

Détection de points d'intérêt en imagerie médicale

Sylvie CHAMBON

`schambon@enst.fr`

Résumé : En imagerie médicale, de nombreuses techniques de recalage reposent sur la détection de points d'intérêt, *landmarks*. Nous donnons ici un bref état de l'art des techniques de détection de ces points d'intérêt.

Mots-clés : Images médicales, recalage, point d'intérêt.

Abstract : We present a brief state of the art of methods of landmark detection.

Keywords : Medical imaging, registration, landmarks.

Différentes primitives d'intérêt peuvent être distinguées : points, lignes, surfaces, volumes. Dans la plupart des cas il s'agit de points. Les termes employés peuvent être : points d'intérêt, points clé, points dominants, points caractéristiques, points anatomiques. Pour détecter ces points particuliers, nous pouvons distinguer les détecteurs génériques (non spécialisés) des détecteurs spécialisés (non génériques), ainsi que les détecteurs 2D ou 3D. L'avantage d'une sélection semi-automatique c'est d'obtenir une localisation plus précise enrichie par les connaissances de l'utilisateur, car une sélection non automatique est fastidieuse, coûteuse et manque de précision [Hartkens 02a]. Les détecteurs de coins, comme celui de Harris, SUSAN, ont été introduits dans le cadre de la robotique. Ce n'est pas adapté pour l'imagerie médicale. La plupart des détecteurs de coins s'appuient sur le calcul des dérivées des images, dérivées du premier et du second ordre. La plupart des détecteurs en imagerie médicale s'appuie sur la notion de courbure.

Sélection manuelle

- [Edwards 98] Les points d'intérêt sont sélectionnés "à la main" dans cette méthode avec des IRM et des images CT du cerveau (il s'agit d'applications en neurochirurgie).
- [Johnson 02] Les points particuliers (coins) utilisés pour estimer une TPS dans des IRM sont sélectionnés manuellement.
- Autres [Azar 06, Fischer 03, Kim 03, West 05].

Sillons corticaux

- [Cachier 01] Les sillons du cortex sont exploités dans des IRM de cerveaux.
- [Collins 98] Une détection des sillons corticaux comme dans [Hellier 00] est réalisée dans des IRM de cerveau.
- [Hellier 00, Hellier 03] Les sillons corticaux sont détectés dans des images du cerveau en s'appuyant sur la détection de contours et une segmentation. Les courbures gaussienne et moyenne sont combinées.
- [Papademetris 04] Il s'agit aussi d'une détection des sillons corticaux.

Courbure

- [Ansari 91, Pei 92] Habituellement, on utilise des approximations polygonales. Ici, 2 nouvelles techniques de détection de points d'intérêt ou points dominants : la première exploite les frontières gaussiennes avec un algorithme d'approximation polygonale, la seconde calcule la réponse obtenue avec différentes tailles de filtres gaussiens, les points dominants avec chaque taille de filtre sont conservés. On considère uniquement les points de courbure élevée le long d'un contour. Il s'agit d'une variante de la courbure.
- [Pei 92] emploie une approche similaire mais avec un filtrage à différentes échelles.
- [Beil 97] Les iso-contours de courbure extrêmes sont employés dans des IRM et des images CT du cerveau. Les 6 approches différentes sont implémentées pour réaliser la comparaison : passage par zéro, détection de contours par Canny puis suppression des non maximaux, courbure gaussienne et moyenne calculée à partir des contours de Canny, gradient et courbure gaussienne ou moyenne.
- [Busayarat 06] La détection manuelle exploitée est couplée avec des connaissances *a priori* qui permettent l'utilisation de techniques semi-automatique (seuillage, courbure).
- [Fatemizadeh 03] La segmentation à base de détection de contours est réalisée pour des IRM de cerveau et la courbure est utilisée comme dans l'article de Teh-Chin [Teh 89].
- [Hartkens 02b] Il s'agit d'une évaluation importante de 9 opérateurs 3D qui exploitent la dérivée première, la dérivée seconde ou les deux, dans des IRM et des images CT. Quatre catégories de détecteurs sont distinguées : courbure moyenne, courbure

gaussienne, approche de Rohr et Förstner et l'approche de Beaudet (voir les formules). Trois évaluations quantitatives sont réalisées et elles s'appuient sur les calculs du pourcentage de détections de points d'intérêt.

