

Analyse de cartes de profondeur pour la navigation active dans un volume image.

M.E. Bellemare⁽¹⁾, P. Haigron⁽¹⁾, A. Lucas⁽²⁾

⁽¹⁾Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image, INSERM, Université de Rennes 1, Campus de Beaulieu, 35042 Rennes Cedex, France.

⁽²⁾Service de chirurgie vasculaire, Hopital Sud Rennes, 16 boulevard de Bulgarie, 35000 Rennes, France.

RÉSUMÉ

Nous proposons une méthode de navigation automatique d'un endoscope virtuel à l'intérieur d'un volume image. Cette navigation est basée sur la vision, la décision de déplacement repose sur une perception locale des configurations spatiales sans traitement préalable (segmentation, modélisation) du volume. En effet nous privilégions ici une analyse de l'image –obtenue par lancer de rayons– à partir de sa carte de profondeur. De ce traitement nous obtenons la détection automatique des branchements et une information structurelle sur la scène observée.

ABSTRACT

This paper deals with the automatic navigation of a virtual endoscope inside a volume image. This navigation is based on vision. The 3D sensor path is estimated from a local perception of the anatomical structures without any preprocessing of the original data. We specially detail the scene analysis. It is based on the analysis of the depth map in order to automatically detect candidate branches and to establish a structural description of the observed scene.

1 Introduction

Le récent développement des techniques médicales a vu l'amélioration des systèmes d'imagerie et l'émergence de méthodes diagnostiques et thérapeutiques à accès minimal. L'essor de la vidéo-chirurgie et de l'endoscopie est dû à ce que ces techniques concilient les intérêts médicaux en réduisant la morbidité post-opératoire et les intérêts économiques en réduisant la durée et le coût de l'hospitalisation du patient. Cependant ces progrès sont aussi sources de difficultés pour le praticien puisque la visibilité et l'accessibilité de la zone opératoire sont réduites. Dans ce contexte, un système d'endoscopie virtuelle permettant d'explorer des images volumiques acquises en routine clinique (I.R.M., Scanner X . . .) répond à des besoins tant au niveau diagnostic qu'au niveau interventionnel [1]. Les différentes fonctionnalités intervenant dans un système de navigation sans contrainte ont été présentées dans [2]. Un capteur virtuel est modélisé de manière à reproduire fidèlement les caractéristiques optiques d'un endoscope réel (projection perspective, effets des distorsions géométriques). Le capteur est repéré et positionné dans le volume par l'utilisateur. Celui-ci peut ainsi définir la trajectoire suivie par le capteur à l'intérieur d'une structure anatomique. L'évolution que nous proposons procure à l'endoscope un degré d'autonomie supérieur autorisant le déplacement automatique à l'intérieur de l'organe. La *navigation active* se base sur une analyse locale de la scène, cette perception guidant ensuite la planification de la trajectoire [3]. Un tel système doit alors satisfaire aux exigences suivantes :

- positionnement et repérage de l'instrument dans le volume ;
- détection et visualisation des surfaces anatomiques ;
- estimation et suivi de trajectoire à l'intérieur de la structure d'intérêt ;
- contrôle des opérations par l'utilisateur.

Nous traiterons ici essentiellement de l'analyse de scène qui est au centre du module de perception du capteur. Après une présentation de l'analyse de scène dans le contexte spécifique de la navigation active, nous détaillerons la méthodologie mise en œuvre autour des cartes de profondeur.

2 Analyse de scène

À la différence des choix effectués par la majorité des équipes dans le domaine [4], l'analyse est ici réalisée directement sur le volume 3D fourni par le système d'acquisition, aucun traitement préalable n'étant effectué. Ce point de vue permet de maintenir à chaque instant la disponibilité de l'ensemble des informations d'origine. Cette étude se démarque également des travaux en robotique mobile sur la navigation en milieu fermé. En effet, l'endoscope évolue dans un environnement composé d'objets de formes libres dont la modélisation mathématique est difficile (figure 1).

De plus les configurations d'espace libre sont multiples, des situations d'intersections, d'occlusion et de voies obstruées sont à prendre en compte pour la planification de la trajectoire (figure 2). L'analyse de la scène perçue par l'endoscope repose sur sa capacité à détecter les surfaces qui limitent son



FIG. 1 — Image obtenue dans la région du pharynx à partir d'un volume 124x256x256 acquis par Imagerie par Résonance Magnétique.

espace, à interpréter les différentes configurations pour enfin en déduire une trajectoire.



FIG. 2 — Quelques configurations rencontrées.

