

# COLLOQUE NATIONAL SUR LE TRAITEMENT DU SIGNAL ET SES APPLICATIONS

NICE du 16 au 21 JUIN 75



METHODES ET SYSTEMES POUR LE TRAITEMENT DES SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES

DE COSNAC <sup>\*</sup>, GARIOD, MAX, MONGE <sup>\*\*</sup>

<sup>\*</sup> Centre d'Etudes Nucléaires de Saclay, S.E.S., B.P.2, 91190 GIF-sur-YVETTE

<sup>\*\*</sup> Centre d'Etudes Nucléaires de Grenoble, LETI/MCTE, BP 85 Centre de Tri, 38041 GRENOBLE CEDEX

## RESUME

Cette note est un aperçu d'ensemble sur le traitement des signaux physiologiques.

Après une introduction sur les électrodes et leurs limitations, un rappel succinct expose la nature physiologique des principaux signaux.

Sous forme d'applications aux domaines de la magnéto-cardiographie, de l'électroencéphalographie, de la cardiographie, de l'électronystagmographie, différentes méthodes (moyennage de signaux, analyse spectrale analyse morphologique de courbes) sont évoquées.

Quant aux moyens de traitement (instruments autonomes et systèmes programmés), ils sont présentés par des exemples d'application (rhéographie et système général Plurimat'S.)

En conclusion, les méthodes semblent dominées par les analyses morphologiques de courbes et la nécessité d'introduire plus encore la classification statistique.

Pour les instruments, les microprocesseurs feront peut-être leur entrée, alors que les opérateurs spécifiques liés aux calculateurs se développeront à coup sûr.

## SUMMARY

This note is a general survey of the processing of physiological signals.

After an introduction about electrodes and their limitations, we shortly recall the physiological nature of the main signals.

Different methods (signal averaging, spectral analysis, shape morphological analysis) are described as applications to the fields of magnetocardiography, electro-encephalography, cardiography, electronystagmography.

As for processing means (single portable instruments and programmable), they are described through the example of application to rheography and to the Plurimat'S general system.

As a conclusion the methods of signal processing are dominated by the morphological analysis of curves and by the necessity of a more important introduction of the statistical classification.

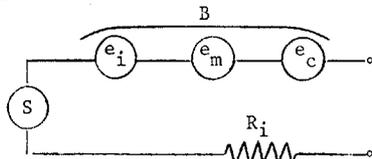
As for the instruments, microprocessors will appear but specific operators linked to computer will certainly grow.

La présente note est destinée à donner un aperçu d'ensemble sur les méthodes et les moyens utilisés pour le traitement des signaux physiologiques. Certains éléments techniques cités sont issus d'études menées par le LETI en collaboration avec des médecins, les autres éléments proviennent en particulier des travaux de MM. CAILLE, DUCIMETIERE, FELDMAN, REMOND (Réf. 1).

### 1-ELECTRODES DE RECUEIL DES SIGNAUX PAR CONTACT -

La mesure des signaux physiologiques est perturbée par des grandeurs parasites dont les principales ont les origines suivantes :

- L'induction électromagnétique ambiante induit une valeur  $e_i$  (50 Hz dominant)
- Les déplacements mécaniques "peau - milieu électrolytique - électrode" génèrent des tensions de perturbation  $e_m$  dont le spectre correspond à celui des déplacements.
- L'évolution de la ddp  $e_c$  due à l'évolution électrochimique du milieu perturbe les composantes T.B.F. du signal.



Chaque domaine physiologique utilise des électrodes adaptées allant d'aiguilles de quelques microns à des bandes de quelques  $cm^2$ .

Les progrès de la microélectronique permettent déjà de placer un préamplificateur intégré contre l'électrode, et, pour accroître la sécurité, de réaliser l'isolation galvanique entre le patient et l'instrument de mesure.

