

# Vers l'asservissement visuel de l'embout d'un coloscope

ANOUAR MEKAOUAR<sup>1,2</sup>, TANNEGUY REDARCE<sup>1</sup>, CHOKRI BEN AMAR<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire Ampère UMR 5005  
Université de Lyon, INSA de Lyon, 20 Avenue Albert Einstein, 69621, Villeurbanne Cedex, France

<sup>2</sup> REsearch Group on Intelligent Machines  
ENIS, Route Soukra Km 3.5 B.P. w 3038, Sfax, Tunisie

mohamed-anouar.mekaouar@insa-lyon.fr, tanneguy.redarce@insa-lyon.fr,  
chokri.benamar@rnu.enis.tn

**Résumé** — Cet article présente une approche originale concernant l'asservissement visuel de la tête d'un coloscope. Cette méthode a pour but d'éviter la collision de l'embout de l'appareil avec la paroi interne du côlon. Tout d'abord, nous réalisons une reconstruction tridimensionnelle approximative de la portion du côlon présente dans une image coloscopique. Ensuite, en se basant sur cette même reconstruction, nous déduisons une trajectoire de navigation que l'embout du coloscope devrait suivre pour garantir une navigation sécurisée le long de la portion considérée. Le traitement associé à des portions intestinales consécutives devrait aboutir à une navigation sécurisée pour toute la partie explorée. Afin de concrétiser cette approche nous avons remplacé le système de commande manuelle d'un coloscope usuel par un système motorisé permettant des mouvements *pan* et *tilt* de l'embout de l'appareil.

**Mots clés** — coloscopie, asservissement visuel, reconstruction 3D, vision par ordinateur, robotique médicale.

## I. INTRODUCTION

La coloscopie est l'un des examens endoscopiques les plus exigeants techniquement qui est également très impopulaire chez les patients. Une grande habileté est requise pour propulser un tube flexible pouvant mesurer jusqu'à deux mètres de longueur le long d'un côlon tortueux, tout en causant une gêne minimale au patient et en effectuant un examen minutieux. La plupart des opérateurs en coloscopie utilisent des techniques endoscopiques similaires [11]. Une insufflation d'air est effectuée dans le côlon afin de le distendre et faciliter ainsi l'insertion de l'appareil. L'air excessif, causant une surdistension, doit toutefois être évité. Les forces appliquées sur l'instrument au moment de l'insertion, doivent être légères pour minimiser les douleurs et éviter tout risque d'étirement ou de perforation de la paroi du côlon et du mésentère qui est une membrane séreuse du gros intestin. Le coloscope est inséré par action manuelle vers le cæcum tout en fournissant une vue temps réel de l'intérieur du côlon. Le lumen devrait être toujours gardé dans le champ de vision de façon à ce que peu, ou alors, aucune manipulation ne s'effectue sans discernement. Un certain nombre de manipulations du type « va et vient » est effectué pour guider l'instrument dans le côlon tout en évitant la formation de boucles. Un savoir faire considérable est donc nécessaire pour retirer, insérer et appliquer des mouvements de rotation au coloscope. D'autre part la seule information disponible au médecin lors de l'examen coloscopique est celle

affichée en temps réel sur le moniteur, d'où la naissance de l'idée d'associer l'orientation de la tête du coloscope à l'information visuelle. Ceci permettra au médecin de consacrer le meilleur de son attention au diagnostic médical plutôt que sur la manipulation de l'appareil chirurgical. De plus, une telle assistance, devrait garantir un minimum de gêne pour le patient tout en réduisant considérablement le temps requis pour l'examen coloscopique.

Plusieurs contributions ont été effectuées dans ce sens, notamment, les travaux de [3] qui considèrent le lumen et les plis tissulaires du côlon comme assistants à la navigation. Cependant, le côlon présente des portions parfaitement lisses. Donc en cas d'absence des deux types de données du champ visuel, l'approche proposée n'est plus en mesure de fournir de l'assistance à la navigation. Quant à [2], ils ont introduit une nouvelle structure référée comme *pq-histogramme* englobant l'information 3D d'une portion d'image coloscopique. En effet, une image donnée est divisée en quatre quadrants. Un *pq-histogramme* est déduit pour chaque quadrant. Chacun de ceux-là suggère une certaine direction. La navigation se fait en se basant sur la totalité des votes des quatre quadrants. Cette approche s'est montrée assez effective pour les images ne présentant pas de lumen. Mais, son taux de réussite décline nettement pour les images à lumen visible. Plus récemment, [4] ont proposé un système de navigation intelligent pour endoscope qui prend en charge des données visuelles et tactiles. La partie concernant la vision ne considère explicitement que le cas du lumen visible. De plus, quelques essais sur des côlons porcins ont révélé la limitation de cette approche concernant la prédiction du voisinage de la tête du coloscope. On note aussi les travaux de [5] qui ont appliqué une méthodologie de croissance de région pour le suivi du lumen. Ils ont aussi introduit un critère de circularité pour distinguer le lumen des poches pathologiques en saillie par rapport la muqueuse du côlon, appelées diverticules.

