

Décomposition Modale Empirique pour l'étude des interactions cardio-respiratoires volumétriques : une approche simulée

JULIE FONTECAVE-JALLON, ENAS ABDULHAY, PIERRE-YVES GUMERY

UJF-Grenoble 1 / CNRS / TIMC-IMAG UMR 5525 (Equipe PRETA)

Grenoble, F-38041 France

Julie.Fontecave@imag.fr, ewabdulhay@just.edu.jo, Pierre-Yves.Gumery@imag.fr

Résumé - Nous nous intéressons à l'apport de la décomposition modale empirique dans le contexte cardio-respiratoire pour la séparation des composantes cardiaques et respiratoires. Nous proposons l'esquisse, sur signaux simulés, d'une solution enchaînant 2 décompositions empiriques. Les résultats préliminaires sont positifs et montrent la possibilité d'extraire, d'un signal cardio-respiratoire, un signal cardiaque superposable au signal de référence.

Abstract - We investigate the contribution of empirical mode decomposition in cardio-respiratory context for the separation of cardiac and respiratory components. We propose, first on simulated signals, a solution based on two successive empirical decompositions. The preliminary results are positive and show the possibility to extract, from a cardio-respiratory signal, a cardiac signal that may be superimposed to the reference signal.

1 Introduction

L'étude des interactions cardio-respiratoires (CR) volumétriques est d'intérêt clinique et physiologique. La mesure peut en être réalisée à l'aide de différents outils non-invasifs (impédancemétrie, pléthysmographie thoracique...). La nature interférentielle du signal en fait sa richesse mais rend son analyse complexe. L'objectif de cette dernière est la représentation différenciée des composantes cardiaques et respiratoires dans le respect de leurs interactions mécaniques. L'activité des oscillateurs centraux cardiaques et respiratoires ainsi que le couplage non-linéaire des effets mécaniques engendre des signaux non-stationnaires composés d'une somme de deux modes oscillants avec une modulation lente d'amplitude. La physiologie elle-même nous confronte donc à une problématique de modèle additif de signaux oscillants et non-stationnaires. En outre, la méthode proposée pour la différenciation des composantes en présence doit pouvoir être appliquée quel que soit le sujet considéré et doit, de fait, minimiser le nombre d'hypothèses a priori sur les signaux. Face à toutes ces contraintes, nos choix méthodologiques se sont tournés vers la décomposition modale empirique (EMD, pour Empirical Mode Decomposition). L'EMD (Huang *et al.*, 1998) est une méthode de décomposition adaptative, basée sur les caractéristiques locales des données, ne nécessitant aucun choix spectral a priori.

Une hiérarchisation spectrale des modes cardiaques et respiratoires nous a déjà permis de justifier (Abdulhay *et al.*, 2009) l'intérêt de la décomposition empirique pour déployer un signal cardio-respiratoire en échelles. Dans ce précédent travail, nous avons plus précisément montré l'intérêt de l'approche EEMD (Wu *et al.*, 2009) qui permet d'éliminer les problèmes de mélanges de modes et ainsi de conférer aux mesures volumétriques un premier niveau de robustesse en situation non stationnaire.

Afin d'étudier les performances de cette solution nous avons choisi de maintenir l'approche par simulation. Le paramétrage neurologique et mécanique du modèle à l'aide de contraintes physiologiques permet de générer des signaux d'intérêt. Force est de constater que l'EEMD n'aboutit pas systématiquement à une séparation efficace des modes CR. Elle génère des modes intrinsèques (IMF) dans lesquels persiste un mélange CR. Les raisons de ce mélange restent à analyser (mélange d'échelles, résolution,...). Nous testons ici l'intérêt d'ajouter à ce stade une deuxième décomposition. Des arguments et modèles de la littérature nous permettent d'en dégager l'intérêt. Rilling & Flandrin (2008) ont montré que les rapports de fréquence et d'amplitude d'une somme de signaux non-linéaires oscillants définissent les conditions d'une séparation efficace. Les modes sièges d'un mélange CR à l'issue de l'EEMD se rapprochent des modèles ainsi considérés et permettent d'envisager une décomposition par EMD. L'évaluation des performances est menée sur la capacité de l'outil à estimer les volumes cardiaques au sein du signal CR, majoritairement composé du volume respiratoire. Cette question correspond à un objectif clinique clairement identifié.

