



HAL
open science

Fusion d'images morphologiques et fonctionnelles par l'utilisation d'un capteur intermediaire

Olivier Peria

► **To cite this version:**

Olivier Peria. Fusion d'images morphologiques et fonctionnelles par l'utilisation d'un capteur intermediaire. Modélisation et simulation. Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 1996. Français. NNT : . tel-00345365

HAL Id: tel-00345365

<https://theses.hal.science/tel-00345365>

Submitted on 10 Dec 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.

THESE

présentée par

PERIA Olivier

pour obtenir le titre de

Docteur de l'université Joseph Fourier - GRENOBLE 1

(Arrêté ministériel du 5 Juillet 1984 et du 30 Mars 1992)

Spécialité GENIE BIOLOGIQUE ET MEDICAL

FUSION D'IMAGES MORPHOLOGIQUES ET FONCTIONNELLES PAR L'UTILISATION D'UN CAPTEUR INTERMEDIAIRE

Date de soutenance: 1 Avril 1996

Composition du jury

Président :	HERMENT Alain
Directeur :	CINQUIN Philippe
Rapporteurs :	COATRIEUX Jean-Louis DUBOIS Francis
Examineurs :	LAVALLEE Stéphane ROUX Christian

Thèse préparée au sein du laboratoire TIMC-IMAG

THESE

présentée par

PERIA Olivier

pour obtenir le titre de

Docteur de l'université Joseph Fourier - GRENOBLE 1

(Arrêté ministériel du 5 Juillet 1984 et du 30 Mars 1992)

Spécialité GENIE BIOLOGIQUE ET MEDICAL

FUSION D'IMAGES MORPHOLOGIQUES ET FONCTIONNELLES PAR L'UTILISATION D'UN CAPTEUR INTERMEDIAIRE

Date de soutenance: 1 Avril 1996

Composition du jury

Président :	HERMENT Alain
Directeur :	CINQUIN Philippe
Rapporteurs :	COATRIEUX Jean-Louis DUBOIS Francis
Examineurs :	LAVALLEE Stéphane ROUX Christian

Thèse préparée au sein du laboratoire TIMC-IMAG

Résumé

La fusion d'images morphologiques et fonctionnelles permet de tirer parti de la complémentarité de ces deux types d'information et d'améliorer ainsi la valeur diagnostique et thérapeutique qu'aurait chaque examen interprété séparément. De par leur nature très différente, il est difficile voire impossible de recalibrer ces images directement. Cette thèse développe une approche originale pour fusionner des images morphologiques (IRM, TDM X, échographie) avec des images fonctionnelles de tomoscintigraphie (SPECT). La méthodologie que nous proposons est basée sur l'utilisation d'un capteur intermédiaire aux deux modalités d'image à fusionner. Ce principe nous amène à élaborer des méthodes de calibrage faisant intervenir des mires de calibrage spécifiques pour chaque application étudiée. Cette méthodologie est mise en oeuvre dans trois types d'applications différentes :

- la fusion d'images IRM / SPECT où un capteur d'acquisition de surface associé à la gamma-caméra sert d'intermédiaire aux deux modalités d'image. Cette méthode est appliquée à la fusion des images cérébrales.

- la fusion d'images ECHO / SPECT où un capteur de position permet de localiser la sonde échographique par rapport à la gamma-caméra. Cette méthode est appliquée à la fusion des images rénales et cardiaques.

- la fusion d'images TDM X / SPECT où l'échographie repérée dans l'espace constitue un capteur de forme intermédiaire aux deux modalités d'image. Cette méthode est appliquée à la fusion des images abdominales.

Dans chacun des trois cas, les résultats cliniques obtenus sur patients sont présentés.

Mots clefs :

Fusion d'images

Imagerie morphologique

Imagerie fonctionnelle

Capteur intermédiaire

Recalage

Calibrage

Mire de calibrage

Abstract

Registration of anatomical and functional images allows the integration of complementary information provided by these images in order to improve diagnosis and treatment. Because of their different nature, it is difficult to register these images directly. This work presents a new approach to register anatomical images (MRI, CT, US) with functional SPECT images. The methodology we propose is based on the use of an intermediary sensor between the two image modalities to be registered. This solution requires calibration methods using specific calibration phantoms for each studied application. This methodology is put in practice in three different cases :

- registration of MRI and SPECT images where a range imaging sensor associated with the gamma camera is used as an intermediary sensor between the two image modalities. This method is applied to the registration of brain images.

- registration of US and SPECT images where a position sensor is used to localize the ultrasonic probe with respect to the gamma camera. This method is applied to the registration of kidney and heart images.

- registration of CT and SPECT images where spatially referenced echography is used as an intermediary shape sensor between the two image modalities. This method is applied to the registration of abdomen images.

For each case, results of validation on patients are presented.

Key words :

Image registration
Anatomical images
Fonctional images
Intermediary sensor

Registration method
Calibration method
Calibration phantom

Remerciements

Cette thèse a été réalisée au sein de l'équipe GMCAO du laboratoire TIMC.

Je voudrais tout d'abord remercier Jacques Demongeot, directeur du laboratoire, et Philippe Cinquin, directeur de l'équipe, pour m'avoir permis de réaliser cette thèse. Je remercie aussi Stéphane Lavallée pour son encadrement.

Je remercie également tous les médecins qui ont participé à ce travail : Anne François-Joubert, Jean-Pierre Caravel, Daniel Fagret, Jean-Philippe Vuillez, Michel Comet, Daniel Cordonnier, Christelle Giraud, Gérard Venzetto, Sylvie Dalsoglio, Yves Ranchoup, Sylvie Grand, Jean-François Lebas, ainsi que tous les manipulateurs radio du service de médecine nucléaire.

Je remercie vivement Johan Brag, PDG de la société Focus Médical, qui m'a permis financièrement de conduire cette thèse, et Philippe Boule, directeur technique, pour la liberté de travail qu'il m'a laissée et la confiance qu'il m'a accordée.

Merci aussi à toutes les personnes de l'équipe GMCAO, permanents, thésards ou stagiaires, que j'ai cotoyées et qui m'ont aidé au cours de cette thèse : Agnès, Alain, Ali, Delphine, Catherine, Corinne, Emmanuel, Eric, Eric, Frank, Guillaume, Ivan, Jean-Marc, Jocelyne, Kamel, Khadija, Laurent, Maribel, Nourredine, Pascal, Patrick, Sandrine, Véronique, Vincent, Yann, Yves.

Enfin, je voudrais remercier Francis Dubois, Jean-Louis Coatrieux, Alain Herment et Christian Roux pour avoir accepté de faire partie du Jury.

Table des matières

Introduction	7
1 Imagerie médicale	11
1.1 Imagerie par Résonance Magnétique	11
1.1.1 La Résonance Magnétique Nucléaire	12
1.1.2 L'imageur par résonance magnétique	12
1.2 Tomodensitométrie X	13
1.2.1 Les rayons X	13
1.2.2 Tomographie par rayons X	14
1.3 Echographie	15
1.3.1 Les ondes ultrasonores	15
1.3.2 Les sondes échographiques	16
1.3.3 Génération de l'image	17
1.4 Imagerie nucléaire	18
1.4.1 Les produits radio-pharmaceutiques	18
1.4.2 Les isotopes radioactifs	18
1.4.3 La tomographie gamma (SPECT)	19
1.4.4 La tomographie par émission de positons (PET)	20
2 Capteurs de forme et de position	23
2.1 Capteurs de forme	23
2.1.1 Principe d'acquisition	24
2.1.2 Balayage laser	24
2.1.2.1 Description et principe	24
2.1.2.2 Calibrage du capteur	26
2.1.2.3 Acquisition d'une surface	27
2.1.3 Projection de lumière structurée	30
2.1.3.1 Description et principe	30
2.1.3.2 Calibrage du capteur	32
2.1.3.3 Acquisition d'une surface	37
2.1.4 Discussion	38
2.2 Capteurs de position	39
2.2.1 Principe de localisation	39
2.2.2 Localisateurs mécaniques	40
2.2.3 Localisateurs électromagnétiques	41

2.2.4	Localisateurs acoustiques	42
2.2.5	Localisateurs optiques	43
2.2.5.1	Stéréovision binoculaire passive	43
2.2.5.2	Systèmes de vision avec marqueurs actifs	44
2.2.6	Synthèse	45
2.2.7	Système de localisation Optotrak	45
2.3	Conclusion	50
3	Fusion d'images multi-modales: méthodologie et état de l'art	51
3.1	Définition d'une relation entre les référentiels	52
3.1.1	Définition d'un référentiel	52
3.1.2	Définition d'une relation	52
3.1.2.1	Transformations globales ou locales	52
3.1.2.2	Transformations rigides	53
3.1.2.3	Transformations élastiques	55
3.2	Extraction et mise en correspondance des structures de référence	57
3.2.1	Recalage de points	57
3.2.2	Recalage de droites	59
3.2.3	Recalage de courbes	59
3.2.4	Recalage de surfaces	60
3.2.5	Moments d'inertie	64
3.2.6	Utilisation des niveaux de gris	64
3.3	Mise en correspondance de deux surfaces 3D	65
3.3.1	Formulation du problème	65
3.3.1.1	Objectifs	65
3.3.1.2	Modélisation mécaniste	65
3.3.1.3	Résolution par les moindres carrés	67
3.3.2	Carte de distance octree-spline	68
3.3.3	Minimisation par les moindres carrés	70
3.3.3.1	Algorithme de Levenberg-Marquardt	70
3.3.3.2	Minima locaux	71
3.3.4	Résultats expérimentaux	71
3.4	Conclusion	72
4	Mise en oeuvre d'une méthode de fusion d'images IRM / SPECT du	73
	cerveau	
4.1	Appareil nerveux central	73
4.1.1	Situation et structure	73
4.1.2	Exploration IRM	74
4.1.3	Exploration fonctionnelle	74
4.1.4	Intérêt de la fusion IRM/SPECT	74
4.2	Méthodologie générale	75
4.2.1	Principe	75
4.2.2	Définition des référentiels	77
4.2.3	Définition d'une relation entre les référentiels	78

4.2.4	Configuration matérielle	78
4.3	Calibrage capteur de surface / gamma-caméra	79
4.3.1	Mire de calibrage	79
4.3.1.1	Principe	79
4.3.1.2	Présentation	80
4.3.1.3	Création d'un modèle	80
4.3.2	Recalage des cathéters	83
4.3.2.1	Segmentation des cathéters	83
4.3.2.2	Recalage des cathéters par la méthode des points virtuels	86
4.3.2.3	Recalage des cathéters par minimisation non linéaire	87
4.3.2.4	Comparaison des deux méthodes	88
4.3.3	Recalage des surfaces	89
4.3.3.1	Recalage points / surface	89
4.3.3.2	Recalage points / plans	91
4.3.3.3	Comparaison des deux méthodes	93
4.3.4	Composition des transformations	94
4.4	Recalage IRM / capteur de surface par fusion des masques virtuels	97
4.4.1	Masque virtuel IRM du patient	97
4.4.1.1	Segmentation des images IRM	97
4.4.1.2	Interpolation de forme	99
4.4.2	Masque virtuel capteur du patient	99
4.4.2.1	Définition manuelle de la région d'intérêt	100
4.4.2.2	Définition automatique de la région d'intérêt	100
4.4.3	Recalage des deux masques virtuels	106
4.4.3.1	Fusion des surfaces	106
4.4.3.2	Précision du recalage	107
4.4.3.3	Influence de la région d'intérêt	108
4.5	Composition des transformations	109
4.6	Reformatage des coupes et visualisation	110
4.6.1	Principe du reformatage	110
4.6.1.1	Localisation du pixel SPECT	110
4.6.1.2	Interpolation des niveaux de gris	111
4.6.1.3	Reconstruction complète de l'image	111
4.6.2	Interface de visualisation	111
4.7	Résultats	112
4.7.1	Tests de précisions	113
4.7.2	Validation clinique	115
4.8	Conclusion	118
5	Mise en oeuvre d'une méthode de fusion d'images ECHO / SPECT	121
5.1	Méthodologie générale	121
5.1.1	Principe	121
5.1.2	Définition des référentiels	123
5.1.3	Configuration matérielle	123
5.2	Repérage de la sonde échographique	124

5.2.1	Etat de l'art	124
5.2.2	Localisation par capteur optique	124
5.2.2.1	Principe de localisation	124
5.2.2.2	Etude du SIL absolu	125
5.2.2.3	Etude du SIL échographique	127
5.3	Définition d'une relation entre les référentiels	134
5.4	Calibrage sonde / SIL échographique	134
5.4.1	Modélisation de l'image échographique	134
5.4.2	Calibrage par résolution de $AX=XB$	135
5.4.3	Calibrage par recalage de points	137
5.4.3.1	Mire de calibrage	137
5.4.3.2	Acquisition des données de calibrage	138
5.4.3.3	Segmentation des images échographiques	140
5.4.3.4	Recalages des deux ensembles de points	140
5.4.3.5	Tests de vérification	142
5.4.4	Prise en compte de la vitesse des ultrasons	143
5.5	Calibrage localisateur / gamma-caméra	145
5.5.1	Mire de calibrage	145
5.5.2	Recalage des cathéters	146
5.5.3	Repérage du SIL de la mire	146
5.5.4	Composition des transformations	147
5.6	Composition des transformations	147
5.7	Reformatage des coupes et visualisation	149
5.7.1	Principe du reformatage	149
5.7.2	Interface de visualisation	149
5.8	Tests de précision	149
5.9	Application au rein	151
5.9.1	Appareil rénal	151
5.9.1.1	Situation et stucture	151
5.9.1.2	Exploration échographique	151
5.9.1.3	Exploration fonctionnelle	152
5.9.2	Résultats et perspectives	152
5.9.2.1	Protocole d'acquisition	152
5.9.2.2	Résultats	153
5.9.2.3	Discussion	153
5.10	Application au coeur	157
5.10.1	Appareil cardiaque	157
5.10.1.1	Situation et structure	157
5.10.1.2	Exploration échographique	157
5.10.1.3	Exploration fonctionnelle	158
5.10.2	Résultats et perspectives	159
5.10.2.1	Protocole d'acquisition	159
5.10.2.2	Résultats	161
5.10.2.3	Discussion	161
5.11	conclusion	165

6	Mise en oeuvre d'une méthode de fusion d'images TDM / SPECT	167
6.1	Méthodologie générale	167
6.1.1	Principe	167
6.1.2	Définition des référentiels	169
6.1.3	Définition d'une relation entre les référentiels	169
6.1.4	Configuration matérielle	170
6.2	L'échographie 2.5D comme capteur de forme	170
6.2.1	Echographie 2.5D	170
6.2.2	Utilisation en capteur de forme	171
6.3	Calibrage capteur de forme / gamma-caméra	171
6.4	Recalage TDM / capteur de forme	172
6.4.1	Surface TDM	172
6.4.2	Surface capteur de forme	174
6.4.3	Recalage des deux surfaces	174
6.5	Composition des transformations	176
6.6	Reformatage des coupes et visualisation	176
6.7	Application aux régions abdomino-pelviennes	177
6.7.1	Objectif	177
6.7.2	Protocole d'acquisition	177
6.7.3	Résultats	177
6.7.4	Discussion	179
6.8	conclusion	180
Conclusion		181

Introduction

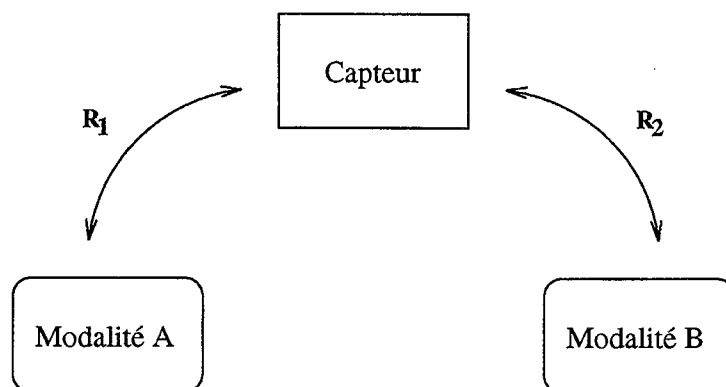
L'imagerie médicale permet l'exploration du corps humain sous deux aspects complémentaires :

- l'imagerie morphologique comme par exemple l'imagerie par résonance magnétique (IRM), la tomодensitométrie X (TDM X), ou l'échographie révèle la forme et la structure des organes ;
- l'imagerie fonctionnelle comme par exemple la tomoscintigraphie (SPECT) ou la tomographie par émission de positons (TEP) explore les organes sur le plan physiologique.

La fusion d'images morphologiques et fonctionnelles permet de tirer parti de la complémentarité de ces deux types d'information et d'améliorer ainsi la valeur diagnostique et thérapeutique qu'aurait chaque examen interprété séparément.

De nombreuses méthodes de mise en correspondance d'images ont déjà été présentées dans la littérature. La plupart utilisent des repères anatomiques souvent imprécis ou des marqueurs externes gênants pour le patient. Nous présentons dans ce mémoire une méthodologie originale pour fusionner des images morphologiques (IRM, TDM ou échographie) avec des images fonctionnelles de tomoscintigraphie. Cette méthodologie est basée sur l'utilisation d'un capteur intermédiaire aux deux modalités d'image à fusionner.

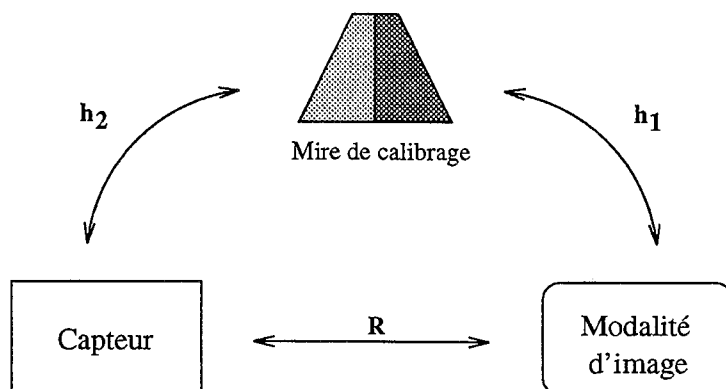
La figure ci-après illustre le principe général de la méthode : les deux modalités d'image A et B à mettre en correspondance fournissent des images de nature différente qu'il n'est pas possible de recaler directement de façon fiable, précise et robuste. Nous proposons donc de relier les deux imageurs par l'intermédiaire d'un capteur externe. Ce capteur est lié à la modalité A par une relation R_1 et à la modalité B par une relation R_2 .



Les relations R_1 et R_2 seront estimées par des procédures de calibrage ou de recalage selon les deux cas suivants :

- si le capteur et la modalité d'image sont rigidement liés et qu'ils observent le même objet, alors la transformation qui les relie sera estimée par calibrage ;
- si au contraire le capteur et la modalité d'image sont totalement indépendants dans le temps ou dans l'espace, alors la transformation qui les relie sera estimée par recalage.

De façon générale, le capteur et la modalité d'image qui sont reliés par une transformation de calibrage fournissent des données de nature différente. L'estimation de cette transformation implique alors l'utilisation d'un objet de référence ou *mire de calibrage* comportant une partie visible par le capteur et une autre partie visible par l'imageur. La transformation de calibrage R est alors obtenue par la composition de deux autres transformations h_1 et h_2 , comme illustré ci-dessous :



L'utilisation de mires de calibrage sera un point essentiel de notre méthodologie car elles permettent d'établir un lien entre des systèmes qui fournissent des informations profondément différentes.

Enfin, la précision requise pour nos applications est de l'ordre de la taille du pixel de la modalité d'image de plus faible résolution, à savoir la modalité fonctionnelle.

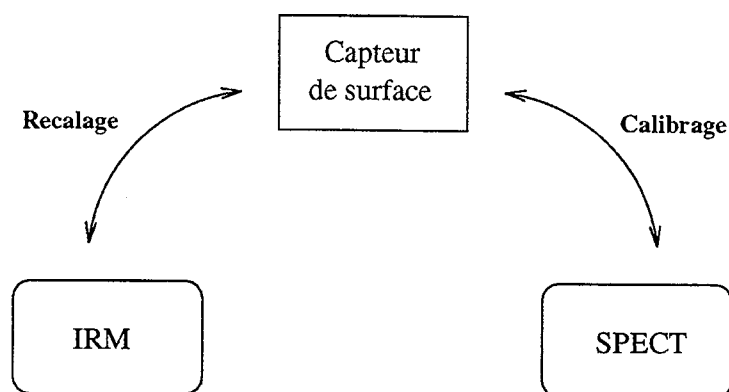
Organisation du mémoire:

Le premier chapitre présente les différents systèmes d'imagerie morphologique et fonctionnelle dont nous avons utilisé les images. Il s'agit des principaux imageurs délivrant des images en coupe du corps humain. On illustre ainsi les différences importantes entre les images obtenues pour un même patient, ce qui montre la difficulté et le danger de recalcr des images directement.

Le deuxième chapitre présente différents types de capteurs de forme et de position qu'il est possible d'utiliser en tant que capteur intermédiaire pour mettre en correspondance des images de nature différente. Il décrit en particulier les capteurs que nous avons mis en oeuvre dans les méthodes de fusion présentées aux chapitres 4, 5 et 6.

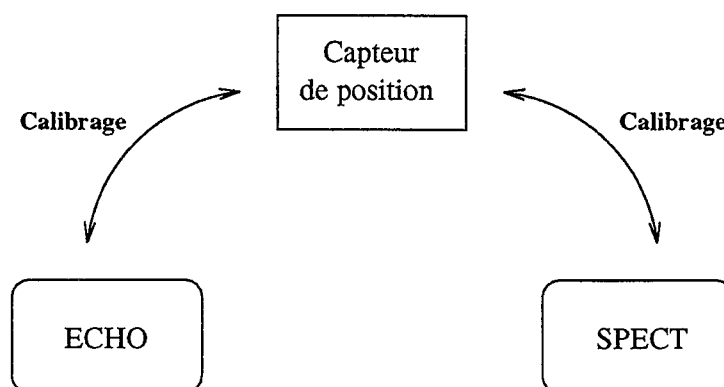
Le troisième chapitre est un état de l'art portant sur les différentes techniques de fusion d'images actuellement existantes. Cet état de l'art est construit sur une méthodologie générale de recalage faisant intervenir trois étapes : la définition d'une relation entre les référentiels, le choix des structures de référence et l'optimisation d'une fonction de disparité entre ces structures. Dans notre approche, ces techniques seront utilisées pour le recalage du capteur avec l'une ou l'autre des modalités d'image.

Le quatrième chapitre est consacré à une méthode de fusion d'images IRM et tomoscintigraphiques où un capteur d'acquisition de surface sert d'intermédiaire aux deux modalités d'image. La transformation liant le capteur à la SPECT sera estimée par calibrage alors que la transformation liant le capteur à l'IRM sera estimée par recalage.



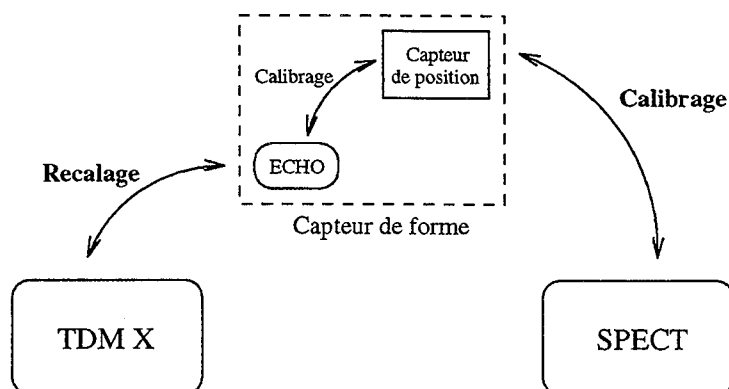
L'application de cette technique à la fusion d'images cérébrales sera présentée.

Le cinquième chapitre porte sur une méthode de fusion d'images échographiques et tomoscintigraphiques où un capteur de position permet de localiser la sonde échographique par rapport à la gamma-caméra. Les deux transformations liant le capteur à l'échographie et à la SPECT seront estimées par calibrage.



L'application de cette technique au recalage d'images du rein d'une part et du coeur d'autre part sera présentée.

Le sixième chapitre montre qu'une sonde échographique repérée dans l'espace peut constituer un capteur de forme intermédiaire à la tomographie X et la tomoscintigraphie pour fusionner les images de ces deux modalités. La transformation liant le capteur à la SPECT sera estimée par calibrage alors que la transformation liant le capteur à la TDM sera estimée par recalage.



L'application de cette technique aux images de l'abdomen sera présentée.

Dans chacun des trois derniers chapitres, nous présenterons la motivation clinique de notre travail, le détail de la méthode développée, et les résultats obtenus sur patient.

Chapitre 1

Imagerie médicale

Actuellement, l'imagerie médicale repose sur trois types de phénomènes physiques pour explorer le corps humain :

- la transmission (imagerie conventionnelle par rayons X et Tomodensitométrie X) ;
- la réflexion (imagerie par ultrasons) ;
- l'émission (imagerie nucléaire et Imagerie par Résonance Magnétique).

Nous présentons dans ce chapitre le principe de fonctionnement des principaux imageurs produisant des images en coupe du corps humain. On montre en particulier que le principe de formation des images est très différent d'un imageur à l'autre, ce qui aura une influence notable sur le choix de notre méthodologie de fusion d'images.

Les présentations qui suivent sont inspirées de [Giron et al.93] et [Webb93]. Les trois premiers types d'imageurs décrits (IRM, TDM, échographie) fournissent des informations morphologiques alors que la quatrième catégorie (SPECT, TEP) délivre des informations fonctionnelles. Il existe bien entendu d'autres systèmes d'imagerie morphologique et fonctionnelle (par exemple la magnéto-encéphalographie et l'IRM fonctionnelle font actuellement des progrès importants), mais ils ne seront pas décrits ici car nous ne les avons pas utilisés dans nos expérimentations.

1.1 Imagerie par Résonance Magnétique

L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est issue d'un phénomène physique découvert en 1946 par Bloch et Purcell, appelé Résonance Magnétique Nucléaire (RMN). Elle est basée sur la mesure des caractéristiques magnétiques de certains noyaux atomiques composant les tissus biologiques. Cette technique d'imagerie s'est rapidement développée au cours de la dernière décennie. Elle est particulièrement efficace pour la visualisation des tissus mous de façon générale. Aujourd'hui elle est devenue essentielle pour l'étude de la moelle, du rachis et de l'encéphale.

1.1.1 La Résonance Magnétique Nucléaire

La matière est un assemblage de molécules constituées d'atomes. Les noyaux des atomes sont formés de protons et de neutrons. Les noyaux atomiques possédant un nombre impair de neutrons ou de protons peuvent présenter un magnétisme détectable. C'est en particulier le cas de l'atome d'hydrogène dont le noyau se résume à un seul proton. L'hydrogène étant le composant essentiel de l'eau, des liquides organiques et des graisses, il est le principal constituant du corps humain. Le noyau d'hydrogène est actuellement à la base des principales techniques d'IRM.

Chaque atome d'hydrogène possède un moment magnétique engendré par la rotation de la particule sur elle-même. Pour un échantillon de tissu donné, les différents noyaux d'hydrogène ont des moments magnétiques orientés de façon quelconque, de sorte que leur somme est nulle. Si on place cet échantillon dans un champ magnétique uniforme B_0 , les moments magnétiques des atomes d'hydrogène s'orientent alors dans le même sens que B_0 . Cette situation constitue un état d'équilibre. L'aimantation totale M résultante peut alors se décomposer en une composante longitudinale M_l parallèle à B_0 (non nulle) et une composante transversale M_t perpendiculaire à B_0 (nulle). Cet état d'équilibre peut être perturbé par l'émission d'une onde radio (onde électromagnétique), dont la fréquence est choisie de façon à provoquer un changement d'orientation de l'aimantation globale M de l'échantillon (fréquence de résonance). L'angle de l'aimantation M par rapport au champ B_0 est déterminé par la durée de l'impulsion. A la fin de l'impulsion, le retour progressif de l'aimantation à son état initial constitue le signal RMN, mesurable par des bobines de détection ou antennes. C'est le phénomène de relaxation.

L'analyse du signal RMN émis par l'échantillon de tissu après excitation par l'onde radio consiste à déterminer les paramètres suivants :

- l'amplitude du signal qui est fonction de la densité de protons de l'échantillon ;
- le temps de relaxation longitudinale T_1 qui correspond au temps mis par l'aimantation longitudinale M_l pour revenir à 63% de sa valeur d'équilibre ;
- le temps de relaxation transversale T_2 qui correspond au temps mis par l'aimantation transversale M_t pour décroître de 63%.

Les temps T_1 et T_2 ne sont pas égaux, car pendant la phase de relaxation, le module de M n'est pas constant. Dans les tissus biologiques en particulier, la diminution de M_t est plus rapide que l'augmentation de M_l . Les temps de relaxation T_1 et T_2 varient selon l'état normal ou pathologique des tissus.

1.1.2 L'imageur par résonance magnétique

Le patient est placé à l'intérieur d'un champ magnétique intense B_0 (de 0,2 à 2 Tesla). Ce champ est couramment généré par des aimants supra-conducteurs (électro-aimants refroidis à l'azote et l'hélium liquide). Les ondes radio sont émises par une antenne. Cette même antenne est utilisée pour capter le signal de résonance émis par les tissus.

1.2. Tomodensitométrie X

Pour former une image, il est nécessaire de différencier les signaux RMN des différents éléments du volume exploré. Pour cela, on utilise des séquences d'impulsions d'ondes radio (dont la durée TE et le temps de répétition TR sont variables) couplées à des variations du champ magnétique B0 (gradients de champ générés par des électro-aimants). Le traitement du signal RMN par transformée de Fourier à deux dimensions (TF2D) permet de reconstruire des images en coupe. Les séquences d'acquisition classiques permettent de calculer des coupes, d'épaisseur et d'espacement variables, dans les trois plans de l'espace (coupes axiales, sagittales ou frontales - figure 1.1). Selon les paramètres TE et TR de la séquence d'impulsions, le signal RMN dépendra plus ou moins des temps de relaxation T1 et T2. On parlera ainsi d'images pondérées en T1 lorsque le rôle de T1 est prédominant et d'images pondérées en T2 l'orsque c'est le rôle de T2 qui est prédominant.

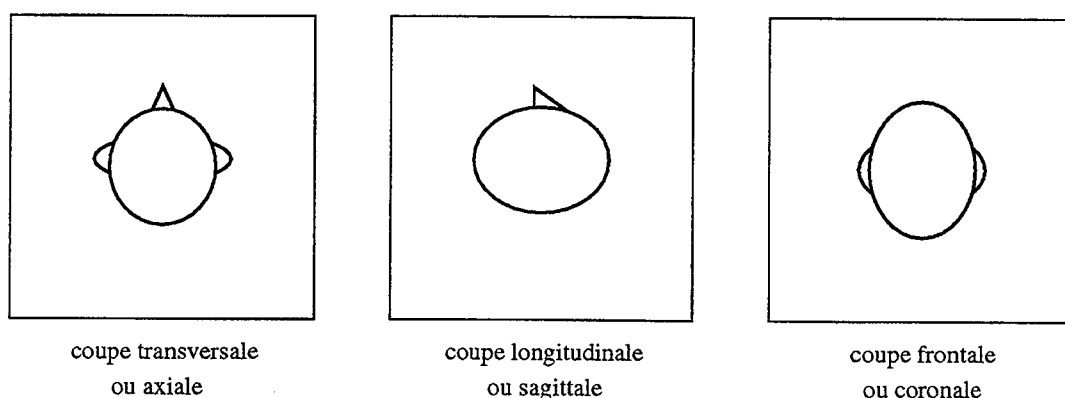


FIG. 1.1 - Les trois types de coupes.

De nouvelles séquences d'imagerie rapide permettent maintenant de réduire les temps d'acquisition et donc d'acquérir des volumes d'images entiers (imagerie rapide 3D).

1.2 Tomodensitométrie X

Le principe de la tomodensitométrie X (TDM X) repose sur la reconstruction d'une image en coupe du corps humain à partir des différentes projections transversales obtenues par rayons X (mesure de la densité des tissus biologiques à partir de l'absorption des rayons X). Le procédé de tomographie a été utilisé en astronomie dès la fin des années 50 pour essayer de localiser les zones d'émission solaire, et les bases mathématiques en avaient été expérimentées par Radon dès 1917. Les premières applications à la radiologie clinique datent de 1969 (Hounsfield). La tomodensitométrie X a d'abord révolutionné la neuro-radiologie puis s'est étendue au corps entier en 1974.

1.2.1 Les rayons X

Les rayons X, appelés X en raison de leur nature inconnue à l'époque, ont été découverts en 1895 par Roentgen. Ce n'est qu'en 1912 que fut connue la nature électromagnétique.

tique de ces rayons. Les rayons X résultent donc de la composition de deux vibrations sinusoidales de même fréquence qui sont un champ magnétique et un champ électrique, perpendiculaires entre eux et à la direction de propagation de l'onde. Ils se propagent à la vitesse de la lumière.

Pour les applications médicales, les rayons X sont produits dans un tube sous vide à partir de l'interaction d'électrons préalablement accélérés et d'une cible en tungstène-rhénium. Le spectre d'énergie sortant du tube à rayons X est habituellement filtré, et il est caractérisé par son énergie moyenne (environ 100 KeV).

Un faisceau de rayons X traversant un objet subit une atténuation par absorption (effet photo-électrique) et diffusion (effet Compton) qui dépend de la composition atomique de l'objet, de l'énergie des rayons incidents et de l'épaisseur du milieu traversé. Pour un objet homogène, cette atténuation est exprimée par l'équation :

$$I = I_o e^{-\mu l}$$

avec I : intensité du rayonnement transmis
 I_o : intensité du rayonnement incident
 μ : coefficient d'atténuation linéaire
 l : épaisseur du milieu traversé

Pour un objet non homogène, l'atténuation du faisceau X dans une direction donnée sera fonction de toutes les structures traversées et correspondra donc à une valeur moyenne. Pour déterminer l'absorption et donc la densité qui correspond à un point donné, il est nécessaire d'intégrer de multiples mesures pour de multiples directions du faisceau de rayons X qui ont traversé ce point dans le plan de coupe considéré. C'est le principe de la tomographie par rayons X.

1.2.2 Tomographie par rayons X

Le système d'acquisition (scanner X) comporte un tube à rayons X produisant un faisceau en éventail ("Fan Beam") associé à un ensemble de détecteurs. Les détecteurs peuvent être formés de cristaux scintillateurs couplés à des photomultiplicateurs, de chambres d'ionisation, ou plus récemment de semi-conducteurs.

Dans la troisième génération de scanners, un nombre réduit de détecteurs est disposé en arc de cercle, en face du tube. L'ensemble tube/détecteurs est solidaire et tourne autour du patient. Dans la quatrième génération, les détecteurs sont disposés en couronne fixe et le tube à rayons X tourne à l'intérieur de la couronne, autour du patient (figure 1.2).

Lors de l'acquisition, on enregistre une succession de projections qui sont des mesures de l'atténuation du faisceau X à travers le corps humain, chaque fois selon une incidence différente (balayage par rotation). Les coupes sont reconstruites par rétroprojection filtrée à partir de l'ensemble des projections. L'épaisseur des coupes est déterminée par l'épaisseur du faisceau de rayon X (réglage par collimateur). Après l'acquisition de chaque coupe, la table d'examen avance jusqu'à la coupe suivante. L'espacement des coupes correspond

1.3. Echographie

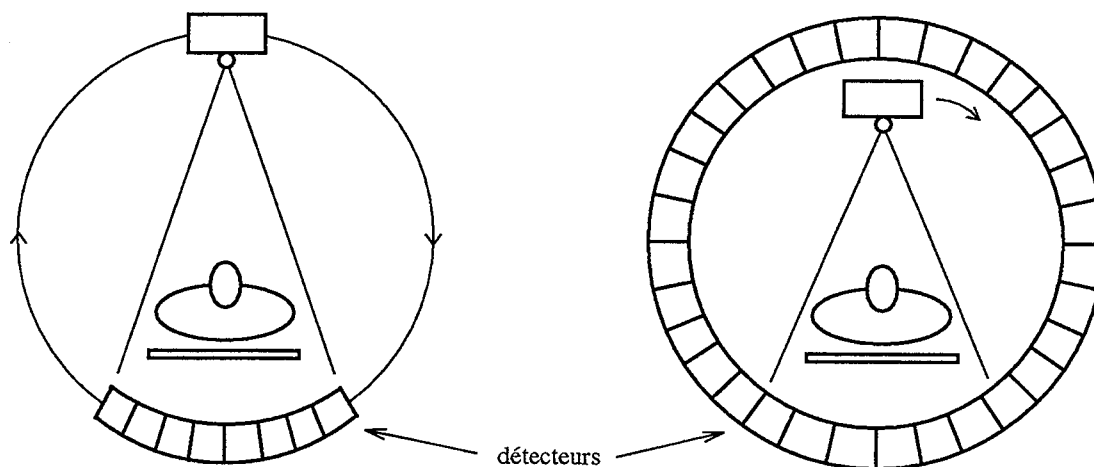


FIG. 1.2 - Principe d'acquisition par un scanner de 3^{ème} génération (à gauche) et un scanner de 4^{ème} génération (à droite).

au pas d'avancement de la table.

Récemment est apparu le scanner spiralé [Buthiau94] ou l'ensemble tube/détecteurs réalise une rotation continue à vitesse constante (généralement un tour par seconde), combinée à un déplacement uniforme de la table d'examen. Ainsi le volume étudié est balayé selon une hélice décrite en continu. Le balayage hélicoïdal permet de raccourcir la durée de l'examen. La reconstruction de coupes axiales est effectuée à l'intérieur du volume acquis. L'épaisseur des coupes est celle choisie pour l'acquisition mais leur espacement est déterminé à la reconstruction.

1.3 Echographie

L'échographie est basée sur l'émission d'ondes ultrasonores et l'analyse des signaux réfléchis par les différentes structures anatomiques pour en déterminer leur forme et leur position. Ce principe de détection par ondes ultrasonores a été élaboré pendant la dernière guerre pour la détection des sous-marins. Sa première application au corps humain remonte aux années 70. L'échographie a connu un développement explosif ces dernières années grâce aux progrès de l'électronique. Sa totale innocuité et sa facilité d'utilisation en font de plus en plus un instrument de diagnostic de première intention.

1.3.1 Les ondes ultrasonores

Les ondes ultrasonores sont des vibrations mécaniques correspondant aux variations de pression des milieux traversés. Leur fréquence se situe au dessus du seuil de fréquence audible par l'homme. Pour le diagnostic médical, les fréquences utilisables s'échelonnent de 1 à 12 MHz. La propagation d'un faisceau ultrasonore dans un milieu matériel se fait en ligne droite. La vitesse de propagation dans les tissus mous du corps humain est assez uniforme (1540 m/s en moyenne contre 1480 m/s dans l'eau). Il n'existe que des variations

minimes de vitesse (de 1 à 2 %) entre les différents tissus mous.

Les milieux matériels présentent vis à vis des ultrasons une propriété caractéristique : l'impédance acoustique (produit de la densité du milieu par la célérité de l'onde dans ce milieu). Dans le corps humain, l'impédance acoustique est différente d'un organe à l'autre, mais aussi au sein d'un même organe. Au niveau de chaque interface située à la transition de deux milieux d'impédances différentes, une partie du faisceau ultrasonore incident est réfléchi, l'autre est transmise. C'est ce phénomène de réflexion qui est à la base de l'écho ultrasonore.

Une autre caractéristique est l'atténuation que subit un faisceau ultrasonore en traversant un milieu homogène. Cette atténuation est due à l'absorption du milieu (conversion de l'énergie du signal en chaleur). L'énergie du signal décroît de façon exponentielle avec la distance et décroît d'autant plus vite que la fréquence est élevée.

1.3.2 Les sondes échographiques

L'effet piézo-électrique

L'effet piézo-électrique est à la base de l'émission et de la réception des ondes ultrasonores utilisées en imagerie médicale :

- l'application d'une différence de potentiel aux deux faces d'une lame de cristal entraîne une variation de son épaisseur. L'application d'une tension alternative entraîne une vibration du cristal, de même fréquence que la tension. C'est l'émission des ultrasons ;
- un cristal soumis à une contrainte mécanique voit apparaître sur ses faces opposées une charge électrique. Une onde ultrasonore faisant vibrer le cristal entraîne une différence de potentiel entre ses faces, de même fréquence que l'onde. C'est la réception des ultrasons.

Les types de sonde

Les sondes échographiques utilisent le même cristal pour l'émission et la réception. Il s'agit en général de quartz ou de céramique. Il existe deux sortes de sonde :

- les sondes mécaniques utilisent un cristal assez volumineux animé d'un mouvement d'oscillation transmis par un moteur électrique. Le résultat correspond à l'exploration d'un secteur plan ;
- les sondes électroniques utilisent de multiples petits éléments piézo-électriques placés côte à côte. Dans le cas de sondes à balayage sectoriel, les éléments sont alimentés avec une phase variable, ce qui permet d'orienter un faisceau d'émission dans un plan. Comme précédemment, on explore un secteur. Dans le cas des sondes à balayage linéaire, les éléments sont alimentés en phase. On explore ainsi une zone rectangulaire plane peu large.

1.3. Echographie

Un troisième type de sonde actuellement à l'étude est rapporté par [Hottier et al.90] : il s'agit de sondes 3D destinées à l'acquisition de volumes complets. Le volume est balayé par un plan tournant ou grâce à un tableau 2D d'éléments piézo-électriques.

Focalisation du faisceau

Le faisceau ultrasonore est émis non pas d'une source ponctuelle, mais de toute la surface d'un élément piézo-électrique. Le faisceau n'est donc pas un cylindre étroit et homogène, mais présente un certain degré de dispersion latérale, d'où la nécessité de le focaliser. La focalisation est effectuée par des procédés géométriques ou électroniques et permet d'obtenir le profil de faisceau représenté sur la figure 1.3 : le faisceau est émis par une pastille piézo-électrique de diamètre D . La zone focale du faisceau est représentée approximativement par un cylindre étroit centré sur le point focal théorique. Le point focal est situé à la distance focale F de la source. Le diamètre d de la zone focale est mesuré au niveau du point focal : à ses extrémités, le signal est atténué de 20 db. La longueur l de la zone focale est mesurée de part et d'autre du point focal : à ses extrémités, le signal est atténué de 3 db.

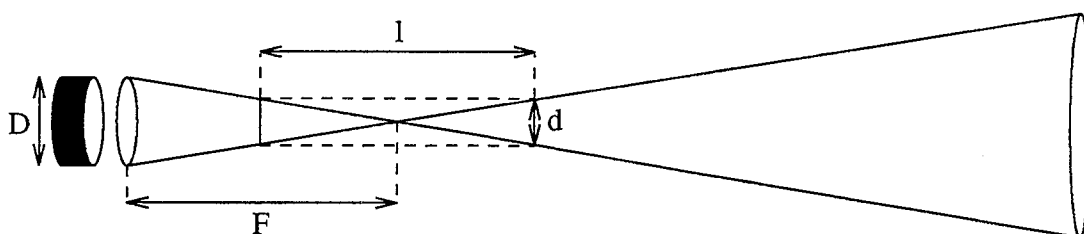


FIG. 1.3 - Faisceau ultrasonore focalisé.

L'idéal serait d'avoir une zone focale la plus étroite et la plus longue possible afin d'obtenir une bonne résolution latérale sur une profondeur suffisante. En fait, ces deux données sont incompatibles. Par contre, pour un diamètre d donné, la zone focale sera d'autant plus longue que la fréquence est élevée. Une fréquence élevée permet également d'augmenter la résolution axiale (le long du faisceau). On est malheureusement limité par l'absorption en profondeur des ultrasons qui croît très vite avec la fréquence. Il faut donc accepter un compromis résolution/atténuation.

1.3.3 Génération de l'image

Pour construire une image en coupe, il faut être capable de repérer chaque interface rencontrée par le faisceau ultrasonore dans une direction donnée (ligne de tir) et de repérer cette ligne dans le plan d'exploration :

- l'émission des ultrasons dans une direction donnée se fait par trains d'ondes pulsées. Les intervalles de temps libres entre les trains d'onde permettent de recueillir les échos. L'analyse du temps de vol de l'onde entre l'émission et la réflexion permet de déterminer les distances de chaque interface le long du faisceau ultrasonore. Chaque

écho est représenté par un point dont la brillance est proportionnelle à l'amplitude du signal réfléchi (représentation en niveaux de gris). La profondeur à laquelle apparaît le point correspond à la distance entre la source ultrasonore et l'interface qui a généré l'écho ;

- l'orientation de chaque ligne de tir dans le plan est assurée par la sonde. La multiplication des lignes de tir constitue le balayage. L'image est formée de 100 à 400 lignes de tir et les données manquantes entre les lignes sont reconstituées par interpolation. Le plan est balayé 25 fois par seconde ce qui permet de visualiser sur l'écran de l'échographe une représentation temps-réel du secteur exploré.

1.4 Imagerie nucléaire

L'objectif de l'imagerie nucléaire ou isotopique est d'identifier l'activité biochimique anormale liée à une pathologie donnée et d'observer directement cette anomalie dans l'organisme. Le principe consiste à administrer au patient une substance biologique radioactive (produit radio-pharmaceutique) et à suivre son devenir avec un dispositif d'imagerie qui détecte les désintégrations. On obtient ainsi des images de la distribution de la substance dans l'organisme. Le premier système d'imagerie nucléaire a été mis au point par Anger en 1953. Les principaux secteurs d'utilisation sont les glandes endocrines, l'appareil locomoteur, pulmonaire, digestif, rénal et surtout l'appareil cardiaque et le système nerveux central.

1.4.1 Les produits radio-pharmaceutiques

Les produits radio-pharmaceutiques utilisés en médecine nucléaire sont de deux sortes :

- un isotope radioactif seul, plus ou moins spécifique d'une fonction biologique ;
- un composé biologique ou vecteur, lui aussi plus ou moins spécifique d'une fonction biologique, marqué à l'aide d'un isotope radioactif ou traceur.

Ces produits sont administrés au patient par voie orale, veineuse ou respiratoire selon les examens pratiqués.

1.4.2 Les isotopes radioactifs

Dans un noyau atomique, à nombre de protons égal, on peut compter un nombre variable de neutrons. Les atomes correspondants sont appelés isotopes. Ils conservent les mêmes propriétés chimiques puisqu'ils possèdent le même nombre d'électrons périphériques. Un isotope n'est pas forcément radioactif. Les isotopes radioactifs sont issus d'une réaction nucléaire produite dans un accélérateur de particules (cyclotron) ou un réacteur nucléaire. La réaction nucléaire consiste en l'interaction d'un noyau avec un autre noyau, des photons γ ou bien des particules fondamentales (neutrons ou particules chargées). Elle donne naissance à un noyau instable, différent du noyau initial. L'origine de l'instabilité provient d'un excès de protons ou de neutrons.

1.4. Imagerie nucléaire

Les noyaux instables évoluent vers une plus grande stabilité et se désintègrent en émettant une ou plusieurs particules :

- Emission α : un excès de protons et neutrons entraîne l'émission d'une particule α composée d'un noyau d'Hélium (deux neutrons et deux protons).
- Emission β^- : un neutron en excès se transforme en proton d'où l'émission d'un électron et d'une particule neutre (antineutrino).
- Emission β^+ : un proton en excès se transforme en neutron d'où l'émission d'un positon et d'une particule neutre (neutrino).
- Emission γ : le noyau qui est produit lors d'une désintégration est le plus souvent excité (son énergie est supérieure à celle qu'il a dans l'état fondamental). Il se désexcite vers un état d'énergie plus faible en émettant un photon γ . Lorsque le temps d'excitation est long (supérieur à 0,1 s), le noyau excité est dit métastable (notation par la lettre m à la suite du nombre de masse).

L'activité radioactive moyenne, à un instant donné, d'une population de noyaux instables, s'exprime en désintégrations par seconde ou Becquerel (Bq). Usuellement, on utilise aussi le Curie (Ci) qui correspond à l'activité d'un gramme de Radium 226 : $1 \text{ Ci} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Bq}$ ($1 \text{ mCi} = 3,7 \cdot 10^7 \text{ Bq}$). On appelle période radioactive le temps nécessaire pour que l'activité diminue de moitié.

1.4.3 La tomographie gamma (SPECT)

Cette technique d'imagerie permet la mesure de la distribution d'émetteurs γ dans l'organisme grâce à une gamma-caméra. La tête de la caméra est formée d'une matrice de détecteurs (photomultiplicateurs) placés derrière un cristal scintillateur (iodure de sodium dopé au Thallium). Soumis à l'action des photons γ , ce cristal émet de la lumière. Les signaux lumineux sont convertis par les photomultiplicateurs en signaux électriques mesurables. Un collimateur en plomb est généralement monté devant le cristal de façon à ne laisser passer que les photons dont l'incidence est perpendiculaire au cristal (figure 1.4). Placée face au patient, la gamma-caméra permet donc de mesurer la projection des rayonnements radioactifs émis par l'organisme. En faisant tourner la caméra sur 360° autour du patient, on acquiert un ensemble de projections à partir desquelles on peut reconstruire l'information 3D par rétroprojection filtrée. Le résultat est sous la forme d'un ensemble de coupes parallèles, jointives, dont la taille et l'épaisseur dépendent de la matrice de détecteurs (typiquement 64^2 ou 128^2 détecteurs). Il existe désormais des caméras à deux ou trois têtes qui permettent de réduire les temps d'acquisition.

Cette méthode d'imagerie porte le nom de tomoscintigraphie ou SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography). Un traceur très utilisé en SPECT est le technécium $99m$ (^{99m}Tc). Il émet des photons γ d'énergie 140 Kev et sa période radioactive est de 6 heures.

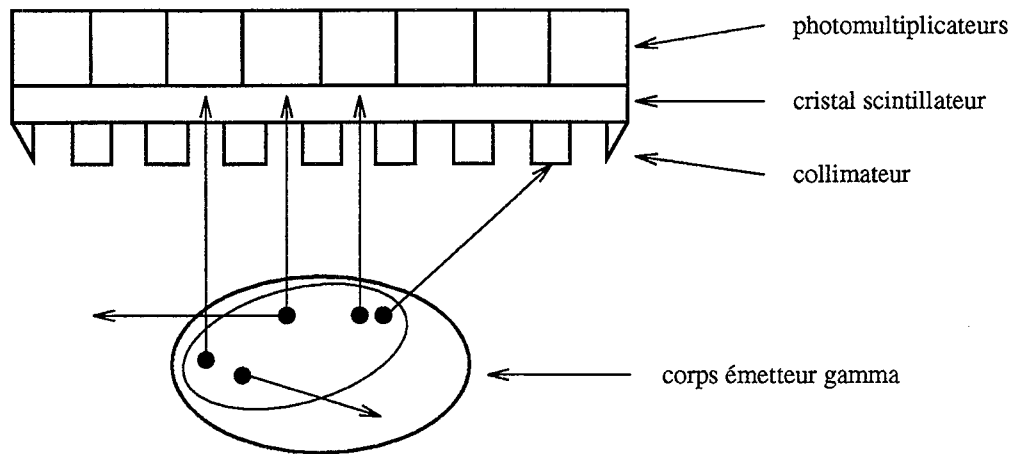


FIG. 1.4 - Principe d'acquisition d'une gamma-caméra.

1.4.4 La tomographie par émission de positons (PET)

Cette technique d'imagerie permet la mesure de la distribution d'émetteurs β^+ dans l'organisme. Après un parcours réduit dans les tissus, le positon s'annihile avec un électron en émettant deux photons γ d'énergie 511 Kev dans deux directions opposées. La tomocaméra à positons comporte une couronne de détecteurs gamma disposés tout autour du patient. Les deux photons étant recueillis au même instant, on sait que le rayonnement ainsi détecté provient d'un point situé sur la droite joignant les deux détecteurs activés en même temps. L'intersection de plusieurs droites obtenues de cette façon correspondra finalement à la région émettrice recherchée (figure 1.5). On peut ainsi restaurer l'image de l'activité de la tranche d'organe située dans le plan des détecteurs. Pour obtenir un ensemble de coupes parallèles, il suffit de translater le lit du patient à l'intérieur de la couronne entre chaque acquisition.

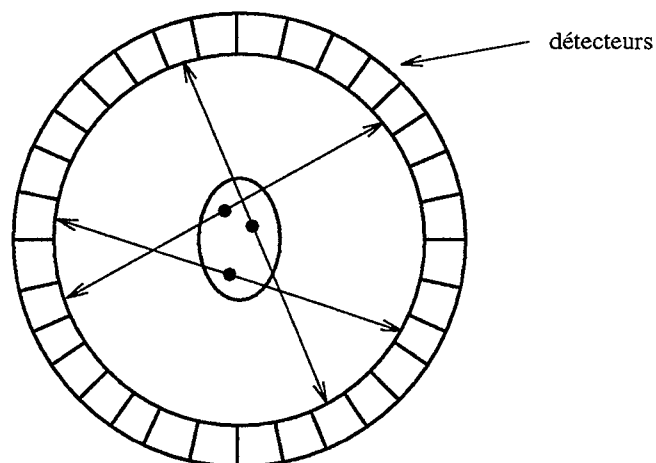


FIG. 1.5 - Principe de détection d'une caméra à positons.

1.4. Imagerie nucléaire

La précision de localisation par la PET est limitée en raison du trajet que subit le positon avant de s'annihiler : l'origine des photons γ détectés ne coïncide pas exactement avec le lieu d'émission de la particule β^+ .

Les isotopes émetteurs β^+ utilisés (l'oxygène-15, l'azote-13, le carbone-11) ont une période de vie très courte (2 à 20 minutes). Ils doivent donc être produits sur place par un cyclotron et incorporés très rapidement aux molécules organiques. Ces éléments ont cependant l'avantage d'être contenus dans les principaux composants du métabolisme.

Chapitre 2

Capteurs de forme et de position

L'imagerie morphologique (IRM, TDM X, échographie) fournit un certain nombre d'informations sur la position et la forme des structures anatomiques du corps humain. Ces structures anatomiques peuvent être extraites des images par segmentation pour être utilisées dans des méthodes de mise en correspondance d'images multimodales.

Il existe cependant d'autres capteurs, issus essentiellement du domaine de la vision par ordinateur (capteurs de forme, capteurs de position) capables d'acquérir des informations relatives à certaines structures anatomiques (formes complètes, nuages de points ou points isolés appartenant à la surface de ces structures). Ils peuvent en particulier être associés à une modalité d'imagerie fonctionnelle qui n'apporte généralement pas d'informations anatomiques précises.

Les capteurs de position peuvent également servir à connaître la position relative d'un système d'imagerie par rapport à une référence fixe. Localiser directement un imageur par rapport à un autre peut ainsi rendre possible le recalage d'images de modalités différentes.

Nous présentons dans ce chapitre différents capteurs de forme et de position qui seront utilisés pour résoudre des problèmes de mise en correspondance d'images dans les chapitres suivants.

2.1 Capteurs de forme

Les capteurs de forme produisent des informations liées à la surface de structures anatomiques. On peut d'ailleurs considérer que tout système d'imagerie est un capteur de forme à partir du moment où il permet d'accéder à la surface de ces structures (généralement par segmentation des images). Cependant, lorsque la surface des structures considérées est visible de l'extérieur (typiquement la surface de la peau), des capteurs optiques sans contact peuvent fournir directement la forme tridimensionnelle de ces structures. Ces capteurs ont été initialement développés pour identifier la forme d'objets dans de multiples applications telles que la robotique ou la reconnaissance de formes.

2.1.1 Principe d'acquisition

De façon générale, les capteurs de forme permettent d'acquérir un ensemble de points 3D, plus ou moins dense, répartis sur la surface de l'objet étudié. Dans les systèmes passifs constitués de deux ou trois caméras vidéo regardant la même scène, des appariements de points peuvent être obtenus facilement sur les images par corrélation, ce qui permet de reconstruire des nuages de points 3D appartenant à la surface visible. Cependant, les systèmes les plus robustes font appel à des techniques de triangulation active : une source de lumière (qui constitue l'élément actif du capteur) projette des motifs de géométrie connue sur l'objet, et une caméra vidéo visualise l'image de la scène. Connaissant la position relative de la source lumineuse et de la caméra, il est possible de déterminer les coordonnées 3D des points de surface observés par la caméra [Besl88]. Ces coordonnées sont exprimées dans le référentiel du capteur défini lors d'une procédure de calibrage.

Nous présentons deux types de capteurs que nous avons utilisés pour nos travaux : le premier utilise un balayage laser, le deuxième est basé sur la projection de lumière structurée.

2.1.2 Balayage laser

Le capteur que nous décrivons a été mis au point au laboratoire TIMC au cours du travail de thèse de G. Champleboux [Champleboux91].

2.1.2.1 Description et principe

Ce capteur est composé d'un plan laser mobile en translation et d'une caméra vidéo qui observe la courbe formée par l'intersection du plan lumineux avec la surface de l'objet à acquérir. Le plan lumineux est créé à partir d'un faisceau laser passant à travers une lentille semi-cylindrique. La source laser est fixée sur une translation motorisée (figure 2.1). Le déplacement du laser est piloté par une station de travail via une interface de commande. Cette interface autorise un pas de déplacement du laser de 0.1 mm et repère la position \mathbf{d} du plan laser par rapport à son origine. La station de travail contient une carte d'acquisition vidéo pour numériser les images de la caméra. La caméra est munie d'un filtre interférentiel centré sur la longueur d'onde du laser pour ne prendre en compte que le trait laser sur la surface de l'objet. Un point de l'image est caractérisé par ses coordonnées (u,v) .

A chaque point de la courbe laser produite sur la surface est donc associé un triplet (u,v,d) . Ce triplet sera transformé en coordonnées 3D (X,Y,Z) dans un référentiel absolu $Ref_{capteur}$ par triangulation (intersection du plan laser avec la droite de projection $O'M$ de la caméra issue du point (u,v)). En balayant l'objet avec le plan lumineux, on peut alors calculer un grand nombre de points de surface.

Le problème du calibrage consiste à pouvoir calculer, pour tout triplet (u,v,d) , l'équation du plan laser et la droite de projection de la caméra dans le référentiel $Ref_{capteur}$.

2.1. Capteurs de forme

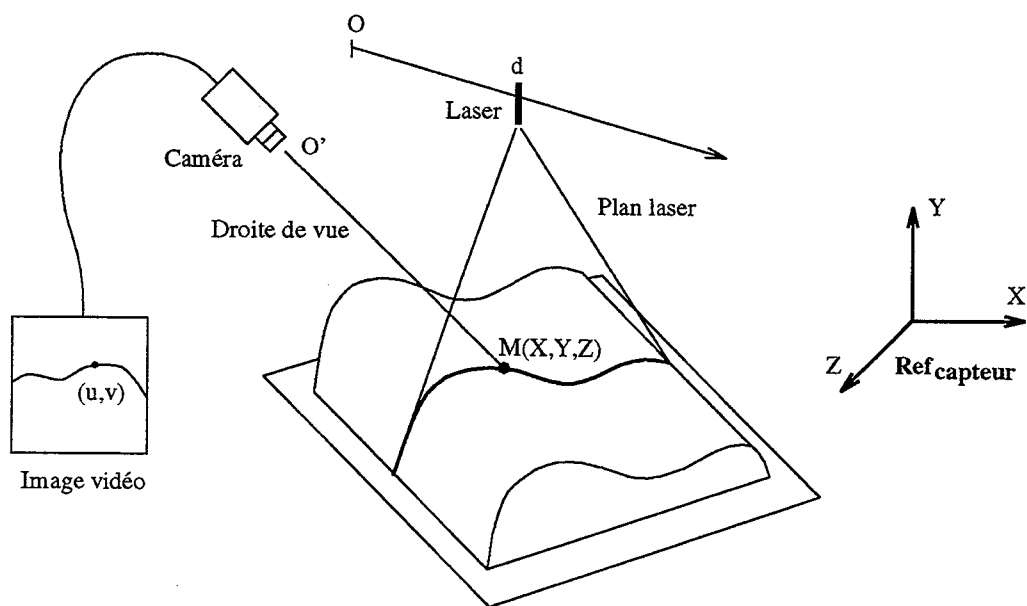
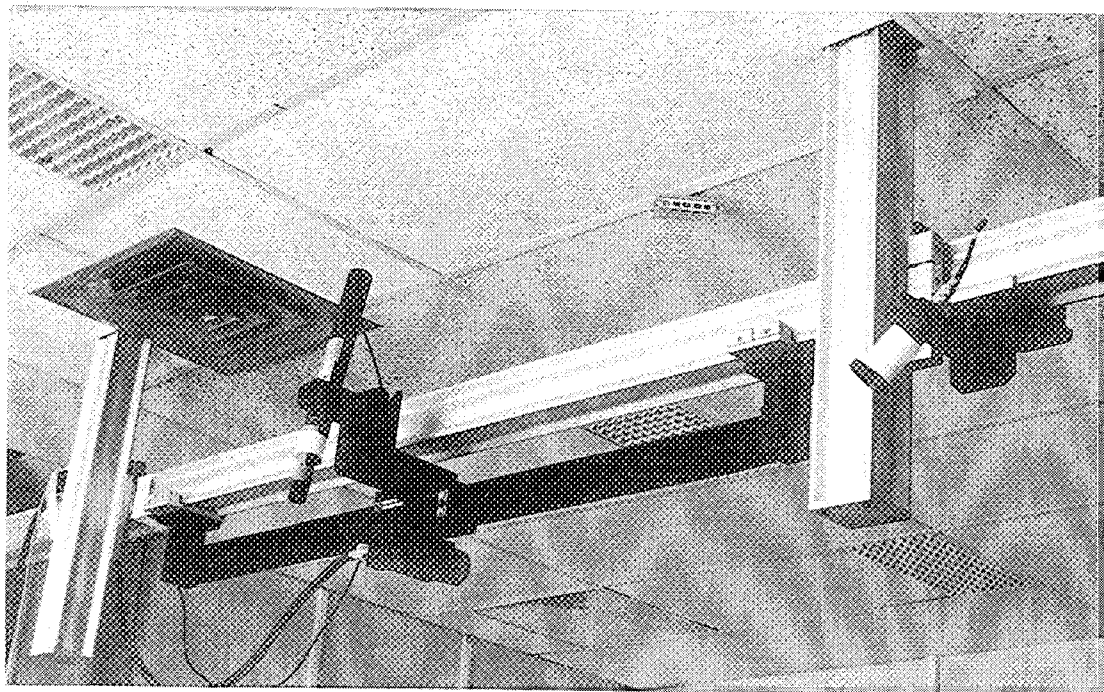


FIG. 2.1 - Configuration d'un capteur de surface laser-caméra : la photo montre la caméra vidéo (à droite) et le laser mobile en translation (à gauche).

2.1.2.2 Calibrage du capteur

Le système est calibré en deux étapes indépendantes :

- le calibrage de la caméra permet d'obtenir, pour chaque point (u,v) de l'image, l'équation de la droite de projection D dans le référentiel $Ref_{capteur}$;
- le calibrage du laser permet d'obtenir l'équation du plan P dans $Ref_{capteur}$, en fonction de la position d du laser.

Ainsi, les coordonnées du point $M = (X, Y, Z)$ correspondant au triplet (u,v,d) seront calculées dans le référentiel $Ref_{capteur}$ par l'intersection de la droite D avec le plan P .

a- Calibrage de la caméra

La méthode de calibrage utilisée est basée sur un modèle mathématique de la caméra [Martins et al.81]. Le principe de la méthode est représenté sur la figure 2.2 : à tout point (u,v) du plan image est associé une droite de projection D qui peut être définie par deux points q_1 et q_2 appartenant respectivement à deux plans de calibrage P_1 et P_2 . A chaque plan P_i est associé un référentiel R_i tel que l'équation du plan dans R_i soit $z = 0$. On suppose connue la transformation entre les référentiels R_i et $Ref_{capteur}$.

Le but du calibrage est alors d'estimer la transformation F qui à un point image (u,v) associe deux points $q_1 = (x_1, y_1, 0)$ dans R_1 et $q_2 = (x_2, y_2, 0)$ dans R_2 :

$$(x_1, y_1, x_2, y_2) = F(u, v) \quad (2.1)$$

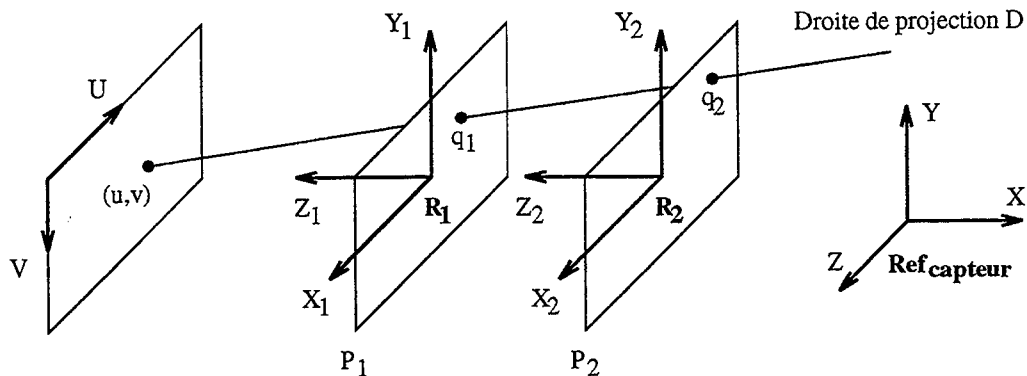


FIG. 2.2 - Calibrage de la caméra par la méthode des deux plans.

Ce problème est résolu par l'utilisation de fonctions splines qui procurent une très bonne précision. Par commodité, on définit 4 fonctions F_{x1} , F_{y1} , F_{x2} , F_{y2} de la façon suivante :

$$\begin{aligned} x_1 &= F_{x1}(u, v) & y_1 &= F_{y1}(u, v) \\ x_2 &= F_{x2}(u, v) & y_2 &= F_{y2}(u, v) \end{aligned} \quad (2.2)$$

2.1. Capteurs de forme

Il s'agit alors d'estimer ces fonctions par des fonctions splines bicubiques. Le modèle présenté ici porte le nom de NPBS (N-planes B-Splines). On se limite en général à $N = 2$ plans de calibrage.

Dans la pratique, les plans P_1 et P_2 sont matérialisés par une mire de calibrage. Cette mire est composée d'un plateau métallique monté sur un système articulé à trois degrés de liberté (deux rotations ϕ et θ et une translation T) mesurables par des verniers (figure 2.3). Le plateau est percé de 265 trous dont les positions sont connues de façon très précise dans le référentiel R_p lié au plateau. Le référentiel absolu $Ref_{capteur}$ correspond à R_p lorsque tous les degrés de liberté sont à zéro. Connaissant les valeurs ϕ_i , θ_i et T_i correspondantes au plan de calibrage P_i , il est facile d'en déduire la transformation H_i entre les coordonnées d'un point $(x_i, y_i, 0)$ exprimées dans R_i et ses coordonnées (X_i, Y_i, Z_i) exprimées dans $Ref_{capteur}$.

La procédure d'acquisition des données consiste à numériser deux images des plans de calibrage P_1 et P_2 . Les trous du plateau, dont les coordonnées peuvent être calculées dans $Ref_{capteur}$ par les transformations H_1 et H_2 , servent à déterminer les fonctions F_{xi} et F_{yi} . Nous ne développons pas le principe de calcul de ces fonctions qui est largement détaillé dans [Champleboux91] et [Champleboux et al.92a].

b- Calibrage du laser

Pour calculer l'équation du plan laser P dans $Ref_{capteur}$ en fonction de sa position d , il suffit d'ajuster les trois degrés de liberté ϕ , θ et T pour aligner le plan laser avec le plateau de la mire. Pour faciliter cette opération, de petites ouvertures ont été prévues à cet effet à l'arrière du plateau. L'alignement est optimal lorsque l'intensité lumineuse du laser est maximum au bas du plateau de la mire (figure 2.4).

