PolyPublie
Polytechnique Montréal

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL
UNIVERSITÉ D'INGÉNIERIE

Titre: Title:	Suivi automatique d'instruments dans les séquences d'images thoracoscopiques
Auteur: Author:	Fouzi Benboujja
Date:	2009
Type:	Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis
Référence: Citation:	Benboujja, F. (2009). Suivi automatique d'instruments dans les séquences d'images thoracoscopiques [Master's thesis, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. https://publications.polymtl.ca/8297/

Document en libre accès dans PolyPublie
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: PolyPublie URL:	https://publications.polymtl.ca/8297/
Directeurs de recherche: Advisors:	Farida Cheriet
Programme: Program:	Unspecified

Ce fichier a été téléchargé à partir de PolyPublie, le dépôt institutionnel de Polytechnique Montréal
This file has been downloaded from PolyPublie, the institutional repository of Polytechnique Montréal

https://publications.polymtl.ca

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

SUIVI AUTOMATIQUE D'INSTRUMENTS DANS LES SÉQUENCES D'IMAGES THORACOSCOPIQUES

FOUZI BENBOUJJA
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)
AVRIL 2009

© Fouzi Benboujja, 2009.

Library and Archives Canada

Published Heritage Branch

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque et Archives Canada

Direction du Patrimoine de l'édition

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence
ISBN: 978-0-494-49430-1
Our file Notre référence
ISBN: 978-0-494-49430-1

NOTICE:
The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:
L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protège cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

SUIVI AUTOMATIQUE D'INSTRUMENTS DANS LES SÉQUENCES D'IMAGES THORACOSCOPIQUES

présenté par : BENBOUJJA Fouzi

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

Mme. BOUDOUX Caroline, Ph.D., présidente

Mme. CHERIET Farida, Ph.D., membre et directrice de recherche

M. LANGLOIS Pierre J.M., Ph.D., membre

DÉDICACE

C'est dans la collectivité
que le sens de chacun
prend sa véritable forme.

REMERCIEMENTS

Je désire tout d'abord remercier sincèrement Dr. Farida Cheriet, ma directrice de recherche et professeur titulaire au département de génie informatique de l'École Polytechnique de Montréal pour son support et sa patience exceptionnelle qu'elle a eu à mon endroit pendant l'accomplissement du présent mémoire. Son dévouement pour l'enseignement est sans pareil. Nos réunions productives ont grandement contribué à l'évolution de mes réflexions scientifiques et techniques. Je la remercie également d'avoir contribué à rendre ce mémoire aussi agréable qu'intéressant. Elle a par ailleurs éveillé en moi la passion de la recherche médicale.

La collaboration de l'équipe du projet de chirurgie minimalement invasive a été indispensable à l'avancement de ce mémoire. Je tiens à souligner l'effort de Claudia Chevrefils, Martin Bisson, Fantin Girard et le Dr. Stephan Parent. Ils ont permis de faire converger les idées de chacun vers notre objectif commun.

Je tiens également à remercier tous les étudiants du LIV4D. Les échanges informels ont été une motivation et ont grandement contribué à mon intérêt dans le domaine de la vision et du milieu biomédical.

Pascale et Olivier, merci pour les pauses café prolongées. Xavier et Fantin, merci pour les débats politiques et philosophiques tellement passionnants. Lama Seoud comment te remercier? Tes mots d'encouragements et ton support ont été grandement appréciés. Je te souhaite à mon tour beaucoup de succès dans ton doctorat. Je tiens à remercier également Philippe Debanné pour son support et sa patience à notre égard.

J'exprime également toute ma reconnaissance à mes parents, ma sœur et Sarah pour leurs amours et soutiens inconditionnels.

RÉSUMÉ

Les chirurgies minimalement invasives (CMI) permettent, au moyen de quelques incisions, d'accéder et de traiter une lésion sur un site pathologique. Ces procédures opératoires sont localisées et réduisent les traumatismes ainsi que la période de convalescence des patients. Au moyen d'instruments adaptés (long et étroit) et d'un endoscope (petite caméra) insérés à travers de petites incisions, le chirurgien visualise le champ opératoire et procède à l'intervention.

Comme exemple de chirurgie minimalement invasive, les procédures thoracoscopiques permettent entre autres de corriger des déformations de la colonne vertébrale.

Cependant, la proximité anatomique du canal spinal, l'aorte et la veine cave rendent la procédure extrêmement délicate. Le domaine chirurgical pourrait fortement bénéficier d'un système de navigation pour les chirurgies minimalement invasives basées sur un retour visuel de l'endoscope et d'un modèle 3D pré-opératoire.

Des images endoscopiques pourront être recalées sur un modèle 3D pré-opératoire du rachis du patient. Le chirurgien bénéficiera notamment d'une meilleure perception du champ opératoire et d'une modélisation 3D des structures anatomiques. Il pourra également disposer d'une localisation précise, à tout instant, des instruments chirurgicaux afin de sécuriser les gestes opératoires.

Le recalage des images per-opératoires sur un modèle 3D pré-opératoire repose sur l'autocalibrage des séquences d'images thoracoscopiques. En effet, les paramètres intrinsèques de l'endoscope tels la focale et le rapport d'échelle peuvent être ajustés au besoin par le chirurgien durant l'intervention.

Afin de mettre à jour les paramètres intrinsèques, sans interruption du protocole opératoire, il est nécessaire d'exploiter le contenu naturel des séquences d'images per-opératoires. Étant donné que les instruments utilisés sont rigides, le suivi de leur mouvement à travers la séquence permet d'extraire les informations nécessaires pour la procédure d'autocalibrage.

Les propriétés inhérentes aux images endoscopiques : variation d'intensité lumineuse, réflexions spéculaires et les mouvements rapides compliquent le suivi des instruments ou l'extraction de caractéristiques stables. Pour contourner ces difficultés, les approches de suivi existantes ajoutent des caractéristiques aux instruments (processus de marquage). Cependant, le processus de marquage nécessite l'installation d'un dispositif sur chaque instrument à suivre ce qui ralentit et complique le protocole opératoire (installation, stérilisation).

L'objectif principal du projet consiste à élaborer et mettre en œuvre une méthode de suivi automatique (sans marqueur) d'instruments chirurgicaux dans les séquences d'images thoracoscopiques. Les caractéristiques naturelles de l'instrument, issues des images, pourront être extraites et acheminées aux équations d'autocalibrage.

Pour atteindre notre objectif, nous avons d'abord cherché à modéliser les instruments chirurgicaux utilisés en thoracoscopie. Les instruments ont souvent une forme qui s'apparente à celle d'un cylindre grisâtre ou métallique. Fondés sur des contraintes colorimétriques et structurelles, nous avons construit des descripteurs permettant d'extraire les caractéristiques robustes des instruments. Afin de réduire l'impact des variations d'intensité, les caractéristiques de nature colorimétrique sont normalisées et converties dans un espace polaire. La morphologie mathématique et les opérateurs de contours ont été employés afin de développer l'extraction des segments de droite des instruments.

La procédure de suivi de l'instrument à travers la séquence a été réalisée à l'aide d'un algorithme qui permet le suivi de l'extrémité de l'instrument (zone d'intérêt) au moyen d'un modèle stochastique. Les modèles stochastiques sont notamment reconnus pour leur robustesse face aux non-linéarités souvent présentes dans les images thoracoscopiques. La méthode proposée permet de jumeler les descripteurs de contours et couleurs par une estimation bayésienne récursive et elle est mise en œuvre par l'intermédiaire du filtrage particulaire.

Notre analyse par filtrage particulaire permet d'inférer sur la localisation de l'instrument à partir d'observations de différentes régions. Chaque particule représente une région hypothétique de la localisation de l'instrument. Plusieurs particules sont analysées et pondérées en fonction des descripteurs extraits précédemment. Les histogrammes fondés sur l'orientation de contours et de la couleur sont utilisés à cette fin. Ils permettent de modéliser de façon adéquate la région par une densité de probabilité. La pondération de chaque particule (région) est effectuée avec une distance de Bhattacharyya entre une référence, sélectionnée initialement par l'opérateur, et les différentes zones hypothétiques fournies par l'algorithme de filtrage particulaire. Enfin, après une analyse bayésienne la meilleure hypothèse consiste en notre localisation de l'instrument.

Nous avons validé notre méthode sur 10 séquences thoracoscopiques réelles. Les résultats expérimentaux ont permis de mettre en évidence l'efficacité de l'approche et confirmer sa faisabilité à plusieurs égards. Nous avons démontré que notre algorithme peut suivre l'instrument dans plusieurs conditions difficiles, dans des circonstances de buée, d'occlusions partielles et de forts mouvements.

Le filtrage particulaire s'est avéré efficace pour prendre des décisions sur la localisation de l'instrument : avec 1000 particules, le suivi reste à l'intérieur de la région occupée par l'instrument à 91% des cas.

Notre contribution permet d'apporter une nouvelle dimension au suivi d'instrument, car actuellement aucune méthode de suivi sans marqueur n'est utilisée en clinique.

Une des difficultés rencontrées dans l'utilisation du module de suivi a été de trouver le modèle qui correspond le mieux aux mouvements des instruments tout en étant assez simple pour maintenir un suivi rapide. Le compromis entre le temps réel et la précision a été réalisé grâce à une configuration spécifique aux acquisitions thoracoscopiques. Cependant, il serait souhaitable d'optimiser davantage le code. De plus, l'approche est présentement logicielle, toutefois, l'algorithme pourrait facilement bénéficier d'une architecture matérielle parallèle étant donné la nature des calculs.

Les résultats fournis par l'extraction robuste de primitives et de suivi seront utilisés pour l'autocalibrage des séquences thoracoscopiques. Toutefois, d'intéressantes avenues pour d'autres projets de recherche pourraient tirer profit de cet algorithme. Par exemple, la reconstruction 3D de l'instrument à partir du mouvement des droites issue de l'extraction des primitives (« Shape from Motion ») ou en plus, on pourrait considérer l'exploitation d'indices de distances relatives (profondeur, déplacement).

ABSTRACT

Minimally invasive surgery (MIS) allows the surgeon to access and treat a lesion on a pathological site by means of a few small incisions. These localized surgical procedures permit a shorter recovery period and reduce the trauma experienced by the patients. Using appropriate surgical instruments (long and narrow) and an endoscope (small camera) inserted through the incisions, the surgeon visualizes the operative field and carries out the operation.

As an example of minimally invasive surgery, thoracoscopic procedures allow among others to correct deformities of the spine. However, the anatomical proximity of the spinal canal, aorta and vena cava makes the procedure extremely difficult. The surgical field could greatly benefit from a spine navigation system for minimally invasive surgery based on visual feedback of the endoscope and a 3D preoperative model.

Endoscopic images can be registered to a 3D pre-operative patient's spine model. The surgeon will then benefit from a clearer view of the operative field and a 3D modeling of anatomical structures. In order to secure the surgical gestures he will also profit from knowing the 3D location of surgical instruments at any time during the procedure.

The registration of per-operative images on a 3D pre-operative model relies on the self-calibration of the thoracoscopic images. Indeed, the intrinsic parameters of the endoscope, such as focal length and the scale ratio, can be adjusted as needed by the surgeon during surgery.

In order to update the intrinsic camera parameters of the self-calibration model, without any interruption of the surgical procedure, it is necessary to exploit the natural content of the per-operative images sequence. Since the instruments are rigid, tracking their

movement throughout the sequence will enable us to extract the information needed for the self-calibration process.

However, the inherent properties of endoscopic images, i.e. variation of light intensity, specular reflections and fast movements, complicate the tracking of the instruments and the extraction of stable features. To circumvent these difficulties, existing approaches add artificial features to the instruments (tagging process). However, this process requires the installation of a target on each instrument to track, which slows down and complicates the surgical protocol (installation, sterilization).

This project's main objective is to develop and implement an automatic (i.e. without relying on special markers) tracking method for surgical instruments in thoracoscopic images. The natural characteristics of the surgical instruments will be extracted from the images and fed into the self-calibration equations.

To achieve this goal we have at first attempted to model the surgical instruments used in thoracoscopy. These instruments often have shapes similar to that of a metallic gray cylinder. Based on colorimetric and structural constraints, we built descriptors to extract the robust image features of the instruments. To reduce the impact of variations in intensity, characteristics such as color were normalized and converted to polar space. Mathematical morphology operators and contours detectors were used to develop a method for extracting straight lines belonging to the instruments.

The instrument tracking procedure was developed using an algorithm that allows the tracking of the tip of the instrument (zone of interest) using a stochastic model. Stochastic models are known for their robustness with respect to non-linearities that are often visible in thoracoscopic images. The proposed method allows the fusion of

contours and colors descriptors by means of a recursive Bayesian estimation. It is implemented through a particle filter.

The particle filtering analysis allows us to infer the location of the instrument from the observations of different image regions. Each particle constitutes a hypothesis for the location of the instrument. Several particles are analyzed and weighted according to the previously extracted descriptors. Histograms based on orientation contours and color are used for this purpose. These allow us to adequately model the region as a probability density. The weighting of each particle (region) is based on Bhattacharyya distance between a reference (originally selected by the operator) and the various hypothetical areas provided by the algorithm. Finally, after the Bayesian analysis, the best hypothesis yields the location of the instrument.

We have validated our method on 10 real thoracoscopic image sequences. The experimental results reveal the effectiveness of our approach and confirm its feasibility in several respects. We have demonstrated that our algorithm can follow a surgical instrument in difficult conditions, including fogging of the image, partial occlusions and fast movements.

The particle filter has proven effective in making decisions on the location of the instrument: using 1,000 particles, we achieved a successful tracking rate of 91% in the majority of sequences.

Our contribution provides a new solution to the problem of tracking of instruments, since no method of markerless tracking is currently available clinically.

One of the difficulties encountered in the tracking framework was to find a model that best suits the movement of the instruments, while being simple enough to archive a fast tracking. The compromise between real time and accuracy was reached with a specific configuration for thoracoscopic acquisitions.

However, it would be desirable to further optimize our tracking program. In addition, the algorithm is currently software based. However, it could easily benefit from a parallel hardware architecture given the nature of the calculations.

The results of the robust extraction and tracking of primitives will be used for thoracoscopic self-calibration sequences. However, other research projects could benefit from this algorithm. For example, one interesting avenue would be the 3D reconstruction of the instrument from the motion of the extracted straight lines or in addition, we can consider obtaining relative distance measurements (depth).

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE IV
REMERCIEMENTS V
RÉSUMÉ VI
ABSTRACT X
TABLE DES MATIÈRES XIV
LISTE DES TABLEAUX XVII
LISTE DES FIGURES XVIII
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS XXI
LISTE DES ANNEXES XXIII
INTRODUCTION 1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE 6
1.1 Anatomie de la structure thoracique 6
1.1.1 Colonne vertébrale 7
1.1.2 Les vertèbres 9
1.2 Chirurgie minimalement invasive 11
1.2.1 Difficultés des chirurgies minimalement invasives 13
1.2.2 Bénéfices 15
1.3 Contexte clinique 16
1.3.1 Les abords au rachis 16
1.3.2 Procédure thoracoscopique 18
1.3.3 Les corrections thoracoscopiques du rachis 20
1.4 Système de navigation pour le rachis 24
1.4.1 Acquisition de données 25
1.4.2 Aide à la décision et à la réalisation 33
1.5 Approches au suivi d'instruments chirurgicaux 34
1.5.1 Suivi d'instruments marqués 38

1.5.2 Suivi automatique d'instruments 45
1.5.3 Limites des techniques existantes 49
1.6 Techniques de suivi d'objets à travers une séquence d'images 50
1.6.1 Méthodes différentielles 51
1.6.2 Méthodes de mise en correspondance 54
1.6.3 Méthodes probabilistes 55
1.7 Objectifs spécifiques du projet 66
CHAPITRE 2 MÉTHODOLOGIE 68
2.1 Approche générale 68
2.2 Extraction des caractéristiques de l'instrument 72
2.2.1 Caractéristiques colorimétriques de l'instrument 74
2.2.2 Caractéristiques structurelles de l'instrument 77
2.2.3 Représentation des données 87
2.3 Suivi temporel par filtrage particulaire 89
2.3.1 Modèle d'état 91
2.3.2 Modèle d'évolution 92
2.3.3 Modèle d'observation 93
2.4 Méthode d'évaluation et de validation 98
2.4.1 Données cliniques 98
2.4.2 Interface graphique 98
2.4.3 Validation qualitative 99
2.4.4 Validation quantitative 100
2.4.5 Paramètres évalués 100
CHAPITRE 3 RÉSULTATS ET DISCUSSION 102
3.1 Interface graphique et mise en contexte 102
3.2 Extraction des caractéristiques de l'instrument 105
3.2.1 Extraction en présence d'un instrument 105
3.2.2 Extraction en présence de plusieurs instruments 108

3.2.3 Extraction sous occultations 110
3.3 Suivi automatique des instruments 114
3.3.1 Suivi d'un instrument 114
3.3.2 Suivi en cas d'occultations 119
3.3.3 Suivi en cas de forts mouvements des instruments 122
3.4 Précision de la procédure de suivi 124
3.4.1 Erreur de prédiction sur la localisation de l'instrument 124
3.4.2 Nombre de particules 128
3.4.3 Comportement de la distance de Bhattacharyya 130
3.5 Temps de calcul 131
3.6 Limites de la méthode proposée 134
CONCLUSION ET PERSPECTIVES 138
BIBLIOGRAPHIE 142
ANNEXES 155

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1: Différents types de systèmes de localisation utilisés dans le domaine médical 27
Tableau 3.1: Distance moyenne de localisation du suivi d'instrument 127
Tableau 3.2: Distance moyenne de localisation en fonction du nombre de particules 129
Tableau 3.3: Temps d'exécution en fonction des processus de l'algorithme 132

LISTE DES FIGURES

Figure 0.1 Schéma général du projet....4
Figure 1.1 Anatomie de la structure thoracique....7
Figure 1.2 Structure anatomique du rachis et répartition des nerfs....8
Figure 1.3 Structure anatomique d'une vertèbre....9
Figure 1.4 Structures anatomiques sensibles près du rachis....10
Figure 1.5 Salle opératoire d'une chirurgie vidéoassistée thoracoscopique....13
Figure 1.6 Approche postérieure au rachis....16
Figure 1.7 Approche antérieure....17
Figure 1.8 Positionnement classique pour une thoracoscopie....19
Figure 1.9 Instruments thoracoscopiques....19
Figure 1.10 Instrumentation antérieure thoracoscopique pour le traitement de la scoliose....22
Figure 1.11 Résultats du traitement de la scoliose en minimalement invasif....23
Figure 1.12 Concepts d'un système de navigation....24
Figure 1.13 Modalités d'imagerie médicale....25
Figure 1.14 Système optique....28
Figure 1.15 Référence dynamique....30
Figure 1.16 Système de navigation par fluoroscopie....32
Figure 1.17 Système de navigation StealthStation de Medtronic....33
Figure 1.18 Primitives artificielles....36
Figure 1.19 Modèle colorimétrique RVB et TSV....40
Figure 1.20 Transformée en Hough....44
Figure 1.21 Approche de Windisch et coll. pour la détection d'instrument....46
Figure 1.22 Représentation d'un snake....47
Figure 1.23 Suivi par contour actif....48

Figure 1.24 Suivi du mouvement par flux optique pour le suivi de l'endoscope 53
Figure 1.25 Représentation du modèle de Markov caché entre les variables aléatoires X et Z.....56
Figure 1.26 Schéma bloc représentatif du filtrage de Kalman.....61
Figure 1.27 Distribution a postériori de l'état précédent avec un ensemble de particules 63
Figure 1.28 Distribution a postériori de l'état présent avec un ensemble de particules 64
Figure 2.1 Schéma bloc de l'approche proposée pour le suivi d'instruments thoracoscopiques 71
Figure 2.2 Représentation multiple sous un angle et une illumination différente. 73
Figure 2.3 Projection d'un cylindre dans une image thoracoscopique 74
Figure 2.4 Caractéristiques colorimétriques de l'instrument 76
Figure 2.5 Traitements morphologiques appliqués.....78
Figure 2.6 Extraction de contours. 82
Figure 2.7 Accumulateur de Hough.....84
Figure 2.8 Détection de segment droite avec la transformée de Hough 85
Figure 2.9 Extraction des descripteurs lors de l'initialisation.....88
Figure 2.10 Schéma bloc de l'algorithme proposé pour le suivi par filtrage particulaire.....90
Figure 2.11 Modèle d'observation utilisé pour le calcul de la vraisemblance.....95
Figure 2.12 Environnement expérimental à l'hôpital Sainte-Justine 99
Figure 3.1 Interface développée pour le traitement des images thoracoscopiques..103
Figure 3.2 Extraction des caractéristiques d'un instrument (séquence 5).....106
Figure 3.3 Extraction des caractéristiques d'un instrument cylindrique (séquence 2) 107
Figure 3.4 Extraction des caractéristiques en présence de plusieurs instruments (séquence 2) 109

Figure 3.5 Extraction des caractéristiques en présence d'occultations (séquence 7) 111
Figure 3.6 Extraction des caractéristiques en présence d'occultations (suite)..... 112
Figure 3.7 Extraction des caractéristiques en présence d'occultation totale (séquence 3) 113
Figure 3.8 Suivi d'un instrument en présence de bruit (séquence 5)..... 115
Figure 3.9 Trajectoire de l'instrument obtenue à partir de la séquence 5 116
Figure 3.10 Suivi de l'extrémité de l'instrument lors d'une discectomie (séquence 2) 117
Figure 3.11 Suivi de l'extrémité de l'instrument lors d'une discectomie (suite)..... 118
Figure 3.12 Suivi sous occultation partielle (séquence 1)..... 120
Figure 3.13 Suivi sous occultation totale (séquence 6)..... 121
Figure 3.14 Module de suivi en présence de forts mouvements (séquence 9)..... 123
Figure 3.15 Exemple du calcul de la distance quadratique moyenne. 125
Figure 3.16 Distance quadratique moyenne du suivi pour les séquences 4-5-9. 126
Figure 3.17 Coefficient de Bhattacharyya en fonction des trames (séquence 5)..... 130
Figure 3.18 Temps d'exécution de la séquence thoracoscopique 5 131
Figure 3.19 Extraction des caractéristiques d'un instrument curviligne (séquence 9) 134
Figure 3.20 Extraction des caractéristiques avec de fortes composantes de réflexion spéculaire (séquence 4) 135
Figure A.1 Suivi et extraction des caractéristiques de la séquence (séquence 10) 155
Figure A.2 Suivi et extraction des caractéristiques de la séquence (séquence 8) 156
Figure A.3 Suivi et extraction des caractéristiques de la séquence (séquence 4) 157
Figure A.4 Suivi et extraction des caractéristiques de la séquence (séquence 7) 158
Figure A.5 Suivi et extraction des caractéristiques de la séquence (séquence 7) 159
Figure A.5 Suivi et extraction des caractéristiques de la séquence (séquence 3) 160
Figure A.6 Suivi et extraction des caractéristiques de la séquence (séquence 6) 161

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

En général:

$P(X)$	Probabilité d'un évènement X
$E(X)$	L'espérance de X
X_t	Variable aléatoire qui représente un état caché
Y_t	Variable aléatoire qui représente un état mesuré ou observé
$P(X_t \mid Z_{0:t})$	À postériori de X_t sachant toute les observations.
$X_t^{(i)}, Z_t^{(i)}$	Particule i au temps t
$w_t^{(i)}$	Poids de la particule i au temps t
N	Nombre de particules
R	Nombre de réalisation (trames)
N_{eff}	Nombre de particules effectives

Abréviations

2D	Deuxième dimension
3D	Troisième dimension
AATS	Association américaine des chirurgiens thoraciques
AESOP	Positionnement automatique de l'endoscope à commande vocale
CAO	Chirurgie assistée par ordinateur
CCD	Dispositif à transfert de charge (*Charge-coupled device*)
CMI	Chirurgie minimalement invasive
CONDENSATION	Conditional Density Propagation
EKF	Filtre de Kalman étendu (*Extended Kalman filter*)
DQM	Distance quadratique moyenne
GMCAO	Gestes médicochirurgicaux assistés par ordinateur

GPS	Géo-positionnement par satellite
IRM	Imagerie par résonance magnétique
LIV4D	Laboratoire d'Imagerie et de Vision 4 Dimensions
RVB	Rouge vert bleu
SIR	Sequential Importance Resampling
TSV	Teinte Saturation Valeur
TDM	Tomodensitométrie
UKF	Filtre non parfumé de Kalman (*Unscented Kalman Filter*)
US	Ultrason
VATS	Chirurgies thoracoscopiques vidéo assistées

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE I RÉSULTATS ADDITIONNELS DE SUIVI

INTRODUCTION

Les procédures chirurgicales traditionnelles provoquent en général d'importants traumatismes. Ces procédures requièrent souvent de longues incisions qui entraînent la taillade de certains nerfs et la dévascularisation des tissus. Avec l'apparition des chirurgies minimalement invasives (CMI), les procédures d'intervention ont évolué de manière à améliorer la qualité de vie du patient. Le principe fondamental est de limiter à un minimum l'effraction corporelle. Au moyen de quelques incisions, les CMI permettent d'accéder et de traiter une lésion sur un site pathologique. L'endoscope, système muni d'une source lumineuse et de lentilles, capte l'image à l'intérieur d'une cavité et la transmet sur un écran. Cet instrument se substitue littéralement à la vision directe du chirurgien. C'est l'outil fondamental de toute chirurgie minimalement invasive.

La scoliose qui se manifeste par une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale (rachis) peut être corrigée par thoracoscopie. Cette chirurgie minimalement invasive permet d'accéder à des structures internes du thorax.

Cette avenue soulève toutefois des défis supplémentaires au chirurgien. Par exemple, la zone d'accès et la visibilité du champ opératoire étant extrêmement réduites, le chirurgien est constamment poussé à extrapoler mentalement des éléments à l'extérieur du champ de vision de l'endoscope. De plus, la perte de notion de profondeur due à l'unique support des séquences monoculaires nécessite un apprentissage aigu avant d'acquérir une maîtrise de l'orientation et la position relative entre les instruments et les structures d'intérêt.

À l'heure actuelle, les progrès à l'égard de la pratique thoracoscopique pour le rachis sont ralentis par ces limites et par les risques de complications causées par la présence de structures anatomiques névralgiques. En effet, la proximité de la moelle épinière et des structures anatomiques sensibles rend la procédure délicate. Le coût des systèmes robotiques

et les solutions de navigations 3D proposées ralentissent l'intégration de ces technologies dans nos centres hospitaliers. En thoracoscopie, les solutions actuelles de navigation ou de réalité augmentée sont inadaptées. On procède souvent à une fluoroscopie (modalité d'imagerie à rayon X couplée à un amplificateur de brillance) ou une tomodensitométrie (modalité d'imagerie à rayon X avec reconstruction 3D par ordinateur) per-opératoire pour permettre le guidage ou le suivi des instruments. Bien évidemment, ceci expose le patient et l'équipe médicale à des irradiations additionnelles. Les produits commerciaux destinés au rachis procèdent à la modification majeure des instruments : des émetteurs électromagnétiques ou infrarouges sont ajoutés à l'appareillage nécessaire. Le protocole d'opération se voit donc largement modifié avec des processus de stérilisation, d'instrumentation et d'apprentissage additionnel. Sans mentionner que les systèmes de navigation commerciaux sont exclusivement réservés à des procédures de chirurgie classique.

Pour remédier à ces difficultés et démocratiser l'intervention, le laboratoire de vision 4D (LIV4D) de l'École Polytechnique de Montréal en collaboration avec le centre de recherche de l'hôpital Sainte-Justine de Montréal a mis sur pied un projet de navigation 3D pour la thoracoscopie. Ce système permettra au chirurgien d'accéder en temps réel à un environnement en réalité augmentée sans trop altérer le protocole actuel. Ces nouvelles informations permettront au chirurgien d'avoir des repères supplémentaires et d'assister sa vision d'une façon quantitative à l'interprétation globale de la situation.

Une avenue intéressante serait d'exploiter les informations de deux modalités d'imagerie non ionisantes comme, en l'occurrence, l'endoscopie et l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Toutefois, ces informations sont exprimées dans des repères différents. D'où la nécessité d'un recalage qui permet de déterminer les relations spatiales entre ces deux référentiels à partir d'un même objet dont les coordonnées dans chacun des repères

sont connues. Cela permettra de repositionner en temps réel les images thoracoscopiques dans le référentiel du modèle IRM préopératoire.

Le chirurgien pourra alors bénéficier d'une meilleure perception du champ opératoire, d'une modélisation 3D des structures anatomiques et d'une localisation précise, à tout instant, des instruments chirurgicaux. Une tâche préalable est toutefois indispensable à ce système : l'autocalibrage des séquences d'images thoracoscopiques.

L'autocalibrage permet la mise à jour des paramètres intrinsèques (focale, distorsion) de la caméra à partir des informations contenues dans les images thoracoscopiques. Ces paramètres permettent, à leur tour, de projeter avec précision des images 2D sur un modèle 3D pré-opératoire.

En effet, la focale, le rapport d'échelle et la distorsion dans les images thoracoscopiques peuvent être au besoin ajustés par le chirurgien durant l'intervention. Ce phénomène est particulièrement présent lors de la manipulation du zoom optique (grossissement) et de la focale. Mobiliser la procédure pour recalibrer le système à chaque manipulation d'un paramètre intrinsèque rendrait le système lourd et inefficace.

Une façon de réaliser l'autocalibrage serait de suivre des informations spécifiques contenues dans les images le long de la séquence. En fait, les instruments sont la seule information utile et visible sur les images thoracoscopiques qui permettent de réaliser la mise à jour des paramètres intrinsèques du système optique. En effet, la structure et le mouvement rigides des instruments permettent d'inférer la relation entre la scène 3D et l'image 2D.

Ainsi pour permettre une projection précise des images de l'endoscope sur un modèle préopératoire, il devient nécessaire d'effectuer d'une part, le suivi des paramètres extrinsèques de la caméra dans l'espace réel (salle opératoire) afin d'obtenir la position de l'endoscope et d'autre part, un appariement des caractéristiques propres à l'instrument dans les images thoracoscopiques. Les paramètres extrinsèques sont obtenus à partir des systèmes de suivi optique commerciaux. Quelques marqueurs physiquement installés sur l'endoscope permettent d'extraire la position tridimensionnelle. Cependant, l'étape de suivi dans les images thoracoscopiques relève strictement du traitement d'image. La figure 0.1 permet d'illustrer le concept général du projet.

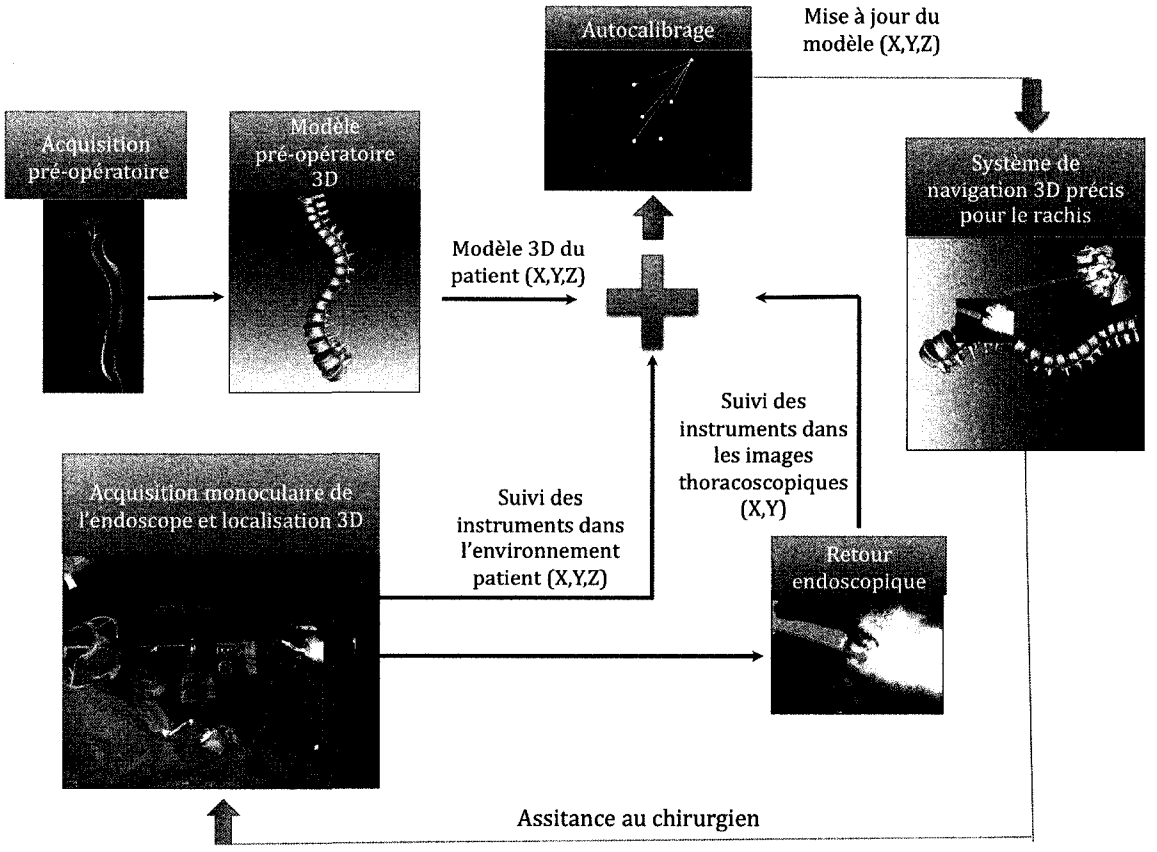


Figure 0.1 Schéma général du projet

Ce mémoire se veut justement une proposition au développement d'un système de suivi des instruments endoscopiques sur des séquences monoculaires sans modifications des instruments chirurgicaux. L'approche permet de suivre les instruments au moyen d'informations issues exclusivement des images thoracoscopiques. Plus précisément, une analyse d'indices de contours, de couleurs et de formes est utilisée afin d'alimenter un filtrage stochastique.

Le concept tient compte d'une facilité d'utilisation pour l'équipe médicale, d'une sécurité, d'une précision égale ou accrue aux systèmes actuels et d'une réduction des coûts pour le système hospitalier.

Structure du mémoire

Ce mémoire est divisé en quatre chapitres. Le premier chapitre permet au lecteur de se familiariser avec les connaissances de base et les méthodologies présentes dans le domaine de la thoracoscopie. Le contexte des chirurgies minimalement invasives, la chirurgie assistée par ordinateur, les avancées et les difficultés technologiques appliquées à la thoracoscopie sont abordés. De plus, le premier chapitre constitue une revue de la littérature sur plusieurs travaux exécutés dans le but de satisfaire des besoins précis en chirurgie minimalement invasive, en précisant les limites des systèmes de suivi actuels. Le second chapitre propose en détail une approche différente au suivi automatique d'instruments. Les hypothèses, les modèles mathématiques, les algorithmes reliés à l'estimation de la localisation des instruments sont exposés dans cette section. Le troisième chapitre présente des résultats obtenus et fait place à une discussion et une réflexion sur l'interprétation des résultats. En conclusion, des améliorations possibles sont exposées.

CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE

La revue de littérature se veut comme la base des connaissances et des méthodologies actuelles. Dans le présent mémoire, elle est subdivisée en quatre principales sections. En premier lieu, une description de la structure anatomique du thorax s'impose pour être en mesure de bien distinguer la complexité et les enjeux d'une thoracoscopie. Par la suite, les fondements de la procédure thoracoscopique sont définis : les défis, les avantages et les champs d'applications sont détaillés. La navigation thoracoscopique constitue le troisième volet, afin d'exposer les limites des systèmes actuels. Dans le cadre du quatrième volet, les contributions des auteurs sur le suivi d'instruments endoscopiques et le suivi d'objets à travers une séquence sont énoncées. Finalement, l'objectif principal du présent mémoire est détaillé.

1.1 Anatomie de la structure thoracique

Dans l'anatomie humaine, la structure thoracique représente la partie supérieure du tronc. Elle constitue la structure centrale qui protège les organes vitaux de l'organisme. Plus précisément, le thorax protège entre autres le cœur, les poumons, le diaphragme, l'œsophage et l'aorte thoracique. La structure squelettique du thorax comprend 12 paires de côtes qui sont reliées par l'avant au sternum au moyen d'un cartilage (à l'exception des deux paires inférieures des niveaux T11 et T12) et par l'arrière à la colonne vertébrale (Figure 1.1). Entre les côtes, l'espace est occupé par les muscles intercostaux. Le thorax se meut pendant la respiration due au diaphragme et aux poumons : un mouvement d'élévation et d'expansion lors de l'inspiration. Cet élément sera abordé lors de l'élaboration du système de navigation.

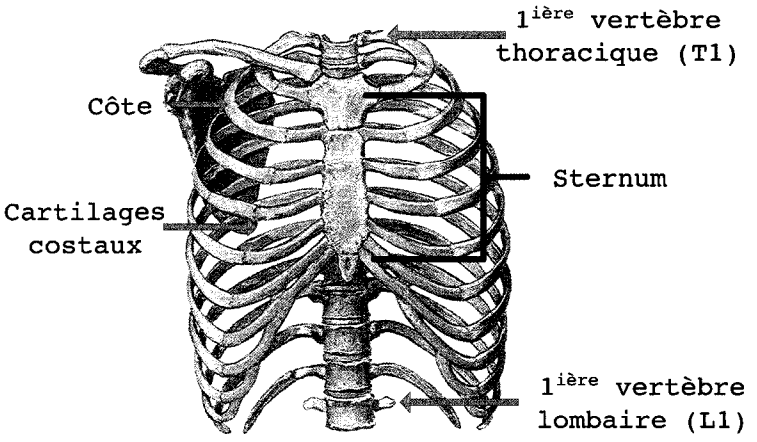


Figure 1.1 Anatomie de la structure thoracique (adapté de Netter, 2006)

1.1.1 Colonne vertébrale

La colonne vertébrale permet chez l'homme de supporter le crâne et de répartir le poids jusqu'aux articulations de la hanche. Tout comme le thorax, elle joue un rôle protecteur pour la moelle épinière, structure centrale du système nerveux. La colonne vertébrale ou le rachis est constitué d'un total de 33 vertèbres séparées en cinq segments. La subdivision des vertèbres de la base du crâne au bassin figure comme suit (Figure 1.2) : 7 vertèbres cervicales (C1 à C7), 12 vertèbres thoraciques (T1 à T12), 5 vertèbres lombaires (L1 à L5), 5 vertèbres au niveau du sacrum et 4 vertèbres pour le coccyx. Les vertèbres sacro-coccygiennes sont soudées. Les courbures visibles dans un plan sagittal sont la cyphose (thoracique et sacrum) et la lordose (cervical, lombaire). Cette répartition des courbures permet une stabilité au corps. Analogue à un ressort, la colonne vertébrale permet également d'absorber les chocs en compression lors de nos activités (déplacement, sauts). Dans les pathologies du rachis, la déformation de la colonne peut être très complexe et dispersée dans les 3 dimensions. C'est notamment le cas chez les patients scoliotiques.

La moelle épinière est un cordon constitué de tissu nerveux qui figure à l'intérieur du foramen vertébral (canal médullaire). Les nerfs rachidiens, également nommés nerfs spinaux, émanent de la moelle épinière par le foramen intervertébral du rachis (Figure 1.2).

On compte 31 paires de nerfs spinaux qui acheminent les flux sensoriels et moteurs entre le corps et le cerveau. La moindre compression des nerfs peut provoquer des douleurs ou même une paralysie des membres.

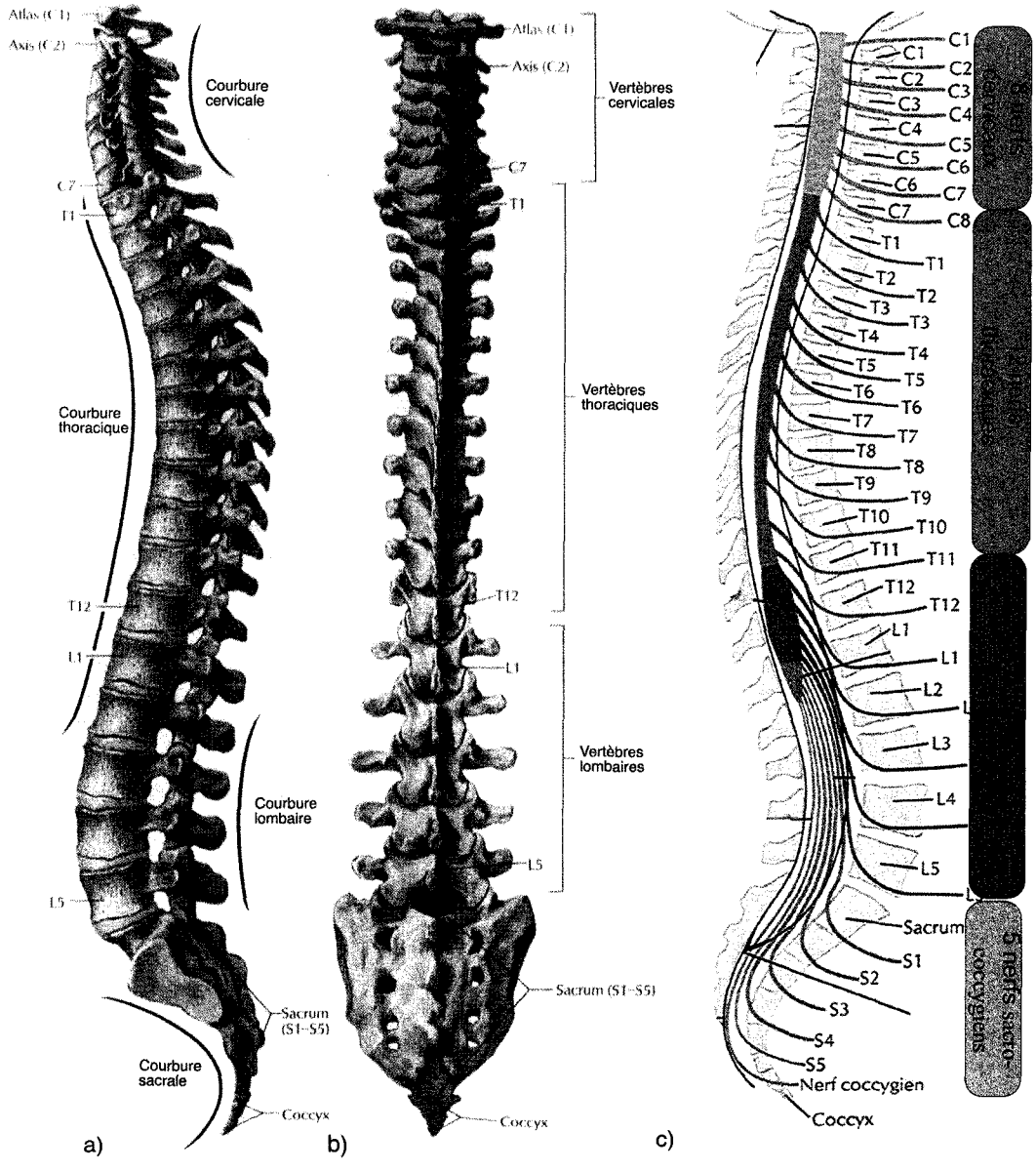


Figure 1.2 Structure anatomique du rachis et répartition des nerfs (adapté de Netter, 2006)

a) vue latérale gauche b) vue dorsale c) répartition des nerfs

1.1.2 Les vertèbres

La connaissance anatomique de chaque vertèbre et de la configuration de la colonne sont déterminantes dans le succès des corrections portées au rachis. Les vertèbres ont une structure spécifique dépendant de leur position dans le rachis. Toutefois, elles sont toutes composées d'un segment antérieur et postérieur. La Figure 1.3 représente typiquement une vertèbre thoracique. À partir des vertèbres cervicales, jusqu'aux vertèbres lombaires, le corps vertébral prend de l'expansion. Le corps vertébral, d'une forme cylindrique, représente le segment antérieur tandis qu'au niveau postérieur on retrouve l'arc vertébral. Cet arc est formé d'une paire de pédicules et de lames qui avec le corps vertébral délimitent la zone foramen. Cette zone est occupée par la moelle épinière. La partie postérieure de la vertèbre comporte deux apophyses transversales entre lesquelles se trouve une apophyse épineuse. Les apophyses épineuses sont palpables entre la 7e cervicale et la 5e lombaire.

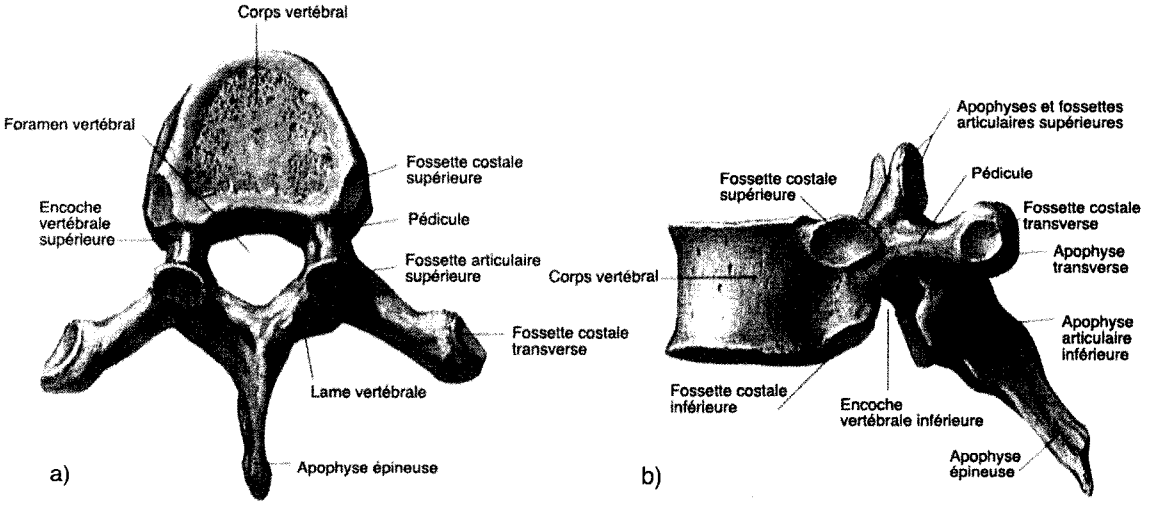


Figure 1.3 Structure anatomique d'une vertèbre (adapté de Netter, 2006)

a) vue axiale de haut b) vue latérale gauche

Les vertèbres sont séparées par des disques intervertébraux (sauf pour les vertèbres sacro-coccygiennes et entre C1-C2). Ces tissus conjonctifs sont constitués d'un anneau de cartilage fibreux et d'un noyau gélatineux. Ils amortissent les chocs et contribuent à donner une flexibilité à la colonne.

