

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

38/85

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم و البحث العلمي

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE

DEPARTEMENT : ELECTRONIQUE

PROJET DE FIN D'ETUDES

SUJET

CONTRIBUTION A LA CONCEPTION D'UN APPAREIL
TYPE GRAND PUBLIQUE DESTINE AU DEPISTAGE
DES MALADIES CARDIO - VASCULAIRES

Proposé par :

B. KACPRZYNSKI

Etudié par :

Coulibaly LASSANA

DIALLO - Th. Souleymane

Dirigé par :

B. KACPRZYNSKI

PROMOTION :

JUIN 1985

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم و البحث العلمي

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE

DEPARTEMENT :

PROJET DE FIN D'ETUDES

SUJET

CONTRIBUTION A LA CONCEPTION D'UN APPAREIL
TYPE GRAND PUBLIC DESTINE AU DEPISTAGE
DES MALADIES CARDIO - VASCULAIRES

Proposé par :
B. KACPRZYNSKI

Etudié par :
Coulibaly LASSANA

Dirigé par :
B. KACPRZYNSKI

DIALLO - Th. Souleymane

PROMOTION : JUIN 1985

-REMERCIEMENTS -

Nous remercions vivement Monsieur B . KAPRZYNSKI pour l'élaboration du sujet , ainsi que pour ses conseils son entière disponibilité, le tout dans un cadre de travail agréable .

Notre profonde gratitude aux professeurs BRIKCI et SURTEL POUR avoir accepté la lourde responsabilité de juger ce travail .

Que le corps enseignant trouve ici toute notre reconnaissance .

Enfin nous remercions tous ceux qui de loin comme de près ont apporté leur contribution pour la réalisation de ce projet .

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION

CHAPITRE I :

POSITION DU PROBLEME (CAHIER DE CHARGE)

I-1 Position du problème (cahier de charge)	2
---	---

CHAPITRE II :

GENERALITES SUR L'IDENTIFICATION DES SYSTEMES DYNAMIQUES

II-1 Définition ;	4
II-2 Identification par la méthode du modèle.	4
II-3 Modèle non linéaire par rapport aux paramètres	6
II-3-1 Transmittance en Z	6
II-4- Modéle linéaire par rapport aux paramètres	11
II-4-1 Identification des séquences de pondération	11
II-4-2 Identification par la méthode des moindres carrés ordinaires	13
II-4-3 Choix du degré n de la transmittance.	16
II-5-Résolution.	16
II-5- 1- Solution globale.	16
II-5-2- Méthode de CHOLWSKI.	16
II-5-3- Résolution de $L'N = b$	18
II-5-4- système triangulaire supérieure	19
II-5-5- Système à matrice diagonale (recurrence)	19
II-5-6- Résolution des moindres carrés (recurrence)	19
II-5-7- Recurrence globale.	22

CHAPITRE III :

RAPPELS STATISTIQUES

III Rappels sur le traitement statistique.	26
III-1- Définitions.	26
III-1-1- Probabilités.	26
III-1-2- Variable aléatoire	26
III-1-3- Espérance mathématique	26
III-1-4- Variance	27
III-1-5- Covariance.	27
III-1-6- Correlation	27

III-1-7- Moyenne empirique	27
III-1-8- Variance empirique	27
III-1-9- Covariance empirique	27
III-1-10- Regression linéaire	28
III-2- Fonctions aléatoires	29
III-2-1- Définitions	29
III-2-2- Fonction de corrélation	30
III-2-3- Fonction d'intercorrélation	30
III-2-4- Processus stationnaires	30
III-2-5- Fonction d'intercorrélation sous forme discrète ..	31

CHAPITRE IV :

ELECTROCARDIOGRAMME ET PNEUMOGRAMME

IV-1- Système cardio-vasculaire	32
IV-2- Dérivations électrocardiographiques	33
IV-2-1- Dérivations unipolaires	33
IV-2-2- Dérivations bipolaires	35
IV-3- Respiration	39

CHAPITRE V :

PROPOSITION

Proposition	42
-------------------	----

CHAPITRE VI :

SYSTEME DE SAISIE ET DE PRETRAITEMENT

VI Système de saisie et de prétraitement	43
VI-1- Capteurs.....	43
VI-1-1- E.C.G.	43
VI-1-2- Pneumogramme.....	44
VI-2- Prétraitement	47
V VI-3- Description de l'unité de prétraitement.....	47
VI-3-1- Amplificateur.....	47
VI-3-2- Filtre passe bas.....	48
VI-3-3- Trigger de SMITH	48
VI-3-4- Dérivateur.....	48
VI-3-5- Générateur de courant constant.....	49
VI-3-6- Détecteur de crête.....	49
VI-3-7- Echantillonneur/bloqueur.....	51

VI-3-8- Convertisseur analogique numérique	51
VI-3-8-1- Description	51
VI-3-8-2- Fonctionnement	52
VI-4- Système de traitement	53
VI-5- Zone mémoire.....	53
Calcul de la taille mémoire.....	53

CHAPITRE VII :

MESURES ET RESULTATS

VII-1- Mesures et résultats.....	56
VII-1-1- E.C.G.	56
a°) Au repos	56
b°) Après effort	56
VII-1-2- Respiration	59

CONCLUSION	63
------------------	----

ANNEX :

LES PROGRAMMES

STAT 1	A1
STAT 2	A2
Décomposition d'une matrice par la méthode de CHOLEWSKI....	A3
Résolution des systèmes d'équations.....	A4
1°) Pour une matrice triangulaire inférieure.....	A4
2°) Pour une matrice diagonale.....	A5
3°) Pour une matrice triangulaire supérieure.....	A6

BIBLIOGRAPHIE :

NOTATIONS & ABBREVIATIONS

- A.O : Amplificateur Opérationnel
COV(X,Y) : Covariance des v.a x et y
CRF : Capacité résiduelle fonctionnelle
D.D.P : Différence de potentiel
E.C.G. : Electrocardiogramme
& : Et
Fig : Figure
F : Farad
k : k-ième ordre
mA : milliampère
ms : milliseconde
t : temps
 u_x : espérance de la va x
v.a. variable aléatoire
 $V(x)$: variance de la v.a. x
VT : volume courant
VRI : volume de réserve respiratoire lors d'une inspiration
profonde maximum
VRE : volume de réserve respiratoire lors d'une expiration
profonde maximum
V : volt
 μ : micro
MP : microprocesseur
 θ : des paramètres
 $\hat{\theta}$: paramètres estimés
 $\underline{\theta}$: vecteur ligne
 X^T : transposée de la matrice X
 \bar{X} : moyenne empirique
 $\rho(x,y)$: coefficient de corrélation entre les v.a x et y

INTRODUCTION

Ce travail présente en substance une approche du diagnostic des maladies cardio-vasculaires par le traitement d'informations.

Somme toute étant donné le profil de notre formation, nous proposons de mettre à la disposition des médecins, un outil qui, s'il s'avère efficace, permettra dans certaines conditions de poser un diagnostic en principe excluant la part de subjectivité inhérente à l'intervention humaine.

Nous avons emprunté aux documents cités en références d'éléments pour une partie bien précise du travail; mais, il ne nous a pas été donné de rencontrer un traité qui insinue une approche similaire. C'est pourquoi, si nous répondons de l'originalité de ce modeste travail, il n'appartiendra qu'aux médecins de se prononcer sur son efficacité.

Il s'articule de la manière suivante: en:

Au chapitre I on positionne le problème ^{en} présentant le cahier de charge.

Le chapitre II traite des généralités sur l'identification des systèmes dynamiques.

Le chapitre III présente des rappels de statistiques (variables et fonctions aléatoires)

Au chapitre IV on traite de l'ECG et du spirogramme.

Au chapitre V on formule une proposition d'approche.

Le chapitre VI présente le système de saisies.

Le chapitre VII, les **résultats** des mesures .

Pour une clarté du texte nous avons présenté en annexe les différents programmes, ainsi que le brochage des principaux circuits intégrés .

La planche 1 montre le système de prétraitement .

CHAPITRE I

POSITION DU PROBLEME (cahier de charge)

I

POSITION DU PROBLEME (cahier de charge)

Jusqu'à présent on ^{procède} au dépistage des maladies cardio-vasculaires par l'analyse de l'ECG enregistré pour quelques minutes, ou plus selon qu'il ya ou non difficultés d'interprétation (cas d'apparitions intempestives d'indices de défaillances) ou même 24h sur 24h (cas de la surveillance continue) le résultat de saisie est directement interprété, ou traité par ordinateur dans les cas complexes.

Mais, étant donné le nombre considérable de facteurs internes, et externes qui peuvent influencer sur le fonctionnement du cœur, il peut apparaître sur l'ECG d'informations qui portent à confusion, en ce sens qu'on peut relever une anomalie à un moment donné, sans avoir d'informations sur l'état du patient à ce moment (du point de vue émotion, efforts physiques). Ainsi, on ne sait pas si la manifestation en question est le signe d'une maladie donnée, ou si ^{elle est} le fruit d'une stimulation du patient par un phénomène extérieur; c'est pourquoi, nous avons été amenés à choisir comme "témoin" la fréquence respiratoire. Nous avons cherché à trouver un ensemble de relations (régression, covariance, corrélation, entrée-sorties) entre ces deux phénomènes.

Pour cela on considère par hypothèse qu'on a un système dynamique non stationnaire ayant:

- une entrée rapide $u(t)$ non mesurable (commande par le cerveau)
- Une entrée lente $v(t)$ non mesurable (volonté, métabolisme)
- Deux sorties mesurables:

$\alpha(t)$ Electro-cardiogramme

$\beta(t)$ pneumogramme (fig 1)

On suppose l'existence d'une certaine relation entre $\alpha(t)$ et $\beta(t)$

1°/ Sous d'hypothèses déterministes, de stationnarité et d'ergodicité, on cherche à expliciter la nature de la relation entre $\alpha(t)$ et $\beta(t)$ en identifiant le système tout entier par un modèle mathématique convenable avec la structure suivante: (fig.2)

Toujours dans l'esprit d'explicitier la nature de leur relation, vu que les deux entrées $u(t), v(t)$ ne sont pas mesurables (on peut les décrire d'une façon vague), on est obligé de considérer $\alpha(t)$ comme rentrée, $\beta(t)$ sortie, et vice-versa pour modéliser le système, puis d'essayer d'utiliser les moyens de traitement d'informations (comme dans le cas de programme d'intelligence artificielle).

2°/ Nous considérons les signaux comme des variables aléatoires, on calcule leurs moyennes, variances, covariances, corrélation, et coefficients de régression; ensuite on traite les signaux comme des fonctions aléatoires et on détermine les fonctions de corrélation: auto et inter corrélation. Enfin on traite les signaux comme déterministes et on détermine les fonctions de transfert.

Pour cela, il a été proposé un système de saisie et de pré-traitement des données ($\alpha(t)$ et $\beta(t)$) pour pouvoir calculer les paramètres du modèle en temps réel, et préparer les logiciels nécessaires pour un micro-ordinateur huit bits (grand public), ce qui constitue une contrainte sur le coût, sur la précision des résultats du processus d'identification, sur le système de saisie et de traitement des données.

On envisagera que le but de ce travail va jusqu'à la conception d'un appareil type grand public destiné au dépistage des maladies du système cardio-vasculaire.

CHAPITRE II

GENERALITES SUR L'IDENTIFICATION DES SYSTEMES DYNAMIQUES

II-1 Définition :

Identifier un processus, consiste à déterminer à partir de suites de mesures d'entrée-sorties, un modèle mathématique (ensemble d'équations) décrivant le mieux possible le comportement du procédé vis à vis d'un critère donné. Pour obtenir ces équations, les lois de la physique (mécanique, électricité, chimie...) sont souvent mises à contribution à la condition que les phénomènes restent relativement simples; dans le cas de processus complexes, une telle démarche n'aboutit pas, ou conduit à des relations inexploitable. Dans ce cas, on se contente d'en obtenir un modèle à partir des entrées-sorties ; on parle de "modèle de représentation".

Par contre lors de l'identification des processus dont les constituants présentent des caractéristiques suggérant des relations particulières (cas des relations entre les diverses constantes de temps du modèle à des moments d'inertie, ou aux impédances des enroulements lors de l'identification d'un moteur) ; l'identification sera considérée comme d'autant plus précise qu'elle approche les valeurs des grandeurs mis en jeu. Le modèle est dit "modèle de connaissances".

II-2 IDENTIFICATION PAR LA METHODE DU MODELE

Naturellement, devant une suite de données d'entrées sorties la première idée qui vient à l'esprit, serait de prendre les transformées en Z de l'entrée, et de la sortie, le rapport devant donner la transmittance; seulement en procédant de la sorte, on se trouve confronté à la détermination d'au moins $2N$ inconnues (N étant le nombre d'observations), ce qui n'est pas fait pour faciliter la tâche d'autant plus qu'on a intérêt à prendre le plus grand nombre possible de mesures pour la détermination du modèle qui sera d'autant plus fidèle que son comportement tend vers celui de l'objet; d'où la nécessité d'adopter une méthode d'identification

qui repose sur un certain nombre de paramètres qu'on peut cerner.

Il existe plusieurs méthodes d'identification:

-Les méthodes de base (analyse indicielle, impulsionnelle, méthodes de corrélations, ...)

-les méthodes du modèle: modèle parallèle, ~~non~~ linéaire par rapport aux paramètres, modèle linéaire par rapport aux paramètres. Ce sont ces dernières (méthodes du modèle) que nous adoptons compte tenu du cahier de charge; c'est pourquoi nous nous proposons d'exposer les techniques du modèle non linéaire par rapport aux paramètres et celles du modèle linéaire par rapport aux paramètres, pour ensuite choisir celle qui nous semble la plus "adaptée" au problème suivant des considérations qui seront également exposées.

Une situation typique où l'on peut parler de méthode du modèle est la suivante:

-on enregistre un couple de signaux quelconques $u(t)$ $y(t)$ prélevés respectivement à l'entrée et à la sortie du processus à identifier (l'objet) (fig.3)

On réalise un système simulé (le modèle), dont on peut faire varier les paramètres $\hat{\theta}$ à volonté; on y injecte le signal $u(t)$ et l'on compare la sortie de l'objet à la sortie du modèle;

-on ajuste manuellement ou automatiquement les paramètres du modèle jusqu'à ce que le signal d'écart $e(t)$ soit ou bien identiquement nul (cas idéal), ou bien minimal au sens d'un critère à définir ou raisonnablement petit.

En règle générale, il est nécessaire d'effectuer plusieurs simulations successives avant d'obtenir des paramètres $\hat{\theta}$ satisfaisants. Il en résulte que la méthode du modèle est généralement une méthode "bouclée" en ce sens que l'on calcule les paramètres $\hat{\theta}_i$ d'une simulation en fonction de l'écart $e(t)$ résultant des valeurs précédentes.

Néanmoins dans certains cas, on pourra minimiser directement un critère portant sur $e(t)$ sans même effectuer une simulation; mais en opérant directement sur des signaux d'entrées-sorties. Cette méthode conduit comme nous le verrons, à un modèle linéaire par rapport aux paramètres.

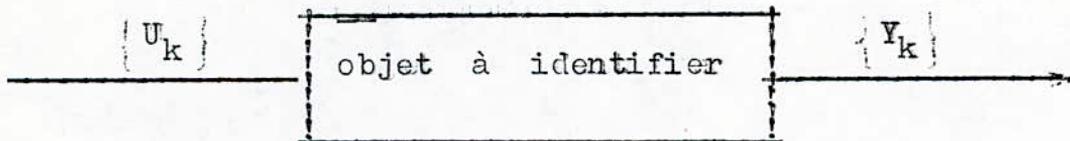
L'examen de la fig.3 montre qu'objet et modèle n'opèrent pas nécessairement simultanément, mais que le signal $e(t)$ peut être calculé en temps différé pour différentes valeurs de Θ , à partir d'un même couple d'entrées-sorties $u(t), y(t)$ enregistré ou mis en mémoire.

Somme toute, dans certains cas il faut être question d'une identification en temps réel, et que les paramètres $\hat{\Theta}$ évoluent en fonction de $e(t)$ au fur et à mesure que se déroulent les signaux $u(t)$ et $y(t)$.

II-3 MODELE NON LINEAIRE PAR RAPPORT AUX PARAMETRES

III-3-1 TRANSMITTANCE EN Z

Supposons donné un couple d'entrée-sortie $\{u_k, y_k\}$ ($k=1 \dots N$) d'un système mono entrée-mono sortie.



Les séquences $\{u_k, y_k\}$ sont mises en mémoire et disponibles pour d'éventuels calculs. Ce sont des données considérées comme des coefficients fixés dans toutes les équations ultérieures.

On cherche à modéliser ce système par une transmittance:

$$H(Z) = \frac{\hat{b}_0 + \hat{b}_1 Z^{-1} + \dots + \hat{b}_n Z^{-n}}{1 + \hat{a}_1 Z^{-1} + \dots + \hat{a}_n Z^{-n}} = \frac{\hat{B}(Z)}{\hat{A}(Z)} \quad (1)$$

Le choix du degré de $H(Z)$, ainsi que la définition du modèle optimal se feront suivant des critères que nous fixerons. Prenons (par exemple) comme critère de définition du modèle optimal, la minimisation de l'écart entre sortie objet-sortie modèle.

La sortie modèle s'écrit:

$$\hat{Y}(Z) (1 + \hat{a}_1 Z^{-1} + \dots + \hat{a}_n Z^{-n}) = U(Z) (\hat{b}_0 + \hat{b}_1 Z^{-1} + \dots + \hat{b}_n Z^{-n}) \text{ soit}$$

$$\hat{y}_k = -\hat{a}_1 \hat{y}_{k-1} - \dots - \hat{a}_n \hat{y}_{k-n} + \hat{b}_0 u_k + \dots + \hat{b}_n u_{k-n} \quad (2)$$

(voir fig.4)

On voit que dans l'équation (2), les sorties modèles \hat{y}_{k-1} , \hat{y}_{k-2} , ..., \hat{y}_{k-n} sont elles mêmes fonctions des \hat{a}_i, \hat{b}_i de par la récurrence elle même, et par suite \hat{y}_k n'est pas une fonction linéaire des paramètres, il en est de même de $\{e_k\} = \{y_k - \hat{y}_k\}$ (3)

On dit que le modèle de la fig.2 est non linéaire par rapport aux paramètres.

