



**HAL**  
open science

## Détection des artefacts de mouvement en utilisant un accéléromètre pour le suivi à domicile de la grossesse par analyse de l'EHG

Catherine Marque, Teddy Happillon, Fan Zhang, Dan Istrate

### ► To cite this version:

Catherine Marque, Teddy Happillon, Fan Zhang, Dan Istrate. Détection des artefacts de mouvement en utilisant un accéléromètre pour le suivi à domicile de la grossesse par analyse de l'EHG. Journées d'Etude sur la TélésANté, 6ème édition, Pôle Capteurs, Université d'Orléans, May 2017, Bourges, France. hal-01565001

**HAL Id: hal-01565001**

**<https://hal.science/hal-01565001>**

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 des artefacts de mouvement en utilisant un accéléromètre pour le suivi à domicile de la grossesse par analyse de l'EHG

Catherine Marque<sup>1</sup>, Teddy Happillon<sup>1</sup>, Fan Zhang<sup>1</sup>, Dan Istrate<sup>1</sup>,

<sup>1</sup> Sorbonne Universités, Université de Technologie de Compiègne, CNRS UMR7338, BMBI, Compiègne, France  
[catherine.marque@utc.fr](mailto:catherine.marque@utc.fr)

**Résumé** – Cette étude est réalisée dans le cadre du développement d'un système de surveillance à domicile des contractions utérines chez la femme enceinte, afin de détecter les menaces d'accouchement prématuré, par analyse de l'électrohystérogramme (EHG). L'EHG représente l'activité électrique de l'utérus recueillie de manière non invasive sur l'abdomen de la mère. Dans cette étude nous nous sommes intéressés à la possibilité de détecter et de caractériser les activités quotidiennes de la femme, qui pourraient perturber le recueil de l'EHG. Cette détection s'est appuyée sur l'analyse des signaux accélérométriques fournis par le système portable qui permet l'enregistrement des EHG. Nous avons montré qu'il était possible de différencier en temps réel les périodes où la femme est en mouvement de celles où elle est au repos. Il paraît aussi envisageable de caractériser certaines de ces activités.

**Keywords:** EHG, Accéléromètre 3D, télé-surveillance, grossesse

## I. INTRODUCTION

L'accouchement prématuré représente environ 10% des accouchements en France et dans les pays développés [1]. Malgré le développement de thérapeutiques et d'examen paracliniques, ce taux d'accouchement prématuré reste stable voire augmente. Le recours aux techniques de procréation médicalement assisté ne peut expliquer à lui seul ce taux. L'analyse précise de l'activité contractile de l'utérus serait un moyen de détecter précocement les risques d'accouchement prématuré. Malheureusement, les techniques actuelles utilisées en routine clinique ne permettent pas de caractériser de manière fiable la contractilité utérine [2]. L'activité électrique de l'utérus, recueillie sur l'abdomen de la femme enceinte, est une technique alternative de monitoring de la grossesse, présentant l'avantage d'être non invasive. De nombreuses études ont prouvé que l'électromyogramme utérin, ou électrohystérogramme (EHG), est porteur d'informations relatives à la proximité de la mise en travail du muscle utérin aboutissant à l'accouchement [3],[4]. Dans le cadre de la chaire EBiomed, nous travaillons avec un industriel (Société TMSi) au développement d'un dispositif embarqué permettant le suivi à domicile des femmes enceintes, pour la détection précoce d'un risque de naissance prématurée. Le dispositif portable actuel (Mobita<sup>®</sup> de TMSi) utilise 16 électrodes de surface pour

le recueil de signaux EHG, afin d'analyser les contractions de la femme enceinte. Il est également doté d'un accéléromètre enregistrant les mouvements du boîtier d'acquisition. Lors de l'acquisition de signaux EHG, les différents mouvements que la patiente réalise pour son activité quotidienne à domicile, peuvent parasiter les signaux EHG propres aux contractions utérines. Nous présentons ici une première étude permettant d'identifier, à partir des 3 signaux de l'accéléromètre, différentes activités de la femme : debout, assise, couchée, en mouvement ou non. Une bonne caractérisation de l'activité de la femme permettrait en effet de mieux identifier les artefacts liés au mouvement, et de ne s'intéresser ainsi qu'aux signaux associés aux contractions.

