

Séparation des Bruits et des Souffles Cardiaques

A. Atbi⁽¹⁾, F. Meziani⁽²⁾, and S.M debbal⁽³⁾

Département de Génie Electrique Electronique (GEE), Université Aboubekr Belkaid
Laboratoire de Génie Biomédical (G.B.M), Tlemcen, Algérie.

⁽¹⁾ aminaatbi@yahoo.fr

⁽²⁾ univ.tlemcen@yahoo.fr

⁽³⁾ adebbal@yahoo.fr

Résumé— La segmentation du signal phonocardiogramme (PCG) est la première étape de l'analyse et la plus importante procédure dans le diagnostic automatique des bruits cardiaques. Cet article présente l'implémentation d'un algorithme de segmentation basé sur la détection d'enveloppe par la transformée d'Hilbert du signal (PCG), dans le but de procéder à une possible discrimination entre les bruits, les souffles systoliques, diastoliques et les clicks cardiaques.

Mots clés— phonocardiogramme, Segmentation, enveloppe, transformée d'Hilbert, signal analytique, seuil, click, souffle.

I. 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 termes d'enregistrement 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 [1].

En conditions normales il produit deux bruits (B1 et B2) pendant chaque cycle cardiaque. Deux autres bruits (B3 et B4) ayant des amplitudes nettement moins importantes que les deux premiers apparaissent parfois au niveau du cycle cardiaque par effet de pathologie ou d'âge. [2]

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 valvule tricuspide.

Le bruit B2 marque la fin de la systole ventriculaire et signifiant le début de la diastole est composé quand à lui de deux composantes principales ; la composante aortique (A2) correspondant à la fermeture de la valvule aortique et la

composante pulmonaire (P2) correspondant à la fermeture de la valvule pulmonaire. [3]

Les pathologies valvulaires induisent des modifications considérables sur la morphologie du signal phonocardiogramme en termes de durée, d'amplitude et de fréquence [4]. D'un autre côté, des souffles systoliques et diastoliques de différentes formes peuvent s'ajouter au signal PCG pour constituer un tracé résultant d'une anomalie donnée. Le signal PCG constitue alors un support d'informations apte à être valorisées par un traitement numérique afin de mieux apprécier les pathologies et de pouvoir les traiter plus aisément.

L'énergie du signal PCG peut donc s'avérer très importante dans l'étude du cycle cardiaque. Dans le domaine temporel, une telle représentation permet d'apprécier la durée de chaque bruit cardiaque, des phases systoliques et diastoliques ainsi que du cycle cardiaque.

Les méthodes de séparation des bruits cardiaques proposées par R.J. Lehner et R.M. Rangayyan se basent sur les signaux Electrocardiogramme (ECG) et Carotidogramme comme références afin de localiser les instants d'apparition des vibrations d'ouvertures et de fermetures des valvules cardiaques [5].

Une approche de séparation des phases systoliques et diastoliques consistant à détecter l'enveloppe d'énergie temporelle des bruits cardiaques, a été proposée par Mr R. Benali et K. Bouziani, permet de délimiter les débuts et fins de chacun des bruits B1 et B2 au moyen d'un seuil fixé à partir de la valeur maximale de l'enveloppe de Shannon, afin de donner une appréciation de leurs durées moyennes [6].

Cette approche a été exploitée et développée par Mr L. Hamza Cherif, dans le but de procéder à une possible détection et identification des clicks et souffles pathologiques [7-8].

En se basant sur cet algorithme de la détection d'enveloppe d'énergie temporelle du signal PCG, nous allons essayer dans cette étude de développer une approche de séparation des bruits cardiaques consistant à détecter l'enveloppe temporelle des bruits cardiaques issue de la transformée d'Hilbert, qui permet d'atténuer l'effet des faibles bruits tout en prenant en considération les artefacts de fortes amplitudes.