Pour optimiser le modèle, on peut définir plusieurs critères dont le plus classique est le suivant:

$$J(e) = \sum_{k=1}^N (e_k)^2 = \sum_{k=1}^N (y_k - \hat{y}_k)^2 \quad (4)$$

moyennant une initialisation de l'équation (1) on peut une fois donné un couple u_k, y_k ($k = 1, 2, \dots, N$) et un vecteur paramètres θ , programmer la récurrence:

$$\hat{y}_k = -\hat{a}_1 \hat{y}_{k-1} - \dots - \hat{a}_n \hat{y}_{k-n} + \hat{b}_0 u_k + \hat{b}_1 u_{k-1} + \dots + \hat{b}_n u_{k-n} \quad (5)$$

puis la suite $\{e_k\} = \{y_k - \hat{y}_k\}$

Pour conditions initiales on peut prendre les n premières sorties de l'objet (n étant le degré de la transmittance) c'est-à-dire poser:

$$\hat{y}_1 = y_1, \hat{y}_2 = y_2, \dots, \hat{y}_n = y_n$$

ce qui revient à imposer $e_1 = e_2 = \dots = e_n = 0$; le critère devient alors:

$$J = \sum_{k=n+1}^N (y_k - \hat{y}_k)^2 \quad (6)$$

ainsi en programmant l'équation (5) on obtient les e_i ($i=n+1, \dots, N$); seulement dans le cas où y_k est une mesure très bruitée, cette solution ne donne pas satisfaction, parce qu'alors les conditions initiales les objet et modèle peuvent être notablement éloignées l'une de l'autre. Dans ce cas, on pourra considérer l'état initial du modèle:

$(\hat{y}_1 \dots \hat{y}_N)$ comme une inconnue, au même titre que les paramètres à identifier. La minimisation du critère :

$$J = \sum_{k=1}^N (y_k - \hat{y}_k)^2$$

se fera alors à la fois par rapport à θ_k et par rapport à $\hat{y}_1 \dots \hat{y}_n$.

On se donne :

-un vecteur paramètre $\hat{\theta}$,

-un vecteur conditions initiales

$$\hat{y} = \begin{bmatrix} \hat{y}_1 \\ \vdots \\ y_n \\ \vdots \end{bmatrix}$$

les n premiers termes apparaissant dans la série :

$$\sum_{i=1}^N e_i^2$$

sont alors directement:

$$e_1 = y_1 - \hat{y}_1$$

$$e_2 = y_2 - \hat{y}_2$$

⋮

$$e_n = y_n - \hat{y}_n$$

Les termes suivants sont calculés grâce au modèle récurrent.
 C'est alors une fonction de $\hat{\theta}$ et \hat{y}_i : $J = J(\hat{\theta}, y_i)$.

Il apparaît que cette solution, présente l'inconvénient d'augmenter la dimension du problème; d'ailleurs il faudra quelque fois une éventuelle composante continue, qui est une autre inconnue. Puisqu'en général la sortie modèle s'écrit :

$$\hat{y}_k = H(Z) u_k + \hat{w}$$

À la lumière de ceci, on voit qu'il convient de choisir l'approche la plus appropriée, en fonction du problème au quel on se trouve confronté.

Dans le cas du modèle non linéaire par rapport aux paramètres $J(\theta)$ n'est pas une forme quadratique en (θ) c'est à dire de la forme :

$$J(\theta) = r + p^T \theta + \theta^T Q \theta$$

Où r, p, Q seraient fonctions des données $\{u_k\}, \{y_k\}$, alors que c'est pratiquement la seule forme qui permette d'obtenir θ_{opt} grâce à une formulation explicite [1]

$$\theta_{opt} = F[\{u_k\}, \{y_k\}], \quad (k = 1 \dots N)$$

Pour obtenir θ_{opt} on fera appel à la programmation non linéaire : opérer par approche successive en élaborant une suite

$\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_i$ de telle sorte que les valeurs $J(\theta_1), J(\theta_2), \dots, J(\theta_i)$ décroissent finalement jusqu'au minimum, où du moins une valeur raisonnable fixée à l'avance. Pour cela on procède plus ou moins par essais, en s'aidant au besoin de la dérivée de $J(\theta)$.

Toutes les fois que ce sera possible, on s'arrangera à adapter plutôt un critère quadratique pour les raisons ci dessus évoquées.

Dans notre cas, vu qu'on envisage la réalisation du système de traitement avec un seul micro-processeur, il faudra abandonner cette solution; les méthodes de programmation géométrique étant très compliquées .

Par ailleurs, compte tenue de l'existence inévitable d'erreurs de mesure sur les entrées -sorties, de non linéarités ou non stationnarités; l'estimation $\hat{H}(Z)$ de $H(Z)$ n'est qu'un modèle "moyen" valable autour d'un certain point de fonctionnement. Par suite

$$J(\theta_{opt}) \neq 0$$

pour juger de la validité du modèle, on se basera par exemple sur la valeur de M

$$M = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^N e_k^2}{\sum_{k=1}^N y_k^2}} \quad (11)$$

selon que ce critère relatif est égal 1%, 5%, 10% .

On notera qu'une valeur élevée de $j(\theta)$ peut traduire aussi bien une différence entre les équations de l'objet et du modèle que la présence de bruit dans les signaux d'entrées-sorties . Inversement, un bon critère n'est pas forcément la garantie d'un bon modèle .

En effet, le signal d'entrée peut n'avoir pas excité convenablement tous les régimes dynamiques du système. On peut aussi examiner la matrice des dérivées secondes (Hessien) :

$$J_{\theta\theta}(\hat{\theta}_{opt}) = \left[\frac{\partial^2 J(\hat{\theta})}{\partial \hat{\theta}_i \partial \hat{\theta}_j} \right] \quad (12)$$

Au voisinage du minimum, le développement en serie de Taylor de $J(\hat{\theta})$ s'écrit:

$$J(\hat{\theta}) = J(\theta_{opt}) + \frac{1}{2} (\hat{\theta} - \hat{\theta}_{opt})^T [J_{\theta\theta}(\hat{\theta}_{opt})] (\hat{\theta} - \hat{\theta}_{opt})$$

La matrice $J_{\theta\theta}(\hat{\theta}_{opt})$ contient donc toutes les informations souhaitables sur la forme de la fonction critère au voisinage du minimum. [1]

II-4 MODELE LINEAIRE PAR RAPPORT AUX PARAMETRES.

II-4-1 IDENTIFICATION DES SEQUENCES DE PONDERATIONS.

La méthode d'identification des séquences de pondérations présente l'avantage de minimiser l'erreur de sortie, c'est une méthode qui s'emploie par excellence dans l'étude des systèmes linéaires discrets.

Supposons que la transmittance du système soit de la forme suivante :

$$H(Z) = \frac{1 + b_1 Z^{-1} + \dots + b_n Z^{-n}}{a_0 + a_1 Z^{-1} + \dots + a_n Z^{-n}}$$

La caractéristique fondamentale demandée à un système étant la stabilité, on peut écrire la transmittance sous la forme de développement en puissance décroissante de Z.

$$H(Z) = h_0 + h_1 Z^{-1} + \dots + h_n Z^{-n} + \dots +$$

avec $\lim_{n \rightarrow \infty} h_n = 0$

On se propose de déterminer les coefficients de pondérations h_i . on posera pour cela $\underline{\theta} = h_0, h_1, \dots, h_n^T$.

Il est clair qu'on a posé comme hypothèse les (h_i) finis c'est à dire $h_n = 0$ pour $n \in \mathbb{N}$
 Si y_k est la sortie de l'objet ; \hat{y}_k celle du modèle , et ϵ_k l'écart entre les deux sorties on aura :

$$\epsilon_k = y_k - \hat{h}_0 u_k - \hat{h}_1 u_{k-1} - \dots - \hat{h}_M u_{k-M} \quad (14')$$

cette erreur étant linéaire par rapport aux paramètres , nous pouvons écrire :

$$\epsilon_k = Z_k^T C_k^T \theta_k \quad (15)$$

$$C_k^T = \begin{bmatrix} u_k \\ u_{k-1} \\ \dots \\ u_{k-M} \end{bmatrix} \quad (16)$$

$$Z_k = y_k$$

Cette linéarité est obtenu au prix d'une augmentation de la dimension du problème , et une limitation de la séquence de pondération ; parce que les coefficients (a_i, b_i) de $H(Z)$ peuvent exister en nombre faible alors que M doit être obligatoirement élevé surtout quand la période d'échantillonnage est faible par rapport au temps d'établissement du régime permanent .

Si l'on développe l'équation (14'), celle de ϵ_k $k \in [M, N]$ on a :

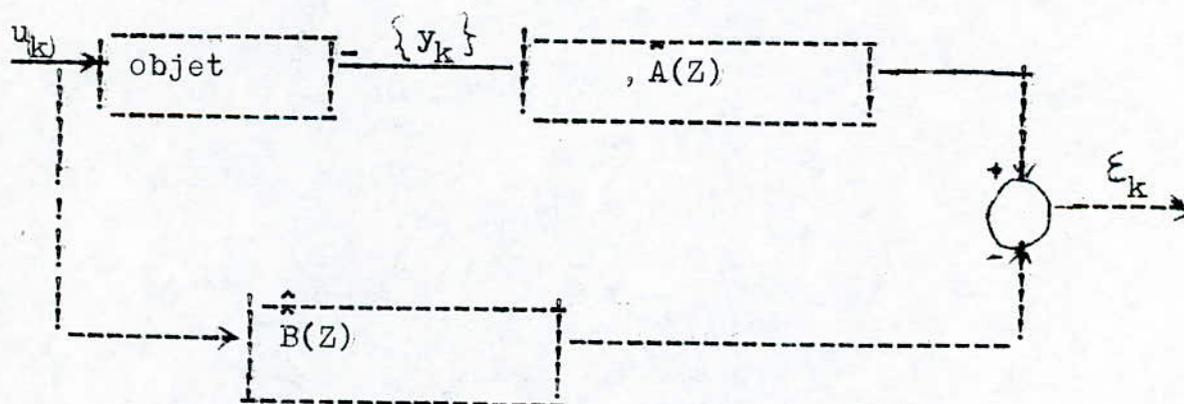
$$\begin{bmatrix} \epsilon_M \\ \epsilon_{M+1} \\ \vdots \\ \epsilon_N \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y_M \\ y_{M+1} \\ \vdots \\ y_N \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} u_M & u_{M-1} & \dots & u_0 \\ u_{M+1} & u_M & \dots & u_1 \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ u_N & \dots & \dots & u_{N-M} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \hat{h}_0 \\ \hat{h}_1 \\ \dots \\ \hat{h}_M \end{bmatrix} \quad (18)$$

qui s'écrit sous la forme: $\underline{\epsilon} = \underline{y} - \underline{u}\hat{\theta}$ (19)

On utilisera la méthode des moindres carrés pour déterminer $\hat{\theta}$.
On montre que si u_k y_k sont des réalisations de signaux aléatoires stationnaires et ergodiques, la méthode des séquences de pondérations est une formulation matricielle du produit de convolution discret [2]

Cette méthode, comme on l'a vu présente aussi l'inconvénient d'augmenter la dimension du problème, donc de demander beaucoup d'espace mémoire. C'est pourquoi on lui préfère la méthode d'identification dite des moindres carrés qui est un exemple de modèle série-parallèle.

II-4-2 IDENTIFICATION PAR LA METHODE DES MOINDRES CARRES
ORDINAIRES



Cette méthode à l'instar de la précédente permet d'obtenir la transmittance du modèle suivant un critère choisi. Le problème revient à calculer les coefficients de cette transmittance à partir d'une suite de mesures entrées-sorties.

Soit le couple entrée-sortie u_k, y_k ($k=1 \dots N$), ou peut supposer l'existence d'un vecteur $\hat{\theta} = (\hat{a}_1, \dots, \hat{a}_n, \hat{b}_0, \dots, \hat{b}_n)$ définissant une transmittance.

$$\frac{\hat{B}(Z)}{\hat{A}(Z)} = \frac{\hat{b}_0 + \hat{b}_1 Z^{-1} + \dots + \hat{b}_n Z^{-n}}{1 + \hat{a}_1 Z^{-1} + \dots + \hat{a}_n Z^{-n}} \quad (20)$$

n (étant l'ordre du système)

telle qu'on ait :

$$y_k = \hat{a}_1 y_{k-1} + \dots + \hat{a}_n y_{k-n} = \hat{b}_0 u_k + \dots + \hat{b}_n u_{k-n} \quad (21)$$

Pratiquement, on trouve toujours un écart ξ_k entre les deux membres de l'équation (21)

$$\xi_k = \hat{a}_1 y_{k-1} + \dots + \hat{a}_n y_{k-n} - \hat{b}_0 u_k - \dots - \hat{b}_n u_{k-n} \quad (22)$$

On peut alors définir un critère :

$$J(\theta) = \sum_{k=n+1}^N \xi_k^2 \quad (22')$$

et définir le modèle optimal $\hat{H}_{opt}(Z)$ à partir du vecteur $\hat{\theta}_{opt}$ qui minimise

$$J(\hat{\theta})$$

de (22'), on voit que ξ_k est linéaire par rapport aux paramètres

Dans le cas idéal ($\xi_k=0$) en donnant à k , $(2n+1)$ valeurs différentes, on peut déterminer $\hat{\theta}$ par la résolution des systèmes d'équations (22); dans la pratique, on préfère minimiser un critère portant sur toute la suite ξ_k , c'est ce critère que définit la relation (22').

Le minimum de $J(\theta)$ est obtenu pour :

$$\frac{\partial J(\theta)}{\partial \theta} = 0 \quad (23)$$

$$\frac{\partial^2 J(\theta)}{\partial^2 \theta} > 0 \quad (24)$$

En donnant à k, (N-n) valeurs dans les relations (22), il vient

$$\begin{bmatrix} y(N) \\ y(N-1) \\ \vdots \\ y(n+1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -y(N-1) - \dots - y(N-n) + u(N) + \dots + u(N-n) \\ -y(N-2) - \dots - + + \dots + u(N-1-n) \\ \vdots \\ -y(n) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \hat{a}_1 \\ \vdots \\ \hat{a}_n \\ b_0 \\ \vdots \\ b_n \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \hat{\epsilon}(N) \\ \vdots \\ \hat{\epsilon}(n+1) \end{bmatrix}$$

qui est de la forme : $y = x\hat{\theta} + \epsilon$ (25)

avec $\hat{\theta} = (\hat{a}_1 ; \dots ; \hat{a}_n, \hat{b}_0, \dots, \hat{b}_n)^T$ (26)

$$y = \{y(N), \dots, y(n+1)\}^T \quad (27)$$

$$\epsilon = \{\epsilon(N), \dots, \epsilon(n+1)\}^T \quad (28)$$

Or, $J(\hat{\theta}) = \sum_{n+1}^N \epsilon_i^2 = y^T y - y^T x \hat{\theta} - \hat{\theta}^T x^T y + \hat{\theta}^T x^T x \hat{\theta}$

$$\frac{\partial J(\hat{\theta})}{\partial \hat{\theta}} = -2x^T y + 2x^T x \hat{\theta}$$

$$\frac{\partial J(\hat{\theta})}{\partial \hat{\theta}} = 0 \implies x^T y = x^T x \hat{\theta} \quad (29)$$

soit $\hat{\theta} = (x^T x)^{-1} x^T y$ (30)

$$\frac{\partial^2 (J(\hat{\theta}))}{\partial \hat{\theta}^2} = 2x^T x \quad (30')$$

alors $x^T x$ étant une matrice définie positive $\hat{\theta}_{opt}$ est bien un minimum.

Les relations (19) et (25) se présentent sous la même forme. En adoptant le critère des moindres carrés pour la minimisation, elles conduisent aux relations (30), (30)' dont la résolution sous cette forme nécessite un calcul fastidieux (inversion de

matrice dont l'ordre peut être élevé) .

Pratiquement dès que la dimension de $x^T x$ devient un peu grande , on fait systématiquement appel aux méthodes numériques pour solutionner, soit globalement , soit par séquences .

REMARQUE :

La méthode des moindres carrés définit en quelque sorte un 'modèle de prédiction' optimal pour qui , même si la signification du critère d'optimisation en ξ_k est beaucoup moins immédiate, (comparé à e_k du modèle non linéaire par rapport aux paramètres) présente l'avantage de ne pas faire appel à la programmation non linéaire .

L'inconvénient est que l'interprétation statistique de la méthode sous d'hypothèses générales montre que les paramètres sont biaisés , c'est à dire présentent une erreur systématique

[1]

II-4-3 CHOIX DU DEGRE n DE LA TRANSMITTANCE

En l'absence d'éléments d'appréciations objectifs pour fixer l'ordre de la fonction de transfert , nous proposons de choisir un critère basé sur le rapport $k = \frac{a_n}{a_0} - a_1$ coefficient Z^{-1} , (on procède de la même manière pour les b_1)

n sera retenu pour $k=5\%$.

A partir de $n_1=4$ on calcule les différentes valeurs de k jusqu'à la limite fixée

II-5 RESOLUTION

II-5-1 SOLUTION GLOBALE

Pour la solution globale on a retenu une méthode de résolution directe , en l'occurrence la méthode de CHOLEWSKI améliorée. En effet, on montre [3] que l'erreur cumulée d'arrondis dans les méthodes directes croît avec le nombre d'opérations . Donc il convient de choisir parmi les algorithmes ceux dont le nombre d'opérations est moindre si d'autres contraintes n'interviennent pas.

c'est ce qui explique le choix de la méthode de CHOLEWSKI qui ne demande que $\frac{n^3}{6}$ opérations, et devient ainsi après la méthode de THOMAS (qui demande une forme particulière de la matrice $x^T x$: tridiagonale) celle qui demande le moins d'opérations.

