

THESE

présentée à

L'UNIVERSITE DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES DE LILLE

pour obtenir le titre de

DOCTEUR

en PRODUCTIQUE : AUTOMATIQUE ET INFORMATIQUE INDUSTRIELLE

par

Eric BALLET

**FUSION DE DONNEES ISSUES DE CAPTEURS D'IMAGERIE
MULTIMODALITE :
APPLICATION EN EXPLORATION THYROIDIENNE**

Soutenue le 11 décembre 1995 devant la commission d'examen :

MM P. VIDAL

A. LEBRUN

J.C. LIEHN

C. VASSEUR

J. ROUSSEAU

X. MARCHANDISE

P. VAN BOXEM

Président

Rapporteur

Rapporteur

Directeur de Recherche

Co-Directeur de Recherche

Examineur

Examineur



Avant-propos

Le travail présenté dans ce mémoire est le résultat de la collaboration entre le centre d'Automatique de l'Université des Sciences et Technologies de Lille, du laboratoire CLARC-Biophysique de la faculté de médecine et de la société SOPHA MEDICAL VISION de Buc dans le cadre d'une convention CIFRE.

Je suis honoré que Monsieur le Professeur P. VIDAL, Directeur du Centre d'Automatique de Lille, préside le jury de ma thèse et je l'en remercie cordialement.

J'adresse mes plus vifs remerciements à Monsieur le Professeur C. VASSEUR, Directeur de L'ENSAIT de Roubaix et Professeur à l'Université des Sciences et Technologies de Lille, pour la confiance et le soutien qu'il m'a accordés. Qu'il trouve ici le témoignage de ma gratitude pour son aide et ses conseils à la réalisation de ce travail.

Que Monsieur J. ROUSSEAU, Maître de Conférence des Universités et Praticien Hospitalier, soit assuré de ma plus vive reconnaissance pour son attention constante portée à l'égard de ce travail, pour les remarques et les conseils qu'il m'a prodigués depuis le début de sa réalisation.

Je remercie profondément Monsieur le Professeur A. LEBRUN, Professeur et Directeur de l'INSSET de S^T Quentin et Monsieur le Professeur J.C. LIEHN, chef de Service de Médecine Nucléaire et Biophysique à Reims, d'avoir accepté de juger ce travail et de me faire l'honneur de participer à ce jury.

Monsieur le Professeur X. MARCHANDISE, chef de service de Médecine Nucléaire et directeur du Laboratoire de Biophysique m'a accueilli et guidé tout au long de ces travaux. Qu'il trouve ici l'expression de ma profonde reconnaissance pour ses conseils précieux, son aide constante, sa disponibilité malgré de nombreuses activités, ainsi que son extrême gentillesse.

Je remercie également Monsieur VAN BOXEM, directeur du service études d'avoir accepté de représenter la société SOPHA MEDICAL VISION dans ce jury.

Je remercie vivement Monsieur J. F. CUSSAC, radiologue, de l'intérêt porté à ce travail et pour son aimable collaboration lors des validations cliniques.

Je remercie l'ANRT d'avoir apporté son concours à ce programme de recherche et développement.

Je remercie enfin tous ceux qui, d'une façon discrète et efficace, m'ont aidé à réaliser ce travail, et plus particulièrement les membres du Laboratoire CLARC-Biophysique, des Services Central (Hôpital B) et Associé (Hôpital Huriez) de Médecine Nucléaire, du Centre d'Automatique de Lille et de la société SOPHA MEDICAL VISION.

SOMMAIRE

1^{ère} PARTIE

CREATION DE LIENS IMMATERIELS ENTRE DEUX MOBILES

INTRODUCTION GENERALE..... 1**CHAPITRE I : CORRELATION D'INFORMATIONS EN IMAGERIE****MULTIMODALITE****INTRODUCTION..... 6****I- METHODE GENERALE..... 7**

1.1 Définition du modèle de relation 8

1.2 Sélection et appariement des points de mesure 9

1.3 Evaluation des paramètres du modèle de relation 11

II- RELATIONS DE TRANSFORMATION RIGIDE 12

2.1 Correspondance 3D/3D 12

2.1.1 Corrélation de deux nuages de points de l'espace 3D 12

2.1.2 Corrélation de deux surfaces de l'espace 3D 13

2.2 Correspondance 3D/2D 14

2.3 Correspondance 2D/2D 15

2.4 Repères extrinsèques-intrinsèques 16

2.4.1 Repères extrinsèques 16

2.4.2 Repères intrinsèques 17

III- RELATIONS DE TRANSFORMATION ELASTIQUE 18

3.1 Méthodologie 18

3.2 Déformation volumique 19

3.3 Interpolation-Extrapolation des relations 19

IV- D'AUTRES APPROCHES 20**CONCLUSION 22**

CHAPITRE II : LOCALISATION D'UN OBJET MOBILE DANS L'ESPACE

INTRODUCTION	23
I- PRINCIPE DE LA LOCALISATION	24
1.1 Choix du type de localisation	24
1.1.1 Localisation relative.....	24
1.1.2 Localisation absolue	25
1.2 Méthologie du repérage.....	26
1.2.1 Choix du référentiel.....	26
1.2.2 Problématique	26
1.2.3 Evaluation de la position.....	28
1.3 Les systèmes de mesure	30
1.3.1 Les mesures avec contact.....	30
1.3.2 Les mesures sans contact.....	31
II- LES METHODES TELEMETRIQUES	31
2.1 Télémétrie directe par mesure du temps de vol.....	31
2.1.1 Télémètre à ultrasons.....	32
2.2 Télémétrie par triangulation	34
2.2.1 Télémètres optiques.....	34
2.2.2 Formes des faisceaux à l'émission.....	35
2.2.3 Procédés de réception du faisceau.....	35
2.2.4 Les techniques de déviation	36
2.2.5 Quelques exemples de mesures	36
III- LA STEREOSCOPIE	38
3.1 Principe de la stéréoscopie.....	38
3.1.1 La stéréoscopie monoculaire.....	39
3.1.2 La stéréoscopie trinoculaire	39
3.2 La stéréoscopie passive.....	40
3.2.1 Les contraintes épipolaires.....	41
3.2.2 Les méthodes d'appariement.....	42
3.3 La stéréoscopie active.....	43
CONCLUSION	45

CHAPITRE III : METHODOLOGIE DU REPERAGE D'UN OBJET

INTRODUCTION.....	46
I- MESURE DES COORDONNEES 3D DES LEDS.....	47
1.1 Détection des leds.....	48
1.1.1 Positionnement des leds sur l'objet.....	48
1.1.2 Méthodologie de détection des leds.....	49
1.2 Calcul et appariement des centres des taches.....	52
1.2.1 Calcul du centre de la tache.....	52
1.2.2 Appariement du centre des taches entre les images.....	53
II- EVALUATION DE LA RELATION DE TRANSFORMATION.....	54
2.1 Méthode numérique.....	54
2.2 Méthode géométrique.....	55
III- MODELISATION DU SYSTEME DE PRISE DE VUE D'UNE CAMERA VIDEO.....	59
3.1 Modèle multi-plans.....	59
3.2 Modèle de projection centrale.....	60
3.2.1 Description de la relation de transformation perspective.....	61
3.2.2 Relation de transformation entre les référentiels $Réf_{Mire}$ et caméra.....	62
3.3 Inversion du modèle de projection centrale.....	63
3.4 Calcul des coordonnées 3D de points.....	64
3.5 Géométrie épipolaire.....	66
CONCLUSION.....	69

2^{ème} PARTIE

MISE EN CORRESPONDANCE SCINTIGRAPHIE
ECHOGRAPHIE EN EXPLORATION THYROIDIENNE

CHAPITRE I : INTERETS DIAGNOSTIQUES DE LA COMBINAISON**SCINTIGRAPHIE-ECHOGRAPHIE**

INTRODUCTION.....	70
I- LA THYROIDE.....	71
1.1 La glande thyroïde normale.....	71
1.1.1 Anatomie.....	71
1.1.2 Physiologie thyroïdienne.....	72
1.1.3 Actions des hormones thyroïdiennes.....	72
1.2 Pathologies thyroïdiennes.....	73
1.2.1 Principales affections.....	74
II- LES EXAMENS PARACLINIQUES.....	76
1.1 L'exploration fonctionnelle : scintigraphie.....	76
1.1.1 Historique.....	77
1.1.2 Méthodologie des traceurs.....	78
1.1.3 Le traceur radioactif.....	78
1.1.4 Le collimateur.....	79
1.1.5 Résultats de la scintigraphie.....	80
2.1 L'exploration morphologique : échographie.....	82
2.1.1 Historique.....	83
2.1.2 Principes.....	83
2.1.3 Réalisation de l'examen.....	84
2.1.4 L'image échographique.....	85
3.1 La cytoponction échoguidée.....	87
3.1.1 Intérêts.....	87
3.1.2 Méthodologie du guidage.....	88
III- INTERETS DE LA SUPERPOSITION DES INFORMATIONS ECHOGRAPHIQUES ET SCINTIGRAPHIQUES.....	89
CONCLUSION.....	91

CHAPITRE II : DEFINITION DU SYSTEME DE MISE EN CORRESPONDANCE DES IMAGES

INTRODUCTION.....	92
I- CAHIER DES CHARGES	93
II- ACQUISITION DES INFORMATIONS	95
2.1 La gamma-caméra	95
2.1.1 Principe de fonctionnement.....	95
2.1.2 Résolution.....	100
2.2 L'échographe.....	101
2.2.1 Principes physiques.....	101
2.2.2 L'image échographique.....	104
CONCLUSION	111

CHAPITRE III : CALIBRATION DU SYSTEME DE VISION STEREOSCOPIQUE

INTRODUCTION.....	112
I- IDENTIFICATION DES PARAMETRES DU MODELE DES CAMERAS VIDEO	113
1.1 Méthode générale	113
1.2 Méthode de Newton	114
1.3 Application au modèle d'une caméra vidéo	116
1.3.1 Détermination des paramètres initiaux.....	117
1.3.2 Estimation des paramètres	118
II- RESULTATS EXPERIMENTAUX	121
2.1 Etalonnage du système de vision stéréoscopique	121
2.2 Influence du seuil de niveau de gris	123
2.3 Géométrie du système de vision stéréoscopique	125
2.4 Variation de la calibration en fonction du temps.....	126
CONCLUSION	128

CHAPITRE IV : MISE EN CORRESPONDANCE DES IMAGES**ECHOGRAPHIQUES ET SCINTIGRAPHIQUES**

INTRODUCTION.....	129
I- PRECISION DU REPERAGE DES CAPTEURS	130
1.1 Méthodologie des mesures.....	132
1.2 Résultats expérimentaux	133
II- ETALONNAGE DES SYSTEMES D'IMAGERIE.....	136
2.1 Repérage de l'image échographique.....	137
2.1.1 Description du fantôme.....	138
2.1.2 Acquisition des points de référence.....	138
2.1.3 Calcul de la relation de transformation entre les référentiels (\mathcal{R}_{E2}).....	140
2.1.4 Résultats et vérifications de l'étalonnage	141
2.2 Repérage du détecteur scintigraphique.....	142
2.2.1 Description du fantôme.....	142
2.2.2 Acquisition des points de référence.....	143
2.2.3 Calcul de la relation de transformation entre les référentiels (\mathcal{R}_{G2}).....	145
2.2.4 Résultats et vérifications de l'étalonnage	146
III- MISE EN CORRESPONDANCE DES SYSTEMES D'IMAGERIE.....	147
3.1 Vérification expérimentale sur un fantôme.....	148
3.2 Application clinique	150
CONCLUSION	153

CHAPITRE V : ARCHITECTURE MATERIELLE ET LOGICIELLE

INTRODUCTION.....	155
I- SPECIFICATIONS EXTERNES	156
1.1 Système informatique.....	156
1.2 Système de traitement des images	157
1.3 Les caméras vidéo	158
II- SPECIFICATIONS INTERNES.....	159
2.1 Généralités.....	159
2.2 Structuration des données images	161

2.3 Acquisition des images.....	161
2.3.1 Image scintigraphique.....	161
2.3.2 Image échographique.....	162
2.4 Présentation du logiciel SCINECHO.....	163
2.4.1 Découpe hiérarchique du logiciel.....	164
CONCLUSION	167

PERSPECTIVES-CONCLUSION GENERALE

I- PERSPECTIVES	168
1 Mesure du volume thyroïdien.....	168
2 Mesure du taux de fixation par unité de volume	170
3 Corrélation des images scintigraphiques.....	170
II- CONCLUSION GENERALE.....	171

ANNEXES	174
----------------------	------------

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	181
--	------------

LEXIQUE.....	192
---------------------	------------

INTRODUCTION GENERALE

Introduction générale

Les explorations thyroïdiennes représentent entre 15 et 18% des explorations scintigraphiques d'un centre de Médecine Nucléaire. La majorité des demandes d'exploration isotopique thyroïdienne sont destinées à la caractérisation des nodules thyroïdiens. La fréquence d'apparition du nodule est basse chez l'enfant et augmente progressivement avec l'âge pour atteindre 60 à 80% chez les octogénaires. Devant cette situation, le clinicien doit déterminer la nature bénigne ou maligne du nodule afin d'opérer tous les nodules malins et le moins de nodules bénins possibles. En pratique, différentes attitudes ont été adoptées. La plus ancienne et la plus classique consiste à opérer la plupart des nodules afin de ne méconnaître aucun cancer. La plus récente, considérant l'extrême fréquence de cette pathologie et le coût global pour la santé que représenterait une intervention systématique, consiste à essayer d'évaluer les probabilités pour qu'un nodule donné soit bénin ou malin. Or, il existe quatre sources d'information :

- l'examen clinique indispensable pour le diagnostic et la démarche paraclinique,
- la scintigraphie met en évidence le tissu fonctionnel de la glande,
- l'échographie met en évidence la morphologie de la glande,
- la cytologie sur ponction, efficace mais nécessitant un personnel entraîné afin d'éviter des prélèvements trop sanglants, et de ce fait ininterprétables.

L'examen paraclinique de première intention est encore souvent la scintigraphie isotopique. L'échographie prend une part de plus en plus importante au fil des années en raison de l'amélioration de l'appareillage (sensibilité et résolution spatiale). Mais elle ne peut dans tous les cas se substituer à une exploration scintigraphique car elle ne donne aucun renseignement sur la fonction thyroïdienne. Dans de nombreux cas la scintigraphie est indispensable pour le diagnostic et la décision thérapeutique. L'apport de l'échographie sert généralement à préciser et à compléter les informations fournies par la scintigraphie en ce qui concerne le volume et la structure de la glande. Elle montre mieux les anomalies des bords et de la région isthmique. Elle permet de découvrir des nodules non visibles sur la scintigraphie en raison de leurs tailles ou de leurs positions (nodules postérieurs masqués par l'activité du tissu se trouvant en avant).

Sa grande sensibilité et sa bonne résolution spatiale fait apparaître de nombreux nodules infracliniques invisibles à la scintigraphie, sans toutefois apporter des éléments significatifs, indispensables pour le diagnostic.

Les informations anatomiques et physiologiques issues de la scintigraphie et de l'échographie thyroïdienne sont souvent comparées entre elles, mais jusqu'à présent la corrélation des résultats est effectuée uniquement à partir de comptes-rendus d'examens. Les progrès en informatique et en électronique ainsi que la diminution constante du rapport coût-performance facilitent le développement de systèmes permettant une utilisation rigoureuse de la richesse des informations contenues dans les images.

Le travail que nous présentons dans ce mémoire concerne le problème de la mise en correspondance en "temps réel", des images scintigraphiques et échographiques dans le cadre de l'exploration thyroïdienne pour fournir au praticien des outils supplémentaires destinés à rendre le diagnostic des pathologies thyroïdiennes plus aisé.

De part leur nature complémentaire, la mise en correspondance des informations anatomiques et physiologiques est en général une tâche difficile. Il est impossible de corréler immédiatement ces informations, en raison du nombre de paramètres importants qui influencent la formation des images et à cause des positions différentes que peut présenter le patient lors des examens. De nombreuses méthodes ont été développées pour mettre en correspondance des structures identiques analysées par des capteurs différents. Elles reposent sur un appariement précis de structures ou points caractéristiques entre les modalités d'imagerie. Or, l'échographe est un système d'imagerie quasi-temps réel, puisqu'il fournit 25 images par seconde. La mise en correspondance des images échographiques avec l'image scintigraphique doit être presque instantanée, afin de garantir le report en "temps réel" de la trace de la coupe échotomographique sur l'image scintigraphique.

Les méthodes de corrélation "classique" des images sont impossibles à appliquer dans notre cas en raison de la nature différente des images (projection-coupe), de la complémentarité des informations (physiologique/anatomique) et du contexte "temps réel" difficile à respecter. Cependant le problème de la mise en correspondance est simplifié car le patient garde la même position pendant les deux examens, réalisés successivement : il suffit alors d'exprimer les positions et orientations des plans images de la gamma-caméra et de

l'échographique par rapport à un référentiel 3D commun pour déterminer la relation de transformation entre les différents types d'images.

La localisation d'un objet dans un espace tridimensionnel requiert la mise en œuvre d'un système de mesure de coordonnées 3D de points. Il existe diverses méthodes utilisant soit des télémètres, soit des systèmes stéréoscopiques composés de caméras vidéo. Les télémètres ont l'avantage de fournir une mesure directe de l'information point par point. Les caméras sont capables d'acquérir rapidement une grande quantité d'informations, mais par contre les traitements liés à l'extraction et à la mise en correspondance des informations entre les images nécessaires à la détermination des coordonnées 3D sont très coûteux en temps de calcul. La structuration de l'information réalisée par la projection de grille, spot, plan laser ou par la matérialisation de points caractéristiques réduit considérablement la difficulté des mesures de coordonnées 3D d'éléments de la scène observée.

Nous utilisons un système de vision stéréoscopique pour localiser la sonde échographique et le détecteur scintigraphique de la gamma-caméra. Ce système est constitué de deux caméras vidéo sensible à l'infrarouge. Comme le détecteur scintigraphique et la sonde échographique ne possèdent pas de forme géométrique facilement détectable, quelques points caractéristiques (12) sont matérialisés à l'aide de diodes électroluminescentes (leds) infrarouges et fixées sur une des faces des capteurs. La répartition des leds infrarouges sur les capteurs est telle qu'elles soient visibles en permanence par le système de vision stéréoscopique dans le volume de travail et d'autre part, qu'elles permettent une localisation rapide et précise des capteurs, sans pénaliser leur mobilité.

Dans notre cas, du point de vue de la mise en correspondance des images, les capteurs peuvent être modélisés par une "boîte noire" dans laquelle sont définis deux référentiels 3D : un référentiel capteur (*Réf. Capteur*) (dont la position et l'orientation sont caractérisées par les leds infrarouges) et un référentiel image (*Réf. Image*) propre au système d'imagerie (*figure 1*).

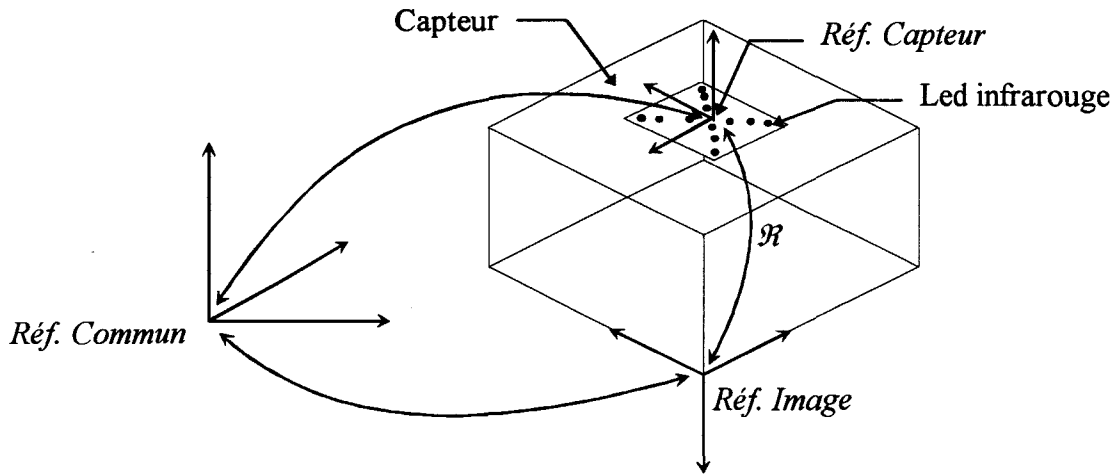


Figure 1 : définition des référentiels.

La localisation de *Réf. Capteur* permet, après avoir calculé la relation de transformation (\mathcal{R}), de déterminer directement la position et l'orientation de *Réf. Image* par rapport à *Réf. Commun*. Selon ces principes, nous pouvons effectuer des correspondances automatiques entre l'image scintigraphique et les images échographiques, en reportant par exemple la trace de la coupe échographique sur l'image scintigraphique (projection plane)(figure 2).

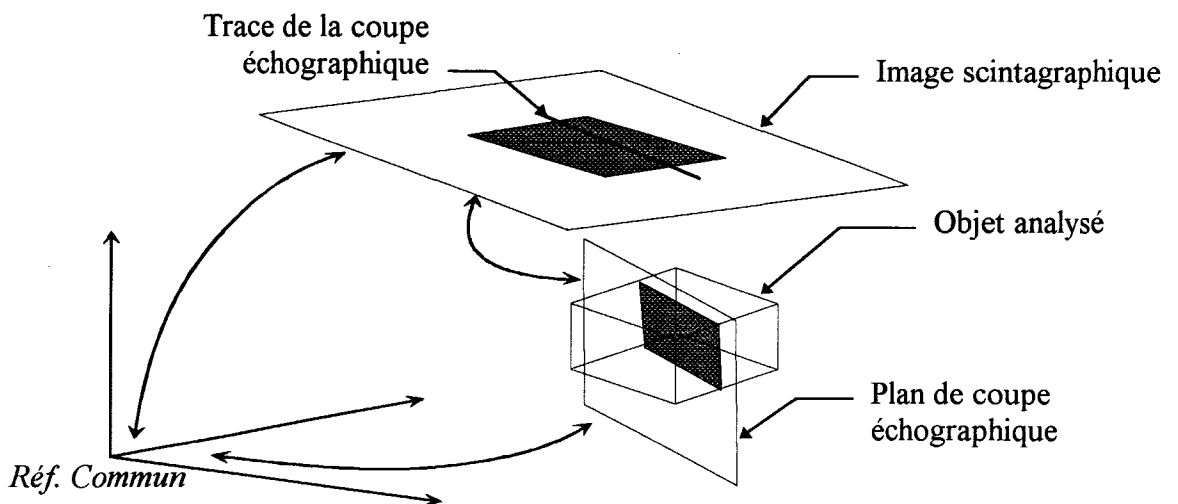


Figure 2 : exemple de mise en correspondance des images scintigraphique et échographique.

La mise en œuvre de ce procédé se déroule en plusieurs étapes. Dans un premier temps après l'installation du système de vision stéréoscopique, il est nécessaire de l'étalonner. Dans un second temps, après la fixation des leds infrarouges sur les capteurs, nous devons déterminer la relation de transformation \mathcal{R} pour chaque système d'imagerie. Ces différentes étapes exigent le développement d'appareillages spécifiques (mire et fantômes de calibration) pour générer des

données utilisées lors de l'identification des paramètres, qui sont indispensables au fonctionnement de notre système.

Le mémoire est divisé en deux parties intitulées respectivement :

- création de liens immatériels entre deux mobiles,
- mise en correspondance scintigraphie-échographie en exploration thyroïdienne.

Dans la première partie sont introduits successivement les concepts de la corrélation d'informations en imagerie multimodalité, les principes de la localisation d'un objet mobile dans l'espace et la méthode que nous avons développée dans notre application.

Quelques rappels concernant la physiologie de la thyroïde, ses pathologies, le fonctionnement de la gamma-caméra à scintillation et de l'échographe sont donnés au début de la deuxième partie de ce mémoire. Ensuite, nous détaillons le système que nous avons conçu pour réaliser la mise en correspondance des images scintigraphiques et échographiques.

1^{ère} PARTIE

CREATION DE LIENS IMMATERIELS ENTRE DEUX MOBILES

CHAPITRE I

CORRELATION D'INFORMATIONS EN IMAGERIE MULTIMODALITE

Introduction

L'imagerie médicale dans son ensemble fournit au clinicien un volume important d'informations anatomiques et physiologiques. Les différentes sources d'information sont la radiographie, la tomodensitométrie (TDM), l'imagerie par résonance magnétique (IRM), la médecine nucléaire, l'imagerie échographique, l'endoscopie, etc.

Il existe de nombreux cas où il est intéressant d'intégrer, de comparer plusieurs types d'examen pour un même patient afin d'utiliser rigoureusement la richesse des informations contenues dans les images à des fins thérapeutiques, par exemple pour faciliter le diagnostic, choisir et planifier une intervention chirurgicale, etc.

La mise en correspondance ou le matching des images médicales est une tâche très difficile. Il est impossible de corréler immédiatement deux images, en raison de multiples paramètres qui influencent la formation des images et des positions différentes du patient lors des examens. Néanmoins, il existe une grande variété de méthodes pour mettre en correspondance des structures identiques analysées par des capteurs différents [Elsen 93]. Chaque méthode fournit un ensemble d'équations de transformation des coordonnées tridimensionnelles de points. Ces équations sont évaluées directement ou indirectement à partir de points caractéristiques générés par des repères artificiels fixés sur le patient (cadre stéréotaxique, sphère radio-opaque, etc.), ou définis par des structures anatomiques particulières (petits organes, os, contour du crâne, etc.).

Au cours de ce chapitre, les relations de transformation sont regroupées selon leurs degrés d'"élasticité", rigide et élastique. La première partie présente les relations de transformation rigide dans laquelle est détaillée successivement les algorithmes de mise en correspondance de structures 3D/3D, 3D/2D et 2D/2D. Dans la deuxième partie sont exposés les relations de transformation élastique. Enfin, nous donnerons quelques approches originales afin de réduire la complexité du problème de mise en correspondance.

I- Méthode générale

Il s'agit, dans le contexte de l'imagerie médicale, de relier des données issues de structures identiques, analysées par un même capteur à des instants différents, ou par des capteurs différents. Par ailleurs chaque type de données peut être relié à un modèle statistique (atlas). Pour formaliser l'approche générale, nous ne ferons aucune distinction entre les possibilités de mise en correspondance citées.

Dans un premier temps, il est nécessaire d'associer un référentiel à chaque système d'information, puis de choisir l'un de ces référentiels comme le référentiel commun ($Réf_{Com}$). Ensuite, le problème de mise en correspondance réside dans la définition des relations entre les divers référentiels et le référentiel commun. Ces relations peuvent être des relations (\mathcal{R}) entre corps solides ou entre corps déformables. Dans certains cas, elles sont obtenues par transitivité : $\mathcal{R}(Réf_1, Réf_{Com}) = \mathcal{R}(Réf_1, Réf_2) \circ \mathcal{R}(Réf_2, Réf_{Com})$ (figure I-1).

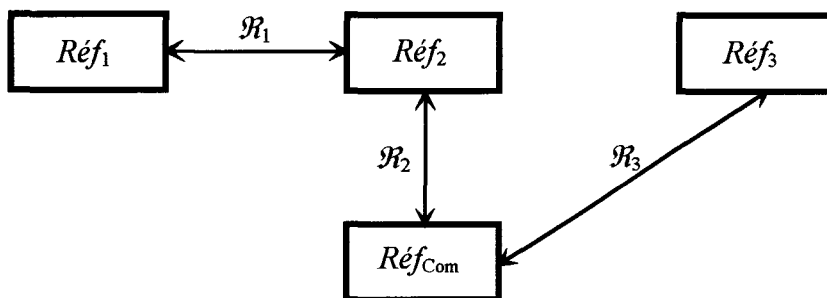


Figure I-1 : relations entre les différents référentiels.

Autrement dit, une relation du type $Réf_1 \rightarrow Réf_{Com}$ signifie qu'à tout point P_1 défini dans $Réf_1$, on peut associer un point P_{Com} défini dans $Réf_{Com}$ telle que la relation entre les coordonnées : $P_{Com} = \mathcal{R}(P_1)$ soit modélisable. P_{Com} et P_1 forment un couple de points appariés dans les deux référentiels. En général, la relation \mathcal{R} a une inverse explicite, sauf dans certains cas (relation de transformation élastique par exemple), où le sens de la relation doit être déterminé.

La mise en correspondance entre deux ensembles d'informations exprimés dans deux référentiels $Réf_1$ et $Réf_2$ peut être décomposée en trois étapes :

1- Définition du modèle de relation \mathcal{R} entre les référentiels $Réf_1$ et $Réf_2$

Le modèle doit représenter au mieux la relation entre les référentiels (*figure I-2*). Les modèles choisis pourront être paramétriques (matrice de rotation, vecteur translation) ou exprimer un ensemble de relations locales (fonctions splines, modèles élastiques, etc.).

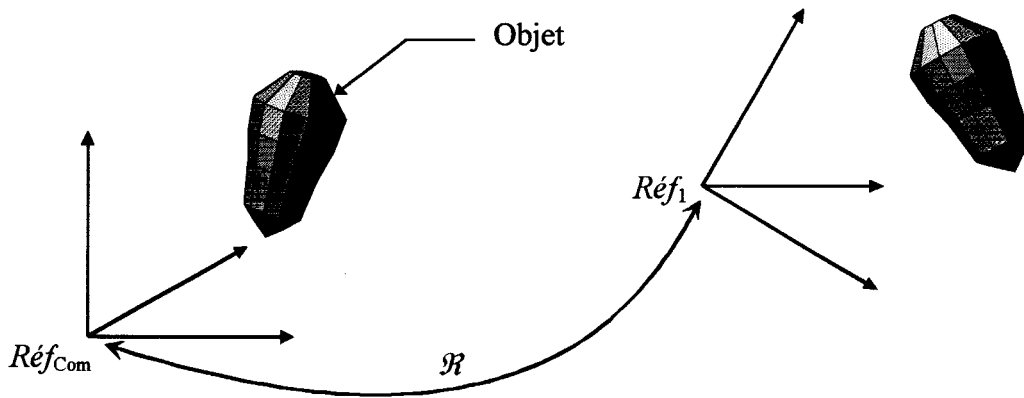


Figure I-2 : relation rigide entre deux représentations d'un même objet.

2- Sélection et appariement des points de mesure

Le but est d'obtenir une suite d'appariements $(P_{1i} \in Réf_1, P_{2i} \in Réf_2), i = 1, \dots, m$. La sélection et l'appariement des points de mesure sont interactifs ou automatiques. Les points de mesure ou les éléments caractéristiques sont des structures tels que ventricules (encéphale), os, surfaces cutanées, vaisseaux sanguins, etc.

3- Evaluation des paramètres du modèle de relation \mathcal{R}

Lorsque leur simplicité le permet, les relations sont déterminées directement. Dans les autres cas, on emploie des méthodes dites indirectes ou itératives, qui, à partir d'une solution proche de la solution finale, calculent à chaque pas du processus, la solution optimale qui minimise un critère, en général quadratique, représentant l'erreur de mise en correspondance.

1.1 Définition du modèle de relation

Les relations entre les référentiels sont regroupées selon leur propriété géométrique. Les relations peuvent être invariantes, affines, projectives ou courbes.

Une relation est dite invariante, lorsque la distance séparant deux points dans une image (par exemple) est identique entre les deux points correspondants, situés dans une autre image. Cette catégorie de relations sont décrites par une matrice de rotation et un vecteur translation. Elles conviennent parfaitement dans le cas de la mise en correspondance d'images d'un même organe restant immobile au cours des différents examens (os, crâne).

Une relation affine modélise une transformation entre des segments de droites issus de deux images différentes ; le parallélisme entre ces segments de droites est conservé. Les relations de ce type sont composées d'une matrice de coefficients (facteurs d'échelle) et un vecteur translation. Ces relations, comme dans le cas précédent, sont employées pour corrélérer des images d'un organe stable, lorsque les facteurs d'échelle des différentes modalités d'imagerie ne sont pas connus ou imprécis.

Les relations projectives ou perspectives transforment un segment de droite défini dans une image en un autre segment de droite dans l'image correspondante. Le parallélisme entre les segments de droites n'est pas respecté en général. Ce type de relations caractérise les images vidéo d'une scène 3D, ou une image radiologique d'un organe.

Les relations appelées courbes convertissent un segment de droite en une courbe. Ces relations sont représentées par des polynômes ou des fonctions splines. Ces relations sont utilisées lorsque qu'une image doit être déformée pour correspondre correctement avec une autre. C'est le cas de la mise en correspondance d'images d'un organe avec un atlas ou la corrélation d'images d'un organe changeant de forme (mobile) entre des examens, tels que les viscères de l'abdomen.

1.2 Sélection et appariement des points de mesure

Le résultat de l'évaluation des relations est conditionné à la fois par la précision de la détection des points de mesure et la précision de leurs appariements. Ce sont deux tâches distinctes dont les stratégies de mise en œuvre dépendent de la nature des informations à mettre en correspondance, du type et du nombre de caractéristiques à corrélérer et de la précision des résultats.

Une première stratégie consiste à utiliser les compétences d'un expert (utilisateur expérimenté) qui désigne interactivement, à la fois sur les images et/ou sur le modèle, un petit

nombre de paires de signes à mettre en correspondance. Cette méthode présente évidemment l'inconvénient majeur d'interdire toute automatisation.

Une deuxième approche est basée sur la recherche de points caractéristiques ou structures identiques. Dans ce cas, il existe deux difficultés à résoudre : la détection et l'appariement des structures entre les modalités d'imagerie. La localisation de structures homogènes est réalisée par des algorithmes de segmentation. Ces algorithmes recherchent une structure au sens de certains critères ou bien localisent une zone de frontière. Ces deux objectifs se traduisent par deux principaux types de méthodes : croissance de régions homogènes et détection de frontières à partir de discontinuités de fonctions. De nombreux algorithmes ont été proposés dans le domaine de la segmentation 2D [Ballard 82] [Malandain 92][Raya 90][Young 86].

Dans le domaine 3D, le volume important de données à traiter a favorisé le développement de méthodes de détection de contour. Ainsi un certain nombre d'opérateurs sont une généralisation 3D de détecteurs existants en 2D : opérateur de Roberts [Liu 77], de Hueckel [Zucker 81], de Prewitt [Morgenthaler 81]. D'autres opérateurs sont solutions d'un problème de minimisation : généralisation des opérateurs de Marr-Hildreth [Hohne 86], [Joliot 93]. Dans le cas d'images bruitées ou d'objets difficilement segmentables (structures fines ou complexes), la connexion des points de frontières, l'élimination des points détectés par erreur (bruit) et le remplissage des trous éventuels, peuvent constituer des problèmes délicats.

Après la détection des structures caractéristiques, il est nécessaire de les appairer. En général, les structures anatomiques segmentées se composent de nuages de points qu'il s'agit de modéliser géométriquement pour les appairer correctement (*figure I-3*) [Borgefors 88] [Brummer 93][Cohen 92].

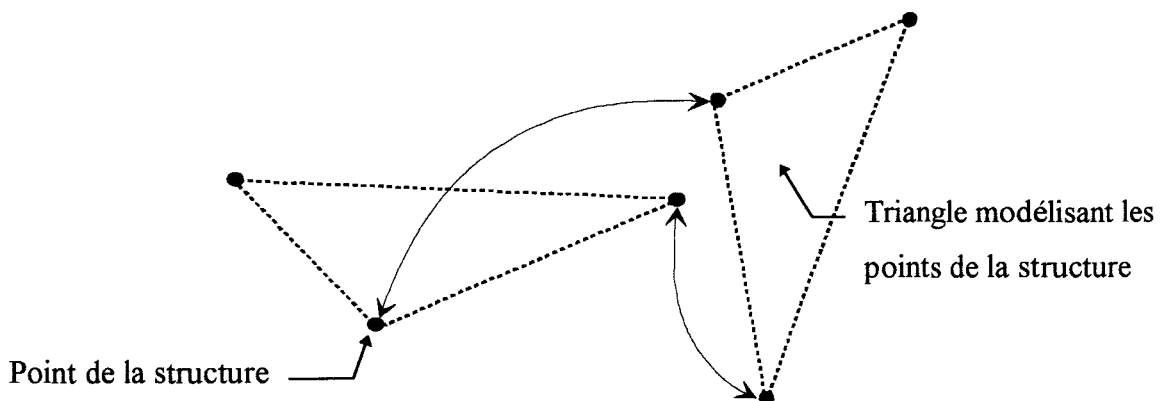


Figure I-3 : modélisation et appariement des points caractéristiques.

Plusieurs classes de modèles sont utilisables :

- modélisation d'une structure par sa surface ;
- modélisation d'une structure par un ensemble de primitives simples : segments, cercles, cylindres, etc. ;
- modélisation d'une structure par un ensemble de voxels, ou d'éléments structurants telles que des sphères de rayons variables.

Le choix du type de modélisation est inhérent à la segmentation et dépend du niveau d'approximation souhaité, de l'intérêt éventuel de notions de continuité et de dérivabilité.

1.3 Evaluation des paramètres du modèle de relation \mathcal{R}

Deux cas se présentent selon le type du modèle de relation utilisé (invariant, affine, projectif, courbe) :

- cas du modèle paramétrique global : à partir des couples de points appariés, on cherche à minimiser la somme des carrés des distances d_i du type : $d_i = \text{dist}(P_{1i}, \mathcal{R}(P_{2i}))$, où *dist* est une distance à définir. On prendra par exemple la distance euclidienne lorsque les éléments appariés seront des points de l'espace 3D. Le système peut se résoudre par des méthodes de type moindres carrés ;
- cas du modèle de relation \mathcal{R} local (splines ou polynômes par exemple) : dans ce cas le système précédent peut se résoudre :
 - * par lissage avec minimisation au sens des moindres carrés d'une distance entre les caractéristiques appariées,
 - * par interpolation, et les relations d'appariements deviennent alors des égalités du type : $(P_{1i}, \mathcal{R}(P_{2i}))$, $i = 1, \dots, m$. C'est à dire que les équations du système sont vérifiées localement en utilisant le modèle \mathcal{R} , soit rigoureusement (interpolation), soit approximativement (lissage). Le choix entre lissage et interpolation dépend de la précision avec laquelle les caractéristiques peuvent être appariées.

Après cette présentation générale de la mise en correspondance d'informations, quelques algorithmes sont décrits au cours des deux paragraphes suivants. Ils regroupent deux classes de relations de transformation : rigide et élastique. Cette distinction tient compte en fait du degré d'élasticité de la relation \mathcal{R} entre les référentiels.

II- Relations de transformation rigide

Les éléments caractéristiques appariés sont essentiellement des points, des droites, des courbes, des surfaces de l'espace 3D ou leur projection. Cette méthode repose sur des procédures de segmentation précises et fiables et le degré de simplification est fonction de la dimension des éléments caractéristiques appariés. Le problème de mise en correspondance est ainsi ramené à la définition de distances entre ces différents types de caractéristiques. Cependant, les informations issues des systèmes d'imagerie n'ont pas nécessairement la même représentation dans $Réf_1$ et $Réf_2$. En effet, on peut réaliser des correspondances entre des structures 3D uniquement, ou entre une structure 3D et ses projections 2D (images), ou encore corréler des structures 2D simplement entre des images.

2.1 Correspondance 3D/3D

Dans ce cas, les caractéristiques appariées ont la même représentation 3D dans $Réf_1$ et $Réf_2$, à savoir des points, des segments de droites, des courbes ou des surfaces. Ces éléments caractéristiques 3D peuvent être obtenus automatiquement ou interactivement, à partir d'exams d'imagerie TDM, IRM, etc., ou bien, à partir de capteurs 3D délivrant des coordonnées de points (cf chapitre II : partie 1). Ce dernier cas se rencontre fréquemment en vision par ordinateur lorsqu'on dispose d'un modèle de l'objet et des mesures 3D de points lui appartenant. Le but est en général multiple puisqu'il s'agit à la fois de reconnaître un objet et de déterminer sa position et son orientation. Une approche classique est de décrire l'objet par des primitives simples tels que des points, des segments de droites et des surfaces planes. Pour un appariement donné de primitives de la scène étudiée avec celles du modèle, on cherche à minimiser, en fonction des paramètres de rotation et de translation, une distance globale entre les deux ensembles de primitives [Guilikeng 90][Stockman 86][Vergnet 94]. Cependant, dans le contexte médical, les structures anatomiques se prêtent mal à une modélisation des primitives du type droites ou faces planes, à moins d'avoir un nombre très important de ces primitives ce qui enlève tout leur intérêt. Par conséquent, soit on identifie des points précis sur les structures, soit on utilise des méthodes de mise en correspondance de surfaces complexes.

2.1.1 Corrélation de deux nuages de points de l'espace 3D

Pour un ensemble de points particuliers appariés entre les deux référentiels $Réf_1$ et $Réf_2$, on cherche à minimiser en fonction des paramètres de rotation et de translation, une fonction

de distance globale entre les deux ensembles de points appariés. Les méthodes utilisées sont itératives et minimisent un critère d'erreur au sens des moindres carrés. Elles peuvent être directes selon la simplicité des relations à évaluer [Arun 87].

Le problème de ces méthodes de mise en correspondance par points 3D est lié à la difficulté d'obtenir un nombre important d'appariements interactifs précis. Une représentation plus globale est alors nécessaire à la fois pour augmenter la précision et pour limiter la part d'interactivité.

2.1.2 Corrélation de deux surfaces de l'espace 3D

Soit S_1 et S_2 , deux surfaces d'une même structure segmentées dans les référentiels $Réf_1$ et $Réf_2$. Une première solution pour mettre en correspondance ces surfaces est de prélever des points sur chacune des surfaces, de les appairer, puis d'utiliser une des méthodes précédentes pour estimer les paramètres de la relation. Le prélèvement et l'appariement de ces points peuvent être réalisés interactivement, mais dans ce cas la méthode est imprécise si l'on se contente de peu de points et elle devient fastidieuse si l'on doit appairer interactivement plus d'une vingtaine de points 3D. Une solution consiste à tirer profit de la modélisation surfacique en prélevant et en appariant automatiquement sur chaque surface des "caractéristiques stables", c'est à dire des points dont la nature particulière se retrouve de façon fiable et précise sur chaque surface tels que les os, le crâne, ventricules (encéphales), surfaces cutanées, etc.

Une seconde solution utilise les caractéristiques globales de la surface à savoir ses axes et moments d'inertie. L'idée est de calculer les ellipsoïdes d'inertie associés à chaque surface S_1 et S_2 [Gamboa 86]. Ces ellipsoïdes sont caractérisés par un centre de masse, un trièdre orthogonal d'axes d'inertie et trois longueurs de demi-axe (un pour chaque axe). On remarque que cette méthode est décrite pour des volumes et non pour des surfaces, mais le principe est identique dans les deux cas. Un inconvénient est que des symétries peuvent apparaître dans les surfaces et gêner considérablement les recalages en rotation. Cependant le caractère global de cette approximation de surface permet d'absorber un bruit aléatoire.

Les deux méthodes précédentes ont l'avantage d'être directes. Les méthodes itératives peuvent cependant avoir un grand intérêt lorsque les appariements de points sont difficiles à établir. On peut se ramener au cas précédent où l'on cherche à minimiser une fonction de distance globale en fonction des mêmes paramètres, mais cette fois-ci appliquée aux surfaces S_1 et S_2 .

2.2 Correspondance 3D/2D

Le problème à résoudre est, connaissant une structure 3D dans $Réf_1$ et une coupe 2D de cette structure dans $Réf_2$, de retrouver la transformation rigide entre $Réf_1$ et $Réf_2$. Dans le cas où les structures ou volumes en question ont une morphologie "continue" mais suffisamment "particularisée", et où on connaît une transformation initiale proche de la solution optimale, on peut minimiser l'erreur de mise en correspondance globale entre la coupe 2D réelle et les coupes 2D synthétisées à partir du volume, en fonction des paramètres de la transformation. On peut également minimiser la distance entre une courbe segmentée sur l'image 2D et une surface 3D à laquelle appartient la courbe. Ce problème est dans le cas général difficile.

La tâche de mise en correspondance peut être simplifiée lorsqu'il est possible de reconstruire une partie du volume décrit par des coupes, ce qui permet ensuite l'utilisation des méthodes de mise en correspondance 3D/3D.

Un autre cas très important est celui de la corrélation d'une structure 3D décrite dans $Réf_1$ avec les projections 2D de cette structure décrites dans $Réf_2$. Les projections 2D de structures peuvent être obtenues par exemple avec une caméra vidéo ou un cliché radiographique en projection. L'information 2D est plus complexe mais plus riche que dans le cas de coupes 2D, car elle présente une intégration de tout le volume étudié. Le problème est le suivant : à partir de N projections $P_{ji}(S_2)$, $i = 1, \dots, m$, de l'objet étudié dans $Réf_2$ et de sa modélisation 3D dans $Réf_1$, il s'agit de retrouver la transformation rigide entre $Réf_1$ et $Réf_2$ [Grangeat 87].

En vision par ordinateur, appliquée au problème de reconnaissance de formes, la corrélation 3D/2D consiste à reconnaître un objet décrit par certaines primitives en utilisant des images en projection, parmi une liste d'objets 3D. L'approche classique est de définir des points ou formes caractéristiques (points, segments de droites, arêtes, courbes) et de les retrouver dans les images (cf. chapitre II : partie 1).

2.3 Correspondance 2D/2D

Il s'agit de mettre en correspondance des informations issues d'images. Dans ce type de correspondance, on retrouve les algorithmes de corrélation interactifs, de nuages de points, de surfaces, d'axes principaux ou encore par corrélation de niveaux de gris.

La mise en correspondance interactive est la méthode la plus simple car elle fournit à l'utilisateur des outils lui permettant de déterminer interactivement la meilleure transformation entre les éléments caractéristiques définis sur les différentes images [Pietrzyk 90] [Kapouleas 91].

La corrélation de nuages de points est réalisée à partir d'un petit nombre de paires de points caractéristiques détectés précisément et visibles dans les images à corrélérer [Ende 91] [Fright 93].

De nombreux algorithmes utilisent la corrélation de surfaces, de structures volumineuses (surface cutanée, contour du crâne, etc.) [Pelizzari 89]. Les différences entre les méthodes existantes sont liées aux choix des surfaces de référence, de la technique d'extraction des surfaces et les algorithmes d'optimisation employés pour minimiser la fonction de distance généralisée.

La mise en correspondance d'axes principaux [Alpert 90][Arata 92][Kapouleas 91] [Rusinek 93] repose sur les propriétés géométriques des structures étudiées, qui sont supposées ne pas varier dans les différentes images. Ces propriétés sont le centre de gravité et la direction des axes d'inertie. La méthode consiste à faire coïncider les centres de gravité et les axes d'inertie après leurs repérages dans chaque image.

La méthode de corrélation de niveaux de gris est basée sur les propriétés statistiques des niveaux de gris des pixels caractérisant une région. Une région uniforme dans une image doit paraître uniforme dans l'autre, même si la représentation en intensité est différente. La corrélation de ces deux régions est obtenue lorsque l'ensemble des niveaux de gris définissant chaque région présentent un écart type très proche [Castro 87][Junck 90].

2.4 Repères extrinsèques-intrinsèques

Le choix du type de repères à mettre en correspondance est motivé par plusieurs facteurs dont, la nature des informations à corrélérer, la souplesse d'utilisation (niveau d'interactivité, contraintes liées aux examens, etc.) précision, temps de calcul, etc. Les algorithmes utilisent des points de référence situés dans les structures à corrélérer (repères anatomiques) ou définis par des systèmes mécaniques fixés sur le patient (repères artificiels).

2.4.1 Repères extrinsèques

Cette méthode repose sur la matérialisation de repères artificiels, constitués d'éléments observables par chacun des capteurs impliqués, et fixés rigidement par rapport aux parties anatomiques étudiées. Ce procédé est largement utilisé en neurochirurgie stéréotaxique et prend la forme d'un "cadre stéréotaxique" [Clarysse 91] ou des versions allégées ayant l'allure de masques [Miura 88][Wilson 89]. Il paraît délicat d'utiliser un équivalent de ce cadre stéréotaxique pour d'autres parties anatomiques que le crâne mais d'autres solutions existent, telles que des petites sphères radio-opaques collées, ou encore des fils métalliques fins posés sur la peau du patient. Cette approche a les avantages et les inconvénients suivants :

a) Avantages

- l'hypothèse de transformation "rigide" est supposée vérifiée, et les structures matérielles de référence peuvent être adaptées en fonction du système d'imagerie utilisé. Ceci facilite les procédures de mise en correspondance ;
- les structures matérielles de référence (segments de droites, points de l'espace, etc.) peuvent servir au calibrage des capteurs impliqués, si leurs paramètres ne sont pas connus ou imprécis ;
- ce système est facilement utilisable pour traiter des images multimodalités.

b) Inconvénients

- l'emploi de structures matérielles pose plusieurs problèmes de précision : précision de leur détection sur les images, précision de la mise en correspondance (se contenter de trois ou quatre points est suffisant en théorie mais un bruit aléatoire de mesure est alors entièrement propagé) ;
- l'"inconfort" pour le patient ;

- l'adaptabilité de ces systèmes à des applications autres que la neurochirurgie stéréotaxique est impossible dans certains cas (notamment l'étude de la colonne vertébrale). Quant au collage des points de repère sur la peau, il peut être la source d'imprécisions (élasticité de la peau) ;
- l'aspect "rigide" de ces systèmes ne résout pas le problème de savoir si les structures anatomiques étudiées restent fixes par rapport aux structures anatomiques supportant les repères mécaniques.

2.4.2 Repères intrinsèques

Une approche plus "légère" consiste à utiliser uniquement des structures anatomiques, observables par les capteurs. Ces structures peuvent être des points anatomiques particuliers prélevés et appariés interactivement [Kosugi 88], définis sur des images 2D, sur des projections de volume 3D. Mais la précision et la fiabilité de la corrélation sont nettement accrues si ces structures sont des surfaces segmentées pouvant être internes ou externes (cutanées) et le plus près possible des structures cibles. Comparée à la précédente, cette méthode a les avantages et les inconvénients suivants :

a) Avantages

- une grande variété d'applications cliniques est possible. La limitation théorique ne porte que sur l'existence de structures anatomiques observables par les différents capteurs utilisés ;
- les problèmes liés à l'inconfort, en raison de l'implantation de structures matérielles sur le patient lors de l'examen est ici résolu, la stratégie globale de mise en correspondance est rendue plus souple ;
- l'utilisation de l'ensemble de la surface cutanée comme référence est avantageuse en précision par rapport à la prise en compte de quelques points matérialisés et répartis sur cette surface (bruit sur les mesures) ;
- dans le cas où les structures anatomiques auxquelles on s'intéresse se déforment, des méthodes du type "déformation élastique" permettent de compenser ces déformations, au moins en partie, en extrapolant les déformations des structures de référence adjacentes.

b) Inconvénients

- la mise en œuvre de ces méthodes est assez délicate, peu de méthodes mathématiques existent pour le cas 3D et notamment pour relier une structure avec ses projections. Les calculs sont itératifs, donc longs et des procédures interactives sont souvent nécessaires ;
- dans certains cas, peu de structures anatomiques sont observables précisément avec les capteurs utilisés pour recueillir les informations médicales ;
- la surface de référence utilisée n'est pas toujours fixe par rapport aux structures étudiées.

III- Relations de transformation élastique

Dans ce cas, les relations permettant de relier les points du référentiel $Réf_1$ à ceux de $Réf_2$ ne sont pas rigides. C'est le cas par exemple de la mise en correspondance d'un modèle géométrique anatomique tel que l'atlas du cerveau avec les données réelles du patient obtenues par TDM ou IRM. Les déformations entre les diverses structures sont alors supposées élastiques.

3.1 Méthodologie

Il existe deux approches possibles compte tenu du caractère global ou local de la déformation élastique. La déformation globale est considéré comme une première approximation du problème de déformation, pour que les déformations locales soient les plus faibles possibles. On rencontre également des méthodes très simples, telle que celle de Talairach pour le cerveau, dans lesquelles une ou plusieurs homothéties de rapport spécifique sont appliquées sur les axes du référentiel pour mettre en correspondance un modèle avec un cas particulier. Cette approche a l'avantage d'être simple à mettre en œuvre, rapide et assez robuste, mais elle donne un caractère global à un problème qui est le plus souvent local.

Dans le cas d'une corrélation locale, la morphologie globale des structures est respectée et des déformations locales supposées faibles sont prises en compte. Le problème général se pose alors sous la forme de la recherche d'une fonction discrète ou continue associant les points du référentiel de départ $Réf_1$ à ceux du référentiel d'arrivée $Réf_2$.

3.2 Déformation volumique

Une approche très intéressante est la généralisation des méthodes 2D de contours élastiques (ou "snakes") à des surfaces élastiques dont la valeur initiale est donnée par la surface du modèle puis est déformée itérativement jusqu'à coïncider avec l'autre surface tout en conservant un terme "élastique" minimisant l'énergie interne de la surface transformée. Il suffit de recueillir le champ d'appariements obtenus, puis d'interpoler et d'extrapoler ce champ de déformations locales.

Un exemple de méthode très puissante mais très coûteuse en temps de calcul a été développée par Bajcsy [Bajcsy 89]. Il s'agit de la mise en correspondance de deux modèles volumiques. L'un des ces modèles est un atlas du cerveau humain segmenté coupe par coupe puis représenté sous forme de voxels de 1 mm^3 environ. L'autre modèle est un cerveau issu de la TDM sur lequel aucune procédure de segmentation ne semble nécessaire. En effet, une simple interpolation entre les coupes donne des voxels cubiques de 1 mm^3 environ. L'idée est d'affecter aux objets volumiques de l'atlas une densité qui sera celle que l'on obtiendra en TDM pour les objets correspondants. On affecte alors des constantes d'élasticité au cerveau de référence (atlas) pour le déformer et le faire "coïncider" avec son correspondant en TDM.

Une autre méthode basé sur des corrélations 3D locales de niveaux de gris est appliqué au cas de la mise en correspondance de deux examens IRM différents mais obtenus avec le même système d'imagerie. Pour un ensemble de points de maillage 3D réalisé sur un des deux examens, on cherche les correspondants à corrélation maximale dans l'autre examen (en utilisant notamment des prédictions obtenues grâce aux points voisins), et on interpole sur le volume total l'ensemble des appariements ainsi obtenus.

3.3 Interpolation-Extrapolation des relations

Après avoir identifié et apparié m points caractéristiques P_{1i} de $Réf_1$ avec leur homologue P_{2i} de $Réf_2$, on obtient m couples de points (P_{1i}, P_{2i}) qui vérifient la relation suivante : $P_{1i} = f(P_{2i})$, $i = 1, \dots, m$. La fonction f peut être définie par des fonctions splines, que l'on détermine en cherchant la spline qui passe par les couples de points (P_{1i}, P_{2i}) . Le modèle élastique est ainsi propagé par interpolation et l'on a bien un modèle de déformations

locales. Le problème de ces méthodes est de déterminer suffisamment de couples de points appariés pour que l'interpolation soit valide.

Des prélèvements et appariements interactifs de points sont possibles, mais l'aspect "fastidieux" d'une telle opération la rend difficilement utilisable. De plus, on a relativement peu de données à intégrer dans un modèle souple, ce qui rend délicat l'utilisation du lissage, et les imprécisions sur les données sont entièrement conservées dans les procédures d'interpolation. L'opérateur doit donc être très précis pour tous les points. Il est alors préférable de réaliser des appariements automatiques. Les méthodes décrites dans le cas de la correspondance rigide 3D/3D sont ici directement applicables. En particulier, l'appariement de points singuliers stables détectés sur des surfaces à mettre en correspondance.

IV- D'autres approches

Les différents algorithmes que nous venons de présenter sont basés sur la corrélation d'images ou de structures réalisées après acquisition. La structure est analysée vraisemblablement dans des positions différentes car le patient est déplacé puis installé dans divers endroits (*figure I-4*).

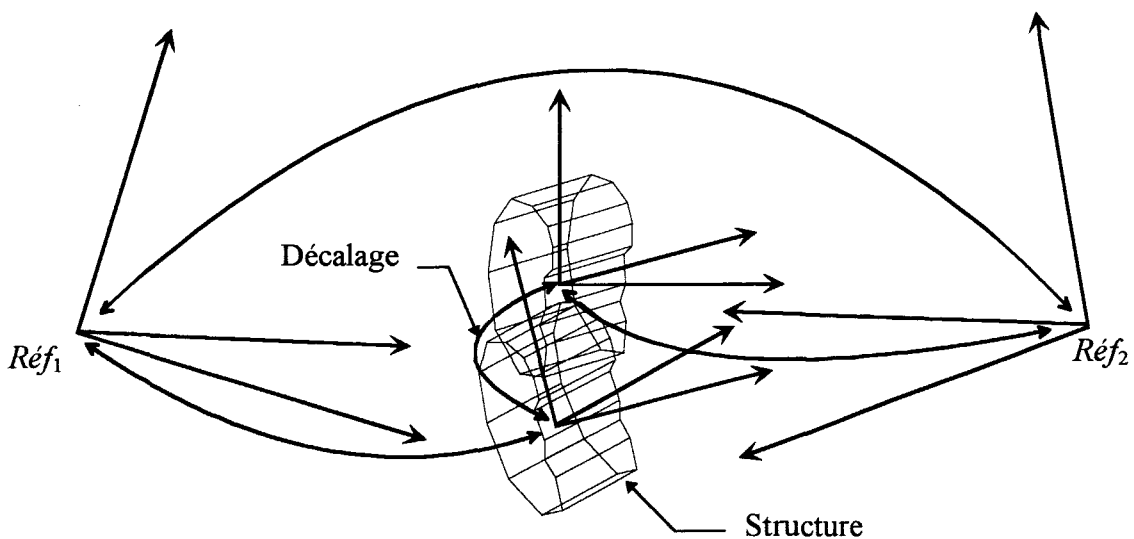


Figure I-4 : corrélation après acquisition des données.

La complexité de la mise en correspondance peut être réduite en plaçant précisément la structure ou l'organe à analyser dans la même position par rapport au référentiel image de chaque système. Une solution théorique serait de construire un seul appareil supportant une

partie ou l'ensemble des modalités d'imagerie existantes afin de ne pas déplacer le patient. Néanmoins les constructeurs d'appareils d'imagerie commencent à s'intéresser à cette possibilité.

En pratique, compte tenu du caractère irréaliste de la solution précédente, différentes approches sont envisagées, par exemple :

- enregistrement de la position du patient au moyen de caméras vidéo [Conti 82] ;
- placement du patient dans une position calibrée [Greitz 80] [Koslow 81] ;
- alignement des repères anatomiques ou repères externes [Kearfott 84][Mazziotta 82] [Meltzer 90] par rapport au référentiel image ce, au moyen d'un laser.

Mais la solution la plus intéressante est de ne pas déplacer le patient entre les différents examens. Dans certains cas, il est possible de se placer dans cette configuration en couplant des systèmes d'imagerie "lourds" (scintigraphie, IRM, etc.) avec des systèmes "légers" (radiographie, échographie, etc). Par conséquent, la mise en correspondance des informations se limite à la détermination des relations de transformation entre les divers référentiels images en repérant, par exemple de manière externe les positions et orientations d'un capteur par rapport à un autre.

Conclusion

La mise en correspondance de structures, d'informations est un problème important en imagerie médicale qui apparaît lorsque les données sont acquises par des capteurs différents et/ou à des temps différés. Un grand nombre de méthodes existent. Elles reposent sur une détection et un appariement précis de structures caractéristiques utilisées pour déterminer les relations de transformation entre les référentiels. Toutefois, aucune méthode n'est universelle, et le choix de l'une d'elle dépend du type de corrélation, de la précision, vitesse, niveau d'interactivité, confort pour le patient, etc.

Les méthodes qui ont été présentées ne prennent en compte que les transformations stables au cours du temps. Cependant différents phénomènes dynamiques peuvent modifier les relations entre les référentiels (respiration, battements du cœur, etc.). De façon générale, il s'agit de déplacements non maîtrisés du patient par rapport au capteur et d'amplitudes supérieures à la précision requise. Dans ce cas, il est nécessaire de prendre en compte ces modifications.

Dans l'imagerie médicale, une localisation précise des structures caractéristiques est parfois difficile à obtenir du fait de la résolution de chaque appareil, de la nature complémentaire des informations issues de différentes modalités d'imagerie, du bruit, des distorsions, etc. Ainsi quelques algorithmes ont été développés pour mettre en correspondance les systèmes d'imagerie avant l'acquisition des images, afin de réduire la complexité du problème de corrélation. Un exemple consiste en le repérage externe des capteurs par rapport à un référentiel commun. Cette méthode nécessite la mise en œuvre d'un système de mesure précis et rapide des coordonnées 3D de points appartenant aux capteurs. Différents systèmes de mesure 3D existent et sont présentés dans le chapitre suivant.

CHAPITRE II

LOCALISATION D'UN OBJET MOBILE DANS L'ESPACE

Introduction

La localisation d'un objet mobile dans l'espace tridimensionnel (3D) présente un grand intérêt notamment dans le domaine de la robotique et de l'analyse de scènes. Ces domaines nécessitent le développement de capteurs permettant la détermination des coordonnées tridimensionnelles de points appartenant à l'objet mobile ou à la scène.

La poursuite automatique d'objets mobiles appliquée dans le domaine militaire (poursuite d'engins balistiques) [Bonnin 91] offre des solutions intéressantes. Néanmoins les systèmes utilisés sont généralement complexes et font appel à des techniques sophistiquées et coûteuses.

La poursuite automatique à l'aide de caméras est la plus courante et il existe de nombreuses applications dans le domaine de la robotique [Shi 88]. Les critères de construction de ce genre de système sont plutôt orientés vers la diminution des coûts et la simplicité de mise en œuvre, tout en garantissant fiabilité et précision suffisantes.

Ce chapitre est composé de trois parties. Dans la première est décrite la méthodologie de la localisation d'un objet mobile. Les deux parties suivantes sont consacrées aux divers procédés développés pour mesurer une grandeur 3D. Nous exposons successivement les méthodes télémétriques et les méthodes stéréoscopiques.

I- Principe de la localisation

1.1 Choix du type de localisation

La localisation ou le repérage d'un objet mobile sous entend d'une manière très synthétique la mesure de son déplacement dans un espace à un instant donné. Le déplacement se définit comme la variation d'une grandeur géométrique, longueur ou angle. Il est essentiel de rappeler que cette notion implique, d'une part, un objet ou une portion d'objet considéré comme mobile et, d'autre part, un référentiel considéré comme fixe. La mesure du déplacement n'a de sens qu'après avoir choisi ce référentiel.

La mesure d'une grandeur physique à l'aide de capteurs est toujours entachée d'une erreur. La précision des mesures est déterminante dans le choix de la méthode et du type de capteur utilisé.

1.1.1 Localisation relative (*figure II-1*)

Le déplacement est mesuré par rapport aux positions antérieures de l'objet. A l'instant t_i ($i > 0$), on mesure le déplacement par rapport à la position précédente t_{i-1} , t_0 représente la position initiale de l'objet.