II. ETUDE D'ENVELOPPE DE LA TRANSFORMÉE D'HILBERT

Cette méthode de segmentation fonctionne en créant une séquence complexe hélicoïdale, appelé le signal analytique, en utilisant une transformation d'Hilbert. Un signal analytique est un signal complexe, où la partie réelle est le signal original et la partie imaginaire est une version de la séquence originale avec un décalage de phase de 90 degrés et contient la transformée d'Hilbert [9], donnée par la relation (1).

$$H[x(t)] = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(\tau)}{\tau - t} d\tau \quad (1)$$

Avec $x(t)$ est le signal original. Le signal analytique est donc :

$$A[x(t)] = x(t) + jH[x(t)] \quad (2)$$

Pratiquement après avoir calculé la transformée d'Hilbert du signal, cette dernière est multipliée par i (l'unité imaginaire) et ajoutée ensuite au signal original. Le signal original est temporisé avant d'être ajouté à la transformée d'Hilbert pour correspondre au retard (τ) causé par la transformée d'Hilbert. L'enveloppe du signal peut être détectée en prenant la valeur absolue du signal analytique.

La **figure 1** donne une idée sur le principe de rapprochement d'enveloppe.

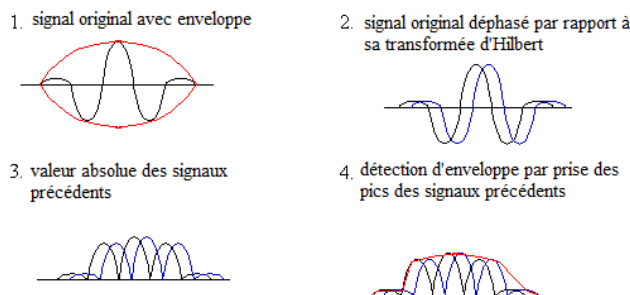


Fig. 1 Principe de génération d'enveloppe de la transformée d'Hilbert

Afin d'éliminer les bruits et lisser l'enveloppe, le résultat est soumis à un filtre passe-bas (**Figure 2**). La morphologie de cette enveloppe nous permettra par la suite d'appliquer les tests nécessaires pour la localisation des bruits cardiaques B1 et B2.

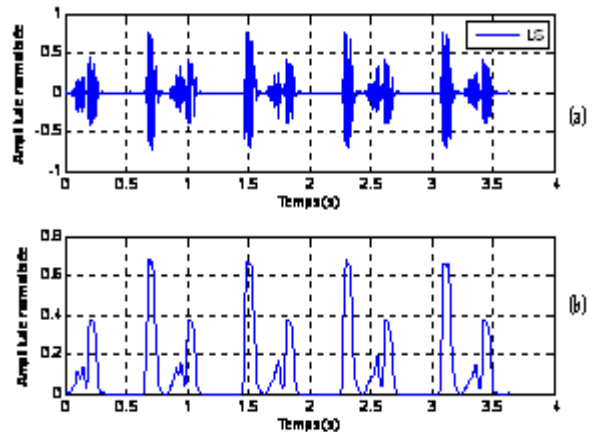


Fig. 2 Détection d'enveloppe de la transformée d'Hilbert d'un signal PCG pathologique (LS)

- a) signal PCG à souffles systoliques (LS)
b) enveloppe de la transformée d'Hilbert du signal (LS)

III. ALGORITHME DE SEGMENTATION

L'organigramme de la figure (3) décrit les différents étapes de la séparation des bruits et des souffles.

La séparation des bruits et des souffles cardiaques est basée sur l'enveloppe calculée par la transformée d'Hilbert (**Figure 4**). Un seuil est fixé à partir de la valeur maximale selon le choix de l'opérateur pour éliminer l'effet des bruits et des très faibles intensités du signal. L'application de ce seuil permettra aussi de détecter les minima latéraux de chaque pic de l'enveloppe, les instants de ces points seront déterminés par la suite pour pouvoir localiser les bruits et les souffles cardiaques.