Il suffit à présent de calculer l'intersection de la droite D avec le plan P pour obtenir les coordonnées du point M dans $Ref_{capteur}$.

2.1.2.3 Acquisition d'une surface

Logiciel d'acquisition

Le logiciel autorise le choix des paramètres suivants [Charton92]:

- définition de la plage à balayer avec le plan laser par selection des positions initiales et finales du laser ;
- sélection du pas de déplacement du plan laser de 0.1 mm à 10 mm ;
- réglage de la luminosité et du contraste de l'image vidéo.

Pour une plage de déplacement du plan laser de 10 cm, le temps d'acquisition est d'environ 20 secondes.

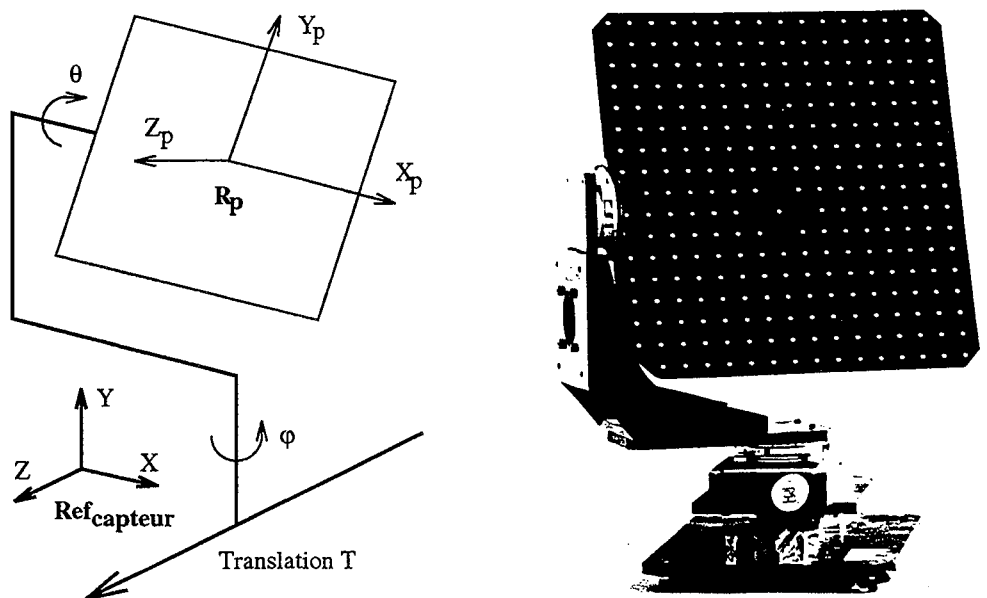


FIG. 2.3 - Mire de calibrage formée d'un plateau articulé.

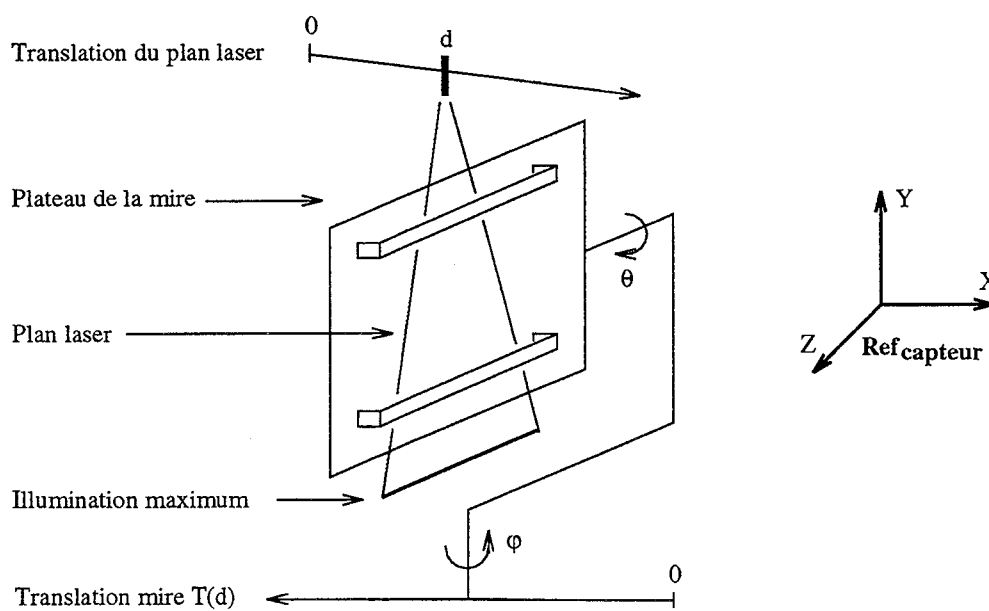


FIG. 2.4 - Calibrage du laser par alignement du plan laser avec le plateau de la mire.

2.1. Capteurs de forme

Exemple d'acquisition

La figure 2.5 montre le résultat d'une acquisition réalisée sur la jambe d'un mannequin en plastique. La surface comporte 5800 points 3D.

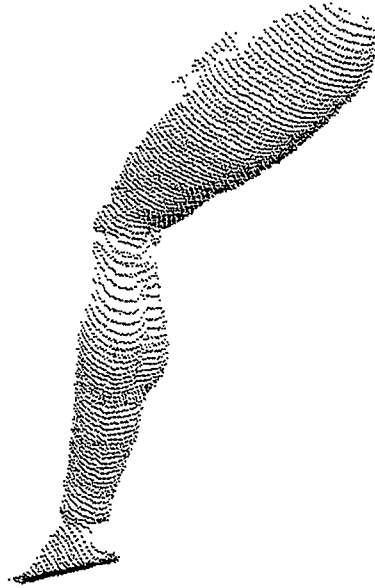


FIG. 2.5 - *Surface d'une jambe en plastique.*

2.1.3 Projection de lumière structurée

Une alternative au système précédent consiste à remplacer le plan laser mobile par un projecteur fixe capable de créer un codage lumineux de la surface. Un système basé sur ce principe est décrit par [Sato et al.87] et commercialisé par la société américaine K^2T sous le nom de GRF (Gray code Range Finder). La configuration du capteur est montrée sur la figure 2.7.

2.1.3.1 Description et principe

Un projecteur muni d'un écran LCD semi-transparent projette séquentiellement une série de motifs lumineux sur la surface de l'objet. Chaque motif est constitué de bandes alternativement éclairées et non éclairées. Le premier motif comporte 2 bandes, le deuxième 4 bandes et ainsi de suite. Une séquence de 8 motifs permet ainsi de coder l'espace en $2^8 = 256$ régions alternativement éclairées et non éclairées (figure 2.6). Cette séquence constitue un codage binaire de la surface de l'objet.

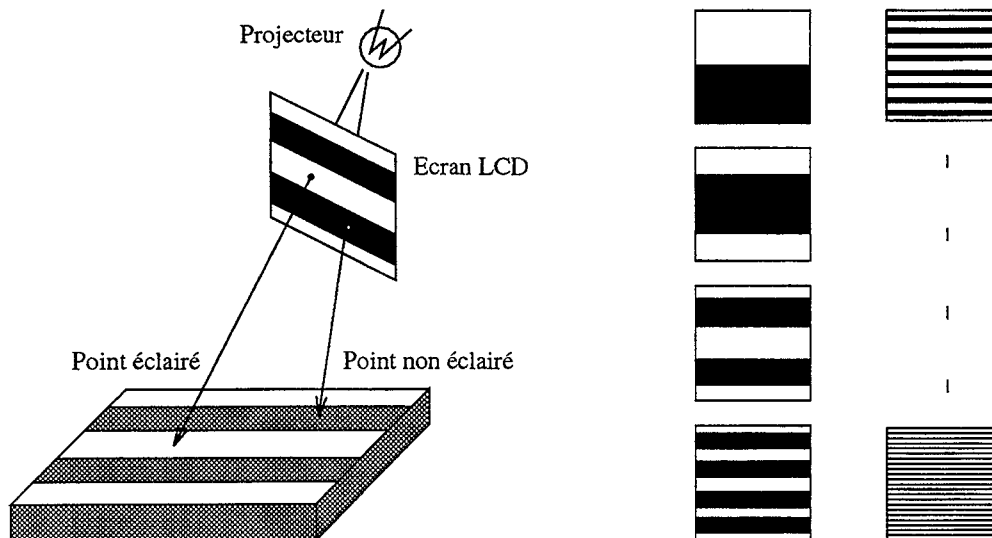


FIG. 2.6 - Principe de création du codage lumineux par écran LCD (à gauche) et les 8 motifs générés séquentiellement par l'écran (à droite).

Il est alors possible d'associer à un point de surface une valeur binaire sur 8 bits. Cette valeur est calculée en regardant pour chacune des 8 images enregistrées par la caméra si le point se trouve dans une région éclairée ou non. La première image détermine le bit de poids fort, la dernière le bit de poids faible. Pour chaque image, le bit correspondant est mis à 1 si le point est illuminé et à 0 dans le cas contraire (binarisation des images). La valeur w obtenue, comprise entre 0 et 255, indique à quelle bande lumineuse la plus fine appartient le point. Elle représente l'abscisse du point dans le système de coordonnées 1D du projecteur (elle s'apparente donc à la variable d du système laser).

A chaque point de surface correspond également un point image (u,v) exprimé dans le système de coordonnées 2D de la caméra. Le triplet (u,v,w) est transformé en coordon-

2.1. Capteurs de forme

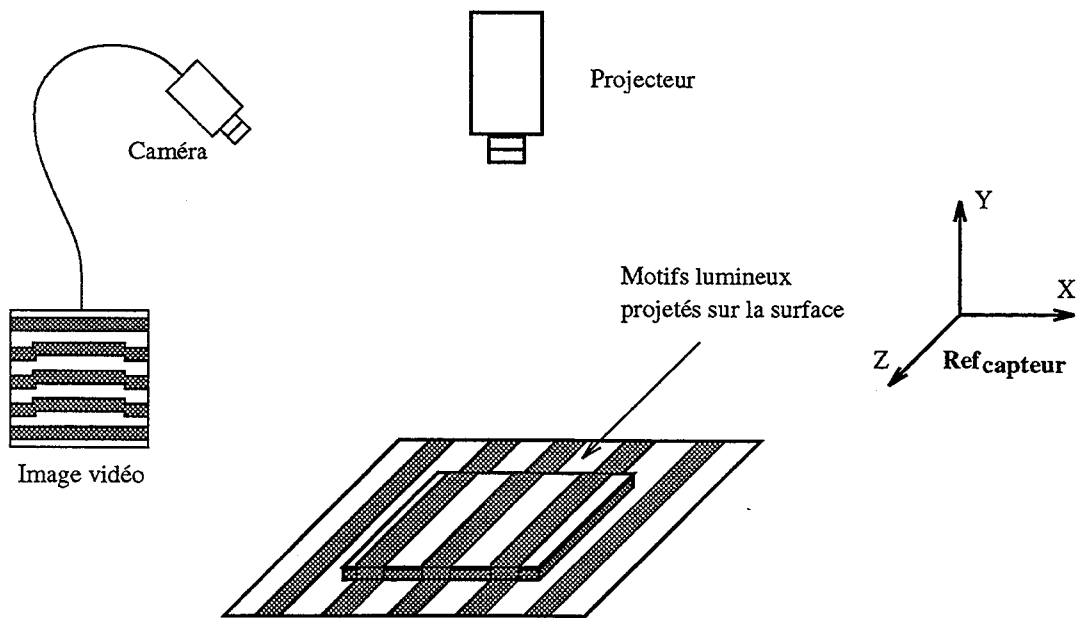
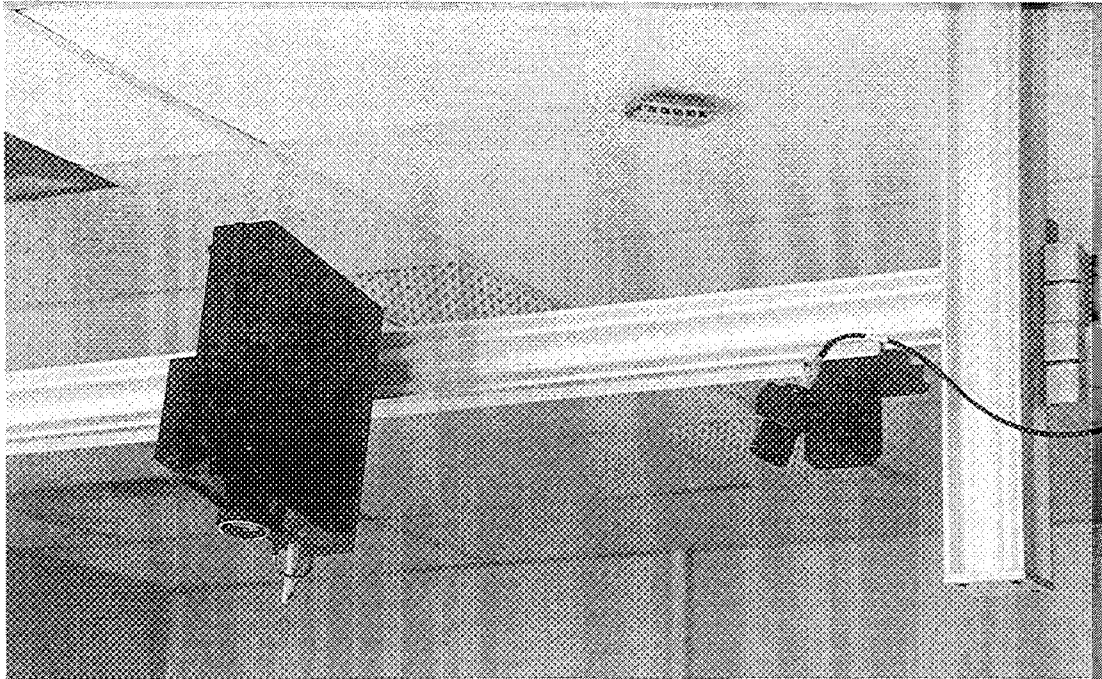


FIG. 2.7 - Configuration du capteur de surface projecteur-caméra commercialisé par la société K²T : la photo montre la caméra vidéo (à droite) et le projecteur (à gauche).

nées 3D (X, Y, Z) dans un référentiel absolu Ref_{capteur} par triangulation. Pour cela, il est nécessaire de connaître la fonction G telle que $(X, Y, Z) = G(u, v, w)$. Ce problème est résolu par le calibrage du capteur.

Remarque

Comme on vient de le voir, chaque image est binarisée en détectant si les points sont illuminés ou non. Une méthode de détection très simple consisterait à comparer la luminosité des points à un certain seuil. Cette solution n'est pas très fiable car elle ne tient pas compte de la lumière ambiante. Une méthode plus robuste consiste à projeter 8 autres motifs qui sont les complémentaires des 8 motifs initiaux. L'image binaire est alors calculée en comparant l'image initiale positive à son image complémentaire négative (figure 2.8). Le seuil devient alors la valeur nulle.

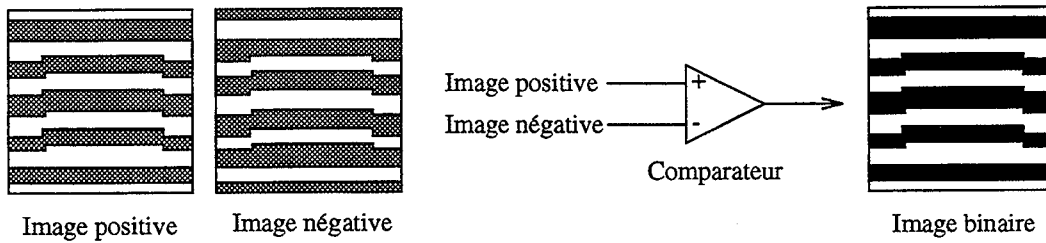


FIG. 2.8 - Binarisation des images par comparaison des images positives et négatives.

La séquence d'acquisition complète consiste donc à projeter une série de 16 motifs et à numériser les 16 images correspondantes.

2.1.3.2 Calibrage du capteur

La méthode de calibrage implémentée dans la version commercialisée par K^2T repose sur un modèle géométrique de la caméra et du projecteur.

a- Modélisation de la caméra

La caméra est modélisée par le modèle sténopé aussi appelé modèle à projection centrale [Faugeras et al.87b]. On suppose que la caméra réalise une projection perspective parfaite de centre optique O_c , de centre de projection F_c et de distance focale f_c . Un référentiel image R_m est associé au plan image et un référentiel métrique R_c est associé à la caméra (figure 2.9).

Un point $M_c = (X_c, Y_c, Z_c)_{R_c}$ de l'espace se projette sur le plan image le long d'une droite passant par M_c et F_c en un point $m_c = (x_c, y_c, f_c)_{R_c}$ tel que :

$$\frac{f_c}{Z_c} = \frac{x_c}{X_c} = \frac{y_c}{Y_c} \quad (2.3)$$

2.1. Capteurs de forme

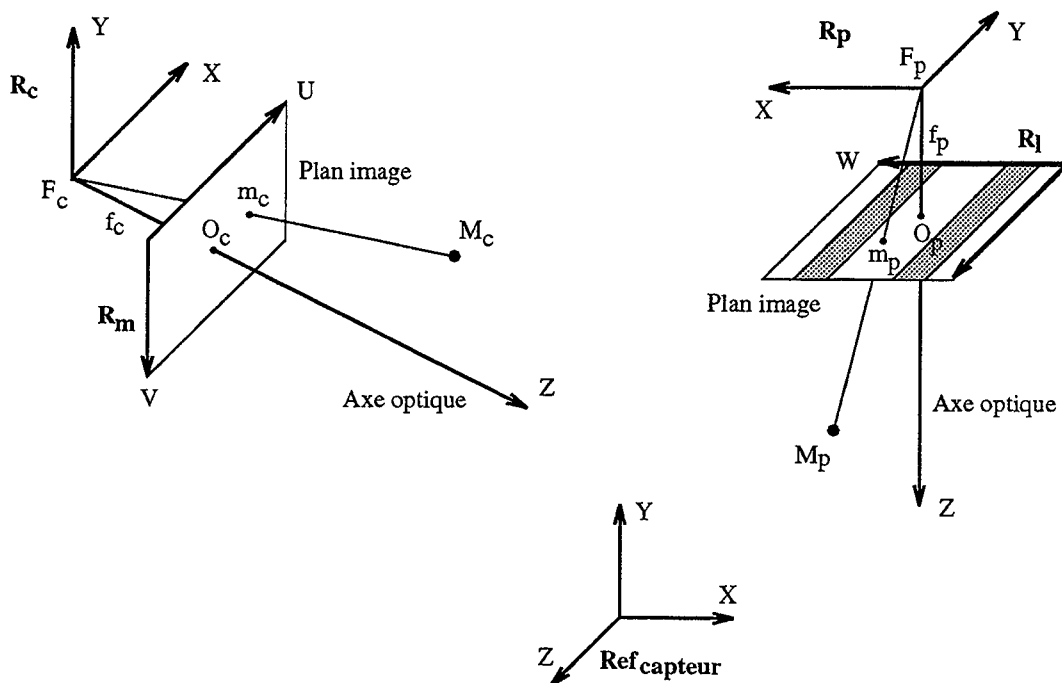


FIG. 2.9 - Modèle géométrique de la caméra (à gauche) et du projecteur (à droite).

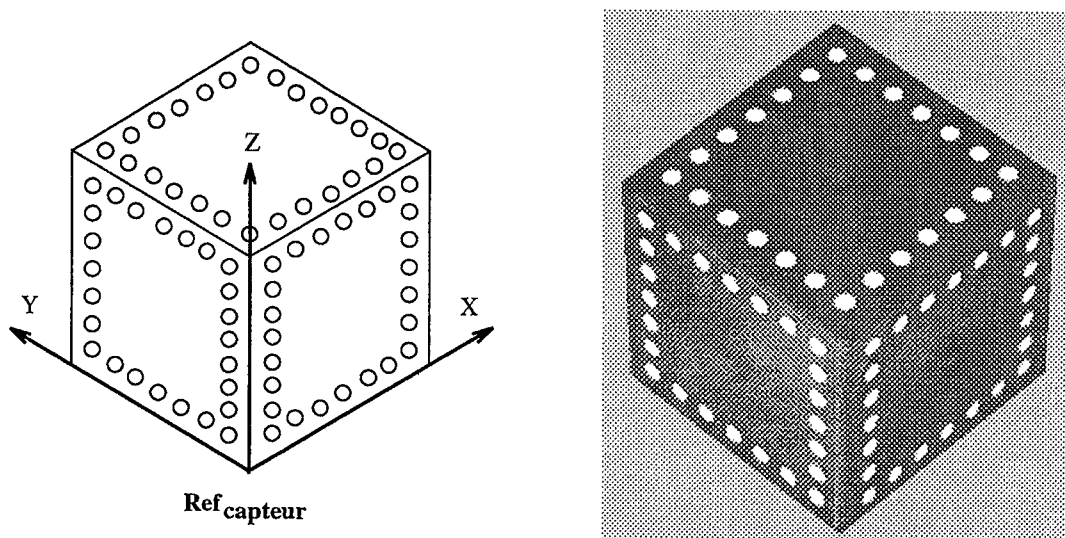


FIG. 2.10 - Référentiel capteur associé au cube de calibration.

Les coordonnées (u,v) du point m_c dans le référentiel image R_m sont données par :

$$\begin{cases} u = u_0 + k_u x_c = u_0 + k_u(f_c X_c)/Z_c \\ v = v_0 - k_v y_c = v_0 - k_v(f_c Y_c)/Z_c \end{cases} \quad (2.4)$$

où (u_0, v_0) sont les coordonnées de O_c dans R_m et (k_u, k_v) les facteurs d'échelle horizontaux et verticaux (pixel/mm).

En multipliant tous les coefficients de l'équation 2.4 par Z_c et en posant $\alpha_u = k_u f_c$ et $\alpha_v = -k_v f_c$, la relation entre les coordonnées image (exprimées dans R_m) et les coordonnées caméra (exprimées dans R_c) s'écrit, en notations homogènes :

$$\begin{pmatrix} su \\ sv \\ s \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha_u & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & \alpha_v & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_c \\ Y_c \\ Z_c \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2.5)$$

Il reste maintenant à exprimer les coordonnées (X_c, Y_c, Z_c) d'un point M_c dans le référentiel caméra R_c en fonction de ses coordonnées (X, Y, Z) dans le référentiel absolu du capteur $Ref_{capteur}$. La transformation entre $Ref_{capteur}$ et R_c est une transformation rigide à six degrés de liberté (trois rotations et trois translations) formée d'une matrice de rotation $r_c(3,3)$ et d'un vecteur translation t_c à trois composantes. La relation entre (X_c, Y_c, Z_c) et (X, Y, Z) s'écrit donc :

$$\begin{pmatrix} X_c \\ Y_c \\ Z_c \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} (r_c) & t_c \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2.6)$$

En reportant l'équation 2.6 dans l'équation 2.5, on obtient :

$$\begin{pmatrix} su \\ sv \\ s \end{pmatrix} = (C) \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2.7)$$

avec

$$(C) = \begin{pmatrix} \alpha_u & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & \alpha_v & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} (r_c) & t_c \\ 0 & 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} & c_{14} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} & c_{24} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} & c_{34} \end{pmatrix} \quad (2.8)$$

Les 12 paramètres c_{ij} de la matrice C seront estimés par le calibrage de la caméra.

b- Modélisation du projecteur

Le modèle géométrique du projecteur est représenté sur la figure 2.9. Le principe de modélisation est le même que pour la caméra. On définit un centre optique O_p , un centre

2.1. Capteurs de forme

de projection F_p et une distance focale f_p . Un référentiel métrique R_p est attaché au projecteur et un référentiel image R_l est associé au plan image (le plan image du projecteur est constitué par l'écran LCD).

Un point $m_p = (x_p, y_p, f_p)_{R_p}$ du plan image se projette sur la surface de l'objet en un point $M_p = (X_p, Y_p, Z_p)_{R_p}$ tel que :

$$\frac{f_p}{Z_p} = \frac{x_p}{X_p} = \frac{y_p}{Y_p} \quad (2.9)$$

L'abscisse w du point m_p dans le référentiel R_l est donnée par :

$$w = w_0 + k_w x_p = w_0 + k_w (f_p X_p) / Z_p \quad (2.10)$$

où w_0 est l'abscisse de O_p dans R_l et k_w le facteur d'échelle.

En multipliant les coefficients de l'équation 2.10 par Z_p et en posant $\alpha_w = k_w f_p$, on peut écrire :

$$\begin{pmatrix} hw \\ h \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha_w & 0 & w_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_p \\ Y_p \\ Z_p \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2.11)$$

La relation entre les coordonnées (X_p, Y_p, Z_p) d'un point M_p exprimées dans R_p et ses coordonnées (X, Y, Z) exprimées dans $Ref_{capteur}$ est du même type que celle de l'équation 2.6 (en remplaçant l'indice c par l'indice p). On obtient finalement :

$$\begin{pmatrix} hw \\ h \end{pmatrix} = (P) \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2.12)$$

avec

$$(P) = \begin{pmatrix} \alpha_w & 0 & w_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r_p & t_p \\ 0 & 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} p_{11} & p_{12} & p_{13} & p_{14} \\ p_{21} & p_{22} & p_{23} & p_{24} \end{pmatrix} \quad (2.13)$$

Les 8 paramètres p_{ij} de la matrice P seront estimés par le calibrage du projecteur.

c- Calcul des coordonnées (X,Y,Z)

On suppose les paramètres de calibrage c_{ij} et p_{ij} estimés. On cherche maintenant à exprimer les coordonnées (X,Y,Z) en fonction de u, v et w . Les équations 2.7 et 2.12 peuvent s'écrire comme combinaisons linéaires de X, Y et Z , ce qui nous donne, sous forme matricielle :

$$(Q)(X \ Y \ Z)^t = (F) \quad (2.14)$$

avec

$$(Q) = \begin{pmatrix} c_{11} - c_{31}u & c_{12} - c_{32}u & c_{13} - c_{33}u \\ c_{21} - c_{31}v & c_{22} - c_{32}v & c_{23} - c_{33}v \\ p_{11} - p_{21}w & p_{12} - p_{22}w & p_{13} - p_{23}w \end{pmatrix} \quad \text{et} \quad (F) = \begin{pmatrix} c_{34}u - c_{14} \\ c_{34}v - c_{24} \\ p_{24}w - p_{14} \end{pmatrix} \quad (2.15)$$

Les coordonnées (X, Y, Z) sont obtenues, après inversion de la matrice Q , par la formule suivante :

$$(X \ Y \ Z)^t = (Q)^{-1}(F) \quad (2.16)$$

d- Estimation des paramètres de calibrage

La méthode de calibrage consiste à estimer les valeurs numériques des paramètres c_{ij} et p_{ij} par la mesure de points de référence d'une mire de calibrage. La mire de calibrage livrée avec le système K^2T se présente sous la forme d'un cube en plastique de couleur claire. Le référentiel absolu du capteur $Ref_{capteur}$ est défini par trois de ses arêtes (figure 2.10). Sur chacune des faces sont disposés 24 cercles blancs pour le calibrage de la caméra. Les plans formés par les faces du cube sont destinés au calibrage du projecteur. Les coordonnées des cercles et la géométrie du cube sont parfaitement connues dans $Ref_{capteur}$.

Nous présentons d'abord le principe de calcul des paramètres puis la procédure d'acquisition des données de calibrage.

- Les paramètres de calibrage de la caméra (c_{ij}) et du projecteur (p_{ij}) sont calculés en deux étapes dans l'ordre suivant :

- calibrage de la caméra : d'après le système de l'équation 2.7, chaque point (X_k, Y_k, Z_k) se projetant en (u_k, v_k) fournit deux équations qui sont des combinaisons linéaires des paramètres c_{ij} :

$$\begin{cases} X_k c_{11} + Y_k c_{12} + Z_k c_{13} + c_{14} - X_k u_k c_{31} - Y_k u_k c_{32} - Z_k u_k c_{33} - u_k c_{34} = 0 \\ X_k c_{21} + Y_k c_{22} + Z_k c_{23} + c_{24} - X_k v_k c_{31} - Y_k v_k c_{32} - Z_k v_k c_{33} - v_k c_{34} = 0 \end{cases} \quad (2.17)$$

Il est donc nécessaire d'avoir au moins 6 points de mesure pour déterminer les 12 paramètres c_{ij} .

- calibrage du projecteur : on considère par exemple la face du cube située en $Z = H_z$. Chaque point P_k appartenant à cette face a comme coordonnées (X_k, Y_k, H_z) dans $Ref_{capteur}$ et se projette dans l'image en (u_k, v_k) . Les paramètres c_{ij} étant estimés, X_k et Y_k peuvent être déterminés grâce au système de l'équation 2.17 :

$$\begin{cases} (c_{11} - u_k c_{31})X_k + (c_{12} - u_k c_{32})Y_k = (u_k c_{33} - c_{13})H_z - c_{14} + u_k c_{34} \\ (c_{21} - v_k c_{31})X_k + (c_{22} - v_k c_{32})Y_k = (v_k c_{33} - c_{23})H_z - c_{24} + v_k c_{34} \end{cases} \quad (2.18)$$

D'après le système de l'équation 2.12, chaque point (X_k, Y_k, H_z) correspondant à l'abscisse w_k du projecteur fournit une équation qui est une combinaison linéaire des paramètres p_{ij} :

$$X_k b_{11} + Y_k b_{12} + H_z b_{13} + b_{14} - X_k w_k b_{21} - Y_k w_k b_{22} - H_z w_k b_{23} - w_k b_{24} = 0 \quad (2.19)$$

Il est donc nécessaire d'avoir au moins 8 points de mesure pour déterminer les 8 paramètres p_{ij} (le même principe de mesure peut s'appliquer aux deux autres faces visibles

2.1. Capteurs de forme

du cube $X = 0$ et $Y = 0$).

- Dans la pratique, le cube est positionné de façon à ce que trois faces soient correctement visibles par la caméra (comme sur la figure 2.10), et les motifs générés par le projecteur doivent entièrement recouvrir le cube. Un logiciel de calibrage permet de contrôler l'acquisition des données (16 images). A l'issue de l'acquisition, il faut sélectionner manuellement sur la première image, les cercles blancs situés au niveau des quatre coins de chacune des trois faces du cube. La suite de la procédure de calibrage est entièrement automatique.

2.1.3.3 Acquisition d'une surface

Logiciel d'acquisition

Le système est géré par une interface utilisateur. La procédure d'acquisition des données est très simple puisqu'il suffit de cliquer sur un bouton. La projection des 16 motifs et la capture des 16 images correspondantes dure moins de 3 secondes. Après reconstruction des données 3D, la surface est représentée à l'écran.

Exemple d'acquisition

La figure 2.11 montre le résultat d'une acquisition réalisée sur un poste de téléphone. La surface comporte 35000 points 3D.

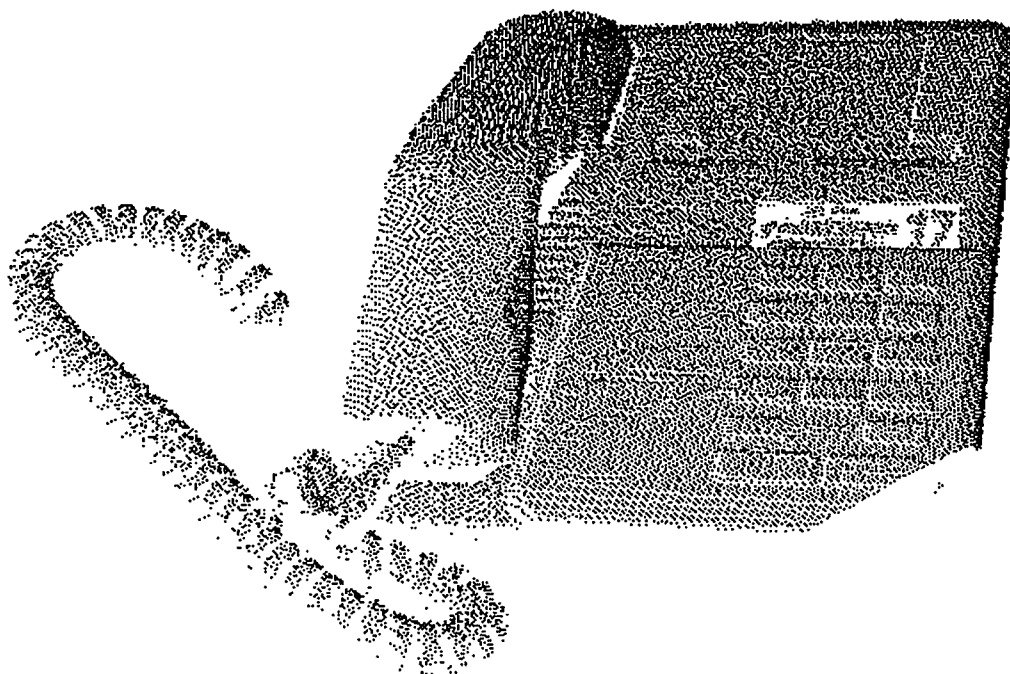


FIG. 2.11 - Acquisition de la surface d'un poste de téléphone.

2.1.4 Discussion

Un test de précision du système laser est décrit par [Champleboux et al.92a] : pour des positions aléatoires du plateau métallique de la mire de calibrage, l'équation du plan correspondant au plateau est calculée (à partir des valeurs ϕ , θ et T). Pour chaque plan, le capteur acquiert un ensemble d'environ 1000 points appartenant à la surface du plateau. La distance moyenne d_{moy} des points au plan est ensuite calculée pour l'ensemble des acquisitions : on obtient $d_{moy} = 0.54$ mm.

En ce qui concerne le système GRF, nous montrerons au chapitre 4.3 que la précision est du même ordre de grandeur (l'expérience consiste à acquérir des points d'une surface de référence avec le capteur puis à recalculer ces points sur la surface de référence par une méthode de minimisation de distances. La distance moyenne des points recalés à la surface de référence vaut $d_{moy} = 0.42$ mm).

Le système laser est une solution de laboratoire utilisant des composants facile à mettre en oeuvre, mais le système GRF est plus performant car plus rapide et plus robuste (moins sensible aux réglages de luminosité et de contraste de l'image vidéo). De plus, il peut être amélioré en termes de conception en regroupant la caméra et le projecteur en un seul élément.

Pour la suite, quelque soit la technologie retenue, le capteur de surface sera considéré comme une boîte noire délivrant des coordonnées de points 3D surfaciques dans le référentiel propre au capteur.

2.2 Capteurs de position

Les capteurs de position, aussi appelés localisateurs 3D, systèmes de localisation ou systèmes de navigation, fournissent la position et l'orientation relative de solides indéformables dans l'espace. Pour des raisons de simplicité, dans la suite du document nous désignerons souvent ces solides par le sigle **SIL** (Solide Indéformable de Localisation). L'utilisation de ces capteurs consiste à attacher un SIL sur l'objet que l'on veut réellement localiser. Les applications sont multiples dans le domaine médical [Mosges et al.96] : les SIL peuvent être montés sur des outils médicaux ou chirurgicaux standards (perceuse chirurgicale, endoscope ...) pour guider un geste, un palpeur pour numériser des points de surface, un système d'imagerie pour connaître sa position relative par rapport à une référence fixe, ou encore une structure anatomique rigide pour en suivre les mouvements.

Après un tour d'horizon des différentes techniques de localisation disponibles, nous présentons le capteur de position que nous avons utilisé pour nos travaux.

2.2.1 Principe de localisation

Détermination de la position

La localisation d'un solide est parfaitement déterminée si le capteur est capable de mesurer les trois rotations et les trois translations liées aux six degrés de liberté du solide. De façon générale, le capteur fournit ces six paramètres sous la forme d'une matrice de rotation et d'un vecteur de translation qui définissent la transformation géométrique entre le référentiel associé au solide et le référentiel du capteur. Le référentiel du capteur est dans la majorité des cas défini à la fabrication à partir de la position relative des différents éléments qui composent le capteur. Le référentiel associé au solide dépend de la géométrie du solide ou de la disposition des éléments qu'il contient et qui serviront à le localiser. Il est généralement défini par l'utilisateur grâce à des procédures de calibrage. Nous aborderons ce point dans le cas particulier du capteur que nous avons utilisé (paragraphe 2.2.7).

Principe de mesure

Le fonctionnement des capteurs de position est actuellement basé sur l'exploitation de phénomènes physiques variés. Les phénomènes physiques utilisés sont principalement :

- les liaisons mécaniques ;
- l'électromagnétisme ;
- l'acoustique ;
- l'optique.

A ces phénomènes physiques sont associés des principes de mesures qui permettent de les exploiter. On distingue trois principes de mesure :

1. Mesure d'angles entre solides : cette méthode s'applique aux systèmes mécaniques pour lesquels il existe en permanence une liaison matérielle entre le solide à localiser

et son environnement. Cette liaison est réalisée par un bras articulé constitué d'un ensemble de segments ou solides indéformables reliés entre eux par des articulations. La mesure des valeurs angulaires de chaque articulation permet de localiser le dernier segment du bras par rapport à sa base.

2. Mesure d'un rayonnement : un émetteur crée des champs d'une grandeur physique dans son espace environnant. Un récepteur mesure ces champs dont les valeurs sont fonction de la position et l'orientation de l'émetteur. Ce principe est utilisé par les capteurs électromagnétiques.
3. Mesure de points : la localisation d'un solide peut être parfaitement déterminée à partir des positions d'au moins trois points non alignés du solide. Ces points sont connus dans le référentiel du solide et sont mesurés dans le référentiel du capteur. La transformation entre les deux référentiels est calculée en résolvant un problème de mise en correspondance de points (la mesure de plus de trois points permet d'obtenir une meilleure précision). Ce principe est utilisé par les localisateurs acoustiques et optiques.

2.2.2 Localisateurs mécaniques

Les capteurs mécaniques sont des bras articulés que l'on manipule librement et possédant au moins 6 degrés de liberté pour une bonne maniabilité (figure 2.12). Les valeurs angulaires (θ_1 à θ_6) des articulations liant les différents segments du bras sont mesurées par des potentiomètres ou des codeurs optiques. Connaissant un modèle géométrique du bras, il est alors possible de déterminer la transformation entre le segment terminal et la base du bras.

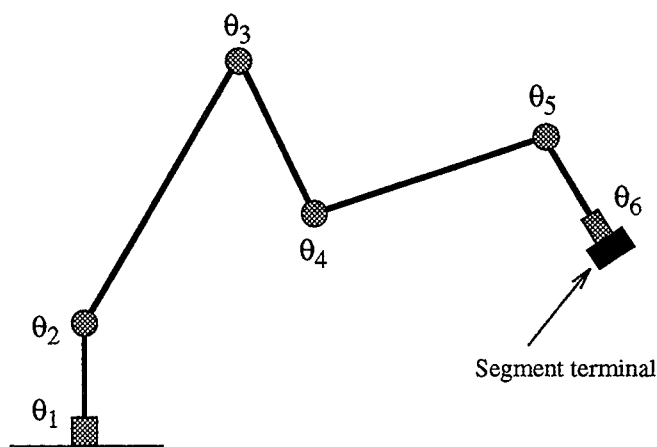


FIG. 2.12 - Bras articulé à six degrés de liberté.

Ce principe de mesure très élémentaire constitue le principal avantage de ce type de capteur. Les mesures sont de ce fait très rapides (jusqu'à 300 par seconde). La résolution, fonction de la résolution des codeurs, est de l'ordre 0.1 mm, et une précision de ± 1 mm à ± 0.1 mm est facilement obtenue dans un volume de travail réduit. Les systèmes mécaniques sont malheureusement encombrants, pas toujours très souples à manipuler, et

2.2. Capteurs de position

l'étendue des déplacements est souvent limitée à un faible volume. Une application de tels bras au repérage spatial d'une sonde échographique est reportée dans [Peria91].

2.2.3 Localisateurs électromagnétiques

Ce type de capteur comprend un émetteur de champs électromagnétiques et un récepteur capable de détecter les flux magnétiques transmis dans l'air (figure 2.13).

L'émetteur est un ensemble de trois bobines qui propagent des champs électromagnétiques dans une sphère environnante de quelques mètres. Les trois bobines sont orientées orthogonalement entre elles, chacune définissant ainsi une direction dans l'espace. Chaque bobine est alimentée par un courant alternatif pour créer un champ magnétique sinusoïdal. Le récepteur est également constitué de trois bobines dont les axes sont perpendiculaires entre eux. Les courants induits par le flux magnétique dans les bobines de réception permettent de déterminer l'intensité et la direction du champ détecté. Afin de mesurer séparément les trois champs créés par les bobines d'émission, ceux-ci sont modulés indépendamment. La composition des trois mesures permet de calculer la position et l'orientation du récepteur par rapport à l'émetteur.

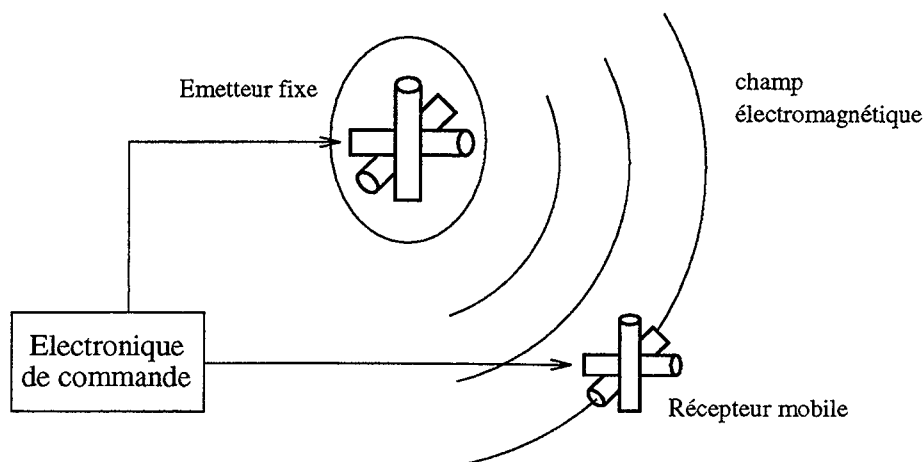


FIG. 2.13 - Capteur électromagnétique.

Différents constructeurs proposent des modèles capables de réaliser 50 à 100 acquisitions par seconde. 2 à 30 récepteurs peuvent être localisés simultanément selon les systèmes. La précision moyenne de ± 0.5 mm dans un volume de 1 à 2 m³. La résolution est supérieure à 0.1 mm. Le principal inconvénient de ce type de capteur est qu'il est très sensible aux objets métalliques présents dans son espace de travail. En effet, les champs magnétiques alternatifs induisent dans les pièces métalliques des courants (courants de Foucault) qui à leur tour créent des champs magnétiques qui vont perturber les mesures. Pour atténuer ce phénomène, on peut utiliser des champs magnétiques constants non générateurs de ces courants. Dans ce cas, le champ émis par les bobines de l'émetteur n'est plus alternatif mais impulsionnel. Au tout début de l'impulsion, il y a création dans les pièces métalliques de courants de Foucault qui disparaissent ensuite puisque le champ est constant. Il suffit donc au récepteur d'attendre un court laps de temps avant de réaliser la

mesure. Ce principe de mesure est appliqué séquentiellement aux trois bobines de l'émetteur. La durée d'un cycle total des trois mesures correspond à une fréquence d'acquisition de 100 Hz. Cependant, même si ce principe atténue fortement l'influence des objets métalliques non ferromagnétiques, les objets ferromagnétiques affectent considérablement les mesures et des erreurs de plusieurs millimètres sont facilement obtenues.

2.2.4 Localisateurs acoustiques

Les capteurs acoustiques ont pour principe la mesure de distances obtenues à partir des temps de vol d'ondes ultrasonores. Le capteur type est composé d'un ensemble de trois récepteurs disposés sur une structure de géométrie connue, et de trois émetteurs répartis sur le solide à localiser. Les émetteurs et récepteurs utilisés sont des éléments piézo-électriques résonnant à une fréquence voisine de 40 KHz.

La technique consiste à exciter séquentiellement les émetteurs de manière impulsionnelle et à mesurer, pour chaque émetteur, le temps nécessaire à l'onde ultrasonore pour atteindre chacun des trois récepteurs. La vitesse du son dans l'air n'est pas constante mais varie avec la température. Les lois de l'acoustique décrivent cette dépendance par la formule :

$$c = 331.5 + 0.607 t \quad (2.20)$$

où t est la température ambiante en $^{\circ}C$ et c la vitesse du son en m/s [Moritz et al.83]. La vitesse du son est aussi sensible à l'humidité de l'air mais dans des proportions beaucoup plus faibles. En supposant que l'on travaille à température constante, on peut alors en déduire les distances d_1 , d_2 et d_3 séparant la source des récepteurs (figure 2.14). La position relative des récepteurs étant connue, les coordonnées 3D de l'émetteur sont obtenues par l'intersection des trois sphères de rayon d_1 , d_2 et d_3 respectivement centrées sur les récepteurs R_1 , R_2 et R_3 . La mesure des coordonnées des trois émetteurs E_1 , E_2 et E_3 permet de calculer les 6 degrés de liberté liés au solide.

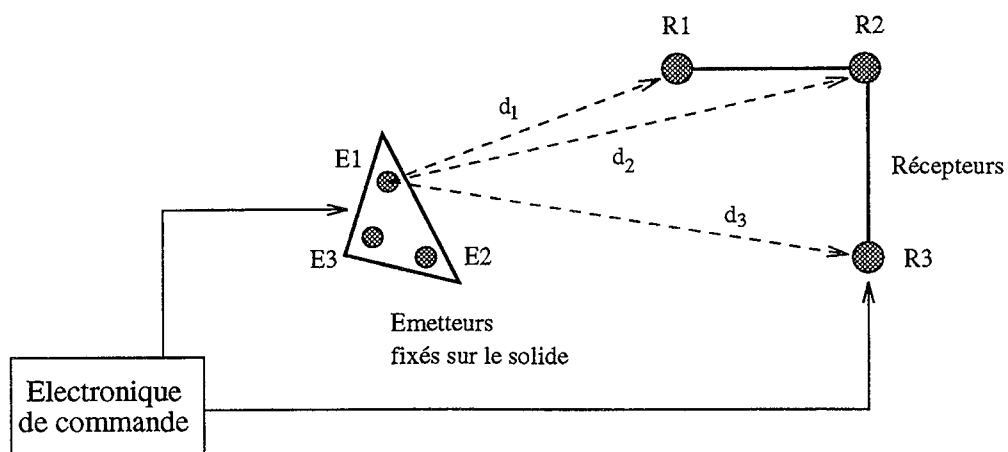


FIG. 2.14 - Capteur acoustique.

Le capteur acoustique de base peut réaliser jusqu'à 150 mesures de coordonnées 3D par seconde. La fréquence de localisation des solides est donc fonction du nombre d'émet-

2.2. Capteurs de position

teurs total à prendre en compte. La résolution spatiale peut atteindre 0.1 mm dans des volumes de travail importants, mais la précision ne dépasse pas quelques millimètres. Cette mauvaise précision est en partie due à la trop grande taille des émetteurs et à l'influence de la température sur la vitesse du son (équation 2.20). Elle peut cependant être améliorée en utilisant des émetteurs miniatures et en étalonnant le capteur par la mesure de la vitesse du son entre deux points fixes ou par la mesure de la température avec une thermistance [Moritz et al.83]. Une précision de ± 1 mm peut alors être obtenue s'il n'y a pas de mouvements d'air (convection, aspiration, courants d'air, ...). Dans le cas contraire, des erreurs de plusieurs millimètres peuvent être introduites. Il faut enfin noter que les sources ultrasonores ont généralement un cône d'émission assez réduit (environ ± 30 degrés) et que par conséquent les émetteurs doivent toujours être bien orientés vers les récepteurs.

2.2.5 Localisateurs optiques

Des marqueurs passifs ou actifs disposés sur le solide à localiser sont observés par un ensemble de caméras et le système reconstruit la position 3D de ces marqueurs. La localisation d'au moins trois marqueurs permet de déterminer la position et l'orientation du solide.

Plusieurs types de marqueurs, caméras, et algorithmes de reconstruction sont utilisables. Nous présentons d'abord le principe de la stéréovision passive puis celui des systèmes de vision avec marqueurs actifs.

2.2.5.1 Stéréovision binoculaire passive

Des images de la scène sont prises par deux caméras vidéo standards (à deux dimensions) placées dans deux positions différentes. A un point P de l'espace correspond une paire de points homologues I_1 et I_2 sur les deux images (figure 2.15). L'intersection des deux droites de projection issus de I_1 et I_2 permet de calculer les coordonnées 3D de P .

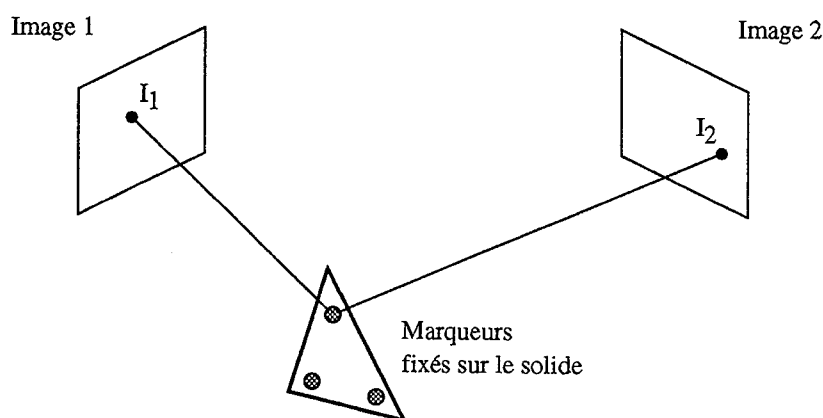


FIG. 2.15 - Stéréovision passive.

De façon générale, les marqueurs ou cibles à localiser sont détectés sur les images vidéo par segmentation, puis les points homologues sont appariés par des algorithmes

spécialisés. Pour faciliter la détection des points sur les images, on peut utiliser des cibles réfléchissantes éclairées par un projecteur infra-rouge placé au niveau des caméras (les caméras CCD sont très sensibles aux infra-rouges). Si les cibles en question sont de petites billes, on arrive facilement à reconstruire les coordonnées 3D de leur barycentre. Cependant, des conditions de luminosité ambiantes défavorables risquent de gêner le traitement des images.

La précision de ces systèmes est en partie limitée par la résolution des images vidéo. Dans le meilleur des cas, les points sont localisés avec une précision de ± 1 mm dans un volume de 1 m^3 . De plus, la vitesse de localisation des points 3D ne peut pas dépasser la cadence des 25 images vidéo par seconde. Le seul avantage de ce type de capteur est qu'il n'existe aucune liaison physique entre le solide à localiser et son environnement (pas de liaisons mécaniques ni de fils électriques).

2.2.5.2 Systèmes de vision avec marqueurs actifs

Les systèmes optiques les plus performants sont constitués de marqueurs actifs repérés par un ensemble de trois caméras à une dimension. Les marqueurs sont habituellement des diodes infra-rouge activées séquentiellement. Les caméras sont constituées d'une lentille cylindrique montée devant une barrette CCD de 2048 à 5000 éléments. Un filtre infra-rouge placé devant chaque caméra permet de s'affranchir des problèmes de lumière ambiante.

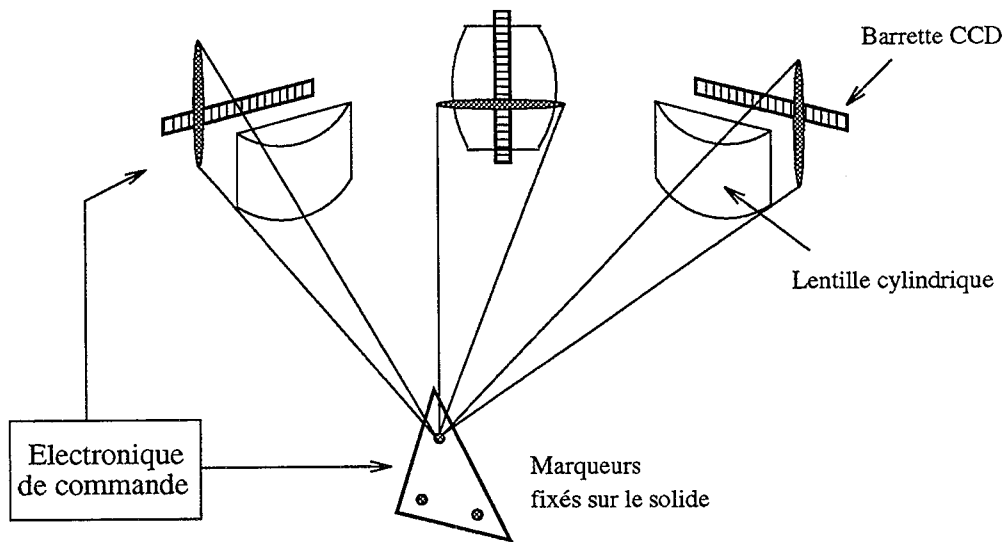


FIG. 2.16 - Systèmes de vision avec marqueurs actifs.

Le principe de localisation est illustré sur la figure 2.16. La lentille cylindrique transforme l'image d'un point de l'espace en une ligne étroite qui se projette orthogonalement sur la barrette CCD. Cette ligne correspond en fait à un plan, perpendiculaire à la barrette, et qui contient le point considéré. Chaque caméra détermine donc un plan. La caméra du milieu est orientée verticalement. Elle est entourée par deux caméras orientées

2.2. Capteurs de position

horizontalement. L'intersection des trois plans permet de reconstruire les coordonnées 3D du point détecté.

Différentes versions commerciales de ce type de capteur sont disponibles. Selon les produits, il est possible de localiser 20 à 256 diodes, la fréquence d'acquisition des diodes est comprise entre 500 Hz et 2500 Hz, la précision varie de ± 1 mm à ± 0.15 mm dans un volume de 1 m³, et la résolution peut atteindre 0.01 mm.

2.2.6 Synthèse

Le système de localisation parfait n'existe pas. Tous les capteurs présentés ont au moins une contrainte d'utilisation ou de performance restrictive. Les systèmes mécaniques ne sont pas très pratiques à manipuler et ne peuvent localiser qu'un seul objet à la fois. Les systèmes électromagnétiques sont plus ou moins sensibles aux objets métalliques selon la technologie utilisée (champ alternatif ou impulsionnel). Les capteurs à ultrasons ne sont pas très précis et sont influençables par la température et les mouvements d'air. Les localisateurs optiques avec marqueurs passifs ne sont pas très précis ni très fiables car sensibles aux conditions de lumière ambiante. Les localisateurs optiques avec marqueurs actifs sont certainement les plus performants en termes de précision, rapidité et fiabilité. La liaison électrique par câble avec l'électronique de commande peut cependant entraver la liberté de mouvement du solide observé (c'est également le cas des capteurs électromagnétiques et ultrasonores). De plus, les versions actuelles ont un coût assez élevé. Enfin, les capteurs ultrasonores et optiques souffrent d'une contrainte de visibilité : les émetteurs placés sur le solide à localiser doivent être suffisamment bien orientés vers les récepteurs et il ne doit jamais y avoir d'obstacles entre les émetteurs et les récepteurs.

Le choix d'un capteur de position est donc très délicat. Il doit se faire en fonction des critères requis pour une application donnée.

2.2.7 Système de localisation Optotrak

Nous présentons maintenant le capteur de position que nous avons utilisé. Il s'agit du système OptotrakTM commercialisé par la société canadienne Northern Digital. Ce localisateur rentre dans la catégorie des systèmes de vision avec marqueurs actifs. Il a été choisi pour ses propriétés de rapidité et de précision, et sa capacité à prendre en compte un grand nombre de marqueurs.

a- Configuration matérielle

Le système complet comporte quatre principaux éléments (figure 2.17) : des marqueurs infra-rouge (IR), une unité optique, une unité de contrôle et un ordinateur PC. L'unité optique (figure 2.18) a pour fonction la détection des marqueurs IR. L'unité de contrôle permet le pilotage de l'unité optique et des marqueurs IR et assure l'interfaçage avec le PC. Le PC gère l'acquisition des données. Il dispose de bibliothèques qui peuvent être appelées dans des applications développées par l'utilisateur.

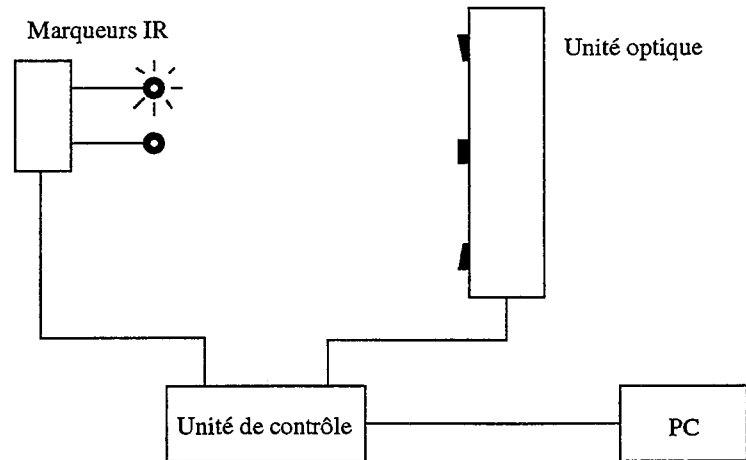


FIG. 2.17 - Configuration matérielle du système de localisation Optotrak.

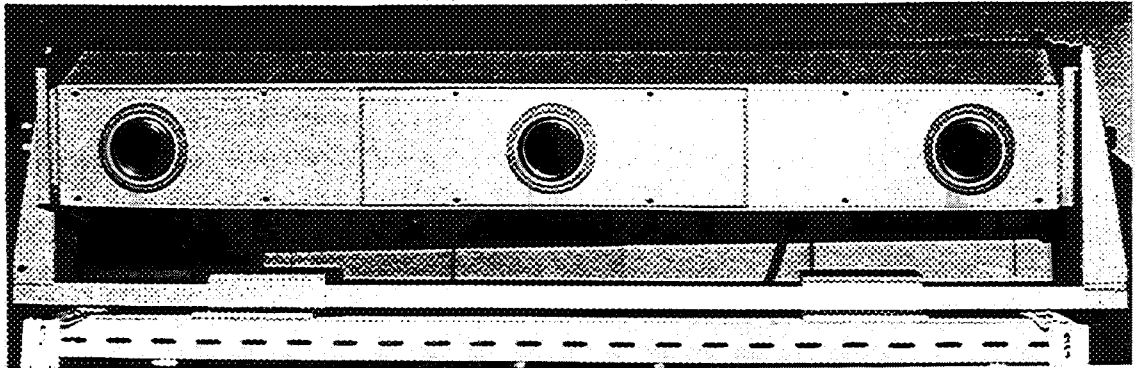


FIG. 2.18 - Unité optique du système Optotrak.

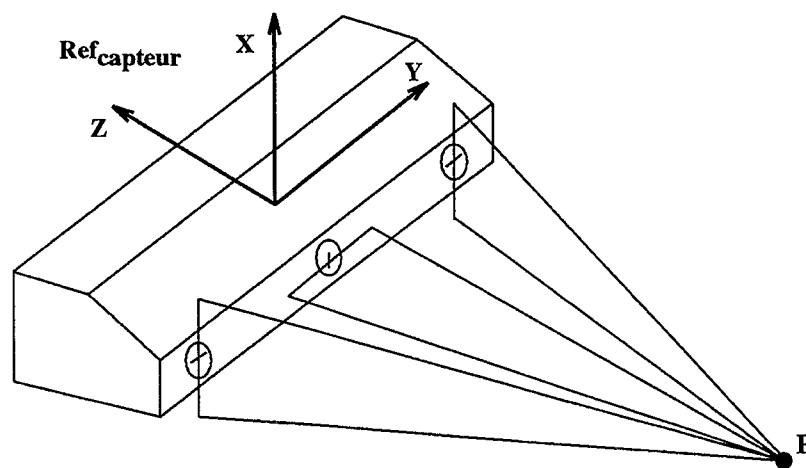


FIG. 2.19 - Localisation d'un point dans le référentiel Optotrak.

2.2. Capteurs de position

b- Les marqueurs infra-rouge

Les marqueurs utilisés sont des diodes infra-rouge émettrices. Elles se présentent sous la forme de petits disques plats, d'environ 2 mm d'épaisseur et 8 mm de diamètre. Leur cône d'émission correspond à un angle d'ouverture largement supérieur à ± 60 degrés.

Ces diodes sont activées séquentiellement et de façon cyclique par l'unité de contrôle. Leur cadencement est synchronisé avec l'unité optique pour une différenciation automatique des marqueurs. Il est possible de connecter jusqu'à 256 diodes par l'intermédiaire de boîtiers de multiplexage. Un cycle correspond à l'activation successive de toutes les diodes connectées dans la chaîne de mesure. La fréquence des diodes et la fréquence des cycles sont paramétrables en fonction du nombre de marqueurs branchés et de la vitesse d'acquisition souhaitée. En général, la fréquence des diodes est fixée à 2500 Hz. On peut alors choisir par exemple une fréquence de cycle de 100 Hz pour piloter jusqu'à 25 diodes.

c- Localisation d'un point

Comme on l'a vu précédemment, le principe de mesure de ce type de capteur repose sur l'intersection de trois plans. Chaque plan est déterminé par une caméra formée d'une lentille cylindrique et d'une barrette CCD de 2048 éléments. Pour augmenter la résolution des caméras, un calcul de barycentre est effectué sur les éléments de la barrette et une technique de seuillage permet d'éliminer les problèmes de réflexion. Le champ de vision d'une caméra est de 35 degrés sur une profondeur de 8 m.

Les trois caméras sont fixées sur un support rigide d'une grande stabilité mécanique. Cette unité optique est calibrée une fois pour toutes à la fabrication, ce qui définit le référentiel global $Ref_{capteur}$ du système. Les coordonnées 3D des points sont calculées dans ce référentiel (figure 2.19).

L'unité optique possède un champ de vision de 1 m x 1 m à une distance de 2 m. A cette distance, la précision annoncée est de 0.1 mm en X et Y, et 0.15 mm en profondeur, et la résolution est de 0.01 mm.

d- Localisation d'un SIL

Comme tous les capteurs de position, le système Optotrak est capable de localiser des solides indéformables ou **SIL** (Solide Indéformable de localisation) dans l'espace. Ces solides sont munis de marqueurs infra-rouge et la position 3D des ces marqueurs doit être connue dans un référentiel local Ref_{sil} lié au solide. Ce référentiel est défini par une procédure de calibrage intrinsèque par l'utilisateur (voir paragraphe suivant).

La mesure générée par Optotrak représente la transformation à 6 degrés de liberté (trois rotations et trois translations) pour passer du référentiel local Ref_{sil} du SIL au référentiel global $Ref_{capteur}$ du localisateur. Cette transformation est calculée par un algorithme de recalage de points appliqué entre les points du SIL connus dans Ref_{sil} et les points détectés par Optotrak dans $Ref_{capteur}$. Elle est donnée sous la forme d'une matrice

de rotation $R(3,3)$ et d'un vecteur de translation t à trois composantes. Ce calcul n'est possible que si un minimum de trois marqueurs est visible par l'unité optique.

La précision avec laquelle est calculée la transformation (R,t) est fonction de la précision de localisation de chaque marqueur. Cette précision dépend de l'angle formé entre la direction de l'unité optique (axe des Z) et la normale à la diode. Elle sera d'autant meilleure que cet angle est petit. Le système Optotrak offre la possibilité d'imposer une valeur d'angle au dessus de laquelle la diode n'est plus prise en compte. Pour cela, les coordonnées des normales aux diodes doivent être connues dans Ref_{sil} .

Enfin, plusieurs SIL peuvent être observés simultanément. La position d'un SIL peut être mesurée par rapport au localisateur ou par rapport à un autre SIL.

e- Calibrage intrinsèque d'un SIL

Le calibrage intrinsèque d'un SIL consiste à lui associer un référentiel et à calculer les coordonnées 3D des marqueurs IR dans ce référentiel.

La procédure de calibrage est la suivante: le SIL est présenté face à l'unité optique et on enregistre N vues différentes (typiquement $N = 100$). Les coordonnées des diodes visibles sur la première vue sont mesurées dans le référentiel $Ref_{capteur}$. A partir des trois premiers points mesurés, on construit d'abord deux vecteurs, puis par produits vectoriels on définit trois vecteurs orthogonaux qui sont ensuite normalisés pour former le référentiel Ref_{sil} . L'origine du référentiel coïncide avec le premier marqueur et l'axe des X passe par le deuxième marqueur. Les coordonnées des diodes visibles sont ensuite exprimées dans Ref_{sil} . Sur les vues suivantes, les diodes communes à deux vues consécutives servent à recalibrer les vues entre elles ce qui permet de calculer les coordonnées de toutes les diodes dans Ref_{sil} .

A la fin de la procédure, on obtient deux résidus r_{max} et r_{moy} qui correspondent respectivement aux erreurs maximales et moyennes de recalage calculées sur les N vues.

f- Calibrage d'un SIL par rapport à l'objet à localiser

Comme on l'a mentionné en introduction de la section 2.2, l'utilisation des capteurs de position consiste à attacher un SIL sur l'objet que l'on cherche réellement à localiser. Le calibrage consiste alors à établir une relation entre le SIL et l'objet.

Selon les applications, on cherche à calculer :

- la transformation géométrique entre un référentiel ref_{objet} lié à l'objet et Ref_{sil} . Ce problème dépend du type de l'objet et une méthode de résolution doit être développée pour chaque cas particulier ;
- les coordonnées de points particuliers de l'objet dans Ref_{sil} . L'exemple le plus simple est le calibrage d'un palpeur 3D constitué d'un SIL fixé sur une tige munie d'une

2.2. Capteurs de position

pointe (figure 2.20) . Il s'agit alors de déterminer les coordonnées de la pointe du palpeur dans Ref_{sil} . Ce problème est résolu par la méthode dite du pivot : la pointe du palpeur est placée en un point fixe et on enregistre N positions aléatoires (R_i, t_i) du SIL. On dispose alors d'un système de $3N$ équations à 6 inconnues (3 coordonnées du point fixe P dans Ref_{sil} et 3 coordonnées du même point p dans $Ref_{capteur}$) :

$$R_i P + t_i = p, i = 1 \dots N \quad (2.21)$$

Ce système est résolu par une méthode de moindres carrés.

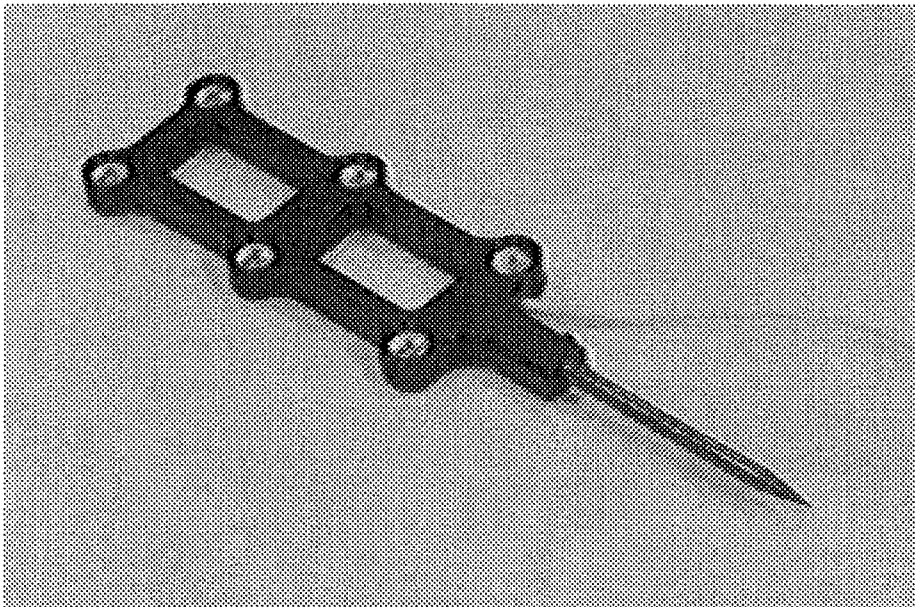


FIG. 2.20 - Exemple de palpeur 3D : le SIL est constitué d'une plaquette rigide comportant 6 diodes. Il est fixé rigidement sur une tige métallique. Les coordonnées de la pointe sont calculées dans le référentiel Ref_{sil} par la méthode du pivot. L'Optotrak fournissant la transformation entre Ref_{sil} et $Ref_{capteur}$, il est facile d'en déduire les coordonnées de la pointe dans $Ref_{capteur}$, et donc les coordonnées des points palpés.

g- Serveur informatique

Le système Optotrak est fourni avec une librairie logicielle utilisable sur le PC qui est relié à l'unité de contrôle du capteur (figure 2.17). Pour pouvoir piloter le système à partir d'une station de travail, un serveur de communication utilisant la liaison série (RS 232) du PC et de la station de travail a été développé [Bainville95]. On peut ainsi accéder aux mesures du capteur à partir de logiciels développés sur une station de travail.