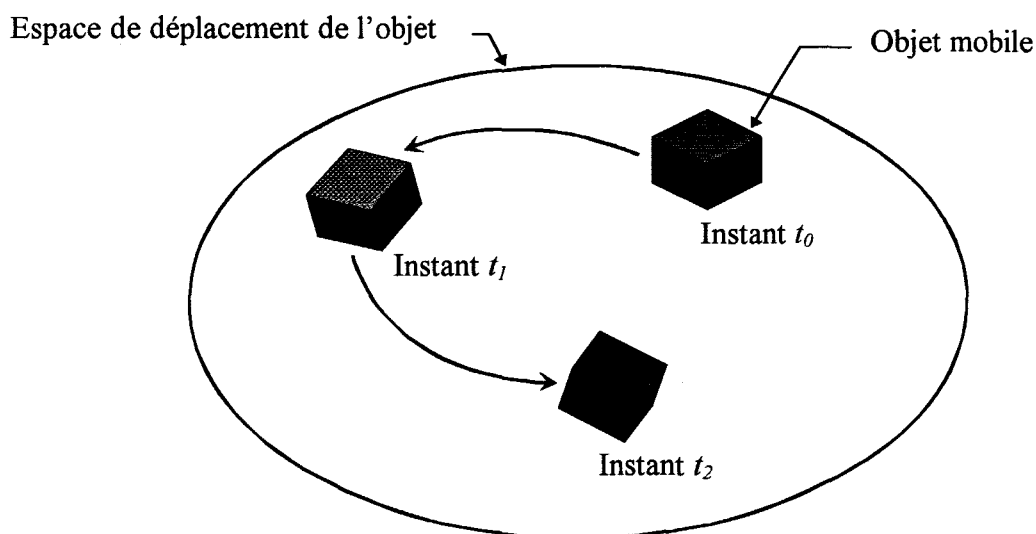


Figure II-1 : déplacement relatif.

Ainsi de proche en proche, on est capable de déterminer l'ensemble des déplacements à partir d'une position de départ. Cette méthode incrémentale a comme inconvénient majeur de propager et de cumuler les erreurs de mesure. De plus cette méthode n'est pas robuste. En effet, si une mesure est erronée ou faussée, la poursuite des mesures devient impossible. Pour augmenter la robustesse et la précision, il est donc nécessaire de coupler plusieurs systèmes de mesure indépendants (redondance des mesures).

1.1.2 Localisation absolue (figure II-2)

A chaque instant t , on détermine le déplacement par rapport à un référentiel lié à l'espace de travail. Cela permet après traitement de retrouver les déplacements relatifs successifs.

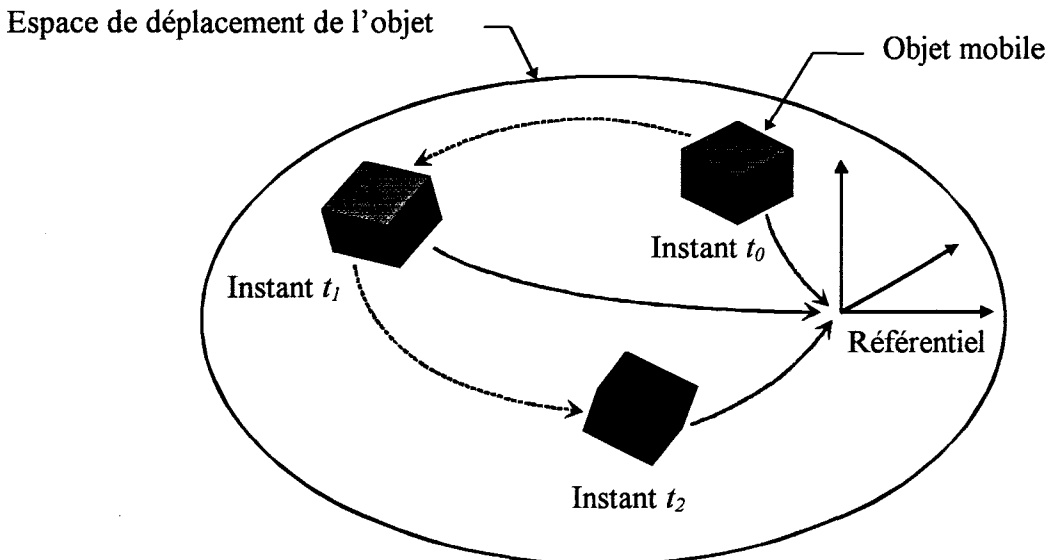


Figure II-2 : déplacement absolu.

L'intérêt de cette méthode est surtout de pouvoir comparer des déplacements différents d'un même, ou de plusieurs objets à chaque instant de la mesure. On peut aussi imaginer un système composé de plusieurs référentiels, donc plusieurs systèmes de mesure indépendants. Dans ce cas il y a redondance des mesures. Cette redondance est utile dans le cas d'une défaillance ou d'un dysfonctionnement d'un élément de mesure. Elle garantit une localisation permanente et elle permet aussi d'augmenter la précision des mesures par recoupement. La localisation absolue, contrairement au cas précédent, ne propage pas l'erreur de mesure au cours du temps. L'erreur de localisation ne dépend que de l'instant t de la mesure.

1.2 Méthologie du repérage

1.2.1 Choix du référentiel

Les objets mobiles considérés sont non déformables (solides). La localisation d'un objet mobile impose la définition d'un système d'axes orthonormé (*figure II-3*). Pour des raisons de commodité, on identifie généralement l'origine du référentiel au centre de gravité du solide et les axes, aux axes d'inertie ou de symétrie. Les mouvements de l'objet peuvent alors être définis par un ensemble combiné de trois translations et de trois rotations relativement au référentiel.

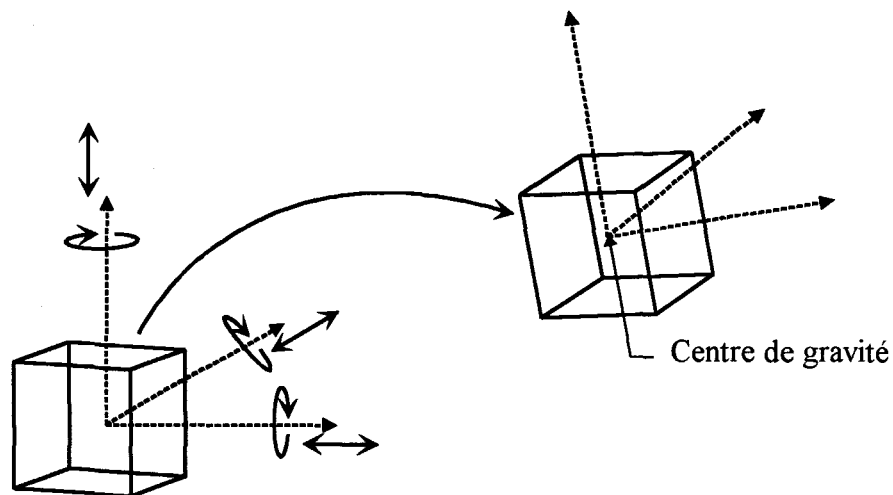


Figure II-3 : définition du référentiel orthonormé.

1.2.2 Problématique (*figure II-4*)

Soit P un point appartenant à l'objet, la position de P est définie par :

\vec{P}_{Com} : vecteur dont les 3 composantes exprimées dans le référentiel commun, sont les grandeurs mesurées $\vec{P}_{Com} = (x_{Com}, y_{Com}, z_{Com})^T$;

\vec{P}_{Obj} : vecteur dont les 3 composantes exprimées dans le référentiel lié à l'objet, sont connues par construction $\vec{P}_{Obj} = (x_{Obj}, y_{Obj}, z_{Obj})^T$. Par ailleurs on désigne par O et O' les origines des deux référentiels.

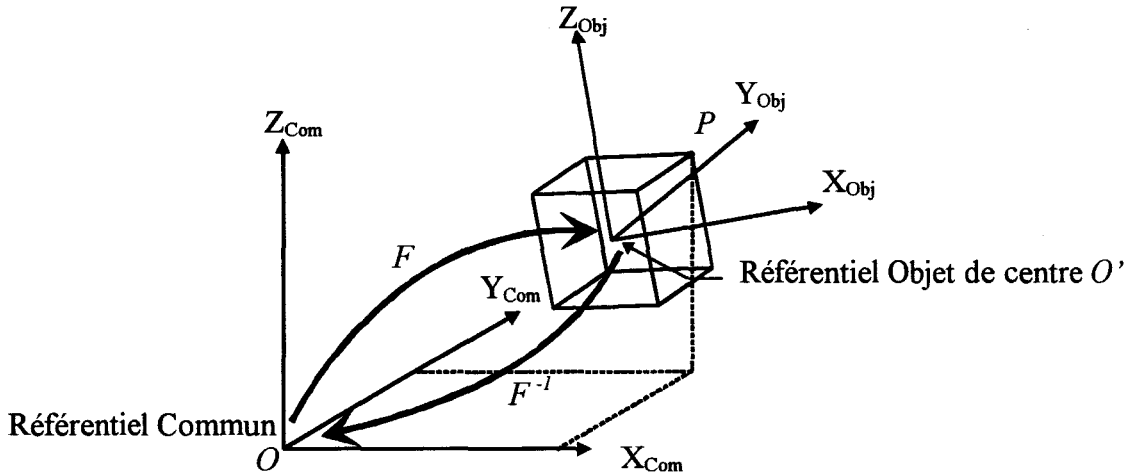


Figure II-4 : relation de passage entre les référentiels Commun et Objet.

Localiser un objet au moyen d'un système de repérage tridimensionnel consiste donc à évaluer une fonctionnelle F décrivant les déplacements de l'objet, telle que $\vec{P}_{Com} = F(\vec{P}_{Obj})$. La réciproque est notée : $\vec{P}_{Obj} = F^{-1}(\vec{P}_{Com})$.

La fonctionnelle F représente en fait la relation de passage entre le référentiel commun et le référentiel objet. Appelons (t_x, t_y, t_z) les coordonnées de O' dans le repère commun. Connaissant les coordonnées du point P dans le référentiel objet, on peut calculer ses coordonnées dans le référentiel commun. Nous pouvons écrire : $\vec{OP} = \vec{OO'} + \vec{O'P}$

$$\text{ou encore : } \begin{bmatrix} x_{Com} \\ y_{Com} \\ z_{Com} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{bmatrix} + R_{O',O} \times \begin{bmatrix} x_{Obj} \\ y_{Obj} \\ z_{Obj} \end{bmatrix} \quad (\text{Eq. II-1})$$

où, $R_{O',O}$ désigne la matrice de rotation permettant le passage du référentiel objet vers le référentiel commun. La matrice $R_{O',O}$ est définie au moyen des trois angles d'Euler (ω, θ, ϕ) [Cagnac 67].

L'équation (Eq. II-1) peut être mise sous la forme d'une matrice 4×4 notée H (coordonnées homogènes) :

$$\begin{bmatrix} x_{Com} \\ y_{Com} \\ z_{Com} \\ 1 \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} & & & t_x \\ & & & t_y \\ & & & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}}_H \times \begin{bmatrix} x_{Obj} \\ y_{Obj} \\ z_{Obj} \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{Eq. II-2})$$

La matrice H , qui caractérise la fonctionnelle F est donc complètement définie à partir d'un ensemble de six paramètres $(t_x, t_y, t_z, \omega, \theta, \phi)$. Ainsi, si on note $\vec{P}_{Com}^* = (x_{Com}, y_{Com}, z_{Com}, 1)^T$ et $\vec{P}_{Obj}^* = (x_{Obj}, y_{Obj}, z_{Obj}, 1)^T$, l'équation (Eq. II-2) s'écrit finalement :

$$\left\{ \begin{array}{l} \vec{P}_{Com}^* = H(t_x, t_y, t_z, \omega, \theta, \phi) \times \vec{P}_{Obj}^* \\ \text{avec les contraintes :} \end{array} \right. \begin{cases} \cos^2(\omega) + \sin^2(\omega) = 1 \\ \cos^2(\theta) + \sin^2(\theta) = 1 \\ \cos^2(\phi) + \sin^2(\phi) = 1 \end{cases} \quad (\text{Eq. II-3})$$

Selon l'équation (Eq. II-3) la localisation de l'objet au moyen d'un système de repérage tridimensionnel consiste à calculer $(t_x, t_y, t_z, \omega, \theta, \phi)$ à partir de mesures effectuées sur un ensemble de points tel que \vec{P}_{Com} .

1.2.3 Evaluation de la position

Dans la pratique, différentes techniques sont mises en œuvre pour évaluer F . Par exemple des algorithmes sophistiqués de reconnaissance de formes permettent de localiser des objets connus dans une scène. Ces systèmes sont essentiellement utilisés en construction mécanique et électronique pour le tri ou l'assemblage de pièces. Le principe est basé sur l'extraction des éléments caractéristiques (points caractéristiques du contour, arêtes, trous, rectangle minimum inscrit, cercle minimum inscrit, etc.) contenus dans les images et permettent de formuler des hypothèses quant à l'orientation des objets recherchés [Ansari 90][Gros 93] [Safae-Rad 92]. Ces hypothèses sont vérifiées en comparant l'image acquise des objets avec celle recalculée à l'aide de leur modèle surfacique et de leur orientation supposée [Guilikeng 90][Stockman 86][Vergnet 94]. Ainsi en itérant le procédé, on identifie plus ou moins rapidement la position de l'objet.

L'analyse d'une séquence d'images est également un moyen permettant de trouver l'orientation d'un objet dans l'espace. Les variations entre les images sont créées soit par un mouvement de l'objet, soit par un mouvement de la caméra d'observation [Boukir 93] ou les

deux à la fois [Zakhor 93]. Les variations de frontières entre images voisines sont détectées en comparant les images successives.

La localisation des objets en mouvement dans une image est effectuée par la comparaison de l'image courante :

- avec un modèle statique de la scène, appelé image de référence (tout élément présent dans l'image courante et absent dans l'image de référence est considéré comme mobile [Chebaro 93]),
- ou avec ses voisines, et il s'agit de sélectionner parmi les éléments variant d'une image à l'autre ceux qui correspondent à la position actuelle de l'objet en mouvement [Orkisz 92][Vieren 88][Weng 87][Zhang 90].

Une autre approche, lorsque cela est possible, consiste à matérialiser des points caractéristiques sur la surface de l'objet. Ces points caractéristiques, appelés marqueurs, sont créés à partir de leds infrarouges, émetteurs ou récepteurs ultrasonores, rétroreflecteurs ou rétroprismes de lumière, etc. Ils sont parfois artificiels, c'est le cas de ceux générés à l'aide de faisceau laser, plan lumineux, grille projetée etc., utilisés dans le cadre de la reconstruction 3D d'objets, contrôle dimensionnel [Chen 94][Gilardeau 89] [Guisser 94][Moigne 88][Strauss 92], etc.

L'évaluation de F nécessite un nombre restreint de points appartenant à l'objet (trois au minimum). Par conséquent on sélectionnera ceux qui caractérisent le mieux l'objet tout en étant non corrélés (dans le cas de trois points, ils ne doivent pas, par exemple, être alignés). Néanmoins pour améliorer la précision et la robustesse du système de localisation, on utilise une surabondance de points mesure (nombre de points caractéristiques élevé, pas de franges ou maille des grilles faibles, etc.). Dans le cas de formes géométriques caractéristiques, on prend des segments de droites, arêtes, contours fermés auxquels on associe des relations géométriques (parallélisme, orthogonalité, coplanarité, intersection, etc.)[Devillard 93]. En effet, comme les mesures sont généralement bruitées, il est nécessaire de diminuer au maximum l'influence du bruit en ne sélectionnant que les informations les plus vraisemblables.

1.3 Les systèmes de mesure

La localisation de l'objet mobile nécessite dans un premier temps la connaissance des positions des points caractéristiques de l'objet par rapport au référentiel commun. Ces positions sont mesurées au moyen de capteurs de mesure 3D (figure II-5).

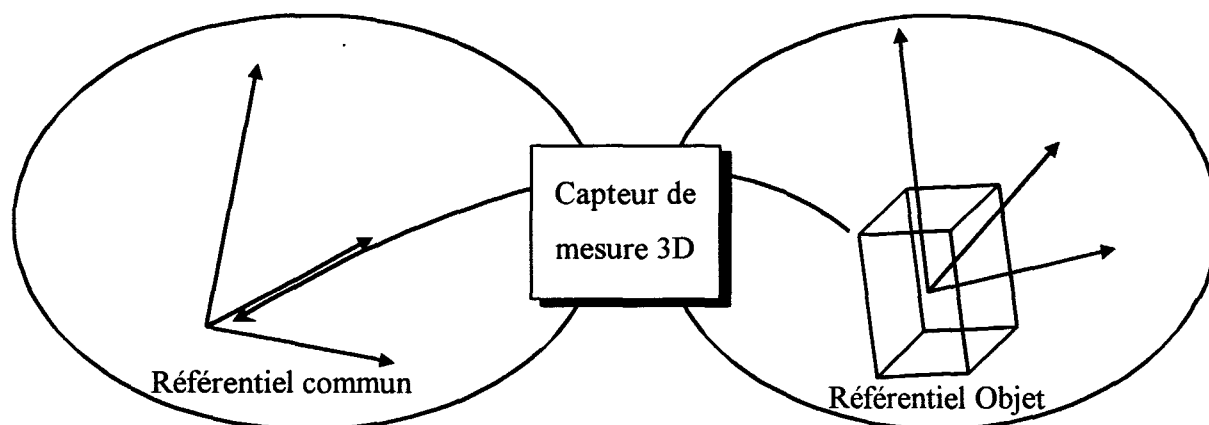


Figure II-5 : mesure de la position des points caractéristiques appartenant à l'objet.

Deux types de mesure sont possibles, on distingue les mesures avec contact et les mesures sans contact.

1.3.1 Les mesures avec contact

Un exemple de mesure avec contact est celui du palpeur mécanique [Sahoo 91]. Les palpeurs mécaniques sont constitués d'un bras articulé que l'on manipule librement, possédant au moins trois degrés de liberté et envoyant en permanence les coordonnées d'un point en contact avec l'extrémité (en général six degrés de liberté sont nécessaires pour la maniabilité du système). Le principe de ces "robots passifs" est le suivant : sur chaque articulation, un codeur optique ou un potentiomètre lit les variations des variables articulaires par rapport à des valeurs de référence. Le modèle du palpeur six axes permet alors de transformer ces variables articulaires en coordonnées cartésiennes dans un référentiel lié au système. Le contact entre l'extrémité et un objet peut être "décidé" par l'opérateur ou en utilisant un palpeur de contact du type "Renishaw" [Kosugi 88]. Ce type d'appareil est réservé à quelques applications particulières.

1.3.2 Les mesures sans contact

Cette seconde classe est très répandue de par la diversité des domaines dans lesquels elles sont employées (robotique, imagerie 3D, contrôle qualité, médecine, militaire, etc.). Les capteurs de mesure sans contact font appel aux propriétés de réflexion et de diffusion des surfaces des objets observés.

On peut classer les capteurs en deux catégories : les capteurs passifs et les capteurs actifs. Les capteurs passifs recueillent toute l'information émise par le système physique observé. Par exemple l'information peut être la réflexion et la diffusion de la lumière par les surfaces contenues dans le champ visuel d'une caméra vidéo. De ce fait une image de la scène est difficile à analyser directement, car d'une part elle contient trop d'information, et d'autre part tous les points observés ne contiennent pas une information pertinente. Par opposition, les capteurs actifs agissent sur le système physique observé pour structurer l'information mesurée et donc pour en faciliter à la fois l'extraction et l'analyse. Cette structuration de l'information est réalisée par l'émission de signaux spécifiques (ultrasons, hyperfréquence, faisceau laser, etc.) qui, réémis après réflexion sur l'objet, sont mesurés par le capteur associé.

Il existe deux grandes familles de systèmes de mesure dimensionnelle sans contact : les télémètres et la vision stéréoscopique. Les télémètres utilisent au moins un émetteur et un récepteur pour la mesure d'une distance ou d'une profondeur. Selon le type de rayonnement émis, on distingue les radars (hyperfréquence), les sonars (ultrasons) et les télémètres optiques. La stéréoscopie vise au contraire à une modélisation géométrique de la scène observée.

II- Les méthodes télémétriques

Les méthodes télémétriques peuvent être divisées en deux classes, la télémétrie directe par mesure du temps de vol (ou temps de propagation) et la télémétrie par triangulation utilisée par les systèmes optiques.

2.1 Télémétrie directe par mesure du temps de vol

Le principe consiste à émettre une impulsion laser, ultrasonore ou hyperfréquence, de puissance la plus élevée et de durée la plus faible possible, et de mesurer le temps qui s'est

écoulé entre le moment où elle est émise et le moment où elle revient sur le récepteur après réflexion sur l'objet dont on veut connaître la distance.

2.1.1 Télémètre à ultrasons

Les techniques ultrasonores sont basées sur le principe de la mesure du temps écoulé entre l'onde émise et l'onde reçue. Ce temps est converti en une distance grâce à la connaissance de la vitesse de propagation de l'onde utilisée (longueur d'onde : $\lambda = \frac{c}{f}$, c : vitesse de propagation de l'onde dans le milieu, f : fréquence d'excitation du transducteur).

La méthode consiste donc à exciter une céramique piézo-électrique (céramique PZT, quartz, tourmaline) de manière impulsionnelle. On utilise des fréquences voisines de 40 KHz pour réaliser un compromis entre des fréquences élevées où l'atténuation de l'onde serait importante dans l'air (faible portée) et des fréquences trop faibles pour lesquelles la longueur d'onde trop grande réduirait la résolution temporelle et donc spatiale.

Les télémètres à ultrasons sont de deux types :

- les télémètres passifs qui fonctionnent en réflexion de l'onde sur l'obstacle,
- les télémètres actifs qui fonctionnent en transmission directe de l'onde, l'un des deux transducteurs est lié à l'objet.

a) Télémètres passifs

Les télémètres passifs sont du type "radar". Ils sont généralement utilisés pour la détection et le repérage d'obstacles à courte distance (0.1 à 6 m) dans l'air. Ils mettent en œuvre soit un seul transducteur commuté alternativement, soit deux transducteurs, l'un fonctionnant en émission et l'autre en réception. Dans la pratique, la deuxième méthode est couramment utilisée. Elle a l'avantage d'éliminer la "zone aveugle" due à la stabilisation du transducteur après passage dans l'un des modes émission ou réception (50 cm). Par contre dans certains cas de figure, l'objet ne peut être détecté en raison d'une absorption de l'onde par la cible ou d'une réflexion de l'onde dans une autre direction que celle du récepteur [Brown 85]. De ce fait l'analyse de surfaces inclinées par rapport au plan du capteur (coin ou surface cylindrique) peut être incomplète ou simplement altérée. C'est le cas par exemple

lorsque la normale à la surface de la cible fait un angle α supérieur à $\frac{\theta}{2}$ (θ : angle d'ouverture, illustré sur la figure I-6) avec la direction d'émission.

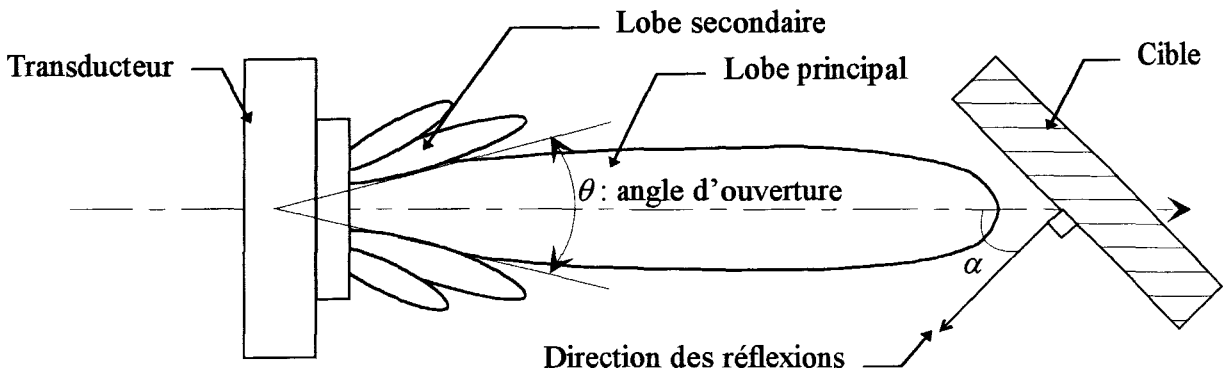


Figure II-6 : diagramme de rayonnement.

b) Télémètres actifs

Par rapport à la méthode précédente et pour une technologie identique, les télémètres actifs ont une portée plus grande et une immunité accrue contre les échos parasites. Les coordonnées spatiales des émetteurs sont déterminées en faisant l'intersection de trois sphères dont les rayons sont les distances mesurées émetteur-récepteurs [Erkan 87][Mouchref 92]. Au moins trois récepteurs sont donc théoriquement nécessaires, même si la plupart du temps un nombre supérieur est utilisé car les sources ultrasonores sont généralement rendues très directionnelles. La directivité est améliorée en plaçant l'élément piézo-électrique dans un cône ou tube absorbant formant un guide d'ondes afin de réduire autant que possible, les erreurs dues aux réverbérations parasites.

Cependant, l'inconvénient majeur des capteurs à ultrasons est l'instabilité des temps mesurés provoquée par la variation de la température ambiante et les mouvements de l'air [Zhang 86]. Généralement l'influence de la température est réduite en effectuant des mesures régulières de celle-ci, au voisinage de l'émetteur et ou des récepteurs à ultrasons. Les relevés de température sont pris en compte dans le calcul de la distance.

La télémétrie ultrasonore active est très utilisée dans la robotique mobile pour la modélisation de l'environnement, mais aussi pour constituer une ceinture ultrasonore active autour du robot (détection d'obstacles, repérage de balises ultrasonores) [Jallouli 91]. Ceci

n'est possible que parce que le transducteur est peu coûteux et que sa résolution latérale faible permet de couvrir un volume raisonnable avec peu de capteurs.

2.2 Télémétrie par triangulation

Cette méthode est mise en œuvre dans la mesure de distance à l'aide de capteurs optiques (télémètres optiques et vision stéréoscopique). Elle consiste à calculer la position du point $P(x, y)$ appartenant à la cible ou à l'objet à partir de la mesure des angles (α) et (β) (figure II-7). La distance a appelée base du capteur étant connue, il en découle les relations suivantes :

$$\begin{cases} x = \frac{a}{\cotg(\alpha) + \cotg(\beta)} \\ y = x \times \cotg(\alpha) \end{cases}$$

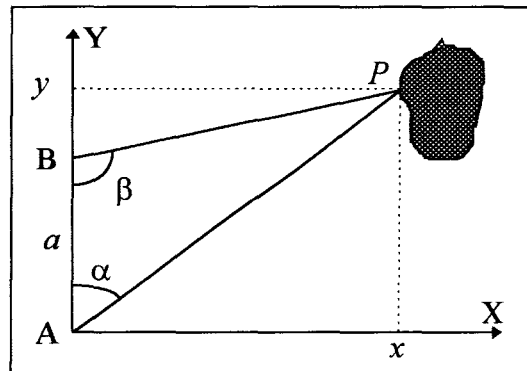


Figure II-7: principe du calcul par triangulation.

2.2.1 Télémètres optiques

Les capteurs optiques de mesure dimensionnelle sont en général des capteurs mono-points. C'est à dire qu'ils ne mesurent que la distance capteur-un point de l'objet. Si l'on désire obtenir des mesures sur plusieurs points (une ligne ou une surface par exemple), ceci peut être réalisé par un balayage du faisceau optique, par multiplication du nombre de capteurs ou par déplacement du système de mesure (ou de l'objet). Ces méthodes sont adaptées pour l'analyse de surfaces, le contrôle de qualité ou la reconstruction 3D d'objets.

Compte tenu de la diversité des méthodes existantes, nous nous contenterons de présenter les différents principes mis en œuvre pour mesurer des grandeurs bi- ou tridimensionnelles.

2.2.2 Formes des faisceaux à l'émission (figure II-8)

Les méthodes actives commandent l'émission de l'onde utilisée. Les faisceaux générés ont des caractéristiques géométriques connues et ont essentiellement trois formes : cylindrique ou en tout cas concentrée autour d'une direction unique (1), plane avec une source soit ponctuelle soit rectiligne (fente)(2), arbitraire par projection d'un masque pour lequel l'angle d'émission de chaque point est connu par rapport à l'axe (3).

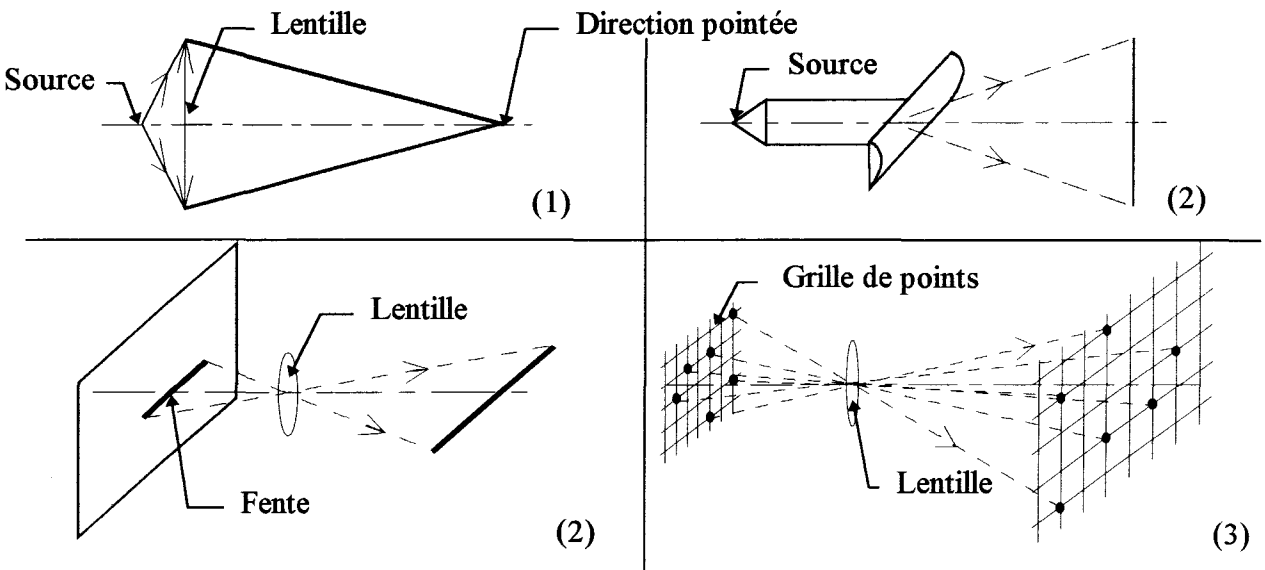


Figure II-8 : différentes formes des faisceaux à l'émission.

2.2.3 Procédés de réception du faisceau (figure II-9)

En ce qui concerne la réception du faisceau, c'est le problème dual. On retrouve par conséquent les mêmes structures avec, en complément, un système adapté à la détection de la direction de celui-ci :

- réception d'une direction d'observation avec un détecteur ponctuel (1), réception dans un plan d'observation (2) : détection dans un plan sans accès à l'angle β , le détecteur est ponctuel, (3) : détection dans un plan avec accès à l'angle β , le détecteur rectiligne est une

barrette CCD : $\beta = \arctg \frac{x}{f}$,

- Réception de l'espace tout entier, plan par plan avec une barrette CCD (4), avec accès à la direction avec une caméra vidéo matricielle (5), la mesure de x et y permet la

détermination de β_x et β_y :
$$\begin{cases} x = f \times \text{tg}(\beta_x) \\ y = f \times \text{tg}(\beta_y) \end{cases}$$

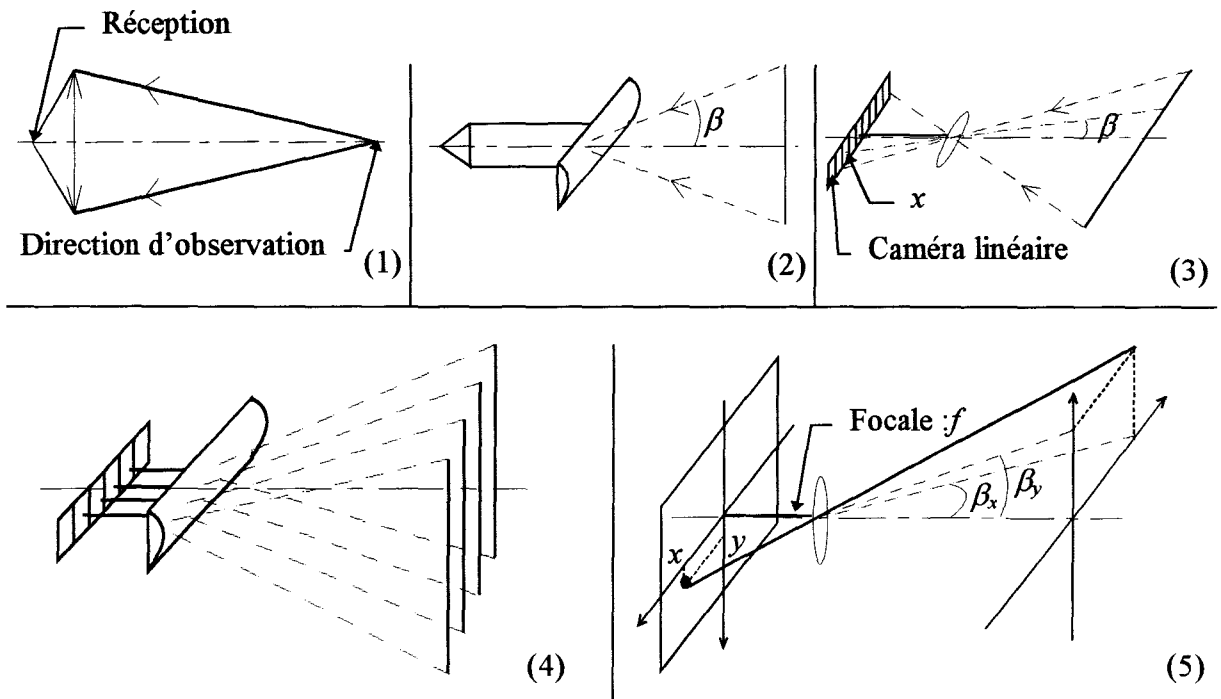


Figure II-9 : différents procédés de réception du faisceau.

2.2.4 Les techniques de déviation

Les systèmes de déviation, associés aux optiques d'émission ou de réception, permettent de compléter la couverture angulaire (un ou deux angles). Les principaux systèmes de déviation sont soit optique soit mécanique. Les premiers reposent sur les propriétés de diffraction des réseaux, avec un éventuel système d'amplification de la déviation. Les angles restent assez faibles et ces systèmes sont bien adaptés pour l'émission mais pas pour l'observation du faisceau.

Pour les systèmes de déviation mécanique, on peut concevoir d'orienter soit l'ensemble d'émission, soit l'ensemble de réception. Cependant, la masse importante des pièces en mouvement limite les performances dynamiques. En général on préfère dévier le faisceau par un miroir (type galvanométrique) ou un prisme (tournant ou à angle variable).

2.2.5 Quelques exemples de mesure :

Par émission d'un point lumineux dans une direction connue α , la mesure est réalisée point par point dans un plan de balayage (1). On peut bien entendu éliminer toute déviation par le biais d'un pointage plan. L'observation doit appréhender deux dimensions (caméra vidéo)(2) (figure II-10).

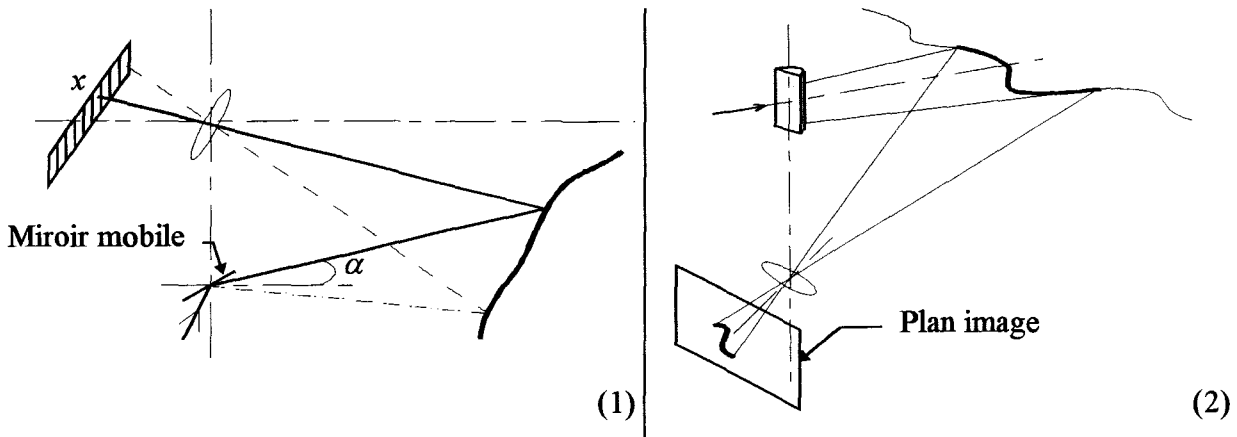


Figure II-10 : mesures dans un plan de balayage.

Pour parcourir tout l'espace, il suffit de déplacer le plan lumineux soit au moyen d'un miroir, soit en le déplaçant suivant un axe (vertical ou horizontal), soit en déplaçant l'objet (3). Une variante du cas précédent consiste à utiliser un faisceau lumineux dévié par deux miroirs (4)(figure II-11).

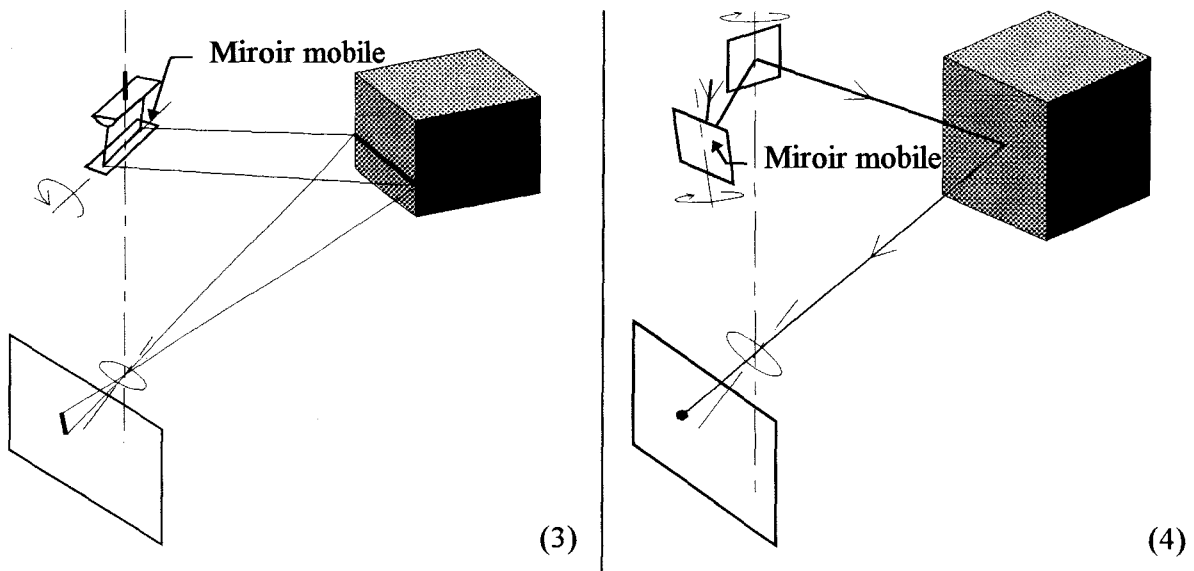


Figure II-11 : mesures dans l'espace 3D.

L'inconvénient majeur de ces méthodes est le temps relativement long d'acquisition de l'ensemble des points de la surface de l'objet. D'autre part certaines surfaces ne sont pas accessibles par la source lumineuse ou visibles par le récepteur. Cela dépend de la structure du capteur ou de la forme de l'objet.

III- La stéréoscopie

3.1 Principe de la stéréoscopie

Un système de stéréoscopie classique est un dispositif muni de plusieurs caméras, généralement deux (on parlera de stéréoscopie binoculaire) ou trois (stéréoscopie trinoculaire) montées sur un banc de calibration.

Ce dispositif permet de calculer la position spatiale des points observés dans au moins deux images de la scène prises sous des angles légèrement différents (*figure II-12*). On désigne alors par stéréoscopie ou vision stéréoscopique le processus qui permet de combiner entre elles plusieurs images d'une même scène pour en extraire des informations géométriques tridimensionnelles.

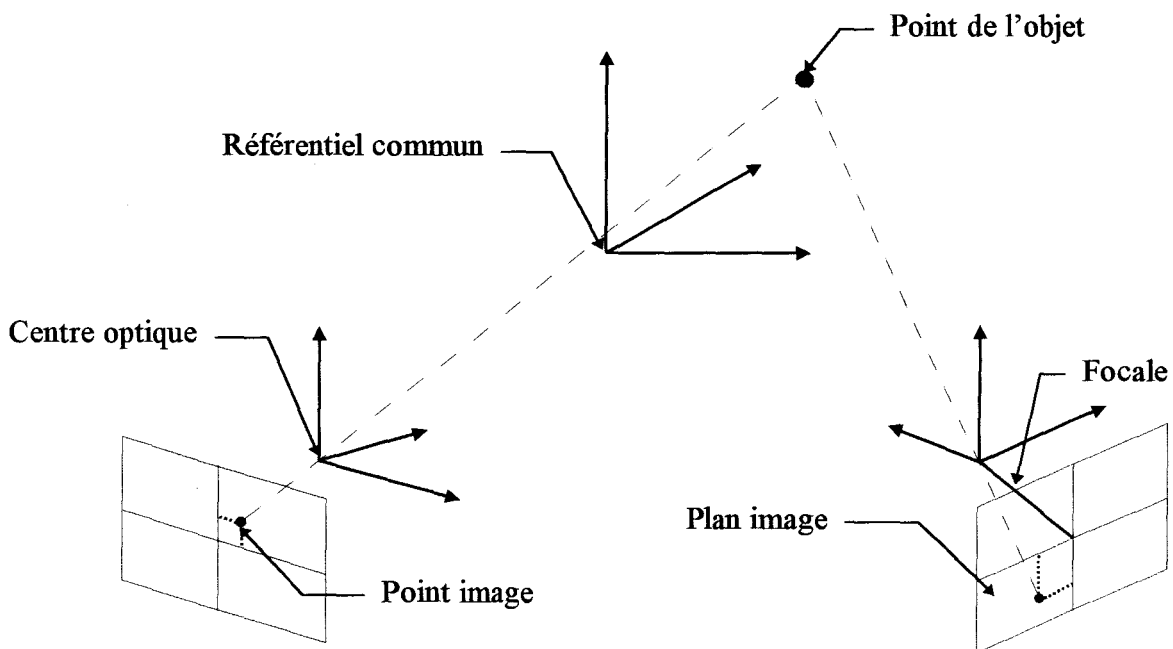


Figure II-12 : principe de la vision stéréoscopique.

Maintenant supposons que la scène soit immobile, il n'y a aucune différence entre :

- faire les n acquisitions simultanément avec les n caméras,
- et faire n acquisitions avec une seule caméra que l'on va successivement placer en divers points de vue.

Supposons maintenant que la scène soit mobile, on peut se ramener aux cas précédents :

- avec une caméra fixe et un tapis mobile sur lequel se trouve la scène,
- en imaginant un mouvement infiniment rapide de la caméra, vis à vis des mouvements de la scène.

3.1.1 La stéréoscopie monoculaire

En robotique mobile, à partir de données d'une séquence d'images acquise par une seule caméra [Boukarri 89][Boukir 93][Reis 91] montée sur une plate-forme mobile et dont on connaît la trajectoire (ce qui est l'analogie de la connaissance de la calibration du banc de stéréoscopie binoculaire ou trinoculaire), il est alors possible de reconstruire la géométrie 3D (arêtes 3D, plans) d'une scène fixe.

Un cas particulier de la stéréoscopie monoculaire est la stéréoscopie axiale. Dans un tel dispositif [Carmona-Moreno 91][Rodin 93] l'information tridimensionnelle est retrouvée grâce à un mouvement du centre optique le long de l'axe optique par un déplacement en translation sur son axe physique. La difficulté est la détermination du point principal, c'est à dire l'intersection du plan image et de l'axe optique, ceci dans les deux images. La reconstruction s'effectue par triangulation, à partir des projections dans les images d'un même point 3D.

Un système proche du précédent consiste, tout en laissant la caméra fixe, à faire varier sa distance focale au moyen d'un zoom. Ainsi les deux images sont prises du même point de vue, mais à des focales différentes. Ce système est utilisé dans certains endoscopes (endoscopie opératoire).

3.1.2 La stéréoscopie trinoculaire (*figure II-13*)

Comme son nom l'indique, le banc trinoculaire comporte trois caméras. En général, les algorithmes l'utilisent soit comme banc binoculaire particulier ou soit comme un double banc binoculaire [Lustman 87] mais jamais comme un triple banc binoculaire. L'utilisation du banc trinoculaire en tant que banc binoculaire particulier, ou au contraire comme un double banc binoculaire provient du fait que les contraintes géométriques s'expriment plus simplement en prenant les caméras deux à deux.

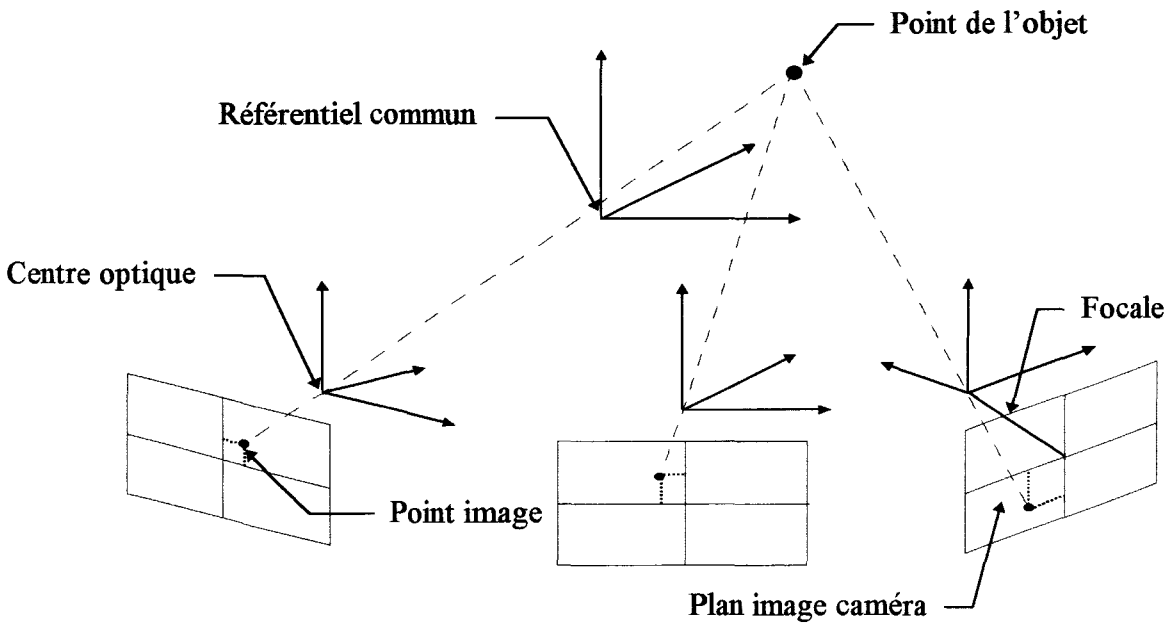


Figure II-13 : stéréoscopie trinoculaire.

3.2 La stéréoscopie passive

Le problème essentiel de la stéréoscopie est de trouver dans les deux vues les projections d'un même point P de la scène (figure II-14). Il faut donc appairer les images. Une mise en correspondance complète point à point des images est non seulement irréalisable de façon efficace, mais aussi inutile car tous les points ne sont pas significatifs. On procède donc à l'extraction de primitives des images (points remarquables, contours, régions, formes fermées, etc.). Ces primitives images (2D) doivent correspondre, dans la scène, à des primitives objets (3D).

Appairer les images revient alors à appairer les primitives images. Les paires de primitives homologues permettent de reconstruire les primitives objets qui constituent déjà une description de la scène perçue. Après la mise en correspondance des deux images, les coordonnées (X, Y, Z) du point P peuvent être déterminées en fonction des coordonnées (x_1, y_1) , (x_2, y_2) et des positions et orientations des caméras par rapport au référentiel commun.

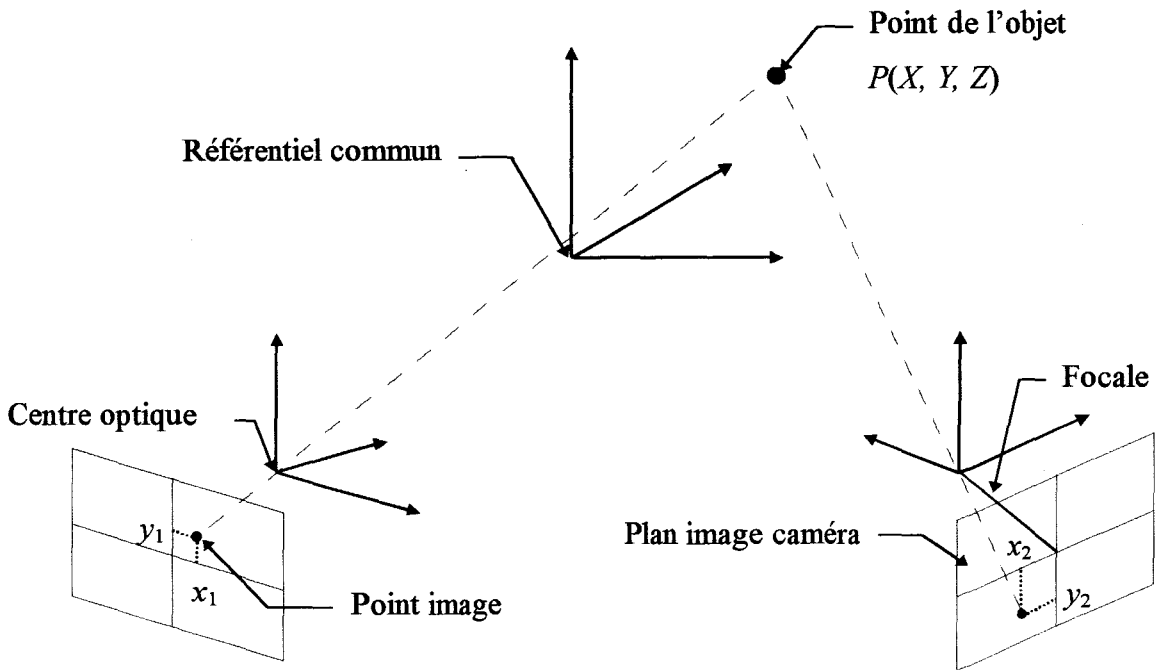


Figure II-14 : mise en correspondance des images.

3.2.1 Les contraintes épipolaires

Une amélioration de la méthode d'appariement des primitives images consiste à tenir compte de la géométrie du dispositif de prise de vue. Cette méthode est connue sous la dénomination de contraintes épipolaires. Elles sont d'un très grand intérêt puisqu'elles permettent de réduire la recherche de primitives homologues d'un espace à deux dimensions (image) à un espace à une dimension (droite).

Nous allons définir successivement les termes de plan épipolaire et de lignes épipolaires (figure II-15). On appelle plan épipolaire relatif à un point P de l'espace 3D, le plan contenant ce point P ainsi que les deux centres optiques C_1 et C_2 des caméras. L'ensemble des plans épipolaires obtenu pour l'ensemble des points P de l'espace 3D forme un faisceau de plans d'axe C_1, C_2 . Les lignes épipolaires L_1 et L_2 correspondent aux intersections respectives du plan épipolaire et des plans images gauche et droite.

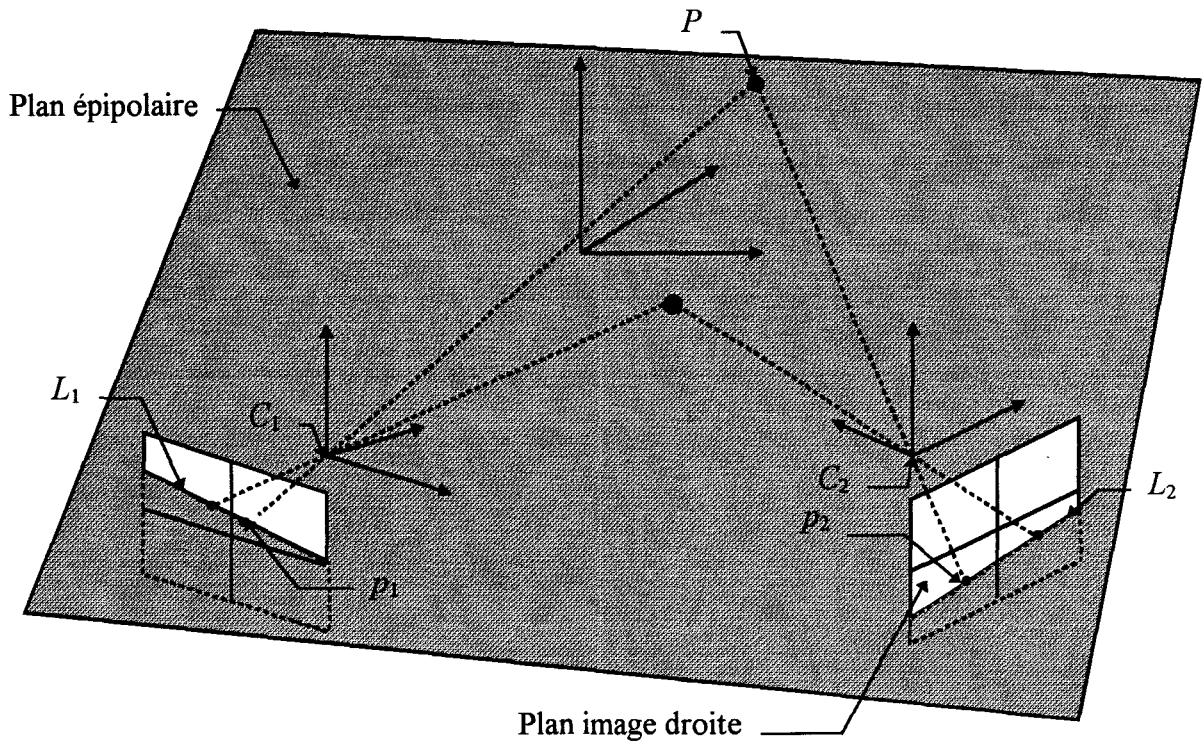


Figure II-15 : les contraintes épipolaires.

Par conséquent, pour tout point P de l'espace 3D, ses projections p_1 et p_2 dans les images gauche et droite seront situées sur les lignes épipolaires correspondantes L_1 et L_2 . Soit un point p_1 (resp. p_2) de l'image gauche (resp. droite), les trois points (C_1, C_2, p_1) (resp. C_1, C_2, p_2) forment un plan épipolaire. Ainsi le point correspondant à p_1 (resp. p_2) dans l'image de droite (resp. gauche) sera situé sur la ligne épipolaire L_2 (resp. L_1). Les contraintes épipolaires réduisent la dimension de l'espace de recherche, mais ne permettent pas de lever toutes les ambiguïtés d'associations le long des lignes épipolaires.

3.2.2 Les méthodes d'appariement

Les méthodes de mise en correspondance des images sont nombreuses et ont pour objectif commun la minimisation des erreurs d'appariement pour un nombre maximum de points appariés (précision et robustesse). L'appariement de segments [Ayache 87][Bonnin 91] est la méthode la plus utilisée pour diverses raisons résumées en quatre points :

- réduction de la complexité en diminuant le nombre d'appariements à réaliser. Il y a toujours moins de segments que de points,
- prise en compte de manière explicite de la continuité des contours. Lorsque deux points correspondent, bien souvent leurs voisins correspondent également,

- les attributs géométriques mesurés sur les segments de contours sont plus riches et donc plus discriminants que ceux mesurables sur des points. Ils peuvent donc contraindre davantage l'appariement,
- les positions et orientations d'un segment se mesurent généralement avec plus de précision que la position d'un point isolé. La reconstruction 3D n'en est que plus précise.

Des algorithmes de mise en correspondance de régions et de surfaces ont cependant été développés [Benamrane 94][Buvry 93][Monga 88][Luo 91]. Il existe aussi des algorithmes de corrélation qui sont les premiers à avoir débouché industriellement [Kelly 77][Kanade 94]. Le principe consiste à mettre en correspondance directement des points en recherchant un pic de corrélation entre des régions centrées autour de chaque point [Tsai 86]. D'autres méthodes très spécifiques utilisent les techniques de : relaxation [Liu 91], programmation dynamique [Ohta 85], prédiction et de vérification d'hypothèses [Colle 90][Saint-Vincent 86][Aubry 91] pour lever les ambiguïtés d'appariement.

Enfin il est intéressant de rappeler que l'utilisation d'une troisième caméra permet de réduire considérablement la complexité des algorithmes d'appariement. Elle renforce les contraintes géométriques et permet de tester directement la validité d'un appariement entre deux images par vérification avec la troisième image, d'où une rapidité et fiabilité accrues.

3.3 La stéréoscopie active

Le problème de mise en correspondance des images est réduit en structurant l'information fournie par la scène. Cette structuration de l'information est effectuée en contrôlant l'éclairage de la scène. Contrôler l'éclairage signifie être maître de la direction des rayons lumineux ou du plan de lumière qui éclaire la scène. Cette méthode facilite considérablement l'extraction de l'information (points ou lignes d'intensité élevée) et son traitement, car les motifs surimposés sont connus et précis. En effet, le nombre réduit de points, restreint les ambiguïtés d'appariements et par conséquent améliore la précision et la robustesse des mesures tridimensionnelles. Néanmoins pour obtenir une cartographie dense de la scène observée, la maille des points éclairés doit être faible. Ces procédés actifs sont mis en œuvre notamment pour la reconstruction 3D d'objets et le contrôle dimensionnel en fabrication mécanique.

Une autre manière de structurer l'information, consiste en la création des points caractéristiques sur l'objet à localiser. Des capteurs 3D spécifiques ont été développés pour localiser très rapidement des points tels que des marqueurs actifs ou rétroreflecteurs. Ces systèmes sont utilisés dans le domaine médical ou sportif pour l'analyse de mouvements, ainsi que pour l'étude des mouvements de mannequins dans les tests de sécurité. Ils mettent en œuvre des systèmes de stéréoscopie (Vicon : 7 caméras, Costel : 3 caméras linéaires), capteurs spécifiques (Selspot II : capteurs photoélectriques) ou des télémètres optiques (Coda 3 : 3 télémètres laser à balayage) [Cloup 89] (Minnesota Scanner : 3 plans lasers mobiles [Sorensen 89]).

Ces systèmes ont des performances similaires, suffisantes pour l'analyse de mouvement. Mais chacun possède des limitations liées soit au nombre maximum de marqueurs, à la durée des traitements, à la précision, soit à la dimension admissible de l'espace de travail [Antonsson 89].

Conclusion

Plusieurs méthodes de localisation d'objets mobiles existent et sont utilisées dans diverses applications tels que le contrôle dimensionnel de pièces, la robotique mobile, dans le domaine médical ou militaire. Elles sont basées soit sur la détection de points caractéristiques de l'objet (contours, arêtes, trous, etc.), soit sur la localisation de marqueurs spécifiques placés sur celui-ci. Ces techniques mettent en œuvre des capteurs de mesure 3D, classés habituellement en deux familles : les télémètres et les systèmes stéréoscopiques.

Le principal avantage du télémètre est de permettre l'obtention directe de l'information recherchée, sans traitement. Sa limitation majeure est le temps de balayage de la scène (téléométrie par triangulation) dû au balayage mécanique limité en fréquence par l'inertie des miroirs.

Avec des caméras, l'avantage est le temps d'acquisition rapide des images de départ. Par contre les traitements (extraction de l'information), et surtout le mécanisme de mise en correspondance sont très lourds. Des systèmes de stéréoscopie active avec projection de mires (ensemble de points, spot laser, plan laser, etc.) facilitent l'extraction et les appariements de points entre les images car les motifs surimposés sur la scène sont connus et distincts. Ces procédés améliorent la qualité des mises en correspondance et par conséquent augmentent leur précision et leur robustesse tout en diminuant le temps de la reconstruction 3D vis à vis des systèmes passifs.

Les procédés optiques (télémètres et systèmes stéréoscopiques) présentent une gamme importante de solutions. Ils ont l'avantage d'être sans contact, et pour certains d'être relativement insensibles à l'ambiance de travail (systèmes actifs). Il n'existe pas de procédé universel car chacun d'eux présente des avantages et des inconvénients. Toutefois, l'emploi de caméras vidéo est très courant. Le choix de la méthode à utiliser répond à un ensemble de critères tels que : coût, précision, robustesse, rapidité de calcul, ambiance de travail et facilité de mise en œuvre.

CHAPITRE III

METHODOLOGIE DU REPERAGE D'UN OBJET

Introduction

D'après les principes énoncés dans le chapitre précédent, le repérage 3D d'un objet mobile dans un contexte "temps réel" nécessite un système de mesure rapide de points caractéristiques lui appartenant. Ces points caractéristiques peuvent être les contours, arêtes ou points matérialisés à l'aide de marqueurs spécifiques (leds infrarouges, rétroreflecteurs de lumière, etc.).

Le repérage de la sonde échographique et du détecteur scintigraphique de la gamma-caméra sont deux exemples de localisation d'objets mobiles. Le système mis en œuvre pour mesurer les coordonnées 3D est un système de vision stéréoscopique. Il est composé de deux caméras CCD, monochromes, sensibles à l'infrarouge, et permet de mesurer les coordonnées 3D de leds infrarouges placées sur l'objet. Cette technique utilisée dans quelques applications médicales [Adams 92] [Hayachi 92][Peria 95] est très robuste et précise.

Dans la première partie de ce chapitre nous présentons la répartition des leds sur l'objet mobile considéré. Le choix de la répartition est lié aux contraintes de temps et précision de la localisation de l'objet.

La seconde partie est consacrée au calcul des positions et orientations du référentiel défini sur l'objet (référentiel objet) par rapport à un référentiel (référentiel commun).

La dernière partie traite des problèmes de la modélisation d'une caméra vidéo, du calcul des coordonnées 3D de points de la scène et des droites épipolaires.

I- Mesure des coordonnées 3D des leds

Le procédé de localisation retenu repose sur la mesure de coordonnées 3D de leds infrarouges placées judicieusement sur l'objet. Les mesures sont réalisées au moyen d'un dispositif de vision stéréoscopique binoculaire (*figure III-1*). Compte tenu de la structuration des informations au moyen de leds infrarouges, ce système est à classer parmi les systèmes de vision stéréoscopique actif. Le choix du type de procédé est en fait motivé, comme nous l'avons introduit dans le chapitre précédent, par la rapidité de mesure des coordonnées 3D des leds et par son aptitude à localiser celles-ci dans un volume relativement important.

La mesure des coordonnées 3D de leds se décompose en trois étapes, correspondantes à la recherche des coordonnées des centres des taches engendrées par les leds dans les deux images caméras vidéo, à l'appariement des centres entre les deux images et au calcul de leurs coordonnées par triangulation.



Figure III-1 : système de vision stéréoscopique.

1.1 Détection des leds

Les marqueurs utilisés sont des leds infrarouges, d'angle d'ouverture de 90° , générant ainsi des taches homogènes (même pour de fortes inclinaisons des leds $\cong 50^\circ$), très contrastées avec le reste de l'image caméra vidéo. Le repérage de l'objet nécessite un placement judicieux des leds sur les faces visibles par les caméras vidéo, afin de les localiser quelles que soient leurs positions dans l'espace de travail.

1.1.1 Positionnement des leds sur l'objet

Le nombre de leds et la géométrie de leur répartition sont choisis de manière à faciliter leurs détections (rapidité) et à assurer un calcul des positions et orientations de l'objet précis et fiable (pas d'ambiguïté de repérage). En effet, 12 leds sont réparties sur un support de dimension $9\text{ cm} \times 7\text{ cm}$ que l'on adapte sur une des faces de l'objet visible en permanence par le système de vision stéréoscopique. Cette dimension est le résultat d'un compromis entre la précision du repérage et le volume dans lequel l'objet est aisément localisable.

