

HOLTER NUMERIQUE : UN SYSTEME PORTABLE  
POUR L'ENREGISTREMENT DE L'ELECTROCARDIOGRAMME

M. CHAUCHE & G. BAUDOIN

Ecole Supérieure d'Ingénieurs en Electrotechnique & Electronique  
89, rue Falguière - F 75015 PARIS (France)  
Téléphone : (1) 43.20.12.15, Ext. 439

RESUME

Les systèmes de "Holter" sont des enregistreurs magnétiques portables qui peuvent mémoriser 24 heures d'électrocardiogramme (ECG). Leur remplacement par des enregistreurs numériques présente plusieurs avantages :

- a) suppression des problèmes mécaniques
- b) possibilité de traitement simultané des données
- c) exploitation automatique des données par un micro ordinateur.

Mais l'enregistrement numérique de 24 h. d'électrocardiogramme avec une fréquence d'échantillonnage de 200 Hz et une résolution de 8 bits nécessite une mémoire de 14 Mbytes. Le développement et le test de plusieurs méthodes de compression de données appliqués à l'ECG ont montré que le développement de Karhunen Loeve est l'une des plus efficace.

Cette technique associée à un prétraitement et une segmentation des signaux conduit à une réduction de débit de l'ordre de 10. Cette méthode peut être implantée en temps réel sur des microprocesseurs de traitement numérique des signaux, et les nouvelles RAM 1 Mbit rendent possible le développement de systèmes de Holter numériques.

1. INTRODUCTION

De nombreux articles ont été publiés concernant l'application de méthodes de compression de données à des signaux d'électrocardiogrammes. Trois types de méthodes sont utilisés :

- des techniques directes telles que le DPCM (differential pulse code modulation) H. SCHRIDAR & M.F. STEVENS<sup>7</sup> (1978), la détection des variations de pentes (C.A. ANDREWS & al 1967, J.R. COX & al 1968)
- les transformations orthogonales : transformée de Fourier (SCHRIDAR & M.F. STEVENS 1978<sup>7</sup>, transformée de Walsh (N.S. KUKLINSKI<sup>4</sup> 1983), transformée en cosinus discrète (N. AHMED<sup>1</sup> 1975), transformée de Karhunen Loeve (KL) (E. WOMBLE<sup>9</sup> & al 1978 ...)
- extraction de paramètres : approximation de chaque onde P, QRS et T par une gaussienne (M. KUNT & al 1981).

Une autre technique consiste à utiliser des méthodes de reconnaissance de formes de façon à n'enregistrer que les signaux pathologiques.

Notre problème est de choisir une méthode efficace qui puisse être implantée sur un microprocesseur. Cet article présente une utilisation de la transformation de Karhunen Loeve dans un enregistreur numérique d'électrocardiogramme.

2. REDUCTION DE DONNEES ECG PAR TRANSFORMATION DE KARHUNEN LOEVE

ABSTRACT

"Holter" system are portable tape recorders which can record 24 hours of electrocardiographic (ecg) signals. Replacing them by digital recorders presents several advantages :

- a) elimination of mechanical problems
- b) possibility of simultaneous data processing
- c) automatic examination of 24 hours of ecg signals with a 200 Hz sampling rate and 8 bits by sample requires a 14 Mbytes memory area.

The development and testing of several data compression methods applied to ecg have revealed that the Karhunen Loeve expansion is one of the best method for ecg signal. This technique, used in conjunction with preprocessing and segmentation of signals leads to a data rate reduction by a factor of about 10. The on-line processing can be implemented on digital signal processors, and the new 1 Mbit RAM makes it possible to develop a digital holter system.

2.1. PRINCIPE

Soit un complexe ECG échantillonné formé des n échantillons successifs  $(x_1, x_2, \dots, x_n)$ . Appelons  $X^T$  le vecteur :

$$X^T = (x_1, x_2, \dots, x_n)$$

(Le symbole T représente la transposition)

et F l'espace vectoriel à n dimensions formé par ces vecteurs. Soit  $(U_1, U_2, \dots, U_n)$  une base orthonormée de F. Tout vecteur X se décompose sur cette base avec les coordonnées  $y_i$

$$X = \sum_{i=1}^n y_i U_i$$

On cherche à estimer tout vecteur X par un vecteur  $\hat{X}$  en ne conservant que k coordonnées et en remplaçant les n-k autres coordonnées par une constante indépendante de X

$$\hat{X} = \sum_{i=1}^k y_i U_i + \sum_{i=k+1}^n b_i U_i$$

L'erreur quadratique moyenne, mse =

$$E [(X - X_k)^T (X - X_k)]$$

est minimum pour

$b_i = E(x_i)$  et la base  $(U_1, \dots, U_n)$  formée

par les vecteurs propres de la matrice de covariance de x ordonnés par ordre de valeur propre décroissante. (Le symbole E représente l'espérance mathématique.)