2.3 Conclusion

A l'heure actuelle, le système GRF (caméra/projecteur) pour les capteurs de forme et le système Optotrak pour les capteurs de position sont à notre connaissance les plus précis et les plus robustes. On peut simplement regretter le coût prohibitif du localisateur Optotrak. Cependant, il existe d'autres technologies qui sont en constante évolution, ce qui laisse présager un avenir favorable pour ce qui est de la précision, la robustesse et le coût.

Chapitre 3

Fusion d'images multi-modales : méthodologie et état de l'art

Dans la littérature, une grande variété de méthodes de mise en correspondance d'images médicales sont proposées. On distingue trois grandes classes de méthodes qui sont indiquées sur la figure 3.1 :

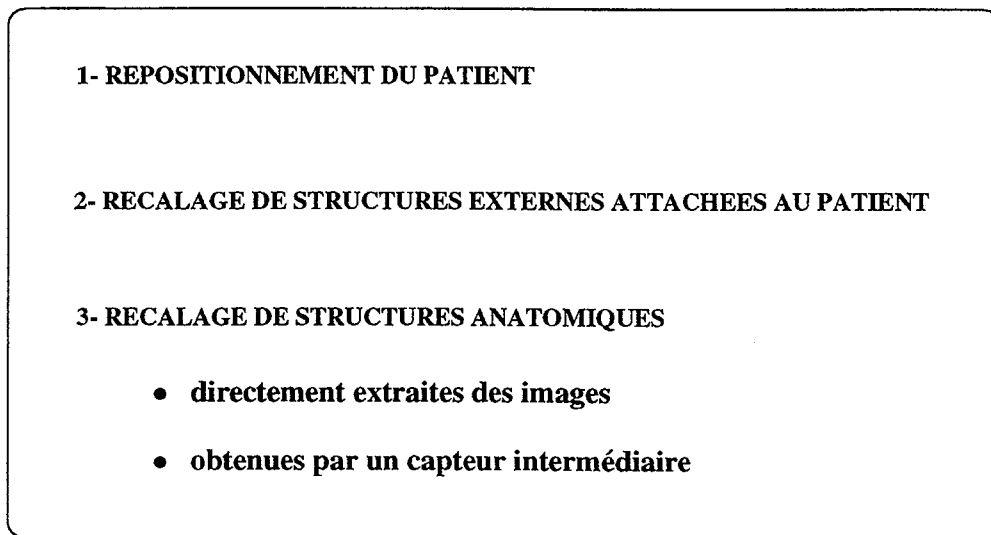


FIG. 3.1 - *Classification des techniques de recalage.*

Classe 1 : Le patient est repositionné par rapport aux trois plans de l'imageur, ce qui définit une référence commune à tous les examens. Dans la pratique, le patient est immobilisé par un dispositif quelconque (par exemple un système craniostatique pour le maintien de la tête) qui est aligné soigneusement avec des plans laser. Cette démarche est tout à fait naturelle lorsqu'il s'agit de recalcr les examens d'une même modalité réalisés à des temps différents, mais elle est peu précise et coûteuse en temps pour les radiologues.

Classe 2 : Dans ce type de méthode, on attache au patient des marqueurs visibles dans les deux modalités à mettre en correspondance. Le repérage de ces marqueurs sur les deux examens permet de déterminer la transformation entre les images.

Classe 3 : Cette classe regroupe les méthodes basées sur le recalage de structures internes au patient (structures anatomiques). Ces structures peuvent être extraites directement des volumes d'images (par segmentation) ou bien être obtenues par un capteur intermédiaire associé à une modalité d'image.

Nous présentons dans ce chapitre une démarche générale pour traiter le problème de recalage de deux modalités d'information.

3.1 Définition d'une relation entre les référentiels

3.1.1 Définition d'un référentiel

La mise en correspondance de deux modalités d'information (A et B) consiste à estimer la relation qu'il existe entre les deux référentiels (Ref_A et Ref_B) associés à chacune des modalités. Il est donc nécessaire de définir un référentiel pour chaque modalité, dans lequel on puisse exprimer les coordonnées des informations considérées.

Cela implique la connaissance d'un modèle qui permette de convertir les données brutes fournies par la modalité considérée en coordonnées dans le référentiel qui a été défini. Ce modèle est généralement connu par des procédures de calibrage. Dans le cas des imageurs, le calibrage est effectué de façon précise à la fabrication ou lors d'opérations de maintenance. On suppose qu'ils ne présentent aucune distorsion et le modèle se résume donc à des facteurs d'échelle uniformes pour passer des coordonnées image à des coordonnées millimétriques exprimées dans le référentiel associé à l'imageur. Dans le cas d'autres capteurs, il peut être nécessaire d'utiliser des méthodes de calibrage spécifiques (on a vu au chapitre 2 l'exemple du calibrage de deux capteurs de surface pour transformer des données brutes en coordonnées de points 3D).

3.1.2 Définition d'une relation

Il s'agit maintenant d'estimer la transformation \mathbf{T} entre les deux référentiels Ref_A et Ref_B . De façon générale, \mathbf{T} est une fonction qui transforme les coordonnées d'un point $M_A = (X_A, Y_A, Z_A)$ dans Ref_A en coordonnées d'un point $M_B = (X_B, Y_B, Z_B)$ dans Ref_B :

$$(M_B) = T(M_A) \quad (3.1)$$

3.1.2.1 Transformations globales ou locales

La fonction \mathbf{T} qui transforme les coordonnées d'un ensemble de points dans Ref_A en coordonnées dans Ref_B peut être globale ou locale :

- une transformation est dite globale lorsque que toutes les données extraites d'une modalité sont affectées de la même façon par la transformation. La modification d'un

3.1. Définition d'une relation entre les référentiels

- paramètre de la transformation affecte de façon identique l'ensemble des données ;
- dans une transformation locale, les données sont transformées de façon individuelle. La modification d'un paramètre de la transformation n'affecte qu'une partie de ces données.

3.1.2.2 Transformations rigides

Dans la plupart des problèmes de recalage, \mathbf{T} est une transformation entre les mêmes structures observées par deux capteurs différents. Il s'agit donc d'une transformation rigide globale. Dans la pratique, on considère que l'on a affaire à une transformation rigide à partir du moment où les déformations induites par les capteurs sont négligeables devant la précision avec laquelle on cherche à estimer \mathbf{T} .

Une transformation rigide peut être représentée par une matrice de rotation $R(3,3)$ et un vecteur de translation à trois composantes $t = (t_x \ t_y \ t_z)^t$. La matrice de rotation peut être représentée de différentes façons :

- La représentation la plus courante utilise les angles d'Euler [Ayache89]. Dans ce modèle, R est définie comme la composition de trois rotations élémentaires d'angles ψ , θ et ϕ autour des trois axes x , y et z d'un référentiel donné (figure 3.2).

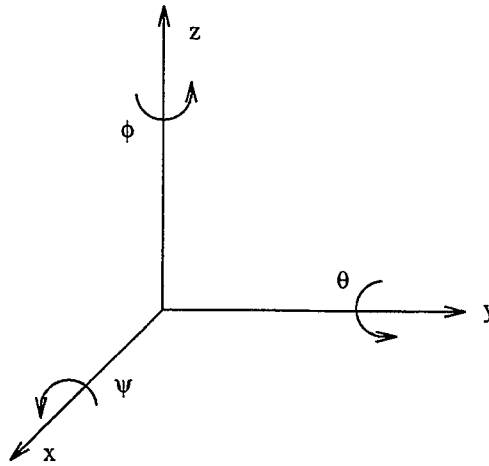


FIG. 3.2 - Les trois angles ψ , θ et ϕ de la rotation R .

En considérant que l'on effectue d'abord la rotation ψ autour de x , puis celle θ autour de y , puis enfin celle ϕ autour de z , la rotation R s'écrit alors :

$$R = \begin{pmatrix} \cos \phi & -\sin \phi & 0 \\ \sin \phi & \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \psi & -\sin \psi \\ 0 & \sin \psi & \cos \psi \end{pmatrix} \quad (3.2)$$

En développant, on obtient la matrice :

$$R = \begin{pmatrix} \cos \phi \cos \theta & \cos \phi \sin \theta \sin \psi - \sin \phi \cos \psi & \cos \phi \sin \theta \cos \psi + \sin \phi \sin \psi \\ \sin \phi \cos \theta & \sin \phi \sin \theta \sin \psi + \cos \phi \cos \psi & \sin \phi \sin \theta \cos \psi - \cos \phi \sin \psi \\ -\sin \theta & \cos \theta \sin \psi & \cos \theta \cos \psi \end{pmatrix} \quad (3.3)$$

Les inconvénients de cette représentation sont que les coefficients de la matrice R sont non-linéaires et que le paramétrage par les angles d'Euler n'est pas différentiable pour les valeurs singulières $\theta = \pm \frac{\pi}{2}$.

- Une autre représentation bien connue des rotations utilise les quaternions unitaires [Faugeras et al.86]. Un quaternion unitaire est un vecteur à quatre composantes $q = (q_0 \ q_1 \ q_2 \ q_3)^t$ où $q_0 \geq 0$ et $q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2 = 1$. A chaque quaternion unitaire est associé une matrice de rotation 3 x 3 unique de la forme :

$$R = \begin{pmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2(q_1q_2 - q_0q_3) & 2(q_1q_3 + q_0q_2) \\ 2(q_1q_2 + q_0q_3) & q_0^2 + q_2^2 - q_1^2 - q_3^2 & 2(q_2q_3 - q_0q_1) \\ 2(q_1q_3 - q_0q_2) & 2(q_2q_3 + q_0q_1) & q_0^2 + q_3^2 - q_1^2 - q_2^2 \end{pmatrix} \quad (3.4)$$

Parmi les avantages de cette représentation, on remarque la simplicité des calculs de dérivation. Il est également possible d'obtenir des solutions explicites dans des problèmes de minimisation de critères faisant intervenir une rotation appliquée à des points [Faugeras et al.86], [Horn87b], [Besl et al.92]. Cependant, pour des applications plus générales, la contrainte $\|q\|^2 = 1$ impose une phase de normalisation à chaque pas des algorithmes de minimisation.

- Enfin, il existe une représentation beaucoup moins utilisée qui consiste à définir R par un vecteur rotation :

$$r = (r_x \ r_y \ r_z)^t \quad (3.5)$$

où la direction de r est l'axe de la rotation et la norme de r l'angle de rotation autour de l'axe [Ayache89].

Pour des raisons de simplicité, nous avons choisi d'utiliser la représentation classique par les angles d'Euler. Dans ce cas, la transformation rigide \mathbf{T} s'exprime en fonction du vecteur à six paramètres :

$$p = (\phi \ \theta \ \psi \ t_x \ t_y \ t_z)^t \quad (3.6)$$

En notations homogènes, la transformation $\mathbf{T}(p)$ sera représentée par la matrice 4 x 4 :

$$T(p) = \begin{pmatrix} (R) & t \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.7)$$

La relation entre les coordonnées d'un point $M_A = (x_A, y_A, z_A)$ dans Ref_A et les coordonnées du point correspondant $M_B = (x_B, y_B, z_B)$ dans Ref_B s'écrit de la façon suivante :

$$(x_B \ y_B \ z_B \ 1)^t = T(p) (x_A \ y_A \ z_A \ 1)^t \quad (3.8)$$

3.1. Définition d'une relation entre les référentiels

La transformation inverse $\mathbf{T}^{-1}(\mathbf{p})$ est donnée par :

$$T^{-1}(p) = \begin{pmatrix} (R)^t & t' \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{avec} \quad t' = -(R)^t t \quad (3.9)$$

La relation entre les coordonnées de M_A et celles de M_B s'écrit alors :

$$(x_A \ y_A \ z_A \ 1)^t = T^{-1}(p) (x_B \ y_B \ z_B \ 1)^t \quad (3.10)$$

3.1.2.3 Transformations élastiques

Dans certains cas particuliers, la transformation \mathbf{T} doit prendre en compte les déformations des données à fusionner. Il s'agit alors d'une transformation élastique (ou non rigide par opposition aux transformations rigides). Ce type de transformation peut être utilisé dans les applications suivantes :

- recalcr les images d'un patient sur les images de référence d'un atlas ;
- étudier les déformations dans le temps (par exemplcr pour évaluer l'évolution d'une tumeur) ;
- recalcr les images d'un organe en mouvement (typiquement le coeur) ;
- compenser les distorsions d'un imageur tel que l'IRM.

Une transformation non rigide \mathbf{T} peut être définie par une grande variété de modèles. Dans le cas de déformations globales, la solution la plus simple consiste à combiner des facteurs d'homothétie (h_x, h_y, h_z) avec une transformation rigide [Bajcsy et al.89], ce qui s'écrit :

$$\begin{pmatrix} x_B \\ y_B \\ z_B \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} (R) & t \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} h_x & & & \\ & h_y & & \\ & & h_z & \\ & & & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_A \\ y_A \\ z_A \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3.11)$$

Plus généralement, on utilise des fonctions polynomiales de degré 2 à 5 [Schiers et al.89]. On a alors la relation :

$$\begin{cases} x_B = a_{000} + a_{100}x_A + a_{010}y_A + \dots + a_{201}x_A^2z_A + a_{120}x_Ay_A^2 + \dots \\ y_B = b_{000} + b_{100}x_A + b_{010}y_A + \dots + b_{201}x_A^2z_A + b_{120}x_Ay_A^2 + \dots \\ z_B = c_{000} + c_{100}x_A + c_{010}y_A + \dots + c_{201}x_A^2z_A + c_{120}x_Ay_A^2 + \dots \end{cases} \quad (3.12)$$

Cependant, les déformations de structures anatomiques sont souvent des phénomènes locaux qui ne peuvent pas être modélisés de façon précise par des transformations globales. Une modélisation par des fonctions splines est alors plus appropriée. Une représentation simple est donnée par les coefficients splines αx , αy , αz et les fonctions splines B de base :

$$\begin{cases} x_B = \sum_{i,j,k} \alpha x_{i,j,k}(x_A, y_A, z_A) \\ y_B = \sum_{i,j,k} \alpha y_{i,j,k}(x_A, y_A, z_A) \\ z_B = \sum_{i,j,k} \alpha z_{i,j,k}(x_A, y_A, z_A) \end{cases} \quad (3.13)$$

D'autres approches sont basées sur la théorie des modèles déformables. [Bajcsy et al.89] modélise les déformations par des équations d'élasticité alors que [Christensen et al.95] utilise des équations inspirées de la dynamique des fluides.

[Szeliski et al.94] propose de représenter la déformation par un octree-spline qui est une structure polynomiale par morceaux telles que les splines de l'équation 3.13, mais adaptative et hiérarchique. [Feldman et al.94] propose aussi une représentation par des regroupements de fonctions localement affines.

3.2 Extraction et mise en correspondance des structures de référence

La relation entre les deux référentiels Ref_A et Ref_B étant définie, la seconde étape consiste à extraire des structures de référence équivalentes dans Ref_A et Ref_B , et à définir une fonction de coût entre ces structures. Une méthode d'optimisation cherchera ensuite à estimer les paramètres de la transformation \mathbf{T} de façon à rendre minimum (ou maximum) cette fonction.

Extraction des structures de référence : les structures de référence ont plusieurs types de représentations géométriques possibles (points, droites, courbes, surfaces ...). Il s'agit de structures internes (structures anatomiques) ou de structures externes qui ont été attachées au patient. Ces structures sont extraites des images de façon automatique (par segmentation) ou bien manuellement par l'utilisateur. Elles peuvent aussi être directement fournies par un capteur utilisé par exemple pour palper des points ou acquérir une surface. Les structures de référence n'ont donc pas forcément la même représentation dans les deux référentiels Ref_A et Ref_B .

Définition d'une fonction de coût : cette fonction de coût C (ou fonction erreur) fait intervenir les distances entre les structures de Ref_B transformées par la transformation \mathbf{T} recherchée et les structures de Ref_A . Le choix de la fonction C et de la fonction distance dépend du problème à traiter. En prenant l'hypothèse d'un bruit gaussien, un critère de moindres carrés est souvent utilisé.

Optimisation de la fonction de coût : l'objectif est de trouver une méthode de minimisation (ou maximisation) de cette fonction. Très peu de méthodes donnent des solutions directes, excepté pour des problèmes de recalage de points [Faugeras et al.87a]. Par conséquent, les techniques de minimisation font souvent appel à des procédures d'optimisation non linéaires itératives. De façon générale, une technique de descente de gradient peut être utilisée.

Les méthodes de fusion d'images proposées dans la littérature diffèrent sur le choix des structures de référence et de la méthode d'optimisation associée. Nous présentons ces différentes méthodes en les classant par les types de structures de référence utilisées. Dans chaque rubrique, nous faisons la distinction entre structures internes et externes lorsque les deux cas existent et nous insistons sur les méthodes de recalage d'images morphologiques avec des images fonctionnelles.

3.2.1 Recalage de points

On considère deux ensembles de N points $\{P_{A_i}\}$ et $\{P_{B_i}\}$ dont les coordonnées sont respectivement connues dans les référentiels Ref_A et Ref_B . Le problème est alors d'estimer la transformation \mathbf{T} qui minimise un critère de moindres carrés qui est la somme des

carrés des distances entre les points $\{P_{Bi}\}$ et les points $\{P_{Ai}\}$ transformés par \mathbf{T} , soit la quantité C :

$$C = \sum_{i=1}^N (P_{Bi} - TP_{Ai})^2 \quad (3.14)$$

Ce type de problème est bien connu et différentes solutions sont proposées dans la littérature. [Arun et al.87] et [Horn87a] ont présenté une méthode non itérative fondée sur un concept de décomposition en valeurs singulières (SVD), amélioré depuis par [Umeyama91]. Une autre approche non itérative proposée par [Faugeras et al.87a] et [Horn87b] est basée sur la théorie des quaternions. [Huang et al.86] propose quant à lui une solution itérative.

Pour estimer la précision du recalage, on définit le résidu maximum (r_{max}) et le résidu moyen (r_{moy}) de la façon suivante :

$$\begin{aligned} r_{max} &= \sqrt{\max_i (P_{Bi} - TP_{Ai})^2} \\ r_{moy} &= \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (P_{Bi} - TP_{Ai})^2}{N}} \end{aligned} \quad (3.15)$$

Les points à mettre en correspondance peuvent être constitués de repères anatomiques ou de marqueurs externes attachés au patient :

Repères internes

Une approche simple consiste à apparier des points caractéristiques détectés interactivement dans les deux modalités 3D considérées. [Chen et al.85], [Schiers et al.89], [Toennies et al.90] utilisent cette technique pour fusionner des images cérébrales de TDM et IRM. Au moins trois paires de points sont sélectionnées sur les os du crâne ou sur la peau. [Singh et al.92] met en correspondance des images cérébrales d'IRM avec des données neuromagnétiques SQUID. Pour cela, les détecteurs SQUID sont placés sur des points particuliers de la tête. Ces points sont repérés par un localisateur dans le système de coordonnées des SQUID et ces mêmes points sont sélectionnés sur les images IRM. Dans tous les cas, la précision obtenue est de quelques millimètres.

Dans le cas de la mise en correspondance d'images morphologiques et fonctionnelles, cette approche est plus délicate car l'imagerie fonctionnelle ne délivre que peu d'informations anatomiques. Les points de référence doivent être sélectionnés par un utilisateur spécialisé car ils ont une apparence très différente dans les deux modalités. Ils sont généralement localisés au niveau de structures particulières qu'il faut reconnaître sur les deux types d'images. La détection des points est donc longue et délicate, et la précision obtenue dépend de l'expérience de l'opérateur. [Neelin et al.92] et [Evans et al.96] appliquent cette méthode pour le recalage d'images IRM et TEP du cerveau, et [Birnbaum et al.91] fusionne des images hépatiques IRM (ou TDM) et SPECT. Dans tous les cas, 10 à 20 paires de points sont sélectionnées et la précision obtenue est de plusieurs millimètres.

3.2. Extraction et mise en correspondance des structures de référence

[Savi et al.95] propose de recalibrer une image échographique du coeur par rapport à des images de TEP. L'approche est ici différente puisque l'échographie est une coupe 2D. La sonde échographique est positionnée pour visualiser une coupe petit-axe du coeur qui contienne trois points particuliers situés sur les parois myocardiques. Les images TEP étant réorientées en coupes petit-axe, la coupe contenant ces mêmes points de repère est sélectionnée. Le recalage des deux images est alors réalisé dans le plan des points. Cette application est très limitée car elle ne concerne qu'une seule image bien particulière.

Repères externes

Une autre approche consiste à attacher au patient des marqueurs visibles dans toutes les modalités d'image impliquées. [Hill et al.90] et [Hawkes et al.90] utilisent par exemple quatre petites sphères collées sur la peau du patient pour le recalage d'images IRM (ou TDM) et SPECT (ou TEP) du cerveau. Ces sphères sont remplies d'un mélange radioactif visible sur les deux types d'images. Elles sont placées à des endroits stables, c'est à dire où les mouvements de la peau sont faibles (au niveau des oreilles, des tempes et du front). Les points sont sélectionnés de façon interactive sur les images. Les erreurs de recalage obtenues sont de l'ordre de quelques millimètres. Pour une meilleure précision, [Pohjonen et al.92] sélectionne les points dans les trois plans de l'espace et [Mandava et al.92] obtient une précision submillimétrique grâce à un calcul très précis des barycentres des marqueurs. [Kramer et al.92] utilise le même type de marqueur pour la mise en correspondance TDM/SPECT d'images pulmonaires et pelviennes.

Le principal inconvénient de cette technique est que les marqueurs doivent rester en place tant que les deux examens n'ont pas été pratiqués. Pour éviter cela, [Rizzo et al.94] propose que les marqueurs soient contenus dans un casque remplacé de façon identique sur la tête du patient au moment des acquisitions IRM et TEP.

3.2.2 Recalage de droites

Il n'existe pas de structures anatomiques qui soient rigoureusement des droites. La mise en correspondance de droites ne concerne donc que les structures externes attachées au patient. Il s'agit en général de tubes disposés en forme de N ou de triangle sur des systèmes craniostatiques plus ou moins agressifs. Par exemple, [Zhang et al.90] utilise un cadre stéréotaxique vissé dans le crâne du patient alors que [Wilson et al.89] se sert d'un dispositif plus léger repositionnable sur la tête de patient avant chaque examen. Les intersections des plans de coupe IRM et TEP avec les portions de droites permettent de recalibrer les deux modalités d'image.

3.2.3 Recalage de courbes

Rares sont les cas où les structures de référence sont des courbes 3D. Ces structures peuvent être internes ou externes au patient :

Repères externes

Une première possibilité est de fixer des petits tubes ou cathéters sur le patient de telle sorte que les courbes qu'ils forment soient visibles dans les deux modalités à fusionner. L'avantage des courbes sur les points est qu'il n'est pas nécessaire que les coupes réalisées contiennent ces points particuliers. Une application de cette méthode à la fusion d'images TDM/SPECT est présentée dans [Dubois et al.92].

Repères internes

Une deuxième possibilité est de considérer des structures anatomiques qui se présentent sous la forme de courbes 3D. [Thirion et al.92], [Ayache et al.93] présentent une méthode originale pour recalibrer deux volumes d'images pris à des temps différents dans la même modalité morphologique. Les structures de référence sont des lignes de courbure maximale appelées "lignes de crête", appartenant à la surface de l'objet dans les deux volumes d'image. Elles sont obtenues en utilisant les propriétés différentielles de la surface considérée. A partir de ces lignes, il est possible de calculer un certain nombre d'invariants tels que courbure, torsion Ces invariants sont utilisés pour recalibrer les deux ensembles de courbes.

La méthode développée est entièrement automatique. Elle a été appliquée à la fusion d'images cérébrales de TDM d'un même patient pris dans des positions différentes.

3.2.4 Recalage de surfaces

De façon plus générale, les structures de référence peuvent être la surface de structures anatomiques. Une surface peut être obtenue par segmentation 3D d'images. Il est possible de segmenter certaines structures comme les os et la peau de façon entièrement automatique sur des images IRM ou TDM, alors que la segmentation de tissus mous reste un problème plus délicat. Dans tous les cas, le résultat de la segmentation est un ensemble de points plus ou moins dense dont les coordonnées sont exprimées dans le référentiel de l'imageur. Cette surface sera mise en correspondance avec une deuxième surface qui peut être une autre surface 3D segmentée sur des images, ou qui peut aussi être un ensemble de points de surface acquis avec un capteur associé à une modalité d'image. On a vu au chapitre 2 qu'il est possible d'utiliser une grande variété de capteurs de forme ou de position pour acquérir des surfaces complètes de façon automatique ou pour palper manuellement des points isolés. Si on connaît la transformation entre le référentiel du capteur et celui de l'imageur auquel il est associé (par exemple par calibrage), les coordonnées des points pourront alors être exprimées dans le référentiel de l'imageur.

De façon générale, les deux surfaces à mettre en correspondance ne comportent pas le même nombre de points. La surface la plus dense constituera la surface modèle alors que l'autre correspondra aux données à recalibrer sur le modèle.

Une approche simple pour résoudre le problème de mise en correspondance de deux surfaces consiste à minimiser la distance entre la surface modèle S_A et la surface S_B

3.2. Extraction et mise en correspondance des structures de référence

définissant les données, soit la quantité :

$$C = distance(S_A, T(S_B)) \quad (3.16)$$

Cette approche est suivie par au moins trois classes d'algorithmes qui se distinguent par la définition et l'implémentation de la fonction distance :

Algorithme tête-chapeau

Dans le domaine médical, la méthode de mise en correspondance de surfaces la plus connue est certainement la méthode "tête-chapeau" [Levin et al.88], [Pelizzari et al.89]. Cet algorithme a été initialement développé pour la fusion d'images TDM (ou IRM) et TEP du cerveau.

Les données disponibles sont les contours de la tête (surface de la peau) visibles dans les deux modalités d'image :

- le modèle de la tête est constitué d'un empilement de contours segmentés automatiquement sur les images IRM ou TDM (surface S_A) ;
- les données du chapeau sont formées d'un ensemble de points (P_{Bi} , $i=1...M$) échantillonnés sur les contours des images de transmission de la TEP. Ces images permettent d'obtenir des informations de surface qui ne sont pas disponibles sur les images d'émission. On peut donc considérer le mode de transmission de la TEP comme un capteur intermédiaire aux deux modalités d'image à fusionner.

Le problème du recalage des deux surfaces est alors présenté comme consistant à placer au mieux le chapeau sur la tête (figure 3.3). L'algorithme "tête-chapeau" estime la transformation rigide \mathbf{T} qui minimise la quantité :

$$C = \sum_{i=1}^M [d_s(S_A, TP_{Bi})]^2 \quad (3.17)$$

où la distance d_s entre un point P et une surface S est donnée par la distance euclidienne entre P et le point d'intersection de S avec le rayon reliant le point P au barycentre G de la surface S . Le point d'intersection est interpolé linéairement dans la direction du centre d'une coupe à l'autre.

Le critère C dépend des six paramètres de la transformation \mathbf{T} . Il est minimisé par une technique standard de descente de gradient.

L'erreur de recalage annoncée est de l'ordre de un à deux pixels d'image de résolution la plus faible. [Holman et al.91] a étendu cette méthode à la fusion d'images IRM / SPECT où les structures de référence sont à la fois les contours de la tête et la surface du cerveau directement segmentée dans les deux modalités. Une étude de la précision pour le recalage d'images TEP, SPECT et IRM réalisée sur un fantôme du cerveau est présentée par [Turkington et al.93]. [Faber90] a utilisé le même algorithme pour la fusion

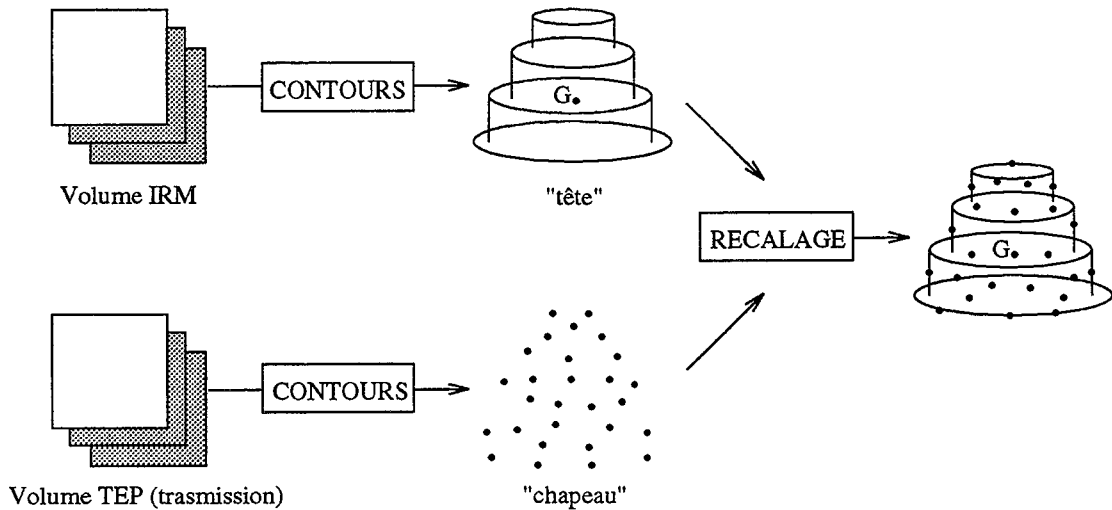


FIG. 3.3 - Principe de la méthode tête-chapeau de Pelizzari.

d'images IRM et SPECT du coeur synchronisées sur le cycle cardiaque. Le ventricule gauche est segmenté de façon automatique dans les deux modalités. Après recalage, la distance moyenne entre les deux surfaces est de 2.5 mm.

Cartes de distances

Certains auteurs ont proposé de minimiser une distance plus générale. Considérons la surface S_B représentée par un ensemble de points 3D P_{B_i} , $i=1\dots M$, et supposons qu'après mise en correspondance la surface S_B soit incluse dans S_A . Le problème consiste à estimer la transformation \mathbf{T} qui minimise la quantité :

$$C = \sum_{i=1}^M [d_S(S_A, TP_{B_i})]^2 \quad (3.18)$$

où la distance d_S est définie comme la distance euclidienne minimum entre un point P et une surface S :

$$d_s(S, P) = \min_{Q \in S} d(Q, P) \quad (3.19)$$

Le critère de l'équation 3.18 repose sur le calcul d'un grand nombre de distances. Or pour être efficaces, les procédures de minimisations impliquées doivent disposer de moyens de calculs très rapides. Calculer de façon exhaustive la distance d_s à chaque nouvelle itération de la minimisation conduirait à des temps de calcul trop importants. C'est pourquoi plusieurs auteurs ont proposé de pré-calculer les distances entre la surface S et un certain nombre de points de référence répartis à l'intérieur d'un volume V qui englobe S . L'ensemble de ces valeurs constitue une carte de distance. La distance de n'importe quel point M de l'espace (contenu dans V) à la surface S peut alors être estimée par interpolation des valeurs associées aux 8 points de référence les plus proches de M .

3.2. Extraction et mise en correspondance des structures de référence

Pour construire une telle carte de distance, on peut par exemple pré-calculer la distance exacte en chaque point d'un maillage régulier décrivant V (carte de distance uniforme). Une autre solution consiste à étendre en 3D la notion de distance du chanfrein (dite aussi transformée de distance) [Borgefors84]. Cette approche a été suivie par plusieurs auteurs [Jiang et al.92], [Malandain et al.92], [VH et al.94]. Cependant, pour obtenir une bonne précision, il est nécessaire d'avoir un grand nombre de points de référence (typiquement 128^3 , 256^3 , voire même 512^3), d'où un temps de calcul élevé et un volume important de données à stocker. Afin d'optimiser l'espace mémoire, la vitesse de calcul et la précision de la carte de distance près de la surface, [Lavalée et al.91] propose d'utiliser une carte de distance octree-spline. Le principe est détaillé à la section 3.3.2.

Différentes méthodes d'optimisation ont été proposées pour minimiser le critère de l'équation 3.18 :

- [Jiang et al.92] utilise une technique standard de descente de gradient. La méthode est appliquée à la fusion d'images IRM/TEP, IRM/SPECT et IRM/TDM. Dans tous les cas, les structures de référence sont les surfaces du cerveau segmentées de façon semi-automatique dans les deux modalités ;
- [Malandain et al.92] utilise les lois de la dynamique pour minimiser le critère C qui est considéré comme l'énergie potentielle d'un système de ressorts attachés entre les points P_{Bi} et la surface S_A . La méthode est appliquée à la fusion d'images cérébrales IRM/TDM (le crâne est segmenté par seuillage dans les deux modalités) et IRM/TEP (la surface du cerveau est segmentée par seuillage en TEP et de façon semi-automatique en IRM) ;
- [Lavalée et al.91] propose d'utiliser l'algorithme de Levenberg-Marquardt (voir section 3.3.3).

Algorithme ICP

[Besl et al.92] ramène le problème de la mise en correspondance de surfaces à un problème de recalage de points itératif. Partant d'une position initiale, l'algorithme ICP recherche d'abord, pour chaque point P_{Bi} , $i = 1 \dots M_B$ de la surface S_B , le point P_{Aj} de la surface S_A le plus proche. La transformation rigide qui recale au mieux les points P_{Bi} sur les points de S_A trouvés est calculée par une méthode directe (basée sur les quaternions ou la décomposition en valeurs singulières). Le résultat est appliqué aux points P_{Bj} et la procédure est réitérée jusqu'à ce que les deux surfaces soient en contact. [Simon et al.95] a implémenté cette méthode pour recaler les données d'un capteur de surface sur un modèle IRM ou CT de la tête. Une sélection d'un nombre réduit de données permet d'obtenir un recalage très rapide. Une modification importante de l'algorithme est décrite par [Betting et al.95] qui propose d'utiliser les normales aux surfaces pour rendre le recalage plus robuste. [Cuchet95] propose aussi de stocker les points les plus proches de S_A dans une carte de distance 3D généralisée.

3.2.5 Moments d'inertie

Certains auteurs proposent d'utiliser les moments d'inertie des volumes délimités par les structures de référence segmentées. Les deux volumes d'intérêt étant extraits des deux modalités d'image, la matrice d'inertie et les axes principaux (vecteurs propres de la matrice) sont calculés. La mise en correspondance consiste alors simplement à aligner les axes principaux des deux volumes. [GA et al.86], [Alpert et al.89] applique ce principe à la fusion d'images cérébrales IRM / SPECT (ou TEP), où les volumes d'intérêt sont directement le cerveau segmenté dans les deux modalités. Plus récemment, [Arata et al.92] a développé un algorithme itératif permettant de mettre en correspondance des volumes non strictement identiques, mais où un volume est inclus dans l'autre.

3.2.6 Utilisation des niveaux de gris

Ces méthodes utilisent directement l'intensité des images à fusionner. La corrélation des niveaux de gris a été étudiée pour recaler des images d'une même modalité [Bajcsy et al.89]. [Jacq et al.95] propose une méthode basée sur l'intensité des voxels, combinée à une procédure d'optimisation utilisant un algorithme génétique.

Une approche intéressante à été récemment présentée pour prendre en compte la distribution des niveaux de gris d'images multi-modales. Ces méthodes ont pour principe de maximiser l'entropie entre deux volumes d'images ou d'optimiser certaines caractéristiques des histogrammes des images [Wells et al.95],[Hill et al.94].

3.3 Mise en correspondance de deux surfaces 3D

Nous détaillons maintenant la méthode de mise en correspondance de deux surfaces 3D développée au laboratoire TIMC.

3.3.1 Formulation du problème

3.3.1.1 Objectifs

On connaît la surface \mathbf{S} d'un objet indéformable, définie par un grand nombre N_s de points \mathbf{s}_j dans un référentiel Ref_A :

$$S = \{s_j\}, j = 1 \dots N_s \quad (3.20)$$

Pour nos applications, il s'agira par exemple de la surface de la peau, d'un organe ou d'un os, obtenue par segmentation de contours sur des coupes IRM ou TDM. L'interpolation des données entre les coupes par une méthode d'interpolation de forme ("Shape based interpolation") [Herman et al.92] permettra d'obtenir un ensemble de points très dense constituant le modèle de l'objet.

On dispose également d'un nuage de N_m points \mathbf{m}_i , en plus petit nombre, appartenant à la même surface, dans un référentiel Ref_B . Soit \mathbf{S}' l'ensemble de ces points :

$$S' = \{m_i\}, i = 1 \dots N_m \quad (3.21)$$

Ces points peuvent être obtenus par un capteur quelconque (palpeur 3D, système d'acquisition de surface) ou par segmentation d'une autre modalité d'images. Ils constituent les données de l'objet.

On cherche alors à estimer la transformation rigide $\mathbf{T}(\mathbf{p})$ entre Ref_A et Ref_B de telle sorte que les points de \mathbf{S}' transformés par $\mathbf{T}(\mathbf{p})$ soient en contact avec la surface \mathbf{S} . On rappelle que \mathbf{p} est le vecteur à 6 composantes défini précédemment :

$$p = (\phi, \theta, \psi, t_x, t_y, t_z) \quad (3.22)$$

3.3.1.2 Modélisation mécaniste

Principe

On suppose l'ensemble \mathbf{S}' , constitué des points $\{\mathbf{m}_i\}$, parfaitement rigide. Chaque point \mathbf{m}_i dans le référentiel Ref_B est transformé par $\mathbf{T}(\mathbf{p})$ en un point $\mathbf{m}_i(\mathbf{p})$ dans le référentiel Ref_A (figure 3.4) :

$$m_i(p) = T(p)m_i \quad \text{et} \quad S'(p) = T(p)S \quad (3.23)$$

Pour la transformation finale $\mathbf{T}(\mathbf{p}^*)$ recherchée, tous les points $\mathbf{m}_i(\mathbf{p}^*)$ sont en contact avec la surface \mathbf{S} . Pour atteindre cette position, l'idée de base proposée est tout à fait intuitive. Partant d'une transformation initiale $\mathbf{T}(\mathbf{p}_0)$, elle consiste à attacher un ressort

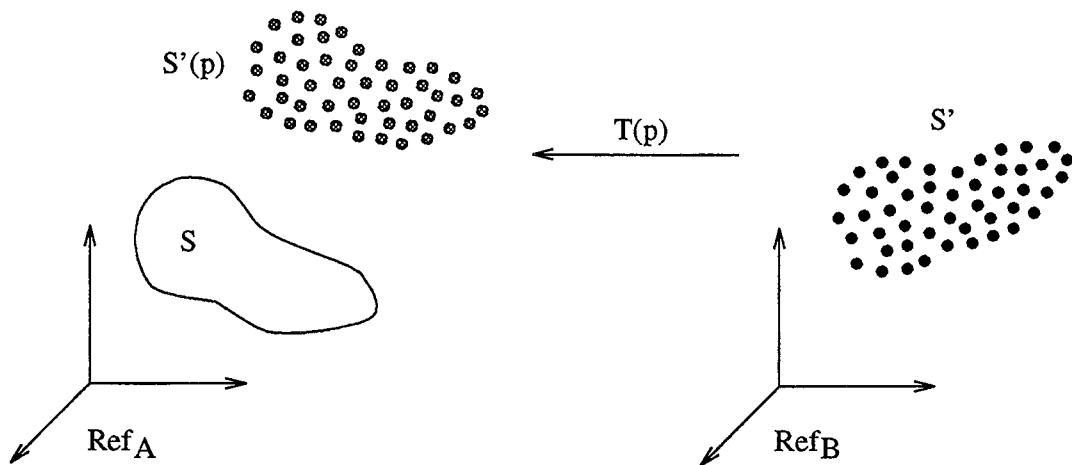


FIG. 3.4 - Mise en correspondance de deux surfaces 3D.

virtuel entre chacun des points $m_i(p_0)$ et le point s_j de la surface S le plus proche, puis à laisser évoluer le système un certain laps de temps t [Brunie92]. L'ensemble $S'(p_0)$ est alors soumis à un champ de forces qui l'attire vers la surface S (figure 3.5).

Au bout du temps t , les paramètres de la transformation ont évolué. Soit $T(p)$ la transformation courante. Les points de S les plus proches des points $m_i(p)$ ne sont plus forcément ceux déterminés au départ. On va donc recommencer la procédure d'attache des ressorts entre chacun des points $m_i(p)$ et le point s_j désormais le plus proche, puis laisser de nouveau évoluer $S'(p)$ sous l'action des ressorts. Le processus attache-déplacement est répété jusqu'à ce que le système atteigne un état d'équilibre stable.

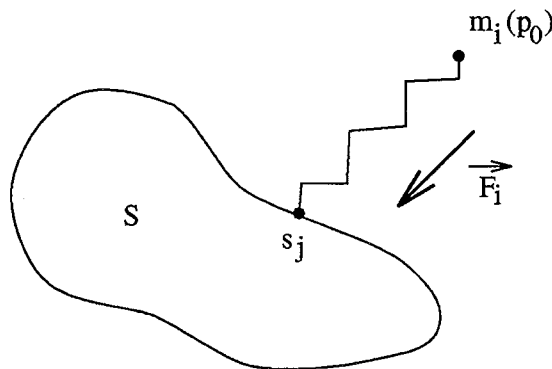


FIG. 3.5 - Modélisation mécaniste du recalage de surfaces.

3.3. Mise en correspondance de deux surfaces 3D

Formalisation

Considérons l'ensemble des points de \mathbf{S}' , à un instant donné, transformés par $\mathbf{T}(\mathbf{p})$. Chaque point $\mathbf{m}_i(\mathbf{p})$ est alors soumis à une force \mathbf{F}_i :

$$\vec{F}_i = k \overrightarrow{m_i(p)s_j} \quad (3.24)$$

où s_j est le point de \mathbf{S} le plus proche de $\mathbf{m}_i(\mathbf{p})$ et k est la constante des ressorts ($k > 0$).

L'énergie potentielle du système $\mathbf{S}'(\mathbf{p})$, à l'instant considéré, correspond donc à la quantité:

$$E(p) = \frac{1}{2} k \sum_{i=1}^{N_m} | \overrightarrow{m_i(p)s_j} |^2 \quad (3.25)$$

Sous l'action des forces \mathbf{F}_i , $\mathbf{S}'(\mathbf{p})$ va se déplacer en minimisant cette énergie de façon continue, jusqu'à ce que la somme des forces s'annule. A ce moment là, soit tous les points $\mathbf{m}_i(\mathbf{p})$ sont en contact avec la surface \mathbf{S} , soit le système est bloqué car son énergie est localement minimale.

Dans cette modélisation mécaniste, le mouvement de $\mathbf{S}'(\mathbf{p})$ est régi par les deux théorèmes fondamentaux de la mécanique des solides définissant chacun trois équations différentielles. La résolution d'un tel problème est assez délicate et le système risque de mettre longtemps à converger vers une configuration où l'énergie est minimale [Brunie92]. Une approche plus robuste et plus efficace, fondée sur une méthode de moindres carrés, est maintenant proposée.

3.3.1.3 Résolution par les moindres carrés

Ce problème de mise en correspondance peut être formulé comme la minimisation aux moindres carrés d'une fonction erreur qui estime la distance entre n'importe quel point de \mathbf{S}' transformé par $\mathbf{T}(\mathbf{p})$ et la surface \mathbf{S} .

On définit dans un premier temps une distance 3D non signée $d_E(\mathbf{q}, \mathbf{S})$ entre un point \mathbf{q} de l'espace et la surface \mathbf{S} , comme la distance euclidienne minimum entre \mathbf{q} et tous les points de \mathbf{S} . Lorsque la transformation finale $\mathbf{T}(\mathbf{p}^*)$ est atteinte, chaque point $\mathbf{m}_i(\mathbf{p}^*)$ est en contact avec \mathbf{S} et chaque distance $d_E(\mathbf{m}_i(\mathbf{p}^*), \mathbf{S})$ est donc minimum. Cependant, il est préférable d'utiliser une distance signée car le zéro d'une fonction signée correspond plus précisément au contact des points \mathbf{m}_i sur la surface \mathbf{S} que le minimum d'une fonction non signée. On définit donc une distance signée $\tilde{d}(\mathbf{q}, \mathbf{S})$ entre \mathbf{q} et une surface fermée \mathbf{S} , qui est positive si \mathbf{q} est à l'extérieur de \mathbf{S} et négative si \mathbf{q} est à l'intérieur. La fonction à minimiser dans un modèle aux moindres carrés s'exprime alors par :

$$E(p) = \sum_{i=1}^{N_m} \frac{1}{\sigma_i^2} [\tilde{d}(m_i(p), S)]^2 \quad (3.26)$$

où σ_i^2 est la variance du bruit de mesure des points \mathbf{m}_i .

Le lien entre la fonction distance et ses paramètres étant non-linéaire, la minimisation de $E(\mathbf{p})$ est assurée par l'algorithme de Levenberg-Marquardt. Le principe de la méthode est détaillé dans la section 3.3.3.

3.3.2 Carte de distance octree-spline

Le modèle aux moindres carrés qui vient d'être présenté repose sur le calcul d'un grand nombre de distances. Nous avons vu précédemment la possibilité d'utiliser une carte de distance uniforme pour pré-calculer et stocker les distances entre la surface S et un certain nombre de points de référence. Cependant, les temps de calculs sont élevés et le volume de données à stocker est très important. Pour surmonter ces difficultés, S. Lavallée et R. Szeliski proposent d'utiliser une structure de données adaptative : l'octree [Lavallee et al.91],[Lavallee et al.96]. Cette représentation géométrique a l'avantage de pouvoir fournir plus d'informations près de la surface de l'objet que loin. La construction de la carte de distance associée à l'octree comprend les étapes suivantes :

1. Construction de l'octree : l'octree associé à l'ensemble des points de la surface S est d'abord construit de façon classique [Samet89] : partant d'un cube initial V englobant l'objet, on va récursivement le subdiviser en 8 sous-cubes ou noeuds, jusqu'à ce que le noeud considéré ne contienne plus de points appartenant à la surface S de l'objet ou que la résolution (ou profondeur) maximale de l'octree soit atteinte. Typiquement, l'octree comporte 6 à 9 niveaux, ce qui correspond à une résolution de $1/64$ à $1/512$. A la fin de cette étape, chaque noeud dispose de la liste des points qu'il contient.

Cette modélisation se prête particulièrement bien à une représentation sous forme d'arbre. Un exemple d'octree à 2 niveaux est donné en figure 3.6 :

- noeuds blancs : pas de points ;
- noeuds gris : un ou plusieurs points, on redivise récursivement ;
- noeuds noirs : un ou plusieurs points à la profondeur maximale.

2. Raffinement de l'octree : l'octree précédemment calculé peut présenter des noeuds de taille importante près de la surface car aucune règle de subdivision près de la surface n'a été introduite. On va donc effectuer des subdivisions supplémentaires pour que deux noeuds voisins aient un rapport de taille inférieur à un certain seuil (typiquement 2). On obtient ainsi un octree dit restreint [Herzen et al.87].

3. Calcul des distances sommets-surface : pour chacun des 8 sommets c de chaque noeud terminal (blanc ou noir), il s'agit de pré-calculer et de stocker la distance minimum à la surface S de l'objet :

$$d_E(c, S) = \min d(c, s_j) = d(c, s_{j_{min}}) \quad (3.27)$$

où $s_{j_{min}}$ est le point de S le plus proche de c .

Le calcul exhaustif de toutes ces distances est réalisé une fois pour toutes et constitue un treillis de référence ou carte de distance (l'organisation spatiale des points de surface

3.3. Mise en correspondance de deux surfaces 3D

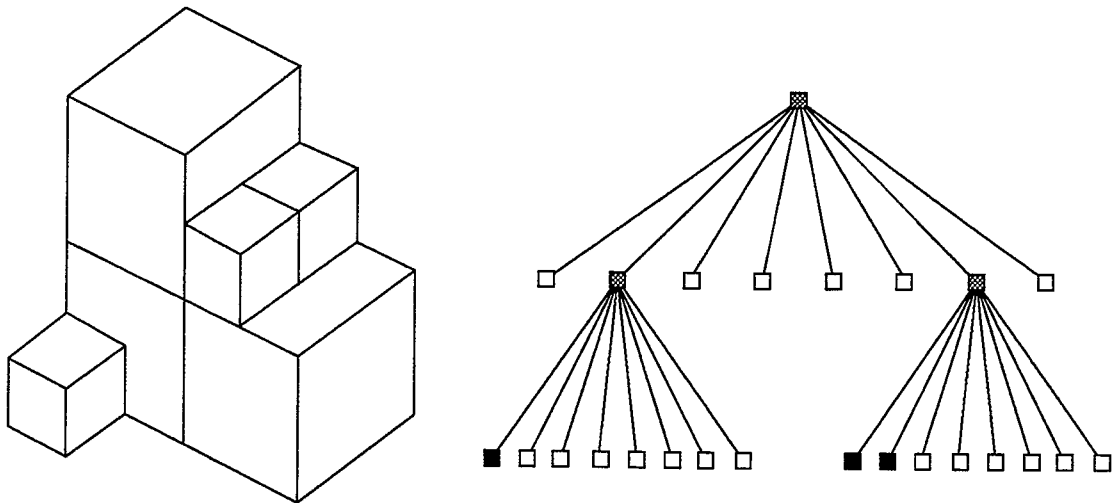


FIG. 3.6 - Octree à 2 niveaux et sa représentation sous forme d'arbre.

créée par l'octree permet de trouver rapidement la distance minimum entre un sommet \mathbf{c} et l'ensemble des points \mathbf{s}_j).

4. Signature des distances : pour calculer les distances signées $\tilde{d}(\mathbf{c}, \mathbf{S})$ à partir des distances $d_E(\mathbf{c}, \mathbf{S})$, on procède en deux temps. D'abord, on donne à chaque $\tilde{d}(\mathbf{c}, \mathbf{S})$ la valeur $-d_E(\mathbf{c}, \mathbf{S})$. Ensuite, un signe positif est propagé depuis un point extérieur. La propagation récursive du signe positif des points à leur voisin s'arrête lorsqu'un noeud noir est rencontré.

5. Calcul des distances : la distance $\tilde{d}(\mathbf{q}, \mathbf{S})$ de n'importe quel point \mathbf{q} à la surface \mathbf{S} est calculée par interpolation tri-linéaire des 8 valeurs pré-calculées des sommets du plus petit noeud englobant \mathbf{q} (ce noeud est trouvé par une technique de recherche binaire classique) : soit (u, v, w) les coordonnées normalisées d'un point \mathbf{q} au sein du noeud qui l'englobe (u, v, w appartiennent à $[0, 1]$). Soit d_{ijk} les valeurs de d_E associées aux huit sommets du noeud étudié (i, j, k valent 0 ou 1). On obtient alors :

$$\tilde{d}(q, S) = \sum_{i=0}^1 \sum_{j=0}^1 \sum_{k=0}^1 \alpha_i(u) \alpha_j(v) \alpha_k(w) d_{ijk} \quad (3.28)$$

avec

$$\alpha_l(g) = lg + (1 - l)(1 - g)$$

Grâce à cette méthode de calcul de la distance, on aura une précision accrue près de la surface et moindre plus loin.

6. Renforcement de la continuité : fondée sur l'interpolation des valeurs des 8 sommets du noeud contenant le point considéré, la distance \tilde{d} calculée présente des discontinuités à la frontière entre cubes de tailles différentes. Une technique simple pour éviter ce problème est proposée : si un sommet c d'un noeud N_1 de taille s_1 touche un autre noeud N_2 de taille $s_2 > s_1$, alors la valeur de la distance du sommet c est simplement

remplacée par la distance calculée en c par interpolation à l'intérieur de N_2 .

3.3.3 Minimisation par les moindres carrés

3.3.3.1 Algorithme de Levenberg-Marquardt

Nous décrivons ici la minimisation par les moindres carrés de la fonction $E(\mathbf{p})$ de l'équation 3.26. L'algorithme de Levenberg-Marquardt est utilisé en raison de sa robustesse et de ses bonnes propriétés de convergence. Il donne de très bons résultats en pratique et est devenu un outil de référence pour les problèmes de minimisation non-linéaire [Press et al.92]. Cet algorithme estime le vecteur de paramètres \mathbf{p} en minimisant la quantité $E(\mathbf{p})$ qui peut s'écrire sous la forme :

$$E(p) = \sum_{i=1}^{Nm} \frac{1}{\sigma_i^2} [e_i(p)]^2 = \sum_{i=1}^{Nm} \frac{1}{\sigma_i^2} [\tilde{d}(T(p)m_i, S)]^2 \quad (3.29)$$

L'algorithme de Levenberg-Marquardt utilise le gradient et le Hessien (c'est à dire la matrice des dérivées secondes) de la fonction à minimiser $E(\mathbf{p})$. Pour qu'il puisse calculer ces quantités, il faut lui transmettre les dérivées premières de de chaque $e_i(\mathbf{p})$, par rapport à chacune des composante p_k de \mathbf{p} ($k = 1 \dots 6$). Notons qu'il s'agit en fait d'une approximation, car le Hessien de $E(\mathbf{p})$ dépend aussi des dérivées secondes de $e_i(\mathbf{p})$, mais expérimentalement, on peut les négliger [Press et al.92]. L'expression analytique de ces dérivées est donnée par :

$$\frac{\partial e_i(p)}{\partial p_k} = [\nabla \tilde{d}(T(p)m_i, S)] \left[\left(\frac{\partial T(p)}{\partial p_k} \right) (m_i) \right] \quad (3.30)$$

Il suffit de calculer le gradient de la distance \tilde{d} obtenue par la carte de distance (en différenciant l'équation 3.28 par rapport aux coordonnées u , v et w) et de calculer les trois dérivées de $\mathbf{T}(\mathbf{p})$ par rapport aux angles d'euler ϕ , θ et ψ . Les trois dérivées de $\mathbf{T}(\mathbf{p})$ par rapport aux translations t_x , t_y et t_z sont de simples constantes.

Le processus de minimisation de la fonction s'arrête dans l'un ou l'autre des cas de figure suivant :

- le nombre maximum d'itérations est atteint ;
- la variation des paramètres p_k entre deux itérations successives est inférieure à un seuil fixé ;
- la fonction $E(\mathbf{p})$ devient inférieure à un seuil fixé.

Cette dernière configuration traduit le succès de la minimisation. Les deux premières configurations traduisent, lorsque l'énergie finale reste trop élevée, que l'algorithme s'est égaré dans une région de l'espace des paramètres où l'énergie est localement minimale.

3.3. Mise en correspondance de deux surfaces 3D

3.3.3.2 Minima locaux

Partant d'une estimation initiale des paramètres, l'algorithme de Levenberg-Marquardt va chercher à se rapprocher de la solution optimale par une technique de descente de gradient : il calcule le gradient de la fonction en l'estimation courante, puis se déplace vers une autre position dans l'espace des paramètres (à 6 dimensions dans le problème qui nous occupe) en suivant l'axe du gradient. Le risque est alors de tomber dans un minimum local, c'est à dire en un point où le gradient de la fonction est très faible, quelque soit sa direction. Cependant, les expérimentations sur données simulées ont montré que ces cas sont très rares et qu'ils se produisent toujours loin de la solution finale. Pour nos applications, les conditions initiales sont suffisamment proches de la solution finale ce qui nous assure toujours une bonne convergence de la procédure de minimisation.

3.3.4 Résultats expérimentaux

La méthode de recalage a été testée sur des données simulées. L'objet considéré est un tore 3D généré mathématiquement. La surface modèle comporte 72000 points et un ensemble de 1600 points constituant les données est échantillonné sur la surface. Une transformation initiale T_0 est ensuite appliquée à ces données.

Les résultats de la minimisation sont montrés sur la figure 3.7.

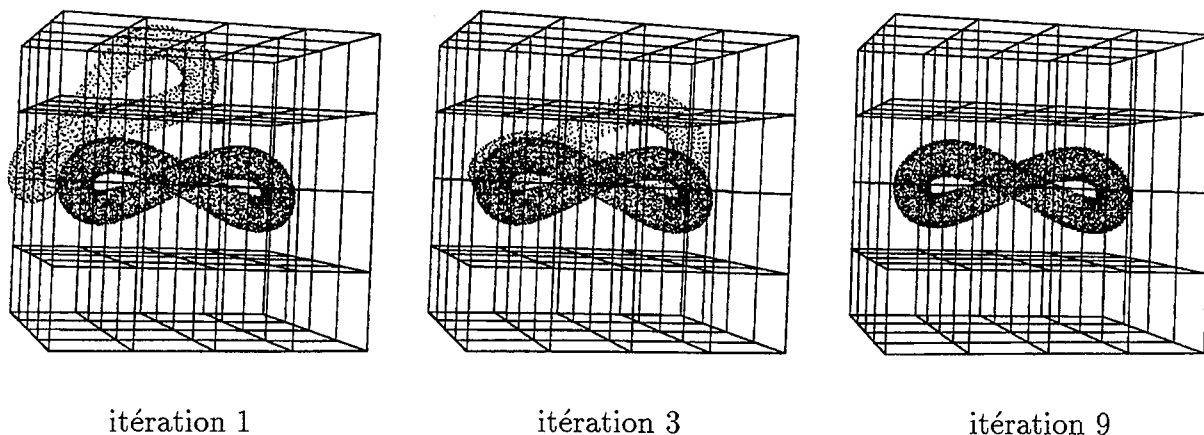


FIG. 3.7 - Convergence de l'algorithme de minimisation.

3.4 Conclusion

De nombreux algorithmes et méthodes de fusion d'images existent et évoluent encore régulièrement. Malheureusement, la méthode idéale n'existe pas. Dans tous les cas, le choix des structures de référence internes ou externes est délicat et il faut souvent accepter un compromis entre précision, interactivité, confort pour le patient, De plus, il manque la plupart du temps une évaluation de la précision et de la robustesse des méthodes.

La méthode que l'on utilisera dans notre travail présenté aux chapitres 4 et 6 est une méthode de recalage de deux surfaces représentées par des nuages de points 3D [Lavalée et al.91]. Grâce à l'utilisation d'une carte de distance signée calculée à partir d'une surface "modèle" obtenue par segmentation et interpolation de forme, grâce à l'utilisation de l'algorithme de Levenberg-Marquardt et grâce au fait que l'on connaisse une bonne estimée initiale de la transformation, cette méthode s'avère précise, robuste et peu soumise à des minima locaux qui se situeraient près de la solution.

Chapitre 4

Mise en oeuvre d'une méthode de fusion d'images IRM / SPECT du cerveau

Nous présentons dans ce chapitre la méthode que nous avons développée pour mettre en correspondance des images morphologiques d'IRM avec des images fonctionnelles de SPECT. De par le principe utilisé, cette méthode est exclusivement dédiée au cerveau.

Nous avons cherché à mettre au point une technique de fusion précise, simple d'utilisation et sans contraintes pour le patient. Cette technique utilise un capteur de surface comme intermédiaire aux deux modalités d'image.

Nous replaçons d'abord le problème de la fusion d'images cérébrales dans son contexte médical, puis nous décrivons la solution apportée à ce problème. Nous présentons enfin les résultats cliniques obtenus.

4.1 Appareil nerveux central

4.1.1 Situation et structure

Le système nerveux central (SNC) est composé de l'encéphale et de la moelle épinière. L'encéphale est formé du cerveau, du cervelet et du tronc cérébral qui réalise la transition entre le cerveau et la moelle épinière. L'encéphale est contenu à l'intérieur de la boîte crânienne et baigne dans le liquide céphalo-rachidien (LCR). Le cerveau comporte deux hémisphères séparés par un profond sillon. La surface des hémisphères est constituée par une couche de substance grise ou cortex cérébral. La substance grise correspond au corps des cellules nerveuses accumulées. Le prolongement de ces cellules forme la substance blanche, zone plus centrale du cerveau [Kahle et al.81],[Gounelle et al.89].

4.1.2 Exploration IRM

L'IRM, grâce à son excellente différenciation tissulaire entre substance blanche et substance grise, à sa grande sensibilité dans la différenciation entre tissus sains et tissus pathologiques, à l'absence d'artéfacts osseux et à la possibilité d'étude dans les trois plans de l'espace, est une méthode de choix dans l'exploration morphologique du cerveau [Lamarque et al.88].

Les séquences d'acquisition peuvent être pondérées en T1 ou T2 (voir chapitre 1.1) selon les cas:

- les séquences pondérées en T1 permettent une bonne étude anatomique. La substance blanche a un signal plus élevé que la substance grise. La graisse apparaît en hypersignal (blanc). Le liquide céphalo-rachidien apparaît en hyposignal (noir);
- les séquences pondérées en T2 inversent le contraste entre la substance blanche et la substance grise. La graisse est en hyposignal. Le liquide céphalo-rachidien est en hypersignal. Ce type de séquence permet de mettre en évidence l'œdème cérébral.

4.1.3 Exploration fonctionnelle

L'exploration du cerveau à l'aide de traceurs radioactifs a considérablement évolué au cours de ces dernières années grâce à l'apparition de nouvelles molécules marquées.

Les composés utilisés pour l'exploration du cerveau par la SPECT sont essentiellement des molécules marquées au ^{99m}Tc . Les trois principaux types sont les suivants [Moretti et al.91]:

1. Les composés hydrosolubles ou non diffusibles comme le ^{99m}Tc -DTPA : ils ne peuvent pénétrer dans les tissus nerveux qu'en cas de rupture de la barrière hémato-encéphalique et sont donc destinés à en révéler les altérations. Ces altérations peuvent survenir lors d'accidents vasculaires cérébraux, ou de processus inflammatoires infectieux ou tumoraux.
2. Les composés liposolubles ou diffusibles comme le ^{99m}Tc -HMPAO : leur concentration cérébrale ne dépend que du débit sanguin tissulaire et des phénomènes métaboliques locaux. Ils sont utilisés pour mettre en évidence les altérations de la perfusion.
3. Un composé plus récent : le ^{99m}Tc -MIBI. Cette molécule se concentre dans les cellules proportionnellement à la différence de potentiel existant de part et d'autre de la mitochondrie, révélant ainsi la présence de cellules cancéreuses.

4.1.4 Intérêt de la fusion IRM/SPECT

Depuis plusieurs années, le recours à des techniques de mise en correspondance d'images pour l'étude du cerveau s'est largement développé. Un domaine particulièrement actif

4.2. Méthodologie générale

concerne la fusion d'images morphologiques (IRM ou TDM) et fonctionnelles (SPECT ou TEP). L'intérêt pour le diagnostic, le suivi de l'évolution de maladies et la thérapeutique a souvent été décrit dans la littérature [Pelizzari et al.89].

Les principales applications concernent la localisation précise d'anomalies fonctionnelles qui n'apparaissent pas sur les images anatomiques (ces lésions devront la plupart du temps être opérées), à savoir :

- la localisation de foyers épileptogènes : ce type de lésion entraîne des troubles de la perfusion qui sont très bien détectés sur les images SPECT (les zones hypofixantes correspondant au foyer en phase intercritique vont devenir hyperfixantes lors de crises). Cette localisation pourra guider un chirurgien pour mettre en place des électrodes d'enregistrement de SEEG (stéréo électro-encéphalographie) ;
- le diagnostic de récurrences tumorales : lorsqu'une tumeur cérébrale est diagnostiquée, le patient subit le plus souvent une chirurgie d'exérèse puis une radiothérapie. Les tissus sont donc fortement remaniés. Il est alors très difficile de faire la différence sur les seules images d'IRM entre les zones nécrotiques et les zones récidivantes. Les zones récidivantes sont par contre très bien mises en évidence sur les images SPECT. Leur localisation précise par fusion des images permettra d'orienter le neurochirurgien sur la région à biopsier pour confirmer le diagnostic.

4.2 Méthodologie générale

4.2.1 Principe

L'idée de base consiste à utiliser la surface du visage du patient comme référence commune à l'imagerie morphologique (IRM) et l'imagerie fonctionnelle (SPECT). Plus précisément, c'est la partie supérieure du visage que l'on considère comme structure de référence. La surface de la peau du visage peut facilement être obtenue à partir des images IRM par segmentation. Par contre, l'imagerie fonctionnelle ne fournissant aucun repère anatomique, elle n'apparaît pas sur les images scintigraphiques. Pour obtenir une estimation de cette surface, on va donc utiliser un capteur externe adjoint à la gamma-caméra. La surface obtenue par ce capteur sera ensuite recalée sur la surface segmentée sur les images IRM. Grâce à une phase de calibrage du capteur de surface par rapport à la gamma-caméra, on pourra en déduire la transformation liant les deux imageurs [Peria et al.93], [Peria et al.94a].

Ce principe est schématisé sur la figure 4.1. Le capteur de surface peut être considéré comme une boîte noire qui fournit les coordonnées 3D de points de surface. Les points de surface mesurés par ce capteur constituent en quelque sorte un masque virtuel du visage que l'on appellera "masque virtuel capteur". De même, les contours de la peau segmentés sur les images IRM constituent un deuxième masque virtuel appelé "masque virtuel IRM".