II-5-2 METHODE DE CHOLEWSKI

Soit A une matrice symétrique définie positive, alors elle peut être décomposée en :

$$A = LL^T \quad [3]$$

où L est une matrice triangulaire inférieure on aura :

$$a_{ij} = \sum_{k=1}^n L_{ik} L_{jk} \quad (31)$$

avec $L_{ik}=0$ si $k > i$ donc $L_{jk}=0$ si $k > j$

$$a_{ij} = \sum_{k=1}^{\min(i,j)} L_{ik} L_{jk} \quad \begin{matrix} i=1, \dots, n \\ j=1, \dots, n \end{matrix} \quad (32)$$

Pour la partie triangulaire supérieure de A, la r-ième ligne s'écrit :

$$a_{ij} = \sum_{k=1}^r L_{rk} L_{jk} \quad j=r, \dots, n$$

$$L_{rr} = [a_{rr} - \sum_{k=1}^{r-1} L_{rk}^2]^{1/2}$$

$$L_{jr} = [a_{jr} - \sum_{k=1}^{r-1} L_{rk} L_{jk}] / L_{rr} \quad j=r+1, \dots, n \quad r=1, \dots, n \quad (33)$$

La décomposition de $A = LL^T$ ne présentant pas d'intérêt on peut éviter le calcul des racines carrées par l'astuce suivante : Soit D une matrice diagonale telle que $d_{ii} = L_{ii}^2$

$$A = (LD^{-1}) D^2 (D^{-1}L^T) = L'D'L'^T \quad [3]$$

En développant la r-ième ligne de A on a :

$$a_{ij} = \sum_{k=1}^{r-1} L'_{rk} d'_{kk} L'_{jk} + L'_{rr} d'_{rr} L'_{jk} \quad j=r+1, \dots, n$$

$$a_{ii} = \sum_{k=1}^{r-1} L'_{rk} d'_{kk} L'_{rk} + L'_{rr} d'_{rr} L'_{rr}$$

Les éléments non nuls de D' et L' sont donnés par

$$L'_{ii} = 1 \quad i=1, \dots, n$$

$$r=1, \dots, j$$

$$d'_{rr} = a_{rr} - \sum_{k=1}^{r-1} L'_{rk} d'_{kk} L'_{rk}$$

(34)

$$L'_{jr} = \frac{1}{d'_{rr}} \left[a_{rj} - \sum_{k=1}^{r-1} L'_{rk} d'_{kk} L'_{jr} \right] \quad j=r+1, \dots, n$$

on a :

$$A = x^T y$$

$$b = x^T x$$

(35)

$$b = L' D' L'^T \theta$$

a) $L' N = b$

b) $D' Z = N$

c) $L'^T \theta = Z$

(36)

II-5-3 RESOLUTION DE $L' N = b$

(Système à matrice triangulaire inférieure)

Après développement il vient :

$$\sum_{j=1}^n L'_{ij} = b_i \quad j=1, \dots, n$$

où $L'_{ij} = 0$ si $j > i$

$$b_i = \sum_{j=1}^i L'_{ij} n_j = \sum_{j=1}^{i-1} L'_{ij} n_j + L'_{ii} n_i \quad i=1, \dots, n$$

$$n_i = \frac{1}{L'_{ii}} (b_i - \sum_{j=1}^{i-1} L'_{ij} n_j) \quad (37)$$

II-54

SYSTEME TRIANGULAIRE SUPERIEURE

$$L'^T \theta = Z$$

$$\sum_{i=1}^n L'_{jk} \theta_i = z_j \quad j=1, \dots, n$$

$$\text{Soit } z_j = \sum_{i=j}^n L'_{ji} \theta_i = \sum_{i=j+1}^n L'_{ji} \theta_i + L'_{jj} \theta_j \quad j=1, \dots, n$$

$$\theta_j = (z_j - \sum_{i=j+1}^n L'_{ji} \theta_i) / L'_{jj} \quad j=n, n-1, \dots, 1 \quad (38)$$

II-5-5

SYSTEME A MATRICE DIAGONALE

$$D' Z = N$$

$$z_i = n_i / d'_{ii} \quad i=1, \dots, n \quad (39)$$

II-5-6 RESOLUTION DES MOINDRES CARRES (reccurrence)

Les méthodes de résolution ci-dessus conduisent à la solution globale; mais on peut chercher les $\hat{\theta}_k$ sous forme reccurrente qui est intéressante dans le cas de l'usage de calculateurs numériques.

En effet l'équation (30) peut être écrite sous forme reccursive :

$$\hat{\theta}_k = (C_k^T C_k)^{-1} C_k^T Z_k \quad (40)$$

Comme les mesures apparaissent dans l'ordre chronologique, alors il est utile de calculer les $\hat{\theta}_k$ dans le même ordre surtout pour des problèmes d'application en temps réel. Alors pour calculer $\hat{\theta}_{k+1}$ on utilise $\hat{\theta}_k$ sans résoudre le système linéaire d'une manière globale. On démontre les formules reccurrentes suivantes

(1)

$$P_{k+1} = P_k - P_k C_{k+1} (C_{k+1}^T P_k C_{k+1} + 1)^{-1} C_{k+1}^T P_k \quad (41)$$

$$\hat{\theta}_{k+1} = \hat{\theta}_k + P_{k+1} C_{k+1} (Z_{k+1} - C_{k+1}^T \hat{\theta}_k) \quad (42)$$

$P_k = (C_k^T C_k)^{-1}$ est une matrice carrée.

On remarquera que la récurrence sur P_k n'implique pas d'inversion de matrice car $(C_{k+1}^T P_k C_{k+1} + 1)$ est scalaire.

La récurrence sur $\hat{\Theta}_k$ exprime qu'à chaque nouvelle mesure Z_{k+1} , on effectue une correction sur le vecteur $\hat{\Theta}_k$, proportionnelle à l'erreur d'équation à l'instant $k+1$, calculée à partir de $\hat{\Theta}_k$ [1]

$$\hat{\Theta}_{k+1} = Z_{k+1} - C_{k+1} \hat{\Theta}_k$$

Pour calculer les valeurs futures, on peut initialiser les récurrences (42) de plusieurs façons :

Soit prendre $\hat{\Theta}_0 = 0$ et $P_0 = I$ avec I très grand, soit commencer la récurrence à partir de l'itération $n+1$ (dimension $\hat{\Theta} = n$) après avoir calculé

$$\hat{\Theta}_n = C_n^{-1} Z_n$$

$$P_n = (C_n^T C_n)^{-1}$$

La formule de P_{k+1} suggère l'existence d'autres formulations récurren-tes non optimales au sens des moindres carrés, mais permettront une identification suffisante à moindre coût (capacité mémoire, temps de calcul). Par exemple si l'on substitue P_k par une matrice R_k on aura :

$$\hat{\Theta}_{k+1} = \hat{\Theta}_k + P_{k+1} C_{k+1} (Z_{k+1} - C_{k+1}^T \hat{\Theta}_k) \quad (43)$$

$$P_{k+1} = R_k - R_k C_{k+1} (C_{k+1}^T R_k C_{k+1} + 1)^{-1} C_{k+1}^T R_k \quad (44)$$

Un choix judicieux de R_k permet de diminuer considérablement le volume de calcul ; par exemple si R_k est diagonale on aura à faire le produit de vecteurs et non de matrices.

Le problème revient à chercher la suite R_k qui satisfait à cette exigence, le critère de stabilité du système conduit à choisir la suite de matrice R_k, R_{k+1} symétriques définies positives, avec $R_{k+1} - R_k$ définie non négative $\forall k$; Ce sont des propriétés que son prédécesseur P_k possédait.

On peut choisir R_k sous la forme : $R_k = \alpha I$ avec $\alpha \in \mathbb{R}^+$
 On note que dans ces conditions

$$Z_{k+1} - C_{k+1}^T \hat{\theta}_{k+1} \equiv 0 \quad (45)$$

On peut aussi choisir R_k sous la forme :

$$R_k = \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^k \frac{C_{1i}^2}{k} & & & 0 \\ & \ddots & & \\ & & \sum_{i=1}^k \frac{C_{ni}^2}{k} & \\ 0 & & & \end{bmatrix}^{-1} \quad (46)$$

ou simplement sous la forme $R_k = \frac{\alpha}{k} I$

La différence entre les deux premiers choix et le dernier réside dans le fait que pour les premiers R_k ne tend pas vers zéro. Ces considérations montrent que dans les deux premiers cas les paramètres $\hat{\theta}_k$ seront continuellement réajustés, tant que $(y_{k+1} - C_{k+1}^T \hat{\theta}_k)$ est différent de zéro c'est le cas des mesures bruitées.

Dans le cas des derniers choix, la correction tend vers zéro, donc les $\hat{\theta}_k$ se stabilisent.

Ces remarques prennent toutes leurs importances dans le cas où on a un paramètre stationnaire ou dynamique à identifier dans le dernier cas il faudra veiller à ce que ^{les mesures} soient permanentes pour suivre l'évolution des paramètres du système qu'on identifie.

Par ailleurs pour les méthodes de pondérations, quand N est assez grand tous les termes diagonaux seront assez voisins, de là, pour une économie de calcul on cherchera la première ligne et la première colonne de la matrice $U^T U$, ce qui fournira encore une solution rapprochée de la forme:

$$u^* = \begin{bmatrix} u_N & & & 0 \\ u_{N+1} & \dots & & u_{N+1} \\ \vdots & & \ddots & \vdots \\ u_{N-M} & \dots & & u_{N-M} \\ 0 & & & \end{bmatrix}$$

Ce qui permet de diminuer le volume de calcul, l'inconvénient est que la matrice $U^T U$ n'est pas symétrique. Il existe d'autres formules récurrentes dont on ne peut dresser ici une liste exhaustive.

II-5-7

RECCURENCE GLOBALE

Une fois les coefficients \hat{a}_i, \hat{b}_i ($i=1, n$) trouvés, on peut chercher une recurrence qui nous permette de trouver la valeur de la sortie à l'instant $k+1$, en fonction des valeurs précédentes. Pour cela nous appliquons la méthode de programmation directe.

[4]
soit :

$$\hat{H}(Z) = \frac{\hat{b}_0 + \hat{b}_1 z^{-1} + \dots + \hat{b}_n z^{-n}}{1 + \hat{a}_1 z^{-1} + \dots + \hat{a}_n z^{-n}}$$

$$\hat{H}(Z) = \hat{b}_0 + \frac{\hat{b}'_1 z^{-1} + \dots + \hat{b}'_n z^{-n}}{1 + a_1 z^{-1} + \dots + a_n z^{-n}}$$

avec $\hat{b}'_i = \hat{b}_i - \hat{a}_i \hat{b}_0$

$$\hat{y}(Z) = \hat{b}'_1 z^{-1} + \dots + \hat{b}'_n z^{-n}$$

on cherche une fonction $Q(z)$ telle que :

$$\frac{\hat{y}(z)}{\hat{b}_1 z^{-1} + \dots + \hat{b}'_n z^{-n}} = \frac{\hat{u}(z)}{1 + \hat{a}_1 z^{-1} + \dots + \hat{a}_n z^{-n}} = Q(z)$$

on admettra sans démonstration que $Q(z)$ existe.

on a :

$$\hat{y}(Z) = \hat{a}_1 Q(Z) Z^{-1} + \dots + \hat{a}_n Q(Z) Z^{-n} \quad (49)$$

$$\hat{u}(Z) = Q(Z) + \hat{a}_1 Q(Z) Z^{-1} + \dots + \hat{a}_n Q(Z) Z^{-n} \quad (50)$$

On choisit des variables d'états telles que :

$$X_1(k+1) = Z^{-1} Q(Z) \Rightarrow ZX_1(Z) = Q(Z) \quad (51)$$

les conditions initiales nulles

$$X_2(Z) = Z^{-2} Q(Z) = Z^{-1} X_1(Z) \Rightarrow ZX_2(Z) = X_1(Z)$$

ainsi de suite .

Soit en passant dans le cas discret :

$$X_1(k+1) = Q(k)$$

$$X_2(k+1) = X_1(k)$$

$$\vdots$$

$$X_n(k+1) = X_{n-1}(k)$$

la seule inconnue reste $X_1(k+1)$

$$X_1(k+1) = \hat{u}(k) - \hat{a}_1 X_1(k) - \dots - \hat{a}_n X_n(k) \quad (52)$$

$$\hat{y}(k) = \hat{b}_1 X_1(k) + \hat{b}_2 X_2(k) + \dots + \hat{b}_n X_n(k) \quad (53)$$

$$\hat{y}(k) = \hat{y}'(k) + \hat{b}_0 u(k) \quad (54)$$

soit en condensé :

$$X(k+1) \begin{bmatrix} -\hat{a}_1 & -\hat{a}_2 & \dots & -\hat{a}_n \\ -\hat{a}_1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 1 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & 1 \end{bmatrix} X(k) \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{bmatrix} = \hat{u}(k) \quad (55)$$

$$\hat{y}(k) = (\hat{b}_1, \dots, \hat{b}_n) X(k) + \hat{b}_0 u(k) \quad (56)$$

les équations (55) et (56) nous permettent d'avoir la sortie du modèle à tout instant .

CONCLUSION

Nous avons passé en revue les méthodes du modèle linéaire et avons traité de cas de modèle linéaire et de modèle non linéaire par rapport aux paramètres ; tandis que les méthodes de base n'ont été que citées . Ceci est dû au fait que nous sommes en présence de données d'entrées-sorties c'est à dire dans un cas où la méthode du modèle est toute indiquée . Toutefois , nous n'avons ^{pas} été obligés de pousser les investigations sur les techniques qu'utilisent les méthodes du modèle pour faire ressortir que même si certaines de ces méthodes s'appliquent à un grand nombre de problèmes, il n'existe pas qui convienne de façon systématique à tout processus à identifier ; seule une exploration préalable du problème à traiter permettra de choisir la méthode la plus appropriée .

Notre choix se justifie par le fait , qu'étant donné la complexité des phénomènes physiques qui donnent naissance aux signaux de la séquence d'entrée l'absence de contraintes sur la nature des entrées et le temps d'expérimentation (entre autres avantages de l'identification par la méthode des moindres carrés) on pourra nous affranchir de la considération déterministe des signaux ; mieux la nature non paramétrique du modèle nous permettra d'opérer sur un ensemble de points (u_k, y_k) au lieu d'avoir à expliciter des paramètres dont les relations avec les phénomènes physiques mis en jeu ne sont pas évidentes même dans des cas plus simples . Ainsi les paramètres n'ont pas de signification on se référera à l'aptitude du modèle obtenu à d'écrire globalement les phénomènes observés .

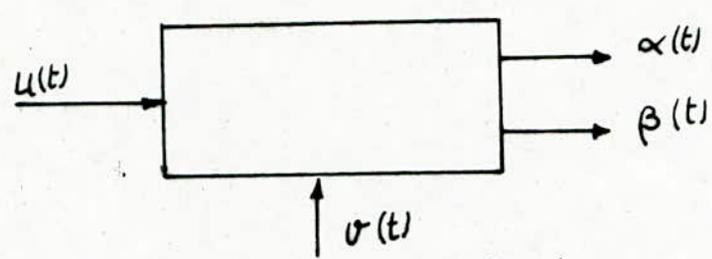


Fig 1

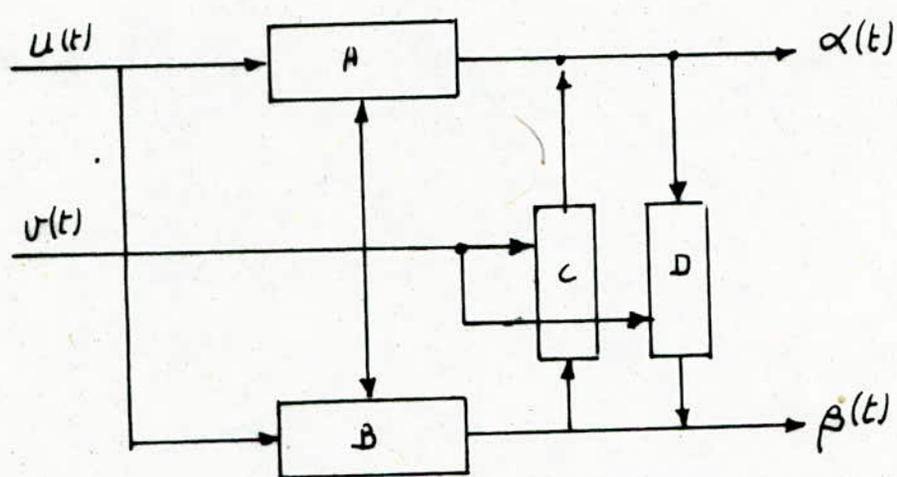


Fig 2

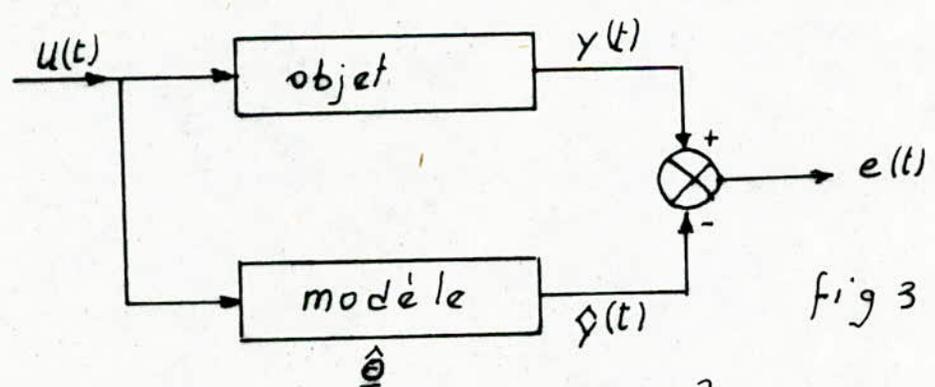


Fig 3

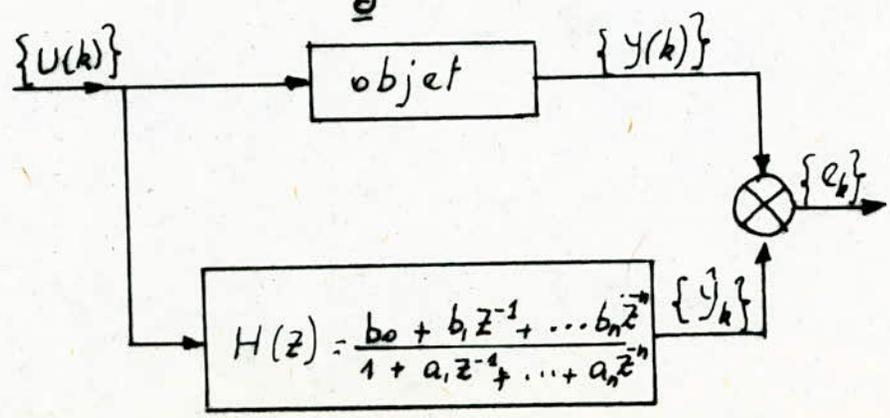


Fig 4

CHAPITRE III

RAPPELS SUR LE TRAITEMENT STATISTIQUE

III

RAPPELS SUR LE TRAITEMENT STATISTIQUE

Quand on se trouve placé devant une série statistique résultant de nombreuses observations, on éprouve le besoin de résumer ce vaste ensemble par quelques données qui le caractérisent aussi bien que possible, mais qui soient cependant en nombre suffisamment faible pour que l'esprit puisse les saisir aisément. C'est pourquoi, nous retenons les caractéristiques suivantes pour les données à traiter: moyennes, variances, covariances, corrélation, régression .

DEFINITIONS:

III.1.1) Probabilités: soit Ω un ensemble fini, et $\mathcal{G}(\Omega)$ l'ensemble des événements, l'application notée P est une probabilité si c'est une fonction réelle définie pour tout $A \in \mathcal{G}(\Omega)$.

on a:

$$P(A) \geq 0$$

$$P(\Omega) = 1$$

$$\text{Si } A \cap B = \emptyset \implies P(A \cup B) = P(A) + P(B)$$

L'ensemble $(\Omega, \mathcal{G}(\Omega), P)$ est appelé ensemble probabilisé.

III.1.2) Variable aléatoire:

On appelle variable aléatoire toute fonction réelle définie sur un ensemble fini d'événements élémentaires .

III.1.3) Espérance mathématique:

Soit X une variable aléatoire définie sur l'espace probabilisé fini $(\Omega, \mathcal{G}(\Omega), P)$, l'espérance mathématique de X notée $E(X)$, représente la moyenne des valeurs possibles de X pondérées par leurs probabilités. C'est un nombre réel qui se calcule par:

$$M_x = E(X) = \sum_{\omega \in \Omega} X(\omega) p\{\omega\}$$

la valeur de $E(X)$ est appelée moyenne .

L'espérance mathématique possède les propriétés d'additivité et linéarité.

