



Choix de l'ondelette analysante et classification des signaux phonocardiogrammes en fonction des souffles surajoutés

S. M. Debbal* et F. Bereksi-Reguig

*Laboratoire de Génie-Biomédical (GBM), Département d'électronique,
Faculté des sciences de l'ingénieur, Université A.B.Bekr Belkaid, BP 119 Tlemcen
(Algérie)*

(Reçu le 24 Juin 2004, accepté le 07 Octobre 2004)

* Correspondance et tirés à part, e-mail : adebbal@yahoo.fr

Résumé

Le choix de l'ondelette (type et ordre) adaptée à l'analyse du signal phonocardiogramme (PCG) n'est pas une chose aisée pour arriver à une optimisation de l'objectif escompté. Dans le souci de répondre au choix délicat du type d'ondelette et de son ordre et afin de mettre plus en relief l'analyse des signaux PCG (normaux et pathologiques) en fonction de l'importance de leurs souffles surajoutés, nous avons appliqué un certain nombre d'ondelettes orthogonales et bi-orthogonales dans l'analyse du signal PCG d'un sujet sain (signal considéré comme signal de base).

A chaque fois, nous avons mesuré la valeur de l'écart-moyen (en valeur absolue) entre le signal original et le signal de synthèse obtenu par reconstruction, par utilisation de l'analyse multi-résolution (dans notre cas la décomposition du signal PCG d'origine se fait sur sept niveaux et c'est le septième détail de décomposition présentant les meilleures informations qui est considéré comme signal de synthèse).

L'erreur de reconstruction, selon les mesures effectuées, apparaît comme un paramètre très important à prendre en considération dans la classification des signaux PCG. En effet, il s'est avéré sur la base des résultats obtenus que la variation de ce paramètre est très sensible à l'importance des souffles présents dans un signal PCG.

Mots-clés : *Phonocardiogramme , transformée d'ondelette , analyse multirésolution , optimisation , classification, souffle surajouté*

Abstract

Choice of the analysing ondelette and classification of signals phonocardiograms according to the added murmurs

The choice of the ondelette (type and order) adapted to the analysis of the signal phonocardiogram (PCG) are not a easy matter to achieve to arrive at an optimisation of the discounted objective. In order to answer the delicate choice of the type of ondelette and in order to highlight more the analysis of signals PCG (normal and pathological) according to the importance of their added murmurs, we will try to apply a certain number of ondelettes orthogonal and bi-orthogonal in the analysis of signal PCG of a healthy subject (signal considered as basic signal).

At each time, we measure the value of the average deviation (in absolute value) between the original signal and the signal of synthesis obtained by rebuilding by the use of the analysis multi-resolution (in our case the decomposition of signal PCG of origin is done is regarded as signal of synthesis).

The error of rebuilding, according to taken measurements' appears as a parameter very significant to take into account in the classification of signals PCG. Indeed it proved on the basis of result obtained that the variation of this parameter is very sensitive to the importance of the murmurs present in a signal PCG.

Keywords: *phonocardiogram, wavelet transform, multiresolution analysis, optimisation, classification, added murmurs*

1. Introduction

L'activité cardiaque fait l'objet, depuis longtemps, de différentes études, notamment le premier test effectué par les cardiologues envers leurs patients et l'auscultation des battements cardiaques par l'intermédiaire d'un stéthoscope ordinaire. Par conséquent, le traitement des bruits cardiaques en terme d'enregistrements s'avère très important pour le diagnostic de différentes pathologies cardiaques. Le signal enregistré est connu sous le nom de phonocardiogramme (PCG).

Le signal PCG confirme, et surtout, affine les données de l'auscultation et apporte des renseignements complémentaires des activités sonores quant à la chronologie des signes pathologiques dans la révolution cardiaque, en les situant par rapport aux bruits normaux du cœur.

Les bruits cardiaques sont par définition des signaux non-stationnaires (dont les propriétés spectrales varient donc en fonction du temps) et sont situés dans la gamme des basses fréquences, approximativement entre 10 et 300 Hz [1].

