

# Une Nouvelle application de la variabilité des intervalles RR a la mise en évidence des pathologies cardiaques

KOM Martin et TIEDEU Alain Bertin

Laboratoire d'Electronique et de Traitement du Signal, Ecole Nationale Supérieure Polytechnique, BP 8390, Yaoundé-Cameroun

## RESUME

Ce travail porte sur une nouvelle application de la variabilité cardiaque à la mise en évidence des pathologies cardiaques. Elle est basée sur la représentation des intervalles RR par un nuage de points dans un système d'axes de coordonnées orthogonales. Les résultats des tests obtenus permettent d'envisager l'application de notre approche à la caractérisation des cardiopathies de façon plus simple et plus rapide, comparativement aux paramètres descripteurs de variabilité conventionnels.

Mots clés: variabilité cardiaque, intervalles RR, nuages de points, coefficient de corrélation cardiaque.

## ABSTRACT:

This work deals with a new approach using RR interval variability to indicate cardiac pathologies. It is based on the mapping of successive RR intervals on a system of orthogonal axes. The results obtained allows us to further apply the model to a more efficient and rapid characterization of cardiac diseases than conventional variability parameter descriptors have done.

Key words: cardiac variability, RR intervals, clustering of data points, cardiac correlation coefficient.

### I. Introduction.

Les nombreux travaux consacrés à la variabilité cardiaque témoignent de l'importance de ce paramètre dans l'étude de la régularité du rythme cardiaque et surtout de ses relations avec certaines cardiopathies. Ainsi, pour OLDANO et PINCIROLI (1982), ce paramètre peut constituer un instrument efficace de pronostic du diabète. FAKHAR et al (1990) ont montré l'existence d'une corrélation entre la variabilité cardiaque et la vigilance chez les conducteurs routiers. LAFORIE et al (1984), l'utilisent pour confirmer ou non le risque de Mort Subite Inexpliquée du Nourrisson. Ces quelques exemples mettent en relief l'importance médicale de la détermination de la variabilité cardiaque. Les méthodes de mesure de ce paramètre sont parfois si complexes qu'elles ne paraissent pas d'utilisation clinique évidente : BERGER et al (1986), COENEN et al (1970), MORLET et al (1983), BÖCKER et al (1993), BIGGER et al (1991), BIGGER et al (1992).

Dans ce papier, nous modélisons la variabilité cardiaque par un nuage de points correspondant à la dispersion des intervalles RR dans un système d'axes de coordonnées orthogonales. Ce travail introductif sera suivi par l'application du modèle à la caractérisation des cardiopathies bien définies en vue de la facilitation ultérieure du diagnostic cardiaque.

### II. Principe de la nouvelle approche :

Nous représentons la dispersion des intervalles RR consécutifs par un nuage de points de coordonnées  $(T_{2i}, T_{2i+1})$  sur un système d'axes orthogonaux,  $T_{2i}$  et  $T_{2i+1}$  étant les durées des intervalles RR d'indices pair et impair (figure 1).

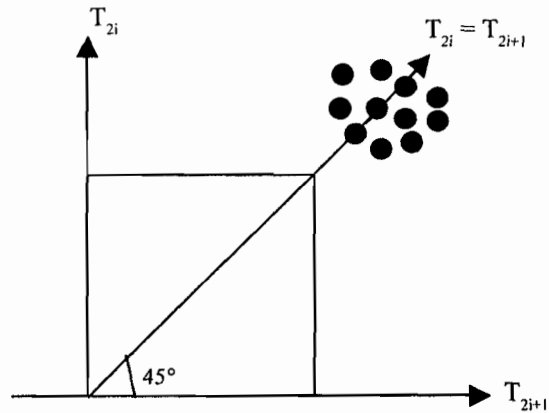


Figure 1: Modèle de la nouvelle approche

Ce modèle nous montre qu'un cœur sain verra son nuage de points concentré autour de la première bissectrice, alors qu'un cœur malade verra le sien beaucoup plus dispersé. Nous chiffrerons cette dispersion par le coefficient de corrélation cardiaque  $r$  (TAYLOR et al (1982)) tel que :

$$r = \frac{\sum_{i=1}^N (T_{2i} - \bar{T}_{2i})(T_{2i+1} - \bar{T}_{2i+1})}{\left[ \sum_{i=1}^N (T_{2i} - \bar{T}_{2i})^2 \cdot \sum_{i=1}^N (T_{2i+1} - \bar{T}_{2i+1})^2 \right]^{1/2}}$$

où  $T_{2i}$  et  $T_{2i+1}$  sont les durées moyennes des intervalles RR pair et impair respectivement.