2 Modèle de signaux cardio-respiratoires et simulation

Nous utilisons un modèle d'interactions CR simplifié (Abdulhay *et al.*, 2009), qui couple mécaniquement un compartiment ventilatoire et un compartiment cardiaque, représentés chacun par leur volume. Le volume (de la cage) thoracique V_{th} est vu comme la somme du volume des poumons (ou des alvéoles) V_A et du volume du cœur V_h . Du fait de l'anatomie et de la position du cœur dans la cage thoracique, les fonctions de remplissage et d'éjection du cœur sont modulées par

la respiration. D'un point de vue pratique, le modèle est composé d'un générateur de signal de volume cardiaque périodique de fréquence f_h et d'un module respiratoire (Fontecave-Jallon *et al.*, 2009) basé sur des équations mécaniques et un oscillateur de Liénard. Ce dernier module fournit un signal de volume alvéolaire oscillant à la fréquence f_A . La forme de l'onde mécanique cardiaque est assimilée à un triangle, proche de la forme physiologique observée sur signaux ventilatoires lors d'apnée à glotte fermée (Abdulhay & Baconnier, 2007) et dont l'amplitude dépend de la respiration.

$$V_{th}(t) = V_h(t) + V_A(t) = A_h(t) \cdot v_h(t; f_h) + a_A \cdot v_A(t; f_A)$$

$$A_h(t) = a_h \frac{c_1}{v_A(t) + c_2}$$

L'amplitude cardiaque a_h fixe le volume d'éjection systolique (V_{es}) moyen et l'amplitude respiratoire a_A définit le volume courant. c_1 et c_2 sont des constantes spécifiques au modèle. Voir Abdulhay *et al.* (2009) pour une description complète du modèle. Le modèle est implémenté sous Matlab® et simulé par la méthode de Runge-Kutta d'ordre 4. Les signaux sont échantillonnés à 50 Hz et durent 30 secondes. La mise en œuvre de ce modèle permet la simulation de situations non-stationnaires et physiologiques ($5 < a_A/a_h < 20$ et $1/8 < f_A/f_h < 1/3$).

Pour ce qui va suivre, nous considérons un exemple de simulation consistant en un signal respiratoire de fréquence $f_A=18$ cycles/minute et de volume courant $a_A=0.4$ L et un signal cardiaque de volume d'éjection moyen $a_h=40$ mL et de fréquence $f_h=60$ battements/minute puis 120 battements/minute. Ceci modélise une situation de passage d'un état de repos à un état de stress émotionnel (sans variation de volume).

3 Algorithme de Double Décomposition Empirique Modale sur signaux simulés

Les signaux CR simulés sont décomposés par EEMD. Pour diminuer le temps de calcul, nous appliquons la méthode d'EEMD modifiée par Yeh *et al.* (2008) et appelée Complementary Ensemble Empirical Mode Decomposition (CEEMD), avec $N=200$ bruits blancs et un rapport signal sur bruit de 0,6 (Deering & Kaiser, 2005). La CEEMD appliquée au signal simulé définit précédemment génère les IMF présentées Fig.1 et notées IMF_{D1} .

