

THESE POUR OBTENIR LE GRADE DE
DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE TOURS

en Sciences de l'Ingénieur

présentée et soutenue publiquement
le xx septembre 2006
à l'Université de Tours

par

Denis Rouvre

**Caractérisation de l'activité foetale :
mise en oeuvre d'un dispositif d'enregistrement et
analyse des signaux doppler multidimensionnels**

Directeur de thèse :
Docteur Denis Kouamé

Rapporteurs : Lotfi Senhadji Professeur Université de Rennes 1
Didier Vray Professeur INSA de Lyon

Examineurs : Alain Herment Directeur de recherche Inserm U678
Denis Kouamé Maître de conférence Université de Tours
Franck Perrotin Professeur Université de Tours

Mis en page avec la classe thloria.

Remerciements

Je souhaite remercier toutes les personnes qui ont contribué à la réalisation de ma thèse : ma famille, les personnels du laboratoire, de l'hôpital, de la société Ultrasons Technologies ainsi que les membres de mon jury qui ont jugé ce travail.

Je tiens particulièrement à remercier le Docteur Denis Kouamé, mon directeur de thèse, pour tous les conseils qu'il m'a apporté au long du déroulement de ma thèse ainsi que Léandre Pourcelot pour l'intérêt qu'il a porté à ce travail.

Merci à Marion pour son soutien dans les moments difficiles (dans les autres aussi, d'ailleurs). Merci également à Coline d'avoir bien voulu se montrer nue sur la figure 1.14 et d'être arrivée dans ma vie à un moment on ne peut mieux choisi. Merci à Mathieu, qui s'est intéressé à mon travail, au moins autant qu'à ses Porsche, durant ces trois ans et à Julien pour son soutien de tous les jours.

Je remercie également tout le personnel de la société Ultrasons Technologies, et plus particulièrement Phillipe, qui m'a fait confiance ces cinq dernières années et Laurent avec qui se fût un plaisir de partager mon bureau. Merci également à Fabrice, pour ses idées, Thierry et Stéphane, les roi de la CAO et Jean-Yves qui manie la céramique et le silicone comme personne. Merci à Anton et à ses doigts de fée, qui soude plus vite que son ombre. Je pense également à Stéphanie et Isabelle, expatriées d'Ultrasons Technologie au sein du LUSSE, merci pour ces moments passés à parler (enfin... à m'écouter) à la cafet'.

Merci aux doctorants avec lesquels j'ai travaillé et pu avoir des discussions scientifiques. Je pense notamment à Grégory et Emmanuelle avec lesquels j'ai passé plus que des moments de travail au sein du laboratoire. Je profite de cette page pour remercier Alain de son éternelle bonne humeur et pour les agréables moments passés ensemble lors de mon DEA. Merci à Nicolas d'avoir été là au moment où j'avais besoin de travailler sur

ii

les capteurs.

*Je dédie cette thèse
à Marion et Coline.*

Table des matières

Table des figures	ix
Introduction	1
Chapitre 1	
Généralités sur les ultrasons et le fœtus	
1.1 Les ultrasons	7
1.1.1 Introduction	7
1.1.2 Ultrasons	7
1.1.3 Transmission et réflexion	7
1.1.4 Atténuation	8
1.1.5 Champ ultrasonore	10
1.2 Conception des transducteurs	12
1.2.1 Element piézoélectrique	12
1.2.2 Le milieu amortisseur	14
1.2.3 Lame d'adaptation avant	15
1.3 Effet Doppler	15
1.3.1 Doppler continu	16
1.3.2 Système Doppler pulsé	19
1.3.3 Signal Doppler après démodulation	20
1.3.4 Dispositifs d'imagerie Ultrasonore	21
1.4 Le fœtus, son évolution, son comportement	27
1.4.1 Mouvements foetaux	27
1.4.2 Comportement foetal	30
1.5 Paramètres caractéristiques du bien-être foetal	31
1.5.1 Comptage des mouvements actifs	31
1.5.2 Rythme cardiaque foetal	33
1.5.3 Les mouvements respiratoires foetaux	39
1.5.4 Score de Manning	39
1.5.5 Dispositifs existants	41

Chapitre 2**Le dispositif Actifoetus**

2.1	Introduction	45
2.2	Partie matérielle	46
2.2.1	Les transducteurs (capteurs)	47
2.2.2	Électronique, acquisition du signal Doppler	52
2.2.3	Ordinateur et carte d'acquisition	57

Chapitre 3**Techniques de traitement des signaux foetaux multidimensionnels**

3.1	Introduction	61
3.2	Signaux et mise en forme	62
3.2.1	Signaux numérisés par Actifoetus	62
3.2.2	Les informations élémentaires issues du signal Doppler monodimensionnel	63
3.3	Extraction des paramètres foetaux du signal Doppler	67
3.3.1	Rythme cardiaque foetal	67
3.3.2	Mouvements des membres inférieurs et supérieurs	72
3.3.3	Estimation de la pseudo-respiration foetale	75
3.3.4	Mise en évidence de hoquet foetal	79
3.4	Introduction sur le traitement du signal multidimensionnel	82
3.4.1	Modèle de mélange	83
3.5	Détermination du nombre de sources dans un mélange instantané	84
3.5.1	Méthodes	84
3.5.2	Simulations	87
3.5.3	Conclusion	91
3.6	Séparation aveugle de sources	93
3.6.1	Introduction	93
3.6.2	Analyse en composantes indépendantes	94
3.6.3	Comparaison de différentes méthodes d'ACI	98
3.6.4	Analyse en facteurs indépendants	108
3.6.5	Exemple de séparation de source par AFI	112
3.6.6	Séparation de sources parcimonieuses	113
3.6.7	Comparaison des différentes techniques	119
3.6.8	Séparation In-Vivo	123
3.6.9	Conclusion	124
3.7	Décomposition modale empirique appliquée au Doppler	126
3.7.1	Présentation de la méthode	126
3.7.2	Amélioration de la détection du rythme cardiaque par décomposition modale	127
3.7.3	Mise en évidence de mouvements avec la décomposition modale	131
3.8	Conclusion	132

Chapitre 4**Validation clinique de l'appareil**

4.1	Introduction	135
4.2	Protocole d'étude	136
4.3	Mise en place d'un score ultrasonore	141
4.3.1	Comparaison du RCF avec l'Oxford	142
4.3.2	Comparaison Détection de mouvements - comptage maternel	142
4.3.3	Critères du score	143
4.3.4	Conclusion	146

Chapitre 5**Conclusion et perspectives**

5.1	Glossaire	155
5.2	Notations	156

Bibliographie**159****Chapitre 6****Annexes**

6.1	Annexe 1 : interface homme machine	167
6.2	Gestion des patientes	168
6.2.1	Tableau d'inclusion de l'étude clinique	169
6.2.2	Analyse en facteurs indépendants	170

Table des figures

1.1	Profondeur d'exploration et atténuation	10
1.2	Zone de Fresnel et zone de Fraunhofer	11
1.3	Champ de pression	11
1.4	Décomposition des éléments d'un transducteur ultrasonore	12
1.5	Element piézoélectrique	13
1.6	Piézoélectricité du quartz	14
1.7	Réflexion d'une onde ultrasonore sur un réflecteur en mouvement	16
1.8	Principe de fonctionnement d'un système Doppler continu	17
1.9	Principe de fonctionnement d'un système Doppler pulsé	19
1.10	Principe du Doppler pulsé	20
1.11	Principe de l'échographie en mode A	23
1.12	Principe de l'échographie en mode temps-mouvement	24
1.13	Principe de l'échographie en mode B	25
1.14	Exemple d'image en mode B	26
1.15	Apparition des mouvements en fonction de l'âge	28
1.16	Les quatre états du foetus	32
2.1	Schéma de principe du système Actifoetus	46
2.2	Les transducteurs (capteurs) d'Actifoetus	47
2.3	Diagramme de rayonnement des capteurs	48
2.4	Bande passante des transducteurs	49
2.5	Différentes intensités acoustiques de capteurs pour Doppler pulsé	50
2.6	Schéma du support en silicone	53
2.7	Module électronique Doppler	54

2.8	Architecture des cartes électroniques	55
2.9	Séquence d'activation des Dopplers	56
2.10	Séquence d'émission pour un capteur	57
3.1	Signal Doppler	62
3.2	Informations extraites du signal Doppler	63
3.3	Extraction des amplitudes positives et négatives	64
3.4	Diagramme des amplitudes, phase et spectrogramme	66
3.5	Rythme cardiaque foetal enregistré avec Actifoetus	68
3.6	Conditionnement des signaux après autoconvolution	69
3.7	Mesure du rythme cardiaque foetal : méthode d'autocorrélation	70
3.8	Mesure du rythme cardiaque foetal : autoconvolution et autocorrélation	71
3.9	Autocorrélation : mesure sur une minute	72
3.10	Mouvement des bras enregistré avec Actifoetus	73
3.11	Comptage des mouvements : Schéma de principe	74
3.12	Détection des mouvements	75
3.13	Mouvement de pseudo-respiration foetale enregistré avec Actifoetus	76
3.14	Détection de la pseudo-respiration foetale	79
3.15	Hoquet foetal enregistré avec Actifoetus	80
3.16	Comparaison Hoquet foetal - Pseudo-respiration	81
3.17	Mélange instantané de sources	83
3.18	Signaux simulés	87
3.19	Résultats des critères AIC et MDL pour $x = A_1.s$	88
3.20	Résultat de la méthode FMO	88
3.21	Résultats des critères AIC et MDL pour la matrice $x = A_2.s$	89
3.22	Résultat de la méthode FMO	90
3.23	Résultats des critères AIC et MDL pour la matrice x_2 de taille (8×3)	90
3.24	Résultats des critères MDL et AIC pour $\Re(x)$ (à gauche) et pour $\Im(x)$ pour la matrice $x = A_1.s$ bruitée	91
3.25	Résultat de la méthode FMO pour $\Re(x)$ (à gauche) et pour $\Im(x)$ pour la matrice $x = A_1.s$ bruitée	92
3.26	Principe de l'analyse en composantes indépendantes	96
3.27	Analyse en composantes indépendante et analyse en composantes principales	97

3.28	Analyse en composantes indépendante dans le domaine fréquentiel	98
3.29	Signaux originaux et mélange	99
3.30	Séparation de sources par ACI : JADE	102
3.31	Séparation de sources par ACI : MaxKurt	104
3.32	Séparation de sources par ACI : FASTICA	106
3.33	Séparation de sources par ACI : influence du bruit	107
3.34	Modèle de l'AFI	109
3.35	AFI : simulation sur deux signaux	112
3.36	AFI : simulation sur deux signaux	113
3.37	TCDM et MCDDT inverse	115
3.38	Parcimonie : exemple d'utilisation de la TCDM	117
3.39	Comparaison des niveaux de bruits après séparation	120
3.40	Comparaison des méthodes de séparation à 20 dB	121
3.41	Comparaison des méthodes de séparation à 0 dB	122
3.42	Critère Akaike Information Criterion	124
3.43	Séparation de sources in-vivo	125
3.44	Détection par autocorrélation	128
3.45	EMD : analyse sur 8 secondes	129
3.46	EMD : analyse sur 8 minutes	131
3.47	EMD : application à l'estimation des mouvements	132
4.1	Schéma de l'étude clinique	137
4.2	Procédure d'examen	140
4.3	Nombre d'enregistrement en fonction de l'âge	141
4.4	Comparaison Actifoetus - Oxford Instrument	143
4.5	Comparaison Actifoetus - Comptage maternel	144
4.6	Présentation du score ultrasonore	148
4.7	Evolution du score entre deux enregistrements	149
6.1	Première version de l'interface homme-machine	169
6.2	Logiciel de mesure et d'enregistrement	170
6.3	Gestion des données par patiente	170
6.4	Gestion des données par enregistrement	171

6.5 Modèle de l'AFI 174

Introduction

L'exploration foetale est aujourd'hui la technique de référence dans la mise en évidence de pathologies foetales. L'échographie, le Doppler et le monitoring électronique du fœtus sont devenus indispensables en milieu hospitalier, notamment dans les services d'obstétrique. Ces techniques non-invasives permettent en effet d'accéder à des informations relatives aux signes vitaux du fœtus à moindre coût et en toute sécurité. Il y a toutefois un besoin en terme d'objectivité dans le monitoring foetal électronique, puisque l'évaluation du bien-être ou de la souffrance foetale repose en effet aujourd'hui sur des critères subjectifs liés à l'évaluation par la sage-femme ou le médecin. Actuellement, les techniques utilisées (comptage maternel, cardiotocographie, score biophysique) souffrent de limitations de par leur subjectivité mais également par la longue durée de tels examens. La surveillance foetale se résume en la surveillance de la fréquence cardiaque du bébé en vue de recueillir des indications de stress pendant le travail et la naissance en utilisant des ultrasons et l'électrocardiographie.

L'analyse du son cardiaque foetal a été employée pendant plus de 100 ans pour découvrir si le fœtus est vivant ou non. Le stéthoscope de Pinard (entonnoir en bois simple) peut encore être utilisé à cette fin. La surveillance foetale électronique a été présentée pendant les années 70 avec l'arrivée de la cardiotocographie (CTG). On a reconnu que les possibilités de surveiller continuellement les réactions du fœtus, combiné aux nouvelles méthodes d'estimation de fréquence cardiaque foetale, permet de détecter plus rapidement l'insuffisance en oxygène et ainsi prévenir des dommages au cerveau. La cardiotocographie fournit des informations sur la fréquence cardiaque foetale et le travail de la mère. Un

des problèmes de la surveillance foetale standard est la tendance à vouloir l'employer de manière continue sur chaque mère. Cela n'améliore pas la surveillance et tend même à faire augmenter le nombre de césariennes. Il a en revanche été démontré que l'évaluation du bien-être foetal, utilisée dans des cas précis où il y a risque d'asphyxie foetale, réduit la mortalité périnatale. Il est donc reconnu qu'employer un Doppler est réellement efficace dans le but d'analyser le bien-être foetal. Dans cette perspective, il devient possible d'intégrer la détection automatisée de l'activité foetale comme outil clinique.

En 1980, Manning [Manning *et al.*, 1980] propose une technique de mesure du bien être foetal connue sous le nom de score de Manning. Celui-ci donne un score compris entre 0 et 10, dont le résultat indique le degré de bien-être du fœtus. Plus précise que la simple analyse du tracé cardiaque, cette technique se base non seulement sur la détection du rythme cardiaque foetal avec l'étude de son évolution temporelle, mais également le comptage des mouvements du fœtus, ainsi que la détection de sa pseudo-respiration. Malheureusement, un tel test est coûteux en temps, puisqu'il nécessite en moyenne une heure, et en matériel, puisqu'il nécessite un échographe durant toute la durée de la mesure. Ces limitations rendent le score de Manning difficile à utiliser de manière routinière, contrairement à l'évaluation du rythme cardiaque foetal. Un appareil électronique permettant une analyse objective des critères définis par Manning permettrait d'augmenter la sensibilité et la spécificité d'une telle mesure du bien-être foetal. C'est la raison pour laquelle nous avons voulu développer un appareil et des techniques de traitement numérique du signal dédiés dont le but est de déterminer les paramètres pertinents de l'activité foetale et par conséquent fournir des outils quantitatifs permettant un diagnostic similaire à celui réalisé par le score de Manning, de manière automatique.

J'ai réalisé ma thèse au sein du laboratoire LUSSE, dans lequel j'ai mis au point les techniques de traitement du signal, et de la société Ultrasons Technologies, dans laquelle j'ai mis au point la partie matérielle et logicielle. La partie concernant la validation clinique de l'appareil a été réalisée en collaboration entre la société Ultrasons Technologies et le Centre d'Investigations Technologique (CIT) Ultrasons du Centre Hospitalier Régional

Universitaire de Tours.

C'est dans ce cadre que nous avons développé un système doté de douze capteurs ultrasonores permettant de recueillir les signaux Doppler avec cinq profondeurs par capteurs permettant ainsi une large exploration du fœtus.

Nous avons également développé des techniques numériques de traitement du signal, exploitant la redondance d'informations qu'apporte le grand nombre de capteurs dont nous disposons et rendant ainsi possible l'extraction de caractéristiques pertinentes permettant de réaliser une estimation du bien-être ou de la souffrance fœtale. Pour cela, nous avons comparé des méthodes de séparation de sources aveugles par analyse en composantes indépendantes (ACI), l'analyse en facteur indépendant (AFI) et la séparation de source parcimonieuse. Notre objectif a été d'extraire et de séparer les signaux en provenance du fœtus. Notre travail sur l'application de la décomposition modale empirique (EMD) au signal Doppler nous a permis d'améliorer la détection du rythme cardiaque fœtal.

Ce système est actuellement au coeur d'une étude clinique en cours en milieu hospitalier afin de valider notre système et de le comparer aux systèmes existants.

Le premier chapitre constitue un rappel des généralités sur les ultrasons et sur le comportement fœtal. Le deuxième chapitre présente le système que nous avons développé au sein de la société Ultrasons Technologies. Le troisième chapitre présente le traitement du signal que nous avons mis en oeuvre avec notre système Doppler multi-capteurs dans le but d'extraire les paramètres pertinents relatifs à la santé du fœtus. Enfin, la validation et l'évaluation clinique du système réalisées au Centre Hospitalier Régional Universitaire de Tours sont présentées dans le quatrième chapitre.

Chapitre 1

Généralités sur les ultrasons et le fœtus

Sommaire

1.1 Les ultrasons	7
1.1.1 Introduction	7
1.1.2 Ultrasons	7
1.1.3 Transmission et réflexion	7
1.1.4 Atténuation	8
1.1.5 Champ ultrasonore	10
1.2 Conception des transducteurs	12
1.2.1 Element piézoélectrique	12
1.2.2 Le milieu amortisseur	14
1.2.3 Lame d'adaptation avant	15
1.3 Effet Doppler	15
1.3.1 Doppler continu	16
1.3.2 Système Doppler pulsé	19
1.3.3 Signal Doppler après démodulation	20
1.3.4 Dispositifs d'imagerie Ultrasonore	21
1.4 Le fœtus, son évolution, son comportement	27
1.4.1 Mouvements fœtaux	27
1.4.2 Comportement fœtal	30
1.5 Paramètres caractéristiques du bien-être fœtal	31
1.5.1 Comptage des mouvements actifs	31
1.5.2 Rythme cardiaque fœtal	33

1.5.3	Les mouvements respiratoires fœtaux	39
1.5.4	Score de Manning	39
1.5.5	Dispositifs existants	41

1.1 Les ultrasons

1.1.1 Introduction

L'exploration des mouvements foetaux de manière non-invasive ne peut avoir lieu que par des méthodes ultrasonores ou électrocardiographiques. Nous allons présenter dans cette partie le phénomène physique utilisé avec notre système : les ultrasons.

S'il est un élément des plus essentiels dans une chaîne de mesure, c'est bien évidemment la sonde et le processus physique qui y est lié.

1.1.2 Ultrasons

Le son est une onde mécanique qui ne peut se propager que dans les milieux matériels, élastiques et déformables. Les ultrasons sont des vibrations mécaniques de la matière de fréquences comprises entre 20 kHz et plusieurs MHz (50-200 MHz) et donc inaudibles pour l'oreille humaine. La propagation d'une onde ultrasonore entraîne une oscillation des particules du milieu de propagation autour de leur position d'équilibre, parallèlement à la direction de propagation de l'onde.

La vitesse des ultrasons à la température ambiante est de $333m.s^{-1}$ dans l'air et de $1500m.s^{-1}$ dans l'eau. Dans l'organisme humain, les ondes vont se propager à une vitesse proche de $1500m.s^{-1}$ suivant la nature des organes traversés. Lorsqu'elle se propage, une telle onde est atténuée, mais également en partie réfléchi.

1.1.3 Transmission et réflexion

Les tissus humains présentent une certaine résistance au passage des ultrasons. Cette résistance appelée impédance acoustique s'exprimant $Z = \rho c$, où ρ est la masse volumique du milieu et c la célérité de l'onde, est différente d'un tissu à un autre et la frontière entre tissus constitue une interface. Lorsque l'onde ultrasonore rencontre une interface, une partie de celle-ci est réfléchi tandis que l'autre est transmise.

Interfaces	Pourcentage d'énergie réfléchie
Graisse / Muscle	1,08
Graisse / Rein	0,64
Muscle / Sang	0,07
Os / Graisse	48,91
Os / Muscle	41,23
Tissus Mous / Eau	0,23
Tissus Mous / Air	99,9
Tissus Mous / PZT	80

TAB. 1.1 – *Pourcentage d'énergie réfléchie aux interfaces de tissus biologiques sous incidence normale [MacDicken, June 1996]*

Dans le cas où l'onde est plane et que l'interface entre les deux milieux est également plane, les coefficients de réflexion et de transmission sont déterminés à partir des impédances acoustiques des deux milieux et de l'angle d'incidence des ultrasons. Si l'on considère le cas de milieux ne supportant que des ondes longitudinales et pour une incidence normale, alors les expressions des coefficients de transmission (T) et de réflexion (R) sont les suivantes :

$$T = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}; R = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (1.1)$$

dans lesquelles Z_1 et Z_2 sont les impédances acoustiques des deux milieux. Le tableau 1.1 présente le pourcentage d'énergie réfléchie aux interfaces de tissus biologiques sous incidence normale [MacDicken, June 1996]. La différence entre les interface apparaît évidente. Les échos réfléchis sont donc d'amplitudes complètement différentes d'une interface à l'autre, c'est la raison pour laquelle les échographes réalisent un seuillage .

1.1.4 Atténuation

Lors de sa propagation dans un milieu, une onde ultrasonore subit une atténuation de son amplitude dont la variation en fonction de la pénétration z est donnée par la relation suivante [Berson et Gregoire, 1997] :

$$A_{(z)} = A_{(0)}e^{-\alpha z} \quad (1.2)$$

Milieu	Atténuation à 1 MHz en dB/cm	Dépendance de l'atténuation avec la fréquence
air	12	f^2
eau à 20°C	0,0022	f^2
sang	0,18	$f^{1,3}$
cerveau	0,85	f
tisus graisseux	0,63	f
tissu humain mou	0,81	f
muscle	1,3-3,3	f
Peau	1,3-3	f
poumon	41	$\frac{1}{f}$

TAB. 1.2 – Atténuation des ultrasons suivant le milieu [Guittet, 1997]

avec $A_{(0)}$: amplitude de l'onde acoustique à l'origine et $A_{(z)}$: amplitude de l'onde acoustique en z . Le coefficient d'atténuation ultrasonore α (dB/cm.MHz) est dépendant de la fréquence f de l'onde et s'exprime dans le cas général de la façon suivante :

$$\alpha = \alpha_0 \cdot f^m \quad (1.3)$$

où α_0 et m sont des paramètres caractéristiques du milieu qui sont déterminés à l'aide d'un ajustement polynomial sur la courbe $[\alpha(f), f]$.

Le tableau 1.2 [Guittet, 1997] donne à titre indicatif les valeurs du coefficient d'atténuation ainsi que la dépendance en fréquence pour différents milieux de propagation.

L'équation (1.3) indique que le faisceau ultrasonore est d'autant plus atténué que sa fréquence est élevée. Ceci entraîne une limitation de la profondeur d'exploration maximale en fonction de l'atténuation du milieu et de la fréquence ultrasonore. Notons également que la dynamique de l'appareil joue également dans la profondeur maximale d'exploration. La figure 1.1 représente cette variation pour un système de dynamique 80 dB [Foster *et al.*, 2000].

L'atténuation joue aussi un rôle de filtre acoustique passe-bas qui a pour effet de diminuer la résolution axiale lorsque la profondeur augmente. Tout milieu atténuant inséré dans le faisceau dégrade la qualité de l'image. C'est pour cette raison que le liquide de couplage et la fenêtre acoustique utilisés dans les sondes mécaniques doivent être le moins atténuants possible.

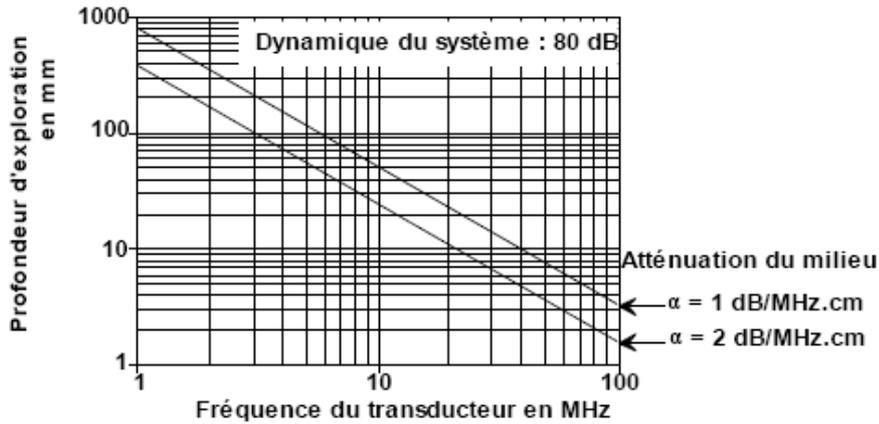


FIG. 1.1 – Profondeur d’exploration maximale théorique en fonction de l’atténuation et de la fréquence pour un appareil dont la dynamique est de 80 dB. [Foster *et al.*, 2000]

1.1.5 Champ ultrasonore

La génération des ondes ultrasonores et leur transformation en un signal électrique revêtent une grande importance, car la qualité de l’information obtenue sur le milieu étudié, comme l’écoulement sanguin par exemple, en dépend. En échographie médicale, on ne cherche pas à réaliser une onde plane longitudinale, mais un faisceau ultrasonore de section aussi fine que possible sur toute la profondeur d’exploration. La géométrie du champ acoustique généré par la sonde ultrasonore définit la résolution latérale. Elle dépend principalement des dimensions et de la forme de l’élément piézoélectrique du transducteur dans le cas d’un transducteur monocristal, ainsi que des combinaisons des émissions individuelles dans le cas d’un transducteur multiélément. Le champ acoustique peut être prédit de manière théorique en se basant sur le principe d’Huygens [Kino, 1987], qui modélise toute source ultrasonore par une somme d’éléments ponctuels adjacents qui rayonnent des ondes sphériques. Pour un transducteur circulaire de rayon a travaillant en mode piston, l’intensité du champ acoustique le long de l’axe du transducteur est donné par :

$$I_z = I_0 \cdot \sin^2 \left(\frac{\pi}{\lambda} (\sqrt{a^2 + z^2} - z) \right) \quad (1.4)$$

ou I_0 est l'intensité maximum, z la distance au transducteur et λ la longueur d'onde. La distance du dernier maximum de la fonction (1.4) est donnée par :

$$z_0 = \frac{4a^2 - \lambda^2}{4\lambda} \quad (1.5)$$

ce qui donne, avec $a^2 \gg \lambda^2$:

$$z_0 = \frac{a^2}{\lambda} \quad (1.6)$$

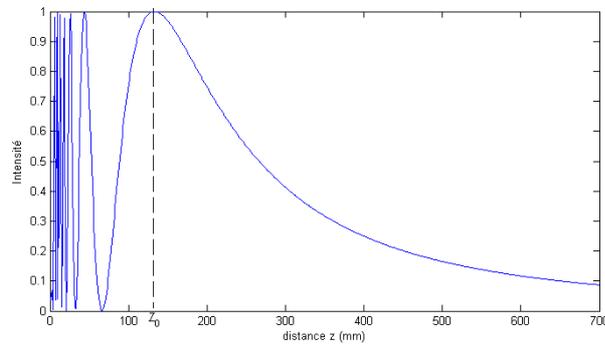


FIG. 1.2 – Zone de Fresnel et zone de Fraunhofer. Pour un transducteur à 2MHz de rayon 10 mm

La zone comprise entre le transducteur et la distance z_0 est appelée zone de Fresnel ou champ proche. Cette région est caractérisée par une oscillation de l'intensité du champ acoustique le long de l'axe du transducteur (fig. 1.2). Le champ acoustique est principalement contenu dans un cylindre de rayon égal à celui du transducteur.

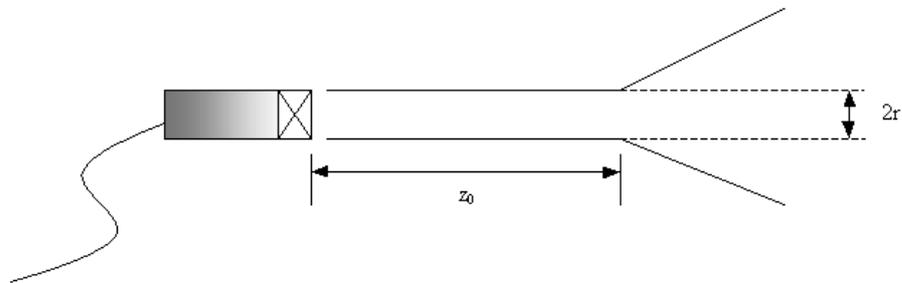


FIG. 1.3 – Champ de pression. r est le rayon du transducteur. La zone comprise entre le transducteur et la distance z_0 est appelée zone de Fresnel ou champ proche.

La zone située au-delà de la distance z_0 est appelée zone de Fraunhofer ou champ lointain. Dans cette région, l'intensité du champ acoustique le long de l'axe est proportionnelle à $\frac{1}{z^2}$ et présente une oscillation dans le plan perpendiculaire à l'axe de propagation.

1.2 Conception des transducteurs

Un transducteur ultrasonore est chargé de transformer une énergie électrique en une énergie mécanique qui amène à l'émission de l'onde ultrasonore. Il peut aussi jouer le rôle du récepteur en transformant une énergie mécanique en énergie électrique. Il est souvent composé de trois éléments essentiels : l'élément piézoélectrique, le milieu amortisseur (backing) et la lame avant (figure 1.4).

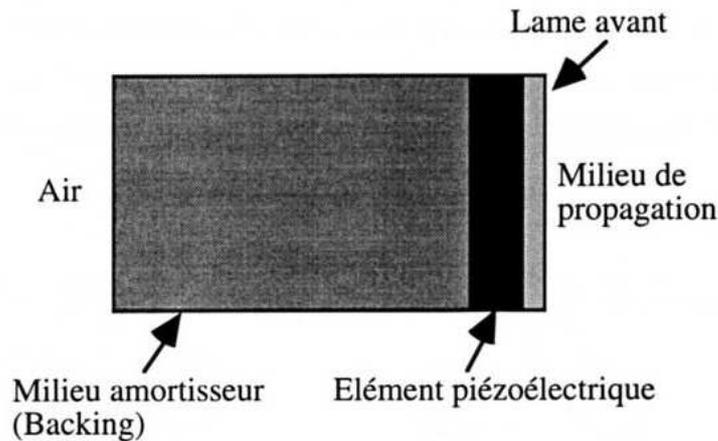
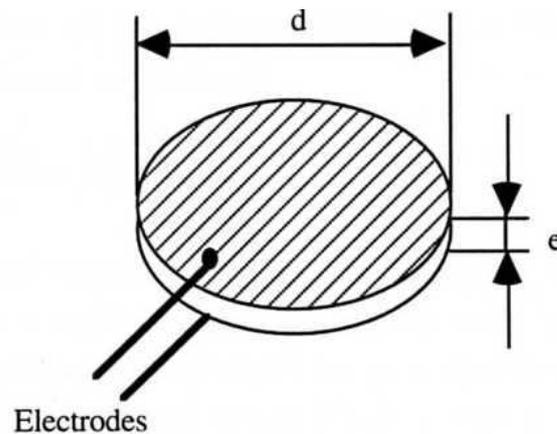


FIG. 1.4 – Décomposition des éléments d'un transducteur ultrasonore

1.2.1 Élément piézoélectrique

L'élément actif, ou convertisseur d'énergie, est constitué d'une petite plaque (typiquement quelques millimètres d'épaisseur) de matériaux piézoélectrique. Cette plaque est recouverte d'électrodes métalliques qui permettent de transmettre et de recueillir l'énergie électrique (figure 1.5). Le phénomène de la piézoélectricité peut être représenté en considérant un cristal de quartz.

FIG. 1.5 – *Element piézoélectrique***Effet piézoélectrique direct :**

Prenons une lame de quartz d'épaisseur e , taillée perpendiculairement à l'un des axes de symétrie binaire du cristal. A l'équilibre les barycentres des charges positives (atomes de silicium) et des charges négatives (atomes d'oxygène) sont confondus. Lorsque l'on exerce une contrainte P sur une des faces de la lame, la contrainte conduit à une variation de l'épaisseur du cristal et à une séparation des barycentres. Cette rupture de l'équilibre électrostatique entraîne l'apparition d'un dipôle électrique et de charges sur les électrodes : c'est le phénomène de polarisation. L'existence du champ électrique E équivaut à une différence de potentiel dV entre les électrodes (figure 1.6).

Effet piézoélectrique inverse :

A l'inverse du phénomène précédent, lorsqu'une différence de potentiel est appliquée aux électrodes, il se produit une rupture de l'équilibre électrostatique, ce qui entraîne une séparation des barycentres des charges. La contrainte interne qui en résulte provoque une variation de l'épaisseur.

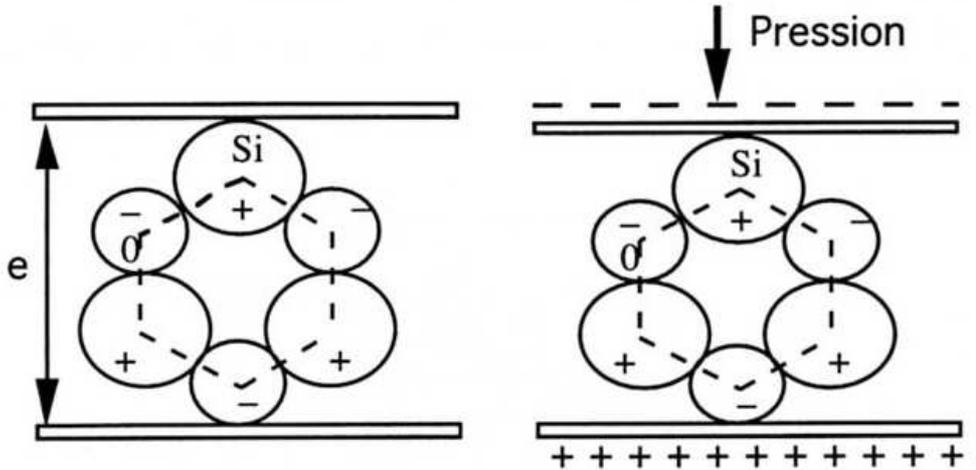


FIG. 1.6 – Piézoélectricité du quartz

1.2.2 Le milieu amortisseur

Le milieu amortisseur constitue le milieu arrière de la céramique. Encore appelé "backing", son rôle est d'absorber une partie de l'énergie acoustique de manière à réduire la durée de réponse électroacoustique. Imaginons un capteur sans milieu amortisseur excité par une impulsion électrique : la moitié de l'énergie acoustique générée va partir en face avant et l'autre en face arrière. Si on améliore le transfert d'énergie entre la face avant et le milieu de propagation, une grande partie de l'énergie dirigée vers l'avant sera transmise. En face arrière par contre, la désadaptation acoustique est importante, donc une très grande partie de l'énergie est réfléchiée et réémise en face avant. On récupère ainsi des échos de la face arrière qui se superposent avec les signaux émis par la face avant.

Si le milieu arrière est un milieu amortisseur, qui possède une impédance acoustique proche de celle l'élément piézoélectrique, une grande partie de l'énergie générée en face arrière de la céramique sera absorbée par le milieu amortisseur. On ne voit donc arriver que l'énergie générée en face avant, ce qui améliore considérablement la bande passante, mais la sensibilité s'en trouve réduite. Le choix du matériaux utilisé est donc basé sur ce compromis entre la bande passante et la sensibilité. En règle générale, les milieux amortisseurs sont fabriqués à partir d'une résine epoxy ou encore en liège.

1.2.3 lame d'adaptation avant

La céramique piézoélectrique décrite plus haut possède une impédance acoustique, notée Z , de l'ordre de 30 MRayl qui est à rapprocher des impédances des milieux qui l'entourent (par exemple $Z = 400\text{Rayl}$ pour l'air et $Z = 1,5\text{MRayl}$ pour l'eau). Il faut adapter acoustiquement cette céramique pour qu'il y ait l'émission d'ondes acoustiques.

La lame d'adaptation d'impédance, encore appelée lame avant ou lame quart-d'onde, joue le rôle d'adaptation d'impédance acoustique entre la céramique piézoélectrique et le milieu de propagation afin d'améliorer le rendement du capteur en émission et en réception. Elle est constituée d'une ou plusieurs lames adaptatrices et le cas échéant d'une lentille de focalisation.

1.3 Effet Doppler

Il existe deux grandes familles de systèmes à effet Doppler : les systèmes à Doppler continu et les systèmes à Doppler pulsé.

L'effet Doppler est un phénomène physique inhérent à tous les systèmes ondulatoires qu'ils soient électromagnétiques ou mécaniques. Son principe, découvert par le mathématicien et physicien C. Doppler en 1842, décrit que la fréquence d'un phénomène ondulatoire est perçue différemment par un observateur selon qu'il existe ou non un déplacement relatif entre lui et le phénomène. Ainsi, la sirène d'un véhicule de secours en déplacement paraît plus aiguë lorsque le véhicule se rapproche que lorsqu'il s'éloigne. Si on émet une onde ultrasonore à la fréquence f_0 et qu'elle est réfléchiée sur un réflecteur en mouvement (cf. fig 1.7), l'onde réfléchiée sera de fréquence $f_0 + f_d$. La fréquence de l'onde réfléchiée augmente lorsque la source et l'observateur se rapproche ($f_d > 0$); elle diminue lorsqu'ils s'éloignent ($f_d < 0$). Ce décalage en fréquence f_d est appelé décalage Doppler.

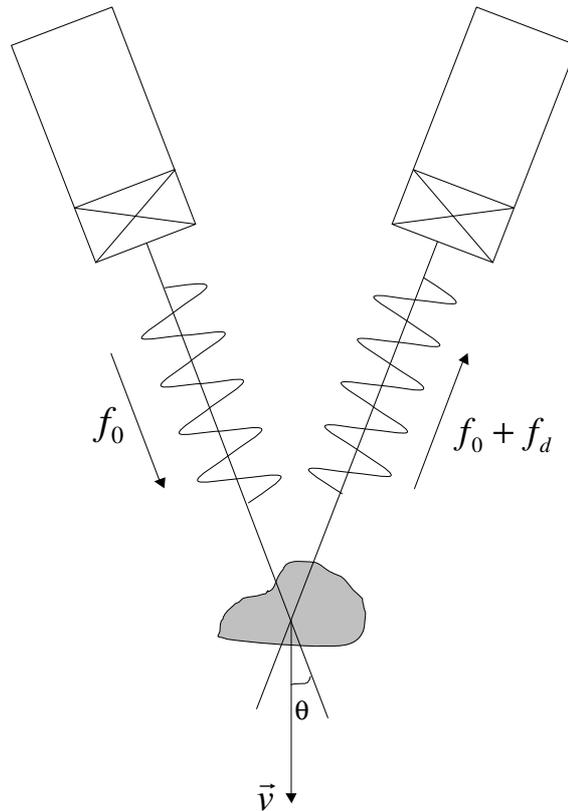


FIG. 1.7 – Réflexion d'une onde ultrasonore sur un réflecteur en mouvement

1.3.1 Doppler continu

Historiquement, les systèmes Doppler à émission continue furent les premiers appareils ultrasonores à effet Doppler. Ils utilisent habituellement deux transducteurs hémisphériques dans la même sonde, le premier étant destiné à émettre les ondes ultrasonores et le second à les recevoir. Les Doppler à émission continue n'ont aucune résolution en profondeur ; toutefois les ultrasons venant des grandes profondeurs sont plus atténués que ceux réfléchis à proximité du transducteur.

Son principe est assez simple, un oscillateur génère la fréquence de base des ultrasons à émettre. En général, la fréquence utilisée varie dans la gamme 1 à 20 MHz, selon la profondeur de pénétration souhaitée. L'appareillage effectue ensuite la comparaison des fréquences du signal émis et du signal reçu au niveau d'un démodulateur pour en extraire la fréquence Doppler en continu.

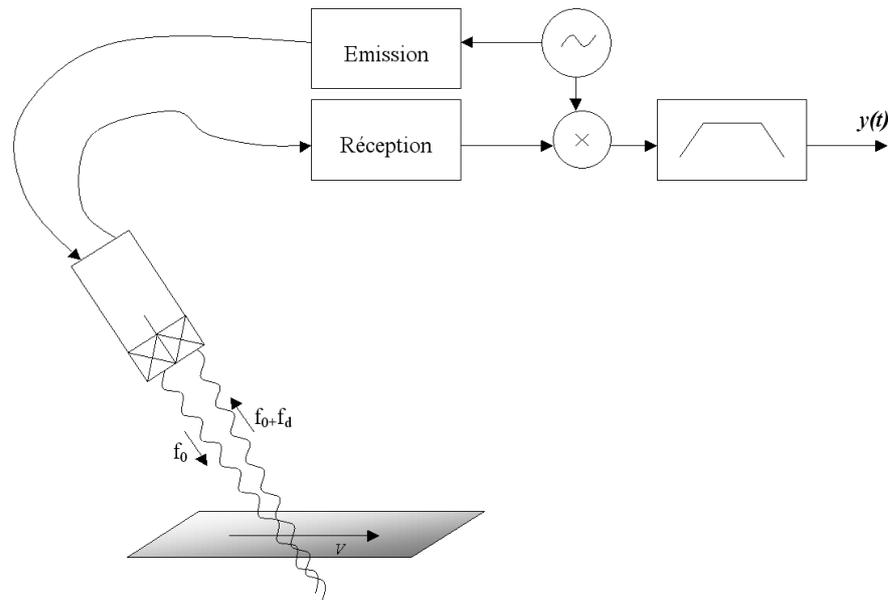


FIG. 1.8 – Principe de fonctionnement d'un système Doppler continu

Le signal reçu est multiplié par un signal en quadrature à la fréquence émise f_0 pour retrouver le décalage Doppler. C'est pourquoi on parle de démodulation en quadrature de phase. Le signal d'émission est :

$$e(t) = \cos(2\pi f_0 t) \quad (1.7)$$

Le signal reçu est alors égal à :

$$r(t) = a.e(\alpha(t - t_0)) = a.\cos(2\pi f_0 \alpha(t - t_0)) \quad (1.8)$$

avec $\alpha \simeq 1 - \frac{2v}{c}$, on pose $\Phi = 2\pi f_0 \alpha t_0$:

$$r(t) = a.\cos(2\pi f_0 \alpha t + \Phi) = a.\cos(2\pi(f_0 - f_0 \frac{2v.\cos(\theta)}{c}) + \Phi)$$

$$r(t) = a.\cos(2\pi(f_0 + f_d) + \Phi) \quad (1.9)$$

Si on multiplie ce signal par le signal émis, on obtient après simplification

$$I(t) = \frac{a}{2} [\cos(2\pi(2f_0 + f_d)t + \Phi) + \cos(2\pi f_d t + \Phi)] \quad (1.10)$$

Si on le multiplie maintenant par le signal en quadrature, on obtient après simplification

$$Q(t) = \frac{a}{2} [\sin(2\pi(2f_0 + f_d)t + \Phi) - \sin(2\pi f_d t + \Phi)] \quad (1.11)$$

Après un filtrage passe-bas, on obtient la composante directe et la composante en quadrature :

$$\begin{cases} I(t) = \frac{a}{2} \cos(2\pi f_d t + \Phi) \\ Q(t) = \frac{a}{2} \sin(2\pi f_d t + \Phi) \end{cases} \quad (1.12)$$

La direction du décalage Doppler est alors déterminée par la relation de phase entre la composante directe et en quadrature :

$$\begin{cases} fd > 0 \text{ si } Q(t) \text{ est en retard sur } I(t) \\ fd < 0 \text{ si } Q(t) \text{ est en avance sur } I(t) \end{cases}$$

Le signal Doppler directionnel est le signal complexe $I(t) + jQ(t)$.

La connaissance des composantes en phase et en quadrature permet de déterminer la direction de l'écoulement. Les signaux Doppler étant des signaux à bande étroite ($f_d \ll f_0$), le multiplicateur peut être remplacé par un échantillonneur travaillant à la fréquence d'émission [Smith, 1988]. Cette méthode ne provoque aucun biais tant que la largeur des spectres Doppler est inférieure à la moitié de la fréquence d'émission, ce qui est en général le cas, car $f_d \ll f_0$.

Les avantages du Doppler continu sont sa grande sensibilité pour détecter des flux lents et sa faible puissance acoustique. Il a cependant des limites : l'absence de résolution spatiale puisque le signal reçu est indépendant de la profondeur et les fréquences Doppler détectées proviennent de l'ensemble des cibles rencontrées sur le faisceau. Cependant une analyse spectrale du signal complexe recueilli permet de lever en partie ce handicap.

1.3.2 Système Doppler pulsé

Bien que le Doppler continu soit simple et pratique, cette technique n'offre pas la possibilité de détecter des mouvements en fonction de la profondeur. En revanche, une émission ultrasonore pulsée permet de déterminer la distance des échos Doppler et de mesurer leur vitesse. La célérité de l'onde ultrasonore étant à peu près constante dans le corps humain [Wells, 1969], le temps séparant l'émission de la réception de l'impulsion ultrasonore permet de connaître la profondeur de la cible. Le système peut être rendu multiportes simplement en échantillonnant plusieurs fois les composantes $I(t)$ et $Q(t)$.

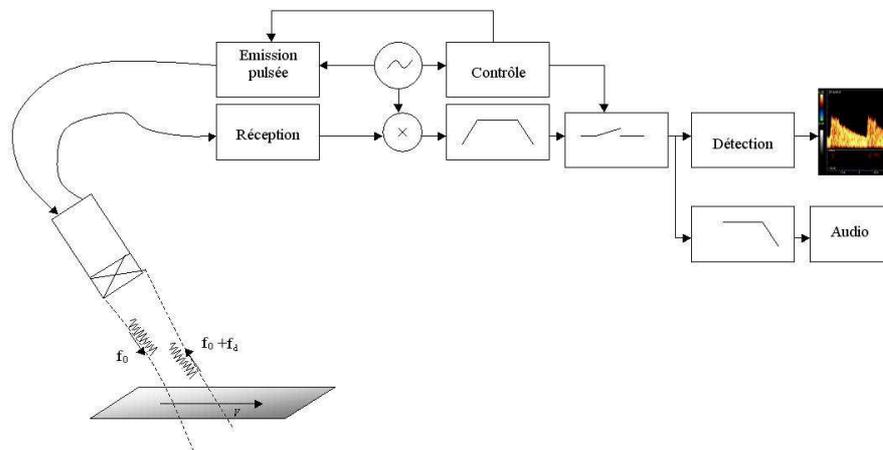


FIG. 1.9 – Principe de fonctionnement d'un système Doppler pulsé

La fréquence d'échantillonnage des composantes directe et en quadrature est appelée fréquence de répétition des tirs ou Pulse Repetition Frequency (PRF). Un transducteur incliné en direction de l'axe du vaisseau est excité à la PRF par un train d'ondes ultrasonores de courte durée T .

Le signal démodulé est intégré durant un temps déterminé par une fenêtre temporelle de manière à obtenir la fréquence moyenne des fréquences Doppler contenues dans le volume de mesure. La durée de cette fenêtre fixe la définition axiale du volume de mesure, sa position, la profondeur explorée. La valeur de sortie de l'intégrateur est mémorisée dans un échantillonneur bloqueur (d'ordre zéro) jusqu'au tir suivant.

La fréquence Doppler f_d mesurable sans ambiguïté est au plus égale à la moitié de

la fréquence de récurrence (théorème de Shannon-Nyquist), au dessus de cette valeur maximale apparaît un phénomène de repliement de spectre (Aliasing).

Selon Jensen [Jensen, 1996], la profondeur maximale d_0 analysable en fonction de la PRF est $d_0 = \frac{c}{2PRF}$ et la vitesse maximale mesurable est $V_{max} = \frac{c^2}{8d_0f_0}$.

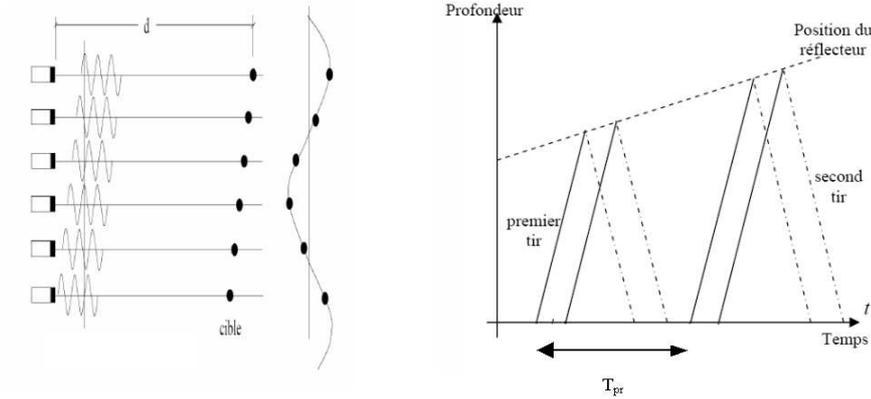


FIG. 1.10 – Principe du Doppler pulsé

Le schéma de principe d'un Doppler pulsé monocanal est illustré sur les figures (1.9) et (1.10). Le même transducteur est utilisé pour émettre et recevoir les ondes ultrasonores. Le signal provenant de l'oscillateur principal est utilisé pour générer l'impulsion d'émission, qui est divisée de manière à fournir la fréquence de répétition synchronisée des impulsions ultrasonores.

1.3.3 Signal Doppler après démodulation

Après démodulation complexe en phase et en quadrature, le signal Doppler analytique pour un capteur peut être écrit de la manière suivante :

$$y(t) = K(t) \exp j[2\pi f_d(t) + \varphi(t)] = I(t) + jQ(t) \quad (1.13)$$

où $K(t)$ est l'amplitude du signal Doppler, qui dépend des caractéristiques du transducteur et du volume de mesure, et $\varphi(t)$ est la phase aléatoire, dépendante de la position des réflecteurs dans le milieu. La fréquence Doppler f_{d_i} peut être écrite selon la formule

suivante :

$$f_d(t) = \frac{2f_0}{c} \cos \theta v(t) \quad (1.14)$$

où $v = |\vec{v}|$ et \vec{v} est la vitesse de la cible, θ est l'angle entre le faisceau ultrasonore et le vecteur \vec{v} , et c la vitesse de l'onde ultrasonore.

Le signal Doppler contient une grande quantité d'informations concernant la cible en mouvement. La fréquence Doppler est positive lorsque la cible se déplace en direction du transducteur. A l'inverse, la fréquence Doppler est négative lorsque la cible s'en éloigne. Donc, le signal complexe analytique $I + jQ = Ke^{j\Psi}$ inclue l'information de mouvement de la cible (vitesse, position).

La fréquence Doppler ou fréquence Doppler instantanée peut être obtenue par la dérivée de la phase déroulée $\Psi(t)$. Donc, lorsque la fréquence Doppler est positive (mouvement vers le transducteur), la phase déroulée augmente. Lorsque la fréquence est négative (mouvements s'éloignant du transducteur), la phase déroulée décroît. La phase déroulée donne, à une constante près, la position ou le déplacement Δz [Jensen, 1996] i.e :

$$\Psi_i = \frac{4\pi f_0}{c} \Delta z = \frac{4\pi}{\lambda} \Delta z \quad (1.15)$$

où $\lambda = \frac{c}{f_0}$ avec $c = 1500m.s^{-1}$ dans les milieux biologiques.

Finalement, l'amplitude du signal rétrodiffusé dépend des caractéristiques du transducteur et de la nature des réflecteurs. La vitesse de la cible est proportionnelle à la fréquence Doppler. Il existe de nombreuses méthodes de détection de la fréquence Doppler, elles vont du simple comptage des passage à zéro à des distribution temps-fréquence.

1.3.4 Dispositifs d'imagerie Ultrasonore

Doppler bidimensionnel ou Doppler couleur

En utilisant un système Doppler pulsé multiporte, il est possible d'étudier la circulation à plusieurs profondeurs simultanément. Si on translate rapidement la ligne de visée Doppler, on peut effectuer une cartographie des flux sanguins en temps réel, ce qui permet

une observation plus détaillée et précise des écoulements.

Un code de couleurs permet de présenter par exemple en rouge le sang qui se déplace vers le capteur (effet Doppler positif) et en bleu le sang qui s'éloigne du capteur (effet Doppler négatif). L'intensité de la couleur est fonction de l'amplitude du vecteur vitesse. On peut ainsi superposer sur une même coupe, en échelle de gris, les structures cardiaques ou vasculaires, et en échelle colorée les vitesses d'écoulement sanguin. Une variante consiste à moduler l'échelle de couleur par l'énergie du signal Doppler et non pas par la valeur de la variation de fréquence Doppler.

En fait, grâce à un procédé d'analyse du signal par autocorrélation, il est possible d'obtenir l'information Doppler sur toute la longueur d'une ligne, après deux impulsions, en analysant les modifications de la phase entre les deux signaux.