[Rohr 96, Rohr 01] Il s'agit d'une méthode de recalage d'images CT et IRM du cerveau (pour le traitement de l'épilepsie) avec des TPS. La localisation est semi-automatique : une région d'intérêt est donnée par l'utilisateur. La courbure gaussienne et un opérateur différentiel 3D sont présentés (ce dernier est assimilé à une extension de détecteurs de points d'intérêt en 2D, comme celui de Förstner et est proposé par Rohr). Ces détecteurs s'appuient sur des dérivées du premier et du second ordre. Apparemment, une évaluation récente réalisée par Rohr a révélé que des opérateurs de dérivée première suffisent.

[Teh 89] Les auteurs utilisent la pertinence relative qui s'appuie en grande partie sur la courbure (mais aussi d'autres critères). Les points de courbure élevée sur un contour sont sélectionnés. Le plus difficile reste de choisir le support pour calculer les différents paramètres des points d'intérêt. En s'attachant à régler ce problème, la méthode proposée permet de mieux détecter les points d'intérêt.

Méthodes hybrides

[Rohr 04] Il s'agit d'images d'électrophorèse, de même modalité. Les points d'intérêt sont déterminés en prenant le centre des protéines qui sont déterminés en faisant un ajustement d'un modèle d'intensité paramétrique gaussien (c'est une contribution du papier). Les images d'électrophorèse présentent des spots dont la surface peut être approchée par une gaussienne 2D. L'idée d'utiliser les centres des spots permet de rendre l'extraction de points plus performante. Cette méthode est semi-automatique puisque l'on doit désigner la région d'intérêt dans l'image. La position est estimée au sous-pixel. Le pic de la fonction gaussienne correspond au centre du spot (de la région circulaire). Les paramètres de la fonction gaussienne sont estimés en utilisant les moindres carrés et la méthode de Levenberg-Marquardt. L'initialisation des paramètres n'a pas besoin d'être très précise.

[Wörz 06] C'est la même chose que la méthode de [Rohr 04] mais plus automatique. La ROI est estimée en calculant la direction dominante du gradient.

[Vaillant 99] Il s'agit de courbes d'intérêt déterminées dans des IRM de cerveau, grâce à une détection de contours ou segmentation (?) car elles correspondent à la surface extérieure du cortex.

[Hartkens 02a] On utilise un gradient 3D dans des IRM de cerveau.

[Frantz 98] Il s'agit d'opérateurs à base de gradients généralisés au 3D (approche itérative et au sous-pixel). Une sélection semi-automatique dans des IRM et des images CT du cerveau est réalisée.

[Betke 03] Sur le sternum et les vertèbres, les points d'intérêt sont choisis. Après, il s'agit d'une mise en correspondance de points d'intérêt, par corrélation dans des images CT de la cage thoracique.

Grille de points

[Tanner 00] Une grille de points est utilisée pour réaliser le recalage par B-spline dans des IRM du sein (il n'y a donc pas de détection des points d'intérêt).

