

THESE

6/84

Présentée à :

L'ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE

Pour obtenir

LE TITRE DE MAGISTER

Par :

Mme. BOUDRAA née BERKANI Malika

**CONTRIBUTION A L'ETUDE ET A LA REALISATION D'UN
TENSIOMETRE AUTOMATIQUE
" ACQUISITION NUMERIQUE, TRAITEMENT MICROPROGRAMME
DES PARAMETRES DE LA PRESSION ARTERIELLE ET
GESTION DE L'APPAREIL "**

SOUTENUE LE 20 MAI 1984 DEVANT LA COMMISSION D'EXAMEN

JURY

Monsieur S.A. LARIBI	: PRESIDENT
Messieurs Y. FLAMAND	: RAPPORTEUR
A. ADANE	: EXAMINATEURS
B. KACPRZINSKY	
E. YVROUD	
Z. CHITOUR	: MEMBRES INVITES
A. ZERHOUNI	

DEDICACES
=====

A MON MARI
=====

A MON FILS HAMZA
=====

A MON PERE ET A MA MERE
=====

A MA FAMILLE
=====

AINSI QUE TOUS MES AMIS
=====

T A B L E D E S M A T I E R E S

INTRODUCTION

I-RAPPELS SUR LES NOTIONS PHYSIOLOGIQUES DE LA TENSION ARTERIELLE

I-1:ORIGINE DE LA PRESSION ARTERIELLE	3
I.1.1:GENERALITES SUR LE SYSTEME CARDIOVASCULAIRE	
I.1.2:GENERATION DE L'ONDE DE PRESSION	
a:CREATION DE L'ONDE DE PRESSION	
b:PROPAGATION DE L'ONDE DE PRESSION	
I.2:DEFINITION DE LA PRESSION ARTERIELLE	6
I.3:LES FACTEURS DE LA PRESSION ARTERIELLE	9
I.4:LES PARAMETRES DE LA PRESSION ARTERIELLE.	

II-MESURE DES PARAMETRES DE LA PRESSION ARTERIELLE

II.1:PRINCIPE DE LA METHODE DE MESURE	11
II.2:PRESENTATION ET CARACTERISTIQUE DU SIGNAL DE PRESSION	15
II.2.1:COMPOSANTE PNEUMATIQUE $P(t)$	
II.2.2:COMPOSANTE PHYSIOLOGIQUE $\rho(t)$	
II.2.3:SPECTRE DE FREQUENCE DU SIGNAL $\rho(t)$	
II.3:LES CRITERES DE DETERMINATION DES PRESSIONS SYSTOLIQUE, MOYENNE, DIASTOLIQUE ET DE LA FREQUENCE CARDIAQUE	17
II.3.1:ENONCE DU PREMIER CRITERE (PRESSION SYSTOLIQUE)	
II.3.2:ENONCE DU SECOND CRITERE (PRESSION MOYENNE)	
II.3.3:ENONCE DU TROISIEME CRITERE (PRESSION DIASTOLIQUE)	
II.3.4:DETERMINATION DE LA FREQUENCE CARDIAQUE	

II.4: METHODE MATHEMATIQUE RETENUE POUR LA DETERMINATION DES PRESSIONS
SYSTOLIQUE ET DIASTOLIQUE

18

II.4.1: APPROXIMATION DE L'ENVELOPPE DU SIGNAL PHYSIOLOGIQUE $Q(t)$ PAR
LA FORMULE DE TAYLOR.

a: LISSAGE DE L'ENVELOPPE DE $Q(t)$ sur 5 POINTS

b: DERIVEE SECONDE SUR 5 POINTS

c: LISSAGE DE LA DERIVEE SECONDE SUR 3 POINTS

III-STRUCTURE DE L'APPAREIL HARDWARE

III.1: PRESENTATION DE L'APPAREIL

25

III.1.1: CARACTERISTIQUES DU TENSIOMETRE AUTOMATIQUE

a: CONTRAINTES

b: COMMANDES MANUELLES

III.1.2: SCHEMA SYNOPTIQUE DE L'APPAREIL

III.1.3: FONCTIONNEMENT DE L'APPAREIL

III.1.4: CHRONOGRAMME DES DIFFERENTS SIGNAUX DE COMMANDE

III.2: PRESENTATION DE L'ETAGE MISE EN FORME DES SIGNAUX

28

III.3: PRESENTATION DU MICRO-ORDINATEUR

III.3.1: DESCRIPTION DES DIFFERENTS ELEMENTS DU MICRO-ORDINATEUR

a: LE MICROPROCESSEUR

b: LES MEMOIRES

B-1: ORGANISATION DE LA MEMOIRE

B.2: CYCLES DE LECTURE ET D'ECRIURE EN MEMOIRE

c: INTERFACE D'ENTREES/SORTIES LE "TMS 9901"

III.3.2: LES PROGRAMMES DE TRAITEMENT DES PARAMETRES DE LA PRESSION
ARTERIELLE ET GESTION DE L'APPAREIL

III.4: CONCEPTION ET REALISATION DES INTERFACES

34

III.4.1: INTERFACE D'ENTREE ENTRE LE MICROPROCESSEUR ET L'ETAGE
DE MISE EN FORME

- a:SCHEMA SYNOPTIQUE DE L'INTERFACE
- b:FONCTIONNEMENT DE L'INTERFACE
- c:STRUCTURE MATERIELLE DE L'INTERFACE

III.4.2:INTERFACE DE VISUALISATION

- a:SCHEMA SYNOPTIQUE
- b:FONCTIONNEMENT

IV-LOGICIEL DE TRAITEMENT DES PARAMETRES DE LA TENSION ARTERIELLE ET LOGICIEL DE L'APPAREIL

IV.1:ORGANIGRAMME GENERAL DE FONCTIONNEMENT DE L'APPAREIL 45

IV.2:LOGICIEL D'INITIALISATION

IV.3:LOGICIEL DU PRETRAITEMENT

IV.4:GONFLAGE 48

IV.5:DEGONFLAGE 51

IV.5.1:PRINCIPE DU DEGONFLAGE

IV.5.2:LOGICIEL DU DEGONFLAGE

IV.5.3:LOGICIEL MIS EN OEUVRE POUR LE CONTROLE DE L'INTERFACE ET L'ACQUISITION DES DONNEES A TRAITER.

IV.6:TRAITEMENT DU SIGNAL 61

IV.6.1:ELIMINATION DES ARTEFACTS

IV.6.2:DETERMINATION DES TENSIONS CORRESPONDANTS AUX PRESSIONS MOYENNE, SYSTOLIQUE ET DIASTOLIQUE

IV.6.3:LOGICIEL DE TEST "MESURE CORRECTE"

IV.7:LOGICIEL D'AFFICHAGE

IV.8:MODE D'EMPLOI DE L'APPAREIL 65

V-MESURE ET INTERPRETATION DES RESULTATS

V.1:DETERMINATION EXPERIMENTALE DU COEFFICIENT K RELIANT LA TENSION A LA PRESSION DONNEE PAR LE CAPTEUR 69

V.2:ESSAIS PRELIMINAIRES

V.3:MESURES REELLES OBTENUES AVEC L'APPAREIL.

C O N C L U S I O N :

A N N E X E A : 1-RAPPELS SUR LA FORMULE TAYLOR

2-DERIVEE SECONDE A PARTIR DE LA FORMULE DE TAYLOR

A N N E X E B : SCHEMAS

A N N E X E C : LISTING DES PROGRAMMES

B I B L I O G R A P H I E

AVANT PROPOS

La Post-Graduation d'Electronique Appliquée du Département d'Electronique de l'Ecole Nationale Polytechnique a pu voir le jour et a pu nous accueillir grâce aux efforts que Monsieur A. ADANE, Directeur de l'Institut d'Electronique de l'U.S.T.H.B a déployé. Qu'il trouve ici l'expression de notre plus profonde reconnaissance. Sans les conseils qu'il nous a prodigués tout au long de notre travail nous n'aurions pu mener à bien ce dernier.

Monsieur S.A. LARIBI, professeur à l'U.S.T.H.B a bien voulu s'intéresser à ce travail et accepter la présidence du jury. Nous lui en sommes profondément reconnaissants.

Monsieur Y. FLAMANT, professeur à l'U.S.T.H.B nous a guidés tout au long de ce travail. Nous tenons à souligner ici le plaisir que nous avons eu à travailler sous sa direction et tout le profit que nous avons pu tirer de ses conseils. Qu'il soit assuré de toute notre gratitude.

Pour sa participation au jury, pour l'accueil chaleureux qu'il nous a réservé à Nancy, pour l'intérêt qu'il a accordé à notre travail, nous remercions très sincèrement Monsieur E. YVROUD, Maître de recherche au CNRS.

Notre reconnaissance va également à Monsieur H. BEGORRE, chargé de cours à l'E.N.S.E.M de Nancy, pour ses encouragements constants, les discussions fécondes que nous avons pu avoir à chacun de ses séjours à Alger. Nous le remercions vivement pour l'aide matérielle qu'il nous a procurée.

Que les Docteurs ZERHOUNI et TOUDJI soient vivement remerciés pour l'intérêt qu'ils ont accordé à notre travail en nous accueillant dans leur service, en venant voir fonctionner notre appareil au laboratoire et en acceptant de participer à notre jury.

Nous tenons particulièrement à témoigner à Monsieur F. BIKICI, chargé de cours à l'Ecole Nationale Polytechnique, notre profonde gratitude pour les conseils qu'il nous a prodigués.

Pour leur participation à notre jury, nous remercions également :

-Monsieur B. KACPRZINSKY, professeur à l'Ecole Nationale Polytechnique.

-Le Docteur Z. CHITOUR, docent à l'I.S.M. d'Alger.

Nos très vifs remerciements vont également à toutes les personnes qui ont participé à ce travail en particulier :

-Le Docteur N. DEKKAR : Chef de Service au Centre National de la Médecine du Sport.

-Monsieur R. SAADOUN, Enseignant Chercheur à l'Ecole Nationale Polytechnique pour nous avoir secondés tout au long de nos tests.

-Maître R. LOUNES, Avocat pour son aide.

-Monsieur B. BERKANI pour la frappe.

I N T R O D U C T I O N

La pression artérielle est un paramètre très significatif de l'état d'un patient, au même titre que sa température et sa fréquence cardiaque.

Sa mesure constitue un examen de routine très utilisé, pratiqué presque sur tout malade, que ce soit en médecine générale ou en milieu hospitalier. Celle-ci représente donc une opération systématique pour le personnel médical d'où intérêt de l'automatiser afin de minimiser l'intervention de l'opérateur, et d'éliminer son influence sur la validité des résultats.

Dans cet objectif, notre laboratoire a entrepris la réalisation d'un système de mesure automatique des paramètres de la pression artérielle.

La réalisation du tensiomètre a nécessité deux études complémentaires:

1°) Une acquisition des signaux physiologique et de pression, un traitement analogique de ces derniers. Une étude mathématique approfondie de leur forme a permis de dégager des critères rigoureux permettant la détermination précise des pressions systolique, diastolique et moyenne. Les critères retenus présentent l'avantage d'être traités ultérieurement par microprogrammation.

2°) Une acquisition numérique, un traitement des signaux physiologique et de pression afin d'afficher les pressions systolique, diastolique, moyenne et la fréquence cardiaque. Cela a nécessité la réalisation d'un interface analogique/numérique un interface de visualisation et une adaptation d'un logiciel du micro-ordinateur à notre application.

Un logiciel approprié a été mis au point et conçu de façon à minimiser l'intervention du personnel médical. Il permet de traiter le signal physiologique par dérivation numérique et de gérer de façon automatique le tensiomètre.

Dans le cas de notre travail nous avons développé essentiellement cette seconde partie.

Dans un premier chapitre nous avons fait un rappel des propriétés physiologiques de la tension artérielle.

Dans un second chapitre nous avons détaillé le principe de la méthode retenue. Cette méthode basée sur l'oscillométrie présente l'avantage d'être non sanglante et d'être bien adaptée au traitement du signal physiologique par micro programmation.

Le troisième chapitre est consacré à la réalisation matérielle du tensiomètre automatique. Cette réalisation a nécessité la mise au point d'une interface analogique/numérique, un interface permettant d'afficher automatiquement les paramètres mesurés. Par ailleurs, des modifications ont été faites sur une carte micro-ordinateur basée sur le micro processeur TMS 9980 A pour l'adapter à notre application.

Le logiciel de notre appareil a été développé dans le chapitre IV. Il comprend essentiellement des programmes.

-D'acquisition numérique.

-D'interprétation du signal physiologique.

-De gestion de l'appareil : ouverture ou fermeture séquentielle des électrovannes, commande automatique des filtres et des amplificateurs, générations d'alarmes, commande des interfaces, édition de messages, commande des indicateurs situés sur le panneau avant de l'appareil et enfin visualisation des paramètres mesurés.

Avant de conclure nous terminons par un dernier chapitre qui regroupe des résultats expérimentaux obtenus avec notre appareil.

Nous verrons qu'il y'a une bonne concordance avec ceux donnés par la méthode auscultatoire prise généralement comme référence par les médecins.

RAPPELS SUR LES NOTIONS PHYSIOLOGIQUES DE LA TENSION

ARTERIELLE

I-1 ORIGINE DE LA PRESSION ARTERIELLE.

I-1.1 GENERALITES SUR LE SYSTEME CARDIOVASCULAIRE

Dans le système circulatoire (fig 1.1) le coeur joue le rôle de pompe 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 droit reçoivent le sang tissulaire drainé par les veines et atteignent l'oreillette droite sous une pression à peine supérieure à 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. Ces capillaires sont limités par une seule couche de cellules et présentent une surface considérable pour la diffusion de l'oxygène depuis les alvéoles pulmonaires vers les capillaires et en sens inverse, la diffusion du gaz carbonique finalement rejeté par les mécanismes respiratoires.

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 de l'aorte.

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 (4), (5)

Cette séquence d'évènements qui se répètent est appelé "cycle cardiaque". Il est formé de deux périodes: La systole qui est la phase de contraction et la diastole, phase de relaxation. Celui-ci commence par la contraction de l'oreillette droite, suivie immédiatement par la contraction de l'oreillette gauche, et les deux ventricules se contractent (systole) (7)

La contraction de chaque cavité est suivie par la phase de relaxation puis par une période d'inactivité. On appelle rythme cardiaque le nombre de contractions ventriculaires par minute.

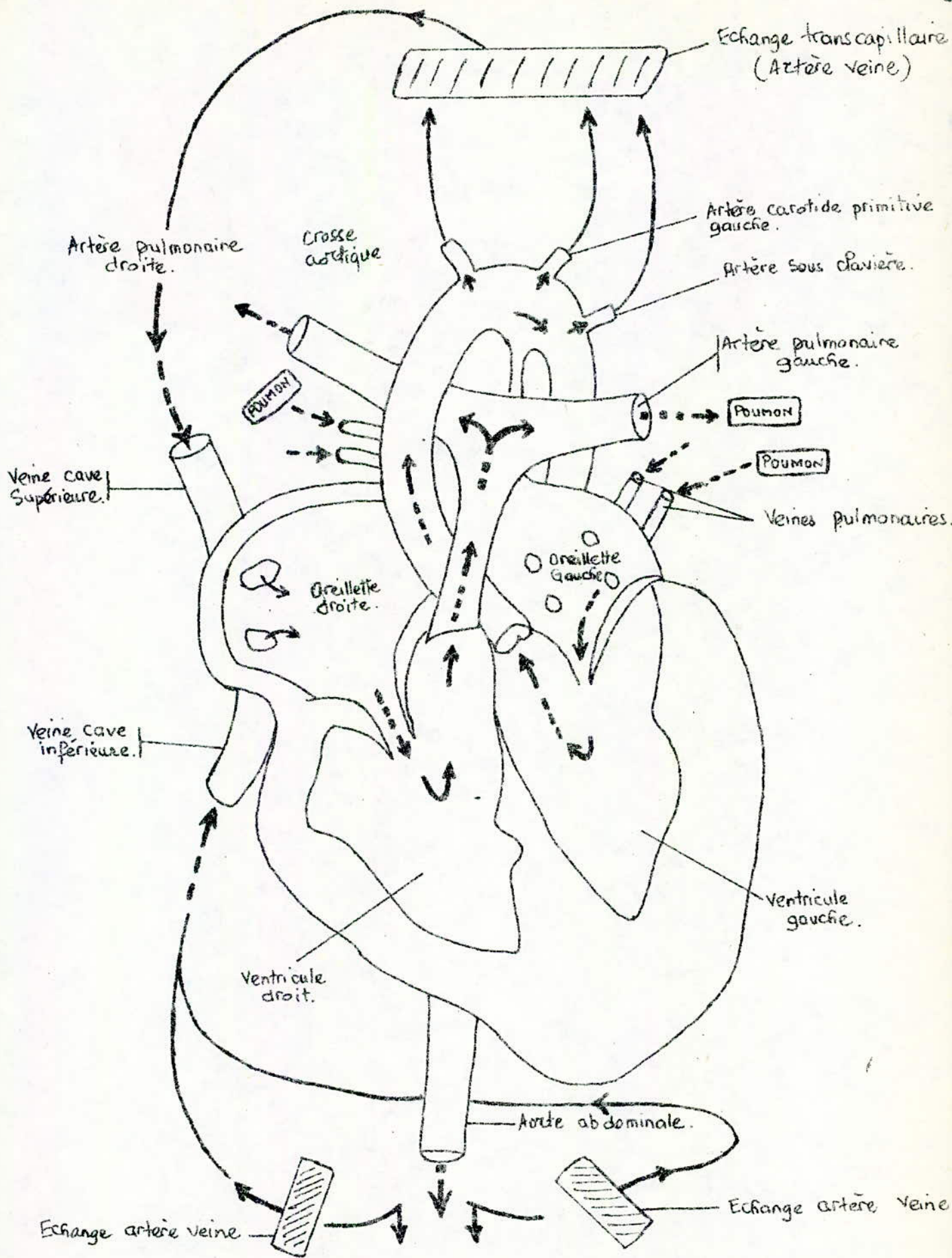


FIG. (1.4): SYSTEME CARDIOVASCULAIRE

Les modifications électriques qui se produisent au sein du muscle cardiaque pendant le cycle cardiaque peuvent être enregistrées sous forme d'un signal électrique c'est l'électrocardiogramme (fig 1-2).

*L'onde P correspond à la contraction auriculaire : le sang est chassé vers les ventricules

*L'onde Q R S correspond à la contraction ventriculaire.

*L'onde T correspond à la repolarisation des cellules des ventricules et marque la fin de la systole ventriculaire.

*Entre l'onde T et l'onde P, le coeur est au repos.

I-1-2 : GENERATION DE L'ONDE DE PRESSION

a-CREATION DE L'ONDE DE PRESSION

Grâce aux différentes phases de contraction et de relaxation de ses cavités, le coeur se comporte comme une pompe aspirante et refoulante établissant ainsi la circulation sanguine dans tout l'organisme, la figure (1-3) montre ces phases pour le côté gauche du coeur. Elles sont semblables pour le côté droit du coeur (1).

Il y'a éjection de sang dans l'aorte au cours des phases 3 et 4 (voir fig 1-3) où les valvules sigmoïdes sont ouvertes. Le coeur envoie des à coups périodiques qui mobilisent la colonne sanguine. Si le réseau vasculaire était rigide la circulation serait intermittente dans tout le système jusqu'aux capillaires.

Mais grâce à leur propriété d'élasticité, les parois des grosses artères proches du coeur absorbent les saccades des coups systoliques sous forme d'énergie élastique. Elles restituent cette dernière tout au long de la diastole, chassant ainsi leur contenu (éjection lente).

Il se crée donc à l'origine de l'aorte une onde de pression dont l'amplitude varie constamment. Elle est maximale en fin de phase d'éjection rapide. Après fermeture des sigmoïdes (onde dicrôte), elle diminue exponentiellement sans jamais s'annuler, sous l'action de la vidange du réservoir artériel dans l'ensemble des ramifications du réseau (relâchement isovolūmétrique)

b-PROPAGATION DE L'ONDE DE PRESSION

Grâce à cette propriété d'élasticité des parois vasculaires, l'onde de pression générée par l'éjection ventriculaire va se transmettre dans les artères.

La propagation de fait comme suit :

Le coeur se contracte et éjecte le sang hors du ventricule; il se produit alors une augmentation de pression au début de l'artère en raison de l'inertie du volume aortique présent, percuté par le sang ventriculaire. Sous cette action, le vaisseau se détend et sa section augmente. De ce fait, une partie du liquide amont est aspirée. La paroi ensuite se rétracte et pousse le volume emmagasiné vers l'aval (11) (contraction isovolumétrique).

Il y'a alors propagation de proche en proche de l'onde de pression. La figure (1-4) illustre ce fait.

I-2 : DEFINITION DE LA PRESSION ARTERIELLE

Rappelons que la pression sanguine est celle que le sang exerce sur la paroi des vaisseaux sanguines (artères, capillaires, veines...)

Les médecins réservent le terme "tension" à la pression sanguine dans les artères.

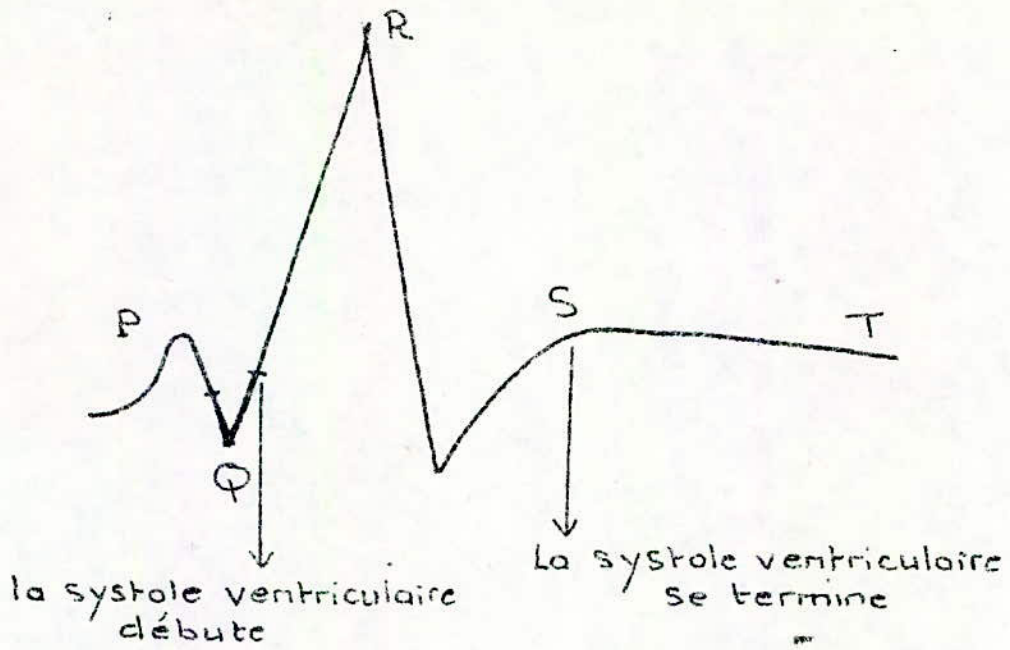
La pression artérielle dépend du rythme et de la force de contraction du coeur, du volume sanguin et surtout de la résistance que les artères, artérioles et capillaires opposent à l'écoulement du sang. La régulation est faite par des centres vaso-moteurs (situés) et par des facteurs humoraux)

Les centres vaso-moteurs reçoivent les incitations en provenance de zones sensibles siégeant au niveau de la bifurcation aortique et de la crosse de l'aorte (voir fig 1.5). Toute diminution de la pression au niveau de ces régions entraîne, par un mécanisme réflexe empruntant les nerfs de LUDWIG-Cyon et de Hering (3), une libération du tonus des centres vaso-moteurs. Ces derniers par l'intermédiaire du sympathique, augmentent alors le débit cardiaque et produisent une vaso-contraction artériolaire, ce qui élève la pression artérielle.

Inversement, lorsque cette dernière s'élève, le tonus des centres vaso-moteurs se trouve inhibé, ce qui a pour effet de diminuer le débit cardiaque, de laisser se dilater les artérioles et d'entraîner ainsi une baisse de la pression

Chez l'adulte, l'O M S, donne les chiffres (6) indicatifs suivants :

- Pressions égales ou supérieures à 160/90mmHg: Hypertension artérielle.
- Pressions égales ou inférieures à 140/90mmHg: normale tension.
- Pressions systoliques entre 140-159mmHg et diastolique entre 90-95: Zone suspecte nécessitant une surveillance.



Fig(1.2): L'electrocardiogramme.

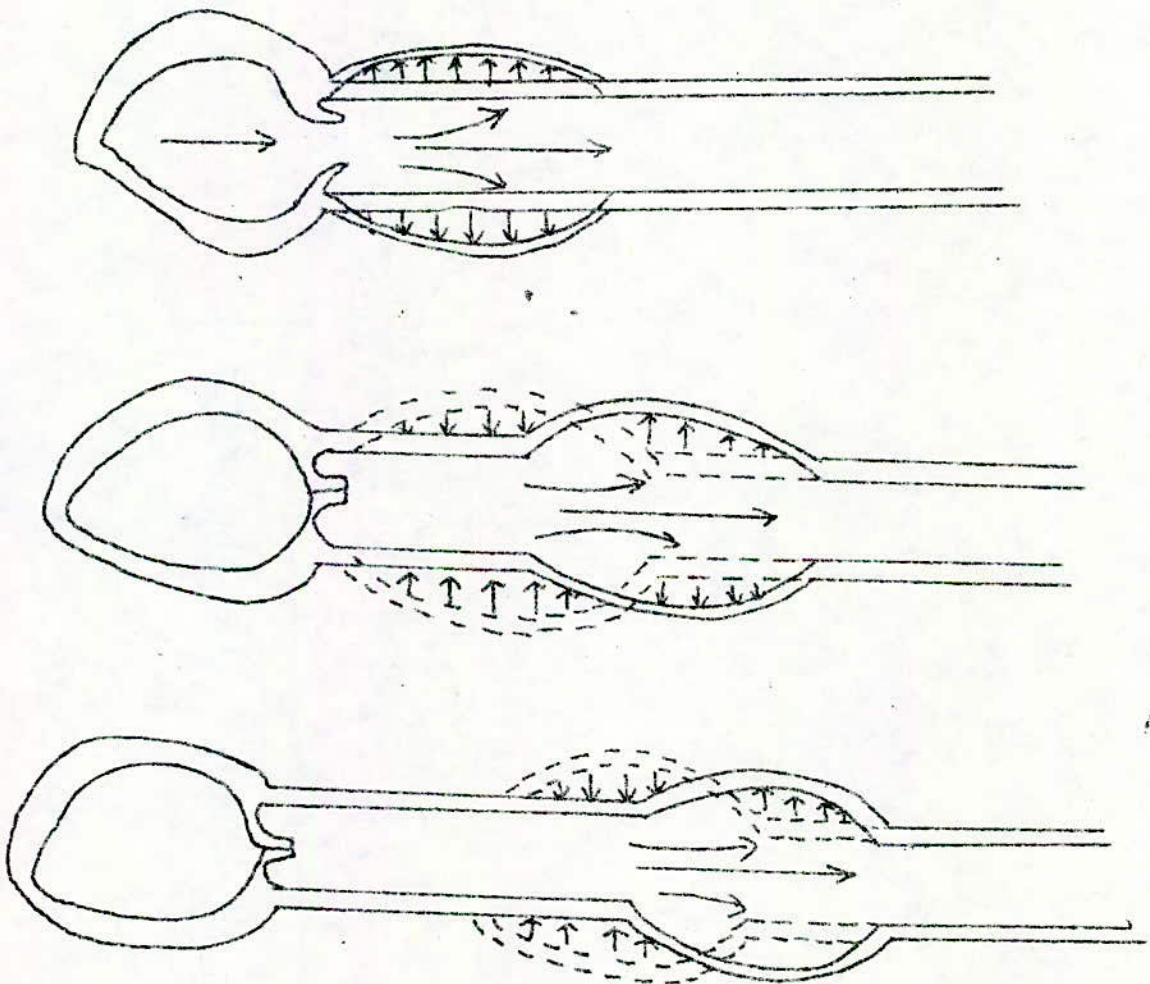
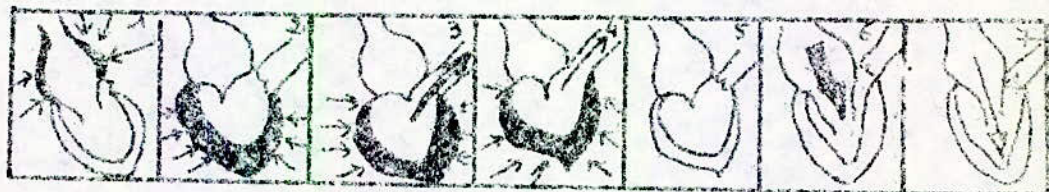
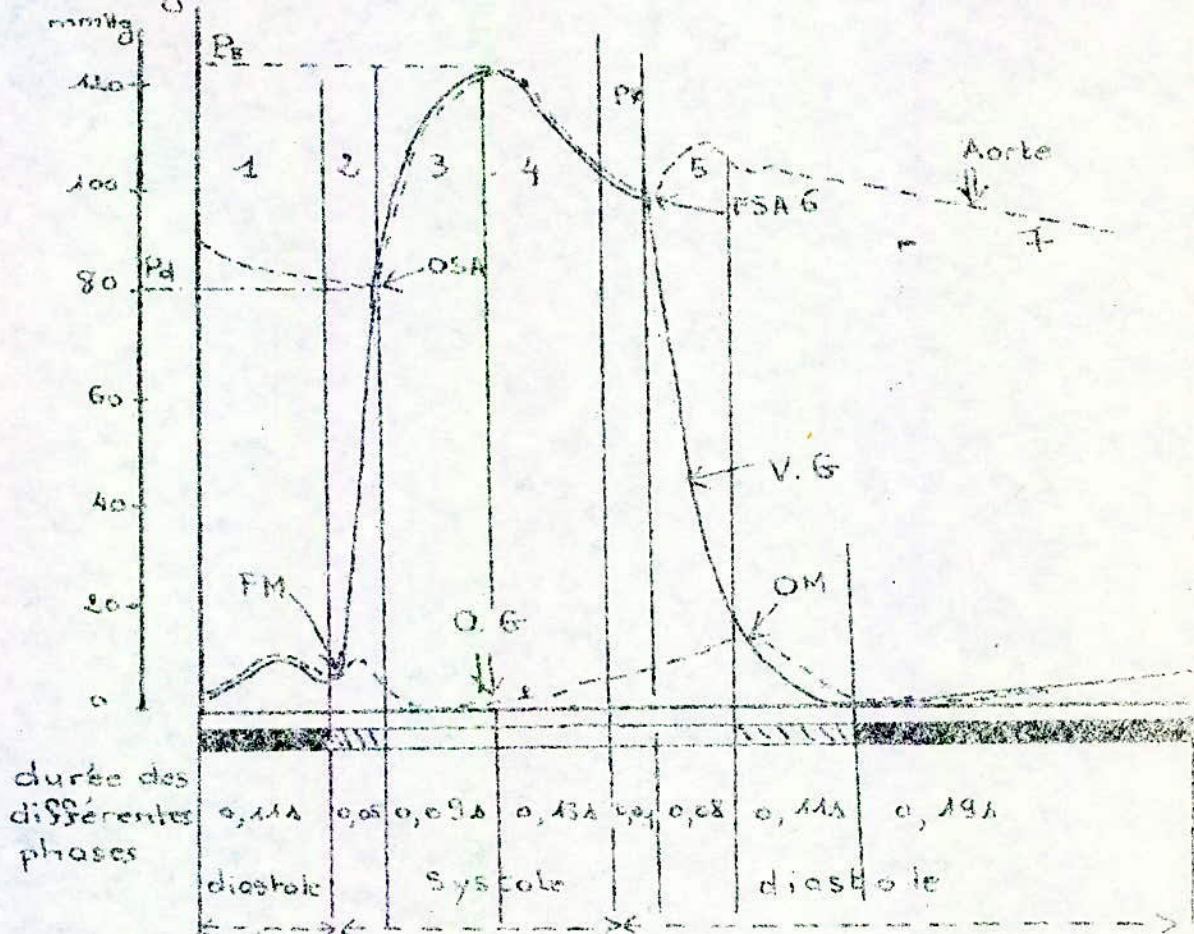


Fig (1.4) Propagation de l'onde de pression



Pressions gauches



1. Systole auriculaire
 2. Contraction isovolumétrique
 3. Ejection rapide
 4. Ejection lente
 5. Relâchement isovolumétrique
 6. Remplissage rapide
 7. Remplissage lent
- FM: Fermeture de la valvule mitrale
 OSA: Ouverture des Sigmoides aortiques
 FSA: Fermeture des Sigmoides aortiques
 OM: Ouverture de la valvule mitrale
 P_s: Pression Systolique
 P_d: Pression diastolique

FIG (1.3) phases de contraction/relaxation

En pratique la pression artérielle varie à tout moment en fonction de l'activité de l'individu. On a donc pris l'habitude de la mesurer en position de repos (sujet assis ou couché)

I-3: LES FACTEURS DE LA PRESSION ARTERIELLE

La pression artérielle dépend de nombreux facteurs (2) qui sont :

- a) - Le rythme cardiaque lié lui même à l'effet fourni.
- b) - Le volume sanguin circulant : à un volume sanguin circulant faiblement (après hémorragie par exemple) correspondant à une pression artérielle faible.
- c) - La viscosité du sang: la viscosité du sang est approximation cinq fois celle de l'eau. Les corpuscules en suspension (globules) et les protéines plasmiques sont les éléments principaux agissant sur la viscosité.
- d) - L'élasticité des parois artérielles qui est à l'origine de la pression diastolique et évite une pression systolique trop forte. Par exemple, avec l'âge les parois des artères devenant moins élastiques, la pression systolique monte.
- e) - Les résistances périphériques (résistances opposées au passage du sang par les artères artérioles,...) qui varient énormément en fonction des circonstances de l'environnement : influence de la température, du tabac, appréhension,.. Si les résistances périphériques augmentent, la pression artérielle tend à augmenter.
- f) - D'autres facteurs tels l'inconfort, le "STRESS", la fièvre, la période de digestion, certains drogues ou médicaments, les maladies cardiaques.

