

RECALAGE ELASTIQUE D'IMAGES ANGIOGRAPHIQUES

V. LECLERC C. BENCHIMOL

THOMSON-CGR 283, rue de la Minière - Z.I. Nord - 78530 BUC

Resume :

On propose une méthode de mise en correspondance automatique entre images peu structurées : paires d'images issues de séquences angiographiques. Le recalage d'images pose 2 problèmes essentiels auxquels nous avons tenté de répondre : La sélection automatique de points de contrôle et l'estimation précise du déplacement en ces points.

Summary :

We propose an automatic matching algorithm for poorly structured images i.e. frames taken from angiographic sequences. Image registration comes with two essential issues we address here : automatic selection of matching locations (called control points or landmarks) and accurate displacement estimation based on these points.

Spécificité du problème de recalage en imagerie angiographique

Une paire angiographique est constituée d'une image masque et d'une image opacifiée, acquises respectivement avant et pendant l'injection d'un produit de contraste opaque aux rayons X. Ces 2 images sont soustraites afin d'en extraire l'information vasculaire.

Les déplacements du patient lors de l'acquisition, détruisent la coïncidence des structures non vasculaires : celles-ci réapparaissent après soustraction et "brouillent" l'information vasculaire.

L'objectif du recalage est la compensation de ces déplacements. La correction doit être locale (on retiendra un modèle de déformation élastique) et précise (de l'ordre du 1/10^è de pixel).

La spécificité du problème réside dans la nature des images : projections de corps mous, structurellement pauvres, et dans les phénomènes d'occlusion : la présence du produit de contraste crée de fortes dissimilarités.

On a développé une méthode de mise en correspondance adaptée à ce type d'images, tolérante à la présence du produit de contraste, permettant une estimation précise du déplacement local et une correction par un modèle "élastique".

Un schéma de correction des déformations

On rappelle les étapes possibles d'un algorithme de recalage :

1. Sélection de points de contrôle (ou Amers)
2. Estimation d'un vecteur déplacement par amer
3. Validation des amers et vecteurs associés
4. Choix d'un modèle de déformation et interpolation d'un champ de vecteur à toute l'image.
5. Restauration de l'image par ré-échantillonnage

L'étape (2), est abordée dans le contexte de la théorie de l'estimation. On propose ensuite un algorithme (étapes 1.2.3.) de Sélection-Estimation-Validation s'appuyant sur une représentation "quad-tree" des données

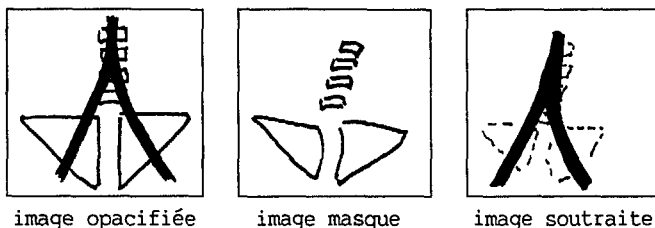
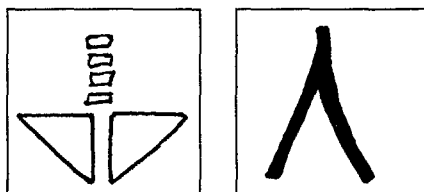


image opacifiée

image masque

image soustraite



masque recalé

soustraite recalée



Estimation du déplacement d'un point de contrôle

On applique aux signaux 2D la technique de la cross-corrélation généralisée (G.C.C.) [1,2,3,4]. Les images à recaler f et g, issues d'une même scène i, sont liées par les relations :

$$f(x,y) = i(x,y) + n_1(x,y)$$

$$g(x,y) = i(x+D_x, y+D_y) + n_2(x,y)$$

où n_1 et n_2 sont des termes de bruit et D_x, D_y déplacement entre images

La G.C.C. est réalisée par un processeur de la forme suivante.

