

Estimation de la Pression Pulmonaire par Analyses Spectrale et Temps-Fréquence du Deuxième Son Cardiaque

M. B. SHAMSOLLAHI* , D. CHEN** , P. PIBAROT** , L. SENHADJI* et L.-G. DURAND**

*Laboratoire de Traitement du signal et de l'image, INSERM, Université de Rennes1, Bât. 22, Campus de Beaulieu, 35042 Rennes. Email : shams,lotfi@ltsi.univ-rennes1.fr

** Laboratoire de génie biomédical, Institut de recherches cliniques de Montréal, 110 Avenue des Pins ouest, Montréal, Québec, Canada, H2W 1R7. Email : chend,pibarotp,durandlg@ircm.umontreal.ca

RÉSUMÉ

Cette étude a pour but d'évaluer différentes méthodes de sélection du deuxième son cardiaque et de ses composantes aortique et pulmonaire et d'estimation de leurs paramètres spectraux pour la mesure de la pression artérielle pulmonaire. Trois méthodes basées sur la transformée rapide de Fourier (FFT) et 5 méthodes basées sur la distribution Wigner-Ville (DWV) ont été testées à l'aide de signaux enregistrés chez 27 patients. La performance de chaque méthode a été évaluée par l'indice de corrélation entre la mesure de la pression artérielle pulmonaire obtenue à partir de quatre paramètres spectraux extraits du deuxième son cardiaque et de ses composantes aortique et pulmonaire et celle mesurée par échocardiographie Doppler. Les résultats démontrent que la meilleure méthode basée sur la transformée rapide de Fourier et celle basée sur la représentation temps-fréquence (RTF) ont des performances similaires. Les deux méthodes nécessitent une séparation préalable des composantes aortique et pulmonaire du deuxième son cardiaque avant d'effectuer l'analyse spectrale ou l'analyse temps-fréquence.

1 Introduction

Dans la majorité des patients, l'hypertension pulmonaire qui est secondaire à des maladies pulmonaires ou cardiovasculaires, augmente significativement l'incidence de morbidité et mortalité. La Pression Artérielle Pulmonaire (PAP) est difficile à mesurer précisément sans recourir à un examen invasif. D'autre part, l'échocardiographie Doppler offre une alternative noninvasive pour mesurer la PAP [1]. Cette méthode consiste à calculer le gradient de pression de régurgitation à travers la valve tricuspide à l'aide de l'équation de Bernoulli à laquelle est ajoutée une estimation de la pression de l'oreillette droite, elle même obtenue de la pression de la veine jugulaire qui est facile à mesurer en clinique. Cependant, la pression ventriculaire droite systolique ne peut être considérée équivalente à la PAP systolique (PAPS) qu'à la condition qu'il n'y ait pas de gradient de pression anormalement élevé à travers la valve pulmonaire. Les autres limitations de cette approche sont dues à l'estimation très approximative de la pression de l'oreillette droite et l'impossibilité de l'appliquer chez les patients qui n'ont pas de régurgitation tricuspidiennne.

Compte tenu de ces remarques, d'autres méthodes non invasives pour l'évaluation de la PAP ont été proposées. Ces méthodes reposent principalement sur la relation entre la pression et le spectre du deuxième son cardiaque (S2). Le principe fondamental de cette hypothèse est basé sur la loi Laplace qui stipule que la tension de la paroi aortique ou

ABSTRACT

The objective of this study is to evaluate different methods of selection of the second heart sound and its aortic and pulmonary components and estimation of their spectral parameters for the noninvasive measurement of the pulmonary artery pressure. Three methods based on the fast Fourier transform and five methods based on the Wigner-Ville distribution were tested with signals recorded in 27 patients. The performance of each method was evaluated by using the degree of correlation between the pressure measurements obtained by using the four spectral parameters extracted from the second heart sound and its aortic and pulmonary components, and those obtained by Doppler echocardiography. The results of the study show that the best method based on the fast Fourier transform and the best method based on the time-frequency representation provide similar performance. Also, both methods require that the aortic and pulmonary components are initially separated from the second heart sound signal.

pulmonaire est proportionnelle à la pression intra-artérielle [2]. Par conséquent, la fréquence de résonance de la colonne sanguine dans l'aorte ou dans l'artère pulmonaire doit être proportionnelle à la tension dans la paroi artérielle et en conséquence à la pression artérielle.