Outre l'utilisation de l'information visuelle pour l'assistance à la navigation, plusieurs travaux ont été consacrés à la reconstruction 3D des images endoscopiques dans le but d'aider le médecin à faire des études morphologiques des tissus potentiellement cancéreux. Le Shape From Shading (SFS) est une des techniques utilisées pour se but. Dans ce sens, [8] ont proposé une approche assez réaliste de ce problème en mettant l'accent sur le fait que, pour un endoscope, la source lumineuse est proche de la surface illuminée de façon que chaque point de la surface est éclairé

différemment. Cela dit, à cause de sa formulation différentielle, des conditions initiales sont requises pour cette approche afin d'obtenir une solution convenable. D'autres alternatives évoquant la reconstruction 3D à partir de séquences vidéo ont été proposées, tels que les travaux de [6] qui ont décrit une méthode de factorisation à contraintes (CBFM = Constraint-Based Factorisation Method) qui permet d'effectuer la reconstruction à partir des séquences monoculaires endoscopiques. Une telle méthode peut fournir de bons résultats de reconstruction mais il serait difficile de l'appliquer dans un environnement aussi restreint que le côlon et tout particulièrement ses endroits les plus étroits. Dans le même esprit, [9] ont présenté une méthode de reconstruction qui mène à une configuration standard de stéréovision. Cependant, tout comme [6], elle ne tient pas compte de la non-rigidité du côlon.

Nous présentons dans cet article une nouvelle stratégie pour commander l'embout d'un coloscope en se basant uniquement sur l'information bidimensionnelle issue du capteur monoculaire fixé sur celui-ci. Tout d'abord une reconstruction 3D de la scène affichée dans une image endoscopique est effectuée en s'inspirant des travaux de [10]. Ensuite, une trajectoire de navigation est établie en se basant sur le relief obtenu. Cette trajectoire est une alternative de navigation à travers la portion du côlon représentée dans l'image considérée qui est conçue de façon à éviter toute sorte de collision entre la paroi intestinale et la tête de l'appareil médical. Ceci est utile pour les praticiens surtout durant la phase d'insertion. Un système de commande motorisé (Fig.1) a été fixé à la place du système de contrôle manuel afin d'automatiser les déplacements de l'embout du coloscope selon les consignes transmises au deux moteurs *pan* et *tilt*.

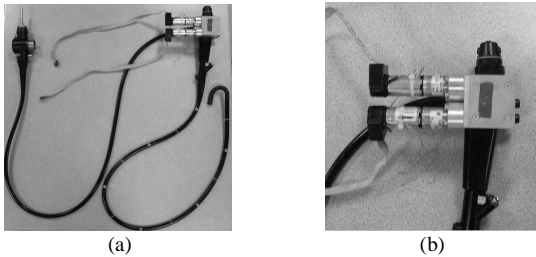


Fig. 1. Motorisation du coloscope (a) le coloscope motorisé, (b) le système de contrôle motorisé remplaçant les deux manettes usuelles.

Cet article est composé de la manière suivante. La Section II décrit l'approche de reconstruction 3D utilisée. Ensuite, une nouvelle méthode de navigation orientée vision (avec quelques exemples concrets) est proposée dans la section III. Enfin, nous concluons dans la section IV.

## II. RECONSTRUCTION 3D

### A. Shape from shading (SFS)

Cette technique semble plus appropriée à notre problématique vu qu'elle consiste à reconstruire le relief 3D d'une scène à partir des niveaux de gris d'une seule image. Cependant cette technique a longtemps été considérée comme un problème mal posé ou comme un exercice de style ne pouvant fournir des résultats satisfaisants que sur des images synthétiques. En effet, lorsqu'il s'agissait d'images réelles les résultats étaient souvent décevants. Ceci est en effet dû à plusieurs facteurs. Tout d'abord, à force de favoriser les hypothèses de simplification dans la formulation de ce problème, la modélisation correspondante a toujours manqué de réalisme.

