

Segmentation et suivi de mouvement d'objets déformables par région active

Fabrice VINCENT, Patrick CLARYSSE, Pierre CROISILLE, Isabelle E. MAGNIN

CREATIS CNRS UMR 5515,
INSA 502, Villeurbanne 69621, France
{vincent,clarysse,magnin}@creatis.insa-lyon.fr

Résumé – Nous proposons un nouveau type de modèle déformable appelé *région active* pour la segmentation avec connaissance d'un modèle géométrique. Le modèle consiste en une région dotée de propriétés d'élasticité qui garantissent des déformations cohérentes, en particulier dans le cas d'un objet aux interfaces multiples. Pour conserver cependant un contrôle précis de la régularité des interfaces, chacune d'entre elles possède une flexibilité propre, analogue à celle d'un contour actif. Le modèle de région active est mis en œuvre pour la segmentation conjointe des interfaces du ventricule gauche du coeur en IRM

Abstract – We present a new type of deformable template, called *active region*, for the purpose of segmentation. The template consists in a region with elastic properties which constrain the deformations to be globally consistent. In addition to this elastic property, the template is also given flexibility properties at its interfaces, in a similar way to active contours. This allows to control independently the smoothness of each interface. We show an application of this deformable template to the simultaneous extraction of the heart left ventricle interfaces in MRI.

1 Introduction

Les approches classiques de segmentation par modèle déformable en traitement d'images telles que les contours actifs [1] sont peu adaptées pour la détection d'objets aux contours multiples. Chaque contour est en effet détecté de manière indépendante. Des approches visant à segmenter de manière globale de tels objets en s'appuyant sur un modèle géométrique ont été proposées [2], [3], [4], [5] : les contours modélisés de l'objet sont généralement englobés dans un volume, appelé boîte de contrôle, dont les déformations se répercutent sur le modèle. Cependant, la régularité des déformations est imposée par une fonction de régularisation qui s'exprime de manière globale sur le volume, sans prendre en compte l'objet inscrit, ce qui rend difficile un contrôle précis des déformations de ce dernier. Dans le but d'obtenir un critère de régularisation intégrant la géométrie de l'objet à segmenter, nous avons opté pour un modèle d'objet élastique [6] : nous dotons la région intérieure du modèle de propriétés d'élasticité qui confèrent une cohérence d'ensemble aux déformations. En outre, dans le but de préserver l'indépendance des propriétés de régularité de chacun des contours du modèle, une modélisation de type contour actif de ces derniers est combinée avec le modèle de région élastique. Le processus de segmentation mis en œuvre résulte alors d'une prise en compte simultanée des contraintes d'élasticité de la région et de flexibilité des contours d'une part, et des caractéristiques de l'image d'autre part. Nous présentons une application de ce type de modèle, appelé *région active*, pour l'extraction du ventricule gauche (VG) du coeur à partir d'images acquises en Imagerie par Résonance Magnétique (IRM).

2 Description du modèle

Nous considérons un objet bidimensionnel Γ qui occupe, dans sa configuration initiale, un région connexe S de \mathbb{R}^2 (voir Figure 1). La frontière ∂S de Γ est constituée de N_c contours fermés, notés $(C_i)_{1 \leq i \leq N_c}$. Chaque contour C_i peut-être décrit par une équation paramétrique $\mathbf{x}^i(s) = ((x^i(s), y^i(s))^T$, en prenant comme paramètre s l'abscisse curviligne. L'objet Γ est susceptible de se déformer. Nous notons $\mathbf{x} = (x, y)^T$ les coordonnées d'un point matériel de ce corps dans la configuration initiale et $\bar{\mathbf{x}} = (\bar{x}(x, y), \bar{y}(x, y))^T$, les coordonnées de ce même point matériel dans une configuration déformée. Dans la configuration déformée, le contour C_i aura pour équation paramétrique : $\bar{\mathbf{x}}^i(s) = ((\bar{x}^i(s), \bar{y}^i(s))^T$.