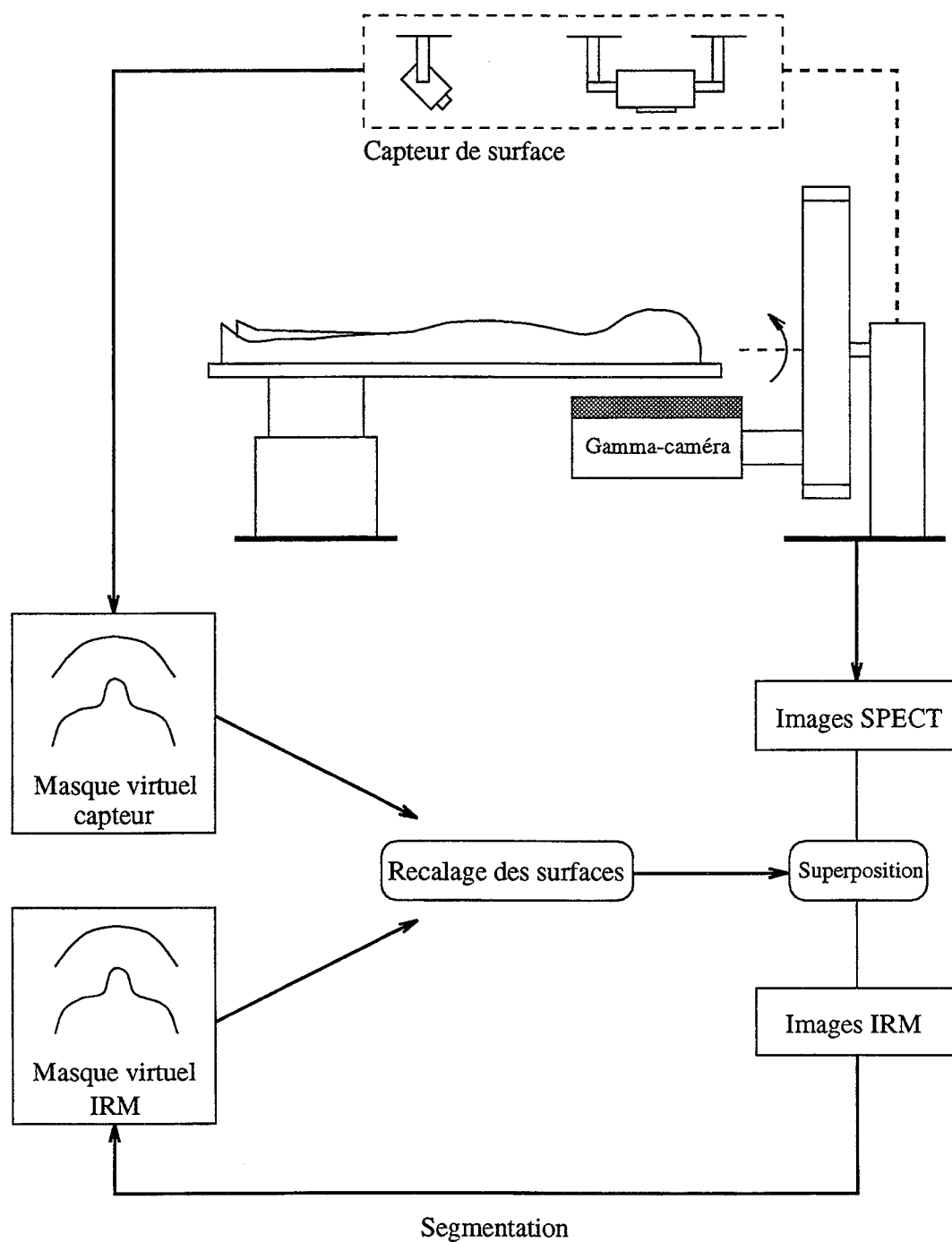


FIG. 4.1 - Principe de la méthode de fusion d'images cérébrales IRM / SPECT.

4.2. Méthodologie générale

4.2.2 Définition des référentiels

On définit pour chaque imageur un référentiel dans lequel on puisse exprimer les coordonnées millimétriques des points image. La figure 4.2 montre les deux référentiels Ref_{irm} et Ref_{spect} respectivement associés à l'IRM et la gamma-caméra. La position des coupes axiales fournies par les imageurs est indiquée par un indice p (l'épaisseur des coupes n'est par représentée). Dans le cas de la gamma-caméra, les coupes sont jointives et l'ensemble des coupes constitue donc un volume 3D.

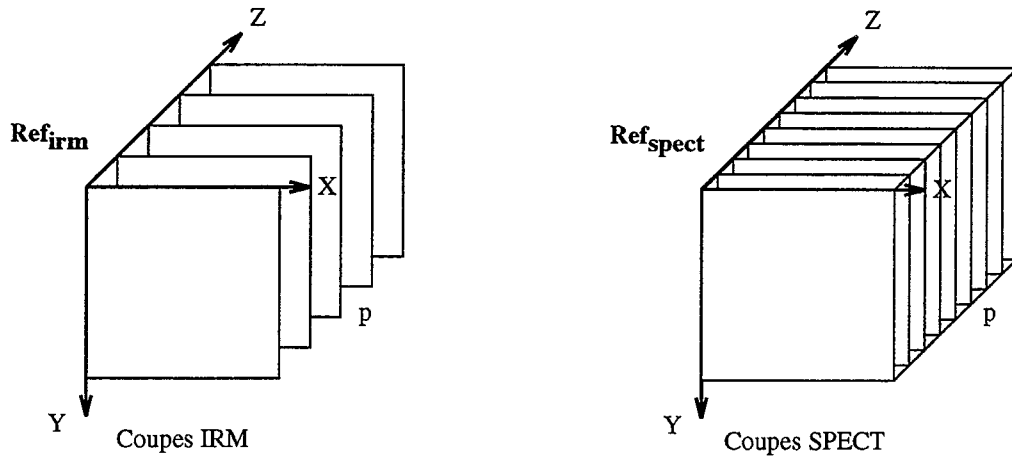


FIG. 4.2 - Référentiels associés aux imageurs IRM et SPECT.

Les coordonnées 3D (x,y,z) d'un point M sont calculées à partir de ses coordonnées images (u,v) et de l'indice de sa coupe p grâce à un modèle de l'imageur. En supposant qu'il n'existe aucune distorsion, le modèle se résume à trois facteurs d'échelle uniformes k_x , k_y et k_z . On a alors la relation :

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_x & 0 & 0 \\ 0 & k_y & 0 \\ 0 & 0 & k_z \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u \\ v \\ p \end{pmatrix} \quad (4.1)$$

Pour l'imageur SPECT, $(u, v, p) \in [0, 63]^3$ voire $[0, 127]^3$, et les facteurs d'échelle k_x , k_y et k_z varient de 3 à 6 mm voire plus selon les gamma-caméras.

Pour l'IRM, on a couramment $(u, v) \in [0, 255]^2$ et les facteurs d'échelle k_x et k_y sont de l'ordre du millimètre. Le facteur k_z correspond à l'espacement des plans de coupe (de 1 à 12 mm).

Un troisième référentiel noté $Ref_{capteur}$ est celui du capteur de surface. Ce capteur étant calibré, les coordonnées millimétriques des points de surface mesurés par le capteur sont directement exprimées dans ce référentiel (pour le calibrage intrinsèque du capteur, se reporter au chapitre 2.1).

4.2.3 Définition d'une relation entre les référentiels

Il faut ensuite définir les différentes relations liant les référentiels impliqués. Notre hypothèse principale est que les données sur lesquelles nous travaillons ne subissent aucune déformation. Les relations en question sont donc des transformations rigides globales (voir chapitre 3.1).

Les deux transformations à estimer sont illustrées sur la figure 4.3 :

- le capteur de surface étant placé dans une position fixe par rapport à la gamma-caméra, la transformation \mathbf{H} entre les référentiels Ref_{capteur} et Ref_{spect} sera déterminée par une procédure de calibrage ;
- la transformation \mathbf{V} entre les référentiels Ref_{irm} et Ref_{capteur} sera quant à elle déterminée par une procédure de recalage puisque les deux systèmes sont indépendants.

Par composition de \mathbf{H} et \mathbf{V} , on obtiendra la transformation \mathbf{W} recherchée entre les deux imageurs.

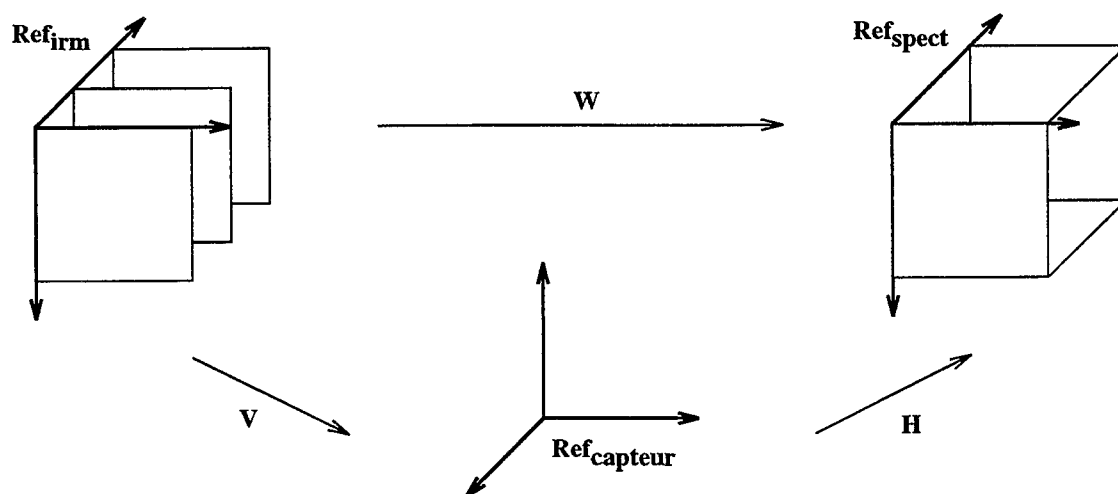


FIG. 4.3 - Transformations liant les différents référentiels.

4.2.4 Configuration matérielle

La configuration matérielle requise est la suivante :

- aucun dispositif particulier en IRM (les images fournies par l'imageur seront directement exploitables) ;
- un capteur de surface sans contact installé en médecine nucléaire, pour acquérir la surface du visage. Le capteur utilisé pour notre application est l'un des deux capteurs optiques présentés au chapitre 2. Il est fixé au plafond de la salle d'examen, au dessus de la tête du patient ;

4.3. Calibrage capteur de surface / gamma-caméra

- une station de travail pour remplir les tâches suivantes :
 - rapatriement des images fournies par les deux imageurs (par réseau ou bandes),
 - pilotage du capteur de surface,
 - calibrage du capteur de surface par rapport à la gamma-caméra,
 - segmentation des images IRM,
 - recalage du masque capteur avec le masque IRM,
 - superposition des images IRM et SPECT.

4.3 Calibrage capteur de surface / gamma-caméra

Cette phase consiste à estimer la transformation rigide \mathbf{H} entre le référentiel $Ref_{capteur}$ du capteur de surface et le référentiel Ref_{spect} de la gamma-caméra. Les deux référentiels étant rigidement liés, l'estimation est réalisée une fois pour toutes par calibrage.

4.3.1 Mire de calibrage

4.3.1.1 Principe

Comme dans tous les problèmes de calibrage, il est nécessaire d'utiliser un objet de référence ou mire de calibrage comportant des structures visibles par les deux systèmes impliqués. Le capteur de surface et la gamma-caméra fournissent des informations de nature très différente. La mire de calibrage doit donc comporter deux parties bien distinctes, chacune des deux parties étant visible par l'un des deux systèmes.

Ces deux parties étant supposées connues dans un référentiel Ref_{mire} lié à la mire, la transformation de calibrage \mathbf{H} est alors obtenue par la composition de deux autres transformations faisant intervenir Ref_{mire} (figure 4.4) :

- la transformation $\mathbf{H1}$ entre Ref_{mire} et Ref_{spect} ;
- la transformation $\mathbf{H2}$ entre $Ref_{capteur}$ et Ref_{mire} .

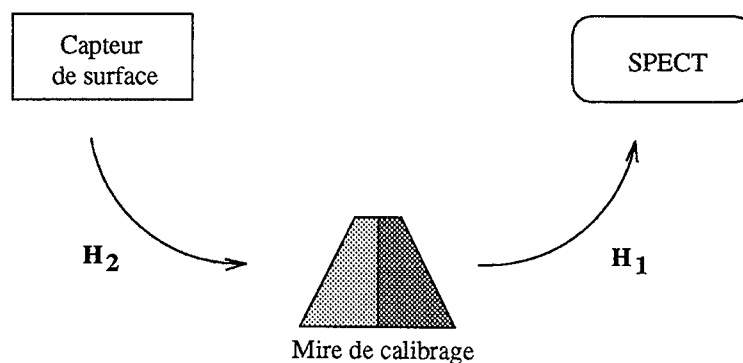


FIG. 4.4 - La mire de calibrage doit être visible à la fois par le capteur et l'imageur.

Nous détaillerons le principe de calcul de ces deux transformations aux paragraphes 4.3.2 et 4.3.3.

4.3.1.2 Présentation

Nous décrivons les solutions proposées pour la réalisation d'une telle mire et expliquons les raisons de nos choix pour chacune des deux parties :

- La première partie doit être visible par la gamma-caméra. Il s'agit donc de trouver un ensemble de structures pouvant contenir de la radio-activité. Une première solution serait d'utiliser de petites sphères remplies de liquide radioactif, réparties dans un certain volume, et rigidement liées entre elles. Se posent alors des problèmes pratiques comme le remplissage des sphères, leur mise en place dans une disposition précise, ou encore la rigidité du système.

Ces inconvénients nous ont conduit vers une autre solution plus simple à mettre en oeuvre : les structures utilisées sont des cathéters très fins tendus à l'intérieur d'un cube en plexiglas. Deux faces opposées du cube sont percées de quatre trous inclinés par lesquels passent en force les cathéters. On dispose ainsi de quatre droites supposées parfaites. Une disposition croisée des droites permet une bonne répartition de la radioactivité dans la mire. Dans la pratique on utilise en fait un seul cathéter suffisamment long pour couvrir les quatre droites, ce qui facilite le remplissage avec le liquide radio-actif.

- La deuxième partie doit être visible par le capteur optique. Il s'agit donc d'une surface de référence. Nous avons envisagé deux types de surfaces :
 - puisque nous aurons besoin d'acquérir plus tard le visage du patient avec le capteur optique, l'idée la plus naturelle était de choisir une surface en forme de visage. Nous avons donc utilisé une demi tête en plastique découpée dans un mannequin. Cette idée est originale mais la réalisation de la mire est très artisanale ;
 - nous avons ensuite cherché une forme de surface moins spécifique, qui puisse être fabriquée simplement, éventuellement en plusieurs exemplaires. La solution la plus simple est d'avoir trois portions de plans inclinés. Cette forme est facilement obtenue par usinage d'un bloc de plastique ou de PVC. On choisira de préférence une couleur claire pour une bonne visibilité par le capteur de surface.

Les deux versions de la mire sont illustrées sur les figures 4.5 et 4.6. Dans les deux cas, la surface de référence est collée sur le cube en plexiglas (la matière du cube a été choisie uniquement pour des raisons esthétiques). La taille de la mire correspond approximativement à la grosseur d'une tête.

4.3.1.3 Création d'un modèle

La modélisation de la mire a pour objectif de définir le référentiel Ref_{mire} lié à la mire et de fournir avec précision la position des droites et de la surface de référence dans ce référentiel.

Pour cela nous avons utilisé un système de mesure 3D, en l'occurrence le système de localisation Optotrak présenté au chapitre 2.2.7. On rappelle que ce système est capable de localiser dans l'espace des **SIL** (Solides Indéformables de Localisation) munis de diodes infra-rouge. La configuration requise pour notre opération est la suivante :

- un SIL de référence fixé de façon quelconque sur le coté de la mire définit le référentiel Ref_{mire} ;
- un palpeur 3D constitué d'un autre SIL attaché sur une pointe métallique permet d'obtenir les coordonnées 3D de points dans Ref_{mire} . La précision des mesures est d'environ ± 0.2 mm dans le volume considéré.

La création du modèle comprend alors deux étapes (figure 4.7) :

- **Acquisition de la position des cathéters :** le repérage se fait en allant numériser avec le palpeur la position des deux trous de la mire par lesquels passe chaque cathéter. On obtient ainsi quatre couples de points dans Ref_{mire} définissant parfaitement les quatre droites.
- **Acquisition de la surface de référence :** il suffit de parcourir la surface avec la pointe du palpeur pour acquérir un ensemble de points répartis de façon homogène. Ces points de surface sont exprimés dans Ref_{mire} .

Dès que les acquisitions sont terminées, le SIL de référence est détaché de la mire.

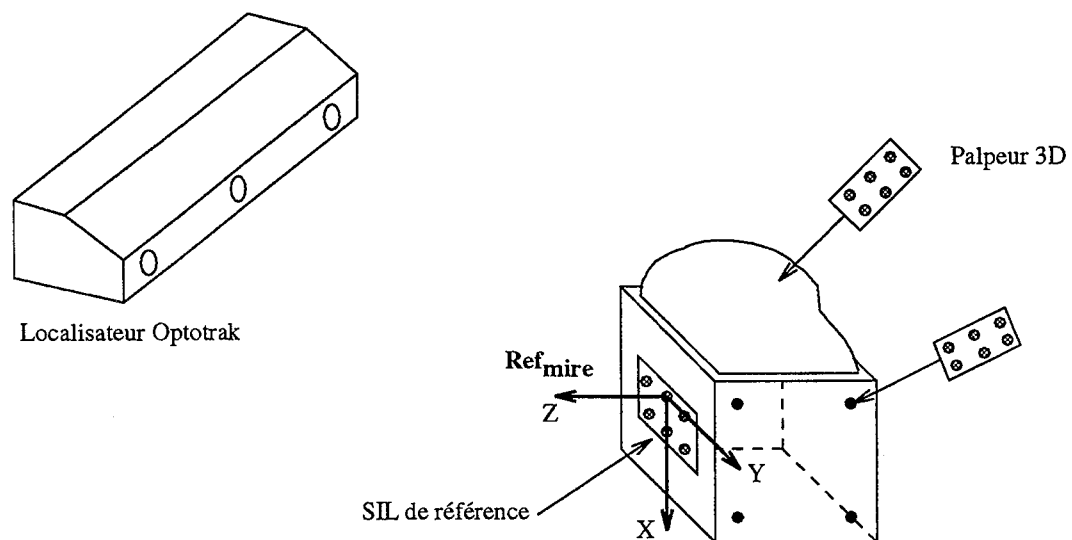


FIG. 4.7 - Numérisation des points de surface et des points d'encrage des cathéters.

4.3. Calibrage capteur de surface / gamma-caméra

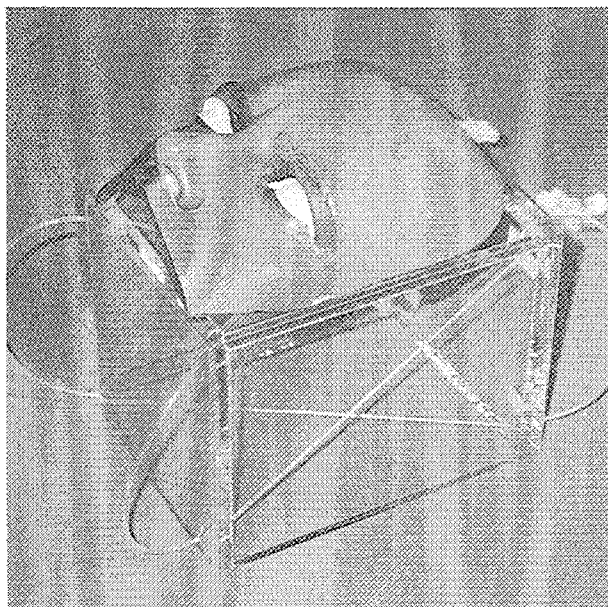
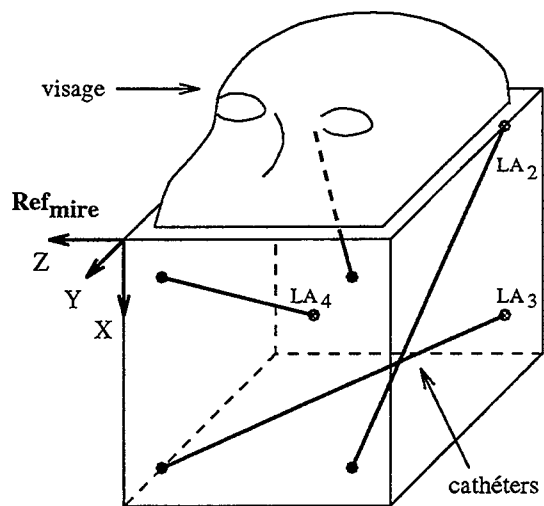


FIG. 4.5 - Mire de calibrage cathéters / visage.

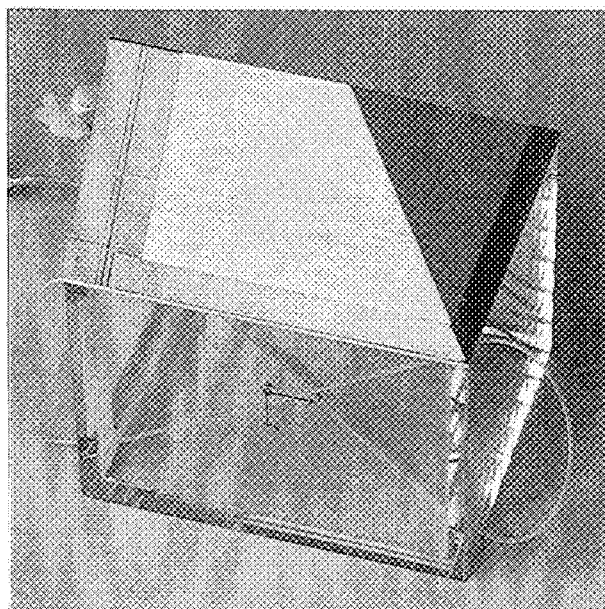
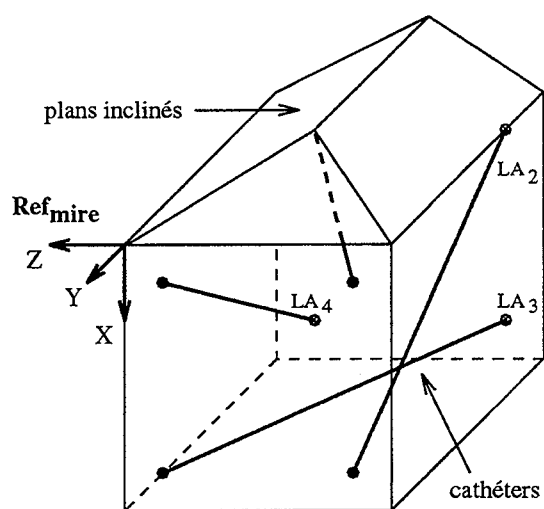


FIG. 4.6 - Mire de calibrage cathéters / plans inclinés.

4.3. Calibrage capteur de surface / gamma-caméra

4.3.2 Recalage des cathéters

L'objectif est de déterminer la transformation $\mathbf{H1}$ entre Ref_{mire} et Ref_{spect} . Calculer cette transformation nécessite l'acquisition des cathéters par la gamma-caméra, puis le recalage des droites localisées dans Ref_{spect} sur les droites définies dans Ref_{mire} .

Par le modèle de la mire, on connaît la position des quatre droites dans Ref_{mire} . Nous les notons L_{A_i} , $i = 1 \dots 4$. Chaque droite L_{A_i} est définie par deux points P_i et Q_i avec une précision de ± 0.2 mm :

$$L_{A_i} = (P_i, Q_i), i = 1 \dots 4 \quad (4.2)$$

Nous devons maintenant acquérir la position des droites dans le référentiel Ref_{spect} de la gamma-caméra. Les cathéters sont donc remplis d'un liquide radioactif puis on réalise une tomoscintigraphie de la mire. Après reconstruction filtrée des projections, on obtient un ensemble de coupes axiales sur lesquelles apparaissent les sections de cathéters. La détection précise de ces sections implique une phase de segmentation d'images.

4.3.2.1 Segmentation des cathéters

Sur les images scintigraphiques, les sections des cathéters apparaissent sous la forme de tâches lumineuses plus ou moins larges. La figure 4.8 montre trois coupes prises à des profondeurs différentes dans une acquisition de 64 images.

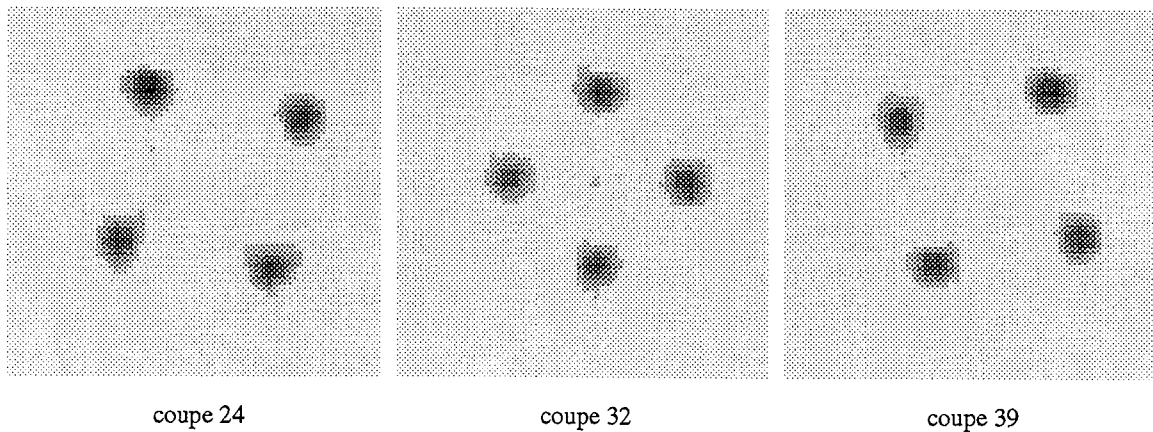


FIG. 4.8 - Coupes des cathéters à trois profondeurs différentes.

Il s'agit maintenant d'extraire le barycentre de chaque tâche sur l'ensemble des coupes de façon à obtenir une représentation des quatre droites dans Ref_{spect} . Nous les notons L_{B_i} , $i = 1 \dots 4$. Chaque droite L_{B_i} sera donc définie par un ensemble de N points G_i^p , p étant l'indice des N coupes qui contiennent les cathéters :

$$L_{B_i} = (G_i^m, \dots, G_i^n), i = 1 \dots 4 \quad (4.3)$$

où m et n sont respectivement les indices de la première et dernière coupe considérée ($n = m + N - 1$). Les coupes qui sont positionnées à l'extérieur de la mire ne sont pas

prises en compte pour le traitement.

Une première solution serait de segmenter les images de façon interactive : l'utilisateur positionne sur chaque tache une fenêtre de dimensions réduites à l'intérieur de laquelle le barycentre est calculé. Cette opération doit être répétée sur l'ensemble des coupes. Ce type de méthode est long et opérateur dépendant. Nous avons donc cherché à automatiser complètement cette étape de segmentation.

La méthode de segmentation que nous avons implémentée est entièrement automatique et comprend les trois étapes suivantes :

- **Détermination d'un seuil de détection** : un seuil de détection est nécessaire pour le calcul des barycentres de façon à éliminer le bruit de fond des images. Sur chacune des N images on recherche l'intensité maximale, puis on calcule la moyenne des N valeurs trouvées. Un seuil correspondant à 10% de cette valeur moyenne convient parfaitement dans tous les cas.
- **Initialisation de quatre droites de recherche** : la première et la dernière des N images sont divisées en quatre régions. Le calcul du barycentre dans chaque région fournit les quatre points G_i^m , $i = 1 \dots 4$ pour la première coupe et les quatre points G_i^n , $i = 1 \dots 4$ pour la dernière coupe. Connaissant la disposition croisée des cathéters dans la mire, les points sont identifiés automatiquement sur les images (figure 4.9). On définit alors quatre droites D_i , $i = 1 \dots 4$, en associant les points détectés sur les deux images :

$$D_i = (G_i^m, G_i^n), i = 1 \dots 4 \quad (4.4)$$

- **Suivi automatique des droites** : pour chacune des coupes intermédiaires, on calcule les quatre points d'intersection avec les droites D_i . Une fenêtre de détection est ensuite centrée sur ces points d'intersection, et on calcule le barycentre de la tâche contenue dans la fenêtre. Cette fenêtre de détection a une taille réduite correspondant à $1/16^{eme}$ de l'image (figure 4.10). A l'issue de cette phase, on dispose des quatre ensembles de points $L_{B_i} = (G_i^m, \dots, G_i^n)$, $i = 1 \dots 4$.

Pour estimer la qualité de la segmentation, nous allons déterminer les quatre droites aux moindres carrés L'_{B_i} qui passent au mieux par les quatre ensembles de points segmentés, puis nous calculerons la distance maximale et moyenne des points G_i^p à leur droite respective L'_{B_i} . Pour cela, nous introduisons une représentation paramétrique des droites dans l'espace. Une droite peut être représentée par quatre paramètres (a,b,p,q) tels que les points (x,y,z) de la droite soient définis par le système suivant [Ayache89] :

$$\begin{cases} x = az + p \\ y = bz + q \end{cases} \quad (4.5)$$

Il s'agit en fait de l'intersection d'un plan parallèle à l'axe des y avec un plan parallèle à l'axe des x. On remarque que le vecteur $u = (a, b, 1)^t$ est un vecteur directeur de la

4.3. Calibrage capteur de surface / gamma-caméra

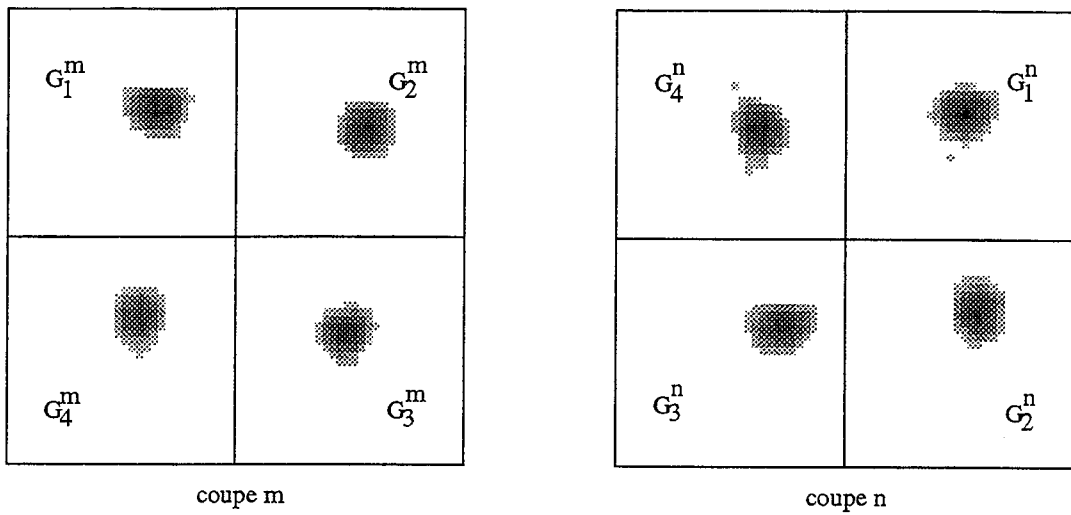


FIG. 4.9 - Initialisation des quatre droites de recherche.

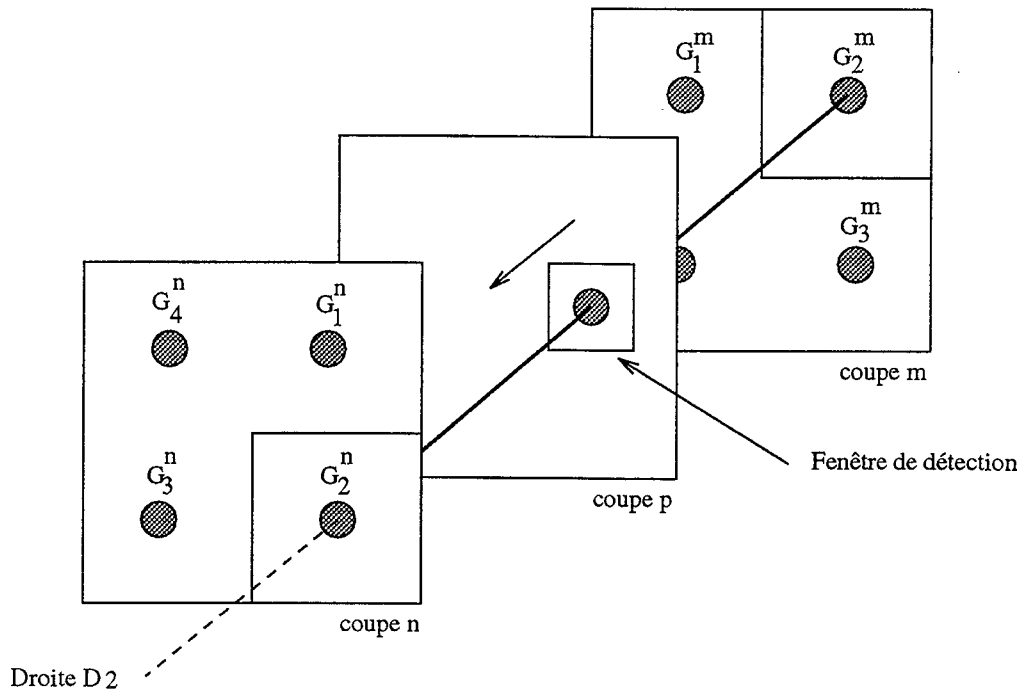


FIG. 4.10 - Suivi automatique des droites.

droite et que le point $P = (p, q, 0)$ est l'intersection de la droite avec le plan Oxy . Cette représentation n'est valable que pour les droites non orthogonales à l'axe de z , ce qui est notre cas ici (pour représenter toutes les droites de R^3 , il faut utiliser deux paramétrages supplémentaires). Les droites L'_{B_i} peuvent donc s'écrire:

$$L'_{B_i} = (a_i, b_i, p_i, q_i), \quad i = 1 \dots 4 \quad (4.6)$$

Pour chaque ensemble de N points (G_i^m, \dots, G_i^n) , le système 4.5 fournit un système de $2N$ équations à 4 inconnues qui sont les paramètres (a_i, b_i, p_i, q_i) . Ces paramètres sont estimés par une méthode de moindres carrés linéaires basée sur un concept de décomposition en valeurs singulières [Press et al.92].

On définit à présent la distance $d_l(L', G)$ comme étant la distance euclidienne entre un point G et sa projection orthogonale sur la droite L' . On en déduit deux critères d'erreur e_{max} et e_{moy} qui sont respectivement la valeur maximum et la valeur moyenne de cette distance calculées sur tous les points G_i^p :

$$e_{max} = \max_{i,p} d_l(L'_{B_i}, G_i^p)$$

$$e_{moy} = \frac{1}{4N} \sum_{i=1}^4 \sum_{p=m}^n d_l(L'_{B_i}, G_i^p)$$

On obtient typiquement $e_{max} = 0.8 \text{ mm}$ et $e_{moy} = 0.4 \text{ mm}$. Cette valeur moyenne est de l'ordre de $1/10^{eme}$ de la taille d'un pixel d'image SPECT. Ces faibles valeurs sont dues simplement au principe de détection des tâches : le calcul du barycentre procure une précision largement subpixel.

Il s'agit maintenant de recalcr les droites L_{B_i} segmentées dans Ref_{spect} avec les droites L_{A_i} de la mire définies dans Ref_{mire} . Deux méthodes sont proposées.

4.3.2.2 Recalage des cathéters par la méthode des points virtuels

Pour recalcr deux ensembles de droites, il n'existe pas de solution directe connue [Faugeras et al.87a]. La méthode la plus simple à laquelle nous avons pensé consiste à ramener ce problème à un problème de mise en correspondance de points. Il est donc nécessaire de déterminer des points caractéristiques équivalents dans les deux référentiels Ref_{mire} et Ref_{spect} . Ces points n'existant pas de façon naturelle, on va donc les créer virtuellement en procédant de la manière suivante: pour chaque paire de droite, on calcule le pseudo point d'intersection défini par le milieu du segment orthogonal aux deux droites considérées. Disposant de quatre droites, on peut constituer six couples (D_k, D_l) produisant six points virtuels I_{kl} (figure 4.11). Compte tenu de la disposition des droites, ces six points sont quasi-coplanaires et disposés de façon symétrique.

Ces points sont calculés dans Ref_{mire} à partir des droites L_{A_i} et dans Ref_{spect} à partir des représentations paramétriques L'_{B_i} des droites L_{B_i} . On dispose donc à présent de deux ensembles de points $\{I_{A_i}\}$ et $\{I_{B_i}\}$, $i = 1 \dots 6$, dont les coordonnées sont respectivement

4.3. Calibrage capteur de surface / gamma-caméra

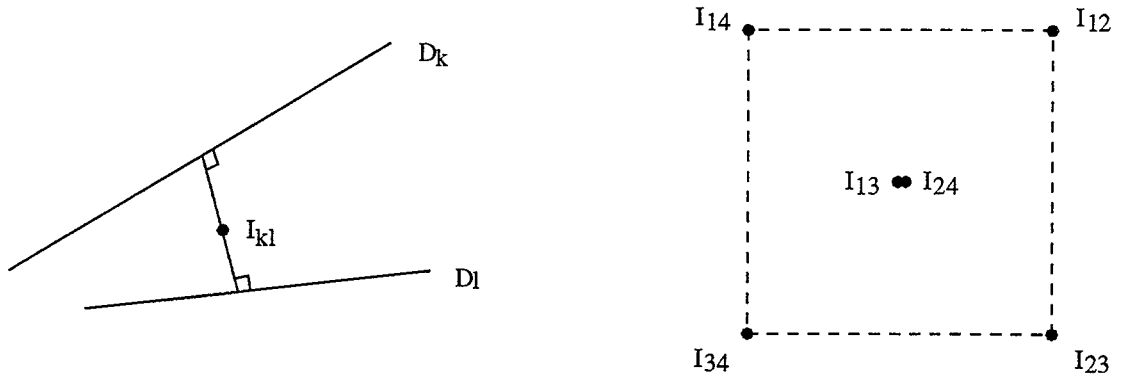


FIG. 4.11 - Création des points virtuels.

connues dans Ref_{mire} et Ref_{spect} . La transformation \mathbf{T} liant ces deux référentiels est calculée en minimisant le critère de moindres carrés :

$$C = \sum_{i=1}^6 (I_{A_i} - T I_{B_i})^2 \quad (4.7)$$

Ce problème est résolu par la méthode de Arun (voir chapitre 3.2.1). Le résidu maximum (r_{max}) est de l'ordre de 0.7 mm et le résidu moyen (r_{moy}) de l'ordre de 0.5 mm.

La transformation de calibrage recherchée est donnée par $H1 = T^{-1}$.

4.3.2.3 Recalage des cathéters par minimisation non linéaire

De façon plus générale, on a recours à une méthode de minimisation non linéaire itérative. Ici, le problème est d'estimer la transformation \mathbf{T} entre quatre ensembles de N points (segmentés sur les images SPECT) et quatre droites (du modèle de la mire), qui minimise une fonction erreur $C(\mathbf{T})$ correspondant à un critère de moindres carrés :

$$C(\mathbf{T}) = \sum_{i=1}^4 d_{pl}(L_{A_i}, T L_{B_i}) \quad (4.8)$$

avec

$$d_{pl}(L_{A_i}, T L_{B_i}) = \sum_{p=m}^n [d_l(L_{A_i}, T G_i^p)]^2 \quad (4.9)$$

où $d_l(L, G)$ est la distance euclidienne entre un point G et sa projection orthogonale sur la droite L .

L'estimation des six paramètres de la transformation \mathbf{T} est confiée à l'algorithme de Levenberg-Marquardt [Press et al.92]. Les résidus valent typiquement $r_{max} = 1.1$ mm et $r_{moy} = 0.6$ mm.

La transformation de calibrage recherchée est donnée par $H1 = T^{-1}$.

4.3.2.4 Comparaison des deux méthodes

1. Entre les deux transformations précédemment calculées, on observe en moyenne les écarts suivants :

- écart en translation : $\|\Delta t\| = 0.65$ mm
- écart en rotation : $\|\Delta \alpha\| = 0.32^\circ$

En utilisant le critère de l'équation 4.8, on peut calculer les résidus obtenus avec la transformation donnée par le recalage des points virtuels. On obtient typiquement $r_{max} = 2.2$ mm et $r_{moy} = 0.8$ mm (contre 1.1 mm et 0.6 mm par la méthode de minimisation non linéaire). On peut donc considérer que la méthode des points virtuels est un peu moins précise.

Intuitivement, la méthode des points virtuels paraît moins fiable. En effet, on ramène en fait un ensemble de $4N$ points segmentés à seulement six points qui vont servir au recalage. Dans la deuxième méthode, tous les points segmentés sont directement utilisés pour la minimisation.

2. La minimisation non linéaire de la deuxième méthode nécessite une transformation initiale T_0 . La mire de calibrage étant toujours placée à peu près de la même façon par rapport à la gamma-caméra (à quelques millimètres près et quelques degrés près), il est très facile de déterminer une transformation initiale qui soit assez proche de la solution finale pour tous les cas.

Une alternative consiste aussi à combiner les deux méthodes : la transformation calculée par les points virtuels peut servir de transformation initiale à la minimisation non linéaire dont le rôle est réduit à affiner cette transformation.

3. Pour exprimer les coordonnées des points segmentés dans le référentiel Ref_{spect} , nous avons eu besoin d'utiliser le modèle de l'imageur, c'est à dire les facteurs d'échelle k_x , k_y et k_z . Dans le cas où ces facteurs ne sont pas connus, on peut les estimer par la méthode de minimisation non linéaire. Il suffit pour cela de multiplier la matrice de rotation de la transformation T par une matrice diagonale contenant les facteurs à déterminer. On estime alors neuf paramètres au lieu de six.

4.3. Calibrage capteur de surface / gamma-caméra

4.3.3 Recalage des surfaces

L'objectif est de déterminer la transformation $\mathbf{H2}$ entre Ref_{capteur} et Ref_{mire} . Calculer cette transformation nécessite l'acquisition de la surface de référence par le capteur optique, puis le recalage des points de surface mesurés dans Ref_{capteur} sur la surface définie dans Ref_{mire} .

Nous décrivons la méthodologie dans le cas des deux surfaces de référence que nous avons étudiées.

4.3.3.1 Recalage points / surface

Dans le cas où la surface de référence est le visage en plastique, la modélisation de la mire a donné une représentation de la surface de référence sous la forme d'un ensemble de N_s points s_i , exprimés dans le référentiel Ref_{mire} . Soit S cette surface :

$$S = \{s_i\}, i = 1 \dots N_s \quad (4.10)$$

Les coordonnées des points sont mesurées avec une précision de ± 0.2 mm. On dispose d'environ $N_s = 5000$ points uniformément répartis sur la surface (figure 4.12).

Nous devons maintenant acquérir la même surface de référence avec le capteur optique. Le résultat de l'acquisition est un ensemble de N_m points m_j exprimés dans le référentiel Ref_{capteur} . Soit S' cet ensemble de points :

$$S' = \{m_j\}, j = 1 \dots N_m \quad (4.11)$$

Les tests ont été réalisés avec le capteur caméra/laser. Une région d'intérêt est définie manuellement sur l'image vidéo lors de l'acquisition pour ne prendre en compte que la surface de référence. On acquiert ainsi environ $N_m = 20000$ points (figure 4.13).

Nous sommes maintenant confrontés à un problème de recalage de deux surfaces représentées par deux ensembles de points 3D. Nous utilisons donc l'algorithme qui a été décrit au chapitre 3.3. L'octree est généré à partir du modèle de la surface S et les données à mettre en correspondance sont les points de la surface S' acquis par le capteur. Partant d'une position initiale, l'algorithme minimise le critère :

$$C(T) = \sum_{j=1}^{N_m} [d_s(S, T m_j)]^2 \quad (4.12)$$

où $d_s(S, q)$ est la distance euclidienne minimum signée entre un point q et la surface S .

Après recalage, l'erreur moyenne entre les deux surfaces est de 1.8 mm. La figure 4.14 montre les deux surfaces en position initiale et finale. La transformation de calibrage recherchée est donnée par $\mathbf{H2} = T$.



FIG. 4.12 - Vues de face et de profil du modèle de la surface S obtenue par palpeur 3D.



FIG. 4.13 - Vues de face et de profil de la surface S' obtenue par le capteur laser/caméra.

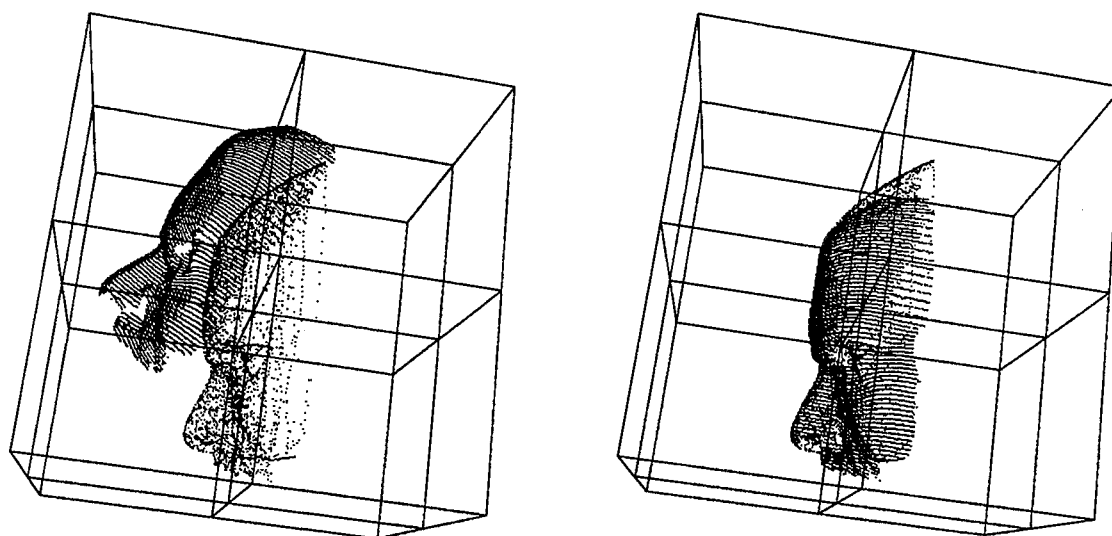


FIG. 4.14 - Recalage des deux surfaces de référence S et S' . Position initiale (à gauche) et finale (à droite) des deux surfaces.

4.3. Calibrage capteur de surface / gamma-caméra

4.3.3.2 Recalage points / plans

Dans le cas où la surface de référence est constituée par les trois plans inclinés, où plus précisément de trois facettes, on cherche à obtenir une représentation de chacune des trois facettes F_i de la surface S :

$$S = \{F_i\}, i = 1 \dots 3 \quad (4.13)$$

Pour chaque facette, la phase de modélisation a permis de numériser un ensemble de N points (typiquement $N = 100$) uniformément répartis, ainsi que les sommets délimitants la facette. A partir de N points de surface est calculé le plan aux moindres carrés passant au mieux par ces points (la distance maximale et moyenne des N points au plan calculé sont respectivement de l'ordre de 0.1 mm et 0.03 mm). A ce stade, chaque facette F_i est définie par un plan et une liste de sommets dans Ref_{mire} .

Il s'agit maintenant d'acquérir la même surface de référence avec le capteur optique. Là encore, le résultat de l'acquisition est un ensemble de N_m points m_j exprimés dans le référentiel $Ref_{capteur}$. Soit S' cet ensemble de points :

$$S' = \{m_j\}, j = 1 \dots N_m \quad (4.14)$$

Nous avons cherché à automatiser la détection de la surface à prendre en compte, sans avoir à définir manuellement une région d'intérêt sur l'image de la caméra. Pour cela, nous avons complété la surface de référence de la mire en ajoutant une bordure noire de faible largeur sur la base du toit (cette bordure est visible sur la figure 4.15.a). On réalise ainsi un bon contraste entre la surface de couleur claire et la bordure de couleur sombre. Sur l'image de la caméra, on calcule l'intensité moyenne à l'intérieur d'une petite fenêtre centrée sur l'image (figure 4.15.b). La mire étant convenablement disposée sous le capteur, cette fenêtre est forcément située sur la surface. On en déduit un seuil de détection égal à la moitié de l'intensité calculée. On balaye ensuite l'image horizontalement et verticalement en partant du centre pour détecter par seuillage les limites de la surface (les pixels appartenant à la bordure noire ont une intensité largement inférieure au seuil). On obtient alors une région d'intérêt qui délimite parfaitement la surface de référence à prendre en compte (figure 4.15.c). Il suffit donc de ne conserver que les points 3D correspondant aux pixels contenus dans la région d'intérêt.

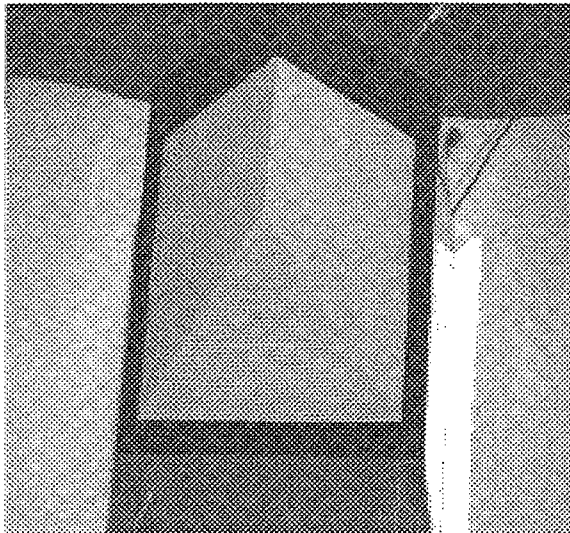
On dispose alors d'un ensemble d'environ $N_m = 50000$ points (figure 4.15.d). Ces résultats ont été obtenus avec le capteur GRF (caméra/projecteur). Le même principe aurait pu être appliqué à l'autre capteur (caméra/laser) et à l'autre mire de calibrage.

Pour recalculer les points m_j de la surface S' sur la surface S , on a de nouveau recours à l'algorithme de Levenberg-Marquardt. Le critère de moindres carrés à minimiser est :

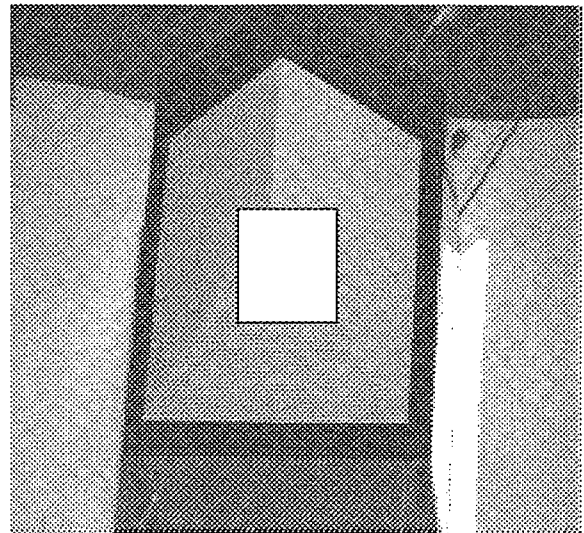
$$C(T) = \sum_{j=1}^{N_m} [d_{pf}(S, T m_j)]^2 \quad (4.15)$$

où $d_{pf}(S, q)$ est la distance minimum entre un point q et les trois facettes F_i :

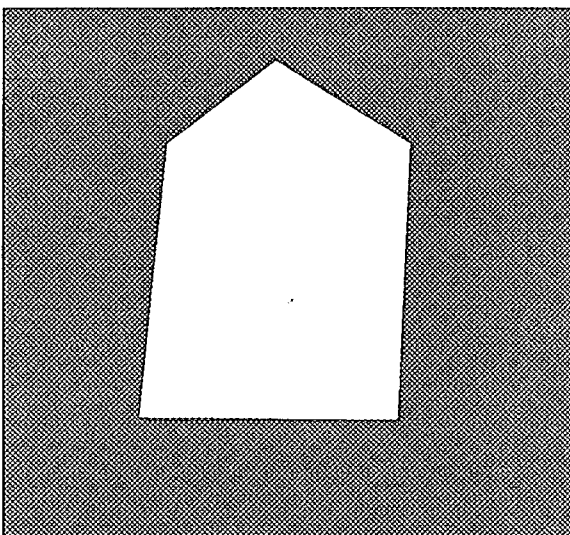
$$d_{pf}(S, q) = \min_i d(q, F_i) \quad (4.16)$$



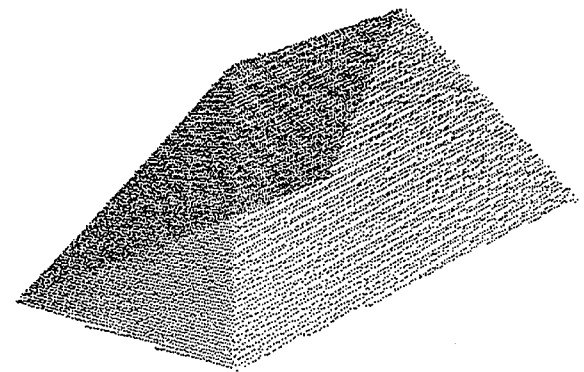
a) Image de la scène



b) Fenêtre de calcul du seuil



c) Détection de la surface de référence



d) Reconstruction 3D des points de surface

FIG. 4.15 - Détection et reconstruction 3D de la surface de référence.

4.3. Calibrage capteur de surface / gamma-caméra

Le résidu moyen (r_{moy}) est de l'ordre de 0.4 mm. Cette valeur intègre à la fois la précision du capteur et la précision du recalage.

La transformation de calibrage recherchée est donnée par $H2 = T$.

4.3.3.3 Comparaison des deux méthodes

Les deux méthodes présentées utilisent des surfaces différentes et des fonctions distance qui ne sont pas tout à fait les mêmes. Il est donc difficile de les comparer en termes de précision. On constate cependant que l'erreur moyenne obtenue avec la première méthode est assez élevée (1.8 mm). Ceci peut s'expliquer par le fait que le nombre de points numérisés pour constituer le modèle (5000 points) n'est pas suffisant.

Dans les deux méthodes, il faut partir d'une position initiale. La encore, il est facile de trouver une transformation initiale qui convienne dans tous les cas.

4.3.4 Composition des transformations

La transformation de calibrage \mathbf{H} liant le référentiel Ref_{capteur} au référentiel Ref_{spect} est donnée par la composition de $\mathbf{H1}$ et $\mathbf{H2}$ (figure 4.16) :

$$H = H_1 H_2 \quad (4.17)$$

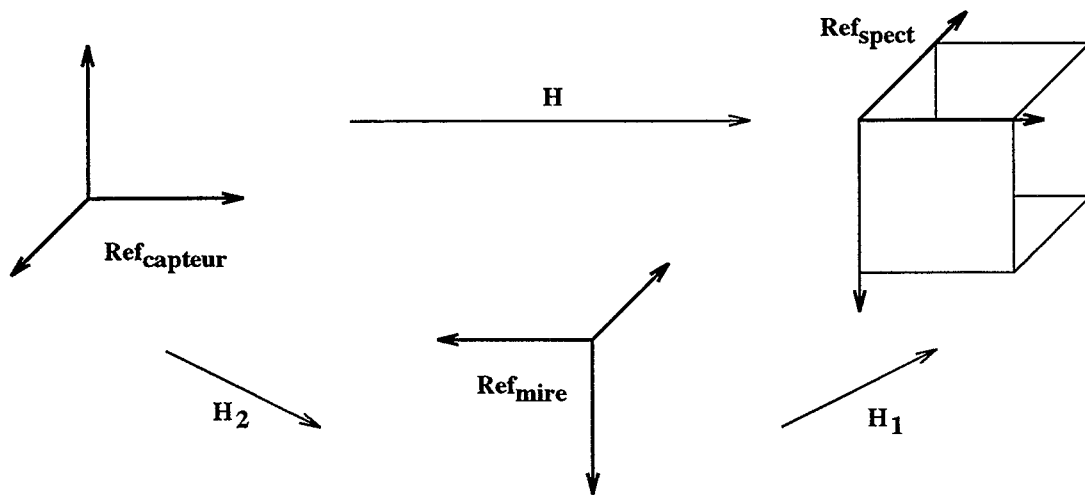


FIG. 4.16 - Composition des transformations.

Ce calibrage est réalisé une fois pour toutes. Il reste valable tant qu'il n'y a pas d'intervention humaine sur le capteur ou la gamma-caméra (par exemple une opération de maintenance). Par mesure de sécurité, on peut cependant recalibrer l'ensemble régulièrement, par exemple tous les trois mois. Il n'y a pas de procédure simplifiée qui permette de vérifier le calibrage plutôt que de le refaire, mais l'automatisation de la méthode rend cette opération très simple.

Dans la pratique, la mire est placée sur le lit d'examen de la gamma-caméra, à la place de la tête du patient. Les cathéters sont remplis avec 2 mCi de ^{99m}Tc dans 1 ml, puis la tomoscintigraphie est réalisée (les cathéters ont un diamètre intérieur de 1 mm). L'acquisition de la surface de la mire est réalisée pendant la scintigraphie (figures 4.17 et 4.18).

4.3. Calibrage capteur de surface / gamma-caméra

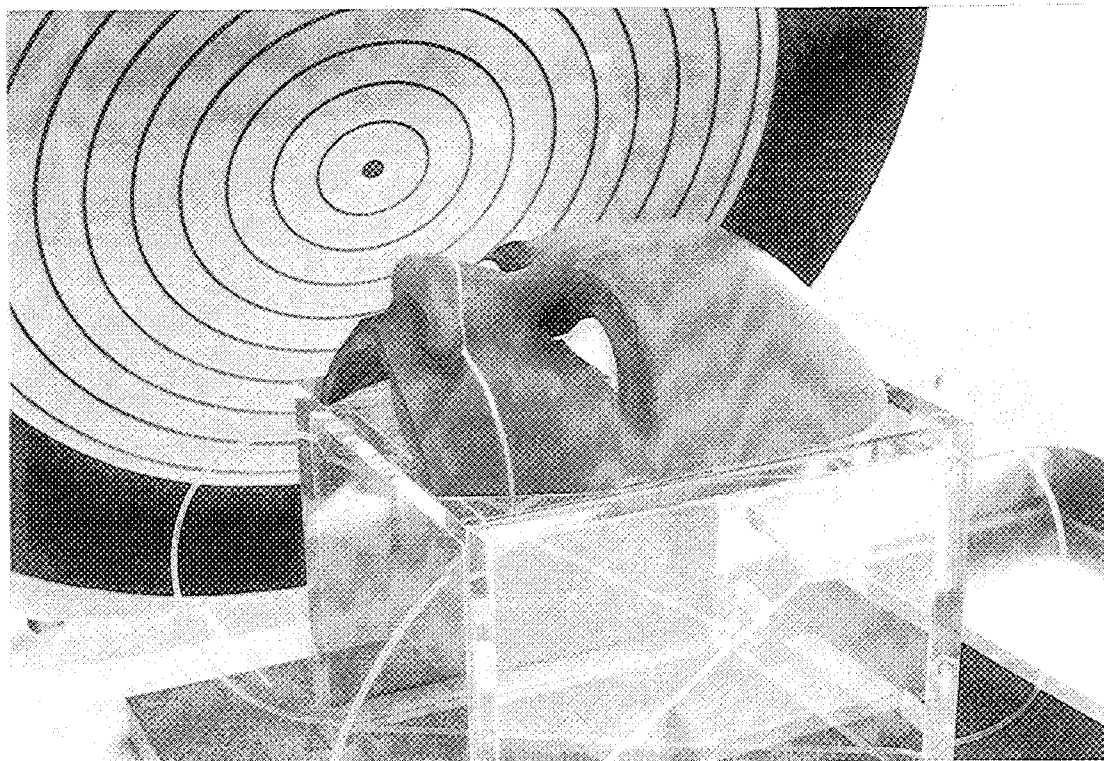
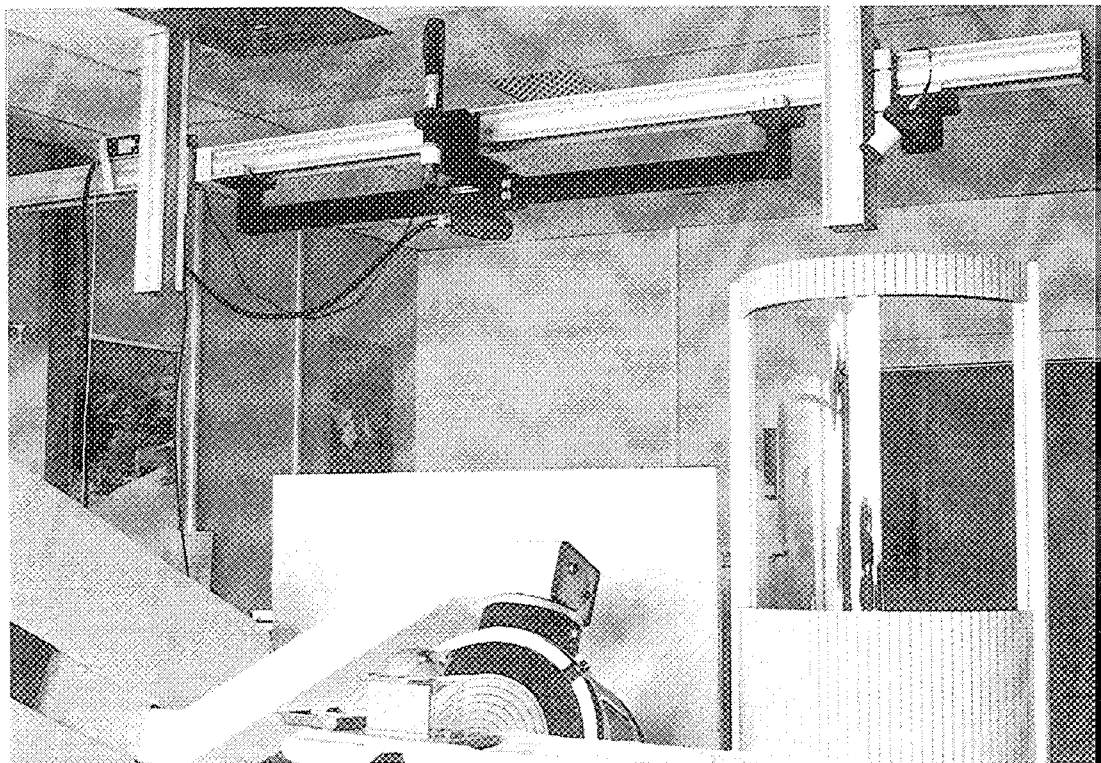


FIG. 4.17 - Calibrage réalisé avec la première version de la mire. Le capteur optique est le capteur caméra/laser. On observe le trait laser sur la surface du visage.

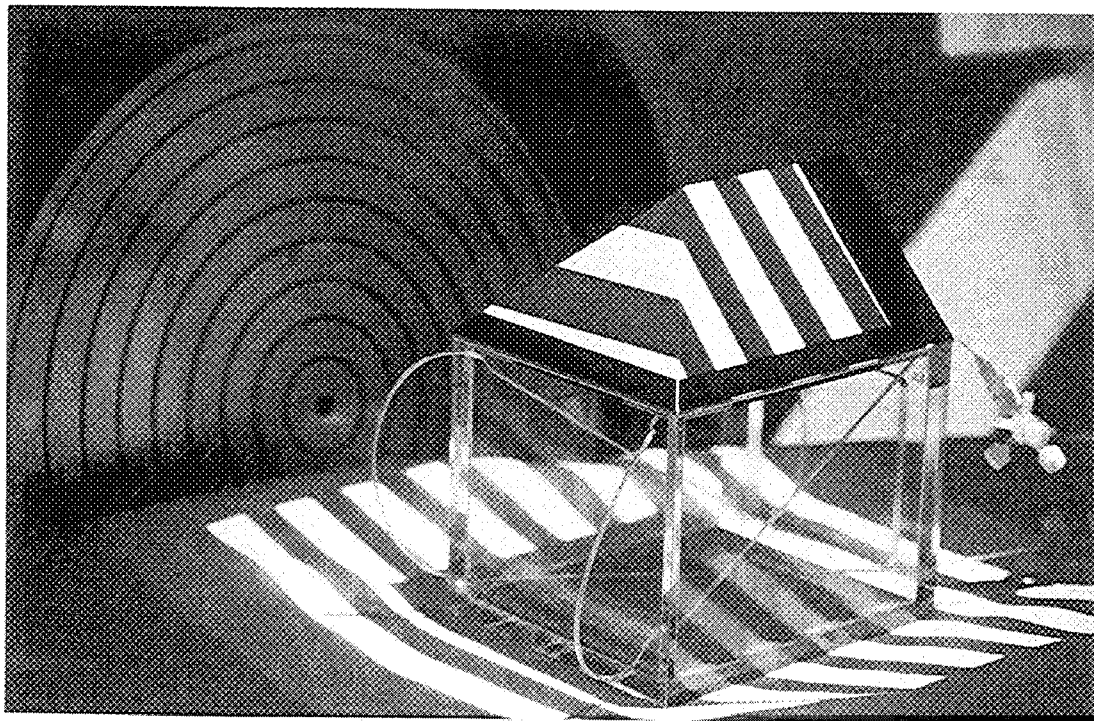
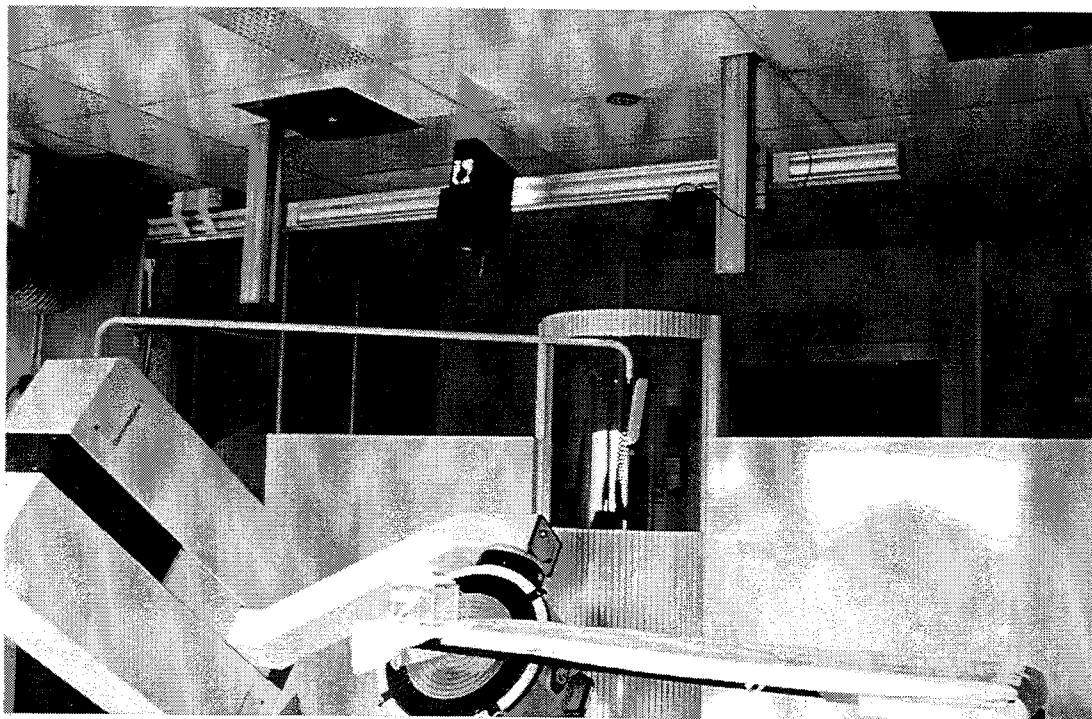


FIG. 4.18 - Calibrage réalisé avec la deuxième version de la mire. Le capteur optique est le capteur caméra/projecteur. Les motifs lumineux sont projetés sur la surface de référence.

4.4 Recalage IRM / capteur de surface par fusion des masques virtuels

On suppose que le capteur de surface est calibré par rapport à la gamma-caméra. Pour chaque patient, il s'agit maintenant d'acquérir le "masque virtuel IRM" et le "masque virtuel capteur" du patient, puis de recalcr ces deux masques pour estimer la transformation V entre les référentiels Ref_{irm} et $Ref_{capteur}$.

4.4.1 Masque virtuel IRM du patient

Le "masque virtuel IRM" est obtenu à partir des images IRM par segmentation et interpolation des contours de la peau du visage.

4.4.1.1 Segmentation des images IRM

La segmentation d'images constitue un point clef dans beaucoup d'applications médicales dès lors que l'on a besoin d'isoler des structures anatomiques de leur environnement. On distingue trois classes de méthodes [Suentens et al.93]:

- Segmentation manuelle: ce type de méthode nécessite une interface utilisateur qui permette de dessiner avec la souris les contours à segmenter sur l'image. La segmentation manuelle d'un ensemble d'images est souvent longue, fastidieuse, et plus ou moins précise selon l'habileté de l'opérateur.
- Segmentation de bas niveau: ces méthodes de segmentation utilisent l'information contenue dans chaque pixel de l'image (intensité, texture ou forme locale). La méthode la plus simple est un seuillage appliqué à des images en niveaux de gris. On différencie ainsi les pixels appartenant à l'objet des pixels du fond. Ce principe fonctionne particulièrement bien sur des images très contrastées. D'autres techniques consistent à regrouper des pixels voisins en fonction de critères de similarité (typiquement l'intensité). On peut aussi suivre des portions de contours en se basant sur les gradients d'intensité.
- Segmentation par modèles déformables: ces méthodes utilisent des connaissances a priori sur la structure de l'objet telles que la forme globale. Le modèle qui colle au mieux sur les structures à segmenter est trouvé par des procédures d'optimisation. On peut noter en particulier une approche basée sur des éléments déformables (les "snakes") dans [Leitner et al.91].