Un autre facteur accentuant la difficulté de la résolution de ce type de problème, est le nombre assez élevé d'inconnues. Ceci a pour rôle de rendre la procédure de calcul très encombrante et par conséquent inapplicable dans un contexte temps réel où même dans un contexte qui est sensé être proche du temps réel (comme dans notre cas). De plus, lorsqu'il s'agit de traiter des images réelles, il faut tenir compte du bruit qui peut être présent sous différentes formes (bruit gaussien, surbrillance de régions de différentes tailles dans l'image due à la réflexion de la lumière par la surface à reconstruire...etc). Enfin, vu que les formulations du problème sont toujours des équations aux dérivées partielles, des conditions aux limites sont requises pour obtenir une solution convenable, ce qui n'est généralement pas disponible sur des images réelles [10]. Cela dit, des travaux récents tels que ceux de [12,10] ont permis de donner des formulations plus réalistes au problème et par conséquent de meilleurs résultats de reconstruction sur des images réelles.

Après consultation de ces références, nous avons pris la décision de commencer par examiner de plus près la méthode évoquée par [10]. Ce choix est dû tout d'abord à la simplicité de la formulation du problème qui consiste à modéliser la scène par une *spline*. En effet, avec une telle modélisation il y a une réduction considérable du nombre des inconnues à partir du moment où seuls les « paramètres de contrôle » de la *spline* sont requis pour décrire la scène 3D. D'autre part, cette approche permet de traiter différemment les pixels fiables qui définissent correctement l'objet à reconstruire et les pixels non fiables qui correspondent généralement à des surbrillances sur l'objet en question. Ceci peut être concrétisé en introduisant le concept du domaine de reconstruction qui est composé de la totalité des pixels décrivant le relief à reconstruire et le domaine utile (un ensemble de pixels fiables) qui est inclus dans ce dernier. En effet, seuls les pixels du domaine utile seront pris en compte pour vérifier la bonne correspondance du modèle 3D avec l'image initiale. Il est à noter que pour ce genre de modélisation, le modèle de réflectance de la surface du relief est supposé Lambertien, c'est-à-dire que chaque point est supposé illuminé de la même manière et ceci selon toutes les directions d'observation. De plus, les réflexions secondaires ainsi que les aberrations des lentilles sont négligées. Quant au récepteur photosensible, il est supposé linéaire. Enfin, les rayons issus de la source lumineuse sont considérés comme étant parallèles et uniformes. Soit  $(C, x, y, z)$  un repère orthogonal lié au capteur monoculaire (Fig.2). Le plan  $\Pi$  est appelé « plan de mise au point ». L'axe  $(Cz)$  représente l'axe optique. Le pixel  $Q$  est le conjugué du point  $P^o$  sous hypothèse orthogonale en considérant  $P_{\Pi}$  qui est le projeté orthogonal de  $P^o$  sur  $\Pi$  et l'antécédent de  $Q$  par projection centrale de centre  $C$ .  $I(x, y)$  est le niveau de gris du pixel  $Q$  de coordonnées  $(x, y, f)$ . Pour une formulation basée sur une projection orthographique le point  $P^o$  a pour coordonnées  $(-x.d/f, -y.d/f, u^o(x, y))$  où  $u^o$  constitue l'inconnue du problème considéré.

L'équation décrivant le problème s'écrit donc :

$$g^2 \left\| \vec{\nabla} u^o(x, y) \right\|^2 = \frac{I_{\max}^2}{I(x, y)} - 1 \quad (1)$$

avec  $g = -\frac{f}{d}$  correspond au grandissement transversal

$I_{\max}$  correspond à la valeur maximal de  $I$ .

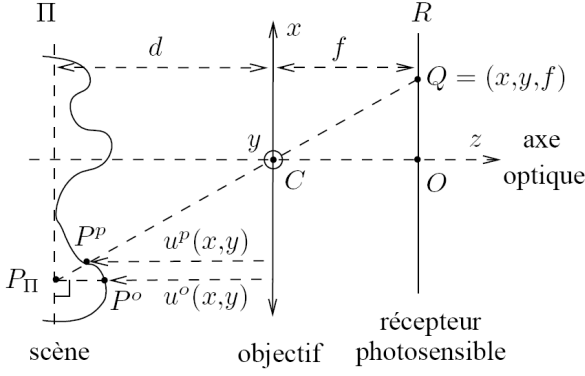


Fig. 2. Le processus de photométrie.

Pour une formulation basée sur une projection perspective le point considéré est  $P^p$   $(-xu^p(x, y)/f, -yu^p(x, y)/f, u^p(x, y))$ ,  $u^p$  étant la nouvelle inconnue du problème. Pour une formulation en projection perspective, le problème est décrit par :

$$\hat{g}(x, y)^2 \left\| \vec{\nabla} u^p(x, y) \right\|^2 = \frac{I_{\max}^2}{I(x, y)} - 1 \quad (2)$$

avec,

$$\hat{g}(x, y) = \frac{f}{u^p(x, y) + x\partial_x u^p(x, y) + y\partial_y u^p(x, y)}$$

Le problème ainsi posé, voyons maintenant comment faire correspondre une *spline* au relief de la scène.

