

ANALYSE SPECTRO-TEMPORELLE DES BRUITS CARDIAQUES PAR LES TRANSFORMÉES DISCRÈTE ET CONTINUE D'ONDELETTES

Reçu le 02/10/2004 – Accepté le 12/04/2005

Résumé

Cet article présente les applications des versions continue et discrète de la transformée d'ondelettes dans l'analyse des signaux des bruits cardiaques (ou phonocardiogramme : PCG) normaux et pathologiques. La transformée d'ondelettes fournit un large éventail de paramètres temporels et fréquentiels des bruits cardiaques ainsi que de leurs composantes internes, susceptibles d'aider le clinicien dans son diagnostic médical.

Mots clés : Bruits cardiaques, phonocardiogramme, analyse spectro-temporelle, transformée continue d'ondelette, transformée discrète d'ondelettes.

Abstract

This article presents the applications of the continuous and the discrete version of the wavelet transform in the analysis of the cardiac sounds (or phonocardiogram signals: PCG) normal and pathological. The wavelet transform provide a broad range of temporal and frequency parameters of the cardiac sounds as well as their internal components, likely to help the clinician in his medical diagnosis.

Keywords: cardiac sounds, phonocardiogram, time-frequency analysis, continuous wavelet transform, discrete wavelet transform.

S.M. DEBBAL
F.BEREKSI-REGUIG

Laboratoire du Geni-
Biomédical (GBM),
Département
d'électronique,
Faculté des sciences de
l'ingénieur, Université
A.B.Bekr Belkaid
Tlemcen

ملخص

هذا المقال يقدم التطبيقات المستمرة و المتكتمة لمحول الموجة لتحليل النبضات القلبية (أو مخطط القلب الصوتي) السليمة و المريضة. محول الموجة يعطي كما كبيرا من وسطاء الزمن و الطيف للنبضات القلبية و أيضا لمركبتها الداخلية. و بالتالي هذا يسمح بمساعدة المختصين في التشخيص الطبي.

الكلمات المفتاحية : نبضات قلبية. مخطط القلب الصوتي. تحليل طبي. تحليل زمني طيفي. محول مستمر للموجة. محول متكتم للموجة.

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.

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 Figure 2a. 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 ou 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 valvule 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 Figure 2a 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.

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 fréquentielle, l'importance des souffles diastoliques et systoliques peuvent être étudiés directement sur le signal PCG par l'utilisation de méthodes de techniques numériques du traitement de signal.

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 d'ondelettes reste ainsi tout indiquée pour l'analyse des bruits cardiaques (normaux et pathologiques). Cette technique à montrer 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

haute fréquence et une bonne résolution fréquentielle pour les composantes basses fréquences [4, 5, 6].

Dans cet article la transformée continue d'ondelette (CWT) et la transformée discrète d'ondelettes (DWT) seront utilisées et appliquées à l'analyse temps-fréquence des signaux de bruits cardiaques tant normaux que pathologiques.

Cette étude nous permettra de connaître, comme on le verra un plus loin, une certaine complémentarité des deux approches de la transformée d'ondelettes (discrète et continue) dans l'analyse du signal PCG.

Nôtre travail consistera à l'application de la transformée continue d'ondelettes sur différents signaux PCG (normaux et pathologiques) afin d'obtenir le maximum d'informations sur le fonctionnement spectro-temporel des bruits cardiaques et de leurs composantes internes (principalement M1 et T1 pour le bruit B1 et A2 et P2 pour le bruit B2) du PCG normal.

La transformée discrète d'ondelettes est aussi utilisée comme élément de filtrage pour pouvoir localiser et dénombrer les différentes composantes et souffles caractérisant les bruits cardiaques.

TRANSFORMEE D'ONDELETES

La transformation en ondelette 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 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 proportionnelle 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 .

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 d'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 compression en fréquence.

La transformation en ondelettes peut aussi être considéré 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 Figure1.

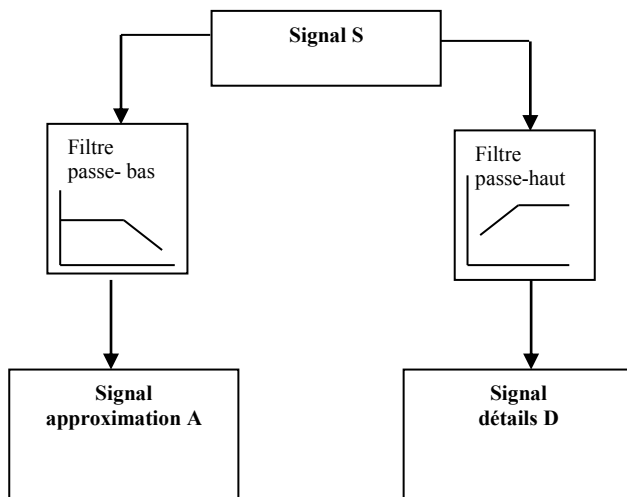


Figure1 : décomposition du signal s en approximations et détails

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 ou discrète. 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).

APPLICATION DE LA TRANSFORMEE DISCRETE D'ONDELETTE DANS L'ANALYSE DES BRUITS CARDIAQUES.

Dans cette partie nous allons procéder à l'application de la transformée discrète d'ondelette pour analyser trois signaux phonocardiogrammes :

- Un signal représentant un cas d'activité cardiaque normal (Figure2a).
- Deux signaux représentant des cas pathologiques (Figure2b et Figure 2c).
 - a) la coarctation de l'aorte (Figure2b) qui est considéré par les spécialistes comme étant une pathologie moins sévère mais dont son étude ici nous permettra de faire apparaître la puissance d'analyse de la transformée d'ondelette.
 - b) Le rétrécissement mitral (Figure2c) qui comporte en plus des deux bruits B1 et B2 un souffle diastolique.

