

HUITIEME COLLOQUE SUR LE TRAITEMENT DU SIGNAL ET SES APPLICATIONS

NICE du 1^{er} au 5 JUIN 1981

PRESENTATION DE METHODES DE RECONNAISSANCE DES SIGNAUX D'ELECTROMYOGRAPHIE

AGNIER J.M. *, ROUVRAIS B. **, COATRIEUX J.L. **,
ARQUES P.-Y. **, LE BARS R. ***.

* L.A.M.I.T.I. - CUMANA - Vénézuéla

** Laboratoire Traitement du Signal - UNIVERSITE DE RENNES - CAMPUS DE BEAULIEU 35042 - RENNES CEDEX

*** Laboratoire de Physiologie - U.E.R "MEDICALES" Avenue du Professeur Léon Bernard 35000 - RENNES VILLEJEAN

RESUME

On présente deux méthodes de reconnaissance des signaux recueillis lors d'une faible contraction musculaire volontaire, isolés suivant des critères de seuils d'amplitude et de durée.

Dans la première méthode, les classes de signaux identiques sont obtenues par comparaison du coefficient d'intercorrélation temporel normé maximal à un seuil variable. Le critère de reconnaissance proposé impose que la relation de similitude entre deux signaux soit transitive.

Dans la seconde méthode, chaque signal est caractérisé par ses extrémums relatifs. Le critère de reconnaissance est construit sur la comparaison entre le nombre maximal d'extrémums superposables et la somme des nombres d'extrémums des deux signaux.

SUMMARY

We present two methods of recognition of signals recorded during a voluntary low muscular contraction, and isolated by means of duration and amplitude thresholds.

In the first method, the classes of identical signals are obtained by comparison of the coefficient of maximum normalized temporal intercorrelation with a variable threshold. The proposed recognition criterion force the similitude relation between two signals to be transitive.

In the second method, each signal is characterized by its relative extrema. The recognition criterion is built on the comparison between the maximum number of superposable extrema and the sum of the numbers of extrema of the two signals.



1 - INTRODUCTION

Les traitements de type reconnaissance de forme, considérés dans cet article, sont appliqués à des signaux électromyographiques ; ils ont pour objectif de sélectionner, pour chacune des unités motrices intervenant dans le processus musculaire (et traduite par une suite de signaux élémentaires identiques), le signal élémentaire (appelé potentiel d'action) représentatif. L'ensemble est peu bruité, mais les divers signaux élémentaires peuvent se superposer partiellement ou même totalement. La reconnaissance de ces potentiels d'action permet, d'une part, l'estimation de divers paramètres de laquelle on peut déduire une classification des atteintes neuromusculaires. Elle permet, d'autre part, la réalisation de filtrages adaptés pour la détection en temps réel et l'estimation des dates d'apparition (ou des intervalles de séparation) des potentiels d'action d'une même unité motrice [1].

2 - MODELISATION DU SIGNAL

Lors d'une contraction musculaire, volontaire, faible et constante, on observe, sur un intervalle de temps $[0, T]$, un signal que l'on considère [2] comme une réalisation d'un processus aléatoire $X(t)$ de la forme

$$X(t) = \sum_{j=1}^N \sum_{i=0}^{N_j} h_j(t - t_{ji}) .$$

N est le nombre d'unités motrices intervenant. La fonction $h_j(t)$, $\forall j \in \{1, \dots, N\}$, représente le potentiel d'action de la $j^{\text{ème}}$ unité motrice ; $h_j(t)$ est de durée finie L_j ; les L_j sont inférieures ou égales à la durée maximale L d'un potentiel d'action. La quantité $N_j + 1$ est le nombre de potentiels d'action engendrés par la $j^{\text{ème}}$ unité motrice et la suite $t_{j0}, \dots, t_{ji}, \dots, t_{jN_j}$ est formée par leurs dates d'apparition sur l'intervalle $[0, T]$. Les instants t_{ji} sont tels que, $\forall i \in \{1, N_j\}$, $(t_{j,i} - t_{j,i-1}) > L_j$. La suite des $t_{j,i}$, pour j donné, qui constitue le message transmis par le motoneurone de la $j^{\text{ème}}$ unité motrice, est une réalisation d'un processus ponctuel aléatoire. Certains auteurs indiquent que (mais l'on a choisi de ne pas utiliser ce résultat dans la suite) les intervalles entre événements successifs sont indépendants et suivent une loi normale tronquée [3]. Les N processus ponctuels intervenant sont indépendants.

