

# Mesures volumétriques à partir de vues stéréoscopiques non calibrées

## Application au suivi thérapeutique d'escarres

Benjamin ALBOUY<sup>1</sup>, Sylvie TREUILLET<sup>2</sup>, Yves LUCAS<sup>3</sup>

Laboratoire Vision & Robotique, UPRES EA 2078

<sup>1</sup>ENSI, 10 Bd Lahitolle, 18000 Bourges

<sup>2</sup>Polytech'Orléans, BP 4567, 45067 Orléans cedex

<sup>3</sup>IUT de Bourges, 63 ave de Lattre de Tassigny, 18000 Bourges cedex

Benjamin.Albouy@ensi-bourges.fr

**Résumé** – Ce travail propose une évaluation de la reconstruction 3D issue de deux vues stéréoscopiques non calibrées, en termes de précision sur les points reconstruits et sur les mesures volumétriques induites. Des simulations de type Monte Carlo sont utilisées pour estimer les intervalles de confiance. Ramenée à la dimension de l'objet, l'erreur sur les points reconstruits reste inférieure à 3%, dans le cas d'un bruit gaussien sur les positions dans les images d'écart-type 1 pixel. Les tests répétitifs réalisés sur une maquette donnent un écart du volume estimé à la référence très raisonnable, de l'ordre de 3,5%. Cette tolérance est jugée suffisante pour un suivi thérapeutique d'escarres. Grâce à cette technique, l'évolution volumétrique de l'escarre pourra être suivie en utilisation clinique routinière à l'aide d'un simple appareil photo numérique.

**Abstract** – *In this paper, 3D reconstruction obtained from two uncalibrated views is assessed in terms of precision on a set of reconstructed points and on the inferred volume estimation. Monte Carlo simulations are used to estimate the confidence intervals. The error on reconstructed points is less than 3% in the ratio of the object size. Repetitive test realized on a cork model leads to a slightly overestimated volume, around 3,5% against the ground truth. This tolerance is sufficient for wound healing assessment. With this technique, wound volumetric measurements are achievable in clinical environment using a single digital camera.*

## 1. Introduction

Les soins d'escarres affectent l'ensemble du système de santé et représentent un enjeu socio-économique important : on estime à 2 millions le nombre de personnes actuellement touchées en Europe, et une augmentation de 25% de ce nombre est attendue d'ici 2010 avec l'accroissement de la population âgée. Une des pistes importantes pour endiguer ce fléau concerne la rationalisation des soins qui nécessite de disposer d'un outil d'évaluation quantitatif, dont les équipes cliniques sont aujourd'hui dépourvues. D'où la nécessité de développer un système d'imagerie pour une surveillance sans contact, qui combine à la fois un relevé 3D et une classification colorimétrique pour suivre l'évolution des différents tissus et la progression volumétrique de la cicatrisation. Les tentatives précédentes de développement de prototypes 3D ont débouché sur des systèmes encombrants, utilisant la triangulation par projection de lumière texturée avec une ou plusieurs caméras [1-4]. Dans [5], un scanner *Minolta* VI910 permet de combiner un relevé 3D et une image couleur 640x480 de la plaie. Ces dispositifs onéreux permettent d'obtenir une précision adéquate pour cette application, de l'ordre de 5% sur des modèles en plastiques ou des plaies de taille limitée ( $< 9 \text{ cm}^2$ ). Mais ils sont d'une portabilité très réduite et exigent une procédure de calibrage réservée à des spécialistes, incompatibles avec une utilisation routinière dans les équipes de soin. A contre courant de ces approches, nous avons fait le choix d'utiliser un simple appareil photo numérique (APN) du commerce pour réaliser un relevé 3D couleur à moindre coût [6]. De plus, l'APN permet de cadrer l'image plein champ en fixant la focale

selon la taille de l'escarre (4 à 400  $\text{cm}^2$ ) avec un maximum de confort pour le patient. Derrière cette mise en oeuvre très simple, se dissimulent de réelles difficultés techniques (géométrie des vues non contrainte, variations d'éclairage, etc).

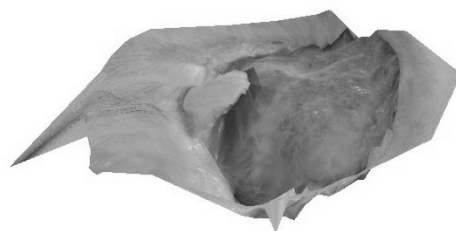


FIG.1 : Vue 3D texturée d'une escarre obtenue à partir de deux vues non calibrées.