La Figure3 montre le résultat de l'application de la transformée discrète d'ondelettes sur un cycle représentant **une activité cardiaque normale**.

Nous remarquons que :

- l'approximation a_6 fait apparaître clairement les quatre composants du bruit B1 dont les deux principales (M1 et T1) ainsi que 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 riche en fréquence que le bruit B1.

La Figure4 montre le résultat de l'application de la transformée discrète d'ondelettes sur un cycle représentant un cas de pathologie moins sévère : **la coarctation de l'aorte**.

- L'approximation a_6 montre ici clairement une différence par rapport au cas normal. Le bruit B1 fait apparaître trois à quatre composantes principales et le bruit B2 en fait apparaître trois ce qui est totalement différent par rapport au cas normal (Figure3 : approximation a_6).
- Les détails d_3 et d_4 montrent clairement une extension fréquentielle de B1 très réduite comparée à celle de B2.

La Figure5 illustre l'application de la transformée discrète d'ondelettes sur un cycle représentant un cas de pathologie plus sévère : **le rétrécissement-mitrale**.

- L'approximation a_6 montre l'emplacement des composantes du bruit B1 qui était auparavant noyées dans le souffle. Le souffle diastolique du rétrécissement mitral est un son long, de basse fréquence, qui va

decrecendo pendant la diastole juste avant l'éclat du bruit B1.

- Le détail d6 montre un filtrage du bruit B1 et un dédoublement des deux composantes (A2 et P2) du bruit B2.
- Le détail d3 montre une extension fréquentielle comparable du bruit B1 et du COM (claquement d'ouverture mitral).
- Le bruit B2 étant ici moins étendu fréquentiellement que le bruit B1 et le COM.

APPLICATION DE LA TRANSFORMÉE CONTINUE D'ONDELETTE DANS L'ANALYSE DES BRUITS CARDIAQUES.

De même que la transformée discrète d'ondelettes, la transformée continue d'ondelettes sera appliquée dans cette étape à l'analyse des trois signaux considérés auparavant (cas normal, coarctation de l'aorte et le rétrécissement mitral). Cette analyse, on le verra bien, va fournir un large éventail d'informations concernant la gamme fréquentielle de chaque bruit et de leurs composantes internes, du nombre de composantes principales ainsi que la mesure de différentes durées pouvant servir de base d'informations non négligeable pour le clinicien dans son établissement final du diagnostic médical.

La Figure 6 présente ainsi l'application de la transformée continue d'ondelettes des trois cas considérés. Le choix de l'onde analysante (onde mère) dépend fortement de l'allure du signal analysé. Dans notre cas l'onde db7 (Debauchies) a présenté, d'après l'expérience effectuée, être très appropriée à l'analyse de notre signal phonocardiogramme.

La transformée continue d'ondelettes obtenue est un tracé sur lequel l'axe des abscisses représente les variations temporelles et l'axe des ordonnées celles de l'échelle (ici inversement proportionnelle à la fréquence). La couleur prononcée à chaque point (x, y) représente l'importance de l'amplitude des coefficients. La fréquence d'échantillonnage utilisée est 8012Hz qui semble très convenable pour une reconstitution du signal acquis. Nous obtenons ainsi les coefficients produits à différentes échelles pour différentes sections du signal analysé.

Le contour (projection sur le plan échelle-temps) des Figures 6a, 6b et 6c sont des données respectivement par les Figures 7a, 7b et 7c. Ces contours fournissent une représentation spectro-temporelle très claire pour permettre ainsi une mesure plus aisée du contenu fréquentielle ou des différentes durées des composantes ou l'intervalle les séparant.

Les Figures 6a et 7a montre de façon explicite, comme première constatation, que le contenu fréquentielle du bruit B2 du phonocardiogramme normal est plus important que celui du bruit B1 tandis que la durée de B1 est plus étendue que celle de B2.

La représentation des coefficients d'ondelettes de la coarctation de l'aorte illustrée par les Figures 6b et 7b semblent présenter, à première vue, un résultat d'analyse identique mais les mesures effectuées sur les Figures 7a et 7b montrent que B1 et B2 de ce cas pathologique occupent

des gammes fréquentielles et temporelles différentes que celles du cas normal comme le montre le tableau1.

Tableau 1 : Mesure d'étendues temporelles et fréquentielles sur les bruits B1 et B2 du PCG normal.

Bruits	Etendue temporelle (ms)		Etendue fréquentielle (échelles)	
	B1	B2	B1	B2
PCG normal	62	32	90	130
Coarctation de l'aorte	25	22	70	110

Selon les valeurs présentées par le tableau1 on remarque que la pathologie affecte beaucoup plus la durée des bruits que leur extension en fréquence.

La puissance d'analyse de la transformée continue d'ondelettes est vérifiée ici car elle permet, tel un microscope mathématique, de déceler la plus petite différence pouvant exister entre ces deux signaux à l'apparence très similaire.

Ceci est encore affirmé si on considère le contour des bruits B2 du cas normal (Figure8a) et celui de la coarctation de l'aorte (Figure8b). La Figure 8a montre clairement la présence des deux composantes principales du bruit B2 (A2 et P2). La durée et l'étendue fréquentielle de ces deux composantes sont données par le tableau2.

Tableau 2 : Caractéristiques spectro-temporelles des composantes A2 et P2.

