

M0011/84

THESE

Présentée à

L'ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE

Pour obtenir le titre de

MAGISTER

par

Mme IBTIOUEN née NOUALI Zohra

**CONTRIBUTION A L'ETUDE ET A LA REALISATION
D'UN TENSIOMETRE AUTOMATIQUE :
ACQUISITION TRAITEMENT ANALOGIQUE ET ETUDE
MATHEMATIQUE DU SIGNAL DE LA PRESSION ARTERIELLE**

soutenue publiquement le 20 Mai 1984 devant la commission

Messieurs :

S.A. LARIBI	: Président
Y. FLAMANT	: Rapporteur
A. ADANE	} : Examineurs
E. YVROUD	
B. KACPRZYNSKI	
Z. CHITOUR	} : Invités
A. ZERHOUNI	

THESE

Présentée à

L'ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE

Pour obtenir le titre de

MAGISTER

par

Mme IBTIOUEN née NOUALI Zohra

**CONTRIBUTION A L'ETUDE ET A LA REALISATION
D'UN TENSIOMETRE AUTOMATIQUE :**
ACQUISITION TRAITEMENT ANALOGIQUE ET ETUDE
MATHEMATIQUE DU SIGNAL DE LA PRESSION ARTERIELLE

soutenue publiquement le 20 Mai 1984 devant la commission

Messieurs :