Il apparaît que l' IMF_{D1} est du bruit et que l'information cardiaque se partage sur les IMF_{D1} 2, 3, 4 et 5. Ainsi, le volume cardiaque $V_{h,CEEMD}$ pourrait être reconstruit par la somme de ces IMF cardiaques.

$$V_{h,CEEMD} = IMF_{D1}2 + IMF_{D1}3 + IMF_{D1}4 + IMF_{D1}5$$

L'observation montre que les IMF_{D1} 2 et 3 portent uniquement de l'information cardiaque, alors que les IMF_{D1} 4 et 5 présentent un mélange de composantes respiratoires et cardiaques, ce qui conduit à une erreur

d'estimation. Nous reconstruisons alors deux signaux : un signal cardiaque $V_{h,D1}$ et un nouveau signal CR $V_{th,D1}$.

$$V_{h,D1} = IMF_{D1}2 + IMF_{D1}3$$

$$V_{th,D1} = IMF_{D1}4 + IMF_{D1}5$$

Ce signal CR $V_{th,D1}$ présente un rapport d'amplitude respiratoire/cardiaque (≈ 2) largement diminué par rapport à celui du signal CR initial (≈ 10) et se situe, si l'on prend également en compte les rapports de fréquence mis en jeu, dans une zone de fonctionnement robuste de l'EMD tel que décrit par Rilling & Flandrin (2008).

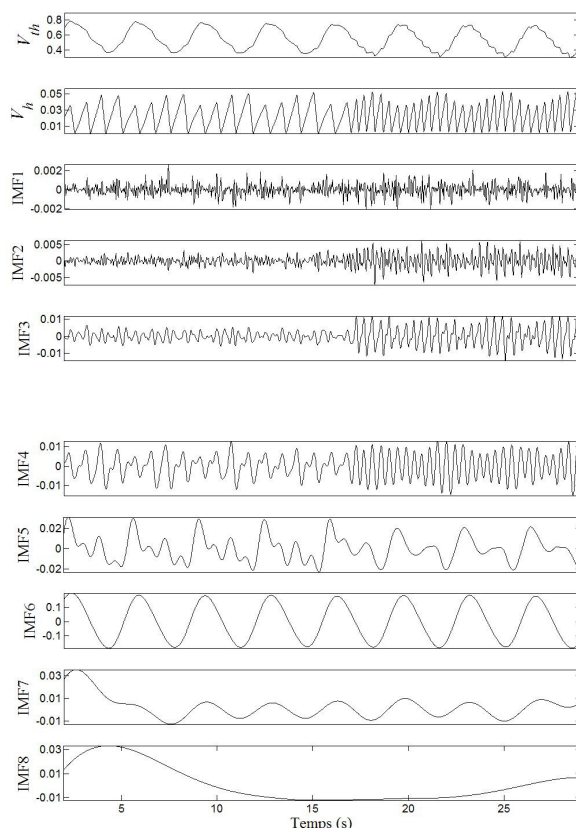


Figure 1 : CEEMD sur signal CR simulé V_{th} . De haut en bas : signal CR simulé V_{th} , volume cardiaque simulé V_h , IMF 1 à 8 de la CEEMD

Nous appliquons alors une EMD au signal $V_{th,D1}$. Cette deuxième décomposition (D2) permet de séparer correctement les composantes cardiaque et respiratoire. L' $IMF_{D2}1$ est exclusivement cardiaque (Fig. 2) et les suivantes ne le sont pas. Le signal cardiaque extrait $V_{h,D2}$ est donc égal à cette première IMF.

$$V_{h,D2} = IMF_{D2}1$$

Le signal cardiaque reconstruit après cette double décomposition (DD) est noté $V_{h,DD}$ et est constitué des 2 volumes cardiaques extraits par chacune des décompositions.

$$V_{h,DD} = V_{h,D1} + V_{h,D2}$$

La nature simulée des signaux facilite ici le choix des modes à retenir lors de la première et de la seconde

étape. Nous disposons en effet de signaux de référence, auxquels les signaux reconstruits peuvent être confrontés. Le choix des IMF considérées comme cardiaques ou cardio-respiratoires a été réalisé en minimisant une fonction coût inspiré de Rilling & Flandrin (2008) entre signal cardiaque reconstruit ($V_{h,CEEMD}$ ou $V_{h,DD}$) et signal cardiaque de référence (V_h).