On fait subir au signal $X(t)$ un prétraitement destiné à isoler les différents intervalles temporels susceptibles de contenir des potentiels d'action. Il consiste à extraire, de $X(t)$, un ensemble de K signaux partiels $X_k(t)$, $k \in \{1, \dots, K\}$, à supports non forcément

égaux mais bornés par la quantité L ; il est réalisé par comparaison de $X(t)$ à deux seuils de hauteurs, l'un, S_1 (détectant la présence des signaux partiels), l'autre, $S_2 \ll S_1$ (déterminant les supports des signaux partiels), selon la procédure suivante :

ℓ étant une quantité donnée inférieure à L , on fait correspondre à tout t' tel que $|X(t')| > S_1$ un signal partiel $X_j(t)$ de dates initiale t'_m et finale t'_M définies par :

$$t'_m = \sup \{t : t < t' , \sup_{t \leq u \leq t+\ell} |x(u)| < S_2\} ,$$

$$t'_M = \inf \{t : t > t' , \sup_{t-\ell \leq u \leq t} |x(u)| < S_2\} ;$$

si $(t'_M - t'_m) > L$, le signal partiel est, d'après les hypothèses, forcément constitué de plusieurs signaux élémentaires (potentiels d'action) et n'est pas utilisé dans la procédure de reconnaissance. Les signaux partiels $X_j(t)$ sont donc de support inférieur ou égal à L .

Les signaux partiels sont discrétisés par échantillonnage de période $\theta < \ell$: on obtient K signaux partiels discrets $X_k(j)$ dont le support (ensemble des valeurs de j) est contenu dans l'intervalle $[0, L/\theta]$ en ramenant tous les débuts de signaux en 0.

3 - RECONNAISSANCE PAR INTERCORRELATION ET TRANSITIVITE

A chaque signal partiel $X_k(j)$ on fait correspondre son énergie temporelle :

$$\Gamma_{kk}(0) = \sum_{j=0}^{L/\theta} X_k^2(j) .$$

A chaque couple (X_k, X_ℓ) de signaux partiels, $\forall k, \ell \in \{1, \dots, K\}$, dont la fonction d'intercorrélacion temporelle discrète est

$$\Gamma_{k\ell}(i) = \sum_{j=-L/\theta}^{2L/\theta} X_k(j) X_\ell(j-i) , \quad i \in \{-\frac{L}{\theta}, \dots, \frac{L}{\theta}\} ,$$

on fait correspondre le coefficient d'intercorrélacion temporel normé maximal :

$$c_{k\ell} = \frac{\sup_{i \in \{-\frac{L}{\theta}, \dots, \frac{L}{\theta}\}} \Gamma_{k\ell}(i)}{[\Gamma_{kk}(0) \Gamma_{\ell\ell}(0)]^{1/2}} .$$

En particulier, $\forall k$, $c_{kk} = 1$.

La quantité

$$\sup_{i \in \{-\frac{L}{\theta}, \dots, \frac{L}{\theta}\}} \Gamma_{k\ell}(i)$$

peut encore être interprétée de deux manières autres : c'est d'une part la valeur maximale de la sortie du filtre adapté à X_k attaqué par X_ℓ ; d'autre part, le translaté du signal X_ℓ pour lequel le sup est atteint,

PRESENTATION DE METHODES DE RECONNAISSANCE DES SIGNAUX D'ELECTROMYOGRAPHIE

est aussi celui qui rend minimale la distance euclidienne entre X_k et tous les translatés de X_ℓ .