### B. Spline 3D :

Selon [5] une *spline 3D* est une fonction réelle à deux variables réelles  $(s, t) \in [0, 1]^2$  polynomiale de degrés  $m$  et  $n$ , définie relativement à deux familles de fonctions d'une variable réelle  $\{B_{i,m}\}_{i \in [0, m]}$  et  $\{B_{j,n}\}_{j \in [0, n]}$  correspondants à des polynômes de Bernstein [7] de la forme:

$$B_{j,n}(u) = \frac{n!}{j!(n-j)!} u^j (1-u)^{n-j} \quad (3)$$

Quant à la *spline*, elle correspond à l'expression suivante :

$$S_{m,n}(s, t) = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n P_{i,j} B_{i,m}(s) B_{j,n}(t) \quad (4)$$

où les  $P_{i,j}$  sont les paramètres de contrôle de la *spline* au nombre de  $(m+1) \times (n+1)$ .

Afin de correspondre le SFS à la modélisation par une *spline*, [10] ont proposé deux critères de minimisation d'énergie, respectivement selon les hypothèses orthographique et perspective. Cependant, ces critères se sont avérés encombrants pour notre objectif. De plus, il faut noter que la précision de la reconstruction voulue doit être en accordance avec l'application concernée. Donc, si la reconstruction est réalisée pour des fins de diagnostics médicaux, c'est la précision qui l'emporte face au temps d'exécution au niveau de l'importance. Tandis que, lorsqu'il s'agit de piloter la tête d'un coloscope à l'intérieur du côlon, il n'y a aucun besoin de récupérer les détails subtils de la scène tant que la reconstruction tient compte des traits majeurs morphologiques

de l'environnement de navigation. D'autre part le temps de reconstruction n'est plus d'une importance mineure. En effet, dans un tel contexte, étant donné l'aspect dynamique du côlon, une reconstruction fournie en retard risque fortement de ne pas correspondre à la configuration courante de la scène.

Une simple observation consiste à profiter de la singularité de notre problème. En effet, nous avons affaire à un environnement de navigation tubulaire dont les images acquises contiennent forcément des parois à tendance concave. Nous avons donc estimé qu'un tel avantage doit être utilisé au profit de la rapidité du traitement. De plus, une *spline 3D* est un puissant outil d'interpolation qui pourrait à lui seul inférer une reconstruction compatible avec notre objectif sur ce type d'images.

### C. Simulations :

Toutes les simulations que nous avons effectués jusque là ont été réalisées à l'aide du logiciel MATLAB. Dans ce cadre, nous avons considéré le cas des images synthétiques et celui des images réelles. Le traitement se fait de la même façon pour les deux cas. Tout d'abord, le choix d'une portion d'une image considérée, est accompli à l'aide de la souris où de façon prédéfinie. Cette portion sera considérée comme le domaine de reconstruction. Un exemple est exposé dans la Fig.3.