S.A. LARIBI

: Président

Y. FLAMANT

: Rapporteur

A. ADANE

E. YVROUD

B. KACPRZYNSKI

} : Examineurs

Z. CHITOUR

A. ZERHOUNI

} : Invités

A V A N T P R O P O S

~~~~~

Ce travail a été réalisé au laboratoire d'électronique appliquée de l'Ecole Nationale Polytechnique .

Un grand mérite revient à Monsieur A. ADANE , Directeur de l'institut d'électronique à l'U.S.T.H.B , pour les efforts consentis à l'existence de ce laboratoire et au développement de cette post-graduation . Je voudrais lui adresser ma profonde reconnaissance pour tous les conseils qu'il m'a prodigués et pour la rigueur scientifique dont il a toujours fait preuve durant nos multiples discussions .

J'exprime tout spécialement à Monsieur Yves FLAMANT , Professeur à l'U.S.T.H.B et mon Directeur de thèse , ma profonde reconnaissance pour l'aide chaleureuse qu'il m'a toujours apportée , pour ses conseils et ses encouragements qui m'ont soutenue à tous moments . Son dynamisme et son action énergique ont permis une collaboration efficace entre les différentes parties intéressées par cette recherche .

Je tiens à remercier Monsieur S.A LARIBI , Professeur à l'U.S.T.H.B, pour le grand honneur qu'il m'a fait en président ce jury et pour tous les conseils qu'il nous a donnés .

J'exprime ma profonde reconnaissance à Messieurs E. YVROUD, Maître de recherche au CNRS et H. BEGORRE, Professeur à l'E.N.S.E. pour m'avoir encouragée à développer cette étude , pour la précieuse aide bibliographique et matérielle , et pour tous les conseils qu'ils m'ont prodigués à chacune de leurs visites de travail à Alger . Je remercie vivement Monsieur E. YVROUD d'avoir accepté de juger cette thèse et de participer au jury .

J'adresse mes remerciements à Monsieur B. KACPRZYNSKY , Professeur à l'E.N.P , pour ses conseils et pour avoir voulu juger ce travail et participer au jury .

.../...

Les Docteurs A. ZERHOUNI et A. TOUDJI ont porté un grand intérêt à notre travail en venant voir l'appareil fonctionner et en nous accueillant chaleureusement dans leur service . Je les remercie sincèrement pour leurs encouragements . Je remercie particulièrement le Docteur A. ZERHOUNI pour sa participation au jury .

J'exprime mes remerciements au Docteur Z. CHITOUR , Chargé de cours à l'I.S.M d'Alger , pour sa participation à ce jury de thèse .

Je tiens à remercier aussi le Docteur DEKKAR Chef de service au centre national de la médecine du sport , pour les entretiens très profitables qu'il nous a accordés .

Pour tous les conseils qu'ils m'ont prodigués , je remercie beaucoup Monsieur I. IVANOV, Chargé de cours à l'E.N.I, et Monsieur R. PUVVADA, Professeur à l'E.N.P .

En la personne de Monsieur BENYELEB , Directeur de l'institut de mathématiques de l'U.S.T.H.B , je remercie tous les mathématiciens qui se sont intéressés à ce travail et en particulier Monsieur M. BENTARZI .

Je remercie aussi Messieurs LOUALI , chef de l'atelier de mécanique , et M. KHETIB , menuisier , qui m'ont aidé à réaliser cet appareil ; ainsi que Monsieur KHABABA pour le tirage .

Enfin , je remercie tous (tes) mes camarades pour l'ambiance amicale qui a toujours régné .

\*\*\*\*\*  
TABLE DES MATIERES  
\*\*\*\*\*

|                                                                                                  |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <u>INTRODUCTION</u> .....                                                                        | 1  |
| C                                                                                                |    |
| <u>CHAPITRE 1 - GENERALITES PHYSIOLOGIQUES ET METHODES DE MESURE DE LA PRESSION ARTERIELLE .</u> |    |
| 1.1 - RAPPELS PHYSIOLOGIQUES SUR LA PRESSION ARTERIELLE.....                                     | 3  |
| 1.1.1 - ORIGINE DE LA PRESSION ARTERIELLE.....                                                   | 3  |
| a- Représentation anatomique du système cardiovasculaire.                                        |    |
| b- Génération de la pression artérielle.                                                         |    |
| c- Définition des termes pression et tension artérielle.                                         |    |
| 1.1.2 - SCHEMA ELECTRONIQUE EQUIVALENT DU SYSTEME SANGUIN.....                                   | 10 |
| a- Premier schéma simplifié.                                                                     |    |
| b- Schéma complet.                                                                               |    |
| 1.1.3 - PARAMETRES DE LA PRESSION ARTERIELLE.....                                                | 15 |
| 1.1.4 - LES FACTEURS ET LES VALEURS DE LA PRESSION ARTERIELLE.....                               | 17 |
| a- Les facteurs de la pression artérielle.                                                       |    |
| b- Les valeurs de la pression artérielle.                                                        |    |
| 1.2 - DOMAINES D'APPLICATION DE LA MESURE DE LA PRESSION ARTERIELLE.....                         | 18 |
| 1.2.1 - EN MEDECINE GENERALE.....                                                                | 18 |
| 1.2.2 - EN MILIEU HOSPITALIER.....                                                               | 18 |
| a- En surveillance.                                                                              |    |
| b- En bilan et surveillance d'hypertension.                                                      |    |
| c- En exploration vasculaire.                                                                    |    |
| d- Autres domaines d'application.                                                                |    |
| 1.2.3 - CONCLUSION.....                                                                          | 20 |
| 1.3 - LES METHODES DE MESURE DE LA TENSION ARTERIELLE.....                                       | 21 |
| 1.3.1 - MESURE DIRECTE DE LA PRESSION ARTERIELLE.....                                            | 21 |
| 1.3.2 - MESURE INDIRECTE DE LA PRESSION ARTERIELLE.....                                          | 22 |
| a- Méthodes manuelles.                                                                           |    |
| b- Méthodes automatiques.                                                                        |    |

|                                                                                                 |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 1.3.3 - CONCLUSION.....                                                                         | 38 |
| <b>CH APITRE 2 - ETUDE DES DIFFERENTS DISPOSITIFS BASES SUR LA METHODE OSCILLOMETRIQUE.....</b> |    |
| 2.1 - CAPTEUR DE PRESSION UTILISE.....                                                          | 40 |
| 2.1.1 - CARACTERISTIQUE PRESSION-TENSION.....                                                   | 41 |
| 2.1.2 - ETUDE DE LA VARIATION DE LA TENSION DE SORTIE<br>EN FONCTION DE LA TEMPERATURE.....     | 41 |
| 2.2 - CARACTERISTIQUES DU SIGNAL DE PRESSION.....                                               | 44 |
| 2.3 - DISPOSITIF A DECOMPRESSION PAR PALIERS.....                                               | 48 |
| 2.3.1 - CARACTERISTIQUES DU BRASSARD.....                                                       | 48 |
| a- Fonctionnement d'un dispositif à double<br>manchette.....                                    |    |
| b- Effet de la double manchette sur<br>le signal.....                                           |    |
| c- Conclusion.....                                                                              |    |
| 2.3.2 - MISE EN CEUVRE.....                                                                     | 49 |
| a- Allure du dégonflage.....                                                                    |    |
| b- Organigramme de fonctionnement.....                                                          |    |
| 2.3.3 - ANALYSE DU FONCTIONNEMENT.....                                                          | 50 |
| a- Régulation du dégonflage.....                                                                |    |
| b- Recueil du signal de pression<br>dynamique $(p(t))$ .....                                    |    |
| 2.3.4 - SIGNAUX OBTENUS.....                                                                    | 53 |
| 2.3.5 - CRITIQUES ET CONCLUSION.....                                                            | 56 |
| 2.4 - ELABORATION D'UNE METHODE DE MESURE A DECOMPRESSION<br>CONTINUE.....                      | 57 |
| 2.4.1 - ANALYSE ET MODELISATION DES FONCTIONS<br>PNEUMATIQUES.....                              | 57 |
| a- Signal fondamental.....                                                                      |    |
| b- Modélisation des fonctions pneumatiques.....                                                 |    |
| c- Conclusion.....                                                                              |    |

|                                                                                                                                  |     |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 2.4.2 - ELABORATION D'UNE COURBE DE DEGONFLAGE.....                                                                              | 64  |
| a- Principe.                                                                                                                     |     |
| b- Courbe de vidange utilisée.                                                                                                   |     |
| 2.4.3 - MONTAGES ELECTRONIQUES PERMETTANT D'OBTENIR<br>LE SIGNAL PHYSIOLOGIQUE $\varphi(t)$ LORS D'UN<br>DEGONFLAGE CONTINU..... | 66  |
| a- Circuit utilisant le filtrage.                                                                                                |     |
| b- Montage électronique utilisant une courbe<br>d'opposition linéaire déterminée par mesure<br>de constante de temps.            |     |
| c- Montage électronique générant la courbe<br>d'opposition à partir du temps de gonflage.                                        |     |
| 2.5 - ANALYSE DES SOLUTIONS ETUDIEES.....                                                                                        | 779 |
| <br><b>CHAPITRE 3 - CHOIX, ETUDE ET REALISATION DE L'APPAREIL :</b><br><b>REALISATION DE LA PARTIE ACQUISITION.</b>              |     |
| 3.1 - CARACTERISTIQUES DE L'APPAREIL.....                                                                                        | 81  |
| 3.1.1 - FONCTION GLOBALE DE L'APPAREIL.....                                                                                      | 81  |
| 3.1.2 - CONTRAINTES.....                                                                                                         | 81  |
| 3.1.3 - COMMANDES MANUELLES.....                                                                                                 | 81  |
| 3.1.4 - CONCLUSION.....                                                                                                          | 81  |
| 3.2 - ETUDE ET REALISATION PRATIQUE DE LA PARTIE<br>ACQUISITION.....                                                             | 83  |
| 3.2.1 - SCHEMA SYNOPTIQUE GENERAL DE L'APPAREIL.....                                                                             | 83  |
| a- Synoptique général.                                                                                                           |     |
| 3.2.2 b- Objet de notre travail.                                                                                                 |     |
| 3.2.2 - ETUDE ET REALISATION DES MODULES DE<br>GONFLAGE/DEGONFLAGE.....                                                          | 83  |
| a- Module de gonflage.                                                                                                           |     |
| b- Module de dégonflage.                                                                                                         |     |
| 3.2.3- CIRCUIT PERMETTANT DE RECUEILLIR LE SIGNAL<br>DE PRESSION $P(t)$ .....                                                    | 87  |

|                                                                                                                  |     |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 3.2.4 - CIRCUIT PERMETTANT DE RECUEILLIR<br>LE SIGNAL $\varphi(t)$ .....                                         | 90  |
| a- Etude et choix des filtres.                                                                                   |     |
| b- Circuit retenu.                                                                                               |     |
| c- Détail du signal de pression filtré.                                                                          |     |
| 3.2.5 - TRAITEMENT ANALOGIQUE DU SIGNAL.....                                                                     | 101 |
| a- Filtre à fréquence de coupure variable.                                                                       |     |
| b- Amplificateur à gain variable.                                                                                |     |
| c- Organigramme de fonctionnement du filtre<br>à fréquence de coupure variable/amplificateur<br>à gain variable. |     |
| 3.3 - DETERMINATION DES PRESSIONS SYSTOLIQUE, MOYENNE ET<br>DIASTOLIQUE, ET DE LA FREQUENCE CARDIAQUE.....       | 114 |
| 3.3.1 - DETERMINATION DE LA PRESSION SYSTOLIQUE.....                                                             | 114 |
| 3.3.2 - DETERMINATION DE LA PRESSION MOYENNE.....                                                                | 116 |
| 3.3.3 - DETERMINATION DE LA PRESSION DIASTOLIQUE.....                                                            | 116 |
| 3.3.4 - DETERMINATION DE LA FREQUENCE CARDIAQUE.....                                                             | 118 |
| 3.4 - CONCLUSION.....                                                                                            | 118 |
| <br><u>CHAPITRE 4 - ETUDE MATHEMATIQUE DU SIGNAL PHYSIOLOGIQUE.</u>                                              |     |
| 4.1 - BUT DE L'ETUDE.....                                                                                        | 120 |
| 4.2 - PROBLEME DU LISSAGE.....                                                                                   | 125 |
| 4.2.1 - LES METHODES DE LISSAGE GENERAL.....                                                                     | 125 |
| 4.2.2 - LES METHODES DE LISSAGE LOCAL.....                                                                       | 126 |
| 4.2.3 - LES METHODES MIXTES.....                                                                                 | 126 |
| 4.2.4 - APPLICATION DES DIFFERENTES METHODES<br>DE LISSAGE LOCAL.....                                            | 127 |
| 4.3 - RECHERCHE DES CHANGEMENTS DE PENTE PAR TRAITEMENT<br>MATHEMATIQUE DU SIGNAL PHYSIOLOGIQUE.....             | 130 |
| 4.3.1 - APPROXIMATION D'UNE FONCTION PAR<br>INTERPOLATION.....                                                   | 130 |
| a- Approximation d'une fonction.                                                                                 |     |
| b- Interpolation.                                                                                                |     |
| c- Approximation de FOURIER.                                                                                     |     |
| d- Conclusion.                                                                                                   |     |

|                                                                                                                                 |     |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 4.3.2 - TECHNIQUE DU CALCUL DE LA DERIVEE SECONDE<br>D'UNE FONCTION DEFINIE PAR UNE TABLE POUR<br>LES ABCISSES DE LA TABLE..... | 137 |
| a- Par interpolation.                                                                                                           |     |
| b- A partir du pólynôme de LAGRANGE.                                                                                            |     |
| c- Par la méthode des différences finies:<br>(approche par la méthode de Taylor).                                               |     |
| d- Conclusion.                                                                                                                  |     |
| 4.4 - EXPERIMENTATION DE LA METHODE RETENUE.....                                                                                | 145 |
| 4.4.1 - PROTOCOLE DE MESURE.....                                                                                                | 145 |
| 4.4.2 - PRESENTATION DES RESULTATS OBTENUS.....                                                                                 | 145 |
| 4.4.3 - INTERPRETATION DES RESULTATS.....                                                                                       | 147 |
| 4.4.4 - ORGAN IGRAMME DE TRAITEMENT.....                                                                                        | 154 |
| 4.4.5 - LECTURE GRAPHIQUE.....                                                                                                  | 154 |
| <u>CHAPITRE 5</u> - PRESENTATION ET EXPERIMENTATION<br>DU TENSIOMETRE REALISE.....                                              | 159 |
| <u>CONCLUSION</u> .....                                                                                                         | 163 |
| <u>ANNEXES</u> .....                                                                                                            | 165 |
| <u>BIBLIOGRAPHIE</u> .....                                                                                                      |     |

\*\*\*\*\*  
INTRODUCTION  
\*\*\*\*\*

La pression artérielle caractérise le centre de l'activité physiologique de l'individu. Elle représente l'énergie de distribution nécessaire à l'irrigation sanguine de toutes les parties du corps humain .

Tant en médecine clinique qu'en physiologie expérimentale , la connaissance précise de la tension artérielle est capitale .