Echographie

Pendant le déroulement de la grossesse, l'échographie permet d'étudier la vitalité et le développement du fœtus, de dépister des anomalies (60 % des malformations fœtales et 75 % des fœtus atteints par la trisomie 21) ou encore de déterminer le sexe de l'enfant. Elle permet également de donner une estimation de sa taille et de son poids en fonction du diamètre abdominal du fœtus et de la longueur de son fémur.

La détection et le dénombrement des mouvements peut également se faire visuellement par échographie. Par ailleurs, le coût d'un examen d'échographie est d'environ 46 euros pour un examen d'une vingtaine de minutes. Cette méthode permet de détecter les fœtus à problèmes, mais elle ne peut être envisagée dans le cadre de la surveillance routinière du bien-être fœtal. Actuellement en France, les patientes disposent de 3 échographies durant leur grossesse.

Il existe différents types de représentations d'un écho sur l'écran. Parmi ceux existants, nous présenterons les modes A, B, TM et l'échographie 3D.

Échographie mode A

L'échographie A n'utilise qu'un seul faisceau ultrasonore de direction constante. Elle consiste à afficher l'amplitude du signal recueilli par la sonde en fonction de la profondeur (figure 2.2). En effet, la vitesse de propagation étant connue, la mesure du temps écoulé entre l'émission et la réception, situe de manière précise les interfaces échogènes observées sur le trajet du faisceau.

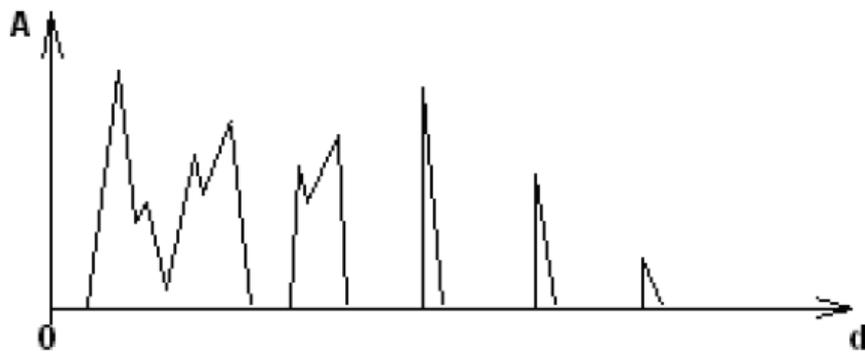


FIG. 1.11 – Principe de l'échographie en mode A

Échographie mode TM

Le mode TM (Temps-Mouvement) représente l'évolution d'une ligne de tir en fonction du temps. Ce mode permet d'évaluer précisément les structures mobiles (ventricule gauche pour le coeur, par exemple) et d'en évaluer la taille. Cette dernière dépend du choix de la ligne de tir et reste examinateur-dépendant.

Échographie mode B

Contrairement au mode A qui ne représente qu'une ligne de tir, le mode B effectue une échographie en coupe. Cette échographie bi-dimensionnelle est obtenue par émission successive de faisceaux ultrasonores, représentant, chacun, une colonne de l'image. Les différents échos sont représentés en fonction de la profondeur, sous forme de points lumineux

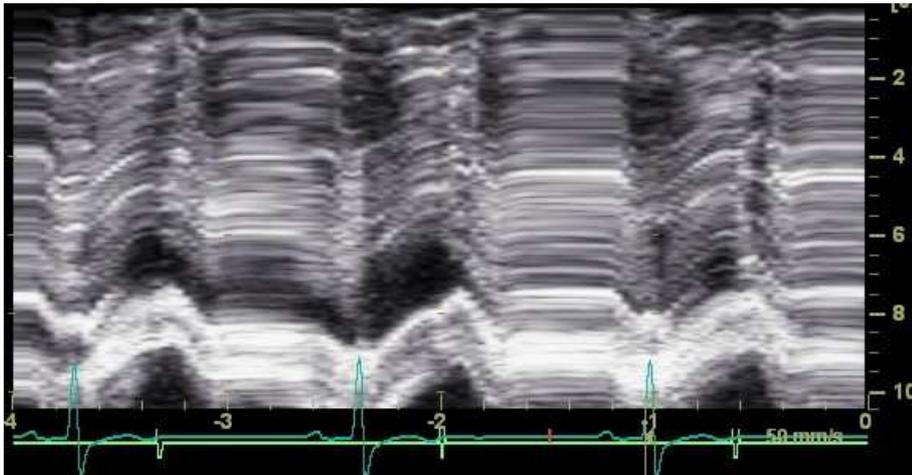


FIG. 1.12 – *Principe de l'échographie en mode temps-mouvement*

d'autant plus brillants que l'amplitude des échos reçus est grande.

Pour cela, il est nécessaire d'amplifier le signal reçu afin de compenser l'atténuation de l'onde par absorption. Cette amplification sera d'autant plus grande que le temps qui sépare l'émission de l'onde, de la réception de l'écho sera long. Ainsi une même interface engendrera un écho de même amplitude quelque soit la profondeur à laquelle elle se situe. Comme en échographie A, les structures peuvent être localisées à partir de la mesure du temps entre l'émission et la réception. Il existe deux types d'échographie B.

L'une à faible vitesse, ne permet que des échographies d'objets quasiment statiques. En effet, les structures se modifiant rapidement au cours du temps ne sont pas nettes par ce procédé. L'autre à grande vitesse est dite échographie à temps réel. Ce second type d'échographie est de plus en plus employé, puisqu'il est particulièrement bien adapté à l'étude des organes à mouvements rapides. C'est une échographie dite dynamique, avec laquelle on obtient des images de bonne qualité.

Echographie 3D

L'échographie 3D n'est pas encore utilisée de manière routinière, mais pourrait, dans un avenir proche, permettre de préciser la morphologie du fœtus.

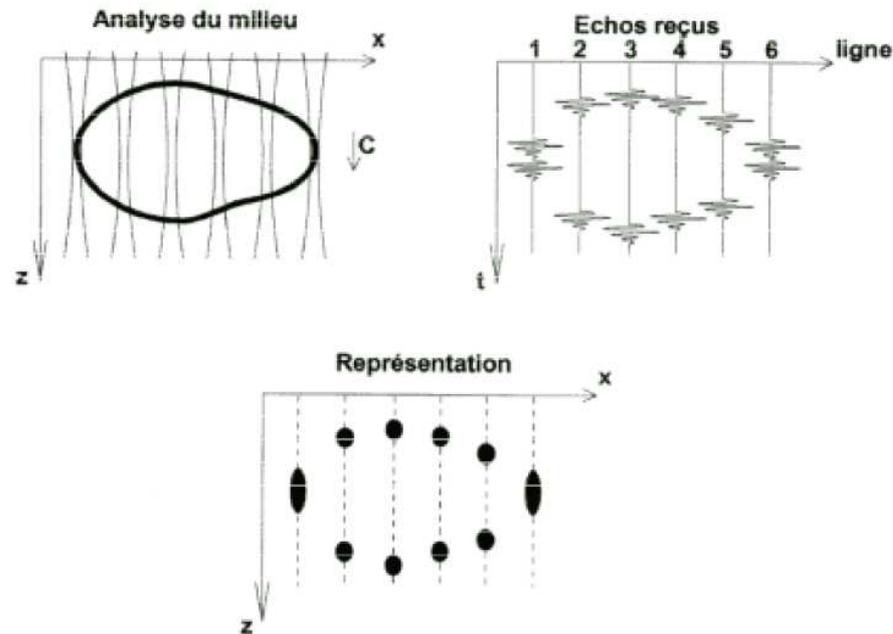


FIG. 1.13 – Principe de l'échographie en mode B

Doppler puissance

Le Doppler puissance est un mode de codage couleur qui permet la visualisation de flux sanguins veineux, indétectables de manière classique, circulants à très basse vitesse et à faible énergie. Les données relatives à la fréquence Doppler ne sont plus prises en compte. On s'intéresse ici uniquement à la puissance du signal Doppler qui est proportionnel au nombre de globules rouges présents dans le volume de sang mesuré, quelle que soit la vitesse et la direction de leur déplacement. Il s'agit donc d'une information purement morphologique pouvant compléter le Doppler pulsé et le Doppler couleur dans l'analyse des flux très lents (détection d'un caillot ou d'un thrombus).



FIG. 1.14 – Exemple d'image d'un fœtus en mode B

1.4 Le fœtus, son évolution, son comportement

1.4.1 Mouvements fœtaux

Les mouvements fœtaux revêtent un intérêt considérable dans le suivi de fœtus atteints de diverses pathologies, puisque le nombre de mouvements indique pour partie l'état de bien être ou de souffrance de fœtus. Les travaux de Manning [Manning *et al.*, 1980] [Manning *et al.*, 1987] et Sadovsky [Sadovsky et Polishuk, 1977a] [Sadovsky et Polishuk, 1977b] ont montré qu'une réduction du nombre de mouvements chez le fœtus est un bon indice de souffrance fœtale.

Avec l'âge du fœtus, on voit non seulement apparaître une évolution du nombre de mouvements, mais également une modification des cycles de sommeil et d'activité.

Evolution des mouvements fœtaux avec l'âge

Les mouvements fœtaux apparaissent tout au long de la grossesse et les premiers, non décelables par la mère, apparaissent dès la sixième semaine d'aménorrhée : les battements cardiaques. Les premiers mouvements fœtaux des membres inférieurs et supérieurs apparaissent généralement lors de la huitième semaine de grossesse sous la forme de fins de mouvements vibratoires. Van Dongen et De Vries [De-Vries *et al.*, 1982] ont classifié ces évolutions. Le comportement fœtal devient de plus en plus complexe quand le fœtus grandit. Son système nerveux se développe, on constate une augmentation progressive des mouvements de la 20ème à la 38ème semaine d'aménorrhée pour atteindre un maximum entre la 29ème et la 38ème semaine. La figure 1.15 présente ces apparitions de mouvements.

Dès la 8ème semaine, on observe des mouvements ondulatoires, interrompus par de longues périodes d'inactivité. A la 9ème semaine, on observe des mouvements convulsifs de tout le corps. A partir de 10 a 12 semaines, le fœtus commence à s'étirer, bougeant la tête puis le tronc et les bras. Entre 13 et 14 semaines il existe une coordination. On a en effet observé des fœtus suçant leur pouce. On observe aussi les premiers mouvements pseudo-

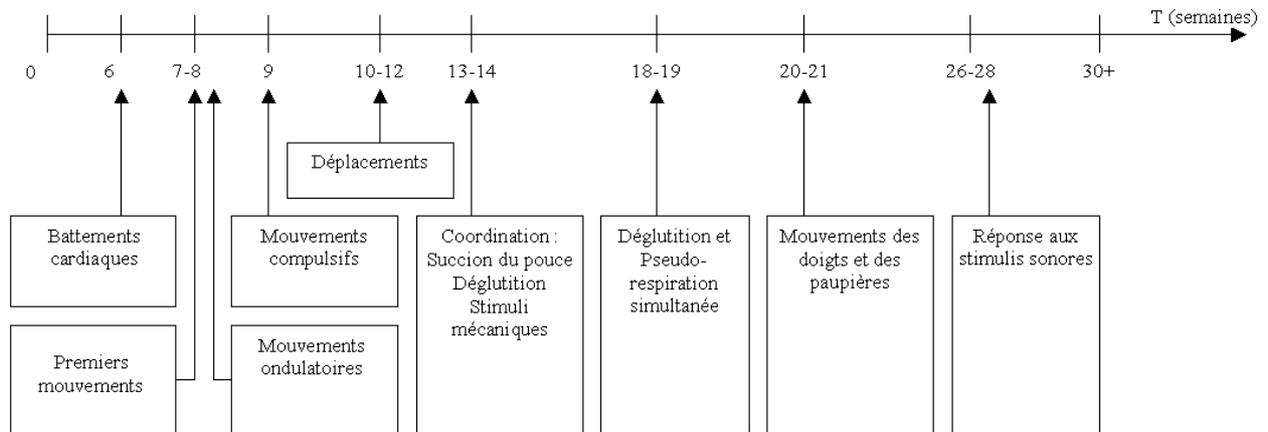


FIG. 1.15 – Apparitions de mouvements en fonction de l'âge du fœtus

respiratoires. A 18-19 semaines, on observe une déglutition et une pseudo-respiration simultanées. A 20-21 semaines, la bouche, les doigts, et les paupières commencent à bouger [Ehrstrom, 1979] [Ehrstrom, 1973]. A 26-28 semaines, on observe des réponses aux stimuli sonores concrétisées par des mouvements du thorax et des extrémités.

Classification des mouvements foetaux

Des mesures de mouvements se basant sur l'utilisation de la tocodynamométrie ont été mises en place par Timor-Tritsch [Timor-Tritsch *et al.*, 1976]. Le principe de la mesure consiste à mesurer la rigidité de la paroi abdominale maternelle à l'aide d'une jauge de contrainte. On peut discriminer quatre types de mouvements foetaux se distinguant par leur durée et par leur fréquence d'apparition : les mouvements d'ensemble, encore appelés mouvements globaux, les mouvements simples, les mouvements rapides et les mouvements pseudo-respiratoires. Le rythme cardiaque foetal n'est pas ici considéré comme un simple mouvement, mais comme un rythme différent. Voici les définitions des différents mouvements dans les termes décrits par Timor-Tritsch :

Les mouvements d'ensemble (rotation des fœtus) : Les mouvements d'ensemble sont des mouvements soutenus et d'enroulement de l'ensemble du corps foetal sur lui-même d'une durée moyenne de $14s \pm 7.9s$.

Les mouvements simples : Les mouvements simples sont des mouvements donnant souvent lieu à des déplacements visibles de la paroi abdominale maternelle. Ils correspondent à des coups de tête, de pied ou de poing. Leur durée moyenne est de 3 s +/-1.7 s.

Les mouvements rapides : Ces mouvements sont brefs (de 0,1 à 0,4 s). Ils ressemblent à des coups de pieds ressentis dans tout l'abdomen par la mère. Ils peuvent être isolés ou répétitifs (de 15 à 5 mouvements/minute). Il est probable que ce type de mouvement correspond à des mouvements brusques du thorax ou à des hoquets foetaux qui sont des mouvements spasmodiques, réguliers, sur une période de plusieurs minutes.

Les mouvements pseudo-respiratoires : Le premier signe de la vie chez le nouveau-né est sa respiration. On a démontré que le fœtus exécute des mouvements respiratoires à partir du troisième mois de grossesse. Ces mouvements, réalisés surtout pendant les périodes de sommeil agité, deviennent de plus en plus fréquents, pour aller jusqu'à occuper 30 % du temps au cours du dernier trimestre de gestation [Tchobroutsky, 1975]. Ces mouvements sont très faibles, en raison de l'énorme résistance qu'offre le milieu aquatique liquidien à une respiration. Le volume de liquide déplacé à chaque mouvement ne dépasse pas un mm^3 . Les mouvements respiratoires du fœtus sont réduits, chez le fœtus avant terme de moins de 34 semaines, en comparaison avec le fœtus à terme [Baskett, 1988]. Chez le fœtus normal, les mouvements respiratoires se font à glotte fermée. Chez le fœtus hypoxique, ce réflexe est absent et, lors des efforts inspiratoires de grande amplitude il y a une inspiration massive de méconium (première selle du nouveau-né) avant l'accouchement [Manning, 1977]. Selon les études menées par Timor-Tritsch [Timor-Tritsch *et al.*, 1976], les mouvements respiratoires sont des mouvements réguliers, durant de 0,4 s à 1,2 s, auxquels participent la cage thoracique et l'abdomen actionnés par le diaphragme à une fréquence de 30 à 90 mouvements respiratoires par minute soit 0,5 à 1,5 Hz.

1.4.2 Comportement foetal

Les états comportementaux du fœtus sont analogues à ceux du nouveau né. Prechtl a suggéré ([De-Vries *et al.*, 1982], [De-Vries *et al.*, 1988]) la classification suivante des états comportementaux du nouveau né :

1. Etat S1 : yeux fermés, respiration régulière, mouvement absents.
2. Etat S2 : yeux fermés, respiration irrégulière, petits mouvements.
3. Etat S3 : yeux ouverts, mouvements absents.
4. Etat S4 : yeux ouverts, grands mouvements.
5. Etat S5 : yeux ouverts ou fermés, pleurs.

Selon Prechtl, ces états sont purement descriptifs et ils sont mutuellement exclusifs. On peut reconnaître les états S1 et S2 comme correspondant aux deux types de sommeil ; S1 sommeil calme et S2 sommeil REM (Rapid Eye Movement).

Partant de l'analyse du rythme cardiaque foetal (RCF) en association avec la présence ou l'absence des mouvements globaux et des mouvements des yeux , Nijhuis [Nijhuis, 1992] a défini quatre états de comportement foetal ressemblant aux états comportementaux décrits par Prechtl :

1. Etat 1F : (sommeil calme) Quiescence, qui peut être interrompue par des mouvements courts du corps. Les yeux ne bougent pas. Le rythme cardiaque foetal (RCF) est stable mais des accélérations isolées sont observées en relation avec les mouvements (RCF de type A, voir figure 1.16(A)).
2. Etat 2F : (sommeil actif) Il comprend des mouvements fréquents et périodiques du corps du fœtus, ainsi que des mouvements des extrémités. Les mouvements des yeux sont toujours présents. Le rythme cardiaque foetal (RCF) montre des oscillations plus amples que pour le type A et de fréquentes accélérations en association avec les mouvements (RCF de type B, voir figure 1.16(B)).

3. Etat 3F : Absence des mouvements du corps. Les mouvements des yeux sont présents de façon continue. Le RCF (type C, , voir figure 1.16(C)) est stable, mais montre des oscillations plus amples que pour le type A et une fréquence d'oscillation plus stable que pour le type B. Le RCF de type C est aussi caractérisé par l'absence d'accélération.
4. Etat 4F : (éveil actif)Activité vigoureuse en continu. Les mouvement des yeux sont présents quand ils sont observables. Le RCF (type D, , voir figure 1.16(D)) est instable et montre des accélérations amples et de longue durée, souvent fusionnées en tachycardies continues. Il semble que les états 1F et S1 (sommeil calme) d'une part et 2F et S2 (sommeil REM) d'autre part soient des états correspondants chez le foetus et le nouveau né.

Au cours de la grossesse, le moment durant lequel les états comportementaux du foetus s'organisent et se distinguent nettement n'est pas clairement déterminé. Il est probable que ces états s'organisent graduellement. Après 36 semaines de gestation ces états sont en général bien distincts et on peut clairement déterminer l'état dans lequel se situe le foetus avec une simple analyse du rythme cardiaque foetal.

1.5 Paramètres caractéristiques du bien-être foetal

1.5.1 Comptage des mouvements actifs

Le comptage des mouvements foetaux fait partie de la surveillance des grossesses. La mère reçoit les explications nécessaires à l'interprétation de la mobilité de son foetus. La plus répandue est le comptage deux ou trois fois par jour pendant une demi-heure aux mêmes heures du nyctémère, avec réalisation d'une courbe de mobilité foetale.

Au cours d'une grossesse normale, l'on demande à la patiente de contrôler que son foetus bouge tous les jours de façon habituelle. Ce n'est qu'en cas de diminution brutale ou de disparition des mouvements depuis plus de 6 à 12 heures (moins de 10 mouvements sur 5 heures par exemple) que les consignes de consulter d'urgence le service où elle

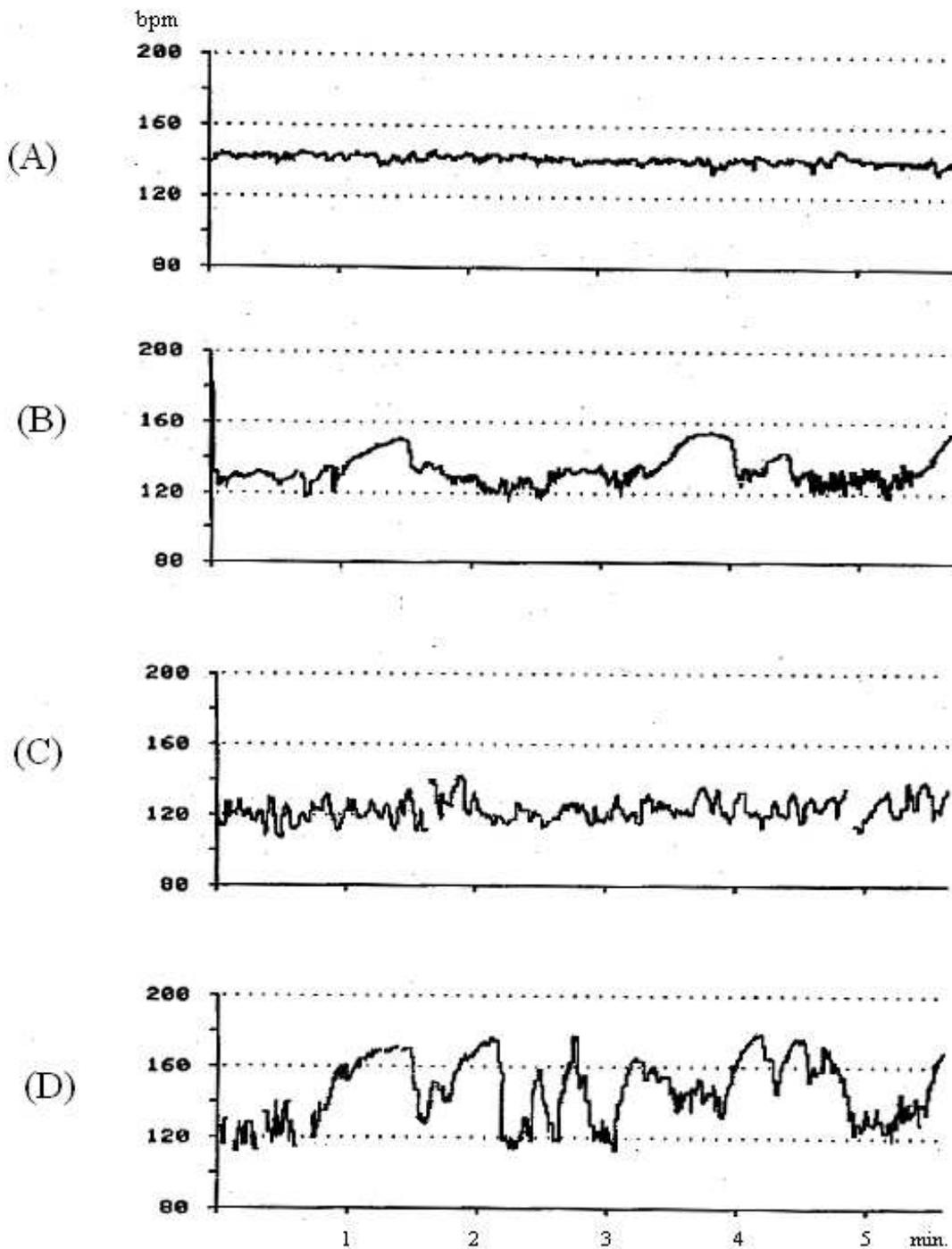


FIG. 1.16 – Les quatre états du fœtus. En haut : Etat 1F, correspondant à un fœtus dans une phase de sommeil calme. Le Rythme cardiaque est stable et régulier. La courbe (B) présente le rythme cardiaque lors de l'état 2F du fœtus : le sommeil actif. La courbe (C) présente l'état 3F : La phase de réveil non mouvementée alors que la courbe (D) montre un fœtus dans une phase d'activité vigoureuse et soutenue. Passé 36 semaines de grossesse, il est facile de déterminer l'état dans lequel se situe le fœtus. [Nijhuis, 1992]

doit accoucher lui sont données. Lorsqu'il s'agit d'une grossesse pathologique, en cas de retard de croissance intra-utérine, d'antécédent de mort foetale, de diabète, le compte des mouvements actifs est recommandé. Une diminution des mouvements actifs impose une consultation, voire une hospitalisation où seront réalisés un examen clinique, une échographie et, surtout, un enregistrement du rythme cardiaque foetal.

De nombreux protocoles pour l'évaluation foetale de mouvements par la mère ("compte de coups de pied") ont été rapportés et semblent être acceptables. La perception de 10 mouvements distincts sur une période de 2 heures est considérée comme rassurante. Une fois que 10 mouvements ont été perçus, le compte peut être arrêté.

D'après Boog [Boog, 1987], les méthodes subjectives de comptage des mouvements foetaux ont montré l'apparition d'un pic à 32 semaines d'aménorrhée (SA) puis une diminution jusqu'au terme :

- 200 mouvements en moyenne à 20 SA
- 575 mouvements en moyenne à 32 SA
- 282 mouvements en moyenne à terme

Plusieurs techniques de surveillance des mouvements foetaux sont utilisées, en particulier pour évaluer le risque de mort foetale dans les grossesses à risque.

L'ensemble des mouvements que peut réaliser un fœtus, varie en terme d'amplitude, de vitesse et de force au cours de sa croissance. Lors du premier trimestre de grossesse, les mouvements apparaissent dispersés et dans un ordre aléatoire. L'apparence des divers mouvements est fortement similaire d'un fœtus à un autre en terme d'exécution.

1.5.2 Rythme cardiaque foetal

La plus courante de toutes les techniques de mesure du bien-être foetal est la détection en continu du rythme cardiaque foetal. L'interprétation du RCF a depuis longtemps montré son utilité intra-partum car il fournit des indications sur l'état foetal durant l'accouchement.

Mesures du rythme cardiaque

La plupart du temps, le tracé du RCF est accompagné d'un tracé tocodynamométrique indiquant l'occurrence des contractions utérines et leur intensité. Avant la rupture des eaux, la détection se fait par une méthode Doppler externe et après la rupture par ECG utilisant une électrode sur la tête du fœtus. Avant l'accouchement, les tracés de RCF sont utilisés pour dépister la souffrance foetale. Il existe différentes méthodes de mesure du bien-être foetal basées sur la mesure du RCF, les plus utilisées sont l'Oxytocin Challenge Test (OCT) et le Non Stress Test (NST) :

Le OCT (Oxytocin Challenge Test) La mère est mise sous perfusion d'Oxytocine pour engendrer des contractions utérines. Les éventuelles décélérations du RCF associées aux contractions sont analysées de la même façon que lors d'un accouchement : on vérifie l'influence des contractions sur le RCF.

Le NST (Non Stress Test) Un tracé de RCF est acquis sur une période de 30 à 40 minutes. La présence d'accélération est considérée comme un signe de bonne santé. Les décélérations, une faible variabilité et des variations sinusoïdales sont considérées comme des indications de souffrance foetale.

Variations du rythme de base

La fréquence de base du RCF est située entre 120 et 160 battements par minute (bpm). Les oscillations du rythme basal donnent une première information sur la santé du fœtus. On peut distinguer deux types de variations importantes du rythme basal : la Variabilité à long terme (VLT) et la variabilité à court terme (VCT) :

Variabilité à long terme (VLT) Il s'agit de la différence entre la valeur maximale et la minimale du rythme cardiaque foetal sur une minute. On peut classer les types de VLT du RCF en quatre catégories et relatives à l'état du fœtus (voir figure 1.16) :

- Tracé T0 (fig. 1.16(A)) ou un tracé plat ou silencieux : amplitude égale ou inférieure à 5 bpm. Le pronostic est mauvais si plus de 50 % du tracé étudié présente un RCF

plat.

- Tracé T1 (fig. 1.16(B)) ou peu oscillant : amplitude comprise entre 6 et 9 bpm.
- Tracé T2 (fig. 1.16(C)) ou tracé oscillant : amplitude comprise entre 10 et 24 bpm.
- Tracé T3 (fig. 1.16(D)) ou tracé salatoire : amplitude égale ou supérieure à 25 bpm (peut être considéré comme tolérable [Schaal et Martin, 1999]).

La classification de Hammacher et coll [Hammcher *et al.*, 1968] est similaire à la classification précédente :

- Tracé plat : oscillation de moins de 5 bpm ;
- Tracé de faible variabilité : oscillation de 5 à 10 bpm ;
- Tracé de variabilité normale : oscillations de 10 à 25 bpm ;
- Tracé de variabilité marquée : oscillations de plus de 25 bpm.

Selon Snijders [Snijders *et al.*, 1990], une valeur de VLT à 10 bpm correspond à la valeur limite inférieure de la normale. Une valeur de VLT entre 6,5 et 10 bpm correspond à la valeur douteuse ; Une valeur inférieure à 6,5 bpm correspond à la valeur anormale ; et un valeur inférieure 5 bpm correspond à la valeur très anormale. Dans notre application, nous la calculons et proposons une valeur en bpm.

Variabilité à court terme (VCT) Son calcul se base sur l'écart de valeur de RCF sur des périodes de 3,75 secondes (appelées époques). Considérons que nous disposons de Np époques de signal avec R_n la valeur du RCF pour l'époque n et $T_n = \frac{60000}{R_n}$ la période du RCF en ms . L'écart entre deux époques est $\Delta_{n+1,n} = T_{n+1} - T_n$. La VCT est calculée de la manière suivante :

$$VCT(ms) = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{Np} \sum_{n=1}^{n=Np} \Delta_{n+1,n} \right) \quad (1.16)$$

La VCT peut également s'exprimer en bpm, le tableau 1.3 présente la correspondance entre la VCT en ms et en bpm en fonction de la valeur du RCF moyen.

La table présente la valeur prédictive de la VCT du RCF et la probabilité de décès foetal ou d'acidose métabolique [Vergnaud et Levailant, 2004].

VCT (ms)	RCF moyen =120 VCT (bpm)	RCF moyen =130 VCT (bpm)	RCF moyen =140 VCT (bpm)
1.00	0.48	0.56	0.65
2.00	0.95	1.12	1.29
3.00	1.42	1.67	1.93
4.00	1.89	2.21	2.57
5.00	2.35	2.76	3.19
6.00	2.81	3.29	3.81
7.00	3.27	3.83	4.43
8.00	3.72	4.36	5.04
9.00	4.17	4.88	5.64
10.00	4.62	5.40	6.24

TAB. 1.3 – *Equivalence ms-bpm pour la VCT. La VCT en bpm évolue en fonction de la valeur moyenne du RCF.*

VCT en millisecondes	Probabilité d'acidose métabolique ou décès foetal
> 4	0
de 3,5 à 4	8 %
de 3 à 3,5	29 %
de 2,5 à 3	33 %
< 2,5	72 %

TAB. 1.4 – *Valeur prédictive de la variation à court terme (VCT) du rythme cardiaque foetal [Vergnaud et Levailant, 2004]*

La VCT est un paramètre de grande importance et on peut en donner une interprétation [Vergnaud et Levailant, 2004] sur la table 1.5.

VCT (ms)	Interprétation
> 5,5	Tracé normal
de 4,5 à 5	Tracé douteux
< 4	Tracé anormal
<3	Tracé préoccupant
< 2,6	Tracé critique (extraction foetale)

TAB. 1.5 – *Interprétation de la variation à court terme (VCT) du rythme cardiaque foetal [Vergnaud et Levailant, 2004]*

Bradychardies et Tachycardies

On distingue différentes anomalies de la fréquence de base, les plus visibles sont les bradychardies (ralentissement des battements du cœur) et les tachycardies (accélération continue des battements du cœur). Elles doivent avoir une durée de 10 minutes au moins afin de les différencier des décélérations et des accélérations qui ne durent que quelques

secondes. On distingue différents types de bradycardies :

- Bradycardie foetale modérée ($100 \text{ bpm} < \text{RCF} < 110 \text{ bpm}$)
- Bradycardie foetale sévère ($\text{RCF} < 100 \text{ bpm}$)

Les tachycardies se classent en deux groupes :

- Tachycardie foetale modérée ($160 \text{ bpm} < \text{RCF} < 170 \text{ bpm}$)
- Tachycardie foetale sévère ($\text{RCF} > 170 \text{ bpm}$)

Elles sont généralement provoquées par une infection foeto-maternelle, une fièvre maternelle, un hématome rétroplacentaire ou une hypoxie foetale. L'hypertension artérielle de la mère est également une cause de tachycardie. Le tableau 1.6 présente un récapitulatif des principales variations du RCF.

	Normal	Suspicieux	Pathologique
Référence (bpm)	110 - 150	Entre 100 - 110 ou 150 - 170	< 100 ou > 170
Variabilité (bpm)	5-25	5-10 < 40 min ou > 25	< 5 >40 min ou sinusoïdale
Accélération (par 10 min)	2 +	Absente > 40 min	Absente
Décélération	absente	Occasionnelle, faible	Récurrente, longue ou retardée

TAB. 1.6 – Principales variations du rythme cardiaque foetal

Accélération et décélérations du RCF

Les accélérations représentent une élévation de la fréquence cardiaque foetale d'au moins 15 bpm et durant au moins 15 secondes, calculées à partir de la ligne de base (moyenne du RCF). Ces accélérations définissent la réactivité du tracé du RCF, leur présence témoigne d'une bonne vitalité foetale. Il faut au moins 2 accélérations par 30 minutes.

Leur apparition peut être spontanée ou être consécutive à des mouvements. Les contractions utérines peuvent également influencer sur le rythme cardiaque. On peut néanmoins noter deux périodes de la vie foetale en ce qui concerne les accélérations : avant 28 semaines, 40 % des tracés normaux ne comportent pas d'accélérations et celles qui interviennent sont brèves alors qu'après 28 semaines, ce taux tombe à 16 % et la durée des accélérations augmente.

Les décélérations ou ralentissements consistent en des baisses temporaires de la fréquence cardiaque foetale accompagnant les contractions utérines. Cette baisse de fréquence doit être d'au moins 15 bpm et durant un minimum de 15 secondes, par rapport à la ligne de base pour être considérées. On trouve différentes classifications des décélérations du RCF. Selon Hon [Hon et Lee, 1974] [Hon et al., 1987], la classification est basée sur deux éléments :

- la corrélation dans le temps entre le début de la décélération du RCF et le début de la contraction utérine ;
- la régularité et l'irrégularité de la forme des décélérations du RCF.

On distingue trois types de décélérations :

- Décélérations précoces (early deceleration) : les ralentissements du RCF commencent en même temps que le début de la contraction utérine correspondante et ils sont de forme régulière, conséquence de la compression de la tête foetale lors des contractions utérine.
- Décélérations tardives (late deceleration) : le début des ralentissements du RCF est retardé par rapport au début de la contraction utérine correspondante et ils sont de forme régulière, conséquence d'une insuffisance placentaire pouvant s'accompagner d'une hypoxie (insuffisance en oxygène) et d'acidose foetale (acidité anormalement élevée du sang).
- Décélérations variables : le début des ralentissements du RCF est variable par rapport au début de la contraction utérine correspondante et ils sont de forme irrégulière d'une décélération à l'autre. Leur survenue est expliquée par la présence d'une compression du cordon foetal mais les études montrent qu'elles ne sont toutes liées à cette compression du cordon.

De manière générale, nous nous contenterons, dans notre travail, de rechercher les épisodes du rythme cardiaque foetal dont la valeur est inférieure de 15 bpm à la ligne de base pendant plus de 15 secondes.

1.5.3 Les mouvements respiratoires foetaux

On l'a vu, les mouvements pseudo-respiratoires du foetus représentent l'un des premiers signes de vie après l'apparition du rythme cardiaque foetal. Ces mouvements pseudo-respiratoires apparaissent entre la huitième et la douzième semaine de grossesse. Ces mouvements apparaissent essentiellement durant les périodes de sommeil agité du foetus. Peu nombreux au début de la grossesse, les mouvements pseudo-respiratoires peuvent occuper un tiers du temps lors du dernier trimestre de gestation (Tchobroutsky [Tchobroutsky, 1975]). Dans le cas d'un foetus hypoxique, le réflexe de pseudo-respiration est absent.

On le verra, la détection des mouvements pseudo-respiratoires se révèle amplement plus délicate que celle du rythme cardiaque foetal. Ceci est notamment dû au fait que le milieu aquatique dans lequel baigne le foetus gêne considérablement cet entraînement à la respiration. Les mouvements de pseudo-respiration du foetus sont donc de faible amplitude : de l'ordre du millimètre.

Les mouvements respiratoires foetaux sont observables dès la fin du premier trimestre. Ils sont présents pendant 30 % du temps en fin de grossesse et tendent à être très réguliers après la 36ème semaines et leur fréquence augmentent de 2 à 3 heures après les repas maternels ou après ingestion de sucre. Plusieurs auteurs ont signalé que l'absence de mouvement pseudo respiratoire du foetus peut indiquer une souffrance foetale aiguë où une infection foetale.

1.5.4 Score de Manning

Le score de Manning est un système d'évaluation foetale composé qui a été proposé par Manning et al [Manning *et al.*, 1980]. Il s'agit d'un score clinique basé sur l'échographie et le NST (Non Stress Test). La composition du score figure dans le tableau 1.7 et son interprétation dans le tableau 1.8.

Le score de Manning semble apporter une meilleure sensibilité de l'évaluation du bien

CRITÈRES	NORMAL (Score =2)	ANORMAL (Score=0)
Mouvements respiratoires	Au moins 1 épisode d'au moins 30 sec pendant 30 min d'observation	Absence d'épisode d'au moins 30 sec pendant 30 minutes
Mouvements globaux du corps	Au moins 3 mouvements distincts des membres ou du corps pendant 30 minutes (épisode continu considéré comme 1 simple mouvement)	Moins de 2 épisodes de mouvements discrets des membres sur le corps pendant 30 minutes
Tonus foetal	Au moins 1 épisode d'extension avec retour en flexion des membres ou du tronc foetal (ouverture et fermeture des mains)	Extension lente avec retour en flexion partielle ou mouvement d'extension complète des membres ou absence de mouvements
RCF	Au moins 2 épisodes d'accélération > 15 bpm et > 15sec, associés à des mouvements foetaux pendant 30 minutes	< 2 accélérations ou < 15 bpm
Volume liquide amniotique	Volume mesurant au moins 1 cm dans 2 plans perpendiculaires	Absence ou 1 vol. de moins d'1 cm dans plans perpendiculaires

TAB. 1.7 – *Le score de Manning*

Sore	Interprétation	Conduite à tenir
10	enfant normal faible risque d'asphyxie ou d'infection	répétais le test une fois par semaine. Deux fois dans les grossesses de diabétiques. Toutes les 48 heures dans les RPM (Rupture prématurée des membranes)
8	enfant normal, faible risque d'asphyxie chronique ou d'infection	répéter le test une fois par semaine. Deux fois dans les grossesses de diabétiques toutes les 48 heures dans RPM. L'oligoamnios est une indication d'accouchement.
6	suspicion d'asphyxie chronique ou d'infection	répéter le test dans les quatre à six heures. L'oligoamnios (insuffisance de liquide amniotique dans l'oeuf) est une indication d'accouchement.
4	suspicion d'asphyxie chronique ou d'infection	si > 36 semaines et cliniques favorables : accouchement. Si <36 semaines et L/S = 2 (rapport de la lécithine sur la sphingomyéline) répéter le test dans les 24 heures. Si <4 : accouchement
0-2	fortes suspicions d'asphyxie chronique ou d'infection	prolonger le test sur 120 minutes. Si le score est toujours inférieur à quatre : accouchement.

TAB. 1.8 – *Interprétation du score de Manning*

être foetale que la technique du NST seule. Il prend en compte la pseudo-respiration du fœtus et compte les mouvements. L'étude du RCF est réalisée en intégrant une variable relative à la quantité de liquide amniotique. Il s'agit donc d'un score complet sur lequel nous allons nous appuyer dans notre étude. Le score de Manning requiert toutefois la présence d'un médecin ou d'un radiologue interprétant l'image échographique mode B ou TM en temps réel pendant des périodes pouvant atteindre une heure, ce qui limite son utilisation. On lui substitue fréquemment un monitoring du rythme cardiaque foetal.

1.5.5 Dispositifs existants

A l'heure actuelle, l'examen Doppler des artères ombilicales et cérébrales du fœtus a un rôle majeur pour le suivi des grossesses, notamment lors de la présence d'hypertension gravidique (chez la femme enceinte), de possibilité de pré-éclampsie (l'éclampsie est un syndrome au cours duquel la femme enceinte est atteinte de convulsions et peut tomber dans le coma), ou pour le dépistage précoce des anomalies du développement de la circulation utérine maternelle en début de grossesse. Des appareils de surveillance de l'activité foetale se sont développés, utilisant les techniques Doppler ultrasonores à émission continue et pulsée. Leur utilisation fait actuellement partie de la surveillance de routine dans les hôpitaux.

Les appareils commerciaux utilisent deux principes de détection : la Tocodynamométrie et l'effet Doppler ultrasonore. Le plus souvent un moniteur de RCF est équipé d'un capteur tocodynamométrique pour pouvoir suivre les contractions utérines en même temps que le RCF. La capacité des tocodynamomètres pour détecter les mouvements est limitée, car seuls les mouvements en surface dans la proximité du capteur sont détectés. En outre les réglages de gain sur la plupart des moniteurs sont adaptés à la gamme de déplacements engendrés par les contractions utérines. Quatre appareils utilisant l'effet Doppler ultrasonore pour détecter les mouvements autres que les mouvements cardiaques ont été commercialisés : le TOCOCINON, le Toitu 320 et le Hewlett Packard m-1350. L'appareil utilisé au CHRU de Tours est un Oxford Instrument, réalisant une estimation

non-significative des mouvements.

- Le HEWLETT-PACKARD M-1350-A [Devoe *et al.*, 1994] [Lowery *et al.*, 1995] [TD. Melendez, 1992]. Son fonctionnement est basé sur l'utilisation de l'effet Doppler ultrasonore à émission pulsée à 1MHz. Il permet l'enregistrement des mouvements du corps foetal, du rythme cardiaque foetal et des contractions utérines. La détection des mouvements et l'affichage du RCF se fait en même temps. Aucune indication de l'amplitude des signaux n'est fournie. Selon Melendez, ce système détecte 90.2% des mouvements combinés observés par échographie, 63.5% des mouvements isolés d'une extrémité, ainsi que 49.4% des hoquets. Le seul inconvénient de cet appareil est de ne pas à détecter les mouvements respiratoires.
- Le TOITU 320 Son fonctionnement est basé sur l'utilisation de l'effet Doppler ultrasonore à émission continue non directionnelle où à 2 MHz. Les signaux Doppler engendrés par l'activité foetale sont filtrés dans une bande [20-80] Hz, redressés, et présentés sur le même tracé que le RCF. Besinger et al. ont mené une étude sur les mouvements enregistrés par le TOITU-320 et ils ont montré que le TOITU-320 détecte 94.3% des mouvements isolés des membres, 97,1% des mouvements de rotation du fœtus et 100% des mouvements combinés complexes [Besinger et Johnson, 1989].
- Le TOCOCINON. Cet appareil utilise l'effet Doppler à émission continue à 2.3MHz . Le signal est d'abord analysé puis traité et mis en forme. A l'issue de ce traitement, le signal se présente sous forme d'impulsion, chaque impulsion correspondant à un mouvement du fœtus. Le TOCOCINON est utilisé seul ou en conjonction avec un cardiographe. Des études menées dans [Colette et Anguenot, 1984] ont montré que la corrélation entre le nombre de mouvements foetaux enregistrés par le compteur de mouvements et le nombre de mouvements foetaux observés par échographie était de 94 %. seulement 10% des mouvements comptés par le TOCOCINON sont ressentis par la mère.
- Le OXFORD Instrument Sonic Aid Team Care. L'appareil utilisé dans le service de gynécologie obstétrique du centre hospitalier universitaire de Tours est de la marque

Oxford instruments, c'est un dérivé du Système 8002, ayant été utilisé dans des études récentes [Pardey *et al.*, 2002]. Comme le TOCOCINON, il utilise l'effet Doppler à émission continue mais à la fréquence de 1,5 MHz. Il propose également une mesure de la tocographie.

Chapitre 2

Le dispositif Actifoetus

Sommaire

2.1 Introduction	45
2.2 Partie matérielle	46
2.2.1 Les transducteurs (capteurs)	47
2.2.2 Électronique, acquisition du signal Doppler	52
2.2.3 Ordinateur et carte d'acquisition	57

2.1 Introduction

Le dispositif Actifoetus est un système de surveillance d'un foetus et de sa mère. Son objectif principal est de permettre à terme la surveillance de l'activité foetale en fonction du rythme de vie de la mère et d'étudier l'état de bien-être du foetus.

L'activité du foetus est surveillée par un réseau à 2 dimensions de transducteurs ultrasonores multi-portes en Doppler pulsé qui permet la détection du rythme cardiaque foetal (RCF) ainsi que la détection et le suivi des mouvements du foetus. L'activité de la mère est recueillie par un ensemble de capteurs accéléromètres insérés dans un module miniature (l'actimètre). L'objectif à plus long terme est de l'insérer dans un réseau de télé-médecine.

2.2 Partie matérielle

Les appareils présentés dans la partie précédente permettent de détecter le rythme cardiaque foetal (RCF) ou de compter les mouvements des membres à partir d'un ou deux capteurs. Nous avons développé un dispositif doté d'un plus grand nombre de capteurs afin d'augmenter spatialement la zone de mesure des différents paramètres pertinents et important dans l'évaluation du bien-être foetal.

Notre dispositif se compose de trois groupes de quatre transducteurs ultrasonores à Doppler pulsé. Un ensemble électronique dédié se charge de l'émission et de la réception de chaque capteur. Les signaux sont démodulés (en phase et en quadrature), numérisés à la fréquence de 1KHz et enregistrés sur le disque dur d'un ordinateur. Le système dispose également d'une interface homme-machine que nous avons fait évoluer avec le temps pour s'adapter aux besoins des praticiens et qui permet la visualisation en temps réel des signaux enregistrés. Elle offre différents réglages (modification de la profondeur d'exploration, durée d'enregistrement, durée d'affichage, enregistrement intermittent). Le schéma de principe est présenté sur la figure 2.1.

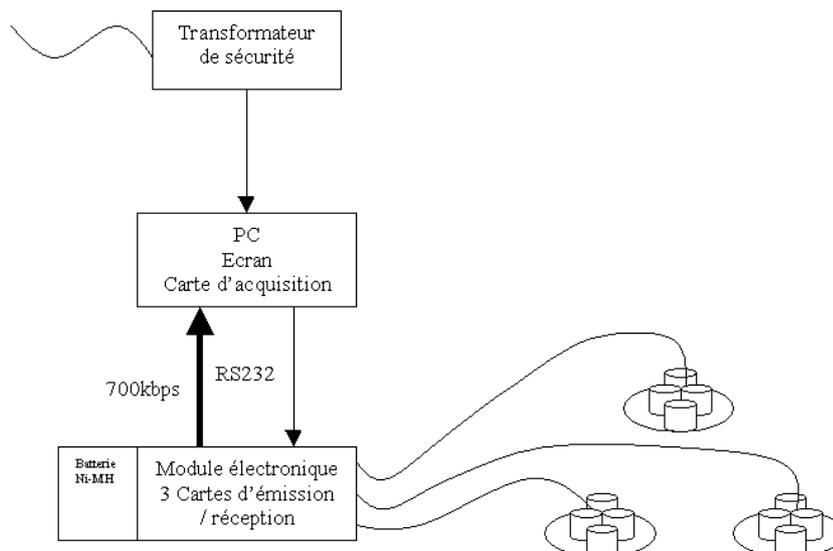


FIG. 2.1 – Schéma de principe du système Actifoetus

2.2.1 Les transducteurs (capteurs)

Le transducteur (capteur) définit le champ d'observation et donc la qualité des mesures. Chaque capteur est constitué d'un seul élément piézoélectrique fonctionnant alternativement comme émetteur et récepteur. Le diamètre est de 13,2 mm pour une profondeur maximum de 20,6 mm. Le diamètre de chaque élément actif de chaque transducteur est de 12,2mm. la figure 2.2 présente les capteurs dans leur support en silicone souple.



FIG. 2.2 – Les groupes de transducteurs (capteurs) d'Actifoetus. Chaque groupe est composé de quatre transducteurs ultrasonores maintenus entre eux par un support en silicone souple.

Les capteurs ont été réalisés par nous, au sein de la société Ultrasons Technologies. Nous les avons conçus divergents afin de maximiser la région d'exploration, ceci permet de diminuer les risques de perte de signal dus aux déplacements du fœtus. La profondeur d'exploration standard va de 1,88 cm à 15 cm, découpé en cinq portes.

La fréquence d'émission choisie est de 2,25 MHz, cette fréquence représente un bon compromis entre la résolution Doppler, qui est d'autant plus grande que la fréquence d'émission est élevée, et l'atténuation des ultrasons dans les tissus qui croît linéairement avec la fréquence. A cette fréquence d'émission, le décalage Doppler est d'approximativement 100 Hz pour les mouvements du cœur fœtal, 50 HZ pour les mouvements du corps et 200Hz pour les mouvements brusques des extrémités.

Caractérisation

Après fabrication, nous avons caractérisé nos transducteurs en terme de diagramme de rayonnement en les plaçant dans une cuve remplie d'eau. Un hydrophone venait mesurer l'intensité du signal émis en tournant autour du capteur en émission par pas de 1 degré.

Les capteurs sont de forme convexe, ce qui leur confère une ouverture suffisamment large pour explorer une grande zone. La figure 2.3 présente le diagramme de rayonnement de l'un des capteurs du système, celui-ci montre que les transducteurs ont une grande ouverture afin de maximiser la région d'exploration. L'ouverture à -6 dB est de 30°.

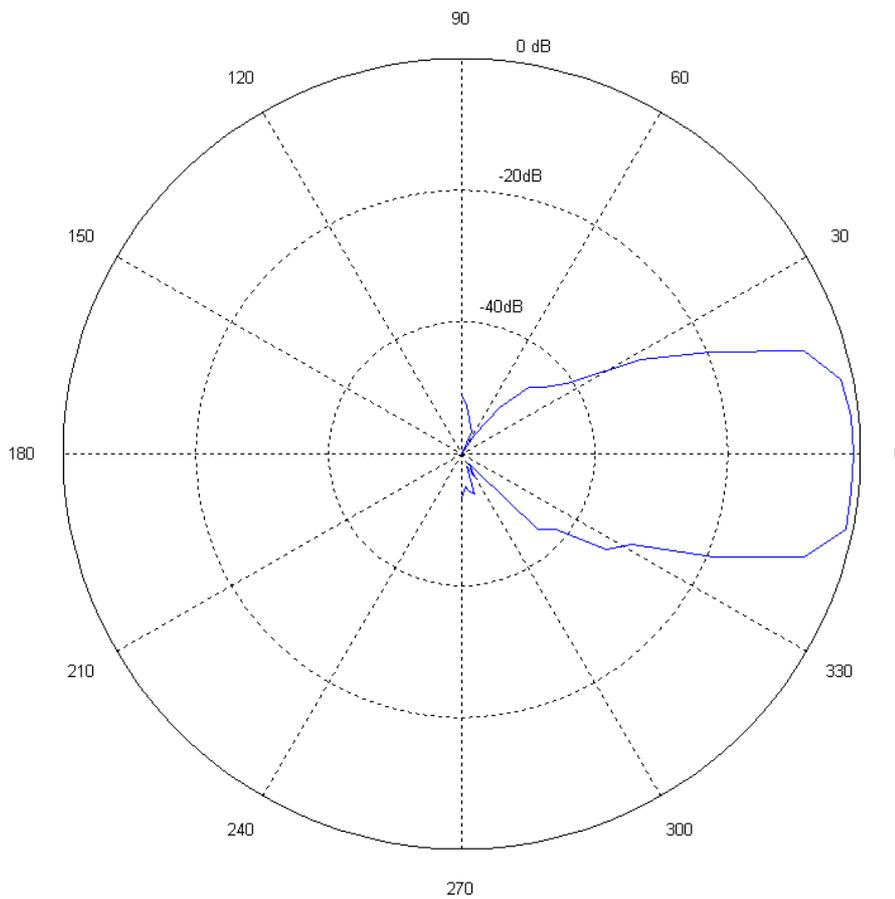


FIG. 2.3 – Un exemple de diagramme de rayonnement d'un des transducteurs

Nous avons également réalisé une caractérisation des transducteurs en terme de bande passante. Pour mesurer la bande passante, nous utilisons un émetteur/récepteur de type 1035 PR de la marque ACCU-TRON et envoyant une impulsion électrique très brève sur le

transducteur piézoélectrique, l'impulsion ainsi générée est émise par le transducteur sous sa forme ultrasonore vers une cible métallique massive placée à 10 cm du transducteur, le tout est immergé dans l'eau. La figure 2.4 présente la réponse en fréquence de l'un des capteurs que nous utilisons, tous ont une fréquence centrale comprise entre 2,2 MHz et 2,5MHz.