## II. MATERIEL ET METHODES

### A. Acquisition des données

Dans cette étude, nous nous intéressons aux signaux de l'accéléromètre afin de détecter l'activité de la personne. Le système Mobita<sup>®</sup> (Fig. 1.A) intègre un accéléromètre 3 axes qui possède une plage de mesure de  $\pm 16g$  avec une sensibilité de 3.9mV/bit. Les données de chaque axe sont acquises à une fréquence d'échantillonnage de 1000Hz en utilisant un convertisseur de 13 bits de type Microchip. Cette fréquence est amplement suffisante car les mouvements humains, dans la vie quotidienne, sont dans une bande passante très basse. La marche, qui est le mouvement associé aux plus hautes fréquences, présente une bande passante comprise entre 0,8 et 5 Hz [5].

Le système porté par la femme est attaché à une ceinture et est toujours placé sur le côté droit (Fig. 1-B). Cette position a été choisie, tout d'abord parce qu'elle est confortable pour la femme, mais aussi parce qu'une position haute sur le buste permettra une meilleure mesure des mouvements engendrés par le protocole. Afin de simuler les changements du centre de gravité de la femme, conséquences des changements de poids et d'anatomie des femmes en cours de grossesse, les femmes (non enceintes) volontaires dans cette étude, ont porté pendant leurs mouvements, un sac ventral simulant un « faux bébé ». Ce sac était lesté avec des poids de 5 kg (prise de poids moyenne à 6 mois de grossesse) et de 9 kg (prise de poids moyenne à terme).

Le protocole suivi par les femmes alternait des phases d'activité (se lever, se coucher, se retourner, s'asseoir, marcher) et des phases sans mouvement dans différentes positions (debout, assise, allongée).

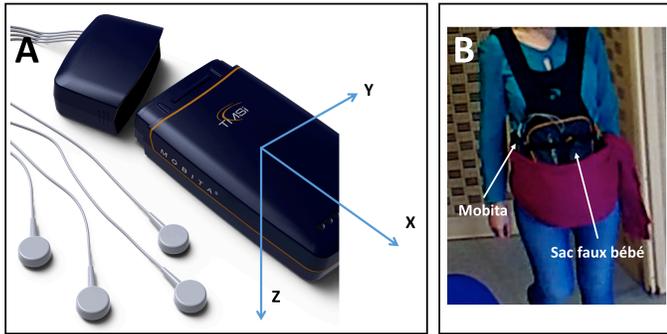


Figure 1. A- Système Mobita® et les 3 axes de l'accéléromètre. B- Positionnement du système sur la femme

Le protocole est détaillé dans le Tableau 1. Une marche lente correspond à environ 1 pas par seconde.

TABLEAU I.  
Description du protocole

Étape	Action	État	Durée
1	Repos debout	statique	10s
2	Marche lente	dynamique	10s
3	S'asseoir	dynamique	-----
4	Repos assise	statique	10s
5	Se lever	dynamique	-----
6	Marche lente	dynamique	10s
7	Se coucher	dynamique	-----
8	Repos couchée	statique	10s
9	Se retourner côté gauche	dynamique	-----
10	Repos côté gauche	statique	10s
11	Se retourner côté droit	dynamique	-----
12	Repos côté droit	statique	10s
13	S'asseoir sur le lit	dynamique	-----
14	Repos assise sur le lit	statique	10s
15	Se lever	dynamique	-----
16	Marche lente	dynamique	10s

Les femmes ont effectué 5 fois ce protocole, pour chaque poids du faux bébé. Tous les enregistrements ont été réalisés dans les locaux de la chaire EBiomed de l'Université de Technologie de

Compiègne, qui comprend un appartement test (Fig. 2), équipé de différents capteurs (caméras, microphones, capteurs de mouvement, balance,...).

Les expérimentations ont été enregistrées par caméra vidéo, afin de détecter, a posteriori, d'éventuels écarts par rapport aux mouvements demandés.