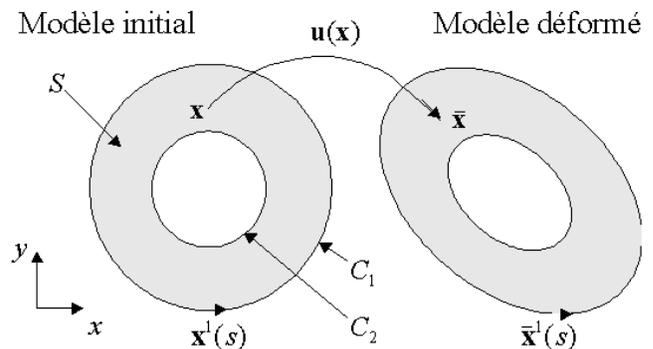


FIG. 1: Notations

Le champ de déplacement se définit comme la fonction $\mathbf{u} : S \rightarrow \mathbb{R}^2$ telle que :

$$\bar{\mathbf{x}}(\mathbf{x}) = \mathbf{x} + \mathbf{u}(\mathbf{x}) \quad (1)$$

avec $\mathbf{u}(\mathbf{x}) = (u_x(x, y), u_y(x, y))^T$.

Notre objectif est de déterminer le champ de déplacement \mathbf{u} qui minimise une fonctionnelle d'énergie E , somme d'une *énergie interne* E_i traduisant les contraintes d'élasticité et de flexibilité du modèle, et d'une *énergie d'attache aux données* E_d déduite des caractéristiques de l'image. L'énergie interne E_i est elle-même la somme de deux termes, l'*énergie de région* E_r et l'*énergie de contours* E_c :

$$E = E_i + E_d = E_r + E_c + E_d \quad (2)$$

Dans la section suivante, nous définissons chacun des termes d'énergie, et dans la section 3, nous exposons la méthode de minimisation de la fonctionnelle E .

2.1 Energie de région E_r

Nous attribuons à l'objet Γ les propriétés d'un corps homogène élastique isotrope [6]. L'énergie de région E_r se définit alors comme l'énergie potentielle élastique de Γ . Nous rappelons ci-après le principe de calcul de E_r , selon les principes exposés dans [7].

Nous faisons l'hypothèse des petits déplacements. Le vecteur de déformation $\varepsilon = (\varepsilon_x, \varepsilon_y, \gamma_{xy})^T$ s'écrit alors :

$$\varepsilon = \begin{pmatrix} \frac{\partial u_x}{\partial x} \\ \frac{\partial u_y}{\partial y} \\ \frac{\partial u_x}{\partial y} + \frac{\partial u_y}{\partial x} \end{pmatrix} = \mathbf{W}\mathbf{u}, \quad \mathbf{W} = \begin{pmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} \\ \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial x} \end{pmatrix} \quad (3)$$

La propriété d'élasticité homogène, linéaire, isotrope, se caractérise par un module d'Young E et un coefficient de Poisson ν . On définit la matrice d'élasticité \mathbf{D} :

$$\mathbf{D} = \frac{E}{1 - \nu^2} \begin{pmatrix} 1 & \nu & 0 \\ \nu & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{(1-\nu)}{2} \end{pmatrix} \quad (4)$$

La relation constitutive liant les contraintes σ aux déformations ε est :

$$\sigma = \begin{pmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_{12} \end{pmatrix} = \mathbf{D}\varepsilon \quad (5)$$

On définit alors l'énergie de région E_r comme l'énergie potentielle élastique du corps :

$$E_r(\mathbf{u}) = \frac{1}{2} \int_S \sigma^T \varepsilon \, dS \quad (6)$$

$$= \frac{1}{2} \int_S (\mathbf{W}\mathbf{u})^T \mathbf{D}(\mathbf{W}\mathbf{u}) \, dS \quad (7)$$

