



HAL
open science

L'estimation du rythme cardiaque fœtal à partir de plusieurs signaux Doppler

Iulian Voicu, Jean-Marc Girault, Morgane Fournier-Massignan, Denis Kouamé

► **To cite this version:**

Iulian Voicu, Jean-Marc Girault, Morgane Fournier-Massignan, Denis Kouamé. L'estimation du rythme cardiaque fœtal à partir de plusieurs signaux Doppler. 10ème Congrès Français d'Acoustique, Apr 2010, Lyon, France. hal-00542593

HAL Id: hal-00542593

<https://hal.science/hal-00542593v1>

Submitted on 3 Dec 2010

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.

10ème Congrès Français d'Acoustique

Lyon, 12-16 Avril 2010

L'estimation du rythme cardiaque fœtal à partir de plusieurs signaux Doppler

Iulian Voicu¹, Jean-Marc Girault¹, M. Fournier-Massignan², Denis Kouamé³

¹ Université François Rabelais de Tours, Inserm U930, CNRS ERL 3106, 10 bd. Tonnellé F-37032 Tours Cedex

² CIC-IT CHRU Bretonneau, Tours, France

³ Paul Sabatier University, IRIT UMR 5505, Toulouse, France

iulian.voicu@etu.univ-tours.fr, jean-marc.girault@univ-tours.fr

Dans la vie intra-utérine, le monitoring de l'état de la souffrance fœtale est aujourd'hui un domaine ouvert, en raison de grand nombre de paramètres cliniques utilisés dans l'évaluation du bien-être. Le monitoring automatique de l'activité fœtale, utilisé dans la quantification du bien-être, devient nécessaire. Dans le but de fournir une alternative pour le test de Manning, nous avons utilisé un système Doppler multi-porte avec plusieurs transducteurs. Notre première tâche importante est d'estimer correctement le rythme cardiaque fœtal (RCF). Son estimation est obtenue en évaluant la fonction d'autocorrélation du signal Doppler dans le cas de fœtus malades et sains. En comparant le taux de détection du rythme avec un système de référence, nous avons observé qu'approximativement 20% des estimations du RCF ne sont pas détectées. Les non-détectations du rythme sont générées essentiellement par la perturbation du signal Doppler correspondant aux mouvements cardiaques avec d'autres signaux Doppler (mouvement de la mère, mouvement de la respiration, etc.). En modifiant le pas de recouvrement de la méthode existante (l'autocorrélation) et en proposant de nouveaux estimateurs temporels et fréquentiels utilisés dans le domaine audio, nous avons réduit jusqu'à 5% la probabilité de non-détection du rythme cardiaque. Ces résultats sont encourageants ce qui nous permet d'envisager une technique de classification automatique de fœtus sains de ceux malades.

1 Introduction

Aujourd'hui la souffrance fœtale est associée avec une manque d'oxygène dans le sang du fœtus. La baisse de la concentration d'oxygène dans le sang du fœtus, favorise l'apparition de l'hypoxémie. L'hypoxémie détermine le passage du métabolisme aérobie vers le métabolisme anaérobie au niveau cellulaire du fœtus, en affectant la balance acide-base du sang (le pH). La méthode d'investigation de référence qui permet la détermination du pH et de la concentration d'oxygène est l'oxymétrie fœtale. Malgré le fait qu'elle permet d'établir ces paramètres avec exactitude, celle-ci est une méthode invasive qui implique de nombreux risques, ce qui fait qu'elle n'est pas reproductible. Toutefois, le monitoring de ces paramètres doit être quasi-permanent pour pouvoir identifier le moment propice de l'extraction du fœtus, évitant la mort intra-utérine.

Le rythme cardiaque fœtal est un des paramètres qui peut être monitoré d'une façon permanente et non-invasive, et dont les variations reflètent les modifications de la concentration d'oxygène dans le sang du fœtus. Le monitoring du rythme cardiaque qui indirectement reflète le niveau de la concentration de l'oxygène constitue une alternative aux méthodes invasives. Le monitoring continu devient donc essentiel dans l'évaluation de l'état du fœtus, un rythme cardiaque normal indiquant une bonne oxygénation du fœtus. Par conséquent, le développement des méthodes non-invasives, ou le per-

fectionnement de celles existantes et dédiées au monitoring fœtal continu, présente un intérêt majeur.

Le monitoring continu du rythme cardiaque fœtal a montré ses avantages dans l'estimation de l'état du bien-être fœtal, dans le cas de patientes à risques [1]. Il est important de suivre plus fréquemment les patientes à risque parce qu'il a été constaté que dans le cadre de celles-ci la morbidité et la mortalité sont plus élevées comparativement avec les grossesses normales. Conformément au rapport de la Société Canadienne d'Obstétrique et Gynécologie daté de Septembre 2007 [2], le suivi plus fréquent de ces patientes permet la réduction de la morbidité et de la mortalité perinatale jusqu'à 7.7%.