Après signature d'un accord de consentement éclairé, nous avons enregistré ces signaux accélérométriques, en suivant le protocole décrit, sur 5 femmes volontaires. Un exemple des signaux obtenus, labélisés avec les différentes étapes, est présenté figure 3.

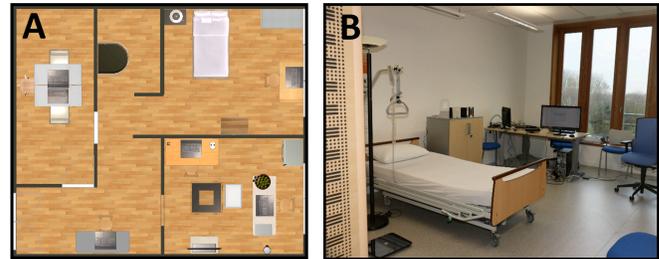


Figure 2. A- Plan de l'appartement de la chaire EBiomed. B- Photo de la chambre où se sont déroulés les enregistrements.

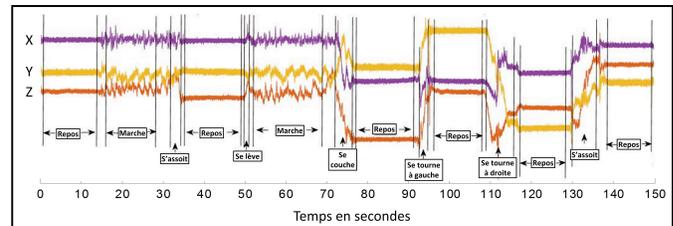


Figure 3. Exemple de signaux labélisés enregistrés lors d'une expérimentation.

### B. Traitement des données

Afin de caractériser les signaux accélérométriques, nous avons calculé pour chaque axe (X, Y et Z), différents paramètres classiquement utilisés pour analyser ce type de signaux :

- Moyenne
- Variance
- Valeur RMS (Root Mean Square)
- Fréquence Médiane de la DSP (Densité Spectrale de Puissance calculée à partir du périodogramme)

Ces paramètres sont calculés sur une fenêtre glissante de 512 points, soit 0,5s environ, sans recouvrement.

Dans un premier temps, nous nous sommes intéressés à différencier les phases de repos des phases de mouvement. Pour ce faire, nous avons regroupé tous les signaux associés aux phases dynamiques et tous ceux associés aux phases statiques. Nous avons ensuite fait une analyse statistique des différences existant entre ces deux classes, par analyse des histogrammes de ces valeurs.

Dans un second temps, nous avons testé la possibilité d'effectuer cette détection repos/mouvement en temps réel, en utilisant les paramètres donnant les meilleurs résultats lors de l'analyse précédente, calculés cette fois-ci sur la même fenêtre glissante mais avec 50% de recouvrement (décalage de 256 points, soit 0,256s). Puis nous nous sommes penchés sur la

possibilité de séparer les 4 types d'activités (marche, s'assoit/se lève, se couche/se lève, se retourne) en utilisant les réseaux de neurones. Nous avons dans un premier temps utilisé un réseau de neurones classique avec 12 paramètres en entrée (les 4 paramètres x 3 axes) et une couche cachée. Ce réseau est entraîné avec l'algorithme de Levenberg-Marquardt [6],[7], avec 70% des échantillons disponibles. Les 30% restant ont servi au test du réseau.

### III. RESULTATS

#### A. Séparation Repos/Mouvement

Après segmentation de tous les signaux disponibles, nous obtenons un ensemble de 5362 segments: 2849 segments de repos, 2513 segments de mouvement. Nous avons calculé pour chaque segment les 4 paramètres précédemment cités : Moyenne, Variance, RMS, Fréquence Médiane. Puis nous avons tracé les histogrammes de ces valeurs. Le seul paramètre à montrer des différences significatives pour les 3 axes, entre les phases d'activité et de repos, est la variance (Fig. 4).