2.2 Energie de contours E_c

Pour contrôler la régularité de chacun des contours C_i , nous leur attribuons une énergie de contour analogue à l'énergie de flexibilité d'un contour actif [1]. L'énergie de flexibilité du contour C_i dans sa configuration déformée est :

$$E_c^i = \int_{C_i} \left| \frac{\partial^2 \bar{\mathbf{x}}^i}{\partial s^2} \right|^2 ds \quad (8)$$

Ainsi définie, l'énergie de flexibilité est minimale lorsque la courbe est réduite à un point. Pour faire en sorte que ce

minimum corresponde au contour C_i non déformé, nous modifions la définition de l'énergie de flexibilité en introduisant un écart par rapport à ce dernier :

$$E_c^i = \int_{C_i} \left| \frac{\partial^2 (\bar{\mathbf{x}}^i - \mathbf{x}^i)}{\partial s^2} \right|^2 ds \quad (9)$$

En faisant intervenir le champ de déplacement \mathbf{u} , nous réécrivons E_c^i :

$$E_c^i(\mathbf{u}) = \int_{C_i} \left| \frac{\partial^2 \mathbf{u}(\mathbf{x}^i)}{\partial s^2} \right|^2 ds \quad (10)$$

Nous définissons alors l'énergie de contours de l'objet Γ comme une somme pondérée des énergies de flexibilité de chacun des contours qui composent sa frontière :

$$E_c(\mathbf{u}) = \sum_{i=1}^{N_c} \lambda_i E_c^i(\mathbf{u}) \quad (11)$$

2.3 Energie d'attache aux données E_d

Notre objectif est de déformer l'objet élastique pour que ses interfaces viennent coïncider avec les contours présents dans l'image. Nous construisons donc une carte de potentiel P [8] (Figure 2) telle que $P(\mathbf{x}) = c |\nabla(G_\gamma * I(\mathbf{x}))|$, où \mathbf{x} est un point de l'image, $I(\mathbf{x})$ l'intensité en ce point, c un coefficient multiplicateur, G_γ un filtre gaussien de variance γ , et ∇ l'opérateur de gradient. L'énergie d'attache aux données E_d se définit comme l'intégrale du potentiel le long de la frontière de Γ :

$$E_d(\mathbf{u}) = \sum_{i=1}^{N_c} \int_{C_i} P(\mathbf{x}^i + \mathbf{u}(\mathbf{x}^i)) ds \quad (12)$$

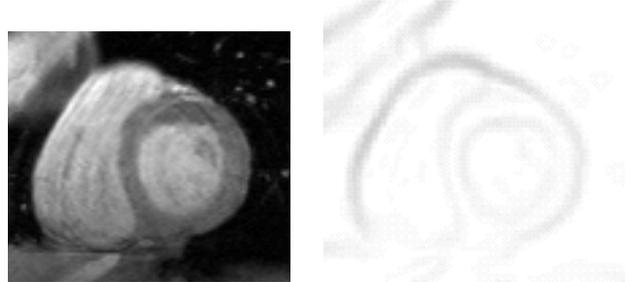


FIG. 2: Image et sa carte de potentiel associée ($\gamma = 2$, les minima sont en noir, les maxima en blanc)

3 Minimisation de la fonctionnelle d'énergie E

Pour minimiser la fonctionnelle E et déterminer la configuration optimale de Γ , nous calculons dans un premier temps une approximation discrète de E et nous minimisons ensuite cette approximation.

3.1 Discrétisation de E_r

Le terme d'énergie de région est discrétisé grâce la méthode des éléments finis [7]. La région S est discrétisée

par un maillage d'éléments triangulaires. Une approximation linéaire par morceaux $\tilde{\mathbf{u}} = (\tilde{u}_x, \tilde{u}_y)^T$ du champ de déplacement \mathbf{u} est définie sur le maillage. On peut alors calculer une approximation discrète E_r^d du terme d'énergie de région E_r :

$$E_r^d(\mathbf{U}) = \frac{1}{2} \mathbf{U}^T \mathbf{K}_r \mathbf{U} \quad (13)$$

où

- $\mathbf{U} = (\tilde{\mathbf{u}}_1, \dots, \tilde{\mathbf{u}}_i, \dots, \tilde{\mathbf{u}}_N)^T$ est le vecteur des déplacements des N nœuds du maillage,
- \mathbf{K}_r est la matrice de raideur obtenue par intégration des propriétés d'élasticité sur chaque élément du maillage.