### 2- LES SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES -

L'origine et les valeurs moyennes des principaux signaux sont résumés ci-dessous :

#### 2.1- Origines des signaux physiologiques -

##### \* Le spike -

Une cellule nerveuse ou musculaire au repos possède une différence de potentiel de part et d'autre de sa membrane. Elle correspond à une accumulation de charges négatives à l'intérieur de la cellule, et positives à l'extérieur. Cette différence de potentiel est d'environ -90 mv. Lorsque la membrane est excitée, sa perméabilité aux ions augmente et le potentiel de membrane passe à environ + 40 mv. Ce phénomène de membrane de dépolarisation se propage dans la cellule nerveuse ou la fibre musculaire à une vitesse de 4 à 5 m par seconde. A la dépolarisation fait suite la phase de repolarisation qui ramène la cellule à son potentiel de repos. Le spike est le signal électrique résultant de ce phénomène. Il est recueilli par des électrodes à l'échelon d'une cellule ou plus globalement d'un nerf.

##### \* L'E.E.G. - Electroencéphalogramme -

Les cellules du système nerveux central en activité permanente sont soumises à des cycles de dépolarisation. Ces états de polarisations cellulaires différentes, dans une même région, créent des champs électriques qui sont captés à la surface du cuir chevelu par les électrodes d'E.E.G. Différentes paires d'électrodes interceptent l'interférence des champs électriques du tissu nerveux avec prédominance de l'activité des régions qui leur sont les plus proches.

##### \* E.K.G. - Electrocardiogramme -

L'excitation périodique des fibres musculaires cardiaques prenant naissance dans l'oreillette droite est conduite dans la paroi interventriculaire par le faisceau de His jusqu'à la pointe du cœur. L'onde de dépolarisation ventriculaire débute alors à la pointe du cœur et remonte vers la base. Cet état de dépolarisation différent à un instant donné pour l'ensemble des fibres musculaires, du fait de la vitesse de propagation de l'onde de dépolarisation, crée un dipôle électrique constitué par le centre des charges positives des cellules au repos et le centre des charges négatives des cellules excitées. Ce dipôle établit un champ électrique capté à la surface de la peau par les électrodes d'E.K.G.

##### \* Le M.C.G. - Magnétocardiogramme -

Le champ électrique cardiaque crée dans le milieu biologique conducteur des courants ioniques locaux qui établissent un champ magnétique. Celui-ci est capté à proximité du thorax par un magnétomètre.

##### \* E.M.G. - Electromyogramme -

A la contraction d'un muscle obtenu volontairement ou par stimulation nerveuse ou musculaire, correspond la mise en jeu d'un certain nombre de fibres musculaires qui se dépolarisent puis reviennent à l'état de repos. L'effet global du champ électrique résultant est capté par les électrodes de myographie plantées dans le muscle ou placées à sa surface, et se traduit par un signal de potentiel d'action qui témoigne de l'activité de toutes les unités motrices répondant simultanément.

##### \* E.N.G. - Electronystagogramme -

L'oeil est un système polarisé, sa partie postérieure rétinienne est négative par rapport à sa partie antérieure cornéenne. Le potentiel cornéo-rétinien induit au niveau de la région cranio-faciale antérieure et plus particulièrement des régions péri-orbitaires, un champ électrique inhomogène dont les lignes isopotentielles sont sensiblement symétriques par rapport au plan sagittal de la tête. Les variations de ce champ électrique dues aux déplacements de l'oeil sont recueillies par des électrodes cutanées péri-orbitaires et donnent lieu au signal électro-nystagographique.

##### \* R.H.G. - Rhéogramme -

Les variations périodiques en volume sanguin des artères se traduisent électriquement par des variations d'impédance des régions anatomiques qu'elles traversent. Lorsqu'un champ électrique est établi uniformément, les variations de potentiel recueillies à la surface de la peau par des électrodes sont liées aux variations en volume sanguin des régions qu'elles délimitent. Le signal de périodicité cardiaque constitue le rhéogramme.

