur $(\lambda_{\min_i}, \lambda_{\min_j})$ et d'axe incliné à $\pm 45^\circ$ par rapport à l'axe des λ_i (cf figure A.4.b).

Pour calculer ds_{ij} , c'est-à-dire le minimum de F sur le pavé $[0, \Lambda_i] \times [0, \Lambda_j]$, on étudie maintenant différents cas selon la position du minimum "absolu" $(\lambda_{\min_i}, \lambda_{\min_j})$, obtenu sur $\mathbb{R}^2$, par rapport à ce pavé $[0, \Lambda_i] \times [0, \Lambda_j]$ (figure A.4.a) :

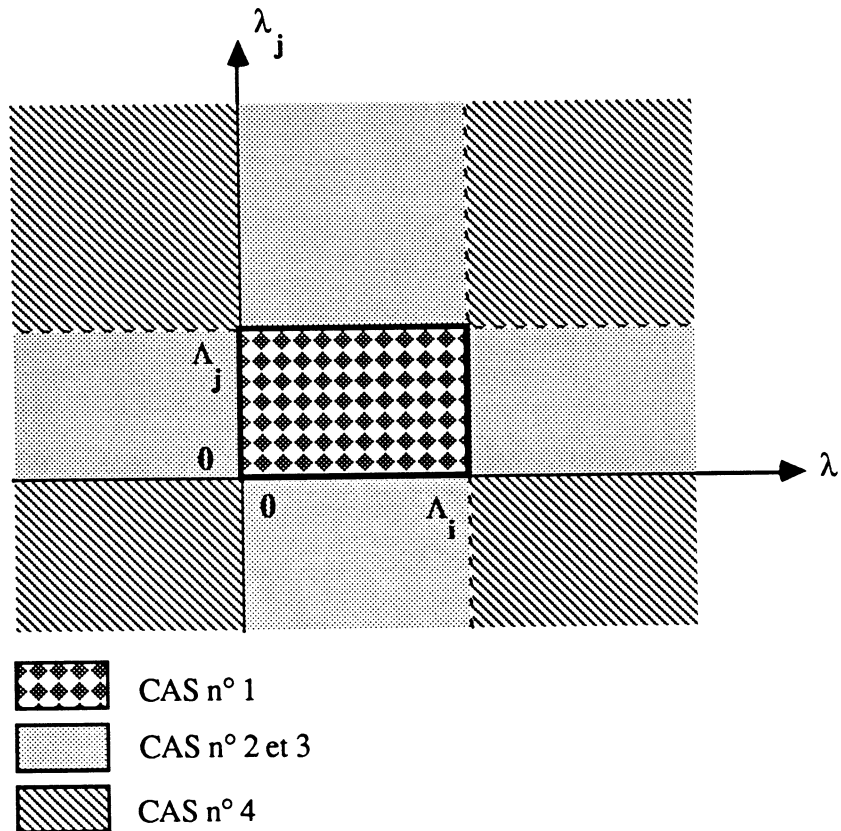


Figure A.4.a : représentation des différentes zones de position possible pour $(\lambda_{\min_i}, \lambda_{\min_j})$ par rapport au pavé $[0, \Lambda_i] \times [0, \Lambda_j]$.

Cas n°1 :

Si $(\lambda_{\min_i}, \lambda_{\min_j}) \in [0, \Lambda_i] \times [0, \Lambda_j]$, alors on a simplement : $ds_{ij} = F(\lambda_{\min_i}, \lambda_{\min_j})$

De façon équivalente, on pourra utiliser : $ds_{ij} = | (A_i A_j, \mathbf{u}_i, \mathbf{u}_j) | = | A_i A_j \cdot (\mathbf{u}_i \wedge \mathbf{u}_j) |$

Ce cas correspond au cas où la distance entre les 2 segments est égale à la distance entre les 2 droites supports.

Cas n°2 :

Si $\lambda_{\min_i} \in [0, \Lambda_i]$ et $\lambda_{\min_j} \notin [0, \Lambda_j]$, alors on a :

→ Si $\lambda_{\min_j} > \Lambda_j$, on peut montrer que l'on a : $ds_{ij} = dps(B_j, \Sigma_i)$.

→ Si $\lambda_{\min_j} < 0$, on peut montrer que l'on a : $ds_{ij} = dps(A_j, \Sigma_i)$.

Cas n°3 (symétrique du cas n°2) :

Si $\lambda_{\min_i} \notin [0, \Lambda_i]$ et $\lambda_{\min_j} \in [0, \Lambda_j]$, alors on a :

→ Si $\lambda_{\min_i} > \Lambda_i$, on peut montrer que l'on a : $ds_{ij} = dps(B_i, \Sigma_j)$.

→ Si $\lambda_{\min_i} < 0$, on peut montrer que l'on a : $ds_{ij} = dps(A_i, \Sigma_j)$.

Cas n°4 :

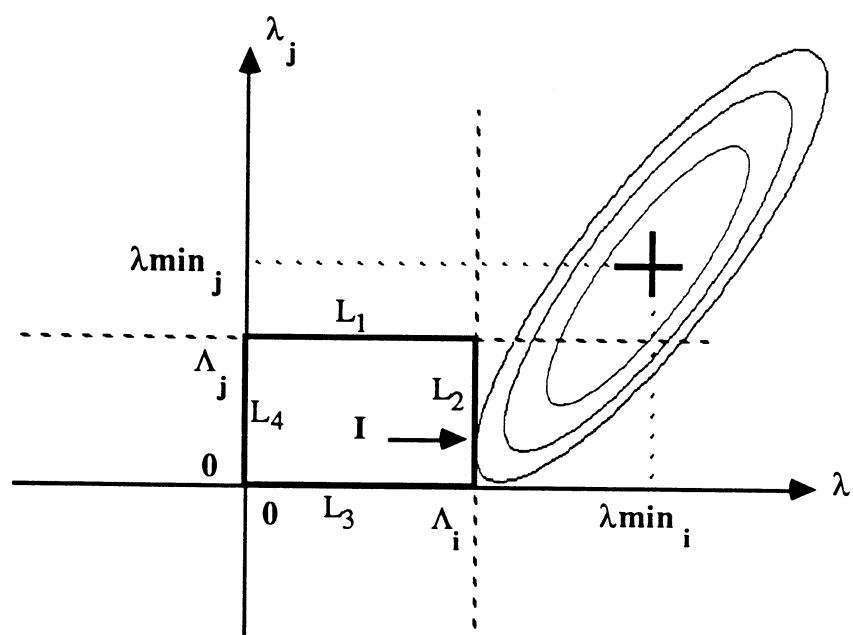


Figure A.4.b : Cas n°4 où $\lambda_{\min_i} > \Lambda_i$ et $\lambda_{\min_j} > \Lambda_j$. Les ellipses centrées sur $(\lambda_{\min_i}, \lambda_{\min_j})$ et inclinées à $\pm 45^\circ$ sont des courbes représentant $F(\lambda_i, \lambda_j) = K$ (constante) où K augmente avec la taille des ellipses. Lorsqu'on fait croître la taille K des ellipses, on observe donc que le minimum de F sur $[0, \Lambda_i] \times [0, \Lambda_j]$ est atteint au point I où la première de ces ellipses intersecte le pavé $[0, \Lambda_i] \times [0, \Lambda_j]$. Dans le cas de la figure, le point I appartient nécessairement au bord $L1$ ou au bord $L2$ du pavé (l'indétermination entre $L1$ et $L2$ pourrait être levée en réalisant des tests complémentaires). La fonction F atteint donc son minimum :

- soit lorsque $\lambda_i = \Lambda_i$ ($I \in$ bord $L2$), ce qui correspond au point B_i et à $ds_{ij} = dps(B_i, \Sigma_j)$
- soit lorsque $\lambda_j = \Lambda_j$ ($I \in$ bord $L1$), ce qui correspond au point B_j et à $ds_{ij} = dps(B_j, \Sigma_i)$

Pour les autres cas, le raisonnement est similaire.

En s'inspirant de la figure A.4.b on obtient pour le cas n°4 :

Si $\lambda_{\min i} \notin [0, \Lambda_i]$ et $\lambda_{\min j} \notin [0, \Lambda_j]$,

→ Si $\lambda_{\min i} > \Lambda_i$ et $\lambda_{\min j} > \Lambda_j$, on peut montrer que l'on a :

$$ds_{ij} = \text{Min} (\text{dps} (B_j, \Sigma_i), \text{dps} (B_i, \Sigma_j))$$

→ Si $\lambda_{\min i} > \Lambda_i$ et $\lambda_{\min j} < 0$, on peut montrer que l'on a :

$$ds_{ij} = \text{Min} (\text{dps} (A_j, \Sigma_i), \text{dps} (B_i, \Sigma_j))$$

→ Si $\lambda_{\min i} < 0$ et $\lambda_{\min j} > \Lambda_j$, on peut montrer que l'on a :

$$ds_{ij} = \text{Min} (\text{dps} (B_j, \Sigma_i), \text{dps} (A_i, \Sigma_j))$$

→ Si $\lambda_{\min i} < 0$ et $\lambda_{\min j} < 0$, on peut montrer que l'on a :

$$ds_{ij} = \text{Min} (\text{dps} (A_j, \Sigma_i), \text{dps} (A_i, \Sigma_j))$$

On se place maintenant dans le cas où les deux vecteurs u_i et u_j sont à peu près colinéaires :

Cas où on a : $D = 1 - s_{ij}^2 \approx 0$

On calcule : $\lambda_j(A_i) = A_j A_i \cdot u_j$

$$\lambda_j(B_i) = A_j B_i \cdot u_j$$

$$\lambda_i(A_j) = A_i A_j \cdot u_i$$

$$\lambda_i(B_j) = A_i B_j \cdot u_i$$

Si on a : $(\lambda_j(A_i) \in [0, \Lambda_j])$ ou $(\lambda_j(B_i) \in [0, \Lambda_j])$ ou $(\lambda_i(A_j) \in [0, \Lambda_i])$ ou $(\lambda_i(B_j) \in [0, \Lambda_i])$,

alors on est dans la cas où il existe au moins un point appartenant à l'un des 2 segments dont la projection orthogonale sur la droite support de l'autre segment est un point appartenant à cet autre segment. Comme les 2 droites supports sont supposées parallèles, la distance cherchée est donc la distance entre les 2 droites, ce qu'on peut exprimer par :

$$ds_{ij} = \|A_i A_j \wedge u_i\|$$

Dans le cas contraire, on a :

$$ds_{ij} = \text{Min} (d(A_i, A_j) , d(A_i, B_j) , d(B_i, A_j) , d(B_i, B_j))$$

ANNEXE B : Caractéristiques et paramètres du robot 6-axes utilisé

B.1 Moteurs, rapports de réduction et codeurs sur les 6 axes

AXE 1 :

Moteur à courant continu

$I_{nom} = 1,3 \text{ A}$

$I_{max} = 6 \text{ A}$

Rapport réducteur / moteur pignon 1 (1/17.6)

Rapport Pignon 2 Primaire / Réducteur M100 14/28

Moteur primaire réduction 1/50

Codeur 500 points

Pour 2π rd en sortie : $500 \times 4 \times 100 = 200\,000$ impulsions.

V_{max} moteur : 4000 Tr / mn

V_{max} codeur : $(4000/60) \times (1/35.2) \approx 1.9 \text{ Tr / s}$

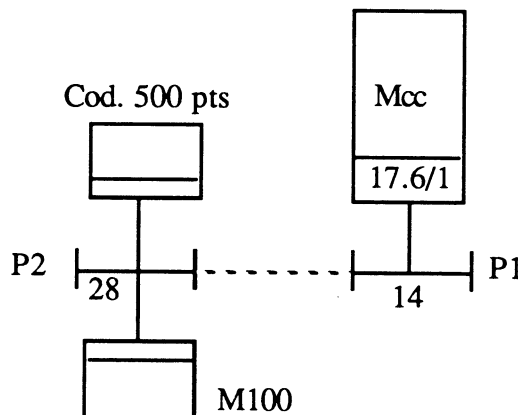


Figure B.1.a : moteur, réducteurs, codeur pour les axes 1,2,3.

AXE 2 et 3 :

Moteur à courant continu

$I_{nom} = 1,3 \text{ A}$

$I_{max} = 6 \text{ A}$

Rapport réducteur / moteur pignon 1 (1/17.6)

Rapport Pignon 2 Primaire / Réducteur M100 15/27

Codeur 500 points

Pour 2π rd en sortie : $500 \times 4 \times 100 = 200\,000$ impulsions.