Autres [Loeckx 04, Staring 06, Xiaohua 04]

Références

- [Ansari 91] N. ANSARI et E. J. DELP. *On detecting dominant points*. *Pattern Recognition*, 24(5) :441–451, 1991.
- [Azar 06] A. AZAR, C. XU, X. PENNEC et N. AYACHE. *An Interactive Hybrid Non-Rigid Registration Framework for 3D Medical Images*. Dans IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, ISBI, pages 824–827, Arlington, The United States, avril 2006.
- [Beil 97] W. BEIL, K. ROHR et H. S. STIEHL. *Investigation of Approaches for the Localization of Anatomical Landmarks in 3D Medical Images*. Dans Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS, pages 265–270, Berlin, Germany, avril 1997.
- [Betke 03] M. BETKE, H. HONGA, D. THOMASA, C. PRINCEA et J. P. KOB. *Landmark detection in the chest and registration of lung surfaces with an application to nodule registration*. *Medical Image Analysis*, 7(3) :265–281, septembre 2003.
- [Busayarat 06] S. BUSAYARAT et T. ZRIMEC. *Ray-Tracing Based Registration for HRCT Images of the Lungs*. Dans Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI, volume 4191, pages 670–677, , Denmark, octobre 2006.
- [Cachier 01] P. CACHIER, J.-F. MANGIN, X. PENNEC, D. RIVIÈRE, D. PAPADOPOULOS-ORFANOS, J. RÉGIS et NAYACHE. *Multisubject Non-rigid Registration of Brain MRI Using Intensity and Geometric Features*. Dans Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI, volume 2208 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 734–742, Utrecht, Netherlands, octobre 2001.
- [Collins 98] D. L. COLLINS, G. LE GOUALHER et A. C. EVANS. *Non-linear Cerebral Registration with Sulcal Constraints*. Dans Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI, volume 1496 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 974–984, Cambridge, The United States, octobre 1998.
- [Edwards 98] P. J. EDWARDS, D. L. G. HILL, J. A. LITTLE et D. J. HAWKES. *A three-component deformation model for image-guided surgery*. *Medical Image Analysis*, 2(4) :355–367, décembre 1998.
- [Fatemizadeh 03] E. FATEMIZADEH, C. LUCAS et H. SOLTANIAN-ZADEH. *Automatic Landmark Extraction From Image Data Using Modified Growing Neural Gas Network*. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 7(2) :77–85, juin 2003.
- [Fischer 03] B. FISCHER et J. MODERSITZKI. *Combination of automatic non-rigid and landmark based registration : the best of both worlds*. Dans SPIE, Medical Imaging 2003 : Image Processing, volume 5032, pages 1037–1048, mai 2003.
- [Frantz 98] S. FRANTZ, K. ROHR et H. S. STIEHL. *Multi-Step Differential Approaches for the Localization of 3D Point Landmarks in Medical Images*. *Journal of Computing and Information Technology*, 6(4) :435–447, 1998.
- [Hartkens 02a] T. HARTKENS, D. L. G. HILL, A. D. CASTELLANO-SMITH, D. J. HAWKES, C. R. MAURER JR., A. J. MARTIN, W. A. HALL, H. LIU et C. L. TRUWIT. *Using Points and Surfaces to Improve Voxel-Based Non-Rigid Registration*. Dans Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI, volume 2489 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 565–572, Tokyo, Japan, septembre 2002.
- [Hartkens 02b] T. HARTKENS, K. ROHR et H. S. STIEHL. *Evaluation of 3D Operators for the Detection of Anatomical Point Landmarks in MR and CT Images*. *Computer Vision and Image Understanding*, 86(2) :118–136, avril 2002.
- [Hellier 00] P. HELLIER et C. BARILLOT. *Coupling dense and landmark-based approaches for non rigid registration*. Research report 4076, Institut de Recherche en Informatique et en Automatique, novembre 2000.

