

Utilisation des contours actifs ou « snake » pour l'extraction des arêtes de représentations temps-fréquences : Application à l'analyse des contractions utérines

J. TERRIEN¹, C. MARQUE¹ et G. GERMAIN²

¹Université de Technologie de Compiègne, Centre de recherche de Royallieu, BP 20529, 60205 Compiègne cedex, France

²INRA, Département de physiologie animale, Centre de recherche de Jouy-en-josas, 78352 Jouy-en-josas cedex, France

jeremy.terrien@utc.fr, catherine.marque@utc.fr, guy.germain@jouy.inra.fr

Résumé – L'analyse et la caractérisation des représentations temps-fréquences d'un signal réel est souvent complexe. Pour simplifier ces représentations, on utilise généralement leurs arêtes ou chaînes de maxima énergétiques locaux. Nous proposons dans ce travail, une approche originale pour l'extraction des arêtes basée sur une méthode de traitement d'image : les contours actifs ou « snakes » associée à la méthode Gradient Vector Flow ou méthode du flux du vecteur de gradient, comme force d'attraction du contour actif. La méthode GVF-snake, appliquée sur différentes représentations temps-fréquences et pour des signaux diversement bruités, est robuste comparée à une méthode classique de traitement du signal. Le temps d'exécution est principalement fonction de la taille du contour actif. De plus, les erreurs d'extraction sont relativement faibles, quelle que soit la situation étudiée. Cette nouvelle approche a aussi été testée sur des représentations temps-fréquences de contractions utérines enregistrées chez le singe pendant la grossesse. Les erreurs d'extraction obtenues sur ces signaux réels se sont aussi révélées meilleures que celles obtenues avec la méthode classique.

Abstract – *The analysis and the characterisation of the time-frequency of a real signal is often difficult. In order to simplify these representations, ridges or local energetic maxima are generally used. In this study, we propose an original approach, for the ridges extraction, based on an image processing method : active contours or “snakes” associated with the Gradient Vector Flow method as the external attraction force of the active contour. The GVF-snake method, applied on different time-frequency representations and for signals with different noise level, is robust compared to a classical method of signal processing. The execution time of our method is mainly dependant of the active contour length. Moreover, the extraction errors are relatively low, whatever the studied situation. This new approach has been also tested on time-frequency representations of uterine contractions recorded on monkey during gestation. The obtained extraction errors, on these real signals, were also better than the errors obtained with the classical method.*

1. Introduction

La représentation temps-fréquence (RTF) de signaux réels est de plus en plus utilisée pour leurs analyses, notamment en génie biomédical. Cependant, l'analyse ou la caractérisation des RTF d'un signal peut être complexe ou difficile. Afin de simplifier ces tâches, les RTF sont parfois réduites à leurs arêtes ou maxima énergétiques locaux. Plusieurs algorithmes existent qui permettent d'extraire et de chaîner les maxima énergétiques locaux d'une RTF. Cependant, la présence de bruit dans le signal d'intérêt, ou la présence d'interférences dans le plan temps-fréquence, peut générer de nombreux maxima locaux et donc diminuer les performances de certains algorithmes. Dans ce travail, nous proposons une approche originale d'extraction des arêtes d'une RTF de signaux mono ou multi-composantes basée sur une méthode de traitement d'image : les contours actifs ou « snake ».

Les contours actifs sont des courbes paramétriques (fermées ou non) capables de se déformer de manière itérative vers une zone d'intérêt d'une image. Ils sont utilisés en traitement d'image dans de nombreuses applications comme l'imagerie médicale [1] ou l'analyse de séquences vidéo [2]. Dans notre application, nous considérons une RTF

comme une image où les zones d'intérêts à détecter sont les arêtes.