L'identification des bruits est accomplie par la comparaison des écarts entre deux bruits consécutifs, basée sur les critères suivants :

- Le bruit B1 se trouve entre deux bruits dont l'écart avec le suivant est inférieur à l'écart du précédent.
- De même pour le deuxième bruit B2, il se trouve entre deux bruits dont l'écart avec le suivant est supérieur à l'écart du précédent, comme illustré sur la figure suivante :

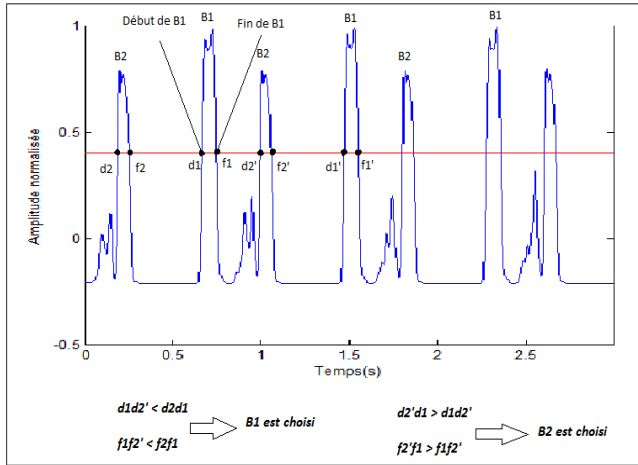


Fig. 4 Identification des bruits cardiaques.

Le choix du seuil est très important pour avoir des résultats fiables ; en effet, la durée du bruit ou du souffle cardiaque peut changer en fonction du seuil choisi. Comme ce sera aussi important pour la détection des souffles ou des clicks cardiaques. En effet, les pics dont leurs niveaux dépassent le seuil sont pris en considération et assumés pour être le premier bruit B1 ou le deuxième B2 ou bien souffle ou click cardiaques. Donc, il doit être choisi de manière à prendre en considération tous les pics représentatifs, ainsi pour chaque souffle ou click cardiaque on choisira un seuil précis. En suite leur identification sera la même utilisée pour l'identification des bruits B1 et B2.

IV. RESULTATS ET DISCUSSION

Dans le but de distinguer les bruits cardiaques B1 du B2, ainsi les bruits pathologiques des normaux afin d'apprécier leurs durées et celle du cycle cardiaque, nous avons validé notre algorithme de séparation des bruits et des souffles sur différents signaux PCG (normaux et pathologiques).

Aux bruits physiologiques peuvent s'ajouter des bruits pathologiques qui peuvent être des clics ou des souffles, des sons B3 (bruit protodiastolique) et B4 (bruit présystolique).

La séparation des clicks et des souffles pathologiques peut être réalisée d'une manière analogue à celle de la séparation des bruits cardiaques B1 et B2 ; par la détection des minima latéraux de chaque pic d'enveloppe de la transformée d'Hilbert à partir d'un seuil fixé à partir de la valeur maximale, puis détecter les instants de ces points pour localiser et identifier les clicks et les souffles cardiaques **Fig.6.**