Une méthode basée sur le spectrogramme du S2 et utilisant une technique de reconnaissance de formes a été proposée par Bartels et Harder [3] pour l'estimation de la pression artérielle aortique. Cette technique doit être calibrée pour chaque individu par l'enregistrement simultané du phonocardiogramme (PCG) et la mesure de la pression intravasculaire de l'artère brachiale. Différentes caractéristiques des sons ont été étudiées et les meilleures ont été les 10 premiers coefficients du spectre normalisé. Disposant d'enregistrements de 17 patients et de leurs pressions de référence, les coefficients extraits et les pressions de référence ont été ensuite utilisés pour la conception d'un système de reconnaissance de formes basé sur le classifieur des plus proches voisins. Cette méthode a fourni une bonne estimation de la PAP.

La méthode proposée par Longhini et al. [4] et Aggio et al. [5] est basée sur les modifications du spectre de la composante pulmonaire (P2) du S2 produites par l'augmentation de la PAP suite à certaines maladies cardiaques. L'analyse fréquentielle du S2 basée sur la FFT a montré que le pic du spectre de P2 (F_p) et sa qualité de résonance (Q_p) sont liés à la variation de la PAP et surtout de la PAPS. En supposant qu'il y ait une relation linéaire

entre chacune des PAP (systolique, diastolique et moyenne) et ces paramètres spectraux :

$$PAP = a + bFp + cQp$$

les coefficients de cette équation ont été estimés en appliquant une régression linéaire multiple entre les pressions intravasculaires et les paramètres spectraux d'une trentaine de patients. Ils ont trouvé que cette méthode non invasive est fiable pour l'estimation de la PAPS. Récemment, Chen *et al.* [6] ont montré que, outre les deux paramètres spectraux utilisés dans le modèle de Longhini, la PAPS est aussi liée à deux autres paramètres spectraux (notés F_s , F_a) estimés à partir du S2 et sa composante aortique (A2). Ils ont donc proposé un modèle non-paramétrique reliant la PAPS à ces quatre paramètres :

$$PAPS = a + bFp + cQp + dFp/Fa + eFs$$

L'objectif de la présente étude est, en prenant l'hypothèse proposée par Chen *et al.*, de tester différentes méthodes d'estimation de ces paramètres spectraux et de comparer la PAPS estimée à celle mesurée par Doppler.

2 Méthodes

En général, les composantes A2 et P2 du S2 sont synchrones avec la fin des périodes d'éjection ventriculaire gauche et droite, respectivement. La composante P2 se produit légèrement après la composante A2 car l'éjection ventriculaire droite se termine après celle de gauche. La variation de chronologie entre A2 et P2 varie de 10 à 80 ms dépendamment de la phase respiratoire. La séparabilité entre A2 et P2 est maximale en inspiration et minimale en expiration.

Pour chaque patient et en visualisant les cycles cardiaques disponibles et le contenu temps-fréquence des S2, l'opérateur choisit un S2 ayant une séparabilité maximale entre A2 et P2, ainsi que l'instant de séparation. Ce S2 est considéré comme la référence et est noté S_{2r} . Ses deux composantes sont notées A_{2r} et P_{2r} . La Figure 1 représente deux exemples de S2 choisis du PCG d'un patient pour des phases respiratoires différentes, ainsi que leurs représentations temps-fréquence obtenues en utilisant la distribution pseudo Wigner-Ville lissée (DPWVL) [7]. L'intervalle entre A2 et P2 sur la Figure 1-a est plus long que celui de la Figure 1-b. Dans le plan temps-fréquence, les composantes A2 et P2 sont bien séparées sur la Figure 1-c alors qu'elles se chevauchent légèrement sur la Figure 1-d.