L'analyse des bruits cardiaques par auscultation, basée seulement sur l'ouïe humaine, reste insuffisante pour un diagnostic fiable des cardiopathies et pour qu'un clinicien puisse obtenir toutes les informations qualitatives et quantitatives de l'activité cardiaque. Ces informations, comme la localisation temporelle des bruits du cœur, le nombre de leurs composantes internes, leur contenu fréquentiel, l'importance des souffles diastoliques et systoliques peuvent être étudiées directement sur le signal PCG par l'utilisation de méthodes et techniques numériques du traitement de signal.

La transformée d'ondelettes reste ainsi très indiquée pour l'analyse des bruits cardiaques (normaux et pathologiques). Cette technique a montré son efficacité dans l'analyse temps-fréquence due à sa fenêtre d'analyse de dimensions souple et adaptative ce qui lui permet d'avoir une bonne résolution temporelle pour les composantes hautes fréquences et une bonne résolution fréquentielle pour les composantes basses fréquences [2-4].

En outre la transformée d'ondelette a démontré sa capacité d'analyser les bruits cardiaques avec plus de précision et d'exactitude que d'autres techniques, TFCT ou distribution de Wigner [4] dans certains cas de pathologie. La transformée d'ondelette utilise des fonctions de base qui peuvent être construites par dilatation, contraction et translation d'une fonction unique appelée « ondelette prototype » ou « ondelette mère ». La transformée d'ondelette agit comme un « microscope mathématique » avec lequel nous pouvons observer différentes parties du signal. La transformée d'ondelette est une technique dans le domaine des distributions temps-fréquence ou plus précisément temps-échelle. L'idée principale de cette méthode est la représentation d'un signal donné comme étant la superposition de signaux de base « atomes », situés en temps et en fréquence.

La version discrète de la transformée d'ondelette (TOD) dans l'analyse des signaux phonocardiogrammes a été relativement peu utilisée comparée à la transformée en ondelette continue (TOC) [5-8]. La version TOD est surtout utilisée en tant qu'élément de filtrage permettant une séparation des différentes composantes constituant les bruits cardiaques.

L'objectif visé par cette étude est :

- le choix de l'ondelette analysante adéquate à travers l'essai de plusieurs types d'ondelettes orthogonales et bi-orthogonales et pouvant respecter les particularités du signal PCG (bruits principaux S1 et S2 ainsi que leurs composantes internes).

- Etablissement d'un paramètre (erreur de reconstruction) susceptible de suivre les variations de l'importance du souffle surajouté dans les signaux PCG et par suite pouvant aider à la classification de ces signaux.

Les signaux PCG utilisés ont été classés afin qu'ils puissent se répartir en trois groupes distincts :

- le 1^{er} groupe constitué de signaux très similaires morphologiquement au signal PCG normal;

- le 2^{ème} groupe constitué de signaux ayant un léger souffle supplémentaire (ou click) comparé au signal PCG normal;

- le 3^{ème} groupe constitué de signaux présentant un souffle additif très important caractérisant une pathologie très avancée.

2. Transformée d'ondelettes

La transformation en ondelette permet d'appliquer une analyse multirésolution sur le signal étudié. L'analyse multirésolution de la transformation en ondelettes équivaut à une décomposition atomique temps-échelle. Chacun des atomes peut s'interpréter comme étant une projection locale du signal analysé et est obtenu à partir d'une ondelette $\Psi(t)$ unique par une translation en temps et une dilatation.

Partant d'une fonction bien localisée, dans le plan temps-échelle, on lui associe la famille d'ondelettes $\Psi_{(b,a)}(t)$ générées par des translations et des dilatations de $\Psi(t)$:

$$\Psi_{(b,a)}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (1)$$

$$b \in \mathbb{R}, a > 0$$

Les ondelettes sont de forme constante mais de taille variable, proportionnelle au paramètre de dilatation « a » (variable d'échelle). La transformation en ondelettes est aussi interprétée comme étant un processus de filtrage du signal analysé par un filtre passe-bande de bande passante variable ; c'est le paramètre « a » qui fixe la valeur de cette bande [9]. A. Grossmann et J.Morlet ont démontré que si $\Psi(t)$ est à valeurs réelles, l'ensemble de ces ondelettes peut être considéré comme étant une base orthonormée [9]. Cela signifie que tout signal d'énergie peut s'écrire comme une combinaison linéaire d'ondelettes $\Psi_{(b,a)}(t)$ et que les coefficients de cette combinaison d'ondelettes sont les produits scalaires $\int s(t) \Psi_{(b,a)}(t) dt$, $s(t)$ étant le signal étudié. Ces produits scalaires mesurent, en un certain sens, les fluctuations du signal $s(t)$ autour du point « b » à l'échelle « a ». La transformée continue par ondelette est définie donc par le calcul des

coefficients :

$$C(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int s(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (2)$$