A. Segmentation Sur Signal Ayant Une Morphologie Similaire à Celle du Signal PCG Normal

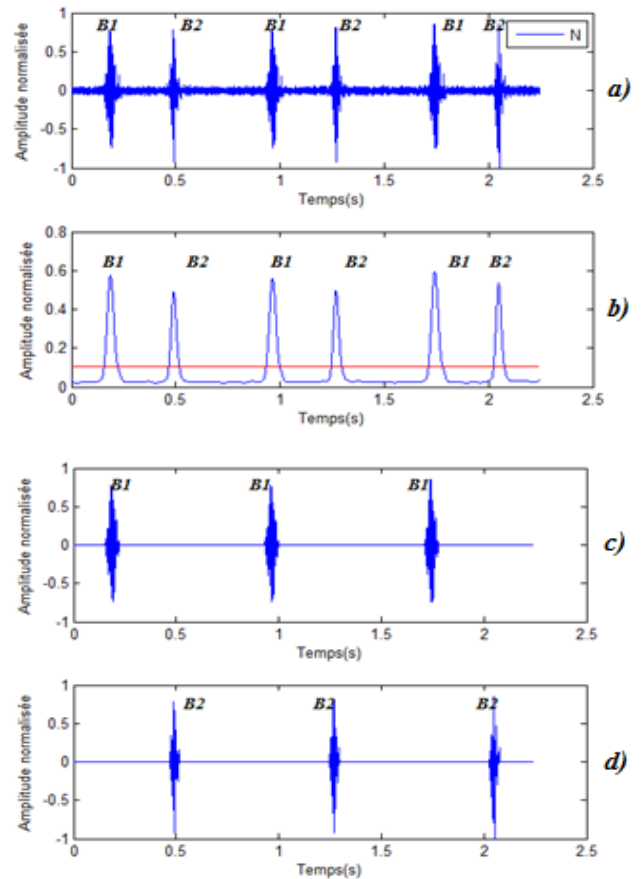


Fig. 5 Séparation des bruits cardiaques B1 et B2 : a) Signal PCG ayant une morphologie similaire à celle d'un signal PCG normal (N), b) enveloppe normalisée de la transformée d'Hilbert avec un seuil de 80% de la valeur maximale, c) bruits cardiaques B1, d) bruits cardiaques B2.

Pour garantir une bonne isolation des bruits cardiaques, nous avons utilisé une valeur de seuil de 80% ; d'où une segmentation facile.

Cependant, pour la segmentation du signal PCG à souffles systoliques (LS) afin de bien localiser les instants de début et de fin de chaque souffle cardiaque, nous avons abaissé le seuil de l'enveloppe des bruits cardiaques à une valeur de (90%), remarquons que selon cette valeur du seuil nous avons obtenus une séparation parfaite des bruits mais une petite portion du souffle a été perdue **Fig6.7.**

