

# Suivi de mouvements respiratoires: survol et nouvelle approche

Benoit VIGUIER, Élodie DESSERÉE, Jean-Michel MOREAU  
LIRIS - SAARA

GTAS'07, juin 2007

## Résumé

Nos recherches tentent d'apporter une solution aux problèmes de suivi de patient qui se posent dans le domaine médical. Alors que certaines équipes travaillent sur la simulation d'organes en mouvements lors du cycle respiratoire, nous ne disposons pas encore de dispositif de pilotage pour ces procédés. Parmi les méthodes de vision par ordinateur et d'acquisition de mouvements, nombreuses sont celles qui restent inadaptées au contexte médical que nous nous imposons. Nous effectuons un survol des limites existantes, et introduisons une nouvelle approche, en cours de soumission.

## 1 Contexte

Les domaines de l'informatique liés à la réalité augmentée prennent de plus en plus d'importance dans le domaine médical, que ce soit pour assister les gestes médicaux, simuler des comportements d'organes ou tout simplement mieux visualiser certaines données. Les contraintes d'utilisation sont pourtant très différentes de ce que pourraient être celles d'une autre application (vidéo ludique, immersion historique...); l'interactivité, la précision, la robustesse... autant de termes qui sont omniprésents dans toute construction d'un système dédié à un contexte médical.

Le traitement des tumeurs cancéreuses mobiles (organes situés dans le thorax) soulève une problématique importante : comment suivre le déplacement d'une tumeur en fonction du mouvement respiratoire? Certains travaux mettent en avant la possibilité de simuler le mouvement interne des organes du thorax dans le cadre du cancer du poumon [VBS\*04], mais ceci nécessite alors un pilotage des modèles par un suivi des mouvements respiratoires du patient. Le suivi de patient est un problème général des traitements médicaux; pouvoir comparer la position d'un patient avec une position *référence*, savoir s'il est en train de bouger, si ce mouvement est *dangereux*, être capable d'extraire des données quantitatives de différentes natures (volume de la cage thoracique, fréquence du rythme respiratoire...). La réalité augmentée, par le biais de la vision par ordinateur, peut apporter une solution à ces différentes questions. Pour mettre en place un tel système en contexte médical, nous détaillons les conditions requises, les avantages et inconvénients des méthodes *classiques* existantes, et nous proposons une nouvelle approche répondant à ces besoins.

## 2 Acquisition de mouvements

L'acquisition de mouvements a suscité des recherches bien avant que l'on ne songe à une utilisation à des fins médicales; aussi toutes les solutions avancées ne sont pas adaptées au contexte. De plus, précisons que dans le cadre d'acquisition de mouvements respiratoires, on parlera plus de déformation de la cage thoracique que d'un mouvement de déplacement. Même si l'on n'exclut pas de vouloir suivre le déplacement du patient, les conditions d'un traitement médical imposent à ce dernier une certaine immobilité (coque de contention). Une certaine partie des applications d'acquisition de mouvements se destinent à de l'animation

de personnages (cinéma, jeux-vidéos...); les mouvements à acquérir sont donc d'une nature différente de ceux d'un patient allongé sur une table.

## 2.1 Capteurs

Certains dispositifs permettent de donner leur position (relative ou absolue) dans l'espace, en se fondant sur des technologies de capteurs d'inertie [Xse] ou capteurs magnétiques [ASMA00]. Les progrès réalisés dans ces domaines ont permis de réduire l'encombrement de ces derniers, et donc de les placer sur une personne en lui laissant une liberté de mouvements (systèmes sans-fils notamment). Bien que très efficaces pour l'animation de personnages, ces méthodes sont peu adaptées à une utilisation médicale; même si les capteurs sont *portables*, ils peuvent gêner le *naturel* des mouvements à acquérir. De plus, dans le cadre de l'acquisition des déformations thoraciques, la résolution d'acquisition pourrait impliquer un bien trop grand nombre de capteurs par rapport à la surface considérée. Enfin, il n'est pas toujours possible d'envisager la présence de dispositifs magnétiques dans une salle de traitement (radiothérapie par source ionisante par exemple), sans compter qu'il peut être nécessaire d'implanter des marqueurs à l'intérieur du corps du patient [ASMA00], ce que nous souhaitons éviter. D'autres méthodes proposent d'utiliser des *exo-squelettes* pour suivre le mouvement d'une articulation précise [Ani]; ceci ne semble pas applicable pour le suivi de mouvements respiratoires.