Néanmoins, et notamment pour prolonger l'étude sur signaux réels, un critère de classification automatisée du contenu des modes est actuellement à l'étude. Ce dernier mettra en œuvre des aspects d'optimisation imprégnés d'un modèle de connaissance physiologique.

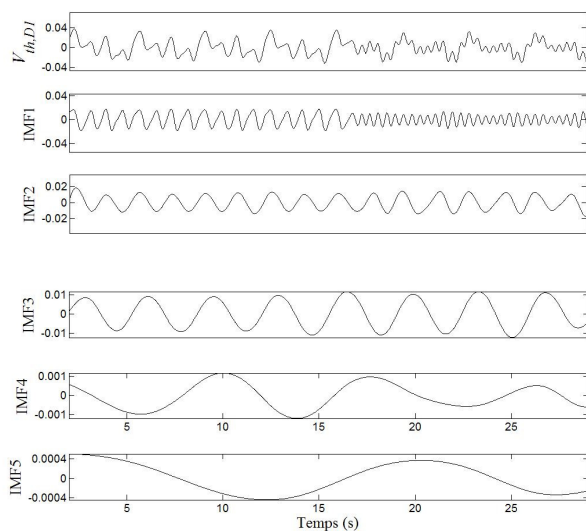


Figure 2 : EMD sur le signal $V_{th,D1}$ égal à la somme des IMF 4 et 5 de la première décomposition (Fig.1). On se limite à l'observation des IMF 1 à 5.

4 Résultats

La figure 3 présente l'ensemble des résultats pour la simulation considérée. Fig. 3a et Fig. 3b superposent au signal simulé de référence V_h (observable Fig. 1) chacun des 2 signaux cardiaques reconstruits. Tous les battements cardiaques peuvent être détectés, mais nous observons que le signal $V_{h,CEEMD}$ extrait après D1 montre des écarts avec le signal de référence (Fig. 3a), alors que le signal cardiaque $V_{h,DD}$ reconstruit après les 2 décompositions est superposable à la référence (Fig. 3b). La modulation du signal cardiaque liée à la respiration est conservée.

Le volume cardiaque d'éjection systolique (V_{es}) correspond au volume éjecté par le cœur à chaque battement, il peut être estimé par la différence entre le maximum et le minimum du signal cardiaque à chaque cycle. Nous estimons les valeurs de V_{es} pour chaque battement et pour les 3 signaux cardiaques à disposition (nous notons les séries : V_{es} pour la référence, $V_{es,CEEMD}$ et $V_{es,DD}$ pour les signaux reconstruits). Les relations entre les volumes estimés après décomposition et les volumes de référence ($n=52$) sont d'abord analysées par régression linéaire (Fig. 3c et 3d) puis par test statistique de Bland & Altman (Fig. 3e et 3f). La Double Décomposition améliore l'estimation des volumes d'éjection par rapport à l'EEMD : pour la simulation considérée, la corrélation augmente de 0,58 à 0,9 ($p < 0,001$) et les limites d'agrément entre les mesures de volume d'éjection diminuent de 28 % avec l'EEMD à 12 % avec la Double Décomposition.

