



Amélioration de l'estimation du rythme cardiaque foetal en utilisant les signaux Doppler directionnels et YIN

Iulian Voicu, Jean-Marc Girault, Sébastien Ménigot

► To cite this version:

Iulian Voicu, Jean-Marc Girault, Sébastien Ménigot. Amélioration de l'estimation du rythme cardiaque foetal en utilisant les signaux Doppler directionnels et YIN. *Innovation and Research in BioMedical engineering*, 2012, 33 (4), pp.263-271. 10.1016/j.irbm.2012.06.002 . hal-00942342

HAL Id: hal-00942342

<https://hal.science/hal-00942342>

Submitted on 21 Oct 2014

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Amélioration de l'estimation du rythme cardiaque foetal en utilisant les signaux Doppler directionnels et YIN

*Improved Estimation of the Fetal Heart Rate Using Directional Doppler
Signal and YIN*

Iulian Voicu^{a,b}, Jean-Marc Girault^{a,b}, Sébastien Ménigot^{a,b}

^a*Université François Rabelais de Tours, UMR-S930 and CNRS ERL 3106, Tours, France*

^b*Inserm U 930, Tours, France*

Abstract

Techniques dedicated to the fetal heart rate detection identify the patterns that repeat themselves over the time. The heart rate estimation is algorithmically similar to the estimation of the fundamental frequency (pitch) of voice signals. The new YIN technique introduced for the estimation of the fundamental frequency is applied to fetal heart rate estimation from the directional Doppler signals. We compare the performance of YIN with those of cross-correlation, which is implemented in the Oxford SONICAID™ monitors. A better detection probability of fetal heart rate was obtained in case of YIN.

Résumé

Les techniques dédiées à la détection du rythme cardiaque foetal identifient des motifs du signal qui se répètent dans le temps. Algorithmiquement, l'estimation du rythme cardiaque est similaire à l'estimation de la fréquence fondamentale des signaux de parole. Nous proposons ici d'utiliser la nouvelle technique YIN pour l'estimation du rythme cardiaque foetal à partir des signaux Doppler directionnels. Nous avons comparé les performances de YIN

Email addresses: iulian.voicu@univ-tours.fr (Iulian Voicu),
jean-marc.girault@univ-tours.fr (Jean-Marc Girault),
sebastien.menigot@univ-tours.fr (Sébastien Ménigot)

avec celles de la corrélation-croisée, implémentée dans les moniteurs Oxford SONICAID™. Une meilleure probabilité de détection du rythme cardiaque fœtal a été obtenue dans le cas de la technique YIN.

Keywords : Fetal heart rate, pitch frequency, YIN, ultrasound, Doppler.

Mots clés : Rythme cardiaque fœtal, fréquence fondamentale, YIN, ultrasons, Doppler.

1. Introduction

Le monitoring continu du rythme cardiaque fœtal a montré ses avantages dans l'évaluation de l'état du bien-être fœtal [1]. Conformément au rapport de la Société Canadienne d'Obstétrique et Gynécologie [2], le suivi plus fréquent du rythme cardiaque, simultanément avec d'autres paramètres, permet la réduction de la morbidité et de la mortalité périnatale jusqu'à 7,7‰. Par conséquent, le développement de méthodes non-invasives, ou le perfectionnement de celles existantes et dédiées au monitoring fœtal continu, présente un intérêt majeur.

Les premiers systèmes proposés pour le monitoring du rythme cardiaque fœtal (RCF) étaient basés sur les signaux électro-cardiographiques (ECG). Les signaux ECG permettent un monitoring à long terme du RCF fœtal. Toutefois, la détection du RCF est conditionnée par la superposition du signal ECG maternel, par la taille du cœur fœtal (qui varie avec l'âge gestationnel [3]), par l'activité électrique de l'utérus (plus actif en fin de grossesse), ainsi que par la distance cœur-capteurs. Ces derniers points constituent un désavantage majeur pour les systèmes ECG.

Pour remédier à ces problèmes, un système Doppler pulsé peut être utilisé avantageusement pour recueillir les signaux en provenance du cœur à partir d'une zone d'intérêt bien localisée.

Que ce soit les signaux ECG ou Doppler, les algorithmes de détection du RCF identifient dans le signal étudié un motif qui se répète dans le temps. La fréquence moyenne de répétition du motif représente la valeur du rythme cardiaque dans une fenêtre temporelle. Le principe de l'estimation est similaire à l'estimation de la fréquence fondamentale ("pitch") des signaux de parole.

Historiquement, les techniques utilisées pour la détection du RCF ont été empruntées au domaine du traitement de la parole. Elles ont été élaborées

aussi bien dans le domaine temporel (l'autocorrélation, la corrélation-croisée), que dans le domaine fréquentiel. La précision de 0,25 battements/minute (noté bpm) qui peut être imposée aux appareils [4], limite l'utilisation des techniques fréquentielles, jugées trop lentes. Aujourd'hui, les moniteurs fœtaux basés sur les signaux Doppler, utilisent plutôt les techniques temporelles au détriment des techniques fréquentielles.

Pour évaluer le rythme cardiaque, il existe plusieurs méthodes à notre disposition. Ces méthodes diffèrent soit au niveau du signal Doppler utilisé (directionnel ou non-directionnel) à partir duquel nous déduisons le rythme, soit au niveau de la technique temporelle d'estimation du RCF (la corrélation-croisée ou l'autocorrélation). Par exemple, l'appareil commercial Oxford SONICAID™ (Oxford SONICAID Instruments, Abington, Royaume-Uni) calcule la corrélation-croisée à partir de l'enveloppe du signal Doppler redressé non-directionnel [5], alors que l'appareil commercial Hewlett-Packard 8030A (Palo Alto, CA, USA), Philips Avalon F40 (Amsterdam, Pays-Bas) utilise l'autocorrélation avec l'enveloppe du signal Doppler non-directionnel. Ne disposant que de l'appareil Oxford SONICAID™, seul cet appareil sera pris comme référence.