• *Segmentation sur signal PCG à souffles systoliques*

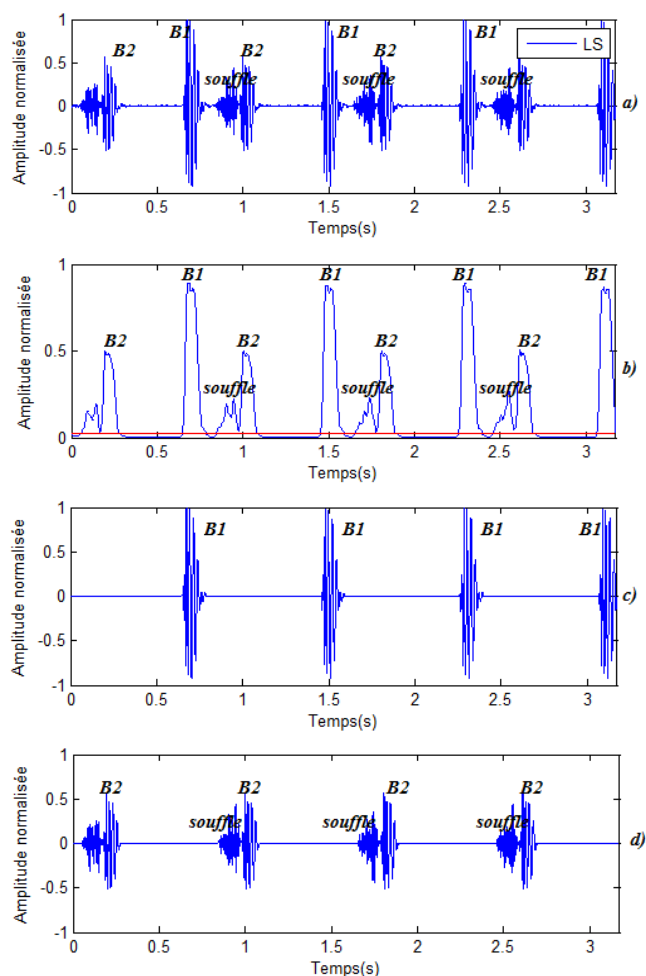


Fig. 6 Séparation des bruits cardiaques B1 du signal PCG à souffles systoliques (LS) en utilisant la première partie de l'algorithme :

- a) Signal PCG à souffles systoliques (LS), b) enveloppe normalisée de la transformée d'Hilbert avec un seuil de 98% de la valeur maximale, c) bruits cardiaques B1, d) bruits B2 et souffles systoliques cardiaques

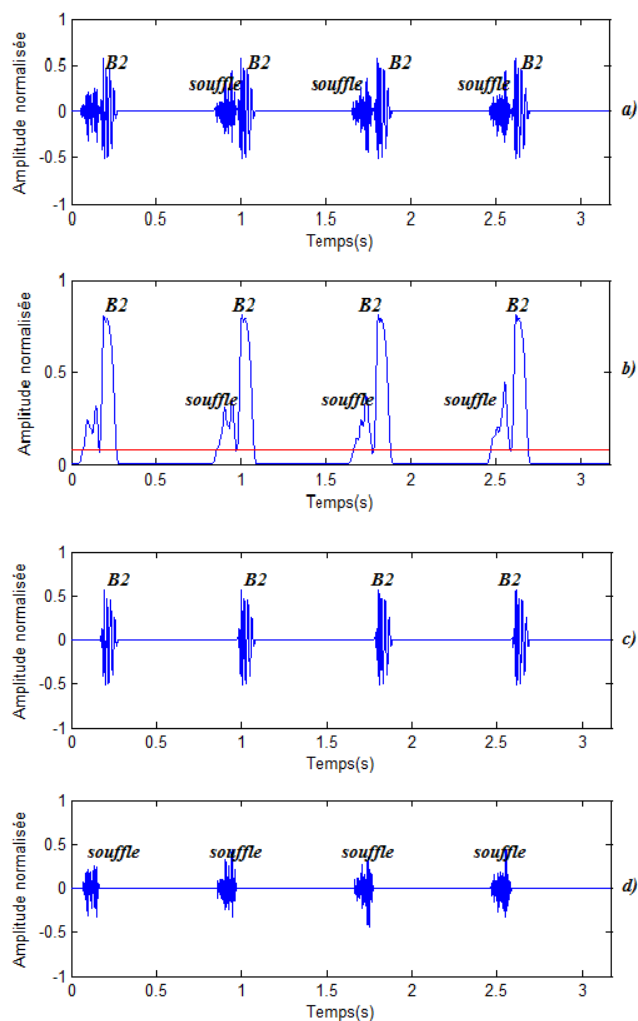


Fig. 7 Séparation des bruits B2 et souffles systoliques cardiaques du signal PCG (LS) en utilisant la deuxième partie de l'algorithme :

- a) bruits B2 et souffles systoliques cardiaques, b) enveloppe normalisée de la transformée d'Hilbert avec un seuil de 90% de la valeur maximale, c) bruits B2, d) souffles systoliques cardiaques.