La présente étude propose une nouvelle méthode pour détecter le rythme cardiaque fœtal utilisant des signaux Doppler. La section 2 présente l'appareil Doppler pulsé, multi-capteur multi-profondeur Actifoetus développé par Althais Technologies, en collaboration avec l'unité Inserm U930, dans le cadre du département de la Conception Développement Electronique et des Ultrasons (CETU), du Service d'Activité Industrielle et Commerciale (SAIC), de l'Université François Rabelais de Tours. La méthodologie de l'acquisition des signaux est présentée dans la section 3. La méthode de l'estimation du rythme cardiaque fœtal consiste en deux étapes. La première étape décrite dans la section 4.1, utilise les signaux Doppler directionnels, voir figure (2) et les estimateurs (1)-(4). Une fois que nous avons analysé tous

les signaux, nous disposons de plusieurs estimations du même paramètre, le rythme cardiaque fœtal. La section 4.2 présente l'algorithme qui fusionne toutes les estimations dans une seule estimation finale. Finalement, les résultats expérimentaux section (5), puis nos conclusions section (6) sont présentés.

2 Equipement

Comme on peut voir dans la figure (1), le système Doppler Actifoetus contient trois groupes de quatre transducteurs ultrasonores, chaque transducteur travaillant à cinq profondeurs différentes, comprises entre 1.88 et 15 cm. Un groupe est utilisé pour la détection des mouvements des membres inférieurs, un groupe pour la détection des membres supérieurs tandis que le troisième groupe est utilisé pour la détection du rythme cardiaque fœtal. Les caractéristiques des transducteurs utilisés dans la détection du rythme cardiaque sont : bande passante 2.2MHz - 2.5MHz, fréquence d'émission de 2.25MHz, pression acoustique 1mW/cm², et fréquence de répétition des tirs 1 kHz.

3 Méthodologie de l'acquisition des signaux

Les signaux Doppler ont été acquis au CHU "Bretonneau" de 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, leur grossesse est singulière, et les enregistrements sont effectués durant les vingt-cinquièmes et quarantièmes semaines gestationnelles. Des grossesses dont le fœtus présent de malformations n'ont pas été considérées.

Les signaux ont été enregistrés simultanément en utilisant l'appareil Actifoetus et l'appareil de référence Oxford SONICAID (Oxford Instruments, Abington, UK). Les capteurs des deux appareils ont été positionnés sur l'abdomen de la mère de telle façon que les interférences entre les appareils soient éliminées. Tous les enregistrements ont été acquis avec la mère en position allongée. Avant l'enregistrement des signaux, une échographie a été réalisé pour localiser le cœur fœtal. Les seize enregistrements acquis simultanément avec les deux appareils ont été réalisés entre mai 2006 et septembre 2006.

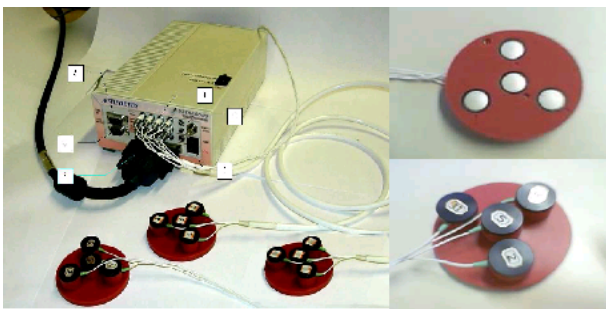


FIGURE 1 – Le système Actifoetus

4 L'estimation du rythme cardiaque fœtal

Le premier problème que nous avons étudié concerne l'estimation du rythme cardiaque fœtal pour un signal Doppler. Les appareils existants sur le marché, comme Oxford SONICAID [3] ou Hewlett-Packard 8030A [4], utilisent l'enveloppe du signal Doppler, figure (2), pour la détection du rythme cardiaque fœtal.

Toutefois, l'utilisation de l'enveloppe du signal Doppler rend difficile la détection du rythme cardiaque fœtal, à cause de la complexité du signal. L'enveloppe présente beaucoup de maximums dont leurs valeurs dépendent de la modification de la contractibilité cardiaque, de l'angle de tir et de la variation des vitesses des cellules cardiaques d'un cycle à l'autre.