Sa mesure donne de précieux renseignements sur l'activité de la pompe cardiaque , sur les caractéristiques du réseau vasculaire et l'ensemble des besoins de l'organisme .

Les procédés de prise de tension manuelle actuellement utilisés reposent sur des techniques du début du siècle. La plus utilisée de nos jours étant la méthode auscultatoire de RIVA ROCCI KOROTKOW (1905). Elle sert de référence. (réf. 1 et 6)

En service hospitalier, la prise de tension périodique systématique sur de nombreux malades mobilise un effectif important en personnel médical. Ainsi, afin de soulager les services hospitaliers et les rendre beaucoup plus opérationnels, le besoin d'un appareil effectuant la mesure automatique et séquentielle s'est fait sentir depuis quelques années, donnant lieu à diverses études et réalisations (réf. 1 et 9 à 21).

Ces appareils automatiques sont tous basés sur l'interprétation d'un signal physiologique .

Des travaux de recherche portent sur la mesure automatique de la tension artérielle ont été entrepris récemment au sein du laboratoire d'électronique appliquée de l'Ecole Nationale Polytechnique.

L'objet de notre travail est une contribution à l'étude et à la réalisation d'un tensiomètre automatique .

Pour mettre au point cet appareil deux études complémentaires ont été entreprises :

- 1°) acquisition des signaux de pression (pneumatique et dynamique) traitement analogique du signal physiologique et recherche d'un critère de détermination des paramètres de la tension artérielle .
- 2°) logiciel de gestion de l'appareil et traitement numérique des signaux de pression à l'aide d'un système microprogrammé .

De façon plus précise, nous avons essentiellement développé le premier thème. Cette étude s'est déroulée en plusieurs étapes.

Dans le premier chapitre, nous avons étudié et comparé les différentes méthodes de mesure de la pression artérielle.

Ayant choisi la méthode oscillométrique, nous avons au deuxième chapitre, fait l'étude comparative des différents montages qui permettent de recueillir les oscillations de pression. Le montage dont le principe est basé sur le filtrage a été retenu: il semble être le plus approprié.

Le troisième chapitre a été consacré à l'étude et à :

- la réalisation de l'appareil.
- l'expérimentation du montage électronique.
- sa mise en œuvre pour faciliter ultérieurement le traitement numérique.

Le quatrième chapitre a été consacré à l'étude mathématique du signal physiologique. Le problème revient à trouver un critère de détermination des différents paramètres de la pression, pouvant être traité facilement par microordinateur. A cet effet, une étude de dérivation numérique (dérivée seconde) du signal de pression dynamique a été élaborée après avoir traité le lissage de la courbe des oscillations de pression.

Pour montrer la validité de la méthode mathématique retenue nous l'avons expérimentée sur de nombreux individus. A cet effet des programmes de traitement et de statistiques ont été établis.

Puis, l'appareil a été testé, et les résultats expérimentaux ainsi obtenus ont été reportés au cinquième chapitre.

En conclusion, nous avons montré qu'il était possible de faire la mesure automatique de la tension artérielle par la méthode oscillométrique et de trouver un critère mathématique de détermination des paramètres de la pression artérielle, général pour tous les individus: ce critère repose essentiellement sur la "dérivation numérique" d'un signal.

\*\*\*\*\*  
CHAPITRE 1

\*\*\*\*\*

GENERALITES PHYSIOLOGIQUES ET METHODES  
DE MESURE DE LA PRESSION ARTERIELLE.

\*\*\*\*\*

1.1 - RAPPELS PHYSIOLOGIQUES SUR LA PRESSION  
ARTERIELLE .

Avant d'entreprendre l'étude des différentes méthodes permettant d'obtenir la pression artérielle, il paraît nécessaire de faire des rappels de physiologie qui aideront à mieux comprendre les phénomènes observés et les signaux recueillis .

1.1.1 - ORIGINE DE LA PRESSION ARTERIELLE :

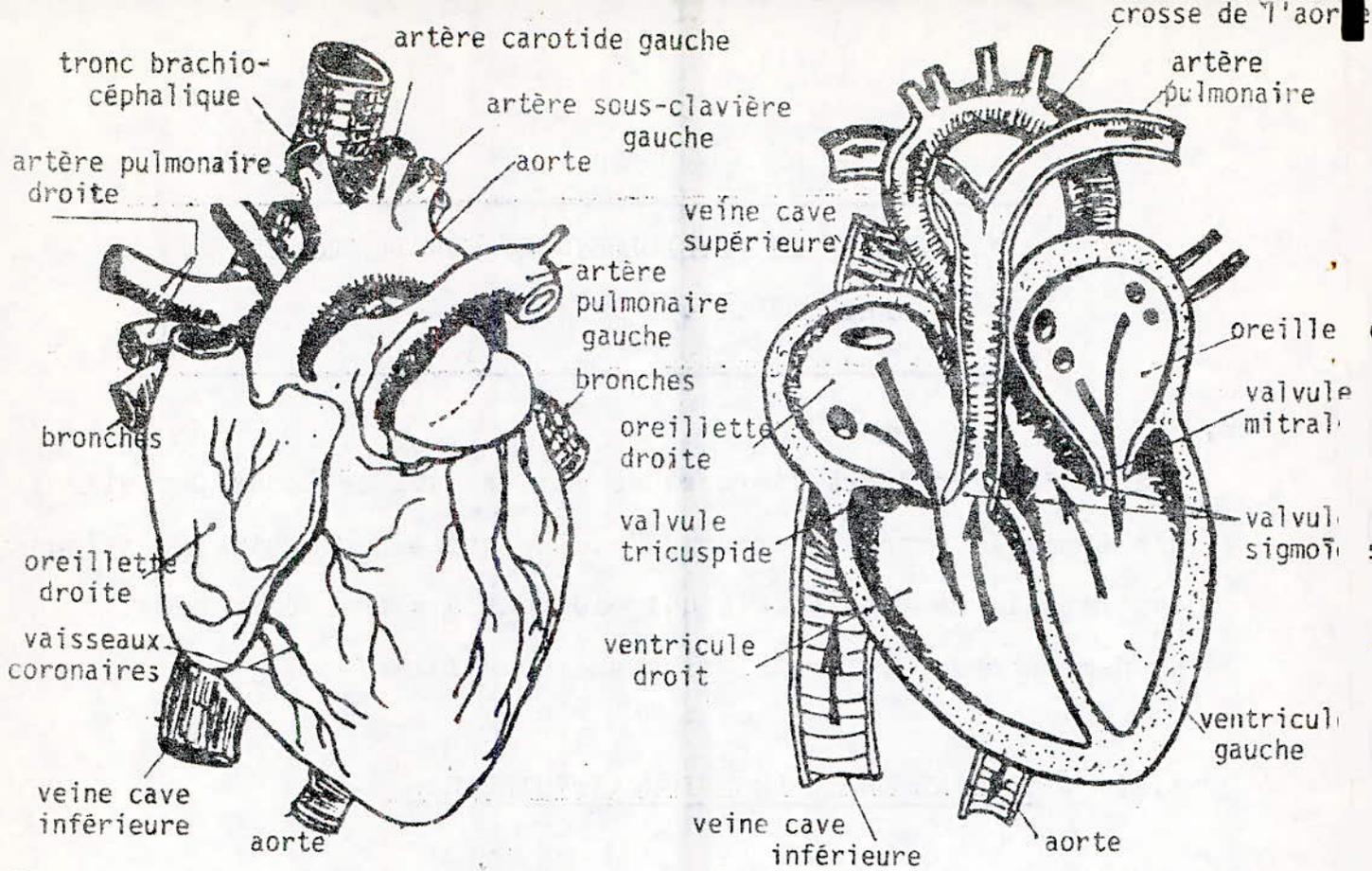
a- Représentation anatomique du système cardiovasculaire:

Le coeur est l'élément principal qui assure la circulation sanguine dans tous les vaisseaux sous une pression donnée. C'est un organe creux à parois musculaires, doté de deux propriétés originales: automatisme et contraction non synchrone des parties qui le constituent . Ces deux propriétés sont dues à un tissu spécifique (en plus du tissu musculaire) possédant les caractéristiques essentielles de conduction de l'influx nerveux et d'automatisme .

La figure 1.1 (réf.1) représente l'anatomie du coeur et montre en particulier les deux parties principales qui le forment. L'ensemble du système circulatoire est schématisé sur la figure 1.2 (réf.2).

b- Génération de la pression artérielle :

- Création de l'onde de pression :



Anatomie du Coeur

Figure : 1.1

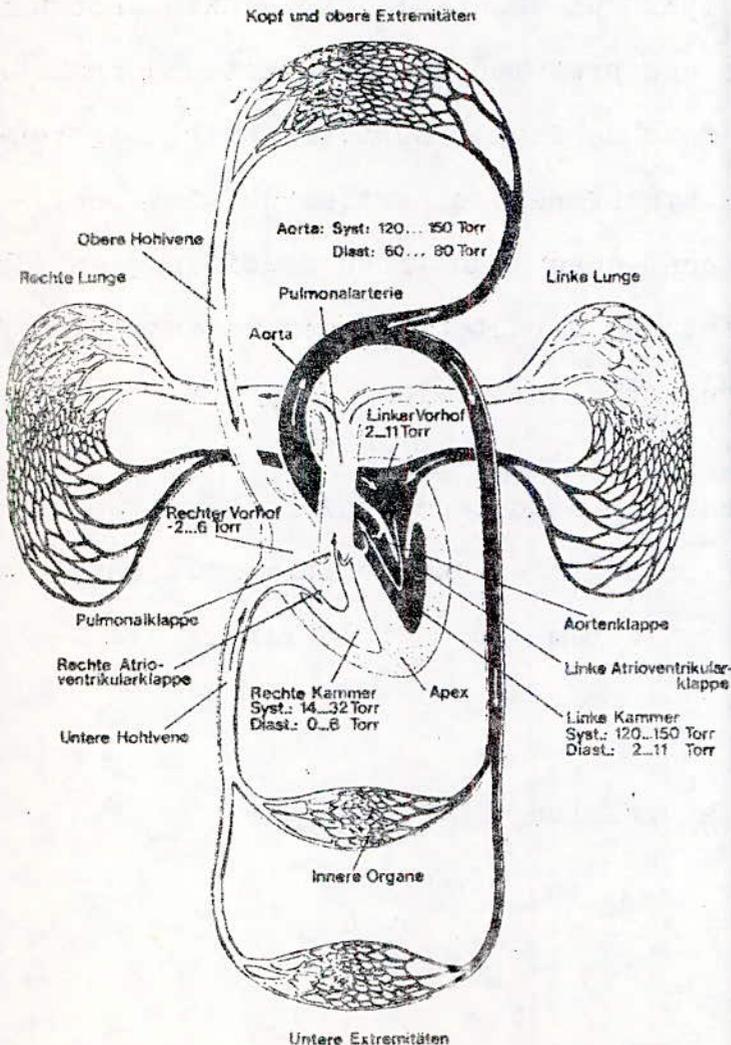


Schéma général de la circulation sanguine

Figure : 1.2 -

Grace à la succession des 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 (réf.1) montre ces phases pour le coeur gauche.Elles sont semblables pour le coeur droit mais les durées et les pressions atteintes sont différentes.

Les parties contractées sont indiquées en noir et par des flèches. D'autres flèches, plus ou moins épaisses suivant le débit, montrent le sens de passage du sang.

Il n'y a éjection de sang dans l'aorte qu'au cours des phases 3 et 4 où les valvules sigmoïdes sont ouvertes.Le coeur envoie donc 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 de bélier systoliques sous forme d'énergie élastique .Elles restituent cette dernière tout au long de la diastole, continuant ainsi à chasser leur contenu (réf.3) .

Cette accumulation d'une fraction de volume sanguin suivie de sa libération , porte le nom d'effet WINDKESSEL (réf.4) , et par ce phénomène, les artères assurent un débit sanguin continu.

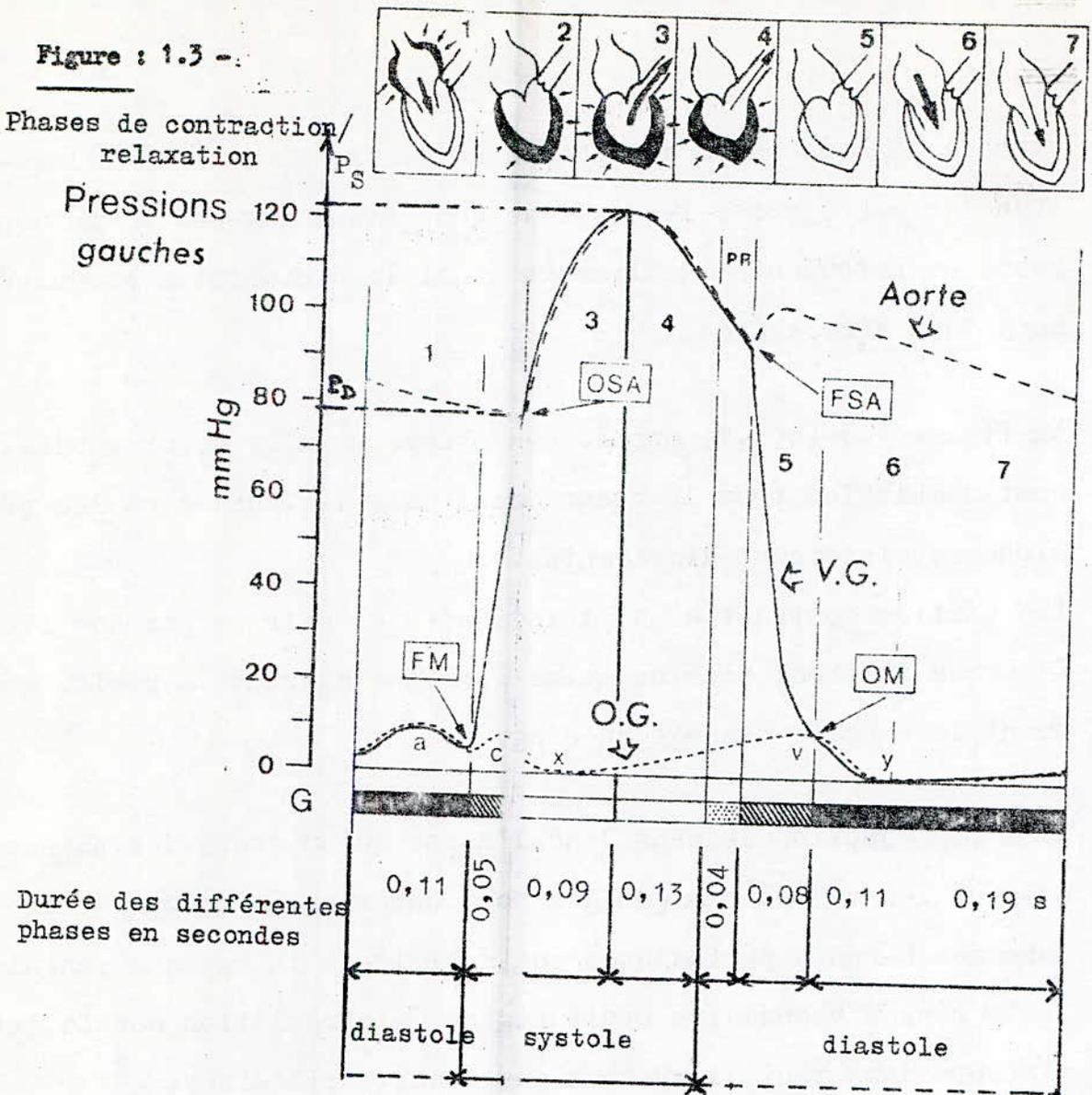
Il se crée donc à l'origine de l'aorte une onde de pression dont l'amplitude varie constamment.Elle est maximale en fin de phase d'éjection rapide.

Après la fermeture des sigmoïdes(onde dicrôte ), elle diminue exponentiellement sans jamais s'annuler, sous l'action de la

.../...

Figure : 1.3 -

Phases de contraction/  
relaxation



- 1 Systole auriculaire
- 2 Contraction isovolumétrique
- 3 Ejection rapide
- 4 Ejection lente
- 5 Relâchement isovolumétrique
- 6 Remplissage rapide
- 7 Remplissage lent ( diastasis)

- FM Fermeture de la valvule mitrale
- OSA Ouverture des sigmoïdes aortiques
- FSA Fermeture des sygmoïdes aortiques
- OM Ouverture de la valvule mitrale
- PR Protodiastole
- $P_S$  Pression systolique
- $P_D$  Pression diastolique

vidange du réservoir artériel dans l'ensemble des ramifications du réseau.(réf.4).

- Propagation de l'onde de pression :

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

Le processus de propagation se décompose ainsi : 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 sanguin 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 en magasiné vers l'aval.(réf.2).

Il y a alors propagation de proche en proche de l'onde de pression. La figure 1.4 illustre ce fait .

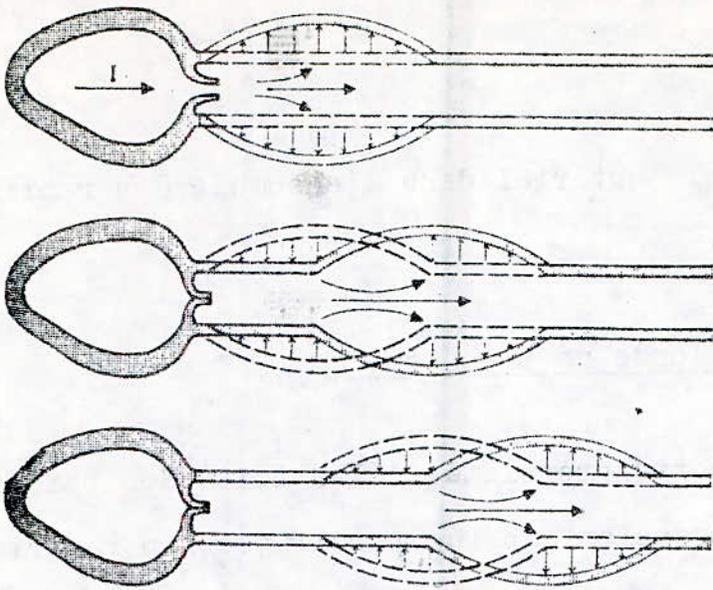
- Forme de l'onde propagée : (figures 1.5 et 1.6).

La forme de l'onde pulsatile, née au départ de l'aorte et se propageant vers la périphérie, varie au fur et à mesure de son déplacement.À la sortie du coeur elle présente l'aspect d'un signal quasiment rectangulaire, semblable à un échelon.

Dans l'aorte, puis dans les artères périphériques,sa morphologie se transforme peu à peu sous l'effet essentiellement de deux phénomènes conjugués (réf.3 et 4 ).

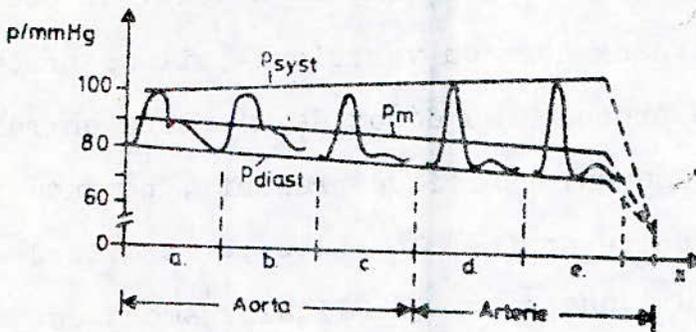
Le pic de pression se propage plus rapidement que la base.La pointe de pression tend à s'accroître et le temps de montée de

.../...



Propagation de l'onde de pression

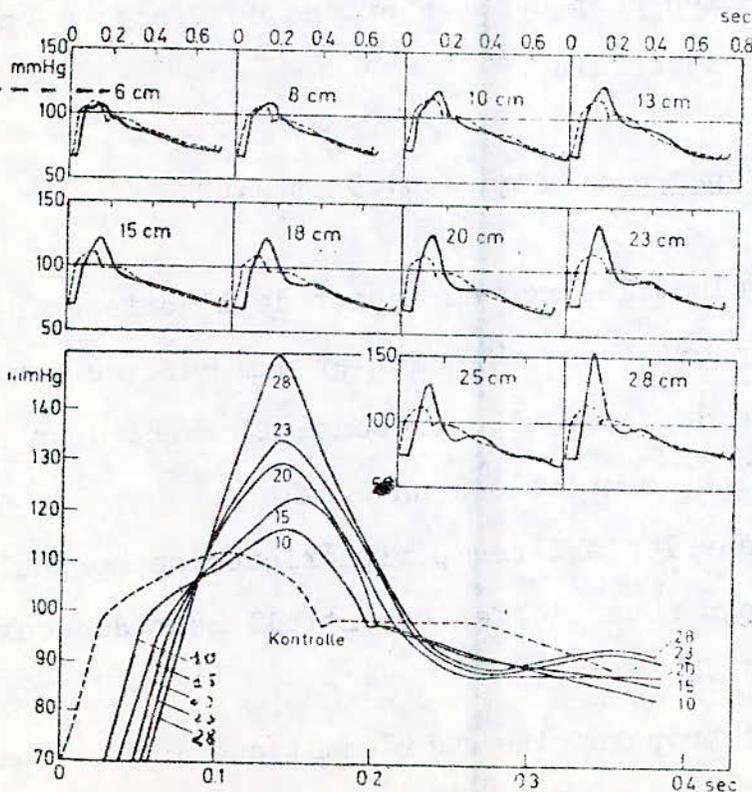
- Figure : 1.4 -



Déformation de l'onde de pression au cours de la propagation

- Figure : 1.5 -

loignement du début de l'aorte



Valeurs de la déformation de l'onde de pression

- Figure : 1.6 -

l'onde diminue. Par contre, l'onde perd certains détails et le ressaut dicrote s'estompe.

La valeur de la pression systolique augmente en s'éloignant du coeur . Par contre , les pressions moyenne et diastolique varient peu (cf. figure 1.5). C'est là un des aspects intéressants de la pression moyenne qui d'être à peu près uniforme dans tout l'organisme, à la pression hydrostatique près .

c- Définition des termes pression et tension artérielle:

Dans le langage courant, les termes de pression ou de tension sont indifféremment utilisés pour désigner les forces qui s'exercent sur la masse sanguine.

Les deux mots ne sont pourtant pas tout à fait identiques .

La pression est la force qui comprime les molécules du contenu; elle s'applique au sang. C'est un phénomène liquidien .

La tension est la force qui s'exerce sur les éléments élastiques du contenant. Sous l'effet de la pression, les artères se détendent et, en raison de leur élasticité, elles exercent une force s'opposant à cet effet. La tension est donc un phénomène pariétal.

LAPLACE a démontré que dans le cas général d'une membrane de rayons de courbure principaux  $R_1$  et  $R_2$  , la pression  $P$  est reliée à la tension  $T$  par la formule :

$$P = T \left( \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right) \quad 1.1$$

Pour le cas de vaisseaux assimilés à un cylindre de rayon  $R$  :

.../...

$$R_1 = R$$

$$R_2 = \infty$$

d'où

$$P = \frac{T}{R}$$

1.2

La pression artérielle n'est accessible que par voie interne, alors que la tension ne l'est que par voie externe. En pratique, on utilise l'un ou l'autre terme suivant le mode de mesure, sanglant ou non.

### 1.1.2-- SCHEMA ELECTRONIQUE EQUIVALENT DU SYSTEME SANGUIN :

(réf.1 et 5 ).

#### a- Premier schéma simplifié :

A chacun des éléments principaux du réseau sanguin, coeur, valves, aorte et ensemble des vaisseaux, est associé un composant équivalent choisi d'après sa fonction physiologique :

- le coeur :

c'est la pompe générant la pression; il correspond à un générateur de tension .

- les valves aortiques :

elles ne laissent passer le sang que dans un sens, elles se comportent comme une diode .

- l'aorte :

elle constitue un réservoir sanguin; elle se représente par une capacité en parallèle .

- le reste du système :

il est schématisé par une impédance .

.../...

Le réseau circulatoire est donc analogue au circuit électrique suivant (figure 1.7).

La systole correspond à la charge de la capacité, et la diastole à la décharge de cette dernière dans tout le système sanguin.

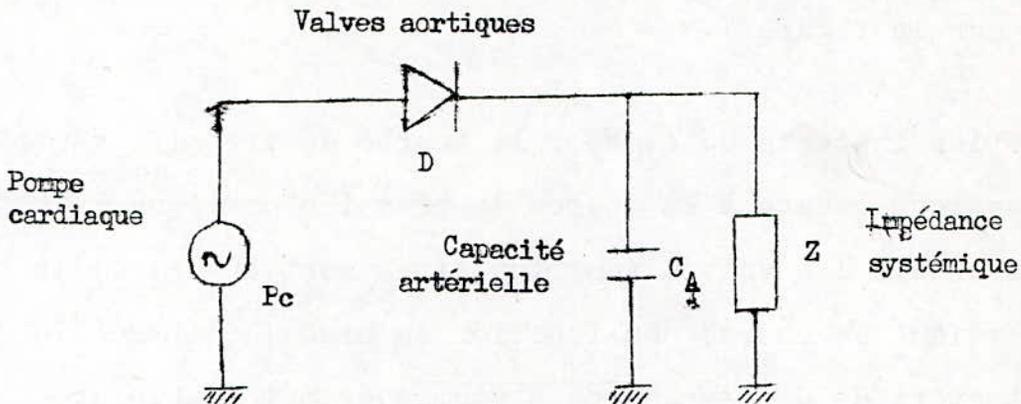


Figure : 1.7 - Représentation du réseau circulatoire .

b- Schéma complet :

Il est obtenu en détaillant les différents paramètres à l'origine de la résistance hémodynamique .

- l'inertie de la masse sanguine , à chaque battement, peut être représentée par une self série L .
- les frottements dans le liquide constituent une résistance série  $R_f$  .
- l'extensibilité des vaisseaux intervient sous la forme d'une capacité C et les frottements sur la paroi sous la forme d'une résistance  $R_p$  .
- la circulation dérivée est symbolisée par une conductance G .

.../...

Toutes ces grandeurs étant données par unité de longueur, un élément de vaisseau de longueur  $dx$  a pour équivalent le quadripôle suivant (cf. figure 1.8).

Le schéma de la figure 1.8 permet de comprendre par analogie l'allure de l'onde pulsatile qui apparaît en sortie du quadripôle en réponse au signal d'entrée ventriculaire, dont la forme est représentée sur la figure 1.9 .

- Entre les instants OS et FS , la courbe de pression ventriculaire est supérieure à la courbe de pression aortique : la diode D est passante , les valves ventriculaires sont ouvertes; la capacité aortique se charge en fonction du signal d'entrée (la décharge au travers de G , impédance systémique, est faible ) .

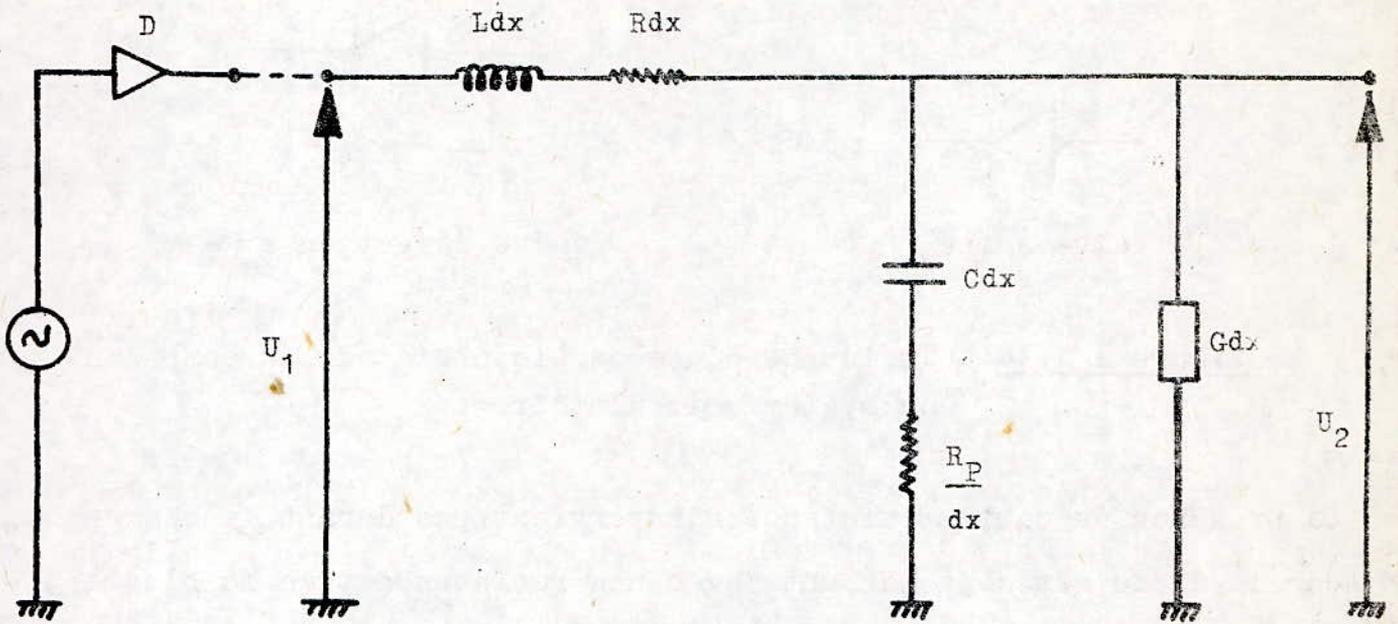
- Après la systole, le coeur se relâche .La pression ventriculaire chute brusquement et passe en dessous de la pression aortique Les valves se ferment.La diode équivalente cesse de conduire. La capacité artérielle C se décharge au travers des impédances périphériques G . La courbe de pression prend une allure exponentielle après le ressaut de fermeture valvulaire .

D'après le schéma électrique présenté, on peut également prévoir l'évolution de l'onde de pression en cas de maladies cardio-vasculaires, en reportant sur les composants, les modifications qu'elle provoquent sur le système circulatoire .

Les exemples qui suivent illustrent cette démarche .

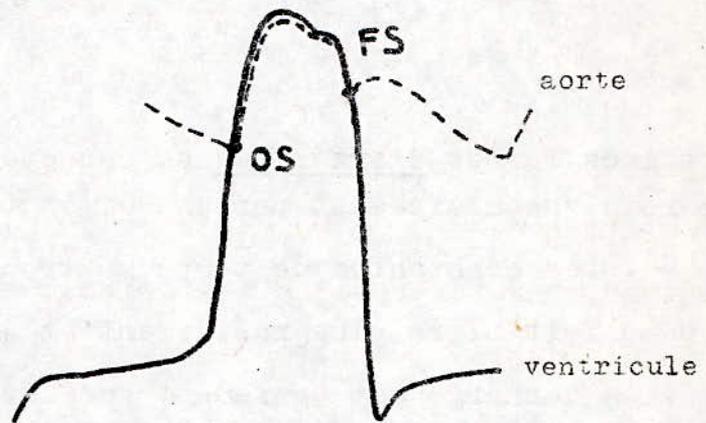
- Lors d'un défaut valvulaire aortique, la diode D des sigmoïdes laisse passer un flux sanguin inverse et se comporte comme si elle avait une résistance en parallèle .

.../...



**Figure : 1.8**

- Schéma complété du réseau circulatoire



OS : ouverture des valvules sigmoïdes

FS : fermeture des valvules sigmoïdes

**Figure : 1.9**

- Forme des ondes de pression



valve saine



valve défectueuse

Figure : 1.10 - Influence d'une cardiopathie sur un composant du système circulatoire .

La présence de cette résistance n'intervient pas durant la charge car la diode est déjà passante avec une résistance très faible. Le système se comporte presque comme dans le cas normal au cours de la première phase .Par contre, après la fermeture des valves, un courant inverse circule également dans la branche de la self. La décharge de la capacité est plus importante. La courbe de pression descend jusqu'à une pression diastolique plus basse. Un défaut valvulaire se traduit donc par une pression systolique  $P_{s}$  éventuellement plus faible, mais surtout par une pression diastolique plus basse .

- Certaines formes d'artérites se caractérisent par une rigidité des parois vasculaires et par une diminution de la capacité artérielle  $C$  . Les constantes de temps se trouvent ainsi diminuées. La charge se fait alors plus rapidement et jusqu'à une valeur plus élevée. La décharge est également accélérée et la pression minimale atteinte est plus basse .

Les répercussions de ces artérites sur la courbe de pression sont donc des pentes plus raides, avec des valeurs plus élevées pour la pression systolique (hypertension) et plus faible pour la pression diastolique .

.../...

- Les obstacles à l'écoulement dans le réseau circulatoire se manifestent par un accroissement de l'impédance périphérique. Dans ce cas, la constante de temps de décharge augmente et celle-ci se fait plus lentement.

La courbe obtenue présente une pression diastolique élevée, une pression systolique peu changée et une pression différentielle réduite .

Comme le montrent ces divers exemples, la modification de la valeur de l'un ou l'autre des composants du modèle intervient sur le facteur de forme de l'onde pulsatile .

Indépendamment des variations des paramètres caractéristiques de la tension artérielle qui en résultent, il ne faut pas perdre de vue le retentissement possible sur les signaux physiologiques qui sont captés dans les méthodes automatiques pour le repérage des trois phases de mesure .

### 1.1.3- PARAMETRES DE LA PRESSION ARTERIELLE :

Plusieurs valeurs de la courbe de pression instantanée  $P(t)$  (cf. figure 1.11 ) constituent des paramètres importants, caractéristiques de cette pression. Ce sont :

- la pression systolique  $P_s$ , valeur maximale atteinte lors de la systole ventriculaire .
- la pression diastolique  $P_D$ , valeur minimale qui se produit en diastole, 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 aussi définie comme :

$$P_M = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt \quad 1.3$$

(T étant la période cardiaque ).

N'étant pas toujours accessible par la mesure, elle se calcule d'après la formule approchée :

$$P_M = P_D + \frac{1}{3} (P_S - P_D) \quad 1,4$$

Elle constitue un paramètre important car c'est du gradient ( $P_{Moyenne} - P_{veineuse}$ ), à résistances périphériques constantes que dépend le débit sanguin à travers les tissus et organes (loi de Poiseuille).

- la pression différentielle, elle représente l'écart  $P_S - P_D$  .

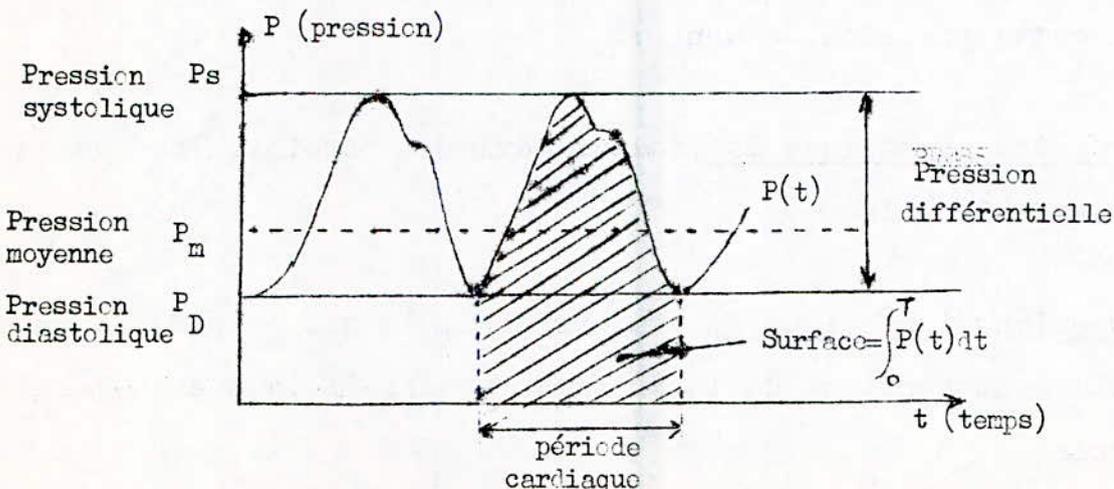


Figure : 1.11 - Paramètres de la pression artérielle

#### 1.1.4- LES FACTEURS ET LES VALEURS DE LA PRESSION ARTERIELLE :

##### a- Les facteurs de la pression artérielle :(réf.7)

Les facteurs essentiels dont dépend la valeur de la pression artérielle sont les suivants :

##### - des facteurs physiologiques :

- . le débit cardiaque  $Q$  , fonction du volume sanguin circulant et du rythme cardiaque puisque :

$$Q = \text{volume d'éjection cardiaque} \times \text{fréquence} .$$

- . la viscosité du sang .
- . l'élasticité des parois artérielles .
- . les impédances périphériques .

##### - des facteurs psycho-somatiques et d'ordre général :

- . stress
- . fièvre
- . digestion
- . médicaments
- . maladies cardiaques
- ..

##### b- Les valeurs de la pression artérielle : (réf.6)

La plupart du temps, l'expression "mesure de tension" sous entend mesure des deux valeurs extrême, pression systolique  $P_S$  et diastolique  $P_D$  .

Ainsi, une tension de 13/8 signifie :

$$P_S = 130 \text{ mm Hg}$$

$$P_D = 80 \text{ mm Hg}$$

La pression systolique normale de l'adulte est comprise entre 100 et 140 mm Hg , la pression diastolique entre 60 et 100 mm Hg .

1.2- DOMAINES D'APPLICATION DE LA MESURE DE LA PRESSION  
ARTERIELLE.

Comme le montre le paragraphe précédent, un très grand nombre de facteurs interviennent sur la valeur de la pression artérielle. Celle-ci reflète donc l'état général d'un patient et permet de suivre son évolution c'est pourquoi sa mesure constitue un élément fondamental dans tous les domaines de la médecine .(réf.1)

1.2.1 - EN MEDECINE GENERALE :

Tout examen médical comporte une mesure de tension qui donne aussitôt un premier renseignement sur l'état d'ensemble de l'organisme, sur les répercussions de la maladie, et sur l'activité cardiaque .

1.2.2- EN MILIEU HOSPITALIER :

D'une façon générale la feuille d'un malade hospitalisé indique la valeur de sa tension prise au moins une fois par jour .

Cependant, dans certains services, elle prend une importance particulière voire capitale .

a- En surveillance :

C'est là qu'elle est mesurée le plus fréquemment en raison, de la gravité de l'état des patients .

Elle peut être relevée toutes les 10 minutes ou même suivie en continu par cathétérisme .