L'électromyogramme utérin, ou électrohystérogamme (EHG), représente l'activité électrique générée par le muscle utérin pendant les contractions. Ce signal comprend deux composantes fréquentielles : l'onde FWL (Fast Wave Low) et l'onde FWH (Fast Wave High) [3]. L'analyse des caractéristiques de ces deux composantes peut permettre de prédire un risque d'accouchement prématuré chez la femme même à des termes de gestation relativement bas [4]-[5]. L'extraction correcte de ces deux composantes semble donc prépondérante dans le diagnostic. Dans une autre étude, portant sur des contractions externes enregistrées chez la femme, nous avons pu observer que l'algorithme spécialement développé pour l'analyse de l'EHG [6], appelé méthode locale, ne donnait pas toujours de bons résultats, notamment lors de l'analyse de contractions polyphasiques (contractions présentant une bouffée d'activité principale suivie de plusieurs autres bouffées de moindre énergie).

La méthode locale réalise l'extraction sur tout le plan temps-fréquence des maxima locaux d'énergie supérieure à un certain seuil. Il y a ensuite chaînage des maxima selon un critère de distance fréquentielle afin de constituer les arêtes. On recherche ensuite, pour tous les

maxima locaux $M(a,b)$, un possible successeur dans la zone $\{a+\Delta t, b\pm\beta\}$, où Δt est la résolution temporelle et β un réel positif. La dernière étape de cet algorithme réalise le lien entre les différentes arêtes, pour former une seule et même arête, lorsque celle-ci est interrompue, selon un critère de distances temporelle et fréquentielle. Deux arêtes r_i et r_j sont considérées comme appartenant à la même arête si :

$$0 < dt(Fr_i, Pr_j) < \lambda t \text{ et } df(Fr_i, Pr_j) < \lambda f \quad (1)$$

où dt est une distance temporelle, df une distance fréquentielle, Fr_i le dernier maximum local de l'arête r_i et Pr_j le premier de l'arête r_j . Les points manquants au sein d'une arête sont obtenus par interpolation linéaire ou polynomiale.

Après avoir défini les contours actifs, nous présenterons la formulation des énergies intervenant dans leur déformation. Les performances de notre algorithme, en termes de vitesse d'exécution et d'erreur d'extraction, seront ensuite évaluées sur signaux synthétiques. Nous présenterons aussi une application de cette méthode sur l'EHG, en vue d'une caractérisation des contractions enregistrées de manière interne chez la guenon pendant la grossesse.

2. Modèle de contour actif

2.1. Définition

Mathématiquement, un contour déformable est une courbe $\mathbf{X}(s) = (X(s), Y(s))$ avec $s \in [0, 1]$, qui se déplace dans le domaine spatial d'une image de manière à minimiser la fonctionnelle d'énergie suivante [7]:

$$\varepsilon(\mathbf{X}) = S(\mathbf{X}) + P(\mathbf{X}) \quad (2)$$

Le premier terme représente la fonction d'énergie interne, et se définit comme :

$$S(X) = \frac{1}{2} \int_0^1 \alpha(s) \left| \frac{\partial X}{\partial s} \right|^2 + \beta(s) \left| \frac{\partial^2 X}{\partial s^2} \right|^2 ds \quad (3)$$

Les paramètres de pondération $\alpha(s)$ et $\beta(s)$ (généralement définis constants) peuvent être utilisés pour contrôler respectivement la force de tension et la rigidité du modèle. Le second terme est la fonction d'énergie externe. Cette fonction $P(x,y)$ est dérivée de l'image. Elle doit posséder des valeurs fortes au niveau des frontières d'un objet ou des zones d'intérêt. Le contour déformable est traité de manière dynamique en exprimant $\mathbf{X}(s)$ comme une fonction du temps t aussi bien que de s : $\mathbf{X}(s,t)$.