	Durée (ms)	Etendue fréquentielle (échelles)
A2	35	105
P2	30	99

La Figure8b montre qu'en plus des deux composantes classiques du bruit B2 (A2 et P2) une composante (c) non négligeable est présente. Cette composante est connue par les spécialistes en cardiologie comme étant une sorte de **clik d'éjection** et que l'auscultation traditionnelle, à l'aide d'un stéthoscope seulement, n'arrive pas à déceler. Ces résultats confirment ceux obtenus par l'application de la transformée discrète d'ondelettes (Figure4 : approximation a6).

Pour en revenir au troisième cas étudié, à savoir le rétrécissement mitral, nous remarquons que les Figures 6c et 7c montrent clairement la pathologie avancée de ce cas. La présence du souffle diastolique occupe une bonne partie de la diastole et présente un certain nombre de composantes d'étendue fréquentielle plus réduite que celle de B1 ou de B2.

Le bruit B1 est ici noyé dans le souffle et que l'application de la transformée continue d'ondelettes a permis de localiser sa position (aux environs de l'échantillon 3500). Le bruit B2 a été lui aussi affecté vu qu'il a subi un dédoublement représenté ici par le COM (Figure7c). L'extension en fréquence du souffle est moins importante que celle de B1, B2 ou le COM.

La Figure 9 donne la représentation spectro-temporelle des composantes internes du bruit B1 des trois cas considérés. Nous remarquons selon ces figures que la pathologie peut influencer non seulement sur le nombre de composantes principales mais aussi sur leur étendue temporelle et fréquentielle (par rapport au bruit du cas normal pris comme référence) ce qui permettra à travers ces informations d'avoir une connaissance plus précise sur la sévérité du cas étudié.

Selon les Figures 9b et 9c les deux composantes principales sont supposées être M1 et T1 étant donnée que ces deux dernières sont les composantes principales du bruit B1 d'un cas de phonocardiogramme normal [2].

CONCLUSION

L'application de la transformée discrète d'ondelettes dans l'analyse des bruits cardiaque peut s'avérer être satisfaisante vu qu'on a pu localiser et déceler les composantes principales des bruits (M1, T1) et de B2 (A2, P2). La méthode a été aussi utilisée comme élément de filtrage puisque le souffle diastolique a pu être filtré mettant clairement en évidence les deux principaux bruits cardiaques (B1 et B2) pour une étude ultérieure.

Néanmoins la puissance de la transformée discrète d'ondelettes n'a pu être mise en évidence pleinement en tant qu'outil de filtrage du fait que les fréquences des composantes internes des bruits B1 et B2 sont très rapprochées sur une gamme réduite (30 à 300Hz). Ces fréquences peuvent ainsi se superposer rendant alors toute opération de filtrage sur ces signaux très délicate et particulièrement difficile.

A cet effet et dans le but d'une étude complémentaire une approche temps-fréquence (ou temps-échelle) présentée par la transformée continue d'ondelette a été effectuée dans le but d'une meilleure compréhension des caractéristiques temps-fréquence des bruits cardiaques.

Ainsi la mesure des durées des composantes, l'intervalle les séparant, leur extension fréquentielle et leur dénombrement en fonction de l'importance de leur intensité et de leur localisation temporelle est aisément obtenu par l'utilisation de la transformée continue d'ondelettes.

L'application de la transformée d'ondelettes sur les signaux cardiaques 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.