Nous avons réparti les leds le long de deux segments de droite notés D_1 et D_2 sur la *figure III-2*, afin de faciliter leurs détections dans les images caméras vidéo.

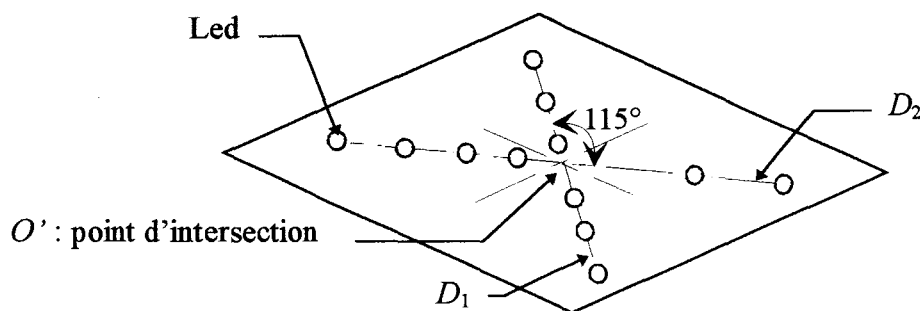
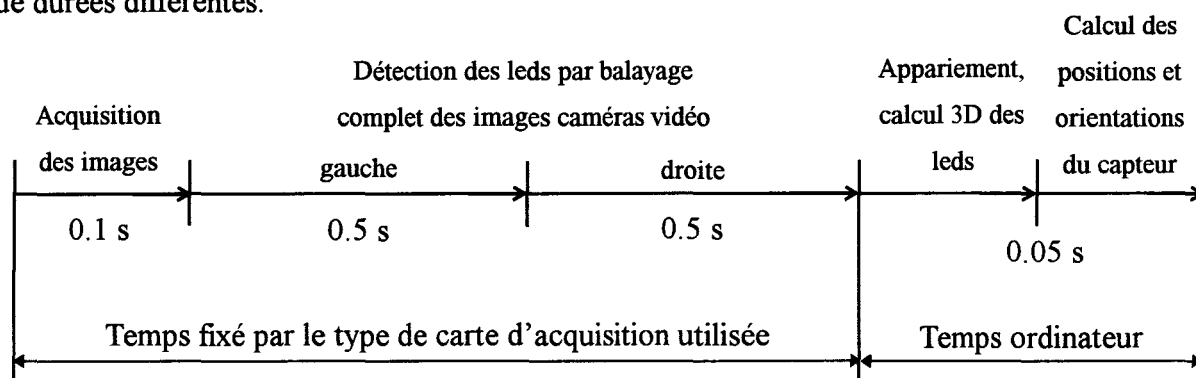


Figure III-2 : schéma de la répartition des leds infrarouges sur le support.

Le nombre de leds par segment de droite est fixé à six, suffisamment espacées, afin d'éviter les chevauchements des taches dans les images caméras vidéo lors d'inclinaisons prononcées du support (les positions des leds sont données en annexe 1). Les segments de droite D_1 et D_2 ne sont pas orthogonaux et la distance séparant deux leds consécutives est variable. Cette géométrie permet d'éliminer les cas particuliers où la localisation de l'objet

serait imprécise, voire impossible en raison de problèmes liés à la résolution de systèmes matriciels (rang de matrice non maximal).

L'algorithme de localisation de l'objet se décompose en une suite d'actions séquentielles de durées différentes.



La carte d'acquisition utilisée est une carte PIP 640B de Matrox Electronix System. Elle permet la numérisation de signaux analogiques du type vidéo TV. Elle dispose de trois canaux d'acquisition, et une mémoire RAM d'une capacité de 1 Mo pour le stockage des images numérisées (stockage de 4 images 512×512, codées en 256 niveaux de gris)(cf. chapitre V : partie 2).

Le chronogramme ci-dessus, montre que les étapes de détection des leds sont les actions les plus coûteuses en temps de calcul. La durée d'acquisition est fixée par la technologie de la carte et les temps de calcul des positions et orientations de l'objet dépendent du nombre de points de mesure et du type d'ordinateur utilisé. On constate que le temps de localisation de l'objet est majoré par une durée de 1.2 s, dont 1 s pour la détection des leds. L'amélioration des temps de détection des leds s'effectue en limitant le nombre d'accès à la mémoire image (1.8 μ s par pixel).

1.1.2 Méthodologie de détection des leds

L'objectif est de diminuer le nombre d'accès à la mémoire image. Le principe consiste à détecter dans une image, une première led, puis on recherche localement autour de cette position une seconde led. La localisation des leds restantes est réalisée le long d'une droite passant par ces deux leds. Si les deux leds appartiennent aux segments de droites D_1 et D_2 , la recherche d'une troisième led est nécessaire. La détection des leds du deuxième segment de

droite débute dans la région contenant la position centrale du segment de droite déjà localisé et est exécutée selon le principe précédent.

Dans l'image vidéo correspondante, l'espace de recherche de deux leds appartenant au segment droite D_1 est limité à deux droites définies par les contraintes épipolaires (cf. chapitre II : partie 1). Ensuite, les quatre leds restantes sont recherchées le long de D_1 . Le même procédé est appliqué pour rechercher les leds définissant D_2 .

La vitesse de détection de la première led est déterminante dans la durée totale de localisation des douze leds. Ainsi nous avons choisi une géométrie de répartition des leds facile à détecter dans chaque image caméra vidéo et défini une stratégie de détection.

La détection de la première led est réalisée de deux manières selon les informations dont on dispose sur la position des leds :

- 1^{er} cas : aucune connaissance (première détection),
- 2^{ème} cas : connaissance de la position antérieure.

L'image de format 512×512 est divisée en 64 régions de 64 pixels de coté. Dans le premier cas cité, les régions sont scrutées dans l'ordre défini sur la *figure III-3*.

	31		27		21		11	
		25		17		7		12
Région non scrutée	30		15		3		8	
		20		1		4		22
	24		6		2		18	
Région de 64×64		10		5		16		28
	14		9		19		26	
		13		23		29		32

Figure III-3 : ordre de lecture des régions cas N°1.

La région centrale de l'image est examinée en premier, puis les régions périphériques en se déplaçant le long d'une diagonale et en tournant dans le sens horaire. Le maillage des régions, suffisamment dense, permet de scruter une région sur deux. En effet, au moins deux

régions sont nécessaires pour couvrir la surface occupée par les leds dans l'image caméra vidéo.

Dans le deuxième cas mentionné, l'image est découpée en quadrants. Dans chaque quadrant sont définies huit régions dont l'ordre de lecture est donné sur la *figure III-4*. La recherche débute dans la région contenant la position précédente du point O' . Le point O' correspond au point d'intersection des deux segments de droite D_1 et D_2 . Ensuite on examine les régions voisines immédiates, puis finalement, les régions restantes du quadrant considéré sont scrutées dans l'ordre donné. Si la première led n'est toujours pas détectée, la sélection du quadrant suivant à inspecter est faite selon l'ordre croissant des distances séparant le point O' et le centre de chaque quadrant. Dans l'image vidéo correspondante, la recherche des leds est accomplie le long des droites épipolaires et elle débute au voisinage de la précédente position de la led considérée.

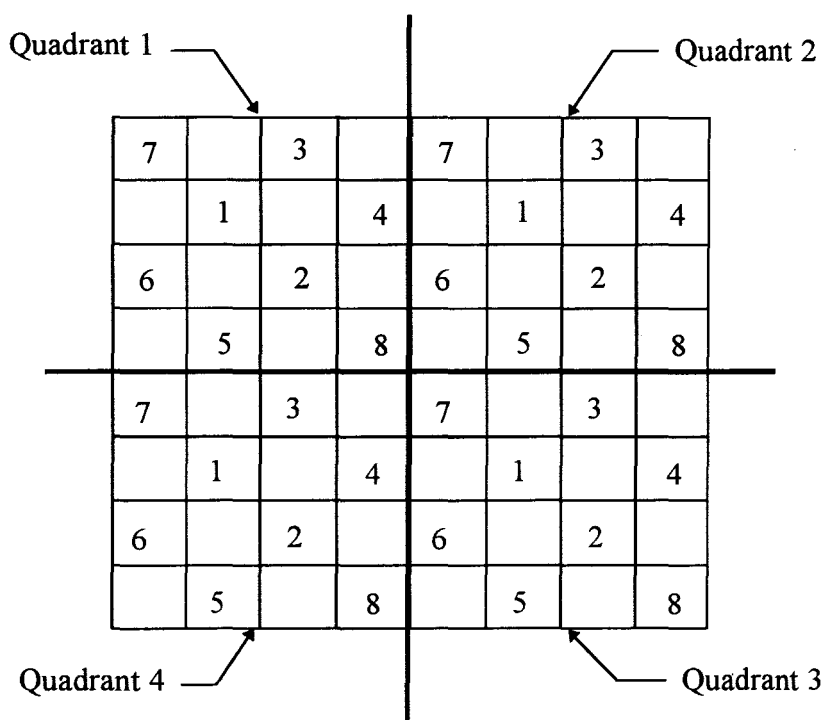


Figure III-4 : ordre de lecture des régions cas N°2.

Les leds dans les images caméras vidéo sont visibles sous forme de taches elliptiques constituées d'une trentaine de pixels. Par conséquent, il n'est pas nécessaire de scruter l'ensemble des pixels des régions de 64×64 pixels pour détecter la tache. La *figure III-5* indique les pixels testés pour un exemple de région de 5×5 pixels.

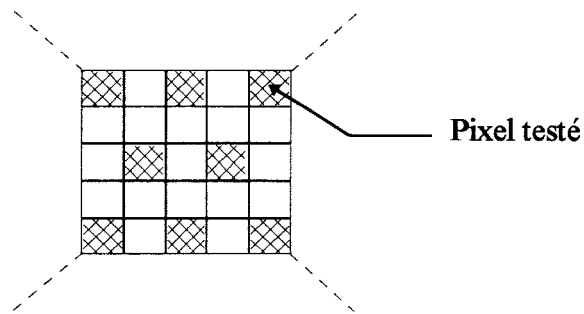


Figure III-5 : pixels testés dans une région 5×5.

1.2 Calcul et appariement des centres des taches

Dans la première partie de ce chapitre, nous avons défini une stratégie de recherche des taches dans l'image caméra vidéo. Les leds génèrent des taches elliptiques très contrastées par rapport au reste de l'image. Ce contraste élevé (indépendant de la luminosité ambiante) confère robustesse et rapidité dans la détection des taches. Les niveaux de gris des pixels supérieurs à un seuil fixé particularisent la tache. Après avoir localisé une tache, on scrute une région de 10×10 pixels, centrée sur celle-ci, pour mémoriser les coordonnées des pixels la composant.

1.2.1 Calcul du centre de la tache

Les erreurs de calcul des positions et orientations de l'objet dépendent essentiellement de la précision avec laquelle on mesure les coordonnées 3D des leds. Cette précision est liée à la qualité de la calibration du système de vision stéréoscopique, mais aussi à la qualité de la détection du centre des taches dans les images caméras vidéo. Les erreurs de discrétisation (traduction des coordonnées continues en nombre de pixels dans l'image) sont uniformément réparties entre plus ou moins la moitié d'un quantum. En valeur absolue notre incertitude sera donc inférieure ou égale à un 1/2 pixel. Le calcul du centre de la tache est affecté de l'erreur de position de la surface éclairée du pixel, pour tous les points (c) de la circonférence, car on choisit le centre du pixel (*figure III-6*). Par conséquent, la position du centre de la tache est le résultat du calcul du barycentre des pixels, affecté d'un poids correspondant au rapport :

$$\frac{\text{niveau de gris du pixel}}{\text{niveau de gris maximum de la tache}},$$

de manière à privilégier les pixels centraux vis à vis de ceux de la circonférence, dont le bruit de quantification est plus pénalisant.

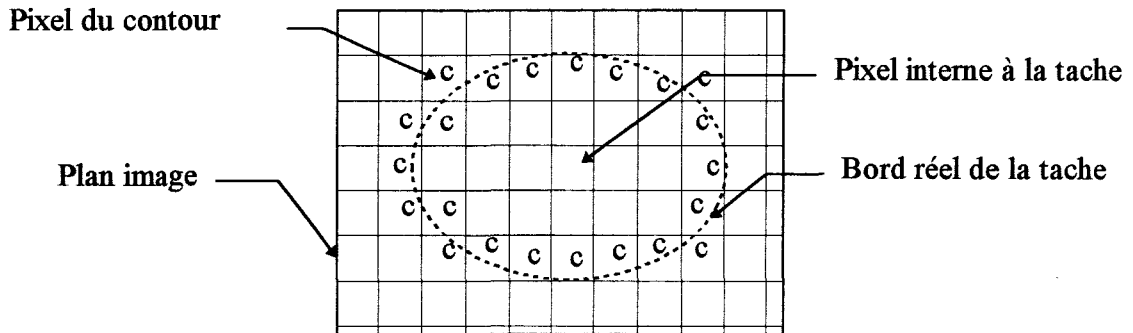


Figure III-6 : quantification d'une tache.

1.2.2 Appariement du centre des taches entre les images

Avant de calculer les coordonnées 3D, il est nécessaire d'apparier les centres des taches entre les deux images caméras vidéo. Cette étape est simple dans notre cas car le nombre de points est restreint et d'autre part les centres sont classés par segment lors de la détection. Nous devons donc différencier les segments D_1 et D_2 et ensuite trier les centres dans l'ordre sur chaque segment (figure III-7).

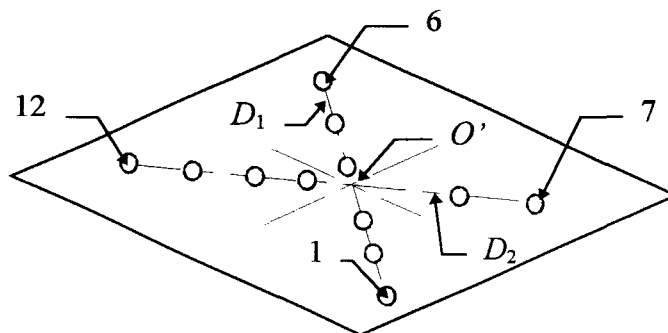


Figure III-7 : ordre des leds par segment de droite.

Les centres sont rangés dans l'ordre des abscisses ou ordonnées croissantes suivant le cas. Puis, on compte le nombre de leds de part et d'autre du point O' ($D_1 : (3, 3)$ et $D_2 : (2, 4)$), ce qui permet de distinguer D_1 de D_2 . Ensuite on prend le segment D_2 et l'on trie les leds dans l'ordre (7-12) sachant que la distance $d_{7, O'} < d_{12, O'}$. Si $d_{7, O'} > d_{12, O'}$, alors on inverse l'ordre des centres sur D_2 . En ce qui concerne le segment D_1 , l'ordre est fixé par la distance $d_{6,7} > d_{1,7}$. Les distances $d_{1, O'}$ et $d_{6, O'}$ sont trop peu différentes pour réaliser une sélection efficace.

Après avoir classé les centres des leds par segment de droite et par ordre dans les deux images caméras vidéo, on peut procéder au calcul des coordonnées 3D des leds, dont le détail est donné dans le paragraphe III 3.4.

II- Evaluation de la relation de transformation

La localisation d'un objet consiste en la détermination des positions et orientations du référentiel objet, par rapport au référentiel commun. Le système d'équation à résoudre est de la forme (cf. chapitre II : partie 1) :

$$\begin{cases} \vec{P}_{Com} = [R] \times \vec{P}_{Obj} + \vec{T} \\ [R]: \text{matrice de rotation} \\ \vec{T}: \text{vecteur translation} \end{cases} \quad (\text{Eq. III-1})$$

où, \vec{P}_{Com} : vecteur dont les 3 composantes exprimées dans le référentiel commun, sont les grandeurs mesurées $\vec{P}_{Com} = (x_{Com}, y_{Com}, z_{Com})^T$;

\vec{P}_{Obj} : vecteur dont les 3 composantes exprimées dans le référentiel lié à l'objet, sont connues par construction $\vec{P}_{Obj} = (x_{Obj}, y_{Obj}, z_{Obj})^T$.

La résolution du système d'équations (Eq. III-1) peut être réalisée au moyen de méthodes numérique ou géométrique.

2.1 Méthode numérique

Le système d'équations (Eq. III-1) est fortement non linéaire par rapport aux angles de rotation (angles d'Euler : ω , θ , ϕ). Elles peuvent être linéarisées en augmentant le nombre des paramètres qui les caractérisent.

En développant (Eq. III-1), on obtient :

$$\begin{cases} x_{1Com} = r_{11} \times x_{1Obj} + r_{12} \times y_{1Obj} + r_{13} \times z_{1Obj} + t_x \\ y_{1Com} = r_{21} \times x_{1Obj} + r_{22} \times y_{1Obj} + r_{23} \times z_{1Obj} + t_y \\ z_{1Com} = r_{31} \times x_{1Obj} + r_{32} \times y_{1Obj} + r_{33} \times z_{1Obj} + t_z \end{cases} \quad (\text{Eq. III-2})$$

où les r_{ij} sont les coefficients de la matrice $[R]$, indépendants, et constitués par une combinaison non linéaire des angles (ω, θ, ϕ) . Ce système matriciel est composé de trois équations linéaires à douze inconnues (r_{ij} et t_i). Un point de l'espace 3D est donc solution de trois équations. Si l'on veut résoudre ce type de système, quatre points (ou plus) indépendants sont donc nécessaires.

Le système d'équations (Eq. III-2) peut se mettre sous la forme matricielle suivante :

$$[A] \times \vec{X} = \vec{B} \quad (\text{Eq. III-3})$$

$$A = \begin{bmatrix} x1Oj & y1Oj & z1Oj & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & x1Oj & y1Oj & z1Oj & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & x1Oj & y1Oj & z1Oj & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ xAOj & yAOj & zAOj & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & xAOj & yAOj & zAOj & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & xAOj & yAOj & zAOj & 1 \end{bmatrix} \quad \vec{B} = \begin{bmatrix} x1Cm \\ y1Cm \\ z1Cm \\ \vdots \\ \vdots \\ xACm \\ yACm \\ zACm \end{bmatrix} \quad \vec{X} = \begin{bmatrix} r11 \\ r12 \\ r13 \\ t1 \\ r21 \\ r22 \\ r23 \\ t2 \\ r31 \\ r32 \\ r33 \\ t3 \end{bmatrix}$$

Les inconnues ne peuvent être évaluées directement en utilisant les outils classiques de résolution de systèmes matriciels linéaires (système creux). Les erreurs de mesure sur les coordonnées 3D peuvent entraîner des solutions inexactes (par exemple, la matrice $[R]$ n'est pas orthogonale). Pour résoudre ce problème, on peut utiliser des méthodes puissantes d'optimisation avec contraintes. Malheureusement ces méthodes sont itératives, elles nécessitent beaucoup de points de mesure et sont donc relativement coûteuses en temps de calcul.

2.2 Méthode géométrique

Une autre approche beaucoup plus simple, consiste à déterminer les composantes de chaque vecteur du référentiel objet (matrice de rotation $[R]$) en utilisant les concepts de la géométrie analytique, puis à calculer le vecteur translation \vec{T} . Dans ce cas, seuls trois points distincts, indépendants (non alignés) sont nécessaires.

L'équation générale d'un plan est :

$$\alpha \times x + \beta \times y + \gamma \times z + \partial = 0 \quad (\text{Eq. III-4})$$

Cette équation peut se mettre sous la forme :

$$a \times x + b \times y + c \times z = -1 \quad (\text{Eq. III-5})$$

si et seulement si, ∂ est non nul (le plan ne passe pas par l'origine du référentiel).

L'équation du meilleur plan $P_1(a_1, b_1, c_1)$ passant à proximité des douze leds est obtenue en évaluant la solution optimale du système matriciel suivant :

$$[A] \times \vec{X} = \vec{B} \quad (\text{Eq. III - 6})$$

$$A = \begin{bmatrix} x1Com & y1Com & z1Com \\ x2Com & y2Com & z2Com \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ x12Com & y12Com & z12Com \end{bmatrix} \quad \vec{B} = \begin{bmatrix} -1 \\ -1 \\ -1 \end{bmatrix} \quad \vec{X} = \begin{bmatrix} a_1 \\ b_1 \\ c_1 \end{bmatrix}$$

Le système est surdéterminé, puisque le nombre d'équations ($m=12$) est supérieur au nombre d'inconnues ($n=3$). Ce système n'a en général pas de solution, car les coordonnées 3D mesurées des leds sont entachées d'erreurs de mesure. De plus, la précision du calcul de l'équation du plan P_1 se dégrade rapidement lorsque le rang de la matrice A (Eq. III-6) n'est plus maximal. C'est la raison pour laquelle, les segments de droite D_1 et D_2 ne sont pas orthogonaux dans le plan P_1 , et l'espace séparant deux leds consécutives, sur un même segment de droite, n'est pas constant.

Pour résoudre ce système surdéterminé, on emploie les algorithmes des moindres carrés [Fletcher 87]. Ceux-ci permettent de calculer la solution particulière \vec{X} qui minimise la norme euclidienne $\| [A] \times \vec{X} - \vec{B} \|$. Plusieurs techniques peuvent être employées pour résoudre le système d'équations (Eq. III-6). Si la matrice A est de rang maximal (matrice régulière) alors la solution optimale est :

$$\hat{X} = [A^T \times A]^{-1} \times [A]^T \times B$$

Cette solution nécessite l'inversion d'une matrice de taille $n \times n$, d'autre part le facteur $[A]^T \times [A]$ peut altérer le conditionnement du problème. On préfère la méthode basée sur la décomposition en valeurs singulières (SVD : Singular Value Decomposition)[Dennis 83] [Press 88] de la matrice A . Cette décomposition donne simultanément :

- le rang de $[A]$,
- une appréciation du mauvais conditionnement de $[A]$,
- une estimation de l'inconnue X .

Le conditionnement de la matrice A donne une information sur la dépendance de la solution par rapport aux données. Pour une matrice bien conditionnée, une petite variation sur les données induit une petite variation sur le résultat. Dans le cas contraire on dit qu'elle est mal conditionnée.

La décomposition en valeurs singulières de la matrice A est la suivante :

$$[A]_{m,n} = [U]_{m,n} \times [S]_{n,n} \times [V]_{n,n} \quad \text{avec } m \geq n$$

Les colonnes de $[U]$ sont les vecteurs propres associés aux n plus grandes valeurs de $[A] \times [A]^T$ et vérifient que $[U]^T \times [U] = [I]$ (matrice orthogonale).

$[S]$ est une matrice diagonale. Les éléments diagonaux Γ_i de $[S]$ sont les racines carrées positives des valeurs propres de $[A]^T \times [A]$ et appelés valeurs singulières de $[A]$. Le nombre de valeurs singulières non nulles est le rang de $[A]$.

Les colonnes de $[V]$ sont les vecteurs propres de $[A]^T \times [A]$. La matrice $[V]$ est orthogonale.

L'unique solution du problème est obtenue directement en calculant la pseudo-inverse de $[A]$: $[A^+]$.

$$\begin{cases} \vec{X} = [A^+] \times B \\ [A^+] = [V] \times [S^+] \times [U^T] \end{cases} \quad s_{ii}^+ = \begin{cases} \frac{1}{\Gamma_i} & \text{si } \Gamma_i > 0 \\ 0 & \text{si } \Gamma_i = 0 \end{cases}$$

Cette méthode est appliquée au système d'équations (Eq. III-6) pour calculer les paramètres du plan P_1 . Le vecteur z , orthogonal au plan P_1 (figure III-8) est défini par les composantes du vecteur $\hat{X} (a_1, b_1, c_1)^T$.

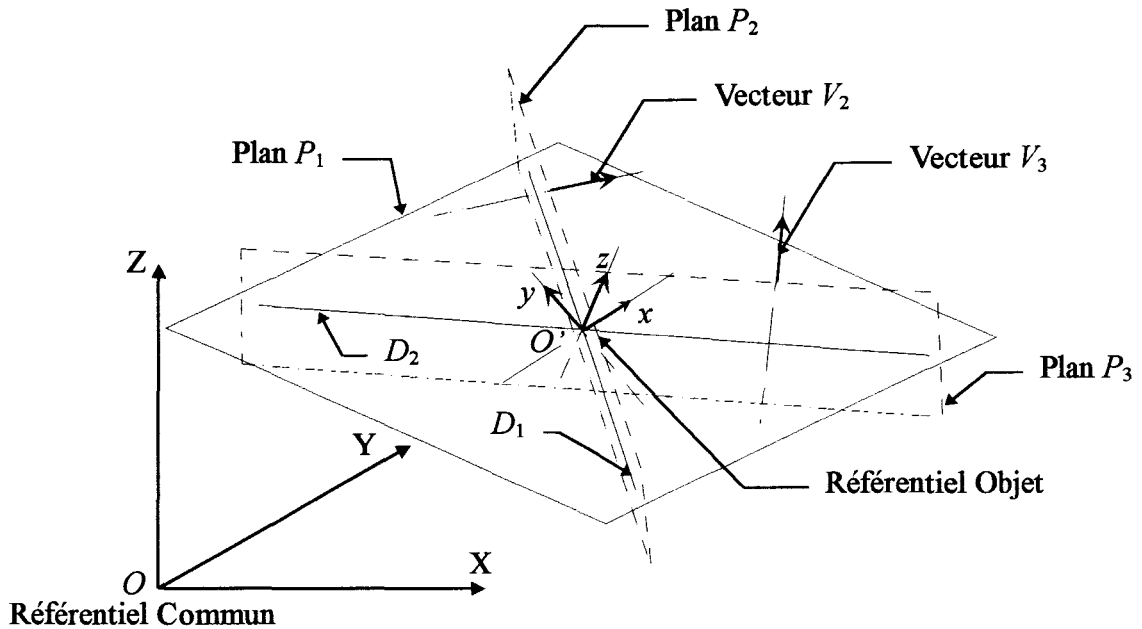


Figure III-8 : principe du calcul de la matrice de rotation R .

La direction du vecteur $\vec{V}_2 (a_2, b_2, c_2)^T$ est définie par le vecteur normal à la droite D_1 et appartenant au plan P_1 .

La direction du vecteur $\vec{V}_3 (a_3, b_3, c_3)^T$ est définie par le vecteur normal à la droite D_2 et appartenant au plan P_1 .

La somme vectorielle $\vec{V}_2 + \vec{V}_3$ détermine les composantes du vecteur \vec{x} . Après avoir choisi correctement le sens des vecteurs \vec{x} et \vec{z} (le référentiel objet est direct), le vecteur \vec{y} est déduit du produit vectoriel des vecteurs normés $\vec{z} \wedge \vec{x}$.

Le vecteur translation $\vec{T} (t_x, t_y, t_z)^T$ est donné par la position du point O' exprimée dans le référentiel commun et elle correspond au point d'intersection dans le plan P_1 des segments de droites D_1 et D_2 .

Jusqu'à présent nous avons simplement défini le système de mesures des coordonnées 3D, dans le paragraphe suivant nous exposons les principes théoriques de la modélisation d'une caméra vidéo et la méthode de calcul des coordonnées 3D de leds.

III- Modélisation du système de prise de vue d'une caméra vidéo

La vision stéréoscopique est une technique importante pour l'acquisition des données 3D à partir des images bidimensionnelles d'une scène. En utilisant deux ou trois images prises par les caméras vidéo dans différentes positions, on met d'abord en correspondance les images et ensuite on calcule les données 3D. Ce calcul nécessite la connaissance des paramètres définissant la transformation des coordonnées 3D en coordonnées 2D. La calibration des caméras s'avère indispensable, étant donné la difficulté de mesurer directement ces paramètres avec une grande précision. La mise en œuvre du calibrage du système de vision stéréoscopique est donnée dans le chapitre III : partie 2.

Le calibrage d'une caméra a été largement étudié notamment en vision stéréoscopique. Plusieurs modèles ont été proposés dans la littérature pour les caméras. Le modèle le plus répandu est le modèle de projection centrale, appelé plus couramment modèle sténopé ou "pin-hole". Une deuxième classe de modèle est regroupée sous le nom de multiplan. Nous présenterons dans une première partie sa description, puis nous détaillerons ensuite le modèle de projection centrale.

3.1 Modèle multiplan

Il s'agit d'une méthode (décrite par Martins [Martins 81], reprise par Isaguirre et Gremban [Champleboux 91]) qui ne cherche pas à se rapprocher des interprétations physiques. Le modèle multiplan est en général limité à deux plans (*figure III-9*).

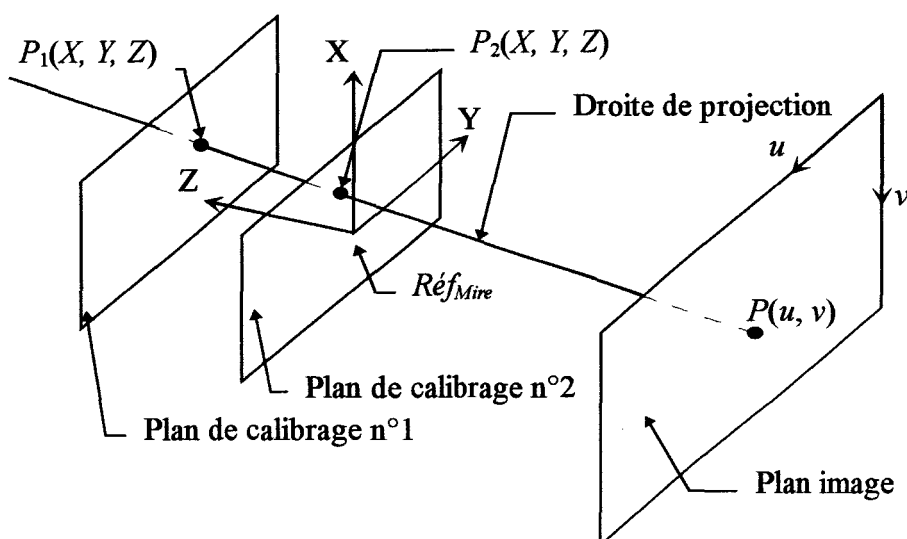


Figure III-9 : modèle multiplan limité à deux plans.

La méthode repose avant tout sur la définition de deux plans de calibration qui doivent être parallèles au plan image. L'équation de ces plans est supposée connue dans le référentiel Ref_{Mire} . A chaque pixel $P(u, v)$ de l'image, on associe alors deux points P_1 et P_2 appartenant respectivement aux plans 1 et 2, et dont les coordonnées sont exprimées dans Ref_{Mire} . Donc à chaque pixel, on associe une droite de projection dont l'équation est connue dans Ref_{Mire} , et passant par deux points des plans 1 et 2. Ce modèle a l'intérêt de prendre en compte les éventuelles non-linéarités introduites par les lentilles des objectifs et des capteurs. Toutefois, il nécessite une quantité importante de calculs et d'autre part le formalisme des contraintes épipolaires n'a pas de signification.

3.2 Modèle de projection centrale

Ce modèle met en évidence l'ensemble des transformations physiques opérées dans les systèmes optique et électronique de la caméra [Horaud 93][Toscani 87][Tsai 87]. En effet, le modèle caractérise deux transformations distinctes (figure III-10) :

- une projection qui transforme un point de l'espace 3D en un point image (2D) (\mathcal{R}_1),
- une transformation qui relie le référentiel caméra au référentiel défini par une mire de calibration (Ref_{Mire})(\mathcal{R}_2).

La définition de ce modèle repose sur deux hypothèses correspondantes à une transformation perspective parfaite :

- chaque rayon de projection joignant un point objet (P) de la scène à son homologue dans le plan image (p), est rectiligne,
- tous les rayons de projection passent par le centre optique (C) (centre de projection).

Les paramètres du modèle peuvent être séparés en deux classes : les paramètres intrinsèques et les paramètres extrinsèques. Les paramètres intrinsèques sont les caractéristiques géométriques et optiques internes telles que : la distance focale (f), les coordonnées du centre optique (u_o, v_o), les facteurs d'échelle (k_u, k_v), les coefficients de distorsion de la lentille. Les paramètres extrinsèques caractérisent la position et l'orientation de la caméra par rapport à un référentiel défini par une mire de calibration ($Réf_{Mire}$).

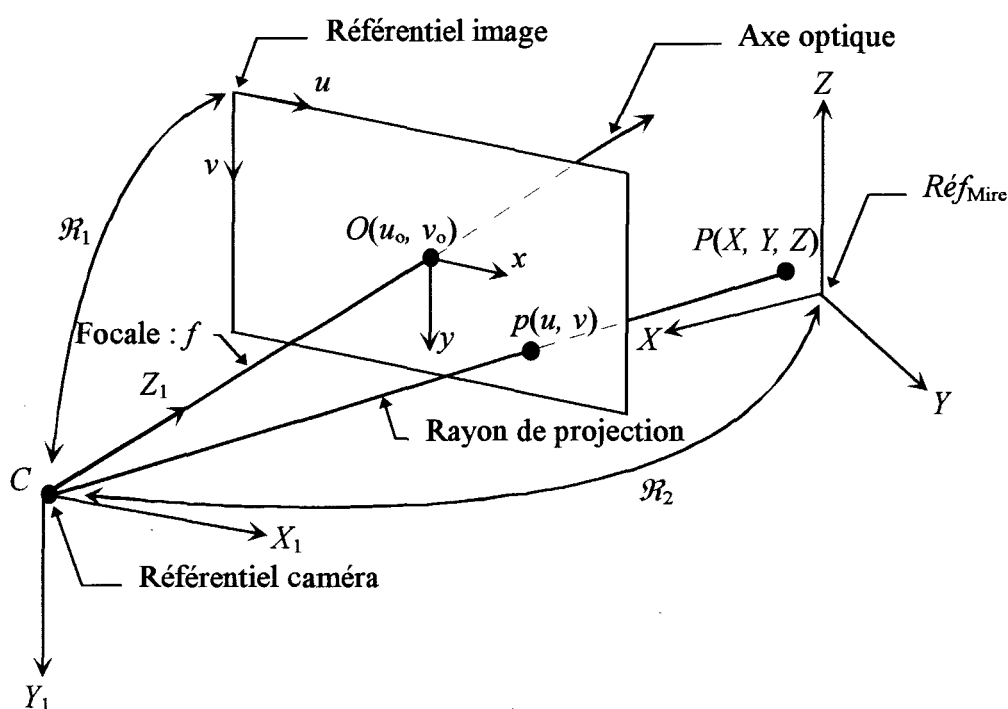


Figure III-10 : modèle de projection centrale.

3.2.1 Description de la relation de transformation perspective

L'axe optique CZ_1 intercepte le plan image de la caméra au point O de coordonnées (u_o, v_o) . La distance CO est la distance focale (f). Les relations de la projection perspective

entre un point $P (C, X_1, Y_1, Z_1)$ du référentiel caméra et son homologue $p(x, y)$ dans le référentiel image sont décrites par :

$$\begin{cases} x = f \times \frac{X_1}{Z_1} \\ y = f \times \frac{Y_1}{Z_1} \end{cases} \quad (\text{Eq. III-7})$$

Les points p sont mesurés en pixels dans le référentiel bidimensionnel (u, v) associé à l'image. Après une mise à l'échelle et une translation de l'origine, les équations (Eq. III-7) s'écrivent :

$$\begin{cases} u = -k_u \times f \times \frac{X_1}{Z_1} + u_0 \\ v = -k_v \times f \times \frac{Y_1}{Z_1} + v_0 \end{cases} \quad (\text{Eq. III-8})$$

En posant $\alpha_u = -k_u \times f$ et $\alpha_v = -k_v \times f$ les équations (Eq. III-8) peuvent se mettre sous la forme d'une relation linéaire en coordonnées homogènes :

$$\begin{bmatrix} s \times u \\ s \times v \\ s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha_u & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & \alpha_v & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} X_1 \\ Y_1 \\ Z_1 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{Eq. III-9})$$

3.2.2 Relation de transformation entre les référentiels $Réf_{Mire}$ et caméra

La relation de transformation entre le référentiel $Réf_{Mire}$ et le référentiel caméra, traduite en coordonnées homogènes est la suivante :

$$\begin{bmatrix} X_1 \\ Y_1 \\ Z_1 \\ 1 \end{bmatrix} = [H] \times \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad H = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{Eq. III-10})$$

Le modèle d'une caméra qui à tout point $P(X, Y, Z)$ de la scène, associe un point image $p(u, v)$ dans le plan image caméra, se déduit des systèmes matriciels (Eq. III-9) (Eq. III-10) :

$$\begin{bmatrix} s \times u \\ s \times v \\ s \end{bmatrix} = [M] \times \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad \text{avec} \quad M = \begin{bmatrix} \alpha_u & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & \alpha_v & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{Eq. III-11})$$

où, $[M]$ est la matrice de projection perspective comportant, les 4 paramètres intrinsèques ($\alpha_u, \alpha_v, u_0, v_0$) et les 6 paramètres extrinsèques ($t_x, t_y, t_z, \omega, \theta, \phi$). Si l'on ne tient pas compte de la signification physique des paramètres intrinsèques et extrinsèques, la matrice $[M]$ s'écrit sous la forme générale [Petit 85][Saint-Vincent 86] :

$$\begin{bmatrix} s \times u \\ s \times v \\ s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & m_{14} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & m_{34} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{Eq. III-12})$$

En développant les relations (Eq. III-12) on obtient un système de deux équations non linéaires à 12 inconnues (modèle de projection perspective) :

$$\begin{cases} u = \frac{m_{11} \times X + m_{12} \times Y + m_{13} \times Z + m_{14}}{m_{31} \times X + m_{32} \times Y + m_{33} \times Z + m_{34}} \\ v = \frac{m_{21} \times X + m_{22} \times Y + m_{23} \times Z + m_{24}}{m_{31} \times X + m_{32} \times Y + m_{33} \times Z + m_{34}} \end{cases} \quad (\text{Eq. III-13})$$

Le système d'équations (Eq. III-13) peut se réécrire en une combinaison linéaire des m_{ij} :

$$\begin{cases} u \times m_{34} = m_{11} \times X + m_{12} \times Y + m_{13} \times Z + m_{14} - m_{31} \times X \times u - m_{32} \times Y \times u - m_{33} \times Z \times u \\ v \times m_{34} = m_{21} \times X + m_{22} \times Y + m_{23} \times Z + m_{24} - m_{31} \times X \times v - m_{32} \times Y \times v - m_{33} \times Z \times v \end{cases} \quad (\text{Eq. III - 14})$$

3.3 Inversion du modèle de projection centrale

L'inversion du modèle de projection perspective (Eq. III-13) consiste à partir des paramètres issus de la calibration des caméras, à retrouver dans le référentiel Ref_{Mire} , l'équation de la droite issue d'un point image $p(u, v)$ et passant par le centre optique C . Cette droite appelée aussi gerbe de perspective, fournit une infinité de points $P(X, Y, Z)$ possibles dans Ref_{Mire} . Le système d'équations (Eq. III-14) peut se mettre sous la forme générale :

$$\begin{cases} a_1 \times X + b_1 \times Y + c_1 \times Z + d_1 = 0 \\ a_2 \times X + b_2 \times Y + c_2 \times Z + d_2 = 0 \end{cases} \quad (\text{Eq. III-15})$$

où chaque point de l'espace $P(X, Y, Z)$ est solution du système de deux équations à trois inconnues. Ce système caractérisant l'équation d'une droite dans l'espace peut se mettre sous la forme :

$$\begin{cases} X = \frac{(b_2 \times c_1 - b_1 \times c_2) \times Z + b_2 \times d_1 - b_1 \times d_2}{a_1 \times b_2 - a_2 \times b_1} \\ Y = \frac{(a_1 \times c_2 - a_2 \times c_1) \times Z + a_1 \times d_2 - a_2 \times d_1}{a_1 \times b_2 - a_2 \times b_1} \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} X = \alpha_1 \times Z + \beta_1 \\ Y = \alpha_2 \times Z + \beta_2 \end{cases} \quad (\text{Eq. III-16})$$

3.4 Calcul des coordonnées 3D de points

Le calcul des coordonnées 3D du point $P(X, Y, Z)$ recherché, peut donc théoriquement être calculé en déterminant l'intersection des deux gerbes perspectives issues des deux caméras. Malheureusement, ce point n'existe pas en pratique, en raison des erreurs accumulées tout au long des traitements (imperfections des caméras, incertitudes sur les paramètres du modèle, imprécisions sur les mesures des coordonnées des points dans les images $p(u, v)$, arrondis, etc.) (figure III-11). Ainsi, les coordonnées du point $P(X, Y, Z)$ sont assimilées à celles correspondantes au milieu du segment $P_g P_d$. Ce segment caractérise la distance minimale entre les deux gerbes perspectives G_{pg} et G_{pd} . Les coordonnées 3D des points définissant ce segment ($P_g(X_g, Y_g, Z_g)$ et $P_d(X_d, Y_d, Z_d)$) sont déterminées avec la méthode des moindres carrés linéaires [Yakimovsky 78][Lelandais 84].

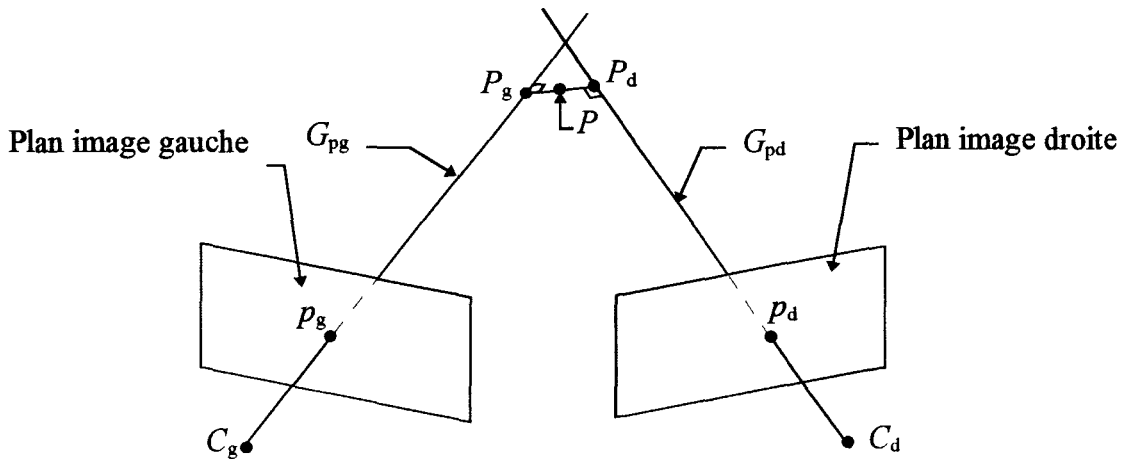


Figure III-11 : détermination des coordonnées 3D de P(X, Y, Z).

Les équations des gerbes perspectives G_{pg} et G_{pd} (Eq. III-16) donnent donc :

$$\begin{cases} X_g = \alpha_{g1} \times Z_g + \beta_{g1} \\ Y_g = \alpha_{g2} \times Z_g + \beta_{g2} \end{cases} \quad \begin{cases} X_d = \alpha_{d1} \times Z_d + \beta_{d1} \\ Y_d = \alpha_{d2} \times Z_d + \beta_{d2} \end{cases} \quad (\text{Eq. III-17})$$

Ainsi, la recherche des coordonnées des points d'intersection de la perpendiculaire avec les gerbes perspectives (G_{pg} et G_{pd}) est accomplie en minimisant l'expression suivante :

$$d = P^2 + Q^2 + R^2$$

avec $\begin{cases} P = X_d - X_g \\ Q = Y_d - Y_g \\ R = Z_d - Z_g \end{cases} \quad (\text{Eq. III-18})$

Les coordonnées Z de P_g et P_d vérifient le système linéaire en Z_g et Z_d suivant :

$$\begin{cases} \frac{\partial d}{\partial Z_g} = \frac{\partial(P^2 + Q^2 + R^2)}{\partial Z_g} = 0 \\ \frac{\partial d}{\partial Z_d} = \frac{\partial(P^2 + Q^2 + R^2)}{\partial Z_d} = 0 \end{cases} \quad (\text{Eq. III-19})$$

Les valeurs de Z_g et Z_d sont ensuite utilisées pour calculer X_g , X_d , Y_g et Y_d à l'aide des modèles perspectives inverses (Eq. III-16). La position de $P(X, Y, Z)$ est donnée par le milieu du segment $P_g P_d$. Cette méthode de calcul a l'avantage d'évaluer l'écart entre les gerbes perspectives. Cet écart est un critère permettant de déterminer les incertitudes de localisation d'un point $P(X, Y, Z)$ dans le référentiel Ref_{Mire} .

3.5 Géométrie épipolaire

Nous venons de montrer le principe du calcul des coordonnées 3D d'un point $P(X, Y, Z)$ de la scène, à partir de ses projections dans les plans images gauche $p_g(u, v)$ et droite $p_d(u, v)$, et des paramètres des caméras. Un problème important, comme nous l'avons mentionné dans le chapitre II : partie 1, est d'apparier précisément et rapidement les points images p_g et p_d . Le concept de contraintes épipolaires, prenant en compte la géométrie du dispositif de vision stéréoscopique [Ayache 89][Toscani 87][Zhao 89], a été introduit pour réduire la dimension de l'espace de recherche des couples de points (réduction d'un espace à deux dimensions (image) en un espace à une dimension (droite))(figure III-12).

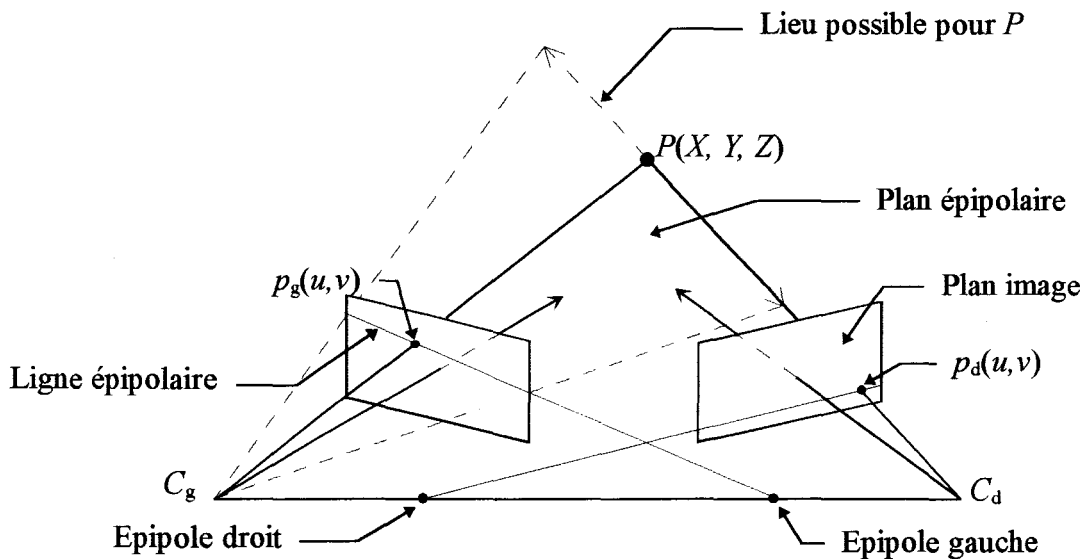


Figure III-12 : géométrie épipolaire.

Le calcul des droites épipolaires est effectué à partir des paramètres extrinsèques des caméras. Ces paramètres définissent la matrice de transformation entre le référentiel Ref_{Mire} et le référentiel caméra (Eq. III-10). Soit $[H_g]$ et $[H_d]$ (figure III-13) les matrices associées respectivement aux caméras gauche et droite.

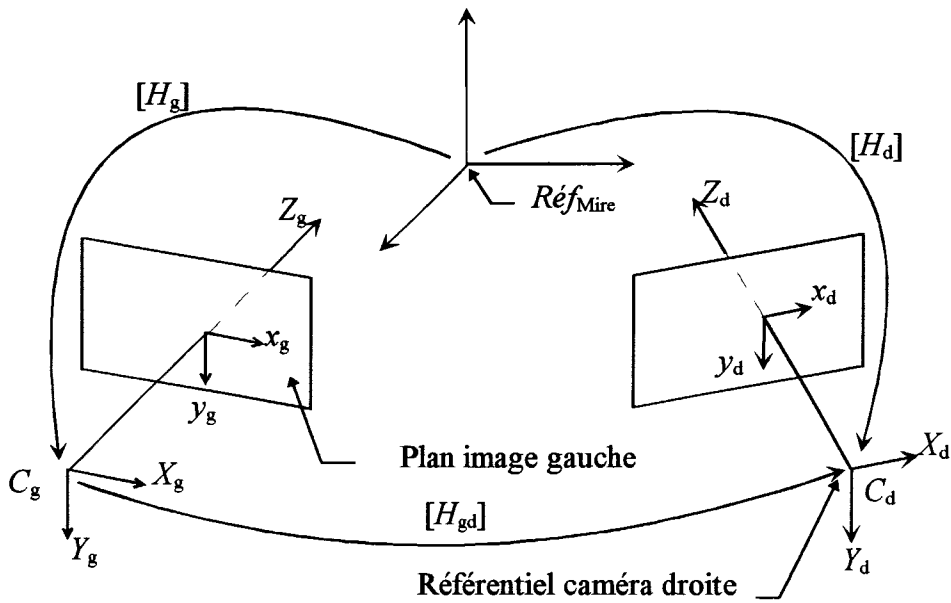


Figure III-13 : relations entre les référentiels caméras et $Réf_{Mire}$.

De ces matrices, on détermine la matrice de transformation entre le plan image de la caméra gauche et le plan image de la caméra droite ; cette matrice notée $[H_{gd}]$ est définie de la manière suivante :

$$[H_{gd}] = [H_d] \times [H_g]^{-1} = \begin{bmatrix} h_{11} & h_{12} & h_{13} & t_x \\ h_{21} & h_{22} & h_{23} & t_y \\ h_{31} & h_{32} & h_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Le vecteur translation $T = (t_x, t_y, t_z)^T$ représente les coordonnées de C_g dans le référentiel caméra de droite. Soit $P(X_g, Y_g, Z_g)$ les coordonnées du point P dans le référentiel caméra gauche, ses coordonnées dans le référentiel caméra droite se déduisent de la relation suivante :

$$\begin{bmatrix} X_d \\ Y_d \\ Z_d \\ 1 \end{bmatrix} = [H_{gd}] \times \begin{bmatrix} X_g \\ Y_g \\ Z_g \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{Eq. III-20})$$

Les coordonnées de p dans le plan image de gauche sont $p_g(x_g, y_g, 1)$, (où f_g et f_d sont fixées arbitrairement à 1 pour simplifier les expressions), ses coordonnées dans le plan image de droite sont déduites des relations (Eq. III-7) et (Eq. III-20) :

$$\left\{ \begin{array}{l} x_d = \frac{X_d}{Z_d} = \frac{Z_g \times h_1 \times p_g + t_x}{Z_g \times h_3 \times p_g + t_z} \\ y_d = \frac{Y_d}{Z_d} = \frac{Z_g \times h_2 \times p_g + t_y}{Z_g \times h_3 \times p_g + t_z} \end{array} \right. \quad \text{avec} \quad \left\{ \begin{array}{l} p_g = (x_g \ y_g \ 1)^T \\ h_1 = (h_{11} \ h_{12} \ h_{13}) \\ h_2 = (h_{21} \ h_{22} \ h_{23}) \\ h_3 = (h_{31} \ h_{32} \ h_{33}) \end{array} \right. \quad (\text{Eq. III-21})$$

En combinant les équations (Eq. III-21), on obtient une équation linéaire en x_d et y_d :

$$(t_z \times h_2 \times p_g - t_y \times h_3 \times p_g) \times x_d + (t_x \times h_3 \times p_g - t_z \times h_1 \times p_g) \times y_d = t_x \times h_2 \times p_g - t_y \times h_1 \times p_g$$

Cette équation est de la forme :

$$a \times x_d + b \times y_d + c = 0$$

$$\text{avec} \quad \left\{ \begin{array}{l} a = (t_y \times h_{31} - t_z \times h_{21}) \times x_g + (t_y \times h_{32} - t_z \times h_{22}) \times y_g + t_y \times h_{33} - t_z \times h_{23} \\ b = (t_z \times h_{11} - t_x \times h_{31}) \times x_g + (t_z \times h_{12} - t_x \times h_{32}) \times y_g + t_z \times h_{13} - t_x \times h_{33} \\ c = (t_x \times h_{21} - t_y \times h_{11}) \times x_g + (t_x \times h_{22} - t_y \times h_{12}) \times y_g + t_x \times h_{23} - t_y \times h_{13} \end{array} \right. \quad (\text{Eq. III-22})$$

et décrit le lieu des points de l'image de droite pouvant correspondre au point $p_g(x_g, y_g, 1)$ de l'image de gauche. Cette équation est appelée ligne ou droite épipolaire associée au point p_g . L'équation (Eq. III-22) peut se mettre sous la forme matricielle suivante :

$$\begin{bmatrix} x_d & y_d & 1 \end{bmatrix} \times [E] \times \begin{bmatrix} x_g \\ y_g \\ 1 \end{bmatrix} = 0 \quad \text{avec} \quad \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \end{bmatrix} = [E] \times \begin{bmatrix} x_g \\ y_g \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{Eq. III-23})$$

où, $[E]$ décrit la transformation épipolaire gauche-droite, sa transposée fournit la transformation épipolaire droite-gauche.

Conclusion

Le procédé de repérage que nous venons de décrire est capable de localiser un objet, en l'occurrence une sonde échographique et le détecteur scintigraphique d'une gamma-caméra lors d'une utilisation normale.

Le principe de repérage repose sur la mesure des coordonnées 3D de leds infrarouges, fixées sur l'objet, à l'aide d'un système de vision stéréoscopique. Le caractère actif de ce système permet de détecter rapidement et précisément les leds dans chaque image caméra vidéo, et ceci indépendamment du niveau d'éclairage de la scène observée. En effet, les leds sont caractérisées dans les images caméras vidéo par des taches elliptiques homogènes et très contrastées avec le fond de l'image. D'autre part, l'angle d'émission du faisceau infrarouge, voisin de 90° , assure la visualisation des leds, même pour de fortes inclinaisons ($\cong 50^\circ$) par rapport à l'axe optique des caméras vidéo.

Les choix du type de marqueurs employés, de leur nombre et de leur position sur l'objet, de la méthode d'extraction des leds dans les images caméras vidéo et des outils mathématiques appliqués pour déterminer l'orientation et la position de l'objet ont été motivés par deux facteurs : rapidité et précision.

Ce système appliqué au repérage d'une sonde échographique et du détecteur scintigraphique d'une gamma-caméra peut servir par exemple, à la corrélation automatique d'images scintigraphiques et échographiques, dans le cadre de l'exploration thyroïdienne. Ce type d'approche et les performances du système développé sont détaillées dans la deuxième partie de ce mémoire.

2^{ème} PARTIE

**MISE EN CORRESPONDANCE
SCINTIGRAPHIE-ECHOGRAPHIE EN
EXPLORATION THYROIDIENNE**

CHAPITRE I

**INTERETS DIAGNOSTIQUES
DE LA COMBINAISON
SCINTIGRAPHIE-ECHOGRAPHIE**

Introduction

Les pathologies thyroïdiennes sont nombreuses et très diversifiées. Le clinicien dispose de quatre sources d'information pour en établir le diagnostic : l'examen clinique et biologique, la scintigraphie, l'échographie et la cytologie sur ponction. L'examen clinique apporte les informations essentielles, les plus décisives pour le diagnostic. Il permet d'une part de sélectionner la stratégie d'exploration la mieux adaptée (étude fonctionnelle et/ou morphologique, ou diagnostic étiologique) et d'autre part d'interpréter correctement l'examen scintigraphique ou échographique.

L'examen paraclinique de première intention est encore souvent la scintigraphie isotopique. C'est le seul examen qui met en évidence le tissu fonctionnel de la glande. L'avènement de l'échographie a permis de compléter les informations fournies par la scintigraphie, notamment au niveau du volume et de la structure de la glande. Sa grande sensibilité fait apparaître des nodules infracliniques invisibles à la scintigraphie, mais elle n'apporte en revanche que peu d'éléments pour en faciliter leurs caractérisations. Néanmoins la confrontation de ces deux examens apporte au clinicien des informations complémentaires indéniables pour l'établissement de nombreux diagnostics.

Au cours de ce chapitre nous nous intéressons plus particulièrement à la glande thyroïde. Sa physiologie et les manifestations pathologiques sont présentées à titre de rappel [Atterwill 92][Braverman 85][Jouve 93][Matte 93] [Viateau-Poncin 92].

Ensuite les différentes techniques utilisées à des fins de diagnostic sont mentionnées. Une correspondance est réalisée entre les affections énumérées dans la première partie de ce chapitre et les images fournies par les systèmes d'information.

La corrélation des examens scintigraphique et échographique présente des avantages que nous exposons dans la dernière partie.

I- La thyroïde

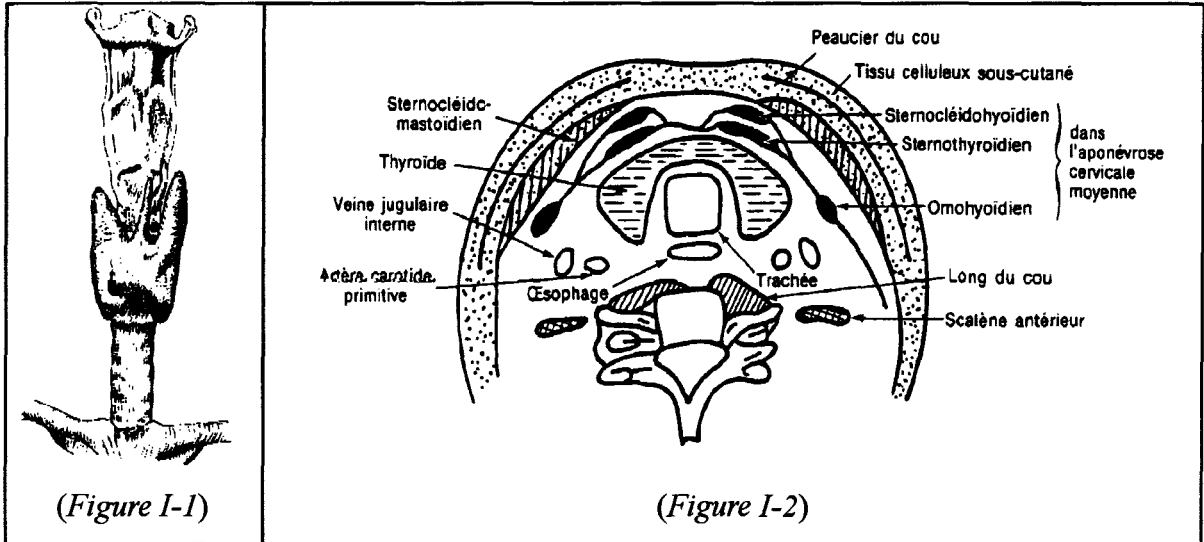


Figure I-1 : schéma de la thyroïde dans sa loge [Moretti 91].

Figure I-2 : coupe transversale du cou [Viateau-Poncin 92].

1.1 La glande thyroïde normale

1.1.1 Anatomie

La glande thyroïde, impaire et médiane est située à la partie antéro-inférieure du cou. Elle est formée de deux lobes latéraux réunis par une portion rétrécie horizontale : "l'isthme", duquel se détache l'inconstante pyramide de Lalouette. Les deux lobes à grand axe vertical (de dimension : 5.5 cm × 2.5 cm × 0.5 cm : ±1 cm), plaqués contre les faces latérales : du larynx, de l'œsophage et de la trachée, sont en arrière, en rapport avec le paquet vasculo-nerveux du cou (carotide primitive, jugulaire interne, 12^{ème} paire de nerfs crâniennes et le récurrent). En avant la glande est séparée de la peau par les plans musculo-aponévrotiques (muscles sternocléidomastoidien, sternocléidohyoïdien, sternothyroïdien) (figure I-2). La thyroïde est entourée d'une capsule à deux feuillets. Le feuillet interne est adhérent à la glande et le feuillet externe engaine les vaisseaux et les parathyroïdes.

1.1.2 Physiologie thyroïdienne

La synthèse des hormones thyroïdiennes dépendante du métabolisme de l'iode, est réalisée par une unité fonctionnelle de base : "le follicule". En périphérie, il est formé de cellules sécrétoires limitant une cavité centrale emplie de colloïde et renfermant essentiellement la thyroglobuline (glycoprotéine synthétisée par la glande à partir des acides aminés et glucides circulants).

L'iode apporté par l'alimentation, circule dans le plasma sous forme d'iodure (I). Capté par la cellule thyroïdienne, il est oxydé, organifié et incorporé aux résidus thyrosines de la thyroglobuline sous l'action d'un enzyme : la peroxydase. Selon le nombre d'atomes d'iode fixés (1 ou 2) on distingue la MIT (monoiodothyroglobuline) et la DIT (diiodothyroglobuline). Leurs condensations oxydative ou couplage conduisent à la T3 (Triiodothyronine) et la T4 (Thyroxine ou Tétraiodothyronine). Enfin, l'hydrolyse de la thyroglobuline sous l'influence de la peptidase libère les hormones thyroïdiennes et les iodothyrosines (MIT et DIT). Seules les T3 et T4 sont libérées dans le sang. Les MIT et DIT sont désiodées au sein de la cellule folliculaire. L'iode libéré rejoint l'iodure circulant afin de participer à un nouveau cycle de l'hormonosynthèse. Dans le plasma les hormones circulent en grande partie liées à des protéines porteuses, dont la principale est la Thyroïde Binding Globuline (TBG).

La sécrétion de ces hormones est sous le contrôle hypothalamo-hypophysaire (structures glandulaires intracrâniennes). En effet, l'hypothalamus sécrète la Thyroïde Releasing Hormone (TRH) qui stimule l'hypophyse, excrétant à son tour la Thyroïde Stimulating Hormone (TSH) responsable de l'activation thyroïdienne. Les hormones T3 et T4 vont par ailleurs exercer un rétrocontrôle négatif (feedback) sur l'axe hypothalamo-hypophysaire afin d'éviter tout fonctionnement excessif.

1.1.3 Actions des hormones thyroïdiennes

Les hormones thyroïdiennes exercent leurs effets sur l'ensemble des tissus de l'organisme et des grandes voies métaboliques :

- elles sont indispensables à la croissance squelettique et au développement du système nerveux central ;

- leurs actions sur le métabolisme des glucides sont complexes. A doses physiologiques, elles stimulent la synthèse du glycogène. A fortes doses, elles accroissent la glycogénolyse. Les hormones thyroïdiennes tendent à augmenter l'utilisation des glucides et leur absorption ;
- sur le métabolisme protéidique (à doses physiologiques), elles induisent la synthèse protéique. A fortes doses, elles favorisent le catabolisme ;
- sur le métabolisme lipidique, elles ont une action de mobilisation et de dégradation des lipides, et diminuent le taux de cholestérol circulant.

1.2 Pathologies thyroïdiennes

Une production accrue d'hormones thyroïdiennes provoque des signes de souffrance tissulaire et métabolique dont l'expression clinique est la thyrotoxicose, à savoir :

- troubles digestifs (diarrhée),
- dysrégulation thermique (thermophobie, hypothermie, mains moites, sueurs abondantes),
- troubles de la soif (accrue),
- éréthisme cardiovasculaire marqué par une augmentation du débit et de la fréquence cardiaque, une hypertension artérielle, et des besoins accrus en oxygène,
- amaigrissement, amyotrophie, et troubles de l'humeur (anxiété, nervosité).

A l'inverse, toute diminution anormale se traduira par un hypométabolisme associant :

- frilosité, hypothermie, mains froides et sèches,
- perturbation de la soif (diminuée),
- troubles cardio-vasculaires (diminution du débit et de la fréquence cardiaque, hypotension ou hypertension artérielle),
- ralentissement du transit intestinal (constipation),
- augmentation inconstante du poids,
- fatigue musculaire, crampes,
- signes neuropsychiques, ralentissement de l'idéation, indifférence.