Parce qu'il n'existe pas de travaux de référence qui quantifient les performances des estimateurs de RCF, nous nous proposons d'évaluer les performances des estimateurs basés sur la corrélation-croisée. Pour améliorer encore les performances, nous proposons d'introduire un nouvel estimateur basé sur la technique YIN [6] utilisant le signal directionnel qui, de prime abord, semble plus simple que le signal non-directionnel. La technique YIN qui a été introduite dans le domaine du traitement de la parole pour estimer la fréquence fondamentale du signal, calcule le RCF en mesurant une longueur euclidienne normalisée. YIN est une extension de la fonction AMDF (Average Magnitude Difference Function) [7], qui a déjà été appliquée à l'estimation du rythme cardiaque fœtal [8], et elle constitue une amélioration de la technique proposée par Girault et al. [9] basée quant-à-elle sur le calcul de la distance de Minkowski d'ordre 1. La technique YIN permet de réduire le taux d'erreur de l'estimation de la fréquence fondamentale d'un signal de parole quasi-périodique, au regard des techniques basées sur des distances non-normalisées [6].

Dans ce travail, nous comparons les performances de la technique YIN par rapport à celles de la corrélation-croisée en termes de probabilité de détection et de précision d'estimation. Nous montrons qu'en utilisant le signal Doppler directionnel associé à YIN, nous pouvons obtenir une meilleure probabilité

de détection et une meilleure précision d'estimation en comparaison avec la configuration d'Oxford SONICAID™ (la corrélation-croisée et le signal Doppler non-directionnel). Nous évaluons quantitativement les performances des méthodes étudiées sur des signaux synthétiques, puis qualitativement sur des signaux réels.

Les signaux Doppler issus de notre plateforme expérimentale constituent les données brutes à partir desquelles sera évalué le RCF. Nous nous proposons d'introduire maintenant cette plateforme.

2. Matériels

2.1. Plateforme expérimentale

Nous avons co-développé l'appareil Doppler pulsé, multi-capteur multi-profondeur Actifoetus avec Althais Technologies, dans le cadre du département de la Conception Développement Electronique et des Ultrasons (CETU) et le Service d'Activité Industrielle et Commerciale (SAIC), de l'Université François-Rabelais de Tours. Notre système représenté en figure 1 est composé d'un ordinateur et du module Actifoetus. Le module Actifoetus est constitué de trois groupes de quatre capteurs et d'une carte d'acquisition Doppler. Un groupe est dédié au monitoring du rythme cardiaque fœtal. Le fonctionnement de la carte d'acquisition est présenté dans [10].

En figure 1, nous présentons seulement un des quatre capteurs qui explore le cœur fœtal. Les capteurs sont mono-éléments et non-focalisés. Ils ont une forme circulaire, leur diamètre est de 13,5mm et la puissance acoustique de 1 mW/cm². Géométriquement les capteurs occupent les sommets d'un triangle équilatéral de 40,7 mm de côté, ainsi que son centre de gravité.

Les capteurs placés sur le ventre de la mère émettent une excitation sinusoïdale à 2,25MHz pour une fréquence de répétition de tirs (PRF) de 1 kHz. L'onde se propage à travers l'abdomen de la mère vers le cœur fœtal. Les signaux rétrodiffusés à partir des cinq profondeurs différentes notées $D_1 \dots D_5$ (voir figure 1), sont enregistrés.

Les signaux ultrasonores reçus sont convertis en signaux électriques et amplifiés pour compenser, en fonction de la profondeur, l'atténuation considérée à 1 dB/cm/MHz. Les signaux Doppler complexes sont obtenus en démodulant en phase (**I**) et en quadrature (**Q**) les signaux radio-fréquence [11]. Après démodulation, les signaux sont numérisés sur 12 bits à 1 kHz. Les sorties numériques des convertisseurs constituent les signaux Doppler numériques.

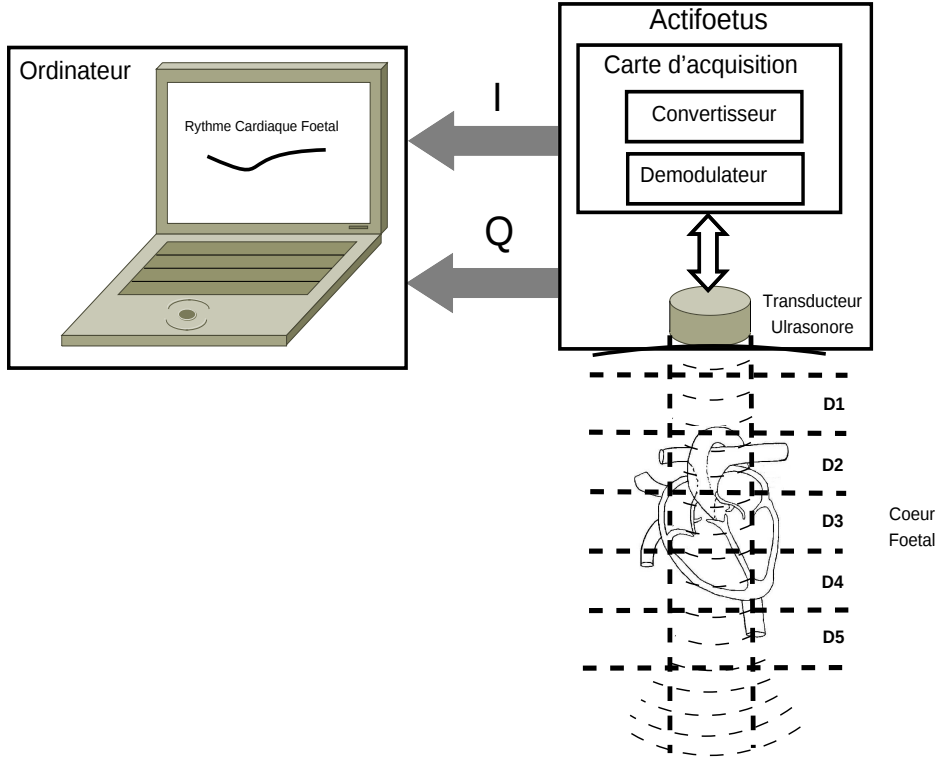


FIGURE 1: Schéma du dispositif expérimental incluant un ordinateur et le module Actifoetus.

