

SURVEILLANCE OBSTETRICALE UTILISANT LE SIGNAL  
ELECTROMYOGRAPHIQUE UTERIN

S. PLANQUE, C. MARQUE, J. DUCHENE

DIVISION DE BIOMECHANIQUE ET INSTRUMENTATION MEDICALE  
UA CNRS 858 - BP 649 - 60206 COMPIEGNE CEDEX**RESUME**

L'électromyogramme utérin (Electrohystérogramme, EHG), est enregistré par électrodes abdominales bipolaires chez des femmes appartenant à deux classes cliniques distinctes : l'une contient des contractions efficaces (accouchement) et l'autre des contractions inefficaces (grossesse ou tentatives infructueuses de déclenchement du travail).

Une première analyse discriminante effectuée sur les énergies relatives de la Densité Spectrale de Puissance, calculées dans différentes bandes de fréquence, renseigne sur les bandes permettant de séparer au mieux les deux classes. Un système à trois paramètres comprenant les énergies relatives dans les bandes sélectionnées et la durée de la contraction, est défini. Une seconde analyse discriminante, tenant compte de la connaissance a priori des classes, est réalisée en vue de montrer que le jeu de paramètres choisi est bien caractéristique des différences existant entre les classes.

Un critère unique, extrait de cette analyse, fournit l'information "efficacité de la contraction".

Ce résultat permet la réalisation d'un prototype d'instrumentation médicale effectuant en temps réel l'analyse du signal EHG : le moniteur, placé en complément des systèmes de surveillance classiques, est destiné au contrôle de l'accouchement et fournit à l'obstétricien des données précieuses puisque jusqu'alors inexistantes, sur l'efficacité contractile utérine.

**SUMMARY**

The uterine electromyogram (Electrohystérogram, EHG), is recorded by means of bipolar abdominal electrodes on women pertaining to two different clinical classes : the first one contains efficient contractions (parturition), the second one contains inefficient contractions (pregnancy or failed induced labour).

A first discriminant analysis performed on the relative energies computed from different frequency bands of the Power Density Spectrum, permits us to select the bands which separate the two classes. A set of three parameters (relative energies in the selected bands and duration of the contraction) is defined. A second discriminant analysis, using the a priori knowledge of the classes, is then performed to demonstrate that the parameter set is characteristic of the differences between the classes.

A single criterion, deduced from this analysis, provides the "efficiency" information.

This results leads to the realization of an obstetrical monitoring device for EHG analysis : the monitor is used for parturition control as a complement of the classical systems and gives important information to the clinicians about uterine contraction efficiency.



## 1- INTRODUCTION

En complément des habituelles investigations cliniques pratiquées en obstétrique, le signal électromyographique utérin, recueilli par voie externe, se révèle porteur d'informations supplémentaires relatives à l'efficacité de la contraction. En effet, alors que les caractéristiques mécaniques de la contraction renseignent sur les contraintes globales subies par l'utérus [1], l'électrohystérogramme (EHG), quant à lui, reflète l'aspect commande de l'activité contractile et permet ainsi l'étude du phénomène en son point de départ [2]; il est riche d'informations telles que niveau d'excitabilité des cellules, capacité de l'utérus à propager cette excitation et, par voie de conséquence, qualité de l'effet de la contraction sur la dilatation cervicale [3].

Il doit donc être possible d'obtenir, par l'analyse de ce signal, des paramètres représentatifs de l'efficacité de la commande de la contraction. L'enregistrement non-invasif par électrodes abdominales et le traitement en temps réel de l'EKG pourraient donc présenter un grand intérêt pour la surveillance obstétricale de routine.

La première partie de ce travail est dédiée à la vérification de la qualité informative du contenu fréquentiel de l'EKG abdominal. La seconde partie est consacrée à la recherche de paramètres discriminants permettant de classer les contractions en fonction de leur efficacité; pour cela, des classes a priori sont définies en tenant compte des différentes situations rencontrées (travail normal, déclenchement infructueux, grossesse normale). Enfin, une instrumentation complémentaire de surveillance obstétricale est développée à partir des résultats obtenus.

## 2- RECUEIL ET TRAITEMENT DU SIGNAL

Les enregistrements d'accouchement ont été réalisés sur 14 femmes admises au Département de Gynécologie-Obstétrique de l'Hôpital Saint-Joseph de Compiègne, pour des accouchements spontanés ou induits. Les enregistrements de référence de grossesse ont été menés dans le Département de Génie Biologique de l'Université de Compiègne.