Les structures que nous devons extraire des images IRM sont les contours de la peau du visage. Ces contours sont suffisamment contrastés par rapport au fond de l'image pour être simplement détectés par une technique de seuillage. De plus, la zone qui nous intéresse (le visage) n'est située que dans la partie supérieure des images. On applique alors le principe suivant: chaque image est balayée verticalement jusqu'à une certaine profondeur (mi hauteur) ou jusqu'à la rencontre d'un pixel dont la valeur est supérieure à un seuil donné (figure 4.19). Le seuil choisi convient pour la plupart des examens IRM où le bruit

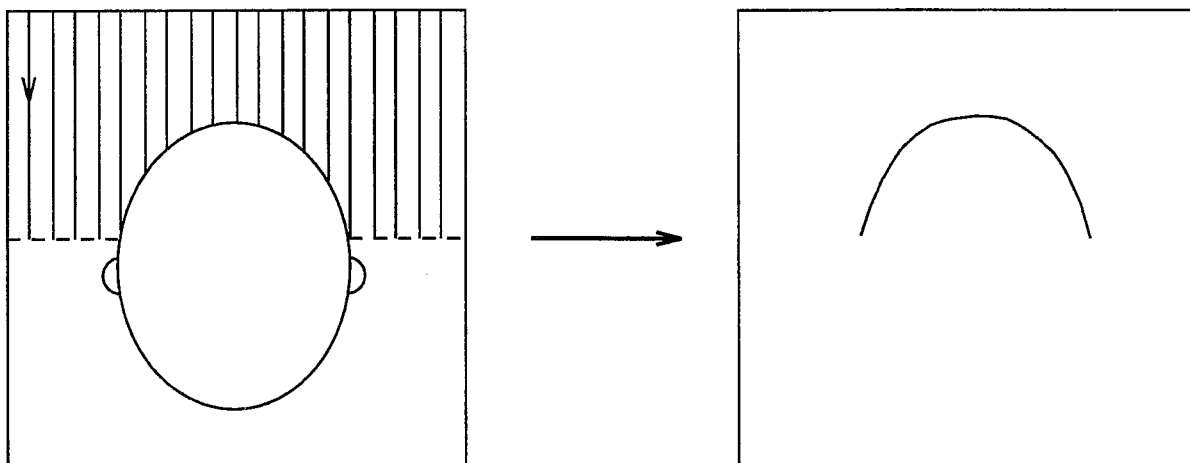


FIG. 4.19 - Segmentation d'une coupe IRM.

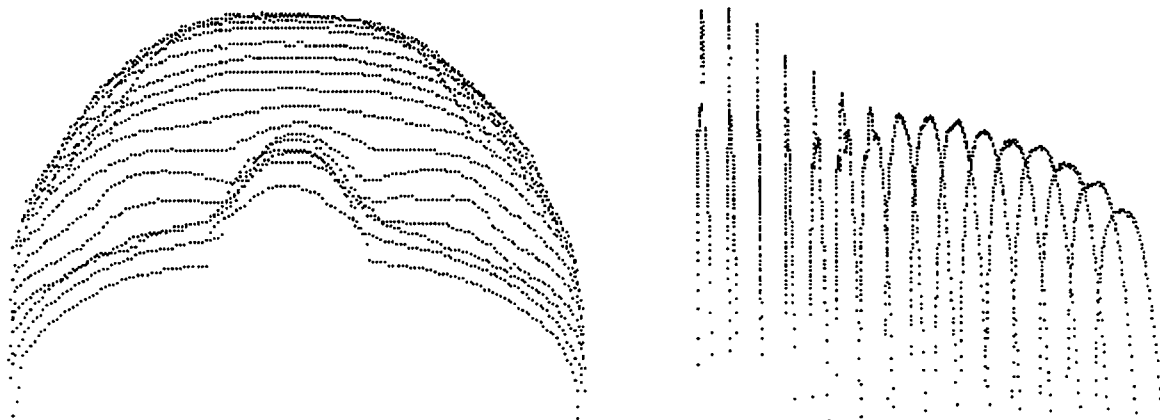


FIG. 4.20 - Ensemble des contours IRM segmentés.

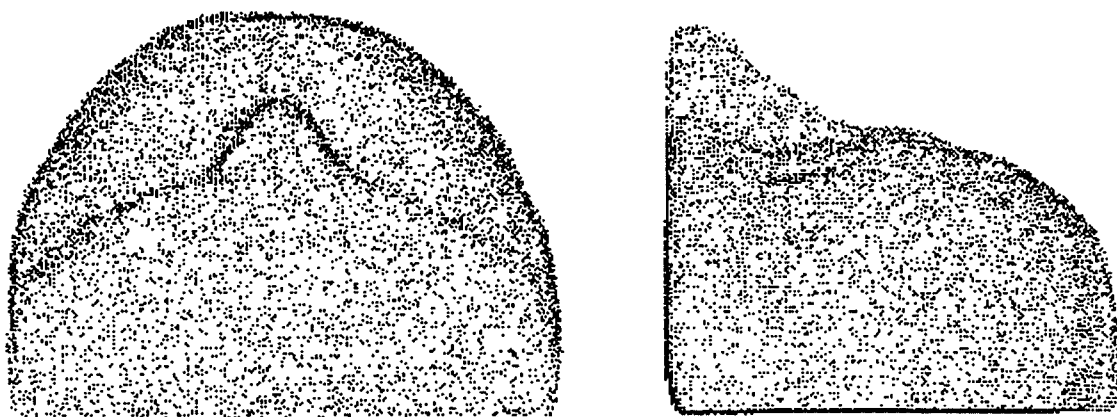


FIG. 4.21 - Masque virtuel IRM après interpolation de forme des contours.

4.4. Recalage IRM / capteur de surface par fusion des masques virtuels

de fond est généralement très faible. Pour ces examens, la méthode de segmentation est donc entièrement automatique. Cependant, dans certains cas très rares, l'utilisateur a besoin de modifier la valeur du seuil. Cette opération est réalisée sur une interface utilisateur qui permet de contrôler visuellement les contours obtenus pour chaque coupe.

Après mise à l'échelle, on obtient un ensemble d'environ 2500 points dans le référentiel Ref_{irm} . La figure 4.20 montre le résultat de la segmentation. Dans cet exemple, on dispose de 16 contours espacés de 6 mm. Il faut noter qu'on suppose que l'IRM a une distorsion géométrique négligeable par rapport à la précision requise pour notre application.

4.4.1.2 Interpolation de forme

L'examen IRM fournit un ensemble de coupes parallèles qui peuvent être segmentées par la méthode que l'on vient de décrire. Cependant, l'espacement des plans de coupe est souvent largement supérieur à la taille des pixels images. Pour obtenir une bonne représentation de l'objet segmenté, il faut alors procéder à une interpolation entre les coupes.

Nous avons utilisé la méthode d'interpolation de forme (dite "shape based interpolation") décrite par [Herman et al.92]. Le principe est d'estimer la position des points qui auraient été segmentés sur les coupes intermédiaires si ces coupes avaient existé. Pour cela, les contours segmentés sont d'abord fermés (par une droite liant le premier point au dernier point du contour), puis les images segmentées sont converties en images de niveaux de gris. Dans ces images, la valeur de gris de chaque pixel est fonction de la distance du pixel à la frontière de l'objet (la fonction distance utilisée est dérivée de la distance du chanfrein de [Borgefors86]). Ces valeurs sont positives à l'intérieur de l'objet et négatives à l'extérieur. Les coupes intermédiaires sont alors estimées par interpolation linéaire des niveaux de gris, et un seuillage à zéro permet de définir les contours de l'objet.

L'algorithme a été implémenté au laboratoire. Appliqué au contours du visage, on obtient une représentation de la surface de la peau sous la forme d'un ensemble de N_s points s_i , exprimés dans le référentiel Ref_{irm} . Soit S cette surface :

$$S = \{s_i\}, i = 1 \dots N_s \quad (4.18)$$

On dispose d'environ $N_s = 60000$ points. La figure 4.21 montre le résultat de l'interpolation appliquée sur les contours de la figure précédente.

4.4.2 Masque virtuel capteur du patient

Le "masque virtuel capteur" est acquis avec le capteur optique installé en médecine nucléaire au dessus de la tête du patient. L'acquisition est réalisée pendant la tomoscintigraphie, ce qui ne rallonge pas la durée de l'examen. Ce masque doit représenter la partie supérieure du visage, c'est à dire du bout du nez à la racine des cheveux. Il s'agit en effet de la partie la plus stable du visage.

On rappelle que ce capteur de surface associe aux pixels de son image vidéo des coordonnées de points 3D calculées par triangulation (voir chapitre 2). On appellera **image de profondeur** l'ensemble des points 3D correspondant à l'ensemble des points de l'image vidéo. La figure 4.22 montre le résultat d'une acquisition réalisée avec le capteur caméra/projecteur sur un patient. On constate sur ces données la nécessité de définir une région d'intérêt qui ne conserve que les points de surface dont nous avons besoin. La définition de cette zone peut être manuelle ou automatique.

4.4.2.1 Définition manuelle de la région d'intérêt

Une interface utilisateur permet de dessiner les contours de la région intérêt sur l'image. Le plus simple est de dessiner un polygone en indiquant la position des sommets avec la souris. A partir de ce contour est fabriqué un masque d'intérêt. Seuls les points 3D correspondants aux points image contenu à l'intérieur de ce masque sont conservés (figure 4.23).

4.4.2.2 Définition automatique de la région d'intérêt

Le principe précédent est très simple mais nécessite cependant l'intervention d'un opérateur. Nous avons donc cherché à mettre au point une méthode qui détermine automatiquement cette région d'intérêt.

Après une acquisition de surface avec le capteur optique, nous disposons de l'image vidéo de la scène et de l'image de profondeur correspondante. Nous allons donc utiliser ces deux informations. On suppose avant tout que le visage complet du patient est à peu près centré dans l'image vidéo. En effet, le capteur de surface a été installé dans la salle d'examen de telle façon que lorsque le patient est centré sous la gamma-caméra, le visage est entièrement visible sur l'image vidéo.

On procède aux étapes suivantes :

- **Calcul d'un masque de profondeur** : on définit une fenêtre centrée sur l'image, dont la taille est égale à 1/4 de l'image (figure 4.25.a). Le patient étant centré sous la gamma-caméra, on est sûr que cette fenêtre est bien positionnée sur le visage. A partir des points 3D correspondant aux points image contenu dans la fenêtre, on calcule le plan aux moindres carrés P_l passant aux mieux par ces points. Ce plan correspond approximativement à un plan de coupe frontal. Il va donc nous permettre de rechercher le point culminant T_p du visage qui est le bout du nez. Ce point est tel que sa distance d_1 ($d_1 > 0$) au plan est maximale (figure 4.25.b). On définit alors une profondeur D en dessous de laquelle on estime qu'on ne se trouve plus sur le visage. Une profondeur $D = 80.0$ mm semble être une bonne valeur. On en déduit la distance correspondante d_2 ($d_2 < 0$) par rapport au plan de coupe ($d_2 = d_1 - D$).

Nous sommes maintenant en mesure de construire une image masque correspondant aux points 3D de l'image de profondeur initiale dont la distance au plan de coupe est comprise entre d_1 et d_2 (figure 4.25.c).

4.4. Recalage IRM / capteur de surface par fusion des masques virtuels

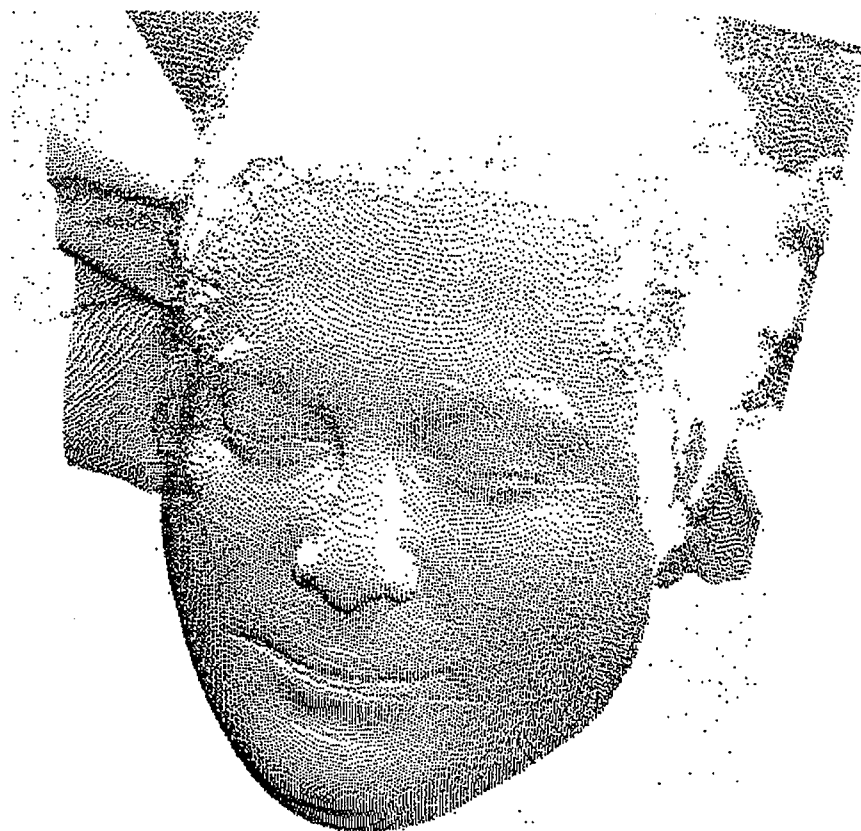
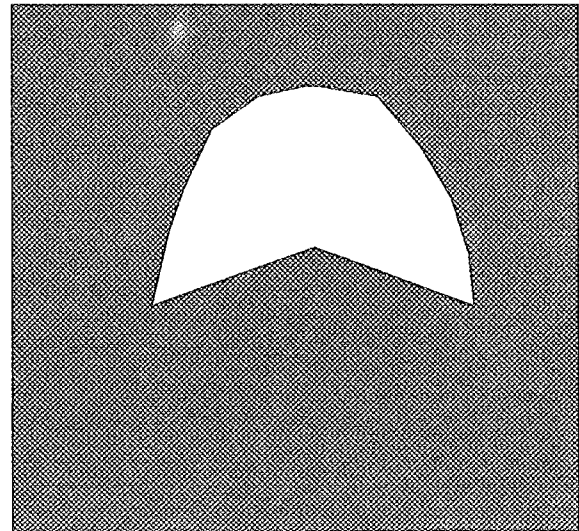


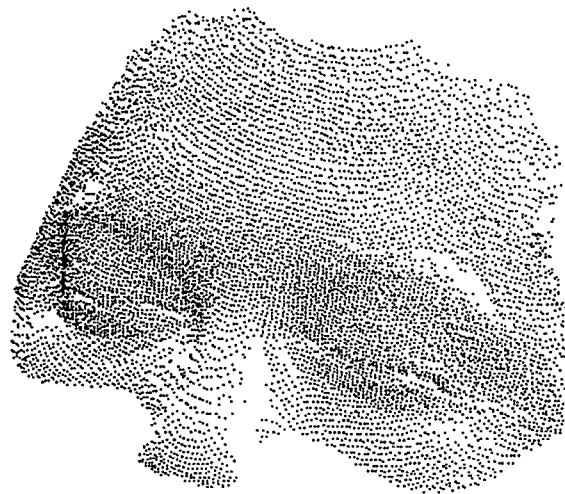
FIG. 4.22 - Reconstruction 3D de la scène vue par la caméra du capteur de surface.



Definition manuelle du contour



Création d'un masque d'intérêt



Seuls les points 3D correspondant au masque d'intérêt sont conservés

FIG. 4.23 - Définition manuelle de la région d'intérêt et reconstruction 3D correspondante.

4.4. Recalage IRM / capteur de surface par fusion des masques virtuels

- **Calcul d'un masque de seuillage** : on cherche à calculer un seuil d'intensité qui nous permette de conserver tous les points de l'image vidéo qui appartiennent à la peau du visage et d'éliminer un maximum des autres points (sourcils, cheveux, fond de l'image ...). Nous allons définir ce seuil à partir des points images de la fenêtre précédemment utilisée. L'intensité des points considérés n'est pas uniforme. En effet, il existe par exemple des zones d'ombre dues à la forme du visage elle-même, à l'éclairage, aux sourcils Calculer la valeur moyenne de l'intensité ne serait pas très significatif. Il est préférable de calculer un histogramme des niveaux de gris pour rechercher la valeur de l'intensité la plus représentative de la surface de la peau. Sur l'exemple de la figure 4.24, cette intensité est égale à 120 sur une échelle de 256 niveaux de gris.

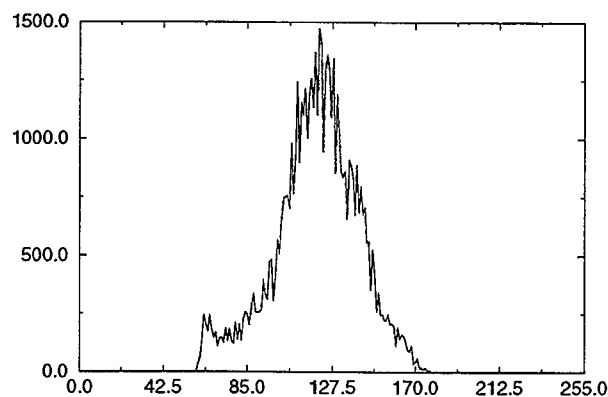


FIG. 4.24 - *Histogramme des niveaux de gris.*

On définit un seuil égal à un certain pourcentage de cette valeur (66% donne de bons résultats). On peut alors construire une image masque de seuillage (figure 4.25.d).

- **Positionnement d'un masque prédéfini** : le point image correspondant au bout du nez qui a été détecté dans la première étape, va nous servir de point de repère pour délimiter la partie supérieure du visage de sa partie inférieure. Pour cela nous avons créé un masque spécifique qui est positionné grâce à ce point de repère (figure 4.26.e).

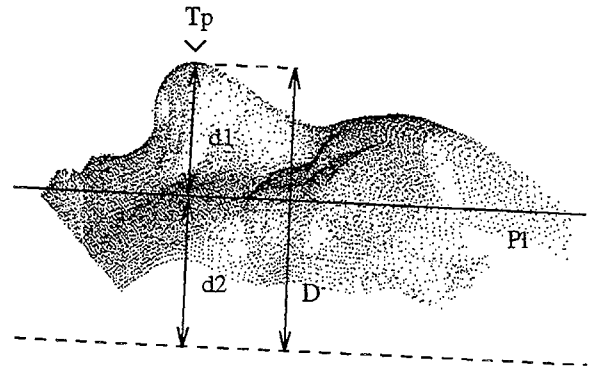
- **Composition de trois masques** : la composition des trois masques précédents fournit un masque presque parfait (figure 4.26.f). Il reste quelques points isolés qui n'appartiennent pas à la surface de la peau.

- **Elimination des points abérants** : l'élimination des points isolés est réalisée par une technique d'érosion dilatation (figure 4.26.g). Les points 3D correspondant au masque final sont montrés sur la figure 4.26.h. Le résultat est très semblable à celui obtenu manuellement.

Ces tests ont été réalisés avec le capteur caméra/projecteur mais le même principe est applicable au capteur caméra/laser. Un exemple d'acquisition laser de la surface du visage est montré sur la figure 4.27.



a) Fenêtre de calcul



b) Détection du point culminant



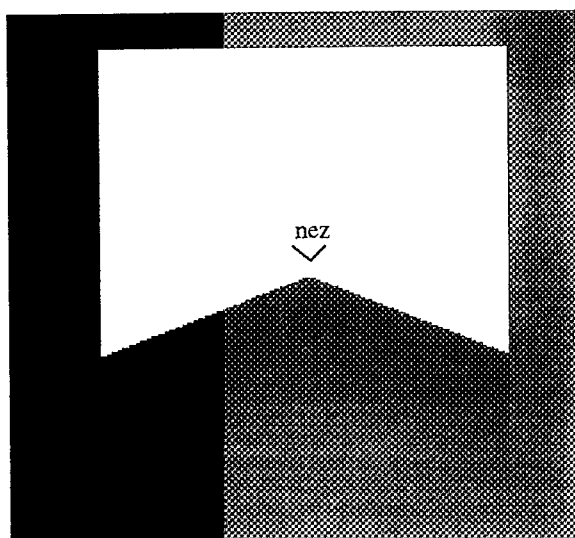
c) Masque de profondeur



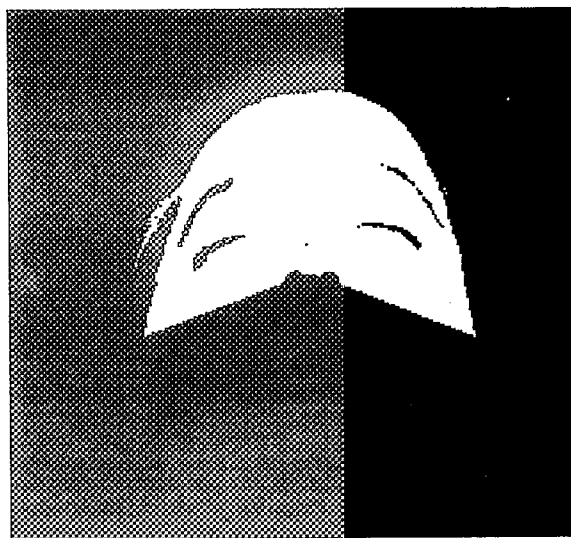
d) Masque de seuillage

FIG. 4.25 - Détection automatique du visage.

4.4. Recalage IRM / capteur de surface par fusion des masques virtuels



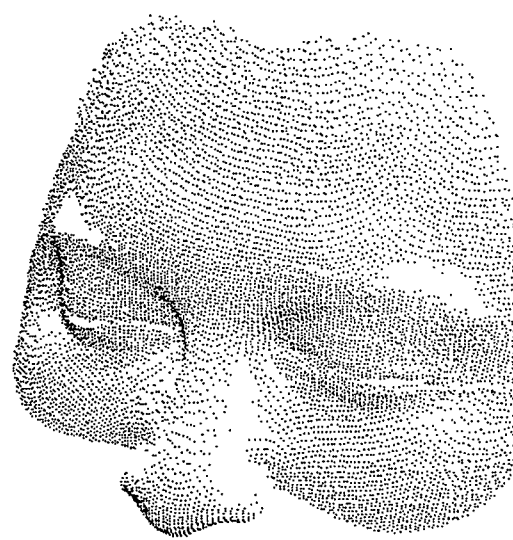
e) Positionnement d'un masque prédéfini



f) Composition des trois masques c-d-e



g) Elimination des points abérants



h) Reconstruction 3D

FIG. 4.26 - *Détection automatique du visage.*

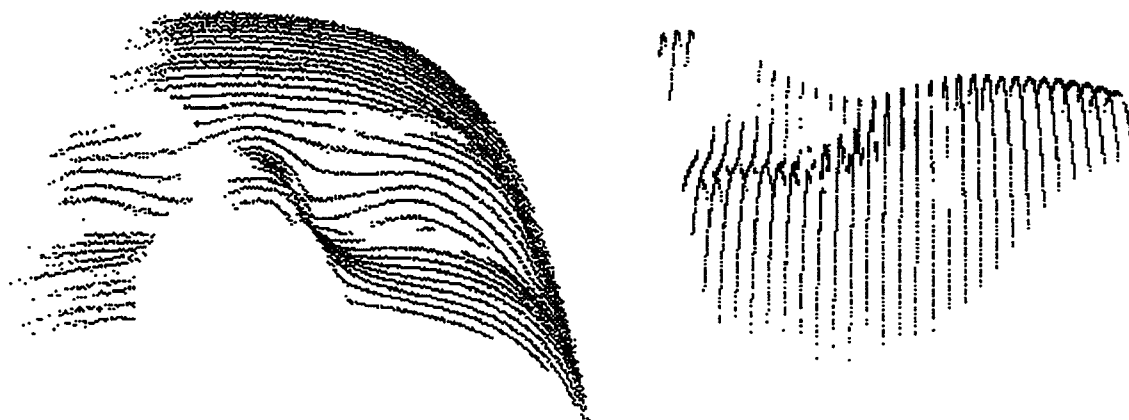


FIG. 4.27 - Vues de face et de profil de la surface obtenue par le capteur laser/caméra. Les traits laser sont espacés de 3 mm.

Remarque : la méthode automatique n'est applicable qu'en situation normale. Dans le cas où le patient présente une zone qu'il faut impérativement éviter (pansement, électrode, oedème, ...), il faut avoir recours à la définition manuelle de contours.

Quelque soit la méthode retenue et quelque soit le capteur utilisé, le résultat de l'acquisition est un ensemble de N_m points m_j , exprimés dans le référentiel Ref_{capteur} . Soit S' cette surface :

$$S' = \{m_j\}, j = 1 \dots N_m \quad (4.19)$$

On dispose d'environ $N_m = 20000$ points avec le capteur caméra/laser et d'environ $N_m = 50000$ points avec le capteur caméra/projecteur.

4.4.3 Recalage des deux masques virtuels

4.4.3.1 Fusion des surfaces

Pour recalcr les deux masques virtuels, nous utilisons de nouveau l'algorithme de fusion de surfaces 3D décrit au chapitre 3.3. L'octree est généré à partir de la surface S du masque IRM, et les données à mettre en correspondance sont les points de la surface S' du masque capteur. La figure 4.28 montre les deux surfaces en position initiale et finale.

Comme pour la mire de calibrage, on choisit une transformation initiale qui soit assez proche de la solution finale pour tous les patients. Cela est possible car les patients sont toujours plus ou moins centrés de la même façon sous la gamma-caméra.

A l'issue du recalage, on obtient la transformation T entre S et S' . L'erreur moyenne entre les deux surfaces est de 0.42 mm. La transformation recherchée entre Ref_{IRM} et Ref_{capteur} est donnée par $V = T^{-1}$.

4.4. Recalage IRM / capteur de surface par fusion des masques virtuels

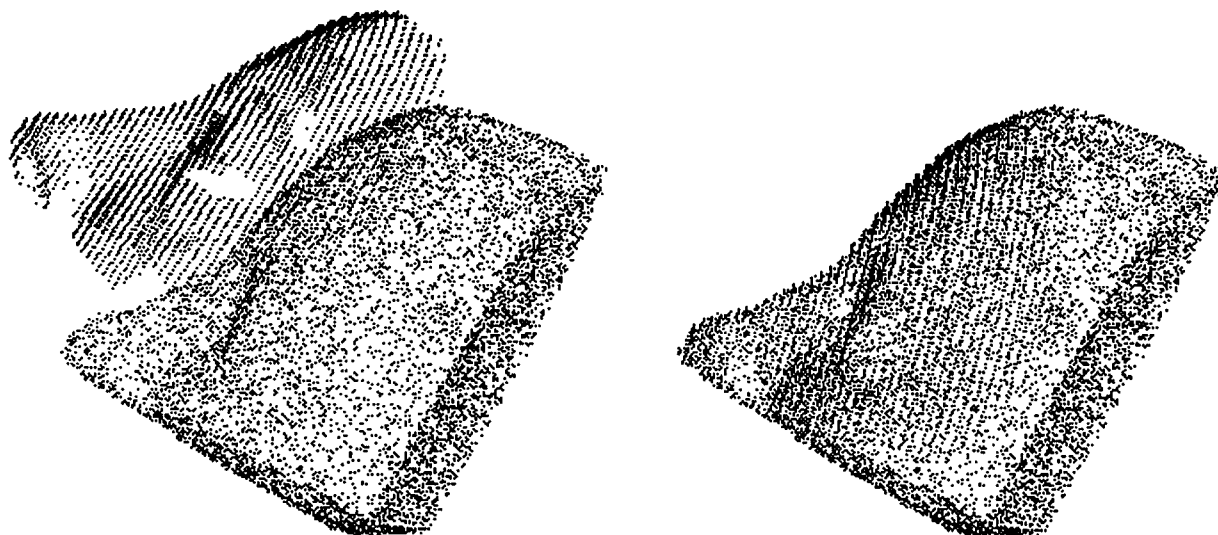


FIG. 4.28 - Recalage des deux masques virtuels du patient. Position initiale (à gauche) et finale (à droite) des deux surfaces.

4.4.3.2 Précision du recalage

[Champleboux et al.92b] rapporte une expérience pour évaluer la précision du recalage entre deux surfaces de visage acquises avec le capteur laser/caméra. Cette expérience utilise la mire de calibrage du capteur décrite au chapitre 2.1.2.

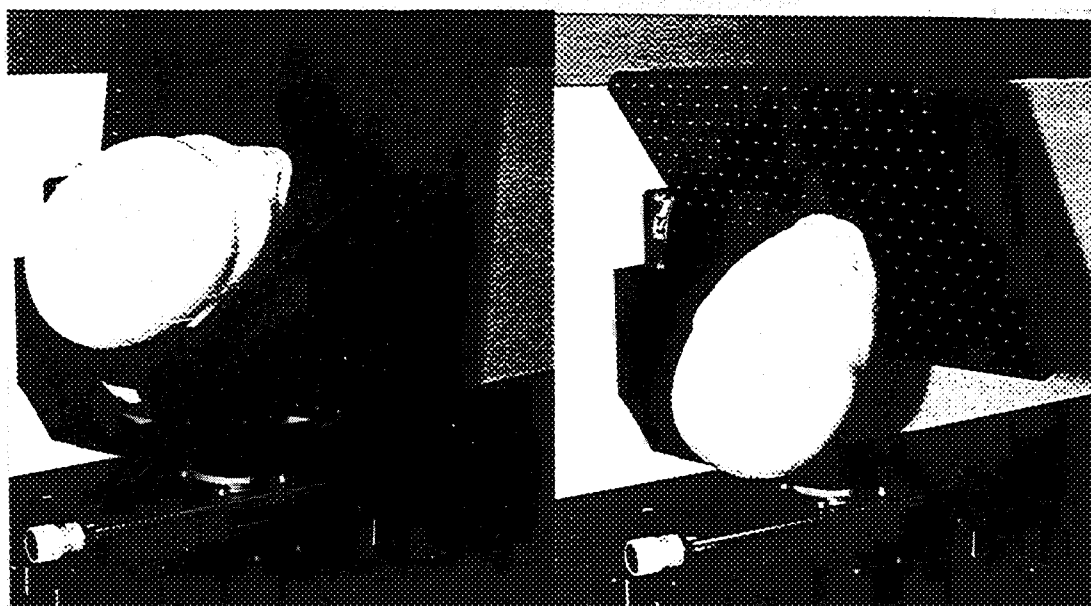


FIG. 4.29 - Le plateau articulé permet de calculer la transformation entre deux positions de la tête dans le référentiel de la mire.

Le capteur est d'abord calibré puis une tête en polystyrène est collée sur le plateau articulé de la mire. Pour une position (ϕ_1, θ_1, T_1) du plateau, on acquiert la surface du visage de la tête (environ 7500 points). Le plateau est ensuite déplacé dans une autre

position (ϕ_2, θ_2, T_2) et on procède à une nouvelle acquisition de la surface (environ 2500 points). A partir des valeurs (ϕ_1, θ_1, T_1) et (ϕ_2, θ_2, T_2) , on peut calculer la transformation exacte T_0 liant les deux positions de la tête (figure 4.29).

On applique alors l'algorithme de recalage entre les deux surfaces enregistrées. L'octree est construit à partir de la première surface et la deuxième surface constitue les données. A la fin de la minimisation, on obtient la transformation T_1 liant les deux surfaces. Les erreurs de transformation entre T_0 et T_1 valent environ $\|\Delta t\| = 1$ mm et $\|\Delta\alpha\| = 0.5^\circ$. Ces valeurs intègrent à la fois la précision du capteur et la précision de l'algorithme de recalage.

4.4.3.3 Influence de la région d'intérêt

Nous avons comparé les résultats du recalage pour quatre régions d'intérêt définies interactivement. La région R_0 est la région idéale telle qu'elle a été définie à la section précédente. La région R_1 ne contient que la partie droite du visage et la région R_2 que la partie gauche. Enfin, la région R_3 couvre uniquement la zone frontale (figure 4.30).

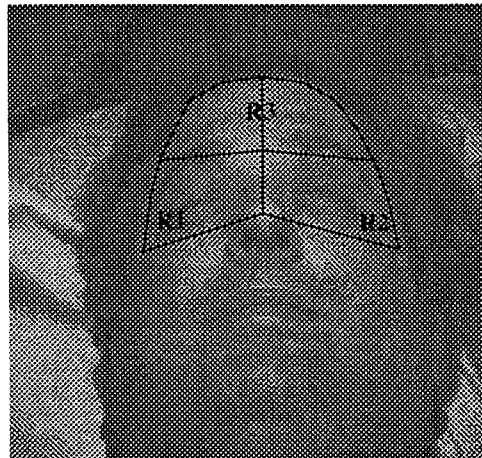


FIG. 4.30 - Prise en compte de différentes régions du visage.

Dans tous les cas, le recalage est réalisé en partant de la même position initiale. On compare les résultats obtenus avec les régions R_1 , R_2 et R_3 avec le résultat obtenu avec la région R_0 :

$$R_1: \|\Delta t\| = 0.29 \text{ mm et } \|\Delta\alpha\| = 1.47^\circ$$

$$R_2: \|\Delta t\| = 1.55 \text{ mm et } \|\Delta\alpha\| = 1.87^\circ$$

$$R_3: \|\Delta t\| = 26.15 \text{ mm et } \|\Delta\alpha\| = 9.56^\circ$$

Il est évident que la région R_3 ne contient pas assez de formes pour permettre un bon recalage. Il est cependant important que la région d'intérêt soit la plus grande possible pour avoir une bonne précision de recalage.

4.5. Composition des transformations

4.5 Composition des transformations

Nous connaissons donc maintenant :

- la transformation de calibrage \mathbf{H} entre le référentiel $Ref_{capteur}$ du capteur de surface et le référentiel Ref_{spect} de la gamma-caméra ;
- la transformation de recalage \mathbf{V} des deux masques virtuels du patient entre le référentiel Ref_{irm} de L'IRM et le référentiel $Ref_{capteur}$ du capteur de surface.

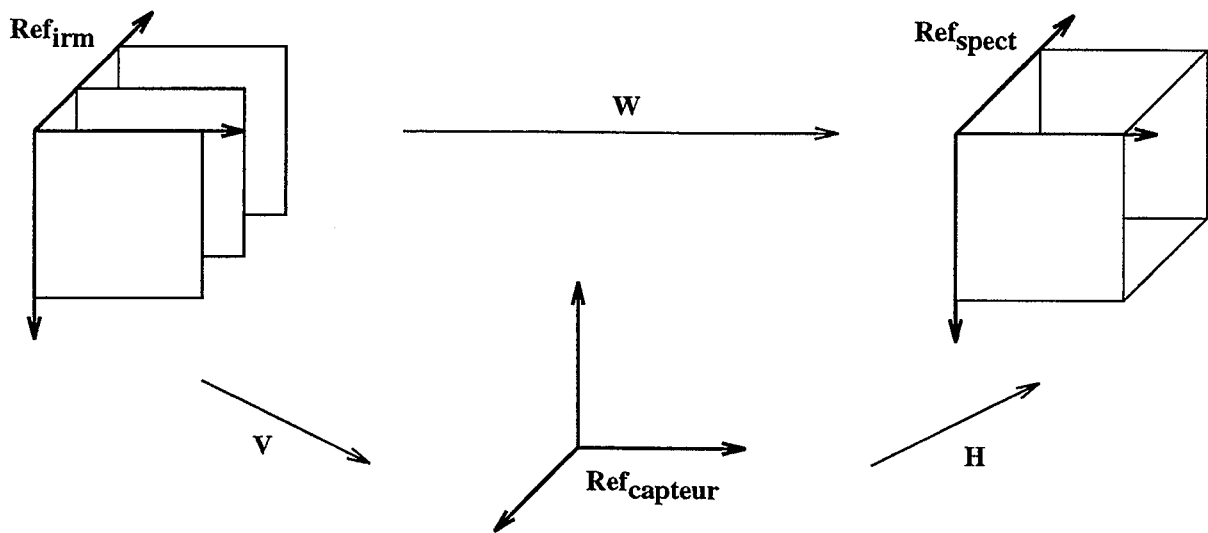


FIG. 4.31 - Composition des transformations.

La transformation finale \mathbf{W} liant les référentiels des deux imageurs, Ref_{irm} et Ref_{spect} , est donnée par la composition des transformations \mathbf{H} et \mathbf{V} (figure 4.31) :

$$W = HV \quad (4.20)$$

Rappelons que la transformation \mathbf{H} est elle-même issue de la compositions de deux autres transformations $\mathbf{H1}$ et $\mathbf{H2}$. On peut donc se demander si avec toutes ces transformations on peut espérer une bonne précision. Nous montrerons pourtant paragraphe 4.7.1 que les tests de précision sont tout à fait concluants.

4.6 Reformatage des coupes et visualisation

La gamma-caméra fournit un volume d'information isotrope alors que l'IRM produit des coupes non jointives. Ce sont donc les données fonctionnelles qui vont être superposées aux données morphologiques.

Une fois la matrice de passage entre Ref_{irm} et Ref_{spect} estimée, pour chaque coupe IRM il s'agit de retailler dans le volume SPECT l'image qui se superpose exactement à cette coupe, puis de visualiser les résultats.

4.6.1 Principe du reformatage

Considérons la coupe IRM d'indice p . Pour chaque pixel (u, v) de cette image on effectue deux phases de calcul :

4.6.1.1 Localisation du pixel SPECT

On recherche dans le volume SPECT la position du point qui correspond au pixel IRM (u, v, p) considéré. La procédure est la suivante :

- passage des coordonnées image $(u, v, p)_{irm}$ du pixel de l'image IRM aux coordonnées millimétriques $(x, y, z)_{irm}$ dans le référentiel Ref_{irm} par application de la matrice d'échelle diagonale K_{irm} :

$$(x \ y \ z \ 1)_{irm}^t = K_{irm} (u \ v \ p \ 1)_{irm}^t \quad (4.21)$$

- calcul des coordonnées millimétriques $(x, y, z)_{spect}$ du point correspondant dans le référentiel Ref_{spect} par application de la transformation W liant Ref_{irm} et Ref_{spect} :

$$(x \ y \ z \ 1)_{spect}^t = W (x \ y \ z \ 1)_{irm}^t \quad (4.22)$$

- passage des coordonnées millimétriques $(x, y, z)_{spect}$ aux coordonnées image $(u, v, p)_{spect}$ du pixel dans le volume SPECT par application de la matrice d'échelle diagonale K_{spect} :

$$(u \ v \ p \ 1)_{spect}^t = K_{spect}^{-1} (x \ y \ z \ 1)_{spect}^t \quad (4.23)$$

Dans la pratique, ces opérations sont réalisées en une seule fois, en définissant la matrice de passage F :

$$F = K_{spect}^{-1} W K_{irm} \quad (4.24)$$

On peut alors écrire directement :

$$(u \ v \ p \ 1)_{spect}^t = F (u \ v \ p \ 1)_{irm}^t \quad (4.25)$$

Remarque : les coordonnées image $(u, v, p)_{spect}$ ne sont pas entières. Le point correspondant est donc encadré par 8 pixels du volume SPECT.

4.6. Reformatage des coupes et visualisation

4.6.1.2 Interpolation des niveaux de gris

Il s'agit de calculer l'intensité SPECT qui correspond au pixel IRM $(u, v, p)_{irm}$. Pour cela, il faut tenir compte des 8 pixels du volume scintigraphique qui encadrent le point de coordonnées $(u, v, p)_{spect}$. Ces 8 pixels sont disposés aux sommets d'un cube de côté 1.0 (en unités pixel), comme le montre la figure 4.32.

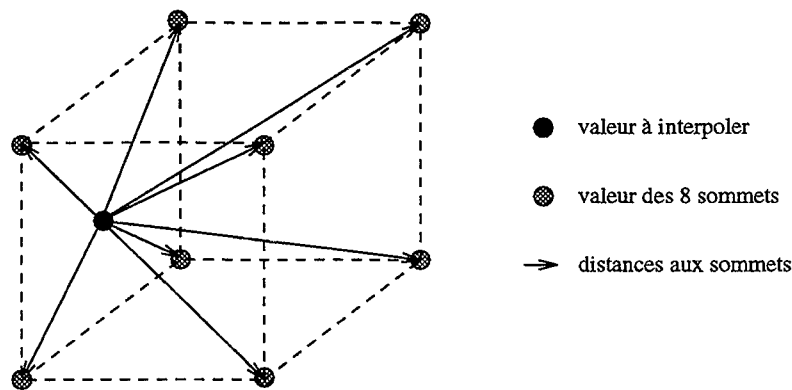


FIG. 4.32 - Interpolation des niveaux de gris.

Soit I_i , $i = 1, \dots, 8$ l'intensité des 8 pixels, et d_i , $i = 1, \dots, 8$ la distance du point considéré aux 8 sommets du cube. L'intensité I_0 de ce point est égale à la somme des intensités I_i pondérées par les distances d_i . On considère que l'influence de l'intensité I_i est maximale lorsque $d_i = 0$ et qu'elle est nulle lorsque $d_i \geq 1$. On définit alors la fonction suivante :

$$D_{sup}(d) = \begin{cases} d & \text{si } d > 0 \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (4.26)$$

L'intensité I_0 est donc donnée par :

$$I_0 = \frac{\sum_{i=1}^8 [D_{sup}(1.0 - d_i) I_i]}{\sum_{i=1}^8 D_{sup}(1.0 - d_i)} \quad (4.27)$$

4.6.1.3 Reconstruction complète de l'image

En balayant toute l'image IRM, on reconstruit l'image SPECT correspondante, comme le montre la figure 4.33.

4.6.2 Interface de visualisation

Pour un plus grand confort de visualisation, toutes les images sont affichées sur des fenêtres de taille 512 x 512 pixels. Les images IRM sont visualisées en 128 niveaux de gris. Les images SPECT reformatées peuvent être traitées en 128 niveaux de gris ou bien en fausses couleurs selon une palette de couleurs standard utilisée en médecine nucléaire .

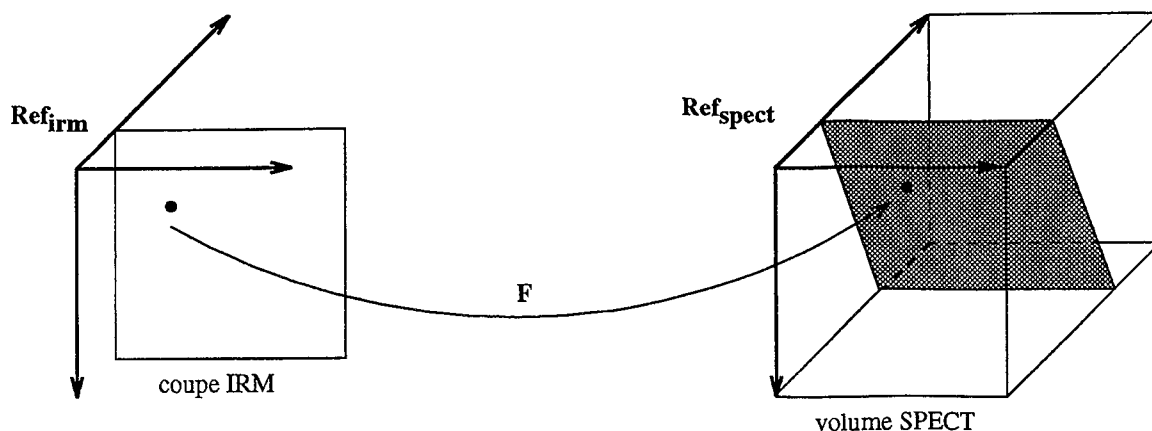


FIG. 4.33 - Reformatage de l'image scintigraphique.

Deux modes de visualisation permettent de mettre en évidence la correspondance entre les coupes IRM et les images scintigraphiques reformatées :

1. L'image SPECT apparaît à côté de la coupe IRM. Un curseur élastique permet alors de repérer des régions d'intérêt équivalentes dans les deux modalités. Il suffit pour cela d'entourer avec la souris la zone intéressante sur l'une des deux images. Simultanément, les contours se dessinent sur l'autre image.
2. L'image SPECT est superposée à la coupe IRM avec un effet de transparence : l'image IRM sert de fond et on lui substitue 1 pixel sur k par un pixel de l'image scintigraphique. La valeur de k est variable de 1 à 3 pour obtenir plusieurs niveaux de transparence (il y a recouvrement total pour $k=1$).

Il est bien sûr possible de combiner les deux modes précédents.

4.7 Résultats

Toutes les expérimentations ont été menées au CHU A. Michallon de Grenoble. Les caractéristiques des imageurs sont les suivantes :

- **L'Imageur par Résonance Magnétique** : deux imageurs ont été utilisés. Le premier est le modèle Magnétom Impact de General Electric possédant un champ de 0.5 T à supraconducteurs. Le deuxième est un modèle Philips avec un champ de 1.5 T à supraconducteurs. Les examens délivrés se composent d'un ensemble de coupes axiales, sagittales ou frontales, d'épaisseur et d'espacement variable. Pour nos travaux, nous n'avons utilisé que les coupes axiales (256 x 256). La taille des pixels est de 1.0 mm x 1.0 mm.

- **La gamma-caméra** : il s'agit du modèle Gammatome II de Sopa Medical. Les acquisitions sont réalisées en mode tomographique (64 projections 64 x 64 sur 360°, 20 secondes par projection). Après rétroprojection filtrée, on dispose d'un volume isotrope de 64^3 voxels sous la forme de 64 coupes axiales jointives. La taille des voxels est de 3.2 mm.

4.7. Résultats

4.7.1 Tests de précisions

Les tests ont été réalisés avec la première version de la mire de calibrage (cathéters et visage en plastique) et avec le capteur de surface caméra/laser.

Le capteur de surface a été calibré normalement par rapport à la gamma-caméra. On connaît ainsi la transformation \mathbf{H} entre $Ref_{capteur}$ et Ref_{spect} . Pour estimer la précision de notre méthode de fusion d'images, nous allons utiliser la mire de calibrage comme patient.

Un examen IRM de la mire est donc réalisé. Les cathéters ont été remplis de sulfate de cuivre et le visage en plastique a été enduit de vaseline pour rendre l'ensemble détectable par l'imageur. A l'issue de l'examen, on dispose de 18 coupes axiales espacées de 6 mm. A partir de ces images, on extrait (par segmentation) dans le référentiel Ref_{irm} :

- les sections des cathéters ;
- les contours du visage (environ 2500 points). Ces contours sont interpolés pour former le masque virtuel IRM (environ 60000 points).

On réalise également une tomoscintigraphie de la mire et une acquisition laser du visage comme s'il s'agissait d'un patient (les cathéters ont été remplis de technécium 99m). On obtient :

- les sections des cathéters dans le référentiel Ref_{spect} ;
- le masque virtuel capteur (environ 20000 points) dans le référentiel $Ref_{capteur}$.

Disposant de toutes ces données, nous proposons de calculer la transformation entre les référentiels Ref_{irm} et Ref_{spect} de deux façons différentes :

1. Calcul direct sur les cathéters

La transformation la plus directe entre Ref_{irm} et Ref_{spect} est calculée à partir des cathéters vus dans les deux modalités :

- les points segmentés en SPECT sont recalés sur les cathéters de la mire. On obtient la transformation $\mathbf{T1}$ entre Ref_{spect} et Ref_{mire} ;
- les points segmentés en IRM sont recalés sur les cathéters de la mire. On obtient la transformation $\mathbf{T2}$ entre Ref_{irm} et Ref_{mire} .

La composition de $\mathbf{T1}$ et $\mathbf{T2}$ nous donne la transformation $\mathbf{T0}$ entre les référentiels Ref_{irm} et Ref_{spect} (figure 4.34) :

$$T_0 = T_1^{-1} T_2 \quad (4.28)$$

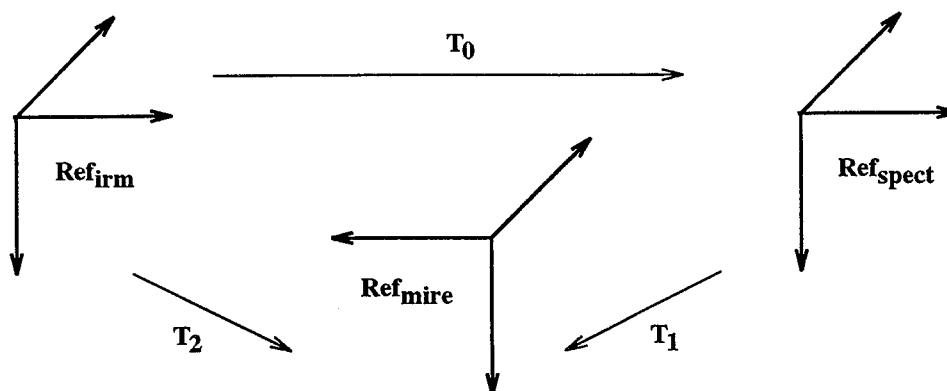


FIG. 4.34 - Transformation de référence entre les deux imageurs.

On considère T_0 comme la transformation de référence qui nous servira de point de comparaison.

2. Calcul par recalage des masques virtuels

Le recalage des deux masques du visage (IRM et capteur) fournit la transformation V entre Ref_{irm} et $Ref_{capteur}$. Par ailleurs on connaît la transformation de calibrage H entre $Ref_{capteur}$ et Ref_{spect} . La composition de H et V nous donne la transformation W entre les référentiels Ref_{irm} et Ref_{spect} (figure 4.35) :

$$W = H V \quad (4.29)$$

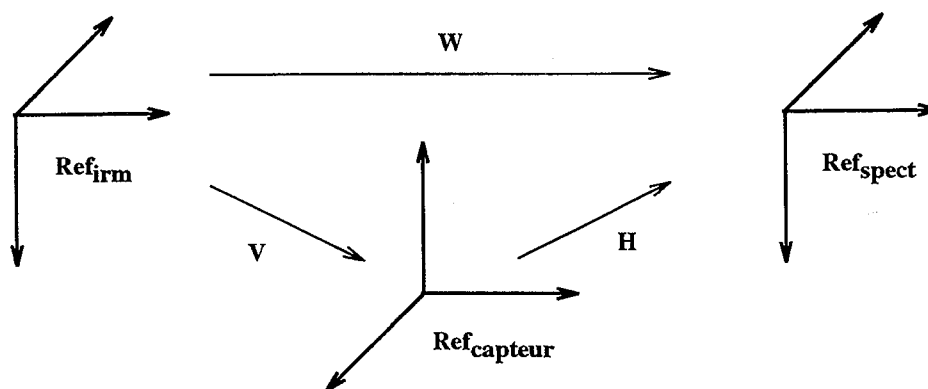


FIG. 4.35 - Transformation obtenue dans les conditions normales.

On compare alors les deux transformations T_0 et W :

- écart en translation : $\|\Delta t\| = 2.0 \text{ mm}$
- écart en rotation : $\|\Delta \alpha\| = 1.0^\circ$

4.7. Résultats

Les écarts observés sont inférieurs à la taille des pixels des images scintigraphiques (3.2 mm). La précision de la méthode est donc meilleure que le pixel de médecine nucléaire, ce qui constitue un résultat essentiel de notre méthode.

4.7.2 Validation clinique

La méthode a été validée sur 15 patients [FJ et al.93a], [FJ et al.93b], [FJ et al.94]. Nous présentons dans ce chapitre les résultats de 5 cas particulièrement intéressants. Les examens IRM sont formés de 18 coupes axiales pondérées en T1 (TR=560 ms, TE=25 ms). L'épaisseur des coupes est de 6 mm et l'espacement des plans de coupe est de 6.6 mm. Les examens SPECT sont formés de 64 coupes axiales jointives.

Rapellons qu'à ce stade, le calibrage du capteur de surface par rapport à la gamma-caméra a été réalisé une fois pour toutes. Les seules étapes nécessaires à l'étude d'un patient sont l'acquisition de la surface du visage pendant la tomoscintigraphie et la mise en correspondance de cette surface avec celle segmentée sur les images IRM.

Pour chacun des patients présentés, les coupes IRM sont affichées sur la partie gauche de l'écran. Les images SPECT reformatées apparaissent à droite. Un curseur (croix blanches) permet de repérer des régions équivalentes sur les deux images.

Patient1 : sexe : M - Age : 8 ans

- Indication : bilan préchirurgical d'une épilepsie frontale rebelle à toute thérapeutique médicamenteuse.
- Préparation : injection de 10 mCi de ^{99m}Tc -HMPAO 15 minutes avant la tomoscintigraphie.

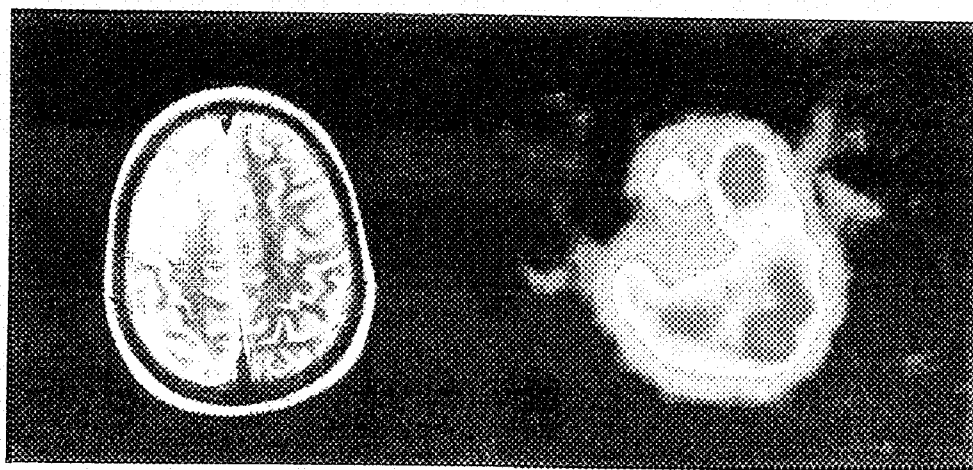


FIG. 4.36 - Mise en évidence du foyer épileptique.

Patient2: sexe: M - Age: 20 ans

- Indication: recherche d'une lésion fonctionnelle non visible à l'IRM.
- Préparation: injection de 20 mCi de ^{99m}Tc -HMPAO 15 minutes avant la tomoscintigraphie.

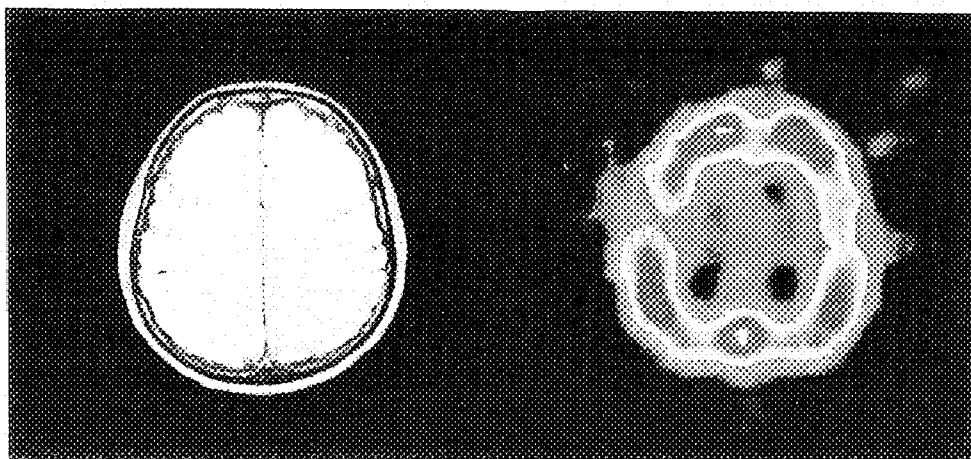


FIG. 4.37 - Mise en évidence d'une lésion fonctionnelle temporale droite.

Patient3: sexe: M - Age: 40 ans

- Indication: bilan préchirurgical.
- Préparation: injection de 20 mCi de ^{99m}Tc -HMPAO 15 minutes avant la tomoscintigraphie.



FIG. 4.38 - Mise en évidence d'une hypofixation pariétale gauche sans grosse modification en IRM.

4.7. Résultats

Patient4 : sexe : F - Age : 47 ans

- Indication : méningiome frontal droit.
- Préparation : injection de 25 mCi de ^{99m}Tc -DTPA environ 30 minutes avant la tomoscintigraphie.

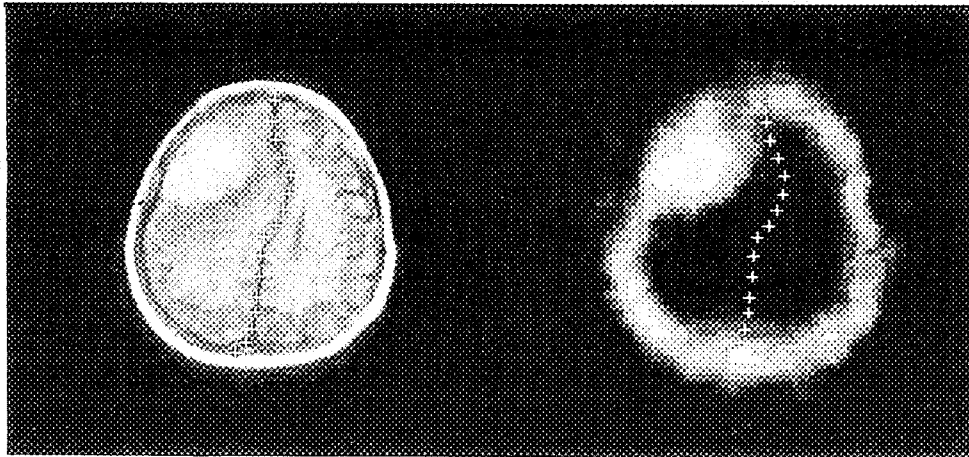


FIG. 4.39 - Mise en évidence du méningiome frontal droit.

Patient5 : sexe : F - Age : 42 ans

- Indication : tumeur pariétale gauche traitée par radiothérapie exclusive en 1986. Récidive en 1993 sous la forme d'une tumeur de haut grade dans la région temporale interne gauche.
- Préparation : injection de 25 mCi de ^{99m}Tc -MIBI environ 30 minutes avant la tomoscintigraphie.



FIG. 4.40 - Mise en évidence de la récurrence tumorale.

4.8 Conclusion

Nous avons proposé une méthode originale pour résoudre le problème de la mise en correspondance d'images IRM et SPECT du cerveau. Elle repose essentiellement sur trois points :

- l'adjonction d'un capteur de surface à la gamma-caméra ;
- une méthode de calibrage de ce capteur par rapport à la gamma-caméra en utilisant une mire spécifique ;
- un algorithme de mise en correspondance de deux masques du patient, l'un obtenu par segmentation des coupes IRM, l'autre par le capteur de surface.

La méthode développée répond aux critères suivants :

- précision : la précision obtenue est meilleure que la taille d'un pixel d'image scintigraphique ;
- rapidité : l'acquisition de la surface du visage ne ralentit pas du tout l'examen scintigraphique puisqu'elle peut être réalisée en même temps ;
- simplicité d'utilisation : les différentes étapes sont automatiques ;
- non traumatisante pour le patient : la méthode est transparente pour le patient car elle ne nécessite ni examen supplémentaire, ni la pose d'un quelconque dispositif sur la tête ;
- indépendante du traceur nucléaire utilisé pour la scintigraphie : les images SPECT n'interviennent pas dans le principe du recalage.

On émet cependant les hypothèses de validité suivantes :

- il y a peu de distorsion sur les images IRM ;
- le recalage des deux masques virtuels du patient est correct ;
- le calibrage du capteur de surface par rapport à la gamma-caméra est stable dans le temps ;
- il n'y a pas de déformation du haut du visage entre l'examen IRM et l'examen SPECT (oedème, chirurgie, mise en place d'électrodes).

On suppose également qu'il est toujours possible d'installer un capteur de surface au dessus de la gamma-caméra tel que le visage du patient soit visible. Dans le cas d'une gamma-caméra à trois têtes, le visage n'est pas visible lorsque le patient est en position pour l'acquisition scintigraphique. Une variante est alors nécessaire : le capteur doit être

4.8. Conclusion

décalé par rapport aux têtes de la caméra de façon à pouvoir amener le visage sous le capteur par translation de la table. Il suffit que le déplacement de la table soit reproductible et soit le même que celui réalisé avec la mire de calibrage (les tables d'examen sont maintenant motorisées et les déplacements sont codés numériquement). La surface du visage peut alors être numérisée avant ou après la tomoscintigraphie. On pourrait aussi imaginer la possibilité d'intégrer un capteur miniaturisé dans l'imageur.

Notons enfin que la connection d'un tel recalage avec les outils informatiques de la neurochirurgie stéréotaxique pourrait s'avérer particulièrement intéressant.

Chapitre 5

Mise en oeuvre d'une méthode de fusion d'images ECHO / SPECT

Nous présentons dans ce chapitre la méthode que nous avons développée pour mettre en correspondance des images morphologiques d'échographie avec des images fonctionnelles de tomoscintigraphie.

Le capteur intermédiaire utilisé ici est un système de localisation qui permet de suivre les mouvements de la sonde échographique par rapport à la gamma-caméra.

5.1 Méthodologie générale

5.1.1 Principe

Le principe consiste à localiser une sonde échographique standard dans l'espace, par rapport à la gamma-caméra. La mesure de la position et l'orientation de la sonde est assurée par un capteur de position (dit aussi localisateur 3D ou système de localisation). Grâce à des phases de calibrage (calibrage de la sonde échographique par rapport au capteur de position et calibrage du capteur de position par rapport à la gamma-caméra), on peut en déduire la position précise du plan de coupe échographique à l'intérieur du volume scintigraphique fourni par la gamma-caméra (figure 5.1). Il suffit alors de recalculer l'image scintigraphique correspondant à ce plan de coupe [Peria et al.94b], [Peria et al.95a].

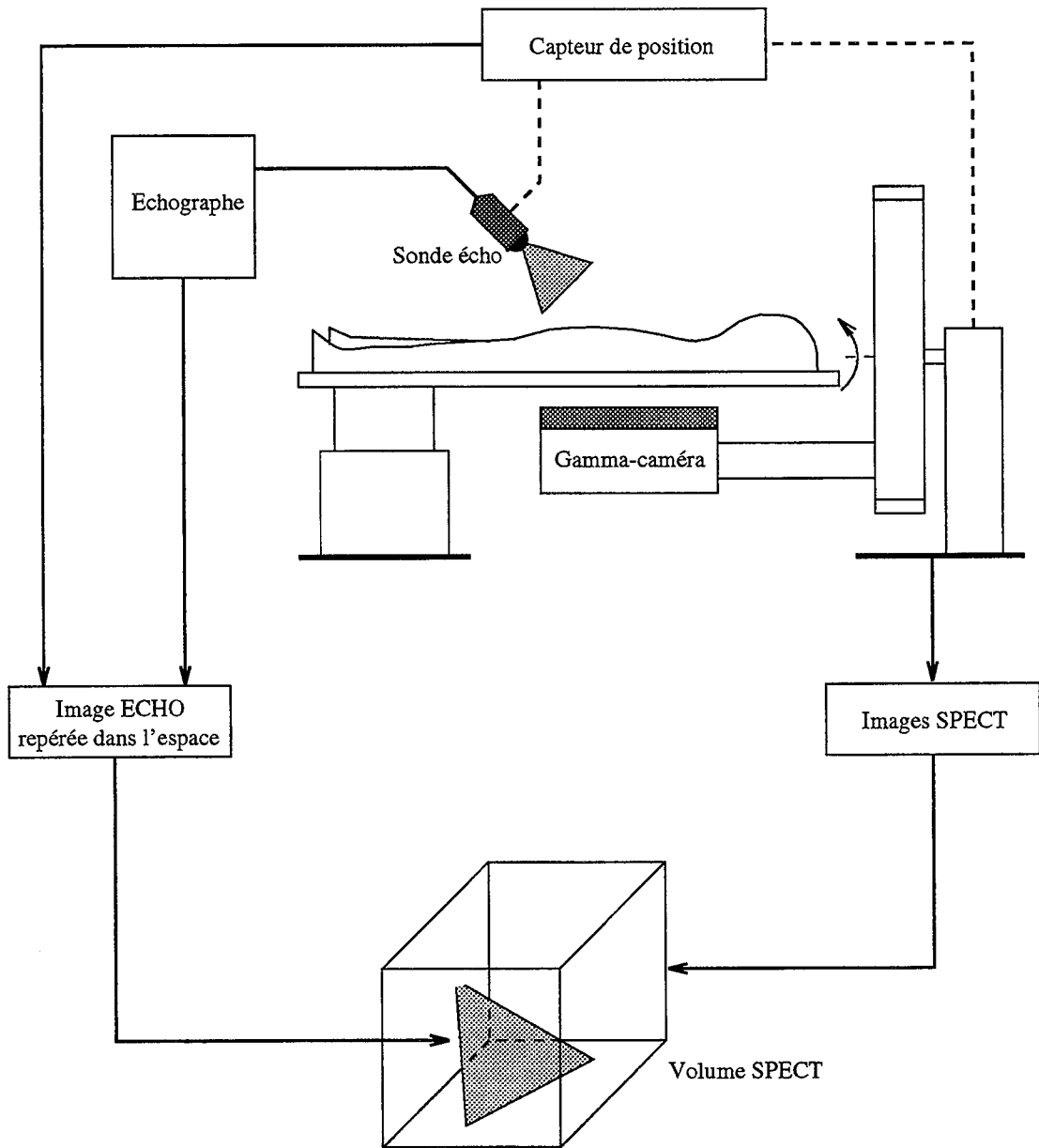


FIG. 5.1 - Principe de la méthode de fusion d'images ECHO / SPECT

5.1. Méthodologie générale

5.1.2 Définition des référentiels

On définit pour chaque imageur un référentiel dans lequel on puisse exprimer les coordonnées millimétriques des points image. La figure 5.2 montre les deux référentiels Ref_{us} et Ref_{spect} respectivement liés à la sonde échographique et la gamma-caméra.

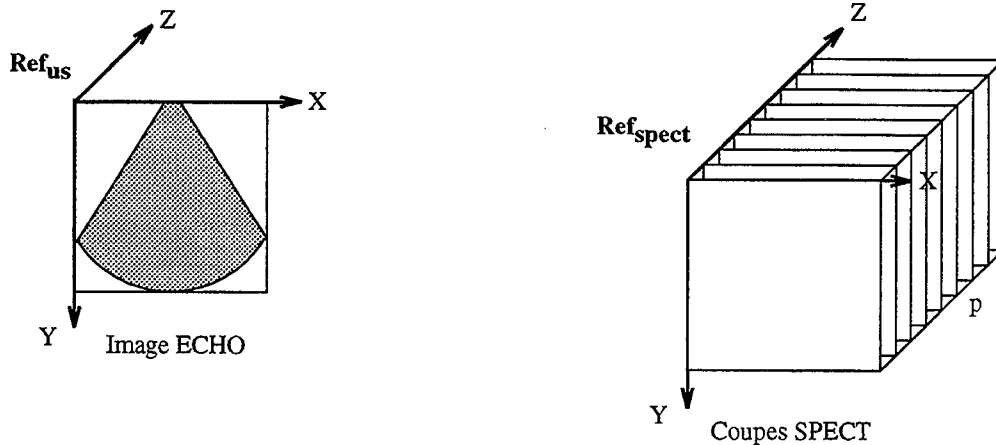


FIG. 5.2 - Référentiels associés aux imageurs ECHO et SPECT.