Les domaines concernés sont :

.../...

- la réanimation et l'urgence :

elle donne la possibilité de surveiller le coeur après un choc pouvant entraîner une défaillance cardiaque ainsi que de contrôler la circulation (détection d'hémorragie interne).

- le bloc opératoire et la surveillance post-opératoire :

elle sert à vérifier que le choc opératoire est supporté par le coeur du patient pendant et après l'opération.

b- En bilan et surveillance d'hypertension :

La tension est ici un élément essentiel du diagnostic. Suivant le type de renseignement à obtenir, sa mesure s'effectue dans différentes conditions :

- en épreuve d'effort
- pour un malade alité
- e pour un malade ambulatoire .

c- En exploration vasculaire :

Les modifications de calibre des vaisseaux provoquées par des retrécissements, des obstructions partielles ou totales, créent des impédances hémodynamiques induisant des pertes de charges et donc des chutes importantes de la pression dans les artères.

La mesure de cette dernière contribue à détecter ces artériopathies et à en évaluer l'importance .

Plusieurs méthodes sont possibles :

- la valeur de la pression systolique au bras est relevée de 5 en 5 mn après certaines épreuves d'effort (méthodes de STRANDNESS). So l'évolution donne une " courbe de récupération " représentative de l'état vasculaire .

.../...

- La prise de pressions étagées, c'est à dire en différents endroits de la jambe, aide à diagnostiquer les artériopathies. Il est intéressant d'ajouter à ces valeurs d'amplitude maximale des oscillations de pression en ces points .

d- Autres domaines d'application :

- La mesure répétée de tension artérielle permet de connaître la réaction d'un patient à un médicament et d'adapter le dosage en fonction de cet effet .
- Elle est extrêmement utile dans le cas particulier de l'hémodialyse pour fixer en particulier le gradient d'infiltration .

1.2.3 - CONCLUSION :

Le passage en revue des principaux domaines d'application de la mesure de la tension fait ressortir son caractère répétitif. Il confirme ainsi l'importance de ce paramètre autant par sa valeur intrinsèque que par sa valeur relative . En effet, sont apparus intéressants, aussi bien les deux chiffres des pressions systolique  $P_S$  et diastolique  $P_D$  constituant la tension que :

- la comparaison des différentes valeurs  $P_S$  ,  $P_M$  ,  $P_D$  les unes par rapport aux autres ,
- leur évolution, lors de mesures répétées, soit au cours d'une journée, soit après un effort,
- leur association à d'autres paramètres; rythme cardiaque, amplitude maximale des oscillations de pression.

Cependant, il ne faut pas négliger la nature très fluctuante de la pression artérielle, et il est bon de tenir compte des conditions de mesure avant de caractériser la tension d'un patient par ses deux chiffres .

1.3- LES METHODES DE MESURE DE LA TENSION  
ARTERIELLE .

Après avoir décrit le phénomène physiologique à l'origine de la tension artérielle et montré l'importance de ce paramètre en médecine, nous allons présenter les principales méthodes de mesure par voie interne ou externe, manuelles ou automatiques .

1.3.1- MESURE DIRECTE DE LA PRESSION ARTERIELLE :

Cette technique de mesure nécessite l'introduction d'un cathéter dans un vaisseau. Elle donne la valeur instantanée de la pression artérielle  $P(t)$  .

- Le capteur peut être externe :

La pression est transmise par une colonne de liquide déformant une membrane .

La conversion de la déformation de la membrane en grandeur électrique est effectuée :

- . soit par variation d'induction propre d'une bobine ou de mutuelle inductance de bobines couplées,
- . soit par déformation d'une jauge de contrainte (trame pelliculaire ou pont de jauge au silicium).

Exemple d'appareil : " Artériel Tonometer " de Nicolet

- Le capteur peut être directement en bout de sonde :

C'est le cas :

- . des microcapteurs à jauges de contraintes
- . des microcapteurs optiques à membrane réfléchissante .

.../...

- des microcapteurs à effet d'inductance ou, à piézo-fet .

Tous ces capteurs ont un point commun : leur mise en place est traumatisante . On ne les utilise qu'en milieu hospitalier en cas de chirurgie cardiaque et vasculaire, de circulation extra-corporelle ( réanimation, traumatisme ) ou encore en cas de maladies cardiaques graves .

Or, si la connaissance de la pression instantanée  $P(t)$ , (cf. fig. 1.11), est indispensable en surveillance intensive, elle n'est pas toujours nécessaire, même dans les services de chirurgie . Les valeurs extrêmes  $P_S, P_D$  , et moyenne  $P_M$  suffisent. Des méthodes de mesure, indirectes et atraumatiques sont alors employées .

### 1.3.2- MESURE INDIRECTE DE LA TENSION ARTERIELLE :

#### a- Méthodes manuelles :

Ces méthodes utilisent toutes un brassard contenant une chambre à air gonflable . Celle-ci est reliée à une poire de gonflage et à un manomètre à capsule anéroïde ou à colonne de mercure .

La séquence de mesure se déroule suivant le même principe général :

- une pression pneumatique établie dans le brassard vient comprimer l'artère humérale. Elle est amenée à une pression suprasystolique .
- au cours d'une décompression progressive, un certain nombre de phénomènes peuvent être observés et servir de critères de détermination des valeurs caractéristiques de la pression  $P(t)$  .

.../...

Les méthodes se différencient par ces phénomènes.

• Méthode palpatoire : (réf.1)

- Principe :

La compression est effectuée au niveau du bras et le pouls est perçu en regard de l'artère radiale ou de l'artère humérale .

Dans un premier temps, l'opérateur gonfle le brassard jusqu'à la disparition du pouls correspondant à l'oblitération de l'artère par une pression supérieure à la pression systolique .

Il décomprime ensuite le brassard jusqu'à la réapparition de la pulsation. Cet instant correspond à la mesure de la pression systolique .

La décompression étant poursuivie , le pouls prend un caractère de vibration qui disparaît brusquement lorsque la pression dans le brassard atteint la pression diastolique.

- Valeur de la méthode :

Cette méthode est très simple de mise en oeuvre et peut être utilisée dans des conditions difficiles .

Mais en général , elle donne une valeur sous-estimée de la pression systolique et la pression diastolique est délicate à apprécier.

Elle est donc relativement imprécise.

• Méthode auscultatoire(RIVA-ROCCI, KOROTKOW) (réf.1 et 6 )

- Principe :

La manoeuvre de compression est identique à celle de la méthode palpatoire, mais la perception de la perméabilité artérielle est

.../...

réalisée à l'aide d'un stéthoscope placé en aval du brassard d'occlusion à proximité de l'artère humérale .

Avec le dégonflement progressif de la manchette apparaissent une série de bruits successifs dits bruits de KOROTKOW :

• Phase I :

Apparition d'un claquement léger et clair qui croît progressivement .

Lors de l'apparition de ce bruit , la pression dans la manchette est égale à la pression systolique .

• phase II :

les bruits deviennent prolongés et forts, voire soufflants. Parfois cette phase est remplacée par un "trou auscultatoire", c'est à dire une disparition des bruits due à l'interruption du retour veineux et à la rétention du sang dans le membre .

• phase III :

bruits forts mais brefs, vers un maximum d'intensité .

• phase IV :

soudainement, les bruits changent de tonalité et deviennent sourds et légers . Cela correspond à la pression diastolique .

• phase V :

disparition ou très forte atténuation des bruits .

.../...

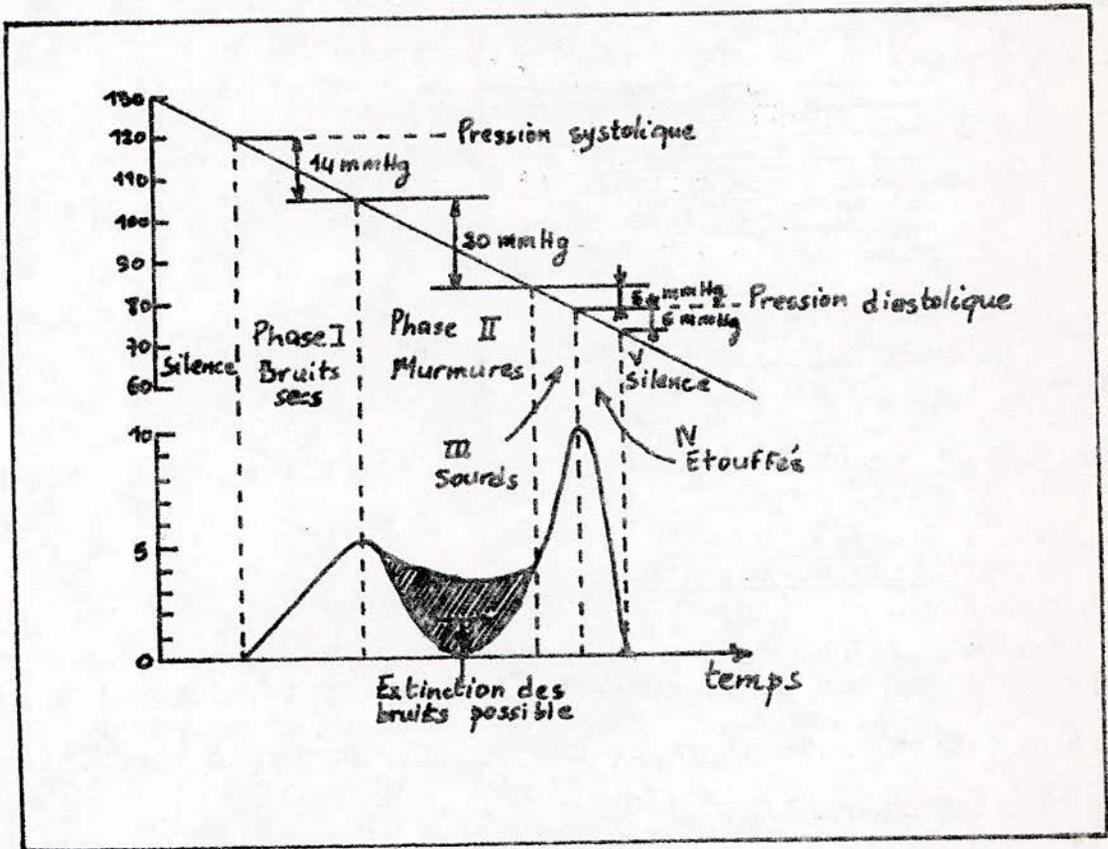


Figure : 1.12 - Principe de la méthode de KOROTKOW .

- Origine possible des bruits de KOROTKOW :

On attribue les bruits de KOROTKOW à des vibrations de la paroi artérielle ainsi qu'à des perturbations de l'écoulement sanguin à l'endroit de la compression .

La part relative de ces deux causes est connue avec peu de précision, mais il est admis que le premier bruit correspond à l'oscillation de la paroi au moment où l'artère s'ouvre sous le jet de sang tandis que les bruits sourds viennent des turbulences à la sortie de la partie comprimée de l'artère .

.../...

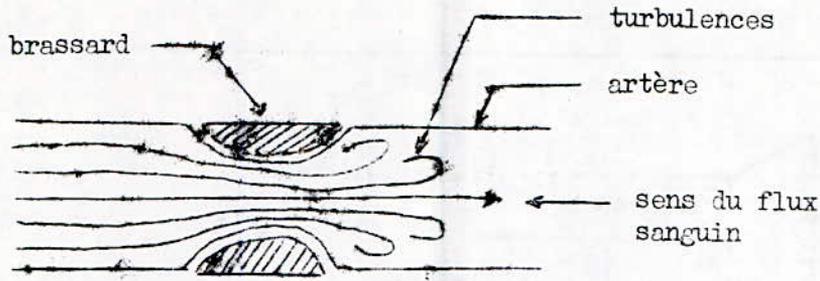


Figure : 1.13 - Artère comprimée .

Lorsque l'écoulement devient laminaire, les bruits disparaissent.

- Valeur de la méthode :

Plus précise et plus rigoureuse que la précédente, elle est considérée comme la méthode de référence pour la détermination indirecte de la tension artérielle.

Par contre, elle ne donne pas accès à la pression moyenne et la valeur diastolique est difficile à apprécier, car elle dépend de l'acuité auditive de l'opérateur .

Deux théories s'opposent sur l'instant d'obtention de la valeur minima . L'une la détermine au changement de tonalité (phase IV) tandis que l'autre la prend en considération à la disparition totale des bruits, cette phase V étant plus facile à repérer .

• Méthode des oscillations (MAREY-PACHON) (réf.1).

- Principe de mesure :

Une manchette d'occlusion identique à celle employée dans les méthodes précédemment décrites est munie d'un manomètre différentiel

.../...

à capsule anéoride .

L'amplitude des variations de pression provoquées dans le brassard par les variations de volume des artères (dès que la pression d'occlusion devient inférieure à la pression systolique) est prise en considération pour la mesure des trois valeurs caractéristiques de la tension artérielle .

Le capteur ou oscillomètre de Pachon comporte les éléments indiqués sur les figures 1.14 et 1.15 . Un boîtier métallique parfaitement étanche, servant de chambre de pression, est relié :

- à une poire de gonflage P dotée d'une vis d'échappement V .
- à un manomètre M indiquant la valeur de la pression dans la chambre .

- au brassard d'occlusion B .

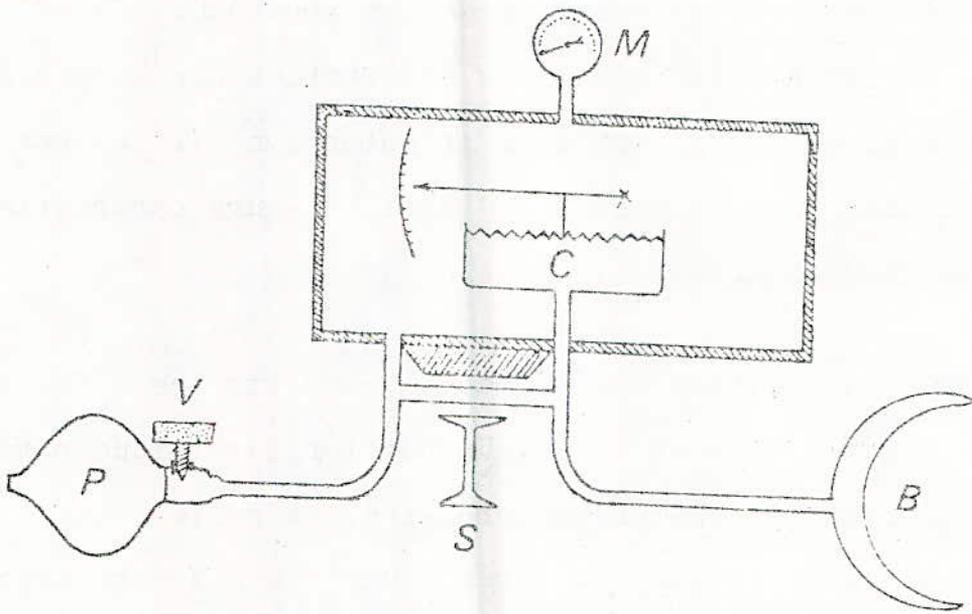
A l'intérieur de la chambre de compression est placée une capsule figide C , ayant une membrane anéroïde dont la déformation est transmise à une aiguille indicatrice par une amplification mécanique à levier .

Cette capsule est soumise sur l'une de ses faces à l'action de la pression de référence du boîtier et sur l'autre, à celle de la pression de la manchette .

Une communication souple pouvant être interrompue par écrasement à l'aide d'un bouton séparateur S , relie le brassard et le boîtier. Lorsque S est ouvert, la résultante des pressions exercées sur la membrane est nulle et l'aiguille reste immobile.

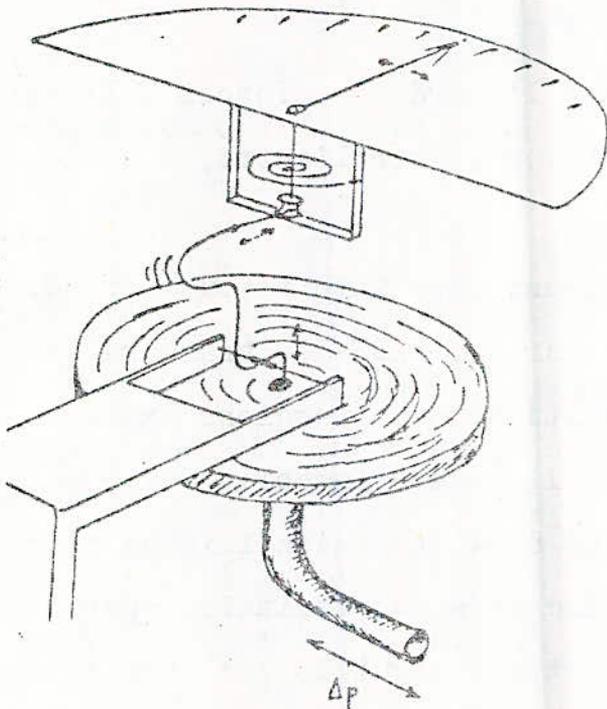
Lorsque S est fermé la valeur de la pression fixe du boîtier s'oppose à la pression du brassard et à ses variations périodiques sur la membrane . Celle-ci transmet à l'aiguille les oscillations périodiques de pression .

.../...



**Figure : 1.14** - Schéma de principe de l'oscillomètre de PACHON

**Figure : 1.15** - L'oscillomètre de PACHON. Détail de la capsule anéroïde et du système de transmission des oscillations



- Mode opératoire :

A l'aide d'une poire de gonflage P , le brassard est gonflé jusqu'à une pression (visualisée sur le manomètre M ) supérieure à la pression artérielle systolique supposée.

Le dégonflage se fait par paliers successifs. Entre chaque palier, une action sur le bouton de séparation S permet de mesurer l'amplitude des variations périodiques de pression sur le cadran oscillométrique. Lorsque l'artère est totalement écrasée par la manchette 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, décroissent ensuite jusqu'à une valeur constante ou faiblement décroissante lorsque la tension minimale est atteinte (fig. 1.16).

Pour éliminer les oscillations supra-systoliques qui sont créées par le heurt de la colonne sanguine sur la manchette d'occlusion, on utilise deux chambres à air adjacentes soumises à la même pression, mais uniquement avec la manchette aval comme référence .

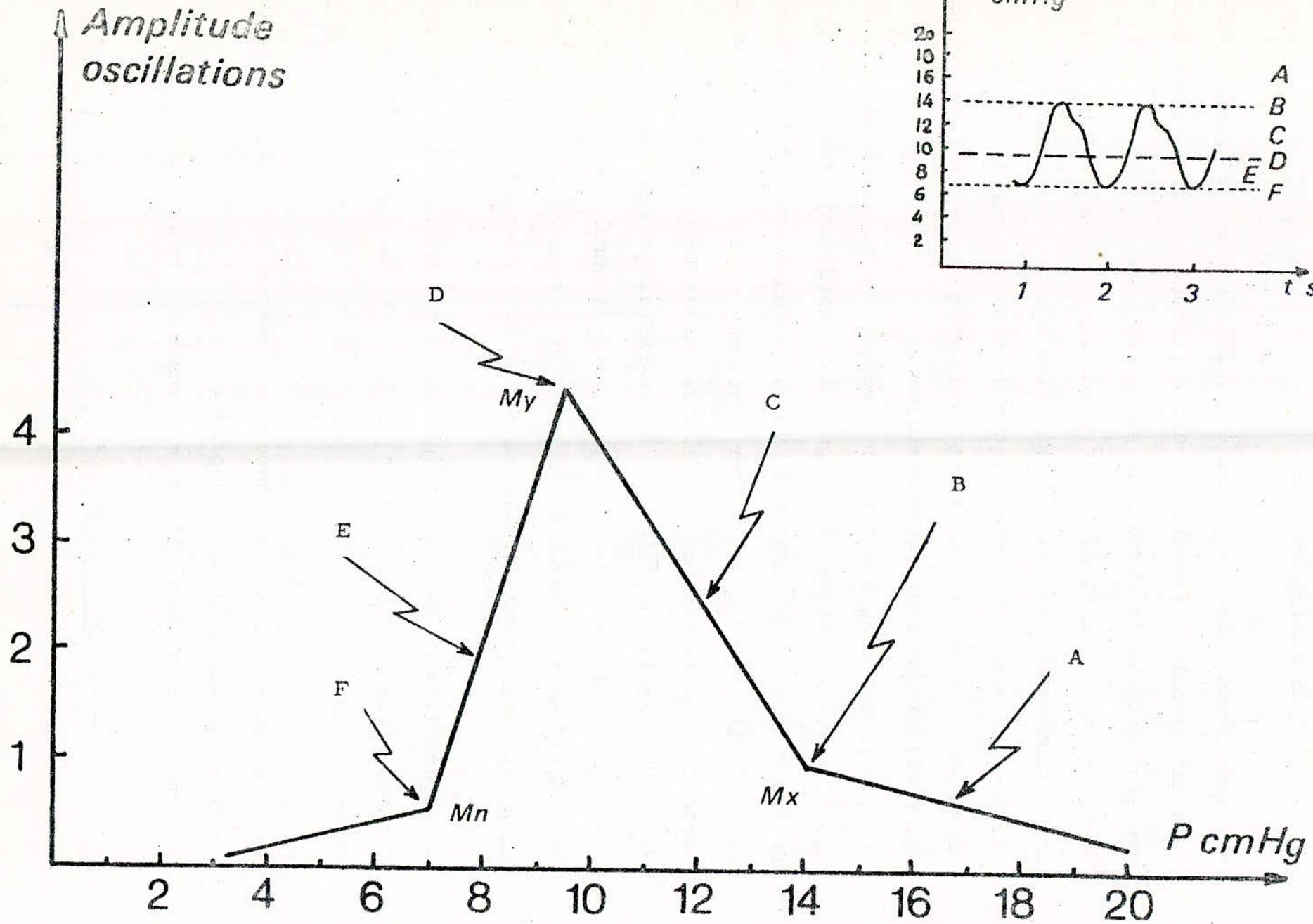
La figure 1.16 représente l'amplitude A des oscillations obtenues à chaque palier avec la valeur de la pression dans le brassard correspondante .

La pression systolique correspond au premier changement de pente, la pression diastolique au second .

La pression moyenne se lit au maximum de la courbe .

- Valeur de la méthode :

.../...



Lorsque la mesure est pratiquée soigneusement, les résultats sont en bonne concordance avec les valeurs trouvées par voie interne. De plus cette méthode est la seule donnant accès aux trois paramètres: pression systolique, pression moyenne et pression diastolique . Cependant l'appareillage utilisé est complexe, peu facile à manipuler. La mesure par palier est longue à effectuer et les lectures sont difficiles à faire avec précision en raison du mouvement continu de l'aiguille .

#### b- Méthodes automatiques :

Les dispositifs de mesure automatiques de la tension artérielle sont issus des méthodes manuelles précédemment décrites .

La mise en oeuvre de ces méthodes a donné un certain nombre d'appareils plus ou moins perfectionnés. Nous citerons quelques-uns dans ce qui va suivre .

#### . Transposition de la méthode palpatoire :

La perception de la puls que le manipulateur effectue avec le doigt est réalisée par un capteur placé en aval du brassard, en regard d'une grosse artère (radiale ou humérale), ou en périphérie, sur un doigt par exemple.

Le phénomène vasculaire capté est lié à la variation de volume des artères à chaque pulsation cardiaque avec les méthodes pléthysmographiques, et à la vitesse du sang avec les méthodes vélocimétriques .

#### - Méthodes pléthysmographiques :

Elles font usage de jauges d'extensométrie, de mesures d'impédance ou d'adsorption lumineuse .

.../...

Ces méthodes très simples dans leur principe, ne donnent accès qu'à la pression systolique .

L'utilisation d'une jauge fragile et difficile à mettre en place, rend délicate la mise en oeuvre et sensibilise la mesure aux mouvements .

Le capteur optique est sensible à la lumière extérieure ainsi qu'aux mouvements (couplage doigt/capteur).

- Méthodes vélocimétriques : (réf.6 et 8).

Un émetteur et un récepteur ultra-sonores sont positionnés directement sous la manchette occlusive ou bien placés au-delà, suivant les appareils .

La vitesse de l'écoulement sanguin dans le vaisseau et les mouvements de la paroi artérielle provoquent, par effet DOPPLER, un glissement de fréquence  $\Delta f$  entre les fréquences des ondes ultra-sonores incidentes et réfléchies .

Le signal recueilli est traité différemment dans deux catégories d'instruments .

- Le signal Doppler détecte directement la présence de l'écoulement sanguin :

Dans ce cas le principe et le déroulement de la mesure sont les mêmes que pour les méthodes pléthymographiques. La variation de fréquence  $\Delta f$  signale la réapparition du pouls lors de la décompression et indique la pression systolique .

Le principe en tout ou rien de la méthode la rend très simple de

.../...

mise en oeuvre. Cependant, la pression diastolique ne peut toujours pas être mesurée .

Exemple d'appareil : - Parks Electronics Laboratory  
"Parks 802 Doppler " (réf.9).

- Le signal Doppler prend en compte les mouvements de la paroi artérielle : (fig.1.17)

Une étude en détail du signal Doppler fait apparaître deux phénomènes distincts liés aux mouvements de la paroi artérielle: l'ouverture de l'artère sous l'effet de la pression provoque un mouvement à vitesse élevée, donc un glissement de fréquence  $\Delta f$  important, de 200 à 500 Hz .

Par contre, la fermeture de l'artère se fait à vitesse beaucoup plus faible, entraînant un  $\Delta f$  plus petit, de l'ordre de 30 à 100 Hz

Si l'on gonfle le brassard à une pression supra -systolique en constate donc au dégonflage (voir fig.1.18):

- l'apparition de signaux à fréquence élevée (200/500Hz) marquant l'égalité de la pression dans la manchette et de la pression systolique .

.../...

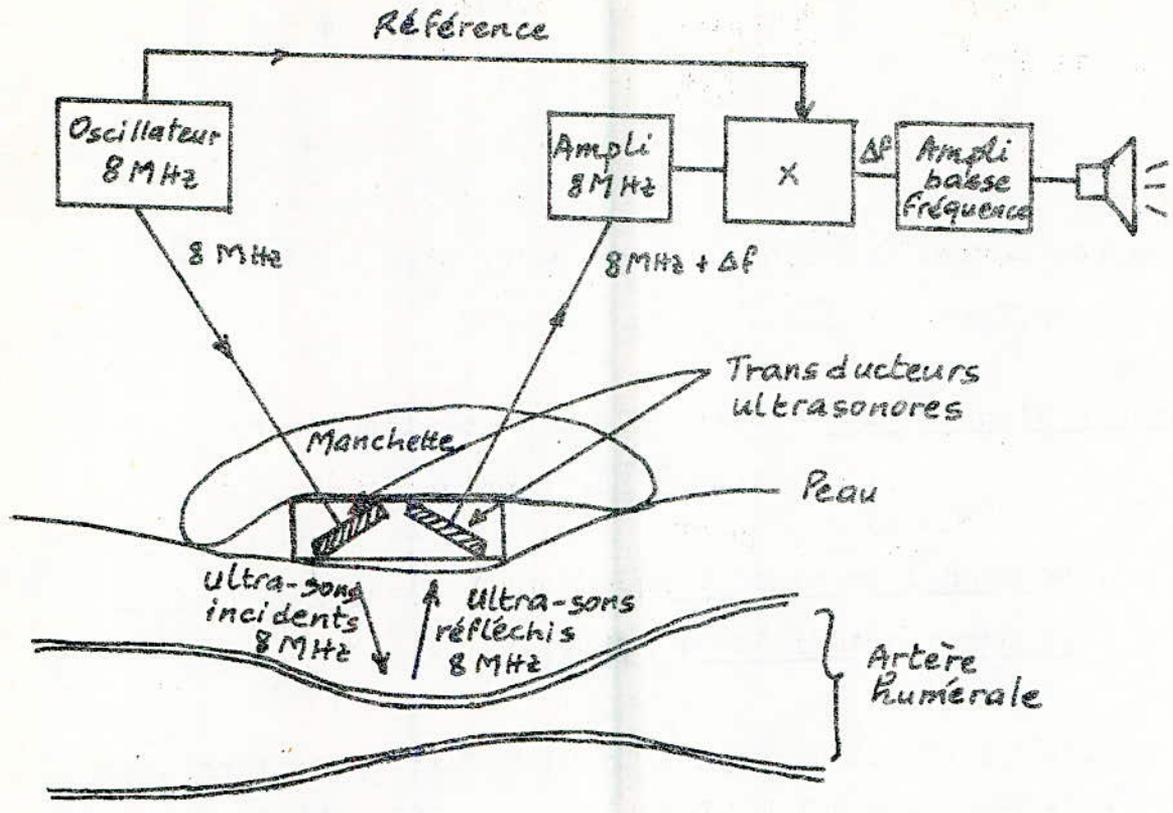


Figure : 1.17 - Principe de la méthode exploitant l'effet Doppler sur les parois des vaisseaux.

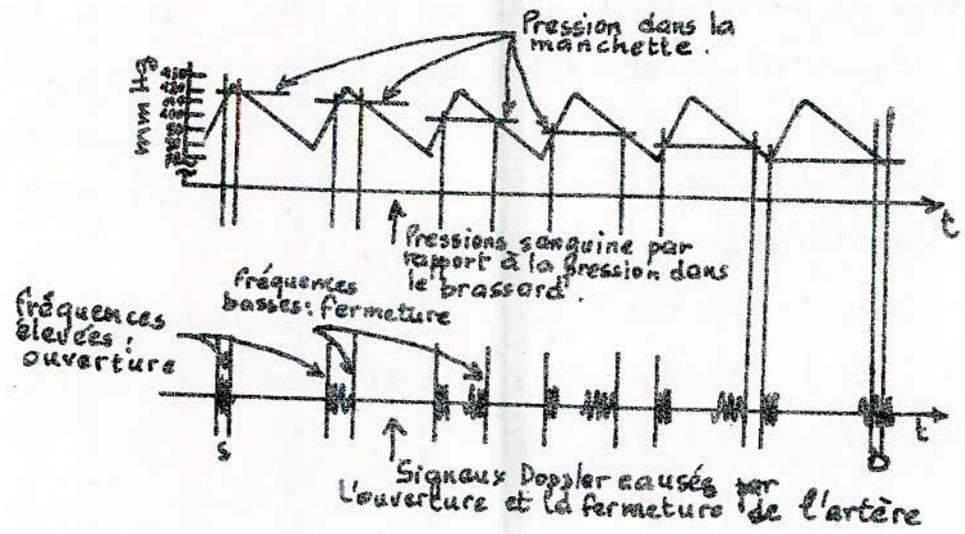


Figure : 1.18 - Principe de la détermination des pressions systolique et diastolique grâce au dispositif de la Figure 1.17.

- si l'on poursuit le dégonflage, on constate que le temps entre ouverture et fermeture augmente, passe par un maximum, puis diminue jusqu'à zéro,
- au moment où les deux signaux se confondent la pression dans la manchette est égale à la pression diastolique .

Cette méthode , assez précise, présente l'avantage de donner la pression diastolique, mais l'équipement reste complexe et coûteux. De plus, les transducteurs, fragiles, doivent être positionnés avec soin en regard de l'artère avec un gel de contact . L'interface transducteur/peau est source d'artéfacts lors de mouvements du patient.

#### Exemple d'appareils :

- Roche bioélectronique : "Artériosonde 1010"
- "Artériosonde 1011"
- "Artériosonde 1216"
- "Artériosonde 1217"(réf.9à13)

#### . Transposition de la méthode de KOROTKOW :

Les sons perçus au stéthoscope sont captés par un microphone placé directement sous le brassard ou bien fixé en aval par un autre système .

Les bruits sont filtrés, amplifiés et mis en forme.

Un traitement du signal permet de différencier les phases caractéristiques des pressions systolique et diastolique, ou dans le cas d'appareils semi-automatiques transforme le signal recueilli en signal auditif .

.../...

La saisie du signal et son traitement pour le recueil de la pression sont particulièrement simples. Par contre, la détection de la pression diastolique est délicate à réaliser. Le critère de repérage est moins net. La présence d'un capteur externe crée toujours des problèmes de fragilité, des difficultés de positionnement et de parasitage en raison des frottements sur la peau et des bruits extérieurs.

Exemples d'appareils :

- Tensiomètres à fonctionnement manuel :
  - " Elektronik test 2400 " (réf.14)
  - Micronta " BP1 " (réf.15)
  
- Tensiomètres semi-automatiques :
  - Marshall Electronic "Astropulse 99" (réf.15)
  - Elag Köln "tensiomètre électronique BE 207 S" (réf.16)
  
- Tensiomètres automatiques à lecture différée :
  - Elag-Köln : "tensiomètre électronique BE 237 R" (réf.17)

il délivre une fiche représentant un cadran de manomètre où des points indiquent le signal .
  
- Tensiomètres entièrement automatiques :
  - Medicotec : "Blutdruck messgerat Med 42 " (réf.18)
  - Bouche : "Infraton tensiomat 100" (réf.19)