Les pathologies (ostéoporose, scoliose, tumeur) et les traumatismes (fracture) au rachis sont nombreux. Ils conduisent souvent à des chirurgies. Les risques neurologiques sont omniprésents lors des chirurgies du rachis. Pour en maitriser les aspects durant l'intervention chirurgicale, il est important de posséder une fine représentation anatomique. Par voix antérieure, il existe environ 10 mm entre la frontière extérieure du corps vertébral et la moelle épinière. La marge de manœuvre du chirurgien lors d'une discectomie (résection du disque intervertébral) est minime. Il est primordial pour le chirurgien d'orienter ces instruments avec soin dans l'espace anatomique afin d'éviter tout accident. En effet, la présence de la moelle épinière, de l'aorte, de la veine cave et du cœur complexifie énormément l'intervention. La figure 1.4 illustre quelques structures sensibles près de la colonne vertébrale.

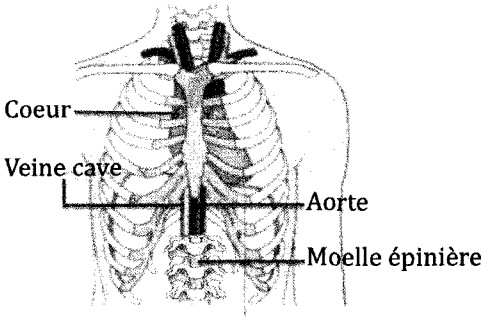


Figure 1.4 Structures anatomiques sensibles près du rachis (adapté de Waugh & Grant, 2001)

Quoique la technique opératoire dépende de la région rachidienne à opérer (rachis thoracique, rachis dorsolombaire, rachis lombaire) et de l'indication thérapeutique, la chirurgie minimalement invasive demeure une approche possible et envisageable pour le chirurgien.

1.2 Chirurgie minimalement invasive

Les procédures chirurgicales traditionnelles peuvent causer des traumatismes importants aux tissus touchés. Ces procédures requièrent souvent de longues incisions (d'où le terme « chirurgie ouverte ») qui entraînent la taillade de certains nerfs et la dévascularisation des tissus. Elles sont souvent d'une durée moyenne de quelques heures et le patient peut nécessiter des semaines de convalescence pour la cicatrisation des structures endommagées. Les douleurs sont souvent associées à la nature de l'intervention plutôt qu'au traumatisme initial des patients (Mack, 2001).

Les deux dernières décennies ont donné lieu à de grands changements dans le domaine chirurgical (Reddy, 2008). Avec l'apparition des chirurgies minimalement invasives, les procédures d'intervention ont évolué de manière à améliorer la qualité de vie du patient.

Depuis son invention en 1853 par le célèbre urologue Antonin-Jean Desormeaux, l'endoscope a subi une très grande évolution. Couplé avec les avancées technologiques, durant les années 80, en vidéo et en fibre optique, le milieu chirurgical entreprend un virage radical dans l'exécution de ses interventions. L'intérêt des chercheurs (Miller & Hatcher, 1978) (Newhouse, 1989) et le succès de certaines procédures (Collard, Lengele, Otte, & Kestens, 1993) contribuent aujourd'hui à faire des chirurgies minimalement invasives une pratique courante en clinique. L'extraction de la vésicule biliaire est un exemple parfait de cette évolution, traditionnellement elle se faisait en « chirurgie ouverte » et dorénavant cette intervention est pratiquée à 85 % en chirurgie minimalement invasive (Mack, 2001). De plus, plusieurs études démontrent que les chirurgies minimalement invasives ont considérablement augmenté l'efficacité des pratiques opératoires et diminué la morbidité (Horowitz, Moossy, Julian, Ferson, & Huneke, 1994) (Visocchi, Masferrer, Sonntag, & Dickman, 1998) (Khoo, Beisse, & Potulski, 2002). On compte dorénavant une panoplie d'interventions qui sont offertes en chirurgie minimalement invasive (Thongtrangan, Le,

Park, & Kim, 2004). Les interventions les plus pratiquées sont faites via laparoscopie, cœlioscopie, thoracoscopie et colonoscopie.

Le principe fondamental des chirurgies minimalement invasives est de limiter au minimum l'effraction corporelle. On accède à la région d'intérêt à l'intérieur du corps par des cavités naturelles ou des petites incisions. En thoracoscopie, on compte normalement 3 à 5 incisions de 0,5 à 1 cm chacune dépendant de la nature de l'intervention. Une de ces petites incisions sert au passage de l'endoscope. Les autres incisions servent au passage des instruments chirurgicaux. En ce moment des développements sont en cours afin de minimiser le nombre d'incisions. Les travaux de Rane et Ponsky étudient la possibilité d'opérer avec une seule incision (Ponsky, Cherullo, Sawyer, & Hartke, 2008) (Rane & Rao, 2008).

Le diagnostic ou l'intervention chirurgicale sont essentiellement basés sur la projection (sur un ou plusieurs moniteurs) du retour visuel de l'endoscope. Le clinicien n'a plus un accès visuel ou tactile direct des structures internes. D'où le surnom des opérations vidéoassistées. L'illustration suivante représente une visualisation intrapatient durant une intervention thoracoscopique.

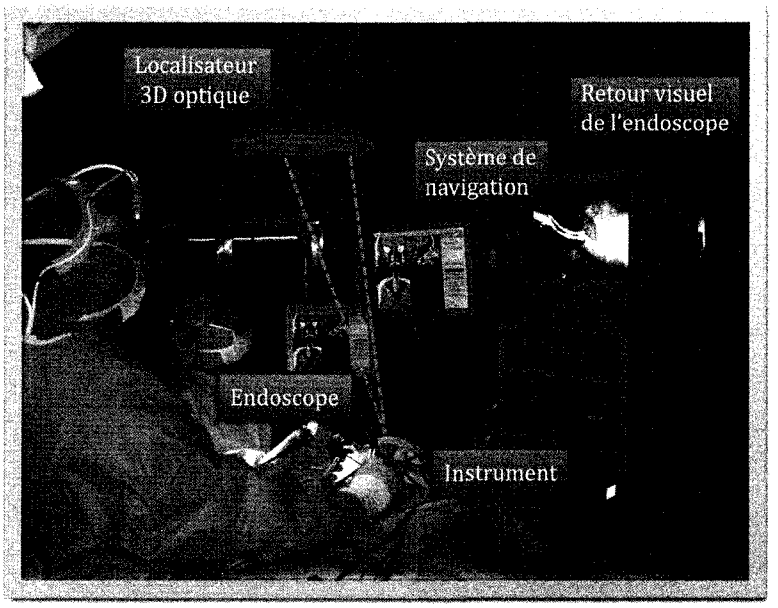


Figure 1.5 Salle opératoire d'une chirurgie vidéoassistée thoracoscopique (adapté de http://elpasoneurosurgery.org, consulté le 18/02/08)

Cette discipline comporte toutefois de nombreux défis pour les chirurgiens.

1.2.1 Difficultés des chirurgies minimalement invasives

Compte tenu des instruments longs et fins, on se retrouve à limiter la dextérité et les sensations tactiles (Burschka et al., 2005). Le point d'insertion limite le mouvement du chirurgien. Ses gestes sont également amplifiés par le principe de levier. En fait, les caractéristiques propres aux instruments de chirurgie minimalement invasive font que de grandes habiletés de coordination sont requises. (Moorthy, Munz, Dosis, Bello, & Darzi, 2003).

Il faut ajouter à ceci, la perte de notion de profondeur due à l'unique support visuel qu'apporte l'endoscope. Les images souvent monoculaires et projetées sur un moniteur en deux dimensions ne permettent pas facilement d'interpréter la position des structures

internes. Il y a également les limites inhérentes à l'endoscope ou au matériel de visualisation en termes de déformations géométriques, de résolution, de contraste ou de couleur.

De plus, non seulement la zone d'accès est limitée, mais la visibilité du champ opératoire est extrêmement réduite. Le diamètre de visualisation sur le moniteur est de l'ordre de 5 cm compte tenu de la proximité des lentilles de l'endoscope avec le site d'intérêt. Ceci pousse le chirurgien à constamment interpréter ce qui est à l'extérieur du champ de vision de l'endoscope. Par conséquent, il existe des risques d'endommager les tissus en périphérie.

Avec tous ces obstacles, l'opération devient plus complexe et prend habituellement plus de temps que la chirurgie standard. D'ailleurs, les chirurgiens mettent beaucoup d'effort d'entrainement avant d'arriver à maîtriser cet art.

En effet, le développement rapide des chirurgies minimalement invasives rend difficiles l'éducation et l'apprentissage des futurs chirurgiens. En 2004, une étude de Chiasson et coll. (Chiasson, Pace, Schlachta, Mamazza, & Poulin, 2004) sur l'apprentissage des chirurgiens résidents ontariens, énonce le manque de cas cliniques disponibles et l'insuffisance de temps alloué à l'entrainement en salle opératoire. Une fois l'apprentissage complété 18 % (41/233) des chirurgiens croient avoir les compétences adéquates pour performer en clinique. Aux États-Unis, les conclusions sont similaires : dû à la complexité des interventions en chirurgie minimalement invasive, les résidents désirent un entraînement plus approprié (Park, Witzke, & Donnelly, 2002).

Les travaux suivants (Cheung & Al Ghazi, 2008) (Perez-Cruet, Fessler, & Perin, 2002) (Wauben, van Veelen, Gossot, & Goossens, 2006) détaillent les problématiques et les complications additionnelles telles l'ergonomie et les sutures inadéquates causées par les opérations endoscopiques. Malgré les nombreuses difficultés, les bénéfices aux patients sont majeurs. En fait, c'est ce qui motive les chirurgiens et les chercheurs à continuellement innover dans ce domaine.

1.2.2 Bénéfices

En ce qui a trait au patient, les bénéfices sont multiples. Premièrement, la taille réduite des cicatrices diminue la morbidité musculaire et favorise un résultat esthétique. Les périodes de convalescence étant plus courtes ont réduit les coûts associés à l'hospitalisation et à la médication.

Une récente étude (Khoo, Beisse, & Potulski, 2002) démontre plus précisément les bénéfices apportés aux patients dans le cadre d'une thoracoscopie. Cette étude porte sur 371 patients avec des fractures thoraciques et thoracolombaires. On constate une diminution de 42 % d'agent antidouleur nécessaire aux patients traités par thoracoscopie comparativement à ceux qui ont subi une thoracotomie (approche classique, ouverture du thorax). De plus, la durée d'hospitalisation est considérablement réduite.

Au niveau de la pratique en soi, les chirurgies minimalement invasives permettent à toute l'équipe médicale de suivre le déroulement de l'intervention à l'aide des moniteurs. Ce qui d'une part offre une interaction plus aisée entre les différents chirurgiens et d'autre part contribue à ajouter un aspect pédagogique enrichissant. La compétence doit être développée avec soin au travers des programmes destinés aux futurs chirurgiens en résidence. L'association américaine des chirurgiens thoraciques (AATS) constate que les procédures thoracoscopiques antérieures sont à considérer comme des techniques « avancées » en thoracoscopie (Regan, 1998).

1.3 Contexte clinique

Selon la nature de la pathologie et des contraintes thérapeutiques ou physiques, le chirurgien doit effectuer un choix sur la stratégie d'intervention. Les procédures chirurgicales au rachis se distinguent par leurs caractères invasifs. D'une part, il existe les procédures classiques en chirurgie « ouverte » et d'autre part les chirurgies minimalement invasives. La classification minimalement invasive proposée par John K. O'Dowd (O'Dowd, 2007) distingue plus précisément les interventions percutanée, endoscopique et semi-ouverte. Cependant, peu importe la stratégie adoptée par le chirurgien, l'abord aux vertèbres s'effectue d'une façon antérieure ou postérieure.

1.3.1 Les abords au rachis

Pour procéder à la correction des vertèbres par voie postérieure (Figure 1.6), la taillade des muscles du dos est nécessaire. On expose ainsi la partie postérieure de la colonne vertébrale. Cette incision augmente les douleurs postopératoires et les complications au niveau de la posture du patient. Cependant, l'instrumentation des vertèbres avec la pose de vis pédiculaires est plus aisée et la cage thoracique ou les structures internes ne subissent pratiquement aucun traumatisme.

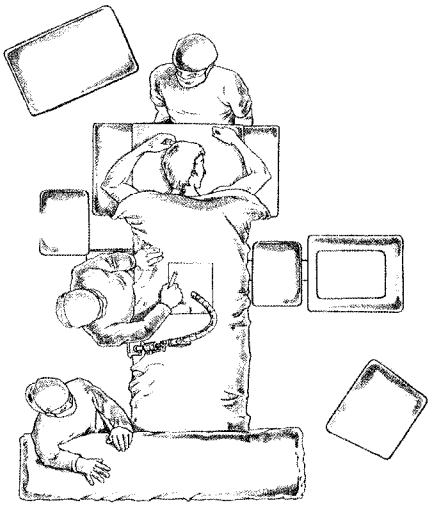


Figure 1.6 Approche postérieure au rachis (Marnay, 1999)

L'ouverture du thorax permet un accès ou un abord antérieur au rachis. L'approche classique, la thoracotomie (Figure 1.7a), expose les organes internes vitaux et donne facilement accès au chirurgien aux structures internes. Quelle que soit l'approche, sternotomie, antérolatérale ou postérolatérale, la procédure reste de nature délicate compte tenu de la proximité et l'accessibilité des organes vitaux. Tout comme l'approche postérieure, elle demeure un acte chirurgical lourd et invasif pour le patient. La taille de l'incision, symbolisée par les pointillés dans la Figure 1.7a, varie entre 15 à 38 cm (Dickman & Karahalios, 1996). Ce qui cause des douleurs intenses et nécessite une période de surveillance intensive d'au moins 24 heures. Les complications majeures de l'exposition antérieure du rachis sont exposées plus en détail dans les travaux Robert W. Ikard (Ikard, 2006) et Perez-Cruet et coll. (Perez-Cruet, Fessler, & Perin, 2002).

En opposition, la thoracoscopie (Figure 1.7b) est une procédure minimalement invasive. La chirurgie est orientée à limiter l'effraction corporelle du patient. Elle limite la morbidité musculaire et réduit les douleurs postopératoires. La durée d'hospitalisation n'excède pas 3 jours. Néanmoins, durant l'intervention le chirurgien doit toujours être prêt à passer en thoracotomie, s'il y a complication.

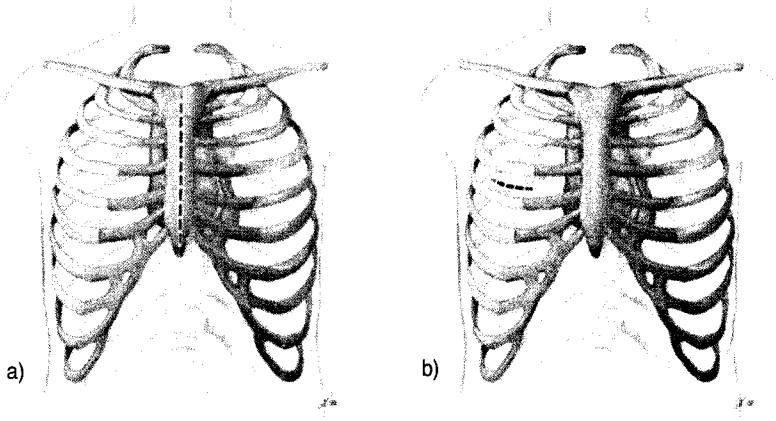


Figure 1.7 Approche antérieure a) Thoracotomie b) Thoracoscopie (tiré de http://clevelandclinic.org, consulté le 23/02/08)

Afin d'éclaircir les concepts de la thoracoscopie et faciliter la compréhension des défis associés aux interventions, la description d'une procédure thoracoscopique typique est présentée.

1.3.2 Procédure thoracoscopique

L'approche vidéo assistée pour les chirurgies thoracoscopiques (VATS) demeure une des procédures les plus répandues au sein des chirurgies minimalement invasives (Reddy, 2008). Elles permettent un accès latéral antérieur du thorax. En premier lieu, la position du patient doit être stable et fixée pour éviter tout déplacement durant l'intervention. Elle est souvent en décubitus latéral (Figure 1.8) compte tenu de la distribution des organes internes. Sous anesthésie générale, un poumon est dessoufflé afin de fournir de l'espace au chirurgien et d'exposer les vertèbres et les disques intervertébraux. En effet, durant l'intervention, la respiration est maintenue par un seul poumon via un tube inséré dans la trachée et relié à un ventilateur. Ce dispositif mécanique aide le patient avec l'inhalation et l'exhalation. Par la suite, à l'aide d'une modalité d'imagerie comme la fluoroscopie, les incisions, souvent au nombre de quatre, sont disposées selon la nature de l'intervention. D'après le chirurgien orthopédique George D. Picetti (Picetti & Pang, 2004), c'est l'étape clé de la procédure. Les trocarts sont insérés et figurent sur place tout au long de l'intervention. Ces canaux servent d'interface entre la structure interne du patient et l'environnement externe. Leurs formes sont similaires à des tuyaux cylindriques, elles permettent ainsi d'accueillir les différents instruments.

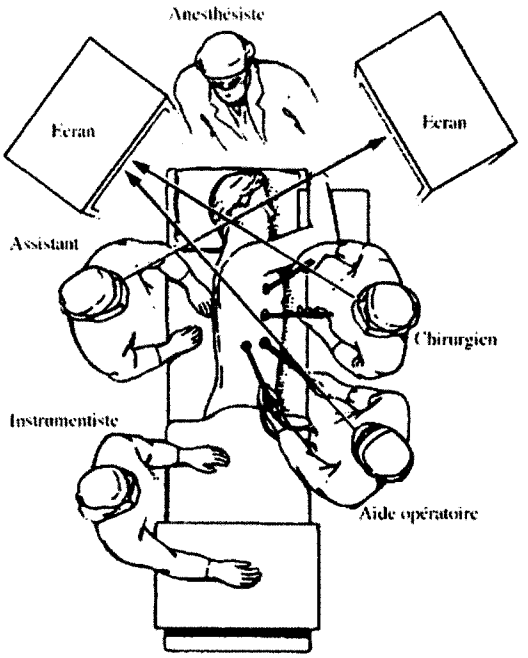


Figure 1.8 Positionnement classique pour une thoracoscopie (Marnay, 1999)

Les instruments utilisés peuvent varier selon l'intervention, néanmoins on retrouve normalement en thoracoscopie des écarteurs pour déplacer les organes de l'axe d'intervention (poumon), des pinces, des rongeurs et finalement la règle. Cette dernière sert principalement à évaluer la profondeur, et est particulièrement utile lors des disectomies (résection d'un disque intervertébral) afin d'éviter des structures du système nerveux (moelle épinière, nerfs.). Des exemples d'instruments thoracoscopiques sont illustrés à la Figure 1.9.

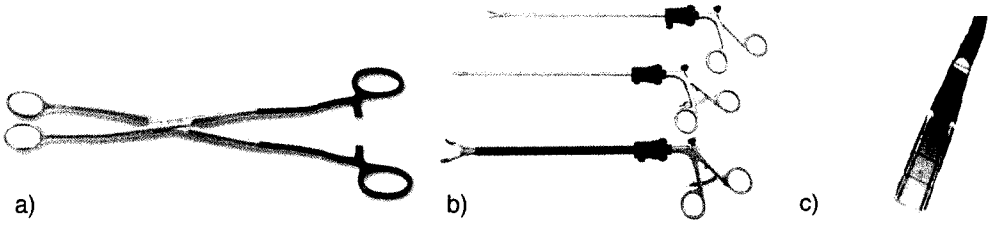


Figure 1.9 Instruments thoracoscopiques a) écarteur b) rongeurs c) règle

La thoracoscopie permet d'atteindre les vertèbres T1 à T12 et jusqu'à la jonction de la première et deuxième lombaire. Pour atteindre les autres vertèbres, sous la L1-L2, on procède à une laparoscopie : une approche au niveau de l'abdomen.

Finalement, le chirurgien se sert principalement du moniteur et de sa grande expertise anatomique pour guider les instruments et mener à terme l'intervention. Immédiatement après la chirurgie, on procède à la ventilation du poumon dessoufflé.

1.3.3 Les corrections thoracoscopiques du rachis

L'utilisation de la thoracoscopie varie de l'exploration des structures internes à un objectif thérapeutique ou palliatif. Ce n'est que durant les années 90 que les chirurgiens thoraciques ont commencé à réaliser leurs premières interventions minimalement invasives. Les travaux de Landreneau (Landreneau, Mack et al., 1993) ont permis d'étaler la faisabilité de ce type d'intervention et de souligner l'impact positif de la thoracoscopie sur les douleurs postopératoires (Landreneau, Hazelrigg et al., 1993). Cependant, l'utilisation de la thoracoscopie pour corriger des pathologies aux rachis revient à Mack et coll. (Mack, Regan, Bobechko, & Acuff, 1993). Depuis, elle joue un rôle majeur dans le traitement de certaines pathologies du rachis.

Les pathologies qui affectent le rachis sont multiples. Toutefois, les corrections apportées par le chirurgien sont de nature à soit décompresser les nerfs ou la moelle, d'éliminer en totalité ou en partie la présence de cellules tumorales ou restructurer la colonne vertébrale pour corriger une déformation de la structure rachidienne.

1.3.3.1 Décompression des nerfs

L'utilisation de la thoracoscopie pour la décompression d'un nerf est initialement rapportée en 1994 par Rosenthal et coll. (Rosenthal, Rosenthal, & Desimone, 1994). L'objectif principal est de relâcher les points de pression effectuée sur les nerfs rachidiens. Cette pression peut subvenir lors d'une hernie discale (déplacement du disque intervertébral). La résection d'un disque intervertébral (discectomie) ou d'un corps vertébral (corporectomie) est une procédure souvent employée par les chirurgiens pour corriger cette pathologie.

1.3.3.2 Résection tumorale

Une biopsie chirurgicale est parfois nécessaire pour confirmer un traitement ou simplement procéder à la résection d'une tumeur paravertébrale. Cette procédure peut s'effectuer par thoracoscopie. Les études de plusieurs auteurs confirment l'utilité et la flexibilité de la thoracoscopie pour les biopsies tumorales. (Landreneau, Hazelrigg et al., 1993) (Das & Rothberg, 2000).

1.3.3.3 Restructuration de la colonne

La restructuration de l'alignement de la colonne vertébrale dans les trois plans de l'espace est une opération très complexe. Normalement, un traitement chirurgical s'impose lorsque les moyens thérapeutiques et non chirurgicaux comme le port d'orthèse ne permettent pas de corriger une déformation évolutive. Afin de redonner une courbure saine à la colonne, la stratégie traditionnelle consiste en une instrumentation postérieure et antérieure des niveaux ou des vertèbres problématiques. Les niveaux vertébraux ciblés sont alors fusionnés. Une discectomie, suivie de l'installation de vis dans les pédicules de la vertèbre, permet notamment cette fusion. Cependant, comme le démontrent les travaux de Picetti et coll. chez des patients scoliotiques, il est également possible de procéder à la restructuration de la colonne exclusivement par voie antérieure de façon minimalement invasive.

L'instrumentation des vertèbres à corriger est entièrement exécutée au moyen d'une thoracoscopie (Picetti, Pang, & Bueff, 2002). Les illustrations dans la figure 1.10 représentent une procédure par voie antérieure afin de corriger une déformation du rachis.

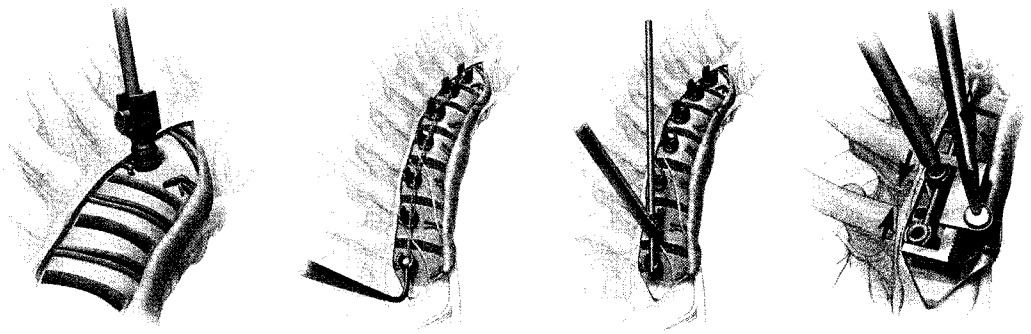


Figure 1.10 Instrumentation antérieure thoracoscopique pour le traitement de la scoliose (Picetti, Pang, & Bueff, 2002)

Un câble permet de s'orienter et de guider l'insertion des vis dans le corps vertébral (figure 1.10a). Par la suite, on mesure la taille de la tige nécessaire (figure 1.10b) et l'insère à partir de la dernière vis (figure 1.10c). Finalement, une compression à chaque niveau des vertèbres instrumentées est appliquée pour corriger la déformation (figure 1.10d).

Les études de G. Picetti et coll. (Picetti & Pang, 2004) font état d'une instrumentation thoracoscopique sur 50 patients scoliotiques. Une instrumentation endoscopique a été réussie sur l'ensemble des patients avec une correction en moyenne de 50.2 %. Sur les 10 derniers cas, on note un meilleur résultat avec une correction de 68.2 %. Tel que souligné plus tôt, l'apprentissage des chirurgiens joue un rôle significatif dans les résultats des chirurgies minimalement invasives, d'autant plus lorsque celles-ci portent sur la colonne vertébrale.

La figure 1.11 illustre les images pré-opératoires (coronal Figure 1.11a et sagittal Figure 1.11b) avec les résultats postopératoires (coronal, Figure 1.11c et sagittal, Figure 1.11d) typiques (correction nette de 69 % de la courbure initiale).

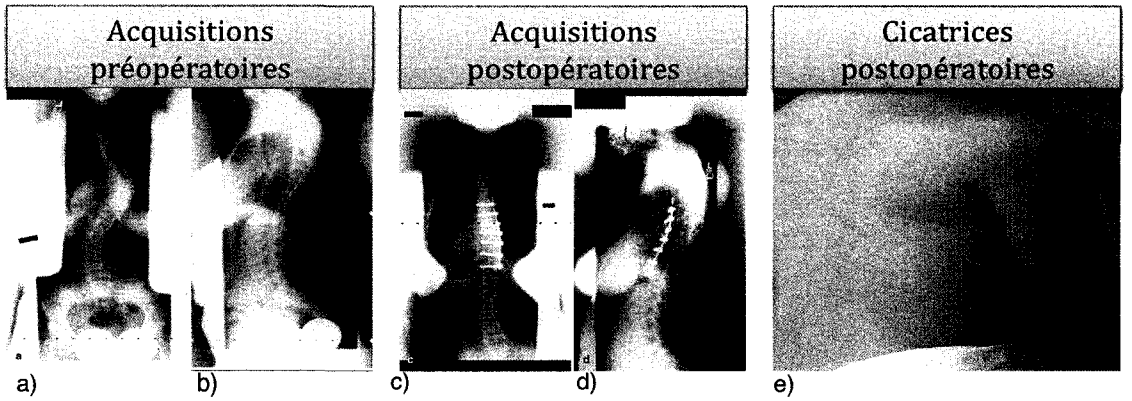


Figure 1.11 Résultats du traitement de la scoliose en minimalement invasif (Picetti, Pang, & Bueff, 2002)

Malgré le fait que plusieurs auteurs abondent en faveur de la thoracoscopie pour corriger la scoliose (Picetti, Pang, & Bueff, 2002) (Han, P., Kenny, & Dickman, 2002) (Newton, Wenger, Mubarak, & Meyer, 1997; Rothenberg et al., 1998; Wall et al., 1998), la procédure est encore loin d'atteindre un consensus commun (Papin, Arlet, Marchesi, Laberge, & Aebi, 1998). D'ailleurs, à l'heure actuelle une standardisation des interventions thoracoscopiques reste difficile (Khelif & De Laet, 2006). La thoracotomie est une procédure invasive, mais reste encore la procédure privilégiée par les chirurgiens pour corriger des déformations importantes du rachis (Ikard, 2006). Un système de navigation pour le rachis par voie antérieure contribuerait à remédier aux difficultés rencontrées par plusieurs auteurs.

1.4 Système de navigation pour le rachis

La puissance des systèmes informatisés et les techniques d'imagerie numérique permettent le développement d'applications spécialisées dans le domaine chirurgical. La discipline des gestes médicochirurgicaux assistés par ordinateur (GMCAO) constitue une conséquence directe de ces progrès. Une assistance à naviguer et manipuler les instruments dans l'espace tridimensionnel du patient vise à sécuriser le geste du chirurgien et raffiner la pratique. La navigation chirurgicale constitue une application de choix pour les chirurgiens. Elle permet de combiner les acquis en pré-opératoire et ceux per-opératoires pour aider au diagnostic, à la planification et à la réalisation d'interventions chirurgicales. Les procédures complexes peuvent être planifiées et exécutées avec une meilleure précision. Le principe fondamental d'un système de navigation est de seconder le chirurgien dans la localisation 3D des instruments dans le repère anatomique du patient.

Les systèmes de guidage médicaux peuvent varier d'une spécialité à l'autre. Néanmoins, deux fonctions forment la base de tout système de navigation : l'acquisition de données et l'aide à la décision et à la réalisation.

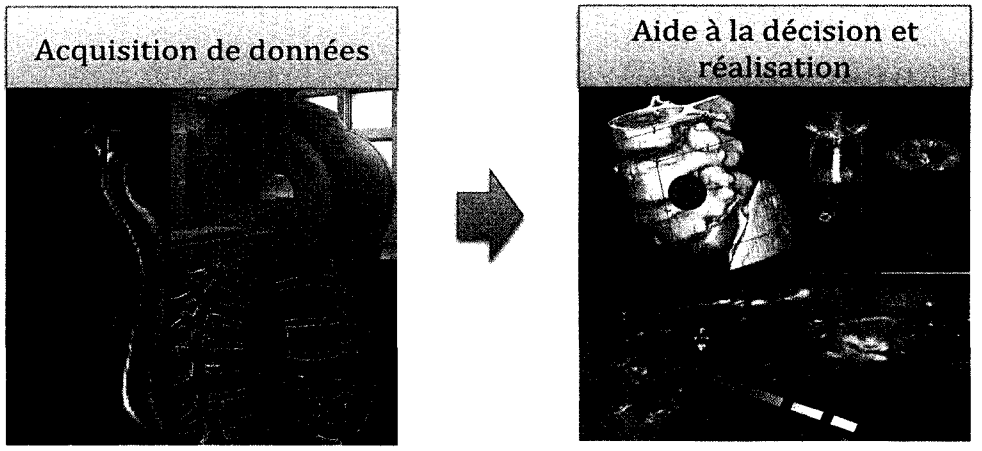


Figure 1.12 Concepts d'un système de navigation

1.4.1 Acquisition de données

L'acquisition des données consiste à collecter l'information. Dans un contexte chirurgical, ceci implique l'enregistrement des modalités d'imageries spécifiques à chaque patient et les repères spatiaux acquis par les systèmes de localisation 3D.

1.4.1.1 Modalités d'imagerie

Les caractéristiques propres à chaque modalité permettent d'exploiter une information complémentaire sur les organes à étudier. Ces modalités sont réparties en deux grandes familles : imagerie ionisante et non ionisante (Figure 1.13).

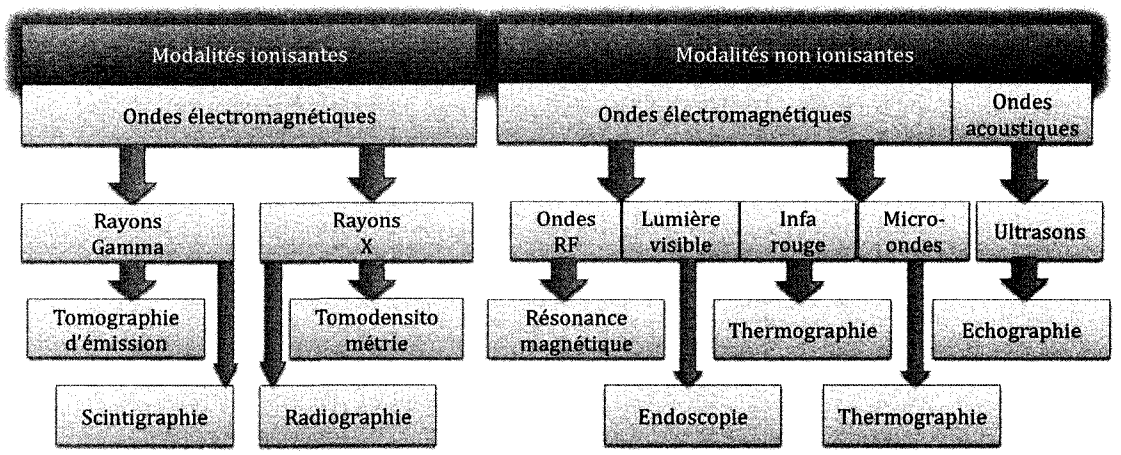


Figure 1.13 Modalités d'imagerie médicale

En clinique, les modalités d'acquisition de données pour la navigation du rachis se distinguent selon la stratégie d'intervention. Cependant, en pré-opératoire, on opte plutôt pour des volumes tomodensitométriques (TDM) du rachis. La TDM est une modalité très efficace pour mettre en évidence les structures osseuses du rachis. En effet, elle offre une information très riche sur l'anatomie des vertèbres beaucoup plus que les modalités per-

opératoires (Bates & Ruggieri, 1991). Par contre, les doses de radiations et le temps d'acquisition sont plus élevés que d'autres modalités.

Plus couteuse, la résonance magnétique (IRM) est utile pour l'exposition des structures vasculaires (bifurcations des structures artérielles et veineuses) (Regan, 1998), elle permet notamment la localisation des tumeurs ou des disques intervertébraux dégénérés (Woodard et al., 2001). L'IRM peut également servir d'images pré-opératoires pour la construction d'un modèle 3D. En général, les modalités per-opératoires utilisées sont : la fluoroscopie et les ultrasons. Les images sont de moins bonne résolution, mais s'obtiennent rapidement (Burschka et al., 2005).

1.4.1.2 Système de localisation 3D

L'identification des instruments dans un espace tridimensionnel est l'étape essentielle d'un système de navigation. Les systèmes de localisation tridimensionnelle permettent d'identifier et de localiser une cible dans l'espace au moyen d'un marqueur ou d'un émetteur rigidement attaché sur l'objet. Il existe sur le marché plusieurs modalités physiques de systèmes de localisation. Le premier concept développé fut mécanique (Reinhardt & Landolt, 1989). Par la suite, les autres mécanismes, ultrasonores (Bucholz and Smith, 1993), optiques (Hamadeh, Lavallée, Szeliski, Cinquin, & Péria, 1995) et magnétiques (Poulin & Amiot, 2002) ont suivi. Chaque modalité physique a des caractéristiques propres (tableau 1.1). Il existe quelques systèmes électromagnétiques pour la chirurgie des sinus, mais ceux-ci restent marginaux (Reittner et al., 2002). En clinique, l'utilisation des systèmes optiques est beaucoup plus acceptée et répandue. Les systèmes optiques consistent en des caméras qui détectent en permanence la position des instruments avec une précision en dessous du millimètre. C'est d'ailleurs pour l'instant, la seule technologie qui permet une telle précision (Merloz, Troccaz, Vottaillat et al., 2007). La seule limitation des systèmes optiques revient à la nécessité de garder un contact visuel constant sur les cibles.

Tableau 1.1: Différents types de systèmes de localisation utilisés dans le domaine médical (Simon, 1997)

Caractéristiques	***Modalités physiques***			
	Mécanique	Optique	Magnétique	Acoustique
Précision	0.1 - 1mm	0.1 - 1mm	1mm	1mm
Interférences	Occultations physiques	Occultations éclairage (chaleur pour IR)	Champs magnétiques, objets ferromagnétiques	Occultations
Inconvénients	Encombrement	Lignes de vue	Perturbations par objets ferromagnétiques	Encombrement
Avantages	Précision	Disponibilité, simplicité	Taille des marqueurs	Simplicité
Actif/passif	Actif/passif	Actif/passif	Actif	Actif
Produits commerciaux	BlueDragon	Polaris, Optotrack, MicronTracker	Flocks of bird, Aurora	Sonic Wand

On distingue deux types de localisateurs optiques : ceux munis d'un système infrarouge qui détectent des diodes électroluminescentes (actif) et les systèmes à lumière visible qui détectent des formes géométriques (passif) précises sur les instruments. Par un système de triangulation, les caméras CCD identifient et localisent la position de l'objet d'intérêt. Les localisateurs optiques les plus répandus dans les salles opératoires restent les systèmes actifs développés par Northern Digital tels le Polaris et l'Optotrak (Figure 1.14).

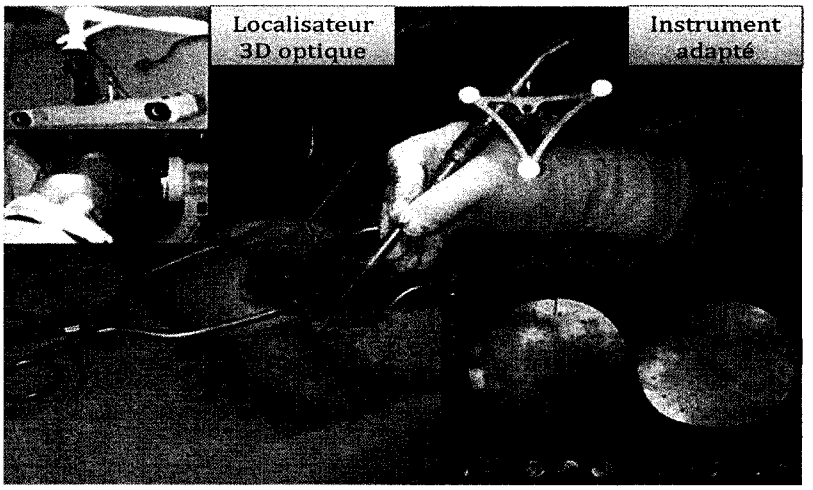


Figure 1.14 Système optique (tiré de http://medscape.com, consulté le 11/06/08)

En navigation, la fiabilité des systèmes de localisation dépend de la capacité à détecter, suivre et distinguer les marqueurs dans leur champ de vision. Les marqueurs rigides sont fixés sur les objets d'intérêts tels que les instruments chirurgicaux, les appareils d'acquisition d'images et les structures anatomiques du patient comme la peau ou les structures osseuses. Cependant, la nature de la surface cutanée déformable du rachis rend l'utilisation des marqueurs à ce niveau très peu fiable. Plusieurs auteurs ont tenté d'utiliser des marqueurs cutanés, mais la déformation du tissu entre la peau et le rachis rend la méthode inefficace (Chen et al., 2007).

Toutefois, afin de permettre une chirurgie assistée par navigation, il est indispensable de joindre le monde réel anatomique du patient avec le monde image. En effet, pour saisir la complexité de certaines pathologies ou mettre en évidence des lésions malignes et des structures déficientes, il est important de disposer d'un maximum d'informations. Pour ce faire, l'équipe médicale a souvent recours à plusieurs types de modalité d'imagerie (IRM, TDM, radiographie, ultrason). Le recalage permet de corréler et superposer l'information complémentaire obtenue lors des différentes acquisitions. Il permet, entre autres, d'exprimer

les données provenant d'un imageur ou d'un modèle ou de localisateurs 3D, dans un même référentiel à trois dimensions.

Cependant, l'efficacité et l'exactitude de la fusion de données dépendent largement des algorithmes informatiques appliqués et des modalités utilisées.

Les combinaisons d'imagerie pour modéliser les structures rachidiennes sont multiples. Il existe deux approches à l'assistance au geste chirurgical par l'image : l'utilisation d'images pré-opératoires (TDM), ce qui implique une modélisation ou un recalage avec les images per-opératoires du patient; et l'utilisation en temps réel d'images per-opératoires seulement, c'est le cas notamment de la fluoroscopie.

1.4.1.3 Utilisation d'images pré-opératoires

Les systèmes de navigation du rachis, qui font utilisation d'images pré-opératoires, sont pour l'instant adaptés à la chirurgie postérieure (invasive). Afin d'augmenter la précision d'une instrumentation sur les corps vertébraux, l'acquisition tomodensitométrique est la modalité pré-opératoire préconisée par les systèmes de navigation. Pour l'instant, les méthodes appliquées en clinique sont : la référence dynamique, la combinaison ultrason tomodensitométrie (US/TDM) ou radiographie et tomodensitométrie (RX/TDM).

La navigation avec un arc de référence se nomme la référence dynamique. Comme illustrée à la figure 1.15, elle requiert l'installation d'un arc de référence à même l'apophyse épineuse des vertèbres à instrumenter. Cet arc communique sa position à tout moment avec le système de navigation. Il assure un référentiel stable et permet ainsi d'identifier tout mouvement de la vertèbre (désynchronisation). Afin de procéder à la calibration initiale du système de navigation, le chirurgien identifie des points sur l'image pré-opératoire TDM et associe à

ceux-ci les points correspondants à même la vertèbre du patient. L'utilisation d'un instrument spécialisé (palpeur de surface) permet au système de navigation d'accumuler les correspondances afin de représenter le plus fidèlement possible la position de la vertèbre et des instruments en 3D. Cette technique figure dans la littérature comme un recalage point à point. Plus longue, mais plus précise, la technique d'identification par surface consiste en l'acquisition d'une centaine de points. Cette technique est la plus utilisée compte tenu de sa précision et de sa fiabilité (Merloz, 2007).

Figure 1.15 Référence dynamique (adapté de Hott et al., 2004)

Une autre avenue intéressante est le recalage entre l'ultrason et la tomodensitométrie (US/TDM) ou la radiographie à une acquisition tomodensitométrique (RX/TDM). Les images bidimensionnelles radiographiques ou d'ultrasons acquises en per-opératoire peuvent être recalées sur l'acquisition tridimensionnelle pré-opératoire des vertèbres à instrumenter (recalage 3D/2D). Moins précis que le recalage à arc de référence, les combinaisons RX/TDM et US/TDM offrent un recalage rapide. De plus, la combinaison US/TDM offre l'avantage d'éviter une irradiation pendant l'intervention.

Le recalage permet au clinicien d'obtenir une superposition visuelle et une interprétation quantitative de la localisation des instruments et des structures anatomiques. Cependant, il faut souligner que le processus préalable au recalage est le calibrage. Un mauvais calibrage du système de navigation aboutit nécessairement à un recalage inadéquat. Plusieurs systèmes se prévalent d'acquisition pré-opératoire. C'est le cas notamment de la navigation par fluoroscopie.

1.4.1.4 Utilisation d'images per-opératoires

L'utilisation d'images per-opératoires du rachis est l'élément fondamental des chirurgies minimalement invasives (Cleary et al. 2002). En chirurgie orthopédique, une pratique courante consiste à utiliser seulement l'amplificateur de brillance (acquisition fluoroscopique) comme retour visuel. Ceci permet principalement au chirurgien d'évaluer la progression de l'intervention. Cependant, sa simplicité d'utilisation a pour effet d'amener sa surutilisation pendant l'intervention. Bien que son utilité soit essentielle au suivi des instruments, des doses d'irradiation inutiles sont alors infligées au patient et aux membres du bloc opératoire (Merloz, Troccaz, Vouaillat et al., 2007).

Toutefois, il en est autrement avec la fluoronavigation (navigation à base de fluoroscopie). En effet, les marqueurs localisés sur l'imageur et sur les instruments permettent au système de navigation d'extrapoler en temps réel la position des instruments dans l'image. Ainsi, le

chirurgien peut naviguer librement avec les instruments dans les images sans l'utilisation de l'amplificateur de brillance. Les acquisitions fluoroscopiques deviennent alors échelonnées et requises seulement lorsque les instruments sortent de la zone initialement imagée. L'étude de Philippe Merloz (Merloz, Troccaz, Vottaillat et al., 2007) sur les systèmes de fluoronavigation indique une meilleure sécurité et une meilleure précision lors de l'installation de vis pédiculaire. De plus, d'après les résultats, 66 % moins de temps d'irradiation est requis. L'unité C-Arm, illustrée à la figure 1.16, est un système de fluoronavigation typiquement utilisé en clinique.

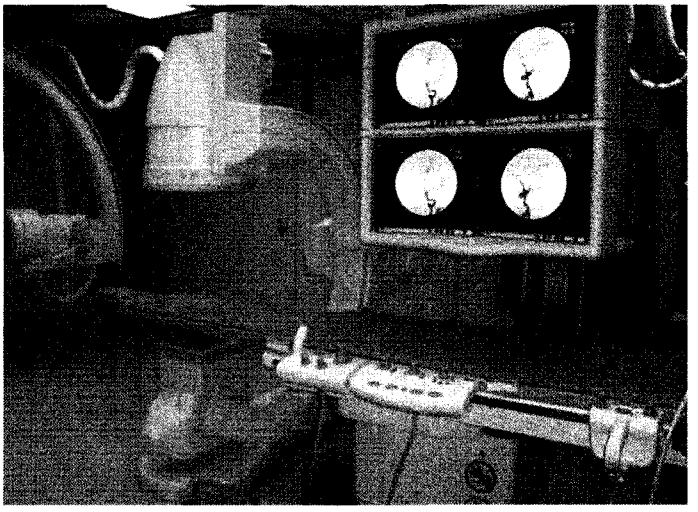


Figure 1.16 Système de navigation par fluoroscopie (Mathis, 2003)

Les systèmes de navigation du rachis à base de TDM ou de fluoroscopie permettent le développement d'applications spécialisées dans l'aide à la décision et à la réalisation d'interventions.

