



HAL
open science

Détection automatique de bouffées d'activité contractile sur l'EKG par utilisation du critère d'information bayésien

Teddy Happillon, Charles Muszynski, Dan Istrate, Catherine Marque

► To cite this version:

Teddy Happillon, Charles Muszynski, Dan Istrate, Catherine Marque. Détection automatique de bouffées d'activité contractile sur l'EKG par utilisation du critère d'information bayésien. Journées d'Etude sur la TéléSANTé, 6ème édition, Pôle Capteurs, Université d'Orléans, May 2017, Bourges, France. hal-01565012

HAL Id: hal-01565012

<https://hal.science/hal-01565012>

Submitted on 19 Jul 2017

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Détection automatique de bouffées d'activité contractile sur l'EKG par utilisation du critère d'information bayésien

Teddy Happillon¹, Charles Muszynski^{1,2}, Dan Istrate¹, Catherine Marque¹

¹ Sorbonne Universités, Université de Technologie de Compiègne, CNRS, BMBI UMR 7338, 60200 Compiègne, France

²Service de gynécologie et obstétrique, CHU Amiens-Picardie, avenue Laënnec, 80480 Salouël, France

teddy.happillon@utc.fr

Résumé

La détection automatique de contractions à partir de l'électrohystérogramme (EHG), est de grand intérêt dans l'optique d'une surveillance de grossesse à domicile. Dans cette étude préliminaire, nous tentons de réaliser cette détection en enregistrant 12 EHG bipolaires sur chacune des 41 patientes étudiées (438 contractions). Puis dans un second temps, nous appliquons aux EHG enregistrés, le critère d'information bayésien (BIC), critère efficace dans la détection de points de rupture dans un signal (ces points pouvant dans notre cas correspondre aux instants de début et fin de contractions). L'algorithme de détection basé sur ce critère détecte 1672 événements. Parmi eux 67,58% (296/438) des labels de début et 69,18% (303/438) des labels de fins de contractions sont correctement identifiés. Cependant, 1073 événements supplémentaires sont détectés et correspondent, pour partie, à des artefacts présents dans les signaux (mouvement fœtal, maternel, etc.), ou encore à une trop forte variation de l'information fréquentielle lors d'une contraction, provoquant la détection d'un point de rupture au sein de celle-ci (sur-segmentation). Cette étude préliminaire sera poursuivie en intégrant des critères discriminatoires supplémentaires, dans le but de caractériser un événement détecté et ainsi pouvoir ignorer ceux qui ne correspondent pas aux événements d'intérêt (contraction, mouvement fœtal).

Mots clés: *Électrohystérogaphie (EHG), Critère d'information bayésien (BIC), détection de contractions*

I. INTRODUCTION

Le suivi et l'administration au moment opportun de traitements tocolytiques aux patientes en Menaces d'Accouchement Prématuro (MAP) est un enjeu majeur pour la santé de l'enfant à naître, puisque sa survie, ainsi que son niveau de santé, sont directement liés au terme de sa naissance. En effet, le taux de survie augmente de 59% à 75% puis à 94% quand l'accouchement survient à 25, 26 et 27 semaines d'aménorrhée respectivement [1]. Il est donc de grand intérêt de pouvoir détecter précocement et de façon fiable les patientes en MAP afin de les traiter au plus tôt. Dans le cadre du projet de suivi à domicile des grossesses à risque, développé au sein de la Chaire E-Biomed [2] de l'Université de Technologie de Compiègne, nous étudions dans un premier temps la possibilité de détecter automatiquement et en temps réel les contractions enregistrées sur des patientes à différents termes de grossesse. De manière conventionnelle, les contractions sont surveillées en milieu hospitalier par l'utilisation de la tocographie, technique basée sur l'enregistrement des modifications de pression liées à la déformation en surface du ventre de la mère lors de contractions [3]. Dans notre étude, nous nous intéressons à l'électrohystérogaphie, qui consiste à enregistrer l'activité électrique du muscle utérin à l'origine des contractions de la patiente. Cette technique présente l'avantage d'être non invasive, et il a été montré que les électrohystérogrammes (EHG) enregistrés sont représentatifs de l'activité contractile utérine [4][5][6]. Afin de pouvoir

déterminer automatiquement et en temps réel le début et la fin d'une contraction, lors de l'analyse de l'EKG, nous nous sommes intéressés au critère d'information bayésien (Bayes Information Criterion : BIC), qui a déjà démontré son fort potentiel dans la détection d'événements lorsqu'il est appliqué à des signaux non stationnaires[7], [8].