  - Applied Medical Research "Dinamap 850 " (réf.20).

.../...

• Tensiomètre portable à enregistrement de longue durée:

- Del Mar Avionics : "Ambulatory 1977

Pressurometer II " (réf.21)

• Transposition de la méthode des oscillations :

Les variations de pression ou oscillations provoquées dans le brassard par les battements de l'artère sous le choc de l'onde pulsatile constituent le signal physiologique de repérage  $\varphi(t)$ . Celui-ci, de faible amplitude, se superpose à la pression  $P(t)$  imposée dans le brassard par le système de gonflage/dégonflage .

Le capteur électrique de pression relié au brassard donne en volts la valeur de la pression  $P(t) + \varphi(t)$  .

La suppression de la composante pneumatique  $P$  de la courbe recueillie tout au long d'une décompression donne accès au signal d'oscillation  $\varphi(t)$  dont l'amplitude varie au cours du dégonflage. Les oscillations de pression sont alors interprétées comme dans la méthode manuelle pour déterminer les pressions systolique, moyenne et diastolique .

L'énorme avantage ici, est de n'avoir avec le patient, qu'une liaison pneumatique et aucun autre contact que le brassard d'occlusion sur le bras.

Les inconvénients de fragilité du capteur, de même que les parasites dus à son frottement sur la peau ou à des signaux externes (bruits, lumière, parasite), n'interviennent plus .

Les trois valeurs intéressantes de la pression, en particulier la pression moyenne, sont accessibles .

.../...

Un problème important consiste cependant à extraire la composante physiologique  $\varphi(t)$  de la fonction de pression  $P(t)$  .

Exemple d'appareils :

Ceux de la série "dinamap" de Applied Medical Research

. "dinamap 825"

. "dinamap 845" .

1.3.3- CONCLUSION :

Les différentes catégories d'appareils actuels basés sur les méthodes de mesure de la tension artérielle présentées dans le paragraphe précédent indiquent leurs principales caractéristiques et va nous permettre de nous fixer un axe de recherche .

Les appareils à bruits de KOROTKOW présentent l'intérêt d'être simples de conception et surtout de reprendre en mode automatique la méthode manuelle de référence .

Les appareils à ultra-sons peuvent être appliqués à des domaines où les bruits de KOROTKOW sont inexploitable .

Les appareils à oscillations ont l'énorme avantage de n'avoir aucun capteur dans le brassard et de mesurer la pression moyenne .

C'est donc dans cette voie que va s'orienter notre recherche en étudiant les modes de mesure et d'extraction du signal d'oscillations  $\varphi(t)$  qui peuvent exister, à partir du signal de pression  $P(t)$  dans le brassard .

\*\*\*\*\*  
CHAPITRE 2  
\*\*\*\*\*

ETUDE DES DIFFERENTS DISPOSITIFS BASES  
SUR LA METHODE OSCILLOMETRIQUE.  
\*\*\*\*\*



La méthodologie adoptée en conclusion du chapitre précédent est celle qui exploite les oscillations de pression. Ses avantages sont de pouvoir mesurer la pression moyenne et de ne pas nécessiter de capteur en dehors du boîtier de mesure.

Cette étude expose la recherche d'une méthode d'acquisition de ces oscillations .

Les différentes méthodes que nous allons présenter utilisent toutes le signal issu d'un capteur de pression parfaitement adapté à la méthode oscillométrique.

C'est donc ce capteur que nous allons étudier en détail dans le paragraphe ci-dessous .

Les différentes solutions possibles se distinguent :

- par la forme de la courbe de dégonflage (à paliers ou continue),
- par le type de brassard (à simple ou double manchette),
- par le mode d'obtention du signal (par dérivation ou à l'aide d'une courbe d'opposition).

La réalisation des montages expérimentaux a permis d'évaluer ces solutions et de faire un choix avant de passer à un prototype plus élaboré .

## 2.1 - CAPTEUR DE PRESSION UTILISE

C'est un capteur de pression relative à jauge d'extensométrie et électronique intégrée . Il est fabriqué par la Société Nationale Semiconducteur sous la référence LX 1601 G (réf.22). Il se compose essentiellement d'un diaphragme avec sa cellule de référence de pression, d'un pont de mesure piezorésistif, et d'un conditionneur/ amplificateur de signaux.

Pour des pressions allant de -5 à +5 PSI (260 mmHg ), il délivre une tension de 2,5 V à 15V suivant une loi linéaire pour une tension d'alimentation de 15V.

La figure 2.1 présente le schéma électrique du capteur de pression intégré (réf.23).

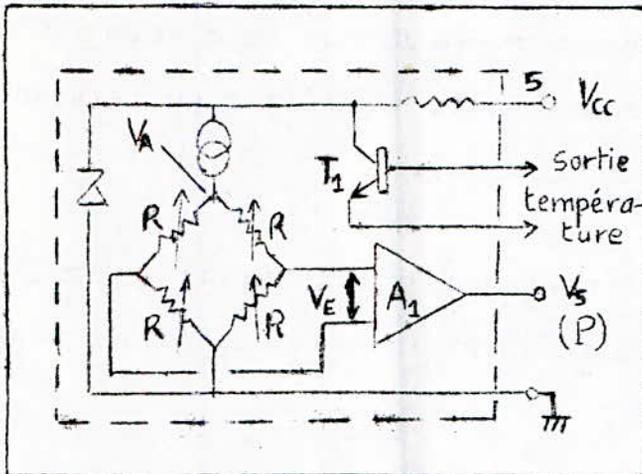


Figure: 2.1 - Schéma électrique du capteur de pression intégré .

A l'aide du transistor  $T_1$ , diffusé au centre du pont des résistances on a , en outre la possibilité de connaître la température au point de mesure de la pression .

.../...

Une étude assez détaillée de la " sortie température " ( pattes 4 et 3 ) est présentée dans l'annexe I .

Comme nous disposions que d'un seul capteur, nous avons pensé que grâce à un mauvais transport ou stockage de matériel etc..., les caractéristiques ont pu changer et ont dépassé les normes. Ce qui nous a amené à vérifier les paramètres importants du capteur à savoir :

- la linéarité,
- la stabilité par rapport à la température .

#### 2.1.1 - CARACTERISTIQUE PRESSION-TENSION :

Le brassard est placé autour d'un cylindre rigide et gonflé à l'aide d'une poire pour une pression variant de 0 à 320 mm Hg. On relève la tension de sortie  $V_s$  entre la borne 1 et la masse. La pression  $P$  est lue sur le manomètre relié au brassard.

La caractéristique  $V_s = f(P)$  obtenue (voir fig.2.2) est bien linéaire entre 0 et 260 mm Hg comme l'annonce le constructeur et même jusqu'à 320 mmHg valeur limite de tous les capteurs de pression artérielle .

#### 2.1.2 - ETUDE DE LA VARIATION DE LA TENSION DE SORTIE EN FONCTION DE LA TEMPERATURE :

Le brassard est toujours placé autour d'un cylindre rigide et gonflé à une pression constante comprise entre 0 et 300 mm Hg . Le capteur est placé dans une enceinte thermostatée .

.../...

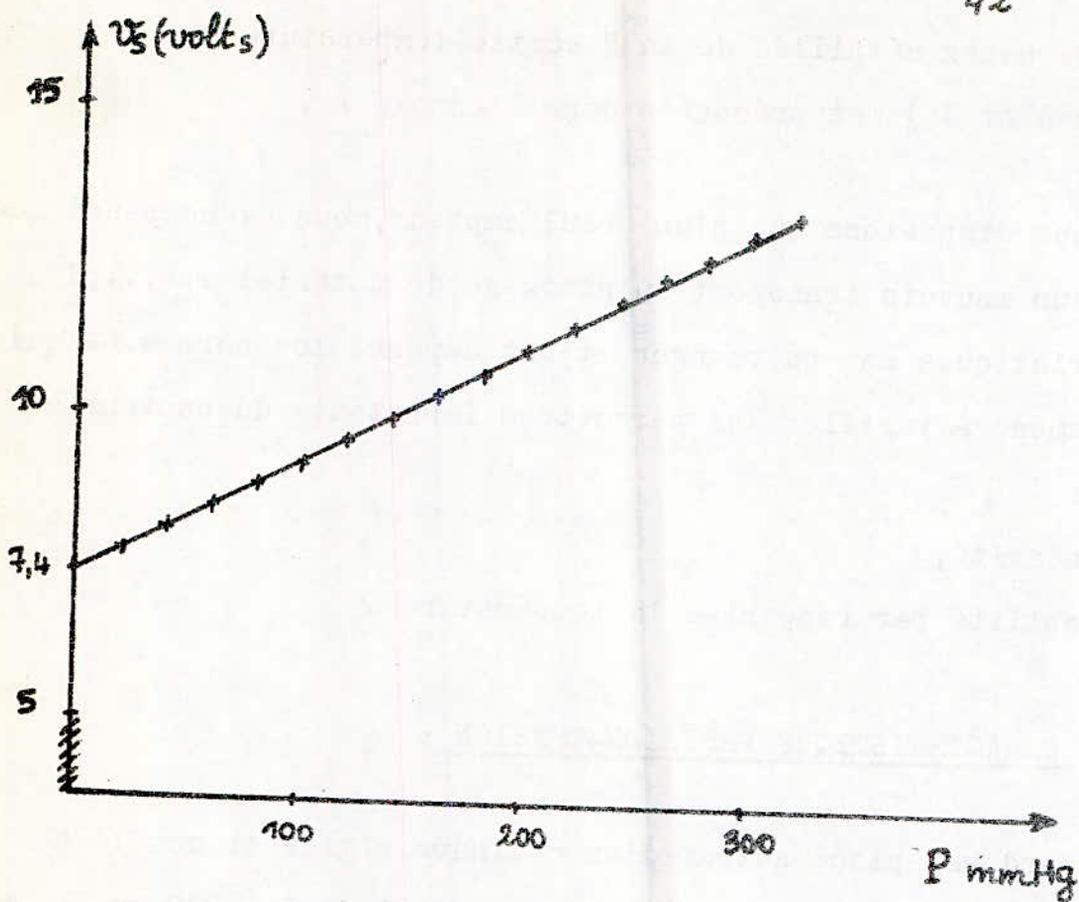


Figure: 2.2 - Caractéristique pression-tension

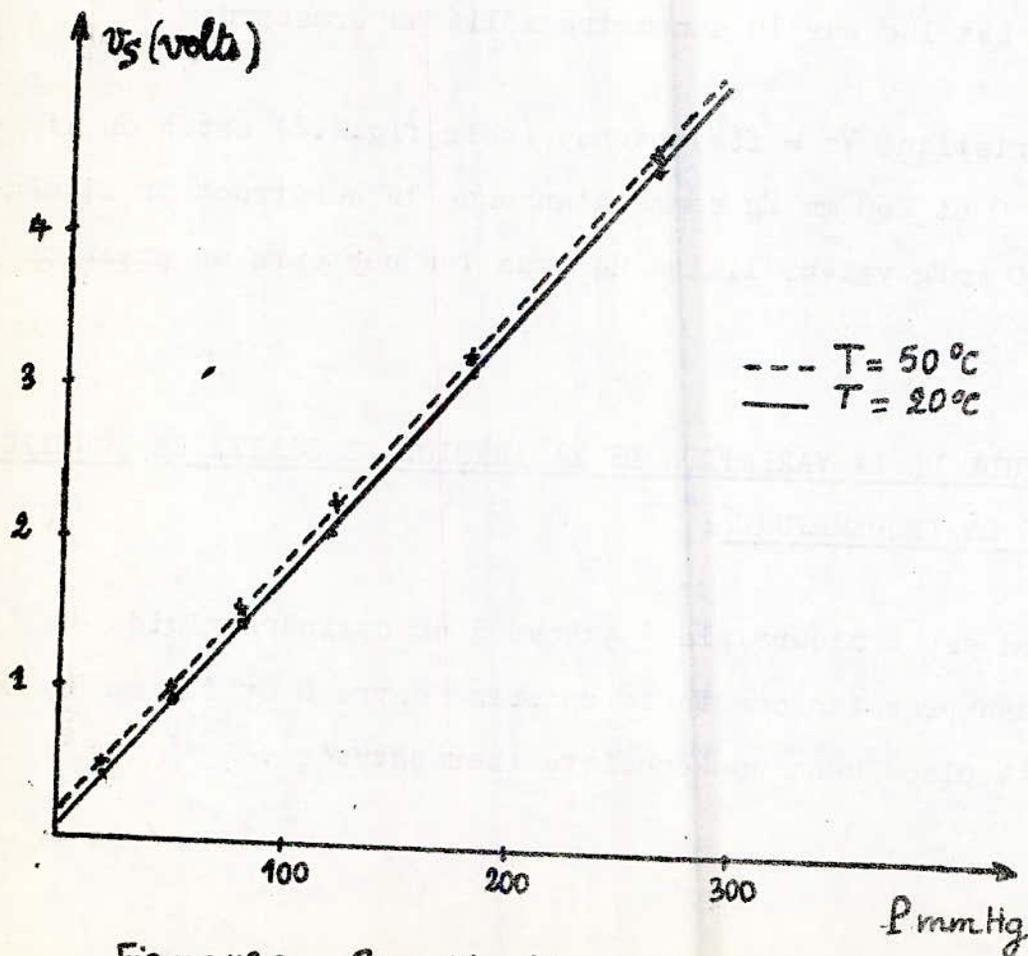


Figure: 2.3 - Caractéristiques pression-tension en fonction de la température.

On enregistre  $V_s = f(T)$  au cours du temps (à pression  $P$  constante) à l'aide d'un millivoltmètre précis.

où :  $V_s$  = tension de sortie  
 $T$  = température en °C .

- Résultats obtenus:

Les tableaux de mesure obtenus pour différentes valeurs de la pression  $P$  nous ont permis d'estimer une variation linéaire, maximal, de 3,6 mV/°C .

D'après la caractéristique pression-tension, nous avons aussi, une variation linéaire de 0,056 mm Hg/mv, donc de :

$$3,6 \text{ mV/°C} \times 0,056 \text{ mm Hg/mv} = \underline{0,2 \text{ mm Hg/°C}}$$

Nous avons représenté dans la figure 2.3 les résultats obtenus pour les températures successives  $T = 20^\circ\text{C}$  et  $T = 50^\circ\text{C}$  .

La caractéristique de référence pour la réalisation du tensiomètre sera celle obtenue à  $20^\circ\text{C}$  .

Si l'appareil une fois réalisé, fonctionnait jusqu'à une température de  $50^\circ\text{C}$  , l'erreur maximale serait de 5 mm Hg. Cette erreur ne nécessite en général aucune compensation .

## 2.2- CARACTERISTIQUES DU SIGNAL DE PRESSION

Quelque soit le mode de dégonflage choisi (fonction par paliers ou continue), les caractéristiques générales du signal, restent identiques .

Le signal de pression  $P(t)$ , issu du capteur ,est la somme de deux signaux d'origines différentes(cf. fig.2.4):

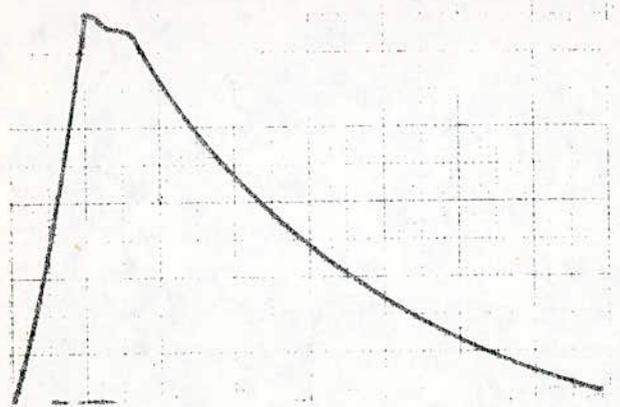
- une composante pneumatique  $P(t)$ : caractérisant la pression établie dans le brassard, que l'on peut observer isolément en plaçant celui-ci sur un cylindre indéformable. Sa dynamique d'amplitude s'étend de 0 à 320 mm Hg et sa fonction temporelle dépend du mode de dégonflage choisi (fonction par paliers ou continue).

- une composante physiologique de pression  $\varphi(t)$  : appelée encore oscillations de pression qui provient du phénomène vasculaire (battements dans les artères). Elle se superpose à la composante continue. Son amplitude est très faible par rapport au signal continu , de l'ordre du millimètre de mercure. Sa forme reproduit celle de la courbe de pression artérielle (cf. fig.2.4). Le signal a donc une allure périodique, suivant la fréquence cardiaque,

### • Spectre de fréquence du signal de pression dynamique :

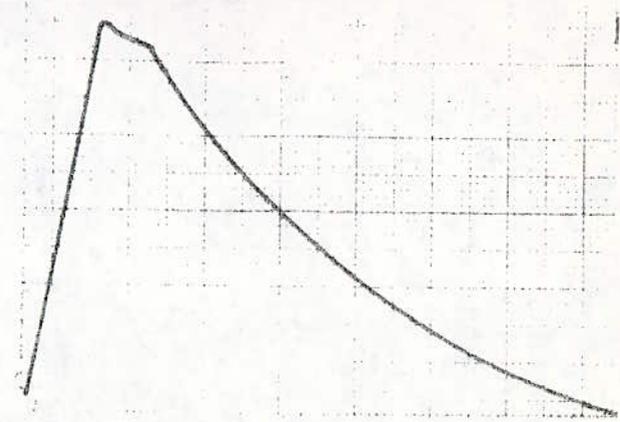
Le spectre de fréquence du signal physiologique  $\varphi(t)$  semblable à celui d'un signal rhéographique (cf. réf.24) qui a la même origine physiologique, se détaille ainsi (cf. figure 2.5):

.../...

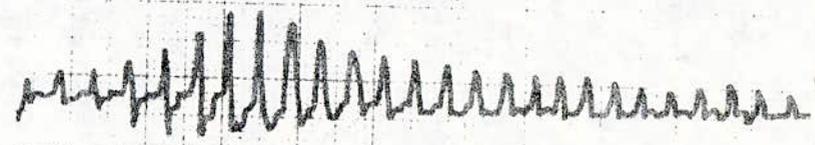
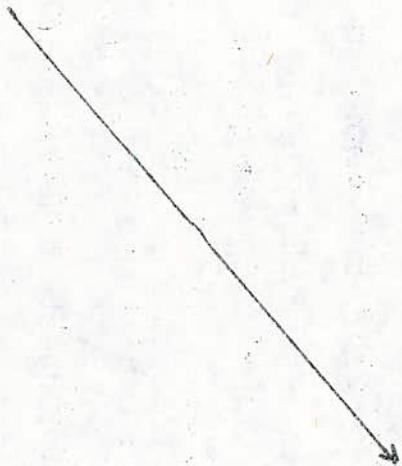


Signal résultant de pression  $P(t)$

$$P(t) = P(t) + \varphi(t)$$



Composante pneumatique  $P(t)$  de la pression



Composante physiologique  $\varphi(t)$  de la pression

Figure : 2.4 - Constitution du signal de pression dans le brassard  $P(t)$

- une composante fondamentale de 0,5 à 2Hz correspondant à la périodicité cardiaque et résultant du phénomène vasculaire,
- des composantes secondaires de plus haute fréquence dues aux temps de montée de l'onde principale et de l'onde dicrote.
- éventuellement une raie supplémentaire en très basse fréquence (0,2Hz) due à la modulation respiratoire.

Ce spectre est donc entièrement contenu dans une bande passante de 0 à 10Hz .

#### .Résultats expérimentaux :

A l'aide de l'analyseur de spectre BRUËL & KJAER type 2031 et de l'enregistreur de niveau type 2307, nous avons pu enregistrer le spectre de fréquence du signal physiologique  $\varphi(t)$  de différentes personnes.

Les résultats obtenus sont conformes avec ceux de la figure 2.5 .

La figure 2.6, nous donne les spectres de fréquences des signaux physiologiques  $\varphi_1(t)$  et  $\varphi_2(t)$  relatifs à deux personnes.

La raie supplémentaire due à la modulation respiratoire a été éliminée par le montage de recueil des oscillations (filtrage).

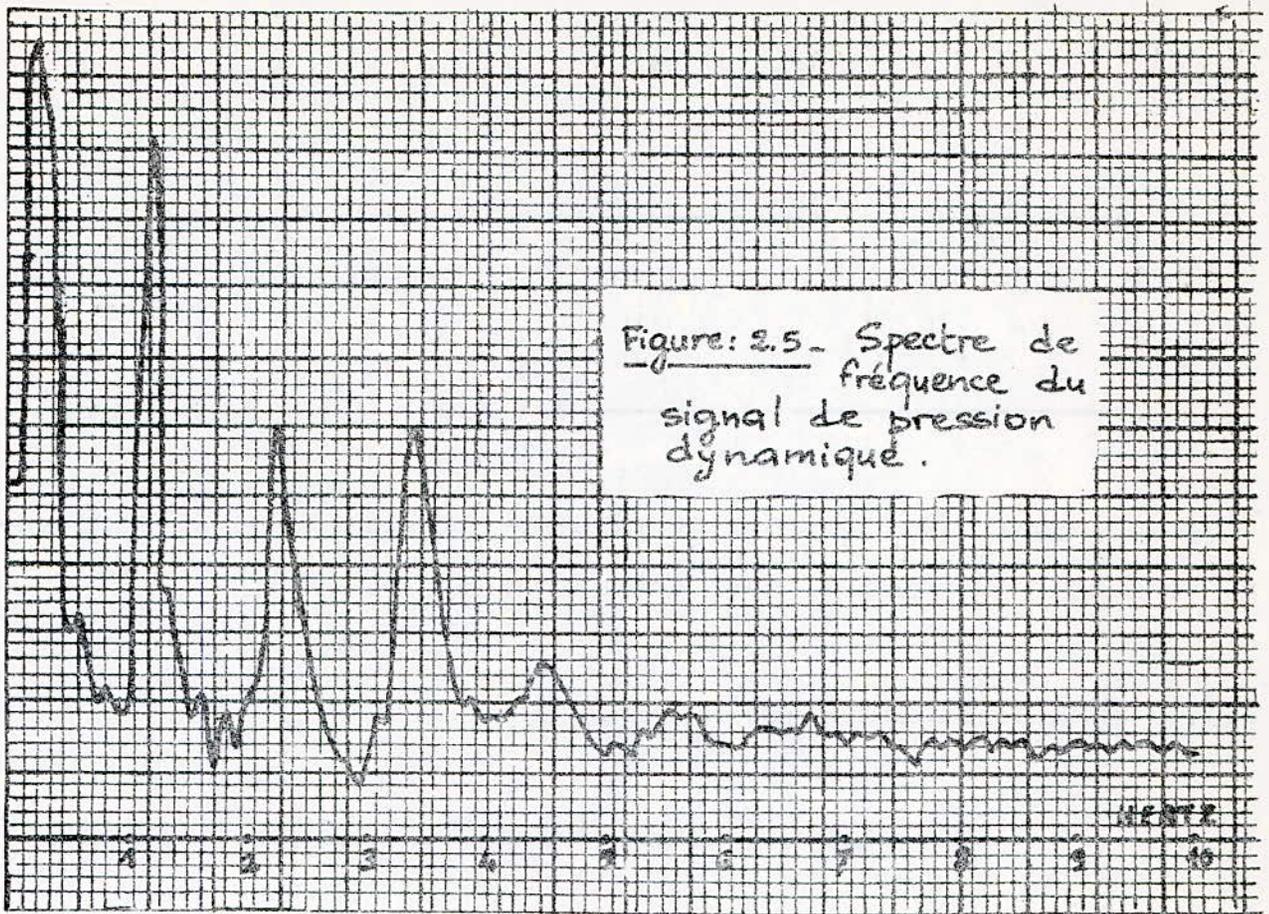
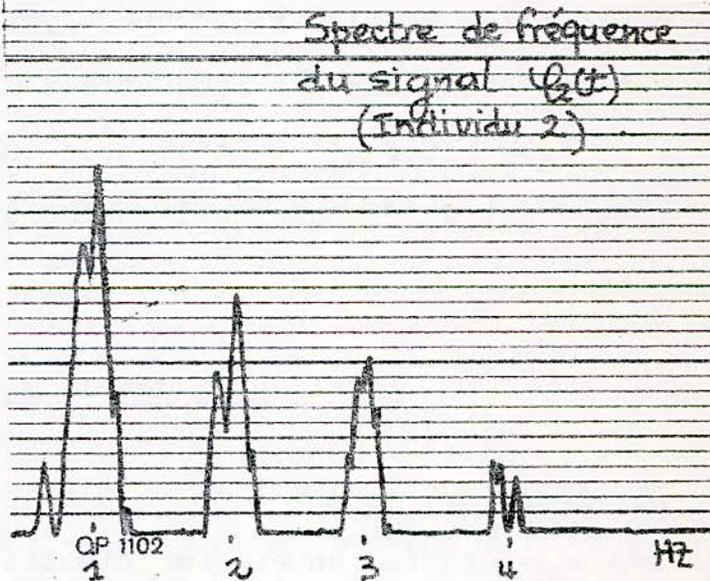
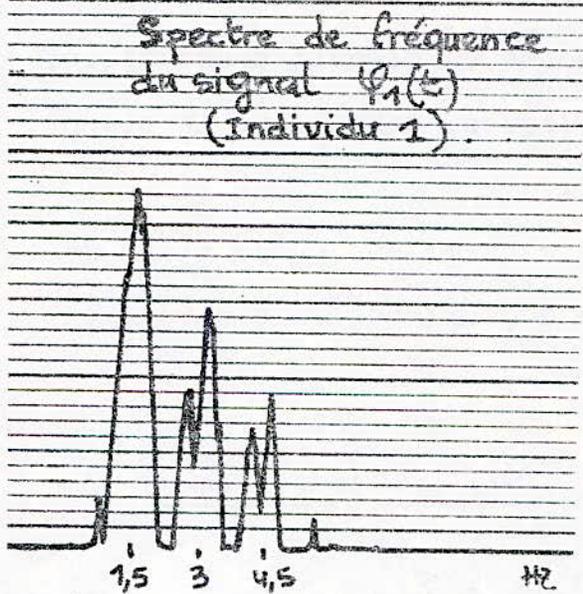


Figure: 2.5 - Spectre de fréquence du signal de pression dynamique.

Brüel & Kjaer



- Figure: 2.6 -

## 2.3- DISPOSITIF A DECOMPRESSION PAR PALIERS

(réf. 1 )

Tous les appareils basés sur ce principe utilisent une électrovanne commandée séquentiellement (cf.paragraphe 3.2.2 ).

### 2.3.1 - CARACTERISTIQUES DU BRASSARD :

#### a - Fonctionnement d'un dispositif à double manchette:

Pendant le gonflage et l'ouverture de l'électrovanne, les deux manchettes sont en communication. Elles restent ainsi toujours à la même pression, mais sur le palier, elles sont séparées. La première manchette, isolée de tout le reste du circuit pneumatique, amortit les oscillations supra-systoliques, tandis que le signal est recueilli dans la manchette aval.

( ce dispositif n'est utilisable que dans le cas où la phase de mesure est différente de la phase de dégonflage, donc uniquement dans le cas de paliers).

#### b - Effet de la double manchette sur le signal :

La figure 2.7 permet de comparer le signal dans le cas de manchettes séparées (s) ou en communication(c). Il apparait alors très nettement un effet d'atténuation du signal parasite à haute pression .

.../...

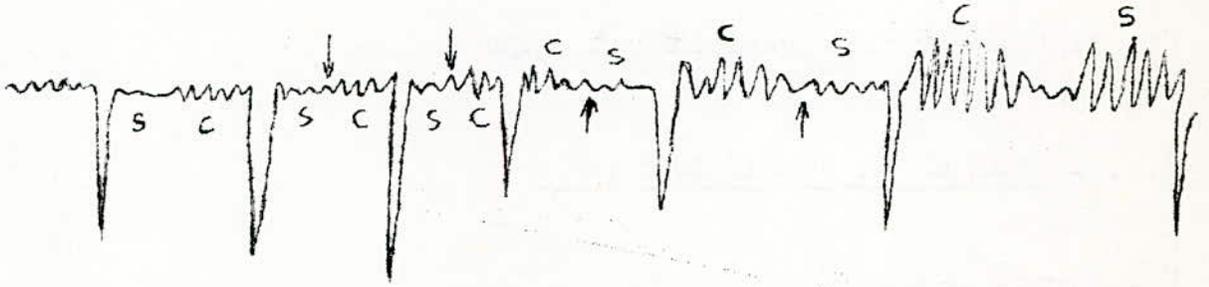


Figure : 2.7 - Atténuation due à la double manchette.

c - Conclusion :

Dans le cas de l'utilisation d'une simple manchette, la pression systolique se caractérise par un changement de pente (croissance plus forte) dans la courbe d'amplitude des oscillations.

Dans le cas d'une double manchette, la pression systolique se caractérise par la réapparition des oscillations de pression. Ce critère est plus net que le précédent et permet d'utiliser une détection fonctionnant en tout ou rien. Cette solution est donc préférable pour un mode de dégonflage par paliers.

2.3.2 - MISE EN OEUVRE :

a - Allure du dégonflage :

Dans ce montage, la fonction de dégonflage à générer est une courbe constituée de paliers successifs d'amplitude constante et de durée fixe, au moins égale à deux battements cardiaque, pour une fréquence standard ( 60 b/mn ).

Sur chaque palier est recueilli le signal physiologique  $\varphi(t)$ .

.../...

b- Organigramme de fonctionnement :

Cf. figure 2.8 représentant cet organigramme.

2.3.3- ANALYSE DU FONCTIONNEMENT :

Cf. figure 2.9 .

a - Régulation du dégonflage :

Pour générer ces paliers, une électrovanne de vidange est ouverte cycliquement puis maintenue fermée pendant toute la durée du palier.

La durée des paliers est réglée par le monostable 1, alors que le réglage de l'amplitude de pression entre deux paliers est géré par un comparateur à seuil fixe (3mm Hg).

Afin de limiter l'effet du transitoir lors de l'ouverture de l'électrovanne, le dégonflage n'est autorisé que dans la partie décroissante de l'onde de pression artérielle.

Pour y parvenir, il faut d'abord recueillir le signal physiologique  $\varphi(t)$  (cf. sous-paragraphe suivant), puis réaliser une synchronisation par rapport à ce signal.

Cette dernière est réalisée à partir d'un comparateur qui a pour entrées ce signal et un seuil fonction du signal  $\varphi(t)$ .

b - Recueil du signal de pression dynamique  $\varphi(t)$  :

.../...

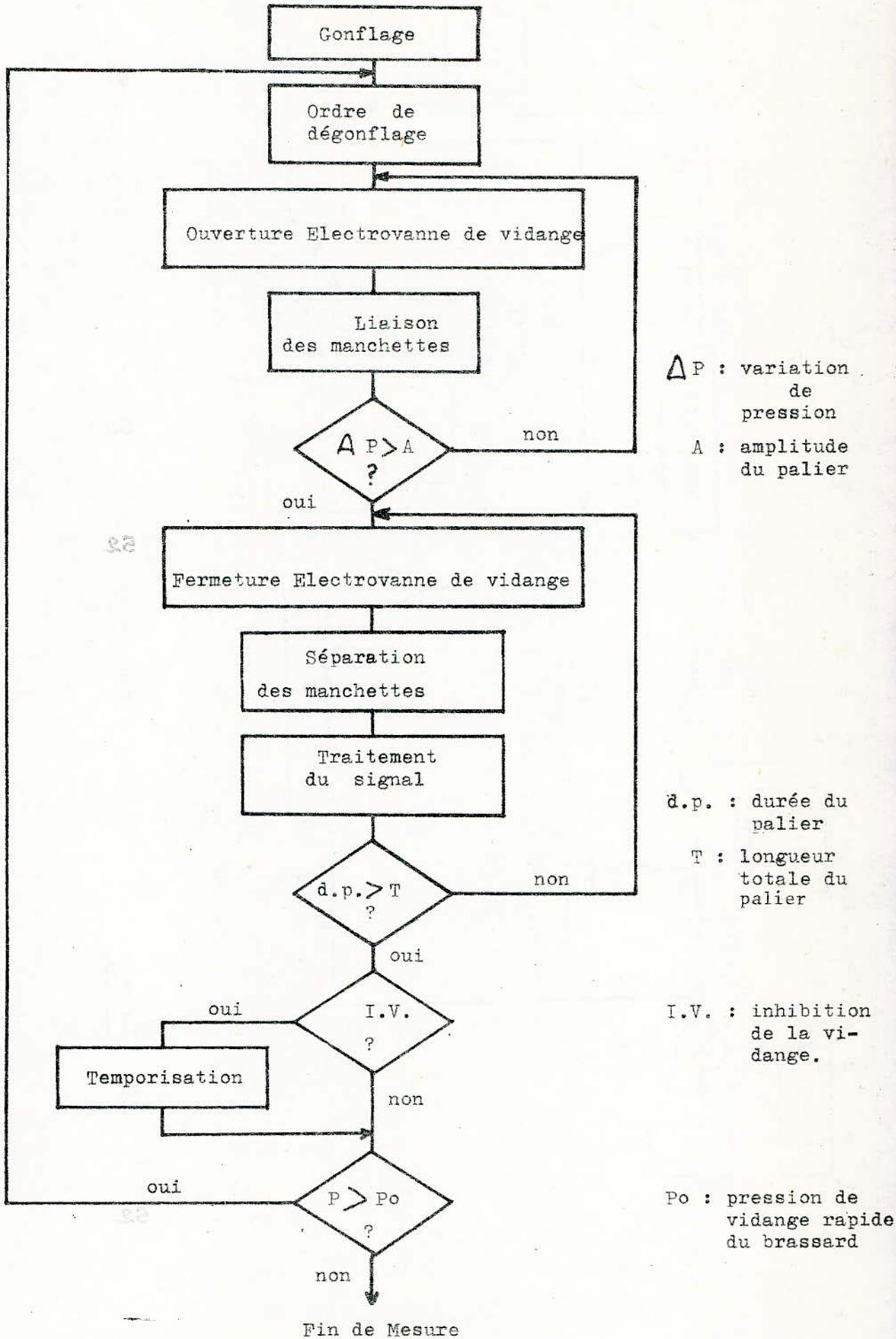
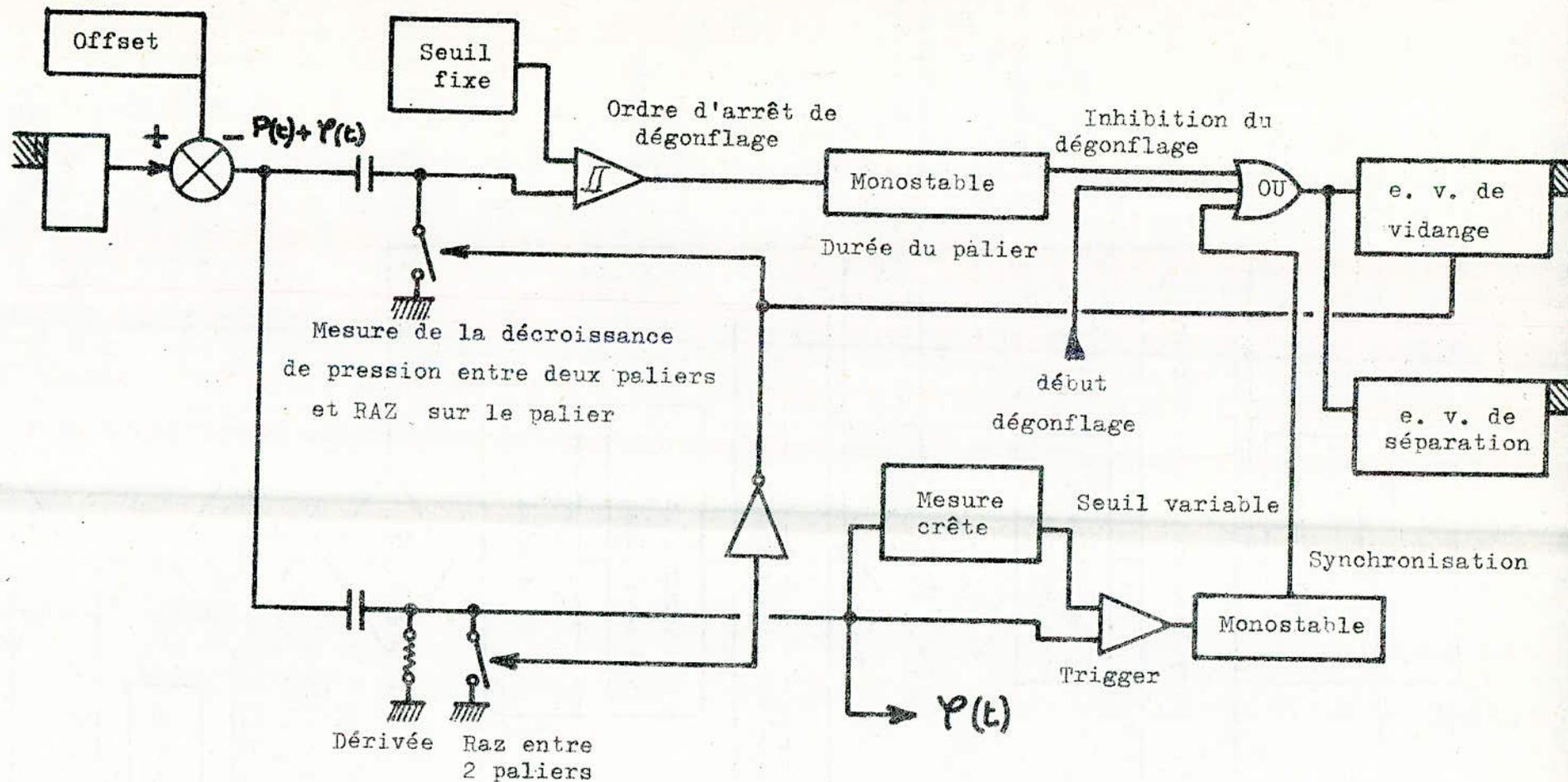


Figure : 2.8 - Organigramme de fonctionnement du système à dégonflage par paliers



**Figure : 2.9 -** Schéma électronique du montage utilisant un mode de dégonflage par paliers.

Il est obtenu à partir du signal de pression  $\mathcal{P}(t)$  sortie du capteur. Une forte dérivation pendant la phase d'ouverture de l'électrovanne de vidange élimine la composante de pression établie  $P(t)$ . Pendant le palier une légère dérivation est effectuée sur  $\varphi(t)$  pour filtrer les composantes basse fréquence .

#### 2.3.4 - SIGNAUX OBTENUS :

Les figures 2.10 et 2.11 représentent les deux signaux principaux recueillis avec un tel montage:

- la courbe de pression  $P$  générée (brassard entourant un cylindre rigide).
- la composante dynamique  $\varphi(t)$  (brassard sur le bras d'un patient).

En examinant de plus près ces courbes, on aperçoit un phénomène parasite sur les paliers: leur niveau n'est pas constant.

Cette dérive du palier se produit déjà sur un modèle rigide, mais s'amplifie sur un patient. Ce phénomène a donc deux origines: l'une purement pneumatique, l'autre uniquement physiologique .

Les figures 2.12 et 2.13 nous montrent respectivement les transitoires pneumatique et physiologique.

Cette instabilité des paliers perturbe la mesure comme le montre la figure 2.10 . L'amplitude des premières oscillations est faussée. Il faut alors envisager :

- soit d'attendre la stabilisation du palier, ce qui fait perdre une à deux secondes par palier ,

.../...

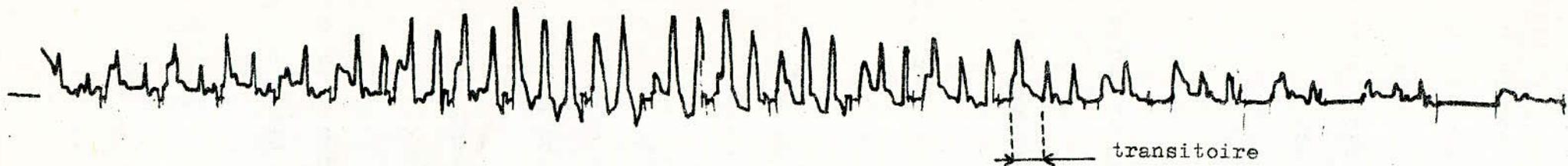


Fig. 2.10 - Composante physiologique de la pression  $\varphi$  (t) sur un patient (cf. fig. 2.4)

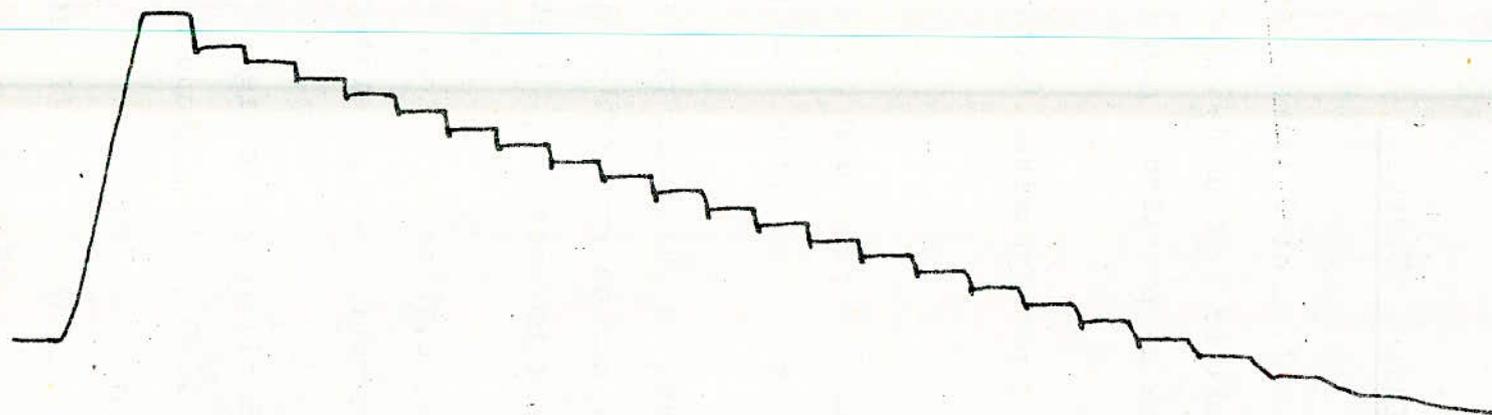


Fig. 2.11 -- Courbe de pression P (t) sur un cylindre rigide

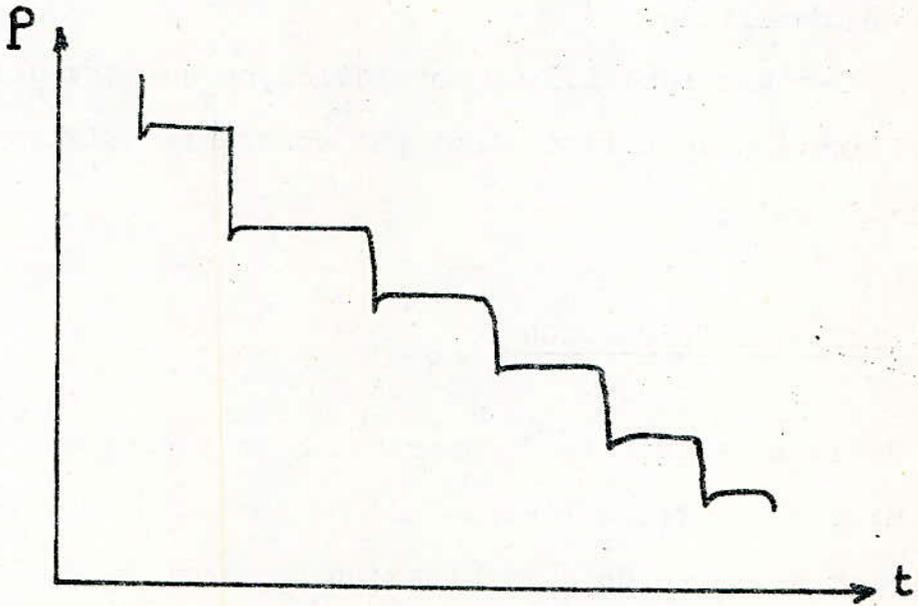


Figure : 2.12 - Transitoire pneumatique .

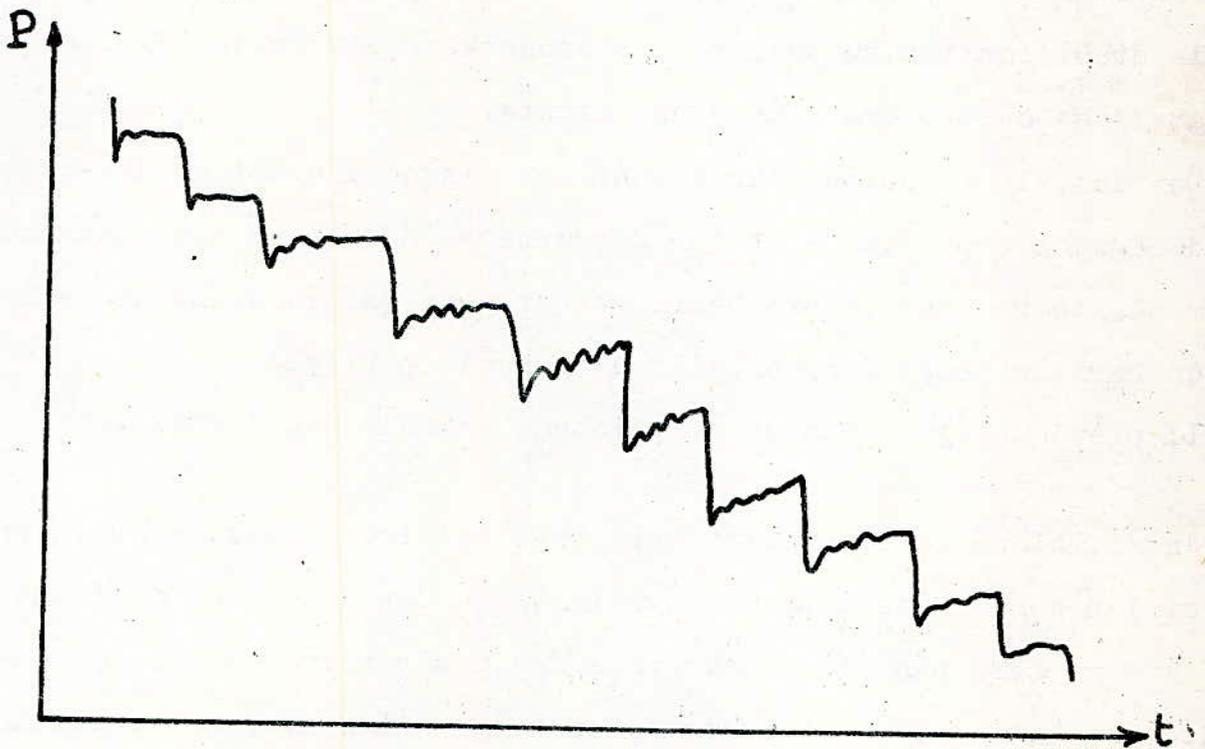


Figure : 2.13 - Transitoire physiologique .

- soit de dériver plus fortement le signal, ce qui modifie sa forme et son amplitude,
- soit de générer une fonction de correction, ce qui est difficile car la déformation du palier n'est pas constante mais varie suivant la pression .

### 2.3.5 - CRITIQUES ET CONCLUSION :

L'avantage de la stratégie de décompression en palier est sa simplicité de mise en oeuvre . L'emploi d'une double manchette rend plus précis les critères de détermination des pressions.

La composante pneumatique P possède une forme facile à compenser. L'électronique de traitement est alors assez simple .

Par contre, l'apparition d'un phénomène transitoire au début de chaque palier impose un temps de mesure très long, donc inconfortable. En effet, pour obtenir une bonne précision, il faut attendre la stabilisation du palier puis conserver deux battements. Le dégonflage dure alors près d'une minute.

De plus, le principe d'un dégonflage discontinu est en lui-même désagréable puisque à chaque décompression le sang est soudainement libéré dans le bras sans retour veineux, laissant le membre un certain temps dans un état d'ischémie partielle.

Il provoque également un remplissage veineux douloureux .

Aussi, malgré la simplicité apparente de mise en oeuvre et la précision de la méthode, les contraintes de durée donnent à l'examen un caractère pénible inadapté à des mesures fréquentes, ambulatoires ou en cours d'effort . Ces contraintes nous ont conduits à élaborer une autre stratégie de décompression.

2.4 - ELABORATION D'UNE METHODE DE MESURE  
A DECOMPRESSION CONTINUE

La réalisation d'un système à dégonflage continu, passe en premier lieu par l'analyse de la loi de vidange du brassard à travers la résistance pneumatique d'une électrovanne. Cette fonction de vidange va être mise en équation à l'aide d'une analogie électrique (réf.1).

A partir de cette modélisation, il est alors possible de rechercher une méthode d'extraction des oscillations  $\varphi(t)$ .

2.4.1 - ANALYSE ET MODELISATION DES FONCTIONS PNEUMATIQUES :

a - Signal fondamental :

La figure 2.14 représente le signal de pression du brassard enregistré pendant la phase de dégonflage à travers la résistance pneumatique d'une électrovanne. Il représente l'allure générale des courbes obtenues par des vidanges continues ,  
On constate que la courbe de pression P est d'allure exponentielle et que le signal d'oscillation  $\varphi(t)$  est de faible amplitude par rapport au niveau de pression établi.

b - Modélisation des fonctions pneumatiques :

. Mesures effectuées :

Pour trouver les équations de ces fonctions le brassard est placé autour d'un cylindre rigide. Après avoir été gonflé à l'aide

.../...

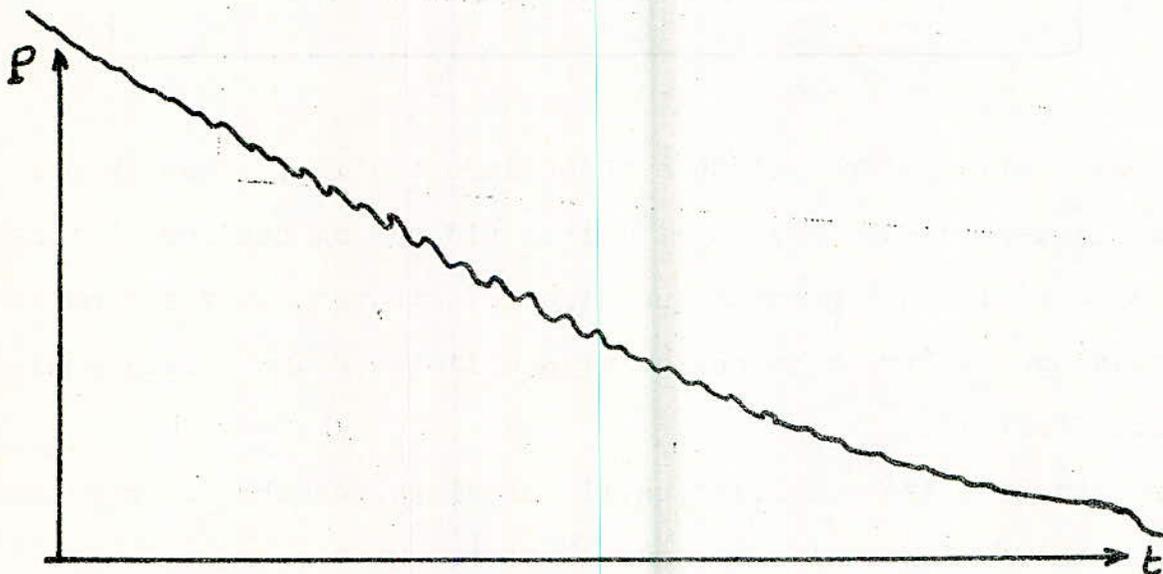
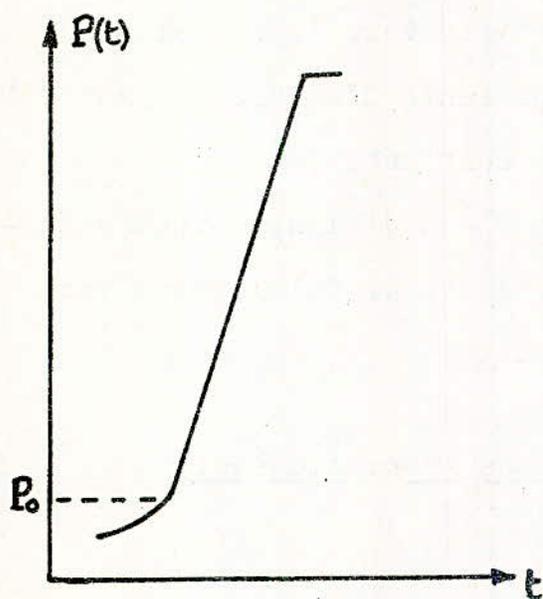
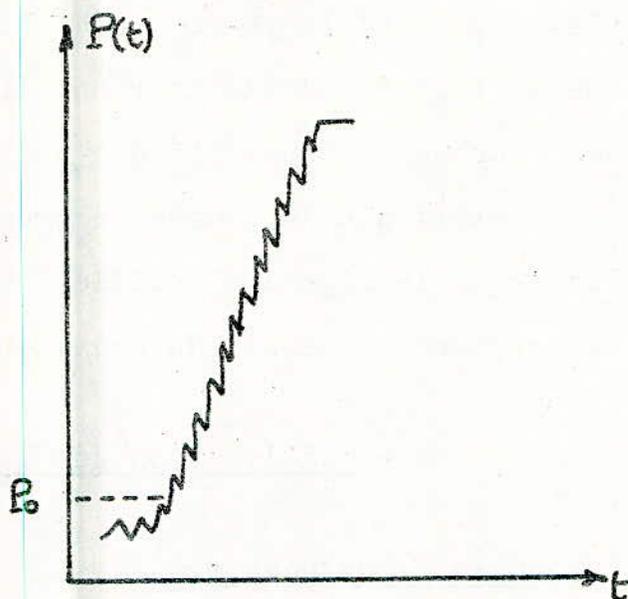


Figure: 2.14 - Courbe de pression dans le brassard au cours d'une vidange à l'aide d'une électrovanne.



a. Gonflage automatique.



b. Gonflage manuelle.

Figure: 2.15 - Courbes de gonflage.

d'une pompe à membrane, il est dégonflé au moyen d'une électrovanne. La courbe de pression en fonction du temps  $P = f(t)$  délivrée par le capteur est enregistrée à chaque mesure. On construit ensuite la fonction  $\text{Log } P = g(t)$  à partir de  $P = f(t)$ , pour le dégonflage. L'opération est répétée pour différents volumes de brassard.