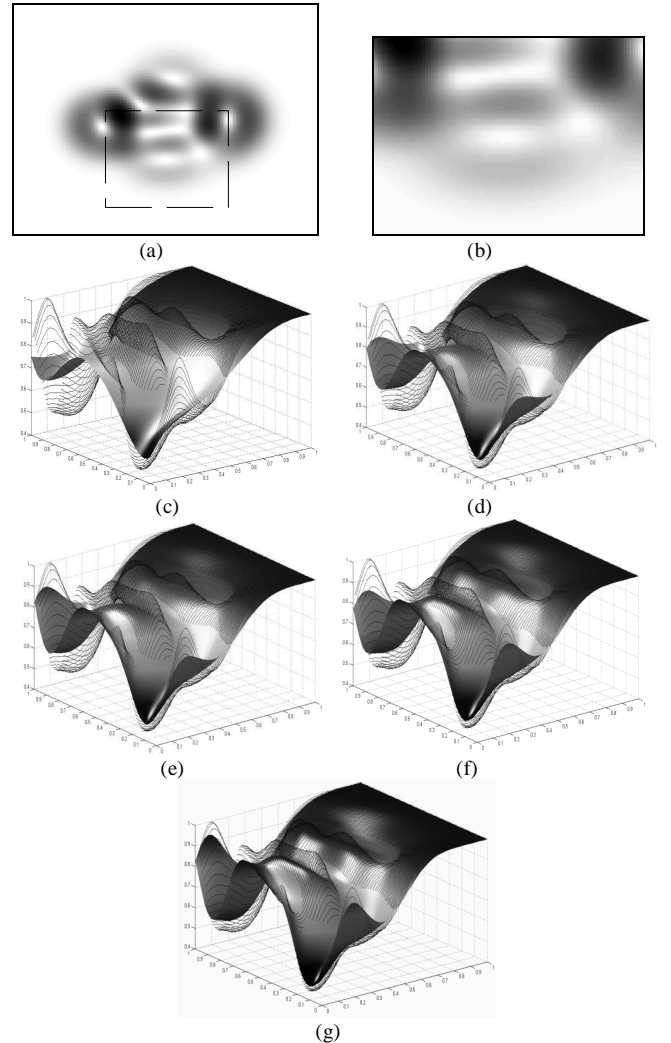


Fig. 3. Exemple de reconstruction sur image synthétique (a) Image synthétique sur laquelle est désigné un domaine de reconstruction délimité par un rectangle pointillé (b) le domaine de reconstruction (c),(d),(e),(f) et (g) correspondent respectivement à des reconstructions impliquant des *splines 3D* de degrés (9,9); (19,19); (24,24); (32,32) et (49,49);

Selon les degrés choisis pour la *spline 3D*, nous échantillons le domaine de reconstruction. Les points obtenus seront les points de contrôle de la fonction *spline*. Dans Fig.3 (c), (d), (e), (f) et (g), nous avons, pour chaque figure, représenté la reconstruction (relief continu) ainsi que le relief réel du domaine de reconstruction (succession de lignes) afin de mieux estimer la qualité de la reconstruction. Il est bien clair que la qualité est d'autant meilleure que les degrés de la *spline* choisie sont élevés.

Voici maintenant le résultat du même traitement sur une image réelle (Fig.4) que nous avons acquise à l'intérieur d'un tube en plastique à l'aide d'un endoscope rigide. Cette image évoque une courbure à l'intérieur du tube en question.

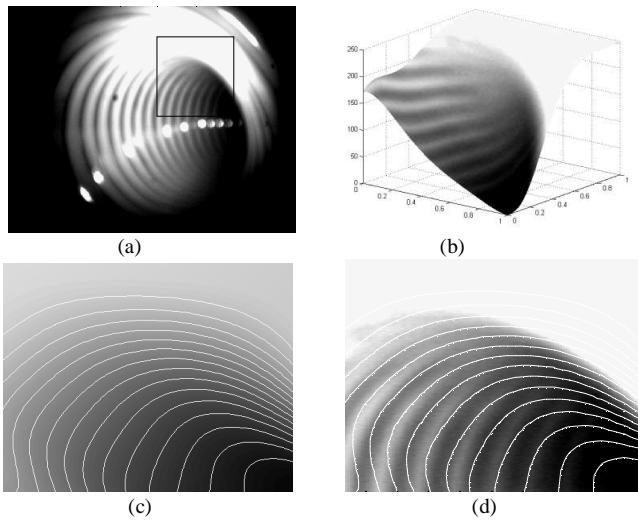


Fig. 4. Une courbure dans un tube en plastique (a) image acquise à l'intérieur du tube, (b) reconstruction + texture, (c) image des pseudo-intensités du relief reconstruit + contours pour mettre en évidence les profondeurs de celui-ci, (d) superposition des contours obtenus en '(c)' au domaine de reconstruction.

De même que l'exemple précédent, nous choisissons une portion de l'image originale en tant que domaine de reconstruction, ensuite nous associons une *spline* de degrés (9,9) à ce domaine reconstruction. Vu que c'est une image réelle, le taux de bruit est non négligeable contrairement à l'exemple précédent. Cependant, le relief reconstruit est parfaitement lisse (Fig.4 (b)) sur lequel les profondeurs sont facilement distinguées (Fig.4 (c)). De plus, la superposition des contours représentant différentes profondeurs du relief sur le domaine de reconstruction confirme la correspondance entre la scène représentée dans l'image et sa reconstruction associée (Fig.4 (d)).

### III. NAVIGATION ASSISTEE

La reconstruction décrite dans le paragraphe précédent est certes approximative mais elle tient compte des grands traits caractéristiques de la scène illuminée avec une source lumineuse unique. En effet, le minimum du relief reconstruit correspond à la région la plus foncée de l'image qui à son tour correspond à l'endroit le plus sombre de la scène photographiée. Cet endroit paraît sombre car il reflète un minimum de faisceaux lumineux envers le capteur monoculaire. Ce fait indique l'absence d'obstacle à cet emplacement, contrairement à la région la plus claire de la scène qui correspond à l'obstacle le plus proche du capteur monoculaire.