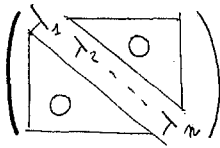
$$m = E(x)$$

$$C_x = E [(X - m)(X - m)^T]$$

Les vecteurs de la base optimale de  $U_i$  vérifient donc  $C_x U_i = \lambda_i U_i$  pour  $1 \leq i \leq n$ .



L'erreur moyenne quadratique vaut  $mse = \sum_{i=1}^{n-k} \lambda_i$  où les  $\lambda_i$  sont les  $(n-k)$  valeurs propres les plus faibles. D'autre part, la matrice de covariance est diagonale dans la base  $(U_1, \dots, U_n)$

$$C_Y = E [(y - E(y))(y - E(y))^T] =$$


Cette méthode permet ainsi une compression de données dans un rapport  $k/n$ . Pour chaque vecteur  $X$ , on ne considère que les  $k$  premières coordonnées  $Y_i$  associées aux valeurs propres principales. Une deuxième étape pour la réduction de donnée consiste à numériser les coordonnées  $y_i$  en tenant compte de leurs statistiques (codage de Huffman, par exemple).

## 2.2. APPLICATION de la TRANSFORMATION de KARHUNEN LOEVE à l'ECG

**2.2.1. Base optimale.** Le principal problème de l'application de la méthode de Karhunen Loeve à l'ECG est que l'on ne connaît pas la matrice de covariance  $C_X$  des vecteurs  $X$  ni leur moyenne  $m$ . Il faut estimer ces grandeurs  $C_X$  et  $m$  pour calculer la base optimale  $(U_1, \dots, U_n)$ . Deux méthodes au moins sont possibles. On peut calculer la "base optimale" à partir d'une base de données importante contenant à la fois des complexes pathologiques et des complexes non pathologiques - et ceci pour un grand nombre de personnes. La même base est ensuite utilisée pour tout le monde. Cette méthode a été développée par Womble avec une base de 900 patients.

Nous avons préféré calculer une base "optimale" adaptée à chaque individu. Cette base est obtenue à partir des complexes ECG enregistrés pendant une phase d'apprentissage. La qualité du signal reconstitué après compression dépend des vecteurs de référence. S'il n'y a pas de complexes pathologiques durant la phase d'apprentissage, ils seront assez mal estimés par la suite. Aussi la distance (erreur quadratique relative et erreur maximale relative) entre  $X$  et  $X_k$  est-elle calculée pour chaque complexe ECG. Lorsque cette distance est supérieure à un seuil, le complexe n'est pas comprimé et est enregistré sous sa forme  $(x_1 \dots x_n)$ .

### 2.2.1. Prétraitement et segmentation du signal

L'application de la méthode de Karhunen Loeve nécessite la segmentation du signal en complexes ECG (formés des ondes P, Q, RST) ainsi que la normalisation en temps de ces complexes dont la durée n'est pas constante.

**Segmentation :** les complexes cardiaques sont détectés par leur onde QRS. Divers algorithmes ont déjà été développés (P. VARY 1980, S. FRADEN & NEWMAN 1980, LIGTENBERGER & KUNT 1983, ...). Nous avons utilisé une méthode assez simple par détection adaptative de pentes (cette méthode testée sur 600 vecteurs a obtenu un score de 95 %. Le début de l'onde QRS est choisi comme début de complexe, un complexe finissant au début de l'onde QRS suivante. Il n'est ainsi pas nécessaire de rechercher d'autres ondes (P et T).