Nous proposons une nouvelle méthode qui n'utilise plus l'enveloppe, mais plutôt les signaux directionnels, figure (3). En utilisant le signal Doppler complexe, nous extrayons les signaux directionnels qui correspondent aux fréquences positives, respectivement négatives, du signal Doppler complexe. Pour les obtenir, nous filtrons le signal Doppler complexe avec un filtre passe-bande pour repérer le spectre des mouvements des parois. Le signal filtré par un filtre passe-bande est ensuite filtré avec un filtre analytique et son conjugué. Un filtre analytique est un filtre qui élimine les fréquences négatives, tandis que le conjugué élimine les fréquences positives. Ainsi, nous obtenons le signal correspondant aux diffuseurs qui se rapprochent de capteurs, appelé "les amplitudes positives" et noté dans la figure (3) avec AP, respectivement le signal correspondant aux diffuseurs qui s'éloignent de capteurs, appelé "les amplitudes négatives" et noté avec AN.

Nous pouvons observer dans la figure (4), que l'en-

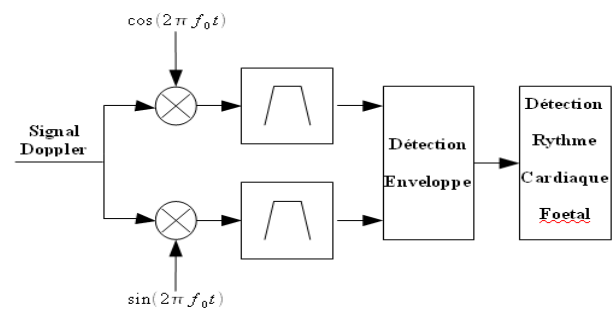


FIGURE 2 – Principe de détection du rythme cardiaque fœtal utilisant l'enveloppe du signal Doppler

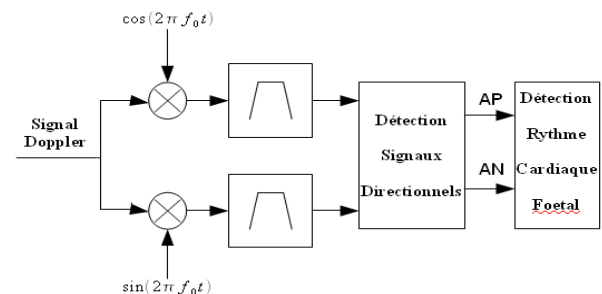


FIGURE 3 – Principe de détection du rythme cardiaque fœtal utilisant les signaux directionnels

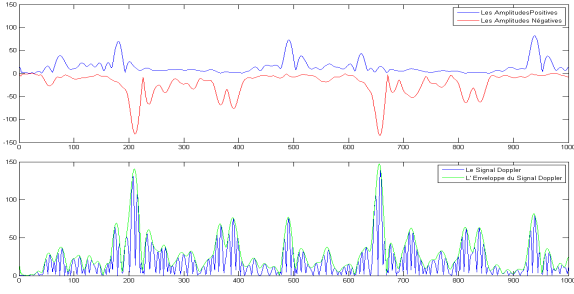


FIGURE 4 – Signal Doppler reçu sur le deuxième capteur, troisième profondeur : a) les amplitudes positives (en bleu), respectivement les amplitudes négatives (en rouge) ; b) le signal Doppler (en bleu) et son enveloppe (en vert)

veloppe du signal Doppler porte la double signature des amplitudes positives codées en bleu, et des amplitudes négatives codées en rouge. Par exemple, autour de 500 millisecondes, l'enveloppe du signal Doppler est influencée principalement de mouvements qui se rapprochent du capteur, tandis qu'autour de la 400-ième milliseconde nous pouvons observer l'influence des mouvements qui s'éloignent du capteur. L'influence alternative de ces deux mouvements détermine un signal non-directionnel avec de multiples maximums, voir la figure (4) en bas.

La complexité des signaux Doppler peut être réduite en utilisant les signaux directionnels, facilitant de cette manière la détection du rythme. De cette façon, la probabilité de la détection est améliorée, ce qui motive le choix des signaux directionnels au détriment de l'enveloppe du signal non-directionnel. Cependant, l'utilisation de cette méthode implique le traitement d'un nombre de signaux deux fois plus grand, ce qui augmente le volume de calcul.

4.1 Algorithme avec fenêtre glissante

Le rythme est déterminé en utilisant la procédure de la fenêtre glissante. Le processus consiste à estimer le rythme cardiaque à des intervalles très rapprochés. L'estimation est réalisée sur tous les signaux directionnels de tous les signaux Doppler. Pour chaque fenêtre temporelle du signal nous utilisons les maximums des fonctions de l'autocorrélation (1), corrélation croisée (2), du coefficient de corrélation (3). Nous mentionnons que dans le cas de l'estimateur YIN [5] (4) nous utilisons les minimums de la fonction. Nous notons ces fonctions avec I_i , $i=1, \dots, 4$.