Dans un contexte de coloscopie, le chirurgien essaye toujours de garder le lumen du côlon dans le champ de vision car celui là correspond au vide à l'intérieur du côlon requis pour une navigation sécurisée. Néanmoins, vu la complexité de la procédure, il se peut que le lumen ne soit plus visible. Dans ce cas le médecin essaiera de diriger l'embout du coloscope vers la région la plus sombre de scène (qui est désormais quelque part sur la paroi interne du côlon) tout en essayant de le faire bouger parallèlement à la muqueuse du côlon. Ceci nous a inspiré pour concevoir une assistance à la navigation donnée par la Fig. 5.

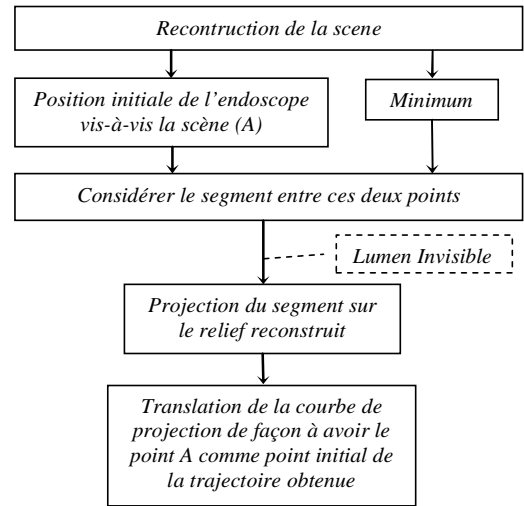


Fig. 5. Assistance à la navigation.

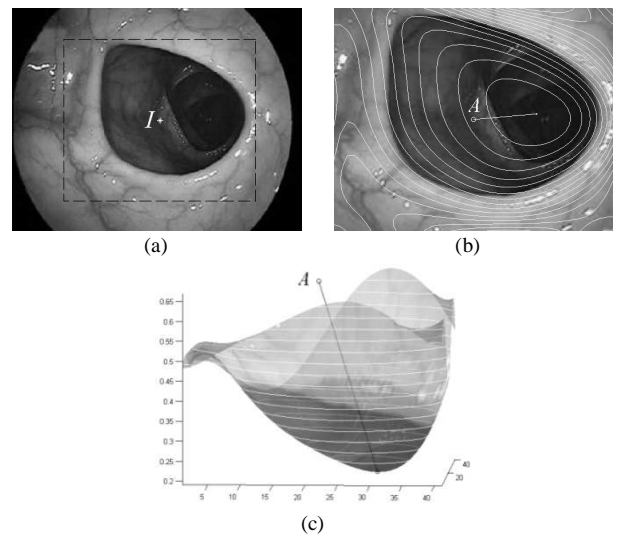


Fig. 6. Image coloscopique typique (a) image présentant un lumen visible et indiquant le domaine de reconstruction délimité par le rectangle pointillé, (b) vue frontale du domaine de reconstruction dont les différentes profondeurs sont mises en évidence, (c) le relief reconstruit sur lequel des contours correspondant à différentes profondeurs sont superposés. Le segment de navigation est également présenté sous un angle de vue explicite.

La première étape à franchir c'est de localiser l'embout du coloscope par rapport à la scène. Ceci se fait à l'issue d'une calibration de la camera [13]. Il est important de mettre l'accent sur la nécessité de choisir le domaine de reconstruction centré sur l'image afin de garantir l'accès à l'axe optique (Fig. 2) sur lequel se trouve la position initiale de la tête du coloscope. Ensuite, le minimum du relief reconstruit est détecté. Le segment reliant l'emplacement courant du

capteur monoculaire (noté par le point  $A$ ) et le minimum de la reconstruction constitue une bonne alternative de navigation pour le cas de lumen visible car ce segment pointe sur un endroit vide de la scène.

Fig.6 présente un exemple concret du cas correspondant au lumen visible. Après avoir choisi un domaine de reconstruction centré sur l'image (Fig.6 (a)), nous réalisons une reconstruction de la scène avec la méthode précédemment décrite (Fig.6 (b) et (c)).

Quand au cas du lumen invisible, il n'y pas de région sombre dans l'image considérée. Néanmoins, dans la plupart des cas, il existe toujours quelques petites variations entre différentes parties de l'image qui seront forcément prises en compte lors de la reconstruction de la scène. De plus, comme pour le cas du lumen visible, le domaine de reconstruction est centré sur l'image. En outre, nous considérons le point  $A$  précédemment décrit, comme position initiale de la tête de l'appareil. Le minimum du relief reconstruit, qui correspond à un certain point de la muqueuse intérieure, est également pris en compte. Cependant, puisque le minimum ne correspond plus à une zone sombre vide, le segment entre ces deux points ne peut constituer une alternative convenable de navigation. Néanmoins, un tel segment reste assez informatif à partir du moment où il peut indiquer la direction de l'évolution globale de l'ombrage créé à travers la portion considérée du côlon. Dorénavant, ce segment sera désigné par *le segment de direction*.