La question abordée ici concerne l'estimation du volume à partir d'une triangulation issue de deux vues stéréoscopiques non calibrées, et la précision que l'on peut en attendre. Après la présentation de la méthode employée, nous discutons des résultats obtenus et des pistes d'améliorations.

## 2. La chaîne de reconstruction 3D

La Fig.1, montre la triangulation obtenue sur une escarre réelle par la chaîne de reconstruction 3D présentée en [7]. La chaîne complète comprend quatre étapes : mise en correspondance sur une paire d'images, calcul de la matrice fondamentale, auto-calibrage, puis triangulation. Environ deux mille points sont détectés dans chaque image, par l'adaptation en couleurs de l'algorithme d'Harris et Stephen proposé par Gouet [8]. La nature texturée des images permet une mise en correspondance croisée automatique par une fonction de similarité. La méthode robuste MAPSAC [9] est utilisée pour réduire les erreurs d'appariement : environ 400 appariements sont retenus comme corrects (Fig.1). Ces appariements permettent l'estimation de la matrice fondamentale. Torr [10] a montré qu'une compression JPEG raisonnable sur les images ( $Q > 70$ ) ne provoquait pas de dégradation significative dans l'estimation de la matrice fondamentale. D'autre part, en présence de bruit sur la position des points dans l'image, une minimisation aux moindres carrés sur les appariements retenus permet d'affiner l'estimation de la matrice fondamentale [11]. L'auto-calibrage, réalisé par les équations de Kruppa [12], s'appuie sur l'hypothèse d'un modèle sténopé à pixels carrés et d'un point principal au centre de l'image. Une fois les matrices de projection des deux vues connues, les points 3D peuvent être reconstruits à partir de chaque appariement. Le maillage de la surface est réalisé par une triangulation de Delaunay en éliminant les points 3D aberrants (projections hors images). On obtient ainsi un relevé 3D de la plaie, à partir duquel on peut ensuite estimer le volume.

Cette chaîne a été validée dans le cadre d'une étude comparative des méthodes d'estimation de la matrice fondamentale [11]. L'erreur sur les points reconstruits a été évaluée par une simulation statistique de type Monte Carlo sur des données de synthèse bruitées. Ramenée à la dimension de l'objet, l'erreur reste inférieure à 3%, dans le cas d'une géométrie des vues relativement favorable et d'un bruit gaussien sur les positions dans les images d'écart-type 1 pixel.

## 3. Mesures volumétriques

La mesure de volume est estimée à partir de la surface 3D issue de la triangulation de Delaunay. Le calcul du volume est effectué en intégrant les volumes élémentaires des prismes, définis entre chaque facette triangulaire et un plan de bouchage. Le plan de bouchage  $P$ , correspondant à la reconstitution de la peau saine, est estimé par moindres carrés sur les points de contours de la plaie. Une fois les coordonnées homogènes de ce plan  $P$  connues, on opère une transformation rigide  $H$  pour le confondre avec le plan de

référence  $P_{ref}(z=0)$  :  $P_{ref} = k.H.P$ ,  $k$  étant un facteur d'échelle. La transformation  $H$  comprend deux rotations selon les axes  $x$  et  $y$  et une translation  $t_z$  selon l'axe  $z$ . Les 4 paramètres  $(\theta_x, \theta_y, t_z, k)$  peuvent être déterminés de façon analytique. L'accès à une mesure volumétrique nécessite de disposer d'une référence métrique sur les deux images. Deux boules, verte et bleue, d'espacement fixé sont placées dans le champ de vue et servent de repère métrique. Elles sont automatiquement détectées.

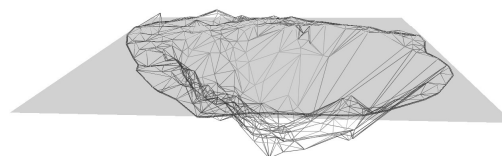
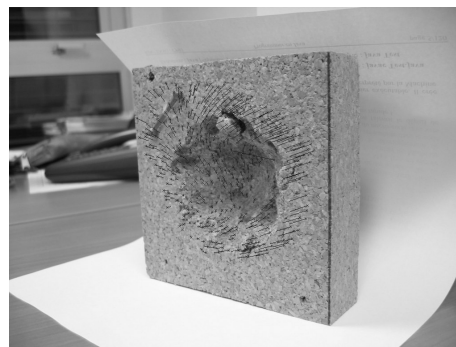


FIG.2 : Relevé 3D du modèle d'escarre en liège avec le plan de référence du contour.