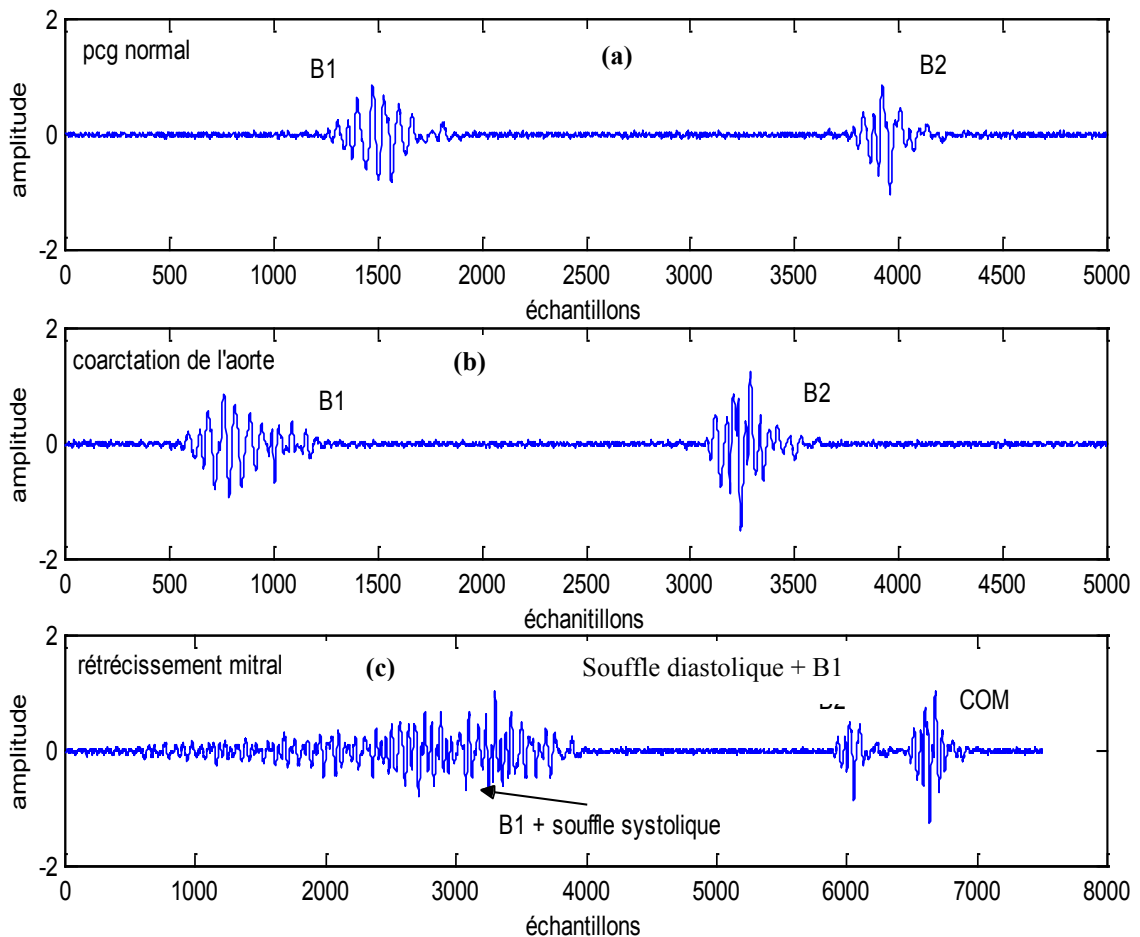


Figure2: Représentation d'un cycle du (a) cas normal, (b) coarctation de l'aorte, (c) rétrécissement mitral.

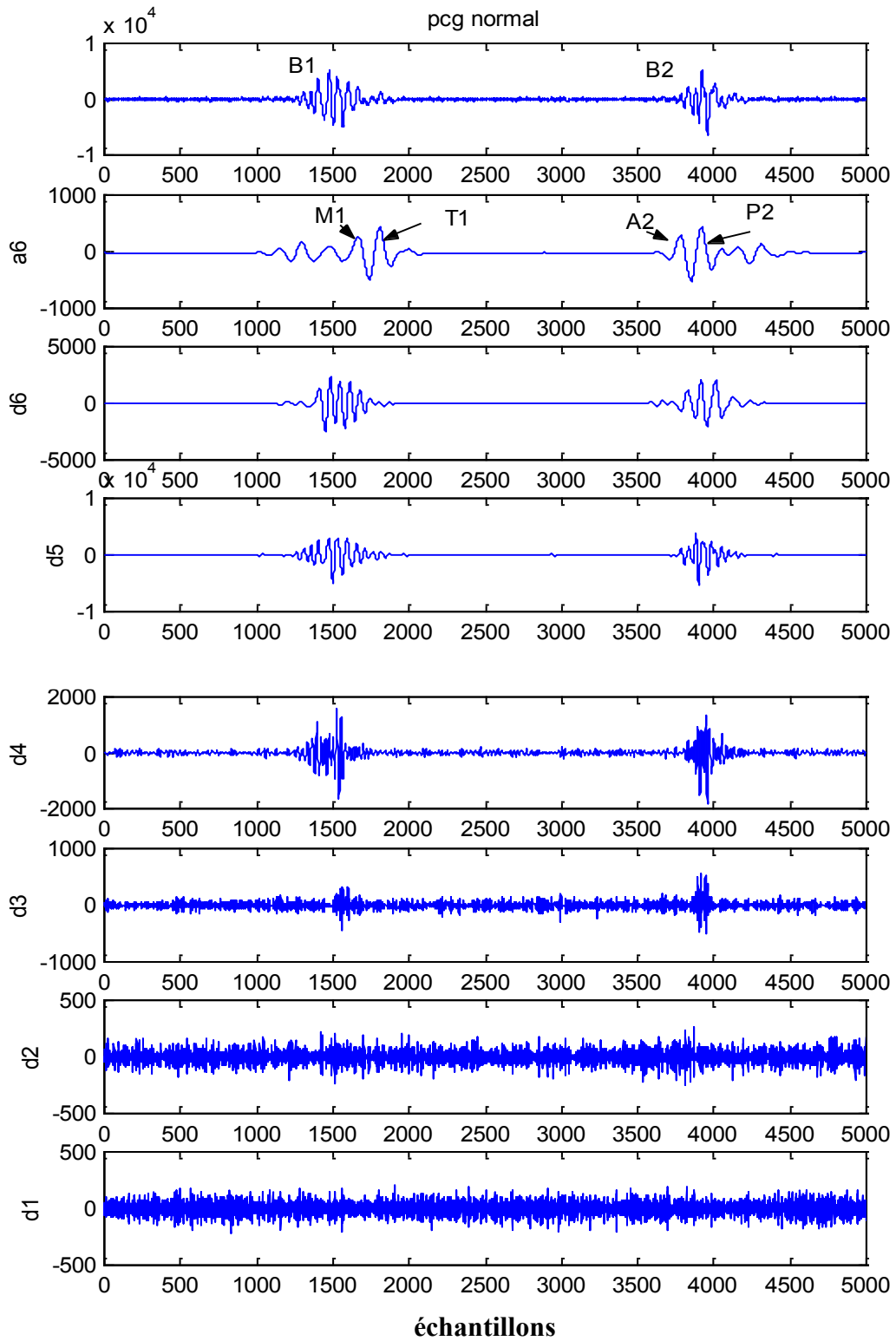


Figure3 : Décomposition en proximation et détails d'un cycle du phonocardiogramme normal

