



HAL
open science

Étude et réalisation d'un système de localisation en six dimensions pour la chirurgie assistée par ordinateur

Fabrice Chassat

► **To cite this version:**

Fabrice Chassat. Étude et réalisation d'un système de localisation en six dimensions pour la chirurgie assistée par ordinateur. Autre [q-bio.OT]. Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 2001. Français. NNT: . tel-00005276

HAL Id: tel-00005276

<https://theses.hal.science/tel-00005276>

Submitted on 9 Mar 2004

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

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

THESE

présentée par

Fabrice CHASSAT

pour l'obtention du titre de

DOCTEUR de L'UNIVERSITE JOSEPH FOURIER I

(Arrêté Ministériel du 30 Mars 1992)

Spécialité : Modèles et Instruments en Médecine et Biologie

ETUDE ET REALISATION D'UN SYSTEME DE LOCALISATION EN SIX DIMENSIONS POUR LA CHIRURGIE ASSISTEE PAR ORDINATEUR

Date de soutenance : 26 Mars 2001

Composition du Jury :

Président :	P. Cinquin
Rapporteurs :	J.L. Coatrieux C. Roux
Examineurs :	S. Schmerber S. Lavallée (Directeur de thèse)

Thèse préparée au sein du laboratoire TIMC – IMAG, équipe : GMCAO

A mes parents,
sans qui rien de tout cela n'aurait
existé.

MERCI !

Avant de commencer à remercier, les gens qui ont compté pour moi, et surtout pour cette thèse, je ne peux m'empêcher de donner une petite définition du dictionnaire Hachette :

gageure n. f. : Litt. Action si étrange, si difficile qu'elle semble relever d'un défi, d'un pari.

Une gageure, oui définitivement, remercier toutes les personnes qui ont participé directement ou indirectement, de près ou de loin et parfois même sans le savoir à cette thèse, cela va être une gageure....

Pour commencer, évidemment, je remercie sincèrement, Stéphane Lavallée. Je le remercie de m'avoir fait découvrir le laboratoire TIMC-GMCAO il y a maintenant près de 5 ans, de m'avoir mis le pied à l'étrier pour découvrir le monde de la recherche en général et celui des gestes-médicaux chirurgicaux assistés par ordinateur. Merci de m'avoir guidé et conseillé pendant toutes les années qui ont suivi. Je le remercie de m'avoir encouragé quand il le fallait, aidé souvent. Et enfin, je le remercie pour son inépuisable source d'idées.

Merci à Philippe Cinquin de m'avoir accueilli dans l'équipe à mon arrivée en 1995, merci pour ses idées, ses encouragements, et merci d'avoir accepté de faire parti de mon jury. Merci aussi, ainsi qu'à Kosai Raoof pour avoir participé au lancement de cette thèse dans une procédure de co-encadrement.

Merci à Jean-Louis Coatrieux et Christian Roux d'avoir accepté sans hésitations d'être rapporteurs de mon travail, et merci pour Berder...

Merci à Sébastien Schmerber pour avoir accepté de participer à mon jury. Je le remercie également, ainsi que Biao Chen et Nicolas Moreau pour le travail qu'ils ont effectué pour la réalisation du protocole d'évaluation des localisateurs. Merci également à l'équipe de Northern Digital Inc (fabricant des système Optotraktm et Polaristm) pour leur participation à ce travail.

Un énorme MERCI à Jocelyne Troccaz pour m'avoir supporté dans le laboratoire et pour sa bonne humeur légendaire.

Un merci particulier à Jacques Demongeot pour m'offrir l'opportunité de découvrir les montagnes d'un autre hémisphère et de continuer à travailler dans le domaine passionnant du médical dans un pays dont j'ai toujours rêvé.

Merci à tous ceux qui ont participé à diverses parties de ce travail, en particulier, merci à Alain Bossoutrot pour le lancement de LOCAS, Laurence Vertailler et Carole Bonche pour ne pas m'avoir jamais mis dehors lorsque je

leur apportais du travail (et même, merci pour l'avoir très bien fait, ce travail...), Pierres-Yves Gumery et feu le LIME, Kosai Raoof, King Yao et David Mitchelson (créateur du système CODA MPX30) pour leurs conseils, nos nombreux échanges par mails, et pour certains d'entre eux, merci d'avoir subi sans bronché l'ambiance 'boite de nuit' qui régnait lorsque je faisais tourner un plan LASER dans une salle...

Merci à Lionel pour ses bookmarks ainsi que nos discussions professionnelles ou ... privées pendant quelques années côte à côte. Je joins à Lionel un remerciement spécial à Anthony pour leurs compétences informatiques à tous les deux et qui m'ont souvent été d'un grand secours.

Un merci vraiment très spécial à Coco, notre maman à tous. Corinne tu es géniale.

Merci à Mymi, et Vivi les deux plus jolies et à Ludo et Raph pour être plus doués en français que moi.

Enfin et pour terminer, et dans un ordre des plus aléatoire :

Merci à Maribel pour son livre et son aide informagique, Mahnu pour ses ragots et ses conseils toujours avisés, Matt et Olivier pour Q3, tous les habitants que j'ai croisé dans leur milieu naturel mieux connu sous le nom de 'la Grande Salle' pour la bonne humeur qui y règne, merci à Yohan et aux écossais en kilt, à Laurent pour ses jolis papillons qui m'ont souvent redonné le moral et pour ses connaissances en TeX..., à Christophe qui rétro-réfléchi vraiment très bien, à Claude, Michel, Flo, Sophie, Raph Muriel et Marlène et tous ceux que j'oublie... avec qui j'ai pu faire du vélo (Bienbien, Ben, Bertrand, Sophie, Christelle...) ou jouer à la hache laser (Denis, L'Parron...) ou encore faire du canoë (Karen, Dany..). Enfin bref, merci !

Voilà, j'ai dit 30 (trente) fois merci en 70 (soixante-dix) lignes soit une fréquence d'un merci toutes les deux lignes environ, et pourtant, j'en oublie. Que ceux à qui ils auraient du être adressés m'excusent...Et qu'ils piochent dans ce très gros merci qui leur est spécialement dédié.

MERCI

TABLE DES MATIÈRES
(ABRÉGÉE)

(se reporter au début de chaque chapitre pour avoir une table des matières détaillée)

INTRODUCTION	3
CHAPITRE 1 : LA LOCALISATION EN SIX DIMENSIONS	7
I INTRODUCTION	9
II LOCALISER UN OBJET DANS L'ESPACE	10
III LA LOCALISATION DANS LE DOMAINE DES G.M.C.A.O.	18
IV CONCLUSIONS	45
V TABLE DES ILLUSTRATIONS	46
CHAPITRE 2 : UN PROTOCOLE D'ÉVALUATION DES LOCALISATEURS EN SIX DIMENSIONS	49
I INTRODUCTION	51
II PRESENTATION DU PROTOCOLE D'ÉVALUATION	52
III ÉVALUATION DE QUATRE SYSTÈMES DE LOCALISATION	58
IV CONCLUSIONS	67
V TABLE DES ILLUSTRATIONS	68
CHAPITRE 3 : ÉTUDE PRÉLIMINAIRE THÉORIQUE, VERS UN LOCALISATEUR PAR STÉRÉOVISION	69
I INTRODUCTION	71
II LES PROBLÈMES À RÉSOUDRE	72
III QUELLES SOLUTIONS ?	77
V TABLE DES ILLUSTRATIONS	94

CHAPITRE 4 : PRÉSENTATION THÉORIQUE DE LA STEREOVISION	95
I INTRODUCTION	97
II LA GÉOMÉTRIE PROJECTIVE	98
III STEREOVISION BINOCULAIRE OU TRINOCULAIRE ?	104
IV LE PROBLÈME DE L'APPARIEMENT	106
V QUELQUES BASES DE TRAITEMENT D'IMAGES	109
V TABLE DES ILLUSTRATIONS	119
CHAPITRE 5 : LES SYSTÈMES LOCAS (LOCALIZER FOR COMPUTER ASSISTED SURGERY)	121
I PRÉSENTATION	123
II LOCAS A MARQUEURS PONCTUELS	125
III LOCAS A MARQUEURS LINEAIRES	135
V TABLE DES ILLUSTRATIONS	147
CHAPITRE 6 : PERSPECTIVES ET CONCEPTS ORIGINAUX DE LOCALISATION	149
I PRÉSENTATION	151
II UN LOCALISATEUR MAGNÉTIQUE ORIGINAL	153
III UN LOCALISATEUR SANS CAPTEUR EXTERNE	161
IV CONCLUSIONS	171
V TABLE DES ILLUSTRATIONS	172
CONCLUSIONS & PERSPECTIVES	173
I CONCLUSIONS	174
II PERSPECTIVES	177
ANNEXES	179
BIBLIOGRAPHIE	211

ÉTUDE ET REALISATION D'UN SYSTEME DE LOCALISATION EN SIX DIMENSIONS POUR LA CHIRURGIE ASSISTEE
PAR ORDINATEUR

INTRODUCTION

Le problème de la localisation est transversal à de nombreux domaines. Ainsi en navigation maritime ou aérienne on a de tous temps eu besoin de savoir où se trouvait le navire sur lequel on navigue au risque de se perdre ou bien comme Christophe Colomb de découvrir l'Amérique en pensant arriver aux Indes... La localisation d'objets en mouvement permet dans d'autres domaines, d'étudier la planéité d'une surface, de guider un personnage dans un jeu vidéo ou encore de guider un geste lors de la manipulation d'un outil.

Des solutions technologiques ont été développées pour la plupart de ces applications et certaines d'entre elles ont été réutilisées pour d'autres domaines pour lesquels les contraintes, précision ou volume de travail par exemple, n'étaient pas totalement identiques. Le cas qui nous intéresse ici entre parfaitement dans ce cadre. Pour la chirurgie, on va chercher à localiser et à suivre en 6 dimensions (position et orientation) dans un volume de travail variable un ensemble de cibles, appelées également marqueurs, regroupés en corps rigide. Ces corps rigides dans le domaine qui nous intéresse ici sont alors fixés sur des outils chirurgicaux, des structures anatomiques ou encore des imageurs afin de fournir une information quantifiable sur la position et/ou l'orientation de tel ou tel objet (os, perceuse) au chirurgien là où il n'utilisait que son savoir faire et ses connaissances anatomiques pour se repérer par rapport à des pré ou per-opératoires.

Les premiers localisateurs utilisés pour la chirurgie assistée par ordinateur, domaine datant d'une quinzaine d'années, étaient à l'origine développés pour d'autres utilisations en général l'étude de mouvement du corps humain [3]. Ainsi le localisateur Optotraktm qui est encore aujourd'hui l'un des localisateurs les plus utilisés dans ce domaine à cause d'une excellente précision a été étudié pour permettre l'étude, l'enregistrement et le suivi de mouvements humains. Son champ de vision pouvant aller jusqu'à 8m voir plus, sa taille (1110 mm x 315 mm x 215mm) et son poids (50kg) le rendent peu commode à utiliser dans une salle d'opération conventionnelle.

L'émergence et le développement très rapide ces dernières années des gestes médicaux-chirurgicaux assistés par ordinateur (GMCAO), a permis de mettre en évidence le besoin d'un outil de localisation spécifique au domaine. Nous verrons que dans les trois phases Perception/Raisonnement/Action classiques d'une chirurgie assistée par ordinateur un localisateur est nécessaire. Le travail que nous allons présenter dans cette thèse découle de ce constat du besoin d'un localisateur spécifique.

L'idée de départ était de développer un système de localisation dédié à la chirurgie. Nous avons donc étudié de près les besoins et les utilisations du localisateur dans le domaine de la chirurgie assistée par ordinateur afin de mieux cerner les contraintes et les défauts des localisateurs actuels. Les deux premiers chapitres présentent nos travaux préliminaires afin de mieux cerner les réels besoins.

Le Chapitre 1 pose le problème de la localisation en général et en particulier dans le domaine des gestes médicaux chirurgicaux assistés par ordinateur. En particulier, nous présentons un ensemble de sept applications développées au sein du laboratoire et nécessitant un localisateur. Nous verrons dans ce chapitre précisément de quelles manières sont utilisés les localisateurs et quels type d'informations ils apportent.

Le Chapitre 2 propose un protocole générique d'évaluation des localisateurs pour le domaine de la chirurgie. Basé sur quatre tests de précisions, et sur des considérations qualitatives d'utilisation, il nous a permis d'évaluer les quatre localisateurs les plus utilisés actuellement en chirurgie et de mettre en évidence certaines de leurs faiblesses.

Ces travaux préliminaires et généraux sur l'étude et les besoins en terme de localisation pour la chirurgie nous ont amené à étudier plusieurs concepts de localisation afin de répondre aux plus importants critères du domaine.

Nous verrons que bien que très prometteuses, les technologies très innovantes sur lesquelles nous avons travaillé sont difficiles à mettre en place et sont surtout inutiles aujourd'hui, les localisateurs optiques fournissant une réponse globale satisfaisante mais incomplète.

Nous avons donc dirigé notre travail sur un localisateur optique par stéréovision passive, c'est-à-dire utilisant deux caméras bi-dimensionnelles localisant des marqueurs sans fil par triangulation permettant de corriger et d'améliorer les localisateurs existants. Les Chapitres 3, 4 et 5 présentent le travail que nous avons réalisé pour la mise en œuvre de ce localisateur.

Le Chapitre 3, est une étude préliminaire des besoins et des contraintes qui sont liés au choix de cette technologie. Nous verrons en particulier ici quelles ont été les réponses apportées d'un point de vue matériel et pourquoi le choix de la technologie optique a été fait.

Le Chapitre 4 présente la stéréovision d'un point de vue théorique et propose quelques solutions logicielles aux problèmes que nous avons à traiter : détection des marqueurs dans les images, identification des marqueurs etc...

Enfin le Chapitre 5 propose la réalisation de deux prototypes de localisateurs par stéréovision passive en détaillant leurs fonctionnements logiciels et matériels, et en comparant les résultats obtenus quantitativement, même si leurs états d'avancements ne sont pas complets, et surtout d'un point de vue qualitatif en montrant les avancées obtenues par rapport aux localisateurs actuels.

Pour terminer, nous présenterons dans le Chapitre 6, quelques concepts originaux de localisation pouvant être utilisés dans le domaine de la chirurgie afin de répondre à certains critères qu'un localisateur par stéréovision ne prend pas en compte et notamment, le problème de la ligne de vue entre les caméras et les marqueurs qui doit être constamment libre de tout objet lorsque l'on utilise un localisateur par stéréovision.

Chapitre 1

LA LOCALISATION EN 6 DIMENSIONS

I	INTRODUCTION	9
II	LOCALISER UN OBJET DANS L'ESPACE	10
II.1	Qu'est-ce que la localisation ?	10
II.2	Comment localiser ?	11
II.2.1	Systèmes Inside-in	12
II.2.2	Systèmes Inside-out	13
II.2.3	Systèmes Outside-in	14
III	LA LOCALISATION DANS LE DOMAINE DES G.M.C.A.O.	18
III.1	Présentation des G.M.C.A.O.	18
III.2	Étude de quelques applications de référence	20
III.2.1	Repositionnement du patient en radiothérapie [95, 98]	21
III.2.2	Visée sacro-iliaque [22, 94]	22
III.2.3	Ponction péricardique [6, 27]	23
III.2.4	Chirurgie maxillo-faciale [8, 9, 33]	25
III.2.5	Chirurgie du genou	27
III.2.5.1	Reconstruction du ligament croisé antérieur : ligamentoplastie [33, 34]	27
III.2.5.2	Prothèse totale du genou [59, 68]	28
III.2.6	Chirurgie du rachis vertébral [66, 67, 73, 74]	29
III.2.7	Chirurgie oto-rhino-laryngologique (ORL) [1, 60, 53, 91, 92]	31
III.3	Les fonctions des localisateurs dans les G.M.C.A.O.	33
III.3.1	Un problème de référentiel	34
III.3.1.1	Recalage par échographie 2,5D [17, 54, 79]	38
III.3.1.2	Recalage par palpation de point [65]	40
III.3.1.3	Affranchissement du recalage	41
III.3.2	Les technologies utilisées	42
III.3.2.1	La technologie mécanique	42
III.3.2.2	La technologie ultrasonore	42
III.3.2.3	La technologie magnétique	42
III.3.2.4	La technologie optique	43
IV	CONCLUSIONS	45
V	TABLE DES ILLUSTRATIONS	46

I Introduction

Dans ce chapitre, nous allons présenter la localisation.

Dans une première partie, nous présenterons les bases globales de la localisation telle qu'elle peut être définie et utilisée, nous détaillerons quelques principes de localisation utilisés dans divers cadres (aviation, positionnement, suivi d'objets etc...). Nous proposerons une taxonomie originale des différents localisateurs basé sur le travail réalisé par [78]. Nous verrons qu'il existe de très nombreux systèmes de localisation et nous détaillerons le principe de fonctionnement de ceux qui peuvent ou qui ont été utilisés en chirurgie.

Dans la seconde partie, nous détaillerons le problème de la localisation dans le domaine plus précis des G.M.C.A.O. A partir de la présentation d'un ensemble d'applications étudiées au sein du laboratoire, nous préciserons les phases et les tâches que doit accomplir un localisateur utilisé en chirurgie. Nous proposerons ainsi une ébauche de cahier des charges et une première sélection des technologies utilisables pour le domaine qui nous intéresse.

II Localiser un objet dans l'espace

II.1 Qu'est-ce que la localisation ?

La définition du dictionnaire de '*localiser*' est la suivante :

Localiser (v. tr.) : 1. Déterminer la position de. [69]

La localisation contient donc dans sa propre définition, la notion de position, c'est-à-dire de repérage par-rapport à une référence. Par exemple en une dimension, pour localiser un point sur une ligne, on fixe une référence (un point origine et une direction privilégiée) à partir de laquelle on va mesurer la distance au point d'intérêt en ajoutant un signe + ou - en fonction de la direction de déplacement.

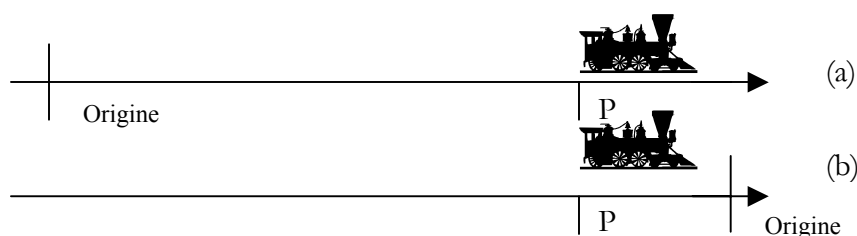


Figure 1 : Localisation en une dimension

La Figure 1 illustre le cas d'une localisation en une dimension (1D). Le train dans le cas (a) est localisé à une position $P = +7\text{cm}$ par rapport à l'origine et dans le cas (b) à une position $P = -2\text{cm}$ alors qu'il n'a pas bougé.

On peut aisément appliquer ce type de localisation à 2 ou 3 dimensions dans le cas où on chercherait à localiser un point. En 3 dimensions un point sera localisé par la connaissance de 3 informations. Ces trois informations dans le cas d'un repère orthonormé sont l'abscisse, l'ordonnée, et la cote ou altitude. Toutefois, on peut aisément trouver d'autres systèmes de représentations de la position dans l'espace telle que par exemple les coordonnées sphériques (une distance par rapport à l'origine et deux angles), ou cylindriques (une hauteur, une distance par rapport à l'origine et un angle). Dans certains cas particuliers (position sur une sphère) on peut également parler de longitude et de latitude.

Nous venons de rappeler ce qu'est la localisation en 3 dimensions c'est-à-dire la localisation d'objet ponctuel. On s'intéresse en fait dans cette thèse à la localisation non plus de points mais de solides indéformables qui seront appelés dans la suite corps rigides. Pour localiser un corps rigide, il faut connaître sa position et également son orientation. La position d'un corps

rigide est définie par convention comme étant celle d'un point connu de celui-ci (son centre de gravité par exemple ou tout autre point particulier du corps rigide) par rapport à un référentiel absolu (Ref_{abs}). A partir de ce point, on définit un repère associé au corps rigide (Ref_{rb}). L'orientation du corps rigide est définie comme étant la valeur des trois rotations permettant le passage de Ref_{abs} à Ref_{rb} .

Ainsi la localisation d'un corps rigide en six dimensions (6D) est la mesure de la matrice de passage du référentiel absolu au référentiel associé au corps rigide. Cette matrice comprend 3 composantes de translations qui donnent la position du corps rigide et 3 composantes de rotations qui donnent son orientation.

II.2 Comment localiser ?

La première des choses que l'homme a souhaité localiser c'est bien sur lui-même ! Il a pour cela fabriqué un certain nombre de systèmes de localisation, aussi appelés localisateurs, parmi lesquels on peut citer :

- i. Le sextant : instrument utilisé pour mesurer des distances angulaires et des hauteurs d'astres au-dessus de l'horizon, et qui comporte un limbe de soixante degrés (un sixième de circonférence) (Figure 2)

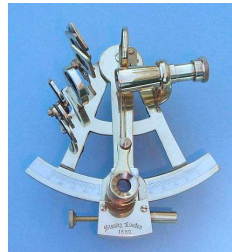


Figure 2 : Sextant

- ii. La boussole : instrument constitué par un cadran au centre duquel est fixé un axe vertical autour duquel pivote une aiguille aimantée qui indique la direction du nord magnétique.
- iii. Une carte bien faite et un altimètre !
- iv. Le GPS (Chapitre 6)

De tels localisateurs fournissent la position (et éventuellement l'orientation) de l'endroit où ils sont situés. Certains permettent de localiser un objet dans une scène, on peut par exemple citer :

- i. Les radars : dispositif émetteur-récepteur d'ondes électromagnétiques qui permet de déterminer la direction et la distance d'un objet faisant obstacle à la propagation de celles-ci (phénomène d'écho). Les radars sont utilisés pour le repérage et le guidage des navires, des avions, des missiles, etc.
- ii. Les sonars : appareil émetteur et récepteur d'ondes ultrasonores, utilisé pour la détection des objets immergés.
- iii. Des caméras qui vont permettre d'isoler un point particulier sur une ou plusieurs images.

Dans le cas général, on peut donc dire que tous les systèmes de localisation comportent deux parties distinctes : une source et un capteur. En fonction de sa position, la source va fournir au capteur une information différente. L'interprétation de la mesure du capteur va alors donner une information de position sur la source. Il est important de remarquer ici qu'en général, un couple source/capteur ne suffit pas pour obtenir une localisation en 3 dimensions et donc a fortiori en 6 dimensions. Ajouter des capteurs dans différentes positions peut suffire à résoudre le problème de la non-unicité des positions possibles de la source.

Des systèmes de localisations ont ensuite été développés dans le but d'étudier les mouvements du corps humain [3]. Mulder dans [78] propose une taxinomie intéressante pour classer ces systèmes de localisation. Il regroupe les différentes technologies en trois groupes :

- i. Inside-in
- ii. Inside-out
- iii. Outside-in

II.2.1 Systèmes Inside-in

Sources et capteurs sont sur l'objet à localiser. Typiquement il va s'agir de capteur de formes ou de déformation utilisant par exemple des fibres optiques en boucles (Figure 3). Ces fibres optiques sont traitées sur un côté pour que la perte en intensité lumineuse soit proportionnelle à l'inclinaison α . Ainsi la mesure de l'intensité sortant de la fibre fournit une information angulaire sur sa déformation. [51]

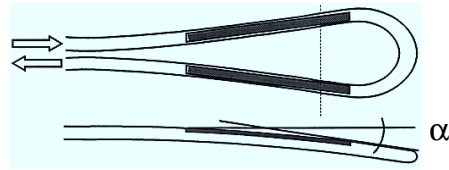


Figure 3 : Inside-in system

II.2.2 Systèmes Inside-out

Les capteurs sont placés sur l'objet à localiser et mesurent la valeur d'une source externe artificielle, par exemple un aimant ou une bobine se déplaçant dans un champ magnétique créé (Figure 4). L'utilisation de trois aimants définissant une direction et d'un détecteur de champ magnétique permet la localisation en détectant chacune des trois fréquences émises par les aimants et en mesurant le champ magnétique associé [11, 18]. Une source externe naturelle, par exemple un accéléromètre se déplaçant dans le champ gravitationnel terrestre ou encore un gyroscope (Figure 5, [90]), ou bien un bras mécanique utilisant un mur ou sa base comme référence et des codeurs sur chacun de ses axes de liberté permettent également une localisation. (Figure 6) [57, 61, 72, 84, 85].



Figure 4 : Localisateur magnétique

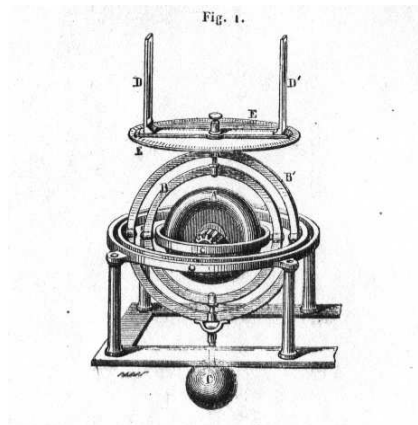


Figure 5 : Gyroscope



Figure 6 : Localisateur mécanique (le bras FARO)

II.2.3 *Systèmes Outside-in*

La source est placée sur l'objet à localiser et le capteur est placé à l'extérieur. Il s'agit ici de capteurs de positions localisant des marqueurs actifs (émetteurs) ou passifs (réflecteurs) artificiels ou bien naturels comme par exemple la rétine d'un oeil. Technologiquement, le signal mesuré par le capteur peut être des ultrasons, on parlera alors de localisateurs à ultrasons [19, 55, 56, 101]. Le capteur (récepteur d'ultrasons) mesure le temps de vol de l'onde acoustique émise par l'émetteur pour l'atteindre (Figure 7). En supposant la vitesse des ultrasons dans l'air constante et si on dispose d'au moins 3 récepteurs, on obtient donc 3 sphères centrées sur les récepteurs et de diamètre proportionnel au temps de vol. L'intersection de ces trois sphères fournit la position 3D du marqueur.



Figure 7 : Localisateur à ultrasons d'après [19]

Le signal mesuré peut aussi être de la lumière, on parle alors de localisateurs optiques et le(s) capteur(s) sont alors des caméras CCD uni-dimensionnelles ou bi-dimensionnelles. Dans le cas de caméras uni-dimensionnelles, trois sont nécessaires. Le marqueur est localisé par chaque caméra sur un plan, et l'intersection des trois plans issus des trois caméras fournit la position en 3D du marqueur (Figure 8) [31, 35, 65].

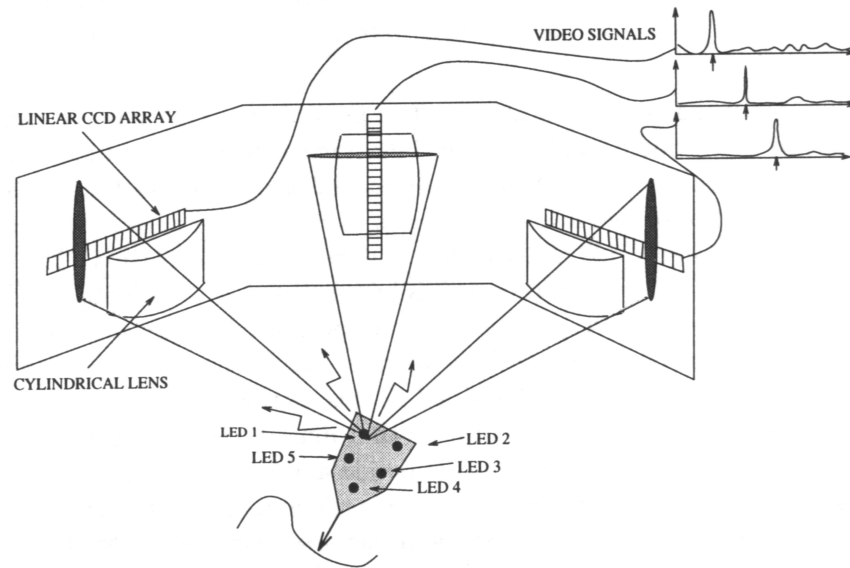


Figure 8 : Localisateur optique, utilisant 3 caméras uni-dimensionnelles

Dans le cas bi-dimensionnel, on utilise deux caméras CCD. Le marqueur est localisé par chaque caméra sur une ligne de vue, l'intersection de ces deux lignes de vue, fournit l'information de position du marqueur. (Figure 9) [10, 15, 29, 38, 44, 71]. On parle dans ce cas là de stéréovision active (si le marqueur est actif) ou passive (si le marqueur est passif).

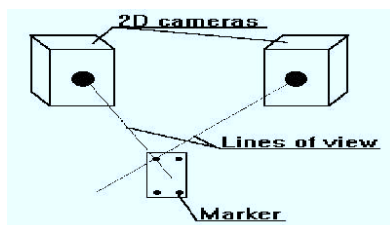


Figure 9 : Localisateur optique utilisant 2 caméras bi-dimensionnelles

La source lumineuse dans le cas de localisateurs optiques peut être le marqueur lui-même (en général il s'agit de LEDs infra-rouges comme sur la Figure 11), ou bien elle se situe autour des caméras. Les marqueurs sont alors des rétro-réfléchisseurs. Tout se passe alors comme si la source était le marqueur lui-même (Figure 10), ce qui vient en limite de la taxonomie proposée.



Figure 10 :Localisateur à marqueurs passifs (Polaristm passif). La couronne autour des caméras émet la lumière et les sphères la réfléchissent vers le centre optique de la caméra

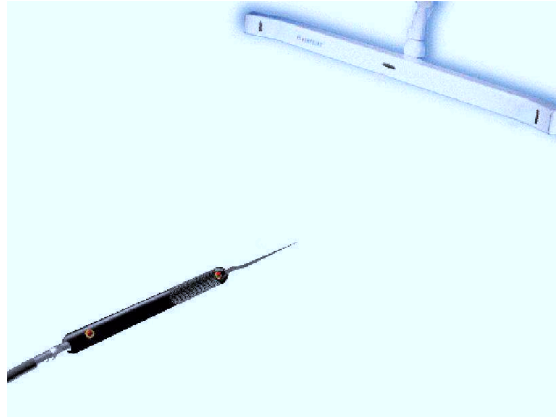


Figure 11 : Localisateur à marqueurs actifs (Pixsys5000sm). Les LEDs émettent la lumière en direction des caméras

III La localisation dans le domaine des G.M.C.A.O.

III.1 Présentation des G.M.C.A.O.

La définition proposée par [65] de G.M.C.A.O. peut être traduite par :

'Méthodes et systèmes aidant le chirurgien et utilisant des données multimodales [...] d'une manière rationnelle et quantitative, dans le but de planifier mais aussi de réaliser des interventions chirurgicales grâce à l'utilisation de systèmes de guidage passifs, semi-actifs ou actifs'.

Cette définition reprend les trois étapes classiques d'un G.M.C.A.O. qui se retrouvent dans une boucle Perception/Raisonnement/Action.

Perception : Il s'agit de la phase d'acquisition des données multimodales afin de préparer ou de modifier un planning opératoire. Ces données peuvent être de plusieurs types et sont en général modélisées afin d'être utilisables informatiquement. Par exemple, il peut s'agir d'images médicales que l'on souhaite segmenter.

Raisonnement : Cette phase aussi appelée Décision, consiste en la mise en place d'une stratégie opératoire par fusion des informations de la phase précédente.

Action : C'est la réalisation proprement dite du geste grâce à un guidage actif, semi-actif ou passif. Il y a trois types de guidages [96] actifs, semi-actifs et passifs. On parle de guidage actif lorsque le geste est entièrement réalisé par un robot, le chirurgien n'étant là que pour définir les mouvements du robot et vérifier la justesse de l'action. Un guidage semi-actif est réalisé avec l'aide d'un robot qui est guidé par le chirurgien. Le robot autorisant ou non le mouvement que lui fait faire le manipulateur. Le guidage passif enfin, est un geste réalisé en totalité par le chirurgien qui bénéficie en plus de ses informations habituelles, d'une donnée supplémentaire issue de la phase de perception. Cette donnée lui est en général fournie sur un écran d'ordinateur (Figure 18, Figure 21, Figure 23, Figure 26, Figure 32 et Figure 34) mais peut également être ajoutée grâce à des lunettes de réalité augmentée directement à la scène opératoire [51, 89] (Figure 12).

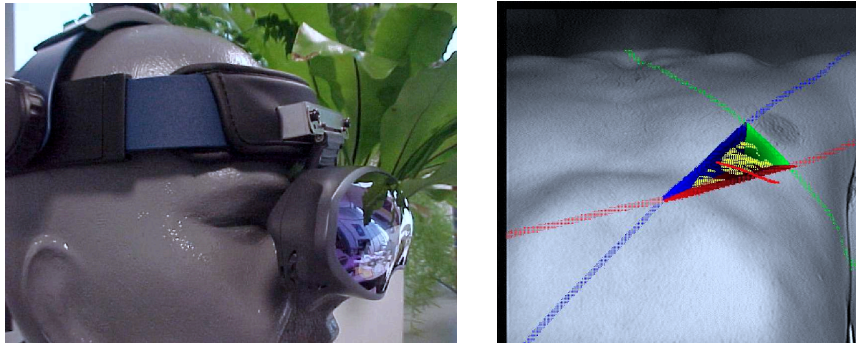


Figure 12 : Utilisation de la réalité augmentée pour le guidage chirurgical

La figure suivante (Figure 13), tirée de [65] résume la boucle Perception/Raisonnement/Action.

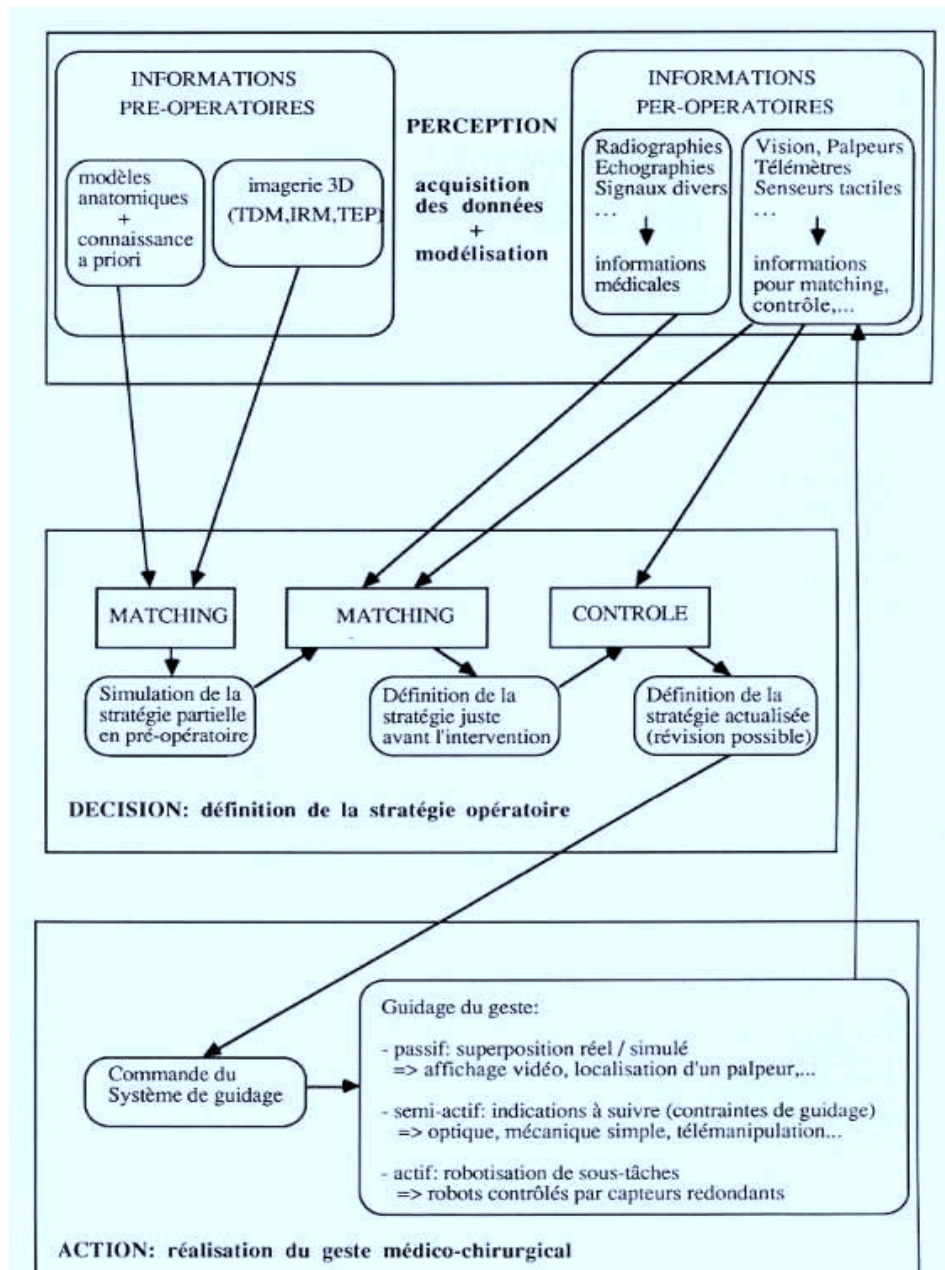


Figure 13 : Méthodologie des G.M.C.A.O.

III.2 Étude de quelques applications de référence

Afin de préciser le domaine de travail et les besoins réels, nous avons étudié un grand nombre d'applications de chirurgie assistée par ordinateur et n'est plus aujourd'hui limité au traitement de structures solides (orthopédie) ou peu mobiles (neurochirurgie) mais commence aujourd'hui à attendre des

tissus mous comme nous le présenterons dans le cas d'un application dédiée à la ponction péricardique.

Nous avons décidé de ne détailler dans ce paragraphe que quelques applications de chirurgie assistée par ordinateur développées dans le laboratoire et utilisant des localisateurs mais permettant de bien mettre en valeur la diversité dans les besoins. Puis nous tirerons quelques conclusions préliminaires permettant de se fixer une ébauche de cahier des charges pour le développement d'un localisateur pour la chirurgie.

III.2.1 Repositionnement du patient en radiothérapie [95, 98]

En radiothérapie, on utilise une source de rayons à très haute énergie pour traiter des tumeurs cancéreuses. Un collimateur (Figure 14) permet d'adapter la forme du faisceau au contour de la cible à traiter

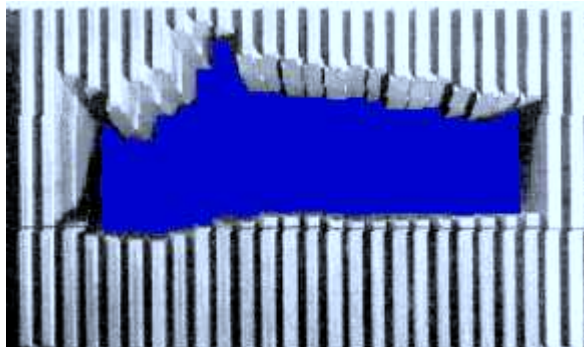


Figure 14 : Collimateur multilames

Le problème est de positionner le patient de manière à ne pas irradier les zones non atteintes. Pour cela on dispose d'une table reliée à la source autorisant 6 degrés de liberté (Figure 15).

Une méthode utilisée pour faire ce repositionnement, utilise un système d'échographie 2,5D décrit dans le paragraphe III.3.1.1.

Compte tenu de la précision de la source d'irradiation, une précision de l'ordre de 2 à 3 mm est satisfaisante.

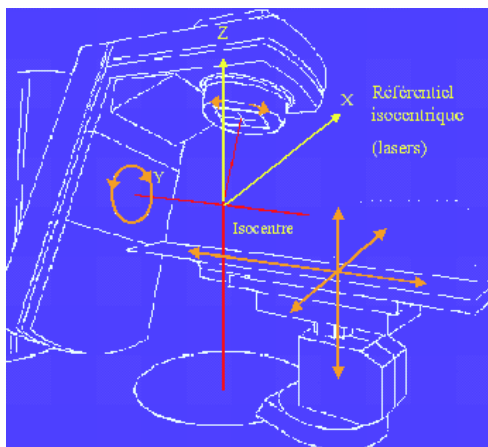


Figure 15 : Table de radiothérapie

III.2.2 Visée sacro-iliaque [22, 94]

Le but de cette application est de réduire une fracture du bassin en plaçant des vis entre le sacrum et le bassin (Figure 16). En règle générale, cette intervention se fait à ciel ouvert avec des risques d'infection importants.

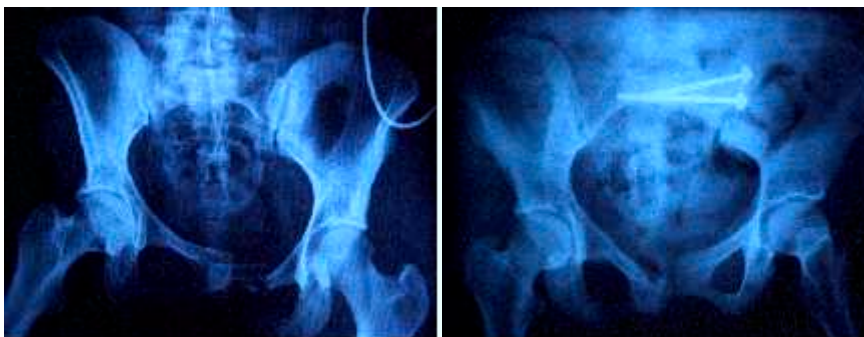


Figure 16 : Fracture du bassin et réduction de la fracture maintenue par des vis

L'utilisation d'un localisateur et d'une échographie 2,5D (III.3.1.1) permet de réaliser l'intervention de façon percutanée (Figure 17) et d'améliorer la précision du geste grâce à une interface de guidage indiquant la position de l'outil en temps réel par rapport à la position optimale planifiée en pré-opératoire (Figure 18).

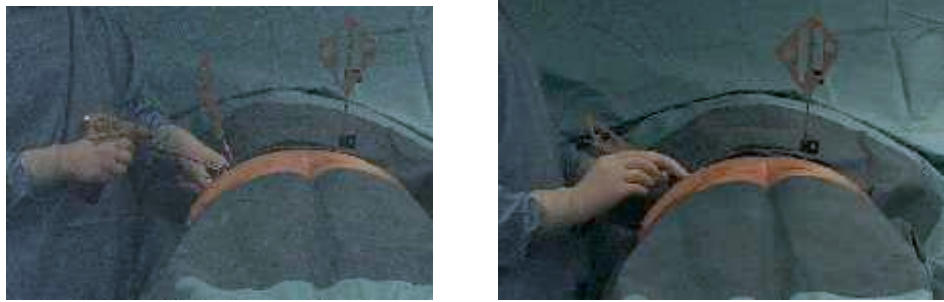


Figure 17 : Percage et vissage sacro-iliaque assistés

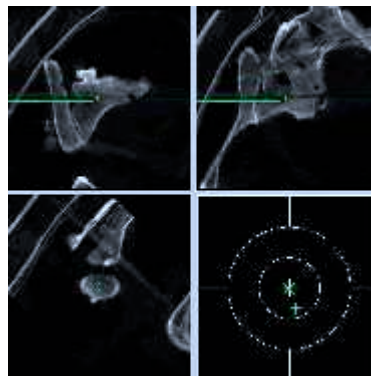


Figure 18 : Interface de guidage

La précision attendue en général doit être de l'ordre de 4mm afin d'être sûr de ne pas atteindre des zones à risques (la racine de la moelle épinière par exemple).

III.2.3 Ponction péricardique [6, 27]

La ponction péricardique consiste à aller introduire une aiguille dans le péricarde (zone située en PP sur la Figure 19), pour en retirer un épanchement.

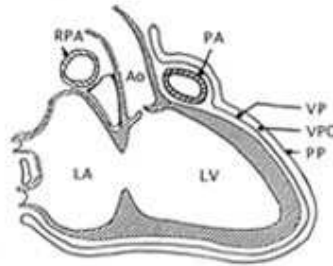


Figure 19 : Épanchement péricardique

Classiquement cette opération est réalisée sous contrôle échographique, mais la position de la sonde contrainte par les côtes rend parfois impossible l'acquisition de l'image de sorte que le geste est souvent réalisé en aveugle (Figure 20).

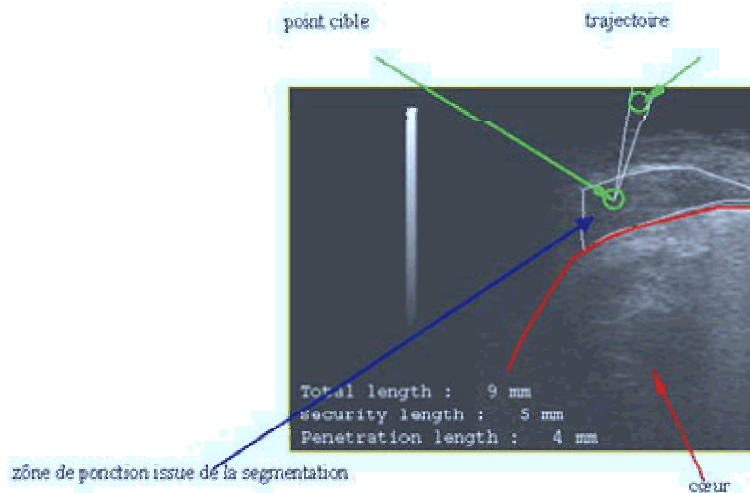


Figure 20 : Echographie per-opératoire

Pour éviter les complications importantes un guidage passif permet d'optimiser la position de l'aiguille (Figure 21). Compte tenu de la mauvaise qualité des images échographiques et de la difficulté à les segmenter, une précision de l'ordre de 2/3mm pour la localisation est satisfaisante.

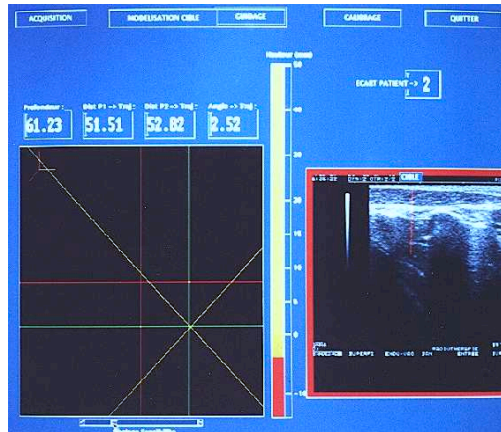


Figure 21 : Ecran de guidage

III.2.4 Chirurgie maxillo-faciale [8, 9, 33]

Les problèmes d'occlusions dentaires (alignement des deux mandibules pour permettre par exemple une bonne mastication par un bon 'emboîtement' des dents) (Figure 22 en haut) peuvent nécessiter une intervention chirurgicale. Celle-ci consiste en une ostéotomie (découpe d'une portion de mandibule) de la mandibule suivie d'une correction et d'une ostéosynthèse (ajout de matière dans le mandibule le cas échéant). La correction est réalisée à l'aide de plaques d'intercuspitations (modèles en plastiques des occlusions dentaires pré et post-opératoire) et ne nécessite a-priori pas d'aide informatique.

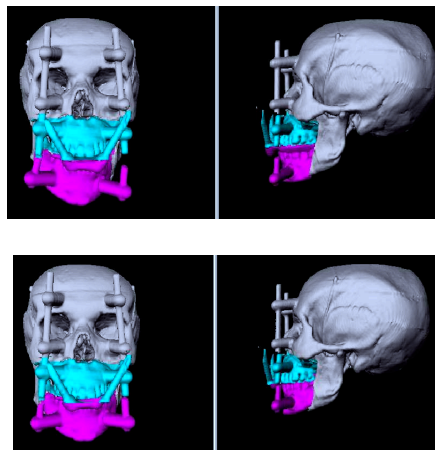


Figure 22 : Problème d'occlusion dentaire (en haut : avant intervention, en bas : après intervention)

La difficulté de l'intervention se trouve dans le repositionnement du condyle (partie du mandibule assurant l'articulation) après sa correction, dans sa position d'origine. L'utilisation d'un localisateur (Figure 24) et d'un interface de guidage (Figure 23) permet le repositionnement de manière plus aisée et plus précise qu'une technique conventionnelle en suivant le positionnement des condyles dans leurs emplacements et leurs positions optimales.

La précision généralement nécessaire au repositionnement du condyle est de l'ordre du millimètre.

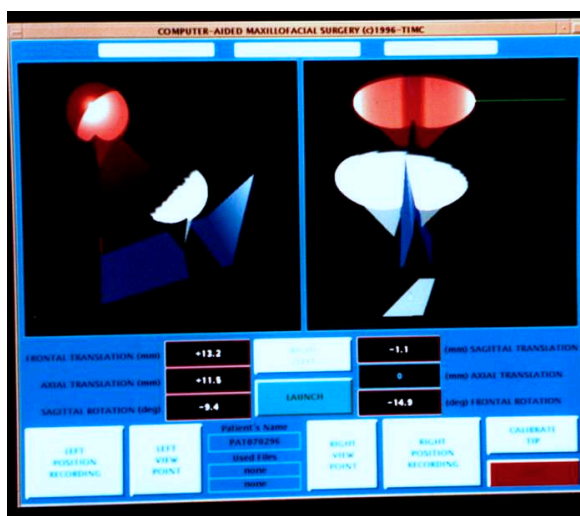


Figure 23 : Ecran de guidage



Figure 24 : Chirurgie maxillo-faciale assistée par ordinateur

III.2.5 Chirurgie du genou

III.2.5.1 Reconstruction du ligament croisé antérieur : ligamentoplastie [33, 34]

La rupture du ligament croisé antérieur du genou entraîne souvent le besoin de la pose d'un greffon pour restaurer la stabilité du membre inférieur.

La mise en place du greffon est décrite sur les quatre schémas de la Figure 25. Le choix des points d'insertion du greffon sur le tibia et le fémur est délicat et de nombreux échecs de cette intervention conduisent à la mise en place d'une prothèse totale du genou.

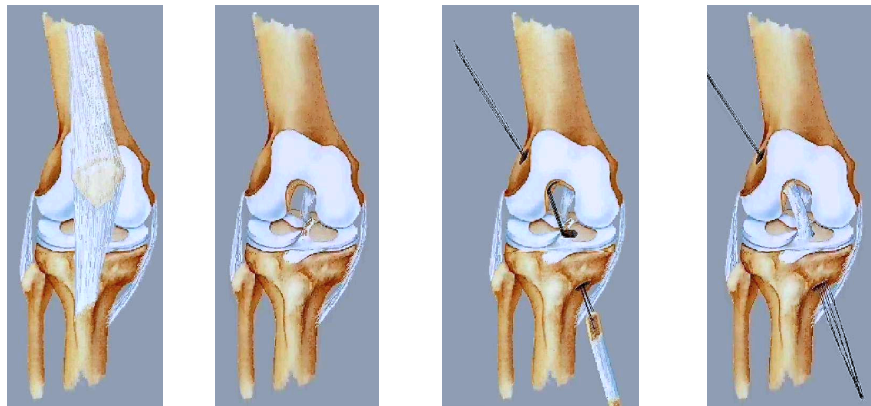


Figure 25 : Les 4 étapes d'une ligamentoplastie

L'utilisation d'un localisateur et d'une interface adaptée (Figure 26, Figure 27) permet de déterminer la position des points d'insertion en fonction de la mobilité initiale du genou.

La précision généralement nécessaire est de l'ordre du millimètre sur chacun des points d'insertion.

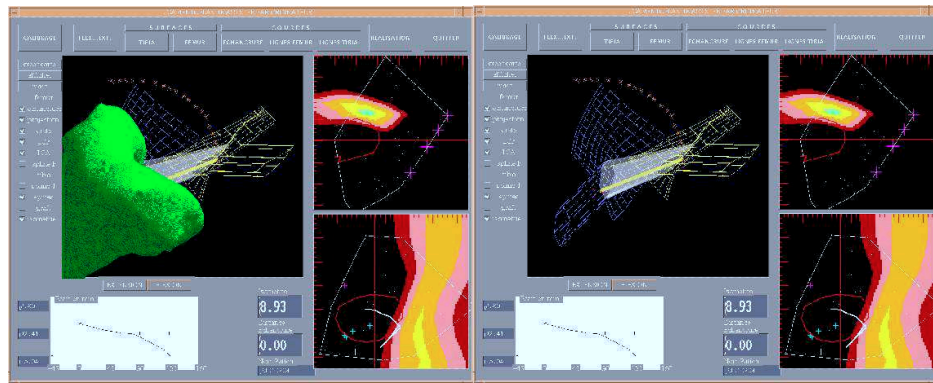


Figure 26 : Ecran de guidage

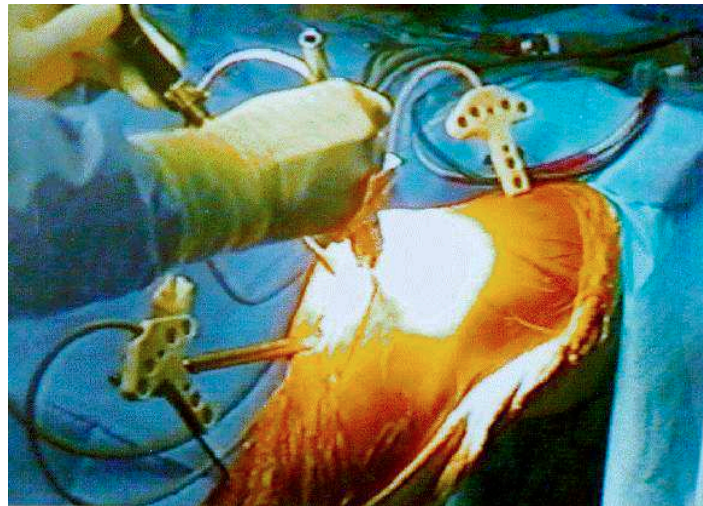


Figure 27 : Ligamentoplastie assistée par ordinateur

III.2.5.2 Prothèse totale du genou [59, 68]

La mise en place d'une prothèse totale du genou est une intervention complexe qui vise à restaurer une mobilité normale du genou sur des articulations et des jambes très fortement déformées. (Figure 28)



Figure 28 : Radiographie pré et post-opératoire

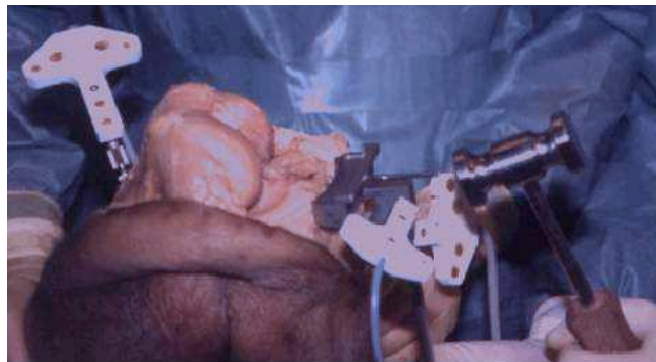


Figure 29 : Mise en place d'une prothèse totale du genou

Compte tenu de la complexité de cette intervention, parler de précision est très difficile, il s'agit en effet, d'une chirurgie très lourde, n'étant utilisé que dans des cas 'extrêmes', ou la mobilité du genoux est déjà énormément réduite.

