

**PARAMÈTRES D'ANALYSE DANS L'ÉTUDE
DES SIGNAUX PHONOCARDIOGRAMMES
PAR APPLICATION DE LA TRANSFORMÉE EN ONDELETES**

S. M. DEBBAL* et F. BEREKSI-REGUIG**

*Laboratoire de Génie Biomédical (GBM), Département d'électronique,
Faculté des sciences de l'ingénieur, Université Aboubekr Belkaid, BP 119 Tlemcen (Algérie)
*Adebbal@yahoo.Fr; **berekisif@yahoo.Fr*

Abstract: This article presents the use of the wavelet transform in the analysis of the cardiac sounds signal (or phonocardiogram: PCG) normal and pathological. This can provide a broad range of statistical parameters connected to the phonocardiogram signal capable to provide information to help the clinician in his diagnostic medical.

Keywords: cardiac sounds, phonocardiogram, parameter, wavelet transform, analysis.

ملخص: هذا المقال يقدم استعمال محول الموجة لتحليل النبضات القلبية (مخطط القلب الصوتي PCG) السليمة و المريضة. وهذا يعطي مجالا عريضا من وسطاء الإحصاء متصلة بمخطط القلب الصوتي و يسمح بمساعدة الطبيب المختص في اتخاذ التشخيص الطبي.

الكلمات المفتاحية: نبضات قلبية - مخطط القلب الصوتي ووسطاء - تحليل طبي - محول الموجة- تحليل.

1. INTRODUCTION

Le traitement du signal phonocardiogramme (PCG) en terme d'enregistrements s'avère très important pour le diagnostic de différentes pathologies cardiaques. 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.

En conditions normales le cœur produit quatre bruits pendant chaque cycle de battements mais le plus souvent seulement deux bruits essentiels apparaissent (B1 et B2) comme le montrent la Figure1. Les deux autres bruits (B3 et B4) ont des amplitudes nettement moins importantes que les deux premiers [1] ce qui fait qu'ils ne peuvent apparaître que dans des conditions bien précises (enfance, vieillesse ou comme signes précurseurs d'une quelconque pathologie).

Le bruit B1 correspondant au début de la systole ventriculaire est dû à la fermeture des valves auriculo-ventriculaires. Ce bruit est composé de quatre composantes internes dont deux principales : la composante mitrale (M1) associée à la fermeture de la valve mitrale et la composante tricuspide (T1) associée à la fermeture de la valve tricuspide [2].

Le bruit B2, marquant la fin de la systole ventriculaire et signifiant le début de la diastole est composé quant à lui de deux composantes principales : la composante aortique (A2) correspondant à la fermeture de la valve aortique et la composante pulmonaire (P2) correspondant à la fermeture de la valve pulmonaire [1].

Les bruits cardiaques B1 et B2 représentés par la Figure1 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 10Hz et 300Hz [1]. Le bruit B2 possède une étendue fréquentielle plus importante que celle du bruit B1[2].

La durée séparant les deux composantes A2 et P2 du bruit B2 est généralement inférieure à 30ms en conditions normales [3]. L'étude et la mesure de cette durée est très importante pour les spécialistes en cardiologie pour le dépistage de certaines maladies cardiaques.

La transformée de Fourier standard (FFT) peut être utilisée pour l'analyse du signal PCG mais elle ne peut donner que des informations sur le contenu fréquentiel des bruits du signal cardiaque étudié. Cette méthode reste limitée dans le cas de signaux non-stationnaires ce qui est le cas du signal PCG. La FFT est surtout incapable de fournir des indications concernant l'évolution temporelle du signal analysé si le critère de la stationnarité est violé [4].

Le signal phonocardiogramme représentant l'évolution temporelle des bruits cardiaques est considéré, comme beaucoup d'autres signaux en biomédical, comme étant un signal non-stationnaire. Pour comprendre efficacement de tels signaux il est important d'étudier leurs caractéristiques temps-fréquence.

La STFT en tant que méthode d'analyse temps-fréquence peut être appliquée. Celle-ci consiste à faire coulisser une fenêtre d'analyse le long du signal étudié mais les dimensions de cette fenêtre doivent être fixées de façon à garantir les conditions de stationnarité. Malheureusement ces contraintes ne peuvent permettre une bonne résolution en temps et en fréquence simultanément [4].