La formation de l'image est basée sur un algorithme de lancer de rayons associé à des fonctions de traitement, ce qui permet de s'affranchir d'une description préalable de la scène [5]. Un seuillage de la densité des voxels le long des rayons lancés à partir du centre optique du capteur, permet la détection des surfaces. La précision est améliorée par interpolation locale, dans un contexte où l'échantillonnage du volume image initial est très inférieur à l'échantillonnage du plan image du capteur virtuel. Ainsi le calcul de l'image permet de connaître les coordonnées 3D des points de la surface détectée et les coordonnées 3D des gradients de densité en chacun de ces points (orientation des surfaces). L'information de profondeur (i.e. la distance d'un point au centre optique), directement disponible, est exploitée pour détecter les configurations complexes. Dans des situations ayant une topologie régulière (cas des vaisseaux sanguins), l'analyse de la carte de profondeur met en évidence les régions d'espace libre, les branchements candidats et permet d'établir une description structurelle de la zone explorée. Une stratégie de déplacement est définie à partir de ces informations. Ainsi, un premier choix de navigation adopte un positionnement local du mobile qui lui interdit de traverser les surfaces et une direction de visée liée à la position de l'un des maxima de profondeur du branchement que l'on se propose d'explorer. Ce deuxième point fixe la tendance du déplacement (figure 3). Le mobile détermine donc une trajectoire en combinant deux informations de natures différentes :

1. le barycentre, calculé sur un volume proche du capteur,

permet d'estimer le vecteur directeur du déplacement qui va suivre.

2. la position du maximum de profondeur considéré permet de déterminer la variation angulaire de l'axe de visée pour le calcul de l'image suivante. Elle détermine la direction du champ de vision. Une valeur maximale acceptable est fixée de façon à ne pas autoriser de trop grandes variations angulaires (typiquement une valeur de 30 degrés).

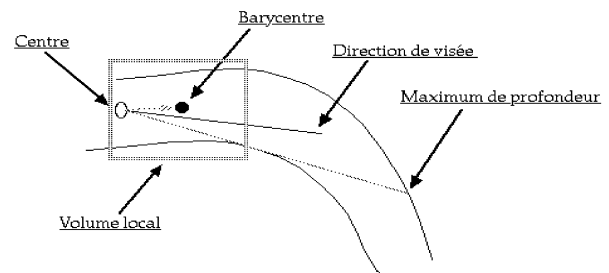


FIG. 3 — Stratégie de déplacement.

3 Exploitation de la carte de profondeur

L'approche proposée s'appuie sur une construction progressive d'une description structurelle globale de la région d'intérêt. Ceci implique que cette description, résultant de l'analyse locale de la profondeur, soit actualisée au cours du déplacement du capteur en maintenant la cohérence de l'information entre deux points de vue successifs.

3.1 Analyse locale

Pour une position donnée de l'endoscope, l'analyse se décompose en trois étapes principales :

1. la détection des maxima locaux de profondeur ;
2. le seuillage de la carte de profondeur et la formation de régions connexes ;
3. l'étiquetage des maxima.

Le filtrage de la carte de profondeur à l'aide d'un masque correspondant aux motifs recherchés (pics) autorise la détection des maxima locaux. Pour une scène donnée, la carte de profondeur obtenue dépend à la fois de la structure anatomique, de l'angle sous lequel elle est observée et des paramètres optiques du capteur [3]. Le choix d'un masque 5x5 offre une résolution suffisante vu les structures explorées et correspond à un compromis entre une sur-détection et la non détection de branchements éventuels. On obtient une liste de maxima qui sont ensuite confrontés à la carte de profondeur afin de discerner les branchements candidats qu'ils pourraient caractériser. Cette confrontation est réalisée par la détection de régions sur la carte de profondeur seuillée et binarisée.

La figure 4 illustre le seuillage de la carte de profondeur. À partir d'un maximum M_i (m_i , son projeté sur le plan image),

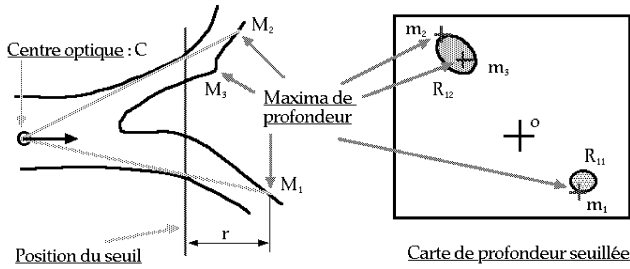


FIG. 4 — Détection des maxima caractéristiques.

le seuil est fixé par la relation suivante :

$$\text{seuil}(m_i) = \text{profondeur}(m_i) - r$$

où r représente la hauteur minimum de séparation de deux régions sur la carte de profondeur. Pour nos tests ce paramètre a été fixé à 1 voxel. Ce seuillage permet de mettre en évidence des régions connexes (R_{11} et R_{12} obtenues à partir de M_1 sur la figure 4) chacune pouvant contenir plusieurs maxima (e.g. $m_2, m_3 \in R_{12}$).