- Remarque :

Même, ne possédant pas de pompe, nous avons pu refaire ses mesures et tirer des conclusions identiques à celles obtenues avec un gonflage automatique. (réf. 1 pages 68 à 72).

En effet, en gonflant le brassard judicieusement à l'aide d'une poire traditionnelle nous pouvons assurer tout comme une pompe un débit presque constant. La figure 2.15 illustre ceci.

• Résultats obtenus : (cf. figures 2.16 et 2.17).

- Courbes  $P(t)$  du cycle gonflage / dégonflage :

Sur ces courbes, il apparaît que le gonflage se divise en deux parties, une première non linéaire jusqu'à une pression  $P_0$  indépendante du volume, suivie d'une seconde linéaire. Le dégonflage a une allure exponentielle.

- Courbes  $\text{Log } P(t)$  au dégonflage :

Si la courbe  $P(t)$  était purement exponentielle, la courbe  $\text{Log } P(t)$  serait une droite, ayant pour pente la constante de temps de l'exponentielle.

Les courbes obtenues ici (figure 2.17) peuvent être approchées par une droite jusqu'à une certaine pression  $P_0$  qui, elle aussi, est

.../...

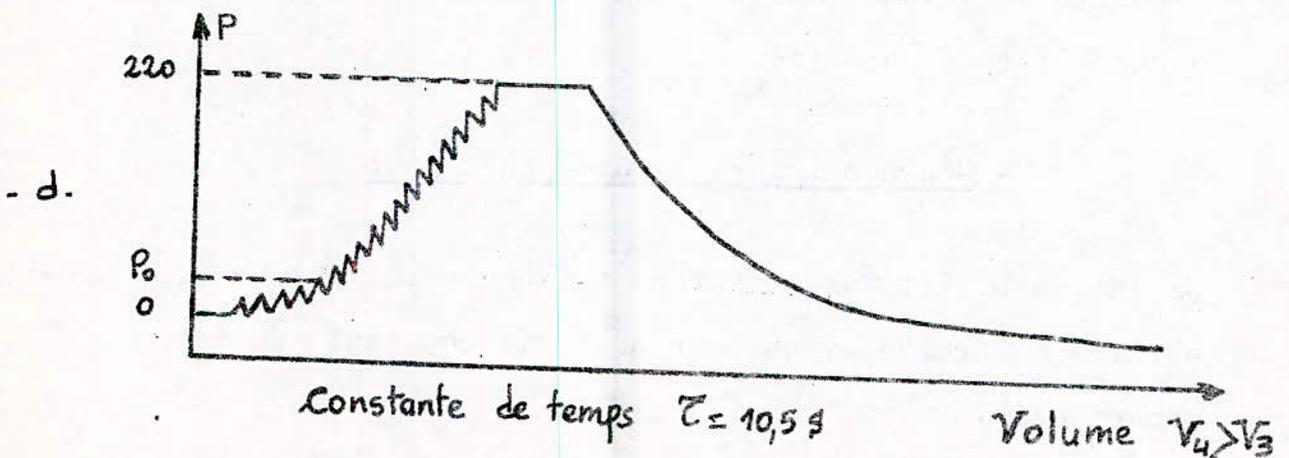
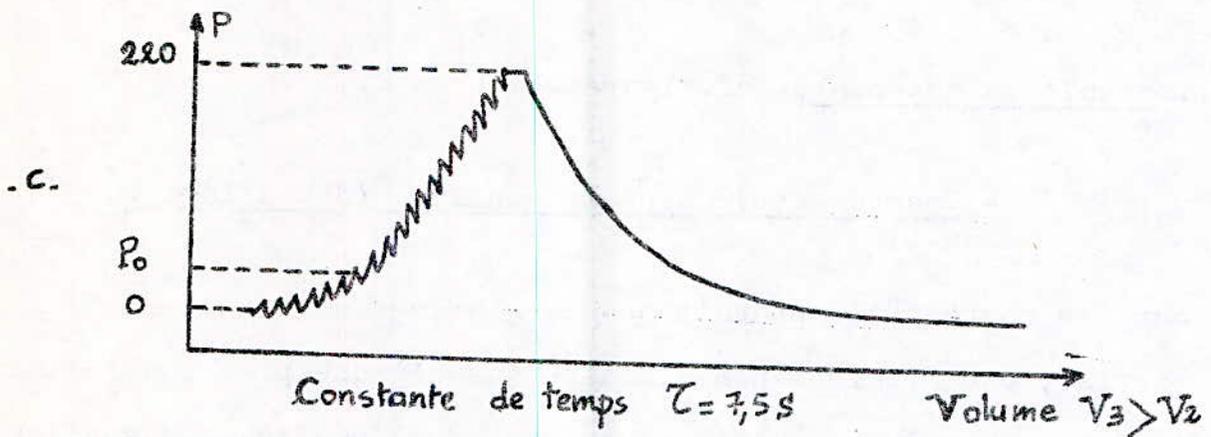
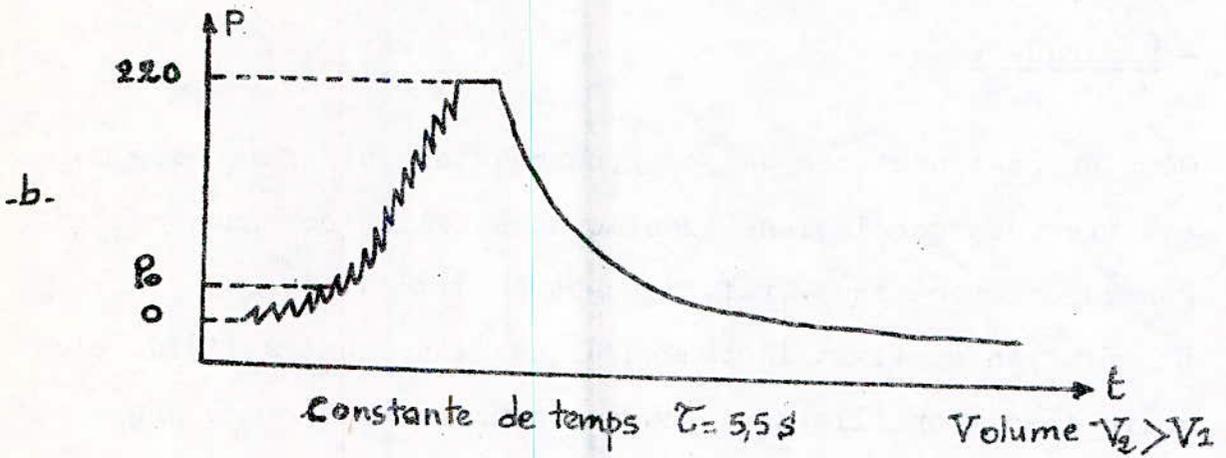
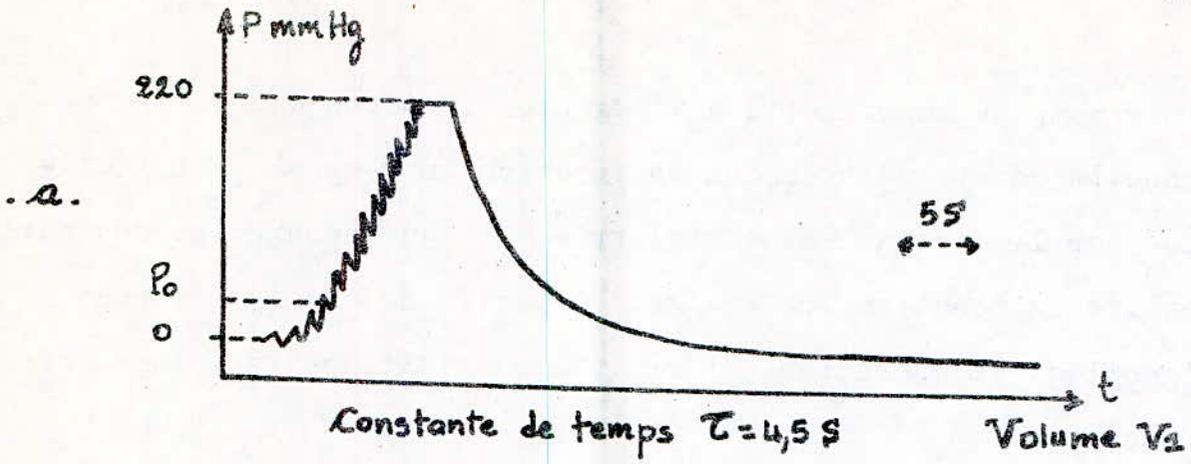


Figure: 2.16 - Courbe  $P(t)$  pour des volumes de brassard différents.

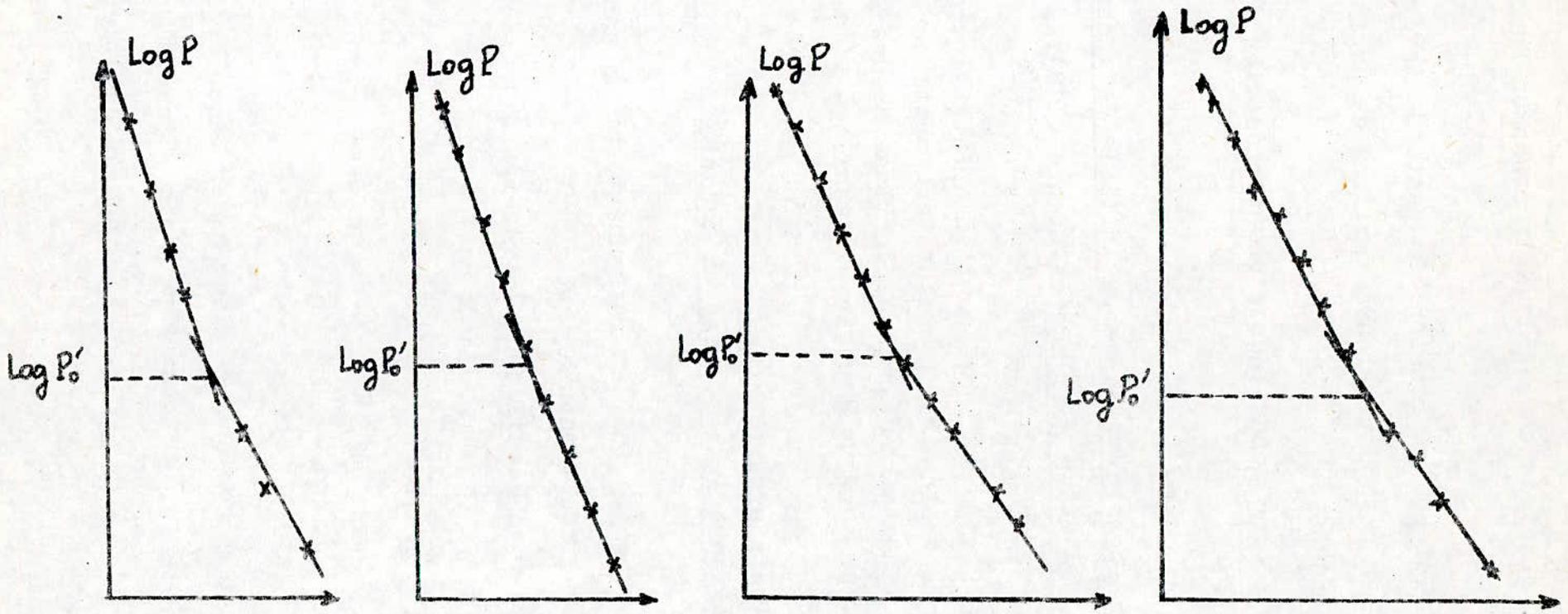


Figure : 2.17 - Courbes  $\text{Log } P(t)$

indépendante du volume et sensiblement égale à la pression  $P_0$  citée au gonflage.

Pour des valeurs plus faibles de la pression, la pente de la droite varie et il faut utiliser une ou plusieurs portions de droite pour approcher la courbe  $\text{Log}P(t)$ .

La courbe de dégonflage est donc constituée d'une composition d'exponentielles.

- Evolution de la constante de temps initiale de vidange en fonction du temps de gonflage (cf. figure 2.18).

En mesurant la constante de temps de l'exponentielle initiale pour chaque courbe  $P(t)$  à volume constant, on constate que cette constante de temps est fonction linéaire du temps de gonflage mesuré entre deux pressions fixes dans la zone linéaire du gonflage.

. Interprétation des résultats expérimentaux  
Modélisation du circuit pneumatique et mise en équation

L'interprétation de ces courbes se fait en raisonnant sur un schéma électrique équivalent du circuit pneumatique.

Ce sous paragraphe est étudié en détail dans la référence 1 de la page 75 à la page 77.

On aboutit à la conclusion suivante :

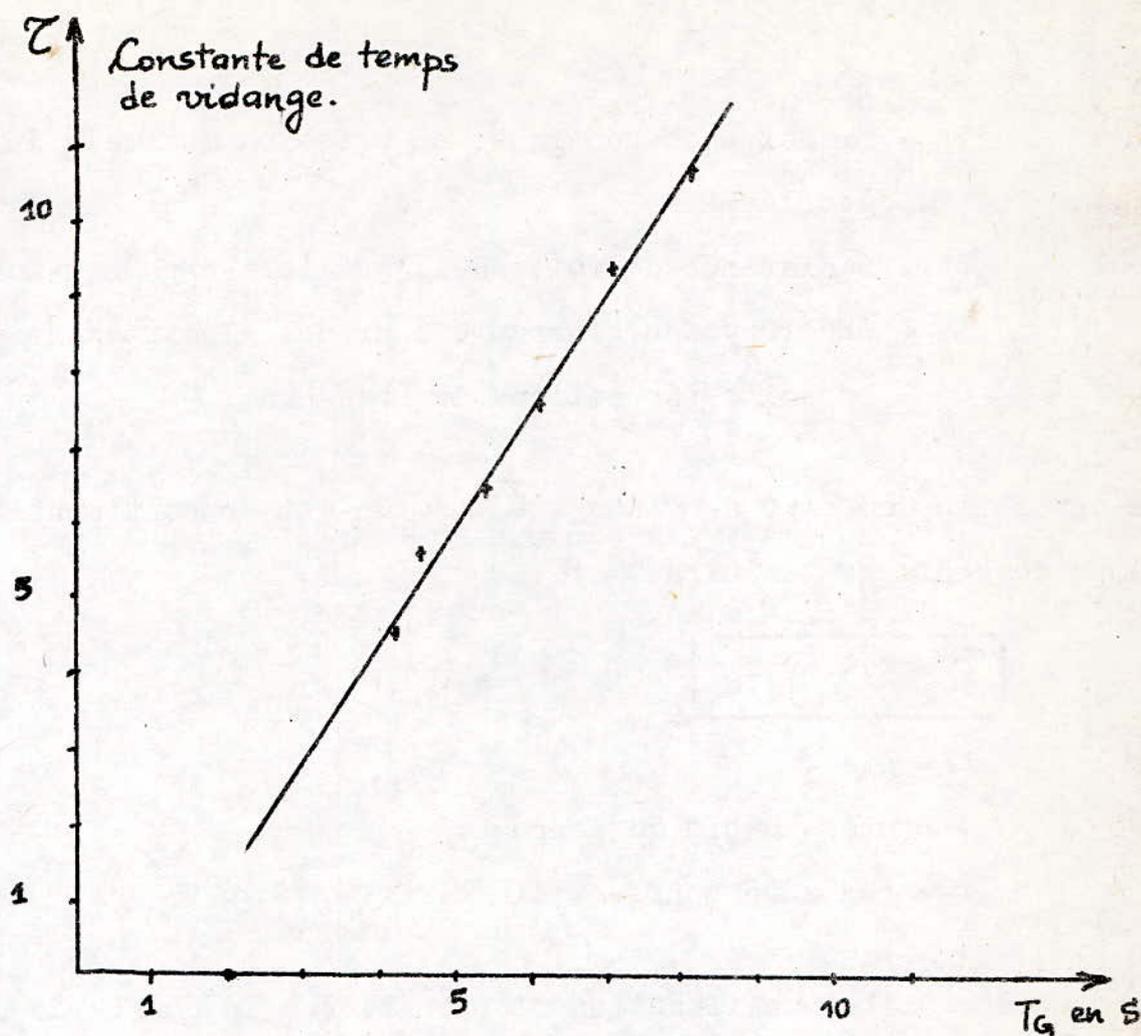
c- Conclusion :

Depuis le début du dégonflage jusqu'à une valeur assez basse de la pression, la courbe de dégonflage du brassard à l'aide d'une électrovanne peut être approximée à une exponentielle pure d'équation :

$$P = P_c e^{-\frac{t}{R_v C_0}}$$

2.1

.../...



Temps de gonflage entre 50 mmHg  
 et 220 mmHg (partie linéaire).

Figure : 2.18 - Constante de temps  $\tau$  de vidange  
 en fonction du temps de gonflage.

- où :
- $P_c$  = pression de consigne ou pression maximale de gonflage .
  - $R_v$  = résistance de fuite de l'ensemble brassard-tubulure-électrovanne, constante pour une électrovanne donnée.
  - $C_o$  = capacité pneumatique du brassard .

La constante de temps de vidange  $\tau = R_v.C_o$  est proportionnelle au temps de gonflage linéaire  $T_G$  :

$$\boxed{\tau = K.Q.R_v.T_G} \quad 2.2$$

- où :
- $K = cte$  .
  - $Q = cte = \text{débit de la pompe}$  .
  - $T_G = \text{temps de gonflage linéaire}$  .

Donc pour réaliser une fonction d'opposition à la courbe de dégonflage , il suffit de générer une exponentielle dont la constante de temps est :

- soit déduite de la mesure de la constante de temps réelle au tout début du dégonflage ,
- soit déterminée d'après le temps de gonflage  $T_G$ , mesuré au gonflage dans la zone linéaire de ce dernier.

La fin de la vidange n'est plus purement exponentielle.

Pour s'affranchir des problèmes posés par cette divergence un système de rattrage de zéro par correction intégrale sera mis en oeuvre pour minimiser ses effets .

#### 2.4.2 - ELABORATION D'UNE COURBE DE DEGONFLAGE :

a- Principe :

.../...

D'après le paragraphe précédent, la courbe de vidange avec une seule électrovanne est très proche d'une exponentielle, ce qui signifie que le dégonflage se fait à une vitesse variable, rapide au début puis de plus en plus lent. Or, la précision de la mesure dépend de la vitesse de dégonflage puisque les oscillations se produisent périodiquement à une fréquence régulière, 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 (cela correspond à des vitesses d'échantillonnage différentes). 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 (figure 2.19).

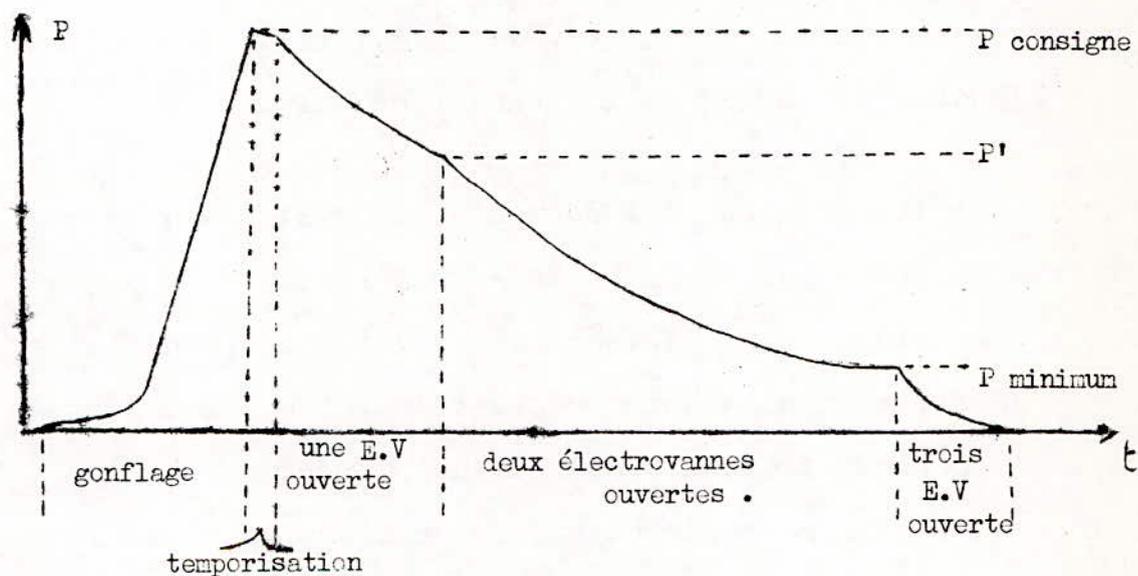


Figure : 2.19 - Courbe de pression P - vidange à trois électrovannes .

b- Courbe de vidange utilisée :

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 fixe (145 mm Hg). Leurs fuites sont calibrées

.../...

afin d'obtenir une vidange régulière et assez lente pour la précision désirée (cf. figure 2.19).

Une troisième électrovanne à grande fuite est également utilisée pour vider totalement le brassard en fin de mesure ou en cas d'anomalie de fonctionnement .

#### 2.4.3- MONTAGES ELECTRONIQUES PERMETTANT D'OBTENIR LE SIGNAL PHYSIOLOGIQUES $\varphi(t)$ LORS D'UN DEGONFLAGE CONTINU :

##### a - Circuit utilisant le filtrage :

La première solution envisageable pour séparer les deux signaux  $P(t)$  et  $\varphi(t)$  est le filtrage .

L'étude mathématique du filtrage a été faite (cf. réf.1 de la page 84 à 90) et l'auteur est arrivé à la conclusion suivante :

" Il apparait que les fréquences fondamentales du signal  $\varphi(t)$  ne peuvent être séparées par filtrage du signal  $P(t)$ .

Seules des harmoniques plus élevées pourraient être recueillies à l'aide d'un filtre passe-haut à pente très raide .Il restera des composantes basse fréquence d'amplitude importante et les composantes recueillies ne seront pas interprétables comme le signal physiologique lui-même .Cette méthode apparait donc difficilement exploitable ."

Toutefois, nous avons jugé intéressant de nous pencher sur le problème, de regarder de plus près la méthode, d'en faire une étude expérimentale plus approfondie et la comparer aux méthodes des paragraphes suivants.

• Exploitation des résultats connus pour l'obtention du signal physiologique :

.../...

D'après la caractéristique pression-tension (cf. figure 2.2) le capteur de pression a une sensibilité de 19 mv/mm Hg . Nous savons aussi que le signal physiologique  $\varphi(t)$  a une amplitude de l'ordre du millimètre de mercure et que son spectre de fréquences est entièrement contenu dans une bande passante de 0 à 10 Hz .

A partir de ces résultats, les fonctions essentielles du montage à proposer seront :

- éliminer la composante continue,
- filtrer les composantes de haute fréquence ,
- amplifier les oscillations pour pouvoir les exploiter par la suite .

• Synoptique général :

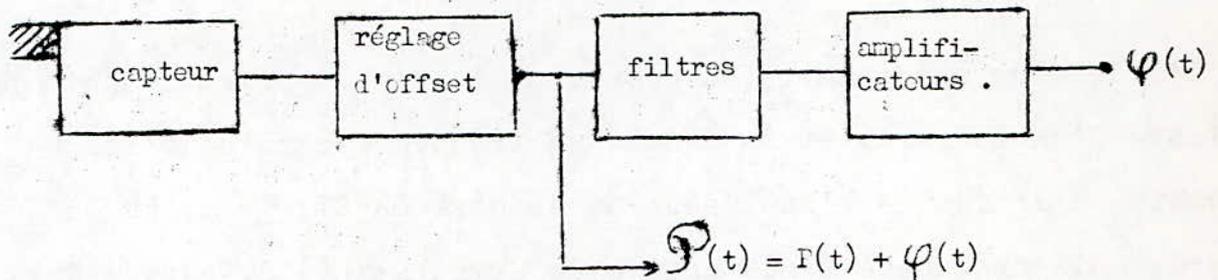


Figure : 2.20 -

L'étude détaillée du montage électronique, le choix des filtres et des éléments qui le constituent seront donnés plus loin.

• Signal de pression dynamique obtenu :

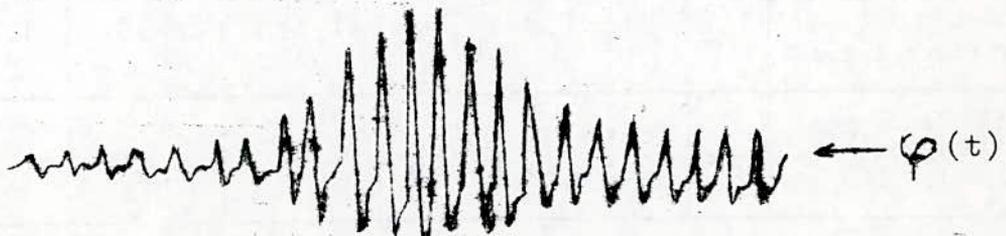


Figure : 2.21 -

.../...

. Analyse de la qualité des signaux obtenus et avantages de la méthode :

Bien que la méthode paraissait au départ difficilement exploitable, les signaux obtenus sont de la même qualité que ceux obtenus avec les montages présentés dans les paragraphes qui suivent.

En effet contrairement à l'indication citée précédemment, les fréquences fondamentales du signal  $\varphi(t)$  sont bien séparées par filtrage du signal  $P(t)$ . Ceci a été vérifié sur de nombreux individus.

- Procédure de vérification :

A l'aide d'un chronomètre, on détermine le nombre de battements par minute d'un individu et on déduit sa fréquence cardiaque  $F_c$ .

Ensuite à l'aide de l'analyseur de spectre BRUËL & KJAER on détermine la fréquence fondamentale du signal  $\varphi(t)$  de cette même personne, et on compare les deux valeurs.

Les résultats obtenus sont satisfaisants et quelques uns sont présentés dans le tableau suivant :

| Individu                                    | 1    | 2   | 3    | 4    | 5    | 6    | 7    |
|---------------------------------------------|------|-----|------|------|------|------|------|
| Fréquence Hz                                |      |     |      |      |      |      |      |
| $F_c$ : obtenue avec le chronomètre         | 0,85 | 1,1 | 1,2  | 1,3  | 1,33 | 1,56 | 1,71 |
| $F_c$ : donnée par l'analyseur de spectre . | 0,85 | 1   | 1,25 | 1,25 | 1,25 | 1,5  | 1,65 |

Tableau : 2.1 -

- Avantages de la méthode :

Outres les mêmes avantages que les montages qui suivent, un intérêt supplémentaire vient de ce que l'on élimine des composants peu courants et chers (utilisés dans les montages suivants) tels que: l'amplificateur logarithmique, le multiplicateur et le diviseur. De plus ce montage est relativement simple .

b- Montage électronique utilisant une courbe d'opposition linéaire déterminée par mesure de constante de temps:  
(réf.1).

• Principe fondamental :

Ce circuit a pour fonction de soustraire au signal de pression en sortie du brassard la composante établie  $P(t)$  de cette dernière afin de recueillir les oscillations  $\varphi(t)$  .

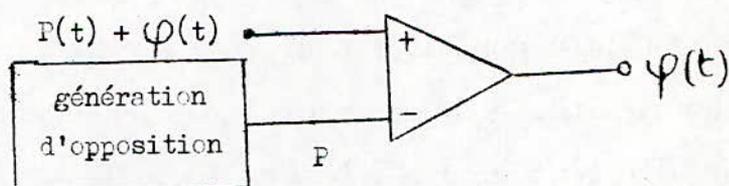


Figure : 2.22-

Nous avons vu que la pression établie  $P(t)$  est sensiblement exponentielle (cf. formule 2.1). En prenant son logarithme, On obtient une courbe linéaire que l'on va compenser .

Pour toutes les mesures contribuant à la génération de la courbe d'opposition on suppose :

$$\text{Log } \mathcal{P}(t) \simeq \text{Log } P(t) = \text{Log } P_i e^{-\frac{t}{Rv_i C_0}} = A_i - B_i t$$

.../...

en posant :  $A_i = \text{Log } P_i$

$$B_i = \frac{1}{R_{vi} C_o}$$

où :  $i = 1$  : ouverture de la première électrovanne

$i = 2$  : ouverture de la deuxième électrovanne

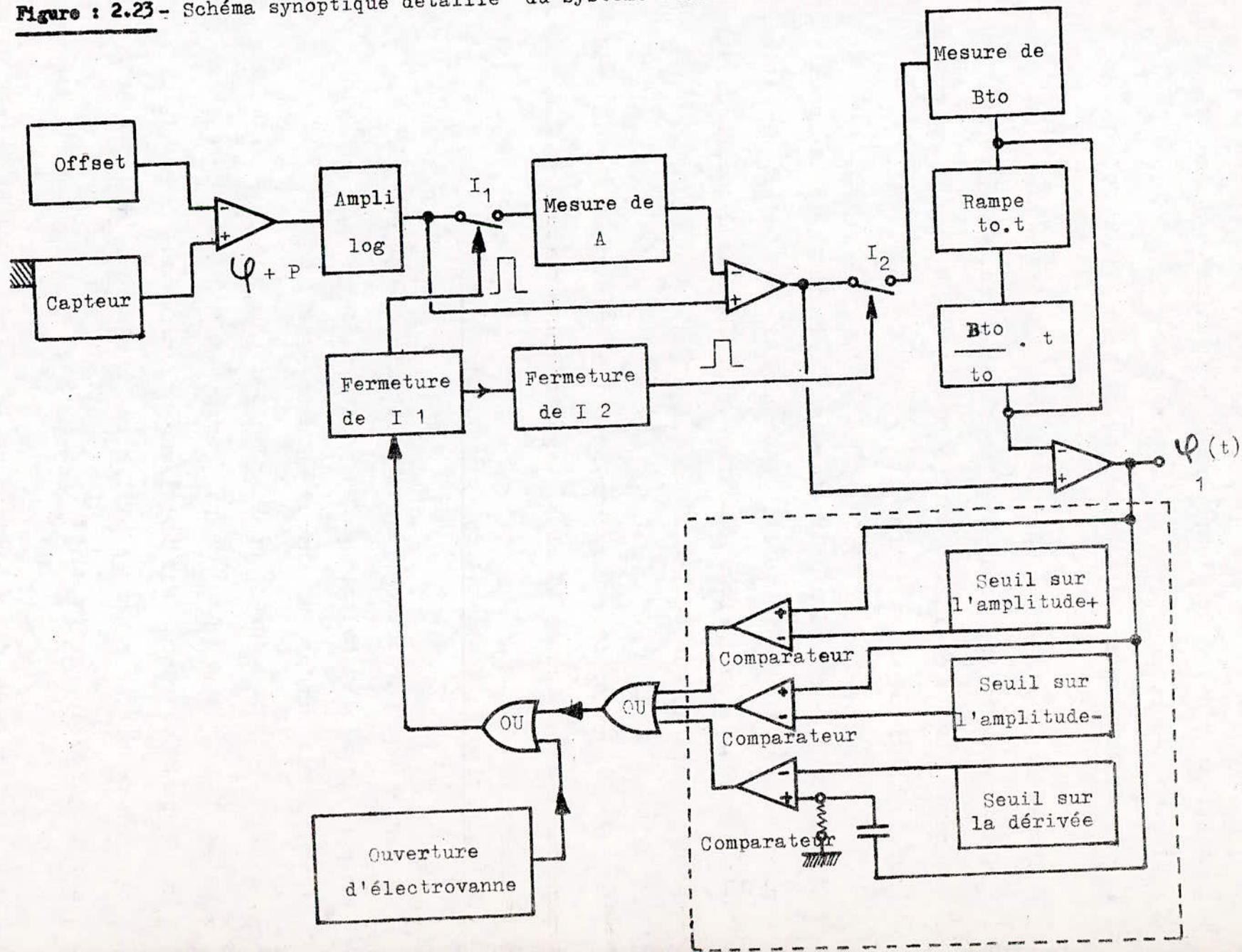
Cette approximation se justifie car les mesures de  $A_i$  et de  $B_i$  se font, soit au début du dégonflage où  $\varphi(t)$  est nul, soit sur un temps  $t_0$  suffisamment long pour mesurer des valeurs moyennes de  $A_i$  et  $B_i$ .

- Principe du traitement du signal et montage électronique de compensation de Log P avec corrections : (cf. figure 2.23).

Le traitement du signal consiste à linéariser la courbe de pression puis à mesurer les deux constantes  $A_i$  et  $B_i$  dans les tout premiers instants du dégonflage pour générer la courbe d'opposition. L'opération est répétée à l'ouverture de la seconde électrovanne pour réadapter les deux courbes. Les valeurs de  $A_i$  et  $B_i$  étant mesurées, une rampe de pente  $B_i$  est construite et soustraite à la courbe ( $\text{Log } P - A_i$ ).

L'erreur entre les courbes  $[- B_i(t+t_0)]$  générées par l'intégrateur et  $[\text{Log } P(t+t_0) - A_i]$  doit être quasiment nulle, pour permettre de recueillir les oscillations  $\varphi_1(t)$  lorsque la mesure est faite sur un patient. (Notons que ce montage nous permet de recueillir le signal  $\varphi_1(t)$ . C'est le signal d'oscillation  $\varphi(t)$  module par la pression  $P(t)$ . Un multiplicateur fera le produit  $\varphi_1(t) \times P(t)$  et fournira  $\varphi(t)$ .

**Figure : 2.23** - Schéma synoptique détaillé du système réalisant une opposition linéaire avec correction



Mais dans la réalité, à partir d'une certaine pression, la courbe de vidange  $P$  dévie de l'exponentielle initiale. En sortie de la chaîne de mesure la courbe résultante entre la fonction  $\text{Log } P$  réelle et la fonction d'opposition croît en valeur absolue.

Cette dérive de l'erreur, due à la présence d'exponentielles multiples, perturbe les mesures et peut aller jusqu'à entraîner la saturation de la chaîne. C'est pourquoi un système de correction pour le rattrapage est introduit.

L'instant de correction est déterminée à l'aide de trois seuils placés sur les valeurs positives et négatives de l'erreur et sur l'amplitude de la dérivée de cette erreur. En cas de dépassement, il y a ordre de correction.

La correction consiste à recommencer les opérations initiales de calcul des constantes  $A_i$  et  $B_i$  à générer une rampe mieux adaptée.

. Evaluation de cette méthode et conclusion :

Le système de correction permet d'obtenir une erreur réduite et un bon signal physiologique. Cependant, le temps de correction est long et fait perdre au minimum un battement.

De plus, chaque correction introduit un transitoire sur le signal qu'il faut masquer pour ne pas perturber la suite du traitement du signal. Ce système est relativement complexe. Il demande un certain nombre de réglages difficiles à réaliser et qui influent sur la précision des mesures.

Une autre méthode de génération de la fonction d'opposition va alors être envisagée. Elle sera établie, non plus d'après la mesure de la constante de temps de vidange au dégonflage, mais d'après

son calcul à partir du temps de gonflage .

c - Montage électronique générant la courbe d'opposition à partir du temps de gonflage : (réf.1).

. Principe fondamental :

Pour générer la fonction d'opposition, il est possible d'utiliser le temps de gonflage  $T_G$  qui intervient par un facteur  $\frac{1}{T_G}$  dans l'argument de l'exponentielle puisque la courbe de dégonflage a pour équation :

$$P = P_i e^{-\frac{t}{\alpha \cdot R_{vi} \cdot T_G}} \quad 2.3$$

avec :  $i = 1$  ou  $2$

$\alpha = \text{cte}$

Le traitement du signal se fait, soit sur la courbe de vidange linéarisée en générant deux rampes  $\left[ - a_i \times \frac{1}{T_G} \cdot X t \right]$ , soit directement sur la courbe exponentielle en réalisant deux exponentielle  $e^{-\frac{t}{\alpha R_{vi} T_G}}$ .

- Remarque :

Dans ce qui va suivre, nous allons présenter les schémas des deux montages : le premier traitant la courbe de pression linéarisée, le second compensant directement la courbe exponentielle.

Nous nous limiterons au principe fondamental de fonctionnement, aux difficultés rencontrées pour expérimenter ces montages et aux résultats obtenus .

.../...

Pour le fonctionnement détaillé de ces montages, nous renvoyons le lecteur à la référence 1 .

• Circuit traitant la courbe de pression linéarisée :

cf. figure 2.24 .

- Principe fondamental :

Nous avons vu que la pression a pour expression :

$$P = P_i e^{-\frac{t}{\alpha R v_i T_G}} ; \alpha = \text{cte}$$

en la traitant par un amplificateur logarithmique, elle devient:

$$\text{Log } P(t) = \text{Log } P_i - \frac{1}{\alpha R v_i} \cdot \frac{1}{T_G} \cdot t \approx \text{Log } \mathcal{P}(t)$$

Le traitement de  $\text{Log } \mathcal{P}(t)$  consiste à mesurer  $\text{Log } P_i$  qui lui est soustrait, puis à générer une rampe d'opposition .

- Evaluation de la méthode :

Ce circuit permet de recueillir  $\varphi_1(t)$  non  $\varphi(t)$ .

Les réglages sont moins nombreux que dans le montage précédent mais ils sont toujours difficiles à réaliser.

De plus, il présente l'inconvénient d'utiliser un amplificateur logarithmique, et dans la suite du traitement, un multiplicateur qui permet de recueillir  $\varphi(t)$  et non  $\varphi_1(t)$  .

• Montage compensant directement la courbe exponentielle :

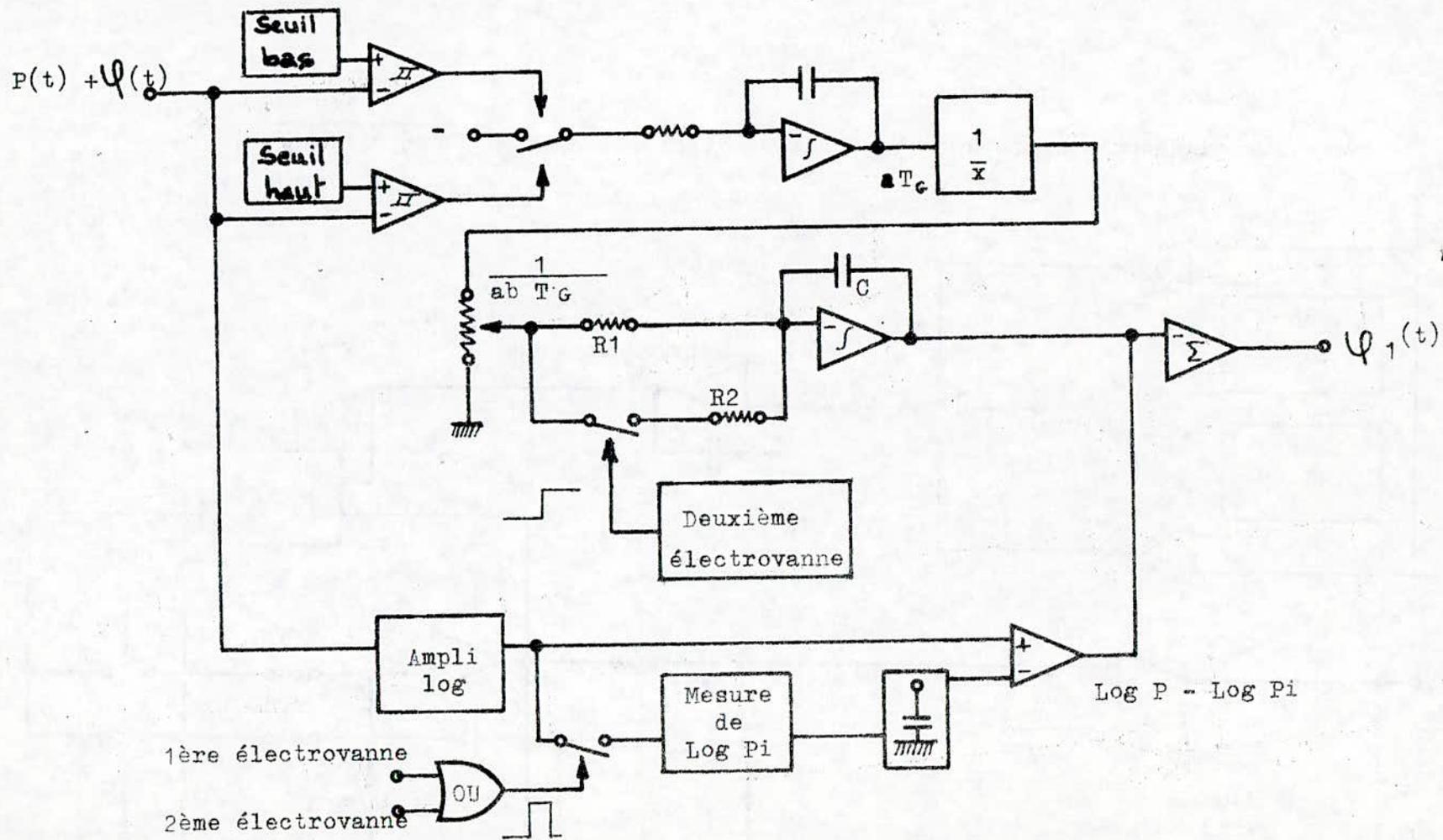
cf. figure 2.25 .

- Principe fondamental :

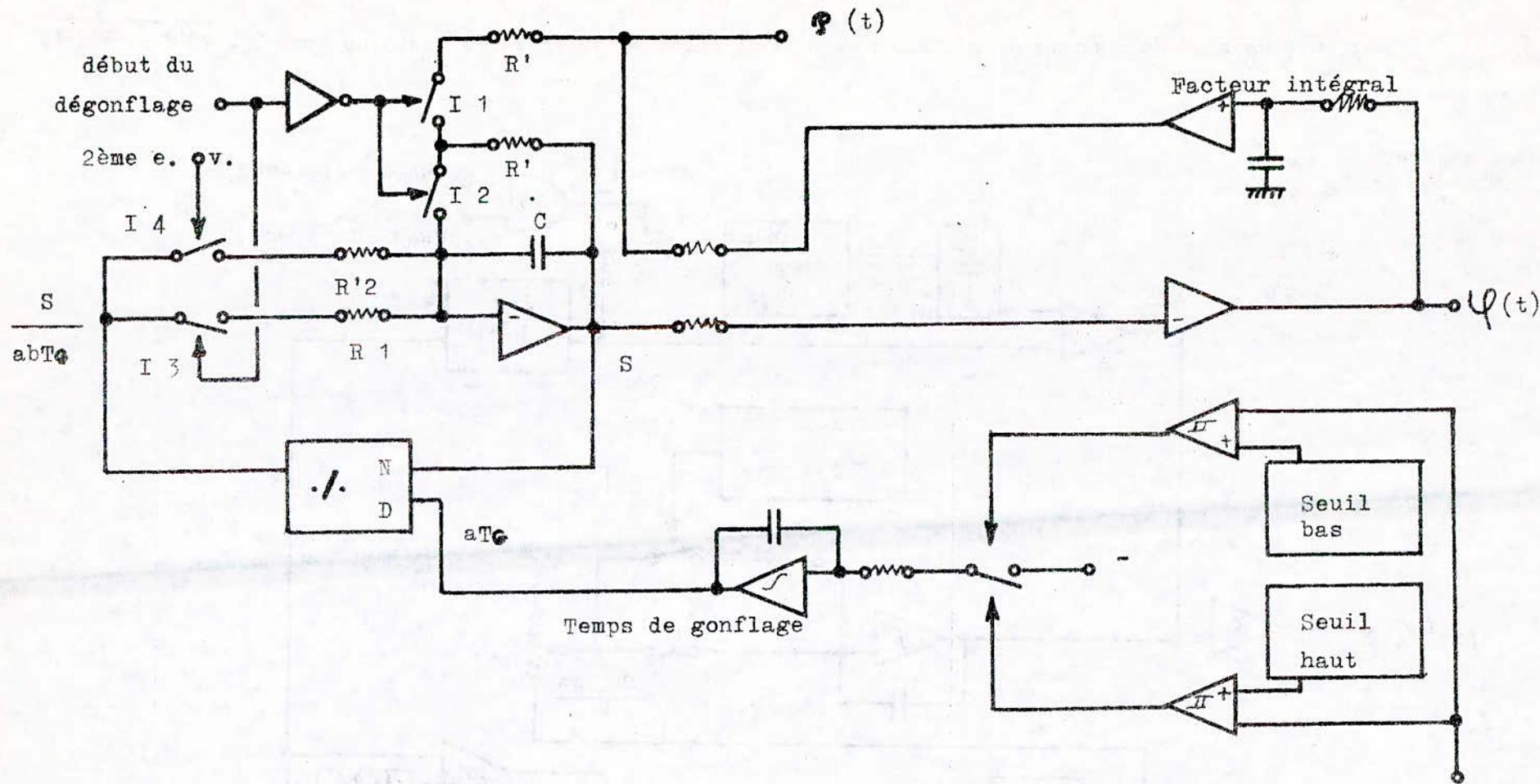
Ce montage permet la compensation directe de la composante établie  $P(t)$  sur la courbe  $\mathcal{P}(t)$  .

$$\mathcal{P}(t) = P(t) + \varphi(t) = P_i e^{-\frac{t}{\alpha R v_i T_G}} + \varphi(t)$$

.../...



**Figure : 2.24** - Schéma du circuit utilisant le temps  $T_G$  pour générer une fonction d'opposition linéaire



**Figure : 2.25** - Système utilisant le temps  $T_c$  pour générer une exponentielle.

Pour compenser  $P(t)$ , on génère une fonction exponentielle  $e^{-\frac{t}{\beta R_{v_i} C T_G}}$  dont la constante  $\beta R_{v_i} C$  est adaptée par la constante de temps  $\alpha R_{v_i} T_G$ .

- Evaluation de la méthode :

Contrairement au montage précédent, celui-ci nous donne directement  $\psi(t)$ , toujours après un traitement basé sur le filtrage des composantes haute fréquence (50 Hz, ....).

Les signaux sont de la même qualité que ceux obtenus avec le montage utilisant le filtrage.

Cependant les réglages sont toujours difficiles à effectuer et le montage reste relativement complexe.

## 2.5 - ANALYSE DES SOLUTIONS ETUDIEES

En résumé des diverses solutions permettant d'obtenir la composante physiologique de pression, on peut tirer les conclusions suivantes :

Le dégonflage par paliers est écarté en raison des problèmes de transitoire qui rendent la mesure longue et inconfortable .

La correction adaptative par mesure des constantes de temps de vidange pendant le dégonflage est complexe et fait perdre de l'information à chaque intervention .

Le système d'opposition générant directement les courbes d'opposition à partir de la mesure du temps de gonflage est relativement complexe et nécessite des réglages assez difficiles qui ne s'adaptent pas à tous les individus .

Le circuit retenu finalement est celui utilisant le filtrage.

Il permet une mesure rapide ,peu douloureuse à partir d'un montage relativement simple .

Il a aussi l'énorme avantage de ne pas tenir compte du temps de gonflage ni de la linéarité de la courbe de gonflage, donc parfaitement adaptable en l'absence d'une micropompe .

\*\*\*\*\*  
CHAPITRE 3  
\*\*\*\*\*

CHOIX , ETUDE ET REALISATION DE L'APPAREIL :  
REALISATION DE LA PARTIE ACQUISITION.  
\*\*\*\*\*

Cette étude décrit les phases préliminaires de la conception de la conception de l'appareil, l'élaboration de l'ensemble permettant de dégonfler automatiquement le brassard, de recueillir les oscillations et de les prétraiter .

Une fois cette étape réalisée nous disposons alors du signal de pression  $P(t)$ , dans le brassard (qui sera assimilé à la pression établie et noté  $P(t)$ ), et du signal physiologique ou oscillations  $\varphi(t)$  .

Ces signaux seront alors disponibles pour être pris en compte dans un système microprogrammé (cf.réf.25).