1.2.1 Principales affections

Elles sont nombreuses et sont répertoriées par entités distinctes, goîtres, nodules, les thyroïdites, et les cancers.

a) Le goître

Un goître se définit par une augmentation du volume de la glande thyroïde qui peut être alors diffuse ou nodulaire. Le goître peut être bénin ou malin, normo, hypo ou hyperfonctionnel, acquis ou congénital.

Le goître diffus normofonctionnel correspond à une hypertrophie globale de la glande, sans lésion inflammatoire ou cancéreuse, et sans altération de la fonction sécrétoire. Il s'explique souvent par une carence initiale en hormones thyroïdiennes, avec alors défreinage de la TSH (feedback), stimulation thyroïdienne et hyperplasie glandulaire.

Le goître multinodulaire simple se définit par une hypertrophie diffuse de la glande au sein de laquelle, on trouve plusieurs nodules sans retentissement sur la fonction thyroïdienne. Il est comparable au goître simple diffus en ce qui concerne ses étiologies.

b) Nodule isolé ou solitaire

Le nodule thyroïdien solitaire se définit comme une tuméfaction localisée de la thyroïde. L'apparition d'un nodule thyroïdien peut être progressive ou brutale. La plupart du temps il est de découverte fortuite. Ces nodules imposent une scintigraphie qui permettra leur classement en nodule chaud, isofixant ou froid.

- Le nodule chaud en scintigraphie fixe tout l'isotope de façon préférentiel ; il est extinctif s'il le fixe pour lui tout seul alors que le reste de la glande est muet. Cliniquement, un tel nodule est de taille variable, bien limité. Il s'accompagne de signes de thyrotoxicose qui peuvent être extrêmement discrets tant cliniquement (tachycardie) que biologiquement.
- Le Nodule isofixant correspond à des adénomes non kystisés et en principe n'est pas cancéreux. Néanmoins, leur surveillance est de règle ; l'évolution naturelle se fait vers une hypofixation du nodule.
- Le nodule hypofixant pose des problèmes de diagnostics plus difficiles. Il peut en effet correspondre, soit à un cancer, généralement différencié du corps thyroïde (10 à 15 % des cas opérés), soit à des tumeurs bénignes dont la nature peut être extrêmement variable.

c) Affections en rapport avec une hyperthyroïdie

- La maladie de Basedow qui se caractérise par une triade : goître diffus, hyperthyroïdie (avec ou sans thyrotoxicose), et exophtalmopathie (dont la plus caractéristique est l'exophtalmie).
- L'adénome toxique de Plummer vu plus haut, nodule hyperfonctionnel unique entraînant une thyrotoxicose, extinctif (mettant le reste de la glande au repos) et autonome.
- Un goître multinodulaire peut s'accompagner d'un nodule chaud et toxique.

d) Les thyroïdites

On distingue les thyroïdites aiguës, subaiguës dont on rapproche la strumite et les thyroïdites chroniques.

- La thyroïdite aiguë suppurée est rare. Les signes sont ceux d'une infection sévère avec douleur locale très marquée et souvent un érythème cutané en regard.
- La thyroïde subaiguë dite de Quervain est beaucoup plus fréquente. La glande est très douloureuse au palper et dure. L'affection serait d'origine virale et entraîne un état fébrile. La fonction thyroïdienne est en règle générale conservée ou transitoirement augmentée.
- La strumite est une entité histologique caractérisée par l'inflammation d'un goître préexistant. Les signes inflammatoires y sont souvent plus discrets que dans la thyroïdite subaiguë.
- Les thyroïdites chroniques sont au contraire des maladies à évolution lente et qui recouvrent plusieurs entités. La première est tout à fait exceptionnelle, il s'agit de la thyroïdite de Riedel d'étiologie indéterminée (la glande est envahie par une fibrose dense) et où la fonction thyroïdienne est en règle normale. Beaucoup plus fréquentes et surtout beaucoup plus polymorphes sont les thyroïdites chroniques auto-immunes qui s'accompagnent toujours d'une élévation du taux des anticorps circulants. Un exemple typique est la thyroïdite de Hashimoto pour laquelle la fonction thyroïdienne peut être normale ou réduite.

e) Les cancers thyroïdiens

Il s'agit de tumeurs dont les circonstances de diagnostic sont multiples. Ils peuvent se manifester par :

- un nodule thyroïdien isolé, récent, dur indolore, sans hypertrophie du reste de la glande, sans signe de dysthyroïdie, mais accompagné éventuellement d'une paralysie récurrentielle,

- un ganglion cervical,
- une métastase osseuse, pulmonaire, voire cérébrale ou hépatique,
- une dégénérescence d'un goître préexistant,
- un cancer d'emblée invasif.

f) Hypothyroïdies primitivement thyroïdiennes

Elles vont associer aux signes de l'hypométabolisme, une infiltration cutanée rugueuse par une substance mucoïde (touchant visage, main, langue, voies aériennes supérieures) et une pseudo-hypertrophie musculaire. Les principales étiologies sont post-opératoires médicamenteuses, liées à certaines thyroïdites (thyroïdite de Hashimoto) ou congénitales (anomalie de l'hormonosynthèse).

II- Les examens paracliniques

Le raffinement des explorations a permis de mieux comprendre les maladies thyroïdiennes, et même de saisir très précocement le stade infraclinique de leurs évolutions. C'est pourtant l'interrogatoire et l'examen clinique qui procurent encore les informations essentielles, les plus décisives pour le diagnostic et la démarche paraclinique. Toute interprétation d'examen paraclinique, toute stratégie d'exploration qui ne se réfèrent pas à l'état clinique du patient sont sources d'erreurs préjudiciables et coûteuses. L'analyse clinique permet d'appréhender l'état thyroïdien au plan de la morphologie et de la fonction. Souvent, elle oriente vers le diagnostic étiologique des affections thyroïdiennes.

1.1 L'exploration fonctionnelle : scintigraphie

Une gamma-caméra équipée d'un collimateur permet d'obtenir une image représentant la projection plane de la distribution volumique de la radioactivité dans la partie du corps du patient vue par le détecteur (*figure I-3*).

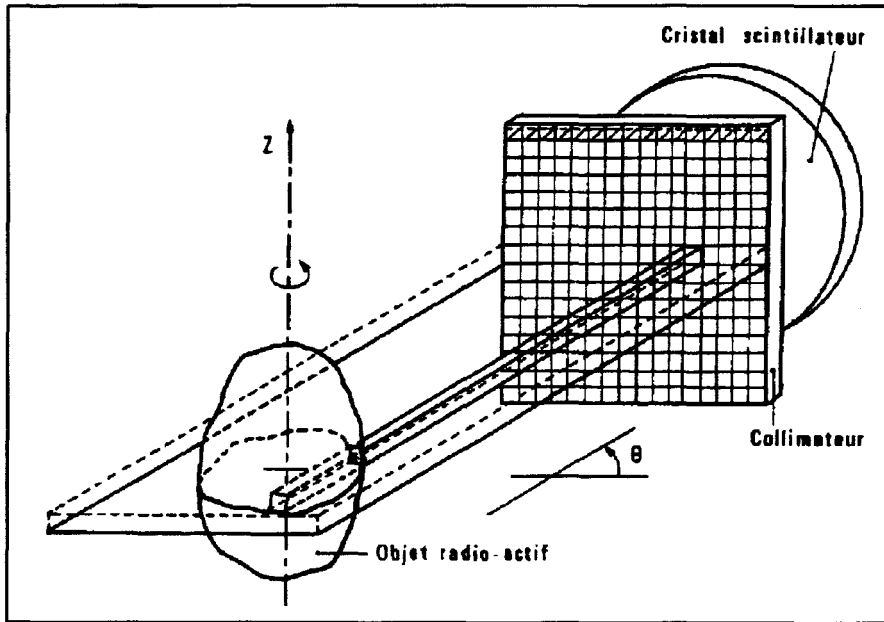


Figure I-3 : projection d'un volume sur le plan détecteur d'une gamma-caméra [Moretti 91].

Après injection d'un isotope radioactif par voie intraveineuse, le milieu détecteur (cristal d'iodure de sodium) reçoit les photons émis par la source au travers d'un collimateur. Celui-ci est généralement constitué de canaux parallèles dont la fonction est de laisser passer les photons arrivant dans l'axe de chaque canal. Le cristal convertit l'énergie absorbée en un grand nombre de photons lumineux. Ces photons sont ensuite collectés, puis transformés en impulsions électriques et traitées pour former une image. Les principes de fonctionnement de la gamma-caméra est détaillé dans le chapitre suivant.

1.1.1 Historique

La scintigraphie thyroïdienne est un très bon exemple de l'imagerie fonctionnelle par émission. En 1939, Hamilton démontre sur des autoradiographies la fixation de l'iode 131 par le tissu thyroïdien sain et, réalise l'année suivante, la première administration humaine de l'iode radioactif. En 1951, la première scintigraphie de la thyroïde chez l'homme est effectuée grâce à l'utilisation d'un cristal de calcium-tungstène combiné à un tube photomultiplicateur. L'ère de la médecine nucléaire est née et sa première application en est la glande thyroïde.

Le premier appareil de scintigraphie thyroïdienne était le scintigraphe à balayage composé d'une sonde à détection montée sur un bras mobile. Il balayait la région cervicale et permettait d'obtenir une image en noir et blanc de la thyroïde. Ce type d'image donnait au clinicien divers renseignements : la forme et les dimensions réelles de chaque lobe thyroïdien

(hauteur et largeur), une approche de la répartition du traceur (homogénéité) et la présence d'éventuelles zones d'hypo- ou d'hyperfixation. Cette technique a été pendant plusieurs décennies la seule méthode disponible pour étudier la morphologie des deux lobes thyroïdiens.

1.1.2 Méthodologie des traceurs

Le principe consiste après injection par voie intraveineuse d'un isotope radioactif à suivre les processus de captation, puis d'élimination de celui-ci par l'organe étudié. L'intérêt d'un isotope radioactif d'un élément déterminé est de présenter les mêmes propriétés chimiques que celui-ci, mais d'émettre des rayonnements du fait de l'instabilité de son noyau. Au cours d'une réaction biochimique ou physiologique, les atomes réactifs permettront donc de suivre le comportement des atomes stables. Un atome radioactif appelé marqueur pourra être fixé sur un type de molécules ou de cellules appelé vecteur dont on souhaite étudier le comportement. La molécule ou la cellule marquée sera alors le traceur des molécules ou des cellules analogues non marquées.

L'élément marqueur utilisé en scintigraphie doit irradier le moins possible le patient, et présenter une période (demi-vie) courte (quelques heures à quelques jours) pour éviter une persistance importante dans l'organisme et une contamination de l'environnement. La période doit être suffisante vis à vis des phénomènes à étudier. Enfin, les rayonnements émis doivent avoir un spectre simple et une énergie suffisamment élevée pour qu'une fraction importante puisse sortir de l'organisme. Cette énergie doit cependant être basse pour que le rendement des caméras à scintillation et la résolution de leurs collimateurs soient satisfaisants.

1.1.3 Le traceur radioactif

Les isotopes classiques de la scintigraphie thyroïdienne sont l'iode 131, l'iode 123 et le technétium 99m.

a) L'iode 131

Il a été utilisé pendant de nombreuses années par les services de médecine nucléaire vu son stockage aisé et son faible coût. De part l'irradiation importante du corps thyroïde et du corps total, il n'est pratiquement plus employé pour des scintigraphies thyroïdiennes de routine ; néanmoins l'iode 131 reste utilisé pour la thérapie (hyperthyroïdie, cancer).

b) L'iode 123

Son émission gamma de 159 keV (proche de celle du technétium 99m) et sa dosimétrie favorable en font le meilleur isotope de l'iode pour la scintigraphie. Produit de cyclotron, il possède une demi-vie courte (13 heures), mais n'est pas disponible en permanence. Par ailleurs, son coût de production élevé en limite son utilisation. Cet isotope est utilisé pour évaluer le taux de fixation, explorer les anomalies fonctionnelles et les goîtres plongeants.

c) Technétium 99m

Etant donné les difficultés de radioprotection pour l'iode 131 et le coût de l'iode 123, la majorité des équipes utilisent en routine le technétium 99m qui est constamment disponible et peu onéreux.

Le technétium 99m pénètre dans la cellule thyroïdienne sous forme de pertechnétate $^{99m}\text{TcO}_4^-$ de la même manière que l'iode inorganique, grâce au mécanisme du transport actif. Mais à la différence de l'iode, une fois dans la cellule, il n'est pas oxydé. Ce traceur permet une excellente statistique de comptage et fournit au clinicien une image de bonne qualité. Les données de la littérature [Kusic 89] démontrent une parfaite similarité entre les documents ^{99m}Tc et l'iode dans 98 % des cas. Le technétium 99m est donc le traceur de choix pour explorer en première intention la pathologie thyroïdienne. Seuls de rares cas (trouble de l'hormogénèse, hormosynthèse et nodules hyperfixants) sont explorés dans un deuxième temps par l'iode.

1.1.4 Le collimateur

Le choix du collimateur devra tenir compte des caractéristiques de l'émission gamma et du type d'examen. Le collimateur sténopé ("pinhole") dont l'ouverture détermine la sensibilité et la résolution, a l'intérêt de permettre un agrandissement de la thyroïde par projection conique, mais il déforme l'image et se prête mal au repérage des données anatomiques. Le collimateur à canaux parallèles échappe à ces dernières critiques mais son pouvoir de résolution est notablement inférieur à celui d'un collimateur sténopé.

1.1.5 Résultats de la scintigraphie

De toutes les glandes endocrines, la thyroïde est la plus commodément accessible à l'examen clinique. L'interprétation de l'examen clinique permettra d'une part de sélectionner la stratégie d'exploration la mieux adaptée et d'autre part, d'interpréter correctement l'examen scintigraphique.

Une scintigraphie thyroïdienne normale résulte d'une distribution homogène de l'isotope (*figure I-4*). Les lobes sont symétriques et présentent une forme dite "en aile de papillon". Des variantes peuvent s'observer ; elles sont fonction de la taille des lobes, de l'épaisseur et de la situation de l'isthme qui unit les lobes, soit à mi-distance, soit par leurs pôles inférieurs. Il est fréquent que l'isthme ne soit pas visualisé. Une légère asymétrie des deux lobes est généralement observée ainsi qu'une différence de volume et de position. La pyramide de Lalouette apparaît souvent, en situation paramédiane.

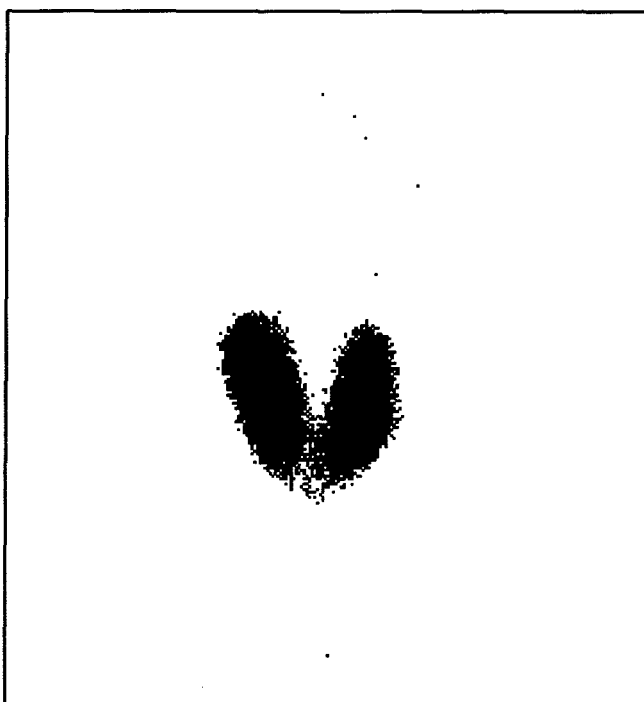


Figure I-4 : image scintigraphique de la thyroïde.

Une image ne peut être qualifiée de normale qu'après la confrontation avec l'examen clinique (essentiellement, l'absence d'anomalie décelée à la palpation de la glande). Les

anomalies scintigraphiques peuvent concerner, isolément ou simultanément la forme, les dimensions, la topographie, les contours et la tonalité de l'image.

L'étude de l'image scintigraphique devra préciser les dimensions des deux lobes, la présence d'éventuelles zones nodulaires et la qualité de la fixation (zone hypofixante ou hyperfixante). Les formations nodulaires isolées ou multiples se présentent comme une zone hypofixante (nodule froid), isofixante ou hyperfixante (nodule chaud). Le nodule froid représente 85 % des nodules isolés. C'est le plus fréquent des nodules thyroïdiens. Le repérage du nodule sur la seule image est parfois très difficile car il peut se projeter :

- sur une zone complètement froide, en dehors d'un parenchyme d'allure normale,
- sur une zone qui semble normalement fixante.

L'interprétation doit être très prudente et tenir compte de l'épaisseur du nodule et du parenchyme. Ce groupe est dominé par le risque de cancer, dont la fréquence varie de 8 à 33 % selon les séries publiées [Melliere 70][Melliere 79] [Klonoff 82].

On appelle nodule isofixant tout nodule cliniquement palpé et fixant le traceur de façon similaire au reste du tissu sain. Cette situation incite à la prudence car un tel aspect peut être réalisé par un authentique nodule hypofixant de petite dimension, se superposant en projection à du tissu thyroïdien normal, en particulier si le nodule est profond. Une telle image, quand elle est obtenue avec le technétium, doit être vérifiée à l'iode 123 et confrontée à l'échographie qui précisera notamment la situation en profondeur du nodule.

Le nodule hyperfixant représente environ 15 % des nodules isolés [Klonoff 82]. L'étiologie maligne est peu probable, mais non nulle en particulier chez l'enfant [Hung 82] [Klonoff 82]. Par contre, il révèle une anomalie fonctionnelle, qui doit être éclairée par les dosages hormonaux et l'exploration dynamique (mesure du taux de fixation de l'iode).

Le goître, ou hypertrophie thyroïdienne, a des aspects scintigraphiques variables. La scintigraphie objective les dimensions de la glande, et, éventuellement, décèle une zone d'hétérogénéité. Les goîtres hétérogènes sont souvent des goîtres anciens, multinodulaires, et les plages d'hypo- ou d'hyperfixation se superposent à tel ou tel nodule. Mais les caractères

anatomiques et scintigraphiques peuvent être dissociés. Certains goîtres cliniquement irréguliers donnent des images parfaitement homogènes et inversement.

La constatation d'une hypofixation localisée d'un goître, nécessite une interprétation plus nuancée que celle faite pour un nodule solitaire. Par contre s'il s'agit d'un goître multinodulaire hétérogène, comportant une ou plusieurs plages froides, le risque de cancer est très faible et n'intervient pas dans la décision thérapeutique. Il en est de même si la zone d'hypofixation ne correspond pas à un nodule palpé. Des nodules hyperfixants peuvent aussi s'observer dans un goître, rejoignant alors le cas du nodule hyperfixant.

Malgré les progrès apportés par l'échographie dans l'étude de la morphologie thyroïdienne, les examens isotopiques demeurent indispensables pour poser le diagnostic de nombreuses affections thyroïdiennes.

2.1 L'exploration morphologique : échographie

Une sonde échographique munie d'un transducteur ultrasonore émet de brèves impulsions ultrasonores. Ces impulsions sont transmises aux tissus biologiques et se propagent de proche en proche. Des échos engendrés par réflexion ou diffusion se propagent en sens inverse, en direction de la sonde (*figure I-5*). Ces échos en retour sont convertis en signal électrique (proportionnel à l'amplitude de l'écho), puis en image, affichée sur un moniteur. On obtient ainsi une image des réflexions ultrasonores sur les tissus analysés. La description et le fonctionnement des sondes sont décrits dans le chapitre suivant.

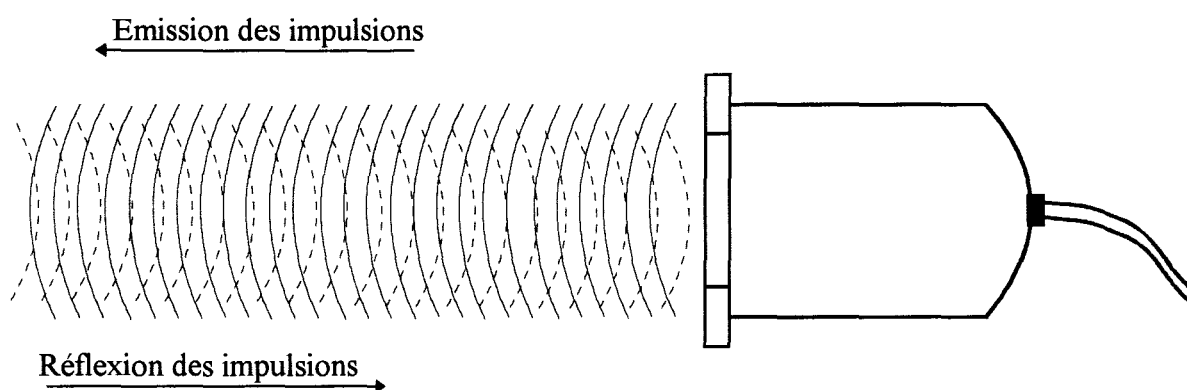


Figure I-5 : émission-réception des impulsions ultrasonores.

2.1.1 Historique

L'échographie est l'une des innovations majeures des années 1970 en imagerie médicale. Son principe repose sur l'exploration du corps humain à l'aide d'ondes ultrasonores. Cet examen non traumatique et à coût relativement peu élevé doit son succès aux rapides progrès techniques dont il a bénéficié. Découverte en 1880 par P. Curie, la piézo-électricité fut d'abord exploitée par P. Langevin en 1916 pour la fabrication des premiers transducteurs ultrasonores à quartz, destinés à la détection d'objets sous-marins. En 1952 Howery et Wild ont présenté aux Etats Unis les premières tentatives d'examen de tissus biologiques par une méthode échographique ultrasonore. Les images réalisées avec les échographes de première génération, créés vers la fin des années 1960, étaient obtenues après un balayage manuel de la sonde ultrasonore sur la surface cutanée de la région explorée.

Dans les années 1970 apparurent les échographes à balayage mécanique. Le mouvement rapide de la sonde, commandé par un moteur, permettait l'obtention de plusieurs images par seconde et l'observation en temps réel des tissus en mouvement. Parallèlement, l'échostructure des tissus devint visible avec l'emploi de convertisseurs donnant des images en échelle de gris. Au cours des années 1980 la qualité des images s'est encore améliorée grâce à l'utilisation des sondes ultrasonores à barrettes qui permirent la focalisation du faisceau à plusieurs profondeurs.

Par la suite les progrès techniques concernèrent essentiellement la réalisation de sondes ultrasonores miniaturisées et fonctionnant à haute fréquence. Vint enfin, le développement de l'endosonographie (échographie par voie endovaginale, endorectale, transœsophagienne voire endovasculaire).

2.1.2 Principes

L'échographie de la thyroïde s'est imposée progressivement comme une technique d'exploration morphologique de premier plan. Elle nécessite un appareillage spécifique, une grande expérience et une interprétation précise, basée sur une parfaite connaissance de la pathologie thyroïdienne.

L'imagerie de haute résolution nécessite une sonde de haute fréquence au minimum 5 MHz, de préférence 7.5 MHz pour obtenir une moindre diffraction. Les sondes sont munies soit de transducteurs linéaires ou convexes, soit de transducteurs de type sectoriel.

- La barrette, transducteur linéaire, examine une région relativement importante, mais elle est peu maniable. Si une barrette permet l'exploration étendue d'une région, de part sa taille, elle est difficilement maniable et, inadaptée à la morphologie d'un cou de petites dimensions (notamment chez l'enfant et les personnes âgées). L'extension cervicale limitée ne permet pas l'exploration des pôles inférieurs de la thyroïde ou d'une thyroïde plongeante. Une barrette plus petite est souvent préférable pour sa maniabilité mais allonge le temps de l'examen et donne des images plus petites donc moins anatomiques.
- Le transducteur de petite taille, de type sectoriel, explore une région limitée mais son maniement est plus aisé.

2.1.3 Réalisation de l'examen

Les sondes actuelles permettent rarement de visualiser correctement l'ensemble des deux lobes en coupes transversales, a fortiori en cas d'augmentation de volume. Il est donc recommandé d'étudier les lobes l'un après l'autre, de la trachée à la région jugulo-carotidienne correspondante par des héli-coupes transversales, et d'explorer l'isthme par des coupes transversales médianes.

L'examen thyroïdien fait appel à deux incidences principales transversale et longitudinale. Des coupes longitudinales sont ensuite réalisées pour chaque lobe et pour l'isthme. Plusieurs coupes sont pratiquées avec des inclinaisons différentes de la sonde, afin d'analyser l'ensemble du lobe. Il est fréquent de ne pas pouvoir visualiser un lobe dans toute sa hauteur en coupe longitudinale. Des coupes longitudinales hautes et basses devront être accomplies pour une étude complète.

Ces deux incidences principales peuvent être complétées par une incidence coronale. Le cou est alors abordé par sa face latérale et des coupes longitudinales sont effectuées d'arrière en avant, de la face antérieure du corps vertébral jusqu'à la face antérieure de la trachée.

2.1.4 L'image échographique

a) Anatomie normale (*figure I-6*)

Les contours thyroïdiens sont réguliers, l'échostructure de la plage est très homogène avec des échos d'amplitude moyenne. La trachée, médiane, présente une interface échogène au niveau des cartilages et une ombre acoustique en arrière, liée à la présence d'air dans la trachée. L'œsophage est souvent vu en arrière du lobe gauche. Les structures carotidiennes et jugulaires internes sont bien appréciées latéralement. Les structures musculaires antéro-latérales et surtout postérieures sont également visibles. Les muscles long du cou présentent une échogénicité discrètement inférieure à celle du parenchyme thyroïdien.

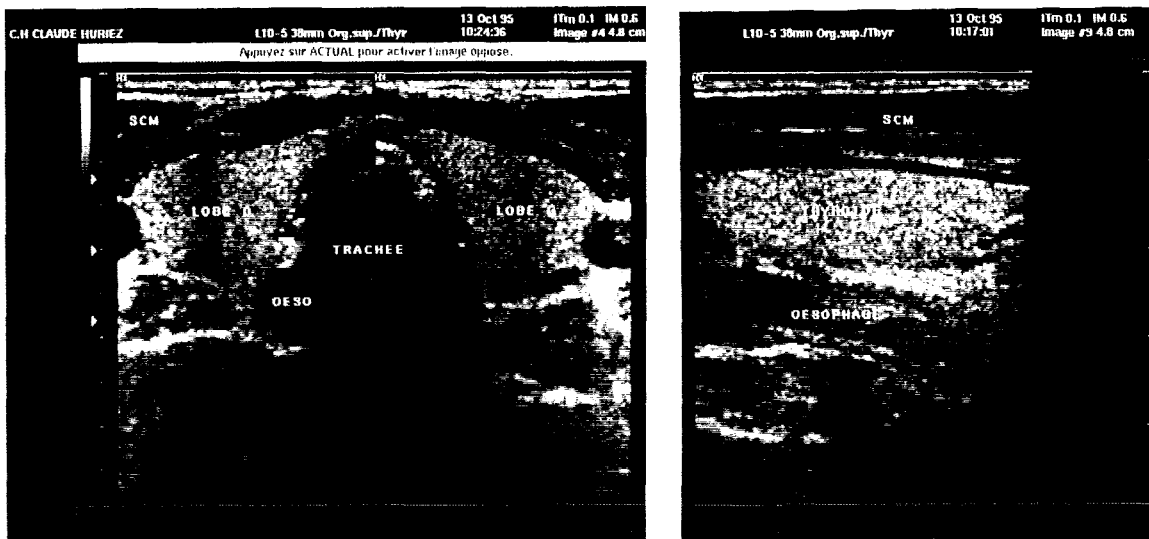


Figure I-6 : coupes échographiques transversales et longitudinale des lobes de la thyroïde.

b) Variantes de la normale

La glande thyroïde peut être en position ectopique. On peut aussi noter la présence d'un îlot thyroïdien séparé d'une glande thyroïde normale. Il existe également de nombreuses variations possibles du tractus thyroïdienne, essentiellement sous forme de zones kystiques hautes, situées dans l'axe médian.

L'œsophage en arrière du lobe gauche peut donner un aspect pseudotumoral. Habituellement il a un aspect tubulé hypoéchogène avec une interface hyperéchogène linéaire centrale. L'ingestion d'eau suivie en temps réel peut affirmer l'origine digestive de cette structure. L'œsophage peut présenter un diverticule plus ou moins important pouvant simuler

un foyer à centre hyperéchogène avec un halo périphérique hypoéchogène. La veine jugulaire interne qui se situe en dehors de la carotide primitive peut apparaître dilatée. Des malformations non pathologiques sont habituellement rencontrées sous forme d'hypoplasie ou d'agénésie souvent unilatérale. La thyroïde peut être en situation ectopique ayant incomplètement émigré depuis la base de la langue jusqu'à son gîte normal.

c) Echographie pathologique

Un nodule en échographie se définit par son siège, sa taille, ses limites, son échostructure. Le diamètre varie de 1 à 5 mm selon la sensibilité de l'appareillage pour les plus petits nodules visibles, jusqu'à plusieurs centimètres pour les plus volumineux. L'échostructure différencie les nodules entièrement solides et les nodules mixtes.

Les nodules entièrement liquidiens sont rares. Une formation est dite liquidienne pure si elle remplit les quatre conditions suivantes :

- vide d'écho avec le réglage standard,
- absence de composante solide même à saturation,
- renforcement postérieur,
- bords minces.

Pour les nodules entièrement solides, la comparaison au parenchyme sain amène à les classer en nodules hyperéchogènes, isoéchogènes ou hypoéchogènes. Le pourcentage de ces différentes échogénicités est variable selon les séries [Bruneton 81][Bruneton 85][Bruneton 90][Mossa 80][Simeone 82][Scheible 79]. Globalement, on peut considérer que les nodules hypoéchogènes sont les plus nombreux (environ 40 % de tous les nodules). Les nodules hyperéchogènes représentent environ 20 % et 3 à 28 % pour les nodules isoéchogènes. La proportion de nodules mixtes estimée environ à 28 % des nodules thyroïdiens, varie en fait selon les auteurs.

L'étude séméiologique du goître consiste en l'appréciation du volume, de la répartition de l'hypertrophie, de la topographie, du retentissement sur les organes voisins, des contours et de l'échostructure. Le goître est le plus souvent entièrement cervical, mais plonge parfois dans le médiastin. L'hypertrophie peut concerner un lobe (goître asymétrique) ou les deux (goître symétrique). Cette asymétrie est majeure dans 10 % des cas où seul un lobe est hypertrophié et

multinodulaire, l'autre étant à peine modifié, un peu gros, parfois micronodulaire. L'étude de l'échostructure permet la distinction entre les goîtres homogènes, non nodulaires, et les goîtres hétérogènes multinodulaires. Dans le premier type de goître, on apprécie l'échogénicité par rapport à celle des muscles voisins. La thyroïde est normalement nettement plus échogène que le muscle.

Quant aux goîtres hétérogènes multinodulaires, ils résultent d'une longue période d'évolution au cours de laquelle le tissu thyroïdien s'est transformé, réalisant des zones fibreuses, des cavités liquidiennes et des calcifications.

3.1 La cytoponction échoguidée

3.1.1 Intérêts

La cytoponction est un examen peu coûteux, acceptable par le patient et comportant peu de complications. Effectuée à l'aide d'une aiguille fine, l'aspiration douce ramène un matériau sur lequel on procèdera à l'analyse cellulaire. C'est une technique fondamentale réduisant la durée d'hospitalisation et le nombre d'interventions chirurgicales à visée diagnostique.

La cytoponction sous contrôle échographique est particulièrement indiquée :

- dans la stratégie diagnostique d'un nodule isolé de plus de 5 mm, non palpable parce qu'il est trop petit ou trop profond, et surtout s'il est hypo- voir isoéchogène à l'échographie ou hypofixant à la scintigraphie [Tramalloni 90][Leger 92],
- pour diriger dans un goître multinodulaire la ponction sur un nodule hypoéchogène suspect,
- pour diriger la ponction sur la partie pleine d'un nodule partiellement kystisé.

La technique de ponction est simple, mais elle nécessite un personnel médical entraîné pour éviter les prélèvements trop sanglants, de ce fait ininterprétables. La réponse fournie par l'anatomopathologiste doit préciser la nature bénigne, suspecte ou maligne de la lésion et dans la mesure du possible son type histologique.

3.1.2 Méthodologie du guidage

L'échographie interventionnelle recouvre l'ensemble des techniques qui utilisent l'échographie en tant que moyen de guidage d'un geste diagnostique ou thérapeutique. C'est un moyen de guidage rapide, mobilisable, non irradiant, offrant une image dans tous les plans de l'espace et assurant des conditions de sécurité satisfaisantes à l'opérateur. Les difficultés que rencontre le guidage échographique sont dues à une mauvaise fenêtre acoustique ou à l'échogénicité d'organes de voisinage, susceptibles de masquer le trajet de l'aiguille.

L'avantage de l'échographie est lié à la visualisation permanente en temps réel de l'aiguille. De ce fait, il est possible d'effectuer des ajustements rapides en modifiant l'angulation et la profondeur de la manœuvre, permettant ainsi à l'opérateur d'épargner des structures tels que, poumons, vaisseaux, etc. Lors de la progression de l'aiguille dans les tissus, le patient doit s'abstenir de respirer de façon à laisser l'aiguille visible sur l'écran. Lorsque le guidage échographique est imparfait (insuffisance de la fenêtre acoustique), on peut utiliser un autre moyen d'imagerie (scanner).

En ce qui concerne les méthodes de guidage, diverses techniques sont possibles. La technique "main libre" ne rend pas indispensable l'emploi d'une sonde stérile. La sonde peut en effet être positionnée à distance de l'entrée de l'aiguille et placée de telle sorte que le faisceau ultrasonore soit perpendiculaire, et permettant de la visualiser sur tout son trajet. Les modifications du trajet et de la position de l'aiguille sont ainsi facilitées.

Une autre méthode consiste à placer la sonde près du point d'entrée cutané, avec la mise en place de celle-ci dans un gant stérile. Les méthodes dites "automatisées" nécessitent un porte aiguille fixé sur la sonde. Ce système donne à l'aiguille une direction prédéterminée, matérialisée sur l'écran par une ligne de tir. Un élément important dans ces systèmes est la possibilité de désolidariser simplement l'aiguille de la sonde en cas de besoin, notamment pour contrôler le geste sous d'autres incidences.

III- Intérêts de la superposition des informations échographiques et scintigraphiques

Dans le cadre de l'exploration thyroïdienne, l'examen paraclinique de première intention est encore souvent la scintigraphie isotopique. L'échographie prend une part de plus en plus importante au fil des années en raison de l'amélioration de l'appareillage. Mais elle ne peut dans tous les cas se substituer à une exploration scintigraphique car elle ne donne aucun renseignement sur la fonction thyroïdienne.

Dans certains nombreux cas (thyroïdites, maladie de Basedow, saturation iodée), la scintigraphie est absolument indispensable pour le diagnostic et la décision thérapeutique. Même dans la situation apparemment simple où l'échographie met en évidence une zone liquidienne du type kystique, il peut s'agir d'un adénome autonome largement infarci, la scintigraphie montre toujours une hyperfixation. En outre, l'échographie ne peut préciser si une tumeur du médiastin supérieur et antérieur est un goître plongeant ou non, en raison de l'accès malaisé de la région et de la difficulté de différencier tissu thyroïdien et non thyroïdien. Seule la scintigraphie peut affirmer l'existence d'un goître.

Parfois on peut se limiter à une exploration morphologique. Notamment dans le cadre de la surveillance d'une thyroïde antérieurement explorée (goître simple, nodule solide non opéré), ou lorsque l'exploration de la glande par des radioisotopes est contre indiqué, en période de grossesse.

L'apport de l'échographie sert généralement à préciser et à compléter les informations fournies par la scintigraphie en ce qui concerne la structure de la glande. Elle permet de connaître avec précision le volume de la thyroïde, d'affirmer ou d'infirmer l'existence d'un goître, de connaître le caractère localisé ou diffus de l'atteinte thyroïdienne, de préciser le retentissement d'un goître sur la trachée ou les rapports d'une tuméfaction cervicale avec la thyroïde. L'échographie montre assez souvent des remaniements au sein des goîtres alors que l'image scintigraphique paraît en tous points homogène. Elle permet de découvrir des nodules non visibles sur la scintigraphie en raison de leurs tailles ou de leurs positions (nodules postérieurs masqués par l'activité du tissu se trouvant en avant). Elle montre mieux les anomalies des bords et de la région isthmique. L'échographie a permis de suspecter de nombreuses thyroïdites chroniques non suggérées par la scintigraphie. L'échographie est

parfois rassurante lorsqu'elle montre un tissu parfaitement homogène alors que la scintigraphie mettrait en évidence des anomalies suspectes de la fixation. Il peut s'agir dans ce cas d'un parenchyme thyroïdien saturé par un apport excessif d'iode.

La corrélation fréquente de ces deux techniques est aussi très intéressante dans l'étude des nodules thyroïdiens. La fréquence d'apparition du nodule est basse chez l'enfant et augmente progressivement avec l'âge pour atteindre 60 à 80% chez les octogénaires. Devant cette situation courante, le clinicien doit déterminer la nature bénigne ou maligne du nodule afin d'opérer tous les nodules malins et le moins de nodules bénins possibles. En pratique différentes attitudes ont été adoptées. La plus ancienne et la plus classique consiste à opérer la plupart des nodules afin de ne méconnaître aucun cancer. La plus récente, considérant l'extrême fréquence de cette pathologie et le coût global pour la santé que représenterait une intervention systématique, consiste à essayer d'évaluer les probabilités pour qu'un nodule donné soit bénin ou malin.

L'échographie est la technique d'imagerie la plus sensible pour détecter des nodules infracliniques. Néanmoins elle ne permet d'affirmer la bénignité d'un nodule que dans les cas de nodules entièrement liquidiens. La fréquence des nodules liquidiens est très diversement appréciée, jusqu'à 20 % dans certaines séries anciennes, 24 % dans la série de Walker en 1985 [Walker 85], 3 à 6 % dans celle de Bruneton en 1985 [Bruneton 85] et Solbiati en 1985 [Solbiati 85]. Toutefois le caractère partiellement liquidien d'un nodule, tel que peut l'établir la ponction, ne suffit pas pour permettre de conclure à la bénignité. Quant à la scintigraphie, son approche fonctionnelle permet d'affirmer la bénignité des nodules hyperfixants soit environ 15 %.

Conclusion

Nous venons de décrire les problèmes inhérents aux diagnostics des pathologies thyroïdiennes, compte tenu de leurs diversités et des méthodes d'investigations disponibles. Les informations anatomiques et physiologiques issues de la scintigraphie et de l'échographie de la thyroïde sont souvent comparées entre elles, afin de mettre en correspondance des structures identiques analysées par des capteurs différents. En effet, le regroupement des informations paracliniques fournit une aide précieuse au clinicien pour l'établissement des diagnostics, surtout dans le cas des nodules thyroïdiens étant donné leur fréquence d'apparition et leur caractérisation souvent difficile.

Il est important de rappeler que ces deux techniques sont fondamentalement différentes et il paraît normal de les considérer comme des techniques complémentaires l'une de l'autre. La scintigraphie met en évidence le tissu fonctionnel de la glande mais en raison de la faible qualité des images, leurs interprétations peuvent être difficiles. L'échographie sert généralement à compléter les informations fournies par la scintigraphie notamment au niveau de la structure et du volume de la glande.

CHAPITRE II

DEFINITION DU SYSTEME DE MISE EN CORRESPONDANCE DES IMAGES

Introduction

Comme nous l'avons présenté dans le chapitre précédent, le fait d'associer la scintigraphie et l'échographie dans l'étude des pathologies thyroïdiennes n'a que des avantages. La corrélation de l'échographie et de la scintigraphie a fréquemment été présentée dans les travaux [Blum 77][Carlier 80][Espinasse 77], mais celle-ci n'est effectuée qu'à partir de comptes-rendus d'exams, ce qui présente des inconvénients de fiabilité et de rapidité.

Nous commençons ce chapitre par l'établissement d'un cahier des charges d'un système dédié à la mise en correspondance en "temps réel" des images scintigraphiques et échographiques de la thyroïde.

Dans la partie suivante, sont exposés les principes de fonctionnement de la gamma-caméra et de l'échographe ainsi que leurs performances en terme de résolution.

I- Cahier des charges

Il nous faut réaliser le couplage d'un échographe et d'une gamma-caméra, afin de mettre automatiquement en correspondance les images issues des deux systèmes d'imagerie. Cette manière de procéder potentialise les informations données par chacun des appareils.

Le déroulement des examens paracliniques est planifié de la manière suivante :

- le patient est placé sous le détecteur de la gamma-caméra pour effectuer une scintigraphie de la thyroïde dans les conditions habituelles,
- juste après la génération de l'image scintigraphique, le clinicien analyse la structure de la glande par l'intermédiaire de coupes échographiques en prenant en compte les résultats de la scintigraphie pour diriger, orienter l'étude de la glande dans un premier temps (étude de régions suspectes, mesure de volumes ou d'épaisseurs du parenchyme, etc.), puis pour lever des ambiguïtés d'interprétation dans les images échographiques (nodule, etc.).

Cette façon de procéder repose sur un point très important : le patient doit rester immobile pendant la durée de l'ensemble des examens. En effet, le fait d'analyser la glande thyroïde, dans une même position, par deux capteurs différents facilite considérablement la tâche de mise en correspondance des images scintigraphiques et échographiques.

A partir des équipements classiques, à savoir, une gamma-caméra de type DST (SOPHA MEDICAL VISION) et d'un échographe (KONTRON SIGMA 1AC) muni d'une sonde sectorielle haute résolution (5 MHz), il s'agit de développer un système disposant des fonctionnalités suivantes :

- gestion des images échographiques et scintigraphiques. Les images échographiques sont recueillies à partir de la sortie vidéo externe. Le signal fourni sur cette sortie est compatible avec le standard de télévision (625 lignes, 25 images par seconde). Les images scintigraphiques sont disponibles sur disquettes 3½" et compatible avec le DOS,
- corrélation des images scintigraphiques et échographiques par l'intermédiaire du report en "temps réel" de la trace de la coupe échomotographique sur l'image scintigraphique.

Le système intégrant ces fonctions se doit d'être accessible à tout manipulateur peu ou pas initié aux notions élémentaires de l'informatique. Ceci suppose par exemple une gestion de clavier simplifiée, une aide contextuelle, des messages d'invite ou d'avertissement clairs, une gestion efficace des erreurs de manipulation, etc. Enfin, les contraintes de coût, le souci de concevoir un ensemble évolutif et une possible industrialisation sont à prendre en ligne de compte dans l'ensemble des choix technologiques et dans la conception du système.

La méthodologie utilisée sera de mettre en correspondance les systèmes d'imagerie avant l'acquisition des images, ce qui permet de réaliser la corrélation, en "temps réel", entre les images échographiques et scintigraphiques. Le procédé repose sur un repérage externe des capteurs par rapport à un référentiel 3D commun.

Il faut donc choisir un système capable de repérer deux capteurs dont les dimensions et les mobilités sont différentes. Les capteurs sont en fait le détecteur scintigraphique et la sonde échographique. Le contour externe du détecteur scintigraphique a une forme parallélépipédique imposante (57 cm×30 cm×45 cm) et est immobile pendant la durée de l'examen. Quant à la sonde échographique, elle est de taille modeste, légère et très mobile (forme tronconique de diamètre moyen : 3.5 cm et de hauteur : 8.3 cm).

Le système mis en œuvre pour mesurer les coordonnées 3D sera un système de vision stéréoscopique (cf. chapitre II : partie 1), composé de deux caméras CCD, monochromes, sensibles à l'infrarouge. Ce système sera positionné de manière à observer, à des instants différents (les examens sont consécutifs), le détecteur scintigraphique et la sonde échographique dans le champ commun des caméras vidéo (*figure II-1*).

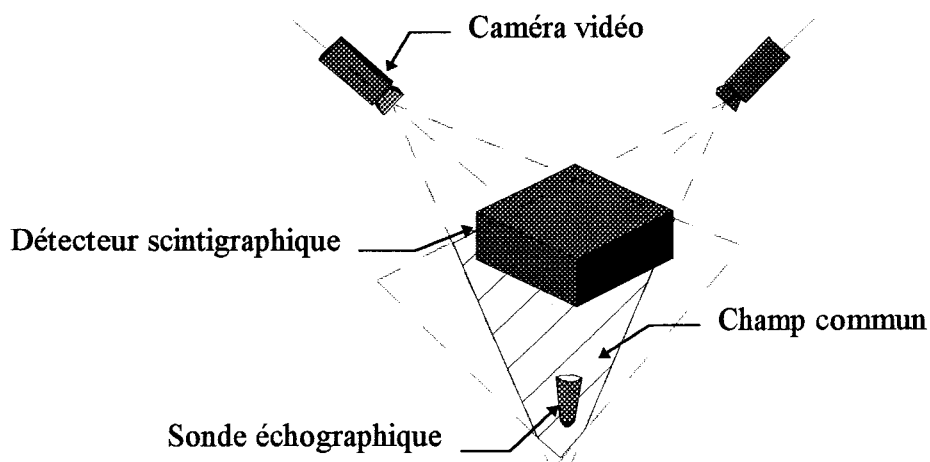


Figure II-1 : dispositif de vision stéréoscopique.

Comme les parties visibles des capteurs par les caméras vidéo ne possèdent pas de forme géométrique caractéristique, et d'autre part pour garantir une rapidité et une fiabilité des mesures (ambiguïtés d'appariements, indépendance au niveau de l'éclairage du milieu ambiant), des points particuliers seront matérialisés par des leds infrarouges fixées sur chaque capteur à localiser. Le rayonnement infrarouge a l'avantage de ne perturber ni le patient, ni le praticien pendant la durée de l'examen échographique qui se déroule habituellement dans une semi-obscurité.

II- Acquisition des informations

Successivement, les mécanismes permettant la génération des images scintigraphiques et échographiques sont détaillés dans cette seconde partie.

2.1 La gamma-caméra

2.1.1 Principe de fonctionnement

Les détecteurs utilisés actuellement, fonctionnent sur le principe de la caméra conçue par Anger dès 1952, puis progressivement perfectionnée pour conduire aux premières applications cliniques dès la fin des années 60. De très importantes améliorations ont été apportées ces dernières années.

Le milieu détecteur est un monocristal d'iodure de sodium, activé au thallium, et de grande dimension. Ce cristal reçoit les photons émis par la source au travers d'un collimateur. Celui-ci est le plus souvent une grille à canaux parallèles permettant de sélectionner les photons émis dans l'axe de chaque canal. Le cristal convertit l'énergie absorbée en un grand nombre de photons lumineux, émis de façon isotrope à partir du lieu de l'absorption. Ces photons lumineux sont reçus par les photocathodes de tubes photomultiplicateurs (PM) et transformés en impulsions électriques. Un système électronique localise le lieu de l'émission lumineuse dans le cristal et, en adressant des signaux de positionnement au balayage d'un moniteur vidéo, permet d'obtenir l'image (*figure II-2*).

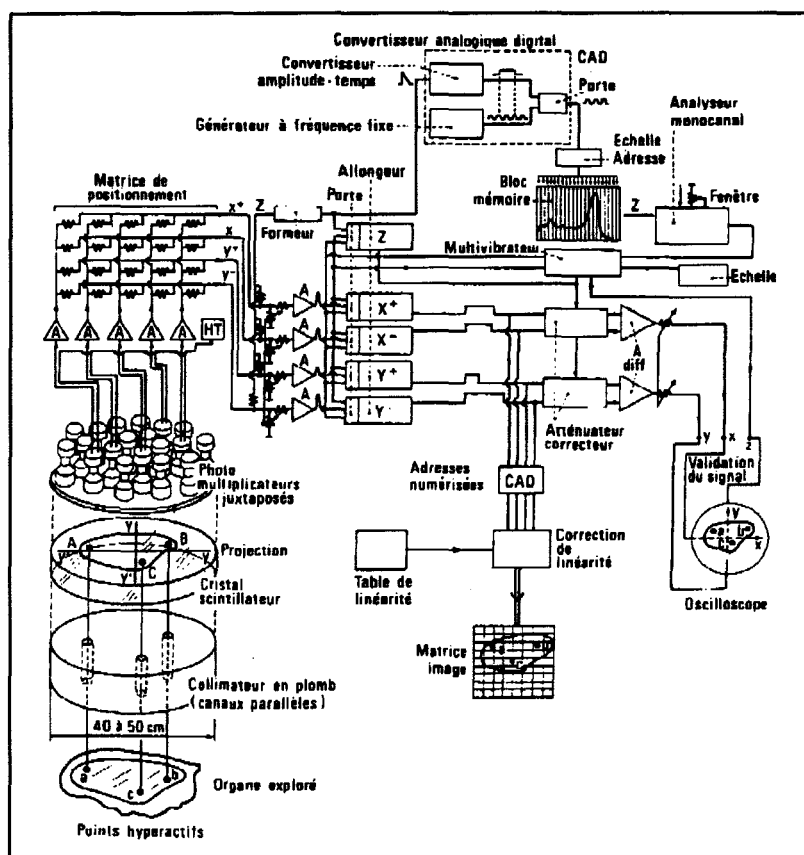


Figure II-2 : schéma d'une gamma-caméra et de son électronique [Moretti 91].

a) Principe de détection des photons

Le principe de détection repose essentiellement sur les phénomènes d'ionisation et d'excitation créés dans un milieu scintillant. Une ionisation se produit lorsque l'énergie cédée au milieu par le photon incident mobilise et éjecte un électron orbital, créant ainsi un ion positif (effet photoélectrique). L'énergie cinétique cédée lors de l'excitation est moindre. L'électron passe sur une orbitale supérieure. L'atome ou la molécule se désexcite alors très rapidement par émission de photons lumineux.

Les scintillateurs sont constitués d'un milieu solide, susceptible d'émettre un rayonnement de fluorescence après excitation de ses molécules. Le nombre de photons lumineux émis dans le détecteur est proportionnel à l'énergie du photon incident lorsqu'il est absorbé par effet photoélectrique. Le rendement énergétique est faible, 10 à 12% de l'énergie absorbée est convertie en photons lumineux, dont le rayonnement se situe dans le spectre du visible ou ultra violet proche. Le scintillateur le plus couramment utilisé pour la détection des photons γ en imagerie diagnostique est le monocristal d'iodure de sodium (NaI). Son activation par des impuretés de Thallium (TI) est nécessaire pour permettre l'exploitation de ses propriétés optimales de scintillation à température ambiante. Le cristal a une forme de

galette de 30 à 60 cm de diamètre pour les détecteurs à champ circulaire et sont de l'ordre de 50 par 70 cm pour les détecteurs à champ rectangulaire. Son épaisseur varie entre 9 et 12 mm.

b) Le collimateur

Le collimateur est un élément essentiel au fonctionnement d'une caméra à scintillation. Il joue un rôle analogue à celui d'un objectif en photographie. Il assure donc la correspondance entre chaque point objet et son point image homologue. Il détermine la définition du champ de vision du détecteur, sa résolution spatiale et sa sensibilité. Quatre types de collimateurs peuvent être utilisés en imagerie courante :

- le sténopé (pinhole) réalisant un agrandissement d'un objet de petite dimension,
- le collimateur parallèle, le plus utilisé, car conservant sans déformation sur l'image, la morphologie et les dimensions de l'objet,
- les deux types de collimateurs convergent et divergent réalisent une homothétie d'un rapport, positif ou négatif et sont rarement utilisés (*figure II-3*).

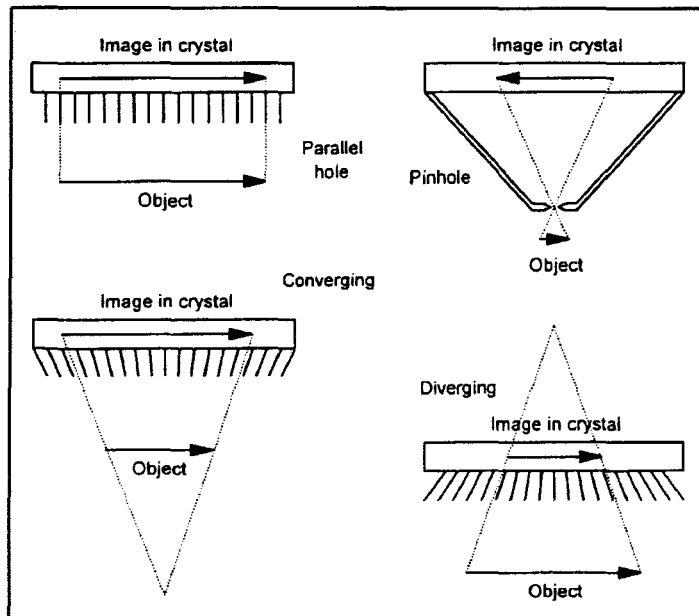


Figure II-3 : les quatre types de collimateurs [Bushberg 94].

Nous n'envisageons que les collimateurs à canaux parallèles constitués d'une grille de plomb définissant des trous de section et de hauteur déterminées, séparés par des parois de plomb, ou septa, d'épaisseur également fixée. L'épaisseur des septa doit être adaptée à l'énergie du rayonnement γ émis, de façon à pouvoir absorber une fraction importante des photons présentant une trajectoire oblique par rapport à l'axe des canaux (a). En sortie du

collimateur, au niveau du cristal, ne subsistent que trois composantes incidentes ; la composante géométrique (g) émise dans l'axe des canaux, la composante diffusée (d) dans la source et qui se retrouve également dans l'axe du collimateur, enfin la composante de pénétration septale (p) (figure II-4).

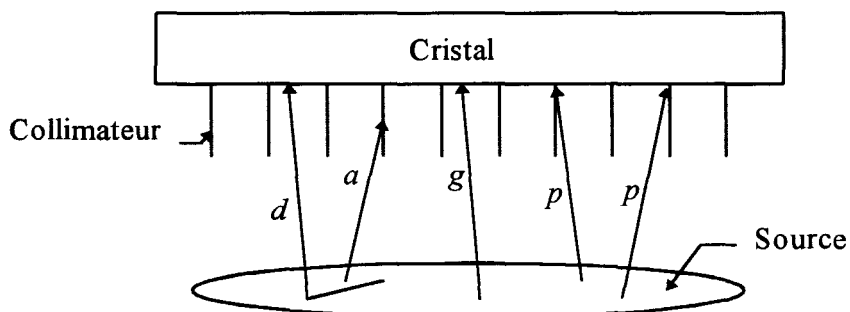


Figure II-4 : action du collimateur sur le rayonnement incident.

Pour une bonne qualité d'image, la composante (g) doit être la plus grande possible par rapport à (p) et (d), qui constituent tous deux un bruit de fond parasite abaissant le contraste de l'image. Deux caractéristiques sont essentielles pour les collimateurs, leur efficacité géométrique d'une part, leur résolution spatiale d'autre part. L'efficacité géométrique se définit par le rapport du flux de photons γ transmis par le collimateur, au flux de photons γ reçu (de l'ordre de $1 / 10000$). Elle augmente rapidement avec la section de canaux et diminue lorsque l'épaisseur et la hauteur des septa augmentent.

c) Système de localisation et d'identification des photons détectés

Chaque photomultiplicateur reçoit un nombre de photons proportionnel à l'angle solide, sous lequel, sa surface sensible est vue depuis le lieu de l'émission et transforme ce signal lumineux en un signal électrique amplifié proportionnellement d'un facteur voisin de 10^{10} . La sortie de chaque photomultiplicateur est reliée par des condensateurs variables aux bornes de positionnement en "X" et en "Y", notés en général X^+ , X^- , Y^+ et Y^- (figure II-5). Pour chaque photomultiplicateur, l'angle solide varie de façon non linéaire en fonction de la distance entre son axe et le lieu de l'émission. Il est possible d'ajuster l'ensemble des capacités de façon à obtenir aux paires de bornes X^+ , X^- et Y^+ , Y^- des différences de potentiel variant quasi linéairement en fonction de la position du lieu d'émission. Du fait de la linéarité de la chaîne de détection (cristal et photomultiplicateurs) la somme des signaux fournis par l'ensemble des photomultiplicateurs est proportionnelle à l'énergie du photon absorbée.

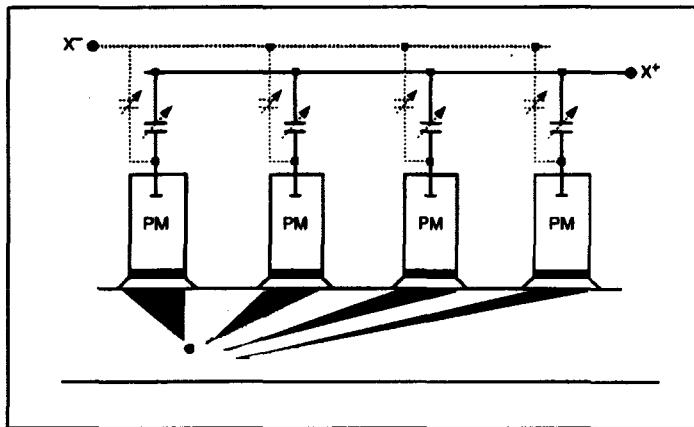


Figure II-5 : système de localisation et d'identification des photons détectés [Dutreix 93].

L'analyse de l'amplitude du signal résultant permet donc par une technique spectrométrique de sélectionner les photons que l'on souhaite détecter. Les signaux en X et Y ne sont transmis aux codeurs de coordonnées pour constituer une image digitale, que si le photon détecté correspond à la fenêtre d'énergie choisie.

d) Spectrométrie

Lors de la mesure d'activité d'une source, on mesure d'abord les signaux représentatifs de cette source mais aussi des informations parasites (bruit) :

- le bruit de fond dû à la radioactivité ambiante naturelle ou artificielle ;
- les signaux engendrés par les interactions du rayonnement caractéristique avec le collimateur et avec la matière contenant la source (figure II-4).

La méthode spectrométrique a pour but d'augmenter la valeur du rapport signal/bruit, pour améliorer la qualité de l'information recueillie en mesure quantitative et donc de réduire la quantité du radiotracer nécessaire à la réalisation d'un examen de bonne qualité.

Les différentes conversions d'énergie a introduit une dispersion statistique de l'information recueillie, de part et d'autre de la valeur exacte de l'énergie caractéristique du rayonnement. Le principe de la sélection du signal consiste à ne retenir que les amplitudes comprises entre deux valeurs limites (les seuils inférieur S_1 et supérieur S_2)(figure II-6), définissant une fenêtre d'énergie, centrée de part et d'autre de la valeur de l'énergie caractéristique pour obtenir un signal assez intense (compromis entre qualité-efficacité).

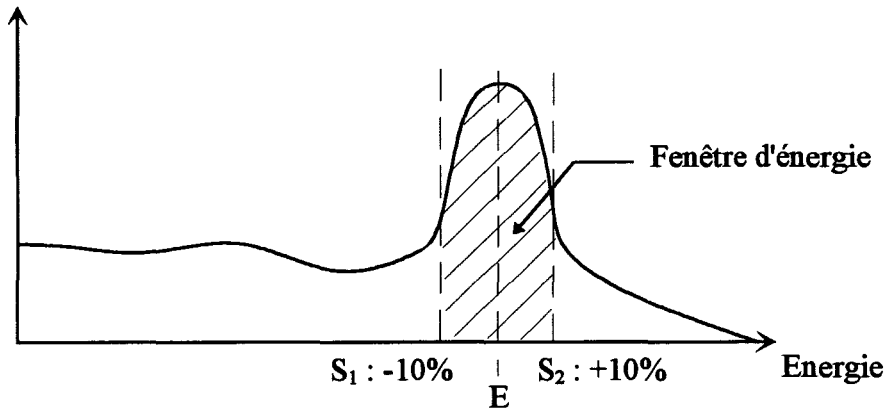


Figure II-6 : spectre d'énergie d'un radioélément.

2.1.2 Résolution

Les performances d'une gamma-caméra doivent être appréciées sur la valeur d'un certain nombre de caractéristiques. Les imperfections sont en partie inhérentes au détecteur et à l'électronique associée. La résolution spatiale traduit l'aptitude du collimateur à séparer les images de deux sources ponctuelles rapprochées. La dégradation tient à ce que les images s'effectuent non pas en concentrant en un point la totalité des informations issues d'un point objet, mais en dispersant plus ou moins celles-ci autour du point image. La répartition de cet étalement répond à une loi caractéristique de chaque appareil, appelée fonction de dispersion ponctuelle.

Cette dispersion diminue lorsque la hauteur et l'épaisseur des septa augmentent et lorsque la section des canaux diminue. La variation de la résolution spatiale est donc tout à fait opposée à celle de l'efficacité géométrique. Un compromis est à trouver entre ces deux caractéristiques essentielles pour une bonne qualité de l'image (résolution spatiale : $\cong 6$ mm pour une distance source collimateur de 10 cm).

2.2 L'échographe

2.2.1 Principes physiques

a) Les ultrasons

Les ultrasons sont des vibrations mécaniques de même nature que les sons mais de fréquences élevées (20 KHz à 1 GHz) auxquelles l'oreille humaine est insensible. Les fréquences utiles à l'imagerie ultrasonore médicale vont actuellement de 1 à 12 MHz. Les ultrasons sont des ondes de pression qui se propagent de proche en proche dans un milieu matériel en provoquant localement des variations de pression et des déplacements infimes de la matière autour de la position d'équilibre (*figure II-7*).

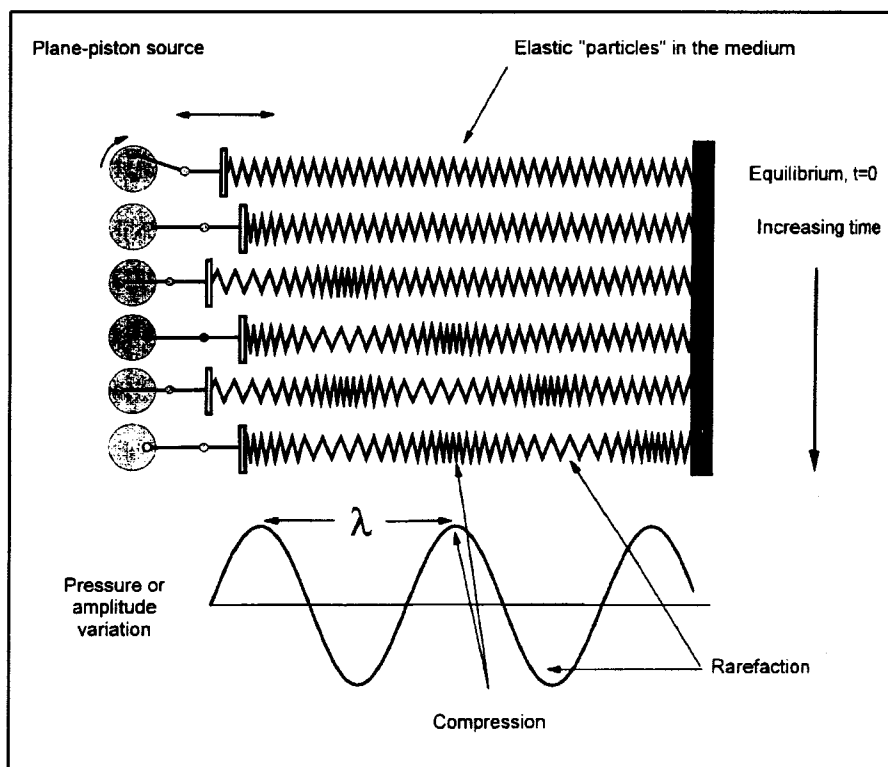


Figure II-7 : propagation de l'énergie mécanique dans un milieu élastique [Bushberg 94].