I-4: LES PARAMETRES DE LA PRESSION ARTERIELLE

Plusieurs valeurs de la courbe de pression instantanée $P(T)$ constituent des paramètres intéressants (voir fig 1-6) car ils sont caractéristiques de cette pression c'est à dire :

- La pression systolique P_s : (valeur maximale atteinte lors de la systole ventriculaire.

- La pression diastolique P_d : (valeur minimale élément constant de la pression artérielle, due à l'élasticité des parois.

- La pression moyenne P_m : ou encore pression efficace (c'est la pression constante qui serait nécessaire pour assurer dans les artères le même débit sanguin que la pression variable régnant dans les vaisseaux). Elle est définie par :

$$P_{moy} = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt$$

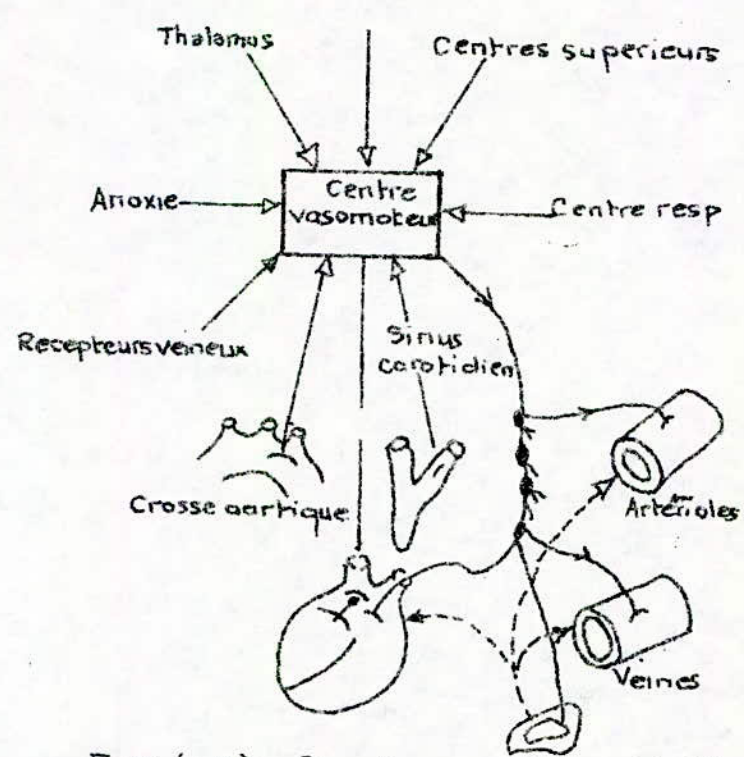


FIG (1.5): Systeme de contrôle et de regulation de la pression arterielle

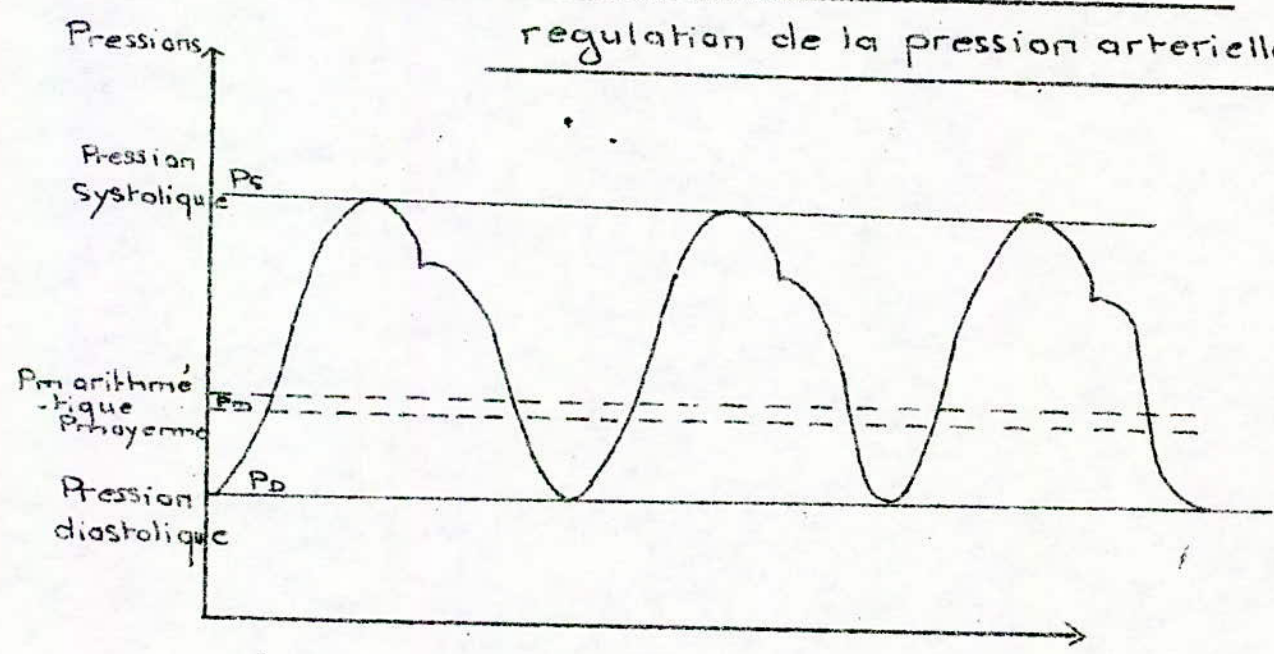


FIG (1.6): Les paramètres de la pression arterielle

MESURE DES PARAMETRES DE LA PRESSION

ARTERIELLE

La mesure des paramètres de la pression artérielle s'effectue à l'aide de méthode sanglantes ou non sanglantes.

Ces dernières utilisent toutes un brassard .Parmi celles-ci, nous avons retenu le principe de la méthode oscillométrique avec dégonflage linéaire (1)

II-1: PRINCIPE DE LA METHODE DE MESURE

Le procédé de mesure utilise un brassard contenant une chambre à air gonflable. Celle-ci est reliée à une paire de gonflage et à un capteur (fig 2-1)

La séquence de mesure se déroule de la façon suivante :

-Une pression pneumatique est établie dans le brassard et vient comprimer l'artère huméral. Elle est amenée à une valeur supérieure de la pression systolique supposée.

-Au cours d'une décompression progressive (linéaire), les variations de pressions ou oscillations provoquées dans le brassard par les battements de l'artère sous le choc de l'onde pulsatile constituent le signal physiologique $Q(t)$.Celui-ci de faible amplitude (de l'ordre du mmHg) se superpose à la pression pneumatique $P(t)$.

La suppression de la composante pneumatique $P(t)$ de la courbe recueillie tout au long d'une décompression linéaire donne accès au signal d'oscillation $Q(t)$ dont l'amplitude varie au cours du dégonflage.

L'amplitude Crête à crête de ces oscillations est prise en considération et interprétée pour déterminer les trois valeurs caractéristiques de la tension artérielle.

Lorsque l'artère est totalement écrasée, les oscillations sont presque nulles. Puis, la pression de compression devenant inférieure à la pression systolique, les oscillations augmentent rapidement d'amplitude, passent par un maximum lorsque la valeur moyenne est atteinte, décroissant ensuite jusqu'à une valeur constante où faiblement décroissante lorsque la tension minimale est obtenue (fig 2-2 et fig 2-3)

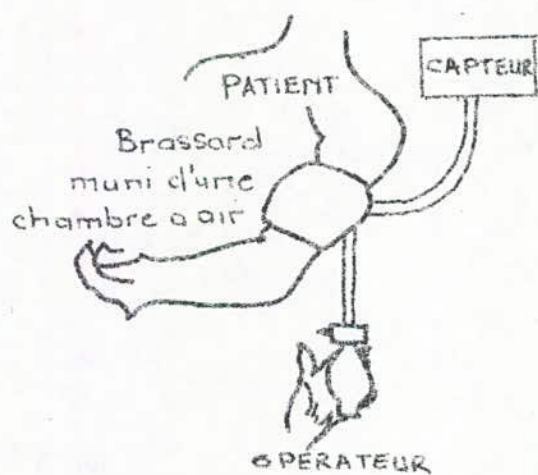
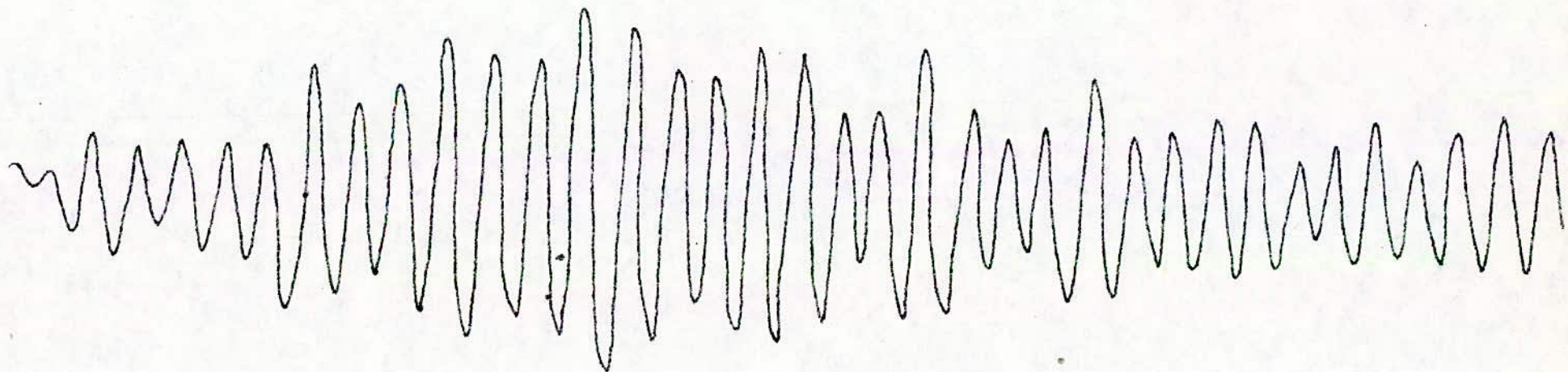
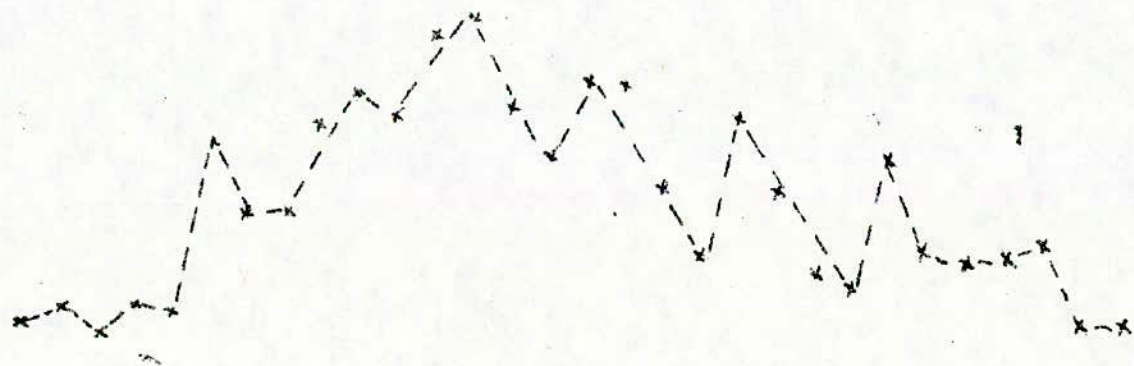


FIG (2.1) : Procédé de mesure.



Signal physiologique $e(t)$



Enveloppe du signal physiologique (amplitudes crête à crête)

FIG(2.2) : cas réel

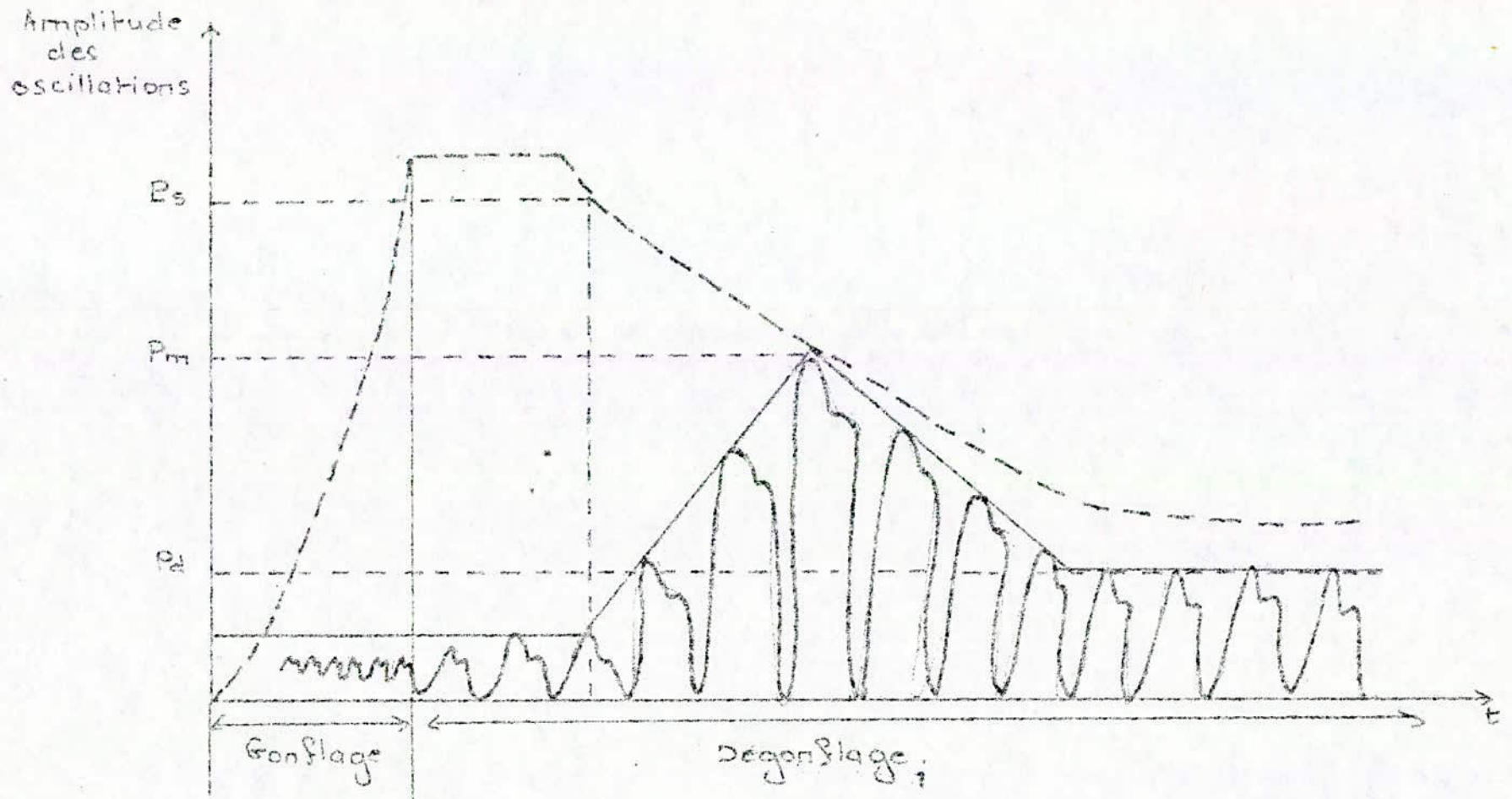


FIG (2.3) Amplitude des oscillations en fonction
du gonflage et du dégonflage dans le brassard

II-2:PRESENTATION ET CARACTERISTIQUE DU SIGNAL DE PRESSION

Le signal servant de base à la mesure de tension artérielle est le signal de pression dans le brassard.Celui-ci est la somme de deux signaux d'origines différentes (fig 2.4) .

$$P(t) = P(t) + C(t)$$

Il est délivré par un capteur de pression qui le convertit en tension électrique.

II-2-1 :COMPOSANTE PNEUMATIQUE P(t)

Elle caractérise la pression établie dans le brassard que l'on peut observer isolement en plaçant celui-ci sur un cylindre indéformable.

Compte tenu du capteur utilisé, son amplitude s'étend de 0 à 300mmHg et sa caractéristique pression-tension est linéaire.

II-2-2 :COMPOSANTE PHYSIOLOGIQUE C (t)

Appelée encore oscillations de pression.Elle provient du phénomène vasculaire (battements dans les artères).Elle se superpose à la composante continue. Son amplitude est très faible.Elle est de l'ordre du mmHg (8)

II-2-3 :SPECTRE DE FREQUENCE DU SIGNAL ((t)

Le signal a une allure périodique, suivant la fréquence cardiaque, son spectre de fréquence se décompose ainsi :

-Une composante fondamentale de 0,5 à 2hz, correspondant à la périodicité cardiaque et résultat du phénomène vasculaire.

-Des composantes secondaires de plus haute fréquence dues aux temps de montée de l'onde principale et de l'onde dicrôte (8)

-Eventuellement, une raie supplémentaire en très basse fréquence (0,2hz) due à la modulation respiratoire (8)

Son spectre est donc entièrement contenu dans une gamme de fréquence allant de 0 à 10hz.

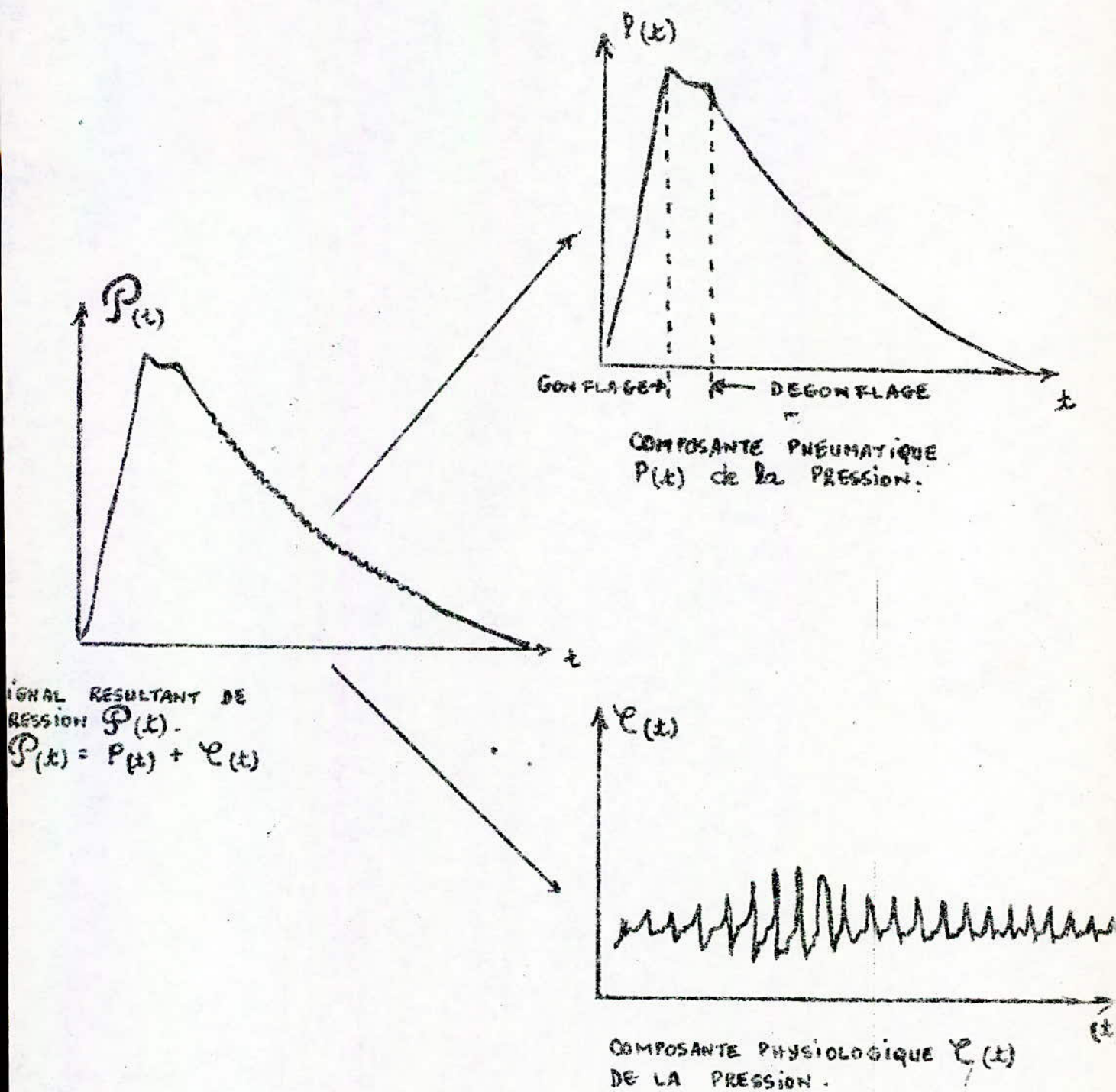


FIG. (2.4) CONSTITUTION DU SIGNAL DE PRESSION
DANS LE BRASSARD $P(t)$.

II-3 : LES CRITERES DE DETERMINATIONS DES PRESSIONS SYSTOLIQUE, MOYENNE, DIASTOLIQUE ET DE LA FREQUENCE CARDIAQUE.

La détermination des paramètres de la pression artérielle se fait selon les critères suivants :

II.3.1 : ENONCE DU PREMIER CRITERE (PRESSION SYSTOLIQUE)

La pression dans le brassard est égale à la pression systolique (1) lorsque l'artère s'ouvre à nouveau sous la pression de l'ondée sanguine et que le sang recommence à passer en aval de ce dernier. Ce phénomène se traduit théoriquement par la réapparition des oscillations au cours de décompression.

En pratique, les oscillations ne disparaissent jamais complètement à haute pression, en raison du choc du flux sanguin. La pression systolique se repère par la croissance soudaine de ces oscillations c'est à dire par un changement brutal de pente (croissance plus forte) dans la courbe d'amplitude crête à crête des oscillations (fig 2.2) et (fig 2.3).

II.3.2: ENONCE DU SECOND CRITERE (PRESSION MOYENNE)

La pression moyenne P_m est la pression obtenue lorsque les oscillations passent par un maximum d'amplitude.

II-3-3 : ENONCE DU TROISIEME (PRESSION DIASTOLIQUE)

Lors de la descente en pression dans le brassard, les oscillations passent par un maximum d'amplitude puis décroissent.

A partir d'une certaine pression, cette décroissance s'atténue brusquement. Les oscillations deviennent à peu près constantes. Cette pression correspond à la pression diastolique.

II.3.4 : DETERMINATION DE LA FREQUENCE CARDIAQUE

La fréquence cardiaque se calcule à partir de la période T_c de la courbe d'oscillation $\rho(t)$. Cette période est déterminée en mesurant l'intervalle séparant deux impulsions successives de $\rho(t)$.

En vu de leur traitement par microprogrammation, une étude approfondie a été faite au sein du laboratoire d'électronique appliquée (ENP) pour déterminer la position des deux changements de pente correspondants à P_s et P_d .

II-4 : METHODE MATHEMATIQUE RETENUE POUR LA DETERMINATION DE Ps ET DE Pd

Parmi toutes les méthodes étudiées (8) c'est celle de la dérivation numérique basée sur le développement en série de Taylor qui a été retenue.

Elle permet un traitement rapide du signal et occupe un espace mémoire réduit.

II-4-1 : APPROXIMATION DE L'ENVELOPPE DU SIGNAL PHYSIOLOGIQUE $f'(t)$ PAR LA FORMULE TAYLOR.

L'enregistrement sur table traçante du signal physiologique $f'(t)$ a donné, après calcul de son enveloppe, une courbe dont l'allure est celle de la figure (2.5)

Les dérivées première et seconde de celle-ci sont données dans la figure (2.6)

Il y'a cinq points caractéristiques sur ces courbes :

Ps:Correspondant à un brusque variation de pente soit à un point d'inflexion de la dérivée première, soit un maximum de la dérivée seconde.

P1:Premier point d'inflexion de la courbe correspondant à un maximum de la dérivée première soit un zéro de la dérivée seconde.

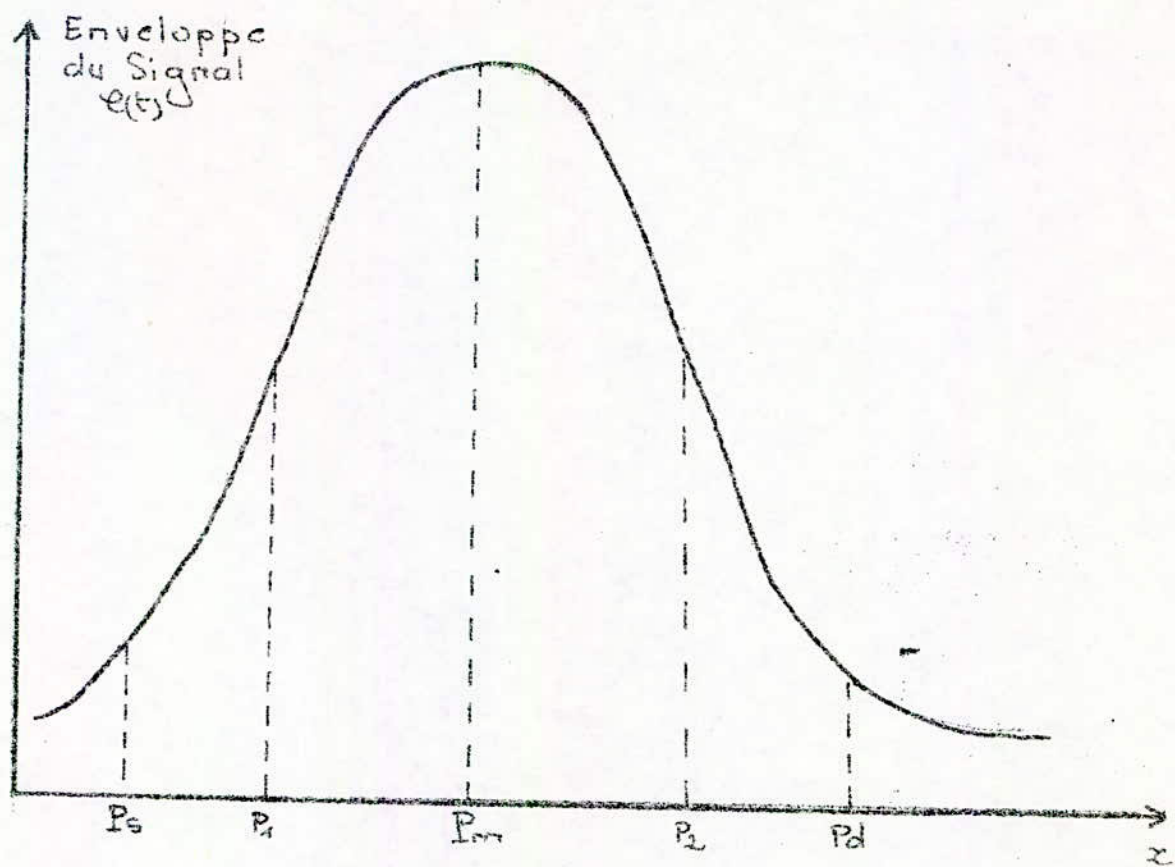
Pm:Maximum de la courbe correspondant à un zéro de la dérivée première soit un minimum de la dérivée 2nd.