Nous détaillerons ici le protocole d'acquisition permettant l'enregistrement des données. Puis nous décrirons les méthodes employées pour prétraiter les signaux obtenus, ainsi que le critère d'information bayésien utilisé pour la détection des contractions utérines sur les EKG. Nous décrirons et discuterons les résultats obtenus puis nous conclurons.

II. MATERIEL ET METHODES

A. Acquisition des données

Dans cette étude, les EKG ont été enregistrés sur 41 patientes provenant de deux hôpitaux, le Landspítali University Hospital (Iceland), et le centre d'obstétrique et de gynécologie d'Amiens (France) [9]. Le protocole de recherche a reçu l'approbation des comités d'éthiques locaux et pour chaque patiente, un consentement a été recueilli. Les enregistrements sont réalisés pendant une durée de 40 minutes en moyenne et un suivi par tocographie est réalisé en parallèle afin de pouvoir labéliser les instants de référence, début et fin de chaque contraction, sur les signaux EKG enregistrés. In fine, nous

disposons d'un ensemble de 438 contractions correspondant à 7h30min de signal sur un total de 28h45min d'enregistrements. Préalablement au recueil des signaux, la peau des patientes est préparée en réalisant un gommage par une crème exfoliante dans le but de réduire l'impédance inter-électrodes et d'augmenter le rapport signal sur bruit des signaux enregistrés. Un système doté de 18 électrodes Ag/AgCl (13mm de diamètre) est utilisé en plaçant 16 électrodes de recueil sur le ventre de la patiente selon une grille 4x4, nous permettant d'enregistrer 16 EHG monopolaires simultanés (fréquence d'échantillonnage 200Hz). Deux électrodes sont placées sur les hanches de la patiente et servent de référence (Fig. 1).

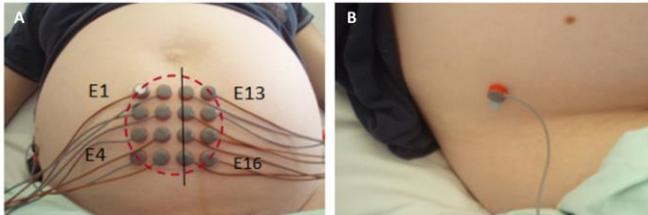


Figure 1. A) Positionnement des 16 électrodes selon une grille 4x4, B) Positionnement d'une électrode de référence.

B. Prétraitement des données

L'information propre aux contractions étant comprise entre 0,2 et 3Hz [10], [11], un filtrage de type Butterworth sur cette bande de fréquence est tout d'abord appliqué aux signaux. Il est suivi d'un sous-échantillonnage à 20Hz.

Dans le but de réduire davantage le bruit présent sur les EHG, nous travaillons à partir de signaux bipolaires, obtenus en soustrayant deux à deux, et selon l'axe vertical, les 16 signaux monopolaires répartis sur la grille 4x4 [12]. Nous obtenons ainsi une matrice de 3x4 EHG bipolaires (V_{bi} , $i=1-12$, Fig. 2).

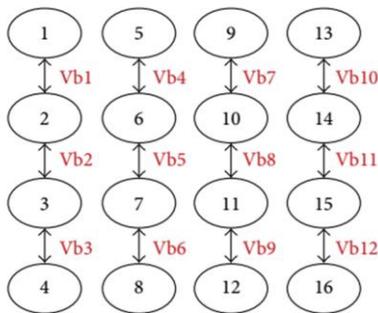


Figure 2. Calcul des 12 signaux bipolaires V_{bi} , $i=1-12$.

C. Critère d'Information Bayésien

L'analyse des signaux prétraités est ensuite réalisée par l'utilisation du critère d'information bayésien, basé sur le calcul d'un rapport de vraisemblance entre deux ensembles de paramètres (temporels et fréquentiels) calculés sur 2 fenêtres successives du signal. Ces paramètres sont obtenus à partir du

signal analysé, et permettent de détecter des points de rupture pouvant dans notre cas correspondre à un début ou une fin d'évènement d'intérêt.

Dans un premier temps, chaque signal EHG bipolaire est parcouru par une fenêtre glissante de taille 80pts (*i.e.* 4 secondes) avec un pas d'avancement de 40pts (Fig. 3). Le signal contenu dans cette fenêtre permet de calculer un vecteur de paramètres composé de 4 paramètres temporels (*i.e.* variance, écart-type, moyenne quadratique, nombre de passages par zéro) et 6 paramètres fréquentiels (moment d'ordre 0, moment d'ordre 1, 1^{ère} bande d'énergie, roll-off à 95%, entropie et fréquence moyenne). Ces paramètres ont été sélectionnés suite à une étude préliminaire analysant en composantes principales des paramètres classiques des domaines temporel et spectral.