##### \* E.R.G. - Electrorétinogramme -

L'activité électrique de la rétine sous l'effet de stimulations lumineuses (monochromatiques) donne lieu à des potentiels d'action qui sont recueillis dans l'examen d'électrorétinographie à la surface du globe oculaire. Le signal caractéristique est l'électrorétinogramme.



METHODES ET SYSTEMES POUR LE TRAITEMENT DES SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES

2.2 Caractéristique des signaux physiologiques

	Spike	E.MG	EEG	EKG	MCG	ENG	RHG	ERG
f.e.m générateur	100 mV	5 mV	onde α 30 à 50 μV β 5 à 10 μV θ 50 μV δ 300 μV	onde P 0,1/0,3 mV QRS 1 à 3 mV T 0,5 à 2 mV moy. 2 mV	$70 \times 10^{-12} \text{ Wb/m}^2$	150 μV		10 μV
							$10^{-1} \text{ à } 10^{-2} \Omega$ sur $40 \Omega$	
Impédance interne du générateur	50K à plusieurs MΩ 200 K moy.	20 K. à 100 K	5K à 20 KΩ moy. 10 KΩ	1 K à 10 KΩ moy. 3 KΩ		5 K à 30 KΩ		99. 100 KΩ
S/B 50 HZ	0,5 à 50 normal 30	normal 30	1 à 100 normal 50	1 à 100 normal 50	$10^{-3}$	2 à 10	$(10^{-3} \Omega)$ de 10 à 100	bruit de fond normal 1
S/B Physiologique			respiration 0,25 à 30 moy. 20				respiration 1 à 10	
S/B Artefacts	électrodes $10^{-1}$		mouvement électrodes $10^{-2}$	mouvement 0,5	mouvement mécanique $10^{-2}$	dérive elec. $10^{-2}$ mouvement paupières $10^{-1}$	mouvement $10^{-2}$	
Bande passante	1 à 15000 Hz	1 à 15000 Hz	α 10 Hz β 20-30 Hz θ 4-7 Hz δ 1-2 Hz  0,3 Hz 50 Hz	P : 0,105 QRS : 0,08  0,8 à 60 Hz	0,8 à 60 Hz	0,002 Hz 10 Hz	0,8 à 10 Hz	1 à 1000 Hz

4-MAGNETOCARDIOGRAPHIE MCG (Exemple de moyenne par accumulation)

L'objectif de l'étude (réf.2) est la recherche d'informations complémentaires à l'EKG.

Le calcul de la moyenne par accumulation permet une extraction facilitée par une bonne synchronisation avec l'EKG.

3-LES METHODES DE TRAITEMENT ET D'ANALYSE DU SIGNAL

- Le traitement du signal dont le but est d'améliorer le rapport signal sur bruit fournit: soit au médecin une information topologique globale utilisable à l'oeil directement, soit au système automatique d'analyse un signal suffisamment dégagé du bruit.

Pratiquement, outre le filtrage classique analogique systématiquement mis en oeuvre, la moyenne par accumulation est quelquefois utilisée.

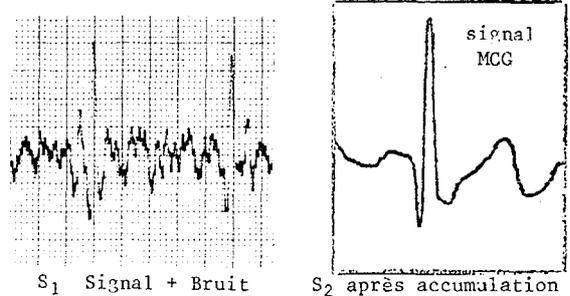
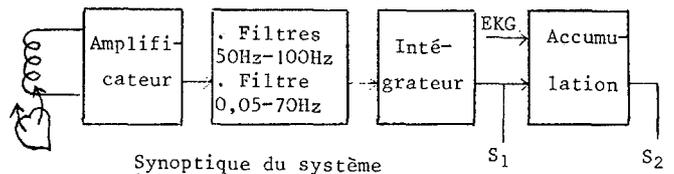
- L'analyse du signal relie généralement certains paramètres du signal aux caractéristiques physiologiques recherchées.