P2:Second point d'inflexion.

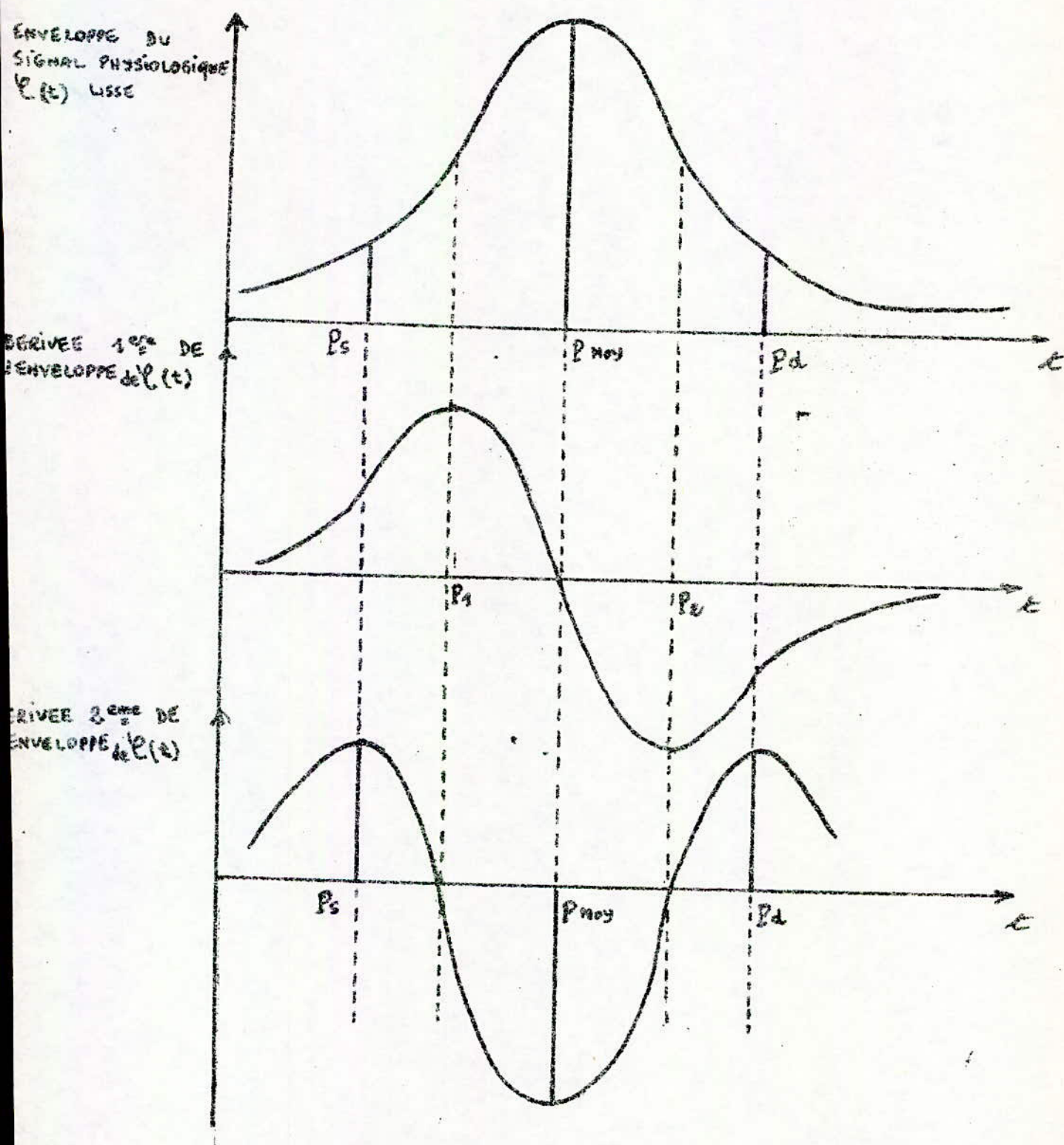
Pd:Correspondant au second brusque changement de pente de la courbe soit un maximum de la dérivée seconde.

Après ces remarques, on peut émettre que l'idée est d'approcher l'enveloppe du signal $f'(t)$ par la relation de Taylor. Ceci nous permettra de déterminer Ps et Pd correspondant respectivement au premier et second brusque variation de pente. Il vient (voir annexe A)

$$f'(x) = \frac{f(x+2h) + f(x+h) + f(x-2h) - 4f(x)}{5 h^2}$$



FIG(2.5) : allure gaussienne de l'enveloppe de $e(t)$



FIG(2.6) POINTS CARACTERISTIQUES DU SIGNAL PHYSIOLOGIQUE.

Où $f(x)$: est l'amplitude de crête à crête du signal $\varphi(t)$ correspondant à l'adresse X.

$f(x) \text{-----} \rightarrow x$

$f(x+h) \text{-----} \rightarrow x + h.$

Les courbes expérimentales obtenues sont, en fait, constituées par un ensemble de points discrets correspondants à l'amplitude de crête à crête de chaque oscillation $\varphi(t)$ (fig 2.7)

Ces points ne coïncident pas tout à fait avec les points de la courbe obtenue mathématiquement. Le calcul de la dérivée seconde à partir de ces valeurs donnera une courbe représentée par la figure (2.8)

Les nombreux maxima de cette courbe sont dus aux brusques changements de pentes secondaires que l'on obtient en passant pour le calcul d'un point à un autre. Ceci rend donc impossible la détermination des deux caractéristiques P_s et P_d .

Nous avons donc substitué aux valeurs expérimentales des valeurs moyennes obtenues après lissage.

II-4-2: TRAITEMENT MATHÉMATIQUE RETENU POUR P_s et P_d

Au sein du laboratoire d'électronique appliquée plusieurs traitements du signal ont été effectués manuellement sur un nombre important d'échantillons.

Ces opérations ont consisté à faire :

- Le lissage de l'enveloppe de $\varphi(t)$ sur 3 points, 5 points et 7 points.
- Calcul de la dérivée seconde de l'enveloppe lissée sur 3 points, 5 points ou 7 points.
- Lissage de la dérivée seconde sur 3 points, 5 points ou 7 points.

Toutes ces combinaisons ont été vues. Nous avons adopté celle dont les résultats approchaient le mieux ceux donnés par la méthode auscultatoire à savoir :

- Lissage de l'enveloppe de $\varphi(t)$ sur 5 points.
- Calcul de la dérivée seconde de l'enveloppe sur 5 points.
- Lissage de celle-ci sur 3 points.

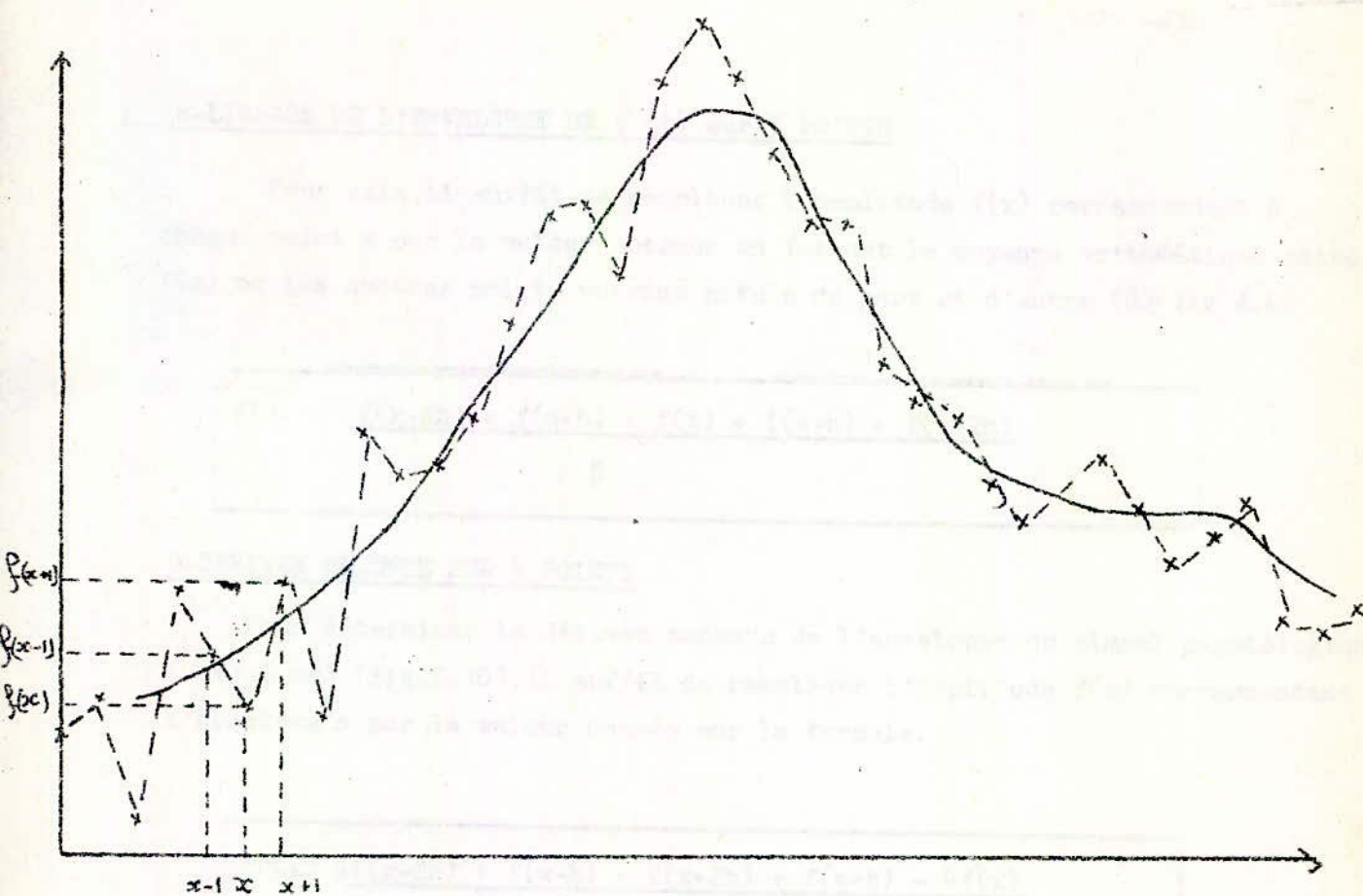


FIG (2.7) ----- Enveloppe expérimentale de $\varphi(t)$

————— Enveloppe lissée sur 5 points de $\varphi(t)$

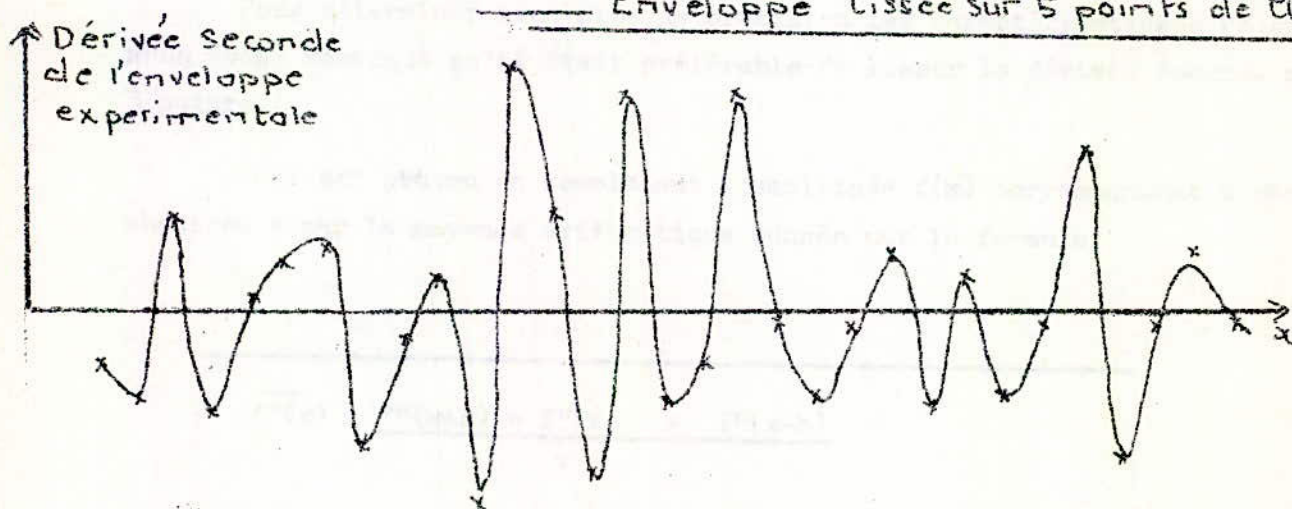


FIG (2.8) : Dérivée seconde de l'enveloppe
du signal physiologique

a-LISSAGE DE L'ENVELOPPE DE $\dot{r}(t)$ sur 5 POINTS

Pour cela, il suffit de remplacer l'amplitude $f(x)$ correspondant à chaque point x par la valeur obtenue en faisant la moyenne arithmétique entre $f(x)$ et les quatre points voisins situés de part et d'autre (8) fig 2.9)

$$\overline{f(x)} = \frac{f(x-2h) + f(x+h) + f(x) + f(x-h) + f(x-2h)}{5}$$

b-DERIVÉE SECONDE SUR 5 POINTS

Pour déterminer la dérivée seconde de l'enveloppe du signal physiologique $\dot{r}(t)$ lissé (fig.2.10), il suffit de remplacer l'amplitude $f(x)$ correspondant à l'abscisse x par la valeur donnée par la formule.

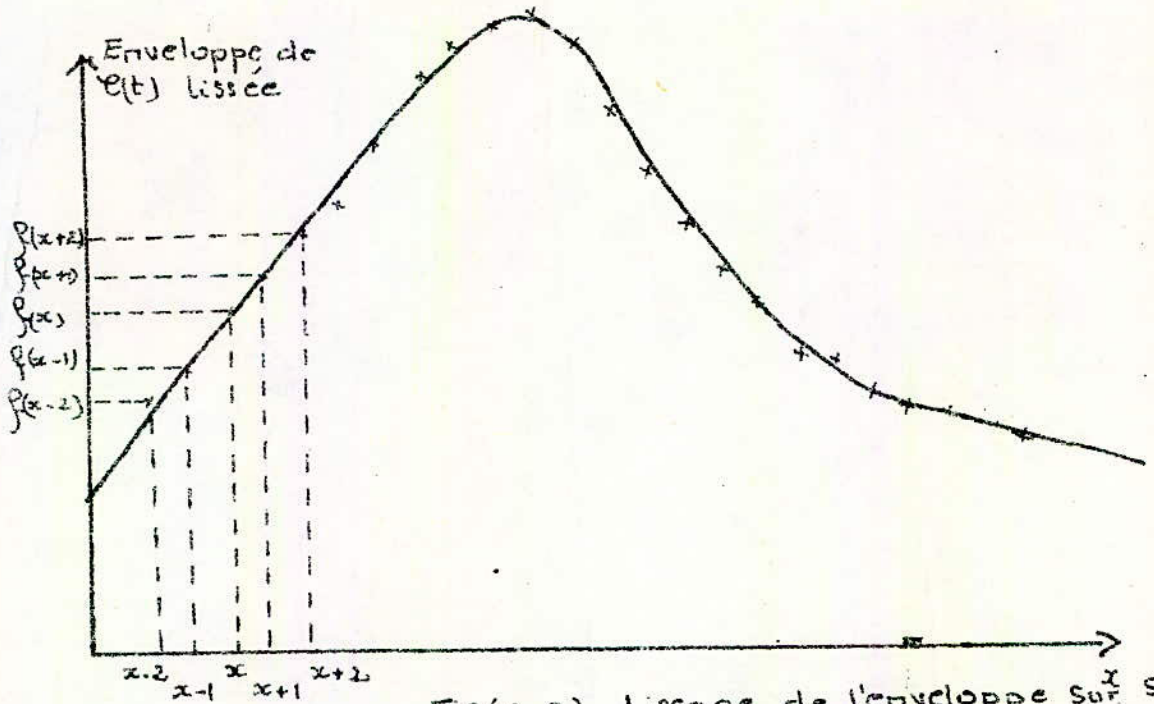
$$f''(x) = \frac{f(x-2h) + f(x-h) + f(x+2h) + f(x+h) - 4f(x)}{5h^2}$$

c-LISSAGE DE LA DERIVÉE SECONDE SUR 3 POINTS

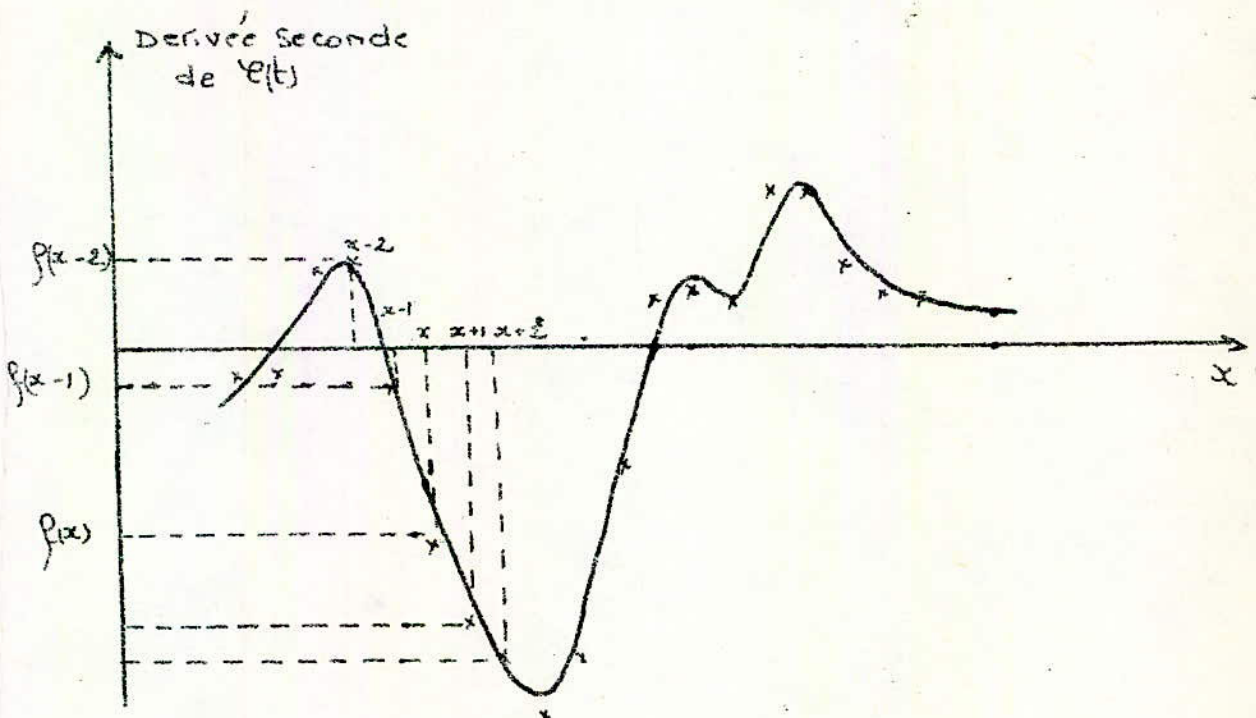
Pour déterminer avec plus de précision les caractéristiques P_s et P_d nous avons remarqué qu'il était préférable de lisser la dérivée seconde sur 3 points.

Ceci est obtenu en remplaçant l'amplitude $f(x)$ correspondant à chaque abscisse x par la moyenne arithmétique donnée par la formule.

$$\overline{f''(x)} = \frac{f''(x+h) + f''(x) + f''(x-h)}{3}$$



FIG(2.9) Lissage de l'enveloppe sur 5 pts



FIG(2.10) : Cas réel

III-STRUCTURE DE L'APPAREIL
(HARDWARE)

III-1:PRESENTATION DE L'APPAREIL

III-1-1:Caractéristiques du Tensiomètre Automatique

Celui-ci doit réaliser une mesure automatique des pressions systolique , moyenne, diastolique et de la fréquence cardiaque ; le principe de l'appareil étant, rappelons-le, inspiré de la méthode oscillatoire.

a) Contraintes

Compte tenu de la méthode utilisée pour déterminer les paramètres de la pression artérielle, ces mesures doivent être faites au cours d'un dégonflage linéaire.

Ceci nécessitera une commande appropriée d'ouverture des électrovannes permettant d'obtenir cette décompression (cf chapitre IV paragraphe IV 5.1)

Et compte tenu du capteur utilisé, l'appareil pourra mesurer des tensions allant de 30 à 300mm Hg pour un rythme cardiaque s'étendant de 40 à 240 battements par minute.

Par mesure de sécurité, pour éviter une action traumatisante pour le patient la pression maximale dans le brassard (ou pression de consigne Pc) a été fixée à 300mm Hg.

Le temps de gonflage pour atteindre cette pression ne devra pas dépasser 30 secondes.

Par ailleurs , la durée maximale de la mesure ne devra pas excéder la minute.

b) Commandes manuelles:

Compte tenu de ces contraintes l'opérateur devra pouvoir :

- Formuler un ordre de début mesure.
- Introduire au clavier la pression de consigne P_c à ne pas dépasser.

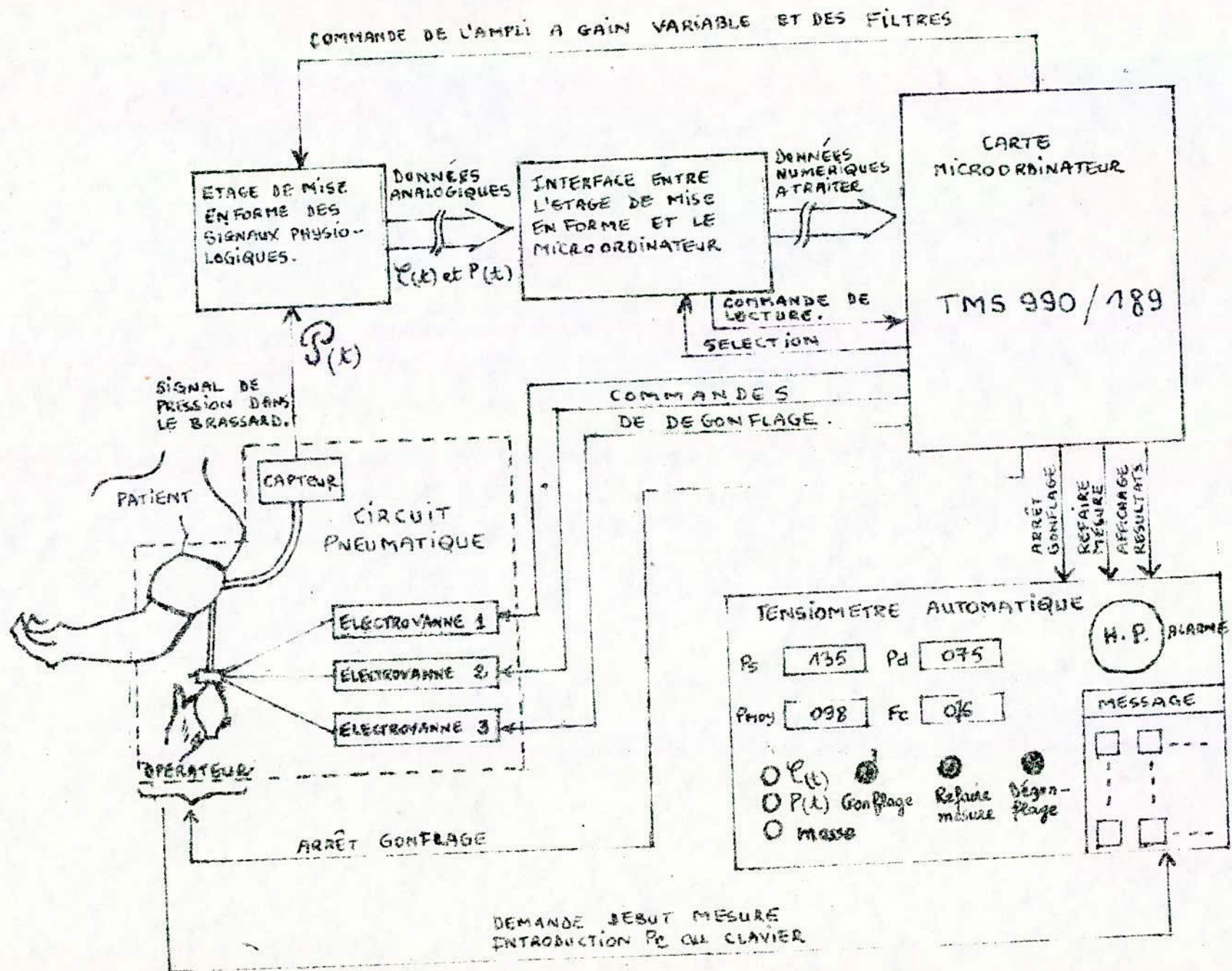
III-1.2: SCHEMA SYNOPTIQUE GLOBAL DE L'APPAREIL

Le schéma synoptique du tensiomètre automatique est donné par la figure (3.1).

Il comprend cinq blocs principaux soient :

- Un circuit pneumatique.
- Un étage de mise en forme.
- Un micro-ordinateur.
- Un interface analogique/numérique.
- Un panneau extérieur.

Au cours de notre travail, nous avons entièrement mis au point les interfaces ainsi que le panneau extérieur. En outre, nous avons apporté un soin particulier à l'adaptation du logiciel du micro-ordinateur à notre problème.



FIG(3.1) SYNOPTIQUE DU TENSIOMETRE AUTOMATIQUE.

*
III-1-3:FONCTIONNEMENT DE L'APPAREIL

L'appareil comporte:

-Un circuit pneumatique formé d'un brassard muni d'une chambre à air gonflable, de la pompe, de trois électrovannes servant à la décompression du brassard, et de tuyaux de liaison entre ces différents éléments.

-Un étage de mise en forme délivrant un signal physiologique $((t))$, traduisant les variations du rythme cardiaque séparé du signal pneumatique $P(t)$ auquel il était superposé à la sortie du capteur. Ces deux signaux sont amplifiés et filtrés.

Leurs caractéristiques sont:

*Un signal $((t))$ périodique. Sa gamme de fréquence va de 0,7hz à 4hz. Son amplitude peut varier de 100mv à 4,7v.

*Un signal $P(t)$ décroissant dont l'amplitude varie entre 0 et 4v.

-Un micro-ordinateur dont le rôle est de gérer le système afin de traiter les signaux physiologique et pneumatique afin de déterminer les caractéristiques cardiaques (c'est à dire les pressions systolique, moyenne, diastolique et le pouls) et finalement les afficher.

Compte tenu du matériel disponible dans le laboratoire nous avons réalisé celui-ci à partir d'un KIT-TEXAS TMS 990/189. Nous avons retenu les programmes de gestion du clavier, de la visualisation (pour afficher les messages), puis nous avons implanté notre programme de gestion et de traitement dans une autre EPROM. (Une TMS 2532 d'une capacité de 4Kcoctets).

-Un interface analogique/numérique dont le rôle est d'extraire, des signaux donnés par l'étage de mise en forme, les informations utiles à la détermination des paramètres cardiaques c'est à dire les amplitudes crête à crête, les pressions correspondantes ainsi que la période cardiaque instantanée.

-Un panneau extérieur où sont affichés les résultats en code décimal et où se trouve tous les indicateurs nécessaires à l'opérateur. Notons que l'interface de visualisation est inclus dans ce bloc.

III-1-4: CHRONOGRAMME DES DIFFERENTS SIGNAUX DE COMMANDE

Les différents signaux de commande de l'appareil sont donnés par la figure (3.2).

III-2: PRESENTATION DE L'ETAGE MISE EN FORME DES SIGNAUX

Cette partie a fait l'objet d'une étude approfondie au sein du laboratoire d'électronique appliquée (8). Sa réalisation pratique (voir fig. 3.3) se présente de la façon suivante.

-Un capteur Lx 1601 dont le rôle est de transformer une grandeur physique (le signal de pression dans le brassard) en un signal électrique susceptible d'être traité par une chaîne électronique. A la sortie du capteur, le signal est la superposition de deux signaux $\dot{V}(t)$ et $P(t)$ (voir figure 2.4 du chapitre II) d'amplitude très faible (de l'ordre de la centaine de mv).

-Un étage amplificateur dont le rôle est d'amener l'amplitude du signal délivré par le capteur à un niveau exploitable par le convertisseur analogique/numérique (5v).

-Un étage constitué de filtres passe-bas et de filtres passe-haut afin de sélectionner la bande de fréquence (0,7 à 4hz) du signal à traiter.

On rappelle que le spectre de fréquence du signal physiologique est entièrement contenu dans la gamme (0-10hz) et que la fréquence cardiaque est comprise entre 0,7hz soit 42 battements par minute et 4hz soit 240 battements par minute.

III-3: PRESENTATION DU MICRO-ORDINATEUR

Afin de traiter les signaux $\dot{V}(t)$ et $P(t)$ digitalisés par le convertisseur analogique/numérique il est nécessaire de posséder un système minimum comprenant un interface d'entrée/sortie, un microprocesseur avec ses mémoires associées, un clavier permettant le dialogue entre le système et l'opérateur, une unité de visualisation.

Ne disposant pas séparément de tous ces éléments dans notre laboratoire, nous avons utilisé un micro-système TMS 990/189 que nous avons modifié et adapté à notre application (9), (10), (11).