Le paramètre a est un facteur d'échelle, inversement proportionnel à la fréquence. La représentation temps-échelle n'est pas une limitation de la transformation en ondelettes, mais elle est une autre manière d'aborder l'analyse du signal par un regroupement d'informas fréquentielles et temporelles. Il est à noter que la durée de l'ondelette est directement proportionnelle au paramètre d'échelle a . Dans sa formulation, la transformée en ondelettes peut s'interpréter comme une analyse à banc de filtres à surtension constante. Dans un tel banc, chacun des filtres (passe-bande) peut se déduire d'un gabarit unique par une dilatation ou compression en fréquence.

La transformation en ondelettes peut aussi être considérée comme un processus de décomposition du signal en approximations et en détails. Le signal d'origine $s(t)$, traverse deux filtres complémentaires, passe-haut et passe-bas, et émerge en tant que deux signaux: respectivement le signal d'approximations A et le signal de détails D [10] comme le montre la *Figure 1*.

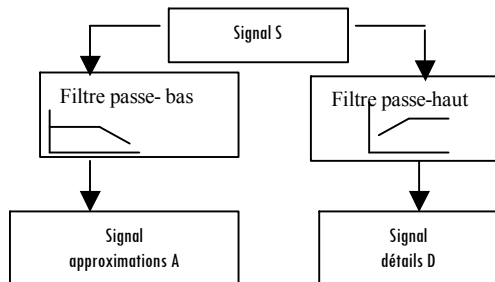


Figure 1 : Décomposition du signal s en approximations et détails

La transformée en ondelettes d'un signal s est la famille $C(a,b)$ coefficients d'ondelettes qui dépend des deux paramètres a et b . Suivant les besoins de l'analyse du signal s les paramètres (a,b) peuvent être utilisés de façon continue (TOC) ou discrète (TOD). La transformée continue d'ondelette exigeant une continuité des valeurs des paramètres (a,b) est plutôt utilisée dans l'analyse de l'allure du signal (approximation) tandis que la transformée discrète d'ondelette basée beaucoup plus sur l'utilisation de la complémentarité des deux filtres, passe-haut et passe-bas, va servir à l'extraction d'informations caractérisant les transitions rapides du signal (détails).

3. Choix de l'ondelette analysante

L'analyse du choix de l'ondelette analysante (ondelette-mère) sera effectuée sur la base d'un test de plusieurs ondelettes analysantes. Ceci se fera sur l'étude de l'erreur, existant entre le signal original (signal d'un cas normal à l'état brut) et le signal de synthèse (signal après reconstruction). Dans ce sens, un paramètre d'erreur caractérise la reconstruction (ou synthèse).

L'erreur qui sera calculée à chaque fois est donnée par l'expression suivante :

$$\mathcal{E}_{ormoy} = \frac{\sum_{i=1}^N |S_{oi} - S_{ri}|}{N} \quad (3)$$

avec S_o : signal original; S_{oi} : échantillon i de S_o ;

S_r : signal de synthèse; S_{ri} : échantillon i de S_r .

L'ondelette analysante choisie sera celle qui présentera la plus faible erreur de reconstruction en respectant les particularités du signal PCG normal (bruits S1 et S2, composantes A2, P2, M1 et T1). Ceci permettra d'établir, une fois l'ondelette analysante optimale trouvée, une distinction très facile des bruits et des différents souffles.

Le paramètre \mathcal{E}_{ormoy} conjugué aux caractéristiques propres du signal PCG (sujet sain) permettra de choisir, pour d'ultérieures analyses comme on le verra un peu plus loin, le type d'ondelette adéquate qui répond à nos besoins. Nous appliquons l'algorithme d'analyse multi-résolution (AM) de Mallat en employant l'ondelette analysante pour différents ordres (N). N représente le nombre de moments nuls de l'ondelette. Les ondelettes analysantes utilisées sont présentées dans le *Tableau 1*.