La formulation traditionnelle des forces externes peut générer des champs de force qui ne permettent pas précisément de détecter les objets présentant des frontières concaves. De plus, le contour initial doit être positionné le plus près possible de la frontière à détecter, afin de pouvoir attirer convenablement le modèle. De manière à contourner ces problèmes, Xu et Prince [8]-[9] utilisent une équation de diffusion vectorielle qui diffuse le gradient d'une image vers des zones distantes des frontières. La nouvelle expression du champ de force est appelée Gradient Vector Flow (GVF) ou flux du vecteur de gradient. La force externe est remplacée

par un champ de vecteur $V(x,y) = (u(x,y), v(x,y))$ qui minimise la fonctionnelle d'énergie :

$$\varepsilon = \iint \mu \left\{ (u_x^2 + u_y^2 + v_x^2 + v_y^2) + |\nabla f|^2 |V - \nabla f|^2 \right\} dx dy \quad (4)$$

Où μ est un paramètre de régulation et f la carte de contour prenant de fortes valeurs sur les zones d'intérêt. La minimisation de l'équation (4) aboutit aux équations d'Euler :

$$\mu \nabla^2 u - (u - f_x)(f_x^2 + f_y^2) = 0 \quad (5a)$$

$$\mu \nabla^2 v - (v - f_y)(f_x^2 + f_y^2) = 0 \quad (5b)$$

où ∇^2 représente l'opérateur Laplacien et f_x, f_y les dérivées de f par rapport à x et à y respectivement. Les équation (5a) et (5b) peuvent être résolues en traitant u et v comme fonctions du temps [9]. La méthode GVF présente une large distance d'attraction et permet d'obtenir une bonne convergence du contour actif sur des objets possédant des frontières concaves.

2.2. Initialisation et déformation

L'initialisation d'un contour actif peut être déterminante pour le résultat de la déformation, notamment avec la définition traditionnelle des forces externes. Dans cette étude, nous avons décidé d'initialiser le contour actif de manière fixe pour chacune des situations rencontrées. Le contour actif est disposé de manière parallèle à l'axe des temps de la RTF et initialisé à la fréquence moyenne du signal d'intérêt.

La déformation du contour actif est un processus itératif. Les itérations sont stoppées soit lorsqu'un critère de déformation est constant ou inférieur à un seuil entre deux itérations successives, soit lorsqu'un nombre maximal d'itérations est atteint. Nous avons choisi d'arrêter la déformation si les changements de position fréquentielle du contour actif, sur trois itérations successives, sont inférieurs à un seuil. Le nombre maximal d'itérations a été fixé à 2250. Les différents coefficients de pondération des différentes énergies (internes et externes) ont été déterminés et fixés après une étude préliminaire.

3. Evaluation

Chaque famille de RTF possède des caractéristiques propres en termes de répartition énergétique et de sensibilité au bruit présent dans le signal analysé. Afin de tester la robustesse de la méthode GVF-Snake et de la comparer à la méthode dite locale, nous avons utilisé comme signal de référence un signal présentant une modulation de fréquence sinusoïdale. Nous avons aussi testé différents niveaux de bruit, exprimés en pourcentage de l'énergie totale du signal (0, 5, 10, 20 et 30 %). Sur chacun de ces signaux, nous avons calculé la RTF par transformée en ondelette continue (scalogramme), Wigner-Ville (WV), Pseudo Wigner-Ville Lissée (PWVL) et modélisation autorégressive (AR). Pour chacune de ces situations, nous avons synthétisé 30 signaux différents.

Afin d'obtenir un critère d'évaluation des différentes extractions, nous devons utiliser une arête de référence pour chacune des situation. Nous avons utilisé comme arête de

référence, pour les signaux synthétiques, la loi de fréquence instantanée qui a servi à leur synthèse. Pour les contractions, nous avons édité manuellement les arêtes de référence par sélection, pour chaque instant d'une RTF, des maxima locaux correspondant à FWH et FWL. Nous avons ensuite défini une fonction d'erreur qui somme la distance fréquentielle entre l'arête trouvée et l'arête de référence sur toute la longueur des ridges. Cette fonction est ensuite normalisée par la longueur de l'arête de référence. La fonction de distance fréquentielle que nous avons employé est :

$$g(df) = \begin{cases} 0.2 \times |df| & \forall |df| < 5 \\ 1 & \forall |df| \geq 5 \end{cases} \quad (6)$$

Nous avons aussi évalué le temps d'exécution de chacun des algorithmes pour chacune des situations.