2.2. Protocole

Après avoir localisé le cœur fœtal par une échographie, le groupe de quatre capteurs du module Actifœtus dédié au RCF et le capteur de l'appareil Oxford SONICAID™, sont positionnés sur l'abdomen de la femme enceinte, afin de détecter l'activité motrice du cœur. Une fois les capteurs positionnés, l'acquisition des signaux s'effectue simultanément pendant 30 minutes. Le rythme estimé par l'appareil Oxford SONICAID™ est imprimé sur un papier, tandis que les sorties **I** et **Q** du module Actifœtus sont traitées par les algorithmes d'estimation du RCF implémentés sur l'ordinateur. Notez que *i*) pendant les 30 minutes le cœur fœtal peut se retrouver dans l'une des 5 profondeurs ($D_1 \dots D_5$) de chaque capteur, *ii*) et que nous n'avons pas accès au signal Doppler numérique de l'appareil Oxford SONICAID™.

L'enregistrement des signaux Doppler a été effectué au CHRU Bretonneau de Tours (Tours, France). Le consentement de chaque patiente a été obtenu

et l'étude a été approuvée par le comité d'éthique. Les patientes sont âgées de plus de dix-huit ans, et les grossesses gémellaires ne sont pas considérées. Les enregistrements ont été effectués entre les vingt-cinquièmes et quarantièmes semaines gestationnelles.

3. Méthodes

Le calcul du RCF est réalisé à l'aide de deux techniques différentes (la corrélation-croisée et la méthode YIN) et à partir de différents signaux Doppler : l'enveloppe du signal Doppler redressé non-directionnel (noté **Env** par la suite), et les enveloppes des signaux Doppler redressés directionnels (notés **F**, **B**). Pour simplifier notre étude, ces trois signaux sont calculés pour un seul volume de mesure.

3.1. Les signaux

Le signal Doppler non-directionnel est obtenu en utilisant soit le signal en phase (**I**), soit le signal en quadrature (**Q**). En pratique, le signal en phase est celui qui est plutôt utilisé en raison d'une électronique plus simple. Les signaux Doppler directionnels sont obtenus en utilisant les deux signaux : en phase (**I**) et en quadrature (**Q**).

Pour obtenir le signal Doppler non-directionnel nous avons filtré le signal numérique en phase (**I**) pour récupérer les déplacements Doppler des mouvements du cœur fœtal. Pour obtenir les signaux directionnels, plusieurs méthodes sont possibles [11]. La plus courante consiste à appliquer d'abord un filtre passe-bande sur les deux voies (**I** et **Q**) du signal Doppler, puis un filtre analytique¹ et un filtre conjugué. Ainsi, après filtrage nous obtenons le signal correspondant aux diffuseurs qui se rapprochent du capteur, respectivement le signal correspondant aux diffuseurs qui s'éloignent du capteur.

Pour détecter le rythme cardiaque fœtal, les moniteurs fœtaux Doppler utilisent l'enveloppe du signal Doppler. D'une manière générale, l'enveloppe d'un signal Doppler est la valeur absolue du signal analytique (la partie imaginaire est la transformée de Hilbert de la partie réelle du signal Doppler [12]).

3.2. Simulations

Pour compléter et affiner notre étude, nous nous proposons d'évaluer quantitativement les performances en termes de probabilité de détection et de précision d'estimation des différents estimateurs, à l'aide de signaux synthétiques. Sachant qu'il n'existe pas de modèles de signaux Doppler cardiaques fœtaux, nous nous proposons d'en réaliser un à partir d'une analyse statistique des signaux Doppler cardiaques fœtaux enregistrés. En remarquant (voir figure 2) que le signal Doppler cardiaque est constitué d'une succession de motifs plus ou moins périodiques, composés eux mêmes de pics plus ou moins intenses, nous proposons de générer des séquences consécutives de pics dont les écarts (temporels, en amplitude) entre pics, l'amplitude, la durée et la fréquence sont ajustables. Enfin, pour ajouter plus de réalisme à notre modèle, nous avons corrompu nos signaux Doppler par un bruit blanc gaussien.

¹Un filtre analytique est un filtre qui élimine les fréquences négatives, tandis que le filtre conjugué élimine les fréquences positives.

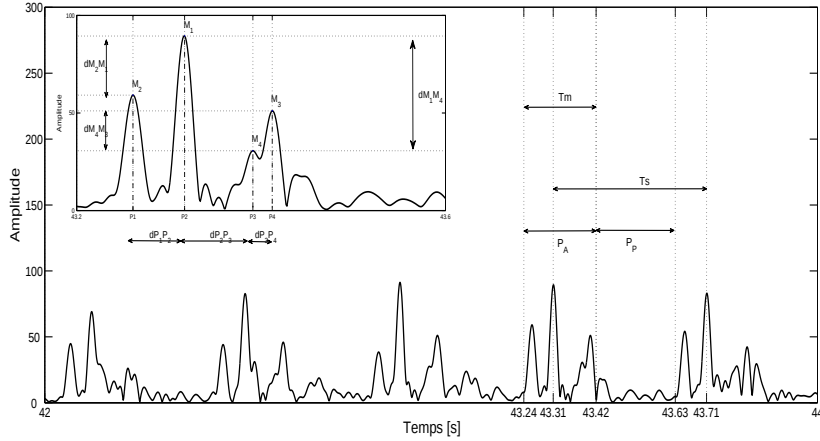


FIGURE 2: Représentation de l'enveloppe des signaux Doppler et des paramètres ajustables : les maximums M_i , les différences dM_iM_j , dP_iP_j , $i, j = 1, \dots, 4$. P_A sont les zones actives (qui contiennent les pics du motif) et P_P les zones passives, respectivement. T_S est l'intervalle qui correspond à la fréquence cardiaque simulée, tandis que T_m est la durée du motif.