III.2.6 Chirurgie du rachis vertébral [66, 67, 73, 74]

Dans de nombreuses pathologies de la colonne vertébrale, il peut être nécessaire de poser des vis dans un ou plusieurs pédicules vertébraux (Figure 30).

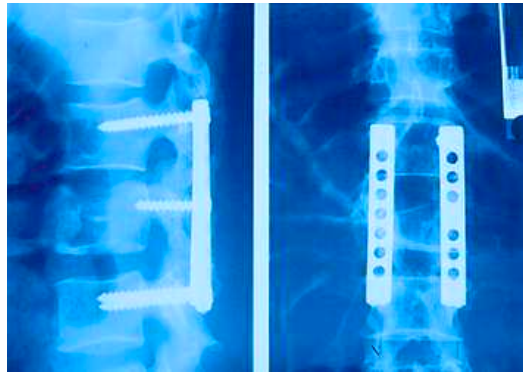


Figure 30 : Mise en place de vis pédiculaires

La difficulté de cette mise en place consiste à trouver le bon emplacement pour la vis sans la faire passer dans le canal vertébral (présence de la moelle épinière) (Figure 31)

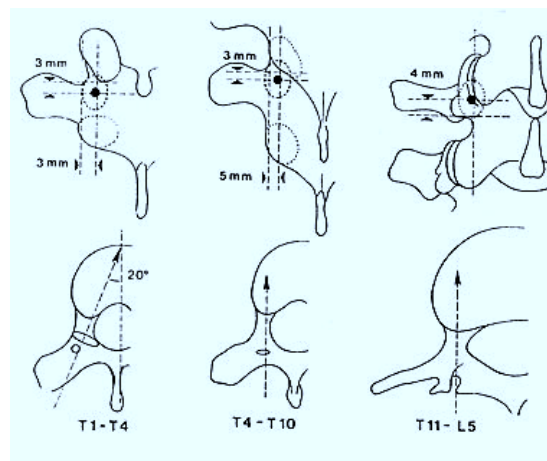


Figure 31 : Position des vis dans les pédicules

Le localisateur permet le positionnement et le guidage de la foreuse dans les pédicules à percer (Figure 32, Figure 33)

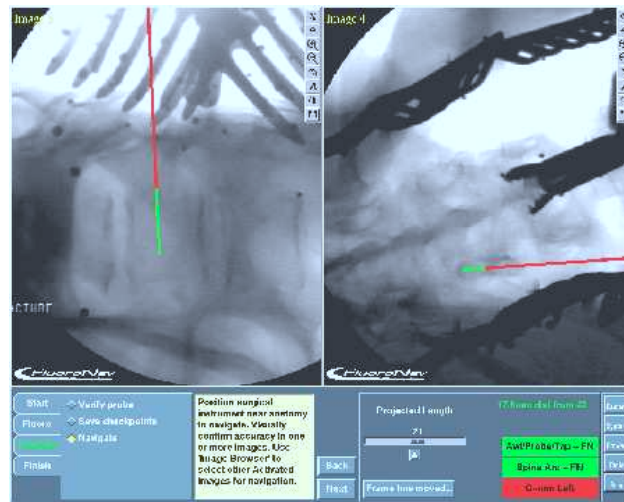


Figure 32 : Écran de guidage

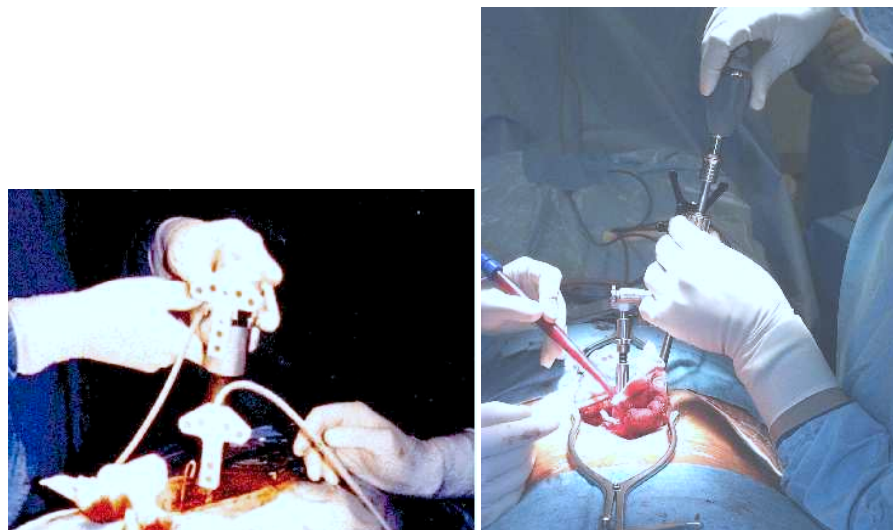


Figure 33 : Chirurgie de la vertèbre

La précision nécessaire dépend de la vertèbre à traiter. En général une précision de l'ordre du millimètre est suffisante sur la position des trous dans lesquels vont être posées les vis

III.2.7 Chirurgie oto-rhino-laryngologique (ORL) [1, 60, 53, 91, 92]

La chirurgie endo-nasale est utilisée dans le cas de tumeurs situées dans les sinus. Malgré d'importants progrès en instrumentation et en imagerie endoscopique, le taux de complication reste élevé. Les différences

anatomiques entre les patients rendent difficiles la réalisation des gestes opératoires.

Grâce aux modèles tri-dimensionnels scanner, au localisateur et à l'interface de guidage de l'outil du chirurgien, la réalisation et la détermination de la position exacte de son outil est beaucoup plus aisée. (Figure 34, Figure 35)

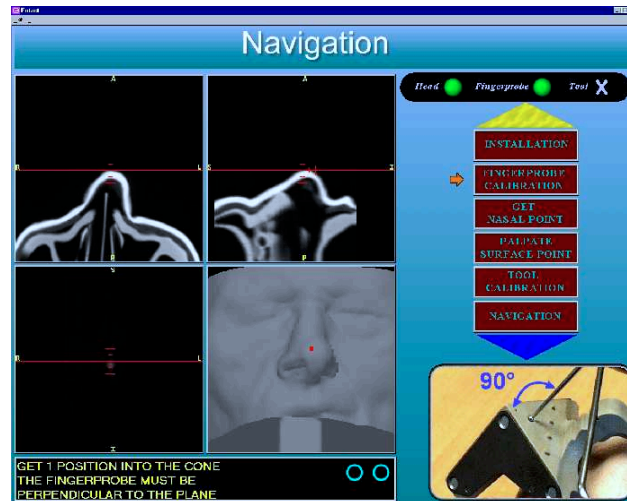


Figure 34 : Écran de guidage



Figure 35 : Chirurgie ORL assistée par ordinateur

Compte tenu, du type de chirurgie et de la configuration des outils, une précision sur la position des instruments de plusieurs millimètres est suffisante.

III.3 Les fonctions des localisateurs dans les G.M.C.A.O.

L'étude résumée dans les paragraphes précédents des applications de chirurgie assistée par ordinateur a permis d'ébaucher un cahier des charges et de déterminer les véritables fonctionnalités qui sont nécessaires aux localisateurs dans le cadre des G.M.C.A.O.

Les localisateurs sont utilisés à la fois dans les phases de perception et dans celles d'action. On considère classiquement que les localisateurs sont utilisés pour quatre types de localisation :

1. Localisation de structure anatomique. Il s'agira en général d'un corps rigide fixé sur un os et qui servira de référence à l'ensemble des autres corps rigides (voir III.3.1).
2. Localisation de l'extrémité d'un palpeur ou pointeur 3D dont la localisation va permettre de déterminer la position de points particulier (III.3.1.2).
3. Localisation et suivi d'outil, pour permettre par exemple de se positionner par rapport à une trajectoire prédéfinie.
4. Localisation et suivi de capteur bi-dimensionnels deux dimensions pour localiser avec précision des organes (os ou tissus mous) de façon non-invasive (III.3.1.1).

Dans les phases de perception, un localisateur peut-être utilisé pour apporter des données :

- i. Pré-opératoires, par exemple grâce à un calibrage des systèmes d'imageries permettant d'associer à chaque pixel de l'image une coordonnée 3D en localisant l'appareil d'imagerie. (III.3.1.1)
- ii. Per-opératoires, par exemple en fournissant en temps réel la position et l'orientation de l'outil d'un chirurgien.
- iii. Post-opératoires, par exemple en fournissant la position et l'orientation d'une vis ou du trou de guidage d'une vis à l'aide d'un palpeur localisé.

Dans les phases d'action, le localisateur est utilisé pour fournir la position et l'orientation de l'outil que manipule le chirurgien par-rapport aux structures anatomiques et à une trajectoire prévue en pré-opératoire. Il s'agit d'une phase de guidage, puisque le chirurgien peut suivre et corriger la position de son outil grâce aux informations que lui renvoie l'ordinateur.

III.3.1 *Un problème de référentiel*

Dans le cadre des G.M.C.A.O., on cherche donc à localiser des objets (structures anatomiques, outils, imageurs ou système de calibrage pour imageurs) dans un volume en général relativement réduit (aux alentours de 1m^3). Parmi les technologies présentées dans la partie I, ne sont utilisables que les systèmes permettant la localisation de marqueurs. Ces marqueurs éventuellement ponctuels (cas des LEDs pour les localisateurs optiques par exemple) peuvent être regroupés de façon rigide de manière à obtenir des corps rigides et dont la localisation fournit non plus 3 degrés de liberté mais 6, c'est-à-dire finalement sa localisation comme on l'a définie dans le paragraphe II.1. Par abus de langage, on étendra dans la suite la définition de 'corps rigide' aux marqueurs des technologies permettant la localisation complète de leurs 6 degrés de liberté de sorte que 'corps rigide' sera employé pour le marqueur ou ensemble de marqueurs dont on mesure les 6 degrés de liberté. On conservera l'appellation 'marqueurs' lorsque l'on parle de seulement 3 degrés de liberté.

Lors de la phase pré-opératoire l'équipe médicale va chercher à définir un planning opératoire c'est-à-dire un ensemble de gestes à effectuer pour résoudre le problème auquel ils sont confrontés. Cette phase comporte en général, outre le classique examen médical, une ou plusieurs acquisitions d'images. Dans le cas qui nous intéresse et qui est le plus fréquent, il s'agit d'un examen scanner ou IRM. En chirurgie classique, le chirurgien réalise directement et le plus souvent mentalement le planning grâce aux images. En chirurgie assistée par ordinateur, on modélise d'abord les images afin d'obtenir un modèle tri-dimensionnel de la structure à traiter. A partir d'un logiciel adapté, le chirurgien définit directement le planning. Ainsi dans la Figure 36, le chirurgien définit dans trois plans de projection reconstruits la trajectoire de la vis qu'il souhaite implanter lors de l'opération. La quatrième image montre la trajectoire sur la structure reconstruite (un bassin). L'interface permet de choisir les vues, la longueur de la vis, son diamètre de manière à réaliser un planning optimum.

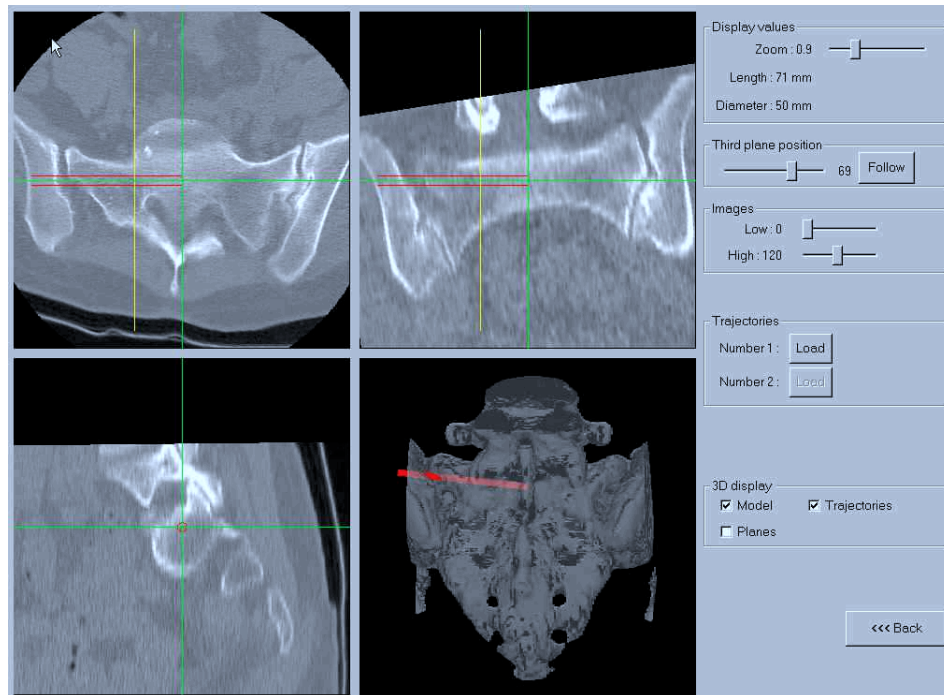


Figure 36 : Planning chirurgical

A l'issue du planning, on obtient un ensemble de gestes repérés par rapport à la structure anatomique. Dans le cas de la Figure 36, la trajectoire est connue dans un référentiel associé au bassin. Ce référentiel est créé à la suite de la modélisation 3D du bassin grâce aux images. Il est important de noter que le planning pré-opératoire peut ou doit être réalisé à partir de plusieurs systèmes d'imagerie (scanner à rayons X, IRM, échographie etc...). A chacune de ces séries d'images est associé un planning dans un référentiel différent. Le principe général du planning pré-opératoire est résumé sur la Figure 37. A partir des images (ici IRM), un modèle est construit. Un référentiel est aussi calculé à partir de la série de coupes IRM dont l'espacement et l'épaisseur sont connus. On obtient donc la trajectoire de la vis dans le référentiel noté $R_{\text{modèle}}$.

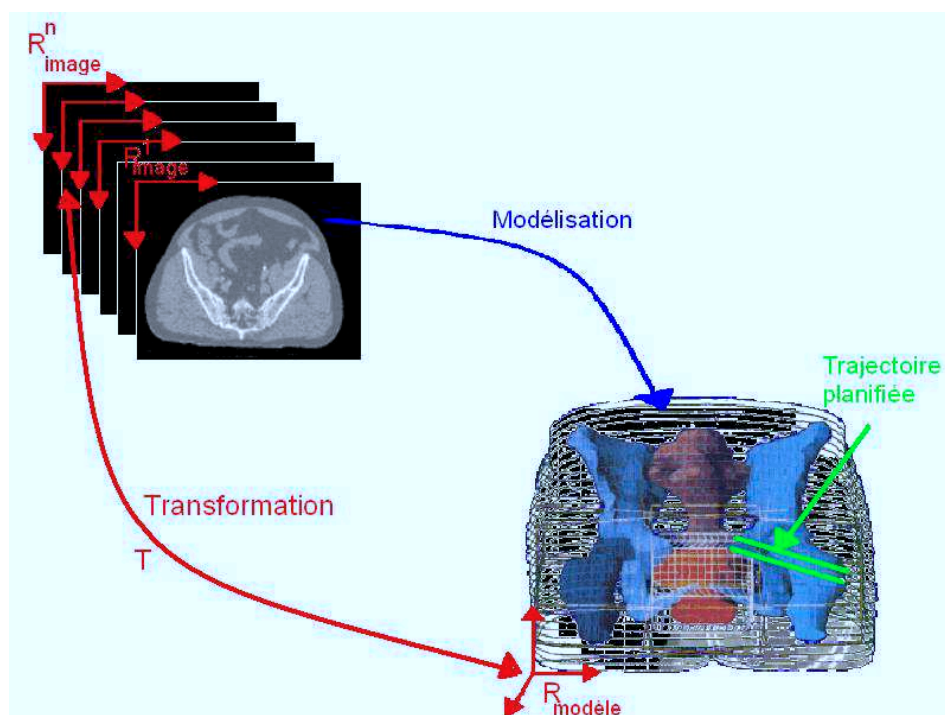


Figure 37 : Modélisation et référentiels

Une fois le planning pré-opératoire effectué, il faut réaliser le ou les gestes planifiés pendant la phase per-opératoire. Le chirurgien doit alors répondre aux différentes questions suivantes pour réaliser le planning :

- Où se trouve la structure que je dois traiter ?
- Dans quelle configuration se trouve-t-elle ?

Dans une opération conventionnelle, le chirurgien utilise son savoir-faire, ses connaissances en anatomie, un système d'imagerie portable (échographe, endoscope...) ou bien plus généralement une incision afin d'accéder visuellement aux organes, pour répondre aux questions précédentes.

Dans le cas d'interventions assistées par ordinateur, il existe plusieurs méthodes pour déterminer et positionner la structure à traiter afin de réaliser le planning. On parle alors de recalage entre le(s) référentiel(s) $Ref_{modèle}$, et un référentiel associé à la structure dans sa configuration per-opératoire ($Ref_{per-opératoire}$). Ce recalage consiste en fait en la détermination de la matrice de passage de(s) $Ref_{modèle}$ à $Ref_{per-opératoire}$. Une fois la détermination des matrices de passages de $Ref_{per-opératoire}$ à $Ref_{modèle}$ effectuée, il est alors simple de réaliser le planning en déterminant les mouvements dans $Ref_{per-opératoire}$. Cette réalisation

se fait en localisant les outils chirurgicaux dans $\text{Ref}_{\text{per-opérateur}}$ par-rapport à leurs trajectoires optimum définies dans $\text{Ref}_{\text{modèle}}$.

Les techniques de recalage ont été bien décrites par exemple dans [63, 64, 65]. Elles reposent toutes sur la mise en correspondance de deux ensembles de points 2D ou 3D entre eux. La Figure 38 présente le cas d'un recalage sur la prostate.

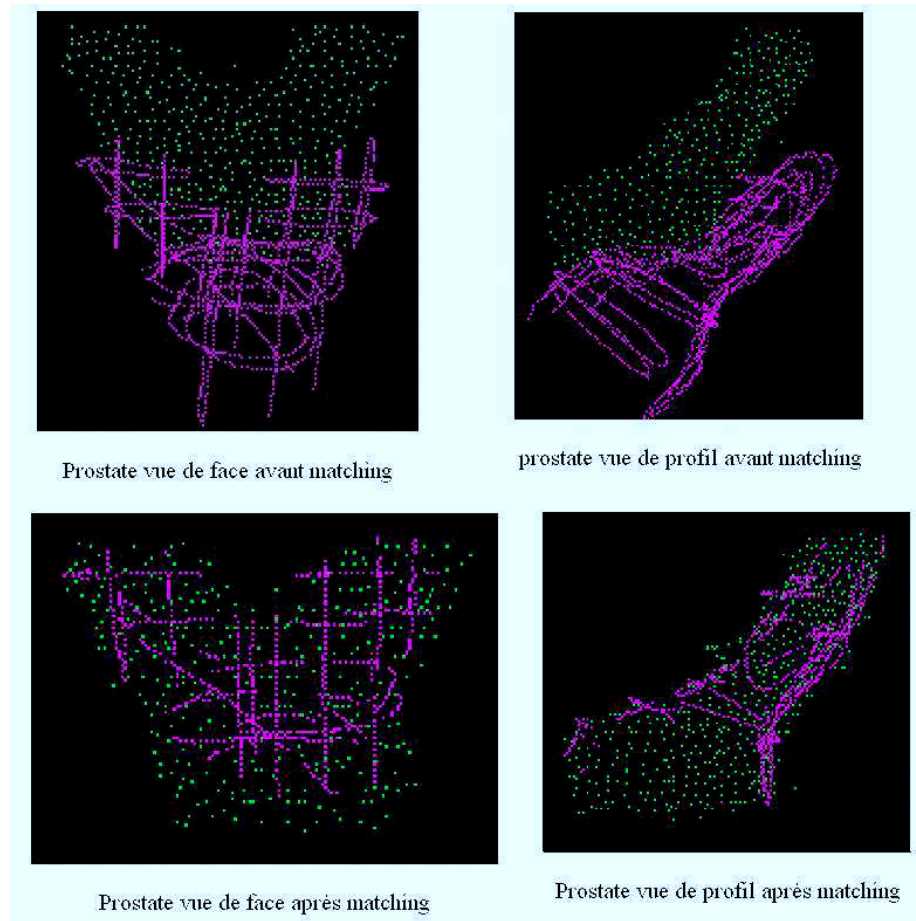


Figure 38 : Recalage entre deux nuages de points 3D (cas d'une prostate)

Dans le cas qui nous intéresse, on dispose déjà de l'un de ces deux ensembles de points par segmentation des images dans $\text{Ref}_{\text{modèle}}$, d'une structure facile à détecter (le plus généralement une structure osseuse). Le second nuage de point est obtenu dans $\text{Ref}_{\text{per-opérateur}}$ grâce à l'utilisation d'un localisateur. Le référentiel $\text{Ref}_{\text{per-opérateur}}$ est alors associé à un corps rigide de référence qui est fixé sur le patient. On réalise alors ce que l'on appelle une localisation relative comme représenté Figure 39. En effet, un localisateur ne pouvant localiser un corps rigide que par rapport à un référentiel absolu qui

lui est propre (Ref_{abs}). Pour localiser un corps rigide par rapport à un autre, c'est-à-dire un référentiel par-rapport à un autre, on doit passer par ce référentiel absolu et utiliser une formule très simple. L'Équation 1 fournit ainsi les coordonnées (a,b,c) d'un point P, de coordonnées cartésiennes (x,y,z) dans le référentiel Ref_{CR1} , dans le référentiel Ref_{CR2} .

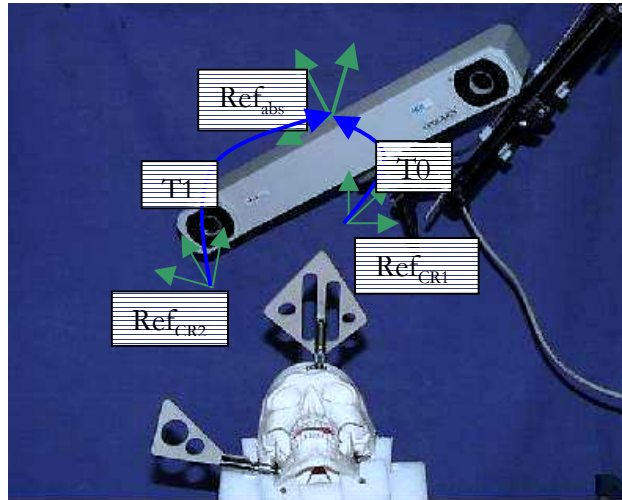


Figure 39 : Localisation relative

Cette localisation est utile afin de compenser les mouvements possibles du patient en général et de la structure que l'on traite en particulier.

Équation 1
$$\begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix} = T1^{-1} \cdot T0 \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$$

Nous allons maintenant présenter deux méthodes utilisées et développées au laboratoire TIMC pour obtenir ces nuages de points :

III.3.1.1 Recalage par échographie 2,5D [17, 54, 79]

L'idée de l'échographie 2,5D est de palier l'inconvénient de l'échographie classiquement bidimensionnelle. Pour cela la sonde échographique est équipée d'un corps rigide qui est localisé par rapport à celui de référence (Figure 40). Une fois le système calibré, on peut associer à chaque pixel de l'image échographique une coordonnée tri-dimensionnelle par rapport à $Ref_{per-opérateur}$.

Si on reprend les notations de la Figure 40, les coordonnées (x,y,z) du point P dans $Ref_{per-opérateur}$ sont données par l'Équation 2 :

Équation 2
$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = T2.T1 \cdot \begin{pmatrix} u \\ v \end{pmatrix}$$

où

- (u,v) représentent les coordonnées en pixel du point P dans Ref_{image} . Sur la Figure 40, il s'agit de la matrice T0.
- T1 est la matrice de passage de Ref_{image} à $Ref_{imageur}$ obtenue par calibrage de la sonde échographique
- T2 est la matrice de passage de $Ref_{imageur}$ à $Ref_{per-opérateur}$ obtenue grâce à la localisation des deux corps rigides par rapport au référentiel absolu du localisateur (Figure 39)

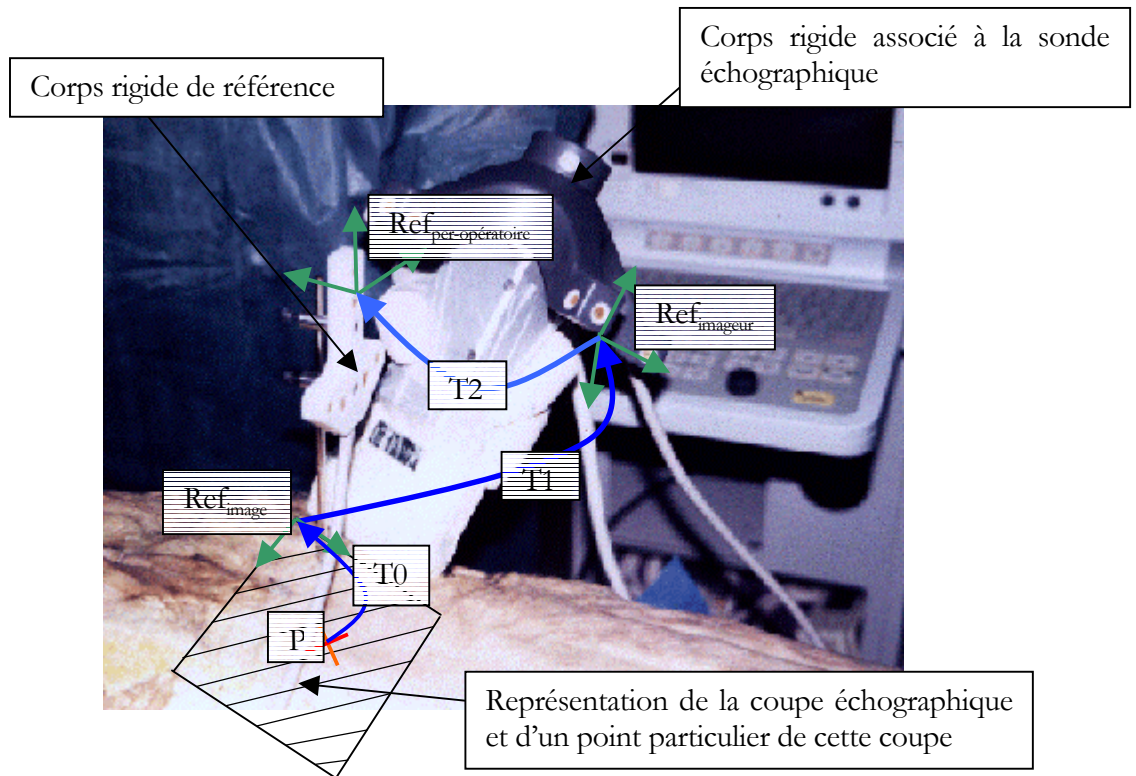


Figure 40 : Capteur échographique 2,5D

Il suffit alors de segmenter convenablement les images échographiques pour obtenir le nuage de points désiré (Figure 41, Figure 42).

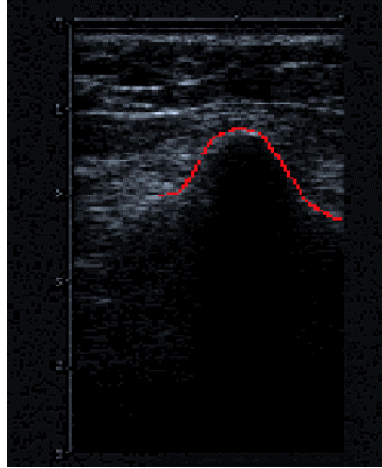


Figure 41 : Segmentation d'une image échographique

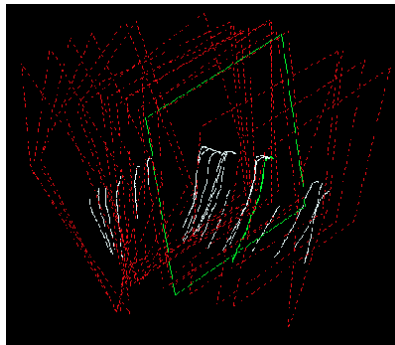


Figure 42 : Nuage de points 3D (en blanc) après échographie 2,5D. En rouge sont représentées les coupes 3D par rapport à $Ref_{per-opérateur}$

III.3.1.2 Recalage par palpation de point [65]

La seconde méthode proposée est généralement la plus utilisée. Elle consiste à aller palper directement le nuage de points à la surface à recalibrer.

On utilise pour cela un palpeur sur lequel est fixé un corps rigide. Un calibrage du palpeur permet de connaître à chaque instant la position de son extrémité en fonction de la mesure du localisateur. Sur la Figure 43, le calibrage fournit en fait la position (coordonnées (x,y,z)) du point P, extrémité du palpeur dans $Ref_{palpeur}$.

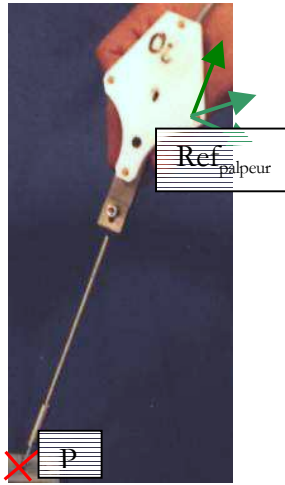


Figure 43: Palpeur

Le localisateur permet d'obtenir la matrice de passage T de Ref_{palpeur} dans $Ref_{\text{per-opérateur}}$, de sorte que l'on peut avoir la position (coordonnées (a,b,c)) des points palpés dans $Ref_{\text{per-opérateur}}$ grâce à l'Équation 3

Équation 3

$$\begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix} = T \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$$

Ainsi en déplaçant l'extrémité du palpeur sur la structure à recaler, et en localisant son corps rigide à plusieurs instants, on obtient le nuage de point désiré.

III.3.1.3 Affranchissement du recalage

Une tendance actuelle des systèmes de G.M.C.A.O. est d'essayer de s'affranchir d'images pré-opératoires pour des raisons de coûts et de surtout afin de diminuer les doses d'irradiation reçues par le patient lors des prises de ces images.

L'idée est d'utiliser des données géométriques et cinématiques acquises en per-opératoire avec le localisateur afin d'optimiser le geste. Typiquement, lors de l'opération de reconstruction du ligament croisé antérieur du genou (voir III.2.5.1), la position de l'implant répond à un ensemble de critères en fonction de la flexion ou de l'extension du genou. Un ensemble de mesures est donc réalisé avec le localisateur pendant une série de mouvements du genou afin de calculer la position de l'implant. Le repositionnement du condyle en chirurgie maxillo-faciale utilise également des contraintes et des données cinématiques similaires.

III.3.2 *Les technologies utilisées*

Quatre technologies de localisateur ont été utilisées dans le domaine des G.M.C.A.O. :

III.3.2.1 *La technologie mécanique*

Elle a été la première utilisée pour la localisation en chirurgie [87]. Il s'agit en général d'un bras robot dont les six axes de liberté sont codés. Les codeurs renvoient des valeurs instantanées qui sont mises en correspondance avec un modèle géométrique du bras pour obtenir la position et l'orientation de l'outil qui est fixé à son extrémité. (II.2.1 et Figure 6).

La précision généralement obtenue est inférieure à 1mm. mais des déformations dues à des contraintes extérieures sur le bras peuvent la détériorer significativement. Des erreurs de plusieurs millimètres ne sont pas rares.

Le problème principal de ces systèmes provient de leur encombrement (supérieur à 80cm en hauteur). Ce problème ajouté au fait que la localisation simultanée de plusieurs outils n'est possible qu'avec autant de bras que d'outils à localiser, rend cette technologie peu utilisable et inadaptée au contexte chirurgical.

III.3.2.2 *La technologie ultrasonore*

Le principe de mesure d'un localisateur ultrasonore est la mesure du temps de vol entre un émetteur (marqueur) et un récepteur d'ultrasons (II.2.3 et Figure 7) [87, 17].

L'hypothèse de départ pour fabriquer un localisateur ultrasonore est que la vitesse de l'ultrason dans l'air est constante. Ceci est une hypothèse largement abusive. Dans le cas de variation de température ou bien de déplacement d'air, des variations importantes de cette vitesse sont détectables et sont la cause d'importants problèmes de précisions sur de tels localisateurs. Malgré une résolution spatiale qui peut atteindre 0.1mm, il n'est pas rare d'obtenir une précision absolue de plusieurs millimètres.

Il faut noter toutefois que ces problèmes peuvent être partiellement résolus en diminuant la distance entre les émetteurs et les récepteurs (en diminuant le volume de travail à environ 200mm³) et en réalisant un calibrage en temps réel du système en fonction des perturbations.

III.3.2.3 *La technologie magnétique*

Il s'agit ici de mesures de champ magnétique (II.2.2 et Figure 4). Les mesures dans de bonnes conditions sont en général précises et elles

présentent l'avantage de permettre une localisation à travers les tissus mous et parfois même au travers d'obstacles plus solides.

Cette technologie est principalement utilisée en chirurgie ORL [49, 53, 60, 92] ou en neurochirurgie [57]. Cependant elle présente un inconvénient majeur : les localisateurs sont sensibles à l'introduction dans le champ opératoire d'outils métalliques, ferromagnétiques ou générateurs de perturbations magnétiques tels des perceuses [11, 18, 80]. Des imprécisions de plusieurs millimètres là encore ne sont pas rares.

Certains fabricants ont résolu en partie ce problème en fournissant des outils spécialement adaptés à ce type de localisateur. Cette solution ne nous paraît toutefois pas acceptable car elle augmente le coût global du localisateur et peut influencer sur l'expérience du chirurgien.

Un autre problème est lié à l'ergonomie globale du système. En règle générale, les corps rigides magnétiques sont lourds et doivent être reliés électriquement à la base, ce qui entraîne des problèmes de tirages et de poids sur des structures anatomiques qui ne peuvent parfois pas les supporter (par exemple pour des corps rigides fixés sur des os fins).

Dans notre expérience, le localisateur doit être aussi 'invisible' que possible et s'avoir s'adapter à son environnement sans trop le modifier.

III.3.2.4 La technologie optique

On a vu que dans la technologie optique il y avait principalement deux moyens de faire une localisation de marqueurs :

- i. 3 caméras CCD uni-dimensionnelles (II.2.3 et Figure 8)
- ii. 2 caméras CCD bi-dimensionnelles (II.2.3 et Figure 9)

Les marqueurs quant à eux peuvent être actifs (infra-rouge LEDs) ou passifs (rétro-rélecteurs). Des marqueurs actifs peuvent être la source de gêne en matière d'ergonomie tout comme les localisateurs magnétiques. Toutefois, il faut constater que les corps rigides optiques sont en général moins lourds que les magnétiques, qu'il est possible de supprimer totalement les fils sur certains modèles et qu'enfin la tendance actuelle en matière de localisation optique est d'utiliser des marqueurs passifs qui ne subissent aucun de ces désagréments.

Cette technologie est actuellement la plus utilisée [38, 70, 74, 94, 100]. Elle est en effet, la plus fiable et, d'une manière générale la plus précise. Elle présente toutefois un problème d'ergonomie majeur : la ligne de vue entre les corps rigides et le localisateur doit être libre, ce qui implique une attention

particulière lors de l'utilisation et de l'installation du système en salle d'opération. Si cet inconvénient peut s'avérer gênant, il faut néanmoins le nuancer. Dans notre expérience, le localisateur se situe en général au-dessus de l'écran de l'ordinateur et la ligne de vue doit déjà être libre pour que le chirurgien puisse suivre les informations informatiques. La Figure 44 présente la configuration classique d'une opération avec un localisateur optique.

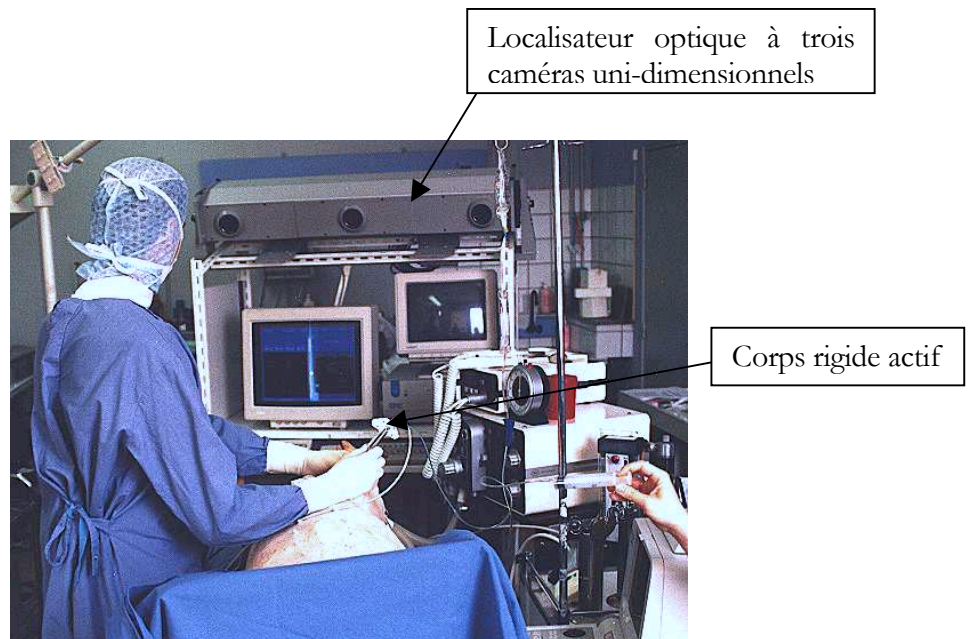


Figure 44 : Une application typique avec un localisateur optique (Optotrack™)

IV Conclusions

Nous avons présenté dans ce chapitre le problème que pose la localisation au point de vue matériel et au point de vue logiciel dans le domaine particulier de la chirurgie assistée par ordinateur.

De très nombreuses technologies et méthodes de localisation existent, nous en avons présentées ici quelques unes pour leur originalité ou leur lien au domaine. Mais [78] qui a proposé la taxonomie que nous avons reprise, en a comptabilisé plusieurs centaines. Parmi ces très nombreux localisateurs, très peu sont directement utilisables en chirurgie, les contraintes spécifiques de taille, de poids, de prix et surtout de performance sont ici critiques.

Ainsi la plupart des technologies ‘exotiques’ ne sont pas utilisables ou adaptables à nos besoins, pour ne prendre qu’un seul exemple parlant, les capteurs de déformation ne sont capables de mesurer que des déplacements de quelques centimètres ce qui les rend inutilisables en chirurgie.

Nous avons largement étudié les applications et les technologies de localisation de la chirurgie assistée par ordinateur. Cette étude a permis de mettre en évidence les problèmes des localisateurs utilisés classiquement en chirurgie et en particulier :

- L’encombrement des localisateurs mécaniques
- L’imprécision des localisateurs à ultrasons
- L’incertitude des mesures des localisateurs magnétiques en présence d’objets ferromagnétiques
- La nécessité d’avoir une ligne de vue libre entre les caméras et les marqueurs pour les localisateurs optiques

Elle a également permis de mieux cibler les fonctionnalités nécessaires des localisateurs pour la chirurgie, parmi celles-ci, on peut citer entre autre :

- La localisation relative de plusieurs corps rigides entre eux (2 généralement, parfois 3 ou 4)
- Une précision de l’ordre du millimètre mais dépendant largement de l’application
- Faire une localisation en six dimensions

V Table des illustrations

<i>Figure 1 : Localisation en une dimension</i>	10
<i>Figure 2 : Sextant</i>	11
<i>Figure 3 : Inside-in system</i>	13
<i>Figure 4 : Localisateur magnétique</i>	13
<i>Figure 5 : Gyroscope</i>	14
<i>Figure 6 : Localisateur mécanique (le bras FARO)</i>	14
<i>Figure 7 : Localisateur à ultrasons d'après [19]</i>	15
<i>Figure 8 : Localisateur optique, utilisant 3 caméras uni-dimensionnelles</i>	15
<i>Figure 9 : Localisateur optique utilisant 2 caméras bi-dimensionnelles</i>	16
<i>Figure 10 : Localisateur à marqueurs passifs (Polaristm passif). La couronne autour des caméras émet la lumière et les sphères la réfléchissent vers le centre optique de la caméra</i>	16
<i>Figure 11 : Localisateur à marqueurs actifs (Pixsys5000tm). Les LEDs émettent la lumière en direction des caméras</i>	17
<i>Figure 12 : Utilisation de la réalité augmentée pour le guidage chirurgical</i>	19
<i>Figure 13 : Méthodologie des G.M.C.A.O.</i>	20
<i>Figure 14 : Collimateur multilames</i>	21
<i>Figure 15 : Table de radiothérapie</i>	22
<i>Figure 16 : Fracture du bassin et réduction de la fracture maintenue par des vis</i>	22
<i>Figure 17 : Perçage et vissage sacro-iliaque assistés</i>	23
<i>Figure 18 : Interface de guidage</i>	23
<i>Figure 19 : Épanchement péricardique</i>	24
<i>Figure 20 : Echographie per-opératoire</i>	24
<i>Figure 21 : Écran de guidage</i>	25
<i>Figure 22 : Problème d'occlusion dentaire (en haut : avant intervention, en bas : après intervention)</i>	25
<i>Figure 23 : Écran de guidage</i>	26
<i>Figure 24 : Chirurgie maxillo-faciale assistée par ordinateur</i>	26
<i>Figure 25 : Les 4 étapes d'une ligamentoplastie</i>	27
<i>Figure 26 : Écran de guidage</i>	28
<i>Figure 27 : Ligamentoplastie assistée par ordinateur</i>	28
<i>Figure 28 : Radiographie pré et post-opératoire</i>	29
<i>Figure 29 : Mise en place d'une prothèse totale du genou</i>	29
<i>Figure 30 : Mise en place de vis pédiculaires</i>	30
<i>Figure 31 : Position des vis dans les pédicules</i>	30
<i>Figure 32 : Écran de guidage</i>	31
<i>Figure 33 : Chirurgie de la vertèbre</i>	31
<i>Figure 34 : Écran de guidage</i>	32
<i>Figure 35 : Chirurgie ORL assistée par ordinateur</i>	32
<i>Figure 36 : Planning chirurgical</i>	35

<i>Figure 37 : Modélisation et référentiels</i>	36
<i>Figure 38 : Recalage entre deux nuages de points 3D (cas d'une prostate)</i>	37
<i>Figure 39 : Localisation relative</i>	38
<i>Figure 40 : Capteur échographique 2,5D</i>	39
<i>Figure 41 : Segmentation d'une image échographique</i>	40
<i>Figure 42 : Nuage de points 3D (en blanc) après échographie 2,5D. En rouge sont représentées les coupes 3D par rapport à $Ref_{per-opérateur}$</i>	40
<i>Figure 43: Palpeur</i>	41
<i>Figure 44 : Une application typique avec un localisateur optique (Optotracktm)</i>	44

ÉTUDE ET REALISATION D'UN SYSTEME DE LOCALISATION EN SIX DIMENSIONS POUR LA CHIRURGIE ASSISTEE
PAR ORDINATEUR

Chapitre 2

UN PROTOCOLE D'EVALUATION DES LOCALISATEURS EN SIX
DIMENSIONS

I	INTRODUCTION	51
II	PRESENTATION DU PROTOCOLE D'EVALUATION	52
II.1	Test de précision intrinsèque (TPI)	52
II.1.1	TPI A	52
II.1.2	TPI B	53
II.2	Test de précision relative (TPR)	53
II.3	Test de répétabilité du pivot (TRP)	55
II.4	Test de digitalisation de surface (TDS)	57
III	ÉVALUATION DE QUATRE SYSTEMES DE LOCALISATION	58
III.1	Présentation des systèmes	58
III.2	Résultats	59
III.3	Discussion	63
IV	CONCLUSIONS	67
V	TABLE DES ILLUSTRATIONS	68

I Introduction

Dans le cadre de notre travail sur les localisateurs nous nous sommes particulièrement intéressés à la mesure de la précision, ou plutôt aux mesures de précision. En effet, parler de précision n'est pas une chose simple en matière de localisation, puisque les conditions d'utilisation et de mesure peuvent énormément varier.

Un certain nombre de travaux ont été réalisés pour comparer les performances en terme de précision de différents localisateurs ou de technologies, sur des problèmes spécifiques [58, 72, 88]. À partir de notre travail sur les applications types de G.M.C.A.O., et pour obtenir des résultats aussi utilisables que possible par les utilisateurs, nous avons défini quatre tests facilement réalisables et permettant d'évaluer un localisateur et son adéquation au domaine. [26, 91]

Ce protocole a été conçu pour permettre une évaluation de l'adéquation des localisateurs, quelque soit leur type et leur technologie, au domaine de la chirurgie assistée par ordinateur. Pour cela nous avons défini les quatre tests qui le composent afin d'obtenir une borne supérieure de la précision attendue par les localisateurs (test de précision intrinsèque) puis de quantifier les performances à partir des actions les plus courantes qui sont réalisées par un localisateur en chirurgie assistée (mesure relative de la position d'un corps rigide par rapport à un autre, calibrage d'un outil, acquisition de point sur une surface de référence).

Nous allons donc présenter un protocole générique d'évaluation des localisateurs, dédié à la chirurgie et permettant de comparer les performances des localisateurs et cela quelque soit la personne réalisant les tests.

II Présentation du protocole d'évaluation

II.1 Test de précision intrinsèque (TPI)

Ce premier test permet d'évaluer la précision globale du système de localisation et fournit une borne supérieure de mesure. L'idée est de mesurer et de suivre la position d'un marqueur.

On fixe un corps rigide sur un rail linéaire de déplacement. Ce rail d'une longueur de 1m est commandable et peut fournir des déplacements à une précision de d'ordre de 0.01mm. On va faire décrire par le marqueur la longueur totale du rail par pas de 1cm, et cela dans les trois directions de l'espace. (Figure 1)



Figure 1 : Test de précision intrinsèque

Pour chacune des trois série de points $\{M_i\}_{i=0..N}$ on effectue deux types de vérifications :

II.1.1 TPI A

On calcule l'erreur sur la distance comprise entre le point courant et son prédécesseur (Équation 1):

$$\text{Équation 1} \quad \forall i \in]0, N] \quad e_{i-1} = \|M_i - M_{i-1}\|$$

Pour évaluer la précision de cette mesure on calcule ensuite,

- L'erreur moyenne (\bar{e}) (Équation 2).

$$\text{Équation 2} \quad \bar{e} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} e_i$$

- L'erreur rms (Équation 3).

Équation 3
$$rms = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=0}^{N-1} (e_i - \bar{e})^2}$$

- L'erreur max (Équation 4).

Équation 4
$$max = \text{Max} |e_i|$$

II.1.2 TPI B

On calcule également l'erreur comprise entre le point courant et la mesure correspondant au milieu du déplacement total ($M_{N/2}$) (Équation 5) :

Équation 5
$$\forall i \in [0, N] \quad e_{i-1} = \left\| M_i - M_{N/2} \right\| - \left(\frac{N}{2} - i \right) \cdot 10$$

De la même manière qu'au II.1.1, on calcule l'erreur moyenne, l'erreur rms et l'erreur max (Équation 2, Équation 3, Équation 4).

II.2 Test de précision relative (TPR)

On a vu que dans toutes les applications en chirurgie assistée par ordinateur, on localisait un corps rigide par-rapport à un autre (Chapitre 1). Dans le but de caractériser la précision des localisateurs pour de telles mesures, nous avons défini le test de précision relative (Figure 2).

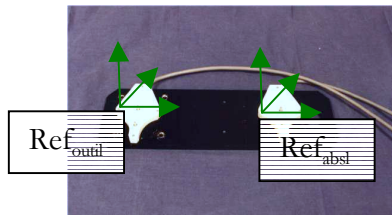


Figure 2 : Test de précision relative

Deux corps rigides sont rigidement fixés ensemble. A chacun de ces corps rigides est associé un référentiel centré sur un des marqueurs (Ref_{outil} et Ref_{abs}). On mesure N fois la position relative d'un corps rigide par rapport à l'autre. Cette position est donnée par la mesure des coordonnées (x_i, y_i, z_i) de l'origine de Ref_{outil} dans Ref_{abs} , et par la détermination de l'angle de rotation α_i entre Ref_{outil} et Ref_{abs} . ($i \in [0, N-1]$)

Ces mesures permettent de définir deux erreurs :

- Une erreur e_i^1 sur la distance (Équation 6)
- Une erreur e_i^2 sur l'angle (Équation 7)

avec :

$$\text{Équation 6} \quad e_i^1 = \sqrt{(x_i - \bar{x})^2 + (y_i - \bar{y})^2 + (z_i - \bar{z})^2}$$

$$\text{Équation 7} \quad e_i^2 = (\alpha_i - \bar{\alpha})$$

et :

$$\text{Équation 8} \quad \bar{x}, \bar{y}, \bar{z}, \bar{\alpha} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x_i, y_i, z_i, \alpha_i$$

Ces deux erreurs sont ensuite étudiées en calculant

- L'erreur moyenne (Équation 2).
- L'erreur max (Équation 4).
- L'erreur rms (Équation 9).

$$\text{Équation 9} \quad rms = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} (e_i)^2}$$

Ce test étant le plus important et, dans le but de caractériser au mieux les localisateurs nous avons défini 8 conditions de réalisation. Pour chacun des tests on choisit N=100 afin d'obtenir un nombre raisonnable d'échantillons pour une statistique interprétable.

- Mesures statiques sans déplacer les corps rigides. On va ici mesurer la répétabilité.
- Mesures statiques sur N positions différentes. On prend une mesure, puis on déplace les corps rigides et on prend une nouvelle mesure.

- iii. Mesures réalisées sans déplacer le corps rigide mais en le tenant dans la main. Ce test, comparé au test i, ne mesure pas la répétabilité puisque les corps rigides peuvent bouger en fonction de mouvements involontaires du manipulateur.
- iv. Mesures réalisées dans les mêmes conditions que le test ii mais en tenant les corps rigides dans la main.
- v. Mesures dynamiques (prises à la volée pendant un déplacement) réalisées pendant un déplacement en translation à une vitesse constante lente ($200\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$).
- vi. Mesures dynamiques réalisées pendant un déplacement des corps rigides le long d'un cercle de diamètre environ 30cm et à une vitesse lente (de l'ordre de $0.02^\circ\cdot\text{s}^{-1}$).
- vii. Mesures dynamiques réalisées pendant un déplacement des corps rigides le long d'un cercle de diamètre environ 30cm et à une vitesse moyenne (de l'ordre de $0.015^\circ\cdot\text{s}^{-1}$).
- viii. Mesures dynamiques réalisées pendant un déplacement des corps rigides le long d'un cercle de diamètre environ 30cm et à une vitesse rapide (de l'ordre de $0.01^\circ\cdot\text{s}^{-1}$).

II.3 Test de répétabilité du pivot (TRP)

Pour être utilisé en chirurgie assistée par ordinateur, un outil muni d'un corps rigide doit être calibré, c'est-à-dire qu'on doit déterminer la transformation entre le bout de l'outil et un référentiel associé à son corps rigide. On peut ainsi directement localiser le bout du palpeur. Dans le cas où on aurait également besoin de l'orientation de l'outil, un second point de l'axe doit être déterminé fournissant ainsi la position du bout de l'outil et son orientation par rapport au référentiel associé à son corps rigide. (Chapitre 1).

La procédure de calibrage classique est celle dite du 'pivot'. On fixe un corps rigide sur un palpeur et on le fait tourner de manière aléatoire autour de son extrémité qui reste en un point fixe (P). On mesure à l'aide du localisateur K matrices de passage (R_{i,t_i}), du référentiel associé au corps rigide fixé sur le palpeur ($\text{Ref}_{\text{outil}}$) vers le référentiel associé à un corps rigide de référence (Ref_{abs}). On cherche ensuite la position du point P (qui est le seul point immobile) dans $\text{Ref}_{\text{outil}}$ en résolvant par une méthode aux moindres carrés un système à $3K$ équations et 6 inconnues. Les 6 inconnues sont les coordonnées de P respectivement dans $\text{Ref}_{\text{outil}}$ (P) et dans Ref_{abs} (p) et le système peut s'écrire (Équation 10) [65] :

$$\text{Équation 10} \quad \forall i \in [0, K[, R_i P + t_i = p$$

Ce système résolu renvoie (P) et (p) ainsi que l'erreur rms_i et l'erreur max_i associées à la solution aux moindres carrées.

Afin de s'affranchir des erreurs liées à des bouts de palpeurs coniques (Figure 3) on a utilisé un palpeur à bout sphérique (un rubis de diamètre 3mm) et un trou conique correspondant (Figure 4).

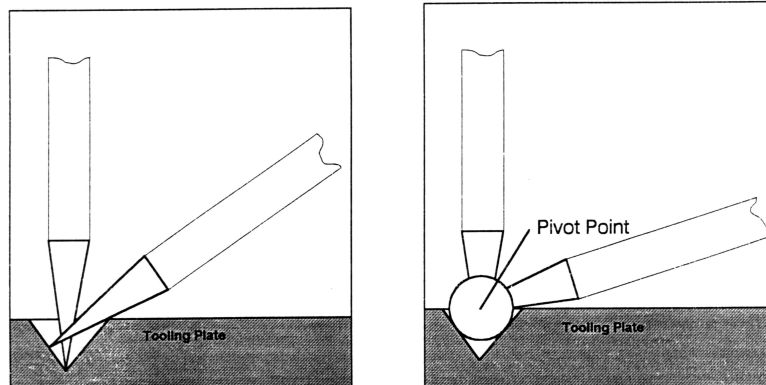


Figure 3 : Pivot avec une pointe et un palpeur bille, d'après [36]

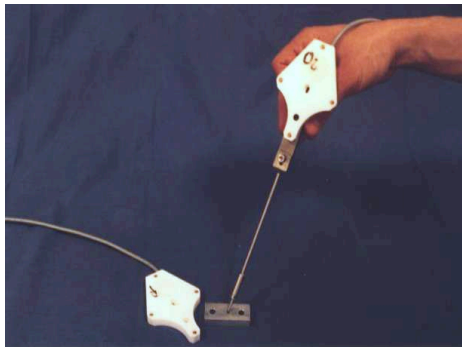


Figure 4 : Test de répétabilité du pivot

On répète le processus de calibrage avec $K=50$ jusqu'à obtenir $N=20$ (afin d'obtenir là aussi une statistique interprétable) positions du bout du palpeur (en fait le centre de la sphère) (x_i, y_i, z_i) et 20 rms_i et emax_i correspondant à la résolution des systèmes de l'Équation 10. On utilise l'Équation 6 pour calculer l'erreur globale (e_i) du système et on l'évalue en calculant :

- L'erreur rms de l'erreur globale e_i (Équation 9).
- L'erreur max de l'erreur globale e_i (Équation 4).