V_{max} moteur : 4000 Tr / mn

V_{max} codeur : $(4000/60) \times (1/31.68) \approx 2.1 \text{ Tr / s}$

AXE 4,5 et 6 :

Moteur à courant continu

$I_{nom} = 600 \text{ mA}$

$I_{max} = 2 \text{ A}$

Réductions : $V1 = 1/20$
 $V2 = 20/45$
 $V3 = 2/250$

Codeur 500 points

Pour 2 π rd en sortie : 703 125 impulsions.

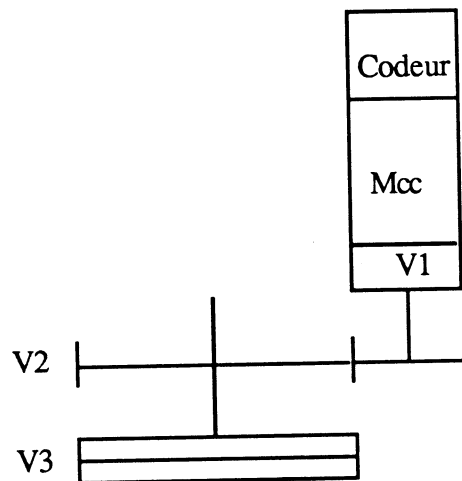


Figure B.1.b : moteur, réducteurs, codeur pour les axes 4,5,6.

Les paramètres d'asservissements P.I.D (gains K_p , K_i , K_d), les tolérances d'erreur de poursuite et de position, les vitesses maximales, les valeurs codeurs correspondant aux butées et à la position de départ sont stockées dans un tableau de "paramètres machines" du type suivant :

AXES	1	2	3	4	5	6	7	8
AXE ACTIF	oui	oui	oui	oui	oui	oui	non	non
TOP_TOUR ACTIF	oui	oui	oui	non	non	non	non	non
GAINS DU P.I.D K_p	15	10	10	4	3	4	0	0
(0 à 255)	15	10	10	14	16	10	0	0
K_i	3	2	2	5	4	0	0	0
K_d								
ERREUR DE POURSUITE (points)	1023	1023	1023	511	511	511	30207	30207
VITESSE MAXIMUM (000 à 50000 pts/sec)	4000	4400	4400	6250	6250	6250	40000	40000
BUTÉES BASSES (points)	46848	46348	46848	38912	40760	42770	0	0
POSITION DE REFERENCE (points)	50000	50000	50000	100000	100000	100000	10000	10000
POSITION DE DEPART (points)	76920	114361	122265	319107	211657	262311	10000	10000
BUTÉES HAUTES (points)	190207	190207	190207	531199	386047	540159	500223	500223
TOLÉRANCE EN POSITION (points)	4				SORTIR ET SAUVER			

Figure B.1.c : paramètres machines pour les 6 axes

B.2 Changeur de coordonnées "simple"

On exprime ici la matrice 4x4 (T) représentant le repère terminal associé à l'axe 6 par rapport à un repère de base du robot en fonction des variables articulaires q_i des 6 axes. Ce repère terminal est caractérisé par un point PT et un triplet de vecteurs, orthonormé et direct : (A, S, N) = (Approach, Slide, Normal).

$$T = \begin{pmatrix} A & S & N & PT \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

On note :

$$(C_i, S_i) = (\cos(\theta_i), \sin(\theta_i)) \text{ pour } i = 1..6$$

$$(C_{23}, S_{23}) = (\cos(\theta_2 + \theta_3), \sin(\theta_2 + \theta_3))$$

L2, L4, L5 les longueurs respectives du bras, de l'avant-bras et du poignet.

Le passage variables articulaires q_i exprimés en points codeurs / angles θ_i exprimés en radians est donné par :

$$\theta_i = (q_i - q_{i0}) / K_i, \text{ pour } i = 1..6.$$

où : . q_{i0} désigne une variable articulaire de référence estimée lors du calibrage.

. K_i désigne un rapport de réduction supposé connu :

$$\text{Pour } i = 1..3, K_i = 100\,000 / \Pi$$

$$\text{Pour } i = 4..6, K_i = 351\,562.5 / \Pi$$

$$PT_x = C_1 S_2 L_2 + C_1 C_{23} L_4$$

$$PT_y = S_1 S_2 L_2 + S_1 C_{23} L_4$$

$$PT_z = C_2 L_2 - S_{23} L_4$$

$$A_x = C_1 C_{23} C_5 - C_1 S_{23} C_4 S_5 - S_1 S_4 S_5$$

$$A_y = S_1 C_{23} C_5 - S_1 S_{23} C_4 S_5 + C_1 S_4 S_5$$

$$A_z = -S_{23} C_5 - C_{23} C_4 S_5$$

$$S_x = C_1 C_{23} S_5 S_6 + C_1 S_{23} S_4 C_6 + C_1 S_{23} C_4 C_5 S_6 - S_1 C_4 C_6 + S_1 S_4 C_5 S_6$$

$$S_y = S_1 C_{23} S_5 S_6 + S_1 S_{23} S_4 C_6 + S_1 S_{23} C_4 C_5 S_6 - C_1 C_4 C_6 - C_1 S_4 C_5 S_6$$

$$S_z = -S_{23} S_5 S_6 + C_{23} S_4 C_6 + C_{23} C_4 C_5 S_6$$

$$N = A \wedge S$$

Ensuite, on obtient le repère outil (PT outil, A outil, S outil, N outil) lié au guide linéaire en prenant :

$$A_{\text{outil}} = S \quad S_{\text{outil}} = N \quad N_{\text{outil}} = A \quad PT_{\text{outil}} = PT + L5 \cdot A$$

Par ailleurs, toutes les coordonnées exprimées sont obtenues dans un repère de base Rb lié à la base du robot. Dans les phases de calibrage, il conviendra donc de rajouter une matrice de changement de repère (6 paramètres indépendants) pour obtenir ces coordonnées dans un repère de travail Rt (lié à un système de mesure par exemple).

B.3 Paramètres du changeur de coordonnées obtenus après calibrage

Nous présentons ici les paramètres obtenus après calibrage du robot dans les configurations de type A (cf § V.2.c, 2ème Partie). On se réfère aux notations et aux modèles introduits au § V.2 (2ème Partie). En utilisant le modèle simple précédemment décrit, et en utilisant les grilles de Talairach comme système de mesure, nous avons obtenu les résultats suivants :

Les 6 valeurs de référence des variables articulaires exprimées en impulsions codeurs sont :

$$\begin{aligned} q_{10} &= 76\,920 \text{ (fixé a priori car redondant avec l'orientation entre les repères Base et Mesure)} \\ q_{20} &= 114\,361 \\ q_{30} &= 172\,265 \\ q_{40} &= 319\,107 \\ q_{50} &= 211\,657 \\ q_{60} &= 262\,311 \end{aligned}$$

Les longueurs des segments exprimées en mm sont :

$$\begin{aligned} L2 &= 300.00 \text{ (fixé a priori car supposé connu mécaniquement)} \\ L4 &= 449.65 \\ L5 &= 120.25 \end{aligned}$$

La matrice de passage entre le repère de base et le repère lié au système de mesure, en l'occurrence le cadre stéréotaxique qui porte les grilles de Talairach, est donnée par 6 paramètres : 3 rotations successives et une translation T :

- une rotation d'axe z d'angle 180.0171°
- puis une rotation d'axe x d'angle -0.7841°
- puis une rotation d'axe z d'angle 0.3221°
- $T_x = 813.49 \text{ mm}$
- $T_y = 2.3518 \text{ mm}$
- $T_z = -9.7508 \text{ mm}$

ANNEXE C : Matching global, alignement d'ellipsoïdes (Mise en correspondance de 2 surfaces par leurs ellipsoïdes d'inertie)

Cette annexe décrit une méthode permettant de mettre en correspondance 2 nuages de points, qu'ils soient répartis sur une surface ou non, à partir des ellipsoïdes d'inertie qui leur sont associés. Voir par exemple [Bajcsy 89].

Soit $A = (A_i)_{i=1\dots N}$ et $B = (B_j)_{j=1\dots M}$, deux ensembles de points obtenus dans REF-A et REF-B respectivement.

1) Alignement en translation par les centres de masses

Soit G_A et G_B les 2 centres de masses associés à A et B. Le vecteur translation entre REF-A et REF-B sera donné par :

$$T = G_A - G_B$$

2) Alignement en rotation par les axes d'inerties.

Pour un ensemble de points $(x_k)_{k=1\dots N}$, les axes d'inerties sont les vecteurs propres de la matrice d'inertie associée ; cette matrice d'inertie, ou matrice de covariance C est donnée par :

$$C = [c_{ij}] \quad (i, j = 1, 2, 3)$$

avec

$$c_{ij} = c_{ji} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (x_{ik} - \bar{x}_i) (x_{jk} - \bar{x}_j)$$

où $\bar{x}$ est le centre de masse de l'ensemble $(x_k)_{k=1\dots N}$.

La matrice C étant symétrique est diagonalisable et on obtient alors :

$$\Lambda = Q.C.Q^T$$

où :

- Λ est la matrice diagonale obtenue, d'éléments diagonaux les valeurs propres λ_i de C.
- Q définit une base orthonormée de vecteurs propres de C.

De plus, une rotation de repère R transforme la matrice C en une matrice D de la façon suivante :

$$D = R.C.R^T$$

On peut donc dire que la rotation $R = {}^tQ$ transforme C en une matrice diagonale, $R = {}^tQ$ est alors par définition une matrice de passage entre le repère de base et un repère de vecteurs associés aux 3 axes d'inertie. Cependant, la matrice Q issue de la décomposition précédente n'est pas unique et ce pour 2 raisons :

- si u_i est un vecteur propre à λ_i , - u_i est aussi un vecteur propre associé à λ_i .
- l'ordre des valeurs propres de la diagonale de Λ est quelconque.

Pour obtenir une rotation, on veillera à ce que le repère (u_1, u_2, u_3) de vecteurs propres soit bien direct.

Pour définir l'ordre des valeurs propres, on pourra par exemple les ordonner en prenant: $\lambda_1 = \lambda_{\max}$ et $\lambda_3 = \lambda_{\min}$. Nous pouvons tout de suite noter que des problèmes apparaissent dès qu'une valeur propre est racine double du polynôme caractéristique de C , ce qui se traduit en fait numériquement par l'existence de 2 valeurs propres très proches : $\lambda_i \approx \lambda_j$. En ce qui concerne le conditionnement de la matrice C , aucun problème numérique ne devrait se poser puisqu'un mauvais conditionnement ($|\lambda_{\max}/\lambda_{\min}|$ important...) se traduirait par un objet quasiment planaire, c'est-à-dire en forme de "galette", ce qui est improbable.