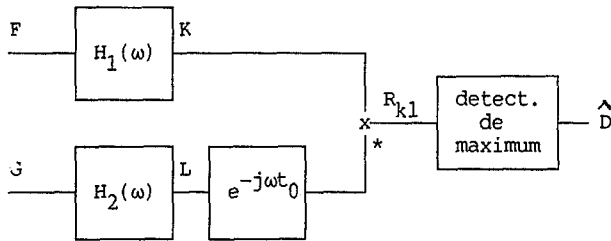


figure 2

C'est un corrélateur précédé d'un filtrage de chacun des deux signaux à comparer. La fonction de cross-corrélation R_{kl} est suivie d'un détecteur de maximum. La position du maximum donne une estimation de D.

On écrit ci-dessous l'équations de la G.C.C. :

$$R_{kl}(\tau) = \int H(\omega) G_{fg}(\omega) e^{j\omega\tau} d\omega$$

avec : $H(\omega) = H_1(\omega) \cdot H_2^*(\omega)$

$H(\omega)$, filtre linéaire est déterminé de façon à optimiser l'estimation \hat{D} de D.

Le processeur qui minimise la variance de l'erreur $E(\hat{D}-D)^2$ est appelé : "Hannan and Thomson (HT) Processor". Le déplacement obtenu est identique à celui que l'on calcule grâce à l'estimation par maximum de vraisemblance. Ce processeur est donc optimum au sens du maximum de vraisemblance. La variance de l'erreur est la borne de Cramèr-Rao.

La fonction de transfert du "HT Processor" est donnée par :

$$H(\omega) = \frac{|\gamma(\omega)|^2}{|G_{fg}(\omega)| (1 - |\gamma(\omega)|^2)}$$

où $\gamma^2 = |G_{fg}(\omega)|^2 / G_{ff}(\omega) G_{gg}(\omega)$ est la fonction de cohérence

Ce processeur optimal est irréalisable en pratique car il nécessite une connaissance importante de la statistique des signaux.

Aussi nous utiliserons un processeur sous optimal

$$H(\omega) = 1/\sqrt{G_{ff}(\omega) \cdot G_{gg}(\omega)}$$

décrit dans le cadre de la Cross-Corrélation Généralisée comme la "Smoothed Coherence Transform" (SCOT).

Ce processeur revient à blanchir les images par les filtres :

$$H_1(\omega) = 1/\sqrt{G_{ff}(\omega)} \text{ et } H_2(\omega) = 1/\sqrt{G_{gg}(\omega)}$$

avant d'appliquer la cross-corrélation.

Appliqué aux images angiographiques, cette méthode permet d'atteindre une précision de l'ordre du 1/10e de pixel.

La figure 3 montre des courbes expérimentales reliant l'erreur d'estimation à la taille de la fenêtre de calcul, pour la cross-corrélation simple et le processeur "SCOT". Elles ont été obtenues en réalisant des mesures de déplacement sur une population importante d'amers. Ces expérimentations ont été conduites en conditions contrôlées (déplacement connu a priori) pour différents types de séquences angiographiques. Pour 31 pixels, "SCOT" permet d'atteindre une précision de 0,1 pixel alors que la corrélation simple donne 1 pixel d'erreur.

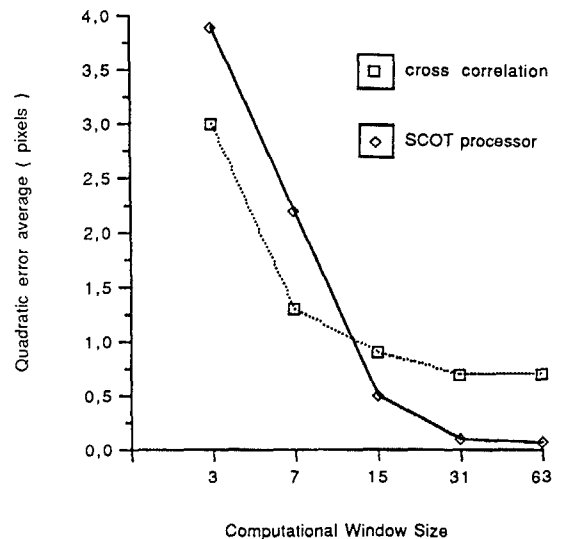


figure 3

Sélection Validation Hiérarchique de points de contrôle

Les points de contrôle devront posséder les caractéristiques suivantes :

Etre uniformément répartis afin de modéliser uniformément la déformation. On appellera cette caractéristique homogénéité.