TABLE I

LES ABREVIATIONS, FREQUENCES D'ECHANTIonnAGES ET LE NOMBRE D'ECHANTILLONS D'UN SEUL CYCLES DE DIFFERENTS SIGNAUX PCG

Type des signaux PCG	Abréviation	Fréquence d'échantillonnage (Hertz)	Nombre d'échantillons
Normal	N	8012	25000
Later systolic	LS	11025	32000

TABLE II

RESULTATS DE SEGMENTATION EXECUTEE SUR DIFFERENTS SIGNAUX PCG

Signaux PCG utilisés	Durée du bruit B1 (seconde)	Durée du bruit B2 (seconde)	Durée du souffle cardiaque	Durée du cycle cardiaque (seconde)	S1(%)	S2(%)
PCG sans souffle N	0.0623	0.0481		0.7779	80	
PCG à souffle systolique LS	0.0916	0.0723	0.1077	0.8086	98	90

La séparation des bruits pathologiques s'effectue en deux parties, avec deux différentes valeurs de seuil (S1 pour l'isolation des bruits B1 des B2 et S2 pour la détection des souffles ou clicks cardiaques).

D'après les résultats qui figurent sur le tableau ci-dessus, on remarque que les signaux étudiés présentent une durée du bruit B1 légèrement supérieur à celle du bruit B2. L'activité d'aiguillage du sang dans le myocarde ainsi que l'éjection du sang au cours du bruit B1 dure plus longtemps que pour le bruit B2. La durée de chaque bruit semble proportionnelle à la quantité du sang éjectée.

Les durées des bruits B1 et B2 du signal PCG à souffles systoliques sont nettement supérieures par rapport à celles du signal PCG normal (tableau II), cela peut être dû à la pathologie elle-même.

Comme nous pouvons voir aussi que la durée du cycle cardiaque augmente en cas d'existence de pathologie cardiaque.

V. CONCLUSION

L'algorithme de séparation des bruits cardiaques que nous avons développé permet de segmenter le signal Phonocardiographique et de calculer par la suite différents paramètres temporels : les durées des bruits cardiaques B1 et B2 et le rythme cardiaque.

Cet algorithme est basé essentiellement sur la détection d'enveloppe issue de la transformée d'Hilbert et dépend donc de la morphologie du signal, et de la valeur du seuil fixée à partir de la valeur maximale de l'enveloppe.

Notons aussi que l'application de l'algorithme proposé dans le cas de signaux PCG ayant des souffles complètement immergés dans les bruits s'est avérée très délicate.

Comme perspectives à ce travail, il convient de penser à développer un algorithme de segmentation des signaux PCG indépendant du seuil afin d'améliorer les résultats obtenus.

REFERENCES

- [1] S.M. Debbal, F.Bereksi-Reguig. Analyse spectro-temporelle des bruits cardiaques par les transformées discrète et continue d'ondelettes. Sciences et Technologies B- N°23, juin 2005, pp. 5-15.
- [2] A.Donant, J.Bournef, Nouveau Larousse Médicale, Edition Larousse, 1981.
- [3] Obaidat.M.S, Phonocardiogram signal analysis : Techniques and performance comparison. Journal of Medical Engineering & Technologie, vol 17, n° 6, pp221-227, 1993.
- [4] France Boudreal, Michel Boyer, Marie claud, Désorey. Principe d'anatomie et de physiologie. De Boeck University. TORTORA, pp 271-277,2002.
- [5] Lehner RJ, Rangayyan JR, Erwin WD, "A new heart sounds gating devices for medical imaging". IEEE Trans. On biomedical engineering 1992; 39;307;310.
- [6] R. Benali, K Bouziani, « Analyse temporelle et spectral du signal phonocardiogramme » Mémoire de magister en électronique biomédicale, Univ, de Tlemcen, Algérie, 2005.
- [7] L. Hamza Cherif, « Analyse du signal phonocardiogramme par la transformée d'ondelette discrète et par paquet d'ondelettes » Mémoire de magister en électronique biomédicale, Univ, de Tlemcen, Algérie, 2009.
- [8] L. Hamza Cherif, S. M. DEBBAL and F. BEREKSI-REGUIG . Segmentation of heart sounds and heart murmurs . World Scientific Publishing Company. 2008
- [9] .Saad Daoud Sulaiman, Omar Ahmed Hardan and Mouhamed Chyad, "A PC based electronis stethoscope with analysis and diagnossis capabilities". E-MEDISYS 2010. Third International Conference: E-Medical system, Marroco 2010.