La distribution de Wigner-ville (WVD) qui joue un rôle primordial dans la théorie et la pratique de l'analyse temps-fréquence répond de façon favorable à l'amélioration de cette analyse mais reste toutefois limitée par le problème des termes interférentiels qui réduisent généralement la lisibilité d'un diagramme temps-fréquence et qu'il est en ce sens souhaitable de s'en débarrasser [4] ce qui se traduit pratiquement par un manque remarquable de séparation des composantes internes des bruits du signal PCG. La transformée en ondelettes reste ainsi tout 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 [4-5-6].

Dans cet article la transformée continue en ondelettes (CWT) et la transformée discrète en ondelettes (DWT) seront utilisées dans l'analyse de divers signaux phonocardiogrammes (normaux et pathologiques). Plusieurs paramètres statistiques seront déduits des résultats de l'application de la transformée en ondelettes, pouvant donner un plus dans la compréhension de l'activité cardiaque et par la même fournir une aide appréciable aux cliniciens

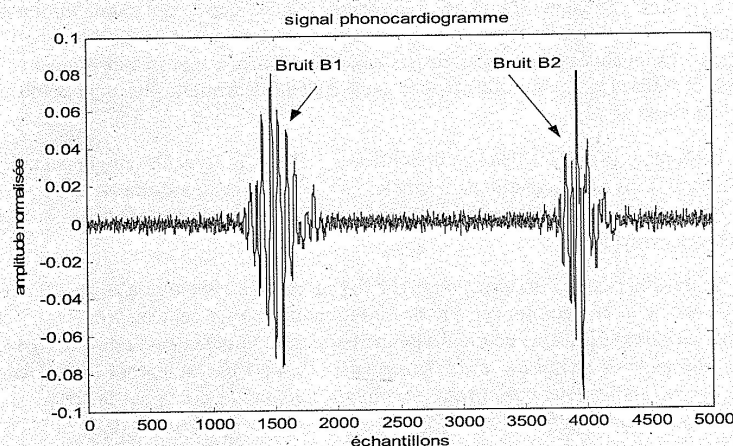


FIGURE 1 : Représentation temporelle du signal phonocardiogramme et de ses deux principaux bruits (B1 et B2)

2. TRANSFORMEE EN ONDELETTES

La transformation en ondelettes permet d'appliquer une analyse multirésolution sur le signal étudié. Cette analyse qu'il conviendrait d'appeler temps-échelle, utilise une gamme très étendue d'échelles pour analyser le signal. 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 [4].

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 [4]. 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 en ondelettes 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'informations fréquentielles et temporelles. Il est à noter que la durée de l'ondelette est directement proportionnelle au paramètre d'échelle a .

Une interprétation temps-fréquence est possible à partir d'un changement d'échelle sur la base de la relation $f = f_0/a$ (f_0 étant la fréquence de référence à l'échelle naturelle $a=1$). Bien que par construction une transformée en ondelettes est d'avantage une représentation temps-échelle qu'une représentation temps-fréquence [4]. 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 une 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 [7] comme le montre la Figure2.

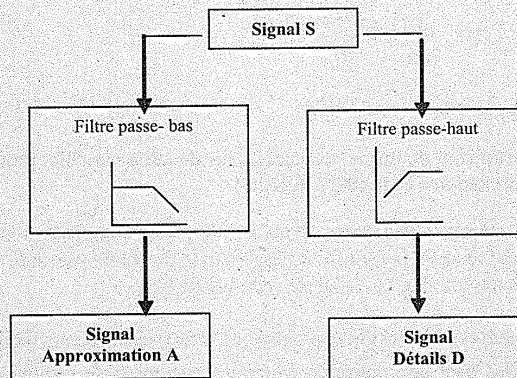


FIGURE 2: Décomposition du signal S en approximations et détails

La transformée en ondelettes d'un signal s est la famille $C(a,b)$ des 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 ou discrète. La transformée continue en ondelettes 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 en ondelettes 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. ANALYSE DU SIGNAL PHONOCARDIOGRAMME PAR LA TRANSFORMÉE CONTINUE EN ONDELETTES