Ce coefficient qui détermine en effet le degré de similitude entre un intervalle RR et le suivant immédiat, se rapprochera

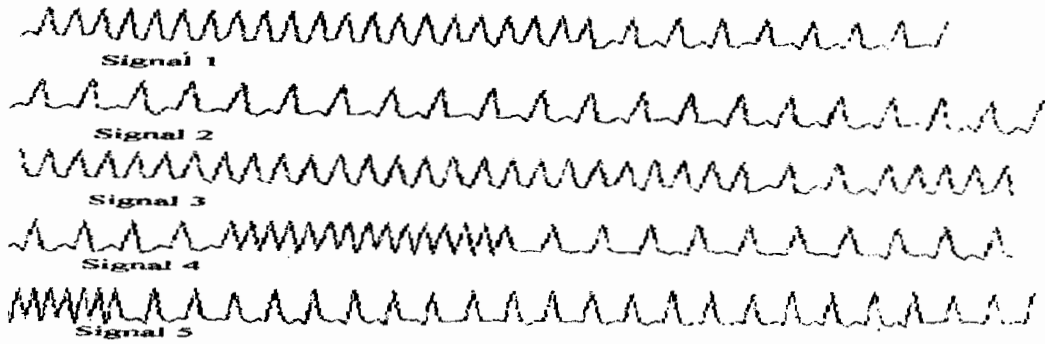


Figure 2: Modèle de signaux test

de  $\pm 1$  dans le cas d'un cycle cardiaque régulier et tendra vers zéro dans les cas pathologiques.

III. Expérimentation et Résultats :

Mesure des intervalles RR

La fiabilité de cette méthode est basée sur une détection précise des complexes QRS. C'est pourquoi nous avons choisi l'algorithme de Fraden-Neuman qui de l'avis de HENRY et al (1993) est le seul, des 11 algorithmes courants utilisés dans les dispositifs standards d'exploitation des signaux recueillis par les appareils du commerce (HOLTER, etc...) qui calcule la valeur vraie de la durée RR. Cependant, nous avons dû modifier légèrement cet algorithme pour l'améliorer en terme de critères de non détection et fausse alarme signalés par HENRY et al (1993).

Présentation des Signaux Test : Résultats

Nous avons récupéré du site de l'Hôpital Central Universitaire d'Helsinki (source : internet , <http://www.huch.fi>) un jeu de cinq signaux, échantillonnés à 400 Hz au département d'oto-rhino-laryngologie de cet institut. Ce sont ces signaux que nous avons utilisés. L'enregistrement porte sur une durée de 10mn, mais ici, n'est présenté qu'une tranche de chacun des cinq signaux (figure 2). Le temps d'enregistrement de 10mn contient en première approximation, 600 cycles cardiaques (et donc 600 événements). D'après la loi des grands nombres (nombre d'événements  $\geq 30$ , VENSTEL H. (1973) ) cette quantité est statistiquement largement suffisante pour fonder la validité de la méthode proposée. D'autre part, nous avons été limités par des problèmes de capacité de stockage. Les résultats correspondants sont portés sur les figures 3,4,5,6 et 7. Ces résultats incluent pour chacun des signaux, le coefficient de corrélation cardiaque  $r$  et la fréquence cardiaque moyenne  $F_c$ .