4. Résultats

En ce qui concerne les temps d'exécution, la méthode GVF-snake présente un temps d'exécution presque constant quel que soit le niveau de bruit pour une méthode d'obtention de la RTF donnée. Par contre la méthode dite locale, présente des temps d'exécution fonction du niveau de bruit et de la méthode d'analyse. Nous avons obtenu des temps d'exécution inférieurs pour Tps1, quel que soit le niveau de bruit, pour les méthodes WV et PWVL (Figure 1 et 2).

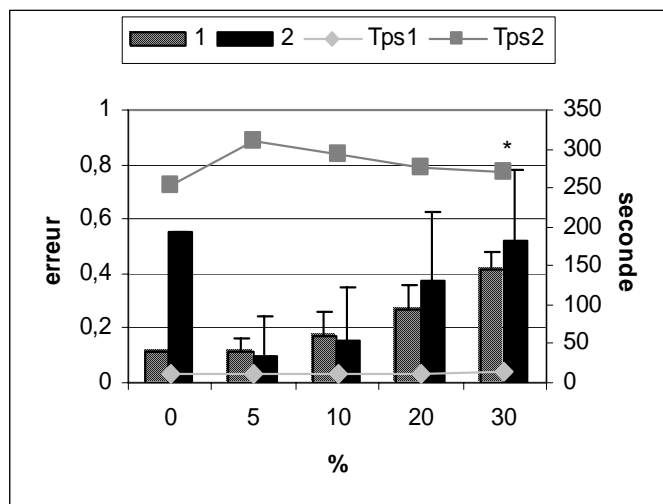


Fig. 1 : Evolution de l'erreur moyenne d'extraction (1 : GVF-Snake, 2 : Méthode locale) et du temps d'exécution (Tps1 et Tps2), pour WV en fonction du bruit exprimé en pourcentage de l'énergie totale du signal. (* Différence significative à 5%)

Les erreurs d'extraction obtenues par la méthode GVF-snake sont moins sensibles à l'augmentation du niveau de bruit. Seules les erreurs obtenues sur la représentation WV augmentent fortement avec l'augmentation du niveau de bruit.

Toutes les erreurs obtenues à l'aide des résultats de déformation effectués sur la représentation PWVL, AR (Figure 3) et le scalogramme (Figure 4), sont inférieures ou égales à 0.1 pour un niveau de bruit inférieur à 30 %.

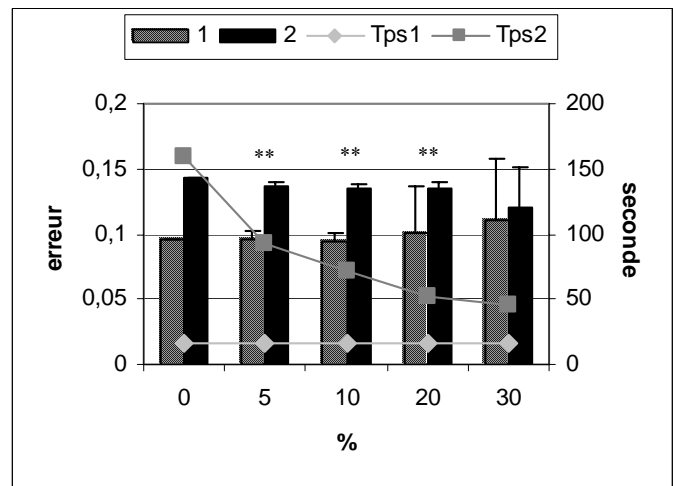


Fig. 2 : Evolution de l'erreur moyenne d'extraction (1 : GVF-Snake, 2 : Méthode locale) et du temps d'exécution (Tps1 et Tps2), pour PWVL, en fonction du bruit exprimé en pourcentage de l'énergie totale du signal. (** différence significative à 1%)