Ayant obtenu avec la méthode précédente les matrices R_A et R_B de vecteurs propres pour les 2 ensembles A et B , la rotation R finale devant être appliquée pour aligner les ellipsoïdes d'inertie de A sur B est :

$$R = R_B \cdot {}^tR_A.$$

Par ailleurs, si une "mise à l'échelle" est nécessaire, on pourra réaliser une homothétie H de rapport k qui rend en moyenne les demi-axes d'inertie de A et de B égaux en prenant :

$$k = \frac{1}{3} \left(\sqrt{\frac{\lambda_{1B}}{\lambda_{1A}}} + \sqrt{\frac{\lambda_{2B}}{\lambda_{2A}}} + \sqrt{\frac{\lambda_{3B}}{\lambda_{3A}}} \right)$$

On doit alors remplacer R par :

$$R = R_B \cdot H \cdot {}^tR_A.$$

En fait, on vérifiera que les rapports $\sqrt{\frac{\lambda_{iB}}{\lambda_{iA}}}$, $i = 1, \dots, 3$, sont à peu près constants, si l'hypothèse de rigidité est valide. Dans le cas contraire, on pourra d'ailleurs utiliser les différences

de ces rapports pour réaliser un "matching élastique global" ; il suffit pour cela de remplacer l'homothétie H par une matrice du type :

$$H = \begin{pmatrix} \sqrt{\frac{\lambda_{1B}}{\lambda_{1A}}} & & & \\ & \sqrt{\frac{\lambda_{2B}}{\lambda_{2A}}} & & 0 \\ & & \sqrt{\frac{\lambda_{3B}}{\lambda_{3A}}} & \\ & 0 & & 1 \end{pmatrix}$$

La dernière remarque porte sur le problème déjà soulevé des valeurs propres très proches ; en fait, si les 3 valeurs propres sont proches, le problème revient à matcher 2 sphères l'une sur l'autre, la rotation devient alors impossible à déterminer. De même, si 2 valeurs propres sont proches (cas d'un ellipsoïde "cylindrique") la rotation dans le plan associé à ces 2 valeurs propres devient indéterminée également. D'autres surfaces ou points doivent alors être pris en compte pour lever cette indétermination.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [ACHARYA 87] R. S. ACHARYA,
A 3D Image Segmentation Algorithm,
Proceedings of Signal Proc. and Pat. Recog. in Nondestructive
Evaluation of Materials, Beauport (France), Aug. 87, 241-255, 1987
- [AHMAD 88] AHMAD S.
Analysis of Robot Drive Train Errors, their Static Effects, and their
Compensations.
IEEE journal of Robotics and Automation, **4**, 2, 117-128.1988.
- [ALDINGER 89] ALDINGER G., KUSSWETER W
CAD/CAM/CAO in Total Hip Replacement
Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed.,
Springer-Verlag, 343-347,1989
- [ANGELES 85] ANGELES J.
On the Numerical Solution of the Inverse Kinematic Problem.
The International journal of Robotics Research **4**, 2, 21-36.1985.
- [AYACHE 89 A] AYACHE N.
Vision Stéréoscopique et perception multisensorielle. Applications à la
robotique mobile.
InterEditions (Collection Science Informatique), Paris, 1989.
- [AYACHE 89 B] AYACHE N., BOISSONNAT J.D., BRUNET E., COHEN L.,
CHIEZE J.P., GEIGER B., MONGA O., ROCCHISANI J.M.,
SANDER P.
Building Highly Structured Volume Representations in 3D Medical
Images
Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed.,
Springer-Verlag, 765-772, 1989
- [ARUN 87] ARUN, HUANG, BLOSTEIN.
Least-squares fitting of two 3D points sets.
IEEE vol PAMI-9, 5, 698-700, sept. 1987.
- [BAJCSY 87] BAJCSY R., SOLINA F.
Three Dimensional Object Representation Revisited
First Int. Conf. on Computer Vision,
London (GB), June 87, 231-240, 1987
- [BAJCSY 89] BAJCSY .R. KOVACIC.S.
Multiresolution Elastic Matching
Computer vision, graphics, and image processing **46**, 1-21, 1989
- [BALLARD 81] BALLARD.D.H
Generalizing The Hough Transform to Detect Arbitrary Shapes
Pattern Recognition, **13**, 2, 111-122, 1981
- [BARILLOT 85] BARILLOT C., SCARABIN.J.M, GIBAUD.B, COATRIEUX J.L.
3D Recognition of Cerebral Blood Vessels
IEEE Computer Graphics and Applications, 13-19, Dec 1985
- [BARSKY 84] BARSKY B.
A Description and Evaluation of Various 3D Models

- [BAUER-KIRPES 87] BAUER-KIRPES B., SCHLEGEL W., BOESECKE R., LORENZ W.J.
Display of Organs and Isodoses as Shaded 3D Objects for 3D Therapy Planning
Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., **13**, 1, 135-140, 1987
- [BAUER-KIRPES 88] BAUER-KIRPES B., STURM V., SCHLEGEL W., LORENZ W.J.
Computerized optimization of ^{125}I implants in brain tumors.
Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., **14**, 5, 1013-1023, 1988
- [BECK 86] BECK J.M., FAROUKI R.T., HINDS J.
Surface Analysis Methods.
IEEE Computer Graphics and Automation , feb 1986, 18-36, 1986
- [BETTI 83] BETTI O., DERECHINSKY V.
Irradiation Stéréotaxique Multifaisceaux
Neurochirurgie, **29**, 4, 295-298, 1983
- [BENABID 87] BENABID A.L., CINQUIN P., LAVALLEE S., LEBAS J.F.,
DEMONGEOT J., DE ROUGEMONT J.
A Computer Driven Robot for Stereotaxic Surgery Connected to CT scan
and Magnetic Resonance Imaging. Technological Design and Preliminary
Results.
J. Applied Neurophysiol. **50**, 153-154, 1987
- [BENABID 89] BENABID A.L., POLLAK P., HOMMEL M., GAIO J.M.,
DE ROUGEMONT J., PERRET J.
Traitement du Tremblement Parkinsonien par Stimulation Chronique du
Noyau Ventral Intermédiaire du Thalamus.
Rev. neurol. (Paris) **145**, 4, 320-323, 1989
- [BEN GAYED 87] BEN GAYED M.K.
Contrôle-Commande-Sécurité d'un microtélémanipulateur à usage
chirurgical.
Thèse Automatique, Université Lille, 1987.
- [BERGAMASCO 89] BERGAMASCO M., DARIO P., SABATINI A.M.
Advanced Interfaces for Teleoperated Service Robots
Proceedings of the 2nd Workshop on Medical & Healthcare Robotics,
d.t.i. ed., Newcastle, UK, sept. 1989, 209-212, 1989
- [BERGER 86] BERGER M. S.
Ultrasound-guided stereotaxic biopsy using a new apparatus
J. Neurosurg. **65**, 550-554, 1986
- [BERTRAND 87] BERTRAND G., GOBERT C., MORELLE A., PIGEON P.
Reconstruction de l'Altitude d'un Avion.
Actes MARI-COGNITIVA, Paris Mai 87, 463-471, 1987
- [BESL 88] BESL P.J., JAIN R.C.,
Segmentation through variable-order surface fitting.
IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence,
10, 2, 167-192, 1988
- [BOISSONNAT 84] BOISSONNAT J.D.,
Geometric Structure for Three-Dimensional Shape Representation ,
ACM Transactions on Graphics, **3**, 4, 266-286, 1984

- [BOISSONNAT 88] BOISSONNAT J.D.,
Shape Reconstruction From Planar Cross-Sections,
Computer Vision,graphics and Image Processing **44**, 1, 1-29, 1988
- [BOLOMEY 84] BOLOMEY J.C., PICHOT C., PERONNET G.
Une Nouvelle Technique d'Imagerie Biomédicale : la Tomographie
Microonde Active
Spectra Supplément, 94, mai 1984
- [BORRONI 87] BORRONI.M, CERCHIARI.U, GARIBOTTO.G, GIORGI.C, SONA.L
Computer Assisted Stereotactic Neurosurgery
Proceedings CAR'87, Berlin, juin 87, Lemke H.U. ed.,
Springer-Verlag, 353-358,1987
- [BRACCINI 89] BRACCINI G., MASSIMETTI M., SALVETTI O.,
3D Sonographic Reconstruction of Neonatal and Infant Hip.
Proceedings CAR'89, Berlin 89, Lemke H.U. ed.,
Springer-Verlag, 235 - 239, 1989
- [BRODY 84] BRODY W. R.
Digital Radiography
Raven Press, New York, 1984
- [BROWN 72] BROWN K., DENNIS J.E.
Derivative free analogues of the Levenberg-Marquardt and Gauss
algorithms for non-linear least-squares approximations,
Numerische Mathematik, **18**, 289-297, 1972
- [BROWNELL 82] BROWNELL G.L., BUDINGER T.F., LAUTERBUR P.C.,
Mc GEER P.L.
Positron Tomography and Nuclear Magnetic Resonance Imaging
Science, **215**, 4533, 619-626, 1982
- [BRUNIE 88] BRUNIE L.
Chirurgie du poignet assistée par ordinateur :
Reconstitution et visualisation tridimensionnelle du carpe.
D.E.A. Informatique, Ensimag, Grenoble, 1988.
- [CAMILLERAPP 87] CAMILLERAPP.J, LEPLUMEY.I, WALTER.A
Acquisition d'un Modèle Tridimensionnel du Réseau Vasculaire
Cérébral à partir d'un Couple Stéréoscopique
AFCET RFIA, Antibes 87, 341-349, 1987
- [CERCHIARI 87] CERCHIARI U., DEL PANNO G., GIORGI C., GARIBOTTO G.
3-D Correlation Technique for Anatomical Volumes in Functional
Stereotactic Neurosurgery
Proceedings Time-Varying Image Processing and Moving Object
Recognition, Florence 1986, Cappellini V. ed., 147- 152, 1987
- [CHEN G.T.Y. 85] CHEN G.T., KESSLER M., PITLUCK S.
Structure Transfer Between Sets of Three Dimensional Medical
Imaging Data
Computer Graphics, Dallas, Bower R.C. ed., 171-175, 1985
- [CHEN J. 84] CHEN J., WANG C. B., YANG J. C. S.
Robot Positioning Accuracy Improvement Through Kinematic
Parameter Identification.

Proceedings of 3rd Canadian CAD/CAM Robotics Conference,
Toronto 84, 4.7-4.12, 1984.

- [CHEN J. 87] CHEN J. & CHAO L. M.
Positioning Error Analysis for Robot Manipulators with All Rotary Joints.
IEEE Journal of Robotics and Automation, 3, 6, 539-545, 1987.
- [CHEN S.Y. 89] CHEN S.Y., LIN W.C., LIANG C.C., CHEN C.T.
Improvement on Dynamic Elastic Interpolation Technique for Reconstructing 3-D Objects from Serial Cross-Sections
Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed., Springer-Verlag, 702-706, 1989
- [CHIEN 89] CHIEN.C-H , AGGARWAL.J.K MODEL
Construction and Shape Recognition From Occluding Contours
IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence, 11, 4, 372-389, 1989
- [CHIROSEL 77] CHIROSEL J.P.
Méthodologie Stéréotaxique dans l'Approche des Tumeurs Intracérébrales Sus-Tentorielles
Thèse Médecine, Univ. Grenoble, fév. 1977.
- [CHRISTOPHERSON 84] CHRISTOPHERSON.A., JONES.D
A General Approach to the Location of Radiopaque Objects with Application in Radiotherapy
Physics in medicine and biology, 29, 12, 1581-1586, 1984
- [CINQUIN 82 A] CINQUIN P.
Optimal Surface Reconstruction Using Parametric Spline Functions
Lecture notes in Pure and Applied Mathematics, J.B. Hiriart-Urruty ed., M. Dekker Publishing Company, New York (USA), 187-195, 1982
- [CINQUIN 82 B] CINQUIN P., CHALMOND B., BERARD D., DUSSERRE L., TROULOUD P., GRAMMONT P., BINNERT D., MABILLE J.P., CARASSO C.
Hip Prosthesis Design
Proceedings 4th Congress Medical Informatics in Europe, Springer verlag, Lecture Notes in Medical Informatics, Dublin (Irlande), 16 : 123-129, 1982
- [CINQUIN 87 A] CINQUIN P.
Applications des fonctions spline au Traitement d'Images Numériques
Thèse d'Etat . Université Joseph Fourier, Grenoble, 1987
- [CINQUIN 87 B] CINQUIN P., GORET C.
Morphoscopie et Modélisation Continue d'Images Tridimensionnelles
Proceedings Cognitiva-Image Electronique, Paris, 63-68, 1987
- [CINQUIN 87 C] CINQUIN P., LAVALLEE S., GORET C., DEMONGEOT J., CROUZET G., PELTIE P.
Computer Assisted Intervertebral Puncture
Proceedings 7 th International Congress on Medical Informatics in Europe, Springer-Verlag, A. Serio ed., Rome (Italie), 847-852, 1987.
- [CRAWFORD 89] CRAWFORD C.R., STARSHAK R.J., WAISMAN R.C.
Three-Dimensional Display of Mathematically Disarticulated Objects.

- Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed.,
Springer-Verlag, 348-354, 1989
- [CYGANSKI 85] CYGANSKI.D, ORR.J.A
Application of Tensor Theory to Object Recognition and Orientation
Determination
IEEE transaction on pattern analysis and machine intelligence,
PAMI-7, 6, 662-673, 1985
- [DALTON 88] DALTON B.L., DU BOULAY G.
Medical image Matching
Proceedings SPIE vol 914, Medical Imaging II, 456-464, 1988
- [DANN 88] DANN R., HOFORD J., KOVACIC S., REIVICH M., BAJCSY R.
Three Dimensional Computerized Brain Atlas for Elastic Matching :
Creation and Initial Evaluation
Proceedings SPIE vol 914, Medical Imaging II, 600-608, 1988
- [DARIO 88] DARIO P., BERGAMASCO M., SABATINI A.M., BICCHI A.,
BUTTAZO G.
Advanced Rehabilitative Robots
Proceedings of the International Symposium and Exposition of Robots,
R.A. Jarvis ed., Sidney, Australia, nov. 1988, 687-701, 1988
- [DARIO 89] DARIO P.
Tactile Sensing for Robots : Present and Future.
The Robotics Review, Khatib O., Craig J.J., Lozano-Perez T. eds.,
MIT Press, 133-146, 1989.
- [DAVIES 89] DAVIES B.L., HIBBERD R.D., TIMONEY A., WICKHAM J.
A Surgeon Robot for Prostatectomies
Proceedings of the 2nd Workshop on Medical & Healthcare Robotics,
d.t.i. ed., Newcastle, UK, sept. 1989, 91-99, 1989
- [DAVIS 82] DAVIS.L.S
Hierarchical Generalized Hough Transforms and Line-Segment Based
Generalized Hough Transforms
Pattern Recognition, 15, 4, 277-285, 1982
- [DELLEPIANE 89] DELLEPIANE S., GIUSTO D.D., REGAZZONI C., SERPICO S.B.,
VERNAZZA G.
Interpretation of Tomographic Images via Virtual-Data Fusion
Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed.,
Springer-Verlag, 697-701, 1989
- [DELOID 89] DELOID G., GORDON M.
Engineering Workstations in 3D Medical Imaging
Proceedings of IEEE Engineering Medicine Biology Society conf.,
Yongmin Kim ed., Seattle (USA), nov. 89 , part 2, 530-531, 1989.
- [DENAVIT 55] DENAVIT J., HARTENBERG R.S., EVANSTON.,ILL.
A Kinematic Notation for Lower-Pair Mechanisms Based on Matrices
Journal of Applied Mechanics June 55, 215-221, 1955
- [DEV 84] DEV P., FELLINGHAM L.L., VASSILIADIS A., WOOLSON S.T.,
WHITE D.N., YOUNG S.L.
3D Graphics for Interactive Surgical Simulation and Implant Design
Proceedings SPIE 507 Processing and Display of 3D data II, 52-57, 1984

- [DHOME 88] DHOME.M, RICHETIN.M, LAPRESTE.J.T, RIVES.G
The Inverse Perspective Problem From a Single View for Polyhedra
Location
Proceedings IEEE Computer Vision And Pattern Recognition,
Ann Arbor, 61-66, 1988
- [DIAZ 84] DIAZ C., LEPERS B.
Micromanipulateurs Stéréotaxiques dans le Domaine Chirurgical
Revue Générale d'Electronique, 747-751, Nov. 1984
- [DOLL 87] DOLL J., SCHLEGEL W., PASTYR O., STURM V.,
MAIER-BORST W.
The Use of an Industrial Robot as a Stereotactic Guidance System
Proceedings CAR'87, Berlin, Lemke H.U. ed.,
Springer-Verlag, 374-378, 1987
- [DU 88] DU W.H.
Etude sur la Représentation de Surfaces Complexes :
Application à la Reconstruction de Surfaces Echantillonnées.
Thèse ENST, Paris, oct. 1988
- [DUBOIS 89] DUBOIS L., FABRE J.J., CHIVE M.
Thermal Profile Reconstruction in the Steady State During Microwave
Hyperthermia Based on Microwave Radiometry Measurements
Proceedings of IEEE Engineering Medicine Biology Society conf.,
Yongmin Kim ed., Seattle (USA), nov. 89 , part 4, 1151-1152, 1989.
- [DUBER 89] DUBER C., BITTNER U., KLOSE K.J., THELEN M.
Digital Multilayer Tomography
Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed.,
Springer-Verlag, 153-157, 1989
- [DUDANI 77] DUDANI.S.A, BREEDING.K.J, McGHEE.R.B
Aircraft Identification by Moment Invariants
IEEE transactions on computers, 26, 1, 39-46, 1977
- [DUERINCKX 82] DUERINCKX A.J.,
First International Conference on Picture Archiving and Communication in
Medical Application.
Proceedings SPIE vol 318, 1982.
- [DUNN 89] DUNN S.M., YU J.
Measuring the Surface Area of the Face
Proceedings of IEEE Engineering Medicine Biology Society conf.,
Yongmin Kim ed., Seattle (USA), nov. 89 , part 5, 1657-1658, 1989
- [ENGELSTAD 88] ENGELSTAD B.L., MEYERS H.J., HANSON W.A.,
O'CONNELL J.W., TAYLOR R.C., BERNSTEIN R.
Information Extraction from Multi-Modality Medical Imaging
Proceedings SPIE, vol. 902, 144-148, 1988
- [ESSINGER 89] ESSINGER J.R., RHODES M.L., ROBERTSON D.D.,
AUBANIAC J.M.
CAPS - Computer Assisted Prostheses Selection
Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed.,
Springer-Verlag, 369-370, 1989

- [EVANS 88] EVANS A.C., BEIL C., MARRET S., THOMPSON C.J., HAKIM A.
Anatomical-Functional Correlation Using an Adjustable MRI-Based Region of Interest Atlas with Positron Emission Tomography
J. of Cerebral Blood Flow and Metabolism, **8**, 4, 513-530, 1988
- [EVERETT 88] EVERETT L. J., LIN C. Y.
Kinematic Calibration of Manipulators with Closed Loop Actuated Joints.
Proceedings of IEEE Int. Conference on Robotics and Automation, Philadelphia, Jan 88, 792-797, 1988
- [EVERETT 88] EVERETT L. J., SUTYOHADDIPROJO A. H.
A Study of Kinematic Models For Forward Calibration of Manipulators.
Proceedings of IEEE Int. Conference on Robotics and Automation, Philadelphia, Jan 88, 798-801, 1988
- [FAN 87] FAN T.J., MEDIONI G., NEVIATA R.
Segmented Description of 3-D Surfaces,
IEEE Journal of Robotics and Automation, RA-3, 6, 527-538, 1987
- [FAN 88] FAN T.J., MEDIONI G., NEVIATA R.
Matching 3D objects using surface descriptions
Proceedings of IEEE Int. Conference on Robotics and Automation, Philadelphia, Jan 88, 1400-1406, 1988
- [FASEL 89] FASEL B., VOSSEBURGER F., MEYER-EBRECHT D.
High Speed Networks for PACS - introduction and comparison
Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed., Springer-Verlag, 577-580, 1989
- [FAUGERAS 86 A] FAUGERAS O.D. TOSCANI G.
The Calibration Problem for Stereo.
Proceedings IEEE Computer Vision and Pattern Recognition , Miami, 15-19, 1986
- [FAUGERAS 86 B] FAUGERAS O.D., AYACHE N., FAVERJON B.
Building Visual Maps by Combining Noisy Stereo Measurements
Proceedings IEEE Robotics and Automation, San Francisco, 1433-1438, 1986
- [FAUGERAS 87 A] FAUGERAS O.D. HERBERT M.
The Representation , Recognition, and Positioning of 3-D Shape from Range Data .
Three Dimensional Machine Vision , Takeo Kanade ed., Kluwer Academic Publisher (1987) , 301-353, 1987
- [[FAUGERAS 87 B] FAUGERAS O.D. TOSCANI G.
Camera Calibration for 3D Computer Vision.
Proceedings International Workshop on Industrial Applications of Machine Vision and Machine Intelligence , Seiken Symposium ,Tokyo, Japan February 2-5 1987, 240-247, 1987
- [FICHLER 81] FISCHLER.M.A, BOLLES.R.C RONDON
Sample Consensus: A Paradigm for Model Fitting with Applications to Image Analysis and Automated Cartography
Communications of the ACM **24**, 6, 381-394, 1981

- [FINLAY 88] FINLAY P.A.
Advanced Robotics in Medicine and Healthcare
Proceedings of the International Symposium and Exposition of Robots,
R.A. Jarvis ed., Sidney, Australia, nov. 1988, 704-715, 1988
- [FINLAY 89] FINLAY P.A.
The United Kingdom Advanced Medical Robotics Initiative
Proceedings of IEEE Engineering Medicine Biology Society,
Yongmin Kim ed., Seattle (USA), nov. 89 , part 3, 885-886, 1989.
- [FRASER 81] FRASER C.S. ABDULLAH Q.A.
A Simplified Mathematical Model for Applications of Analytical X-Ray
Photogrammetry in Orthopaedics.
Phot. Engineering, **47**, 5 , 641-646, 1981
- [FRESNE 89] FRESNE F., GIBAUD B., BARILLOT C., TOUMOULIN C.,
LEMOINE D., MANENS J.P., SCARABIN J.M.
A Computer Assisted Stereotactic Approach for Multibeam Radiation
Planning.
Proceedings of IEEE Engineering Medicine Biology Society,
Yongmin Kim ed., Seattle (USA), nov. 89 , part 6, 1936-1937, 1989
- [FROBIN 81] FROBIN W., HIERHOLZER E.
Rasterstereography : a photogrammetric method for measurement of
body surfaces.
Photogrammetric Eng. and Remote Sensing, **47**, 1717-1724, 1981
- [FUCHS 77] FUCHS H., KEDEM M., USELTON S.P.,
Optimal surface reconstruction from planar contours,
Commun. Ass. Comput. Mach, **20**, 693-702, Oct. 1977
- [FUDJII 86] FUDJII.S, TSUKAMOTO.Y, FUJII.M, KANEDA.Y, MATSUO.M,
YAMAZAKI.K
Three Dimensionalization of Cerebral Arteries From Cineangiograms.
MEDINFO 86, 700-704, 1986
- [GAMBOA 86] GAMBOA-ALDECO A., FELLINGHAM L., CHEN G
Correlation of 3D surfaces from multiple modalities in medical imaging
Proceedings SPIE Vol. 626 Medecine XIV / PACS IV ,
467-473, 1986
- [GANAPATHY 84] GANAPATHY S.
Decomposition of Transformation Matrices for Robot Vision.
Proceedings of IEEE Int. Conference on Robotics and Automation,
130-169, 1984
- [GARIBOTTO 83] GARIBOTTO.G, GIORGI.C, CERCHIARI.U
Image Processing in Functional Stereotactic Neurosurgery
Proceedings of SPIE :Application of digital image processing,
Geneva , 280-287, 1983
- [GATIS 86] GATTIS.J.L, SURESHKUMAR.V.B,
Three-Dimensional Graphic Reconstruction of Multiple View
Radiographic Images
MEDINFO 86, 696-699, 1986
- [GEORGE 89] GEORGE J.S., JACKSON P.S., RANKEN D.M., FLYNN E.R.

- Three-Dimensional Display and Reconstruction for Neuromagnetic Source Localization
 Proceedings of IEEE Engineering Medicine Biology Society conf.,
 Yongmin Kim ed., Seattle (USA), nov. 89 , Part 4, 1211-1222, 1989
- [GHAFFARI 89] GHAFFARI S., RYLANDER H.G., WELCH A.J.
 Optical Computing and Robotics in Biomedical Imaging Systems
 Proceedings of IEEE Engineering Medicine Biology Society conf.,
 Yongmin Kim ed., Seattle (USA), nov. 89 , Part 6, 1753-1754, 1989
- [GHOSH 84] GHOSH S.K. BOULIANNE M.
 X-Ray Photogrammetry and Floating Lines in Support of Neurosurgery
 Proceedings of the International Society of Photogrammetry and
 Remote sensing , Rio De Janeiro , 335-343, 1984
- [GIBAUD 83] GIBAUD B.
 Etude et réalisation d'un systèmes d'analyse d'informations radiologiques
 tridimensionnelles tomodensitométriques stéréotaxiques et stéréoscopiques
 Thèse de l'Université de Rennes I, 1983.
- [GIBAUD 89] GIBAUD B., PICAND F., BENSLIMANE A., GRASSIN P.,
 URBANO L., TOUMOULIN C., FRESNE F., ROUVIERE M.,
 SCARABIN J.M.
 Sirene : Design and Evaluation of a PACS Prototype
 Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed.,
 Springer-Verlag, 484-488, 1989
- [GILSBACH 87] GILSBACH J., MOHADJER M. and MUNDINGER F.
 A New Safety Device to Prevent Bleeding Complications During
 Stereotactic Biopsy-the " Stereotactic " Doppler Sonography
 Acta Neurochirurgica, **89**, 77-79, 1987
- [GOLDENBERG 85] GOLDENBERG A.A., BENHABIB B., FENTON G.
 A Complete Generalized Solution to the Inverse Kinematics of Robots.
 IEEE journal of Robotics and Automation **1**, 1, 14-20, 1985
- [GORDON 89] GORDON D., UDUPA J.
 Fast Surface tracking in 3D Binary Images.
 Computer Vision, Graphics and Image Processing **45**, 196-214, 1989
- [GRANGEAT 87] GRANGEAT P.
 Analyse d'un Système d'Imagerie 3D par reconstruction à partir de
 radiographies X en géométrie conique.
 Thèse E.N.S.T. Paris, 1987
- [GREGUSS 77] GREGUSS P.
 Holographic Displays for Computer Assisted Tomography
 J. Computer Assisted Tomography, **1**, 184-186, 1977
- [GREINACHER 89] GREINACHER C.F.C., HERFORTH M., LUETKE B., SEUFERT G.
 Siemens PACS Installations - Practical Experience
 Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed.,
 Springer-Verlag, 566-570, 1989
- [GREMBAN 88] GREMBAN K.D., THORPE C.E., KANADE T.
 Geometric Camera Calibration using Systems of Linear Equations
 Proc. IEEE of Int. Conf. on Robotics and Automation,
 Philadelphia, 947-951, 1988.