Disposant d'enregistrements de N patients et de leur PAPS Doppler, l'estimation de la PAPS à partir des paramètres spectraux du S2 comprend 3 étapes :

1- identifier, pour chaque patient, M sons S2 ayant des ressemblances maximales avec le S2 de référence S_{2r} choisi par l'opérateur (réalisant une meilleure séparabilité entre A2 et P2). Comme critère de ressemblance, la corrélation temporelle normalisée ou la corrélation temps-fréquence normalisée est utilisée. Identifier également M A2 et M P2 ayant des ressemblances maximales avec A_{2r} et P_{2r} respectivement. Trois signaux S_{2m} , A_{2m} et P_{2m} sont ensuite générés respectivement par le moyennage des M S2, M A2 et M P2 retenus.

2- estimer, pour chaque patient, les 4 paramètres spectraux définis ci-dessous.

- La fréquence dominante de P2 (Fp) correspondant à l'amplitude maximale du spectre de P2.
- La fréquence dominante de A2 (Fa) correspondant à l'amplitude maximale du spectre de A2.
- La fréquence dominante du S2 (Fs) correspondant à l'amplitude maximale du spectre du S2.
- La qualité de résonance de P2 (Qp) définie par $Qp = Fp / (f2 - f1)$ où $f1$ et $f2$ correspondent à l'amplitude du spectre à mi-hauteur.

La Figure 2 illustre un exemple d'un cycle S2 et de son spectre ainsi que les spectres de ses composantes A2 et P2. Les paramètres définis plus haut sont représentés sur cette Figure.

Etant donné la variation du spectre des différents S2 et ses composantes, différentes méthodes ont été utilisées pour estimer les paramètres spectraux. Pour certaines, les spectres des signaux moyens S_{2m} , A_{2m} et P_{2m} sont utilisés. Pour d'autres, ceux de S_{2m} et de ses deux composantes sont utilisés. Certaines méthodes sont basées sur les représentations temps-fréquence moyennes des M S2, M A2 et M P2 retenus. Finalement, le moyennage, sur les M S2 retenus, des paramètres spectraux est utilisé par certaines méthodes.

2-1 Les méthodes utilisant la transformée rapide de Fourier

- Pour chaque patient, les spectres de S_{2m} , A_{2m} et P_{2m} sont utilisés pour estimer les 4 paramètres spectraux.
- Les spectres de S_{2m} et de ses composantes aortique et pulmonaire fournissent les 4 paramètres spectraux de chaque patient.
- Pour chacun des M S2 retenus, les 4 paramètres spectraux sont obtenus des spectres de S2 et de ses composantes A2 et P2. Les 4 paramètres spectraux du patient sont alors les moyennes de ceux fournis par les M S2.

2-2 Les méthodes utilisant l'analyse temps-fréquence Wigner-Ville

- Pour chaque patient, les RTF de S_{2m} , A_{2m} et P_{2m} sont calculées et leurs distributions marginales fréquentielles fournissent les 4 paramètres spectraux de chaque patient.
- Les RTF de S_{2m} et de ses deux composantes sont calculées ainsi que leurs distributions marginales à partir desquelles les paramètres spectraux sont extraits.
- Les RTF des M S2, M A2 et M P2 sont calculées ainsi que leurs RTF moyennes respectives. Les distributions marginales de ces 3 RTF moyennes fournissent les 4 paramètres spectraux de chaque patient.
- Les composantes A2 et P2 de chaque S2 sont extraites. Les RTF des M S2 retenus et celles de leurs composantes sont calculées ainsi que les 3

RTF moyennes respectives; leurs distributions marginales permettent d'estimer les 4 paramètres spectraux.

- e) Pour chacun des M S2 retenus, les 4 paramètres spectraux sont obtenus des distributions marginales des RTF de S2 et de ses deux composantes. Les 4 paramètres spectraux du patient sont alors les moyennes de ceux fournis par les M S2.