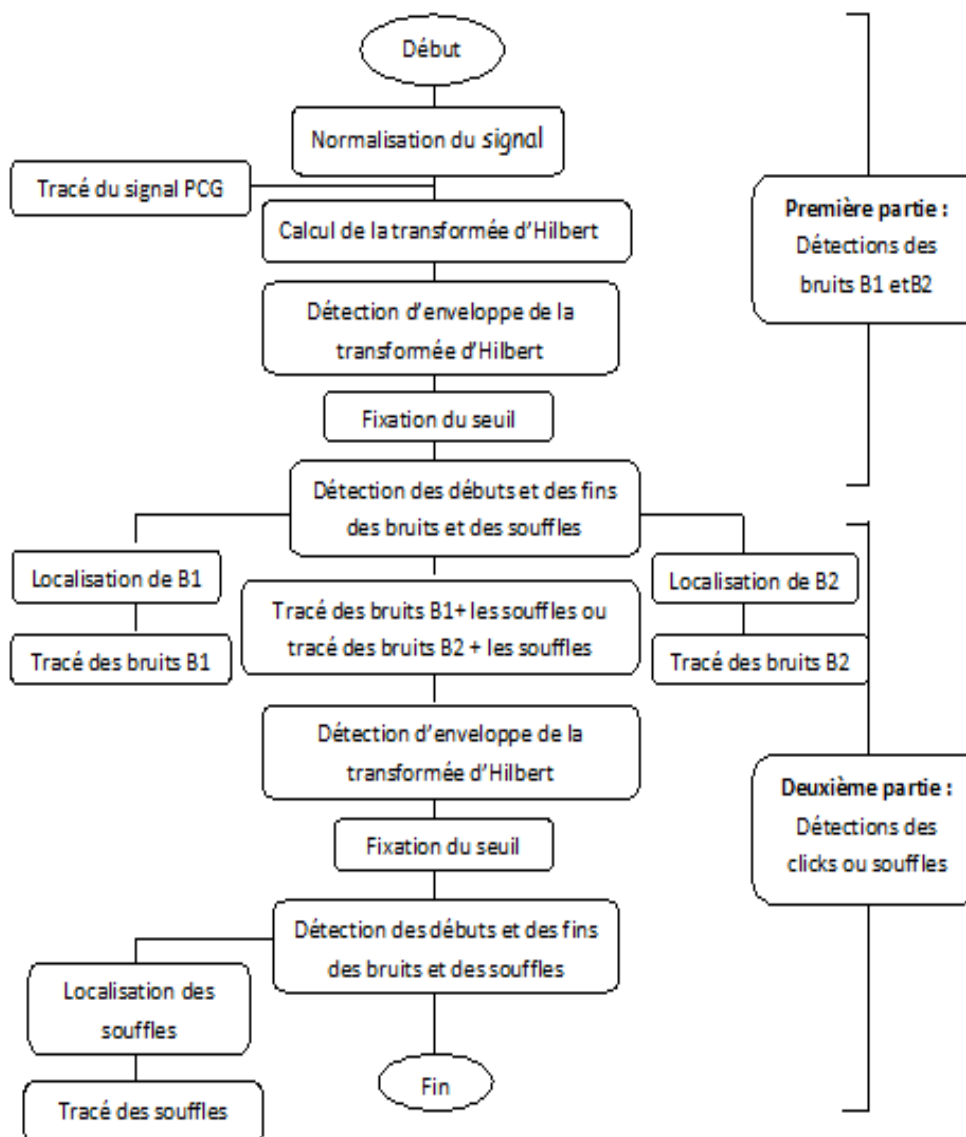


Fig. 3 Algorithme de segmentation par la transformée d'Hilbert.