II 14 Variance: $V(X)$ mesure la dispersion de X autour de sa moyenne.

$$V(X) = E(X - \mu_x)^2 \quad (56')$$

II 15 Covariance : renseigne sur la forme de la répartition spatiale des variables aléatoires notamment l'étroitesse de la relation entre deux variables aléatoires.

$$\text{COV}(X, Y) = E [(X - \mu_x) (Y - \mu_y)] \quad (57)$$

II 16 Corrélation: donne des informations sur le degré de liaison de deux variables aléatoires, et éventuellement la nature de la liaison.

$$\rho(X, Y) = \frac{\text{COV}(x; y)}{\sqrt{V(X)} \cdot \sqrt{V(Y)}} \quad (57')$$

Ceci est une caractérisation par un modèle mathématique (théorie des probabilités); devant une série de mesure, on définit des statistiques (formules empiriques) permettant d'opérer à partir des réalisations des variables aléatoires.

II 17 Moyenne empirique:

$$\bar{X} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (58)$$

n = nombre d'observations.

x_i = réalisations de X

C'est en fait la moyenne arithmétique (au lieu de moyenne quadratique $X_q^2 = \frac{1}{n} \sum x_i^2$, harmonique $\frac{1}{H} = \frac{1}{n} \sum \frac{1}{x_i}$)

II 18 Variance empirique: ou fluctuation $S^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \quad (58')$

S (écart type)

II 19 Covariance empirique: $S_{xy} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i y_i - \bar{xy}) \quad (59)$

coefficient
empirique
de corrélation

$$f(X, Y) = R = \frac{S_{xy}}{S_x S_y} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i y_i - \bar{x} \bar{y})}{\left[(\sum_{i=1}^n x_i^2 - n \bar{x}^2) (\sum_{i=1}^n y_i^2 - n \bar{y}^2) \right]^{1/2}} \quad (60)$$

iii Régression linéaire:

Pour rendre compte d'une éventuelle relation type fonction entre deux processus, on peut admettre que le phénomène aléatoire représenté par X peut être utile dans la prédiction de Y. on cherche $\hat{y} = f(x)$ avec \hat{y} un estimateur sans biais avec variance minimum.

On suppose que la relation est de la forme $y = ax + b$, on détermine a et b de telle sorte que la droite $y = ax + b$ passe au "mieux" près des points (x_i, y_i) selon le critère des moindres carrés.

Le critère consiste à déterminer a et b tels que l'expression:

$$J(a, b) = \sum_{i=1}^n (y_i - ax_i - b)^2 \text{ soit minimum} \quad (61)$$

$$\frac{\partial J(a, b)}{\partial a} = \sum_{i=1}^n (y_i - ax_i - b) = 0$$

$$\frac{\partial J(a, b)}{\partial b} = \sum_{i=1}^n (y_i - ax_i - b) = 0$$

soient: $\sum_{i=1}^n x_i a + nb = 0$

$$\left(\sum_{i=1}^n x_i^2 \right) a + \left(\sum_{i=1}^n x_i \right) b = \sum_{i=1}^n x_i y_i \quad \Rightarrow$$

$$a = \frac{n(\sum x_i y_i) - \sum x_i y_i}{n(\sum x_i^2) - (\sum x_i)^2} \quad (62)$$

$$b = \frac{n(\sum x_i) - a \sum x_i}{n(\sum x_i^2) - (\sum x_i)^2}$$

Remarque : Cette régression est celle du deuxième type, on ne peut pas envisager de fonctions plus complexes vu le volume de calcul que cela entraînerait.

III-2

FONCTIONS ALEATOIRES .

1) Définitions:

On appelle fonctions aléatoires des fonctions dont la valeur à chaque instant est une variable aléatoire . Elles figurent parmi les plus compliqués des phénomènes dus au hasard . une étude plus rigoureuse consisterait à l'exploitation des fonctions de répartition multidimensionnelles qui sont souvent assez complexes; dans la pratique, seules les caractéristiques numériques se prêtent à l'application.

Pour leurs études, de même qu'on remplace une fonction continue $x(t)$ par une suite d'échantillons x_1, x_2, \dots, x_n on approche une fonction aléatoire par les valeurs des réalisations à des instants fixés .

Naturellement, la répartition des variables aléatoires $X(t_i)$ ne donne pas une caractéristique exhaustive de la fonction aléatoire, il faut élucider les liaisons statistiques entre ces différentes troncatures; ce qui nous conduit aux fonctions de corrélation: auto et intercorrélation .

III 2-2. FONCTIONS DE CORRELATION/:

$$m_{ij}(t_1, t_2) = E [x(t_1)^i x(t_2)^j] = \iint_{-\infty}^{\infty} x_1^i x_2^j dF_2(x_1, t_1, x_2, t_2) \quad (64)$$

Pour $i=j=1$ on obtient la fonction d'auto corrélation

$$\Gamma(t_1, t_2) = m_{11}(t_1, t_2) = E [\bar{x}(t_1) \cdot x(t_2)] \quad (65)$$

De même que le moment du deuxième ordre caractérise la corrélation existant entre deux variables aléatoires, cette fonction de t_1 et t_2 caractérise la dépendance stochastique entre les valeurs prises par une même fonction aléatoire aux instants t_1 et t_2 ($t_1 \neq t_2$)

III 2-3 Fonction d'intercorrélation :

Les moments composés de processus aléatoires sont égaux par définition à :

$$(66) \quad m_{ij}(t_1, t_2) = E [x(t_1)^i y(t_2)^j] = \iint_{-\infty}^{\infty} x^i y^j dF(x, t_1, y, t_2)$$

si $i=j=1$ on obtient la fonction d'intercorrélation:

$$\bar{r}_{xy}(t_1, t_2) = E [x(t_1) y(t_2)] \quad (67)$$

III 2-4 PROCESSUS STATIONNAIRES/:

Un processus est dit stationnaire si l'espérance mathématique ne dépend pas du temps et les fonctions de corrélations dépendent seulement de la distance entre les troncatures, et non de leurs dispositions sur l'axe réel : C'est à dire que les propriétés statistiques ne changent pas avec le changement de l'origine du temps. Dans la suite nous ne ferons cas que de la classe des processus stationnaires, ainsi chaque troncature possède les mêmes attributs que les variables aléatoires traitées dans la partie rappels statistiques .

Le processus sera dit ergodique si la moyenne temporelle est égale à la moyenne statistique .

Pour le processus discret, c'est à dire la fonction aléatoire de la variable réelle t où le domaine de variation de t se réduit à un ensemble dénombrable de valeurs t_n , on définit, sous d'hypothèses de stationnarités et d'ergodicités:

la fonction d'autocorrélation.

$$\varphi_{xx}(\omega) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{n=-N}^N (X_n)^k \quad (66)$$

III 2.5 Fonction d'intercorrélation sous forme discrète

$$\varphi_{xy}(k) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{n=-N}^N X_n Y_{n+k} \quad (67)$$

On rappelle que la transformée de Laplace de la fonction d'autocorrélation donne la densité spectrale [8]

Rémarque

Vu que cette recherche est orientée vers le dépistage des phénomènes qui peuvent être spontanés, c'est à dire que nos fonctions ne peuvent pas être stationnaires par principe, il ne sera fait d'hypothèses de stationnarité que pour des tranches de période relativement courtes, (de 10 à 20 minutes).

CHAPITRE IV

ELECTRO CARDIO GRAMME ET PNEUMO GRAMME

La circulation du sang dans le système cardio-vasculaire est soumise à diverses lois générales relatives à la pression sanguine et la vitesse de déplacement. Le cœur en est le moteur central, il est formé de deux stations de pompage dont l'activité fonctionnelle est étroitement coordonnée, le cœur droit et le cœur gauche; comprenant chacun une oreillette et un ventricule, possédant les mêmes éléments de structure (pericarde, myocarde, endocarde).

L'expulsion du sang hors des cavités cardiaques est due au raccourcissement synchrone des cellules qui forment le tissu myocardique: contraction mécanique, elle même conséquence du passage d'une onde de dépolarisation le long des membranes cellulaires.

L'oreillette et le ventricule droits reçoivent le sang tissulaire drainé par les veines ~~vers~~ l'oreillette droite sous une pression voisine de la pression atmosphérique. Ce sang est successivement envoyé à partir de l'oreillette droite et du ventricule droit dans l'artère pulmonaire qui se divise en de nombreuses artérioles puis dans les capillaires pulmonaires. Le sang oxygéné quitte les capillaires pulmonaires; passe dans les veinules, dans les veines pulmonaires, atteint l'oreillette puis le ventricule gauche. Ce dernier a pour rôle d'envoyer le sang dans la circulation systémique par l'intermédiaire de la principale artère de distribution: l'aorte. (fig 5)

L'aorte se divise en artères qui irriguent les différents circuits locaux. Ces artères subissent elles mêmes des divisions successives et leurs plus petites branches fournissent finalement le sang aux artérioles. [9]

L'activité cardiaque peut être divisée en plusieurs phases se succédant dans l'ordre suivant :

- a) systole (contraction) des oreillettes pendant que les ventricules sont en diastole (relâchement)
- b) diastole des oreillettes et systole des ventricules;

diastole des ventricules et des oreillettes, le coeur est en repos pendant un bref instant.

On appelle rythme cardiaque le nombre de contractions musculaires/min

L'activité du myocarde va de pair avec celle des nerfs et des muscles, avec une dépolarisation des membranes des travées myocardiques et avec la production d'un courant électrique que l'on peut enregistrer à l'aide d'un galvanomètre très sensible; c'est l'enregistrement des variations de ces courants qu'on appelle Electrocardiogramme (E. C. G.)

Les influx électriques naissant au cours de la contraction cardiaque se propagent dans tout l'organisme et peuvent donc être enregistrés aux emplacements les plus variés ; Toutefois, pour la reproductibilité des mesures, il convient de choisir des emplacements bien définis pour placer les électrodes .Les variations enregistrables du courant électrique sont dues à des phénomènes de dépolarisation et de repolarisation du myocarde, il n'y a pas de variation de potentiel au moment où les travées myocardiques ont une polarisation normale. (fig 6)

Le tracé de l'E C G présente des oscillations caractéristiques désignées par EINTHOVEN, selon l'ordre de leur apparition sous les noms d'ondes P, Q, R, S et T, correspondant à des phases bien définies de la contraction cardiaque. (fig 7)

IV-2 Dérivations Electrocardiographiques

Deux types de dérivations indirectes sont utilisées : unipolaire et bipolaire.

IV-2-1 Dérivations unipolaires

Une électrode, électrode exploratrice est placée en un point donné de la surface du corps, l'autre électrode, électrode indifférente est maintenue à un potentiel approximativement nul; en

reliant ensemble des électrodes placées respectivement au bras droit, au bras gauche et à la jambe gauche, à travers une résistance de l'ordre de 5k Ω à un conducteur commun (les courants qui prennent naissance au niveau de ces trois régions se neutralisent mutuellement). Au niveau de l'électrode indifférente il n'ya pas de variation de potentiel significative pendant le cycle cardiaque. En dérivation unipolaire l'ECG enregistre les variations de potentiel au niveau de l'électrode exploratrice seulement.

Le tableau suivant indique les dérivations unipolaires généralement utilisées:

Nom de la dérivation:	Position de l'électrode exploratrice
V _R	Bras droit
V _L	-!!- gauche
V _F	jambe gauche
V _C	précordiale (au nombre de six)
V ₁	4 ^e espace intercostal au bord droit du sternum
V ₂	4 ^e espace intercostal au bord gauche du sternum
V ₃	sur une ligne joignant V ₂ à V ₄ à mi-chemin entre le bord sternal gauche et la ligne medioclaviculaire
V ₄ - - - - -	5 ^e espace intercostal sur la ligne axillaire
V ₅ - - - - -	- " - antérieur gauche
V ₆	- " - axillaire gauche

Les connections sont établies conventionnellement de telle sorte que lorsque l'électrode exploratrice est négative par rapport à l'électrode indifférente on enregistre une déflexion vers le bas ; et quand l'électrode exploratrice est positive on enregistre une déflexion vers le haut

dérivation:	V_1	V_2	V_3	V_4	V_5	V_6
forme de l'onde						
Q. R. S.						

Ils existent des dérivations unipolaires précordiales qui permettent de recueillir l'activité électrique du coeur, particulièrement au niveau de la région cardiaque la plus proche de l'électrode; et des dérivations unipolaires des membres qui reflètent l'activité électrique de la région du coeur en regard de l'électrode. L'électrode sur le bras droit regarde la cavité ventriculaire; l'électrode du pied regarde la face inférieure du coeur, formée par le ventricule droit, le ventricule gauche ou les deux suivant la position du coeur. L'électrode du bras gauche peut faire face à la cavité ventriculaire ou la face externe du ventricule gauche suivant la position du coeur [11]

V-2-2 Dérivations bipolaires

Il existe des dérivations bipolaires des membres plus utilisées chez l'homme et les déflexions enregistrées sont la somme algébrique à chaque instant des potentiels au niveau des deux pôles utilisés, les principales sont:

- D₁: bras droit - bras gauche
- !|- D₂: bras droit - jambe gauche
- !|- D₃: bras gauche - jambe gauche,

et les dérivations bipolaires précordiales, largement remplacées par les dérivations précordiales unipolaires. [10] Ainsi, en fonction de la voie d'acquisition choisie, de l'emplacement des électrodes, et de l'activité du coeur on peut visualiser sur cardiographe les différentes ondes P, Q, R, S, T.

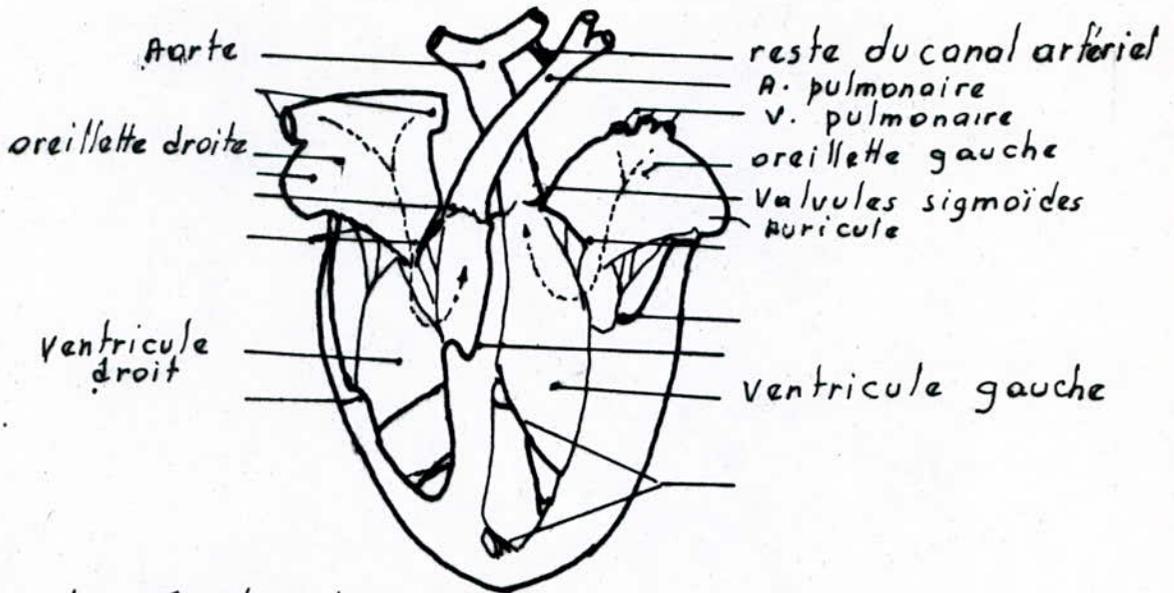
Pour une dérivation bipolaire des membres on a :

onde P : elle est positive avec un sommet arrondi ou anguleux elle dure 100ms; elle représente le passage de l'influx du noeud sinusal aux oreillettes; le noeud auriculo-ventriculaire est atteint vers le sommet de l'onde P. L'amplitude de l'onde P donne quelques indications sur l'activité fonctionnelle du muscle auriculaire.

Complexe ventriculaire (onde Q, R, S, T .)

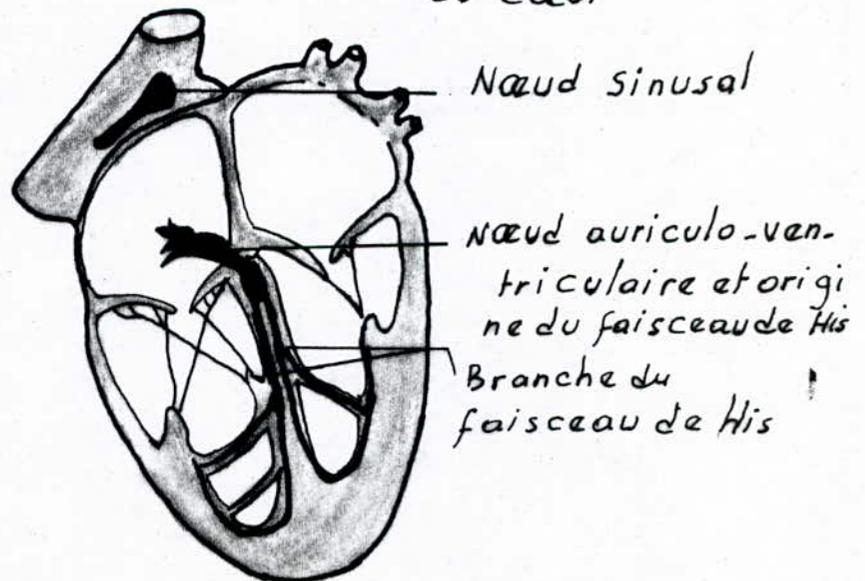
L'onde P est suivie d'un court segment iso-électrique; puis apparait une succession de déflexion : Q , petite, souvent peu apparente, négative; R, grande et positive; S de nouveau négative puis retour à la ligne de base . La durée de Q R S chez l'homme est d'environ 80ms et peut atteindre 100 à 120ms. La dernière onde T, est une large déflexion positive, d'une durée moyenne de 270ms