Deux signaux partiels X_{k_1} et X_{k_2} sont dits semblables et, plus généralement, n signaux partiels X_{k_1}, \dots, X_{k_n} (avec $n \geq 3$) sont dits globalement semblables si, μ_0 étant une quantité réelle positive donnée a priori, inférieure à 1, il existe une valeur $\mu \in [\mu_0, 1]$, telle que (n donné ≥ 2) :

$$\forall k, \ell \in \{k_1, \dots, k_n\}, c_{k\ell} \geq \mu \text{ et } \mu \leq \left[\frac{\Gamma_{kk}}{\Gamma_{\ell\ell}} \right]^{1/2} \leq \frac{1}{\mu} .$$

Dans la définition précédente les deux relations doivent être vérifiées pour tous les couples prélevés dans X_{k_1}, \dots, X_{k_n} , c'est-à-dire que la similitude globale de n signaux ($n \geq 3$) implique la transitivité de la relation de similitude entre deux signaux. La contrainte introduite par la transitivité, pour l'obtention de la similitude globale, semble, en présence de perturbations sur des signaux initialement identiques, d'autant plus difficile à satisfaire que le nombre de signaux impliqués est plus grand. On pourrait envisager de considérer, pour compenser ce fait, que μ_0 est une fonction décroissante de n. On se bornera à considérer que μ_0 est constant quelque soit n sauf pour $n=2$ où l'on exigera une valeur de μ plus proche de 1.

La mise en oeuvre de ce critère se fait de la façon suivante :

- on fait croître μ , de manière discrète de μ_0 à 1.
- pour chaque valeur de μ , l'ensemble de signaux partiels considéré est celui correspondant à la valeur précédente duquel on a enlevé les signaux qui ne sont semblables à aucun autre et les sous-ensembles de signaux globalement semblables. Pour μ_0 , l'ensemble de signaux partiels considéré est $\{X_k : k \in \{1, \dots, K\}\}$.
- en μ donné, on extrait de l'ensemble de signaux partiels considéré les sous-ensembles de signaux liés par similitude : tout signal partiel appartenant à un tel sous-ensemble est semblable à au moins un autre signal partiel appartenant à ce sous-ensemble. Un tel sous-ensemble est alors un sous-ensemble de signaux partiels globalement semblables ou non.
- tout sous-ensemble constitué de signaux partiels globalement semblables est considéré comme une classe de signaux identiques (mêmes potentiels d'action issus d'une seule unité motrice). Une paire de signaux semblables ne constitue une classe de deux signaux identiques que si la similitude (vraie pour μ_0) est encore vraie pour la valeur μ'_0 de μ telle que $\mu'_0 = \sup \left\{ \mu_M, \frac{\mu_0 + 1}{2} \right\}$ où μ_M est la valeur de μ engendrant la dernière classe de signaux identiques de cardinal strictement supérieur à 2. Ces classes de signaux

partiels identiques, ainsi que les signaux partiels qui ne sont semblables à aucun autre seront retirés de l'ensemble des signaux partiels considéré à cette valeur de μ , pour constituer l'ensemble des signaux partiels considéré à la valeur suivante de μ ; ou encore l'ensemble des signaux partiels considéré pour une valeur de μ supérieure à μ_0 , est la réunion des sous-ensembles de signaux liés par similitude pour la valeur de μ précédente, sous-ensembles qui ne sont pas des classes de signaux partiels identiques.

Le représentant finalement choisi pour une classe de signaux partiels identiques est le signal de durée minimale.

L'adaptation de la méthode au problème pratique se fait au moyen des divers paramètres : $L, \ell, \theta, S_1, S_2, \mu_0$.