Le signal EKG est recueilli à l'aide de deux électrodes type Ag-AgCl disposées sur l'abdomen de la femme. Il est ensuite conditionné par un amplificateur différentiel d'isolement, puis filtré dans la bande 0.05-30 Hz, avant d'être enregistré sur bande magnétique, les limites fréquentielles ayant été définies dans une étude précédente.

L'effet mécanique des contractions utérines est mesuré par tocographie externe (Cardiotocographe modèle 8030 A, Hewlett Packard) et enregistré simultanément sur la bande magnétique, fournissant ainsi une référence temporelle pour l'apparition de l'activité contractile.

Les signaux ainsi obtenus sont divisés en deux classes, l'une contenant les contractions inefficaces (grossesse et tentatives infructueuses de déclenchement du travail), l'autre formée des contractions efficaces (accouchements spontanés ou induits).

L'analyse spectrale du signal est réalisée au moyen d'un analyseur de spectre sur des contractions détectées à partir du signal de tocographie. La fréquence d'échantillonnage est choisie égale à 20 Hz et la Densité Spectrale de Puissance (DSP) est calculée à partir de 1024 échantillons dans la bande 0-5 Hz, en utilisant une fenêtre de Hanning. La durée du signal ainsi analysé (environ 50 s.) correspond approximativement à la durée moyenne d'une bouffée d'activité.

Pour chaque contraction traitée la DSP est

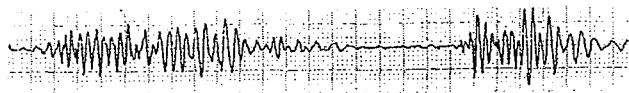
découpée en 7 bandes de fréquence dont on calcule l'énergie relative. Une première analyse discriminante est effectuée afin de déterminer les bandes qui permettent de séparer au mieux les deux classes [4].

Le signal est ensuite filtré dans les bandes de fréquence sélectionnées à une fréquence d'échantillonnage de 10 Hz en accord avec la bande passante du signal (0-5 Hz). Le paramétrage est réalisé par le calcul de la puissance relative dans ces différentes bandes. Il est complété par la durée de chaque bouffée d'activité. Pour les enregistrements d'accouchement, le vecteur représentatif du test est formé des valeurs moyennes des paramètres calculées à partir de toutes les contractions traitées. Pour les enregistrements de grossesse, le vecteur moyen est calculé à partir de toutes les contractions détectées sur les signaux recueillis sur une durée de deux semaines. Les vecteurs obtenus sont divisés en deux groupes d'individus : 11 vecteurs d'accouchement, 6 vecteurs de grossesse et de déclenchement infructueux. Une analyse discriminante, tenant compte de la connaissance a priori des classes, est réalisée pour montrer que le jeu de paramètres choisi contient l'information nécessaire à la discrimination des classes [5]. Cette analyse doit permettre l'extraction d'un critère unique représentatif de l'efficacité des contractions.

## 3- RESULTATS

### 3.1- COMPARAISON GROSSESSE/ACCOUCHEMENT

Les signaux sont filtrés avant traitement dans la bande 0.2-5 Hz pour assurer une bonne stabilité de la ligne de base durant les périodes de repos (Figure 1) [6]. L'analyse spectrale fait apparaître que, dans les deux types d'activité (grossesse et accouchement), la puissance du signal est située, en fait, dans la bande 0.2-3 Hz (bande totale, T).

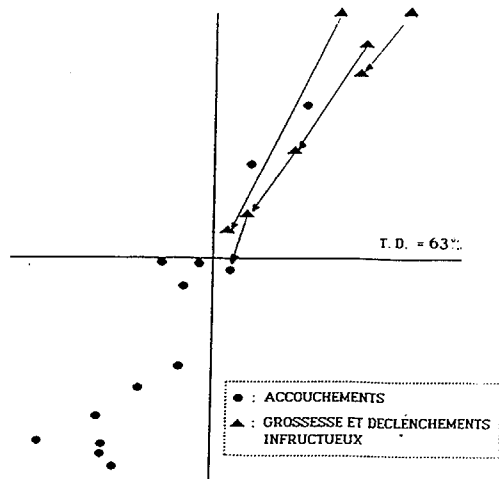


**Fig.1:** Tracé d'électrohystérogramme après filtrage passe-bande (0.2-3 Hz)

La première analyse discriminante fait apparaître que la meilleure séparation des classes est obtenue à l'aide d'une bande Basse Fréquence (B) comprise entre 0.2 et 0.45 Hz et d'une bande Haute Fréquence (H), entre 0.8 et 3 Hz [7].