En ce qui concerne la gamma-caméra, le modèle pour passer des coordonnées image aux coordonnées millimétriques a déjà été présenté au chapitre 4.2.2.

Pour l'échographie, nous verrons au paragraphe 5.4.1 que le modèle peut également être approximé par des facteurs d'échelle uniformes.

Nous ferons intervenir par la suite deux autres référentiels impliqués par le système de localisation.

5.1.3 Configuration matérielle

La configuration matérielle requise est la suivante :

- un système de localisation 3D pour mesurer la position et l'orientation de la sonde échographique par rapport à la gamma-caméra ;
- une station de travail pour remplir les tâches suivantes :
 - rapatriement des images scintigraphiques par le réseau,
 - numérisation de l'image échographique à partir du signal vidéo de l'échographe,
 - pilotage du capteur de position,
 - calibrage de la sonde échographique,
 - calibrage du capteur de position par rapport à la gamma-caméra,
 - superposition des images échographiques et scintigraphiques.

5.2 Repérage de la sonde échographique

5.2.1 Etat de l'art

Contrairement à d'autres techniques d'imagerie, l'échographie présente l'avantage d'une innocuité totale pour le patient, et offre une visualisation interactive d'images temps-réel prises dans différentes orientations. De plus, l'équipement est bon marché, facile à transporter et simple d'utilisation. L'échographie souffre cependant d'une sérieuse limitation : les images générées sont des coupes 2D indépendantes les unes des autres, ce qui rend difficile la visualisation de l'anatomie 3D. C'est pourquoi de nombreux auteurs ont cherché à réaliser des acquisitions d'images échographiques repérées dans l'espace aussi appelées **échographies 2.5D**. Pour cela, il est nécessaire de connaître la position et l'orientation de la sonde échographique par rapport à une référence fixe. Nous avons vu au chapitre 2.2 qu'il existe plusieurs types de localisateurs 3D capables de remplir cette fonction. Ainsi, [Geiser et al.82], [Ohbuchi et al.92], [Fuchs90], [Peria91] utilisent un bras articulé codé de trois à six degrés de liberté, [Moritz et al.83], [King et al.90] se servent de localisateurs acoustiques, [Ganapathy et al.92], [Nelson et al.93], [Bajura et al.95] ont choisi des capteurs de type magnétique, et [Mills et al.90] utilise un système de localisation optique à marqueurs passifs.

5.2.2 Localisation par capteur optique

Nous utilisons quand à nous un système de localisation optique à marqueurs actifs. Il s'agit du capteur Optotrak décrit au chapitre 2.2.7. Il a été choisi pour ces propriétés de précision, de rapidité, de robustesse et sa capacité à prendre en compte un grand nombre de marqueurs.

5.2.2.1 Principe de localisation

Le système Optotrak permet de localiser dans l'espace des **SIL** (Solides Indéformables de Localisation) munis de marqueurs infra-rouge (IR). Le principe du repérage consiste à attacher un SIL sur l'objet à localiser, c'est à dire la sonde échographique, et à mesurer sa position 6D (position et orientation) par rapport à l'unité optique, ou bien par rapport à un autre SIL utilisé comme référence absolue. Pour notre application, nous avons opté pour la deuxième solution. En effet, le capteur que nous utilisons est mobile (sur charriot roulant) et ne peut donc pas être utilisé comme référence.

La configuration requise est donc la suivante :

- un premier SIL est monté sur la sonde échographique. Il sera noté SIL_{ech} (SIL échographique). On lui associe le référentiel Ref_{ech} ;
- un deuxième SIL sert de référence absolue. Il sera noté SIL_{abs} (SIL absolu). On lui associe le référentiel Ref_{abs} .

L'Optotrak fournit alors la transformation rigide T entre Ref_{ech} et Ref_{abs} , l'unité optique Optotrak ne servant ici que de relais entre les deux référentiels (figure 5.3).

5.2. Repérage de la sonde échographique

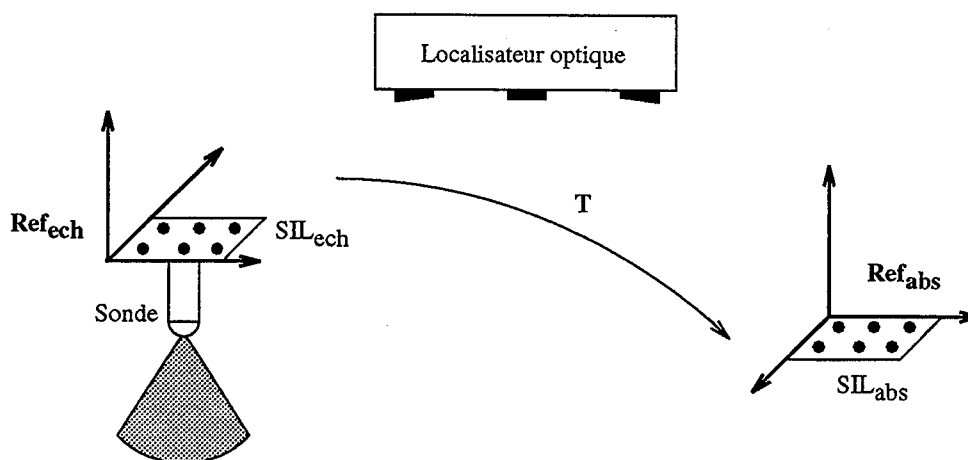


FIG. 5.3 - Le SIL échographique est repéré par rapport au SIL absolu.

5.2.2.2 Etude du SIL absolu

Le SIL absolu est placé dans une position fixe par rapport au localisateur. Il n'est donc pas nécessaire que les marqueurs infra-rouge émettent dans différentes directions. Une répartition des marqueurs sur un plan convenablement orienté est par conséquent suffisante. Le plus simple est de fixer les diodes IR sur une plaquette rigide. Un minimum de trois marqueurs est nécessaire au repérage du SIL. Pour une meilleure précision, on utilisera six marqueurs suffisamment espacés. Cette plaquette (100 mm x 100 mm) est collée sur une base en PVC comportant un plan incliné à 45 degrés (figure 5.4). L'ensemble forme le SIL de référence absolue SIL_{abs} .

Ce SIL est calibré selon la procédure expliquée au chapitre 2.2.7.e, ce qui définit le référentiel Ref_{abs} . Les résidus obtenus sont $r_{max} = 0.08$ mm et $r_{moy} = 0.03$ mm.

Cette référence doit être fixée en médecine nucléaire, à proximité du champ d'évolution de la sonde échographique. Pour des raisons pratiques, elle n'est mise en place que lorsqu'un examen de fusion d'images est réalisé. Le SIL est donc monté sur un support amovible qui se repositionne au niveau de sol grâce à un système de goupilles, à côté du lit du patient (figure 5.5).

Nous avons évalué la qualité du repositionnement par l'expérience suivante : le support est mis en place une première fois et on mesure la transformation T_0 entre Ref_{abs} et le référentiel $Ref_{capteur}$ de l'unité optique. On enlève ensuite ce support puis on le remet en place N fois consécutives en mesurant à chaque fois la transformation T_i , $i = 1 \dots N$ (figure 5.6). En comparant les transformations T_i à T_0 pour $N = 20$, on observe les écarts suivants :

- écart en translation : $\|\Delta t\|_{max} = 0.372$ mm et $\|\Delta t\|_{moy} = 0.216$ mm
- écart en rotation : $\|\Delta \alpha\|_{max} = 0.086^\circ$, et $\|\Delta \alpha\|_{moy} = 0.065^\circ$

La précision obtenue est largement suffisante pour notre application.

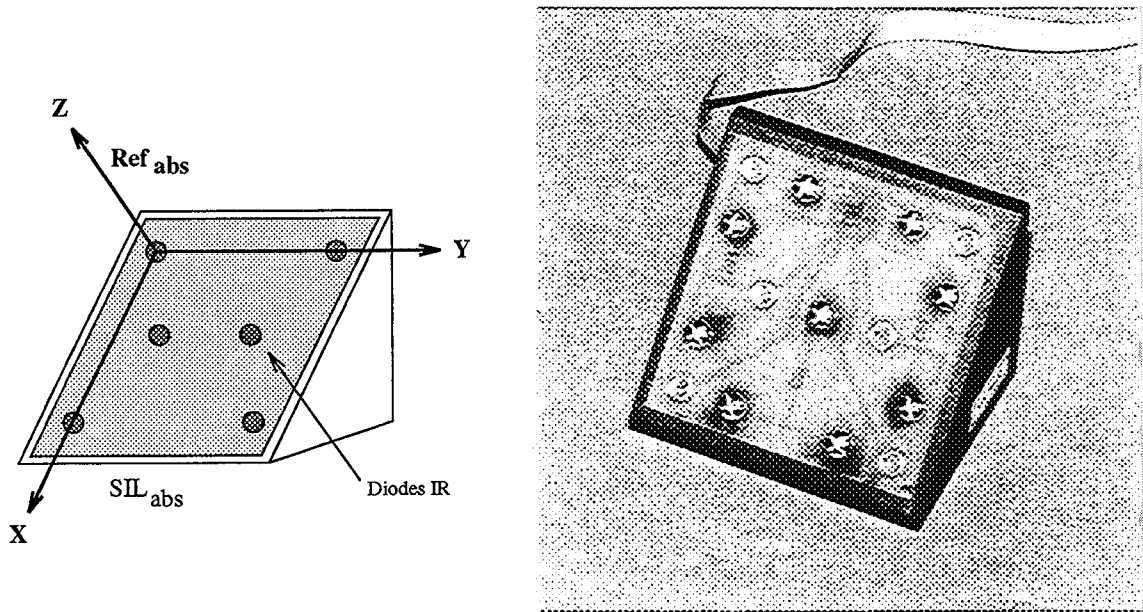


FIG. 5.4 - SIL de référence comportant six diodes infra-rouge.

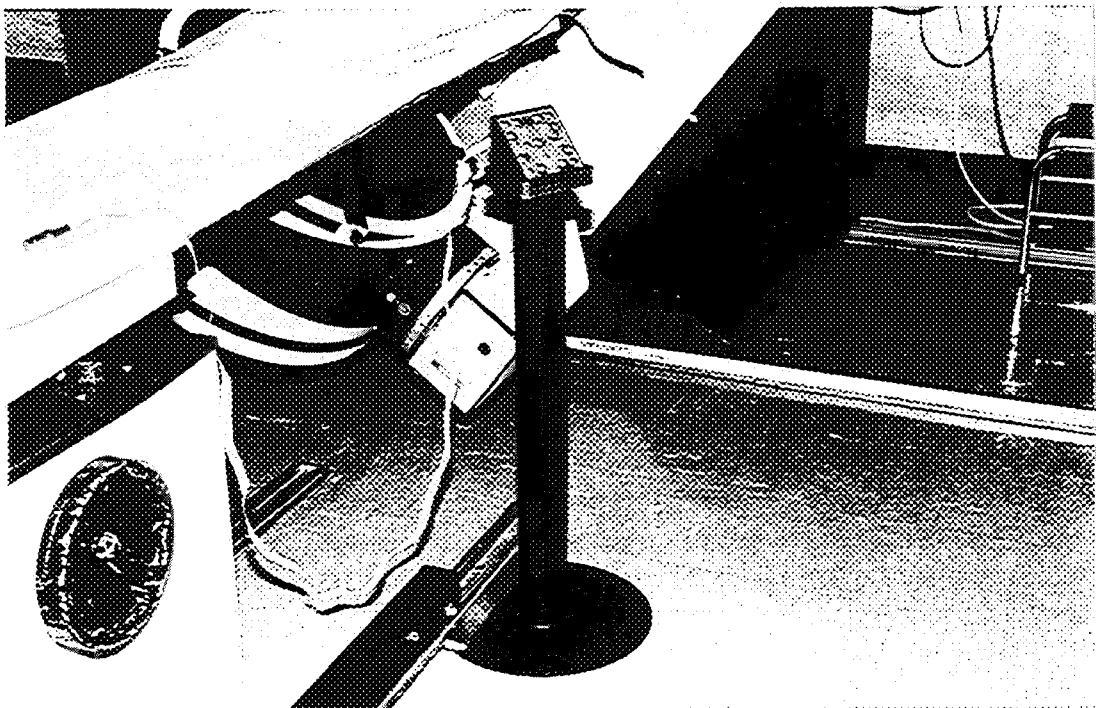


FIG. 5.5 - Le SIL de référence sur son support amovible.

5.2. Repérage de la sonde échographique

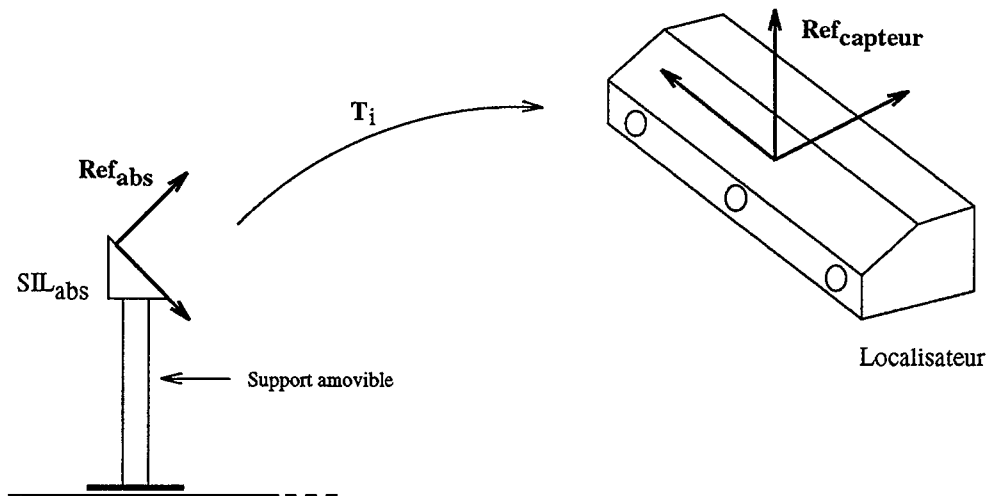


FIG. 5.6 - Tests de repositionnement du SIL de référence.

5.2.2.3 Etude du SIL échographique

Le SIL échographique est mobile par rapport au localisateur. Il doit donc comporter un nombre important de marqueurs orientés dans des directions différentes pour être toujours visible par l'unité optique au cours des déplacements de la sonde échographique. De plus, il doit être attaché rigidement à la sonde sans en gêner le maniement.

Deux formes de SIL ont été étudiées :

1. Première version

Nous avons réalisé un système à quatre plateaux inclinés. Sur chaque plateau est fixée une plaquette (100 mm x 55 mm) comportant 6 marqueurs IR. L'ensemble constitue un SIL échographique SIL_{ech} à 24 diodes (figure 5.7). Il est attaché à la sonde échographique par l'intermédiaire d'une pièce cylindrique qui maintient parfaitement la sonde (figure 5.8). Les plateaux et la pièce cylindrique sont en aluminium pour réaliser un bon compromis entre solidité et légèreté.

Par calibrage on définit le référentiel Ref_{ech} . Les résidus obtenus sont $r_{max} = 0.18$ mm et $r_{moy} = 0.05$ mm.

Ce système est d'une conception très simple, mais il souffre de quelques inconvénients : pour certaines orientations, les diodes qui sont visibles par l'unité optique sont assez rapprochées les unes des autres (typiquement 3 ou 4 diodes d'un même plateau), ce qui ne procure pas une très bonne précision de localisation. De plus, pour des positions extrêmes de la sonde échographique, le SIL n'est plus visible par le localisateur (moins de 3 diodes sont détectées).

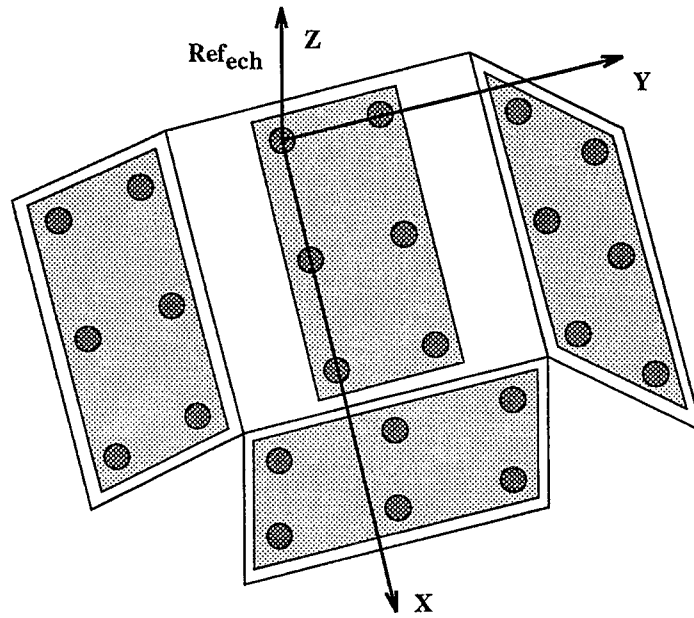


FIG. 5.7 - SIL échographique comportant 4 plateaux inclinés. Chaque plateau contient 6 marqueurs infra-rouge.

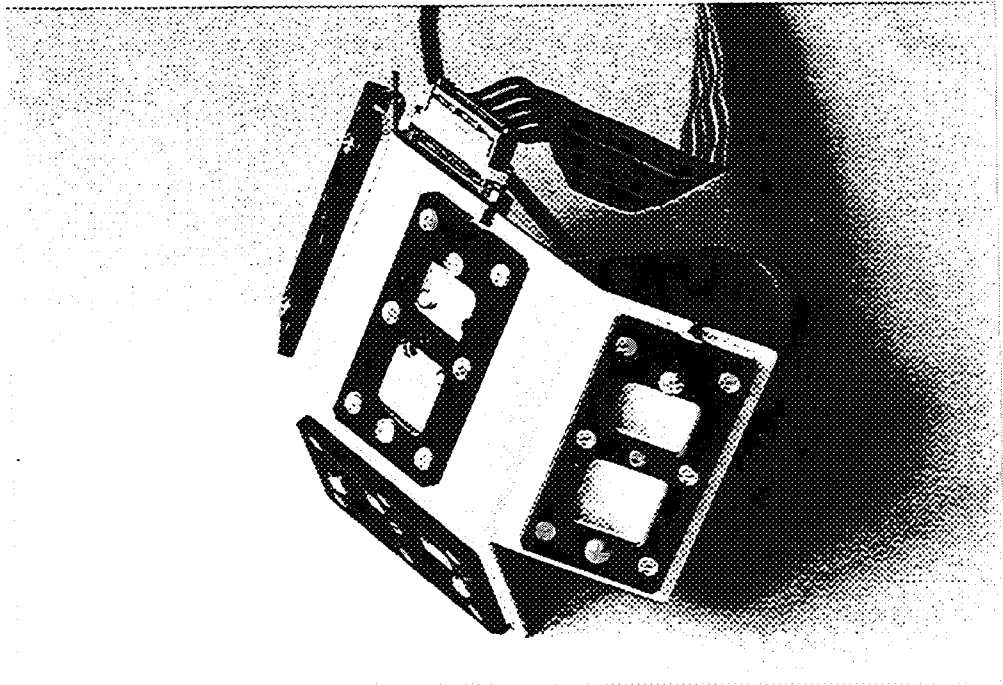


FIG. 5.8 - Le SIL échographique est monté sur la sonde.

5.2. Repérage de la sonde échographique

2. Deuxième version

Nous avons donc recherché une forme de SIL plus optimale, qui réponde aux critères suivants :

- la répartition des marqueurs doit être homogène pour que le SIL soit toujours visible par l'unité optique, quelque soit la position occupée par la sonde au cours de l'exploration échographique du patient ;
- les marqueurs visibles doivent être suffisamment distants les uns des autres pour avoir une bonne précision de localisation ;
- un minimum de quatre marqueurs doit toujours être visible (compte tenu de la condition précédente, on pourrait se contenter de trois marqueurs; un quatrième ne peut qu'améliorer la précision, même s'il est proche d'un des trois autres) ;
- on se limite à un total de 24 diodes pour des raisons d'encombrement et de câblage.

La forme retenue est une forme d'étoile à cinq branches avec une partie centrale surélevée (figure 5.9). A chaque extrémité de branche sont disposées 4 diodes dont les normales sont perpendiculaires entre elles. La couronne centrale contient également 4 diodes. On obtient ainsi un SIL échographique SIL_{ech} à 24 diodes. Il a été réalisé en PVC pour des facilités de fabrication. Il est fixé sur la sonde échographique de la même façon que le système à quatre plateaux (figure 5.10). Les dimensions du SIL ont été déterminées par des simulations.

• Simulations

Les dimensions du SIL dépendent de trois paramètres r_1 , r_2 et r_3 (figure 5.9). Pour éloigner les unes des autres les diodes simultanément visibles par le capteur, il faut diminuer r_1 et augmenter r_2 et r_3 . La valeur de r_1 est fixée à 20 mm par des contraintes de fabrication. Pour respecter une certaine proportion entre largeur et hauteur, on impose $r_3 = \frac{2}{3} r_2$.

On se propose maintenant d'étudier l'influence du paramètre r_2 sur la précision de localisation des données vues par la sonde échographique. Pour rester dans un cas général, on considèrera que ces données sont constituées d'un ensemble de points 3D dont les coordonnées peuvent être exprimées dans le référentiel Ref_{ech} du SIL (ce référentiel est associé de façon arbitraire au SIL, comme s'il avait été obtenu par calibrage). On se donne donc un ensemble S_0 de $N = 100$ points répartis sur une sphère de rayon $r = 50$ mm et dont le centre est situé à une distance $R = 200$ mm de l'origine de Ref_{ech} (figure 5.11). La valeur de R correspond approximativement à la distance du centre de l'image échographique à l'origine de Ref_{ech} .

On procède alors de la façon suivante :

Considérons une position du SIL assez défavorable où seulement quatre diodes sont visibles par l'unité optique. Il s'agit par exemple des quatre diodes notées D_1 à D_4 sur la

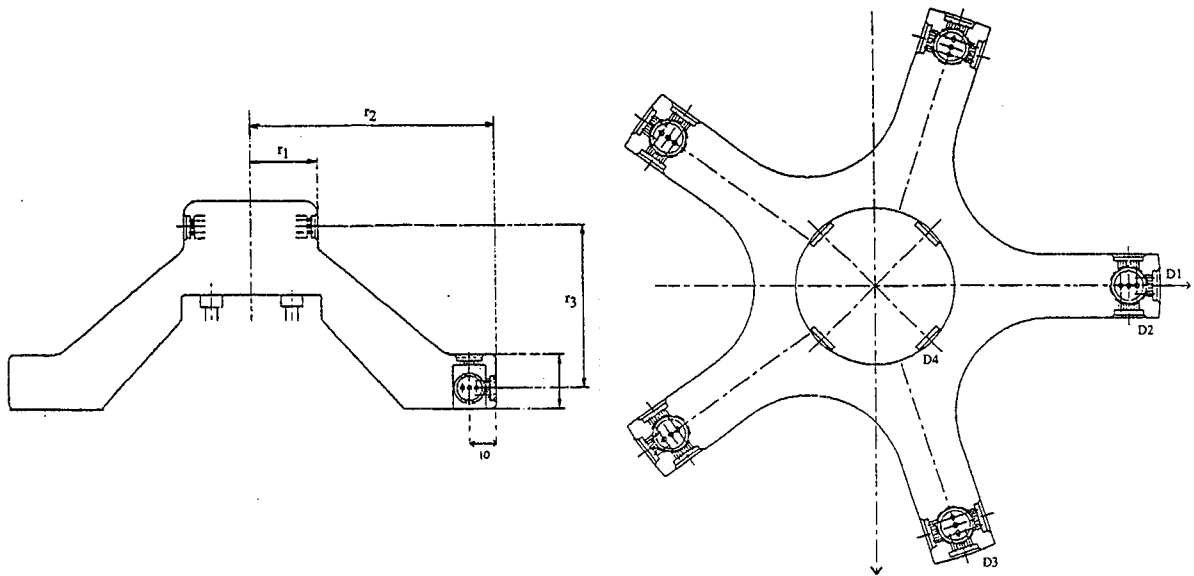


FIG. 5.9 - SIL échographique en forme d'étoile : vue de côté et de dessus.

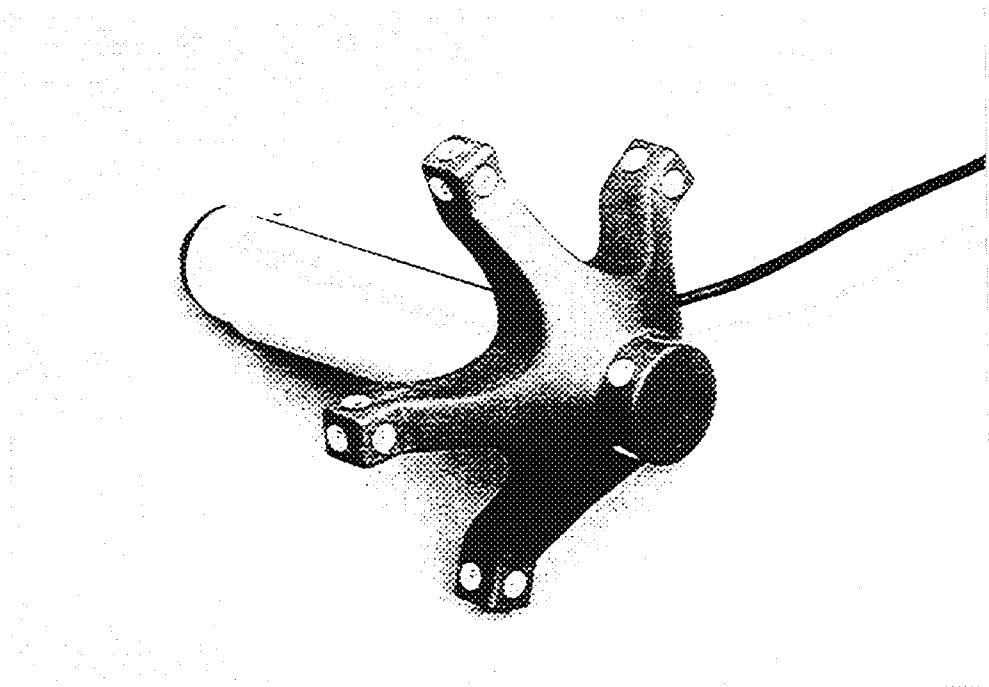


FIG. 5.10 - Le SIL échographique est monté sur la sonde.

5.2. Repérage de la sonde échographique

figure 5.9. Soit $\{P_{Ai}\}, i = 1 \dots 4$ cet ensemble de points dont les coordonnées sont exprimées dans Ref_{ech} en fonction des dimensions r_1, r_2 et r_3 du SIL (figure 5.11).

Dans cette position, appelons T_r la transformation réelle entre Ref_{ech} et $Ref_{capteur}$ (on se donne une transformation quelconque). Soit $\{P_{Bi}\}, i = 1 \dots 4$ les quatre points mesurés par le localisateur dans $Ref_{capteur}$. Les valeurs des coordonnées calculées ne sont pas exactes mais soumises à une certaine erreur de mesure. Compte tenu de la précision annoncée par le constructeur (voir chapitre 2.2.7), on simule cette erreur par un bruit gaussien b de variance 0.1 mm coupé à -0.2 mm et +0.2 mm. Les points mesurés sont donc exprimés par la relation :

$$P_{Bi} = T_r P_{Ai} + b, \quad i = 1 \dots 4 \quad (5.1)$$

Appelons T_m la transformation mesurée par le localisateur entre Ref_{ech} et $Ref_{capteur}$. T_m est calculée par un algorithme de recalage de points (méthode de Arun) appliqué aux deux ensembles $\{P_{Ai}\}$ et $\{P_{Bi}\}$.

A ce stade, on dispose donc de deux transformations entre les référentiels Ref_{ech} et $Ref_{capteur}$ (figure 5.11) :

- une transformation réelle T_r telle qu'elle serait calculée par le localisateur si les mesures des coordonnées des diodes dans $Ref_{capteur}$ n'étaient pas bruitées ;
- une transformation T_m mesurée par le localisateur à un instant donné.

On peut maintenant calculer les coordonnées des points de référence S_0 dans le référentiel $Ref_{capteur}$ en leur appliquant d'une part la transformation réelle T_r , et d'autre part la transformation mesurée T_m . On obtient ainsi deux ensembles de N points S_r et S_m :

$$S_r = T_r S_0 \quad \text{et} \quad S_m = T_m S_0 \quad (5.2)$$

Pour évaluer l'erreur commise de façon statistique pour une valeur de r_2 donnée, on génère aléatoirement 100 fois consécutives l'ensemble $\{P_{Bi}\}$, la transformation T_m et l'ensemble S_m , puis on calcule les distances maximales et moyennes entre les points de l'ensemble S_r et les points des 100 ensembles S_m . L'expérience est répétée pour différentes valeurs de r_2 . Le résultat de la simulation est montré sur le graphique de la figure 5.12.

Pour notre application, nous pouvons tolérer jusqu'à 1 mm d'erreur maximale. On choisit donc $r_2 = 90$ mm, ce qui implique $r_3 = 60$ mm. Pour ces dimensions, l'erreur maximale est de 0.96 mm et l'erreur moyenne de 0.33 mm.

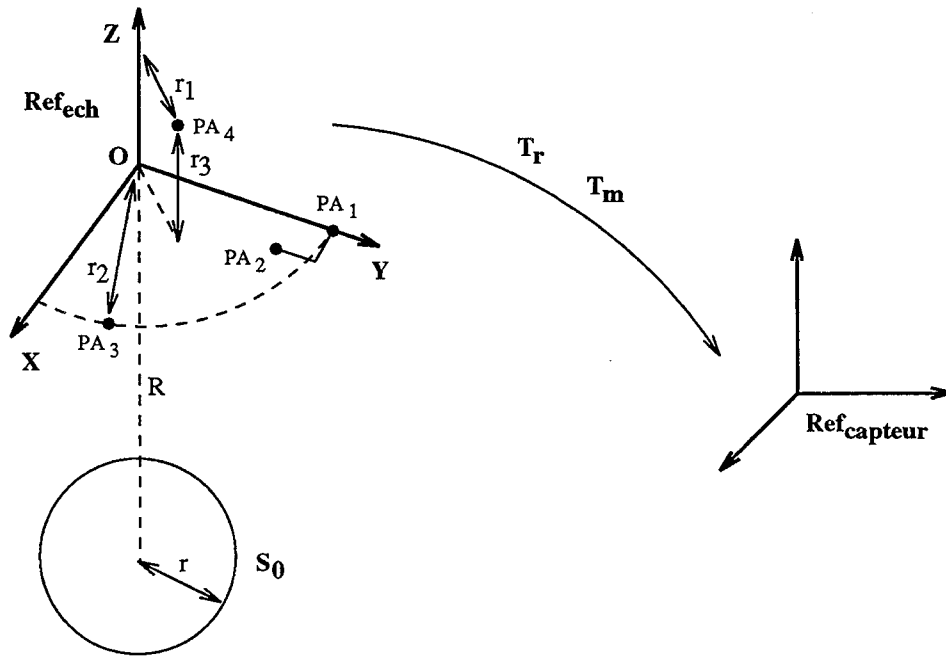


FIG. 5.11 - Principe de la simulation.

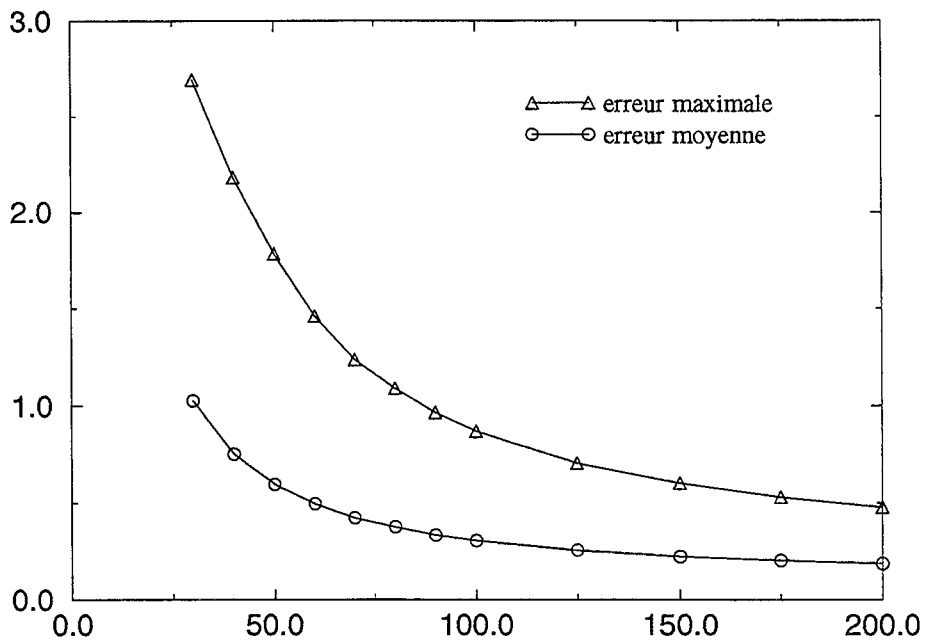


FIG. 5.12 - Résultats de la simulation: erreur maximale et erreur moyenne (mm) en fonction du rayon r_2 (mm) du SIL échographique en forme d'étoile.

5.2. Repérage de la sonde échographique

• Calibrage

Le SIL étant ainsi réalisé, on lui associe le référentiel Ref_{ech} par calibrage. Les résidus obtenus sont $r_{max} = 0.76$ mm et $r_{moy} = 0.14$ mm.

Ces valeurs un peu élevées s'expliquent par le fait que pendant la procédure de calibrage, pour une vue donnée, toutes les diodes détectées par le localisateur ne sont pas correctement visibles. En effet, l'angle entre l'axe optique du capteur (axe des Z) et la normale à certaines diodes est trop élevé (typiquement supérieur à 60°), ce qui entraîne des erreurs de mesure importantes. Pour éviter ce problème, il faudrait procéder en trois temps :

- effectuer un premier calibrage pour définir un référentiel lié au SIL et disposer des coordonnées des diodes dans ce référentiel ;
- calculer les normales aux diodes dans le référentiel du SIL (par exemple par une méthode graphique) ;
- effectuer un deuxième calibrage en tenant compte des normales aux diodes de façon à ne considérer pour chaque vue que les diodes correctement visibles. Pour cela, il faut spécifier une valeur d'angle entre la normale aux diodes et l'axe optique du localisateur au dessus de laquelle les diodes ne sont plus prises en compte (typiquement un angle de 50°).

Ce principe n'a pas encore été implémenté.

• Localisation

Pour obtenir une bonne précision de localisation, il est nécessaire de ne prendre en compte que les diodes correctement visibles. On utilise donc les normales aux diodes et on impose un angle maximum de 50° .

5.3 Définition d'une relation entre les référentiels

Tous les référentiels impliqués sont à présent définis (figure 5.13).

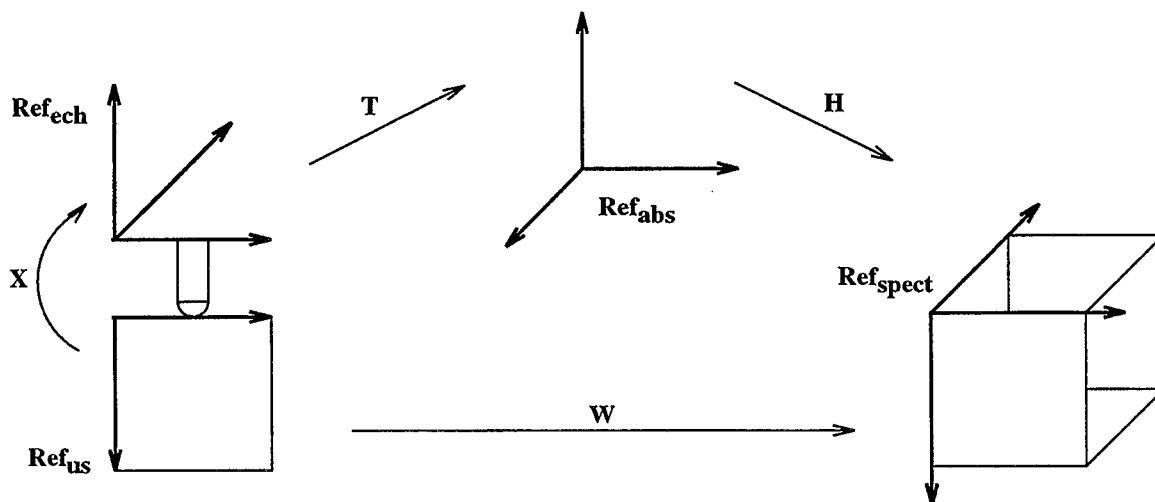


FIG. 5.13 - Transformations liant les différents référentiels.

Pour chaque position du SIL échographique, le localisateur mesure la transformation T entre Ref_{ech} et Ref_{abs} . Deux phases de calibrage sont maintenant nécessaires :

- le calibrage de la sonde échographique par rapport au SIL échographique consiste à estimer la transformation X entre le référentiel Ref_{us} et le référentiel Ref_{ech} ;
- le calibrage du localisateur par rapport à la gamma-caméra consiste à déterminer la transformation H entre le référentiel Ref_{abs} et le référentiel Ref_{spect} .

La composition de H , T et X nous donnera la transformation W recherchée entre les deux imageurs.

5.4 Calibrage sonde / SIL échographique

Dans cette section, nous ne considérerons que le cas des sondes échographiques à balayage sectoriel, mécanique ou électronique (les sondes linéaires ne seront pas étudiées).

5.4.1 Modélisation de l'image échographique

Il s'agit d'évaluer la distorsion et les facteurs d'échelle de l'image échographique. Nous reprenons pour cela l'expérience décrite par [Mazier92] qui est basée sur la mesure d'une mire de test. Cette mire est constituée de fils de nylon très fins (2/10 mm) tendus entre deux plaques de plexiglas. Les fils sont régulièrement espacés (tous les 10 mm) horizontalement et verticalement. Elle est déposée dans une cuve d'eau et on numérise une image

5.4. Calibrage sonde / SIL échographique

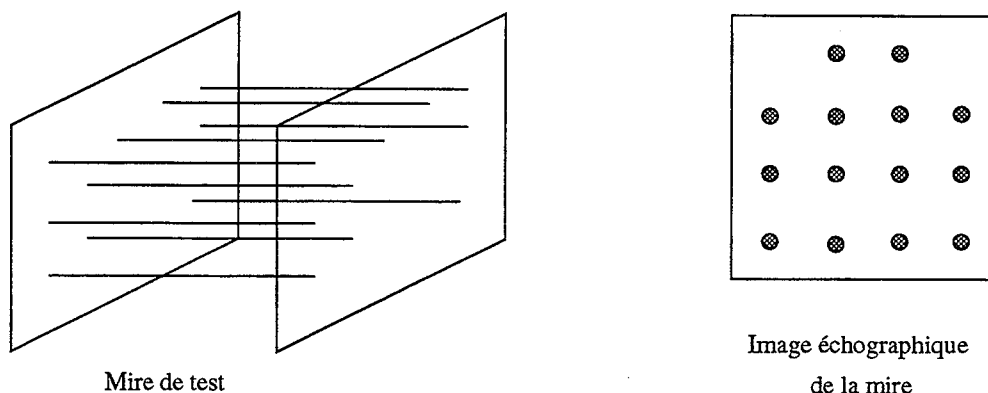


FIG. 5.14 - *Evaluation de la distorsion et des facteurs d'échelle.*

échographique dont le plan de coupe est perpendiculaire aux fils (figure 5.14).

La coupe montre un ensemble de taches régulièrement espacées horizontalement et verticalement. Par conséquent on se contentera de modéliser l'image échographique par des facteurs d'échelle uniformes k_x et k_y . A tout point M de coordonnées image (u,v) sont donc associées des coordonnées millimétriques $(x,y,0)$ exprimées dans le référentiel Ref_{us} de la sonde échographique par la relation :

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_x & 0 & 0 \\ 0 & k_y & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u \\ v \\ 0 \end{pmatrix} \quad (5.3)$$

Connaissant la géométrie de la mire, ces facteurs sont calculés à partir de l'image échographique. Cependant, les valeurs obtenues ne sont valables que dans l'eau. En effet, la vitesse de propagation des ultrasons est plus faible dans l'eau que dans les tissus mous du corps humain (voir chapitre 1.3). Nous montrerons au paragraphe 5.4.4 qu'il est nécessaire d'apporter une correction à ces facteurs d'échelle pour les images du corps humain.

5.4.2 Calibrage par résolution de $AX=XB$

Le SIL échographique étant rigidement fixé sur la sonde, il s'agit de déterminer la transformation \mathbf{X} entre le référentiel Ref_{us} de la sonde et le référentiel Ref_{ech} du SIL.

Le calcul de la matrice \mathbf{X} s'apparente à un problème bien connu en robotique qui consiste à estimer la transformation liant un capteur quelconque (par exemple une caméra) au dernier axe d'un robot ou d'un bras articulé. La méthode consiste à décrire avec la sonde un mouvement qui conduit à un système de la forme :

$$AX = XB \quad (5.4)$$

où A est le déplacement du SIL échographique et B le déplacement de la sonde.

Ce mouvement est schématisé sur la figure 5.15 :

- la matrice A représente la transformation liant les positions (1) et (2) du référentiel Ref_{ech} . Elle est donnée par la composition de T1 et T2 qui sont directement mesurées par le localisateur ;
- la matrice B représente la transformation liant les positions (1) et (2) du référentiel Ref_{us} . Elle est calculée en résolvant un problème de recalage de points qui sont les points d'une mire visibles sur les deux images échographiques (1) et (2).

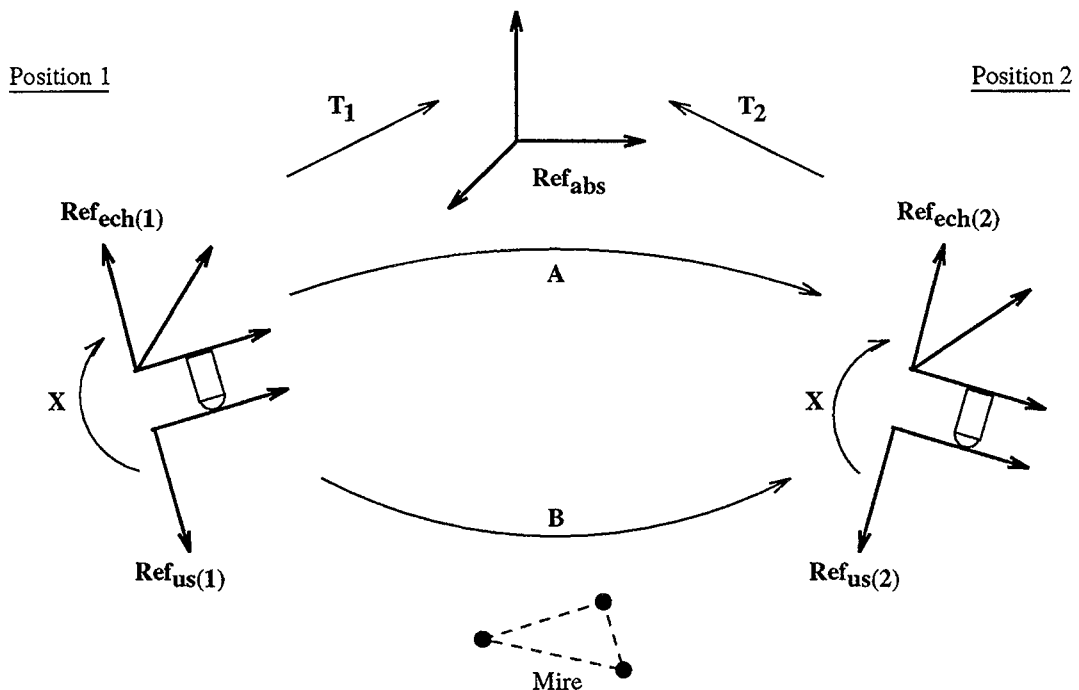


FIG. 5.15 - $AX = XB$.

Pour trouver une solution X unique à l'équation 5.4, il faut en fait disposer de deux équations [Shiu et al.87], [Horaud87] :

$$A_1 X = X B_1 \quad \text{et} \quad A_2 X = X B_2 \quad (5.5)$$

Cela revient à réaliser deux fois un mouvement avec la sonde.

Ce principe a été expérimenté au laboratoire TIMC. Les points de la mire étaient matérialisés par les sommets d'un triangle (constitué de fils de nylon) maintenu dans un récipient d'eau. Les résultats obtenus ont malheureusement montré des lacunes en terme de robustesse.

Nous présentons donc une autre approche plus robuste.

5.4.3 Calibrage par recalage de points

5.4.3.1 Mire de calibrage

a- Principe

Nous proposons de résoudre ce problème de calibrage par une méthode classique qui consiste à utiliser une mire contenant des structures de référence visibles dans les deux référentiels impliqués, Ref_{us} et Ref_{ech} . Pour calculer la transformation \mathbf{X} , il suffit alors de recaler les structures vues dans Ref_{ech} avec les structures vues dans Ref_{us} .

b- Présentation

Parmi tous les types de structures possibles (points, droites, surfaces ...), les plus faciles à recaler entre elles sont les points (se reporter au chapitre 3.2.1). Le problème est alors de matérialiser ces points par des objets qui soient visibles sans ambiguïté sur les images échographiques (ces objets doivent être placés dans un milieu conducteur des ultrasons, typiquement de l'eau). L'idéal serait d'avoir de petites sphères ou perles (en verre ou en plastique) dont le barycentre puisse être détecté sur les images. Cependant, dans la pratique il se produit une réflexion quasi totale des ultrasons sur la surface supérieure de ces objets, ce qui ne permet pas de les localiser avec précision.

Nous avons donc adopté une autre solution. Les points de référence sont définis par l'intersection de droites parallèles avec un plan perpendiculaire aux droites :

- les droites sont des cathéters remplis d'eau ou de gel échographique. Ainsi, une image échographique dont le plan de coupe est perpendiculaire aux droites fera apparaître le centre des cathéters ;
- le plan est représenté par trois fils de nylon très fins tendus en forme de "Y". Ces fils sont visibles en échographie et serviront à positionner le plan de coupe de la sonde.

L'ensemble est maintenu dans une cuve en plexiglas pouvant contenir de l'eau. Dans la pratique, on utilise trois cathéters, ce qui définit trois points de référence I_p , $p = 1 \dots 3$ (figure 5.16). Ces points seront détectés dans Ref_{us} par segmentation des images échographiques.

Ces points de référence doivent aussi être connus dans le référentiel Ref_{ech} du SIL échographique. Il est donc nécessaire que le SIL échographique soit repéré par rapport à la mire de calibrage. Pour cela on ajoute sur la mire un SIL formé de six diodes disposées sur une plaquette rigide. Ce SIL, noté SIL_{mire} , est fixé de façon définitive sur la face avant de la mire. Il est calibré pour définir le référentiel Ref_{mire} . Pour chaque position du SIL échographique, le localisateur est donc capable de mesurer la transformation \mathbf{T} entre Ref_{ech} et Ref_{mire} . Pour calculer les coordonnées des points de référence dans Ref_{ech} , il faut maintenant connaître leurs coordonnées dans Ref_{mire} .

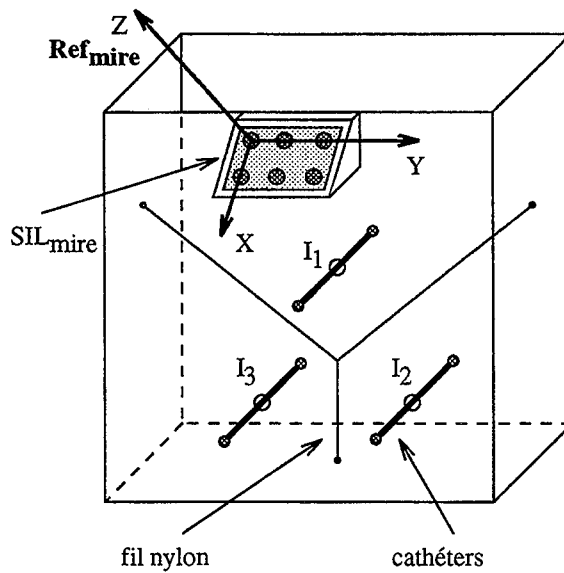


FIG. 5.16 - La mire de calibration définit trois points de référence dans Ref_{mire} .

c- Création d'un modèle

L'objectif est de déterminer les coordonnées des trois points de référence I_1 , I_2 et I_3 de la mire dans le référentiel Ref_{mire} .

Pour cela, les trous d'encrage des cathéters et des fils de nylon sont mesurés par un palpeur 3D repéré par rapport à Ref_{mire} , avec une précision de ± 0.2 mm. Chaque droite est donc définie par deux points, et le plan par trois points. Les coordonnées des points I_1 , I_2 et I_3 sont calculées par l'intersection des droites avec le plan.

5.4.3.2 Acquisition des données de calibration

Il s'agit d'acquérir deux ensembles de N points $\{P_{Ai}\}$ et $\{P_{Bi}\}$ dont les coordonnées sont respectivement connues dans Ref_{us} et Ref_{ech} .

La procédure consiste à acquérir K images échographiques contenant les trois points de références, et à enregistrer pour chaque image la transformation T_j liant Ref_{ech} à Ref_{mire} (figure 5.17). Pour chaque image, le plan de coupe de la sonde est aligné sur le plan défini par les fils de nylon. L'alignement est optimal lorsque le signal réfléchi est maximum pour les deux fils supérieurs formant un "V", et minimum pour le fil vertical. Les sections des cathéters correspondant aux points de référence I_1 , I_2 et I_3 sont alors correctement visibles (figure 5.18).

Les deux ensembles de points sont alors calculés de la façon suivante :

- l'ensemble des N points $\{P_{Bi}\}$ dont les coordonnées sont exprimées dans Ref_{ech} est obtenu par composition des transformations T_j liant Ref_{ech} à Ref_{mire} et des

5.4. Calibrage sonde / SIL échographique

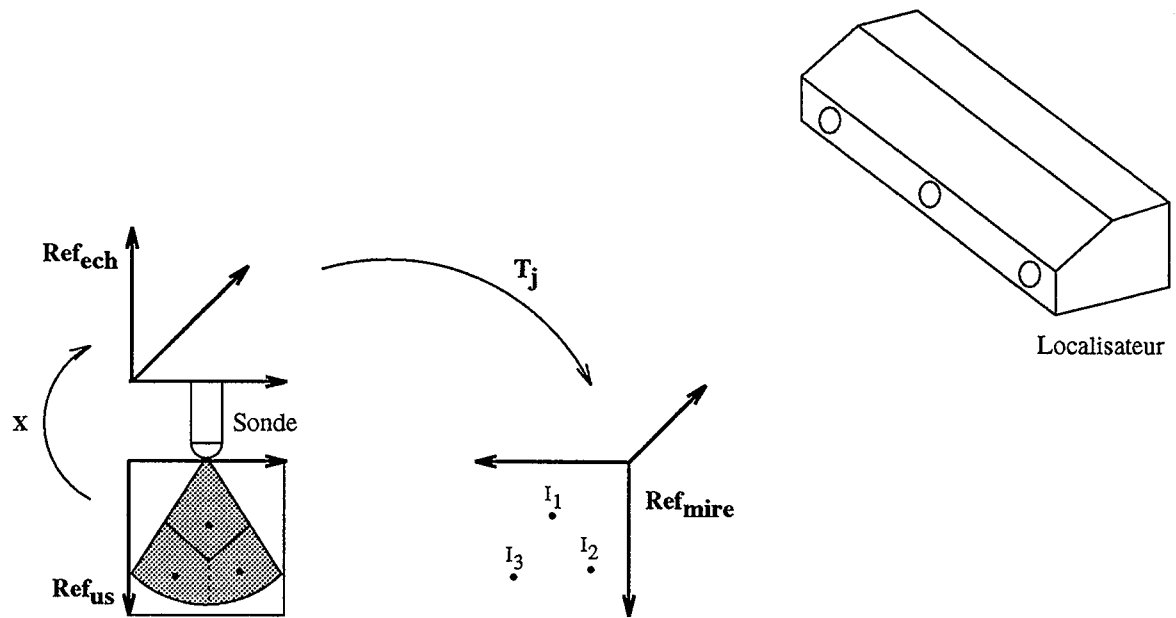


FIG. 5.17 - Principe d'acquisition des données de calibrage.

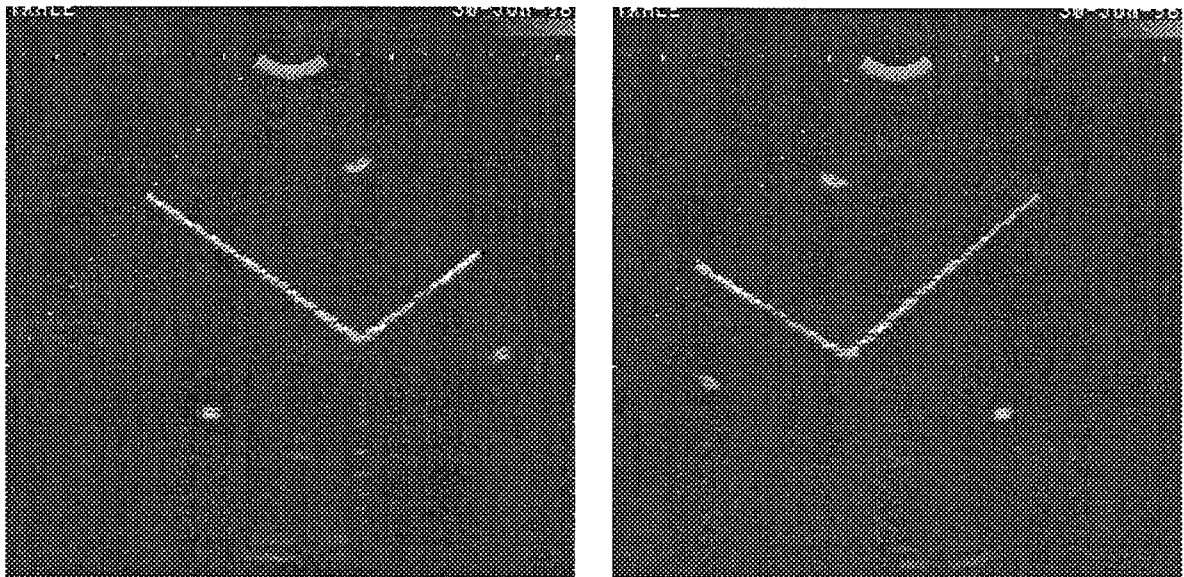


FIG. 5.18 - Exemples d'acquisitions de deux images de la mire. On distingue correctement les trois points de référence. Entre les deux images, la sonde a été retournée de 180 degrés.

coordonnées des points I_1, I_2 et I_3 connues dans Ref_{mire} ($N = 3K$):

$$P_{Bi} = T_j^{-1} I_p, p = 1 \dots 3, j = 1 \dots K, i = 3(j - 1) + p \quad (5.6)$$

- l'ensemble des N points $\{P_{Ai}\}$ dont les coordonnées sont exprimées dans Ref_{us} est obtenu par segmentation des points de référence sur les images échographiques. L'étape de segmentation est détaillée au paragraphe suivant.

Dans la pratique, on acquiert au moins quatre images, ce qui conduit à deux ensembles de $N = 12$ points. Les images sont prises avec différentes orientations; on peut en particulier retourner le plan de coupe échographique entre deux images. La figure 5.19 montre une séance de calibrage.

5.4.3.3 Segmentation des images échographiques

Sur les images échographiques, les sections des cathéters apparaissent sous la forme d'ovales dont le centre (noir) est plus ou moins bien visible. Il s'agit maintenant d'extraire le barycentre de chaque section sur l'ensemble des coupes numérisées.

Deux méthodes sont proposées. Elles utilisent toutes les deux une interface qui permet à l'opérateur de sélectionner les images et de les segmenter selon deux modes :

- **Segmentation manuelle** : pour chaque image, l'utilisateur clique avec la souris sur le centre des trois sections.
- **Segmentation semi-automatique** : pour chaque image, l'utilisateur abaisse avec la souris un rayon partant de l'origine du faisceau ultrasonore et passant par la section du cathéter à segmenter. Ce rayon simule en fait la trajectoire du faisceau ultrasonore. Le barycentre est calculé sur une portion du rayon, entre son extrémité et un point situé un peu plus haut (figure 5.20).

A l'issue de la segmentation des K images et après mise à l'échelle, on dispose de l'ensemble des N points $\{P_{Ai}\}$ dans le référentiel Ref_{us} ($N = 3K$).

5.4.3.4 Recalages des deux ensembles de points

Pour estimer la transformation \mathbf{X} entre Ref_{us} et Ref_{ech} , on utilise la méthode de Arun (voir chapitre 3.2.1) qui minimise le critère de moindres carrés :

$$C = \sum_{i=1}^N (P_{Bi} - \mathbf{X} P_{Ai})^2 \quad (5.7)$$

Les valeurs des résidus obtenus dépendent du type de sonde utilisée :

- avec une sonde de 3.5 MHz (sonde mécanique Kretz), et pour $N = 12$ points, les résidus maximum et moyens sont typiquement $r_{max} = 1.2\text{mm}$ et $r_{moy} = 0.8 \text{ mm}$. Le résidu moyen est du même ordre de grandeur que la résolution axiale de la sonde (les autres caractéristiques de la sonde ne sont pas connues avec précision);

5.4. Calibrage sonde / SIL échographique

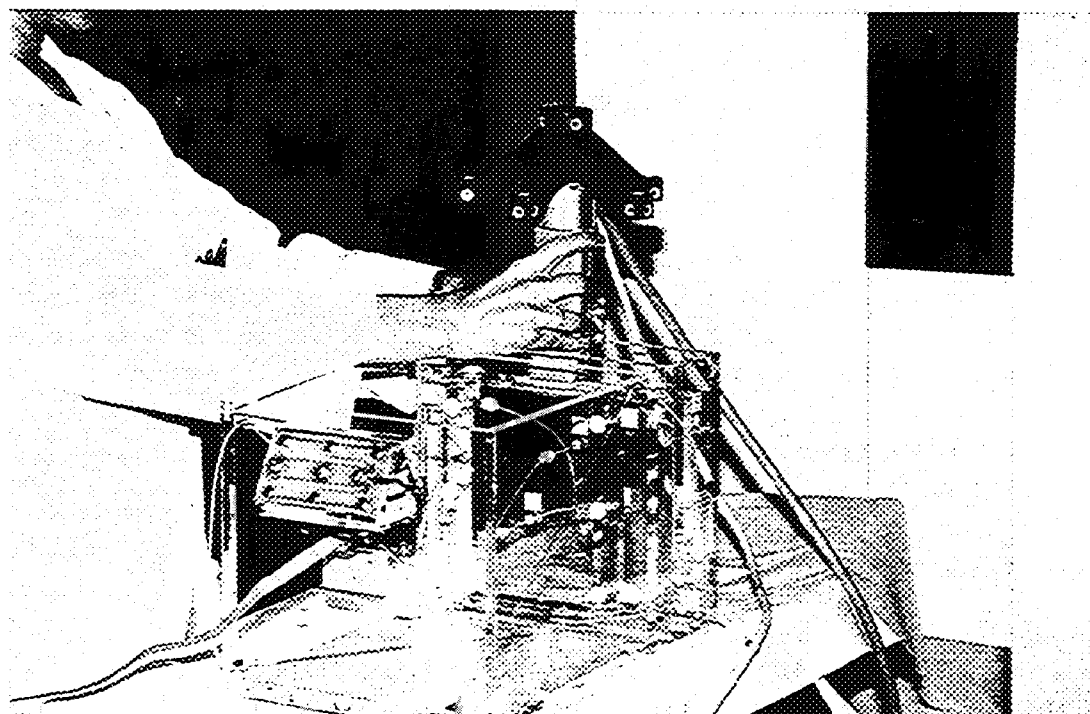
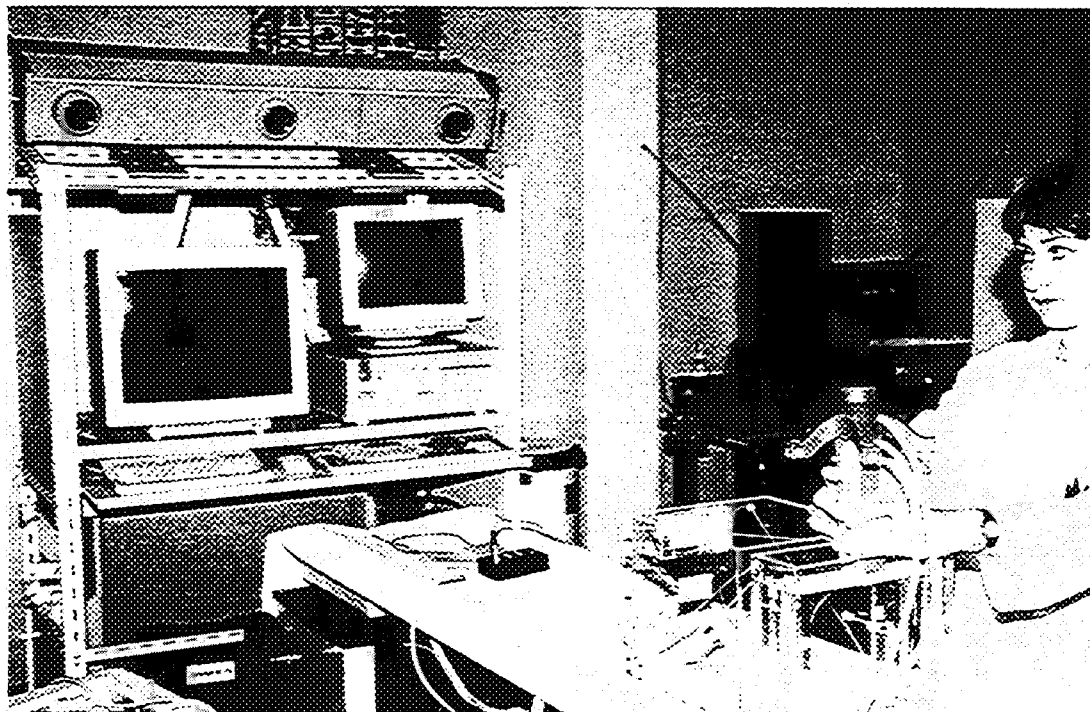


FIG. 5.19 - Calibrage de la sonde. Le plan de coupe échographique est aligné sur le plan de la mire. Le localisateur mesure la position de SIL échographique par rapport à la mire.

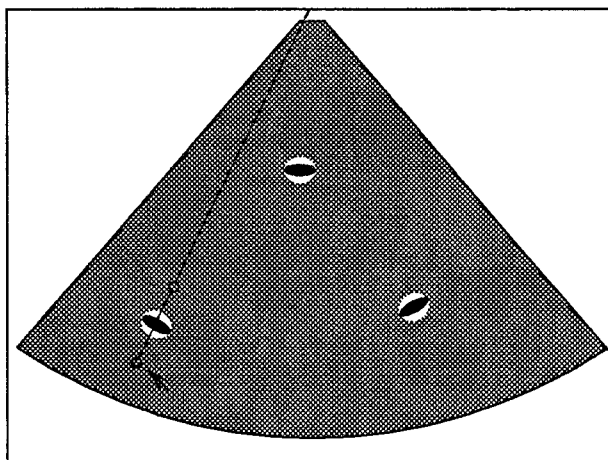


FIG. 5.20 - *Segmentation semi-automatique des points de référence. Le barycentre est calculé sur la portion du rayon repérée par les deux marqueurs ronds qui encadre la section du cathéter.*

- avec une sonde de 2.5 MHz (sonde électronique HP), les résidus maximum et moyens sont typiquement $r_{max} = 1.5$ mm et $r_{moy} = 1.0$ mm. A la distance focale, la résolution axiale de cette sonde est de 1.1 mm et la résolution latérale de 2.7 mm. D'autre part, le plan échographique n'est exploré que par 121 lignes de tirs, d'où une reconstruction pas très fine de l'image. Ces caractéristiques expliquent les valeurs relativement moyennes des résidus obtenus.

Si la résolution axiale et latérale de la sonde ont une influence sur la détection des points de référence de la mire, la résolution azimutale (dans la direction perpendiculaire au plan de coupe) est a priori sans importance puisque le plan de coupe est perpendiculaire aux cathéters.

Enfin, pour l'acquisition des images de la mire, le plan de coupe échographique est aligné manuellement avec le plan de la mire, ce qui ne procure pas une très bonne précision. L'idéal serait d'avoir un système mécanique lié à la mire et qui permette de positionner la sonde par des réglages en translation et rotation.

Cette transformation de calibrage reste valable tant que le SIL échographique reste attaché sur la sonde.

5.4.3.5 Tests de vérification

La transformation X étant calculée, on peut apprécier visuellement la validité du calibrage. Pour cela, on procède comme pour acquérir les données de calibrage: le plan échographique de la sonde est aligné sur le plan de la mire, l'image est numérisée et la transformation T entre Ref_{ech} et Ref_{mire} est mesurée par le localisateur. On peut alors calculer les coordonnées des trois points de référence I_p de la mire dans le référentiel Ref_{us} de la sonde échographique. Soit I'_p ces points :

$$I'_p = X^{-1} T^{-1} I_p, p = 1 \dots 3 \quad (5.8)$$

5.4. Calibrage sonde / SIL échographique

Ces points sont ensuite projetés sur l'image échographique : les coordonnées image u et v sont calculées en divisant les composantes x et y du point considéré par les facteurs d'échelle k_x et k_y . La composante z correspond à la distance du point au plan échographique. La projection des points est représentée sur l'image par des croix de couleur et on affiche les distances des points au plan.

Si le calibrage est correcte, les croix se superposent aux trois points de référence vus dans l'image et les distances au plan échographique sont proches de zéro. On procède ainsi pour différentes orientations du plan de coupe échographique.

5.4.4 Prise en compte de la vitesse des ultrasons

La sonde échographique va être utilisée pour acquérir des images du corps humain. Nous nous proposons donc d'évaluer les erreurs de mesure dues au fait que la vitesse de propagation des ultrasons n'est pas la même dans l'eau et dans les tissus mous du corps humain, et d'apporter les corrections nécessaires.

Soit P un point cible situé à la distance D de la source ultrasonore (figure 5.21). Soit t le temps de vol mesuré de l'onde entre la source et la cible, et c la vitesse de propagation de l'onde. Soit d la distance de la cible à la source calculée par l'échographe.

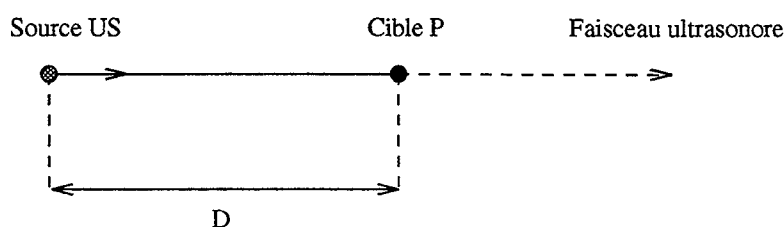


FIG. 5.21 - Mesure de la distance d'un point P à la source le long du faisceau ultrasonore.

Pour calculer la distance d , l'échographe utilise la vitesse de propagation moyenne des ultrasons dans les tissus mous, soit $c_{tissu} = 1540 \text{ m/s}$ (contre $c_{eau} = 1480 \text{ m/s}$ dans l'eau).