L'onde ultrasonore ne peut se propager que dans un milieu élastique et déformable. Son déplacement entraîne des vibrations des molécules du milieu de part et d'autre de la ligne de propagation de l'onde selon un mouvement oscillant. L'onde transfère de l'énergie mécanique au milieu mais ne possède pas la capacité de l'ioniser comme les rayons X.

La vitesse de propagation de l'onde dépend de la densité ρ (g/cm^3) et de l'élasticité E du milieu de propagation. La vitesse de propagation s'écrit :

$$c = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$$

Dans les différents tissus mous, les ultrasons se propagent sensiblement à la même vitesse ($c_{\text{eau}} = 1540$ m/s, $c_{\text{graisse}} = 1450$ m/s, $c_{\text{muscle}} = 1600$ m/s, $c_{\text{foie}} = 1550$ m/s). En revanche les vitesses de propagation dans l'air ou dans l'os sont très différentes ($c_{\text{air}} = 330$ m/s, $c_{\text{os}} = 3000$ à 4000 m/s). La longueur d'onde, spécifique à la fois de l'onde et du milieu de propagation, mesure l'étendue spatiale d'un cycle de vibration et est reliée à la fréquence par la relation :

$$\lambda = \frac{c}{f}$$

b) Réflexion

L'impédance acoustique Z d'un tissu est définie par le produit de la densité par la vitesse de propagation : $Z = \rho \times c$. Physiquement, elle représente le rapport entre les variations de pression de l'onde et sa vitesse de déplacement dans les tissus. Lorsqu'une onde ultrasonore passe d'un milieu à un autre, une partie de l'énergie incidente est réfléchi. Les conditions de la réflexion à l'interface de deux milieux dépendent en fait de la différence des impédances acoustiques de ces deux milieux. La proportion de l'énergie réfléchi à l'interface de deux milieux d'impédance acoustique Z_1 et Z_2 est donnée par :

$$\frac{I}{I_0} = \frac{(z_1 - z_2)^2}{(z_1 + z_2)^2}$$

Cette relation est valable uniquement que si l'onde arrive sous une incidence normale à l'interface. En cas d'incidence oblique, la proportion de l'énergie réfléchi varie en fonction de l'angle. Pour une interface graisse ($Z = 1.33 \cdot 10^6$) muscle ($Z = 1.7 \cdot 10^6$) 1.5 % seulement de l'énergie incidente est réfléchi (les échos ont cependant une amplitude suffisante pour être détectés). La plus grande partie de l'énergie est transmise à travers l'interface et peut explorer des structures plus profondes. En revanche l'air et l'os, représentent un obstacle à la propagation des ultrasons car leurs impédances sont très différentes de celles des tissus mous.

c) Diffusion

C'est la réémission dans toutes les directions de l'espace, d'une fraction minime de l'énergie ultrasonore par des cibles dont les dimensions sont petites, en comparaison avec la longueur d'onde (capillaires, tissus conjonctifs, etc.)(figure II-8).

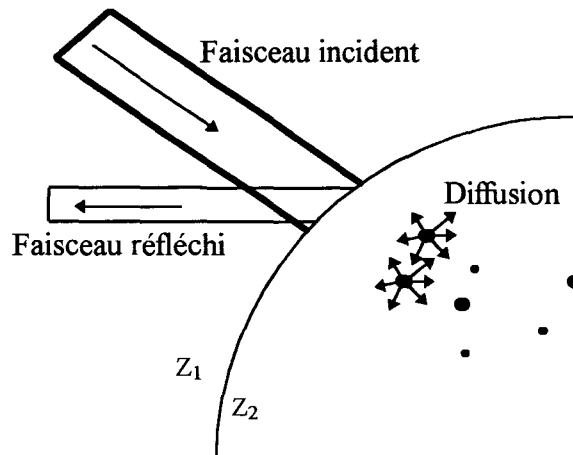


Figure II-8 : illustration de la réflexion et de la diffusion des ultrasons.

d) Atténuation

L'énergie de l'onde est atténuée au cours de sa propagation dans les tissus. Les mécanismes d'atténuation sont multiples. Ce sont les interactions au cours desquelles l'énergie est prélevée au faisceau incident, pour être réémise dans des directions différentes (réflexion ou diffusion) ou absorbée par le tissu et transformée en chaleur (absorption). L'intensité ultrasonore décroît exponentiellement avec la profondeur x de pénétration dans les tissus et s'écrit :

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

Dans les tissus mous $\alpha(f)$ (coefficient d'atténuation) est proportionnel à la fréquence, et l'atténuation augmente à la fois avec la fréquence et la profondeur de pénétration. A valeur d'atténuation égale, la profondeur de pénétration des ultrasons est d'autant plus faible que la fréquence est élevée. L'atténuation dépend de la nature des tissus, mais en moyenne elle vaut environ 1 dB/MHz×cm dans les tissus mous (os : 10 dB/MHz×cm et dans les poumons : 20 dB/MHz×cm). Une onde de fréquence 5 MHz qui se propage sur une distance de 10 cm (5 cm

aller et 5 cm au retour) est atténuée de 50 dB, c'est à dire que l'intensité a diminué dans un rapport de 10^5 .

e) Phénomènes physiques annexes

- Le phénomène d'ombre acoustique se produit chaque fois que le faisceau ultrasonore est intercepté par une structure très réfléchissante (os, gaz digestifs, calculs rénaux ou biliaires). Sur l'image, la paroi réfléchissante est représentée par un écho très intense en arrière duquel se projette un cône d'ombre acoustique où aucune image n'est visible.
- Certains des artefacts trouvent leurs origines dans un mauvais réglage de l'appareil. Par exemple un niveau d'amplification excessif peut faire apparaître des échos disséminés dans une structure liquidienne (vessie, artère) correspondant à une amplification exagéré du bruit. D'autres artefacts sont liés à la nature des interactions avec les ultrasons. Certains sont utilisés comme aide au diagnostic mais bon nombre d'entre eux peuvent conduire à des interprétations erronées.
- Les échos multiples, phénomène en général visible en superficie, sont liés aux réflexions multiples qui se produisent entre la sonde et une interface particulièrement réfléchissante. Les délais successifs avec lesquels arrivent les échos, augmentent avec le nombre d'aller-retour, effectués par l'onde. L'appareil interprète ces échos successifs comme une série d'interfaces et inscrit des images artefactuelles à des distances croissantes.
- Le renforcement postérieur se produit souvent en présence de zone liquidienne (kyste). L'atténuation dans la zone liquidienne, globalement plus faible que celle des tissus solides environnants est compensée par la courbe de gain établie au début de l'examen. En arrière de la zone liquidienne, il apparaît une zone hyperéchogène due à l'amplification trop forte des échos correspondants et dont l'interprétation peut être équivoque.

2.2.2 L'image échographique

Une sonde munie d'un transducteur ultrasonore (céramique P.Z.T., quartz, tourmaline) émet, par effet piézo-électrique, une impulsion ultrasonore en réponse à une excitation électrique. Cette impulsion ultrasonore est transmise aux tissus biologiques et se propage de proche en proche. Des échos engendrés par réflexion ou diffusion se propagent en sens inverse, en direction de la sonde qui fonctionne en mode récepteur immédiatement après l'émission de l'impulsion [Richard 91].

Les échos sont ensuite visualisés soit dans le mode A, soit dans le mode B. Le mode échographique A représente l'amplitude du signal en fonction du temps porté en abscisse et indique la profondeur x à laquelle se trouvent les structures réfléchissantes ou diffusantes. C'est le mode encore utilisé en industrie dans le contrôle de qualité par ultrasons [Perdijon 81].

Le mode B couramment utilisé en échographie médicale, exhibe les données échographiques recueillies dans un plan de coupe (échetomographie). Pour cela, il suffit d'effectuer un grand nombre de tirs différents en décalant à chaque fois l'axe du faisceau ultrasonore (*figure II-9*). La position d'un point lumineux sur l'écran dépend à la fois de la profondeur et de la position de l'axe de tir.

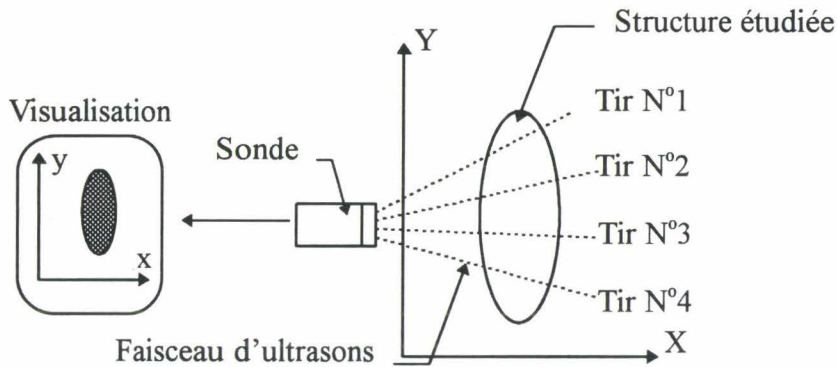


Figure II-9 : génération d'un plan de coupe échotomographique.

La sonde ultrasonore est le premier élément de la chaîne d'acquisition et de traitement du signal échographique. C'est aussi le principal élément qui limite les performances de l'échographe. La sonde ultrasonore a deux grandes fonctions, la transduction piézo-électrique et le rayonnement. Ces deux fonctions déterminent les trois qualités primordiales d'une sonde, la sensibilité, la résolution axiale et la résolution latérale.

On regroupe sous le terme de piézo-électricité, un ensemble de phénomènes dans lesquels deux grandeurs conjuguées électriques (par exemple le champ électrique et la polarisation électrique) sont reliées linéairement à deux grandeurs mécaniques (par exemple la contrainte et la déformation). Ce couplage se traduit par l'apparition d'une différence de potentiel entre deux électrodes qui recouvrent deux faces opposées du matériau lorsque celui-ci est soumis à une contrainte ; c'est l'effet piézo-électrique direct. Réciproquement, on constate une déformation lorsqu'une différence de potentiel est appliquée entre les deux

électrodes ; c'est l'effet piézo-électrique inverse. Dans les transducteurs ultrasonores, le mode d'émission exploite l'effet inverse, une onde acoustique étant transmise au milieu ambiant par excitation électrique du transducteur. Le mode récepteur exploite l'effet direct, un signal électrique est enregistré si une onde acoustique arrive sur le transducteur.

Le rayonnement, qui détermine la résolution latérale, est optimisé au moyen de modèles physiques reposant sur les lois de la diffraction du champ ultrasonore. De la forme du faisceau ultrasonore rayonné (ou fonction de directivité) dépend la résolution latérale de la sonde. Le faisceau doit être le plus fin possible, ce qui nécessite des procédés de focalisation qui peuvent être géométriques ou électroniques. Indépendamment du procédé de focalisation utilisé, la largeur du faisceau est également fonction des dimensions de la surface de l'élément piézo-électrique et de la fréquence.

a) Résolution axiale

La résolution axiale est le pouvoir de séparation de deux cibles sur l'axe de la sonde. Elle est donnée par la distance minimum séparant deux cibles visualisées à l'écran. Pouvoir séparer deux cibles implique que, les échos engendrés par celles-ci soient distincts dans le temps, et donc que la durée τ de l'impulsion ultrasonore soit plus petite que la durée d'un aller-retour entre les deux cibles. Soit d la distance entre les deux cibles, la résolution axiale théorique est donnée par :

$$d_{\min} = \frac{c \times \tau}{2}$$

La durée de l'impulsion dépend de la réponse impulsionnelle de la sonde et de l'excitation électrique. Comme l'atténuation dans les tissus augmente avec la fréquence, les hautes fréquences se propagent moins loin que les basses fréquences. Les tissus proches de la sonde peuvent être examinés avec des sondes à fréquence élevée et les tissus éloignés doivent être examinés avec des sondes à fréquence basse. La résolution axiale est sous la dépendance de la fréquence et de la durée de l'impulsion. La résolution axiale des sondes actuelles est de l'ordre de 0.3 mm à 7.5 MHz et de 0.7 mm à 3.5 Mhz.

b) Résolution latérale

La résolution latérale caractérise l'aptitude à discerner deux cibles placées transversalement à l'axe de la sonde. Elle dépend surtout de la largeur du faisceau. La largeur du faisceau varie en fonction de la fréquence, de la géométrie de l'élément piézo-électrique, de la focalisation et de la distance entre la cible et le transducteur (*figure II-10*).

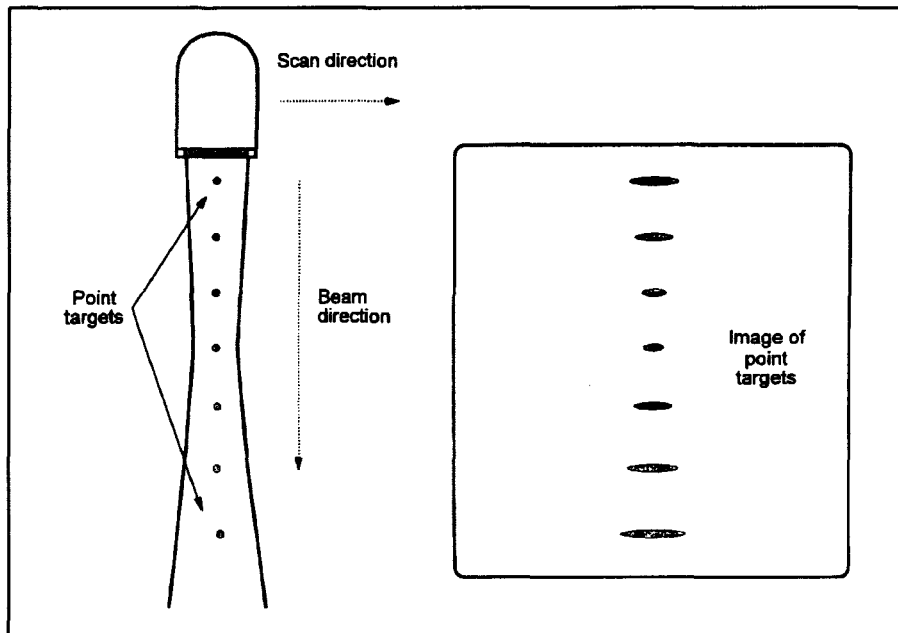


Figure II-10 : la résolution latérale dépend de la forme du faisceau [Bushberg 94].

La résolution latérale varie encore avec la diffraction et donc la fréquence : plus celle-ci est élevée, plus la diffraction ne se manifeste que pour de petits objets, et meilleure est la résolution latérale. La résolution latérale atteinte avec les sondes actuelles est de l'ordre de 1 mm à 7.5 MHz et de 2 mm à 3.5 MHz.

c) Procédés de focalisation

Il existe différents procédés de focalisation [Laugier 91] pour réduire la largeur du faisceau. La focalisation géométrique, analogue à la focalisation obtenue par des lentilles en optique, est possible. Dans ce cas, la focalisation est satisfaisante à une profondeur fixe correspondant à la distance focale du système de focalisation, mais elle se dégrade à la fois en surface et en profondeur. Cette qualité inégale de la focalisation conduit à la généralisation des sondes à barrettes à focalisation électronique.

Le principe de focalisation électronique à l'émission et à la réception par barrette linéaire est illustré par la *figure II-11*.

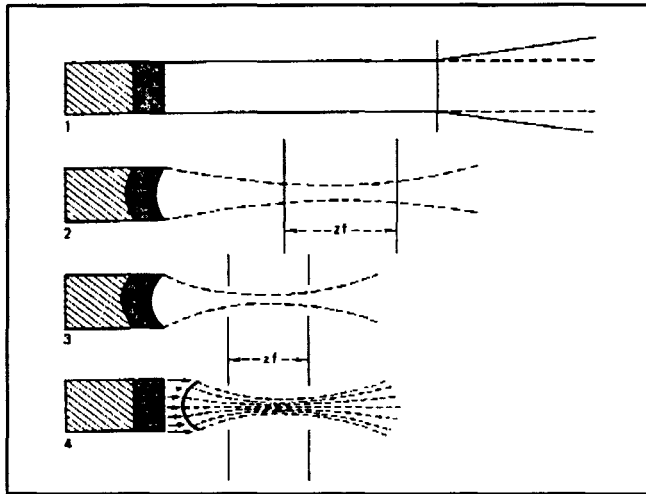


Figure II-11 : focalisations : 1) sonde non focalisée, 2) focalisation géométrique éloignée, 3) focalisation géométrique proche, 4) focalisation électronique [Jouve 93].

Le problème posé à l'émission est la génération d'un front d'onde convergent à partir d'un réseau de petits transducteurs alignés. Il faut pour cela exciter chacun des transducteurs avec des décalages temporels (à travers des lignes à retard électronique) correspondant à la courbure de l'onde que l'on désire émettre. Les éléments latéraux les plus éloignés du centre de courbure de l'onde convergente émettent les premiers, l'élément central émettant le dernier. On réalise une lentille convergente électronique analogue à une lentille géométrique. Le même principe est utilisé pour la focalisation à la réception. Des lignes à retard appliquent une correction de retard derrière chaque élément, réalisant ainsi une ouverture focalisante synthétique qui sélectionne les échos provenant de la zone à visualiser (*figure II-12*).

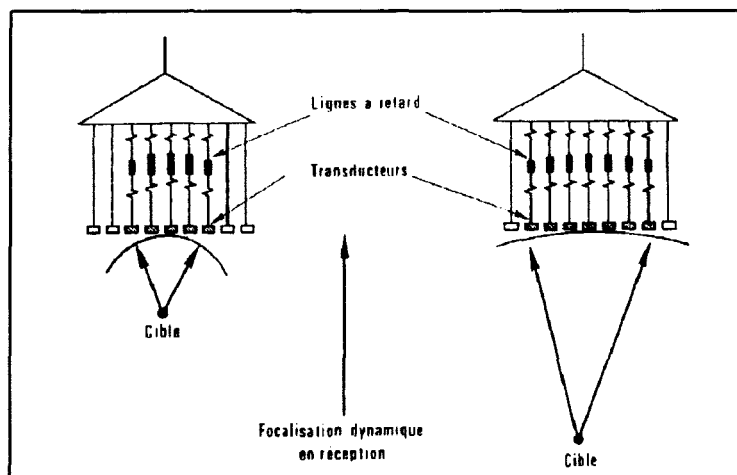


Figure II-12 : principe de la focalisation dynamique à la réception [Bonnin 93].

Le grand avantage des réseaux de transducteurs est la possibilité de réaliser une focalisation dynamique en réception. En effet comme les échos arrivent séquentiellement dans le temps, il est possible d'ajuster à chaque instant la loi de retard électronique à la profondeur des échos qui sont détectés à cet instant. Ainsi le système en réception garde une directivité maximale à chaque profondeur.

d) Le balayage

Il existe différents procédés de balayage rapide (mécanique ou électronique) avec lesquels la cadence atteinte est de quelques dizaines d'images par seconde, ce qui permet l'observation en temps réel des tissus en mouvement.

Dans le balayage sectoriel mécanique la direction de l'axe de tir est donnée par celle de l'axe de la sonde qui oscille sous l'effet du mouvement imprimé par un moteur (*figure II-13*). Le format de l'image est sectoriel.

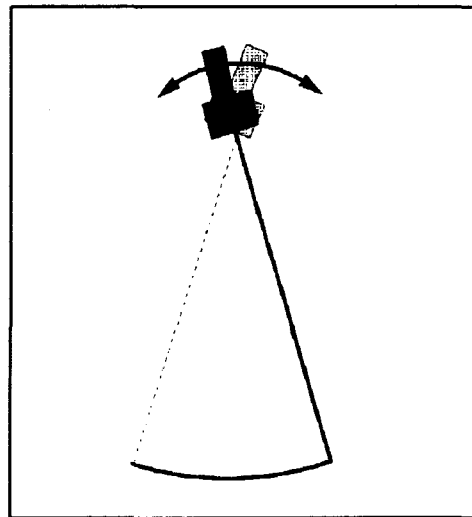


Figure II-13 : balayage mécanique sectoriel [Bushberg 94].

Le balayage électronique est utilisé avec des sondes à barrettes constituées d'une rangée de petits transducteurs, activés progressivement à chaque nouveau tir. L'image peut être de format rectangulaire (barrette linéaire) ou sectoriel (barrette convexe) (*figure II-14*).

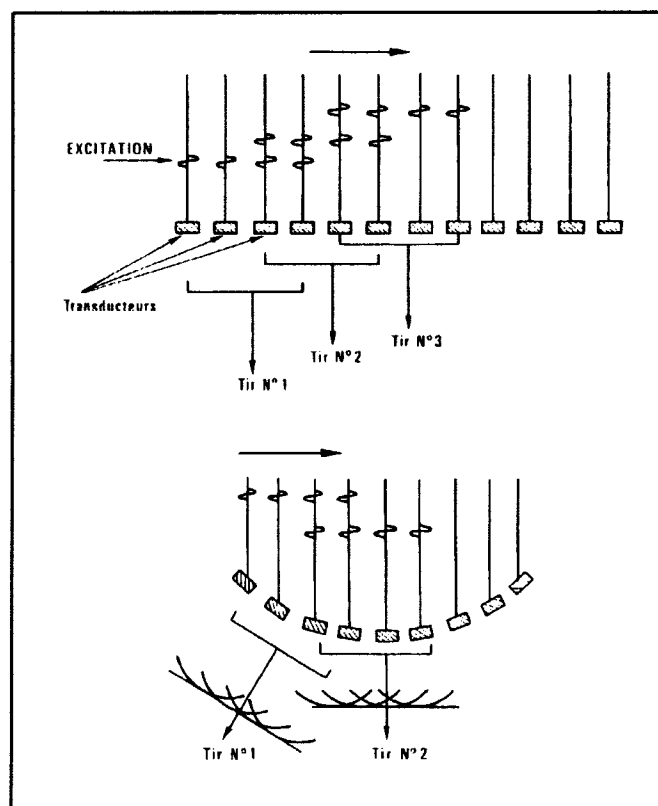


Figure II-14 : balayage électronique : (a) avec une barrette linéaire
(b) avec une barrette convexe [Bonnin 93].

La largeur du champ exploré dépend du type de balayage (sectoriel ou rectangulaire) et de la taille de la barrette. Le choix du type de balayage est dicté par l'examen pratiqué. Les barrettes linéaires sont généralement bien adaptées à l'échographie abdominale ou obstétricale. L'exploration d'organes situés très latéralement par rapport à l'axe de la sonde est possible à partir de la surface de contact réduite d'une sonde à balayage sectoriel. En revanche l'observation des structures superficielles se fait dans de mauvaises conditions. Les barrettes convexes constituent un compromis intéressant qui regroupe à la fois les avantages du balayage sectoriel et de ceux de la barrette linéaire. Leurs surfaces de contact comparables à celles des barrettes linéaires, permettent l'observation des couches superficielles dans de bonnes conditions.

Conclusion

La mise en correspondance automatique, précise et rapide d'images de la thyroïde générées par une gamma-caméra et un échographe n'est pas réalisable facilement avec les méthodes "traditionnelles". Rappelons ici qu'il s'agit d'une image en projection plane pour la scintigraphie et d'une coupe transversale pour l'échographie. La faible résolution de l'image scintigraphique et la nature complémentaire des informations (morphologiques et fonctionnelles) sont à l'origine des principales difficultés rencontrées.

Une solution intéressante est fondée sur le repérage externe du détecteur scintigraphique et de la sonde échographique. Le patient (donc la glande) doit rester immobile pendant la durée des différents examens (durée raisonnable d'environ une vingtaine de minutes). C'est la seule obligation imposée par cette méthode, qui en fait est de pratique courante en imagerie médicale.

Le système de repérage choisi est basé sur les méthodes rencontrées en stéréoscopie. La mise en œuvre du système de vision stéréoscopique dont les principes théoriques ont été donnés dans le chapitre II de la partie 1, est détaillée dans le chapitre suivant.

CHAPITRE III

CALIBRATION DU SYSTEME DE VISION STEREOSCOPIQUE

Introduction

La nécessité de placer les caméras vidéo dans des positions a priori quelconques, impose de définir un outil mathématique permettant de supporter ces différentes géométries. Des modèles ont été établis et définissent les équations de la transformation ponctuelle qui à tout point de l'espace tridimensionnel, rapporté à un référentiel, associe un point image dans le plan image caméra vidéo.

Après avoir mis le système de vision stéréoscopique en place, il est nécessaire de le calibrer, c'est à dire d'identifier les paramètres du modèle physique associé à chaque caméra vidéo en observant des objets à des positions prédéfinies dans un espace tridimensionnel.

La méthode générale d'identification des paramètres d'un modèle associé à un système est décrite, avant de l'appliquer au cas d'une caméra vidéo. Les équations non linéaires de contraintes ajoutées aux équations du modèle d'une caméra vidéo nous obligent à choisir un algorithme d'optimisation itératif. Nous avons retenu celui du quasi-Newton car il est bien adapté aux systèmes non linéaires et est rapide. Après le détail de la mise en œuvre de cet algorithme, nous présentons les résultats de mesures effectuées sur le système.

Ces résultats nous ont permis de sélectionner la meilleure géométrie du système de vision stéréoscopique dans notre application tout en respectant les contraintes imposées par l'environnement de travail et la précision requise dans le repérage des capteurs.

I- Identification des paramètres du modèle des caméras vidéo

1.1 Méthode générale

La méthode générale que nous présentons est en fait applicable à de nombreux systèmes autres que les capteurs. On souhaite définir les paramètres régissant un phénomène d'origine physique (ou économique, sociologique, etc.). Pour cela on dispose d'un modèle mathématique, supposé exact qui décrit la réponse du système à l'entrée X .

$$Y = F(X, \beta) \quad (\text{Eq. III-1})$$

Y : est un vecteur représentant la sortie du capteur,

F : est la fonctionnelle représentant le modèle, composée d'une ou de plusieurs équations,

X : est un vecteur représentant les données entrées dans le système,

β : est un vecteur de paramètres indépendants à déterminer de dimension n .

Après avoir défini le modèle paramétrique du système, on réalise des mesures réparties non uniformément dans l'espace de travail pour estimer le vecteur de paramètres β . Les mesures regroupées en couples (X_i, Y_i) $i = 1, \dots, m$ (où m est le nombre de mesures réalisées) sont entachées d'erreurs (mesure, bruit, etc.). Le système (Eq. III-1) s'écrit en fait :

$$\delta + Y_i = F(X_i, \hat{\beta}) \quad i = 1, \dots, m$$

où, $\hat{\beta}$ représente l'estimé de β .

Le problème d'identification des paramètres β consiste donc à trouver le meilleur $\hat{\beta}$ minimisant l'erreur ε . Le nombre de mesures (m) effectuées sur le système est souvent supérieur au nombre d'inconnues (n) (le système est surdéterminé), par conséquent, on utilise la méthode des moindres carrés qui minimise le critère quadratique suivant :

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^m (Y_i - F(X_i, \hat{\beta}))^2 \quad (\text{Eq. III-2})$$

La solution de ce problème d'optimisation dépend en fait de la fonctionnelle F [Ciarlet 82].

- Si la fonctionnelle est linéaire en β , c'est à dire que l'on peut écrire le système (Eq. III-1) sous la forme :

$$B = [A] \times \beta$$

où, la matrice $[A]$ et le vecteur B dépendent des X_i et Y_i .

On cherche à minimiser la quantité :

$$\varepsilon = (B - [A] \times \beta)^T \times (B - [A] \times \beta)$$

La solution par la méthode des moindres carrés est donnée par :

$$\hat{\beta} = ([A^T \times A]^{-1} \times [A]^T \times B)$$

et est évaluée par exemple, par la méthode de décomposition en valeurs singulières (SVD : Singular Value Decomposition) donnée dans le chapitre III : partie 1.

- Si la fonctionnelle est non linéaire en β , deux approches sont possibles :
 - * on peut soit linéariser le système à résoudre en augmentant le nombre de paramètres, et résoudre alors le système linéaire obtenu en ajoutant des équations de contraintes sur les paramètres,
 - * soit, utiliser des méthodes itératives telles que les méthodes du gradient conjugué ou de Newton, qui à partir d'une solution initiale, calculent de proche en proche la solution optimale du problème d'optimisation. Nous introduirons la méthode de Newton, méthode qui s'est avérée bien adaptée à la résolution de notre problème.

1.2 Méthode de Newton

Le système (Eq. III-1) peut se mettre sous la forme $F(X, Y, \beta) = 0$. Etant donné β_0 une solution approchée, la méthode de Newton consiste à approximer $F(X, Y, \beta)$ par son développement de Taylor au second ordre :

$$F(X, Y, \beta_1) = F(X, Y, \beta_0) + F'(X, Y, \beta_0) \times (\beta_1 - \beta_0) + \frac{1}{2} \times F''(X, Y, \beta_0) \times (\beta_1 - \beta_0)^2$$

puis en dérivant cette équation par rapport à β_1 :

$$\begin{aligned} \frac{\partial F(X, Y, \beta_1)}{\partial \beta_1} &= F'(X, Y, \beta_0) + F''(X, Y, \beta_0) \times (\beta_1 - \beta_0) \\ &= 0 \end{aligned}$$

on aboutit à la méthode généralisée de Newton :

$$\beta_1 = \beta_0 - F''(X, Y, \beta_0)^{-1} \times F'(X, Y, \beta_0)$$

Cette méthode, très générale, converge rapidement au voisinage de l'optimum de F . Elle requiert la détermination d'une solution approchée voisine de la solution optimale car sinon le risque est grand de tomber dans un minimum local.

Pour pallier les inconvénients du calcul de l'inverse du Hessien ($F''(X, Y, \beta_0)^{-1}$) à chaque étape (coût excessif), et d'éliminer d'éventuelles difficultés d'inversion de matrice (le Hessien peut être singulier à l'optimum), des méthodes plus complexes dites de quasi-Newton ont été introduites. Elles possèdent des rapidités de convergence identique à la méthode de Newton au voisinage d'un minimum de F . L'idée introduite par Broyden est de ne pas calculer explicitement l'inverse du Hessien mais de l'approcher à chaque itération. Dans ce contexte la formule d'actualisation génère une suite de matrices qui constitue une bonne approximation de l'inverse du Hessien au moins lorsque l'on est proche d'un minimum local de $F(X, Y, \beta)$.

Les différentes méthodes basées sur ce principe diffèrent par la formule d'actualisation de l'inverse du Hessien [Baranger 91][Press 88]. La méthode de BFGS donnée d'abord par Broyden en 1969 puis indépendamment en 1970 par Fletcher, Goldfarb et Shanno est celle que nous avons retenue. La formule d'actualisation est de la forme :

$$H_{i+1} = H_i + \frac{s \times s^T}{s^T \times y} - \frac{H_i \times y \times y^T \times H_i}{y^T \times H_i \times y} + \frac{1}{y^T \times H_i \times y} \times (H_i \times y - \alpha \times s) \times (H_i \times y - \alpha \times s)^T$$

avec $\begin{cases} H_i : \text{l'inverse du Hessien} \\ s = (\beta_{i+1} - \beta_i); \quad y = (\nabla F_{i+1} - \nabla F_i); \quad \alpha = \frac{y^T \times H_i \times y}{s^T \times y} \end{cases}$

1.3 Application au modèle d'une caméra vidéo

Le modèle de projection centrale dont la définition est donnée dans le chapitre III : partie 1 est composé d'un système de deux équations linéaires (Eq. III-3) à 12 inconnues. Ces inconnues sont en fait caractérisées par une combinaison linéaire des paramètres intrinsèques $(\alpha_u, \alpha_v, u_o, v_o)$ et extrinsèques $(t_x, t_y, t_z, \omega, \theta, \phi)$ de la caméra vidéo (Eq. III-4).

$$\begin{cases} u \times m34 = m11 \times X + m12 \times Y + m13 \times Z + m14 - m31 \times X \times u - m32 \times Y \times u - m33 \times Z \times u \\ v \times m34 = m21 \times X + m22 \times Y + m23 \times Z + m24 - m31 \times X \times v - m32 \times Y \times v - m33 \times Z \times v \end{cases} \quad (\text{Eq. III - 3})$$

$$\begin{bmatrix} s \times u \\ s \times v \\ s \end{bmatrix} = [M] \times \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{Eq. III - 4})$$

$$\text{avec } M = \begin{bmatrix} \alpha_u \times r11 + u_o \times r31 & \alpha_u \times r12 + u_o \times r32 & \alpha_u \times r13 + u_o \times r33 & \alpha_u \times t_x + u_o \times t_z \\ \alpha_v \times r21 + v_o \times r31 & \alpha_v \times r22 + v_o \times r32 & \alpha_v \times r23 + v_o \times r33 & \alpha_v \times t_y + v_o \times t_z \\ r31 & r32 & r33 & t_z \end{bmatrix}$$

Les paramètres du système d'équations (Eq. III-3) sont le résultat du calcul de l'optimum d'un critère quadratique de type donné par l'équation (Eq. III-2). Le critère à minimiser est de la forme :

$$Cr = \sum_{i=1}^m \lambda_1 \times (F_{1i})^2 + \lambda_2 \times (F_{2i})^2 + \lambda_3 \times \underbrace{(1 - (m31^2 + m32^2 + m33^2))}_{\text{contrainte}}^2 + \lambda_4 \times \underbrace{(l1 \times l2^T - l1 \times l3^T \times l2 \times l3^T)}_{\text{contrainte}}^2$$

$$(\text{Eq. III - 5})$$

$$\text{avec } \begin{cases} F_{1i} = m11 \times X_i + m12 \times Y_i + m13 \times Z_i + m14 - m31 \times X_i \times u_i - m32 \times Y_i \times u_i - m33 \times Z_i \times u_i - u_i \times m34 \\ F_{2i} = m21 \times X_i + m22 \times Y_i + m23 \times Z_i + m24 - m31 \times X_i \times v_i - m32 \times Y_i \times v_i - m33 \times Z_i \times v_i - v_i \times m34 \\ l1 = (\alpha_u \times r11 + u_o \times r31 \quad \alpha_u \times r12 + u_o \times r32 \quad \alpha_u \times r13 + u_o \times r33) \\ l2 = (\alpha_v \times r21 + v_o \times r31 \quad \alpha_v \times r22 + v_o \times r32 \quad \alpha_v \times r23 + v_o \times r33) \\ l3 = (r31 \quad r32 \quad r33) \end{cases}$$

où, $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ et λ_4 sont des pondérations introduites devant chaque membre pour favoriser la minimisation de certains d'entre eux lors du calcul de l'optimum. Les valeurs des pondérations ont été déterminées expérimentalement : λ_1, λ_2 et λ_3 sont de l'ordre de 10^{-3} , λ_4 est de l'ordre de 10^{-6} .

Deux contraintes ont été rajoutées afin de garantir la propriété d'orthogonalité de la matrice définie par les éléments r_{ij} dans $[M]$ (Eq. III-4)(matrice de passage entre les référentiels Ref_{Mire} et référentiel caméra vidéo)[Toscani 89]. Cette propriété est utilisée pour déterminer la valeur des paramètres intrinsèques et extrinsèques de la caméra vidéo, nécessaires par exemple dans la détermination des droites épipolaires. Les relations permettant de retrouver les paramètres intrinsèques et extrinsèques en fonction des paramètres m_{ij} de $[M]$ (Eq. III-4) sont les suivantes :

$$k = \sqrt{l_3 \times l_3^T}$$

$$t_z = \frac{1}{k} \times m_{34} \text{ pour } t_z > 0 ; \text{ si } t_z < 0 \text{ alors } t_z = -t_z \text{ et } k = -k$$

$$u_o = \frac{1}{k^2} \times l_1 \times l_3^T$$

$$v_o = \frac{1}{k^2} \times l_2 \times l_3^T$$

$$\alpha_u = \sqrt{\frac{1}{k^2} \times l_1 \times l_1^T - u_o^2}$$

$$\alpha_v = \sqrt{\frac{1}{k^2} \times l_2 \times l_2^T - v_o^2}$$

$$t_x = \frac{1}{k \times \alpha_u} \times (m_{14} - \frac{l_1 \times l_3^T}{k^2} \times m_{34})$$

$$t_y = \frac{1}{k \times \alpha_v} \times (m_{24} - \frac{l_2 \times l_3^T}{k^2} \times m_{34})$$

$$r_1 = \frac{l_1 - u_o \times l_3}{k \times \alpha_u} \quad \text{avec } r_1 = (r_{11} \ r_{12} \ r_{13})$$

$$r_2 = \frac{l_2 - v_o \times l_3}{k \times \alpha_v} \quad \text{avec } r_2 = (r_{21} \ r_{22} \ r_{23})$$

$$r_3 = \frac{1}{k} \times l_3 \quad \text{avec } r_3 = (r_{31} \ r_{32} \ r_{33})$$

1.3.1 Détermination des paramètres initiaux

Le calcul de l'optimum du critère donné dans l'équation (Eq. III-5) est effectué avec la méthode du quasi-Newton précédemment exposée. Cette méthode d'optimisation nécessite l'estimation des valeurs initiales des paramètres du modèle. Les valeurs initiales des paramètres

(β_0) sont données par la résolution du système d'équations (Eq. III-3) mise sous la forme matricielle suivante :

$$[A] \times \vec{\beta} = \vec{B} \quad (\text{Eq. III-6})$$

$$A = \begin{bmatrix} X_1 & Y_1 & Z_1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_1 \times X_1 & -u_1 \times Y_1 & -u_1 \times Z_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & X_1 & Y_1 & Z_1 & 1 & -v_1 \times X_1 & -v_1 \times Y_1 & -v_1 \times Z_1 \\ \vdots & & & & \vdots & & & & \vdots & & \vdots \\ \vdots & & & & \vdots & & & & \vdots & & \vdots \\ \vdots & & & & \vdots & & & & \vdots & & \vdots \\ \vdots & & & & \vdots & & & & \vdots & & \vdots \\ \vdots & & & & \vdots & & & & \vdots & & \vdots \\ X_m & Y_m & Z_m & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_m \times X_m & -u_m \times Y_m & -u_m \times Z_m \\ 0 & 0 & 0 & 0 & X_m & Y_m & Z_m & 1 & -v_m \times X_m & -v_m \times Y_m & -v_m \times Z_m \end{bmatrix} \quad \vec{B} = \begin{bmatrix} u_1 \\ v_1 \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ u_m \\ v_m \end{bmatrix} \quad \vec{\beta} = \begin{bmatrix} m_{11} \\ m_{12} \\ m_{13} \\ m_{14} \\ m_{21} \\ m_{22} \\ m_{23} \\ m_{24} \\ m_{31} \\ m_{32} \\ m_{33} \end{bmatrix}$$

où, m_{34} est fixé à 1 pour obtenir une solution non triviale. Les paramètres m_{ij} sont donc connus à un facteur k près. La propriété d'orthogonalité de la matrice $[M]$ (Eq. III-4) permet de déterminer ce facteur et la valeur de m_{34} :

$$m_{31}^2 + m_{32}^2 + m_{33}^2 = \lambda \quad \text{et} \quad r_{31}^2 + r_{32}^2 + r_{33}^2 = 1$$

$$k = m_{34} = \sqrt{\frac{1}{\lambda}}$$

Compte tenu de ce coefficient k la valeur de chaque paramètre m_{ij} est corrigée pour retrouver leur vraie valeur. Ces dernières valeurs sont ensuite fournies à l'algorithme d'optimisation.

1.3.2 Estimation des paramètres

Après avoir mis en place le système de vision stéréoscopique, on procède à l'identification des paramètres du modèle de chaque caméra vidéo. Les données nécessaires au calibrage sont matérialisées par des mires constituées d'objets de référence (leds infrarouges, billes, $\frac{1}{2}$ sphères, nœuds de grilles, etc.). La position de ces objets de référence est définie dans un espace tridimensionnel (Ref_{Mire}) et est mesurée, après enregistrement, dans chaque image caméra vidéo. Ref_{Mire} constitue en fait le référentiel commun, dans lequel sont exprimés les positions et orientations de la sonde échographique et du détecteur scintigraphique. La position

et l'orientation de $Réf_{Mire}$ sont par conséquent définies lors de la calibration du système de vision stéréoscopique.

Afin de calibrer le système dans l'espace de travail, on place la mire, à différentes positions connues, dans le référentiel ($Réf_{Mire}$). La mire de calibration que nous avons développée est constituée d'un ensemble de 56 leds infrarouges, réparties de façon non uniforme sur une plaque de Plexiglas de dimension 36 cm×30 cm. Cette plaque est positionnée au cours de l'acquisition des points de référence, à quatre niveaux grâce à un support prévu à cet effet (*figure III-1*).

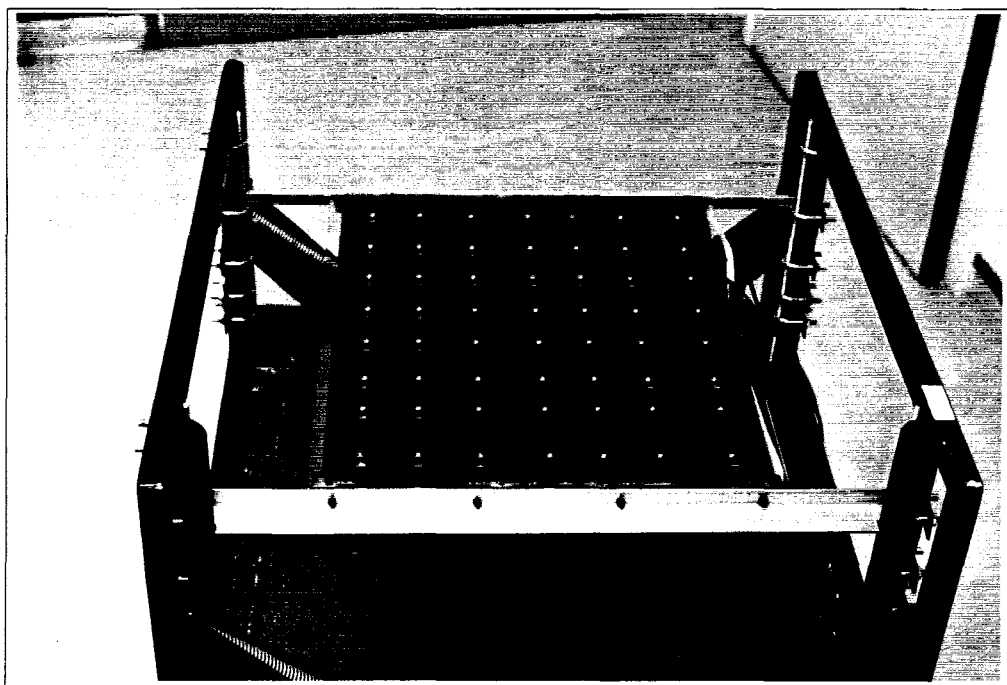


Figure III-1 : mire de calibration placée dans son support.

Nous obtenons ainsi un ensemble de 224 points de référence indépendants (répartition non uniforme dans l'espace de travail). La position de chaque point dans le référentiel $Réf_{Mire}$ est donnée en annexe 2. La précision des positions des leds sur la plaque est de l'ordre de 0.3 mm et la précision des niveaux de la plaque dans le support est de l'ordre de 0.2 mm.

La qualité des résultats du calibrage est liée à la précision de la définition des points de référence sur la mire de calibration, mais aussi à la précision des mesures de leurs positions dans chaque image caméra vidéo. La position des points de référence dans chaque image

caméra vidéo est obtenue en calculant le barycentre des taches lumineuses générées par les leds infrarouges (cf. chapitre III : partie 1). Sur la mire, les leds sont alignées et forment un maillage (figure III-2).

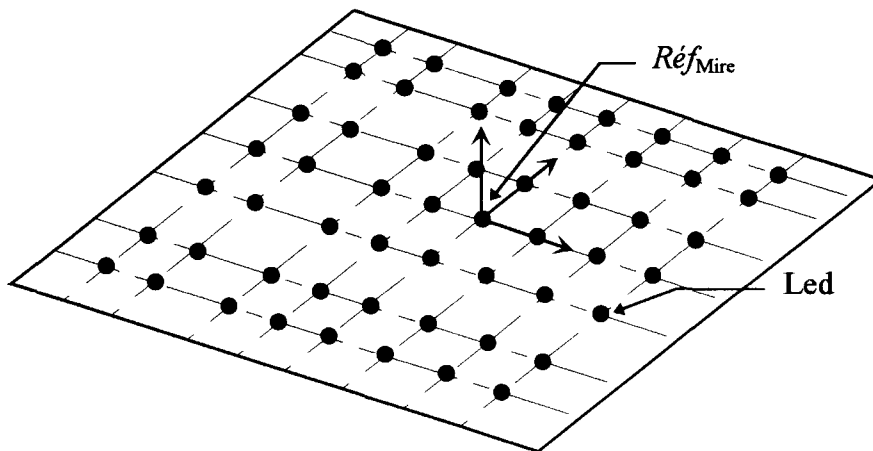


Figure III-2 : répartition des leds sur la mire de calibration.

Pour améliorer la qualité de la mesure des positions des points de référence dans chaque image caméra vidéo, on calcule par une régression linéaire les droites passant à proximité des points selon chaque rangée. Ensuite, la position de chaque point de référence correspond au point d'intersection entre deux droites orthogonales. Ce lissage permet d'éliminer ou de diminuer les erreurs de mesure des positions engendrées par des distorsions (distorsions radiales et tangentielles des objectifs ainsi que leurs aberrations géométriques et les non-linéarités des fonctions de numérisation (conversion mm/pixel)).

Pour une position donnée des deux caméras vidéo, on mesure dans les deux images la position des 224 points de référence. Cet ensemble de 224 points est ensuite divisé en deux sous ensembles de 112 points, répartis de manière aléatoire. L'un d'eux est utilisé pour estimer les paramètres du modèle de chaque caméra vidéo. L'autre sert à apprécier l'incertitude du calcul par triangulation.

Seuls six points sont utilisés pour estimer la valeur initiale des paramètres de chaque caméra vidéo. Ces paramètres sont obtenus en déterminant, au moyen de la méthode de décomposition en valeurs singulières de la matrice A , la solution du système matriciel (Eq. III-6). La valeur de chaque paramètre est ensuite affinée à chaque pas du calcul de l'optimum du critère donné par l'équation (Eq. III-5). Lorsque l'évolution des paramètres

devient très faible, on suppose que l'on est au voisinage de l'optimum et on arrête l'exécution de l'algorithme itératif au moyen du test relatif suivant :

$$\| \beta_{i+1} - \beta_i \| \leq \lambda \times \| \beta_i \|$$

où, λ est de l'ordre de 10^{-6} . Un autre porte sur le nombre d'itérations et évite des calculs trop longs dus à une non-convergence ou une convergence trop lente de l'algorithme d'optimisation.

Après avoir identifié les paramètres du modèle associé à chaque caméra vidéo, on détermine l'incertitude du calcul par triangulation. Cette incertitude est évaluée en calculant l'écart dans Ref_{Mire} , entre les positions des 112 points de référence (ensemble de points réservés au contrôle de la qualité du calibrage) et les positions de ces points calculées par triangulation. Ce dernier calcul est effectué à l'aide des positions des couples de points appariés entre les deux images caméras vidéo et les paramètres résultants de la calibration (cf. chapitre III : partie 1).

II- Résultats expérimentaux

Avant de choisir la configuration définitive du système de vision stéréoscopique lors de son installation sur le site d'exploitation, un ensemble de mesures ont été effectuées avec le système qui était placé sur un banc développé à cet effet.

2.1 Etalonnage du système de vision stéréoscopique

Une première série de mesures permet d'étudier l'évolution de l'incertitude du calcul par triangulation en fonction de la géométrie du système de vision stéréoscopique. Les deux caméras vidéo sont fixées sur une potence. Chaque caméra vidéo peut être déplacée selon deux axes en translation et un axe en rotation. En raison du nombre élevé des possibilités de réglage, les caméras vidéo sont déplacées symétriquement par rapport à l'axe vertical, suivant un arc de cercle de rayon 160 cm (*figure III-3*).

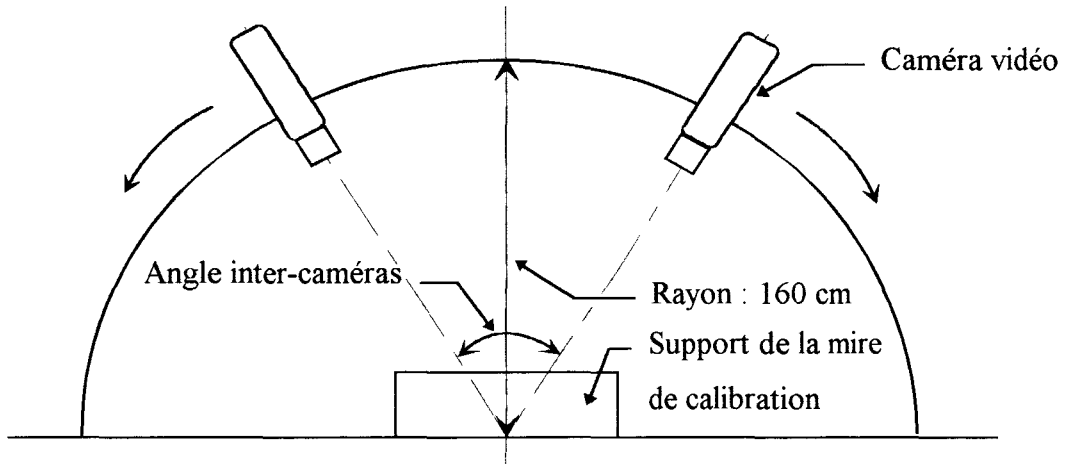


Figure III-3 : variation de la position des caméras vidéo lors de l'étalonnage.

Cette distance est mesurée du centre du support de la mire de calibration au point de fixation de chaque caméra vidéo sur la potence. Le choix de cette distance correspond à une définition voisine de 1 mm par pixel dans les images des caméras vidéo.

Les mesures se sont déroulées de la manière suivante : au départ les caméras vidéo sont proches l'une de l'autre, puis sont progressivement éloignées de leur position initiale. Cette opération est répétée jusqu'à la limite physique du dispositif. Les grandeurs mesurées sont l'erreur moyenne de position des 112 points dans l'espace 3D, avec son écart type, et les erreurs moyennes selon les trois axes de Ref_{Mire} (figure III-4).

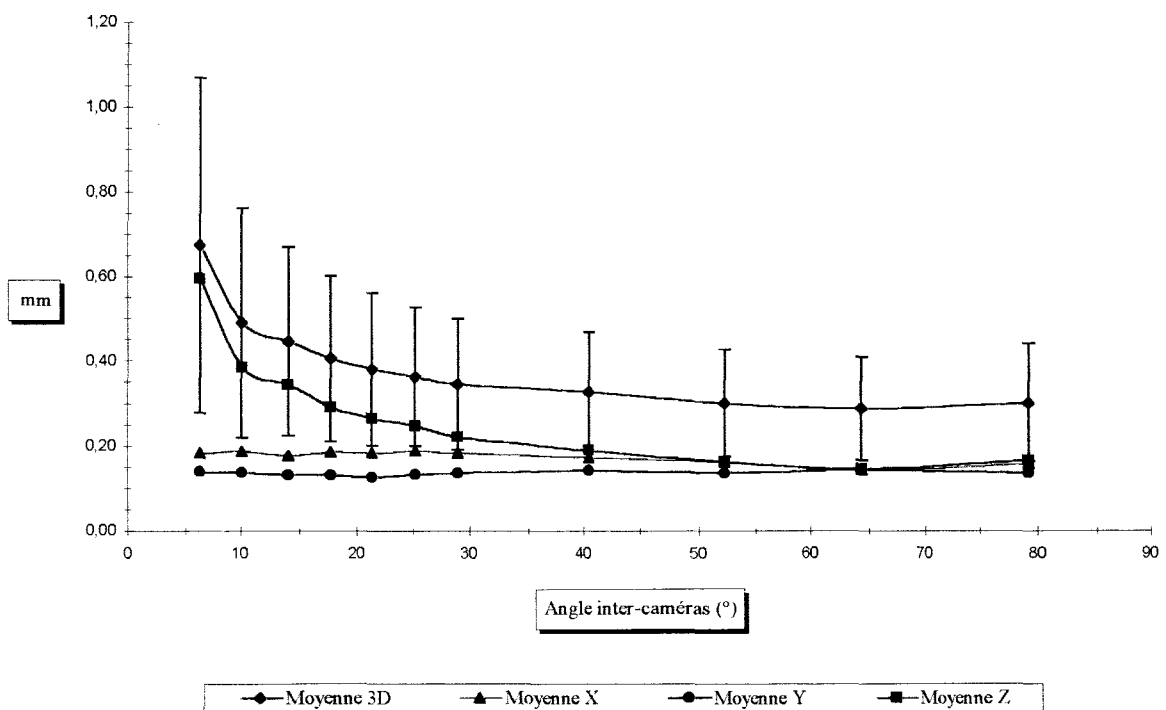


Figure III-4 : variation de l'erreur moyenne de position en fonction de l'angle inter-caméras.

L'erreur moyenne de position dans l'espace 3D diminue rapidement, puis se stabilise autour de 0.35 mm pour un angle supérieur à 30 degrés. Seule l'erreur selon l'axe Z est influencée par l'angle inter-caméras. Ceci s'explique par le fait que, les points dans le référentiel Ref_{Mire} se trouve à l'intersection de droites dans l'espace ayant tendance à devenir parallèles, d'où une imprécision importante dans le calcul du point d'intersection de ces deux droites. L'écart type de l'erreur moyenne de position dans l'espace 3D reflète cette assertion. Il devient inférieur à 0.13 mm pour un angle inter-caméras supérieur à 30 degrés.

Sur la *figure III-5* est reproduite la variation de l'erreur maximale de position dans l'espace 3D ainsi que les erreurs maximales selon les trois axes de Ref_{Mire} .

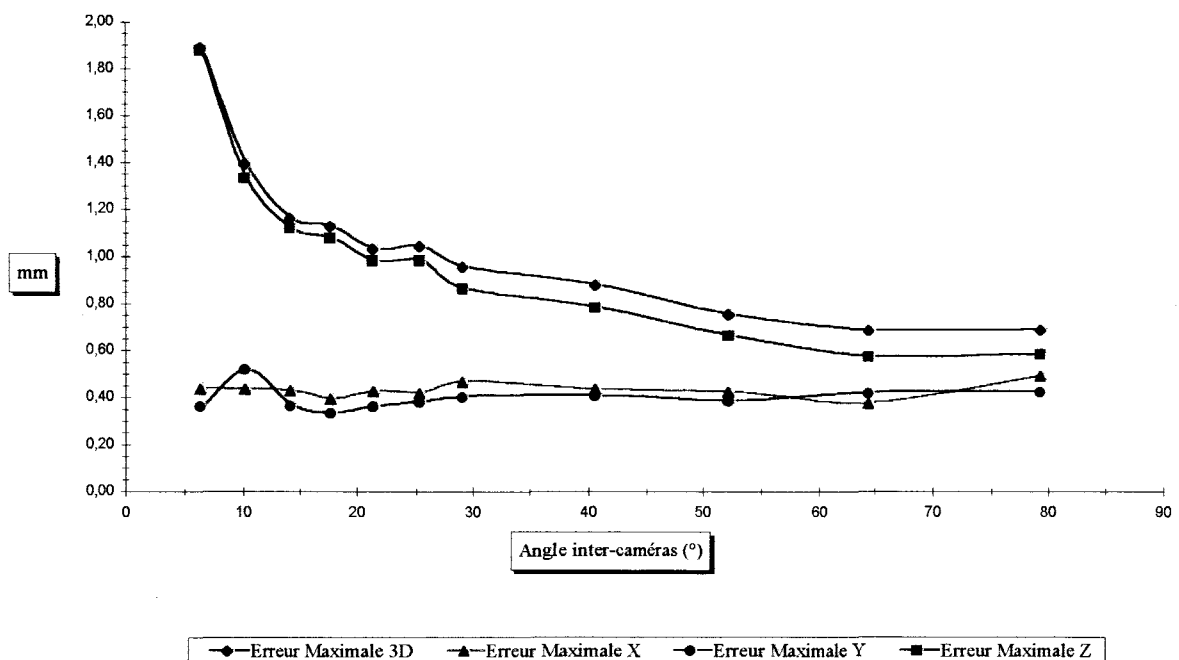


Figure III-5 : variation de l'erreur maximale de position en fonction de l'angle inter-caméras.

Les mêmes conclusions que précédemment sont valables. On constate aussi que la variation de l'erreur maximale suivant l'axe Z est plus importante que sur les axes X et Y. L'erreur selon l'axe Z est inférieure au millimètre pour un angle supérieur à 30 degrés. Au-delà, elle varie plus lentement ; l'erreur maximale selon les axes X et Y est quasiment constante.

2.2 Influence du seuil de niveau de gris

Les leds sont visibles dans les images des caméras vidéo sous forme de taches très lumineuses et homogènes. Les coordonnées du centre de la tache sont obtenues par le calcul

du barycentre de l'ensemble des pixels appartenant à cette tache (cf. chapitre III : partie 1). La sélection des pixels de la tache est réalisée par une analyse des niveaux de gris des pixels de l'image. Les pixels dont le niveau de gris est supérieur à un seuil fixé sont supposés appartenir à la tache. Nous avons étudié la variation de l'incertitude du calcul par triangulation en fonction du seuil de niveau de gris (*figures III-6 et III-7*). L'échelle de niveau de gris d'une image caméra vidéo dépend du système de numérisation employé. Dans notre cas, l'échelle de gris a été fixée entre 0 et 247 (cf. chapitre V : partie 2). Les mesures ont été effectuées pour deux positions différentes du système de vision stéréoscopique : l'une pour un angle inter-caméras de 35 degrés, l'autre pour un angle de 64 degrés. Dans ces positions, l'erreur moyenne de position dans l'espace 3D est stable et est inférieure à 0.35 mm.

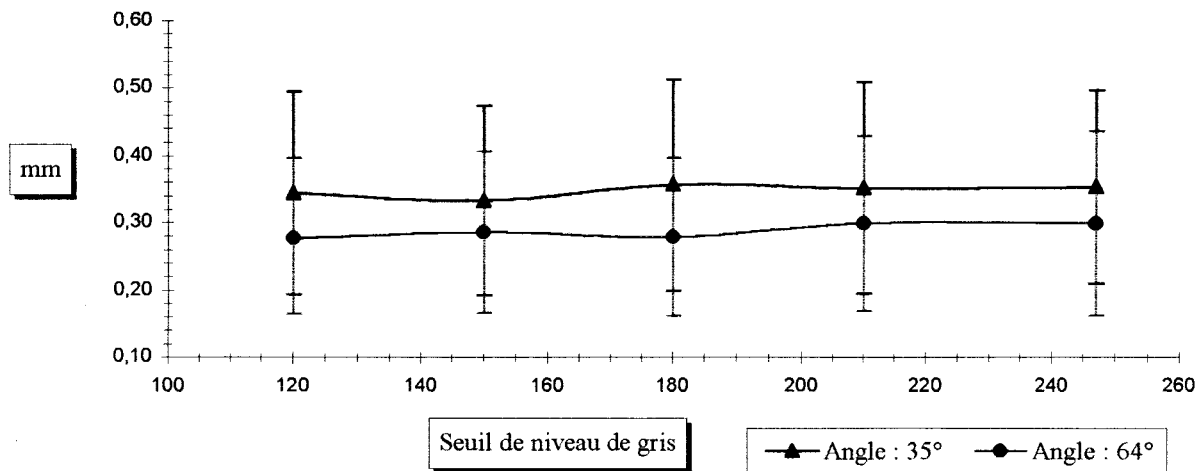


Figure III-6 : variation de l'erreur moyenne de position en fonction du seuil de niveau de gris.

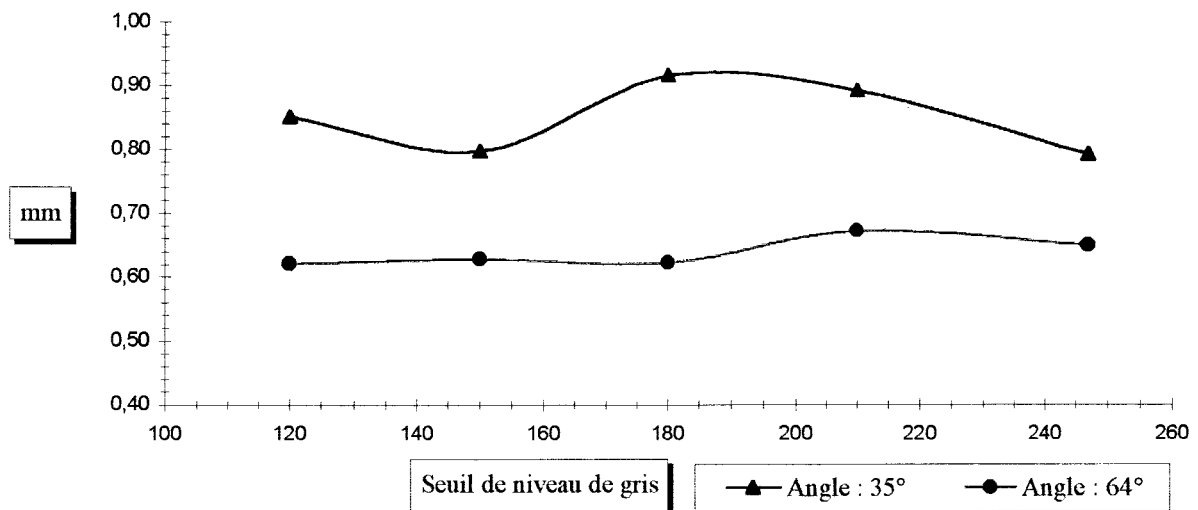


Figure III-7 : variation de l'erreur maximale de position en fonction du seuil de niveau de gris.

Pour un seuil de niveau de gris inférieur à 120, des sources lumineuses parasites perturbent la détection des taches dans les images caméras vidéo. De ce fait la calibration du système devient impossible. Les courbes d'erreurs ont sensiblement la même allure quel que soit l'angle inter-caméras. L'erreur fluctue légèrement autour d'une valeur moyenne. Le nombre de pixels sélectionnés pour le calcul du centre de la tache varie très peu. En effet, les taches lumineuses générées par les leds dans les images caméras vidéo sont homogènes et très contrastées vis à vis du reste de l'image. La majorité des pixels ont un niveau de gris de 247. Les quelques pixels rajoutés sur le pourtour de la tache, pour des valeurs plus faibles de niveau de gris, sont uniformément répartis sur sa périphérie. A titre indicatif, pour un seuil de 210, le nombre de pixels sélectionnés par tache est de l'ordre d'une trentaine.

2.3 Géométrie du système de vision stéréoscopique

La géométrie du système de vision stéréoscopique doit satisfaire à la fois aux contraintes imposées par l'environnement de travail et à la précision du repérage des capteurs. Les capteurs à localiser de la gamma-caméra (détecteur scintigraphique) et de l'échographe (sonde) se différencient par leurs dimensions respectives (*figure III-8*).

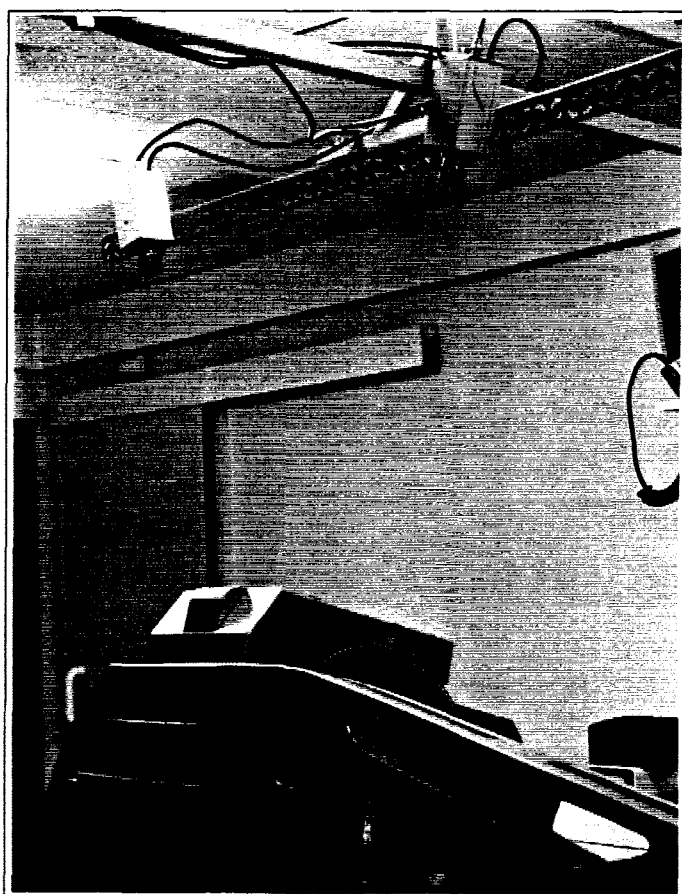


Figure III-8 : système de vision stéréoscopique en place au dessus de la gamma-caméra.