.Le paramétrage des signaux par calculs de cohérence, densité spectrale énergétique, spectre instantané, n'est guère utilisé qu'en EEG et plus en recherche qu'en clinique.

.Le paramétrage morphologique est par contre très employé.

.La reconnaissance de forme par filtrage adapté est rarement envisagée.

- Notons enfin que la classification statistique, principalement au niveau des recherches, est de plus en plus utilisée.



Notons que la principale difficulté a résidé dans l'étude d'un capteur magnétique adapté au milieu clinique normal. Le signal moyen maintenant très utilisable, permet la recherche d'une méthodologie en magnétocardiographie.



5-ANALYSE SPECTRALE DE L'EEG (exemple de traitement direct du signal)

5-1. Mesure de la densité spectrale

La mesure de la densité spectrale de l'EEG est utilisée essentiellement pour évaluer les modifications globales et lentes de l'activité cérébrale.

Par sa définition même la densité spectrale ne peut rendre compte d'une anomalie brève ; au contraire, celle-ci est noyée dans la masse.

Par contre, la densité spectrale de différentes séquences de l'EEG permet de rendre plus évidentes les variations de l'énergie contenue dans les différents rythmes.

Remarquons tout de suite que, pour représenter l'évolution des différents rythmes une analyse fine en fréquence n'est pas nécessaire. De nombreux auteurs partagent l'étendue spectrale de l'EEG (1 à 25 Hz) en 8 à 12 bandes.

Là encore, bien qu'une analyse en bandes aussi larges puisse paraître rudimentaire, elle n'en est pas moins efficace (Mme SAMSON-DREYFUSS, Hopital de ROUEN) et apporte une aide clinique au diagnostic non négligeable.

Bien sûr, la tendance actuelle serait de donner une représentation temps-fréquence de l'EEG ou spectre instantané, et, aussi curieux que cela paraisse, ce qui empêche d'avancer dans ce domaine c'est le problème "trivial" de la présentation des résultats.

Le médecin autant que le physicien, souhaite avoir les résultats globaux sous forme graphique, et les graphiques en perspective cavalière ne sont pas aisés à réaliser automatiquement et à peu de frais.

N'oublions pas que, pour qu'un dispositif de traitement puisse véritablement rendre service, il ne suffit pas qu'il soit dans un hôpital (ou dans plusieurs hôpitaux quand tout est pour le mieux) mais à la portée du praticien. Pour ce qui est des études sur les divers traitements de l'EEG, il faut insister sur la place importante qu'a su acquérir l'équipe des Professeurs MATEČEK, RUBIČEK, KNOR, DEVOS, de la firme SANDOZ-AG à BALE.

Il faut noter le très haut niveau du récent symposium international sur la quantification de l'EEG qui s'est tenu du 1 au 4 Mai 1975 à JONGNY/VEVEY (Suisse).

5-2. Utilisation des paramètres de BO HJORTH

BO HJORTH considère l'EEG comme un signal aléatoire qu'il caractérise par trois grandeurs relativement simples :

Soit  $x(t)$  le signal

$S(\nu)$  sa densité spectrale

BO HJORTH définit

$$\sigma^2 = \frac{1}{T} \int_{t-T}^t (x(t))^2 dt$$

$$\sigma_d^2 = \frac{1}{T} \int_{t-T}^t \left(\frac{dx}{dt}\right)^2 dt$$

$$\sigma_{dd}^2 = \frac{1}{T} \int_{t-T}^t \left(\frac{dx}{dt^2}\right)^2 dt$$

on montre aisément que :

$$\sigma^2 = \int_{-\infty}^{\infty} S(\nu) d\nu = m_0$$

$$\sigma_d^2 = \int_{-\infty}^{\infty} \nu^2 S(\nu) d\nu = m_2$$

$$\sigma_{dd}^2 = \int_{-\infty}^{\infty} \nu^4 S(\nu) d\nu = m_4$$

où  $m_0, m_2, m_4$  sont les moments d'ordre 0, 2, et 4 de la densité spectrale énergétique  $S(\nu)$