1.4.2 Aide à la décision et à la réalisation

Une station de navigation comporte normalement les données pré-opératoires du patient. Après un calibrage approprié, se fondant en partie sur les images et sur les données des marqueurs artificiels externes, le système de navigation détermine la transformation entre les coordonnées volumétriques et le référentiel du patient afin de suivre précisément les instruments.

L'aide à la planification et à la réalisation consiste à définir une stratégie opératoire optimale, en utilisant des données multi-modales spécifiques au patient (Trocazz et al,. 2008). À cette étape, on dépasse le contexte limité offert par la vue bidimensionnelle de l'endoscope. Analogue à un système GPS (Global Positioning System) qui permet de s'orienter dans le monde, l'imagerie guidée permet d'identifier et d'analyser une trajectoire précise d'intervention.

Ci-dessous, nous illustrons le système de navigation StealthStation de Medtronic. Le système de guidage, alimenté par les images fluoroscopiques, permet véritablement d'assister le chirurgien. Le système indique des vues axiale, frontale et latérale en plus d'offrir une suggestion de trajectoire idéale à l'installation des vis sur les pédicules.

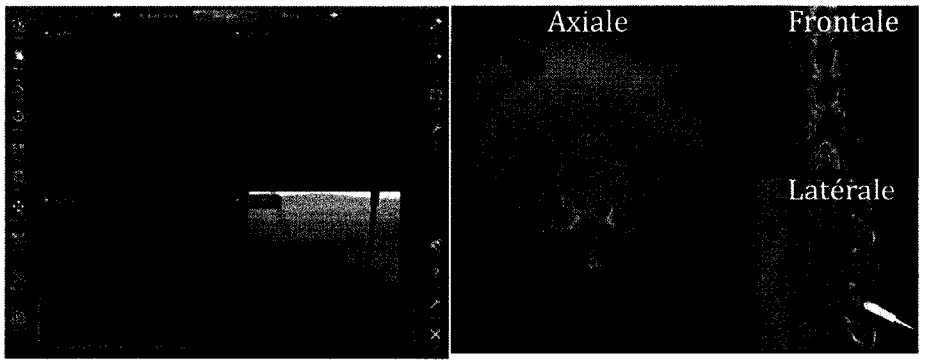


Figure 1.17 Système de navigation StealthStation de Medtronic (tiré de http://www.medtronicnavigation.com/procedures/spine/spinal_fusion.jsp, consulté le 09/10/08)

Avec les nouvelles modalités d'imagerie et les innovations technologiques, le besoin d'applications spécialisées dans le domaine médical est en croissance. Parallèlement ou couplé à la robotique chirurgicale, les progrès des systèmes de navigation chirurgicaux sont très prometteurs. Ces nouveaux acquis permettent de réaliser des opérations beaucoup plus complexes (Herrell, Kwartowitz, Milhoua, & Galloway, 2009).

Cependant, le rapport coût/bénéfice reste encore un facteur limitant de cette technologie. De plus, les systèmes de navigation proposés pour le rachis sont à base d'imagerie ionisante et souvent à l'intention des procédures chirurgicales classiques. Le domaine chirurgical pourrait fortement bénéficier d'un système de navigation pour les chirurgies minimalement invasives basées sur un retour visuel de l'endoscope et d'un modèle 3D préopératoire. Toutefois, pour arriver à profiter d'un système minimalement invasif et non ionisant, il est essentiel d'assurer un suivi des instruments sur des images thoracoscopiques.

1.5 Approches au suivi d'instruments chirurgicaux

Les instruments chirurgicaux dont la structure et le mouvement sont rigides constituent la seule information redondante sur l'ensemble des images. C'est pourquoi ils représentent un élément d'intérêt pour le suivi. Pour cela, ils doivent être détectés et leur mouvement anticipé sur les séquences d'images.

Par ailleurs, le suivi des instruments permet d'obtenir une reconstruction tridimensionnelle de la scène endoscopique. En effet, une approche très prometteuse dans le domaine de la vision correspond à retrouver une structure à partir du mouvement (Structure From Motion). On utilise les vues multiples d'un objet en deux dimensions afin d'inférer sa représentation 3D. Cependant, la méthode suppose une scène immobile et une calibration préalable des images. Les techniques de structure à partir du mouvement peuvent être appliquées à

plusieurs domaines d'applications incluant notre contexte endoscopique (Hartley & Zisserman, 2000).

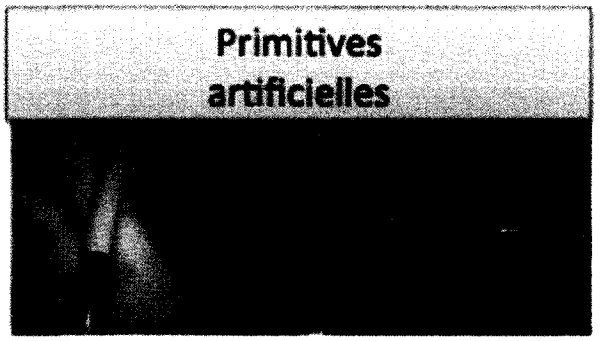
La reconstruction automatique de l'instrument ou de la scène endoscopique à partir des séquences 2D thoracoscopiques monoculaires est une avenue encore très peu exploitée en imagerie médicale (Chia-Hsiang, Yi-Chiao, & Chun-Yen, 2004) . Cependant, afin d'y arriver, l'appariement préalable de primitives temporellement correspondantes dans les images est essentiel.

Notre cerveau réussit ces étapes sans trop d'efforts conscients de notre part. Toutefois, pour un système de vision par ordinateur, il en est tout autrement. Il revient au concepteur d'établir les hypothèses sur lesquelles se fonde la réalisation du suivi. La principale difficulté de ce processus vient du fait que nous devons, à l'aide du traitement d'images, identifier des caractéristiques suffisamment discriminatives pour isoler l'instrument. Et par ailleurs, il est important que ces caractéristiques soient assez générales pour englober les apparences multiples que peuvent posséder un ensemble d'instruments. Dans la littérature on identifie ces caractéristiques sous le nom de primitives.

Primitives

Les primitives peuvent représenter la couleur, le mouvement, la texture et la forme. Elles se divisent en deux grandes classes : les primitives artificielles et les primitives naturelles (Yilmaz, Li, & Shah, 2004).

Les primitives artificielles sont des caractéristiques ajoutées aux objets (processus de marquage) dans le but de faciliter leur détection. Elles peuvent simplement prendre forme d'un autocollant couleur ou bien elles peuvent être également actives et émettre une fréquence ou des photons. Ces deux exemples sont illustrés à la Figure 1.18.



a) b)

Figure 1.18 Primitives artificielles a) Couleur codée (Tonet, Thoranaghatte, Megali, & Dario, 2007); b) identification optique (Krupa et al., 2002)

Toutefois, le marquage de chaque instrument à suivre complique la stérilisation et ralentit le protocole opératoire. Avec un processus de suivi des caractéristiques naturelles des instruments, on facilite l'intégration clinique du système.

Les primitives naturelles sont des caractéristiques propres à l'environnement ou à l'acquisition obtenue. Contrairement aux primitives artificielles, l'extraction des primitives naturelles n'a pas de solution idéale. Elles introduisent souvent des ambigüités. En effet, il n'existe pas d'attribut unique qui puisse modéliser tous les objets d'intérêt. Il est souvent nécessaire d'analyser en profondeur plusieurs séquences sous différents angles pour arriver à contraindre une ou des primitives dominantes. C'est d'autant plus vrai pour les séquences endoscopiques, puisque l'apparence des instruments peut varier grandement durant l'intervention. Il faut donc trouver des primitives naturelles stables.

L'ouvrage d'Alper Yilmaz (Yilmaz, Li, & Shah, 2004) constitue une revue plus approfondie sur l'ensemble des primitives possibles et leurs applications.

Les défis

Qu'on favorise le processus de marquage ou l'extraction de primitives naturelles, le suivi des instruments fait face à de nombreux défis propres à l'acquisition vidéo.

- *Le changement d'illumination* est un fréquent obstacle à la détection des objets dans les séquences vidéo.
- *Le changement d'aspect* des objets dû à l'angle ou au plan de visualisation peut grandement affecter l'interprétation de la localisation.
- *L'effet de perspective* change également l'apparence de la forme de l'objet lorsque la caméra est plus ou moins près.
- *La présence d'ombres et de réflexions* cause également un défi à considérer.
- Finalement, *les occultations* sont souvent un obstacle considérable au succès du suivi. Il faut donc les considérer et les modéliser avec soin dans l'élaboration du système.

Les caractéristiques de forme, de couleur et de mouvement ont été prises en compte par différents auteurs dans leurs stratégies de suivi d'instruments sur des images endoscopiques. Cependant, les méthodes proposées pour le suivi se distinguent par l'utilisation de primitives artificielles ou naturelles. En effet, les travaux répertoriés sur le suivi des instruments portent essentiellement sur un suivi d'instruments marqués et quelques ouvrages sont destinés au suivi automatique d'instruments. Les approches sont présentées dans les sections subséquentes.

1.5.1 Suivi d'instruments marqués

Le suivi d'instrument marqué est une approche très utilisée. Elle simplifie grandement l'analyse des images. Les marqueurs, fixés à même l'instrument chirurgical, permettent aux auteurs d'introduire une information artificielle de nature colorimétrique ou structurelle.

1.5.1.1 Suivi colorimétrique

Au cours d'une chirurgie minimalement invasive, la présence de sang, dû à la taillade des tissus, rend les images fortement teintées de rouge. Afin de réduire cet aspect, un système de rehaussement d'image endoscopique à été proposé par Kruger et coll. (Kruger et al., 2004). Cependant, à la surprise de l'auteur, l'étude a démontré qu'une altération du contraste peut nuire à la perception des chirurgiens. Durant l'intervention, la variation d'intensité sur une structure anatomique leur permet de différencier les tissus sains des tissus pathologiques.

En effet, la couleur est un discriminant très puissant non seulement pour identifier une pathologie par voie endoscopique, mais également pour distinguer des instruments chirurgicaux. À ce titre, plusieurs auteurs (Casals, Amat, & Laporte, 1996) (Omote et al., 1999) (Nishikawa et al., 2003) (Wei, Arbter, & Hirzinger, 1997), ont exploité cette caractéristique, au moyen d'un marquage physique des instruments endoscopiques.

Cependant, le choix de l'approche pour extraire ce descripteur colorimétrique sur des images endoscopiques varie énormément selon le contexte. Une introduction sur les modèles colorimétriques permet de justifier les méthodes employées par les auteurs. Certes, la représentation usuelle endoscopique est sous la forme RVB (espace de couleurs rouge, vert, bleu) (Wyszecki & Stiles, 1982), l'espace le plus utilisé en imagerie en raison des tubes cathodiques. Cet espace est modélisé par la forme géométrique d'un cube (Figure 1.19). Chaque composante s'additionne pour représenter une couleur unique décrite par un point

du cube. Ainsi, les composantes R, V et B pour une image donnée sont proportionnelles à la quantité de lumière incidente dans l'image. Afin d'éliminer l'influence de l'intensité de l'illumination, des coordonnées de chromaticité (couleur normalisée) sont introduites en colorimétrie :

$$r = \frac{R}{R+V+B} \qquad v = \frac{V}{R+V+B} \qquad b = \frac{B}{R+V+B} \tag{1.1}$$

Les trois composantes ont des valeurs réelles d'intensité compris entre [0,1] où $r+v+b=1$. Étant donnée la dépendance linéaire, l'espace rvb peut être représenté par deux couleurs normalisées. De plus, les valeurs des coordonnées rvb sont plus stables que les coordonnées RVB vis-à-vis d'un changement d'illumination. La normalisation est prise en considération dans le système de rehaussement proposé par Kruger et coll. (Kruger et al., 2004) comme le facteur le plus prédominant.

Cependant, il existe plusieurs autres espaces de représentation colorimétrique, comme l'espace TSV (Teinte Saturation Valeur) utilisé dans quelques applications graphiques. Cet espace, plus représentatif de la vision humaine, permet de découpler la couleur de l'intensité lumineuse (Faugeras, 1979). Par exemple, les couleurs rose et rouge se distinguent par leur saturation seulement, alors que dans le modèle RVB, il existe une forte corrélation sur les différentes composantes du signal. La perception de la couleur, teinte, est décrite par la composante T, la saturation S représente la pureté de la couleur, c'est-à-dire son caractère d'intensité (quantité de gris dans la couleur) et la luminance V indique la quantité de lumière présente. Cet espace colorimétrique permet, par définition, de détecter plus facilement les réflexions spéculaires dans les images thoracoscopiques. En effet, la composante de saturation du modèle expose les régions achromatiques. Une conversion du modèle RVB à TSV est possible moyennant les équations suivantes (1.2), (1.3) et (1.4) :

$$T = arcos((1/2((R-V)+(R-B)))/\sqrt{((R-V)^2+(R-B)(V-B))} \quad (1.2)$$

$$S=1-3\frac{\min(R,V,B)}{(R+V+B)} \quad (1.3)$$

$$V=\frac{1}{3}(R+V+B) \quad (1.4)$$

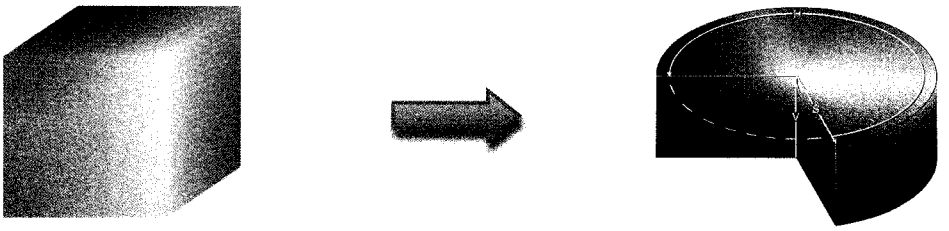


Figure 1.19 Modèle colorimétrique RVB et TSV

Wei et coll. (Wei, Arbter, & Hirzinger, 1997) ont exploité l'insensibilité du modèle face aux variations d'intensités lumineuses dans les images endoscopiques. Ils ont d'abord étudié de nombreuses séquences endoscopiques avec leurs caractéristiques typiques. Ils ont considéré que les images endoscopiques sont peu structurées et fortement teintées de rouge. En choisissant le modèle de représentation des couleurs TSV, ils ont démontré que la composante T du modèle, qui représente la teinte, est fortement distribuée vers le rouge et que la couleur cyan a une représentation très faible dans les séquences, voire quasi nulle. Par conséquent, ils ont opté de marquer les instruments d'intérêt au moyen d'un marqueur passif cyan (plastique biocompatible) facilement détectable. Une technique de segmentation simple (seuillage) permet, par la suite, d'extraire l'instrument des images endoscopiques. Tonet et coll. (Tonet, Ramesh, Megali, & Dario, 2006) ont repris ce concept afin de mettre à jour un modèle 3D.

La méthode de Zang et Payandeh (Zhang & Payandeh, 2002) propose un marquage artificiel des instruments à l'aide de bandes alternées de couleur blanche et noire. Les auteurs utilisent les points de localisation des marqueurs et des instruments pour le calibrage automatique des paramètres intrinsèques de l'endoscope. L'information sur la position des marqueurs est corrélée à celle obtenue des caméras optiques pour la mise à jour du système de navigation.

Les travaux présentés jusqu'ici ont été initiés afin de centrer automatiquement l'endoscope sur le site chirurgical. Ces recherches ont donné lieu notamment au système AESOP (Automated Endoscopic System for Optimal positioning), robot permettant aux chirurgiens de guider vocalement les mouvements de l'endoscope. L'étude engendrée par Omote et coll. (Omote et al., 1999) démontre l'efficacité d'un système de positionnement automatique de l'endoscope à commande vocale AESOP. La procédure a montré un succès dans 83 % des cas énoncés (16/20). Les corrections apportées sur la position de l'endoscope sont de loin inférieures à celles provoquées par la manipulation manuelle de l'endoscope par l'aide-chirurgien. Il existe en moyenne 2,2 corrections par heure pour le système AESOP comparativement à 15,3 corrections lorsque l'aide-chirurgien est impliqué.

Les travaux de Krupa tentent d'apporter également ces bénéfices à la manipulation automatique des instruments. Contrairement aux méthodes passives décrites précédemment, les travaux de Krupa (Krupa et al., 2002) (Krupa et al., 2003) font état d'un marquage actif de couleur. L'objectif visé est plutôt de centrer non plus l'endoscope, mais plutôt les instruments automatiquement. Un degré de robustesse supplémentaire est requis compte tenu de la proximité des organes. La méthode propose d'installer un dispositif à faisceau lumineux sur l'instrument à suivre et de projeter une longueur d'onde scintillante sur les tissus anatomiques. La combinaison d'une séquence (image pixels allumés et image pixels éteints) permet de localiser la zone d'intérêt. Cette technique est beaucoup plus précise; cependant, elle est coûteuse et l'appareillage nécessaire contraint à suivre un seul instrument à la fois.

1.5.1.2 Suivi structurel

Le suivi d'instruments à base d'information structurelle est en quelque sorte la recherche d'une forme prédéfinie par l'auteur. Les travaux pionnier de Casals et coll. (Casals, Amat, & Laporte, 1996) ont permis d'ouvrir la voie à une série d'approches basées sur des marqueurs structurels (Tonet, Thoranaghatte, Megali, & Dario, 2007) (Doignon, Graebling, & de Mathelin, 2005). Ces marqueurs expriment normalement des formes spécifiques, facilement reconnaissables sur des images endoscopiques. Les algorithmes de détection de contours sont souvent employés à cette fin.

La détection des contours permet de segmenter l'image en des zones prédominantes, afin par exemple, d'en extraire des objets spécifiques. La définition d'un contour peut prendre plusieurs expressions. Cependant, elle figure comme une rupture d'intensité dans une direction donnée.

Il existe plusieurs types de détecteurs de contours : le gradient (dérivée première d'une image), le laplacien (dérivée seconde de l'image), le filtre de Canny (Canny, 1986) et de Tobogga (Fairfield, 1990). Toutefois, les filtres analytiques tels que Canny, Deriche (Deriche, 1987) et Shen et coll. (Shen & Castan, 1992) sont des solutions plus robustes en ce qui à trait à la localisation des contours (Cocquerez, Chanas, & Blanc-Talon, 2003). Peu importe la technique employée, l'objectif principal demeure de discerner les pixels qui ont une nette différence avec leurs voisins.

Ces méthodes peuvent toutes être envisagées afin de localiser un instrument. Toutefois, afin d'augmenter le taux de succès de la détection des contours, des prétraitements (lissage) sont souvent envisagés. Les opérateurs de morphologie mathématique en sont un très bon exemple.

La segmentation par morphologie mathématique (Serra, 1982) constitue une autre avenue à l'extraction de caractéristiques distinctives dans les images, notamment pour la préservation des contours. L'idée principale est d'analyser les résultats des opérateurs ensemblistes (union, intersection, complémentarité) entre une image $I(x,y)$ et un élément structurant B. Plus précisément, l'élément structurant B, représente une forme géométrique simple parcourant l'image $I(x,y)$ et modifie celle-ci en fonction des opérateurs choisis. L'érosion et la dilatation sont les opérateurs les plus employés :

$$I_{Erosion}(x_i,y_i) \ominus B = \inf\{I(x,y)\} \; avec \; (x,y) \in B(x_i,y_i) \tag{1.5}$$

$$I_{Dilatation}(x_i,y_i) \oplus B = \sup\{I(x,y)\} \; avec \; (x,y) \in B(x_i,y_i) \tag{1.6}$$

où B est l'élément structurant, (x_i,y_i) les coordonnées de l'image.

L'image érodée s'obtient en ne gardant que les pixels (x_i,y_i) qui permettent d'inclure complètement l'élément structurant. Tandis que l'image dilatée s'obtient en gardant les pixels de façon à ce que l'intersection entre l'élément structurant et l'image soit non vide. En fait, la dilatation est le complémentaire de l'érosion. L'élément structurant définit un voisinage autour de chaque point de l'image permettant ainsi d'exposer les propriétés locales des objets recherchés. L'algorithme la ligne de partage des eaux (Watershed), en segmentation, découle de cette théorie ensembliste.

Les images endoscopiques sont très peu structurées. Les tissus ne présentent normalement aucune forme géométrique précise. Les travaux de Casals (Casals, Amat, & Laporte, 1996) prennent cet aspect en considération. Ils procèdent au marquage des instruments à l'aide de plusieurs bandes noires et blanches alternées. Cette information structurelle ajoutée permet à l'auteur d'extraire des lignes droites via des algorithmes de traitement d'image (transformée de Hough) et d'inférer la position de l'instrument dans les images endoscopiques. L'auteur rapporte de bons résultats. Toutefois, l'algorithme est à peine en temps réel (5hz).

La transformée de Hough (Hough, 1962) est un des outils exploités dans l'approche de Casals et coll. (Casals, Amat, & Laporte, 1996). Elle est d'ailleurs fortement utilisée dans le domaine du traitement d'image. En reconnaissance de formes elle permet la détection de droites, cercles, ellipses et d'autres formes géométriques. L'avantage principal de la méthode est sa robustesse face aux images bruitées. Elle permet notamment de transiter d'un espace traditionnel euclidien à un espace paramétré. Dans sa forme initiale (1962), la transformée de Hough permet de représenter une droite $y = mx + b$ d'une image 2D par un point (m,b) dans l'espace paramétré. Cependant, pour lever l'indétermination provoquée par les pentes verticales (m=0) Hough utilise plutôt les paramètres ρ et θ, où ρ représente la distance à l'origine et θ l'angle associé à cette origine. La paramétrisation peut être formulée avec l'équation 1.7.

$$y = \left(-\frac{\cos\theta}{\sin\theta}\right)x + \left(\frac{\rho}{\sin\theta}\right) \tag{1.7}$$

Les points (x,y) qui sont alignés sur une même droite dans l'espace euclidien sont exprimés par plusieurs sinusoïdes, qui se croisent toutes au point (ρ,θ) dans l'espace de Hough (figure 1.20). Un tableau bidimensionnel qui accumule le nombre de votes pour chaque couple (ρ,θ) permet de trouver les droites désirées.

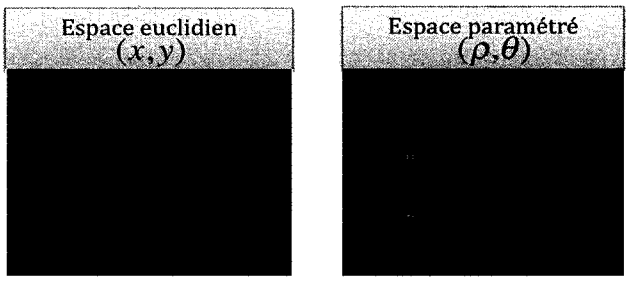


Figure 1.20 Transformée en Hough

Cependant, la complexité et la taille en mémoire nécessaire à l'algorithme rendent son utilisation en temps réel plus difficile.

1.5.2 Suivi automatique d'instruments

Les approches pour le suivi automatique d'instruments endoscopiques consistent à recourir seulement à l'information issue des images endoscopiques pour inférer sur la position de l'instrument. Quoi que plutôt rares, dû à la complexité des images, il existe tout de même des méthodes intéressantes. Elles se distinguent également par le suivi de caractéristiques colorimétriques et structurelles. Cependant, ces caractéristiques sont cette fois naturellement présentes dans les images.

1.5.2.1 Suivi automatique colorimétrique

Une des premières méthodes employées appartient à Wang et coll. (Wang, Uecker, & Wang, 1998). Leur approche novatrice utilise une méthode statistique. Ils isolent les instruments avec un classificateur bayésien. Leur approche utilise deux classes w_i : la classe instrument et la classe organe (les tissus). Chaque pixel est classé selon l'information statistique des intensités moyennes et des variances de chaque composante R, V et B. Le vecteur x correspond à cette information statistique. Les probabilités a priori définies par les auteurs, à ce qu'un pixel soit un instrument ou un organe sont respectivement de $p(w_1)=0.3$ et $p(w_2)=0.7$. Un entraînement sur 10 séquences endoscopiques permet d'obtenir la distribution $p(x|w_j)$, probabilité qu'un pixel de couleur x appartienne à la classe w_i. Par la suite, avec la théorie de Bayes, formulée dans l'équation 1.8, il est possible de retrouver la classe instrument ou organe correspondant au pixel sur l'image, soit $p(w_i|x)$:

$$p(w_i|x)=\frac{p(x|w_i)p(w_i)}{p(x)} \tag{1.8}$$

$$avec,\quad p(x)=\sum_{j=1}^{N} p(x|w_j)p(w_j) \tag{1.9}$$

Les pixels classés sont ensuite regroupés ensemble en régions et chacune des régions se voit attribuer une étiquette. La forme trapézoïde, qui favorise la représentation d'un instrument, est choisie pour discriminer les régions candidates. Cette méthode souffre malheureusement d'un manque de robustesse compte tenu des variations de luminosité dans les séquences endoscopiques. Toutefois, à la différence de la méthode proposée par Wei et coll., elle a l'avantage d'éviter un marquage préalable des instruments.

1.5.2.2 Suivi automatique structurel

Une approche récente, mais cette fois structurelle et sans marqueur a été proposée par Windisch et coll. (Windisch, Cheriet, & Grimard, 2005). Les auteurs utilisent dans un premier temps, l'algorithme de Canny pour localiser les contours dans l'image endoscopique.

Cependant, l'astuce employée par les auteurs réside dans une analyse approfondie des contours à plusieurs échelles. En effet, en utilisant un critère de proportionnalité et en supposant une réponse rectiligne des contours de l'instrument, une méthode probabiliste (1.6.3) est employée. Un schéma de régularisation bayésien permet alors d'extraire seulement les contours appartenant à l'instrument. Tel qu'illustré sur la figure 1.21, la méthode donne de très bons résultats. Elle est robuste même en présence de flou causé par la buée ou les mouvements de l'endoscope. Cependant, elle n'est pas exécutée en temps réel et reste quelque peu sensible à la présence de réflexions spéculaires.

Figure 1.21 Approche de Windisch et coll. pour la détection d'instrument (Windisch, Cheriet, & Grimard, 2005)

Une autre avenue structurelle envisageable pour le suivi endoscopique est la recherche par contour actif. Yoon et coll. (Yoon, Lee, Kim, & Lee, 2004) ont notamment étudié cette piste afin d'extraire une cible sur des images endoscopiques. Un contour actif (Kass, Witkin, Terzopoulos, 1987) « snake » est un contour élastique qui s'ajuste aux formes détectées dans une image (figure 1.22). Son évolution est dictée par une fonction d'énergie permettant une convergence des points de contrôle à une région d'intérêt.

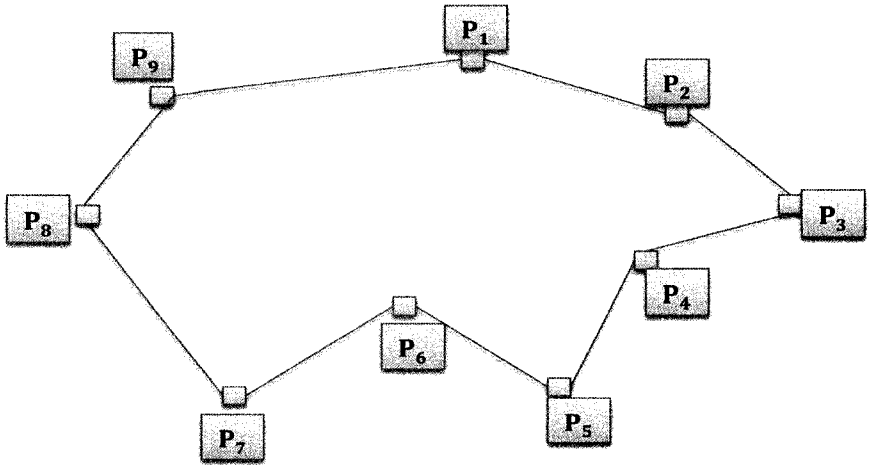


Figure 1.22 Représentation d'un snake

Le snake est caractérisé par des énergies qui représentent les propriétés physiques du contour. Minimiser la fonction de coût E(C) proposée (1.10) permet de se rapprocher du contour.

$$E(C) = E_{\text{int}}(C) + E_{ext}(C) + E_{dep}(C) \tag{1.10}$$

Les énergies interne et externe sont liées aux contraintes morphologiques : la première permet de définir les caractéristiques physiques de la courbe comme la raideur α (longueur) et l'élasticité β (courbure), tandis que la deuxième énergie E_{ext} se traduit par une attirance aux données de l'image que l'on cherche à mettre en valeur, par exemple les discontinuités ou une zone de fort contraste. Finalement, la troisième énergie, rarement utilisée, représente

une contrainte de déplacement du snake. Les fonctions d'énergie interne et externe sont représentées par les équations 1.11 et 1.12 respectivement.

$$E_{\text{int}}(C) = \int_0^1 \alpha(s)\left|\frac{\partial v(s)}{\partial s}\right|^2 ds + \int_0^1 \beta(s)\left|\frac{\partial^2 v(s)}{\partial s^2}\right|^2 ds \tag{1.11}$$

$$E_{ext}(C) = -\int_0^1 |\nabla I(v(s))|^2 ds \tag{1.12}$$

Où α(s) et β(s) sont respectivement les coefficients d'élasticité et de rigidité (souvent constants) et $\nabla I(v(s))$ est le gradient de l'image I sur les points de la courbe.

Dans l'approche proposée par Windisch et coll. (Windisch, Cheriet, & Grimard, 2005) les auteurs ont implémenté un contour actif sur les mêmes images pour des fins de comparaison. On peut remarquer sur la figure 1.23 les difficultés à identifier correctement l'instrument par l'usage d'un contour actif. En effet, la complexité des images endoscopiques rend leurs applications très peu robustes. De plus, tel que démontré par Yoon et coll. (Yoon, Lee, Kim, & Lee, 2004) les « snakes » sont très sensibles à l'initialisation : les points de contrôle choisis doivent être localisés près des contours recherchés. Enfin, les méthodes de suivi par contours actifs sont souvent limitées à des contextes hors ligne (sans temps réel).

Figure 1.23 Suivi par contour actif (Windisch, Cheriet, & Grimard, 2005)

Cependant, l'algorithme GVF (Gradient Vector Flow) initialement proposé par (Xu & Prince, 1998) a été amélioré dernièrement par (Han, X., Xu, & Prince, 2007) et permet de surmonter cette limitation temporelle. Malgré qu'elles ne soient pas très favorisées dans un contexte de suivi d'instruments sur des images endoscopiques, les méthodes par contours actifs restent très populaires et efficaces. Dans un contexte plus général, les travaux de Terzopolouos (Terzopoulos & McInerney, 1997) permettent d'exposer les nombreuses possibilités d'application des contours actifs sur les images médicales.

1.5.3 Limites des techniques existantes

Les méthodes de suivi d'instruments marqués possèdent des lacunes majeures qui freinent leur intégration en clinique. En effet, chaque instrument à suivre nécessite l'installation d'un dispositif. De plus, cette installation doit être effectuée avec minutie, car les dispositifs requièrent souvent une position précise sur l'instrument. Enfin, un marquage des instruments contraint souvent à des processus de stérilisation spécifique, ce qui augmente considérablement les coûts de maintenance des équipements. Malheureusement, ces limites restreignent le champ d'applications du suivi d'instruments marqués, à quelques interventions spécialisées.

En ce qui concerne le suivi automatique d'instruments, ces approches basées strictement sur l'information des images ne permettent pas d'envisager un suivi en temps réel. De plus, dans certains cas, elles sont encore peu robustes pour considérer une intégration en clinique.

Malgré que les méthodes actuelles ne permettent pas d'identifier les instruments chirurgicaux d'une façon non contraignante, il reste qu'il existe des solutions au suivi d'objet dans d'autres domaines d'application. Une revue de la littérature sur le suivi d'objets à travers des séquences d'images pourrait peut-être amener des hypothèses supplémentaires afin d'extraire sans marqueur et efficacement la position des instruments des images endoscopiques.

1.6 Techniques de suivi d'objets à travers une séquence d'images

Les techniques de suivi d'objets à travers une séquence d'images trouvent leur application dans une multitude de domaines : la surveillance automatisée (Hu, Tan, Wang, & Maybank, 2004), reconnaissance de forme, de gestes et de trajectoire (Cedras & Shah, 1995). En effet, les progrès relatifs au traitement d'image et à la qualité des systèmes d'acquisition ont permis d'appliquer des approches basées sur l'analyse du mouvement qui s'étend à beaucoup plus qu'à la simple détection, mais également à l'estimation et la reconnaissance de forme.

En effet, l'extraction des éléments d'intérêt est non plus limitée à des descripteurs spécifiques, tel que vu précédemment pour les méthodes de suivi des instruments (avec et sans marquage), mais plutôt sur des approches centrées sur l'exploitation du mouvement apparent dans les images. Le mouvement apparent qui représente le mouvement perçu dans les images 2D représente un mouvement relatif 3D. Par exemple, le mouvement de l'instrument initié par le chirurgien durant l'intervention (mouvement relatif 3D) induit nécessairement un mouvement dans l'image endoscopique (mouvement apparent 2D).

Il existe plusieurs approches pour la recherche du mouvement apparent afin de trouver un objet à travers une séquence d'images. On retrouve notamment les méthodes différentielles qui utilisent une estimation du mouvement, caractérisée par l'imposition d'une contrainte sur l'intensité des pixels. Les méthodes de mise en correspondance permettent une recherche spécifique d'une région. Enfin, les méthodes probabilistes fournissent une solution à une multitude d'applications en utilisant des techniques d'optimisation stochastique.

1.6.1 Méthodes différentielles

Dans un premier temps, les méthodes différentielles supposent que le mouvement présent dans les images est perceptible avec la variation des intensités des pixels. C'est notamment la distribution spatiale du changement d'intensité lumineuse entre plusieurs images qui permet de décrire le mouvement apparent. Sa modélisation est initialement introduite par Horn et Schunk (Horn & Schunck, 1981) et elle est exprimée par le flot optique.

Aujourd'hui, il existe une série d'implémentation du flot optique. Par exemple, récemment Angelini et coll. (Angelini & Gerard, 2006) on développé un suivi, avec précision et en temps réel, du myocarde sur des images échocardiographiques.

Malgré les nombreuses implémentations du flot optique, le concept général reste semblable. Il consiste à mettre en correspondance ou à apparier une région d'intérêt sur des images consécutives afin d'en inférer un déplacement apparent. En prenant pour hypothèse que l'intensité lumineuse d'un pixel est conservée au cours d'un déplacement, on en déduit le vecteur de champ de vitesse. La formulation explicite est décrite par l'équation (1.13) :

$$\frac{d}{dt} I(x(t),y(t),t) = \frac{\partial I}{\partial x} * \frac{d}{dt} x(t) + \frac{\partial I}{\partial y} * \frac{d}{dt} y(t) + \frac{\partial I}{\partial t} = 0 \qquad (1.13)$$

Où $I : [0,t]$ représente une séquence d'images 2D.

Avec le vecteur mouvement du pixel $v = \left(\frac{d}{dt} x(t), \frac{d}{dt} y(t), 1 \right)^t = \begin{pmatrix} v_x \\ v_y \end{pmatrix}$ et le gradient spatio-temporel $\nabla G = \left(\frac{\partial I}{\partial x}, \frac{\partial I}{\partial y}, \frac{\partial I}{\partial t} \right)$ on peut représenter le flot optique sous la forme du produit

scalaire :

$$\nabla G \,.\, \mathrm{v} = 0 \tag{1.14}$$

Cette représentation visuelle permet d'exprimer le raisonnement et les limites de la méthode. En effet, l'équation 1.14 peut être nulle seulement si le gradient spatio-temporel est nul ($\nabla G = 0$) et/ou lorsque le gradient est orthogonal au mouvement. L'estimation du vecteur de mouvement est donc possible seulement lorsque le mouvement est en direction du gradient et lorsque ce dernier est non-nul. Cette situation est décrite dans la littérature sous le nom du problème d'ouverture. Pour lever l'indétermination, l'approche Horn et Schunck fait utilisation d'une contrainte de lissage. On procède à la minimisation d'une fonction d'énergie E :

$$E = \int\left(\left(\nabla I.\vec{v} + I_t\right)^2 + \lambda\left(\left|v_x\right|^2 + \left|v_y\right|^2\right)\right) dxdy \tag{1.15}$$

Où $\nabla I = \begin{pmatrix} I_x \\ I_y \end{pmatrix}$ représente la dérivée partielle de l'intensité de l'image le long des deux axes x (I_x) et y (I_y), $\vec{v}$ le vecteur du champ de déplacement, I_t la dérivé de l'image par rapport au temps et λ la constante de régularisation.

La contrainte d'intensité exprime l'hypothèse de la conservation de l'intensité. La seconde composante correspond au terme de lissage. Cette contrainte supplémentaire suppose que les pixels voisins ont un mouvement similaire.

La variante proposée par Lucas et Kanade (Lucas & Kanade, 1981) utilise un lissage hâtif sur les données avant d'appliquer l'équation de contrainte d'intensité. De plus, l'utilisation des valeurs propres pour l'estimation du flux permet d'obtenir une estimation sur les vitesses normales. Un calcul plus rapide du flux optique permet une meilleure adaptation à un contexte en temps réel. D'autres variantes similaires existent (Black & Anandan, 1996) (Szeliski & Kang, 1997), mais elles sont moins utilisées. L'analyse de Shin et coll. (Shin, Goldgof, Bowyer, & Nikiforou, 2001) offre une évaluation intéressante sur la performance de chacune des méthodes mentionnées.

Très peu d'ouvrages sur le flot optique sont répertoriés pour le suivi d'objet sur des images endoscopiques. Toutefois, les travaux de Mori et coll. (Mori et al., 2002) en bronchoscopie font utilisation du flux optique sur deux images consécutives afin de suivre le déplacement de l'endoscope et d'alimenter une reconstruction 3D virtuelle. Les images en bronchoscopie sont beaucoup moins complexes que les images thoracoscopiques. Malgré tout, l'auteur fait face à des difficultés avec la variation d'intensité.

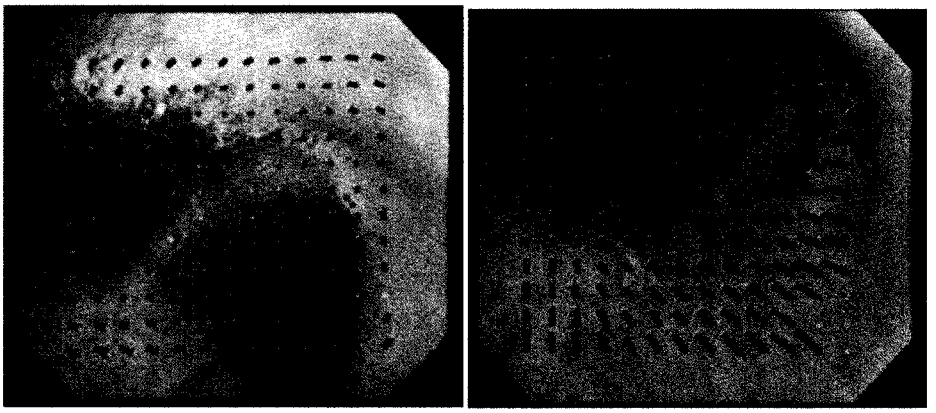


Figure 1.24 Suivi du mouvement (flèches) par flux optique pour le suivi de l'endoscope (Mori et al., 2002)

Enfin, une autre méthode différentielle, la suppression du fond, mérite d'être mentionnée pour sa simplicité. L'approche de suivi par suppression du fond permet de repérer une cible mobile. Sous l'hypothèse d'une caméra fixe, la soustraction entre deux images peut permettre d'obtenir le mouvement d'une cible (Jain, Nagel 1979). Dans le cadre du mémoire de Roubert (Roubert, 2002) cette piste a été envisagée. Malgré un ajustement des frontières de l'instrument basé sur la méthode des différences au carré, l'approche proposée manque de robustesse et suppose un faible mouvement des instruments. En effet, cette méthode peut difficilement s'appliquer au contexte endoscopique puisque le mouvement de l'endoscope et des instruments est indépendant. De plus, elle suppose une faible variation d'intensité afin de garantir la détection. Cette hypothèse est impossible à assumer dans nos images thoracoscopiques.

1.6.2 Méthodes de mise en correspondance

Une technique peu employée sur les images thoracoscopiques, mais tout de même fortement exploitée dans le traitement d'images est la méthode par corrélation. Elles sont réputées pour leur flexibilité. Par exemple, elles peuvent être aussi bien utilisées dans la détection de mélanomes pour le cancer du sein tel que proposé par (Hii, Hann, Chase, & Van Houten, 2006) ou dans un contexte précis comme le suivi d'un avion ou d'un véhicule (Ahmed, 2007).

La corrélation est une technique statistique qui permet d'évaluer la dépendance ou la relation connexe entre une paire de variables. En traitement d'image, la méthode de corrélation consiste à rechercher la similitude spatiale d'intensité entre deux images. Par exemple, la corrélation entre les images $I_1(x,y)$ et $I_2(k,l)$ peut être formulée par l'équation 1.16 où (x,y) et (k,l) représente la coordonnée de l'intensité dans les images respectives :

$$SDC(I_1(x,y),I_2(k,l) = \sum_{p=-m}^{m}\sum_{q=-n}^{n}(I_{1\ (i+p,j+q)} - I_{2\ (k+p,l+q)})^2 \tag{1.16}$$

Cette formulation représente la somme euclidienne de la distance au carrée des vecteurs d'intensité. Ce calcul est exprimé dans un voisinage défini par la fenêtre de corrélation de taille $(2m+1)\times(2n+1)$. Afin d'améliorer la détection, cette fenêtre peut également être variable, tel que proposé dans (Chien & Sung, 2000).

Une valeur proche de zéro dans la formulation indiquée dans 1.16 représente une forte corrélation entre les deux blocs de pixels tandis que des valeurs élevées indiquent une faible corrélation.

La recherche par corrélation pose cependant plusieurs problèmes, un temps de calcul élevé, une sensibilité face à la taille de la fenêtre de corrélation ainsi qu'à la luminosité et au contraste. Mais le plus important est la sensibilité aux occultations et aux déformations de l'objet. Si l'apparence de l'objet change, le suivi peut dériver et continuer sur un autre objet qui ressemble davantage au modèle de référence.

1.6.3 Méthodes probabilistes

Les techniques évoquées dans les paragraphes précédents permettent de détecter un objet dans une séquence d'images avec une approche déterministe. Cependant, pour réaliser un suivi robuste il peut parfois être nécessaire d'estimer une position dans les images. En effet, il est essentiel de prédire le mouvement en cas d'occultation ou lorsqu'aucune information n'est disponible sur la cible. Les approches stochastiques répondent à ce besoin. En introduisant une analyse probabiliste et des sources d'incertitudes liées aux observations, elles permettent de pallier aux difficultés inhérentes aux imperfections des modèles. Dans les prochaines sous-sections, il s'agit d'établir les fondements du processus d'estimation.

Durant le suivi, l'évolution de la cible peut être interprétée comme une transition d'un état à un autre. Chaque état peut être caractérisé par un vecteur qui représente ses propriétés. Par

exemple, le vecteur pourrait symboliser les variables telles que la position, la vitesse ou l'accélération d'un instrument. Nous notons les états par X_t où t est un intervalle de temps. Cependant, dans le monde réel, il est difficile d'observer ou mesurer directement les états. L'objectif d'un système de suivi consiste à estimer les variables des états basés sur les observations courantes obtenues des systèmes d'acquisition. Par conséquent, de telles variables d'état s'appellent les variables inconnues, cachées X_t qu'on désire retrouver. Les observations des variables cachées sont notées par Z_t. Elles représentent l'information disponible et extraite des séquences vidéo, tels la couleur, la forme, le mouvement et la texture. La relation entre les états et les observations est représentée à la Figure 1.25.

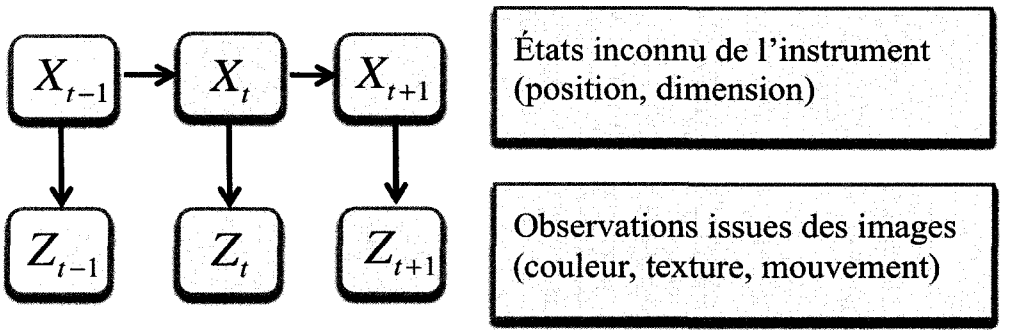


Figure 1.25 Représentation du modèle de Markov caché entre les variables aléatoires X et Z

Où $t = \{1,...,T\}$ représente la séquence de l'image à traiter.

Les observations dépendent uniquement des états qu'ils leur sont associés. Cette représentation est caractéristique d'un modèle de Markov caché. La probabilité conditionnelle peut donc être représentée comme $p(Z_t|X_t)$.

Estimation bayésienne récursive

Pour estimer nos états courants, X_t on fait appel à la théorie bayésienne. Dans un modèle d'estimation bayésien récursif, on tente de construire une connaissance sur les états courants X_t du système sachant les observations cumulées $Z_{1:t} = \{Z_1,...,Z_t\}$ (historique des observations jusqu'au temps t). En fait, le modèle permet de transiter d'une simple loi a priori (estimation sans observations) à une loi a postériori $p(X_t|Z_{1:t})$ (avec observations).