3.2 Discrétisation de l'énergie de contour E_c

Parmi les nœuds du maillage construit à l'étape précédente, un nombre n_j se trouvent sur le contour C_j . Ces nœuds définissent une approximation polygonaire de C_j que l'on note $C_j^d = (A_{ij})_{1 \leq i \leq n_j}$, A_{ij} désignant un nœud du maillage appartenant à C_j . On définit une fonction p qui associe au nœud A_{ij} le numéro k correspondant dans la numérotation du maillage introduite à la section 3.1 : $k = p(i, j)$. Cette fonction permet de passer de la numérotation propre aux contours à la numérotation globale des nœuds du maillage. Si l'on suppose que le maillage est tel que les polygones sont réguliers, le terme d'énergie de contour E_c peut être approché par des différences finies. Le terme discret E_c^d est alors :

$$E_c^d = \sum_{j=1}^{N_c} \lambda_j \sum_{i=1}^{n_j} \left| \frac{\mathbf{u}_{p(i+1,j)} - 2\mathbf{u}_{p(i,j)} + \mathbf{u}_{p(i-1,j)}}{d_j^2} \right|^2 \quad (14)$$

où d_j est la longueur d'arête du polygone C_j^d , λ_j est un coefficient de pondération, et où, par convention, $p(0, j) = p(n_j, j)$ et $p(n_j + 1, j) = p(1, j)$. E_c^d est une fonction quadratique des \mathbf{u}_k et peut donc être réécrite sous forme matricielle :

$$E_r^d(\mathbf{U}) = \mathbf{U}^T \mathbf{K}_c \mathbf{U} \quad (15)$$

On dispose à ce stade d'une formulation discrète E_i^d de l'énergie interne E_i du modèle :

$$E_i^d = E_r^d + E_c^d = \mathbf{U}^T \mathbf{K} \mathbf{U} \quad (16)$$

avec $\mathbf{K} = \frac{1}{2} \mathbf{K}_r + \mathbf{K}_c$.

3.3 Forces induites par l'énergie d'attache aux données E_d

Nous ne discrétisons pas directement l'énergie d'attache aux données E_d . La minimisation de E fait en effet intervenir le champ de force \vec{f} associé au champ de potentiel P ($\vec{f} = -\nabla P$). Nous calculons donc le vecteur \mathbf{F} des forces appliquées aux nœuds du maillage. Pour une configuration donnée du maillage, matérialisée par le vecteur de déplacement des nœuds \mathbf{U} , nous calculons la résultante

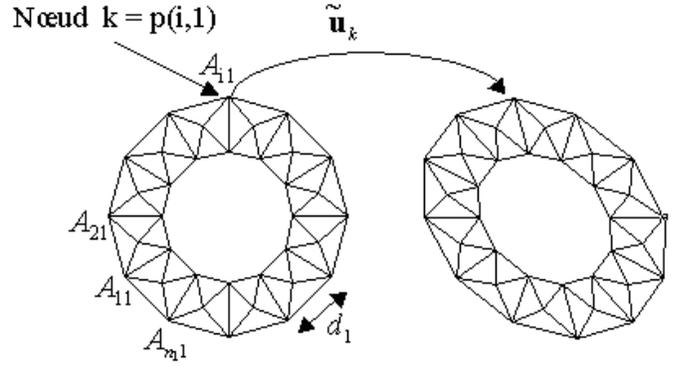


FIG. 3: Exemple de maillage en éléments triangulaires du modèle de la Figure 1. Les contours du modèle sont discrétisés par des polygones réguliers. La fonction p permet de passer de la numérotation globale des nœuds du maillage à la notation indiciaire (ex : A_{i1}) propre à chaque contour.

du champ de force \vec{f} pour chaque arête des contours polygonaux. Cette résultante est ensuite répartie sur les deux sommets qui forment l'arête. Nous construisons de cette manière le vecteur $\mathbf{F}(\mathbf{U})$ des forces appliquées aux nœuds du maillage, en attribuant une force nulle aux nœuds du maillage qui ne sont pas des nœuds de contour.