## 2.2 Vision par ordinateur

La vision par ordinateur propose de nombreuses méthodes d'acquisition de données volumétriques, voire de mouvements; elles sont en général moins invasives que les méthodes basées sur des capteurs. L'utilisation de marqueurs permet d'obtenir des résultats similaires à l'utilisation de capteurs; bien que les dispositifs employés soient moins complexes, les marqueurs physiques peuvent toujours être considérés comme gênant selon la nature des mouvements à observer. La nature des systèmes optiques utilisés permet de répartir les différentes méthodes de vision en deux classes. Lorsque des caméras seulement sont utilisées on parlera de méthode *passive*, en opposition aux méthodes *actives* utilisant des systèmes optiques permettant de projeter des motifs lumineux (vidéo-projecteur, laser...). Quel que soit le choix effectué, la difficulté des méthodes de vision réside dans le problème *d'appariement*, ou de *mise en correspondance*: comment déterminer les correspondances entre les pixels de deux systèmes optiques distincts? Un point de l'espace peut être reconstruit en 3D s'il est identifié sur les *écrans* d'au moins deux systèmes optiques. L'un des outils principaux dans cette tâche est la géométrie épipolaire [Fau93], qui fournit une contrainte nécessaire à l'appariement de deux points images.

### 2.2.1 Méthodes passives

L'utilisation de marqueurs est une approche passive en vision [Moc]; son principal avantage est de mettre certains points de l'espace en évidence pour effectuer les mises en correspondance de ceux-ci. En s'interdisant l'utilisation de marqueurs pour limiter l'invasivité du procédé, il faut détecter des détails dans l'image en se basant sur des caractéristiques de formes, de couleurs, et sur la géométrie épipolaire (exemple: identifier le coin d'une table, les carreaux d'un carrelage); ceci reste difficile sur une surface homogène comme un thorax.

Certains travaux utilisent différentes silhouettes obtenues à partir d'autant de caméras placées autour du sujet [MGB06]; ces vues partielles permettent de *sculpter* un volume dans l'espace. La précision du résultat est alors directement liée au nombre de caméras, et les mouvements acquis s'apparentent le plus souvent à des déplacements, et non à des déformations. Pour finir, l'utilisation d'un modèle théorique du sujet observé permet de réaliser des opérations de recalage pour faire coïncider ce qui est vu avec le modèle [DL05]. Ces méthodes nécessitent souvent un modèle différent pour chaque situation nouvelle, et la précision obtenue dépend de la complexité du modèle.

### 2.2.2 Méthodes actives

La projection de différents motifs à l'aide d'un vidéo-projecteur permet de créer des marqueurs virtuels sans gêner les mouvements du sujet. L'identification de détails est donc plus aisée, reste donc le problème de mise en correspondance de ces détails. Notons que celle-ci doit pouvoir être réalisée en une seule image (méthode *one-shot*) pour préserver l'interactivité de l'application ; certaines méthodes ne travaillent que sur la reconstruction d'objets statiques (œuvres d'art, maquettes...), il est alors possible de mettre en place des algorithmes procédant en plusieurs *passes* de motifs. Pour contourner cette dernière difficulté, différentes approches existent.