En tenant compte de l'avantage non négligeable que constitue l'aspect tubulaire de l'organe creux, il est facile d'anticiper que le voisinage de la muqueuse intérieure est un espace vide. Ainsi, une trajectoire commençant par la position initiale de la tête de l'endoscope et se dirigeant vers le voisinage du minimum du relief reconstruit tout en restant parallèle à celui-ci devrait garantir la sécurité requise. Dans ce cas, comme suggéré par le processus décrit à la Fig. 5, deux étapes consécutives sont nécessaires: une projection au cours de laquelle *le segment de direction* est projeté sur le relief reconstruit, résultant en une courbe décrivant littéralement celui-ci le long du segment de projection, ensuite, une translation de la courbe de projection de façon à avoir la position initiale de la tête de l'appareil comme point initial de la courbe. Ainsi, la navigation s'effectue de façon parallèle au relief reconstruit et par la suite en parallèle avec la muqueuse évitant toute collision avec cette dernière. La Fig. 7(b) montre les résultats du traitement pour le domaine de reconstruction délimité par le rectangle pointillé de la Fig. 7(a) pour lequel l'axe optique est aussi celui de l'image entière.

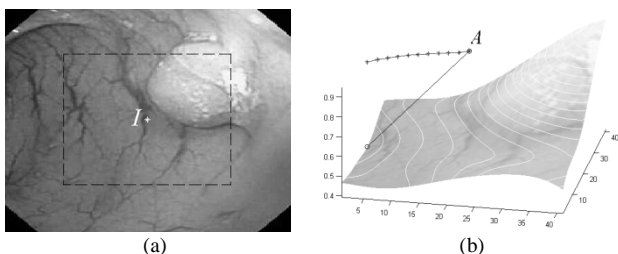


Fig. 7. Image coloscopique typique [14] (a) image coloscopique dont le lumen est invisible et présentant un domaine de reconstruction délimité par un rectangle pointillé, (b) le relief reconstruit de la scène sur lequel des contours mettant en évidence les différentes profondeurs sont superposées. Le segment de direction ainsi que la trajectoire de navigation sont présentés sous un angle explicite.

L'assistance sera effective lorsque l'embout suit la trajectoire prédéterminée lors de l'insertion du tube de l'appareil. D'autre part il faut noter que la scène est continuellement en changement durant l'insertion. De ce fait, nous proposons de considérer à chaque fois la première portion (la longueur de cette portion correspond à un pas d'insertion) de la trajectoire proposée. Ensuite, lors du changement de la configuration, il faut considérer la première portion de la trajectoire disponible suivante, et ainsi de suite.

En considérant le centre de l'image comme origine de repère, l'information devant être transmise au deux moteurs d'orientation n'est autre que les coordonnées des points de la trajectoire établie qui est mise à jour lorsque la tête de l'endoscope est déplacée. Ces valeurs peuvent être considérées comme les déplacements selon les axes horizontal et vertical que l'embout devrait suivre pour sécuriser la navigation. En termes de vision, ceci se traduit par le déplacement du centre de chaque image selon la première portion de la trajectoire proposée. Donc, pour chaque axe, la différence entre la position courante de l'embout (le centre de l'image) et la suivante est remise à zéro à la fin de chaque déplacement. Et ceci constitue la base de l'asservissement de système proposé par la Fig.8.

$x$  et  $y$  sont respectivement les variables associées aux déplacements *pan* et *tilt* de l'embout, qui sont objets d'asservissement dans le système proposé. Les Actionneurs *pan* et *tilt* ainsi que le *Modèle 3D* sont actuellement en cours d'études de façon à avoir les déplacements voulus de l'embout. Quant à la partie traitement d'image, elle correspond à la succession d'une étape de reconstruction tridimensionnelle approximative de la scène et d'une induction de trajectoire d'assistance à la navigation, deux étapes qui ont été présentées et discutées dans cet article.