Une détection des régions connexes sert ensuite à l'étiquetage des maxima selon la méthode décrite dans le diagramme de la figure 5. L'étiquetage est réalisé au moyen d'une représentation binaire où le poids d'un bit correspond au numéro de la région qu'il marque (e.g. 0010 correspond à la branche 2). Cette notation présente l'intérêt de pouvoir marquer à la fois des classes différentes et d'autoriser simplement (sans étude de chaînes de caractères) les réunions. Ainsi 1010 correspond à l'association des branches 2 et 4. L'étiquetage permet alors

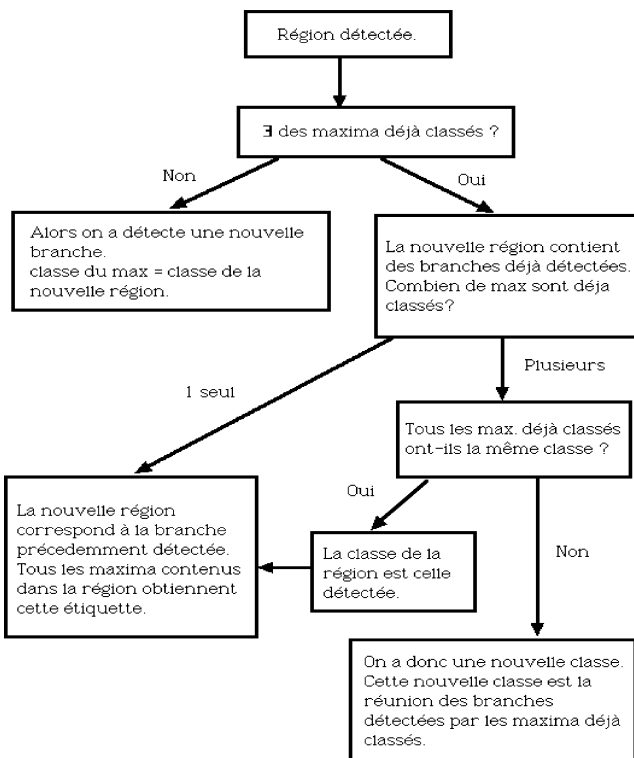


FIG. 5 — Algorithme d'étiquetage.

une description structurelle du branchement en regard puisque sont disponibles :

- le nombre de branches ;
- les relations d'inclusion éventuelle entre branches.

Pour caractériser une branche, on retient le maximum le plus profond lui appartenant. Ce maximum est appelé *maximum caractéristique*. Une structure de données est alors affectée à chaque position du capteur, elle comprend :

- les coordonnées 3D du centre optique ;
- les coordonnées 3D des maxima caractéristiques ;
- les étiquettes des différents maxima caractéristiques.

3.2 Cohérence inter-image

Cette description doit être actualisée au cours du déplacement, se pose alors le problème du maintien de la cohérence de la description entre deux points de vue successifs. En effet, en plus de la modification de la géométrie de la scène peuvent s'ajouter deux événements topologiques :

- apparition d'une nouvelle branche ;
- disparition d'une branche précédemment détectée.

Une première approche consiste à se baser sur des critères géométriques. Des contraintes de proximité ou d'orientation des vecteurs (centre-maximum) permettent d'apparier les maxima caractéristiques correspondant au même branchement dans des images distinctes. Soient :

- C et C' deux positions successives du centre optique,
- M_i (resp. M'_i) un maximum caractéristique de la branche i dans l'image correspondant à C (resp. C'),
- m_i, m'_i, o, o' , les projections respectives de M_i, M'_i, C et C' sur le plan image.