- L'erreur max de l'erreur max ponctuelle (e_{max_i}) (Équation 3). Cette erreur peut-être importante mais elle influe peu sur le résultat final, car la position du point P est obtenue après une moyenne sur un grand nombre d'échantillons.
- L'erreur rms moyenne sur les rms_i (Équation 3).

II.4 Test de digitalisation de surface (TDS)

Dans la plupart des G.M.C.A.O., un recalage est nécessaire entre les données pré-opératoires et les données per-opératoires (Chapitre 1). La méthode la plus fréquente est de faire ce recalage avec un nuage de points d'une surface anatomique facilement repérable sur les images (surface osseuse). Le nuage de points nécessaire est acquis à l'aide d'un palpeur calibré par la méthode précédente et dont l'extrémité est en contact avec la surface. Ce nuage de points est localisé par rapport à une structure anatomique de référence à laquelle on a associé un corps rigide. On enregistre plusieurs positions (en général au moins 30 points).

Dans le cadre de l'évaluation proposée, nous avons défini le test présenté en Figure 5.

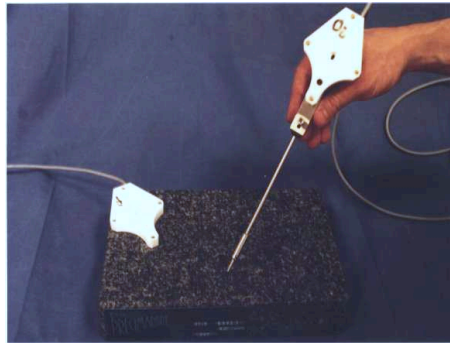


Figure 5 : Test de digitalisation de surface

On numérise $N=100$ points $P_i(x_i, y_i, z_i)$ à la surface d'un plan (marbre dont la surface a été rectifiée et stabilisée à $14 \mu\text{m}$) à l'aide d'un palpeur calibré grâce à la méthode précédente avec $K=1000$ mesures. (II.3). Les N points P_i permettent de reconstruire un plan (Π) aux moindres carrés [86]. On définit alors l'erreur e_i de ce test comme étant la distance entre les points P_i et le plan Π , et on l'évalue en calculant

- L'erreur rms (Équation 9).
- L'erreur max (Équation 4).

III Évaluation de quatre systèmes de localisation

III.1 Présentation des systèmes

Nous avons fait subir ce protocole d'évaluation aux quatre systèmes optiques les plus utilisés actuellement dans le domaine. Ces quatre systèmes sont :

- Optotracktm (Northern Digital Inc. 103 Randall Dr. Waterloo, Ontario, Canada N2V 1C5. <http://www.ndigital.com/>, Chapitre 1)
- Pixsys5000tm (Image Guided Technologies Inc. 5710-B Flatiron Parkway, Boulder, CO 80301. USA. <http://www.imageguided.com/>, Chapitre 1)
- Passive Polaristm (Northern Digital Inc. Chapitre 1)
- Active Polaristm (Northern Digital Inc. Figure 6)

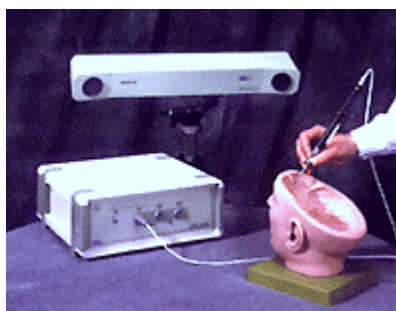


Figure 6 : Active Polaristm

Les deux premiers systèmes possèdent trois caméras uni-dimensionnelles et des marqueurs actifs. Les deux Polaristm sont des localisateurs par stéréovision active, avec marqueurs actifs, ou stéréovision passive avec marqueurs passifs qui peuvent être des sphères ou des disques. (Figure 7). On réalise l'ensemble des mesures avec une distance de l'ordre de 1m20 entre les corps rigides et le localisateur.



Figure 7 : Marqueurs passifs (à gauche) et actifs (à droite)

Les tests de précision relative ont été effectués deux fois avec le Polaristm Actif. En effet, son système séquentiel d'allumage des LEDs peut être la source d'importantes erreurs qui peuvent être corrigées par une interpolation logicielle a-posteriori. Le problème est lié au fait que tous les 1/60ème de seconde, le système renvoie la position d'un seul corps rigide en n'allumant que les LEDs qui lui correspond, les LEDs des autres corps rigides éventuellement présents restant éteintes. Dans le cas d'une localisation par rapport à un autre corps rigide mobile, ce décalage en temps peut induire d'importantes erreurs. Toutefois une méthode relativement simple permet de diminuer très fortement cette influence. Il s'agit du calcul des positions des corps rigides à un même instant t , par une interpolation linéaire, à l'aide de leurs positions précédentes. [47]

III.2 Résultats

Tous les résultats présentés sont donnés en millimètre pour les mesures concernant des distances et en degré pour des mesures angulaires.

Les tests ont été réalisés avec :

- Un Optotracktm de 7 ans qui n'avait jamais été re-calibré. (Optotracktm TIMC)
- Un Pixsys5000tm de 2 ans
- Un Polaristm Actif de 3 ans sans le logiciel d'interpolation (Polaristm Actif TIMC)
- Un Polaristm passif de 2 ans (Polaristm Passif TIMC)

Pour les tests de précision relative, les résultats sont classés en fonction des numéros des mesures de la liste pages 54 et 55. Le premier tableau (Tableau 3) comprend ceux qui ont été réalisés avec la série de localisateurs ci-dessus. Le second tableau (Tableau 4) refait avec la série ci dessous permet d'obtenir des résultats plus interprétables à partir de plusieurs jeux de mesures

et d'étudier d'éventuelles variations en fonction de l'âge des localisateurs évalués:

- Un Optotracktm juste calibré (Optotracktm NDI)
- Le même Polaristm Actif que précédemment, mais avec le logiciel d'interpolation (Polaristm Actif TIMC)
- Un Polaristm Actif juste calibré et avec le logiciel d'interpolation (Polaristm Actif NDI)
- Un Polaristm passif juste calibré (Polaristm Passif NDI)

Direction	Localisateur	Optotrack tm	Pixsvs5000 tm	Polaris tm Actif	Polaris tm Passif
X	Erreur moyenne	0.000	-0.014	0.023	0.016
	Erreur rms	0.123	0.037	0.104	0.166
	Erreur max	0.529	0.116	0.391	0.442
Y	Erreur moyenne	-0.017	0.028	0.055	0.006
	Erreur rms	0.188	0.161	0.102	0.454
	Erreur max	0.464	0.506	0.424	1.289
Z	Erreur moyenne	-0.000	-0.016	0.021	0.001
	Erreur rms	0.145	0.139	0.142	0.080
	Erreur max	0.850	0.368	0.046	0.161

Tableau 1 : Test de Précision Intrinsèque A

Direction	Localisateur	Optotrack tm	Pixsvs5000 tm	Polaris tm Actif	Polaris tm Passif
X	Erreur moyenne	0.007	-0.304	0.633	0.263
	Erreur rms	0.100	0.232	0.383	0.795
	Erreur max	0.500	0.821	1.447	3.249
Y	Erreur moyenne	-0.490	-0.725	1.399	0.022
	Erreur rms	0.402	0.427	0.803	0.452
	Erreur max	1.300	2.097	2.836	1.155
Z	Erreur moyenne	-0.054	-0.378	0.677	0.098
	Erreur rms	0.122	0.315	0.331	0.107
	Erreur max	0.871	1.281	1.171	0.333

Tableau 2 : Test de Précision Intrinsèque B

Localisateur		Optotrack tm TIMC	Pixsys5000 tm	Polaris tm Actif TIMC	Polaris tm Passif disques TIMC	Polaris tm Passif sphères TIMC
i	Erreur max sur la distance	0.288	1.764	1.062	0.888	0.568
	Erreur rms sur la distance	0.067	0.408	0.189	0.144	0.114
	Erreur max sur la rotation	0.020	0.337	0.355	0.625	0.701
	Erreur rms sur la rotation	0.009	0.141	0.126	0.236	0.241
ii	Erreur max sur la distance	1.052	2.825	3.156	1.277	2.010
	Erreur rms sur la distance	0.220	0.571	0.653	0.285	0.381
	Erreur max sur la rotation	0.071	0.649	0.863	0.519	0.656
	Erreur rms sur la rotation	0.026	0.275	0.279	0.217	0.266
iii	Erreur max sur la distance	0.400	1.424	3.253	1.339	1.279
	Erreur rms sur la distance	0.098	0.331	0.432	0.190	0.240
	Erreur max sur la rotation	0.035	0.422	0.578	0.743	0.778
	Erreur rms sur la rotation	0.011	0.104	0.204	0.216	0.248
iv	Erreur max sur la distance	0.883	3.035	9.179	1.402	1.349
	Erreur rms sur la distance	0.149	0.621	2.073	0.244	0.275
	Erreur max sur la rotation	0.050	0.504	0.771	0.730	0.668
	Erreur rms sur la rotation	0.015	0.183	0.240	0.253	0.256
v	Erreur max sur la distance	1.297	1.820	3.729	1.221	1.722
	Erreur rms sur la distance	0.225	0.415	0.620	0.273	0.446
	Erreur max sur la rotation	0.096	0.501	0.796	0.912	0.924
	Erreur rms sur la rotation	0.026	0.191	0.260	0.275	0.309
vi	Erreur max sur la distance	0.560	1.855	6.526	1.008	1.450
	Erreur rms sur la distance	0.126	0.337	0.961	0.216	0.288
	Erreur max sur la rotation	0.059	0.687	0.585	0.724	0.665
	Erreur rms sur la rotation	0.015	0.236	0.207	0.262	0.240
vii	Erreur max sur la distance	0.575	2.180	9.205	1.259	1.576
	Erreur rms sur la distance	0.114	0.453	1.161	0.204	0.276
	Erreur max sur la rotation	0.059	0.657	0.724	0.754	0.723
	Erreur rms sur la rotation	0.021	0.160	0.202	0.252	0.265
viii	Erreur max sur la distance	0.521	5.100	23.881	0.746	1.399
	Erreur rms sur la distance	0.107	0.628	4.639	0.170	0.278
	Erreur max sur la rotation	0.063	1.795	0.811	0.584	0.707
	Erreur rms sur la rotation	0.024	0.521	0.232	0.228	0.245

Tableau 3 : Tests de Précision Relative

Localisateur	Optotrack tm NDI	Polaris tm Actif NDI	Polaris tm Actif TIMC	Polaris tm Passif disques NDI	Polaris tm Passif sphères NDI	
i	Erreur max sur la distance	0.057	0.531	1.260	0.413	0.436
	Erreur rms sur la distance	0.012	0.127	0.263	0.086	0.097
	Erreur max sur la rotation	0.030	0.760	0.609	0.606	0.552
	Erreur rms sur la rotation	0.11	0.200	0.180	0.215	0.212
ii	Erreur max sur la distance	0.518	2.119	1.808	0.856	1.072
	Erreur rms sur la distance	0.111	0.405	0.380	0.182	0.198
	Erreur max sur la rotation	0.140	0.543	0.663	0.823	0.679
	Erreur rms sur la rotation	0.045	0.278	0.300	0.259	0.270
iii	Erreur max sur la distance	0.271	0.908	1.165	0.641	0.669
	Erreur rms sur la distance	0.055	0.204	0.276	0.129	0.111
	Erreur max sur la rotation	0.096	0.430	0.541	0.480	0.626
	Erreur rms sur la rotation	0.043	0.166	0.299	0.205	0.244
iv	Erreur max sur la distance	1.399	2.231	3.134	0.763	1.151
	Erreur rms sur la distance	0.210	0.372	0.623	0.152	0.220
	Erreur max sur la rotation	0.203	0.430	0.585	0.581	0.679
	Erreur rms sur la rotation	0.056	0.184	0.262	0.240	0.286
v	Erreur max sur la distance	0.403	1.760	2.498	0.822	0.718
	Erreur rms sur la distance	0.088	0.353	0.530	0.176	0.166
	Erreur max sur la rotation	0.110	0.505	0.603	0.628	0.635
	Erreur rms sur la rotation	0.039	0.283	0.302	0.245	0.273
vi	Erreur max sur la distance	0.537	2.033	2.580	0.712	0.587
	Erreur rms sur la distance	0.111	0.414	0.504	0.143	0.151
	Erreur max sur la rotation	0.117	0.518	0.774	0.558	0.758
	Erreur rms sur la rotation	0.046	0.191	0.260	0.210	0.256
vii	Erreur max sur la distance	0.520	0.962	2.842	0.699	0.722
	Erreur rms sur la distance	0.127	0.214	0.671	0.135	0.154
	Erreur max sur la rotation	0.145	0.508	0.610	0.655	0.615
	Erreur rms sur la rotation	0.052	0.173	0.274	0.237	0.220
viii	Erreur max sur la distance	0.699	1.438	4.139	0.746	1.048
	Erreur rms sur la distance	0.115	0.307	0.675	0.170	0.204
	Erreur max sur la rotation	0.172	0.519	0.668	0.584	0.604
	Erreur rms sur la rotation	0.065	0.239	0.293	0.228	0.229

Tableau 4 : Tests de Précision Relative

Localisateur		Optotrack tm	Pixsys5000 tm	Polaris tm Actif	Polaris tm Passif
Erreur ponctuelle	Erreur rms moyenne	0.102	0.813	0.385	0.608
	Erreur max	0.683	9.101	2.201	5.217
Erreur globale	Erreur rms	0.313	0.492	0.248	0.312
	Erreur max	0.477	0.815	0.434	0.594

Tableau 5 : Test de Répétabilité du Pivot

Localisateur	Optotrack tm	Pixsys5000 tm	Polaris tm Actif	Polaris tm Passif
Erreur rms	0.058	0.709	0.593	0.253
Erreur max	0.249	1.852	4.819	0.755

Tableau 6 : Test de Digitalisation de Surface

III.3 Discussion

Les résultats les plus significatifs sont ceux contenus dans les cellules grisées des différents tableaux précédents.

L'Optotracktm est le système qui semble le mieux adapté au niveau de la précision. Ses résultats sont précis et robustes (voir par exemple les test vi, vii et viii du TPR) mais son prix, son encombrement et son poids (Tableau 8), le rendent peu pratique dans certaines configurations de salles de chirurgie.

Les trois autres localisateurs ont, quant-à eux, été étudiés pour le contexte chirurgical et, leurs dimensions et poids sont donc adaptés aux contraintes spécifiques du domaine. (Tableau 8)

Localisateur	Optotrack tm	Pixsys5000 tm	Polaris tm Actif	Polaris tm Passif
Longueur (mm)	1110	1141	600	600
Largeur (mm)	315	112	100	100
Hauteur (mm)	215	63	120	120
Poids (kg)	50	4	2	2

Tableau 7 : Encombrement des localisateurs testés

Le Pixsys5000tm fournit des mesures robustes. La précision est moyenne mais suffisante pour la plupart des applications chirurgicales. Toutefois, il peut-être inadapté dans certaines applications demandant une précision très importante.

La précision du Polaristm Actif est bonne en règle générale, mais le mouvement relatif de deux corps rigides peut produire des erreurs inacceptables si la méthode d'acquisition standard est utilisée. Cette méthode d'acquisition est significativement améliorée par l'utilisation d'un logiciel d'interpolation du premier ordre qui permet d'obtenir des résultats comparables à ceux du Pixsys5000tm.

Le Polaristm Passif fournit des résultats d'une très bonne précision sans qu'il soit possible de faire une différence entre les marqueurs de type disque ou sphère, y compris dans le cas de mesures relatives entre deux corps rigides en mouvement. Son système de capture permet la saisie synchronisée de tous les corps rigides. Néanmoins, il faut être attentif à la configuration des corps rigides et des marqueurs. En effet, une occlusion partielle de marqueurs peut entraîner de petites déviations, voire une mesure non effectuée. Certaines configurations spatiales ambiguës des corps rigides peuvent rendre le système incapable de fournir une mesure. Ceci est potentiellement gênant dans un environnement réduit où les corps rigides sont proches les uns des autres.

Une autre source d'erreur des systèmes Polaristm Actif et Passif vient de la délimitation de son volume d'acquisition. Celui-ci comporte trois zones adjacentes (Figure 8) :

- La zone 'Inside Volume' est celle où le localisateur renvoie la position des corps rigides avec une précision maximum.
- La zone 'Out of Volume', dans laquelle la localisation est encore possible, mais fournit des résultats avec une précision pouvant être largement détériorée.
- La zone 'Out of Work' dans laquelle aucune mesure n'est possible.

Le protocole d'acquisition du Polaristm permet de ne recevoir que les mesures qui ont été réalisées dans la zone 'Inside Volume'. Dans le cas qui nous intéresse, nous avons pris en compte toutes les mesures et cela peut expliquer quelques erreurs importantes notamment pour le test TDS.

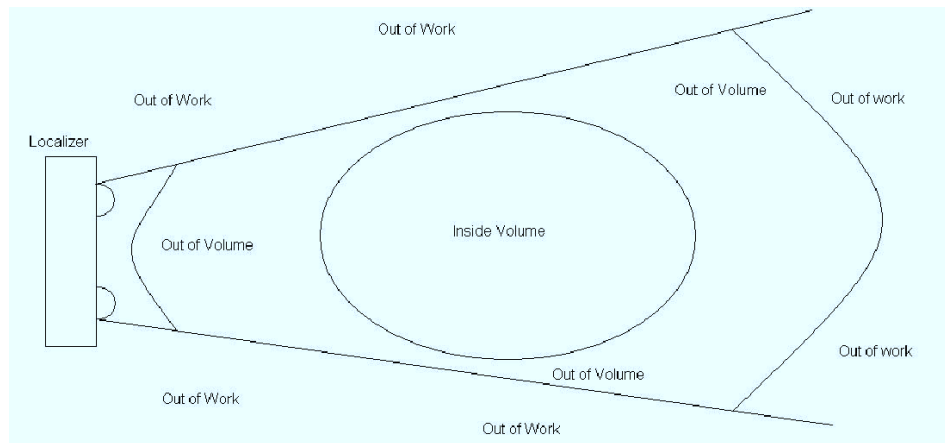


Figure 8 : Volume de travail du Polaris™

Il convient donc d'être attentif lors de l'utilisation des systèmes de localisation Polaris™ afin de les utiliser dans les meilleures conditions possibles. Ainsi, pour le Polaris™ passif, il convient de dissymétriser au maximum les corps rigides pour éviter les ambiguïtés, de se placer à l'intérieur de la zone 'Inside Volume', et de prendre garde aux occlusions des marqueurs qui peuvent se produire par exemple à la suite de pertes sanguines.

Le tableau suivant (Tableau 8) résume les résultats obtenus par les quatre localisateurs testés. Les notes affectées à ces localisateurs sont comprises entre - - et ++. La note - - indique une erreur inacceptable, la note - une erreur à prendre en compte lors de l'utilisation du système dans des conditions similaires, la note 0 correspond à une précision suffisante pour la plupart des applications chirurgicales, la note + correspond à une bonne précision et la note ++ à une très bonne précision, en général supérieure aux besoins classiques des G.M.C.A.O. (NA lorsque le test n'a pas été ré-effectué, le résultat étant similaire avec un Polaris™ sans le logiciel d'interpolation du fait de mesures statiques)

Localisateur	Optotrack tm	Pixsys5000 tm	Polaris tm Actif sans Interpolation	Polaris tm Actif avec Interpolation	Polaris tm Passif
TPI axe Y	+	0	0	NA	+
TPR statique	++	0	--	0	+
TPR dynamique	++	+	--	+	+
TRP	+	+	++	NA	+
TDS	++	0	-	NA	+

Tableau 8 : Résumé des résultats de l'évaluation de quatre localisateurs optiques

IV Conclusions

Ce chapitre a présenté et détaillé un protocole d'évaluation générique des localisateurs.

L'idée générale qui nous a guidé pour ce travail était de proposer un moyen simple et dont les résultats obtenus seraient indépendants du manipulateur et fourniraient une information quantifiable sur l'adéquation d'un localisateur au domaine de la chirurgie assistée par ordinateur.

A partir d'une étude précise de l'utilisation des localisateurs en chirurgie à l'aide de nombreuses applications de références, nous avons défini quatre tests simples qui ont été repris par plusieurs fabricants de localisateur, et ont été cités à de nombreuses reprises et notamment très récemment au congrès de chirurgie orthopédique de Davos par Neil Glossop (<http://www.traxtal.com>) fabricant d'outils pour les localisateurs NDI.

L'objectif initial de fournir un protocole d'évaluation générique de référence permettant de comparer les localisateurs entre eux est donc atteint.

Les résultats de ces différentes évaluations ont montré que les performances globales des localisateurs optiques étaient bonnes et adaptées aux besoins du domaine. Bien que certaines applications très exigeantes soient encore incompatibles avec les localisateurs testés, il semble très difficile de proposer une solution très innovante pour répondre mieux que la technologie optique aux besoins de la chirurgie assistée par ordinateur en terme de précision, toutefois, elle peut et doit être améliorée.

V Table des illustrations

<i>Figure 1 : Test de précision intrinsèque</i>	52
<i>Figure 2 : Test de précision relative</i>	53
<i>Figure 3 : Pivot avec une pointe et un palpeur bille, d'après [36]</i>	56
<i>Figure 4 : Test de répétabilité du pivot</i>	56
<i>Figure 5 : Test de digitalisation de surface</i>	57
<i>Figure 6 : Active Polaristm</i>	58
<i>Figure 7 : Marqueurs passifs (à gauche) et actifs (à droite)</i>	59
<i>Figure 8 : Volume de travail du Polaristm</i>	65
<i>Tableau 1 : Test de Précision Intrinsèque A</i>	60
<i>Tableau 2 : Test de Précision Intrinsèque B</i>	60
<i>Tableau 3 : Tests de Précision Relative</i>	61
<i>Tableau 4 : Tests de Précision Relative</i>	62
<i>Tableau 5 : Test de Répétabilité du Pivot</i>	63
<i>Tableau 6 : Test de Digitalisation de Surface</i>	63
<i>Tableau 7 : Encombrement des localisateurs testés</i>	63
<i>Tableau 8 : Résumé des résultats de l'évaluation de quatre localisateurs optiques</i>	66

ÉTUDE ET REALISATION D'UN SYSTEME DE LOCALISATION EN SIX DIMENSIONS POUR LA CHIRURGIE ASSISTEE
PAR ORDINATEUR

Chapitre 3

ÉTUDE PRELIMINAIRE THEORIQUE, VERS UN LOCALISATEUR
PAR STEREOVISION

I	INTRODUCTION	71
I	LES PROBLÈMES À RÉSOUDRE	72
I.1	Coût	72
I.2	Information en 6 dimensions	72
I.3	Robustesse et précision des mesures	72
I.4	Temps réel	73
I.5	Ergonomie	73
I.5.1	Taille et poids	73
I.5.2	Visibilité	73
I.5.3	Asepsie	74
I.5.3.1	Stérilisation à la vapeur sous pression	74
I.5.3.2	Stérilisation à la chaleur sèche	74
I.5.3.3	Stérilisation par rayonnements	75
I.5.3.4	Stérilisation par les plasmas	75
I.5.3.5	Stérilisation au gaz	75
II	QUELLES SOLUTIONS ?	77
II.1	Coût	77
II.2	Ergonomie	77
II.2.1	Corps-rigides	77
II.2.2	Caméras	80
II.3	La mesure en 6 dimensions	83
II.3.1	Obtenir une mesure en 6D	83
II.3.2	Quelle précision dans la détection sub-pixel ?	88
II.3.2.1	Le plus simple : les translations	88
II.3.2.2	Le plus dur : les rotations	88
II.3.2.2.1	La rotation autour de l'axe Z	89
II.3.2.2.2	La rotation autour des axes X et Y	90
II.4	Algorithme générique de localisation ; le problème du temps réel	91
III	TABLE DES ILLUSTRATIONS	94

I Introduction

L'objectif de ce chapitre est de présenter un point de vue général de la localisation pour les G.M.C.A.O. A partir de considérations génériques, nous présenterons d'un point de vue théorique, les solutions qui peuvent être mises en place pour répondre aux critères des G.M.C.A.O.

De multiples technologies ont été étudiés, et nos critères nous ont guidées vers le choix d'une technologie optique utilisant deux caméras CCD bi-dimensionnelles et des marqueurs passifs facilement réalisables à un coût raisonnable et présentant l'avantage de permettre une précision suffisante (se reporter à l'étude de la précision des localisateurs dans le Chapitre 2). L'évaluation du Chapitre 2 montre en effet que bien que partiellement adaptés à nos besoins globaux, les localisateurs optiques fournissent une solution satisfaisante, mais pouvant être largement améliorée.

Le paragraphe I est une ébauche de cahier des charges présentant les problèmes les plus difficiles qu'il faut résoudre.

Le paragraphe II propose des solutions à quelques uns des problèmes présentés dans le paragraphe précédent.

I Les problèmes à résoudre

Le sujet de cette thèse est d'étudier, concevoir et réaliser un prototype de localisateur dont l'utilisation sera dédiée à la chirurgie assistée par ordinateur, avec des performances supérieures aux modèles existants.

L'étude précédente et l'expérience acquise au laboratoire nous ont conduit à définir un certain nombre de critères détaillés ci dessous.

I.1 Coût

L'objectif global de l'étude est de développer un système complet de localisation utilisable dans un système complet de chirurgie assistée par ordinateur (ordinateur, localisateur, logiciel) susceptible d'équiper toutes les salles d'opérations et donc de faible coût. Typiquement, le coût des composants matériels du système ne devrait pas excéder 20 000FF.

I.2 Information en 6 dimensions

Comme on l'a vu lors du Chapitre 1, la localisation doit permettre la mesure et le suivi des trois degrés de translation et des trois degrés de rotation des corps rigides disposés dans un scène d'environ 80cmx80cmx80cm et pouvant aller jusqu'à un nombre de 3 en même temps pour certaines applications.

I.3 Robustesse et précision des mesures

Dans le contexte chirurgical, la robustesse, ou confiance que l'on a dans les mesures données par le localisateur est une information critique.

Il faut toutefois gérer les incidents éventuels qui peuvent arriver lors d'une utilisation. En particulier, l'utilisateur doit être immédiatement mis au courant de la disparition d'un marqueur, typiquement dans le cas de marqueurs optiques, si la ligne de vue entre les caméras et le corps-rigide n'est plus libre.

Un autre problème fondamental est la confiance que l'on a dans les mesures. Pour rester dans le cas de marqueurs optiques, une occlusion partielle ne créant pas sa disparition, mais pouvant créer un petit déplacement de sa position dans l'image ne doit pas induire une erreur trop importante.

D'une manière générale, chaque mesure doit être assurée avec une précision minimum et dans le cas d'une incertitude excédent une tolérance donnée, aucune position ne doit être renvoyée par le localisateur.

En ce qui concerne la précision proprement dite, l'étude présentée à la fin du Chapitre 2, présente les valeurs des localisateurs dans différentes

conditions. Ce travail a montré la difficulté de parler de ‘précision’ en général, celle-ci étant très fortement liée aux conditions d’utilisations.

I.4 Temps réel

Le localisateur doit être capable de renvoyer des informations pour suivre le mouvement de l’utilisateur. On considère en général qu’une fréquence de mesure de 100Hz est une borne supérieure pour les applications envisagées. D’un point de vue plus pratique, les mouvements chirurgicaux doivent en général être suivis à une fréquence de 10 à 20Hz.

I.5 Ergonomie

Il s’agit sans doute ici de la partie la plus importante. Le terme ‘ergonomie’ regroupe en effet des problèmes techniques quantifiables et des problèmes de confort d’utilisation difficilement quantifiables.

Parmi ceux-ci l’un des plus important est l’encombrement de l’unité centrale de localisation, celle-ci devant être suffisamment ‘petite’ pour s’adapter à une station de chirurgie facilement transportable entre la salle d’imagerie ou d’opération par exemple.

Les critères techniques sont pour la plupart liés au choix des corps-rigides :

I.5.1 Taille et poids

Les corps-rigides doivent être aussi petits que possible afin de limiter l’encombrement de la zone de travail, celui-ci pouvait être déjà réduit. On peut considérer qu’un corps-rigide carré de 4/5cm de côté est un maximum à ne pas dépasser.

La question du poids des corps rigide est également importante, ceux-ci devant être aussi léger que possible afin de diminuer les efforts et n’entraîner aucune déformation sur les structures notamment osseuses sur lesquelles ils seront placés. Une centaine de grammes est un maximum à ne pas dépasser.

Nous avons également remarqué que la présence de câble était un inconvénient majeur des systèmes dit ‘actifs’, ceux-ci entraînant des forces de traction gênantes par exemple pour les corps rigides fixés sur des os fins ou sur des outils légers. Nous avons donc choisi de nous orienter vers des corps rigides totalement passifs et sans fils.

I.5.2 Visibilité

A l’intérieur du volume de travail, celui étant très variable en fonction des utilisation (de quelques centimètres à plusieurs dizaines de centimètres), on doit être capable de localiser, et de différencier les différents corps rigides que

l'on utilise. L'étude des applications dans le chapitre 1, montre qu'en général on utilise 2 voire 3 corps rigides à la fois, très rarement plus. A l'intérieur de ce volume de travail, il faut permettre le maximum de mouvements pour les corps rigides, en particulier, on doit être capable d'assurer leur visibilité en rotation pour une variation angulaire la plus importante possible.

1.5.3 Asepsie

Du fait de l'utilisation dans le domaine médical, le matériel doit subir une ou plusieurs procédures de stérilisation. Cela s'applique évidemment aussi aux corps rigides. Pour cela on peut imaginer deux solutions, la première, classiquement utilisée actuellement, est de prévoir des corps-rigides réutilisables et de les stériliser par les méthodes classiques avant utilisation. Cette solution complique (peu) la procédure chirurgicale, et les méthodes de stérilisation peuvent influencer sur la qualité des marqueurs notamment optiques. Une autre solution est de concevoir des corps-rigides à coût suffisamment réduit pour les faire jetables. La stérilisation n'aurait lieu qu'une fois la fabrication effectuée et ils seraient conservés sous poche aseptisée.

Les méthodes de stérilisation peuvent être regroupées en cinq catégories

1.5.3.1 Stérilisation à la vapeur sous pression

Il s'agit des méthodes plus communément connues sous le nom d'autoclave. On expose le matériel à stériliser à l'action de la vapeur d'eau saturée et sous pression pendant une durée déterminée en fonction de la température atteinte :

- 15mn pour 121°C
- 10mn pour 126°C
- 3mn pour 134°C

Cette méthode est une des plus simples à mettre en œuvre et des plus fiables. La seule contrepartie réside dans le choix des matériaux qui doivent résister à des températures et des pressions importantes (surpression de 200Kpa pour 134°C).

1.5.3.2 Stérilisation à la chaleur sèche

Les matériaux sont stérilisés par l'action de la chaleur sèche à une température donnée pendant un temps donné. Du fait de l'utilisation exclusive de la chaleur, les temps de stérilisation sont beaucoup plus importants que pour une stérilisation classique par autoclave :

- 60mn à 180°C

- 120mn à 160°C

Cette méthode présente deux inconvénients majeurs. Du fait des très hautes températures mises en jeux, les matériaux doivent être très résistants, et la fiabilité de la méthode n'est pas garantie.

1.5.3.3 Stérilisation par rayonnements

L'utilisation de rayonnements ionisants à très haute énergie permet la stérilisation. Ces rayonnements électromagnétiques (rayons γ) ou corpusculaires (rayons β^-) possèdent en effet une action bactéricide. Celle-ci dépend de la dose envoyée sur le matériaux à stériliser et de la quantité de germes initialement présents.

Le matériau ne subit aucune détérioration, mais on doit surveiller les doses envoyées afin de ne pas le rendre impropre à l'utilisation. Cette méthode est donc adaptée aux matériaux fragiles peu contaminés.

1.5.3.4 Stérilisation par les plasmas

Activé sous la forme d'un plasma froid, gaz dont les molécules ont été dissociées par apport d'énergie, le peroxyde d'hydrogène a un pouvoir bactéricide. C'est cette propriété qui est utilisé par les appareil Plazlyte® et Sterrad® pour stériliser des matériaux.

Le cycle de stérilisation dure environ 75mn à une température ne dépassant pas 50°C. Il comporte en général une première phase de vide d'air, ensuite le peroxyde d'hydrogène est introduit dans le vide sous forme gazeuse puis soumis à un champ électromagnétique pour le porter à l'état de plasma pendant 15mn, enfin une dernière phase de retour à la pression atmosphérique est nécessaire pour compléter le cycle.

Ces procédés sont fiables lorsqu'ils sont bien utilisés, mais la préparation d'une stérilisation est une opération minutieuse nécessitant une formation particulière.

1.5.3.5 Stérilisation au gaz

Principalement il s'agit de l'utilisation de l'oxyde d'éthylène. Il est difficile de fournir un protocole commun et généralisable à toutes les utilisations de l'oxyde d'éthylène celles-ci variant en fonction de la concentration du mélange utilisé ou du matériau à stériliser.

Quoi qu'il en soit, toutes les méthodes de stérilisation à l'oxyde d'éthylène nécessitent un temps important, pouvant aller de 24h à plusieurs semaines, de désorption (temps nécessaire pour éliminer l'oxyde d'éthylène

absorbé par le matériau). Ces méthodes nécessitent également de très grandes précautions d'utilisation du fait du risque d'explosion, et sont en général réservées aux matériels thermo-sensibles (moins de 60°C) ne résistant pas à une stérilisation par autoclave ou à la chaleur sèche.

II Quelles solutions ?

L'idée principale qui a été suivie dans cette thèse est de développer un système le plus simple possible autant du point de vue technologique que du point de vue informatique.

Nous avons vu dans le Chapitre 2 que la technologie optique était aujourd'hui adaptée globalement aux besoins du domaine. Même si des problèmes importants demeurent, il est apparu que les technologies très innovantes bien que très prometteuses (voir Chapitre 6) sur lesquelles nous avons travaillé sont difficiles à mettre en place et ne sont pas nécessaires aujourd'hui.

Dans la continuité de l'évolution technologique d'aujourd'hui et la simplicité d'utilisation, nous nous sommes tournés vers la technologie optique qui nous le verrons, permet de répondre facilement à la plupart des contraintes présentées dans le paragraphe I.

II.1 Coût

L'investissement de départ (100.000Fr) pour développer un prototype optique complet laisse présager un prix relativement intéressant.

II.2 Ergonomie

II.2.1 Corps-rigides

Plusieurs solutions étaient envisageables pour l'architecture et le principe de localisation. Nous avons laissé de côté les marqueurs se basant uniquement sur des formes à cause de la trop grande complexité de traitement d'une image complète de la scène chirurgicale où on aurait eu à différencier les marqueurs de l'environnement.

Nous avons donc cherché un moyen de simplifier le traitement de l'image obtenue. Une solution pour simplifier l'image à traiter est d'utiliser des marqueurs ayant une spécificité en terme de longueur d'onde (longueur d'onde unique), et de filtrer en entrée de la caméra tout ce qui n'est pas de cette longueur d'onde. Afin de rendre le localisateur aussi 'invisible' que possible, la longueur d'onde ne doit pas gêner le manipulateur, il faut donc prévoir une longueur d'onde non-visible, non-dangereuse et ne demandant pas l'utilisation de caméras particulières. Nous avons opté pour une longueur d'onde dans le proche infra rouge (880nm) qui répond à ces critères. Celle-ci étant peu présente en salle d'opération du fait de l'utilisation de scialytiques fournissant une lumière diffuse intense (de l'ordre de 70000 lux à mettre en parallèle avec les 5000lux d'un tube néon classique) avec peu de rayonnement IR (longueur d'ondes comprise entre 4 et 500nm. Le choix d'une longueur d'onde dans le proche IR a également été guidé par le fait que les

rayonnements de longueurs d'ondes supérieures ont tendance à dessécher les tissus. Les longueurs dans l'ultraviolet étant quant-à elles potentiellement dangereuses et nécessitant des caméras particulières.

Une fois ce choix effectué, la question était de savoir comment réaliser de tels marqueurs. Il y a deux solutions, soit la source de la lumière émise est le marqueur (marqueur actif) soit le marqueur est un réflecteur (marqueur passif) de cette source.

La première solution présente un certain nombre de désavantages importants. Parmi ceux-ci on peut citer : la présence de courant même faible près du patient, la présence de câble de liaison pour alimenter et commander l'allumage des marqueurs, le poids du corps rigide complet qui devra contenir un minimum d'électronique de commande. Nous avons donc décidé de nous orienter vers des marqueurs passifs réfléchissant la lumière. La méthode la plus adaptée pour mettre place des marqueurs réfléchissants est d'utiliser des rétro-réflecteurs et un éclairage extérieur placé proche du centre optique des caméras.

Les rétro-réflecteurs sont des structures cristallines qui présentent la propriété de réfléchir la lumière vers la source à l'intérieur d'un cône de réflexion réduit et cela quel que soit l'angle d'incidence (Figure 1).

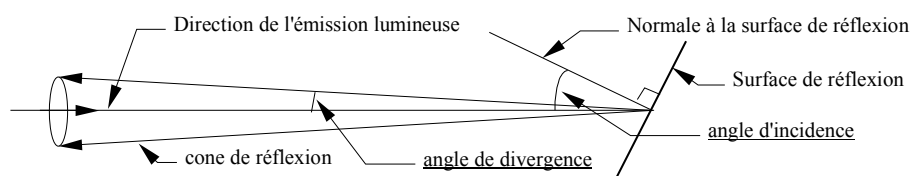


Figure 1 : Principe d'un rétro réflecteur

Les angles de divergence ont des valeurs comprises entre 0.2° et 2° en fonction de la qualité du rétro réflecteur. Le pouvoir de réflexion d'un rétro-réflecteur est généralement fourni par le nombre obtenu en comparant à une surface blanche, la quantité de signal visible sous un angle de divergence de 30° . Ce nombre peut aller de 200 à 1000 en lumière classique, ce qui est notre cas mais peut atteindre 3000 en lumière polarisée.

Cette technique couplée à un éclairage puissant permet de diminuer très fortement l'ouverture de l'optique de la caméra et donc de diminuer la quantité d'information non pertinente contenue dans une image. Typiquement, une image à traiter ressemblera à la Figure 2, où l'on voit bien sur l'image du haut que l'information se situe quasi-exclusivement sur les pixels composant les rétro-réflecteurs. Des réflexions parasites peuvent créer des artefacts sur les images, mais leur niveau de gris en général beaucoup plus

faible permet un premier filtrage. Nous verrons dans la suite comment on peut différencier l'information provenant des marqueurs de celles d'artefacts, type miroir parasite. Il y a plusieurs types d'éclairages dans le proche IR susceptibles de fournir suffisamment de lumière et d'être installés près des centres optiques des caméras afin que les niveaux de gris reçus soient suffisants, on peut citer par exemple :

- Tubes fluorescents directionnels IR (ANNEXE A)
- Lampes au Xénon (ANNEXE B)
- Couronnes de LEDs fortes puissances éventuellement alimentées par un courant très important (jusqu'à 2A) en pulsé (ANNEXE C)

Le méthode la plus simple et la moins chère à mettre en oeuvre a été d'utiliser des couronnes de LEDs. C'est également celle utilisée notamment par le Polaristm Passif commercialisé par NDI.

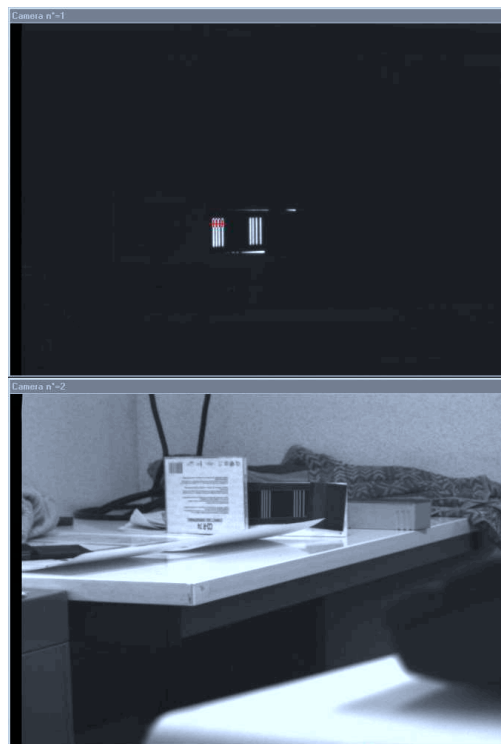


Figure 2 : Comparaison entre une image obtenue avec une optique munie d'un éclairage et d'un filtre optique, et d'une image classique

II.2.2 Caméras

Les choix précédents permettent de mieux cibler quelles caméras nous avons dû choisir. Ce choix a également été guidé par des critères de sensibilité dans la longueur d'onde qui nous intéresse (proche IR), de résolution et de technologie.

La sensibilité est un critère de choix déterminant. En effet, plus la caméra va être sensible, c'est-à-dire capable de 'voir' avec peu de lumière, plus le signal provenant des marqueurs va être identifiable du reste de l'environnement.

Une bonne résolution de la caméra permettra d'obtenir une bonne quantité d'informations, c'est-à-dire dans le cas présent, plus la résolution (nombre de pixels actifs de la caméra) sera importante plus le nombre de pixels représentant les marqueurs sera important, permettant ainsi une localisation dans l'image plus précise.

Technologiquement, nous avons choisi d'utiliser des caméras dites « full frame progressive scan » qui présentent la particularité d'avoir un processus d'acquisition non entrelacé (acquisition des pixels des lignes paires et impaires en une passe) après avoir fait des tests sur une caméra entrelacée et montrant une très nette différence du niveau de gris des pixels paires et impaires (Figure 3 et Figure 4).

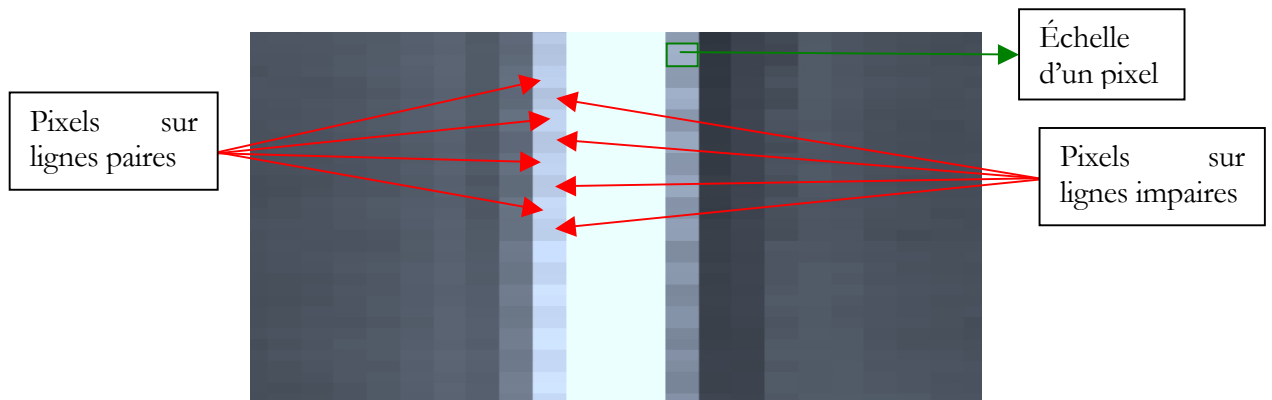


Figure 3 : Tramage sur une caméra entrelacée

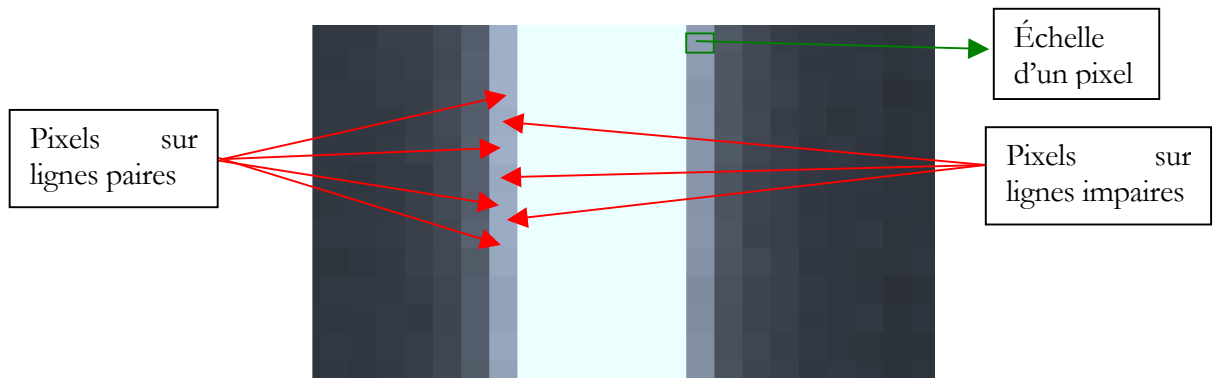


Figure 4 : Tramage sur une caméra non-entrelacée

Pour le prototype, nous avons choisi de privilégier la sensibilité par rapport à la résolution. Nous avons donc choisi des caméras (hitachi KPF2A Figure 5 et ANNEXE D) dont le spectre particulier est plus sensible à l'IR proche que des caméras classiques et dont la résolution reste bonne (658x497 pixels efficaces carrés de $7.4\mu\text{m}$ de côté) même si des caméras avec une résolution supérieure sont envisageables (jusqu'à 1600x1200), elles n'existent pas pour un spectre décalé dans l'IR proche.

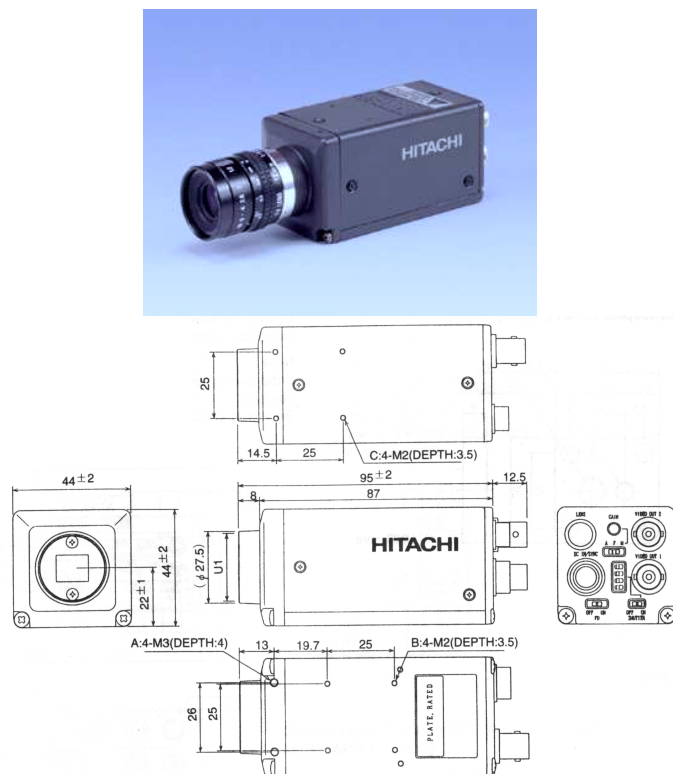


Figure 5 : Caméra Hitachi KPF2A

Il est toutefois important de noter que ce choix a été fait afin de valider les concepts de localisation que nous allons présenter dans le Chapitre 3. Pour une commercialisation, il est possible que des caméras plus conventionnelles à des coûts bien inférieurs puissent être utilisées. Ainsi les caméras cartes type CMOS, bien qu'entrelacées, peuvent être une solution intéressante. Le prix à l'unité étant de quelques centaines de francs, on peut très bien imaginer que pour palier les problèmes liés à une acquisition entrelacée, l'utilisation de deux fois plus de caméras où sur chacune d'elles on ne traite que les lignes paires (resp impaires) est une solution raisonnable. Ces caméras possèdent en général des résolutions et des sensibilités très raisonnables. Typiquement on peut trouver des caméras 537x505 pixels pour une sensibilité de 0.1lux en lumière visible mais possédant un spectre peut sensible à IR proche comparé à celle utilisée pour nos tests ce qui reste toutefois, sans doute suffisant. Ces caméras cartes présentent en outre l'avantage d'un encombrement fortement réduit (5cmx5cmx2cm optique comprise) (Figure 6, ANNEXE E)

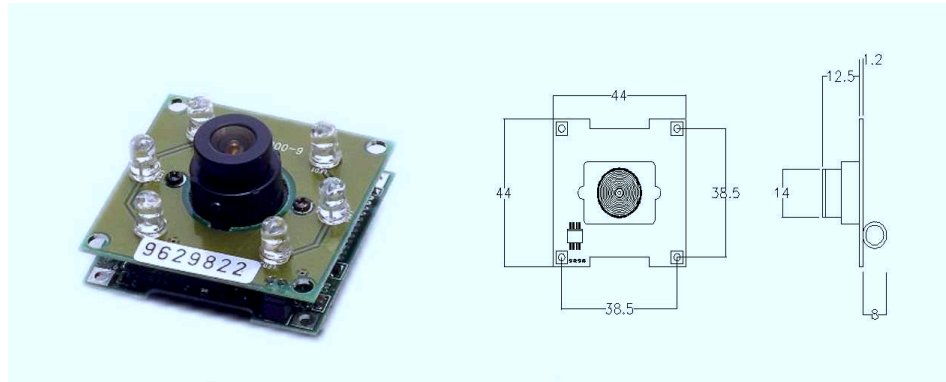


Figure 6 : Exemple de caméra-carte (modèle MTV-461)

Une fois le choix des caméras effectué, il faut déterminer géométriquement leurs positions et caractéristiques optiques par-rapport au volume de travail que l'on désire.

Ce volume dépend des applications et peut aller d'une sphère de quelques centimètres de rayon (chirurgie ORL) à plusieurs dizaines de centimètres (chirurgie du genou) et la position des caméras influe sur la précision globale de la mesure obtenue. [14] montre bien que la position intuitive la meilleure en terme de précision est celle où les plans images des deux caméras sont perpendiculaires, mais il montre aussi que la précision ne diminue pas dans notre contexte de manière importante en fonction de celui-ci. Ce paramètre peut donc être négligé et on peut se focaliser sur la taille du champ que l'on souhaite étudier.

L'ANNEXE F présente quelques configurations possibles des caméras l'une par-rapport à l'autre et le champ qui en résulte.

II.3 La mesure en 6 dimensions

Dans ce paragraphe nous allons nous intéresser à la mesure en 6 dimensions. Nous présenterons tout d'abord la problématique de l'obtention d'une mesure en 6 dimensions, puis nous nous intéresserons à la précision à laquelle devra être faite la localisation des marqueurs dans les images pour obtenir une localisation correcte.

II.3.1 Obtenir une mesure en 6D

On vient de voir les problèmes qui se posaient techniquement pour obtenir une mesure en 6 dimensions. Nous allons détailler dans ce paragraphe le problème logiciel et un moyen de le résoudre.

De quelles informations quantifiables dispose-t-on pour résoudre le problème de la localisation ?

Tout d'abord, nous avons un modèle géométrique du corps rigide que l'on utilise. Typiquement, si on utilise un corps rigide avec des marqueurs de type disque (Figure 7), on peut lui associer un référentiel dont l'origine par exemple est un marqueur et défini comme Ref_{CR} dans lequel on connaît parfaitement les coordonnées des différents marqueurs.

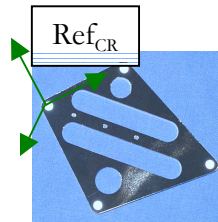


Figure 7 : Un exemple de corps rigide à marqueurs ponctuels

On dispose ensuite, après le calibrage, des fonctions permettant d'associer à chaque pixel P de chaque image une droite de rétro-projection en trois dimensions, qui est le lieu des points de l'espace se projetant sur l'image en ce pixel P .

Enfin, une fois les traitements effectués sur les images, on dispose des coordonnées 2D des marqueurs dans un référentiel associés aux images Ref_{image} et Ref_{image} .

Dans les notations de la Figure 8, on connaît donc

- les coordonnées des points a, b, c, d (resp. a', b', c', d') dans Refimage (resp. Ref_{image'})
- Les coordonnées des droites (Fa), (Fb), (Fc), (Fd), (F'a'), (F'b'), (F'c'), (F'd') dans Ref_{abs} qui est le référentiel absolu de la scène définie lors du calibrage.
- Les coordonnées 3D des points A, B, C, D dans Ref_{CR}.

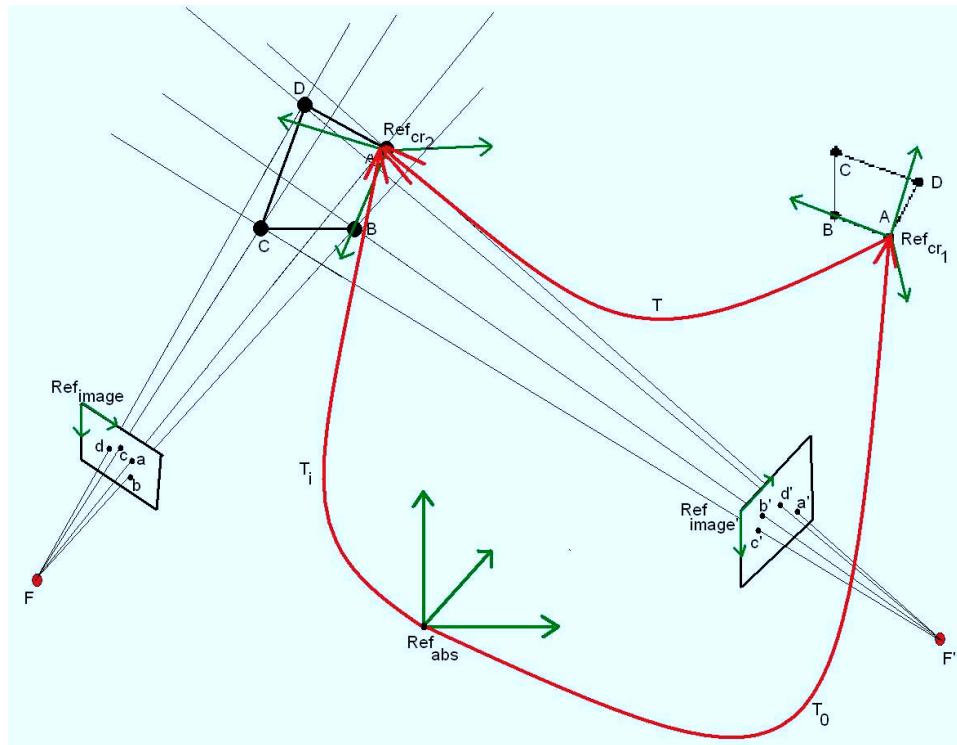


Figure 8 : Localisation en 6 dimensions

Le problème à résoudre est la détermination de la matrice de passage T_i de Ref_{abs} à Ref_{CR} à chaque itération de localisation.