Tableau 1 : Ondelettes utilisées dans l'analyse

Ondelettes orthogonales	Daubechies (db) Symelet (sym) Coiflet (coif)
Ondelettes biorthogonales	Biorthogonal (bior) Biorthogonale réversible (rbior)

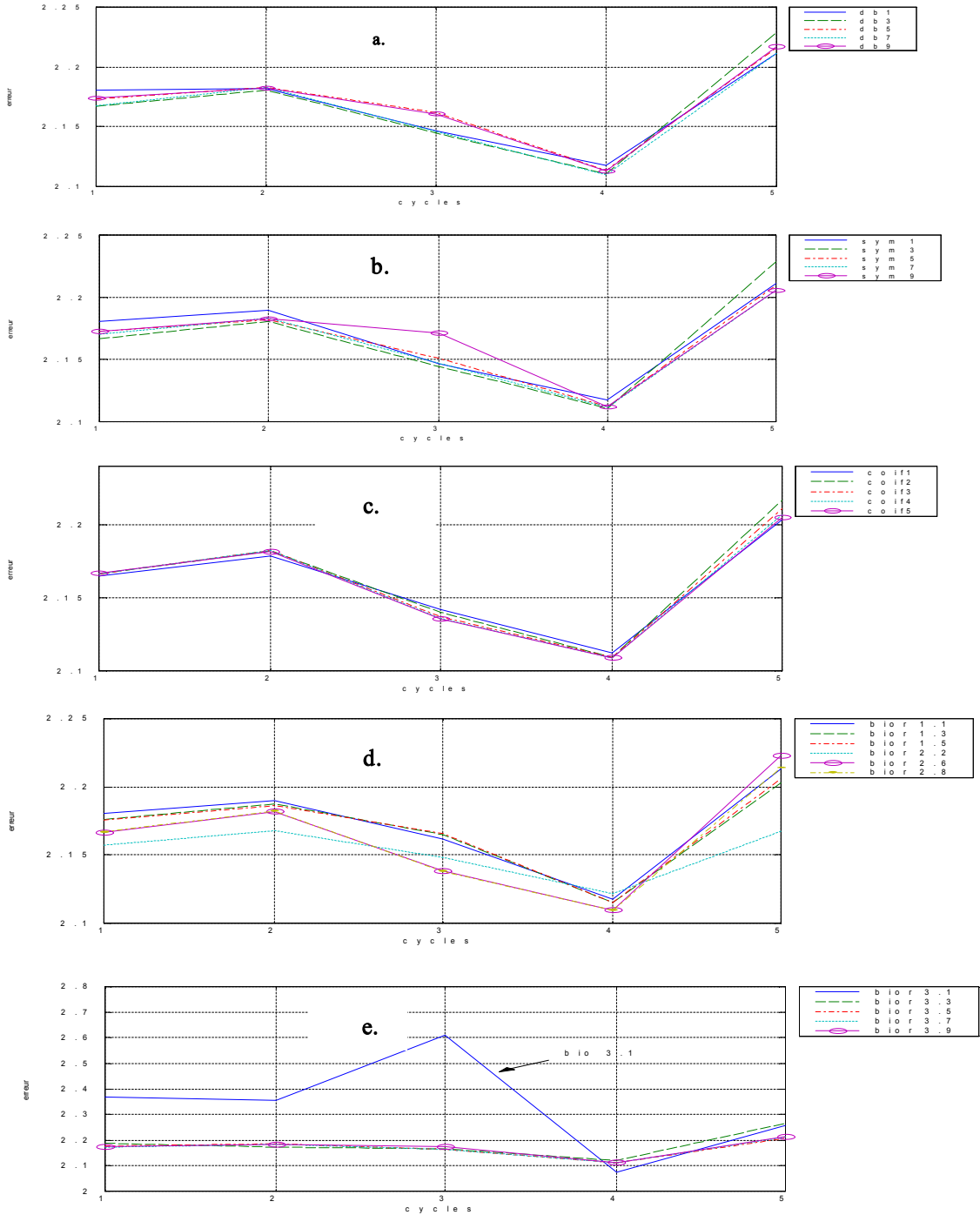


Figure 2: Erreur ϵ_{or} en fonction du nombre de cycles du signal PCG (sujet sain) pour les ondelettes, a) daubechies ; b) symelet ; c) coiflet ; d) biorthogonale ; e) biorthogonale reversible

A partir des résultats présentés à la *Figure 2*, on dresse le *Tableau 2* qui regroupe les meilleurs résultats obtenus pour les familles d'ondelettes étudiées.