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

$$I_2(t, k) = \frac{1}{W} \sum_{n=1}^W x(t, n) \cdot x(t, n+k) \quad (2)$$

$$I_3(t, k) = \frac{\sum_{n=1}^W x(t, n) \cdot x(t, n+k)}{\sum_{n=1}^W x(t, n) \cdot x(t, n)} \quad (3)$$

$$I_4(t, k) = \begin{cases} 1, & \text{if } k = 0 \\ d(t, k) / \left[\frac{1}{k} \sum_{j=1}^k d(t, j) \right] \end{cases} \quad (4)$$

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

Ici, nous avons noté W la largeur de la fenêtre glissante, t l'instant pour lequel nous calculons la fonction et k le décalage.

Les estimateurs I_1 - I_4 ne sont pas appliqués directement aux signaux directionnels, les signaux étant filtrés par un filtre passe-bas dont la fréquence de coupure est fixée à 4Hz, correspondante au rythme cardiaque maximal admis. La figure (5) illustre un signal synthétique, parfaitement périodique de 2048 échantillons, qui est une forme simplifiée des signaux directionnels filtrés. Nous calculons sa fonction d'autocorrélation par déphasage successif du signal, modifiant le paramètre k de la formule I_1 . Dans la figure (5), la fonction d'autocorrélation est normalisée avec son énergie $I_1(t, 0)$. Le segment d'analyse nécessite la présence d'au moins deux maximums pour qu'ils puissent se superposer et pour que les estimateurs I_1 - I_3 puissent présenter à leur tour des maximums (ou minimums I_4). D'un point de vue de l'implémentation, nous recommandons pour les grandes séquences l'implémentation des relations I_1 - I_4 dans le domaine fréquentiel, à cause de la rapidité accrue par rapport à l'implémentation dans le domaine temporel.

Un segment de taille W est analysé à chaque instant t . Le premier pas est de trouver les positions des maximums I_1 , I_2 , I_3 ou des minimums de la fonction I_4 , qui sont notés dans la figure (5), M_n , $n = 0, \dots, N - 1$, où N le nombre des extrêmes. En utilisant M_n , nous calculons les distances $D_n = M_n - M_{n-1}$ qui séparent deux maximums, respectivement deux minimums consécutifs, où $n = 1, \dots, N - 1$. Les distances calculées sont ensuite converties en battements par minute. Ensuite, nous notons $\Delta_n = |D_n - D_{n-1}|$, $n = 1, \dots, N - 1$ la différence absolue entre deux rythmes consécutifs et $\Delta = \{\Delta_1, \dots, \Delta_n\}$ le vecteur des différences absolues. Le vecteur Δ représente la variabilité du rythme sur le segment considéré, qui doit être plus petite qu'un seuil préétabli. Nous notons ce seuil ϵ exprimé en battements par minute. Nous fixons sa valeur à 35 [6]. Le seuil fixe l'intervalle de temps dans lequel nous attendons le maximum ou le minimum suivant la fonction. Si toutes les valeurs du vecteur Δ sont plus petites que ϵ , alors nous considérons que la valeur du rythme cardiaque calculée est la moyenne des valeurs des différences D_n , tandis

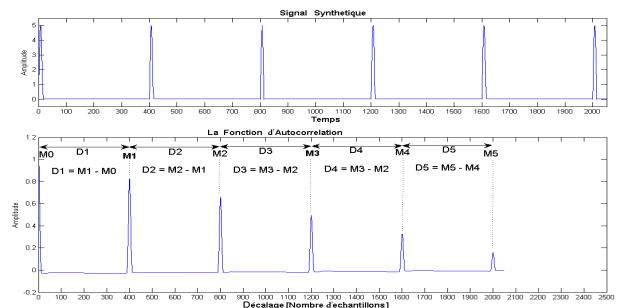


FIGURE 5 – L'exemple du calcul du rythme cardiaque fœtal pour un segment d'analyse

que dans le cas contraire nous décidons la non-détection du rythme. Cette condition fait que notre appareil n'est pas capable de détecter des battements singuliers anormaux, comme l'ensemble des appareils de monitoring foetal existants. Toutefois, la non-utilisation de cette contrainte peut produire des estimations supérieures par rapport à l'intervalle physiologique.

4.2 Fusion de plusieurs estimations du rythme cardiaque foetal

En appliquant l'algorithme décrit dans la section 4.1 sur tous les signaux Doppler directionnels, nous avons plusieurs estimations du même paramètre physiologique, le rythme cardiaque foetal. La question est de choisir la meilleure estimation parmi celles disponibles. Pour résoudre ce problème, nous proposons un algorithme qui utilise les propriétés statistiques du rythme cardiaque estimé sur chaque signal Doppler directionnel et la statistique du rythme cardiaque final fusionné, noté FHR dans la figure (6).