La Figure3a montre le résultat de l'analyse d'un cycle d'un signal phonocardiogramme normal par la transformée continue en ondelettes (TOC). Les deux bruits cardiaques (B1 et B2) sont clairement visibles. Les transformées continues en ondelette des bruits B1 et B2 sont représentées par les Figure3b et Figure3c respectivement. Comme illustré par la Figure3c le bruit B2 montre un contenu fréquentiel plus élevé que celui du bruit B. Sur la figure3b nous pouvons voir que la réponse spectrale du bruit B1 est clairement résolue en temps par quatre composantes dont deux principales (M1,T1). Le spectre du bruit B2 par contre est résolu en temps par deux composantes principales (A2 et P2). Le délai temporel entre les composantes internes A2 et P2 du bruit B2 peut être facilement mesuré à partir du résultat de la Figure3c à partir des coefficients d'ondelettes obtenus. Ce délai mesuré est estimé à environs 6ms ; Il est inférieur à 30ms [3] comme prévisible pour tout signal PCG d'un sujet sain. Dans des conditions pathologiques la valeur de ce délai peut être supérieure à 30ms ce qui donnera un premier indice de pathologie. En outre l'ordre des composantes A2 et de P2 peut être inversé ce qui donnera un indice supplémentaire aux spécialistes, ces composantes (A2 et P2) pouvant être repérées facilement au moyen de leur étendue fréquentielle (A2 étant plus riche en fréquence que P2). La transformée continue en ondelettes peut ainsi fournir de précieux renseignements sur ces composantes A2 et P2 et le délai temporel les séparant permettant de ce fait d'avoir un important paramètre de diagnostic.

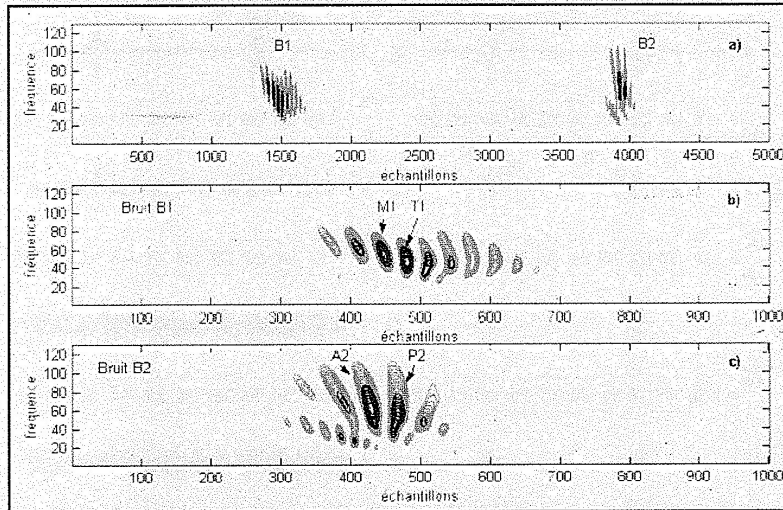


FIGURE 3: Analyse par la transformée en ondelettes

A) signal phonocardiogramme

b) du bruit B1

c) du bruit B2

4. ANALYSE DU SIGNAL PHONOCARDIOGRAMME PAR LA TRANSFORMÉE DISCRÈTE EN ONDELETTES

Dans cet article la transformée discrète en ondelettes (DWT) va être utilisée et appliquée comme outil de filtrage des signaux phonocardiogramme tant normaux que pathologiques.

La figure 4 présente cette analyse pour le cas d'un cycle d'un signal phonocardiogramme normal.

Nous remarquons que :

- l'approximation a_6 fait apparaître clairement les quatre composants du bruit B1 dont les deux principales (M1 et T1) et les deux composantes principales du bruit B2 (A2 et P2).

- Les détails d_1 à d_4 par contre fournissent les informations HF du signal.

- Le détail d_3 montre ainsi que le bruit B2 est plus fréquentiel que le bruit B1.

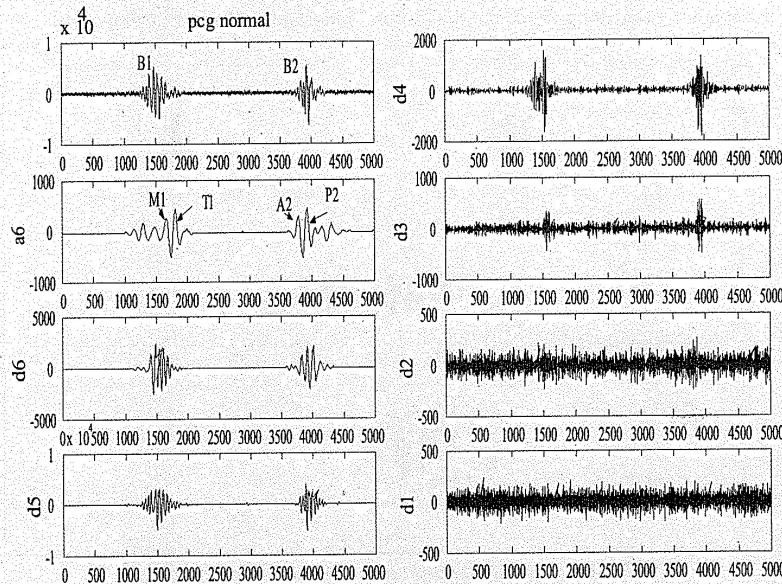


FIGURE 4: Analyse par la transformée d'ondelettes d'un cycle du phonocardiogramme normal