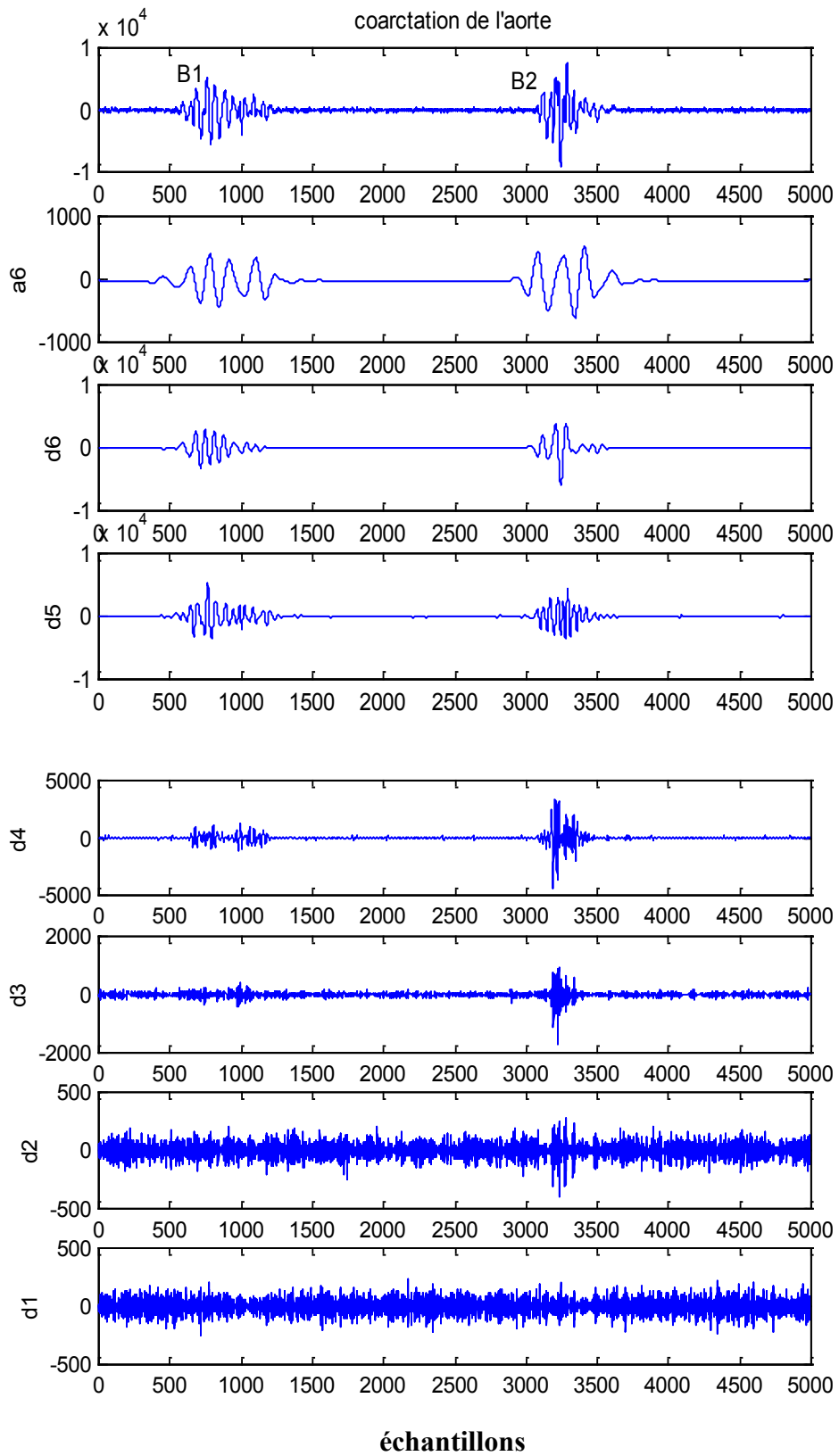


Figure4 : Décomposition en approximation et détails de la coarctation de l'aorte.