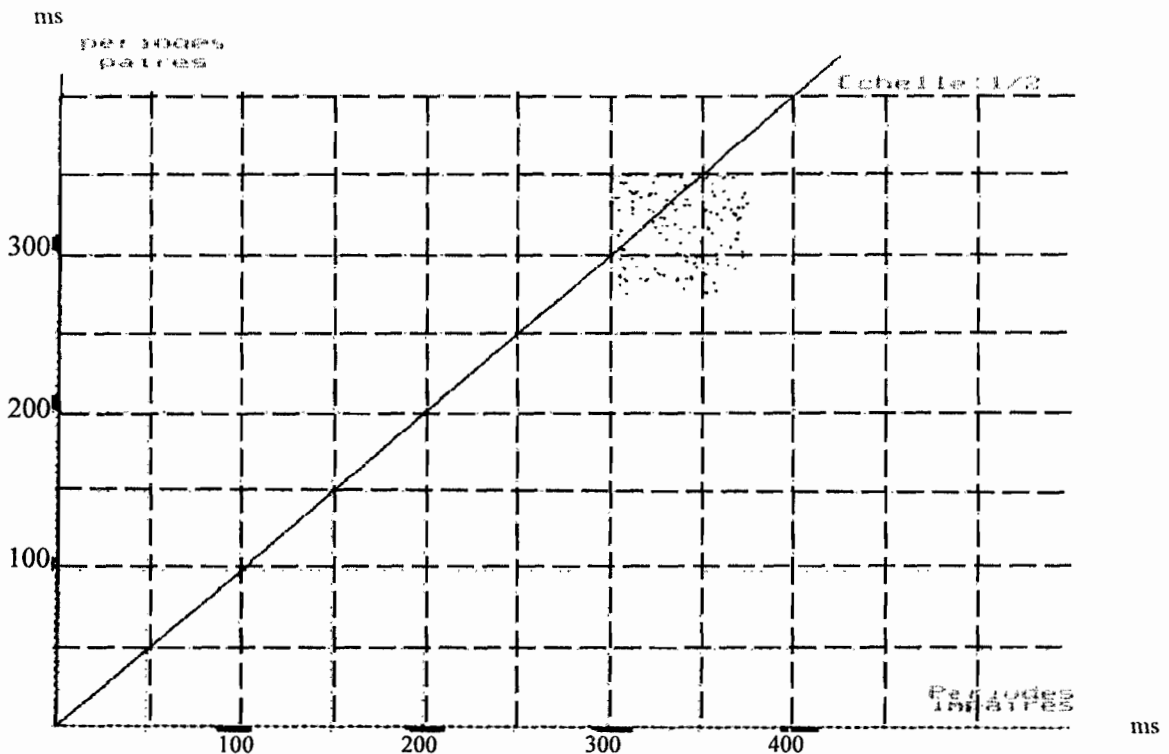


Figure 3 : Dispersion des intervalles RR pour le signal 1 ;  $r = 0,60$ ,  $F_c = 115$  battements/mn