5. PARAMETRES STATISTIQUES D'ANALYSE DES SIGNAUX PHONOCARDIOGRAMME

L'analyse des signaux pathologiques par utilisation de la transformée en ondelettes (continue ou discrète) peut faire apparaître des différences plus ou moins importantes selon la sévérité de la pathologie ou de l'existence des souffles ou clicks (souffles réduits). Le but de ce paragraphe c'est d'établir et de faire ressortir un certain nombre de paramètres susceptibles d'aider à déceler toute variation du signal PCG analysé par rapport au signal PCG normal pris comme référence.

Les signaux PCG peuvent être classés en trois groupes distincts :

- les signaux ayant une morphologie similaire à celle du signal PCG normal (Figure5) ;
- les signaux à click : souffle réduit (Figure6) ;
- les signaux à souffles (Figure7).

Le tableau 1 donne plus d'information sur les signaux phonocardiogramme utilisés.

Type de signaux PCG	Abréviation	Fréquence d'échantillonnage (Hz)
Normal	N	8012
Innocent murmur	IM	8012
Coarctation of the Aorta	CA	8012
Later systolic	LS	8012
Opening Snap	OS	8012
Early systolic	ES	8012
Ejection click	EC	8012
Panasystolic	PAS	8012
Normal Split Tricuspid	NST	8012
Aortic stenosis	AS	8012
Mitral prolapse	MP	8012

Tableau 1 : Nomination et fréquence d'échantillonnage des signaux PCG utilisés

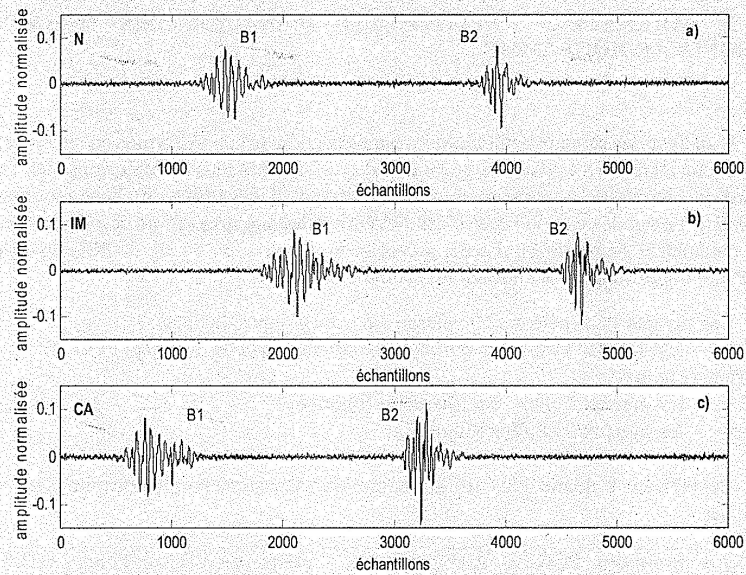


FIGURE 5: Exemples de signaux de morphologie similaires au cas normal

- a) Signal PCG normal (N)
- b) Cas Innocent murmur (IM)
- c) Cas Coarctation of the aorta (CA)