Tableau 2 : Ondelettes optimales

Familles d'ondelettes	Ondelettes optimales
Ondelettes orthogonales	
Daubechies	db7
Symelet	sym7
Coiflet	coif5
Ondelettes bi-orthogonales	
Biorthogonale réversible	bior 3.9
Biorthogonale réversible	rbior 2.6

Si le calcul de l'erreur $\varepsilon_{\text{ormoy}}$ est important pour procéder au choix de la meilleure ondelette analysante à appliquer dans l'analyse des signaux PCG, les caractéristiques propres du signal PCG sont aussi importantes ici pour distinguer laquelle des ondelettes (db7, sym7, coif5, bior3.9 et rbior2.6) peut être utilisée de façon convenable.

La distinction claire et nette des deux composantes internes M1 et T1 du bruit S1 ainsi que les composantes internes A2 et P2 du bruit S2 est l'une des caractéristiques les plus importantes à mettre en relief lors du choix de l'ondelette analysante parmi les ondelettes du *Tableau 2*.

La *Figure 3* représente l'analyse du même cycle du signal PCG (sujet sain) respectivement par « db7 », « sym7 », « coif5 », « bior3.9 » et « rbior2.6 ».

Une observation de ces Figures permet de constater que l'ondelette « db7 » peut être considérée comme étant l'ondelette adéquate d'analyse car elle fait apparaître clairement et sans équivoque les deux composantes principales du bruit S1 (M1/T1) et celles du bruit S2 (A2/P2).

4. Filtrage et classification par ondelette.

Le travail effectué ci-dessus, nous a permis de trouver et de choisir l'ondelette « db7 » comme étant la plus appropriée à l'analyse des bruits des signaux PCG.