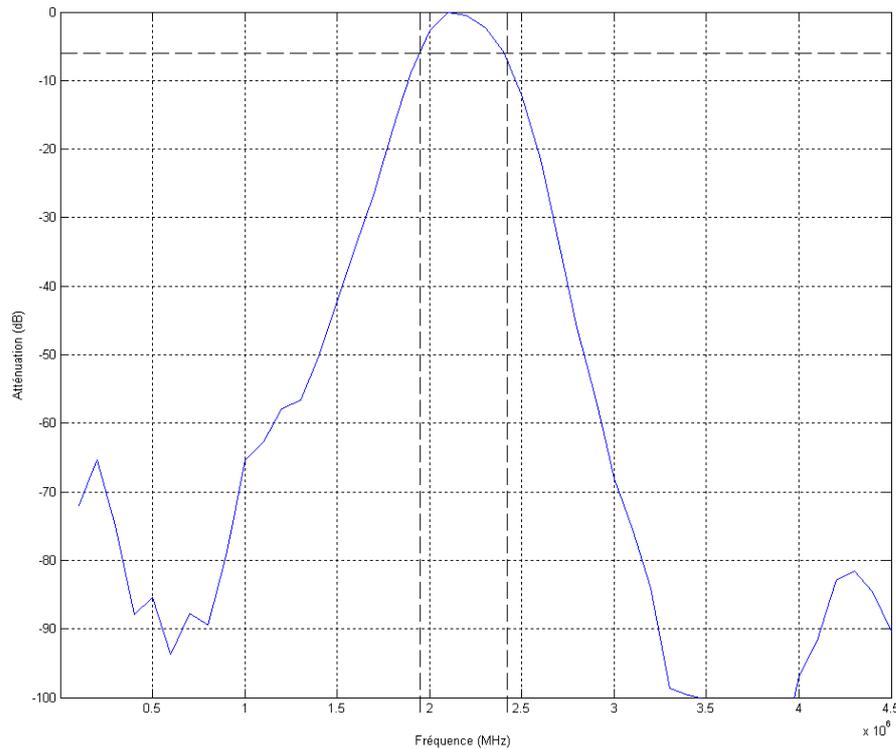


FIG. 2.4 – Réponse en fréquence d'un transducteur Actifoetus. Les fréquences de coupures sont de 2,0 MHz et 2,5 MHz (à -6 dB), centrées autour de 2,25 MHz.

Mesure de la puissance d'émission acoustique

Nous avons choisi volontairement de limiter la puissance d'émission des capteurs de l'Actifoetus à environ $1mW/cm^2$. Par comparaison, l'intensité utilisée en échographie est de $94mW/cm^2$ et celle de l'écho-Doppler couleur est de l'ordre de $720mW/cm^2$, la puissance d'émission de l'Actifoetus est donc faible. En terme de puissance acoustique, l'American Institute of Ultrasound in Medicine (*Safety considerations for diagnostic ultrasound*) définit quatre quantités pour caractériser le mode Doppler pulsé et peuvent être

représentées sur un chronogramme, comme présenté sur la figure 2.5.

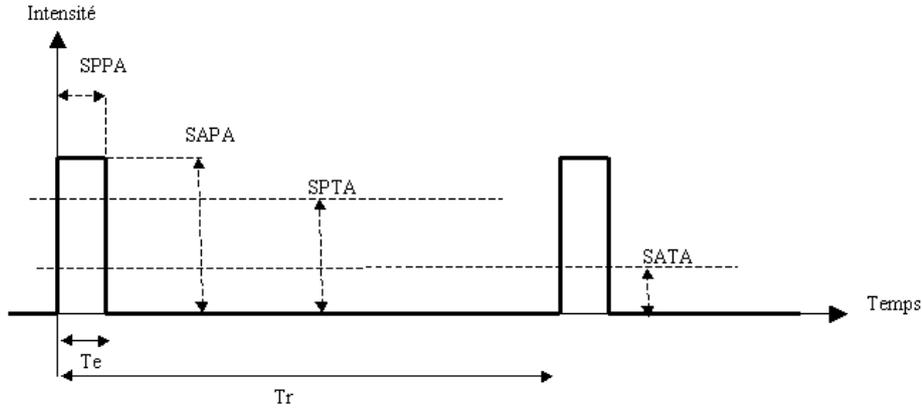


FIG. 2.5 – Différentes intensités acoustiques de capteurs pour Doppler pulsé

Les quantités SATA (Spatial-Average, Temporal-Average) et SAPA (Spatial-Average, Pulse-Average) sont calculées à partir de la mesure effectuée à la balance acoustique et le SPPA (Spatial-Peak, Pulse-Average) nécessitent une mesure à l'aide d'un hydrophone. On peut également les estimer comme nous allons le voir.

La puissance acoustique moyenne TA (temporal average) est la mesure de base que l'on fait à l'aide de la balance acoustique. A partir de cette valeur TA, on peut donc déterminer les quantités SATA et SAPA définies comme suit :

SATA Intensity L'intensité SATA s'obtient directement à partir de la mesure à la balance acoustique et s'exprime de la façon suivante : $I_{SATA} = \frac{TA}{S_T}$, avec S_T : surface active du transducteur. TA est la puissance acoustique moyenne.

SAPA Intensity C'est la valeur moyenne spatiale de l'intensité pendant l'impulsion d'émission. Cette valeur est obtenue en divisant le SATA par le rapport cyclique de l'impulsion ($\frac{T_e}{T_r}$) : $I_{SAPA} = \frac{I_{SATA}}{\frac{T_e}{T_r}}$.

SPTA Intensity C'est une valeur que nous pouvons seulement approximer. Il s'agit de la moyenne spatiale de l'intensité à la position du pic spatial (zone focale). Cette quantité est souvent à la base des discussions en génie biomedical. L'expression est la suivante : $I_{SPTA} = I_{SATA} \times \frac{S_p}{S_a}$. avec Sp : Spatial Peak (un hydrophone mesure la

N° capteur	TA (W)	ISATA/continu (W/cm^2)	ISATA/pulsé (mW/cm^2)
1	0,100	0,08547	0,855
2	0,100	0,08547	0,855
3	0,100	0,08547	0,855
4	0,114	0,09743	0,974
5	0,120	0,10256	1,025
6	0,102	0,08718	0,872
7	0,118	0,10085	1,008
8	0,104	0,08888	0,889
9	0,108	0,09230	0,923
10	0,090	0,07692	0,769
11	0,096	0,08205	0,820
12	0,089	0,07607	0,076

TAB. 2.1 – Intensité ISata des capteurs.

position du pic spatial). Le rapport $\frac{S_p}{S_a}$ peut néanmoins être estimé en le considérant égal au rapport entre la surface active du transducteur et la surface de la tache focale à -6dB.

SPPA Intensity Il s'agit de la valeur moyenne de l'intensité pendant l'impulsion d'émission à la position du pic spatial (au point du champ acoustique où l'intensité moyenne des impulsions atteint un maximum dans une région spécifiée). L'expression est la suivante : $I_{SPPA} = \frac{I_{SATA} \times \frac{S_p}{S_a}}{\frac{T_e}{T_r}}$.

La mesure de la puissance acoustique émise par les 12 capteurs est réalisée suivant le principe suivant : le coefficient I_{SATA} pulsé (en mW/cm^2) est mesuré pour chaque capteur (durée des tirs de $T_e = 10\mu s$ pour une récurrence des tirs $T_r = 1ms$).

Pour cela, nous utilisons un générateur à la même fréquence et à la même amplitude que les signaux délivrés en émission par les cartes Doppler Actifoetus (soit des signaux sinusoïdaux de 7,3Vpp à 2,22Mhz).

Le coefficient TA (Temporal Average) est mesuré à la balance acoustique.

Le diamètre de chaque élément actif de chaque transducteur est de 12,2mm. La surface active ST est donc de $1.17cm^2$. Comme le montre le tableau 2.1, la puissance maximale émise est de $1.025mW/cm^2$ (capteur 5).

De plus, le générateur utilisé délivre un signal sinusoïdal plus "pur" que le signal d'émission réellement délivré par les cartes Doppler (sinusoïdes avec des pentes raides).

Les résultats obtenus ici sont donc supérieurs à ceux obtenus en pratique. Enfin, comme les capteurs utilisés ici sont divergents, aucun correctif n'est apporté pour une estimation de la puissance acoustique à la tâche focale.

Positionnement des transducteurs

Initialement, nous utilisons un support en silicone de forme matricielle dans lequel nous pouvions placer nos capteurs selon nos souhaits. Cette solution s'est toutefois avérée difficile d'utilisation. D'une part, la souplesse relative du silicone ne permettait pas de bien s'ajuster à l'abdomen courbe de la femme enceinte (décollement des capteurs), d'autre part celui-ci était trop lourd pour une utilisation sur des enregistrements 30 minutes. C'est la raison pour laquelle nous avons choisi de séparer nos capteurs en groupes de quatre capteurs, maintenus entre eux par un support en silicone de 7 cm de diamètre.

Lors de la mesure, les capteurs sont positionnés en trois groupes de quatre capteurs : pour chaque groupe un capteur est positionné au centre et trois autres à 120 degrés. La figure 2.6 montre la disposition d'un groupe de capteur sur son support en silicone souple.

2.2.2 Électronique, acquisition du signal Doppler

Présentation du module Actifoetus

Le module développé se compose d'un boîtier en plastique ABS de dimensions 260mm x 150 mm x 70 mm, d'une batterie Ni-MH de 3900 mA.h offrant une autonomie de 3 heures, de trois cartes d'émission-réception Doppler (chaque carte gère un groupe de quatre capteurs) et d'une carte d'interface avec la carte d'acquisition National Instrument, permettant l'enregistrement des données sur le disque dur d'un PC.

Pour assurer les liaisons avec son environnement, la face avant du module Actifoetus comporte :

- 12 entrées/sorties coaxiales pour la liaison aux transducteurs ultrasonores (voir figure 2.7(1)),
- 1 entrée pour l'actimètre (voir figure 2.7(2)),

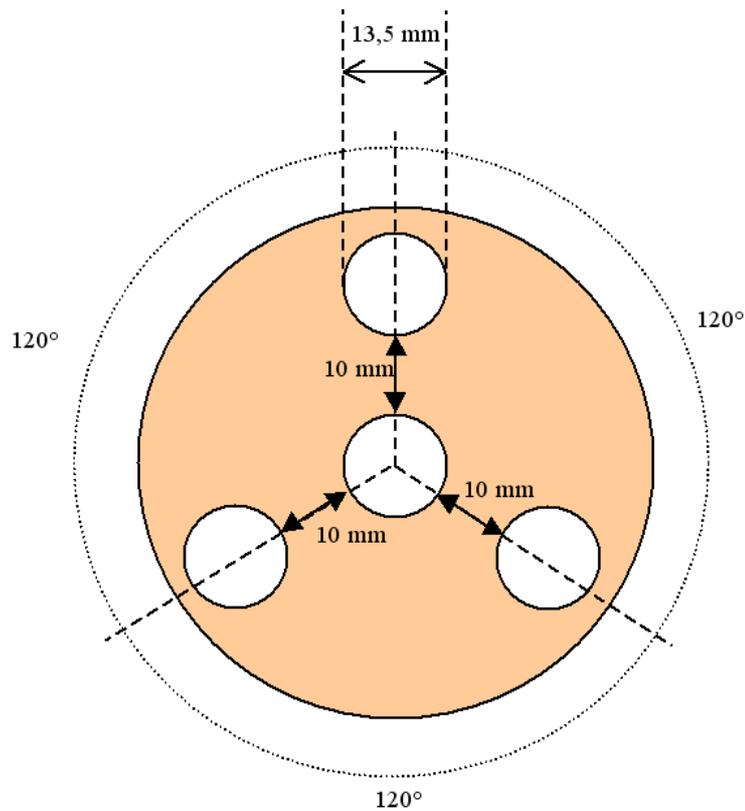


FIG. 2.6 – Schéma du positionnement des transducteurs par rapport au support en silicone

- 1 connecteur 68 points pour la liaison avec la carte d’acquisition numérique (données Doppler + actimètre) (voir figure 2.7(3)),
- 1 entrée RS232 pour la configuration du dispositif à partir du PC (voir figure 2.7(4)),
- 1 bouton marche / arrêt (voir figure 2.7(5)),
- 1 voyant batterie faible (voir figure 2.7(6)),
- 3 groupes de transducteurs, nommés A,B et C, correspondants aux trois cartes d’émission/réception Doppler.

La carte Doppler A est dédiée à la surveillance du rythme cardiaque et des mouvements pseudo-respiratoires avec la possibilité de coupler les 4 voies simultanément pour améliorer le rapport signal sur bruit. Cette carte permet également d’écouter sur un haut-parleur la somme des signaux Doppler à une profondeur choisie par l’utilisateur.

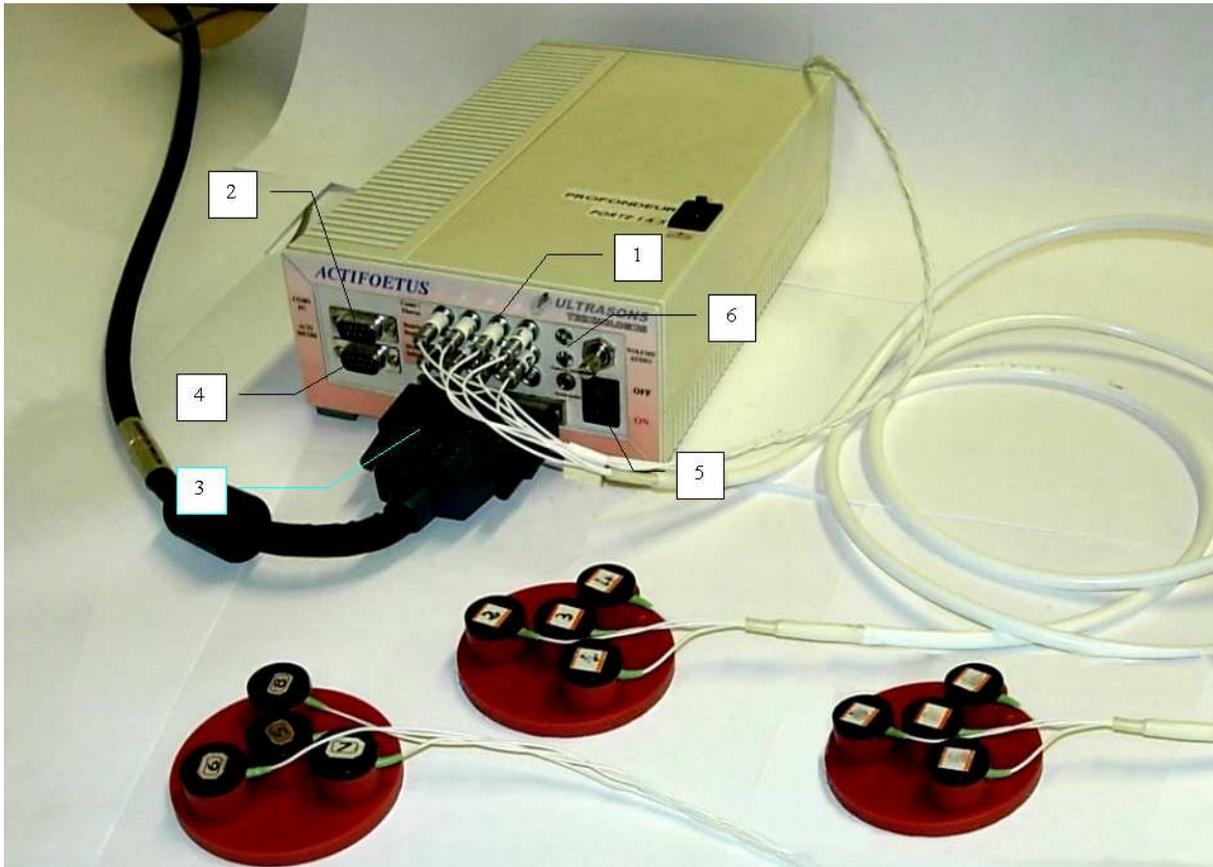


FIG. 2.7 – Le module électronique est composé de trois cartes d'émission - réception Doppler et d'une carte électronique d'acquisition de données permettant de transférer les données aux PC. Celles-ci sont ensuite enregistrées sur un disque dur.

Principe de fonctionnement

Le signal d'émission est une sinusoïde à la fréquence de 2,25MHz. Un multiplexeur permet d'adresser l'un des quatre transducteurs commandés par la carte. On réalise la démodulation analytique. Les composantes directes $I(t)$ et en quadrature $Q(t)$ sont échantillonnées puis converties par un convertisseur analogique-numérique. La figure 2.8 présente l'architecture d'une des cartes du module.

Les douze capteurs sont excités par une sinusoïde de fréquence 2,25 Mhz pendant $10\mu s$ ($V_{pp} = 7,3V$). La fréquence de répétition des tirs (PRF) est de 1KHz sur chaque capteur. On notera par ailleurs que les capteurs de chaque groupe fonctionnent séquentiellement, et non simultanément. Toutefois, les trois différents groupes de capteurs sont sollicités en

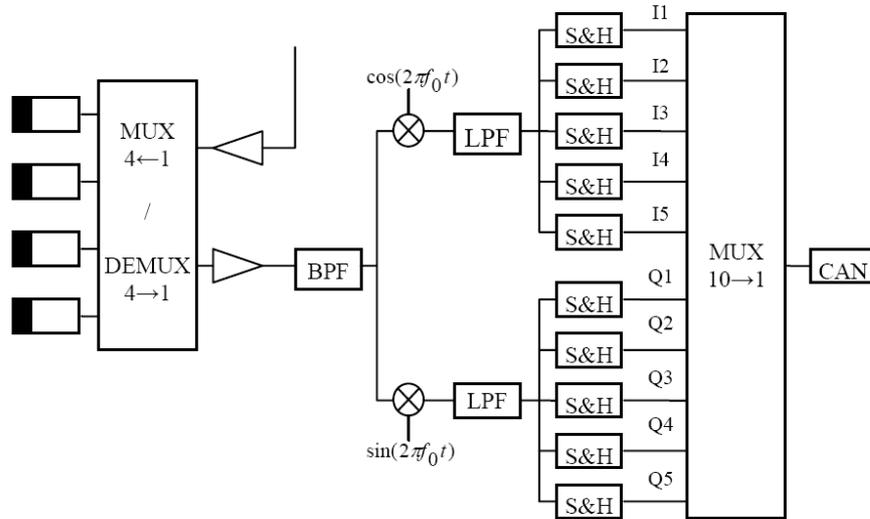


FIG. 2.8 – Architecture d'une des cartes électroniques d'émission - réception Doppler. S&H représente le bloqueur d'ordre zéro

même temps.

La séquence d'activation des capteurs est représentée sur la figure 2.9. Les profondeurs d'observations de l'ensemble des capteurs sont identiques.

Les voies I et Q sont échantillonnées en même temps pour chaque capteur d'un groupe. Il en va de même pour la transmission des données des différents groupes. Les échantillons sont présentés sur le bus de données dans l'ordre suivant (avec $I_{\text{capteur,porte}}$, $Q_{\text{capteur,porte}}$: échantillons en phase (I) respectivement en quadrature (Q) du capteur c à la profondeur p). L'excitation des transducteurs d'un même groupe a lieu alternativement, mais les trois cartes fonctionnent simultanément. On réalise donc l'émission/réception comme suit :

1. Excitation des capteurs 1,5,9, (premier capteur de chaque groupe A,B,C),
2. acquisition des signaux $I(1,1)$, $Q(1,1)$, $I(5,1)$, $Q(5,1)$, $I(9,1)$, $Q(9,1)$,
3. acquisition des signaux $I(1,2)$, $Q(1,2)$, $I(5,2)$, $Q(5,2)$, $I(9,2)$, $Q(9,2)$,
4. ...
5. excitation des capteurs 2,6,10,
6. acquisition des signaux $I(2,1)$, $Q(2,1)$, $I(6,1)$, $Q(6,1)$, $I(10,1)$, $Q(10,1)$,

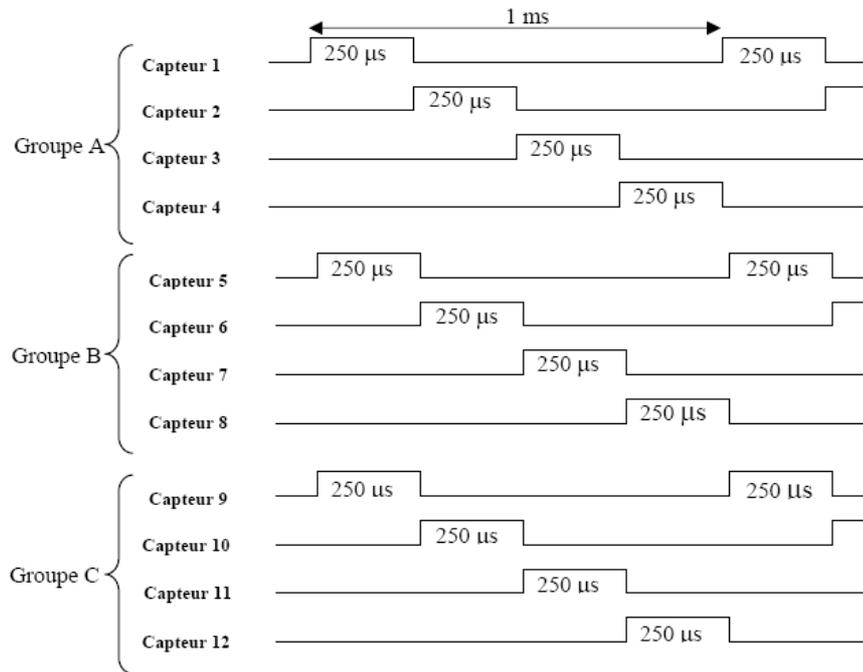


FIG. 2.9 – Séquence d'activation des Dopplers

7. acquisition des signaux $I(2,2)$, $Q(2,2)$, $I(6,2)$, $Q(6,2)$, $I(6,2)$, $Q(6,2)$,
8. ...

Les transferts de données vers la carte d'acquisition des signaux numériques sont gérés de manière synchrone avec les tirs ultrasonores. A la fin de chaque séquence de mesure (1 tir ultrasonore et 5 portes de réception couplées à 5 conversions analogiques-numériques complexes et leur transfert de données pour chaque carte Doppler) le dispositif bascule automatiquement pour une nouvelle séquence sur une nouvelle voie.

Le circuit logique chargé du transfert des données concatène deux mots de 16 bits I et Q successifs d'une même voie Doppler pour former un mot 32 bits. La Figure 2.10 présente la séquence d'émission/réception d'un capteur ainsi que la position des cinq profondeurs observées.

Veille du système

Le module est capable de travailler de manière discontinue sur de longues périodes (par exemple fonctionner 5 minutes toutes les demi-heures). Pour cela, le module est capable

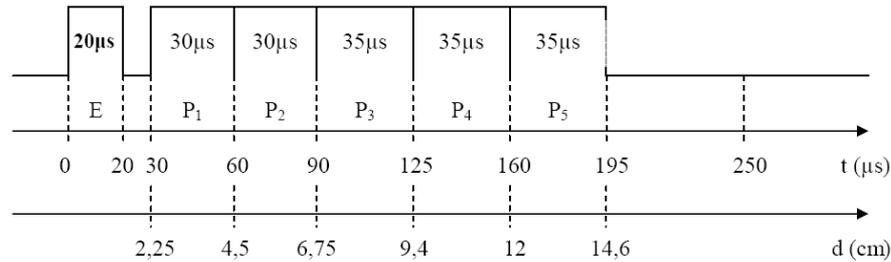


FIG. 2.10 – Séquence d'émission pour un capteur. L'émission dure pendant $20\mu s$. La porte 1 ($P1$) est numérisée pendant $30\mu s$, puis la porte 2 ($P2$), etc.

de passer en mode veille, ce qui permet également de réaliser des économies en terme de batterie. Ce paramètre est réglable.

2.2.3 Ordinateur et carte d'acquisition

Pour mettre au point les algorithmes de traitement du signal, nous avons dans un premier temps besoin de disposer du plus grand nombre d'informations brutes possible, c'est-à-dire l'ensemble des signaux Doppler complexes et les données issues de l'actimètre.

Dans ces conditions, pour donner une complète autonomie à la mère, seule une liaison radio haut-débit fonctionnant à 2,4GHz permettrait de transmettre le flux de données. Cette solution a toutefois été écartée car elle pourrait représenter un danger pour le fœtus. Nous avons donc choisi une liaison filaire.

La carte d'acquisition retenue est une Nationale Instrument NI PCI-6533 (PCI-DIO-32HS). Il s'agit d'une carte permettant l'acquisition des données au format TTL (0V-5V) sur 32 bits (on concatène deux mots de 16 bits) à la fréquence de 2MHz. La carte est gérée directement par le logiciel d'acquisition (voir Annexe1) via le driver C++ fourni. Si l'on considère que les milieux rencontrés ont une atténuation typique de $1dB/cm/MHz$, la profondeur maximum d'exploration à 2,25 MHz est de 32 cm, la dynamique de notre système d'acquisition est de 72dB (numérisation sur 12 bits).

L'ordinateur utilisé est un PC équipé d'un processeur Intel Pentium 4 fonctionnant à la fréquence de 2 GHz et disposant de 512 Mo de mémoire RAM. Il est équipé d'un disque dur de 127 Go permettant de stocker un grand nombre de mesures réalisées à l'hôpital. La

présentation de l'interface Homme-Machine et de ses évolutions sont présentés en annexes (chap. 6.1).

Chapitre 3

Techniques de traitement des signaux foetaux multidimensionnels

Sommaire

3.1	Introduction	61
3.2	Signaux et mise en forme	62
3.2.1	Signaux numérisés par Actifoetus	62
3.2.2	Les informations élémentaires issues du signal Doppler monodimensionnel	63
3.3	Extraction des paramètres foetaux du signal Doppler	67
3.3.1	Rythme cardiaque foetal	67
3.3.2	Mouvements des membres inférieurs et supérieurs	72
3.3.3	Estimation de la pseudo-respiration foetale	75
3.3.4	Mise en évidence de hoquet foetal	79
3.4	Introduction sur le traitement du signal multidimensionnel	82
3.4.1	Modèle de mélange	83
3.5	Détermination du nombre de sources dans un mélange instantané	84
3.5.1	Méthodes	84
3.5.2	Simulations	87
3.5.3	Conclusion	91
3.6	Séparation aveugle de sources	93
3.6.1	Introduction	93
3.6.2	Analyse en composantes indépendantes	94

3.6.3	Comparaison de différentes méthodes d'ACI	98
3.6.4	Analyse en facteurs indépendants	108
3.6.5	Exemple de séparation de source par AFI	112
3.6.6	Séparation de sources parcimonieuses	113
3.6.7	Comparaison des différentes techniques	119
3.6.8	Séparation In-Vivo	123
3.6.9	Conclusion	124
3.7	Décomposition modale empirique appliquée au Doppler	126
3.7.1	Présentation de la méthode	126
3.7.2	Amélioration de la détection du rythme cardiaque par décomposition modale	127
3.7.3	Mise en évidence de mouvements avec la décomposition modale	131
3.8	Conclusion	132

3.1 Introduction

Dans les parties précédentes nous avons pu présenter le principe des ultrasons et leur utilité en termes d'imagerie médicale, nous avons présenté le fonctionnement de notre dispositif multicateurs ainsi que des généralités relatives au comportement foetal et aux différentes techniques actuellement utilisées pour évaluer son degré de souffrance. Jusqu'à maintenant, les dispositifs commercialisés et utilisés de manière routinière se basent sur la détection du rythme cardiaque foetal (RCF), sur le comptage des contractions utérines et dans certains cas le comptage des mouvements foetaux.

Dans cette partie dédiée aux techniques de traitement du signal, nous expliquerons tout d'abord la manière dont nous représentons les signaux ultrasonores afin de disposer d'une information lisible et cohérente avec les systèmes classiques. Avec 12 capteurs travaillant chacun à cinq profondeurs, notre système réalise chaque seconde l'acquisition de 60 signaux complexes, soit 120 signaux réels.

Dans un premier temps, nous nous attacherons à l'étude d'un capteur donné à une profondeur donnée afin d'illustrer de façon simple les paramètres enregistrés issus des différents mouvements du foetus. Pour cela, nous passerons rapidement en revue les techniques de traitement du signal unidimensionnelles.

Dans un second temps, nous aborderons le cas multidimensionnel, afin de bénéficier du grand nombre de capteurs de l'Actifoetus.

Nous commencerons ainsi par les méthodes permettant de réduire la redondance d'informations entre les capteurs. Les méthodes AIC (Akaike Information Criterion) et MDL (Minimum Length Description) et FMO (Factorisation de la matrice d'observation) permettent d'estimer le nombre de sources présentes dans une matrice d'observation.

Afin de mettre en évidence les signaux en provenance de telle ou telle source dont les signatures sont présentes sur différents capteurs, nous comparons, en terme de pouvoir de séparation et de rejection du bruit, différentes techniques de séparations de sources comme l'analyse en composantes indépendantes, l'analyse en facteurs indépendants et la

séparation de sources parcimonieuse.

Nous terminerons par la technique de décomposition modale empirique appliquée au signal Doppler. Cette technique permet d'améliorer la détection du rythme cardiaque foetal (RCF) avec l'Actifoetus.

3.2 Signaux et mise en forme

3.2.1 Signaux numérisés par Actifoetus

Le système Actifoetus enregistre chaque milliseconde (fréquence d'échantillonnage : $F_e = \frac{1}{T_e} = 1\text{KHz}$) les signaux des 12 capteurs sur 5 profondeurs. Nous disposons donc à chaque instant kT_e ; ($k = 1, 2, \dots$) de 60 signaux complexes (120 signaux réels). La figure 3.1 présente une dizaine de secondes de signal Doppler numérisé. Pour un enregistrement d'une minute, on dispose donc d'une matrice de taille 120×60000 points.

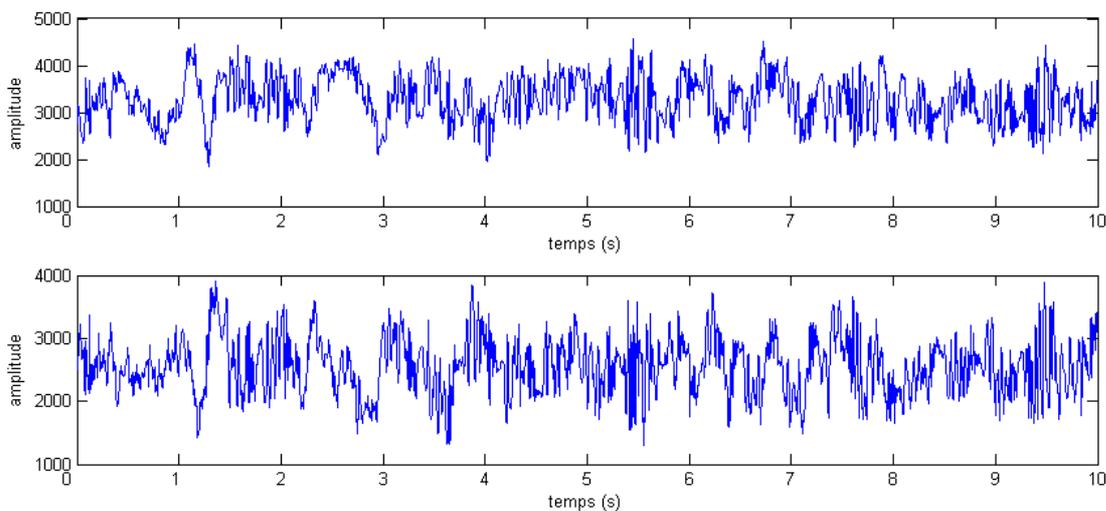


FIG. 3.1 – *Signal Doppler recueilli par Actifoetus. En haut : partie réelle du signal. En bas : partie imaginaire. Durée d'enregistrement : 10 s*

D'un point de vue quantitatif, on dispose d'énormément d'information puisqu'avec un échantillonnage sur 12 bits (transfert sur 16 bits) et avec 120 kech/s, le flux de donnée est de 240 ko/s, soit pour une minute 14,4 Mo bruts. Le format d'enregistrement utilisé (format .csv) demande également un certain nombre de caractères entre chaque valeur

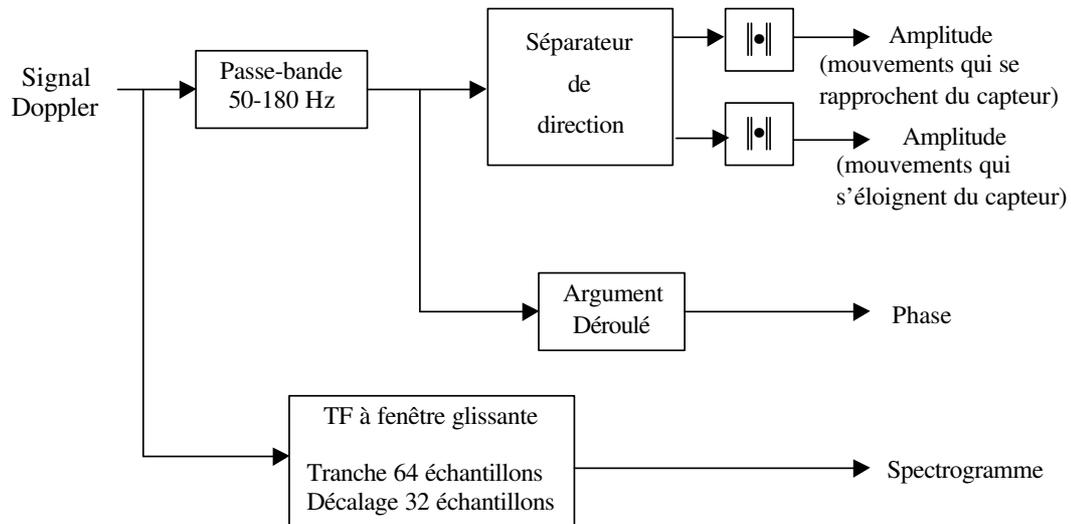


FIG. 3.2 – Extraction des informations contenues dans le signal Doppler

numérisée, portant la taille de chaque enregistrement de 30 minutes à environ 1 Go de données, à traiter *a posteriori*.

3.2.2 Les informations élémentaires issues du signal Doppler monodimensionnel

Le signal Doppler est un signal analytique complexe qui renferme une grande quantité d'informations. De ce signal il est possible d'extraire des informations de fréquence, d'amplitude et de phase. Nous avons choisi d'extraire les informations contenues dans le signal Doppler d'après le schéma présenté sur la figure 3.2 : le spectrogramme, la phase déroulée et les amplitudes séparées du signal Doppler.

Spectrogramme

Pour suivre l'évolution temporelle de la vitesse des réflecteurs, nous avons choisi de représenter le spectrogramme des signaux.

La fréquence du signal Doppler représentant l'image de la vitesse de déplacement d'un

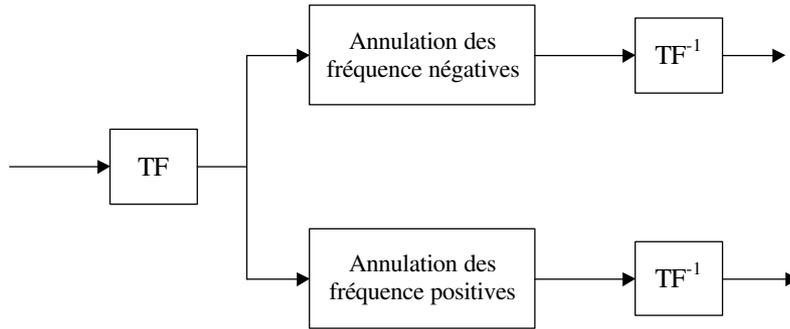


FIG. 3.3 – Extraction des amplitudes positives et négatives

réflecteur, le spectrogramme représente donc l'image de la vitesse de déplacement en fonction du temps (voir eq.1.14).

Amplitudes

Avant d'extraire la phase et l'amplitude du signal, nous réalisons un filtrage passe-bande qui nous permet d'éliminer le bruit basse fréquence (inférieur à $50Hz$) et haute fréquence (l'activité fœtale n'engendre pas de décalages Doppler supérieurs à $200Hz$).

Nous avons choisi de visualiser séparément les amplitudes des mouvements qui se rapprochent du capteur de celles des mouvements qui s'en éloignent. Pour cela, nous avons construit le filtre séparateur de direction représenté sur la figures 3.3. Il consiste simplement à séparer les composantes fréquentielles des fréquences positive et négative.

Les opérations de séparation des directions et de filtrage passe-bande seront réalisées en filtrant le signal Doppler par un filtre analytique passe-bande et son conjugué. Le filtre de Hilbert est le filtre de fonction de transfert $Q(f) = i.signe(f)$. Un filtre analytique possède la propriété d'éliminer les composantes de fréquences négatives. Le conjugué d'un tel filtre élimine les composantes de fréquence positive. Il ne reste plus qu'à prendre le module des deux signaux issus du filtre séparateur de direction pour obtenir les amplitudes recherchées. Les signaux ainsi séparés sont appelés "amplitude positive" pour les signaux

s'approchant du transducteur et "amplitude négative" pour les signaux s'éloignant du transducteur.

Phase

La phase instantanée ϕ du signal est calculée sur le signal Doppler filtré par la formule de l'arctangente :

$$\phi = \arctan\left(\frac{Q(t)}{I(t)}\right) \quad (3.1)$$

où $I(t)$ est la composante directe du signal Doppler, $Q(t)$ est la composante en quadrature. Pour l'implémentation, l'argument est déroulé. La phase déroulée ϕ donne, à une constante près, la position ou le déplacement Δz [Jensen, 1996] i.e :

$$\phi = \frac{4\pi f_0}{c} \Delta z = \frac{4\pi}{\lambda} \Delta z \quad (3.2)$$

où $\lambda = \frac{c}{f_0}$ avec $c = 1500m.s^{-1}$ dans les milieux biologiques.

Représentation choisie

La représentation que nous avons utilisé est présentée sur la figure 3.4, elle se compose de la visualisation sur un des graphiques des amplitudes positives et négatives, de l'argument déroulé et du spectrogramme :

Les amplitudes positives et négatives permettent la détection du rythme cardiaque foetal ou du hoquet foetal, la phase est utilisée afin d'obtenir une estimation de l'amplitude des mouvements et de la pseudo-respiration. Le spectrogramme offre une vue globale de la vitesse de déplacement dans la porte sélectionnée.

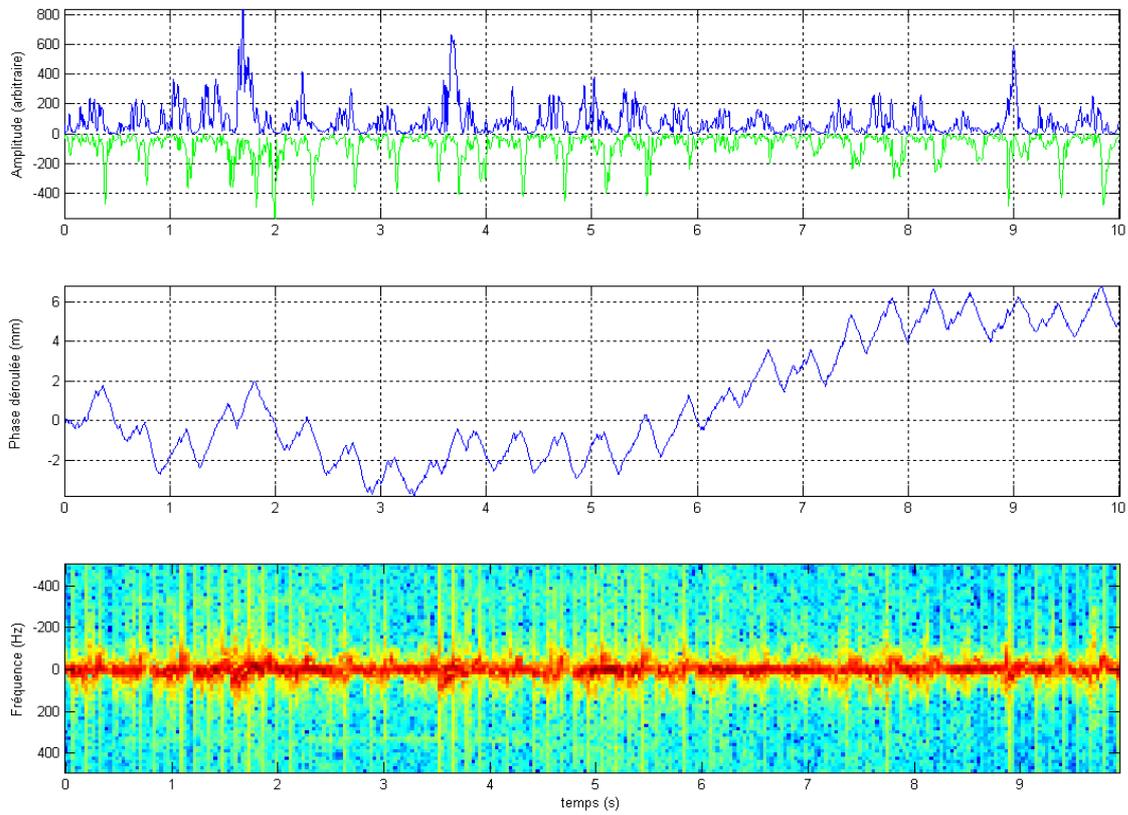


FIG. 3.4 – En haut : les amplitudes positives (bleu) et négatives (vert). Au milieu : la phase déroulée qui, à un facteur $\frac{\lambda}{4\pi}$, représente le déplacement en mm de la cible. En bas : le spectrogramme du signal.

3.3 Extraction des paramètres foetaux du signal Doppler

3.3.1 Rythme cardiaque foetal

Le rythme cardiaque foetal (RCF) est aujourd'hui la référence en terme de mesure quotidienne de la souffrance. Si l'on considère les amplitudes positives et négatives, le RCF se caractérise par une forte périodicité. Il est également visible sur la phase déroulée sous la forme de "dents de scie" (voir figure 3.5). Enfin, c'est la représentation la plus coutumière en écho-Doppler : le spectrogramme qui représente la modulation de fréquence en fonction du temps.

Estimation de la valeur du RCF

L'algorithme classiquement utilisé pour détecter le rythme cardiaque propose de chercher l'intervalle de temps entre deux battements de coeur successifs [Karlsson, 1996]. La détection de ces intervalles s'effectue sur les deux signaux amplitudes (amplitude engendrée par les réflecteurs se rapprochant du capteur et celle engendrée par les réflecteurs s'éloignant du capteur) après un lissage de celles-ci. Les valeurs trouvées pour les deux amplitudes sont ensuite comparées et permettent de valider ou non la détection.

En réalisant l'autoconvolution glissante sur une fenêtre de largeur P et en décalant la fenêtre de $N - P$ échantillons d'un signal d'amplitudes séparées $s(n)$ nous obtenons le signal suivant :

$$s_P(n) = \sum_{p=0}^{P-1} s(n-p)s(n-N+p) \quad (3.3)$$

Cette opération est une convolution sur une fenêtre de largeur P du signal $s(n)$ avec lui-même retardé de $N - P$ échantillons. Correctement fixées, les variables N et P permettent de filtrer un battement de coeur par celui qui l'a précédé et de favoriser ainsi la périodicité du signal. Le rythme recherché se situe dans une plage allant de 80 battements par minute, soit 1,33 Hz, à 200 battements par minute, soit 3,33 Hz.

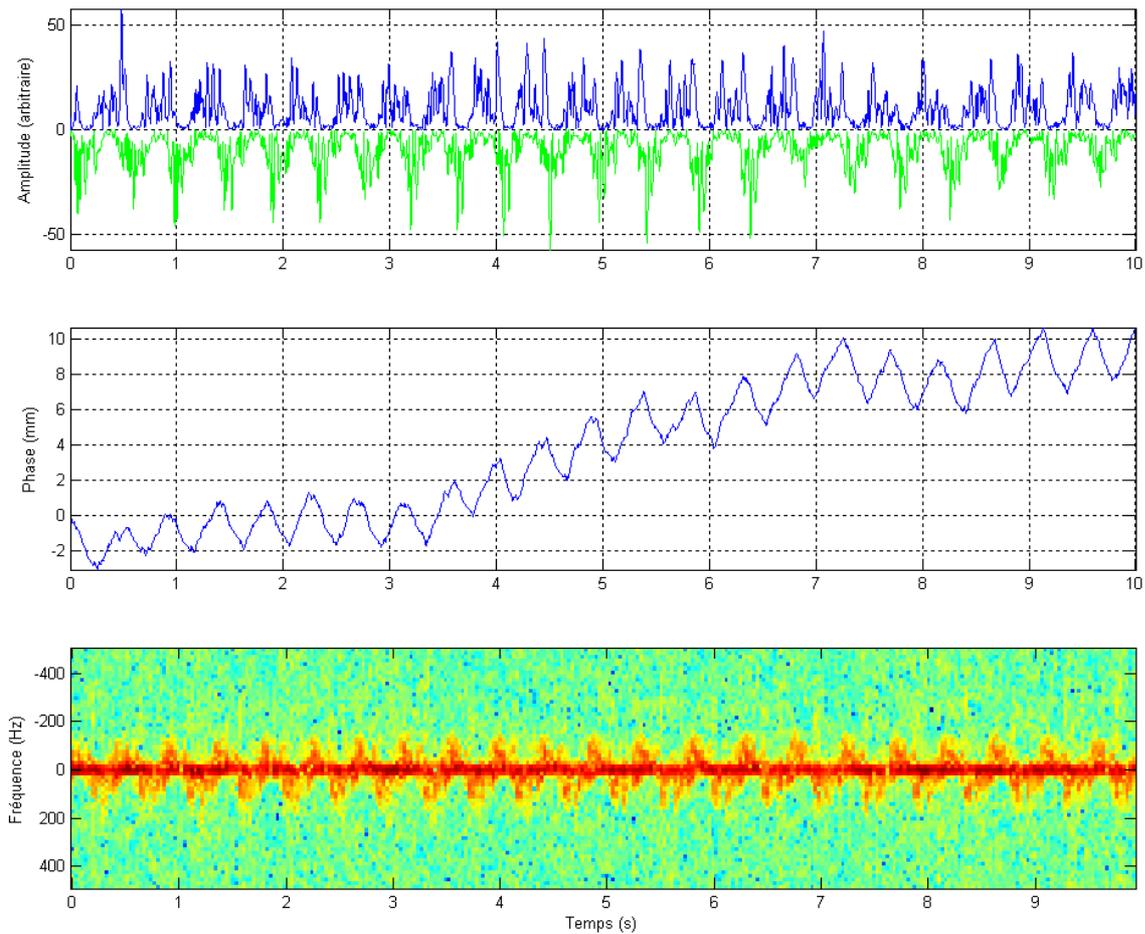


FIG. 3.5 – Sur cette figure, on peut observer le signal sur une durée de 10 secondes d'un foetus en période de sommeil. Lorsque le foetus ne bouge pas, le signal issu du coeur foetal est de très bonne qualité (SNR environ 30 dB). En haut : les amplitudes des fréquences positives (bleu) et négatives (vert). Au milieu : la phase déroulée qui, à un facteur $\frac{\lambda}{4\pi}$, représente le déplacement en mm de la cible. En bas : le spectrogramme du signal.

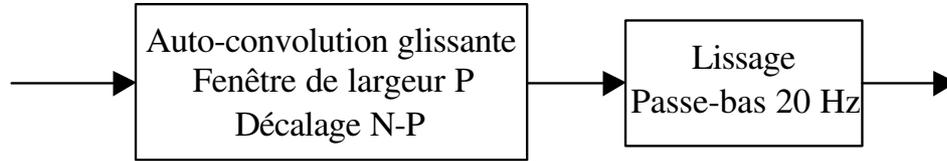


FIG. 3.6 – Conditionnement des signaux après autoconvolution

Pour terminer le conditionnement des signaux, on lisse le signal par un filtre passe-bas de fréquence de coupure 20 Hz (Fig. 3.6). En effet le conditionnement des signaux, détaillé sur la figure 3.6, est nécessaire car les signaux d’amplitudes sont très fluctuants.

Les intervalles entre deux battements de cœur successifs sont calculés en recherchant les maxima locaux de nos signaux conditionnés. Les résultats trouvés sur les deux signaux amplitudes sont ensuite comparés et si les valeurs estimées diffèrent de moins de moins de 10 battements par minute (bpm), la détection est validée.

Malheureusement, les performances de cet algorithme se révèlent assez pauvres lorsque le niveau de bruit augmente. Nous avons étudié la technique d’autocorrélation qui estime la fréquence fondamentale d’un signal périodique à partir de la fonction d’autocorrélation. Cet algorithme a naturellement tendance à moyenniser les valeurs du RCF, mais avec une fenêtre d’estimation correctement choisie (typiquement une dizaine de battements cardiaque), on s’affranchit de ce problème.

Cette technique, basée sur l’autocorrélation, consiste à calculer les coefficients de corrélation normalisés, après un seuillage des amplitudes, pour N échantillons du signal d’amplitudes séparées $x(t)$ et pour un décalage entre $a \times F_e$ et $b \times F_e$, où $F_e = 1\text{KHz}$ est la fréquence d’échantillonnage. le RCF peut être déterminé selon (eq. 3.4) :

$$R_x(p) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-|p|-1} x(n)x(n+p) \quad (3.4)$$

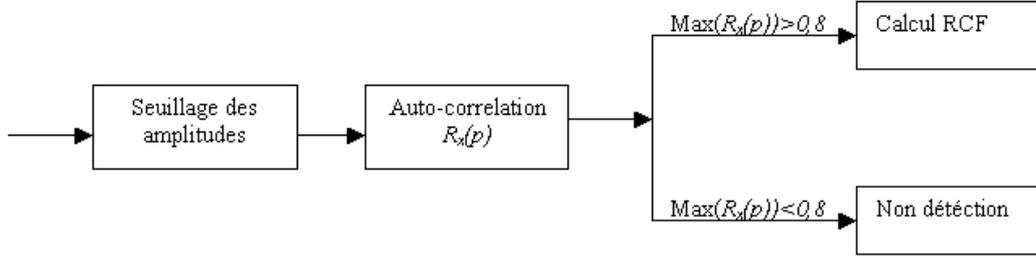


FIG. 3.7 – Mesure du RCF : méthode d'autocorrélation

$$RCF = \frac{60 \times F_e}{a + \operatorname{argmax}(R_x(a : b))} \quad (3.5)$$

avec $(a : b) = a, a + 1, \dots, b$.

Pour disposer d'une détection entre 80 bpm (1,33 bps) et 200 bpm (3,33 bps), on pose $a = \frac{F_e}{3,33}$ et $b = \frac{F_e}{1,33}$. Lorsque le coefficient de corrélation est proche de 1 (ou supérieur à 0,8), on considère le signal comme périodique. Ceci est illustré sur le synoptique de la figure 3.7. Cette méthode apporte une bien meilleure détection du RCF que l'autoconvolution, nous l'avons montré dans [Rouvre *et al.*, 2005].

La figure 3.8 présente une analyse de 10 secondes de signal Doppler issu d'un capteur orienté vers le coeur du foetus à la profondeur 3 (entre 10 et 12 cm). (A) montre les amplitudes des fréquences positives (bleu) et négatives (vert), (B) la phase déroulée qui représente le déplacement en mm et (C) le spectrogramme du signal. On retrouve la détection du rythme par autoconvolution en (D) et par autocorrélation (E).

Le moyennage entraîné par l'autocorrélation permet de s'affranchir de nombreuses fausses détections. Celle-ci se révèle certaines fois incapable d'estimer le RCF, notamment lorsque le niveau de bruit est trop élevé ou que le fetus bouge. Nous verrons plus loin comment remédier à ce problème.

La figure 3.9 en est l'exemple, il s'agit de l'analyse mono dimensionnelle de 60 secondes

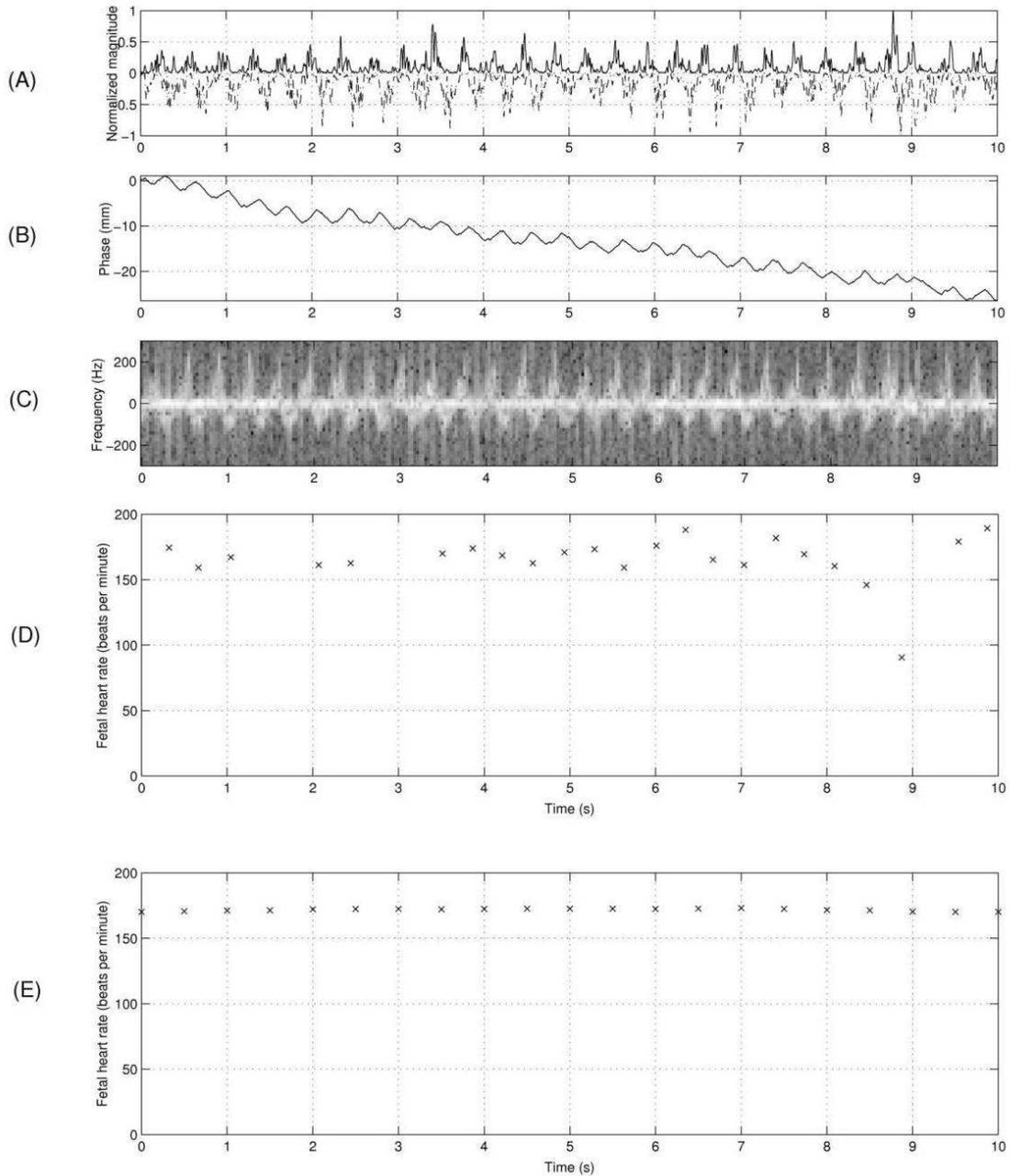


FIG. 3.8 – Analyse de 10 secondes de signal Doppler foetal provenant de battements de coeur pour un capteur donné à une porte donnée. (A) montre les amplitudes des fréquences positives (solid) et négatives (tirets), (B) la phase déroulée qui, à un facteur $\frac{\lambda}{4\pi}$, représente le déplacement en mm de la cible et (C) le spectrogramme (diagramme temps fréquence) du signal. En (D), on retrouve la détection du rythme par autoconvolution alors que (E) est la représentation de la détection par autocorrelation.