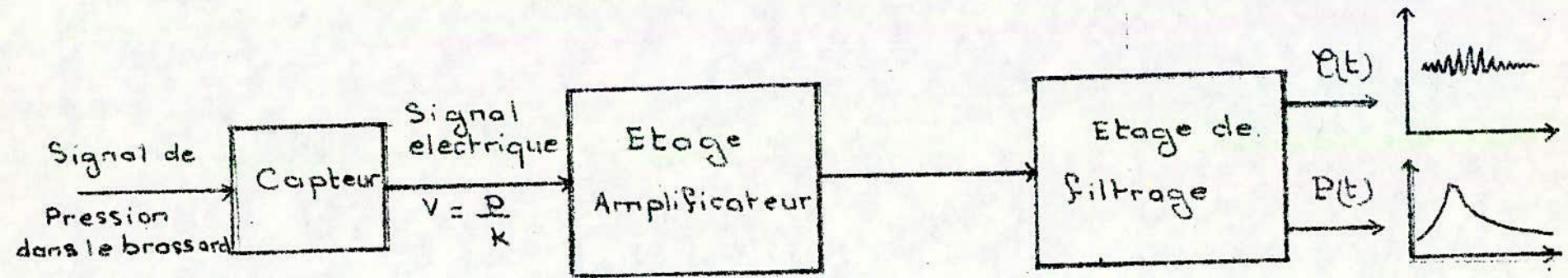
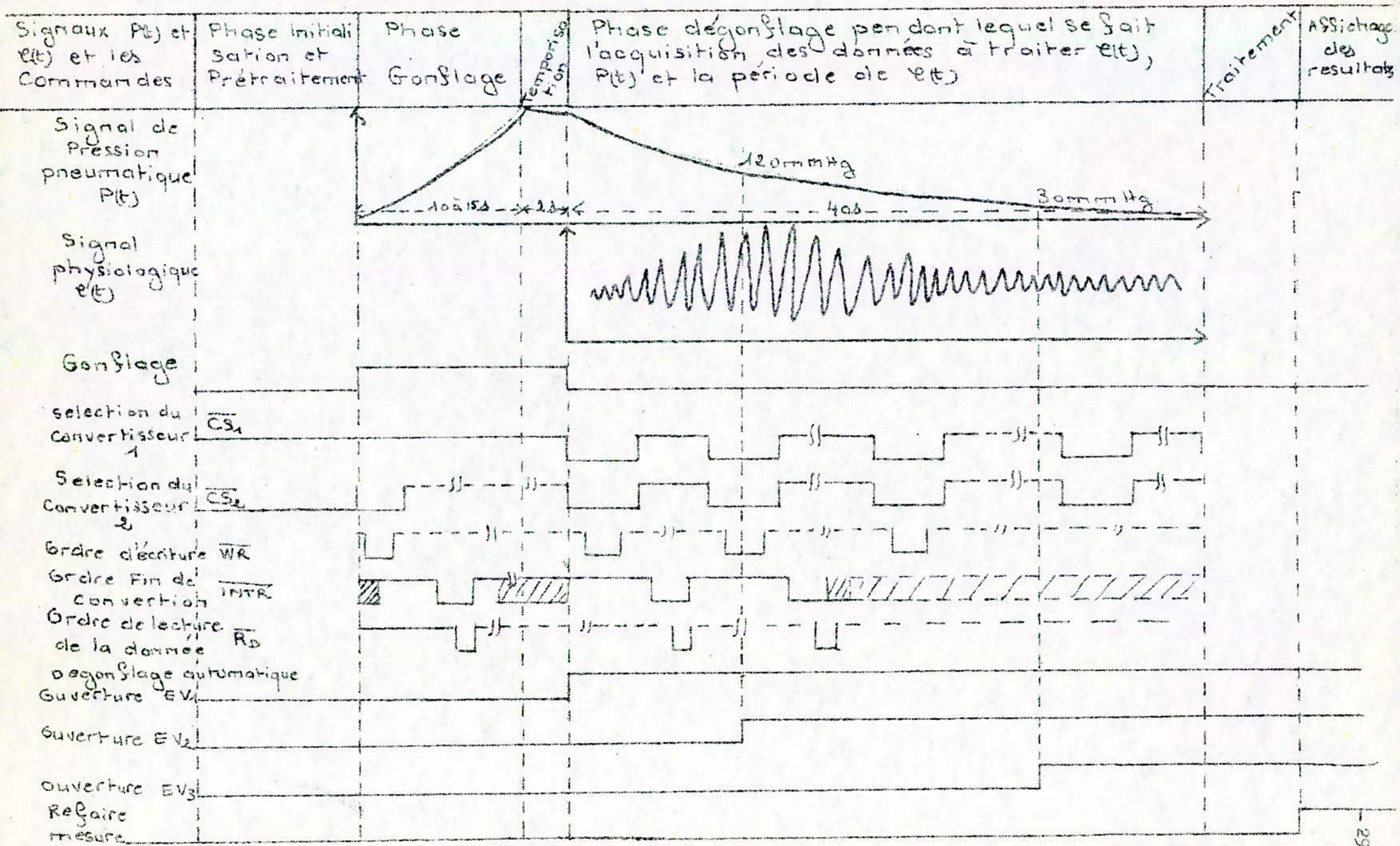


Fig 3.3 : Schéma synoptique de l'étage mis en forme.



FIG(3.2) : chronogramme des signaux de commande

III-3-1:DESCRIPTION DES DIFFERENTS ELEMENTS DU MICRO-ORDINATEUR

a-Le microprocesseur

Le microprocesseur utilisé est le TMS 9980 A de la famille TEXAS c'est le cerveau du micro-ordinateur ; il le pilote entièrement et exécute chaque instruction jusqu'à la fin du programme. Ses caractéristiques , son architecture et son brochage sont donnés en "référence bibliographie".

b-Les mémoires

On trouve sur le micro-ordinateur :

-Un Koctets de mémoire RAM (TMS 4045) étendue à 2 Koctets. Celle-ci étant accessible en lecture et écriture pour le stockage de données temporaires, de résultats intermédiaires qui devront être communiqués après traitement aux périphériques.

-Quatre K-octets de mémoire ROM (TMS 4732) comprenant :

*Le moniteur "Unibug" qui permet la gestion du micro-ordinateur.

*L'assembleur qui permet la mise au point des programmes, la gestion des adresses.

Celle-ci, ne répondant pas tout à fait à l'application propre de l'appareil à été remplacée par une EPROM (TMS 2532) de capacité 4 K-octets contenant des logiciels adaptés.

Pour ce faire, une étude complète et approfondie de la ROM du système a été faite. Des programmes tels que l'assembleur, les commandes ont été éliminés puisque inutiles au fonctionnement de l'appareil, d'autres tels que les programmes de gestion de l'appareil, de traitement de données et de visualisation sur panneau extérieur ont été ajoutés.

b-1:Organisation de la mémoire.

L'organisation de la mémoire est donnée par la figure (3.4)

b-2:Cycles de lecture et d'écriture en mémoire.

On se réfère aux chronogrammes donnés par la figure(3.5) pour la conception de l'interface d'entrée entre le microprocesseur et le circuit de mise en forme. Il y'a deux cycles d'accès mémoire (9).

-Cycle d'écriture:

Il comprend les étapes suivantes:

- *Ativation des lignes adresses.
- *Décodage du signal de validation de bloc
- *Le signal \overline{WE} qui devient actif à l'état bas.
- *Les données en provenance du CPU deviennent actifs.
- * \overline{WE} passe à l'état haut et provoque l'écriture des données.

-Cycle de lecture:

On trouve,comme ci-dessus,les étapes suivantes:

- *Activation des lignes d'adresse du CPU.
- *Décodage du signal de validation de bloc.
- *Sélection du boîtier concerné.
- *Les données sont présentes sur le bus correspondant.

c-L'interface d'entrées-sorties le "TMS 9901"

Celui-ci doit contrôler les dispositifs externes. Pour notre appareil , ce dernier servira à :

- Commander les trois électrovannes de décompression.
- Commander l'amplificateur à gain variable.
- Commander les filtres.
- Commander les leds du panneau extérieur ("gonflage","refaire mesure",et "dégonflage")
- Contrôler l'étage interface analogique/numérique.
- Gérer la visualisation du panneau extérieur.
- Gérer le clavier et la visualisation du micro-ordinateur.
- Générer:*Une alarme dans le cas où l'on doit "refaire la mesure"
*Des "Bips" dans le cas d'un arrêt de gonflage.

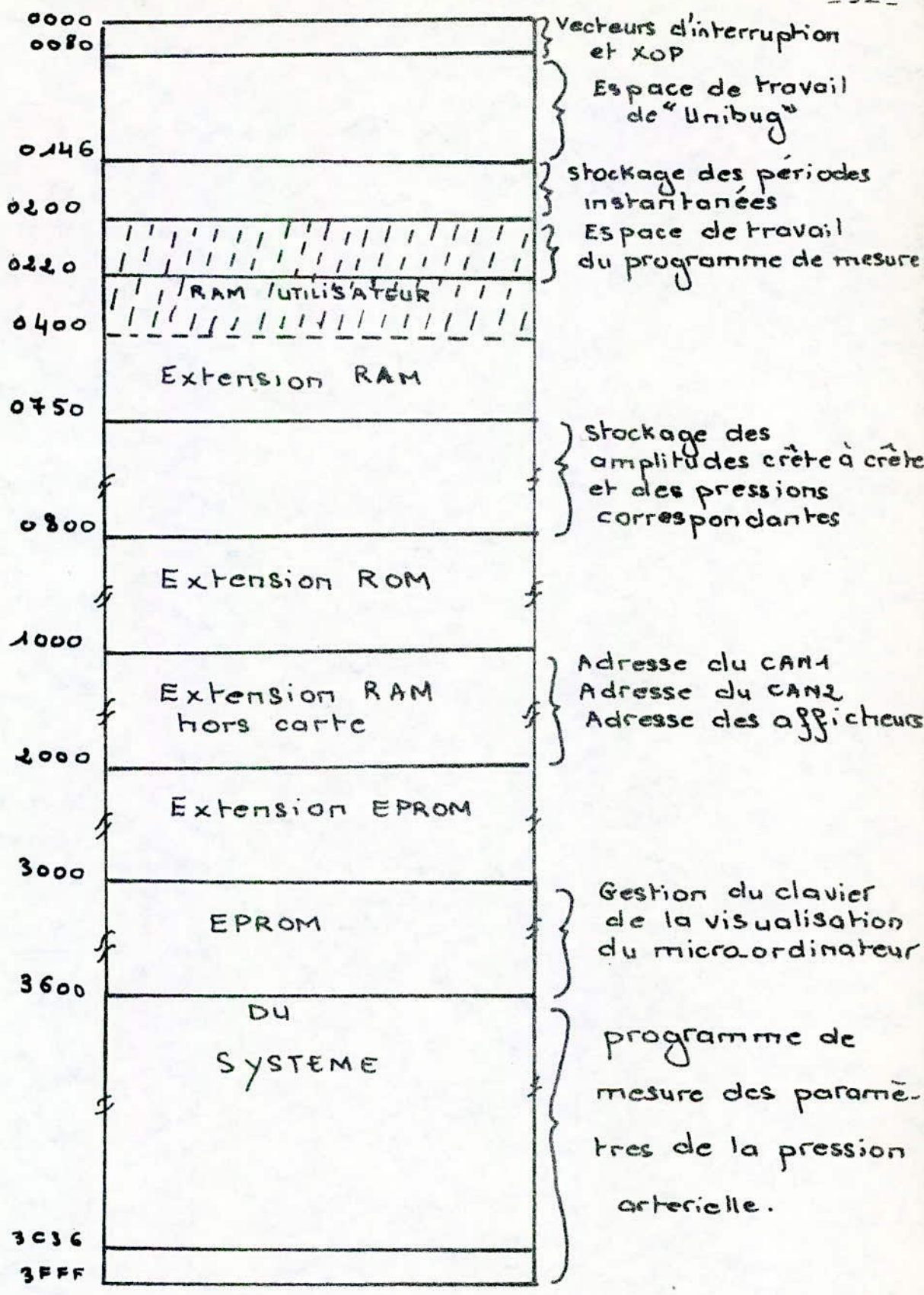


Fig (3.4) : Organisation de la mémoire

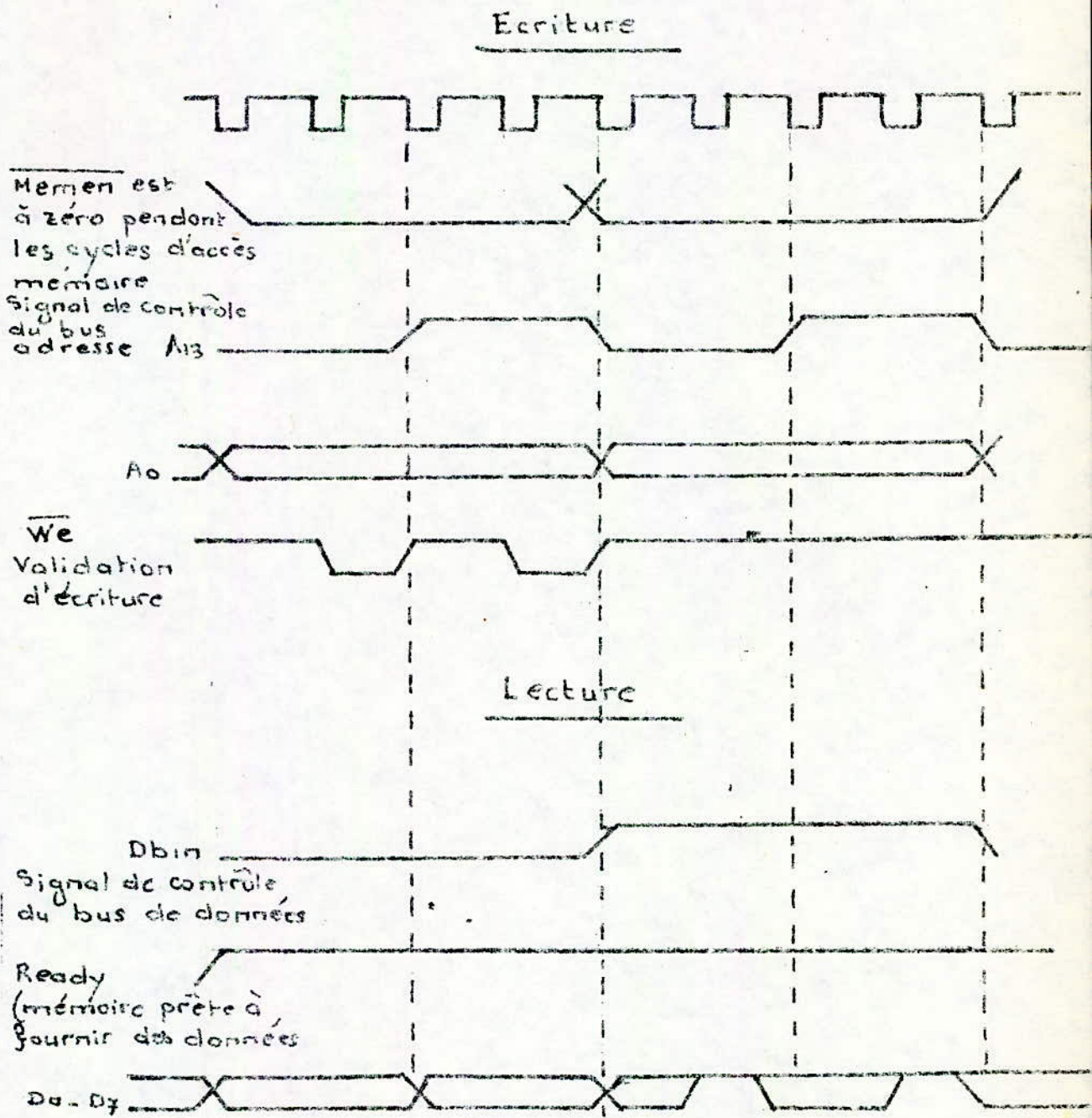


FIG: (3.5) Chronogramme des cycles de lecture et de lecture

Pour les caractéristiques, le brochage et l'architecture du "TMS 9901" voir "référence bibliographique" (16)

d-Les périphériques:

-Le clavier qui sert à introduire des commandes et des données à destination du microprocesseur.

-La visualisation qui est un dispositif d'affichage de capacité 10 digits. Elle permet d'afficher les ordres nécessaires au déroulement de la mesure.

-Un disque sonore qui permet de générer des sons (génération de "Bips", "Alarme")

-Un connecteur d'entrées-sorties: Un connecteur P_s de 40 broches permettant d'accéder à 16 bits d'entrées/sorties (commandes vers les filtres, vers l'amplificateur à gain variable, vers les électrovannes, vers l'interface analogique/numérique et vers le panneau extérieur)

III-3-2: LES PROGRAMMES DE TRAITEMENT DES PARAMETRES DE LA PRESSION ARTERIELLE ET GESTION DE L'APPAREIL.

Un ensemble de programmes de gestion de l'appareil et de traitement des paramètres de la tension artérielle a été mis au point. Un listing détaillé se trouve en annexe C. Ce dernier occupe un espace mémoire de 2,8k-octets et a été implanté sur une EPROM "TMS 2532" qui remplace la mémoire d'origine du KIT TMS 990/189.

III-4: CONCEPTION ET REALISATION DES INTERFACES

III-4-1: INTERFACE D'ENTREE ENTRE LE MICROPROCESSEUR ET L'ETAGE DE MISE EN FORME

Le principe de la méthode choisie pour automatiser la mesure nous amène à faire l'acquisition (18)

-Des amplitudes crête à crête du signal $\rho(t)$ pour détecter les changements de pente correspondants à la pression systolique P_s, à la pression diastolique P_d ainsi que la pression moyenne P_m.

-De la pression correspondante à chaque maximum du signal pour déduire la pression après l'interprétation du signal $f(t)$.

-De la période du signal $f(t)$

La chaîne d'acquisition que nous avons conçue comporte deux voies analogiques:

*Une relative au signal physiologique $f(t)$.

*Une relative au signal pneumatique $P(t)$

La méthode de mesure choisie pour déterminer P_s, P_d et P_m nous amène à faire la conversion simultanée de $f(t)$ et $P(t)$, ce qui a conduit à l'utilisation de deux convertisseurs analogiques/numériques.

a-Schéma synoptique de l'interface

Le schéma synoptique de l'interface est donné par la figure (3.6)

Il comprend deux blocs principaux soient:

-Deux convertisseurs analogiques/numériques.

-Une logique de décodage.

b-Fonctionnement de l'interface

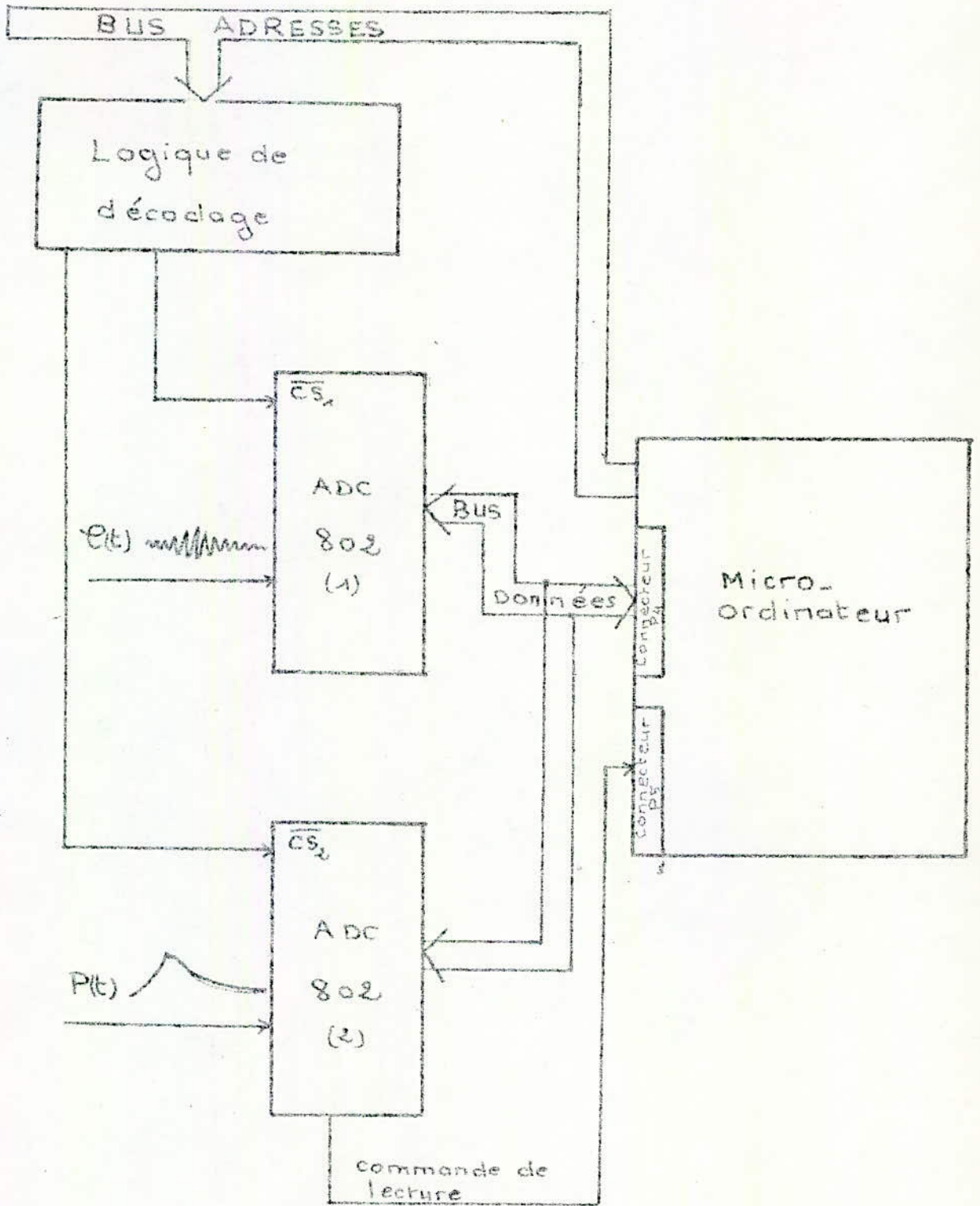
Celui-ci comporte :

b-1:Deux convertisseurs analogiques/numériques (12) dont le rôle est de donner une expression numérique dans un code déterminé d'une information analogique avec une précision et une résolution donnée. On définit trois caractéristiques importantes pour les convertisseurs.

*La résolution qui représente le nombre de bits utilisés (dans notre cas, elle est de huit bits). Elle définit la plus petite variation de tension perçue par le convertisseurs (dans notre cas, elle est de 20m V soit $\frac{5V}{2^8} \approx 20mV$)

*Le temps de conversion qui est nécessaire au convertisseur pour donner la valeur numérique correspondant au signal analogique appliqué (dans notre cas, il est d'environ 250 us). Il comprend un temps correspondant à l'exécution de la conversion.

*La précision qui est l'écart entre la caractéristique de transfert d'un convertisseur idéal et celle d'un convertisseur réel. Cet écart est généralement exprimé en nombre de bits significatifs (least significant bit $= +1LSB = \frac{+5}{256} = +20mV$).



Fig(3.6) Schema synoptique de l'interface analogique / numérique.

Au cours du dégonflage les deux convertisseurs analogiques/numériques échantillonnent les signaux oscillométrique et de pression et digitalisent les informations utiles.

b-2:Une logique de décodage

Celle-ci permet la sélection par programme de l'un ou l'autre des deux convertisseurs.

c-Structure matérielle de l'interface.

c-1-Le convertisseur ADC 802(12)

=Description:

Pour les caractéristiques et le brochage voir annexe B.

-Chronogramme des signaux de commande de l'ADC 802 (voir fig 3.7).

1. 0. 1.

Le fonctionnement de l'ADC 802 est régi principalement par les quatre commandes suivantes:

CS:Signal actif à l'état bas,il valide les signaux de lecture et d'écriture RD et WR du convertisseur et le sélectionne.

WR:Le passage de l'état bas à l'état haut de ce signal permet le lancement 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 convertisseur.

INTR:Le passage de l'état haut vers l'état bas indique la fin de la conversion (lecture possible)

-Contrôle de l'ADC 802 par le micro-ordinateur.

La conversion (écriture) et la lecture de la donnée numérique en sortie en sortie sont respectivement assurées par les commandes WR et RD quand le convertisseur analogique/numérique est sélectionné (CS à l'état bas).Lorsque le processeur demande une lecture de la mémoire,il y'a émission d'un cycle de lecture DBIN,et s'il désire écrire dans une mémoire,il y'a émission d'un cycle écriture WE (avec sélection préalable de la mémoire choisie).

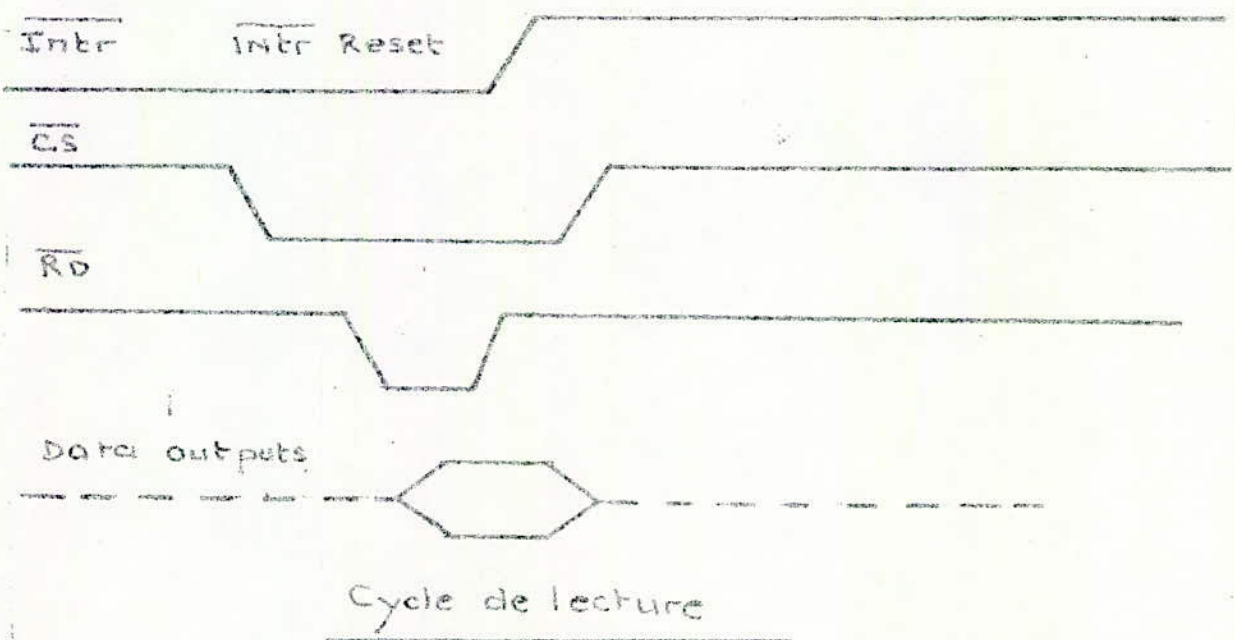
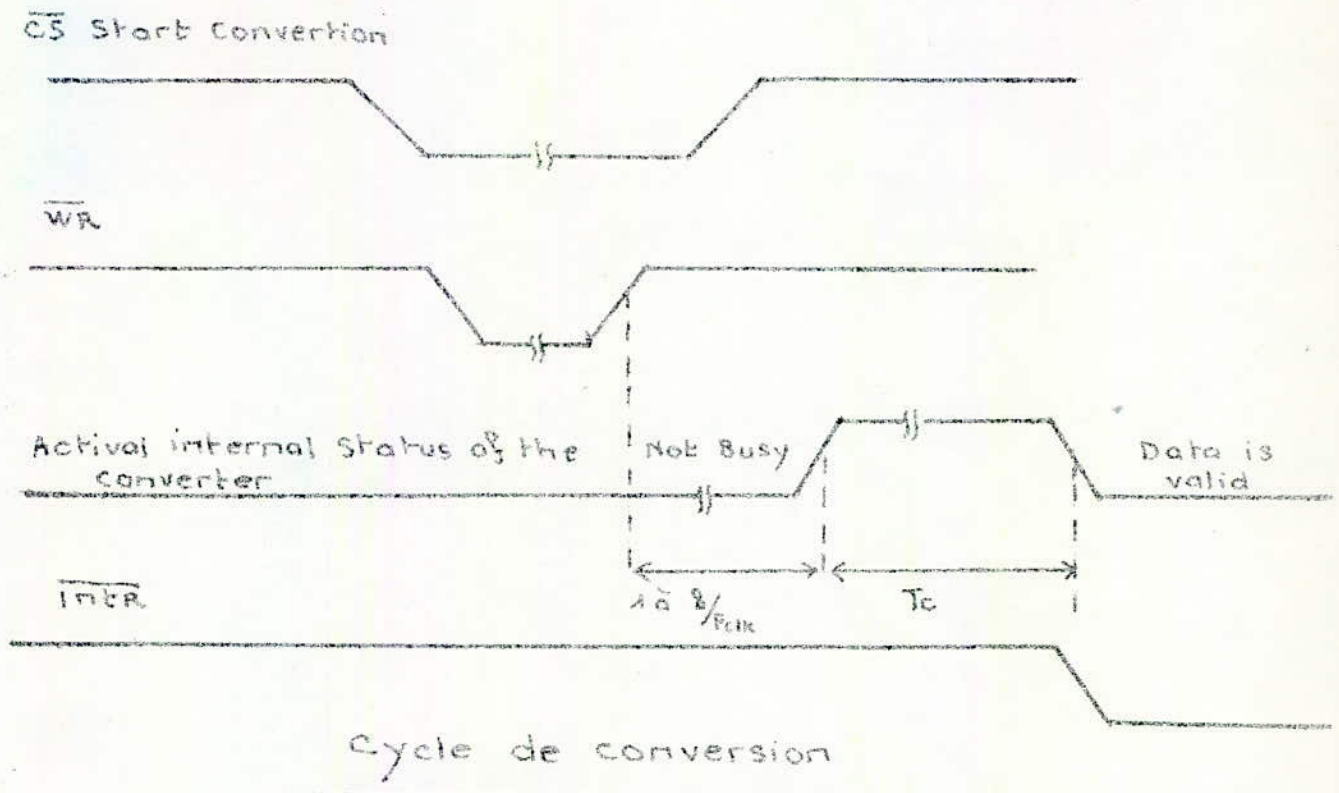


Fig (3.7): Chronogramme des signaux \overline{CS} , \overline{RD} , \overline{WR} et \overline{INTR}

En se référant aux chronogrammes relatifs au convertisseur analogique/numérique (voir fig 3.7) et au microprocesseur (voir fig 3.5), on remarque que les cycles de lecture et d'écriture émis par le processeur coïncident avec les cycles \overline{WR} et \overline{RD} du convertisseur. On a alors été amené à associer \overline{RD} à \overline{DBIN} et \overline{WR} à \overline{WE} .

c-2: Circuit de décodage adresse:

L'adresse véhiculé par le bus adresse a pour but de spécifier la source d'une donnée. Elle devra être décodée par des organes externes c'est à dire des mémoires ou des périphériques. Afin de savoir q'une adresse leur est destinées, ceux-ci sont munis d'une ligne de sélection \overline{CS} .