4 - RECONNAISSANCE PAR UTILISATION DES EXTREMUMS RELATIFS

Chaque signal partiel $X_k(j)$ est caractérisé par ses extrémums relatifs : on lui fait correspondre la suite $(a_{k,1}, d_{k,1}, a_{k,2}, d_{k,2}, \dots, d_{k,N_k-1}, a_{k,N_k})$ où $a_{k,i}$ est l'amplitude du $i^{\text{ème}}$ extrémum et $d_{k,i}$ l'intervalle séparant les $i^{\text{ème}}$ et $(i+1)^{\text{ème}}$ extrémums. Le premier et le dernier extrémum sont par convention les points du signal partiel correspondant aux dates initiale t_m et finale t'_m et dont l'amplitude est considérée comme nulle : $a_{k,1} = a_{k,N_k} = 0$. Afin d'éliminer les perturbations locales, pour qu'un point puisse être considéré comme $(i+1)^{\text{ème}}$ extrémum, il doit satisfaire :

$$\forall i \in \{1, \dots, N_k - 2\}, |a_{k,i+1} - a_{k,i}| > a ,$$

où a est une quantité positive donnée ; en outre le $(N_k - 1)^{\text{ème}}$ extrémum doit satisfaire la même inégalité avec le $N_k^{\text{ème}}$ extrémum a_{k,N_k} .

A chaque couple (X_k, X_ℓ) de signaux partiels, $\forall k, \ell \in \{1, \dots, K\}$, on fait correspondre un "coefficient de similitude" :

$$\beta_{k\ell} = \frac{2N}{N_k + N_\ell - 4}$$

- où N_k et N_ℓ sont les nombres d'extrémums relatifs des signaux partiels X_k et X_ℓ ;
- où N est le nombre, maximal lorsque j varie de $(-N_k + 3)$ à $(N_\ell - 3)$, d'indices i adjacents, lorsque i varie de 1 à $N_k - 2$, tels que soit satisfait le couple d'inégalités (η et ϵ sont des quantités positives données) :

$$\left\{ \begin{array}{l} \sum_{p=0}^2 [a_{k,i+p} - a_{\ell,i+p+j}]^2 < \eta \\ \sum_{p=0}^1 |d_{k,i+p} - d_{\ell,i+p+j}| < \epsilon \end{array} \right. .$$



On a $0 \leq \beta_{k\ell} \leq 1$, la valeur minimale de N étant 0, et sa valeur maximale $N_k - 2$ lorsque $N_k = N_\ell$ (pour $j = 0$).

Cette méthode peut être interprétée comme la recherche d'une similitude entre des signaux associés aux X_k et constitués par une succession de segments d'extrémités les extrémums relatifs extraits du signal partiel.

La mise en oeuvre de ce critère se fait de la façon suivante :

- on suppose l'ensemble des signaux partiels $\{X_1, \dots, X_K\}$ ordonné selon les énergies décroissantes :

$$k < \ell \Rightarrow \Gamma_{kk}(0) \geq \Gamma_{\ell\ell}(0) .$$

- en faisant varier k de 1 à K , on construit successivement les sous-ensembles $P_k : \forall \ell > k, X_\ell \in P_k$ si et seulement si, α et λ étant deux nombres positifs donnés inférieurs à 1 :

$$\frac{\Gamma_{\ell\ell}(0)}{\Gamma_{kk}(0)} > \alpha^2 \quad , \quad \beta_{k\ell} \geq \lambda .$$

- on réunit sous forme d'une classe unique, tous les sous-ensembles P_k ayant au moins un élément en commun, et l'on ne conserve que les classes (ou sous-ensembles) comportant au moins deux éléments.

- les sous-ensembles subsistant sont disjoints et sont considérés comme constitués de signaux partiels identiques.

Le représentant finalement choisi pour une classe de signaux partiels identiques est le signal de durée minimale.

L'adaptation de la méthode au problème pratique se fait au moyen des divers paramètres : $L, \ell, \theta, S_1, S_2, a, \eta, \varepsilon, \alpha, \lambda$. Ils sont actuellement choisis empiriquement. On cherche pour l'avenir à les obtenir à l'issue d'une procédure par exemple de type "balayage" dans le même esprit que la première méthode.

5 - EXEMPLES

Les deux méthodes précédentes ont été appliquées à un certain nombre de réalisations de signaux électromyographiques. On en présente deux exemples ci-dessous (figures 1 et 2).