Le théorème de Bayes 1.17 permet d'exprimer la distribution à postériori (l'équation 1.18):

Théorème de Bayes :

$$p(B)\,p(A \mid B) = p(A)\,p(B \mid A)$$
$$\Rightarrow p(B \mid A) = \frac{p(A \mid B)\,p(B)}{p(A)} \tag{1.17}$$

$$p(X_t|Z_{1:t}) = \frac{p(Z_t|X_t)p(X_t|Z_{1:t-1})}{p(Z_t|Z_{1:t-1})} \tag{1.18}$$

Où $p(Z_t|Z_{1:t-1})$ consiste en la constante de normalisation, aussi appelée évidence bayésienne. Le terme $p(X_t|Z_{1:t-1})$ représente une prédiction de l'état courant sachant les observations antérieures. Elle peut s'exprimer à son tour par l'équation de Chapman Kolmogorov (1.20) (évolution aléatoire) :

$$p(X_t|Z_{1:t-1}) = \int_{X_{t-1}} p(X_t|X_{t-1})p(X_{t-1}|Z_{1:t-1})dX_{t-1} \tag{1.19}$$

Où $p(X_{t-1}|Z_{1:t-1})$ représente la distribution a postériori de l'état précédent et $p(X_t|X_{1:t-1})$ l'équation d'évolution ou de transition entre les états. Cette formulation (1.19) figure comme la première étape du suivi : la prédiction.

L'étape de prédiction permet d'obtenir une estimation de la position de l'instrument basée sur l'information accumulée précédemment.

Enfin, en utilisant simplement la formulation bayésienne donnée en 1.18 avec le remplacement du dénominateur $p(Z_t|Z_{1:t-1})$ (l'évidence bayésienne) par une constante C et en substituant avec l'équation 1.19 on obtient la distribution bayésienne du filtre récursif (1.20):

$$p(X_t|Z_{1:t-1}) = C^{-1}p(Z_t|X_t) \times \int_{X_{t-1}} p(X_t|X_{t-1})p(X_{t-1}|Z_{1:t-1})dX_{t-1} \tag{1.20}$$

L'équation 1.20 permet d'obtenir la densité a postériori $p(X_t|Z_{1:t-1})$ au fur et à mesure que les nouvelles données sont acheminées. Elle constitue la deuxième étape du suivi : l'étape de la correction. Le processus de correction permet de mesurer la fidélité de la prédiction et permet d'apporter les rectifications applicables (mise à jour).

L'utilisation récursive du processus de prédiction et correction permet notamment de suivre une cible, en l'occurrence, un instrument en continu. Cependant, avec la formulation exprimée par l'équation 1.20 on est lié à prédire la position d'un instrument basée sur l'ensemble des positions (observations) antérieures. Pour des fins de simplification, il est possible de s'affranchir de l'historique au moyen d'une supposition d'un système Markovien du premier ordre (figure 1.25). Soit,

$$p(X_t|X_{0:t-1}) = p(X_t|X_{t-1}) \tag{1.21}$$

$$p(Z_t|X_{0:t}) = p(Z_t|X_t) \tag{1.22}$$

Autrement dit, la position (état) d'une cible à n'importe quel moment ne dépend que de sa position précédente. Les équations 1.21 et 1.22 représentent respectivement les modèles d'évolution et d'observation.

Modèle d'évolution

L'étape de prédiction permet de prédire ou propager un estimé. En fait, le modèle décrit la dynamique avec laquelle la cible se déplace dans les images. Le modèle d'évolution est sous forme de l'équation (1.23) :

$$X_{t+1} = X_t + V_t \tag{1.23}$$

Où V_t représente la perturbation des données.

Plusieurs modèles sont applicables pour illustrer la dynamique des états. Les modèles les plus employés sont : à accélération constante, tel que démontré par (Nagao et al., 2004) sur des images bronchoscopique, à modèle autorégressif de premier ordre (Nummiaro, Koller-Meier, & Gool, 2003) ou du second ordre (Pérez, Hue, Vermaak, & Gangnet, 2002).

Modèle observation

Le modèle d'observation peut varier selon les caractéristiques disponibles. Cependant, la comparaison d'histogrammes reste l'implémentation la plus utilisée dans la manipulation d'images. L'histogramme est essentiellement l'outil statistique utilisé pour représenter l'expression chromatique des images. Il constitue une représentation très compacte de la distribution des pixels. En fait, les intervalles possibles sont divisés en plusieurs classes, pour lesquelles on cumule le nombre d'échantillons associés. La formulation mathématique de l'histogramme est donnée à l'équation 1.24 où B symbolise le nombre d'intervalles et S(u) une distribution. Cette distribution pourrait, par exemple, représenter une image à trois composantes.

$$H_{isto} = \sum_{i=1}^{B} S_i(u) \tag{1.24}$$

La valeur S de chaque niveau i (bin) est calculée en fonction du nombre de pixels associés ou après normalisation par le nombre total de pixels. Toutefois, dans un contexte probabiliste, l'histogramme représente la densité de probabilité d'une distribution. Par exemple, il indique quelle est la probabilité qu'une couleur i soit présente dans l'image.

Toutefois, l'histogramme ne contient aucune information sur la répartition spatiale des couleurs ou du contenu analysé (Fernandez-Maloigne & Richard, 2002).

Une fois les modèles d'évolution et d'observation déterminés, il est possible d'entamer l'estimation. Les approches les plus courantes réalisées pour résoudre ces systèmes sont le filtre de Kalman (Kalman, 1960) et le filtrage particulaire (Gordon, Salmond, & Smith, 1993) (Kitagawa, 1996). Cependant, il existe également les méthodes discrètes de grille et topologiques afin de résoudre des problématiques bayésiennes. Toutefois, compte tenu de leur complexité et du temps de calcul qui leur est associé, ces méthodes sont très peu utilisées (Fox, Hightower, Kauz, Liao, & Patterson, 2003).

1.6.3.1 Filtre de Kalman

Le filtre de Kalman est de loin la méthode la plus employée pour résoudre un système entaché de données bruitées. C'est un estimateur simple qui utilise le cadre classique de l'approche bayésienne récursive.

Dans un premier temps, une estimation initiale du vecteur de mesure X_t est requise. Ensuite, la dynamique du système d'évolution (équation 1.23) permet d'obtenir une projection de l'état à venir X_{t+1}. Enfin, avec le modèle d'observations on révise notre estimation. La particularité du filtre de Kalman se cache derrière le calcul de la matrice de gain, qui contrôle la force de rétroaction sur les données révisées. En d'autres mots, il permet de prendre en considération, dans un calcul analytique, l'écart entre l'estimé et la valeur observée afin d'obtenir une meilleure estimation sur les données réelles du système. Un processus de propagation d'erreur est donc également associé à la phase de prédiction et correction du système. La figure suivante permet d'illustrer les étapes du filtre de Kalman.

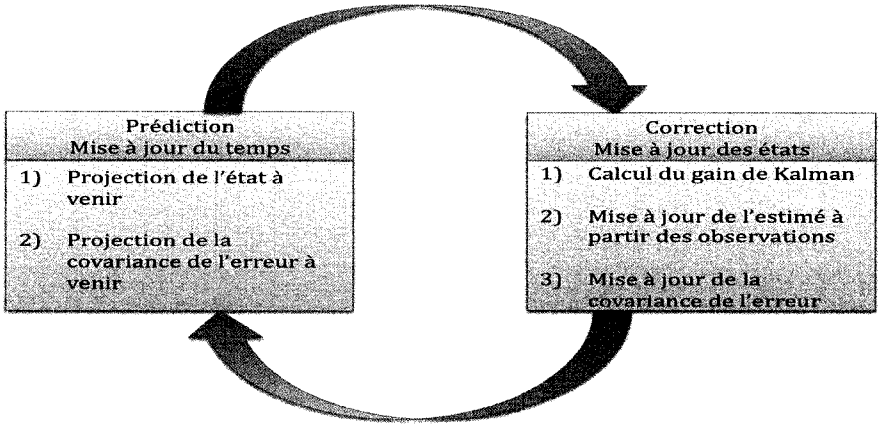


Figure 1.26 Schéma bloc représentatif du filtrage de Kalman (Kalman, 1960)

Burschka et coll. (Burschka et al., 2005) ont utilisé l'algorithme de Kalman pour le suivi d'un instrument sur des images endoscopiques. Chaque position candidate est analysée avec une fonction qui minimise la somme des différences au carré des pixels : la fenêtre qui correspond le plus à la distribution des intensités de l'instrument est suivie avec le filtre de Kalman. L'auteur rapporte que les résultats du suivi dépendent fortement de la texture de l'instrument et des mouvements brusques du chirurgien. De plus, l'approche proposée n'offre par trop de robustesse face à la présence de réflexions spéculaires (Burschka et al., 2005).

En effet, le filtre de Kalman est de nature optimale sous quelques conditions : lorsqu'on suppose que le système est linéaire et que les données sont entachées d'un bruit gaussien. Ce n'est pas toujours le cas des systèmes à modéliser. Toutefois, il existe des extensions au modèle de Kalman pour résoudre les systèmes non linéaires. Le filtre étendu de Kalman (EKF) (Bar-Shalom et Fortmann, 1988) dans lequel on procède à une linéarisation des fonctions au moyen des dévirées partielles de la prédiction et de la mise à jour. Le filtre de Kalman non parfumé (Unscented Kalman Filter (UKF)) (Julier et Uhlmann, 1997) consiste en une approche d'échantillonnage autour de la moyenne pour une approximation de la dynamique. Néanmoins, ces implémentations peuvent souffrir d'une instabilité numérique lorsque les fonctions de prédictions et de mise à jour sont fortement non linéaires (Perea,

How, Breger, & Elosegui, 2007). Dans ce cas, le filtrage particulaire devient une alternative intéressante.

1.6.3.2 Filtre particulaire

Le filtrage particulaire, aussi connu sous le nom des méthodes séquentielles de Monte-Carlo, est un processus d'estimation basé sur des techniques de simulation et découle de la théorie bayésienne. Le principe consiste à faire une approximation de la distribution de probabilité de l'état avec un ensemble pondéré d'échantillons. Ceci revient à calculer une valeur numérique à l'aide d'un tirage aléatoire. Par sa nature générale, le concept du filtrage particulaire s'adapte à plusieurs domaines d'applications : la finance (Gewecke et al., 1989), la robotique (Thrun et al., 2000), le traitement du signal audio (Hann et al., 2001), la physique des particules (Binder & Heermann, 2002) et la vision (Isard & Blake, 1998).

La technique du filtrage particulaire est implémentée avec un filtre récursif bayésien qui s'appuie sur des simulations séquentielles. Chaque échantillon ou particule (simulation indépendante) explore l'espace d'état en évoluant indépendamment des autres particules. L'approche permet, avec un ensemble d'échantillons aléatoires, de représenter la loi de probabilité des états, conditionnellement aux observations.

En fait, il s'agit de calculer l'intégrale représentée par l'équation 1.20 au moyen de mesures empiriques :

$$p(X_t|Z_t) = \frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}\delta(\|X_t - X^{(n)}\|) \tag{1.25}$$

où $X^{(n)}$ sont les échantillons tirés aléatoirement selon $p(X_t|Z_t)$ et δ est une fonction de Dirac. La distribution est alors représentée par un nuage de particules. Cependant, la difficulté majeure est qu'il n'est pas toujours évident de générer des échantillons selon $p(X_t|Z_t)$. C'est alors qu'on utilise l'échantillonnage séquentiel d'importance : procédé qui

utilise une loi approchée de notre choix, $\pi(X_k, Y_k)$ (importance density) plus facile à simuler, tel que :

$$w_n = \frac{p(X_t|Y_t)}{\pi(X_k|Y_k)} \tag{1.26}$$

où w_n sont les poids représentatifs de la simulation (observation courante). Dans ce cas, la relation énoncée dans l'équation 1.20 prend la formulation 1.27.

$$p(X_t|Z_t) = \frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N} w_t^n \delta(\|X_t - X^{(n)}\|) \tag{1.27}$$

En résumé, les échantillons s'apparentent à une somme pondérée de lois de Dirac qui modélisent la loi de probabilité. La figure 1.27 permet de visualiser la distribution à postériori de l'état précédant au moyen d'un ensemble de particules.

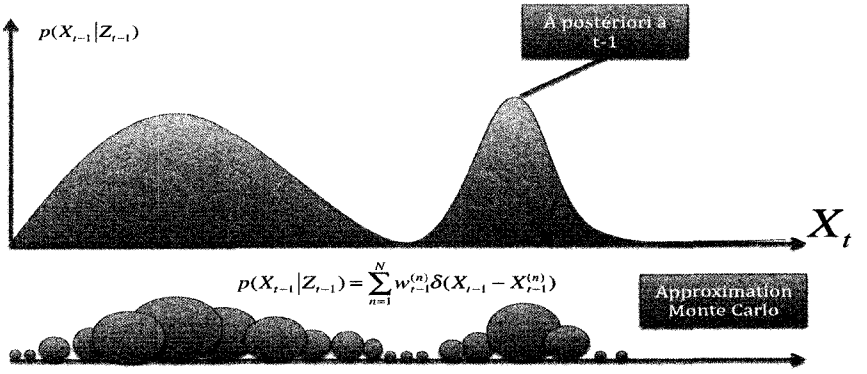


Figure 1.27 Distribution a postériori de l'état précédent avec un ensemble de particules

L'ensemble discret de particules pondérées $\{X_t^{(n)}, w_t^{(n)}\}$ où $n = 1,...,N$, permet d'approximer la distribution bayésienne de l'équation 1.20. $X^{(n)}$ est l'hypothèse d'un état d'une particule n et $w_t^n \in [0,1]$ est le poids associé à cette particule. En effet, la somme des poids de l'ensemble des particules est normalisée $\sum_n w_t^n = 1$.

Avec le même raisonnement, utilisant 1.27 on peut exprimer la distribution a postériori au temps t (1.28).

$$p(X_t|Z_t) = C^{-1} p(Z_t|X_t) \sum_{n}^{N} w_{t-1}^{(n)} p(X_t|X_{t-1}^{(n)}) \tag{1.28}$$

Les poids peuvent être mis à jour de manière séquentielle, ce qui confère au filtrage particulaire une structure récursive et le rend attrayant, en particulier pour des applications temps réel.

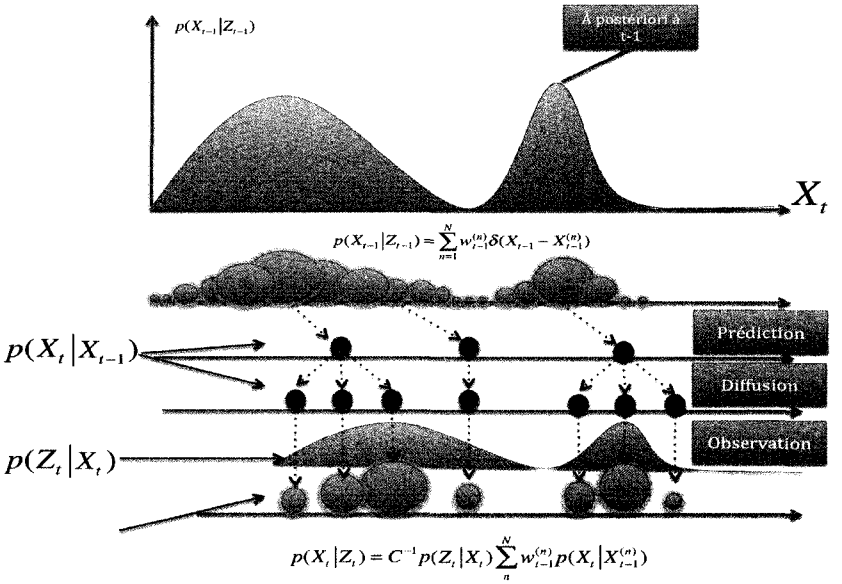


Figure 1.28 Distribution a postériori de l'état présent avec un ensemble de particules

L'évolution et la stabilité de la solution sont assurées par un mécanisme de sélection qui favorise et concentre les particules dans une région d'intérêt. L'algorithme de ré-échantillonnage par importance (Sampling Importance Resampling) permet d'éviter le phénomène de dégénérescence des particules. La dégénérescence est une situation courante dans le filtrage particulaire. Elle consiste, après quelques itérations, en une situation où un grand nombre de particules ont un poids négligeable. L'objectif du rééchantillonage est alors

d'éliminer les particules qui possèdent un poids non significatif et de concentrer ces particules dans des zones à poids élevé.

Le filtrage particulaire est reconnu notamment pour sa robustesse face aux systèmes non linéaires. Il offre la flexibilité qu'aucune supposition d'une représentation gaussienne n'est requise comme l'exige le filtre optimal de Kalman. De plus, il est multimodal : il permet d'analyser plus qu'une seule hypothèse à la fois. Enfin, le filtrage particulaire est un estimateur optimal lorsque le nombre de particules devient infini. Toutefois, le temps d'exécution est influencé par le nombre de particules et la pondération de chaque particule doit être calculée en fonction du critère de similarité entre la prédiction et les observations courantes.

Mesure de similarité entre les distributions

Les mesures de similarité sont très utiles dans l'évaluation des caractéristiques entre des distributions de probabilité. Parmi les métriques les plus utilisées, on retrouve celle de Bhattacharrya, Kullback-lielber, Kolmogorov-Smirnov, khi^2. Cette dernière est souvent utilisée en statistique pour vérifier des hypothèses.

Toutefois, le choix de la mesure de similarité dépend largement des caractéristiques à comparer. Cependant, la distance Bhattacharrya (Kailath, 1967) plus intuitive, possède une flexibilité de s'adapter à un contexte colorimétrique et structurel. Par exemple, la distance entre deux histogrammes est décrite par l'équation suivante 1.29:

$$D_B(Inst_{ref}, Inst_{candidat}) = -\ln\left(\sum_i \sqrt{(Inst_{ref}(i) * Inst_{cad}(i)}\right) \qquad (1.29)$$

Contrairement à la distance Kullback-Leibler, cette distance ne crée pas de singularité pour les valeurs de densité discrète nulles. Enfin, les travaux Lichtenauer et coll. (Lichtenauer, J. , Reinders, & Hendriks 2005) rappellent que le choix du critère de similarité est essentiel et influence grandement la performance du suivi.

Dans cette revue de la littérature, nous avons décrit les concepts de la chirurgie du rachis par thoracoscopie en précisant les bénéfices aux patients et les difficultés éprouvées par les chirurgiens. Quant aux systèmes d'assistance chirurgicale actuels, ils ne permettent pas l'expansion des chirurgies minimalement invasives du rachis. En effet, nous avons démontré les limites inhérentes des méthodes de suivi d'instruments marqués : le marquage introduit des contraintes de biocompatibilité, des procédures de stérilisation spécifiques et enfin elles sont limitées à quelques interventions spécialisées. Par ailleurs, les méthodes de suivi automatique d'instruments restent très sensibles à la présence de réflexions spéculaires et ne permettent pas une exécution en temps réel. Cette problématique nous conduit à proposer les objectifs de ce projet, présentés dans la section suivante.

1.7 Objectifs spécifiques du projet

Afin de recaler des images thoracoscopiques sur un modèle pré-opératoire 3D en temps réel, il est essentiel de réaliser un autocalibrage efficace de l'endoscope durant l'intervention. Les paramètres intrinsèques et extrinsèques de la caméra devront être correctement mis à jour. Les paramètres extrinsèques (la position et l'orientation) sont actualisés par le système de suivi optique externe. Toutefois, pour mettre à jour les paramètres intrinsèques du système il faut automatiquement détecter et suivre les instruments d'une façon robuste sur les images thoracoscopiques afin d'extraire des primitives géométriques temporellement correspondantes.

L'objectif principal du projet consiste à élaborer et implémenter une méthode de suivi automatique d'instruments chirurgicaux dans les séquences d'images thoracoscopiques.
Plus spécifiquement, il s'agit de :

- Identifier les caractéristiques discriminantes d'un instrument à suivre sur les séquences thoracoscopiques,
- Développer une méthode de suivi de l'instrument à travers la séquence d'images

thoracoscopiques,

- Évaluer les performances de l'algorithme et étudier l'impact de différents paramètres sur les résultats obtenus.

CHAPITRE 2 MÉTHODOLOGIE

Ce chapitre présente les méthodes et l'approche adoptée pour réaliser le suivi des instruments sur des images thoracoscopiques. Une présentation sommaire est d'abord énoncée pour rappeler les grandes étapes du projet. Par la suite, une description des méthodes et des algorithmes sélectionnés est abordée. Les sections 2.2 et 2.3 énoncent les éléments de la méthodologie qui mènent respectivement à l'extraction des caractéristiques et au suivi temporel des instruments.

2.1 Approche générale

L'objectif de ce mémoire consiste à concevoir et évaluer une approche de suivi d'instruments sur des images thoracoscopiques. Puisque notre méthode se veut totalement naturelle, une technique sans marqueur est proposée. L'identification et le suivi des caractéristiques reposent uniquement sur l'analyse des images thoracoscopiques. Les primitives naturelles alimenteront le module d'autocalibrage afin de recaler les images thoracoscopiques sur un modèle 3D pré-opératoire de la colonne vertébrale acquis par résonance magnétique.

Dans un premier temps, revoyons les intentions visées lors de la conception du module de suivi :

— Autonomie : Afin de faciliter l'intégration en clinique, il serait souhaitable que notre système soit le plus autonome possible. Il doit être en mesure de localiser et suivre l'instrument, dès son apparition dans la séquence thoracoscopique.

— Un suivi robuste : La précision du suivi des instruments est cruciale à la calibration et par conséquent elle influence directement l'erreur sur la mise à jour du modèle 3D (Fitzpatrick, West, & Maurer, 1998). Les risques dans le cadre d'une chirurgie du rachis sont nombreux,

il est donc vital d'obtenir les meilleures estimations possibles de la localisation de l'instrument.

— Temps réel : L'algorithme requiert un traitement rapide des images. La cadence des images thoracoscopiques est de 30 images par seconde. Pour assurer un suivi des instruments sans influencer la fluidité et notre perception du temps réel, nous estimons qu'un traitement minimum de 10 images par seconde est nécessaire. Cette hypothèse a été vérifiée à l'aide de tests de mouvement effectués lors d'essais préliminaires.

Notre approche utilise un modèle d'extraction de caractéristiques et de suivi à plusieurs phases. Elle requière toutefois, dans un premier temps, une initialisation du système. En effet, dans toute procédure de suivi se pose la problématique engendrée par l'initialisation : la détection de la cible ou des cibles dans l'image initiale. Autrement dit, quelles sont la ou les zones d'intérêt à suivre le long de la séquence? Il est possible de recourir à plusieurs techniques de traitement d'images pour résoudre cette problématique, comme la segmentation automatique. Cependant, selon (Ord, 1999), un moyen efficace pour identifier la cible serait de sélectionner manuellement la région d'intérêt. Pour cela, dans notre méthode nous avons préconisé une sélection manuelle de la région d'intérêt à l'intérieur de la zone occupée par l'instrument que nous voulons suivre à travers la séquence. Cette initialisation est facile d'emploi et précise conditionne la qualité du suivi.

Après l'initialisation, il s'agit d'extraire des caractéristiques dans la fenêtre contenant l'objet sélectionné à travers la séquence d'images. Pour cela, nous proposons d'exploiter les informations de couleur et de forme dans les images. En ce qui a trait à la couleur, une normalisation des canaux est effectuée avant de projeter les composantes dans l'espace de couleur TSV (Teinte Saturation Valeur). Pour ce qui est de l'information structurelle, un filtrage morphologique est effectué d'emblée sur une image à niveaux de gris. Ensuite, une extraction des contours permet d'obtenir une carte de gradient qui servira d'espace de

recherche à la détection de segments de droite par l'algorithme de Hough. Enfin, les candidats qui présentent un fort degré de parallélisme sont sélectionnés.

Une fois ces traitements complétés, les histogrammes d'orientation de contours et de couleur TSV permettent de représenter les régions analysées. La figure 2.1 illustre les processus employés dans un ordre séquentiel d'implémentation. Le même procédé d'extraction de caractéristiques est appliqué à la région sélectionnée lors de l'initialisation, ce qui constitue le vecteur caractéristique de la référence. Ce vecteur représente une sorte de signature de la cible dont les paramètres représentent l'information sur l'orientation des contours et des couleurs de l'instrument. Le résultat de cette initialisation sert de référence au processus de suivi.

En ce qui concerne le suivi, nous avons opté pour le filtrage particulaire qui comporte un ensemble de modèles (état, prédiction et observation). L'état est représenté par un ensemble de particules. Chaque particule est une hypothèse de l'état. Pour localiser l'instrument dans une image, le modèle d'évolution propage les états hypothétiques. Par la suite, le modèle d'observation est utilisé afin d'attribuer un poids à chaque particule, une pondération basée sur un critère de similarité avec la référence. Enfin, la localisation de l'instrument est obtenue en faisant une somme pondérée des états des particules.

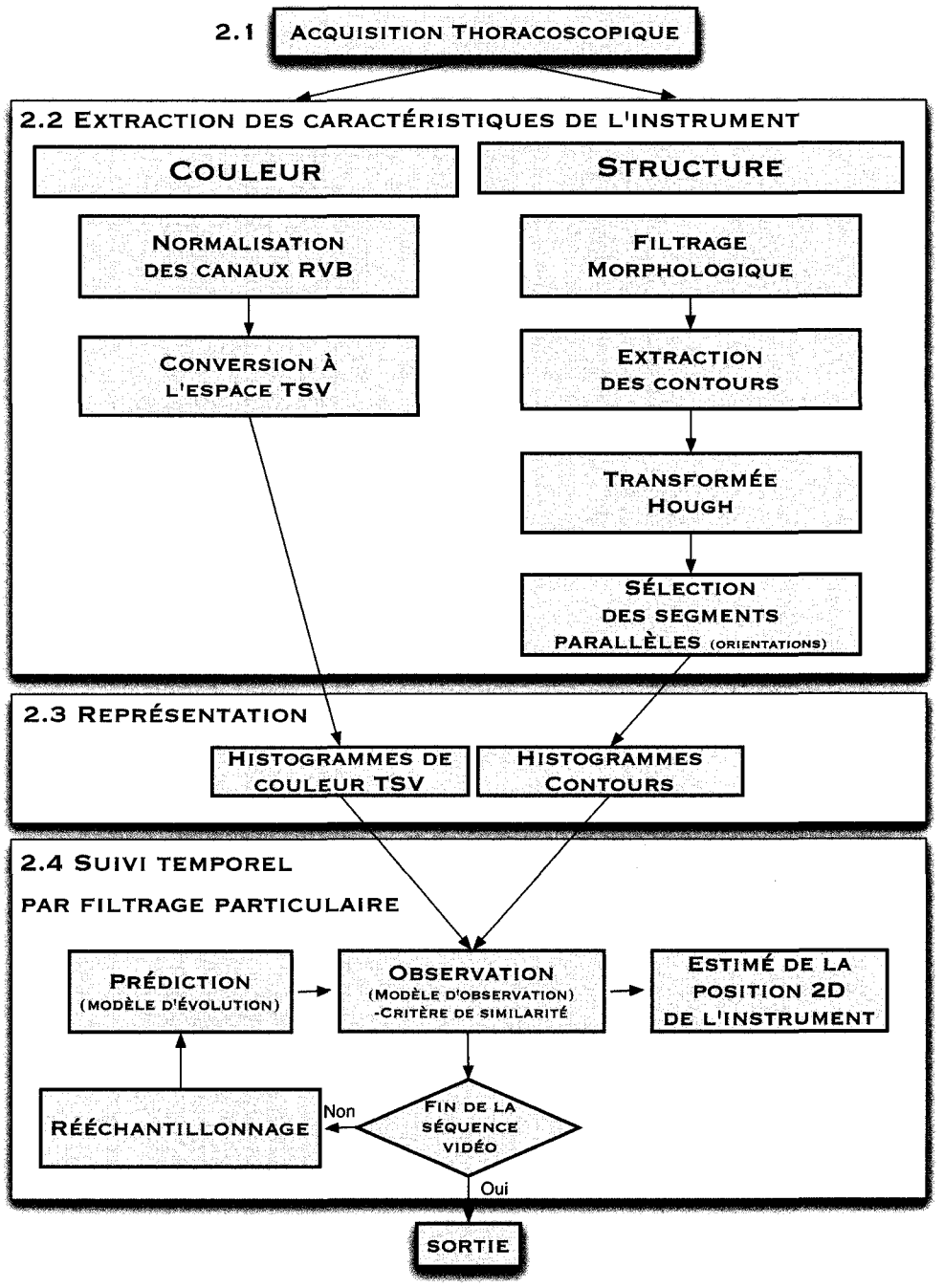


Figure 2.1 Schéma bloc de l'approche proposée pour le suivi d'instruments thoracoscopiques

Les parties qui suivent détaillent chaque étape de la méthodologie proposée.

2.2 Extraction des caractéristiques de l'instrument

Les primitives choisies pour distinguer les instruments sont déterminantes pour le suivi. En effet, comme énoncé dans la revue de la littérature, le suivi d'instruments chirurgicaux consiste en un appariement temporel des caractéristiques extraites des images. Les motivations derrière nos choix de primitives figurent l'enjeu de la présente section.

Par modélisation, nous entendons l'extraction des caractéristiques discriminantes visibles de l'instrument. Afin d'éviter toute ambigüité lors du suivi, il est essentiel d'avoir la meilleure extraction possible. Dans le contexte d'images thoracoscopiques et des objectifs énoncés, il est important que les caractéristiques puissent satisfaire au mieux les critères suivants :

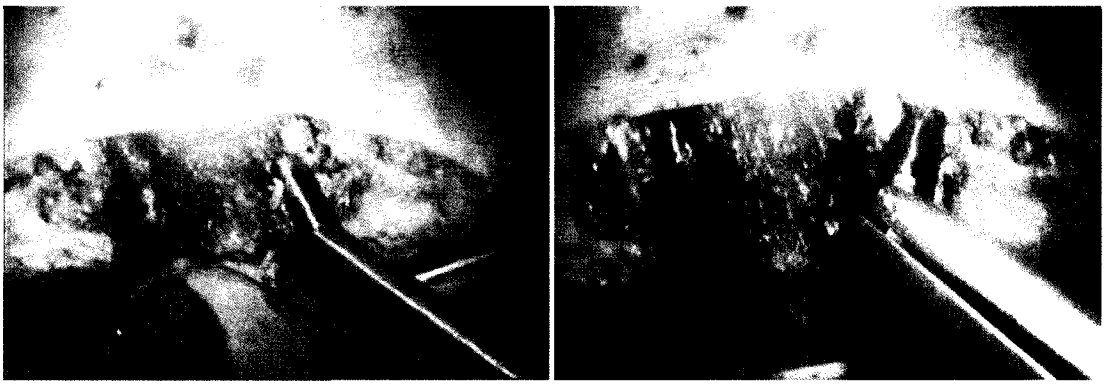
– invariance au changement d'échelle et à la rotation,

– faible sensibilité au bruit,

– une représentation facile à manipuler.

Tel que mentionné dans la revue de la littérature, les images thoracoscopiques sont relativement riches en contenu et par conséquent très complexes à analyser. L'arrière-plan est peu prévisible et de fortes variations d'intensité sont présentes. De plus, il faut tenir compte des mouvements rapides des instruments, de l'endoscope et des tissus, causés par la respiration. Par ailleurs, la manipulation du zoom et de la source de lumière émanant de l'endoscope rendent la tâche d'autant plus complexe. Tous ces phénomènes font partie intégrante de la séquence vidéo traitée. Par conséquent, ces aspects ont été soigneusement considérés lors de la conception du module d'extraction des caractéristiques de l'instrument.

La figure 2.2 permet d'illustrer une des difficultés engendrées par l'extraction automatique des caractéristiques de l'instrument. On remarque qu'un même instrument, vu sous un angle et une illumination différente, peut être perçu totalement différemment. Ceci démontre une fois de plus que les caractéristiques choisies doivent être suffisamment discriminantes pour suivre l'instrument sous ses différentes représentations possibles.



a) b)

Figure 2.2 Représentation multiple sous un angle et une illumination différente. a) Sous aucune amplification; b) Sous un zoom numérique de premier niveau

Malgré la diversité des instruments, il est possible de formuler des contraintes afin de modéliser une représentation commune. Autrement dit, les instruments ont des caractéristiques semblables sur lesquelles nous pouvons contraindre l'espace de recherche. Par exemple, l'image issue de l'endoscope est souvent centrée sur les instruments, ce qui permet d'avancer que ceux-ci couvrent une place importante dans l'image. De plus, la forme des instruments s'apparente souvent à celle d'un cylindre de couleur grisâtre ou métallique. Cette propriété fait cependant réfléchir la lumière et peut mener à de fausses détections, considérant que les tissus environnants peuvent avoir une couleur sensiblement équivalente. Enfin, le choix des caractéristiques colorimétrique et structurelle est effectué en fonction de leur habilité à s'intégrer et s'adapter aux contraintes inhérentes des images endoscopiques. Pour résumer, la figure 2.3 illustre la projection d'une région métallique qu'on désire suivre. Les contours apparents sont indiqués en rouge.

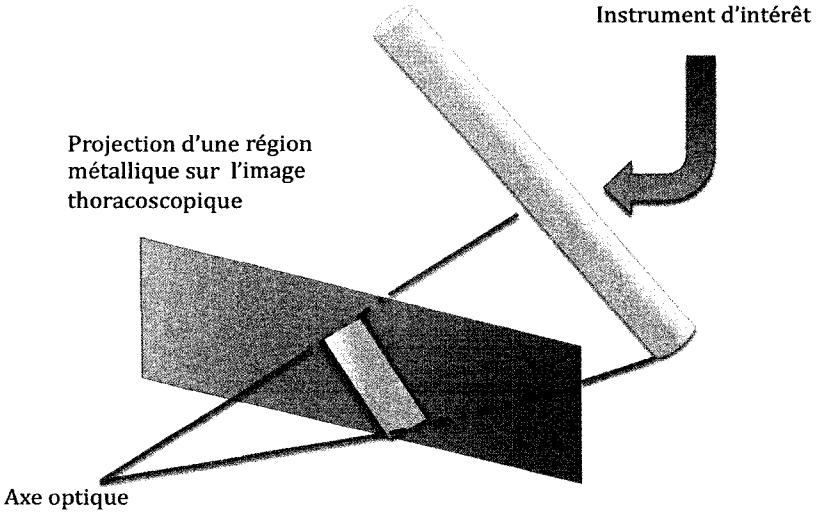


Figure 2.3 Projection d'un cylindre dans une image thoracoscopique

2.2.1 Caractéristiques colorimétriques de l'instrument

La distribution de la couleur des instruments constitue notre première contrainte. Selon les fabricants (Kmedic, Pilling Surgical), les instruments sont souvent d'une couleur gris métallique. Ils offrent sans contredit un contraste notable avec la couleur réelle des tissus. En effet, les régions grisâtres ont normalement une faible saturation et une luminance beaucoup plus intense. Basé sur ces indices colorimétriques, on suppose qu'il est possible de suivre les instruments.

Cependant, dans le contexte des séquences thoracoscopiques, l'utilisation brute de l'indice de couleur, pour détecter des régions grisâtres, mènerait nécessairement à l'échec du suivi. En effet, dans une même région de l'image, les valeurs chromatiques, de pixel à pixel, peuvent varier énormément. De plus, les images endoscopiques sont composées de réflexions spéculaires, régions à forte saturation, causées par la proximité de l'endoscope au champ opératoire, qui contribue à faire apparaître d'autres régions à distributions de gris. Pour contrer ces difficultés, nous proposons de normaliser les canaux RVB puis de transformer les couleurs dans l'espace TSV.

2.2.1.1 Normalisation des canaux RVB

Le mouvement de l'endoscope induit nécessairement des variations d'illumination. Afin de rendre l'algorithme moins sensible au bruit, nous avons procédé à la normalisation des intensités des canaux RVB. En effet, une variation de luminosité dans la scène affecte tous les canaux par un même coefficient λ. La normalisation permet ainsi d'éliminer cette composante ajoutée, telle que formulée par 2.1 :

$$\begin{aligned} r(\lambda R,\lambda V,\lambda B) &= \frac{\lambda R}{\lambda R+\lambda V+\lambda B} = r(R,V,B) \\ v(\lambda R,\lambda V,\lambda B) &= \frac{\lambda V}{\lambda R+\lambda V+\lambda B} = v(R,V,B) \\ b(\lambda R,\lambda V,\lambda B) &= \frac{\lambda B}{\lambda R+\lambda V+\lambda B} = b(R,V,B) \end{aligned} \tag{2.1}$$

De plus, il est possible de réduire d'une dimension le vecteur r, v, b, ce qui peut s'avérer pratique pour la gestion de la mémoire. En effet, puisque la somme du vecteur est égale 1, la troisième composante est donc exprimée en fonction des deux autres. Néanmoins, l'espace rvb demeure additif, il jumèle les informations chromatiques et de luminosité sur tous les canaux. Afin d'assurer plus de stabilité dans la détection des caractéristiques chromatiques de l'instrument, on procède à la transition vers un espace polaire.

2.2.1.2 Transition vers l'espace TSV

La représentation polaire de la couleur, également appelée espace TSV (teinte, saturation, valeur), est beaucoup mieux adaptée à la différenciation des valeurs chromatiques que l'espace RVB ou son homologue normalisé rvb. C'est la raison pour laquelle nous avons opté pour cette transition. Dans (Casals, Amat, & Laporte, 1996), elle a par ailleurs donné des résultats intéressants dans la détection de régions à forte réflexion.

Nous procédons à la conversion vers l'espace TSV, une fois la normalisation complétée des canaux RVB. Chaque pixel (r v b) est projeté dans l'espace TSV avec les équations

énoncées dans la revue de littérature (1.5.1.1) excepté pour le calcul de la saturation. Nous avons plutôt opté pour une représentation basée sur la norme L1 de Serra (Serra, 2002). Ceci permet de remédier à certaines incohérences et instabilités dans le processus de transition RVB et TSV (équation 1.4). La formulation de la saturation utilisée est plutôt exprimée par l'équation 2.2. Elle est plus simple et consistante mathématiquement (Ortiz, 2006).

$$s = \begin{cases} \frac{1}{2}(2r - g - b) & \text{si (b+r)} \geq 2v \\ \frac{1}{2}(r + g - 2b) & \text{si (b+r)} \leq 2v \end{cases} \qquad (2.2)$$

L'exploitation de la représentation polaire permet de mettre en évidence les instruments et les zones spéculaires. La figure suivante (figure 2.4) illustre bien les régions vertes comme appartenant aux organes tandis que les zones rougeâtres et grisâtres représentent respectivement les régions à réflexion lumineuse et celles appartenant aux instruments.

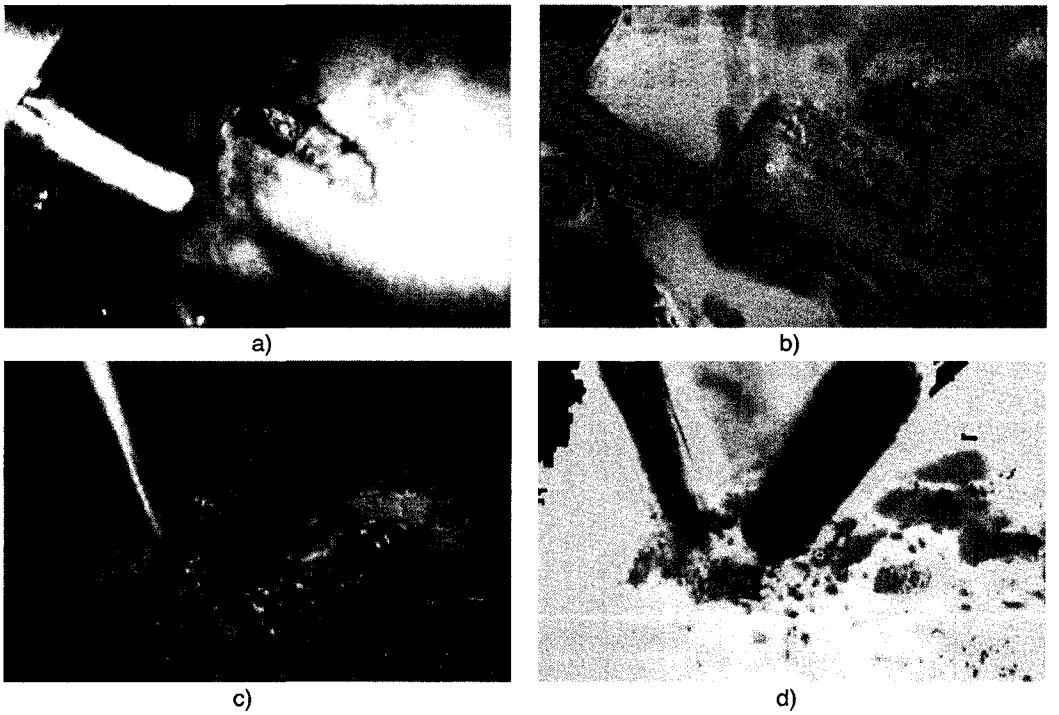


Figure 2.4 Caractéristiques colorimétriques de l'instrument. a) et c) : images initiales RGB; b) et d) : images TSV après la transition complétée

On remarque que les réflexions spéculaires peuvent autant affecter les instruments que les tissus. Si seul l'indice d'intensité est utilisé, le suivi peut s'avérer difficile et imprécis. C'est notamment le cas lors de la juxtaposition des régions de même intensité.

D'ailleurs pour corriger cette situation dans (Saint-Pierre, Boisvert, Grimard, & Cheriet, 2007) une détection et correction automatique des réflexions spéculaires sont proposées. Dans une phase ultérieure, nous considérons ajouter cette composante au présent système de suivi. Pour l'instant, un simple seuillage sur la composante de saturation est utilisé afin d'éliminer, sans corriger, les fortes composantes de réflexion spéculaire qui pourraient nuire au processus de suivi.

Malgré que la couleur soit un puissant discriminant, cette caractéristique seule pour distinguer et suivre l'instrument mène souvent à un modèle peu robuste. En effet, les fortes variations d'illumination et les différents mouvements présents (tissus, instruments, endoscopes) dans les images thoracoscopiques sont des obstacles à une détection précise de l'instrument. Cette situation est particulièrement notable lorsque les instruments sont près de l'endoscope. Afin d'y remédier, une contrainte structurelle est donc explorée.

2.2.2 Caractéristiques structurelles de l'instrument

La forme de l'instrument est un indice qui permet également de détecter une cible. En vue d'obtenir cette information structurelle, nous procédons à l'utilisation de quelques opérations séquentielles. Notre approche consiste à faire usage d'un filtrage morphologique, d'une analyse des contours et à l'extraction de segments de droites. Enfin, l'utilisation d'une contrainte de parallélisme est exploitée pour restreindre les fausses détections. Ces opérations nous permettent d'extraire une information tangible sur la forme de l'instrument.

2.2.2.1 Filtrage morphologique

Certes, les effets du bruit sur les images thoracoscopiques peuvent conduire à de fausses détections. Nous utilisons, à juste titre, le filtrage morphologique pour en réduire les méfaits. Le filtre permet d'adoucir les régions tout en préservant et favorisant une forme définie. Cette forme rectangulaire de dimension 3x5 pixels, que nous préconisons, est attribuée à l'élément structurant. Elle favorise la forme cylindrique des instruments dans les images.

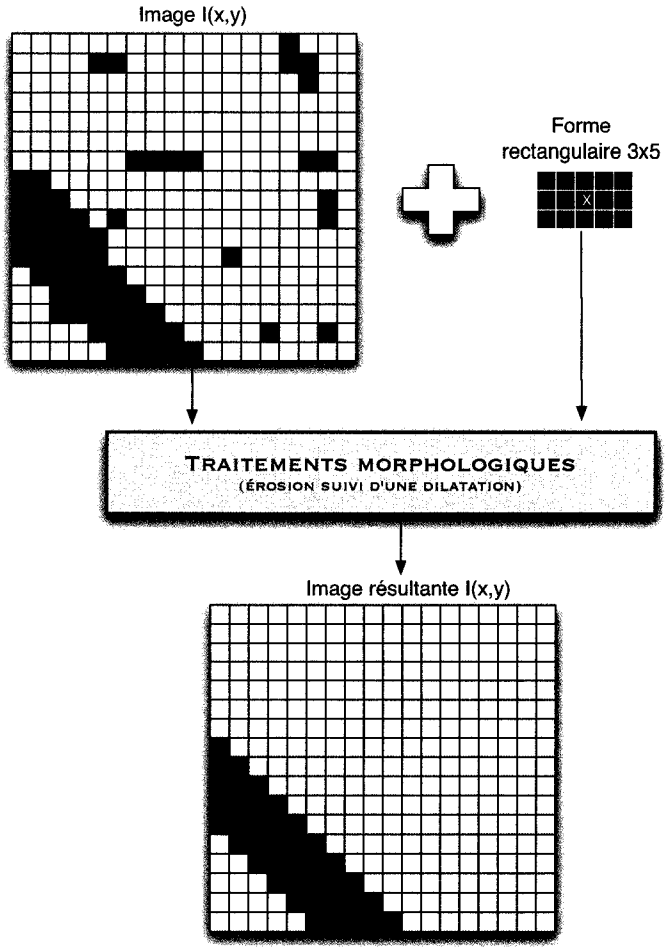


Figure 2.5 Traitements morphologiques appliqués

Le point d'entrée est une image à niveau de gris $I(x,y)$, puisque l'information recherchée est de nature structurelle. Ensuite, nous appliquons des traitements morphologiques sur nos

images : une opération d'érosion suivie d'une dilatation (ouverture morphologique). Ces transformations successives ont pour effet d'éliminer les petites zones non significatives et valoriser les contours rectilignes de l'instrument. La figure 2.5 illustre un exemple du processus morphologique appliqué. Une approche similaire a été envisagée dans (Jiang, Meng, & Jaffer, 2007) permettant ainsi une bonne détection de polypes sur des images colonoscopiques. Cependant, les auteurs ont favorisé un élément structurant circulaire de 5 pixels de rayon pour représenter la région recherchée.