Les propositions suivantes sont successivement testées :

$$\begin{aligned} \|\overrightarrow{M_i M'_i}\| &\leq d_3 \\ \widehat{(\overrightarrow{C M_i}, \overrightarrow{C' M'_i})} &\leq \theta_3 \\ \|\overrightarrow{m_i m'_i}\| &\leq d_2 \\ \widehat{(\overrightarrow{o m_i}, \overrightarrow{o' m'_i})} &\leq \theta_2. \end{aligned}$$

où $d_3, \theta_3, d_2, \theta_2$, sont des paramètres fixés arbitrairement. Si l'une d'entre elles est vérifiée les points M_i et M'_i sont apparés. Notons que l'ordre de test correspond à une relaxation de la contrainte géométrique. Cet affaiblissement du critère géométrique pourrait être quantifié par un degré de confiance sur l'appariement.

4 Résultats

L'endoscope se déplace avec une trajectoire correcte (respecte la consigne de ne pas traverser les parois) et fluide, et les opérations effectuées n'étant pas trop coûteuses le temps de calcul n'est pas rédhibitoire. Quelques trajets dans les voies

O.R.L. et les vaisseaux sanguins (cérébraux et carotidiens) ont été réalisés (figure 6). La création des maxima locaux étiquetés permet d'une part la détection des branchements et d'autre part la description structurelle de ces branchements. Cependant il s'avère que les critères géométriques employés pour maintenir la cohérence de l'information entre plusieurs positions du capteur ne suffisent pas dans les cas où la géométrie impose des variations trop importantes de la position des maxima caractéristiques dans l'image. Aussi, nous envisageons de compléter cette méthode avec une approche région qui consisterait à mettre en correspondance les régions détectées sur les cartes de profondeur.



FIG. 6 — Exemple de branchements multiples dans des structures vasculaires cérébrales, obtenu dans un volume $74 \times 256 \times 256$ acquis par Angiographie par Résonance Magnétique.

5 Conclusion

Les images obtenues sont satisfaisantes car proches de celles obtenues avec les endoscopes utilisés en routine, et la possibilité d'atteindre virtuellement des régions d'accès difficile (voire inaccessibles) par les moyens actuels ouvre des perspectives importantes pour la prévision des gestes. De plus des fonctionnalités supplémentaires peuvent déjà être envisagées. C'est ainsi qu'il serait possible de quantifier les sténoses et les calcifications dans le réseau vasculaire et à terme aller jusqu'à la simulation de certaines interventions (cathétérisme artériel complexe par exemple).

Du point de vue méthodologique, la détection des branchements permet la réalisation d'une description structurelle de l'organe suivi. La détection n'étant pas exhaustive, cette description doit être mise à jour progressivement en fonction des configurations détectées par le capteur. En effet, cette notion de mise à jour de la description est rendue nécessaire par le fait que la détection des branchements dépend de l'orientation, de la position et du champ de vision de l'endoscope. Dans les régions de bifurcation, la découverte progressive de la scène peut amener des changements de trajectoire, et la focale, qui fixe l'étendue du champ de vision, est un paramètre important à cet égard. Ceci met en évidence la réactivité du système face à son environnement et pourra être contrôlé en fonction des besoins (lissage de la trajectoire . . .). Pour cette première étape c'est un maximum de profondeur de la scène qui fixe l'orientation du champ de vue, mais un critère géométrique moins

dépendant de la scène peut être employé (e.g. la direction de la vision pourrait être celle du déplacement).

Références

- [1] Adrie C.M. Dumay. *Beyond Medicine*. IEEE Engineering in Medicine and Biology, Vol. 15, # 2, Mar./Apr. 96, pp. 34-40.
- [2] Pascal Haigron, Gérard Leberre, Jean-Louis Coatrieux. *3D Navigation in Medicine*. IEEE Engineering in Medicine and Biology, Vol. 15, # 2, Mar./Apr. 96, pp. 70-78.
- [3] Marc-Emmanuel Bellemare, Pascal Haigron, Jean-Louis Coatrieux. *Toward an Active Three Dimensional Navigation System in Medical Imaging*. LNCS 1205 CVRMed-MRCAS'97, Grenoble, France, Apr. 1997, Springer, pp. 337-346.
- [4] Kensaku Mori, Jun-ichi Hasegawa, Jun-ichiro Toriwaki, Hrofumi Anno and Kazuhiro Katada. *Automated Extraction and Visualization of Bronchus from 3D CT Images of Lung*. LNCS 905, Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine. Proceedings CVRMed'95, Nice, France, Apr. 95, Springer, pp. 542-548.
- [5] Jean-Louis Coatrieux, Pascal Haigron, Jean-Louis Dillenseger, Ivo Stanghellini. *From algorithms to applications in medical imaging : present and future*. State of the Art Reports, Eurographics 1996, pp. 1-46.