6 - CONCLUSION

Les méthodes empiriques précédentes semblent permettre une classification efficace des signaux représentant les potentiels d'action avec une information a priori faible. On a pu constater cependant divers types d'erreurs : ainsi pour la première méthode les poten-

tiels d'action d'une même unité motrice peuvent apparaître dans deux classes distinctes (cf. figure 1, potentiels 3 et 13) ; de même pour la seconde méthode les classes peuvent être incomplètes (cf. figure 2, classes (1, 4, 8) et (2, 5, 15, 9)).

Le choix entre les deux méthodes peut être guidé par le type d'application envisagée. La première méthode peut s'implanter facilement sur processeur temps réel spécialisé et fournir une estimation des dates d'apparition des signaux d'une même unité motrice. Sa mise en oeuvre sur miniordinateur nécessite des temps de calcul très largement supérieurs à ceux de la seconde méthode, laquelle permet de répondre aux contraintes médicales. Par ailleurs, l'estimation des paramètres nécessaires à une classification ultérieure des atteintes neuromusculaires est facilement obtenue à partir de la description simplifiée du signal.

Une systématisation de ces méthodes pourrait passer par leur étude lorsque croît le nombre de potentiels d'action ou le nombre total de signaux, ou lorsque se superpose du bruit parasite, et par une recherche de l'adaptation des paramètres des modèles aux cas considérés.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] P.-Y. ARQUES : Décisions en traitement du signal. MASSON, Paris, 1979.
- [2] A. BLINOWSKA, J. VERROUST, G. CANNET : The determination of motor units characteristics from the low frequency electromyographic power spectra. *EMG Clin. Neurophysiol.*, 1978, 19/3, pp. 281-290.
- [3] H.-P. CLAMANN : Statistical analysis of motor unit firing patterns in a human skeletal muscle. *Biophys. J.*, 1969, 9, pp. 1233-1251.

PRESENTATION DE METHODES DE RECONNAISSANCE DES SIGNAUX D'ELECTROMYOGRAPHIE

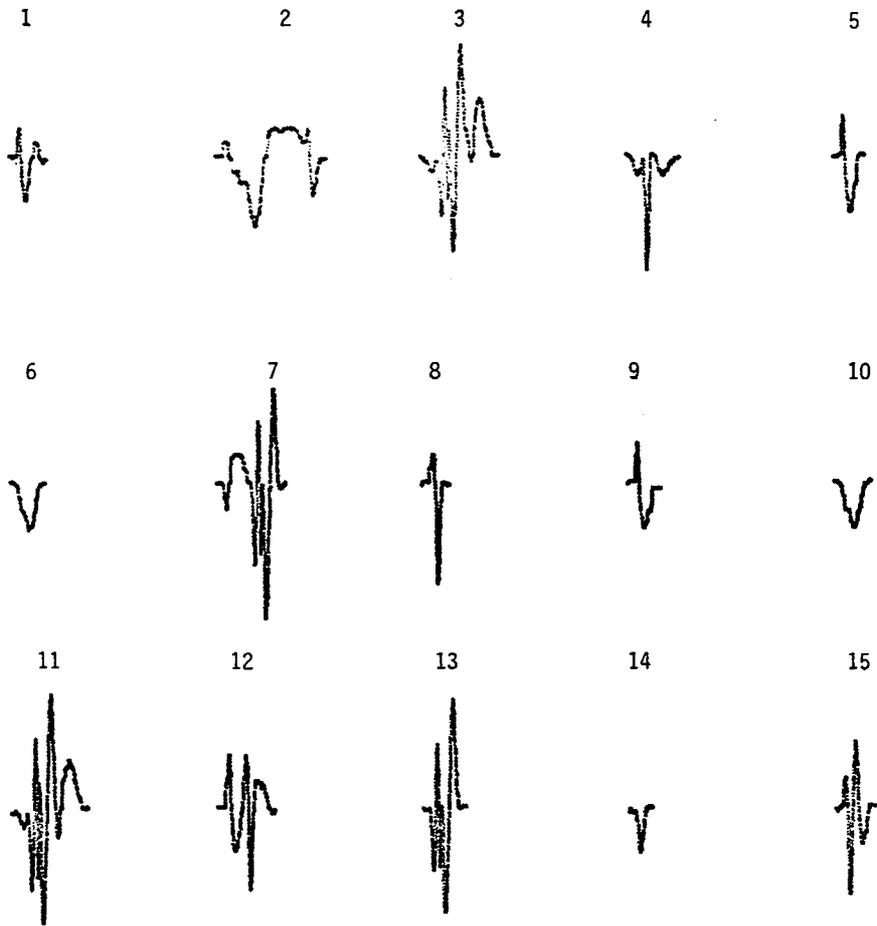
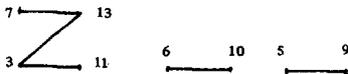