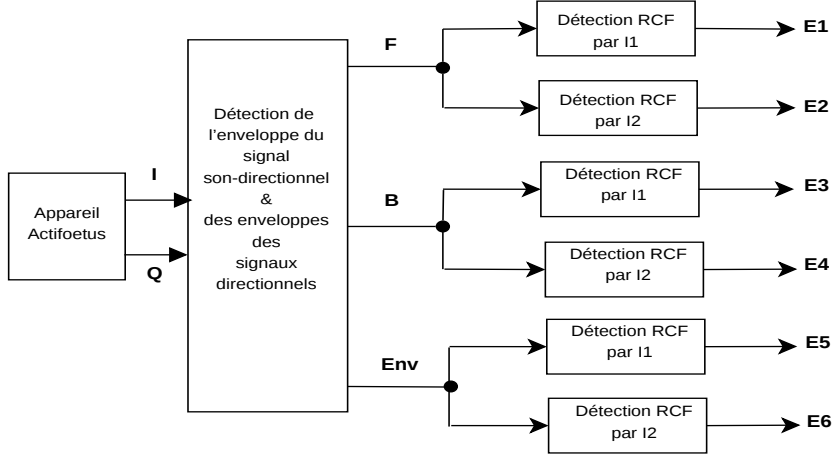


FIGURE 3: Schéma des différents estimateurs du RCF ($E_1 \dots E_6$).

3.3. Estimateurs proposés

Disposant maintenant de 3 signaux Doppler différents **Env**, **F** et **B**, nous proposons d'estimer à partir de ces derniers le RCF à l'aide de deux fonctions : la corrélation-croisée (I_1) et YIN (I_2). Le schéma de principe, indiqué en figure 3, montre qu'au final 6 estimateurs différents seront testés.

L'expression mathématique de la corrélation-croisée, notée I_1 , est donnée par la relation suivante,

$$I_1(t, k) = \frac{1}{W} \sum_{n=0}^{W-1} x(t, n) \cdot x(t, n + W + k), \quad (1)$$

où nous avons noté avec W la largeur de la fenêtre d'analyse, t l'instant pour lequel est calculé la fonction, k le décalage ($k = 0, \dots, W-1$), et $x(t)$ le signal analysé (**Env**, **F** ou **B**).

La technique YIN, quant-à-elle notée ici I_2 , est décrite par :

$$I_2(t, k) = \begin{cases} 1, & \text{si } k = 0 \\ d(t, k) / \left[\frac{1}{k} \sum_{j=1}^k d(t, j) \right], & \text{si } k \neq 0 \end{cases} \quad (2)$$

$$d(t, k) = \sum_{n=1}^W (x(t, n) - x(t, n + k))^2$$

Pour les deux techniques précédentes, le calcul du rythme cardiaque est obtenu après avoir :

1. identifié la position des maximums pour la fonction I_1 et les minimums pour la fonction I_2 ;
2. calculé des intervalles (T_i) entre deux maximums ou minimums consécutifs identifiés ;
3. calculé des rythmes (R_i) exprimés en bpm qui correspondent aux intervalles T_i mesurés en millisecondes : $R_i = 60000/T_i$;
4. testé si les rythmes R_i estimés correspondent à un rythme cardiaque physiologique (l'écart entre deux valeurs R_i consécutives est inférieur à 35 bpm) [4]. Dans ces conditions, le rythme cardiaque estimé est la moyenne des rythmes R_i contenus dans la fenêtre d'analyse. Dans le cas contraire, l'algorithme décide que le rythme n'est pas détecté [13, 14]. De notre point de vue, deux causes pourraient expliquer les non-détections : *i*) la non-présence du signal utile ou la présence d'un signal avec un très mauvais rapport signal à bruit (RSB²) ; *ii*) et la présence des motifs consécutives trop différents impliquant une estimation dont la valeur sort de l'intervalle physiologique. Ces non-détections peuvent donc être localisées temporellement, typiquement lors d'un changement brusque du RCF, mais elles peuvent perdurer longtemps si le fœtus est en dehors des zones explorées.

4. Résultats et discussions

Cette section présente des résultats quantitatifs et qualitatifs obtenus sur des signaux synthétiques (section 4.1) et sur des signaux réels (section 4.2).

4.1. Signaux synthétiques

Pour tester les performances de nos six estimateurs, nous avons fait varier :

- la fréquence de répétition des motifs entre 1 Hz et 4 Hz (correspondant à 60 bpm et 240 bpm), puisque cette gamme est la gamme physiologique. Pour varier cette fréquence nous avons modifié l'intervalle T_s indiqué dans les figures 2 et 4a ;
- le RSB entre 0 et 14 dB sachant que le RSB mesuré à partir des enregistrements réels est compris $8 \text{ dB} \leq \text{RSB} \leq 14 \text{ dB}$. Pour prendre en

²Nous avons corrigé ce point en enlevant de notre étude les signaux dont l'amplitude où le RSB n'était pas jugé suffisant.

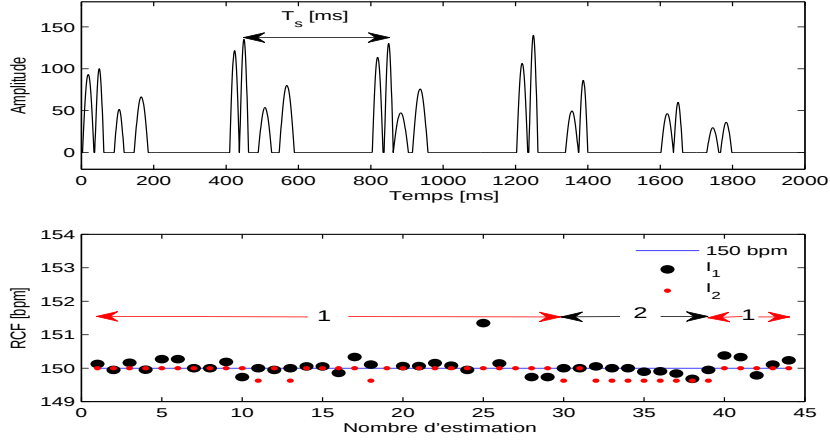


FIGURE 4: a) Signal synthétique généré dans le cas d'un rythme de 150 bpm ($T_s=400$ ms) ; b) Le rythme estimé en utilisant la corrélation-croisé (I_1) et la fonction YIN (I_2).

compte d'éventuel mauvais enregistrements nous avons réduit la borne inférieure à 0 dB.