Les lignes d'adresse sont décodées par un décodeur d'adresse qui, pour chaque périphérique, va reconnaître l'adresse qui lui est destinée.

Le convertisseur analogique/numérique étant considéré comme une mémoire hors carte, il disposera alors d'une adresse comprise entre 1000 et 2 FFF. L'adresse 1000 est alors affectée au premier convertisseur analogique/numérique (soit au signal $P(t)$), l'adresse 1002 au second convertisseur (soit au signal $P(t)$). Chaque fois que l'adresse est émise sur le bus, $\overline{CS1}$ doit être obligatoirement à l'état bas, il en sera de même par $\overline{CS2}$ lorsque l'adresse 1002 sera émise sur le bus adresse.

Le décodeur utilisé est le SN74/ 138 (17). Pour mémoire le brochage et la table de vérité de ce composant se trouve en annexe B. Lorsque l'adresse 1000 est émise, les lignes A0 à A12 sont configurées ainsi:

A0A1	A2 A3 A4 A5	A6 A7 A8 A9	A10 A11 A12 A13	Sortie Selectionné
1	0	0	0	
01	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	Y 0

Il en sera de même pour 1002:

A0 A1	A2 A3 A4 A5	A6 A7 A8 A9	A10 A11 A12 A13	Sortie Sélectionnée
1	0	0	2	
01 3330	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 1 0	Y 1

En se basant sur la table de vérité du SN74 LS138 (voir annexe B) ont est amené à choisir A10,A11 et A12 comme entrées de sélection CBA.La combinaison des autres lignes (A0 à A10) accompagnées du $\overline{\text{MEMEN}}$ doit donner un état haut, chaque fois que les adresses 1000 ou 1002 sont émises sur le bus adresse,c'est à dire :

$$G1 = \overline{A0.A1} . \overline{\text{MEMEN}} . \overline{A2.A3.A4.A5.A6}.$$

Pour réaliser ce "et" logique,oh utilise une porte "NAND" à huit (8) entrées (voir fig 3.8) (17). Les quatres lignes A7A8A9A10 restantes sont inutilisées,ceci n'a aucune conséquence sur le décodage adresse,puisque'on utilise deux adresses mémoires hors cartes.

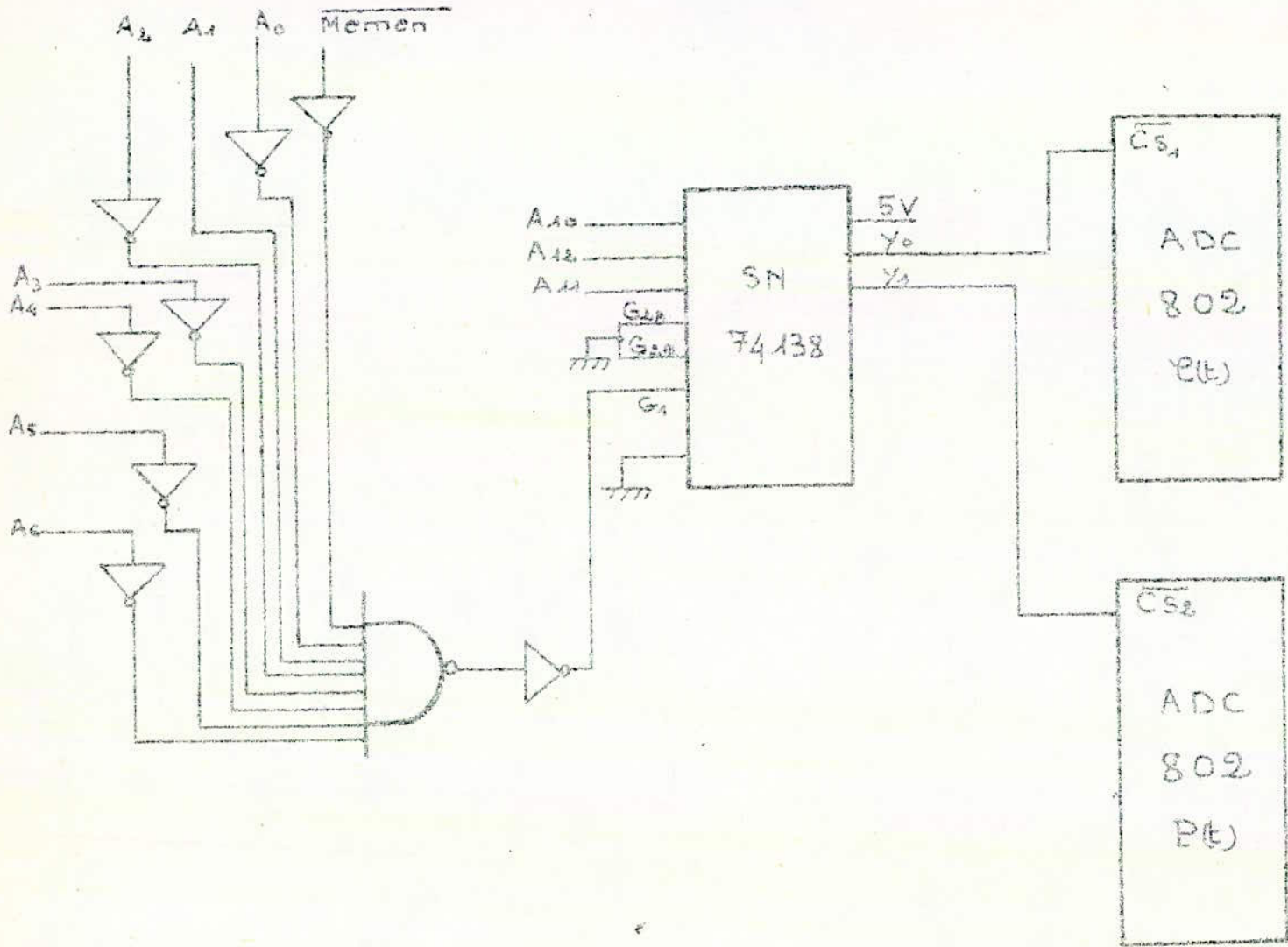
III-4-2:INTERFACE DE VISUALISATION

Le désir d'afficher simultanément les différents paramètres physiologiques (Ps,Pd,Pm et Fc) a nécessité la réalisation d'un système de visualisation externe à la carte.Ce système est composé de 12 afficheurs (15) regroupés en quatres groupe de trois afficheurs chacun;chaque groupe étant réservé à l'affichage d'un paramètre

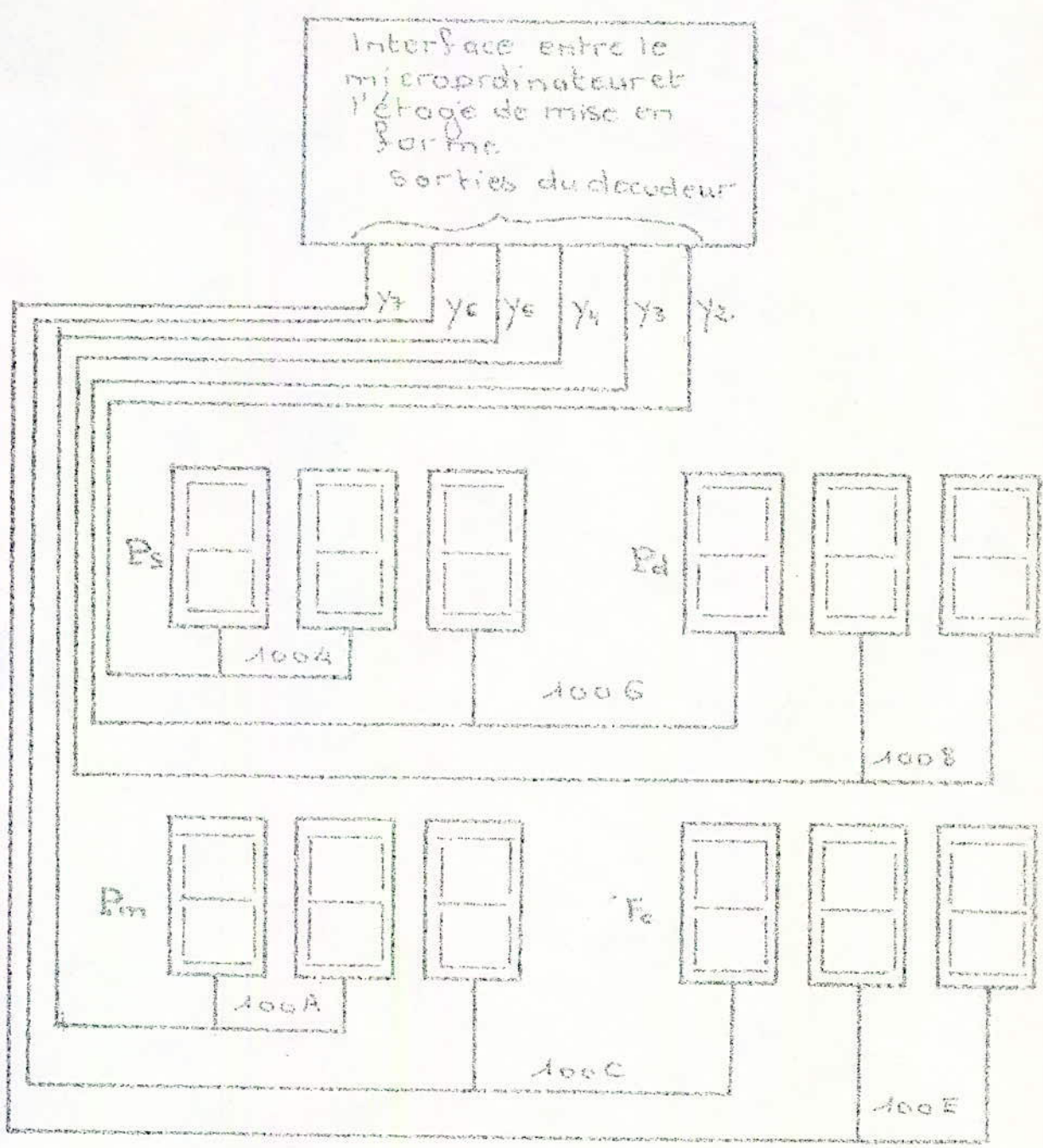
a-Schéma synoptique

Pour décoder les données et les visualiser sur les douze afficheurs TILL 311 (voir annexe B) il est nécessaire d'utiliser un décodeur d'adresse.

Par souci d'économie et compte tenu du fait que l'interface d'entrée entre le micro-ordinateur et l'étage de mise en forme possède déjà un décodeur dont 6 sorties non utilisées nous avons par une astuce de programmation fait jouer à ce composant un double rôle.La figure (3.9) montre comment sont reliées ces sorties aux afficheurs.



Fig(3.8) Logique de décodage



Fig(3.9): Interface de visualisation

b-Fonctionnement:

La sélection des afficheurs se fait deux par deux (2 x 4 = 8 bits de données). Chaque paire d'afficheurs répond à une adresse paire située entre 1004 et 100E. Les entrées de sélection choisies sont alors A10, A11 et A12 (19). Chaque fois que l'une des adresses des afficheurs est émise sur le bus adresse, l'entrée de validation G1 du décodeur doit être mise à l'état haut (voir schéma de l'interface en annexe B)

Pour cela, les conditions suivantes doivent être réalisées :

$$G1 = \overline{MEMEN} \overline{A0}, A1, \overline{A2}, \overline{A3}, \overline{A4}, \overline{A5}, \overline{A6}$$

Y2 sera sélectionnée lorsque l'adresse 1004 est émise:

A0	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10	A11	A12	A13	Sortie Sélectionnée
1		0				0				4				
01		0 0 0 0				0 0 0 0				0 1 0 0				Y2

Y3 sera sélectionnée lorsque l'adresse 1006 est émise.

A0	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10	A11	A12	A13	Sortie Sélectionnée
1		0				0				6				
01		0 0 0 0				0 0 0 0				0 1 1 0				Y3

Il en sera de même pour Y4, Y5, Y6 et Y7 lorsque les adresses 1008, 100A, 100C et 100E sont respectivement émises.

A0	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10	A11	A12	A13	Sorties Sélectionnées
1		0				0				8				1008--Y4
01		0 0 0 0				0 0 0 0				1 0 0 0				
1		0				0				A				100A--Y5
01		0 0 0 0				0 0 0 0				1 0 1 0				
1		0				0				C				100C--Y6
01		0 0 0 0				0 0 0 0				1 1 0 0				
1		0				0				E				100E--Y7
01		0 0 0 0				0 0 0 0				1 1 1 0				

Les logiciels mis en oeuvre pour la sélection et l'affichage sont détaillés en annexe C.

IV-LOGICIEL DE TRAITEMENT DES PARAMETRES DE LA
TENSION ARTERIELLE ET LOGICIEL DE L'APPAREIL

IV-1:ORGANIGRAMME GENERAL DE FONCTIONNEMENT DE L'APPAREIL

Les différentes phases de déroulement du programme comportant six parties:

a-Initialisation.

b-Prétraitement.

c-Gonflage.

d-Dégonflage.

e-Traitement.

f-Affichage.

que l'on peut résumer par l'organigramme de la figure (4.1.)

IV-2:LOGICIEL D'INITIALISATION.

La carte Texas TM 190/189 qui a servi de base à notre réalisation possédait un programme résidant dans sa ROM permettant d'exécuter un certain nombre de tâches. Maintenant que cette carte est insérée dans notre système nous ne devons conserver dans notre mémoire ROM que les programmes strictement nécessaires au calcul des paramètres de la pression artérielle et de la gestion de l'appareil

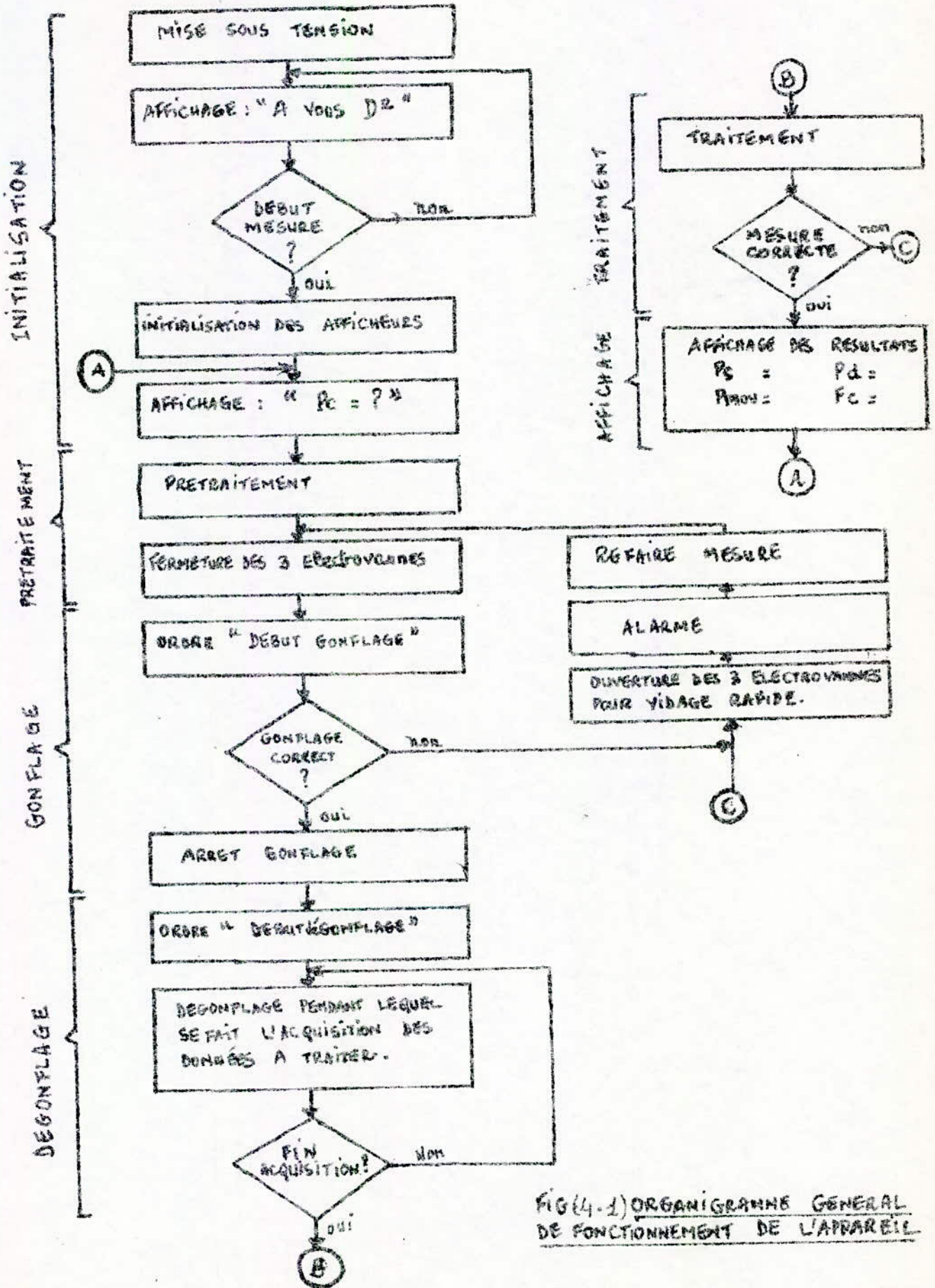
Pour ce faire, nous avons donc modifié le programme pour n'en conserver que la gestion du clavier, de la visualisation et du haut parleur. On trouve en annexe C le listing en Assembleur que nous avons retenu pour les tâches citées ci-dessus.

Ainsi dès la mise sous tension, notre appareil est prêt à fonctionner en tensiomètre et afficher directement le message :
"A vous Dr" (à vous Docteur). Si le Médecin est prêt à prendre la tension du malade il n'a plus qu'à appuyer sur la touche "D" (pour début mesure) ce qui a pour effet d'initialiser à zéro les afficheurs et d'afficher les messages "Pc = ?" sur la visualisation (voir fig 4.2).

IV-3:LOGICIEL DU PRETRAITEMENT

Comme nous avons retenu le programme de gestion du clavier et de la visualisation mis au point par le constructeur, nous sommes obligés de travailler dans le système Hexadécimal.

Pour des raisons pratiques nous avons dû mettre au point un sous programme qui convertisse ce code en code décimal de façon à ce que le médecin n'ait à introduire au clavier que des valeurs traditionnelles.



FIG(4.1) ORGANIGRAMME GENERAL DE FONCTIONNEMENT DE L'APPAREIL

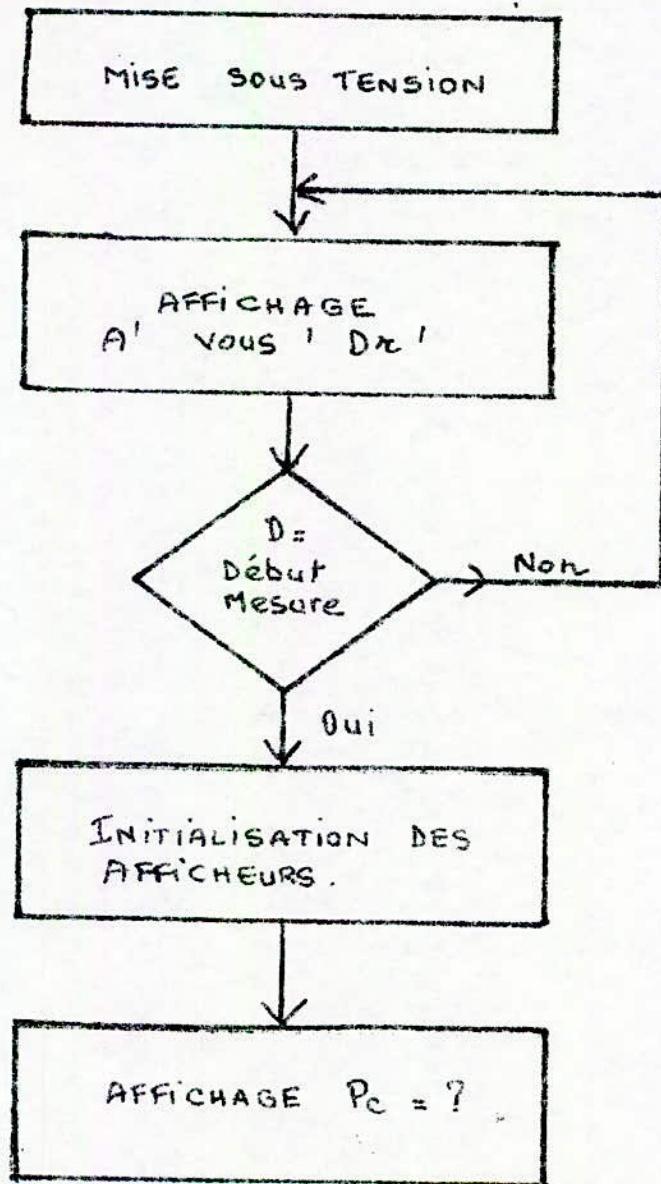


FIG: (4.2) : INITIALISATION

L'ordinogramme de cette séquence est illustré par la figure (4.3). Après que l'opérateur ait appuyé sur la touche "D" (voir paragraphe précédent) le message "Pc = ?" apparaît sur la visualisation.

Le médecin introduit alors en décimal à l'aide du clavier la pression de consigne qu'il a choisi. Le sous programme convertit cette valeur en Hexadécimal puis à l'aide de la caractéristique du capteur calcule en binaire la tension correspondante et la stocke en mémoire. Ensuite il donne l'ordre de fermeture des électrovannes pour que le médecin n'ait plus qu'à gonfler le brassard.

IV-4: GONFLAGE

Dès la fermeture des électrovannes (voir paragraphe IV-5.1) le système est prêt à acquérir une mesure. Pour ce faire, le médecin doit appuyer sur la touche "RET" du clavier. En dehors du fait que la pression de gonflage ne doit pas dépasser la pression de consigne nous avons introduit un temps maximum pendant lequel doit s'exécuter cette opération. Ceci évite une action traumatisante sur le bras du patient et à la demande des médecins ce temps a été choisi égal à 30 secondes.

Pour que le micro-ordinateur sache que l'opération de gonflage est en cours le temps n'est comptabilisé qu'à partir du moment où le médecin a effectivement introduit un minimum de pression dans le brassard (environ 50mm Hg) (voir fig. 4-4)

Trois cas peuvent alors se produire :

a-Le médecin effectue correctement la phase de gonflage c'est à dire qu'il ne dépasse pas le temps maximum de 30 secondes et s'arrête dès que la pression de consigne est atteinte; cette valeur lui étant indiquée par des "Bips" émis par le haut parleur.

Au bout de 2 secondes de temporisation le dégonflage se déclenche automatiquement par l'ouverture de la première électrovanne.

b-Le médecin pour une raison ou une autre gonfle trop lentement le brassard. Dès que les 30 secondes sont écoulées une alarme sonore sous forme d'un son continu se déclenche; parallèlement les trois électrovannes s'ouvrent pour dégonfler le brassard et un voyant lumineux de couleur rouge s'allume pour indiquer que le médecin doit recommencer le gonflage en respectant le temps prescrit.

c-Bien que le médecin soit averti par la "Bips" sonore indiquant que la pression de consigne est atteinte celui-ci continue à actionner la poire. Au bout d'une temporisation fixée à 2 secondes, le processeur de sécurité décrit dans le second cas se déclenche.

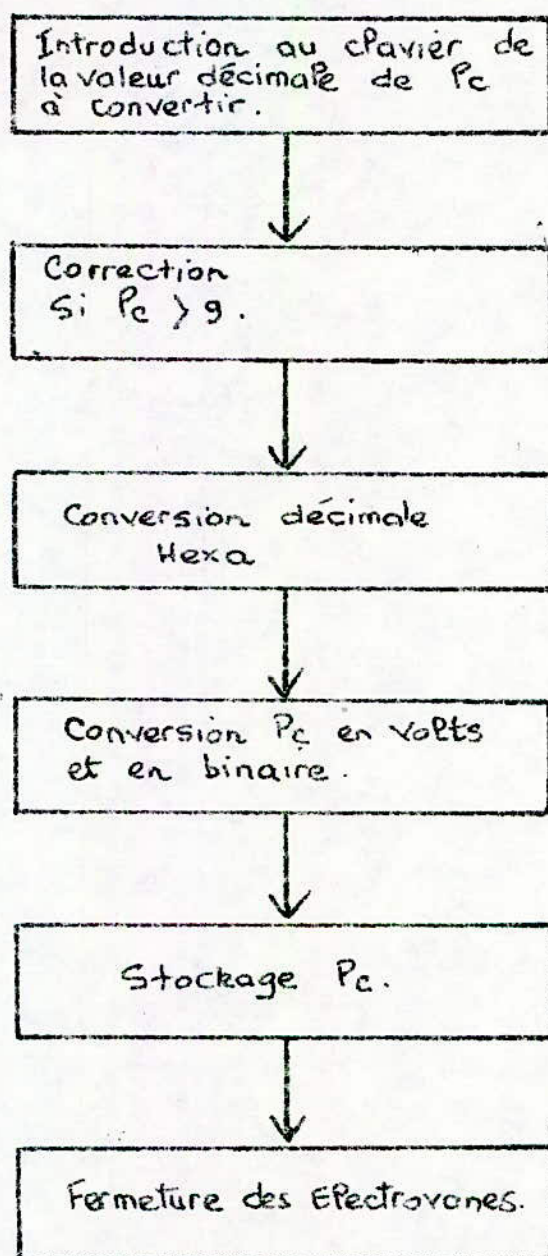


FIG. (4.3) : PRETRAITEMENT.

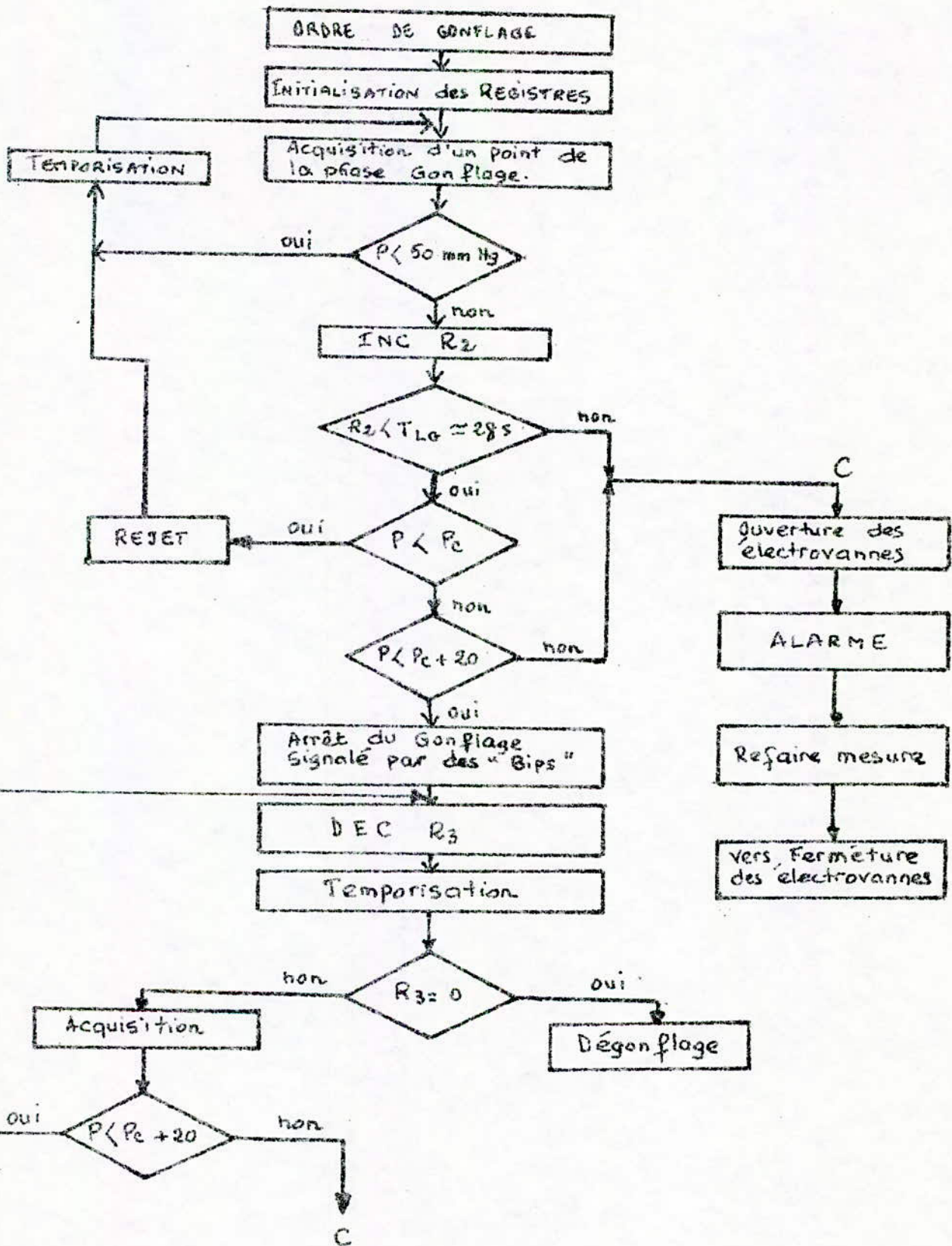


FIG. (4.4) : PHASE GONFLAGE.

R E M A R Q U E : Etant donné que le gonflage par une action manuelle sur une poire n'est pas linéaire et qu'il est difficile de s'arrêter instantanément au cours d'une contraction de la main sur la poire, une temporisation de 2 secondes a été prévue pour que le médecin à partir du moment où il a entendu les "Bips" sonores ait le temps de s'arrêter.