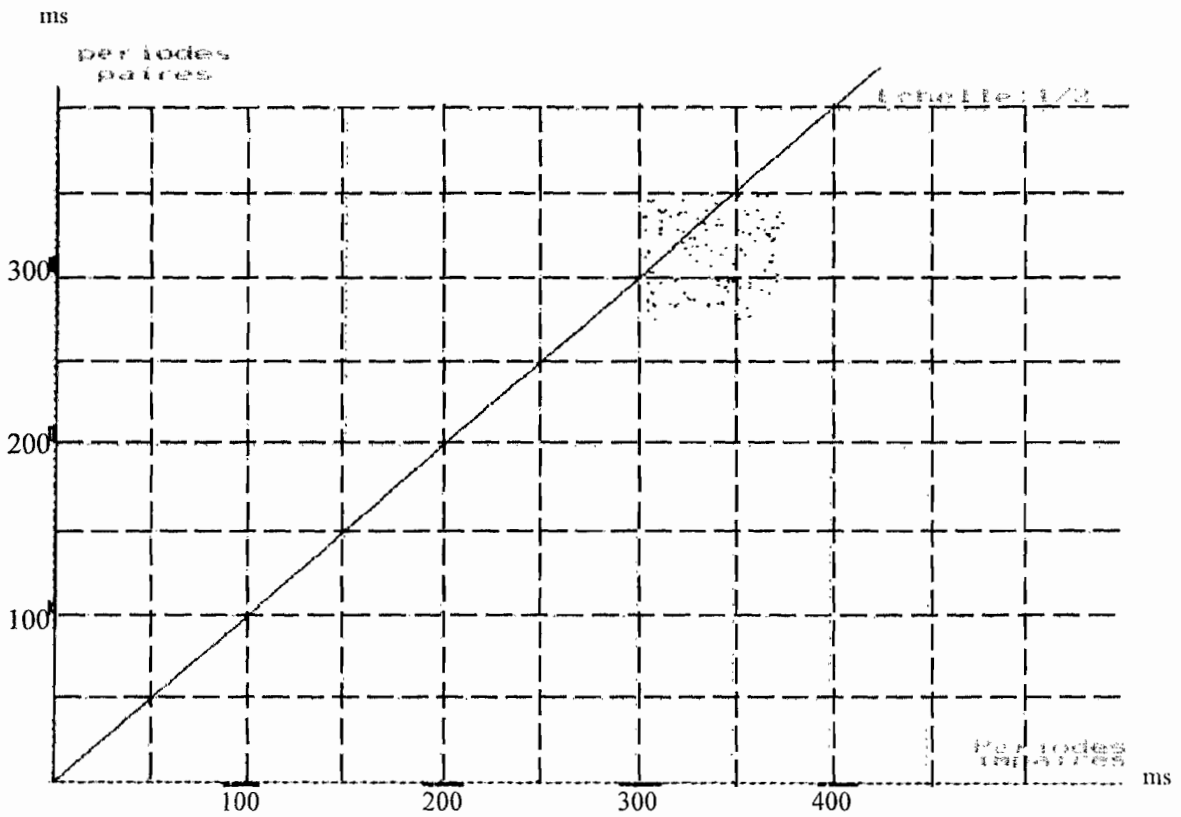


Figure 4 : Dispersion des intervalles RR pour le signal 2 ;  $r = 0,30$ ,  $F_c = 77$  battements/mn