A titre indicatif (voir figure 2), notez que notre analyse statistique des différents enregistrements a montré que le motif le plus probable était celui composé de 4 pics dans l'ordre 2143 (le pic le plus grand est dans la deuxième position, etc.). Pour simuler un rythme donné, nous avons gardé le même intervalle temporel T_s (voir figure 4a) entre les pics les plus intenses issus de deux motifs consécutives. La figure 4 illustre deux secondes d'un signal synthétique qui simule le rythme de 150 bpm ($T_s = 400$ ms), ainsi que l'estimation du rythme en utilisant la corrélation-croisée et la fonction YIN.

Nous avons reporté dans la figure 5 la probabilité de détection en fonction du RSB pour des fréquences dans la gamme physiologique et pour une taille d'analyse $W=2048$ échantillons. Le résultat majeur ici est qu'une probabilité de détection de 100% est obtenue pour un $RSB \geq 3$ dB, quelle que soit la fréquence cardiaque. Parce que cette valeur est plus petite que celles mesurées sur les signaux réels ($8 \leq RSB \leq 14$ dB), nos estimateurs garantissent toujours une probabilité de détection de 100%.

Pour compléter la caractérisation de nos estimateurs, nous nous sommes intéressés à leurs erreurs d'estimation. Nous avons calculé la différence re-

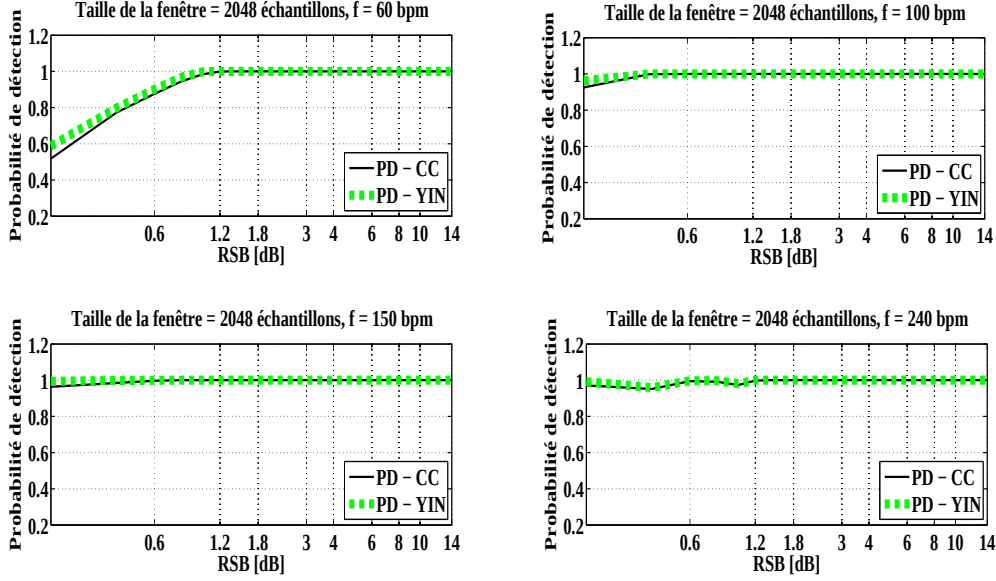


FIGURE 5: La probabilité de détection (PD) calculée pour des signaux synthétiques correspondant à des fréquences dans la gamme physiologique 60-240 bpm avec la corrélation-croisée (I_1), et la fonction YIN (I_2). La taille d'analyse est de $W = 2048$ échantillons.

relative moyenne³ reportée dans la figure 6. Nous observons que la différence relative moyenne est toujours inférieure dans le cas de la fonction YIN par rapport au cas de la corrélation-croisée, quel que soit le rythme simulé. Cette erreur baisse avec l'augmentation du rythme et avec l'augmentation du RSB. Par exemple, pour un rythme de 240 bpm, l'erreur calculée avec YIN est quasi-nulle pour un RSB suffisamment grand, alors que pour un rythme de 60 bpm elle est d'environ 1%. En effet, pour de forts RCF, le nombre de motifs dans la fenêtre d'analyse est grand et la présence de motifs différents entre eux n'impacte pas beaucoup sur l'estimation. Dans ce cas la différence relative est très faible. Par contre, pour de faibles RCF, le nombre de motifs dans la fenêtre d'analyse se réduit et les motifs différents impactent plus fortement sur l'estimation du rythme et la différence relative s'en voit augmentée. Si les motifs étaient tous identiques l'erreur serait nulle avec la condition que l'intégralité des motifs soient dans la fenêtre d'analyse.

³La différence relative (DR) moyenne est l'écart moyen absolu entre le RCF estimé par nos estimateurs et le rythme cardiaque simulé, normalisée par le rythme cardiaque simulé.