On cherche donc à déterminer les 6 paramètres de p

Équation 1
$$p=(tx,ty,tz,\varphi,\theta,\psi)$$

Ces 6 paramètres permettent de définir la matrice de passage d'un référentiel 3D vers un autre. Celle-ci est définie par :

- un vecteur de translation $t = \begin{pmatrix} tx \\ ty \\ tz \end{pmatrix}$ représentant les trois translations selon les trois directions de Ref_{abs}
- le produit de trois matrices de rotation autour des trois axes de Ref_{abs} . Si on appelle φ, θ, ψ les valeurs des trois rotations autour des axes (Ox), (Oy), (Oz) de Ref_{abs} , la matrice de rotation R est alors :

$$\text{Équation 2 } R = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\varphi) & -\sin(\varphi) \\ 0 & \sin(\varphi) & \cos(\varphi) \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \cos(\theta) & 0 & \sin(\theta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta) & 0 & \cos(\theta) \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \cos(\psi) & -\sin(\psi) & 0 \\ \sin(\psi) & \cos(\psi) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

La transformation T est alors classiquement représentée par une matrice (4x4) (Équation 3) et n'est pas une transformation linéaire.

$$\text{Équation 3 } T = \begin{pmatrix} (R) & t \\ 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Supposons maintenant que l'on connaisse une position approximative du corps rigide donné par la matrice de passage T0. On va ramener tous les paramètres dont on dispose dans Ref_{abs} en utilisant cette matrice de passage T0 entre Ref_{abs} et Ref_{CR} . Dans Ref_{abs} :

- Les coordonnées (X_i, Y_i, Z_i) des points (A, B, C, D) correspondant au marqueur du corps rigide sont fournies à partir des coordonnées dans Ref_{CR} (x_i, y_i, z_i) par l'Équation 4 en

$$\text{définissant } M_i = \begin{pmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \\ 1 \end{pmatrix} \text{ et } m_i = \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{pmatrix}.$$

$$\text{Équation 4 } M_i = T_0 \cdot m_i$$

- les droites de rétro-projections (Fa), (Fb), (Fc), (Fd), (F'a'), (F'b'), (F'c') et (F'd') sont connues par construction.

A partir de l'estimation T0 de la position du corps rigide, le problème est de savoir si cette estimation est la bonne et sinon de faire en sorte de s'en

approcher. La seule information dont on dispose pour évaluer l'estimation T_0 est l'ensemble $\{(Fa)..(Fd')\}$ des droites de rétro-projections. On se retrouve donc en face d'un problème de recalage entre

- un ensemble de points $\{A, B, C, D\}$ parfaitement connus les uns par rapport aux autres dans Ref_{CR} mais dont la position 3D dans Ref_{abs} est estimée grâce à T_0
- un ensemble de droites $\{(Fa)..(Fd')\}$ exprimées dans Ref_{abs} également.

La plupart des localisateurs utilisent alors une méthode de recalage entre deux ensembles de points 3D [2, 97]. Dans le cas qui nous intéresse, il s'agit en réalité du recalage entre un ensemble de points 3D et de droites 3D. Une procédure de recalage de ce type (points 3D/droites 3D) a été développée par la société PRAXIM en collaboration avec le laboratoire [99]. Elle repose sur la minimisation d'une fonction de coût. La fonction qui va être minimisée ici est la somme des distances au carré de chaque point 3D M_i (dans les notations de la Figure 8, il s'agit des point A, B, C, D dans la position Ref_{CR1}) à la droite de rétro-projection l_i qui lui correspond (droites (Fa), (Fb), (Fc), (Fd), (F'a'), (F'b'), (F'c') et (F'd')) pour la Figure 8) (Équation 5).

$$\text{Équation 5} \quad F(p) = \sum_i \text{dist}(T(p)m_i, l_i)^2 = \sum_i D_i^2(p)$$

Le choix de l'algorithme de minimisation s'est porté sur l'algorithme de Levenberg-Marquard [86] qui permet de minimiser des fonctions non-linéaires lorsque l'on connaît l'expression analytique de la fonction à minimiser, ce qui est le cas. En effet la matrice T de transformation est par construction non-linéaire.

L'algorithme de Levenberg-Marquard utilise une méthode itérative de descente de gradient pour minimiser la fonction coût. A chaque itération est calculée une composante additive ∂p du vecteur p de sorte que

$$\text{Équation 6} \quad p_{t+1} = p_t + \partial p$$

Cette composante additive étant déterminée pour que

$$\text{Équation 7} \quad (\alpha_{kl}) \cdot (\partial p_l) = (\beta_k)$$

Les matrices (α_{kl}) et (β_k) définies à partir des dérivées partielles en p_k et p_l de l'Équation 5 sont fournis par :

$$\text{Équation 8 } \beta_k = -\frac{1}{2} \frac{\partial F(p)}{\partial p_k} = -\frac{1}{N} \sum_i D_i(p) \frac{\partial D_i(p)}{\partial p_k}$$

$$\text{Équation 9 } \alpha_{kl} = \frac{1}{2} \frac{\partial^2 F(p)}{\partial p_k \partial p_l} = \frac{1}{N} \sum_i \frac{\partial D_i(p)}{\partial p_k} \frac{\partial D_i(p)}{\partial p_l} + \frac{\partial^2 D_i(p)}{\partial p_k \partial p_l}$$

Le terme du second degré de l'Équation 9 peut-être négligé et si on pose l'Équation 10, les Équation 11 fournissent les valeurs des α_{kl} en fonction d'un paramètre λ

$$\text{Équation 10 } \beta_{kl} = \frac{1}{N} \sum_i \frac{\partial D_i(p)}{\partial p_k} \frac{\partial D_i(p)}{\partial p_l}$$

$$\text{Équation 11 } \begin{array}{ll} \alpha_{kl} = \beta_{kl} (1 + \lambda) & \text{si } k=l \\ \alpha_{kl} = \beta_{kl} & \text{si } k \neq l \end{array}$$

Le coefficient λ étant choisi de façon arbitraire pour obtenir la convergence de l'algorithme de Levenberg-Marquard qui peut se résumer par :

```

Calculez F(p) initial
Choisir une valeur faible de λ
Tant que F(p) > ε
  Calculez ∂p
  Si F(p+∂p) ≥ F(p)
    λ = λ * τ
  Sinon
    λ = λ / τ
  p = p + ∂p
    
```

Algorithme 1 : Levenberg-Marquard

Cet algorithme suppose donc que l'on ait choisi une valeur initiale de p plausible (on verra dans la suite comment choisir cette valeur), de λ

suffisamment petite pour lancer la minimisation (par exemple 0.001), de τ suffisamment grande pour faciliter la convergence (par exemple 10) et de ε pour stopper l'itération à la précision souhaitée.

II.3.2 *Quelle précision dans la détection sub-pixel ?*

II.3.2.1 *Le plus simple : les translations*

La détection des translations dépend du rapport pixel sur millimètre. Celui-ci est fonction de l'ouverture des caméras et de la position de mise au point.

Typiquement dans la dernière configuration de l'ANNEXE F, si on réalise la mise au point à 1m, avec une ouverture de 35.24° , et une caméra 640x480 pixels on obtient un rapport μ pixel sur millimètre de $\mu=640/1000=0,64$. Dans ce cas là, un déplacement millimétrique, celui-ci correspondra à 0,64 pixel dans l'image.

Si on se place à 1m40 dans les mêmes conditions, la valeur de μ devient 0,46 et un déplacement millimétrique correspond donc à 0,45 pixel.

Compte tenu des méthodes de détection sub-pixel que nous allons présenter dans le Chapitre 4, la mesure à 0,4 pixel n'est pas un facteur limitant de réalisation.

II.3.2.2 *Le plus dur : les rotations*

Dans un cas plausible mais difficile (la prothèse du genou), on mesure la position relative de 2 corps rigides éloignés (entre 20 et 40cm) et on cherche à obtenir une mesure millimétrique. Cela correspond à une mesure angulaire de $\alpha=Atan(1/300)=0,19^\circ$ pour 30cm et $\alpha=Atan(1/400)=0,14^\circ$ pour 40cm. On doit donc être capable de mesurer des angles de $0,15^\circ$ environ !

On se place dans le cas où on utilise une camera avec un rapport μ pixel/mm, ce qui correspond par exemple pour une caméra de 640 pixels horizontalement voyant un champ de 800mm à 1m de distance à $\mu=0,8$.

Il y a trois rotations à mesurer (autour des trois directions (x, y, z) (Figure 9) :

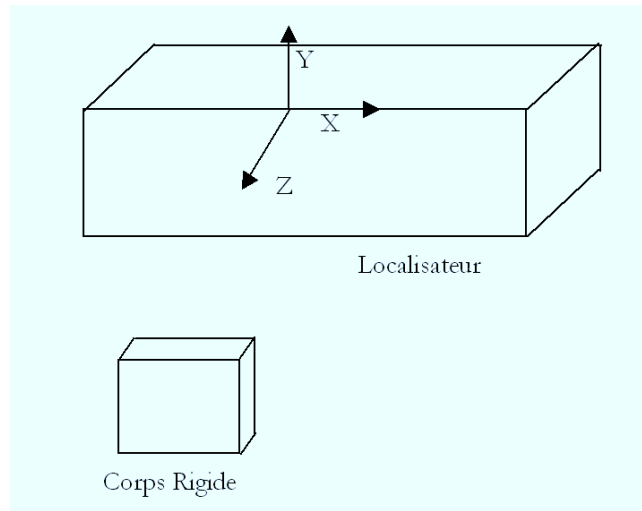


Figure 9 : Problématique des rotations

II.3.2.2.1 La rotation autour de l'axe Z

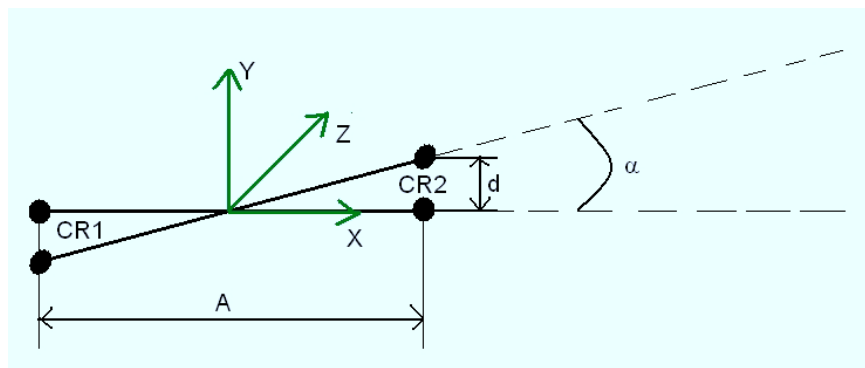


Figure 10 : Rotation autour de l'axe Z

Le cas d'une rotation autour de l'axe Z est représenté sur la Figure 10. Supposons un corps rigide d'amplitude A, une rotation autour de l'axe Z d'un angle α , ce qui correspond à un déplacement des corps rigide CR1 et CR2 donné en pixel par l'Équation 12.

Équation 12

$$d = \mu \frac{A}{2} \tan \alpha$$

Si on se place dans les conditions définies précédemment c'est-à-dire :

- $\alpha=0,15^\circ$
- $A=5\text{cm}$
- $\mu=0,8$

On obtient $d=0,065\text{mm}$ soit un déplacement en pixel d'environ 0,05pixels.

II.3.2.2.2 La rotation autour des axes X et Y

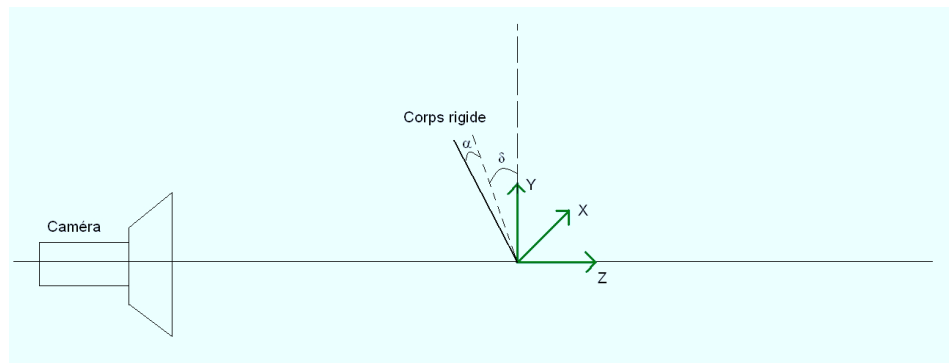


Figure 11 : Rotation autour des axes X et Y

Les rotations autour des axes Y et X sont plus problématiques. En effet pour un Corps Rigide d'amplitude A , une rotation de α , une inclinaison des caméras de δ , on obtient un déplacement en mm donné par l'Équation 13

$$\text{Équation 13} \quad D=A(\cos(\delta)-\cos(\alpha+\delta))$$

Ce qui, ramené en pixel donne (Équation 14) :

$$\text{Équation 14} \quad \Delta=\mu A(\cos(\delta)-\cos(\alpha+\delta))$$

Le Tableau 1 fournit les valeurs en pixel en fonction de l'amplitude du corps rigide, de l'angle de vue pour un rapport $\mu=0.8$ et une rotation de 0.15° .

A	40,0000	40,0000	40,0000	40,0000	40,0000	40,0000	40,0000	40,0000
δ	0,0000	10,0000	15,0000	20,0000	30,0000	40,0000	50,0000	60,0000
α	0,1500	0,1500	0,1500	0,1500	0,1500	0,1500	0,1500	0,1500
μ	0,8000	0,8000	0,8000	0,8000	0,8000	0,8000	0,8000	0,8000
Δ	0,0001	0,0147	0,0218	0,0288	0,0420	0,0539	0,0642	0,0726

A	60,0000	60,0000	60,0000	60,0000	60,0000	60,0000	60,0000	60,0000
δ	0,0000	10,0000	15,0000	20,0000	30,0000	40,0000	50,0000	60,0000
α	0,1500	0,1500	0,1500	0,1500	0,1500	0,1500	0,1500	0,1500
μ	0,8000	0,8000	0,8000	0,8000	0,8000	0,8000	0,8000	0,8000
Δ	0,0002	0,0220	0,0327	0,0431	0,0630	0,0809	0,0964	0,1089

Tableau 1 : Rotation autours des axes X et Y

On constate que la variation en pixel augmente de manière importante avec l'angle de vue et l'envergure du corps rigide.

La contre partie d'un corps rigide trop gros est évidente. Celle d'un angle trop important est le déplacement et la réduction de la zone de vue. (voir paragraphe II.2.2).

II.4 Algorithme générique de localisation ; le problème du temps réel

Le logiciel devra être capable d'effectuer outre la phase de calibrage, des mesures selon différents modes de fonctionnement afin de réaliser une localisation qui peut être mono-coup (une seule acquisition par exemple pour contrôler la position d'un outil par rapport à une référence) ou continu (suivi d'une trajectoire).

La réalisation de ces tâches nécessite le traitement et l'étude d'au moins deux images. Dans le cas d'une image 640x480 pixels, il faut trouver des méthodes afin de ne pas avoir à traiter les 307200pixels qui la compose, d'autant que si on regarde la deuxième image de la Figure 2, le nombre de pixels contenant l'information permettant la localisation est bien inférieur au nombre total de pixels de l'image. Afin de simplifier les calculs, l'idée qui vient à l'esprit est de diminuer le nombre de pixels que l'on va traiter. Il y a pour cela deux méthodes :

- i. Diminuer la zone de traitement de l'image à un sous ensemble de pixels où l'on sait que l'information se trouve. Dans le contexte localisateur, cela revient à se limiter à une fenêtre dans laquelle est comprise le ou les marqueurs que l'on souhaite repérer.

- ii. Sous échantillonner l'image ou la zone de travail en ne traitant par exemple qu'un pixel sur 5, 10 ou 20 en ligne et/ou en colonne.

Ces remarques nous ont logiquement amené à définir trois modes de fonctionnement distincts à mettre en œuvre :

- i. Un mode 'tracking' ou de détection grossière qui, à partir des images complètes, fournit une fenêtre de localisation des germes (de marqueurs et éventuellement de parasites) détectés dans l'image.
- ii. Un mode suivi qui cherche les germes des marqueurs dans l'image à partir de sa position précédente lorsqu'elle existe ce qui revient à se limiter aux pixels proches de la position précédente.
- iii. Un mode détection fine qui fournit les mesures sub-pixels de localisation des germes valides (ceux qui correspondent bien à des marqueurs) dans les images à partir des germes issus des modes détection et suivi.

On obtient ainsi un organigramme de localisation qui est résumé par la Figure 12

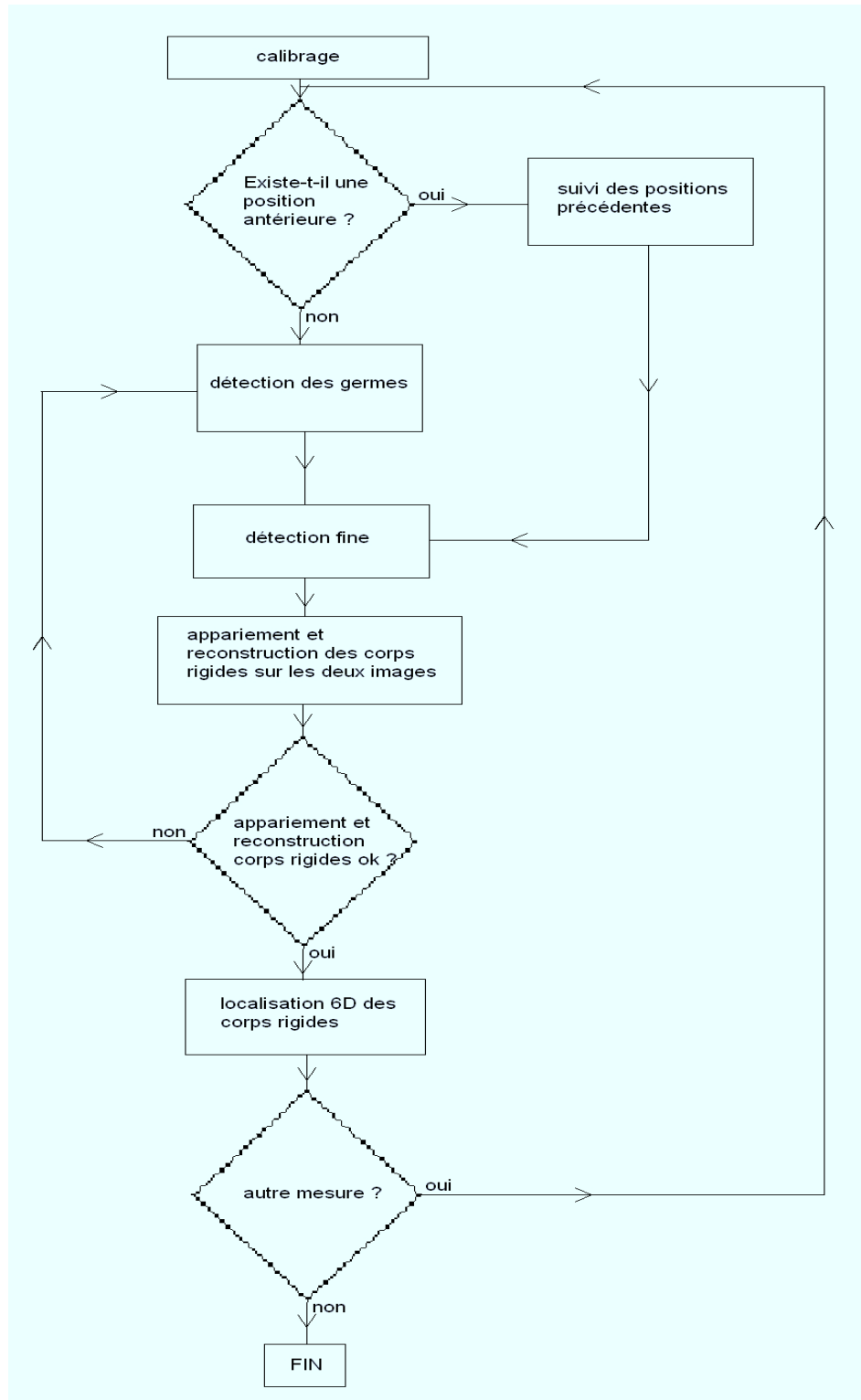


Figure 12 : Organigramme du fonctionnement logiciel d'un localisateur

III Table des illustrations

<i>Figure 1 : Principe d'un rétro réflecteur</i>	78
<i>Figure 2 : Comparaison entre une image obtenue avec une optique munie d'un éclairage et d'un filtre optique, et d'une image classique</i>	79
<i>Figure 3 : Tramage sur une caméra entrelacée</i>	80
<i>Figure 4 : Tramage sur une caméra non-entrelacée</i>	81
<i>Figure 5 : Caméra Hitachi KPF2A</i>	81
<i>Figure 6 : Exemple de caméra-carte (modèle MTV-461)</i>	82
<i>Figure 7 : Un exemple de corps rigide à marqueurs ponctuels</i>	83
<i>Figure 8 : Localisation en 6 dimensions</i>	84
<i>Figure 9 : Problématique des rotations</i>	89
<i>Figure 10 : Rotation autour de l'axe Z</i>	89
<i>Figure 11 : Rotation autour des axes X et Y</i>	90
<i>Figure 12 : Organigramme du fonctionnement logiciel d'un localisateur</i>	93
<i>Tableau 1 : Rotation autours des axes X et Y</i>	91

Chapitre 4

PRESENTATION THEORIQUE DE LA STEREOVISION

I	INTRODUCTION	97
II	LA GEOMETRIE PROJECTIVE	98
II.1	Définitions	98
II.2	Quelques propriétés	99
II.2.1	La contrainte d'ordre	99
II.2.2	L'alignement des points	99
II.2.3	Le bi-rapport :	99
II.3	Modèle de caméras et calibrage	100
III	STEREOVISION BINOCULAIRE OU TRINOCULAIRE ?	104
IV	LE PROBLEME DE L'APPARIEMENT	106
IV.1	Solutions géométriques logicielles	106
IV.2	Solutions matérielles	107
V	QUELQUES BASES DE TRAITEMENT D'IMAGES	109
V.1	Codage d'une image	109
V.2	Manipulation d'une image	109
V.2.1	Filtrage	109
V.2.2	Histogramme	109
V.2.3	Détermination sub-pixel du centre d'une tache	110
V.2.3.1	Interpolation parabolique	110
V.2.3.2	Barycentre	112
V.2.4	Détection de contours	115
V.2.4.1	Seuillage en niveau de gris	115
V.2.4.2	Seuillage en gradient de niveau de gris	117
VI	TABLE DES ILLUSTRATIONS	119

I Introduction

Le but de ce paragraphe, n'est pas de faire le tour des méthodes et des moyens de traitement de l'image. Ce thème est large et a fait l'objet depuis une vingtaine d'années de nombreux ouvrages [28, 93].

Nous allons nous borner ici à présenter les outils de base, nécessaires à la réalisation de notre localisateur optique par stéréovision. Il s'agit des outils qui permettent de déterminer l'information en deux dimensions, c'est à dire la position dans les images des marqueurs, et d'en déduire des informations en trois dimensions [21, 39, 62, 104]. Ayache dans [4, 5] pose très bien le problème à partir d'un exemple reproduit ci-dessous (Figure 1)

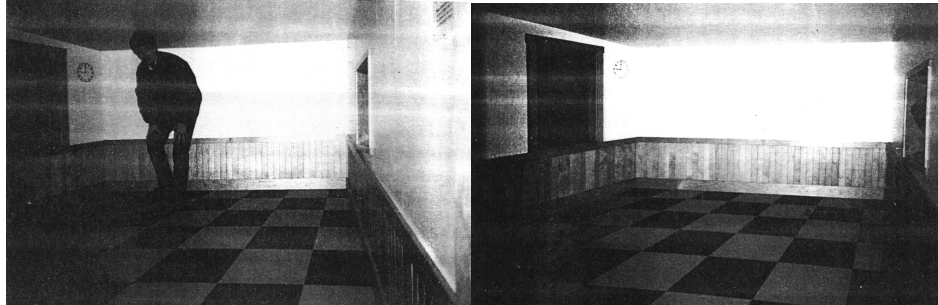


Figure 1 : Une salle normale ou un géant ?
(d'après [4])

L'incertitude concernant la troisième dimension, représentée ici par la taille du personnage par rapport à celle de la pièce, peut être levée facilement en ajoutant les informations issues d'une seconde image prise sous un angle de vue différent. S'il y a deux images on parle alors de stéréovision binoculaire ou trinoculaire s'il y en a trois [3, 103]. Nous verrons l'intérêt d'ajouter éventuellement une troisième caméra pour obtenir cette stéréovision trinoculaire.

II La géométrie projective

L'image d'une scène tri-dimensionnelle issue d'une caméra est une représentation 2D. Il s'agit en fait de la représentation, dans le plan image de la caméra, du monde. On parle alors de projection.

Pour pouvoir représenter informatiquement cette projection, on a besoin de définir un modèle de représentation du monde et de ses transformations. Le modèle classique qui permet de représenter la projection est celui de la géométrie projective.

II.1 Définitions

La géométrie projective, initiée par Desargues et dont les bases ont été publiées par Poncelet en 1822 dans [83], repose sur la notion de projection centrale : une telle projection, de centre O , sur un plan (P) est l'application qui à tout point M de l'espace associe le point M' de (P) tel que O , M et M' soient alignés. (Figure 2)

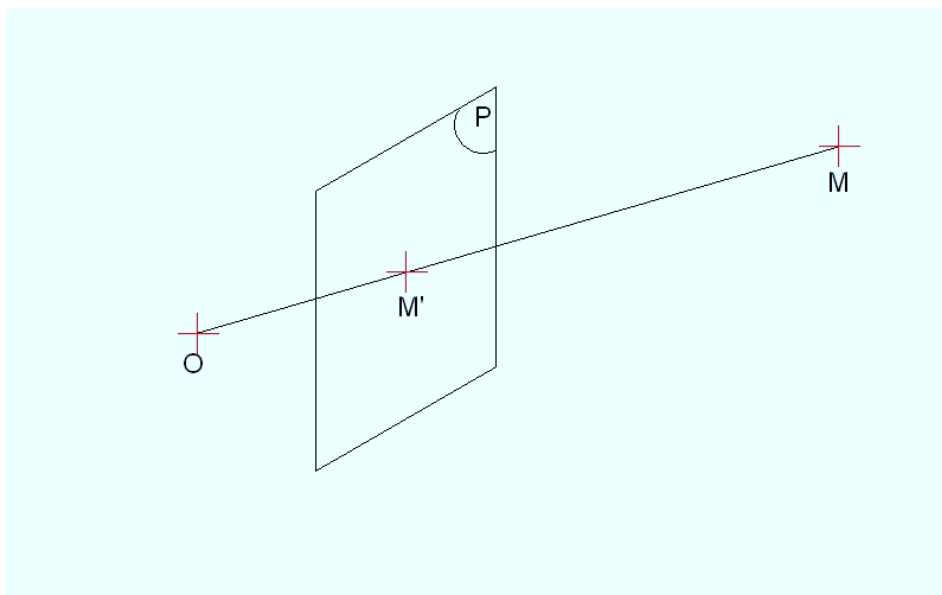


Figure 2 : Le principe de la géométrie projective

Le point M' est la projection de M sur le plan P . Cette définition correspond parfaitement à la représentation des images obtenues par des caméras, où chaque point de l'espace est associé à un point de (P) qui est alors le plan image de la caméra.

On peut remarquer d'ores et déjà que cette définition confirme bien que l'on ne peut pas conclure avec certitude sur la position en trois dimensions du point M lorsque l'on a seulement pour information, la position de M' dans (P) . En effet tous les points de la droite (OM) se projettent en M' .

II.2 Quelques propriétés

Un certain nombre de propriétés métriques ne sont pas conservées par projection, les angles, les distances, le parallélisme par exemple. Mais un certain nombre de propriétés permettent de simplifier et d'étudier plus facilement les images. Quelques-une sont listées et détaillées dans les paragraphes suivants et plus communément regroupées dans la notion 'd'invariant projectif' [7, 48, 76, 77, 102].

II.2.1 La contrainte d'ordre

En géométrie projective on peut montrer que l'ordre des sommets d'un polygone, c'est-à-dire l'ordre cyclique dans lequel ces sommets sont reliés pour former le polygone, est invariant. Sur la Figure 3, les polygones (a) et (b) ont des ordres différents $[ABCDE]$ pour (a) et $[ABDCE]$ pour (b) mais par projection cet ordre restera constant.

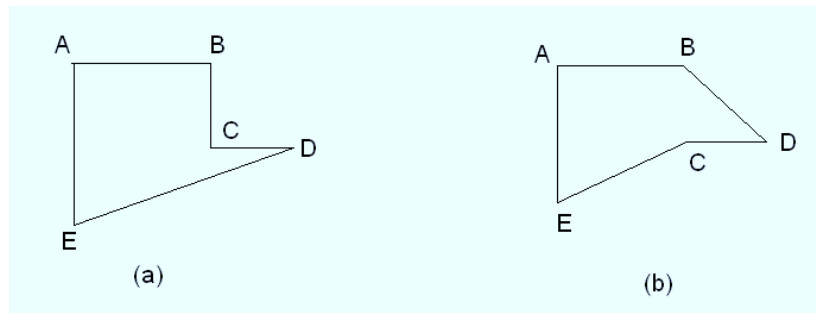


Figure 3 : Ordre des sommets d'un polygone

II.2.2 L'alignement des points

La colinéarité des points est conservé par projection (Figure 4)

II.2.3 Le bi-rapport :

Une propriété fondamentale de la géométrie projective est la conservation du "bi-rapport" par toutes transformations projectives.

Par exemple : Soit un groupe de points colinéaires A, B, C, D . et A', B', C', D' leurs projections centrales par-rapport à O dans le plan P (Figure 4)

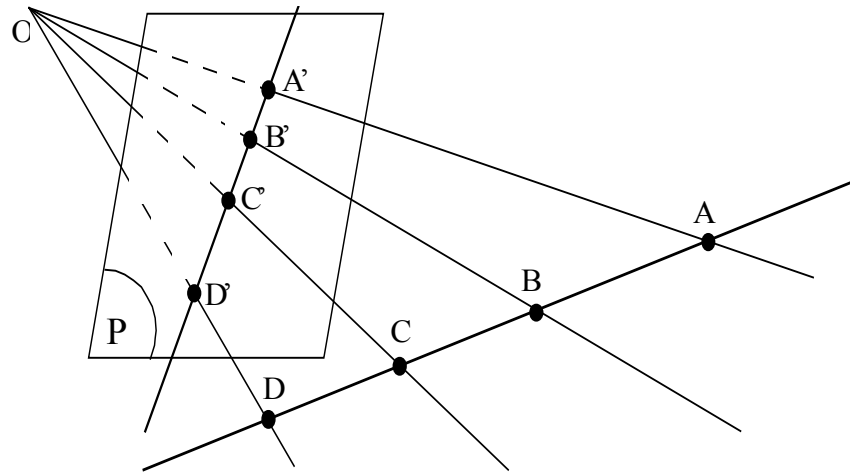


Figure 4 : Conservation du bi-rapport et de l'alignement des points

On appelle bi-rapport le coefficient k défini par l'Équation 1 :

Équation 1
$$k = \frac{CA}{CB} \times \frac{DB}{DA}$$

Le bi-rapport est une constante par projection de sorte que (Équation 2) :

Équation 2
$$k = \frac{CA}{CB} \times \frac{DB}{DA} = \frac{C'A'}{C'B'} \times \frac{D'B'}{D'A'}$$

II.3 Modèle de caméras et calibrage

La phase de calibrage a pour but de déterminer une fois pour toutes les caractéristiques géométriques des caméras afin d'obtenir les fonctions f et f^{-1} qui associent à chaque point de l'espace de travail 3D repéré par ses coordonnées cartésiennes (x,y,z) dans un repère absolu, le pixel de coordonnées (u,v) dans un repère lié à l'image. En général u , représente la ligne et v la colonne du pixel considéré, l'origine du repère étant le coin en haut à gauche de l'image (Figure 5)



Figure 5 : Repère image

Le problème du calibrage est un problème important de la vision par ordinateur en général et a été longuement étudié [40, 41, 82]. [39] décrit bien le principe général du calibrage d'une caméra en utilisant des modèles physiques de mise en équation. Cette méthode consiste précisément à déterminer les paramètres extrinsèque et intrinsèque des caméras.

On appelle paramètres intrinsèques les paramètres géométriques propres à la caméra et ne dépendant pas de ce qu'elle voit. Typiquement il va s'agir de la distance focale, la position du centre optique par rapport à l'image... La matrice complète des paramètres intrinsèques comporte un nombre de paramètres pouvant aller jusqu'à 12, mais pouvant être réduit en fonction du choix du modèle que l'on effectue (sténopé, lentilles minces, lentilles épaisses etc...) ou d'approximations plus ou moins abusives. Par exemple, on peut considérer que l'angle entre l'axe des u et l'axe de v est 90° ou chercher à déterminer analytiquement sa valeur.

Les paramètres extrinsèques sont ceux qui déterminent les caractéristiques de la caméra dans un repère extérieur. Typiquement, il s'agit de sa position et de son orientation, c'est-à-dire, de la position du plan image et de l'orientation de son axe optique dans un repère absolu en 3 dimensions ou encore la matrice de passage permettant de passer de Ref_{image} (référentiel associé à l'image) à Ref_{abs} .

La modélisation physique du processus d'acquisition, de l'optique (etc...) et certaines hypothèses, permettent ainsi de mettre en équations le problème et de déterminer les paramètres inconnus.

Il existe d'autres types de méthodes de calibrage qui utilisent un modèle mathématique complet afin de déterminer directement les fonctions permettant de passer de l'espace pixel 2D à l'espace tri-dimensionnel réel. Ces méthodes sont en général basées sur la méthode dite des « deux plans ». Cette méthode est bien décrite dans [23].

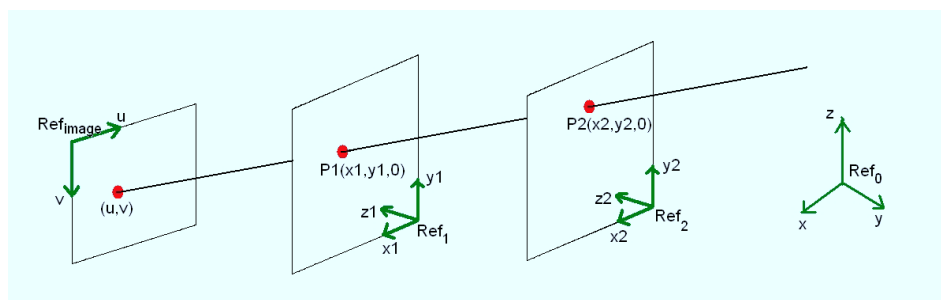


Figure 6 : Calibrage par la méthode des deux plans

La Figure 6 présente ce calibrage. Chaque pixel (u,v) de l'image est issue d'une ligne de vue unique. Cette ligne de vue coupe deux plans de calibrage, associés aux référentiels Ref_1 et Ref_2 , en deux points P1 et P2. Ces plans de calibrage ont une équation connue par construction dans le référentiel absolu de la scène Ref_0 . Le calibrage consiste à déterminer la matrice de transformation entre les coordonnées (u,v) et les coordonnées $(x_1, y_1, 0)$ et $(x_2, y_2, 0)$ des points P1 et P2 dans les référentiels associés. Ceci est réalisé à l'aide d'une mire de calibrage (Figure 7) dont on prend une vue dans chacun des deux plans. Cette mire comporte des points facilement repérable dans les images acquises et dont les coordonnées dans un référentiel associé à la mire sont connues.

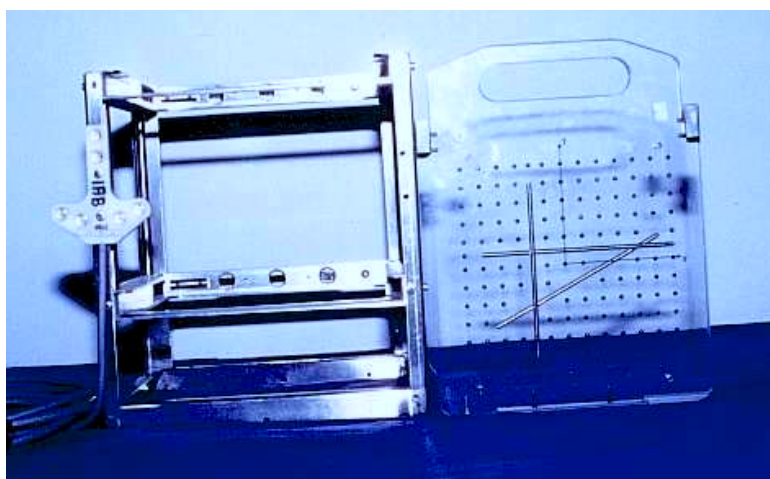


Figure 7 : Mire de calibrage

D'un point de vue pratique on commence par prendre une image de la mire dans le plan associé à Ref_1 , puis une seconde image dans Ref_2 . On récupère ainsi deux ensembles de points connus dans Ref_{image} . L'ensemble $\{(u,v)\}$ issu de la première image et associé aux points 3D de coordonnées

$(x_{1i}, y_{1i}, 0)$ dans Ref_1 , et l'ensemble $\{(u_k, v_k)\}$ issu de la seconde et associé aux points 3D de coordonnées $(x_{2k}, y_{2k}, 0)$ dans Ref_2 . On obtient donc un ensemble d'équations (Équation 3) que l'on résout par interpolation afin de déterminer les fonctions F_{x1} , F_{y1} , F_{x2} , F_{y2} , qui correspondent à la détermination de la fonction f définie au début du paragraphe et permettant de passer d'un repère 3D au repère 2D de l'image.

$$\text{Équation 3} \quad \begin{pmatrix} x_{1i} \\ y_{1i} \\ x_{2k} \\ y_{2k} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} F_{x1} & 0 \\ F_{y1} & F_{x2} \\ 0 & F_{y2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} (u_i, v_i) \\ (u_k, v_k) \end{pmatrix}$$

En fonction de la méthode d'interpolation utilisée, on parlera de calibrage linéaire (interpolation linéaire), quadratique, spline linéaire ou bi-cubique spline. Cette dernière méthode a été développée au sein du laboratoire TIMC pour fournir une précision de calibrage adaptée au besoin du domaine médical. C'est celle-ci que nous avons utilisée.

III Stéréovision binoculaire ou trinoculaire ?

Afin de déterminer la position 3D d'un marqueur, on doit disposer au moins de deux projections de l'espace 3D dans deux plans différents. Techniquement, il suffit en théorie de prendre deux images d'une même scène depuis deux points de vues différents en connaissant la position respective des deux prises de vues. Pratiquement, du fait de la contrainte « temps réel » des localisateurs, on utilise deux caméras dont on a déterminé les modèles de projections et dont on connaît la relation spatiale entre elle.

L'un des problèmes les plus compliqués à résoudre est celui de l'appariement détaillé dans le paragraphe IV. Il s'agit de déterminer sur les deux images chaque marqueur et d'associer à chaque marqueur détecté son double dans l'autre image. Lorsque l'on cherche à résoudre ce problème on se heurte souvent à une trop grande complexité. Un certain nombre de moyens permet de diminuer cette complexité dans certaines configurations en réduisant par exemple les informations présentes dans l'image aux seuls marqueurs ou en intégrant un codage sur les marqueurs. Toutefois, un moyen facile à mettre en œuvre pour simplifier le problème de l'appariement consiste à utiliser une troisième caméra. Le problème de la mise en correspondance des points revient alors à réduire le problème à une simple vérification [4]. Il convient toutefois de noter que l'ajout d'une troisième caméra ne permet pas toujours de répondre au problème de l'appariement, mais simplifie sa mise en œuvre.

En effet dans le cas d'une géométrie stéréoscopique classique (Figure 8), un point P est projeté sur les plans image des deux caméras en deux points P et P' . Ces deux points sont reliés par une contrainte épipolaire.

Quelque soit le point P de l'image gauche, son correspondant P' dans l'image droite appartient nécessairement à une droite de cette même image. En effet, l'ensemble des points dont la projection dans le plan image droite est P est la droite (PF) où F est le centre de projection associé à l'image droite. Or en géométrie projective, l'image d'une droite est une droite lorsque celle-ci ne passe pas par le centre du système de projection. Donc la projection dans l'image gauche du point dont la projection dans l'image droite est P va appartenir à la projection de (PF) dans l'image gauche. Cette droite va passer par le point e' image dans le plan image gauche de F . Le problème étant parfaitement symétrique, le plan formé par P , F et F' va intersecter les deux plans images selon deux droites (D_e) et $(D_{e'})$ qui sont les droites épipolaires conjuguées. Ainsi chaque point P de la droite épipolaire (D_e) aura un correspondant sur sa droite épipolaire conjuguée $(D_{e'})$. Ces droites épipolaires coupent la droite (FF') en deux points e et e' qui sont les épipoles associés qui sont les images dans le plan image gauche (resp droite) de F (resp F'), on constate ainsi que les droites épipolaires de chaque plan image forment un

faisceau de droites passant par son épipôle puisque par construction, chaque droite épipolaire contient la projection de centre de projection associé à l'autre plan c'est-à-dire e ou e' .

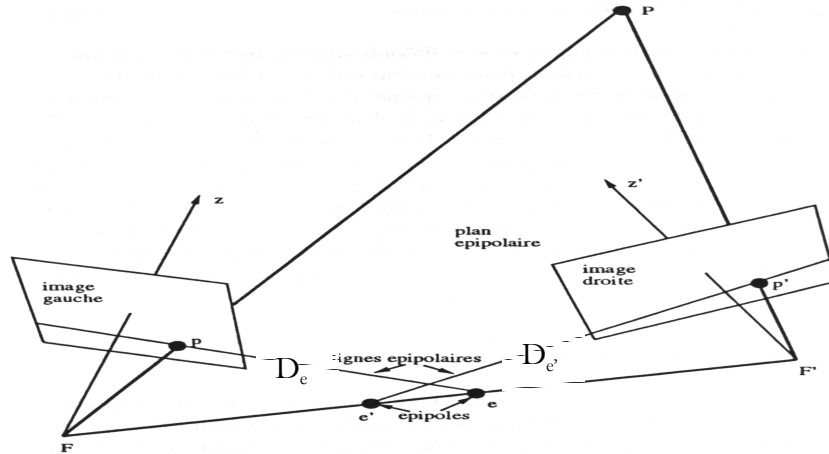


Figure 8 : Géométrie stéréoscopique d'après [4]

Dans le cas d'une géométrie trinoculaire, le problème de l'appariement se simplifie (Figure 9). Dans le cas d'un appariement correct, chaque projection du point P dans les plans images des caméras (P_1, P_2, P_3) se trouve à l'intersection de deux droites épipolaires issues des deux autres plans images. Ainsi le point P_3 est à l'intersection de la droite épipolaire (e_{13}) issue du point P_1 et de la droite épipolaire (e_{23}) issue du point P_2 .

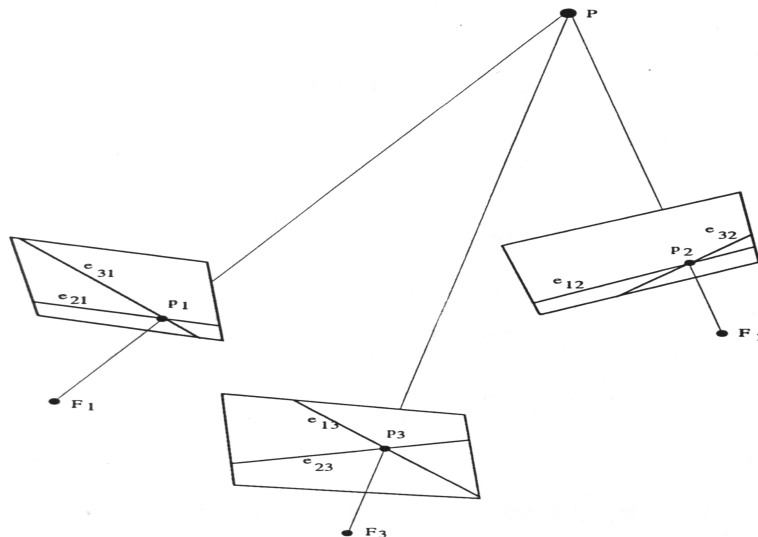


Figure 9 : Stéréovision trinoculaire d'après [4]

IV Le problème de l'appariement

L'un des problèmes les plus importants en stéréovision est celui dit de l'appariement. Il s'agit en fait de la mise en correspondance des informations contenues sur chacune des images.

Pour faire de la triangulation, c'est-à-dire la détermination en 3D d'un point à partir de ses deux projections dans chacune des images, on doit être capable d'identifier et de dire à coup sûr si il s'agit bien de la représentation dans l'image du même point de l'espace. Ainsi sur la paire d'image suivante (Figure 10), où sont associés des numéros aux marqueurs détectés sur les images, l'appariement va consister à réaliser les paires (2,1) (1,2) (4,3) (3,4) entre les marqueurs de la première image et ceux de la seconde.



Figure 10 : Paire d'images stéréoscopiques

IV.1 Solutions géométriques logicielles

Il existe de nombreuses méthodes pour résoudre logiquement le problème de l'appariement. [4, 62, 104] présentent un certain nombre d'algorithmes afin de résoudre ce problème. Dans le cas d'images 'classiques', l'incertitude est en général très importante et on doit faire appel à des procédures très lourdes en temps de calcul car modifiant les images pour par exemple déterminer des contours d'intérêts et diminuer le nombre de choix d'appariement possible.

Dans le cas qui nous intéresse, les images présentent un avantage très importants : celui de ne pas nécessiter de pré-traitement pour déterminer les germes des marqueurs. Ainsi pour la paire d'images de la Figure 10, la détection des 4 germes est relativement simple. On peut imaginer une simple détection sur le seuil en niveau de gris, sur le gradient du fait du contraste important des marqueurs avec le reste de l'image. La relative simplicité de détection des germes dans les images, permet de ne pas avoir à utiliser de méthodes trop lourdes pour réaliser un appariement correct, le nombre de possibilités étant d'autant réduit. Il est important d'ailleurs de rappeler que la

contrainte ‘temps réel’ nous oblige à utiliser des méthodes simples et ne nécessitant pas trop de temps de calcul.

La contrainte épipolaire définie dans le chapitre précédent peut ainsi être utilisée pour vérifier la justesse d’un appariement. Pratiquement, il faut déterminer à partir de l’image du marqueur dans une des deux images, la droite épipolaire associée dans la seconde.

Pour cela on a besoin d’en déterminer deux points. L’un d’entre eux, est fixe, il s’agit de l’épipole, le second est l’image d’un point quelconque de la droite (PF) de la Figure 8. La distance (en pixel) entre les marqueurs de la seconde image et la droite épipolaire fournit alors une bonne estimation de l’appariement.

Les propriétés fondamentales de la géométrie projective comme la conservation de l’ordre des sommets ou la conservation de la colinéarité peuvent également être de bons indicateurs pour vérifier la justesse d’un appariement.

IV.2 Solutions matérielles

Un autre moyen ne nécessitant aucun calcul à posteriori pour réaliser l’appariement, est d’associer à chaque marqueur un « code » aisément détectable sur les images.

Deux mesures différentes sur les images peuvent permettre la réalisation de ce code ou ‘identifiant’ pour appairer les images

- i. Une mesure sur le niveau de gris
- ii. Une mesure sur la forme

Le choix de réaliser une identification sur la forme vient tout naturellement en première position. En effet, la réalisation des marqueurs en matériaux rétro-réfléchissants a été guidée par la diminution du traitement des images pour réaliser la détection des marqueurs. Pour cela un gradient important en niveau de gris entre les marqueurs et le fond est réalisé. Réaliser des marqueurs dont la réflexion serait fonction de son code, influencerait défavorablement sur les marqueurs. On risquerait de ne pas pouvoir réaliser une identification correcte dans de nombreuses configurations où les niveaux de gris entre deux marqueurs seraient similaires, le niveau de gris d’un matériaux rétro-réfléchissant diminuant avec sa distance à la source d’émission du signal lumineux.

Le choix d’un identifiant sur la forme étant effectué, quelles sont les critères pour déterminer la forme qui sera choisie ? Le premier et le plus

important, est que cette forme doit constituer un identifiant commun pour les deux images. L'utilisation d'invariant projectif vient alors naturellement.

Pratiquement, il suffira de choisir un invariant projectif et de le rechercher dans chacune des images pour réaliser cette identification. L'utilisation en particulier du bi-rapport tel que nous l'avons défini, semble intéressante.

V Quelques bases de traitement d'images

Nous allons présenter ici quelques traitements fondamentaux utilisables pour traiter des images en niveaux de gris uniquement. Dans le cadre de la réalisation d'un localisateur, on a vu que nous allons utiliser pour simplifier les traitements logiciels des images, une unique longueur d'onde, l'utilisation de caméras couleurs est donc inutile.

V.1 Codage d'une image

En utilisation monochrome ou niveau de gris, une image est parfaitement connue par le niveau de gris de chaque pixels. Le niveau de gris est un entier codé sur 8 bits, donc compris entre 0 et 255. Les pixels de l'image sont repérés grâce au repère associé (Figure 5) et classiquement dans leur traitement informatique l'information est stocké dans un tableau à deux dimensions (u et v). Dans le reste du document, on notera grâce à la notation suivante $image[u][v]$ le niveau de gris du pixel de coordonnées (u,v).

V.2 Manipulation d'une image

V.2.1 Filtrage

Le filtrage est une des opérations de base réalisée sur des images. Il consiste à appliquer un opérateur sur les pixels dont la valeur est fonction des niveaux de gris de ses voisins pondérés par des coefficients dont la valeur est connue. Les coefficients de pondération du filtre sont représentés sous forme

matricielle. Par exemple $\begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & \frac{1}{8} & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}$ est un filtre passe-bas.

V.2.2 Histogramme

Un histogramme en traitement d'image est la représentation sous forme d'un graphe de la densité de niveau de gris de l'image. L'axe des x représente les niveaux de gris de l'image (entre 0 et 255) et l'axe des y le nombre d'occurrence du niveau de gris correspondant. Une amélioration classique de la qualité visuelle des images, consiste à homogénéiser l'histogramme initial de l'image, on parle d'égalisation d'histogramme. Dans le cadre de nos besoins, cette modification influe négativement sur les images en diminuant le contraste entre les pixels constituant les marqueurs et le reste de l'image. La Figure 11 présente la Figure 15 après égalisation de son histogramme.

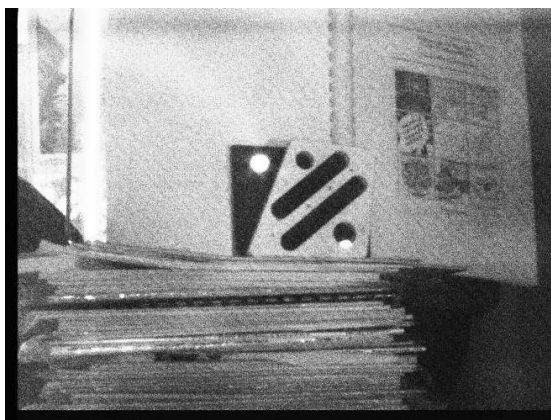


Figure 11 : Figure 15 après égalisation d'histogramme

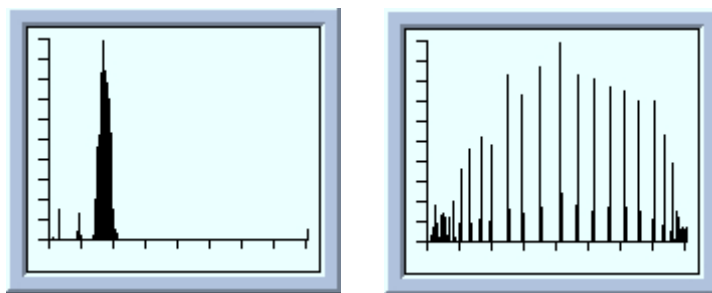


Figure 12 : Histogramme des Figure 15 (à gauche) et Figure 11 (à droite)

V.2.3 Détermination sub-pixel du centre d'une tache

Dans le cadre du projet LOCAS, ce qui nous intéresse en particulier est de déterminer le 'centre' d'une tache sur une image, cette tache étant la représentation du marqueur que l'on souhaite repérer. Ce centre est déterminé à partir des niveaux de gris des pixels qui constituent la tache. Il existe un certain nombre de méthodes, permettant de calculer ce centre, nous en présentons deux dans les paragraphes suivants qui ont l'avantage de ne pas prendre un temps de calcul important du fait de leur simplicité.

V.2.3.1 Interpolation parabolique

Cette méthode considère le maximum d'une portion de ligne ainsi que ses deux points adjacents. Dans le cas de la Figure 13, par exemple, on s'intéresse aux points x_1 , x_2 , x_3 et on cherche à déterminer la position du maximum de la parabole qui passe au mieux par ces points. Cette parabole a classiquement pour équation l'Équation 4.

Dans le cas de figure du traitement d'image, x représente la position en ligne ou en colonne du pixel et y son niveau de gris correspondant.

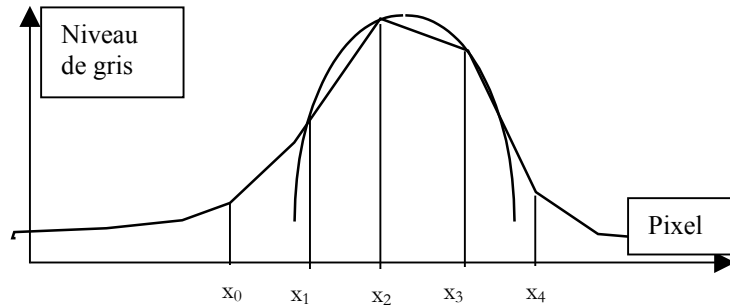


Figure 13 : Interpolation parabolique avec 3 points

Pour les trois points (x_1, x_2, x_3) qui appartiennent à la courbe on peut écrire :

Équation 4
$$y = ax^2 + bx + c$$

soit en dérivant :

Équation 5 :
$$y' = 2ax + b$$

On va donc rechercher le point d'abscisse où la dérivée est nulle :

Équation 6
$$x_M = \frac{-b}{2a}$$

On doit donc résoudre le système de trois équations à trois inconnues (a, b, c) suivant :

Équation 7
$$\begin{pmatrix} ax_1^2 & bx_1 & c \\ ax_2^2 & bx_2 & c \\ ax_3^2 & bx_3 & c \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \end{pmatrix}$$

On a : $x_3 - x_2 = 1$, $x_3 - x_1 = 2$, $x_2 - x_1 = 1$ d'où

Équation 8
$$x_M = \frac{y_3 - y_1}{y_1 - 2y_2 + y_3}$$

V.2.3.2 Barycentre

Ce barycentre peut être calculé en une dimension si on s'intéresse à la variation selon une dimension (en général en ligne ou en colonne) du niveau de gris. Typiquement dans le cas de la Figure 15, on peut déterminer le centre de la barre (B) sur une portion de ligne particulière (colonne dans l'intervalle [debutB, finB]) (Figure 16), grâce à l'Équation 9 qui fournit la position en colonne (c) correspondant au centre de la barre sur la ligne correspondante

Équation 9
$$c = \frac{\sum_{i=debutB}^{finB} image[ligne][i]*i}{\sum_{i=debutB}^{finB} image[ligne][i]}$$

On peut améliorer la précision de la détermination du barycentre en utilisant l'Équation 10 qui définit un barycentre 'pondéré'

Équation 10
$$c = \frac{\sum_{i=debutB}^{finB} (image[ligne][i]*i - image[ligne][debutB])}{\sum_{i=debutB}^{finB} (image[ligne][i] - image[ligne][debutB])}$$

Cette seconde méthode est particulièrement utile dans les cas similaires à la Figure 14, l'Équation 9 fournit une valeur $c_1=44.103$ et l'Équation 10 $c_2=43.764$ qui est une meilleure approximation du centre de la tâche du fait de l'utilisation d'un poids relatif sur chacun des pixels.