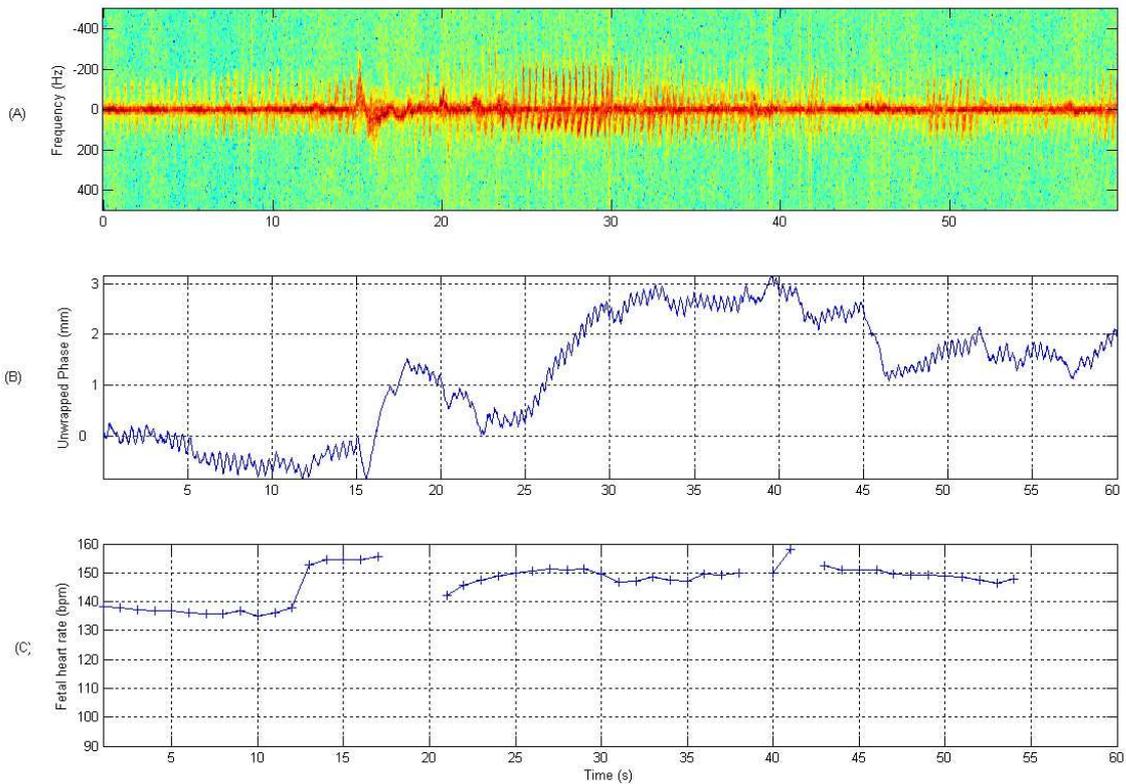


FIG. 3.9 – Analyse de 60 secondes de signal Doppler foetal provenant de battements de coeur pour un capteur donné à une porte donnée. (A) montre spectrogramme du signal de capteur. (B) montre la phase. (C) montre la fréquence cardiaque foetale estimée avec la technique d'autocorrelation. Le mouvement qui peut être vu sur (A) et (B) à la 16^{me} seconde induit une perte de detection de la fréquence cardiaque foetale.

de signal Doppler provenant de battements de coeur pour un capteur donné à une porte donnée. (A) montre spectrogramme du signal de capteur. (B) montre la phase.(C) montre le RCF estimé avec la technique d'autocorrelation. Le mouvement qui peut être vu sur (A) et (B) à la 16^{me} seconde induit une perte de detection. Il en est de même à la 38^{me} seconde.

3.3.2 Mouvements des membres inférieurs et supérieurs

Présentation du signal typique de mouvement

Selon la classification de Timor-Tritsch [Timor-Tritsch *et al.*, 1976], un mouvement est défini comme un dépassement d'un seuil en amplitude pendant un intervalle de temps

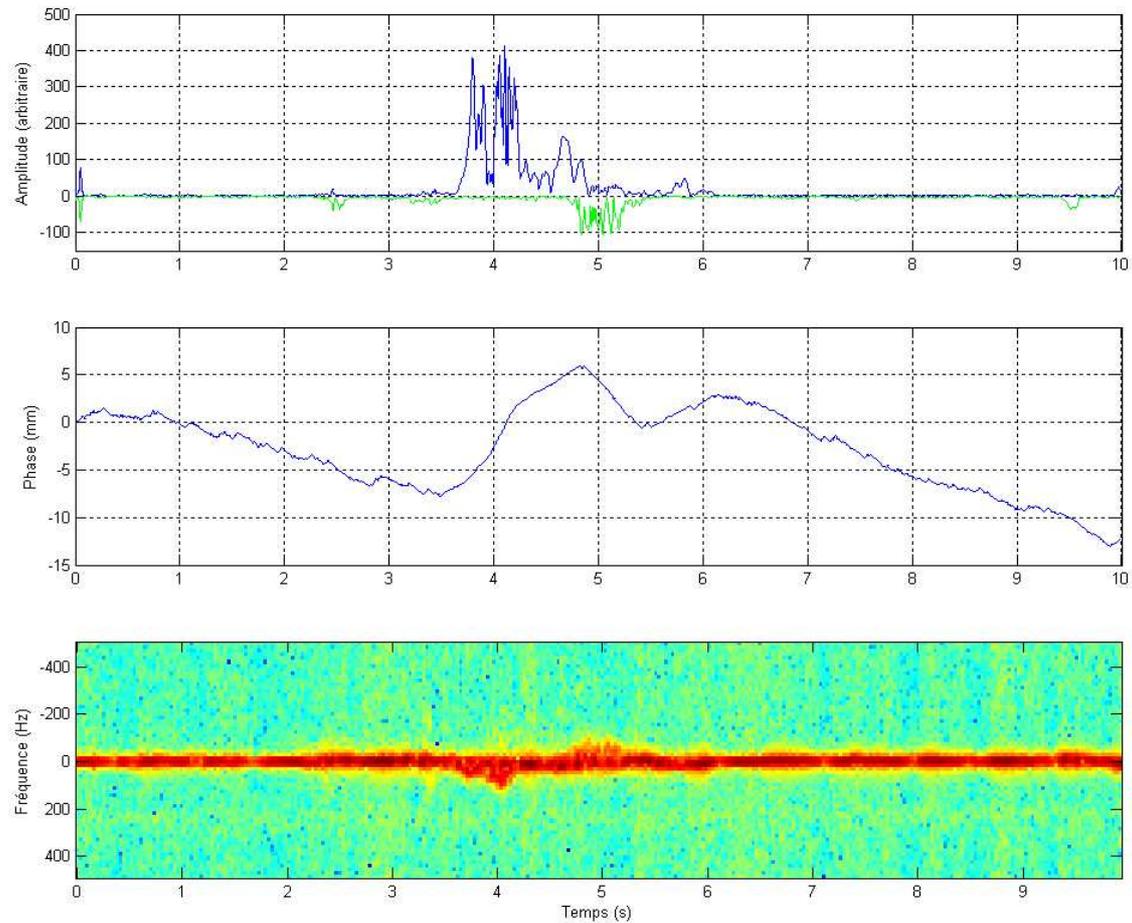


FIG. 3.10 – En haut : les amplitudes des fréquences positives (bleu) et négatives (vert). Au milieu : la phase déroulée qui, à un facteur $\frac{\lambda}{4\pi}$, représente le déplacement en mm de la cible. En bas : le spectrogramme (diagramme temps fréquence) du signal. mouvement enregistré par un capteur du groupe B (capteur sur les membres supérieurs) sur un foetus de 36 semaines. On voit clairement que le mouvement accélère rapidement, puis revient doucement en position de départ.

minimal suivi d'un temps minimal de repos.

A titre d'exemple, l'activité du foetus augmente davantage à partir de la 20ème semaine de grossesse. La mère décrit souvent cette activité en disant qu'il donne "des coups de pied". Il s'agit de mouvements brusques. La figure 3.10 illustre un mouvement enregistré par un capteur du groupe B (capteur sur les membres supérieurs) à la troisième profondeur sur un foetus de 36 semaines. On voit clairement que le mouvement accélère rapidement (troisième seconde), puis revient doucement en position de départ.

Estimation du nombre de mouvements

La détection des mouvements foetaux par des signaux de Doppler a été effectuée en utilisant un algorithme de seuil [Karlsson *et al.*, 2000b] opérant sur le signal d'amplitude sans séparation des directions (sur le module du signal Doppler filtré passe-bande) en se basant sur les caractéristiques définies dans [Timor-Tritsch *et al.*, 1976]. Un mouvement a été défini par trois seuils :

- un seuil en amplitude, pour éliminer le bruit,
- une durée minimale (0,1 seconde),
- un intervalle minimum entre deux mouvements (0,5 secondes).

Nous l'avons toutefois modifié afin de prendre en compte l'ensemble non seulement le signal d'amplitude, mais également le signal de phase, qui donne une très bonne information sur les mouvements.

Dans notre algorithme, un mouvement est donc le dépassement d'un seuil sur les signaux d'amplitudes (juste au-dessus du niveau de bruit) pendant un temps minimal suivi d'un temps minimal de repos, mais également sur le signal de phase, comme présenté sur le schéma (figure. 3.11). La phase déroulée est tout d'abord filtrée entre 0,1Hz et 1,5Hz puis on en calcule la dérivée. Si le signe de la dérivée ne change pas pendant une durée supérieure à 0,25 seconde (demi durée d'un mouvement), alors on considère la présence d'un mouvement.

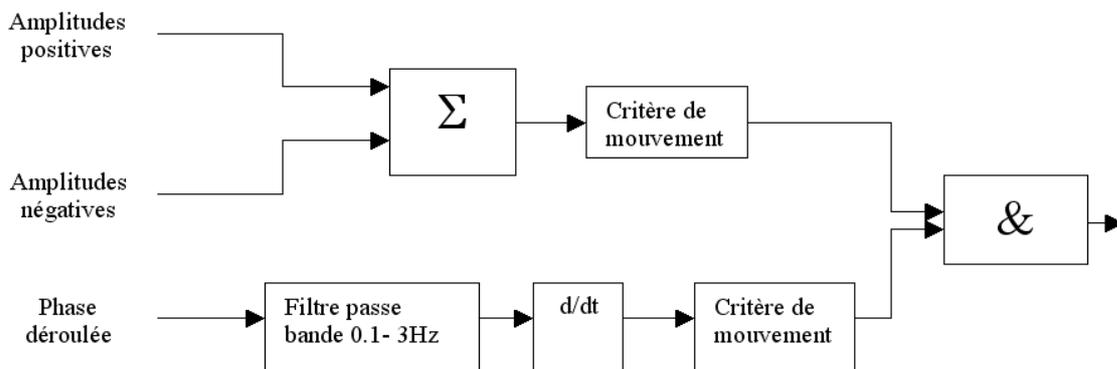


FIG. 3.11 – Comptage des mouvements : Schéma de principe

Le critère de prise en compte du mouvement est le suivant : un mouvement est considéré en tant que tel lorsque son amplitude, mais également sa phase, dépassent un seuil adaptatif pendant une durée supérieure à 0,5 s, suivies d'une durée minimum de repos de 0,5 s. Le seuil relatif à l'amplitude est défini comme la moyenne des amplitudes sur une minute alors que le seuil relatif à la phase est défini comme la moyenne de la phase sur une minute.

Nous avons testé cet algorithme sur les signaux collectés *in vivo*. Une illustration est donnée sur la figure 3.12.

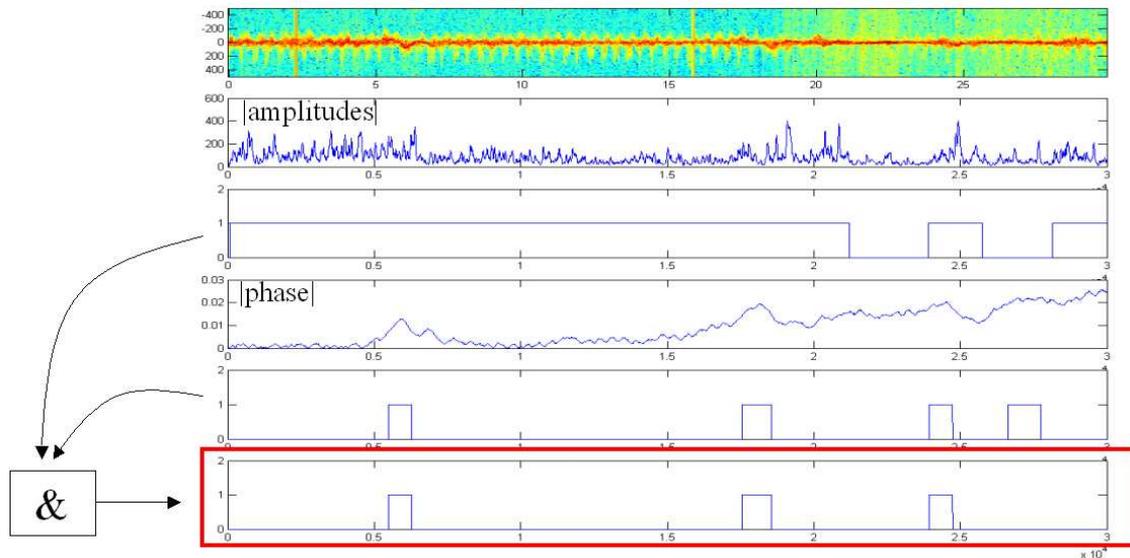


FIG. 3.12 – Détection de mouvement en utilisant à la fois le signal d'amplitude et le signal de phase. Durée : 30 secondes

3.3.3 Estimation de la pseudo-respiration foetale

Présentation du phénomène pseudo-respiratoire

A l'instar du rythme cardiaque foetal, la pseudo-respiration présente sur le signal de phase une forme en "dents de scie". La figure 3.13 présente un exemple sur 10 secondes de mesure de pseudo respiration foetale.

Le tracé des amplitudes est similaire à ce que l'on peut retrouver dans le tracé du rythme cardiaque foetal, à la différence que dans le cas de la pseudo-respiration foetale,

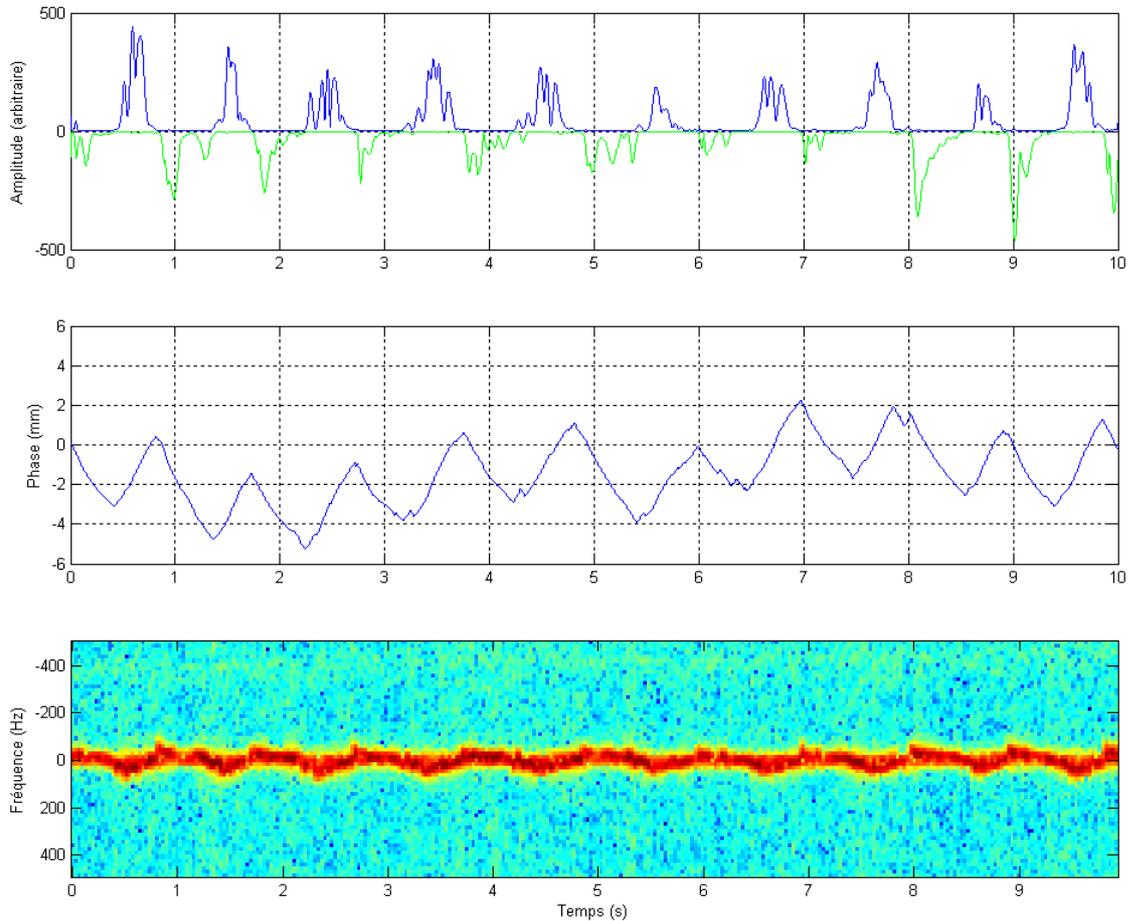


FIG. 3.13 – Mouvement de pseudo-respiration foetale enregistré avec Actifoetus. En haut : les amplitudes des fréquences positives (bleu) et négatives (vert). Au milieu : la phase déroulée qui, à un facteur $\frac{\lambda}{4\pi}$, représente le déplacement en mm de la cible. En bas : le spectrogramme (diagramme temps fréquence) du signal.

la fréquence est beaucoup plus faible (de l'ordre de 0,5Hz à 1,5Hz contre 1,5Hz à 3,5Hz pour le RCF).

Le déplacement est également beaucoup moins rapide que dans le cas du rythme cardiaque foetal, puisque la fréquence Doppler ne dépasse jamais 70Hz à 80Hz lors d'épisodes pseudo-respiratoires contre plus de 150Hz pour la fréquence Doppler due au coeur foetal. La pseudo respiration se caractérise donc par des mouvements lents et régulier dont les variations sont beaucoup plus faibles que celle du rythme cardiaque.

Dans ce cas l'intérêt de disposer de plusieurs portes par capteurs est évident : alors que l'on regarde dans la direction du coeur foetal, le pseudo respiration est mise en évidence sur

une porte moins profonde et la détection de celle-ci n'est pas perturbée par les mouvements cardiaques, qui sont enregistrés sur la profondeur suivante. Ce n'est pas tout le temps le cas et on retrouve souvent des perturbations dues au rythme cardiaque foetal sur l'ensemble des portes du capteur. Dans ce cas aussi, les techniques de séparation multidimensionnelles vont aider à améliorer la détection.

Detection d'épisodes pseudo-respiratoire

L'information de pseudo-respiration foetale est le paramètre le plus difficile à extraire du signal Doppler. Pour l'extraire, une manière pratique consiste à estimer la transformée de Fourier de la phase déroulée. L'effet de la respiration maternelle sur le signal Doppler a déjà été précisé dans [Karlsson *et al.*, 2000a] : la phase subit une modulation de fréquence inférieure à 0,5 Hz (la fréquence de respiration d'un adulte au repos est inférieure à 0,5Hz). La pseudo respiration foetale introduit elle aussi une modulation sur le signal de phase, mais dans la bande 0,5Hz-1,5Hz.

Dans un premier temps, nous avons développé un algorithme d'estimation de la pseudo-respiration basé sur l'analyse de la transformée de Fourier de la phase déroulée du signal Doppler à une profondeur donnée en nous inspirant de la méthode utilisée pour la respiration maternelle :

- Estimation du spectre du signal par transformée de Fourier
- Recherche du pic en fréquence le plus élevé entre 0,5Hz et 3,5 Hz
- Si le pic le plus élevé est dans la bande 0,5-1,5Hz, on considère qu'il y'a présence de pseudo-respiration.

En règle générale, nous avons pu remarquer sur les différents enregistrements *in-vivo* réalisés que les mouvements pseudo-respiratoires apparaissent sur la profondeur précédent celle ou le RCF est détecté (par exemple : profondeur 2 si le RCF est détecté sur la profondeur 3), ceci paraît cohérent, puisque le coeur est situé sous le thorax. La détection de pseudo respiration est cependant souvent perturbée par la présence de rythme cardiaque foetal.

En pratique, nous travaillons souvent avec des fenêtres temporelles de signal de 3,75 secondes, soit 3750 points de signal. Avec une fréquence d'échantillonnage de 1KHz, la résolution de la transformée de Fourier est donc de 0,26 Hz, ce qui, dans la bande d'intérêt (0,5 Hz - 1,5 Hz), n'offre que 4 points et influence grandement la fiabilité de la mesure. C'est pourquoi nous avons choisi de nous tourner vers les modèles AR pour améliorer cette détection de pseudo respiration, Shinozuka avait proposé une méthode similaire [Shinozuka et Yamakoshi, 1993] (voir figure 3.14).

Le modèle AR est une méthode d'estimation spectrale paramétrique qui suppose que le signal suit un modèle donné. Ainsi, on modélise le signal par :

$$x(n) = - \sum_{k=1}^p a_k \cdot x(n-k) + e(n) \quad (3.6)$$

où les coefficients (a_1, \dots, a_p) constituent les paramètres du modèle et $e(n)$ est un bruit blanc décorrélé de $x(n)$, de variance σ^2 .

La connaissance des paramètres $a_k; (k = 1, 2, \dots, p)$ permet ainsi d'en déduire la densité spectrale de puissance :

$$Par(f) = \frac{\sigma^2}{|1 + \sum_{k=1}^p a_k \cdot e^{-j2\pi f k}|^2} \quad (3.7)$$

Cette méthode paramétrique est dite à haute résolution. En effet, elle n'effectue pas de fenêtrage explicite comme le fait le périodogramme, ce qui évite une baisse de résolution et l'apparition de lobes secondaires.

Pour illustrer ceci, on considère un signal Doppler de 4096 points. Les courbes suivantes représentent les densités spectrales de puissance (DSP) obtenues par transformée de Fourier rapide (TFR) en vert, et par le modèle AR de la forme de l'équation 3.6 à l'ordre 6 en rouge (ordre qui s'est avéré le plus adapté à la détection de pseudo respiration).

Le calcul des DSP par modèles AR ont permis de détecter les mouvements de pseudo-respirations dans beaucoup plus de cas que lors de l'utilisation de la TF. C'est pourquoi nous utilisons cette technique, bien qu'elle soit plus longue à calculer, lors du calcul

systematique. On peut toutefois améliorer le temps de calcul en sous-échantillonnant le signal de phase avant de réaliser l'estimation de fréquence par modèle AR.

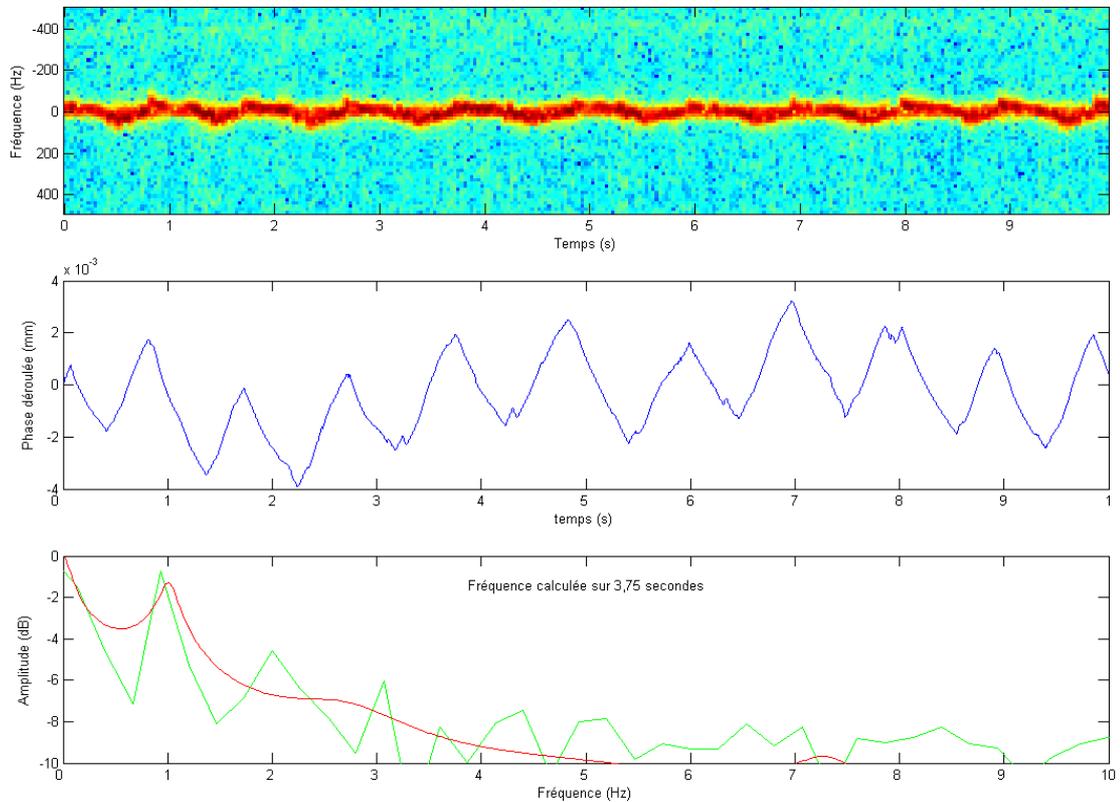


FIG. 3.14 – Détection des mouvements de pseudo-respiration foetale en utilisant le signal de phase, la fréquence est estimée par transformée de Fourier rapide (en vert) où par modèle AR (en rouge). En haut : le spectrogramme du signal. Au milieu : Signal de phase déroulé. En bas : estimation de la fréquence sur une durée de 3,75 secondes.

D'autres alternatives basées sur l'analyse temps-fréquence du signal Doppler [Kouamé *et al.*, 2003b], [Kouamé *et al.*, 2003a] pourraient également être utilisées.

3.3.4 Mise en évidence de hoquet foetal

Les hoquets foetaux se présentent en général sous la forme de mouvements spasmodiques très brusques, réguliers, sur une période de plusieurs minutes. Ce sont les mouvements foetaux les plus rapides couramment observés, il s'agit de contraction soudaine du diaphragme du fœtus qui rappellent les hoquets chez l'adulte. Ces mouvements peuvent

intervenir de façon isolée ou périodique. Nous avons pu mettre en évidence des périodes de hoquet atteignant une dizaine de minute avec l'Actifoetus. La figure 3.15 présente un épisode de hoquet foetal mesuré avec l'appareil Actifoetus.

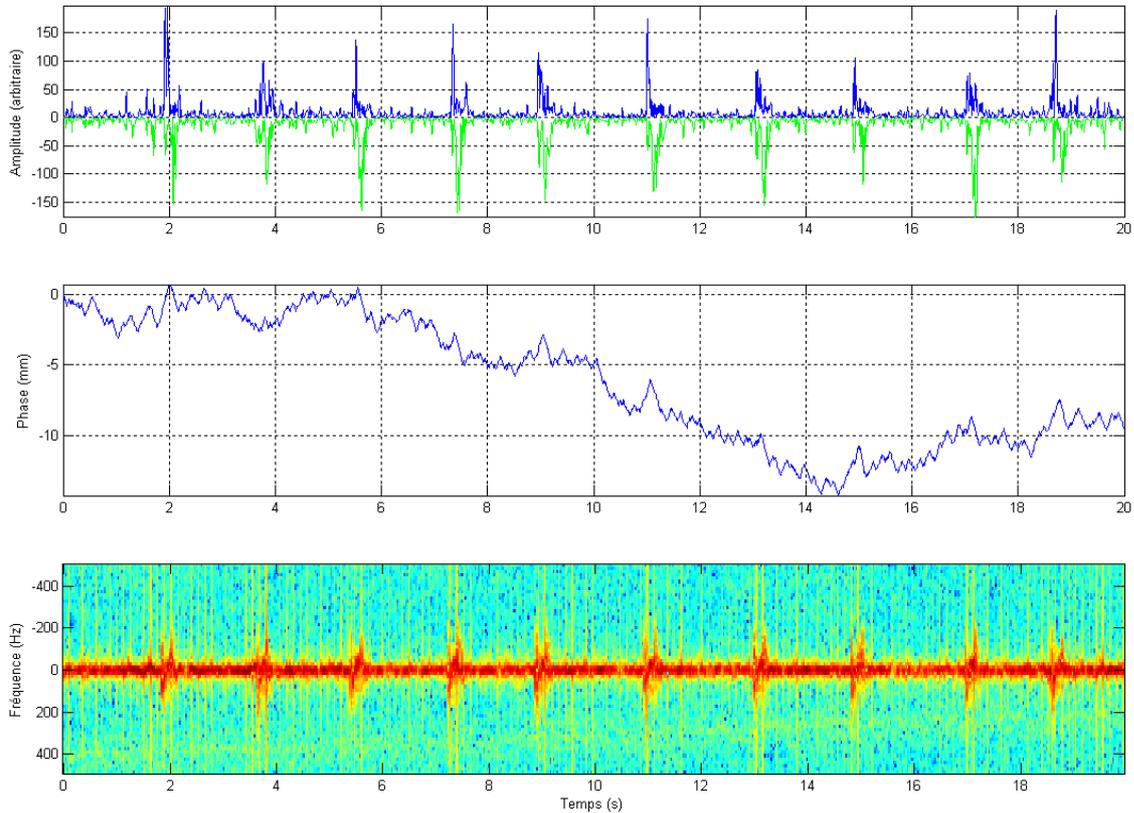


FIG. 3.15 – Hoquet foetal : caractérisé par une période de deux secondes environ. En haut : les amplitudes des fréquences positives (bleu) et négatives (vert). Au milieu : la phase déroulée qui, à un facteur $\frac{\lambda}{4\pi}$, représente le déplacement en mm de la cible. En bas : le spectrogramme du signal.

L'évolution dans le temps du hoquet foetal est stationnaire. On observe sur le spectrogramme et sur l'amplitude que la période est d'environ deux secondes entre chaque hoquet. Sur le signal de phase, il s'agit de mouvements courts, d'environ 4 mm aller-retour. D'une fréquence d'environ 0,5 Hz, ce signal peut être clairement différencié de la pseudo-respiration foetale (fréquence 0,5Hz à 1,5Hz), notamment en portant attention au spectre de la phase. La figure 3.16 montre la différence entre les deux phénomènes. Le signal de phase lors d'un hoquet foetal est ponctué de "pics" (B) entraînant un élargissement du spectre (D) alors que le signal de phase du mouvement pseudo-respiratoire (A)

permet de mettre en évidence une raie (C) à la fréquence du mouvement (ici, 1Hz).

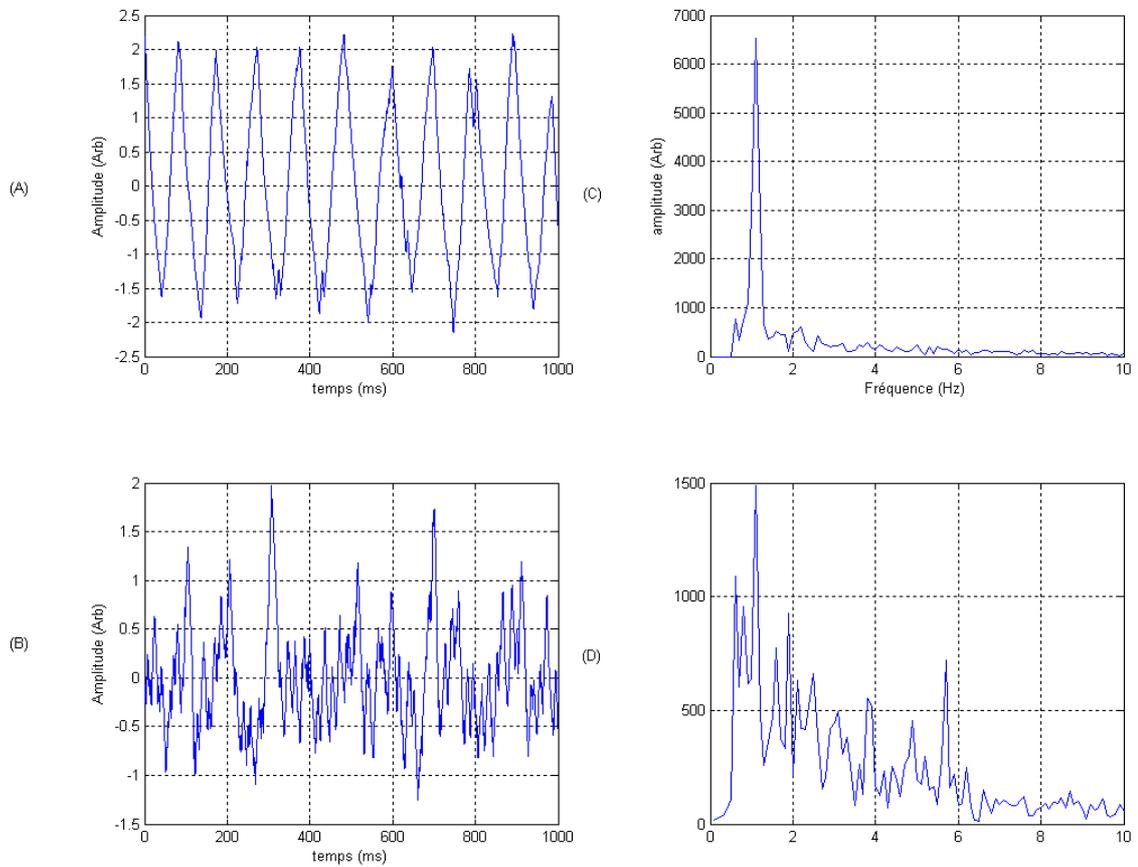


FIG. 3.16 – Hoquet foetal : caractérisé par une période de deux secondes environ. En (A), on montre la phase d'un signal pseudo-respiratoire (nous avons retiré la tendance) et en (C) sa transformée de Fourier. Un pic de fréquence à 1 Hz est bien visible. Le spectre (D) du signal de phase d'un hoquet foetal (B) (nous avons retiré la tendance) est quand à lui plus "plat", notamment du fait que les mouvements sont bien plus rapide.

3.4 Introduction sur le traitement du signal multidimensionnel

On l'a vu précédemment, le contexte numérique dans lequel nous nous trouvons (capteurs explorant chacun 5 profondeurs, 60 signaux complexes chaque milliseconde), fait que le flux de données est conséquent : 240ko/s. S'il paraît possible de déterminer les paramètres pertinents relatifs au bien-être du fœtus avec les techniques que nous venons d'expliquer, leur utilisation en routine sur l'ensemble des capteurs demande une prise en compte spécifique du caractère multidimensionnel.

Par ailleurs, les signaux que nous avons à analyser proviennent de sources multiples (cœur du fœtus, différentes extrémités, cœur maternel), sont en nombre limité et sont enregistrés simultanément par les différents transducteurs du système. Il est intéressant de pouvoir séparer les signaux provenant de telle ou telle source de manière à réduire la redondance qui existe sur les observations issues des 12 capteurs. Le fœtus bougeant par épisodes, toutes ces sources ne sont pas actives à chaque instant, c'est pourquoi il est intéressant de chercher au préalable à déterminer le nombre de sources de mouvements enregistrées par l'ensemble des capteurs. Notre démarche fût donc la suivante :

- Détermination le nombre de sources avec des critères statistiques d'estimation,
- Séparation aveugle de sources, avec des techniques dédiées,
- Extraction des paramètres foetaux.

Pour ce faire, nous avons tout d'abord comparé différentes techniques de détermination du nombre de sources dans un mélange instantané et des techniques de séparation de sources telles que l'analyse en composantes indépendante (ACI), l'analyse en facteurs indépendants (AFI), et la séparation de source sur des données parcimonieuses (SPSAS) dans le cas de signaux simulés proches de ceux enregistrés, où l'on maîtrise bien les paramètres des signaux (rapport signal sur bruit, amplitudes, etc.), nous montrerons également des résultats dans le cas *in-vivo*.

3.4.1 Modèle de mélange

Dans un premier temps, nous allons présenter le modèle utilisé pour décrire les signaux de notre système. La figure 3.17 présente le schéma du modèle. Il existe deux types de modèles pour la séparation de sources : le modèle de mélange instantané et le modèle convolutif [Comon *et al.*, 2001] qui prend en compte le décalage temporel entre les capteurs lors de l'acquisition des signaux. Nous utilisons le modèle instantané, présenté ci-dessous, car les signaux en provenance des différents membres sont enregistrés simultanément sur les différents capteurs (le temps mis par l'onde ultrasonore pour atteindre le capteur est très supérieur à la période d'échantillonnage).

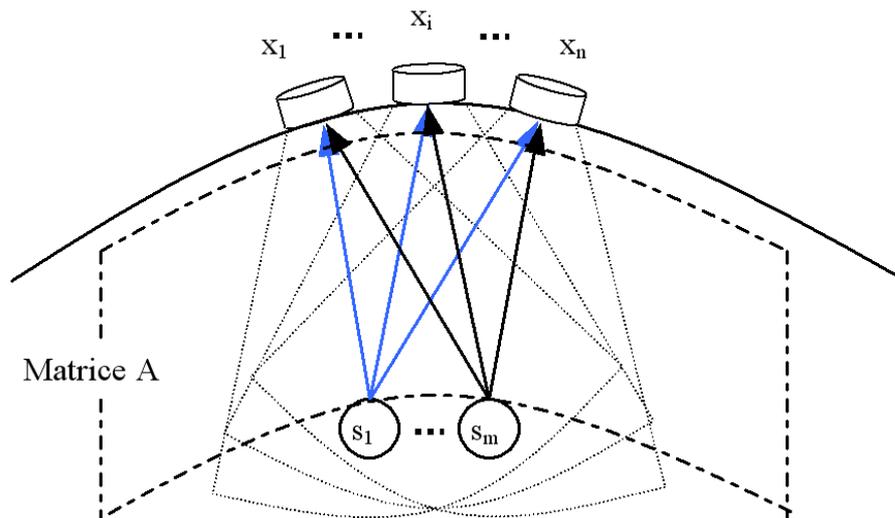


FIG. 3.17 – Mélange instantané de m sources de signal à travers le corps de la mère en direction des capteurs. La matrice des observations est notée x , celle des sources est notée s . La matrice de mélange A correspond au mélange réalisé par le corps de la mère.

Nous supposons posséder n observations notées x issu d'un mélange de m signaux sources s (avec $m \leq n$) :

$$x(t) = A.s(t) + u(t) \quad (3.8)$$

où A est la matrice de mélange de taille $n \times m$, $x(t)$ est un vecteur de taille n , $s(t)$ est un vecteur de taille m et $u(t)$ (de taille m) est un bruit blanc gaussien. On suppose que

s est de moyenne nulle.

L'objectif est d'obtenir une estimation des sources $s(t)$ depuis les seules données $x(t)$ en notre possession. Ce modèle prendra différentes formes dans ce document suivant le problème considéré (détermination du nombre de sources, séparation de sources, prise en compte du bruit).

Lorsque l'on ne travaille pas à un instant t mais sur N échantillons temporels tel que $t = 1, \dots, N$, on aura : s matrice de taille $m \times N$, x de taille $n \times N$ et u de taille $n \times N$.

3.5 Détermination du nombre de sources dans un mélange instantané

Dans cette partie, nous allons nous intéresser aux méthodes qui permettent de déterminer le nombre de sources présentes dans un mélange instantané. Connaître le nombre m de sources mobiles (coeur, membres, mouvements de la mère) à partir de n observations, nous permettra d'extraire le nombre optimal de composantes indépendantes d'une matrice de données.

3.5.1 Méthodes

La première idée dont nous nous sommes inspirés est celle de Ikeda [Ikeda et Toyama, 2000]. Elle consiste à effectuer une analyse factorielle de la matrice de données x afin de pouvoir utiliser les critères classiques de détermination de l'ordre d'un système tels que AIC (Akaike Information Criterion) et MDL (Minimum Length Description).

Dans le domaine de l'analyse factorielle, le modèle de la matrice de données x peut être redéfini de la manière suivante (eq. 3.9) :

$$x = \mu + Af + \epsilon \quad (3.9)$$

avec n nombre d'observations, m nombre de sources, N nombre d'échantillons d'une observation, $x, \mu, \epsilon \in \mathbb{R}^n$; $f \in \mathbb{R}^m$; $A \in \mathbb{R}^{n \times m}$. Les signaux sont analysés dans de petites

fenêtres temporelles stationnaires ; grâce à cette stationnarité, nous omettons volontairement la variable de temps t (de ϵ , μ , f).

De plus, on fait l'hypothèse que f est distribuée normalement de sorte que :

- (a) $f \sim \mathcal{N}(0, I_m)$ où I_m matrice identité ($m \times m$),
- (b) $\epsilon \sim \mathcal{N}(0, \Sigma)$ où Σ matrice diagonale
- (c) f et ϵ sont mutuellement indépendants. La moyenne de x est donnée par μ que l'on supposera nulle ici.

Le but est d'estimer les matrices A et Σ pour un nombre de sources m donné. Ikeda [Ikeda et Toyama, 2000] propose pour ce faire d'utiliser les méthodes des moindres carrés non pondérés (ULS) ou d'estimation par maximum de vraisemblance (EMV). Dans ce cas, le nombre n de sources possible est tel que :

$$1 \leq m \leq M = \frac{1}{2} \left(2n + 1 - \sqrt{8n + 1} \right) \quad (3.10)$$

Le nombre de sources possible est limité par la borne supérieure M .

Soit $C = \sum_t x x^T / N$ la matrice de covariance de la matrice de données x . Alors, l'estimation des matrices A et Σ par EMV est donné par : $(\hat{A}, \hat{\Sigma})_{\text{EMV}} = \arg \max_{A, \Sigma} L(A, \Sigma)$ où

$$L(A, \Sigma) = -\frac{1}{2} \left\{ \text{tr}(C(\Sigma + AA^N)^{-1}) + \log(\det(\Sigma + AA^N)) + n \log(2\pi) \right\} \quad (3.11)$$

Le critère MDL est défini de la manière suivante :

$$MDL = -L(\hat{A}, \hat{\Sigma}) + \frac{\log N}{N} \left(n(m+1) - \frac{m(m-1)}{2} \right) \quad (3.12)$$

Le critère AIC est défini de la façon suivante :

$$AIC = -L(\hat{A}, \hat{\Sigma}) + \frac{2}{N} \left(n(m+1) - \frac{m(m-1)}{2} \right) \quad (3.13)$$

Pour estimer le nombre de sources m présentes dans la matrice de données x , on estime les matrices A et Σ pour $1 \leq m \leq M$. On conserve A , Σ et m qui minimise le critère MDL ou AIC. Nous avons choisi de réaliser l'analyse factorielle par l'algorithme EMV et un algorithme EM. L'algorithme EM est algorithme itératif utilisé pour la recherche du paramètre réalisant le maximum de vraisemblance. Il est présenté plus loin dans ce rapport.

La seconde méthode que nous proposons pour lever le problème de la borne M de l'équation (3.10) et que nous appellerons méthode de factorisation de la matrice d'observation (FMO) par la suite s'inspire de la méthode de Bierman [Bierman, 1977], utilisée pour l'analyse paramétrique via une décomposition de type UDU^T . Cette idée a aussi été reprise par Shaohua *et al.* [Shaohua *et al.*, 1990] qui réalise une décomposition UDU^T de la matrice de covariance des données augmentée pour trouver l'ordre d'un modèle paramétrique.

Plutôt que d'utiliser un algorithme manipulant des données complexes x , nous avons choisi de réaliser la décomposition UDU^T de la matrice $a_{re} = \Re(x) \cdot \Re^T(x)$ ou de la matrice $a_{im} = \Im(x) \cdot \Im^T(x)$ afin de réaliser une comparaison avec les méthodes AIC et MDL. On écrit donc a_{re} ou a_{im} sous la forme UDU^T où U est une matrice triangulaire supérieure, D une matrice diagonale. Nous ne nous intéressons qu'à D dont les éléments sont :

$$Diag(D) = [J_0^{-1} \quad J_1^{-1} \quad \dots \quad J_{p-1}^{-1}] \text{ où } J_i^{-1} \text{ sont équivalentes à un critère de type AIC} \quad (3.14)$$

Le nombre de sources m est l'ordre à partir duquel les J_i^{-1} ne diminuent plus significativement. Cette méthode permet d'estimer un nombre de sources m sans borne supérieure théorique *ie.* m est tel que $0 \leq m \leq p - 1$; p fixé arbitrairement.

3.5.2 Simulations

Nous avons vérifié le bon fonctionnement de ces deux méthodes sur 3 signaux Doppler synthétiques présentés sur la figure 3.18. Ces trois signaux sources forment la matrice s . Nous avons réalisé un mélange instantané de ces trois sources avec la matrice de mélange aléatoire que nous appellerons A_1 de taille (12×3) pour simuler l'observation des trois phénomènes par les 12 capteurs.

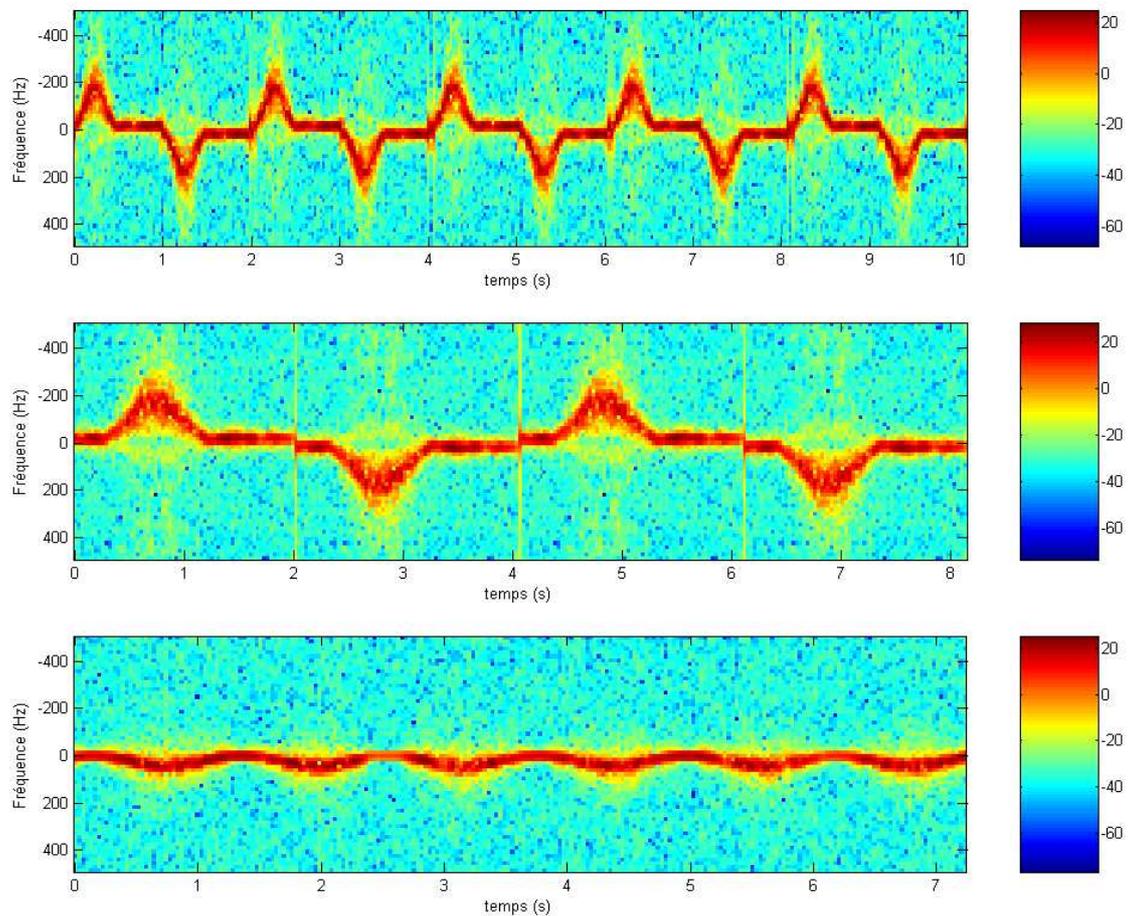


FIG. 3.18 – Signaux simulés. En haut : spectrogramme d'un rythme cardiaque foetal. Au milieu : rythme cardiaque maternel. En bas : pseudo-respiration foetale.

Pour la détermination du nombre de sources, nous travaillons sur les parties réelles et imaginaires des signaux Doppler de la matrice de données $x = A_1 s$. La figure 3.19 présente les résultats obtenus pour les critères AIC et MDL pour les ordres testés ($1 \leq m \leq M = 4$). Les deux critères, qu'ils soient appliqués sur la partie réelle ou imaginaire, sont minimum

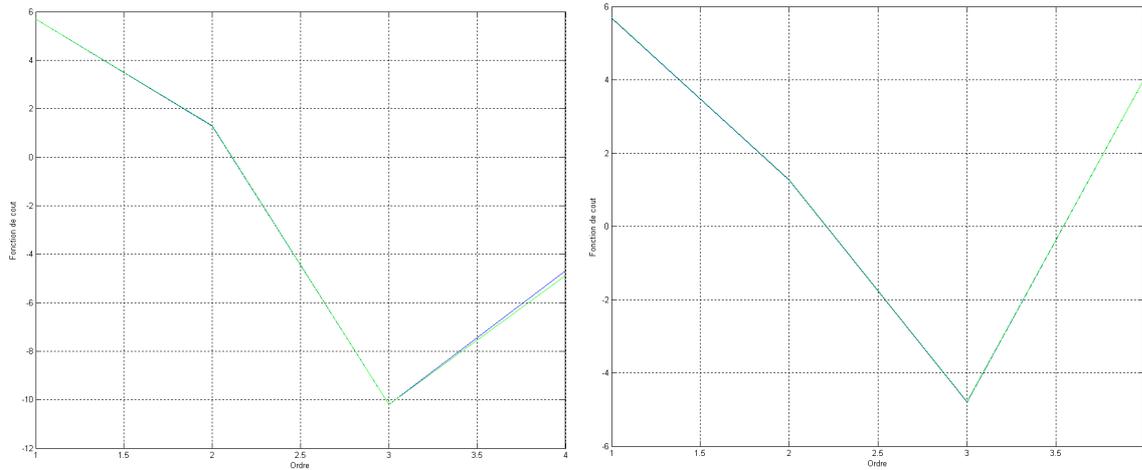


FIG. 3.19 – Résultats des critères AIC (en bleu) et MDL (en vert) pour $\Re(x)$ (à gauche) et pour $\Im(x)$ pour $x = A_1 \cdot s$ avec A_1 matrice de mélange aléatoire de dimension (12×3)

pour $m = 3$ qui est bien le nombre de signaux sources présents dans le mélange. Les valeurs des critères diffèrent peu que ceux-ci soient appliqués sur la partie réelle ou imaginaire de la matrice de données et d'un critère à l'autre.

La figure 3.20 présente le résultat de l'application de la méthode FMO sur la même matrice de données. Nous pouvons observer que la fonction de coût n'évolue plus "signifiquement" à partir de $m = 3$ que l'on traite la partie réelle ou la partie imaginaire de la matrice de données. Cette méthode est donc en accord avec les critères classiques AIC et MDL.