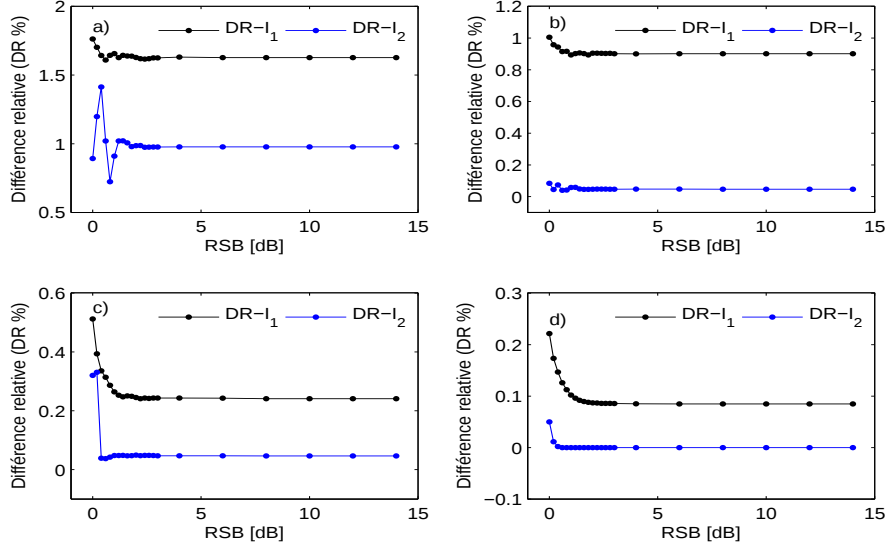
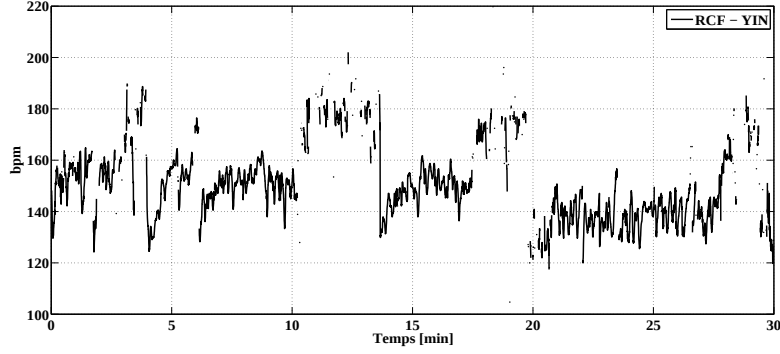


FIGURE 6: La différence relative (DR %) calculée dans le cas de la corrélation-croisée (I_1), et de la fonction YIN (I_2) pour les rythmes simulés de : a) 60 bpm ; b) 100 bpm ; c) 150 bpm ; d) 240 bpm. La taille d'analyse est de $W = 2048$ échantillons.

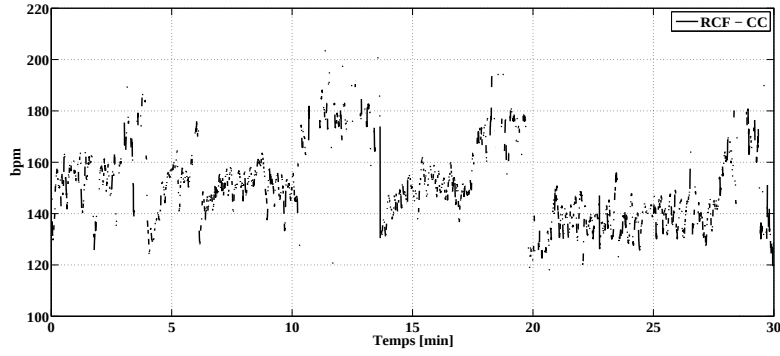
4.2. Signaux réels

Dans cette étude, nous avons réalisé quinze enregistrements. Pour chaque enregistrement nous avons acquis vingt signaux ultrasonores (quatre capteurs par cinq profondeurs) pendant trente minutes. Pour simplifier l'étude nous avons volontairement limité notre étude en considérant un seul signal complexe sur les vingt disponibles par enregistrement. Finalement, c'est le signal qui possède le meilleur RSB (deuxième capteur, quatrième profondeur) qui est considéré. Pour un tel signal la probabilité de détection de nos estimateur est influencée seulement par l'algorithme de détection du rythme. Notez qu'une étude considérant l'ensemble des signaux et les différentes techniques de fusion est en cours.

Nous avons estimé le rythme cardiaque toutes les 250 ms en utilisant une taille d'analyse de 2048 ms ($F_e=1$ kHz). Après avoir localisé manuellement dans les différents enregistrements les régions temporelles où les signaux présentent une activité motrice du cœur, nous avons calculé les probabilités de détection dans toutes les zones identifiées manuellement. La probabilité de détection de chaque zone est $Pd = Nd/(Nn + Nd)$, où Nd est le nombre de



(a)



(b)

FIGURE 7: Rythme cardiaque détecté avec : a) E_4 (I_2 a été appliquée au signal directionnel $\mathbf{B}$); a) E_3 (I_1 a été appliquée au signal directionnel $\mathbf{B}$).

détections et Nn le nombre de non-détections.

Nous avons calculé le taux moyen de détection (TMD) comme étant la moyenne de toutes les probabilités de détection calculées dans les zones identifiées. Nous avons reporté en tableau 1 le taux moyen de détection du RCF obtenu pour les six estimateurs. En regardant les colonnes du tableau 1, nous pouvons remarquer que les taux moyens de détection des estimateurs (E_2 , E_4 , E_6) obtenues avec YIN (I_2) sont supérieurs aux résultats fournis par les estimateurs (E_1 , E_3 , E_5) qui utilisent la corrélation-croisée (I_1) quel que soit le signal $\mathbf{F}$, $\mathbf{B}$ ou $\mathbf{Env}$ utilisé. À titre d'exemple, la figure 7 montre la supériorité de l'estimateur E_4 par rapport à l'estimateur E_3 . Nous notons un écart pour (E_1 , E_2) et pour (E_3 , E_4) d'environ 30% si nous utilisons les signaux

TABLE 1: Le taux moyen de détection (TMD) évalué seulement dans les zones où il existe une activité cardiaque, en utilisant la corrélation-croisée (I_1), YIN (I_2) et $W = 2048$ échantillons : **F**, **B** - les enveloppes des deux signaux Doppler directionnels, **Env** - l'enveloppe du signal Doppler non-directionnel.