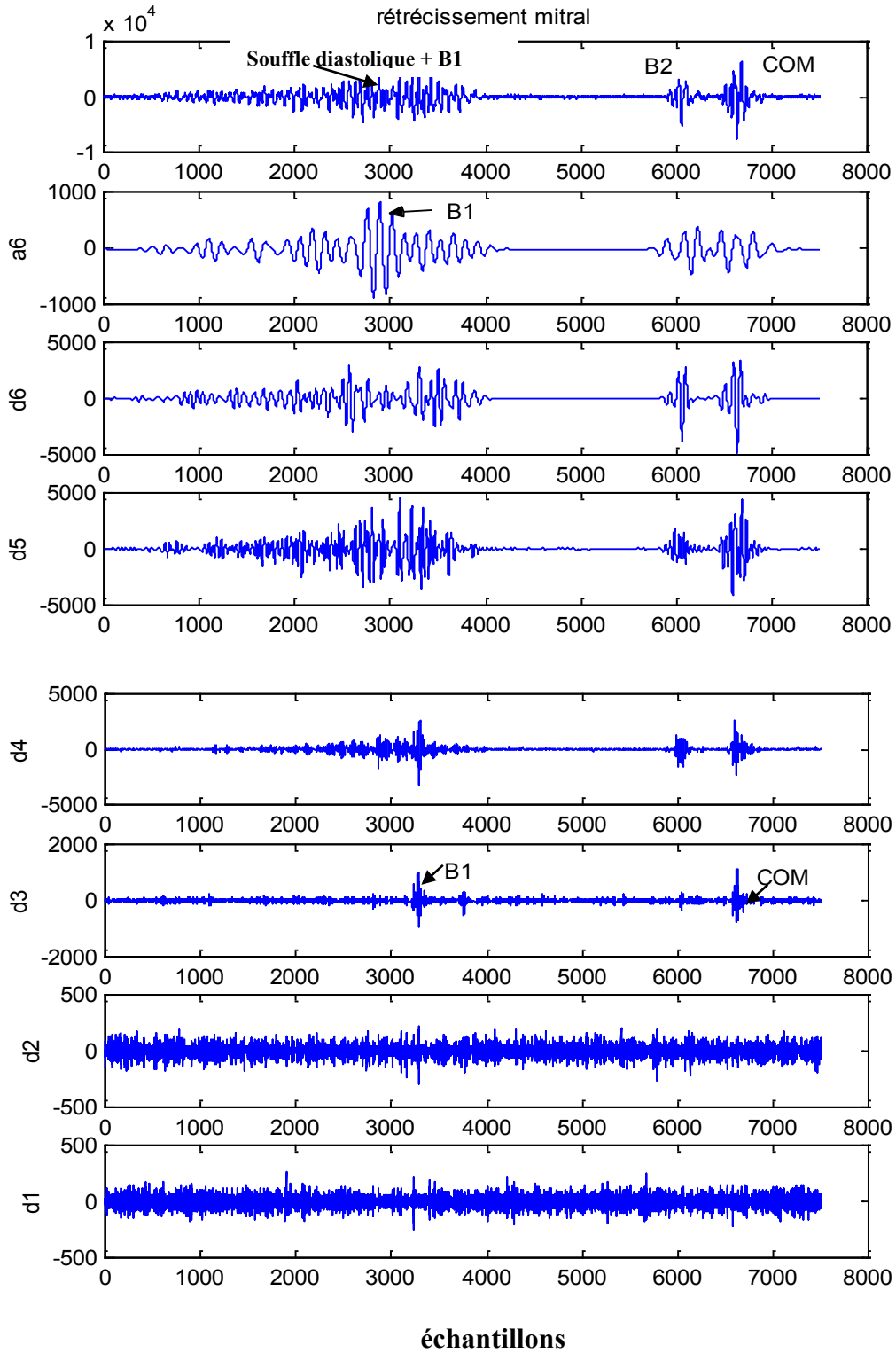


Figure5 : Décomposition en approximation et détails du rétrécissement mitral

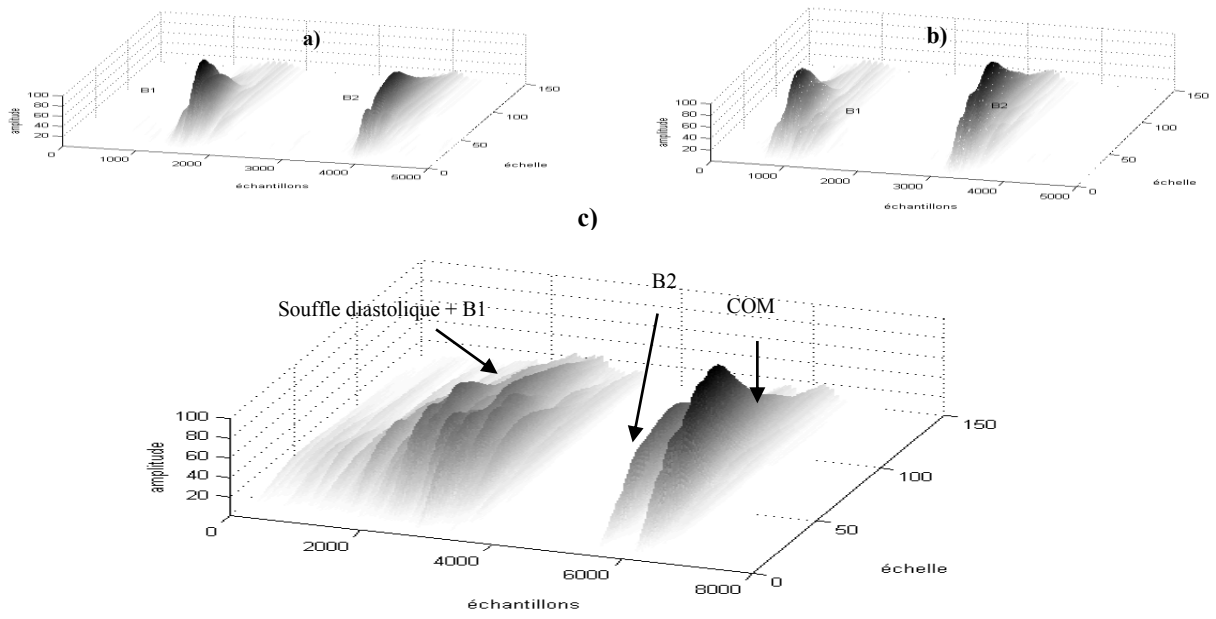


Figure 6 : Coefficients d'ondelettes du a) cas normal b) coarctation de l'aorte c) rétrécissement-mitral.