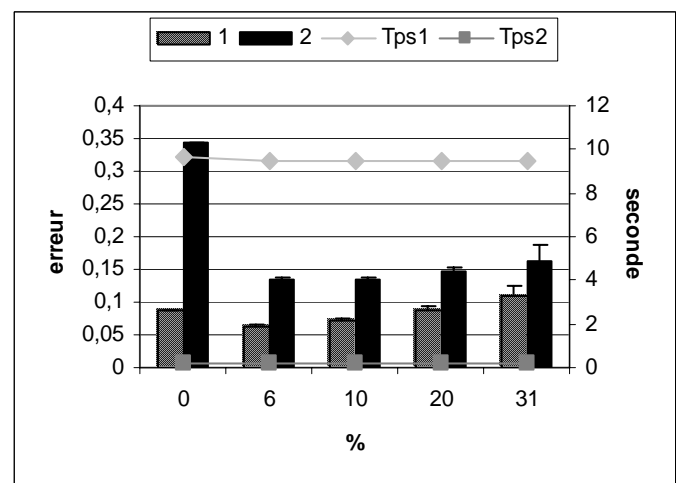


Fig. 3 : Evolution de l'erreur moyenne d'extraction (1 : GVF-Snake, 2 : Méthode locale) et du temps d'exécution (Tps1 et Tps2), pour la méthode AR, en fonction du bruit exprimé en pourcentage de l'énergie totale du signal ($p < 1\%$ partout).

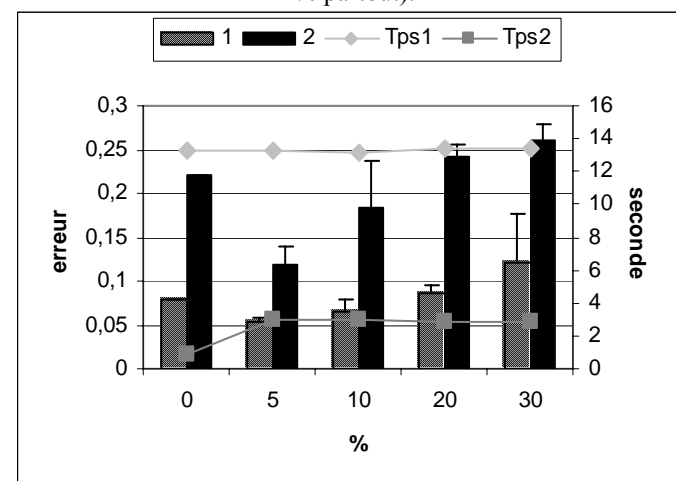


Fig. 4 : Evolution de l'erreur moyenne d'extraction (1 : GVF-Snake, 2 : Méthode locale) et du temps d'exécution (Tps1 et Tps2), pour scalogramme, en fonction du bruit exprimé en pourcentage de l'énergie totale du signal ($p < 1\%$ partout).

L'erreur maximale est obtenue pour la représentation WV avec le niveau de bruit maximal.

Les erreurs moyennes obtenues par la méthode locale sont presque toutes significativement supérieures à celles obtenues par notre méthode. Les erreurs obtenues sur WV, pour les niveaux de bruit 5, 10 et 20 %, ne sont pas significativement différentes entre les deux méthodes. Cette méthode semble néanmoins donner des erreurs plus faibles.

Nous avons aussi testé la méthode GVF-snake sur des contractions de grossesse ($n = 90$), certaines monophasiques et d'autres polyphasiques, obtenues sur une même guenon. Les RTF de chacune des contractions ont été obtenues par modélisation AR [10]. Les résultats obtenus ont été évalué grâce à l'édition manuelle des arêtes de chacune des contractions pour définir les ridges de référence. Nous avons évalué les erreurs concernant FWL, FWH et l'erreur totale définie comme la somme des erreurs FWL et FWH. Les erreurs obtenues avec la méthode GVF-snake sont inférieures à celles obtenues par la méthode locale sauf pour FWL (Figure 5). Les différentes erreurs sont toutes significativement différentes à 1 %. L'amélioration des erreurs d'extraction concerne principalement FWH, ainsi que les erreurs obtenues sur les contractions polyphasiques (résultats non représentés).