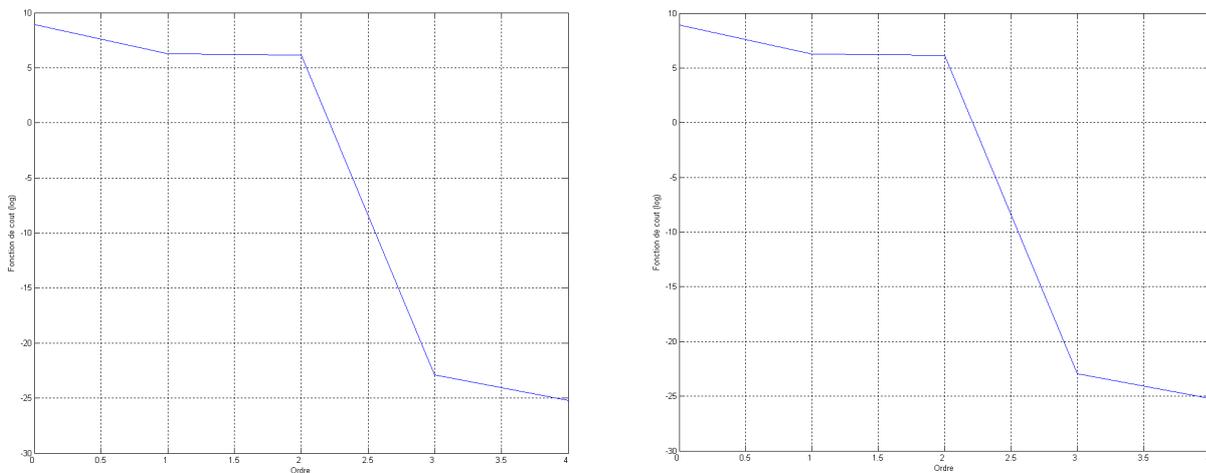


FIG. 3.20 – Résultat de la méthode FMO sur $\Re(x)$ (à gauche) et sur $\Im(x)$ (à droite) pour la matrice $x = A_1 \cdot s$

La méthode FMO que nous avons implémentée permet de tester les nombres de sources m tels que $0 \leq m \leq p - 1$ avec ici $p=5$, au contraire des critères AIC et MDL qui ne permettent que de tester les ordres m tels que $1 \leq m \leq M$ (voir eq. (3.10)). Lorsque le nombre de sources $M \leq m \leq n - 1$, AIC et MDL ne permettent pas de conclure comme dans l'exemple suivant.

Nous gardons la matrice de trois signaux Doppler sources s mais réalisons le mélange avec la matrice A_2 de dimensions (5×3) pour simuler l'observation des trois phénomènes aux 5 profondeurs d'un capteur.

La figure 3.21 présente les résultats de la détermination du nombre de sources pour les critères AIC et MDL, la figure 3.22, les résultats de la méthode FMO.

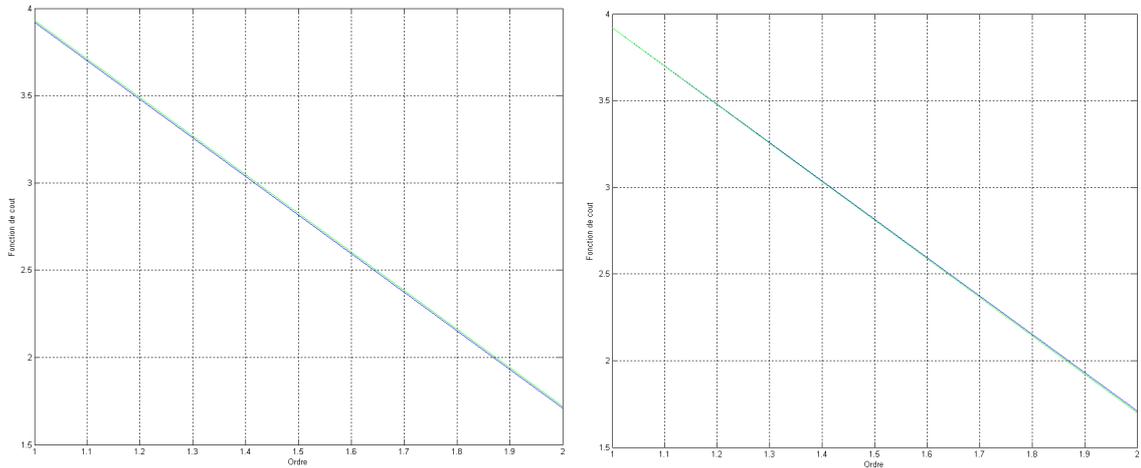


FIG. 3.21 – Résultats des critères AIC et MDL pour $\Re e(x)$ (à gauche) et pour $\Im m(x)$ pour la matrice $x = A_2 s$ avec A_2 matrice de mélange aléatoire de dimension (5×3)

La fonction de coût (voir figure 3.22) n'évolue plus significativement à partir de $m = 3$. La méthode FMO conclut donc à la présence de trois sources dans la matrice de données x . Il est difficile de conclure avec les méthodes AIC et MDL, du fait que nous ne disposons que de deux estimations $M = 2$. Ne pouvant estimer plus de M sources, mais n'ayant pas un minimum en $m = 1$, ils nous permettent alors seulement de conclure à la présence d'au moins deux signaux sources dans le mélange.

Pour permettre aux méthodes AIC et MDL d'estimer un nombre de sources supérieur à M , il faut ajouter à la matrice de données des observations supplémentaires. Ainsi, si

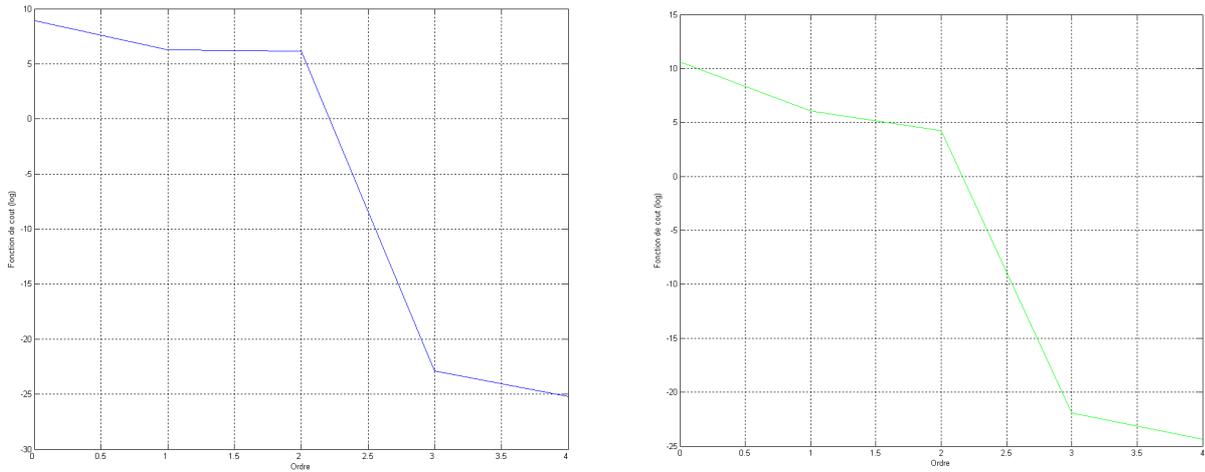


FIG. 3.22 – Résultat de la méthode FMO sur $\Re(x)$ (à gauche) et sur $\Im(x)$ (à droite) pour la matrice $x = A_1 s$.

nous ajoutons à la matrice d’observation x 3 observations d’un bruit blanc gaussien ε de moyenne nulle et de variance unitaire et que nous appliquons les critères AIC et MDL sur

la matrice $x_2 = \begin{bmatrix} A_2 s \\ \varepsilon \end{bmatrix}$ nous obtenons les résultats présentés sur la figure 3.23.

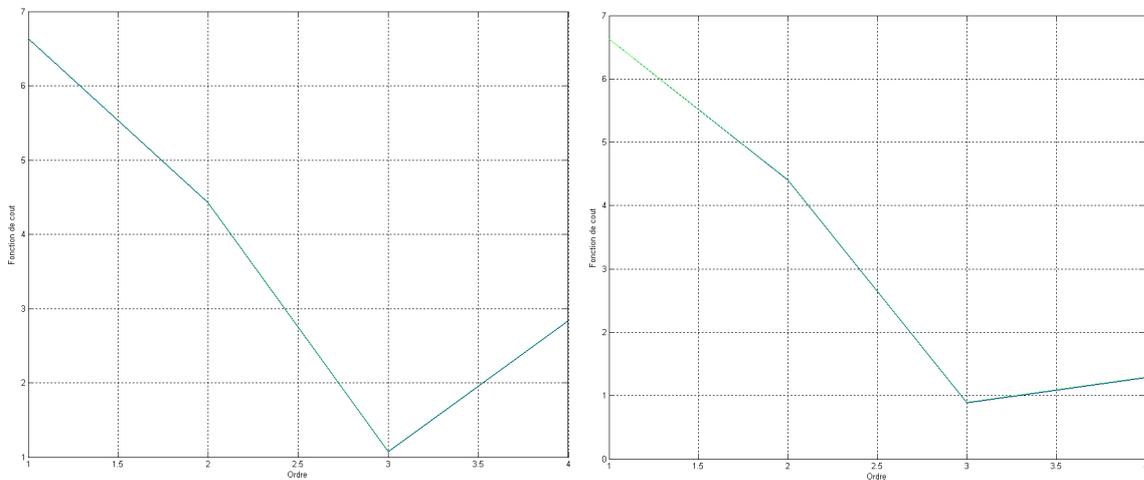


FIG. 3.23 – Résultats des critères AIC et MDL pour $\Re(x)$ (à gauche) et pour $\Im(x)$ pour la matrice x_2 de taille (8×3)

Cette fois-ci, les critères sont minimum pour $m = 3$ ce qui est bien le nombre de sources présente dans le mélange. Ajouter des observations d’un bruit gaussien de moyenne nulle permet de déterminer le nombre de sources dans un mélange lorsque $m > M$. Toutefois, le temps de calcul est augmenté.

Superposons maintenant un bruit additif gaussien de moyenne nulle et de variance $\sigma^2 = 0,1$ aux parties réelle et imaginaire de la matrice de données $x = A_1 s$. La figure 3.24 présente les résultats des critères MDL et AIC dans ce cas pour les ordres testés ($2 \leq m \leq M = 4$). Les écarts entre les critères pour des ordres différents deviennent très faibles (de l'ordre de quelques millièmes). Toutefois, les critères sont minimum pour $m = 3$.

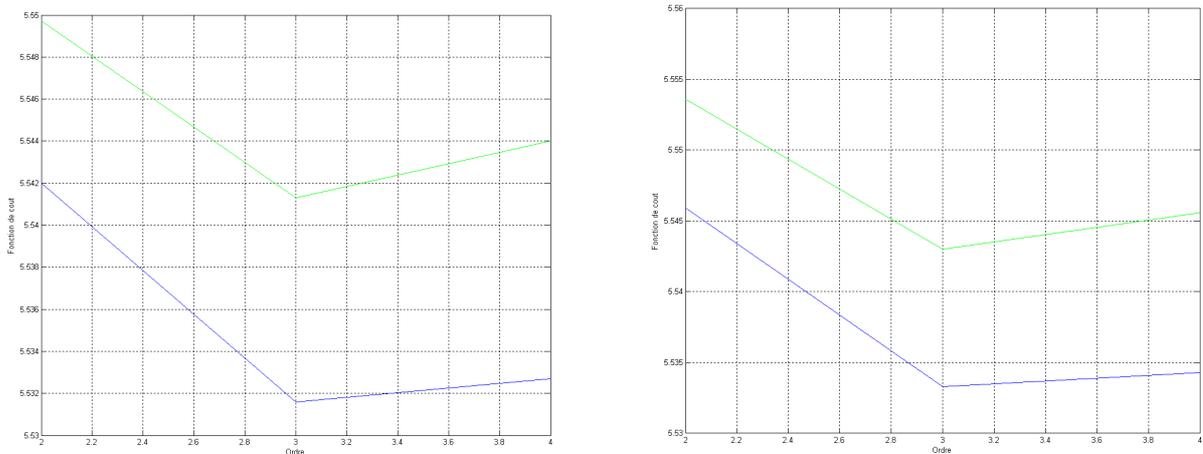


FIG. 3.24 – Résultats des critères MDL et AIC pour $\mathcal{R}e(x)$ (à gauche) et pour $\mathcal{I}m(x)$ pour la matrice $x = A_1 s$ bruitée

La figure 3.25 montre que la méthode FMO n'estime pas correctement le nombre de sources. La fonction de coût n'évolue plus significativement à partir de $m = 4$ or nous sommes en présence d'un mélange instantané de trois signaux Doppler sources. Au cours des nombreux tests effectués, nous avons pu remarquer que le bruit entraîne une surestimation du nombre de source estimé par la méthode FMO.

3.5.3 Conclusion

Les deux méthodes présentées donnent de bons résultats dans le cas non bruité. Toutefois, la présence de bruit dégrade leurs performances. Les critères AIC et MDL semblent toutefois un peu moins sensibles au bruit que la méthode FMO mais demandent un temps de calcul plus long surtout s'il est nécessaire de rajouter des observations de bruits blancs pour tester tous les nombres de sources possibles.

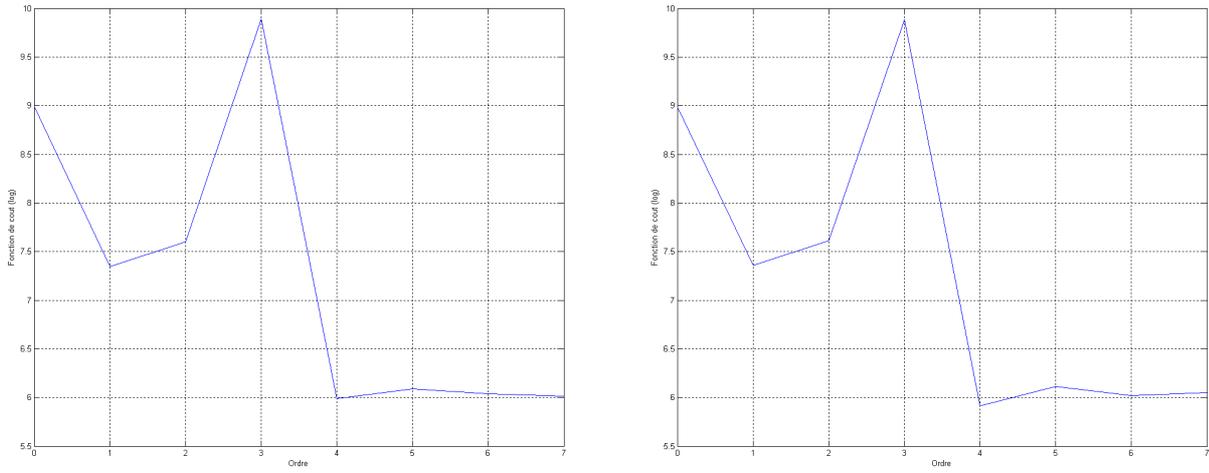


FIG. 3.25 – Résultat de la méthode FMO pour $\Re(x)$ (à gauche) et pour $\Im(x)$ pour la matrice $x = A_1 s$ bruitée

Néanmoins, en ce qui concerne notre application, les sources de mouvements du fœtus sont peu nombreuses. Nous retiendrons donc la méthode AIC dans l'évaluation en routine du nombre de sources dans un mélange.

3.6 Séparation aveugle de sources

3.6.1 Introduction

La séparation aveugle de sources, notamment par analyse en composantes indépendantes (ACI) a récemment beaucoup attiré l'attention de par les nombreuses applications potentielles en traitement du signal qu'elle offre qu'il s'agisse de systèmes de reconnaissance vocale, de télécommunications ou encore en traitement du signal biomédical.

Le but de la séparation de sources aveugles, encore appelée Blind Sources Separation (SAS), consiste à retrouver des sources indépendantes les unes des autres en ne disposant que des observations issues des capteurs. Ces observations sont des mélanges linéaires des signaux sources indépendants. Le terme "aveugle" indique qu'à la fois les signaux sources et la manière dont ils sont mélangés sont inconnus.

L'analyse en composantes indépendantes est une méthode permettant de résoudre le problème de la séparation aveugle de sources, elle trouve un système linéaire de coordonnées (le système de dé-mélange) de manière à ce que les signaux résultants soient statistiquement indépendants. Contrairement à des transformations basées sur la corrélation telles que l'analyse en composante principale (ACP), l'ACI ne fait pas que décorrélérer les signaux (statistiques d'ordre 2), elle réduit la dépendance aux statistiques d'ordre élevées.

Différentes équipes de recherche ont travaillé sur la séparation aveugle de sources. Les premiers travaux de Herault et Jutten [Herault et Jutten., 1986], dans lequel ils introduisaient un algorithme adaptatif dans une architecture feedback capable de séparer plusieurs sources indépendantes inconnues furent suivi de nombreux travaux et applications par la suite [Jutten *et al.*, 1991], [Karhunen et Joutsalo, 1994] et [Cichocki et al., 1994].

En 1994, Pierre Comon [Comon, 1994] a élaboré pour la première fois le concept d'analyse en composantes indépendantes et a proposé l'introduction d'une fonction de coût associée à l'approximation de l'information mutuelle entre les capteurs. Bell et Sejnowski [Bell et Sejnowski, 1995] ont proposé l'algorithme infomax, offrant des performances si-

milaires à celui de l'estimation du maximum de vraisemblance proposé 5 ans plus tôt, il fût ultérieurement modifié en 1998 par Lee [Lee *et al.*, 1999]. On dispose désormais de nombreuses références sur l'ACI et la séparation aveugle de sources. Une revue de ces théories peut être trouvée dans Cardoso et Comon [Cardoso et Comon, 1996] ou Lee [Lee, 1998].

L'analyse en composantes indépendantes a trouvé des applications dans de nombreux domaines notamment dans le domaine biomedical. Les chercheurs doivent séparer des signaux utiles faibles arrivant de sources multiples, signaux qui sont, de plus, perturbés par des artefacts et du bruit. L'ACI est actuellement utilisée dans l'analyse des électrocardiogrammes et de l'imagerie du cerveau [Jung *et al.*, 2000]. Concernant le monitoring foetal multicauteurs, les signaux que nous avons à analyser proviennent de sources multiples : le cœur du fœtus, ses différentes extrémités, le cœur maternel. Notre système offre de nombreuses observations de ces phénomènes. Il est alors très intéressant de pouvoir séparer les signaux provenant de telle ou telle source et de réduire la redondance qui existe entre ces signaux.

En proposant un algorithme de maximum de vraisemblance pour des données incomplète via l'utilisation d'un algorithme EM (Expectation-Maximization), Dempster *et al.* [Dempster et Al., 1977] fournissent un outil dont la robustesse fait qu'il est utilisé dans un grand nombre de techniques de séparation de sources. Dans ce chapitre, nous allons présenter le principe d'une telle analyse puis la manière dont nous l'avons appliqué à la séparation aveugle de signaux Doppler sur notre système.

3.6.2 Analyse en composantes indépendantes

L'analyse en composantes indépendantes permet de séparer les signaux d'un mélange de manière à ce qu'ils soient statistiquement indépendants. Il existe deux types de modèles de mélanges pour l'analyse en composante indépendante : les mélanges instantanés, dans lesquels on considère que les sources sont enregistrées simultanément sur l'ensemble des capteurs, et les mélanges convolutifs, dans lesquels on considère le décalage temporel qui

peut advenir lors de l'acquisition sur les différents capteurs. Généralisant les contrastes introduits pour les mélanges instantanés, des méthodes de séparation par « bloc » ont été proposées [Comon, 1996] [Moreau et Pesquet, 1997].

Dans notre cas, on considère être en présence d'un mélange instantané, étant donné que la période d'échantillonnage est grande devant le temps de propagation des signaux ultrasonores, permettant à une source de mouvement d'être enregistrée simultanément sur l'ensemble des capteurs.

Considérons un vecteur $s(t) = [s_1(t), \dots, s_m(t)]^T$ tel que les sources $s_i(t)$ sont mutuellement indépendantes. Le vecteur $s(t)$ correspond à m signaux sources $s_i(t)$. Le vecteur de données $x(t) = [x_1(t), \dots, x_n(t)]^T$ observé à chaque instant t est défini selon le modèle (3.8) non bruité :

$$x(t) = A.s(t) \quad (3.15)$$

où A est une matrice de rang plein de dimension $(n \times m)$.

Si les composantes de $s(t)$ sont telles que au plus une source est normalement distribuée, il est possible d'extraire les sources $s(t)$ du mélange $x(t)$. Le but de l'ACI est de trouver une transformation linéaire W des signaux des capteurs x qui rend les sorties aussi indépendantes que possible :

$$z(t) = W.x(t) = W.A.s(t) \quad (3.16)$$

où z est une estimation des sources. Celles-ci sont estimées exactement lorsque W est l'inverse de A à une permutation et un facteur d'échelle près. Si l'on prend en compte ce facteur d'échelle et cette rotation, on cherche donc la matrice B telle que :

$$y(t) = B.x(t) = B.A.s(t) \quad (3.17)$$

.

Il existe différentes méthodes d'ACI pour obtenir une "mesure" de l'indépendance et

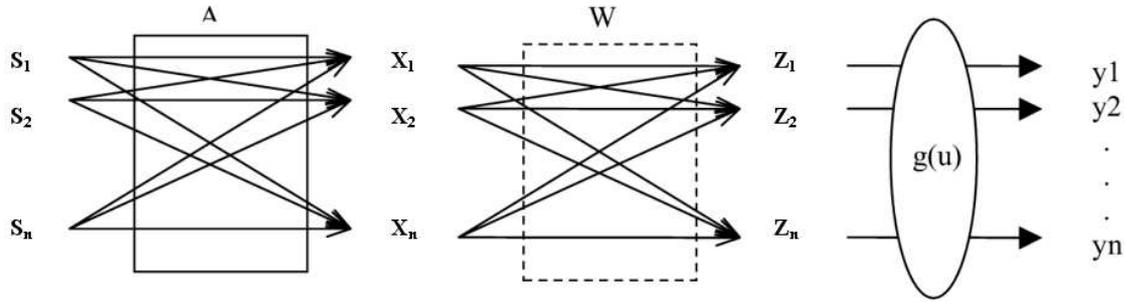


FIG. 3.26 – Principe de l'Analyse en composantes Indépendantes.

de la non-gaussianité des sources.

Comme mesure de la non gaussianité, une première classe d'algorithmes emploie les moments d'ordre supérieur ou la négentropie (mesure de la distance à une distribution gaussienne). Nous pouvons citer dans cette classe les algorithmes FASTICA [Bingham et Hyvarinen, 2000], JADE [Cardoso et Souloumiac, 1993] ou bien encore MAXKURT. Une seconde classe minimise l'information mutuelle entre les sources séparées. Dans cette classe, nous pouvons citer INFOMAX [Bell et Sejnowski, 1995]. Une troisième classe enfin, emploie le critère du maximum de vraisemblance en imposant, à priori, un modèle de distribution aux composantes indépendantes.

En regard de l'analyse en composante principale (ACP), l'ACI ne se limite pas à la décorrélation des données, mais effectue également une rotation afin d'extraire les composantes indépendantes des données originales. Sur la figure 3.27(A), nous affichons les deux sources originales : $x_1 = f(x_2)$; où x_1 et x_2 sont deux bruits blancs uniformément distribués entre -1 et 1. Ces sources sont mélangées comme suit :

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 2 \\ 1 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} s_1 \\ s_2 \end{bmatrix} \quad (3.18)$$

et illustré sur la figure 3.27. Réaliser une ACP sur la matrice x donne deux composantes principales. La première composante principale est l'axe de la plus grande variance des données et la seconde est l'axe orthogonal à l'axe de la première.

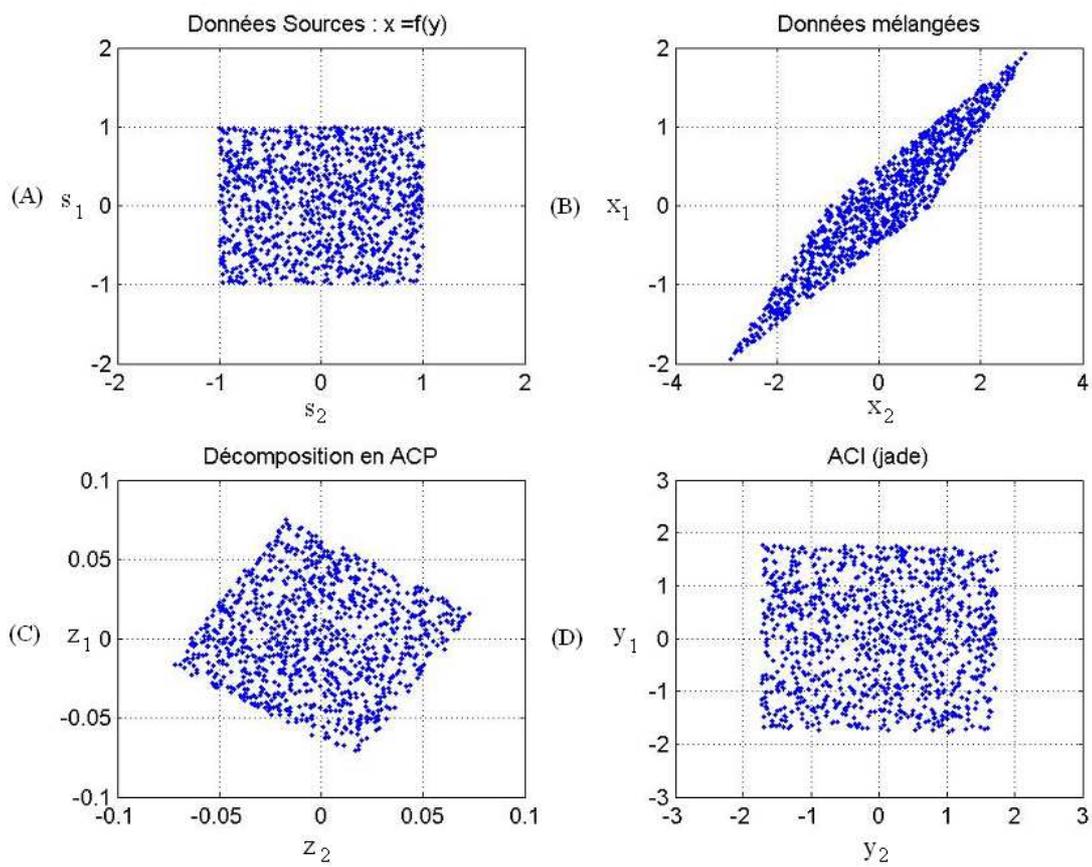


FIG. 3.27 – Analyse en composantes indépendante (D) et analyse en composantes principales (C) de données mélangées (B) à partir de sources initiales (A).



FIG. 3.28 – Principe de la séparation par ACI dans le domaine fréquentiel

Sur la figure 3.27 (C), on voit que les deux axes principaux sont toujours dépendants. Les données sont décorrélées, celles-ci nécessitent cependant une rotation pour correspondre aux sources originales. C'est ce que l'on obtient avec la solution en ACI (figure 3.27 (D)) : elle effectue également la rotation de manière à ce que les directions de la matrice soient les mêmes que pour les données sources.

Analyse en composante indépendante dans le domaine de Fourier

L'ACI peut également être réalisé dans le domaine de Fourier. Cette méthode donne de meilleurs résultats de séparation dans certaines situations que dans le domaine temporel.

On ne travaille plus sur une matrice de donnée x , mais sur une matrice \tilde{x} où chaque ligne i de la matrice d'observation est calculée par $\tilde{x}_i = TF(x_i)$ (voir figure 3.28). Les sources sont séparées dans le domaine fréquentiel et une TF inverse sur chacune des lignes j de la matrice résultat \tilde{S} est réalisée tel que : $s_j = TF^{-1}(\tilde{s}_j)$

3.6.3 Comparaison de différentes méthodes d'ACI

Dans cette partie, nous allons comparer trois techniques de séparation de sources par analyse en composantes indépendantes (JADE, CFASTICA et Maxkurt) dans les domaines temporels et fréquentiels. Après avoir présenté les signaux simulés et la matrice d'observation, nous présenterons chaque technique et ses résultats en terme de séparation, l'une après l'autre.

Nous avons généré trois sources proches de celles que nous retrouvons dans la réalité avec un algorithme proposé par Wendling [Wendling *et al.*, 1992], ce qui permet de maîtriser le rapport signal sur bruit : une source de mouvement cardiaque foetal, une source de

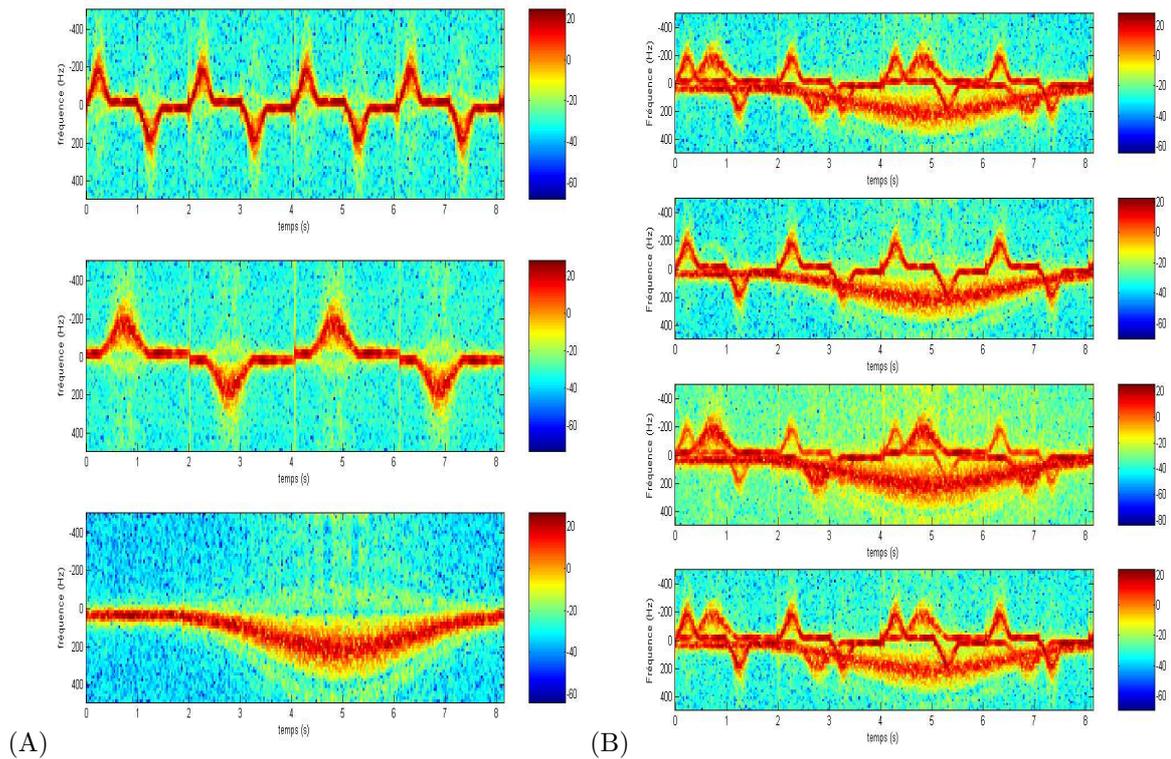


FIG. 3.29 – *Signaux simulés et mélange.* (A) En haut : spectrogramme d'un signal simulé de rythme cardiaque foetal Au milieu : celui du rythme cardiaque maternel. En bas : celui d'un mouvement lent. (B) Signaux mélangés par une matrice A .

mouvement cardiaque maternel et un mouvement assez lent. Ces sources s_1 à s_3 forment la matrice des sources ss (voir figure 3.29-(A)).

Les sources sont ensuite mélangées par une matrice A aléatoire de dimension (3×4) (on considère une observation de 3 sources à travers 4 capteurs) pour donner la matrice d'observation x , présentée sur la figure 3.29(B)

Dans chacun des trois cas nous présentons l'algorithme et nous présentons les résultats sur un graphique (figure 3.30, figure 3.31, figure 3.32). La séparation appliquée dans le domaine temporel est en haut alors que la séparation de le domaine fréquentiel est en bas. Nous présentons les sources à gauche, les observations au milieu et le résultat de la séparation sur la colonne de droite.

Joint Approximate Diagonalization of Eigen-matrice JADE

Cet algorithme ¹ [Cardoso, 1999] permet de rechercher m composants indépendants à partir de $n \geq m$ observations en estimant la matrice $m \times n$

$$B = UW$$

où W matrice de blanchiment de la matrice de données x

U une matrice de rotation

telle que les entrées de $y = Bx$ soient indépendantes.

- On centre les données : $X = x - \xi[x]$
- Analyse en Composantes Principales (ACP) pour réduire la dimension des données de n à m et de plus blanchir la matrice de données :

$$\text{Calcul de } Z = WX \text{ où } W = \left[\begin{array}{ccc} \frac{U_1}{\sqrt{\lambda_1}} & \dots & \frac{U_m}{\sqrt{\lambda_m}} \end{array} \right]$$

où $\lambda_i, i = 1, \dots, m$ m plus grandes valeurs propres de la matrice de corrélation de X .

$U_i, i = 1, \dots, m$ m vecteurs propres associés aux valeurs propres λ_i .

La normalisation par $\frac{1}{\sqrt{\lambda_i}}$ permettra d'extraire des composants indépendants de variance unitaire.

- Calcul de $m(m+1)/2$ matrices de cumulants de Z

Estimer une matrice de cumulants particulière $Q^Z(M)$ pour une matrice M ($m \times m$) quelconque est une façon de collecter une partie des statistiques du 4^{ème} ordre de Z .

$$[Q^Z(M)]_{ij} = \sum_{k,l=1}^m \text{Cum}(Z_i, Z_j, Z_k, Z_l) M_{kl}$$

Si Z est centrée,

$$Q^Z(M) = E \left[(Z^T M Z) Z Z^T \right] - R^Z \text{Tr}(M R^Z) - R^Z M^T R^Z - R^Z M^T R^Z$$

où R^Z est la matrice de corrélation de Z .

- Diagonalisation conjointe des matrices de cumulants par la méthode de Jacobi :

En effet, d'après les hypothèses faites sur Z ($Z = WX = WAs = Vs$ où V matrice de rotation)

$$Q^Z(M) = V \tilde{\Delta}(M) V^T \quad \text{où } \tilde{\Delta} = \text{Diag} \left(k(s_1) u_1^T M u_1, \dots, k(s_m) u_m^T M u_m \right)$$

¹Une implémentation de cet algorithme sous la forme d'une fonction Matlab est disponible sur www.tsi.enst.fr/icacentral

Nous cherchons la matrice de rotation V qui diagonalise au maximum les matrices de cumulants (La diagonalisation d'une seule matrice de cumulant donnerait une estimation de V trop imprécise). Le critère de diagonalisation est le suivant :

$$\sum_{i=1}^{m(m+1)/2} \text{Off}(V^T Q^Z(M_i) V)$$

où Off est la somme au carré des éléments non diagonaux d'une matrice.

La matrice de rotation V est recherchée en minimisant le critère ci-dessus par la méthode de Jacobi. Une itération de cette méthode consiste à effectuer des rotations planes d'un angle θ_{ij} à chaque paire de ligne (i, j) de V . L'angle de rotation θ_{ij} est calculé pour chaque paire de coordonnées de façon à minimiser le critère. On considère que la convergence est atteinte lorsque tous les angles θ_{ij} d'une itération sont "statistiquement" petits.

- Calcul de la matrice de séparation : $B = V^T W$

On ordonne les lignes de B de sorte que les lignes de B^{-1} soient de norme croissante. Ainsi, les composants indépendants sont ordonnés par "significativité énergétique" croissante. On fixe les signes des composants : on décide arbitrairement que les éléments de la première colonne de B sont positifs.

JADE est un algorithme qui ne travaille pas directement sur la matrice de données mais sur des matrices qui en résument les propriétés statistiques. Les $m \leq n$ composants indépendants extraits sont de variance unitaire et de "significativité énergétique" croissante.

Le résultat d'une telle séparation dans le domaine temporel et le domaine de fréquentiel est visible sur la figure 3.30. La séparation appliquée dans le domaine temporel est en haut alors que la séparation de le domaine fréquentiel est en bas. Nous présentons les sources à gauche, les observations au milieu et le résultat de la séparation sur la colonne de droite.

Maximum Kurtosis

MaxKurt [Cardoso, 1999] est un algorithme qui travaille directement sur la matrice de données x . Il permet d'extraire n composants indépendants en maximisant l'indépendance

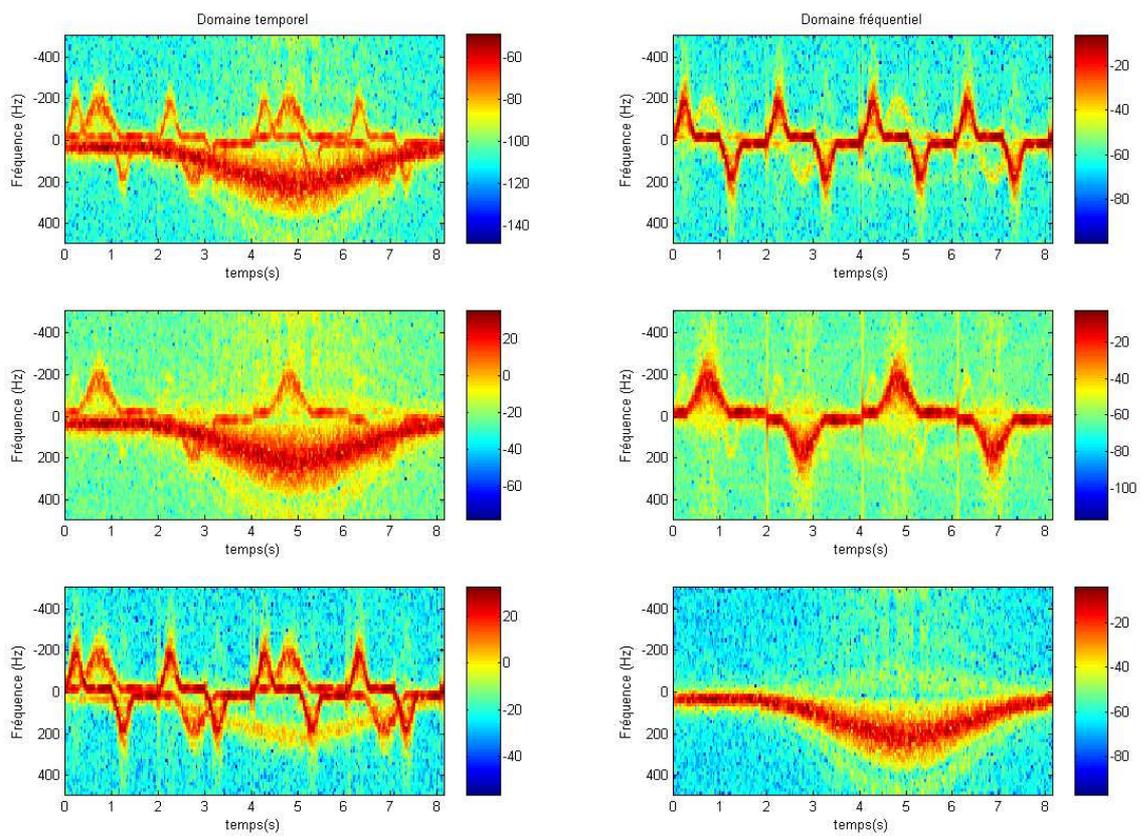


FIG. 3.30 – Séparation de sources par JADE dans le domaine temporel et dans le domaine fréquentiel.

des entrées de $y = Wx$ où W est la matrice de blanchiment de x , en n'opérant sur la matrice y que des opérations de rotation.

- On centre les données $X = x - \xi[x]$
- Calcul de la matrice de blanchiment W

On estime la matrice de corrélation de X : $\hat{R}^X = \frac{1}{N}XX^T$ où N nombre d'échantillons d'une observation.

$$W = \sqrt{\hat{R}^X}^{-1}; y = WX$$

- Minimisation de la fonction de contraste orthogonale du maximum de Kurtosis par la méthode de Jacobi :

Une fonction de contraste $\phi(y)$ est une fonction réelle qui dépend des probabilités des distributions et telle que $\phi(y) \geq \phi(s)$ avec égalité si et seulement si y est une copie de s . Une fonction de contraste orthogonale doit être minimisée sous la contrainte de blancheur de y . La fonction de contraste orthogonale du maximum kurtosis est définie par :

$$\phi^{MK}(y) = -k \sum_i Cum(X_i, X_i, X_i, X_i) \text{ où } k = k(s_1) = \dots = k(s_n)$$

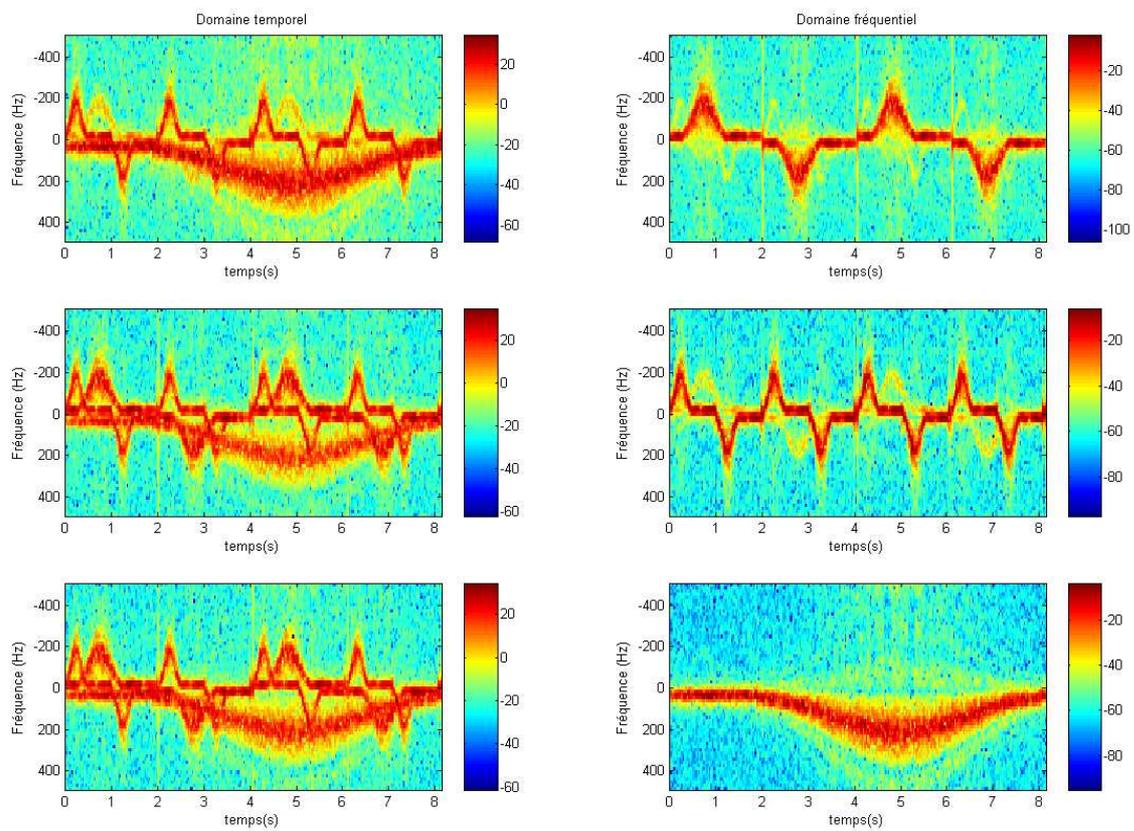
Cette fonction de contraste est minimisée par la méthode de Jacobi. L'angle θ_{ij} est calculé pour chaque paire de ligne de y de façon à minimiser la fonction de contraste.

Le résultat de la séparation par la méthode MaxKurt dans le domaine temporel et le domaine de fréquentiel est visible sur la figure 3.31. La séparation appliquée dans le domaine temporel est en haut alors que la séparation de le domaine fréquentiel est en bas. Nous présentons les sources à gauche, les observations au milieu et le résultat de la séparation sur la colonne de droite.

CFASTICA

CFASTICA [Bingham et Hyvarinen, 2000] est un algorithme à point fixe pour réaliser l'analyse en composantes indépendantes de signaux complexes en estimant

$$B = UW$$

FIG. 3.31 – Séparation de sources par *MaxKurt* dans le domaine temporel et dans le domaine fréquentiel.

où U matrice de rotation

W matrice de blanchiment de x

telle que les entrées de $y = Bx$ soient indépendantes.

- On centre les données : $X = x - \xi[x]$; on les blanchit : $z = WX$
- On détermine la matrice V ($V^+ = U$) telle que V^+z minimise la fonction de contraste :

$$J_G(v) = E \left[G(|v^+z|^2) \right]$$

où G est une fonction d'apprentissage (non linéarité arbitraire). Si $G(x) = x^2$ par exemple, alors la fonction de contraste $J_G(v) = E \left[|v^+z|^4 \right]$ ce qui est une définition du kurtosis de la variable aléatoire complexe $y = v^+z$. La fonction d'apprentissage introduit les statistiques du 4^{ème} ordre de y .

On calcule les colonnes v_i de V , les unes après les autres par un algorithme à point fixe : $v_i = f(v_i)$ où f est une fonction telle que ses points fixes sont les extrema de la fonction de contraste.

Par le procédé d'orthogonalisation de Gram-Schmidt, on orthogonalise la colonne v_i que l'on vient de déterminer à celle déterminées précédemment (en effet, on recherche une matrice orthogonale).

Cet algorithme est une extension du classique FASTICA pour les données à valeurs complexes. Le résultat de la séparation de sources par la méthode CFASTICA dans le domaine temporel et le domaine de Fourier est visible sur la figure 3.32.

Influence du Rapport Signal sur Bruit

Nous avons cherché à évaluer quelle était l'influence du niveau de bruit présent dans les observations, car dans bien des cas nos signaux présentaient de mauvais rapport signal-sur-bruit (moins de 20dB).

Les méthodes d'analyse en composantes indépendantes fonctionnent bien notre cas dans le domaine de Fourier et dans le cadre de signaux non-bruités. Hélas, dès que le

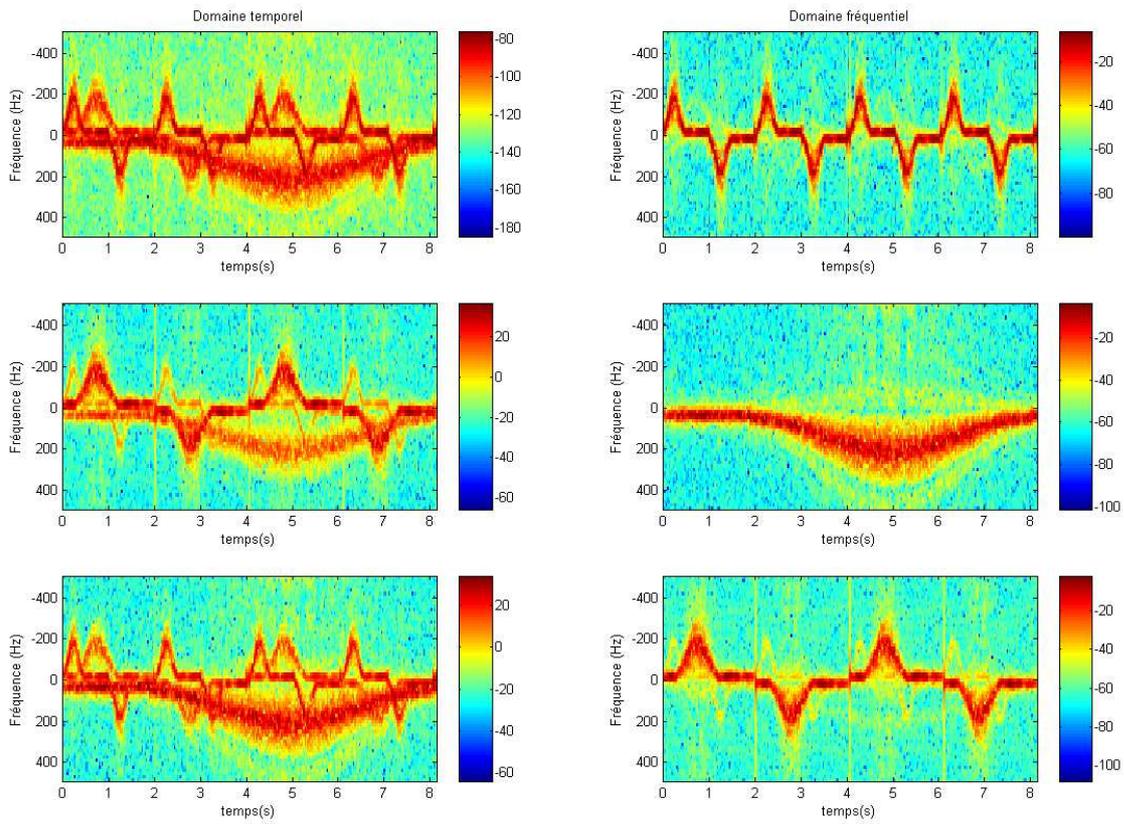


FIG. 3.32 – Séparation de sources par CFASTICA dans le domaine temporel et dans le domaine fréquentiel.

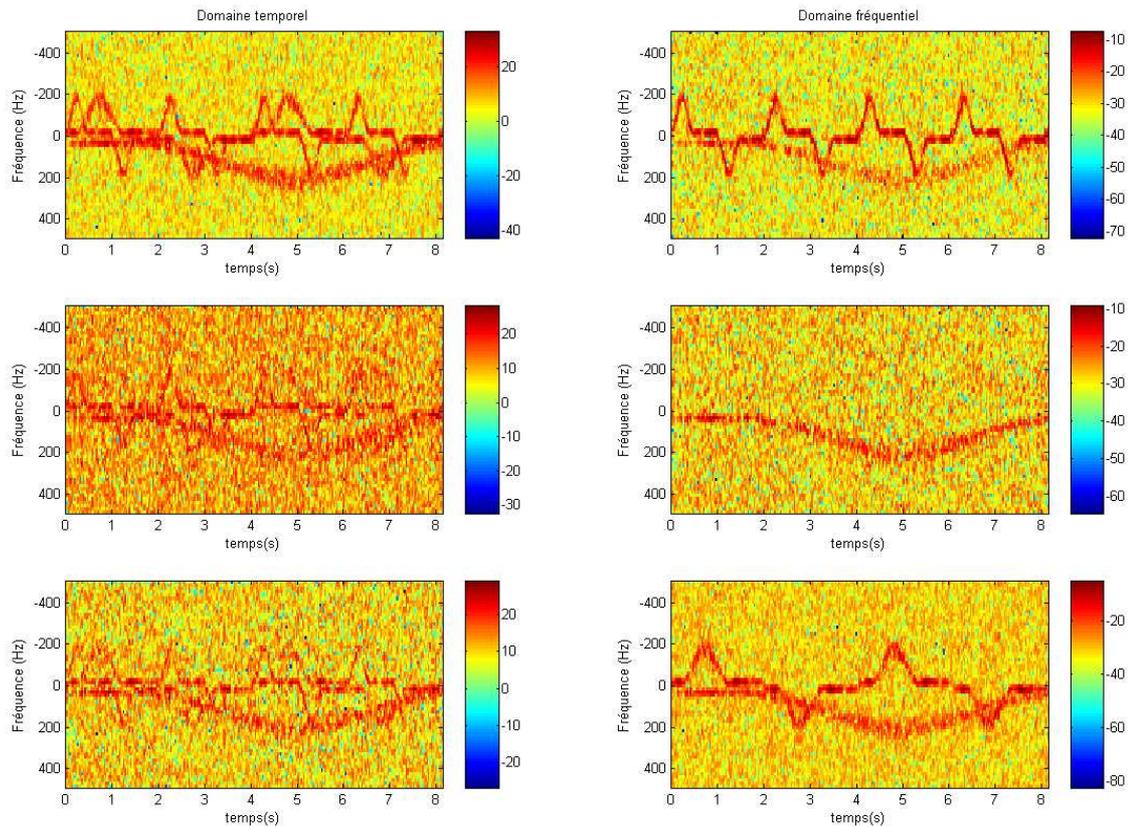


FIG. 3.33 – Séparation de sources par ACI : influence du bruit. Le pouvoir de séparation est grandement affecté par la présence de bruit.

niveau de bruit s'élève, elles deviennent peu efficaces dans la séparation des sources. Par ailleurs, le niveau de bruit après séparation est le même que celui présent au niveau du mélange, ce qui pose problème lors de l'estimation des paramètres foetaux.

Nous avons ajouté un bruit blanc gaussien à la matrice d'observation afin de disposer d'un rapport signal sur bruit de 5dB. La figure 3.33 montre que la séparation est très affectée par la présence de bruit, dans le domaine temporel comme dans le domaine fréquentiel.

Conclusion sur l'analyse en composantes indépendantes

Nous avons montré que l'analyse en composante indépendantes réalisée dans le domaine de Fourier donne de bien meilleurs résultats en terme de séparation de sources que

lorsqu'elle est réalisée sur les données temporelles dans notre application.