IV-5: DEGONFLAGE

IV-5.1: PRINCIPE DU DEGONFLAGE

La méthode de décompression choisie est un dégonflage continu. L'allure du signal $P(t)$ enregistré pendant la phase dégonflage à travers la résistance pneumatique d'une électrovanne est une exponentielle, ce qui signifie que le dégonflage se fait à une vitesse variable, rapide au début puis de plus en plus lente. Or la précision de la mesure dépend de la vitesse de dégonflage puisque les oscillations se produisent périodiquement, et que chaque oscillation correspond à une mesure. Une plus grande rapidité de dégonflage entraîne une plus grande chute de pression entre deux oscillations, donc une mesure moins précise. Aussi pour avoir une précision relativement uniforme et suffisamment grande sur toute la plage de mesure, il est préférable de se rapprocher le plus possible d'une vidange linéaire; cela peut-être réalisé en ne gardant que la première partie de deux courbes exponentielles à grande constante de temps, donc à l'aide de deux électrovannes soigneusement calibrées et commutées successivement.

Dans les montages à dégonflage continu, la courbe de vidange est donc générée par deux électrovannes ouvertes l'une après l'autre, la première dès l'arrivée d'un ordre de dégonflage, la seconde à partir d'une pression intermédiaire qui, dans notre cas a été fixée à 120mm Hg. Leurs fuites sont calibrées afin d'obtenir une vidange la plus régulière possible et une vidange assez lente pour une meilleure précision.

Une troisième électrovanne est également utilisée pour vider totalement le brassard (voir figure 4.5)

IV-5.2: PRINCIPE DU DEGONFLAGE

Dès l'ouverture de la première électrovanne commence la phase d'acquisition des données. Cependant durant cette phase il est nécessaire de tester en permanence la valeur de la composante continue de la pression de façon à pouvoir déclencher en temps utile l'ouverture de la deuxième qui conditionne le dégonflage linéaire.

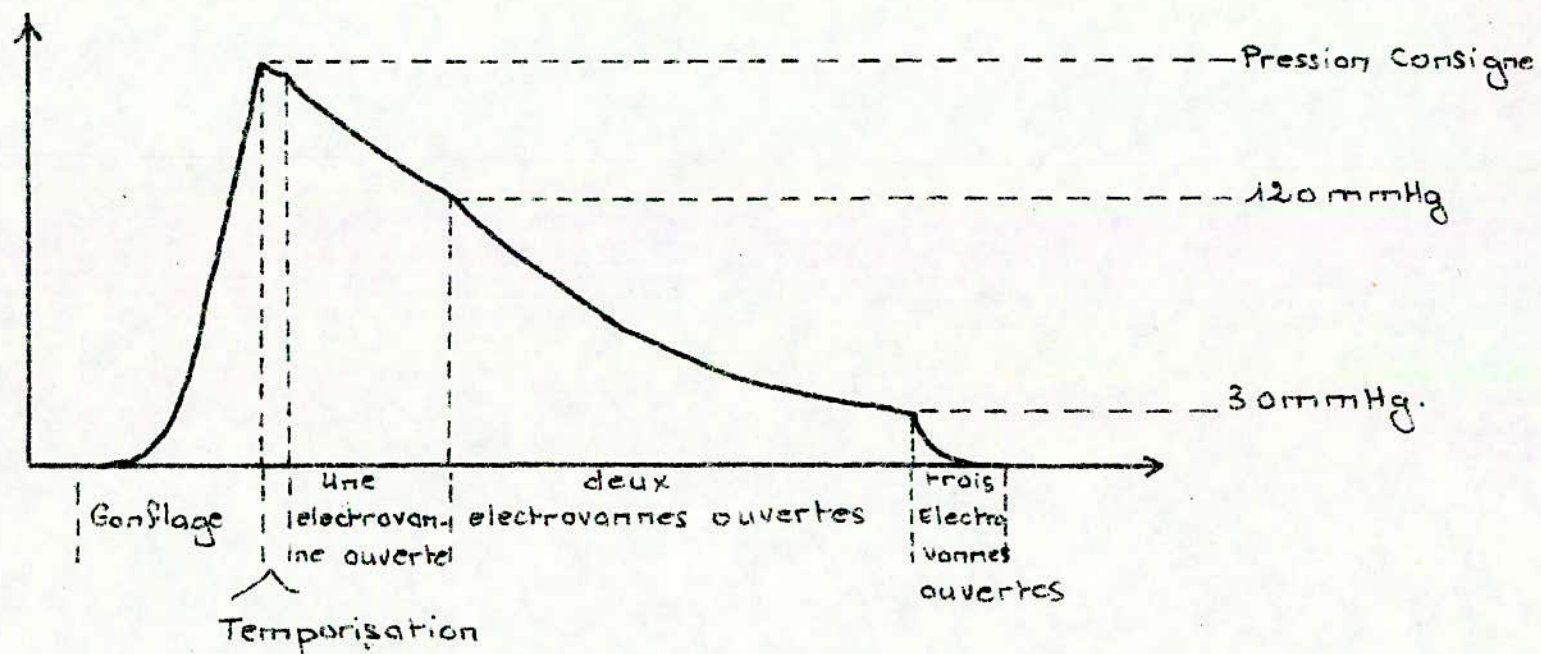


FIG (4.5) Courbe de Pression P - Vidange à trois electrovannes

Le test de la mesure de pression statique se poursuit au-delà de l'ouverture de la deuxième électrovanne de façon à pouvoir vidanger rapidement le brassard quand cette pression atteint 30 mm Hg (ouverture de la troisième électrovanne). Pendant tout ce temps l'acquisition des données se poursuit et ne s'arrête que lorsque la pression atteint la valeur minimale d'environ 5 mm Hg.

L'ordinogramme général de la figure (4.6) illustre cette phase de dégonflage.

La phase d'acquisition des données étant fondamentale pour déterminer les caractéristiques de la pression artérielle. Elle sera détaillée dans le paragraphe suivant.

IV-5.3: LOGICIEL MIS EN OEUVRE POUR LE CONTROLE DE L'INTERFACE ET L'ACQUISITION DES DONNEES A TRAITER

Comme nous l'avons vu au chapitre II, la méthode choisie nous impose :

-L'acquisition de tous les maxims et les minims du signal $\ell(t)$ (le premier échantillon acquis doit être un minimum).

-L'acquisition de chaque valeur $P(t)$ correspondant au maximum de $\ell(t)$ acquis.

-La détermination de la période du signal $\ell(t)$.

-La détermination du nombre de maxims afin de calculer la période moyenne.

L'acquisition des échantillons et P_i nécessite deux opérations :

La conversion et la temporisation.

La conversion

Elle se résume à la sélection du convertisseur analogique/numérique et à la commande de conversion. Celles-ci seront contrôlées par programme (en utilisant l'instruction "MOV 0, >1000"). En effet, l'exécution de cette instruction génère les adresses 1000 et 1002 accompagnées des signaux de contrôle MEMEN et WE (voir chronogramme de la figure (3.5) du chapitre III). Le décodage des adresses 1000 et 1002, validées par le signal MEMEN, assure la sélection de deux convertisseurs analogiques/numériques et le signal WE génère la commande de conversion.

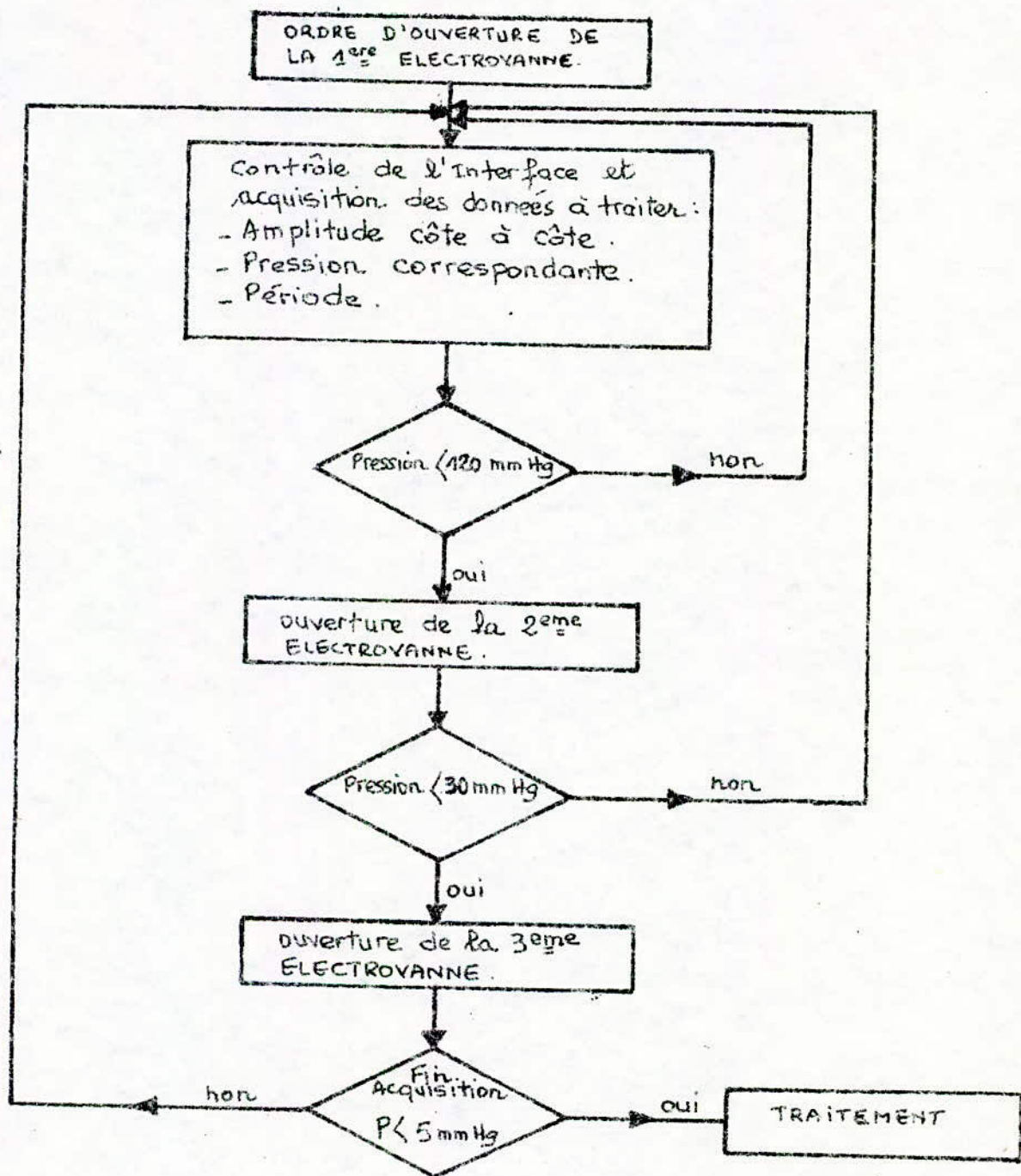


FIG. (4.6): DEGONFLAGE.

Le passage à l'état bas du signal INTR émis par le convertisseur analogique/numérique, indique au microprocesseur, par l'intermédiaire d'une entrée de l'interface d'entrée/sortie, la fin de conversion; pour que celui-ci entreprenne la lecture en mémoire de la valeur convertie. La lecture et le transfert de la valeur convertie (i et P_i) se fait par l'instruction "MOV $\text{R0}, \text{R1}, \text{R2}$ " qui génère le signal DBIN (signal de lecture du micro-ordinateur et les deux adresses 1000 et 1002 accompagnée du signal de validation mémoire MEMEN (voir chapitre III)

La temporisation:

L'acquisition des informations relatives aux oscillations se faisant point par point il est nécessaire de respecter entre deux acquisitions successives un minimum de temps pour permettre au convertisseur analogique/numérique d'effectuer correctement son travail. La valeur de cette temporisation est déterminée également par le nombre minimum de point que l'on veut acquérir pour représenter correctement les oscillations.

Compte tenu de ces deux impératifs ce temps a été fixé à 15ms.

Pour déterminer les amplitudes crête à crête du signal $f(t)$, soit la différence $D_i = (i \text{ max} - i \text{ min})$, il faut tout d'abord acquérir les minimas et les maximas. La méthode utilisée repose sur la comparaison de deux échantillons successifs (i et $(i + 1)$).

Comme le montre l'ordinogramme de la figure (4.7), deux branchements ont été établis.

--L'un destiné à l'acquisition des minimas.

--L'autre à l'acquisition des maximas.

En effet, lorsque le signal évolue dans le sens croissant ($i < (i + 1)$) on va détecter un maximum, dans le cas contraire ($i > (i + 1)$) on va détecter un minimum. On ne pourra conclure que i est un minimum ou un maximum qu'après changement dans le résultat de la comparaison (c'est à dire un changement de pente du signal $f(t)$).

Le logiciel donnant le détail de la détermination du sens de l'évolution de $f(t)$ est donné d'une façon générale au paragraphe (IV.5.3.1)

L'aspect technique de la programmation a été développé au paragraphe IV.5.3.2 où un ordinogramme plus détaillé a été commenté.

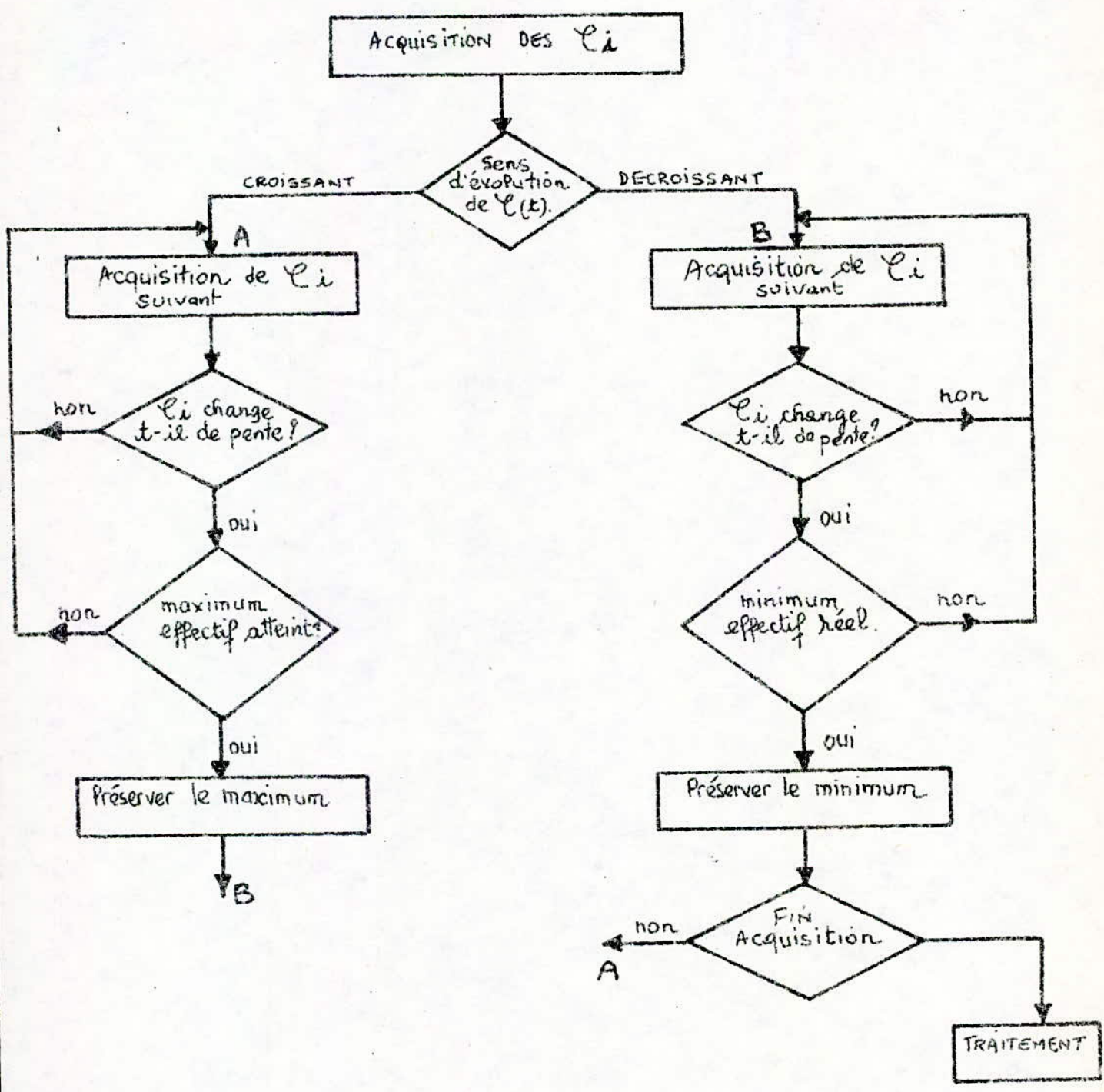
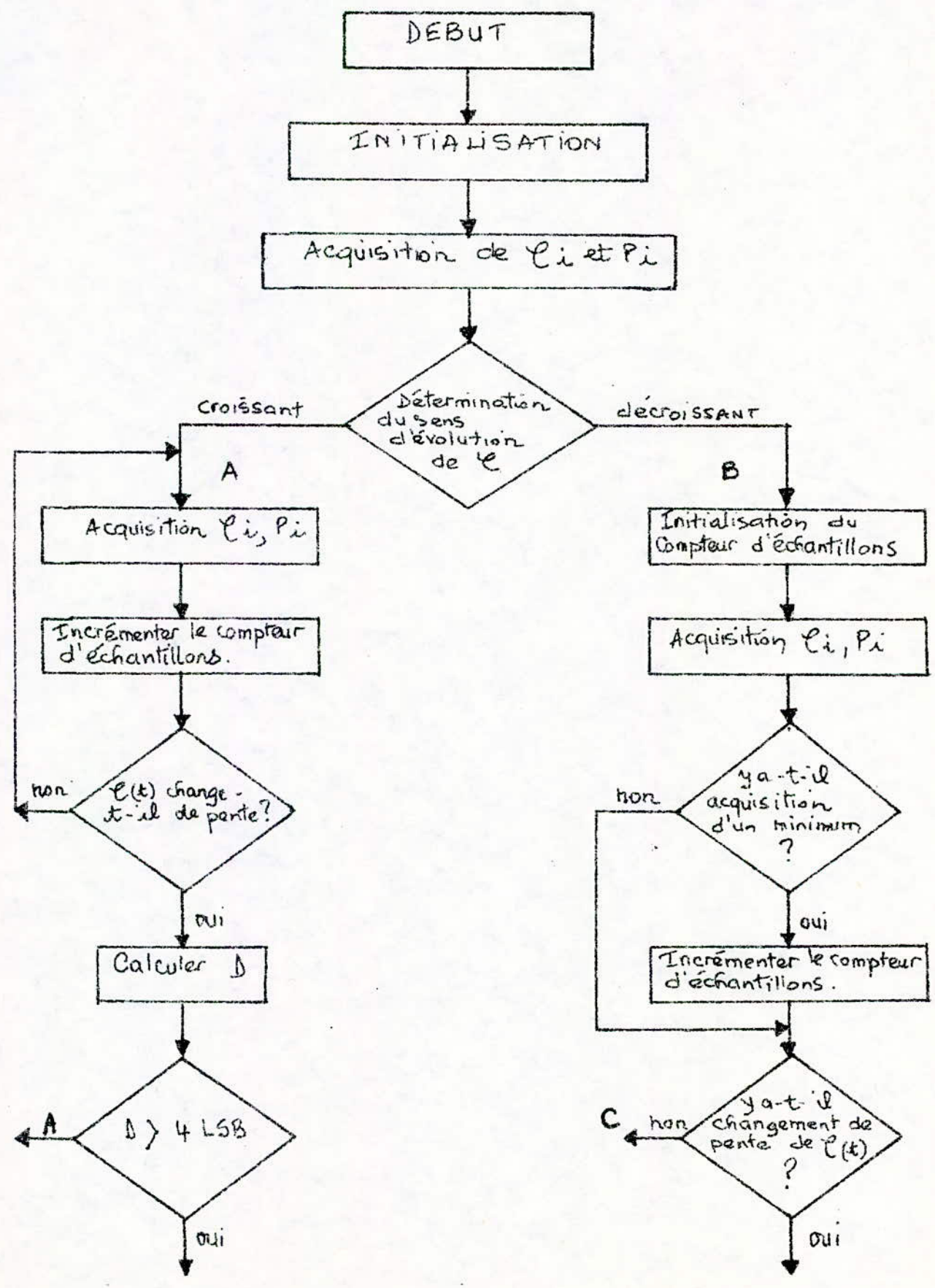
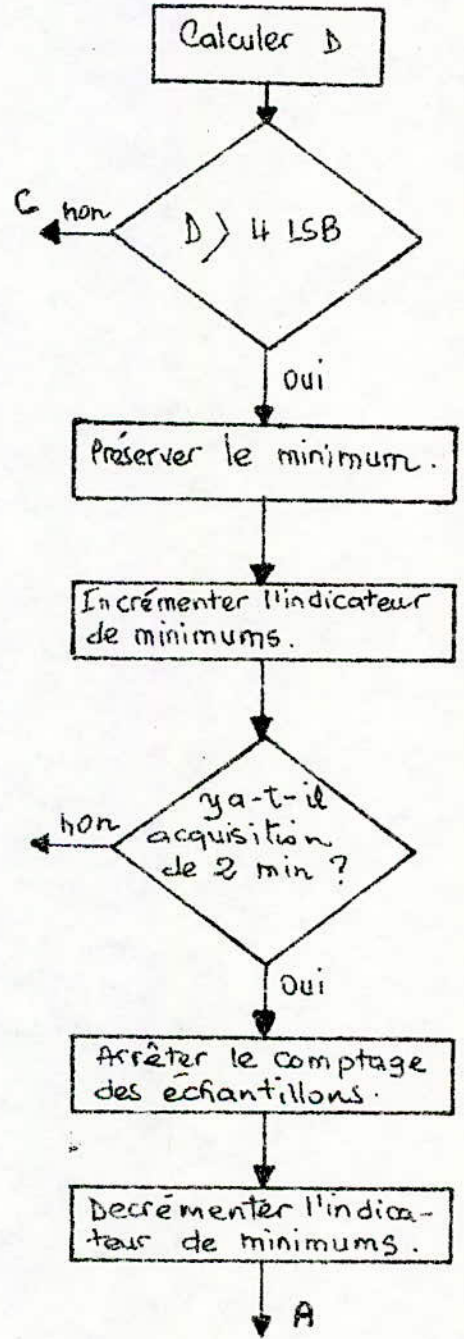
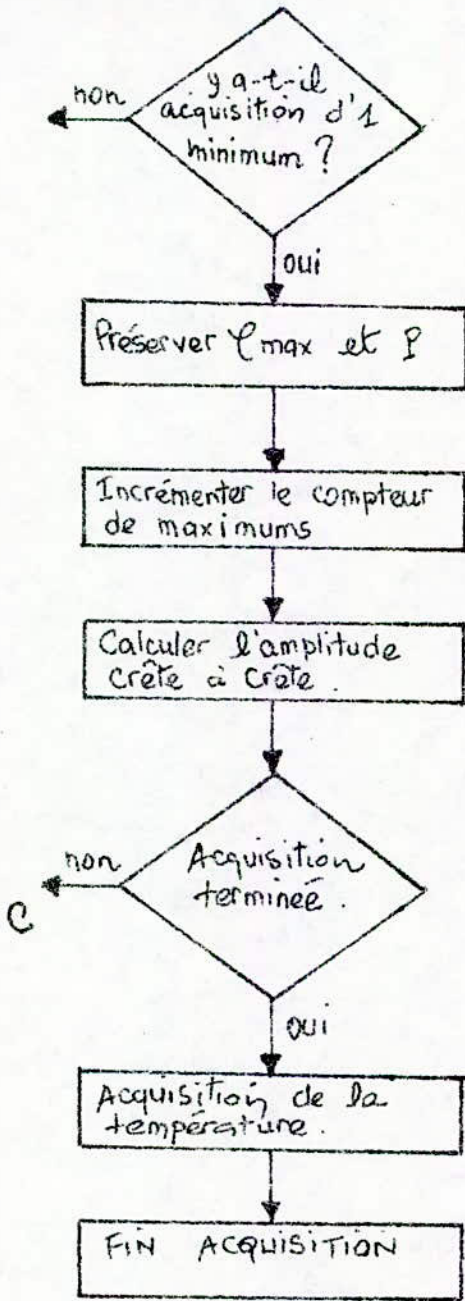


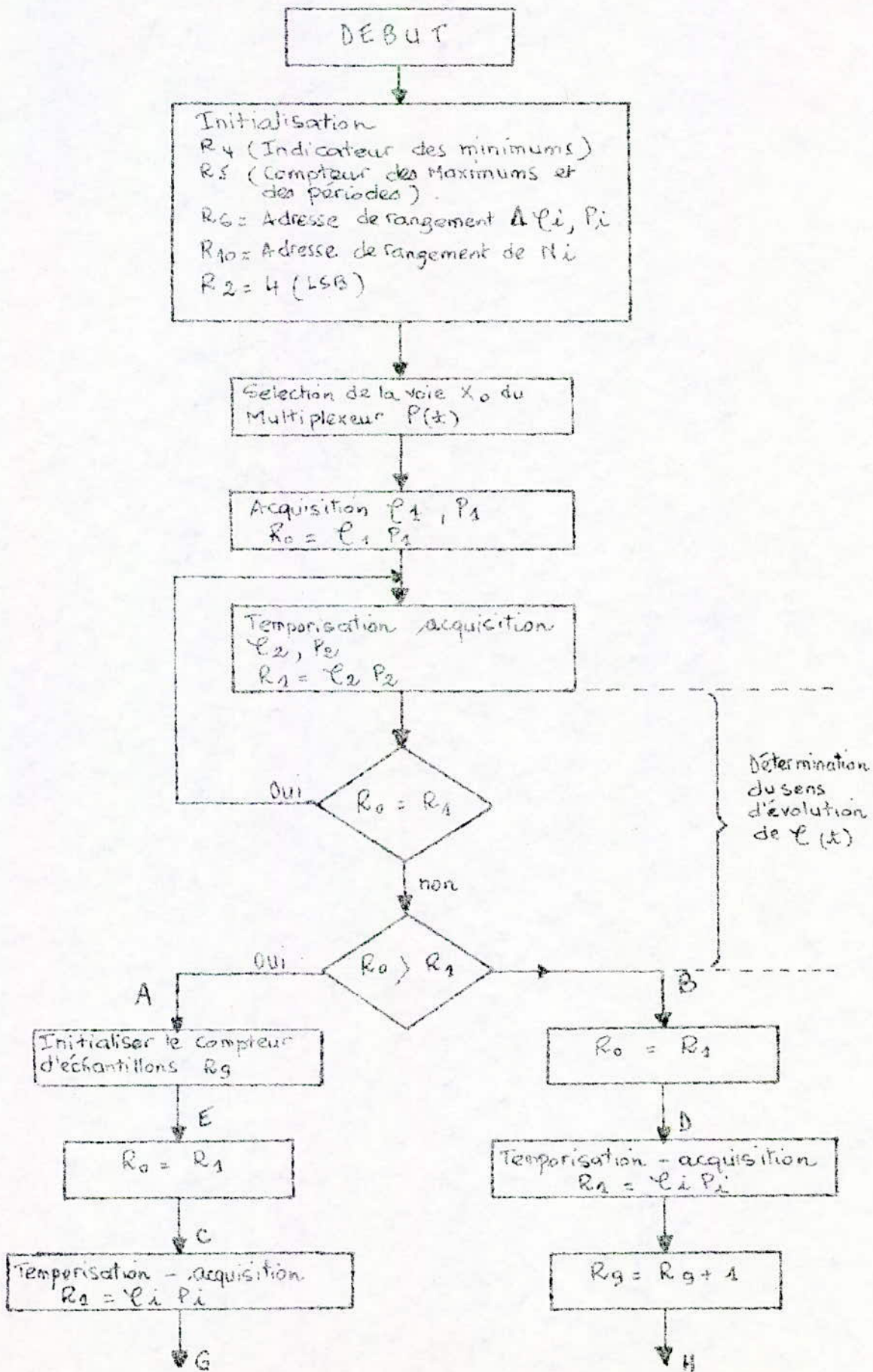
FIG. (4.7) : SENS D'ÉVOLUTION DES C_i

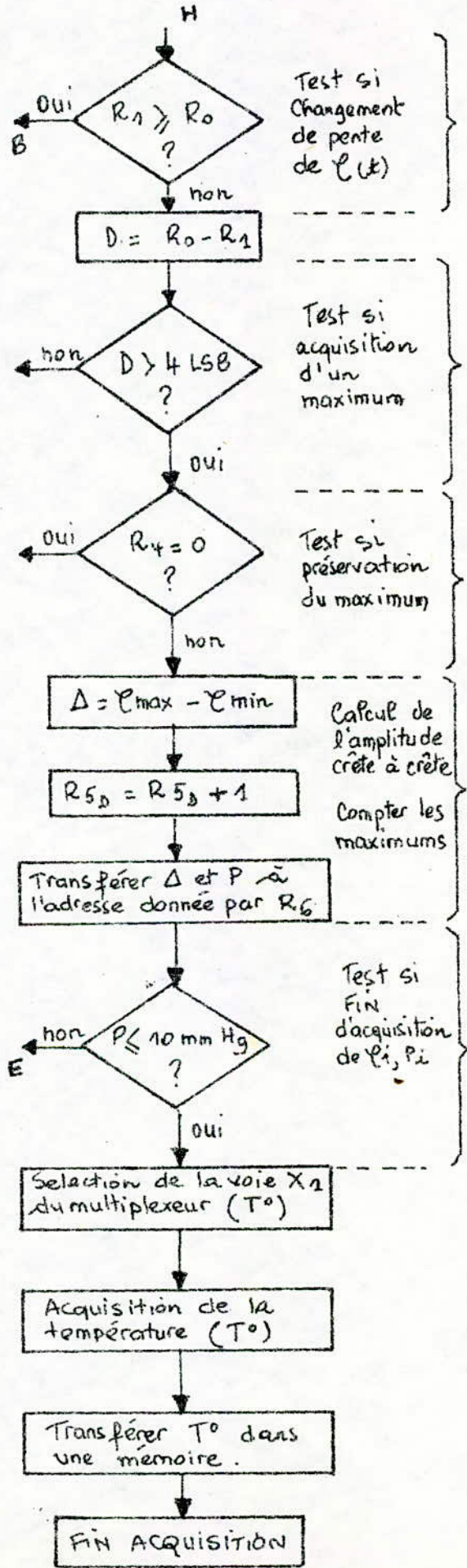
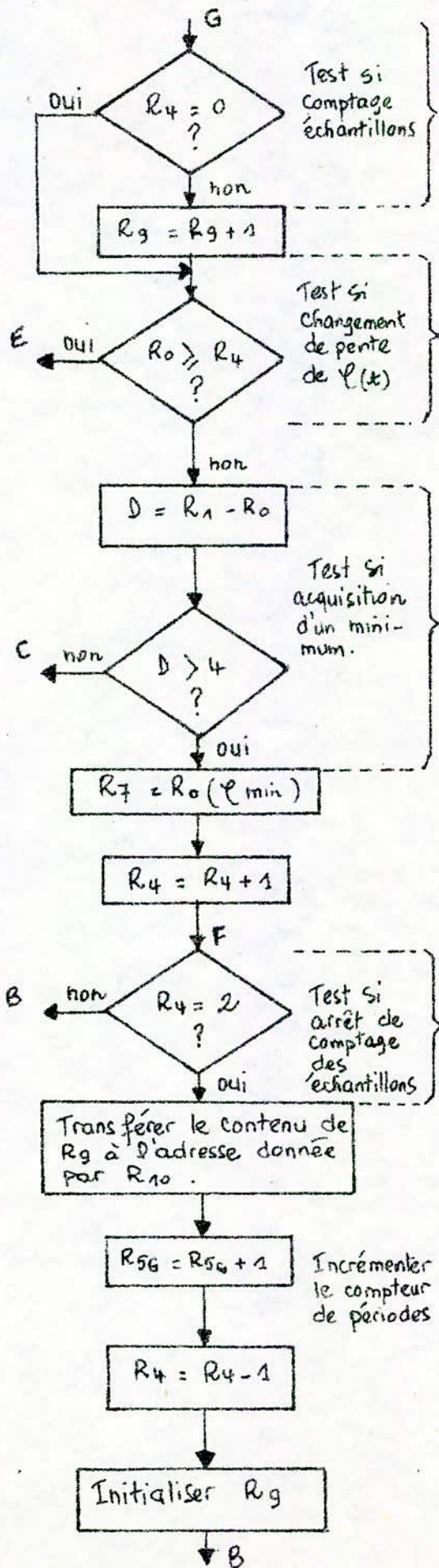
IV - 5.3.1 LOGICIEL GENERAL :





IV - 5.3.2 LOGICIEL DETAILLE :





IV-6:TRAITEMENT DU SIGNAL

Pendant la phase de dégonflage le système a mis en mémoire tout un ensemble de données brutes relatives aux amplitudes crête à crête des oscillations successives, la pression correspondante associée ainsi que la période cardiaque instantanée.