à partir de ces 3 grandeurs BO HJORTH définit les paramètres de BO HJORTH

Activité  $A = \sigma^2$

Mobilité  $M = \frac{\sigma_d}{\sigma}$

Complexité  $C = \frac{\frac{\sigma_{dd}^2}{\sigma_d^2} - \frac{\sigma_d^2}{\sigma^2}}{\frac{\sigma_{dd}^2}{\sigma_d^2} + \frac{\sigma_d^2}{\sigma^2}}$

on remarque que la mobilité a la forme mathématique d'un rayon de giration

puisque  $M = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \nu^2 S(\nu) d\nu}{\int_{-\infty}^{\infty} S(\nu) d\nu}$

Les paramètres de BO HJORTH prennent tout leur intérêt si l'on suppose que le signal EEG se présente comme une somme de bouffées d'ondes sinusoidales plus ou moins amorties.

6-ANALYSE DE L'ELECTRONYSTAGMOGRAMME POUR L'EXPLORATION FONCTIONNELLE DE LA FONCTION EQUILIBRATION

(Exemple d'analyse morphologique)

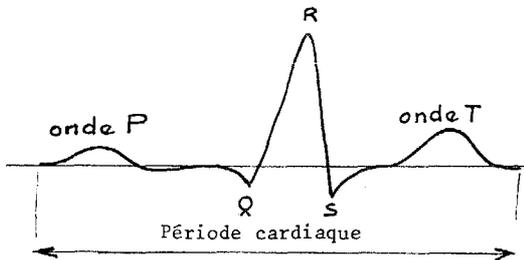
Là encore, ce qui a été fait se prête mal à un formalisme mathématique, la forme de la secousse nystagmique est simple ; une "dent de scie" dont fréquence, amplitude, durée, sont comprises entre deux limites. Mais cette "forme" peut avoir diverses positions dans le plan, et, de plus elle est perturbée par beaucoup de parasites qu'il est impossible d'éliminer par filtrage linéaire. Il a donc fallu utiliser des systèmes non linéaires, essentiellement des systèmes à seuils (haut et bas). La pente de la partie lente de la dent de scie comporte une information importante pour le médecin ORL, mais cette pente ne peut être mesurée par les méthodes habituelles (dérivation), là encore il a fallu adopter des méthodes inusitées, adaptées à la forme du signal.



Les résultats ont été très positifs et ont permis de déterminer les paramètres significatifs de la secousse nystagmique, de calculer automatiquement ces paramètres, rendant ainsi beaucoup plus facile l'usage clinique de l'électronystagmographie. Malheureusement, l'état actuel des théories non linéaires ne permet pas encore de formaliser d'une manière commode ce type de problème.

#### 7-ANALYSE AUTOMATIQUE DE L'E.K.G. (exemple d'analyse morphologique)

Le paramétrage des EKG (reconnaissance des complexes rapides Q.R.S. et des ondes T et P) a fait l'objet d'un nombre important de travaux tendant à fournir au médecin des éléments de diagnostic par des méthodes automatiques.



Après un lissage des signaux pour éliminer les parasites induits, les algorithmes utilisent les valeurs des seuils d'amplitude, des durées, des dérivées premières. Seule la détermination de l'onde P nécessite un traitement par filtrage adapté (intercorrélation entre une branche de sinusoïde comprise entre la fin de l'onde T et le début de Q.R.S., et la branche du signal correspondant à cet espace) (réf. 4).