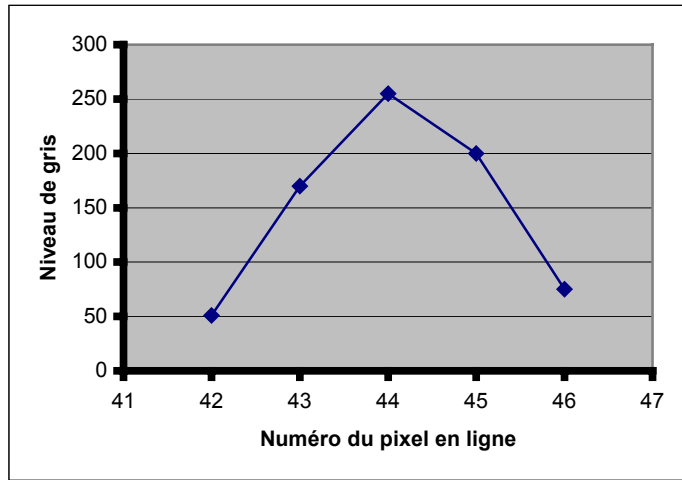


Figure 14 : Calcul du barycentre d'une tâche en une dimension

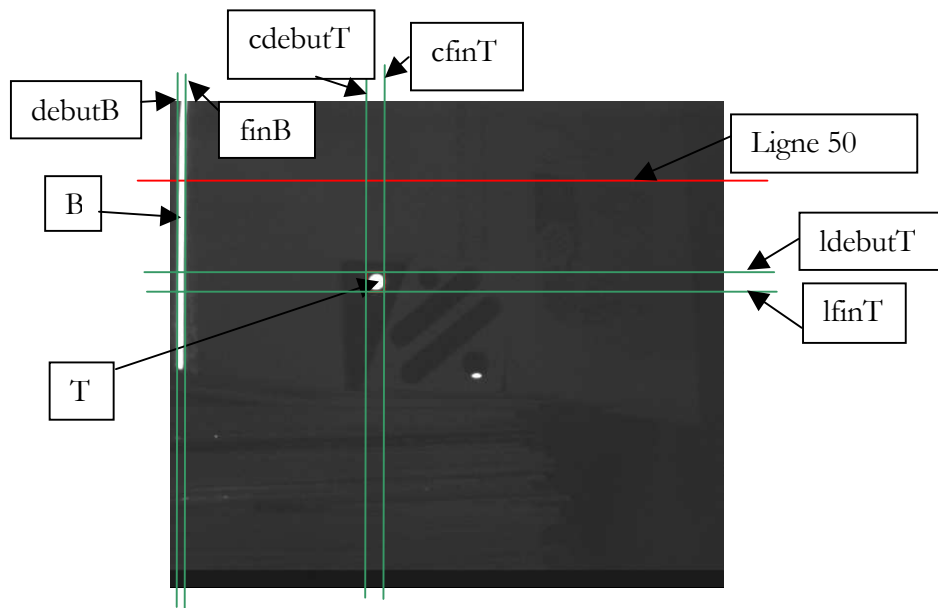


Figure 15 : Un exemple d'image à traiter

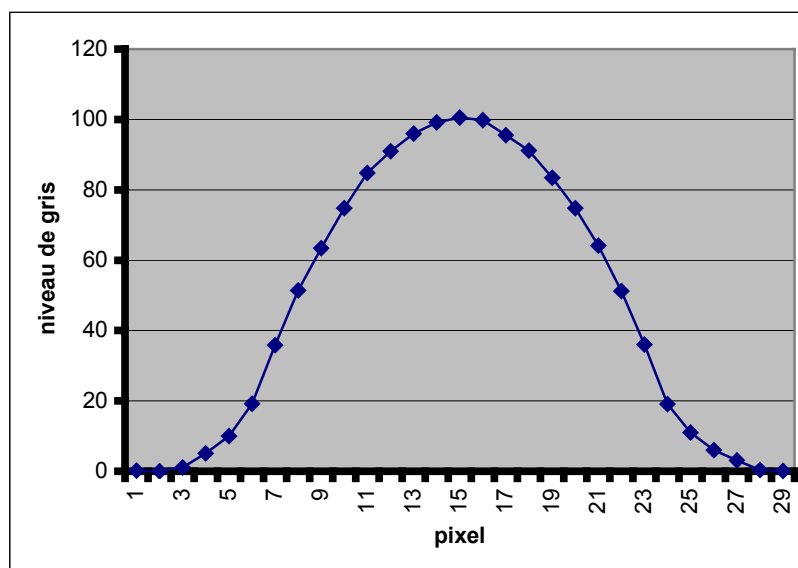


Figure 16 : Profil des 30 premiers pixels de la ligne 50 de la Figure 15

Les Équation 9 et Équation 10, peuvent être généralisées pour permettre la détermination du barycentre d'une tache. Par exemple en prenant le cas de la tache (I) de la Figure 15, qui comprend les pixels dont les coordonnées en ligne appartiennent à $[l_{\text{debut}}^I, l_{\text{fin}}^I]$ et en colonne à $[c_{\text{debut}}^I, c_{\text{fin}}^I]$, l'Algorithme 2 permet de déterminer les coordonnées (l, c) du barycentre en deux dimensions à partir de l'Algorithme 1 en une dimension :

```

Pour j de debutB à finB
    Cnum = image[ligne][j]*j + Cnum - image[ligne][debutB]
    Cdenom = image[ligne][j] + Cdenom - image[ligne][debutB]
    j = j+1
c=Cnum/Cdenom;
    
```

Algorithme 1 : Barycentre (pondéré) en une dimension

```

Pour i de ldebutT à lfinT
  Pour j de cdebutT à cfinT
    Lnum = image[i][j]*i + Lnum
    Ldenom = image[i][j] + Ldenom
    Cnum = image[i][j]*j + Cnum
    Cdenom = image[i][j] + Cdenom
  j = j+1
i = i+1
l=Lnum/Ldenom;
c=Cnum/Cdenom;

```

Algorithme 2 : Barycentre en deux dimensions

V.2.4 Détection de contours

On vient de voir comment déterminer le centre d'une tache. Ces déterminations reposent tout d'abord sur la connaissance de la géométrie de la tache, c'est-à-dire sur la connaissance des pixels de l'image qui en font partis. Si on reprend les notations de la Figure 15, pour déterminer le centre de la tache (T) on a besoin de connaître au préalable les valeurs de ldebutT, lfinT, cdebutT et cfinT et pour la barre (B) debutB et finB.

Encore une fois, il existe de nombreuses méthodes, plus ou moins complexes à mettre en œuvre. Tout comme dans le paragraphe précédent, nous allons en présenter ici deux ne nécessitant pas d'importants calculs.

V.2.4.1 Seuillage en niveau de gris

La méthode la plus simple, mais aussi la moins souple est de considérer comme appartenant à la tache qui nous intéresse, tous les pixels dont le niveau de gris est supérieur à un seuil choisi au préalable.

Ainsi dans l'exemple ci-dessous (Figure 17) on fixe un seuil à un niveau de gris de 125 et on détermine le centre des barres (en bleu sur les graphes et en rouge sur l'image) en calculant le barycentre des pixels supérieurs au seuil.

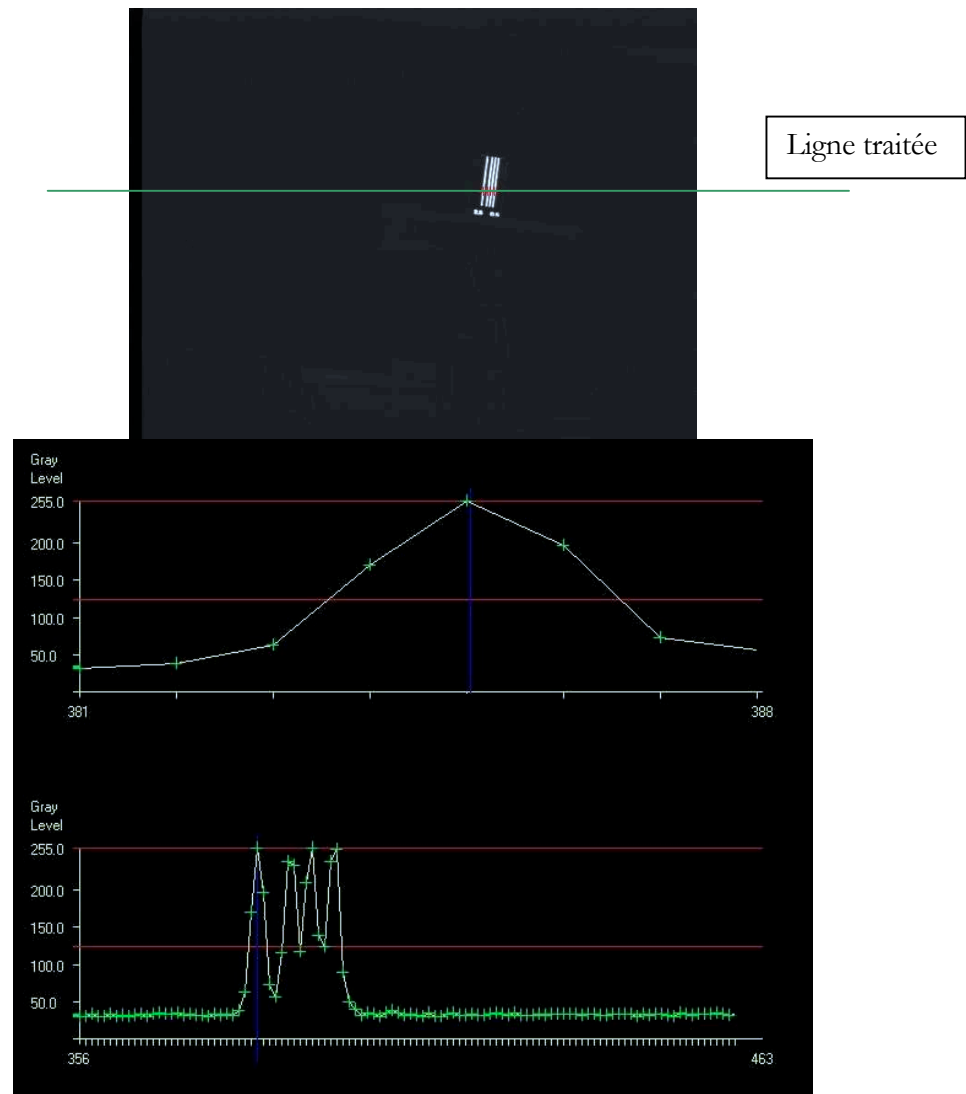


Figure 17 : Détection par seuillage en niveau de gris

Cette méthode est très simple à utiliser mais présente des problèmes de choix du seuil lorsque l'image est bruitée.

Un autre problème est visible ici sur les courbes du bas. Lorsque l'on cherche comme c'est le cas ici à détecter le centre d'une tache ne représentant qu'un faible nombre de pixel (ici 6-8 voir courbe du haut), pour obtenir une bonne localisation du centre, et cela quelle que soit la méthode utilisée, il faut prendre en compte un maximum d'informations et donc de pixels. Or dans le cas d'un seuil fixe, on constate dans le cas de la Figure 17, même dans le cas d'un seuil choisi a-priori de manière optimale pour détecter toutes les barres,

on ne prend en compte que 2 ou 3 pixels de chaque tache rendant d'autant imprécise la détermination du centre.

V.2.4.2 Seuillage en gradient de niveau de gris

Un moyen d'améliorer la détection est de prendre en compte le gradient en niveau de gris de l'image si celui ci est important comme c'est notre cas.

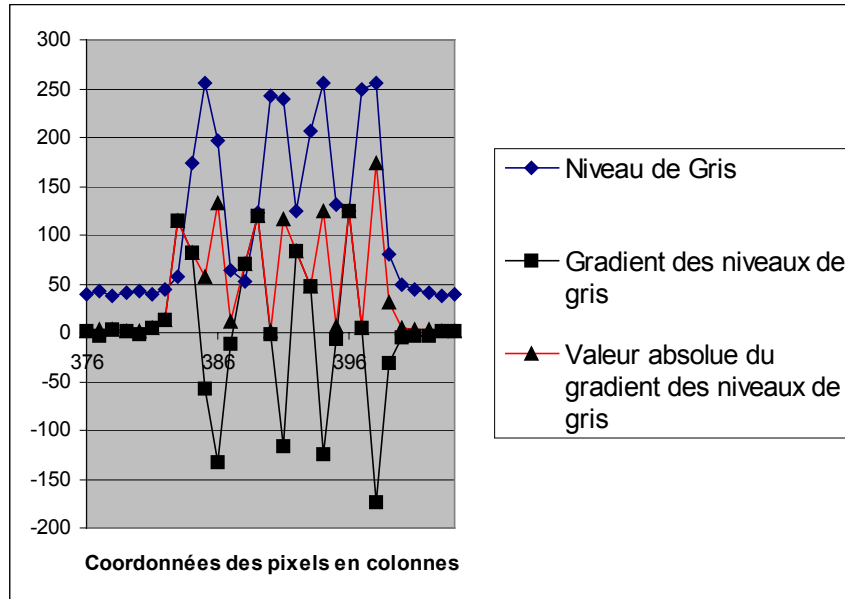


Figure 18 : Étude d'une portion de la ligne traitée sur la Figure 16

La courbe en valeur absolue du gradient est donc construite pour le motif de la Figure 15 par la succession

- d'un premier minimum local correspondant au bruit de l'image
- d'un premier maximum local correspondant au front montant de la première tache (on entre dans la tache)
- d'un premier minimum local correspondant au maximum de la première tache
- d'un second maximum local correspondant au front descendant de la première tache (on sort de la tache)
- d'un second minimum local correspondant à la fin de la première tache

Le problème qui se pose alors est de bien déterminer le pixel de début et de fin de la tache. On constate sur ces courbes qui sont tirées d'un cas réel que l'on peut considérer que la tache 'commence' au pixel précédent le premier maximum du gradient et se termine au pixel suivant le second maximum du gradient. On constate également que l'on peut choisir a-priori une valeur seuil du gradient (SEUIL-GRADIENT) permettant de déterminer les maximums.

Dès lors un bon moyen de détection est donné par l'algorithme suivant pour la détection du début de la tache. C'est à dire la détermination du numéro de la colonne -c- de début pour la ligne d'étude courante.

```
Tant que (ABS(image[ligne][i+1]-image[ligne][i])<SEUIL-GRADIENT
i=i+1
c=i-1
```

Algorithme 3 : Premier algorithme de
détection sur le gradient

Cet algorithme peut aisément être généralisable pour la détection de la fin de la tache, et peut être amélioré afin de s'affranchir de parasites éventuels en ajoutant un filtrage direct sur l'image grâce à un seuil en niveau de gris SEUIL permettant de supprimer les 'petits pics' :

```
Tant que (ABS(image[ligne][i+1]-image[ligne][i]) < SEUIL-GRADIENT
ET (image[ligne][i+1]) > SEUIL ET (image [ligne][i] > SEUIL)
i=i+1
c=i-1
```

Algorithme 4 : Algorithme définitif de
détection de pics

Pratiquement les valeurs de SEUIL-GRADIENT et de SEUIL sont choisies une fois pour toutes en fonction d'une acquisition au préalable. Typiquement la Figure 15, permet de prendre :

- SEUIL-GRADIENT=100
- SEUIL=50

VI Table des illustrations

<i>Figure 1 : Une salle normale ou un géant ? (d'après [4])</i>	97
<i>Figure 2 : Le principe de la géométrie projective</i>	98
<i>Figure 3 : Ordre des sommets d'un polygone</i>	99
<i>Figure 4 : Conservation du bi-rapport et de l'alignement des points</i>	100
<i>Figure 5 : Repère image</i>	101
<i>Figure 6 : Calibrage par la méthode des deux plans</i>	102
<i>Figure 7 : Mire de calibrage</i>	102
<i>Figure 8 : Géométrie stéréoscopique d'après [4]</i>	105
<i>Figure 9 : Stéréovision trinoculaire d'après [4]</i>	105
<i>Figure 10 : Paire d'images stéréoscopiques</i>	106
<i>Figure 11 : Figure 15 après égalisation d'histogramme</i>	110
<i>Figure 12 : Histogramme des Figure 15 (à gauche) et Figure 11 (à droite)</i>	110
<i>Figure 13 : Interpolation parabolique avec 3 points</i>	111
<i>Figure 14 : Calcul du barycentre d'une tâche en une dimension</i>	113
<i>Figure 15 : Un exemple d'image à traiter</i>	113
<i>Figure 16 : Profil des 30 premiers pixel de la ligne 50 de la Figure 15</i>	114
<i>Figure 17 : Détection par seuillage en niveau de gris</i>	116
<i>Figure 18 : Étude d'une portion de la ligne traitée sur la Figure 16</i>	117

Chapitre 5

LES SYSTEMES LOCAS (LOCALIZER FOR COMPUTER ASSISTED SURGERY)

I	PRESENTATION	123
II	LOCAS A MARQUEURS PONCTUELS	125
II.1	Présentation générale du système	125
II.2	Présentation détaillée	125
II.2.1	Détection des marqueurs	126
II.2.1.1	Détection grossière	126
II.2.1.2	Détection fine	128
II.2.2	Appariements et identifications	131
II.2.3	Localisation 6D et fonctionnement entretenu	132
II.3	Conclusions et perspectives	133
III	LOCAS A MARQUEURS LINEAIRES	135
III.1	Présentation générale du système	135
III.2	Considérations sur les marqueurs	135
III.3	Présentation détaillée	138
III.3.1	Détection des marqueurs, appariement	138
III.3.2	Localisation en 6 dimensions	142
III.4	Conclusions et perspectives	143
IV	TABLE DES ILLUSTRATIONS	147

I Présentation

Dans cette partie, nous allons présenter et détailler le travail que nous avons réalisé et qui concerne la conception et la réalisation de deux prototypes de localisateurs par stéréovision passive. Ce travail s'intègre dans le projet baptisé LOCAS au sein duquel Alain Boussoutrot a effectué une thèse CNAM [16]

Les prototypes développés sont basés sur une plate-forme hardware commune :

1. un pc DELL Optiplex 450MhZ
2. une carte d'acquisition vidéo Matrox Météor2 Multichannel (MC4)
3. un boîtier de raccordement permettant l'acquisition synchrone de deux ou trois caméras. Des tests ont été réalisés par l'intégrateur du système d'acquisition vidéo, et une synchronisation de 30.10^{-9} s.
4. deux caméras CCD Hitachi KPF2A, full frame progressive-scan et ayant un spectre de visibilité en fréquence permettant de voir l'infrarouge proche (voir ANNEXE D) et munies d'un éclairage annulaire composé de LEDs infrarouge à 880nm et d'un filtre optique ne laissant passer que la longueur d'onde 880nm devant l'optique des caméras.



Figure 1 : Plate-forme hardware de localisation

A partir de cette base commune, nous avons travaillé sur deux systèmes avec des corps rigides différents. Le premier détaillé dans le paragraphe II, utilise des marqueurs ponctuels types sphères ou disques, le second (paragraphe III) utilise des marqueurs linéaires.

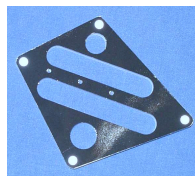


Figure 2 : marqueurs ponctuels



Figure 3 : marqueurs linéaires

II LOCAS à marqueurs ponctuels

II.1 Présentation générale du système

Le principe de la localisation par marqueurs ponctuels, consiste à utiliser des corps rigides constitués de marqueurs dont on repère le centre en 2 dimensions (ligne et colonne).

En général de tels marqueurs sont des sphères ou des disques faciles à réaliser techniquement et faciles à repérer dans l'image. La Figure 2 présente le cas d'un corps rigide à quatre marqueurs ponctuels de type disque et la Figure 4 l'exemple d'une image à traiter et contenant 2 corps rigides à quatre marqueurs chacun.

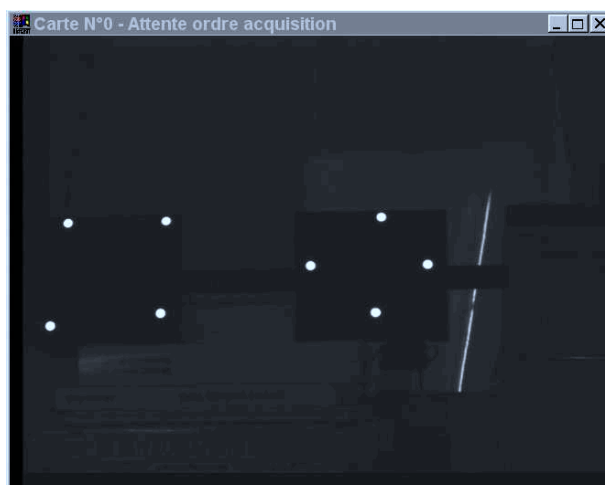


Figure 4 : Localisateurs à marqueurs ponctuels, exemple d'image à traiter comportant deux corps rigides à quatre marqueurs

II.2 Présentation détaillée

La première question qui se pose est de savoir combien de marqueurs sont nécessaires pour obtenir la localisation en 6 dimensions du corps rigide. Dans le cas le plus simple à mettre en œuvre, les corps rigides sont planaires il faut donc au minimum 3 marqueurs pour réaliser la localisation en six dimensions.

Le deuxième problème important à résoudre est celui de la différenciation des corps rigides entre eux. Si l'on ne veut pas ajouter d'artifice aux corps rigides et ne conserver que ce principe très simple de localisation de marqueurs ponctuels, le seul moyen pour différencier les corps rigides entre eux, est d'imposer des contraintes géométriques de réalisation importantes.

Typiquement, il peut s'agir pour un des corps rigides de n'accepter que des distances inter-marqueurs entre 7 et 8 cm et pour un autre entre 4 et 5 cm.

D'une manière générale, le problème de l'identification des marqueurs est ici particulièrement difficile à résoudre. NDI qui commercialise le Polaristm passif a proposé une solution relativement acceptable en imposant que toutes les distances entre marqueurs soient supérieures à 50mm et différentes d'au moins 5mm. Toutefois nous avons pu constater qu'un certain nombre de configurations spatiales sont toujours ambiguës et provoquent une impossibilité de localisation.

Nous allons présenter dans la suite quelques-uns des algorithmes que nous avons mis en place et quelques premiers résultats que nous avons obtenus pour ce premier prototype.

II.2.1 Détection des marqueurs

Nous avons vu dans le Chapitre 4 que la détection des marqueurs dans les images comportait deux phases. Du fait de la trop grande quantité de pixel, on cherche tout d'abord la zone dans laquelle se trouvent les marqueurs en ne testant pas tous les pixels puis, on réalise la localisation du centre de la tache que constituent les marqueurs sur l'image à une précision sub-pixel.

II.2.1.1 Détection grossière

On se place ici dans le cas où l'on ne dispose d'aucune information préalable sur la position des marqueurs dans l'image, on doit donc faire une recherche sur l'ensemble des pixels.

La détection grossière consiste à déterminer un ou plusieurs points formant le bord des taches pouvant être des marqueurs. Pour cela on parcourt les images en ligne à un pas défini au préalable, suffisamment grand pour diminuer le temps de recherche et surtout suffisamment petit pour ne rater aucun marqueur et cela quelle que soit la distance entre les marqueurs et les caméras. Ce pas est donc choisi en fonction de la profondeur que l'on souhaite atteindre et de la taille des marqueurs choisis. On cherche alors sur les colonnes tous les fronts montants correspondant à un marqueur en utilisant la méthode décrite à la fin du Chapitre 4.

L'Algorithme 1 présente la méthode de détection plus précisément. On enregistre dans un tableau les coordonnées (ligne, colonne) de tous les germes potentiels détectés sans se soucier ici si ceux-ci font partis ou non de marqueurs ou de parasites. On considère que l'image comporte NB_lignes_image lignes et NB_colonnes_image colonnes.

La Figure 5 montre la réalisation de la phase de détection grossière. Dans le champ des caméras se trouve un corps rigide à quatre marqueurs et un

objet parasite qui n'est visible que par la seconde caméra. L'algorithme détecte un ensemble de germes pouvant être des marqueurs et les indique par une croix rouge. En fonction du pas de parcours choisi et de la taille des taches sur l'image, il est évidemment possible qu'une même tache entraîne plusieurs germes, ceci étant en particulier le cas du parasite qui du fait de sa taille crée 7 germes.

```

Pour ligne_courante de 0 jusqu'à NB_lignes_image
  Pour colonne_courante de 0 jusqu'à NB_colonnes_image
    Si (image[ligne_courante][colonne_courante]>SEUIL)
      ET (image[ligne_courante][colonne_courante+1]>SEUIL)
      ET (ABS(image[ligne_courante][colonne_courante+1]-
        image[ligne_courante][colonne_courante]) > SEUIL_GRADIENT))
        Germe[compteur_germe].ligne=ligne_courante
        Germe[compteur_germe].colonne=colonne_courante
        compteur_germe=compteur_germe+1
        colonne_courante=colonne_courante+1
    Sinon colonne_courante=colonne_courante+1
  Ligne_courante=ligne_courante+pas
  
```

Algorithme 1 : Algorithme de détection grossière des marqueurs ponctuels

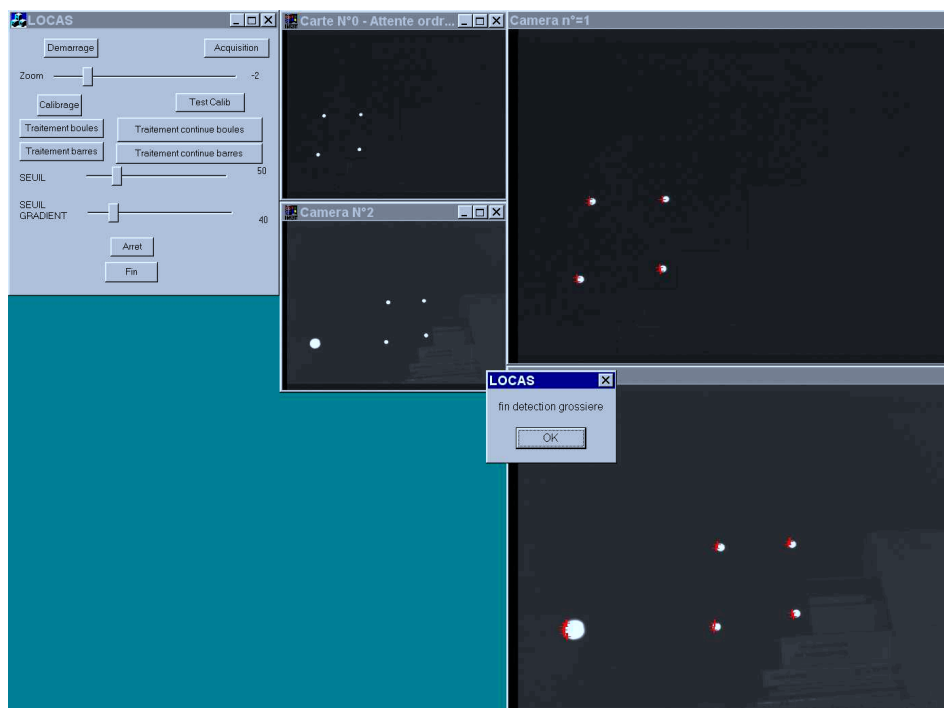


Figure 5 : Localisateurs à marqueurs ponctuels, séquence de détection grossière

II.2.1.2 *Détection fine*

Il s'agit ici de déterminer avec le maximum de précision la position du centre de la tache.

Nous avons mis en place une méthode simple pour réaliser cette détermination à partir des germes détectés durant la phase de détection grossière. A partir de chaque germe, on définit une fenêtre de travail dont la taille est choisie au préalable en fonction de la taille des marqueurs que l'on recherche cette fenêtre est déterminée à partir de la position grossière du germe et d'un pas prédéfini. (PAS dans les Algorithme 2 et Algorithme 3). Le choix de la valeur du pas, permet un premier filtrage sur les germes, typiquement, dans le cas d'un germe sur le parasite de la Figure 5, la fenêtre ne permettra pas de déterminer la tache dans son ensemble et le germe sera ainsi rejeté. Sur la Figure 7, on voit ainsi la fenêtre en blanc autour des germes détectés et en vert les germes valides. On constate bien que les germes issus de la détection du parasite, n'ont abouti à aucun germe valide.

A l'intérieur de cette fenêtre, on cherche à encadrer le marqueur au plus près. Dans un but de simplicité de traitement informatique, nous avons considéré que les pixels composant les marqueurs étaient tous inclus dans un rectangle. Dans la représentation de la Figure 6, le problème revient à déterminer les quatre valeurs :

- Colonne de début
- Colonne de fin
- Ligne de début
- Ligne de fin

Ces quatre valeurs étant identiques pour le marqueur quel que soit le germe traité, on va ainsi résoudre le problème de la détection de plusieurs germes sur le même marqueur qui se posait lors de la détection grossière. Ainsi sur la Figure 7, les marqueurs en vert ne sont repérés qu'une seule et unique fois.

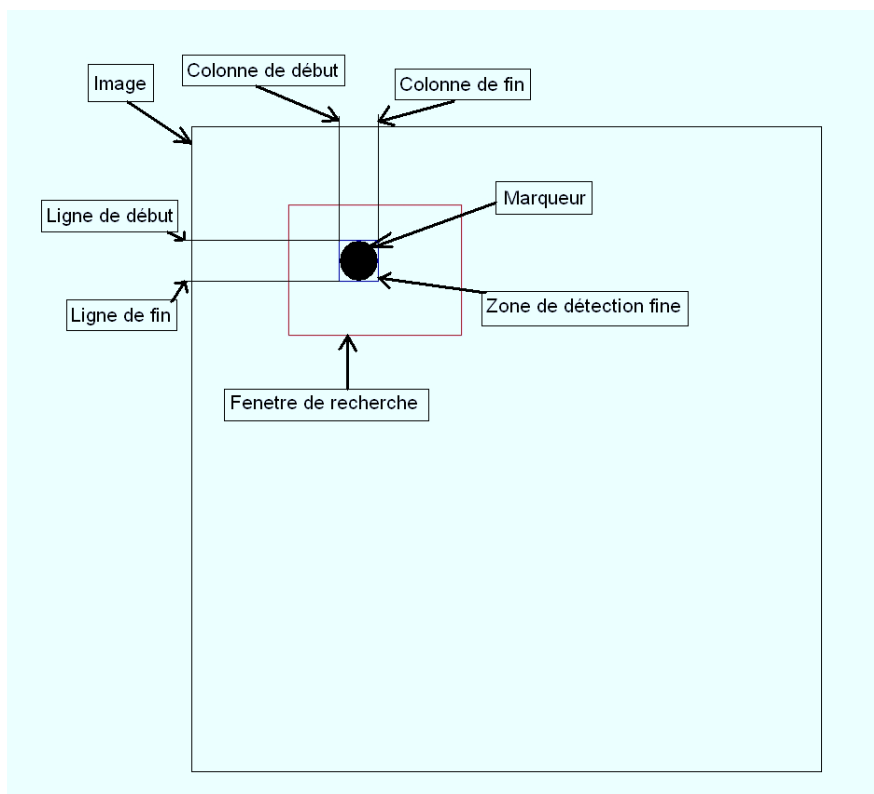


Figure 6 : Localisation par marqueurs ponctuels, représentation schématique du fenêtrage pour la détection fine

Le processus est totalement symétrique en ligne et en colonne. Dans le cas de la détermination de la valeur de Colonne de début, on cherche dans la fenêtre de recherche, le front montant (en utilisant la méthode sur la gradient que nous avons défini dans le Chapitre 4) en parcourant la fenêtre en colonne et en ligne et en s'arrêtant dès qu'un front est trouvé. (Algorithme 2)

```

Pour (colonne_courante de Germe[i].colonne-PAS jusqu'à Germe[i].colonne)
  ET tant que (bCdebut=FAUX)
  Pour (ligne_courant de Germe[i].ligne-PAS jusqu'à Germe[i].ligne)
    ET Tant que (bCdebut=FAUX)
      Si (image[ligne_courante][colonne_courante]>SEUIL)
        ET (image[ligne_courante][colonne_courante+1]>SEUIL)
        ET (ABS(image[ligne_courante][colonne_courante+1]-
image[ligne_courante][colonne_courante])SEUIL_GRADIENT)
          Germe[i].colonne_debut=ligne_courante
          bCdebut = VRAI
      Sinon ligne_courant=ligne_courant+1
    colonne_courant=colonne_courant+1
  
```

Algorithme 2 : Algorithme de détermination du début de la tache (cas de la colonne)

Pour la détermination de la fin de la tache, un algorithme similaire est mis en place (Algorithme 3).

```
Pour colonne_courante de Germe[i].colonne+PAS jusqu'à Germe[i].colonne
  ET bCfin=FAUX
  Pour ligne_courant de Germe[i].ligne jusqu'à Germe[i].ligne+PAS
    ET bCfin=FAUX
    Si image[ligne_courante][colonne_courante]>SEUIL
      ET image[ligne_courante][colonne_courante+1]>SEUIL)
      ET ABS(image[ligne_courante][colonne_courante+1]-
        [ligne_courante][colonne_courante])SEUIL_GRADIENT)
        Geme[i].colonne_debut=ligne_courante
        Cfin = VRAI
    Sinon ligne_courante=ligne_courante+1
  colonne_courant=colonne_courante-1
```

Algorithme 3 : Algorithme de détermination
de la fin de la tache (cas de la colonne)

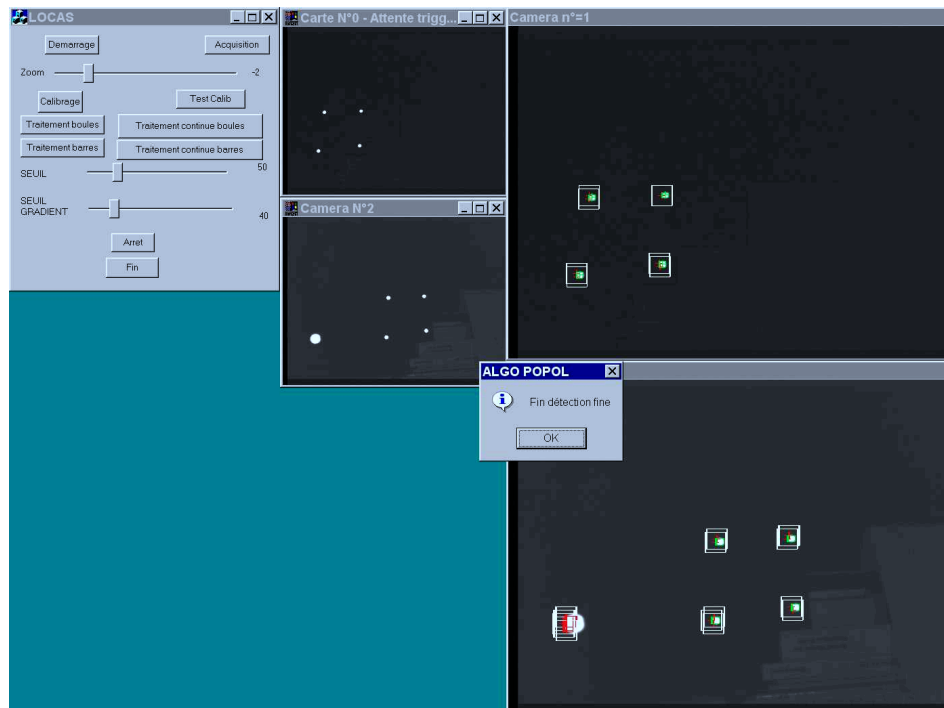


Figure 7 : Localisateurs à marqueurs
ponctuels, séquence de détection fine

Une fois les quatre grandeurs (Colonne de début, Colonne de fin, Ligne de début, Ligne de fin) déterminées, on dispose donc d'un ensemble de germes dont la taille est inférieure à une borne maximum (diamètre=2.pas),

on peut à ce moment là éventuellement supprimer les candidats dont la taille est trop petite en fixant une borne inférieure.

Sur les candidats restants, on détermine alors la position du barycentre des pixels pris en compte (zone de détection fine de la Figure 6), en utilisant une méthode similaire à celles décrites dans le Chapitre 4 (barycentre en 2 dimensions).

II.2.2 Appariements et identifications

Une fois tous les germes candidats détectés, il faut réaliser l'appariement et l'association des marqueurs et de leurs corps rigides associés. Ces deux actions peuvent être regroupées car elles reposent sur des considérations géométriques identiques dont la finalité est sur chaque image l'identification des marqueurs. Nous avons utilisé trois méthodes consécutives pour réaliser cette identification.

La première est liée à la géométrie de l'ensemble, il s'agit typiquement de la contrainte épipolaire telle que nous l'avons définie dans le Chapitre 4.

Les deux suivantes sont liées à la géométrie du corps rigide que l'on utilise. Typiquement, on connaît les distances et les valeurs des produits scalaires entre toutes les distances valides. La séquence d'identification peut donc se résumer par l'Algorithme 4, NB_germe_valide est le nombre de germes qui restent à la fin de la détection fine, et on suppose les distances valides enregistrées dans un tableau (distance_valide[]) de la même manière que les produits-scalaires valides (Scal_valide[]). A la fin de la procédure, on récupère un ensemble de produits scalaires contenu dans un tableau (Scal[]), ce tableau possède un champ booléen (Scal[].valide) dont la valeur est VRAI si il s'agit d'un produit valide. Il suffit alors de récupérer l'ensemble des produits scalaires valides, et d'aller lire la valeur des champs Scal[].IdentifiantVect pour retrouver les deux vecteurs associés à ce produit, et par transitivité de revenir aux marqueurs eux-mêmes.

On commence par calculer toutes les distances et on teste celles qui sont valides

```

Pour ii de 0 jusqu'à NB_germe_valide
  Pour jj de ii+1 jusqu'à NB_germe_valide
    d[ii][jj].dist=distance(GermeValide[ii],GermeValide[jj])
    Pour kk de 0 jusqu'à NB_DISTANCES_VALIDES ET bOkDist=FAUX
      Si (d[ii][jj].dist=distance_valide[kk])
        bOkDist=VRAI
        d[ii][jj].valide=VRAI
        kk=kk+1
      Sinon
        bOkDist=FALSE
        d[ii][jj].valide=FALSE
        kk=kk+1
    jj=jj+1
  ii=ii+1

```

On cherche les corps rigides parmi les Germes qui ont des distances valides
On calcule tous les produits scalaires entre les paires de marqueurs qui ont une distance entre eux valide ($d[i][j].valide=TRUE$)

```

Pour ii de 0 jusqu'à NB_germe_valide
  Pour jj de ii+1 jusqu'à NB_germe_valide
    Si (compteur=0)
      Si (d[i][j].valide=VRAI)
        V1=Germes[jj]-Germes[ii]
        Scalaire[i][compteur2].IdentifiantPoints1=jj
        compteur++
      Sinon
        Si (d[i][j].valide=VRAI)
          V2=Germes[jj]-Germes[ii]
          Scalaire[i][compteur2].IdentifiantPoints2=jj
          Scalaire[i][compteur2]=V2.V1
          compteur2++
          compteur=0
        jj=jj+1
      ii=ii+1
    NB_prod_scalaire[i]=compteur2

```

On teste les produits scalaires si il y en a assez (NB_prod_scalaire contient le nombre de produit scalaire en fonction du nombre de marqueurs par corps rigides: NB_prod_scalaire[num_germe]=1 si 3 marqueurs ou =3 si quatre marqueurs...)

```

Pour ii de 0 jusqu'à NB_germe_valide
  Si (NB_prod_scalaire[i]<=NB_PROD_SCAL)
    Pour jj de 0 jusqu'à NB_PROD_SCAL
      Pour kk de 0 jusqu'à NB_PROD_SCAL ET bOkScal=FAUX
        Si (Scalaire[i][j]=scalaire_valide[kk])
          bOkScal=VRAI
          Scal[i].valide=VRAI
          Scal[i].IdentifiantVect[compteur]=jj
          compteur++
        Sinon
          bOkScal=FALSE
          Scal[i].valide=FALSE
        kk=kk+1
      jj=jj+1
    ii=ii+1

```

Algorithme 4 : Algorithme d'identifications
des marqueurs

II.2.3 Localisation 6D et fonctionnement entreteu

Une fois l'identification réalisée, la localisation en 6 dimensions se fait sur les droites de rétro-projection des marqueurs des différents corps rigides grâce au recalage décrit dans le Chapitre 3.

En mode de fonctionnement entreteu, on utilise la position précédente des marqueurs pour simplifier les traitements. En particulier, la phase de détection grossière n'est plus nécessaire et la phase d'identification est

grandement simplifiée puisqu'un premier filtrage des candidats est réalisé sur leurs positions dans l'image.

II.3 Conclusions et perspectives

La réalisation bien qu'incomplète du prototype, en particulier au niveau de l'identification qui fonctionne encore mal, a toutefois permis de fournir quelques conclusions intéressantes :

En particulier, il apparaît que la mise en place d'un tel localisateur du point de vue logiciel est relativement peu aisé, et nécessite des traitements parfois lourds et complexes n'aboutissant pas toujours à un résultat. Le cas de l'identification et de l'appariement en particulier est ici crucial, dans le cas où l'on ne dispose d'aucune informations a-priori, les risques d'ambiguïtés sont nombreux et posent un problème majeur. Comme nous l'avons vu dans le Chapitre 4, il existe de très nombreuses méthodes logicielles permettant de réaliser un appariement correct [4, 5, 39]. Ces méthodes en général complexes n'ont pas été testées et risquent d'être difficilement intégrables à nos besoins, en particulier avec la nécessité d'obtenir un rafraîchissement de l'information de localisation en temps réel.

La présence d'éventuels marqueurs parasites n'est également pas à négliger, il peut arriver qu'une tache soit détectée comme étant un marqueur, le cas typique est celui d'un miroir parasite. Toutefois, un moyen de diminuer encore cette influence et d'améliorer la précision dans le cas d'une occlusion partielle d'un marqueur, serait d'améliorer la partie détection fine. En particulier, au lieu de prendre en compte les pixels inscrits dans un rectangle autour de la tache détectée (zone de détection fine de la Figure 6), on peut imaginer de reconstruire un disque à partir de la portion de frontière de la tache dont on dispose et en calculer son barycentre (Figure 8)

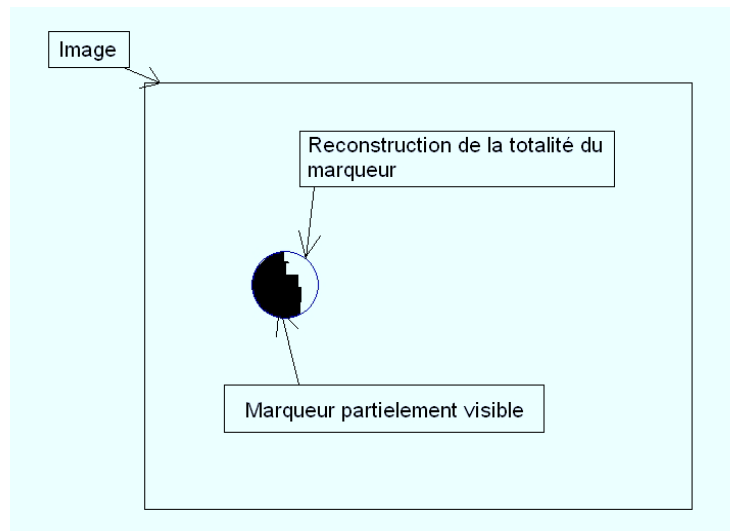


Figure 8 : Localisateurs à marqueurs ponctuels, amélioration de la détection fine

Enfin, et c'est le point à notre avis principal, un tel concept est grandement dépendant de la parfaite visibilité de tous les marqueurs. Par exemple si on cherche à localiser un corps rigide à 4 marqueurs et que l'un d'entre eux est masqué par un doigt ou une tache de sang, la localisation devient impossible car le recalage ne comporte plus assez d'informations.

Ces problèmes de visibilité et d'identification nous ont conduit à imaginer des corps rigides dont l'occlusion partielle et l'identification seraient plus aisées, nous allons les présenter dans le paragraphe III.

III LOCAS à marqueurs linéaires

III.1 Présentation générale du système

Le principe ici est d'utiliser des marqueurs dont l'information de localisation ne serait plus un point, mais une droite. Par rapport à la solution des marqueurs ponctuels, l'utilisation de marqueurs linéaires (Figure 3) présentent un certains nombres d'avantages et en particulier, celui de ne pas contenir l'information en une zone très petite de l'image. Ainsi sur la Figure 9, un marqueur est une des droites du L et l'information de localisation (la direction de la droite) est détectable en théorie à partir du moment on l'on dispose d'au moins 2 pixels de celle-ci.

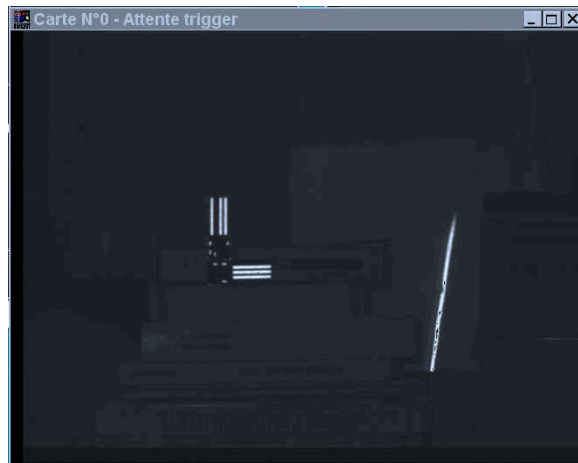


Figure 9 : Localisateurs à marqueurs linéaires, exemple d'image à traiter comportant un corps rigide à deux marqueurs.

III.2 Considérations sur les marqueurs

Nous avons cherché un moyen de résoudre à la fois le problème de la localisation et celui de l'identification.

En terme de localisation, nous avons vu qu'il suffisait de repérer trois points du corps rigide non alignés pour permettre sa localisation. Il suffit donc par exemple d'utiliser deux droites non parallèles pour réaliser la détermination des 6 paramètres de localisation d'un corps rigide de type linéaire. Par exemple dans le cas de la Figure 9, la détermination de la position de l'intersection de deux des droites et des directions associées au pied et à la barre du L permettent en théorie la localisation, puisqu'on peut y associer un repère, centré sur cette intersection, dont l'axe des x serait par exemple la direction donnée par le pied, l'axe des y celle donnée par la barre et l'axe z choisi pour que le trièdre (O_x, O_y, O_z) soit direct.

Pour résoudre le problème de l'identification, nous avons mis en œuvre les considérations du paragraphe 'Solutions matérielles' du Chapitre 4, en réalisant un codage pour permettre l'identification des corps rigides.

L'utilisation d'un invariant projectif semble être la méthode la plus adaptée dans notre contexte, la question qui se pose alors est de savoir comment utiliser cet invariant. Compte tenu de la géométrie particulière des marqueurs permettant une localisation, et cela même en cas d'occlusions partielles, il nous a fallu choisir un invariant compatible. Le choix s'est alors logiquement dirigé vers le birapport dont les propriétés décrites dans le Chapitre 4 sont totalement adaptées à la situation.

Nous avons alors deux solutions, l'une consistait à ne mettre qu'un code bi-rapport pour chaque corps-rigide ou bien encore un code pour chaque marqueur. C'est cette solution que nous avons retenue en effet, elle permet de réaliser un appariement quasi-automatique entre les marqueurs détectés sur les images et permet également un filtrage des germes parasites s'y trouvant.

Le principe est d'utiliser simplement un corps rigide de type code barre contenant quatre marqueurs (Figure 3). Supposons que la représentation à un instant quelconque la représentation du corps rigide soit celle de la Figure 10.

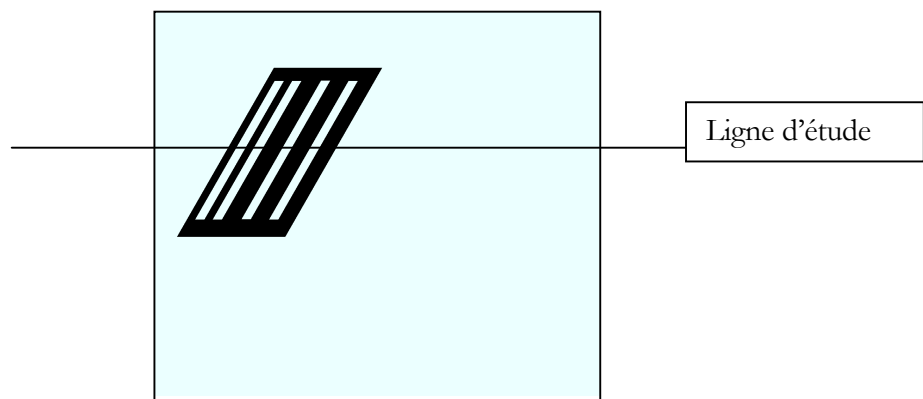


Figure 10 : Localisateurs à marqueurs linéaires, représentation d'une image d'un corps rigide à quatre marqueurs linéaires

Le profil de la ligne d'étude va être similaire à celui de la Figure 11. Si on note C_1 , C_2 , C_3 et C_4 les positions en colonne des quatre maximum du profil correspondant aux centres des quatre marqueurs, la valeur du birapport est alors $k = \frac{(Cb_3 - Cb_1)(Cb_4 - Cb_2)}{(Cb_3 - Cb_2)(Cb_4 - Cb_1)}$ et du fait de sa propriété d'invariance, cette valeur est la même que celle calculée en mesurant directement les distances

D1, D2 et D3 entre les quatre marqueurs de sorte qu'on a

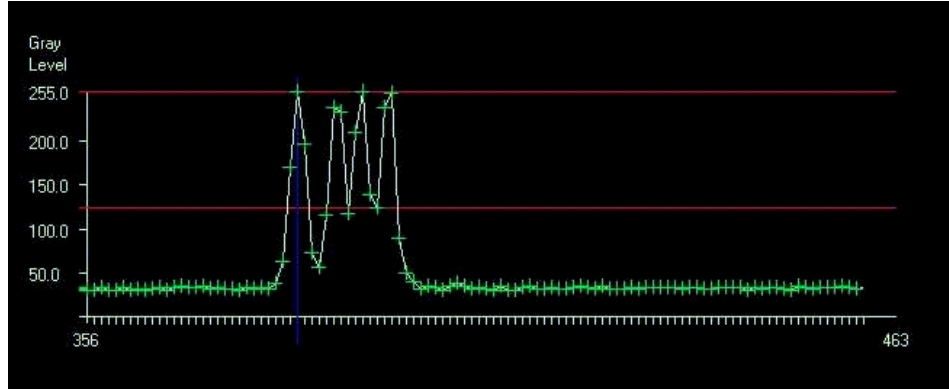
$$k = \frac{(D1+D2)(D3+D2)}{D2(D1+D2+D3)}.$$


Figure 11 : Localisateurs à marqueurs linéaires, profil en ligne de la Figure 10

La première version a été réalisé de cette manière, mais nous nous sommes rendus compte que compte tenu de la taille des marqueurs (quelques dizaines de mm) par rapport à la distance marqueurs/caméra, on pouvait considérer que le rapport de Thalès était lui aussi un invariant, de sorte que nous n'avions plus besoin de 4 lignes parallèles comme c'est le cas pour un birapport (4 point) mais trois seulement suffisaient. Le principe est en tout point similaire à celui utilisé par un corps rigide à quatre bandes. Dans le cas où l'on utilise le rapport de Thalès, on dispose non plus de quatre mais de trois bandes, donc de trois maximum par lignes. Si ces maximums sont notés C1, C2 et C3 et que les distances entre les bandes sont notés D1 et D2, le rapport de Thalès est alors fournit par la valeur de $\tau = \frac{(Ct2-Ct1)}{(Ct3-Ct1)} = \frac{D1}{D1+D2}$.

Nous avons effectué des tests afin d'évaluer la robustesse de cette mesure dans différentes conditions en déplaçant un corps rigide à quatre marqueurs (identifié par son birapport) et un corps rigide à trois marqueurs (identifié par son rapport de Thalès). Pour cela nous avons acquis un très grand nombre d'images sur lesquelles nous avons isolé le corps rigide et calculé son rapport correspondant. La courbe suivante présente en rouge la différence entre le birapport pour chaque mesure et sa valeur théorique et en bleu la différence entre le rapport de Thalès pour chaque mesure et sa valeur théorique.

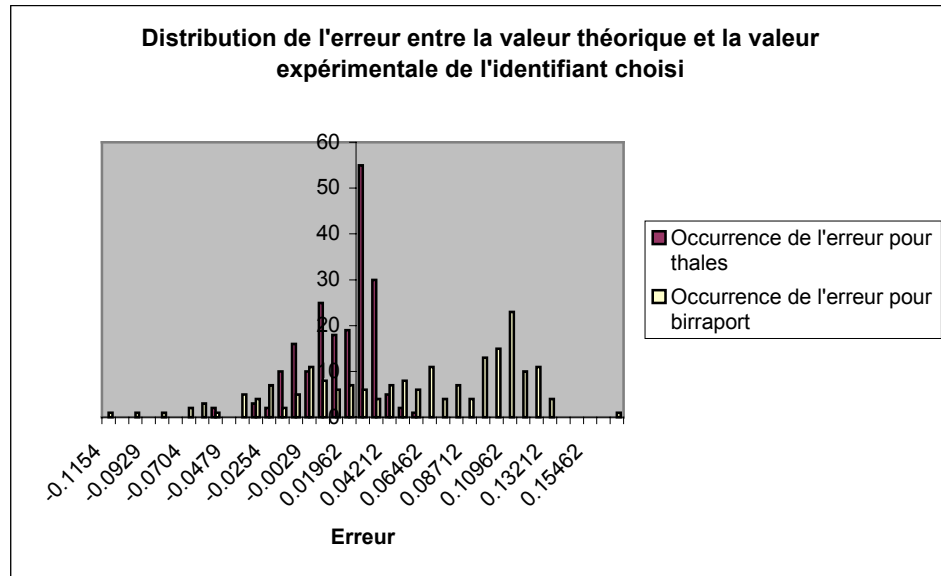


Figure 12 :Localisateurs à marqueurs linéaires, comparaison entre le birapport et le rapport de Thalès

On constate que la valeur du rapport de Thalès est beaucoup plus stable autour de sa valeur théorique que le birapport, ceci peut facilement s'interpréter par le fait que l'hypothèse de départ de l'invariance du rapport de Thalès dans notre cas particulier est vraie, et par le fait que le rapport de Thalès ne nécessite l'estimation que de trois valeurs (Ct1, Ct2, Ct3) contre quatre (Cb1, Cb2, Cb3 et Cb4) pour le birapport.