Si la mesure est effectivement réalisée dans les tissus, on obtient pour le temps de vol et la distance de la source à la cible :

$$\begin{cases} t_{tissu} = \frac{D}{c_{tissu}} \\ d_{tissu} = t_{tissu} c_{tissu} = D \end{cases} \quad (5.9)$$

La distance calculée par l'échographe correspond à la distance réelle.

Si par contre la mesure est effectuée dans l'eau, on obtient pour le temps de vol et la distance de la source à la cible :

$$\begin{cases} t_{eau} = \frac{D}{c_{eau}} \\ d_{eau} = t_{eau} c_{tissu} = D \frac{c_{tissu}}{c_{eau}} \end{cases} \quad (5.10)$$

La distance calculée par l'échographe est supérieure à la distance réelle ($c_{tissu} > c_{eau}$). Compte tenu des valeurs des deux vitesses, l'erreur commise est d'environ 4% (cela signifie par exemple que pour une distance $D = 150$ mm, l'écart entre d_{tissu} et d_{eau} est de 6 mm). La figure 5.22 illustre le phénomène qu'on observerait sur un ensemble de points cibles régulièrement espacés.

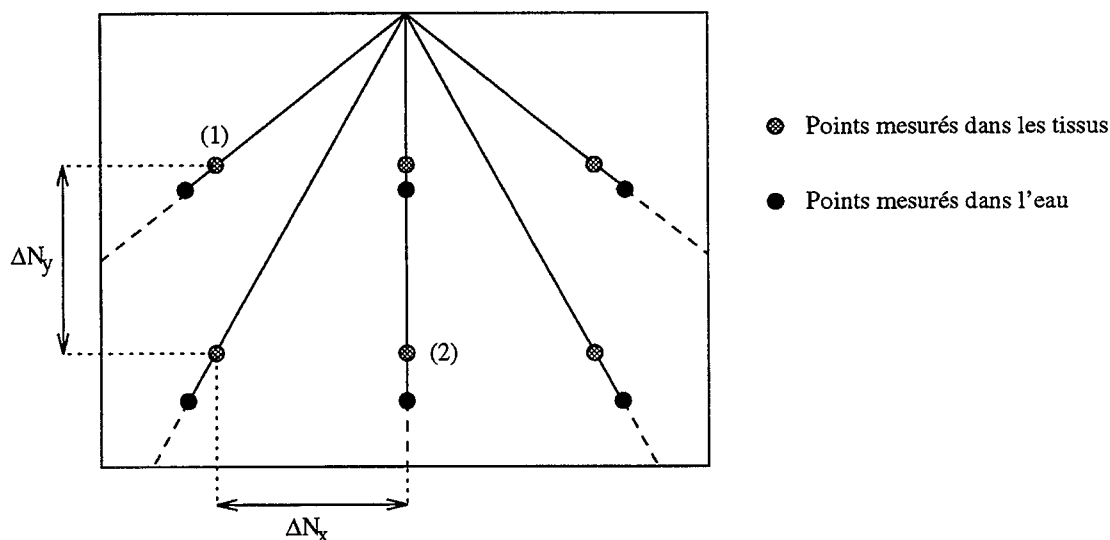


FIG. 5.22 - Image échographique de cibles placées dans l'eau et dans les tissus. Les points mesurés dans l'eau apparaissent décalés et plus éloignés les uns des autres.

Au paragraphe 5.4.1, nous avons mesuré les facteurs d'échelle de l'image à partir d'une mire placée dans l'eau. Ces facteurs ne sont donc valables que dans l'eau et ne correspondent pas aux vraies valeurs qu'il faut utiliser pour des images prises dans les tissus. De plus, on remarque sur la figure 5.22 que les points situés sur la colonne centrale de l'image (qui correspond au faisceau ultrasonore vertical) ne subissent pas de déplacement horizontal entre une image prise dans l'eau et une image prise dans les tissus. Or, comme les facteurs d'échelle des deux images sont différents, cela implique une correction supplémentaire pour les images prises dans les tissus.

Considérons l'image échographique numérisée en m lignes et n colonnes (typiquement $m \times n = 576 \times 768$ pixels). Soit Δdx et Δdy les distances horizontales et verticales séparant deux cibles (1) et (2), calculées par l'échographe, et soit ΔNx et ΔNy les représentations de ces distances en nombre de pixels sur l'image numérisée (figure 5.22). Soit kx_{tissu} et ky_{tissu} les vrais facteurs d'échelle correspondant à une image prise dans les tissus.

Pour une image prise dans les tissus, on a donc la relation :

$$\Delta d_{tissu} = \Delta N_{tissu} k_{tissu} \quad (5.11)$$

Pour une image prise dans l'eau, il faut écrire :

$$\begin{aligned} \Delta d_{eau} &= \Delta N_{eau} k_{tissu} = \Delta d_{tissu} \frac{c_{tissu}}{c_{eau}} = \Delta N_{tissu} k_{tissu} \frac{c_{tissu}}{c_{eau}} \\ \Delta N_{eau} \left(\frac{c_{eau}}{c_{tissu}} k_{tissu} \right) &= \Delta N_{tissu} k_{tissu} \end{aligned} \quad (5.12)$$

5.5. Calibrage localisateur / gamma-caméra

On en déduit donc :

$$\frac{c_{eau}}{c_{tissu}} k_{tissu} = k_{eau} \quad (5.13)$$

où kx_{eau} et ky_{eau} sont les facteurs d'échelle mesurés dans l'eau. Les valeurs des échelles qu'il faut utiliser dans les tissus sont donc supérieures aux valeurs mesurées dans l'eau.

Considérons que les valeurs kx_{tissu} et ky_{tissu} sont connues (par l'équation 5.13). Il reste maintenant à appliquer une correction qui consiste simplement à translater l'axe des x du référentiel Ref_{us} en ajoutant un offset δx à la composante x des coordonnées 3D calculées dans Ref_{us} :

$$\delta x = \frac{n}{2} (kx_{eau} - kx_{tissu}) \quad (\delta x < 0) \quad (5.14)$$

où n est le nombre de pixels horizontal de l'image (on suppose que la source ultrasonore coïncide avec le milieu de la première ligne de l'image).

Les coordonnées 3D $(x,y,0)$ d'un point M (exprimées dans Ref_{us}) sont alors obtenues à partir de ses coordonnées image (u,v) par la relation :

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_x & 0 & 0 \\ 0 & k_y & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u \\ v \\ 0 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \delta x \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (5.15)$$

où $k_x = kx_{tissu}$ et $k_y = ky_{tissu}$.

5.5 Calibrage localisateur / gamma-caméra

Cette phase consiste à estimer la transformation \mathbf{H} entre le référentiel Ref_{abs} du SIL de référence et le référentiel Ref_{spect} de la gamma-caméra.

5.5.1 Mire de calibrage

Le principe est le même que celui présenté au chapitre 4.3 (calibrage du capteur de surface par rapport à la gamma-caméra). La mire doit être visible par les deux systèmes mis en jeu, c'est à dire la gamma-caméra et le localisateur optique. Elle comporte donc deux parties (figure 5.23) :

- un ensemble de quatre cathéters pouvant contenir de la radio-activité et donc visibles par la gamma-caméra ;
- un SIL visible par le localisateur.

Le SIL est formé de six diodes disposées sur une plaquette rigide. Il est fixé de façon définitive sur la face avant de la mire. Il est noté SIL_{mire} . Par calibrage on lui associe un référentiel qui constitue le référentiel de la mire Ref_{mire} . Les résidus obtenus sont $r_{max} = 0.15$ mm et $r_{moy} = 0.05$ mm.

La position des cathéters est connue avec précision dans Ref_{mire} grâce à une phase de modélisation (les coordonnées des trous d'encrage des cathéters ont été mesurées par un palpeur 3D repéré par rapport à Ref_{mire}).

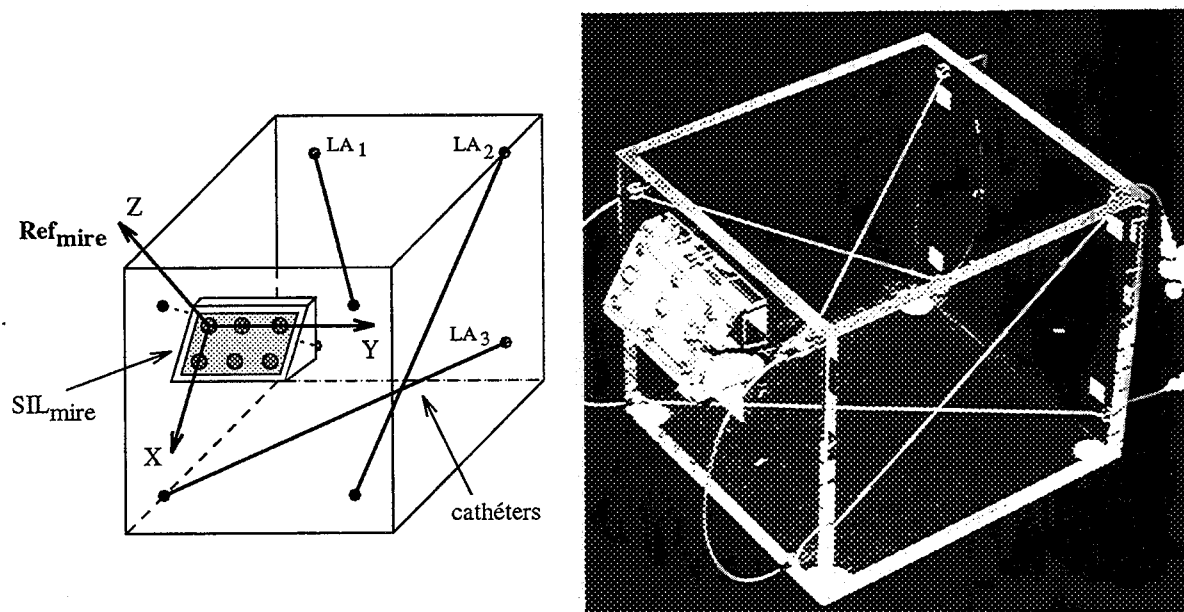


FIG. 5.23 - La mire de calibration est formée de 4 cathéters et d'un SIL à 6 diodes.

Remarque : cette mire et la mire de calibration de la sonde échographique présentée au paragraphe 5.4.3.1 sont en fait rigidement liées et utilisent le même SIL.

La transformation de calibration \mathbf{H} est alors obtenue par la composition de deux autres transformations faisant intervenir Ref_{mire} :

- la transformation $\mathbf{H1}$ entre Ref_{mire} et Ref_{spect} ;
- la transformation $\mathbf{H2}$ entre Ref_{abs} et Ref_{mire} .

5.5.2 Recalage des cathéters

L'objectif est de déterminer la transformation $\mathbf{H1}$ entre Ref_{mire} et Ref_{spect} . Le principe utilisé a déjà été exposé au chapitre 4.3.2. Il repose sur les trois étapes suivantes :

- tomoscintigraphie de la mire ;
- segmentation automatique des cathéters sur les image scintigraphiques ;
- recalage automatique des points segmentés sur le modèle des catheters de la mire.

5.5.3 Repérage du SIL de la mire

L'objectif est de déterminer la transformation $\mathbf{H2}$ entre Ref_{abs} et Ref_{mire} . Cette transformation est directement fournie par le capteur optique.

5.6. Composition des transformations

5.5.4 Composition des transformations

La transformation de calibrage \mathbf{H} liant les référentiels Ref_{abs} et Ref_{spect} est donnée par la composition de $\mathbf{H1}$ et $\mathbf{H2}$ (figure 5.24) :

$$H = H_1 H_2 \quad (5.16)$$

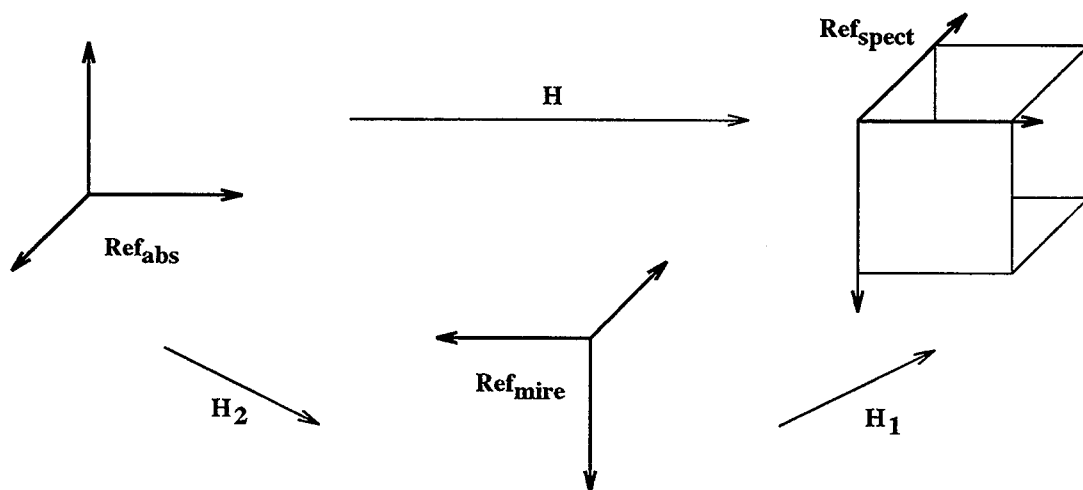


FIG. 5.24 - Composition des transformations.

Ce calibrage est réalisé une fois pour toutes. Par mesure de sécurité, on peut cependant procéder à des calibrages périodiques.

Dans la pratique, la mire est placée sur le lit d'examen de la gamma-caméra et les cathéters sont remplis avec 4 mCi de ^{99m}Tc dans 2 ml. La tomoscintigraphie est réalisée et le localisateur optique mesure la position de la mire par rapport à la référence absolue (figure 5.25).

5.6 Composition des transformations

Nous connaissons donc à présent :

- la transformation de calibrage \mathbf{H} entre le référentiel Ref_{abs} du SIL de référence et le référentiel Ref_{spect} de la gamma-caméra ;
- la transformation de calibrage \mathbf{X} entre le référentiel Ref_{us} de la sonde échographique et le référentiel Ref_{ech} du SIL échographique ;
- la transformation de repérage \mathbf{T} entre le référentiel Ref_{ech} du SIL échographique et le référentiel Ref_{abs} du SIL de référence. Cette transformation est donnée par le localisateur optique à chaque fois qu'on le désire.

La transformation \mathbf{W} liant les référentiels des deux imageurs, Ref_{us} et Ref_{spect} , est donnée par la composition des trois transformations \mathbf{H} , \mathbf{T} et \mathbf{X} (figure 5.26) :

$$W = H T X \quad (5.17)$$

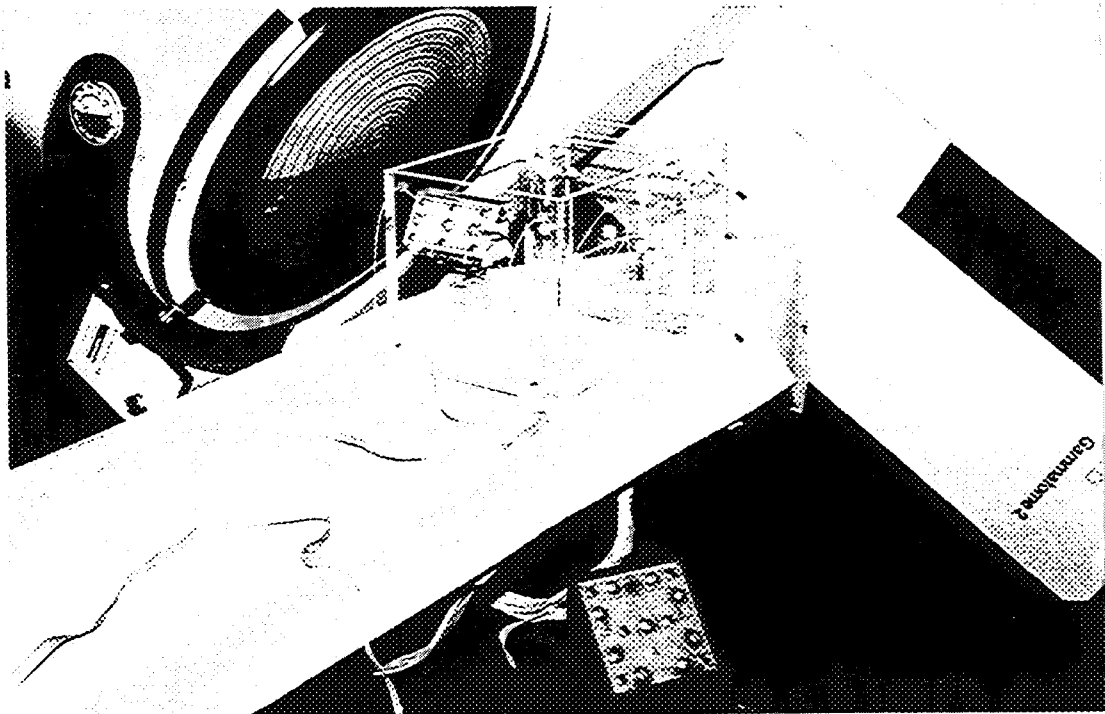
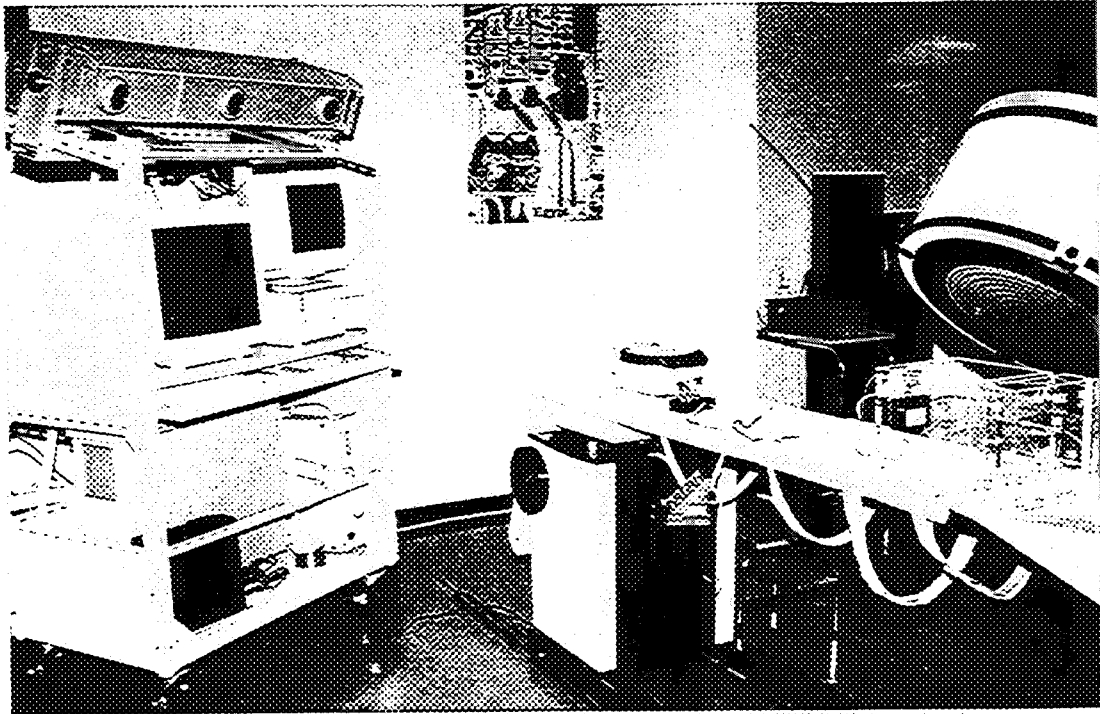


FIG. 5.25 - La mire de calibrage est visible par la gamma-caméra et le localisateur optique.

5.7. Reformatage des coupes et visualisation

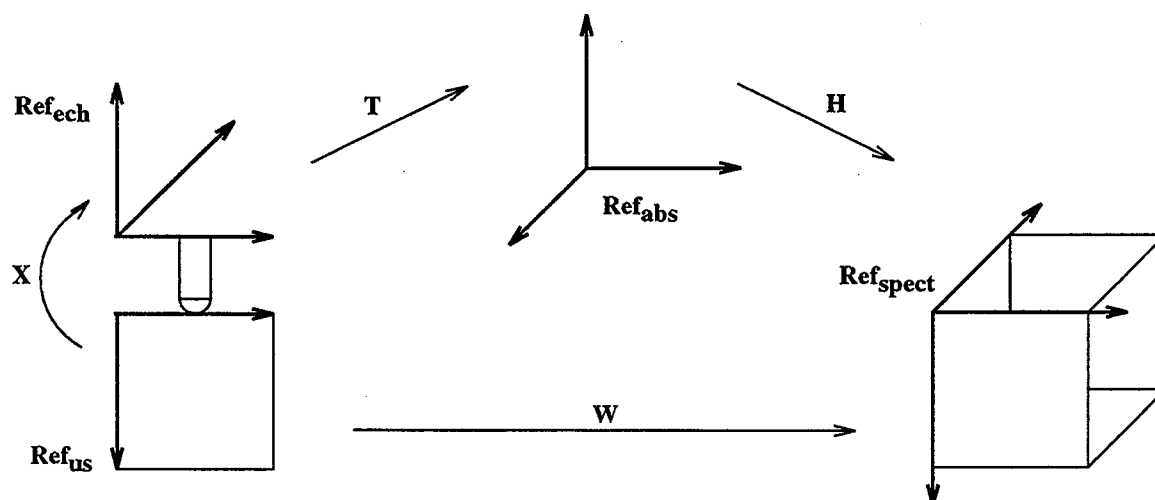


FIG. 5.26 - Composition des transformations.

5.7 Reformatage des coupes et visualisation

Pour chaque coupe échographique acquise, il s'agit de retailler dans le volume scintigraphique l'image qui se superpose exactement à cette coupe, puis de visualiser les résultats.

5.7.1 Principe du reformatage

Le principe est le même que celui présenté au chapitre 4.6 : pour chaque pixel de l'image échographique est calculée l'intensité correspondante dans le volume scintigraphique. En balayant toute l'image échographique, on reconstruit l'image scintigraphique complète.

5.7.2 Interface de visualisation

Les images des deux modalités sont affichées dans des fenêtres de taille 512 x 512 pixels. Les images échographiques étant numérisées en 576 lignes et 768 colonnes, on ne visualise que la partie centrale de l'image. Les images échographiques sont affichées en niveaux de gris et les images scintigraphiques en fausses couleurs. Les modes de visualisation sont les mêmes que ceux présentés en 4.6 (effet de transparence et curseur élastique).

On dispose également d'une représentation graphique de la position du plan de coupe échographique à l'intérieur du volume scintigraphique.

5.8 Tests de précision

Les deux phases de calibrage étant réalisées, l'objectif est d'apprécier visuellement la précision de la fusion des images échographiques et scintigraphiques. Ne disposant pas de fantôme spécifique visible à la fois en échographie et par la gamma-caméra, nous avons

utilisé la mire de calibration décrite au paragraphe 5.5.1. Pour rendre les cathéters visibles dans les deux modalités, la mire est remplie d'eau et les cathéters sont injectés de ^{99m}Tc (la disposition des cathéters est en fait légèrement modifiée pour faciliter l'échographie). La mire est placée sur la table d'examen de la gamma-caméra, à la place du patient, et la tomoscintigraphie est réalisée (en mode 64^3). On acquiert ensuite des images échographiques de la mire montrant des coupes axiales et longitudinales des cathéters. La sonde utilisée est un modèle HP à 2.5 MHz. Les résultats de la fusion présentés sur la figure 5.27 montrent une bonne superposition des images. Il faut cependant noter que ces tests sont réalisés dans l'eau et qu'il ne tiennent donc pas compte des corrections à apporter aux images échographiques prises dans les tissus.

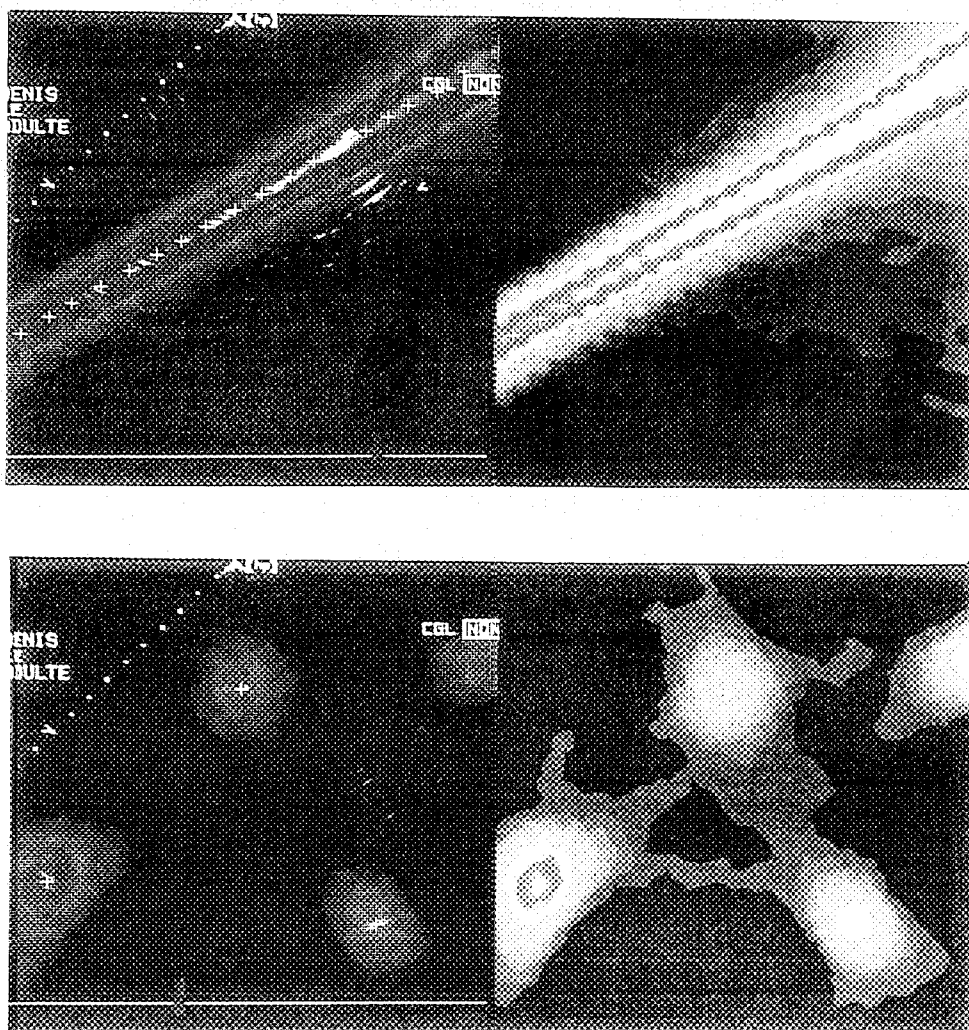


FIG. 5.27 - Deux exemples de superposition des images des cathéters. Coupe longitudinale (en haut) et coupe transversale (en bas).

5.9 Application au rein

5.9.1 Appareil rénal

Après quelques rappels d'anatomie, nous décrivons dans cette section les examens échographiques et scintigraphiques habituellement pratiqués sur le rein.

5.9.1.1 Situation et structure

Les reins sont deux organes en forme de haricot, de 10 à 13 cm de longueur, 5 à 6 cm de largeur et 4 à 5 cm d'épaisseur. Ils sont situés en arrière de la cavité péritonéale, de part et d'autre de la colonne vertébrale, au niveau de la dernière dorsale et des premières lombaires. Le rein gauche est généralement situé 1 à 2 cm plus haut que le droit.

Du fait de leur situation, les reins ont des rapports divers avec les organes avoisinants. La face antérieure du rein droit est en contact avec le foie et l'angle collique droit. La face antérieure du rein gauche est en contact avec l'estomac, le pancréas, la rate et l'angle collique gauche. En arrière et en haut, les reins sont en contact avec le diaphragme. Ces différents rapports ont pour conséquence la mobilité des reins au cours du cycle respiratoire. Lors de l'inspiration profonde, ils s'abaissent de 3 à 4 cm et des mouvements de bascule ou de rotation sont également possibles [Kahle et al.81], [Gounelle et al.89].

Le rein est formé d'une cavité centrale, le sinus, et d'une couche de tissu périphérique, le parenchyme. Le sinus du rein contient des vaisseaux et les voies excrétrices (les calices). Les calices collectent l'urine venue du parenchyme et s'ouvrent sur le bassinet qui continue à l'extérieur du rein par l'uretère. Le parenchyme (cortex et médulaire) est la partie fonctionnelle de l'organe. C'est lui qui va produire l'urine et la déverser dans les calices. Il est formé de plusieurs milliers de filtres appelés néphrons. Le renforcement par lequel entrent ou sortent les vaisseaux, les nerfs et le bassinet s'appelle le hile du rein.

5.9.1.2 Exploration échographique

L'exploration échographique rénale constitue souvent un examen de première intention. Elle permet une évaluation précise de la taille des reins et les principales pathologies observées sont les suivantes [Bonnin et al.93] :

- les masses kystiques : elles donnent une image liquidienne (zone anéchogène, vide d'écho), de forme arrondie et à contours réguliers ;
- les masses tumorales : elles donnent une image très échogène (échos importants), à contours irréguliers, correspondant à une structure solide ;
- les infections type néphrite ou pyélonéphrite : l'aspect du rein est globuleux.

L'échographie est également bien adaptée à la surveillance du rein transplanté (le greffon).

L'examen échographique est réalisé avec une sonde sectorielle de 3.5 MHz. Le patient est placé en décubitus dorsal (sur le dos) et procubitus (sur le ventre). Les voies d'accès

sont essentiellement latérales, mais aussi antérieures et postérieures. L'exploration peut être pratiquée en inspiration libre ou apnée après inspiration profonde pour une meilleure visualisation du pôle supérieur. Chaque rein est examiné séparément dans les trois plans de l'espace :

- coupes longitudinales : elles sont pratiquées selon le grand axe du rein par un mouvement de balayage d'un bord à l'autre. L'image du rein est en forme d'ellipse ;
- coupes transversales : le balayage est effectué perpendiculairement au grand axe du rein, du pôle supérieur au pôle inférieur. L'image du rein est de forme arrondie ou en forme de fer à cheval pour les coupes passant par le hile ;
- coupes frontales : l'image du rein est en forme de haricot.

Toutes ces incidences sont théoriques. Dans la pratique, l'examen est adapté à chaque individu. Il est donc possible de multiplier et diversifier les incidences.

5.9.1.3 Exploration fonctionnelle

Deux types d'examens scintigraphiques sont habituellement pratiqués [Moretti et al.91] :

1. L'imagerie dynamique : la molécule utilisée est le DTPA marqué au technétium 99m (^{99m}Tc -DTPA). Selon le protocole d'injection et d'acquisition, l'examen permet :
 - l'étude de la perfusion rénale et de la fonction du greffon après transplantation pour détecter d'éventuelles complications ;
 - l'étude des fonctions de captation-excrétion rénales : le DTPA est excrété par le rein par filtration glomérulaire (au niveau du néphron). Le produit est rapidement excrété ce qui impose des enregistrements séquentiels à des temps précis après l'injection.

Dans les deux cas il s'agit d'acquisitions planaires et le patient est placé en décubitus dorsal.

2. L'imagerie statique : la molécule utilisée est le DMSA marqué au technétium 99m (^{99m}Tc -DMSA). Le DMSA est capté et fixé au niveau des cellules tubulaires proximales (dans le néphron). Les images scintigraphiques montrent la répartition du tissu fonctionnel, ce qui permet d'évaluer la masse fonctionnelle rénale. L'acquisition des images peut être planaire comme précédemment ou tomographique et le patient est en décubitus dorsal.

5.9.2 Résultats et perspectives

5.9.2.1 Protocole d'acquisition

L'examen scintigraphique et échographique sont réalisés l'un après l'autre en médecine nucléaire, dans la salle d'examen de la gamma-caméra :

- la scintigraphique est pratiquée quatre heures après injection de 2 à 3 mCi de ^{99m}Tc -DMSA. Elle est réalisée par une gamma-caméra simple tête (SOPHA DSX) en mode

5.9. Application au rein

tomographique (128 projections 128 x 128 sur 360°, 15 secondes par projection). Le patient est placé en décubitus dorsal. Après rétroprojection filtrée (filtre de Hann), on dispose d'un volume d'information isotrope de 128³ voxels sous la forme de 128 coupes (128 x 128) axiales jointives. La taille des voxels est 3.46 mm de côté ;

- l'échographie est pratiquée juste après la scintigraphie, sans que le patient ne bouge. Elle est réalisée avec une sonde mécanique sectorielle de 3.5 MHz (Kretz Combison 320). Chaque rein est examiné dans les trois plans de l'espace, en respiration libre. Le patient étant sur le dos, seules les voies d'accès antéro-latérales sont possibles. Les images sélectionnées par le radiologue sont numérisées (en 576 x 768) et la position de la sonde correspondante est enregistrée sur la station de travail. La taille des pixels 0.32 mm en x et en y.

La figure 5.28 montre l'acquisition des deux examens. Dans la pratique, pour ne pas prolonger la durée des examens, les images scintigraphiques ne sont reconstruites et transférées sur la station de travail qu'après l'exploration échographique. Les images de fusion ne sont donc pas visualisées pendant l'échographie.

5.9.2.2 Résultats

10 patients atteints de pathologies rénales variées (infectieuses, vasculaires, urologiques, greffon) et un futur donneur de greffon ont pu bénéficier de la technique de fusion [Caravel et al.95], [Peria et al.95b]. Il s'agissait de six hommes et quatre femmes adultes.

Deux exemples illustrent les résultats. La figure 5.29 concerne un patient porteur d'un kyste centro-rénal gauche. Les explorations sont en parfaite concordance topographique. La figure 5.30 présente les résultats d'un patient hypertendu ayant des micro-embols d'origine aortique sans sténose artérielle. L'image échographique est homogène alors que l'image scintigraphique correspondante montre une hétérogénéité corticale. Seule la superposition des images montre que ces microlacunes sont significatives.

5.9.2.3 Discussion

- Le principal problème rencontré au cours de nos expérimentations tient à la mobilité des reins avec la respiration. En effet, les reins subissent des mouvements de translation et de rotation autour du hile pendant le cycle respiratoire. L'acquisition scintigraphique, d'une durée de 30 minutes, permet d'obtenir des images moyennes du rein alors que les images échographiques sont acquises de manière instantanée à des moments quelconques du cycle respiratoire (cela explique en particulier la discrète supériorité de la taille du rein sur les coupes scintigraphiques par rapport aux coupes échographiques). Par conséquent, la position du rein au moment où l'image échographique est enregistrée ne correspond pas forcément à sa position moyenne. Ces petites variations entraînent un décalage aléatoire de quelques millimètres entre les coupes échographiques et les images scintigraphiques reformatées. Nous avons cependant obtenu des images de bonne qualité qui augmentent l'information disponible sur les deux modalités prises séparément. Toutefois, cette qualité pourrait être améliorée en synchronisant l'enregistrement des données échographiques sur

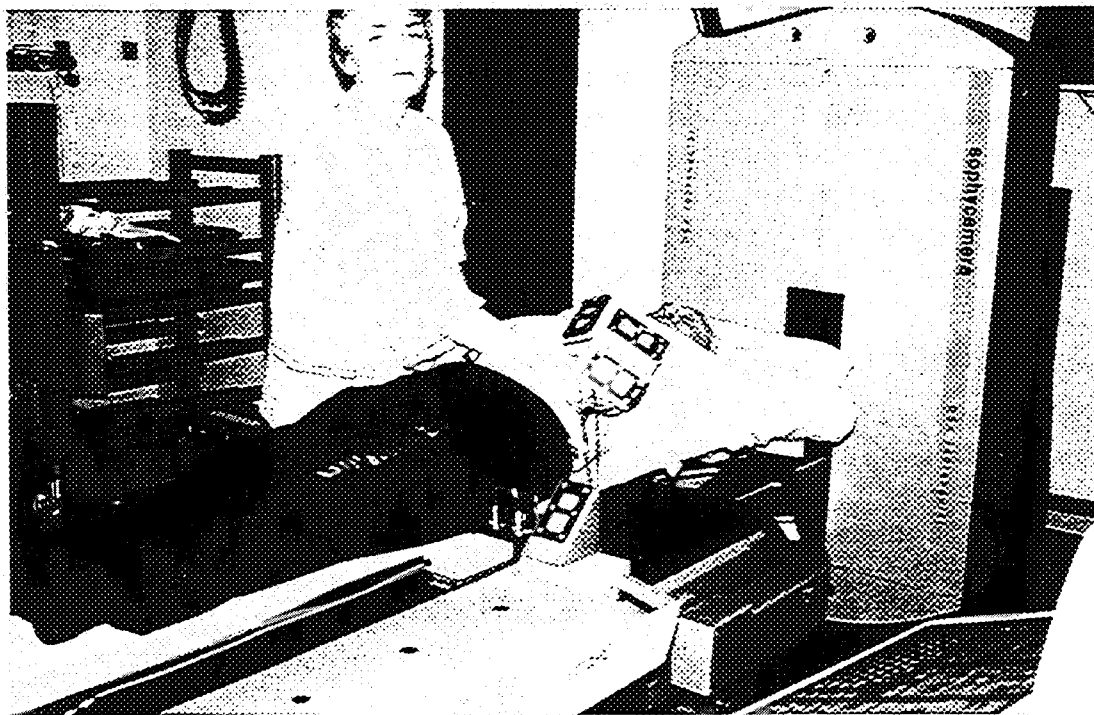


FIG. 5.28 - Acquisition tomoscintigraphique et échographique. Le patient est en décubitus dorsal. Le localisateur optique repère la position de la sonde par rapport à la référence fixe.

5.9. Application au rein

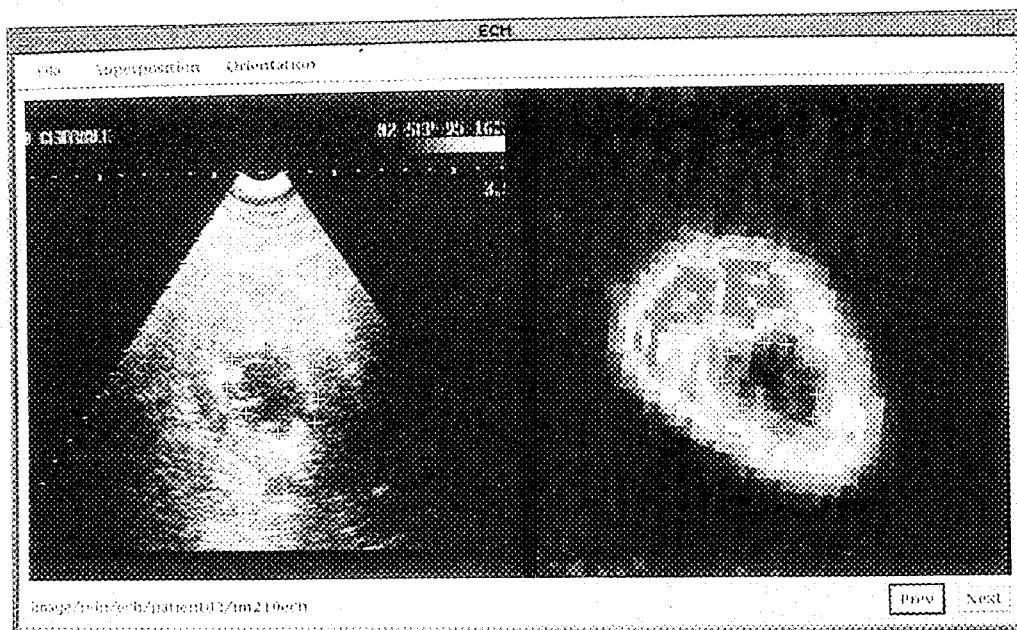


FIG. 5.29 - Patient porteur d'un kyste centro-rénal gauche.

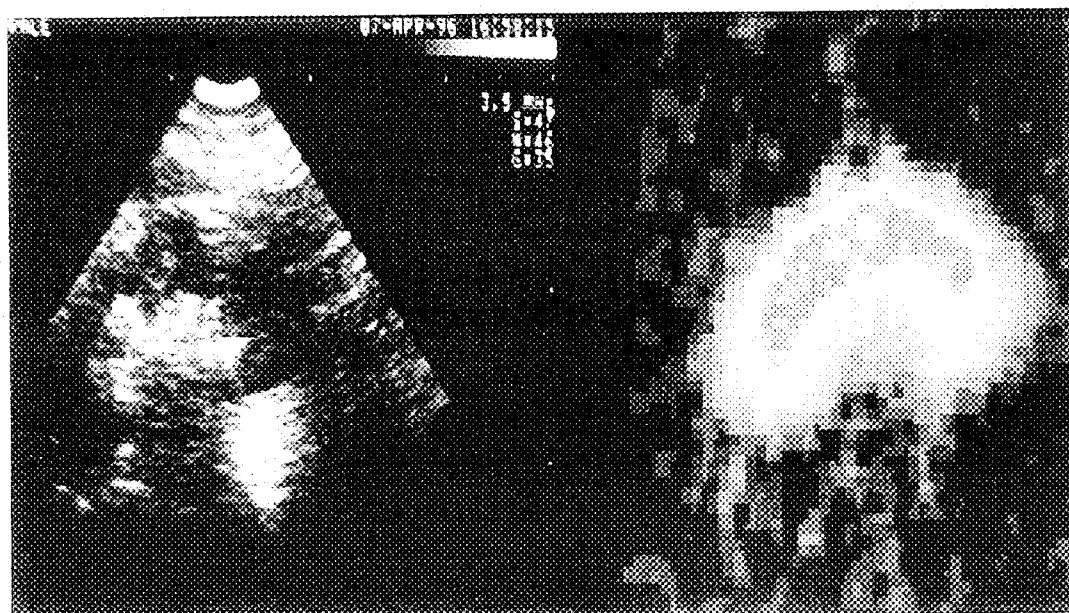


FIG. 5.30 - Patient présentant une hypertension artérielle sans sténose artérielle rénale.

le cycle respiratoire. Il existe en effet différents procédés de mesure de la respiration (basés par exemple sur la mesure des mouvements de la cage thoracique) qu'il serait intéressant d'étudier.

- La réalisation de l'échographie en décubitus dorsal ne permet pas l'abord postérieur classiquement utilisé pour l'exploration des reins. Un abord antéro-latéral limite effectivement l'accessibilité au rein par la sonde échographique. Ce problème s'est fait ressentir chez deux patients qui présentaient une obésité gênante ainsi qu'une accumulation importante de gaz digestifs.

5.10 Application au coeur

5.10.1 Appareil cardiaque

Nous décrivons dans cette section les examens échographiques et scintigraphiques habituellement pratiqués sur le coeur.

5.10.1.1 Situation et structure

Le coeur est un muscle creux, asymétrique, situé dans la cage thoracique entre les deux poumons, légèrement sur la gauche. Sa pointe est dirigée en avant, en bas et à gauche. Il repose directement sur la cage thoracique. Ses dimensions correspondent au moins à la taille du poing fermé de son porteur [Kahle et al.81], [Gounelle et al.89].

Le coeur est formé de quatre cavités :

- une cavité antérieure : le ventricule droit (VD) ;
- une cavité postérieure : l'oreillette gauche (OG) ;
- deux cavités latérales : le ventricule gauche (VG) et l'oreillette droite (OD).

L'oreillette gauche communique avec le ventricule gauche par la valvule mitrale. L'oreillette droite communique avec le ventricule droit par la valvule tricuspide. La paroi des ventricules est épaisse et constitue la partie musculaire du coeur ou myocarde.

5.10.1.2 Exploration échographique

L'étude du coeur a été la première application médicale de l'échographie. Le coeur se prête particulièrement bien à cette technique d'imagerie en raison de sa taille, de sa situation superficielle et aussi des caractéristiques physiques de ses interfaces qui présentent d'importantes différences d'impédance acoustique idéales pour la réflexion des ultrasons. L'échographie est la seule méthode permettant l'étude des structures cardiaques in vivo qui soit totalement atraumatique, d'une innocuité absolue et fiable. Elle est devenue un examen indispensable en cardiologie.

Lors de l'exploration, le patient est placé en décubitus latéral gauche (sur le côté gauche) de façon à rapprocher le plus possible le coeur de la paroi thoracique. L'examen est réalisé avec une sonde sectorielle de 2.5 MHz. Les sondes actuelles permettent de réaliser des coupes dans toutes les directions désirées. Cependant, des coupes optimales ont été standardisées pour une meilleure reproductibilité des examens [Thomas94]. Elles sont réalisées selon les quatre incidences suivantes (figure 5.31):

1. Incidence parasternale : la sonde est placée au niveau du 3^{eme}, 4^{eme} ou 5^{eme} espace intercostal gauche, le long du sternum. Deux types de coupes sont visualisées:
 - coupe longitudinale ou grand axe: elle passe par les cavités cardiaques gauches en montrant le ventricule gauche, l'oreillette gauche, la mitrale, l'aorte et aussi le ventricule droit ;

- coupe transversale ou petit axe: à partir de la position précédente, la sonde est tournée de 90 degrés dans le sens horaire. La coupe est d'abord centrée sur l'aorte, puis la mitrale, puis le ventricule gauche.
2. Incidence apicale: la sonde est placée à la pointe du coeur. Deux types de coupes sont visualisées:
 - coupe des quatre cavités: le plan de coupe est horizontal. Cette coupe montre les deux ventricules selon leur grand axe et les deux oreillettes;
 - coupe des deux cavités: à partir de la position précédente, la sonde est tournée de 90 degrés dans le sens anti-horaire. L'oreillette et le ventricule gauche apparaissent.
 3. Incidence sous-costale: la sonde est placée au niveau du creux épigastrique. Cette incidence permet d'obtenir des coupes quatre cavités.
 4. Incidence sus-sternale: la sonde est placée au creux sus-sternal et permet de visualiser la crosse de l'aorte.

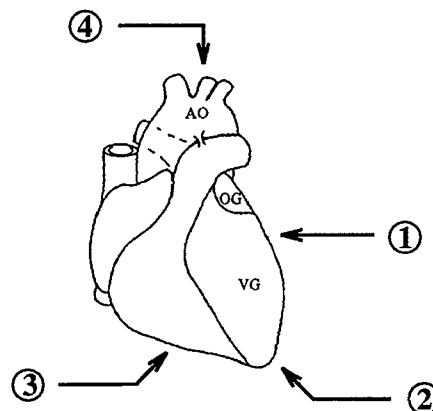


FIG. 5.31 - Les quatre voies d'exploration échocardiographique.

5.10.1.3 Exploration fonctionnelle

L'imagerie nucléaire apporte une contribution essentielle en cardiologie car elle permet d'aborder des aspects complémentaires de la fonction cardiaque. Les deux types d'examen les plus couramment pratiqués sont les suivants [Moretti et al.91], [Thomas94]:

1. La scintigraphie myocardique au thallium 201: le thallium 201 (^{201}Tl) est un isotope radioactif émetteur de photons γ d'énergie 80 Kev. Sa période est de 73 heures. Après injection intraveineuse, la répartition du thallium est la même que celle du potassium: il se fixe au niveau du myocarde proportionnellement au débit coronarien et à la viabilité cellulaire de façon indépendante. Les principales indications de cet examen sont, en cas d'infarctus, la localisation et l'évaluation de la taille de la

5.10. Application au coeur

lésion, et en cas de maladies coronariennes, la mise en évidence des troubles de la perfusion après une épreuve d'effort. Les images obtenues par tomoscintigraphie sont des coupes reconstruites et réorientées en coupes petit axe, grand axe et quatre cavités. Lors de l'acquisition, le patient est en décubitus dorsal.

2. L'angio-scintigraphie cardiaque : l'isotope le plus employé est le ^{99m}Tc pour le marquage de l'albumine ou des globules rouges. Les images des cavités cardiaques sont enregistrées selon une ou plusieurs projections planes, avec synchronisation sur l'électrocardiogramme (ECG). Elles sont ensuite triées en fonction de leur localisation dans le cycle cardiaque. L'étude tomographique est également possible mais elle nécessite un temps d'acquisition beaucoup plus long. Cet examen permet la mesure des volumes ventriculaires et le calcul de la fraction d'éjection (rapport du volume d'éjection télésystolique au volume télédiastolique) pour évaluer la fonction de pompe du ventricule gauche.

5.10.2 Résultats et perspectives

5.10.2.1 Protocole d'acquisition

Les examens scintigraphiques et échographiques sont réalisés l'un après l'autre en médecine nucléaire, dans la salle de la gamma-caméra :

- la scintigraphie réalisée est une scintigraphie myocardique au thallium 201. Elle est pratiquée 15 minutes après injection d'environ 3 mCi de ^{201}Tl avec une gamma-caméra simple tête (Gammatome II Sopha Medical) en mode tomographique (32 projections 64×64 sur 180° , 30 secondes par projection). Le patient est placé en décubitus latéral gauche qui est la position requise pour l'examen échographique qui va suivre. Après rétroprojection filtrée (filtre de Hann), on dispose d'un volume d'information isotrope de 64^3 voxels sous la forme de 64 coupes (64×64) axiales jointives (les coupes ne sont pas réorientées). La taille des voxels est 6.4 mm de côté. Les images reconstruites sont immédiatement transférées sur la station de travail par le réseau (Les temps de reconstruction et de transfert sont très réduits (3 à 4 minutes) compte tenu du faible nombre de données à traiter) ;
- l'échographie est pratiquée juste après la scintigraphie, sans que le patient ne bouge. Elle est réalisée avec une sonde sectorielle de 2.5 MHz à balayage électronique (HP). Le coeur est examiné selon les incidences parasternales (coupes grand axe et petit axe) et apicales (coupes quatre cavités et deux cavités). Les images sélectionnées par le cardiologue sont numérisées (en 576×768) et la position de la sonde correspondante est enregistrée sur la station de travail. La taille des pixels est 0.36 mm en x et en y. Dès qu'une coupe échographique est prise en compte, l'image scintigraphique correspondante est immédiatement calculée et affichée sur la station de travail selon le mode de visualisation choisi.

La figure 5.32 montre l'acquisition des deux examens.

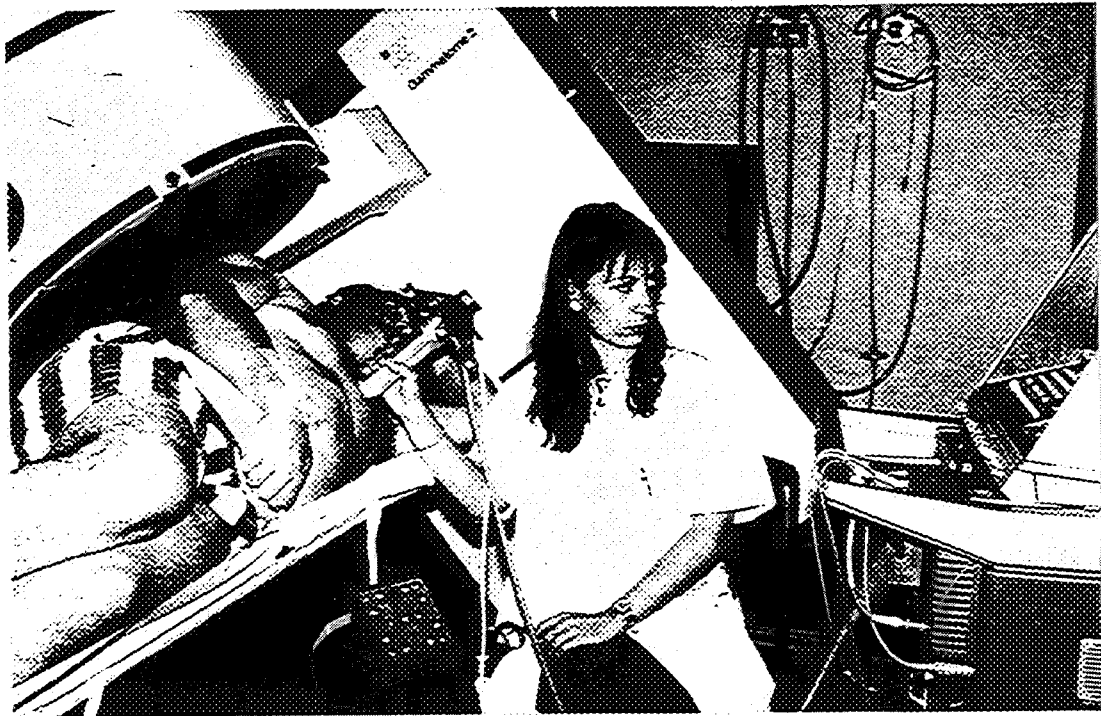
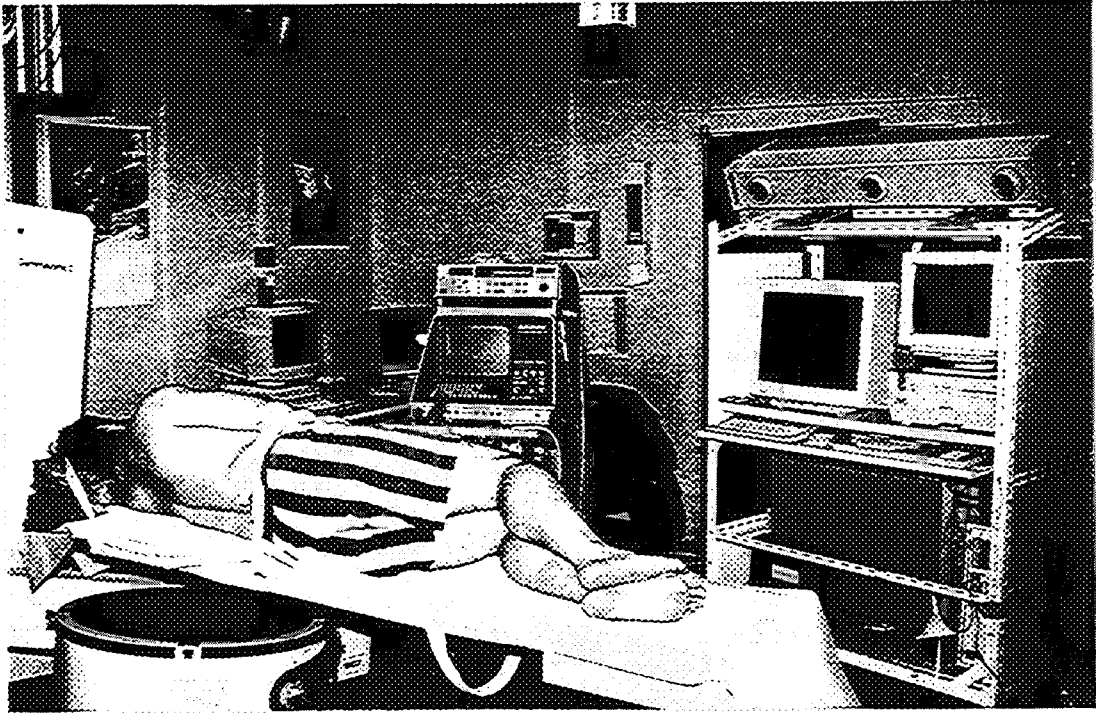


FIG. 5.32 - Acquisition tomoscintigraphique et échographique. Le patient est en décubitus latéral gauche. Le localisateur optique repère la position de la sonde par rapport à la référence fixe.

5.10. Application au coeur

5.10.2.2 Résultats

La méthode de fusion d'images a été validée sur 9 patients homme ayant subi un infarctus du myocarde. Les examens ont été pratiqués pour une recherche de viabilité dans les territoires de l'infarctus.

Les résultats obtenus sont très satisfaisants : dans tous les cas la fusion des données fonctionnelles et anatomiques correspond parfaitement à ce qui était attendu. En particulier, on observe bien que les zones acinétiques (zones qui ne se contractent plus) visibles en échographie ne sont pas perfusées en scintigraphie.

Les figures 5.33 à 5.36 présentent des exemples de résultats sur les quatre coupes types (grand axe, petit axe, quatre cavités, deux cavités) visualisées en échographie.

5.10.2.3 Discussion

- Ces résultats ne font que confirmer des informations qui sont obtenues habituellement par l'analyse des examens réalisés séparément sans système de recalage. En effet, le volume scintigraphique du coeur est divisé en 16 segments qui sont facilement repérables sur une échographie standard. Cependant, dans certains cas difficiles comme l'ischémie chronique, une étude plus poussée de la contractibilité est souhaitable. Un recalage précis des images peut alors s'avérer très intéressant. Dans les autres cas, la fusion des images est surtout perçue comme un confort par les cardiologues.

- Le coeur est soumis à des mouvements dûs à la respiration et surtout à ses propres battements. Comme pour le rein, la scintigraphie fournit des images moyennées du coeur alors que les images échographiques sont acquises à des moments quelconques du cycle cardiaque. Compte tenu de la taille importante des voxels du volume fonctionnel (6.4 mm de côté), nous n'avons pas constaté de décalage significatif entre les images échographiques et les images scintigraphiques reformatées. Il est cependant quand même envisageable de synchroniser les deux examens sur l'électrocardiogramme (ECG) du patient. Pour ne pas trop allonger les temps d'acquisition, on pourrait acquérir simplement deux volumes SPECT (l'un plutôt en diastole et l'autre plutôt en systole). Pour chaque image échographique enregistrée, il suffirait alors de regarder dans quelle moitié du cycle cardiaque on se situe pour savoir dans lequel des deux volumes SPECT il faut recalculer l'image scintigraphique correspondante.

- Le principal avantage de l'échographie est d'observer des images dynamiques du coeur. Par conséquent, il serait intéressant de pouvoir recalculer en temps réel les images dynamiques d'échographie avec les images scintigraphiques, ce qui permettrait en particulier une étude plus fine de la cinétique cardiaque. Cela nécessite une carte d'acquisition vidéo appropriée et des moyens de calcul rapides. Actuellement, on est limité à environ une image par seconde.

- L'immobilité du patient pendant la durée des deux explorations successives (30 minutes au minimum) nécessite une bonne coopération de celui-ci. En effet, la position en

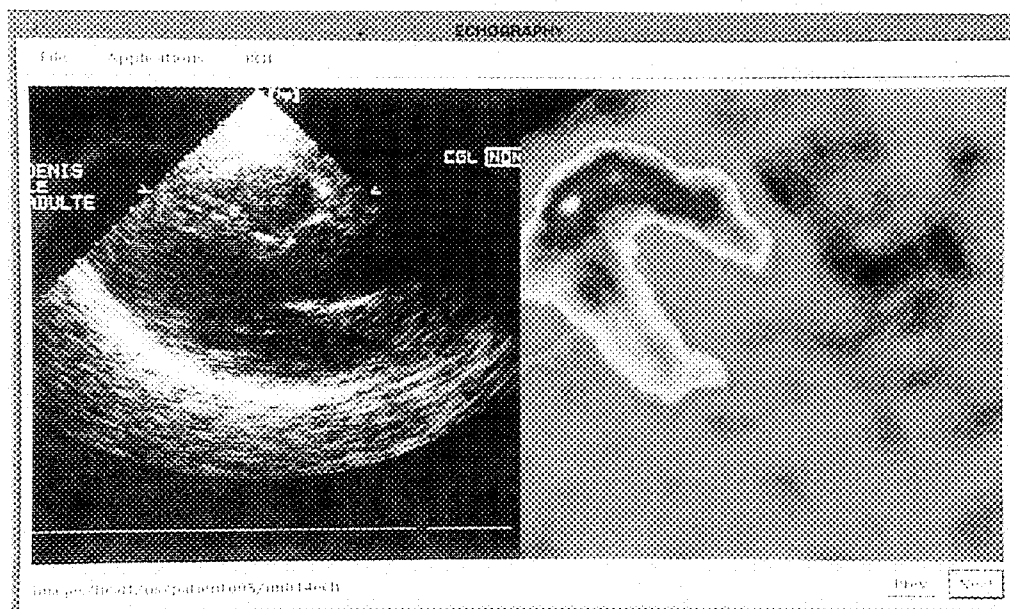


FIG. 5.33 - Coupe grand axe.

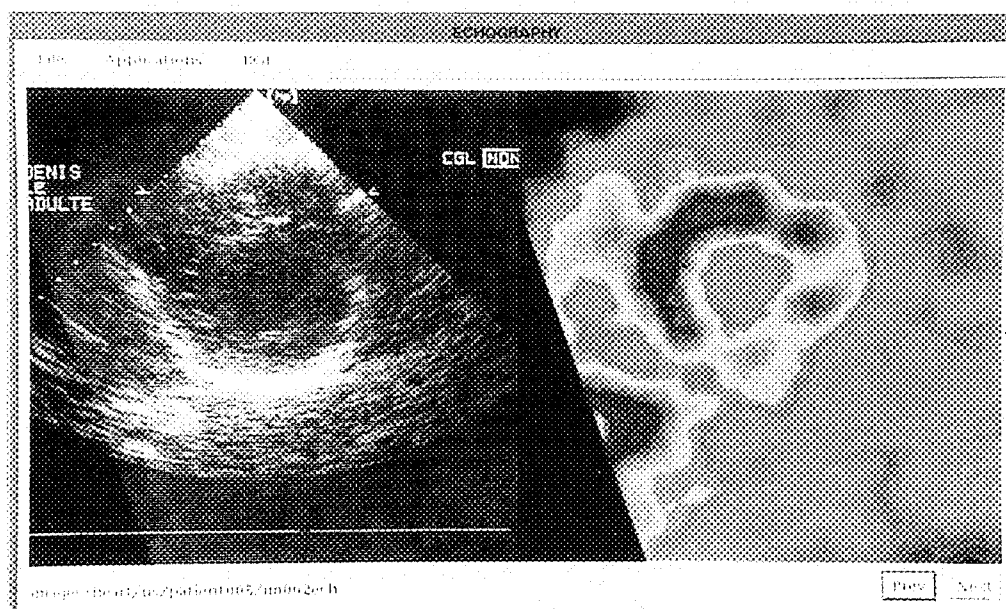


FIG. 5.34 - Coupe petit axe.

5.10. Application au coeur

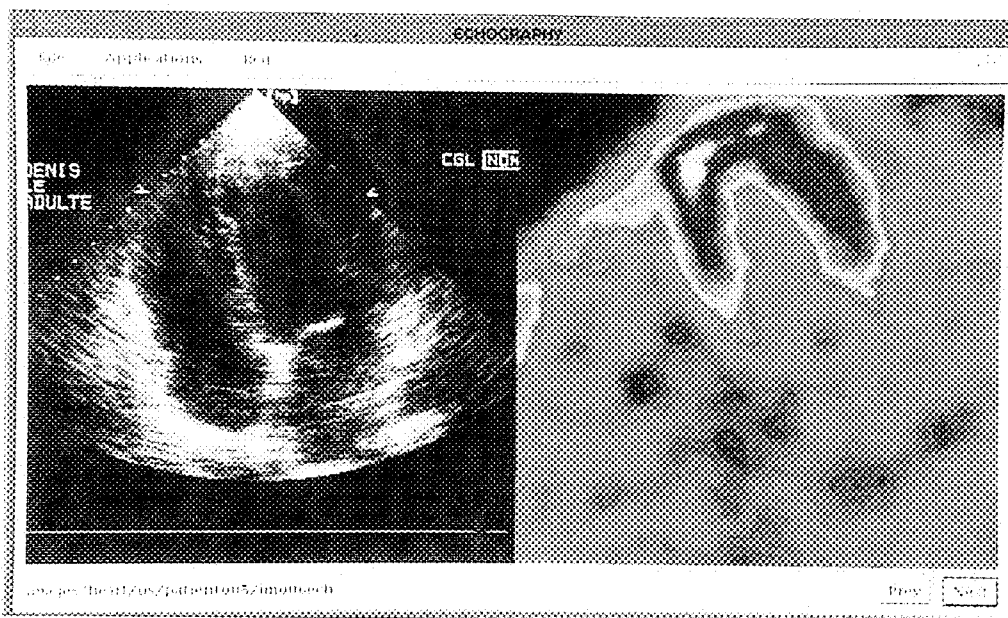


FIG. 5.35 - Coupe quatre cavités.

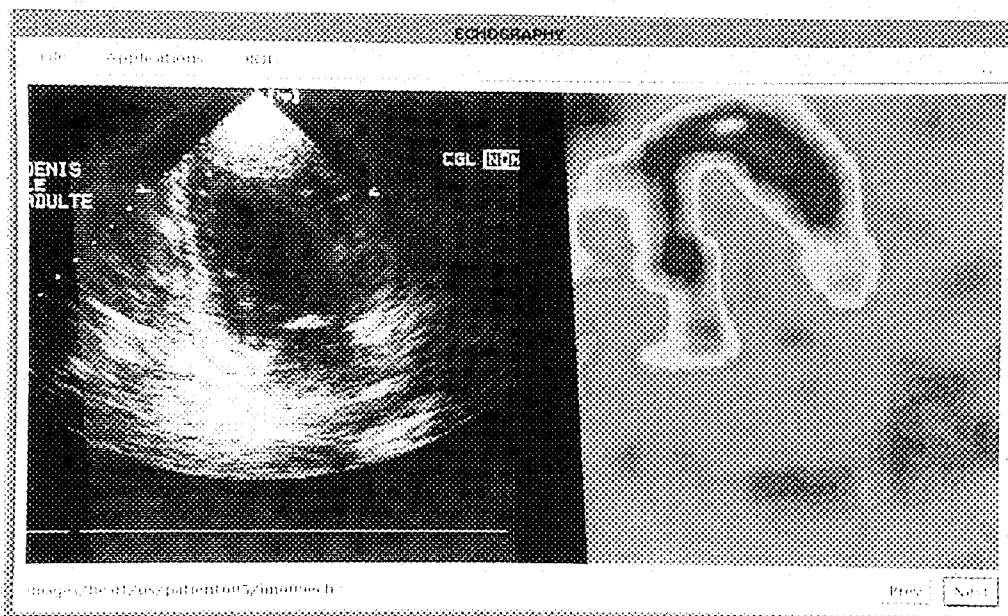


FIG. 5.36 - Coupe deux cavités.

Chapitre 5. Mise en oeuvre d'une méthode de fusion d'images ECHO / SPECT

décubitus latéral gauche n'est pas très confortable et donc difficile à garder. Un système de maintien au niveau du dos serait très souhaitable.

5.11 conclusion

Nous avons développé une méthode de fusion d'images échographiques et scintigraphiques simple d'utilisation, ne nécessitant ni marqueurs externes placés sur le patient, ni la segmentation de structures anatomiques. Elle repose essentiellement sur trois points :

- l'utilisation d'un capteur de position pour localiser la sonde échographique par rapport à la gamma-caméra. Ce capteur implique l'utilisation de deux SIL (Solide Indéformable de Localisation), l'un monté sur la sonde échographique, l'autre servant de référence absolue dans la salle de la gamma-caméra ;
- une méthode de calibrage de la sonde échographique par rapport au SIL échographique faisant intervenir une mire de calibrage spécifique. La procédure de calibrage est semi-automatique mais reste simple et rapide. Elle doit être réalisée à chaque fois que le SIL est monté sur la sonde ;
- une méthode de calibrage du SIL de référence par rapport à la gamma-caméra faisant intervenir une autre mire spécifique. La procédure de calibrage est entièrement automatique. Elle n'est réalisée qu'une seule fois grâce au fait que le SIL de référence peut être repositionné de façon très précise par rapport à la gamma-caméra.

La forme du SIL échographique a été optimisée pour permettre une localisation précise de la sonde tout en gardant des dimensions réduites. La sonde est rendue plus lourde par le SIL mais garde une bonne maniabilité.

Le principal inconvénient de la méthode est que la tomoscintigraphie et l'échographie doivent être pratiquées de façon consécutive dans la salle de médecine nucléaire, ce qui monopolise la gamma-caméra plus longtemps que pour un examen scintigraphique standard. Cela implique également la présence de l'échographiste au bon moment dans un secteur où il n'exerce pas habituellement.