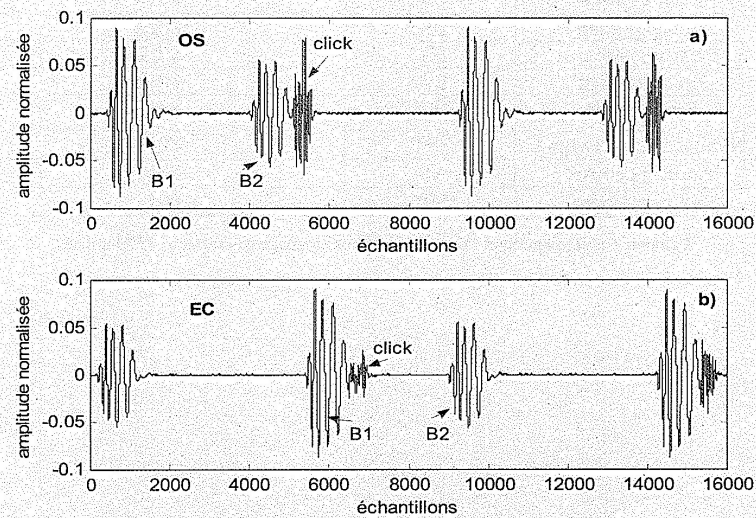


FIGURE 6: Exemples de signaux à click :

- a) cas *opening snap* (OS)
- b) cas *ejection click* (EC)

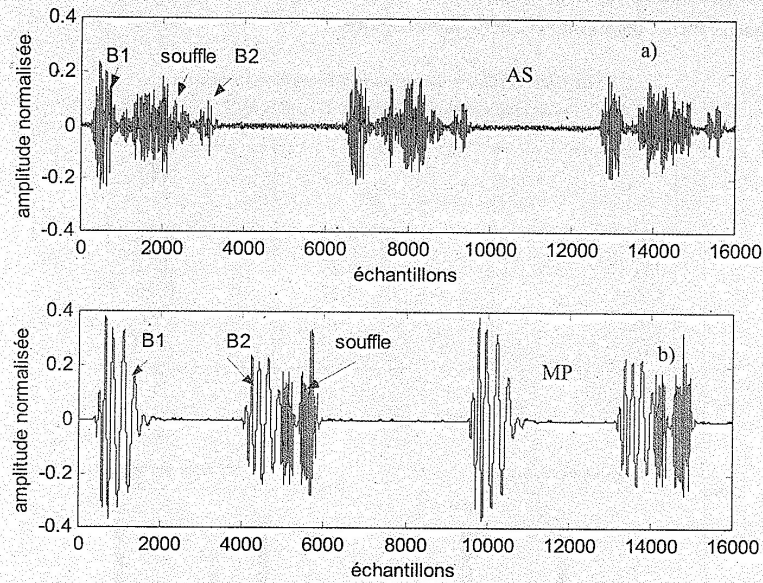


FIGURE 7: Exemples de signaux à souffles :
a) cas *aortic stenosis* (AS)
b) cas *mitral prolaps* (MP)

5.1 PREMIER ET DEUXIEME PARAMETRES D'ANALYSE RAPPORTS TEMPOREL ET FREQUENTIEL

Les étendues temporelles et fréquentielles des bruits B1 et B2 peuvent changer d'un signal à un autre mais dont la représentation graphique peut ne pas être très révélatrice. A cet effet l'établissement des rapports fréquentiel et temporel peut beaucoup aider pour déceler les différences probables entre le cas normal et les cas pathologiques.

On pose donc :

$$R_f = \frac{\Delta f(S2) - \Delta f(S1)}{\Delta f(S2)} : \text{Rapport fréquentiel} \quad (3)$$

$$\text{and } R_t = \frac{\Delta t(S1) - \Delta t(S2)}{\Delta t(S1)} : \text{Rapport temporel} \quad (4)$$

Avec : Δf l'étendue fréquentielle du bruit B1 ou B2

et Δt : l'étendue temporelle du bruit B1 ou B2.

Le tableau 2 et la figure 8 montrent l'application du calcul de ces rapports pour cinq signaux PCG : un normal et quatre pathologique.

TABLEAU 2: Valeurs des rapports fréquentiels et temporels pour cinq signaux PCG (N, IM, CA, AS et MP).