Le détecteur scintigraphique à une dimension de 57 cm×30 cm×45 cm. Le mécanisme de positionnement de celui-ci est volumineux, le volume dans lequel l'ensemble des pièces de la gamma-caméra sont susceptibles de se déplacer est de : 3.5 m×2 m×2 m. Pour des raisons de sécurité, nous avons placé le système de vision stéréoscopique hors d'atteinte des pièces mobiles de la gamma-caméra, mais aussi des personnes susceptibles de se déplacer autour de celle-ci. De ce fait les caméras vidéo sont fixées sur une potence et sont positionnées de manière à visualiser dans leur champ commun, une partie de la région supérieure du détecteur scintigraphique et la totalité de la sonde. La distance séparant les caméras vidéo de chaque capteur ne doit pas être trop élevée afin de conserver une définition inférieure au millimètre par pixel dans chaque plan image caméra vidéo. Elle est de l'ordre de 97 cm pour le détecteur scintigraphique et de 125 cm pour la sonde échographique.

En résumé, la géométrie du système de vision stéréoscopique retenue est la suivante :

- un angle inter-caméras de 28 degrés,
- une distance inter-caméras de 70 cm,
- la distance entre le cou du patient et chaque caméra vidéo est de l'ordre de 140 cm.

Cette géométrie définie :

- la surface commune de la scène observée par les caméras vidéo au voisinage du cou du patient : 41 cm×36 cm,
- la surface commune du détecteur scintigraphique observée par les caméras vidéo : 15 cm×25 cm.

Les valeurs des paramètres des caméras vidéo obtenus pour cette disposition après calibration sont données en annexe 6.

2.4 Variation de l'étalonnage en fonction du temps

Après avoir installé le système de vision stéréoscopique sur le lieu de l'application, nous avons effectué plusieurs calibrations, à raison de une par jour pendant le premier mois, puis à raison de deux par semaine pendant les trois mois suivants afin d'étudier l'évolution de l'étalonnage en fonction du temps. La distance séparant le centre du support de la mire de calibration du point de fixation de chaque caméra vidéo sur la potence est de 150 cm. Sur la *figure III-9* sont tracées les variations de l'erreur moyenne et de l'erreur maximale de position d'un point dans l'espace 3D, ainsi que l'écart type de l'erreur moyenne.

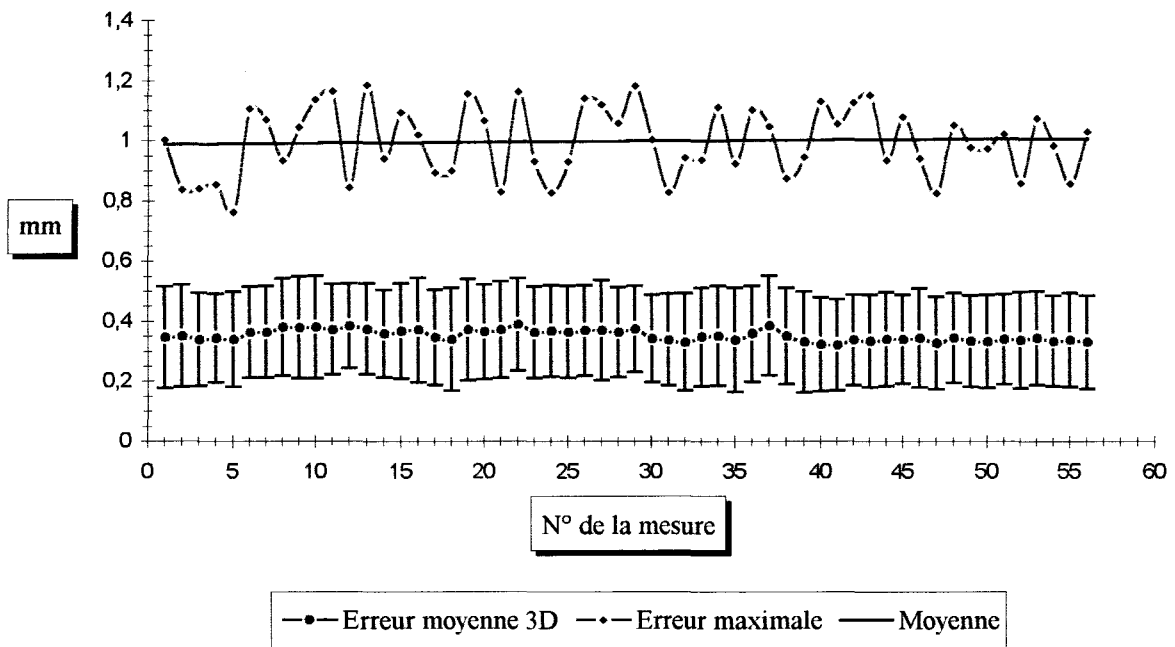


Figure III-9 : évolution des résultats de calibration en fonction du temps.

Nous obtenons une bonne reproductibilité des mesures, puisque l'écart type sur les 56 mesures de l'erreur moyenne de position dans l'espace 3D est de 0,018 mm, pour une erreur moyenne de l'ordre de 0,35 mm. L'erreur maximale moyenne est de l'ordre de 1 mm et son écart type est de 0,114 mm.

Conclusion

Dans de nombreux ouvrages, un modèle de distorsions (terme pris au sens large) est ajouté au modèle de la caméra vidéo [Abi-Ayad 89][Toscani 87][Tsai 86][Weng 92]. Mais cette amélioration du modèle complique la tâche d'identification des paramètres car le nombre de paramètres à identifier est plus élevé et le modèle de distorsions est non linéaire.

La question est de savoir si l'effet des distorsions est négligeable par rapport à la précision requise des mesures [Shih 95]. Afin de percevoir les rayons infrarouges dans les images caméras vidéo, le diaphragme de l'objectif doit être peu ouvert pour laisser passer le moins de lumière possible, garantissant ainsi la détection des rayonnements infrarouges. Cette faible ouverture du diaphragme limite les conséquences des aberrations géométriques des lentilles sur la précision des mesures.

Au regard des différents résultats de calibration obtenus, la méthodologie appliquée semble bien adaptée. Ainsi, le fait de lisser les données avant de les utiliser permet de diminuer l'influence des distorsions éventuelles et du bruit dans l'estimation des paramètres du modèle des caméras vidéo. Les résultats dépendent avant tout de la précision :

- de la définition des positions des points de référence sur la mire,
- de la mesure des positions des points de référence dans chaque image caméra vidéo,
- de la qualité des caméras vidéo, de leur objectif associé et du système de numérisation.

En réalité, l'amélioration de ces résultats nécessiterait en fait la réalisation d'une mire plus précise, ce qui est très difficile techniquement et dans un deuxième temps, l'acquisition de caméras vidéo plus performantes.

CHAPITRE IV

MISE EN CORRESPONDANCE

DES IMAGES

ECHOGRAPHIQUES ET

SCINTIGRAPHIQUES

Introduction

La mise en correspondance des images scintigraphiques et échographiques repose sur la localisation précise des référentiels images de chaque capteur (détecteur scintigraphique de la gamma-caméra et la sonde échographique) par rapport à un référentiel commun. Jusqu'à présent nous avons détaillé le principe et la mise en œuvre du système permettant le repérage externe des capteurs.

Dans ce chapitre nous présentons la méthode appliquée pour localiser les référentiels images de chaque capteur à partir de leur localisation externe . Cette méthode est caractérisée par une phase de calibration qui consiste à évaluer la relation de transformation entre le référentiel image du capteur considéré et le référentiel défini sur l'une de ses faces (référentiel objet).

Ensuite, nous avons estimé la précision avec laquelle les positions et orientations de chaque image sont déterminées car la qualité de la mise en correspondance en dépend. L'incertitude du repérage du référentiel objet a été évaluée à l'aide d'un banc de mesure micrométrique. Puis, après le calcul de la relation de transformation entre les référentiels objet et image de chaque capteur, une étude de la précision des résultats est réalisée. Enfin, des vérifications expérimentales de mise en correspondance des images ont été accomplies sur un fantôme et in vivo.

I- Précision du repérage des capteurs

Les capteurs se différencient à la fois par leurs dimensions respectives et leur mobilité en cours d'exploitation. Le détecteur scintigraphique a une dimension de 57 cm×30 cm×45 cm et est fixe pendant l'examen (examen statique). Quant à la sonde échographique, c'est l'inverse, elle est de taille modeste et très mobile (forme tronconique de diamètre moyen : 3.5 cm et de hauteur : 8.3 cm.

Lors de l'examen échographique, une partie de la sonde (environ la moitié de la surface inférieure) est maintenue dans la main du praticien. Les faibles dimensions des parties de la sonde observables par le système de vision stéréoscopique posent le problème de la répartition des leds sur celle-ci. Le câble véhiculant les informations entre la sonde et l'unité de traitement de l'échographe peut aussi masquer temporairement des leds.

Nous avons conçu un support que l'on adapte dans la partie supérieure de la sonde (*figure IV-1*). Celui-ci ne perturbe ni le maintien, ni la maniabilité de la sonde car il est réalisé en Plexiglas, donc léger (ses dimensions sont données en annexe 3). Les leds sont placées sur la face supérieure du support (face visible en permanence), et garantissent le repérage de la sonde.

Comme nous l'avons présenté dans le chapitre III : partie 1, 12 leds infrarouges matérialisent des points caractéristiques sur l'une des faces de chaque capteur à localiser. Elles sont fixées par l'intermédiaire d'un support en Plexiglas sur chaque capteur (*figure IV-2*). Les positions des leds sont connues dans un référentiel appelé référentiel objet. Ce sont les positions et orientations de ce référentiel que nous déterminons par rapport au référentiel commun. Le référentiel commun correspond à Ref_{Mire} , dont la position et l'orientation sont définies lors de la calibration du système de vision stéréoscopique (cf. chapitre précédent). C'est dans ce référentiel que sont exprimées les coordonnées 3D des points mesurés avec le système de vision stéréoscopique.

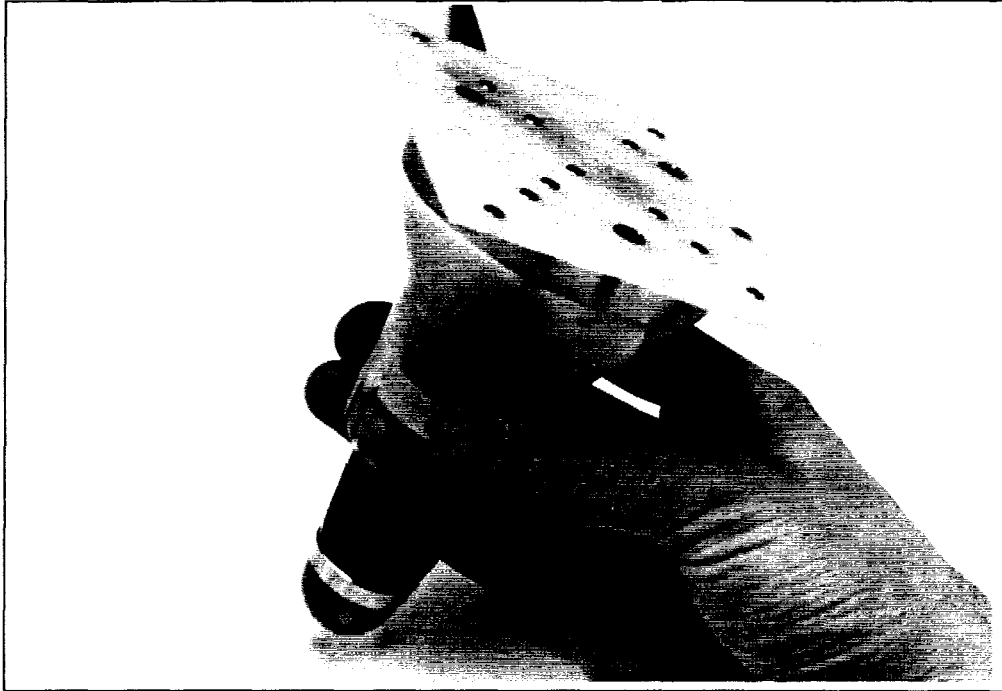


Figure IV-1 : sonde échographique munie du support.

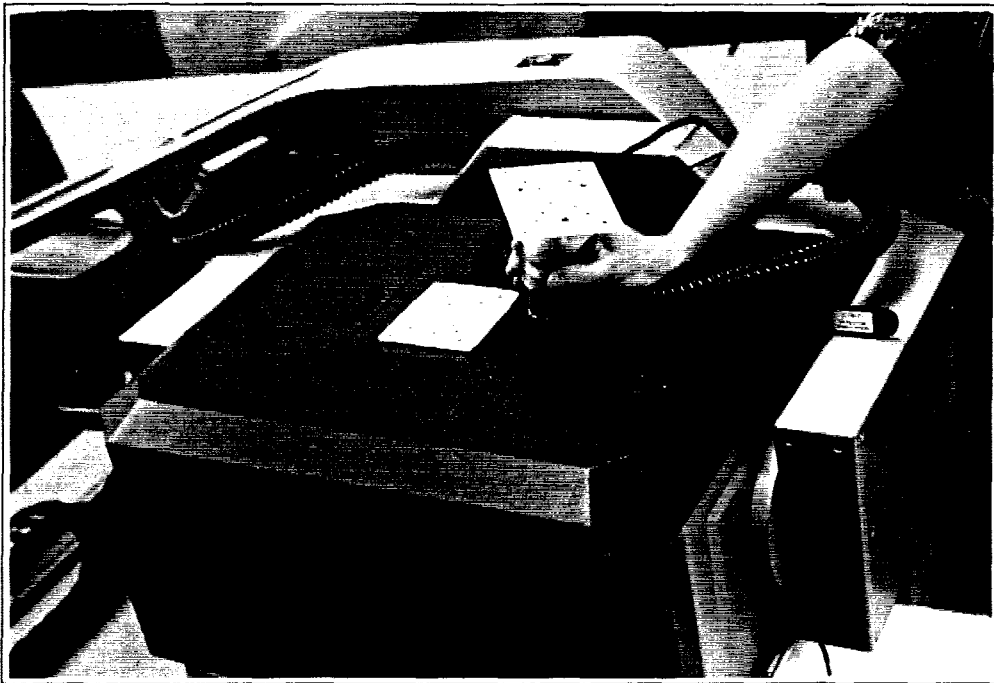


Figure IV-2 : position des supports sur les capteurs.

1.1 Méthodologie des mesures

Nous avons évalué la précision avec laquelle nous calculons les positions et orientations du référentiel objet par rapport au référentiel commun. Pour ce faire, le support des leds a été fixé sur un banc de mesure micrométrique (*figure IV-3*).

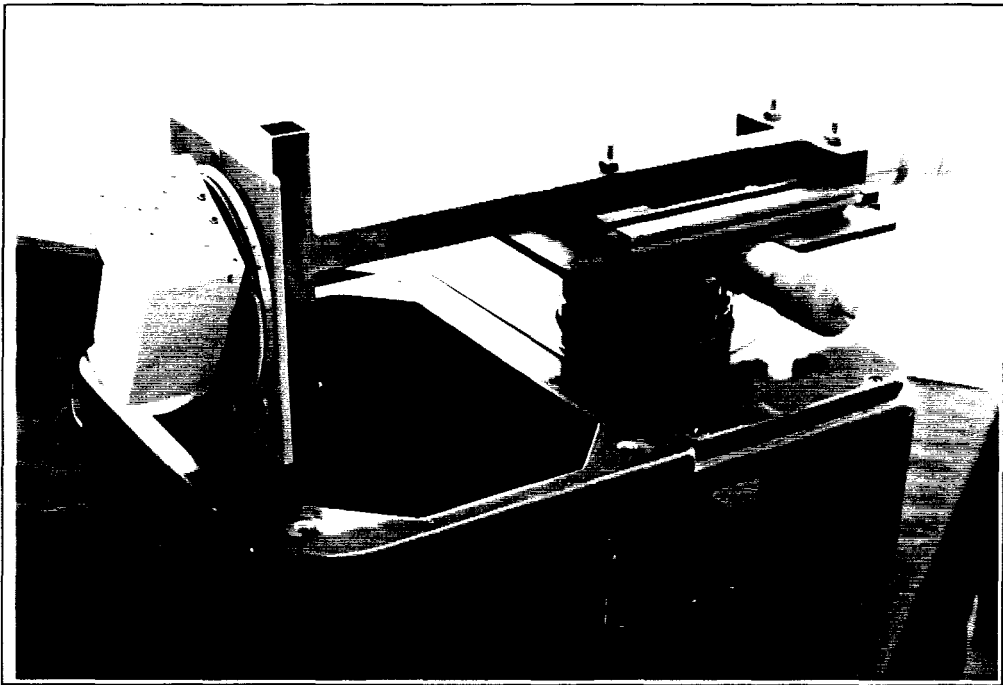


Figure IV-3 : banc de mesure micrométrique sur lequel est fixé le support contenant les 12 leds infrarouges.

Ce banc permet de mesurer précisément le déplacement du référentiel objet le long de deux axes en translation et d'un axe en rotation. Chaque déplacement est réglé à l'aide d'un vernier gradué à l'échelle de 0.02 mm pour les translations et de 1 minute pour les rotations. La plage des déplacements en translation et par axe sont respectivement de 5 cm (axe longitudinal) et de 2.5 cm (axe transversal). Quant à la rotation elle est contrôlée entre ± 180 degrés par rapport à l'axe vertical.

Les mesures décrites dans ce paragraphes ont été réalisée avant d'installer le système de vision stéréoscopique sur le site de l'application. L'angle inter-caméras retenu était de 40.5 degrés. Cette géométrie définit la surface commune de la scène visualisée au voisinage du support des leds par les deux caméras vidéo ; elle est de l'ordre de 34 cm \times 31 cm. Dans ces conditions, la définition dans les images caméras vidéo est inférieure au millimètre et l'erreur

moyenne de position d'un point dans l'espace 3D est stable et est inférieure à 0.35 mm. Comme les déplacements contrôlés du support ne sont pas suffisants pour balayer toute la surface de la scène, nous avons réalisé des mesures en trois endroits différents (*figure IV-4*). Les directions T (transversal) schématisent la direction des déplacements en translation selon l'un des deux axes du banc, les directions L (longitudinal) concernent l'autre axe. Les rotations sont réalisées autour de la direction L .

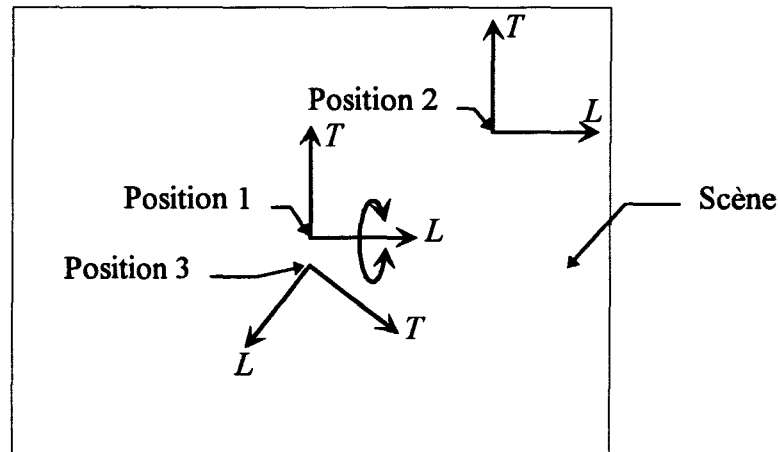


Figure IV-4 : positions des mesures dans la scène.

Pour les trois positions du banc micrométrique, on mesure des déplacements relatifs à la position initiale du référentiel objet. Les incertitudes sur les positions et orientations de ce dernier sont évaluées indépendamment. L'incertitude sur la position du référentiel objet est déterminée en comparant les translations réglées précisément avec les verniers et les translations mesurées avec notre système de repérage. L'incertitude sur l'orientation du référentiel objet est évaluée selon le même principe, en comparant les inclinaisons réglées précisément avec le vernier et les inclinaisons mesurées avec notre système de repérage.

1.2 Résultats expérimentaux

Dans le cas des déplacements en translation, on effectue des mesures pour trois inclinaisons différentes du support des leds (angle α réglé avec le vernier), afin d'étudier la variation de l'erreur de position du référentiel objet pour une inclinaison donnée du support par rapport à l'axe vertical. Ces angles sont de 0 degré et les inclinaisons maximales du support des leds (environ de ± 45 à $\pm 55^\circ$) pour lesquelles le référentiel objet est localisable.

Sur les figures IV-5 et IV-6 sont données quatre exemples de courbes d'erreurs de position du référentiel objet, deux pour des déplacements longitudinaux (L) et deux pour des déplacements transversaux (T).

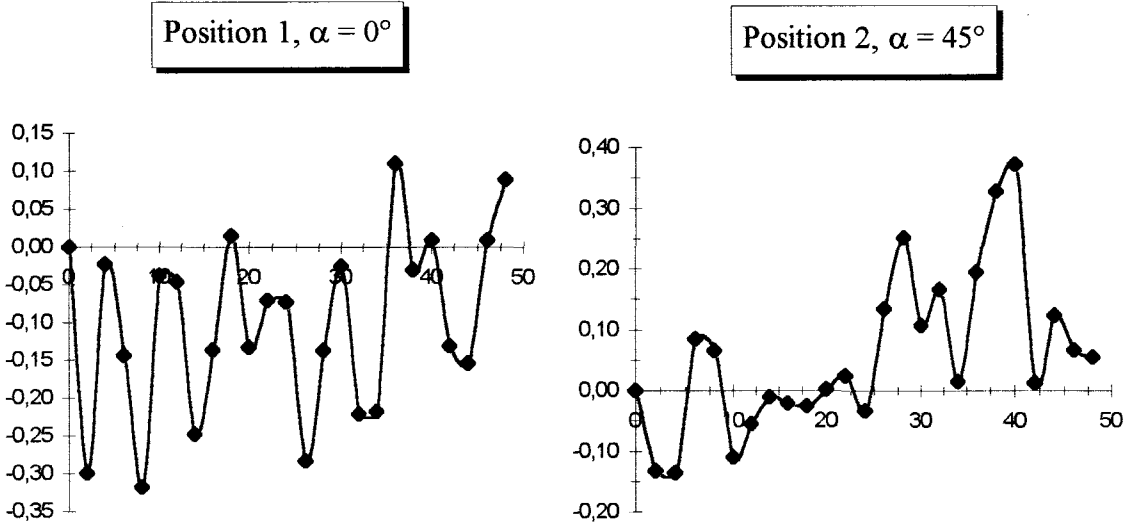


Figure IV-5 : variation de l'erreur de position (mm) en fonction des déplacements en translation du support (mm) selon la direction (L).

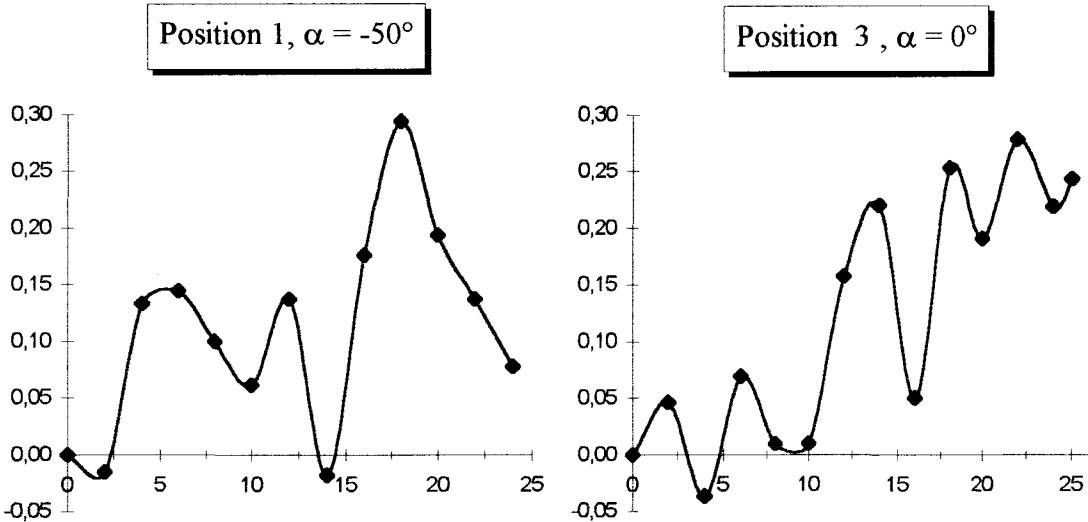


Figure IV-6 : variation de l'erreur de position (mm) en fonction des déplacements en translation du support (mm) selon la direction (T).

Pour un ensemble de 250 translations relatives mesurées, on constate que l'erreur de position du référentiel objet est indépendante de sa position et de son orientation. L'erreur moyenne de position (absolue) est de 0,15 mm, avec un écart type de 0,1 mm et l'erreur maximale est de 0,56 mm.

La *figure IV-7* représente deux exemples de courbes d'erreurs d'orientation du référentiel objet pour des inclinaisons variant jusqu'aux limites imposées par notre système de repérage.

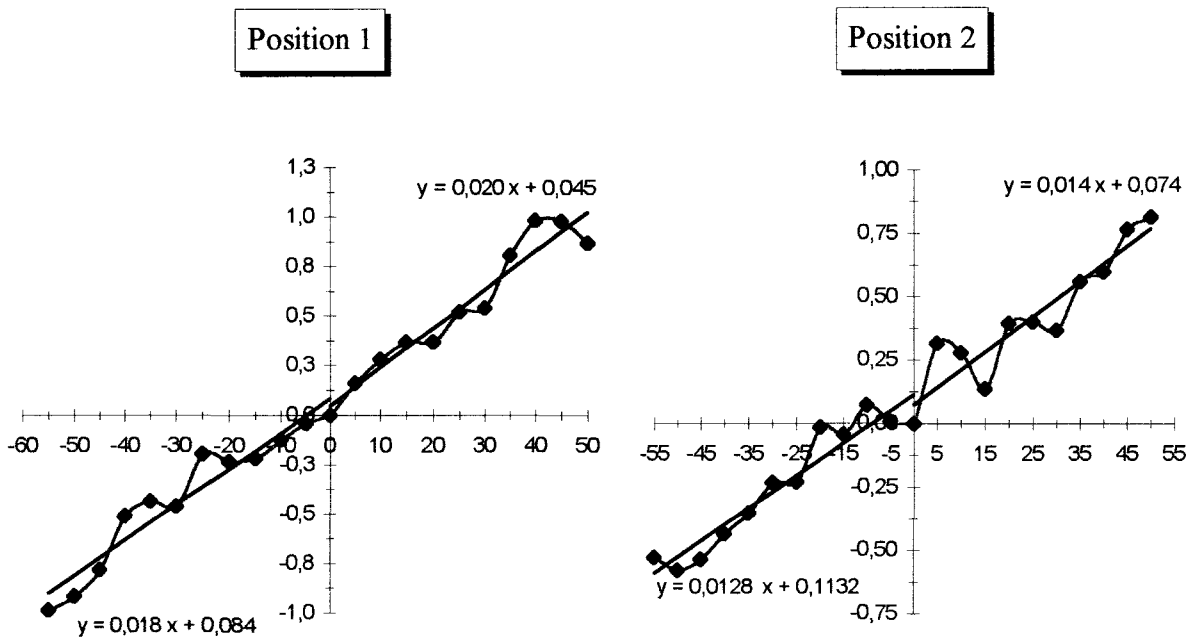


Figure IV-7 : variation de l'erreur d'orientation (degrés) en fonction de l'angle d'inclinaison du support (degrés).

Pour un ensemble de 60 orientations relatives mesurées, on remarque que l'erreur (absolue) augmente avec l'inclinaison du référentiel objet. En extrapolant, l'erreur est proportionnelle à l'angle. Cette dégradation de l'erreur est due à l'imprécision des mesures de la position des leds dans le référentiel commun. En effet, pour des inclinaisons prononcées des leds par rapport à l'axe optique de chaque caméra vidéo ($\geq 35^\circ$), les taches générées dans les images caméras vidéo deviennent de plus en plus elliptiques. De ce fait, le nombre de pixels caractérisant chaque tache diminue et d'autre part, le centre de l'ellipse ne correspond pas à la position de la projection du centre de la led considérée. Pour des angles inférieurs à 30 degrés, l'erreur d'inclinaison est inférieure à 0.55 degré.

II- Etalonnage des systèmes d'imagerie

La mise en correspondance des images échographiques et scintigraphiques nécessite la localisation des référentiels images de chaque capteur par rapport au référentiel commun (*Réf Com*). Les positions et orientations du référentiel image sont déduites de celles du référentiel objet. Mais cela est alors possible qu'après avoir calculé pour chaque capteur la relation de transformation entre les référentiels objet et image. La relation de transformation entre le référentiel capteur et le référentiel image correspondant est fixe (liaison rigide), donc elle est calculée lors d'une phase dite de calibration. Pour clarifier la suite de l'exposé, les référentiels objet et image sont appelés respectivement *Réf Capt Gam* et *Réf Img Gam* pour le détecteur scintigraphique de la gamma-caméra, *Réf Capt Echo* et *Réf Img Echo* pour la sonde échographique. La *figure IV-8* schématise les relations entre les différents référentiels impliqués. L'objectif final est de déterminer la relation \mathcal{R}_3 .

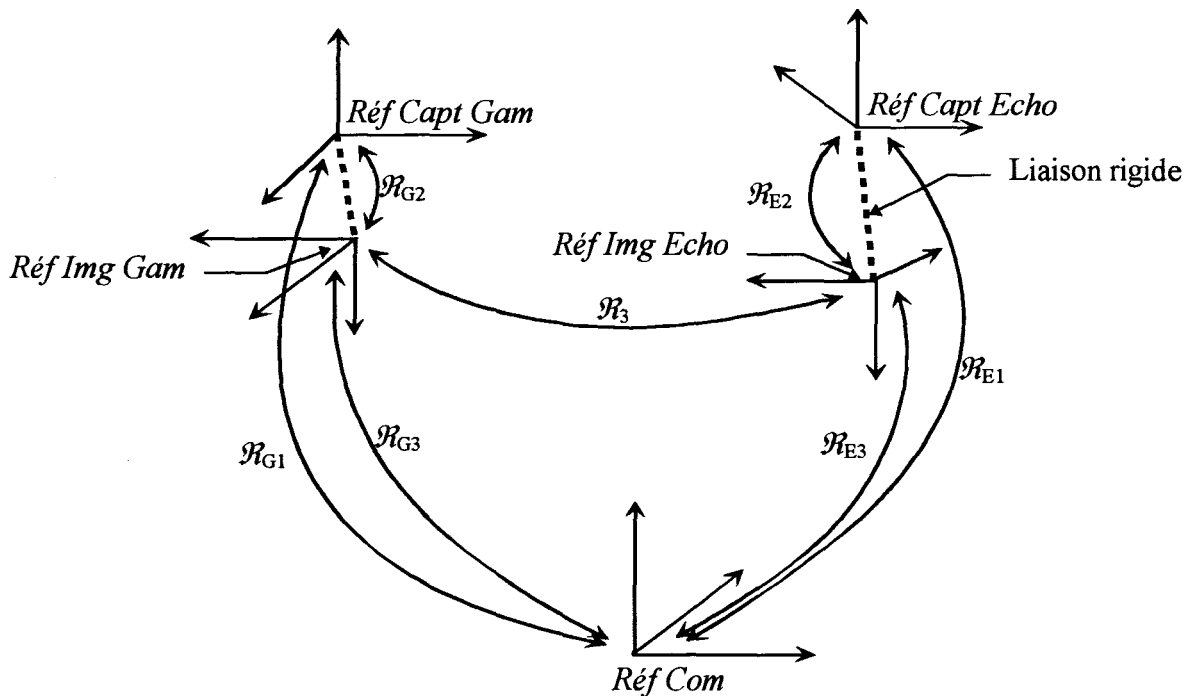


Figure IV-8 : descriptif des relations entre les référentiels.

La détermination de \mathcal{R}_{G2} (resp. \mathcal{R}_{E2}) est effectuée après avoir monté le support des 12 leds sur le capteur. Le principe de ce calcul consiste à exprimer les positions et orientations des référentiels *Réf Capt Gam* et *Réf Img Gam* (resp. *Réf Capt Echo* et *Réf Img Echo*) par rapport au référentiel *Réf Com* (\mathcal{R}_{G1} et \mathcal{R}_{G3} (resp. \mathcal{R}_{E1} et \mathcal{R}_{E3})). Ensuite, des relations \mathcal{R}_{G1} et \mathcal{R}_{G3} (resp. \mathcal{R}_{E1} et \mathcal{R}_{E3}) on déduit la relation \mathcal{R}_{G2} (resp. \mathcal{R}_{E2}).

Soit l'équation de la relation \mathcal{R}_{G1} (resp. \mathcal{R}_{E1}) : $\vec{P}_{Com} = [RG1] \times \vec{P}_{Capt} + \vec{T}_{G1}$ et $\vec{P}_{Com} = [RG3] \times \vec{P}_{img} + \vec{T}_{G3}$ l'équation de la relation \mathcal{R}_{G3} (resp. \mathcal{R}_{E3}), la relation \mathcal{R}_{G2} (resp. \mathcal{R}_{E2}) est égale à :

$$\vec{P}_{img} = [RG3] \times ([RG1]^{-1} \times \vec{P}_{Capt} + \vec{T}_{G1} - \vec{T}_{G3})$$

Lors de la phase de calibration, la détermination de la relation \mathcal{R}_{G3} (resp. \mathcal{R}_{E3}) nécessite la conception de fantômes spécifiques à chaque système d'imagerie. Ces fantômes matérialisent des points caractéristiques dont les positions sont mesurées à la fois dans *Réf Img Gam* (resp. *Réf Img Echo*) et dans *Réf Com*.

2.1 Repérage de l'image échographique

L'évaluation de \mathcal{R}_{E2} repose sur le calcul de l'orientation et de la position de *Réf Img Echo* par rapport à *Réf Com* sans l'aide de \mathcal{R}_{E1} (\mathcal{R}_{E1} est donnée par notre système de localisation)(figure IV-9). Il s'agit donc de placer le plan de coupe de telle sorte que l'on puisse déterminer à l'aide des points caractéristiques situés dans l'image échographique, la position et l'orientation de *Réf Img Echo*.

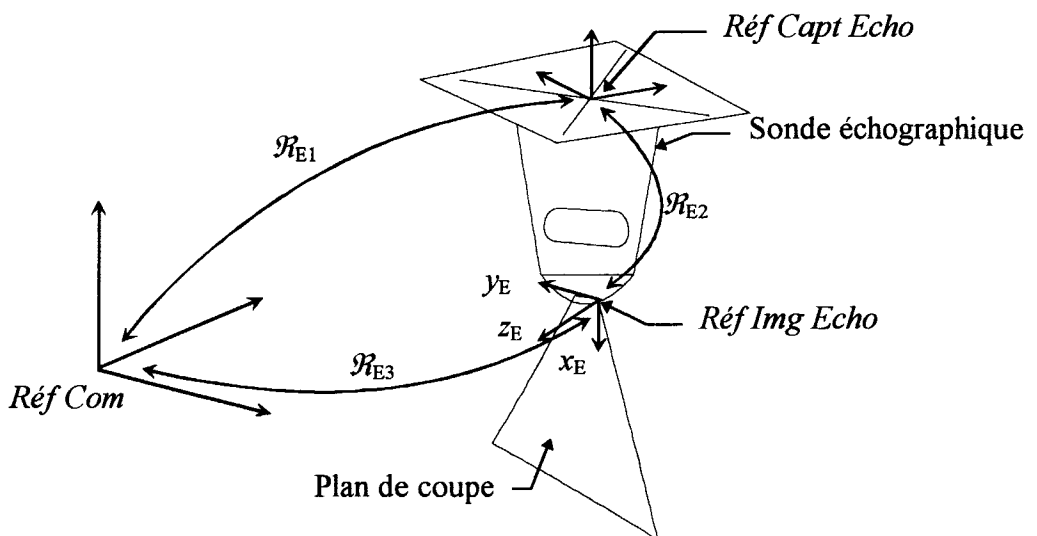


Figure IV-9 : sonde échographique : définition des relations entre les référentiels impliqués.

2.1.1 Description du fantôme

La difficulté est de créer des points de référence visibles dans l'image échographique et dont les positions soient mesurables dans *Réf Com*. Une des faces du fantôme comporte 6 cylindres d'aluminium, disposés sur deux rangées. Douze leds infrarouges sont réparties sur une autre face du fantôme et servent à calculer la position des extrémités des cylindres dans *Réf Com* (figure IV-10 et IV-11).

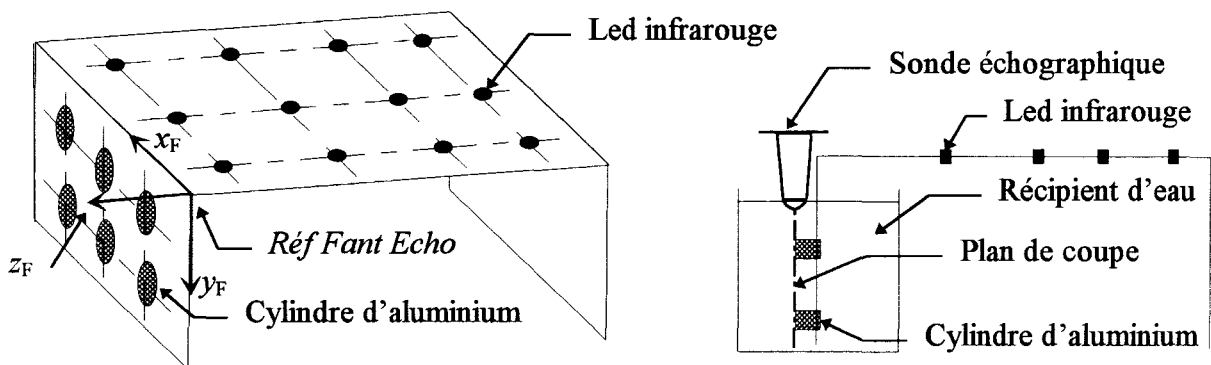


Figure IV-10 : fantôme échographique : descriptif et utilisation.

2.1.2 Acquisition des points de référence

La face du fantôme comportant les 6 cylindres d'aluminium est plongée dans de l'eau pour créer un milieu dans lequel les ultrasons se propagent aisément. Le plan de coupe échotomographique passe par l'extrémité des six cylindres d'aluminium afin, comme nous le montrerons plus loin, de retrouver la position et l'orientation du référentiel *Réf Img Echo*. L'image échographique générée contient 6 taches relativement homogènes et contrastées avec le reste de l'image (figure IV-12). Le centre des taches est détecté en ajustant manuellement sur leur contour une ellipse. Une détection automatique du centre des taches s'est avérée complexe et longue car l'image est bruitée et le contour des taches n'est pas défini correctement. Le centre de cette ellipse correspond au centre de la tache. La position du centre des taches est ensuite corrigée de manière à respecter l'alignement des points dans les rangées. Cette correction atténue ou élimine l'effet des erreurs introduites par l'ajustement des ellipses, par le bruit et les distorsions de l'image.

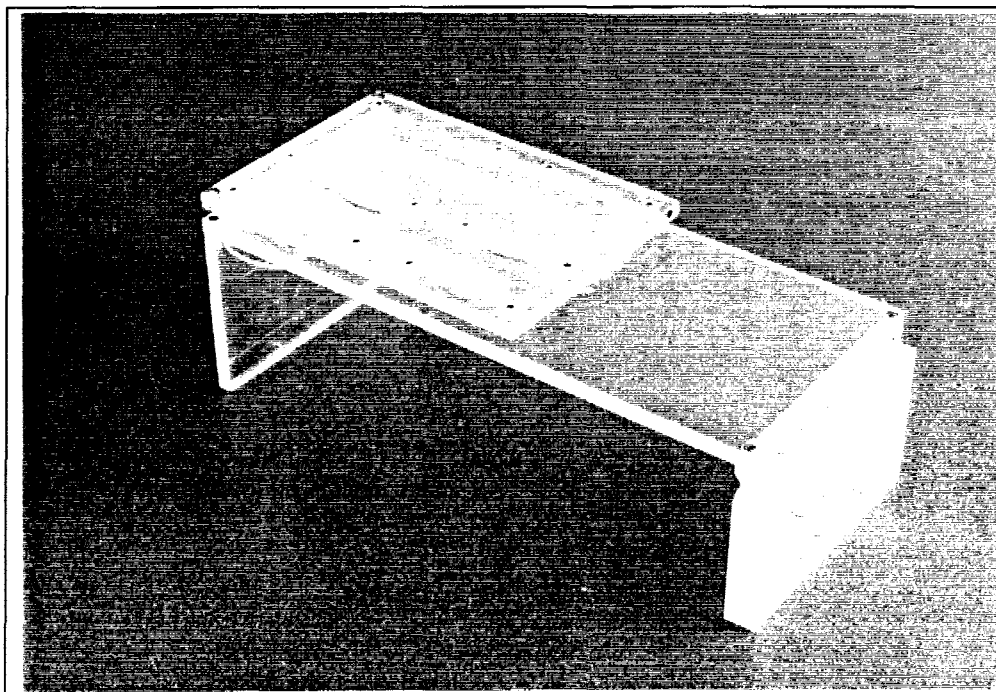


Figure IV-11 : fantôme développé pour le calibrage de la sonde échographique.

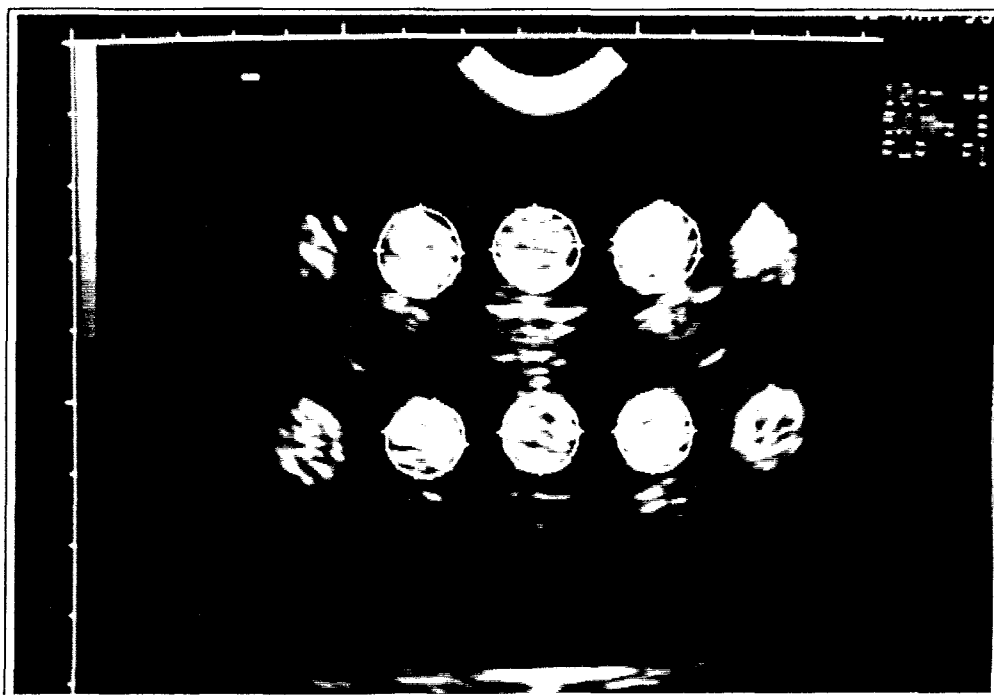


Figure IV-12 : image échographique des extrémités des cylindres d'aluminium.

2.1.3 Calcul de la relation de transformation entre les référentiels (\mathcal{R}_{E2})

Les positions des 12 leds, ainsi que les extrémités des 6 cylindres d'aluminium sont connues dans le référentiel *Réf Fant Echo* défini sur le fantôme avec une précision de l'ordre de 0.5 mm (cf. annexe 4). Les coordonnées 3D des 12 leds, mesurées avec le système de vision stéréoscopique, sont utilisées pour calculer la position et l'orientation du référentiel *Réf Fant Echo* par rapport à *Réf Com*. De la relation de transformation entre ces deux référentiels et les positions des extrémités des cylindres d'aluminium dans *Réf Fant Echo*, on déduit leurs positions dans *Réf Com*.

L'orientation de *Réf Fant Echo* est déterminée selon les méthodes décrites dans le paragraphe II du chapitre III (partie 1). On procède par le calcul du plan *P* passant à proximité des 12 leds. Ce plan donne la direction du vecteur y_F de *Réf Fant Echo*. Ensuite on détermine le plan moyen passant par les rangées de 4 leds et qui de plus est orthogonal au plan *P*. Ce plan définit la direction du vecteur x_F ; la direction du vecteur z_F est caractérisée par le produit vectoriel $\vec{x}_F \wedge \vec{y}_F$.

Le plan de coupe échographique et le plan passant par les extrémités des cylindres d'aluminium sont parallèles, donc les vecteurs z de *Réf Img Echo* (z_E) et de *Réf Fant Echo* (z_F) sont colinéaires. Les composantes des vecteurs x_E et y_E de *Réf Img Echo* sont déduites de celles définissant les vecteurs x_F et y_F de *Réf Fant Echo*, mais corrigées en fonction de l'inclinaison des rangées des taches dans *Réf Img Echo*. Généralement, les vecteurs x_E et x_F ne sont pas parallèles (*figure IV-13*).

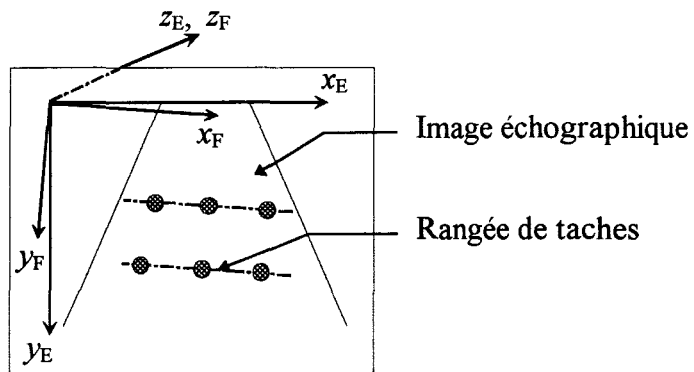


Figure IV-13 : orientation des référentiels *Réf Fant Echo* et *Réf Img Echo*.

La position de *Réf Img Echo* par rapport à *Réf Com* se déduit de la relation :

$$\vec{T}_{E3} = P_{Com} - [R_{E3}]^{-1} \times [E_E] \times \vec{P}_E$$

avec $[E_E] = \begin{bmatrix} e_x & 0 & 0 \\ 0 & e_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$

et elle est calculée avec les coordonnées des extrémités des cylindres d'aluminium. Les facteurs d'échelle (e_x, e_y)(mm/pixel) des images échographiques ont été mesurés directement à l'aide d'un fantôme prévu à cet effet.

2.1.4 Résultats et vérifications de l'étalonnage

Afin de vérifier la reproductibilité des mesures, le calcul de la relation \mathcal{R}_{E2} a été répété vingt fois. La moyenne de ces vingt calculs constitue la relation \mathcal{R}_{E2} finale. Nous avons ensuite évalué la précision avec laquelle on détermine la position d'un point dans *Réf Com* à partir de ses coordonnées mesurées dans l'image échographique. Cette précision est donnée par le calcul d'erreur de position (dans *Réf Com*) entre les coordonnées d'un point déterminées d'une part, avec la relation de transformation entre *Réf Fant Echo* et *Réf Com*, et d'autre part avec la relation \mathcal{R}_{E3} (déduite de \mathcal{R}_{E1} et \mathcal{R}_{E2}). Les grandeurs mesurées (à partir des extrémités des 6 cylindres d'aluminium) sont l'erreur moyenne de position dans l'espace 3D, l'erreur maximale, et les erreurs selon chaque axe de *Réf Com* (figure IV-14).

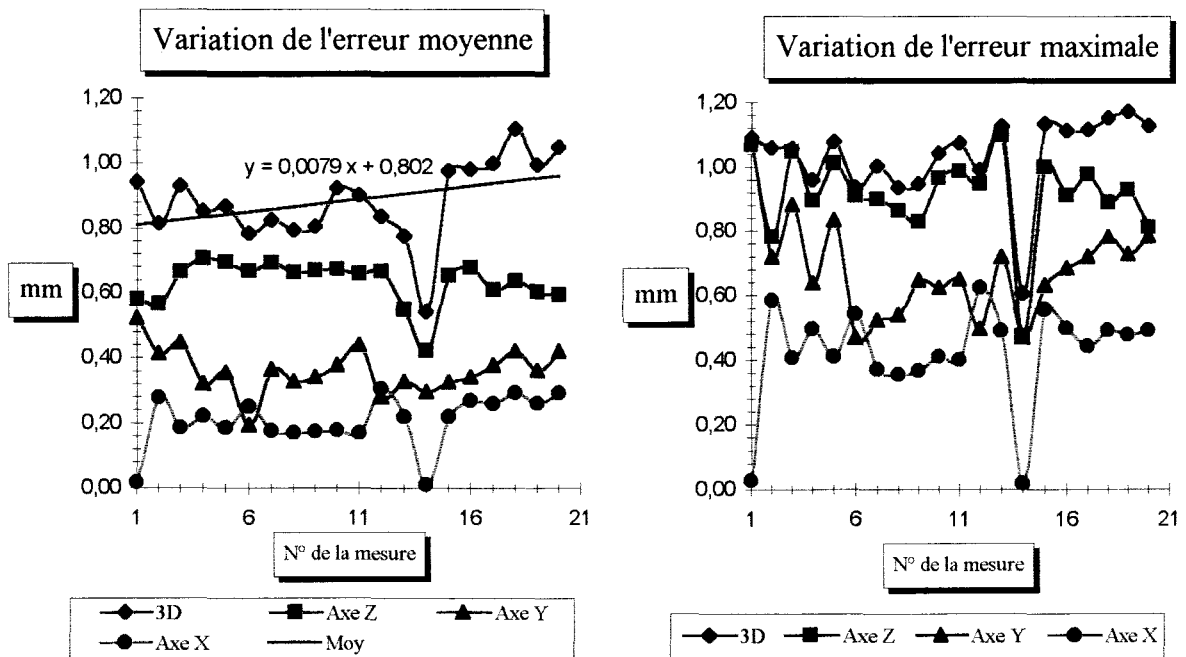


Figure IV-14 : variation de l'incertitude sur la position calculée de points dans *Réf Com*.

L'erreur moyenne est de l'ordre de 0.9 mm. Cette erreur est acceptable, étant donnée la précision :

- de la mesure des positions des points de référence dans l'image échographique,
- de la précision de la définition des positions des points de référence sur le fantôme.

La géométrie du système de vision stéréoscopique n'a pas été modifiée par rapport aux précédentes mesures. L'angle inter-caméras est toujours de 40.5 degrés et la définition dans chaque plan image caméra vidéo est inférieure au millimètre. Les valeurs des paramètres de la relation de transformation sont données en annexe 6.

2.2 Repérage du détecteur scintigraphique

Les principes mentionnés dans le cas de la sonde échographique sont repris pour déterminer la relation \mathcal{R}_{G2} (figure IV-15).

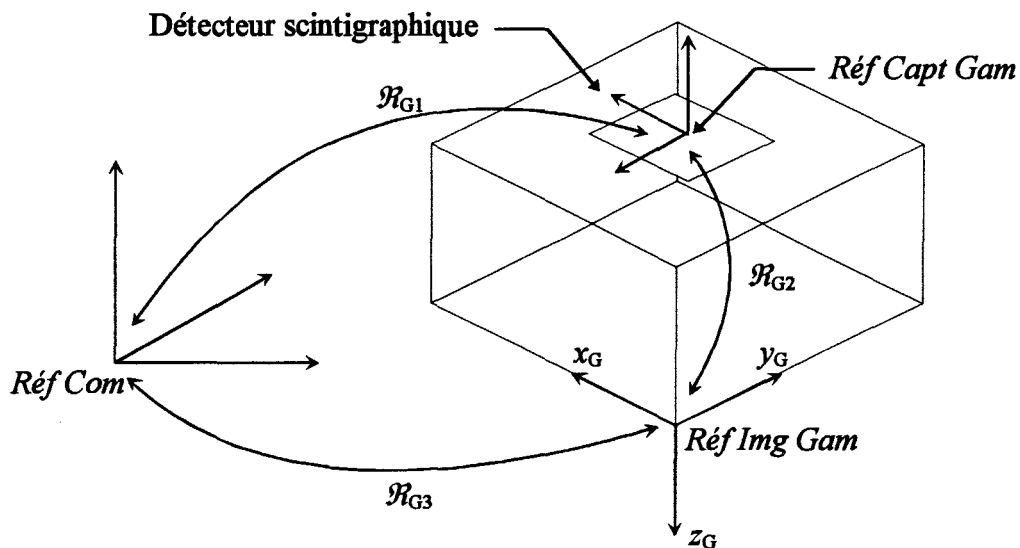


Figure IV-15 : définition des relations entre les référentiels impliqués.

2.2.1 Description du fantôme

Le fantôme développé pour calculer la relation \mathcal{R}_{G2} est composé d'une plaque de plomb, d'épaisseur 3 mm. Cette plaque repose sur une source étalon uniforme et rectangulaire (42 cm×64 cm) de cobalt 57. Le rayonnement spatial émis par la source de cobalt est sélectionné au moyen de trous réalisés dans la plaque de plomb, permettant ainsi de créer des points de référence dans l'image scintigraphique (figure IV-16 et IV-17). Les positions de ces points de référence dans *Réf Com* sont mesurées à l'aide du système de vision stéréoscopique. La mesure directe de ces positions n'est pas possible car les trous ne sont pas discernables dans

les images caméras vidéo. Nous utilisons, en fait, des leds infrarouges pour mesurer les coordonnées de ces points de référence dans *Réf Com*.

La répartition des trous sur la plaque de plomb et des leds sur une mire de calibration sont identiques. Cette mire de calibration est celle que nous avons développée pour calibrer le système de vision stéréoscopique (cf. chapitre III : partie 2). La mire de calibration ainsi que l'ensemble source de cobalt-plaque de plomb sont placés dans la même position dans le support que nous avons utilisé pour régler les quatre hauteurs de la mire de calibration lors du calibrage du système de vision stéréoscopique. L'écart de position entre les centres des trous sur la plaque de plomb et les centres des leds sur la mire est estimé à 1 mm.

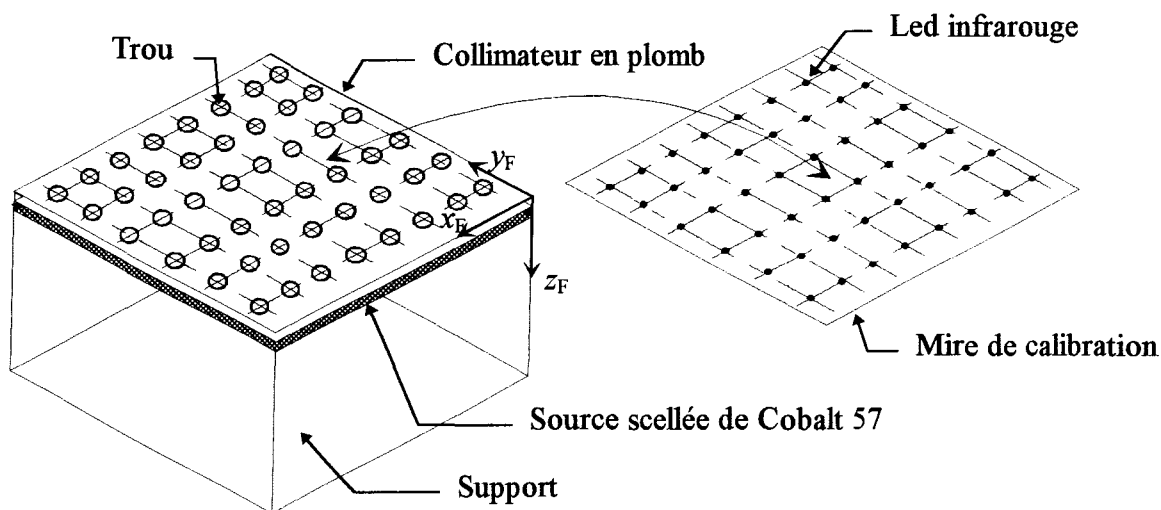


Figure IV-16 : schéma de principe du fantôme.

2.2.2 Acquisition des points de référence

L'ensemble source de cobalt-plaque de plomb est positionné sous le détecteur scintigraphique muni d'un collimateur parallèle. La partie active du détecteur effleure la plaque de plomb, afin d'assurer le parallélisme entre le plan du détecteur et le plan contenant les points de référence. L'image scintigraphique ainsi générée est une projection orthogonale de la surface "visible" de la source de cobalt au travers des trous de la plaque de plomb (figure IV-18). La sélection des pixels caractérisant chaque tache est réalisée par l'analyse de leur niveau de gris. Les coordonnées du barycentre des pixels ainsi sélectionnés, caractérisent le centre de la tache. Les trous sont alignés selon deux axes orthogonaux et forment ainsi un maillage. Dans l'image scintigraphique, les coordonnées des centres des taches sont corrigées et correspondent au point d'intersection de droites orthogonales issues des rangées des taches.

Ce traitement améliore la qualité de la mesure des positions des points de référence dans l'image scintigraphique (atténuation des erreurs de mesure).

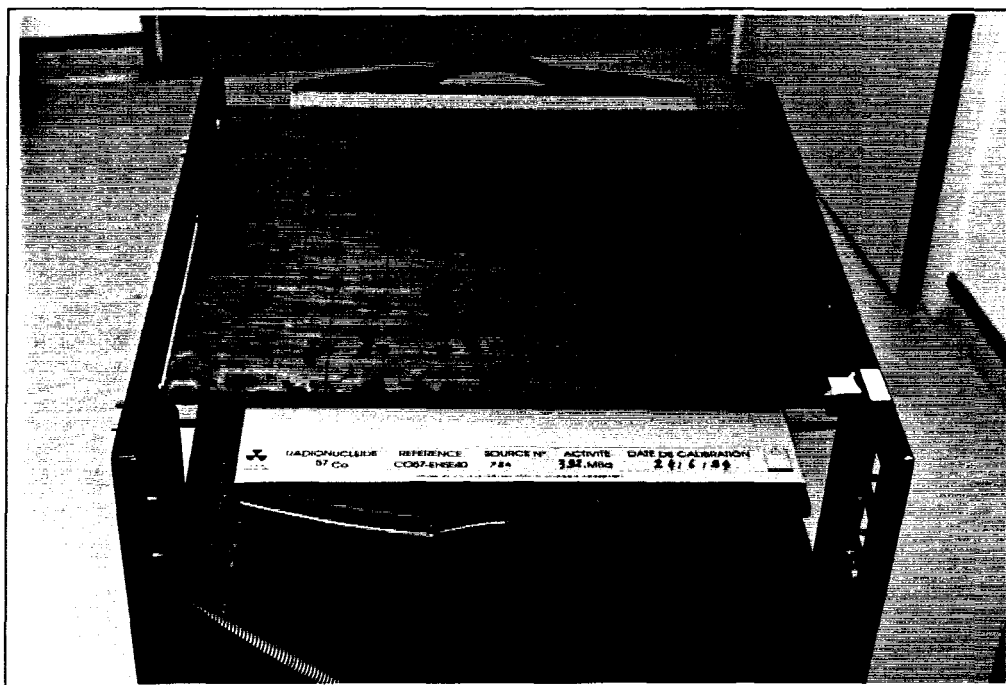


Figure IV-17 : fantôme développé pour le calibrage du détecteur scintigraphique.

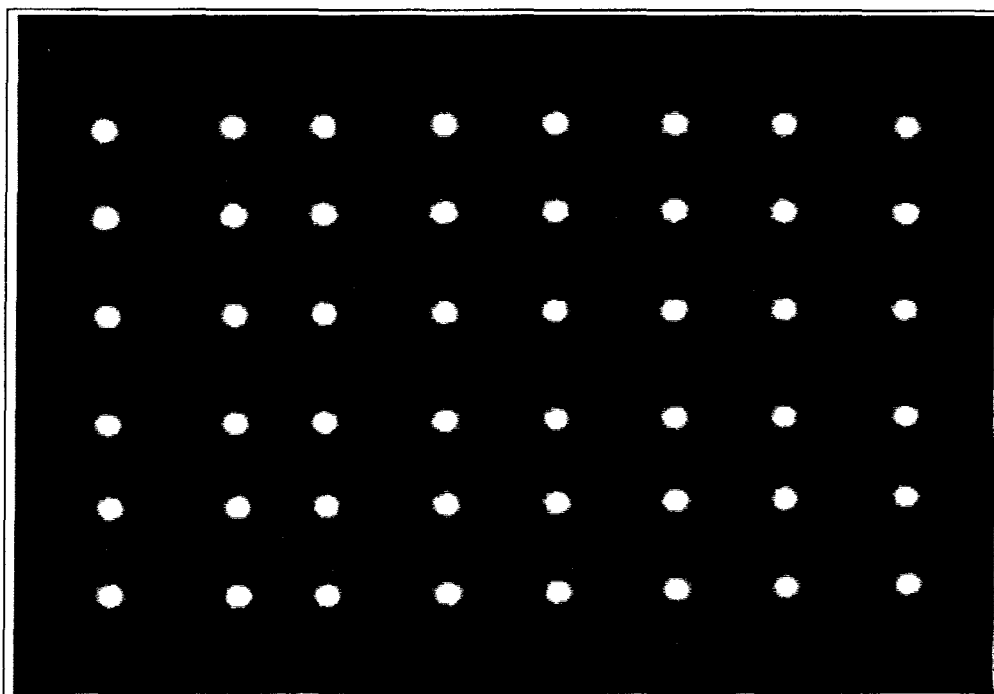


Figure IV-18 : points de référence dans l'image scintigraphique.

Le champ du détecteur scintigraphique (40 cm×30 cm) ne permet que l'acquisition de 48 points sur les 56 définis dans la mire de calibration.

Les coordonnées des points de référence dans *Réf Com* sont mesurées avec le système de vision stéréoscopique, après avoir remplacé l'ensemble source de cobalt-plaque de plomb par la mire de calibration dans le support. Ces coordonnées servent à la détermination de l'orientation de *Réf Fant Gam* défini sur le fantôme par rapport à *Réf Com*.

2.2.3 Calcul de la relation de transformation entre les référentiels (\mathcal{R}_{G2})

Le principe du calcul est similaire à celui utilisé dans le cas de la sonde échographique. En effet, on commence par rechercher le plan *P* passant à proximité des 48 leds infrarouges. Ce plan donne la direction du vecteur z_F de *Réf Fant Gam*. Le plan moyen passant par les rangées de 8 leds, orthogonal à *P*, fournit la direction du vecteur y_F . La direction du vecteur x_F est définie par le produit vectoriel $\vec{y}_F \wedge \vec{z}_F$. Les directions des vecteurs z_F et z_G sont colinéaires car le plan du détecteur est parallèle au plan contenant les 48 leds. Les composantes des vecteurs x_G et y_G de *Réf Img Gam* sont issues de celles définissant les vecteurs x_F et y_F de *Réf Fant Gam*, et corrigées en fonction de l'inclinaison des rangées des taches dans *Réf Img Gam* (figure IV-19).