- [GRIMSON 84] GRIMSON W.E.L., LOZANO-PEREZ T.
Model-based Recognition and Localization from Sparse Range or Tactile Data.
The Int. J. of Robotics Research, **3**, 3, 3-34, 1984
- [GRIMSON 87] GRIMSON W., LOZANO-PEREZ T.
Localizing Overlapping Parts by Searching the Interpretation Tree
IEEE Trans. PAMI-9, **4**, 469-482, 1987
- [GUERROUAD 89] GUERROUAD A., VIDAL P.
S.M.O.S. Stereotaxical Microtelemanipulator for Ocular Surgery
Proceedings of IEEE Engineering Medicine Biology Society conf.,
Yongmin Kim ed., Seattle (USA), nov. 89, part 3, 879-880, 1989
- [GUINTA 87] GUINTA F., MARINI G., BERTOSSI M.
Stereotactic Computer Graphic System with Brain Maps
Acta Neurochirurgica, Suppl. **39**, 7-9, 1987
- [HAMON 89] HAMON Ch., ROUX CH., COLLOREC R., COATRIEUX J.L.
Comparison Between Several Approaches of Vascular Network
Reconstruction from a Limited Number of Projections
Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed.,
Springer-Verlag, 651-655, 1989
- [HAMELIN 88] HAMELIN M.A.
Chirurgie plastique et maxillo-faciale.
Thèse CNAM, Grenoble, Rapport interne TIMB, 1988.
- [HARALICK 84] HARALICK.R.M, HONG CHU.Y, WATSON.L, SHAPIRO.L
Matching Wire Frame Objects From Their Two Dimensional
Perspective Projections
Pattern Recognition **17**, 6, 607-601, 1984
- [HARDY 89] HARDY.T.L
A Method For MRI and CT Mapping of Diencephalic
Somatotopography
Stereotact. Funct. Neurosurg. **52**, 242-249, 1989
- [HARPAZ 88] HARPAZ.N, SHANI.U, DINAR.U
Towards The Automatic Reconstruction of a 3D Anamated Model For
he Coronary Tree From Biplane Angiograms
Proceedings of the International Conference on Pattern Recognition,
Rome 88, 1012-1014, 1988
- [HARRIS 84] HARRIS L, CAMP L,
Display and Analysis of Tomographic Volumetric Images Using a
Varifocal Mirror
Proceedings SPIE, vol **507**, 38-45, 1984.
- [HAYATI 85] HAYATI S., MIRMIRAMNI M.
Improving the Absolute Positioning Accuracy of Robot Manipulators.
Journal of Robotic Systems, **2**, 4, 397-413, 1985.
- [HAYATI 88] HAYATI S., TSO K., ROSTON G.
Robot Geometry Calibration.
Proceedings of IEEE Int. Conference on Robotics and Automation,
Philadelphia, Jan 88, 1400-1406, 1988

- [HERMAN 84] HERMAN G.T.
Three-Dimensional Computer Graphic Display in Medicine
Pictorial Information Systems in Medecine, Höhne K.H. ed.,
Nato Series F19, 181-210, 1984
- [HERMENT 86] HERMENT A., CHERIF S.
Les Difficultés de la Caractérisation Tissulaire
J.E.M.U., 7, 11, 11-24, 1986
- [HOHNE 84] HOHNE K.H.
Pictorial Information Systems in Medecine,
Series F : Computer and System Science. Vol 19, NATO,
Advanced Science Institute Series, Springer, 1984
- [HOHNE 86] HOHNE K.H., BERNSTEIN R.
Shading 3D Images from CT Using Grey Levels Gradients
IEEE medical imaging, 15, 45-47, 1986
- [HOHNE 88] HOHNE K.H., BOMANS M., POMMERT A., RIEMER M., TIEDE U.,
3D Segmentation And Display of Tomographic Imagery,
Proceedings of the International Conference on Pattern Recognition,
Rome Nov. 88, 1271-1276, 1988
- [HOLLERBACH 89] HOLLERBACH John M.
A Survey of Kinematic Calibration
The Robotics Review, Khatib O., Craig J.J., Lozano-Perez T. eds.,
MIT Press, 207-242, 1989
- [HORAUD 87] HORAUD R.
New Methods for Matching 3D objects with Single Perspective Views
IEEE Trans. PAMI-9, 3, 401-412, 1987
- [HORSLEY 08] HORSLEY V., CLARKE R.H.
The Structure and Functions of the Cerebellum Examined by a New
Method
Brain, 31, 45-125, 1908
- [HU 62] HU.M-K
Visual Pattern Recognition By Moment Invariants
IRE transactions on information theory, Feb 62, 179-187, 1962
- [HUCK 80] HUCK W., BAER U.
A New Targeting for Stereotaxic Procedures Within the CT Scanner
Neuroradiology 19,13-17, 1980
- [IARP 89] The 1st Workshop on DOMESTIC ROBOTS and
The 2nd Workshop on MEDICAL & HEALTHCARE ROBOTICS,
International Advanced Robotics Programme (IARP).
d.t.i. ed., Newcastle, UK, 5-7 sept. 1989
- [IBARRA 86] IBARRA R., PERREIRA N. D.
Determination of Linkage Parameter and Pair Variable Errors in Open
Chain Kinematic Linkages Using a Minimal Set of Pose Measurement
Data.
Journal of Mechanisms, Transmissions and Automation in Design,
108, 159-166, June 1986.

- [IIRIAM 88] Journées de Productique Hospitalière, organisées par l'IIRIAM, Marseille, 27-28 oct. 1988.
- [IKUTA88] IKUTA K.
The Application of Micro/Miniature Mechatronics to Medical Robotics
Proceedings of the IEEE International Workshop on Intelligent Robots and Systems, Tokyo, oct. 1988, 9-14, 1988
- [ISEKI 85 A] ISEKI H., AMANO K., KAWAMURA H. et al.
A New Apparatus for CT-Guided Stereotactic Surgery
Proc. 9th Meeting World Soc. Stereotactic and Functional Neurosurgery, Toronto 85, Appl. Neurophysiol. **48**, 50-60, 1985
- [ISEKI 85 B] ISEKI H. and AMANO K.
CT-Guided Stereotactic Surgery in Combination with Intraoperative Monitoring by Sector Type Ultrasonography
Asian Medical Journal, **28**, 3, 157-167, 1985
- [IZAGUIRRE 85] IZAGUIRRE A., PU P., SUMMERS J.
A New Development in Camera Calibration Calibrating a Pair of Mobile Camera .
Proceedings of IEEE Int. Conference on Robotics and Automation, 74-79, 1985
- [JACQUES 80] JACQUES S., SCHELDEN H., MCCANN G.D.,
FRESHWATER D.B., RAND R.
Computerized three-dimensional stereotaxic removal of small central nervous system lesions in patients
J. Neurosurg **53**, 816-820, 1980
- [JARVIS 87] JARVIS J.F.
Microsurveying: Towards Robot Accuracy.
Proceedings of IEEE Int. Conference on Robotics and Automation, mar. 87, 3, 1660-1665, 1987.
- [JARVIS 88] JARVIS J.F.
Calibration of Theodolites.
Proceedings of IEEE Int. Conference on Robotics and Automation, Philadelphia, Jan 88, 952-955, 1988
- [JUDD 87] JUDD P., KNASINSKI A.I. B.
A Technique To Calibrate Industrial Robots with Experimental Verification.
Proceedings of IEEE Int. Conference on Robotics and Automation, mar. 87, 1, 351-357, 1987.
- [KALL 87] KALL B. A., KELLY P. J., GOERSS S. J.
Comprehensive Computer-Assisted Data Collection Treatment Planning and Interactive Surgery
Proceedings SPIE Vol. 767, 27-35, Medical Imaging (1987)
- [KARARA 74] KARARA H.M. ABDEL-AZIZ Y.I.
Accuracy Aspect of Non-Metric Imageries.
Phot. Engineering **40**, 9, 1107-1117, 1974
- [KASS 87] KASS M., WITKIN, TERZOPOULOS D.,
Snakes: Active Contour Models,
Proceedings of International Conference on Computer Vision,

London 87, 259-268, 1987

- [KATO 88] KATO I., KOGANEZAWA K., FUJIMOTO H., HIRATA M.
The Automatic Breast-cancer Palpation Robot : WAPRO-4R
Proceedings of the IEEE International Workshop on Intelligent
Robots and Systems, Tokyo, oct. 88, 73-78, 1988
- [KELLY 86] KELLY P.J.
Technical approaches to identification and stereotactic reduction of
tumor burden
Walker, MD & Thomas, DGT(eds), Biology of brain tumour,
237-343, 1986
- [KERGOSIEN 87] KERGOSIEN Y.L.
Projection of smooth surfaces : stable primitives.
Proceedings of MARI-COGNITIVA, Paris, mai 87,
447-454, 1987
- [KHATIB 86] KHATIB O.
Real-Time Obstacle Avoidance for Manipulators and Mobile Robots
The Int. J. of Robotics Research, 5, 1, 90-98, 1986
- [KIM 88] KIM B., BURGER P.
Calculation of Surface Position and Orientation Using the Photometric
Stereo Method.
Proceedings Computer Vision and Pattern Recognition, 492-497, 1988
- [KITAMURA 88] KITAMURA K., TOBIS J., SKLANSKY J.
Estimating The 3D skeletons and Traverse Areas of Coronary Arteries
From Biplane Angiograms
IEEE transactions on medical imaging 7, 3, 173-187, 1988
- [KOPPE 87] KOPPE R., HAAKER E., LINDE R.
Interactive Stereotactic Procedures With Digital Flashing Tomosynthesis
Proceedings CAR'87, Berlin, juin 87, Lemke H.U. ed.,
Springer-Verlag, 3459-368, 1987
- [KOPPEL 89] KOPPEL M., WALLIN A.
Application of Image Processing Techniques to the Determination of the
Insertion Point for Intramedullary Nailing of the Tibia
Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed.,
Springer-Verlag, 661-665, 1989
- [KOSUGI 88] KOSUGI Y., WATANABE E., GOTO J. et al.
An Articulated Neurosurgical Navigation System Using MRI and CT
Images
IEEE Transactions on Biomedical Engineering 35, 147-152, 1988
- [KUMAR 81] KUMAR A. & WALDRON K. J.
Numerical Plotting of Surfaces of Positioning Accuracy of
Manipulators.
Mechanism 16, 4, 361-368, 1981
- [KWOH 88] KWOH Y.S., HOU J., JONCKHEERE E.A., HAYATI S.
A Robot with Improved Absolute Positioning Accuracy for CT Guided
Stereotactic Brain Surgery
IEEE Transactions on Biomedical Engineering 35, 2, 153-160, 1988