Dans un second temps, une valeur de vraisemblance est calculée à partir de deux fenêtres adjacentes, F1 et F2 (chacune contenant 10 vecteurs paramètres, calculés sur les fenêtres glissantes), selon l'équation suivante [7], [8] :

$$R_i = \frac{N_1+N_2}{2} \log|\Sigma| - \frac{N_1}{2} \log|\Sigma_1| - \frac{N_2}{2} \log|\Sigma_2| \quad (1)$$

avec R_i le rapport de vraisemblance au point i du signal, N_1 (resp. N_2) le nombre de vecteurs paramètres de F1 (resp. F2), Σ_1 (resp. Σ_2) la matrice de covariance du contenu de F1 (resp. F2), et Σ la matrice de covariance du contenu de F1+F2.

L'ensemble des points R_i calculés constitue une courbe BIC, où un maximum local décrit une rupture liée à un évènement. Nous avons conservé les valeurs supérieures à un seuil local égal à la médiane de 30 valeurs BIC consécutives + 0,75 fois leur écart-type. Les valeurs inférieures étant ramenées à zéro (Fig.3).

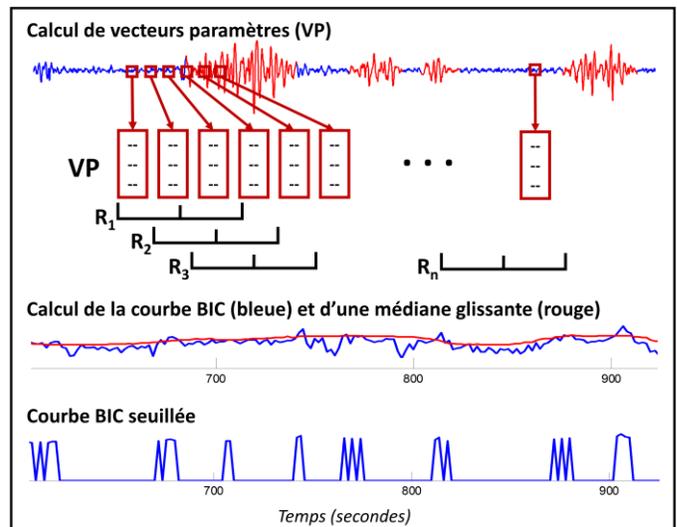


Figure 3. Schéma du calcul d'une courbe BIC sur un signal bipolaire, et de son seuillage par une médiane glissante.

Le paramètre de seuillage a été choisi comme meilleur compromis entre le taux de détections manquées et le taux de fausses alarmes, parmi un panel de tests ayant généré la courbe ROC présentée Fig.4.

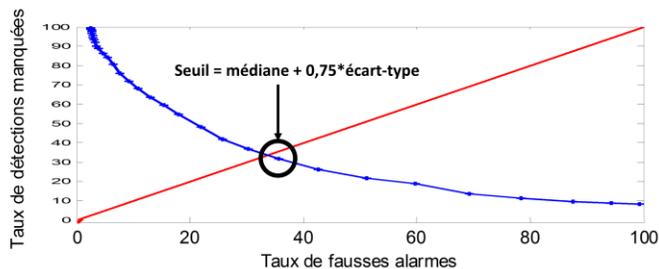


Figure 4. Courbe ROC (bleue) obtenue pour différents seuils testés. La valeur retenue est la plus proche du taux d'égal erreur (intersection entre la courbe ROC et la première bissectrice).

L'algorithme basé sur le critère d'information bayésien a donc été appliqué aux 12 EHG bipolaires de chaque patiente, permettant d'obtenir 12 courbes BIC seuillées (Fig. 5).