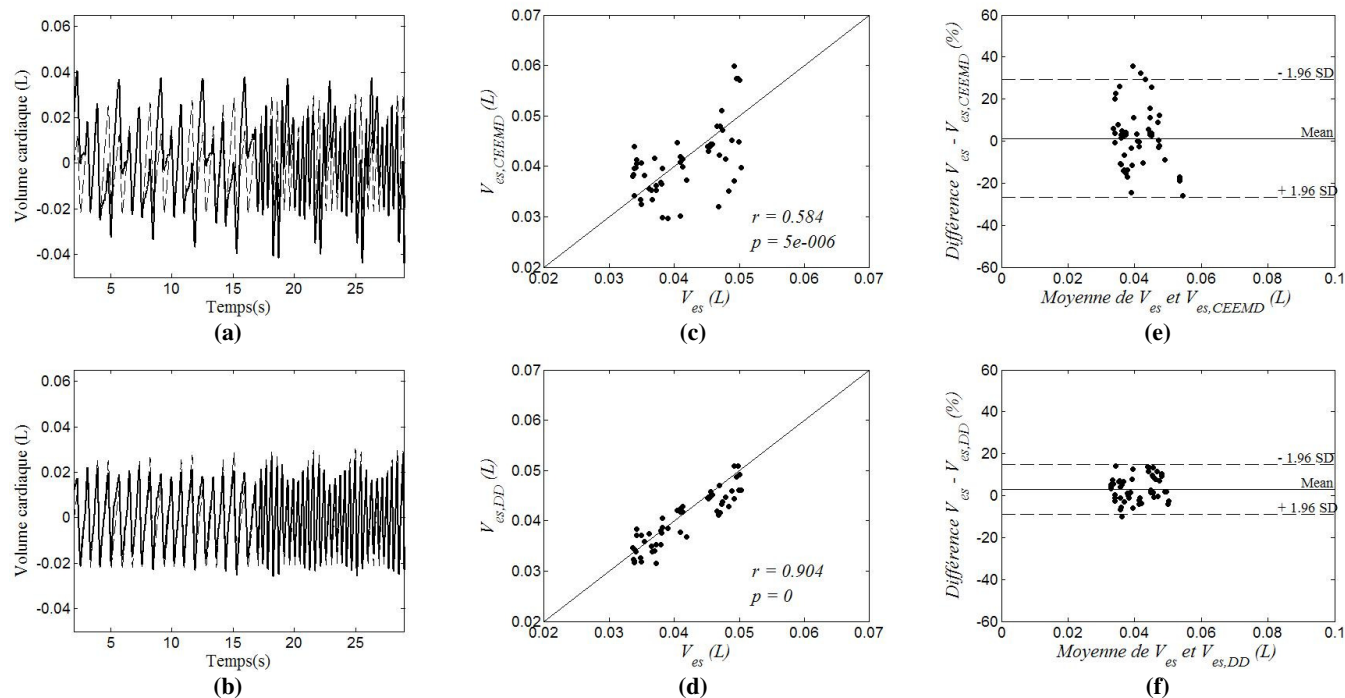


Figure 3 : Comparaison des volumes reconstruits avec la référence

a et b : Comparaison au volume de référence V_h (en pointillés) des volumes cardiaques extraits (en traits pleins) après (a) CEEMD ($V_{h,CEEMD}$) et (b) DD ($V_{h,DD}$)

c et d : Graphes de corrélation entre les volumes d'éjection systolique estimés ($n=52$) pour la référence (V_{es}) et les signaux reconstruits après (c) CEEMD ($V_{es,CEEMD}$) et (d) DD ($V_{es,DD}$)

e et f : Test de Bland et Altman entre les volumes d'éjection systolique estimés ($n=52$) pour la référence (V_{es}) et les signaux reconstruits après (c) CEEMD ($V_{es,CEEMD}$) et (d) DD ($V_{es,DD}$)

5 Conclusion

Nous proposons un algorithme combinant 2 décompositions modales empiriques dans le contexte des signaux CR : une CEEMD sur le signal CR, suivie d'une EMD sur la somme des IMFs présentant un mélange de composantes cardio-respiratoires. Les résultats préliminaires obtenus permettent de montrer l'apport de la double décomposition sur l'EEMD ; la décomposition simple finale permet de séparer totalement les modes et de reconstruire efficacement le signal cardiaque. Des simulations complémentaires et des résultats préliminaires sur signaux réels nous encouragent à poursuivre dans une analyse de robustesse plus approfondie.