Parmi elles, la méthode JADE est souvent plus performante que les deux autres, même si ces trois méthodes ont des comportements similaires dans le domaine temporel comme dans le domaine fréquentiel.

Malgré de bonnes capacités de séparation dans le domaine de Fourier, les techniques d'ACI posent des problèmes d'extraction des paramètres tels que le RCF lorsque le rapport signal sur bruit est faible. La non-prise en compte du bruit dans le modèle est un facteur limitant de ces méthodes de séparation.

3.6.4 Analyse en facteurs indépendants

Les méthodes d'analyse en composantes indépendantes fonctionnent bien dans le domaine de Fourier et dans le cadre de signaux faiblement bruités. Dès que le niveau de bruit s'élève, elles deviennent peu efficaces dans la séparation des sources et la détection des paramètres pertinents devient impossible.

Pour remédier à ces problèmes, nous nous sommes tournés vers des techniques incluant la notion de bruit dans le modèle utilisé à travers l'analyse en facteurs indépendants (AFI) [Attias, 1999a] [Attias, 1999b]. Celle-ci se base sur la décomposition des observations en sommes de signaux Gaussiens, dont les paramètres sont estimés conjointement à la matrice de mélange et à la matrice de covariance du bruit.

L'AFI se base sur un algorithme itératif EM (Expectation Maximization) modifié et apporte un gain en terme de rapport signal sur bruit en comparaison des méthodes d'analyse en composantes indépendantes. Contrairement aux algorithmes d'ACI précédemment cités, l'AFI emploie un modèle dont les densités de probabilités des sources sont gaussiennes. la vraisemblance n'est donc plus sensible à la rotation et l'estimation du maximum de vraisemblance est unique.

Le modèle (3.8) peut ici être présenté de la façon suivante :

$$\mathbf{x} = \mathbf{A} \times \mathbf{s} + \mathbf{u} \quad (3.19)$$

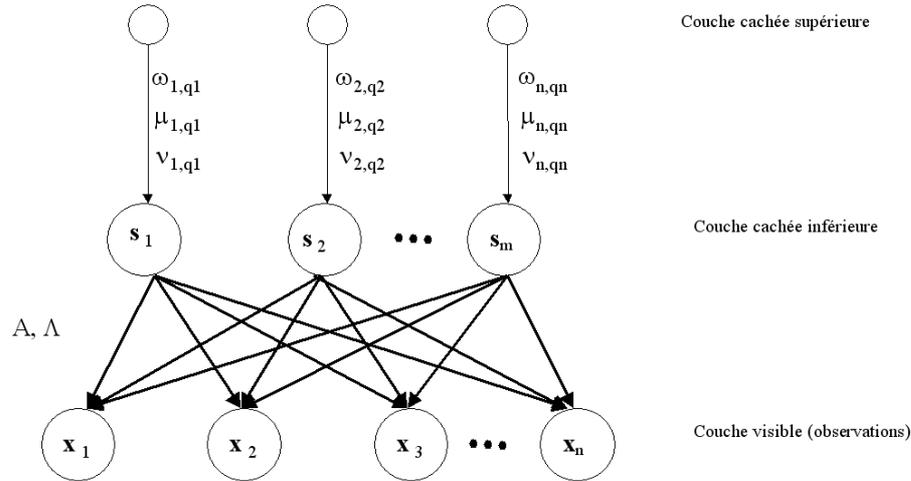


FIG. 3.34 – Modèle de l’AFI : chaque source s_i est modélisée par un mélange de gaussiennes pondérées indépendamment. Chaque observation est le résultat d’un mélange par la matrice A (voir modèle 3.19). La matrice Λ représente la covariance du bruit. Elle est estimée conjointement avec A .

avec \mathbf{x} matrice des observations, \mathbf{A} matrice de mélange, \mathbf{s} matrice des sources et \mathbf{u} bruit blanc gaussien de covariance Λ . On peut voir sur la figure 3.34 son principe. Comme précédemment, les observations sont le résultat d’un mélange par la matrice A , le bruit additif de covariance Λ est également pris en compte. La densité de probabilité de chaque source s_i est modélisée par un mélange de gaussiennes pondérées.

L’AFI est un algorithme en deux étapes qui sont détaillées ci-dessous :

- Dans la première étape, on cherche à estimer le modèle reliant les observations aux sources. On modélise chaque source comme un mélange de gaussiennes (MdG) monodimensionnel, ce qui permet d’estimer la matrice de mélange A , la matrice de covariance du bruit Λ et les paramètres des densités des sources ($\theta_i = \{w_{i,q_i}, \mu_{i,q_i}, \nu_{i,q_i}\}$) par un algorithme EM.
- dans une seconde étape, on retrouve les sources à partir des densités estimées lors de la première phase.

Determination du modèle

Dans l'analyse factorielle indépendante, on modélise chaque source s_i ($i = 1, \dots, m$) par un MdG dans lequel q_i est l'indice du facteur gaussien de la i^{eme} source. L'indice q_i varie de 1 à N_i (nombre maximum de facteurs autorisé pour la i^{eme} source), qui peut varier d'une source à l'autre. La **densité d'une source** s'exprime donc :

$$p(s_i|\theta_i) = w_{i,q_i} \mathcal{N}(s_i - \mu_{i,q_i}, \nu_{i,q_i}) \quad (3.20)$$

avec $\theta_i = \{w_{i,q_i}, \mu_{i,q_i}, \nu_{i,q_i}\}$ et on pose $\mathbf{q} = (q_1, q_2, \dots, q_m)$

et $\mathcal{N}(\mu, \sigma) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(s-\mu)^2}{2\sigma^2}}$

Le **modèle de l'ensemble des sources** est donc :

$$p(\mathbf{s}|\theta) = \prod_{i=1}^L p(s_i|\theta_i) = \sum_{\mathbf{q}} w_{\mathbf{q}} \mathcal{N}(s - \mu_{\mathbf{q}}, V_{\mathbf{q}}) \quad (3.21)$$

avec :

$$V_{\mathbf{q}} = \text{diag}(\nu_{1,q_1}, \nu_{2,q_2}, \dots, \nu_{m,q_m})$$

$$\mu_{\mathbf{q}} = (\mu_{1,q_1}, \mu_{2,q_2}, \dots, \mu_{m,q_m})$$

$$w_{\mathbf{q}} = (w_{1,q_1} \cdot w_{2,q_2} \dots w_{m,q_m})$$

et \mathcal{N} représente la densité gaussienne à m dimensions avec les vecteurs des moyennes $\mu_{\mathbf{q}}$ et la covariance $V_{\mathbf{q}}$. Les observations sont considérées comme des mélanges linéaires des sources additionnées au bruit, voir équation (3.19).

Le **modèle de l'ensemble des observation** découle du modèle de mélange (eq. 3.19) et du modèle des sources (eq. 6.8).

La transition entre la couche cachée inférieure (sources) vers la couche visible contenant les observations (figure 3.34) est caractérisée par la matrice \mathbf{A} et la matrice de covariance du bruit $\mathbf{\Lambda}$, qui est considérée comme spatialement indépendante.

Si on considère les paramètres collectifs tels que $W = (\mathbf{A}, \mathbf{\Lambda}, \theta)$, la densité des obser-

vations résultante est :

$$p(\mathbf{x}|\mathbf{q}) = \mathcal{N}(\mathbf{x} - \mathbf{A}\mu_{\mathbf{q}}, \mathbf{A}\mathbf{\Lambda}\mathbf{A}^T + \mathbf{\Lambda}) \quad (3.22)$$

Le détail des équations est présenté en Annexe.

L'étape suivante consiste à définir la fonction d'erreur qui mesure la différence en la densité estimée $p(\mathbf{x}|W)$ et la densité calculée depuis les observations $p^\circ(\mathbf{x})$. Attias utilise la divergence de Kullback-Liebler comme fonction d'erreur.

Pour minimiser cette divergence, on utilise l'algorithme EM. Celui-ci présente différents avantages : Les densités sont des combinaisons linéaires de gaussiennes et les variables cachées peuvent être moyennées dans la partie Espérance. L'algorithme en deux étapes peut se présenter comme suit :

Etape d'Espérance E, Les règles d'apprentissage de A et Λ peuvent être définies telles que :

$$\mathbf{A} = \xi[\mathbf{x} \langle \mathbf{s}^T | \mathbf{x} \rangle] (\xi[\langle \mathbf{s}\mathbf{s}^T | \mathbf{x} \rangle])^{-1} \quad (3.23)$$

$$\mathbf{\Lambda} = \xi[\mathbf{x}\mathbf{x}^T] - \xi[\mathbf{x} \langle \mathbf{s}^T | \mathbf{x} \rangle \mathbf{A}^T] \quad (3.24)$$

Etape de Maximisation M : L'estimation des paramètres des MdG sont les suivants :

$$w_{i,q_i} = \xi[p(q_i|\mathbf{x})] \quad (3.25)$$

$$\mu_{i,q_i} = \frac{\xi[p(q_i|\mathbf{x}) \langle s_i | q_i, \mathbf{x} \rangle]}{\xi[p(q_i|\mathbf{x})]} \quad (3.26)$$

$$\nu_{i,q_i} = \frac{\xi[p(q_i|\mathbf{x}) \langle s_i^2 | q_i, \mathbf{x} \rangle]}{\xi[p(q_i|\mathbf{x})]} - \mu_{i,q_i} \quad (3.27)$$

avec : $\langle s|x \rangle$ la moyenne conditionnelle des sources sachant les capteurs ; $\langle \mathbf{s}\mathbf{s}^T | x \rangle$ la covariance des sources sachant les capteurs ; $p(q_i|\mathbf{x})$ est la probabilité de l'état q_i de la source i conditionnée par les capteurs ; $\langle s_i | q_i, \mathbf{x} \rangle$ est la moyenne du capteur i conditionné par l'état caché q_i de cette source et les capteurs observés ; $\xi[\]$ réalise le moyennage des observations x .

Les sources peuvent être retrouvées de différentes manières :

La méthode la plus simple est la méthode linéaire : on retrouve les sources par la relation

$$s = (A^T A)^{-1} \cdot A^T \cdot x$$

. Mais cette méthode ne prend pas en compte la matrice de covariance du bruit ($\Lambda = 0$). Nous utilisons donc la méthode des moindres carrés :

$$s^{MC} = \sum_q p(q|x) (H_q x + b_q)$$

où $H_q = ((A^T \Lambda^{-1} A + V_q^{-1})^{-1}) \cdot A^T \cdot \Lambda^{-1}$, $b_q = (A^T \Lambda^{-1} A + V_q^{-1})^{-1} \cdot V_q^{-1} \cdot \mu_q$.

3.6.5 Exemple de séparation de source par AFI

Nous avons simulé deux signaux Doppler : un signal cardiaque et un mouvement lent . Partant de ces deux signaux formant la matrice des sources S , nous les avons mélangé linéairement pour obtenir notre matrice d'observation X par une matrice aléatoire A et on y additionne un bruit u pour disposer d'un rapport signal sur bruit après mélange de 5 dB (voir figure 3.35).

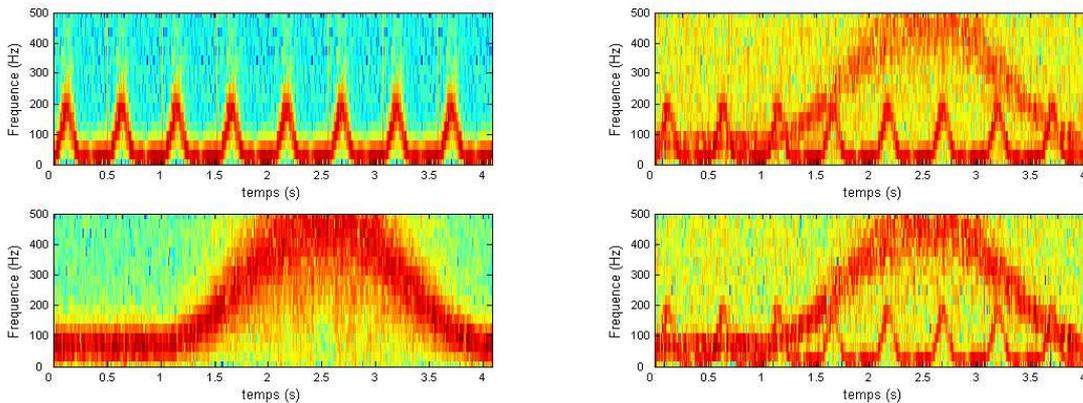


FIG. 3.35 – Signaux simulés (à gauche) et mélange bruité (à droite).

La figure 3.36 présente la séparation réalisée par AFI. L'algorithme est utilisé sur des fenêtres de 256 ms. Ceci permet notamment d'accélérer le temps de calcul.

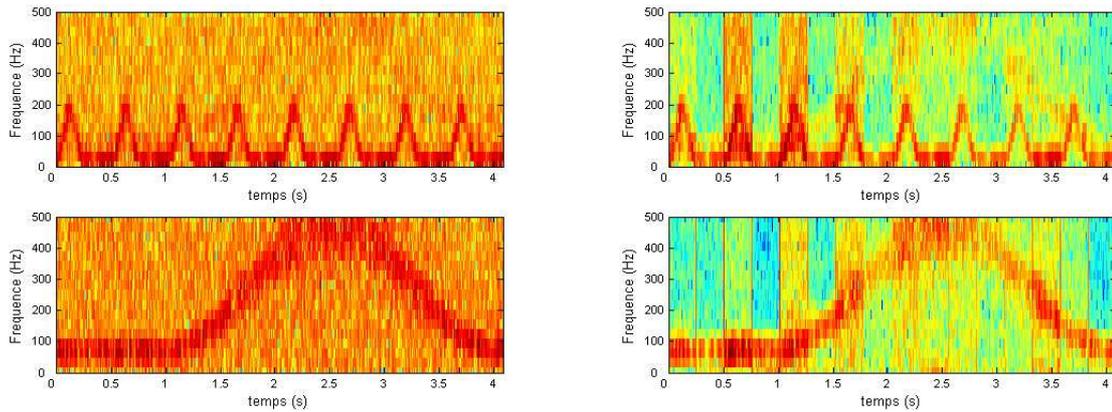


FIG. 3.36 – Séparation de sources depuis le mélange bruité : ACI à gauche et AFI à droite.

En règle générale, on constate une amélioration du rapport signal sur bruit, notamment dans les parties de signal où les densités des sources sont bien distinctes. En revanche, le temps de calcul s'avère beaucoup plus long avec cette méthode qu'avec la méthode d'analyse en composante indépendante.

3.6.6 Séparation de sources parcimonieuses

parcimonie

Dans de nombreuses études la séparation aveugle de sources suppose que les distributions des sources sont dites parcimonieuses. Ceci peut s'avérer d'un grand intérêt si elles peuvent être représentées par un faible nombre de coefficients ; ce qui signifie que la plupart des coefficients de données sont proches de zéro. La parcimonie peut être obtenue en appliquant une transformation telle que la transformée en cosinus discret (TCD) ou encore une transformation en ondelettes (WT) sur les données originales.

La parcimonie peut améliorer la séparation de sources pour deux raisons. Tout d'abord statistique : l'exactitude avec laquelle la matrice de mélange peut être estimée est liée à la façon dont les distributions des sources sont "non gaussiennes". Ensuite la qualité des sources estimées, sachant A est également meilleure pour des sources parcimonieuses [?].

La figure 3.38 présente une illustration de la parcimonie. Pour prendre en compte la

parcimonie dans la séparation aveugle de sources, une des approches la plus répandue consiste à utiliser la transformée en cosinus discrète modifiée (TCDM), développée par Stéphane Mallat [Mallat, 1998]. Celle-ci offre, en plus de réaliser la transformée en cosinus discrète, un recouvrement des fenêtres temporelles sur lesquelles on travaille.

Transformée en cosinus discrète modifiée

La transformée en Cosinus discrète modifiée, encore appelée modified discrete cosine transform (TCDM), est une transformation basée sur la transformée en cosinus discrète de type IV (DCT-IV), offrant la propriété additionnelle de recouvrement temporel.

Elle est conçue pour être exécutée sur de petits blocs consécutifs d'un plus grand ensemble de données, où les blocs successifs se recouvrent de sorte que la dernière moitié d'un bloc coïncide avec la première moitié du prochain bloc. Ce recouvrement, en plus des propriétés de la TCD (dont la plus connue est de tasser l'énergie dans quelques coefficients), rend la TCDM particulièrement attrayante pour des applications de compression de signal. Elle est notamment utilisée dans la compression audio.

En tant que transformée à recouvrement, la TCDM offre deux fois moins de coefficients de sortie que de coefficients d'entrée. La TCDM transforme $2N$ nombres réels $x_i(0), \dots, x_i(2N - 1)$ en N nombres réels $X_i(0), \dots, X_i(N)$ selon la formule :

$$X_i(k) = \sum_{n=0}^{2N-1} x_i(n) \cos \left[\frac{\pi}{N} \left(n + \frac{1}{2} + \frac{N}{2} \right) \left(k + \frac{1}{2} \right) \right]$$

La TCDM inverse est connue sous l'acronyme de ITCDM. Comme les coefficients d'entrée et de sortie sont de nombre différents, au premier abord il peut apparaître que la TCDM ne peut pas être invertible. Cependant, l'inversion peut tout de même être réalisée en "ajoutant" les ITCDMs recouvertes issues des différents blocks de recouvrements. Les erreurs sont corrigées par cette technique et il est possible de retrouver les données originales, une technique connue sous le nom de "annulation de recouvrement/aliasing temporel". La ITCDM transforme N nombres réels $X_i(0), \dots, X_i(N - 1)$ en $2N$ nombres

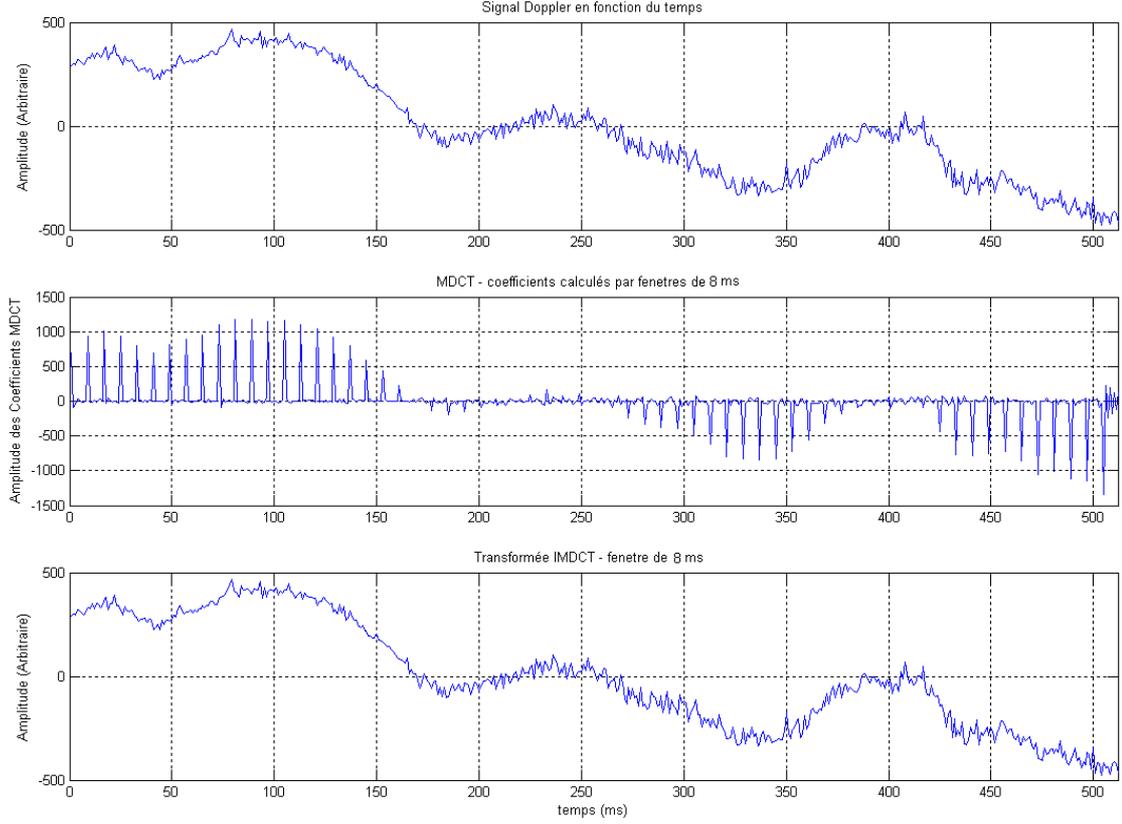


FIG. 3.37 – Transformée TCDM de 512 ms de signal Doppler issu d'un Capteur Actifoeetus. La courbe du milieu représente les coefficients de la TCDM calculés sur 8 ms de manière glissante. On voit clairement que le signal peut être représenté sur un nombre réduit de coefficients (de forte amplitude, les autres étant proches de zéro). La courbe du bas représente le signal retrouvé par la ITCDM issue des coefficients présentés au dessus. Le signal est reconstitué parfaitement.)

réels $y_i(0), \dots, y_i(2N - 1)$ selon la formule :

$$y_i(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X_i(k) \cos \left[\frac{\pi}{N} \left(n + \frac{1}{2} + \frac{N}{2} \right) \left(k + \frac{1}{2} \right) \right]$$

Dans le cas d'une MCDT fenêtrée, le coefficient de normalisation précédant la transformation doit être multiplié par 2 (i.e., $2/N$).

Bien que l'application directe de la formule de la TCDM nécessite $O(\mathbb{R}^2)$ opérations, il est possible de calculer les mêmes coefficients avec seulement $O(N \log(N))$ opérations en factorisant le calcul comme dans la transformée de Fourier rapide. Un exemple de TCDM et de TCDM inverse est présenté sur la figure (3.37).

La figure 3.38 présente la parcimonie des observations obtenue à partir de simulations :

$s_1(t)$ (a) est le signal Doppler en provenance du coeur maternel, $s_2(t)$ (b) est le signal Doppler en provenance du coeur foetal, $x_1(t)$ (c) est le signal Doppler de l'observation #1, $x_2(t)$ (d) est le signal Doppler de l'observation #2, (e) présente le nuage de point dans le domaine temporel $x_1(t) = f[x_2(t)]$, et (f) présente le nuage de point dans le domaine des coefficients de la Modified Discrete Cosine Transform (TCDM) $TCDM(x_1(t)) = f[TCDM(x_2(t))]$. Il est clair que les sources sont bien plus aisément différentiables dans le domaine de la TCDM. De plus, L'estimation de la matrice A définie dans le modèle (eq. 3.8) requière moins de données quand les sources sont parcimonieuses.

Approximation de MdG à 2 états

L'hypothèse de parcimonie permet d'approximer les densités des observations en tronquant le modèle de mélange. La différence avec l'AFI est que les sources sont modélisées par des MdG à 2 états et on autorise ici seulement une source à être active à un instant t donné. Nous pouvons réécrire le modèle (eq. 3.8) tel que :

$$\tilde{x}_i = A.c_i + \epsilon_i \quad (3.28)$$

où $\tilde{x}_i = TCDM(x_i)$, $c_i = TCDM(s_i)$ et $\epsilon_i = TCDM(u_i)$.

La distribution des coefficients de chaque source est modélisée par deux vecteurs gaussiens : un état "on" correspondant à un vecteur gaussien de variance élevée, un état "off" correspondant à une faible variance (en fait, zéro).

L'application du modèle par MdG à 2 états au problème de séparation de source par ACI signifie que le modèle d'observations sera composé $n+1$ éléments gaussiens. Cette approximation, appelée winner-takes-all (WTA), donne le modèle de pseudo-vraisemblance suivant qui est un MdG composé de seulement $n+1$ gaussiennes à l'instant t :

$$p(x|A, \Lambda, \omega) \approx \omega_0 \mathcal{N}(0, \Lambda) + \sum_{k=1}^n \omega_k \mathcal{N}(0, \Lambda + a_k a_k^T) \quad (3.29)$$

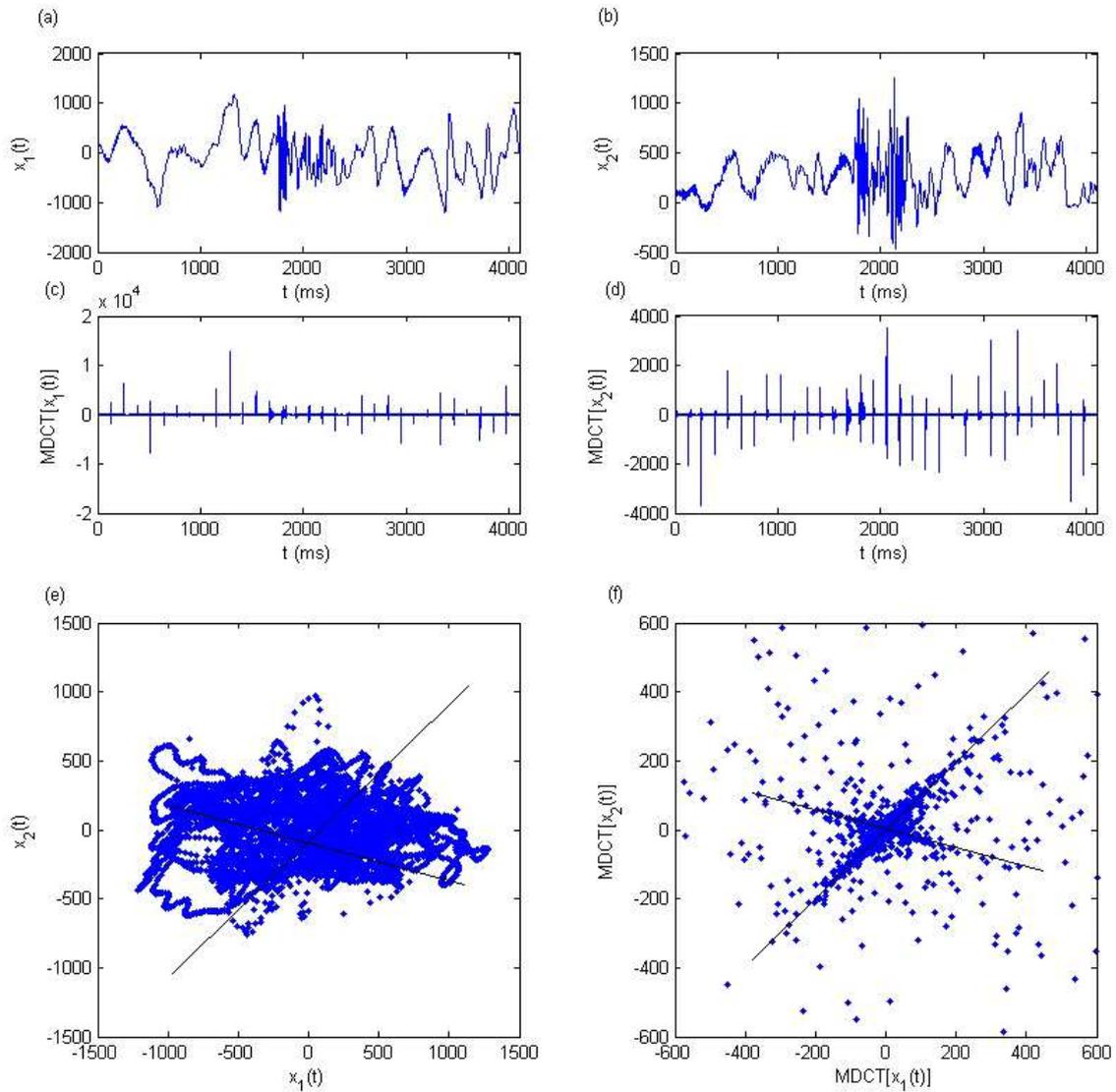


FIG. 3.38 – Illustration de la parcimonie. (a) et (b) montrent les signaux $x_1(t)$ et $x_2(t)$ issus des 2 premiers capteurs du groupe A. Les signaux (c) et (d) montrent les coefficients des TCDM respectives des signaux (a) et (b). Affichage dans le domaine temporel (e) et les coefficients de la TCDM des mêmes signaux (f). Les lignes dessinées représentent les directions de la matrice de mélange

où ω_k sont les poids des observations, a_k est la k^{me} colonne de la matrice A . La variance de l'état 'off' est mise à zéro. Chaque état 'on' pour une source est associé à un vecteur gaussien et il n'est pas nécessaire de calculer sa variance car ce paramètre est absorbé dans A par l'ambiguïté due au facteur d'échelle qui fait que le résultat de l'ACI est valable à une valeur facteur près.

Modification de l'algorithme EM

Dans ce cas, il est possible de remplacer une partie de l'étape d'estimation l'algorithme EM par une maximisation conditionnelle. On obtient alors une technique classée dans les algorithmes "alternant les étapes d'espérance et de maximisation conditionnelle", permettant une convergence des paramètres plus rapides.

L'algorithme EM pour le modèle de mélange (eq. 3.29) peut être mis en application exactement de la même façon que le modèle MdG complet de l'AFI. Mais la simplicité de ce modèle (seulement $n + 1$ éléments gaussiens) permet de réaliser des améliorations algorithmiques et notamment d'accélérer la convergence en employant une version modifiée de l'algorithme EM appelée *Alternating Expectation Conditional Maximization* (AECM)[Davis et Mitinoudis, 2004].

La solution proposée consiste à intégrer autant que possible les données cachées. Ici, comme les colonnes de la matrice A sont le résultat d'un simple mélange, on peut maximiser la vraisemblance conditionnelle $p(x|q, A, \Lambda)$ directement, sans avoir à traiter les variables s . Celles-ci sont toutefois nécessaires pour estimer Λ . Les étapes de l'algorithme qui maximise l'équation (3.29) sont :

1ère Etape E :

– évaluer $\tilde{p}_q = p(q|x, A, \Lambda, \omega)$

1ère Etape M :

– $A = \operatorname{argmax}_A \xi[\log(p(q|x, A, \Lambda)|p_q)]$

– $\omega = \operatorname{argmax}_\omega \xi[\log(p(q|\omega)|p_q)]$

2ème Etape E :

– évaluer $\tilde{p}_s = p(s|x, q, A, \Lambda, \omega)$

2ème Etape M :

– $\Lambda = \operatorname{argmax}_{\Lambda} \xi[\log(p(x|s, q, A, \Lambda)|\tilde{p}_q, \tilde{p}_s)]$

où $q(t) = q_1(t), \dots, q_n(t)$ est une variable d'indexation.

La différence principale entre cet algorithme et l'algorithme EM utilisé dans l'AFI réside dans l'optimisation de A . Ceci peut être fait directement par décomposition de valeur propre. L'espérance peut être écrite comme suit :

$$\xi[\log(p(x|q, A, \Lambda)|\tilde{p}_q = k)] = -\frac{1}{2} \sum_t \tilde{p}_q(t, k) x_t^T (\Lambda + a_k a_k^T)^{-1} x_t - \frac{1}{2} \sum_t \tilde{p}_q(t, k) \log |\Lambda + a_k a_k^T| + cst. \quad (3.30)$$

où $\tilde{p}_q(t, k)$ est la probabilité que $q_t = k$. Si Λ est proportionnelle à la matrice identité, alors le vecteur a_k qui maximise (eq. 3.30) est le vecteur propre lié à la plus grande valeur propre de la matrice de covariance :

$$\xi[x_t x_t^T | \tilde{p}_q = k] = \frac{\sum_t \tilde{p}_q(t, k) x_t x_t^T}{\sum_t \tilde{p}_q(t, k)} \quad (3.31)$$

L'estimation des sources est exécutée en utilisant la méthode des moindres carrés. Bien que l'algorithme soit plus complexe par itération que l'algorithme EM, celui-ci est beaucoup plus rapide. Nous allons le voir dans la comparaison des techniques.

3.6.7 Comparaison des différentes techniques

On l'a vu, différentes techniques permettent de réaliser la séparation aveugle de sources. Plus ou moins longues en terme de temps de calcul, ces méthodes peuvent ou non prendre en compte le bruit dans le modèle. Nous les comparons ici avec des rapports signal sur bruit différents : de 0 dB à 20 dB.

Partant de deux signaux simulés (un signal correspondant au rythme cardiaque maternel et un signal de rythme cardiaque foetal), nous avons réalisé un mélange instantané de ces trois sources avec la matrice de mélange aléatoire A (2×2).

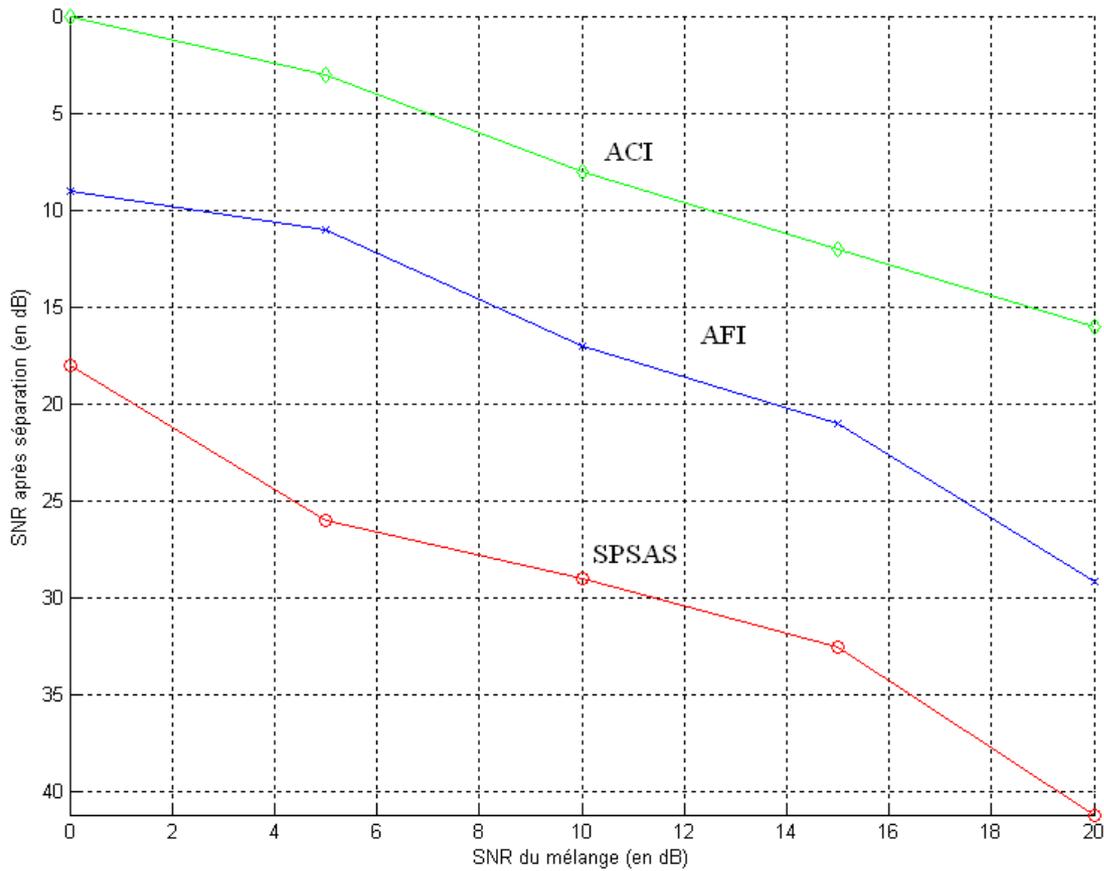


FIG. 3.39 – Niveau de bruit après séparation en fonction du niveau de bruit dans le mélange. En vert : ACI. En bleu : AFI. En rouge : SPSAS.

Nous avons réalisé une comparaison à différents niveaux de bruits et comparés les résultats en terme de rapport signal sur bruit après séparation.

Sur les figures 3.40 et 3.41, nous comparons les résultats de la séparation de sources aveugle en utilisant l'ACI, l'AFI, et la séparation parcimonieuse avec deux niveaux de bruit.

Sur la figure 3.40 le niveau de bruit de la matrice d'observation X après mélange est fixé à 20 dB. Les signaux sont représentés par leur spectrogramme. Le signal cardiaque foetal est présenté en (a) et le coeur maternel en (b). Les résultats du mélange sont présentés en (c) et (d).

L'ACI, présentée fig.3.40(e) et fig.3.40(f), était suffisante pour séparer les différentes sources et utiliser avec succès l'algorithme de détection de RCF par autocorrélation. Celui-

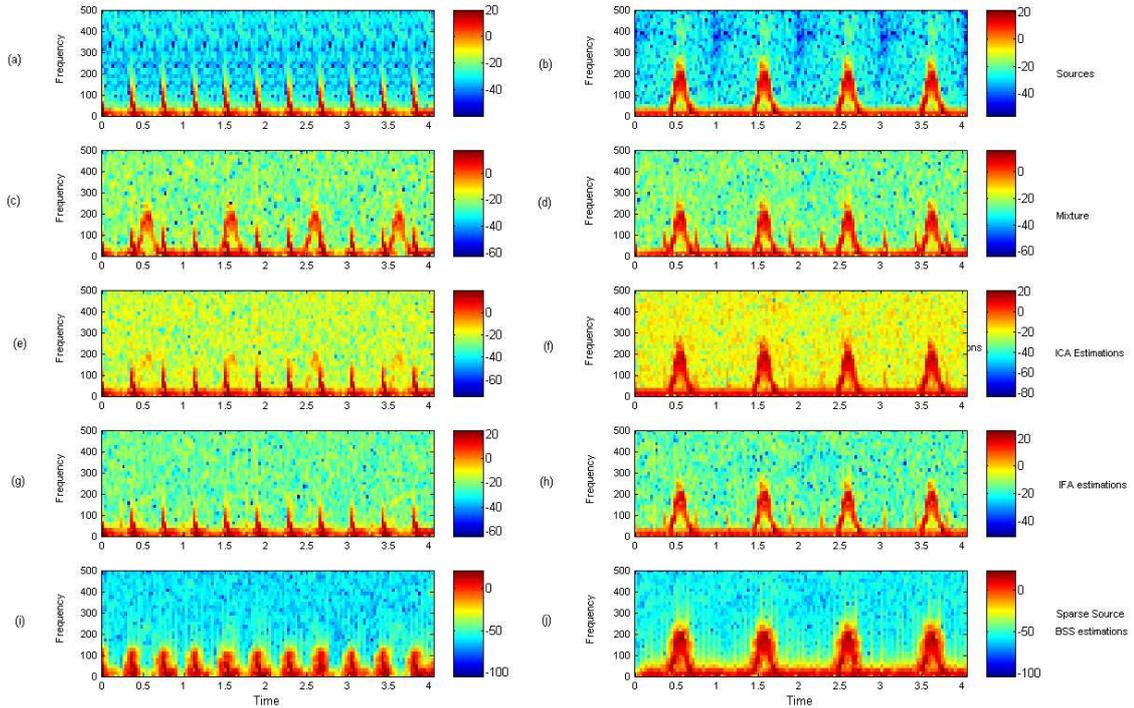


FIG. 3.40 – Comparaison des méthodes de séparation à 20 dB. De haut en bas : Sources originales (spectrogramme du rythme cardiaque (a), spectrogramme du rythme cardiaque maternel (b)), mélange des sources par une matrice de mélange A de dimension 2×2 et un SNR de 20dB (c)(d), Estimation par ACI (e)(f), Estimation par AFI (g)(h) et Estimation par Séparation parcimonieuses (i)(j)

ci donne une bonne estimation du rythme.

L'AFI (fig.3.40(g) et fig.3.40(h)) permet également une bonne séparation de sources tout en améliorant le rapport signal sur bruit. Le gros désavantage de cette technique réside néanmoins dans sont temps de convergence, et donc de calcul, qui est de l'ordre de 1000 fois plus long que l'ACI comme on le voit dans le tableau 3.1.

La séparation dans le domaine parcimonieux (fig.3.40(i) et fig.3.40(j)) donne de bons résultats, tant en terme de temps de calcul qu'en terme de rapport signal sur bruit. En revanche, le fait d'utiliser une fonction de TCDM pour transformer les données et les rendre parcimonieuses peut introduire une distortion dans le signal d'entrée qui se retrouve après séparation lors de la reconstruction des sources. Cette propriété est essentiellement mise en évidence lors de l'écoute du signal Doppler reconstruit sur un haut-parleur.

Sur la fig.3.41, le niveau de bruit de $x(t)$ a été placé à 0dB. Après séparation par ACI

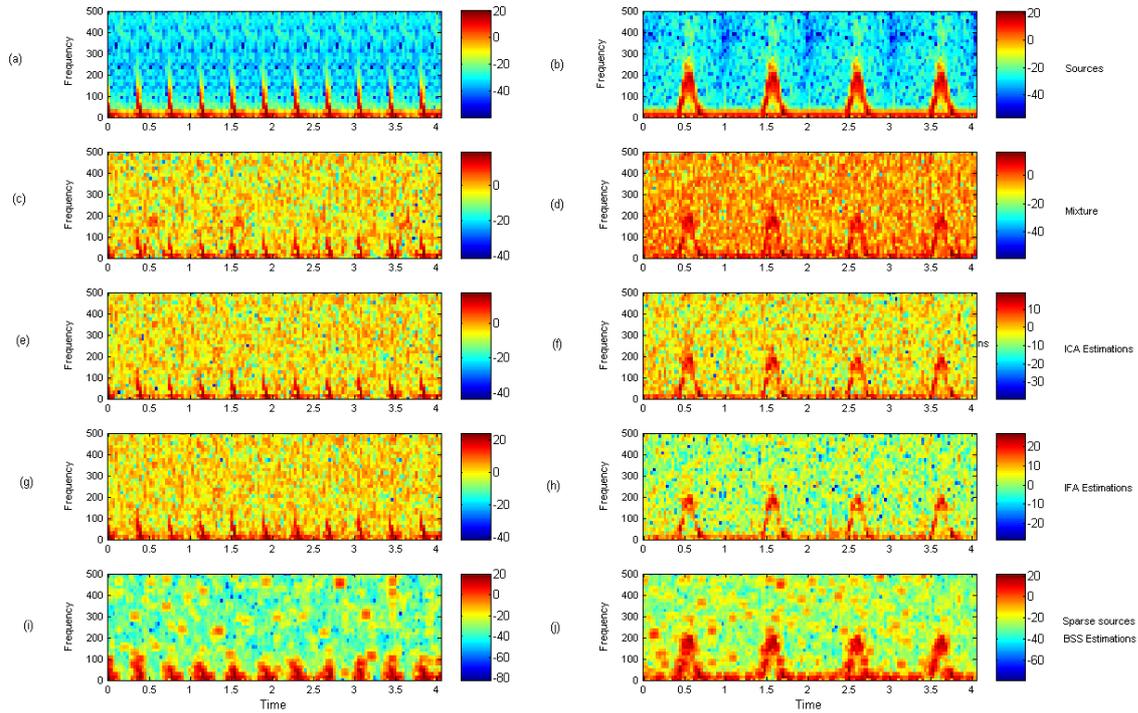


FIG. 3.41 – Comparaison des méthodes de séparation à 0 dB . De haut en bas : Sources originales (spectrogramme du rythme cardiaque (a), spectrogramme du rythme cardiaque maternel (b)), mélange des sources par une matrice de mélange A de dimension 2×2 et un SNR de 0dB (c)(d), Estimation par ACI (e)(f), Estimation par AFI (g)(h) et Estimation par Séparation parcimonieuses (i)(j)

(fig.3.41(e) et fig.3.41(f)), l'algorithme de détection par autocorrelation du RCF échoue. Néanmoins, la technique de séparation de sources parcimonieuse (SPSAS) (fig.3.41(i) et fig.3.41(j)) fonctionne dans notre cas : la séparation est bien réalisée et de manière rapide (30 itérations requises seulement). Le modèle, prenant en compte le bruit, nous permet de séparer les sources avec un bon rapport signal sur bruit. Le tableau 3.1, montre la comparaison en terme de temps de calcul. Les temps de calculs ont été obtenus sur un échantillon de 4096 points par source et un PC équipé d'un Pentium (R) 4 dont la fréquence est de 3.06 GHz, 1 GO de mémoire RAM, et un disque dur de 80 GO.

Les résultats de l'AFI permettent également de détecter le RCF après séparation. Malheureusement, le temps de calcul très long rend cette méthode inutilisable sur une application temps réel.

TAB. 3.1 – Comparaison des méthodes de séparation de source en termes d'itération, temps et SNR. SNR avant séparation : 20 dB.

	Nombre d'itérations	Temps de calcul	SNR après séparation
ACI	-	1.52 s	16.2
AFI	100	1301.9 s	28.3
sparse source SAS	30	5.8900s	40.9

3.6.8 Séparation In-Vivo

Dans les tests *In-vivo*, on va typiquement chercher à réaliser une séparation de source sur des signaux sur lesquels on n'a *a priori* aucune information en terme de nombre de sources, ni d'origine des sources.

Typiquement, nous choisissons d'analyser 12 transducteurs à une profondeur donnée afin d'extraire l'information pertinente sur cette profondeur.

Dans le cas présenté ici, la matrice d'observation X représente la profondeur #2 (7.95-10.05 cm), afin d'y effectuer une extraction après séparation de sources. Avant de calculer la séparation de sources, nous évaluons le nombre de sources présentes dans le mélange avec la méthode AIC. La figure 3.42 montre que le nombre de sources dans ce mélange est de 2. Cette information a priori est donc utilisée dans l'algorithme de séparation de sources.

La figure fig.3.43(a-d) montre le spectrogramme de 4 des 12 transducteurs. Les spectrogrammes des sources séparées par la méthode directe est présentée sur la figure 3.43(e,f), et les spectrogrammes des sources séparées par séparation de sources parcimonieuses est présentée sur la figure 3.43(g,h). Avec la technique directe, le mouvement n'a pas pu être extrait des signaux observés alors que la méthode de séparation de sources parcimonieuses réussi dans ce cas (fig.3.43(h)). De plus, le RCF est également bien visible en utilisant cette méthode fig.3.43(g). De manière routinière, nous utilisons désormais la séparation de sources parcimonieuse.

Cette méthode est assez intéressant car elle fonctionne sur de nombreux enregistrements de l'Actifoetus. Nous avons pu remarquer par ailleurs que la séparation de sources ne

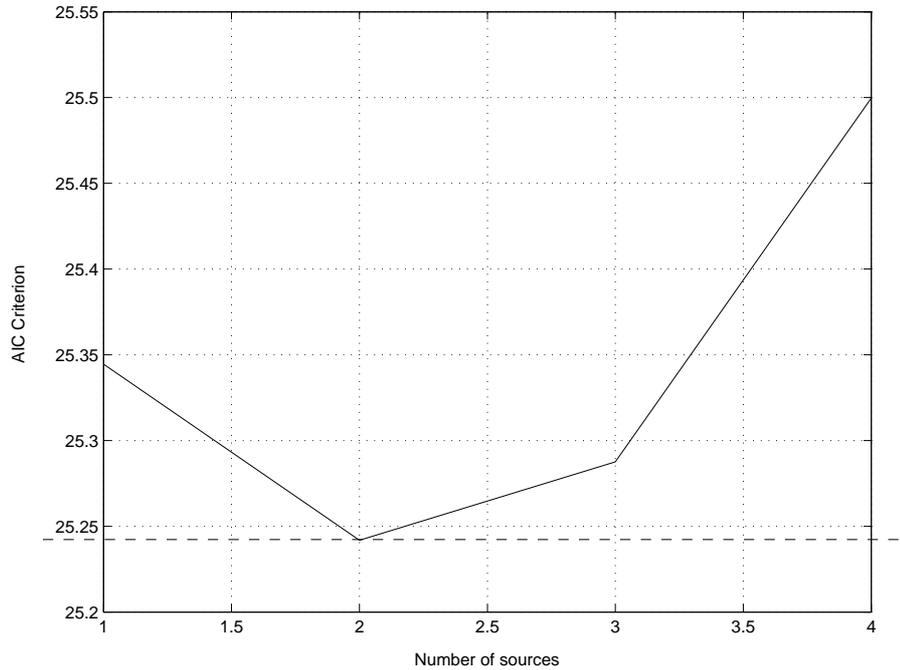


FIG. 3.42 – Critère Akaike Information Criterion (AIC) calculé sur la partie réelle de la matrice des 12 observations. Le nombre de sources estimé correspond au minimum de la fonction AIC. Ce critère montre que le nombre de sources à séparer est de 2.

fonctionnait qu'à une profondeur donnée. Lorsque l'on travaille sur un transducteur donné avec comme matrice d'observation les 5 profondeurs, les signaux en provenance du fœtus ne sont souvent présents que sur l'une des profondeurs à la fois.

3.6.9 Conclusion

Dans notre application, la séparation aveugle de sources permet de bénéficier du fait que nous disposons de plusieurs capteurs pour déterminer le nombre de sources mobiles du fœtus et de les mettre en évidence. Nous avons vu que la séparation de source parcimonieuse était bien adaptée à notre système.

Par ailleurs, grâce à cette méthode, il est désormais possible de ne réaliser les traitements unidimensionnels de détection des paramètres foetaux sur un nombre réduit de "sources" et non sur l'ensemble des observations recueillies par l'ensemble des capteurs.

Toutefois, ces méthodes n'apportent pas toujours une séparation suffisante pour béné-

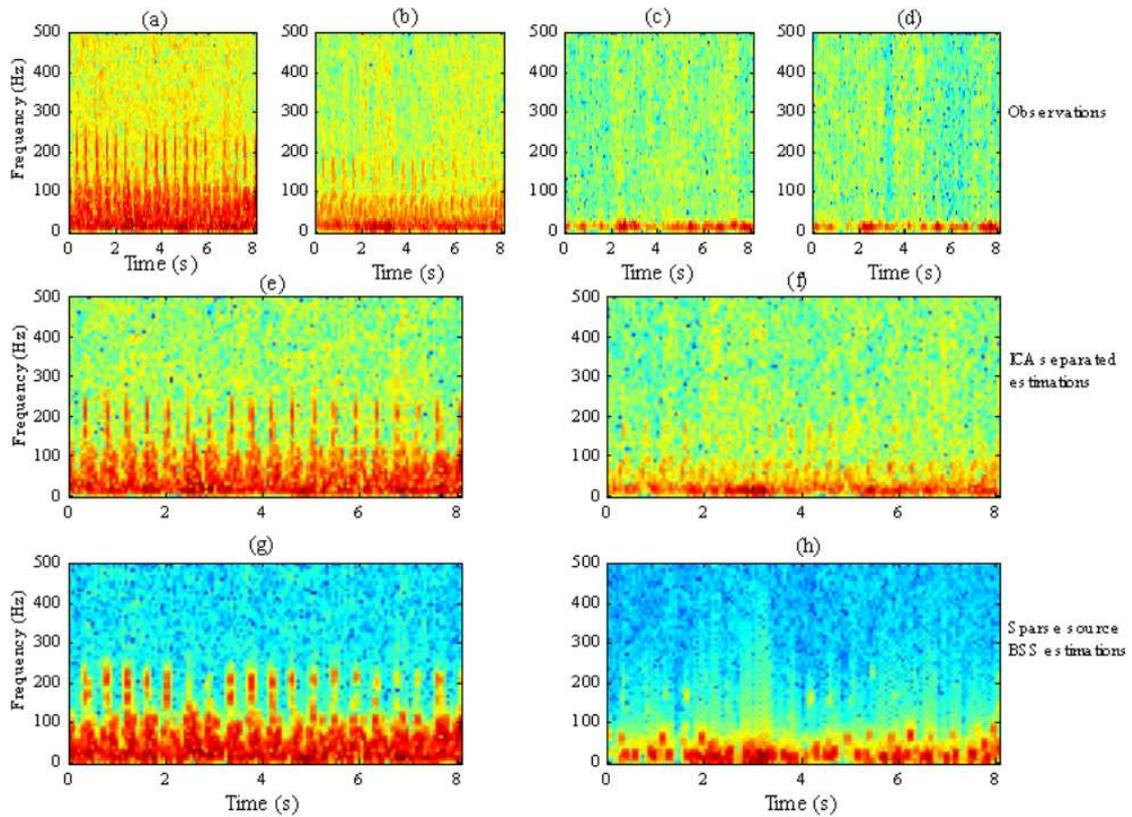


FIG. 3.43 – La figure fig.3.43(a-d) montre le spectrogramme de 4 des 12 transducteurs. Les spectrogrammes des sources séparées par la méthode d'ACI est présentée sur la figure 3.43(e,f), et les spectrogrammes des sources séparées par séparation de sources parcimonieuses est présentée sur la figure 3.43(g,h).

ficier d'une évaluation de qualité du principal critère de mesure du bien-être foetal après séparation : le rythme cardiaque foetal en particulier en présence de mouvement du foetus. Nous avons eu recours à des méthodes de décomposition modale du signal Doppler permettant d'extraire ce paramètre même quand sa signature est de très faible amplitude dans le signal Doppler observé ou en présence de mouvement.