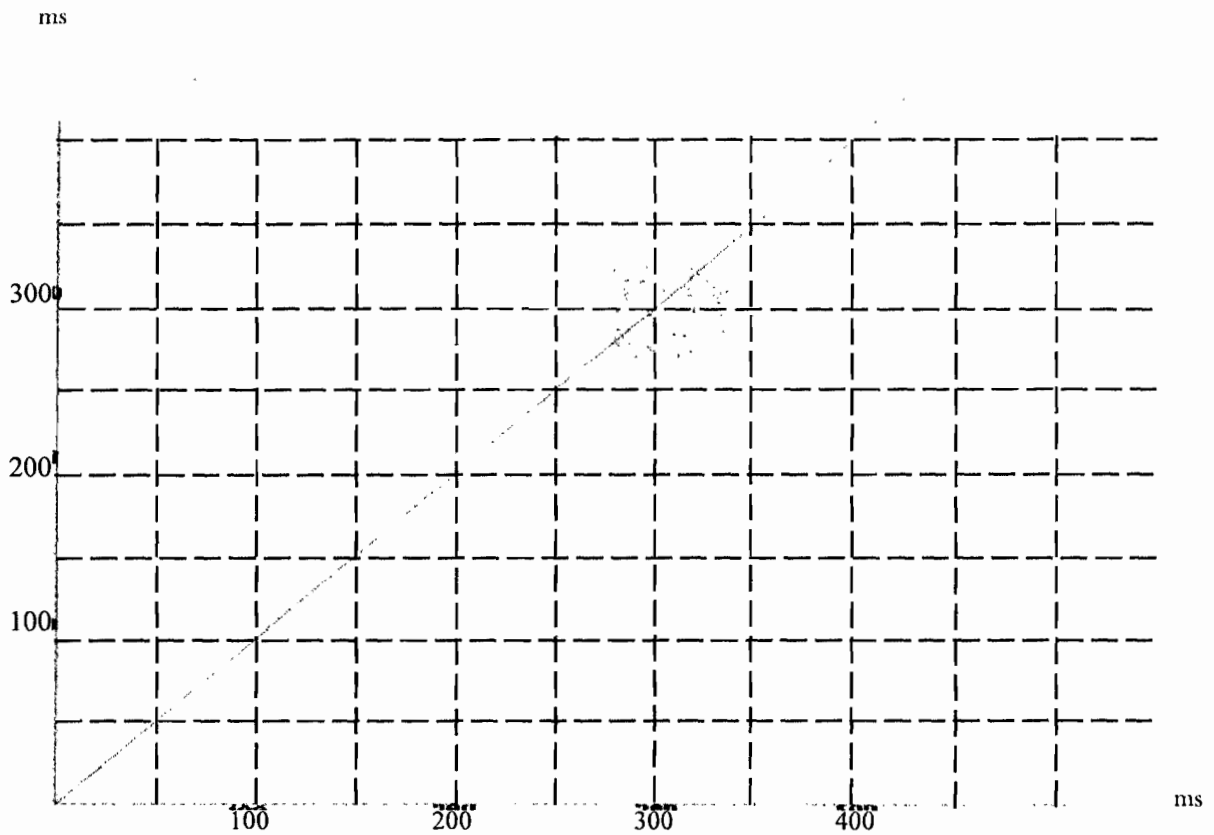


Figure 5 : Dispersion des intervalles RR pour le signal 3 ;  $r = 0,40$ ,  $F_c = 84$  battements/mn