Notons que le diagnostic automatique utilisant ces paramétrages pour aboutir à un classement "normal-anormal" donne comparativement (réf. 5) aux diagnostics directs portant sur 260 cas, 2 % de faux anormaux, 3 % de faux normaux, donc un total correct de 95 % pour une population comportant une majorité de sujets anormaux.

#### 8- MOYENS INSTRUMENTAUX DE TRAITEMENT -

Les moyens instrumentaux de traitement et d'analyse du signal (nous ne considérons pas ici les centres de calcul) sont très variables selon qu'ils sont destinés à la recherche ou la clinique.

Les uns sont caractérisés par la souplesse et l'élargissement de leurs possibilités, les autres par la simplicité et sûreté de leur emploi.

Essayons d'envisager l'évolution technologique de ces instruments.

##### 8.1- Instruments autonomes simples pour la clinique Exemple : Irrigraphe (Réf. 6)

L'irrigraphe utilise des signaux rhéographiques (R.H.G.). Après l'évaluation des paramètres R,  $\Delta R$ , T sur le segment étudié (résistance électrique, amplitude des variations de résistance fonction de l'irrigation, période cardiaque), il calcule sur demande de l'opérateur, par une technique analogique un indice d'irrigation

$$I = \frac{K \Delta R}{R^1, 3T}$$

Un autre exemple pourrait inclure les différents instruments utilisés en Electronystagmographie (amplificateurs corrigeant les dérives d'électrodes, pentemètres, cumulomètre)

On pense immédiatement à ce que pourraient être dans l'avenir ces types d'instruments avec l'avènement des microprocesseurs intégrés ... mais sans oublier dans le domaine clinique que l'évolution ne doit pas se faire au détriment de la sûreté de fonctionnement ou du coût.

Dans ce domaine des instruments autonomes, il faut ajouter que le paramétrage morphologique est très utilisé et que des circuits analogiques ont fait leur preuve et rendent la vie difficile au microprocesseur, ce qui est le cas en monitoring simple de surveillance.

La majorité des instruments médicaux bénéficieront des améliorations des composants intégrés électroniques sans pour cela que la complexité de ceux-ci aille jusqu'à celle des microprocesseurs.

##### 8.2- Instruments programmés de traitement des signaux -

Une concurrence certaine est faite aux centres de calcul par l'augmentation de la puissance des miniordinateurs associés à des opérateurs spécifiques de traitement du signal.

Il existe par exemple des systèmes spécifiques tels que SYSCOMORAN (SNIAS Aquitaine) pour le cathétérisme cardiaque ou des systèmes plus généraux tels que PLURIMAT'S (Intertechnique) munis d'opérateurs spécifiques fonctionnant pour les signaux en périphériques de l'unité centrale.

##### Opérateurs spécifiques (Exemple du Plurimat'S)

- a) Corrélation . 4 cellules de 128 points de corrélation peuvent être combinées pour calculer sur 2 voies de mesure X et Y échantillonnées à 1 MHz.
- L'auto corrélation  $C_{xx}$  ou  $C_{yy}$  d'un signal 512 points
  - L'inter corrélation  $C_{xy}$  asymétrique de 2 signaux 512 pts
  - L'inter corrélation  $C_{yx}$  symétrique de 2 signaux 512 pts
  - $C_{xx}$  123 points,  $C_{yy}$  123 points
  - $C_{yx}$  256 points
  - L'intercorrélolation normée

$$\gamma_{xy} = \frac{C_{yx}}{\sqrt{C_{xx} C_{yy}}}$$

- La fonction de cohérence

$$|\gamma_{xy}| = \frac{S_{xy}}{\sqrt{S_{xx} S_{yy}}}$$

##### b) Transformateur de Fourier

Résumons les performances en indiquant que la transformée de Fourier sur 1024 points réels ou 512 points complexes s'effectue jusqu'à des fréquences d'échantillonnage de l'ordre de 50 KHz.