### 3.1 - CARACTERISTIQUES DE L'APPAREIL

#### 3.1.1 - FONCTION GLOBALE DE L'APPAREIL :

L'appareil doit réaliser une mesure automatique et cyclique des pressions systolique, moyenne et diastolique et éventuellement de la fréquence cardiaque .

#### 3.1.2 - CONTRAINTES :

- la mesure doit se faire au dégonflage
- l'appareil doit pouvoir mesurer des tensions allant de 30 à 280 mm Hg et ceci pour un rythme cardiaque s'étendant de 40 à 210 battements par minute .
- sécurités :
  - pression limite dans le brassard : 320 mm Hg .
  - durée maximal de la mesure 1 mn 1/2 .
  - temps maximal de gonflage : 30 s
  - les électrovannes ouvertes au repos .

#### 3.1.3 - COMMANDES MANUELLES :

L'opérateur doit pouvoir programmer :

- la fonction marche-arrêt électrique de l'appareil
- le niveau de pression maximale de gonflage
- un ordre de dégonflage manuel ou automatique

#### 3.1.4 - CONCLUSION :

.../...

Le but recherché dans la suite de ce travail est de réaliser un instrument qui nous permette de mettre en application les éléments de méthodologie retenus pour le recueil des oscillations ainsi que le critère de détermination des paramètres de la pression et de vérifier leurs intérêts par expérimentation.

C'est un instrument destiné essentiellement aux mesures systématiques : en médecine scolaire, médecine de travail, médecine sportive, etc ...

3.2 - ETUDE ET REALISATION PRATIQUE DE LA PARTIE  
ACQUISITION .

3.2.1 - SCHEMA SYNOPTIQUE GENERAL DE L'APPAREIL :

a - Synoptique général :

La figure 3.1 représente le schéma d'ensemble du tensiomètre .

Il comporte trois parties essentielles :

- un circuit pneumatique formé du brassard, des tuyaux de liaison, de la pompe et des électrovannes ainsi que du système de commande de gonflage/dégonflage .
- un circuit de recueil et de pré-traitement du signal de pression.
- une logique de commande microprogrammée pour le traitement du signal de pression, et l'affichage des résultats .

b- Objet de notre travail :

L'objet de notre travail sera de recueillir le signal de pression  $P(t)$ , d'en extraire le signal physiologique  $\varphi(t)$ , de faire un pré-traitement de ce dernier, et de trouver un critère pour déterminer les différents paramètres de la pression .

L'étude et la réalisation pratique des deux premières parties citées ci-dessus sont présentées dans ce qui va suivre .

Le traitement numérique du signal ainsi obtenu et l'affichage des résultats seront réalisés de façon indépendante (réf.25) .

3.2.2 - ETUDE ET REALISATION DES MODULES DE GONFLAGE/DEGONFLAGE :

a - Module de gonflage :

.../...

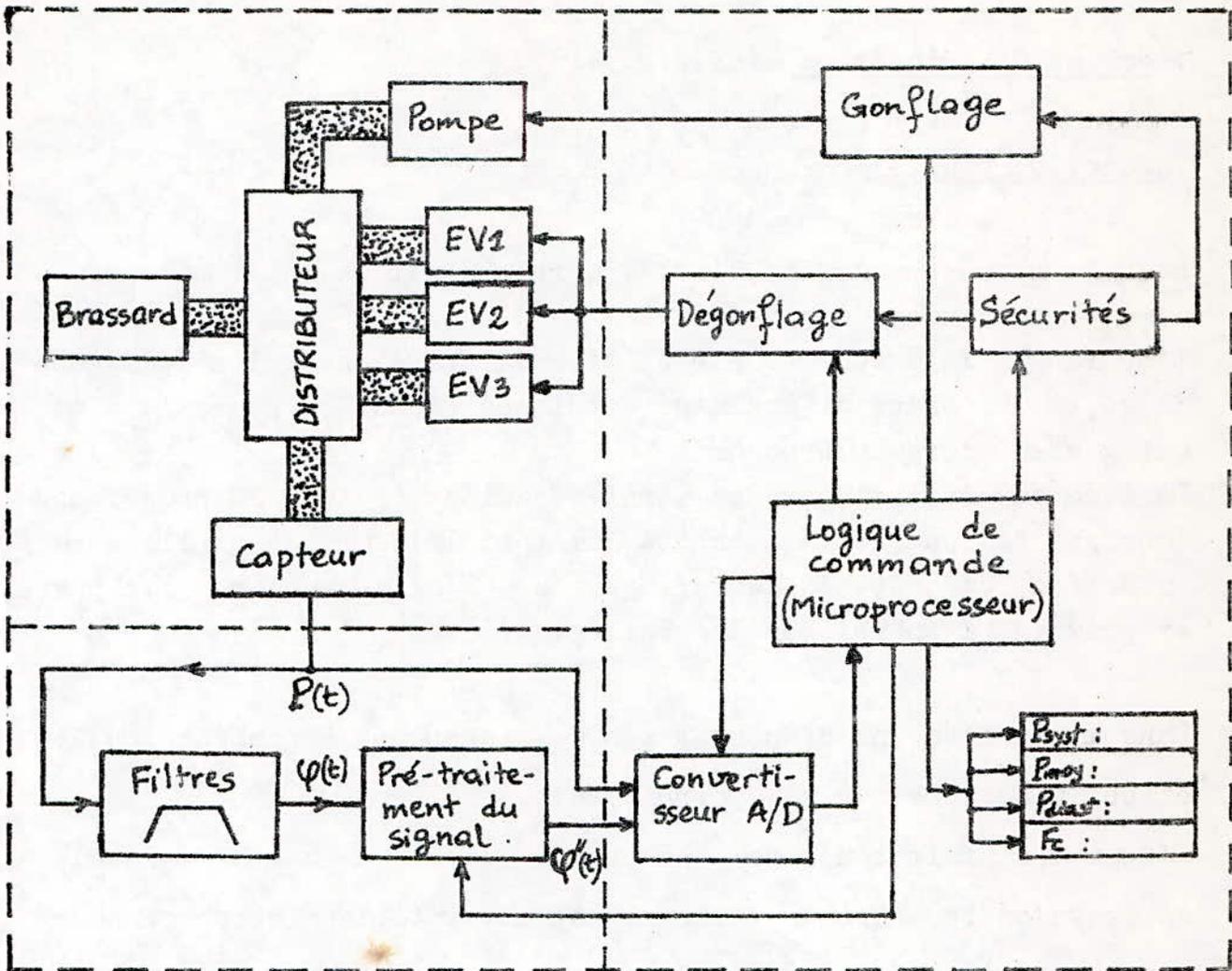


Figure : 3.1 - Synoptique général de l'appareil.

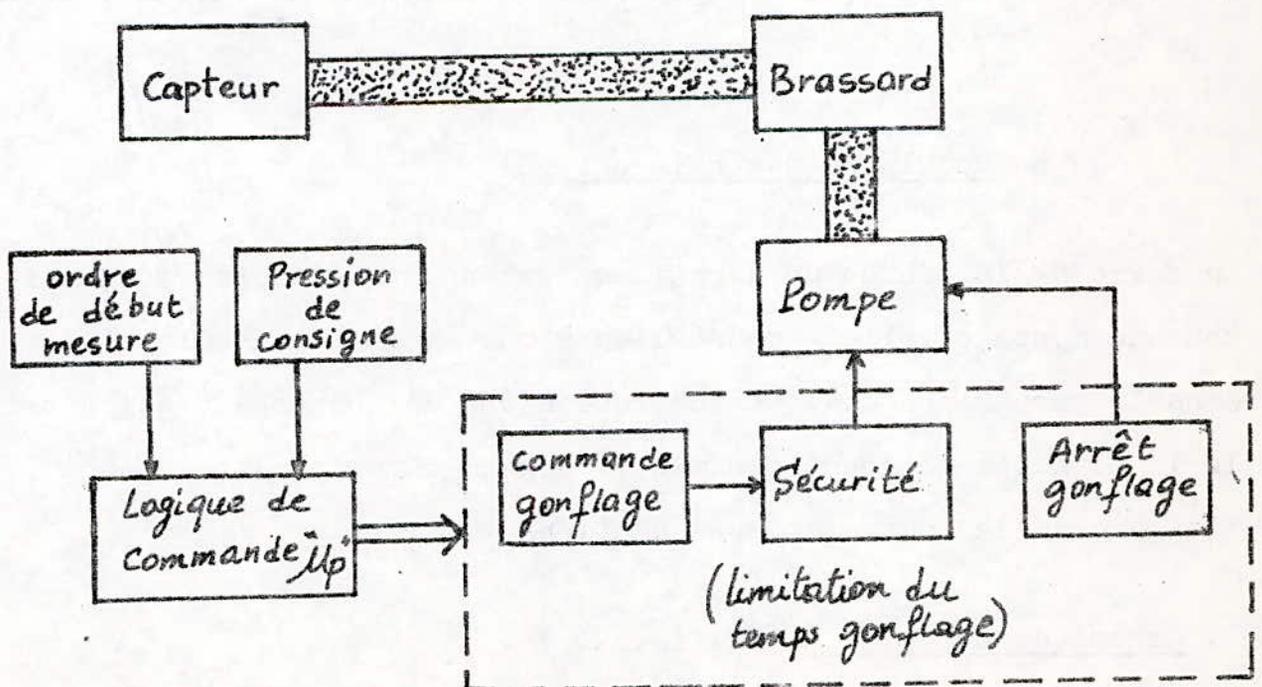


Figure : 3.2 - Module de gonflage.

. Schéma de principe : (cf.fig.3.2) .

. Fonctionnement :

Pour la mise en pression, l'idéal serait d'utiliser une micropompe à membrane commandée par un relai .

L'opérateur fait rentrer par clavier la pression maximale de gonflage,  $P_c$  . Un ordre de gonflage est lancé et met en route la pompe qui gonfle alors le brassard.

Lorsque la pression dans ce dernier devient égale à la pression de consigne  $P_c$  , ou que la sécurité limitant le temps de gonflage entre en action, un ordre de dégonflage coupe l'alimentation de la pompe et provoque l'inhibition du gonflage .

Dans la pratique, ne disposant pas de micropompe à membrane, celle-ci est remplacée par une poire traditionnelle .

L'opérateur fait toujours rentrer par clavier la valeur maximale de pression  $P_c$  . Lorsque celle-ci est atteinte, le microprocesseur envoie un signal d'alarme indiquant à l'opérateur d'arrêter le gonflage et de donner l'ordre de dégonflage. Si la pression dans le brassard a dépassé la valeur maximale ou si le temps maximum de gonflage est atteint, il y a vidange automatique et rapide du brassard .

b- Module de dégonflage :

La forme de la courbe de dégonflage est un des éléments fondamentaux du montage . Elle a donné lieu à une étude particulière décrite dans le paragraphe 2.4.2 "Recherche d'une méthodologie" qui détaille le principe de fonctionnement, l'organigramme de la séquence , l'allure de la courbe et ses équations .

. Schéma de principe : (cf.fig.3.3 ) .

.../...

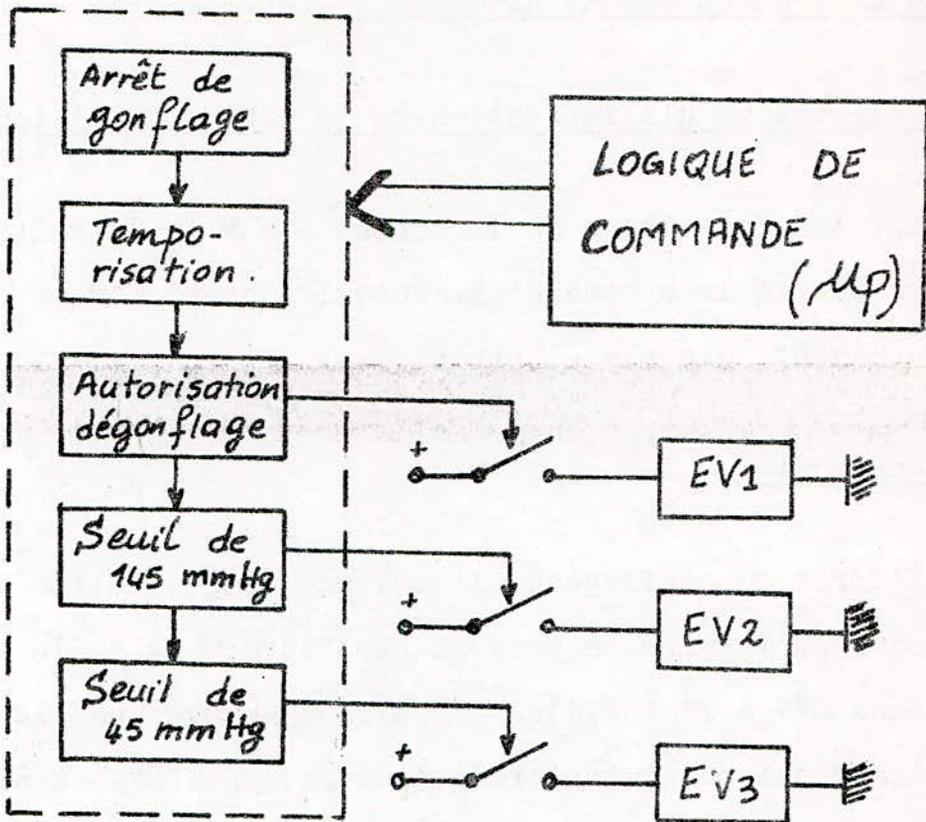


Figure: 3.3 - Module de dégonflage.

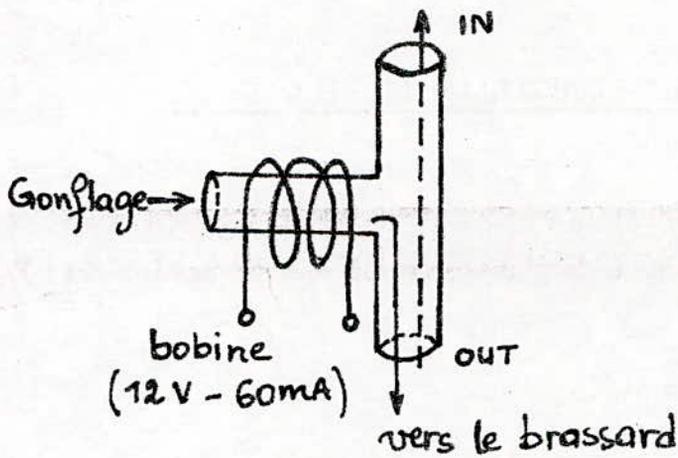


Figure: 3.4 - Symbole de l'électrovanne.

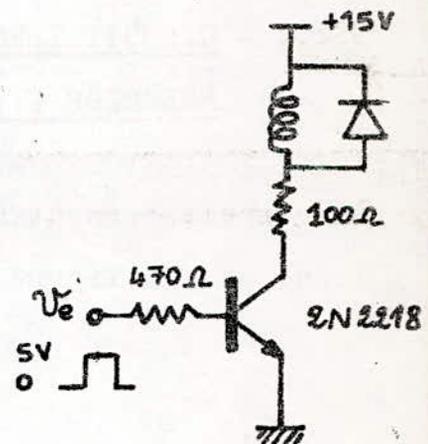


Figure: 3.5 - Schéma d'alimentation de l'électrovanne

- Symbole de l'électrovanne utilisée : (cf.fig.3.4)
- Schéma électrique d'alimentation de la bobine de l'électrovanne:

Connaissant les paramètres de la bobine à savoir 12 volts et 60mA, nous avons adopté le schéma d'alimentation donné par la figure 3.5. Il représente une clé électronique .

- Fonctionnement :

L'ordre d'arrêt du gonflage déclenche une temporisation de deux secondes qui se termine en provoquant l'ouverture de la première électrovanne EV1 à l'aide d'une impulsion envoyée par le microprocesseur. Les deuxième et troisième électrovannes (EV<sub>2</sub> et EV<sub>3</sub>) sont ouvertes lorsque la pression dans le brassard est égale respectivement à 145 et 45 mm de Hg .

Les figures 3.6 et 3.7 représentent respectivement la courbe de dégonflage obtenue à l'aide de trois électrovannes et le diagramme des temps .

### 3.2.3 - CIRCUIT PERMETTANT DE RECUEILLIR LE SIGNAL DE PRESSION P(t) :

Le circuit permettant de recueillir le signal de pression P(t) est donné par la figure 3.8 .

.../...

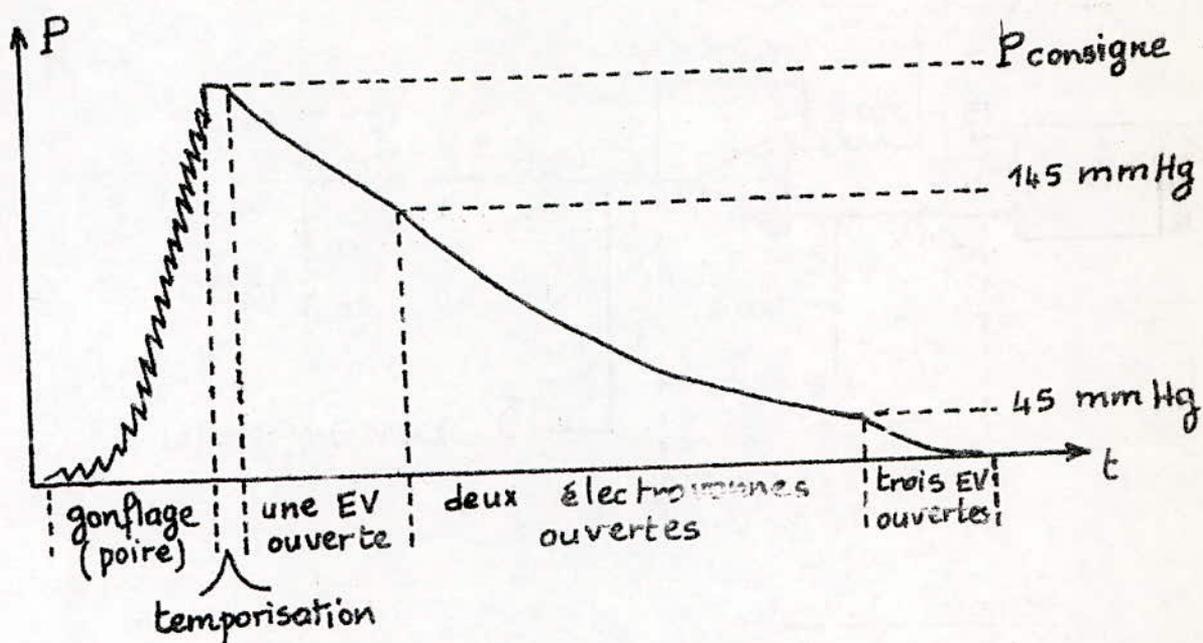


Figure : 3.6 - Courbe de pression  $P$  - vidange à trois électrovannes .

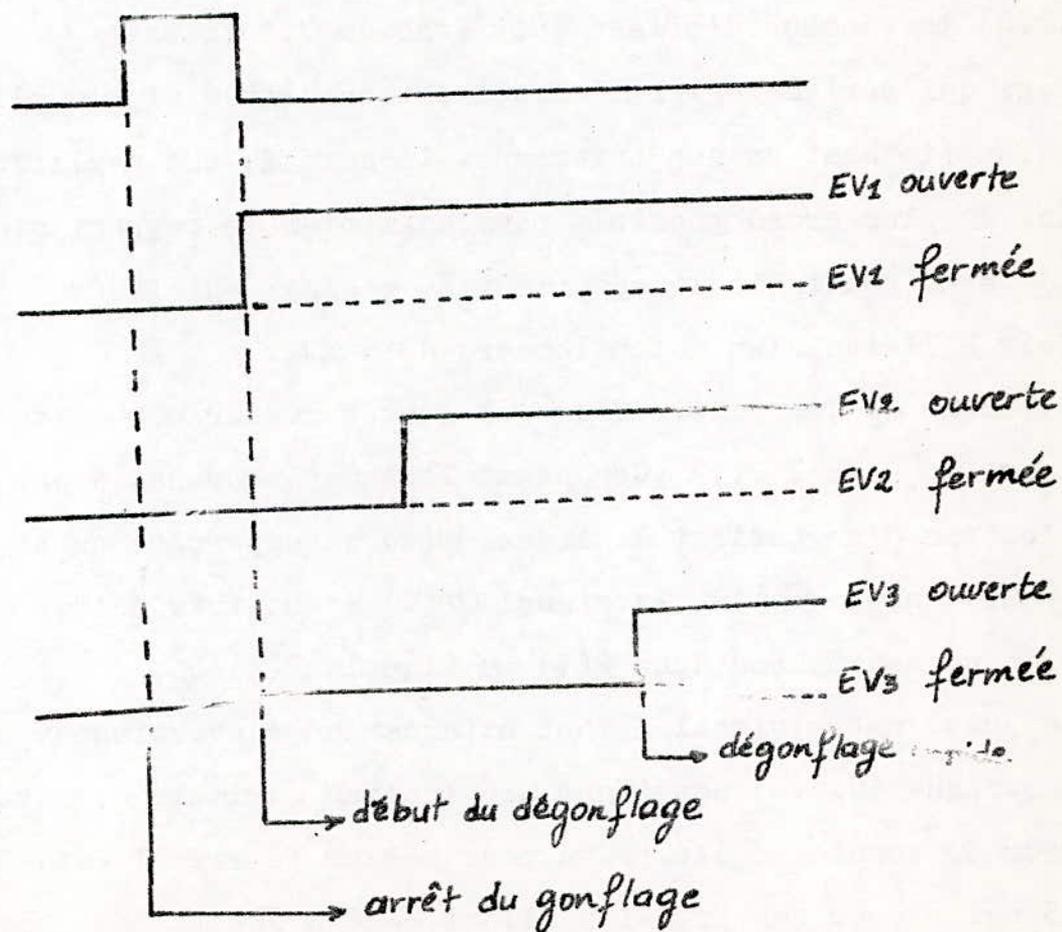


Figure : 3.7 - Diagramme des temps .

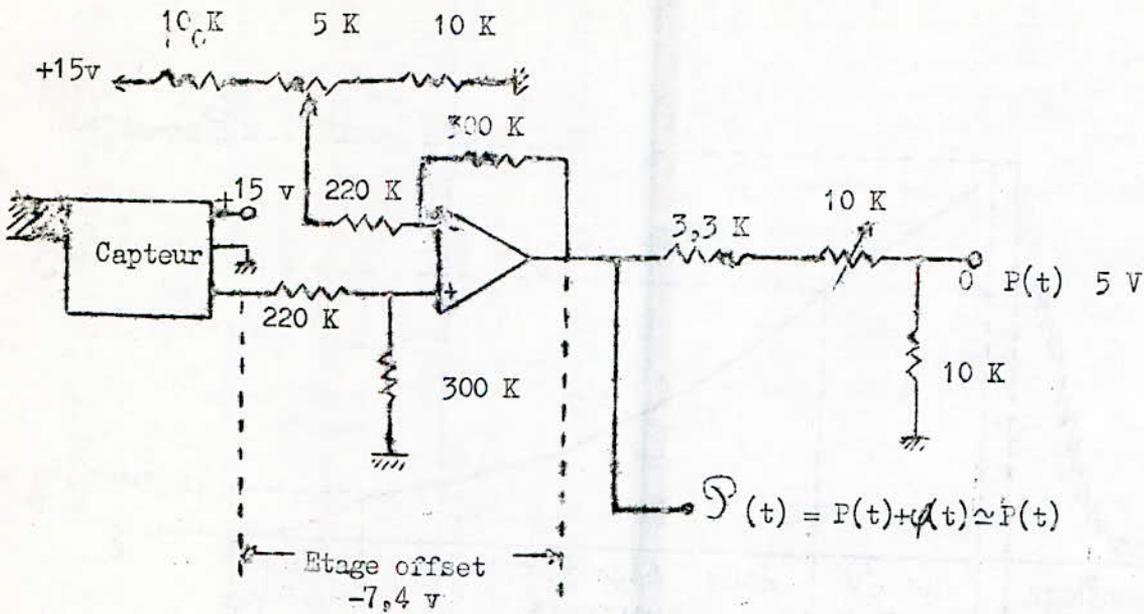


Figure : 3.8 -

- principe :

D'après la caractéristique de linéarité du capteur utilisé (cf. fig.2.2) la tension d'offset doit être de 7,4 volts.

L'étage qui sert à régler l'offset est constitué d'un amplificateur fonctionnant en non inverseur. Le gain de cet amplificateur est choisi le plus grand possible pour augmenter le rapport signal  $\varphi(t)$  sans toutefois le saturer. Le réglage d'offset bruit se fait à l'aide d'un potentiomètre de  $5\text{ K}\Omega$ .

À la sortie de l'amplificateur qui sert à régler cet offset nous obtenons le signal  $P(t)$ . Cependant lorsque le brassard est placé sur le bras d'un patient le signal  $\varphi(t)$  se superpose au signal  $P(t)$  pour donner  $\mathcal{P}(t)$ . Le signal  $\varphi(t)$  étant très faible devant  $P(t)$ , nous assimilons donc  $\mathcal{P}(t)$  au signal  $P(t)$ .

Par la suite notre signal devant attaquer un convertisseur analogique numérique (C.A.N) admettant une tension maximale de 5 volts, un diviseur de tension a été prévu pour régler le signal  $P(t)$  entre 0 et 5 volts pour une pression allant de 0 à 320 mm Hg.

.../...

### 3.2.4 - CIRCUIT PERMETTANT DE RECUEILLIR LE SIGNAL $\varphi(t)$ :

Dans le chapitre consacré à l'étude d'un tel circuit nous avons adopté comme moyen d'extraction du signal d'oscillation  $\varphi(t)$  le filtrage .

Ainsi une étude assez détaillée des filtres s'impose pour faire le choix du type le plus approprié à notre problème .

#### a - Etude et choix des filtres : (réf.26 et 27 )

Nous savons d'une part que le spectre du signal physiologique est compris entre 0 et 10 Hz et que d'autre part la fréquence fondamentale la plus basse que nous allons considérer est de 0,75 Hz (elle correspond à 45 battements par minute ) .

Donc un module de filtrage "passe-bande" est utilisé pour ne garder du signal que sa bande utile et augmenter le rapport signal/bruit . Il faut alors :

- éliminer la composante continue et les très basses fréquences (due à la modulation respiratoire...):  
la fréquence de coupure basse est choisie inférieure au plus petit rythme cardiaque soit 0,5 Hz .
- éliminer les composantes de plus haute fréquence et d'éventuels bruits(par exemple le 50 Hz,....) : la fréquence de coupure haute est choisie autour de 14 Hz .
- choisir des filtres ayant un gain supérieur à 1 : nous ne pouvons pas amplifier à volonté le signal  $\varphi(t)$  avant l'entrée des filtres parce-qu'il se superpose à la composante continue qui risque de saturer l'amplificateur .

#### . Les filtres passifs :

.../...

Dans le domaine des basses fréquences l'utilisation des filtres passifs nécessite l'emploi de selfs encombrantes possédant des facteurs de surtension faibles. Ainsi dans notre domaine d'utilisation, ils sont déconseillés .

Ceci nous amène donc à étudier un autre type de filtres : les filtres actifs .

#### . Les filtres actifs :

Contrairement aux filtres passifs, les filtres actifs ont un meilleur comportement dans le domaine des basses fréquences. Ils offrent la possibilité de travailler avec des signaux d'entrée de faible niveau .

De plus ils sont caractérisés par une impédance d'entrée importante et une sortie à basse impédance. Ceci permet donc de les insérer facilement dans un montage complexe sans craindre les interactions avec les autres étages .

Vu leurs nombreux avantages dans le domaine des basses fréquences, ils sont donc le type le mieux adapté pour filtrer le signal de pression issu du capteur afin de recueillir les oscillations .

Dans ce qui va suivre, nous allons citer les différents types de filtres actifs qui ont fait l'objet d'une étude théorique et expérimentale comparatives afin de faire le meilleur choix possible du type à retenir .

#### . Les filtres passe bande :

La première idée qui s'impose pour avoir la bande utile du signal est l'utilisation d'un filtre passe-bande. Ce dernier nécessite peu d'éléments et peut être de simple configuration .

.../...

Pour réaliser ce filtre, quatre principales structures à contre-réaction ont été étudiées ce sont les :

- filtres à contre-réaction simple
- filtres à contre-réaction multiple (structure de RAUCH )
- filtres à source contrôlée à réaction simple (structure de SALLEN-KEY ).
- filtres à variable d'état .

Les calculs théoriques nous ont permis de voir la difficulté jusqu'à même l'impossibilité de choisir les éléments pour obtenir la bande passante ( $\Delta f = 13,5$  Hz) et la fréquence centrale ( $f_0 = 6$  Hz) souhaitées et avoir en même temps un gain supérieur ou égal à 1 . Ce dernier en fait ne peut excéder la valeur 0,6 . De plus la courbe en réponse n'étant pas plate les fréquences fondamentales 0,75 - 3,5 Hz sont alors très atténuées .

Aussi la surtension d'un filtre passe-bande est très sensible aux variations des valeurs des composants et éventuellement du gain . Donc une légère variation du coefficient de surtension peut entraîner une variation importante de la bande passante. Ceci risque de nous faire perdre des composantes basse fréquence correspondant à la périodicité cardiaque . D'où la difficulté du choix de la fréquence centrale et du réglage .

De plus, en très basse fréquence, les filtres passe-bande sont instables et peuvent se comporter en générateur de tension .

Pour éviter ces difficultés, au prix de deux ou trois éléments passifs, nous avons opté pour la réalisation d'un passe-bande à l'aide de deux filtres passe-haut et passe-bas .

Avec cette nouvelle configuration, nous pouvons réaliser aisément:

.../...

- un réglage indépendant des deux fréquences de coupure .
- une réponse en amplitude très plate .
- une simplicité du montage sans valeurs très différentes des composantes .

• Les filtres passe-haut et passe-bas :

- filtres du premier ordre :

Leur pente est très faible, 6dB/octave, ce qui laisse passer les fréquences au delà de la fréquence de coupure .

Ils sont donc incommodes dans notre cas .

- filtres du second ordre :

Pour la réalisation de ce type de filtre les structures précédentes ont fait l'objet d'une étude comparative .

Le tableau suivant regroupe les avantages, les inconvénients et le type le plus approprié pour chacune de ces structures .

.../...

Tableau : 3.1 (réf.27)

| STRUCTURE                        | AVANTAGES                                                                                                                              | INCONVENIENTS                                                                                                           | TYPE DE FILTRE LE PLUS APPROPRIE                     |
|----------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------|
| Contre-réaction simple           | faible sensibilité                                                                                                                     | surtensions élevées difficiles à obtenir et nécessitant des valeurs très différentes des composants.                    | réjecteur de bande                                   |
| Contre-réaction multiple (RAUCH) | nombre de composants réduit<br>facilité de varier la fréquence<br>la possibilité de varier $f_0$ sans changer la bande passante        | -surtensions élevées difficiles à obtenir et nécessitant des valeurs différentes des composants;<br>-grande sensibilité | passé-bande                                          |
| Source contrôlée (Sallenkey)     | simplicité du montage et des formules<br>possibilité de surtensions élevées sans valeurs très différentes des composants.              | risque d'instabilité;<br>grande sensibilité pour les surtensions élevées.                                               | passé-bas<br>passé-haut                              |
| Variable d'état                  | indépendance des paramètres;<br>faible sensibilité<br>possibilité de surtensions élevées sans valeurs trop différentes des composants. | circuits plus complexes<br>nécessité de deux ou trois amplificateurs.                                                   | Tous les types au prix d'une plus grande complexité. |

. Conclusion :

Vu ses nombreux avantages, c'est la structure à source contrôlée qui a été retenue. Un intérêt supplémentaire vient de ce que l'on peut avoir :

- un gain supérieur à un ce qui augmente le rapport signal/bruit.
- une facilité de réglage .
- des rapports réduits des valeurs des composants
- une réponse en amplitude très plate .

Le risque d'instabilité qui est un inconvénient de ce montage peut être évité dans notre cas en choisissant le type BUTTERWORTH (voir plus loin ).

Toutefois nous avons jugé utile d'expérimenter les quatre structures de filtres pour vérifier notre hypothèse et nos conclusions. Les essais faits nous ont permis effectivement de retenir la structure SALLEN-KEY .

b- Circuit retenu :

- le filtre passe-bas : il est représenté par la figure 3.9 .

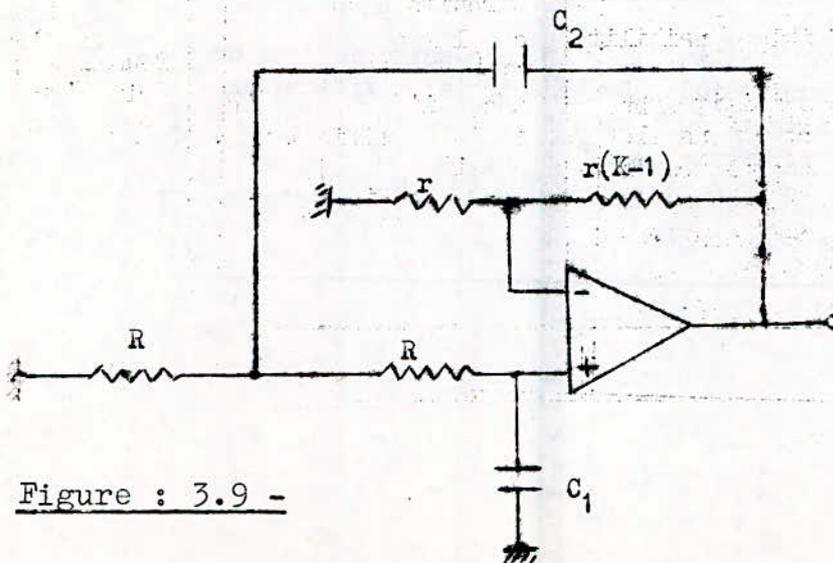


Figure : 3.9 -

dans le cas où  $C_1 = C_2 = C$  :

$$G_m = K \quad ; \quad G_m : \text{gain maximum}$$

$$f_o = \frac{1}{2 \pi R.C} \quad ; \quad f_o : \text{fréquence de coupure}$$

$$\xi = \frac{3-K}{2} \quad ; \quad \xi : \text{coefficient d'amortissement}$$

- le filtre passe-haut : il est représenté par la figure 3.10 .

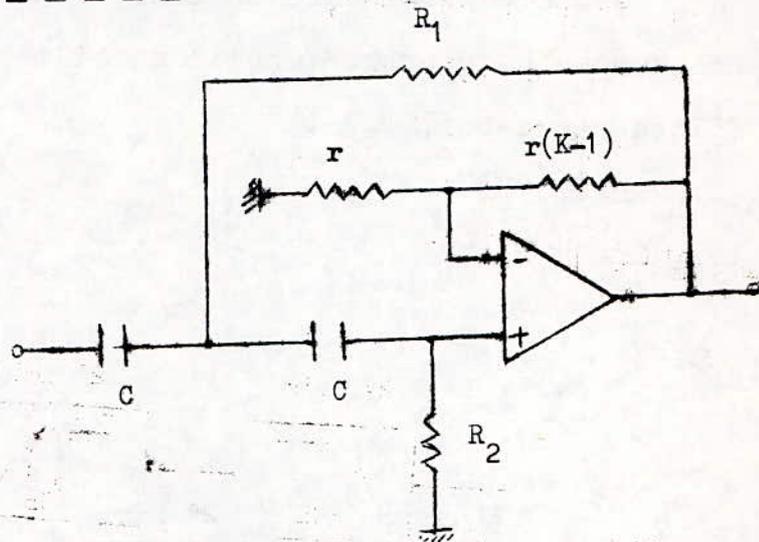


Figure : 3.10 -

dans le cas où  $R_1 = R_2 = R$

$$G_m = K$$

$$f_o = \frac{1}{2 \pi RC}$$

$$\xi = \frac{3 - K}{2}$$

Pour avoir le plus grand gain possible tout en assurant une bonne stabilité on prend pour valeur du coefficient d'amortissement :

$$\xi = 0,707$$

donc :  $G_m = 1,6$

La réponse en amplitude est très plate. Elle est dite du type BUTTERWORTH .

.../...

• Détermination des fréquences de coupure :

Nous avons déjà vu le spectre de fréquence du signal physiologique  $\varphi(t)$  est compris entre 0 et 10 Hz.

De plus la fréquence fondamentale correspondant à la périodicité cardiaque est entre 0,75 et 3,5 Hz .

Ceci nous a permis d'évaluer dans un premier temps l'ordre de grandeur des fréquences de coupure : celle du filtre passe-haut  $F_{CH}$  et celle du filtre passe-bas,  $F_{CB}$  .

$$F_{CH} \approx 0,5 \text{ Hz}$$

$$F_{CB} \approx 14 \text{ Hz}$$

• Synoptique :

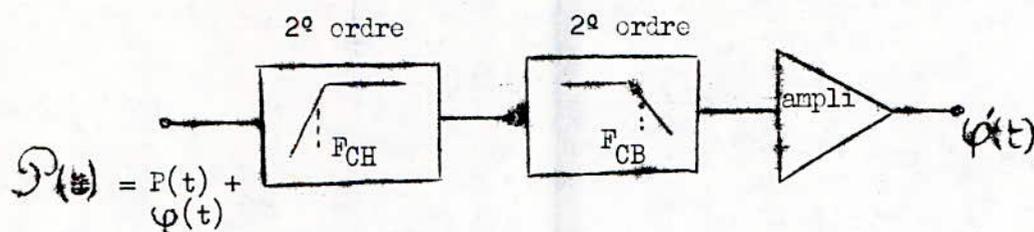


Figure : 3.11 -

Des essais faits avec le filtre passe-haut ( $F_{CH} \approx 0,5 \text{ Hz}$ ) ont montrés que les composantes très basses (inférieures à la fréquence de coupure) n'étaient pas totalement éliminées lorsque la pression dans le brassard augmentait .

Pour palier à cet inconvénient nous avons été amené à utiliser un filtre passe-haut du quatrième ordre (ce sont deux filtres du second ordre en cascade) . La pente de ce dernier étant très raide, la composante continue et les basses fréquences inutiles (raie de modulation respiratoire, ...) ont été totalement éliminées .

.../...

Les mêmes résultats ont été obtenus en augmentant la fréquence de coupure du filtre passe-haut du second ordre de 0,5Hz à 1Hz. En effet, en analysant le spectre de fréquence de quelques individus qui avaient une fréquence cardiaque autour de 0,8 Hz (soit 48 battements/minute) nous avons vérifié que le montage nous permet d'avoir toutes les fréquences fondamentales comprises dans la gamme désirée (correspondant à la périodicité cardiaque).

Ainsi donc, l'utilisation d'un montage du second ordre en ne changeant que la valeur de sa fréquence de coupure nous permet de supprimer un étage .

Les signaux obtenus sont représentés par la figure 3.12 .

c - Détail du signal de pression filtré :

(cf. figures 3.13 et 3.14).

Ce signal est dérivé . Cependant l'ensemble des oscillations conserve bien sa variation d'amplitude, donc son enveloppe, qui est en fait l'élément nécessaire à la détermination des pressions caractéristiques (voir fig. 3.15).

Interprétation de cette dérivation :

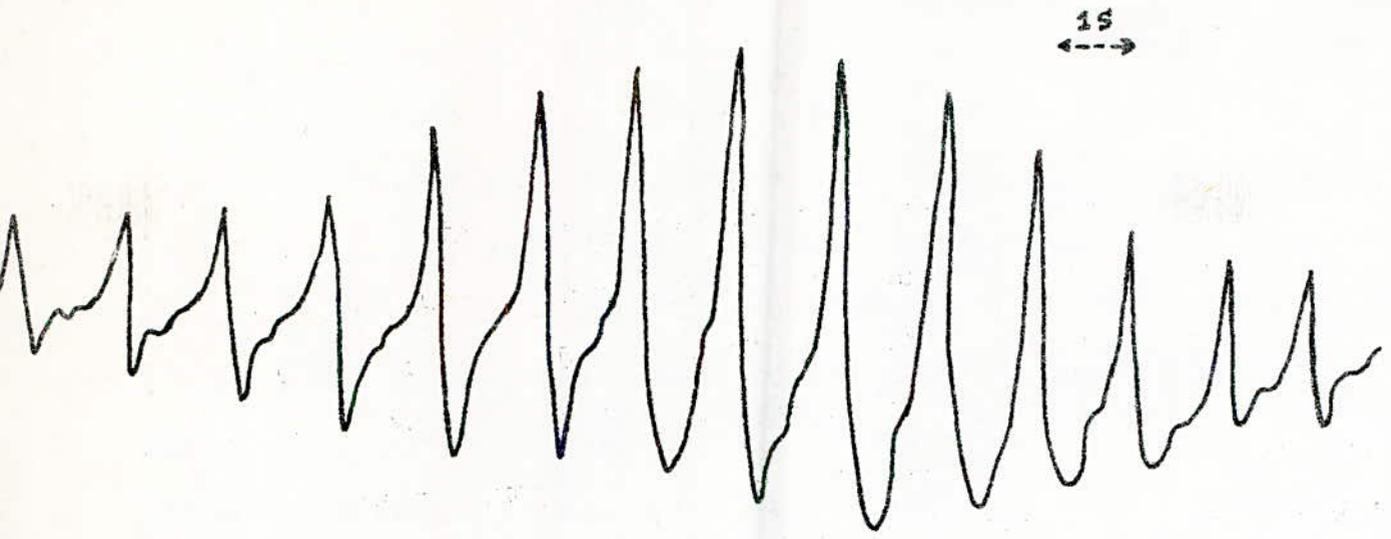
Le filtre passe-haut (fig. 3.16.a) dérive le signal d'entrée  $v_e$ . La sortie  $v_s$  est :

$$v_s = RC \cdot \frac{dv_e}{dt}$$

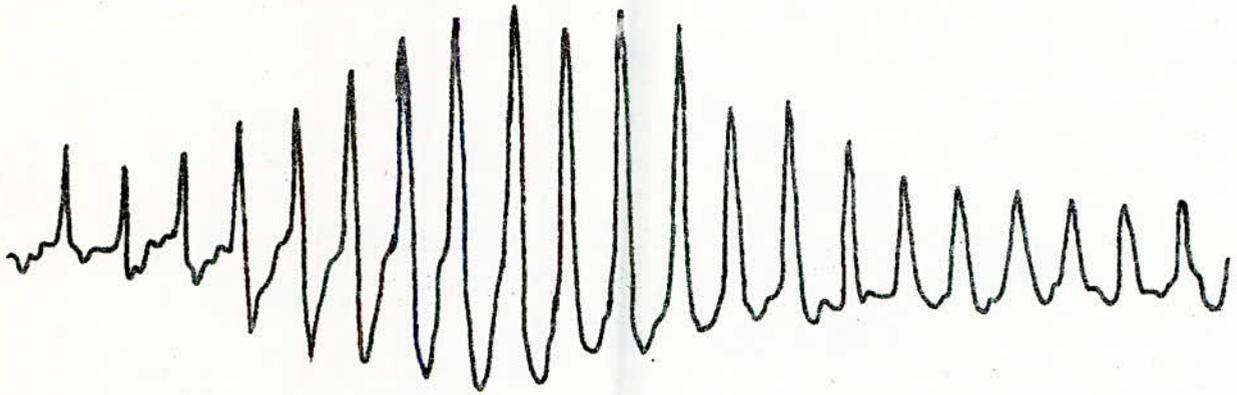
où : R.E = constante de temps .

Si nous injectons un signal en dent de scie à l'entrée nous aurons le signal dérivé représenté par f la figure 3.16.b.

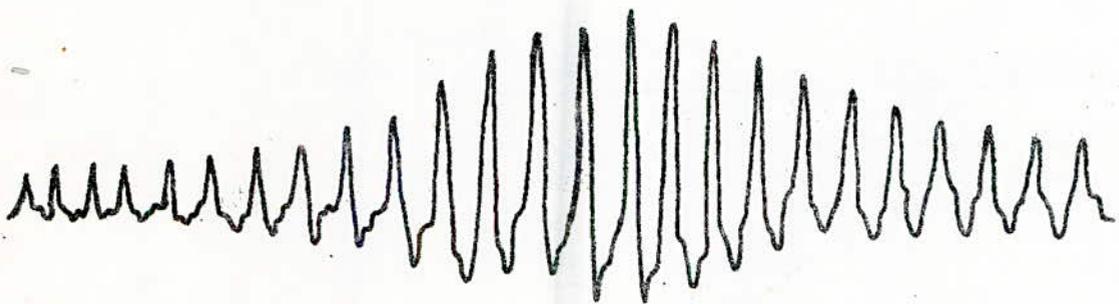
.../...



Fc : 48 battements par mn



Fc : 84 battements par mn



Fc : 105 battements par mn

Figure : 3.12 - Signaux de pression filtrés -  $\varphi'(t)$  .

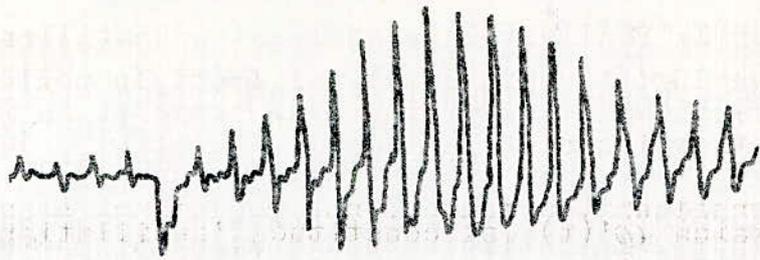


Figure: 3.13 - Signal de pression filtré  $\varphi(t)$ .

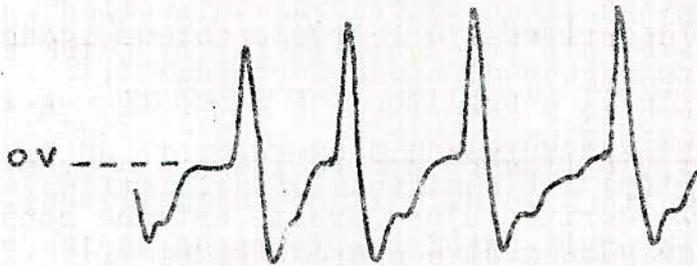


Figure: 3.14 - Détail du signal de pression filtré  $\varphi(t)$

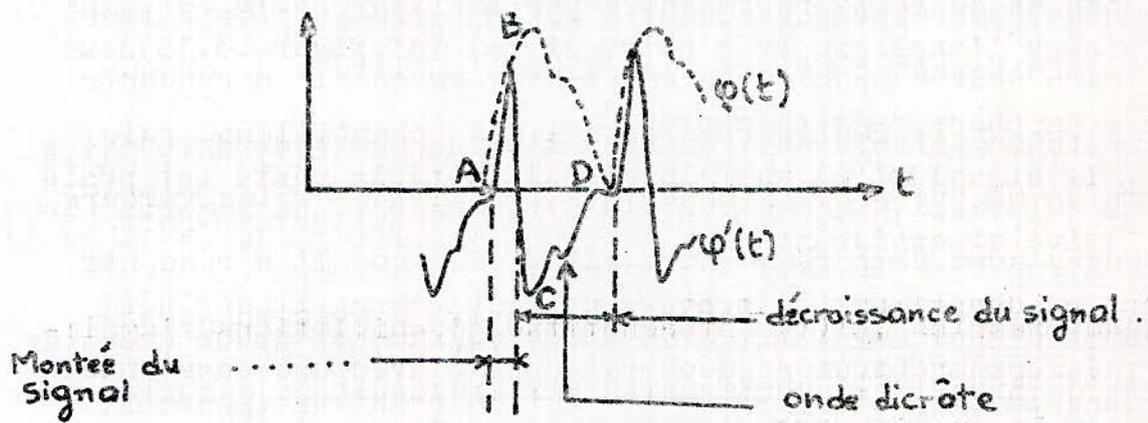


Figure: 3.15 - Interprétation de la dérivation

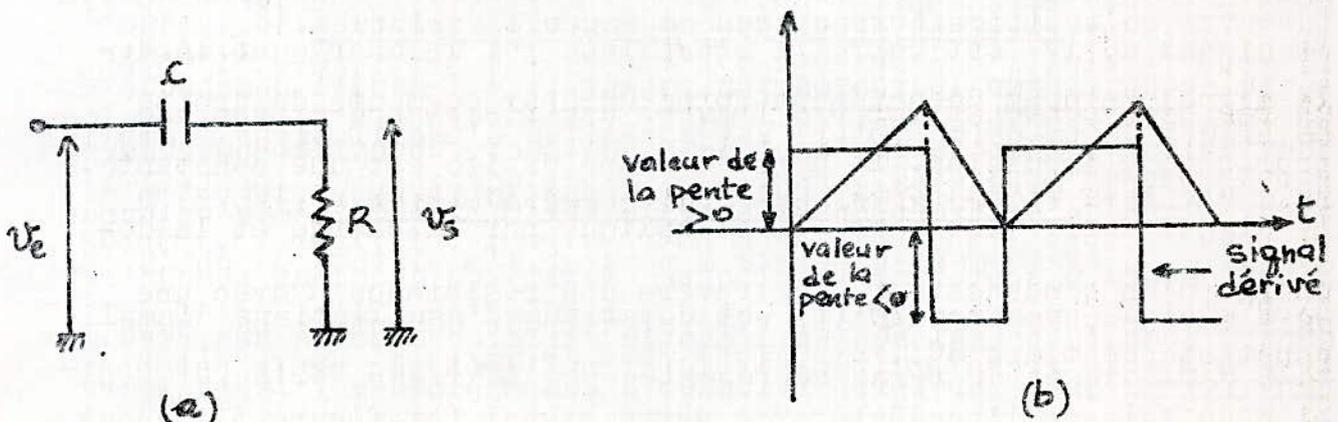


Figure: 3.16