Leur densité doit être suffisante pour que le modèle corrige localement les déformations.

Ils devront être robustes c'est à dire être le lieu d'une estimation de déplacement exacte (à la précision requise)

Sélectionner puis valider une banque d'amers consiste à déterminer une répartition homogène et suffisamment dense d'un ensemble de points de contrôle robustes.

L'algorithme utilise une structure pyramidale (quad-tree)

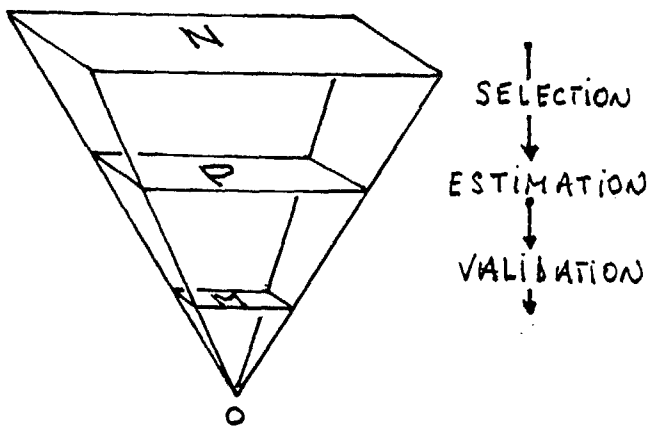


figure 4

Les étages sont numérotés de 0 à N en partant de la base. L'étage 0 possède une cellule, l'étage p, 4^p cellules et l'étage N, l'image, en possède 512^2 ($N=9$). A chaque cellule on associe un couple [amer, vecteur].

A un étage donné, correspond une densité d'amers : l'étage 5 possède 32^2 amers.

L'algorithme procède à une sélection des amers en descendant de l'image jusqu'à un étage donné p. L'estimation est réalisée sur les 4^p points sélectionnés. Enfin, l'algorithme opère une validation des vecteurs en continuant la descente jusqu'à l'étage final m correspondant à la densité d'amers désirée.

Le passage d'un étage p à un étage p-1 est réalisé par agglomération de chaque groupe de 4 cellules en une cellule unique. La densité est divisée par 4.

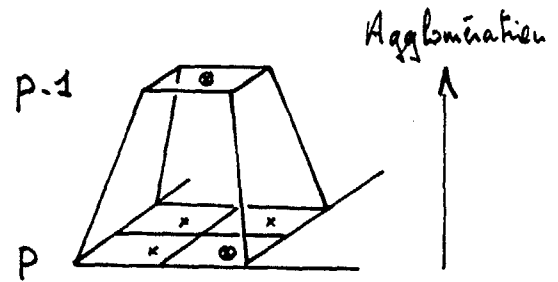


figure 5

Le critère d'agglomération est choisi de façon à réaliser un bon compromis robustesse-homogénéité. C'est la minimisation d'une fonction de coût additive constituée d'un terme caractérisant la robustesse et d'un terme caractérisant l'homogénéité. Lors de la sélection, l'algorithme retient des points caractéristiques de structure, lors de la validation, il sélectionne les vecteurs les plus compatibles entre eux.

Conclusions

Notre méthode se montre supérieure aux approches classiques de correction sub-pixel par simple translation et rotation. Cette technique élastique permet d'éliminer les artéfacts de bougé sur la totalité d'une image soustraite en assurant une précision de correction de l'ordre du $1/10^e$ de pixel.

References :

1. C.H. KNAPP and G. CARTER, The Generalized Correlation Method for Estimation of Time Delay, IEEE Vol.ASSP 24, pp.320-327, No 4 Aug 76
2. MCGILLEM, C.D. and M. SVEDLOW, Image Registration Error Variance as a Measure of Overlay Quality, IEEE Trans. Geosci. Electron., Vol. GE-14, pp.44-49, Jan. 1976
3. J.C. HASSAB and R.E. BOUCHER, Optimum estimation of time delay by a generalized correlator, IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing, Vol.ASSP 27, no4, pp.373-380, 1979
4. M. AZARIA and D. HERTZ Time Delay Estimation by Generalized Cross Correlation Methods, IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing, Vol.ASSP 32, no2, pp.280-385, 1984