Q R S représente l'étape de dépolarisation ventriculaire

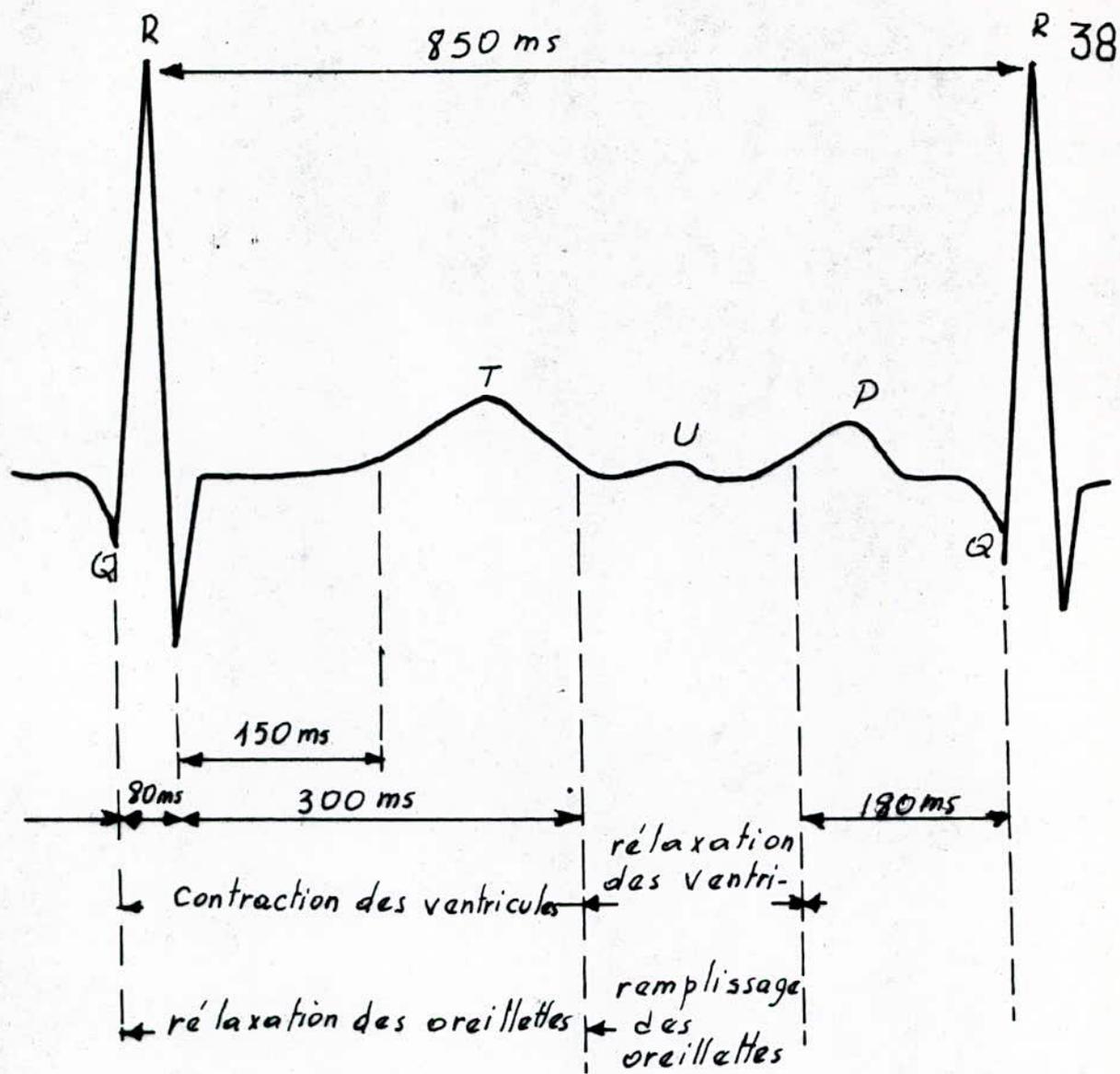


▲ fig: 5 Structure du Cœur

systeme de production et de conduction des excitations du cœur



▲ fig: 6



Tracé de l'ECG

▲ fig 7

On appelle respiration, le phénomène de ventilation pulmonaire et les échanges gazeux au niveau de l'interface alvéolo-capillaires.

L'appel d'air de la bouche vers les territoires alvéolaires est dû à la force motrice créée par la contraction des muscles respiratoires, principalement le diaphragme. Ce dernier, innervé par les nerfs phréniques, se contracte en refoulant le contenu abdominal incompressible vers le bas et en augmentant les diamètres du thorax. Contrairement à l'inspiration, l'expiration est un phénomène passif qui ramène le poumon à sa position de repos ou de relaxation.

L'ensemble des poumons et de la paroi thoracique est sous le contrôle de processus complexes qui concourent à la rythmicité respiratoire et au contrôle automatique ou volontaire de l'amplitude de la fréquence des mouvements respiratoires.

Le centre cortical-bulbo protubérientiel est à l'origine de l'auto-rythmicité respiratoire. La respiration est caractérisée par un déplacement d'air; le poumon est un ressort déformable (système élastique) où l'action d'une pression entraîne une variation de volume. Les faces élastiques du système thoraco-pulmonaire s'exercent en sens inverse. Le poumon tend à se rétracter, le thorax à se dilater. La position d'équilibre de ces deux systèmes solidaires correspond à la fin d'une expiration passive normale; position de repos ou de relaxation, correspondant à la capacité résiduelle fonctionnelle (C R F).

Les volumes pulmonaires se divisent en deux catégories:

1°) Le volume non mobilisable:

C'est le volume d'air restant dans le poumon à la fin d'une expiration profonde maximale ou volume résiduel V R (fig. 8)

2°) Les volumes mobilisables:

Variable suivant l'âge, le sexe, la taille; le poids du sujet, et

suivant que le sujet est au repos ou ventile profondément, on peut les décomposer en plusieurs fractions:

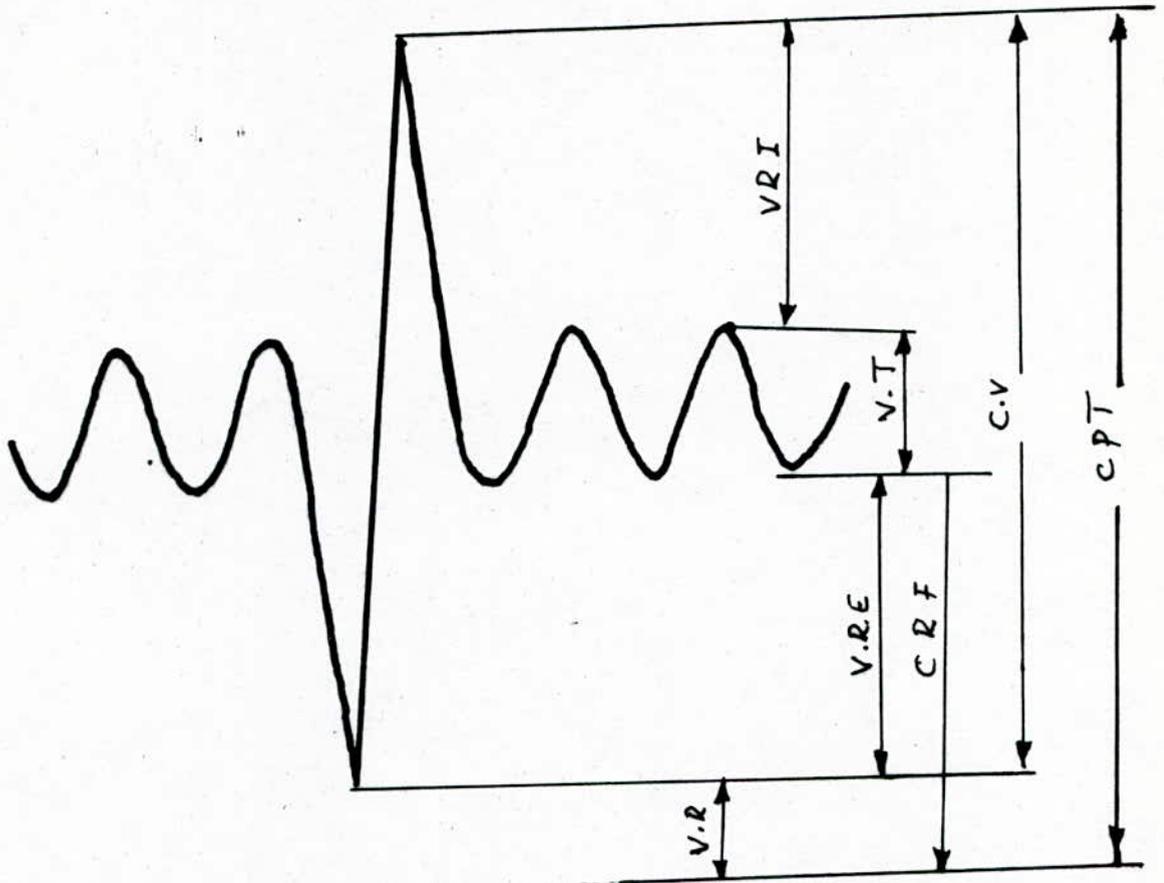
- a) le volume mobilisable au repos sans effort, est le volume courant (V T) sa valeur moyenne est de 300 à 600 ml* selon les individus et leurs fréquences respiratoires.
- b) une inspiration profonde maximale représente le volume de réserve respiratoire (V R I) c'est-à-dire la quantité d'air maximale que le sujet peut faire pénétrer dans ses poumons à partir de la position fin d'inspiration normale.
- c) une expiration profonde maximale donne le volume de réserve respiratoire (V R E) c'est-à-dire la quantité maximale d'air que le sujet peut rejeter à partir de la position de fin d'expiration normale voir fig. §

La somme du volume courant, du volume de réserve expiratoire et du volume de réserve inspiratoire constitue la capacité vitale. C'est le plus grand volume mobilisable d'un sujet.

En règle générale, on mesure ces volumes par enrégistrement spirométriques; dans notre cas, on a préféré concevoir un système d'acquisition plus simple qui présente l'avantage de s'intégrer aisément dans la chaîne de prétraitement.

On l'aura compris, il ne sera fait cas que des volumes mobilisables.

* condition de température 37°, d'humidité correspondant à l'air saturé de vapeur d'eau pour une pression de 760mmHg



$V.T$: volume courant

$V.R.I$: volume de réserve respiratoire à partir d'une inspiration

$V.R.E$:

" -

d'une expiration

$C.R.F$: capacité résiduelle fonctionnelle

$C.V$: capacité vitale

▲ fig: B

CHAPITRE V

PROPOSITION

PROPOSITION

Nous proposons l'analyse de la relation entre la fréquence de battement du coeur et la fréquence de respiration. Pour se faire nous présenterons dans le chapitre suivant un système de saisie et de prétraitement permettant d'avoir les mesures sous forme discrète que nous traiterons suivant les méthodes envisagées.

Les saisies se feront sur des périodes de quelques dizaines de minutes (voir calcul de *faible* mémoire), et nous ferons les hypothèses nécessaires pour chaque cas sur les mêmes signaux .

Les signaux issus du système de prétraitement sont considérés comme déterministes pour le besoin de l'identification et le calcul se fait en temps réel, et pour les fonctions aléatoires il a été fait d'hypothèses d'ergodicité et de stationnarité.

CHAPITRE VI

SYSTEME DE SAISIE ET DE PRETRAITEMENT

VI SYSTEME DE SAISIES ET PRETRAITEMENT

VI-1 Capteurs

VI-1-1 E C G

Le prélèvement du signal cardiaque se fait à l'aide d'électrodes métalliques à base d'acier inoxydable. Le principe de ces électrodes est le suivant:

L'interface d'un ion métallique avec son métal associé donne un potentiel électrique appelé potentiel électrode. Ce potentiel résulte de la différence du taux de diffusion des ions. L'équilibre est produit par un double dépôt de charge qui agit comme une capacité. Ainsi le circuit équivalent d'une électrode bipolaire en contact avec le corps consiste en une tension en série avec une résistance et une capacité (voir fig. 9); mais comme la mesure du potentiel électrique exige deux électrodes, la tension réellement mesurée est la différence entre les potentiels instantanés des deux électrodes, cette différence de potentiel est assez faible, si les électrodes sont du même type elle dépendra essentiellement de la $d \cdot d \cdot p$ ionique (le cas échéant on introduit des potentiels parasites) entre les deux points du corps à partir desquels la mesure est prise; (d'où la nécessité de choisir une dérivation électrocardiographique adéquate en fonction de la constitution physiologique du sujet). On notera que le potentiel obtenu dans le cas de l'utilisation des électrodes métallique n'est pas stable et de plus l'impédances des électrodes varie fortement avec la fréquence du signal. Une solution toute fois plus onéreuse consisterait à utiliser des électrodes à base d'argent recouvertes de chlorure d'argent.

Les électrodes doivent être identiques et en contact avec le même électrolyte, sinon, on introduit entre deux électrodes différentes des différences de potentiel, on mettra tout en œuvre pour que l'impédance propre à l'électrode et l'impédance de contact soient les plus faibles possibles, en particulier on pourrait dégraisser

la peau et interposer une pâte conductrice entre la peau et l'électrode .

Le signal (ECG) étant à expression électrique ,on utilisera pas de transconducteurs, les électrodes sont placées à la surface de l'organisme à l'endroit choisi. Les potentiels électriques produits par les cellules atteignent les électrodes après avoir traversé les tissus interposés .

Pour la protection du patient on veillera à ce que:

- Les parties reliées au sujet ne soient pas branchées sur le secteur (220 v) (une pile de 9v est indiquée pour l'alimentation de ces parties).

-Le patient soit isolé du sol, et qu'il n'ait pas de liaisons mécaniques avec un appareil branché sur le secteur .

-Les éventuels courant de fuites soient maîtrisés (par exemple par un dispositif de protection).)

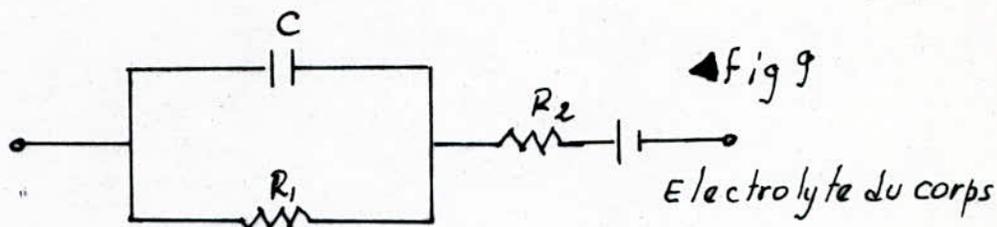
VI-1-2

PNEUMOGRAMME

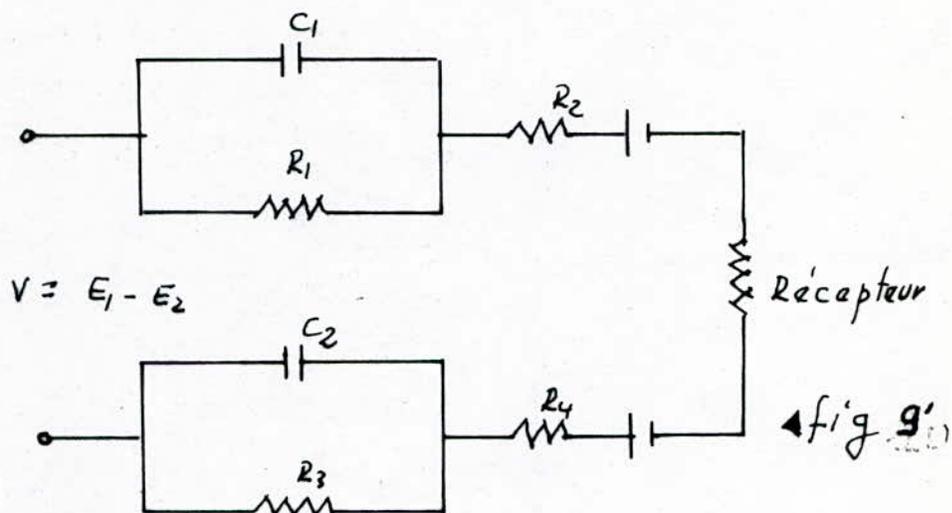
Pour la saisie du pneumogramme, le système adopté est le suivant:

Une bande (en tissus) entourant la taille au niveau du sternum est reliée à un ressort, lui même lié à un rheostat . Lors de la respiration, par suite de la variation du volume de la cage thoracique, le ressort agit sur le rhéostat dont la résistance varie proportionnellement à la sollicitation; on enregistre les variations de courant aux bornes du rhéostat, et donc le phénomène respiratoire.

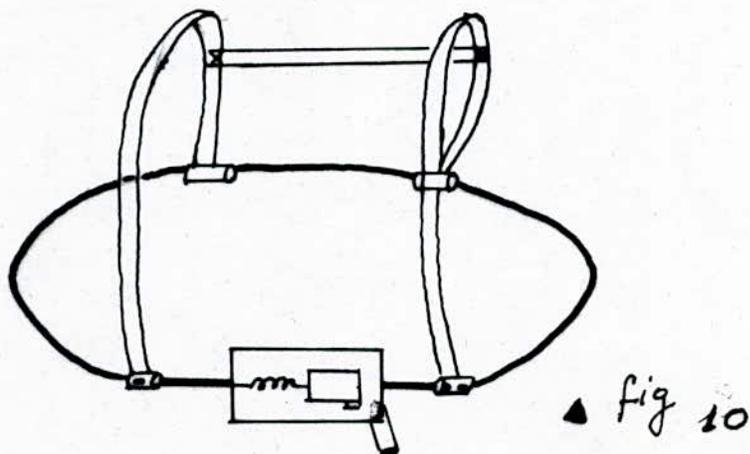
fig: 10



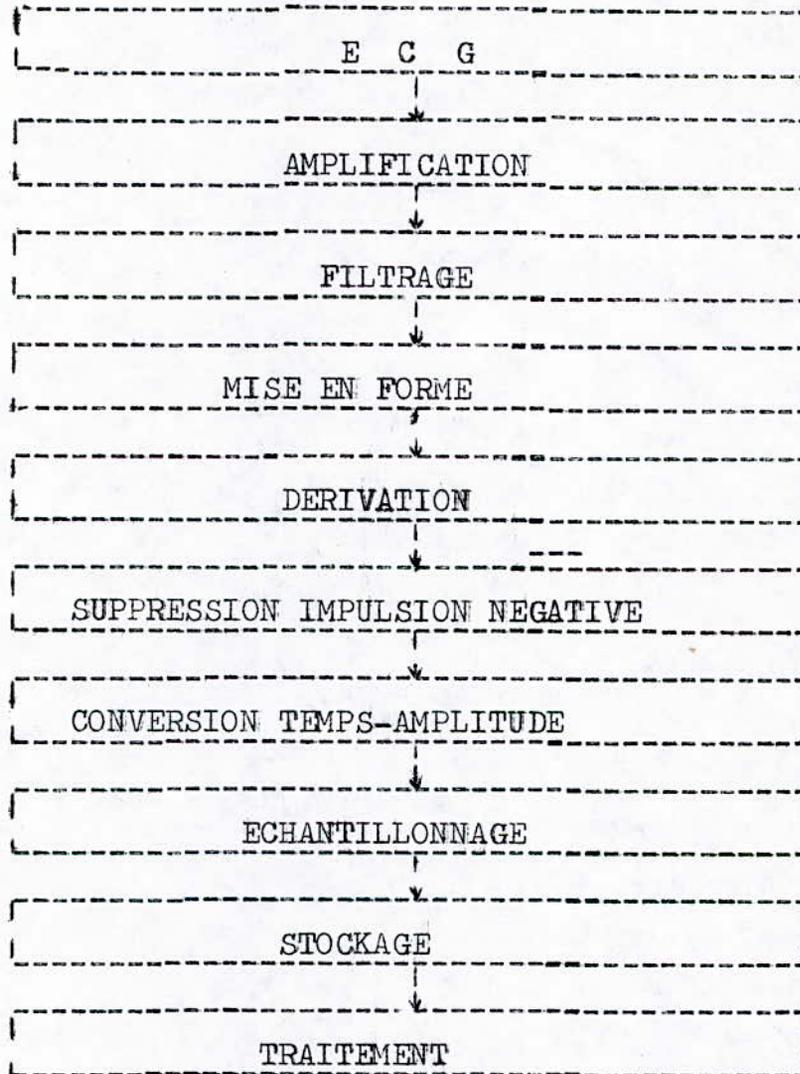
Circuit équivalent de l'électrode bipotentiel



Circuit équivalent à la mesure du potentiel entre 2 électrodes.