Avant de traiter ces données brutes il est nécessaire d'éliminer le maximum de parasites inhérents à toute mesure faite dans le domaine médical (artefacts de mouvement, respiration...)

IV.6.1:ELIMINATION DES ARTEFACTS

Comme il est difficile pendant la durée de la mesure (environ 40 secondes) d'obtenir du patient que celui-ci reste parfaitement immobile, l'apparition d'artefacts dûs aux mouvements ou à la respiration va produire des signaux parasites.

L'expérience montre que la forme de ces signaux indésirables diffèrent notablement des oscillations dûes à l'ondée sanguine. Elles sont toujours à front de montée plus raides et possède une amplitude plus grande.

Compte tenu de ces remarques, on peut envisager leur élimination. Chaque fois que $(x+1) > 3(x)$, l'amplitude $(x+1)$ sera supprimée et remplacée par (x) .

REMARQUE

Un artefact de mouvement se produit entre deux battements cardiaques; étant donné qu'à chaque mesure (x) et $(x+1)$ est associé le temps NTc séparant deux mesures consécutives de (x) , il est nécessaire d'éliminer cette valeur quand il y'a apparition d'un artefact de façon à ne pas faire de calcul erroné sur la fréquence cardiaque.

IV.6.2:DETERMINATION DES TENSIONS CORRESPONDANTS AUX PRESSIONS

MOYENNE, SYSTOLIQUE ET DIASTOLIQUE

Notre capteur de pression délivre en sortie un signal de tension qui, actuellement, est stocké en mémoire sous forme numérique. Il est nécessaire de déterminer les tensions correspondants aux paramètres de la pression afin de les convertir ultérieurement en valeur de pression.

a-Détermination de V_{moy}

Nous avons vu que la pression moyenne correspond à l'amplitude maximum des oscillations. De ce fait, la tension moyenne sera obtenue en prenant dans la table des amplitudes crête à crête la valeur maximale.

b-Détermination de Vs et Vd

L'ensemble des points discrets obtenus par la technique de l'échantillonnage ne forme pas une courbe mathématique continuellement variable. Il est nécessaire de lisser les résultats expérimentaux (8)

b-1: Lissage de l'enveloppe de $\phi(t)$ sur 5 points

Comme il a été vu dans le chapitre II, le lissage sur 5 points consiste à trouver la moyenne arithmétique suivante:

$$\overline{f(x)} = \frac{f(x-2h) + f(x-h) + f(x) + f(x+h) + f(x+2h)}{5}$$

où $f(x)$ est l'amplitude de crête à crête du signal $\phi(t)$ pour une abscisse x .

b-2: Calcul de la dérivée seconde de l'enveloppe lissée sur 5 points:

Elle est obtenue par la formule suivante (voir chapitre II et annexe A)

$$f''(x) = f(x-2h) + f(x-h) + f(x+2h) + f(x+h) - 4f(x)$$

b-3: Lissage de cette dérivée 2nd sur 3 points

Il est obtenu par la formule suivante (voir chapitre II)

$$\overline{f'(x)} = \frac{f'(x+h) + f'(x) + f'(x-h)}{3}$$

A partir de cette dérivée seconde lissée les valeurs de Vs et Vd seront obtenues en prenant les premiers maximums situés de part et d'autre de V_{moy} .

C-Calcul de la fréquence cardiaque.

Elle correspond à la période du signal $\phi(t)$. Pour mesurer celle-ci on compte le nombre d'échantillons N_i entre deux minimums ce qui donne N_1, N_2, \dots, N_n la période de T_m est égale à :

$$T_m = \frac{(N_1 + N_2 + \dots + N_i + N_n) T_e}{n}$$

où N_i = nombre d'échantillons entre deux minimums

T_e = période d'échantillonnage

n = nombre de minimum.

L'ordinogramme permettant de déterminer tous ces paramètres est résumé par la figure (4.8)

Le comptage du nombre d'échantillon, est déclenché par la détection d'un minimum, puis s'arrête par la détection d'un deuxième minimum.

IV-6.3: LOGICIEL DE TEST : "MESURE CORRECTE"

Si les oscillations issues du capteur de pression présentaient pour chaque patient des valeurs sensiblement égales en amplitude et en fréquence une seule valeur pour le filtre et l'amplificateur serait nécessaire (8). Celle ci correctement ajustées permettraient d'attaquer le convertisseur analogique/numérique dans de bonnes conditions et nos algorithmes de traitement afficheraient sans difficultés les paramètres de pression.

La fréquence cardiaque étant un paramètre essentiellement variable d'un individu à l'autre, il est nécessaire pour ne prendre en compte que le fondamental (8) de régler le filtre dans une plage relativement étroite.

Pour éviter un réglage manuel pour chaque patient nous avons préféré faire une selection automatique du filtre à partir de la détermination de la mesure de la fréquence cardiaque.

Tout comme la fréquence, l'amplitude des oscillations diffère notablement d'un individu à un autre. Il est donc nécessaire de les amplifier correctement avant leur conversion en numérique. Le réglage du gain de l'amplificateur se fera automatiquement à partir de tests conditionnés par le convertisseur analogique/numérique utilisé.

Dans la pratique, un seul test sur la fréquence a été retenu et choisi égal à 100 battements par minute (8).

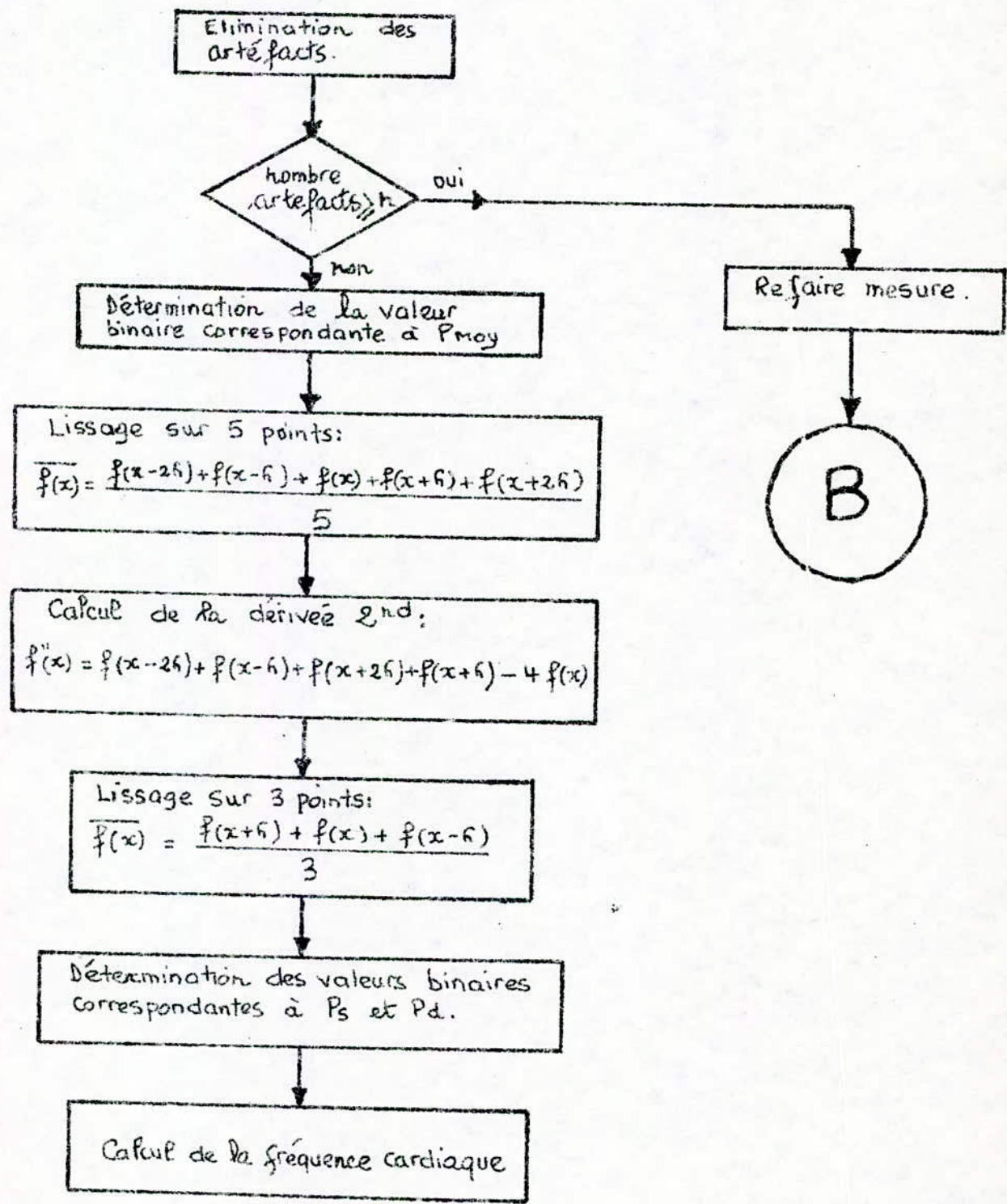


FIG. (4.8): TRAITEMENT

L'amplitude des signaux issus du capteur de pression pouvant varier selon les individus sur une très large plage, nous avons retenu trois gains possibles pour l'étage amplificateur. On trouvera sur l'ordinogramme de la figure (4.9) le déroulement de ces différentes séquences.

Cette automatisation pour acquérir des signaux corrects dispense le médecin de tout réglage. Si les conditions initiales choisies ne sont pas correctes le système changera automatiquement les gains des filtres et des amplificateurs et affichera pour le médecin le message "Refaire mesure".

VI-7: LOGICIEL D'AFFICHAGE

Il existe deux modes d'affichage.

a) Un premier mode qui donne les résultats en décimaux d'une manière séquentielle sur la visualisation du micro-ordinateur. Les premiers tests ont été effectués à l'aide de ce mode d'affichage.

b) Un second mode qui donne les résultats sur le panneau extérieur. Nous avons adopté ce dernier pour une exploitation plus pratique des résultats.

L'ordinogramme de la figure (4.10) résume les différentes étapes qui seront effectuées pour visualiser les résultats.

IV-8: MODE D'EMPLOI DE L'APPAREIL

La mise sous tension de l'appareil étant effectuée, l'opérateur doit lancer le début de la mesure en appuyant sur la touche "D" se trouvant sur le clavier (pour début mesure)

Le message "Pc = ?" apparaîtra sur la visualisation. L'opérateur introduira alors au clavier la pression de consigne à ne pas dépasser lors du gonflage. Cette valeur est variable selon les individus.

La valeur Pc étant stocké, l'unité centrale de l'appareil envoie un ordre de gonflage sur le panneau extérieur (voyant vert qui s'allume). L'opérateur démarre son gonflage.

Le microprocesseur de l'appareil teste si le gonflage est correct autrement dit si le temps limite de gonflage TLg ou si la pression de consigne ne sont pas dépassés; dans ce cas u ordre arrêt du gonflage est visualisé, sur le panneau extérieur (voyant jaune qui s'allume) ; dans le cas contraire l'alarme déclenche automatiquement et les trois électrovannes s'ouvrent pour un dégonflage rapide.

Dans le premier cas le microprocesseur, après une temporisation de 2 secondes, déclenche automatiquement le dégonflage par l'ouverture de la première électrovanne l'acquisition des données à traiter démarre. Le microprocesseur teste s'il doit ouvrir la seconde électrovanne, la troisième électrovanne, puis la fin de l'acquisition pour une pression d'environ 5mm Hg.

Cette valeur étant atteinte, l'acquisition est terminée et le traitement s'effectue.

Si l'amplitude du signal oscillométrique est correcte à l'entrée du convertisseur analogique/numérique, les paramètres de la pression artérielle et la fréquence cardiaque s'affichent automatiquement.

Dans le cas contraire, le microprocesseur changeant automatiquement les gains et un signal lumineux (voyant rouge) indiquera au médecin qu'il doit refaire la mesure.

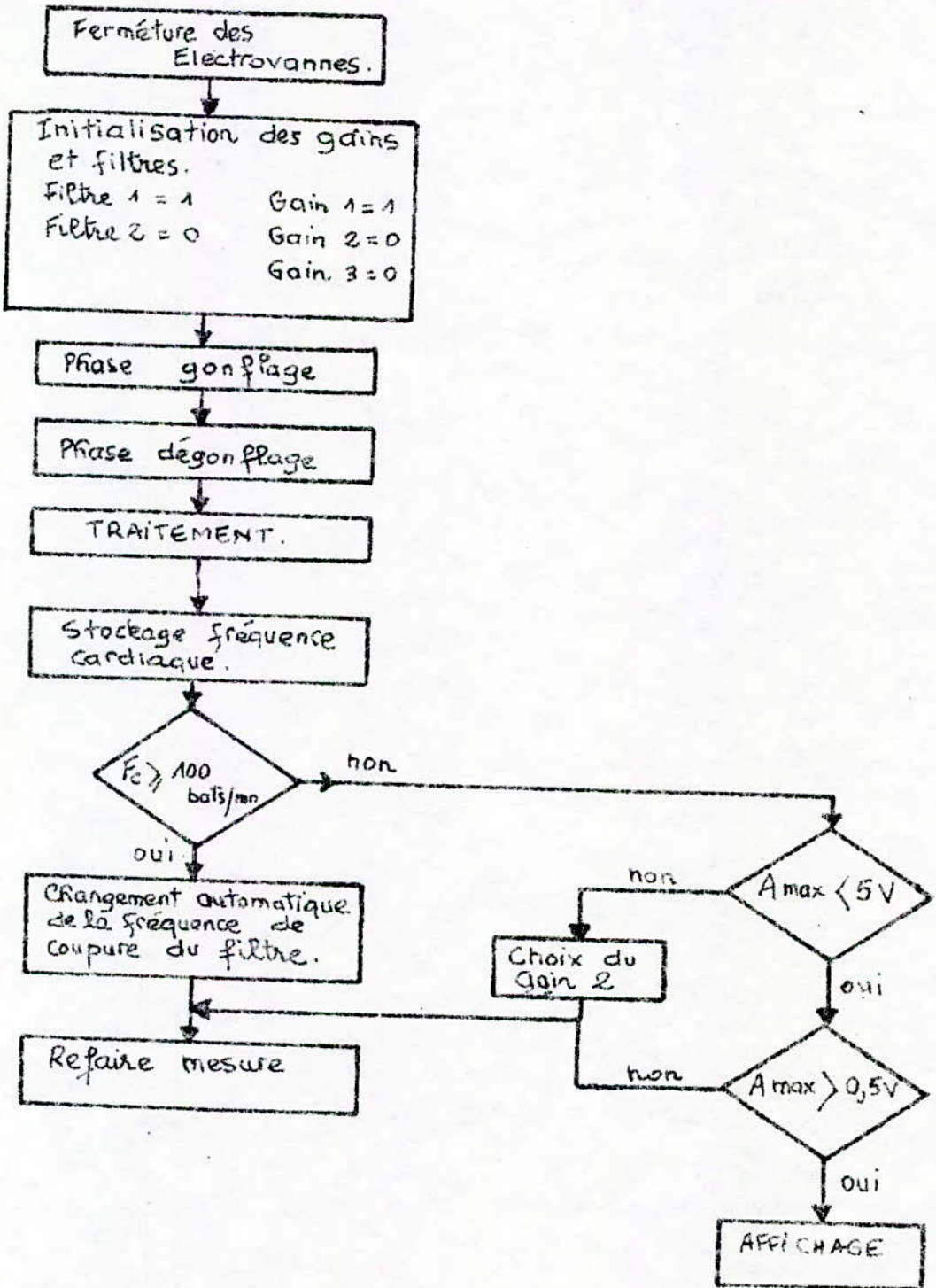


FIG. (4.9): "TEST MESURE CORRECTE"

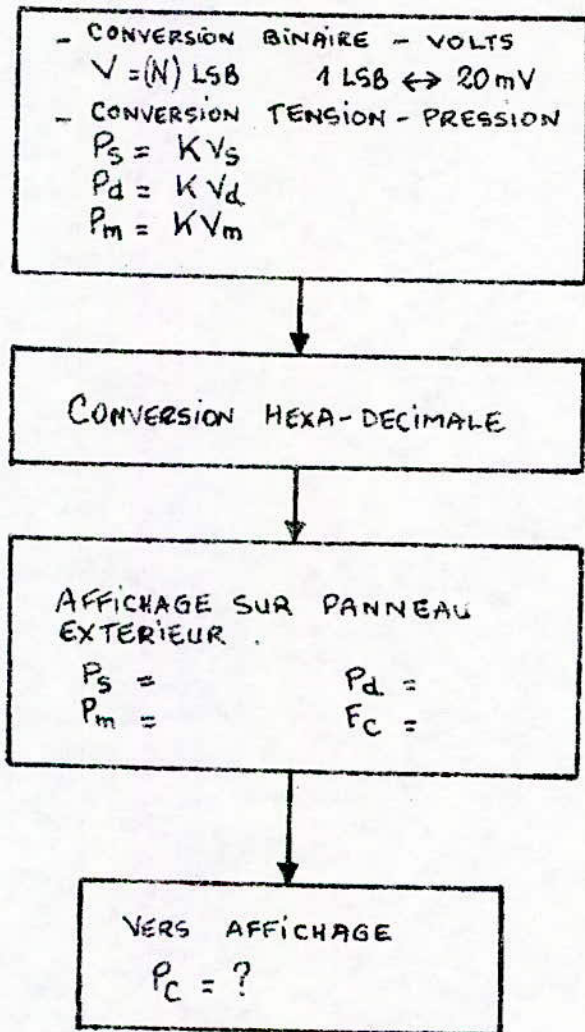


FIG. (4.10) : AFFICHAGE DES RESULTATS.

V MESURE ET INTERPRETATION DES RESULTATS

V-1: DETERMINATION EXPERIMENTALE DU COEFFICIENT K RELIANT LA TENSION
A LA PRESSION DONNEE PAR LE CAPTEUR

Pour avoir une approche correcte de la valeur du coefficient K, il était préférable de tracer la courbe de pression en fonction des valeurs de tensions prises par microprocesseur. La courbe $P = KV$ est donnée par la figure (5.1). Nous déduisons de celle-ci la valeur K égale à 55,6 mmh/v.

V-2: ESSAIS PRELIMINAIRES

La mise au point des programmes définitifs permettant le calcul des différents paramètres de la pression a nécessité de nombreuses mesures préliminaires effectuées manuellement sur le signal physiologique acquis sur table traçante. Celles-ci consistaient à comparer ces valeurs avec celles prises par microprocesseur. Des essais effectués sur de nombreuses personnes a montré que les résultats donnés par ce dernier étaient plus précis que ceux obtenus par la table traçante. Ceci s'explique par l'inertie de la plume, par l'épaisseur du trait et par l'erreur de lecture des amplitudes crête à crête introduite par l'expérimentateur.

Pour illustrer notre démarche expérimentale nous reproduisons ci-dessous un exemple typique donné par les tableaux N°1, N°2, et N°3 et les figures (5.2), (5.3).

Nous rappelons que:

$f(x)$: Amplitude crête à crête (enveloppe du signal $f(t)$)

$\overline{f(x)}$: Enveloppe de $f(t)$ lissée sur 5 points.

$f''(x)$: Décrite seconde de l'enveloppe lissée.

$\overline{f''(x)}$: Décrite seconde lissée sur 3 points.

V-3: MESURES REELLES OBTENUES AVEC L'APPAREIL

Les tableaux N°4, 5 et 6 résument et comparent les résultats obtenus par notre système à ceux de la méthode auscultatoire.

Nous remarquons sur ces exemples (quelques cinquante) une assez bonne concordance entre les deux méthodes pour les pressions systolique et diastolique.

R E M A R Q U E

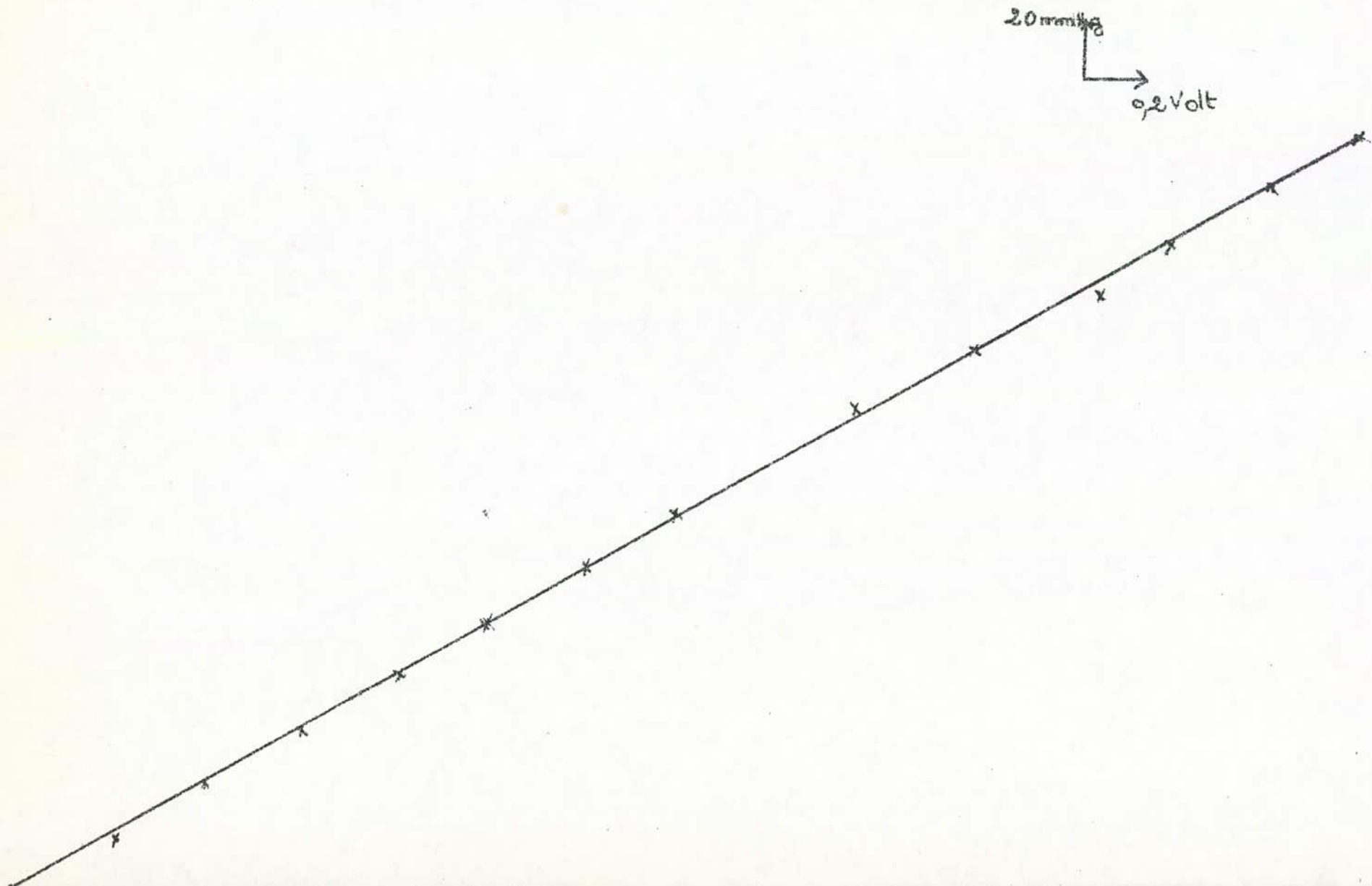
Si la détermination par la méthode auscultatoire ne pose pas de problème, il est par contre, plus délicat pour le médecin d'apprécier la pression diastolique.

Un certain nombre de médecin la situe au niveau du quatrième bruit de KOROTKOV d'autres la détermine à l'extinction totale des bruits audibles.

Notre méthode de mesure étant basée sur la mesure de la plus grande variation de la pente de l'enveloppe des oscillations il est évident que le résultat trouvé correspond plus vraisemblablement à une valeur intermédiaire se situant entre le quatrième et le cinquième bruit de KOROT...

Pour que nos résultats se rapprochent le plus de la méthode utilisée par un grand nombre de médecins nous avons fait afficher par notre système la valeur suivant immédiatement celle obtenue au plus grand changement de pente. C'est cette valeur de F_d' qui est donnée par les tableaux N°4,5 et 6.