Un simple seuil sur les variances permet donc de séparer les deux classes : Repos et Mouvement. Les seuils ayant donné les meilleurs taux de classement sont : Axe X= 60, Axe Y= 60, Axe Z= 80.

Les taux de bonne classification avec ces seuils atteignent, pour les phases de repos et les mouvements respectivement : 96% et 92%, en n'utilisant qu'un seul axe (Axes X ou Y) ; 93% et 97% en combinant les 3 axes par des ET (matrice de confusion non montrée).

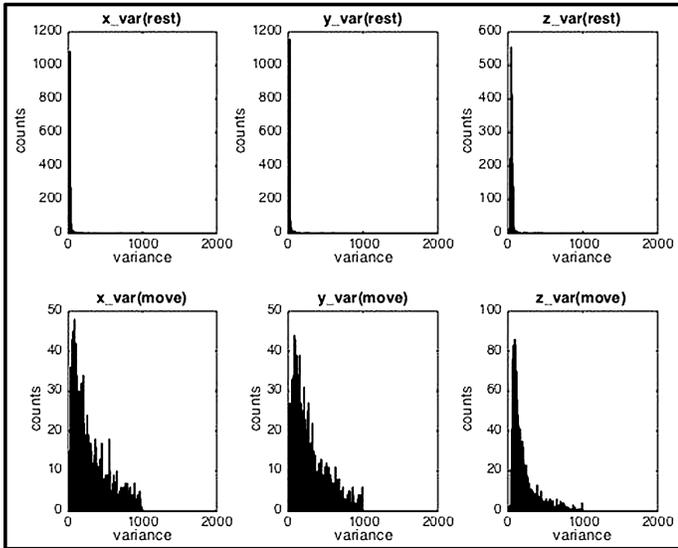


Figure 4. Histogrammes des variances calculées pour les 3 axes. En haut : repos ; En bas : activités

Dans l'approche temps réel (fenêtre glissante avec recouvrement de 50%), les matrices de confusion, obtenues en combinant les seuils sur les 3 axes (par des ET puis par des OU) sont présentées Tableau II. On remarque une amélioration de la détection en combinant le seuil sur les 3 axes avec la fonction OU, pour atteindre un taux de reconnaissance correcte de 98,7% pour les phases de repos et de 95% pour les

mouvements. Dans ce dernier cas, le nombre de fausses classifications (repos détecté comme mouvement ou mouvement détecté comme repos) diminue aussi considérablement.

TABLEAU II.  
Matrice de confusion pour la détection temps réel

<b>X seuil 60 ET Y seuil 60 ET Z seuil 80</b>	<i>Repos réel</i>	<i>Mouvement réel</i>
<i>Repos détecté</i>	94,59 %	37,26%
<i>Mouvement détecté</i>	5,41%	62,74%
<b>X seuil 60 OU Y seuil 60 OU Z seuil 80</b>	<i>Repos réel</i>	<i>Mouvement réel</i>
<i>Repos détecté</i>	98,71%	4,92%
<i>Mouvement détecté</i>	1,29%	95,08%

#### A. Classification des différentes activités

Nous avons ensuite étudié la possibilité de détecter les différentes activités regroupées précédemment dans la classe « Mouvement », et de les classifier en 4 groupes : marcher, s'assoit/se lever (chaise), se coucher/se lever, se retourner.

Les résultats préliminaires obtenus avec un réseau de neurones classique (une couche cachée entraînée avec l'algorithme de Levenberg-Marquardt) a donné les résultats de classification suivants. Les résultats obtenus lors de l'apprentissage (70% des échantillons ont servi à l'apprentissage du réseau) sont de 95% de bonne classification pour les 4 activités. Avec les 30% d'échantillons restants qui ont servi au test, nous obtenons les performances présentées dans le Tableau III.