- [KWOH 89] KWOH Y.S., HOU J., JONCKHEERE E.A.
CT-Guided Robotic Stereotactic Procedures for the Spine
Abstracts CIME 89, Communication et Images Médicales, Nice, 1989.
- [LAM DAN 88] LAM DAN Y., SCHWARTZ J.T., WOLFSON H.J
Object Recognition By Affine Invariant Matching
Proceedings IEEE Computer Vision And Pattern Recognition,
Ann Arbor, 335-344, 1988
- [LAURENT 72] LAURENT P.J.
Approximation et Optimisation
Hermann, Paris, 1972
- [LAVALLEE 87] LAVALLEE S., CINQUIN P., GORET C., DEMONGEOT J.,
CROUZET G., PELTIE P.
Ponction Assistée par Ordinateur
Proceedings RFIA, AFCET, Antibes, nov. 87, 439-449, 1987
- [LAVALLEE 89 A] LAVALLEE S., CINQUIN P., DEMONGEOT J., BENABID A.L.,
MARQUE I., DJAID M.
Computer Assisted Driving of a Needle into the Brain
Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed.,
Springer-Verlag, 416-420, 1989
- [LAVALLEE 89 B] LAVALLEE S., CINQUIN P., DEMONGEOT J., BENABID A.L.,
MARQUE I., DJAID M.
Computer Assisted Interventionist Imaging :
the Instance of Stereotactic Brain Surgery
Proceedings Medinfo 89, Singapore, dec. 1989
- [LAVALLEE 89 C] LAVALLEE S.
A New System for Computer Assisted Neurosurgery
Proceedings of IEEE Engineering Medicine Biology Society conf.,
Yongmin Kim ed., Seattle (USA), nov. 89 , part 3, 926-927, 1989.
- [LAVAYSSIERE 87] LAVAYSSIERE B., LIENARD J., MARCHAND J.L.,
Rii Geometrical Distorsion Modelling and Calibration
Proceedings CAR'87, Berlin, Lemke H.U. ed.,
Springer-Verlag, 225-229, 1987
- [LE BIHAN 85] LE BIHAN D.
Imagerie par Résonance Magnétique : Bases Physiques
ed. Masson, Collection d'Imagerie Médicale, 1985
- [LEGRAND 86] LEGRAND L., KOTZKI P.O., TOSSER A.J., TOUZERI C.,
DUSSERRE L., PELLETIER J.L
Image Reconstruction From Projections Using The Hartley Transform:
A New Algorithm of Filtered Backprojection
MEDINFO 86, 705-708, 1986
- [LELANDAIS 84] LELANDAIS S., CLAINCHAUD A., LOPEZ-KRAHE J.,
MAITRE H., SCMITT F.
Numérisation de Formes Tridimensionnelles : acquisition, traitement.
Proceedings RFIA, AFCET, Paris, jan. 84, 339-356, 1984
- [LEMKE 87] LEMKE H.U., RHODES M.L., JAFFEE C.C., FELIX R. (eds)
CAR'87, Computer Assisted Radiology, Springer 1987

- [LEMKE 89] LEMKE H.U., RHODES M.L., JAFFEE C.C., FELIX R. (eds)
CAR'89, Computer Assisted Radiology, Springer 1989
- [LENZ 87] LENZ R.K. TSAI R.Y.
Techniques for Calibration of the Scale Factor and Image Center for
Hight Accuracy 3D Machine Vision Metrology
Proceedings IEEE Int. Conf. Robotics and Automation,
Raleigh (NC), 68-75, 1987
- [LEVENBERG 44] LEVENBERG K.
A method for the solution of certain non-linear problems in least-squares
Quart. Appl. Math., 2, 164-168, 1944
- [LEVIN 88] LEVIN.D.V, MD, PHD . PELIZZARI.C.A , PHD . CHEN.G.T.Y ,
PHD . CHEN.C.T ,PHD . COOPER M.D , MD
Retrospective Geometric Correlation of MR, CT and PET Images
Radiology 169, 817-823, 1988
- [LEWIS 86] LEWIS J.R.T., SOPWITH T.
Measuring the Human Chest with Structured Lighting.
Pattern Recognition Letters, 4, 5, 359-366, 1986
- [LIN C.S. 88] LIN C.S.
Invariants of Three-dimensional Contours
Proceedings of Computer vision and Pattern Recognition ,
Ann Arbor, 286-290, 1988
- [LIN W.C. 88] LIN W.C., LIANG C.C., CHEN C.T.,
Dynamic Elastic Interpolation for 3D image Reconstruction from Serial
Cross Sections,
IEEE Medical Imaging 7, 3 , 225-232, 1988
- [LIPINSKI 87] LIPINSKI.H.G, BIRK.P, STRUPPLER.
A Computerized Stereotaxic Neurosurgery
Proceedings CAR'87, Berlin, juin 87, Lemke H.U. ed.,
Springer-Verlag, 348-352,1987
- [LIPINSKI 89] LIPINSKI.H.G, STRUPPLER.
New Trends in Computer Graphics and Computer Vision to Assist
Functional Neurosurgery
Stereotact. Funct. Neurosurg 52, 234-241, 1989
- [LIPTON 89] LIPTON M.J., GOULD R.R., HOLT W.W., LEVIN D.N.,
HARMON J.
Computer assisted Techniques for Extracting Quantitative
Cardiovascular Data from Ultrafast CT Images
Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed.,
Springer-Verlag, 92-106, 1989
- [LIU 77] LIU H.K.
Two and Three Dimensional Boundary Detection,
Computer Graphics Image Processing 6, 123-134, 1977
- [LOUHISALMI 89] LOUHISALMI Y., KOIVUKANGAS J.
Intraoperative Feedback for Neurosurgical Stereotactic Laser System
Proceedings of IEEE Engineering Medicine Biology Society conf.,
Yongmin Kim ed., Seattle (USA), nov. 89 , part 2, 437-439, 1989.

- [LOWE 85] LOWE.D, BINFORD.T.O
The recovery of Three Dimensional Structure From Image Curves
IEEE Transaction on pattern analysis and machine intelligence
7, 3, 320-326, 1985
- [LU 88] LU.H.Q, SWE.T.
Matching Of Developable Surfaces
Proceedings of IEEE Int. Conference on Robotics and Automation,
Philadelphia, Jan 88, 1863-1864, 1988
- [LUSTMAN 87] LUSTMAN F., AYACHE N.
Un Algorithme Rapide et Fiable de Stéréovision Passive Trinoculaire
Proceedings RFIA, AFCET, Antibes, nov. 87, 331-340, 1987
- [MANSBACH 86] MANSBACH P.
Calibration of a Camera and Light Source by Fitting to a Physical
Model.
Computer Vision, Graphics and Image Processing **35**, 200-219, 1986
- [MARQUE 89] MARQUE I., CINQUIN P.
Segmentation d'Images 3D par Construction d'un Système Différentiel
Proceedings 7ème Congrès AFCET-RFIA, Paris,
nov. 89, 907-922, 1989
- [MARTINS 81] MARTINS H.A. BIRK J.R. KELLEY R.B.
Camera Models Based on Data from Two Calibration Planes .
Computer Graphics and Image Processing **17**, 73-179, 1981
- [MAZIER 90] MAZIER B., LAVALLEE S., CINQUIN P.
Chirurgie de la colonne vertébrale assistée par ordinateur :
application au vissage pédiculaire.
Soumis à : ITBM, 5ème Forum Jeunes Chercheurs, Paris, mai 1990
- [MAZIOTTA 81] MAZIOTTA J.C., PHELPS M.E., PLUMMER D., KUHL D.E.
Quantitation in Positron Emission Computed Tomography :
Physical-Anatomical Effects.
J. Comput. Assist. Tomogr., **5** , 734-743, 1981
- [MAZOYER 88] MAZOYER.B.M, DI PAOLA.R
Méthodes de Traitement et d'Analyse d'Images Fonctionnelles et
Anatomiques du Cerveau: Scanographie, Tomographie D'Emission et
Imagerie Par Résonance Magnétique
Journal de medecine nucleaire et biophysique **12**, 4, 271-288, 1988
- [McEWAN 89] McEWAN Ch., ROBB R., JACKSON I.
Cranofacial Surgery Planning and Simulation ; Current Progress and
Problem Areas
Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed.,
Springer-Verlag, 398-402, 1989
- [McEWEN89] McEWEN J.A., BUSSANI C.R., AUCHINLECK G.F.,
BREAULT M.J.
Development and Initial Clinical Evaluation of Pre-Robotic and Robotic
Retraction Systems for Surgery
Proceedings of the 2nd Workshop on Medical & Healthcare Robotics,
d.t.i. ed., Newcastle, UK, sept. 1989, 67-71, 1989
- [MENQ 88] MENQ C. H. & BORM J. H.

- Statistical Measure and Characterization of Robot Errors.
 Proceedings of IEEE Int. Conference on Robotics and Automation,
 Philadelphia, Jan 88, 926-931, 1988
- [MEUNIER 88] MEUNIER L., TRUONG R.
 Atlas Informatisé du Cerveau
 Rapport Technique Interne TIMB, juin 1988
- [MEYER-EBRECHT 84] MEYER-EBRECHT D.
 Pictorial Information Systems in Medicine, Höhne K.H. ed.,
 Nato Series F19, 151-179, 1984
- [MIURA 88] MIURA S., KANNO I., IIDA H., MURAKAMI M., et al.
 Anatomical Adjustments in Brain Positron Emission Tomography
 Using CT Images.
 J. Computer Assisted Tomography, 12, 2, 363-367, 1988
- [MOHADJER 89] MOHADJER M., ETOU A., BIRG W., MUNDINGER F;
 Improved Brachy-Curietherapy Planning for Brain Tumors Based on a
 Combination of CT and MRI Parameters
 Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed.,
 Springer-Verlag, 273-277, 1989
- [MONGA 89] MONGA O., DERICHE R.,
 3D Edge Detection Using Recursive Filtering: Application to Scanner
 Images.
 Proceedings of Conference on Vision and Pattern Recognition,
 San Diego, June 1989
- [MOORING 84] MOORING B.W.
 An Improved Method for Identifying the Kinematic.
 ASME Computer in Engineering 1, 79-84, 1984.
- [MOORING 88] MOORING B.W., PACK T. J.
 Calibration Procedure for an Industrial Robot.
 Proceedings of IEEE Int. Conference on Robotics and Automation,
 Philadelphia, Jan 88, 786-791, 1988
- [MORGENTHALER 81] M.MORGENTHALER and A. ROSENFELD!
 Multidimensional Edge Detection by Hypersurface Fitting,
 IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence,
 PAMI-3, 4, 482-486, 1981
- [MOSGES 89] MOSGES R., SCHLONDORFF G., KLIMEK L.,
 MEYER-EBRECHT D., KRYBUS W., ADAMS L.
 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
- [MURPHY 89] MURPHY S.B., KIJEWSKI P.K., MILLIS M.B., HARLESS A.
 Simulation of Osteotomy Surgery about the Hip Joint
 Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed.,
 Springer-Verlag, 829-832, 1989
- [NAIK 88] NAIK S.M., JAIN R.C.
 Spline-Based Surface Fitting on Range Images for CAD Applications.
 Proceedings Computer Vision and Pattern Recognition,

Ann Arbor, juin 88, 249-253, 1988

- [NEVIATA 77] NEVIATA R., BINFORD T.O.
Description and Recognition of Curved Objects
Artificial Intelligence, **8**, 77-98, 1977
- [NOBORIO 88] NOBORIO.H , FUKADA.S , ARIMOTO.S
Construction Of The Octree Approximating Three Dimensional Objects
By Using Multiple Views
IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence,
PAMI-**10**, 6, 769-782, 1988
- [NUDELMAN 86] NUDELMAN S.
Image Acquisition Devices and Their Application to Diagnostic
Medicine
Pictorial Information Systems in Medecine, Höhne ed.,
Nato Series F19, 29-104, 1984
- [ONIK 87] ONIK G.O., COSMAN E., WELLS T., GOLDBERG H., et al.
CT Body Stereotaxic System for Placement of Needle Arrays
Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., **13**, 1, 121-128, 1987
- [PELIZZARI 89] PELIZZARI.C.A, CHEN.G.T.Y, SPELBRING.D.R,
WEICHSELBAUM.R.R, CHEN.C.T
Accurate Three Dimensional Registration of CT, PET and / or MR
Images of the Brain
Journal of Computer Assisted Tomography **13**, 1, 20-26, 1989
- [PELTIE 85] PELTIE P.
Méthodes d'Imagerie 3D
Note Technique LETI/MCTE, CEA Grenoble, n° 1502, sept. 1985
- [PERTIN-TROCCAZ 84] PERTIN-TROCCAZ J.
Modélisation du Raisonnement Géométrique pour la Programmation
des Robots
Thèse Institut National Polytechnique de Grenoble, 1984
- [PETERS 86] PETERS T.M., CLARK J.A., OLIVIER A., MARCHAND E.P.,
MAWKO G., DIEUMEGARDE M., MURESAN L.V., ETHIER R.
Integrated Stereotaxic Imaging with CT, MR Imaging, and Digital
Subtraction Angiography
Radiology **161**, 821-826, 1986
- [PEYRIN 88] PEYRIN.F, GOUTTE.R, AMIEL.M
Description d'un Algorithme de Reconstruction 3D à partir de
Projections Coniques par Deconvolution 3D
Actes CNRS-TIPI (Traitement d' Images: du Pixel à l'Interpretation),
Aussois, Savoie, Avril 88, **38**, 1-13, 1988
- [PIROIRD 88] PIROIRD J.M.
Photogrammétrie Numérique à faible nombre de vues :
Applications en Contrôle Non Destructif et en Biostéréométrie.
Thèse INSA Lyon. 1988
- [PIZER 84] PIZER S.M.,
Systems for 3D Display in Medical Imaging
Pictorial Information Systems in Medecine, K.H. Hohne ed.,
Nato Series F19, 235-249, 1984