2.2.2.2 Extraction des contours

La forte variation d'intensité entre la frontière de l'instrument et les tissus introduit une information structurelle. L'algorithme de Canny s'est avéré être notre premier choix pour extraire cette information. Il incorpore un seuillage par hystérésis et offre une bonne localisation (Cocquerez, Chanas, & Blanc-Talon, 2003). Le seuil supérieur permet d'accepter un contour et le seuil inférieur nous permet d'écarter les contours non significatifs.

Cependant, nous avons rapidement constaté une limitation avec l'algorithme de Canny. Il est difficile de figurer les seuils optimaux de façon automatisée pour différentes acquisitions. En effet, la couleur exacte des instruments nous est inconnue préalablement et, avec le changement d'intensité dans les images, les seuils sont difficiles à prévoir. Une option serait de concevoir des seuils dynamiques, telle que proposée par Windisch et coll. (Windisch, Cheriet, & Grimard, 2005).

Le filtre de Sobel est une autre option intéressante pour notre application. Cependant, il intègre un lissage gaussien local qui est superflu dans notre situation. Cette fonction contribuerait à augmenter le temps de calcul. Sans mentionner qu'elle pourrait diffuser les contours, les rendant ainsi plus flous. En effet, nous avons déjà un lissage sur nos images avec l'opération morphologique.

Afin de remédier à cette problématique, nous avons plutôt implémenté un simple détecteur de contours à opérateur central. Deux masques sont utilisés afin de déterminer le gradient de l'image résultante du filtrage morphologique, dans les deux directions, verticale et horizontale. Explicitement, le gradient d'une image $I(x,y)$ est évalué selon l'équation 2.3 et sa magnitude selon 2.4.

$$\nabla I(x,y) = \begin{bmatrix} I_x \\ I_y \end{bmatrix}^t = \begin{bmatrix} \frac{\partial I}{\partial x} \\ \frac{\partial I}{\partial y} \end{bmatrix}^t \tag{2.3}$$

$$|\nabla I(x,y)| = \sqrt{I_x^2 + I_y^2} \tag{2.4}$$

Cependant, le gradient peut également être approché par la dérivé intuitive gauche droite proposée en (2.5) et (2.6) :

Gradient et masque horizontal :

$$I_{x_0} \rightarrow \frac{I(x_0+1,y_0) - I(x_0-1,y_0)}{2} \tag{2.5}$$

-1	0	1

Gradient et masque vertical :

$$I_{y_0} \rightarrow \frac{I(x_0,y_0+1) - I(x_0,y_0-1)}{2} \tag{2.6}$$

-1
0
1

Où (x_0,y_0) représente le pixel dont on tente d'obtenir le gradient.

Nous avons utilisé cette définition pour calculer le gradient de nos images thoracoscopiques. Par exemple, pour calculer la magnitude du pixel I_5, d'une sous région de 3x3 pixels $I_s(x,y)$ (2.7), nous procédons selon (2.8) et (2.9).

$$I_s(x,y) = \begin{pmatrix} I_1 & I_4 & I_7 \\ I_2 & I_5 & I_8 \\ I_3 & I_6 & I_9 \end{pmatrix} \tag{2.7}$$

Où $I_s(x,y)$ représente la sous région de l'image à niveau de gris de dimension 320x240.

$$\nabla I_{x5} = \frac{(I_6 - I_4)}{2} \qquad \nabla I_{y5} = \frac{(I_8 - I_2)}{2} \tag{2.8}$$

$$\left|\nabla I_5\right| = \sqrt{I_{x5}^2 + I_{y5}^2} \tag{2.9}$$

Enfin ce processus est appliqué itérativement pour chaque pixel de notre image.

Après cette étape, nous obtenons un ensemble de points candidats. Nous raffinons ce processus en ne conservant que les points pertinents, c'est-à-dire les points dont le gradient est supérieur à un certain seuil. En effet, pour bénéficier d'un des avantages de l'algorithme de Canny, nous avons ajouté une composante hystérésis au détecteur de contour. Une fois le module de gradient recueilli, nous avons redistribué les niveaux de gris (255 niveaux) sur toute la plage dynamique et écarté les gradients faibles selon (2.10) :

$$g(x,y) = \begin{cases} 0 & \text{si I}(x,y) < S_1 \\ 255 & \text{si } S_1 \le \text{I}(x,y) < S_2 \\ 0 & \text{autrement} \end{cases} \tag{2.10}$$

Où S_1, S_2 représentent les seuils dynamiques formulés par 2.11:

$$\begin{aligned} S_1 &= \frac{1}{3}\sum I(x,y) \\ S_2 &= \frac{2}{3}\sum I(x,y) \end{aligned} \tag{2.11}$$

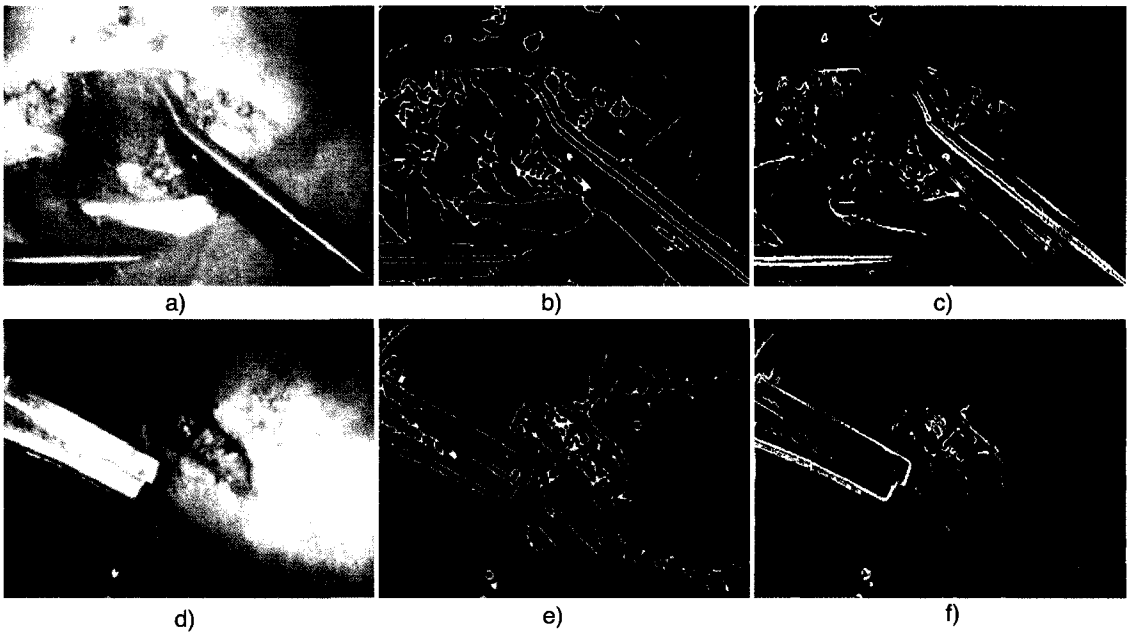


Figure 2.6 Extraction de contours. a) et d) : image d'entré à niveau de gris; b) et e) : images obtenues avec l'algorithme de Canny; c) et f) : algorithme de contour proposé

Les figures 2.6c et 2.6f illustrent le résultat de l'extraction de contours proposé. Certes, les contours sont moins fins que l'algorithme de Canny (figure 2.6b et 2.6e) mais nous obtenons cependant moins d'éléments superflus. Toutefois, il existe encore des contours prédominants dans l'arrière-plan (figure 2.6c et 2.6f). Ces pixels sont dans la majorité des cas ceux qui composent les plaies, les tissus texturés ou le bruit engendré par l'acquisition.

À cette étape, notre objectif consiste à dépister rapidement des contours qui représentent potentiellement l'instrument. Ce prétraitement réduit notre espace de recherche dans l'espace de projection de Hough, qui figure comme notre prochaine étape.

2.2.2.3 Extraction des segments de droite

L'extraction de contours permet d'obtenir un amalgame de pixels plus ou moins reliés entre eux dans une image binaire. Afin de détecter un instrument, une représentation de plus haut

niveau est souhaitée. En effet, les variations d'intensité changent l'apparence de l'instrument et de surcroît engendrent une détection partielle des contours.

La transformée de Hough est un outil très efficace pour extraire les primitives de haut niveau recherchées. Elle permet par un espace paramétré de détecter des droites non contiguës (droites partielles). Toutefois, cet élément peut également donner de fausses détections, si par hasard, il advenait que deux lignes n'étant pas rattachées à l'outil s'alignent.

La paramétrisation choisie est (ρ,θ), celle énoncée dans la revue de littérature soit,

$$\rho = x\cos\theta + y\sin\theta \tag{2.12}$$

Nous calculons les sinusoïdes à partir de tous les pixels des contours recueillis à l'étape précédente. C'est ainsi que nous construisons l'espace (ρ,θ). À l'aide d'un tableau, nous incrémentons chacune des coordonnées (ρ,θ) obtenues à partir de 2.12. L'algorithme utilisé est énoncé ci-dessous.

Algorithme 2.1 Détection des segments de droites

Entrées : I : Image binaire extraite de l'algorithme de contours
Sorties : accumulateur : le tableau à deux dimensions

1 : Initialisation de chaque valeur du tableau à zéro
2 : Pour chaque coordonnée (x,y) de l'image $I(x,y)$ faire
3 : Pour chaque couple (ρ, θ) du tableau faire
4 : $\rho = x\cos\theta + y\sin\theta$;
accumulateur$[\rho][\theta]$ = accumulateur$[\rho][\theta]+1$;
Retourner accumulateur;

Le nombre de cellules du tableau (accumulateur$[\rho][\theta]$) influence la rapidité et le taux de détection. En fait, cette variable a été fixée empiriquement (après plusieurs simulations). On constate qu'un tableau d'une dimension de 500x500 cellules procure de bons résultats avec nos images. Un seuil est ensuite appliqué sur le tableau, pour ne garder que les segments de droite d'une certaine dimension. En effet, nous supposons que les contours des instruments devraient représenter les droites les plus longues dans l'image. Ceci correspond aux amplitudes les plus élevées dans notre tableau.

La figure 2.7 représente une illustration 3D de la table de Hough utilisée pour détecter les segments de droite de la figure 2.8a. Les maximums (ρ,θ), indiqués en rouge, correspondent à la présence de lignes droites dans les images thoracoscopiques.

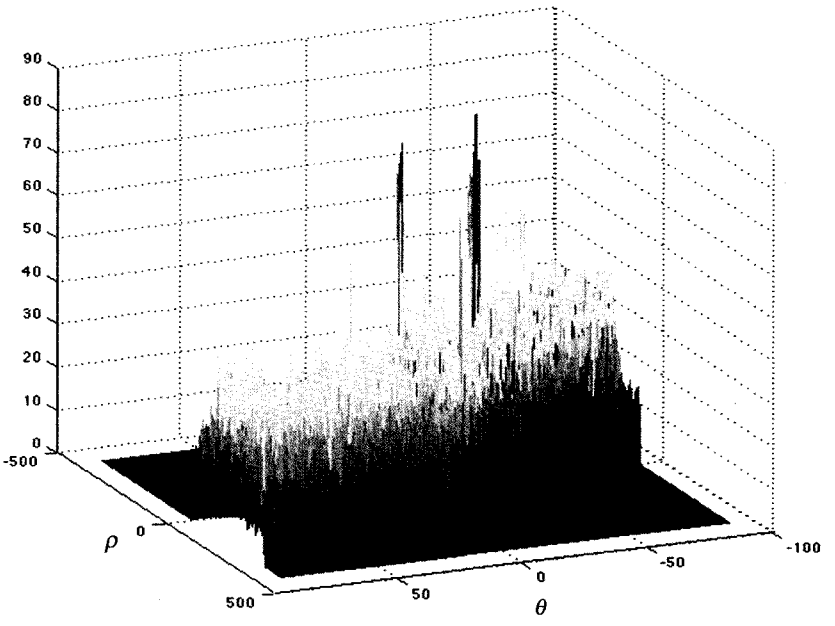


Figure 2.7 Accumulateur de Hough

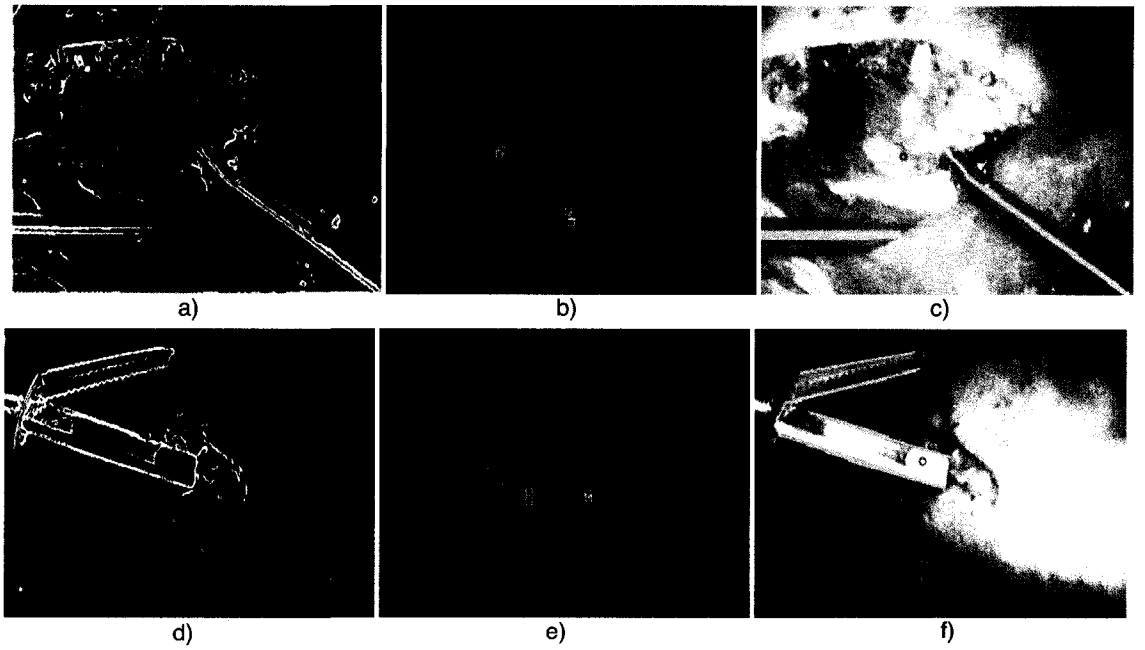


Figure 2.8 Détection de segment droite avec la transformée de Hough. a) et d) : image de contours d'entrée; b) et e) : résultats de la transformée de Hough imposé sur les images sources; c) et f) : espace paramétré des images d'entrée

En 2007, Tonet et coll. (Tonet, Thoranaghatte, Megali, & Dario, 2007) ont proposé une approche similaire pour mettre en évidence les contours de l'instrument. Cependant, les auteurs utilisent la transformée en Hough après un processus de marquage de l'instrument.

Malgré tout, la transformée en Hough ne suffit pas pour désigner spécifiquement les droites d'intérêt qui composent la forme de l'instrument. Une contrainte additionnelle a donc été ajoutée.

2.2.2.4 Contrainte de parallélisme

Une fois les segments de droite recueillis, nous avons ajouté une contrainte afin de raffiner le résultat et améliorer la robustesse de l'extraction des caractéristiques. Cette contrainte consiste à retenir seulement les segments parallèles.

En effet, le parallélisme est une autre caractéristique dont on peut bénéficier pour distinguer les contours de l'instrument. La forme allongée cylindrique de l'instrument introduit nécessairement des frontières franches et parallèles entre l'instrument et les tissus. Afin de rejeter des candidats indésirables, nous utilisons un filtrage selon l'orientation des contours. Les pentes des segments détectées sont classées par ordre croissant. Par la suite, on procède à la comparaison de chaque pente avec la pente voisine afin d'identifier les pentes similaires. Enfin, les lignes retenues, qui sont passablement parallèles (moins de 1 degré de différence), sont considérées comme des contours appartenant à un instrument. L'algorithme 2.2 permet d'illustrer les étapes entreprises pour isoler nos segments de droite.

Algorithme 2.2 Identification des segments parallèles

Entrées : I : Image $I(x,y)$ des segments détectés par l'algorithme de Hough

Sorties : Image des segments parallèles

1 : Pour chaque segment de droite (m,b) de l'image $I(x,y)$ faire

2 : Ajouter le segment au vecteur $vec_{droite}[seg]$;

3 : Placer les segments $vec_{droite}[seg]$ dans un ordre croissant de pente

4 : Comparer les pentes contiguës dans le vecteur

5 : Si $seuil < \left| vec_{droite}[seg] - vec_{droite}[seg+1] \right|$

6 : $vec_{droite}[seg] = vec_{parallele}[seg];$

7 : $vec_{droite}[seg+1] = vec_{parallele}[seg+1];$

8 : Retourner Image de $vec_{parallele}[seg];$

Où $vec_{droite}[seg]$ représente le vecteur de l'ensemble des segments de droites extraites avec l'algorithme de Hough et $vec_{parallel}[seg]$ l'ensemble des segments de droites parallèles. Enfin, à ce stade, pour des fins de simplicité, seule l'orientation des segments parallèles est retenue.

2.2.3 Représentation des données

Une fois les prétraitements colorimétriques et structurels complétés, nous obtenons deux jeux de données complémentaires. Il s'agit à présent de choisir une représentation cohérente des données.

Nous avons choisi l'histogramme comme notre représentation de prédilection. Quoiqu'il semble plus naturellement s'appliquer à la représentation chromatique, il peut aussi bien exprimer l'orientation des contours dans une région. L'histogramme est robuste face aux occultations partielles et invariant à la rotation et au facteur d'échelle. Avec une distribution de la densité locale, il permet de généraliser la représentation de l'instrument. C'est d'ailleurs la principale raison pour laquelle nous avons utilisé cette représentation. Elle est simple et rapide à calculer, ce qui représente un avantage pour une application en temps réel. Toutefois, son contenu statistique est fonction de la discrétisation utilisée, ce qui influence considérablement l'algorithme.

Dans la conception du système, nous avons choisi, après quelques essais, des histogrammes à 32 niveaux. Cette fenêtre représente le meilleur compromis entre le taux de détection, le taux d'erreurs et le temps de calcul. Les différentes expérimentations qui ont permis d'arriver à cette conclusion sont exposées en détail dans le prochain chapitre. Les valeurs de chaque intervalle sont normalisées. Cette étape est requise afin de comparer les distributions. Enfin, la représentation générale de l'histogramme est similaire à celle énoncée dans la revue de la littérature (1.24). La figure 2.9 permet d'illustrer un exemple d'une extraction des descripteurs de référence lors de l'initialisation.

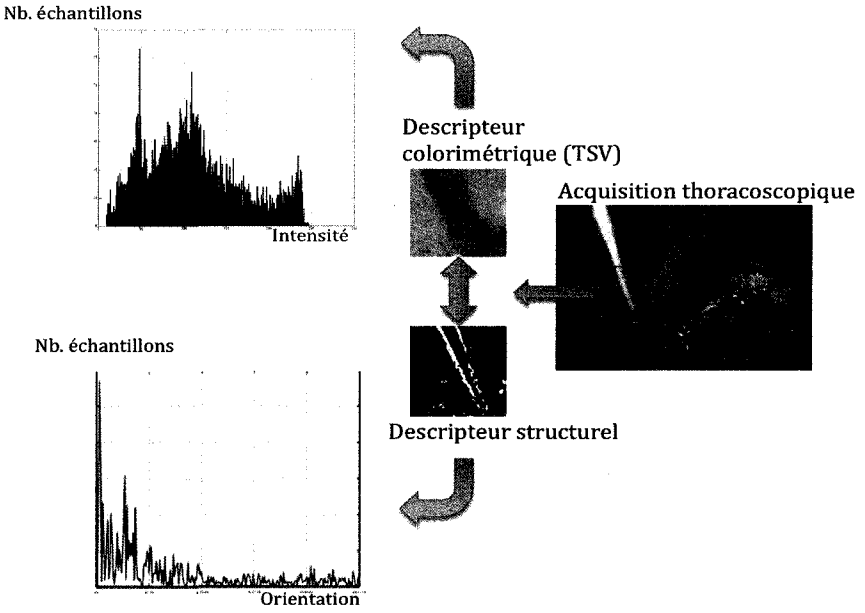


Figure 2.9 Extraction des descripteurs lors de l'initialisation

Malgré son efficacité, l'histogramme prend seulement en compte la valeur des pixels et non leurs distributions spatiales. Par conséquent, son utilisation peut provoquer des incohérences dans le suivi de l'instrument. En effet, lorsque les organes ont soudainement une distribution similaire avec l'instrument, le module de suivi peut facilement se confondre et extraire une position erronée. Afin d'y remédier, cette hypothèse est analysée dans notre filtre particulaire. En effet, les différents modèles utilisés dans le filtrage particulaire permettent d'enlever, au mieux, les ambigüités générées par des représentations similaires.

2.3 Suivi temporel par filtrage particulaire

Jusqu'à présent, nous avons détaillé notre processus d'extraction des caractéristiques afin de distinguer notre instrument dans les images thoracoscopiques. Ces résultats serviront au module de suivi, abordé dans la présente section.

Burschka et coll. (Burschka et al., 2005) et (Nagao et al., 2004) ont utilisé le filtrage de Kalman. Cependant, dans notre contexte, étant donné que l'application est destinée à un environnement chirurgical, il est essentiel que les algorithmes assurent une cohérence et une stabilité. En effet, les mouvements des instruments manipulés par le chirurgien sont loin d'être linéaires, ils sont rapides et brusques. De plus, le changement d'illumination et la présence de réflexion spéculaire rendent une modélisation gaussienne, exigée par le filtre de Kalman, peu envisageable.

L'approche préconisée pour le suivi des instruments thoracoscopiques est plutôt le filtrage particulaire. La robustesse du filtrage particulaire à composer avec plusieurs hypothèses en fait la principale motivation de son application dans notre approche. De plus, cet estimateur bayésien est flexible et peut étendre la recherche à plus d'un instrument. Étant uniquement limité par le nombre fini de particules, il offre une plus grande garantie de converger (Del Moral, 1994).

Notre approche consiste à jumeler, par filtrage particulaire, les observations colorimétriques (Perez, Vermaak, & Blake, 2004) et structurelles (Isard & Blake, 1998) afin d'augmenter la robustesse du suivi. Malgré qu'il soit envisageable d'étendre la solution proposée à plus d'une cible, l'objectif pour l'instant se limite au suivi précis d'un instrument.

Afin de résumer l'approche proposée dans le mémoire, l'algorithme de suivi par filtrage particulaire est présenté à la figure 2.10.

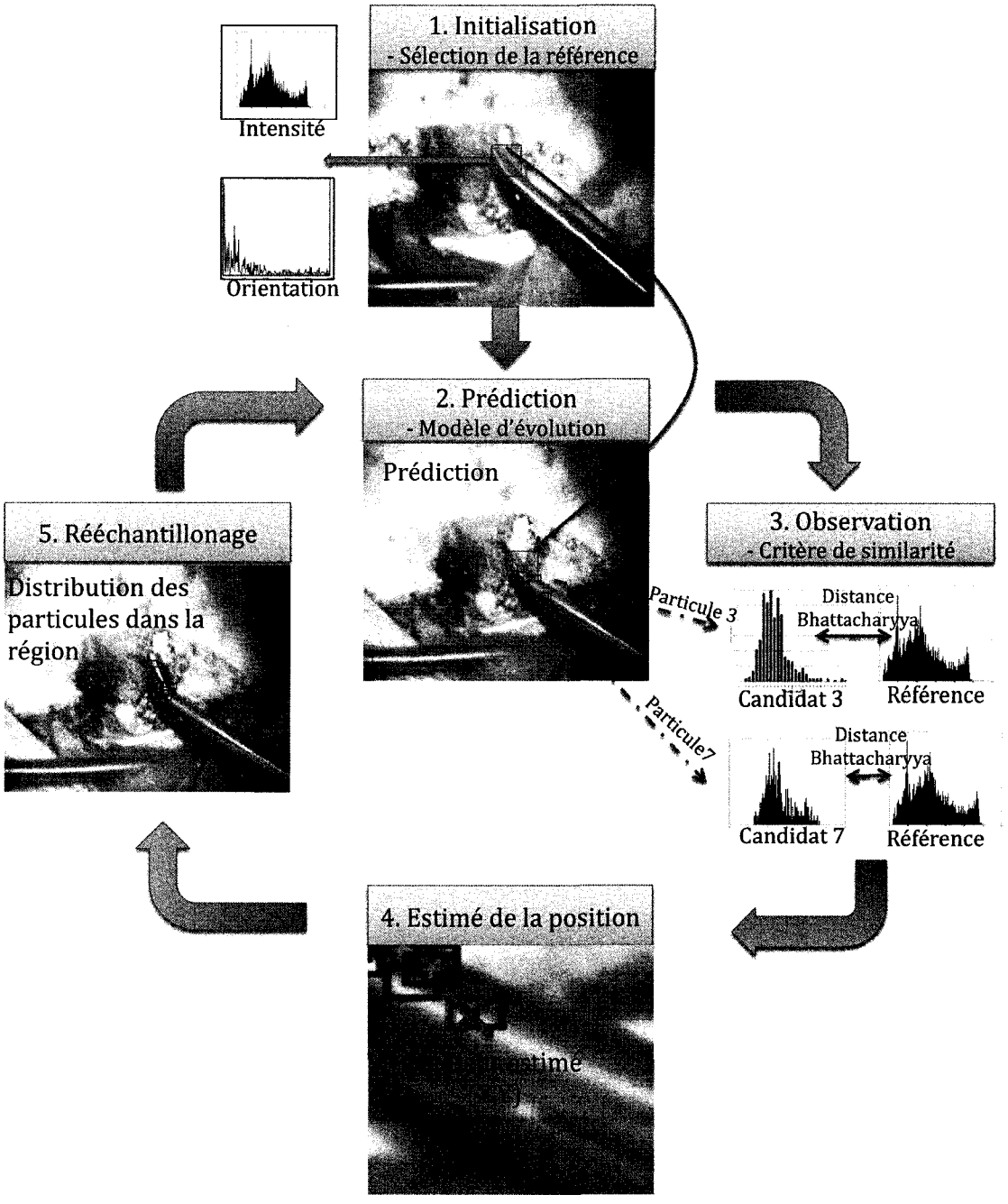


Figure 2.10 Schéma bloc de l'algorithme proposé pour le suivi par filtrage particulaire

Au moment de l'initialisation, un ensemble de particules est généré au centre du rectangle sélectionné par l'opérateur. Par la suite, à chaque trame, les particules se propagent avec la dynamique proposée par notre modèle d'évolution autorégressif du second ordre.

Les particules recueillent ainsi, à chaque image de la séquence, un vecteur caractéristique (histogramme structurel et de couleur) de la sous région explorée. Nous comparons ensuite, au moyen du modèle d'observation, le vecteur de chaque particule avec la signature de référence. Les particules ayant leurs histogrammes similaires à la référence se voient attribuer un poids plus conséquent. Suite à cette comparaison, d'une façon stochastique on obtient une estimation de la position la plus probable de l'instrument. Ce processus répétitif assure le suivi durant toute la séquence thoracoscopique. Chacun des modules du filtrage particulaire fait l'objet d'une des sous-sections suivantes.

2.3.1 Modèle d'état

Dans notre approche, le vecteur d'état $\overrightarrow{X_t}$ a quatre dimensions. Il est défini comme une région rectangulaire d'intérêt sur l'instrument.

$$\overrightarrow{X_t} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ l \\ h \end{bmatrix} \tag{2.13}$$

Où (x,y) sont les coordonnées de la position de la particule et (l,h) sont la dimension du rectangle (largeur hauteur) centré en (x,y). Il est à noter que la taille est définie par la région d'initialisation.

Il serait possible d'ajouter d'autres caractéristiques au vecteur d'état. En effet, les particules du filtre servent pour l'instant à évaluer la position de l'instrument, mais elles pourraient également être envisagées pour faire une approximation de sa vitesse ou de son accélération.

Cependant, pour permettre un suivi en temps réel, la dimension de l'état a été considérée. Nous avons fait le choix d'évaluer strictement les paramètres nécessaires à la finalité du projet : la localisation. En effet, chaque particule requiert des calculs supplémentaires afin d'identifier sa similitude avec la référence modélisée.

2.3.2 Modèle d'évolution

L'évolution des échantillons est décrite par le modèle dynamique du système. À partir des états précédents, le modèle permet de prédire l'état X_t de la particule. Rappelons que chaque particule représente une position hypothétique de l'instrument.

Pour modéliser l'évolution du mouvement de l'instrument, nous utilisons un modèle autorégressif du second ordre (Pérez, Hue, Vermaak, & Gangnet, 2002). En effet, ceci permet d'assumer un mouvement libre des instruments, indépendamment du mouvement de la caméra.

Le modèle autorégressif est une série qui prend en compte l'historique des états afin de prédire l'état suivant. La position prédite de la particule est par conséquent définie par ses positions antérieures avec l'ajout d'un bruit blanc v_t (2.14) :

$$X_t = AX_{t-2} + BX_{t-1} + Cv_t \tag{2.14}$$

Puisque nous évaluons seulement un déplacement (x,y) dans les images thoracoscopiques, ce modèle nous permet de prédire la cible sans trop de suppositions. Les constantes A et B représentent les valeurs standard du modèle à vélocité constante du second ordre.

$$A = \begin{pmatrix} 2 & 0 \\ 0 & 2 \end{pmatrix} \qquad B = \begin{pmatrix} -1 & 0 \\ 0 & -1 \end{pmatrix} \tag{2.15}$$

Par ailleurs, C représente le poids accordé au bruit et peut être ajusté en fonction de la qualité de l'acquisition. La constante C à été modélisée de façon à accepter une déviation de 3x3 pixels dans la direction des x et y. Cette valeur a été obtenue d'une façon empirique. Nous avons fait varier la constante afin d'évaluer les meilleurs résultats possibles sur des images thoracoscopiques. Ce paramètre sera abordé ultérieurement dans le prochain chapitre.

$$C = \begin{pmatrix} 3 & 0 \\ 0 & 3 \end{pmatrix} \tag{2.16}$$

Chaque particule est donc propagée selon ce modèle et, après évolution, elle est pondérée en utilisant le modèle d'observation.

2.3.3 Modèle d'observation

Dans le cadre du filtrage particulaire, l'aspect essentiel demeure le modèle d'observation (Lichtenauer, J., Reinders, & Hendriks, 2004). En effet, le modèle d'observation porte un regard sur nos estimations. Basées sur l'information accumulée, les hypothèses sur la position de l'instrument sont analysées et corrigées. À ce titre, en fonction des informations structurelles et colorimétriques issues de notre processus d'extraction des caractéristiques, le poids de la vraisemblance est évalué et calculé.

Nous supposons que les caractéristiques extraites (indices de couleurs et de contours) sont conditionnellement indépendantes. La théorie bayésienne nous permet alors de traiter la vraisemblance résultante $P(Z_t \mid X_t)$ comme un simple produit des vraisemblances individuelles, soit :

$$P(Z_t \mid X_t) = P_c(Z_t^c \mid X_t) \times P_b(Z_t^b \mid X_t) \tag{2.17}$$

Où Z_t^c et Z_t^b sont respectivement les observations basées sur la couleur et les contours recueillis. En fait, dans notre démarche nous avons plutôt opté pour le calcul du logarithme de la vraisemblance. En effet, en utilisant l'identité fondamentale logarithmique (les logarithmes transforment les produits en somme) nous éliminons l'impact d'une densité nulle sur notre observation. On en déduit alors 2.18 de 2.17 :

$$Log(P(Z_t \mid X_t)) = \log(P_c(Z_t^c \mid X_t)) + \log(P_b(Z_t^b \mid X_t)) \tag{2.18}$$

Le modèle d'observation adopté, pour les couleurs et les contours est exprimé par les équations 2.19 et 2.20. La vraisemblance est calculée en fonction de l'exponentielle d'une distance au carré. Ce modèle a été utilisé dans (Nummiaro, Koller-Meier, & Gool, 2003) (Pérez, Hue, Vermaak, & Gangnet, 2002) et semble donner de bons résultats.

$$P_c(Z_t^c \mid X_t) \; \alpha \; e^{-\lambda D^2(h_{ref}^c,\, h_{cible}^c)} \tag{2.19}$$

$$P_b(Z_t^b \mid X_t) \; \alpha \; e^{-\lambda D^2(h_{ref}^b,\, h_{cible}^b)} \tag{2.20}$$

Où $D(h_{ref}^c,\, h_{cible}^c)$ représente la distance de Bhattacharyya entre deux histogrammes de couleur et $D(h_{ref}^b,\, h_{cible}^b)$ de contours.

Le modèle possède un seul paramètre λ à fixer. Ce paramètre détermine la rapidité à laquelle décroit notre fonction. La valeur λ a été sélectionnée en fonction des résultats qualitatifs obtenus lors des simulations. En effet, nous avons fait varier le paramètre λ afin d'évaluer l'impact sur le suivi dans les images thoracoscopiques. La valeur 20 semble être la plus adaptée pour nos images. Cette valeur semble corroborée avec d'autres études de suivi (Bichot, Mascarilla, & Courtellemont, 2005). Une illustration du modèle adopté est donnée par la figure 2.4.

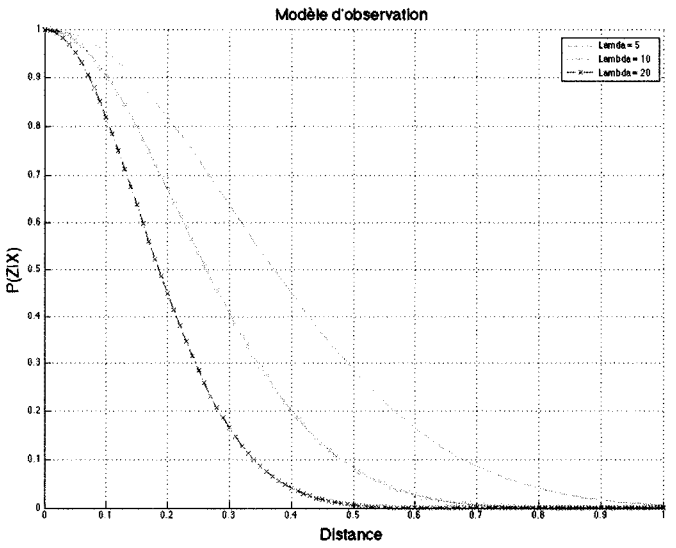


Figure 2.11 Modèle d'observation utilisé pour le calcul de la vraisemblance

Plus la distance est petite, plus l'hypothèse est valide. La distance de Bhattacharyya a été sélectionnée pour comparer nos observations.

2.3.3.1 Critère de similarité

Le module d'extraction de contour abordé dans la section 2.2 permet d'extraire les caractéristiques de l'instrument que nous désirons suivre. Les particules qui se déplacent permettent notamment d'extraire des échantillons représentatifs de la cible. Cependant, pour guider le suivi, il est important que les échantillons soient correctement discriminés. Sont-ils représentatifs de l'instrument? Le critère de similarité permet justement de répondre à cette question. Comme mentionné à la section 2.3, pour des fins de simplicité nous avons choisi de représenter l'information structurelle et colorimétrique par des histogrammes. Il s'agit alors de comparer les densités candidates (couleur et orientations de contours) de chaque particule avec la référence acquise lors de l'initialisation du système.

La densité de référence h_{ref} représente une région cernée par l'instrument. Elle est définie en fonction d'une zone rectangulaire centrée en (x,y). Cette zone est en quelque sorte une signature colorimétrique et structurelle de l'instrument. Cette région est comparée subséquemment avec d'autres densités candidates h_{cible} qui proviennent des particules en déplacement dans l'image. Une métrique est nécessaire afin de représenter si les histogrammes candidats sont près ou loin de la référence. Pour calculer cette distance, notre approche utilise un critère de similarité, calculé au moyen d'une distance de Bhattacharyya. Cette distance est comprise dans l'intervalle $[0,1]$.

$$D_{Bhattacharyya} = \sqrt{1 - \rho(h_{ref}, h_{cible})} \tag{2.21}$$

Où $\rho(h_{ref}, h_{cible})$ représente le coefficient de Bhattacharyya,

$$\rho(h_{ref}, h_{cible}) = \sum_{n=1}^{N} \sqrt{h_{ref} \cdot h_{cible}} \tag{2.22}$$

Où N représente le nombre total d'intervalles dans notre histogramme.

Plus le coefficient $\rho(h_{ref}, h_{cible})$ est grand, plus les distributions sont similaires. En fait, lorsque D = 0 (ρ=1) les distributions sont parfaitement similaires. Cependant, il est à noter qu'avant le calcul de la distance, les histogrammes h_{ref}, h_{cible} sont normalisés. Sous une forme compacte, en combinant 2.21 et 2.22 on obtient :

$$D_{Bhattacharyya} = \sqrt{1 - \sum_{i}^{B} (\sqrt{h_{ref}(x_i) h_{cible}(x_i)})} \tag{2.23}$$

Où B représente le nombre total d'intervalles i dans notre histogramme.

2.3.3.2 Rééchantillonage des particules

Le modèle d'observation et le critère de similarité permettent d'attribuer un poids d'importance $w_t^i \approx p(Z_t | X_t^n)$ à chaque particule. Ce poids d'importance est à la base du suivi de l'instrument. Tout comme dans (Pérez, Hue, Vermaak, & Gangnet, 2002), afin d'obtenir notre estimé le plus probable de la position de l'instrument dans l'image, nous utilisons l'espérance, telle que définie par 2.24 :

$$X_t = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} w_t^i x_t^i \approx E(X_t | Z_t) \tag{2.24}$$

Ceci correspond à faire une moyenne sur l'ensemble des particules, en fonction de leur poids w_t^i, une fois que nous avons normalisé les poids afin de respecter la condition $\sum_{i=1}^{N} w_t^i = 1$.

Cependant, pour pallier à la dégénérescence des particules du filtre, nous appliquons un processus de rééchantillonage. Rappelons que la dégénérescence implique qu'après quelques itérations, une très grande majorité des particules donnent une contribution (poids) négligeable au filtre. Le principe du rééchantillonage que nous appliquons sert à éviter cette dégénérescence. L'objectif est alors d'éliminer les particules ayant un poids trop faible et redistribuer ce poids sur les particules ayant des poids importants. Toutefois, il est intéressant de rééchantillonner les particules $(X^1,...X^n)$ que si les poids $(w^1,...w^n)$ sont passablement déséquilibrés. Pour ce faire, nous procédons d'abord au calcul du nombre efficace de particules N_{eff}. Si N_{eff} est plus petit qu'un seuil, on procède à un rééchantillonage.

$$N_{efficace} = \frac{1}{\sum_{i=1}^{n} (w^i)^2} \tag{2.25}$$

2.4 Méthode d'évaluation et de validation

Le développement d'une application pour un contexte clinique exige des évaluations rigoureuses. Une des étapes fondamentales au projet de recherche demeure l'élaboration du plan de validation. Il est donc important de discerner les métriques nécessaires qui permettront d'orienter la validation du suivi.

Afin de tester la méthodologie proposée, nous avons utilisé des données cliniques et une interface graphique spécifique à l'environnement. De plus, l'évaluation préconisée pour le suivi est quantitative et qualitative.

2.4.1 Données cliniques

Afin de valider l'implémentation des algorithmes proposés, des séquences thoracoscopiques réelles acquises durant des interventions chirurgicales à l'hôpital Sainte-Justine ont été utilisées. La résolution initiale de l'endoscope est 720 x 480, c'est une résolution standard NTSC adaptée aux moniteurs. Cependant, afin de valider notre approche nous avons usé d'images réduites d'une taille de 320 x 240 pixels. Cette résolution est suffisante pour d'une part valider l'approche et d'autre part, permettre d'accélérer le temps de calcul. La durée des séquences varie entre 40 secondes à 4 minutes. Cependant, quelques minutes permettent d'évaluer la faisabilité de l'approche proposée et l'efficacité des algorithmes en temps réel.

2.4.2 Interface graphique

L'interface graphique permet d'évaluer le suivi de l'instrument dans les différents stades de progression. Les acquisitions issues de l'endoscope peuvent être directement acheminées au programme. Un ordinateur portable équipé d'un processeur de 2.6 GHz et 4 Go de mémoire vive (RAM) sert au traitement. Les algorithmes d'extraction des caractéristiques et de suivi

ont été programmés en C++ afin d'assurer un maximum de performance et de rapidité. Le programme a été conçu afin d'être facilement jumelé à d'autres modules du projet de navigation (multiplateforme). L'environnement expérimental utilisé est illustré à la figure 2.12.

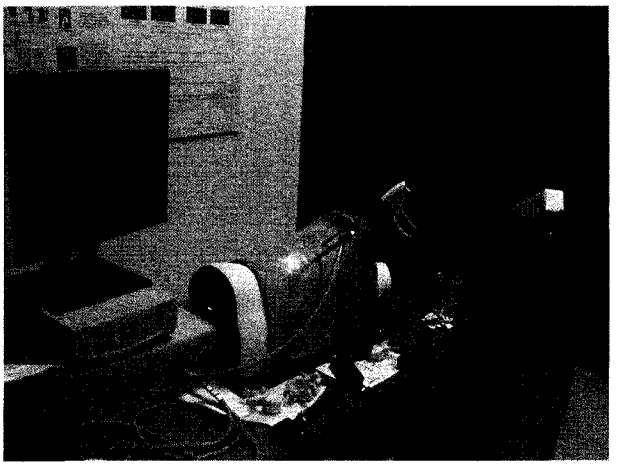


Figure 2.12 Environnement expérimental à l'hôpital Sainte-Justine

2.4.3 Validation qualitative

Étant donné que l'appréciation de l'équipe clinique est souhaitée, nous avons également considéré une évaluation qualitative des résultats. À cet effet, l'extraction des caractéristiques et le suivi sont clairement indiqués sur les trames. De plus, ceci permet d'avoir un bon aperçu du déroulement interne de l'algorithme. L'évaluation qualitative permet également de jauger le pourcentage d'efficacité du suivi de l'instrument.

2.4.4 Validation quantitative

Afin de valider la précision de notre approche, nous avons mesuré la distance entre la zone initialement sélectionnée par l'opérateur et la localisation estimée par notre algorithme. Des images segmentées manuellement ont servi à cette fin.

Cette distance quadratique moyenne est calculée selon 2.26.

$$DQM_{xy} = \sqrt{\frac{1}{R}\sum_{i=0}^{R}(x_i - \hat{x}_i)^2 + (y_i - \hat{y}_i)^2} \tag{2.26}$$

Où $(\hat{x}_i, \hat{y}_i)$ représentent les coordonnées de la position prédite par le suivi et (x_i, y_i) les coordonnées du centre de la région sélectionnée manuellement. Finalement, R représente le nombre de réalisations (trames).

De plus, la validation quantitative comporte une analyse de la distance de Bhattacharyya. Enfin, ces évaluations permettent d'évaluer la stabilité de l'algorithme à plusieurs égards.

2.4.5 Paramètres évalués

Plusieurs paramètres influencent la performance du suivi. Malgré que dans certaines conditions la combinaison de certaines variables puisse donner un résultat optimal, nous avons fixé les paramètres afin de convenir à différents scénarios possibles. En effet, dans un contexte clinique, il est souhaitable que la solution proposée permette de réduire au minimum l'intervention du personnel.

Nous avons principalement choisi les paramètres en considérant leur impact sur la performance du suivi. En optimisant individuellement ces paramètres, on arrive à diminuer la sensibilité du système de suivi et l'on obtient un comportement stable sur plusieurs séquences. La section des résultats détaille les paramètres utilisés et présente nos justifications à l'égard des valeurs sélectionnées.

Dans ce chapitre, nous avons détaillé la méthodologie employée pour répondre aux objectifs du projet. Pour résumer, nous nous sommes basés sur des informations colorimétriques et structurelles extraites des images afin de suivre l'instrument dans les séquences thoracoscopiques au moyen d'un filtrage particulaire. Nous avons également proposé une méthode pour évaluer et valider l'algorithme proposé sur un ensemble de 10 séquences réelles. Les résultats obtenus font l'objet du chapitre suivant.

CHAPITRE 3 RÉSULTATS ET DISCUSSION

Nous allons présenter dans ce chapitre les résultats obtenus par l'approche proposée ainsi que sa validation qualitative et quantitative. Nous exposerons notamment les aboutissements des algorithmes et leur précision sur le suivi des instruments. Par ailleurs, nous justifierons le choix des valeurs des différents paramètres et enfin, nous discuterons des avantages et limites de cette approche. Dans un premier temps, l'interface graphique développée pour le traitement des séquences d'images thoracoscopiques est présentée.

3.1 Interface graphique et mise en contexte

Tous les résultats présentés dans ce chapitre sont issus de l'interface développée. L'interface permet à l'opérateur de sélectionner la cible et de visualiser le suivi de l'instrument. Une fonction de grossissement numérique est également implémentée afin de visualiser de près la zone d'intérêt. De plus, l'interface permet d'avoir une vision simultanée de la source d'acquisition (endoscope) et du suivi de l'instrument issu de la méthode proposée. En effet, pour aider à l'évaluation qualitative du suivi, le programme permet de visualiser les séquences en parallèle dans leurs différents stades de progression.

Comme illustré à la figure 3.1, les images d'entrée issues de l'endoscope sont montrées dans l'image supérieure gauche de l'interface graphique. En haut à droite, on retrouve l'image de contour et en bas à gauche l'image colorimétrique. Enfin, le suivi de l'instrument se retrouve dans la fenêtre inférieure à droite. Les caractéristiques structurelles de l'instrument sont continuellement extraites par l'algorithme et affichées dans cette fenêtre. Cependant, lorsque l'opérateur juge qu'un suivi automatique de l'instrument est nécessaire, par exemple afin de localiser et suivre l'extrémité de l'instrument, une sélection manuelle de la région désirée est requise telle qu'illustrée à la figure 3.1.