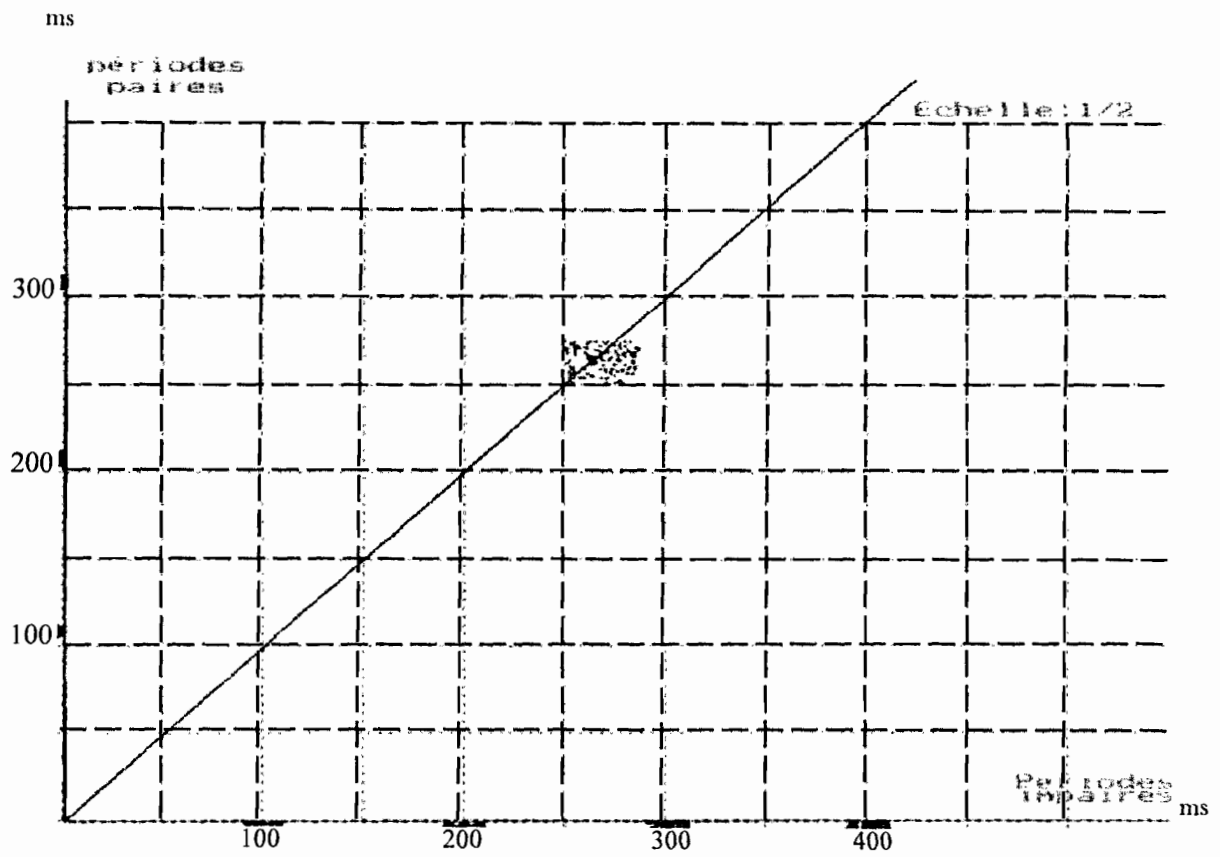


Figure 6 : Dispersion des intervalles RR pour le signal 4 ;  $r = 0,70$ ,  $F_c = 72$  battements/mn

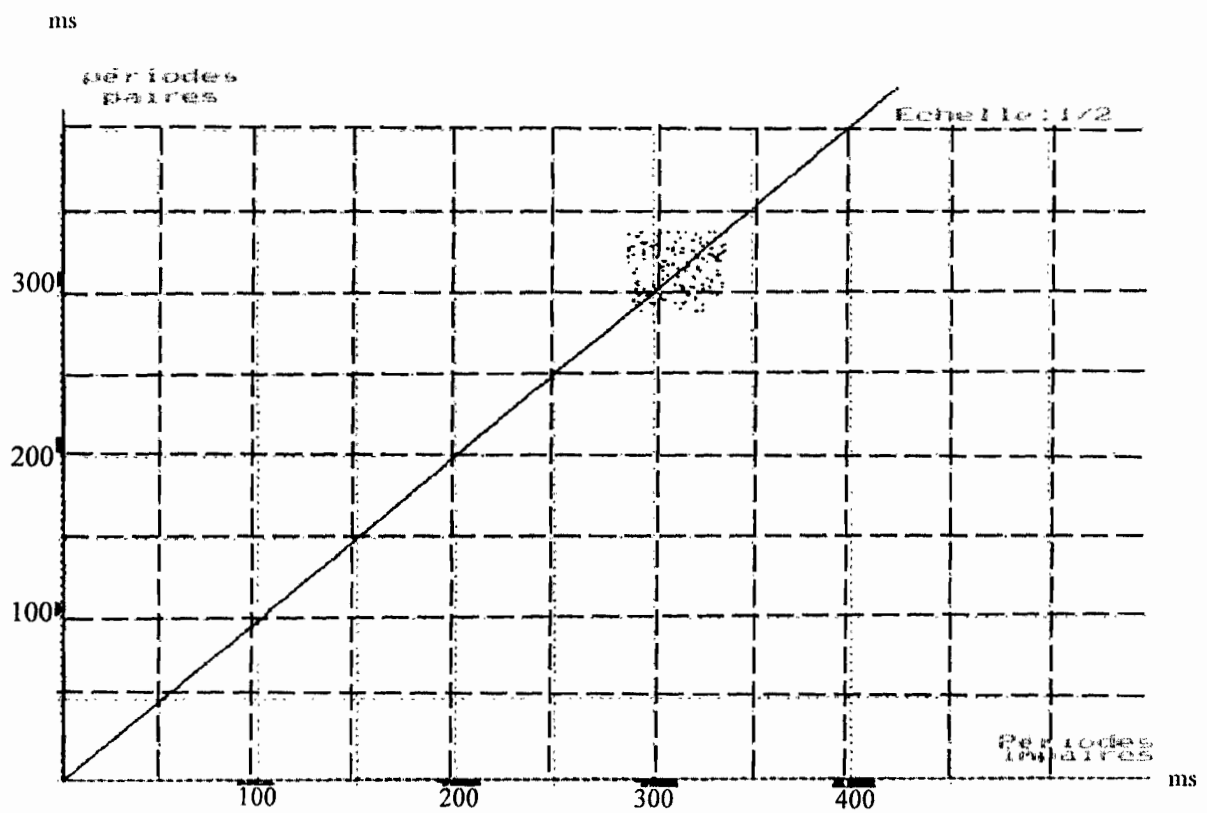


Figure 7 : Dispersion des intervalles RR pour le signal 5 ;  $r = 0,65$ ,  $F_c = 77$  battements/mn