- [POMMERT 89] POMMERT A., TIEDE U., WIEBECKE G., HOHNE K.H.
Image Quality in Voxel-Based Surface Shading
Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed.,
Springer-Verlag, 737-741, 1989
- [PONCE 89] PONCE.J , KRIEGMAN.D.J
On Recognizing And Positioning Curved 3D Objects From Image
Contours.
Proceedings of DARPA Image Understanding Workshop, 1989
- [PUSKORIUS 87] PUSKORIUS G. V. & FELDKAMP L. A.
Global Calibration of a Robot/Vision System.
Proceedings of IEEE Int. Conference on Robotics and Automation,
mar. 87, 1,190-195, 1987.
- [RAO 88] RAO.K, MEDIONI.G
Useful Geometric Properties Of The Generalized Cone
Proceedings IEEE Computer Vision And Pattern Recognition,
Ann Arbor, 276-281, 1988
- [RADACK 89] RADACK.G.M, BADLER.N.I
Local Matching Of Surfaces Using a Boundary-Centered Radial
Decomposition
Computer vision, graphics and image processing **45**, 380-396, 1989
- [RHODES 82] RHODES M.L., GLENN W.V., AZZAWI Y., HOWLAND R.S.
An Improved Stereotactic System for CT Aided Neurosurgery
First IEEE Int. Symp. on Medical Imaging and Image Interpretation,
Berlin 82
- [RHODES 87] RHODES M.L., KUO Y., ROTHMAN S., WOZNICK C.
An Application of Computer Graphics and Networks to Anatomic
Model and Prosthesis Manufacturing,
IEEE Computer Graphics and Applications , 12-25, Feb 1987
- [RICHETIN 87] RICHETIN.M, DHOME.M, LAPRESTE.J.T
Attitude Spatiale des Courbes Vues en Projection
AFCET, Antibes 87, 671-685, 1987
- [RICHETIN 89] RICHETIN.M, DHOME.M, LAPRESTE.J.T
Inverse Perspective Transform from Zero-Curvature Curve Points
Application to the Localization of Some Generalized Cylinders,
Proceedings CVPR 89, San Diego, june 89, 517-522, 1989
- [RIOUX 84] RIOUX M.
Laser Range Finder Based on Synchronized Scanners
Applied Optics, **23**, 21, 3837-3844
- [ROBERTS 86] ROBERTS D.W., STROHBEIN J.W., HATCH J.F. et al.
A frameless stereotaxic of computerized tomographic imaging and the
operating microscope
J. Neurosurg. **65**, 545-549, 1986
- [ROEMER 87] ROEMER R.B., HYNYNEN K., GUTHKELCH A.N.,
FLEISCHER A.S., ARISTIZABAL S.
Scanned, Focused Ultrasound Hyperthermia Treatment of Brain Tumors
ASME 87, 1987

- [ROTH 87] ROTH Z. S., MOORING B. W., RAVANI B.
An Overview of Robot Calibration.
IEEE journal of Robotics and Automation **3**, 5, 377-385, 1987.
- [RUBIN 80] RUBIN J.M., MIRFAKHRAEE M., DUDA E.E. et al.
Intraoperative Ultrasound Examination of the Brain
Radiology **137**, 831-832, 1980
- [SABATINI 89] SABATINI A. M., DARIO P., BERGAMASCO M.
Teleoperated Soft Tissue Manipulation for Robot surgery
Proceedings of the 2nd Workshop on Medical & Healthcare Robotics,
d.t.i. ed., Newcastle, UK, sept. 1989, 227-229, 1989.
- [SALISBURY 84] SALISBURY K.
Interpretation of Contact Geometries from Force Measurements.
Robotics Research, Brady M. & Paul R. Eds.,
MIT Press, 567-577, 1984.
- [SANDERS 86] SANDERS P.T., ZUCKER S.W.
Stable Surface Estimation,
Proceedings Int. Conf. Pattern Recognition, Paris, 1165-1167, 1986
- [SCHAD 87] SCHAD L.R., BOESECKE R., SCHLEGEL W.,
HARTMANN G.H., STURM V., STRAUSS L.G., LORENZ W.J.
Three Dimensional Image Correlation of CT, MR, and PET. Studies in
Radiotherapy Treatment Planning of Brain Tumors.
Journal of Computer Assisted Tomography, **11**, 6, 948-954, 1987
- [SCHALTENBRAND 77] SCHALTENBRAND G., WAHREN W.
Atlas for Stereotaxy of the Human Brain
2nd edition, Thieme, Stuttgart, 1977
- [SCHIERS 89] SCHIERS.C, TIEDE.U, HOHNE.K.H
Interactive 3D Registration Of Image Volumes From Different Sources
Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed.,
Springer-Verlag, 765-772, 667-669, 1989
- [SCHLEGEL 81] SCHLEGEL W., SCHARFENBERG H., STURM V.,
PENZHOLZ H., LORENZ W.J.
Direct Visualisation of Intracranial Tumours in Stereotactic and
Angiographic Films by Computer Calculations of Longitudinal
CT-sections : A New Method for Stereotactic Localization of Tumour
Outlines
Acta Neurochirurgica **58**, 27-35, 1981
- [SCHLEGEL 82] SCHLEGEL W., SHARFENBERG H., DOLL J., PASTYR O.,
STURM V., NETZEBAND G., LORENZ W.J.
CT-Images as the Basis of Operation Planning in Stereotactical
Neurosurgery
First IEEE Int. Symp. on Medical Imaging and Image Interpretation,
Berlin, 172-177, 1982
- [SCHMIDT 89] SCHMIDT J.P.,
Segmentation de surfaces 3D dans des images de profondeur :
Une étape indispensable à la reconstruction non guidée par le but.
D.E.A. Informatique, I.N.P.G., Grenoble, 1989

- [SELVIK 83] SELVIC G. ALBERIUS P. ARONSON A.S. A
Roentgen Stereophotogrammetric System.
Acta Radiologica Diagnosis **24**, 4, 343-351, 1983
- [SEQUEIRA 87] SEQUEIRA J.,
Modélisation Interactive d'Objets de Forme Complexe à Partir de
Données Hétérogènes. Application à la Représentation Géométrique des
Organes du Corps Humain.
Thèse d'Etat. Université de Franche-Comté- Besançon. Nov. 1987
- [SEQUEIRA 89] SEQUEIRA J.
Modeling Human Organs with Free-Forms Surfaces.
Proceedings of IEEE Engineering Medicine Biology Society,
Yongmin Kim ed., Seattle (USA), nov. 89 , part 6, 1932-1933, 1989.
- [SHAPIRO 84] SHAPIRO.L.G, MORIARTY.J.D, HARALICK.R.M,
MULGAONKAR.P.G
Matching Three Dimensional Objects Using A Relation Paradigm
Pattern Recognition **17**, 4, 385-405, 1984
- [SHAHINPOOR 86] SHAHINPOOR M.
A Robot Engineering Textbook.
Harper & Row, Pub., New York, 1986.
- [SHELDEN 80]. SCHELDEN H., McCANN G.D., JACQUES S., LUTES H.R.,
FRAZIER R.E., KATZ R., KUKI R.
Development of a computerized microstereotaxic method for localization
and removal of minute CNS lesions under direct 3-D vision
J. Neurosurg **52**, 21-27, 1980
- [SHIMADA 89] SHIMADA F.
Digital Radiography
Abstracts of Plenary Symposia on Images of the 21st Century
IEEE Engineering Medicine Biology Society conf.,
Seattle (USA), nov. 89 , p 7, 1989
- [SILBERBERG 84] SILBERBERG T.M, DAVIS. L, HARWOOD.D
An Iterative Hough Procedure For Three Dimensional Object
Recognition
Pattern Recognition **17**, 6, 621-629, 1984
- [SINGH 89] SINGH V.R., CHAUHAN S.
An Ultrasonic Non-Invasive Temperature Monitor
Proceedings of IEEE Engineering Medicine Biology Society conf.,
Yongmin Kim ed., Seattle (USA), nov. 89 , part 5, 1628-1629, 1989
- [SMETS 89] SMETS C., VANDERMEULEN D., SUETENS P.,
OOSTERLINCK A.
A Knowledge-based System for the 3D Reconstruction and Representation
of the Cerebral Blood Vessels from a Pair of Stereoscopic Angiograms
Procedings SPIE 1092, Medical Imaging III, 130-138, 1989
- [SORLIE 89] SORLIE C.
Etude préliminaire pour la localisation précise de zones du cerveau sur
des images obtenues par tomographie par émission de positons.
D.E.A Génie Biologique et Médical, Lyon-Grenoble, 1989
- [SOUZA 89] SOUZA S.P., DUMOULIN C.L.

Phase-Contrast Magnetic Resonance Angiography
 Proceedings of IEEE Engineering Medicine Biology Society conf.,
 Yongmin Kim ed., Seattle (USA), nov. 89 , part 2, 514-515, 1989.

- [STROCH 88] STROCH J.C., MATRINGE C.
 Initialisation d'un Robot Utilisé en Neurochirurgie
 Rapport MST-MLA, Univ. Grenoble I, juin 1988
- [SUETENS 82] SUETENS.P, OOSTERLINCK.A, HAEGEMANS.A, GYBELS.J
 Three Dimensional Reconstruction of the Blood Vessels of the Brain
 IEEE int. symp. on medical imaging and image interpretation ,
 Berlin, 429-435, 1982
- [SUETENS 83] SUETENS.P, JANSEN.P, HAEGEMANS.A, OOSTERLINCK.A,
 GYBELS.J
 3D Reconstruction of the Blood Vessels of the Brain From A
 Stereoscopic Pair of Substraction Angiograms
 Image and Vision Computing 1, 1, 43-51, 1983
- [SUH 74] SUH C.H.
 The Fundamentals of Computer Aided X-Ray Analysis of the Spine.
 Journal of Biomechanics 7, 2, 161-169, 1974
- [SWEENEY 86] SWEENEY M.A.J. BARTELS R.H.
 Ray Tracing Free-Form B-Spline Surfaces .
 IEEE Computer Graphics and Applications, 41-50, Feb, 1986
- [TALAIRACH 52] TALAIRACH J., AJURIAGUERRA J. (de), DAVID M.
 Etudes Stéréotaxiques des Structures Encéphaliques Profondes chez
 l'Homme. Technique. Intérêt Physiologique et Thérapeutique.
 Presse Méd., 28, 605-609, 1952
- [TALAIRACH 57] TALAIRACH J., DAVID M., TOURNOUX P., CORREDOR H.,
 KVASINA T.
 Atlas d'Anatomie Stéréotaxique des Noyaux Gris Centraux.
 Masson et Cie Edit., Paris, 1957.
- [TALAIRACH 67] TALAIRACH J., SZIKLA G., TOURNOUX P, PROSSOLENTIS A.,
 BORDAS-FERRER M., COVELLO L., JACOB M., MEMPEL E.
 Atlas d'Anatomie Stéréotaxique du Télencéphale.
 Masson et Cie Edit., Paris, 1967.
- [TANG 89] TANG K.
 On the Intersection of a Set of Direction Cones.
 Computer Vision, Graphics, and Image Processing 45, 357-361, 1989
- [TAREN 68] TAREN J., GUIOT G., DEROME P., TRIGO J.C.
 Hazards of Stereotaxic Thalamotomy. Added safety factors in
 Corroborating X-ray Target Localization with Neurophysiological
 Methods
 J. Neurosurg. 29, 173-182, 1968
- [TAVERNIER 84] TAVERNIER J., DUCASSOU D., PINET F., FROMENT J.C.
 Méthodes d'Exploration en Imagerie : Stratégies Diagnostiques
 Simep ed., 1984
- [TAYLOR 89 A] TAYLOR R.H., PAUL H.A., MITTELSTADT B.D.,
 GLASSMAN E., MUSITS B.L., BARGAR W.L.