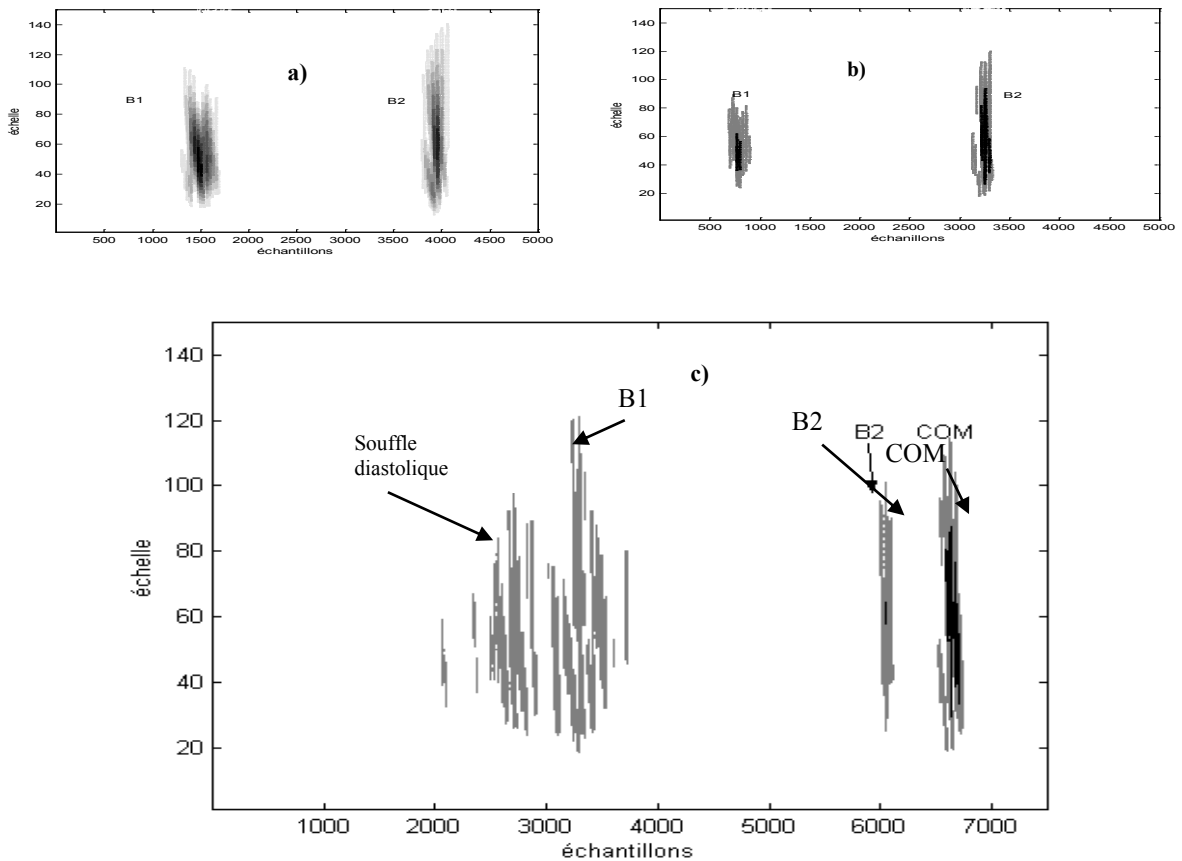


Figure7 : Contour des coefficients d'ondelettes a) cas normal b) coarctation de l'aorte c) rétrécissement mitral