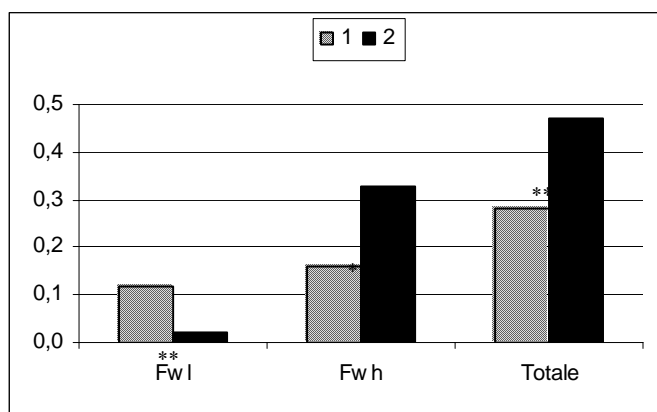


Fig. 5 : Evolution de l'erreur médiane d'extraction (1 : GVF-Snake, 2 : Méthode locale), pour FWL, FWH et l'erreur totale. (** erreurs significativement différentes à 1%)

5. Conclusions et perspectives

Nous proposons une méthode rapide et robuste d'extraction automatique des arêtes de différentes RTF. La méthode GVF-snake semble une méthode peu sensible au bruit présent dans le signal d'intérêt et donne des erreurs d'extraction d'arêtes relativement faibles, malgré une initialisation relativement éloignée de l'arête recherchée. L'utilisation de la méthode du flux du vecteur de gradient permet d'extraire des arêtes même fortement modulées en fréquence (modulation sinusoïdale/signaux réels). Cette méthode utilise plusieurs paramètres qui doivent être adaptés par optimisation, aussi bien à la nature des composantes spectrales à extraire, qu'au type de représentation spectrale utilisée. La méthode GVF-snake semble être un outil

performant pour l'analyse des RTF des contractions utérines enregistrées chez le singe. Nous allons l'utiliser pour l'analyse des relations existant entre l'EHG et l'effet mécanique des contractions (pression intra-utérine), ainsi que pour étudier l'évolution de l'EHG au cours de la grossesse. Cependant, il est nécessaire d'augmenter le nombre de contractions étudiées.

Références

- [1] M. Wei, Y. Zhou, and M. Wan, "A fast snake model based on non-linear diffusion for medical image segmentation," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 28, pp. 109-117, 2004.
- [2] A. Yao and C. H. Wu, "An automated image-based technique for tracking sequential surface wave profiles," *Ocean Engineering*, vol. 32, pp. 157-173, 2005.
- [3] D. Deveux, C. Marque, S. Mansour, G. Germain, and J. Duchêne, "Uterine electromyography : A critical review," *Am. J. Obstet. Gynecol.*, vol. 169, pp. 1636-1653, 1993.
- [4] H. Leman, C. Marque, and J. Gondry, "Use of the electrohysterogram signal for the characterization of contractions during pregnancy," *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol. 46, pp. 1222-1229, 1999.
- [5] M. L. Voisine, C. Marque, H. Leman, and J. Gondry, "Analysis of uterine electromyogram for the monitoring of preterm birth. Instrumentation development and data analysis," *Proceedings of the 4th International Workshop on Biosignal Interpretation (BSI'2002)*, pp. 75-78, IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Como, Italy, 24-26 June 2002.
- [6] H. Leman, C. Marque, "Ridge extraction from the scalogram of the uterine electromyogram," TFTS 1998, Pittsburg, Octobre 1998.
- [7] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, "Snakes: active contour models," *IJCV*, vol. 1, pp. 321-322, 1988.
- [8] C. Xu and J.L. Prince, "Gradient Vector Flow: A New External Force for Snakes," *Proc. IEEE Conf. on Comp. Vis. Patt. Recog. (CVPR)*, Los Alamitos: Comp. Soc. Press, pp. 66-71, June, 1997.
- [9] C. Xu and J. L. Prince, "Snakes, Shapes, and Gradient Vector Flow," *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 7, pp. 359-369, 1998.
- [10] D. Deveux, "Evaluation quantitative de certaines caractéristiques de distributions temps-fréquence: Application à l'EMG utérin," Ph.D. dissertation, Univ. Technol. Compiègne, Compiègne, France, 1995.