	R_f	R_t
N	0.25	0.46
IM	0.20	0.32
CA	0.52	0.20
AS	- 0.16	0.55
MP	0.53	- 0.58

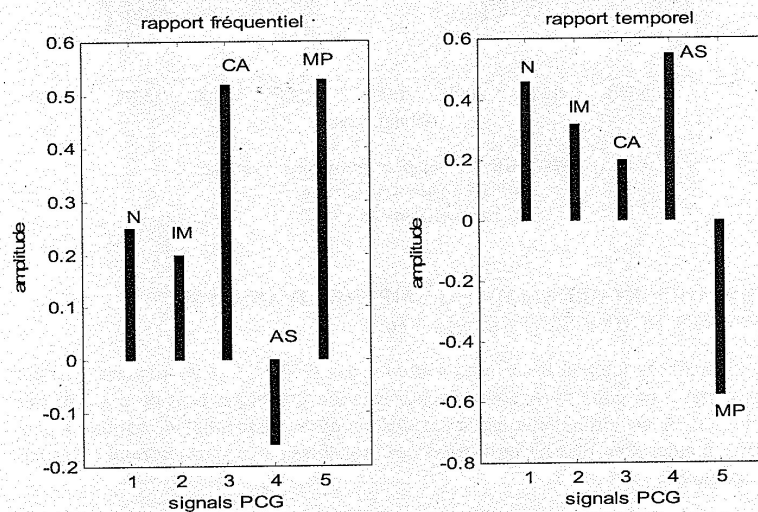


FIGURE 8: Variation des rapports fréquentiel et temporel des signaux PCG analysés

Selon le tableau 2 nous pouvons constater que plus les rapports temporel et fréquentiel possèdent des valeurs rapprochées de celles du cas normal plus le signal étudié présente une sévérité pathologique moindre avec une allure morphologique pas très différente du cas normal. Le cas « IM » ici est donc moins pathologique que le cas « CA ». En plus les rapports négatifs concernent des sévérités pathologiques plus accentuées : cette accentuation peut provenir soit par un souffle (ou click) additif ou d'un Split assez important du second bruit [8-9].

5.2 TROISIEME PARAMETRE D'ANALYSE

VARIANCE MOYENNE DES COEFFICIENTS DE DETAILS

Un troisième paramètre aussi important peut être considéré pour procéder à une discrimination entre les signaux PCG : La variance moyenne des coefficients de détails obtenus après application de la transformée discrète. Pour tous les cas de signaux PCG utilisés nous allons procéder au calcul de la variance moyenne de tous les coefficients de chaque niveau de détail (d1 à d7). Une courbe représentant la variation de ces moyennes de variance en fonction des différents niveaux de détail sera tracée. Une comparaison entre les courbes obtenues pour les différents signaux PCG permettra de distinguer la différence existant entre ces signaux et par suite de s'assurer de la sévérité pathologique.

On pose :

d_{ij} : ième Coefficient de détail parmi N du niveau « j »

$$\text{et } M_d = \frac{\sum_{i=1}^N d_{ij}}{N} : \text{moyenne des coefficients de détail le long du niveau j} \quad (5)$$

Dans ce contexte la figure 9 présente la variation de la moyenne de la variation des coefficients des détails pour trois signaux PCG similaires (N, IM et CA). Les résultats fournis par cette figure font ressortir clairement les différences (même minimes) pouvant exister entre ces trois signaux. La courbe du cas « IM » se rapproche beaucoup plus du cas normal « N » que celle du cas « CA ». Ces résultats confirment ceux données par les paramètres fréquentiel et temporel (voir tableau 2 et figure 8).

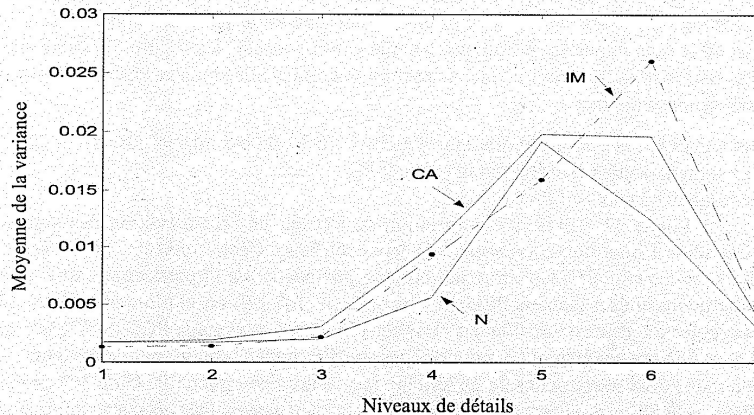


FIGURE 9: Moyenne de la variance des coefficients de détails pour chaque niveau de décomposition par application de la transformée discrète en ondelettes.

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 :

$$\mathcal{E}_{\text{ormoy}} = \frac{\sum_{i=1}^N |S_{oi} - S_{ri}|}{N} \quad (6)$$

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. Il a été démontré que l'ondelette « db7 » peut être considérée comme étant l'ondelette la plus appropriée à l'analyse des bruits des signaux PCG [10-11]. 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).