3.4 Minimisation de la fonctionnelle discrète

La minimisation de la fonctionnelle E conduit à la détermination du vecteur des déplacements des nœuds \mathbf{U} qui satisfait l'équation [8] :

$$\mathbf{K} \mathbf{U} = \mathbf{F}(\mathbf{U}) \quad (17)$$

Cette équation n'est pas explicite en raison du terme de force. Par conséquent, nous le résolvons en recherchant la solution stationnaire de l'équation d'évolution suivante [8] :

$$\frac{\partial \mathbf{U}(t)}{\partial t} + \mathbf{K} \mathbf{U}(t) = \mathbf{F}(t) \quad (18)$$

par un schéma d'Euler semi-implicite, ce qui conduit à la résolution itérative du système matriciel :

$$\mathbf{U}_{k+1} = (\mathbf{I} + \tau \mathbf{K})^{-1} (\mathbf{U}_k + \tau \mathbf{F}_k) \quad (19)$$

où τ est le pas de discrétisation temporelle.

4 Résultats

Nous avons mis en œuvre le modèle déformable proposé pour extraire les contours interne et externe du ventricule gauche du cœur (VG) dans une séquence d'images acquises en IRM et présentant le cœur à des instants successifs du cycle cardiaque. La géométrie du modèle est présentée sur la Figure 1. Pour rendre le résultat de la détection de contours moins sensible à la position initiale du modèle, nous effectuons un recalage rigide avant de laisser le modèle se déformer. La segmentation et le suivi du VG dans une séquence se fait donc en trois étapes :

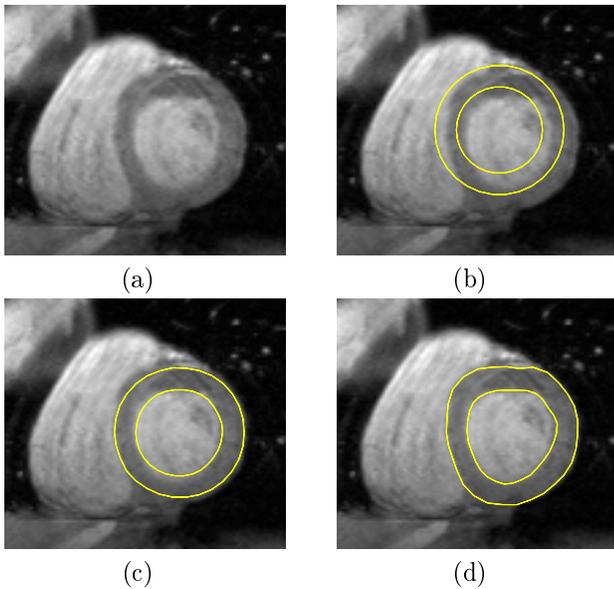


FIG. 4: Segmentation du ventricule gauche sur la 1^{ère} image (a) du cycle cardiaque. b) Position initiale du modèle (seuls les contours sont représentés). c) Position du modèle après recalage rigide. d) Résultat de la segmentation

- Nous positionnons approximativement le modèle sur la première image de la séquence (Figure 4b). Un recalage rigide du modèle est effectué en prenant un module d'Young élevé ($E = 100$) : sous l'action des forces issues de l'image, le modèle se déplace jusqu'à ce que la résultante des forces s'annule (Figure 4c).
- Le modèle est ensuite autorisé à se déformer et s'adapte donc aux contours de l'image (Figure 4c) ($E = 0.1$, $\nu = 0$, $\lambda_1 = \lambda_2 = 1$).
- Le résultat de la segmentation à l'instant t est utilisé comme solution initiale pour l'image à l'instant $t+1$ (Figure 5b). Le modèle est alors soumis à nouveau aux forces issues de l'image et s'adapte aux nouveaux contours de l'image (Figure 5c).