Une étude statistique sur signaux simulés est la prochaine étape, elle permettra d'évaluer la robustesse de la solution sur toute la gamme du paramétrage physiologique du modèle. Franco *et al.* (2011) illustre le principe d'analyse statistique que nous envisageons.

D'un point de vue méthodologique, une analyse systématique de l'influence des paramètres du traitement sera réalisée : fréquence d'échantillonnage, RSB et nombre d'essais de la décomposition d'ensemble. En particulier, le rôle du critère d'arrêt du « sifting process » sur le problème de résolution demande à être éclairci dans ce genre d'applications où l'enchaînement de décompositions semble apporter une valeur ajoutée.

Enfin, les limites actuelles de notre approche par simulation sont liées à la pertinence spectrale du modèle. Ainsi nous projetons de travailler également sur l'optimisation, basée sur des critères physiologiques, des formes d'ondes cardiaques et respiratoires générées. A terme, l'étape de simulation sera nécessairement complétée par une validation sur signaux réels. Nous ferons le choix d'une mesure pléthysmographique par inductance. Cette technique « wearable » est utilisée à des fins d'exploration fonctionnelle cardio-respiratoire (Fontecave-Jallon *et al.*, 2011).

6 Références

- [1] E. Abdulhay, P.-Y. Guméry, J. Fontecave-Jallon, P. Baconnier, "Cardiogenic Oscillations Extraction in Inductive Plethysmography: Ensemble Empirical Mode Decomposition," in *2009 Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, pp 2240-2243, 2009.
- [2] N.E. Huang, Z. Shen, S.R. Long, M.C. Wu, H.H. Shin, Q. Zheng, N-C Yen, C. C. Tung, and H.H. Liu, "The empirical mode decomposition and Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis," *Proceedings - Royal Society. Mathematical, physical and engineering sciences*, vol. 454, pp. 903-995, 1998.
- [3] Z. Wu and N. E. Huang, "Ensemble Empirical Mode Decomposition: a Noise Assisted Data Analysis Method," *Adv. Adapt. Data. Anal.*, vol 1, pp 1- 41, 2009.
- [4] G. Rilling and P. Flandrin, "One or two frequencies? The empirical modes decomposition answers," *IEEE. Trans. Signal. Process.*, vol 56, pp 85-95, 2008.
- [5] E. Abdulhay, P. Baconnier, "Stroke volume estimation by Thoracocardiography is better when glottis is closed," *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2007.
- [6] J. Fontecave-Jallon, E. Abdulhay, P. Calabrese, P. Baconnier and P.Y. Guméry, "A model of mechanical interactions between heart and lungs", *Phil. Trans. R. Soc. A*, vol. 367, no. 1908, 2009, pp. 4141-4757.
- [7] J-R. Yeh, T-Y. Lin, J-S. Shieh, Y. Chen, N.E. Huang, Z. Wu, and C-K. Peng, "Investigating complex patterns of blocked intestinal artery blood pressure signals by empirical mode decomposition and linguistic analysis," *Journal of Physics: Conference series*, 96, 2008.
- [8] R. Deering and J.F. Kaiser, "The use of a masking signal to improve empirical mode decomposition," *Proc. Int. Conf. Acoustics, Speech, and Signal Processing*, vol. IV, pp 485-488, 2005.
- [9] C. Franco, J. Fontecave-Jallon, N. Vuillerme, P.-Y. Guméry, "Towards a suitable time-scale representation of cardio-respiratory signals through Empirical Mode Decomposition algorithms: a simulation and validation tool," *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2011.
- [10] J. Fontecave-Jallon, P.-Y. Guméry, P. Calabrese, R. Briot, and P. Baconnier, "A wearable technology revisited for cardio-respiratory functional exploration: Stroke volume estimation from respiratory inductive plethysmography," *pHealth*, Lyon, France, 2011.