Fig (5.1): Coefficient K du capteur

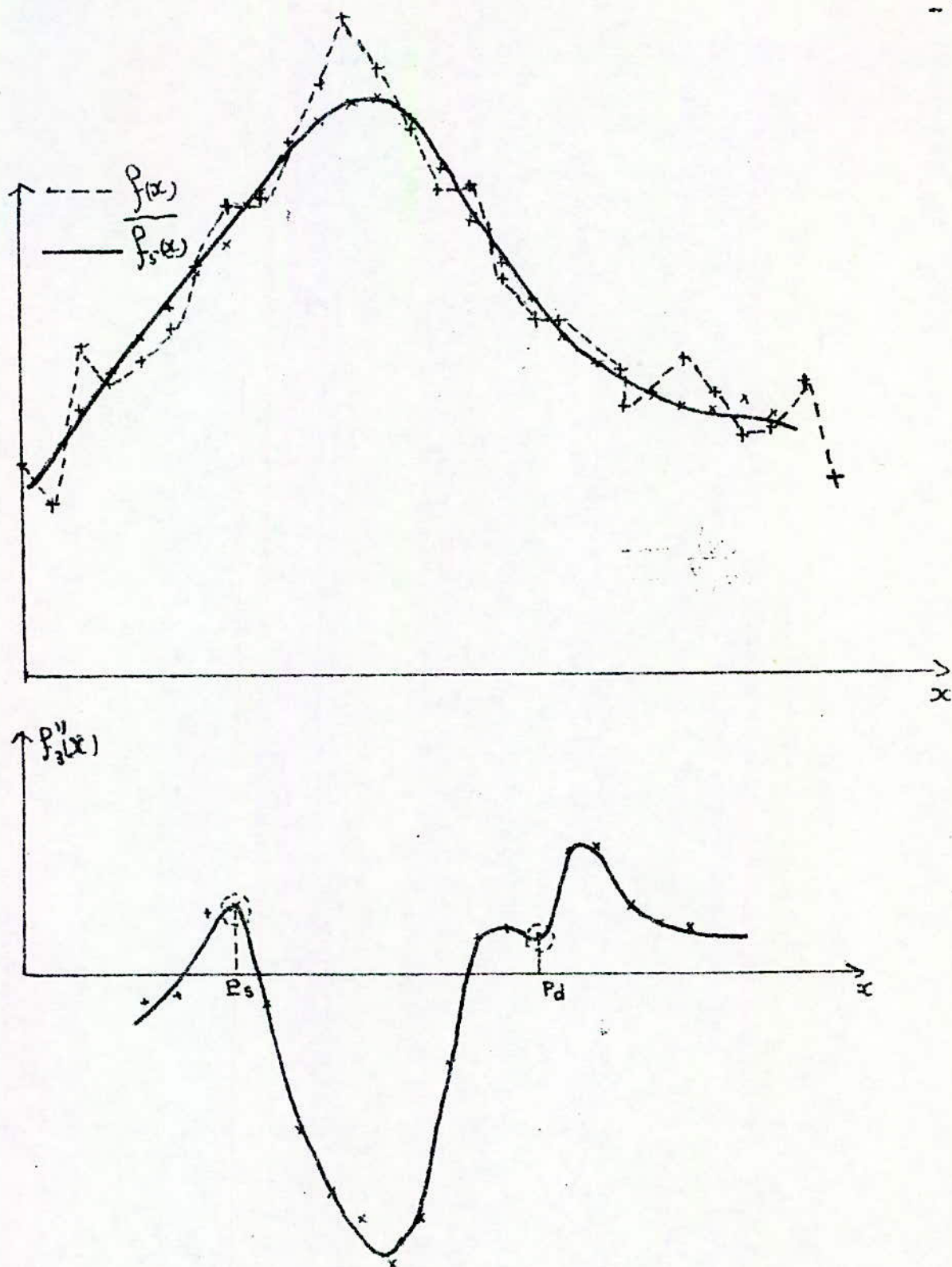


x	$P(x)$	$\overline{P}_{15}(x)$	$P''_{15}(x)$	$\overline{P''}_{15}(x)$
1	1,75			
2	1,4			
3	2,7	2,19		
4	2,5	2,4		
5	2,6	2,79	-0,22	-0,22
6	2,8	3,03	-0,05	-0,19
7	3,35	3,32	0,08	+0,51
8	3,9	3,56	0,48	+0,52 → P ₃
9	3,95	3,98	-0,04	-0,25
10	3,8	4,39	-0,69	-1,32
11	4,9	4,61	-0,59	-1,81
12	5,4	4,72	-0,53	-2,08
13	5	4,76	-0,96	-2,46
14	4,5	4,59	-0,97	-2,04
15	4	4,16	-0,11	-0,76
16	4,05	3,75	0,32	+0,31
17	3,25	3,43	0,1	+0,38
18	2,95	3,14	-0,04	+0,32 → P _d
19	2,9	2,77	0,56	+1,03
20	2,55	2,57	0,51	+1,05
21	2,2	2,5	-0,02	+0,55
22	2,25	2,38	0,06	+0,41
23	2,6	2,26	0,37	+0,37
24	2,3	2,25	0	
25	1,95	2,28		
26	2,15	2,08		
27	2,4			
28	1,6			

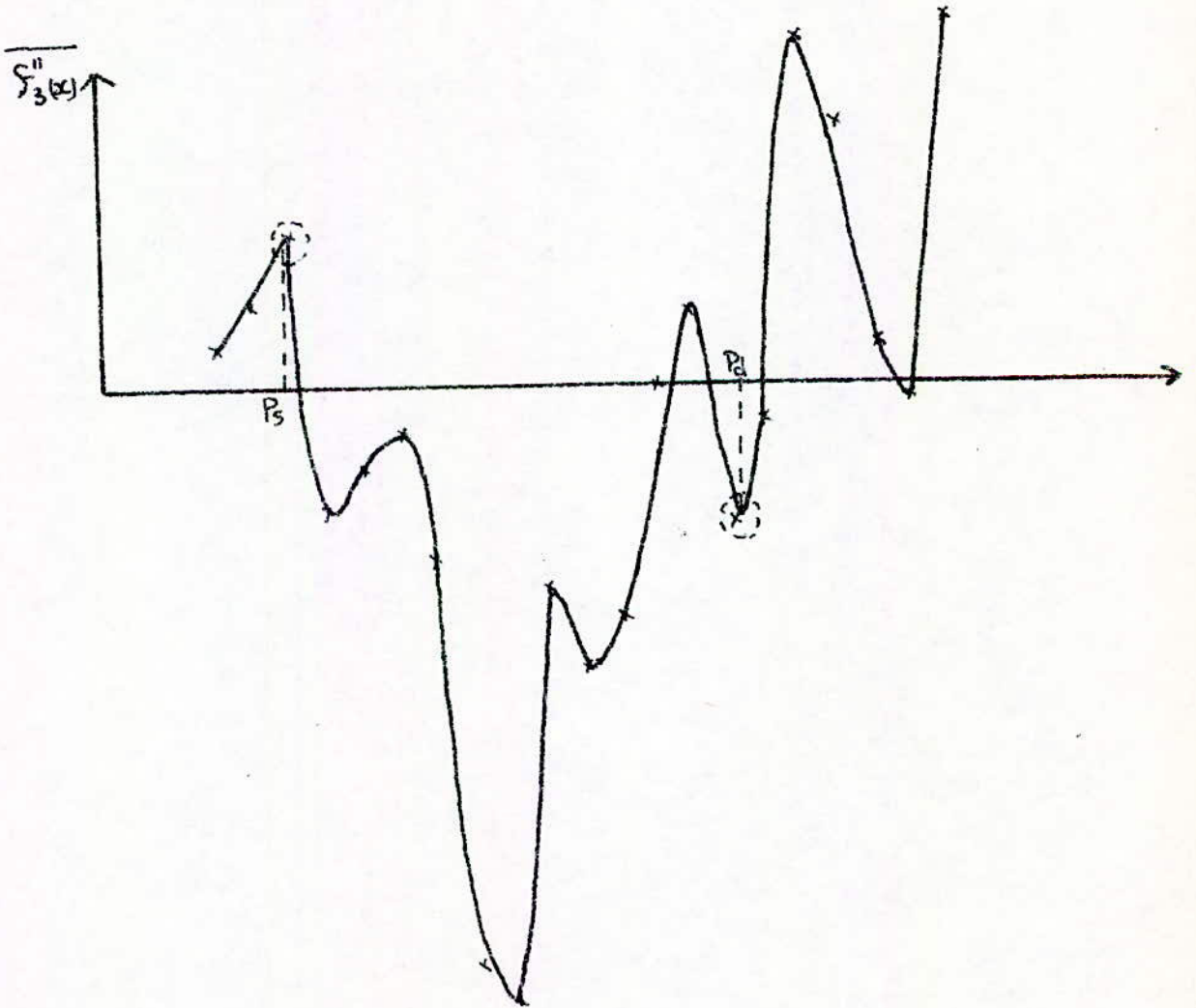
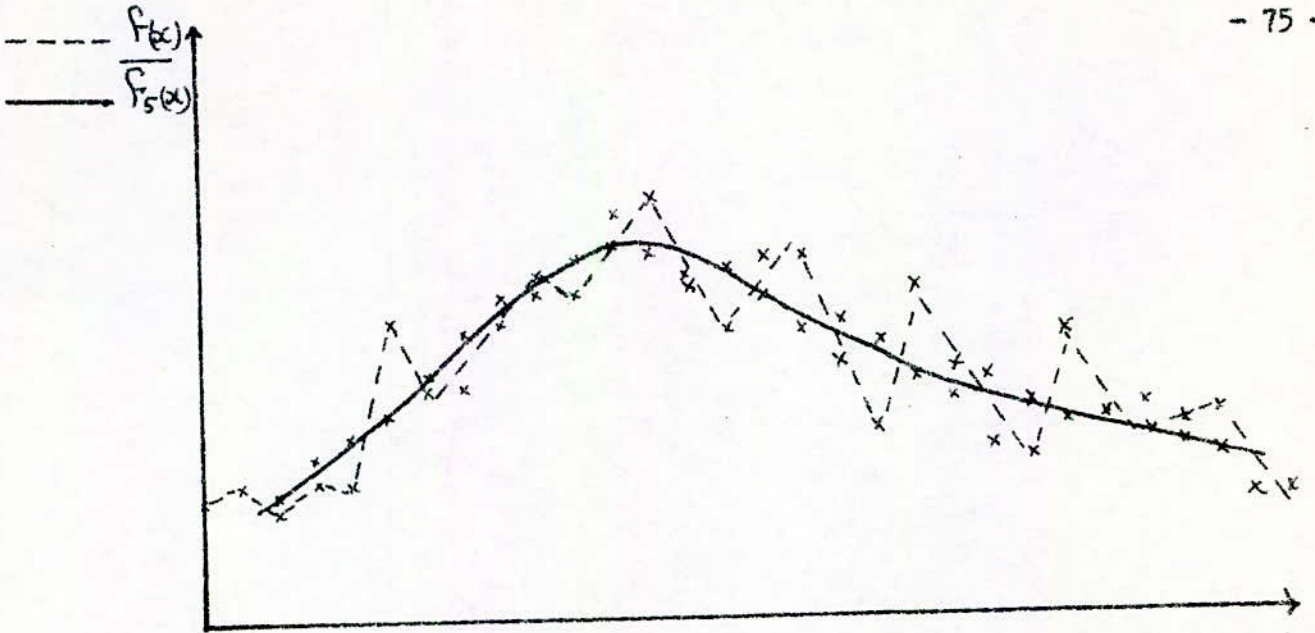
Tableau n° 1 : Table tragante.

x	$f(x)$	$\overline{f_5(x)}$	$f_5''(x)$	$\overline{f_3(x)}$	Pressions en mm Hg
1	1,6				142
2	1,8				137
3	1,45	1,7			129
4	1,85	2,18			126
5	1,8	2,43	0,16	+0,11	120
6	4	2,76	0,61	+0,22	110
7	3,05	3,24	-0,11	-0,17	104
8	3,1	3,8	-1,01	-0,11	98
9	4,25	3,86	0,77	-0,06	96
10	4,6	4,33	0,05	-0,23	93
11	4,3	4,84	-1,53	-0,80	90
12	5,4	4,87	-0,943	-0,85	87
13	5,65	4,77	-0,09	-0,274	85
14	4,4	4,59	0,21	-0,39	83
15	3,8	4,69	-1,3	-0,31	78
16	4,8	4,24	0,16	+0,003	75
17	4,8	3,86	1,15	+0,11	72
18	3,4	3,98	-0,97	-0,20	71 = Pd
19	2,5	3,68	-0,8	-0,05	68
20	4,4	3,17	1,06	+0,48	66
21	3,3	2,91	1,19	+0,36	65
22	2,25	3,17	-1,16	+0,06	63
23	2,1	2,81	0,16	-0,01	61
24	3,8	2,63	0,96	+0,5	59
25	2,6	2,69	0,4		58
26	2,4	2,81			55
27	2,55	2,37			54
28	2,7	2,18			51
29	1,6				49
30	1,65				48

Tableau n° 2 : microprocesseur



Fig(5.2): Courbes obtenues avec table traçante



Fig(5.3): Courbes obtenues avec microprocesseur

Resultats table tragante (en mmHg)	Resultats microprocesseur (en mmHg)	Resultats méthode auscultatoire (en mmHg)
Ps = 90 Pd = 62	Ps = 108 Pd = 71	Ps = 105 Pd = 65/70

Tableau n° 3

N° DU TEST	Méthode oscillométrique et Traitement par microprocesseur				Méthode auscultatoire (stéthoscope)	
	P _s (mmHg)	P _d (mmHg)	P _m (mmHg)	Fc batt/min	P _s (mmHg)	P _d (mmHg)
1	127	85	98	79	130	80
2	121	76	90	72	125	75
3	125	77	91	70	128	75
4	134	82	95	76	134	75
5	127	80	98	76	125	80
6	127	83	95	71	125	70
7	118	85	92	78	118	85
8	107	82	92	75	120	85
9	125	90	103	60	130	85
10	120	85	102	74	120	85
11	114	82	101	78	118	85
12	108	84	91	72	115	85
13	127	105	114	80	114	85
14	94	70	81	67	100	75
15	106	85	95	66	110	80

Tableau n° 4

Résultats obtenus avec l'appareil

N ^o DU TEST	Méthode oscillométrique et Traitement par microprocesseur				Méthode auscultatoire (Stéthoscope)	
	P _s (mmHg)	P _d (mmHg)	P _m (mmHg)	F _c batt/mn	P _s (mmHg)	P _d (mmHg)
16	108	84	93	67	110	85
17	110	85	92	67	120	85
18	139	86	98	78	125	86
19	128	93	105	71	123	90
20	98	60	96	61	100	65
21	101	65	81	59	100	65
22	122	74	85	71	120	70
23	103	72	83	72	110	75
24	145	101	107	92	140	100
25	144	104	113	93	140	100
26	120	80	91	75	120	75
27	104	66	82	76	110	70
28	124	70	81	65	125	70
29	113	62	81	64	110	60/65
30	121	74	84	64	115	70

Tableau n^o 5

Résultats obtenus avec l'appareil

N° DU TEST	Méthode oscillométrique et Traitement par microprocesseur				Méthode auscultatoire (stéthoscope)	
	P _s (mmHg)	P _d (mmHg)	P _m (mmHg)	Fc batt/mn	P _s (mmHg)	P _d mmHg
31	140	77	81	70	140	95
32	141	101	112	75	145	95
33	145	102	113	75	145	95
34	142	95	113	73	140	95
35	140	90	105	76	130	90
36	116	88	100	83	125	75
37	123	68	84	82	110	70
38	114	66	77	83	110	75
39	122	70	80	80	115	75
40	114	73	85	82	115/120	70/75
41	122	76	96	76	120	78
42	117	72	88	70	122	70/75
43	122	72	82	75	120	70/75
44	118	77	90	73	120/125	75
45	120	75	95	78	120/125	75

Tableau n° 6

Résultats obtenus avec l'appareil

CONCLUSION

Lors de la réalisation de ce tensiomètre, nous étions limités par les moyens matériels disponibles. Ceci nous a amené à optimiser les performances d'une carte T M S 990/189.

Les modifications que nous lui avons apportées (notamment au niveau du logiciel contenu dans la ROM) semblent suffisantes pour l'application de ce système à la mesure automatique de la tension artérielle.

Cet appareil nous a permis de vérifier que la méthode de dérivation numérique du signal physiologique donne une détermination correcte des paramètres de la tension artérielle.

En outre, dans le cas du tensiomètre automatique, l'intervention de l'opérateur est minimisée au maximum et n'influe pas sur la précision des résultats. Un autre avantage de l'appareil est de ne pas faire intervenir de capteur dans le brassard (capteur qui serait alors difficile de positionner sur le bras du patient)

Par ailleurs, notre appareil présente l'avantage de donner la pression moyenne paramètre généralement inaccessible par les méthodes classiques. Une utilisation prolongée de celui-ci dans un service spécialisé permettra peut être de dégager un critère basé sur cette pression moyenne pour détecter d'éventuelles anomalies cardiovasculaires.

L'apparition sur le marché de nouveaux composants en technologie CMOS qui consomment très peu de puissance permettrait de miniaturiser notre appareil et de le rendre indépendant du secteur.

Compte tenu de la conception de notre système on pourrait lui adjoindre des extensions à la mesure d'autres paramètres.

Nous pensons effectivement poursuivre nos travaux dans deux voies :

a) Miniaturiser l'appareil en utilisant la nouvelle technologie citée plus haut.

b) Essayer en liaison très étroite avec les médecins, de dégager par des méthodes statistiques des critères liés aux corrélations qui pourraient exister entre les pressions systolique, diastolique et moyenne de façon à pouvoir faire éditer par notre appareil des messages indiquant avec une assez bonne probabilité d'éventuelles anomalies.

B I B L I O G R A P H I E

- (1) Melle THERRY.O:Thèse de Docteur Ingénieur-Décembre 1979-Nancy.
- (2) ELECTRONIQUE APPLICATION N°12 (Hiver 1979-1980)
- (3) Dictionnaire Médical.
- (4) SAMON, WRIGHT: Physiologie appliquée à la Médecine.
- (5) FOLKOW BAND NEIE :Circulation.1971-New-York.
- (6) GUEDON.J, LUCSKO.M, CHAIGNON-M:Hypertension Artérielle (Service de Néphrologie, Hypertension et unité de recherche 4-27 Inserm SURESNES.
- (7) COLLECTIONS L'ENSEIGNEMENT DES SCIENCES MEDICALES ET BIOLOGIQUES:Physiologie Cardio-Vasculaire.
- (8) IBTIOUEN.Z:Thèse de Magister en électronique appliquée au génie Biomédical-Mai 1984.
- (9) TEXAS INSTRUMENTS:Family Systems Design, Microprocesseur Séries-1° Edition-1978.
- (10) TEXAS INSTRUMENTS:Introduction au microprocesseur-Traduction Française en 1979.
- (11) TEXAS INSTRUMENTS:Guide d'utilisation de la carte TM 990/189.Traduction française en 1979.
- (12) NATIONAL SEMI CONDUCTEUR:Notices Techniques sur le DAC 802-Janvier 1981.
- (13) DELSOL-R:Circuits intégrés et techniques numériques.
- (14) RODNAY-ZAKS, AERRE LE BEUX:Les microprocesseurs en 1977.
- (15) TEXAS INSTRUMENTS:Bulletin N°DLS11663,march 1972.Revised march 1976 sur TILL311
- (16) DOCUMENTATION 3/3 SUR L'INTERFACE TMS9901:Register communication Unit.
- (17) TEXAS INSTRUMENTS:The TTL Data BOOK FOR Design engineers-1973.
- (18) SAADOUN-R, SOUAG-N:Projet de fin d'étude dirigé par BOUDRAA-M, Janvier 1983.
- (19) ROBIN-M, MAURIN-TH:Interfaçage des microprocesseur en 1979.
- (20) LESIEUR-L, YOULAIN.CL:Documentation mathématique collection U-Tome I-Edition 1969 (ARMAND COLIN)
- (21) PISKOUNOV.N:Calcul différentiel et Intégral-Traduction Française Edition Mir 1974.
- (22) Entretiens en 1981 avec le Docteur DEKKAR chef au Centre National de la Médecine du Sport.

(23)Entretiens en 1982 avec MAURICE.G professeur en analyse numérique à l'ENSEM de Nancy,le premier à nous avoir conseillé l'utilisation de la méthode de dérivation numérique du signal physiologique.

(24)Entretiens en 1983 avec l'équipe de Cardiologie de Parnet:

Le Professeur FEGHOUL

Le Docteur ZERHOUNI

Le Docteur TOUDJI

Le Docteur NIBOUCHE

Le Docteur DJOUDAD.

ANNEXE A

1- RAPPELS SUR LA FORMULE DE TAYLOR (20)

Soit une fonction polynomiale de degré n, elle s'écrit :

$$g(h) = a_0 + a_1 h + a_2 h^2 + a_3 h^3 + a_4 h^4 + \dots + a_p h^p + \dots + a_n h^n$$

Nous allons calculer les coefficients du polynôme g(h) en fonction des valeurs de ce polynôme et des polynômes dérivés successifs pour h=0.

$$g(0) = a_0 = 0! a_0$$

$$g'(h) = a_1 + 2a_2 h + 3a_3 h^2 + 4a_4 h^3 + \dots + p a_p h^{p-1} + \dots + n a_n h^{n-1}$$

$$g'(0) = a_1 = 1! a_1$$

$$g''(h) = 2a_2 + 2 \times 3 a_3 h + 3 \times 4 a_4 h^2 + \dots + (p-1)(p) a_p h^{p-2} + \dots + (n-1)n a_n h^{n-2}$$

$$g''(0) = 2a_2 = 2! a_2$$

$$g'''(h) = 1 \times 2 \times 3 a_3 + 2 \times 3 \times 4 a_4 h + (p-2)(p-1)p a_p h^{p-3} + \dots + (n-2)(n-1)n a_n h^{n-3}$$

$$g'''(0) = 1 \times 2 \times 3 a_3 = 3! a_3$$

$$g^{(4)}(h) = 1 \times 2 \times 3 \times 4 a_4 + \dots + (p-3)(p-2)(p-1)p a_p h^{p-4} + \dots + (n-3)(n-2)(n-1)n a_n h^{n-4}$$

$$g^{(4)}(0) = 1 \times 2 \times 3 \times 4 a_4 = 4! a_4$$

$$g^{(p)}(h) = p! a_p$$

Donc g(h) s'écrit :

$$g(h) = g(0) + g'(0) \cdot h + \frac{g''(0) h^2}{2!} + \frac{g'''(0) h^3}{3!} + \frac{g^{(4)}(0) h^4}{4!} + \dots + \frac{g^{(p)}(0) h^p}{p!} + \frac{g^{(n)}(0) h^n}{n!}$$

Soit une autre fonction :

$$f(h+x) = g(h)$$

Soit :

$$g(h) = f(h+x) = a_0 + a_1 (h+x) + a_2 (h+x)^2 + a_3 (h+x)^3 + a_4 (h+x)^4 + \dots + a_p (h+x)^p + \dots + a_n (h+x)^n$$

$$\text{On a } g(0) = f(x)$$

$$g'(h) = a_1 + 2a_2 (h+x) + 3a_3 (h+x)^2 + 4a_4 (h+x)^3 + \dots + p a_p (h+x)^{p-1} + \dots + n a_n (h+x)^{n-1}$$

$$g'(0) = f'(x)$$

$$g''(h) = 2a_2 + 2 \times 3 a_3 (h+x) + 3 \times 4 a_4 (h+x)^2 + \dots + (p-1)p a_p (h+x)^{p-2} + \dots + (n-1)n a_n (h+x)^{n-2}$$

$$g''(0) = f''(x)$$

$$g^{(p)}(0) = f^{(p)}(x)$$

d'où

$$f(h+x) = g(h) = g(0) + g'(0) \cdot h + \frac{g''(0)}{2!} h^2 + \frac{g'''(0)}{3!} h^3 + \frac{g^{(4)}(0)}{4!} h^4 + \dots + \frac{g^{(p)}(0)}{p!} h^p + \dots + \frac{g^{(n)}(0)}{n!} h^n$$

Soit:

$$f(h+x) = f(x) + hf'(x) + \frac{h^2}{2!} f''(x) + \frac{h^3}{3!} f'''(x) + \frac{h^4}{4!} f^{(4)}(x) + \frac{h^p}{p!} f^{(p)}(x) + \dots + \frac{h^n}{n!} f^{(n)}(x)$$

Nous avons donc établi une formule plus générale de TAYLOR.

2-DERIVEE SECONDE A PARTIR DE LA FORMULE DE TAYLOR

On a :

$$1) f(x+h) = f(x) + hf'(x) + \frac{h^2}{2!} f''(x) + \frac{h^3}{3!} f^{(3)}(x) + \frac{h^4}{4!} f^{(4)}(\xi_1) + \dots$$

$$2) f(x-h) = f(x) - hf'(x) + \frac{h^2}{2!} f''(x) - \frac{h^3}{3!} f^{(3)}(x) + \frac{h^4}{4!} f^{(4)}(\xi_2) + \dots$$

Avec un reste:

$$R_n(x) = \frac{h^{n+1}}{(n+1)!} f^{(n+1)}(x + \theta(h)) \text{ avec } 0 < \theta < 1$$

$$\text{Si } h > 0 \Rightarrow \xi_1 = x + \theta h \Rightarrow x < \xi_1 < x+h$$

$$\text{Si } h < 0 \Rightarrow \xi_2 = x - \theta h \Rightarrow x-h < \xi_2 < x$$

de \hat{m}

$$) f(x+2h) = f(x) + 2hf'(x) + 4h^2 \frac{f''(x)}{2!} + 8h^3 \frac{f^{(3)}(x)}{3!} + 16h^4 \frac{f^{(4)}(\xi_1)}{4!}$$

$$) f(x-2h) = f(x) - 2hf'(x) + 4h^2 \frac{f''(x)}{2!} - 8h^3 \frac{f^{(3)}(x)}{3!} + 16h^4 \frac{f^{(4)}(\xi_2)}{4!}$$

En faisant la somme de (1), (2), (3) et (4) on aura :

$$f(x+h)+f(x-h)+f(x+2h)+f(x-2h) = 4f(x) + 5h^2 f''(x) + \frac{h^4}{12} f^{(4)}(\xi_3)$$

avec $x-h < \xi_3 < x+h$.

L'erreur commise en remplaçant $f''(x)$ par :

$$f''(x) \approx \frac{f(x+2h)+f(x+h)+f(x-2h)+f(x-h)-4f(x)}{5h^2}$$

Est majorée par :

$$\frac{h^4}{12} \text{Sup} / f^{(4)}(\xi_3) / \text{ avec } x-h < \xi_3 < x+h$$

ANNEXE B

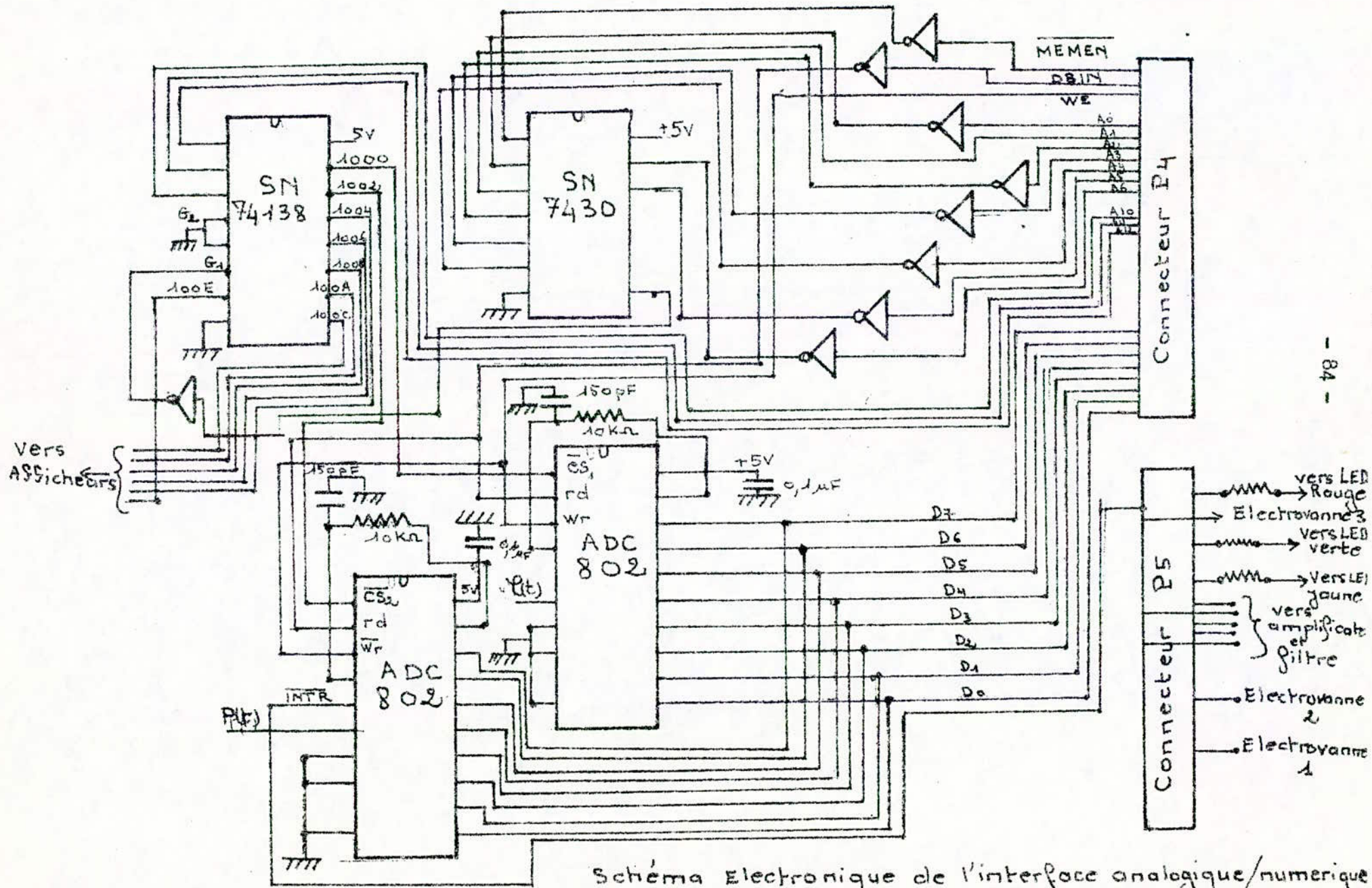
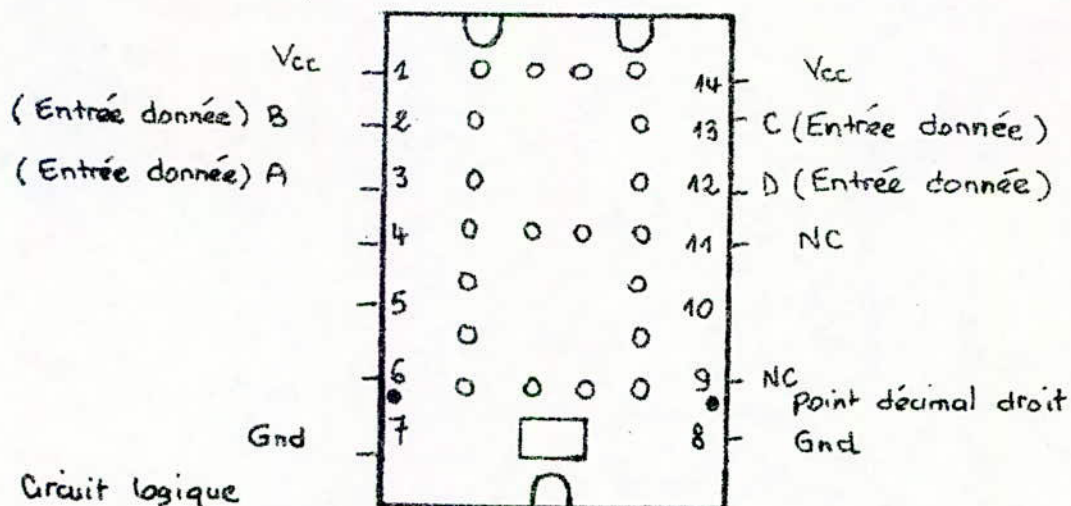


Schéma Electronique de l'interface analogique/numerique



Vue de dessus

Caractéristiques:

- Hauteur des caractères : 7,62 mm .
- Haute brillance .
- 2 points décimaux , un droit et un gauche .
- Circuit TTL MSI interne avec Latchs , décodeur et driver .
- Tension d'alimentation séparée pour les LED et le circuit logique .

Conditions recommandées de fonctionnement:

	MIN	NOM	MAX	UNITE
Alimentation du circuit logique, Vcc	4,5	5	5,5	V
Alimentation des LEDs	4	5	5,5	V
Courant dans le point décimal		5		
Temps de reconnaissance de la donnée (*)	50			ns
Temps de garde de la donnée (**)	40			ns

(*) C'est l'intervalle de temps, qui précède immédiatement le retour à l'état haut, de l'entrée de validation de l'afficheur et pendant lequel la donnée à afficher est présentée en entrée.

(**) C'est l'intervalle de temps, qui suit immédiatement le retour à l'état haut de l'entrée de validation de l'afficheur et pendant lequel la donnée à afficher doit être maintenue en entrée.

SCHEMA ELECTRONIQUE DES AFFICHEURS