Nous avons donc naturellement abandonné le birapport pour utiliser des corps rigides à trois marqueurs linéaires utilisant comme identifiant la valeur du rapport de Thalès associé.

III.3 Présentation détaillée

III.3.1 Détection des marqueurs, appariement

Du fait de leur géométrie de la présence d'un code invariant selon la projection, la détection et l'identification des marqueurs se fait lors de la même étape. On cherche en effet à repérer dans les images des germes de marqueurs dont la forme est spécifique. Dans le cas présent de marqueurs à trois bandes blanches, on appelle germe tous les triplets en ligne ou en colonne de front montant (ou descendant).

On vient de voir que la valeur du rapport de Thalès est facilement calculable en ligne (resp en colonne) à partir de la position en colonne (resp

en ligne) des trois pics de chaque marqueur sur l'image. Ainsi si on note Max_1 , Max_2 , Max_3 les trois positions en question, le rapport de Thalès est simplement fourni par l'Équation 1 et est égal au même rapport mesuré directement sur le marqueur.

Équation 1
$$\tau = \frac{Max_3 - Max_1}{Max_2 - Max_1}$$

Le problème va donc nécessiter trois actions détaillées dans les paragraphes suivants. Du fait de la symétrie, nous ne présenterons que le cas du traitement en ligne, le traitement en colonne étant réalisé de manière identique.

La méthode de détection d'un pic est celle que nous avons présentée à la fin du Chapitre 4. Pour résumer, on cherche le pixel correspondant au front montant, puis au front descendant. On obtient ainsi le pixel de début et de fin du pic, on calcule alors le barycentre des niveaux de gris entre ces deux pixels pour obtenir la position sub-pixel du centre du pic.

Une fois un pic détecté, il suffit de chercher dans les pixels suivants sur la ligne, donc sur les colonnes suivantes un autre pic puis un troisième, si une ligne ne possède qu'un ou deux pic, on passe à la ligne suivante. Le principe est détaillé dans Algorithme 5 qui ne reprend pas la fonction de recherche d'un pic mais suppose qu'elle existe. On cherche sur la ligne que l'on étudie (*ligne_courante*), trois pics grâce à l'algorithme précédent, on parcourt donc la ligne en colonne à partir d'un début choisi au préalable (*colonne_debut*) jusqu'à une fin (*colonne_fin*).

```

colonne_courante=colonne_debut
nb_bande=0
Tant que nb_bande<=3 ET colonne_courante<=colonne_fin
  Chercher Pic sur ligne_courante à partir de colonne_courante
  Si (Pas de pic détecté)
    FINI
  Sinon
    colonne_courante=position du pic
    nb_bande=nb_bande+1

```

Algorithme 5 : Algorithme de détection d'un triplet de trois bandes.

Enfin la troisième action est l'identification des germes détectés. Il s'agit simplement de vérifier si la valeur du rapport de Thalès que l'on détermine à partir des trois positions des pics est correct, c'est-à-dire, compte tenu de l'erreur des mesures, si sa valeur est comprise entre une valeur correcte moins

un pas et plus un pas noté erreur dans l'Algorithme 6. A ce stade là, nous avons également rajouté un test sur la taille des germes afin de ne pas prendre en compte d'éventuels germes parasites trop petits ou trop gros. Dans les notations de l'Algorithme 6, il y a NB_marqueurs valides dans la scène et les valeurs des rapports sont stockées dans le tableau Valeur_thal[]].

```
Pour ii=0 jusqu'à NB_marqueurs
  Si (rapport de Thalès du germe < Valeur_thal[ii]-erreur)
    ET (rapport de Thalès du germe > Valeur_thal[ii]+erreur)
    ET (Max3-Max1>Taille_max) ET (Max3-Max1<Taille_max)
    Alors le germe n'est pas valide.
```

Algorithme 6 : Algorithme d'identification des marqueurs.

La Figure 13 montre le bon fonctionnement de l'algorithme d'identification dans un cas où nous avons placé quatre marqueurs valides, trois côte à côte et un beaucoup plus près des caméras, ainsi que deux objets parasites dans le champs. L'algorithme détecte un nombre important de germes possible mais réussit à isoler les germes valides (en bleu, vert et jaune) des parasites (en rouge), l'identification se faisant à l'aide des rapports de Thalès de chaque marqueur.

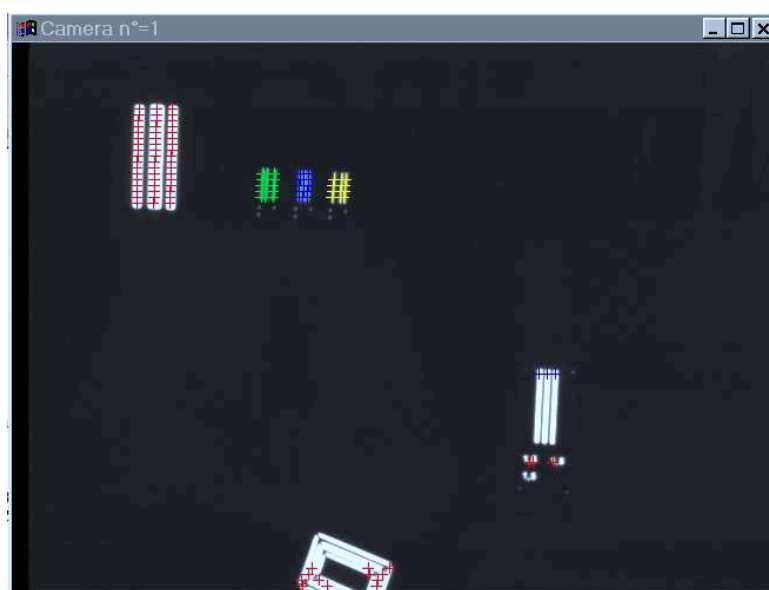


Figure 13: Localisateurs à marqueurs linéaires, identification des marqueurs

Ces algorithmes sont utilisés de la même manière en phase de détection grossière et en phase de détection fine.

En phase de détection grossière, de la même manière que dans le paragraphe II.2.1.1, on ne teste qu'une ligne sur n , le nombre n étant choisi au préalable pour être sûr de ne manquer aucun germe en fonction de la taille réelle des marqueurs, et on cherche les germes sur toutes les colonnes de l'image (colonne_debut et colonne_fin sont choisis pour parcourir toute l'image). La Figure 14 présente la réalisation de la détection grossière sur une paire d'images. Les deux marqueurs sont effectivement détectés, et identifiés en fonction de leur rapport de Thalès et de leur taille (en bleu et vert dans l'image) et le parasite provoque la détection d'un germe parasite qui ne sera pas pris en compte pour la détection fine du fait de sa taille (en rouge).

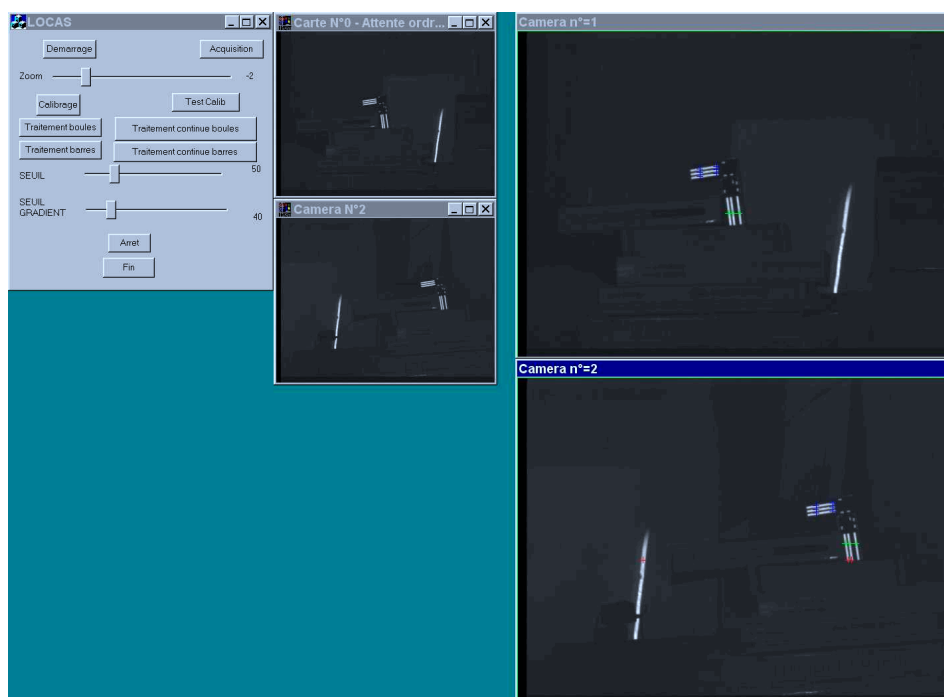


Figure 14 : Localisateurs à marqueurs linéaires, détection grossière et identification des marqueurs

En phase de détection fine, on teste toutes les lignes et toutes les colonnes d'une fenêtre de détection réduite (colonne_debut et colonne_fin sont alors les bords de la fenêtre de détection). La Figure 15 montre le fenêtrage autour des germes détectés grossièrement et la bonne détection des marqueurs sur une paire d'images. On constate en particulier qu'effectivement l'influence du parasite est nulle sur la détection des marqueurs valides du fait du fenêtrage autour des marqueurs valides.

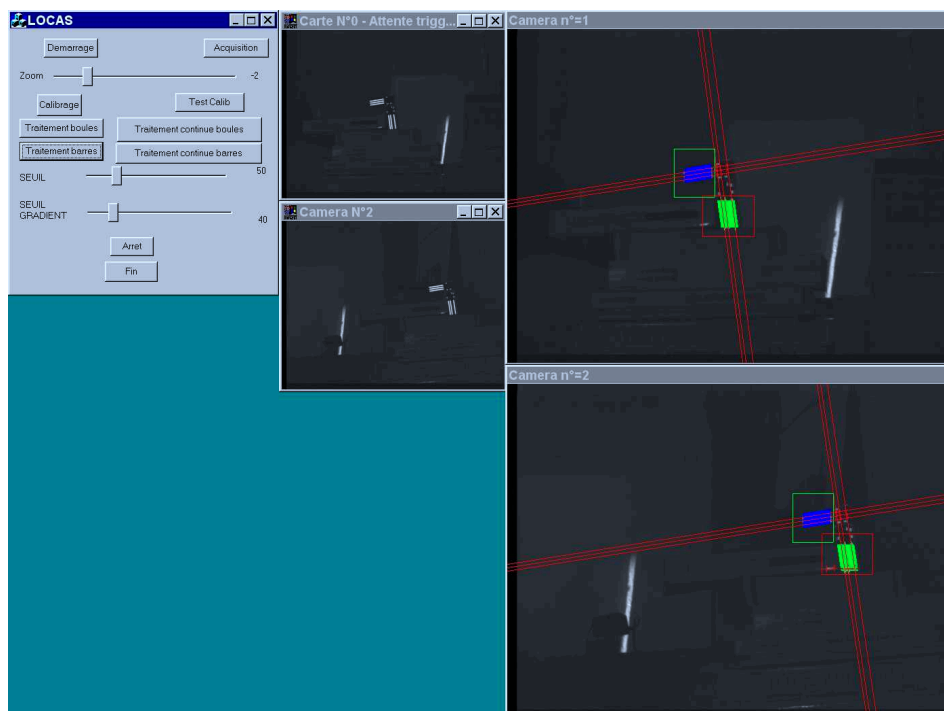


Figure 15 : Localisateurs à marqueurs linéaires, détection fine et identification des marqueurs

III.3.2 Localisation en 6 dimensions

Une fois la détection fine des marqueurs réalisée, on dispose pour chacun d'entre eux, de trois ensembles de points (un sur chacune des trois lignes). De ces ensembles de points, on déduit trois droites par marqueurs.

Ces droites sont calculées grâce à un procédure de minimisation au moindres carrés, sur les points déterminés dans les images. Cette procédure est totalement similaire à celle utilisée dans le test TDS du Chapitre 2. Sur la Figure 15, on voit les droites en rouge correspondant à chacun des 2x3 ensembles de points.

A partir de ces droites, on peut facilement utiliser la méthode de recalage développée au laboratoire. Il suffit pour cela d'extraire un ensemble de points de chaque droite et d'effectuer alors le recalage sur ces points.

La première méthode que nous avons utilisée pour tester la localisation a été, dans le cas du corps rigide à deux marqueurs des Figure 14 et Figure 15, d'utiliser les neuf points d'intersection des 2x3 droites des marqueurs.

La seconde méthode plus proche de ce qui doit être fait pour utiliser le maximum d'informations disponibles consiste à prendre un ensemble de

point sur chaque droite,)à en déterminer leurs droites de rétro-projections et à faire le recalage entre cet ensemble de droites de rétro-projections et le modèle du corps rigide. On essaie donc de replacer les 2x3 droites du modèle sur deux faisceaux de droites (un pour chaque image). Chacune des droites de ces deux faisceaux passant par un point de la représentation de l'image correspondante d'une des droites formant le marqueur. La Figure 16 présente les deux faisceaux de droite pour un marqueur qui ne comporterait que deux droites. On utilise dans le cas présenté trois points de chaque droite image pour réaliser le recalage.

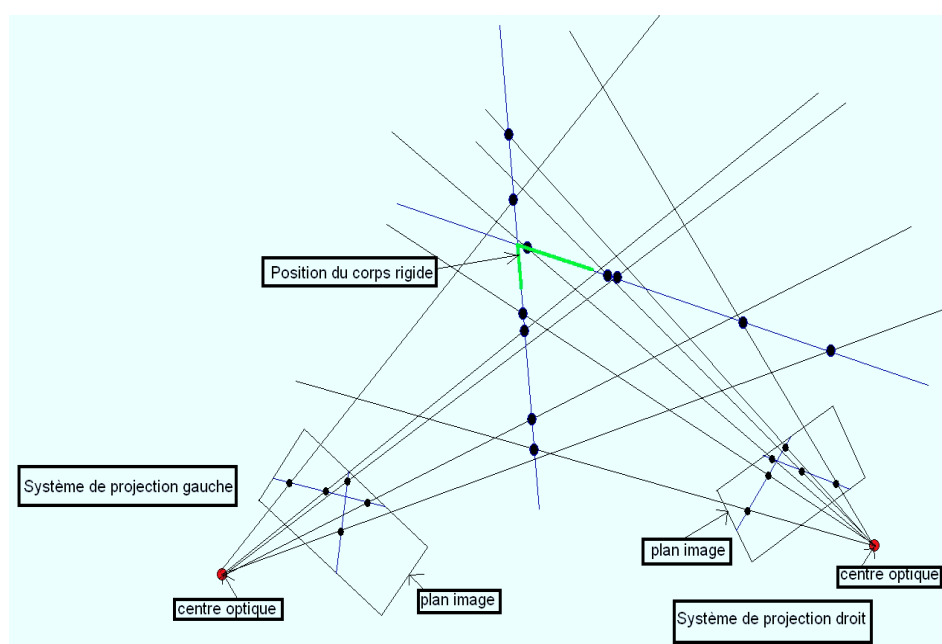


Figure 16 : Localisateurs à marqueurs linéaires, faisceau de droite de recalage.

III.4 Conclusions et perspectives

L'utilisation et la mise en place de marqueurs composés de trois bandes, ont permis de résoudre la plupart des problèmes que nous avons détectés avec un localisateur utilisant des marqueurs ponctuels.

Ainsi, le problème de marqueurs parasites est totalement résolu. Dans les nombreuses expériences que nous avons effectuées, il n'est jamais arrivé qu'un parasite réponde à la fois aux contraintes de niveaux de gris (front montant compatible avec ceux d'un rétro-réfecteur) de formes (trois pics dont le rapport de Thalès est valide), et de taille. La probabilité que ces trois conditions soient réunies est particulièrement faible. Elle l'est d'autant plus que l'on se trouve en fonctionnement entretenu du localisateur où le parasite doit se trouver dans une zone précise de l'image.

Le cas des occlusions est également significativement amélioré grâce à l'utilisation de marqueurs linéaires. La détection des droites bien que dépendante du nombre de pixel que l'on connaît, est réalisable à partir d'un nombre de pixels supérieur à 10, ce nombre entraînant une très forte incertitude pour le cas de marqueurs ponctuels..

En terme de précision, les procédures de détection sub-pixel d'une tache utilisée dans le cas de marqueurs ponctuels et linéaires ont été testées largement et fournissent des résultats de l'ordre de 0.1pixel. Ceci semble compatible avec la demande de précision du domaine (Chapitre 3) mais des efforts doivent être fait pour améliorer cette détection. Toutefois, l'utilisation de marqueurs linéaires permet d'obtenir une précision encore meilleure du fait de l'estimation aux moindres carrés de la droite passant par l'ensemble des pics détectés. La précision globale du second prototype est donc meilleure. Quantitativement, les résultats préliminaires en terme de précision, fournissent, pour un test comparable au TPI du Chapitre 2, des résultats à 0,8mm environ en translation uniquement ce qui est très encourageant, l'utilisation d'algorithme plus précis pour la détection de contour, par exemple [20] que nous avons essayé, permet des résultats meilleurs mais au prix d'un temps de calcul plus important. Il existe de nombreuses autres méthodes [30, 32], qui semble a-priori intéressantes, mais dont le temps de calcul reste à étudier dans le cadre de la localisation en temps réel.

Comme nous l'avons vu, le cas de la mesure de rotation est plus problématique. Dans le cadre de l'utilisation de marqueurs linéaires, l'utilisation d'un marqueur ne suffit pas à résoudre totalement le système, d'un point de vue théorique, deux marqueurs suffisent, mais l'algorithme de recalage n'est pas toujours assez contraint.

Un moyen de résoudre ce problème est d'ajouter des marqueurs sur les corps rigides, mais on se heurte toujours au problème de la précision décrit dans le Chapitre 3 et qui influe largement sur la taille des corps rigides utilisés.

Une autre solution consisterait à fournir une mesure de rotation particulière. Nous avons par exemple regardé l'utilisation possible d'hologramme pour faire se déplacer une des trois bandes constituant les marqueurs. Les hologrammes présentent en effet la propriété de modifier le motif réfléchi en fonction de l'angle d'incidence du signal envoyé. Un moyen d'utiliser cette propriété est de concevoir un corps rigide comme celui de la Figure 17, où les deux bandes latérales sont des rétro-rélecteurs classiques et la bande du milieu un hologramme se déplaçant continûment entre les deux bandes en fonction de l'angle de vue. La mesure du rapport de Thalès que forme ces trois bandes est alors fonction de l'angle de vue du marqueur. Le concept semble intéressant, mais la mise en place est délicate, la lumière permettant de faire varier le corps rigide doit être mono-chromatique et orientée de telle manière que l'hologramme se forme dans la direction des

caméras. Une solution que nous étudions est l'utilisation de la couronne de LED du système optique gauche (resp droit) pour former l'hologramme dans la direction de la caméra droite (resp gauche), mais cette solution semble difficile à mettre en place, Les contraintes géométriques de placement des caméras sont difficiles à résoudre et le spectre de longueurs d'ondes émises par les LEDs est trop large pour être considéré comme monochromatique.

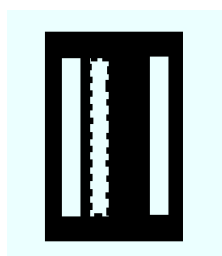


Figure 17 : Localisateurs à marqueurs linéaires, faisceau de droite de recalage.

Enfin, tout comme pour le premier prototype, l'algorithme de détection fine pourrait probablement être amélioré en utilisant une méthode de suivi de contour à partir des germes issus de la détection grossière. Toutefois, une telle modification n'influerait que sur la rapidité de la procédure, les méthodes que nous avons développées fournissant au final les même informations, mais en travaillant sur un nombre plus important de pixels (tous ceux de la fenêtre de détection fine). Un algorithme de suivi de contour est présenté sur la Figure 18. A partir d'un pixel détecté comme appartenant au contour (détection grossière), on teste ses 8 voisins en tournant dans un sens choisi et on avance pas à pas sur chaque pixel appartenant au contour, jusqu'à revenir au pixel de départ.

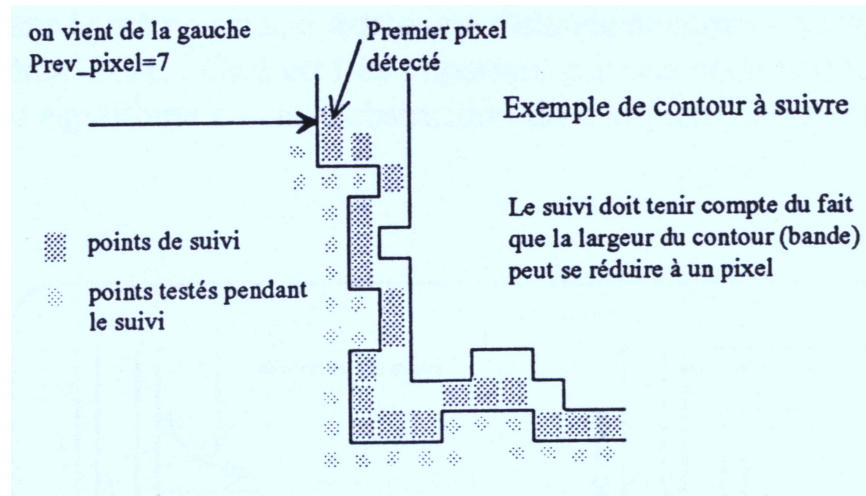


Figure 18 : Un algorithme de suivi de contour
(d'après [37])

IV Table des illustrations

<i>Figure 1 : Plate-forme hardware de localisation</i>	124
<i>Figure 2 : marqueurs ponctuels</i>	124
<i>Figure 3 : marqueurs linéaires</i>	124
<i>Figure 4 : Localisateurs à marqueurs ponctuels, exemple d'image à traiter comportant deux corps rigides à quatre marqueurs</i>	125
<i>Figure 5 : Localisateurs à marqueurs ponctuels, séquence de détection grossière</i>	127
<i>Figure 6 : Localisation par marqueurs ponctuels, représentation schématique du fenêtrage pour la détection fine</i>	129
<i>Figure 7 : Localisateurs à marqueurs ponctuels, séquence de détection fine</i>	130
<i>Figure 8 : Localisateurs à marqueurs ponctuels, amélioration de la détection fine</i>	134
<i>Figure 9 : Localisateurs à marqueurs linéaires, exemple d'image à traiter comportant un corps rigide à deux marqueurs.</i>	135
<i>Figure 10 : Localisateurs à marqueurs linéaires, représentation d'une image d'un corps rigide à quatre marqueurs linéaires</i>	136
<i>Figure 11 : Localisateurs à marqueurs linéaires, profil en ligne de la Figure 10</i>	137
<i>Figure 12 : Localisateurs à marqueurs linéaires, comparaison entre le birapport et le rapport de Thalès</i>	138
<i>Figure 13: Localisateurs à marqueurs linéaires, identification des marqueurs</i>	140
<i>Figure 14 : Localisateurs à marqueurs linéaires, détection grossière et identification des marqueurs</i>	141
<i>Figure 15 : Localisateurs à marqueurs linéaires, détection fine et identification des marqueurs</i>	142
<i>Figure 16 : Localisateurs à marqueurs linéaires, faisceau de droite de recalage.</i>	143
<i>Figure 17 : Localisateurs à marqueurs linéaires, faisceau de droite de recalage.</i>	145
<i>Figure 18 : Un algorithme de suivi de contour (d'après [37])</i>	146

Chapitre 6

PERSPECTIVES ET CONCEPTS ORIGINAUX DE LOCALISATION

I	PRESENTATION	151
II	UN LOCALISATEUR MAGNETIQUE ORIGINAL	153
II.1	Global Positionning System [52, 81]	153
II.1.1	Principe de fonctionnement d'un GPS (système NAVSTAR)	154
II.1.1.1	Les signaux transmis	154
II.1.1.2	Principe de localisation d'un récepteur satellite	156
II.1.2	Performance du système et amélioration possible	159
II.1.2.1	Fréquence	159
II.1.2.2	Précision	159
II.2	Mise en œuvre pour les GMCAO	160
III	UN LOCALISATEUR SANS CAPTEUR EXTERNE	161
III.1	Localisation par balayage LASER	161
III.1.1	Description d'un système particulier CODA MPX30	161
III.1.2	Mise en œuvre pour les GMCAO.	165
III.2	Localisation par mesure de directivités	166
III.2.1	Mesure globale	166
III.2.2	Mesure locale	168
IV	CONCLUSIONS	171
V	TABLE DES ILLUSTRATIONS	172

I Présentation

Dans ce sixième et dernier chapitre, nous allons présenter trois concepts sur lesquels des études ont été menées au sein du laboratoire.

Ces trois concepts de localisation présentent des solutions originales aux problèmes difficiles de la localisation dans le domaine médical, en terme plus particulièrement :

- De coût
- De simplicité
- D'encombrement
- De maniabilité

Le choix d'un localisateur optique par stéréovision passive pour autant adapté qu'il soit au domaine des G.M.C.A.O., n'en demeure pas moins améliorable. Deux problèmes majeurs ne sont en effet pas résolus par cette solution :

- La ligne de vue entre le bloc caméra et les corps rigides doit être libre.
- Les marqueurs ne doivent pas être altérés par exemple par une tâche de sang.

Nous avons essayé d'imaginer des concepts de localisation permettant de résoudre ces problèmes.

La première idée que nous allons présenter et qui vient lorsque l'on pense au problème de la ligne de vue est de ne plus utiliser la technologie optique. En particulier, les ondes électromagnétiques présentent l'avantage de passer à travers les tissus humains. Cette propriété fondamentale est très intéressante dans le cadre de la localisation médicale. Dans cette optique, nous allons détailler les principes généraux d'un localisateur couramment utilisé de nos jours par les navigateurs et dont le principe pourrait être applicable aux GMCAO : Le GPS.

Une autre solution que nous avons envisagée est de réfléchir à un moyen de s'affranchir du bloc caméra et pourquoi pas, de coupler les technologies optiques et magnétiques. La technologie optique fournissant des mesures robustes et précises mais pouvant être inutilisables en cas de mauvaise

configuration, et la technologie magnétique pouvant être imprécise mais permettant une localisation quelle que soit la configuration. Un tel système a été étudié et un prototype réalisé à partir de deux localisateurs du commerce par [11].

Le second paragraphe, présente deux solutions pouvant être appliquées pour s'affranchir du bloc caméra.

Le premier principe de localisation est basé sur une technologie optique sans caméra. Le second présente un concept générique de localisation pouvant être mis en place avec une technologie optique, magnétique, ultrasonore ou une hybridation de plusieurs de celles-ci.

II Un localisateur magnétique original

II.1 Global Positioning System [52, 81]

Le système de navigation par satellite GPS (pour Global Positioning System) est né il y a environ une trentaine d'années. A l'origine il s'agit d'un projet militaire américain qui souhaitait fabriquer un système permettant de localiser une balise éventuellement en mouvement à la surface de la Terre. Le projet initial US 'TRANSIT' renommé en NAVSTAR possédait son clone soviétique sous le nom de CICADA devenu aujourd'hui GLONASS [42].

Ces deux systèmes reposent sur deux constellations de 24 satellites chacune (Figure 2) suivant des trajectoires en rotation parfaitement connues autour de la Terre, et fournissent en temps réel la position de récepteurs satellites en tout point de la surface de la Terre excepté près des pôles (Figure 1).

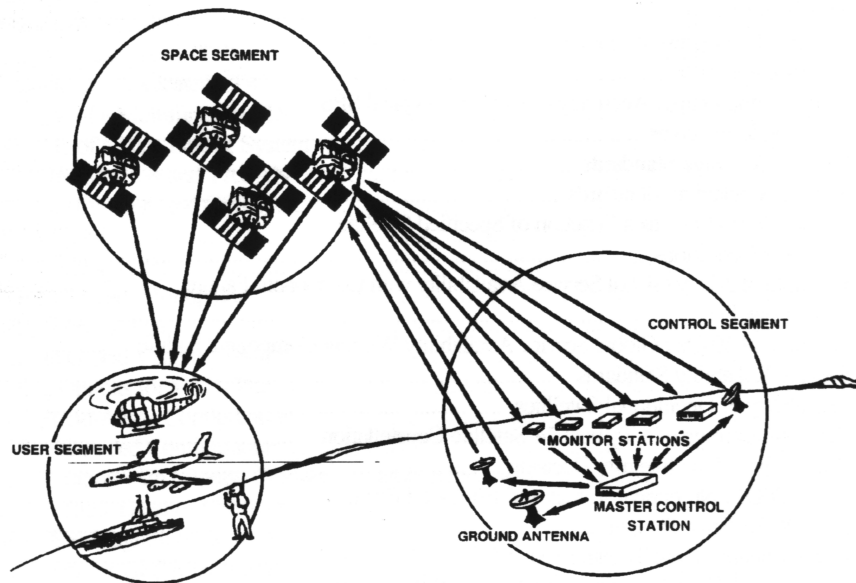


Figure 1 : Principe de fonctionnement d'un GPS

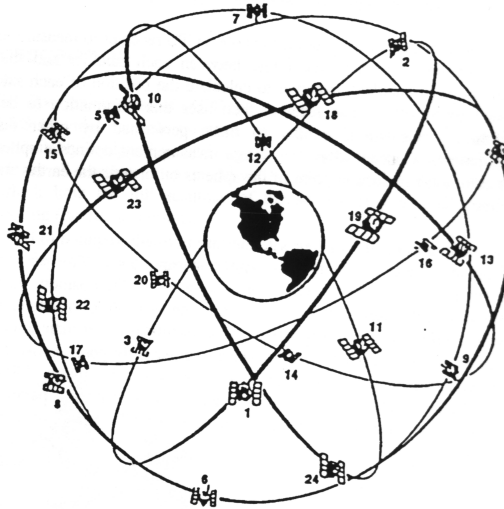


Figure 2 : Constellation des 24 satellites du système NAVSTAR

II.1.1 Principe de fonctionnement d'un GPS (système NAVSTAR)

L'idée générale de localisation d'un GPS, est la mesure du temps mis par un signal électromagnétique émis par un satellite et reçu par un récepteur.

En théorie, seulement trois satellites sont nécessaires afin de réaliser une localisation. Toutefois, dans le cadre d'une localisation précise, une quatrième variable est à déterminer et donc un quatrième satellite est nécessaire. Il s'agit de la valeur du biais fixe à chaque instant entre l'horloge interne du récepteur satellite et celle des satellites utilisés comme référence.

On se trouve devant un problème à quatre inconnues généralement notées (U_x, U_y, U_z) pour la position du récepteur dans un référentiel fixe lié à la Terre et C_B pour le biais.

II.1.1.1 Les signaux transmis

Dans le cas du système NAVSTAR, les satellites envoient en continu deux signaux classiquement appelés L1 et L2 et contenant pour L1 deux codes et pour L2 un seul. Ces deux codes (C/A pour Coarse Analysis et P pour Precise) sont définis de manière unique pour chaque satellite et permettent l'identification des satellites accrochés par le récepteur.

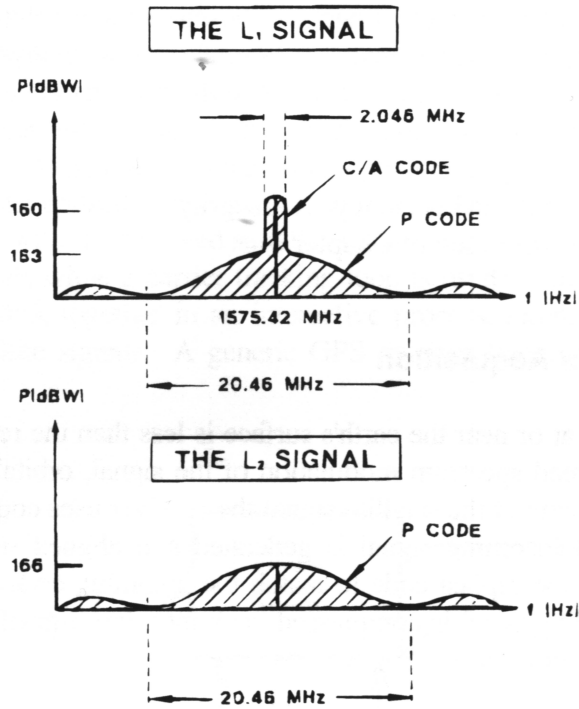


Figure 3 : Signaux L1 et L2

Le code C/A est un message, codé sur 1023 bits de manière pseudo-aléatoire cadencé à 1023MHz et répété toutes les millisecondes. La courte longueur du code C/A permet au récepteur d'accrocher rapidement le signal et aide le récepteur à la réception du code P.

Le code P est un signal pseudo aléatoire cadencé à 10,23MHz d'une durée de 267 jours, dont un segment de 7 jours unique à chaque satellite. A l'origine, le code P était crypté pour ne pas être utilisable par les récepteurs non militaires entraînant une importante dégradation de la précision. Ce cryptage a été supprimé, pendant l'année 2000 autorisant pour tous les récepteurs satellite la précision jusque là réservée aux usages militaires.

Sur ces deux codes est sur-imposé un message commun de navigation NAV à 50Hz comprenant des informations sur le temps de transmission du message, des informations permettant le traçage du code P à partir du code C/A, des informations sur l'état du satellite etc.... Le message de navigation n'est pas utile pour faire de la localisation, nous n'allons donc pas en parler. A titre d'information, on peut tout de même préciser qu'il s'agit d'un message découpé en 25 parties elles même découpées en 5 parties de 300bits chacune et que la réception complète des 25 composantes nécessite 1,25min.

La Figure 4 présente le processus de modulation des signaux L1 et L2

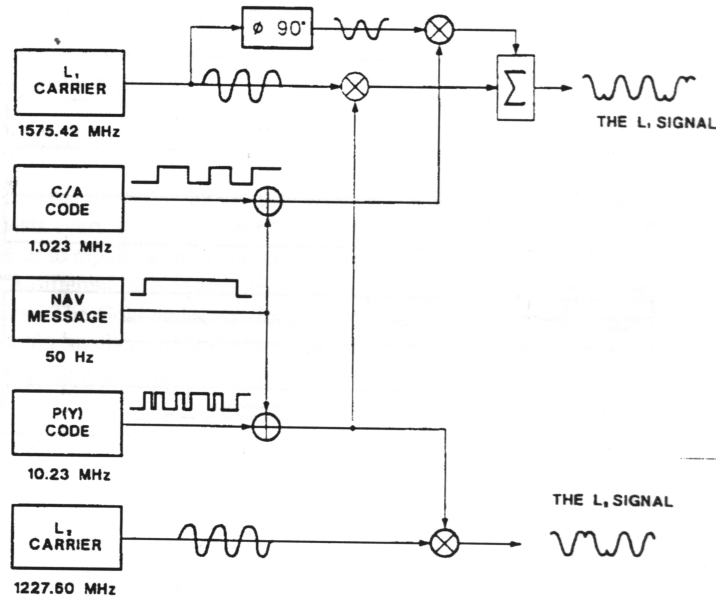


Figure 4 : Signaux satellites du système NAVSTAR

De sorte que L1 et L2 sont alors fournis par l'Équation 1 pour L1 en fonction de sa pulsation propre ω_1 déterminée à partir de la fréquence $T_1=1575,42\text{MHz}$, et l'Équation 2 pour L2 en fonction de sa pulsation propre ω_2 déterminée à partir de la fréquence $T_2=1227,50\text{MHz}$ de L2

$$\text{Équation 1 } L1(t) = NAV(t) (C/A(t) \cdot \cos(\omega_1 t + \theta) + P(t) \cdot \sin(\omega_1 t + \theta))$$

$$\text{Équation 2 } L2(t) = NAV(t) \cdot P(t) \cdot \cos(\omega_2 t + \theta)$$

II.1.1.2 Principe de localisation d'un récepteur satellite

La résolution du problème de localisation est présentée sur la Figure 5.

Une fois les satellites détectés et identifiés grâce aux deux codes C/A et P (séquences \blacktriangleright et \blacktriangleleft), le positionnement est obtenu grâce à la résolution d'un système possédant 4 inconnues et autant d'équations que de satellites visibles.

Grâce aux signaux L1 et L2 possédant un bit de début de séquence, le récepteur est capable de déterminer le temps mis par le signal pour arriver du

satellite au récepteur. (séquence \blacktriangleright) à partir d'une génération automatique des codes (User Set Code) par le récepteur au même instant que celui du satellite (Satellite C/A ou P Code) grâce à une horloge interne (séquence \blacktriangleright et \blacktriangleright). Le récepteur compte le nombre de coups d'horloge Δi entre le signal du satellite et celui généré par le récepteur et le converti en un écart temporel ΔT pour chacun des satellites accrochés. Cet écart temporel correspond à une pseudo-distance R , la vitesse de la propagation de l'onde électromagnétique c étant connue (vitesse de la lumière) et supposée constante.

La séquence \blacktriangleright est la mise en équation du problème. Les variables sont les trois coordonnées (U_x, U_y, U_z) de la position du récepteur et la valeur C_B du biais correspondant à l'écart de synchronisation entre les horloges du récepteur et celle des satellites. Les équations sont celles de sphères centrées sur le récepteur et passant toutes par le satellite, dont la position fournie est parfaitement connue à chaque instant grâce à un éphéméride contenu dans le message de navigation décodé par le récepteur et remis à jour toutes les 2 heures.

Par exemple pour le satellite 1, si on suppose une pseudo distance R_1 , une position (X_1, Y_1, Z_1) exprimée dans le même référentiel que la position (U_x, U_y, U_z) du récepteur, le lieu de la position du récepteur est fourni par l'Équation 3.

$$\text{Équation 3 } (X_1 - U_x)^2 + (Y_1 - U_y)^2 + (Z_1 - U_z)^2 = (R_1 - C_B)^2$$

En résolvant le système formé par les n équations similaires à l'Équation 3 et fourni par les informations des n satellites ($n \geq 4$) accrochés, on trouve les valeurs de (U_x, U_y, U_z) dans un référentiel lié à la Terre.

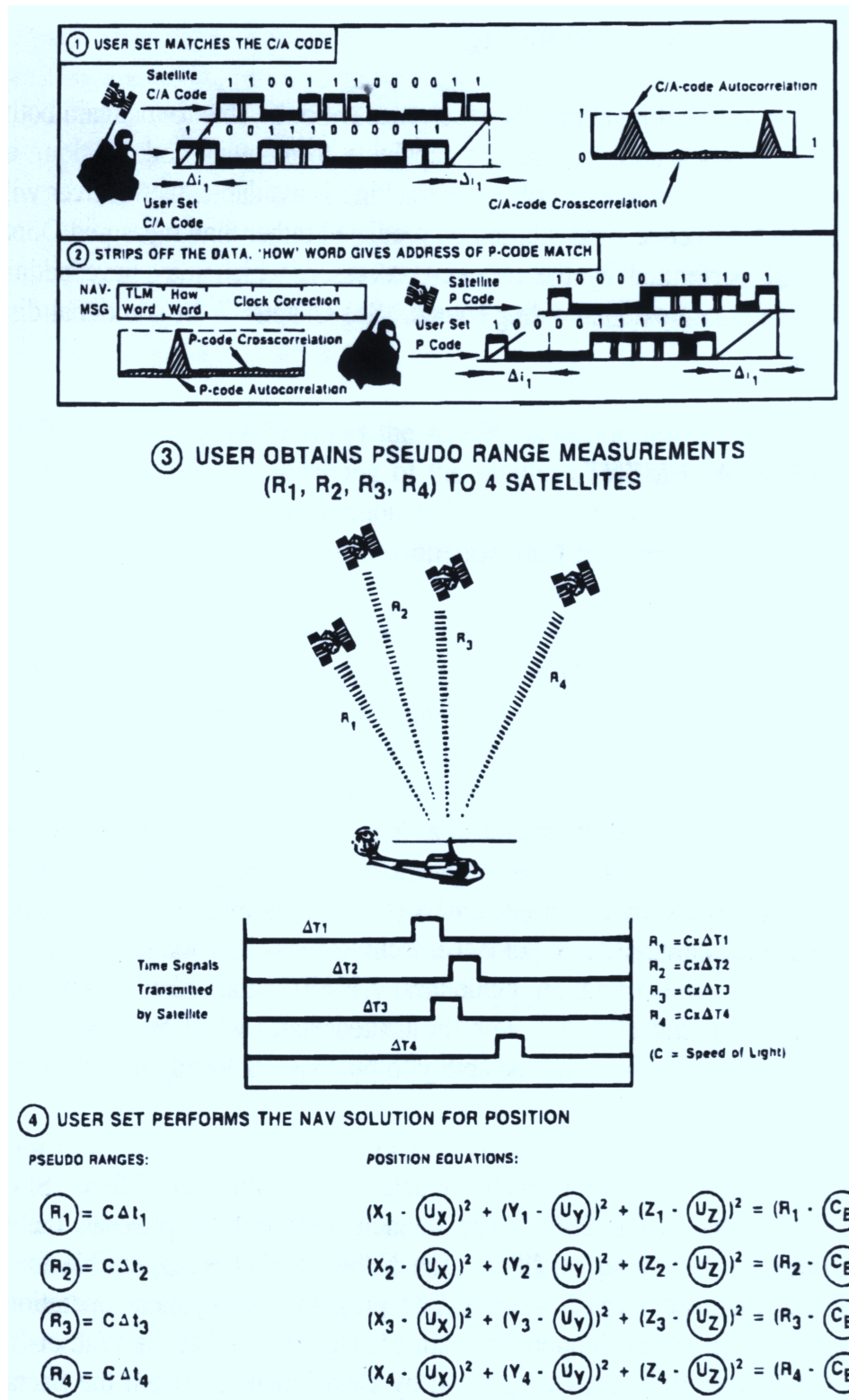


Figure 5 : Fonctionnement détaillé d'un récepteur GPS

II.1.2 Performance du système et amélioration possible

II.1.2.1 Fréquence

Classiquement les systèmes GPS permettent d'atteindre une fréquence de positionnement de 10Hz.

II.1.2.2 Précision

La précision obtenue varie beaucoup en fonction de la qualité du signal capté par le récepteur. Typiquement, si l'on utilise aucun artifice pour l'améliorer, il est courant d'obtenir une précision dépassant les 10 mètres. Lorsque l'on parle de précision dans le cadre des GPS, cela signifie que l'on assure que dans $n\%$ des mesures, le triplé (U_x, U_y, U_z) est fourni à la précision désirée. Typiquement dans la littérature, on trouve une précision de 13mètres dans 95% des cas lorsqu'on utilise les codes P et C/A (signaux L1 et L2) et une précision comprise pouvant atteindre 23m si on utilise seulement le code C/A (signal L1 seul). [46]

Il existe toutefois deux méthodes que nous allons décrire très succinctement permettant d'améliorer très significativement la précision dans les trois directions de l'espace. En utilisant l'une ou l'autre de ces méthodes, il est possible d'obtenir une précision de l'ordre de quelques mètres dans les trois directions.

Il existe deux sources principales de bruit sur les mesures. La première est due au passage dans les couches successives et en particulier l'ionosphère et la seconde liée aux composants électroniques.

Le premier moyen mis en place pour diminuer l'influence des différentes sources de bruits sur les signaux, est d'utiliser un filtrage de Kalman. Il s'agit en fait de la détermination récursive d'un estimateur du bruit à partir d'un modèle de bruit blanc gaussien associé au capteur utilisé.

Le second moyen consiste à utiliser des balises fixes afin de faire des mesures différentielles. On parle dans ce cas là de GPS différentiel. Le principe est décrit sur la Figure 6 et consiste en la correction de la position grâce à des balises dont la position est connue. Celles-ci envoient aux récepteurs GPS proches, les corrections à faire sur les positions mesurées. Un tel système corrige une part importante des erreurs. En particulier, il permet de corriger les problèmes liés à l'ionosphère et à la troposphère qui influent sur la vitesse de propagation des ondes, ceux liés à une mauvaise position du satellite à partir de l'éphéméride, et enfin il permet de corriger les problèmes liés à l'horloge interne des satellites.

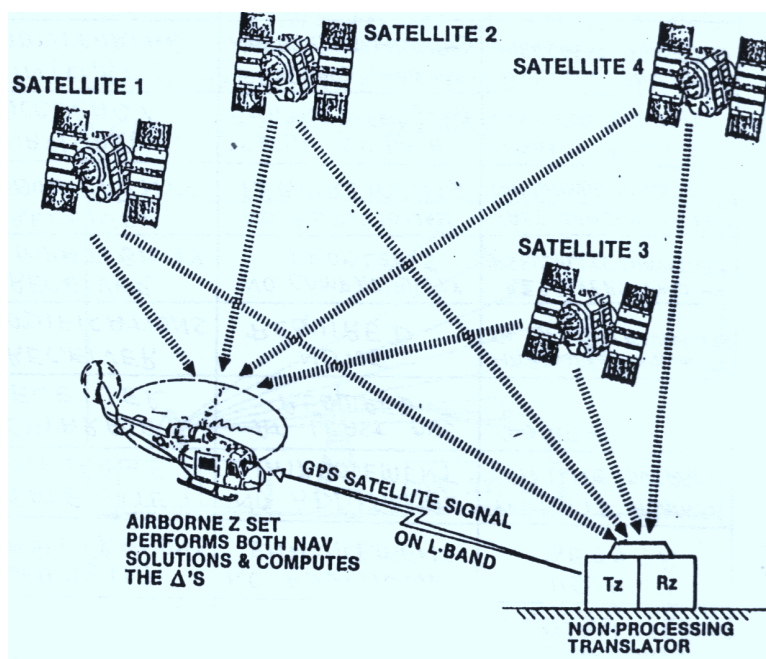


Figure 6 : GPS différentiel

II.2 Mise en œuvre pour les GMCAO

Le principe du GPS, peut être utilisé dans le cadre de la localisation pour la chirurgie.

Compte tenu du rapport important entre le champ de travail du système GPS, et celui d'une salle d'opération, il est tout à fait raisonnable d'imaginer une précision très satisfaisante. La plupart des erreurs importantes sur le GPS étant dues à une non homogénéité des milieux à travers lesquels les ondes se propagent, la robustesse d'un tel concept semble adapté aux exigences des G.M.C.A.O.

Un travail de DEA effectué en collaboration avec le laboratoire IRESTE de Nantes, a montré la validité du concept, et a permis de tracer les grandes lignes à suivre, en proposant une réalisation à 10GHz fournissant dans les conditions expérimentales une précision de 0,74mm [46]. L'évolution des technologies en matière d'antennes émettrices et/ou réceptrices est aussi un facteur déterminant quant à la faisabilité d'un tel système. [50] Le point le plus crucial est de savoir quelle peut-être l'influence d'objets parasitants les ondes électromagnétiques voire les dévient, l'exemple typique est le champ magnétique créé par la rotation d'un moteur de perceuse.

III Un localisateur sans capteur externe

III.1 Localisation par balayage LASER

Nous allons décrire dans ce paragraphe un moyen original qui a été développé pour obtenir à faible coût des mesures angulaires à très haute précision.

Cette technologie mise en place dans la fin des années 80 pour le domaine militaire (suivi du casque de pilote [45]), et pour l'étude du suivi du mouvement de corps humain [75], présente l'avantage de se passer d'un système d'acquisition vidéo complexe de type caméra, d'utiliser des marqueurs totalement passifs et d'obtenir de très bonnes précisions.

III.1.1 Description d'un système particulier CODA MPX30

Le principe générique de la mesure par balayage LASER est d'utiliser un plan lumineux (eg plan LASER) tournant à vitesse constante. La mesure temporelle de la détection d'un marqueur fournit une mesure angulaire sur la position du marqueur. Dans le cas de la Figure 7 où le balayage se fait entre les angles α_{\min} et α_{\max} , la mesure angulaire (α_{courant}) est simplement donnée par une sinusoïde du type de celle présentée Figure 8 lorsque $\alpha_{\min} = -60^\circ$ et $\alpha_{\max} = 60^\circ$.

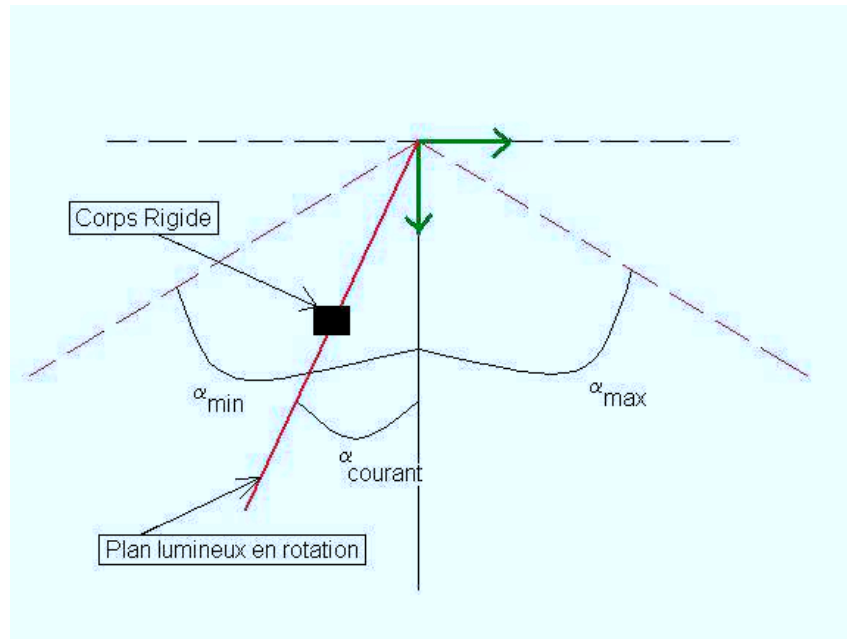


Figure 7 : Principe du localisateur à balayage
LASER

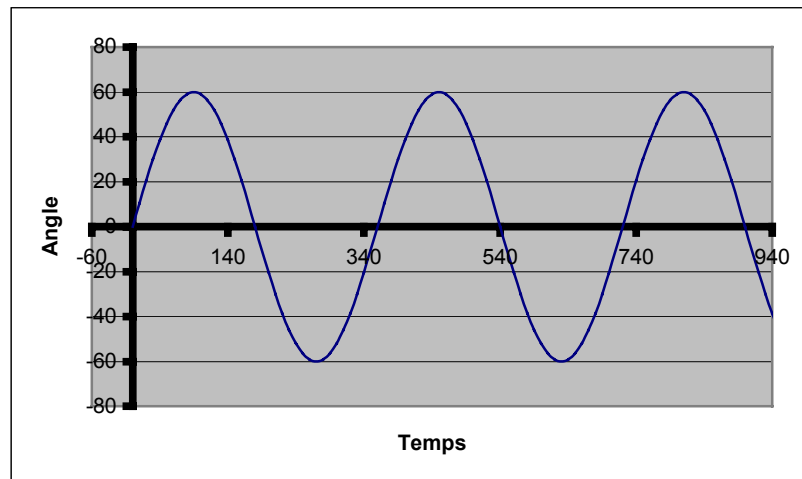


Figure 8 : Correspondance temps/mesure
angulaire pour un localisateur à balayage

La mesure temporelle se fait de manière relativement simple grâce à un corps rigide rétro-réfléchissant. Lorsque le faisceau atteint le corps-rigide, la lumière est ré-émise et est détectée par un capteur simple, typiquement une

simple photodiode est suffisante grâce à une simple lame semi-réfléchissante. Le temps est mesuré en synchronisant un compteur sur le début du cycle de rotation du faisceau et en lisant à chaque front montant ou descendant en sorti de la photodiode (Figure 9).

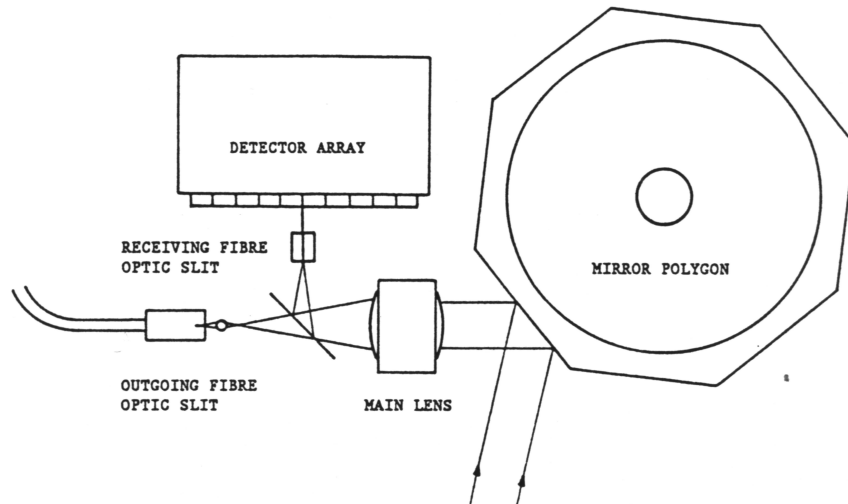


Figure 9 : Émission et détection du signal lumineux

Les trois miroirs tournant fournissent alors trois mesures angulaires permettant de calculer trois plans passant par le corps rigide que l'on cherche à détecter. Il suffit alors de résoudre un système très simple de trois équations (celles des trois plans ramenées à un référentiel commun au localisateur) à trois inconnues (les coordonnées du corps rigide dans le référentiel où sont exprimés les trois plans).

On se place dans le cas de la Figure 10. On dispose trois sources lumineuses planaires équidistantes (distance D entre chacune d'entre elles). Les deux sources latérales tournent autour de l'axe Y du référentiel qui leur est associé et la source centrale tourne autour de l'axe Z de son référentiel. On se rapportera toujours au référentiel absolu Ref_{abs} qui est également le référentiel associé à la source centrale Ref_2 . La matrice permettant de passer d'un point de coordonnées exprimées dans Ref_1 ou Ref_3 ne contient qu'une composante de translation selon l'axe des X (D ou $-D$ correspondant à la distance de la source considérée par rapport à la source centrale).

On cherche à déterminer les coordonnées (X,Y,Z) du marqueur dans Ref_{abs} . Celles-ci sont déterminées par la résolution du système formé par l'équation des trois plans (P1), (P2) et (P3) obtenue à partir de la mesure de α_1 α_2 α_3 .