3.7 Décomposition modale empirique appliquée au Doppler

La décomposition modale empirique (EMD) est une nouvelle technique non linéaire introduite par Huang [Huang et al., 1998] pour représenter des signaux non stationnaires comme des sommes de modulation d'amplitude de moyenne nulle et des composantes de modulation de fréquence. en dépit de résultats intéressants, cette technique n'est définie que par un algorithme, et n'est pas pour le moment analytiquement formulée. ceci empêche une évaluation théorique et une analyse de ses performances théoriques. Cette méthode a récemment été explorée par Flandrin et Rilling [Rilling *et al.*, 2003], [Flandrin *et al.*, 2004], [Rilling *et al.*, 2005], en particulier pour mettre en évidence ses capacités de débruitage. Nous l'avons de notre côté utilisé pour améliorer l'estimation du rythme cardiaque foetal et extraire certains mouvements lents du signal Doppler.

3.7.1 Présentation de la méthode

Le principe consiste à décomposer un signal $x(t)$ en une somme de fonctions ayant le même nombre d'extrêma, de passages à zéro et qui sont symétriques par rapport à la moyenne locale. Comme nous allons le voir, cette méthode s'adapte bien au signal Doppler. Supposons que nous disposons d'un signal $x(t)$, l'algorithme d'EMD peut être résumé comme suit :

1. identifier tous les extrêma de $x(t)$
2. Interpoler entre les minimums (resp. maximums), et obtenir une enveloppe $e_{min}(t)$, resp. $e_{max}(t)$
3. calculer la moyenne $m(t) = (e_{min}(t) + e_{max}(t))/2$
4. extraire le détail $d(t) = x(t) - m(t)$
5. itérer sur le résidu $m(t)$

En pratique, la procédure ci-dessus doit être redéfinie par un "sifting process" [Huang et al., 1998], une méthode qui nécessite de tout d'abord d'itérer les étapes un à quatre sur le détail $d(t)$, jusqu'à ce que le dernier puisse être considéré comme un signal de moyenne nulle en se référant un critère d'arrêt. Une fois que ceci est réalisé, le détail est considéré comme étant la fonction intrinsèque de mode effective. Le résidu est calculé et l'étape 5 s'applique.

Cette construction signifie que le nombre d'extrêmes décroît d'un résidu à l'autre. Il y a donc un nombre fini de *fonctions intrinsèques de modes (imf)* dans le signal. Dans notre cas, l'application de l'algorithme revient un filtrage du signal avec des bandes de fréquences non définies qui dépendent des caractéristiques intrinsèques du signal.

3.7.2 Amélioration de la détection du rythme cardiaque par décomposition modale

Nous avons vu précédemment que la méthode d'autocorrélation appliquée sur les amplitudes séparées du signal Doppler ne permet pas une détection continue du RCF. C'est la raison pour laquelle nous nous sommes tournés vers des techniques de décomposition multimodales permettant d'améliorer la détection du rythme cardiaque foetal. L'EMD est une alternative intéressante dans le cas du monitoring à long terme. Nous allons présenter l'étude à court terme puis à long terme de l'analyse du RCF par EMD.

Mesure à court terme

Dans certains cas, la détection du RCF par la méthode d'autocorrélation échoue dans sa détection sur le signal original, notamment à cause de l'influence du mouvement perturbant le signal d'amplitude. L'apport de la décomposition modale empirique permet de séparer la contribution du mouvement au signal Doppler de celle du rythme cardiaque foetal.

La figure 3.44 présente le cas d'un signal cardiaque de 8 secondes sur lequel la détection ne fonctionne que lors des deux avant dernières secondes. Ceci s'explique d'une part

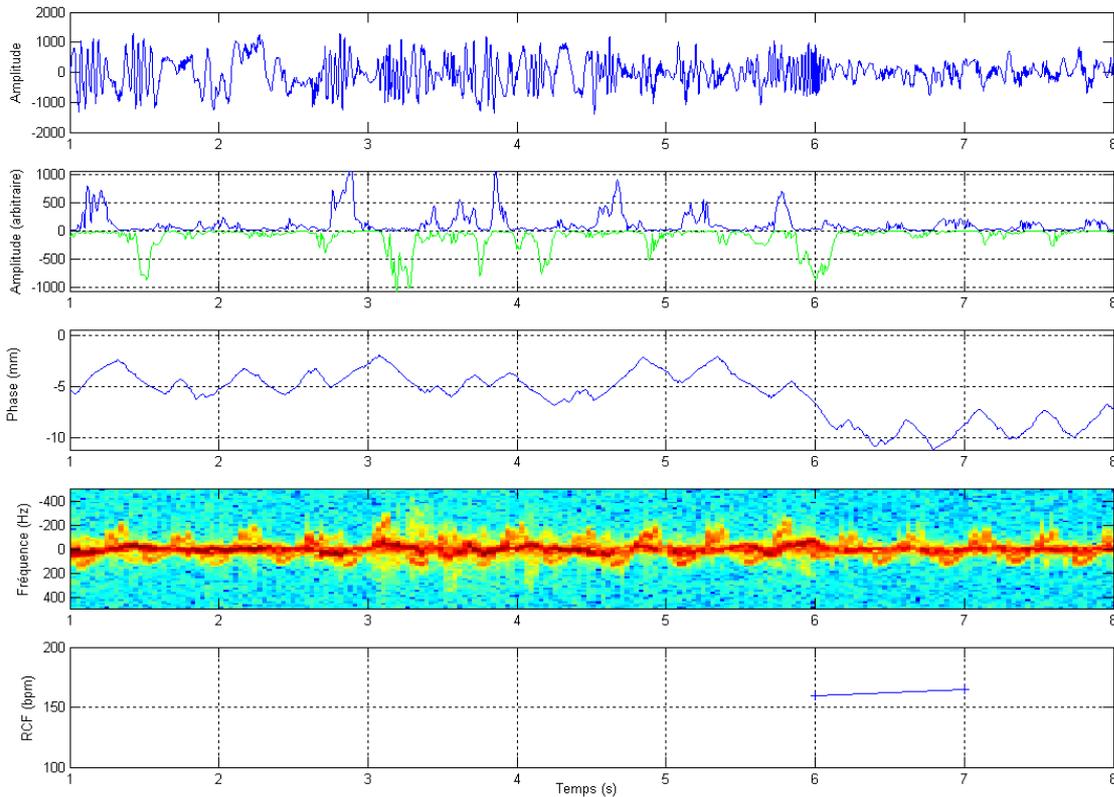


FIG. 3.44 – Détection par autocorrélation

pas la forte influence de la pseudo-respiration (basse fréquence et forte amplitude, visible au début) et d'un mouvement apparaissant à la troisième seconde.

La décomposition modale du signal Doppler est présentée sur la figure 3.45(a_1 à a_6). Dans ce cas, il est possible de détecter le RCF sur la première *imf*. La valeur détectée sur la première *imf* (*imf*#1) est de 160 bpm.

On peut voir dans ce cas que le rythme cardiaque foetal a été détecté en utilisant la méthode d'autocorrélation sur l'amplitude positive de l'une des trois premiers *imfs* alors que les mouvements présents dans le signal original sont visibles sur les *imfs* supérieurs à trois. Lorsque le RCF est détecté sur plusieurs *imfs*, on peut prendre la moyenne des valeurs détectées.

La figure 3.45 montre bien une propriété générale de l'EMD appliqué aux signaux Doppler : quand le RCF ne peut être extrait du signal Doppler, il est souvent possible de l'extraire de l'une des trois premières *imf*, alors que les petits mouvements présents sur

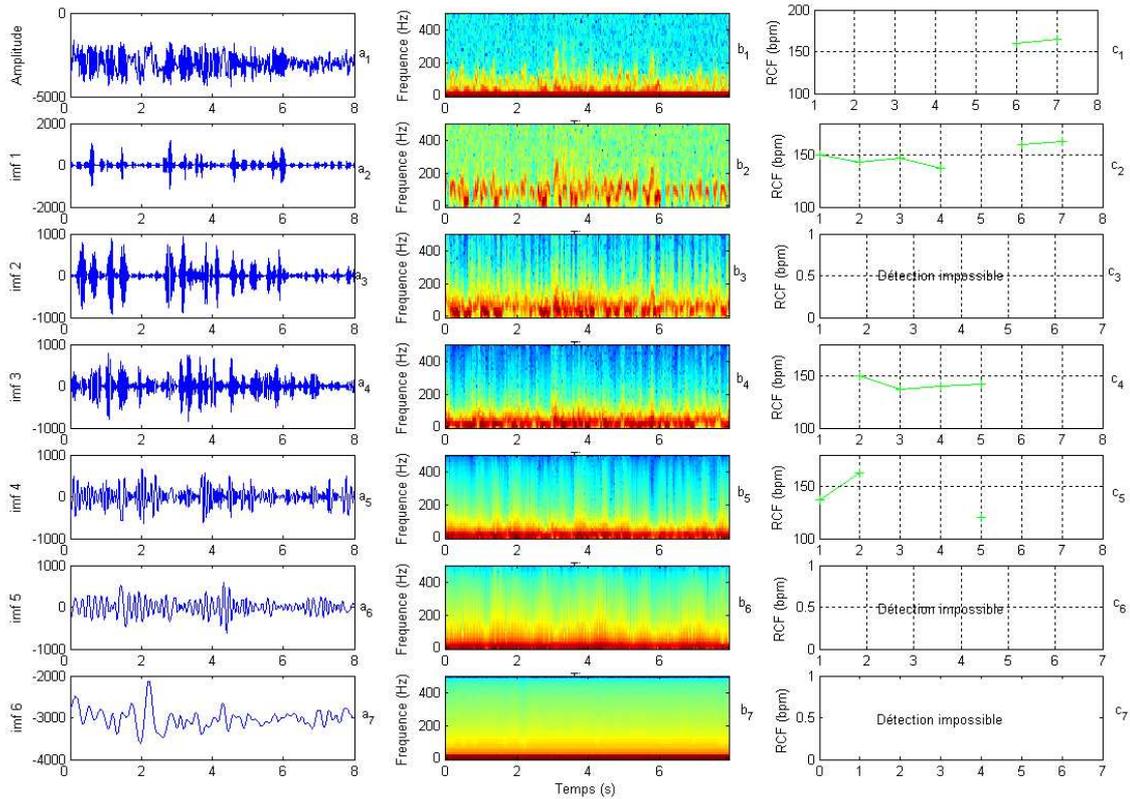


FIG. 3.45 – Analyse de 8 secondes de signal Doppler généré par des battements de coeur foetaux (capteur 1, profondeur 3). La décomposition Modale Empirique est présentée en (a_1) . (b_1) représente le spectrogramme de (a_1) , (c_1) représente l'amplitude de (a_1) . (a_2) représente l'imf 1 de (a_1) , (b_2) représente le spectrogramme de (a_2) , (c_2) représente l'amplitude de (a_2) . (a_3) représente l'imf 2 de (a_1) , etc... La détection par autocorrélation est calculée sur les amplitudes séparées, colonne (c) .

le signal original sont visibles sur les *imf* d'ordre supérieur à 3.

Mesure à long terme

la valeur de cette technique devient évidente lorsque l'on se place dans le cadre d'un enregistrement à plus long terme. Comme le montre la figure 3.46, nous avons comparé la méthode de détection du rythme cardiaque foetal par autocorrélation appliquée directement sur les amplitudes positives et négatives du signal Doppler en provenance du transducteur numéro un (troisième profondeur, entre 7 cm et 9,5 cm) avec la technique d'autocorrélation appliquées sur les amplitudes positives et négatives extraites des fonctions intrinsèques de mode du signal. Dans cette situation in vivo, le rythme cardiaque foetal a été principalement détecté sur l' *imf*#2 et l' *imf*#3, alors que la détection clas-

	Autocorrelation	EMD+Autocorrelation
Taux de détection (capteur #1, prof. #2)	62,8 %	70,7 %
Taux de détection (capteur #2, prof. #3)	59,9 %	74,4 %

TAB. 3.2 – Comparaison entre l'autocorrelation et l'EMD sur 19 foetus.

sique échoue. l'EMD permet de s'affranchir des petits mouvements et du bruit entraînant une perte du rythme cardiaque foetal.

La figure 3.46 montre que la détection du rythme cardiaque foetal en utilisant l'autocorrélation sur les *imfs* améliorent la qualité de la détection comparée à l'autocorrélation classique appliqué directement sur les amplitudes du signal Doppler (fig. 3.46 (B)). Les 8 minutes sont coupées en 480 fenêtres temporelles de calcul. Dans le cas présenté ici, la détection du RCF par autocorrélation a échoué sur 140 fenêtres temporelles (Taux de détection du RCF : 70,8%) alors que la méthode basée sur l'EMD n'a échoué que sur 108 fenêtres temporelles (Taux de détection du RCF : 77,5%).

Connaissant la grande importance de la variabilité du rythme cardiaque, et sachant que la méthode d'autocorrélation peut échouer dans la détection du rythme cardiaque foetal en présence de nombreux mouvements ou d'un faible rapport signal sur bruit, l'EMD s'avère utile dans la séparation du mouvement et du rythme cardiaque, améliorant ainsi la détection.

Nous avons comparé la détection du RCF avec la méthode classique et celle basée sur l'EMD en utilisant les signaux en provenance de 19 femmes en prenant deux minutes de signal venant du thorax foetal par enregistrement (afin de réduire le temps de calcul). Nous avons comparé le nombre d'échec dans la detection du RCF comme précédemment. La table 3.2 montre que le taux de détection est meilleur en utilisant la méthode basée sur l'EMD : 59,9% and 62,8% pour l'autocorrélation et 70,7% and 74,4% pour la méthode basée sur l'EMD.

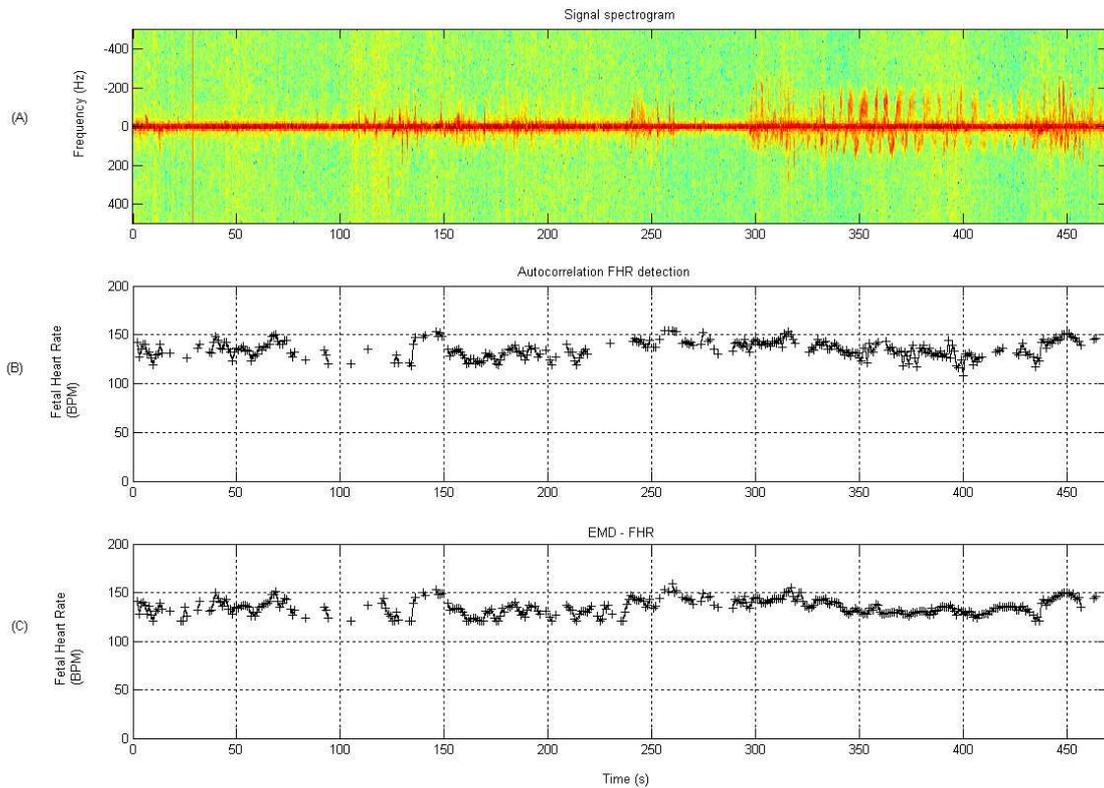


FIG. 3.46 – Analyse de huit minutes de signal Doppler produit par les battements cardiaques du fœtus pour le transducteur numéro un à la troisième profondeur. On peut voir le spectrogramme du signal (a). Détection du rythme cardiaque par autocorrélation appliquée sur les amplitudes du signal (b). Détection utilisant l'autocorrélation sur les *imfs* (c).

3.7.3 Mise en évidence de mouvements avec la décomposition modale

Nous avons pu montrer que l'EMD pouvait également permettre de mettre en évidence des mouvements. Les mouvements ayant des composantes fréquentielles plus lentes que les battements cardiaques, on doit logiquement pouvoir les séparer des composantes hautes fréquences du signal qui sont présentes sur les premières *imfs*.

La figure 3.47 présente le résultat d'une décomposition modale sur un signal contenant la signature d'un mouvement. La partie haute fréquence du signal Doppler se retrouve sur l'*imf* 1. Les quatre mouvements repérés sont bien visibles sur l'*imf*3 après la décomposition.

L'application d'un algorithme de détection de mouvement sur ce signal décomposé permet de disposer d'un signal d'amplitude moins bruité par les composantes haute fréquence

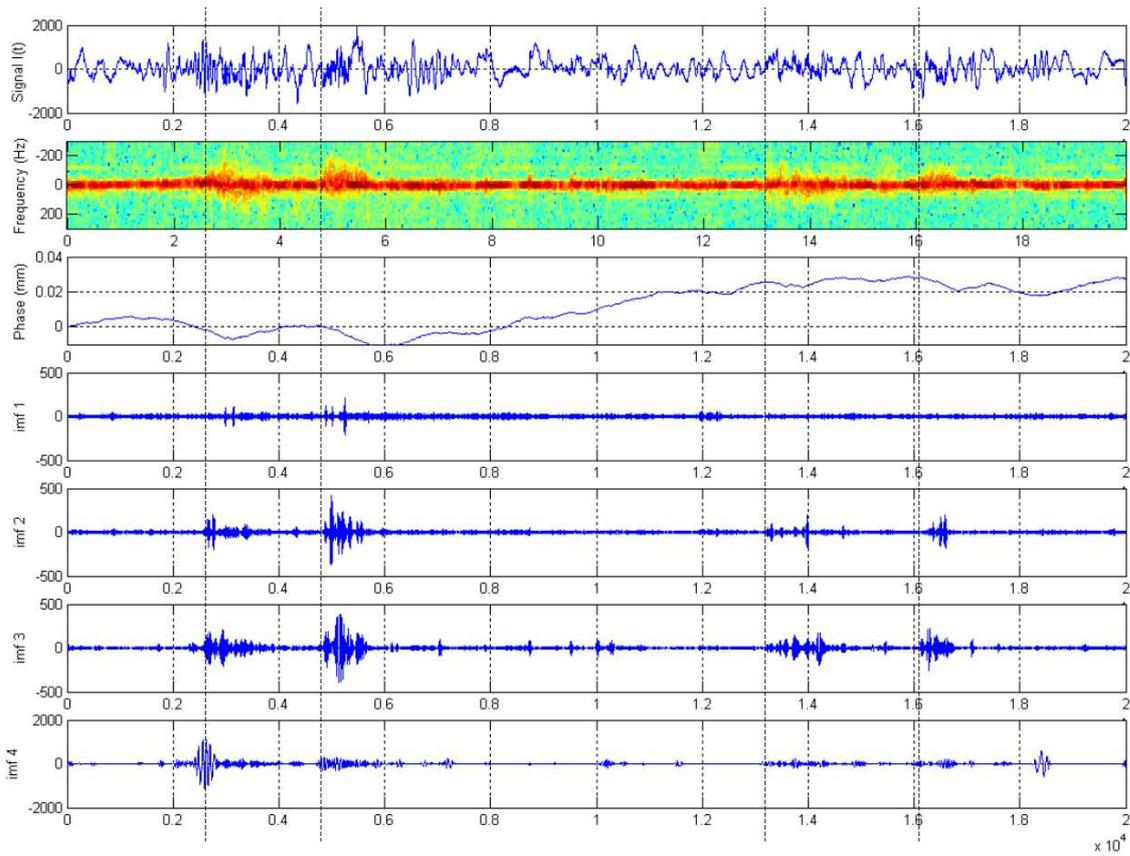


FIG. 3.47 – EMD : application à l'estimation des mouvements. Les signaux décomposés relatifs aux mouvements sont visibles sur le troisième *imf*.

du signal Doppler, et offre une meilleure détection.

3.8 Conclusion

Dans cette partie, nous avons présenté différentes méthodes de traitement du signal monodimensionnelles et multidimensionnelles permettant la mise en évidence de paramètres pertinents relatifs au bien-être du fœtus. Le rythme cardiaque fœtal est détecté par une méthode basée sur l'autocorrélation, la détection des mouvements des membres inférieurs et supérieurs est basé sur un algorithme utilisant à la fois les amplitudes séparées et la phase du signal Doppler du fœtus et la pseudo-respiration du fœtus est détectée via une estimation de fréquence sur le signal de phase.

Par ailleurs, nous avons pu comparer différentes techniques d'estimation du nombre de

sources dans un mélange ainsi que différentes techniques de séparation aveugle de sources utilisant des modèles différents (prise en compte du bruit ou non) et avons conclu que la séparation de sources parcimonieuses avec prise en compte du bruit dans le modèle s'avère une bonne solution pour notre application. Bien que le temps de calcul limite encore l'utilisation en routine de cette méthode, il est tout à fait envisageable de l'utiliser par la suite avec des calculateurs dédiés.

En combinant l'estimation du nombre de sources dans un mélange et la séparation aveugle de source, il est possible de disposer à partir d'un grand nombre d'observations, des seuls signaux relatifs aux sources mobiles du fœtus.

Notre travail sur la décomposition modale empirique a permis de mettre en évidence les mouvements à partir des fonctions décomposées depuis le signal Doppler et développer une approche pour amélioration de la détection du rythme cardiaque fœtal avec un gain de l'ordre de 10% à 15%, dans le cas où le signal est très faible, en regard de la méthode classique d'autocorrélations.

Chapitre 4

Validation clinique de l'appareil

Sommaire

4.1	Introduction	135
4.2	Protocole d'étude	136
4.3	Mise en place d'un score ultrasonore	141
4.3.1	Comparaison du RCF avec l'Oxford	142
4.3.2	Comparaison Détection de mouvements - comptage maternel	142
4.3.3	Critères du score	143
4.3.4	Conclusion	146

4.1 Introduction

La validation de l'appareil s'est déroulée en partie à l'hôpital. Dans un premier temps, nous avons réalisé un ensemble de 21 mesures au sein du service ultrasons du Centre Hospitalier Régional Universitaire (CHRU) de Tours afin de mettre au point notre appareillage (ergonomie, gestion des patientes, formation du personnel soignant à l'utilisation de l'appareil). Cette première phase de validation clinique a commencé en avril 2004 et s'est terminée au début du mois de mars 2005, date à laquelle nous avons commencé l'étude protocolisée dans le service de Gynécologie-Obstétrique.

Après avoir développé l'appareil et mis au point les techniques de traitement du signal

nous permettant d'extraire les paramètres relatifs au bien-être foetal, une étude d'évaluation clinique de l'appareil intitulée "*Etude qualitative et quantitative des mouvements foetaux grâce à un appareil doppler ultrasonore multi-capteurs au cours de grossesses normales et pathologiques*" a été mise en oeuvre au sein du Centre Hospitalier Universitaire de Tours entre le Centre d'Investigations Technologique et la société Ultrasons Technologies.

Cette seconde phase d'étude, actuellement en cours, nous a déjà permis d'accumuler une base de donnée importante contenant l'ensemble des signaux Doppler de chaque mesure.

4.2 Protocole d'étude

Notre travail s'inscrit dans une étude clinique à long-terme du Centre d'Investigations Technologiques Ultrasons du CHRU de Tours et de la société Ultrasons Technologies. Il s'agit d'une étude pilote, descriptive, non comparative, monocentrique, sans bénéfice individuel direct (surveillance médicale spécifique et plus fréquente associée à la recherche) portant sur 90 patientes se présentant dans le service d'Obstétrique dont l'accouchement est prévu au Centre Hospitalier Régional Universitaire de Tours. Cette étude dure du 01/03/2005 au 30/06/2010.

Objectifs de l'étude

L'objectif principal est d'étudier la relation entre les altérations qualitatives et/ou quantitatives des mouvements foetaux et la souffrance foetale. Les objectifs secondaires sont l'évaluation du rythme de l'activité foetale au cours du nyctémère (durée de vingt-quatre heures en tant qu'unité physiologique de temps) et l'évaluation des relations entre l'activité physique maternelle et l'activité foetale.

Il consiste en premier lieu en la détection des anomalies quantitatives et qualitatives des mouvements foetaux à partir de 28 semaines d'aménorrhée chez des foetus présentant une souffrance foetale.

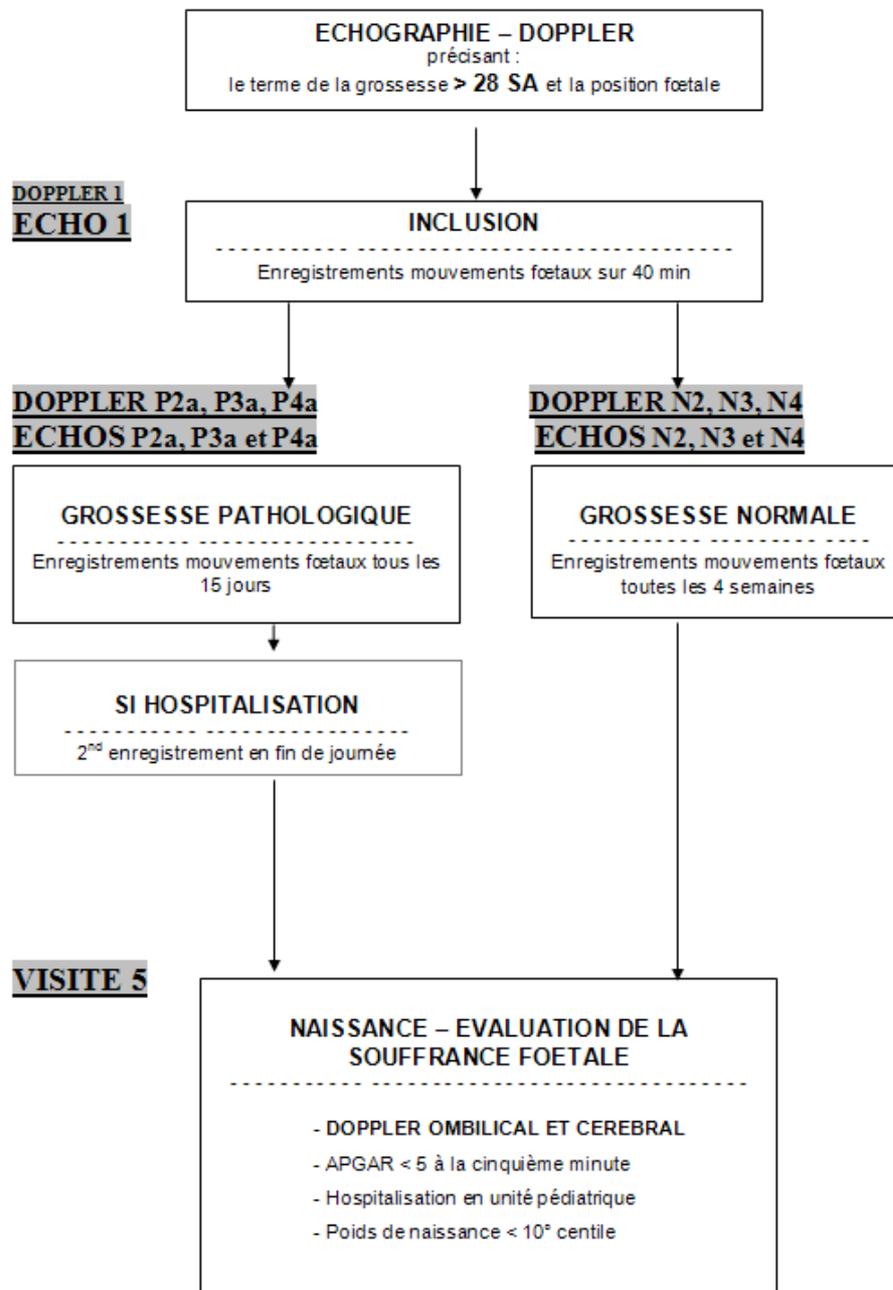
SCHEMA de L'ETUDE

FIG. 4.1 – Schéma résumant l'étude clinique pour une patiente donnée. Le score d'APGAR permet d'évaluer l'état d'un nouveau-né : Il est mesuré deux fois à quelques minutes d'intervalle. L'état optimal du bébé donne une note égale à 10. L'état de mort apparent est coté 0. Les termes N2, N3 et N4 signifient "grossesse normale, enregistrement 2, 3 et 4. Les termes P2a, P3a et P4a signifient "grossesse pathologique, enregistrement 2, 3 et 4.

Population

Toutes les inclusions portent sur des grossesses mono foetale dont le terme est compris entre 28 semaines d'aménorrhée et l'accouchement. Les critères d'inclusion sont les suivants :

- âge supérieur à 18 ans
- grossesse mono foetale
- terme de la grossesse supérieur à 28 SA
- consentement éclairé signé
- affiliation au régime de Sécurité Sociale

Les critères de non inclusion sont les suivants :

- malformation foetale
- accouchement non programmé au CHRU de Tours
- participation concomitante à un autre protocole d'investigation d'étude clinique.

Cette étude fera également l'objet d'une évaluation statistique : Les données démographiques ainsi que l'âge, la taille, le poids et le terme de la grossesse sont recueillis sur le cahier d'observation. Des études unies et multivariées seront ultérieurement mises en oeuvre pour déterminer la place potentielle de l'étude des rythmes foetaux dans le dépistage de la souffrance foetale.

Deux études cliniques en découleront. La première, concernant les critères d'évaluation, portera sur le caractère prédictif des modifications du rythme cardiaque foetal pour la prédiction de la souffrance foetale. La seconde, concernant les critères de jugement, portera sur l'étude de la relation entre le nombre et l'amplitude des mouvements foetaux et les paramètres de souffrance foetale. Un comité de surveillance indépendant se réunira à la fin de l'étude, lors de la survenue d'effets indésirables graves ou si la faisabilité du protocole s'avère mauvaise pour décider si l'étude peut continuer.

Procédure d'examen

La procédure d'examen intervient après avoir vérifié que la mère remplissait tous les critères d'inclusion précédemment cités. Il est alors impératif d'obtenir un consentement éclairé de la mère, en lui précisant les avantages de l'études, les risques possibles (très faibles, sachant que la puissance est très limitée et que les ultrasons sont sans dangers pour la santé), ainsi que la procédure d'examen. Une fois le consentement signé, il est tout d'abord réalisé une mesure des flux sanguins du fœtus et de la mère avec un échographe, cette mesure est en général réalisée lors de l'examen de routine déjà réalisé à l'hôpital. Nous tentons dans la mesure du possible de coordonner les mesures réalisées avec Actifoetus avec les dates d'échographies car le recrutement de patientes n'est pas une chose facile. Dans la mesure du possible, le médecin en charge de l'échographie nous indiquait la position du fœtus avant que nous placions nos capteurs.

L'expérimentateur place ensuite les groupes de capteurs, disposés après dépôt de gel sur l'abdomen de la mère : le groupe A (capteurs 1,2,3,4) au-dessus du thorax (une recherche du coeur est réalisée), le groupe B (capteurs 5,6,7,8) au-dessus des membres supérieurs et le groupe C (capteurs 9,10,11,12) au-dessus des membres supérieurs. Puis, une ceinture en résille est appliquée sur l'ensemble afin de maintenir les capteurs en position durant la totalité de l'enregistrement. Une fois l'ensemble en position, l'expérimentateur lance l'enregistrement. La figure 4.2 présente un enregistrement typique. L'enregistrement, d'une durée initialement prévue de 40 minutes, a été ramené à une durée de 30 minutes. Nous avons choisi de ne pas modifier la position des capteurs une fois l'acquisition lancée, y compris lorsque le fœtus bouge de manière conséquente. A la fin de l'enregistrement, l'expérimentateur retire la ceinture et les capteurs puis nettoie le gel présent sur l'abdomen de la mère. La patiente dispose de l'actimètre et utilise le bouton poussoir pour indiquer les mouvements qu'elle ressent.

Le choix de la durée d'enregistrement s'explique d'une part par le fait que les enregistrements de 40 minutes semblent longs pour les mères et d'autre part par le fait que nous



FIG. 4.2 – Après vérification des critères d'inclusion et signature du consentement éclairé, les capteurs sont positionnés sur l'abdomen de la patiente, sont recouverts d'une ceinture, puis on lance l'acquisition des données pour une durée de 30 minutes.

réalisons fréquemment des enregistrements entre deux consultations. Des enregistrements de 30 minutes se sont par ailleurs révélés suffisants en terme de durée pour exploiter les données afin de déterminer l'état de bien-être du fœtus. Le monitoring classique par cardiotocographie (CTG) se contentant d'un dizaine de minute pour ensuite extrapoler des résultats à plus long terme.

Échantillon

Nous avons actuellement réalisé 42 enregistrements de 30 minutes sur 19 mères entrant de le cadre de l'étude. La difficulté à recruter des volontaires est réelle, non seulement parce que les grossesses susceptibles d'entrer dans le protocole ne sont pas très nombreuses, mais également par le fait qu'il faut mobiliser beaucoup d'énergie et de personnel pour réaliser un tel recrutement. Le tableau 6.1 présente le recrutement de l'étude. Nous avons ainsi pu enregistrer certaines grossesses jusqu'à quatre fois.

La distribution des âges gestationnels est présentée sur la figure 4.3.

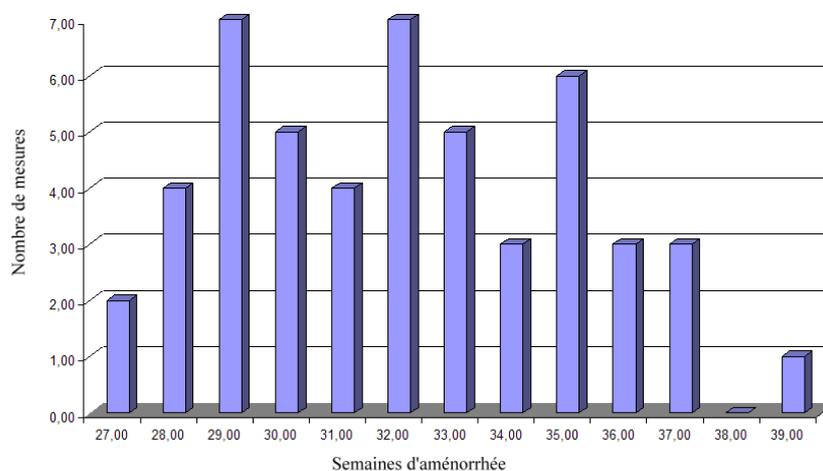


FIG. 4.3 – distribution des âges gestationnels

Certains patientes ayant été enregistrées plusieurs fois réapparaissent sur différentes valeurs du diagramme. Toutefois, il semble naturel de disposer d'un plus grand nombre de mesures à 29 semaines, puisque le protocole stipule que les grossesses doivent dans leur 28ème semaine d'aménorrhée. Les grossesses arrivant à terme, il est difficile d'obtenir de nombreuses mesures après la 37ème semaine, puisque nous cherchons avant tout à recruter des patientes que nous pourrions revoir, et donc avec des foetus "jeunes".

4.3 Mise en place d'un score ultrasonore

Grâce à l'équipement que nous avons développé, ainsi qu'aux techniques numériques de traitement du signal présentées dans les chapitres précédents, nous sommes désormais en mesure d'extraire de l'ensemble des capteurs présents sur le ventre de la mère un ensemble d'informations relatives au bien-être du foetus ou à sa souffrance que les autres appareils, seuls, ne peuvent pas détecter ensemble.

En nous appuyant sur le score qu'avait développé Manning, et avec l'aide des médecins du service de gynécologie et l'obstétrique du centre hospitalier régional universitaire de Tours, nous avons développé un «score ultrasonore» permettant à chaque minute d'éva-

luer le bien-être foetal.

4.3.1 Comparaison du RCF avec l'Oxford

Nous avons dans un premier temps souhaité comparer les performances en terme de rythme cardiaque foetal avec l'appareil utilisé couramment : le OXFORD Instrument "Sonic Aid Team Care". Cette manipulation n'a pas posé trop de problèmes, l'appareil fonctionnant à une fréquence de 1,5 MHz, le fonctionnement de l'Actifoetus ne s'en trouvait pas trop perturbé. Toutefois, le capteur cardiaque de cet appareil étant très directif, les capteurs cardiaques n'étaient pas idéalement placés, c'est pourquoi on assiste à quelques pertes du RCF. La figure 4.4 présente une comparaison entre les deux tracés (en haut le Oxford Instrument "Sonic Aid Team Care", en bas le tracé Actifoetus).

4.3.2 Comparaison Détection de mouvements - comptage maternel

Afin de s'assurer que les mouvements ressentis par la mère sont bien détectés, nous avons utilisé l'actimètre. Celui-ci possède un bouton intitulé "demande d'aide", que nous avons utilisé afin que la patiente l'active lorsqu'elle ressent un mouvement. Nous avons réalisé deux enregistrements de 30 minutes en comparant les mouvements détectés par la mère et ceux par l'actifoetus. La figure 4.5 présente 4 minutes (pour une meilleure lisibilité) d'enregistrement.

Sur les deux mesures réalisées, l'ensemble des mouvements ressentis par la mère ont été détectés, ce qui est cohérent puisque ces mouvements sont de forte amplitude. Sur la table 4.1, nous avons comparé le nombre de fois que la mère avait appuyé sur le bouton de l'actimètre et le nombre de mouvements détectés par l'appareil. L'appareil détecte l'ensemble des mouvements ressentis par la patiente, mais également des mouvements non ressentis. Nous avons également comparé le résultat de la détection avec l'écoute des signaux audio.

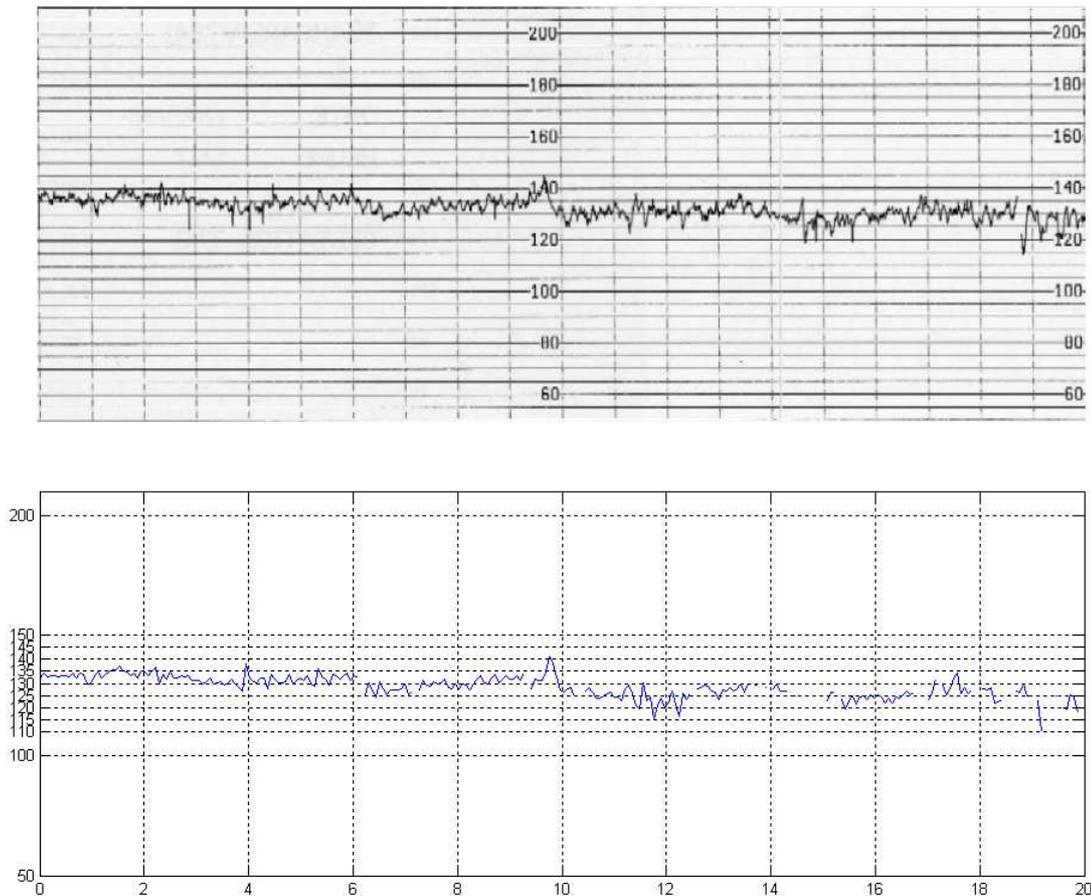


FIG. 4.4 – *Comparaison Actifoetus - Oxford Instrument - Comparaison entre les deux tracés (en haut le Oxford Instrument "Sonic Aid Team Care", en bas le tracé Actifoetus).*

4.3.3 Critères du score

On l'a vu précédemment, le score de Manning permet d'obtenir une très bonne information concernant l'état de souffrance du fœtus. Malheureusement, celui-ci est très long et requière la présence d'un médecin durant un heure environ.

Grâce aux paramètres extraits des enregistrements du dispositif Actifoetus, nous avons cherché à mettre en oeuvre un score susceptible d'être comparé au score de Manning mais offrant l'avantage d'être évaluable instantanément, et dont la valeur moyenne sur une durée d'enregistrement donnée soit proche de celui de Manning, puisque celui-ci est calculé chaque minute.

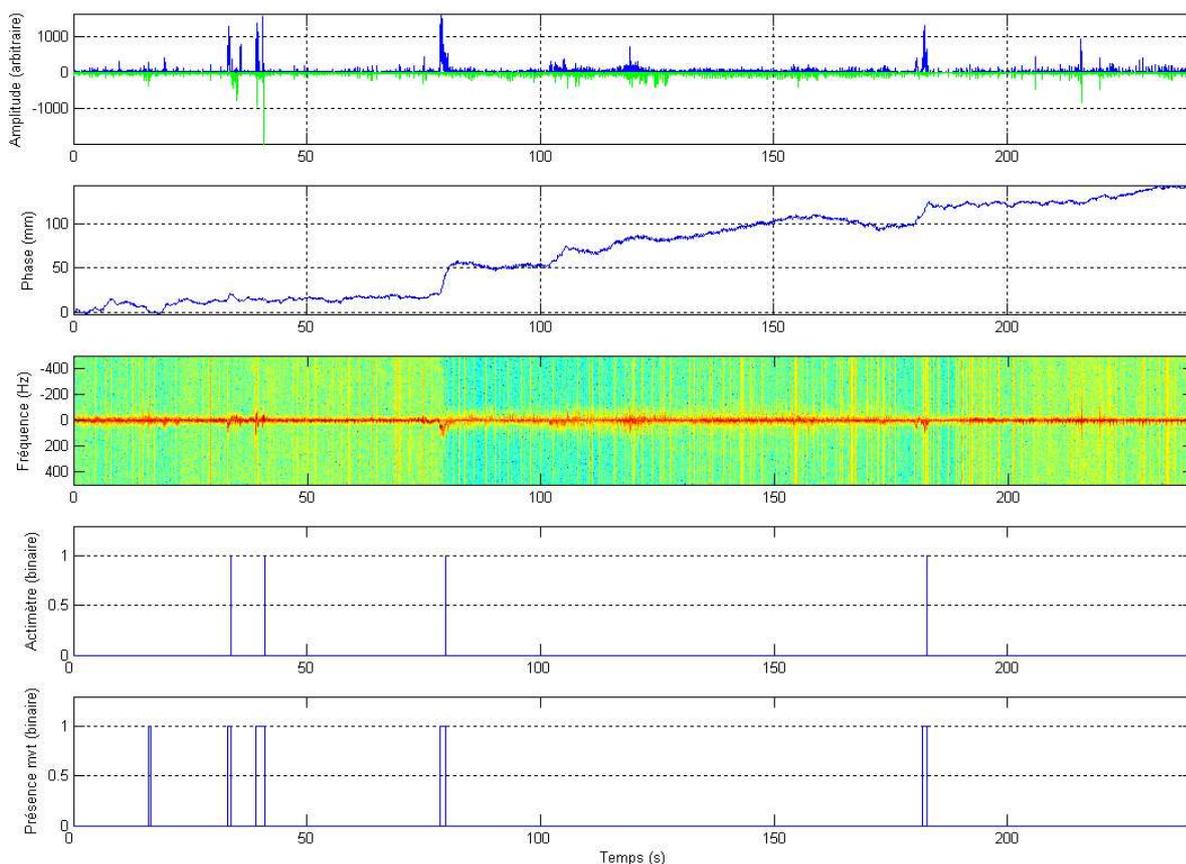


FIG. 4.5 – Comparaison des mouvements estimés par le dispositif Actifoetus et le comptage maternel (réalisé avec l'actimètre). Les mouvements ressentis sont tous détectés.

Celui-ci repose sur des critères évalués toutes les minutes ainsi que sur des critères évalués sur la globalité d'un enregistrement de 30 minutes afin de disposer d'informations objectives, y compris l'information de pseudo-respiration foetale, des mouvements des membres inférieurs et supérieurs, et bien évidemment du RCF. Il s'agit d'un score sur 9 points (tableau 4.2).

Certains paramètres ne donnent pas un score binaire (0 ou 1), mais donnent un score

Patiente	Date	Nombre de mvts ressentis	Nombre estimés	
			Bras	Jambes
ODO-EM	06/04/2006	32	57	65
MAL-SY	06/04/2006	36	52	38

TAB. 4.1 – Comparaison comptage maternel - Actifoetus. L'appareil détecte l'ensemble des mouvements mais également des mouvements non ressentis

Paramètre	Points
RCF basal	2
Variabilité à court terme	1
Presence d'accélération du RCF	1
Presence de 2 mouvements des bras	1
Presence de 2 mouvements des jambes	1

TAB. 4.2 – Critères du score calculés chaque minute

Paramètre	Points
Presence de 3 mouvements des membres isolés (sur 30 min)	1
Presence de mouvement pseudo-respiratoire (sur 30 min)	2

TAB. 4.3 – Critères du score calculés sur les 30 minutes

compris entre ces deux valeur. Typiquement, étant donné le fait qu'un RCF ayant une valeur inférieure à 120 bpm ou supérieur à 160 bpm commence à être problématique pour certains médecins, nous avons choisi de donner 2 points quand le RCF moyen sur une minute est de 140 bpm, 0 points lorsqu'il est supérieur à 160 bpm ou inférieur à 120 bpm. Lorsque celui-ci est compris entre 120 et 160 bpm, le score évolue selon l'équation suivante :

$$Pt = 2 - \frac{|RCF - 140|}{20} \quad (4.1)$$

Les points attribués à la variabilité à court-terme (VCT) varie dans les mêmes proportions : 0 points quand la VCT maximum pendant une minute d'enregistrement est inférieure à 5 bpm et supérieure à 25 bpm. Sa valeur est de 1 point lorsqu'elle est de 15 bpm et suit l'équation suivante lorsqu'elle est comprise en 5 et 25 bpm :

$$Pt = 1 - \frac{|VCT - 15|}{10} \quad (4.2)$$

A la fin de l'enregistrement, nous calculons les paramètres qui ne sont pertinent sur de longues durées sur l'ensemble de l'enregistrement (tableau 4.3) :

Nous ne l'avons pas encore traité, mais il serait également intéressant de prendre en compte le nombre de mouvements moyen sur l'ensemble de la mesure.

Exemple de résultats du score

Nous représentons sur la figure 4.6 le score ultrasonore calculé sur une durée de 30 minutes.

Sur la partie supérieure, nous présentons RCF moyen et la variabilité à court terme maximum chaque minute. Au milieu, nous présentons le nombre de mouvement détecté des membres supérieurs (bleus) et des membres inférieurs (violets). Dans la partie inférieure, nous présentons «le score ultrasonore» calculé selon les paramètres présentés précédemment. Jusqu'ici, nous avons seulement enregistré des foetus sains (pas de foetus pathologique) et les scores étaient toujours supérieurs à 4 points chaque minute.

La figure 4.7 présente le score réalisé sur deux enregistrements (N°15 SAL-LA) à 29 SA et 31 SA. L'analyse du tracé du rythme cardiaque moyen montre que le foetus n'est pas dans le même état. Dans le premier cas, il est dans l'état d'éveil actif alors que dans le second cas, il se trouve dans un état de sommeil actif.

Le score, quant à lui, évolue de façon similaire, la présence d'un épisode pseudo-respiratoire (non représenté) et la présence de 3 mouvements distincts des membres inférieurs et supérieurs dans les deux cas, permettent au score d'évoluer de manière similaire malgré une activité cardiaque différente.

4.3.4 Conclusion

Nous avons montré lors de l'évaluation clinique que l'actifoetus offrait des performances comparables à celles d'un appareil de monitoring foetal de cardiotocographie en ce qui concerne la mesure du rythme cardiaque foetal. Cette comparaison nous a permis de vérifier que l'actifoetus remplissait les conditions minimum pour le monitoring foetal de manière convenable. Il apporte la détection des mouvements des membres inférieurs et supérieurs ainsi que la détection de pseudo-respiration du foetus.

Nous avons pu présenter un "score ultrasonore", qui n'est encore qu'au stade d'évaluation et nous n'avons pas encore pu le comparer à la technique de référence qu'il est

censé remplacer de manière automatique : le score de Manning. Mais réaliser une telle comparaison n'est pas facile, puisqu'elle requiert la présence d'un médecin pendant une longue durée. La durée de l'examen de la patiente s'en trouve également rallongé.

Il serait également intéressant de coupler notre système ultrasonore avec un appareil de tocographie, car dans la version actuelle, les baisses du rythme cardiaque foetal ne peuvent pas être corrélées avec les données relatives aux contractions utérines.

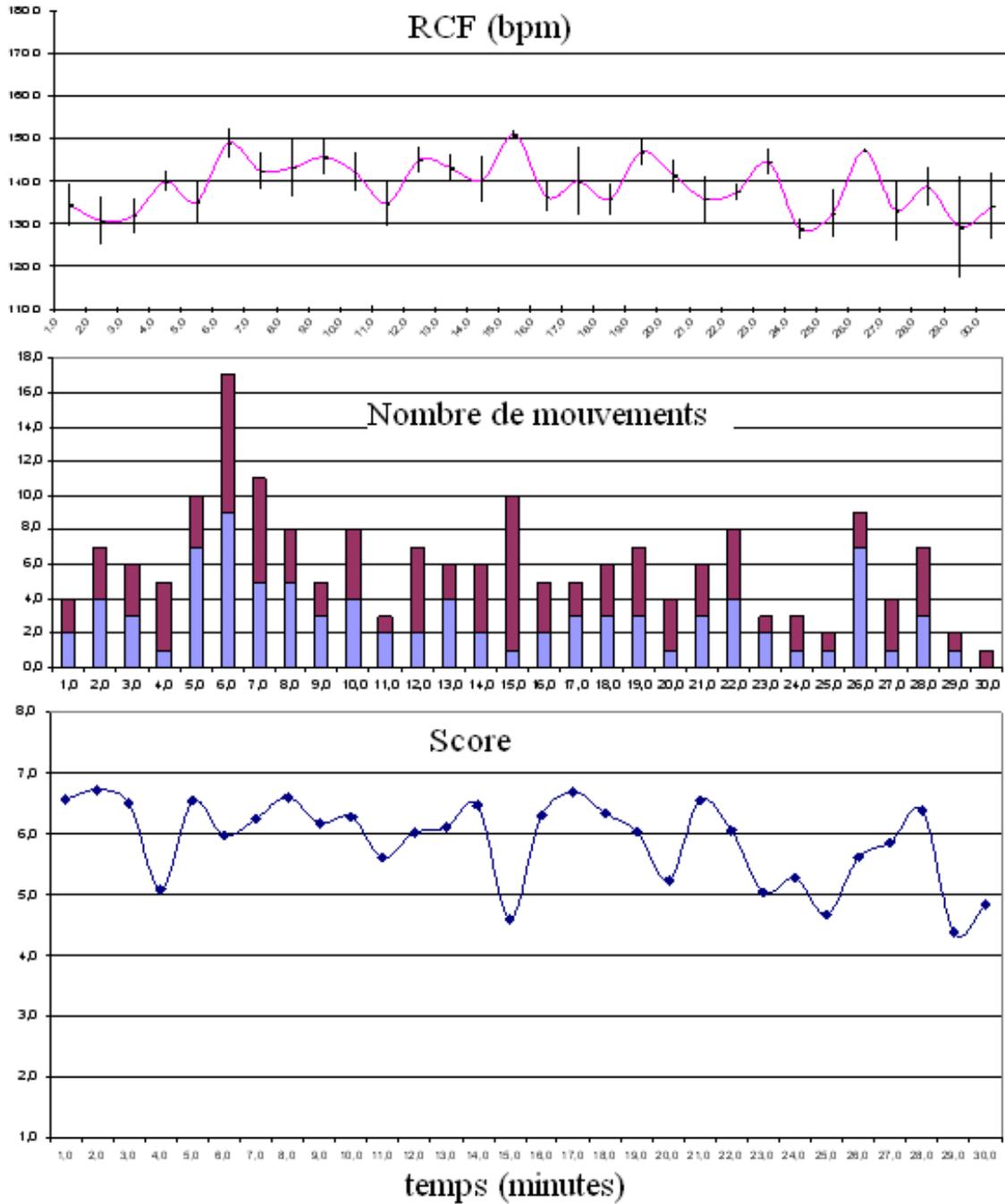


FIG. 4.6 – En haut : le RCF moyen et la VCT moyenne chaque minute. Au milieu : le nombre de mouvements des membres supérieurs (en bleu) et des membres inférieurs (en violet). En bas : le score ultrasonore calculé suivant les paramètres précédemment cités.