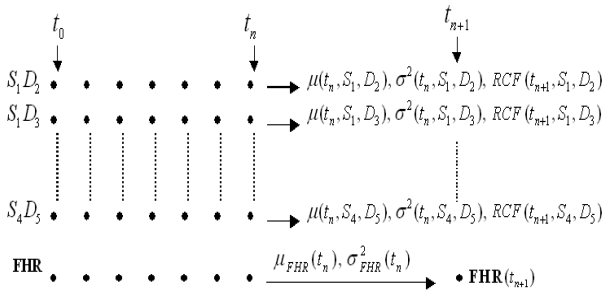


FIGURE 6 – Le rythme cardiaque foetal à t_{n+1} est une combinaison linéaire des rythmes cardiaques estimés sur les signaux directionnels

L'algorithme suppose une période dans laquelle l'analyse statistique est réalisée. Nous notons cette période t_0, \dots, t_n . Aussi, les signaux Doppler sont notés $S_i D_j$, où S signifie le transducteur et D la profondeur, $i = 1, \dots, 4$ et $j = 1, \dots, 5$. Avec les valeurs du rythme cardiaque calculées à chaque instant t_0, \dots, t_n sur chaque signal Doppler, nous estimons une statistique.

Cette statistique est valable à l'instant t_{n+1} . Donc, pour chaque signal Doppler $S_i D_j$ nous disposons à l'instant t_{n+1} d'une moyenne $\mu(t_n, S_i, D_j)$ et d'une variance $\sigma^2(t_n, S_i, D_j)$, qui dépendent des valeurs du rythme estimé à t_0, \dots, t_n . Aussi, à l'instant t_{n+1} , nous avons une moyenne $\mu_{FHR}(t_n, S_i, D_j)$ et une variance $\sigma_{FHR}^2(t_n, S_i, D_j)$ qui correspondent au rythme final fusionné. La première étape dans notre algorithme est de trouver le nombre $P(t_{n+1})$ des signaux Doppler pour lesquels l'estimation vérifie leur propre statistique et la statistique du rythme final. Par exemple, la valeur du rythme cardiaque foetal à l'instant t_{n+1} sur $S_1 D_2$, noté avec $RCF(t_{n+1}, S_1, D_2)$, doit être à l'intérieur des intervalles $[\mu(t_n, S_1, D_2) - 3\sigma^2(t_n, S_1, D_2), \mu(t_n, S_1, D_2) + 3\sigma^2(t_n, S_1, D_2)]$, et $[\mu_{FHR}(t_n) - 3\sigma_{FHR}^2(t_n), \mu_{FHR}(t_n) + 3\sigma_{FHR}^2(t_n)]$, pour qu'elle soit retenue. Si cette condition est remplie alors nous augmentons $P(t_{n+1})$, sinon nous rejetons ce signal Doppler et son estimation. Après nous avons identifié les signaux, le deuxième pas de l'algorithme consiste dans le calcul des poids utilisés dans

la combinaison linéaire [7], relation (5), qui donnera la valeur finale fusionnée du rythme cardiaque à l'instant t_{n+1} .

$$\begin{cases} \sum_{p=1}^{P(t_{n+1})} k_p(t_{n+1}, S_i, D_j) = 1 \\ k_p(t_{n+1}, S_i, D_j) = \frac{1}{\sigma_p^2(t_n, S_i, D_j) \sum_{p=1}^{P(t_{n+1})} \frac{1}{\sigma_p^2(t_n, S_i, D_j)}} \end{cases}$$

$$FHR(t_{n+1}) = \sum_{p=1}^{P(t_{n+1})} k_p(t_{n+1}, S_i, D_j) FHR(t_{n+1}, S_i, D_j) \quad (5)$$

La troisième étape concerne le calcul de la valeur fusionnée à l'instant t_{n+1} avec l'équation (5). Ayant la valeur du rythme fusionné FHR à t_{n+1} , nous ne devons que mettre à jour la période d'analyse et les statistiques. Pour ce faire, nous laissons de côté la valeur du rythme cardiaque à t_0 et nous considérons les valeurs calculées à t_{n+1} . Ainsi, nous calculons une nouvelle moyenne et une nouvelle variance pour l'intervalle t_1, \dots, t_{n+1} .