- [Hellier 03] P. HELLIER et C. BARILLOT. *Coupling Dense and Landmark-Based Approaches for Nonrigid Registration*. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22(2) :217–227, février 2003.
- [Johnson 02] H. J. JOHNSON et G. E. CHRISTENSEN. *Consistent Landmark and Intensity-Based Image Registration*. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(5) :450–461, mai 2002.
- [Kim 03] J. S. KIM, J. M. LEE, J. J. KIM, B. Y. CHOE, C.-H. OH, S. H. NAM, J. S. KWON et S. I. KIM. *Non-Linear Registration for Brain Images by Maximising Feature and Intensity Similarities with a Bayesian Framework*. *Journal Medical and Biological Engineering and Computing*, 41(4) :473–480, juillet 2003.
- [Loeckx 04] D. LOECKX, F. MAES, D. VANDERMEULEN et P. SUETENS. *Nonrigid Image Registration Using Free-Form Deformations with Local Rigidity Constraint*. Dans *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI*, volume 3216 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 639–646, Saint-Malo, France, septembre 2004.
- [Papademetris 04] X. PAPADEMETRIS, A. P. JACKOWSKI, R. T. SCHULTZ, L. H. STAIB et J. S. DUNCAN. *Integrated Intensity and Point-Feature Nonrigid Registration*. Dans *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI*, volume 3216 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 763–770, Rennes – St-Malo, France, septembre 2004.
- [Pei 92] S.-C. PEI et C.-N. LIN. *The detection of dominant points on digital curves by scale-space filtering*. *Pattern Recognition*, 25(11) :1307–1314, novembre 1992.
- [Rohr 96] K. ROHR, H. S. STIEHL, R. SPRENGEL, W. BEIL, T. M. BUZUG, J. WEESE et M. H. KUHN. *Nonrigid Registration of Medical Images Based on Anatomical Point Landmarks and Approximating Thin-Plate*. Dans *Bildverarbeitung für die Medizin*, 1996.
- [Rohr 01] K. ROHR, H. S. STIEHL, R. SPRENGEL, T. M. BUZUG, J. WEESE et M. H. KUHN. *Landmark-Based Elastic Registration Using Approximating Thin-Plate Splines*. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20(6) :526–534, juin 2001.
- [Rohr 04] K. ROHR, P. CATHIER et S. WÖRZ. *Elastic registration of electrophoresis images using intensity information and point landmarks*. *Pattern Recognition*, 37(5) :1035–1048, décembre 2004.
- [Staring 06] M. STARING, S. KLEIN et J. P. W. PLUIM. *Evaluation of a Rigidity Penalty Term for Nonrigid Registration*. Dans *Workshop on Image Registration in Deformable Environments, DEFORM*, Edinburgh, The United Kingdom, septembre 2006. In press.
- [Tanner 00] C. TANNER, J. A. SCHNABEL, D. CHUNG, M. J. CLARKSON, D. RUECKERT, D. L. G. HILL et D. J. HAWKES. *Volume and Shape Preservation of Enhancing Lesions When Applying Non-rigid Registration to a Time Series of Contrast Enhancing MR Breast Images*. Dans *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI*, volume 1935 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 327–337, Pittsburgh, The United States, octobre 2000.
- [Teh 89] C.-H. TEH et R. T. CHIN. *On the Detection of Dominant Points on Digital Curves*. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 11(8) :859–872, août 1989.
- [Vaillant 99] M. VAILLANT et C. DAVATZIKOS. *Hierarchical Matching of Cortical Features for Deformable Brain Image Registration*. Dans *International Conference on Information Processing in Medical Imaging*, volume 1613 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 182–195, Visegrád, Hungary, juin–juillet 1999.

- [West 05] J. B. WEST, C. R. MAURER et J. R. DOOLEY. *Hybrid Point-and-Intensity-Based Deformable Registration for Abdominal CT Images*. Dans SPIE Medical Imaging 2005 : Image Processing, volume 5747, pages 204–211, San Diego, The United States, février 2005.
- [Wörz 06] S. WÖRZ et K. ROHR. *Localization of anatomical point landmarks in 3D medical images by fitting 3D parametric intensity models*. *Medical Image Analysis*, 10(1) :41–58, février 2006.
- [Xiaohua 04] C. XIAOHUA, M. BRADY et D. RUECKERT. *Simultaneous Segmentation and Registration for Medical Image*. Dans Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI, volume 3216 de *Lecture Notes in Computer Science*, pages 663–670, Saint-Malo, France, septembre 2004.