	TMD	
	I_1	I_2
F	50,65% (E_1)	80,08% (E_2)
B	50,39% (E_3)	81,23% (E_4)
Env	42,53% (E_5)	61,26% (E_6)

Doppler directionnels et un écart d'environ 20% pour (E_5 , E_6) dans le cas du signal non-directionnel. Cela suggère que la technique YIN peut être une alternative à la corrélation-croisée dans les moniteurs fœtaux.

L'autre résultat important tiré du tableau 1 suggère qu'il est possible d'augmenter les performances des moniteurs fœtaux commerciaux si nous utilisons les signaux directionnels dans l'estimation du rythme cardiaque fœtal, au détriment du signal non-directionnel. Parce que l'enveloppe du signal directionnel est moins compliquée⁴ que celle du signal non-directionnel, l'estimation s'en voit simplifiée et donc améliorée. D'après nos calculs, une utilisation conjointe des signaux directionnels et de la fonction YIN (E_2 ou E_4) améliore considérablement la probabilité de détection (d'environ 40%) au niveau d'un seul volume de mesure par rapport à la configuration actuelle utilisée par Oxford SONICAIDTM (E_5).

4.3. YIN et signal directionnel vs. CC et signal non-directionnel

Avant de confronter nos résultats à ceux produits par l'appareil Oxford SONICAIDTM, nous devons préciser que le RCF⁵ de l'appareil Oxford SO-

⁴L'enveloppe du signal directionnel possède soit des pics qui correspondent aux mouvements des diffuseurs qui s'éloignent de capteur, soit des pics correspondant aux mouvements qui se rapprochent de capteur. L'enveloppe du signal directionnel contient donc moins de pics que l'enveloppe du signal non-directionnel, parce que le signal non-directionnel représente les deux types de mouvements.

⁵Notez que l'appareil du commerce Oxford SONICAIDTM détecte d'abord pour chaque profondeur le rythme cardiaque à partir de l'enveloppe du signal Doppler en phase en utilisant la corrélation-croisée, puis il fusionne les différents RCF calculés.

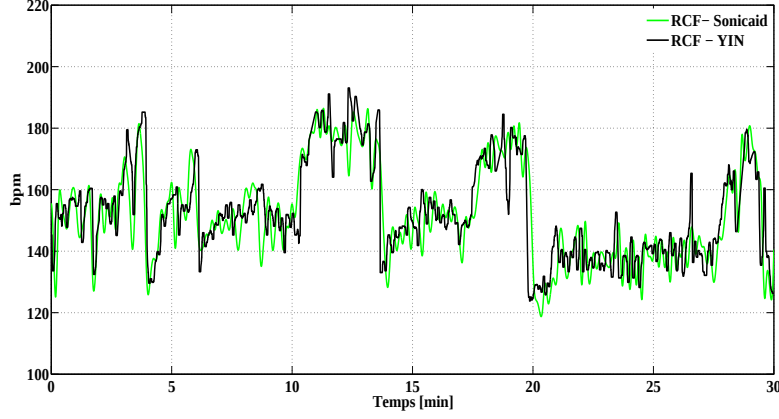


FIGURE 8: Rythme cardiaque fourni par l'appareil Oxford SONICAID (RCF-SONICAID) et le rythme cardiaque détecté avec YIN (RCF-YIN) sur le signal **B** après traitement (interpolation et filtre médian).

NICAIDTM (voir figure 8) est le résultat d'une fusion de plusieurs rythmes estimés à partir de plusieurs volumes de mesure et d'un filtrage. Cette fusion complétée d'un filtrage permet d'éliminer les points aberrants. Pour comparer des informations similaires, nous avons complété notre estimateur E_2 d'un filtrage médian. Notez qu'un taux de détection plus grand dans le cas de l'estimateur E_2 (YIN et le signal directionnel) permet une meilleure élimination des points aberrants. Nous avons reporté dans l'annexe 6 la procédure pour obtenir le RCF d'Oxford SONICAIDTM.

Le RCF obtenu après ce traitement est illustré en figure 8. Comme indiqué dans la figure 8 les courbes sont très similaires. Ceci laisse penser, en fusionnant plusieurs signaux avec notre approche, que les résultats seront sans doute très similaires avec ceux obtenus avec l'appareil commercial.

Enfin, pour compléter la quantification des performances des estimateurs, nous avons calculé la différence relative de l'estimation de chaque estimateur. Cette différence relative moyenne est l'écart moyen entre le RCF estimé par nos estimateurs et le rythme cardiaque donné par l'appareil Oxford SONICAIDTM, normalisée par le RCF du SONICAID.

Les résultats en terme de différence relative calculés dans le cas des signaux réels sont présentés dans le tableau 2 et en figure 6. Les résultats du tableau 2 montrent que les six estimateurs donnent une différence relative moyenne faible et similaire. D'ailleurs, ce point est confirmé en figure 6b.

TABLE 2: La différence relative (DR) en utilisant la corrélation-croisée (I_1), YIN (I_2) et $W = 2048$ échantillons : **F**, **B** - les enveloppes des deux signaux Doppler directionnels, **Env** - l'enveloppe du signal Doppler non-directionnel.

	DR	
	I_1	I_2
F	4,68% (E_1)	4,69% (E_2)
B	4,68% (E_3)	4,65% (E_4)
Env	4,68% (E_5)	4,67% (E_6)

Nous observons que pour certaines zones (zones 1), YIN estime plus précisément le rythme par rapport à la corrélation-croisée, alors que pour d'autres zones (zone 2) c'est la corrélation-croisée qui donne une meilleure estimation. En effet, pour les différents estimateurs nous pouvons retrouver les mêmes variances des estimations dans l'ensemble de l'analyse, même si le biais de l'estimation est différent pour chaque estimateur.