3- calculer les coefficients de l'équation de régression entre la PAPS et les 4 paramètres spectraux. Les coefficients du modèle sont estimés en utilisant la PAPS Doppler comme la PAPS de référence et les paramètres spectraux de N patients comme les données d'une analyse de régression linéaire multiple.

Ces méthodes ont été appliquées à une série d'enregistrements de phonocardiogramme (PCG) et d'électrocardiogramme (ECG) synchrones recueillis chez 27 patients porteurs d'une bioprothèse valvulaire cardiaque et comparées à leur PAPS estimée par échocardiographie Doppler. Le PCG était filtré passe-bande, 100 Hz à 2 kHz, afin de rehausser le deuxième son cardiaque, et échantillonné à 5 kHz. Pour chaque patient, 30 S2 ont été initialement sélectionnés à partir du PCG en utilisant l'ECG comme référence. Le nombre de cycles retenus, M, a été fixé à 5. Le choix de 5 S2, 5 A2 et 5 P2 reste inchangé pour les deux méthodes de corrélation utilisées.

Pour les méthodes du premier groupe (2-1), les spectres nécessaires sont calculés par la transformée rapide de Fourier de 1024 points (avec zéro-padding) du signal pondéré par une fenêtre de Hamming. Quant au deuxième groupe, la distribution Wigner-Ville définie par :

$$W_x(t, f) = \int x\left(t + \frac{\tau}{2}\right)x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right)e^{-j2\pi f\tau} d\tau$$

est utilisée et le spectre du signal est obtenu à partir de la distribution marginale fréquentielle [7] :

$$\int W_x(t, f) dt = |X(f)|^2$$

3 Résultats et discussion

Les coefficients de l'équation de régression de la pression artérielle pulmonaire, l'indice de corrélation (r) et l'erreur quadratique moyenne (E) de toutes les méthodes évaluées sont présentés ci-dessous.

1- Les résultats des méthodes basées sur la FFT

1a)

$$PAPS = 47.9 + 0.709Fp - 4.16Qp - 20.2Fp / Fa - 0.142Fs$$

$$r = 0.950, E = 2.4976$$

1b)

$$PAPS = 42.6 + 0.582Fp - 1.76Qp - 17.9Fp / Fa - 0.06Fs$$

$$r = 0.707, E = 5.7455$$

1c)

$$PAPS = 39.1 + 0.159Fp + 0.726Qp - 5.91Fp / Fa + 0.0491Fs$$

$$r = 0.434, E = 7.3164$$

2- Les résultats des méthodes basées sur la RTF

2a)

$$PAPS = 48.4 + 0.72Fp - 4.8Qp - 22.1Fp / Fa - 0.143Fs$$

$$r = 0.956, E = 2.3879$$

2b)

$$PAPS = 42.5 + 0.631Fp - 2.56Qp - 18.4Fp / Fa - 0.0751Fs$$

$$r = 0.724, E = 5.6024$$

2c)

$$PAPS = 51.7 + 0.559Fp - 3.65Qp - 17.3Fp / Fa - 0.198Fs$$

$$r = 0.778, E = 5.0989$$

2d)

$$PAPS = 40.4 + 0.536Fp - 1.38Qp - 14.8Fp / Fa - 0.05181Fs$$

$$r = 0.710, E = 5.7165$$

2e)

$$PAPS = 42.8 + 0.22Fp + 2.31Qp - 13.9Fp / Fa - 0.0268Fs$$

$$r = 0.446, E = 7.2698$$

Les meilleurs résultats sont fournis par les méthodes 1-a et 2-a, c'est-à-dire celles utilisant les signaux moyens S_{2m} , A_{2m} et P_{2m} . Ces deux méthodes donnent un indice de corrélation très élevé (0.950 et 0.956) avec la PAPS mesurée par échocardiographie Doppler. Parmi ces deux méthodes, celle basée sur la RTF est légèrement meilleure.

Les méthodes consistant à calculer les paramètres spectraux pour chaque S2 et les moyenner (les méthodes 1-c et 2-e) donnent les moins bons résultats : un indice de corrélation respectif de 0.434 et 0.446. Les 4 autres méthodes donnent des résultats intermédiaires.