La seconde analyse factorielle discriminante est effectuée sur les classes définies précédemment à partir de trois paramètres : B/T, H/T (énergies relatives dans les bandes sélectionnées) et D (durée de la bouffée d'activité). Le critère utilisé est le rapport entre la variance interclasses et la variance totale (axe discriminant de Fischer) (8). La figure 2 montre les résultats de cette analyse : chaque point représente la projection d'un individu sur le plan discriminant obtenu; les symboles reliés par des flèches correspondent à des enregistrements réalisés sur la même patiente, à des âges gestationnels croissants.

Il est intéressant de noter que la projection des points sur le premier axe discriminant calculé (axe horizontal) assure la séparabilité des deux classes de contractions d'efficacité différente.



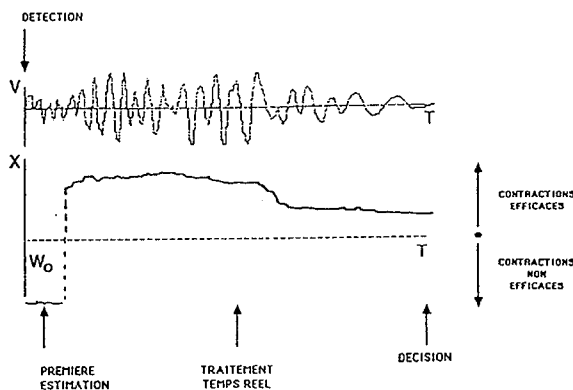
**fig.2** : Projection sur le plan factoriel discriminant calculé à partir des trois paramètres B/T, H/T et D

### 3.2- SURVEILLANCE TEMPS REEL

Dans une optique de surveillance obstétricale, l'analyse de l'EHG doit être effectuée en temps réel, afin de fournir en continu une information caractérisant l'efficacité des contractions. La première étape nécessaire à une telle analyse est la reconnaissance automatique, dans le signal, des phases d'activité. La deuxième étape comprend le traitement dynamique du signal et le calcul du critère porteur de l'information d'efficacité.

Les bouffées sont détectées à partir des caractéristiques temporelles du signal après filtrage (rapport de puissance entre les zones de repos et de contraction). Le critère est calculé comme étant la projection des paramètres sur le premier axe discriminant: après détection du début de l'activité électrique, les paramètres B/T, H/T et D sont initialisés pendant les 5 premières secondes et permettent de déduire la valeur initiale du critère. Cette valeur est ensuite réactualisée à chaque nouveau point acquis, jusqu'à la détection de la fin de la contraction.

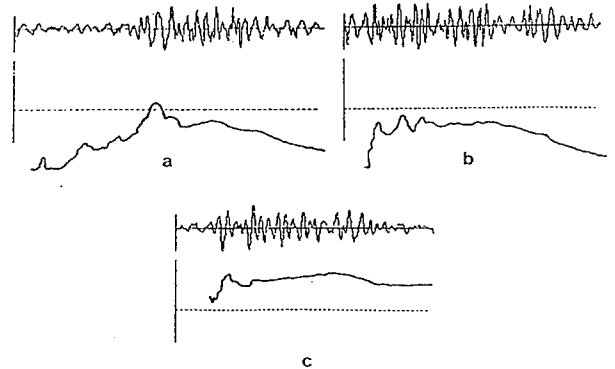
La figure 3 montre l'évolution du critère correspondant à une contraction complète : la première partie ( $W_0$ ) représente la fenêtre temporelle nécessaire à l'initialisation. La seconde partie montre l'évolution du critère au cours de la bouffée. Le dernier point calculé contient l'information d'efficacité de l'ensemble de la bouffée. La ligne pointillée indique la frontière entre les zones efficace et inefficace.



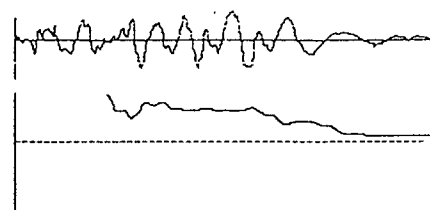
**Fig. 3** : Les différentes étapes du calcul en temps réel du critère d'efficacité. Le tracé du haut représente une bouffée d'EHG; celui du bas représente l'évolution du critère

Le calcul en temps réel du critère a été validé à partir d'expérimentations complémentaires n'ayant pas participé à la construction de l'axe discriminant. Dans tous les cas, l'évolution du critère a correspondu à la situation clinique associée : la figure 4 présente les résultats obtenus sur une même femme lors de deux tentatives de déclenchement infructueux (a,b) et lors de l'accouchement (c). La figure 5 correspond à une menace d'accouchement prématuré : le critère se situe dans la zone d'efficacité.