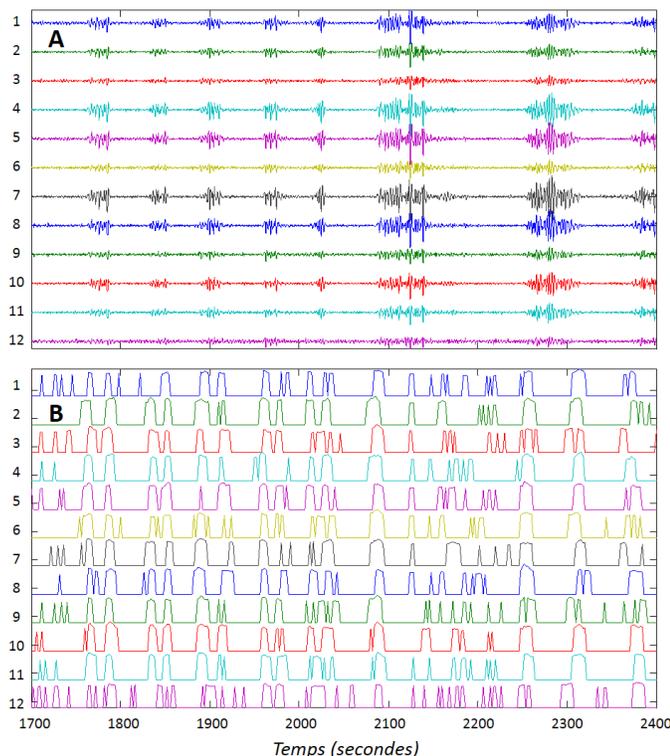


Figure 5. Exemple de 12 signaux bipolaires (A), ainsi que les 12 courbes BIC correspondant après seuillage (B).

L'interprétation des 12 courbes BIC est réalisée par le comptage, à chaque instant, du nombre de courbes BIC présentant une valeur positive. Un évènement sera retenu si ce nombre, à un instant donné, est supérieur à un tiers du nombre total de courbes analysées, soit 4 (Fig. 6).

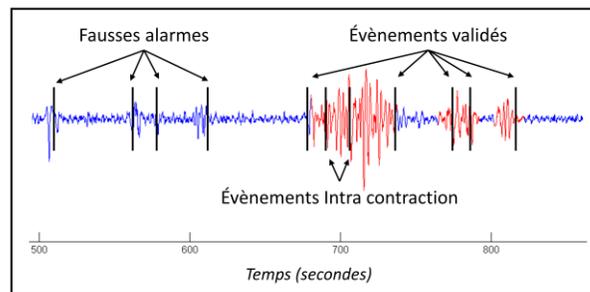


Figure 6. Exemple d'un signal bipolaire où sont localisés en rouge les contractions et en noir les évènements détectés par l'algorithme.

III. RESULTATS

Le critère d'information bayésien nous a permis de détecter un ensemble d'évènements sur les EHG bipolaires testés. Par la suite, nous considérerons qu'un évènement est validé s'il est détecté à proximité d'un label de début ou de fin de contraction, avec une marge de tolérance de 15 secondes. Les autres évènements seront considérés comme des fausses alarmes.

Un total de 438 contractions a été testé (soit 876 labels) et 1672 évènements ont été retenus par l'algorithme.

Parmi ces évènements 296 ont été validés comme correspondant à des labels de début de contraction, et 303 correspondant à des fins de contraction. Soit une reconnaissance de 67,58% (296/438) des labels de début de contraction et de 69,18% (303/438) des labels de fin.

Nous obtenons ainsi une reconnaissance générale des labels de 68,38% (599/876).

En parallèle, 1073 évènements ont été répertoriés comme fausses alarmes, car ils ne correspondent à aucun label référencé, et représentent plus des deux tiers des évènements totaux détectés.

IV. DISCUSSION

Ceci s'explique en partie par le fait que le critère d'information bayésien met en évidence les points de rupture du signal. Or les débuts et fins de contractions ne constituent pas l'unique information engendrant une rupture sur les signaux. En effet, des artefacts dus à un mouvement de la patiente/de son bébé, sa respiration ou encore son rythme cardiaque, sont autant de phénomènes qui induisent un signal propre au sein des EHG enregistrés. Ainsi, beaucoup d'évènements que nous qualifions ici de fausses alarmes, ne sont en réalité que la détection d'un évènement autre qu'une contraction.

D'autre part, on peut également constater sur les signaux que certaines fausses alarmes sont détectées au sein même d'une contraction (Fig. 6). Ce phénomène peut s'expliquer par le fait que le critère d'information bayésien s'appuie sur des valeurs de paramètres qui sont, pour partie, de type fréquentiel. Or le contenu fréquentiel présent dans une contraction n'est pas homogène tout au long de celle-ci, et fluctue entre basses et hautes fréquences. Cette variation de l'information, si elle est

suffisamment marquée, peut induire la détection d'un point de rupture par l'algorithme, induisant une sur-segmentation de la contraction. Dans cette étude, 159 évènements parmi les 1073 fausses alarmes détectées (soit 15%) sont localisés dans une contraction.