La projection de motifs colorés [SPB04] [ZCS02] permet d'identifier chaque motif en fonction de sa couleur propre, ainsi que de celle de ses *voisins*. Le principe est de projeter un ensemble de motifs simples, agencés de telle manière que le *sur-motif* constitué d'un ensemble de motifs voisins soit unique dans toute la scène [JPF05]. Bien qu'il soit possible de distinguer clairement des motifs distincts avec ces méthodes, elles nécessitent une certaine continuité de la surface observée ; l'utilisation des couleurs peut aussi être un obstacle si la peau du sujet observé n'est pas de couleur homogène (cicatrices, tâches de naissance...). Des travaux similaires se servent d'hypothèses de continuité sur la surface thoracique pour résoudre le problème d'appariement avec des méthodes d'interférométrie [FLB99] ; les occultations sont hélas un problème incontournable.

## 3 Nouvelle approche

En s'appuyant sur les difficultés rencontrées dans les méthodes actuelles, nos travaux ont eu pour but de proposer de nouveaux outils pour s'affranchir du plus grand nombre d'hypothèses sur la scène observée ; sous ces conditions, seule la géométrie épipolaire peut nous permettre de résoudre le problème d'appariement. En stéréo-vision (passive ou active), la contrainte épipolaire est rarement suffisante pour effectuer des mises en correspondance dans beaucoup de situations (c'est une condition nécessaire mais pas suffisante). Pour contourner cette difficulté, nous utilisons trois systèmes optiques : deux caméras, et un vidéo-projecteur projetant  $n$  points lumineux indiscernables les uns des autres. Leur couleur unique et leur forme simple (ponctuelle) permet de les détecter dans beaucoup plus de cas : surface presque tangente au rayon lumineux, couleur de peau non homogène, différents supports...

En modélisant la géométrie épipolaire de chaque point image (caméra ou vidéo-projecteur) à travers un *graphe d'appariement*, nous proposons un algorithme optimal, de complexité globale  $O(n \log n)$ , pour la résolution du problème d'appariement ( $n$  étant le nombre de points vidéo-projetés). La géométrie épipolaire à elle seule ne peut pas suffire à résoudre tous les problèmes d'appariements d'un point de vue théorique ; néanmoins nous montrons que toutes les mises en correspondance *non ambiguës* sont retrouvées par notre algorithme. Dans la pratique, l'implémentation actuelle de ces travaux permet l'acquisition d'environ 150 points sur un thorax à l'aide de deux caméras  $640 \times 480$  et d'un vidéo-projecteur  $1280 \times 720$ , à une fréquence d'environ 2 images par secondes.

La figure 1 illustre un exemple de résultats obtenus ; à gauche et droite respectivement ce que voient les caméras, au centre la reconstruction effectuée. Les différentes annotations sur les images des caméras correspondent à des codes d'appariement ajoutés sur l'image en post-traitement (ils ne sont pas présents sur la scène observée). On remarque que les points situés de part et d'autre du sujet ne sont vus que par une seule caméra ; la résolution progressive des contraintes épipolaires permet néanmoins d'en apparier un certain nombre.

## 4 Conclusion

Nos travaux proposent une alternative aux méthodes déjà existantes en lumière structurée ; ils permettent d'utiliser au maximum la seule géométrie épipolaire. L'utilisation de trois systèmes optiques permet de contourner les limitations existantes en stéréo-vision, tout en s'adaptant aux éventuelles occultations de points d'une caméra. L'utilisation d'un graphe nous permet de modéliser la géométrie épipolaire de la situation observée, et de résoudre efficacement le problème de mise en correspondance.