#### IV. Discussion

Les essais ont porté sur des signaux issus de patients dont nous ignorons les éventuelles cardiopathies. Cependant, d'après nos critères, les signaux 2 et 3 au moins avec des coefficients de corrélation de 0,3 et 0,4 correspondent vraisemblablement à des cas pathologiques. Le nuage de points donne un aperçu rapide de la régularité du rythme cardiaque, tandis que le coefficient de corrélation qui l'accompagne en donne une information quantitative dont la valeur numérique bien délimitée devrait servir de critère objectif de diagnostic des pathologies cardiaques.

Au cours de cette étude préliminaire, nous avons volontairement travaillé sur des tranches successives de signaux de 10 000 points soit pour une fréquence d'échantillonnage 400 Hz, sur une durée de 25 secondes. Par la suite, nous utiliserons des signaux de plusieurs minutes dans le but d'améliorer la précision de nos résultats et utiliser une base de données pour préciser la nature de la pathologie.

#### V. Remerciements

Les auteurs remercient le GIS - AIRE - DEVELOPPEMENT pour avoir financé cette recherche par le soutien accordé à l'équipe GRETMAT, convention no. 96-8-CMR-014-01 et Avenant no. 96-8-CMR-014-

#### VI. Bibliographie

BERGER, R., ASKEL, S., GORDON D., COHEN J. (1986). An efficient Algorithm for Spectral Analysis for Heart rate Variability". IEEE Transaction on Biomedical Engineering, 33(9), 900-904.

BIGGER, J., FLESS, J., ROUNTZKY, L., STEINMAN, R., SCHEINDER, W. (1991). Time course of recovery of heart period variability after myocardial infarction. Journal of American Coll of Cardiology 18,1643-1649.

BIGGER, J., FLESS, J., STEINMAN, R., RAUNTZKY, L., KLEIGER, R., ROTTMAN, J. (1992). Frequency domain measures of heart period

variability and mortality after myocardial infarction. Circulation 85, 164-171.

BÖCKER, D., SHENASA, M., BORGREFFE, M., FETSCH, T., BREITTHARDT, G. (1993). Late potentials, heart rate variability and Electrocardiography. Current Opinion in Cardiology 8, 39-53.

COENEN, A., ROMPELMAN, O., KITNEY, R., (1970). Measurement of heart Rate Variability : Part 2 : Hardware digital device for the assessment of heart rate variability. Medical & Biological Engineering & Computing 15, 423-430.

FAKHAR, S., AZENCOT, J., VALLET, M. (1990). Système embarqué en vue de l'analyse de la vigilance chez les conducteurs de véhicules routiers. Innovation et Technologie en Biologie et Médecine 11(1), 38-53.

HENRY, D. ; CLAUDON, L., ROBERT, M., LEE C.Y. (1993). Détection de complexes QRS : Une étude comparative et nouvel algorithme basé sur le test du KH12. Innovation et Technologie en Biologie et Médecine 14(6), 671-680.

LAFORIE, P., LEGRAY, M., CAVALIER, H., LECORDIER, R., SAMSON, D., GEFFROY, D. (1984). Analyse automatique de signaux cardiorespiratoires de Nourrissons à Risque de Mort Subite Inexpliquée. Revue de Biologie et de Médecine 6(1), 26-30.

MORLET, D., RUBEL, P., ARNAUD, P., FORLINI M. (1983). Classification des complexes QRS pour l'analyse du rythme cardiaque sur une courte durée. Méthode et évaluation. Innovation et Technologie en Biologie et Médecine 4(3), 256-266.

OLDANO, G., PINCIROLI, F. (1982). Personal computers towards the variability analysis in electrocardiography. Revue de Biologie et Médecine 4(5), 429-435.

TAYLOR, J. (1982). An introduction to error analysis. University Science Books, Oxford University Press, Eugene D.C., Editor ; 270 p.

VENSTEL, H. (1973). Théorie des probabilités. Edition MIR, Moscou, 563p.

Received: 27/11/2000

Accepted: 05/01/2001