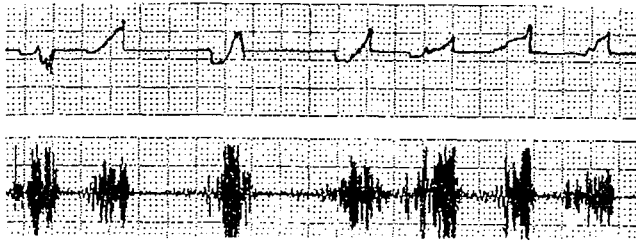
Les résultats prometteurs obtenus lors du calcul en temps réel du critère confirment l'intérêt de la réalisation d'un moniteur obstétrical, basé sur l'analyse de l'EHG et intervenant en complément des systèmes de surveillance classiques. Un prototype d'appareillage autonome dédié à la surveillance de l'accouchement a donc été réalisé. Celui-ci comprend toutes les fonctions nécessaires au calcul temps réel du critère défini précédemment. La partie matérielle a été réalisée à partir de modules du commerce ( rack et alimentation, carte microprocesseur, mémoire, carte d'interface analogique, enregistreur papier) et de cartes réalisées spécifiquement pour cette application ( amplification et conditionnement des signaux, caractéristiques médicales d'isolement, filtrage analogique dans les bandes de fréquence définies par l'analyse antérieure, carte d'interfaçage entre l'unité centrale et l'enregistreur papier). Le logiciel, développé en assembleur 68000, inclut toutes les étapes nécessaires à la surveillance temps réel : acquisition, détection des bouffées d'activité, calcul du critère d'efficacité, gestion de la sortie graphique des résultats. Ce moniteur offre donc en continu la sortie du signal EHG et du critère calculé pour chaque contraction détectée (Figure 6).



**Fig. 4** : Evolution du critère pour une femme n'ayant pas participé à l'analyse



**Fig. 5** : Evolution du critère dans un cas de menace d'accouchement prématuré



**Fig. 6 :** Sortie graphique du prototype : EHG filtré et critère d'efficacité

#### 4- CONCLUSION

L'EHG abdominal fournit une méthode non traumatique de mesure de l'activité utérine. Le critère défini est représentatif de l'efficacité des contractions. Si le nombre d'individus ayant servi de référence lors de l'analyse factorielle est faible, l'adjonction d'individus supplémentaires a permis de valider les choix effectués au cours de l'étude.

Le calcul du critère est implanté dans un prototype simple d'instrumentation qui offre un outil de surveillance temps-réel de l'efficacité de l'activité utérine, très utile pour la pratique obstétricale courante.

#### REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- 1- CALDEYRO-BARCIA (R.), POSEIRO (J.J.)  
Physiology of the uterine contraction  
Clin. Obstet. Gynecol., 3, p.386, 1960
- 2- WOLFS (G.), ROTTINGHUIS (H.)  
Electrical and mechanical activity of the human uterus during labour  
Arch. Gynäk., 208, p. 373, 1970
- 3- SUREAU(C.),CHAVINIE (J.), CANNON (M.)  
L'électrophysiologie utérine  
Bull. Féd. Soc. Gynéc. Obstét., 17, 1 bis, p.79, 1965
- 4- DUCHENE (J.), LECLERCQ (S.)  
An optimal transformation for discriminant and principal component analysis  
IEEE Trans.PAM, Vol 10, 6, p. 978-983, 1988
- 5- FOLEY (D.H.), SAMMON (J.W.)  
An optimal set of discriminant vectors  
IEEE Trans. Comput. C.24., p.281, 1965
- 6 - VAL (N.)  
Traitement de l'EMG abdominal par des techniques de reconnaissance des formes : application à la détection de l'activité électrique de l'utérus au cours de l'accouchement  
Thèse de Docteur Ingénieur, Université de Technologie de Compiègne, 1980
- 7 - MARQUÉ(C.),DUCHÈNE(J.),LECLERCQ(S.), PANCZER(G.),CHAUMONT(J.)  
Uterine EHG processing for obstetrical monitoring  
IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 33, 12, p.1182-1187, 1986
- 8- FISHER (R.A.)  
The use of multiple measurements in taxonomic problem  
Ann. Eugen. 7, p. 179, 1936