Figure 3.1 Interface développée pour le traitement des images thoracoscopiques

Pour des fins de rapidité, une région de taille réduite est considérée. En effet, la comparaison entre la région recueillie par l'opérateur (référence) et celle issue du suivi est basée sur l'extraction locale des caractéristiques et non celles de toute l'image.

Rappelons que la méthode proposée permet de jumeler les descripteurs de contours et de couleurs par une estimation bayésienne récursive implémentée par un filtrage particulaire. Chaque particule représente une région hypothétique de la localisation de l'instrument. Les particules sont analysées et pondérées en fonction des histogrammes d'orientation de

contours et de couleur. Ils permettent de modéliser adéquatement la région par une densité de probabilité. La pondération est effectuée avec une distance de Bhattacharyya entre une référence sélectionnée initialement par l'opérateur et les différentes zones hypothétiques fournies par l'algorithme de filtrage particulaire. Enfin, après une analyse bayésienne la meilleure hypothèse consiste en notre localisation de l'instrument.

Le but est d'extraire les primitives géométriques à partir de l'instrument et les suivre de façon à alimenter les équations d'autocalibrage. Il est à noter que l'autocalibrage requiert des primitives stables seulement sur quelques trames (environ 5 trames) consécutives. Cependant, les résultats présentés dans cette section sont étendus à beaucoup plus de trames (des centaines de trames) afin d'évaluer rigoureusement l'extraction des primitives. Nous pourrons ainsi mieux évaluer les possibilités et les limites inhérentes à notre algorithme.

Plusieurs raisons motivent cette analyse rigoureuse de l'extraction des primitives. Dans un premier temps, à partir du mouvement des segments de droites recueillies par l'extraction des caractéristiques de l'instrument, il serait possible de procéder à la reconstruction de l'instrument en 3D. Cette technique est connue sous le nom de SFM « Structure From Motion ». De plus, avec l'extraction stable des caractéristiques nous sommes également en mesure d'évaluer des déplacements apparents qui peuvent servir pour l'obtention de distances relatives de profondeur.

Malgré que le suivi de l'instrument soit fortement corrélé avec la phase d'extraction des primitives, l'analyse des deux processus est effectuée séparément. Ceci permet d'identifier plus facilement les points forts et les lacunes de l'approche proposée. Dans la suite, nous présentons d'abord les résultats de l'extraction des primitives et ensuite le suivi.

3.2 Extraction des caractéristiques de l'instrument

Il est nécessaire d'évaluer comment se comporte l'extraction des caractéristiques de l'instrument à l'égard de différentes situations, entre autres, vis-à-vis de la qualité d'acquisition, en cas d'occultations ou en présence de plus d'un instrument. Plusieurs configurations ont alors été testées et font l'objet de la présente section.

Nous avons conduit nos expériences sur 10 séquences thoracoscopiques avec en moyenne 1400 images par séquence. Le résultat de l'algorithme d'extraction des caractéristiques est exprimé par la présence de contours soulignés en verts autour de l'instrument chirurgical. Ceci nous indique que l'instrument est bel et bien localisé. La position et l'orientation de ces segments pourront ensuite être acheminées au module de suivi. Les résultats sont présentés sur plusieurs images, chacune représentant une trame obtenue au cours de la séquence. Les trames affichées représentent une capture à toutes les trois secondes d'intervalle.

3.2.1 Extraction en présence d'un instrument

La première expérimentation consiste à évaluer l'algorithme proposé sur une séquence avec un seul instrument dans la scène. La séquence thoracoscopique illustrée à la figure 3.2 témoigne des résultats obtenus.

Cette séquence, à un seul instrument, procède à l'agrandissement d'un passage vers le site pathologique. Les images sont peu texturées et comprennent des régions homogènes. Ceci contribue à une meilleure segmentation des régions et favorise l'extraction. On remarque en effet une bonne extraction des caractéristiques de l'instrument sur l'ensemble de la séquence. Les contours de l'instrument sont bien définis sur plusieurs angles de vue de l'instrument et aucune fausse détection n'est présente.

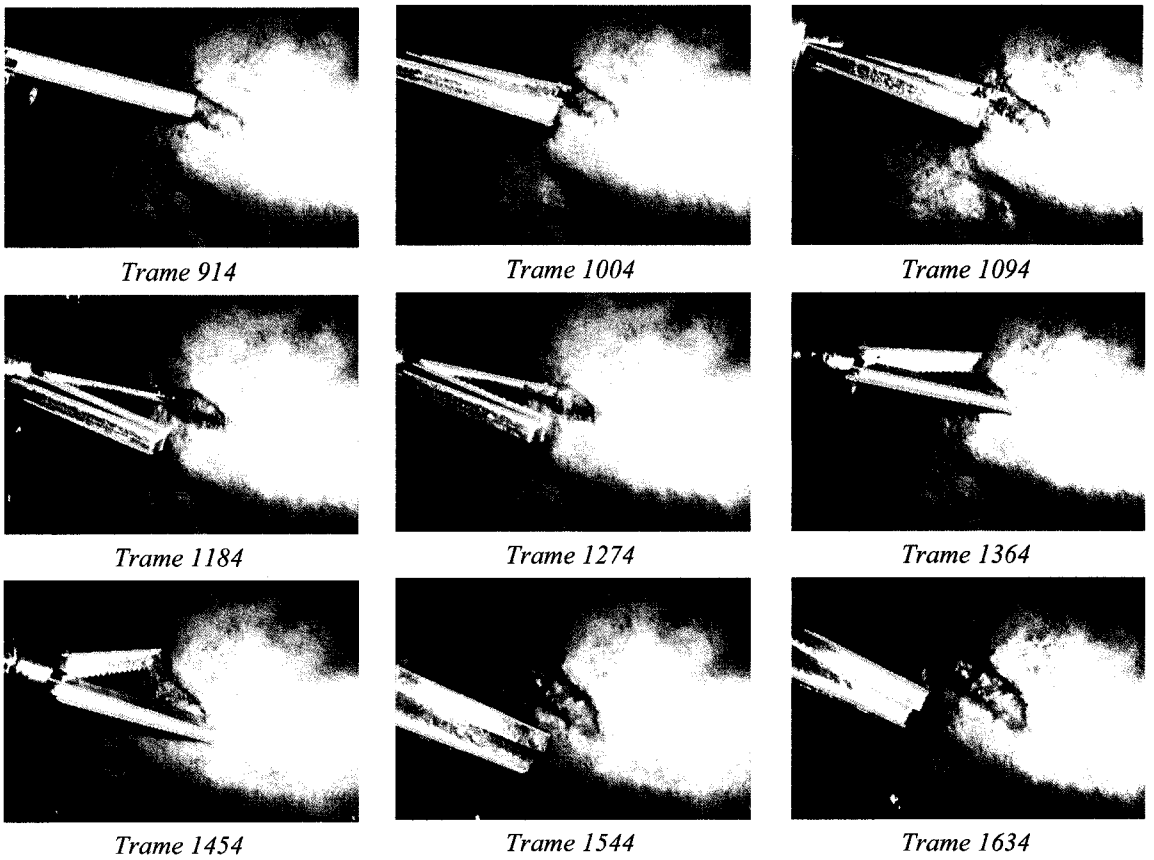


Figure 3.2 Extraction des caractéristiques d'un instrument (séquence 5)

La séquence représentée à la figure 3.3 est un autre exemple de l'extraction des primitives de l'instrument. Cependant, cette fois la séquence est beaucoup plus riche et complexe. Il existe plus de variation d'intensité et de structures différentes (plusieurs types de tissus). De plus, un rongeur à forme cylindrique est employé.

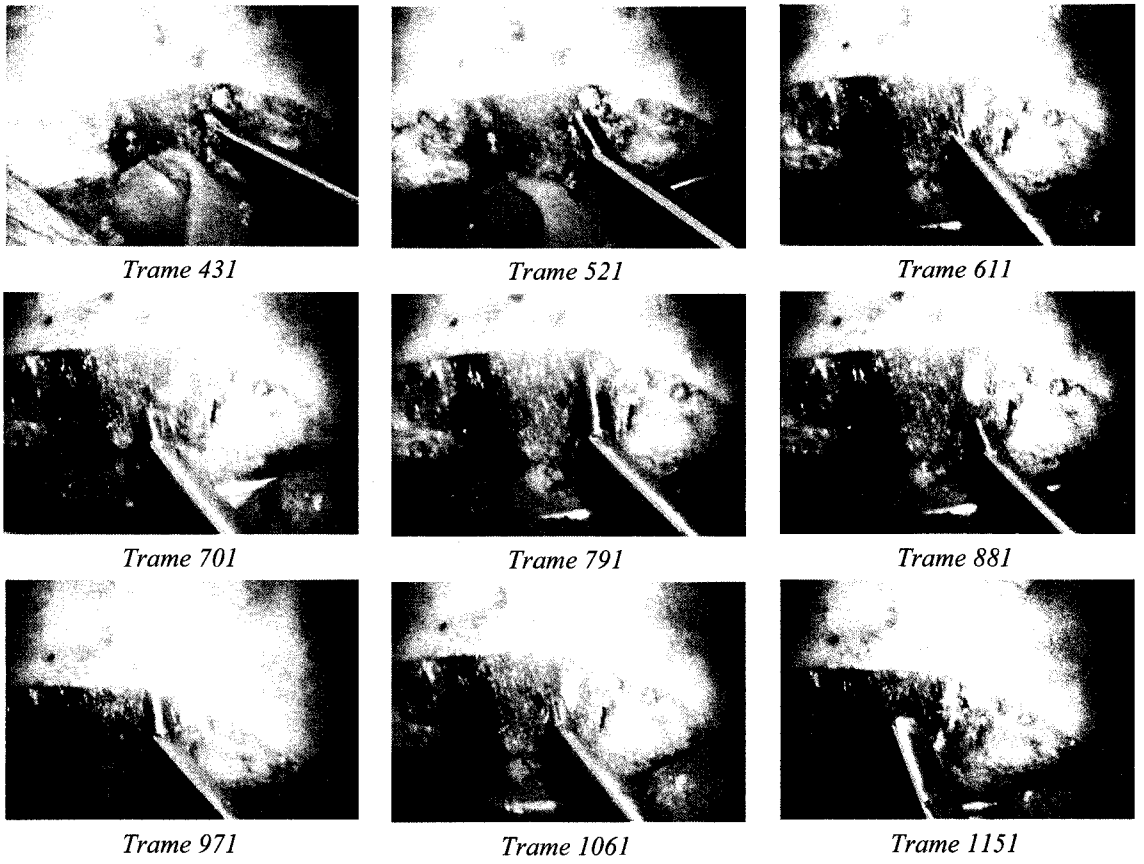


Figure 3.3 Extraction des caractéristiques d'un instrument cylindrique (séquence 2)

L'extraction reste très satisfaisante, cependant on remarque que l'extrémité arrondie de l'instrument n'est pas correctement décelée, comme illustré sur la trame 791. Ceci s'explique en grande partie par notre modélisation de l'instrument. Notre approche favorise fortement les réponses rectilignes (méthodologie 2.2.2.3) au détriment d'une représentation curviligne.

3.2.2 Extraction en présence de plusieurs instruments

Il arrive quelques fois que le chirurgien ait recours à un second instrument afin de retenir les tissus ou simplement assister à la dissection. La figure 3.4 permet d'illustrer le comportement de l'extraction des caractéristiques en présence de deux instruments.

Les deux instruments sont détectés avec succès. On attribue ceci principalement à la capacité de l'algorithme de traiter toute l'image.

La recherche étant plutôt axée sur des caractéristiques spécifiques, le nombre d'instruments n'influence pas l'extraction des caractéristiques. Cependant, le temps de traitement se voit légèrement augmenté de trois centièmes de seconde, soit 2%. Les trames de la figure 3.4 permettent également d'illustrer la capacité de l'algorithme implémenté à extraire un instrument peu visible (instrument à la gauche de chaque image). En effet, les occultations sont très présentes en thoracoscopie : la présence des tissus, des réflexions spéculaires ou autres, compliquent la détection.

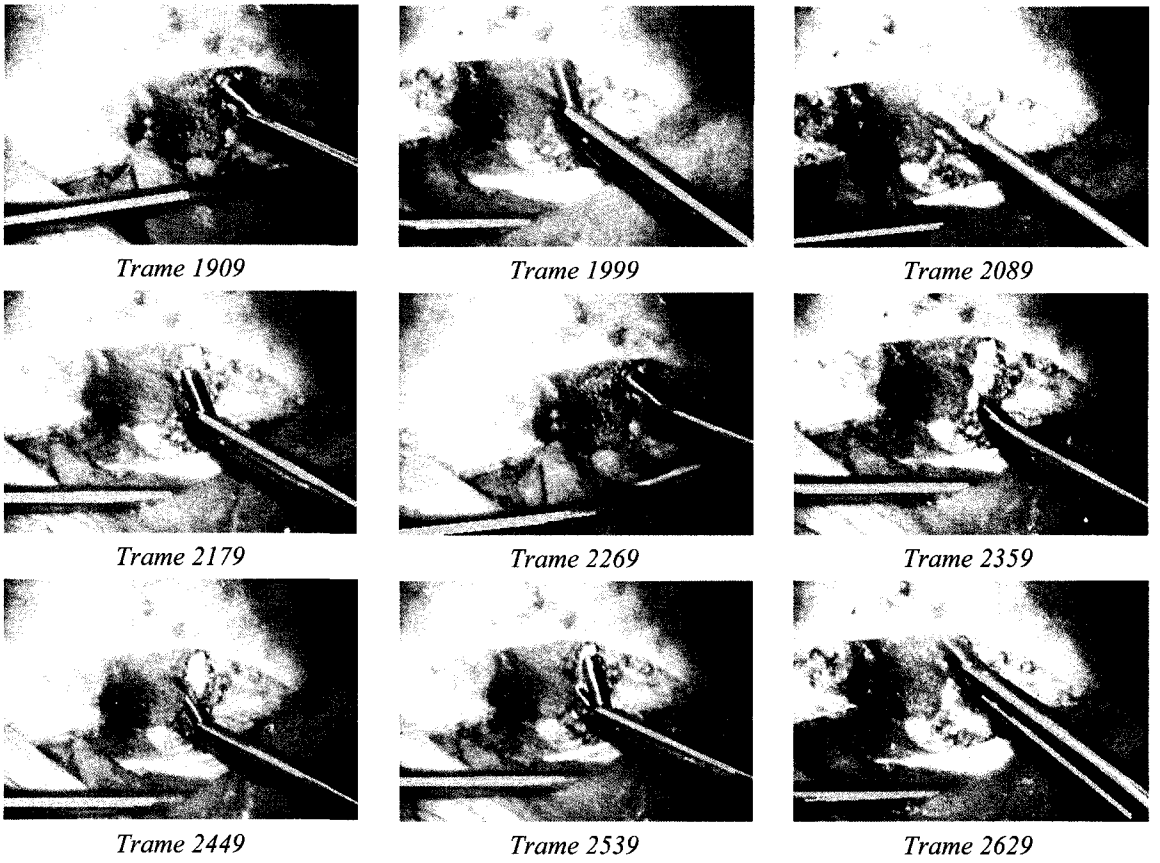


Figure 3.4 Extraction des caractéristiques en présence de plusieurs instruments (séquence 2)

3.2.3 Extraction sous occultations

Il existe également des séquences de dissection avec le rongeur électrique, où de la fumée peut se dégager, rendant ainsi l'image beaucoup moins nette. La figure 3.5 et 3.6 montre le résultat d'une séquence difficile à traiter. On remarque une image nette et claire sur les trames 115 et 205. À partir de la trame 295, jusqu'à la trame 1195, l'image devient de plus en plus bruitée et l'extraction des caractéristiques est de moins en moins possible. Cependant, quelques caractéristiques sont toujours visibles. Toutefois, la cible est complètement perdue à la trame 1285 où l'image devient très floue. À ce moment, il n'existe pratiquement plus d'information tangible sur l'instrument dans l'image.

Finalement, à la trame 1645 l'extraction des caractéristiques reprend quand quelques indices sur la présence d'un instrument redeviennent visibles.

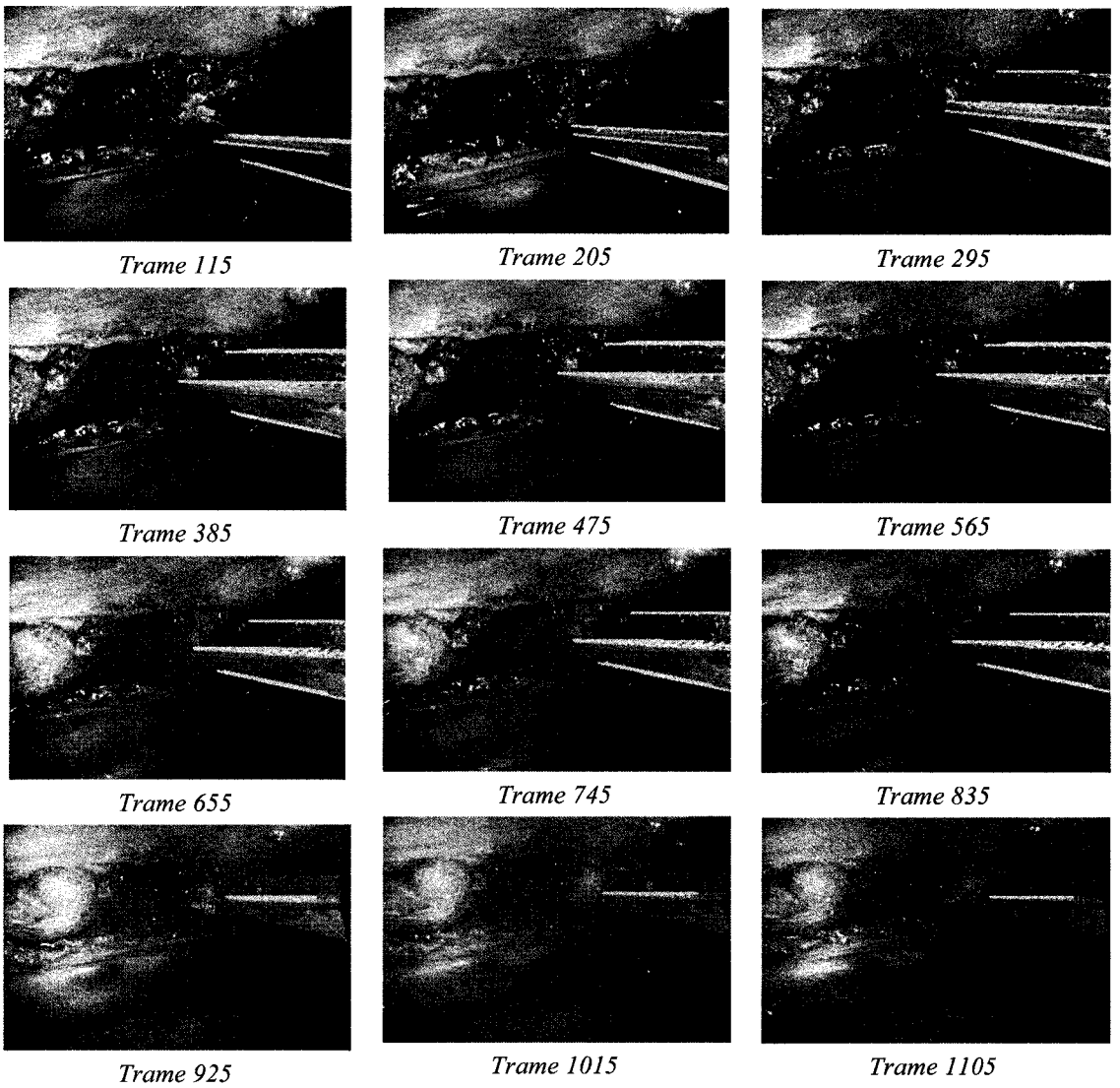


Figure 3.5 Extraction des caractéristiques en présence d'occultations (séquence 7)

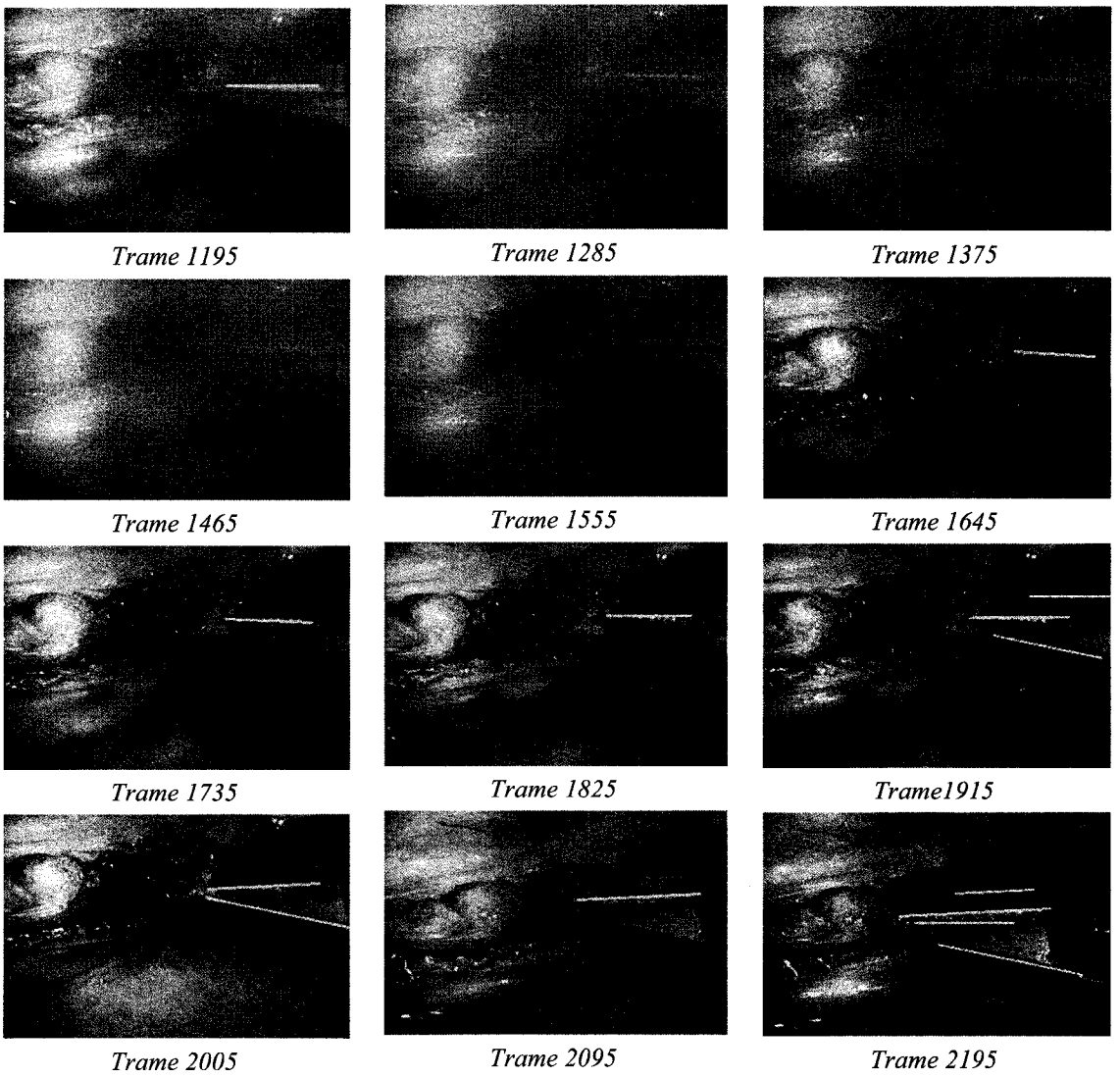


Figure 3.6 Extraction des caractéristiques en présence d'occultations (suite)

Cette expérience démontre que malgré un contexte d'images bruitées, notre approche arrive en partie à distinguer l'instrument. Afin d'améliorer le rapport signal sur bruit, on pourrait envisager un traitement préalable. Cependant, selon la complexité du filtrage, ceci pourrait contribuer à augmenter largement le temps d'exécution.

Un autre exemple consiste en une occultation totale. En effet, du sang peut parfois recouvrir l'instrument. La figure 3.7 illustre ce scénario, moins fréquent, mais tout de même plausible. L'extraction est très efficace au départ, cependant, à partir de la trame *547,* le sang couvre la surface de l'instrument rendant ainsi l'extraction moins évidente.

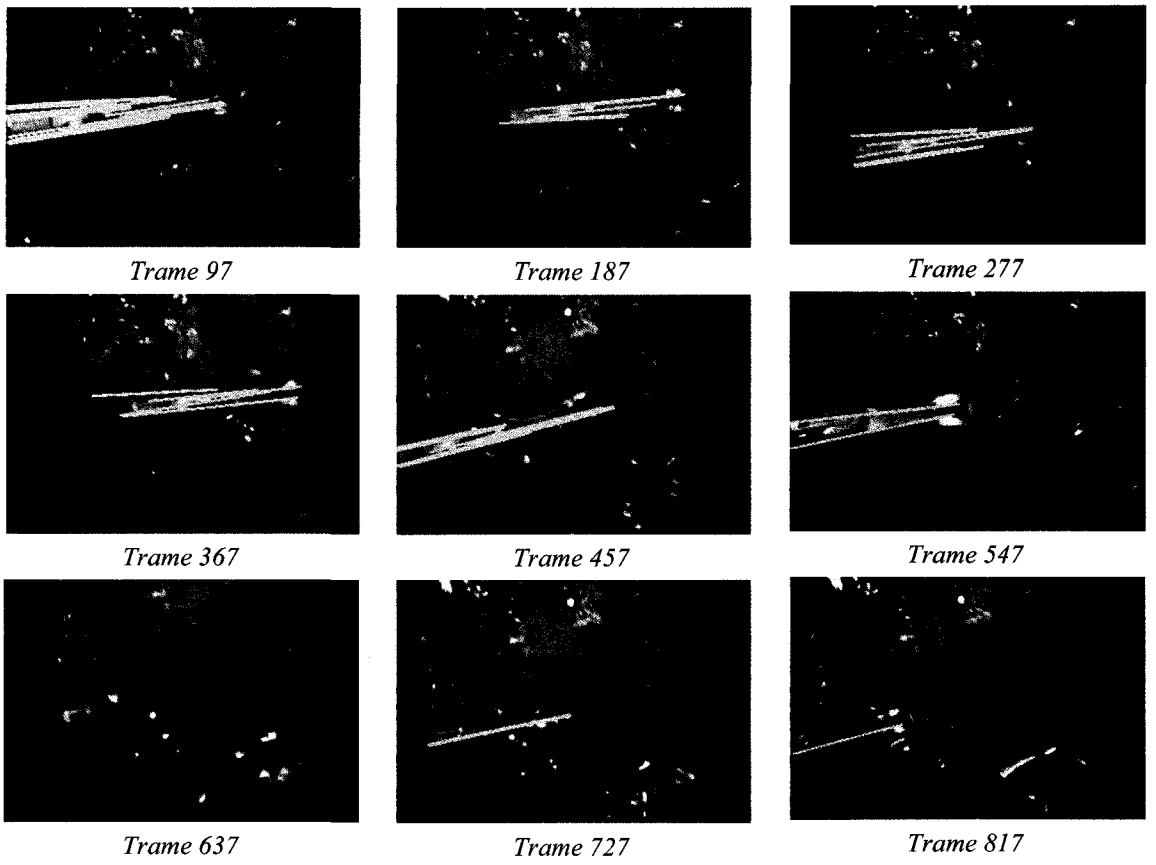


Figure 3.7 Extraction des caractéristiques en présence d'occultation totale (séquence 3)

Bien que l'algorithme ne détecte pas toujours tous les contours de l'instrument, un nombre suffisant de descripteurs sont extraits pour localiser la cible. Ayant des contraintes spécifiques sur le nombre de droites et le parallélisme, ceci nous permet de réellement limiter les fausses détections. De plus, les résultats sont plus stables et moins contraints à changer selon le contenu de l'image. En somme, à la lumière des séquences analysées, la

technique d'extraction des caractéristiques semble assez performante sur plusieurs séquences. Le suivi automatique peut alors bénéficier d'un meilleur départ.

3.3 Suivi automatique des instruments

Les expériences présentées dans cette section ont été exécutées avec une configuration de 1000 particules.

Dans un premier temps, une région contenant l'instrument est initialement sélectionnée manuellement. Elle est indiquée par la première trame des figures présentées dans les résultats de suivi. Ensuite, dans les trames subséquentes (recueillies à une seconde d'intervalle) les particules se propagent afin d'estimer la position de l'instrument. Les résultats du suivi sont illustrés par la présence d'une région verte (particules centrées sur l'instrument). Ceci permet de visualiser l'évolution des particules au travers de la séquence d'images. Tout comme l'extraction des caractéristiques, une évaluation de la robustesse du suivi à l'égard d'un instrument sans et avec occultation est présentée. De plus, le comportement du suivi envers de forts mouvements est analysé.

3.3.1 Suivi d'un instrument

La figure 3.8 (page suivante) représente le suivi d'un instrument. Cette séquence est intéressante puisqu'elle intègre le suivi automatique avec et sans bruit. En effet, l'apparition d'un bruit soudain est visible à partir de la trame *1222*. On peut alors constater le mouvement des particules entre les trames *1222* et *1282*. Finalement, après récupération, un suivi plus stable est visible à la trame 1312. Néanmoins, durant la séquence les particules ont permis l'extraction de la position de l'extrémité de l'instrument.

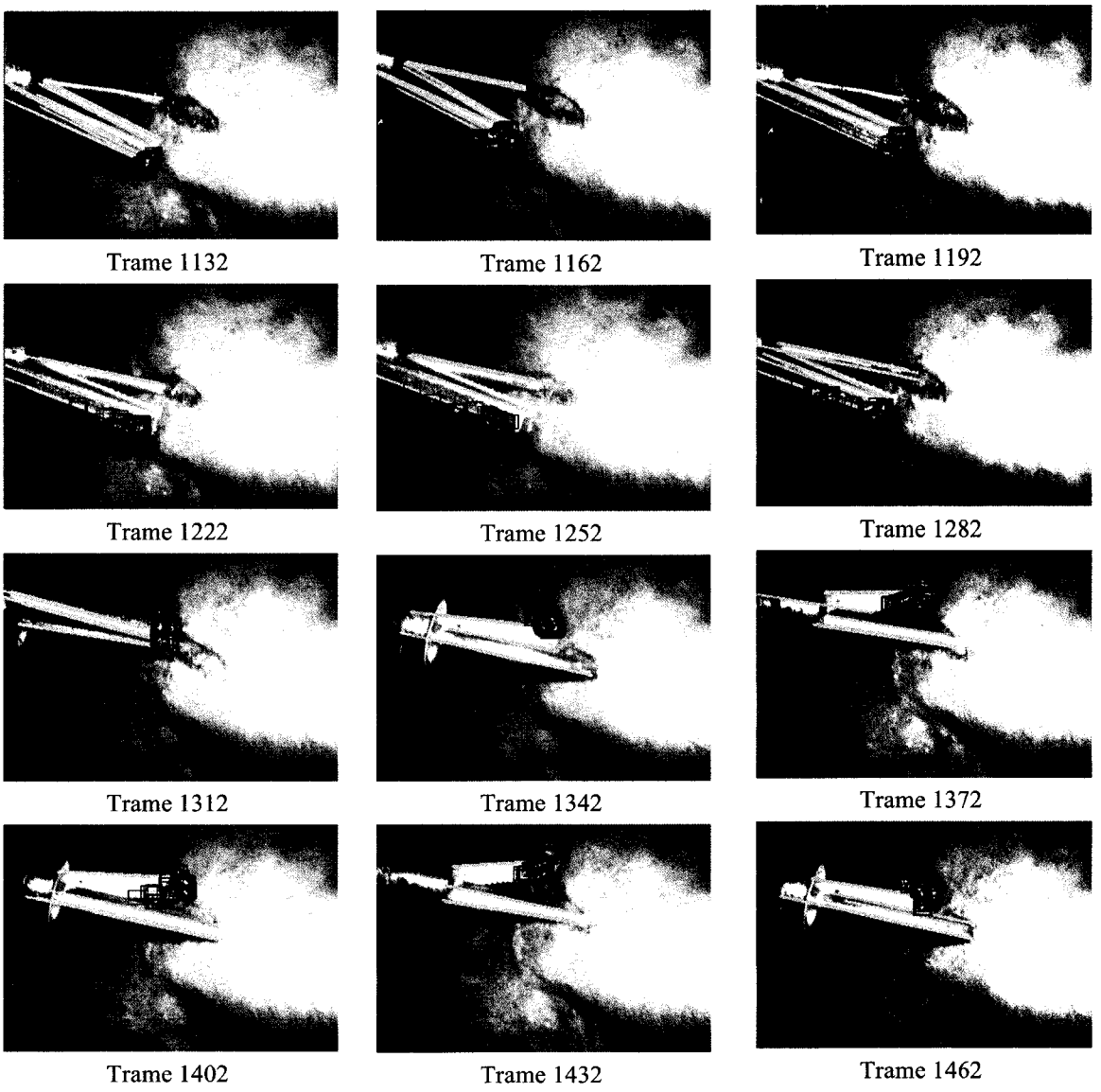


Figure 3.8 Suivi d'un instrument en présence de bruit (séquence 5)

Cette information peut servir à différents niveaux. Dans certaines circonstances, il peut être valable de vouloir reconstituer la trajectoire parcourue par un instrument durant la chirurgie, par exemple, à titre d'un entrainement ou à des fins pédagogiques. Notre processus de suivi permet de récupérer la localisation de l'instrument à chaque instant durant la séquence. La figure 3.9 permet d'illustrer la trajectoire d'un instrument sur quelques trames de la séquence.

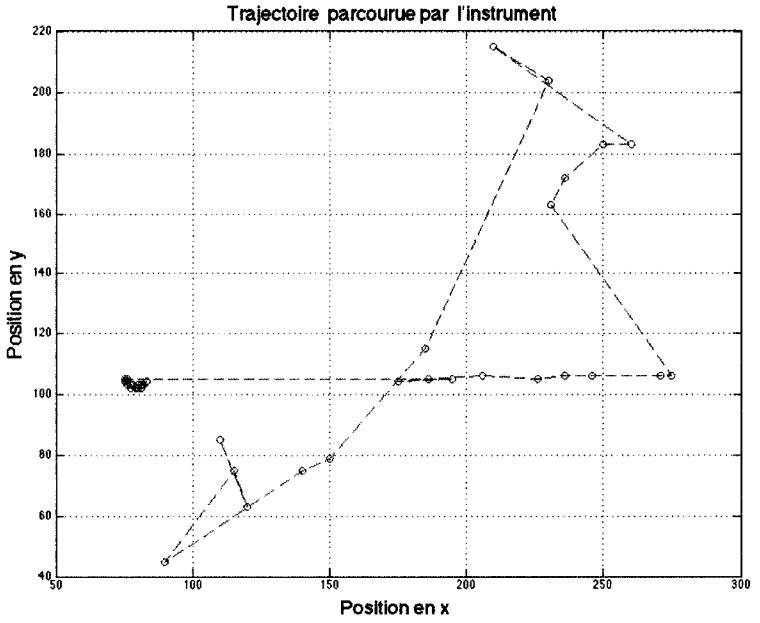


Figure 3.9 Trajectoire de l'instrument obtenue à partir de la séquence 5

La séquence suivante (figure 3.10 et 3.11) consiste en une discectomie (résection du disque intervertébral), On remarque que le suivi reste stable malgré la présence à proximité d'un instrument similaire. Jumeler les contraintes colorimétriques et structurelles par une estimation bayésienne permet de pallier à un manque d'information sur un descripteur spécifique. Les trames 3723 à 3773 permettent d'illustrer cette propriété. En effet, on peut remarquer que malgré la présence faible de contours robustes, le suivi persiste grâce à la contrainte colorimétrique.

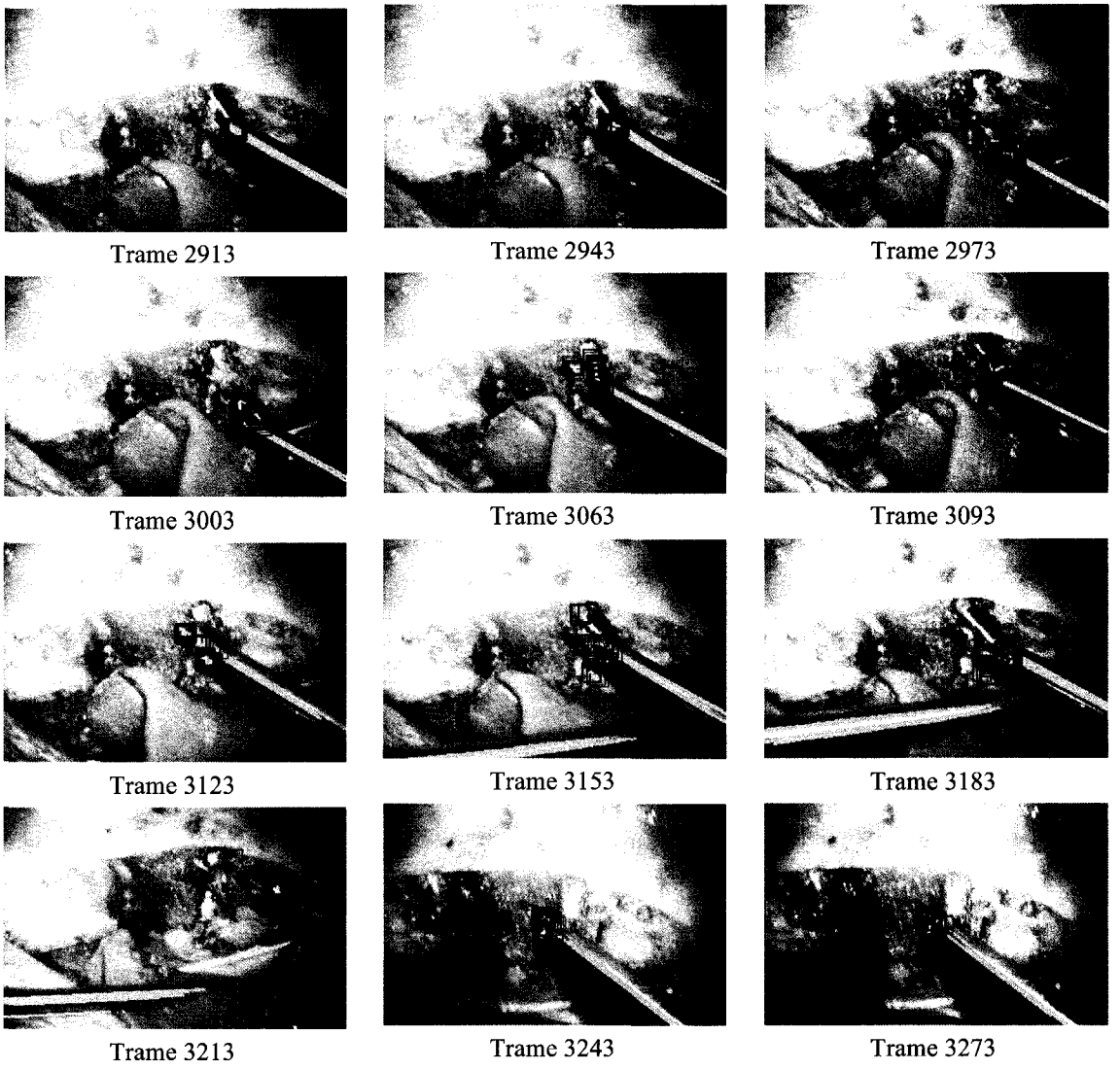


Figure 3.10 Suivi de l'extrémité de l'instrument lors d'une discectomie (séquence 2)

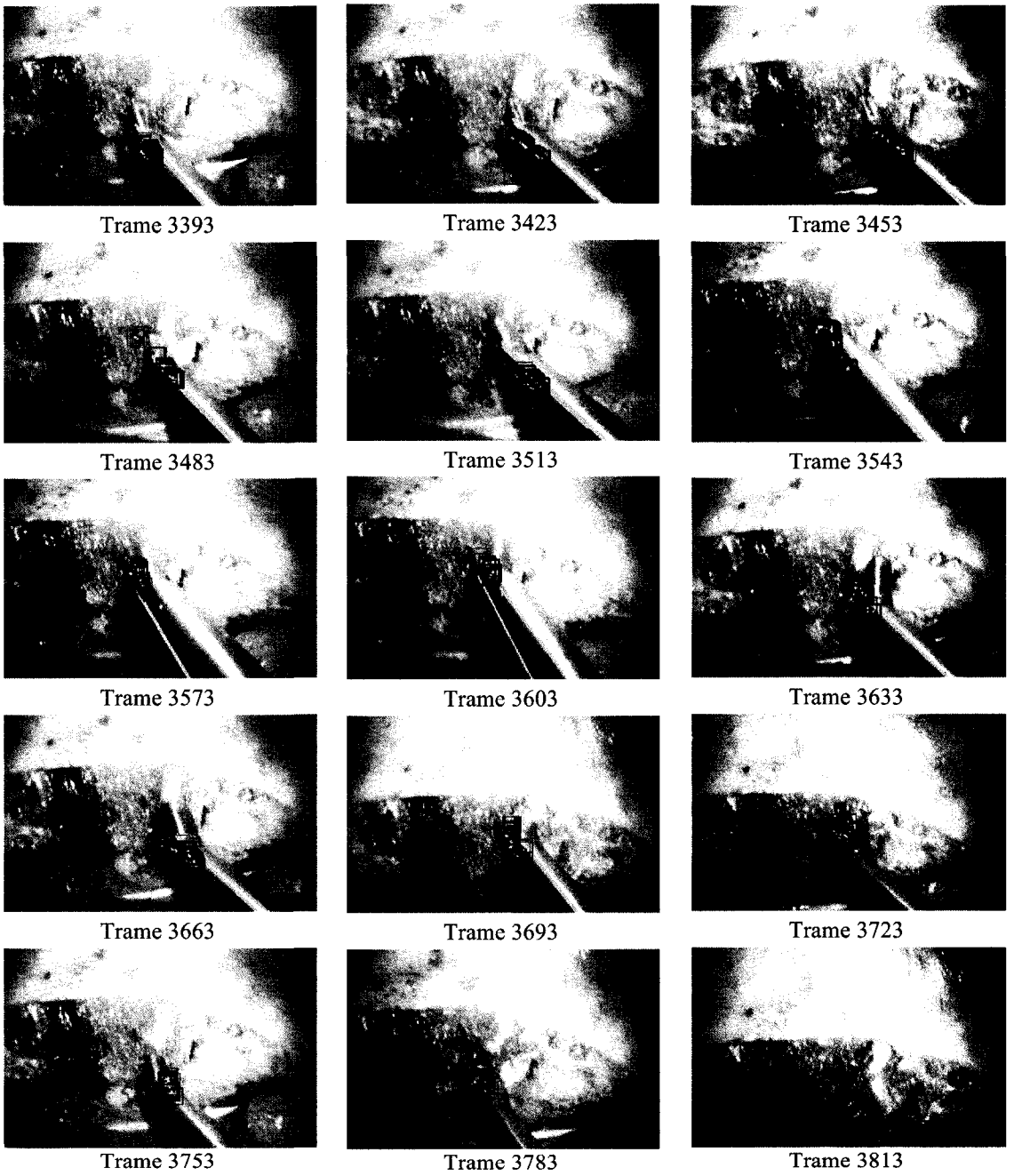


Figure 3.11 Suivi de l'extrémité de l'instrument lors d'une discectomie (suite)

3.3.2 Suivi en cas d'occultations

Occasionnellement, il se peut que l'instrument ne se trouve pas nécessairement à l'endroit prédit par l'algorithme de suivi. À cet égard, nous avons évalué l'occultation partielle et totale de l'instrument. La séquence suivante (figure 3.12) présente un exemple d'occultation partielle. L'instrument croise un second instrument à partir de la trame *400*. On remarque qu'à ce moment les particules se diffusent à travers une plus grande région afin de récupérer la cible cachée.

De plus, il est possible de constater la récupération de l'instrument, suite à un mouvement apparent vers la droite et vers la gauche sur les trames respectives *460 et 550*.