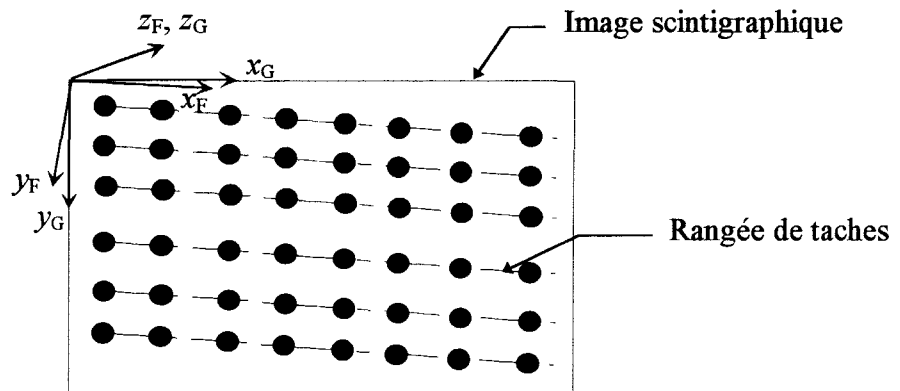


Figure IV-19 : orientation des référentiels *Réf Fant Gam* et *Réf Img Gam*.

La position du référentiel *Réf Img Gam* par rapport à *Réf Com* ainsi que les facteurs d'échelle de l'image scintigraphique sont évalués simultanément. La relation de transformation entre ces deux référentiels est :

$$\vec{P}_{Com} = [R_{G3}]^{-1} \times [E_G] \times \vec{P}_G + \vec{T}_{G3}$$

avec $[E_G] = \begin{bmatrix} e_x & 0 & 0 \\ 0 & e_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$

Le système à résoudre est de la forme $[A] \times \vec{X} = \vec{B}$:

$$\begin{bmatrix} r_{11} \times x_{G1} & r_{12} \times y_{G1} & 1 & 0 & 0 \\ r_{21} \times x_{G1} & r_{22} \times y_{G1} & 0 & 1 & 0 \\ r_{31} \times x_{G1} & r_{32} \times y_{G1} & 0 & 0 & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ r_{11} \times x_{G48} & r_{12} \times y_{G48} & 1 & 0 & 0 \\ r_{21} \times x_{G48} & r_{22} \times y_{G48} & 0 & 1 & 0 \\ r_{31} \times x_{G48} & r_{32} \times y_{G48} & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} e_x \\ e_y \\ t_x \\ t_y \\ t_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_{c1} - r_{13} \times z_{G1} \\ Y_{c1} - r_{23} \times z_{G1} \\ Z_{c1} - r_{33} \times z_{G1} \\ \vdots \\ X_{c48} - r_{13} \times z_{G48} \\ Y_{c48} - r_{23} \times z_{G48} \\ Z_{c48} - r_{33} \times z_{G48} \end{bmatrix}$$

La solution de ce système est donnée par la méthode de décomposition en valeurs singulières de la matrice $[A]$, calculée avec les 48 points de référence.

2.2.4 Résultats et vérifications de l'étalonnage

Comme dans le cas de la sonde échographique, le calcul de la relation \mathcal{R}_{G2} a été répété vingt fois. La moyenne de ces vingt calculs constitue la relation \mathcal{R}_{G2} finale. Nous avons aussi vérifié la précision avec laquelle on détermine la position d'un point dans *Réf Img Gam* à partir de ses coordonnées 3D mesurées dans *Réf Com*. Cette précision est le résultat du calcul d'erreur de position (dans *Réf Img Gam*) entre les coordonnées d'un point de référence calculées avec les relations \mathcal{R}_{G1} et \mathcal{R}_{G2} et celles mesurées directement dans l'image scintigraphique. La *figure IV-20* montre les erreurs moyenne et maximale de position obtenues avec les 48 points de référence.

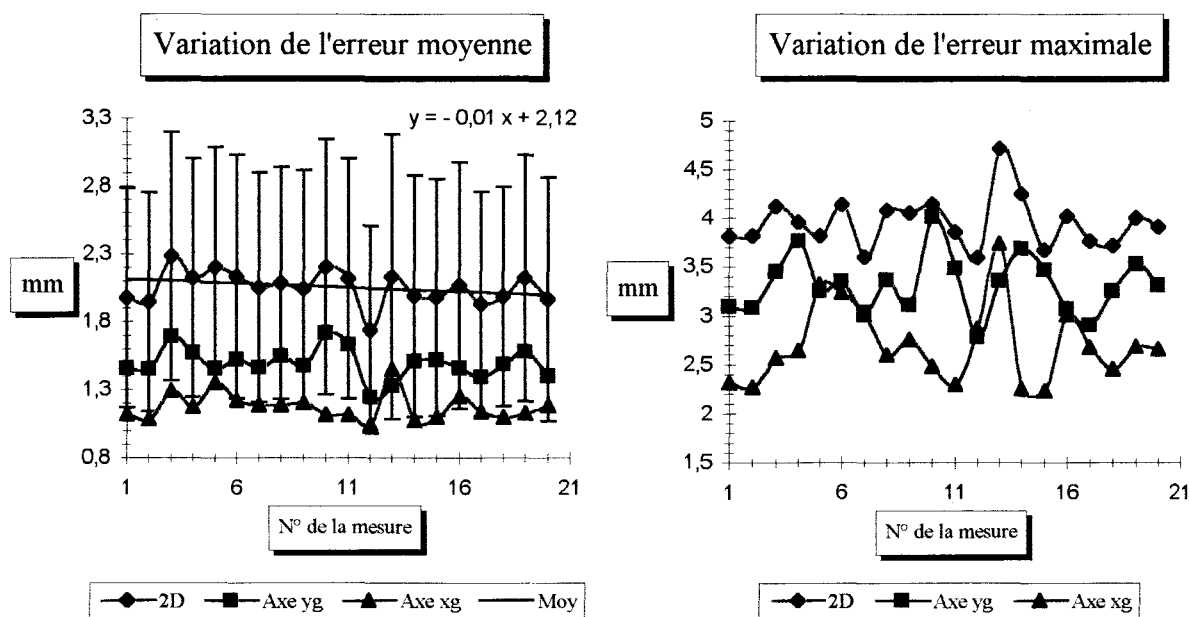


Figure IV-20 : variation de l'incertitude sur la position calculée de points dans *Réf Img Gam*.

Lors des expérimentations, la configuration du système de vision stéréoscopique correspond à la position choisie dans notre application (angle inter-caméras de 28°). Les valeurs des paramètres de la relation de transformation sont données en annexe 6.

Les résultats ne sont pas précis car l'erreur moyenne est de l'ordre de 2 mm et l'écart type est de 0.9 mm. La qualité des résultats est liée à la précision :

- de la définition des points de référence sur le fantôme,
- des mesures des positions des points de référence dans *Réf Com* et dans *Réf Img Gam*.

Les erreurs semblent un peu élevées en regard du nombre de points de mesure. Il apparaîtrait que la qualité du fantôme soit en cause. En effet, l'écart de position entre les trous et les leds est trop élevé. L'inconvénient de ce fantôme réside dans la fabrication de deux objets caractérisant des points de référence à des positions identiques, ce qui techniquement est peu commode à réaliser précisément et d'autre part, la nature malléable du plomb rend le perçage des trous difficile.

III- Mise en correspondance des systèmes d'imagerie

Après la réalisation des calibrations, les positions et orientations des deux référentiels images sont mesurables par rapport au référentiel commun. Dès lors, des correspondances entre les images échographiques et scintigraphiques peuvent être réalisées. La relation de transformation \mathcal{H}_3 est de la forme :

$$\vec{P}_G = [E_G]^{-1} \times [R_{G3}] \times ([R_{E3}]^{-1} \times [E_E] \times \vec{P}_E + \vec{T}_{E3} - \vec{T}_{G3})$$

Avant d'aborder les vérifications expérimentales sur un fantôme puis in vivo, il est nécessaire de décrire sommairement le déroulement des différents examens. Les deux examens scintigraphique et échographique sont exécutés à la suite. Une image scintigraphique est acquise en premier lieu. Diverses images échographiques sont ensuite enregistrées. L'image scintigraphique représente la projection orthogonale d'un volume sur le plan du détecteur scintigraphique. L'image échographique est une coupe du même volume.

Les appareils sont :

- un échographe : KONTRON SIGMA 1AC équipé d'une sonde sectorielle de 5 Mhz ;
- une gamma-caméra : DST SOPHA MEDICAL VISION.

3.1 Vérification expérimentale sur un fantôme

L'un des intérêts de notre système est de réaliser en "temps réel" le report de la trace de la coupe échographique sur l'image scintigraphique, afin de situer la coupe échographique dans l'image du volume en projection. La précision du report de la trace de la coupe échographique a été vérifiée expérimentalement sur un fantôme. Ce fantôme est constitué d'un bloc de gel (milieu homogène dans lequel les ultrasons se propagent aisément) dans lequel est placée une source de cobalt 57. La source de cobalt est scellée dans un cylindre en plastique de diamètre extérieur de 6 mm, de diamètre intérieur de 4 mm et de hauteur 8 mm (*figure IV-21*).

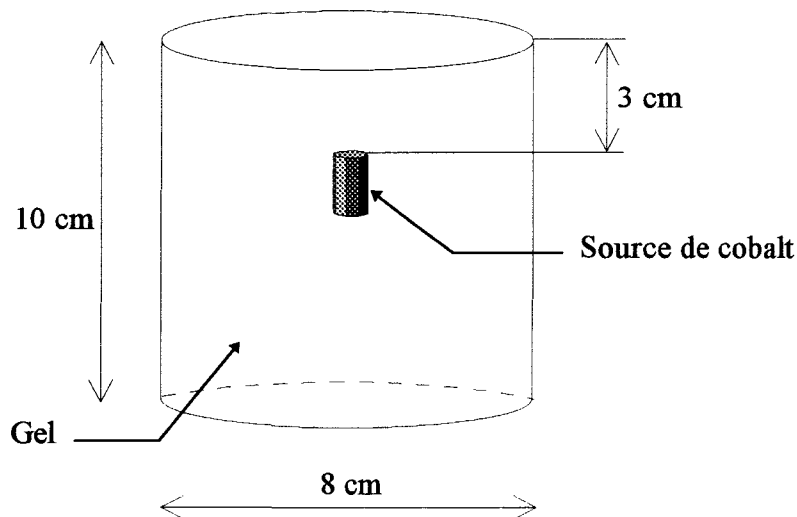


Figure IV-21 : fantôme de gel avec la source de cobalt.

La difficulté est de matérialiser un point de repère de faible dimension et visible dans les deux types d'images. L'objet idéal serait une sphère possédant une paroi de faible épaisseur et contenant un radioélément (cobalt par exemple). Mais ce type de source n'existe pas directement sous cette forme.

Un exemple de superposition de la trace de la coupe échographique sur l'image scintigraphique est donné sur les *figures IV-22* et *IV-23*. Sur l'image scintigraphique, la ligne verte caractérise la trace du plan de coupe échographique. Cette trace représente la projection du trapèze défini dans l'image échographique. Elle est calculée avec la relation \mathcal{R}_3 et les coordonnées des points formant le trapèze, représenté en vert sur l'image échographique.

Après avoir recherché une coupe passant au mieux par le centre du cylindre, nous avons enregistré l'image échographique correspondante. On constate que la trace passe au voisinage du centre de la tache représentant la projection de la source de cobalt dans l'image scintigraphique. De ces résultats, il nous paraît difficile de quantifier précisément les

erreurs de report de la trace en raison de la taille relativement importante de la source de cobalt et de la tache correspondante dans l'image scintigraphique.

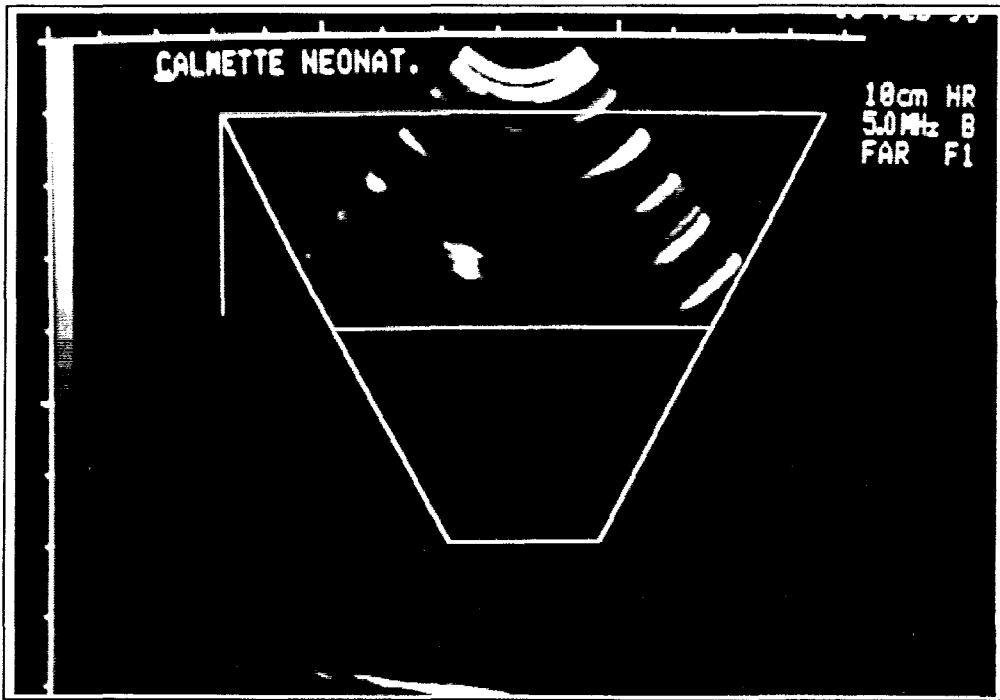


Figure IV-22 : image d'une coupe échographique du cylindre.

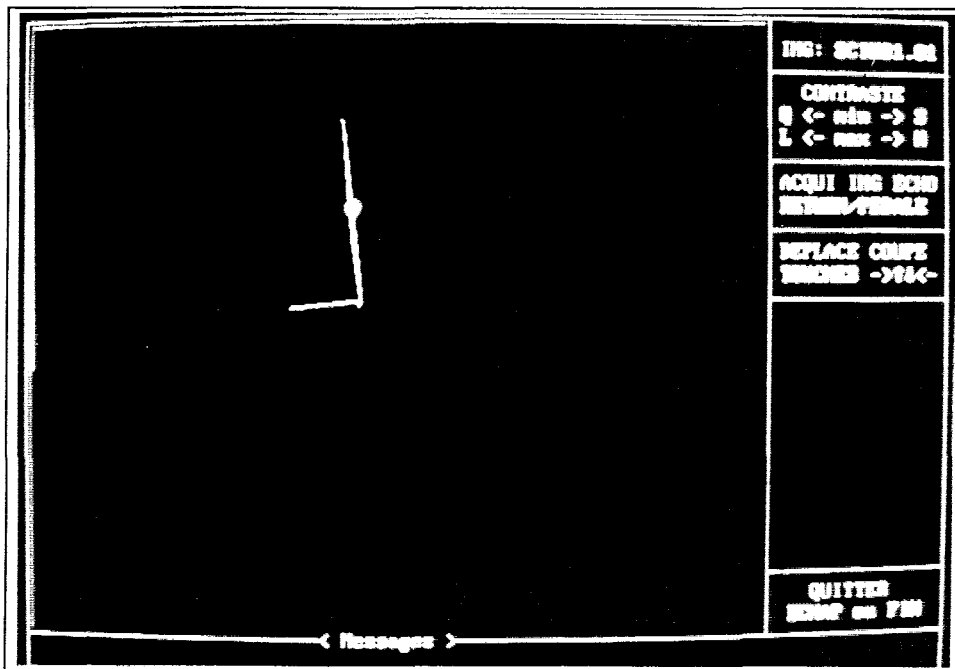


Figure IV-23 : image scintigraphique de la source de cobalt avec le report de la coupe échographique.

3.2 Application clinique

Après les résultats de la mise en correspondance, obtenus sur un fantôme, nous avons validé notre méthode *in vivo*. Sur le cas clinique décrit, le patient présentait un nodule palpable sur le lobe droit thyroïdien.

L'examen scintigraphique s'est déroulé dans les conditions habituelles d'une exploration thyroïdienne au technétium 99m. La dose de technétium injectée par voie intraveineuse est de 211 MBq (3 mCi). La durée d'acquisition de l'image est de 10 minutes ; le collimateur utilisé est un collimateur parallèle (moyenne énergie et haute résolution). L'image scintigraphique recueillie montre une fixation normale du radiotracer, sauf dans la partie inférieure du lobe droit, où l'on remarque une fixation plus importante. S'agit-il du nodule palpé lors de l'examen clinique et, si tel est le cas, est-il à classer dans la catégorie des nodules chauds, hyperfixants ? A ce stade de l'exploration de la glande un doute subsiste quant à la position du nodule dans le lobe.

L'examen échographique complémentaire de la glande permet de mesurer les dimensions et d'analyser la structure du nodule, mais aussi de situer sa position dans le lobe grâce à la mise en correspondance des deux types d'images. En effet, en analysant le tissu du lobe droit suivant des coupes longitudinales et transversales, on remarque que le nodule se situe vers la mi-hauteur du lobe selon les reports des coupes échographiques affichés sur l'image scintigraphique. Dans cette région la fixation du radiotracer semble normale. Le renforcement des échos en dessous du nodule (renforcement postérieur) et l'hypoéchogénéité au sein de ce dernier caractérisent sa nature liquidienne (ou partiellement liquidienne). Le parenchyme situé autour du nodule fixe normalement le radiotracer en scintigraphie et masque l'existence du nodule palpé dans le lobe droit.

Les présomptions faites précédemment ne sont donc pas vérifiées. En réalité il s'agissait d'un nodule liquidien, froid en scintigraphie (hypofixant), siégeant à mi-hauteur du lobe droit. Sur les *figures IV-24 à IV-27* sont représentés deux exemples de mise en correspondance de coupes échographiques avec l'image scintigraphique.

Cet exemple courant en exploration thyroïdienne illustre bien les difficultés rencontrées pour l'établissement d'un diagnostic rapide et précis.

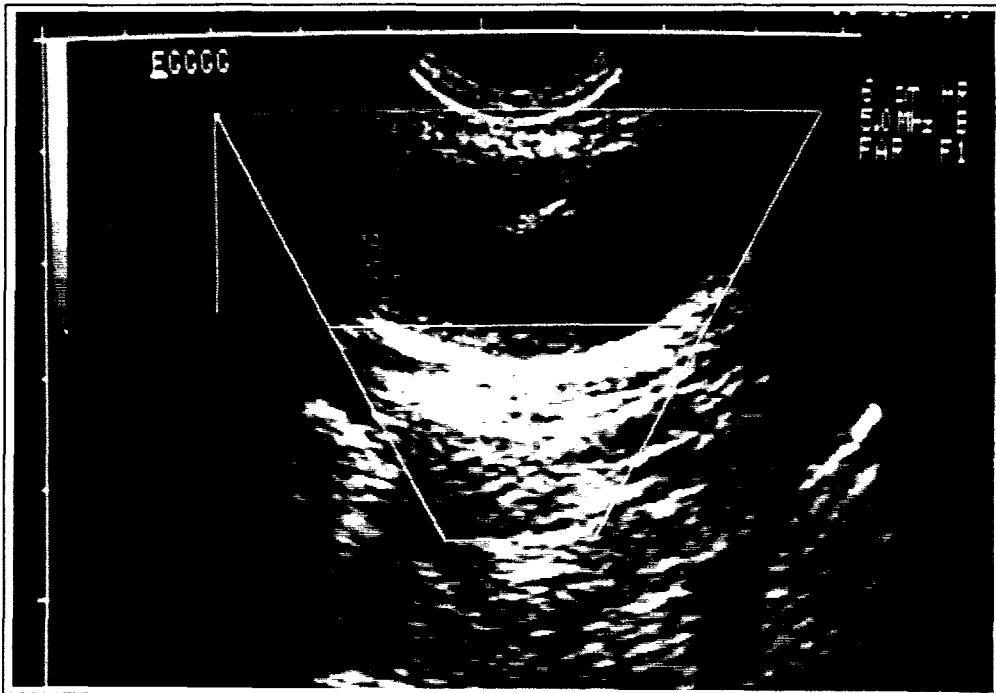


Figure IV-24 : coupe longitudinale du lobe droit.

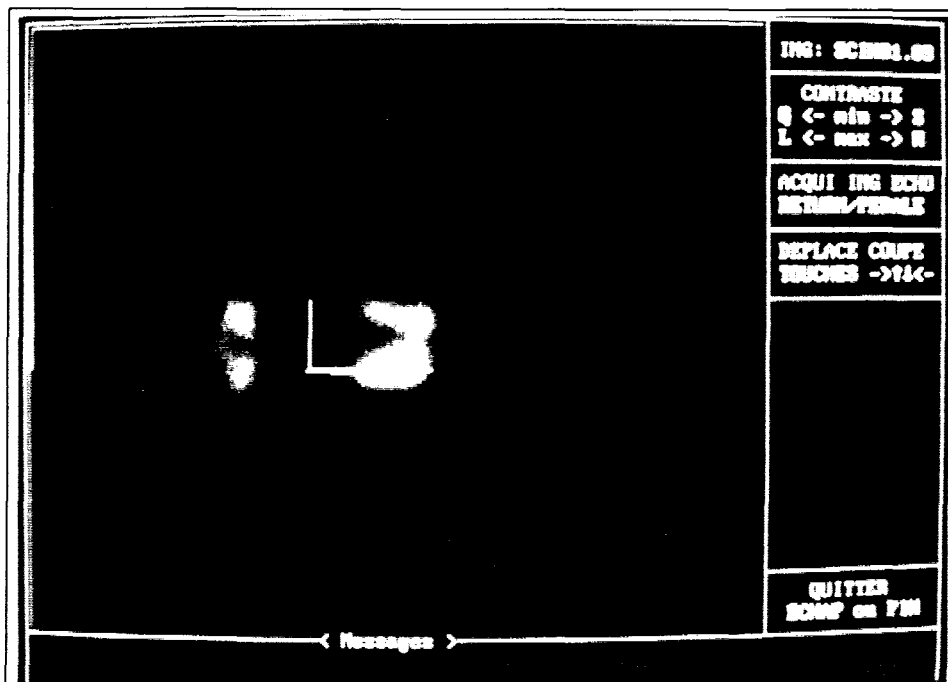


Figure IV-25 : image scintigraphique avec le report de la coupe.

Conclusion

Les divers essais décrits dans ce chapitre ont pour but d'évaluer les caractéristiques générales du système.

Le système de repérage du référentiel objet défini sur chaque capteur est précis et rapide. En effet, l'erreur moyenne de calcul de sa position est de 0.15 mm et ne dépend pas de ses positions et orientations. Quant à l'erreur commise sur son orientation, elle varie proportionnellement avec l'angle ; elle est inférieure à 0.55° pour des angles compris entre $+30$ et -30 degrés. La durée de la localisation du référentiel objet par rapport au référentiel commun est en deçà de 0.5 seconde. La souplesse d'utilisation de la sonde est garantie :

- par la rapidité de son repérage,
- par la mobilité (relativement importante) préservée dans l'espace de travail.

La qualité de la mise en correspondance des images scintigraphiques et échographiques est liée à la précision de la localisation des référentiels images de chaque capteur par rapport au référentiel commun. Cette précision est fonction de la qualité :

- des systèmes d'imagerie en terme de résolution ;
- de la localisation du référentiel objet ;
- de l'évaluation de la relation de transformation entre les référentiels objet et image de chaque capteur (\mathcal{R}_2).

La qualité de la définition des points de référence et de la mesure des coordonnées de ces points fixent la précision du calcul de la relation \mathcal{R}_2 . Dans le cas du fantôme échographique, l'erreur moyenne de 0.9 mm (dans la détermination de \mathcal{R}_2) est acceptable. Avec le fantôme scintigraphique les résultats sont un peu moins bons. Une erreur moyenne de l'ordre de 1 mm au lieu de 2 mm doit être accessible vu le nombre de points de référence relativement important (48). L'erreur provient surtout d'une mauvaise correspondance entre les positions des leds infrarouges sur la mire et les positions des trous dans la plaque de plomb.

Malgré les imprécisions accumulées lors des calibrations, les résultats de la mise en correspondance, vérifiés sur un fantôme sont encourageants. Néanmoins il faudrait quantifier l'erreur de mise en correspondance pour en connaître au moins ses limites (valeurs maximale et minimale).

Nous avons démontré la faisabilité et l'intérêt de notre approche in vivo. La correspondance en "temps réel" entre l'image scintigraphique et les diverses coupes échographiques facilite et fiabilise le diagnostic de certaines pathologies thyroïdiennes (nodules, etc.) sans augmenter de façon significative la durée de l'examen, qui est de 20 minutes environ.

CHAPITRE V

ARCHITECTURE MATERIELLE et LOGICIELLE

Introduction

Ce chapitre présente les moyens matériels et logiciels mis en œuvre. La première partie concerne le choix des matériels et l'architecture du système, dont les principales contraintes sont le coût et la possibilité d'évolution.

L'organisation interne du logiciel, ses fonctionnalités, le menu déroulant permettant l'accès aux fonctions du logiciel et l'acquisition des différents types d'images sont décrits dans la deuxième partie.

I- Spécifications externes

Le choix de la configuration a été motivé par les deux facteurs de coût et d'applications cliniques. En ce qui nous concerne nous avons opté pour une configuration économique permettant de montrer la faisabilité et l'intérêt d'un tel système et susceptible d'évoluer au fur et à mesure de nouvelles exigences. L'architecture du système de gestion et de traitement de l'information peut être représentée par le synoptique suivant :

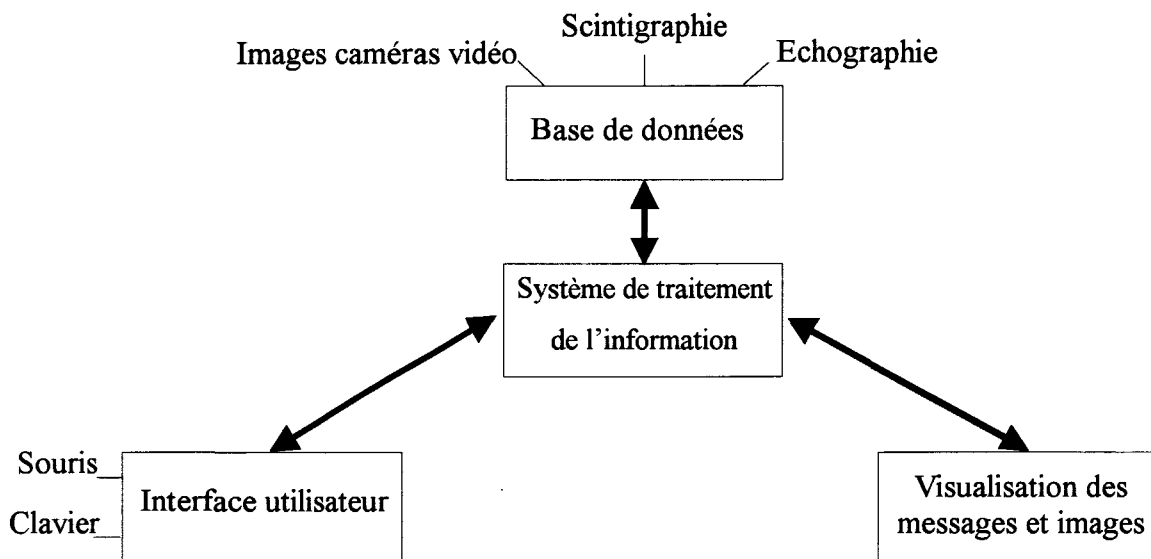


Figure V-1 : synoptique.

On distingue deux parties :

- le système informatique avec son interface utilisateur ;
- le système de traitement des images (acquisition et visualisation).

1.1 Système informatique

La sélection du système est conditionnée par les applications immédiates et futures envisagées. Dans notre application, le système doit être performant à la fois dans la gestion des données et dans les calculs mathématiques (précision et rapidité). En effet, le volume des données à enregistrer dans la mémoire de masse du système (images scintigraphiques et échographiques) au cours de l'examen ne doit pas altérer la rapidité des procédures et par conséquent le confort d'utilisation. La vitesse de calcul a surtout de l'importance dans la

localisation en "temps réel" de la sonde échographique. Le système informatique retenu est un compatible PC/AT 486 DX 2 cadencés à 66 Mhz avec bus Vesa, disposant de 8 MO de RAM et un disque dur de 340 MO. La taille mémoire maximale nécessaire à un examen a été estimée à 4 MO, soit environ 16 images de format 512×512. La capacité du disque dur autorise le stockage de 80 examens.

1.2 Système de traitement des images

Cet ensemble doit réaliser l'acquisition des images issues des caméras vidéo, de l'échographe et la visualisation de ces dernières. Les traitements concernent essentiellement la lecture et l'écriture de points et de segments, ainsi que des opérations sur les images comme le filtrage.

La carte PIP 640B de Matrox Electronic Systems convient parfaitement pour ce type d'application, d'autant que cette carte a déjà été mis en œuvre dans des applications développées au sein de notre laboratoire. Le fait de pouvoir disposer de l'expérience acquise et des développements existants n'est pas négligeable [Coin 91]. Cette carte est dotée d'une mémoire image de 1 MO sur 8 bits de profondeur, permettant l'échantillonnage d'un signal vidéo TV issu de l'un de ses 3 canaux d'acquisition et l'affichage d'une image au format maximal de 640×576 sur un moniteur RVB haute résolution. La configuration de la mémoire image est sélectionnée parmi l'un des 5 formats suivants :

- 640×576×1 (capacité de mémoriser 1 image au format 640×576) ;
- 640×512×2 (capacité de mémoriser 2 images au format 640×512) ;
- 512×576×2 (capacité de mémoriser 2 images au format 512×576) ;
- 512×512×4 (capacité de mémoriser 4 images au format 512×512) ;
- 256×256×16 (capacité de mémoriser 16 images au format 256×256).

Chaque image digitalisée est mémorisée dans la zone mémoire sélectionnée au format de l'espace mémoire spécifié lors de sa configuration.

1.3 Les caméras vidéo

Les caméras vidéo sont des caméras matricielles CCD noir et blanc (ELMO SR 362), munies d'un objectif de focale 16 mm. Ce type de caméra, disposant d'une matrice constituée de 581×577 cellules, est caractérisé par une bonne définition de l'image. Les distorsions de l'image sont faibles ainsi que la rémanence. Le spectre de réponse des caméras matricielles est compris entre 400 nm à 1100 nm. La faible puissance du faisceau infrarouge (200 mW) émis par les leds choisies et de longueur d'onde 880 nm, permet de saturer facilement les cellules de la matrice placée à une distance de 160 cm de la source infrarouge. Enfin le rapport qualité-prix est intéressant ($\cong 3000$ F en 1992).

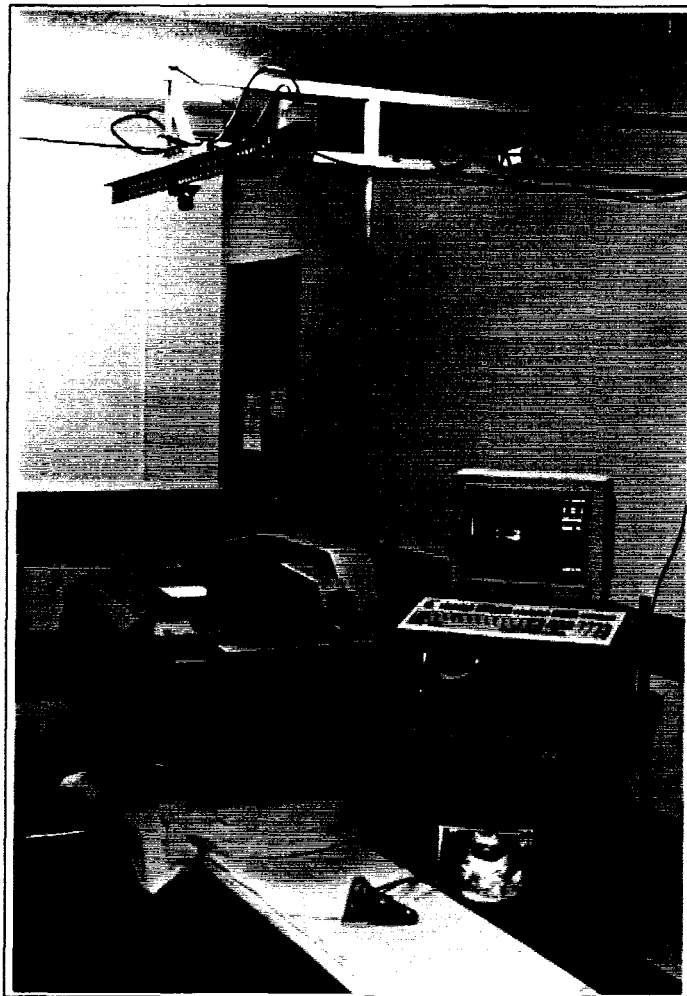


Figure V-2 : photographie de l'installation sur le site d'exploitation.

II- Spécifications internes

Les programmes ont été écrits en C Microsoft version 7 et sont exécutés sous DOS 6.22. Les développements s'effectuent sous Windows grâce à l'environnement de programmation Microsoft (Programmer's WorkBench), adapté à la génération et à la mise au point d'applications complexes. Le nom du programme exécutable est SCINECHO, il correspond au nom du système couplant l'échographe et la gamma-caméra : SCINTI-ECHOGRAPHE.

2.1 Généralités

Une étude des besoins a mis en évidence certaines caractéristiques du logiciel que nous nous sommes efforcés de respecter lors des phases de développement. L'ouverture et la maintenance aisée du logiciel sont garanties par les caractéristiques suivantes :

- modularité ;
- efficacité du rangement des données : gestion dynamique de la mémoire ;
- homogénéité et efficacité dans les notations ;
- documentation des programmes.

Quant à l'utilisation du logiciel, les propriétés suivantes lui confèrent convivialité et souplesse d'emploi :

- ergonomie : l'interface utilisateur se présente sous forme de menus déroulants manipulés facilement ;
- homogénéité dans l'utilisation du logiciel ;
- précision : les calculs sont effectués en double précision ;
- gestion des erreurs : une erreur de manipulation ou de saisie entraîne l'affichage d'un message donnant la possibilité de reprendre ou d'abandonner l'opération en cours ;
- documentation : une aide contextuelle est intégrée dans le logiciel.

Dans un souci d'efficacité et d'homogénéisation avec les ressources logicielles existantes, l'arborescence adoptée pour le développement de l'application est présentée sur la figure V-3.

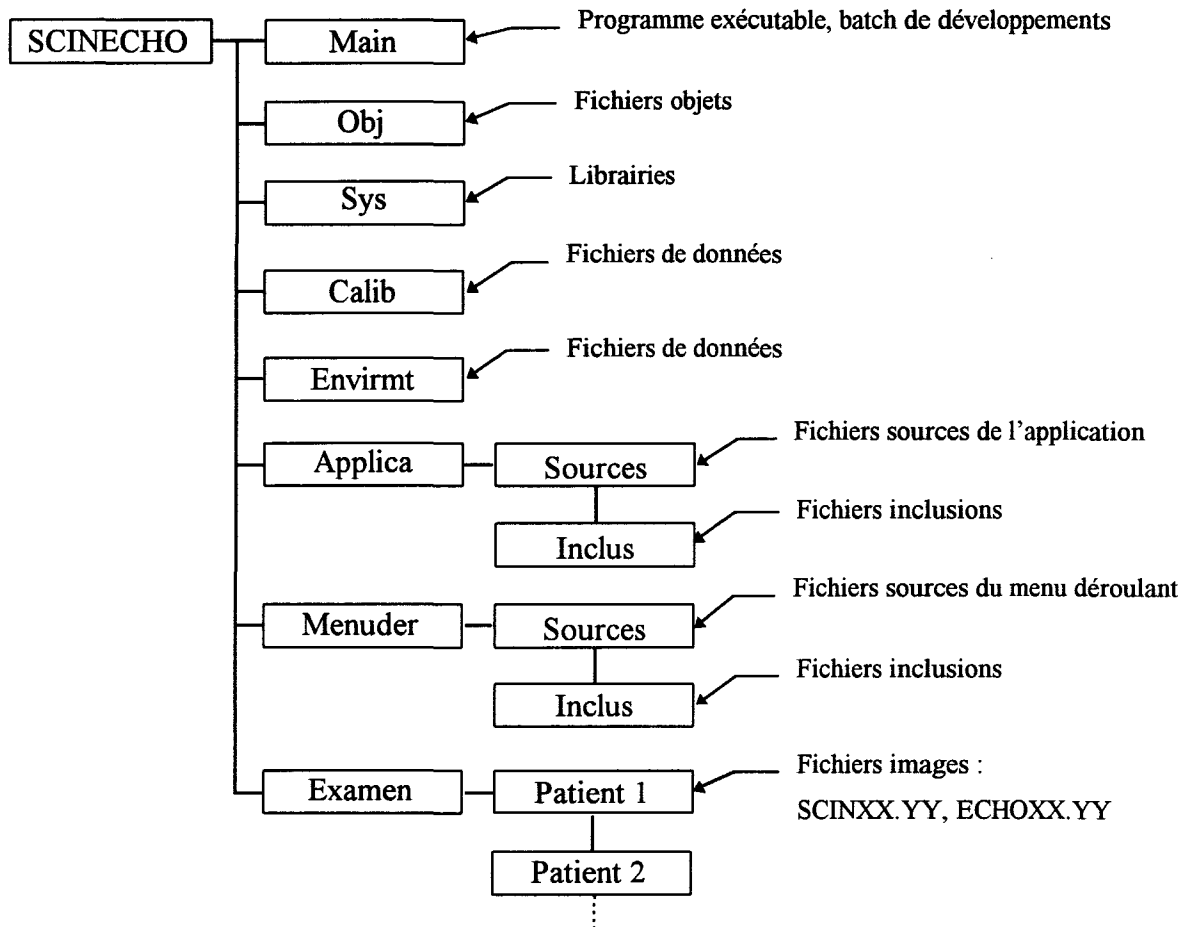


Figure V-3 : arborescence des répertoires de l'application.

Dans le répertoire "Calib" sont mémorisés les fichiers suivants :

- RepCapVi.dat, RepCapGa.dat, RepCapSo.dat : ils contiennent respectivement la position des leds infrarouges sur la mire de calibration, sur le détecteur scintigraphique, sur la sonde échographique et sur le fantôme utilisé pour étalonner de cette dernière ;
- RcalibVi.dat, RcalibGa. dat, RcalibSo.dat : ils contiennent respectivement les résultats du calibrage du système de vision stéréoscopique, du détecteur scintigraphique et de la sonde échographique.

Dans le répertoire "Envirmt" sont mémorisés les fichiers Aide.msg, Aide.hlp, Erreur.msg et SauvEnvi.dat. Dans le fichier SauvEnvi.dat est sauvegardé l'état du système à la sortie du programme pour restituer le contexte à la prochaine utilisation du logiciel. Les

fichiers Aide et Erreur comportent respectivement le texte composant l'aide contextuelle et les messages d'invite et d'erreur.

2.2 Structuration des données images

L'ensemble des données relatives à un patient est regroupé dans un répertoire portant son nom. Cette base de données est constituée des images issues des examens scintigraphiques et échographiques. Les fichiers images ont une structure identique à ceux utilisés avec le logiciel de traitement et d'analyse d'images Visilog® (logiciel de traitement d'images développé par la société NOESIS). Chaque fichier comporte un en-tête image de 76 octets, un en-tête utilisateur de longueur variable et les informations de l'image, à raison d'un octet par pixel. La dynamique a été réduite à 248 niveaux de gris de façon à définir 8 pseudo-plans graphiques affichés en surimpression.

En-tête image : 76 octets	En-tête utilisateur : 64 octets	Données image
---------------------------	---------------------------------	---------------

Nous avons homogénéisé la taille des images en prenant un en-tête utilisateur de 64 octets. Dans cet en-tête sont mémorisées les informations correspondantes à la relation de transformation entre le référentiel image et le référentiel commun (matrice de rotation, vecteur translation et facteurs d'échelle). Le détail de l'en-tête utilisateur est donné en annexe 5.

Chaque image enregistrée dans la mémoire de masse de l'ordinateur porte un nom spécifique. Les images scintigraphiques sont nommées SCINXX.YY où YY est le numéro de l'examen (compris entre 01 et 99) et XX représente le numéro de l'image (compris entre 01 et 99). Les images échographiques sont appelées ECHOXX.YY.

2.3 Acquisition des images

2.3.1 Image scintigraphique

La génération et le traitement des images scintigraphiques sont gérés par un système informatique développé par la société SOPHA MEDICAL VISION. Le transfert des images entre ce système informatique et le PC dans lequel réside notre application est réalisé au moyen de disquettes 3½". Un utilitaire permet de transférer les images scintigraphiques sélectionnées vers un lecteur 3½" compatible DOS. A chaque transfert le fichier SOPHAFLP.DIR est créé. Ce fichier comporte des informations générales sur l'examen, ainsi que le nom et la taille de

chaque fichier contenant les images. Le nom des images est DSET.XYY où, X représente le type d'examen ("S" : statique, "D" : dynamique, "T" : Tomographique, etc.) et YY représente la dimension de l'image ("11" : 512×512, "09" : 256×256, "01" : 128×128, "03" : 64×64). Chaque DSET contient un en-tête de 512 octets dans lequel sont mémorisées des informations spécifiques à l'image, et à la suite, les pixels codés sur 2 octets (dynamique de 65536 niveaux). Après la mémorisation de l'image dans la mémoire de masse du PC, une conversion est accomplie afin de ramener la dynamique initiale à une dynamique de 248 niveaux de gris. A chaque conversion les principales informations de l'image sont mémorisées dans un fichier appelé RGTSCINT.YY où YY est le numéro de l'examen (cf. annexe 5 pour le détail du contenu du fichier RGTSCINT.YY).

2.3.2 Image échographique

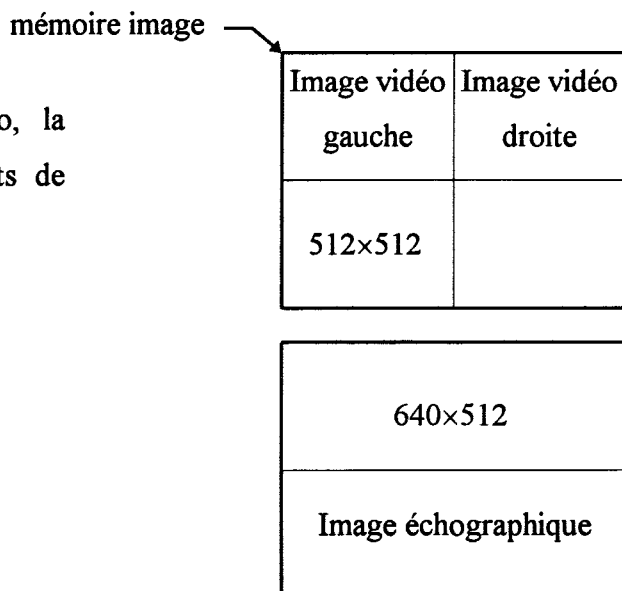
Lors de l'acquisition des images échographiques, il est aussi nécessaire de réaliser l'acquisition des images fournies par les caméras vidéo car elles sont utilisées pour localiser les positions et orientations de la sonde échographique. Les deux sorties vidéo des caméras CCD ainsi que la sortie vidéo externe de l'échographe sont donc reliées aux trois canaux d'acquisition de la carte Matrox, en vue d'une numérisation ultérieure. L'acquisition séquentielle des différentes images se déroule de la manière suivante :

- acquisition des images vidéo ;
- acquisition de l'image échographique.

Chaque image digitalisée est mémorisée, dans l'espace mémoire sélectionné et au format spécifié.

Lors de l'acquisition des images vidéo, la mémoire est divisée en quatre quadrants de 512×512.

Puis, elle est fractionnée en deux parties 640×512 pour l'acquisition de l'image échographique.



Le format de l'image échographique est au standard TV (625 lignes). Par conséquent le format 640×512 ne permet pas l'acquisition complète de l'image échographique. En effet les lignes au-delà de la 512^{ème} ne sont pas digitalisées, mais cela importe peu car ces lignes caractérisent le bord inférieur de l'image. Après l'acquisition de ces trois images, le calcul de la position et de l'orientation du plan de coupe échographique est accompli. Si un problème apparaît lors de ces calculs (nombre de leds détectées différent du nombre réel, imprécisions dans le calcul des coordonnées 3D des leds (cf. chapitre III : partie 1), etc.), une alarme sonore avertit l'opérateur de l'échec et un nouveau cycle d'acquisition est repris.

Afin d'homogénéiser les dimensions des images scintigraphiques et échographiques, l'image échographique est réduite au format 512×512 par une interpolation linéaire, puis elle est enregistrée dans la mémoire de masse du PC.

2.4 Présentation du logiciel SCINECHO

L'écran de présentation du logiciel (*figure V-4*) est décomposé en quatre zones : le bandeau de version avec la date, la fenêtre principale, la fenêtre de messages et le bandeau des touches de fonction. Les fenêtres ont un titre et peuvent fournir un texte d'aide dans la ligne inférieure du cadre permettant ainsi d'indiquer les touches valides dans une situation donnée. La fenêtre principale donne le nom de l'examen courant.

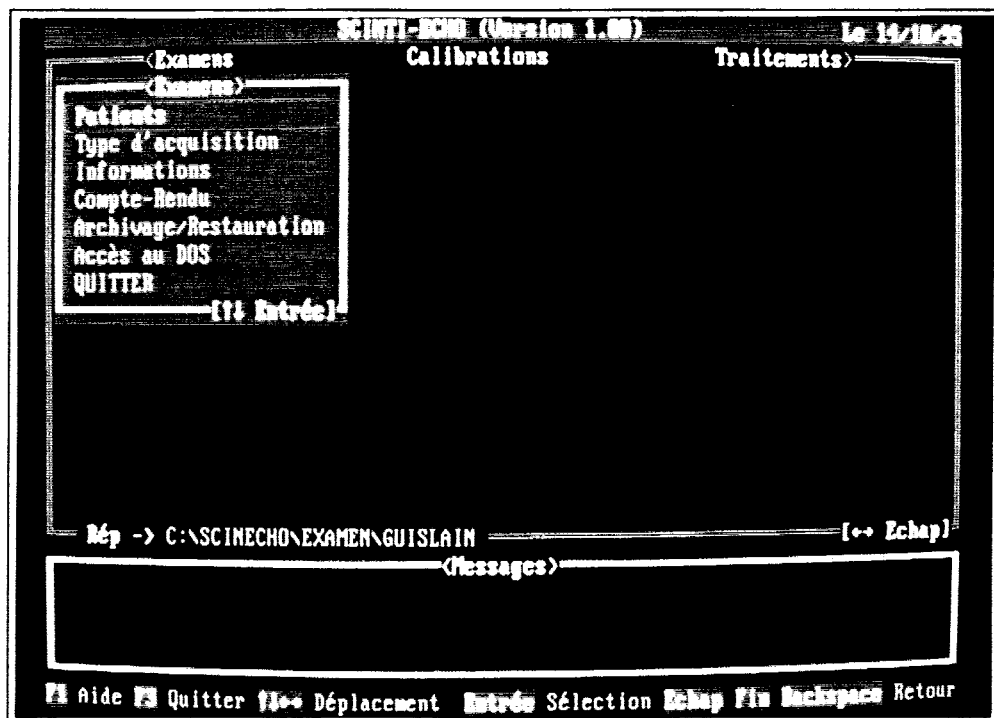


Figure V-4 : écran de présentation du logiciel.

Les messages d'avertissement et d'invite sont affichés dans la fenêtre de messages. Les messages d'erreurs apparaissent dans une fenêtre spéciale, affichée en surimpression dans la fenêtre principale, et sont accompagnés d'une alarme sonore. Les fenêtres de résultats apparaissent aussi en surimpression dans la fenêtre principale. A tout instant, l'appui sur la touche F₁ provoque l'apparition d'une brève aide contextuelle qui s'affiche dans la fenêtre message et un deuxième appui sur cette même touche entraîne l'affichage d'une aide plus détaillée.

L'accès aux fonctions du logiciel s'effectue par des menus déroulants activés simplement à l'aide des touches de déplacement du curseur. Le menu et l'option sélectionnée restent affichés afin de garder la trace du cheminement. Les sélections sont validées par la touche ENTREE et par la touche FIN dans le cas d'une sélection multiple. L'abandon d'une fonction s'effectue par les touches ECHAP ou BACKSPACE. La touche F₃ permet de quitter immédiatement le logiciel à tous les niveaux du menu. Le nombre restreint de touches facilite son utilisation.

2.4.1 Découpe hiérarchique du logiciel

Les fonctions sont réparties en trois groupes :

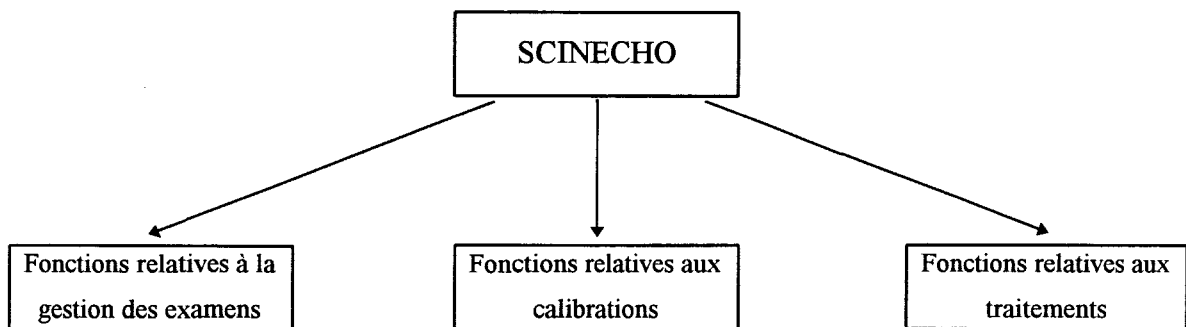


Figure V-5 : les trois principales fonctions de SCINECHO.

a) Les fonctions de gestion des examens consistent en :

La gestion des patients, la gestion des fichiers, l'acquisition scintigraphique ou échographique seule, l'acquisition échographique avec report de la trace de la coupe sur l'image scintigraphique, l'archivage des examens sur disquette, la place disponible sur le disque, l'accès au DOS, quitter le logiciel.

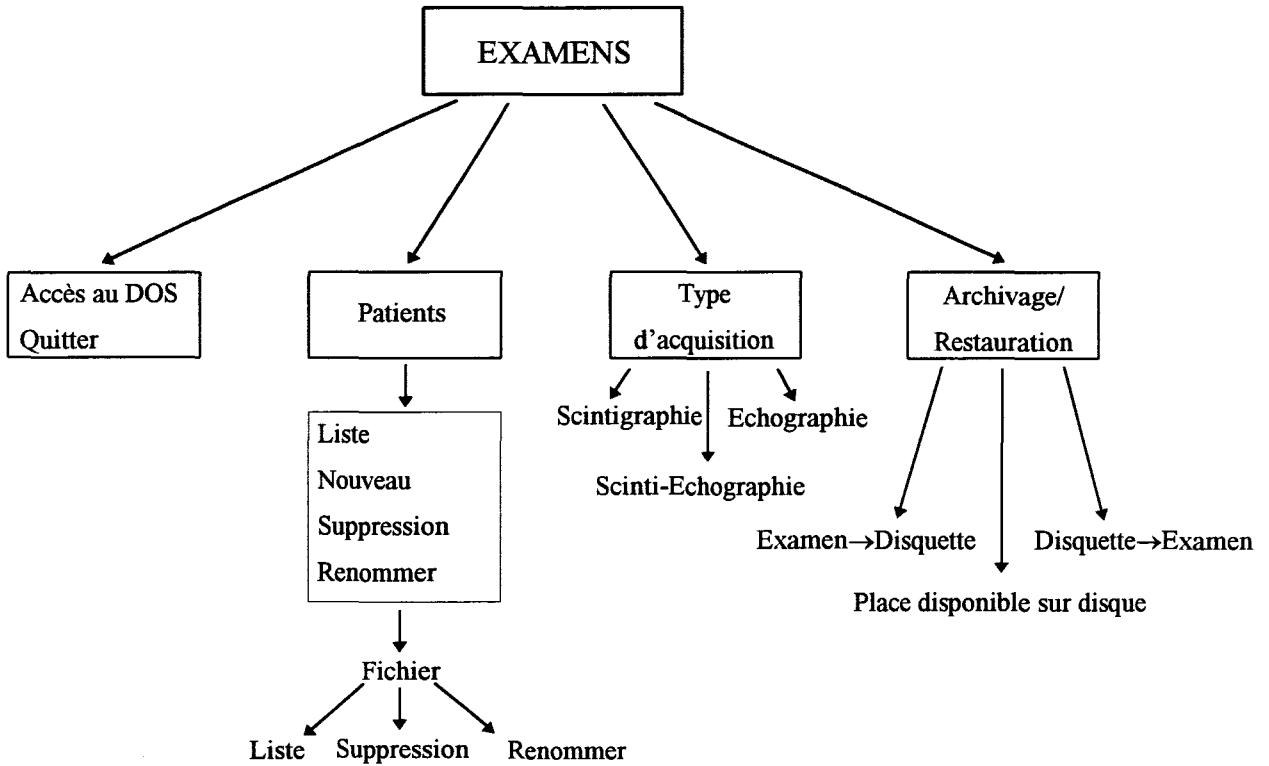


Figure V-6 : les fonctions de gestion des examens.

b) Les fonctions relatives aux divers calibrages concernent :

La calibration du système de vision stéréoscopique ou le contrôle des paramètres issus de la calibration, le calcul ou le contrôle de la relation de transformation entre les référentiels au niveau du détecteur scintigraphique et au niveau de la sonde échographique.

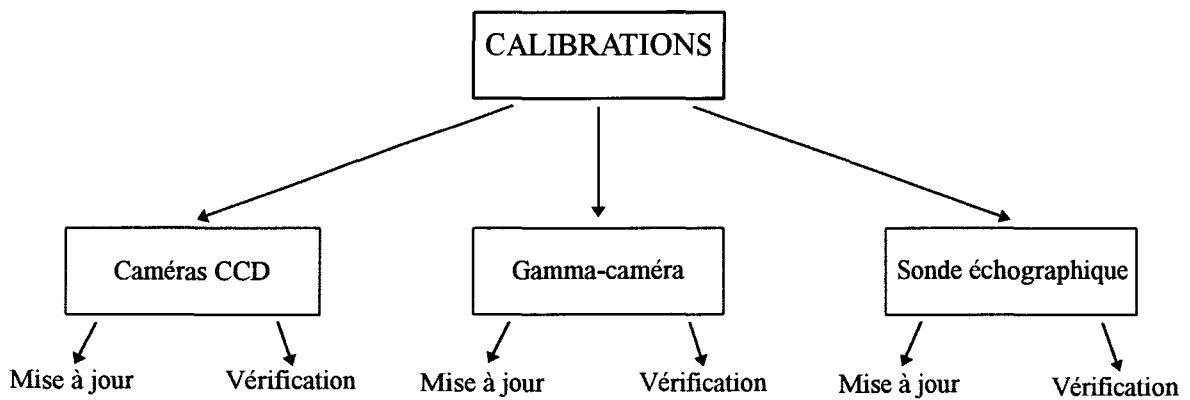


Figure V-7 : fonctions relatives aux calibrations.

c) Les fonctions relatives aux traitements sont représentées par :

La sélection des images, la visualisation des images de travail, la visualisation simultanée des images scintigraphique et échographique avec report de la trace échotomographique, la conversion des images scintigraphiques.

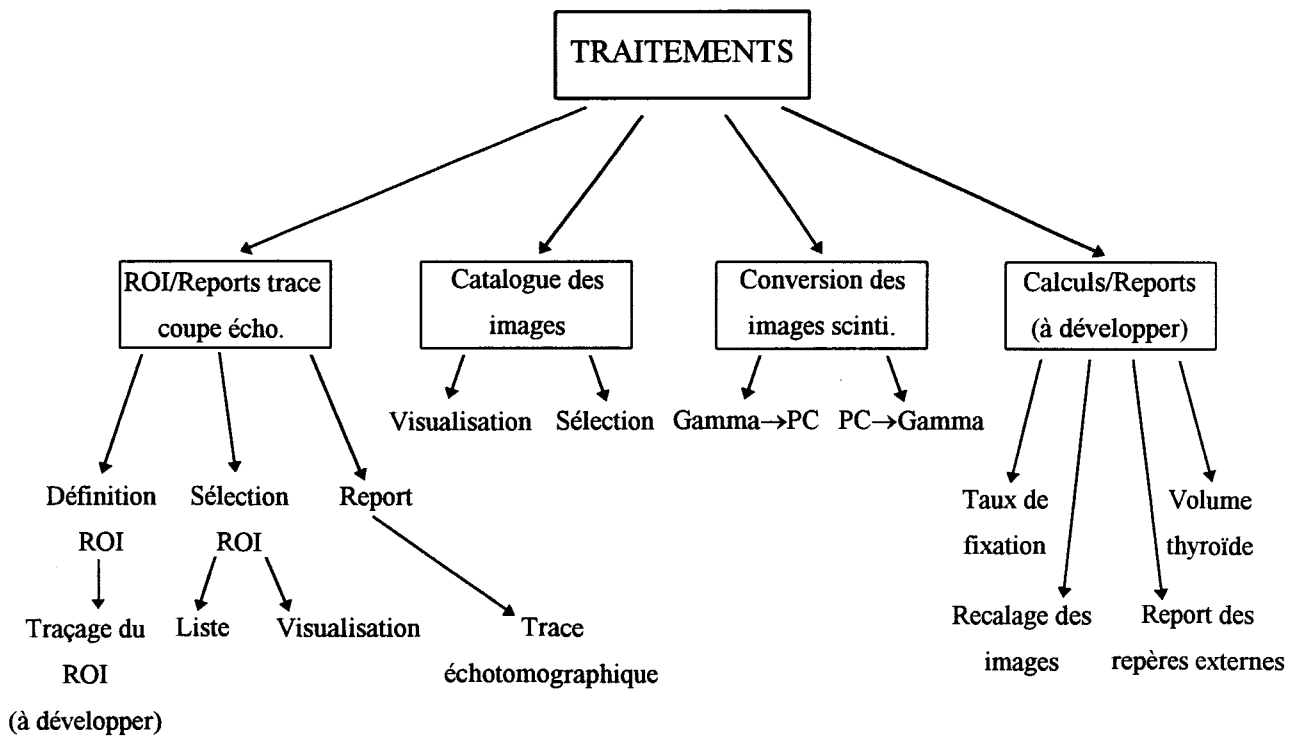


Figure V-8 : fonctions relatives aux traitements.

Conclusion

Le système a été développé sur la base d'un matériel standard de type compatible PC. Les performances de ces matériels sont en constante évolution et répondent parfaitement aux contraintes imposées par notre application (budget, évolution, rapidité).

Nous avons montré, avec une installation peu onéreuse, la faisabilité de notre approche et les essais accomplis ont démontré la souplesse d'utilisation du logiciel.

PERSPECTIVES
CONCLUSION GENERALE

I- Perspectives

La faisabilité de l'imagerie multimodalité scintigraphie-échographie ayant été établie dans le cas de l'examen de la thyroïde, il n'est pas inutile de présenter quelques perspectives de développements. Les étapes de calibration des différents capteurs mis en œuvre dans l'application ainsi que la phase de mise en correspondance des images sont opérationnelles et constituent les fondements de notre application. Néanmoins quelques outils seraient nécessaires pour tracer des contours fermés autour de régions d'intérêts (ROI), pour mesurer des dimensions ou des surfaces directement sur les images, afin de connaître avec précision les dimensions et le volume de la thyroïde ou d'un nodule.

1 Mesure du volume thyroïdien

La connaissance du volume thyroïdien est essentielle surtout dans le calcul de la dose radioactive nécessaire pour traiter une hyperthyroïdie.

La méthode de mesure du volume consiste à apparenter les lobes de la thyroïde à des volumes géométriques connus et facilement calculables. Dans la méthode de Rasmussen [Rasmussen 78], chaque lobe est décomposé en trois parties : les pôles sont assimilés à des paraboloides et la partie médiane est considérée comme un empilement de segments sphériques à bases irrégulières. A l'aide de coupes échographiques, on détermine les surfaces $S_0, S_1, S_2, \dots, S_n$ dont les valeurs sont mesurées par planimétrie (*figure VI-1*). Ces surfaces sont distantes de $h = 0.5$ cm ; les hauteurs h_1 et h_2 des pôles sont également mesurées sur les coupes échographiques.

Le volume d'un lobe est égal à la somme des volumes suivants :

- volume du pôle supérieur : $0.67 \times h_1 \times S_0$;
- volume du pôle inférieur : $0.67 \times h_2 \times S_n$;
- volume de la partie intermédiaire :

$$\frac{h}{3} \times (S_0 + 3.9 \times S_1 + 2.6 \times S_2 + 2.6 \times S_3 + 3.9 \times S_4 + 2 \times S_5 + 4 \times S_6 + \dots + 2 \times S_{n-2} + 4 \times S_{n-1} + S_n).$$

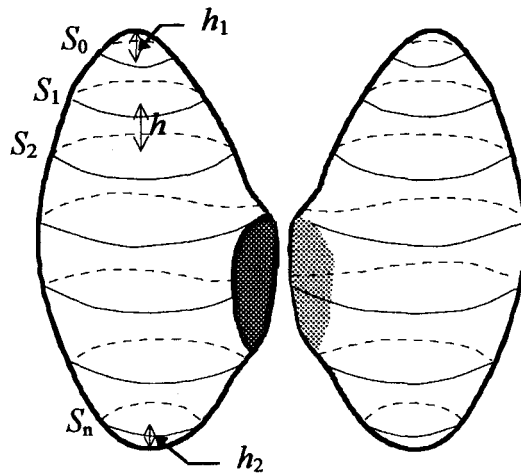


Figure VI-1 : technique de mesure de Rasmussen.

La technique de Rasmussen est longue et délicate car elle nécessite un repérage précis des limites des lobes et des niveaux des coupes. Une autre méthode plus simple et plus rapide consiste à assimiler chaque lobe à un demi-ellipsoïde dont la partie inférieure a simplement tourné (figure VI-2). Il suffit donc de connaître la largeur a , l'épaisseur b et la hauteur c du lobe pour en déterminer son volume.

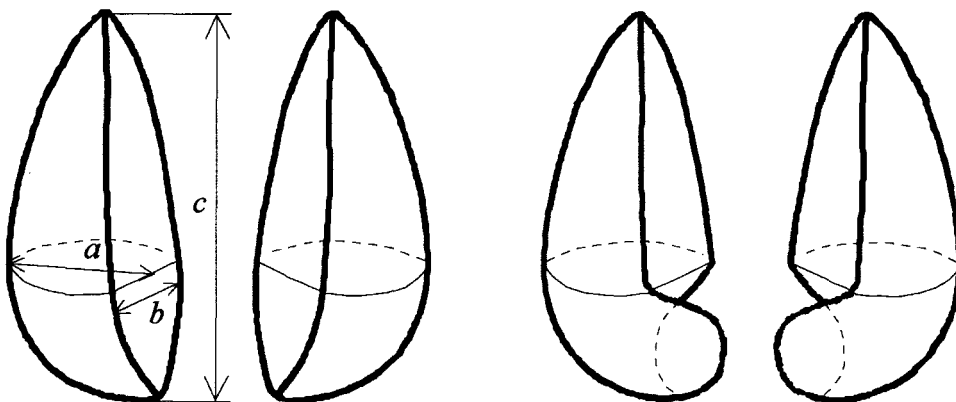


Figure VI-2 : modélisation d'un lobe par un demi-ellipsoïde.