5 Résultats expérimentaux

L'algorithme décrit dans la section 4.1 a été appliqué pour chaque signal directionnel. Un premier point dans notre étude a été le choix de la taille W du segment d'analyse. En l'absence des battements anormaux, le rythme cardiaque foetal est compris entre 60 et 240 battements par minute. À la fréquence d'échantillonnage de 1kHz, ces différences sont équivalentes avec 1000 et 250 échantillons respectivement. Pour être capable de détecter un rythme minimal de 60 battements par minute, il faut que le segment considéré présente au moins deux maximums, ce qui implique une longueur minimale de 2000 échantillons pour la taille W du segment.

La figure (7) présente deux estimations du rythme cardiaque du même signal Doppler directionnel utilisant l'autocorrélation. Dans une première approche, la taille W du segment a été de 4 secondes, tandis que dans la deuxième nous avons utilisé une taille de 2 secondes. Comme indiqué sur la figure (7), dans les zones non-stationnaires du rythme cardiaque, la probabilité de la perte du rythme dans un segment est d'autant plus grande que le segment d'analyse est plus grand. L'utilisation de valeurs plus petites possibles de la taille W du segment dans ces zones est préférable. La valeur idéale est la valeur qui permet l'encadrement de seulement deux maximums. Pour les encadrer, une adaptation de la taille W en fonction du rythme cardiaque est suggérée [6], comme étant 3-4 fois la valeur du dernier intervalle entre deux battements consécutifs. Cependant, une adaptation erronée peut impliquer la perte du rythme. Parce que le choix de la valeur W dans le cas de la perte du rythme semble ne pas être très claire, nous avons décidé de garder W constant. En variant W , nous avons trouvé que la valeur optimale de ce paramètre est d'environ deux secondes. Pour de raisons d'implémentation nous avons fixé la valeur à 2048 échantillons. Sachant que pour un foetus normal le rythme cardiaque est compris entre 110 et 160 battements par minute et que celui-ci correspond dans le domaine temporel à l'intervalle 545-375ms respectivement, notre choix est proche de ceux existants dans la littérature.

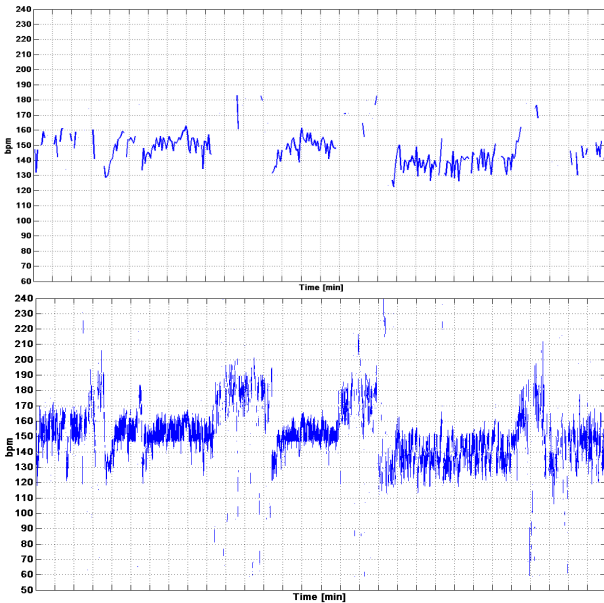


FIGURE 7 – L'autocorrélation (I_1) 19-SAB-CA : transducteur 2 - profondeur 3 : a) taille du segment d'analyse $W=4s$ sans recouvrement ; b) taille du segment d'analyse $W=2s$ avec recouvrement 250ms

Une fois la taille W fixée, nous avons utilisé cette valeur pour détecter le rythme avec les méthodes (1)-(4). Nous avons vérifié la probabilité de détection de chaque estimateur. En utilisant une taille de $W=2,048$ secondes, nous pouvons observer dans la figure (8) l'exemple du calcul du rythme cardiaque sur les amplitudes positives d'un signal Doppler pour une patiente codé 19-SAB-CA.

De ce point de vue, l'autocorrélation s'est avérée supérieure aux autres estimateurs, la probabilité de détection étant toujours supérieure. Nos calculs montrent la supériorité de l'autocorrélation, aussi bien dans les zones stationnaires que dans les zones non-stationnaires du rythme cardiaque. Si pendant les périodes stables du rythme la valeur W est moins importante, pendant les périodes de variations brusques, l'importance de la taille de la fenêtre augmente. Nous expliquons la supériorité de l'autocorrélation par la taille W nécessaire à son calcul, qui est plus petite que dans le cas des autres estimateurs, comme les formules (1)-(4) le suggèrent. Le calcul de l'autocorrélation nécessite un nombre de W échantillons par rapport aux autres estimateurs qui nécessitent $2W$ échantillons.