ORGANIGRAMME DU PRETRAITEMENT



VI-2

PRETRAITEMENT

Le signal issu des ^{capteurs} étant faible et très bruité, on le fait passer dans des amplificateurs à gain variables, puis des filtres passe-bas où certains bruit, (particulièrement celui du secteur) sont éliminés, la mise en forme est confiée au trigger de Smith à seuil de déclenchement réglable qui permet d'éliminer les informations redondantes; ensuite on fait passer les signaux dans un dérivateur suivi d'une diode pour supprimer les impulsions négatives. Pour la conversion temps-amplitude on a utilisé un générateur de courant commandé par le train d'impulsion, suivi d'un détecteur de seuil (bloqueur), l'échantillonneur est aiguillé à un convertisseur analogique numérique CA / N qui communique avec le microprocesseur qui assure la commande de l'ensemble, gère les échantillons et effectue le traitement numérique (voir planche 1)

VI-3

DESCRIPTION DE L'UNITE DE PRETRAITEMENT

Nous avons conçu deux voies différentes pour l'acquisition et le prétraitement des signaux issus des capteurs d'ECG, et de pneumogramme, mais nous avons adopté des cellules identiques dans leurs caractéristiques pour les étages semblables de chaque chaîne.

VI-3-1

AMPLIFICATEUR

(fig 11)

Il est constitué d'un amplificateur opérationnel $\mu A 741$ et d'un pont de résistances R_2, R_3, R_1

$$R_3 = 100K \quad ; \quad R_1 = R_2 = 1K \Omega$$

$$A = 1 + \frac{R_3}{R_2} = 100$$

VI-3-2

FILTRE PASSE-BAS

(fig 12)

C'est un filtre actif composé de convertisseur d'impédance négative (type INIC) et un réseau de résistances et capacités .

$$R_4 = R_5 = 10K\Omega; \quad C_1 = C_2 = 10 \mu F \quad ; \quad R_0 = 10K\Omega(1\%)$$

La fonction de transfert :

$$H(P) = \frac{1}{1 + RCP + (RCP)^2}$$

$$\omega_0 = \frac{1}{RC} \quad ; \quad f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi} \approx 16 \text{ Hz}$$

VI-3-3

TRIGGER DE SMITH

(fig 13)

Il est constitué d'un A.O μA 741 et des résistances R_6, R_7, R_8 .

$$R_6 = R_7 = 1K\Omega; \quad R_8 = 1M\Omega$$

$$a = \frac{R_7}{R_8 + R_7} = 10^{-3}$$

Seuil de basculement par valeurs croissantes : $V_1 = aV_{\min}$

" " décroissantes : $V_2 = aV_{\max}$

$$V_{\max} = 12 \text{ V} \quad ; \quad V_{\min} = 0$$

$$\text{largeur de seuil} : \frac{1}{a} (V_{\max} - V_{\min}) = \frac{12}{1000} = 12 \text{ mV}$$

VI-3-4

DERIVATEUR

(fig 14)

Il est constitué d'un μA 741, des résistances R_9, R_{10}, R_{11} , et des capacités C_2, C_3 .

$$R_9 = 510 \Omega, \quad R_2 = R_3 = 100K\Omega; \quad C_1 = 1 \mu F, \quad C_3 = 3,9 \text{ nF}$$

Le montage est :

$$\begin{aligned} \text{Derivateur jusqu'à } f_1 &= \frac{1}{2 R_1 C_1}, \\ \text{amplificateur à } f &= \frac{1}{2 R_1 C_1} \quad f \quad \frac{1}{2 R_2 C_2} \end{aligned}$$

intégrateur à partir de f_2 .

La capacité C_2 limite la bande passante, donc le bruit afin d'accroître la stabilité.

VI-3-5 GENERATEUR DE COURANT CONSTANT (fig 15)

C'est un générateur à éléments discrets, composé d'un CI $\mu A 709$ et des résistances : $R_{11}, R_{12}, R_{13}, R_{14}$, et R_L .

$$R_{11} = R_{13} = 1M\Omega; \quad R_{12} = R_{14} = 500 \Omega; \quad R_L = \dots$$

$$\text{avec } v_e = 5V, \quad I_L = 10mA$$

VI-3-6 DETECTEUR DE CRETE (fig 16)

La diode utilisée dans le circuit de contre-réaction conduit quand l'entrée est à un niveau supérieure à celui de la sortie, ainsi la tension de sortie est égale à la valeur crête de la tension d'entrée, et grâce au condensateur C_{14} , on conserve la mémoire de cette valeur. Dans la boucle de contre-réaction de l'amplificateur A_1 , il y a la diode D et un amplificateur suiveur, ce dernier est là pour protéger le condensateur C_{14} , qui conserve la valeur crête en la préservant d'être déchargée par une variation de charge.

Remarque :

Afin d'éviter de décharge rapide pendant la période de maintien, le condensateur sera en polypylène ou polysterène.

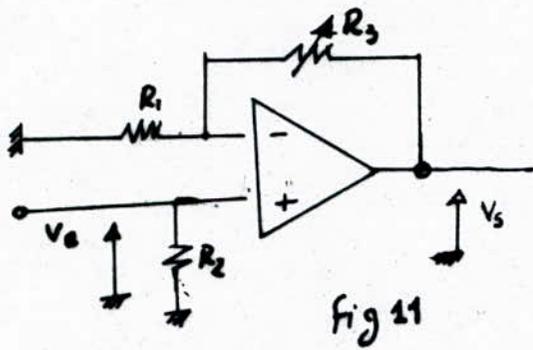


fig 11

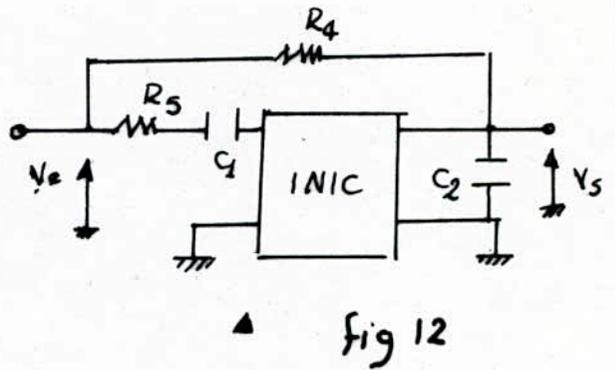


fig 12

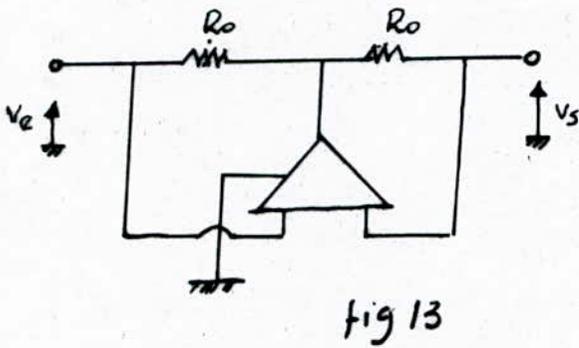


fig 13

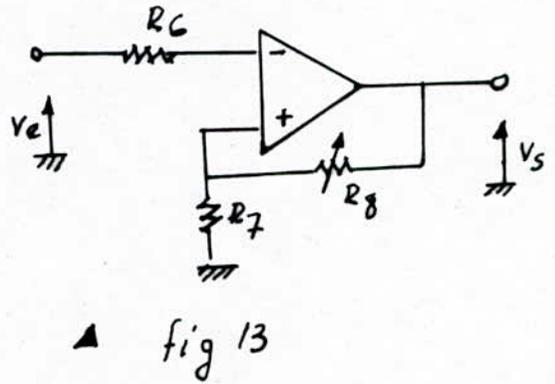


fig 13

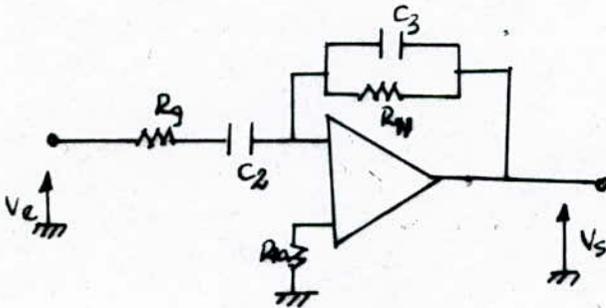


fig 14

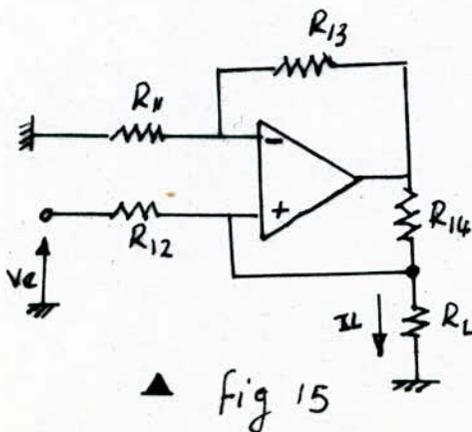


fig 15

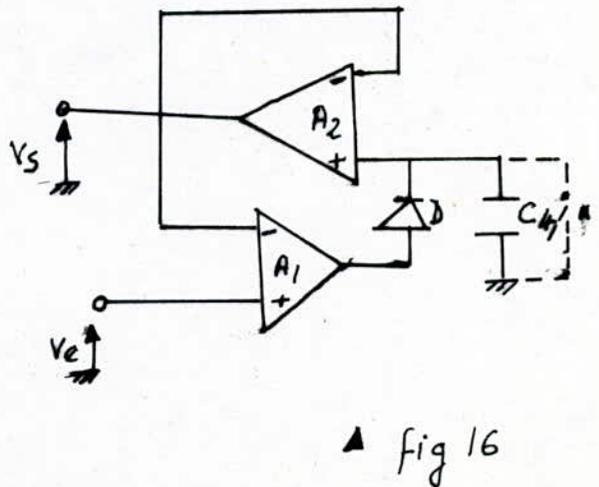


fig 16

VI- 3-7

ECHANTILLONNEUR-BLOQUEUR

Il est en circuit intégré en l'occurrence le LF398* la capacité de charge est celle du détecteur de crête .

Le LF 398 comprend :

Deux A O montés en suiveurs:

- A₁ sert à découpler l'entrée analogique du condensateur C_{CH} afin d'éviter les oscillations de la tension de sortie pendant la période d'échantillonnage .
- A₂ sert à isoler le condensateur C_{CH} de la sortie afin d'éviter la décharge de celui-ci pendant la période de maintien .
- Deux diodes D₁ et D₂ montées en tête-à-tête, dont le rôle est d'éviter la saturation de l'amplificateur A₁ en fixant le gain de celui-ci
- Un interrupteur et sa logique de commande qui assure la fonction d'échantillonnage.
- Une résistance R₁₂ qui sert à limiter le courant qui passe entre les deux amplificateurs A₁ et A₂ .

Sous l'action d'un signal de commande (niveau logique 1) l'interrupteur I se ferme, mettant ainsi en liaison la sortie de A₁ avec le condensateur C_{CH}, celui-ci se charge grâce au courant de sortie de A₁, tout en suivant l'évolution du signal d'entrée .

Pour le choix de la fréquence d'échantillonnage on est limité par la capacité mémoire du microprocesseur (voir 6-3-9), et la précision désirée, c'est pourquoi tout en ayant à l'esprit le théorème de Shannon, on trouvera un compromis entre précision et capacité mémoire .

VI-3-8

CONVERTISSEUR ANALOGIQUE NUMERIQUE (fig 18)

VI-3-8-1 DESCRIPTION

On a choisit le circuit intégré ADC 802, c'est un CAN à approximations successives comprenant essentiellement :

- Un comparateur, recevant sur une des entrées la tension

à convertir et sur l'autre une tension de référence

-Un convertisseur analogique numérique (CNA) conforme au CAN à utiliser ayant le même nombre de bit, dont le rôle est de générer une tension de référence suivant le résultat de la comparaison.

- Une logique de commande, qui sert à mettre les bits à 1 ou 0 en commençant par le bit de poids le plus fort .

- Un registre binaire contenant le résultat de la comparaison.

Pour les caractéristiques et brochage voir annexe .

VI-3-8-2

FONCTIONNEMENT /:

Pour étudier le fonctionnement de l'ADC 802, il faut tout d'abord présenter les trois commandes suivantes /

CS: signal actif à l'état bas, valide les deux signaux de lecture et d'écriture RD et WR du CAN'

NR: le passage de l'état bas à l'état haut de ce signal permet le lancement de la conversion .

RD: la présence d'un état bas sur cette entrée permet la lecture de l'information binaire en sortie du CAN.

Une tension V_{In} appliquée à l'entrée du convertisseur est convertie après exécution des étapes suivantes /:

-L'application simultanée d'un niveau bas sur CS et WR fait que la sortie de la bascule RS START F/F passe à l'état 1 on a alors :

•Initialisation du registre à décalage "shift register"

•Mise à 1 de la sortie INTR, ce qui indique une conversion en cours d'exécution.

- Au top d'horloge CLK, la sortie Q de la bascule D'F/F₁ passe à l'état 1, donc remise à 0 de la bascule START F/F₁, au top d'horloge CLKA, éliminant ainsi une seconde initialisation pendant la conversion.

-au top d'horloge CLKB, le "1" présent à l'entrée du registre à décalage est transmis au MSB du SAR (succèsive approximation register)

Le CNA convertit cette valeur numérique en une grandeur analogique (tension) qui sera comparée à V_{in} ; suivant le résultat de cette comparaison le MSB ou SAR est laissé à un ou mis à 0. - Au top d'horloge suivant, il ya décalage du "1" présent dans le registre à décalage, puis une nouvelle comparaison est lancée. Après huit comparaisons on obtient la valeur numérique N (suite de 1 et de 0) correspondant à la tension V_{in} . Cette fin de conversion est indiquée par le passage de \overline{INTR} de l'état haut à l'état bas; en effet le LSB transmis sur l'entrée de la bascule DF/F₂ permet de mettre à 0 INTR par une mise à 0 de la bascule RS INTR/F

Le signal XFER (sortie de la broche G₂) est une combinaison de GF/F₂ et de la sortie Q du registre à décalage, il permet le transfert et le stockage de l'information numérique dans le registre "out put latches"

Une mise à l'état bas simultanée de \overline{RD} et \overline{CS} permet :

- La lecture de la tension numérique N
- Une remise à 0 de la bascule INTR/F donc passage de \overline{INTR} de l'état bas à l'état haut .

Une initialisation du registre à décalage .

VI-4

SYSTEME DE TRAITEMENT

L'élaboration finale des mesures ainsi que le traitement du résultat de saisie sont confiés à un microprocesseur huit bits, la contrainte principale régissant son choix est la zone mémoire nécessaire au stockage de la suite d'impulsions .

VI-5

ZONE MEMOIRE

CALCUL DE LA TAILLE MEMOIRE

Sa détermination est fondamentale pour la réalisation du système .

Une extension étant toujours possible, on devrait plutôt parler de zone adressable. Les algorithmes adoptés (exception faite de la détermination des paramètres θ_i de la solution globale) fonctionnent en mode séquentiel ou par prédiction, ce qui permet dans le premier cas de ne stocker d'informations que dans un court laps de temps, et dans le deuxième cas seulement la séquence en cours et celle précédente.

Ainsi le cas le plus défavorable (celui demandant le plus d'espace mémoire), est la solution globale, le traitement se faisant séquentiellement, le même espace mémoire servira aux autres traitements.

Supposons avoir une prise de 5mn

- F_e / fréquence max ECG = 3 Hz
- F_s : " spiogramme
- ζ : fréquence d'échantillonnage

Pour un microprocesseur de huit bit on a:

Espace mémoire = $2 \cdot \zeta \cdot 5 \cdot 60 \cdot 8 \cdot \text{Max}(F_e, F_s)$

Soit pour 5mn

$$EM = 2 \cdot 6 \cdot 5 \cdot 60 \cdot 8 \cdot 3 = 8,64 \text{ K bits}$$

$$\text{Avec : } F_s = \text{Max}(F_e, F_s) = 3 \text{ Hz}$$

$$\zeta = 6 \text{ Hz}$$

La fréquence d'échantillonnage est de 6 Hz

La taille de la mémoire est de 90K BITS.