##### c) Opérateur de reconnaissance de forme pour l'analyse des potentiels d'action (Réf. 7)

L'évolution prévisible des instruments programmés ira à coup sûr vers la création d'opérateurs spécifiques de plus en plus spécialisés, citons l'opérateur qui suit comme exemple.

Cette étude consiste en la mise au point d'un opérateur permettant de reconnaître et de classer des potentiels d'action émis par les neurones et recueillis par une micro-électrode implantée, placée dans le milieu extracellulaire.

Les formes attendues des potentiels d'action sont de type mono et biphasique à déclenchement positif ou négatif. Chaque type est stable dans sa structure :

- la figure 1 donne la forme des potentiels d'action dans chaque type,
- la figure 2 donne un exemple d'enregistrement où on peut noter des potentiels d'action monophasiques et biphasiques dans leur environnement.

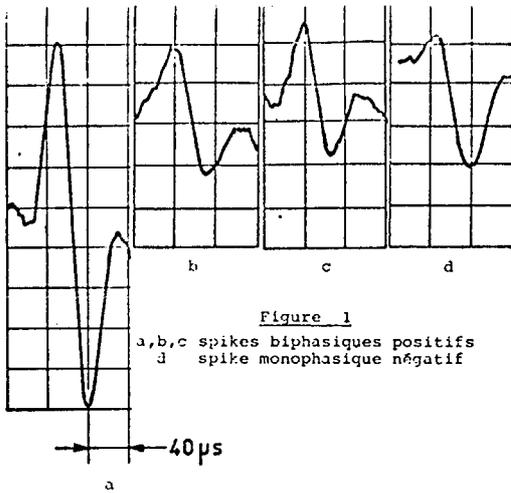


Figure 1

a,b,c spikes biphasiques positifs  
d spike monophasique négatif

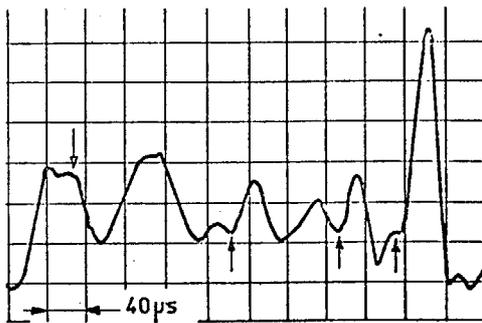


Figure 2

Lorsque l'on examine ces enregistrements à l'oeil, on s'aperçoit que celui-ci les découvre d'après les critères suivants :

- < P.A. monophasique + >  $\equiv$  < monotonie croissante >  $\oplus$  < monotonie décroissante >
- < P.A. biphasique - >  $\equiv$  < monotonie décroissante >  $\oplus$  < monotonie croissante >
- $\oplus$  < monotonie décroissante >
- monotonie croissante ou décroissante  $\equiv$  fragment de signal croissant ou décroissant
- $\oplus$   $\equiv$  opérateur de concaténation

D'autre part, l'oeil élimine les monotonies caractérisées par une durée (T) et une amplitude (A) qui ne sont pas comprises dans un certain intervalle.

Le principe de l'opérateur que nous avons réalisé suit ces principes de classification : il échantillonne le signal, cherche les monotonies successives.

L'analyse de la suite des monotonies validés suivant les principes énoncés précédemment permet de déterminer les potentiels d'action mono et biphasiques à déclenchement positif et négatif.

Connaissant les caractères descriptifs de chaque potentiel d'action, il est possible de déterminer des classements plus fins en sous classes par la méthode de nuées dynamiques par exemple.

d) Opérateur reconfigurable adapté au traitement du signal

L'évolution des opérateurs destinés aux systèmes programmés utilisés en recherche ira probablement vers la création d'opérateur reconfigurable (Réf.8) qui pourrait successivement réaliser les fonctions non limitatives suivantes :

- Filtre numérique linéaire du second ordre (fréquence d'échantillonnage 144 KHz)
- Filtre linéaire du 8ème ordre (fréquence d'échantillonnage 41 KHz)
- Transformée de Fourier rapide (1024 points complexes dans un temps  $t = 37,2 \text{ msec} + 2,8 d$ ) (d = nombre de cadrages effectués)
- etc ...