Comme le tableau 2 l'indique, nous avons mesuré une différence relative entre le rythme fourni par Oxford SONICAIDTM et le rythme estimé par notre estimateur E_5 . Les deux rythmes sont issus de la même configuration (la corrélation-croisée et **Env**). Plusieurs choses peuvent expliquer cette différence relative :

- Les signaux Doppler acquis par les deux appareils ne proviennent pas de régions identiques à cause de leur positionnement sur l'abdomen de la mère. Le fait que les signaux Doppler sont différents implique des motifs différents (en termes de nombre de pics et/ou caractéristiques des pics). Le RSB des signaux aussi diffère. Tous ces aspects influencent l'estimation du rythme cardiaque ;
- Le rythme d'Oxford SONICAIDTM est le résultat d'une fusion.

5. Conclusions

Dans ce travail nous avons évalué les performances en termes de probabilité de détection et d'erreur relative des différents estimateurs du RCF. Nous avons introduit une nouvelle technique et nous l'avons testé *in vivo*. Nous

avons comparé les résultats de cette nouvelle technique avec ceux obtenus avec la technique déjà implémentée dans l'appareil Oxford SONICAID™.

La détection est meilleure si nous utilisons la fonction YIN au lieu de la corrélation-croisée. La détection du rythme cardiaque fœtal est aussi meilleure si nous utilisons les enveloppes des signaux Doppler directionnels au lieu de l'enveloppe du signal non-directionnel.

L'utilisation conjointe de la fonction YIN et des signaux directionnels procurent les meilleurs performances. Ces résultats sont encourageants et ils concourent à l'amélioration du diagnostic médical. Dans un futur travail, nous consolideront nos résultats en augmentant le nombre d'enregistrements.

6. Remerciements

Ce travail a bénéficié du soutien financier de l'Agence Nationale de la Recherche (ANR) dans le cadre du projet Tecsan, Surfoetus 023-01/495350E.

Annexe

Calcul du rythme cardiaque de l'appareil Oxford SONICAID™

Parce que l'accès au signal du RCF estimé par l'appareil de référence Oxford SONICAID n'a pas été possible, nous avons imprimé sur papier millimétrique le graphique que l'appareil fournit. Sachant que la vitesse de déroulement du papier est de 1cm/min, nous avons pu mesurer 10 valeurs du rythme cardiaque par minute. Ensuite, nous avons interpolé le rythme cardiaque lu à partir du papier millimétrique, pour obtenir le rythme toutes les 250 ms, similaire avec le rythme cardiaque estimé en utilisant les signaux Doppler acquis avec le système Actifoetus. Un exemple de RCF approximé de cette manière à partir des valeurs fournies par Oxford SONICAID est illustré dans la figure 6. Ce rythme cardiaque interpolé a été utilisé comme valeur de référence dans le calcul de l'erreur relative.

Références

- [1] H. Rey, E. T. Bowe, L. S. James, Impact of Fetal Heart Rate Monitoring & Blood Sampling on Infant Mortality & Morbidity - Ongoing Study, Pediatric Research 8 (4) (1974) 450.

- [2] The Society of Obstetricians and Gynaecologists of Canada, Surveillance du bien-être fœtal : Directive consensus d'antepartum et intrapartum, 2007.
- [3] F.-M. Chang, K.-F. Hsu, H.-C. Ko, B.-L. Yao, C.-H. Chang, C.-H. Yu, R.-I. Liang, H.-Y. Chen, Fetal Heart Volume Assessment by Three-Dimensional Ultrasound, *Ultrasound Obstetrics and Gynecology* 9 (1) (1997) 42–48.
- [4] J. Jezewski, J. Wrobel, K. Horoba, Comparison of Doppler Ultrasound and Direct Electrocardiography Acquisition Techniques for Quantification of Fetal Heart Rate Variability, *IEEE trans. on Biomedical Engineering* 53 (5) (2006) 855–864.
- [5] J. Pardey, M. Moulden, C. W. G. Redman, A Computer System for the Numerical Analysis of Nonstress Tests, *Am. J. of Obstetrics and Gynecology* 186 (5) (2002) 1095–1103.
- [6] A. de Cheveigne, H. Kawahara, YIN, a Fundamental Frequency Estimator for Speech and Music, *J. of the Acoustical Society of America* 111 (4) (2002) 1917–1930.
- [7] M. Ross, H. Shaffer, A. Cohen, R. Freudberg, H. Manley, Average Magnitude Difference Function Pitch Extractor, *IEEE trans. on Acoustics, Speech and Signal Processing* 22 (5) (1974) 353–362.
- [8] Y. Wang, Q. Shao, J. Liu, W. Wang, Detecting Doppler Ultrasonic FHR with MDF, *Chinese J. of Medical Instrumentation* 18 (1994) 72–75.
- [9] J.-M. Girault, D. Kouame, Length and Frequency of Band-Limited Signals, *IEEE Signal Processing Letters* 9 (11) (2002) 371–374.
- [10] D. Rouvre, Caractérisation de l'activité fœtale : mise en œuvre d'un dispositif d'enregistrement et analyse des signaux doppler multidimensionnels, Ph.D. thesis, Université François Rabelais de Tours, 2006.
- [11] J. A. Jensen, Estimation of Blood Velocities Using Ultrasound, Cambridge University Press, Cambridge, Royaume-Uni, 1996.
- [12] W. A. Oppenheim, W. S. Ronald, Discrete-time Signal Processing, Prentice Hall, Inc., 1989.

- [13] I. Voicu, J. Girault, C. Roussel, A. Decock, D. Kouame, Robust Estimation of Fetal Heart Rate from US Doppler Signals, in : P. Procedia (Ed.), Proc. of the Int. Congress on Ultrasonic, vol. 3, Physics Procedia, 691–699, 2010.
- [14] I. Voicu, D. Kouame, M. Fournier-Massignan, J. M. Girault, Estimating Fetal Heart Rate from Multiple Ultrasound Signals, in : Proc. of the Int. Conf. on Advancements of Medicine and Health Care through Technology, vol. 26, 185–190, 2009.