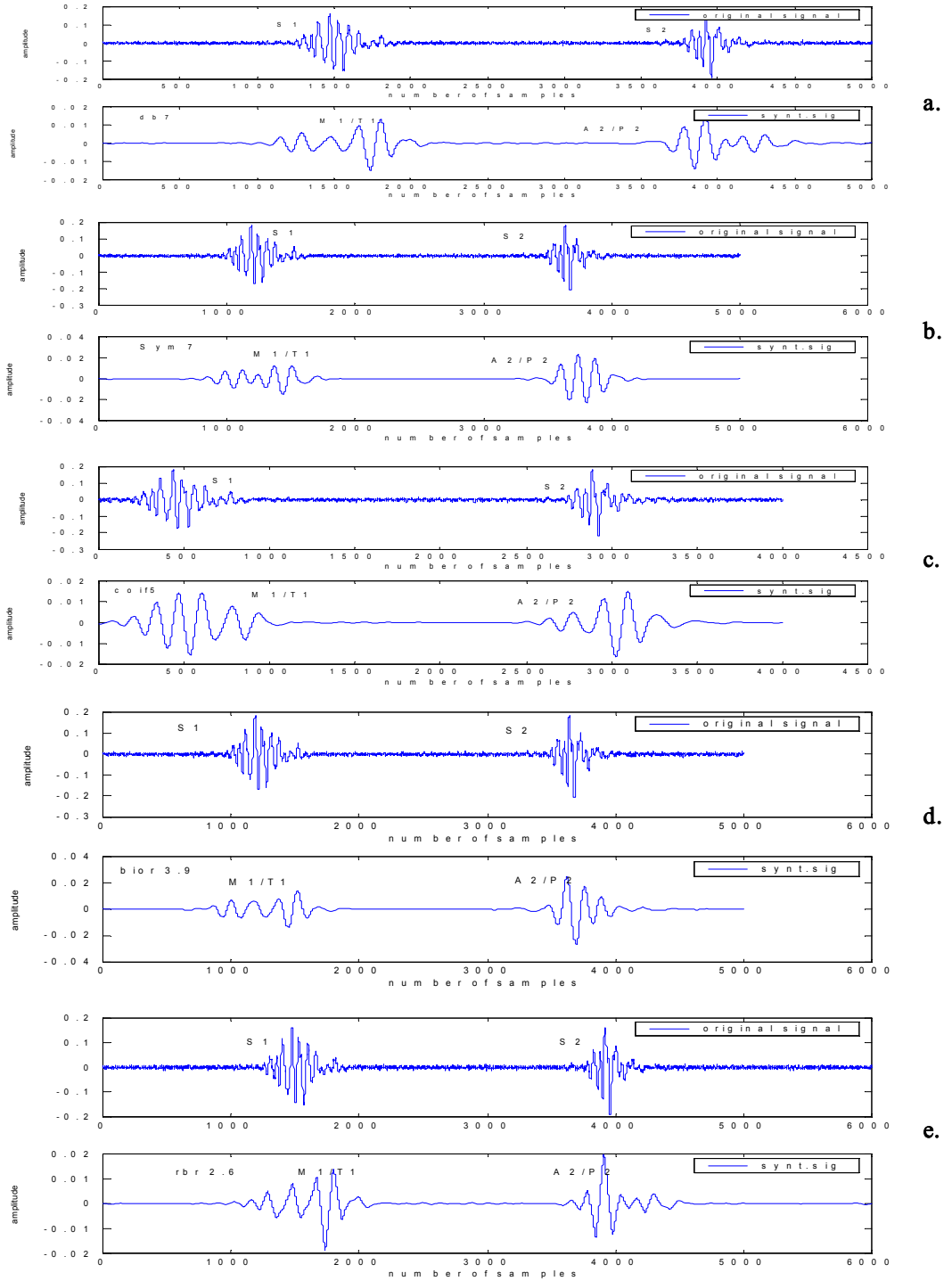


Figure 3 : Analyse d'un cycle PCG (sujet sain) avec l'ondelette analysante
a) db7 b) sym7 c) coif5 d) bior3.9 e) rbior2.6

L'application de « db7 » a confirmé sa possibilité, en étant utilisée comme une sorte de filtre parmi tous les filtres du banc de filtres constitué par la famille Daubechies, à identifier et à mettre en relief les composantes internes du bruit S1 (M1 et T1) et du bruit S2 (A2 et P2).

De par son caractère spécifique, l'analyse multi-résolution est considérée comme étant un enchaînement successif du processus de filtrage, ce qui la différencie de tout autre processus de filtrage ou d'analyse. De ce fait, l'application de « db7 » dans l'analyse de divers signaux PCG pathologiques permettra de mettre en exergue les bruits et leurs composantes internes possédant une plage de fréquences en accord avec celle de l'ondelette « db7 ».

Ainsi toute diminution ou disparition d'un des bruits ou une de leurs composantes internes signifiera tout simplement un changement du contenu fréquentiel du bruit (ou de la composante) dû à la pathologie du signal PCG analysé. Par contre si les bruits (S1 ou S2) apparaissent sans aucun changement après traitement, cela signifiera forcément que les caractéristiques fréquentielles de ces bruits n'ont pas été affectées par la pathologie en question.

Le *Tableau 3* fournit des informations sur des exemples de signaux PCG analysés et de l'erreur moyenne (erreur calculée sur plusieurs cycles) de reconstruction, $\varepsilon_{\text{ormoy}}$. La décomposition étant toujours effectuée, comme dans le cas du choix de l'ondelette analysante optimale, sur sept (7) niveaux.

Tableau 3 : Erreur mesurée pour différents signaux PCG

Signaux PCG	Abbréviation	$\varepsilon_{\text{ormoy}} \cdot (10^{-4})$
1^{er} Groupe		
Normal	N	28.53
Innocent murmure	IM	28.73
2^{ème} Groupe		
Later systolic	LS	125.45
3^{ème} Groupe		
Panasystolic	PAS	157.56

La classification des signaux PCG analysés en trois différents groupes est très importante et très révélatrice.