## 4. Résultats

Afin de valider les calculs, des tests répétitifs sont réalisés sur une maquette de volume connu, fabriquée en liège (Fig.2). Le volume de référence est mesuré par 20 pesées successives du volume d'eau avec une balance au centigramme près. La chaîne de traitements décrite précédemment est appliquée sur plusieurs paires d'images correspondant à diverses positions géométriques. La plaie est grossièrement détournée à main levée. Le contour reporté sur la triangulation 3D est défini par les premiers points extérieurs au tracé. Il permet le calcul du plan de bouchage (Fig.2). Pour chaque couple d'images, l'algorithme de reconstruction est répété 40 fois pour appréhender les écarts statistiques dus aux aléas de la sélection des appariements retenus par la méthode robuste MAPSAC. Les résultats obtenus pour 16 couples d'images sont illustrés sur le diagramme de la Fig.3. Le volume (en  $\text{cm}^3$ ) est porté en ordonnée. Chaque barre d'erreur représente l'intervalle de confiance à 95% (moyenne  $\pm 2$  écart-types). La première barre et la bande grisée correspondent au volume de référence, les 16 suivantes aux estimations. Les mesures volumétriques moyennes obtenues sur les 16 couples d'images sont données dans le Tableau 1. Les précisions volumétriques sont comparées dans le Tableau 2. Les résultats sont encourageants puisqu'ils donnent une précision (écart-type/moyenne) de l'estimation d'environ 13%, avec un écart à la référence très raisonnable de l'ordre de 3,5%.

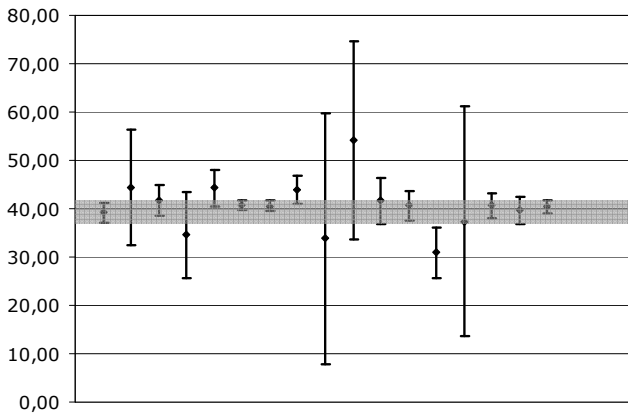


FIG.3 : Intervalles de confiance à 95% des mesures volumétriques pour 16 paires d'images.

TAB.1 : Volumes estimés en cm<sup>3</sup> pour 16 paires d'images

44,40	41,70	34,60	44,27	40,71	40,58	43,90	33,80
41,60	40,61	30,86	37,43	54,15	40,63	39,68	40,37

TAB.2 : Précisions volumétriques (en cm<sup>3</sup>)

	Moyenne	Ecart-type	Min	Max	ET/Moy
Référence	39,20	1,03	37,38	41,10	2,63%
Estimation	40,58	5,25	30,86	54,15	12,93%

## 5. Discussion

Cette première étude a mis en évidence deux difficultés dans l'application de cette technique à l'estimation de volume. La première concerne la précision de la triangulation qui dépend beaucoup de la géométrie des vues. La configuration optimale est obtenue avec des points de vue espacés de 90° mais la mise en correspondance devient vite impossible sur des points de vue aussi éloignés. Ceci explique pourquoi les travaux publiés utilisent souvent une séquence d'images permettant de passer graduellement entre deux points de vue éloignés par l'intermédiaire de vues successives très proches [13].

La seconde difficulté vient de certaines configurations singulières qui gênent l'auto-calibrage [14]. Dans des configurations proches de ces singularités, on constate une instabilité des mesures, illustrée par des écarts à la moyenne importants sur certains couples d'images (Fig.3). Un cas typique de singularité apparaît notamment lorsque les vues sont à une même distance du point visé (mouvement orbital). La Fig.4 présente différentes configurations de paires de vues testées sur des données de synthèse. La vue 1 sert d'origine. Les diverses positions de la seconde vue sont repérées dans le plan XZ. Le point visé (0,15) est le même pour toutes les vues. Les croix noires correspondent à des positions où l'autocalibrage a échoué.