Les résultats de cette étude comparative démontrent clairement que la séparation préalable des composantes aortique et pulmonaire du S2 est nécessaire pour maintenir une performance élevée de l'estimation de la pression artérielle pulmonaire par analyse spectrale du S2. Cependant ils doivent être confirmés sur une plus grande base de données.

Références

- [1] P. G. Yock, R. L. Popp, « Noninvasive Estimation of Right Venticular Systolic Pressure by Doppler Ultrasound in Patients with Tricuspid Regurgitation. », *Circulation*, Vol. 70, pp. 657-662, 1984.
- [2] L.-G. Durand & P. Pibarot, « Digital Signal Processing of the Phonocardiogram: Review of the Most Recent Advancements », *Critical Review in Biom. Eng.*, Vol. 23, pp. 163-219, 1995.
- [3] A. Bartels & D. Harder, « Non-invasive Determination of Systolic Blood Pressure by Heart Sound Pattern Analysis », *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, Vol. 13, pp. 249-256, 1992.
- [4] C. Longhini *et al.*, « A New Noninvasive Method for Estimation of Pulmonary Arterial Pressure in Mitral Stenosis », *Amer. Journal of Cardiol.*, Vol. 68, pp. 398-401, 1991.
- [5] S. Aggio *et al.*, « Noninvasive estimation of the Pulmonary Systolic Pressure from the Spectral Analysis of the Second Heart Sound », *Acta Cardiol.*, Vol. XLV, pp. 199-201, 1990.

[6] D. Chen, P. Pibarot, G. Honos, L. G. Durand, « Estimation of Pulmonary Pressure by Frequency Analysis of the Second Heart Sound », Am. J. Cardiol., Vol. No. 78, pp. 785-789, 1996.

[7] P. Flandrin, « Temps-Fréquence », Ed. Hermes, 1993.