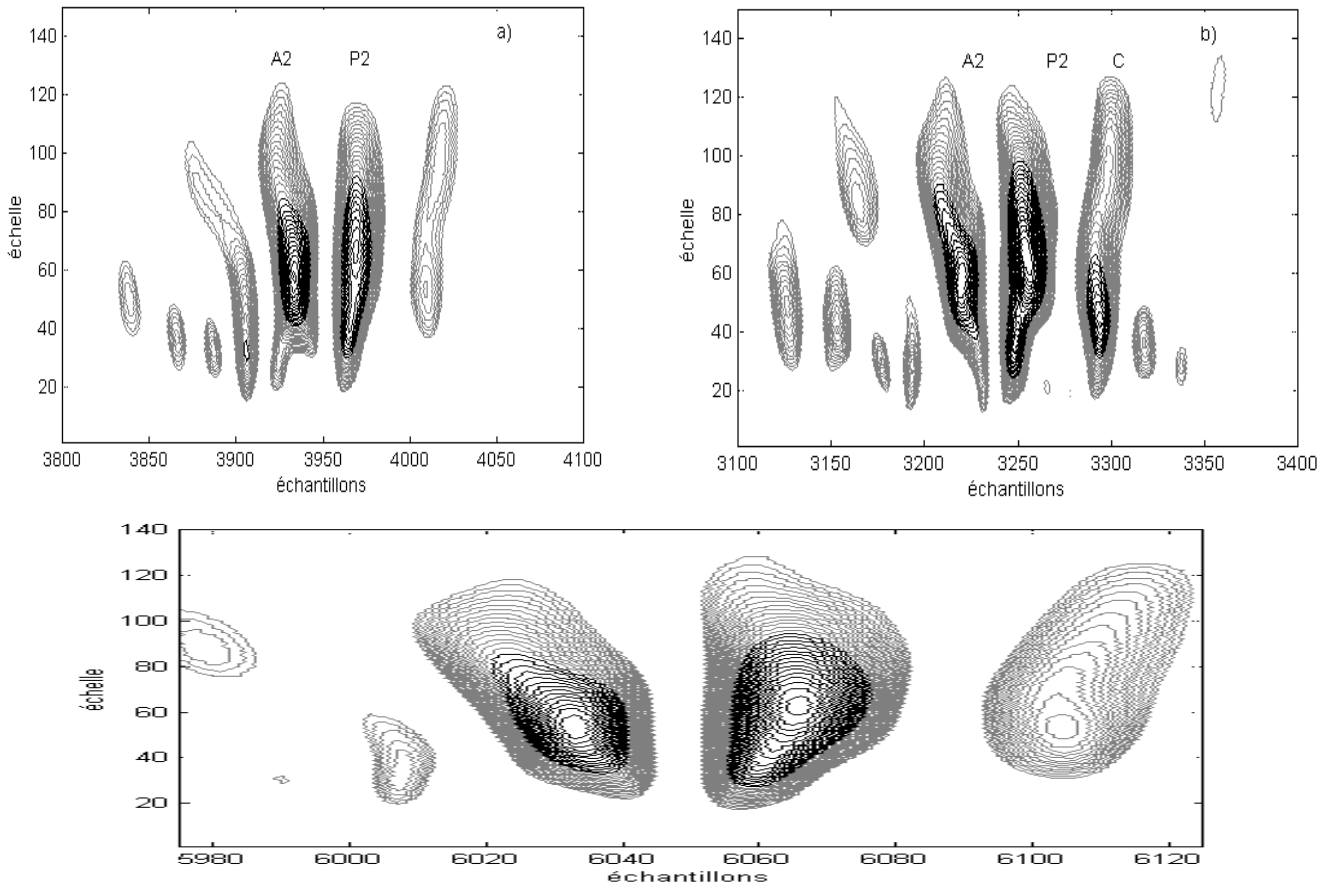


Figure8 : Contour des coefficients d'ondelettes du bruit B2 pour a) cas normal, b) coarctation de l'aorte, c) rétrécissement-mitral

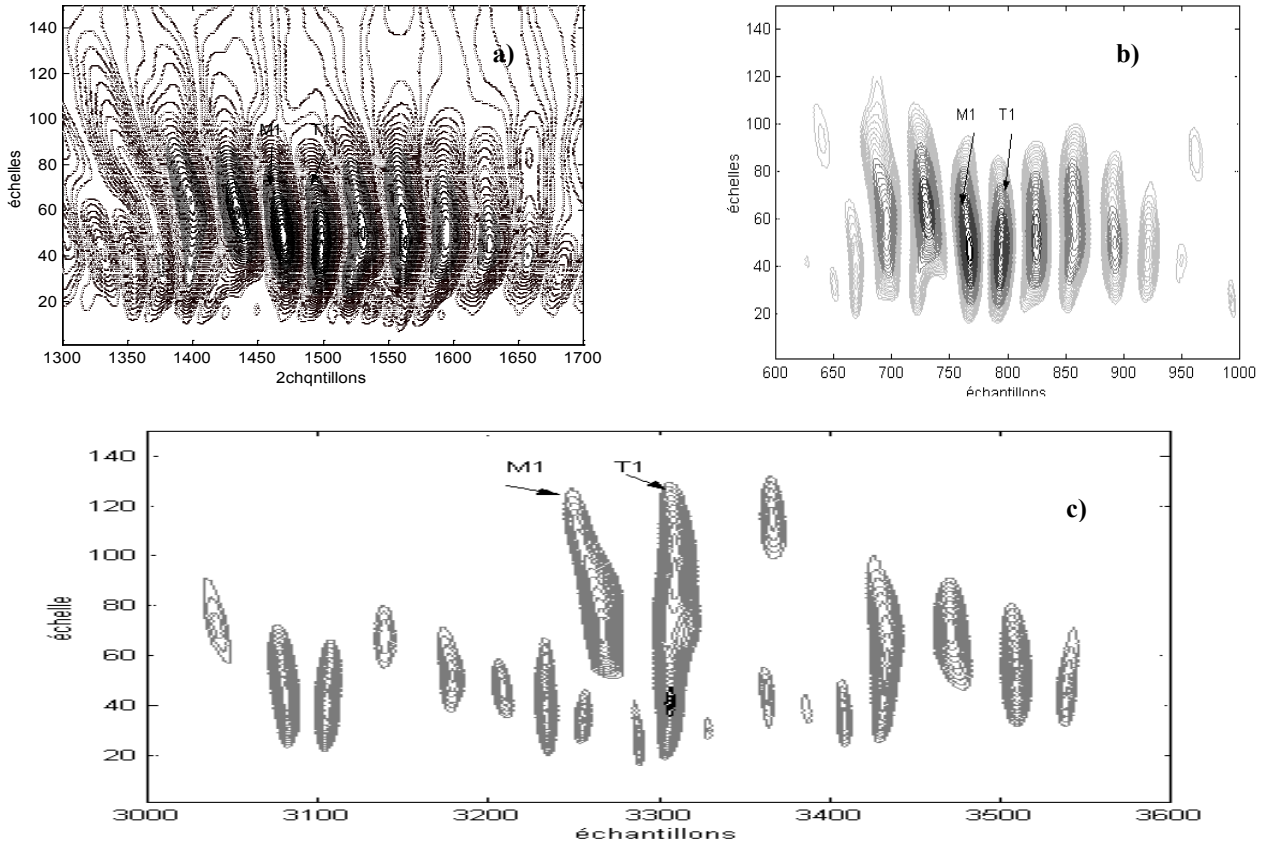


Figure9 : contour des coefficients d'ondelettes du bruit B1 pour a) cas normal b) coarctation de l'aorte c) rétrécissement-mitral.

REFERENCES

- [1]- A.Donant, J.Bourneuf.Nouveau Larousse Médicale, Edition Larousse, 1981.
- [2]- OBADAT.M.S. Phonocardiogram signal analysis: techniques and performance comparison. Journal of Medical Engineering & technologie, vol 17, No 6 (November-December 1993), 221-227.
- [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., vol145, N°6, 285-290.
- [4]- Landrin Patrick Flandrin; Temps-fréquence, Edition Hes, collection traitement du signal, 1998.
- [5]- Yves Meyer. Les ondelettes : Algorithmes et applications. Edition Armand colin, 1994.
- [6]- Bruno 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.