**Normalisation temporelle :** La durée des complexes varie au cours du temps, mais la méthode nécessite que chaque vecteur  $X$  soit représenté par un même nombre de points :  $n$ . On peut, soit prendre  $n$  points autour de l'onde QRS quitte à perdre un morceau du complexe total, soit normaliser en temps tous les complexes. Nous avons choisi la 2<sup>ème</sup> solution.

Chaque complexe est ainsi représenté par 200 échantillons après dilatation ou contraction temporelle et interpolation linéaire. La fréquence d'échantillonnage n'est donc pas la même pour chaque échantillon. La longueur initiale du complexe est, bien entendu, sauvegardée. Le rythme cardiaque et la forme des complexes sont ainsi codés séparément. Un complexe ecg est représenté par ses  $k$  coordonnées  $y_i$  et sa longueur. Bien sûr, la base optimale est obtenue avec la même distinction entre la longueur des complexes et leur forme. Par ailleurs, la durée de l'onde QRS variant très peu, nous avons normalisé le complexe sans toucher à l'onde QRS. Les résultats obtenus sont nettement supérieurs aux résultats obtenus en normalisant de façon linéaire tout le complexe.

**Prétraitement :** Les signaux subissent un filtrage passe bas et la ligne de base est ramenée à zéro (KUNT & al 1984)

### 2.2.3. Mise en oeuvre de la transformation de Karhunen Loeve

Après la période d'apprentissage, on dispose de la base optimale  $(U_1, \dots, U_n)$  ainsi que d'une estimation du vecteur moyen  $\hat{m}$  et de la matrice de covariance  $\hat{C}_X$ . Ensuite, pour chaque complexe  $X$ , les opérations suivantes seront effectuées :

- 1) calcul du vecteur centré :  $X - \hat{m}$
- 2) calcul des  $k$  premières coordonnées  $z_k$  du vecteur  $x - \hat{m}$  dans la base  $(U_1, \dots, U_n)$

$z^T = M(x - \hat{m})$  ( $z$  est le vecteur  $(z_1, z_2, \dots, z_k)^T$ ,  $M$  est la matrice de transformation formée des  $k$  premiers vecteurs de base (en ligne)).

Le calcul en temps réel du vecteur reconstitué :  $\hat{X} = M^T z + \hat{m}$  permet de comparer le vecteur original et le vecteur reconstitué. S'ils sont suffisamment proches, le vecteur  $X$  est mémorisé par ses  $k$  coordonnées  $(z_1 - z_k)$  et sa durée, mais si la différence est trop grande,  $X$  est mémorisé par ses  $n$  coordonnées initiales  $(x_1, \dots, x_n)$ .

## 3. ACQUISITION DES DONNEES

Les signaux d'électrocardiogramme sont obtenus à partir de cassettes magnétiques de holter. Une seule dérivation a été traitée. Les signaux sont échantillonnés à 200 Hz avec 12 bits de précision. Ces 12 bits ne sont pas nécessaires pour la dynamique de l'ECG lui-même mais ils permettent de supporter des variations de la ligne de base en plus de la dynamique de l'ECG.

## 4. RESULTATS DE LA METHODE DE KL APPLIQUEE A L'ECG

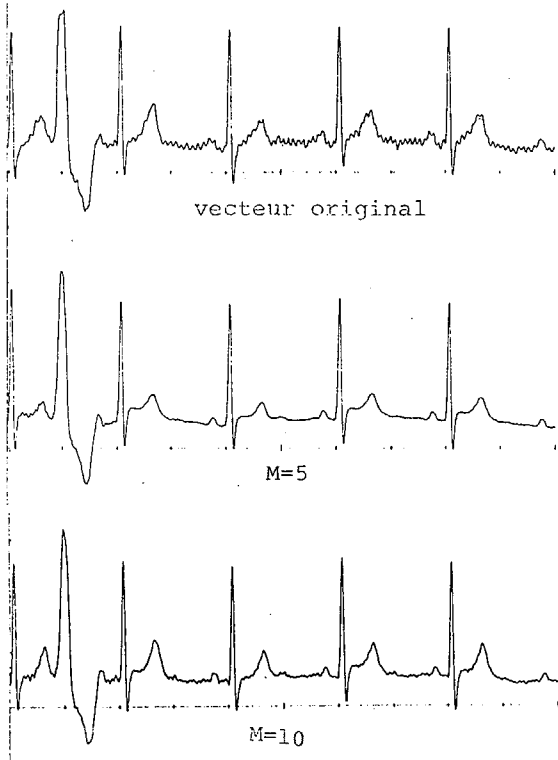
La base optimale est calculée à partir de 200 vecteurs complexes ECG pendant la phase d'apprentissage. L'erreur relative normalisée  $er$  :

$$er = \frac{(X - \hat{X})^T (X - \hat{X})}{X^T X}$$

ainsi que l'erreur maximale relative sont

calculées pour chaque complexe et pour différentes valeurs de k.