Un autre avantage de l'autocorrélation est le nombre réduit de calculs en comparaison avec les autres techniques. Aussi, nous notons ici que l'inconvénient majeur de l'autocorrélation est l'augmentation de la probabilité d'apparition des fausses estimations par rapport aux autres techniques. Pourtant, ces estimations seront éliminées dans l'étape de la fusion qui donnera la valeur finale du rythme cardiaque.

La prochaine étape de notre étude était de vérifier la probabilité de détection du rythme cardiaque utilisant l'enveloppe du signal Doppler comparativement avec la probabilité de détection utilisant les signaux directionnels. La figure (9) montre le rythme cardiaque détecté sur les amplitudes positives, négatives et sur l'enveloppe d'un signal Doppler respectivement. L'algorithme présenté dans la section 4.1 a été appliqué aux trois si-

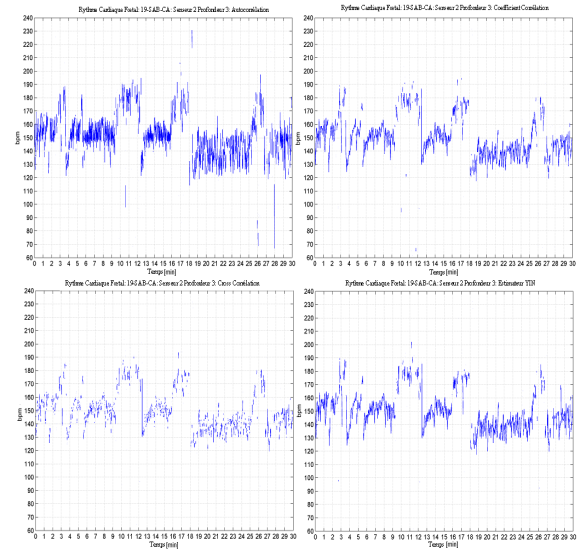


FIGURE 8 – Patiente 19-SAB-CA. Rythme cardiaque fœtal sur les amplitudes positives du signal Doppler avec : a) en haut-gauche : I_1 ; b) en bas-gauche : I_2 ; c) en haut-droite : I_3 ; d) en bas-droite : I_4

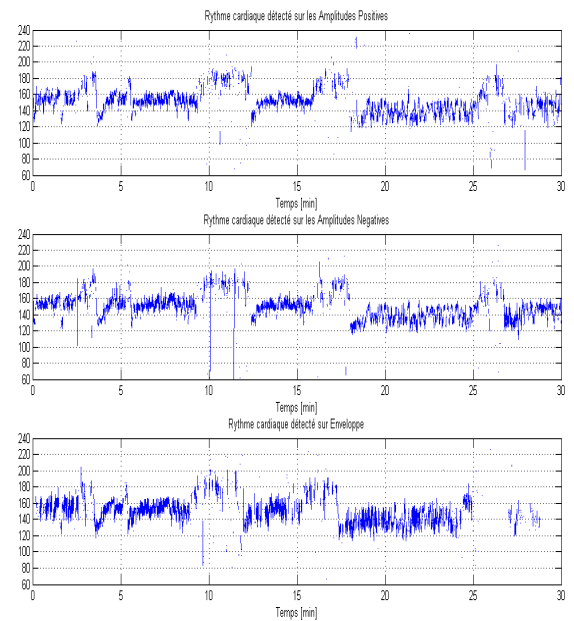


FIGURE 9 – Détection du rythme cardiaque fœtal : a) sur les amplitudes positives ; b) sur les amplitudes négatives ; c) sur l'enveloppe

gnaux en utilisant la même taille $W = 2.048$ secondes, et le même estimateur I_1 , l'autocorrélation. Nous pouvons observer que la détection du rythme cardiaque a été supérieure dans le cas de l'utilisation des signaux directionnels. Aussi, nous pouvons observer que de fausses estimations du rythme sont présentées indifféremment du signal utilisé, celles-ci apparaissant aux moments aléatoires. La supériorité de la détection du rythme cardiaque utilisant les signaux directionnels s'explique par la simplification de la complexité des signaux directionnels par rapport à l'enveloppe du signal Doppler.

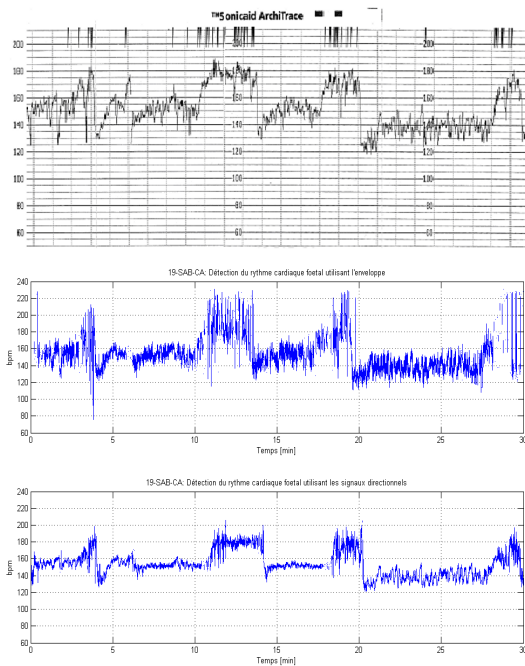


FIGURE 10 – Rythme cardiaque fœtal final fusionnée :
a) référence Oxford SONICAID ; b) utilisant l'enveloppe ; c) utilisant les signaux directionnels