La figure 10 donne un exemple d'application de la transformée discrète en ondelettes dans la mesure de l'erreur de reconstruction pour deux cas : le cas « normal : N » et le cas « Opening Snap : OS ». Le processus utilisé n'est en fait qu'une opération de filtrage du signal d'origine. Cette opération peut être généralisée à un ensemble plus important de signaux phonocardiogramme. La Figure 11 donne ainsi la variation de cette erreur de reconstruction pour plusieurs signaux PCG représentant trois groupes distincts :

- les signaux d'allure morphologique similaire à celle du cas normal : N, IM et CA
- les signaux à click (souffle réduit) : LS et ES
- les signaux à souffle : PAS et NST.

La Figure 11 représente la variation de l'erreur de reconstruction des signaux PCG selon l'importance croissante de leurs souffles. Ceci confirme la validité du choix de l'erreur de reconstruction comme *paramètre de classification*. Ainsi nous remarquons que les signaux PCG du 1^{er} groupe (N, IM et CA) qui n'ont pas de souffles surajoutés ont des valeurs d'erreur les plus réduites. Les signaux PCG du 2^{ème} groupe (LS et ES) qui se distinguent par un léger souffle supplémentaire ont des valeurs un peu plus grandes que celles du 1^{er} groupe. Par contre les signaux PCG du 3^{ème} groupe (PAS et NST) présentant un souffle très important voient leurs erreurs augmenter beaucoup plus (presque 20 fois celles du 1^{er} groupe). Nous pouvons donc relier le paramètre d'erreur à l'importance du souffle surajouté donc à la sévérité ou pas de la pathologie étudiée elle-même.

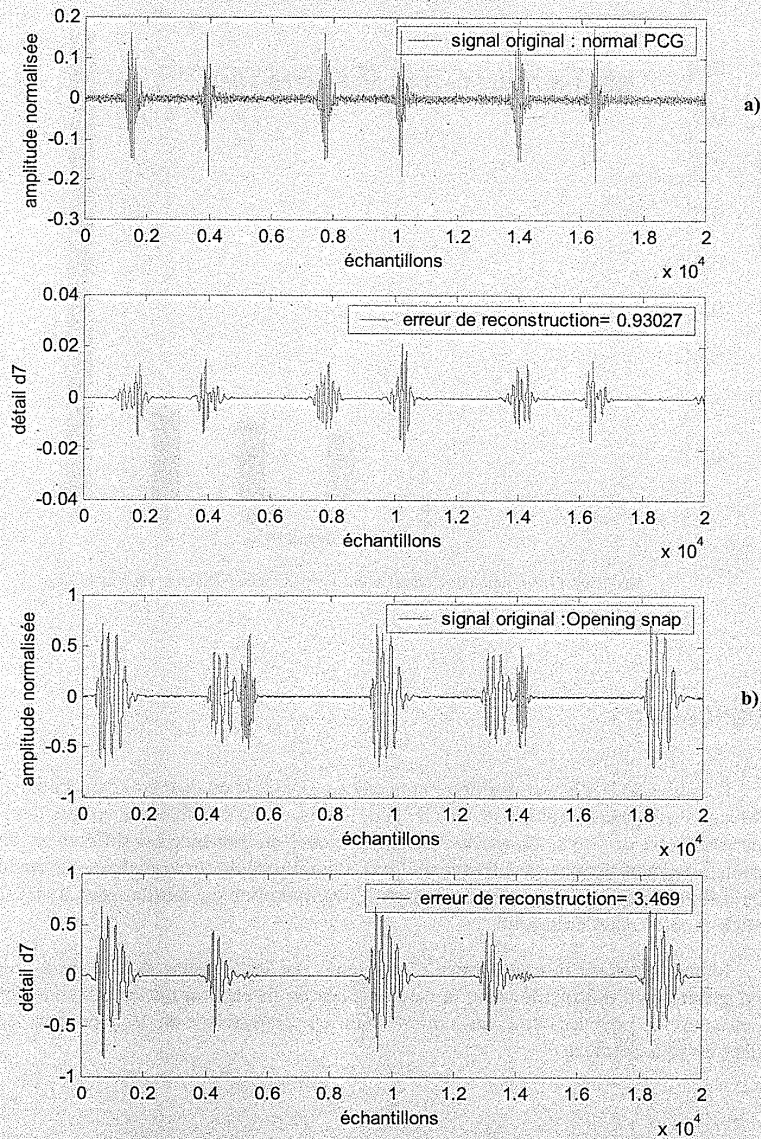


FIGURE 10: Mesure d'erreur de reconstruction par utilisation de la transformée discrète d'ondelettes :