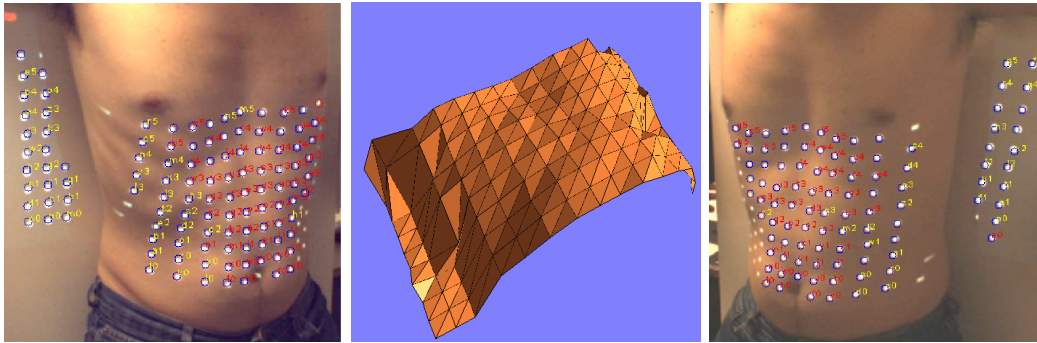


FIG. 1 – Exemple de reconstruction

Ces résultats nous encouragent à coupler la robustesse de nos travaux avec des méthodes *multi-résolution* déjà existantes [WNH05] pour améliorer l'échantillonnage de la surface observée. La robustesse de l'acquisition devrait permettre le pilotage interactif d'outils, développés au LIRIS, simulant les mouvements d'organes internes [VBS\*04]. L'intégralité de ces travaux, modèles et preuves sont en cours de soumission à une revue.

## 5 Références

### Références

- [Ani] ANIMAZOO : Gypsy motion capture system. <http://www.animazoo-europe.com>.
- [ASMA00] A. SCHWEIKARD G. GLOSSER M. B., MURPHY M., ADLER J. : Robotic motion compensation for respiratory movement during radiosurgery. *Computer Aided Surgery* 5 (2000), 263–277.
- [DL05] DESSERÉE E., LEGRAND L. : First Results of a Complete Marker-Free Methodology for Human Gait Analysis. In *IEEE EMBC 2005* (Sept. 2005).
- [Fau93] FAUGERAS O. D. : *Three-Dimensional Computer Vision : A Geometric Viewpoint*. MIT Press, 1993.
- [FLB99] F. LILLEY M. L., BURTON D. : Robust fringe analysis system for human body shape measurement. *Optical Engineering* 39, 1 (1999), 187–195.
- [JPF05] JORDI PAGÈS JOAQUIM SALVI C. C., FOREST J. : Optimised de bruijn patterns for one-shot shape acquisition. *Image and Vision Computing* 23, 8 (2005), 707–720.
- [MGB06] MICHOU D., GUILLOU E., BOUAKAZ S. : Shape From Silhouette : Towards a Solution for Partial Visibility Problem. In *Eurographics 2006* (Sept. 2006), C.Hansen D., (Ed.), Eurographics 2006 Short Papers Preceedings, pp. 13–16.
- [Moc] MOCAP.LT : Motion capture studio. <http://www.mocap.lt>.
- [SPB04] SALVI J., PAGES J., BATLLE J. : Pattern codification strategies in structured light systems, 2004.
- [VBS\*04] VILLARD P.-F., BEUVE M., SHARIAT B., BAUDET V., JAILLET F. : Lung Mesh Generation to Simulate Breathing Motion with a Finite Element Method. In *Information Visualisation* (July 2004), IEEE Computer Society, pp. 194–199.
- [WNH05] WONG A. K. C., NIU P., HE X. : Fast acquisition of dense depth data by a new structured light scheme. *Comput. Vis. Image Underst.* 98, 3 (2005), 398–422.
- [Xse] XSENS : Motion technologies, inertial motion capturing. <http://www.xsens.com>, moven project.
- [ZCS02] ZHANG L., CURLESS B., SEITZ S. M. : Rapid shape acquisition using color structured light and multi-pass dynamic programming. In *The 1st IEEE International Symposium on 3D Data Processing, Visualization, and Transmission* (June 2002), pp. 24–36.