Nous avons estimé le rythme cardiaque fœtal aussi bien sur les signaux directionnels que sur l'enveloppe, en utilisant l'autocorrélation. Dans le cas des signaux directionnels nous avons eu quarante estimations, tandis que pour l'utilisation de l'enveloppe nous avons disposé de vingt estimations. Les estimations ont été fusionnées à chaque instant en utilisant l'algorithme présenté dans la section 4.2.

La figure (10) présente la valeur finale fusionnée dans les deux cas. En comparant avec le rythme estimé par notre référence Oxford SONICAID, nous pouvons observer que l'estimation du rythme est meilleure si nous utilisons les signaux directionnels, en rapport avec l'estimation faite sur l'enveloppe du signal.

6 Conclusion

Aujourd'hui le monitoring fœtal est indispensable dans la surveillance des patientes à risque. Un des paramètres qui indique l'état fœtal est le rythme cardiaque. Le rythme cardiaque reflète indirectement la concentration de l'oxygène dans le sang du fœtus.

Les appareils existants sur le marché utilisent pour la détection du rythme cardiaque fœtal par la méthode basée sur l'enveloppe du signal Doppler. Nous avons montré que l'utilisation des signaux directionnels augmente la probabilité de détection du rythme cardiaque. Aussi, nous avons montré la supériorité de la technique d'autocorrélation par rapport aux autres techniques. Dans ce sens, l'autocorrélation représente le meilleur compromis en terme de probabilité de détection et rapidité de calcul. Cependant, le désavantage majeur de l'autocorrélation consiste dans l'augmentation de la probabilité de fausses estimations.

Nous avons trouvé que pour de valeurs élevées de W , nous obtenons une mauvaise probabilité de détection,

spécifiquement dans les phases d'accélération et de décélération. Dans ce cas-là notre monitoring n'est pas très sûr, et pour certains examens, le temps pour lequel nous ne retrouvons pas le rythme est important, environ 20%. Nous avons réduit au maximum le pourcentage de non-détections, en utilisant une valeur plus petite de la taille d'analyse W simultanément avec l'utilisation du recouvrement. La perte du signal est dans ce cas de seulement 5%.

Finalement, nous avons montré que l'estimation du rythme cardiaque utilisant les signaux directionnels est plus proche du rythme estimé par rapport à notre référence, que celle effectuée sur l'enveloppe du signal Doppler. La comparaison a été faite subjectivement parce qu'il n'a pas été possible d'avoir accès aux valeurs numériques de notre appareil de référence Oxford SONICAID.

Remerciements

Les auteurs voudraient remercier Catherine Rousel, Alette Decock, CIC-IT CHRU Bretonneau, Tours, France, pour les discussions.

Références

- [1] Rey H.R. Bowe E.T., James L.S., "Impact of Fetal Heart Rate Monitoring and Fetal Blood Sampling on Infant Mortality and Morbidity", *Pediatric Research*, 8 (4), 450, (1974)
- [2] La Société des Obstétriciens et Gynécologues du Canada, "Surveillance du bien-être fœtal : Directive consensus d'antepartum et intrapartum", *Journal of Obstetrics and Gynaecology Canada*, 29 (9), (2007)
- [3] Pardey, J., Moulden M., Redman C.W.G., "A computer system for the numerical analysis of nonstress tests", *Am. J. Obstet Gynecol*, 185 (5), 1095-1103, (2002)
- [4] Jeffrey H.S., "A Logic State Analyzer for Microprocessor Systems", *Hewlett-Packard Journal*, 28 (5), (1977)
- [5] Cheveigne A., Kawahara H., "YIN, a Fundamental Frequency Estimator for Speech and Music", *J. Acoust. Soc. Am.*, 111 (4), 1917-1930, (2002)
- [6] Jezewski J., Wrobel J., Horoba K., "Comparison of Doppler ultrasound electrocardiography acquisition techniques for quantification of fetal heart rate variability", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 55 (5), 855-864, (2006)
- [7] Gelb A, "Applied Optimal Estimation", *Cambridge, M.I.T. Press*, (1974)