On pourra également noter que le seuil optimal choisi dans cette étude est celui le plus proche de la courbe d'égale erreur (Fig. 4). Cependant, si l'on considérait le seuil optimal comme celui minimisant le taux de détections manquées, nous obtiendrions un taux de reconnaissance générale des labels de début et fin de contractions de 91,89% (805/876) mais également une forte augmentation du nombre de fausses alarmes, passant de 1073 à 3001.

V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Au cours de cette étude préliminaire, nous avons pu montrer que le critère d'information bayésien était capable de mettre en évidence les débuts et fins de contractions lorsqu'il est appliqué à des signaux EHG bipolaires. Cependant, le grand nombre de fausses alarmes détectées par l'algorithme, nous montre que des informations autres que les contractions, sont également présentes sur les EHG et sont détectées par l'algorithme.

Trois perspectives sont envisagées dans la suite de cette étude, avec en premier lieu, la fiabilisation de la détection des contractions (augmentation du taux de bonne détection et diminution du taux de fausses alarmes). Puis, la détermination de la durée des contractions (intérêt clinique). Enfin, la caractérisation du type de contraction (physiologique ou de pré-travail) par l'analyse de critères liés à l'excitabilité et la propagation du signal électrique.

REMERCIEMENTS

Nous remercions les patientes ainsi que les équipes médicales hospitalières pour leur aide lors des enregistrements de données.

Une partie des données analysées dans ce travail a été recueillie dans le cadre du projet européen « BioModUE_PTL » au Landspítali University Hospital de Reykjavik (Islande), en partenariat avec la Reykjavik University.

Ces travaux ont été financés par la chaire EBiomed (Outils biomédicaux connectés) créée par Sorbonne Universités dans le cadre de l'Institut Universitaire d'Ingénierie en Santé (IUIS).

REFERENCES

[1] "La prématurité." [Online]. Available: <http://www.inserm.fr/thematiques/biologie-cellulaire-developpement-et-evolution/dossiers-d-information/la-prematurite-un-monde-a-explorer>.

[2] "Chaire E-BIOMED." [Online]. Available: <http://iuis.sorbonne-universites.fr/mission/chaire-e-biomed.html>.

[3] R. E. Garfield *et al.*, "Methods and devices for the management of term and preterm labor," *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, vol. 943, no. 1, pp. 203–224, 2001.

[4] M. Doret, J.-C. Pasquier, C. Gharib, and P. Gaucherand, "L'électromyogramme utérin: principes et intérêt pour le diagnostic de

travail prématuré," *J. Gynécologie Obstétrique Biol. Reprod.*, vol. 37, no. 1, pp. 24–32, 2008.

[5] C. Rabotti, M. Mischi, J. Van Laar, P. Aelen, S. G. Oei, and J. W. M. Bergmans, "Relationship between electrohysterogram and internal uterine pressure: a preliminary study," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE*, 2006, pp. 1661–1664.

[6] C. Muszynski *et al.*, "Évolution de la synchronisation des signaux de l'électromyogramme utérin en fonction du terme de grossesse, et intérêt pour la détection précoce de la menace d'accouchement prématuré," *Gynecol. Obstet. Fertil.*, vol. 40, no. 6, pp. 344–349, 2012.

[7] D. Istrate, "Détection et reconnaissance des sons pour la surveillance médicale," Institut National Polytechnique de Grenoble-INPG, 2003.

[8] D. Moraru, "Segmentation en locuteurs de documents audio et audiovisuels," 2004.

[9] B. Karlsson, J. Terrien, V. Gudmundsson, T. Steingrimsdottir, and C. Marque, "Abdominal EHG on a 4 by 4 grid: mapping and presenting the propagation of uterine contractions," in *11th Mediterranean Conference on Medical and Biomedical Engineering and Computing 2007*, 2007, pp. 139–143.

[10] D. Devedeux, C. Marque, S. Mansour, G. Germain, and J. Duchêne, "Uterine electromyography: a critical review," *Am. J. Obstet. Gynecol.*, vol. 169, no. 6, pp. 1636–1653, 1993.

[11] J. Terrien, M. Hassan, A. Alexandersson, C. Marque, and B. Karlsson, "Evolution of phase synchronization of the two frequency components of the electrohysterogram (EHG): application to the detection of human labor," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, 2010, pp. 17–20.

[12] J. Terrien, C. Marque, T. Steingrimsdottir, and B. Karlsson, "Evaluation of adaptive filtering methods on a 16 electrode electrohysterogram recorded externally in labor," in *11th Mediterranean Conference on Medical and Biomedical Engineering and Computing 2007*, 2007, pp. 135–138.