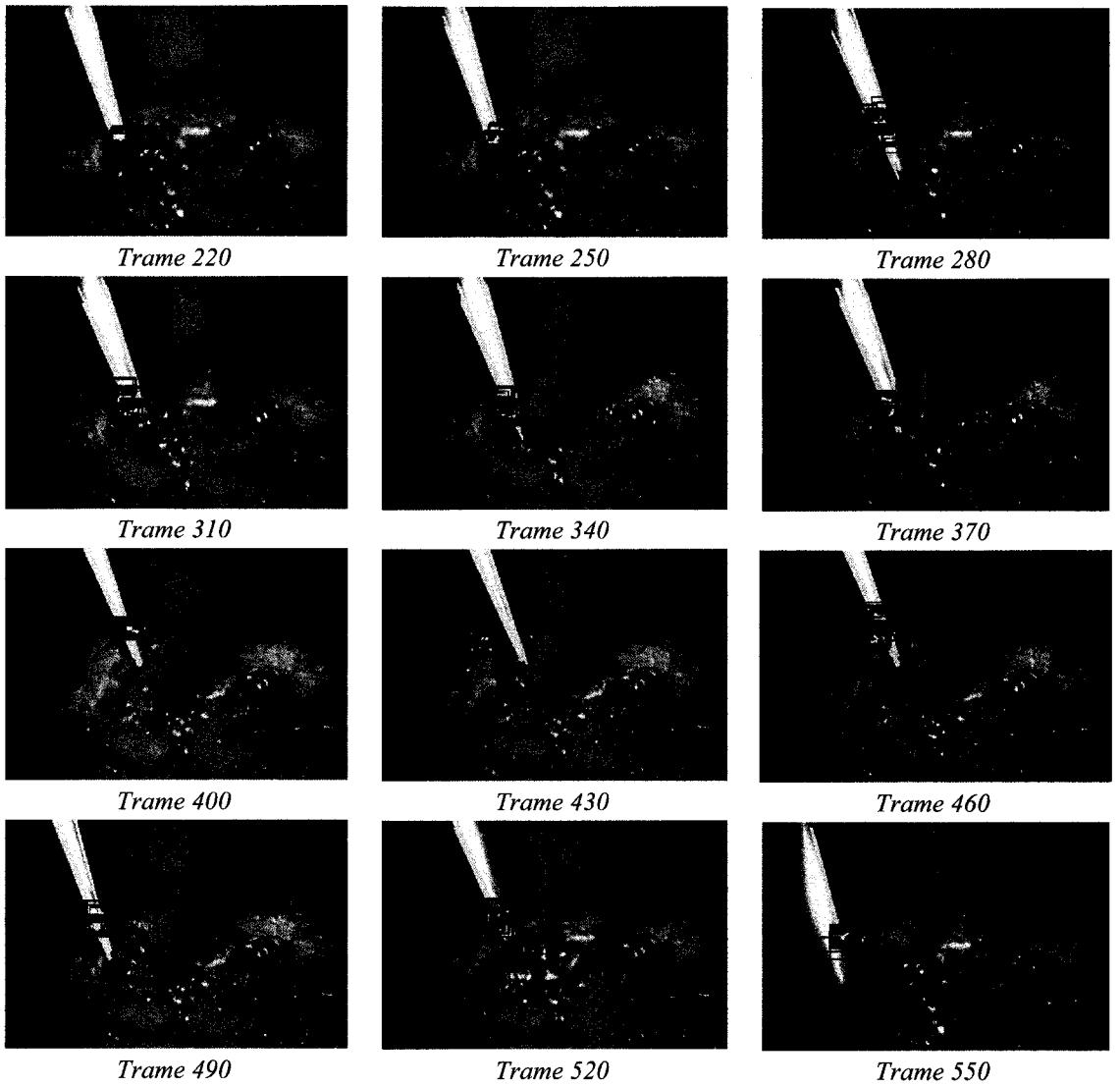


Figure 3.12 Suivi sous occultation partielle (séquence 1)

La séquence suivante (figure 3.13) représente plutôt une situation de suivi avec occultation totale. L'instrument devient complètement caché par la présence d'un tampon afin d'éponger le sang présent (une fois le disque intervertébral retiré). On constate que l'algorithme réagit tout de même très bien à cette situation. Les particules sont attirées vers la zone encore visible de l'instrument. En effet, notre modèle d'évolution contraint l'espace de recherche dans un voisinage près de l'instrument.

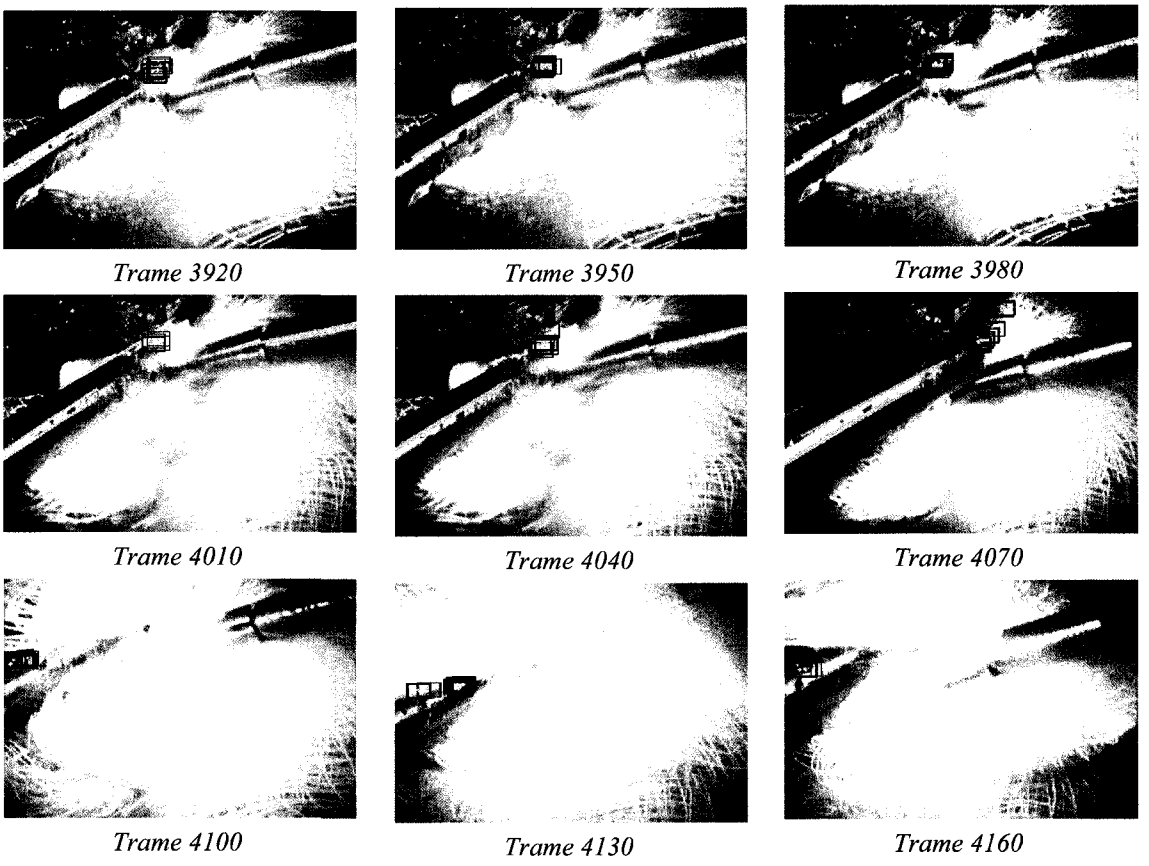


Figure 3.13 Suivi sous occultation totale (séquence 6)

3.3.3 Suivi en cas de forts mouvements des instruments

La séquence suivante, illustrée sur la figure 3.14, permet d'analyser le suivi à l'égard d'un mouvement rapide d'un instrument. Cette séquence est considérée comme complexe. En effet, elle consiste en une combinaison de facteurs défavorables à un suivi efficace. On retrouve notamment la présence de réflexions spéculaires et un mouvement rapide de l'instrument. Sans mentionner que l'instrument possède une forme arrondie à l'extrémité.

Le suivi se déroule bien entre les trames *2013* et *2163*. Cependant, après un mouvement rapide de l'instrument (2193-2343) et le repositionnement de l'endoscope (2373), le suivi est perdu à la trame *2373*. À ce moment, on peut constater que les particules divergent dans plusieurs directions différentes afin de retrouver l'instrument. Au bout de quelques trames, on constate qu'elles récupèrent la cible. Ceci est en partie expliqué par notre rééchantillonage. Au bout d'un moment, une particule localisée à l'abord de l'instrument réoriente les autres particules dans cette direction. En effet, les particules sont automatiquement réorientées vers l'endroit où la probabilité de la localisation de l'instrument est la plus élevée.

Cette séquence est particulièrement intéressante. Elle permet de voir les aboutissements de l'algorithme implémenté.

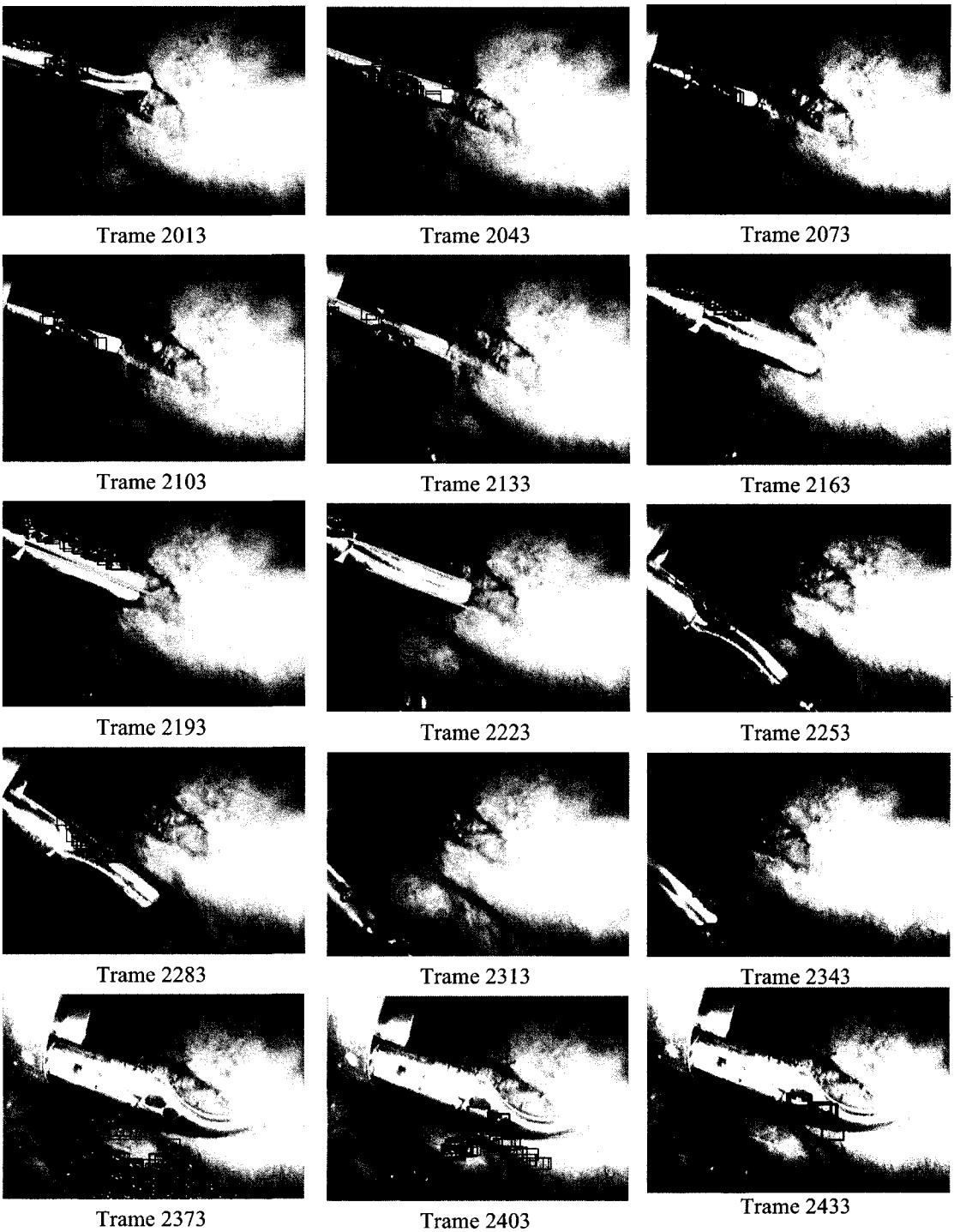


Figure 3.14 Module de suivi en présence de forts mouvements (séquence 9)

En somme, le suivi donne qualitativement de bons résultats. En effet, lorsque nous avons des réflexions spéculaires modérées, un fort mouvement ou la présence d'occultations partielles, le suivi reste stable sur une bonne période.

3.4 Précision de la procédure de suivi

Comme vue précédemment, l'évaluation qualitative donne de bons résultats, cependant une analyse plus détaillée, quantitative, permet d'identifier les issues intrinsèques de l'algorithme proposé. L'erreur de prédiction sur la localisation, le comportement des particules et la distance de Bhattacharyya sont les facteurs qui sont analysés plus explicitement.

3.4.1 Erreur de prédiction sur la localisation de l'instrument

Dans un premier temps, nous illustrons le résultat de l'erreur de prédiction sur la localisation de l'instrument en fonction du temps pour trois différentes séquences. Les séquences, choisies en fonction de leurs niveaux de complexité, permettent d'analyser le comportement de l'algorithme face à des scénarios distincts. Le premier scénario (séquence 5) représente un suivi d'un instrument relativement stable avec peu de mouvement et peu de réflexions spéculaires. Le deuxième scénario (séquence 4) représente des mouvements modérés, mais avec toutefois des réflexions spéculaires par moment. Enfin, le troisième scénario (séquence 9) représente plutôt une séquence très complexe en termes de mouvements brusques et de fortes réflexions spéculaires. On rappelle qu'afin d'obtenir un indice quantitatif de la précision nous avons évalué la distance quadratique moyenne (DQM) entre le centre de la zone initialement sélectionnée par l'opérateur et celui de celle estimée par notre algorithme. La figure 3.15 schématise le calcul de la distance quadratique moyenne.

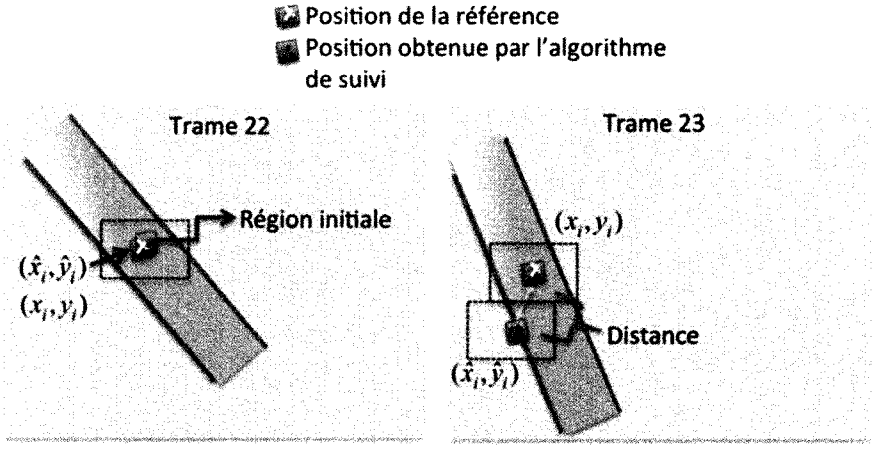


Figure 3.15 Exemple du calcul de la distance quadratique moyenne.

La DQM obtenue est calculée selon 3.1.

$$DQM_{xy} = \sqrt{\frac{1}{R}\sum_{i=0}^{R}(x_i - \hat{x}_i)^2 + (y_i - \hat{y}_i)^2} \tag{3.1}$$

Où $(\hat{x}_i,\hat{y}_i)$ représentent les coordonnées de la position prédite par le suivi et (x_i,y_i) les coordonnées du centre de la région sélectionnée manuellement. Finalement, R représente le nombre de réalisations (trames).

La figure 3.16 illustre la DQM sur une des séquences répertoriées comme normales (1-2-5-7-10), complexes (3-4-8) et très complexes (6-9), en terme de qualité d'images. La complexité est proportionnelle à l'activité présente dans la scène et aux variations d'intensité.

Dans un premier temps, on remarque qu'elles ont en commun une faible distance au début du suivi. Ceci est tout à fait cohérent, étant donné que le suivi débute lors de l'initialisation, et à ce moment, la distance est nulle.

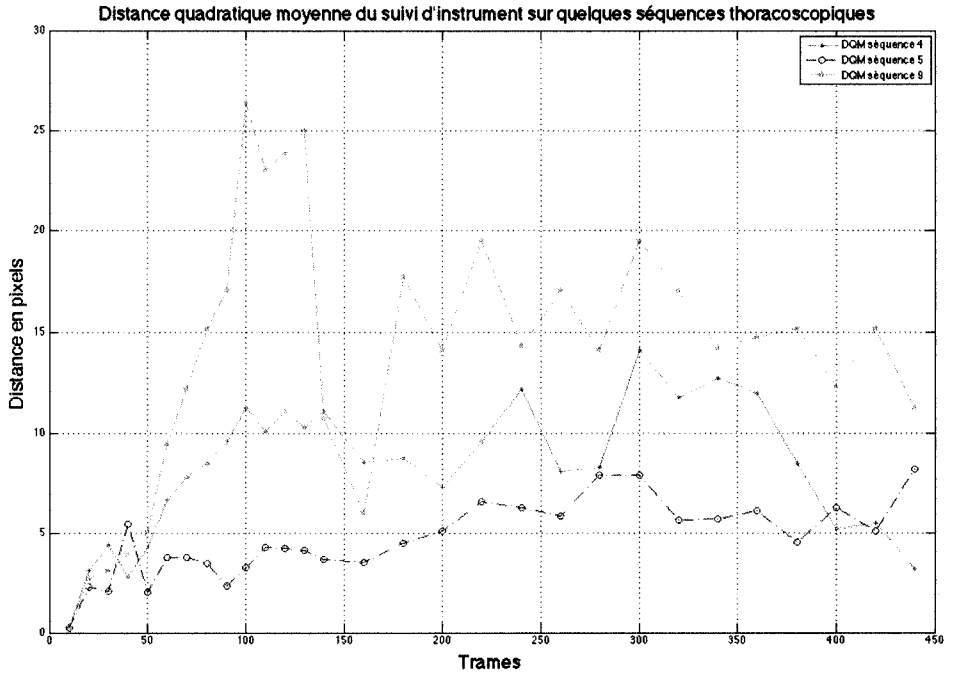


Figure 3.16 Distance quadratique moyenne du suivi pour les séquences 4-5-9.

La courbe de la séquence 9 permet d'identifier le comportement typique d'un algorithme de suivi face à la présence d'une cible qui se déplace rapidement. On remarque d'une part une augmentation de la distance, expliquée principalement par le fait que les particules tentent de rattraper la cible en mouvement, et d'autre part la chute rapide de cette distance une fois la cible localisée. Toutefois, il en est autrement pour la séquence 4. Il est intéressant de remarquer sur cette séquence l'influence des réflexions spéculaires sur l'algorithme : l'extraction des caractéristiques étant faussée par la forte saturation provoquée par les réflexions spéculaires, les particules sont contraintes à se disperser afin de récupérer la cible,

et ce malgré que l'instrument n'ait pas nécessairement été déplacé. Enfin, tel qu'illustré par la courbe de la séquence 5, le suivi reste stable lorsqu'il existe peu d'éléments perturbateurs dans la scène. Les petites variations sont inhérentes à notre processus de prédiction, la projection de la position future de l'instrument introduit nécessairement des erreurs dans la localisation. Ces distances sont proportionnelles à la complexité des acquisitions.

Le tableau 3.1 illustre les distances quadratiques moyennes obtenues sur l'ensemble des différentes séquences. On remarque que sur l'ensemble des séquences normales, la distance quadratique moyenne est à l'intérieur d'un rayon de 7 pixels entre la localisation estimée et la localisation réelle de la région sélectionnée dans l'image. Cependant, la DQM des séquences complexes et très complexes est respectivement de 13 pixels et 23 pixels.

Tableau 3.1 : Distance moyenne de localisation du suivi d'instrument

Séquence	**Nombre de trames**	**Distance moyenne de localisation**	**Écart type**
1-2-5-7-10	*2340 à 4260*	*7 pixels*	*4 pixels*
3-4-8	*750 à 3372*	*13 pixels*	*9 pixels*
6-9	*1100 à 3913*	*23 pixels*	*16 pixels*

De plus, nous avons également évalué la distance absolue entre la région sélectionnée et celle estimée par l'algorithme. En moyenne nous obtenons 11 pixels dans la direction de l'axe des X et 4 pixels dans l'axe des Y. Ceci est tout à fait cohérent étant donné que les séquences incluent beaucoup plus un mouvement horizontal de l'instrument que vertical.

Nous avons également évalué le nombre de fois que la zone estimée se retrouvait à l'extérieur de l'instrument. Ceci arrive rarement à moins de forts mouvements ou un repositionnement de l'endoscope. À ce moment les particules divergent avant de retrouver la

cible. Bien que la zone estimée par notre algorithme ne coïncide pas exactement avec la position sélectionnée au départ, le suivi reste à l'intérieur de la région occupée par l'instrument à 91 % des cas. Ceci permet l'extraction des segments de droite temporellement correspondants qui serviront à l'autocalibrage de l'endoscope. Dans le cas ou d'autres segments de droite, appartenant à d'autres instruments sont détectés, ils sont automatiquement rejetés pour ce qui permet de lever les ambiguïtés au niveau de l'appariement temporel des primitives géométriques.

3.4.2 Nombre de particules

Afin d'assurer la convergence vers une vraisemblance élevée, il est souhaité d'avoir un bon nombre de particules. En effet, le nombre d'échantillons augmente la précision. Si l'on s'appuie sur la théorie : un nombre infini d'échantillons permet d'obtenir un filtre idéal. En d'autres termes, il serait possible d'obtenir la véritable localisation de l'instrument à chaque instant dans les images.

Cependant, le nombre de particules a un impact direct sur la rapidité d'exécution. L'enjeu devient alors de cerner un juste milieu entre la performance et la précision. Différentes expérimentations ont été entreprises afin d'évaluer le nombre idéal de particules pour les images thoracoscopiques. Nous avons testé le déroulement du suivi avec aussi peu que 100 particules, jusqu'à un ensemble de 5000 particules. La distance moyenne et le temps d'exécution associé au nombre de particules testées sont énoncés dans le tableau 3.2.

Tableau 3.2: Distance moyenne de localisation en fonction du nombre de particules

Nombres de particules	Distance moyenne de localisation (pixels)	Trames par seconde
100	*52*	*27*
500	*24*	*22*
1000	*7*	*15*
2000	*6*	*8*
5000	-	*1*

Nous avons remarqué qu'en présence de mouvement dans la scène, un traitement supérieur à 15 Hz permet de garder une impression temps réel. Ainsi, les configurations inférieures à 1000 particules permettent de visualiser la scène sans influencer la fluidité des images ou la perception du mouvement apparent.

Comme illustré dans le tableau 3.2, le résultat de la localisation des instruments dépend grandement du nombre de particules utilisées. On remarque en effet que en augmentant le nombre de particules on tend à augmenter la précision de quelques pixels. On note une amélioration significative en passant de 100 à 1000 particules. Cependant, entre 1000 et 2000 particules, nous obtenons simplement une amélioration d'un pixel sur la distance moyenne de localisation. Cette valeur reste toutefois imprécise, car la limite du processeur ne permet pas de conclure sur la précision de l'algorithme au-delà de 1000 échantillons. En effet, après 1000 particules, l'algorithme ralentit terriblement, les trames ne sont plus traitées et exécutées adéquatement. Ceci est principalement dû au nombre d'histogrammes à créer et au nombre de comparaisons avec la référence.

3.4.3 Comportement de la distance de Bhattacharyya

La distance de Bhattacharyya est également une autre bonne façon de suivre le déroulement du processus interne de suivi. En effet, le suivi se base sur cette distance pour inférer la similarité avec la région initialement sélectionnée. Rappelons que la distance est obtenue avec $D_{Bhattacharyya} = \sqrt{1 - \rho(h_{ref}, h_{cible})}$ où $\rho(h_{ref}, h_{cible})$ représente le coefficient de Bhattacharyya. Une faible distance signifie que les régions analysées sont similaires. Le graphique suivant concorde avec les résultats obtenus jusqu'à présent. Ceci représente bien les variations de nos distances quadratiques.

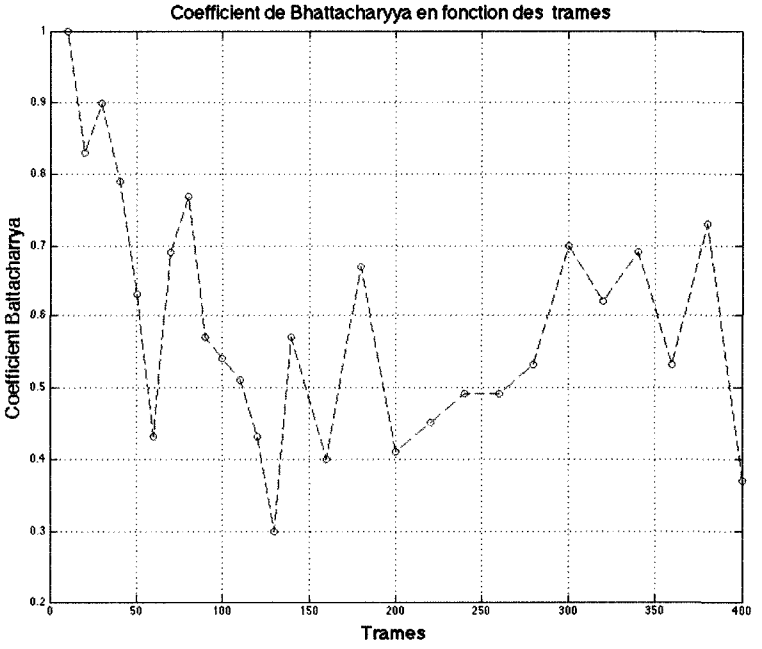


Figure 3.17 Coefficient de Bhattacharyya en fonction des trames (séquence 5)

3.5 Temps de calcul

Dans cette section, nous illustrons l'approche avec un regard sur le temps d'exécution afin de déterminer si la méthode permet d'obtenir un temps de calcul « raisonnable ». En effet, l'évaluation des performances est un facteur très important. Le contexte clinique exige une précision et une rapidité d'exécution. Le protocole opératoire ne doit pas être contraint ou alourdi par le système de suivi proposé. Dans ce sens, nous avons porté un regard sur le temps d'exécution et décelé les endroits les plus gourmands en terme de calcul.

D'abord, dans une configuration avec 1000 particules, l'algorithme fonctionne à environ 15 Hz. La figure 3.18 permet d'illustrer le temps d'exécution pour 1500 trames de la séquence #5.

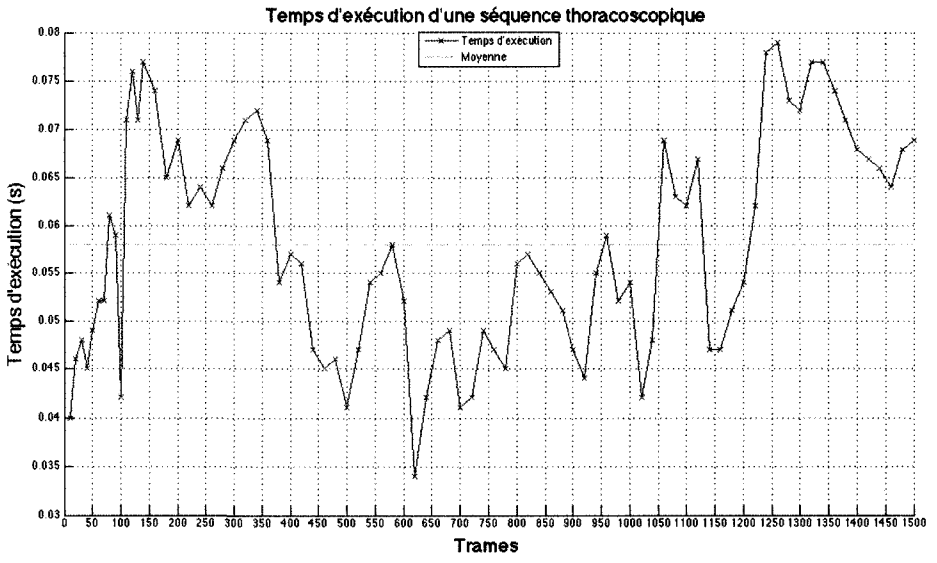


Figure 3.18 Temps d'exécution de la séquence thoracoscopique 5

Les variations illustrées à la figure 3.18 sont en partie expliquées par la complexité des trames analysées. Les régions à réflexions spéculaires ou la présence d'autres instruments à la scène ajoutent aux traitements et influencent ainsi le temps d'exécution.

Une distribution plus détaillée illustrant le temps d'exécution pour chaque étape de la méthodologie est fournie au tableau 3.3. Comme mentionné précédemment, l'algorithme a été évalué sur un portable de 2.8 GHz. Bien entendu, une configuration matérielle différente peut aboutir à des temps d'exécution différents. Dans la suite, l'accent est plutôt attribué aux proportions et non aux valeurs.

Tableau 3.3 : Temps d'exécution en fonction des processus de l'algorithme

	Temps d'exécution (ms)	**Proportion totale (%)**
Traitement d'image	*20*	*30*
État d'évolution	*5.3*	*8*
Modèle d'observation	*40*	*60*
Rééchantillonage	*1.3*	*2*

Le traitement d'image prend un temps substantiel. Il représente 30 % du temps d'exécution total. On considère comme traitement d'image, les étapes combinées de normalisation, conversion vers l'espace TSV et la localisation des segments de droite dans l'image.

Le filtrage particulaire prend 70 % du temps d'exécution. En effet, l'évaluation du suivi par filtrage particulaire demande énormément de ressources matérielles. D'ailleurs, c'est une des raisons pour laquelle l'approche est souvent évitée dans l'évaluation des systèmes complexes.

Le temps accordé à la propagation des particules (modèle d'évolution) et au rééchantillonage est négligeable. C'est véritablement le temps consacré au modèle d'observation qui constitue l'enjeu du temps d'exécution. En effet, la majorité du temps consiste à calculer le poids des particules. Quoique séquentielle et répétitive, cette étape est nécessaire afin de comparer chaque densité de probabilité (histogramme) avec la référence. Cette probabilité de densité est d'ailleurs d'autant plus longue à calculer que le niveau d'histogramme est élevé. Entre une discrétisation de 16 et 64 niveaux, le temps de calcul peut augmenter d'une fois et demie. Cependant, à l'échelle du temps accordé au filtrage particulaire, cette proportion reste négligeable.

En résumé, les résultats démontrés, jusqu'à présent, illustrent un temps d'exécution tout à fait respectable (15 Hz). Les processus d'extraction et de suivi montrent la capacité de l'algorithme à traiter adéquatement les images thoracoscopiques. En effet, nous remarquons à l'issue des expérimentations que malgré un mouvement simultané de l'endoscope et des instruments, le suivi persiste.

Ceci confère une contribution intéressante, étant donné que plusieurs algorithmes font la supposition d'une caméra fixe pour détecter l'instrument ou vont simplement procéder au marquage physique de l'instrument.

Cependant, comme toute approche, certaines lacunes inhérentes au processus sont présentes. La section suivante permet d'en exposer les détails.

3.6 Limites de la méthode proposée

Il est important de souligner que la technique de suivi a été développée en fonction des différentes contraintes formulées au début du projet. La technique se veut la plus flexible possible pour ne pas contraindre le contexte clinique. Par conséquent, nous avons décelé des limites inhérentes à notre méthodologie. Les limites se situent dans les deux sphères de l'approche, soit l'extraction des caractéristiques et le suivi.

Dans certains cas, il se peut que le chirurgien ait recours à un instrument non rectiligne et malheureusement dans de tels cas, l'algorithme ne décèle pas correctement ce dernier. Ceci est directement relié à notre modélisation de l'instrument. En effet, la forme rectiligne des contours que nous avons initialement imposée contraint les détections des formes curvilignes. Cet exemple est illustré à la figure 3.19. Toutefois, dès que la pince s'ouvre, les droites qui définissent l'objet sont localisées.

Trame 2102

Trame 2102

Figure 3.19 Extraction des caractéristiques d'un instrument curviligne (séquence 9)

Nous avons également remarqué une seconde limite à notre approche. En ce qui a trait à l'extraction des caractéristiques de l'instrument, l'algorithme proposé reste sensible à la présence de fortes réflexions spéculaires sur la région d'intérêt. Il est à noter que cette problématique est commune à la plupart des algorithmes de traitement d'images thoracoscopiques.

Comme démontré sur la figure 3.20, les réflexions spéculaires perturbent l'extraction des primitives et par conséquent le suivi automatique. La zone d'intérêt étant complètement saturée, il est impossible de repérer les segments de droite.

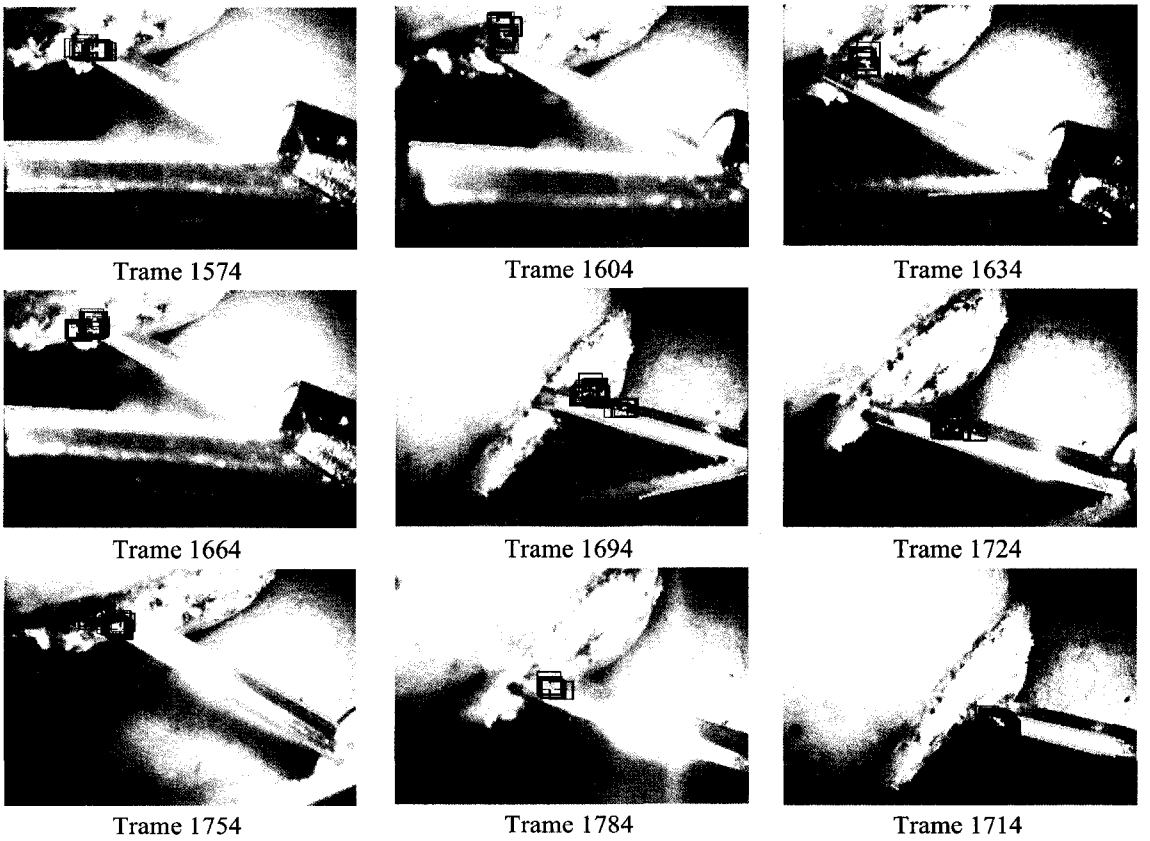


Figure 3.20 Extraction des caractéristiques avec de fortes composantes de réflexion spéculaire (séquence 4)

Dans notre approche nous nous sommes attardés principalement sur l'extraction des primitives stables et le suivi de l'instrument. Toutefois, la méthode développée par (Saint-Pierre, Boisvert, Grimard, & Cheriet, 2007) pourrait considérablement améliorer le suivi et réduire les effets néfastes des réflexions spéculaires sur notre méthode. D'autant plus, que les contraintes face à la rapidité de l'algorithme ont été résolues par Tchoulack et coll. (Tchoulack, Pierre Langlois, & Cheriet, 2008). Les auteurs ont implémenté avec succès, au moyen d'une architecture matérielle FPGA, la correction automatique en temps réel des réflexions spéculaires.

L'initialisation pourrait être considérée comme une limite. Cependant, dans notre contexte, elle ne pose aucune problématique, puisque l'autocalibrage implémenté au sein du LIV4D nécessite une séquence spécifique d'acquisition. Un mouvement de rotation pure de l'axe optique est nécessaire afin de calibrer le système. À ce moment précis, une initialisation manuelle ne contraindrait nullement le déroulement de la procédure.

Toutefois, dans l'éventualité d'éliminer toute interaction extérieure et rendre la méthode totalement autonome, une solution plausible serait l'utilisation d'une image initiale présegmentée de l'instrument ou simplement initialiser une région automatiquement à l'extrémité des segments de droite recueillis par notre algorithme.

Le suivi est également limité par la représentation de l'instrument. En effet, durant le suivi, il est requis d'avoir une représentation relativement similaire à la cible pour être perçu et suivi sur les images. En effet, puisque nous nous basons sur ces descripteurs pour représenter l'instrument, l'algorithme peut alors devenir vulnérable si un changement de représentation persiste sur plusieurs images. Une solution probable serait d'incorporer de l'information a priori à partir des données du système optique de la salle opératoire. Nous savons qu'un mouvement 3D implique nécessairement un mouvement apparent 2D. Il s'agit alors de corréler ces informations pour bénéficier d'un suivi, encore plus précis, des instruments sur les images thoracoscopiques.

Une optimisation à l'égard du temps de calcul est également envisageable. Ceci aura pour effet d'augmenter la précision et l'efficacité du suivi. L'utilisation du processeur graphique ou une architecture matérielle parallèle contribuerait nécessairement à améliorer le temps de calcul.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Dans l'objectif de construire un système de navigation chirurgicale 3D pour le rachis, nous avons décrit dans ce mémoire une approche de suivi d'instrument à travers une séquence d'images. Le suivi permet notamment d'alimenter une procédure d'autocalibrage des séquences thoracoscopiques.

Notre contribution permet d'apporter une nouvelle dimension au suivi d'instrument, puisqu'à l'heure actuelle aucune méthode de suivi sans marqueur n'est présentement utilisée en clinique. En effet, les systèmes de suivi proposés demeurent lourds, contraignants pour la procédure de stérilisation ou ionisation et nécessitent l'installation de dispositifs supplémentaires. Notre approche, sans contrainte matérielle, permet de suivre l'instrument, d'une façon robuste, uniquement à partir d'informations issues des images thoracoscopiques.

Nous avons validé notre méthode sur 10 séquences thoracoscopiques réelles. Les résultats expérimentaux ont permis de mettre en évidence l'efficacité de l'approche et confirmer sa faisabilité à plusieurs égards. En effet, nous avons démontré que notre algorithme pouvait détecter l'instrument dans plusieurs conditions difficiles, dans des circonstances de buée, d'occlusions partielles et de forts mouvements.

La modélisation des instruments, développée dans le cadre du projet, a contribué à la robustesse du suivi. Basée sur les descripteurs structurels et colorimétriques, elle permet de s'adapter à plusieurs types d'instruments chirurgicaux. De plus, nous avons prouvé par nos expérimentations que ces descripteurs peuvent être conjointement utilisés afin d'alimenter un processus d'estimation. En effet, nous avons démontré que le filtrage particulaire est

efficace pour prendre des décisions sur la localisation de l'instrument : avec 1000 particules, nous arrivons dans la majorité des séquences à distance quadratique moyenne en dessous de 13 pixels, entre notre projection et la localisation véritable de région de l'instrument sélectionnée. De plus, le suivi reste à l'intérieur de la région occupée par l'instrument à 91% des cas. Ceci permet d'assurer une cohérence dans l'extraction des segments de droite temporellement correspondants qui serviront à l'autocalibrage de l'endoscope.

Cette approche probabiliste nous permet également d'incorporer de l'information supplémentaire si nécessaire. En effet, on pourrait également envisager d'ajouter de l'information de texture sans trop affecter le modèle proposé. Toutefois, le temps de calcul pourrait augmenter substantiellement.

En effet, une des difficultés rencontrées dans l'utilisation du module de suivi était de trouver le modèle qui correspond le mieux au mouvement des instruments, tout en étant assez simple pour maintenir le suivi en temps réel. Le compromis entre le temps réel et la précision a été atteint avec une configuration spécifique aux acquisitions thoracoscopiques. Toutefois, le temps d'exécution reste majoritairement attribué à notre processus d'estimation. 70 % du temps total consiste au filtrage particulaire. Une optimisation du temps de calcul pourrait considérablement augmenter la précision.

À la lumière des résultats, nous avons répondu aux objectifs spécifiques du projet : l'identification des caractéristiques discriminantes, le développement d'une méthode de suivi, et l'évaluation des performances de l'algorithme.

Cependant, quelques recommandations permettraient d'orienter l'approche vers d'autres avenues intéressantes. Nous suggérons alors des pistes éventuelles pour améliorer le suivi.

Perspectives

À l'issue de ce projet, nous soulignons quelques perspectives profitables. Dans un premier temps, l'utilisation d'un capteur optique ou magnétique pour mesurer la précision de notre méthode pourrait renforcer l'estimation donnée quant à la localisation exacte de l'instrument.

De plus, nous avons constaté durant le projet que le chirurgien ramène constamment la caméra de façon à centrer les instruments dans l'image. L'omniprésence des instruments au centre de l'image n'a pas été considérée dans l'élaboration de l'algorithme. Cependant, on y voit là un indice qui peut faciliter l'extraction des caractéristiques ou simplement la rapidité d'exécution. En effet, avant de procéder au calcul des histogrammes on peut utiliser un noyau symétrique elliptique afin d'assigner un poids aux pixels proportionnellement à la distance qui les sépare avec le centre de l'image. Cette fonction est connue sous le nom du noyau Epanechnikov et semble avoir donné des résultats concluants dans (Qicong & Juin, 2005). Avec une telle fonction, les pixels éloignés du centre de l'image s'avéreront moins importants dans la phase d'extraction des caractéristiques de l'instrument.

En plus, puisque le nombre de particules influence fortement l'issue du suivi, il serait souhaitable d'employer une technique qui permettrait de faire varier le nombre de particules au besoin. Ceci permettrait à l'algorithme de s'adapter en fonction de la complexité de la scène. Par exemple, lorsque la cible est perdue on pourrait accroître le nombre de particules afin de rechercher la cible plus rapidement. Une fois celle-ci retrouvée et la convergence assurée, le nombre de particules serait alors diminué. Cet algorithme récemment proposé par Dieter Fox (Fox, 2003) est connu sous le nom de filtrage particulaire par KLD (Kullback-Leibler distance).

Des tests sur plus de séquences seraient souhaités avant de valider complètement l'approche pour une utilisation en clinique. L'approche étant destinée à la chirurgie du rachis, il est

primordial d'avoir un algorithme robuste et éprouvé dans différentes situations. Un suivi plus proche des conditions cliniques, dans un cadre expérimental, serait une étape ultérieure intéressante. Les résultats prometteurs que nous obtenons sur des images thoracoscopiques nous permettent d'envisager l'intégration du module de suivi dans le système de navigation 3D afin d'entreprendre des tests préliminaires sur un animal (mini porc).

Le compromis entre le temps réel et la précision a été réalisé grâce à une configuration spécifique aux acquisitions thoracoscopiques. Cependant, il serait souhaitable d'optimiser davantage le code. De plus, l'approche est présentement logicielle, toutefois, l'algorithme pourrait facilement bénéficier d'une architecture matérielle parallèle étant donné la nature des calculs.

Les résultats fournis par l'extraction robuste de primitives et de suivi seront utilisés pour l'autocalibrage des séquences thoracoscopiques. Toutefois, d'intéressantes avenues pour d'autres projets de recherche pourraient tirer profit de cet algorithme. Par exemple, la reconstruction 3D de l'instrument à partir du mouvement des droites issus de l'extraction des primitives (« Shape from Motion ») ou en plus, on pourrait considérer l'exploitation d'indices de distances relatives (profondeur, déplacement).

BIBLIOGRAPHIE

Ahmed, J. J., M.N. (2007). Best-match rectangle adjustment algorithm for persistent and precise correlation tracking. *Machine Vision*, 91-96.

Angelini, E. D., & Gerard, O. (2006). Review of myocardial motion estimation methods from optical flow tracking on ultrasound data. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 1*, 1537-1540.

Bates, D., & Ruggieri, P. (1991). Imaging modalities for evaluation of the spine. *Radiol Clin North Am, 29*(4), 675-690.

Bichot, E., Mascarilla, L., & Courtellemont, P. (2005). Particle Filtering based on Motion and Color Information. *Transactions on Information Science and Applications, 2*, 2220-2227.

Binder, K., & Heermann, D. W. (2002). *Monte Carlo simulation in statistical physics* (Vol. 80): Springer Verlag.

Black, M. J., & Anandan, P. (1996). The robust estimation of multiple motions: Parametric and piecewise-smooth flow fields. *Computer Vision and Image Understanding, 63*(1), 75-104.

Burschka, D., Corso, J. J., Dewan, M., Lau, W., Li, M., Lin, H., et al. (2005). Navigating inner space: 3-D assistance for minimally invasive surgery. *Robotics and Autonomous Systems, 52*(1), 5-26.

Canny, J. F. (1986). A computational approach to edge detection. *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 8*(6), 679-698.

Casals, A., Amat, J., & Laporte, E. (1996). Automatic guidance of an assistant robot in laparoscopic surgery. *Proceedings of the IEEE ICRA*(April 1996), 895-900.

Cedras, C., & Shah, M. (1995). Motion-Based Recognition - a Survey. *Image and Vision Computing, 13*(2), 129-155.

Chen, W., Chen, L., Qiang, G., Chen, Z., Jing, J., & Xiong, S. (2007). Using an image-guided navigation system for localization of small pulmonary nodules before thoracoscopic surgery: a feasibility study. *Surg Endosc, 21*(10), 1883-1886.

Cheung, K. M., & Al Ghazi, S. (2008). Review article: Approach-related complications of open versus thoracoscopic anterior exposures of the thoracic spine. *J Orthop Surg (Hong Kong), 16*(3), 343-347.

Chia-Hsiang, W., Yi-Chiao, C., & Chun-Yen, L. (2004). Automatic extraction and visualization of human inner structures from endoscopic image sequences. *The International Society for Optical Engineering, San Diego, CA, USA* (Vol. 5369, pp. 464-473).

Chiasson, P. M., Pace, D. E., Schlachta, C. M., Mamazza, J., & Poulin, E. C. (2004). Minimally invasive surgical practice: a survey of general surgeons in Ontario. *Can J Surg, 47*(1), 15-19.

Chien, S. I., & Sung, S. H. (2000). Adaptive window method with sizing vectors for reliable correlation-based target tracking. *Pattern Recognition, 33*(2), 237-249.