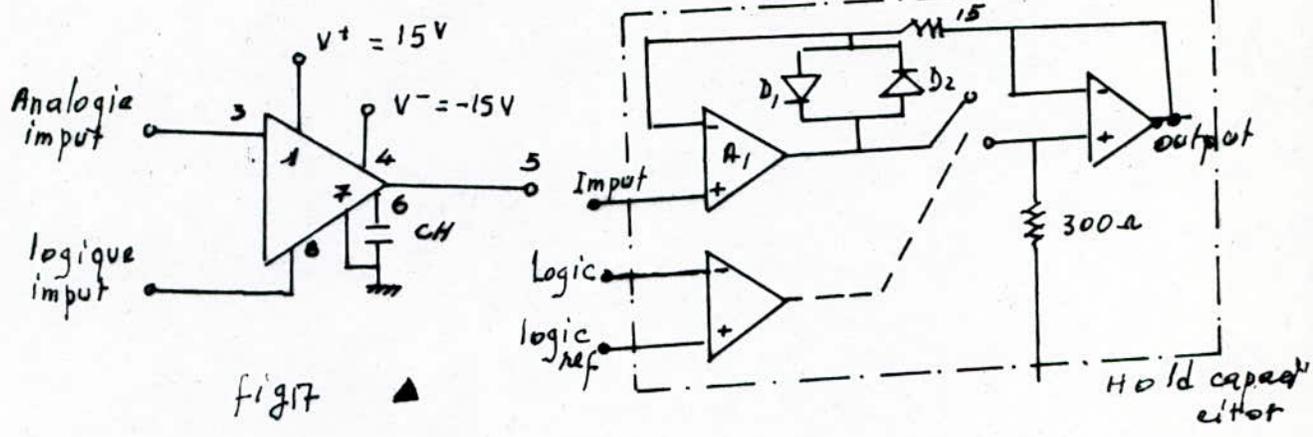
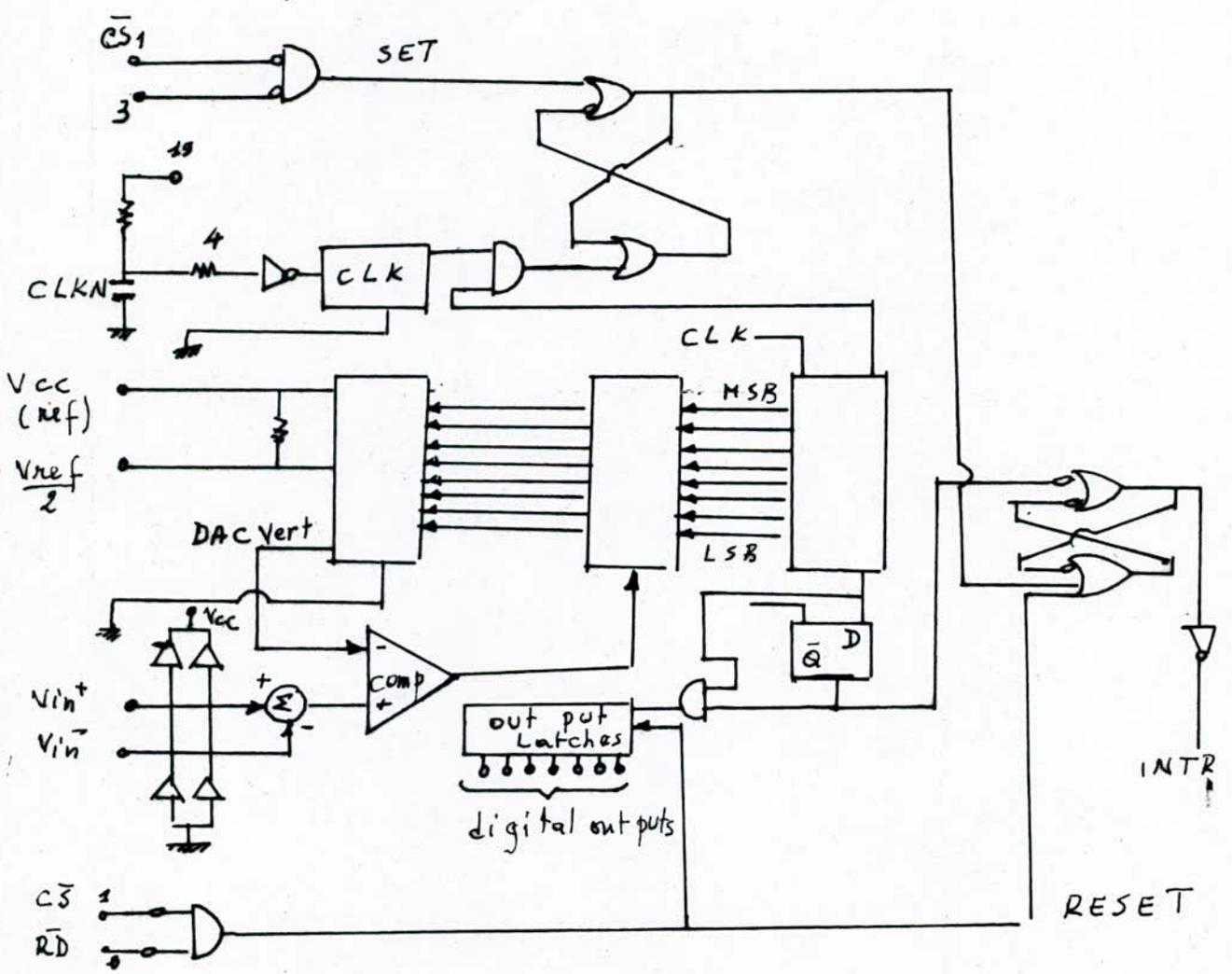


fig 17 ▲



▲ fig 18

CHAPITRE VII

MESURES ET RESULTATS

VII-1

MESURES ET RESULTATS

Des conditions conjoncturelles, font que la réalisation matérielle de notre système de saisie n'apas été possible ; C'est pourquoi nous nous sommes adressés aux centres hospitalo-universitaires de Moustapha puis de Bénimessous où nous avons pu obtenir des relevés d'ECG et de spirogramme .

VII-1-1

E C G

L'ECG a été obtenu pour un sujet de sexe masculin, agé de 27 ans, et présentant une taille de 1m70

- a) Au repos: fig 19
- b) Après effort fig 20

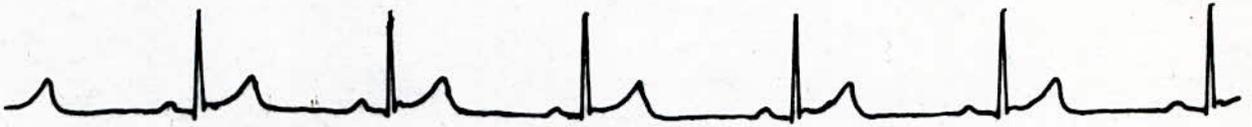
Le relevé a été fait successivement sur toutes les derivations électrocardiographiques précitées (voir chap **IV**)

a) : Nous avons obtenu les valeurs de temps suivantes entre deux apparitions successives de l'onde R (période):

5 (voir Tableau 1 et fig 21)

TABLEAU 1

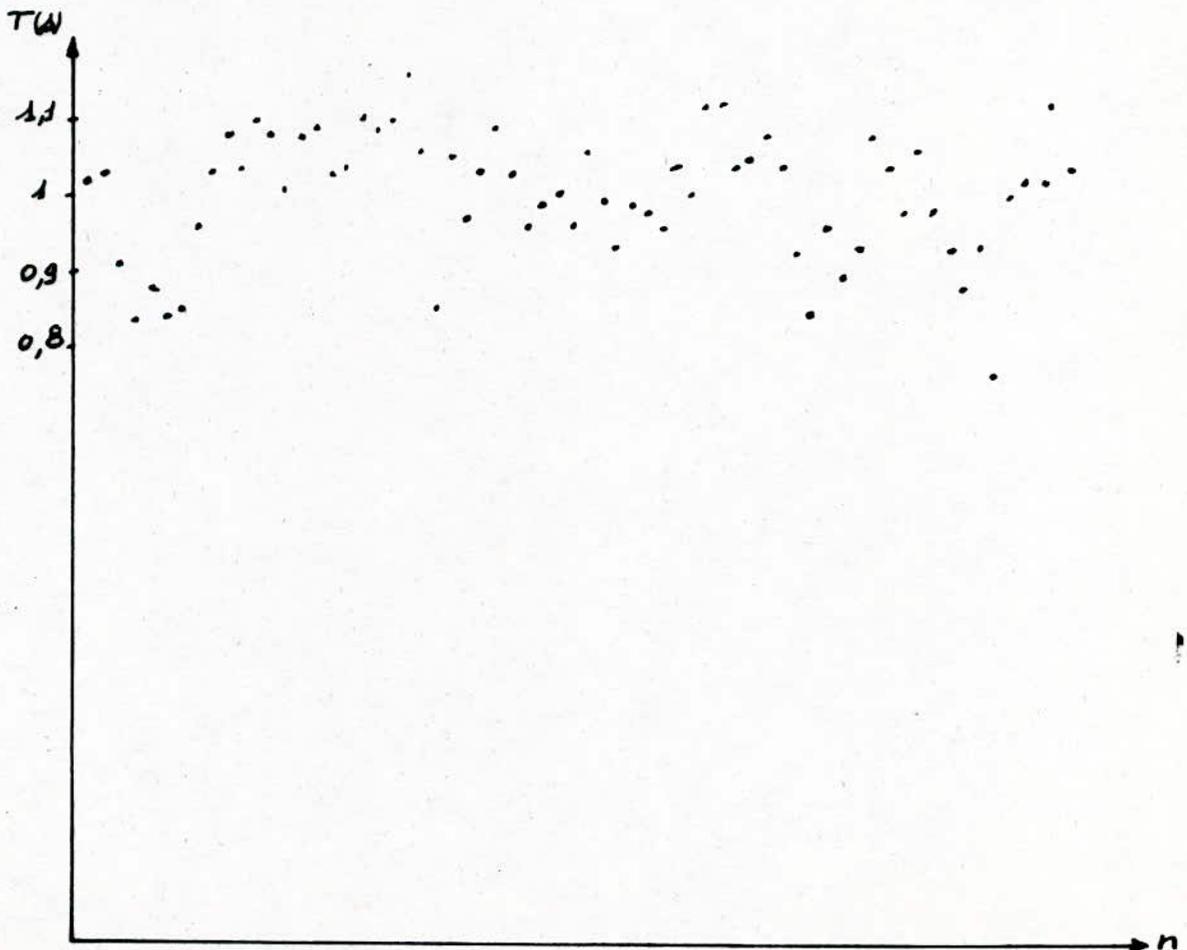
N° D'ORDRE	AMPLITUDE	N° D'ORDRE	AMPLITUDE
1	0.900	33	1.000
2	1.024	34	0.960
3	1.032	35	1.060
4	0.908	36	0.992
5	0.836	37	0.932
6	0.880	38	0.992
7	0.840	39	0.980
8	0.848	40	0.960
9	0.960	41	1.040
10	1.028	42	1.008
11	1.080	43	1.120
12	1.040	44	1.120
13	1.104	45	1.140
14	1.080	46	1.148
15	1.008	47	1.080
16	1.080	48	1.040
17	1.092	49	0.920
18	1.028	50	0.840
19	1.040	51	0.960
20	1.108	52	0.892
21	1.088	53	0.932
22	1.100	54	1.080
23	1.160	55	1.040
24	1.060	56	0.980
25	0.852	57	1.060
26	1.052	58	0.980
27	0.972	59	0.928
28	1.032	60	0.872
29	1.092		
30	1.032		
31	0.960		
32	0.992		



▲ fig 19



▲ fig 20



▲ figs 21

Conclusion :

a) On voit que les périodes de battement du cœur ne sont pas constantes, et peut être la répartition temporaire contient certaines informations utiles.

b) Après effort on a obtenu plusieurs ^{fais} valeurs de temps entre pulsation suivantes . (fig 22)

La durée de l'expérience est de 5mm; cette courbe depend de l'aptitude du sujet à l'effort, (sujet habitué à un entraînement ou non).

VII-1-2

RESUME

Pour le même sujet, dans des conditions supposées identiques, on a relevé la respiration dans les états suivants:

Au repos fig 23

Après effort : fig 24

REMARQUE /

Il est apparu qu'au repos le sujet peut modifier la fréquence de la respiration; alors que ce n'est pas le cas après un effort soutenu .

On a constaté qu'en plus il faudrait mesurer les changements de volumes d'air dans les poumons pour pouvoir apprécier l'état de récupération du sujet .

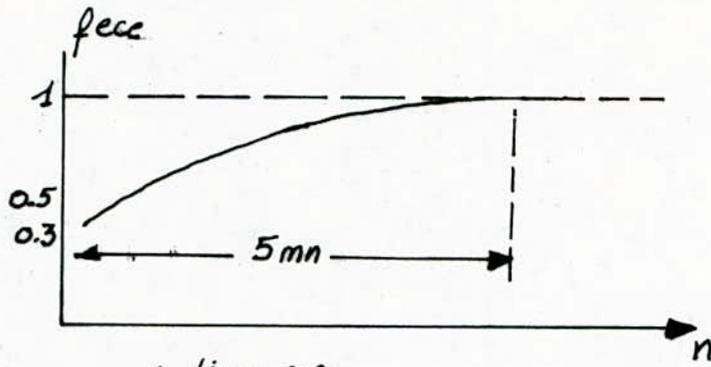
La fig 26 montre la répartition du temps d'expiration en fonction de l'ordre d'apparition .

La fig 25 montre l'évolution du volume d'oxygène dans les poumons après efforts, en fonction du temps .

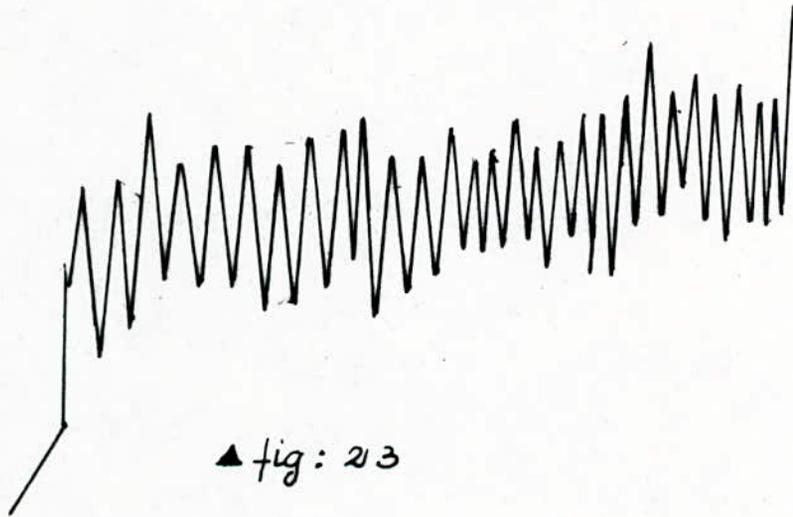
De même à la fig 26, on fait ressortir les variations de la fréquence instantanée de la respiration pendant l'effort durant un temps donné.

On voit qu'il est impératif de tenir compte de l'histoire du sujet (état initial).

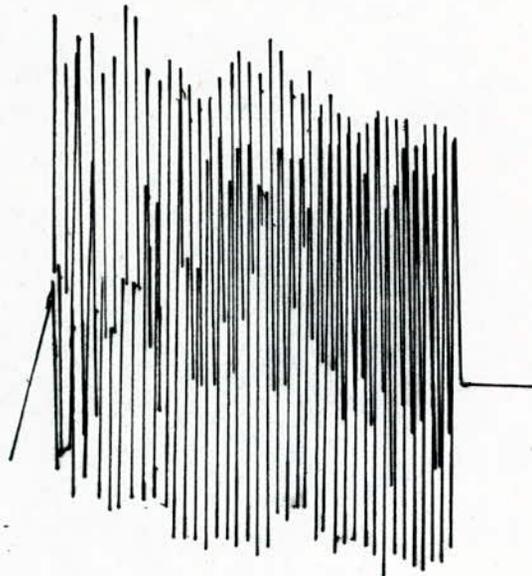
Par ailleurs on a montré que la puissance d'un homme depend deux heures du jour comme sur la fig 27



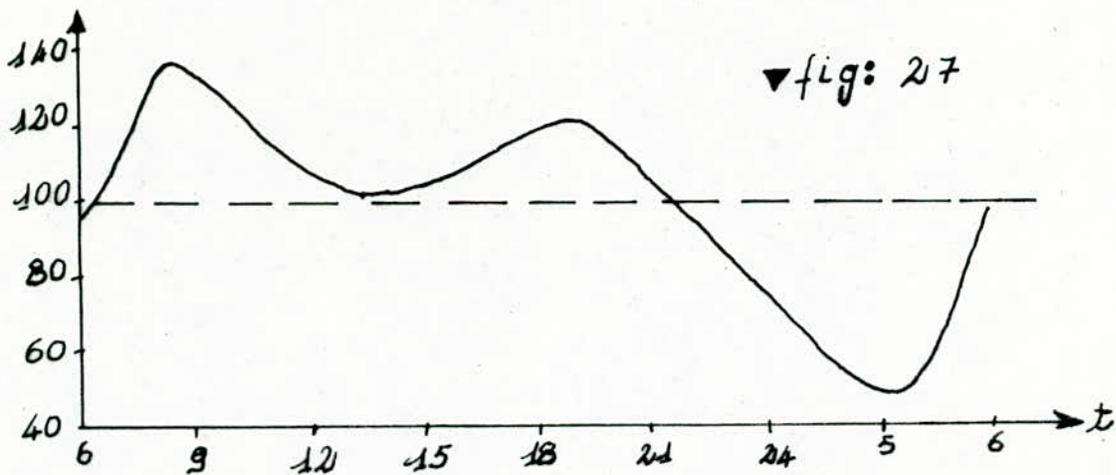
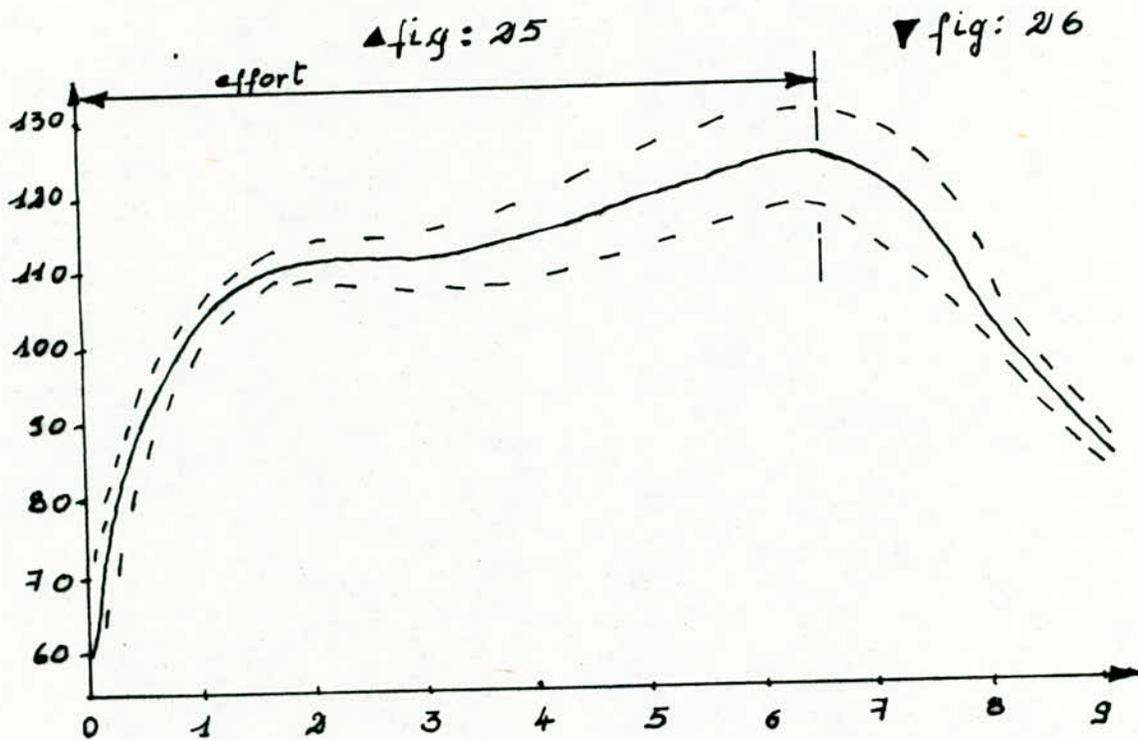
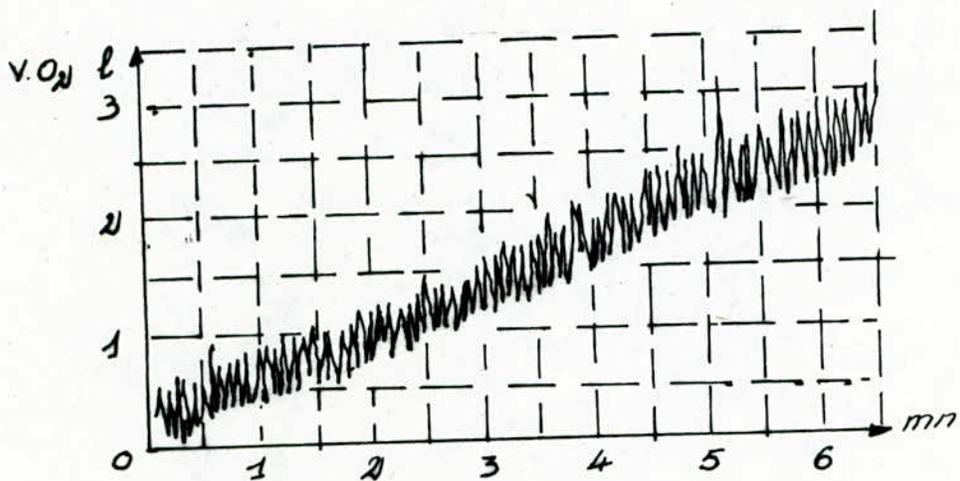
▲ fig: 22



▲ fig: 23



▲ fig: 24



A la lumière de ce qui vient d'être exposé, la question qu'on s'est posé est de savoir si, même en convenant que repeter identiquement les conditions d'expériences, en des lieux et moment différents était hasardeux; est ce que les relevés d'ECG et de pneumogramme pouvaient, même sous d'hypothèses larges, convenir à notre étude ?