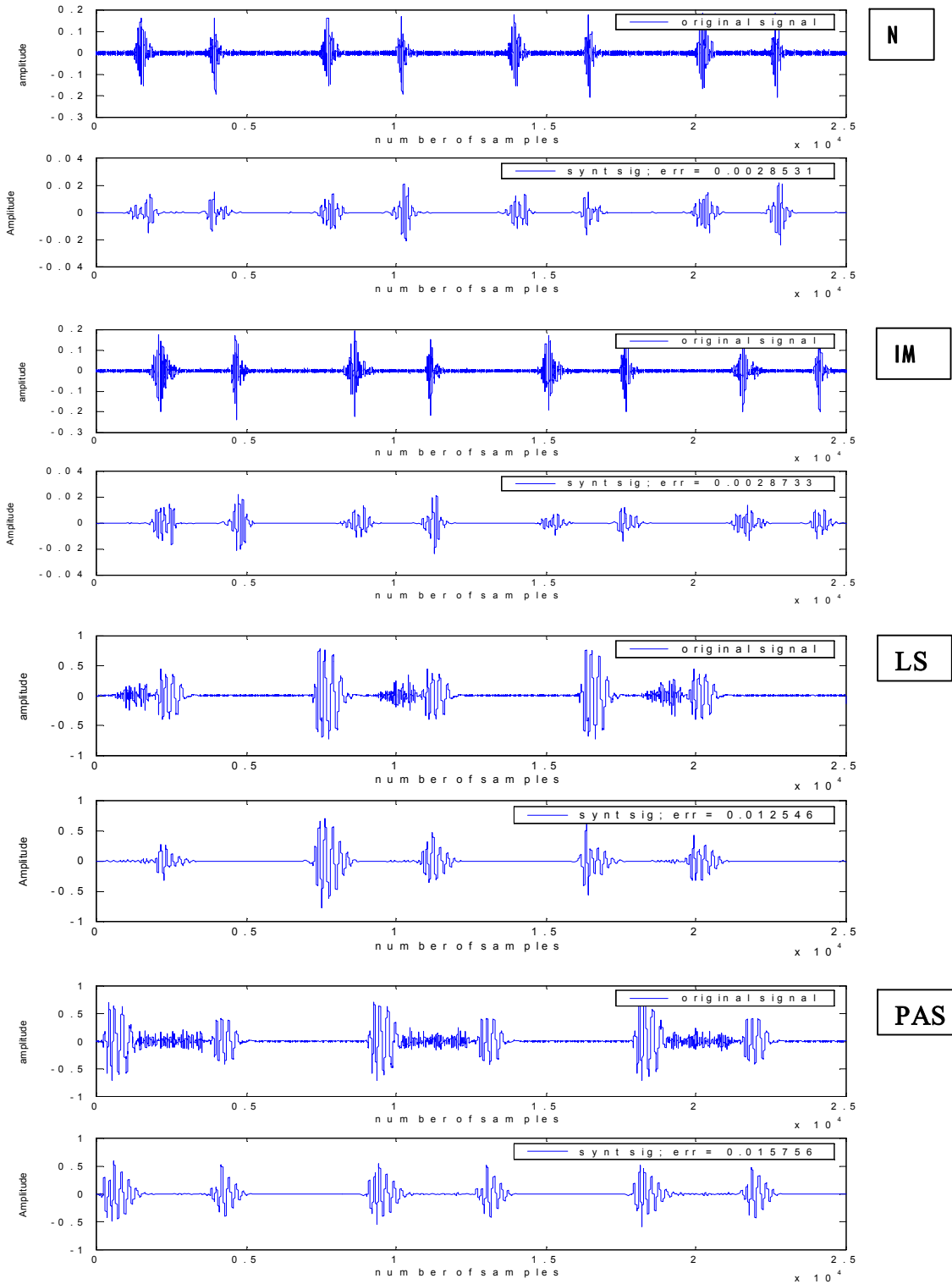


Figure 4 : Analyse multi-résolution des signaux PCG (N, IM, LS et PAS) à l'aide de l'ondelette «db7»

En effet, la valeur de l'erreur ε_{ormoy} donnée par le *Tableau 3* permet de s'apercevoir que cette valeur est de plus en plus importante (valeur plus élevée) relativement aux pathologies présentant un souffle surajouté plus important.

Ainsi nous remarquons que les signaux PCG du 1^{er} groupe (N et IM) qui n'ont pas de souffles surajoutés ont des valeurs de ε_{ormoy} les plus réduites. Les signaux PCG du 2^{ème} groupe (LS) qui se distinguent par un léger souffle supplémentaire ont des valeurs de ε_{ormoy} un peu plus grande que celles du 1^{er} groupe. Par contre, les signaux PCG du 3^{ème} groupe (PAS) présentant un souffle très important voient leurs erreurs ε_{ormoy} augmenter beaucoup plus (presque 20 fois celles du 1^{er} groupe).