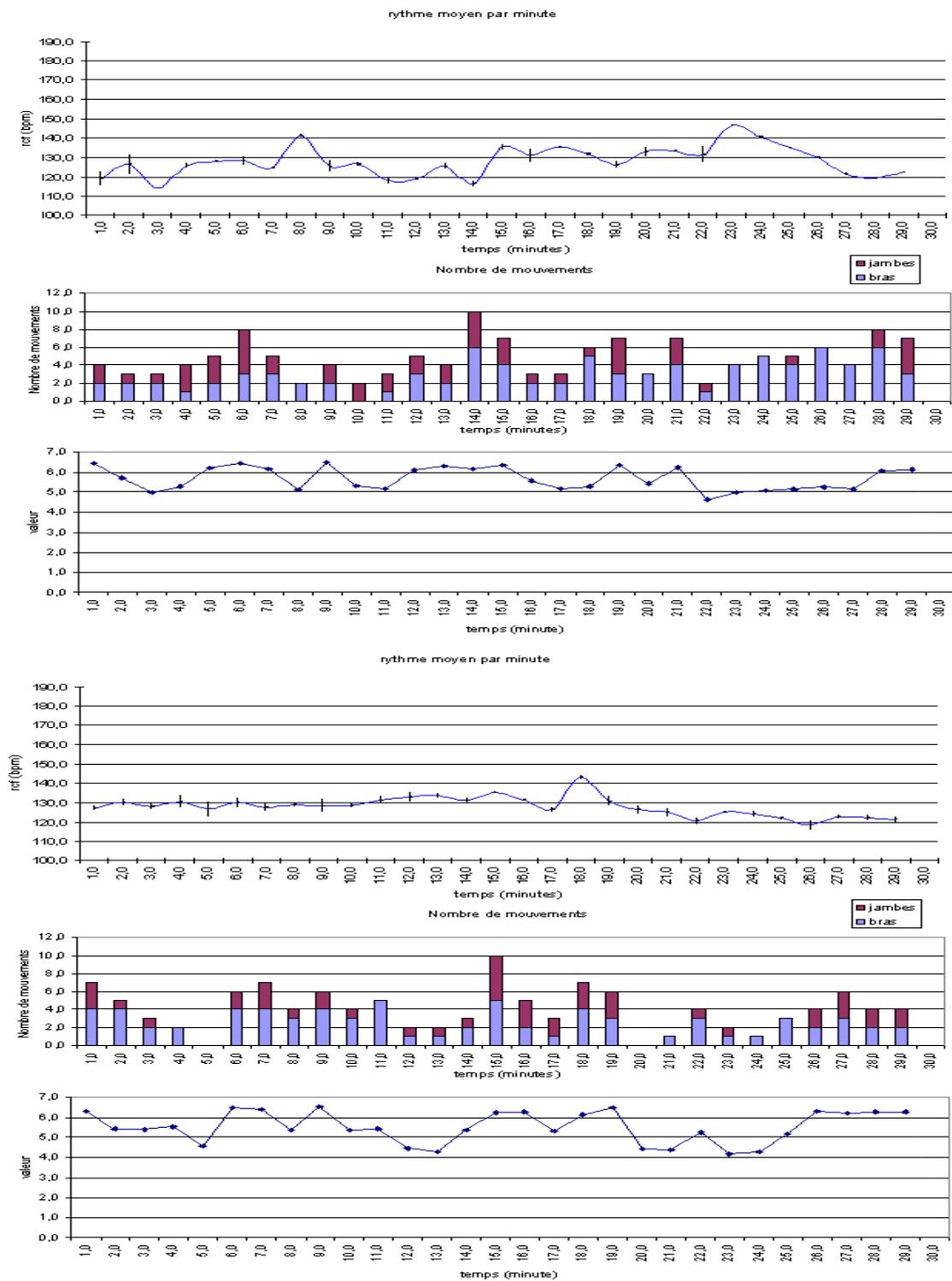


FIG. 4.7 – Comparaison du score à 29 SA (à gauche) et à 31 SA (à droite). En haut : le RCF moyen et la VCT moyenne chaque minute. Au milieu : le nombre de mouvements des membres supérieurs (en bleu) et des membres inférieurs (en violet). En bas : le score ultrasonore calculé suivant les paramètres précédemment cités. Malgré une activité cardiaque différente, le score se comporte de la même manière.

Chapitre 5

Conclusion et perspectives

Cette thèse, réalisée au laboratoire LUSSE- GIP Ultrasons en collaboration avec la société Ultrasons Technologies et le CIT Ultrasons du Centre Hospitalier Régional Universitaire de Tours, nous a permis de développer un système de monitoring foetal électronique multi-capteurs multi-portes par effet Doppler ultrasonore. Avec ce système multi-capteurs multi-portes, nous avons pu mettre en évidence les différents paramètres pertinents relatifs à l'activité du foetus.

La partie relative au développement du matériel a été réalisée au sein de la société Ultrasons Technologies en parallèle d'une phase d'expérimentation dans le service Ultrasons du Centre Hospitalier Régional Universitaire de Tours. Nous avons pu mettre au point un dispositif complet comprenant une partie matérielle qui comprend un ordinateur et un module électronique permettant la gestion des 12 capteurs ultrasonores fonctionnant à 5 profondeurs chacun. Nous avons pu apporter des modifications sur les transducteurs et sur leur positionnement. Enfin, l'acquisition, l'enregistrement et la gestion des données relatives aux patientes a été réalisée afin de disposer d'un dispositif complet qui est actuellement utilisé pour réaliser les enregistrements en milieu hospitalier. La partie dédiée au calcul numérique, *i.e.* le traitement du signal, est actuellement réalisée *a posteriori* au laboratoire.

Dans la partie traitement du signal, nous avons tout d'abord présenté les différentes

sources mobiles du fœtus que sont les membres, le cœur (rythme cardiaque) ou le thorax (pseudo-respiration fœtale) et les techniques monodimensionnelles permettant d'estimer les paramètres en découlant. Le rythme cardiaque fœtal est détecté par une méthode basée sur l'autocorrélation, la détection des mouvements des membres inférieurs et supérieurs est basé sur un algorithme utilisant à la fois les amplitudes séparées et la phase du signal Doppler du fœtus et la pseudo-respiration du fœtus est détectée via une estimation de fréquence sur le signal de phase.

Afin de disposer d'une grande zone d'exploration, nous avons développé un dispositif offrant un grand nombre de capteurs, ce qui nous a amené à mettre en oeuvre des techniques multidimensionnelles et à les appliquer aux signaux Doppler. Nous avons ainsi pu comparer différentes méthodes de séparations de sources comme l'analyse en composantes indépendantes, l'analyse en facteurs indépendants ou encore la séparation de sources parcimonieuse, en terme de pouvoir de séparation mais également en terme "d'immunité" au bruit. Ces techniques disposent chacune de leurs avantages et de leurs inconvénients (rapidité de convergence, prise en compte du bruit). La technique que nous avons retenue pour séparer les signaux Doppler dans notre application est la séparation de sources parcimonieuse, qui offre une bonne prise en compte du bruit avec un temps de calcul raisonnable.

La combinaison de l'estimation du nombre de sources dans un mélange et de la séparation aveugle de source donne la possibilité de disposer de fournir les seuls signaux non redondants issus des sources mobiles du fœtus à partir d'un grand nombre d'observations.

Nos travaux sur la décomposition modale empirique du signal Doppler nous ont permis de développer une technique hybride alliant EMD et autocorrélation permettant d'améliorer sensiblement la qualité de la détection du rythme cardiaque fœtal, notamment lorsque le signal est dégradé.

La partie évaluation clinique de l'appareil, qui a reçu l'aval du Comité consultatif de Protection des Personne dans la Recherche Biomédicale), réalisée dans le service de Gynécologie et Obstétrique du Centre Hospitalier Régional Universitaire de Tours a per-

mis de recueillir des enregistrements sur 19 patientes, représentant un total 42 mesures de 30 minutes chacune, et ainsi de constituer une importante base de donnée pour la validation des algorithmes développés. Parmi ces mesures, nous avons recueilli un panel de 13 grossesses normales et 6 grossesses pathologiques (essentiellement des menaces d'accouchement prématuré).

Nous n'avons toutefois pas pu réaliser d'enregistrement sur un fœtus pathologique. Avec un panel final de 90 patientes, nous espérons pouvoir disposer d'au moins un à deux fœtus pathologiques pour pouvoir valider notre système dans son objectif final, à savoir la détermination de la souffrance fœtale.

Nous avons commencé à mettre au point un score ultrasonore permettant de mesurer le degré de souffrance du fœtus au cours de l'enregistrement. Il s'agit toutefois d'un travail préliminaire que nous n'avons pas pu, pour le moment, comparer avec le score de Manning.

Les perspectives sont nombreuses en ce qui concerne l'avenir du projet Actifoetus, qu'il s'agisse de court, de moyen, ou de long terme.

Dans un premier temps, nous allons continuer notre travail de validation clinique de l'appareil afin de mesurer la corrélation entre le score du fœtus et le degré de souffrance fœtale et de recueillir un total de 90 patientes incluses dans le protocole. Nous espérons pouvoir réaliser des enregistrements sur des fœtus pathologiques (pour le moment, les inclusions entrant dans la catégorie "pathologiques" ne présentaient que des pathologies de la mère) afin de mettre en avant l'apport de notre technique par rapport à un monitoring classique réalisé avec la cardiotocographie.

A moyen terme, il sera possible de réaliser une intégration complète du système dans un appareil mobile et autonome s'affranchissant de l'ordinateur pour l'enregistrement des données. Le calcul, actuellement réalisé "hors-ligne", c'est à dire sur les données enregistrées puis traitées au laboratoire, sera optimisé et réalisé par un calculateur intégré à base de DSP et FPGA. On pourra également noter que le module électronique est considérablement miniaturisable, puisque la technologie des composants permettrait désormais d'implémenter l'ensemble dans un boîtier beaucoup plus petit.

Enfin, à plus long terme, l'appareil permettra de réaliser le monitoring à domicile et pourra, par exemple, envoyer en cas d'alerte les paramètres nécessaires à une évaluation à distance par un médecin de la souffrance foetale via le réseau télémédecine.

5.1 Glossaire

ACI Analyse en composantes indépendantes

ACP Analyse en composantes principales

AECM Alternating Expectation Conditional Maximization

AIC Akaike Information Criterion

AFI Analyse en facteurs indépendants

AR Autoregressif

CHRU Centre Hospitalier Régional Universitaire

CIT Centre d'Investigation Technologique

CSV valeurs séparées par des virgules (format de fichier)

CTG Cardiotocographie

DSP Densité spectrale de puissance

ECG Électrocardiogramme

EM Expectation Maximization

EMD Empirical Mode Decomposition

EMV Estimation par Maximum de vraisemblance

FMO Factorisation de la matrice d'observation

IMF fonction intrinsèque de mode

ITCDM Transformée en cosinus discrète modifiée inverse

MdG Mélange de Gaussiennes

MDL Minimum Length Description

Nycthémère Durée de vingt-quatre heures en tant qu'unité physiologique de temps

NST Non Stress Test

OCT Oxytocin Challenge Test

PRF fréquence de répétition des tirs

RCF Rythme Cardiaque foetal

SA Semaine d'aménhorée

SAS Séparation aveugle de sources

T coefficient de transmission

TA Temporal Average

TCD Transformée en cosinus discrète

TCDM Transformée en cosinus discrète modifiée

TF Transformée de Fourier

TTL Transistor-Transistor Logic

R coefficient de réflexion

SAS Séparation aveugle de sources (aussi appelée BSS)

SAPA Spatial Average, Temporal Average

SPTA Spatial Peak, Temporal Average

SPSAS Séparation parcimonieuse de sources aveugle

SATA Spatial Average, Pulse Average

ULS Moindres carrés non pondérés

VCT Variabilité à Court-Terme

VLT Variabilité à Long-Terme

WT Transformée en ondelettes

Z Impédance Acoustique

5.2 Notations

$\xi(x)$ Espérance

$Off(X)$ Somme au carré des élément non-diagonaux de la matrice X

$Q(M)$ Matrice de cumulants particulière pour une matrice M

$R_x(p)$ Coefficients de corrélation

$p(a|b)$ probabilité de a sachant b

$\mathcal{N}(s_i - \mu_{i,q_i}, \nu_{i,q_i})$ vecteur gaussien centré en μ_{i,q_i} et de variance ν_{i,q_i}

$\langle s|x \rangle$ moyenne conditionnelle de s sachant x

Bibliographie

- [Attias, 1999a] H. Attias. Independent factor analysis. *Neural Computation*, 11(4) :803–851, 1999.
- [Attias, 1999b] H. Attias. Learning a hierarchical belief network of independent factor analyzers. *Neural Computation*, pages 361–367, 1999.
- [Baskett, 1988] TF. Baskett. Gestational age and fetal biophysical assessment. *Am J Obstet Gynecol*, pages 158 :332–154, 1988.
- [Bell et Sejnowski, 1995] A. Bell et T. Sejnowski. An information-maximization approach to blind separation and blind deconvolution. *Neural Computation*, (6(7)) :1129–1159, 1995.
- [Berson et Gregoire, 1997] M. Berson et J-M. Gregoire. Imagerie ultrasonore haute fréquence. *Masson , J.E.M.U.*, 18(5) :289–298, 1997.
- [Besinger et Johnson, 1989] RE. Besinger et TR. Johnson. Doppler recording of fetal movement : clinical correlation with real-time ultrasound. *Am J Obstet Gynecol*, 74 :277–280, 1989.
- [Bierman, 1977] G.J. Bierman. *Factorization Methods for Discrete Sequential Estimation*. New York : Academic, 1977.
- [Bingham et Hyvarinen, 2000] E. Bingham et Hyvarinen. A fast fixedpoint algorithm for independent component analysis of complex valued signals. *Int.J. of Neural Systems*, 10(1) :1–8, 2000.

- [Boog, 1987] G. Boog. *Diagnostic de la souffrance foetale par l'étude échographique des activités motrices intra-utérines*, pages 157–68. 1987.
- [Cardoso et Comon, 1996] J.-F. Cardoso et P. Comon. Independent component analysis, a survey of some algebraic methods. In *Proceedings of the ISCAS'96*, pages 93–96, 1996.
- [Cardoso et Souloumiac, 1993] Jean-François Cardoso et Antoine Souloumiac. Blind beamforming for non Gaussian signals. volume 140, pages 362–370, Décembre 1993.
- [Cardoso, 1999] J.-F. Cardoso. Higher-order contrasts for independent component analysis. *Neural Computation*, 11 :157–192, 1999.
- [Cichocki et al., 1994] Cichocki et al. *Neural Networks model for optimization and signal processing*. 1994.
- [Colette et Anguenot, 1984] C. Colette et M. Anguenot. Le tococinon : Le recensement des mouvements foetaux par effet doppler-fizeau à l'aide d'un nouvel appareil. *J Gynécol Obstet Biol Reprod (Paris)*, 13 :409–417, 1984.
- [Comon et al., 2001] P. Comon, E. Moreau, et L. Rota. Blind separation of convolutive mixtures : a contrast-based joint diagonalization approach. *3rd Int. Conf. Independent Component Analysis, (San Diego)*, Dec. 9-13 2001 :686–691, 2001.
- [Comon, 1994] P. Comon. Independent component analysis : a new concept ? *Signal Processing*, 36 :287–314, 1994.
- [Comon, 1996] P. Comon. Contrasts for multichannel blind deconvolution. *IEEE Signal Processing Letters*, 3(7) :209–211, 1996.
- [Davis et Mitinoudis, 2004] M. Davis et N. Mitinoudis. A simple mixture for sparse over-complete ica. *IEE Proceedings-Vision, Image and Signal Processing, Special Issue on Non-Linear And Non-Gaussian Signal Processing*, 151 :35– 43, 2004.
- [De-Vries et al., 1982] JIP De-Vries, GHA Visser, et HFR Precht. The emergency of fetal behavior. i. qualitative aspects. *Early Hum Dev*, pages 7(4) :301–322, 1982.
- [De-Vries et al., 1988] JIP De-Vries, GHA Visser, et HFR Precht. The emergency of fetal behavior. iii. qualitative aspects. *Early Hum Dev*, pages 16(1) :85–103, 1988.

- [Dempster et Al., 1977] A. Dempster et Al. Maximum likelihood from incomplete data via the em algorithm. *Royal Journal of Statistical Society, Series B*, pages 39 :1–38, 1977.
- [Devoe *et al.*, 1994] L. Devoe, F. Boehm, et R. Paul. Clinical experience with the hewlett-packard m-1350a fetal monitor : correlation of doppler-detected fetal body movements with fetal heart rate parameters and perinatal outcome. *Am J Obstet Gynecol*, 170 :650–175, 1994.
- [Ehrstrom, 1973] C. Ehrstrom. How regnant women evaluate the movements of the fetus. *Lakartidningen*, 70(13) :1303–1305, 1973.
- [Ehrstrom, 1979] C. Ehrstrom. Fetal movement monitoring in normal and high risk pregnancy. *Acta Obstet Gynecol Scand*, 80S :15–325, 1979.
- [Flandrin *et al.*, 2004] P. Flandrin, P. Goncalves, et G. Rilling. Detrending and denoising with empirical mode decompositions. In *In proceedings of EUSIPCO-04*, 2004.
- [Foster *et al.*, 2000] F. Foster, C. Pavlin, K. Harasiewicz, D. Christopher D., et D. Turnbull. Advances in ultrasound biomicroscopy. *Elsevier : Ultrasound in Med. and Biol.*, 26(1) :1–27, 2000.
- [Guittet, 1997] C. Guittet. *Echographie haute-résolution et estimation du paramètre d’atténuation ultrasonore dans les tissus humains : application à la peau*. PhD thesis, Thèse de doctorat en science de la vie et de la santé. Académie d’Orléans Tours. Université François Rabelais., 1997.
- [Hammcher *et al.*, 1968] K Hammcher, KA Huter, J Bokelmann, et PH Werners. Fetal heart frequency and perinatal condition of the fetus and newborn. (166) :349–360, 1968.
- [Herault et Jutten., 1986] J. Herault et C. Jutten. Space or time adaptive signal processing by neural network models. *Neural Networks for Computing. Proceedings of the AIP Conference*, pages 206–211, 1986.
- [Hon et al., 1987] Eh. Hon et al. Biophysical intrapartal fetal monitoring. (87 (6)) :814–end, 1987.

- [Hon et Lee, 1974] Eh. Hon et St. Lee. Electronic evaluation of fetal heart rate .8. patterns preceding fetal death, futher observations. (1(1)) :149–159, 1974.
- [Huang et al., 1998] E. Huang et al. *The empirical mode decomposition and the hilbert spectrum for nonlinear and non stationary time series analysis*. 1998.
- [Ikeda et Toyama, 2000] S. Ikeda et K. Toyama. Independent component analysis for noisy data - MEG data analysis. *Neural Network*, 13 :1063–1074, 2000.
- [Jensen, 1996] J.A. Jensen. *Estimation of blood velocities using ultrasound. A signal processing approach*. Cambridge : University Press,, 1996.
- [Jung *et al.*, 2000] T-P. Jung, S. Makeig, T-W. Lee, M.J. McKeown, G. Brown, A.J. Bell, et T.J. Sejnowski. Independent component analysis of biomedical signals. In *Second International Workshop on Independent Component Analysis and Signal Separation*, pages 633–644, Helsinski, Finland, Juin 2000.
- [Jutten *et al.*, 1991] C. Jutten, J. Herault, et P. Comon anf E. Sorouchiary. Blind separation of sources parts i, ii, and iii. *Signal Processing*, 24 :1–29, 1991.
- [Karhunen et Joutensalo, 1994] J. Karhunen et J. Joutensalo. representation and separation of signals using nonlinear pca type learning. *Neural Networks*, 7 :113–127, 1994.
- [Karlsonn *et al.*, 2000a] B. Karlsonn, M. Berson, T.Helgason, R.T. Geirsson, et L. Pourcelot. Effect of fetal and maternal breathing on the ultrasonic Doppler signal due to fetal heart movement. *European journal of ultrasound*, 11 :47–52, 2000.
- [Karlsonn *et al.*, 2000b] B. Karlsonn, K. Foulquière, K. Kaluzynski, F. Tranquart, A. Fignon, D. Pourcelot, L. Pourcelot, et M. Berson. The dopfet system : a new ultrasonic Doppler system for monitoring and characterisation of fetal movement. *Ultrasound in Med & Biol.*, 26(7) :1117–1124, 2000.
- [Karlsson, 1996] B. Karlsson. *Application de l'effet Doppler ultrasonore à l'investigation des mouvements fœtaux. Développement et validation d'un appareil bicapteurs et d'un système d'analyse des mesures*. PhD thesis, Thèse de physique, Université François Rabelais de Tours, 1996.

- [Kino, 1987] GS. Kino. *Acoustic Waves, Devices, Imaging and Analog Signal Processing*, Prentice-Hall. Signal Processing Series, 1987.
- [Kouamé *et al.*, 2003a] D. Kouamé, J-M. Girault, J-P. Remenieras J-P. Chemla, et M. Lehtiecq. High resolution processing techniques for ultrasound Doppler velocimetry in presence of colored noise part 2 : Multiple phase pipe flow velocity measurement. *IEEE Trans. Ultrason. Ferro. Frequency. Contr.*, 50(3) :267–276, 2003.
- [Kouamé *et al.*, 2003b] D. Kouamé, J-M. Girault, et F. Patat. High resolution processing techniques for ultrasound Doppler velocimetry in presence of colored noise part 1 : Nonstationary methods. *IEEE Trans. Ultrason. Ferro. Frequency. Contr.*, 50(3) :257–266, 2003.
- [Lee *et al.*, 1999] T-W. Lee, M. Girolami, et T. Sejnowski. Independent component analysis using an extended infomax algorithm for mixed sub-gaussian and super-gaussian sources. *Neural Computation*, 11(2) :417–441, 1999.
- [Lee, 1998] T-W. Lee. *Independent Component Analysis : Theory and applications*. Norwell MA, Kluwer academic, 1998.
- [Lowery *et al.*, 1995] CL. Lowery, WA. Russel, JD. Wilson, RC. Walls, et P. Murphy. Time quantifie fetal movement detection with two-transducers data fusion. *Am J Obstet Gynecol*, 172 :1756–1764, 1995.
- [MacDicken, June 1996] WN. MacDicken. *Diagnostic Ultrasonics : principles and use of instruments*. HP Journal, June 1996.
- [Mallat, 1998] S. Mallat. *A wavelet tour of signal processing*. Academic Press, 1998.
- [Manning *et al.*, 1980] FA. Manning, LD. Platt, et L. Sipos. Antepartum fetal evaluation : Development of a fetal biophysical profile. *Am J Obstet Genicol*, 136 :787–795, 1980.
- [Manning *et al.*, 1987] FA. Manning, L. Morrison, CR. Harman, IR. Lange, et S. Menticoglou. Fetal assessment based on fetal biophysical profile scoring : experience in 19,221 referred high-risk pregnancies. *Am J Obstet Gynecol*, 4 :157 :880, 1987.

- [Manning, 1977] FA. Manning. Fetal breathing movement as a reflexion of fetal status. *Postgrad Med*, 61(4) :116–122, 1977.
- [Moreau et Pesquet, 1997] E. Moreau et J.-C. Pesquet. Generalized contrasts for multi-chanel blind deconvolution of linear systems. *IEEE Signal Processing Letters*, 4(6) :182–183, 1997.
- [Nijhuis, 1992] J. Nijhuis. *Fetal behaviour - Developmental and perinatal aspects*. Oxford University Press, 1992.
- [Pardey *et al.*, 2002] J. Pardey, M. Moulden, et CWG. Redman. A computer system for the numerical analysis of nonstress tests. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 186(2) :1095–1103, 2002.
- [Rilling *et al.*, 2003] G. Rilling, P. Flandrin, et P. Goncalves. On empirical mode decomposition and its algorithms. In *IEEE-EURASIP Workshop on Nonlinear Signal and Image Processing NSIP-03, Grado (I)*, 2003.
- [Rilling *et al.*, 2005] G. Rilling, P. Flandrin, et P. Goncalves. Empirical mode decomposition, fractional gaussian noise, and hurst exponent estimation. In *IEEE-ICASSP-2005*, 2005.
- [Rouvre *et al.*, 2005] D. Rouvre, D. Kouamé, F. Tranquart, et L. Pourcelot. Empirical mode decomposition (emd) for multi-gate, multi-transducer ultrasound doppler fetal heart monitoring. *IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology*, Décembre 2005.
- [Sadovsky et Polishuk, 1977a] E. Sadovsky et WZ. Polishuk. Fetal movements in utero : nature , assessment, prognostic value, timing of delivery. *Obstet Gynecol*, 50(1) :49–55, 1977.
- [Sadovsky et Polishuk, 1977b] E. Sadovsky et WZ. Polishuk. Fetal movements recorder, use and indications. *Int J Gynecol Obstet*, 15(1) :20–24, 1977.
- [Schaal et Martin, 1999] JP. Schaal et A. Martin. *Surveillance foetale (Guide de l'enre-*

- gistrement cardiotocographique et autres moyens de surveillance du fœtus*). Sauramps Ed., 1999.
- [Shaohua *et al.*, 1990] N. Shaohua, X. Deyun, et D. Grant Fischer. A recursive algorithm for simultaneous identification of model order and parameters. *Acoustics Speech and Signal Processing (IEEE Transactions on)*, 38(5) :884–886, 1990.
- [Shinozuka et Yamakoshi, 1993] N. Shinozuka et Y. Yamakoshi. Measurement of fetal movements using multi-channel ultrasound plus doppler - auto-recognition of fetal movements by maximum entropy method. *Med Biol. Eng. Comput.*, 31 :59–66, 1993.
- [Smith, 1988] WA. Smith. The role of piezocomposites in ultrasonic transducers. *IEEE Ultrasonic Symposium, Chicago*, 1988.
- [Snijders *et al.*, 1990] R.J. Snijders, R. McLaren, et KH. Nicolaïdes. Computer-assisted analysis of fetal heart rate at 20-41 weeks' gestation. (5) :79–83, 1990.
- [Tchobroutsky, 1975] C. Tchobroutsky. Le premier cri. *La recherche n° 61*, page pp. 933, 1975.
- [TD. Melendez, 1992] CV. Smith TD. Melendez, WF. Rayburn. Characterization of fetal body movements recorded by the hewlett-packard m-1350a fetal monitor. *Am J Obstet Gynecol*, 167 :700–702, 1992.
- [Timor-Tritsch *et al.*, 1976] I. Timor-Tritsch, I. Zador ans RH. Hertz, et MG. Rosen. Classification of human fetal movements. *Am J Obstet Gynecol*, pages 126 (1) :70–77, 1976.
- [Vergnaud et Levailant, 2004] A.J. Vergnaud et J.M. Levailant. Le rythme cardiaque foetal anténatal informatisé. *Gynécologie pratique*, 165 :16–17, 2004.
- [Wells, 1969] PNT. Wells. *Physical Principles of Ultrasonic Diagnosis*. Academic Press London, 1969.
- [Wendling *et al.*, 1992] F. Wendling, S.A. Jones, et D.P. Giddens. Simulation of doppler ultrasound signals for laminar, pulsatile, nonuniform flow. *Ultrasound in Med. & Biol.*, 18 :179–193, 1992.

Chapitre 6

Annexes

6.1 Annexe 1 : interface homme machine

Le logiciel nous permet d'un coté de précéder à l'enregistrement des données recueillies par la carte d'acquisition, de l'autre à afficher ces données en temps réel sur l'écran.

L'opération d'enregistrement est effectuée toutes les 128 ms. Nous disposons de deux buffers tournant (128 ms chacun), ce qui nous permet de disposer pendant 128 ms de l'information issue des 12 capteurs Doppler avant que celle-ci soit enregistrée dans le fichier. Pendant que le second buffer se remplit avec de nouvelles données en cours d'acquisition, nous procédons à l'enregistrement des données du premier dans un fichier au format csv (valeurs séparées par des virgules). Les données sont enregistrées dans des fichiers chaque minute, notamment à cause de leur taille puisque une minute d'enregistrement représente 38 méga-octets de données. un enregistrement de 30 minutes représente un peu plus d'1 Go.

La durée d'enregistrement est réglable de une minute à une heure avec des valeurs présélectionnées (1 minute, 2 minutes, 5 minutes, 10 minutes, 30 minutes, 1 heure). il est également possible de changer de patiente sans redémarrer le logiciel.

Nous affichons également les spectrogrammes des 5 profondeurs relatives au capteur sélectionné dans l'interface par l'utilisateur. L'utilisateur choisit le capteur qu'il souhaite

visualiser dans la partie inférieure droite de l'interface homme machine. Il peut choisir la durée de visualisation sur l'écran parmi des valeurs pré-réglées (10 secondes, 20 secondes, une minute, 10 minutes). Il est également possible de réaliser zoom en fréquence, là encore, parmi des valeurs sélectionnés (125 Hertz, 250 Hertz, 500 Hertz).

Nous avons choisi d'utiliser la colormap JET identique à celle de matlab, afin de disposer de spectrogrammes disposant des mêmes couleurs lors du travail réalisé au laboratoire après les enregistrements.

Dans un premier temps, nous avons choisi d'afficher le signal Doppler en fonction du temps dans un programme dédié à l'enregistrement des données codé en visual C++ alors que la partie gestion de l'appareil était réalisée par un second logiciel sous Labview (voire figure 6.1). Mais cette solution était très coûteuse en temps processeur, ceci est dû au fait que Labview est un programme très "gourmand" en ressources.

Nous avons donc intégré l'ensemble de la gestion du module électronique, de l'affichage et de l'enregistrement de données dans un seul logiciel, développé en Visual C++.

Le logiciel offre également la possibilité de modifier la profondeur de chacune des portes des capteurs. On dispose pour cela de deux méthodes. la plus simple consiste a régler la barre bleue située sur la droite de l'écran qui permet de choisir profondeur maximum d'exploration (5 portes de profondeurs égales). Pour disposer d'un réglage plus précis, il est également possible de passer en mode manuel : six *EditBox* permettent de régler la taille de la zone morte et la profondeur de chacune des portes séparément, on y entre la profondeur désirée au clavier.

6.2 Gestion des patientes

Le protocole d'étude clinique impose de ne pas utiliser le nom des patientes pour gérer les données . Nous avons donc mis en place un système d'initiale et de numéros de patientes permettant de distinguer les différents foetus sur lesquels nous travaillons. Une date et un numéro d'enregistrement est affecté à chaque mesure comme le montre la figure 6.3.

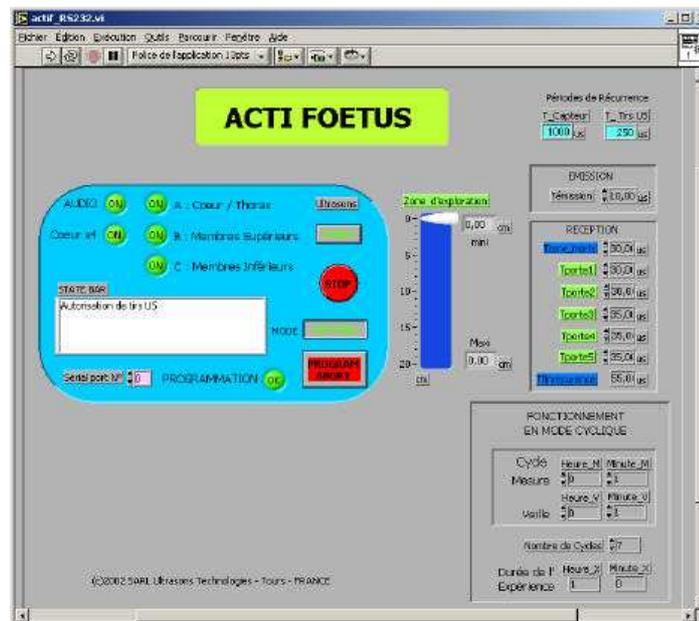
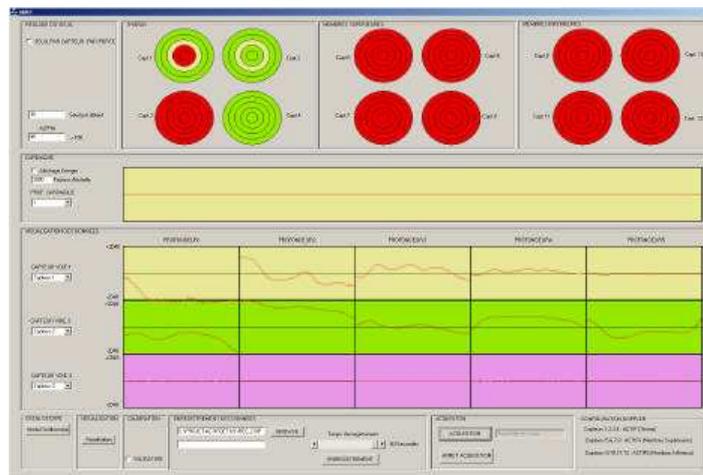


FIG. 6.1 – Première version de l'interface homme-machine : Deux logiciels. L'un sous Visual c++ permettait l'enregistrement des données et leur visualisation en fonction du temps. Le second logiciel permettait, quand à lui, la gestion de l'appareil.

6.2.1 Tableau d'inclusion de l'étude clinique

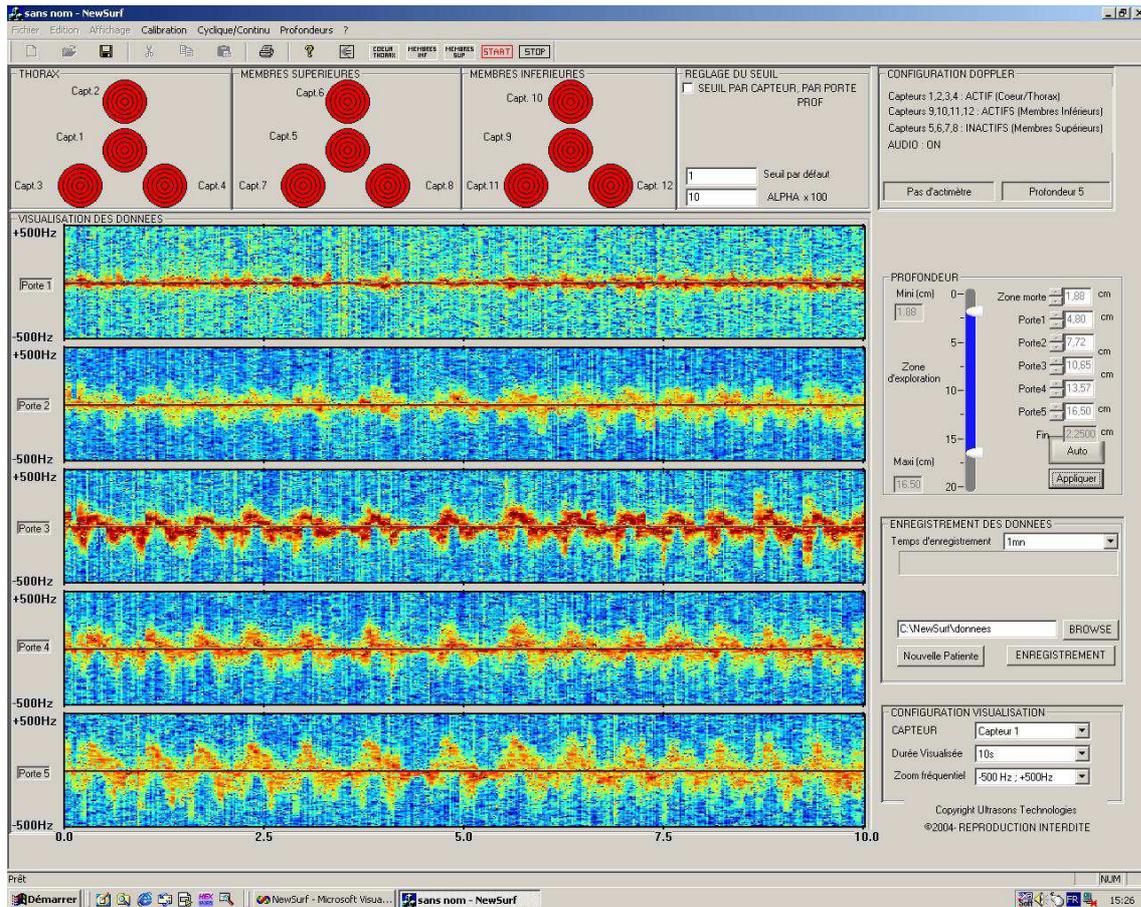


FIG. 6.2 – L’écran de monitoring durant l’enregistrement. sur cet exemple, on peut observer le coeur d’un adulte. La zone morte est comprise entre 0 et 1,88 cm. l’exploration a lieu entre 1,88 cm et 16,50 cm avec des portes de profondeurs égales. la durée d’enregistrement est de une minute. La durée d’affichage est de 10 secondes. Les cinq graphiques représentés dans la partie principale représentent les diagrammes temps-fréquence sur une période de 10 secondes pour chacune des cinq profondeurs.

Nom	Taille	Type	Date de modific...
16-MAL-SY		Dossier de fichiers	04/05/2006 11:58
17-GUE-MI		Dossier de fichiers	04/05/2006 12:01
18-HER-KA		Dossier de fichiers	17/05/2006 15:09
19-SAB-CA		Dossier de fichiers	17/05/2006 15:11

FIG. 6.3 – Gestion des documents relatifs aux différentes patientes. chaque foetus dispose d’un dossier dans lequel est stocké l’ensemble des enregistrements qui sont réalisés dans le cadre de l’étude.

6.2.2 Analyse en facteurs indépendants

Le modèle en facteurs Indépendants

L’AFI est une méthode en deux étapes. La première permet d’apprendre de manière non-supervisée le modèle FI (facteurs indépendants) introduit plus loin. On va modéliser

 save 2006.04.06 -11h32m55s #01.xls	36 253 Ko	Feuille de calcul...	06/04/2006 12:10
 save 2006.04.06 -11h32m55s #02.xls	36 313 Ko	Feuille de calcul...	06/04/2006 12:10
 save 2006.04.06 -11h32m55s #03.xls	36 261 Ko	Feuille de calcul...	06/04/2006 12:10
 save 2006.04.06 -11h32m55s #04.xls	36 374 Ko	Feuille de calcul...	06/04/2006 12:10
 save 2006.04.06 -11h32m55s #05.xls	36 347 Ko	Feuille de calcul...	06/04/2006 12:10
 save 2006.04.06 -11h32m55s #06.xls	36 356 Ko	Feuille de calcul...	06/04/2006 12:10
 save 2006.04.06 -11h32m55s #07.xls	36 373 Ko	Feuille de calcul...	06/04/2006 12:10

FIG. 6.4 – *Fichiers relatifs à un enregistrement. chaque fichier représente une minute de l'enregistrement et pèse environ 38 Mo. La date indiquée permet de connaître la date et l'heure du début de l'enregistrement et le numéro permet de connaître la minute correspondante.*

TAB. 6.1 – *Tableau résumant les inclusions au 20 juin 2006. La colonne "Consent°" indique la date de signature du consentement éclairé. La colonne N° indique le numéro de patiente. Init présente les initiales de la patiente. La date de première inclusion est présentée dans la colonne "Inclus°". La colonne "SA" indique le terme du fœtus lors de la signature du consentement. La colonne "Type" indique si la grossesse est Normale ou Pathologique. Les dates des enregistrements suivants sont présentés en R2, R3 et R4.*

Consent°	N°	Init	Inclus°	SA	Type	R2	R3	R4
06/06/05	1	VIN/SO	06/06/05	28,5	N	07/07/05		
06/06/05	2	NTO/PU	06/06/05	30,0	P			
03/06/05	3	VET/DE	08/06/05	32,0	N			
30/06/05	4	BAR/NA	30/06/05	31,0	N			
24/08/05	5	MEN/SO	24/08/05	32,0	N	27/09/05		
23/09/05	6	GOU/PA	23/09/05	30,0	P	06/10/05	20/10/05	
31/01/06	7	REV/PA	02/02/06	29,0	P	16/02/06	06/03/06	13/03/06
22/02/06	8	ODO/EM	22/02/06	29,0	N	14/03/06	14/04/06	
03/03/06	9	CHA/ME	03/03/06	27+5	N	06/04/06	12/05/06	06/06/06
22/03/06	10	PAS/MA	22/03/06	28 +5	N	26/04/06	10/05/06	
22/03/06	11	SIB/BE	22/03/06	28,0	P	03/04/06	10/05/06	22/05/06
24/03/06	12	BEL/LI	29/03/06	28 +6	P			
28/03/06	13	BOU/CH	31/03/06	30,0	P	14/04/06	28/04/06	
04/04/06	14	SOU/CE	04/04/06	30,0	N	09/05/06	23/05/06	
04/04/06	15	SAL/LA	04/04/06	29,0	N	19/04/06	18/05/06	
06/04/06	16	MAL/SY	06/04/06	29,0	N	04/05/06	24/05/06	15/06/06
06/04/06	17	GUE/MI	06/04/06	28,0	N	09/05/06	06/06/06	
10/04/06	18	HER/KA	10/04/06	28,0	N	17/05/06	15/06/06	
17/05/06	19	SAB/CA	17/05/06	27+6	N	31/05/06		

chaque source x_i ($i = 1, \dots, L$) par un MdG dans lequel q_i est l'index du facteur gaussien de la i^{eme} source L'indice q_i varie de 1 à N_i (nombre maximum de facteurs autorisé pour la i^{eme} source), qui peut varier d'une source à l'autre. Le modèle est défini comme suit :

$$\mathbf{x} = \mathbf{A} \cdot \mathbf{s} + \mathbf{u} \quad (6.1)$$

En séparation de sources, les facteurs indépendants \mathbf{s} sont les sources non-visibles et les données \mathbf{x} sont les signaux enregistrés. Les sources sont mélangées par la matrice \mathbf{A} . Les

données mélangées sont corrompues par un signal de bruit \mathbf{u} .

Afin de produire un modèle pour la densité de probabilité des capteurs $p(\mathbf{x})$, nous précisons d'abord la densité des sources et du bruit. On modélise les sources s_i comme m variables aléatoires indépendantes avec la distribution arbitraire $p(s_i|\theta_i)$, où la densité de la i^{eme} source individuelle est modélisée par un jeu de paramètres θ_i . Le bruit est considéré comme gaussien de moyenne nulle et de matrice de covariance Λ , autorisant une corrélation entre les capteurs : notons que même dans les situations où les signaux des capteurs sont indépendants, des corrélations peuvent avoir lieu, notamment à cause du bruit. Ainsi

$$p(\mathbf{u}) = \mathcal{N}(\mathbf{u}, \Lambda) \quad (6.2)$$

Les équations (6.1) et (6.2) définissent le modèle, qui est paramétré par les paramètres des sources θ , la matrice de mélange \mathbf{A} et la covariance du bruit Λ . Les paramètres sont collectivement notés W , tels que :

$$W = (\mathbf{A}, \Lambda, \theta) \quad (6.3)$$

Le modèle des capteurs résultant est :

$$p(\mathbf{x}|W) = \int ds p(\mathbf{x}|\mathbf{s})p(\mathbf{s}) = \int ds \mathcal{N}(\mathbf{x} - \mathbf{A}\mathbf{s}, \Lambda) \prod_{i=1}^m p(s_i, \theta_i) \quad (6.4)$$

où $d\mathbf{s} = \prod_i ds_i$. Les paramètres W doivent être adaptés pour minimiser une fonction de coût qui mesure la distance entre le modèle et les densités des capteurs.

Modèle des sources : Mélange de Gaussiennes factoriel

L'équation (6.4) pourrait être un point de départ, si l'on choisi bien les $p(s_i)$, mais cela devient impossible à réaliser en terme de calcul numérique. La stratégie adoptée consiste à choisir une forme paramétrique des $p(s_i)$ suffisamment général pour modéliser arbitrairement les densités des sources et qui permet de réaliser l'intégrale précédente analyti-

quement. La forme choisie est le modèle basé sur le mélange de gaussiennes (MdG). La densité d'une source i est un mélange de n_i gaussiennes $q_i = 1, \dots, n_i$ de moyennes μ_{i,q_i} , de variance ν_{i,q_i} et de proportions (poids) w_{i,q_i} . La densité d'une source s'exprime donc :

$$p(s_i|\theta_i) = \sum_{q_i=1}^{n_i} w_{i,q_i} \mathcal{N}(s_i - \mu_{i,q_i}, \nu_{i,q_i}) \quad (6.5)$$

avec $\theta_i = \{w_{i,q_i}, \mu_{i,q_i}, \nu_{i,q_i}\}$ et $\mathbf{q} = (q_1, q_2, \dots, q_L)$, et où q_i parcourt toutes les gaussiennes de la source i . Pour normaliser ce modèle, la somme des poids d'une gaussienne est égal à 1 : $\sum_{q_i} w_{i,q_i} = 1$.

La forme paramétrique (6.5) donne une description probabilistique des sources dans laquelle les différentes gaussiennes jouent le rôle d'état caché. Pour générer le signal source s_i , on prend tout d'abord un état q_i avec la probabilité $p(q_i) = w_{i,q_i}$, puis on pioche un nombre s_i de la densité gaussienne $p(s_i|q_i) = \mathcal{N}(s_i - \mu_{i,q_i}, \nu_{i,q_i})$.

Vu dans un espace à m dimensions, la densité jointe $p(\mathbf{s})$ formé par le produit des MdG monodimensionnels (6.5) est lui même un MdG. L'états collectif de ce MdG est

$$\mathbf{q} = (q_1, \dots, q_m) \quad (6.6)$$

et consiste en toutes les combinaisons des états individuels q_i . Chaque état \mathbf{q} correspond à une densité gaussienne de dimension m dont les proportions $w_{\mathbf{q}}$, les moyennes $\mu_{\mathbf{q}}$ et la matrice diagonale de covariance $V_{\mathbf{q}}$ sont déterminés par ceux des états des sources.

$$V_{\mathbf{q}} = \text{diag}(\nu_{1,q_1}, \nu_{2,q_2}, \dots, \nu_{m,q_m}), \mu_{\mathbf{q}} = (\mu_{1,q_1}, \mu_{2,q_2}, \dots, \mu_{m,q_m}), w_{\mathbf{q}} = (w_{1,q_1} \cdot w_{2,q_2} \dots w_{m,q_m}) \quad (6.7)$$

On a donc :

$$p(\mathbf{s}|\theta) = \prod_{i=1}^m p(s_i|\theta_i) = \sum_{\mathbf{q}} w_{\mathbf{q}} \mathcal{N}(\mathbf{s} - \mu_{\mathbf{q}}, V_{\mathbf{q}}) \quad (6.8)$$

où $\mathcal{N}(\mathbf{s} - \mu_{\mathbf{q}}, V_{\mathbf{q}}) = \prod_i \mathcal{N}(s_i - \mu_{i,q_i}, \nu_{i,q_i})$, et la somme sur les états collectifs \mathbf{q} représente une sommation sur tous les états individuels, $\sum_{\mathbf{q}} = \sum_{q_1} \dots \sum_{q_m}$.

Modèle des observations

Le modèle des sources (6.8) combiné avec (6.1) et le modèle du bruit (6.2) conduisent à un modèle en deux étapes des signaux observés. Ce modèle est présenté sur la figure 6.5, et peut être vu comme un réseau "feedforward" avec une couche visible et deux couches cachées. Pour générer un signal \mathbf{s} ,

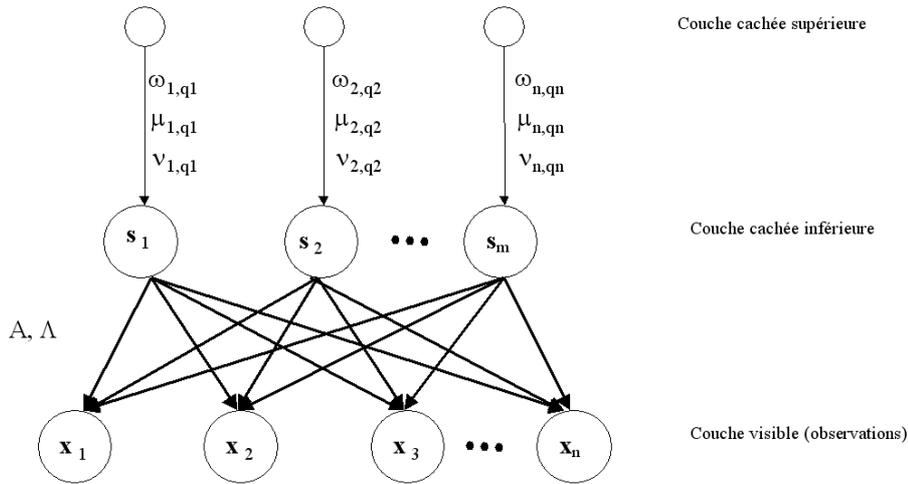


FIG. 6.5 – Modèle de l'AFI : chaque source s_i est modélisée par un mélange de gaussiennes pondérées indépendamment. Chaque observation est le résultat d'un mélange par la matrice A (voir modèle 6.1). La matrice Λ représente la covariance du bruit. Elle est estimée conjointement avec A .

(i) on pioche une unité q_i pour chaque source i avec la probabilité

$$p(\mathbf{q}) = w_{\mathbf{q}} \quad (6.9)$$

depuis la couche cachée au niveau des états des sources. Cette unité a elle même une connection descendante avec le poids μ_{j,q_j} pour chacune des unités j de la couche cachée inférieure. Quand elle est activée, l'unité j produit un échantillon s_i depuis une densité gaussienne centrée sur μ_{j,q_j} , avec la variance ν_{j,q_j} ; la probabilité de générer un vecteur source particulier \mathbf{s} dans la couche cachée inférieure est :

$$p(\mathbf{s}|\mathbf{q}) = \mathcal{N}(\mathbf{s} - \mu_{\mathbf{q}}, V_{\mathbf{q}}) \quad (6.10)$$

(ii) Chaque unité j de la couche cachée inférieure a une connection descendante vers avec le poids A_{ij} pour chaque unité i de la couche visible. Suivant la génération de \mathbf{s} , l'unité i produit un échantillon x_i depuis une densité gaussienne centrée sur $\sum_j A_{ij}s_j$. Dans le cas d'un bruit indépendant la variance de la densité est Λ_{ii} ; généralement le bruit est corrélé à travers les capteurs et la probabilité de générer un vecteur \mathbf{x} (capteur) particulier est la suivante :

$$p(\mathbf{x}|\mathbf{s}) = \mathcal{N}(\mathbf{x} - \mathbf{A}\mathbf{s}, \Lambda) \quad (6.11)$$

Notons bien que ce modèle décrit *la statistique* des sources non-observées et des signaux observés (c'est à dire les densités $p(\mathbf{x})$ et $p(\mathbf{s})$) et non les signaux \mathbf{s} et \mathbf{x} . Elle est complètement décrite par les densités jointes de la couche visible et des deux couches cachées,

$$p(\mathbf{x}, \mathbf{s}, \mathbf{q}|W) = p(\mathbf{q})p(\mathbf{s}|\mathbf{q})p(\mathbf{x}|\mathbf{s}) \quad (6.12)$$

De plus les observations ne dépendent que des sources et non des états ($p(\mathbf{x}|\mathbf{s}, \mathbf{q}) = p(\mathbf{x}|\mathbf{s})$), le modèle FI forme un chaîne de Markov du premier ordre. Le modèle génératif attribue une probabilité $p(\mathbf{x})$ pour chaque capteur observé \mathbf{x} . En retournant à (6.4), depuis (6.12) on peut exprimer la densité des observations en fonction des paramètres :

$$p(x|W) = \sum_{\mathbf{q}} \int dx p(\mathbf{q})p(\mathbf{s}|\mathbf{q})p(\mathbf{x}|\mathbf{s}) = \sum_{\mathbf{q}} p(\mathbf{q})p(\mathbf{x}|\mathbf{q}), \quad (6.13)$$

ou, grâce aux formes gaussiennes (6.10, 6.11), l'intégrale sur les sources dans (6.13) peut être calculée analytiquement pour obtenir :

$$p(\mathbf{x}|\mathbf{q}) = \mathcal{N}(\mathbf{x} - \mathbf{A}\mu_{\mathbf{q}}, \mathbf{A}V_{\mathbf{q}}\mathbf{A}^T + \Lambda) \quad (6.14)$$

La transition entre la couche intermédiaire (sources) vers la couche visible, contenant les observations, est caractérisée par la matrice \mathbf{A} et la matrice de covariance du bruit Λ , qui est considérée comme spatialement indépendante.