- a) du cas normal (N)
- b) du cas Opening snap (OS)

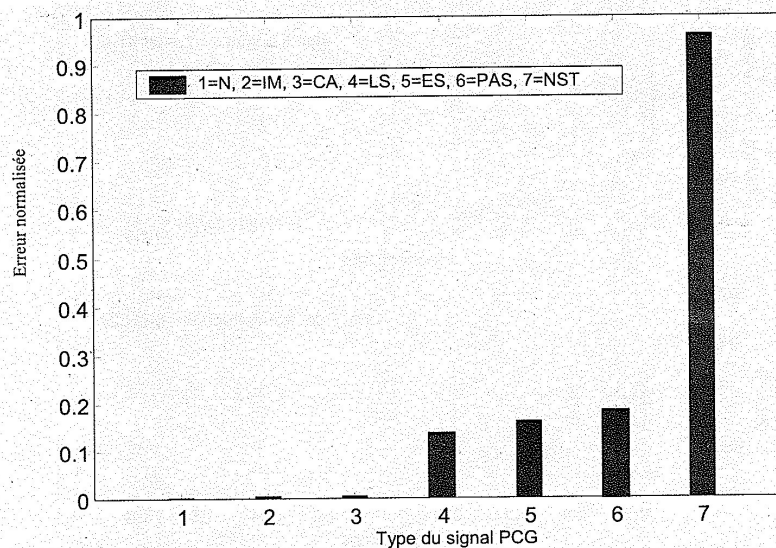


FIGURE 11: Variation de l'erreur de reconstruction de différents signaux PCG

CONCLUSION

L'application de la transformée en ondelettes (continue ou discrète) dans l'analyse du signal phonocardiogramme (PCG) peut s'avérer très satisfaisante vu que l'on a pu grâce aux différents paramètres analysés mettre en évidence les différences des caractéristiques temporelles, fréquentielle et d'amplitude des trois groupes par études de différents signaux à savoir les signaux n'ayant ni click ou souffle, ceux ayant un click et ceux ayant un souffle.

L'application de la transformée d'ondelettes sur les signaux PCG fournit ainsi un maximum d'informations sur la nature de ces bruits en temps et en fréquence qui peut s'avérer, pour les cliniciens, comme étant une plate-forme de décision dans leur diagnostic médical.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] **A.DONANT, J.BOURNEUF.** Nouveau Larousse Médicale, Edition Larousse, 1981.
- [2] **M.S OBAIDAT.** Phonocardiogram signal analysis: techniques and performance comparison. *Journal of Medical Engineering & technology*, Vol 17, No 6, pp 221-227, 1993.
- [3] **T.S LEUNG, P.R WHITE, J.COOK, W.B COLLIS, E.BROWN AND A.P SALMON** (1998). "Analyse of the second heart sound for diagnosis of paediatric heart diseases", *IEE proc.Sci.Meas.Technol.* vol45, No6, pp285-290, 1998
- [4] **P. FLANDRIN,** Temps-fréquence, Edition Hes, collection traitement du signal, 1998.
- [5] **Y. MEYER.** Les ondelettes : Algorithmes et applications. Edition Armand Colin, 1994.
- [6] **B. TORESANI.** Analyse continue par ondelettes. CNRS Editions, 1995.
- [7] **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, pp 674-693,1989.
- [8] **S.M DEBBAL, F. BEREKSI-REGUIG.** Time-frequency analysis of the second cardiac sound in phonocardiogram , *Journal of Medical Physics* ; 32(9) ;pp 2911-2917; September 2005.
- [9] **S.M DEBBAL, F. BEREKSI-REGUIG,** Second cardiac sound: analysis techniques and performance comparison, *Journal of Mechanics in Medicine and Biology (JMMB)*; Vol. 5, N° 3, pp 429-442, 2005.
- [10] **S.M DEBBAL, F .BEREKSI REGUIG,** Choix de l'ondelette analysante et classification des signaux phonocardiogrammes en fonction des souffles surajoutés, *Afrique SCIENCE*, 01(1), pp 1-13, 2004.
- [11] **S.M DEBBAL, F. BEREKSI-REGUIG,** Discrimination of pathological cases of the cardiacs sounds signal by the wavelet transform", *Journal of Mechanics in Medicine and Biology (JMMB)*; Vol.5, No.4m pp 517-530,2005.