CONCLUSIONS

- Les méthodes sont marquées par la prédominance des analyses morphologiques des signaux qui offrent une relation généralement plus directe entre les "accidents" des formes et leur origine physiologique.
- Les diagnostics automatiques s'appuient sur les méthodes statistiques de classification, et même au niveau des recherches cette stratégie fait souvent défaut. Il conviendrait de rendre opérationnel sur mini calculateurs, actuellement bien répandus, des programmes de classification adaptés au domaine du génie biologique et médical pour faciliter cette démarche. Le paramétrage des signaux devrait être très dépendant de la classification.
- Si les mini calculateurs restent préférables en recherche par le gain de temps de leur mise en oeuvre par des langages plus évolués que ceux admis dans les microprocesseurs, il n'empêche que les instruments complexes pour la clinique inclueront sûrement quelques microprocesseurs. Mais si l'on retient le critère Prix-Performances, les matériels plus conventionnels actuels rendront la percée des microprocesseurs difficile.




---

REFERENCES

- | 1| Dr E.J. CAILLE - Directeur du CERPA -  
83800 TOULON Naval  
P. DUCIMETIERE - Unité de Recherche Statistique  
de l'INSERM - 94 VILLEJUIF  
J.F. FELDMAN - Télémechanique Electrique  
38130 ECHIROLLES  
Dr A. REMOND - L.E.N.A. Hôpital de la Salpêtrière  
75013 PARIS
- | 2| C. FAVIER - Laboratoire d'Electronique et de  
Technologie de l'Informatique au CEN-GRENOBLE  
B. DENIS - D. MATELIN - Centre Hospitalier  
Universitaire de GRENOBLE  
"La Magnétocardiographie à bobines"  
Journal de Physiologie de Paris 1974, 69 (1)
- | 3| J. MAX -Laboratoire d'Electronique et de Techno-  
logie de l'Informatique au CEN-GRENOBLE  
"L'appareillage électronique en électroystagmo-  
graphie" - Note LETI-MCTE 1039  
Cours de vestibulométrie - Strasbourg - Oct.1974
- | 4| P. DUCIMETIERE et L. GOIOT - Principe d'une mé-  
thode de détection de l'onde P dans un système  
d'analyse automatique de l'E.C.G.  
Rev. Inform. Méd., Vol. 2 N°2, Juin 1971
- | 5| Jean GELIN - Clinique Cardiologique de l'Hôpital  
Boucicaut - PARIS  
(Computer application ou E.C.G. et V.C.G. analy-  
sis - North Holland Publishing Company 1979)
- | 6| J.F. PIQUARD - Laboratoire d'Electronique et de  
Technologie de l'Informatique du CEN-GRENOBLE  
"Mesure d'irrigation sanguine par méthode rhéo-  
graphique" - Rapport CEA - R-4250
- | 7| J. COSTA, J.F. VIBERT, A. HUGELIN, G. DUPOIRIER,  
P. ROCHE (C.H.U. St Antoine - PARIS)  
A. PASCAL (CEA/SACLAY/SES)  
"Traitement digital en temps réel de signaux  
neurophysiologiques multicellulaires"  
Colloque IRIA - Informatique Médicale -  
TOULOUSE 5-8 mars 1974.
- | 8| E. MITRANI (CEN/GRENOBLE/LETI-MCTE)  
Thèse Ing. Docteur sur les opérateurs adaptés au  
traitement du signal - GRENOBLE, 1975.  
J. MONGE (CEN/GRENOBLE/LETI-MCTE)  
Structures d'opérateurs microprogrammés pour le  
traitement du signal.