On suppose aussi que le patient est immobile pendant la durée des deux examens, ce qui nécessite une bonne collaboration de celui-ci, surtout lorsqu'il est placé dans une position pas très confortable.

Enfin, d'autres applications sont possibles comme par exemple la fusion des images de la thyroïde.

Chapitre 6

Mise en oeuvre d'une méthode de fusion d'images TDM / SPECT

Nous présentons dans ce chapitre la méthode que nous avons développée pour mettre en correspondance des images morphologiques de TDM avec des images fonctionnelles de tomoscintigraphie.

Le capteur intermédiaire utilisé ici est l'échographie 2.5D présentée au chapitre 5.

6.1 Méthodologie générale

6.1.1 Principe

Le principe consiste à utiliser l'échographie 2.5D comme un capteur de forme pour acquérir la surface de structures de référence qui n'apparaissent pas sur les images scintigraphiques mais qui sont visibles en TDM (typiquement les os du bassin). Les structures de référence segmentées sur les images échographiques seront ensuite recalées sur la surface obtenue à partir de la segmentation des images TDM. Le capteur de forme étant calibré par rapport à la gamma-caméra, on pourra en déduire la transformation liant les deux imageurs, TDM et SPECT (figure 6.1).

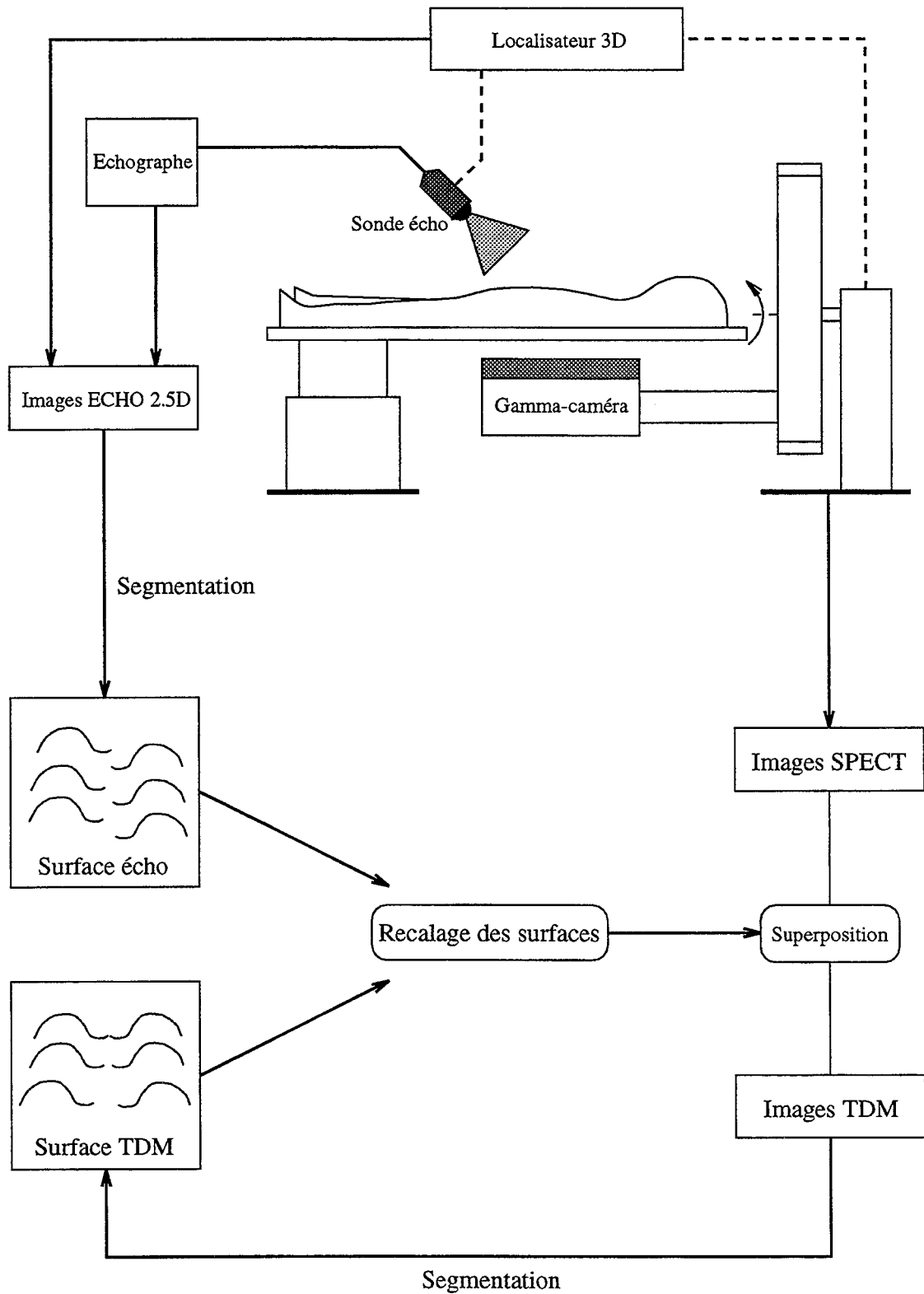


FIG. 6.1 - Principe de la méthode de fusion d'images TDM / SPECT.

6.1. Méthodologie générale

6.1.2 Définition des référentiels

Les deux référentiels Ref_{tdm} et Ref_{spect} respectivement associés à la TDM et à la gamma-caméra sont représentés sur la figure 6.2. Les modèles des deux imageurs pour passer ces coordonnées images aux coordonnées millimétriques sont de simples facteurs d'échelle.

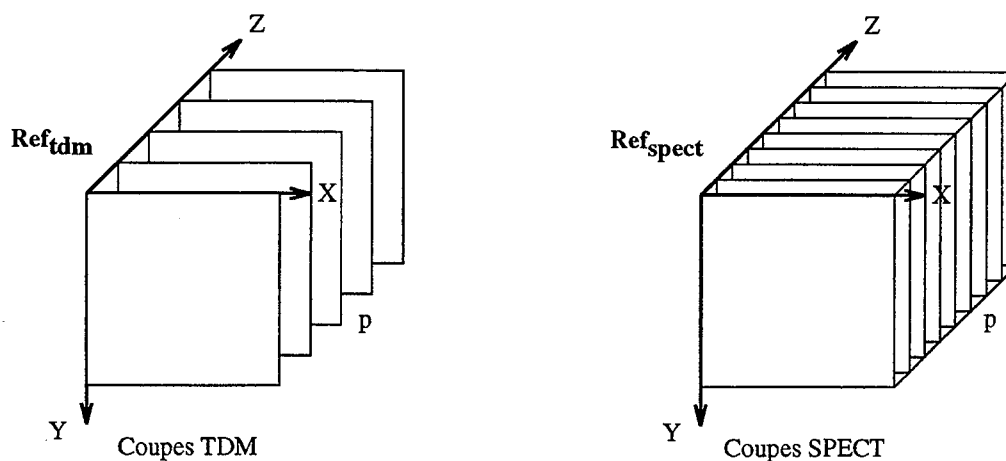


FIG. 6.2 - Référentiels associés aux imageurs TDM et SPECT.

Un troisième référentiel impliqué dans la méthode de fusion est celui du capteur de forme constitué par l'échographie 2.5D. Il sera noté $Ref_{echo2.5d}$. Les coordonnées des points de surface segmentés sur les images échographiques seront exprimées dans ce référentiel.

6.1.3 Définition d'une relation entre les référentiels

Les relations liant les trois référentiels sont illustrées sur la figure 6.3. Deux transformations doivent être déterminées :

- le capteur de forme est dans une position fixe par rapport à la gamma-caméra. la transformation H entre les référentiels $Ref_{echo2.5d}$ et Ref_{spect} sera estimée par calibrage ;
- la TDM et le capteur de forme sont deux systèmes indépendants. La transformation V entre les référentiels Ref_{tdm} et $Ref_{echo2.5d}$ sera estimée par recalage des structures de référence.

Par composition de H et V on obtiendra la transformation W recherchée entre les deux imageurs.

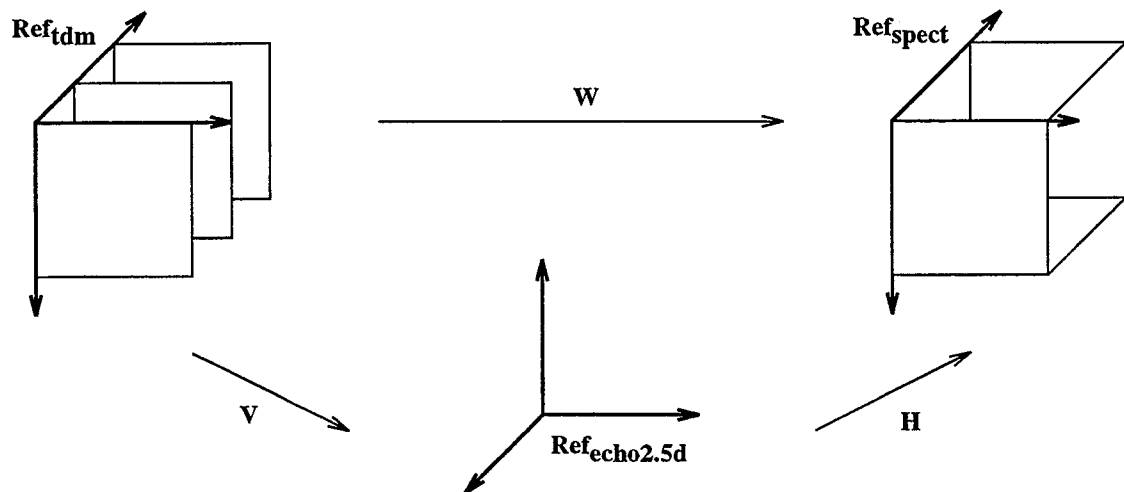


FIG. 6.3 - Transformations liant les différents référentiels.

6.1.4 Configuration matérielle

La configuration matérielle requise est la suivante :

- un système d'échographie 2.5D composé d'une sonde échographique standard et d'un localisateur 3D pour repérer la position et l'orientation de la sonde par rapport à une référence fixe ;
- une station de travail pour remplir les tâches suivantes :
 - rapatriement des images TDM et SPECT,
 - pilotage du localisateur 3D et numérisation des images échographiques,
 - segmentation des images TDM et échographiques,
 - calibrage de l'échographie 2.5D par rapport à la gamma-caméra,
 - superposition des images TDM et SPECT.

6.2 L'échographie 2.5D comme capteur de forme

6.2.1 Echographie 2.5D

Le principe de l'échographie 2.5D a été décrit au chapitre 5. On rappelle que les éléments mis en jeu sont les suivants :

- un localisateur optique 3D ;
- un SIL échographique monté sur la sonde ;
- un SIL absolu utilisé comme référence fixe.

A la sonde est associé le référentiel Ref_{us} , au SIL échographique le référentiel Ref_{ech} et au SIL de référence le référentiel $Ref_{echo2.5d}$ (figure 6.4).

6.3. Calibrage capteur de forme / gamma-caméra

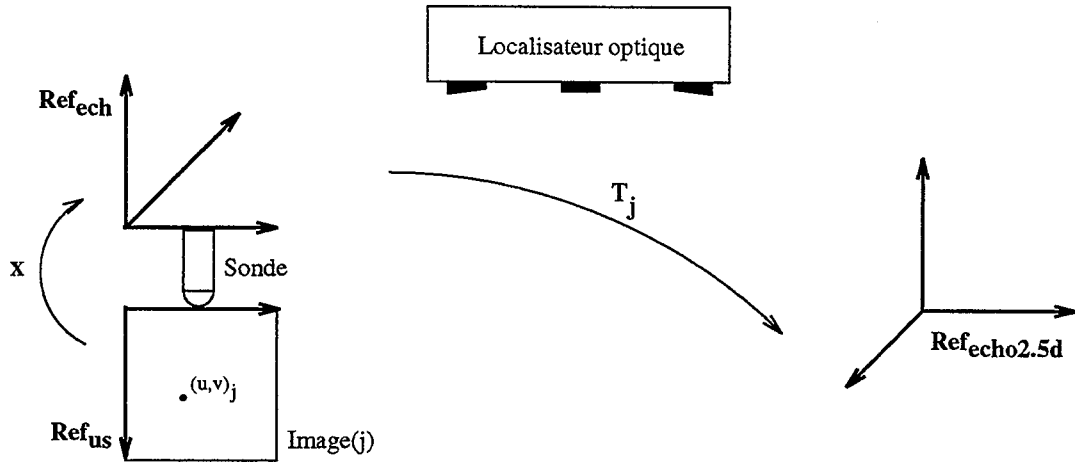


FIG. 6.4 - Principe de l'échographie 2.5D.

Pour une position (j) donnée de la sonde échographique, le localisateur mesure la transformation T_j entre Ref_{ech} et $Ref_{echo2.5d}$.

La sonde échographique est calibrée par la méthode décrite au chapitre 5.4, ce qui nous donne :

- la relation pour passer des coordonnées images $(u, v)_j$ aux coordonnées millimétriques $(x, y, 0)_j$ dans le référentiel Ref_{us} (équation 5.15) ;
- la transformation X entre les référentiels Ref_{us} et Ref_{ech} .

Les coordonnées (X, Y, Z) d'un point M exprimées dans le référentiel $Ref_{echo2.5d}$ sont donc calculées à partir de ses coordonnées $(x, y, 0)_j$ dans Ref_{us} par la relation :

$$(X \ Y \ Z \ 1)^t = T_j \ X (x \ y \ z \ 1)_j^t \quad (6.1)$$

A tout point $(u, v)_j$ d'une image (j) on est donc capable d'associer les coordonnées 3D (X, Y, Z) exprimées dans le référentiel $Ref_{echo2.5d}$.

6.2.2 Utilisation en capteur de forme

Les structures visibles sur les images échographiques (par exemple la surface d'un organe ou d'un os) peuvent être segmentées pour obtenir un ensemble de points 3D dont les coordonnées (X, Y, Z) sont exprimées dans le référentiel $Ref_{echo2.5d}$.

6.3 Calibrage capteur de forme / gamma-caméra

Il s'agit de déterminer la transformation H entre le référentiel $Ref_{echo2.5d}$ du SIL de référence et le référentiel Ref_{spect} de la gamma-caméra. Cette phase de calibrage a déjà été traitée au chapitre 5.5.

6.4 Recalage TDM / capteur de forme

On suppose que le capteur de forme (échographie 2.5D) est calibré par rapport à la gamma-caméra. Il s'agit maintenant d'obtenir les surfaces de référence à partir des images TDM et de l'échographie 2.5D, puis de recalcr ces deux surfaces l'une sur l'autre pour estimer la transformation \mathbf{V} entre les référentiels Ref_{tdm} et $Ref_{echo2.5d}$.

Pour chaque région du corps humain étudiée, il s'agit donc de trouver des structures de référence qui répondent aux critères suivants :

- accessibilité : les structures considérées doivent être visibles à la fois sur les images TDM et sur les images échographiques. Cela impose qu'elles soient facilement accessibles par la sonde échographique ;
- rigidité : les structures doivent être rigides ou semi-rigides. En particulier, elles ne doivent pas subir de déformations importantes (par rapport à la précision requise) entre l'examen TDM et l'exploration échographique. De façon générale, un os constitue une bonne structure rigide ;
- stabilité : les structures choisies doivent être stables par rapport à l'organe étudié, relativement à la précision requise pour le recalage.

Nous nous sommes pour l'instant intéressé à la région de l'abdomen. Dans cette région, on peut considérer que les os du bassin constituent une référence rigide et à peu près stable. Les os du bassin ont déjà été utilisés comme structures de référence dans un projet mené au laboratoire concernant la radiothérapie conformatrice de la prostate [Troccaz et al.94], [Vassal et al.95]. Dans cette application, il s'agit de mesurer la position de l'organe à irradier par rapport au volume cible qui a été défini à partir des images TDM, afin de repositionner correctement le patient sous la source d'irradiation. Pour cela, l'échographie 2.5D est calibrée par rapport au système d'irradiation et la surface osseuse acquise en échographie est recalée sur la surface du bassin obtenue à partir des images TDM.

6.4.1 Surface TDM

La surface de référence TDM est obtenue à partir des images TDM par segmentation et interpolation des contours des os du bassin :

- les images TDM (figure 6.5) sont segmentées par une méthode de suivi de contours semi-automatique. Après mise à l'échelle, on dispose d'environ 35000 points dans le référentiel Ref_{tdm} ;
- l'interpolation des contours entre les coupes segmentées est réalisée par la méthode de [Herman et al.92] déjà utilisée au chapitre 4.4 pour les images cérébrales (méthode de "shape based interpolation").

6.4. Recalage TDM / capteur de forme

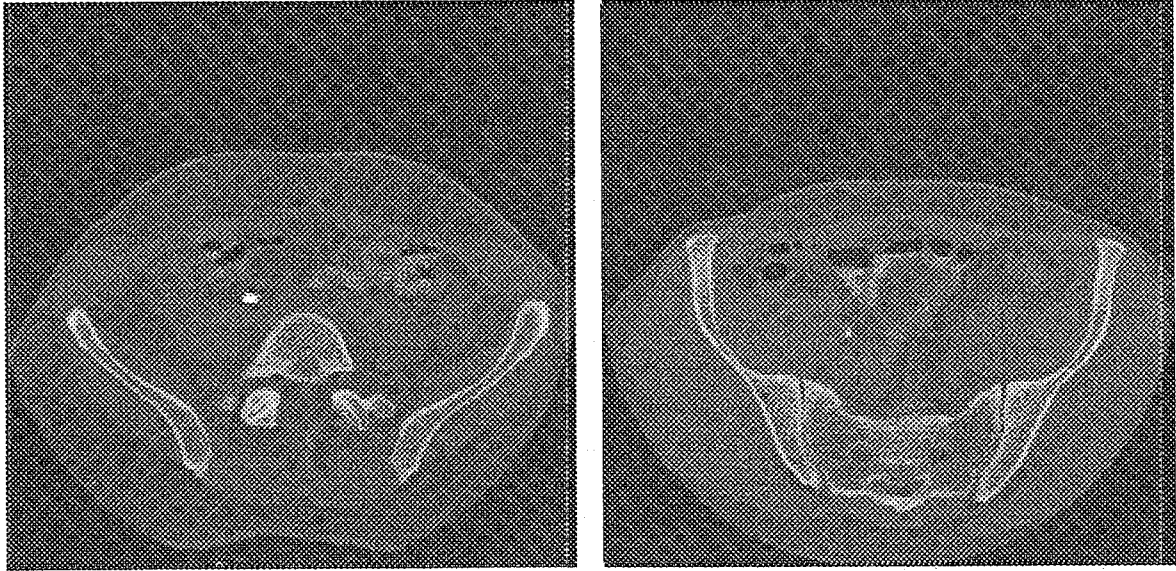


FIG. 6.5 - Deux exemples de coupes TDM du bassin.

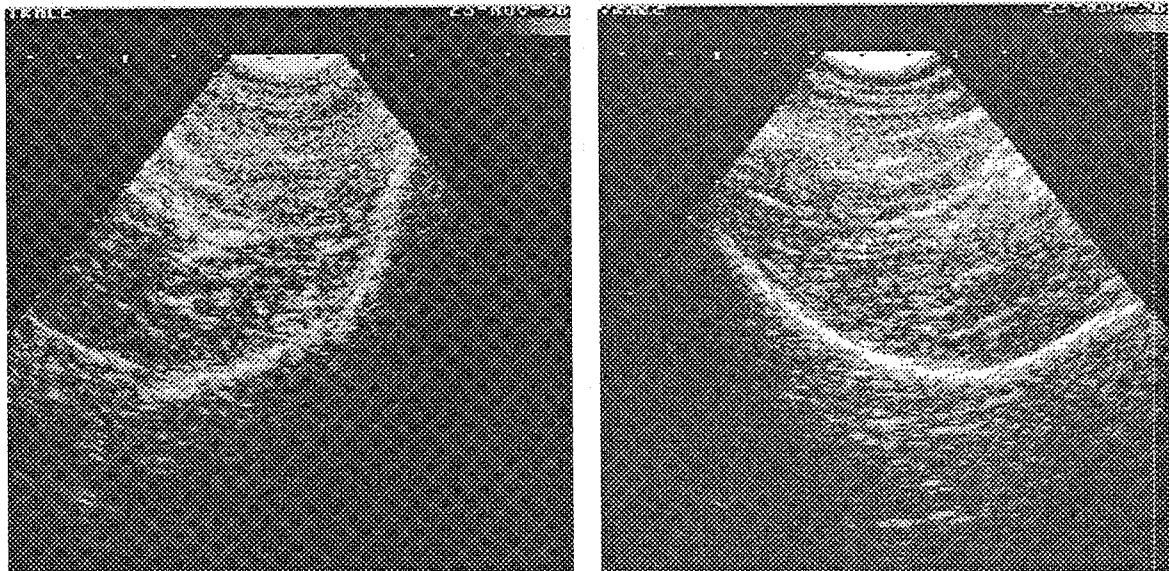


FIG. 6.6 - Deux exemples de coupes échographiques du bassin.

On obtient ainsi une représentation de la surface du bassin sous la forme d'un ensemble de N_s points s_i exprimés dans le référentiel Ref_{tdm} . Soit S cette surface :

$$S = \{s_i\}, i = 1 \dots N_s \quad (6.2)$$

On dispose d'environ $N_s = 330000$ points.

6.4.2 Surface capteur de forme

Cette surface est obtenue en trois temps :

- acquisitions d'images échographiques 2.5D (figure 6.6) ;
- segmentation manuelle des images ;
- calcul des coordonnées 3D selon le principe exposé au paragraphe 6.2.

Le résultat est un ensemble de N_m points m_i exprimés dans le référentiel $Ref_{echo2.5d}$. Soit S' cette surface :

$$S' = \{m_i\}, i = 1 \dots N_m \quad (6.3)$$

On dispose d'environ $N_m = 10000$ points.

6.4.3 Recalage des deux surfaces

Pour recaler les deux surfaces, nous utilisons de nouveau l'algorithme de fusion de surfaces 3D décrit au chapitre 3.3. L'octree est généré à partir de la surface S (surface TDM), et les données à mettre en correspondance sont les points de surface S' (surface capteur de forme). La figure 6.8 montre les deux surfaces en position initiale et finale.

Il faut noter que ce type de recalage échographie / TDM a déjà été validé au laboratoire sur une dizaine de patients dans le cadre du projet de la radiothérapie conformatrice de la prostate.

6.4. Recalage TDM / capteur de forme

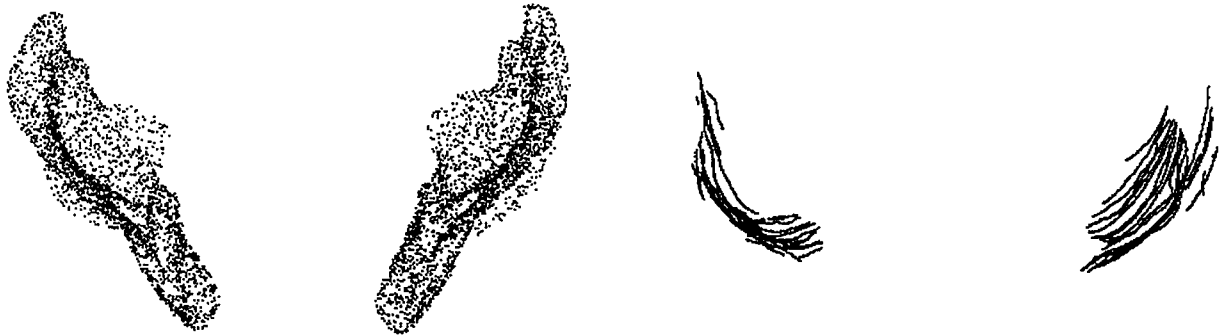


FIG. 6.7 - Surface TDM après interpolation entre les contours segmentés (à gauche). Points de surface obtenus après segmentation des images d'échographie 2.5D (à droite).



FIG. 6.8 - Recalage des deux surfaces de référence S et S' . Vue initiale (à gauche) et finale (à droite).

6.5 Composition des transformations

Nous connaissons donc à présent :

- la transformation de calibrage \mathbf{H} entre le référentiel $Ref_{echo2.5d}$ du capteur de forme et le référentiel Ref_{spect} de la gamma-caméra ;
- la transformation de recalage \mathbf{V} des deux surfaces de référence entre le référentiel Ref_{tdm} de la TDM et le référentiel $Ref_{echo2.5d}$ du capteur de forme.

La transformation \mathbf{W} liant les référentiels des deux imageurs, Ref_{tdm} et Ref_{spect} , est donnée par la composition des deux transformations \mathbf{H} et \mathbf{V} (figure 6.9) :

$$W = HV \quad (6.4)$$

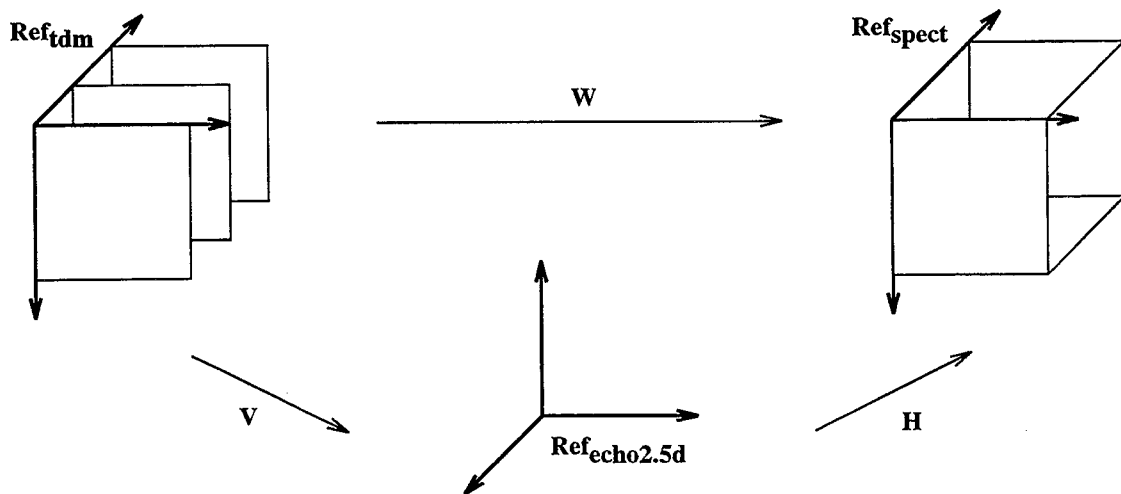


FIG. 6.9 - Composition des transformations.

6.6 Reformatage des coupes et visualisation

Le principe du reformatage a déjà été exposé au chapitre 4.6 : pour chaque pixel de l'image TDM considérée est calculée l'intensité correspondante dans le volume scintigraphique. On reconstruit ainsi l'image scintigraphique qui se superpose à la coupe TDM.

Les modes de visualisation des images TDM et scintigraphiques sont les mêmes que ceux présentés au chapitre 4.6. Notons que les images échographiques n'ont pas besoins d'être visualisées puisqu'elles ne servent que d'intermédiaire aux deux modalités à recalcer.

6.7 Application aux régions abdomino-pelviennes

6.7.1 Objectif

L'objectif clinique que nous avons considéré est la détection plus ou moins précoce de tumeurs cancéreuses chez des sujets à risques ou de récidives tumorales chez des sujets déjà traités. Certaines tumeurs sont très difficilement détectables par la TDM alors qu'il existe des marqueurs tumoraux très spécifiques qui permettent de les mettre en évidence par un examen scintigraphique. La fusion des deux types d'images permettra de localiser sur les images TDM les foyers détectés dans la perspective d'une éventuelle chirurgie.

6.7.2 Protocole d'acquisition

les examens sont réalisés en deux temps :

1. La tomoscintigraphie et l'échographie 2.5D sont réalisées l'une après l'autre en médecine nucléaire, dans la salle d'examen de la gamma-caméra :
 - la scintigraphie est pratiquée avec une caméra simple tête (Sopha DSX) en mode tomographique (64 projections 64 x 64 sur 360°). Après rétroprojection filtrée, on dispose d'un volume d'information isotrope de 63^3 voxels sous la forme de 64 coupes (64 x 64) axiales jointives. La taille des voxels est 6.8 mm de côté ;
 - l'acquisition échographique des os du bassin est pratiquée juste après la scintigraphie, sans que le patient ne bouge. Elle est réalisée avec une sonde sectorielle 3.5 MHz. Les images sont numérisées en 576 x 768 pixels et la taille des pixels est 0.22 mm x 0.22 mm. La procédure consiste à acquérir des coupes de l'os iliaque droit et gauche, en particulier de la face interne de l'os et de la crête iliaque. Une douzaine de coupes avec différentes orientations sont prises de chaque côté.
2. L'examen TDM est réalisé de façon indépendante des deux autres (avant ou après). Il est pratiqué sur un scanner spirale (General Electric). Les coupes ont une épaisseur de 3 mm et sont jointives. La distance entre les plans de coupe est donc de 3 mm. Les images sont reconstruites en 512 x 512 pixels et la taille des pixels est 0.66 mm x 0.66 mm. Les coupes doivent contenir, en plus des images abdominales à interpréter, les 4/5 du bassin, c'est à dire de la crête iliaque jusqu'au début de la symphyse pubienne. La zone du bassin est couverte par environ 50 coupes.

La figure 6.10 illustre l'acquisition des os du bassin par l'échographie 2.5D.

6.7.3 Résultats

La méthode de fusion a été appliquée à un homme de 40 ans souffrant d'un gastri-nome, c'est à dire d'une tumeur neuro-endocrine du pancréas (tumeur des cellules qui fabriquent la gastrine).

6.7. Application aux régions abdomino-pelviennes

La tomoscintigraphie a été réalisée 24h après injection de 5 mCi d'un composé appelé octréoscan qui est un analogue de la somatostatine marqué à l'indium 111 (les cellules malignes à mettre en évidence comportent des récepteurs à la somatostatine). L'indium 111 (^{111}I) est un isotope radioactif émetteur de photons γ d'énergie 173 et 245 Kev. Sa période est de 67 heures. La durée des projections était de 38 secondes.

Sur ce cas précis, les images scintigraphiques obtenues n'ont malheureusement pas permis de mettre en évidence les foyers tumoraux recherchés au niveau du pancréas. Toutefois, l'hyperfixation visible au niveau des reins (la concentration du marqueur dans les reins est normale) a permis de montrer que la superposition des images TDM et SPECT est visuellement correcte (figure 6.11).

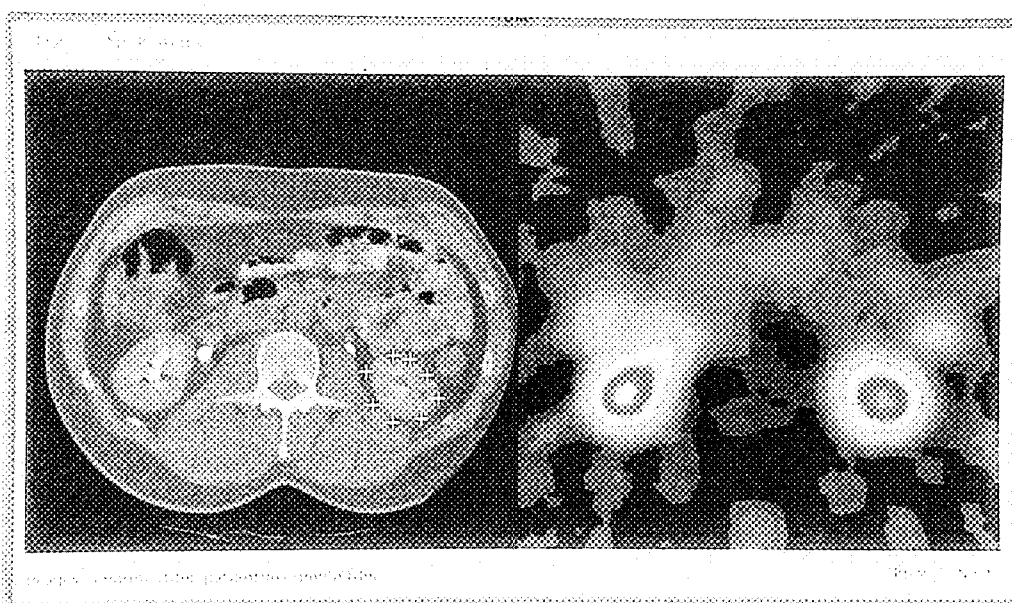


FIG. 6.11 - Image TDM (à gauche) et image scintigraphique reformatée (à droite). Les croix blanches montrent la bonne correspondance entre les deux images.

6.7.4 Discussion

- Seule la visualisation des images fusionnées nous a permis de dire que le recalage des deux modalités semblait correcte (nous n'avons pas détecté d'incohérences entre les images TDM et les images scintigraphiques recalculées). Pour réaliser des tests de précision fiables, il faudrait concevoir un fantôme comportant des structures visibles en TDM et en échographie pour simuler les os du bassin, et des structures visibles en TDM et en scintigraphie pour simuler les données que l'on cherche réellement à superposer.

- L'utilisation des os du bassin comme structures de référence nécessite d'acquérir des coupes TDM supplémentaires qui ne sont pas forcément utiles pour le diagnostic. En particulier, si l'organe à étudier est situé dans la région abdominale et non pelvienne, il faut réaliser environ 50 coupes TDM de plus pour couvrir le bassin. Cela implique une

irradiation supplémentaire qui n'est pas négligeable. Notons aussi que la segmentation des 50 images est semi-automatique et donc coûteuse en temps. Dans l'avenir, il faudrait développer des méthodes de segmentation basées sur un modèle déformable du bassin pour diminuer le nombre de coupes.

- L'échographe, associé à un localisateur 3D, n'est pas utilisé à des fins de diagnostic. Cet imageur est nécessaire uniquement pour remplir une fonction de capteur intermédiaire entre les deux modalités à fusionner. De plus, l'ensemble échographe/localisateur 3D constitue un capteur de forme relativement coûteux, même s'il est possible d'utiliser des localisateurs 3D bon marché.

- Les points de surface que l'on cherche à acquérir avec le capteur de forme ne sont pas fournis directement par le capteur. Il faut passer par une étape de segmentation manuelle qui n'est pas très précise et coûteuse en temps. La encore, des améliorations sont nécessaires, notamment en incluant l'étape de segmentation échographique directement dans le recalage de surfaces.

6.8 conclusion

La méthode de fusion d'images TDM et scintigraphiques que nous avons développée repose sur les points suivants :

- l'utilisation d'un capteur de forme constitué d'une sonde échographique repérée dans l'espace par un localisateur 3D. Ce capteur est calibré au moyen d'une mire spécifique ;
- le calibrage du capteur de forme par rapport à la gamma-caméra au moyen d'une autre mire spécifique ;
- la segmentation semi-automatique des coupes TDM et la segmentation manuelle des coupes échographiques ;
- le recalage des deux surfaces de référence obtenues par la segmentation des images TDM et échographiques.

Comme pour la méthode présentée au chapitre précédent, on suppose que le patient est immobile pendant la durée de la scintigraphie et de l'échographie, ce qui limite considérablement la précision de la méthode. On pourrait imaginer de suivre les mouvements du patient à l'aide de capteurs appropriés. Un important travail d'amélioration et de validation technique et clinique reste à effectuer sur cette méthode. Les résultats préliminaires que nous avons obtenus sont encourageants.

Conclusion

Nous avons développé dans cette thèse une nouvelle approche de la fusion d'images morphologiques et fonctionnelles. La méthodologie que nous proposons est fondée sur l'utilisation d'un capteur intermédiaire aux deux modalités d'image à fusionner. Ce principe nous a amené à concevoir des méthodes de calibrage faisant intervenir des mires de calibrage spécifiques pour chaque application étudiée, ce qui constitue un point essentiel de nos travaux.

Cette méthodologie a été mise en oeuvre dans trois types d'applications différentes :

1. Fusion d'images IRM / SPECT : un capteur de surface associé à la gamma-caméra permet de numériser la surface du visage du patient. La transformation liant les deux imageurs est calculée en deux temps :
 - estimation de la transformation entre le capteur et la gamma-caméra par une procédure de calibrage ;
 - estimation de la transformation entre le capteur et l'IRM par recalage de la surface fournie par le capteur avec la surface obtenue par segmentation des images IRM.

Cette méthode a été appliquée à la fusion des images cérébrales.

2. Fusion d'images ECHO / SPECT : un capteur de position permet de localiser la sonde échographique par rapport à la gamma-caméra. La transformation liant les deux imageurs est calculée en deux temps :
 - estimation de la transformation entre le capteur et la gamma-caméra par une procédure de calibrage ;
 - estimation de la transformation entre le capteur et la sonde échographique également par une procédure de calibrage.

Cette méthode a été appliquée à la fusion des images rénales et cardiaques.

3. Fusion d'images TDM X / SPECT : l'échographie repérée dans l'espace constitue un capteur de forme associé à la gamma-caméra. La transformation liant les deux imageurs est calculée en deux temps :

- estimation de la transformation entre le capteur et la gamma-caméra par calibrage ;
- estimation de la transformation entre le capteur et la TDM par recalage de la surface fournie par le capteur avec la surface obtenue par segmentation des images TDM.

Cette méthode a été appliquée à la fusion des images de l'abdomen.

Notons que notre approche est originale mais qu'elle peut se rapprocher des méthodes qui utilisent les images de transmission de la TEP. Ces dernières délivrent des informations anatomiques grossières qui sont obtenues dans le même référentiel que les images fonctionnelles d'émission [Pelizzari et al.89]. Ce mode de transmission joue alors le rôle de notre capteur intermédiaire. Cependant, les capteurs que nous utilisons dans nos applications sont essentiellement issus du domaine de la vision par ordinateur et présentent donc l'avantage d'une légèreté et d'une innocuité totale pour le patient.

Notre méthodologie présente les points forts suivants :

- elle est complètement atraumatique pour le patient. Contrairement aux méthodes basées sur le recalage de repères externes, notre approche ne nécessite la pose d'aucune structure sur le patient ;
- elle est indépendante du traceur utilisé pour réaliser les images fonctionnelles, ce qui la rend très robuste par rapport aux méthodes directes fondées sur le recalage de repères anatomiques ;
- elle est simple d'utilisation. Toutes les méthodes de calibrage développées sont très faciles à mettre en oeuvre et sont quasiment automatiques ;
- la précision obtenue a été mesurée dans le cas de la fusion IRM / SPECT : elle est meilleure que la taille d'un pixel de médecine nucléaire. Dans le cas de la fusion ECHO / SPECT, les tests sur cathéters ont montré une bonne superposition des images.

Dans les applications où l'échographie est sollicitée, notre approche présente cependant deux inconvénients :

- les examens scintigraphiques et échographiques doivent être réalisés de façon consécutive dans la salle de la gamma-caméra, ce qui modifie les habitudes médicales et prolonge le temps d'occupation de la caméra ;

Conclusion

- on suppose que le patient est immobile pendant la durée des deux examens, ce qui limite la précision de la méthode. De plus, la position du patient n'est pas toujours confortable ou bien ne permet pas toutes les incidences d'exploration par l'échographie.

Plusieurs voies de recherche sont aujourd'hui ouvertes :

- prise en compte des mouvements du patient à l'aide de capteurs appropriés ;
- synchronisation des acquisitions échographiques sur le cycle respiratoire et/ou cardiaque ;
- miniaturisation des capteurs et intégration de ces capteurs dans l'imageur fonctionnel ;
- application de notre méthodologie à d'autres types de fusions comme MEG / IRM ou EEG / TDM.

Bibliographie

- [Alpert et al.89] Alpert (N.M.), Bradshaw (J.F.), Kennedy (D.) et Correia (J.A.). – The principal axes transformation : a method for image registration. *J. Nucl. Medicine*, vol. 31 (10), 1989, pp. 1717–1722.
- [Arata et al.92] Arata (L.K.) et Dhawan (A.P.). – Iterative principal axes registration : a new algorithm for retrospective correlation of MR-PET brain images. *In : IEEE Engineering Medicine Biology Society (EMBS)*, éd. par Morucci (J.P.), pp. 2776–2777. – Paris, November 1992.
- [Arun et al.87] Arun (K.S.), Huang (T.S.) et Blostein (S.D.). – Least-squares fitting of two 3-D point sets. *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.*, vol. PAMI-9 (5), 1987, pp. 698–700.
- [Ayache et al.93] Ayache (N.), Guezic (A.), Gourdon (A.), Thirion (J.P.) et Knoploch (J.). – Evaluating 3D registration with crest lines. *In : Mathematical methods in 3D medical images*. – San Diego, CA, 1993.
- [Ayache89] Ayache (N.). – *Vision Stéréoscopique et Perception Multisensorielle*. – Paris, InterEditions., 1989.
- [Bainville95] Bainville (E.). – The localizer interface user's guide and reference manual. – Internal report, TIMC Lab, Grenoble, 1995.
- [Bajcsy et al.89] Bajcsy (R.) et Kovacic (S.). – Multiresolution elastic matching. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, vol. 46, 1989, pp. 1–21.
- [Bajura et al.95] Bajura (M.), Fuchs (H.) et Ohbuchi (R.). – *Merging virtual objects with the real world: seeing ultrasound images within the patient*. – MIT Press, 1995.
- [Besl et al.92] Besl (P.J.) et McKay (N.D.). – A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 14 (2), 1992, pp. 239–256.

BIBLIOGRAPHIE

- [Besl88] Besl (P.J.). – *Active Optical Range Imaging Sensors*. – New-York, Springer Verlag, 1988, 127–152p.
- [Betting et al.95] Betting (F.), Feldmar (J.), Ayache (N.) et Devernay (F.). – A new framework for fusing stereo images with volumetric medical images. *In: CVRMED (Computer Vision, Virtual Reality, Robotics in Medicine) Proc.* pp. 30–39. – Springer.
- [Birnbaum et al.91] Birnbaum (B. A.), Noz (M. E.), Chapnick (J.), Sanger (J. J.), Megibow (A. J.) et Maguire (G.Q.). – Hepatic hemangiomas: diagnosis with fusion of mr, ct and tc-99m labeled red blood cell spect images. *Radiology*, vol. 181, 1991, pp. 469–474.
- [Bonnin et al.93] Bonnin (A.), Legman (P.), Convard (J.P.) et Broussouloux (C.). – *Echographie*. – Paris, Abrégés Masson, 1993.
- [Borgefors84] Borgefors (G.). – Distance transformations in arbitrary dimensions. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, vol. 27, 1984, pp. 321–345.
- [Borgefors86] Borgefors (G.). – Distance transformations in digital images. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, vol. 34, 1986, pp. 344–371.
- [Brunie92] Brunie (L.). – *Fusion d'images médicales multi-modales : application à l'étude tridimensionnelle dynamique de la colonne vertébrale (in french)*. – PhD thesis, Grenoble University, december 1992.
- [Buthiau94] Buthiau (D.). – *Progrès en scanner et IRM*. – Paris, Vigot, 1994.
- [Caravel et al.95] Caravel (J.P.), Francois-Joubert (A.), Peria (O.), Dalsoglio (S.), Cordonnier (D.) et Cinquin (P.). – Fusion d'images anatomiques (échographie) et fonctionnelles (tomoscintigraphie) rénale. *In: Médecine Nucleaire - Imagerie fonctionnelle et métabolique*, pp. 391–396. – Paris, september 1995.
- [Champleboux et al.92a] Champleboux (G.), Lavallée (S.), Sautot (P.) et Cinquin (P.). – Accurate calibration of cameras and range imaging sensors, the NPBS method. *In: IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp. 1552–1558. – Nice France, May 1992.
- [Champleboux et al.92b] Champleboux (G.), Lavallée (S.), Szeliski (R.) et Brunie (L.). – From accurate range imaging sensor calibration to accurate model-based 3-D object localization. *In: IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'92)*. – Champaign, Illinois, June 1992.

- [Champleboux91] Champleboux (G.). – *Utilisation des fonctions splines pour la mise au point d'un capteur tridimensionnel sans contact: quelques applications medicales (in french)*. – PhD thesis, Grenoble University, July 1991.
- [Charton92] Charton (F.). – Fusion d'image TEP et IRM par imagerie laser. – Rapport de stage ingénieur, Laboratoire TIMC, Grenoble, 1992.
- [Chen et al.85] Chen (G.T.Y.), Kessler (M.) et Pitluck (S.). – Structure transfer between sets of three dimensional medical imaging data. *In: Computer Graphics*, éd. par Bower (R.C.), pp. 171–175. – Dallas, 1985.
- [Christensen et al.95] Christensen (G.E.), Miller (M.I.), Marsh (J.L.) et Vannier (M.W.). – Automatic analysis of medical images using a deformable textbook. *In: CAR'95 (Computer Assisted Radiology)*, éd. par Lemke (H.U. et al.). pp. 146–151. – Springer.
- [Cuchet95] Cuchet (E.). – Registration in neurosurgery and neuroradiotherapie applications. *In: 2nd Int. Symp. on Medical Robotics and Computer Assited Surgery, MRCAS'95*. pp. 31–37. – Baltimore, 1995.
- [Dubois et al.92] Dubois (F.), Brut (A.) et Cinquin (P.). – Mise en correspondance d'images tomoscintigraphiques de perfusion pulmonaire avec des images tomодensitometriques a l'aide de catheters externes (in french). *In: 32eme colloque de Medecine Nucleaire*. – Clermont-Ferrand (France), September 1992.
- [Evans et al.96] Evans (A.C.), Collins (D.L.), Neelin (P.) et Marrett (T.S.). – Correlative analysis of three-dimensional brain images. *In: Computer-integrated surgery: technology and clinical applications*, éd. par Taylor (R.), Lavallee (S.), Burdea (G.) et Mosges (R.), pp. 99–114. – Cambridge, MA, MIT Press, 1996.
- [Faber90] Faber. – A registration technique to integrate information from SPECT and MR images of the heart. *In: SCAR 90*, pp. 602–608.
- [Faugeras et al.86] Faugeras (O.D.) et Hebert (M.). – The representation, recognition and locating of 3D objects. *Int. J. Robotic Res.*, vol. 5 (3), June 1986, pp. 27–52.
- [Faugeras et al.87a] Faugeras (O. D.) et M. (Hebert). – The representation, recognition, and positioning of 3-D shapes from range data. *In: Three-Dimensional Machine Vision*, éd. par Kanade (T.). pp. 301–353. – Kluwer Academic.

BIBLIOGRAPHIE

- [Faugeras et al.87b] Faugeras (O.D.) et Toscani (G.). – Camera calibration for 3D computer vision. *In: International Workshop on Industrial Applications of Machine Vision and Machine Intelligence*, pp. 240–247. – Seiken Tokyo Japan, February 1987.
- [Feldman et al.94] Feldman (J.) et Ayache (N.). – Rigid, affine and locally affine registration of free-form surfaces. – Rapport de recherche No 2220, INRIA, Sophia-Antipolis, 1994.
- [FJ et al.93a] Francois-Joubert (A.), Peria (O.), Grand (S.), Champleboux (G.), Lavallee (S.), Cinquin (P.) et Lebas. – Superposition 3D de coupes cerebrales IRM/Tomoscintigraphie. *In: Proc. journees francaises de radiologie (Revue d'Imagerie Medicale)*, p. 592. – Paris, october 1993.
- [FJ et al.93b] Francois-Joubert (A.), Peria (O.), Lavallee (S.), Grand (S.), Cinquin (P.) et Le Bas (J.F.). – 3D registration of brain nuclear medicine and magnetic resonance images. *In: European Journal of Nuclear Medicine*, p. 964. – Lausanne, october 1993.
- [FJ et al.94] Francois-Joubert (A.), Peria (O.), Lavallee (S.), Champleboux (G.), Grand (S.) et Cinquin (P.). – Mise en correspondance de coupes cerebrales anatomiques et fonctionnelles. *In: Proc. colloque de medecine nucleaire (Medecine Nucleaire)*, p. 246. – Grenoble, october 1994.
- [Fuchs90] Fuchs (H.). – Systems for display of three dimensional medical image data. *In: 3D imaging in medicine*, éd. par et al (K.H.Hohne), pp. 316–331. – Springer-Verlag, 1990. NATO ASI Series.
- [GA et al.86] Gamboa-Aldeco (A.), Fellingham (L.) et Chen (G.). – Correlation of 3D surfaces from multiple modalities in medical imaging. *In: SPIE Vol. 626, Medecine XIV*, pp. 467–473.
- [Ganapathy et al.92] Ganapathy (U.) et Kaufman (A.). – 3D acquisition and visualization of ultrasound data. *SPIE Visualization in Biomedical Computing*, vol. 1808, 1992, pp. 535–545.
- [Geiser et al.82] Geiser (E.A.), Ariet (M.), Conetta (D. A.), Lupkiewicz (S.M.), Christie (L.G.) et Conti (C.R.). – Dynamic three-dimensional echocardiographic reconstruction of the intact human left ventricle: technique and initial observations in patients. *American Heart Journal*, vol. 103 (6), 1982, pp. 1056–1065.
- [Giron et al.93] Giron (F.) et Joffre (F.). – *Bases physiques et évolution de l'imagerie radiologique*. – Paris, Abrégés Masson, 1993.

- [Gounelle et al.89] Gounelle (J.C.), Meunier (J.M.) et Gainard (A.). – *Anatomie et physiologie humaine*. – Paris, Abrégés Masson, 1989.
- [Hawkes et al.90] Hawkes (D. J.), Hill (D. L. G.), Lehman (E. D.), Robison (G. P.), Maisey (M.N.) et Colchester (A. C. F.). – Preliminary work on the interpretation of SPECT images with the aid of registered MR images and MR derived neuro-anatomical atlas. *In: 3D imaging in medicine*, éd. par K.H.Hohne, pp. 241–251. – Springer-Verlag, 1990.
- [Herman et al.92] Herman (G.T.), Zheng (J.) et Bucholtz (C.A.). – Shape based interpolation. *IEEE computer graphics and applications*, vol. 12 (3), may 1992, pp. 69–79.
- [Herzen et al.87] Herzen (B.V.) et Barr (A.H.). – Accurate triangulations of deformed, intersecting surfaces. *Computer Graphics*, vol. 21 (4), 1987, pp. 103–110.
- [Hill et al.90] Hill (D.), Hawkes (D.J.), Lehmann (E.D.) et Crossman (J.E.). – Registered high resolution images in the interpretation of radionuclide scans. *In: IEEE EMBS Conference*, pp. 143–144. – Philadelphia, November 1990.
- [Hill et al.94] Hill (D.), Studholme (C.) et Hawkes (D.). – Voxel similarity measures for automated image registration. *In: Proc. Third Conf. on Visualization in Biomedical Computing*. pp. 205–216. – SPIE.
- [Holman et al.91] Holman (B.L.), Zimmernan (R.E.), Jonhson (K.A.), Carvalho (P.A.), Schwartz (R.B.), Loeffler (J.S.), Alexander (E.), Pelizzari (C.A.) et Chen (G.T.Y.). – Computer-assisted superimposition of magnetic resonance and high-resolution technetium-99m-hmpao and thallium-201 spect images of the brain. *J. Nucl. Medicine*, vol. 32, 1991, pp. 1478–1484.
- [Horaud87] Horaud (R.). – Calibration caméra/pince. – Rapport interne du LIFIA (Laboratoire d'Informatique Fondamentale et d'Intelligence Artificielle), Grenoble, 1987.
- [Horn87a] Horn (B. K. P.). – Closed-form solution of absolute orientation using orthonormal matrices. *J. Opt. Soc. Amer.*, vol. 5 (7), 1987, pp. 1127–1135.
- [Horn87b] Horn (B. K. P.). – Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions. *J. Opt. Soc. Amer.*, vol. 4 (4), 1987, pp. 629–642.

BIBLIOGRAPHIE

- [Hottier et al.90] Hottier (F.) et Collet Billon (A.). – 3-D echography : status and perspective. In : *NATO ARW, Vol F60, 3D Imaging in Medicine*, éd. par Hohne (K.H.). pp. 21–41. – Berlin, June 1990.
- [Huang et al.86] Huang (T.S.), Blostein (S.D.) et Margerun (E.A.). – Least-squares estimation of motion parameters from 3-D correspondences. In : *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, pp. 24–26. – Miami, 1986.
- [Jacq et al.95] Jacq (J.J.) et Roux (C.). – Registration of non-segmented images using a genetic algorithm. In : *CVRMED (Computer Vision, Virtual Reality, Robotics in Medicine) Proc.* pp. 205–211. – Springer.
- [Jiang et al.92] Jiang (H.), Robb (R.A.) et Holton (K.S.). – A new approach to 3-D registration of multimodality medical images by surface matching. In : *SPIE vol. 1808 Visualization in Biomedical Computing*, pp. 196–213.
- [Kahle et al.81] Kahle (W.), Leonhardt (H.) et Platzer (W.). – *Anatomie*. – Paris, Flammarion Médecine-Sciences, 1981.
- [King et al.90] King (D.L.), King (D.L. JR) et Shao (M.Y.). – Three-dimensional spatial registration and interactive display of position and orientation of real-time ultrasound images. *Journal of Ultrasound in Medicine*, vol. 9, 1990, pp. 525–532.
- [Kramer et al.92] Kramer (E.), Noz (M.), Maguire (G.), Sanger (J.), Walsh (C.) et Millan (E.). – Fusing of immunoscintigraphy SPECT with CT or MRI for improved multimodality image interpretation. In : *IEEE Engineering Medicine Biology Society (EMBS)*, éd. par Morucci (J.P.), pp. 1805–1806. – Paris, November 1992.
- [Lamarque et al.88] Lamarque (J.L.), Mourou (M.Y.), Pujol (J.) et Rouanet (J.P.). – *IRM corps entier*. – Paris, Axone, 1988.
- [Lavallee et al.91] Lavallée (S.), Szeliski (R.) et Brunie (L.). – Matching 3-D smooth surfaces with their 2-D projections using 3-D distance maps. In : *SPIE Vol. 1570 Geometric Methods in Computer Vision*, pp. 322–336. – San Diego, CA, July 1991.
- [Lavallee et al.96] Lavallee (S.), Szeliski (R.) et Brunie (L.). – Anatomy-based registration of 3-D medical images, range images, X-ray projections, 3-D models using Octree-Splines. In : *Computer Integrated Surgery*, éd. par Taylor (R.), Lavallee (S.), Burdea (G.) et Mosges (R.), pp. 115–143. – MIT Press, Cambridge, MA, 1996.

- [Leitner et al.91] Leitner (F.) et Cinquin (P.). – Complex topology 3D objects segmentation. *In: SPIE Conference Vol. 1609*, pp. 708 – 713. – Boston, November 1991.
- [Levin et al.88] Levin (D.N.), Pelizzari (C.A.), Chen (G.T.Y.), Chen (C.T.) et Cooper (M.D.). – Retrospective geometric correlation of MR, CT, and PET images. *Radiology*, vol. 169 (3), 1988, pp. 817–823.
- [Malandain et al.92] Malandain (G.) et Rocchisani (J.M.). – Registration of 3D medical images using a mechanical based method. *In: IEEE EMBS - 3D Advanced Image Processing in Medicine*, pp. 91–95. – Rennes, France, Nov. 1992.
- [Mandava et al.92] Mandava (V.R.), Fitzpatrick (J.M.), Maurer (C.R.), Maciunas (R.J.) et Allen (G.S.). – Registration of multimodal volume head images via attached markers. *In: SPIE Medical Imaging VI (1652): Image processing*, pp. 271–282.
- [Martins et al.81] Martins (H. A.), Birk (J. R.) et Kelley (R. B.). – Camera models based on data from two calibration planes. *Computer Graphics and Image Processing*, vol. 17, 1981, pp. 173–179.
- [Mazier92] Mazier (B.). – *Mise en correspondance d'images médicales multimodales appliquée à la visée pédiculaire assistée par ordinateur*. – PhD thesis, UJF, Dec 1992.
- [Mills et al.90] Mills (P.H.) et Fuchs (H.). – 3D ultrasound display using optical tracking. *In: IEEE First Conference on Visualization for Biomedical Computing, Atlanta, GA*, pp. 490–497.
- [Moretti et al.91] Moretti (J.M.), Rigo (P.), Bischof-Delaloye (A.), Taillefer (R.), caillat Vigneron (N.) et Karcher (G.). – *Imagerie nucléaire fonctionnelle*. – Paris, Abrégés Masson, 1991.
- [Moritz et al.83] Moritz (W.E.), Pearlman (A.S.), McCabe (D.H.), Medema (D.K.), Ainsworth (M.E.) et Boles (M.S.). – An ultrasonic technique for imaging the ventricle in three dimensions and calculating its volume. *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol. 30 (8), 1983, pp. 482–492.
- [Mosges et al.96] Mosges (R.) et Lavallee (S.). – Multimodal information for computer-integrated surgery. *In: Computer-integrated surgery: technology and clinical applications*, éd. par Taylor (R.), Lavallee (S.), Burdea (G.) et Mosges (R.), pp. 5–20. – Cambridge, MA, MIT Press, 1996.
- [Neelin et al.92] Neelin (P.), Crossman (J.), Hawkes (D. J.) et Evans (A. C.). – Validation of an mri/pet landmark registration method using

BIBLIOGRAPHIE

- 3d simulated pet images and point simulations. *In: IEEE 3D Advanced Image Processing in Medicine*, pp. 73–77. – Rennes, 1992.
- [Nelson et al.93] Nelson (T.R.) et Elvins (T.T.). – Visualization of 3D ultrasound data. *IEEE Computer Graphics and Applications*, vol. 17, November 1993, pp. 50–57.
- [Ohbuchi et al.92] Ohbuchi (R.), Chen (D.) et Fuchs (H.). – Incremental volume reconstruction and rendering for 3D ultrasound imaging. *SPIE Visualization in Biomedical Computing*, vol. 1808, 1992, pp. 1056–1065.
- [Pelizzari et al.89] Pelizzari (C.A.), Chen (G.T.Y.), Spelbring (D.R.), Weichselbaum (R.R.) et Chen (C-T.). – Accurate 3-D registration of CT, PET, and-or MR images of the brain. *J. Computer Assisted Tomography*, vol. 13 (1), 1989, pp. 20–26.
- [Peria et al.93] Peria (O.), Lavallee (S.), Champleboux (G.), Francois-Joubert (A.), Lebas (J.F.) et Cinquin (P.). – Millimetric registration of SPECT and MR images of the brain without headholders. *In: IEEE Engineering Medicine Biology Society (EMBS)*, pp. 14–15. – San Diego, november 1993.
- [Peria et al.94a] Peria (O.), Francois-Joubert (A.), Lavallee (S.), Champleboux (G.), Cinquin (P.) et Grand (S.). – Accurate registration of SPECT and MR brain images of patients suffering from epilepsy or tumor. *In: MRCAS 94, Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, pp. 58–62. – Pittsburgh, PA, september 1994.
- [Peria et al.94b] Peria (O.), Moreau-Gaudry (X.), Francois-Joubert (A.), Caravel (J.P.), Dalsoglio (S.), Lavallee (S.), Cordonnier (D.) et Cinquin (P.). – Fusion d'images echographiques et tomoscintigraphiques renales. *In: Proc. colloque de medecine nucleaire (Medecine Nucleaire)*, p. 234. – Grenoble, october 1994.
- [Peria et al.95a] Peria (O.), Chevalier (L.), Francois-Joubert (A.), Caravel (J.P.), Dalsoglio (S.), Lavallee (S.) et Cinquin (P.). – Using a 3D position sensor for registration of SPECT and US images of the kidney. *In: First International Conference of CVRMed*. pp. 23–29. – Nice, april 1995.
- [Peria et al.95b] Peria (O.), Moreau-Gaudry (X.), Caravel (J.P.), Dalsoglio (S.), Cinquin (P.) et Cordonnier (D.J.). – Fusion d'images anatomiques (echographie) et fonctionnelles (scintigraphie) des reins. Demarche methodologique. Application à l'insuffisance renale. *In: Proc. Journees de nephrologie*. – Caen, october 1995.

- [Peria91] Peria (O.). – Calibrage échographique d'une gamma-caméra. – Rapport de stage ingénieur, Laboratoire TIMC, Grenoble, 1991.
- [Pohjonen et al.92] Pohjonen (H.), Kiuru (A.), Nikkinen (P.) et Karp (P.). – Registration of anatomical and functional 3D data sets. In: *IEEE Engineering Medicine Biology Society (EMBS)*, éd. par Morucci (J.P.), pp. 2239–2240. – Paris, November 1992.
- [Press et al.92] Press (W. H.), Flannery (B. P.), Teukolsky (S. A.) et Vetterling (W. T.). – *Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing*. – Cambridge, England, second edition, Cambridge University Press, 1992.
- [Rizzo et al.94] Rizzo (G.), Giralgi (M. C.), Prinster (A.) et Lucignani (G.). – A bioimaging integration system implemented for neurological applications. *Journal Nucl. Biol. Med.*, vol. 38 (4), 1994, pp. 579–585.
- [Samet89] Samet (H.). – *The Design and Analysis of Spatial Data Structures*. – Reading, Massachusetts, Addison-Wesley, 1989.
- [Sato et al.87] Sato (K.) et Ikonuchi (S.). – Range imaging sensors utilizing Nematic Liquid Crystal Mask. In: *Proc. ICCV (Int. Conf. on Computer Vision)*, pp. 657–661. – London, UK, 1987.
- [Savi et al.95] Savi (A.), Gilardi (M. C.), Rizzo (G.), Pepi (M.), Landoni (C.) et Rossetti (C.). – Spatial registration of echocardiographic and positron emission tomographic heart studies. *European J. of Nuclear Medicine*, vol. 22 (3), 1995, pp. 243–247.
- [Schiers et al.89] Schiers (C.), Tiede (U.) et Hohne (K.H.). – Interactive 3D registration of image volumes from different sources. In: *Computer Assisted Radiology, CAR 89*, éd. par Lemke (H.U.), pp. 667–669. – Berlin, June 1989.
- [Shiu et al.87] Shiu (Y.C.) et Ahmad (S.). – Finding the position of a sensor by solving a homogeneous equation of the form $a.x=x.b$. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 1666–1671. – Raleigh, 1987.
- [Simon et al.95] Simon (D.A.), Hebert (M.) et Kanade (T.). – Techniques for fast and accurate intrasurgical registration. *Journal of Image Guided Surgery*, no1, 1995, pp. 17–29.
- [Singh et al.92] Singh (M.), Brechner (R.R.) et Henderson (V.W.). – Neuro-magnetic localization using magnetic resonance images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 11 (1), 1992, pp. 129–134.

BIBLIOGRAPHIE

- [Suentens et al.93] Suentens (P.), Bellon (E.), Vandermeulen (D.), Smet (M.), Marchal (G.) et Nuyts, J. and Mortelmans (L.). – Image segmentation: methods and applications in diagnostic radiology and nuclear medicine. *European Journal of Radiology*, vol. 17, 1993, pp. 14–21.
- [Szeliski et al.94] Szeliski (R.) et Lavallée (S.). – Matching 3-D anatomical surfaces with non-rigid deformations using octree-splines. *In: IEEE Workshop on Biomedical Image Analysis*. – Seattle, June 1994.
- [Thirion et al.92] Thirion (J.P.), Monga (O.), Benayoun (S.), Gueziec (A.) et Ayache (N.). – Automatic registration of 3D images using surface curvature. *In: IEEE Int. Symp. on Optical Applied Science and Engineering*. – San Diego, July 1992.
- [Thomas94] Thomas (D.). – *Cardiologie*. – Paris, Ellipses, 1994.
- [Toennies et al.90] Toennies (K.D.), Udupa (J.K.), Herman (G.R.), III (Wornom I.L) et S.R. (Buchman). – Registration of 3-D objects and surfaces. *IEEE Computer Graphics and applications*, vol. 10 (3), 1990, pp. 52–62.
- [Troccaz et al.94] Troccaz (J.), Menguy (Y.), Bolla (M.), Cinquin (P.), Vassal (P.), Laieb (N.) et Soglio (S.D.). – Patient set-up optimization for external conformal radiotherapy. *In: MRCAS 94, Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, éd. par DiGioia (A.), Kanade (T.) et Taylor (R.), pp. 306–313. – Pittsburgh, PA, september 1994.
- [Turkington et al.93] Turkington (T.G.), Jaszczak (R.J.), Pelizzari (C.A.), Harris (C.C.), MacFall (J.R.), Hoffman (J.M.) et Coleman (R.E.). – Accuracy of registration of PET, SPECT and MR images of a brain phantom. *The Journal of Nuclear Medicine*, vol. 34 (9), september 1993, pp. 1587–1594.
- [Umeyama91] Umeyama (S.). – Least-squares estimation of transformation parameters between two point patterns. *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.*, vol. PAMI-13 (4), 1991, pp. 376–380.
- [Vassal et al.95] Vassal (P.), Troccaz (J.), Laieb (N.), Cinquin (P.), Bolla (M.) et Berraud (E.). – Introducing computer vision sensors in Radiotherapy for accurate dose delivery. *In: MRCAS95, Medical Robotics and Computer Assisted Surgery Proc.*, éd. par Wiley. pp. 16–23. – Baltimore, 1995.
- [VH et al.94] Van Herk (M.) et Kooy (H.M.). – Automatic three-dimensional correlation of CT-CT, CT-MRI, and CT-SPECT using chamfer matching. *Med. Phys.*, vol. 21 (7), 1994, pp. 1163–1178.

- [Webb93] Webb (S.). – *The physics of medical imaging*. – Bristol, UK, IOP Publishing, 1993, *Medical Science Series*.
- [Wells et al.95] Wells (W.M.), Viola (P.) et Kikinis (R.). – Multi-modal volume registration by maximization of mutual information. In: *MR-CAS95, Medical Robotics and Computer Assisted Surgery Proc.* – Baltimore, nov. 1995.
- [Wilson et al.89] Wilson (M.W.) et Mountz (J.M.). – A reference system for neuroanatomical localization on functional reconstructed cerebral images. *J. Computer Assisted Tomography*, vol. 13 (1), January 1989, pp. 174–178.
- [Zhang et al.90] Zhang (J.), Levesque (M.F.), Wilson (C.L.), Harper (R.M.), Engel (J.), Lufkin (R.) et Behnke (E.J.). – Multimodality imaging of brain structures for stereotactic surgery. *Radiology*, vol. 175 (2), 1990, pp. 435–441.

Résumé

La fusion d'images morphologiques et fonctionnelles permet de tirer parti de la complémentarité de ces deux types d'information et d'améliorer ainsi la valeur diagnostique et thérapeutique qu'aurait chaque examen interprété séparément. De par leur nature très différente, il est difficile voire impossible de recaler ces images directement. Cette thèse développe une approche originale pour fusionner des images morphologiques (IRM, TDM X, échographie) avec des images fonctionnelles de tomoscintigraphie (SPECT). La méthodologie que nous proposons est basée sur l'utilisation d'un capteur intermédiaire aux deux modalités d'image à fusionner. Ce principe nous amène à élaborer des méthodes de calibrage faisant intervenir des mires de calibrage spécifiques pour chaque application étudiée. Cette méthodologie est mise en oeuvre dans trois types d'applications différentes :

- la fusion d'images IRM / SPECT où un capteur d'acquisition de surface associé à la gamma-caméra sert d'intermédiaire aux deux modalités d'image. Cette méthode est appliquée à la fusion des images cérébrales.

- la fusion d'images ECHO / SPECT où un capteur de position permet de localiser la sonde échographique par rapport à la gamma-caméra. Cette méthode est appliquée à la fusion des images rénales et cardiaques.

- la fusion d'images TDM X / SPECT où l'échographie repérée dans l'espace constitue un capteur de forme intermédiaire aux deux modalités d'image. Cette méthode est appliquée à la fusion des images abdominales.

Dans chacun des trois cas, les résultats cliniques obtenus sur patients sont présentés.

Mots clefs :

Fusion d'images
Imagerie morphologique
Imagerie fonctionnelle
Capteur intermédiaire

Recalage
Calibrage
Mire de calibrage