On a vu qu'on commettait d'erreurs systématiques en rapprochant ces deux relevés pris séparément .

C'est pourquoi nous n'avons pas jugé utile de présenter des résultats obtenus suivant les données recueillies ;

La seule solution valable, consisterait à disposer de l'infrastructure nécessaire pour recueillir simultanément les deux signaux .

CONCLUSION

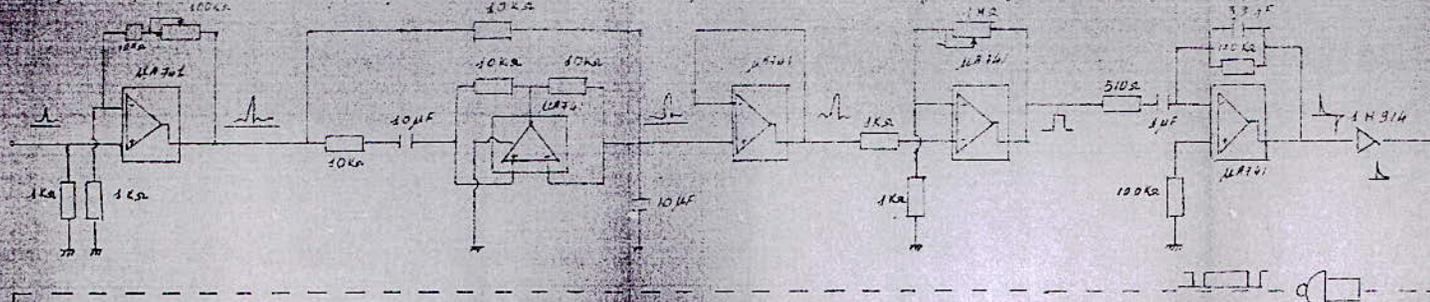
Ce sujet est un travail de recherche consacré à l'étude approfondie de la possibilité de généralisation des méthodes de diagnostic utilisées par les médecins; l'idée de cette étude nous paraissait simple au début, mais avec le manque total de documents traitant du sujet, elle s'est avérée difficile.

Le sujet nous a permis de mettre à l'épreuve nos connaissances dans bien de domaines (électronique, mathématiques, informatique, ...).

D'abord on a cherché une méthode de saisie, puis choisit de méthodes de modélisation, trouvé les algorithmes de traitement nécessaires, et rendu les groupes de méthodes compatibles. Surtout soumettre les signaux à un conditionnement adéquat.

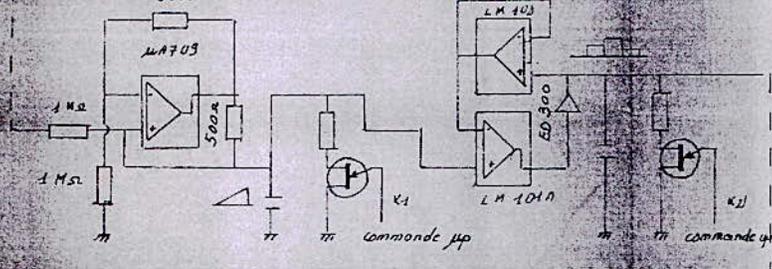
Quand aux conditions d'expérimentation on a été trop optimistes, la pratique a prouvé que les mesures sont faisables, mais qu'il faudrait faire des recherches supplémentaires sur ces conditions avec un sujet donné pour en cerner tous les contours; éventuellement tenir compte d'autres facteurs (environnement, heures du jour ...).

Néanmoins on a envisagé l'étude et la conception d'un appareil qui nous paraît réalisable. Seulement sa réalisation demande plus de temps que celui imparti et une infrastructure plus appropriée ./.



Etage 6: source de courant constant

Etage 7: détecteur de crête



Circuits utiles

Bascules D / une Horloge

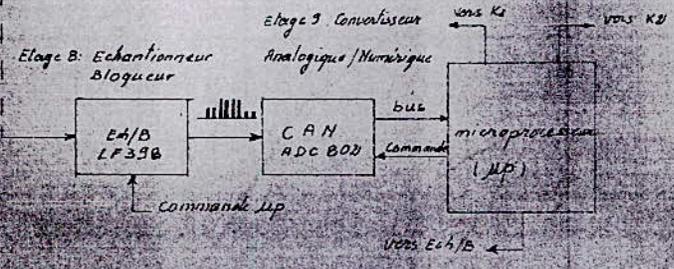
Ligne à retard

NAND SN 7413

Circuits équivalents

générateur de courant le LM334

Interrupteur K le CI « 555 »



----- ANNE 6-----
-----6-----

STAT1: MOYENNE ET VARIANCE EMPIRIQUES

Séquence d'appel : STAT1(N,X,XMOY,XVAR)

Tableau dimensionné en appel: X(N)

Commentaire:

En entrée les N observations sont dans X(N). Le programme calcule la moyenne XMOY et la variance XVAR par un algorithme d'accumulation progressive qui peut travailler en lecture directe et qui évite en général l'accumulation des erreurs d'arrondi

```
C SUBROUTINE STAT1(N,X,XMOY,XVAR)
  DIMENSION X(N)
S2=0.0  S2=0.0
  XMOY=X(1)
  DO 10 I=2,N  DO 10 I=2,N
    DI=X(I)-XMOY
    DFI=DI/LOAT(I)
    XMOY=XMOY+DFI
    S2=S2+DI * DI-DI *DFI
  10 CONTINUE
  XVAR = S2/LOAT(N)
  RETURN
  END
```

Algorithmes

de la moyenne

$$XMOY=X(1)$$

$$\bar{X}_i = \bar{X}_{i-1} + (X_i - \bar{X}_{i-1})/i$$
$$i=2, \dots, N$$

de la variance

STAT2 : MOYENNE ECART-TYPE CORRELATION REGRESSION
LINEAIRE

Séquence d'appel : STAT2(N,X,Y,XMOY,YMOY,SX,SY,R,RE)

Tableaux dimensionnés en appel X(N) et Y(N)

Commentaires

Les données sont dans X(N) et Y(N). Le programme calcule les moyennes XMOY, YMOY, les écart-types SX, SY, le coefficient de corrélation R, et les coefficients A et B de la régression linéaire, suivant l'algorithme déjà utilisé dans STAT1

C SUBROUTINE STAT2

DIMENSION X(N), Y(N)

XMOY=X(1)

YMOY=Y(1)

S2X=0.0

S2Y=0.0

SXY=0.0

A=0.0

B=0.0

DO 20 0 I=2,N

DX1=X(I)-XMOY

DY1=Y(I)-YMOY

DFXI=DX1/FL0AT(I)

DFY=DY1/FL0AT(I)

XMOY=XMOY+DFXI

YMOY=YMOY+DFYI

S2X=S2X+DXI * DXI

S2Y=S2Y+DYI * DYI

SXY=SXY+DXI * DYI

20 CONTINUE

R=SXY/SQRT(S2X * S2Y)

SX=SQRT(S2X/FL0AT(N))

```

A=SXY/S2X
B=YMØY- A XMOYXØY
RETURN
END

```

SOUS PROGRAMME DE DECOMPOSITION D'UNE MATRICE DEFINIE POSITIVE
 PAR AMELIORATION DE LA METHODE DE CHOLEWSKI

Sequence d'appel CHOAM(A,L,D)

Tableaux dimensionnés en appel $A(M,M)$, $L(M,M)$, $D(M,M)$, L^T

Commentaire:

Le sous programme permet de décomposer une matrice en trois matrices: une triangulaire inférieure, une triangulaire supérieure, et une diagonale. Il évite le calcul des racines carrées d'où proviennent les erreurs d'arrondi.

```

C SUBROUTINE CHOAM(A,L,D)
MIMENTION A(M,M), L(M,M), D(M,M), LT(M,M)
DØ 30 I=1,M
      J=1,M
IF(I.NE.J) GOTO 30
L(I,I)= 1
30 CONTINUE
D(1,1)=A(1,1)
DØ 40 J=2,M
L(J,1°)=A(1,J)/D(1,1)
40 CONTINUE
DØ 50 I=2,M
DØ 60 K=1,I-1
D(I,I)=A(I,I)-L(I,K)*D(K,K)*L(I,K)
60 CONTINUE
DØ 70 J=I+1,M
DØ 80 K=1,I-1
L(J,I)=A(I,J)-L(I,K)*D(K,K)*L(J,K)

```

```

80 CONTINUE
   L(J,I)=L(J,I)/D(I,I)
70 CONTINUE
50 CONTINUE
   C TRANSPOSITION DE LA MATRICE L(I,J)
   DO 90 I=1,M
       J=1,M
       LT(I,J)=L(J,I)
90 CONTINUE
   RETURN

```

Algorithmes

avec

$$D_{ij} = A_{ii} - \sum_{k=1}^{i-1} L_{ik} D_{kk} L_{ik}$$

i=2,M

$$L_{ji} = (A_{ij} - \sum_{k=1}^{i-1} L_{ik} D_{kk} L_{ji}) / D_{ii} \quad j=i+1,M$$

$$L(I,I) = 1$$

$$D(1,1) = A(1,1)$$

L L(j,1) = A(1,j)/D(1,1) j=2,M

RESOLUTION DES SYSTEMES D'EQUATIONS

1°) SOUS PROGRAMME DE RESOLUTION DE SYSTEME D'EQUATIONS

A MATRICE TRIANGULAIRE INFERIEURE

Séquence d'appel RESMTI(L,N,B)

Tableaux dimensionnés en appel L(M,M), N(M), B(M)

Commentaire

Lesous programme calcule les N(I) qui sont les premières variables intermédiaires pour le calcul des paramètres

Algorithme:

$$N_i = (B_i - \sum_{j=1}^{i-1} L_{ij} N_j) / L_{ii} \quad i = 2, M$$

$$N_1 = B_1 / L_{11}$$

```
C SUBROUTINE RESMTI (,N,B)
  DIMENSION L(M,M),N(M),B(M)
  N(1) =B(1)/L(1,1)
  DO 100 I=2,M
  DO 110 J=1,I-1
  N(I)=B(I)-L(I,J) N(J)
110 CONTINUE
  N(I)=N(I)/L(I,I)
100 CONTINUE
  RETURN
  END
```

2°) POUR UNE MATRICE DIAGONALE

Séquence d'appel RESMD (D,Z,M)

Tableaux dimensionnés en appel D(M,M), Z(M), N(M)

Commentaires:

Le sous programme calcule le vecteur Z(M) de variables à partir du vecteur N(M)

Algorithme

$$Z_i = N_i / D_{ii} \quad i=1, M$$

```
C SUBROUTINE RESDM (D,Z,N)
  DIMENSION D(M,M),Z(M),N(M)
  DO 120 I=1,M
  Z(I) = N(I)/D(I,I)
120 CONTINUE
  RETURN
  END
```

3) POUR UNE MATRICE TRIANGULAIRE SUPERIEURE

Séquence d'appel RESMTS(L^T, TETA, Z)

Tableaux dimensionnés en appel D(M,M) Z(M), N(M)

Commentaire

Le sous programme calcule $\Theta(M)$ optimum

Algorithme

$$\Theta_i = (Z_i - \sum_{j=i+1}^M L_{ij} \Theta_j) / L_{ii}$$

$$i = M-1, M-2, \dots, 1$$

$$\Theta(M) = Z(M) / L(M)$$

C SUBROUTINE RESMTS (LT, TETA, Z)

DIMENSION LT(M), TETA(M), Z(M)

TETA(M) = Z(M) / LT(M)

DO 130 I=M-1, 1, -1

DO 140 J=I+1, M

TETA(I) = Z(I) - LT(I, J) * TETA(J)

140 CONTINUE

TETA

TETA(I) = TETA(I) / LT(I, I)

130 CONTINUE

RETURN

END

Caractéristiques

Résolution 8 bits

Erreur $\pm \frac{1}{2}$ LSB

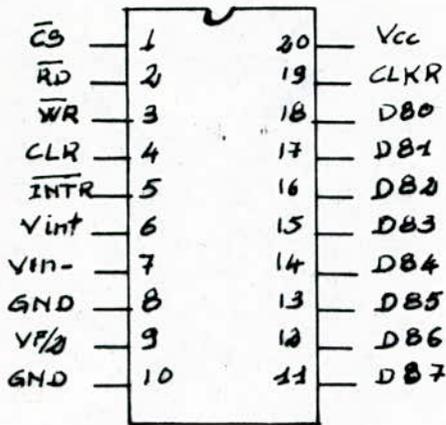
temps de conversion 100 μ s

temps d'accès 135 ns

tension de réf 2,5V

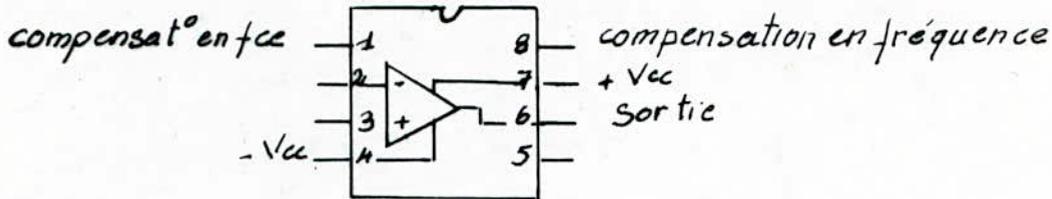
Horloge intégrée

tension analogique en entrée à 5V

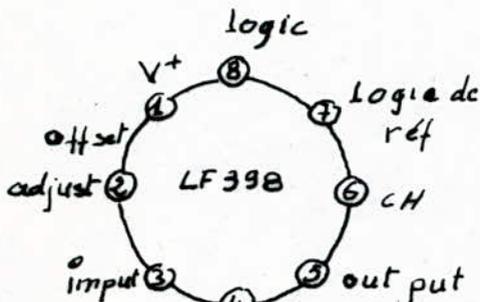


▲ Brossage de l'ADC 802

▼ Brossage du μ A741



Brossage du LF398



caractéristiques

- alimentation de $\pm 5V$ à $\pm 18V$

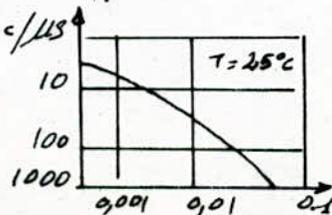
- temps d'acquisition le plus petit 10 μ s

- Compatibilité avec TTL, PMOS, CMOS

- incertitude sur le gain 0,002%

Impédance d'entrée 10¹⁰ Ω à 25°C

Impédance de sortie 95 Ω



CH (μ F)

-°- BIBLIOGRAPHIE °°°°°

- 1 P.de LARMINAT . Y.THOMAS
AUTOMATIQUE DES SYSTEMES LINEAIRES (Tome II : Identification
FLAMMARION SCIENCES 1977
- C FOULARD ,S.GENTIL , J.P.SANDRAZ
COMMANDE ET REGULATION PAR CALCULATEURS NUMERIQUES
Edition Eyrolles
- 3 M.BOUMARAT A.GOURDIN OPU(JOUVE 1983)
METHODES NUMERIQUES APPLIQUEES
- 4 COURS DE CONTROLE INDUSTRIEL Ecole Nationale polytech-
nique ALGER Année 1984
- 5 LEBART FENELOW
- 6 E.MORICE
ANALYSES STATISTIQUES
IMPRIMERIE NATIONALE PARIS 1954
- 7 M.MEEROV,Y.MIKHAILOV,V.FRIEDMAN
PRINCIPES DE LA COMMANDE AUTOMATIQUE Editions MIR 1983
- 8 JEAN CLAUDE RADIX
INTRODUCTION AU FILTRAGE NUMERIQUE Editions Eyrolles 1970
- 9 THESE DE MAGISTER E.N.P.ALGER 1984
CONCEPTION ET REALISATION D'UN SYSTEME MICROPROGRAMME
POUR LA SURVEILLANCE CONTINUE MULTIPARAMETRIQUE DE PLU-
SIEURS MALADES
- 10 ERICH KOLB
PHYSIOLOGIE DES ANIMAUX DOMESTIQUES Editions Frères
VIGOT Paris 1975

- 11 SAMSON WRIGHT
PHYSIOLOGIE APPLIQUEE A LA MEDECINE Flammarion Médecine
Sciences Paris 1980
- 12 J. CHRETIN J. MARSAC
ABREGE DE PNEUMOLOGIE Masson 1983
- 13 PROJET DE FIN D'ETUDES E.N.P.A. 1982
ETUDE ET REALISATION D'UN ELECTROCARDIOGRAPHE
- 14 PROJET DE FIN D'ETUDES ENPA
ETUDE ET REALISATION D'UNE CHAINE D'ACQUISITION ANALOGI-
QUE DES PARAMETRES PHYSIOLOGIQUES
Juin 1983
- 15 J. MAX
METHODES ET TECHNIQUES DE TRAITEMENT DU SIGNAL
APPLICATIONS AUX MESURES PHYSIQUES (Tome II) Edition Masson
1981
- 16 D. GIROD & R. DUBOIS
AU COEUR DES MICROPROCESSEURS Editions Eyrolles 1980
- 17 GERARD HACQUES
MATHEMATIQUES POUR L'INFORMATIQUE : ALGORITHMES NUMERIQUES.
(volume 1) ARMAND COLLIN
- 18 H. LILEN
PRINCIPES ET APPLICATIONS DES CIRCUITS INTEGRES LINEAIRES
Edition Radio 1974
- 19 J. MARCHAIS
L'AMPLIFICATEUR OPERATIONNELLE ET SES APPLICATIONS
Edition R R
- 20 G. DECES H. LILLEN
100 APPLICATIONS DE L'AMPLIFICATEUR OPERATIONNEL
Edition RADIO 1981
- 21 MORECKI A, EKIEL FIDELUS K. CYBERNETIQUE SYSTEMY
UCHU ROBOTOR PWM WAMARA 1979