TABLEAU III.  
Performances de classification des différentes activités

<b>Activité</b>	<b>Marcher</b>	<b>Assoir/lever (chaise)</b>	<b>Coucher/lever (lit)</b>	<b>Retourner dans le lit</b>
%	92,9	35,8	57,9	86,8

La marche est l'activité la mieux reconnue, suivie de l'activité de retournement dans le lit. Ce sont en effet les 2 activités les plus dynamiques qui entraînent le plus de modifications des signaux accélérométriques. Les activités liées au fait de se coucher, de s'asseoir et de se lever du lit sont moins bien reconnues. Elles sont en général de plus courte durée et de moins grande amplitude. Le fait de s'asseoir et de se lever de la chaise est quant à lui très mal reconnu. Ces activités sont de durée très courte et influencent surtout un des axes de l'accéléromètre. Elles sont donc plus difficiles à identifier.

Ces premiers essais nous permettent cependant d'envisager une reconnaissance des activités les plus susceptibles de perturber le recueil de l'électromyogramme utérin.

### IV. CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

Cette première étude nous a permis de différencier en temps réel, à partir des signaux accélérométriques, les périodes ou la

femme est en mouvement, qui pourraient perturber le recueil de l'électromyogramme utérin, de celles où elle est au repos. Il semble aussi envisageable de classifier les différents types d'activité à partir de ces mêmes signaux, pour identifier les activités les plus susceptibles de perturber le recueil de l'EHG. Dans le cadre d'une surveillance à domicile des femmes enceintes, basée sur l'analyse de l'EHG afin de caractériser la contractilité au cours de la grossesse, il est en effet important de pouvoir différencier sur le signal EHG, les bouffées d'activités reliées aux contractions, de celles reliées aux artéfacts de mouvements de la mère. Nous pourrions ainsi extraire de manière fiable, les caractéristiques des EHG indiquant un risque possible d'accouchement prématuré. Cette étude doit être fiabilisée, et testée en parallèle d'une seconde approche (caractérisation sur les EHG des bouffées associées à des contractions) en enregistrant simultanément sur des patientes l'EHG et les signaux accélérométriques, afin d'étudier s'il est possible de détecter précocement les menaces d'accouchement prématuré. Ce projet fait partie d'une collaboration entre la Chaire EBiomed, et la compagnie TMSi partenaire de cette étude, dans le cadre du projet européen E110608 SAFEPrencancy@home, financé par le Programme Eurostars.

#### REMERCIEMENTS

Ce travail a été financé par la Chaire EBiomed qui fait partie de l'IUIS (Institut Universitaire d'Ingénierie en Santé).

#### BIBLIOGRAPHIE

- [1] H. Blencowe, S. Cousens, D. Chou, M. Oestergaard, L. Say, A.-B. Moller, M. Kinney and J. Lawn, "Born Too Soon: The global epidemiology of 15 million preterm births", *Reprod. Health*, vol. 10, n° Suppl 1, pp. S2, 2013.
- [2] R. E. Garfield, H. Maul, L. Shi, W. L. Maner, C. Fittkow, G. Olsen and G. Saade, "Methods and devices for the management of term and preterm labor", *Ann N Y Acad Sci.*, vol. 943, pp. 203-24, 2001
- [3] C. Muszynski, J. Terrien, Y. Dréan, A. Chkeir, M. Hassan, C. Marque and J. Gondry, "Evolution of electrohysterogram signals synchronization according to term of pregnancy: interest for preterm labor diagnosis", *Gynécologie Obstétrique Fertil.*, vol. 40, n° 6, pp. 344-349, 2012
- [4] W. L. Maner, R. E. Garfield, H. Maul, G. Olson and G. Saade, "Predicting term and preterm delivery with transabdominal uterine electromyography", *Obstet. Gynecol.*, vol. 101, n° 6, pp. 1254-1260, 2003
- [5] P. Barralon, N. Vuillerme and N. Noury, "Évaluation de l'activité de la personne en maintien à domicile– Classification des transferts posturaux à l'aide d'accéléromètres", *ITBM-RBM*, vol. 27, pp. 182–193, 2006
- [6] K. Levenberg. A Method for the Solution of Certain Non-linear Problems in Least Squares. *Quarterly of Applied Mathematics*, 2(2):164–168, Jul. 1944.
- [7] D. Marquardt, An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters, *SIAM Journal on Applied Mathematics*, 11(2), 431–441, June 1963