Pour k=20 er<2% pour 3 personnes testées.



5. IMPLANTATION SUR MICROPROCESSEUR

La méthode est en cours d'implantation sur le processeur de signaux : TMS 320 C 10 (Texas).

5.1. PHASE D'APPRENTISSAGE.

Les vecteurs de la base ( $U_1, \dots, U_n$ ) sont calculés à partir des complexes cardiaques de la phase d'apprentissage (au moins 200 complexes.)

La matrice de covariance  $C_x$  et la moyenne sont estimées par :

$$\hat{m} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$$

$$\hat{C}_x = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - m)(x_i - m)^T$$

avec  $N = 200$ .

Puis les k valeurs propres les plus grandes ainsi que les vecteurs propres correspondants sont calculés ( $k \geq 20$ ). Les calculs sont faits en virgule flottante sur 32 bits (16 de mantisse, 16 d'exposant). Les programmes de calcul d'addition, soustraction, division, multiplication en virgule flottante sur TMS 32010 demandent respectivement 19  $\mu$  s, 19  $\mu$  s, 13  $\mu$  s, 11  $\mu$  s. Les calculs de la base demandent moins de 20 min sur le TMS.

5.2. PRETRAITEMENT ET TRANSFORMATION DE KARHUNEN LOEVE

Le prétraitement et la transformation de KL sont facilement réalisables sur TMS 320 10 en temps réel. Le programme calcule les k coordonnées  $\hat{z}_i$  de X, les enregistre en RAM, calcule  $\hat{x}$  et les erreurs relatives. Le calcul direct (ou inverse) de la transformation de KL demande 13,5 ms. Le système a besoin de 4000 mots de mémoire pour mémoriser 20 vecteurs de base. Le TMS 320 n'est pas surchargé et peut être

utilisé pour d'autres tâches (reconnaissance de forme, par exemple). Pour enregistrer 24h. d'ECG avec cette méthode, il faut un espace mémoire de 1,8 Mbyte.

6. CONCLUSION

Les résultats que nous avons présentés ici montrent que la méthode de compression par transformation de Karhunen Loeve peut être utilisée après une phase d'apprentissage avec les résultats suivants : une erreur quadratique relative inférieure à 2% et un débit de 170 bs.

REFERENCES

1. N. AHMED, P.J. MILNE, S.G. HARRIS  
Electrocardiographic data compression via orthogonal transforms  
IEE transactions on biomedical engineering, vol.BME-22,N°6, Nov. 75
2. C.A. ANDREWS, J.M. DAVIES, G.R. SCHWARZ  
Adaptative data compression  
Proc. of IEEE, vol.55, March 1967
3. J. FRADEN, M.R. NEUMAN  
QRS wave detection  
Med. & Biol. Eng. & Comput., 1980, 18 125-132
4. W.S. KUKLINSKI  
Fast Walsh transform data compression algorithm : ecg applications  
Med. & Biol. Eng. & Comput 1983, 21, 465-472
5. M. KUNT, A. LIGTENBERG  
Preprocessing of electrocardiograms by digital techniques  
Signal Processing 4 (1982) 215-222
6. A. LIGTENBERG, M. KUNT  
A robust-digital QRS detection algorithm for arrhythmia monitoring  
Computers and Biomedical Research, 16 273-286 (1983)
7. M. SHRIDAR, M.F. STEVENS  
Analysis of ecg data for data compression  
Int. J. Biomedical Computing (10) 1979 113-128
8. P. VARY  
Digital E.K.G. triggerung ohne multiplikationen  
Elektronik, vol.10, 1980, 61-66
9. M.E. WOMBLE & al.  
Data compression for storing ECG's VCG's  
Proceedings of the IEEE, vol.65, N°5, May 1977