5 Conclusion

Nous avons présenté dans cet article le modèle de région active, qui combine les propriétés d'élasticité d'une région et les contraintes de flexibilité de ses interfaces, et permet la segmentation simultanée de plusieurs contours. La particularité de ce modèle réside dans la possibilité de contrôler de manière précise ses déformations grâce à la signification physique de paramètres telle que le coefficient de Poisson (compressibilité de la région) ou le module d'Young (rigidité de la région) et grâce à l'introduction de contraintes propres à chacune des interfaces.

Remerciements :

Ce travail a été soutenu par la région Rhône-Alpes dans le cadre du projet "Santé et HPC", et réalisé dans le cadre de l'action incitative CNRS inter GDR-PRC ISIS, ALP et MSPC "Coeur Battant". Il est également soutenu par la société Liphia Santé.

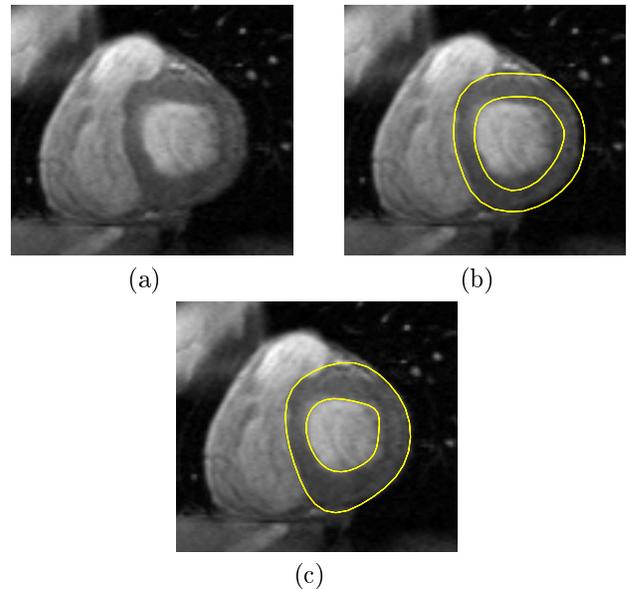


FIG. 5: Suivi du VG. a) 2^{ème} image du cycle cardiaque. b) Projection sur la 2^{ème} image, du résultat obtenu à la figure 4-d. c) Résultat de la segmentation de la 2^{ème} image

Références

- [1] M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos : Snakes : Active contour models, *Int. J. Comput. Vision*, vol. 1, n°4, pp. 321-331, 1987.
- [2] P.-J. Reissman, J. Lötjönen, J. Nenonen, I. E. Magnin, T. Katila : High level vision with the deformable pyramid, *GRETSI 97*, Grenoble, France, pp. 1483-1485, 1997.
- [3] D. Rueckert, P. Burger : Shaped-based segmentation and tracking in 4D cardiac MR images, *CVRMed'97*, France, pp. 43-52, 1997.
- [4] J. Lötjönen, P. J. Reissman, I. E. Magnin, T. Katila : Model extraction from magnetic resonance volume data using the deformable pyramid, *Medical Image Analysis*, 1999 (in press).
- [5] E. Bardinet, L. D. Cohen, N. Ayache : A Parametric Deformable Model to Fit Unstructured 3D Data, *Computer Vision and Image Understanding*, n°1, pp. 39-54, 1998.
- [6] A. Pentland, S. Sclaroff : Closed-form solutions for physically based modeling and recognition, *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intelligence*, vol. 13, n°7, pp. 715-729, 1991.
- [7] O. C. Zienkiewicz, R. C. Taylor : La méthode des éléments finis : *AFNOR Technique*, 1991.
- [8] L. D. Cohen, I. Cohen : Finite-elements methods for active contour models and balloons for 2-D and 3-D images, *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intelligence*, vol. 15, n°11, pp. 1131-1147, 1993.