Cocquerez, J. P., Chanas, L., & Blanc-Talon, J. (2003). Simultaneous inpainting and motion estimation of highly degraded video-sequences. *Image Analysis, Proceedings, 2749*, 685-692.

Collard, J. M., Lengele, B., Otte, J. B., & Kestens, P. J. (1993). En bloc and standard esophagectomies by thoracoscopy. *Ann Thorac Surg, 56*(3), 675-679.

Das, K., & Rothberg, M. (2000). Thoracoscopic surgery: historical perspectives. *Neurosurg Focus, 9*(4), 10.

Deriche, R. (1987). Using Canny's criteria to derive a recursively implemented optimal edge detector. *Int. Journal of Computer Vision, 1*, 167-187.

Dickman, C. A., & Karahalios, D. G. (1996). Thoracoscopic spinal surgery. *Clin Neurosurg, 43*, 392-422.

Doignon, C., Graebling, P., & de Mathelin, M. (2005). Real-time segmentation of surgical instruments inside the abdominal cavity using a joint hue saturation color feature. *Real-Time Imaging, 11*(5-6), 429-442.

Faugeras, O. (1979). Digital color image processing within the framework of a human visual model. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, 27*, 380-393.

Fernandez-Maloigne, C., & Richard, N. (2002). Traitement des images In *Traitement des images* (pp. 1-4).

Fitzpatrick, J. M., West, J. B., & Maurer, C. R. (1998). Predicting error in rigid-body point-based registration. *Ieee Transactions on Medical Imaging, 17*(5), 694-702.

Fox, D. (2003). Adapting the sample size in particle filters through KLD-sampling. *International Journal of Robotics Research, 22*(12), 985-1003.

Fox, D., Hightower, J., Kauz, H., Liao, L., & Patterson, D. (2003). Bayesian techniques for location estimation. *Proceedings Workshop on Location-Aware Computing* IEEE.

Gordon, N. J., Salmond, D. J., & Smith, A. F. M. (1993). Novel-Approach to Nonlinear Non-Gaussian Bayesian State Estimation. *Iee Proceedings-F Radar and Signal Processing, 140*(2), 107-113.

Hamadeh, A., Lavallée, S., Szeliski, R., Cinquin, P., & Péria, O. (1995). Anatomy-based registration for computer-integrated surgery. *Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine, 905*, 212-218.

Han, P., Kenny, K., & Dickman, C. A. (2002). Thoracoscopic approaches to the thoracic spine: experience with 241 surgical procedures. *Neurosurgery, 51*(5 Suppl), S88-95.

Han, X., Xu, C., & Prince, J. L. (2007). Fast numerical scheme for gradient vector flow computation using a multigrid method. *Iet Image Processing, 1*(1), 48-55.

Hartley, R., & Zisserman, A. (2000). *Multiple View Geometry in Computer Vision*: Cambridge University Press.

Herrell, S. D., Kwartowitz, D. M., Milhoua, P. M., & Galloway, R. L. (2009). Toward image guided robotic surgery: system validation. *J Urol, 181*(2), 783-789; discussion 789-790.

Hii, A. J. H., Hann, C. E., Chase, J. G., & Van Houten, E. E. W. (2006). Fast normalized cross correlation for motion tracking using basis functions. *Computer Methods and Programs in Biomedicine, 82*(2), 144-156.

Horn, B. K. P., & Schunck, B. G. (1981). Determining Optical Flow. *Artificial Intelligence, 17*, 185-203.

Horowitz, M. B., Moossy, J. J., Julian, T., Ferson, P. F., & Huneke, K. (1994). Thoracic discectomy using video assisted thoracoscopy. *Spine, 19*(9), 1082-1086.

Hott, J. S., Theodore, N., Klopfenstein, J. D., Papadopolous, S., Dickman, C. A., & Sonntag, V. K. H. (2004). Image guidance in spinal surgery for trauma: Iso-C 3D. *Operative Techniques in Neurosurgery, 7*(1), 42-47.

Hough, P. V. (1962). General purpose visual input for a computer. *Ann N Y Acad Sci, 99*, 323-334.

Hu, W. M., Tan, T. N., Wang, L., & Maybank, S. (2004). A survey on visual surveillance of object motion and behaviors. *Ieee Transactions on Systems Man and Cybernetics Part C-Applications and Reviews, 34*(3), 334-352.

Ikard, R. W. (2006). Methods and complications of anterior exposure of the thoracic and lumbar spine. *Arch Surg, 141*(10), 1025-1034.

Isard, M., & Blake, A. (1998). CONDENSATION - Conditional density propagation for visual tracking. *International Journal of Computer Vision, 29*(1), 5-28.

Jiang, Y., Meng, J., & Jaffer, N. (2007). A Novel Segmentation and Navigation Method for Polyps Detection using Mathematical Morphology and Active Contour Models. *Proc. 6th IEEE Int. Conf. on Cognitive Informatics (ICCI'07).*

Kailath, T. (1967). The Divergence and Bahattacharyya Distance in Signal Selection. *IEEE Trans. on Communication Technology, 15*, 52-60.

Kalman, R. (1960). A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems. *Transactions of the ASME--Journal of Basic Engineering, 82*(Series D), 35--45.

Khelif, K., & De Laet, M.-H. (2006). Thoracoscopic surgery in children. *Revue Médicale de Bruxelle, 27.*

Khoo, L. T., Beisse, R., & Potulski, M. (2002). Thoracoscopic-assisted treatment of thoracic and lumbar fractures: a series of 371 consecutive cases. *Neurosurgery, 51*(5 Suppl), S104-117.

Kitagawa, G. (1996). Monte carlo filter and smoother for non-gaussian nonlinear state space models. *Journal of Computational and Graphic Statistics,, 5*(1), 25.

Kruger, S., Vogt, F., Hohenberger, W., Paulus, D., Niemann, H., & Schick, C. H. (2004). Evaluation of computer-assisted image enhancement in minimal invasive endoscopic surgery. *Methods Inf Med, 43*(4), 362-366.

Krupa, A., de Mathelin, M., Doignon, C., Gangloff, J., Morel, G., Soler, L., et al. (2002). Automatic 3-D positioning of surgical instruments during robotized laparoscopic of surgery using automatic visual feedback. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-Miccai 2002, Pt 1, 2488*, 9-16.

Krupa, A., Gangloff, J., Doignon, C., de Mathelin, M. F., Morel, G., Leroy, J., et al. (2003). Autonomous 3-D positioning of surgical instruments in robotized Laparoscopic surgery using visual servoing. *Ieee Transactions on Robotics and Automation, 19*(5), 842-853.

Landreneau, R. J., Hazelrigg, S. R., Mack, M. J., Dowling, R. D., Burke, D., Gavlick, J., et al. (1993). Postoperative pain-related morbidity: video-assisted thoracic surgery versus thoracotomy. *Ann Thorac Surg, 56*(6), 1285-1289.

Landreneau, R. J., Mack, M. J., Keenan, R. J., Hazelrigg, S. R., Dowling, R. D., & Ferson, P. F. (1993). Strategic planning for video-assisted thoracic surgery. *Ann Thorac Surg, 56*(3), 615-619.

Lichtenauer, J., Reinders, M., & Hendriks, E. (2004). Influence of The Observation Likelihood Function on Particle Filtering Performance in Tracking Applications. *International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition* (pp. 767)IEEE.

Lichtenauer, J., Reinders, M., & Hendriks , E. (2005). Influence of the observation likelihood function on particle filtering performance in tracking applications. *IEEE International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition*, 767–772.

Lucas, B. D., & Kanade, T. (1981). An iterative image registration technique with an application to stereo vision. *In International Joint Conference on Artificial Intelligence.*

Mack, M. J. (2001). Minimally invasive and robotic surgery. *JAMA, 285*(5), 568-572.

Mack, M. J., Regan, J. J., Bobechko, W. P., & Acuff, T. E. (1993). Application of thoracoscopy for diseases of the spine. *Ann Thorac Surg, 56*(3), 736-738.

Marnay, T. (1999). Chirurgie vidéo-assistée mini-invasive du rachis par voie antérieure *Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, 70*, 161-184.

Mathis, J. M. (2003). *Image-guided spine interventions*: Springer.

Merloz, P. (2007). [Computer-assisted orthopedic surgery]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 93*(8), 870-871.

Merloz, P., Troccaz, J., Vottaillat, H., Vasile, C., Tonetti, I., Eid, A., et al. (2007). Fluoroscopy-based navigation system in spine surgery. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H-Journal of Engineering in Medicine, 221*(H7), 813-820.

Merloz, P., Troccaz, J., Vouaillat, H., Vasile, C., Tonetti, J., Eid, A., et al. (2007). Fluoroscopy-based navigation system in spine surgery. *Proc Inst Mech Eng [H], 221*(7), 813-820.

Miller, J., & Hatcher, C. J. (1978). Thoracoscopy: a useful tool in the diagnosis of thoracic disease. *Ann Thoracic Surgery, 26*, 68-72.

Moorthy, K., Munz, Y., Dosis, A., Bello, F., & Darzi, A. (2003). Motion analysis in the training and assessment of minimally invasive surgery. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies, 12*(3-4), 137-142.

Mori, K., Deguchi, D., Sugiyama, J., Suenaga, Y., Toriwaki, J., Maurer, C. R., Jr., et al. (2002). Tracking of a bronchoscope using epipolar geometry analysis and intensity-based image registration of real and virtual endoscopic images. *Med Image Anal, 6*(3), 321-336.

Nagao, J., Mori, K., Enjouji, T., Deguchi, D., Kitasaka, T., Suenaga, Y., et al. (2004). Fast and accurate bronchoscope tracking using image registration and motion

prediction. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - Miccai 2004, Pt 2, Proceedings, 3217*, 551-558.

Netter, F. (2006). *Atlas of the Human Body*: Barron's.

Newhouse, M. (1989). Thoracoscopy: diagnostic and theraputic indications. *Pneumologie, 43*, 48-52.

Newton, P. O., Wenger, D. R., Mubarak, S. J., & Meyer, R. S. (1997). Anterior release and fusion in pediatric spinal deformity - A comparison of early outcome and cost of thoracoscopic and open thoracotomy approaches. *Spine, 22*(12), 1398-1406.

Nishikawa, A., Asano, S., Fujita, R., Yamaguchi, S., Yohda, T., Miyazaki, F., et al. (2003). Selective use of face gesture interface and instrument tracking system for control of a robotic laparoscope positioner. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - Miccai 2003, Pt 2, 2879*, 973-974.

Nummiaro, K., Koller-Meier, E., & Gool, L. V. (2003). An adaptive color-based particle filter. *Image and Vision Computing, 21*, 99-110.

O'Dowd, J. K. (2007). Minimally invasive spinal surgery *Current Orthopaedics (2007)*(21), 442-450.

Omote, K., Feussner, H., Ungeheuer, A., Arbter, K., Wei, G. Q., Siewert, J. R., et al. (1999). Self-guided robotic camera control for laparoscopic surgery compared with human camera control. *Am J Surg, 177*(4), 321-324.

Ord, K. (1999). Bayesian forecasting and dynamic models. *International Journal of Forecasting, 15*(3), 341-342.

Ortiz, F. (2006). Gaussian noise removal by color morphology and polar color models. *Image Analysis and Recognition, Pt 1, 4141*, 163-172.

Papin, P., Arlet, V., Marchesi, D., Laberge, J. M., & Aebi, M. (1998). [Treatment of scoliosis in the adolescent by anterior release and vertebral arthrodesis under thoracoscopy. Preliminary results]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 84*(3), 231-238.

Park, A., Witzke, D., & Donnelly, M. (2002). Ongoing deficits in resident training for minimally invasive surgery. *J Gastrointest Surg, 6*(3), 501-507; discussion 507-509.

Perea, L., How, J., Breger, L., & Elosegui, P. (2007). Nonlinearity in Sensor Fusion: Divergence Issues in EKF, modified truncated SOF, UKF. *Guidance, Navigation and Control Conference, Hilton Head, South Carolina* (Vol. 1, pp. 1-16) American Institute of Aeronautics and Astronautics.

Pérez, P., Hue, C., Vermaak, J., & Gangnet, M. (2002). Color-based probabilistic tracking. *7th European Conference on Computer Vision, 2350*, 661-675.

Perez, P., Vermaak, J., & Blake, A. (2004). Data fusion for visual tracking with particles. *Proceedings of the Ieee, 92*(3), 495-513.

Perez-Cruet, M. J., Fessler, R. G., & Perin, N. I. (2002). Review: Complications of minimally invasive spinal surgery. *Neurosurgery, 51*(5), S26-S36.

Picetti, G. D., & Pang, D. (2004). Thoracoscopic techniques for the treatment of scoliosis. *Childs Nerv Syst, 20*(11-12), 802-810.

Picetti, G. D., Pang, D., & Bueff, H. U. (2002). Thoracoscopic techniques for the treatment of scoliosis: early results in procedure development. *Neurosurgery, 51*(4), 978-984; discussion 984.

Ponsky, L. E., Cherullo, E. E., Sawyer, M., & Hartke, D. (2008). Single access site laparoscopic radical nephrectomy: initial clinical experience. *J Endourol, 22*(4), 663-666.

Poulin, F., & Amiot, L. P. (2002). Interference during the use of an electromagnetic tracking system under OR conditions. *J Biomech, 35*(6), 733-737.

Qicong, W., & Juin, L. (2005). Visual Tracking Using the Kernel Based Particle Filter and Color Distribution. *Neural Networks and Brain, 2005. ICNN&B '05. International Conference on* (Vol. 3, pp. 1730-1733).

Rane, A., & Rao, P. (2008). Single-port-access nephrectomy and other laparoscopic urologic procedures using a novel laparoscopic port (R-port). *Urology, 72*(2), 260-263; discussion 263-264.

Reddy, V. S. (2008). Minimally invasive techniques in thoracic trauma. *Semin Thorac Cardiovasc Surg, 20*(1), 72-77.

Regan, J. J. (1998). Principles of endoscopic spine surgery. *Current Orthopaedics, 12*(2), 86-90.

Reinhardt, H. F., & Landolt, H. (1989). CT-guided "real time" stereotaxy. *Acta Neurochir Suppl (Wien), 46*, 107-108.

Reittner, P., Tillich, M., Luxenberger, W., Weinke, R., Preidler, K., Kole, W., et al. (2002). Multislice CT-image-guided endoscopic sinus surgery using an electromagnetic tracking system. *Eur Radiol, 12*(3), 592-596.

Rosenthal, D., Rosenthal, R., & Desimone, A. (1994). Removal of a Protruded Thoracic Disc Using Microsurgical Endoscopy - a New Technique. *Spine, 19*(9), 1087-1091.

Rothenberg, S., Erickson, M., Eilert, R., Fitzpatrick, J., Chang, F., Glancy, G., et al. (1998). Thoracoscopic anterior spinal procedures in children. *Journal of Pediatric Surgery, 33*(7), 1168-1170.

Roubert, J. (2002). *Automatic guidance of a laparoscope using computer vision.* M.Sc. Thesis inédit, Technical University of Catalonia

Saint-Pierre, C. A., Boisvert, J., Grimard, G., & Cheriet, F. (2007). Detection and correction of specular reflections for automatic surgical tool segmentation in thoracoscopic images. *Machine Vision and Applications*.

Serra, J. (1982). Image Analysis and Mathematical Morphology. *ELSEVIER SCIENCE & TECHNOLOGY BOOKS*.

Serra, J. (2002). *Espaces couleur et traitement d'images* (N-34/02/MM): Centre de Morphologie Mathématique, École des Mines de Paris.

Shen, J., & Castan, S. (1992). An Optimal Linear Operator for Step Edge-Detection. *Cvgip-Graphical Models and Image Processing, 54*(2), 112-133.

Shin, M. C., Goldgof, D. B., Bowyer, K. W., & Nikiforou, S. (2001). Comparison of edge detection algorithms using a structure from motion task. *Ieee Transactions on Systems Man and Cybernetics Part B-Cybernetics, 31*(4), 589-601.

Simon, D. A. (1997). Intra-operative position sensing and tracking devices. *In Proceedings of the First Joint CVRMed / MRCAS Conference*, 62-64.

Szeliski, R., & Kang, S. B. (1997). Shape ambiguities in structure from motion. *Ieee Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 19*(5), 506-512.

Tchoulack, S., Pierre Langlois, J. M., & Cheriet, F. (2008). A video stream processor for real-time detection and correction of specular reflections in endoscopic images. *Circuits and Systems and TAISA Conference, 2008. NEWCAS-TAISA 2008. 2008 Joint 6th International IEEE Northeast Workshop on* (pp. 49-52).

Terzopoulos, D., & McInerney, T. (1997). Deformable models and the analysis of medical images. *Stud Health Technol Inform, 39*, 369-378.

Thongtrangan, I., Le, H., Park, J., & Kim, D. H. (2004). Minimally invasive spinal surgery: a historical perspective. *Neurosurg Focus, 16*(1), E13.

Tonet, O., Ramesh, T. U., Megali, G., & Dario, P. (2006). Tracking endoscopic instruments without localizer: image analysis-based approach. *Stud Health Technol Inform, 119*, 544-549.

Tonet, O., Thoranaghatte, R. U., Megali, G., & Dario, P. (2007). Tracking endoscopic instruments without a localizer: a shape-analysis-based approach. *Comput Aided Surg, 12*(1), 35-42.

Visocchi, M., Masferrer, R., Sonntag, V. K., & Dickman, C. A. (1998). Thoracoscopic approaches to the thoracic spine. *Acta Neurochir (Wien), 140*(8), 737-743; discussion 743-734.

Wall, E. J., Byslki-Austrow, D. I., Shelton, F. S., Crawford, A. H., Kolata, R. J., & Baum, D. S. (1998). Endoscopic discectomy increases thoracic spine flexibility as effectively as open discectomy - A mechanical study in a porcine model. *Spine, 23*(1), 9-15.

Wang, Y. F., Uecker, D. R., & Wang, Y. (1998). A new framework for vision-enabled and robotically assisted minimally invasive surgery. *Comput Med Imaging Graph, 22*(6), 429-437.

Wauben, L. S., van Veelen, M. A., Gossot, D., & Goossens, R. H. (2006). Application of ergonomic guidelines during minimally invasive surgery: a questionnaire survey of 284 surgeons. *Surg Endosc, 20*(8), 1268-1274.

Waugh, A., & Grant, A. (2001). *Anatomy and Physiology in Health and Illness*: Elsevier.

Wei, G. Q., Arbter, K., & Hirzinger, G. (1997). Real-time visual servoing for laparoscopic surgery. Controlling robot motion with color image segmentation. *IEEE Eng Med Biol Mag, 16*(1), 40-45.

Windisch, L., Cheriet, F., & Grimard, G. (2005). Bayesian differentiation of multi-scale line-structures for model-free instrument segmentation in thoracoscopic images. *Image Analysis and Recognition* (pp. 938-948)Springerlink.

Woodard, E. J., Leon, S. P., Moriarty, T. M., Quinones, A., Zamani, A. A., & Jolesz, F. A. (2001). Initial experience with intraoperative magnetic resonance imaging in spine surgery. *Spine, 26*(4), 410-417.

Wyszecki, G., & Stiles, W. (1982). *Color science, concepts and methods, quantitive data and formulas*. New York: Wiley.

Xu, C. Y., & Prince, J. L. (1998). Generalized gradient vector flow external forces for active contours. *Signal Processing, 71*(2), 131-139.

Yilmaz, A., Li, X., & Shah, M. (2004). Contour-based object tracking with occlusion handling in video acquired using mobile cameras. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell, 26*(11), 1531-1536.

Yoon, S. W., Lee, H. K., Kim, J. H., & Lee, M. H. (2004). Medical endoscopic image segmentation using snakes. *Ieice Transactions on Information and Systems, E87d*(3), 785-789.

Zhang, X. L., & Payandeh, S. (2002). Application of visual tracking for robot-assisted laparoscopic surgery. *Journal of Robotic Systems, 19*(7), 315-328.

ANNEXE 1 – Résultats additionnels de suivi

Les figures présentées dans cette section d'annexe sont des résultats additionnels de l'algorithme de suivi et d'extraction des primitives.

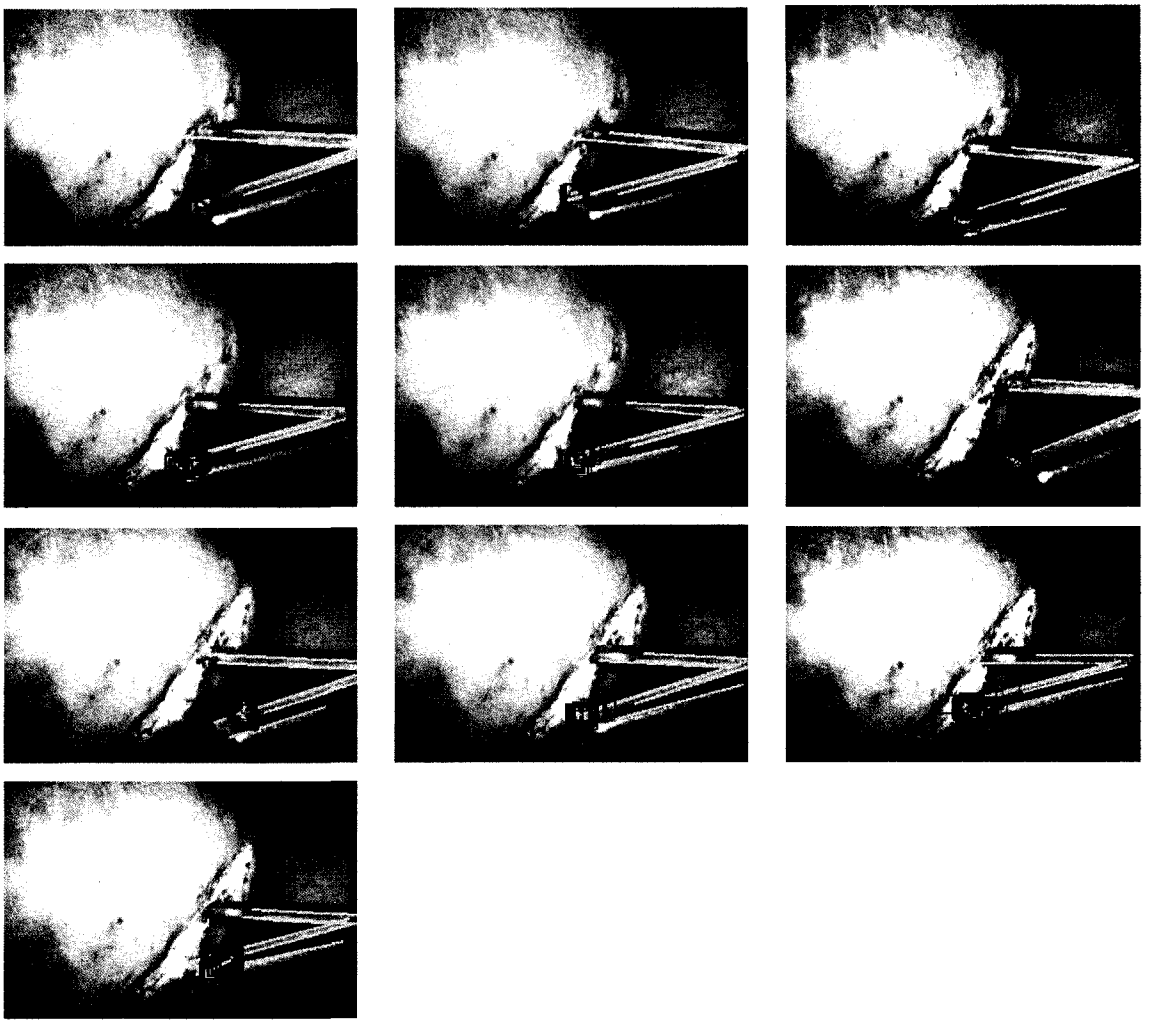


Figure A.1 Suivi et extraction des caractéristiques de la séquence (séquence 10)

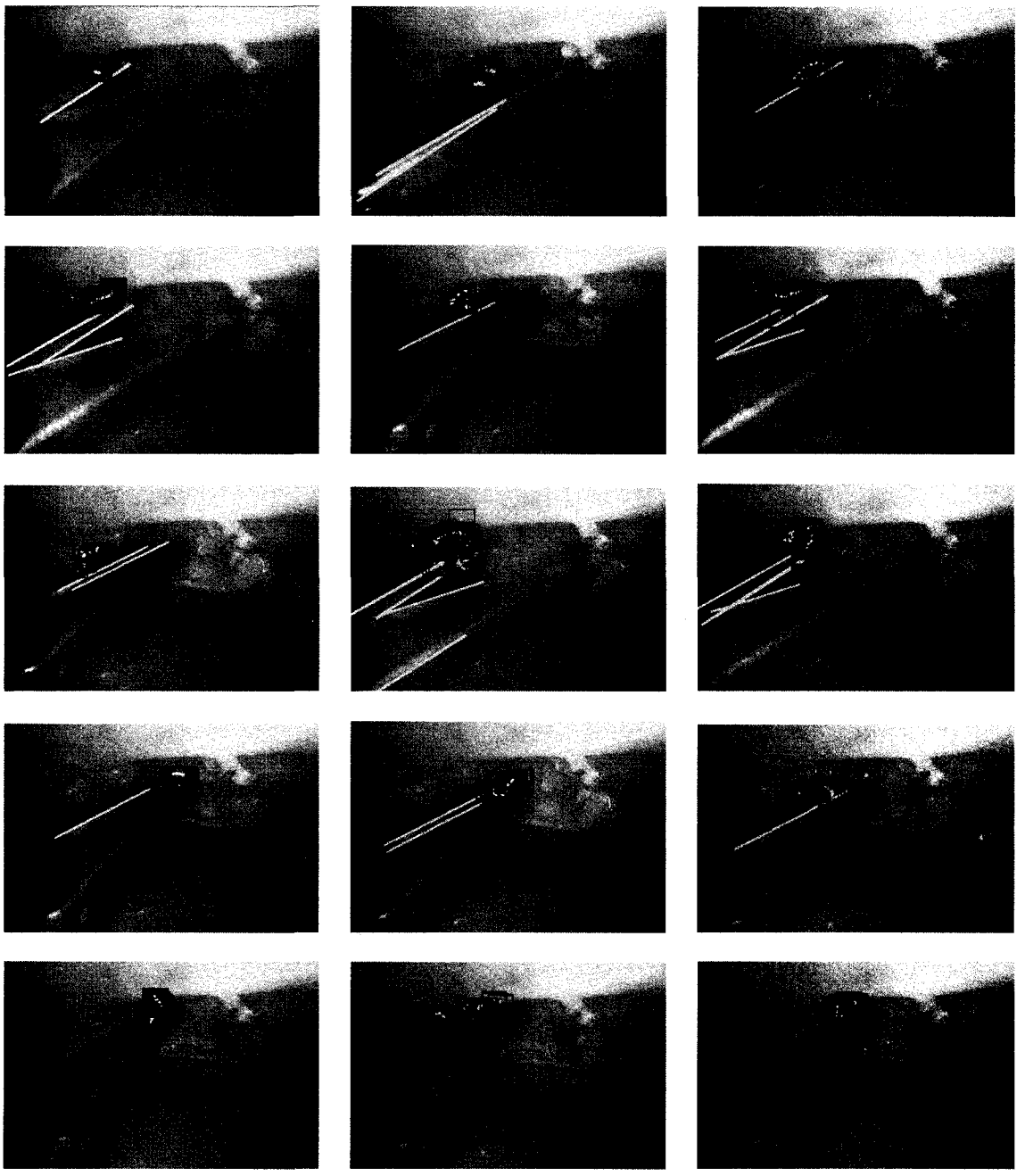


Figure A.2 Suivi et extraction des caractéristiques de la séquence (séquence 8)

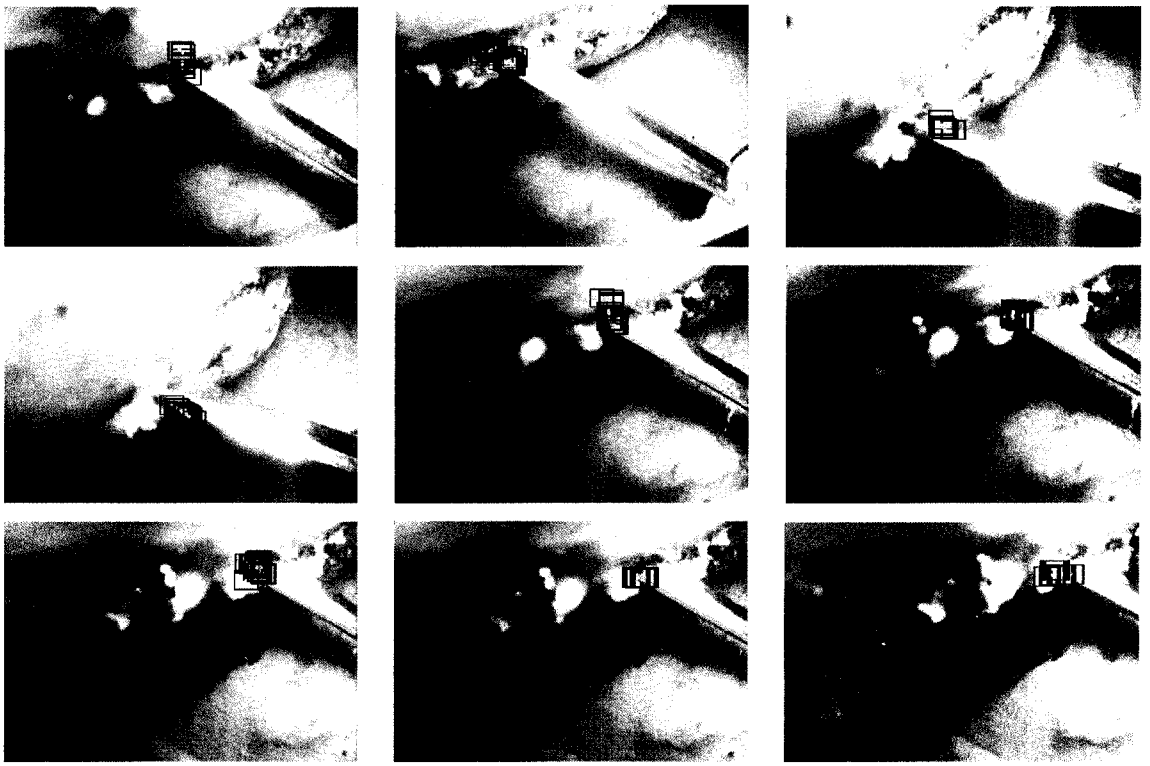


Figure A.3 Suivi et extraction des caractéristiques de la séquence (séquence 4)

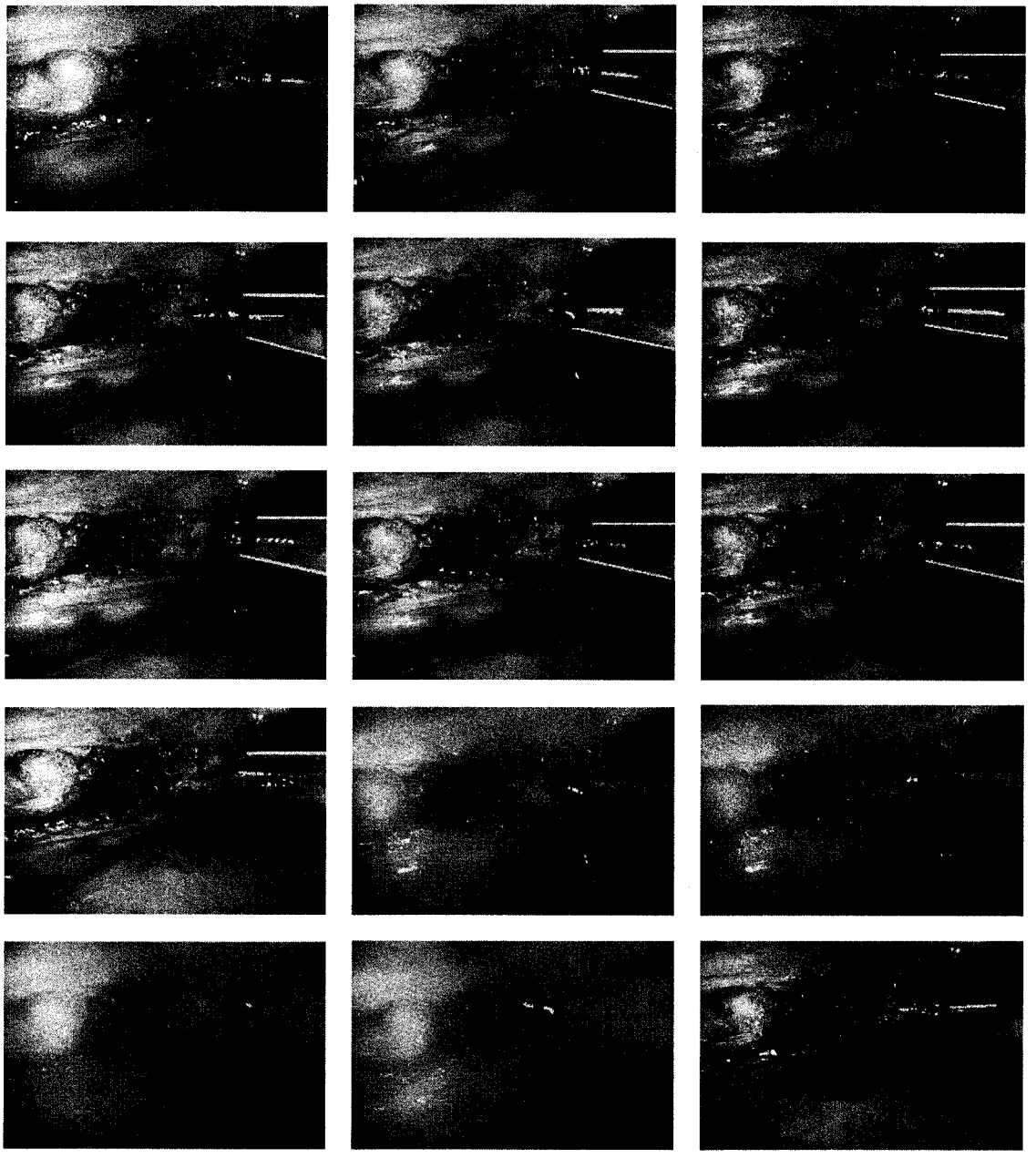


Figure A.4 Suivi et extraction des caractéristiques de la séquence (séquence 7)

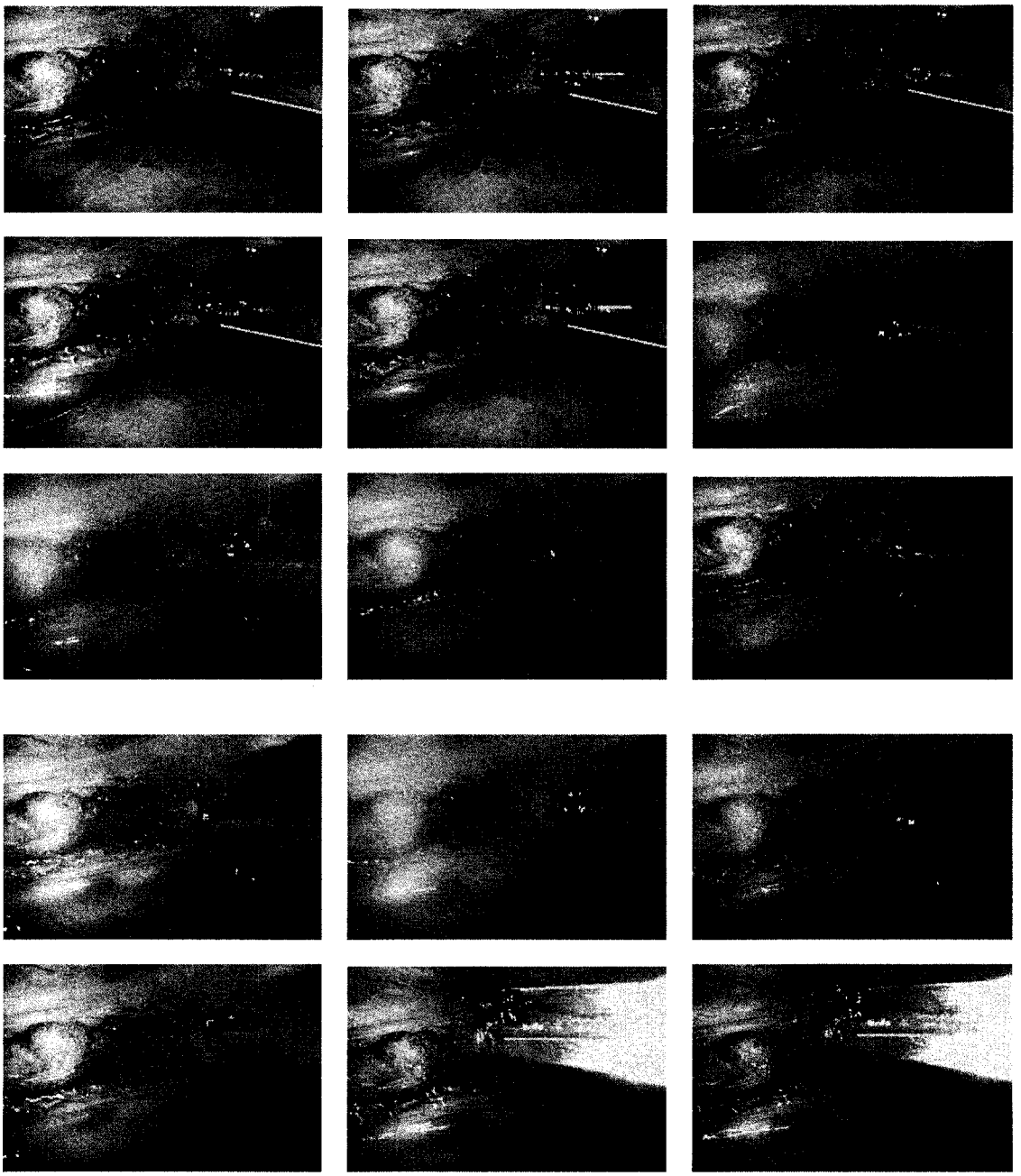


Figure A.5 Suivi et extraction des caractéristiques de la séquence (séquence 7)

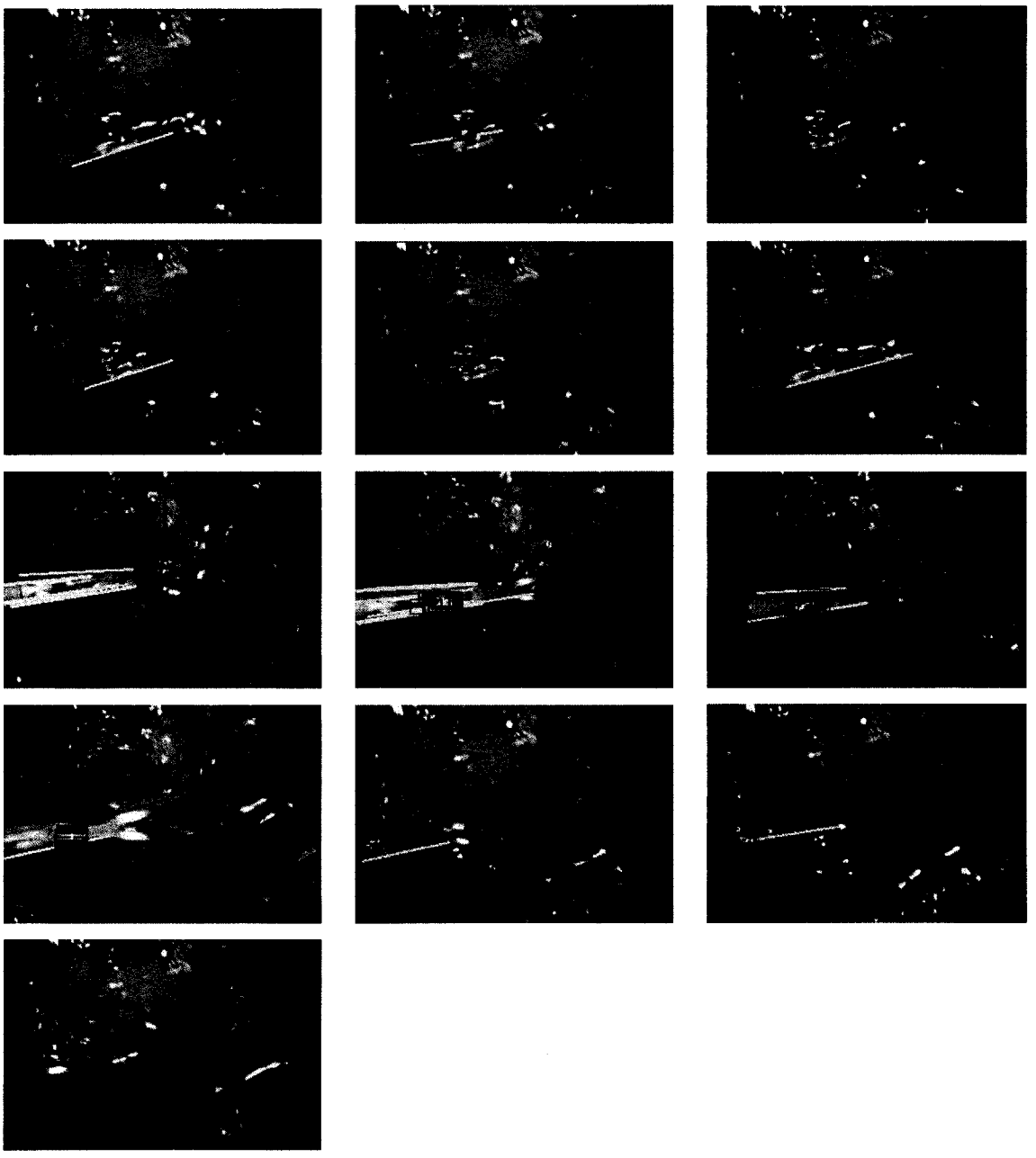


Figure A.5 Suivi et extraction des caractéristiques de la séquence (séquence 3)

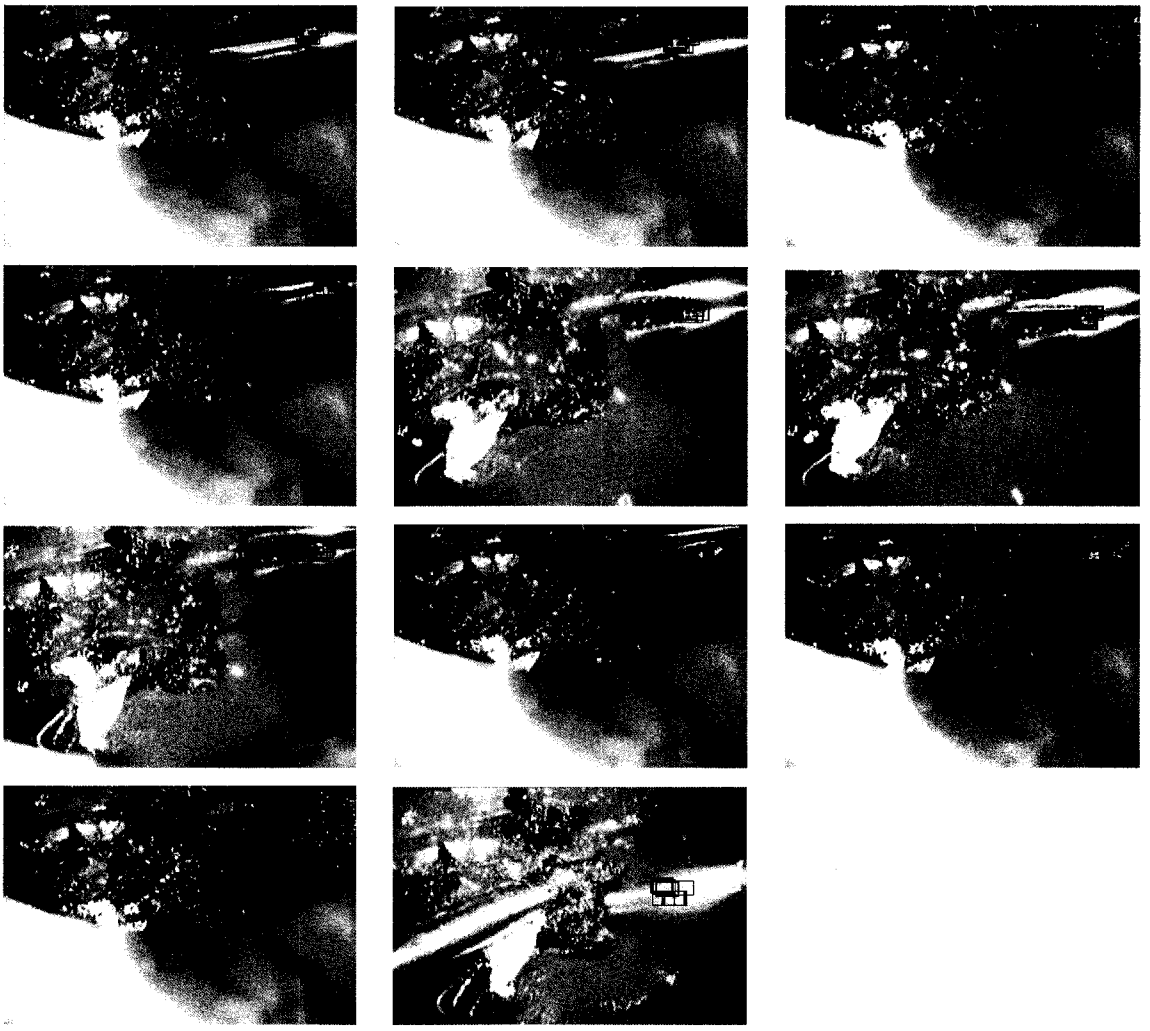


Figure A.6 Suivi et extraction des caractéristiques de la séquence (séquence 6)