Notre système de report en "temps réel" de la trace de la coupe échographique sur l'image scintigraphique permet d'améliorer la rapidité et la précision des méthodes de mesure du volume d'un lobe. En effet, notre système facilite le placement du plan de coupe échographique car sa position est reportée et visualisée dans l'image scintigraphique de la

thyroïde. Une grille pourrait être dessinée et ajustée sur l'image scintigraphique de la thyroïde, afin de fixer à l'avance, la position des différentes coupes échographiques.

2 Mesure du taux de fixation par unité de volume

Dans le même ordre d'idée, il serait intéressant de pouvoir mesurer la surface du parenchyme de la glande dans des coupes transversales réalisées au niveau de chaque lobe (environ 5 ou 6 par lobe), comme dans la méthode de Rasmussen, et de mesurer le taux de fixation du radiotracer le long de cette coupe dans l'image scintigraphique. L'épaisseur moyenne de la coupe échographique est de l'ordre de 1 à 2 mm selon les appareils, donc on peut tracer la courbe représentant le rapport taux de fixation par unité de volume de parenchyme le long d'un profil défini dans chaque lobe (*figure VI-3*). Ainsi on a une information sur la capacité du tissu thyroïdien à fixer le radiotracer.

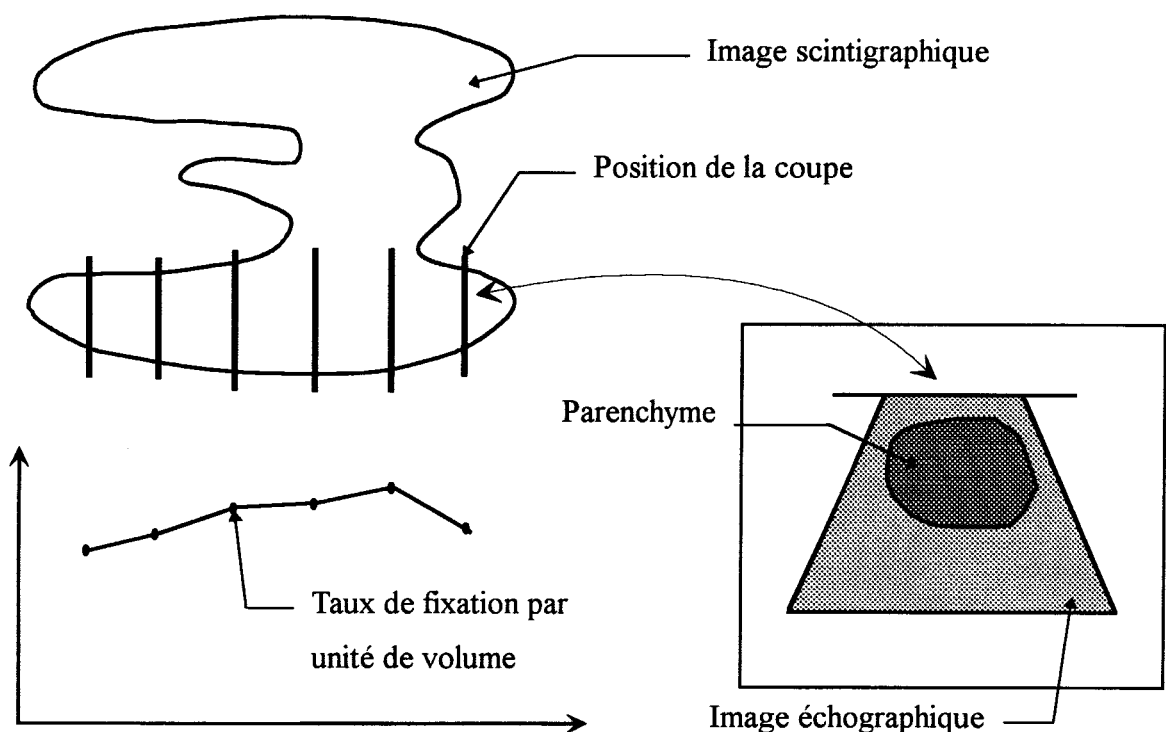


Figure VI-3 : mesure du taux de fixation du radiotracer par unité de volume du parenchyme thyroïdien.

3 Corrélation des images scintigraphiques

Hormis la mesure du volume de la thyroïde, il est important de donner la possibilité au praticien de mémoriser la position de repères anatomiques tels que la fourchette sternale et les articulations sterno-claviculaire (gauche et droite), couramment utilisés en scintigraphie thyroïdienne. Ces 2 ou 3 repères anatomiques ont plusieurs intérêts :

- après leur superposition avec l'image scintigraphique, ils permettent de déduire la position de la thyroïde (haute, moyenne, base) ;
- si leur positionnement est suffisamment reproductible et précis, ils peuvent être utilisés pour recalibrer automatiquement les images scintigraphiques d'une même région, en vue d'une comparaison des images lors du suivi d'un patient (avant, pendant et après traitement).

II- Conclusion générale

Les pathologies thyroïdiennes sont nombreuses, diversifiées et compte tenu des systèmes d'analyse actuels, leurs diagnostics sont souvent difficiles. Les informations anatomiques et physiologiques issues de la scintigraphie et de l'échographie thyroïdienne sont comparées entre elles, afin de mettre en correspondance des structures identiques analysées par des capteurs différents et d'utiliser l'ensemble des informations paracliniques disponibles.

Cette étude fournit au clinicien des possibilités supplémentaires et facilite le diagnostic de certaines pathologies. Le principe est d'optimiser l'exploitation et la génération des informations scintigraphiques et échographiques, qui jusqu'à présent sont recueillies indépendamment les unes des autres et sont comparées exclusivement à partir de comptes-rendus d'examens.

La mise en correspondance d'informations anatomiques et physiologiques est généralement difficile en raison de la complémentarité des informations. Dans notre cas, le fait que le patient reste immobile pendant la durée des examens (seule contrainte imposée par notre approche, courante en imagerie médicale) permet de simplifier considérablement la tâche de la mise en correspondance des images. Dans ce cas, la corrélation en "temps réel" des images est alors possible.

Nous utilisons un système de vision stéréoscopique pour localiser la sonde et le détecteur scintigraphique. Ce système, composé de deux caméras vidéo permet la mesure de coordonnées 3D de points caractéristiques définis sur chaque capteur et matérialisés par des leds infrarouges. Le caractère actif de ce dispositif est indispensable pour déterminer rapidement et précisément les coordonnées des leds, nécessaires au calcul des positions et orientations des capteurs. La mise en œuvre de notre système de repérage s'effectue en deux étapes :

- calibration du système de vision stéréoscopique,
- calcul de la relation de transformation entre les positions et orientations du référentiel défini sur le capteur considéré et le référentiel image associé.

Ces deux étapes nécessitent un ensemble de points de référence répartis non uniformément dans l'espace de travail. La précision des mesures des coordonnées de ces points de référence dans les référentiels impliqués conditionne la qualité des résultats des calculs successifs. La résolution des capteurs (caméra vidéo, détecteur scintigraphique, sonde échographique) n'est pas suffisante pour mesurer précisément la position des points de référence dans les différentes images. De ce fait nous utilisons un nombre de points supérieur au nombre nécessaire et nous effectuons un lissage pour améliorer la précision des mesures.

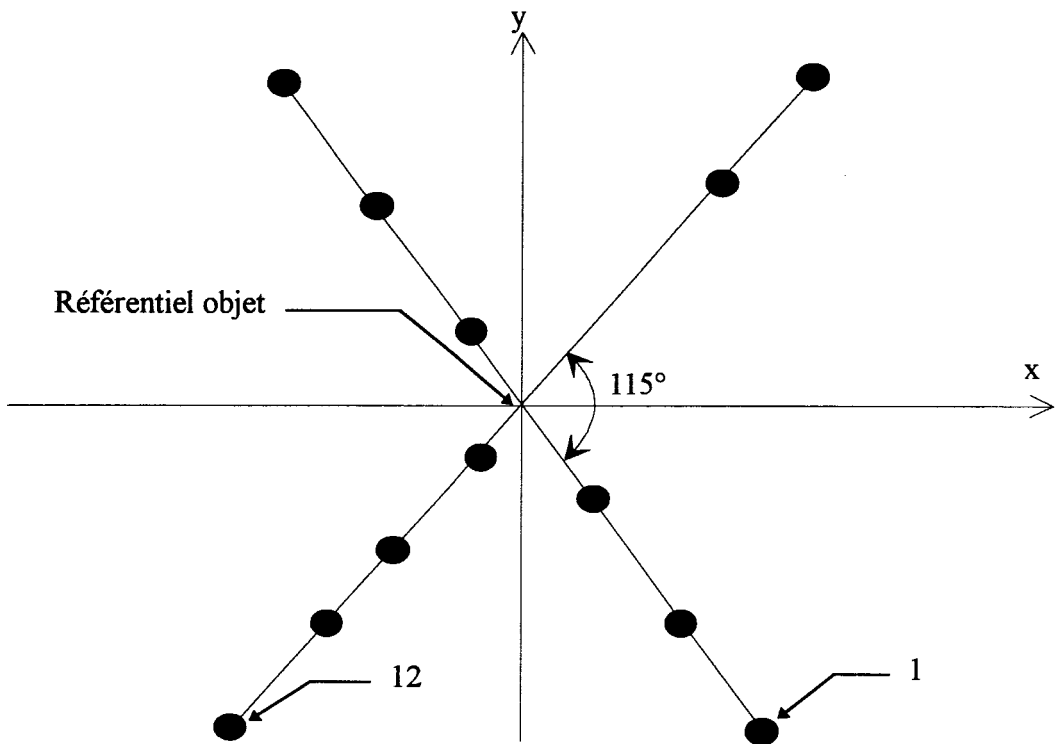
A chaque étape, la qualité des calculs a été vérifiée. En ce qui concerne l'étalonnage du système de vision stéréoscopique, nous obtenons de bons résultats puisque l'incertitude sur la position d'un point est de l'ordre de 0.35 mm pour un angle inter-caméras de 28°. Dans le cas de la sonde échographique, la précision du calcul de la relation de transformation est correct (0.9 mm) compte tenu du nombre de points utilisés (6). Un nombre de points de référence plus élevé améliorerait certainement la précision. Le dilemme est de créer un nombre important de points de référence mais suffisamment bien définis pour permettre une mesure précise de leurs coordonnées dans l'image échographique. Un échographe plus performant donnerait sans doute de meilleurs résultats. Quant au détecteur scintigraphique, la conception du fantôme de calibration doit être modifiée car la correspondance imparfaite entre la position des leds infrarouges et celle des trous dans la plaque de plomb est à l'origine d'une erreur élevée (2 mm). Il serait préférable de placer directement les leds sur la plaque de plomb, juxtaposées aux trous.

La qualité de la mise en correspondance des images est liée à la précision de l'évaluation de la relation de transformation entre les référentiels image, et à la précision du repérage des capteurs. Les vérifications effectuées ont montré que notre système de repérage est suffisamment précis pour des inclinaisons des capteur inférieures à 30 degrés (erreur d'orientation $< 0.55^\circ$, erreur moyenne de position : 0.15 mm). Les essais de mise en correspondance accomplis sur un fantôme, puis in vivo ont démontré la faisabilité et l'intérêt de notre approche en exploration thyroïdienne, sans augmenter de façon significative la durée totale de l'examen. La rapidité de la corrélation des images, la grande mobilité de la sonde échographique agrémentent l'utilisation de notre système. Néanmoins d'autres essais sont nécessaires pour évaluer plus précisément l'incertitude de mise en correspondance des images et pour parfaire l'intégration du système en routine clinique.

Hormis le domaine de l'exploration thyroïdienne, ce système peut directement être utilisé dans l'étude des parathyroïdes, pour en faciliter la détection en échographie car la difficulté, en raison de leurs emplacements et de leurs petites tailles, est de différencier le tissu parathyroïdien du tissu thyroïdien. En reprenant les solutions techniques que nous avons développées dans la localisation d'objets, on pourrait également dans les mêmes conditions coupler, par exemple, un système d'imagerie "lourd" tel que l'IRM avec des instruments chirurgicaux (trocart, sonde, etc.). Cela permettrait de prévoir la trajectoire optimale de l'outil, de suivre et de corriger sa position, de contrôler ainsi toutes les étapes d'une intervention chirurgicale délicate. Ceci va dans le sens de la stratégie "imagerie médicale interactive" du Laboratoire d'Instrumentation Médicale dans lequel ce travail a été conduit.

ANNEXES

Répartition des leds sur le support



N° led	x (mm)	y (mm)
1	30	-40
2	20	-26
3	12	-16
4	-11	14
5	-20	26
6	-34	44
7	-29	37
8	18	22
9	-6	-8
10	-16	-20
11	-24	-31
12	-36	-46

Ces positions sont mémorisées dans les fichiers RepCapGa.dat et RepCapSo.dat du répertoire CALIB.

Définition des coordonnées des points de référence dans le référentiel Ref_{Mire}

Les points de référence sont placés selon un maillage à pas non constant selon les trois axes de Ref_{Mire} (figure A-1).

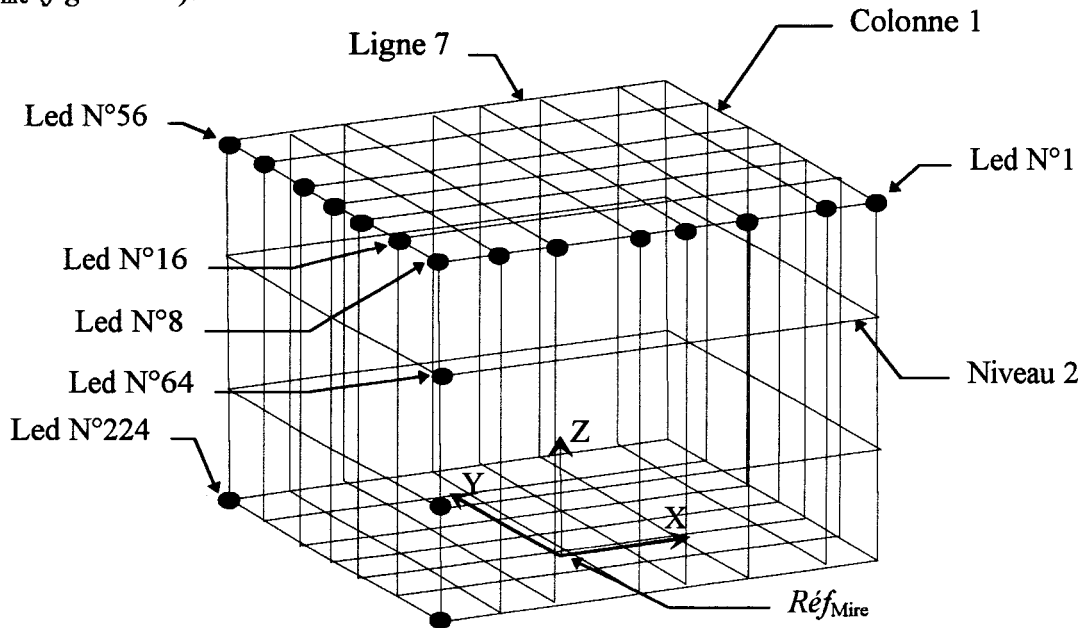


Figure A-1 : maillage défini par les points de référence.

Positions des points suivant chaque axe :

- Axe OX

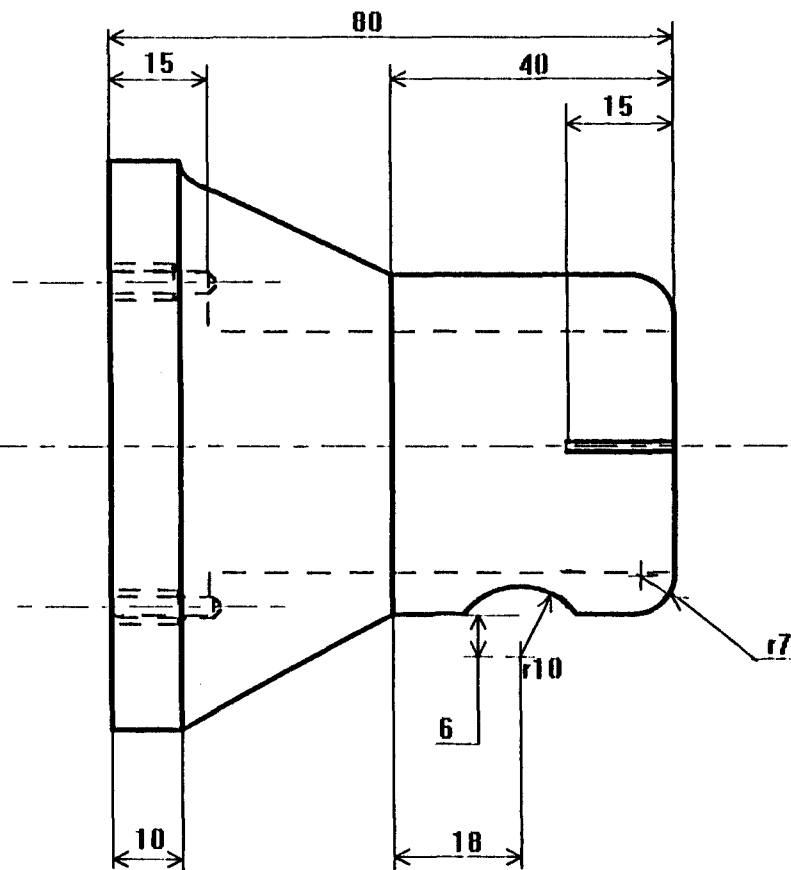
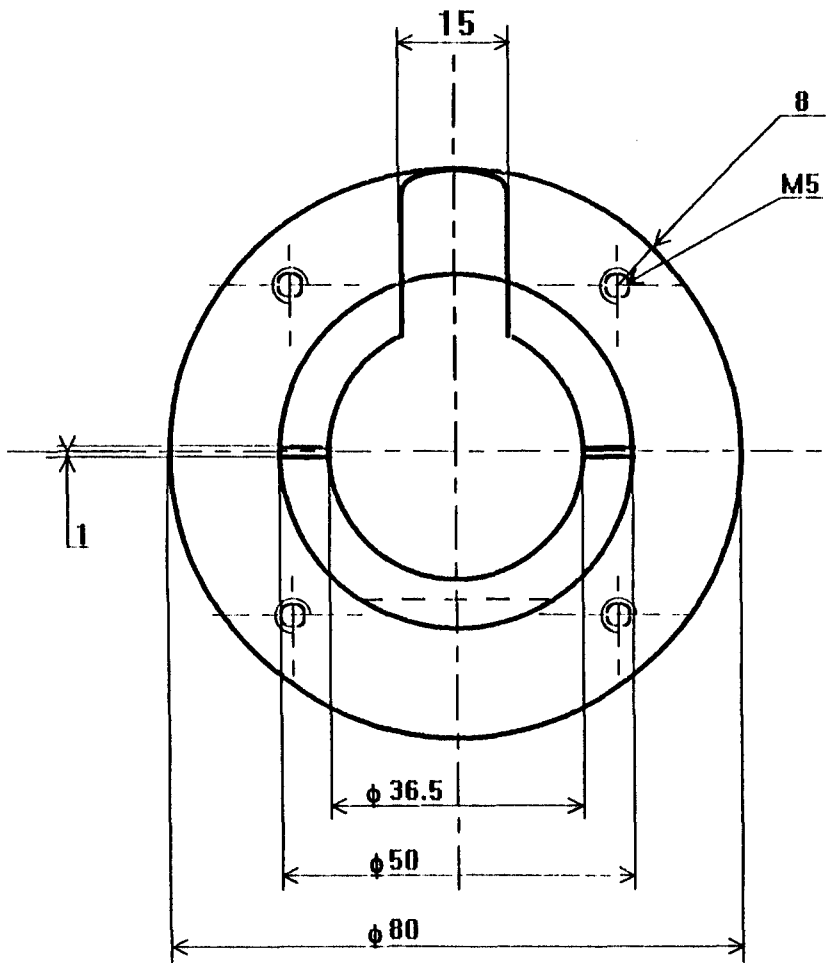
Colonnes	X (mm)							
1	156	95	54	0	-49	-102	-152	-209
2	156	95	54	0	-49	-102	-152	-209
3	156	95	54	0	-49	-102	-152	-209
4	156	95	54	0	-49	-102	-152	-209
5	156	95	54	0	-49	-102	-152	-209
6	156	95	54	0	-49	-102	-152	-209
7	156	95	54	0	-49	-102	-152	-209
8	156	95	54	0	-49	-102	-152	-209

- Axe OY

Lignes	Y (mm)							
1	-152	-152	-152	-152	-152	-152	-152	-152
2	-107	-107	-107	-107	-107	-107	-107	-107
3	-56	-56	-56	-56	-56	-56	-56	-56
4	0	0	0	0	0	0	0	0
5	43	43	43	43	43	43	43	43
6	90	90	90	90	90	90	90	90
7	148	148	148	148	148	148	148	148

- Axe OZ

Niveaux	Z (mm)
1	200.1
2	140.1
3	100.1
4	70.1

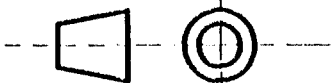


C.H.R.U. Service Associé de Médecine Nucléaire

Le 4 mai 1994

Echelle : 1/1

SUPPORT DE DIODES IR POUR SONDE ECHOGRAPHIQUE



Position des points de référence dans le référentiel *Réf Fant*

Echo

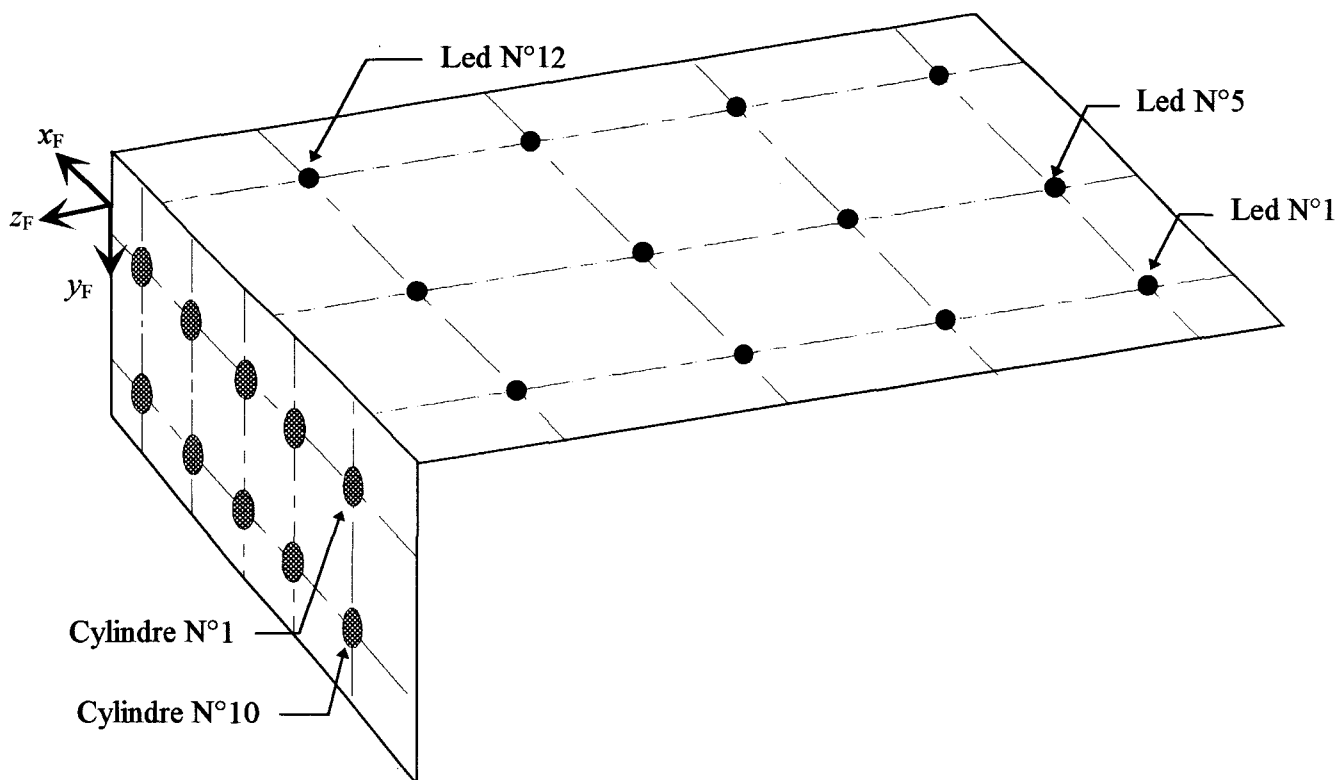


Figure A-2 : schéma de la répartition des points de référence sur le fantôme de calibration de la sonde.

- Position des cylindres d'aluminium :

Cylindres	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
x_F (mm)	-110.1	-90.4	-70.4	-50	-30	-110.1	-90.4	-70.4	-50	-30
y_F (mm)	43.5	43.5	43.5	43.5	43.5	68.5	68.5	68.5	68.5	68.5
z_F (mm)	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8

- Position des leds infrarouges :

Leds	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
x_F (mm)	-128.5	-128.5	-128.5	-128.5	-57.75	-57.75	-57.75	-57.75	-13.15	-13.15	-13.15	-13.15
y_F (mm)	-15.7	-15.7	-15.7	-15.7	-15.7	-15.7	-15.7	-15.7	-15.7	-15.7	-15.7	-15.7
z_F (mm)	-328.6	-244.8	-211.6	-148.5	-328.6	-244.8	-211.6	-148.5	-328.6	-244.8	-211.6	-148.5

Détail des en-têtes utilisateurs et du fichier RGTSCINT.YY

- Description de l'en-tête utilisateur des images échographiques :

```
struct EchoUserHdr
{
    float VectChgtBase[12];    /*-Paramètres de chgt de base \ repère absolu-*/
    float EchoX;              /*-Facteur d'échelle axe des abscisses-*/
    float EchoY;              /*-Facteur d'échelle axe des ordonnées-*/
    int NdGmax;                /*-Niveau de gris max image d'origine-*/
    int NdGmin;                /*-Niveau de gris min image d'origine-*/
    float Champ;              /*-Champ inutilisé-*/
};
```

- Description de l'en-tête utilisateur des images scintigraphiques :

```
struct ScintiUserHdr
{
    float VectChgtBase[12];    /*-Paramètres de chgt de base \ repère absolu-*/
    float ScintiX;            /*-Facteur d'échelle axe des abscisses-*/
    float ScintiY;            /*-Facteur d'échelle axe des ordonnées-*/
    float Champ1;             /*-Champ inutilisé-*/
    float Champ2;             /*-Champ inutilisé-*/
};
```

- Contenu du fichier RGTSCINT.YY :

```
struct ImgScinti
{
    char NomPatient[32];      /* Nom du patient */
    char NomExam[32];        /* Nom de l'examen */
    char DatExam[7];         /* Date de l'examen */
    char TypeAcq[3];         /* Type d'acquisition S,D,T,G... */
    char CodeAcq[3];         /* Code de l'acquisition */
    int AngleBras;           /* Angle du bras supportant les 2 têtes */
    int AngleTete;           /* Angle de rotation de la tête */
    int ZoomCamera;          /* Zoom image caméra */
    unsigned int MaxVrai;    /* Maximum de l'ensemble des images patient */
    unsigned int MinVrai;    /* Minimum de l'ensemble des images patient */
    char CodeIsotope[8];     /* Nom du radiotracteur */
    int FormAcq;             /* Format des images du dataset */
    float TauxFixat;         /* Taux de fixation du radiotracteur */
    float Volume;           /* Volume de l'organe étudié */
    int NbRepAnat;          /* Nombre de repères anatomiques */
};
```

Valeurs des paramètres issus des différentes calibrations

1 Paramètres de la caméra vidéo gauche

Estimés	m_{11}	m_{12}	m_{13}	m_{14}	m_{21}	m_{22}	m_{23}	m_{24}	m_{31}	m_{32}	m_{33}	m_{34}
	-159	0.92	-65.8	444	6.4	202	-24.5	404	2.1	-0.008	-9.78	158
intrinsèques	$ku \times f$		$kv \times f$		$u_0(\text{pixel})$		$v_0(\text{pixel})$					
	1790		2120		311.6		252					
extrinsèques	$t_x(\text{mm})$		$t_y(\text{mm})$		$t_z(\text{mm})$		$\omega(^{\circ})$		$\theta(^{\circ})$		$\phi(^{\circ})$	
	1284		-29.2		3.04		90		0.32		-78	

2 Paramètres de la caméra vidéo droite

Estimés	m_{11}	m_{12}	m_{13}	m_{14}	m_{21}	m_{22}	m_{23}	m_{24}	m_{31}	m_{32}	m_{33}	m_{34}
	-170	-1.7	19.6	271	-9.1	202	-23.4	397	-2.75	0.033	-9.6	157
intrinsèques	$ku \times f$		$kv \times f$		$u_0(\text{pixel})$		$v_0(\text{pixel})$					
	1790		2120		279		257					
extrinsèques	$t_x(\text{mm})$		$t_y(\text{mm})$		$t_z(\text{mm})$		$\omega(^{\circ})$		$\theta(^{\circ})$		$\phi(^{\circ})$	
	1276		-100		-4.14		89.6		-0.59		-106	

3 Paramètres de la relation de transformation au niveau de la sonde échographique

r_{11}	r_{12}	r_{13}	r_{21}	r_{22}	r_{23}	r_{31}	r_{32}	r_{33}	$t_x(\text{mm})$	$t_y(\text{mm})$	$t_z(\text{mm})$
-0.999	-0.014	0.004	-0.005	0.015	-0.999	0.014	-0.999	-0.015	91.5	-17.5	1.52

Facteurs d'échelle	axe x(mm/pixel)	axe y(mm/pixel)
profondeur 6 cm	0.23	0.15
profondeur 8 cm	0.27	0.18
profondeur 10 cm	0.34	0.24

4 Paramètres de la relation de transformation au niveau du détecteur scintigraphique

r_{11}	r_{12}	r_{13}	r_{21}	r_{22}	r_{23}	r_{31}	r_{32}	r_{33}	$t_x(\text{mm})$	$t_y(\text{mm})$	$t_z(\text{mm})$
0.999	0.027	0.013	0.027	-0.999	-0.0004	0.013	0.0007	-0.999	221	224	-231

Facteurs d'échelle	axe x(mm/pixel)	axe y(mm/pixel)
	0.86	0.85

REFERENCES
BIBLIOGRAPHIQUES

[Abi-Ayad 89] Abi-Ayad A. -Calibrages statique et dynamique de caméras. Application à la manipulation d'objets polyédriques par un robot sous le contrôle d'une tête de vision stéréoscopique.

Thèse de doctorat de l'Université en informatique, INP Toulouse, 1989.

[Adams 92] Adams L., Knepper A., Krybus W., Meyer-Ebrecht D., Pfeiffer G., Rüger R., Witte M. -Orientation aid for head and neck surgeons.

ITBM 1992, vol 13, N°4, 410-424.

[Alpert 90] Alpert N. M., Bradshaw J. F., Kennedy D., Correia J. A. -The principal axes transformation : a method for image registration.

J. Nucl. Med., 1990, Vol 10, N°31, 1717-1722.

[Arata 92] Arata L. K., Dhawan A. P. -Iterative principal axes registration : a new algorithm for retrospective correlation of MRI-PET brain images.

14th IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Paris, 1992, 776-778.

[Alvertos 89] Alvertos N., Brzakovic D., Gonzalez R. C. -Camera geometries for image matching in 3D machine vision.

IEEE PAMI, 1989, vol 11, N°9, 897-914.

[Ansari 90] Ansari N., Delp E. J. -Partial shape recognition : a landmark based approach.

IEEE PAMI 1990, vol 12, N°5, 470-483.

[Antonsson 89] Antonsson K., Mann R. W. -Automatic 6 D.O.F. kinematic trajectory acquisition and analysis.

ASME J. Dyn. Syst. Meas. Contr., 1989, vol 3, N°1, 31-39.

[Atterwill 92] Atterwill C.K., Flack J.D. -Endocrin toxicology.

Cambridge University Press, 1992.

[Arun 87] Arun K. S., Huang T. S., Blostein S. D. -Least squares fitting of two 3D sets.

IEEE PAMI, 1987, Vol 9, N°5, 698-700.

[Aubry 91] Aubry P. -Contribution à l'étude des systèmes de vision 2D monoculaire et 3D active. Apport de techniques d'intelligence artificielle.

Thèse de doctorat de l'Université en informatique, Paris 6, 1991.

[Ayache 89] Ayache N. -Vision stéréoscopique et perception multisensorielle. Applications à la robotique mobile.

InterEditions, collection science informatique, 1989.

[Baranger 91] Baranger J. -Analyse numérique.

Hermann, éditeurs des Sciences et des Arts, 1991.

[Bajcsy 89] Bajcsy R., Kovacic S. -Multiresolution elastic matching.

Computer Vision, Graphics and Image Processing, 1989, N°46, 1-21.

[Ballard 82] Ballard D.H., Brown C. M. -Computer vision.

Prentice hall 1982.

- [Benamrane 94] Benamrane N. -Contribution à la vision stéréoscopique par mise en correspondance de régions.
Thèse de doctorat de l'Université en informatique, Valenciennes, 1994.
- [Blum 71] Blum M., Hernberg J. -Pertinence of combined ultrasonic isotopic scanning gland.
J. Nucl. Med., 1971, 12, 418.
- [Bonnin 93] Bonnin A., Legmann P., Couvard J. P., Broussouloux C. -Echographie.
Edition Masson, 1993.
- [Bonnin 91] Bonnin P. -Méthode systématique de conception et de réalisation d'applications en vision par ordinateur.
Thèse de doctorat de l'Université en télédétection, Paris 7, 1991.
- [Borgefors 88] Borgefors G. -Hierarchical chamfer matching : a parametric edge matching algorithm.
IEEE PAMI, 1988, Vol 6, N°10, 849-865.
- [Boukarri 89] Boukarri B. -Reconstruction 3D récursive de scènes structurées au moyen d'une caméra mobile : application à la robotique.
Thèse de doctorat de l'Université en informatique, Paris 11, 1989.
- [Boukir 93] Boukir S. -Reconstruction 3D d'environnement statique à l'aide d'une caméra mobile commandable.
Thèse de doctorat de l'Université en informatique, Rennes 1, 1993.
- [Braverman 85] Braverman L., Utiger R. -The thyroid : a fundanmental and clinical text.
J. P. Lippincott compagny, 1985.
- [Brown 85] Brown M. K. -Feature extraction techniques for recognizing solid objets with ultrasonic range sensor.
IEEE J. Robotics and Automation, 1985, RA 1, N°4, 191-205.
- [Brummer 93] Brummer M. E., Mersereau R. M., Eisner R. L., Lewine R. R. J. -Automatic detection of brain contour in MRI data sets.
IEEE Trans. on Medical Imaging, 1993, Vol 2, N°12, 153-166.
- [Bruneton 81] Bruneton J. N., Fenart D., Ettore F., Roux P., Abbes M., Demard F., Lapalus F. -Apport de l'échographie en pathologie thyroïdienne.
J.E.M.U., 1981, 2, 80-83.
- [Bruneton 85] Bruneton J. N., Caramella E., Fenard D., Ettore F., Manzino J. J., Demard F., Vallicioni J. -Echographie ultrasonore en temps réel de haute définition des tumeurs du corps thyroïde.
J. Radiol., 1985, 66, 59-63.
- [Bruneton 90] Bruneton J. N., Geoffray A., Rogopoulos A., Balumaestro C. -Pathologie tumorale superficielle et hépatique : apport du doppler couleur.
J.E.M.U., 1990, 95-99.

- [Brunie 92] Brunie L. -Fusion d'images médicales multimodales : application à l'étude tridimensionnelle dynamique de la colonne vertébrale.
Thèse de doctorat de l'Université en informatique, Grenoble 1, 1992.
- [Bushberg 94] Bushberg J. T., Seibert J. A., Leidholdt E. M., Boone J. M. -The essential physics of medical imaging.
Copyright 1994 Williams & Wilkins.
- [Buvry 93] Buvry M. -Un système de vision stéréoscopique : segmentation, appariement de composantes connexes, description surfacique.
Thèse de doctorat de l'Université en informatique, Toulouse, 1993.
- [Cagnac 67] Cagnac C., Ramis E., Commeau J. -Nouveau cours de mathématiques spéciales géométrie.
Masson 1967.
- [Carmona-Moreno 91] Carmona-Moreno C. -Etude de la stéréovision axiale. Modélisation mathématique et résolution.
Thèse de doctorat de l'Université en informatique, Toulouse, 1991.
- [Carlier 80] Carlier L., Becquevort P., Dwelshauvers J., Rouma G. -Intérêts de la densitométrie échographique associée à la scintigraphie en pathologie thyroïdienne.
Ultrasons, 1980, 1, 143-150.
- [Castro 87] de Castro E., Morandi C. -Registration of translated and rotated images using finite Fourier transforms.
IEEE PAMI, 1987, Vol 5, N°9, 700-703.
- [Champleboux 91] Champleboux G -Utilisation de fonctions splines pour le calibrage de capteurs 3D.
Thèse de doctorat de l'Université en informatique, Grenoble, 1991.
- [Chebaro 93] Chebaro B. -Etude du mouvement 3D d'objets par l'analyse d'une séquence stéréoscopique d'images.
Thèse de doctorat de l'Université en informatique, Toulouse 3, 1993.
- [Chen 94] Chen Z., Chia T. L., Ho S. Y. -Measuring 3D location and shape parameters of cylinders by a spatial encoding technique.
IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol 10, N°5, 632-646.
- [Ciarlet 82] Ciarlet P. G. -Introduction à l'analyse numérique matricielle et d'optimisation.
Masson 1982.
- [Clarysse 91] Clarysse P., Gibon D., Rousseau J., Blond S., Vasseur C. -A computer assisted system for 3D frameless localization in stereotaxic.
IEEE Trans Medical Imaging, 1991, Vol 4, N°10, 523-529.
- [Cloup 91] Cloup P. -Etude et réalisation d'un système d'analyse gestuelle en 3D par traitement d'image en temps réel.
Thèse de doctorat de l'Université en automatique, Valenciennes, 1991.

- [Coin 91] Coin O., Lenfle D. -ARTIS-ROI : primitives graphiques, rapports technique et utilisateur.
Rapport de stage DESS Système de Production, Université de Lille I, Juin 1991.
- [Cohen 92] Cohen I., Cohen L.D., Ayache N. -Using deformable surfaces to segment 3D images and differential structures.
Computer Vision, Graphics and Image Processing, 1992, Vol 2, N°56, 242-263.
- [Colle 90] Colle O. -Vision stéréoscopique à l'aide de deux caméras linéaires : application à la robotique mobile.
Thèse de doctorat de l'Université, Lyon, 1990.
- [Conti 82] Conti J., Deck M. D. F., Rottenberg D. A. -An inexpensive video patient repositioning system for use with transmission and emission computed tomographs.
J. Comput. Assist. Tomogr., 1982, vol 2, N°6, 417-421.
- [Dennis 83] Dennis J. R., Schnabel R. B. -Numerical methods for unconstrained optimization and non linear equation.
Prentice Hall, Inc, Englewood Cliffs, 1983.
- [Devillard 93] Devillard F. -Vision du robot mobile MITHRA.
Thèse de doctorat de l'Université en informatique, Grenoble 3, 1993.
- [Dutreix 93] Dutreix J., Desgrez A., Bok B., Vinot J. H. -Biophysique des radiations et imagerie médicale.
Edition Masson, 1993.
- [Elsen 93] Van Den Elsen P. A., Pol E. J., Viergever M. A. -Medical image matching. A review with classification.
IEEE Engineering in Medicine and Biology, 1993, Vol 12, N°3, 26-39.
- [Ende 91] Ende G., Treuer H., Boesecke R. -Optimization and evaluation of landmarks-based image correlation.
Physics in Medicine and Biology 1991, Vol 1, N°37, 261-271.
- [Erkan 87] Erkan A., Peindl R. D. -On the biomechanics of human shoulder complex 1. Kinematics for determination of the shoulder complex sinus.
J. of Biomechanics, 1987, Vol 20, N°2, 103-117.
- [Espinasse 77] Espinasse P., Espinasse D., Desuzingues C., Achache R. -L'échotomographie thyroïdienne avec échelle de gris. Comparaison avec la scintigraphie.
Nouv. Presse Méd, 1977, 22, 1945-1949.
- [Fletcher 87] Fletcher R. -Practical methods of optimisation.
John Wiley & Sons, 1987.
- [Fright 93] Fright W. R., Linney A. D. -Registration of 3D head surfaces using multiple landmarks.
IEEE Transactions on Medical Imaging, 1993, Vol 12, N°3, 515-520.

- [Gamboa 86] Gamboa-Aldeco A., Feelingham L., Chen G. -Correlation of 3D surfaces from multiple modalities in medical imaging.
Proceedings SPIE, 1986, vol 626, 467-473.
- [Gilardeau 89] Gilardeau H. -Modélisation surfacique d'objets tridimensionnels. Application à la vision par ordinateur.
Thèse de doctorat de l'Université, Toulouse, 1989.
- [Grangeat 87] Grangeat P. -Analyse d'un système d'imagerie 3D par reconstruction à partir de radiographies X en géométrie conique.
Thèse de doctorat de l'Université, ENST Paris, 1987.
- [Greitz 80] Greitz T., Bergström M., Boëthius J., Kingsley D., Ribbe T. -Head fixation system for integration of radiodiagnostic and therapeutic procedures.
Neuroradiology, 1980, N°19, 1-6.
- [Gros 93] Gros P. -Outils géométriques pour la modélisation et la reconnaissance d'objets polyédriques.
Thèse de doctorat de l'Université en informatique, Grenoble, 1993.
- [Guilikeng 90] Mpe A Guilikeng A. -Un système de prédiction/vérification pour la localisation d'objets 3D.
Thèse de doctorat de l'Université en automatique, Compiègne, 1990.
- [Guisser 94] Guisser L., Payrissat R., Castan S. -Un système de vision 3D par projection de grille.
RAIRO Technique et Science Informatiques, 1994, vol 13, N°2, 282-313.
- [Hayashi 92] Hayashi T, Kurokawa M., Miyakawa M., Saitoh A., Ishioka K. and al -A system for measuring jaw movements in 6 degrees of freedom using high resolution linear CCD camera.
14th Annual International Conference of the IEEE in Medecine and Biology Society, Paris, 1992.
- [Herk 94] van Herk M., Kooy H. M. -Automatic three-dimensionsal correlation of CT-CT, CT-MRI, and CT-SPECT using chamfer matching.
Medical Physics, 1994, N°21, 1163-1178.
- [Hohne 86] Hohne K. H., Bernstein R. -Shading 3D images from CT using grey levels gradients.
IEEE Trans. Medical Imaging, 1986, N°15, 45-47.
- [Horaud 93] Horaud R., Monga O. -Vision par ordinateur, outils fondamentaux.
Hermès, 1993.
- [Hung 82] Hung W., August G. P., Randolph J. G. et Coll. -Solitary thyroid nodules in children and adolescents.
Jour. Ped. surg., 1982, 17/3, 225-229.
- [Jallouli 91] Jallouli M. -Localisation d'un robot mobile dans un univers 3D par un système multibalises.
Thèse de doctorat de l'Université en robotique, Paris 12, 1991.

- [Jarvis 83] Jarvis R. A. -A perspective on range finding techniques for computer vision research.
IEEE PAMI 1983, vol 5, N°2, 122-139.
- [Joliot 93] Joliot M., Mazoyer B. M. -Three-dimensional segmentation and interpolation of magnetic resonance brain images.
IEEE Trans. on Medical Imaging, 1993, Vol 2, N°12, 269-277.
- [Jouve 93] Jouve P. -Manuel d'ultrasonographie générale de l'adulte.
Edition Masson 1993.
- [Junck 90] Junck L., Moen J. G., Hutchins G. D., Brown M. B., Kuhl D. E. -Correlation methods for the centering, rotation, and alignment of functional brain images.
J. Nucl. Med, 1990 Vol 7, N°31, 1220-1226.
- [Kanade 94] Kanade T., Okutomi M. -A stereo matching algorithm with an adaptive window : theory and experiment.
IEEE PAMI, 1994, vol 16, N°9, 920-932.
- [Kapouleas 91] Kapouleas I., Alavi A., Alves W., Gur R. E., Weiss D. W. -Registration of three-dimensional MR and PET images of the brain without markers.
Radiology, 1991, Vol 1, N°81, 731-739.
- [Katz 84] Katz J. -The thyroid nodules : sonographic pathologic correlation.
Radiology, 1984, 151, 741-745.
- [Kearfott 84] Kearfott K. J., Rottenberg D. A., Knowles R. J. R. -A new headholder for PET, CT and NMR imaging.
J. Comput. Assist. Tomogr., 1984, Vol 6, N°8, 1217-1220.
- [Kelly 77] Kelly R. E., Mc Connell P. R. H., Mildenerger S. J. -The gestalt photomapper.
Photogrammetric Engineering and Remote Sensing, 1977, N°43, 1407-1417.
- [Klonoff 82] Klonoff D. C., Greespan F. S. -The thyroid nodule.
Adv. intern. Méd., 1982, 27, 101-126.
- [Koslow 81] Koslow M., Abele M. G., Griffith R. C., Mair G. A., Chase N. E. -Stereotaxic surgical system controlled by computed tomography.
Neurosurgery 1981, Vol 1, N°8, 72-82.
- [Kosugi 88] Kosugi Y., Watanabe E., Goto J. -An articulated neurosurgical navigation system using MRI and CT images.
IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1988, N°35, 147-152.
- [Kusic 89] Kusic Z., Becker D.V., Saenger E.L., Paras P., Gartside P., Wessler T., Spaventi S. -Comparaison of technetium 99^m and iodure 123 imaging of thyroid nodules : correlation with pathologic findings.
J. Nucl. Med 1988, 31, 393-399.
- [Laugier 91] Laugier P., Berger G. -Sondes ultrasonores : nouveautés technologiques.
J. Méd; Nucl. et Biop. vol 15, N°2, 133-144.

[Leclère 92] Leclère J., Orgiazzi J., Rousset B., Schlienger J. L., Wémeau J. L. -La thyroïde : de la physiologie cellulaire aux disfonctions. Des concepts à la pratique clinique. Edition Expansion Scientifique Française 1992.

[Leger 92] Leger A., Franc B. -Intérêt de la cytoponction dans le diagnostic des nodules. Encycl. Méd. Chir. 1992.

[Lelandais 84] Lelandais S. -Réalisation et première exploitation d'un système de numérisation de formes tridimensionnelles. Thèse de doctorat de l'Université, UTC Compiègne, 1984.

[Liu 77] Liu H. K. -Two and three dimensionnal boundary detection. Computer Graphics Image Processing, 1977, N°6, 123-134.

[Liu 91] Liu N. -Vision stéréoscopique : calibration et mise en correspondance de primitives dans un univers polyédriques. Thèse de doctorat de l'Université en électronique, Paris, 1991.

[Luo 91] Luo W. -Utilisation des modèles de surfaces en stéréovision. Thèse de doctorat de l'Université en traitement du signal, ENST, 1991.

[Lustman 87] Lustman F. -Vision stéréoscopique et perception de mouvement en vision artificielle. Thèse de doctorat de l'Université, Paris-Sud, Orsay, 1993.

[Malandain 92] Malandain G. -Filtrage, topologie et mise en correspondance d'images médicales multidimensionnelles. Thèse de doctorat de l'Université en informatique, Ecole Centrale de Paris, 1992.

[Martins 81] Martins H. A., Birk J. R., Kelly R. B. -Camera models based on data from two calibrations planes. Computer Graphics and Image Processing, 1981, N°17, 173-180.

[Matte 93] Matte R., Bélanger R. -Endocrinologie. Les presses de l'Université de Montréal, 1993.

[Mazziotta 82] Mazziotta J. C., Phelps M. E., Meadors A. K., Ricci A., Winter J. -Anatomical localization schemes for use in positron computed tomography using a specially designed headholder. J. Comput. Assist. Tomogr., 1982, Vol 4, N°6, 848-853.

[Melliere 70] Melliere D., Massin J. P., Calmettes C., Chigot J. P., Savoie J. C., Garnier H. -Le risque de malignité des nodules froids thyroïdiens, à propos de 607 cas opérés. Presse Méd., 1970, 78, 311-314.

[Melliere 79] Melliere D., Danis R. K., Lasry G. -Nodules froids thyroïdiens : réévaluation de l'exérèse chirurgicale à partir d'une nouvelle série de 607 malades. Nouv. presse méd., 1979, 8, 1399-1402.

- [Meltzer 90] Meltzer C., Bryan R. N., Holcomb H., Kimball A. W., Mayberg H. S. -Anatomical localization of PET and MRI imaging.
J. Comput. Assist. Tomogr., 1990, Vol 3, N°14, 418-426.
- [Miura 88] Miura S., Kanno I., Ida H., Murakami M. -Anatomical adjustments in brain positron tomography using CT images.
J. Comput. Assist. Tomogr., 1988, Vol 2, N°12, 363-367.
- [Moigne 88] Le Moigne J. J., Waxman A. -Structured light pattern for robot mobility.
IEEE J. of Robotics and Automation, vol 4, N°5, 1988.
- [Monga 88] Monga O. -Segmentation d'images par croissance hiérarchique de régions.
Thèse de doctorat de l'Université, Paris-Sud, Orsay, 1988.
- [Moretti 91] Moretti J. L., Rigo P., Bischof-Delaloye A., Taillefer R., Caillat-Vigneron N., Karcher G. -Imagerie nucléaire fonctionnelle.
Edition Masson, 1991.
- [Morgenthaler 81] Morgenthaler M., Rosenfeld A. -Multidimensional edge detection by hypersurface fitting.
IEEE PAMI, 1981, Vol 3, N°4, 482-486.
- [Mossa 80] Mossa A., Angelleli G., Mangiazardi G. -L'ultrasonographie dans le diagnostic des lésions expansives de la glande thyroïde.
Ultrasons, 1980, 1, 133-141.
- [Mouchref 92] Mouchref K. -Appareil de mesure et de visualisation en "temps réel" des positions spatiales des éléments du corps humain : application à la colonne vertébrale.
Thèse de doctorat de l'Université en métrologie, Grenoble 1, 1992.
- [Ohta 85] Ohta Y., Kanade T. -Stereo by intra- and inter-scanline search.
IEEE PAMI, 1985, vol 7, N°2, 139-154.
- [Orkisz 92] Orkisz M. -Localisation d'objets mobiles dans des scènes naturelles filmées par une caméra fixe.
Traitement du signal, 1992, vol 9, N°4, 325-346.
- [Pelizzari 89] Pelizzari C. A., Chen G. T. Y., Spelbring D. R., Weichselbaum R. R., Chen C. T. -Accurate 3D registration of CT, PET, and/or MR images of the brain.
J. Comput. Assist. Tomogr., 1989, Vol 1, N°13, 20-26.
- [Perdijon 81] Perdijon J. -L'échographie : contrôle non destructif, examen médical.
Edition Dunod 1981.
- [Peria 95] Peria O., Chevallier L., Francois-Joubert A. Lavallee S., Cinquin P. et al. -Using a 3D position sensor for registration of SPECT and US images of kidney.
First International Conference, CVRMed'95, Nice.
Ayache N. ed., Springer-Verlag Berlin, 1995, 23-29.

- [Petit 85] Petit R. -Contribution à l'intégration de la vision passive tridimensionnelle : suivi de contours, calibrage de caméras et commande cinématique de robots.
Thèse de doctorat de l'Université en informatique, INP Toulouse, 1985.
- [Pietrzyk 90] Pietrzyk U., Herholz K., Heiss W. D. -3D alignment of functional and morphological tomograms.
J. Comput. Assist. Tomogr., 1990, Vol 1, N°14, 51-59.
- [Pres 88] Pres W. H., Flannery B. P., Teukolsky S. A., Vetterling W. T. -Numerical recipes in C. The art of scientific computing.
Cambridge University Press, 1988.
- [Rasmussen 78] Rasmussen R. N. -Thyroid gland handbook of clinical ultrasound.
John Wiley & Sons edit., New York, 1978, 367-372.
- [Raya 90] Raya S. P. -Low-level segmentation of 3D magnetic resonance brain images, a rule based system.
IEEE Trans. on Medical Imaging, 1990, Vol 3, N° 12, 327-337.
- [Reis 91] Reis P. -Vision monoculaire pour la navigation d'un robot mobile dans un univers partiellement modélisé.
Thèse de doctorat de l'Université en informatique, Clermont Ferrand 2, 1991.
- [Richard 91] Richard B. -Echographie : principes et techniques.
J. Méd, Nucl. et Biop. vol 15, N°2, 123-132.
- [Rusinek 93] Rusinek H. -Principal axes and surface fitting methods for three-dimensional image registration.
The Journal of Nuclear Medicine, 1993, Vol 11, N°34, 2019-2024.
- [Rodin 93] Rodin V. -Stéréovision axiale : calibrage, appariement et reconstruction tridimensionnelle. Application en coelochirurgie.
Thèse de doctorat de l'Université, Toulouse, 1993.
- [Safae-Rad 92] Safae-Rad R. S., Tchoukanov I., Smith K. C., Benhabib B. -Three dimensional location estimation of circular features for machine vision.
IEEE Transactions on Robotics and Automation, 1992, vol 8, N°5, 624-639.
- [Sahoo 91] Sahoo K., Chia-Hsiang M. -Localisation of 3D objets having complex sculptured surfaces using tactile sensing and surface description.
Journal of engineering for industry, 1991, vol 113, N°1, 85-92.
- [Saint Vincent 86] De Saint Vincent R. -Perception et modélisation de l'environnement d'un robot mobile : une approche par stéréovision.
Thèse de doctorat de l'Université P. Sabatier, Toulouse, 1986.
- [Scheible 79] Scheible W., Leopold G., Woo U. L., Gosink B. -High resolution real time ultrasonography of thyroid nodules.
Radiology, 1979, 133, 413-417.

- [Shi 88] Shi J. -Système stéréoscopique de localisation et de poursuite automatique d'objets mobiles à trois dimensions.
Thèse de doctorat de l'Université en robotique, Insa Rennes, 1988.
- [Shih 95] Shih S. W., Hung Y. P., Lin W. S. -When should we consider lens distortion in camera calibration.
Pattern Recognition, 1995, Vol 28, N°3, 447-461.
- [Simeone 82] Simone J. F., Daniels G. H., Mueller P. R., Maloof F., Van Sonnenberg E., Hall D., Oconell R., Ferruri J., Wittenberg J. -High resolution real time sonography of the thyroid.
Radiology, 1982, 145, 431-435.
- [Solbiati 85] Solbiati L., Volterrani L., Rizzatto G., Bazzochi M., Busilacchi P., Candiani F., Ferrari F., Guiseppetti G., Maresca G., Mirk P., Rubaltelli L., Zappasodi F. -The thyroid gland with low uptake lesions : evaluation by ultrasound.
Radiology, 1985, 155, 187-191.
- [Sorensen 89] Sorensen B. R., Donath M., Yang G.B., Starr R. C. -The Minnesota scanner : a prototype sensor for 3D tracking of moving body segments.
IEEE Transactions on Robotics and Automation, 1989, vol 5, N°4, 499-508.
- [Stokmann 86] Stockmann G.C. -Three dimensionnal pose computations from multiple views.
Pattern Recognition, 1986, N°2, 233-242.
- [Strauss 92] Strauss O. -Perception de l'environnement par vision en lumière structurée : segmentation des images par poursuite d'indices.
Thèse de doctorat de l'Université, Montpellier, 1992.
- [Toscani 87] Toscani G. -Système de calibration optique et perception du mouvement en vision artificielle.
Thèse de doctorat de l'Université, Paris-Sud, Orsay, 1987
- [Tramalloni 90] Tramalloni J., Merceron R. E., Voillemot N., Chaumerliac P., Cinqualbre C., Cordray J. P., Guillerd X. -Cytoponction thyroïdienne échoguidée à aiguille fine des nodules thyroïdiens non palpables.
J.E.M.U., 1990, 10, 270-274.
- [Tsai 86] Tsai R. -Multiframe image point matching and 3D surface reconstruction.
IEEE PAMI, 1986, vol 5, N°2, 159-174.
- [Tsai 87] Tsai R. -A versatile camera calibration technique for high accuracy 3D machine vision metrology using off the shelf TV cameras and lenses.
IEEE J. of Robotic and Automation, 1987, Vol 3, N°4, 323-344.
- [Vergnet 94] Vergnet R. -Reconnaissance d'objets géométriques et génériques en environnement extérieur : stratégie de vision active.
Thèse de doctorat de l'Université en informatique, Paris 11, 1993.

[Viateau-Poncin 92] Viateau-Poncin J. -Echographie thyroïdienne.
Edition Vigot 1992.

[Vieren 88] Vieren C. -Segmentation de scènes dynamiques en temps réel. Application au traitement de séquences d'images pour la surveillance de carrefour routier.
Thèse de doctorat de l'Université, Lille, 1988.

[Walker 85] Walker J., Findlay D., Amar S. S., Small P. G., Wastie M. L., Pegg C -A prospective study of thyroid ultrasound scan in the clinically solitary thyroid nodules.
J. Radiol., 1985, 58, 617-619.

[Weng 87] Weng J., Huang T. S., Ahuja N. -3D motion estimation, understanding, and prediction from noisy image sequences.
IEEE PAMI, 1987, vol 9, N°3, 370-389.

[Weng 92] Weng J., Cohen P., Herniou M. -Camera calibration with distortion models and accuracy evaluation.
IEEE PAMI, 1992, vol 14, N°10, 965-980.

[Wilson 89] Wilson M. W., Mountz J. M. -A reference system for neuroanatomical localization on functional reconstructed cerebral images.
J. Comput. Assist. Tomogr., 1989, Vol 1, N°13, 174-178.

[Yakimovsky 78] Yakimovsky Y., Cunningham R. -A system for extracting three dimensional measurement from a stereo pair of TV camera.
Computer Graphics and Image Processing, 1978, N°7, 195-210.

[Young 86] Young T. Y., Fu K. S. -Handbook of pattern recognition and image processing.
Academic press, 1986.

[Yuan 89] Yuan J. S. C. -A general photogrammetric method for determining object position and orientation.
IEEE Transactions on Robotics and Automation, 1989, vol 5, N°2, 129-142.

[Zakhor 93] Zakhor A., Lari F. -Edge detected 3D camera motion estimation with application to video coding.
IEEE Transaction on Image Processing, 1993, vol 2, N°4, 481-498.

[Zhang 86] Zhang Y., Hauden D. -Localisation dynamique ultrasonore d'un bras de robot ; facteurs d'influence.
A.P.I.I., 1986, vol 22, N° 6, 559-568.

[Zhang 90] Zhang Z. -Analyse du mouvement à partir d'une séquence de scènes stéréoscopiques et applications à la robotique mobile.
Thèse de doctorat de l'Université en informatique, Paris 11, 1990.

[Zhao 89] Zhao J. -Extraction d'information tridimensionnelle par stéréovision.
Thèse de doctorat de l'Université en informatique, Toulouse, 1991.

[Zucker 81] Zucker S. W., Hummel R. A. -A three Dimensional edge operator.
IEEE PAMI, 1981, N° 3, 231-237.

LEXIQUE

Acides aminés : substances chimiques renfermant une fonction acide et une fonction aminé. Les acides aminés sont les éléments constitutifs des protéines.

Adénome : tumeur bénigne qui se développe dans une glande.

Agénésie : absence de formation d'un organe au cours du développement embryonnaire.

Amyotrophie : atrophie des muscles, en particulier des muscles striés.

Anatomopathologie : étude des modifications de forme ou de structure provoquées par la maladie, et notamment des altérations tissulaires microscopiques.

Artéfact : en imagerie médicale, un artéfact est un défaut provoqué par la superposition ou l'assemblage de plusieurs signes d'origines différentes en un même endroit d'une image.

CCD : abréviation anglaise de Charged Couple Device : réseau d'éléments à transfert de charges constituant la matrice des caméras vidéo.

Coronal : tout plan parallèle à l'axe longitudinal du corps humain et orienté perpendiculairement à l'axe antéro-postérieur.

Diverticule : cavité en forme de sac, anatomique ou pathologique, communiquant avec un organe creux. Diverticule vésical.

Dysthyroïdie : tout trouble de la fonction thyroïdienne.

Enzyme : substance organique soluble qui catalyse une réaction biochimique.

Erythème : congestion de la peau ou des muqueuses qui provoque une rougeur.

Etiologie : recherche des causes d'une maladie.

Exophtalmie : (du grec *ophthalmos*, oeil) : saillie du globe oculaire hors de son orbite.

Glande endocrine : glande qui déverse le produit de leur sécrétion (hormone) directement dans le sang.

Glycogène (du grec *glycos* : doux) : le glycogène constitue une forme de réserve importante chez l'homme et les animaux, rapidement mobilisable sous forme de glucose en cas de besoins métaboliques.

Hormogénèse : ensemble des faits qui ont concouru à la formation des hormones.

Hyperplasie : développement excessif d'un tissu par multiplication de ses cellules avec conservation d'une architecture et d'une capacité fonctionnelle normales.

Hypophyse : glande à sécrétion hormonale aux fonctions multiples logée à la base du crâne dans la selle turcique. Ses hormones agissent sur de multiples cellules cibles, elles-mêmes ayant une fonction endocrine.

Hypoplasie : insuffisance de développement d'un organe ou d'un tissu.

Hypothalamus : ensemble des fonctions grises situées autour du troisième ventricule, en avant et en dedans de la région sous thalamique. Il est impliqué dans le contrôle de nombreux processus du milieu intérieur de l'organisme (température corporelle, etc.), et dans la libération de certaines hormones par l'hypophyse (TRH, etc.).

IRM : abréviation de Imagerie par Résonance Magnétique. Technique d'imagerie utilisant le phénomène de résonance magnétique nucléaire.

Parathyroïde : petite glande à sécrétion hormonale, produisant la parathormone, placée dans le voisinage de la glande thyroïde.

Peptidase : enzyme protéolytique hydrolysant les peptides.

Peptide : produit résultant de la condensation d'un nombre variable de molécules d'acides aminés.

Peroxydase : enzyme catalysant l'oxydation d'un substrat par un peroxyde.

Peroxyde : oxyde renfermant une quantité d'oxygène plus grande qu'un oxyde normal.

Séméiologie : (du grec *sêmion*, signe, et *logos*, discours) : partie de la médecine qui traite des signes cliniques et des symptômes des maladies.

Substance mucoïde : qui ressemble au mucus.

Mucus : produit de sécrétion des glandes muqueuses, constitué principalement de mucine qui lui donne un aspect filant et contenant de l'eau, des sels, des cellules desquamées et des leucocytes.

TDM : Tomodensitométrie ou Scanographie : technique d'imagerie qui à partir des mesures multiples de l'atténuation d'un rayonnement X au travers d'un corps, reconstruit une série de coupes transverses.

Thermophobie : crainte excessive de la chaleur.

Thyroglobuline : protéine élaborée par la glande thyroïde et contenant 95% de l'iode thyroïdien.

Thyrotoxicose : (thyrotoxicose) : traduction de l'ensemble des signes de souffrances tissulaires et métaboliques dûs à l'excès d'hormones thyroïdiennes.

Tomographie : (du grec *tomê*, section, et *graphein*, décrire) : technique d'imagerie qui permet d'obtenir une image d'un seul plan de coupe d'un organe. L'IRM, la TDM, l'échographie sont des techniques tomographiques.

Tractus thyroïdienne : synonyme de ligament suspenseur de la pyramide.