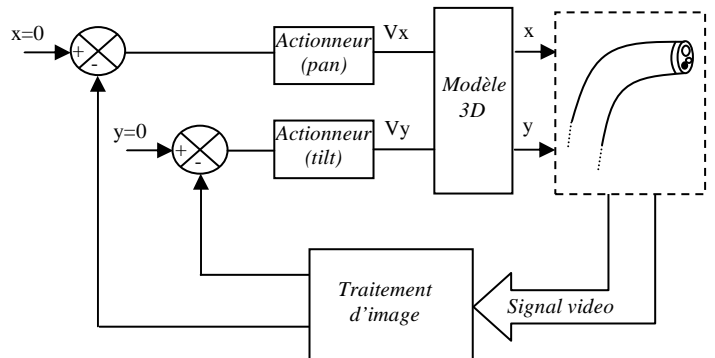


Fig. 8. Asservissement visuel de l'embout du coloscope

#### IV. CONCLUSION

Nous présentons dans ce document, une nouvelle approche de l'asservissement visuel de la tête d'un coloscope. Pour une image donnée nous effectuons une reconstruction de la scène correspondante. Cette reconstruction est certes approximative mais elle tient néanmoins compte des principaux traits morphologiques de la scène considérée. De ce fait, une trajectoire de navigation sécurisée peut être induite en se basant sur la reconstruction en question. De plus, le traitement peut être effectué de façon permanente durant la navigation de l'embout sans retard perceptible entre l'acquisition de l'image et le traitement qui lui est associé. A l'issue du traitement des données visuelles, les valeurs de *pan* et *tilt* sont transmises sous forme de signaux aux actionneurs des deux moteurs. Ces

derniers transformeront ces signaux en vitesses de rotation qui attaqueront le block *Modèle 3D* susceptible de transformer ces rotations en déplacements effectif de l'embout du coloscope. Cela dit, ce dernier block, étant en cours d'étude, nous n'avons pas pu simuler la totalité du système d'asservissement.

Nous nous fixons donc, comme prochaine étape de mettre en œuvre celui-ci afin d'estimer la robustesse de l'approche proposée et effectuer les ajustements nécessaires.

## V. REFERENCES

- [1] Phee, S.J.; Ng, W.S.; Chen, I.M.; Seow-Choen, F.; Davies, B.L.; Locomotion and steering aspects in automation of colonoscopy. *I. A literature review*; Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE, Volume 16, Issue 6, Nov.-Dec. 1997 Page(s):85 - 96
- [2] G. Gomez, L.E. Sucar, D.F. Gillies, The pq-histogram as a navigation clue, Proc of the 2002 IEEE International Conference on Robotics & Automation Washington, DC May 2002.
- [3] G.N. Khan and D. F. Gillies, "A vision Based Navigation system for an endoscope", Image and Vision Computing, Vol. 14, No. 10, pp. 736-772, December 1996.
- [4] Z. Zhen, Q. Jinwu, Z. Yanan, S. Linyong, "An Intelligent Endoscopic Navigation System", Mechatronics and Automation, Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on 25-28 June 2006 pp. 1653 - 1657.
- [5] H. Chettaoui, G. Thomann, C. Ben Amar; T. Redarce, "Extracting and tracking Colon's "pattern" from colonoscopic images," Computer and Robot Vision, 2006. The 3rd Canadian Conference on 07-09 June 2006 pp. 65 - 65.
- [6] C.H. Wu, Y.N. Sun, C.C. Chang, "Three-dimensional modeling from endoscopic video using geometric constraints via feature positioning," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on Volume 54, Issue 7, July 2007 pp. 1199 - 1211.
- [7] L. Piegl, W. Tiller, *the NURBS book*, Springer, Second edition, 1997, pp. 10-46.
- [8] K. Deguchi, T. Okatani, "Shape reconstruction from an endoscope image by shape-from-shading technique for a point light source at the projection center," Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis, 1996, Proceedings of the Workshop on 21-22 June 1996 pp. 290 - 298.
- [9] D. Koppel, C.I. Chen, Y.F. Wang, H. Lee, J. Gu, A. Poirson, and R. Wolters, "Toward automated model building from video in computer assisted diagnoses in colonoscopy," *Proceedings of the SPIE Medical Imaging Conference*, San Diego, CA, Feb. 2007.
- [10] F. Courteille, A. Crouzil, J. D. Durou, P. Gurdjos, "Reconstruction de spline 3D par shape from shading: spline from shading," RFIA, Tours 2006.
- [11] A. Leslie and R.J.C. Steele, "Colonoscopy", *J.R. Coll. Edinb.*, 47, April 2002, pp. 502-509.  
Available at :  
[http://www.rcsed.ac.uk/Journal/vol47\\_2/4720010.html](http://www.rcsed.ac.uk/Journal/vol47_2/4720010.html)
- [12] E. Prados. « *Application of the theory of viscosity solutions to the shape from shading problem* » Thèse doctorat, université de Nice – Sofia Antipolis, Nice, octobre 2004.
- [13] E. Trucco, A. Verri, *Introductory techniques for 3-D Computer vision*, Prentice-Hall, Inc., 1998, pp. 123-138.
- [14] <http://www.rsna.org/rsna/media/images/vc3-hi.jpg>