Pour les autres positions, l'intervalle de confiance de l'erreur de reconstruction a pu être estimé par une simulation

de type Monte Carlo. Pour chaque configuration, les moyennes et écart-types de l'erreur sont calculés sur plus d'une centaine de réalisations aléatoires de 100 points 3D [11]. Les résultats sont donnés en Fig.5. Pour chaque position en X, l'intervalle de l'erreur (moyenne ± écart-type) est ramené à la dimension de l'objet et exprimée en %. La méthode d'estimation de la matrice fondamentale utilisée pour ces tests est celle des 8 points normalisés proposée par Hartley. Les positions des projections dans les images sont bruitées avec un écart-type de 2 pixels. L'instabilité à l'approche de la singularité est clairement mise en évidence (série des losanges gris). On constate sans surprise une amélioration de la reconstruction lorsque l'angle augmente entre les points de vue (série des carrés noirs). Ces remarques justifient une réflexion en cours sur le protocole de prise de vues.

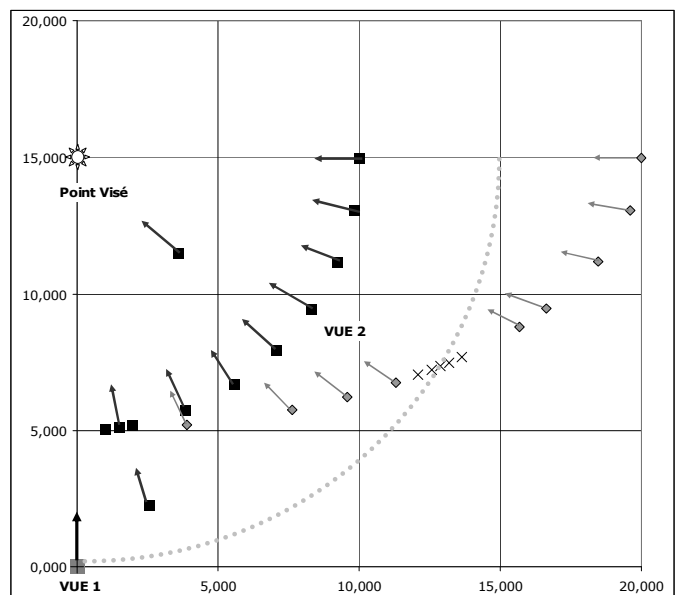


FIG.4 : Différentes configurations de couples de vues repérées dans le plan XZ. La vue 1 sert d'origine.

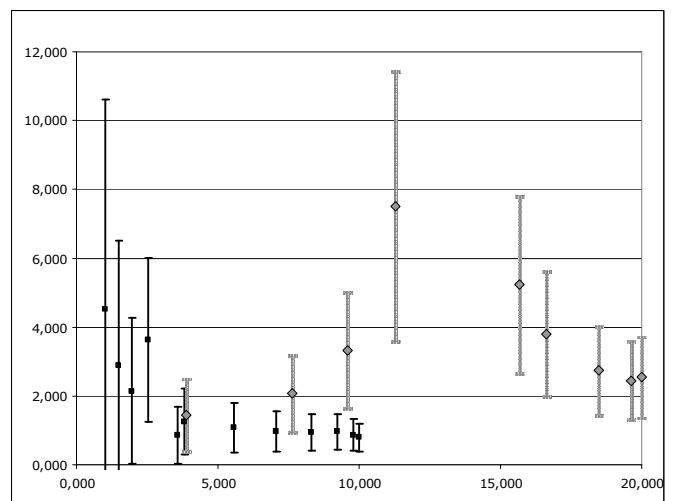


FIG.5 : Moyennes et écart-types des estimations de l'erreur (en %) pour les différentes positions en X.

## 6. Conclusion et perspectives

L'accès à des mesures volumétriques à partir de vues non calibrées reste un champ assez peu exploré. Généralement, la reconstruction non calibrée est surtout utilisée pour la visualisation de scènes 3D à partir de séquences vidéo [13]. L'utilisation de simulations statistiques de type Monte Carlo a permis d'estimer l'intervalle de confiance de l'erreur sur les points 3D reconstruits à partir de deux vues non calibrées. Ramenée à la dimension de l'objet, l'erreur sur les points reconstruits reste inférieure à 3%, dans le cas d'un bruit gaussien sur les positions dans les images d'écart-type 1 pixel. D'autre part, les tests répétitifs réalisés sur une maquette donnent un écart du volume estimé à la référence très raisonnable, de l'ordre de 3,5%. Une tolérance de 5% est jugée suffisante par les médecins pour suivre la progression volumétrique de la cicatrisation de la plaie. Ces premiers résultats encourageants doivent être confirmés sur des cas d'escarres réels.