Une normale au plan (P1) (resp (P3)) est $\vec{n}_1 = \begin{pmatrix} -\cos(\alpha_1) \\ \sin(\alpha_1) \\ 0 \end{pmatrix}$ (resp. $\vec{n}_3 = \begin{pmatrix} \cos(\alpha_3) \\ \sin(\alpha_3) \\ 0 \end{pmatrix}$) exprimée dans Ref_{abs} et, le plan (P1) (resp (P3)) passe par le point O_1 (resp O_3).

Une normale au plan (P2) est $\vec{n}_2 = \begin{pmatrix} 0 \\ -\cos(\alpha_2) \\ \sin(\alpha_2) \end{pmatrix}$ et le plan (P2) passe par l'origine de Ref_{abs} .

Le système à résoudre pour obtenir les coordonnées (X,Y,Z) du marqueur est donc (Équation 4) :

$$\text{Équation 4} \quad \begin{cases} -\cos(\alpha_1)X + \sin(\alpha_1)Y = -D \cos(\alpha_1) \\ -\cos(\alpha_2)Y + \sin(\alpha_2)Z = 0 \\ \cos(\alpha_3)X + \sin(\alpha_3)Y = D \cos(\alpha_3) \end{cases}$$

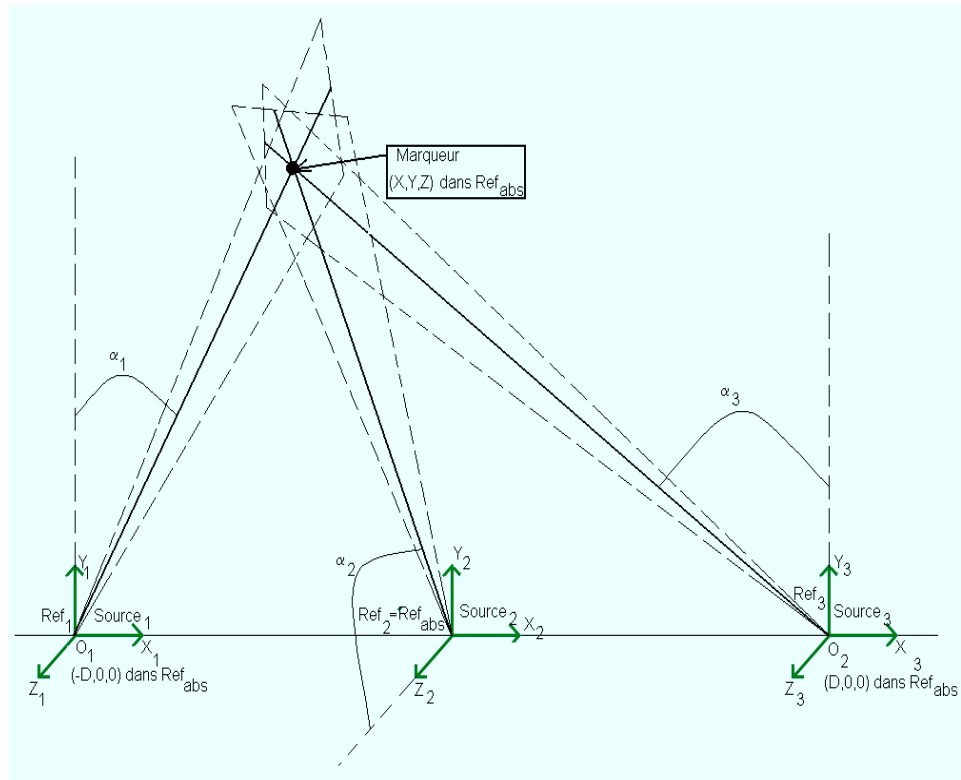


Figure 10 : Résolution du problème mathématique de localisation par balayage

III.1.2 Mise en œuvre pour les GMCAO.

Le principe décrit ci dessus peut être appliqué pour les GMCAO quasi directement. A l'époque du développement et de la commercialisation du CODA MPX30, le domaine de la chirurgie assistée par ordinateur n'existait pas, et l'utilisation d'un faisceau lumineux en lumière visible est un problème majeur, que l'existence des diodes LASER émettant aujourd'hui dans le proche IR, peut résoudre facilement.

Nous avons travaillé à une nouvelle mise en place d'un tel système [24]. Le protocole réalisé, très comparable à celui présenté sur la Figure 9 consiste à envoyer sur un miroir tournant un plan LASER obtenu par une diode LASER munie d'une optique sphéro-cylindrique. La mesure du temps de rotation se fait par la détection d'un front montant en sortie d'une photodiode (équivalent du 'detector array' de la Figure 9). L'estimation de l'erreur sur la distance à partir de la répartition des erreurs temporelles fournit une précision variant de 1 millimètre à quelques millimètres en fonction de la photodiode utilisée. Compte tenu des conditions défavorables des expériences qui n'ont pas été réalisées sur un banc d'optique et ont donc été sujettes à des mouvements parasites, les résultats obtenus sont très encourageants et le

principe mériterait d'être mis en place sur un banc d'optique puis testé en 3 dimensions.

Une autre voie pour utiliser ce concept va être décrite dans le paragraphe suivant qui décrit un concept original et générique de localisation pouvant être mis en œuvre de manière relativement indépendante de la technologie.

III.2 Localisation par mesure de directivités

Le concept que nous allons décrire dans ce paragraphe a été étudié pour fournir une réponse globale aux problèmes du domaine de la chirurgie assistée par ordinateur, tels que nous les avons décrits dans ce manuscrit.

Principalement, la démarche qui a conduit à ce concept, a été à la fois de supprimer la contrainte forte de ligne de vue, et le problème de l'obstruction d'un ou plusieurs marqueurs pouvant dans les cas critiques rendre impossible l'utilisation du localisateur.

Le concept détaillé dans [25] va être résumé dans ce paragraphe. Il repose sur la mesure de directivité localement entre corps rigide [13] et fournissant par triangulation une localisation globale de tous les corps-rigides présents.

III.2.1 Mesure globale

Le principe est décrit par la Figure 11.

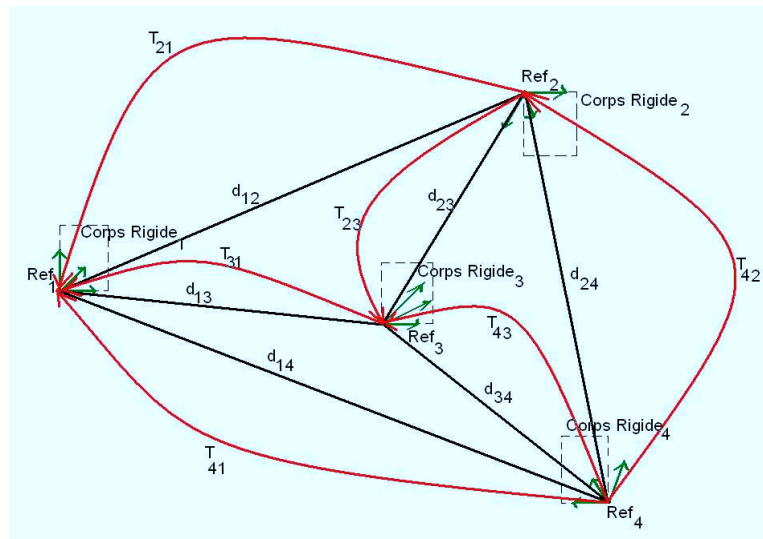


Figure 11 : Principe du concept de localisation par mesure de directivités

Il nécessite au moins trois corps rigides. Si l'on est capable de fournir pour chaque paire de corps rigides, la direction de la droite les joignant dans le cas général où les trois corps rigides ne sont pas alignés, on est capable de localiser les trois corps rigides entre eux. Il est important de noter que l'on fait une localisation relative, ne nécessitant pas comme dans le cas d'un localisateur classique par stéréovision un référentiel absolu lié au localisateur. Ceci influe de manière très positive sur la précision, puisqu'on ne cherche plus à obtenir une précision ϵ par rapport à une distance supérieure à 1 m (distance entre les corps rigides et le bloc caméra) mais cette même précision ϵ par rapport à 30 ou 40cm (distance maximum entre les corps rigides).

Imaginons que l'on se place dans le cas de la Figure 11 où l'on ne disposerait pas du corps rigide 4. On prend comme référence le corps rigide 1 et son référentiel associé R_1 . Les inconnues sont les 2×6 éléments des matrices T_{21} et T_{31} de passage permettant de passer de R_2 à R_1 et R_3 à R_1 . Soient O_2 et O_3 les origines des référentiels R_2 et R_3 . On sait lorsque la triangulation est réalisée que le système Équation 5 est vrai. Il suffit alors de ramener les équations des droites dans le référentiel R_1 grâce aux matrices T_{21} et T_{31} . En effet, les différentes droites d_{ij} ne sont connues que dans les référentiels qui sont liés aux corps rigides qui les joignent, c'est-à-dire R_i et R_j . (d_{13} est connue dans R_1 et R_3 , d_{23} dans R_2 et R_3 et d_{12} dans R_1 et R_3).

Équation 5

$$\begin{cases} O_1 \in d_{13} \\ O_1 \in d_{12} \\ O_2 \in d_{12} \\ O_2 \in d_{23} \\ O_3 \in d_{13} \\ O_3 \in d_{13} \end{cases}$$

Dans le cas le plus simple (3 corps rigides dont un pris en référence, et trois relations), le problème comporte alors un nombre théorique suffisant de relations pour être résolu. Dans le cas général où on utilise n corps rigides, on cherche à déterminer $6 \cdot (n-1)$ inconnues (les six éléments (trois translations et trois rotations) composant les matrices de passage des référentiels associés aux différents corps rigides par-rapport à celui de référence). Le nombre maximum de relations entre les différents corps rigides est C_n^2 de sorte que si l'on regarde la courbe de la Figure 12 représentant la fonction $n \rightarrow C_n^2 - 6 \cdot (n-1)$ c'est-à-dire la redondance d'informations disponibles, on se rend compte que le manque d'une relation peut ne pas être problématique à condition de disposer de suffisamment de corps rigides. D'une manière générale, l'augmentation du nombre de corps rigides a une influence très positive sur la robustesse des mesures, il vient donc naturellement à l'idée de

rajouter dans la scène des corps rigides artificiels ne servant qu'à améliorer la structure et la robustesse des mesures. On peut ainsi imaginer un corps rigide sur les lunettes du chirurgien suivant la direction du regard ce qui peut permettre la mise en œuvre de manière plus simple de lunettes de réalité virtuelle ou augmentée. Un autre moyen d'ajouter un corps rigide potentiellement utile est de le fixer à un menu tactile permettant de se passer d'une interface de commande (en général une pédale deux ou trois boutons) pour naviguer dans les différentes phases d'utilisation du logiciel de GMCAO (palpage, suivi de trajectoire, calibrage etc...).

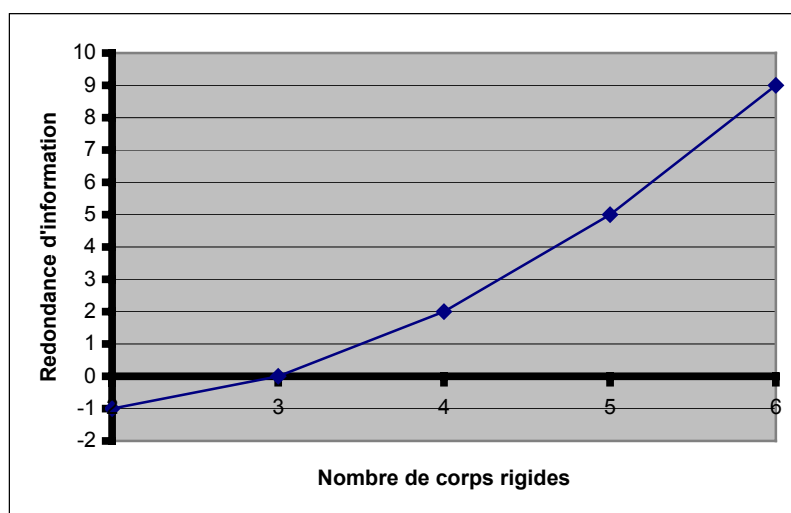


Figure 12 : Redondance des mesures

III.2.2 *Mesure locale*

Localement, le problème est de fournir une mesure de direction entre les corps-rigides.

De par sa définition, le principe présenté au paragraphe III, fournit une mesure de directivité. Tel qu'il est mis en œuvre dans le système CODA, il est inapplicable du fait du volume de travail. Toutefois, la miniaturisation des procédés mécaniques de rotations de type micro-moteur ou micro-miroirs vibrants équipant une nouvelle génération d'écran, permet raisonnablement d'imaginer qu'une localisation par balayage pourrait permettre de fournir les informations de directions dont nous avons besoin.

Un autre moyen de réaliser de telles mesures de directivité, consiste à utiliser un appariement entre un émetteur de signal directionnel et son récepteur associé. Il est important ici de noter que ce principe est totalement indépendant du signal émis. Celui-ci peut être de la lumière, un signal acoustique ou bien encore une onde émise par une antenne. Dans la pratique

pour qu'un tel système fonctionne, il faut utiliser à la surface des corps rigides suffisamment d'émetteurs et de récepteurs pour être capable de balayer tout l'espace et suffisamment directionnels pour fournir une information de direction.

Plus précisément, la mesure de direction sera de deux types :

- une localisation grossière fournie par l'angle correspondant aux récepteurs qui reçoivent le signal (Figure 13). Chaque récepteur étant dirigé dans une direction privilégiée. Dans le cas de la Figure 13, le signal est reçu par le récepteur r_3 , on sait donc que grossièrement, l'émetteur se trouve dans la direction θ_1 par rapport au référentiel Ref_{CR} associé au corps rigide sur lequel se trouve les récepteurs

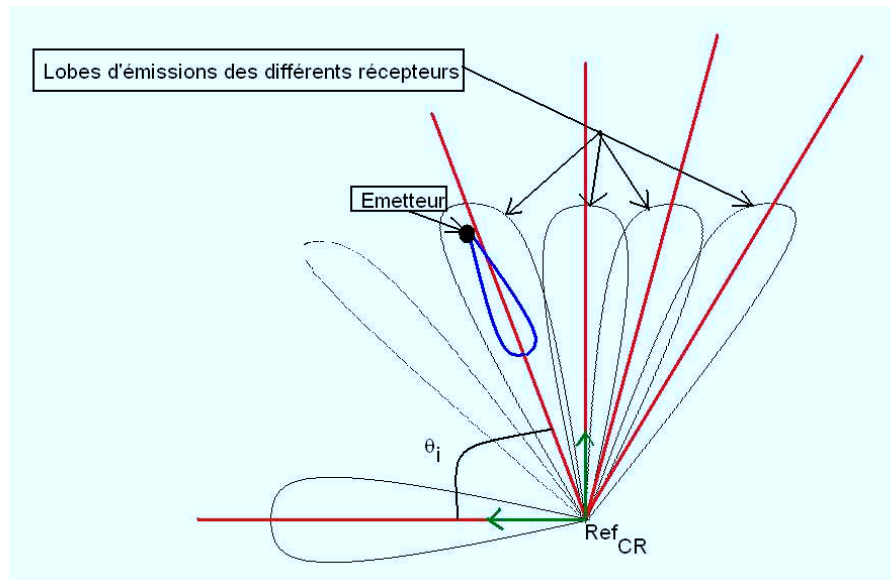


Figure 13 : Principe local de mesure par lobes directifs, localisation grossière

- une localisation fine, dont le principe est celui de la Figure 14. Considérons le cas où le signal émis par l'émetteur est détecté par les deux récepteurs r_1 et r_2 . L'intensité I du signal est fonction de la distance r entre la source et le récepteur et de l'angle α par rapport à la direction principale d'émission et s'écrit généralement sous la forme $I = I_0 \cdot \frac{1}{r^2} \cdot f(\alpha)$. Dans le cas où la distance D entre les deux récepteurs est suffisamment petite pour

considérer que $r_1=r_2$ et $\alpha_1=\alpha_2=\alpha$, le rapport des intensités I_1 et I_2 reçues par les deux récepteurs ne dépend alors que de α .

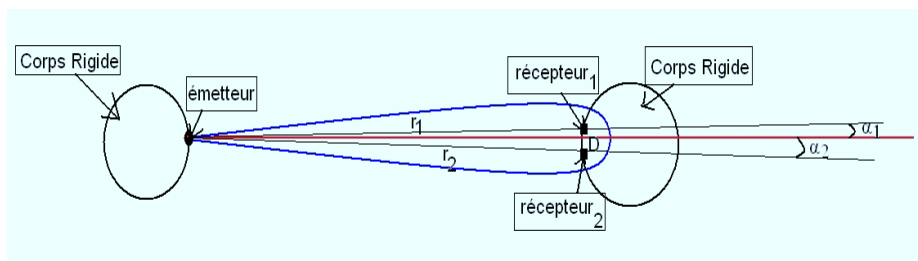


Figure 14 : Principe local de mesure par lobes directifs, localisation fine

Ce type de mesure existe déjà sur des localisateurs utilisés pour les jeux vidéo en utilisant au choix, des technologies optiques ou ultrasonores [43]. Nous avons validé l'ensemble de l'étude présentée ci-dessus à l'aide d'un couplage émetteur(LEDs)/récepteur(Photodiodes) optiques [25]. Ce prototype bien qu'unidimensionnel a fourni deux résultats intéressants :

- i. Validation du modèle : l'erreur entre les mesures théoriques et mesures expérimentales est inférieure à 2% de la valeur théorique.
- ii. Sensibilité de détection de mouvement de l'ordre du millimètre.

Ce prototype bien qu'optique et unidimensionnel peut aisément être applicable et même couplé éventuellement avec des récepteurs/émetteurs d'ondes électromagnétiques du type de celles décrites dans le paragraphe II. Le paragraphe III quant à lui, permet d'imaginer un troisième type de corps rigide applicable au concept décrit de mesures par directivités mais présente l'avantage de proposer une solution avec des marqueurs totalement passifs.

IV Conclusions

Ce chapitre a présenté trois concepts très novateurs de localisation. Ces concepts ont été développés à la suite de l'étude des localisateurs dans le domaine chirurgical.

En particulier ils fournissent deux réponses compatibles au problème dont nous avons largement parlé qui est la nécessité pour les systèmes optiques d'avoir une ligne de vue libre entre les caméras et les marqueurs qu'ils localisent.

Deux solutions sont envisageables pour s'affranchir de cette contraintes et ont été présentées, la première consiste à utiliser un signal peu sensibles aux obstacles classiquement rencontrés en salle d'opération. Typiquement, il s'agit d'un tissu ou d'une partie du corps humain. Un signal compatible avec cette définition est comparable à celui utilisé par le système de positionnement GPS. Des travaux ont été effectués au sein du laboratoire pour adapter ce système au volume spécifique d'une salle d'opération et a fourni des résultats très satisfaisants.

Le second axe de recherche que nous avons proposé pour résoudre le problème de la ligne de vue est de s'affranchir de centrale externe. Pour cela nous avons travaillé longuement sur un nouveau concept de localisateur dont les mesures seraient localement des mesures de directivités et fournissant une localisation globale des corps rigides entre eux à l'aide d'une modélisation géométrique de l'ensemble des contraintes locales. Cette démarche est issue du constat simple de 'l'inutilité' de la centrale externe. En effet, dans toutes les applications de chirurgie assistée par ordinateur, la localisation des corps rigides est toujours relative à un autre corps rigide et non à la centrale.

Un travail important de modélisation et de spécification de ce concept a été réalisé. Le point important du concept présenté ici, est qu'il est totalement indépendant du choix de la technologie utilisé pour la mesure locale. Ainsi tout principe technologique fournissant une mesure de direction est a-priori intégrable. Nous avons proposé deux méthodes pour obtenir l'information local de directivités, une par balayage d'un plan lumineux (mesure temporelle) et une seconde par mesure de l'intensité d'un signal. L'idée du couplage de plusieurs technologies pour profiter des aspects positifs de chacune prend ici tout son sens. En particulier, l'utilisation de signaux à la fois optiques pour la précision des mesures et magnétiques pour améliorer la stabilité de la mesure en cas d'occlusion du signal optique, est particulièrement intéressante mais reste à être mise en place...

V Table des illustrations

<i>Figure 1 : Principe de fonctionnement d'un GPS</i>	153
<i>Figure 2 : Constellation des 24 satellites du système NAVSTAR</i>	154
<i>Figure 3 : Signaux L1 et L2</i>	155
<i>Figure 4 : Signaux satellites du système NAVSTAR</i>	156
<i>Figure 5 : Fonctionnement détaillé d'un récepteur GPS</i>	158
<i>Figure 6 : GPS différentiel</i>	160
<i>Figure 7 : Principe du localisateur à balayage LASER</i>	162
<i>Figure 8 : Correspondance temps/mesure angulaire pour un localisateur à balayage</i>	162
<i>Figure 9 : Émission et détection du signal lumineux</i>	163
<i>Figure 10 : Résolution du problème mathématique de localisation par balayage</i>	165
<i>Figure 11 : Principe du concept de localisation par mesure de directivités</i>	166
<i>Figure 12 : Redondance des mesures</i>	168
<i>Figure 13 : Principe local de mesure par lobes directifs, localisation grossière</i>	169
<i>Figure 14 : Principe local de mesure par lobes directifs, localisation fine</i>	170

CONCLUSIONS & PERSPECTIVES

I Conclusions

Le développement du domaine des gestes médicaux chirurgicaux assistés par ordinateur, a mis en évidence le besoin de développer des outils spécifiques. Le problème de la localisation est ici caractéristique de ce besoin.

Cette thèse a proposé une nouvelle approche pour l'étude complète du problème de la localisation. Nous avons appréhendé le problème de la localisation de façon à fournir une réponse totalement adaptée au contexte.

A partir d'une étude préliminaire des besoins spécifiques au domaine, nous avons défini un ensemble de critères tant qualitatifs, dans les Chapitres 1 et 3, que quantitatifs dans le Chapitre 2 où un protocole d'évaluation de la précision des localisateurs pour la chirurgie a été défini et appliqué sur les quatre systèmes les plus utilisés. Ce protocole a été développé dans l'optique de fournir des tests simples à réaliser, compatible avec toutes les technologies existantes, et fournissant des résultats directement interprétable en terme d'adéquation d'un localisateur au domaine. Nous avons ainsi évalué les quatre localisateurs optiques les plus utilisés en chirurgie et il a été cité à de nombreuses reprises par des fabricants de localisateurs.

Ces deux parties fournissent une base théorique et pratique à la localisation dans le domaine de la chirurgie, et mettent en évidence des besoins ergonomiques sur la forme des cibles à localiser ou bien sur le choix des matériaux qui doivent en particulier être stérilisables. Nous avons également mis en évidence un ensemble de critères quantifiables sur la précision ou bien encore de volume de travail à couvrir afin d'être utilisables pour le large ensemble des applications existantes.

Ces critères et l'étude de l'adéquation au domaine des localisateurs les plus couramment rencontrés en chirurgie nous a conduit à réfléchir à un nouveau système de localisation dédié à la chirurgie, en effet, aucun des systèmes actuellement existants ne répond totalement à tous les critères définis dans les premiers chapitres de cette thèse.

Même si répondre à tous les critères d'ergonomie, de précision de visibilité dans son ensemble semble difficile à obtenir, des solutions simples sont envisageables pour améliorer les systèmes existants et diminuer le coût global du système. Nous avons en effet constaté que les solutions optiques utilisés classiquement et couramment en chirurgie assistée par ordinateur (plus de 1500 systèmes optiques installés) fournissaient une réponse globalement acceptable. Des concepts très originaux de localisation détaillés dans le Chapitre 6 ont montré qu'en l'état actuel des technologies et des besoins, il était difficile et inutile de proposer une solution supérieure. Nous nous sommes donc focalisés sur les points les plus problématiques de la

technologies optiques afin de proposer une évolution de celle-ci corrigeant ses points les plus faibles. Nous nous sommes tout particulièrement intéressé aux problèmes spécifiques :

- du coût.
- de la précision, celle-ci pouvant être insuffisante pour certaines applications exigeantes.
- de l'ergonomie, certaines configurations géométriques du Polaristm sont en effet ambiguës et rendent le localisateur inutilisable.

Cette thèse présente deux prototypes qui ont été développés dans ce but et tous deux basés sur une plate-forme commune de type stéréovision, c'est-à-dire utilisant deux caméras CCD sur lesquelles sont repérés les corps rigides afin d'en déterminer leur position par triangulation. Ces deux systèmes ont été étudiés pour répondre en particulier aux contraintes de coût et d'ergonomie d'utilisation.

Le premier prototype utilise des marqueurs de types sphères ou disques très comparables au système Polaristm commercialisé par Northern Digital Inc qui est l'un des systèmes les plus utilisés. Ce prototype a été mis en place pour appréhender directement, les problèmes pratiques lié à ce type de localisateur.

Il a entre autre, permis de confirmer les résultats obtenus lors de l'évaluation concernant d'importantes carences au niveau de l'utilisation. En effet, de nombreuses configurations des corps rigides peuvent être ambiguës et rendent ainsi impossible une localisation. Ce problème peut partiellement être résolu à l'aide d'outil logiciel de traitement d'images pour l'identification et l'appariement des corps rigides, mais nécessite des algorithmes complexes ne fournissant pas toujours une réponse satisfaisante.

Le second prototype que nous proposons utilise largement les résultats et l'expérience acquise pour le développement du premier prototype afin d'améliorer les performances du système. En particulier, il a été étudié pour apporter une solution élégante et original aux problèmes (complexité des algorithmes logiciel et ambiguïté de certains configuration spatiales) liés à l'utilisation de marqueurs ponctuels.

L'idée principale, est de fournir, non plus une information ponctuelle (un point par marqueur) mais une information de direction à partir de marqueur linéaire. Chaque marqueur peut fournir à partir d'un très petit nombre de pixels (quelques dizaines) une bonne estimation de sa direction, en utilisant

plusieurs marqueurs avec des géométries simples (en T, L ou Y par exemple), on détermine la position en 6 dimensions du corps rigide.

Cette thèse présente donc, l'ensemble des algorithmes que nous avons mis en place pour permettre la détection des marqueurs dans les images, et les méthodes d'appariements que nous avons implémentées afin de réaliser l'identification de chaque marqueur sur les deux images. Un important travail a été effectué sur la phase d'appariement/identification des marqueurs pour laquelle l'utilisation d'invariants projectifs de type birapport a finalement été abandonné pour une solution plus simple et meilleure compte tenu de la géométrie particulière de la scène. Celle-ci repose sur un codage des marqueurs par un code barre à trois bandes (rapport de Thalès).

Pour les deux prototypes, la localisation en 6 dimensions se fait à partir d'un algorithme de recalage points 3D/droites 3D développé au sein du laboratoire et adapté à nos besoins. Le recalage est réalisé par la minimisation par la méthode de Levenberg-Marquardt d'une fonction de coût estimant la distance entre le nuage de point 3D et l'ensemble de droite 3D sur lequel on veut le recalcer.

De très bons résultats préliminaires ont été obtenus, l'utilisation de marqueurs linéaires permet outre de limiter les ambiguïtés, de simplifier de manière très importante le traitement des images, en effet peu de perturbations (de types réflexions parasites) sont assimilables à de 'vrais' marqueurs.

Les premiers résultats concernant la précision sont très encourageants, l'ensemble des tests que nous avons effectué fournissent des résultats inférieures au millimètres, mais l'état d'avancement des prototypes ne nous a pas permis de suivre le protocole d'évaluation définie au Chapitre 2 et qui permettra précisément de comparer les localisateurs LOCAS et les localisateurs existants en particulier le Polaristm.

II Perspectives

Le travail présenté dans cette thèse, se veut le premier pas vers la réalisation d'un localisateur dédié au domaine de la chirurgie. Nous avons présenté largement et en détail les besoins et les contraintes du domaine et proposé deux solutions qu'il reste à finaliser en suivant quelques pistes tracées à la fin du Chapitre 5.

Compte tenu des résultats obtenus, un produit complet et fini pourra être rapidement intégré à une application particulière, mettant ainsi en évidence ses points forts et ses points faibles. Parmi ceux-ci, en particulier, demeure celui du besoin d'une ligne de vue libre entre les caméras et les marqueurs.

Nous avons proposé dans le dernier chapitre, quelques concepts originaux de localisation permettant de répondre en particulier à ce problème. L'évolution des technologies aussi bien optique que mécanique ou que magnétique, va sans doute permettre de mettre en œuvre certains des concepts présentés dans les années futures et probablement, le localisateur de demain sera un couplage de différentes technologies afin de bénéficier des points forts de chacun, typiquement, un couplage optique (pour la précision) et magnétique (pour la qualité du signal qui traverse de nombreux matériaux et en particulier les tissus du corps humain).

L'écran étant très vraisemblablement remplacé rapidement par des lunettes de réalité virtuelle, le problème de la ligne de vue va prendre de plus en plus d'importance. L'utilisation des concepts présentés ou comparables va probablement devenir indispensable.

ANNEXE A

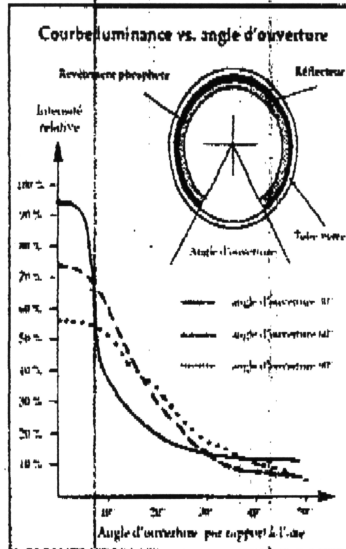
LES TUBES FLUORESCENTS DIRECTIONNELS

AMÉLIOREZ L'ACQUISITION DE VOTRE CAMERA INDUSTRIELLE

Avantages des tubes fluorescents directionnels

Les tubes fluorescents, reconnus pour leur longue durée de vie, permettent d'obtenir un éclairage homogène sur de grandes longueurs.

Cependant, dans des applications de vision industrielle, où les niveaux d'éclairage et d'uniformité sur une longueur donnée sont primordiaux, les tubes conventionnels ne peuvent donner satisfaction.



Disponibles en différentes longueurs standards, toute la lumière émise par le tube est concentrée par l'intermédiaire d'un réflecteur interne au tube sur un angle d'ouverture donné. Cette technologie permet d'obtenir une luminance jusqu'à 5 fois supérieure à celle d'un tube classique. Chaque tube possède une longueur active sur laquelle l'uniformité de la lumière est de +/- 5%.

Longueurs standards

longueur hors-tout

- 610 mm (24")
- 1168 mm (46")
- 1524 mm (60")
- 1829 mm (72")
- 2438 mm (96")

calcul longueur active

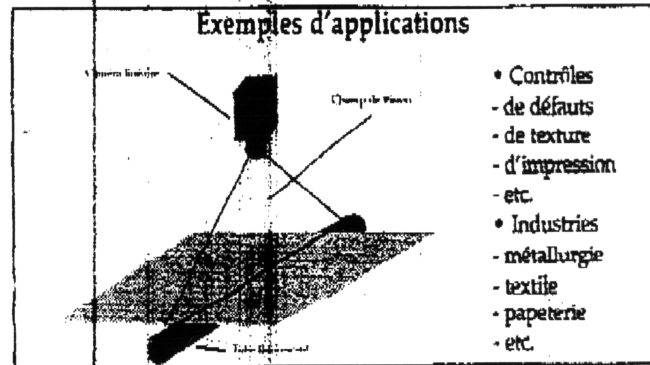
$$\text{Long. hors-tout} \cdot 12 \times n \text{ tube} = \text{Long. active}$$

Note : diamètre du tube = 38,1 mm (1,5")

Couplé à un ballast haute-fréquence, vous obtiendrez une lumière stable sur des longueurs actives standards pouvant atteindre 2 mètres.

L'alimentation et le ballast peuvent être fournis en option.

Exemples d'applications



- Contrôles
 - de défauts
 - de texture
 - d'impression
 - etc.
- Industries
 - métallurgie
 - textile
 - papeterie
 - etc.

Maintenance Electro-Mécanique Industrielle
 ZA de Terre Vautel - 35, avenue des Catalanes
 88720 SALLAUBERT DE MURIE - FRANCE
 Tél. (33) 72 48 37 40 - Fax (33) 72 48 00 98

ANNEXE B

HAMAMATSU

60W XENON FLASH LAMP SERIES

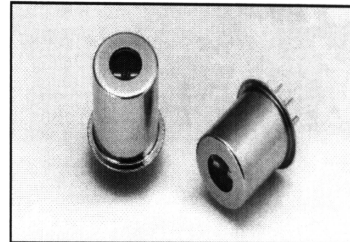
BUILT-IN REFLECTIVE MIRROR

L7684, L7685/L6604, L6605

PATENT PENDING

FEATURES

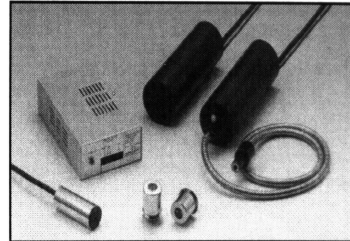
- Built-in Reflective Mirror/1.5 Times Brighter (L7684, L7685)
- High Stability: Fluctuation 3 %p-p Max.
- High Input Energy: 2J (per one flash)
- Long Life: 8×10^7 flashes Min.
- Short Arc: 3mm
- Spectral Distribution: 190 to 2000 nm (Sapphire glass window type)
- High Repetition Rate Meeting TV rate: 30 Hz
- Short flash pulse-width (FWHM): 3.75 μ s (at 4 μ F, 1000V)



TLSPF0105

APPLICATIONS

- Stroboscope for FA High Speed Image Processing
- Industrial Stroboscope
- Pollution Analysis etc.



TLSPF0103

CHARACTERISTICS

Parameter	L7684	L6604	L7685	L6605	Unit
Window Material	Borosilicate Glass		Single Crystal Sapphire Glass		—
Spectral Distribution	240 to 2000		190 to 2000		nm
Reflective Mirror	Built-in	—	Built-in	—	
Operating Voltage	300 to 1000				V
Recommended Operating Voltage	700 to 1000				V
Trigger Voltage	5 to 10				kV
Trigger Capacitor Value	0.22				μ F
Maximum Average Input Energy (single) [Ⓐ]	2				J/flash Max.
Maximum Average Input (continuous) [Ⓑ]	60				W Max.
Arc Length	3				mm
Maximum Repetition Rate [Ⓒ]	30				Hz
Output Fluctuation	3				%p-p Max.
Guaranteed Life (number of flashes) [Ⓓ]	8×10^7				flashes Min.
Applicable Trigger Socket	E6647				—
Applicable Power Supply	C6096 [Ⓔ]				—
Applicable Cooling Jacket	E6611 [Ⓕ]				—

NOTE: [Ⓐ] Average input energy (E) is calculated by the below formula.

$$E = 1/2 CV^2 \quad E: \text{Average input energy (J)} \quad C: \text{Main discharge capacitor value (F)}$$

V: Main discharge voltage (Vdc)

[Ⓑ] Average Input(W) is calculated by the below formula.

$$W = E \times f \quad f: \text{Repetition frequency (repetition rate)}$$

[Ⓒ] at 2J/flash (60W) input. Maximum 100Hz operation is possible with keeping average input 60W or lower.

[Ⓓ] at 2J/flash input energy (60W) with using the cooling jacket of E6611.

[Ⓔ] It is necessary for it to have an additional external capacitor E7289 for 60W input.

[Ⓕ] It has to be used for the operation more than 15W input.

Subject to local technical requirements and regulations, availability of products included in this promotional material may vary. Please consult with our sales office.
Information furnished by HAMAMATSU is believed to be reliable. However, no responsibility is assumed for possible inaccuracies or omissions. Specifications are subject to change without notice. No patent rights are granted to any of the circuits described herein. ©1999 Hamamatsu Photonics K.K.

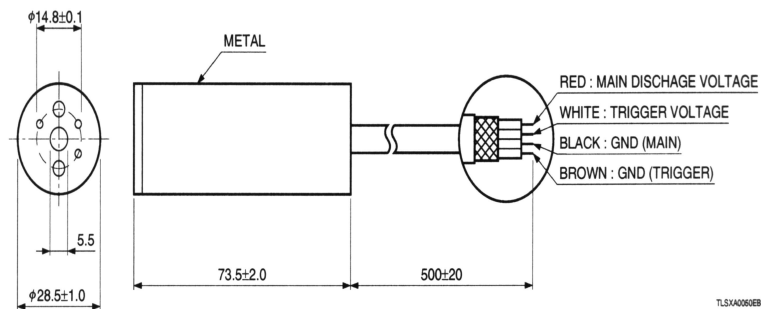
RELATED PRODUCTS

● Trigger Socket E6647

In order to operate a Xenon flash lamp, it is necessary to supply the prescribed high voltage between anode and cathode, and to trigger probes. To facilitate the above operation, the trigger socket consists of high voltage transformer and voltage divider resistors and capacitors chain to supply the appropriate pulse voltage to each electrode.

As E6647 radiates heat from its metal parts during the operation due to the input energy, it is recommended to use a cooling fan to keep the surface temperature of the metal parts at less than 50 °C.

■ Dimensional Outline(Unit: mm)



● Power Supply C6096

C6096 has large capability to operate the lamp stable in spite of its compact dimensions. It is necessary for C6096 to have an additional external capacitor for the operation more than 5W output.

■ Specifications

Parameter		Description/Value
Main Power Supply	Output Voltage ^①	300 to 1000 Vdc
	Output Capacity	60 W Max.
	Stability	± 1 % Max.
	Main Supply Capacitor ^②	0.1 μF
Trigger Section	Trigger Output Voltage	180 V Typ.
	Trigger Capacitor	0.22 μF
Trigger Input Section	Trigger Type	Internal / External
	Repetition Rate ^③	10 to 100 Hz
	Trigger Input Impedance	1 kΩ
	Input Waveform ^④	Rectangular Waveform
Input Voltage	5 V	
Input Voltage	24 Vdc ± 5 %	
Power Consumption	90 W	
Cooling	Not Required	
Weight	Approx. 550 g	

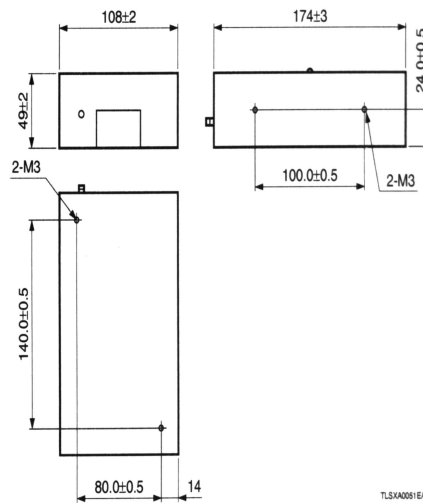
NOTE:① The range of 700 to 1000V is used for the operation of 60W Xenon flash lamp series.

② It is necessary to have an additional external capacitor E7289 (option) for 60W input.

③ Don't use beyond 30Hz at the operation of 60W input.

④ A trigger pulse voltage is supplied to each electrode at the same time as an input trigger signal rise.

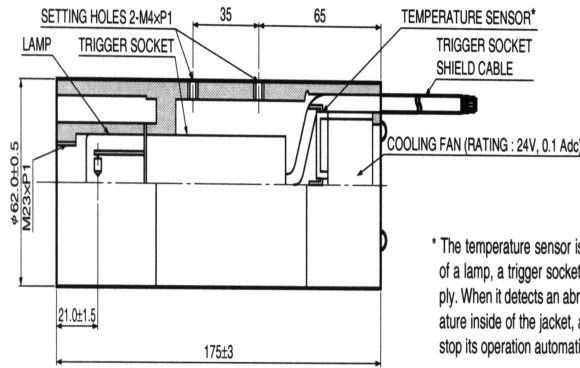
■ Dimensional Outline(Unit: mm)



● Cooling Jacket E6611

This cooling jacket is exclusively designed for 60W Xenon flash lamps will keep the temperature of the lamp and electric parts such as the trigger socket at less than maximum ratings and maintain at even temperature by a built-in cooling fan, and offers the stable operation of the lamp. It has to be used for the operation of more than 15W input.

■ Dimensional Outline(Unit:mm)



* The temperature sensor is for the protection of a lamp, a trigger socket and a power supply. When it detects an abnormal high temperature inside of the jacket, a power supply will stop its operation automatically.

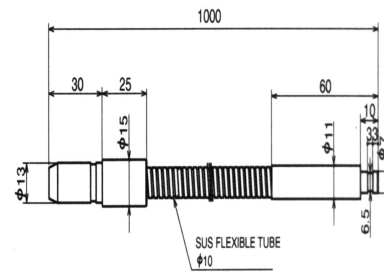
TL5XA0062EB

● Light-Guides

Light-guides are effective to guide the output light into a place where does not allow to direct irradiation due to its construction or to plural places simultaneously. A short arc of 60W Xenon flash lamps allows the light into the light-guides effectively. As the standard option, two types of light guide are available from us upon your application. Please refer to below table. The light-guides holder for the cooling jacket is also available from Hamamatsu. (The light-guides holder will be included for the combination order of the cooling jacket and the standard light-guides.)

Type No.	Material	Transmittance wavelength	Output diameter	Length
A7431	Plastic fiber	400 to 700nm	φ5mm	1m
A7432	Compound glass fiber	300 to 1300nm	φ5mm	1m

■ Dimensional Outline (Unit: mm)



TL5XA0062EA

● External Main Discharge Capacitor E7289

The exclusive main discharge capacitor (4 μF) for 60W (2J/Flash, 30Hz) inputs the operation of 60W Xenon flash lamp series. It allows to operate safely by easy connection with a power supply.

■ Dimensional Outline (Unit: mm)

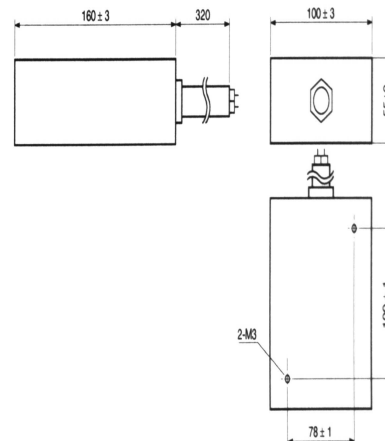


Figure 1: Spectral Distribution

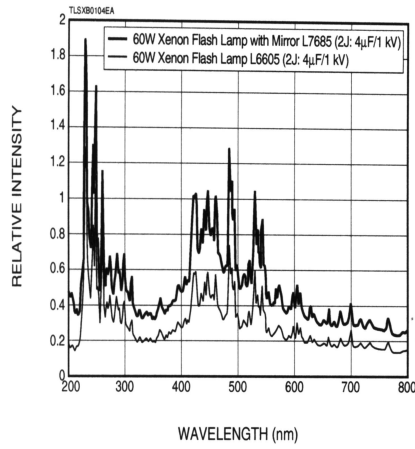


Figure 2: Flash Pulse Waveforms (L6604, L6605)

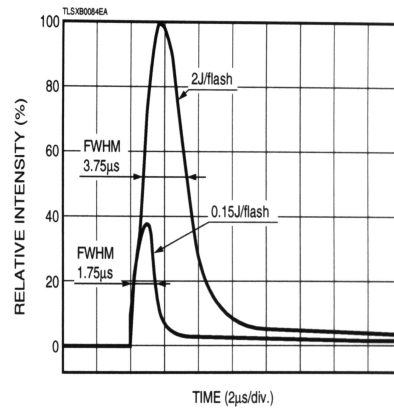
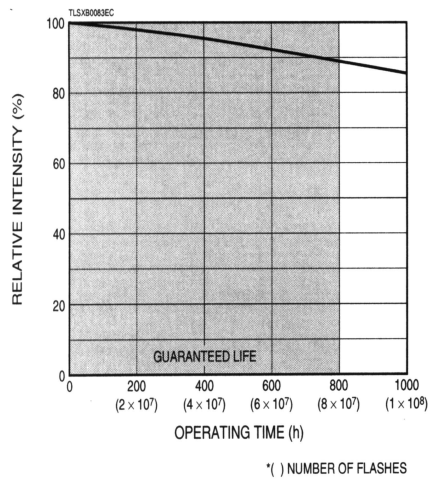
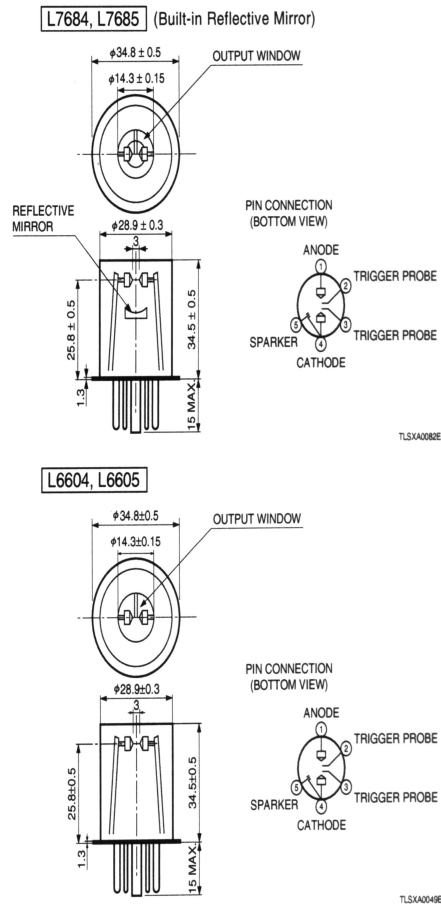


Figure 3: Life Characteristics



MAIN DISCHARGE VOLTAGE: 1kV
 MAIN DISCHARGE CAPACITOR: 4μF
 REPETITION RATE: 30Hz
 INPUT ENERGY: 2J / FLASH (60W)

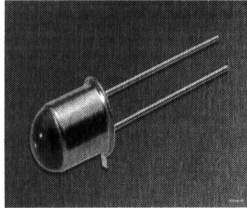
Figure 4: Dimensional Outline (Unit: mm)



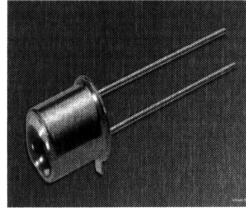
ANNEXE C

GaAlAs-Lumineszenzdioden (880 nm) GaAlAs Infrared Emitters (880 nm)

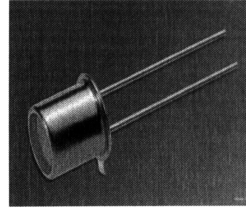
SFH 480, SFH 481, SFH 482



SFH 480



SFH 481



SFH 482

Wesentliche Merkmale

- Hergestellt im Schmelzepitaxieverfahren
- Anode galvanisch mit dem Gehäuseboden verbunden
- Hohe Zuverlässigkeit
- Gute spektrale Anpassung an Si-Fotoempfänger
- Hermetisch dichtes Metallgehäuse
- SFH 480: Gehäusegleich mit SFH 216
- SFH 481: Gehäusegleich mit BPX 43
- SFH 482: Gehäusegleich mit BPX 38, BPX 65

Anwendungen

- Lichtschranken für Gleich- und Wechsellichtbetrieb
- IR-Gerätefernsteuerungen
- Sensorik
- Lichtgitter

Features

- GaAlAs infrared emitting diode, fabricated in a liquid phase epitaxy process
- Anode is electrically connected to the case
- High reliability
- Matches all Si-Photodetectors
- Hermetically sealed package
- SFH 480: Same package as SFH 216
- SFH 481: Same package as BPX 43
- SFH 482: Same package as BPX 38, BPX 65

Applications

- Photointerrupters
- IR remote control of various equipment
- Sensor technology
- Light-grille barrier

SFH 480, SFH 481, SFH 482

Typ Type	Bestellnummer Ordering Code	Gehäuse Package
SFH 480	Q62703-Q1087	18 A3 DIN 41876 (TO-18), Anschlüsse im 2.54-mm-Raster ($\frac{1}{10}$ "), Kathodenkennzeichnung: Nase am Gehäuseboden 18 A3 DIN 41876 (TO-18), lead spacing 2.54 mm ($\frac{1}{10}$ "), cathode marking: projection at package
SFH 480-2/3	Q62703-Q5195	
SFH 481	Q62703-Q1088	
SFH 481-1/2	Q62703-Q4752	
SFH 481-2/3	Q62703-Q4753	
SFH 482	Q62703-Q1089	
SFH 482-1/2	Q62703-Q4771	
SFH 482-2/3	Q62703-Q4754	
SFH 482-M E7800	Q62703-Q2186	

SFH 480, SFH 481, SFH 482

Grenzwerte ($T_C = 25\text{ °C}$)

Maximum Ratings

Bezeichnung Parameter	Symbol Symbol	Wert Value	Einheit Unit
Betriebs- und Lagertemperatur Operating and storage temperature range SFH 480, SFH 482	$T_{op}; T_{stg}$	- 40 ... + 125	°C
Betriebs- und Lagertemperatur Operating and storage temperature range SFH 481	$T_{op}; T_{stg}$	- 40 ... + 100	°C
Sperrschichttemperatur Junction temperature	T_j	100	°C
Sperrspannung Reverse voltage	V_R	5	V
Durchlaßstrom Forward current	I_F	200	mA
Stoßstrom, $t_p = 10\text{ }\mu\text{s}$, $D = 0$ Surge current	I_{FSM}	2.5	A
Verlustleistung Power dissipation	P_{tot}	470	mW
Wärmewiderstand Thermal resistance	R_{thJA} R_{thJC}	450 160	K/W K/W

Kennwerte ($T_A = 25\text{ °C}$)

Characteristics

Bezeichnung Parameter	Symbol Symbol	Wert Value	Einheit Unit
Wellenlänge der Strahlung Wavelength at peak emission $I_F = 100\text{ mA}$	λ_{peak}	880	nm
Spektrale Bandbreite bei 50% von I_{max} Spectral bandwidth at 50% of I_{max} $I_F = 100\text{ mA}$	$\Delta\lambda$	80	nm
Abstrahlwinkel Half angle SFH 480 SFH 481 SFH 482	φ φ φ	± 6 ± 15 ± 30	Grad deg.

SFH 480, SFH 481, SFH 482

Kennwerte ($T_A = 25\text{ °C}$)
Characteristics (cont'd)

Bezeichnung Parameter	Symbol Symbol	Wert Value	Einheit Unit
Aktive Chipfläche Active chip area	A	0.16	mm ²
Abmessungen der aktiven Chipfläche Dimension of the active chip area	$L \times B$ $L \times W$	0.4 × 0.4	mm
Abstand Chipoberfläche bis Linsenscheitel Distance chip front to lens top			
SFH 480	H	4.0 ... 4.8	mm
SFH 481	H	2.8 ... 3.7	mm
SFH 482	H	2.1 ... 2.7	mm
Schaltzeiten, I_e von 10% auf 90% und von 90% auf 10%, bei $I_F = 100\text{ mA}$, $R_L = 50\ \Omega$ Switching times, I_e from 10% to 90% and from 90% to 10%, $I_F = 100\text{ mA}$, $R_L = 50\ \Omega$	t_r, t_f	0.6/0.5	µs
Kapazität Capacitance $V_R = 0\text{ V}$, $f = 1\text{ MHz}$	C_o	25	pF
Durchlaßspannung Forward voltage			
$I_F = 100\text{ mA}$, $t_p = 20\text{ ms}$	V_F	1.50 (≤ 1.8)	V
$I_F = 1\text{ A}$, $t_p = 100\ \mu\text{s}$	V_F	2.4 (< 3.0)	V
Sperrstrom, Reverse current $V_R = 5\text{ V}$	I_R	0.01 (≤ 1)	µA
Gesamtstrahlungsfluß Total radiant flux $I_F = 100\text{ mA}$, $t_p = 20\text{ ms}$	Φ_e	12	mW
Temperaturkoeffizient von I_e bzw. Φ_e , $I_F = 100\text{ mA}$ Temperature coefficient of I_e or Φ_e , $I_F = 100\text{ mA}$	TC_I	- 0.5	%/K
Temperaturkoeffizient von V_F , $I_F = 100\text{ mA}$ Temperature coefficient of V_F , $I_F = 100\text{ mA}$	TC_V	- 2	mV/K
Temperaturkoeffizient von λ , $I_F = 100\text{ mA}$ Temperature coefficient of λ , $I_F = 100\text{ mA}$	TC_λ	+ 0.25	nm/K

SFH 480, SFH 481, SFH 482

Gruppierung der Strahlstärke I_e in Achsrichtung

gemessen bei einem Raumwinkel $\Omega = 0.01$ sr

Grouping of Radiant Intensity I_e in Axial Direction

at a solid angle of $\Omega = 0.01$ sr

Bezeichnung Parameter	Symbol Symbol	Wert Value					Einheit Unit
		SFH 480-2	SFH 480-3	SFH 481	SFH 481-1	SFH 481-2	
Strahlstärke Radiant intensity $I_F = 100$ mA, $t_p = 20$ ms	$I_{e \min}$	> 40	> 63	≥ 10	10	16	mW/sr
	$I_{e \max}$	–	–	–	20	–	mW/sr
Strahlstärke Radiant intensity $I_F = 1$ A, $t_p = 100$ μ s	$I_{e \text{ typ.}}$	540	630	220	130	220	mW/sr

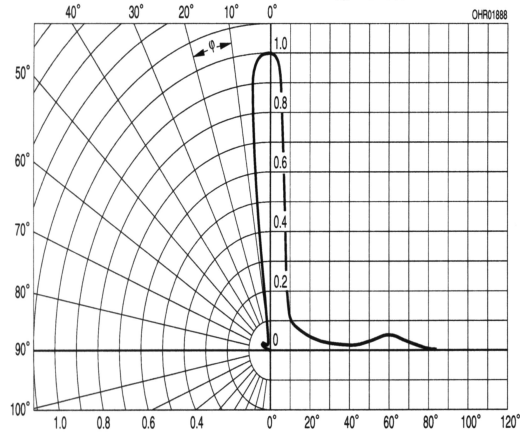
Bezeichnung Parameter	Symbol Symbol	Wert Value					Einheit Unit
		SFH 482	SFH 482-1	SFH 482-2	SFH 482-3	SFH 482-M E 7800 ¹⁾	
Strahlstärke Radiant intensity $I_F = 100$ mA, $t_p = 20$ ms	$I_{e \min}$	≥ 3.15	3.15	5	8	1.6 ... 3.2	mW/sr
	$I_{e \max}$	–	6.3	10	–	–	mW/sr
Strahlstärke Radiant intensity $I_F = 1$ A, $t_p = 100$ μ s	$I_{e \text{ typ.}}$	–	40	65	80	–	mW/sr

¹⁾ Die Messung der Strahlstärke und des Halbwinkels erfolgt mit einer Lochblende vor dem Bauteil (Durchmesser der Lochblende: 2.0 mm; Abstand Lochblende zu Gehäuserückseite: 5.4 mm). Dadurch wird sichergestellt, daß bei der Strahlstärkemessung nur diejenige Strahlung in Achsrichtung bewertet wird, die direkt von der Chipoberfläche austritt. Von der Bodenplatte reflektierte Strahlung (vagabundierende Strahlung) wird dagegen nicht bewertet. Diese Reflexionen sind besonders bei Abbildungen der Chipoberfläche über Zusatzoptiken störend (z.B. Lichtschranken großer Reichweite). In der Anwendung werden im allgemeinen diese Reflexionen ebenfalls durch Blenden unterdrückt. Durch dieses, der Anwendung entsprechende Meßverfahren ergibt sich für den Anwender eine besser verwertbare Größe. Diese Lochblendenmessung ist gekennzeichnet durch den Eintrag „E 7800“, der an die Typenbezeichnung angehängt ist.