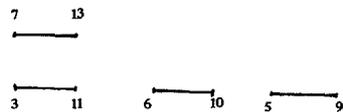
FIGURE 1

METHODE 1

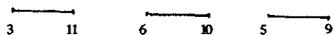
$\mu = 0,85$



$\mu = 0,86$



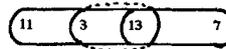
$\mu'_0 = 0,92$



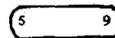
classe (3,11) classe (6,10) classe (5,9)

représentants (5,6,11)

METHODE 2



classe (3,7,11,13)



classe (5,9)



classe (6,10)

représentants (5,6,13)

Valeurs des paramètres

$L = 20 \text{ ms} , \quad \lambda = 1 \text{ ms} , \quad \theta = 60 \text{ } \mu\text{s}$

$S_1 = \frac{\sup_{t \in [0, T]} |X(t)|}{5} , \quad S_2 = \frac{S_1}{5} , \quad a = 2S_2$

$n = 3a^2 , \quad \epsilon = 4\theta , \quad \alpha = 0,85 , \quad \mu_0 = 0,85 , \quad \lambda = 0,5$



PRESENTATION DE METHODES DE RECONNAISSANCE DES SIGNAUX D'ELECTROMYOGRAPHIE

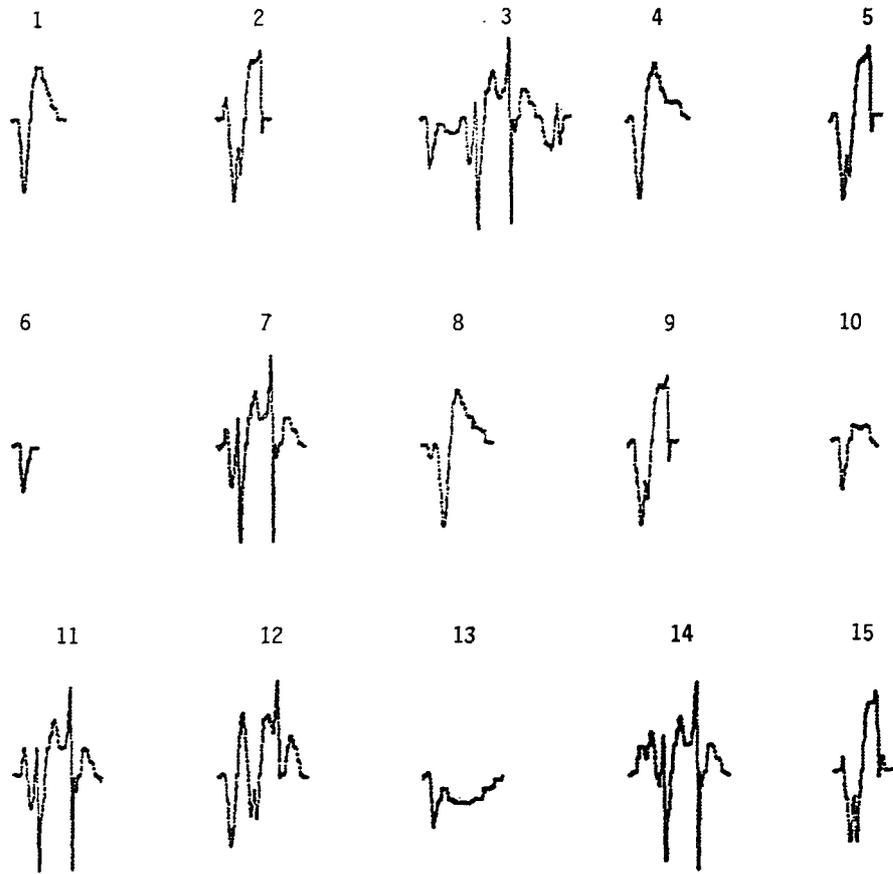
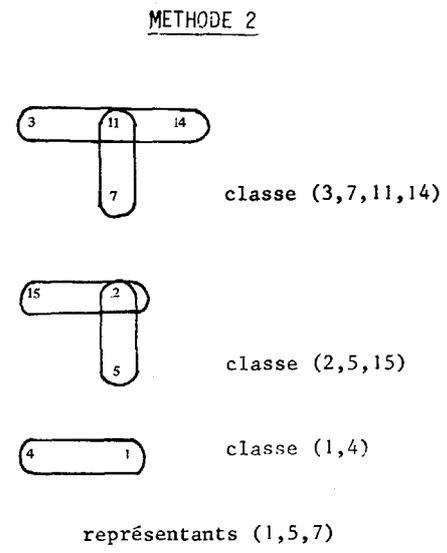
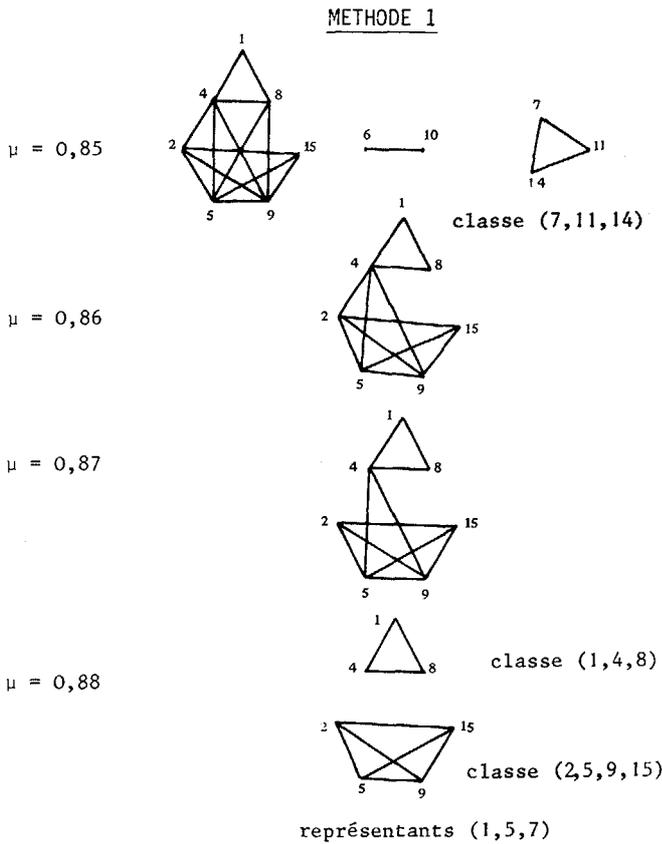


FIGURE 2



Valeurs des paramètres

$L = 20 \text{ ms} , \quad \ell = 1 \text{ ms} , \quad \theta = 60 \text{ } \mu\text{s}$

$$S_1 = \frac{\sup_{t \in [0, T]} |X(t)|}{5} , \quad S_2 = \frac{S_1}{5} , \quad a = 2S_2$$

$$\eta = 3a^2 , \quad \epsilon = 4\theta , \quad \alpha = 0,85 , \quad \mu_0 = 0,85 , \quad \lambda = 0,5$$