Nous pouvons donc relier le paramètre d'erreur ε_{ormoy} à l'importance du souffle surajouté donc à la sévérité ou pas de la pathologie étudiée elle-même. Les résultats des analyses sont représentés par les graphes de la *Figure 4*. Cette étude est très révélatrice car elle permet de s'assurer de la puissance de l'outil de traitement utilisé. Ainsi, nous remarquons que, dans le cas des signaux de ce 2^{ème} et 3^{ème} groupe, le filtrage parfait des souffles surajoutés ne met en évidence que les principaux bruits (S1 et S2). La *Figure 4* fait aussi état d'un filtrage très léger des signaux PCG (N et IM) vu leur similarité morphologique et l'absence de souffle surajouté.

La remarque que l'on pourrait faire, est l'impact du souffle surajouté sur les bruits S1 et S2. Si ces bruits ne paraissent pas très affectés sur les signaux du 1^{er} groupe vu l'absence de souffle surajouté, par contre les bruits du 2^{ème} et surtout du 3^{ème} groupe semblent être affectés par la présence de ces souffles. Cette affectation est présentée sous forme d'altération morphologique des bruits S1 et S2 ressentie après filtrage du souffle. Le filtrage parfait des souffles par l'application de l'ondelette analysante «db7» montre ainsi que ces souffles surajoutés qui ont pu être éliminés présentent donc un contenu fréquentiel différent de celui des bruits S1 et S2 sinon leur élimination n'aurait pas été intégrale.

5. Conclusion

Le travail présenté met en relief l'importance de l'onde analysante et de son ordre dans l'analyse des signaux PCG selon leurs spécificités. L'ondelette « db7 », après analyse, apparaît comme étant celle qui est la plus appropriée pour l'analyse des signaux PCG. Les oscillations de cette ondelette, vu son allure, se rapproche même de la morphologie des bruits cardiaques, ce qui constitue un indice intéressant. En général, les ondelettes possèdent des propriétés spatio-fréquentielles qui en font un candidat sérieux

et une alternative aux autres méthodes de filtrage. Le succès récent des ondelettes, en traitement de signal, s'explique en partie par le fait qu'elles permettent d'obtenir une analyse de Fourier locale à toutes les échelles (analyse multi-résolution).

L'erreur de reconstruction, selon les mesures effectuées, apparaît comme un paramètre très important à prendre en considération dans la classification des signaux PCG. En effet, il s'est avéré sur la base de ces résultats que la variation de ce paramètre est très sensible à l'importance des souffles présents dans un signal PCG, confirmant ainsi la régularité et la fiabilité de ce paramètre dans un tel test.

Références

- [1] - A. Donant, J. Bourneuf, *«Nouveau Larousse médicale »*, Edition Larousse, 1981
- [2] - Patrick Flandrin, *« Temps-fréquence »*, Collection traitement du signal, Edition Hermes, 1998
- [3] - Yves Meyer, *« Les ondelettes : Algorithmes et Applications »*, Edition Armand Colin, 1994
- [4] - Bruno Toresani. *« Analyse continue par ondelettes »*, CNRS Edition, 1995
- [5] - M. S. Obaidat and M. M. Matalgah, "Performance of the Short Time Fourier Transform and Wavelet Transform to Phonocardiogram signal analysis", Proceeding of the ACM, Symposium an Applied computing, March 1992, pp. 856-862
- [6] - M. S. Obadait, "Phonocardiogram signal analysis: techniques and performance comparison", *Journal of Medical Engineering & technology*, Vol.17(6) (November-December 1993), 221-227
- [7] - Xuan Zhang, Louis-Gilles Durand, " Time-frequency scaling transformation of the phonocardiogram based of the matching pursuit method ", *IEEE transactios on biomedical Engineering*, Vol.43 (1998) 972-979
- [8] - S. Mallat and S. Zhong, "Signal Characterization from multiscale edges". *Proceeding 10 th Int. Conf. Pattern recogn., Syst. Applica.*, Los Alamitos, CA, (1990) pp. 891-896
- [9] - Patrick Flandrin, "Temps-fréquence", collection traitement du signal, Edition Hes, 1998
- [10] - S. G. Mallat, "A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation", *IEEE trans.on pattern anal.and machine intell.*, Vol. PAMI-11, N°7 (1989) pp 674-693