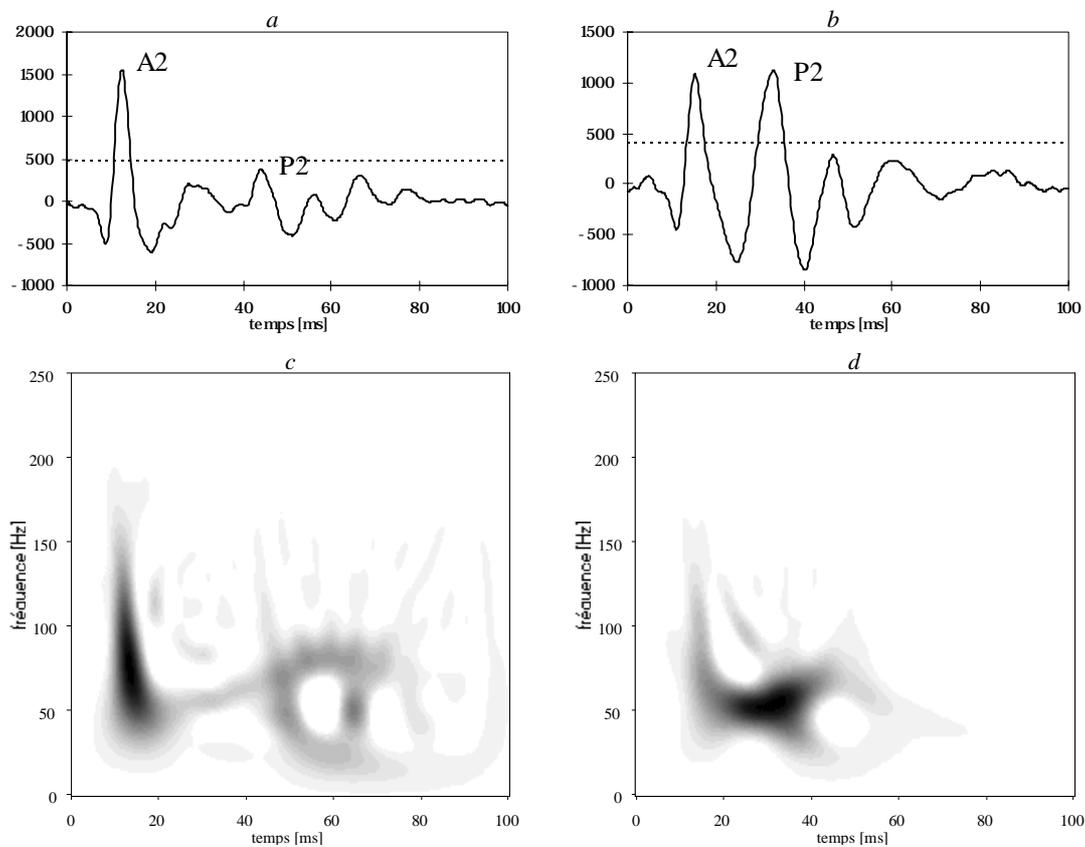


Figure 1. Exemple de deux S2 sélectionnés de l'enregistrement PCG d'un patient pour deux phases respiratoires différentes (a et b), et leur DPWVL (c et d). Les composantes A2 et P2 de l'exemple de gauche sont bien séparées tandis que celles de l'exemple de droite se recouvrent.

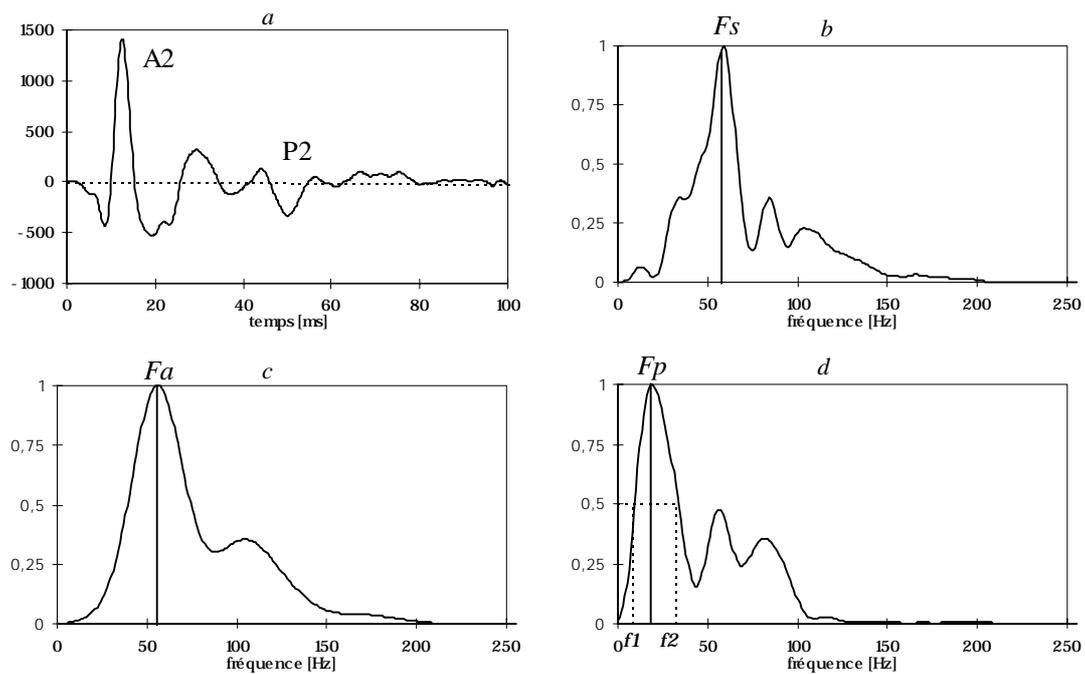


Figure 2. a) Exemple d'un S2 ayant une séparabilité maximale entre ses deux composantes A2 et P2, b) le spectre du S2, c) le spectre de la composante A2 et d) le spectre de la composante P2. Les paramètres F_s , F_a , F_p , f_1 et f_2 sont indiqués sur la Figure.