- A Robotic System for Cementless Total Hip Replacement Surgery in Dogs
 Proceedings of the 2nd Workshop on Medical & Healthcare Robotics,
 d.t.i. ed., Newcastle, UK, sept. 1989, 79-89, 1989
- [TAYLOR 89 B] TAYLOR R.H., PAUL H.A., MITTELSTADT B.D.,
 GLASSMAN E., MUSITS B.L., BARGAR W.L.
 Robotic Total Hip Replacement Surgery in Dogs.
 Proceedings of IEEE Engineering Medicine Biology Society,
 Kim Y. ed., Seattle (USA), nov. 89 , part 3, 887-888, 1989.
- [TEJIMA 88] TEJIMA N., FUNAKUBO H., DOHI T., SAKUMA I.,
 TANISHIMA T., NOMURA Y.
 A New Microsurgical Robot System for Corneal Transplantation
 Precision Machinery, 2, 1-9, 1988
- [TERZOPOULOS 88] TERZOPOULOS D., WITKIN A., KASS M.
 Constraints on Deformable Models : Recovering 3D Shape and
 Nonrigid Motion
 Artificial Intelligence 36, 91-123, 1988.
- [THIEBAULT 89] THIEBAULT J.B., HENRION J., UHL J.F., MARCHE P.
 Chirurgie Assistée par Ordinateur
 Proceedings of The Lyon Conference 88,
 Expert Systems and medical Imaging, R. Moreau ed.,
 Springer-Verlag, 1989.
- [THORN 89] THORN M., LITTLEWOOD L., NIP T. F.
 Use of Robots as an Aid to Deskillling the Taking of Biospies
 Proceedings of the 2nd Workshop on Medical & Healthcare Robotics,
 d.t.i. ed., Newcastle, UK, sept. 1989, 73-78, 1989
- [TOENNIES 89] TOENNIES K.D., HERMAN G.T., UDUPA J.K.
 Surface Registration for the Segmentation of Implanted Bone Grafts
 Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed.,
 Springer-Verlag, 381-385, 1989
- [TOGA 85] TOGA.A, ARNICAR.T.L
 Image Analysis of the Brain Physiology to Understand the Mechanisms
 Responsible For Behavior: Neuroscientists Need a Holistic 3d View of
 the Brain
 IEEE Computer Graphics and Applications, 20-25, Dec 1985
- [TSAI 86] TSAI R.Y.
 An Efficient and Accurate Camera Calibration Technique for 3D
 Machine Vision.
 Proceedings IEEE Computer Vision And Pattern Recognition,
 Miami, 364-374, 1986
- [TSAI 89] TSAI R.Y.
 Synopsis of Recent Progress on Camera Calibration for
 3D Machine Vision.
 The Robotics Review, Khatib O., Craig J.J., Lozano-Perez T. eds.,
 MIT Press, 147-160, 1989.
- [TSUTSUMI 82] TSUTSUMI Y., ANDOH Y. and INOUE N.
 Ultrasound-Guided Stereotaxic Biopsy for Deep-Seated Brain Tumors
 J. Neurosurg. 57, 164-167, 1982

- [UDUPA 82] UDUPA J., SRIHARI S., HERMAN G.T.
Boundary Detection in Multidimensions.
IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence,
PAMI 4, 1, 41-50, 1982
- [UDUPA 84] UDUPA J.K., HSUI-MEI H., LIH-SHYANG C.
Interactives Display of 3D Medical Objects
Pictorial Information Systems in Medecine, K.H. Hohne ed.,
Nato Series F19, 445-457, 1984
- [VACHER 87] VACHER M., VITTEAU D., ALIZON J.
Evaluation d'un Capteur de Vision Active 3D et Algorithme de
Prétraitement du Signal Vidéo : Application au Desossage Automatique de
Carcasses de Bovins
Proceedings RFIA, AFCET, Antibes, nov. 87, 557-562, 1987
- [VAISHNAV 87] VAISHNAV R. N., MAGRAB E. B.
A General Procedure to Evaluate Robot Positioning Errors.
The International journal of Robotics Research 6, 1, 59-74, 1987
- [VALENTINO 88] VALENTINO D.J., MAZZIOTTA J.C., HUANG H.K.
Mapping Brain Function to Brain Anatomy
Proceedings SPIE, vol 914, Medical Imaging II, 445-450, 1988
- [VANDERMEULEN 89 A] VANDERMEULEN D., SUETENS P., GYBELS J.,
OOSTERLINCK A., MARCHAL G.
A prototype Medical Workstation for Computer Assisted Stereotactic
Neurosurgery
Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed.,
Springer-Verlag, 386-389, 1989
- [VANDERMEULEN 89 B] VANDERMEULEN D., SUETENS P., GYBELS J.,
MARCHAL G., OOSTERLINCK A.
Delineation of Neuroanatomical Objects Using Deformable Models
Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed.,
Springer-Verlag, 645-650, 1989
- [VANNIER 84] VANNIER M.W., MARSH J.L., WARREN J.O.
3D Reconstruction Images for Cranio-Facial Surgical Planning
and Evaluation
Radiology, 150, 179-184, 1984
- [VEITSCHEGGER 86] VEITSCHEGGER W. K., WU C.
Robot Accuracy Analysis Based on Kinematics.
IEEE journal of Robotics and Automation 2, 3, 171-179, 1986.
- [VEITSCHEGGER 87] VEITSCHEGGER W. K., WU C.
A Method for Calibrating and Compensating Robot Kinematic Errors.
Proceedings of IEEE Int. Conference on Robotics and Automation,
mar. 87, 1, 39-44, 1987.
- [VEMURI 87] VEMURI B.C. MITICHE A. AGGARWAL J.K.
3-D Representation from Range Data Using Intrinsic Surface Properties
Three Dimensional Machine Vision , Takeo Kanade ed. ,
Kluwer Academic Publisher, 241-245, 1987
- [VENAILLE 89] VENAILLE C., MISCHLER D., COATRIEUX J.L., CATROS J.Y.
Reconstruction Tridimensionnelle de Réseaux Vasculaires en

- Angiographie
 Proceedings 7ème Congrès AFCET-RFIA, Paris,
 nov. 89, 1533-1547, 1989
- [VERESS 77] VERESS S.A., LIPPERT III F.G., TAKAMOTO T.
 An Analytical Approach to X-Ray Photogrammetry.
 Phot. Engineering **43**, 12, 1503-1510, 1977
- [VIDAL 88] VIDAL P., HACHE J.C., HAYAT S., GUERROUAD A.,
 BEN GAYED M., LEPERS B.
 Un microtélémanipulateur chirurgical applicable en neurologie et en
 ophtalmologie.
 Congrès IIRIAM, Productique Hospitalière, Marseille, oct. 1988
- [VIGNAUD 79] VIGNAUD J., RABICHON P., YVER J.P., PARDO P., THUREL C.
 Multidirectional Reconstruction of Angiograms by Stereogrammetry
 and Computer
 Neuroradiology **18**, 1-6, 1979
- [WATANABE 87] WATANABE E., WATANABE T., MANAKA S. et al.
 Three-Dimensional Digitizer (Neuronavigator): New Equipment for
 Computed Tomography-Guided Stereotaxic Surgery
 Surg. Neurol. **27**, 543-547, 1987
- [WEISSMAN 89] WEISSMAN M.A.
 Stereoscopic Image Processing for Medicine and Biology
 Proceedings of IEEE Engineering Medicine Biology Society conf.,
 Yongmin Kim ed., Seattle (USA), nov. 89, part 2, 546-447, 1989
- [WHITNEY 86] WHITNEY D.E., LOSINSKI C.A., ROURKE J.M.
 Industrial Robot Forward Calibration Method and Results.
 Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control,
108, 1, 1-8, 1986
- [WILSON 89] WILSON M.W., MOUNTZ J.M.
 A reference system for Neuroanatomical localization on functional
 reconstructed cerebral images.
 J. Computer Assisted Tomography, **13**, 1, 174-178, 1989
- [WOLLSCHLAGER 89] WOLLSCHLAGER H., ZEIHNER A.M., KLEIN H.P.,
 KASPER W., WOLLSCHLAGER S., GEIBEL A., JUST H.
 Transeophageal Echo Computer Tomography ("Echo-CT") : A new
 Method for Dynamic 3-D Imaging of the Heart
 Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed.,
 Springer-Verlag, 107-111, 1989
- [WOWRA 89] WOWRA B., SCHAD L., SCHLEGEL W., KUNZE S.
 Scopes of Computer Application in Stereotactic Neurosurgery
 Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed.,
 Springer-Verlag, 296-302, 1989
- [WU 84] WU C.
 A Kinematic CAD Tool for the Design and Control of a Robot
 Manipulator.
 The International journal of Robotics Research, **3**, 1, 58-67, 1984.
- [YANG 87] YANG C.G.
 On Speeding up Ray Tracing of B-Spline Surfaces.

Computer Aided Design, **19**, 3, 122-129, 1987.

- [YOSHIDA 89] YOSHIDA.M
Mapping of Semi-microelectrode Stimulation Response In and Around
the Thalamus
Stereotactic. Func. Neurosurg. **52**, 171-175, 1989
- [YOUNG 87] YOUNG R.F.
Applications of Robotics to Stereotactic Neurosurgery
Neurological Research **9**, 123-128, june 1987
- [ZERNOV 1890] ZERNOV D.N.
L'encéphalomètre
Rev. Gen. Clin. Ther., **19**, 302-305, 1890
- [ZIEGERT 88] ZIEGERT J., DATSERIS P.
Basic Considerations for Robot Calibration.
Proceedings of IEEE Int. Conference on Robotics and Automation,
Philadelphia, Jan 88, 932-938, 1988
- [ZUCKER 81] ZUCKER S.W., HUMMEL R.A.
A Three Dimensional Edge Operator.
IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence,
PAMI **3**, May 1981.

Notations, abréviations, termes spécifiques utilisés

2D : bidimensionnel.

2.5D : série discrète d'informations bidimensionnelles.

3D : tridimensionnel

4D : tridimensionnel considéré en fonction d'un autre paramètre (en général le temps)

C.A. : Commissure Antérieure du système ventriculaire cérébral.

C.P. : Commissure Postérieure du système ventriculaire cérébral.

d.d.l : degré de liberté (pour une articulation).

GMCAO : Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur.

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique Nucléaire (équivalent à RMN).

PACS : Picture Archiving and Communication Systems.

TDM : Tomodensitométrie X (couramment appelées "scanner").

TEP : Tomographie par Emission de Positons.

TESP : Tomographie par Emission de Simple Photon (ou gamma-tomographie).

VIM : Noyau thalamique Ventral Intermédiaire.

matching : mise en correspondance, appariement .

modèle "pin-hole" : modèle de perspective conique (pour caméras ou radios); tous les rayons sont supposés passer par un point ("trou d'aiguille") et se projeter sur un plan image. Le terme français équivalent est : "modèle à sténopé".

per-opératoire : ce qui intervient en salle d'opération, au cours de l'opération.

pré-opératoire : ce qui intervient avant l'intervention.

AUTORISATION DE SOUTENANCE

DOCTORAT 3ème CYCLE, DOCTORAT-INGENIEUR, DOCTORAT USTMG

Vu les dispositions de l'Arrêté du 16 avril 1974,

Vu les dispositions de l'Arrêté du 5 juillet 1984,

Vu les rapports de M. H. YACHE N.....

M. FINLAY P.....

M. LAVALLEE Stéphane..... est autorisé

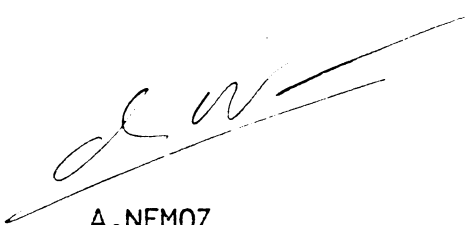
à présenter une thèse en vue de l'obtention du Doctorat de l'Université

Joseph Fourier...

Spécialité Génie Biologique et Médical

Grenoble, le 13 DEC. 1989.....

Le Président de l'Université J. FOURIER


A. NEMOZ