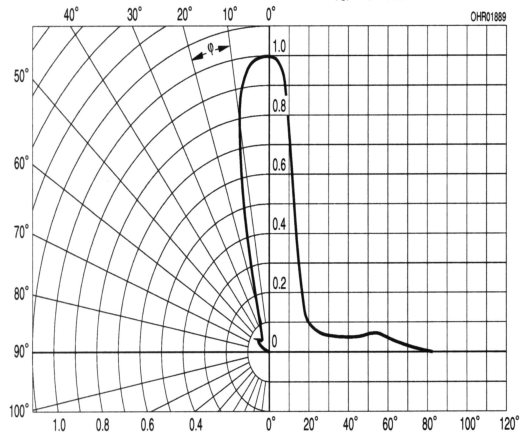
¹⁾ An aperture is used in front of the component for measurement of the radiant intensity and the half angle (diameter of the aperture: 1.1 mm; distance of aperture to case back side: 4 mm). This ensures that solely the radiation in axial direction emitting directly from the chip surface will be evaluated during measurement of the radiant intensity. Radiation reflected by the bottom plate (stray radiation) will not be evaluated. These reflections impair the projection of the chip surface by additional optics (e.g. long-range light reflection switches). In respect of the application of the component, these reflections are generally suppressed by apertures as well. This measuring procedure corresponding with the application provides more useful values. This aperture measurement is denoted by "E 7800" added to the type designation.

SFH 480, SFH 481, SFH 482

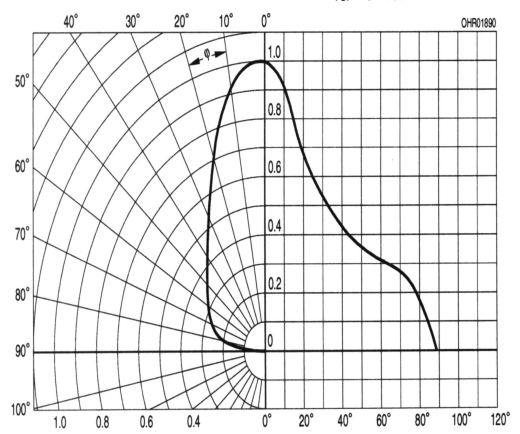
Radiation Characteristics, SFH 480 $I_{rel} = f(\varphi)$



Radiation Characteristics, SFH 481 $I_{rel} = f(\varphi)$



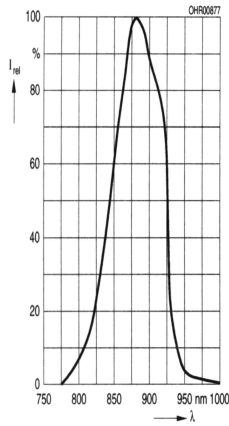
Radiation Characteristics, SFH 482 $I_{rel} = f(\varphi)$



SFH 480, SFH 481, SFH 482

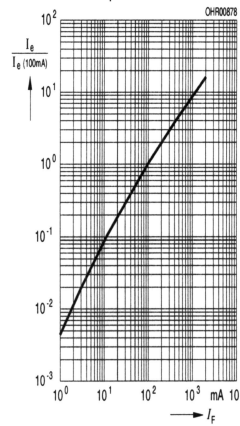
Relative Spectral Emission

$I_{rel} = f(\lambda)$



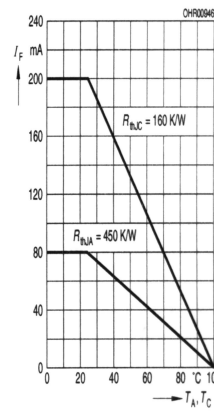
Radiant Intensity $\frac{I_e}{I_e(100mA)} = f(I_F)$

Single pulse, $t_p = 20 \mu s$



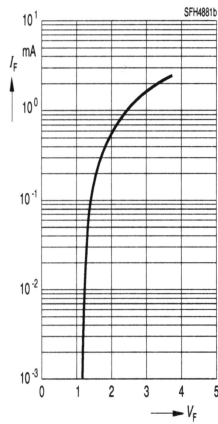
Max. Permissible Forward Current

SFH 481, $I_F = f(T_A, T_C)$

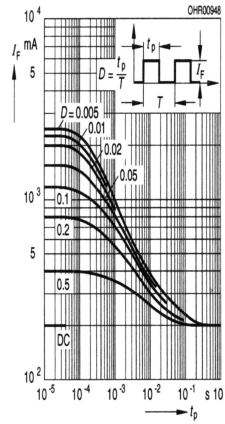


Forward Current, $I_F = f(V_F)$

Single pulse, $t_p = 20 \mu s$

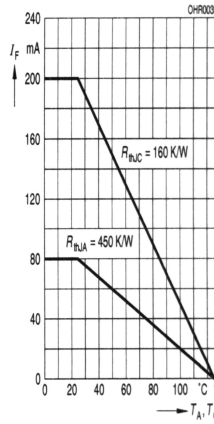


Permissible Pulse Handling Capability $I_F = f(\tau), T_C = 25^\circ C$, duty cycle $D = \text{parameter}$



Max. Permissible Forward Current

SFH 480, SFH 482, $I_F = f(T_A, T_C)$



ANNEXE D

15. SPECIFICATIONS

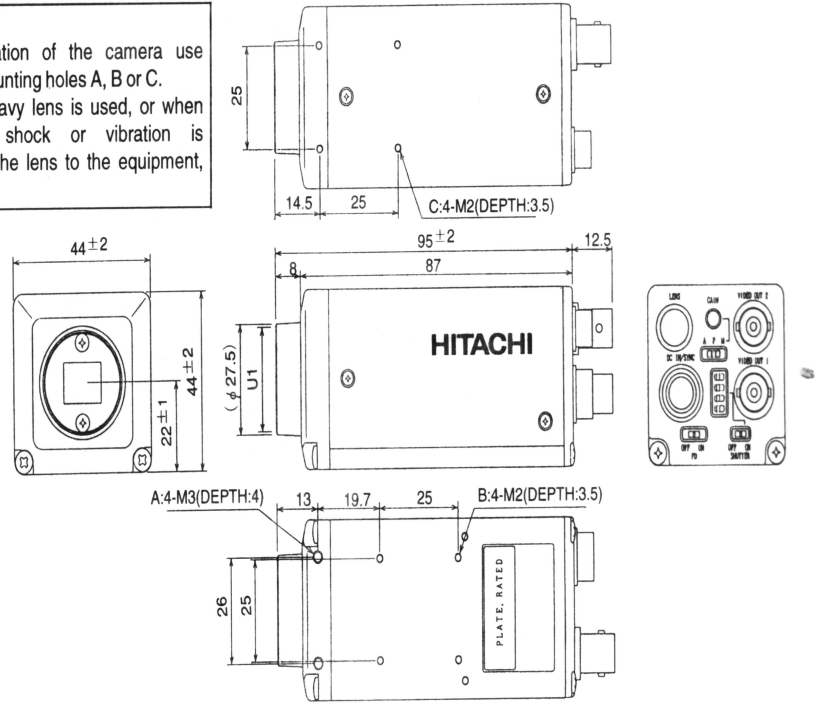
<p>(1) Imaging device: CCD No. of total pixels 680(H)×500(V) Pixel pitch 7.4(H)×7.4(V)µm No. of effective pixels 658(H)×497(V)</p> <p>(2) Sensing area: 4.87(H)×3.67(V) mm (1/3-inch size)</p> <p>(3) format Type A: Progressive (1/30 second) Type B: Non-interlace (1/60 second)</p> <p>(4) Lens mount C-mount</p> <p>(5) Flange focal distance 17.526mm (Not adjustable)</p> <p>(6) Hor. scanning frequency 15.734kHz</p> <p>(7) Vert. scanning frequency A type 29.97Hz B type 59.94Hz</p> <p>(8) Sync system Internal/external (automatically switchable)</p> <p>(9) Int. sync operation Type A: 525 horizontal lines Type B: 262 horizontal lines (1 output line)</p>	<p>(10) Ext. sync input HD/VD: 4 to 6Vp-p, negative Input impedance: 1kΩ Frequency deviation: ±1%</p> <p>(11) Video output 1.0Vp-p, 75Ω, unbalanced Video: 0.7Vp-p Sync: 0.3Vp-p, negative 30 Lx, f4, 3200K</p> <p>(12) Sensitivity 0.3 Lx, f1.4, AGC:ON, gamma: ON</p> <p>(13) Minimum illumination Type A:50dB Type B:46dB</p> <p>(14) Signal-to-noise ratio</p> <p>(15) Electronic shutter 1/8000, 1/4000, 1/2000, 1/1000, 1/500, 1/250, 1/125 1/100 (Type B) 1/60 (Type A) (External switch selectable) OFF mode: Normal exposure (Factory setting)</p> <p>(16) Gamma correction 1 (factory setting) or selectable by internal switch Separately settable to two video channels</p>	<p>(17) AGC Fixed or AGC: Available to only VIDEO OUT 1. The external switch is selectable.</p> <p>(18) Gain selection Fixed at factory setting. VIDEO 1: Fixed or set by knob. VIDEO 2: Fixed The external switch is selectable. Finely adjustable to 2 channels by knob. (Fixed gain at factory setting)</p> <p>(19) Frame/Field-on-Demand function ON/OFF: Externally switchable ONE trigger, and Fixed shutter mode selectable by external switch. (Factory setting: OFF) External trigger input is required.</p> <p>(20) Power supply 12VDC±1V</p> <p>(21) Power consumption 200mA or less</p> <p>(22) Ambient conditions Operating: -10 to 50°C, 90%RH or less Storage:</p>	<p>(23) Anti-vibration -20 to 60 C, 70%RH or less 7G (10 to 60Hz, amplitude: 0.98mm constant, 60 to 200Hz, amplitude: variable) (10 to 200Hz, sweep:1 min., XYZ, 30 min.)</p> <p>(24) Resistance to shock 70G (Drop test, once each top, bottom, left and right)</p> <p>(25) Dimensions 44(W)×44(H)×87(D)mm</p> <p>(26) Mass 170g approx.</p>
---	--	--	---

*Specifications are subject to change without notice.

16. EXTERNAL VIEW

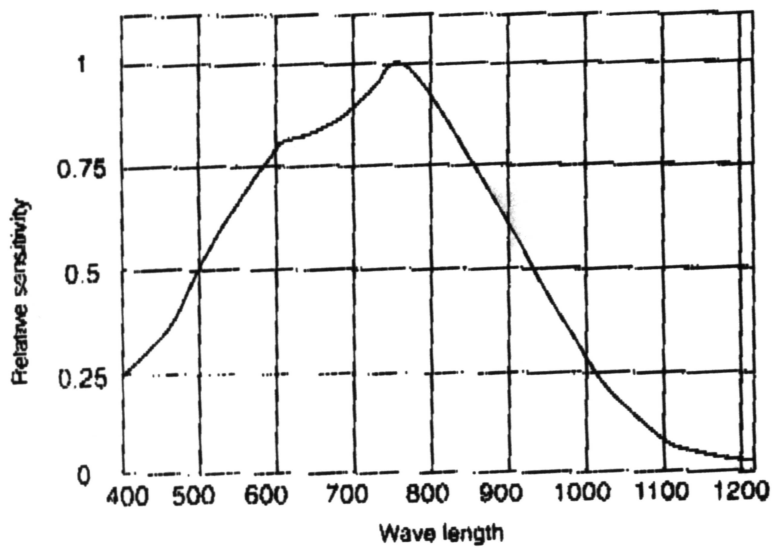
Camera KP-F2A/B

Caution
 For installation of the camera use camera mounting holes A, B or C.
 When a heavy lens is used, or when excessive shock or vibration is applied, fix the lens to the equipment, too.



23

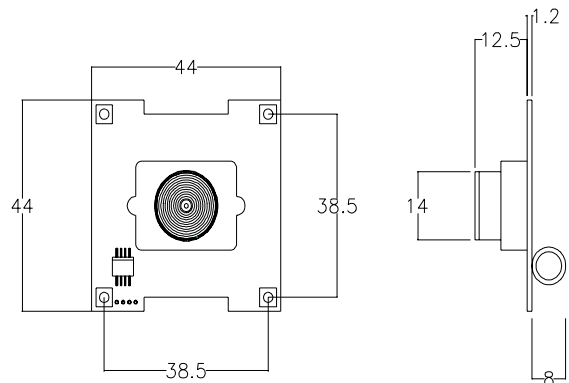
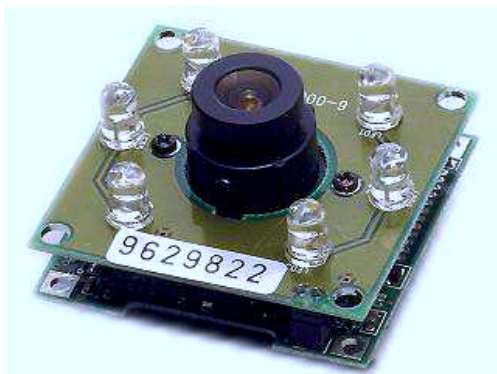
Relative Sensitivity



ANNEXE E

MTV-461 1/3" MEDIUM RESOLUTION B/W BOARD CAMERA

Model	MTV-461CM	MTV-461EM
TV System	CCIR	EIA
Picture Element	537(H)×597(V)	537(H)×505(V)
Image Sensor Device	1/3" Interline transfer CCD	
Image Sensor Area	4.8mm×3.6mm	
Sync. Frequency(H) (V)	15.625KHz 50Hz	15.750KHz 60Hz
Scanning System	2:1 interlace	
Sync. System	Internal	
Resolution	420 TV lines	
Minimum Illumination	0.1 lux at F2.0 with IR-LED	
S/N Ratio	Better than 50dB	
A.E.S.	1/50~1/100,000 sec.	1/60~1/100,000 sec.
Gamma Correction	0.45	
Gain Control	AGC	
Video Output Signal	VS 1Vp-p at 75Ωload	
Operating Temperature	-10□ to 55□	
Operating Humidity	Within 85□RH	
Power Source	12V DC±10□	
Power Consumption	3W	
Lens & View Angle	3.7mm/F2.0, view angle 71°(H)×52°(V) with 6 LED	
Power Connector	3 pin wire connector	
Video Connector	3 pin wire connector	
Weight	40g	
Dimensions	44(W)×44(H)×20(D)mm	



ANNEXE F

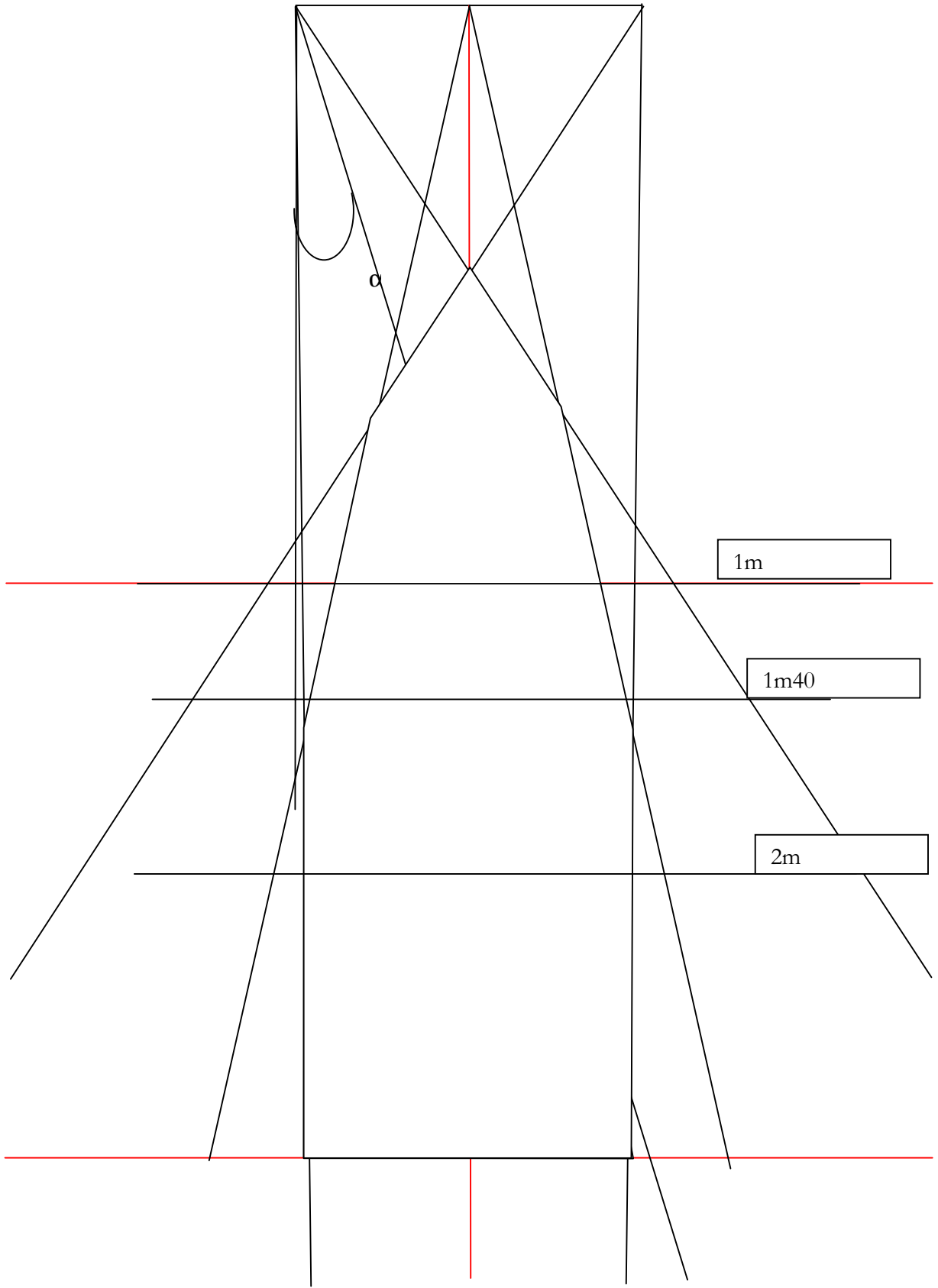
Cameras 640x480 (rapport $l/L=0.75$)

Cas 3 caméras (deux horizontal et une verticale au centre) 1/3" sur une barre de 60cm de long (60 cm entre les deux caméras horizontales)

Ouverture : 600mm a 1m, angle de 30.96°

On pointe a 1m avec les caméras latérales ce qui donne une inclinaison de $\alpha = 19,7^\circ$

Échelle 1cm \leftrightarrow 10cm



Cameras 640x480 (rapport $1/L=075$)

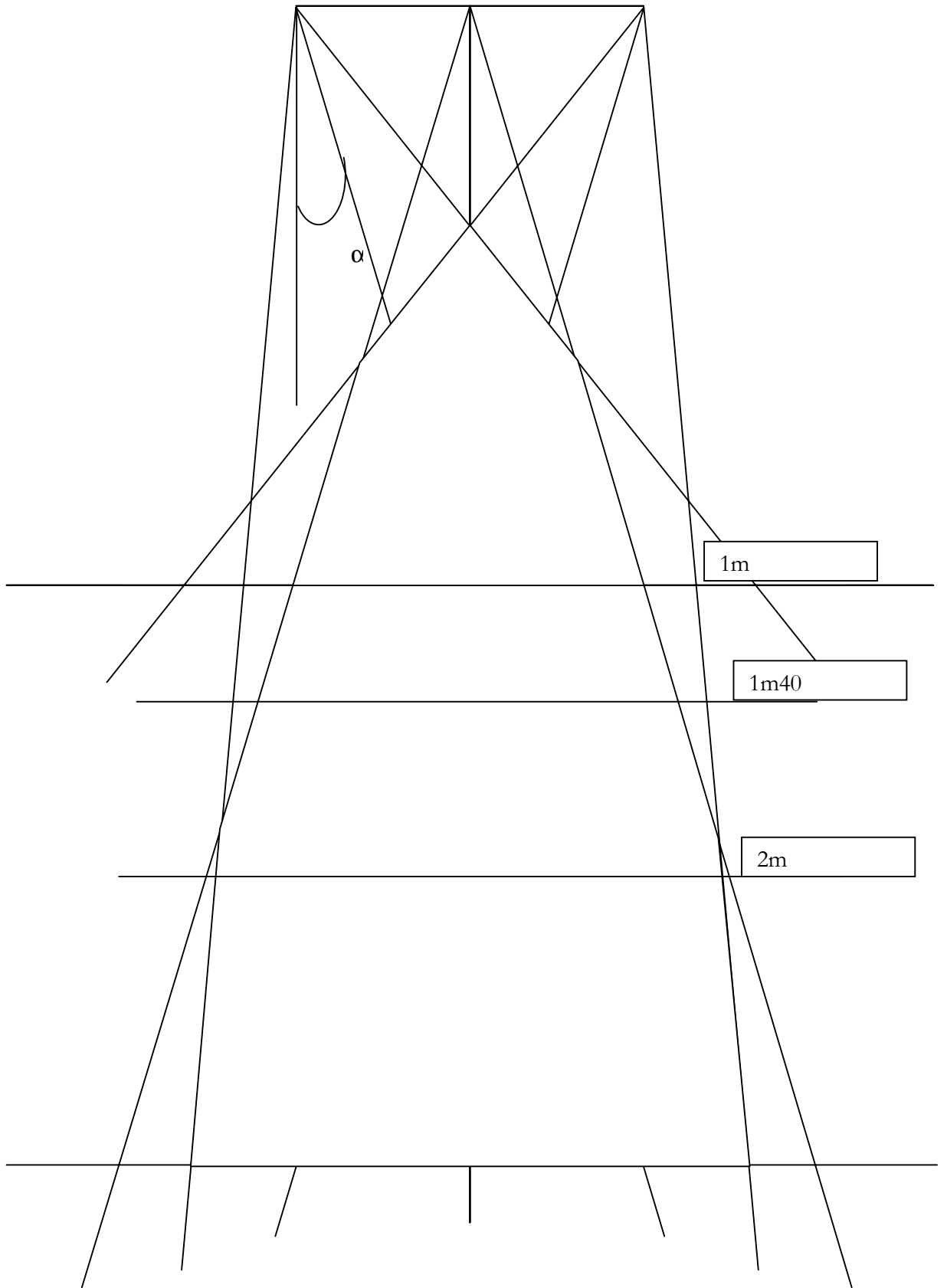
Cas 3 caméras (deux horizontal et une verticale au centre) 1/3" sur une barre de 60cm de long (60 cm entre les deux caméras horizontales)

Ouverture : 800mm a 1m angle 38.65°

On pointe a 1m avec les caméras latérales ce qui donne une inclinaison de $\alpha = 16,7^\circ$

Échelle 1cm \leftrightarrow 10cm

ANNEXE F



Cameras 640x480 (rapport $l/L=0.75$)

Cas 3 caméras (deux horizontal et une verticale au centre) $1/3''$ sur une barre de 60cm de long (60 cm entre les deux caméras horizontales)

Ouverture : 700mm a 1m

On pointe a 35cm avec les caméras latérales ce qui donne une inclinaison de $\alpha = 40^\circ$

Échelle 1cm \leftrightarrow 10cm

Cameras 640x480 (rapport $l/L=0.75$)

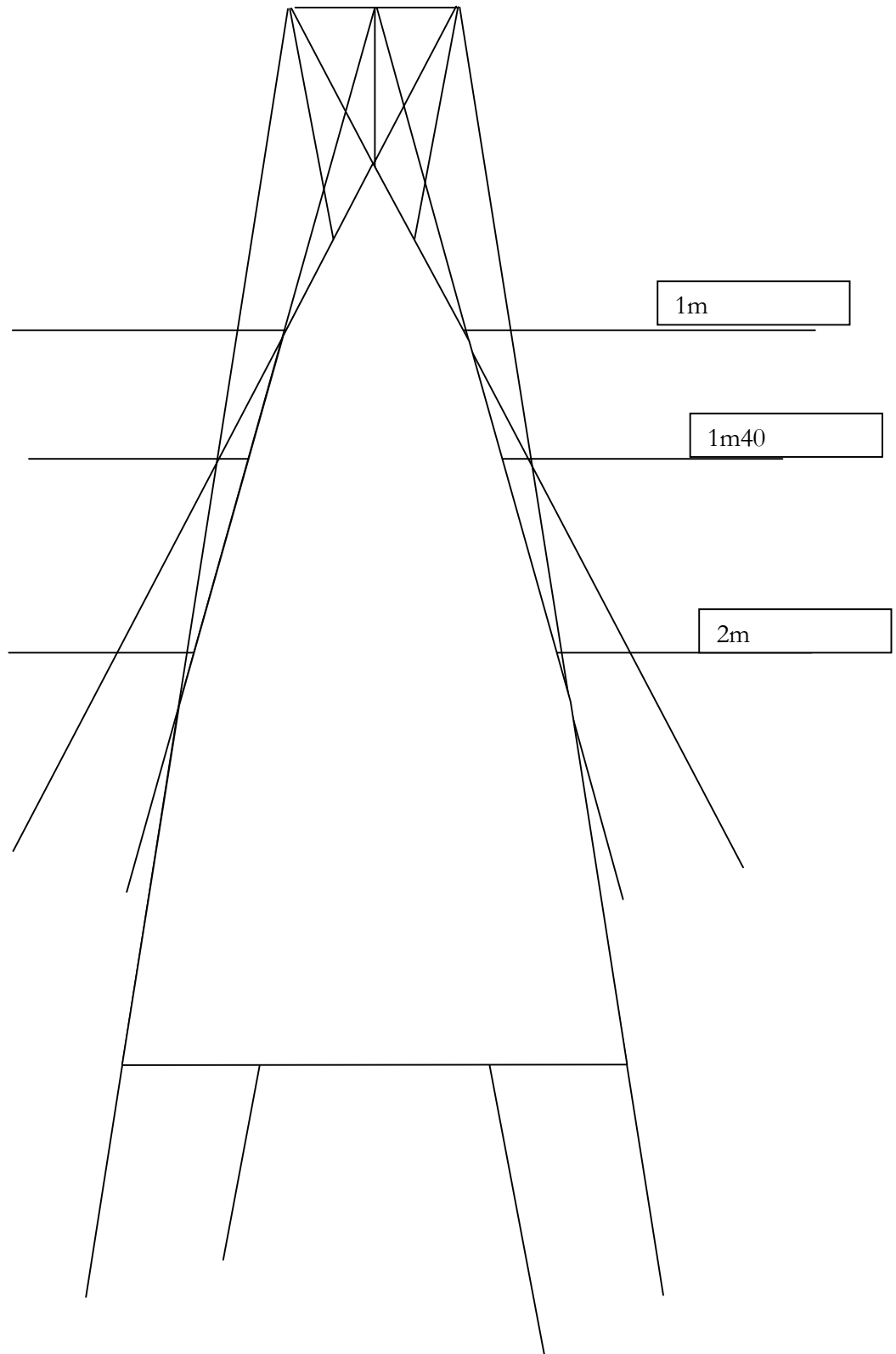
Cas 3 caméras (deux horizontales et une verticale au centre) 1/3" sur une barre de 50cm de long (50 cm entre les deux caméras horizontales) (profil POLARIS).

Ouverture : 706mm a 1m angle $35,24^\circ$

On pointe a 35cm avec les caméras latérales ce qui donne une inclinaison de $\alpha = 40^\circ$

Échelle 0.5cm \leftrightarrow 10cm

ANNEXE F



BIBLIOGRAPHIE

- [1] : L. Adams, A. Knepper, W. Krybus, Meyer-Ebrecht D., G. Pfeiffer, R. Ruger, and M. Witte.
Orientation aid for head and neck surgeons.
ITBM (Innovation and Technology in Biology and Medicine) - Special Issue on Robotic Surgery,
13(4):409-424, July 1992.
- [2] : K.S. Arun, T.S. Huang, and S.D. Blostein.
Least-squares fitting of two 3-D point sets.
IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell., PAMI-9(5):698-700, 1987.
- [3] : J. Atha.
Current techniques for measuring motion.
Ltf Applied Ergonomics, pages 245-257, 1984.
- [4] : N. Ayache.
Vision Stéréoscopique et Perception Multisensorielle.
InterEditions., Paris, 1989.
- [5] : N. Ayache.
Artificial Vision for Mobile Robots: Stereo Vision and Multisensory Perception.
MIT Press, Cambridge, Massachusetts, 1991.
- [6] : C. Barbe, L. Carrat, O. Chavanon, and J. Troccaz.
Computer Assisted Pericardic Surgery.
In Computer Assisted Radiology (CAR'96), pages 781-786. Springer-Verlag, Berlin, 1996.
- [7] : H. Batatia.
Utilisations d'invariants projectifs en vision monoculaire - Application à la reconnaissance d'objets
polyédriques à partir d'une seule vue.
PhD thesis, ENSEEIHT, Décembre 1992.
- [8] : G. Bettega, V. Dessenne, B. Raphael, and P. Cinquin.
Computer assisted mandibular condyle positioning in orthognatic surgery.
J. Oral Maxillo Facial Surgery, (54):553-558, 1996.
- [9] : G. Bettega, B. Mollard, S. Lavallee, P. Cinquin, and B. Raphael.
Computer assisted orthognatic surgery: planning, simulation, assistance.
In P.A. Diner and M.P. Vazquez, editors, Proc. of Int. Congress on Cranial and facial Bone Distraction
Processes, pages 15-20, Bologna, June 1997. Monduzzi Editore.

- [10] : G. Bianchi, F. Gazzani, and V. Macellari.
The COSTEL system for human motion measurement and analysis.
In James S. Walton, editor, Mini Symposium on Image-Based Motion Measurement, pages 38-50, P.O. Box 10, Bellingham, Washington 98227-0010 USA, 1990. SPIE-The International Society for Optical Engineering.
- [11] : W. Birkfellner, F. Watzinger, F. Wanschitz, G. Enislidis, C. Kollmann, D. Rafolt, R. Nowotny, R. Ewers, and H. Bergmann.
Systematic distortions in magnetic position digitizers.
Medical Physics, 25(11):2242-2248, November 1998.
- [12] : W. Birkfellner, F. Watzinger, F. Wanschitz, G. Enislidis, M. Truppe, R. Ewers, and H. Bergmann.
Concepts and Results in the Development of a Hybrid Tracking System for CAS.
In MICCAI'98, pages 343-351, October 1998.
- [13] : A. Bonen, R. E. Saad, K. C. Smith, and B. Benhabib.
A Novel Electrooptical Proximity Sensor for Robotics: Calibration and Active Sensing.
IEEE transactions on robotics and automation, 13(3):377-386, June 1997.
- [14] : N. A. Borghese and G. Ferrigno.
An Algorithm for 3-D Automatic Movement Detection by Means of Standard TV Cameras.
IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 37(12):1221-1225, December 1990.
- [15] : N. A. Borghese, M. Di Rienzo, G. Ferrigno, and A. Pedotti.
ELITE: A goal oriented vision system for moving objects detection.
Robotica, 9:275-282, 1991.
- [16] : A. Boussoutrot.
Conception d'un logiciel de pilotage d'un localisateur optique pour le domaine de la chirurgie assistée par ordinateur.
PhD thesis, C.N.A.M., 2000.
- [17] : J. F. Brinkley, W. E. Moritz, and D. W. Baker.
Ultrasonic three-dimensional imaging and volume from series of arbitrary sector scans.
Ultrasound in Medicine and Biology, 4:317-327, 1978.

- [18] : S. Bryson.
Measurement and calibration of static distortion of position data from 3D trackers.
Technical Report RNR-92-011, NASA, March 1992.
- [19] : R. Bucholz, D. Yeh, J. Trobaugh, L. McDurmont, C. Sturm, C. Baumann, J. Henderson, A. Levy, and P. Kessman.
The correction of stereotactic inaccuracy caused by brain shift using an intraoperative ultrasound device.
In Troccaz et al., editor, CVRMed-MRCAS'97 Proc., LNCS Series 1205, pages 459-466. Springer-Verlag, 1997.
- [20] : John Canny.
A computational approach for edge detection.
IEEE/PAMI, 8(6):679-697, november 1986.
- [21] : J. Cardillo and M. A. Sid-Ahmed.
3-D Position Sensing Using a Passive Monocular Vision System.
IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 13(8):809-819, August 1991.
- [22] : L. Carrat, J. Tonetti, P. Merloz, and J. Troccaz.
Percutaneous computer-assisted iliosacral screwing: clinical validation.
In Jaramaz Delp, Di Gioia, editor, 3rd International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI'2000, pages 1129-1137. Springer Verlag (LNCS Series vol 1935), 2000.
- [23] : G. Champleboux, S. Lavallee, P. Sautot, and P. Cinquin.
Accurate calibration of cameras and range imaging sensors, the NPBS method.
In IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, pages 1552-1558, Nice France, May 1992.
- [24] : F. Chassat.
Système de localisation en 6 dimensions par balayage LASER.
Technical report, TIMC, 1996.
- [25] : F. Chassat.
Localisateur pour la chirurgie : PHOTOLOC (DEA Modèle et Instruments en Médecine et Biologie).
Université Josph Fourier, 1997.

- [26] : F. Chassat and S. Lavallee.
 Experimental Protocol of Accuracy Evaluation of 6-D localizers for
 Computer-Integrated Surgery : Application to
 four Optical Localizers.
 In MICCAI'98, pages 277-285, 1998.
- [27] : O. Chavanon, C. Barbe, J. Troccaz, L. Carrat, and D. Ribuot, C. and
 Blin.
 Accurate guidance for percutaneous access to a specific target in soft
 tissues.
 Journal of Laparoendoscopic and advanced surgical techniques, 9(3):259-
 266, 1999.
- [28] : J.P. Cocquerez and S. Philipp.
 Analyse d'images : Filtrage et segmentation.
 Masson, 1995.
- [29] : A. Colchester, J. Zhao, K. Holton-Tainter, C. Henri, N. Maitland, P.
 Roberts, C. Harris, and R. Evans.
 Development and preliminary evaluation of VISLAN, a surgical planning
 and guidance system using
 intra-operative video imaging.
 Medical Image Analysis, 1(1):73-90, March 1996.
- [30] : M. Cord, F. Huet, and S. Philipp.
 Optimal adjusting of edge detectors to extract close contours.
 In 10th Scandinavian Conference on Image Analysis, Lappeenranta,
 Finland, June 1997.
- [31] : D. G. Crouch, L. Kehl, and J.R. Krist.
 OPTOTRAK: at last a system with resolution of 10um.
 In James S. Walton, editor, Mini Symposium on Image-Based Motion
 Measurement, page 53, P.O. Box
 10, Bellingham, Washington 98227-0010 USA, August/September 1990.
 SPIE-The International Society for
 Optical Engineering.
- [32] : Rachid Deriche.
 Using Canny's Criteria to Derive a Recursively Implemented Optimal Edge
 Detector.
 International Journal of Computer Vision, pages 167-187, 1987.
- [33] : V. Dessenne.
 GMCAO : applications a la ligamentoplastie et a la chirurgie orthognatique.
 PhD thesis, University Joseph Fourier (Grenoble, France), October 1996.

- [34] : V. Dessenne, S. Lavallee, R. Orti, R. Julliard, S. Martelli, and P. Cinquin.
Computer assisted knee anterior cruciate ligament reconstruction : first clinical tests.
J. of Image Guided Surgery, 1(1):59-64, 1995.
- [35] : Northern Digital.
Optotrak Principles.
Technical report, TIMC, 1992.
- [36] : Northern Digital.
The OPTOTRAK System: Accuracy of Various Digitizing Probes.
Technical report, Northern Digital Inc., 103 Randall Dr. Waterloo Ontario, Canada N2V 1C5, May 1992.
- [37] : E. Duchene.
Localisateur passif pour la chirurgie assistée par ordinateur.
Technical report, TIMC, 1995.
- [38] : R. Evans.
VISLAN, computer aided surgery.
IEEE Review, march 1995.
- [39] : O. Faugeras.
Three-Dimensional Computer Vision, a geometric viewpoint.
The MIT Press, Massachusettes Institute of Technology, Cambridge, Massachusettes 02142, 1993.
- [40] : O.D. Faugeras and G. Toscani.
The calibration problem for stereo.
In IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'86), pages 15-20,
Miami Beach, Florida, June 1986.
- [41] : O.D. Faugeras and G. Toscani.
Camera calibration for 3D computer vision.
In International Workshop on Industrial Applications of Machine Vision and Machine Intelligence, pages
240-247, Seiken Tokyo Japan, February 1987.
- [42] : Russian Federation.
Technical Description and Characteristics of the Global Space Navigation System GLONASS-M.
International Telecommunication Union, Radiocommunication Study Group, November 1994.

- [43] : D. F. Fenner and J. S. Menown.
A Remotly Controllable Position Indicator System.
United States Patent, (5,009,001), April 1991.
- [44] : G. Ferrigno and A. Pedotti.
ELITE : a digital dedicated hardware system for movement analysis via
real-time TV signal processing.
IEEE Trans Biomedical Engineering, 32(11):943-950, 1985.
- [45] : F. J. Ferrin.
Survey of helmet tracking technologies.
In Harry M. Assenheim Richard A. Flasck Thomas M. Lippert and Jerry
Bentz, editors, Large-Screen-Projection,
Avionic, and Helmet-Mounted Displays, pages 86-94, P.O. Box
10,Bellingham, Washington 98227-0010 USA,
1991. SPIE-The International Society for Optical Engineering.
- [46] : W. A. Fess and S. G. Stephens.
Evaluation of GPS Ionospheric Time-Delay Model.
IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems, 23(3), 1987.
- [47] : T. Fisher.
Interpolation of Transforms.
Technical report, Northern Digital Inc., <http://www.ndigital.com>, 1999.
- [48] : D. Forsyth, J. L. Mundy, A. Zisserman, and C. M. Brown.
Projectively invariant representations using implicit algebraic curves.
In First European Conference on Computer Vision (ECCV'90), pages 427-
436, Antibes, France, April 1990.
Springer-Verlag.
- [49] : M.P. Fried, J. Kleefeld, and R. Taylor.
A new armless image guidance system for endoscopic sinus surgery.
In American Academy of Otolaryngology - Head and Neck Surgery
meeting, New Orleans, September 1995.
- [50] : L. C. Godara.
Applications of Antenna Arrays to Mobile Communications, Part I:
Performance Improvement, Feasibility, and
System Considerations.
In IEEE Antenna Arrays for Mobile Communications, volume 85, pages
1031-1060, July 1997.

- [51] : W. J. Greenleaf.
Developing the Tools for Practical VR Applications.
IEEE Engineering in Medecine and Biology, 15(2):23-30, March/April
1996.
- [52] : U.S. Coast Guard.
Navstar GPS User Equipment Introduction.
Navigation center, U.S. Coast Guard,
<http://www.navcen.uscg.mil/pubs/gps/gpsuser/gpsuser.pdf>, 1996.
- [53] : A.R. Gunkel, W. Freysinger, W.F. Thumfart, and M.J. Truppe.
Application of the ARTMA image-guided navigation system to endonasal
sinus surgery.
In Computer Assisted Radiology (CAR'95), pages 1147-1151, Berlin, 1995.
Springer.
- [54] : D. Henry.
Outils pour la modélisation de structures et la simulation d'examens
échographiques.
PhD thesis, Université Joseph Fourier, Grenoble, France, Octobre 1997.
- [55] : InterSense.
InterSense IS-900 Precision Motion Tracker.
Technical report, InterSense Inc., <http://www.isense.com>, 2000.
- [56] : InterSense.
IS-600 Mark 2 Precision Motion Trackers.
Technical report, InterSense Inc., <http://www.isense.com>, 2000.
- [57] : A. Kato, T. Yoshimine, T. Hyakawa, Y. Tomita, T. Ikeda, M. Mitomo,
K. Harada, and H. Mogami.
Armless navigational system for computer assisted neurosurgery.
J. Neurosurgery, 74:845-849, 1991.
- [58] : R. Khadem, C. C. Yeh, M. Sadeghi-Tehrani, M. R. Bax, J. A. Johnson, J.
Nerney Welch, E. P. Wilkinson, and
R. Shahidi.
Comparative Traking Error Analysis of Five Different Optical Tracking
Systems.
Computer Aided Surgery, 5(2):98-107, 2000.

- [59] : T.C. Kienzle III, S.D. Stulberg, M. Peshkin, A. Quaid, J. Lea, A. Goswami, and C.W. Wu.
 A computer-assisted total knee replacement surgical system.
 In R. Taylor, S. Lavalée, G. Burdea, and R. Mosges, editors, Computer-integrated surgery. MIT Press, Cambridge, MA, 1996.
- [60] : L. Klimek, R. Mosges, and G. Schlondorff.
 Long-term experience with different types of localization systems in skull-base surgery.
 In R. Taylor, S. Lavalée, G. Burdea, and G. Mosges, editors, Computer-integrated surgery: technology and clinical applications, chapter 51, pages 635-638. MIT Press, Cambridge, MA, 1996.
- [61] : Y. Kosugi, E. Watanabe, and J. Goto.
 An articulated neurosurgical navigation system using MRI and CT images. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 35(2):147-152, 1988.
- [62] : S. Larabi.
 Utilisation de la Géométrie Projective en Vision Stéréoscopique Binoculaire.
 PhD thesis, Institut National Polytechnique de Toulouse, Toulouse, Avril 1991.
- [63] : S. Lavallée.
 Gestes Médico-Chirurgicaux par Ordinateur : intégration d'informations multi-modalités, applications aux structures anatomiques rigides.
 PhD thesis, Université Joseph Fourier, Grenoble, France, Octobre 1997.
 Thèse d'Habilitation à diriger les recherches.
- [64] : S. Lavalée.
 Registration for Computer Integrated Surgery : methodology, state of the art.
 In R. Taylor, S. Lavalée, G. Burdea, and R. Mosges, editors, Computer Integrated Surgery. MIT Press, Cambridge, MA, 1996.
- [65] : S. Lavalée, P. Cinquin, and J. Troccaz.
 Computer Integrated Surgery and Therapy: State of the Art.
 In C. Roux and J.L. Coatrieux, editors, Contemporary Perspectives in Three-Dimensional Biomedical Imaging, chapter 10, pages 239-310. IOS Press, Amsterdam, NL, 1997.

- [66] : S. Lavallee, P. Sautot, J. Troccaz, P. Cinquin, and P. Merloz.
Computer Assisted Spine Surgery : a technique for accurate transpedicular screw fixation using CT data and a 3D optical localizer.
In First Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS'94), pages 315-322, Pittsburgh, 1994.
- [67] : S. Lavallee, J. Troccaz, P. Sautot, B. Mazier, P. Cinquin, P. Merloz, and J.P. Chirossel.
Computer assisted spine surgery using anatomy-based registration.
In R. Taylor, S. Lavallee, G. Burdea, and R. Mosges, editors, Computer Integrated Surgery, chapter 32. MIT Press, Cambridge, MA, 1996.
- [68] : F. Leitner, F. Picard, R. Minfelde, H.J. Schulz, P. Cinquin, and D. Saragaglia.
Computer-assisted knee surgical total replacement.
In J. Troccaz, E. Grimson, and R. Moesges, editors, CVRMed-MRCAS Proc., LNCS Series 1205, Grenoble, 1997.
Springer-Verlag.
- [69] : Hachette Livre.
Dictionnaire Hachette en Ligne.
- [70] : B. J. Lopresti, A. Russo, W. F. Jones, T. Fisher, D. G. Crouch, D. A. Altenburger, and D. W. Townsend.
Implementation and Performance of an Optical Motion Tracking System for High Resolution Brain PET Imaging.
IEEE transactions on nuclear science, 46(6):2059-2067, 1999.
- [71] : V. Macellari.
CoSTEL: a computer peripheral remote sensing device for 3-dimensional monitoring of human motion.
Medical and Biological Engineering and Computing, 2(18):311-318, May 1983.
- [72] : R. Marmulla, M. Hilbert, and H. Niederdellmann.
Immanent precision of mechanical, infrared and laser guided navigation systems for CAS.
In K. Inamura H.U. Lemke, M.W. Vannier, editor, Proceedings of the 11th International Symposium and Exhibition, pages 863-865. CAR'97, 1997.

- [73] : P. Merloz and P. Cinquin.
Computer Assisted Surgery : application to automatic targeting of the vertebral pedicle, june 1994.
- [74] : P. Merloz, S. Lavallée, J. Tonnetti, and L. Pittet.
Image-guided spinal surgery: technology, operative technique, and clinical practice.
Operative techniques in Orthopaedics, 10(1):56-63, January 2000.
- [75] : D. Mitchelson.
CODA: Evolution and applications.
In James S. Walton, editor, Mini Symposium on Image-Based Motion Measurement, pages 26-37, P.O. Box 10, Bellingham, Washington 98227-0010 USA, August/September 1990.
SPIE-The International Society for Optical Engineering.
- [76] : L. Morin.
Quelques contributions des invariants projectifs à la vision par ordinateur.
PhD thesis, INPG, Grenoble, 1992.
- [77] : L. Morin, R. Mohr, and E. Grosso.
Positionnement relatif à partir d'invariants projectifs.
In CVPR Proceedings (Computer Vision Pattern Recognition), 1991.
- [78] : A. Mulder.
Human movement tracking technology.
<http://fas.sfu.ca/cs/people/ResearchStaff/amulder/personal/vmi/HMTT.pub.html>, 1994.
- [79] : T. R. Nelson and T. T. Elvins.
Visualization of 3D ultrasound data.
IEEE Computer Graphics and Applications, pages 50-57, 1993.
- [80] : M. A. Nixon, B. C. McCallum, W. R. Fright and N. B. Price
The Effects of Metals and Interfering Fields on Electromagnetics Trackers.
Presence, pages 204-218, 7(2), 1998
- [81] : B. W. Parkinson and J. J. James.
Global Positioning System: Theory and Applications, volume I.
AIAA, Washington D.C., 1996.

- [82] : B. Peuchot.
Camera Virtual Equivalent Model 0.01 Pixel Detectors.
In 14th Annual International Conference, Satellite Symposium on 3D
Advanced Image Processing in Medicine,
Rennes, November 1992. IEEE Engineering in Medicine and Biology
Society.
- [83] : J-V. Poncelet.
Traité des propriétés projectives des figures, volume Tome I et II.
Les Grands Classiques - Gauthier-Villars 2 éd., 1995.
- [84] : A. Poyet.
Contrôle redondant de la position d'un robot par capteurs externes,
Applications en milieux médical et
industriel (in French).
PhD thesis, Université Joseph Fourier, Grenoble, France, Janvier 1996.
- [85] : A. Poyet, J. Troccaz, and P. Cinquin.
Controlling the position of robotic guiding systems using external
redundant sensors.
In A. DiGioia, T. Kanade, and R. Taylor, editors, First Symposium on
Medical Robotics and Computer Assisted
Surgery (MRCAS'94), pages 224-228, Pittsburgh, PA, september 1994.
- [86] : W. H. Press, B. P. Flannery, S. A. Teukolsky, and W. T. Vetterling.
Numerical Recipes in C : The Art of Scientific Computing.
Cambridge University Press, Cambridge, England, second edition, 1992.
- [87] : H.F. Reinhardt.
Neuronavigation : a ten years review.
In R. Taylor, S. Lavallee, G. Burdea, and R. Mosges, editors, Computer-
integrated surgery. MIT Press
(Cambridge, MA), 1995.
- [88] : R. Rohling, P. Munger, J.M. Hollerbach, and T. Peters.
Comparison of relative accuracy between a mechanical and an optical
tracker for image-guided neurosurgery.
Journal of image guided surgery, 1(1):30-34, 1995.
- [89] : J. M. Rosen, H. Soltanian, R. J. Redett, and D. R. Laub.
Evolution of Virtual Reality, from planning to performing surgery.
IEEE Engineering in Medicine and Biology, 15(2):16-22, March/April
1996.

- [90] : P. H. Savet.
Gyroscopes: Theory and Design.
Book Company, 1961.
- [91] : S. Schmerber and F. Chassat.
Accuracy Evaluation of a CAS System: Laboratory Protocol and Results on
6-D Localizers, Clinical Experiences
in Otorhinolaryngology.
Computer Aided Surgery, 6(1), 2001.
- [92] : S. Schmerber, B. Chen, S. Lavallee, J.P. Chirossel, P. Cinquin, A. Poyet,
M. Coulomb, and E. Reyt.
Markerless hybrid registration method for computer assisted endoscopic
ENT surgery.
In H.U. Lemker and et al., editors, Computer Assisted Radiology and
Surgery Proc., pages 799-806. Elsevier
Science B.V., 1997.
- [93] : J. Serra.
Image Analysis and Mathematical Morphology.
Academix Press, London, 1982.
- [94] : J. Tonetti, L. Carrat, S. Lavallee, P. Cinquin, P> Merloz, and L. Pittet.
Ultrasound-based registration for percutaneous Iliosacral screwing of pelvis
ring fractures : method and in vitro
preliminary validation.
In H. Lemke, editor, Proceedings of CAR'97 (Computer Assisted
Radiology), Berlin, 1997. Elsevier.
- [95] : J. Troccaz, Y. Menguy, M. Bolla, P. Cinquin, P. Vassal, N. Laieb, L.
Desbat, A. Dusserre, and S. Dal Soglio.
Conformal external radiotherapy of prostatic carcinoma: requirements and
experimental results.
Radiother. Oncol., (29):176-183, 1993.
- [96] : J. Troccaz, M. Peshkin, and B. Davies.
The use of localizers, robots and synergistic devices in Computer Assisted
Surgery.
In J. Troccaz and al., editors, CVRMed-MRCAS'97 Proc., LNCS Series
1205, pages 727-736. Springer-Verlag,
1997.
- [97] : S. Umeyama.
Least-squares estimation of transformation parameters between two point
patterns.
IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell., PAMI-13(4):376-380, 1991.

- [98] : P. Vassal, J. Troccaz, N. Laieb, P. Cinquin, M. Bolla, and E. Berraud.
Introducing computer vision sensors in Radiotherapy for accurate dose delivery.
In Wiley, editor, Second Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery Proc. (MRCAS'95), pages 16-23, Baltimore, 1995. Wiley.
- [99] : L. Vertallier.
Calibrage d'un système de détection radiologique.
Technical report, ENSIMAG, Grenoble, 1999.
- [100] : Y. Watanabe and L. L. Anderson.
A system for nonradiographic source localization and real-time planning of intraoperative high dose brachytherapy.
Medical Physics, 24(12):2014-2023, December 1997.
- [101] : H. W. Wehn and P. R. Bélanger.
Ultrasound-Based Robot Position Estimation.
IEEE Transactions on Robotics and Automation, 13(5):682-692, 1997.
- [102] : I. Weiss.
Geometric invariants and object recognition.
International Journal of Computer Vision, 10(3):207-231, 1993.
- [103] : M. Yachida.
Three dimensional data acquisition by multiple views.
In O. D. Faugeras and G. Giralt, editors, robotics Research: the Third International Symposium, pages 11-18, USA, 1986. MIT Press.
- [104] : Z. Zhang, R. Deriche, O. Faugeras, and Q-T. Luong.
A Robust Technique for Matching Two Uncalibrated Images Through the Recovery of the Unknown Epipolar Geometry.
Technical report, INRIA, May 1994.

RESUME

La plupart des Gestes Médicaux-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (G.M.C.A.O.) nécessitent l'utilisation d'un localisateur en six-dimensions. Il s'agit d'un système permettant de déterminer et de suivre la position et l'orientation de corps rigides constitués de marqueurs dans l'espace. De nombreux localisateurs ont été utilisés en chirurgie. Très peu de systèmes sont dédiés spécifiquement à la chirurgie ainsi ils ne répondent pas entièrement de façon satisfaisante aux contraintes du domaine. Nous présentons dans cette thèse, une approche originale de la localisation. A partir d'une étude des applications chirurgicales utilisant un localisateur, nous avons défini un ensemble de critères qualitatifs (encombrement, poids, forme) et quantitatifs en particulier sur la précision pour laquelle un protocole générique d'évaluation des localisateurs pour la chirurgie est proposé. Ces critères nous ont conduit à proposer une évolution des principaux systèmes utilisés aujourd'hui (les localisateurs optiques) afin de les rendre totalement adaptés aux besoins du domaine. En particulier, il est apparu que le coût, la précision et l'ergonomie globale des systèmes existants bien que satisfaisantes dans la plupart des cas étaient insuffisantes pour des applications exigeantes. Nous avons étudié et nous détaillons dans cette thèse deux prototypes permettant de répondre aux problèmes posés par le coût, la précision et surtout l'ergonomie. A partir de la base commune d'un localisateur par stéréovision passive repérant des marqueurs ponctuels, nous proposons une évolution originale basée sur la localisation et l'identification de marqueurs linéaires par le rapport de Thalès pour améliorer la visibilité des cibles. Enfin nous proposons deux concepts très innovants de localisation répondant à l'inconvénient majeur des systèmes optiques qui doivent avoir une ligne de vue entre les caméras et les marqueurs libre de tout obstacle.

Mots-clefs : Gestes médicaux-chirurgicaux assistés par ordinateur, localisateur, localisation en six-dimensions, protocole générique d'évaluation, précision, stéréovision, rétro-réflécteurs, GPS, mesures de directivité, ligne de vue.

ABSTRACT

Most of Computer Assisted Surgery (C.A.S.) need a six-dimensional localizer. Those systems can locate and follow in space, position and orientation of rigid bodies constituted of markers. A lot of localizers have already been used in surgery but few of them are specifically dedicated for medical applications and the answers they propose to constraints of surgery is not completely adapted. We present in this thesis an original approach to localisation. Based on a study of surgical applications using a localizer, we have defined qualitative (cumbersome, weight, shape etc...) and quantitative criteria in particular accuracy. We have indeed proposed a generic accuracy evaluation protocol for localizer in surgery. An evolution to most often used localizer (optical systems) is proposed to adapt them totally to those criteria. In particular, it appears that cost, accuracy and global ergonomics of existing system are insufficient for high demanding applications, even if they are enough for most of them. We have studied and detailed in this thesis two prototypes that allow to answer to problems posed by cost, accuracy and especially ergonomics. From a passive stereovision hard-ware which locate punctual markers, we propose an original evolution based on the localisation of linear markers which are identified by Thalès equation, which improve the global visibility. Finally, we propose two very innovating concepts of localisation which answer to the major drawback of optical system, which must have the line of sight between cameras and marker, free of all obstacles.

Keywords : Computer Assisted Surgery, localizer, six dimensions localisation, generic protocol of accuracy evaluation, stereovision, retro-reflectors, GPS, directive measures, line of sight.