Afin d'améliorer les résultats, nous envisageons de renforcer la mise en correspondance pour utiliser des points de vue plus éloignés et obtenir une meilleure triangulation. La mise en correspondance de points de vue éloignés reste un des principaux verrous en traitement d'images. Des tests en cours utilisent la relaxation et des descripteurs invariants plus robustes aux transformations géométriques et aux variations d'éclairage. Une autre piste est l'ajout de contraintes par la cartographie tissulaire obtenue par segmentation couleurs. D'autre part, la reconstruction à partir de deux vues souffre d'un manque de répétitivité, lorsque que l'on est proche de configurations singulières d'autocalibrage. L'utilisation d'une ou deux vues supplémentaires permettra de réduire considérablement les singularités de l'autocalibrage et peut également affiner la triangulation. Enfin, l'estimation volumétrique devra prendre en considération la courbure du corps dans la reconstitution de la peau.

La technique de reconstruction non calibrée s'avère être une bonne piste pour le suivi thérapeutique d'escarres. Grâce à cette technique, l'évolution volumétrique de l'escarre pourra être suivie en utilisation clinique routinière à l'aide d'un simple appareil photo numérique. Par son faible coût et sa simplicité d'utilisation, l'APN favorisera une large diffusion, y compris à domicile par télé-médecine.

## Remerciements

Ces travaux de recherche sont soutenus par la Délégation Régionale de la Recherche et de la Technologie de la région Centre et par le Fond Social Européen.

## Bibliographie

[1] P. Plassman, T.D. Jones, MAVIS: a non-invasive instrument to measure area and volume of wounds, *Med. Eng. Phys* 20-5 (1998) p332-338.

[2] S.M. Boersma, & al., Photogrammetric wound measurement with a three-camera vision system, IAPRS Vol. XXXIII Amsterdam (2000).

[3] A. Malian, & al., A robust photogrammetric system for wound measurement, *Int. Archives of Photogrammetry and Remote Sensing*, Vol. 34 Part 5 (2002) p264-269.

[4] T.A Krouskop, & al., A non contact wound measurement system, *Journal of Rehabilitation R&D* Vol. 39 N°3 May/June (2002) p337-346.

[5] M. Romanelli, & al., Technigical advances in wound bed measurement, *WOUNDS* (2002) 14-58

[6] B.Albouy & al., Relevé 3D couleur d'escarres par un appareil photo numérique, JSTIM – Forum de Recherche en Génie Biologique et Médical, Nancy 21-23 mars (2005).

[7] B.Albouy & al., Reconstruction tridimensionnelle d'escarres par stéréovision couleur non calibrée, Journées ORASIS, Fournols 24-27 mai (2005).

[8] V. Gouet, *Mise en correspondance d'images en couleurs, application à la synthèse de vues intermédiaires*, Thèse de Doctorat, Université Montpellier II Sciences et Techniques du Languedoc (2000).

[9] P.H.S. Torr, *Bayesian Model Estimation and Selection for Epipolar Geometry and Generic Manifold Fitting*, International Journal of Computer Vision 50-1 (2002) p35-61.

[10] P.H.Torr & A. Zisserman, Performance characterization of fundamental matrix estimation under image degradation, *Machine Vision & Application* Vol.9 (1997) p321-333.

[11] B. Albouy, & al., Fundamental matrix estimation revisited through a global 3D reconstruction framework, *IEEE Proc. of ACIVS* Bruxelles (2004) p185-192.

[12] Peter Sturm, *On Focal Length Calibration from Two Views*, Conf. On Computer Vision and Pattern Recognition vol. II (2001) p145-150.

[13] M. Pollefeys, *Self-Calibration and Metric 3D Reconstruction From Uncalibrated Image Sequences*, Thèse de Doctorat, Université catholique de Leuven (1999).

[14] P. Sturm, *Vision 3D non calibrée : Contributions à la reconstruction projective et études des mouvements critiques pour l'auto-calibrage*, Thèse de doctorat, Laboratoire GRAVIR INRIA RHONE-ALPES décembre (1997).