Le signal en dent de scie est formé de deux segments de droite pour chaque impulsion. La dérivée d'une droite est une constante. Le signal dérivé est carré. Il s'explique par la charge et la décharge d'un condensateur C à travers une résistance R avec une constante de temps RC .

Si nous faisons l'analogie avec notre signal (cf. figure. 3.15) nous avons :

de A à B : le signal  $\varphi'(t)$  suit le signal  $\varphi(t)$ , la pente est positive et croissante .

en B : on a un changement de pente .

de B à C : le condensateur se décharge dans R avec une constante de temps RC .

de C à D : le condensateur se charge à travers R avec une constante de temps RC .

### 3.2.5 - TRAITEMENT ANALOGIQUE DU SIGNAL :

#### a - Filtre à fréquence de coupure variable :

Le signal de pression  $\varphi'(t)$  est constitué d'oscillations d'amplitude variable et de forme représentée par la figure 3.12 .

La suite du traitement consiste à mesurer l'amplitude de chaque oscillation . Pour le réaliser le signal est échantillonné puis converti en un nombre proportionnel à son amplitude . Les valeurs ainsi obtenues sont comparées entre elles, dès que l'on rencontre deux valeurs, une minimale et l'autre maximale, successives, de chaque onde de pression, on en fait la différence et on mémorise le résultat .

Ce traitement s'applique facilement à des courbes d'allure régulière. Mais dans le cas du signal traité ici, un problème apparaît

.../...

aussitôt : le signal de pression n'est pas constitué que de la fréquence fondamentale . En effet les ressauts de la courbe(onde dicrôte ...) qui peuvent être très importants seront considérés comme des oscillations(cf.fig.3.17). Ceci faussera l'enveloppe du signal qui sert à déterminer les paramètres de la pression .

Le problème nous paraît soluble en réalisant un signal de synchronisation indiquant l'arrivée de chaque oscillation et déclenchant ainsi la mesure. La solution la plus simple serait d'utiliser un trigger de SCHMITT à seuil fixe fonctionnant sur le principe illustré par la figure 3.18.

Mais comme le signal traité n'a pas une allure régulière, un autre problème apparaît : le niveau du seuil est difficile à fixer . En effet l'amplitude de du signal varie suivant la pression dans le brassard et selon les individus. Si le seuil est trop bas, le trigger déclenche sur le bruit de fond . Si le seuil est trop haut, le trigger risque, soit de ne pas basculer du tout, soit de détecter les ressauts de la courbe qui, comme nous l'avons vu peuvent être très importants .

En tenant compte de ces difficultés nous avons pensé obtenir à partir du signal  $\phi'(t)$ , un signal d'allure régulière, périodique suivant la fréquence fondamentale (correspond à la périodicité cardiaque) et éliminer les harmoniques de celle-ci(dûes aux phénomènes physiologiques : onde dicrôte, ...) . Ainsi la solution envisageable serait de filtrer le signal  $\phi'(t)$  . Il faudrait donc choisir l'ordre et la fréquence de coupure de ce filtre passe-bas bien sur .

• Ordre du filtre : pour obtenir une allure régulière plusieurs essais ont été faits et nous ont permis d'arrêter le choix à un filtre du quatrième ordre structure Sallen-Key , type Butterworth

.../...

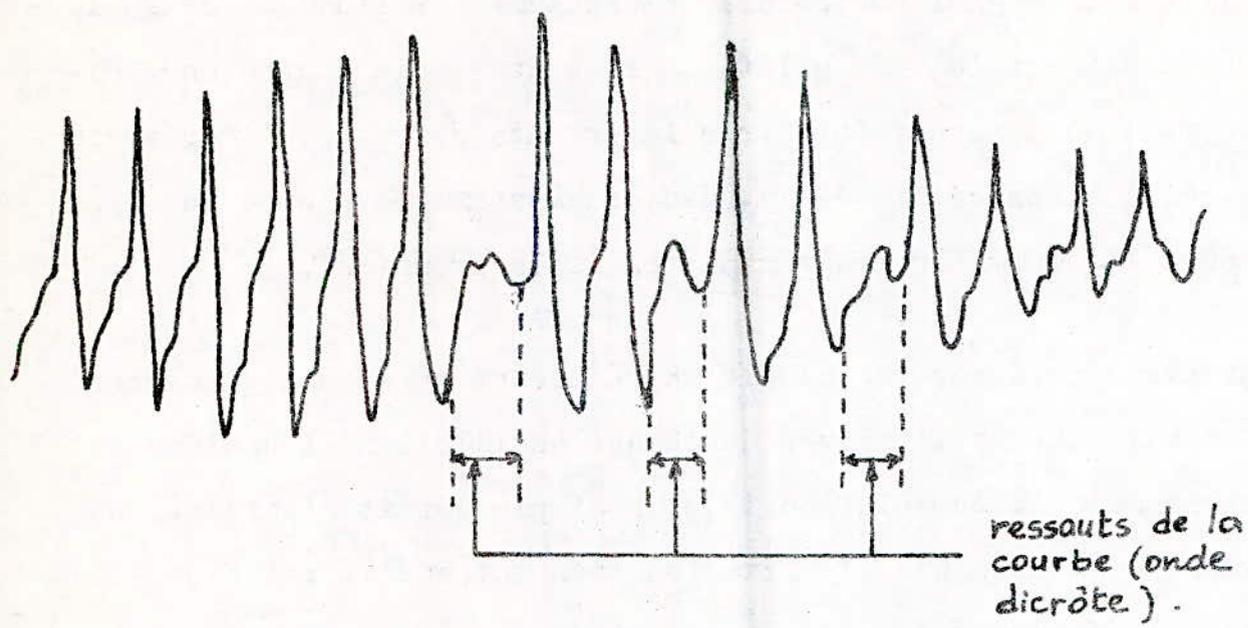


Figure : 3.17 -

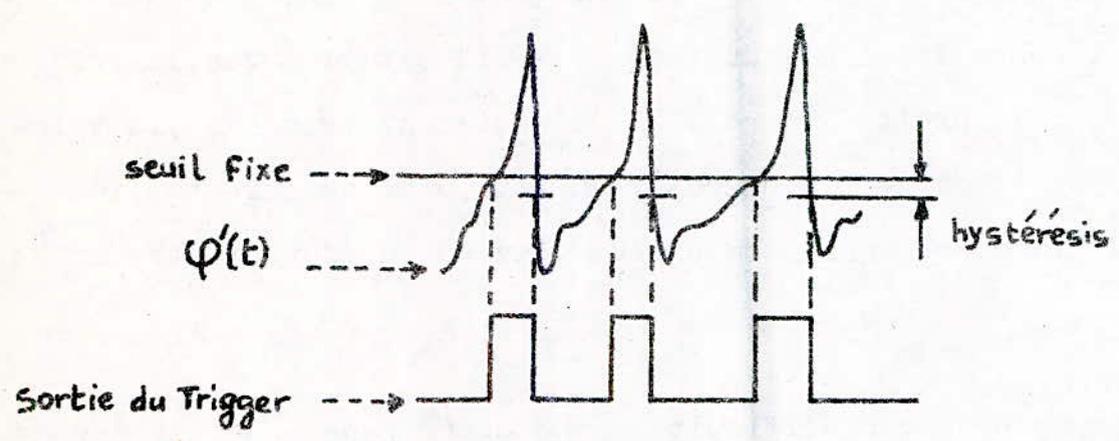


Figure : 3.18 -

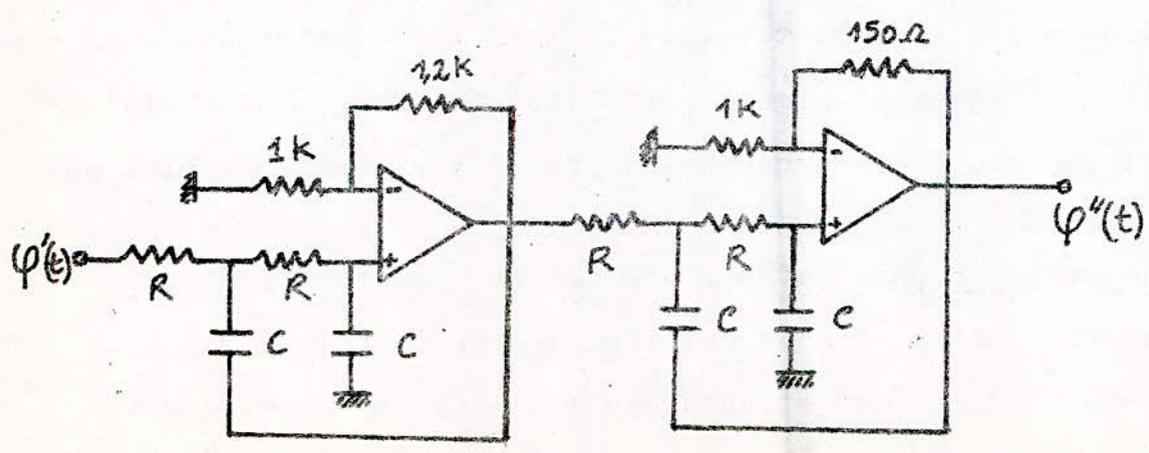


Figure : 3.19 - Filtre du quatrième ordre type Butterworth

(voir figure 3.19).

Il est constitué de deux filtres du second ordre placés en cascade.

Son gain total est :

$$A_v = A_{v_1} \times A_{v_2} = 2,24 \times 1,15 = 2,57$$

où :  $A_{v_1}$  = gain maximal du premier étage

$A_{v_2}$  = gain maximal du second étage

• Fréquence de coupure :

Nous savons que la composante fondamentale correspondant à la périodicité cardiaque s'étend entre 0,75 et 3,5 Hz ce qui correspond successivement à 45 et 210 battements par minute . Si nous prenons 3,5 Hz comme valeur de la fréquence de coupure, il y aura en plus du fondamental de la gamme 0,75 - 1,6 Hz au moins son harmonique deux qui ne sera pas filtrée.

L'allure souhaitée précédemment ne peut être obtenue pour toutes les fréquences cardiaques . Ceci est-illustré par la figure 3.20 .

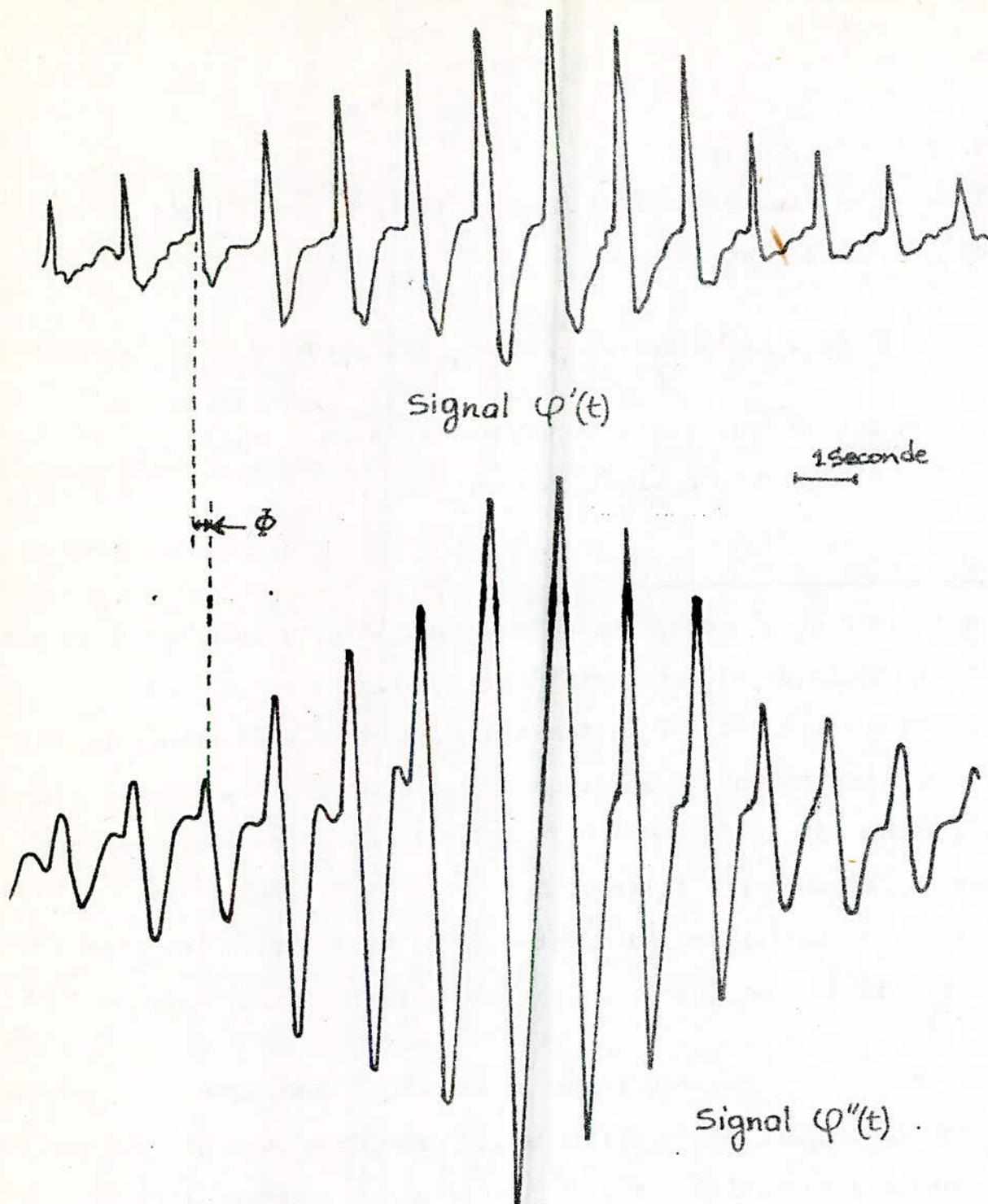
Pour avoir une forme régulière du signal, il faut donc que la fréquence de coupure  $F_c$  du filtre soit inférieure au double de la fréquence fondamentale  $F_f$  , du signal physiologique  $\varphi'(t)$  .

Nous pouvons résoudre ce problème en réalisant un filtre à fréquence de coupure variable satisfaisant à la condition précédente .

Les essais faits sur plusieurs personnes nous ont permis d'arrêter notre choix à un filtre à deux fréquences de coupure  $F_{c_1}$  et  $F_{c_2}$  permettant d'obtenir un signal régulier pour toute la gamme correspondant à la périodicité cardiaque (0,75 - 3,5 Hz).

Nous avons alors :

.../...



$\varphi''(t)$  : signal physiologique obtenu à la sortie du filtre de 4<sup>e</sup> ordre ayant une fréquence de coupure  $f_c = 3,5$  Hz. (l'harmonique 2 du signal de pression  $\varphi(t)$  est conservée. Celle-ci étant inférieure à 3,5 Hz).

$\Phi$  : déphasage entre les signaux  $\varphi'(t)$  et  $\varphi''(t)$  dû au filtre de 4<sup>e</sup> ordre.

- Figure : 3.20 -

$$\begin{array}{ll}
 F_{c_1} = 1,6 \text{ Hz} & \text{pour la gamme } 0,75 - 1,6 \text{ Hz} \\
 F_{c_2} = 3 \text{ Hz} & \text{pour la gamme } 1,6 - 3,5 \text{ Hz}
 \end{array}$$

Pour faire varier la fréquence de coupure du filtre, il faudrait agir soit sur la résistance, soit la capacité C puisque :

$$F_c = \frac{1}{2 \pi \cdot R \cdot C}$$

Comme il est plus simple de fixer la valeur des capacités C et de faire varier celle des résistances nous adoptons alors le schéma de principe représenté par la figure 3.21 .

En effet, ce circuit permet d'avoir deux fréquences de coupure  $F_{c_1}$  et  $F_{c_2}$  selon la position des commutateurs  $K_i$  et  $K'_i$  ( $i = 1$  à  $4$ ) .

$$\begin{array}{ll}
 F_{c_1} = \frac{1}{2 \pi \cdot R_1 \cdot C} & \begin{array}{l} \text{commutateurs } K_1, \dots, K_4 \text{ fermés} \\ \text{commutateurs } K'_1, \dots, K'_4 \text{ ouverts} \end{array}
 \end{array}$$

$$\begin{array}{ll}
 F_{c_2} = \frac{1}{2 \pi \cdot R_2 \cdot C} & \begin{array}{l} \text{commutateurs } K_1, \dots, K_4 \text{ ouverts} \\ \text{commutateurs } K'_1, \dots, K'_4 \text{ fermés} \end{array}
 \end{array}$$

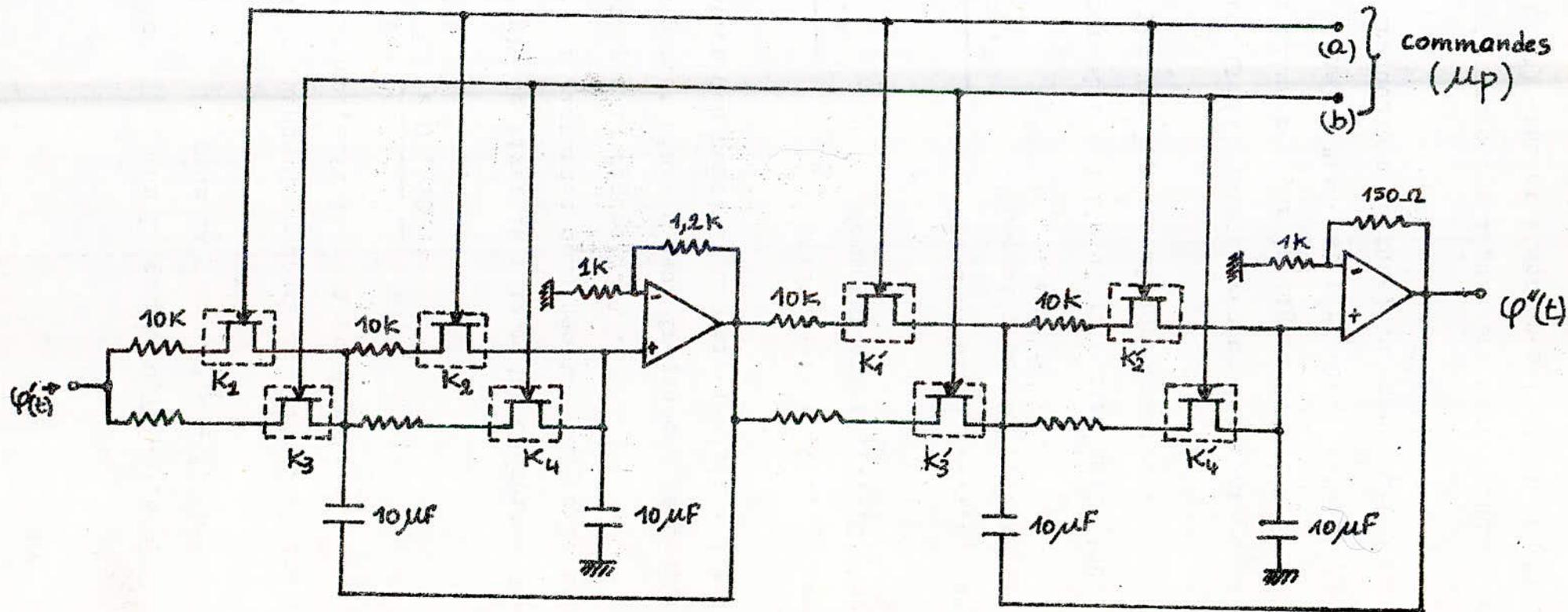
Les commutateurs sont réalisés à l'aide de portes analogiques (CD 4066 BCN) commandées par une logique microprogrammée .

Le signal d'oscillation  $\varphi''(t)$  obtenu avec un tel montage est régulier . Son allure est illustrée par la figure 3.22 .

Pour vérifier que le signal  $\varphi''(t)$  est périodique suivant la fréquence fondamentale (fréquence cardiaque) du signal  $\varphi'(t)$  nous avons, pour plusieurs cas :

- vérifié que les écarts entre les impulsions correspondantes des signaux  $\varphi'(t)$  et  $\varphi''(t)$  étaient identiques ( $\varphi'(t)$  et  $\varphi''(t)$  sont enregistrés en parallèle sur une table traçante )

.../...



- fait l'analyse spectrale des signaux  $\varphi'(t)$  et  $\varphi''(t)$  pour chaque individu et vérifié que le spectre de fréquence de ce dernier n'est constitué que de la fréquence cardiaque correspondant au fondamental de  $\varphi''(t)$  .

A titre d'exemple, nous donnons les spectres de fréquences (figure 3.23) des signaux  $\varphi'(t)$  et  $\varphi''(t)$  d'un individu ayant une fréquence cardiaque de 1,5 Hz .

b - Amplificateur à gain variable :

Le gain total de la chaîne d'acquisition ne peut pas être fixé puisque l'amplitude des oscillations varie suivant la pression dans le brassard et selon les individus . Un gain élevé risque d'entraîner la saturation de la chaîne ; faible, il rend imprécise et inexploitable l'enveloppe des oscillations .

Pour résoudre ce problème nous utilisons un amplificateur à gain variable .

Des essais faits sur une population de plus de cent personnes nous ont permis de déterminer un facteur (rapport 3 ) entre le plus grand et le plus faible des signaux . Ce facteur nous permet de choisir le domaine de variation du gain selon la valeur maximale de la tension désirée à l'entrée du convertisseur analogique-numérique .

Ces mêmes essais nous ont permis d'arrêter notre choix sur un amplificateur à trois gains différents représenté par la figure 3.24 .

Le gain suivant la position des commutateurs  $K_i$  ( $i= 1, 2$  et  $3$ ) est donné par la formule :

$$G_i = 1 + \frac{R_i}{R_0}$$

.../...

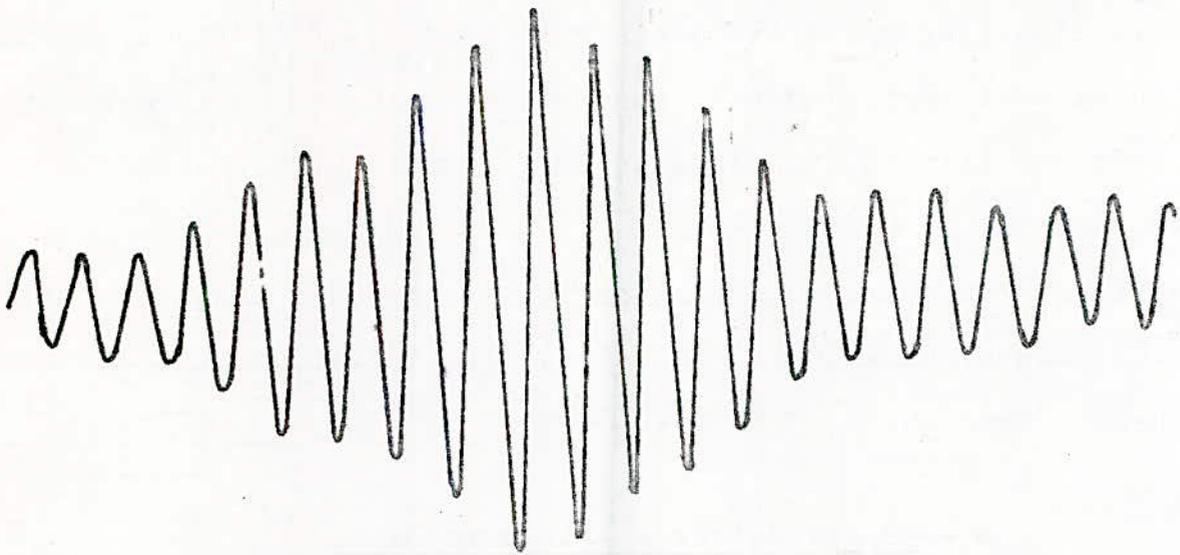


Figure : 3.22 - Signal de pression  $\varphi''(t)$  (régulier).

Brüel & Kjær

& Kjær

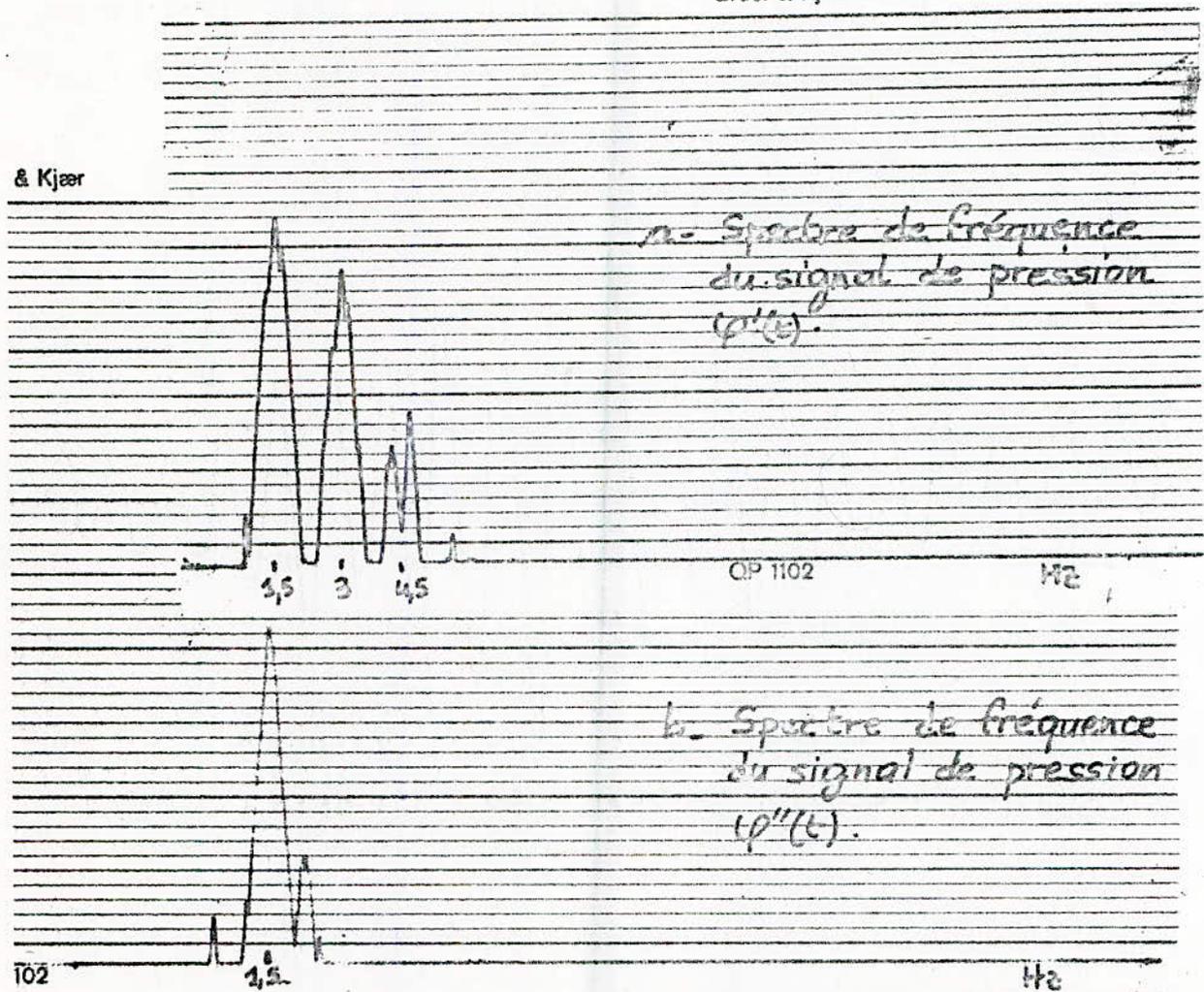


Figure : 3.23 - Spectres de fréquence des signaux  $\varphi'(t)$  et  $\varphi''(t)$ .

où :  $i = 1, 2$  et  $3$  .

$G_1$  ,  $G_2$  et  $G_3$  sont toujours réglés d'après les essais faits. Nous avons pris donc :

$$G_1 \simeq \frac{1}{3} G_3$$

$$G_2 \simeq \frac{1}{2} G_3$$

Notons que les portes analogiques utilisées dans ce montage sont du même type que celles citées précédemment .

Comme nous l'avons déjà vu, le signal  $\varphi''(t)$  va attaquer le convertisseur analogique-numérique "ADC 802" qui admet une tension entre 0 et 5 volts (réf.25). Les gains  $G_i (i=1, 2$  et  $3)$  sont alors évalués à :

$$G_1 \simeq 1,6$$

$$G_2 \simeq 3,2$$

$$G_3 \simeq 5,7$$

Un sondage fait sur la population qui a permis d'effectuer les essais nous a permis de conclure que le gain de l'amplificateur pour la majorité de personnes était de  $G_2 = 3,2$  dans ce cas particulier.

De plus, comme le signal d'oscillations  $\varphi''(t)$  a une amplitude positive et une autre négative, il est nécessaire de le décaler pour le rendre entièrement positif (entre 0 et 5 volts ) si l'on veut utiliser ce C.A.N . Pour réaliser ceci, il suffit donc d'ajouter au signal  $\varphi''(t)$  une tension continue . Le montage utilisé est illustré par la figure 3.25 .

Les amplitudes positives et négatives des oscillations étant presque

.../...

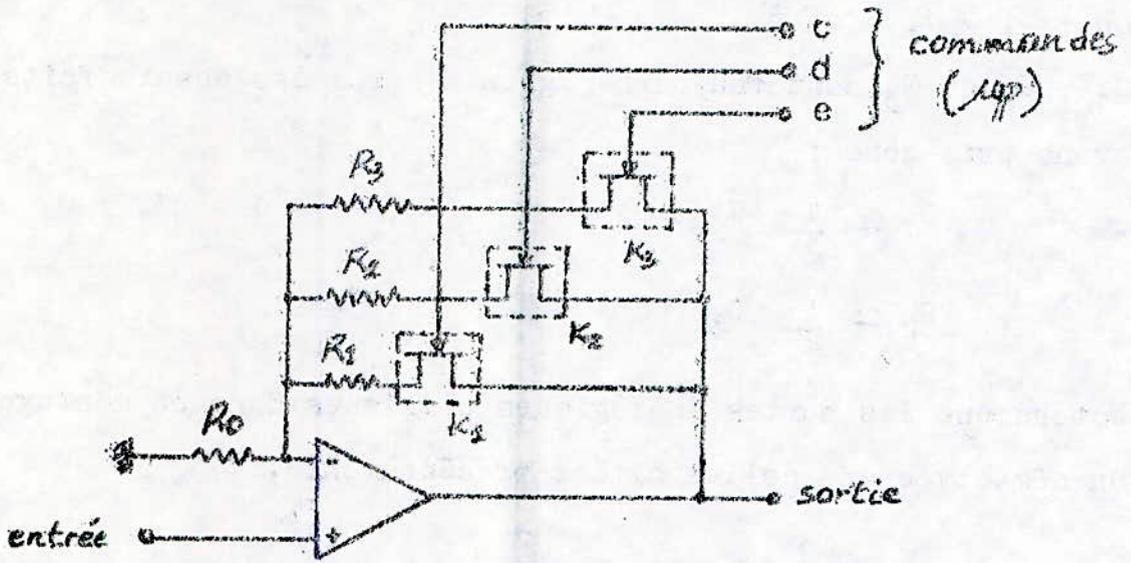


Figure : 3.24 - Amplificateur à gain variable.

$K_1, K_2, K_3$  : portes analogiques.  
(CD 40.66 CA)

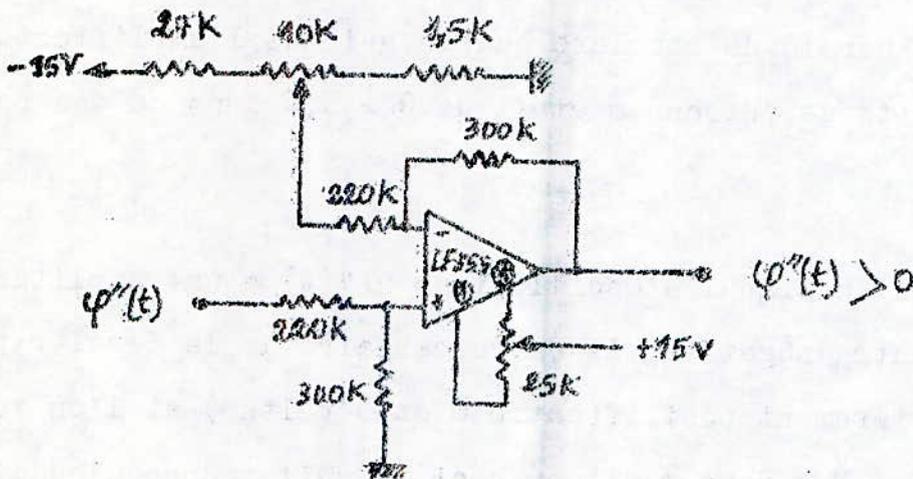


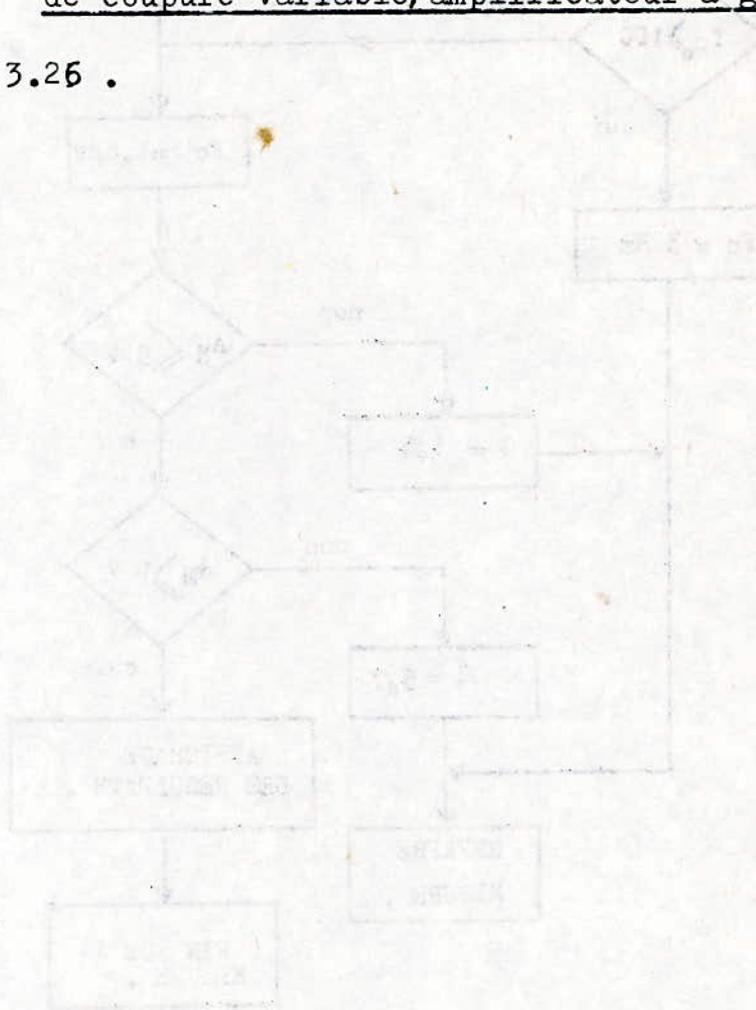
Figure : 3.25 - Addition d'une tension positive.

égales , la composante continue est fixée alors à 2,5 volts environ .

L'étage qui sert à régler cet offset positif est constitué d'un amplificateur fonctionnant en non inverseur . Le réglage se fait à l'aide d'un potentiomètre de 10 K $\Omega$ .

c- Organigramme de fonctionnement du filtre à fréquence de coupure variable/amplificateur à gain variable :

cf. figure 3.26 .



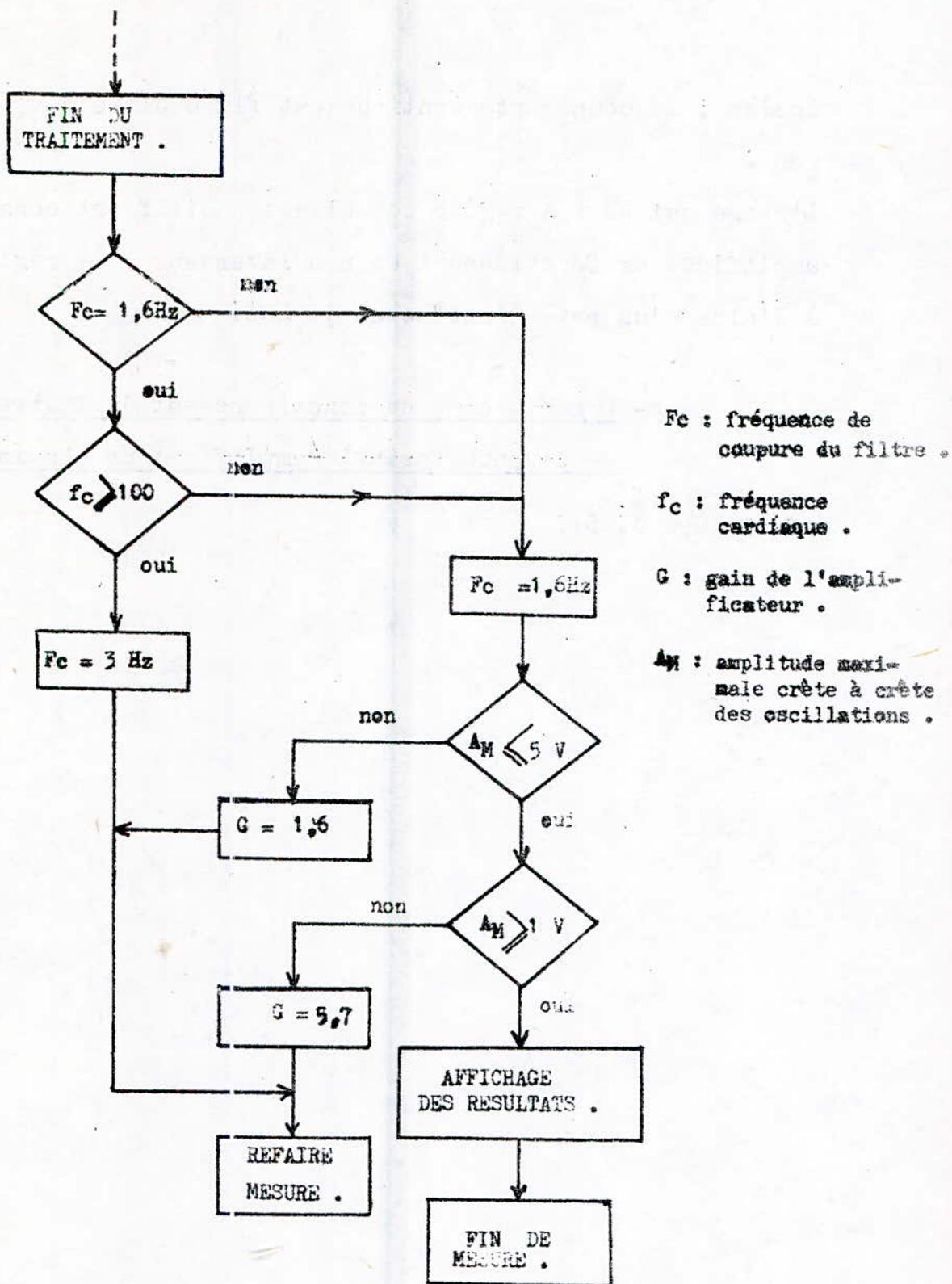


Figure : 3.26 - Organigramme de fonctionnement du filtre à fréquence de coupure variable / amplificateur à gain variable .

3.3- DETERMINATION DES PRESSIONS SYSTOLIQUE  
MOYENNE ET DIASTOLIQUE, ET DE LA  
FREQUENCE CARDIAQUE .

Comme nous l'avons décrit dans les paragraphes précédents à cette étape, on connaît la valeur de la pression  $P$  dans le brassard et du signal de pression physiologique  $\psi''(t)$  ou oscillations . Il reste à automatiser la phase d'interprétation des signaux que fait le médecin pour donner les résultats importants ( $P_S, P_D$ ) . Les différents critères utilisés pour cette interprétation des courbes ont été cités dans la description des méthodes manuelles existantes (cf. paragraphe 1.3.2). Ils sont repris ici et détectés électronique-ment .

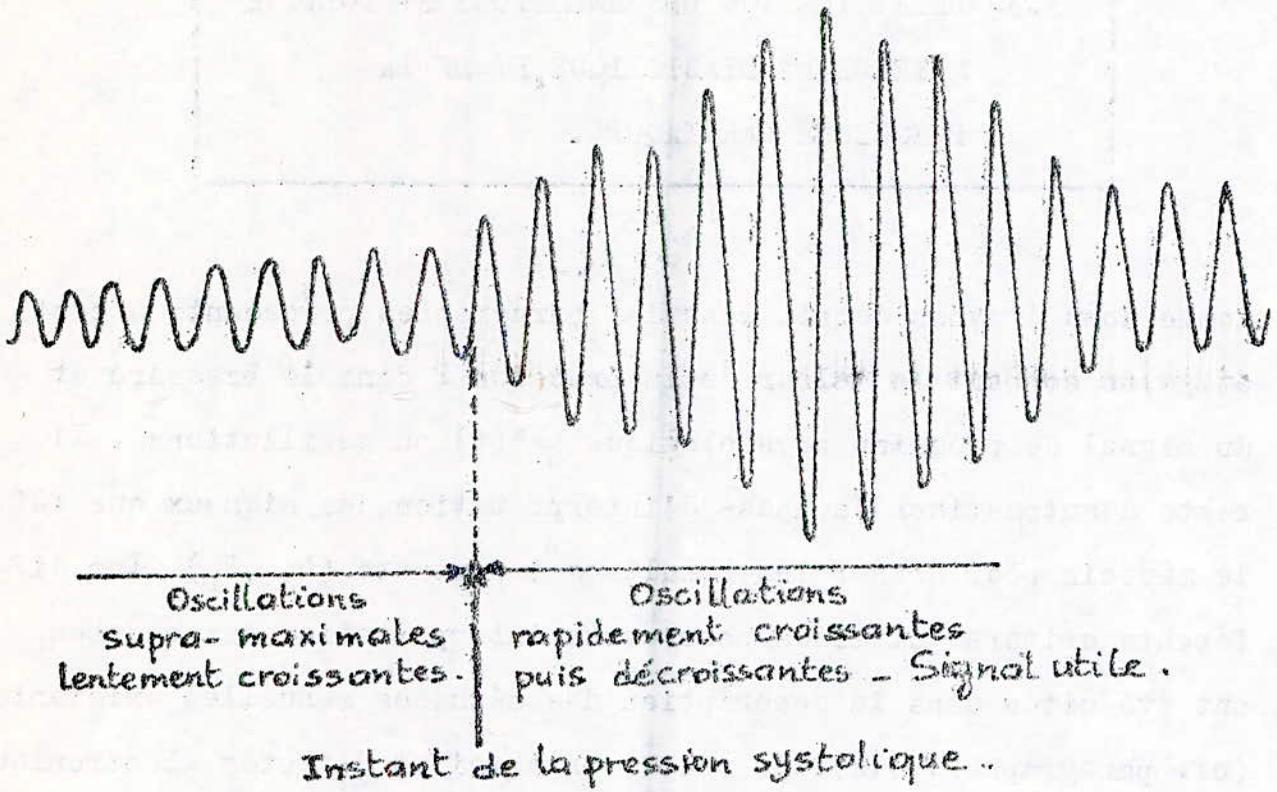
### 3.3.1- DETERMINATION DE LA PRESSION SYSTOLIQUE :

• Critère :

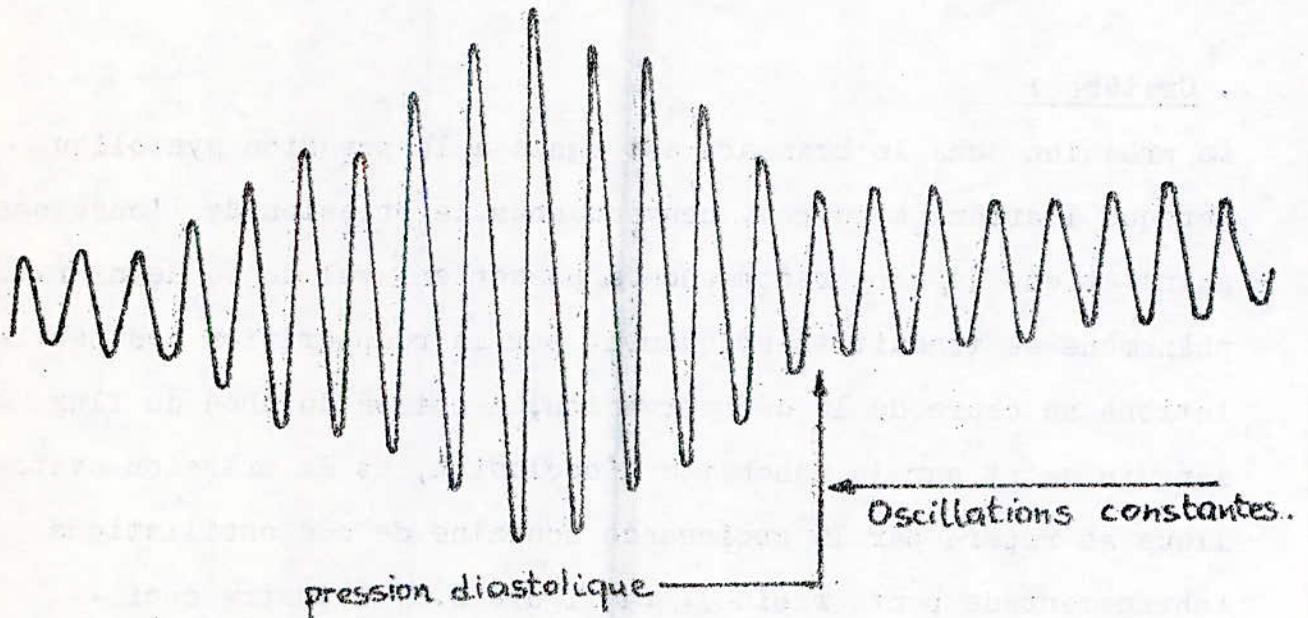
La pression dans le brassard est égale à la pression systolique lorsque l'artère s'ouvre à nouveau sous la pression de l'onde sanguine et que le sang recommence à passer en aval de ce dernier. Ce phénomène se traduit théoriquement par la réapparition des oscillations au cours de la décompression, en raison du choc du flux sanguin amont sur la manchette d'occlusion, et la pression systolique se repère par la croissance soudaine de ces oscillations (changement de pente rapide). La figure 3.27 illustre ceci .

• Principe de détection automatique :

La détection automatique de la pression systolique se traduit par le repérage de l'instant donnant le premier changement de pente rapide .



- Figure : 3.27 -



- Figure : 3.28 -

La solution la plus simple serait de réaliser un trigger de schmitt qui ne déclencherait que lorsque le signal commence à croître rapidement, donnant ainsi l'instant correspondant à la pression systolique .

Cependant le seuil du trigger ne peut être fixé puisque le signal d'oscillations varie suivant l'individu et la pression dans le brassard .

Ceci nous a amené donc à élaborer une autre stratégie pour détecter ce changement de pente , à savoir : l'étude mathématique du signal, qui est présentée dans le chapitre suivant .

### 3.3.2- DETERMINATION DE LA PRESSION MOYENNE :

#### . Critère :

La pression moyenne  $P_M$  est la pression dans le brassard lorsque les oscillations passent par un maximum d'amplitude .

#### . Principe de détection :

Le signal de base est le signal d'oscillations  $\varphi''(t)$ . Pour rechercher le maximum d'amplitude, on effectue la mesure crête à crête de chaque oscillation et la valeur de la pression  $P$  correspondante. Les amplitudes des oscillations sont comparées entre elles et la valeur maximale nous donne l'instant où la pression dans le brassard est égale à la pression moyenne .

Notons que ces mesures peuvent s'effectuer en enregistrant simultanément les signaux  $P(t)$  et  $\varphi''(t)$  sur une table traçante ou en les traitant à l'aide d'un système microprogrammé .

### 3.3.3- DETERMINATION DE LA PRESSION DIASTOLIQUE :

• Pression diastolique calculée :

Généralement, les méthodes de mesure manuelles ne donnent pas la valeur de la pression moyenne .

Elle est alors calculée par la formule approchée suivante :

$$P_M = P_D + \frac{1}{3} ( P_S - P_D ) \quad (\text{cf. page } 16 )$$

où ces symboles représentent :

$P_M$  : pression moyenne

$P_S$  : pression systolique

$P_D$  : pression diastolique .

La méthode des oscillations par contre permet d'obtenir très facilement la pression moyenne . Cette formule permet donc de déterminer un paramètre très intéressant : la pression diastolique calculée, à titre de comparaison .

D'après la formule précédente :

$$P_D = \frac{3P_M - P_S}{2}$$

• Pression diastolique mesurée :

- Critère :

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 (cf. fig. 3.28 page 115 ).

- Principe de détection automatique :

.../...

Il est semblable à celui utilisé pour la détection de la pression systolique (voir chapitre suivant).

La détection se traduit par le repérage de l'instant donnant le second changement de pente rapide.

### 3.3.4- DETERMINATION DE LA FREQUENCE CARDIAQUE :

Nous savons que la composante physiologique de pression  $\varphi(t)$  a une allure périodique, suivant la fréquence cardiaque. Celle-ci se calcule à partir de la période  $T_C$  de la courbe d'oscillations  $\varphi''(t)$ .

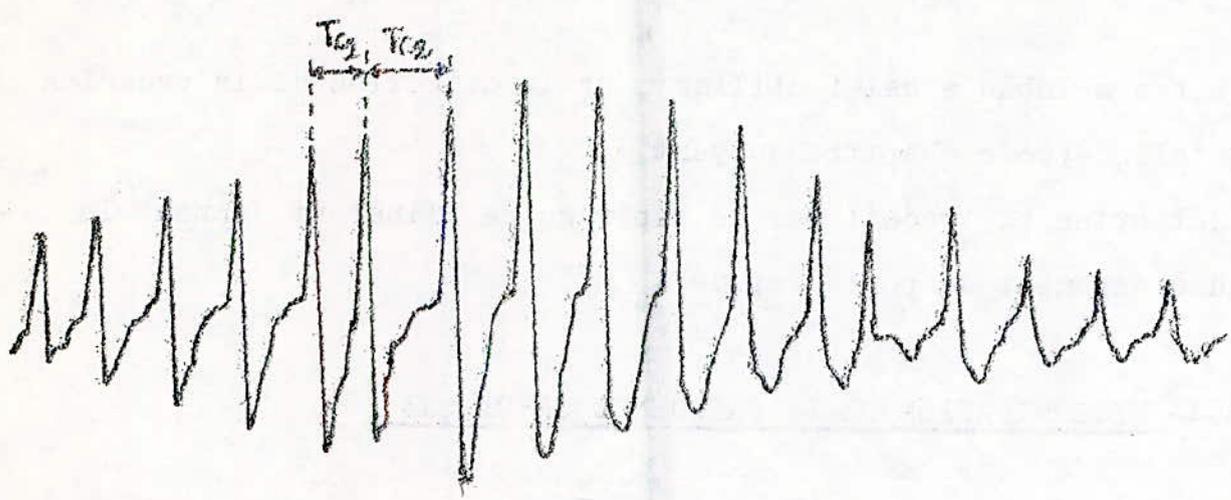
Elle est déterminée en mesurant l'intervalle séparant deux impulsions de synchronisation obtenues après mise en forme du signal.

Cependant pour éviter les problèmes de battements irréguliers (voir fig. 3.29) nous déterminons la période cardiaque moyenne en mémorisant la durée et le nombre des cycles cardiaques.

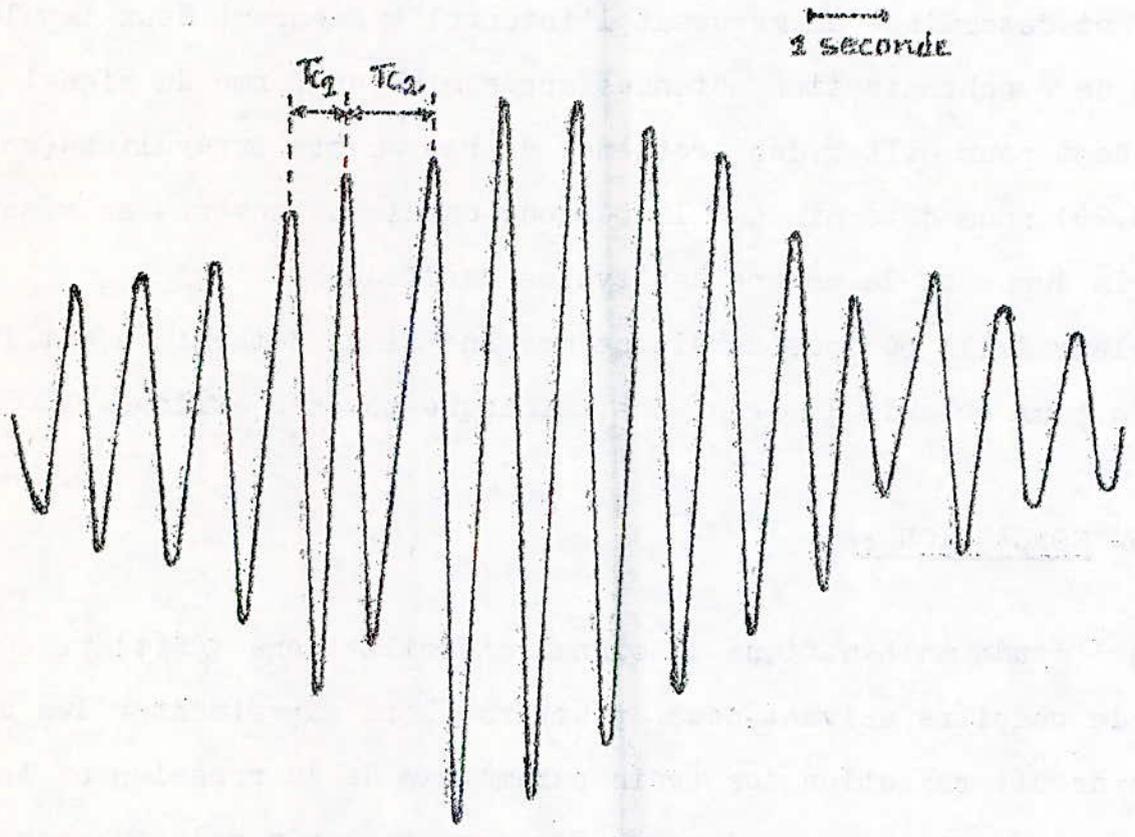
La valeur de la période cardiaque moyenne ainsi déterminée est inversée pour obtenir la fréquence cardiaque moyenne affichée.

### 3.3.5- CONCLUSION :

Après l'étude mathématique du signal d'oscillations  $\varphi''(t)$  présentée dans le chapitre suivant, nous pourrons alors expérimenter les critères de détermination des trois paramètres de la pression et la fréquence cardiaque pour interpréter ensuite les résultats obtenus.



Signal de pression  $\varphi'(t)$ .



Signal de pression  $\varphi''(t)$ .

$T_{c1}$  et  $T_{c2}$  : périodes cardiaques ( $T_{c1} < T_{c2}$ )  
 (battements irréguliers).

- Figure : 3.29 -

\*\*\*\*\*  
\*CHAPITRE 4  
\*\*\*\*\*

ETUDE MATHEMATIQUE DU SIGNAL  
PHYSIOLOGIQUE.  
\*\*\*\*\*

4.1 - BUT DE L'ETUDE

Nous avons déjà vu dans le paragraphe 1.3.2 que les différents paramètres de la pression artérielle étaient déterminés en interprétant l'enveloppe du signal d'oscillations. En effet : les pressions systolique ( $P_S$ ) et diastolique ( $P_D$ ) sont déterminés respectivement à chacune des ruptures de pente de la courbe d'oscillations (cf. fig. 4.1.a). La pression moyenne se lit au maximum de la courbe.

Pour trouver un critère de détermination de ces deux changements de pente, nous avons été amené à faire une étude mathématique du signal et de ses dérivées.

On constate que l'enveloppe de celui-ci est pratiquement une gaussienne d'expression générale :

$$Y = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \cdot e^{-\frac{1}{2}x^2} \quad 4.1$$

La figure 4.1 illustre le tracé de la fonction  $Y$ , sa dérivée première  $Y'$  et sa dérivée seconde  $Y''$ .

La courbe  $Y'$  passe par un extrémum au niveau de chaque point d'inflexion de la courbe  $Y$ .

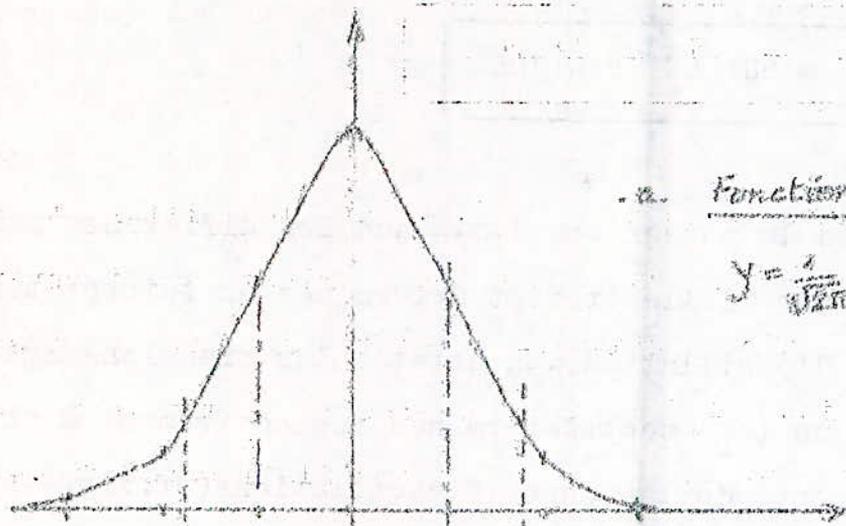
La dérivée seconde  $Y''$  passe par un maximum au point de rupture de pente qui donne  $P_S$ . Elle s'annule aux deux points d'inflexion en passant par un minimum qui correspond au point de lecture de la pression moyenne  $P_M$ . Enfin, elle repasse par un maximum au deuxième point de rupture de pente qui donne  $P_D$ .

Ainsi pour connaître les deux points donnant  $P_S$  et  $P_D$ , il faudra :

- a) déterminer les deux points d'inflexion (passage par zéro par deux fois de la dérivée seconde).
- b) Chercher de part et d'autre de ceux-là les deux points qui correspondent aux maxima de la courbe de dérivée seconde.

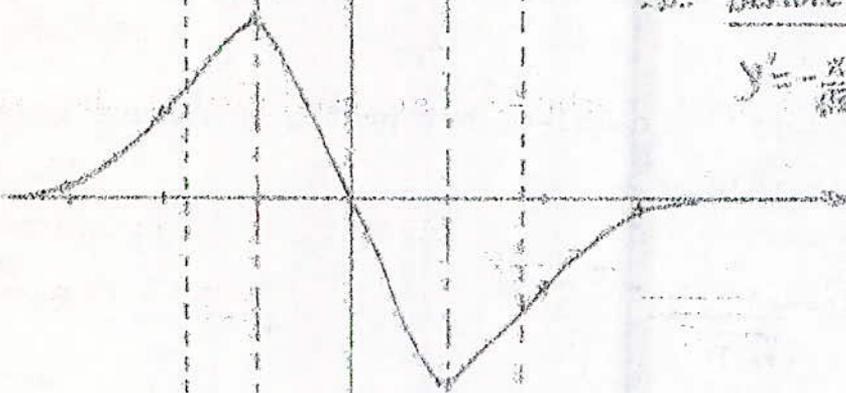
Ces derniers donnent  $P_S$  et  $P_D$ .

.../...



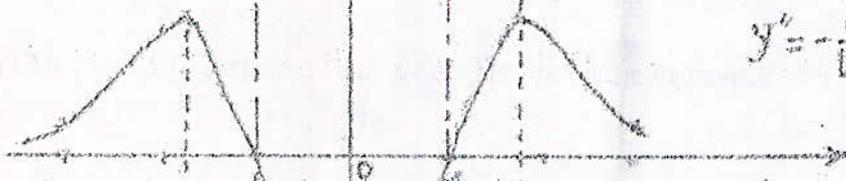
a. Fonction :

$$y = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}x^2}$$



b. Dérivée première :

$$y' = -\frac{x}{\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}x^2}$$



c. Dérivée seconde :

$$y'' = -\frac{1}{\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}x^2} (1-x^2)$$

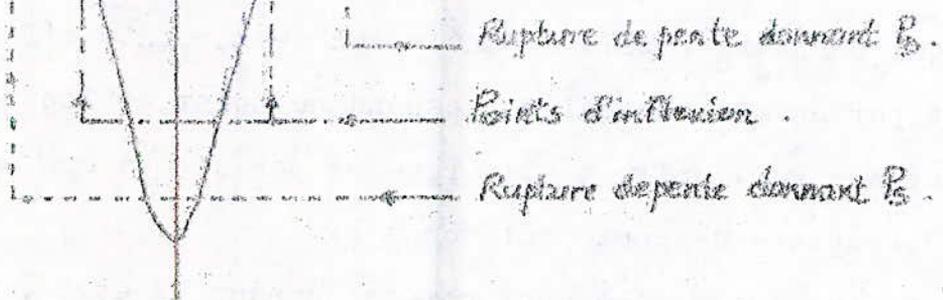


Figure : 4.2 - Courbe de Gauss et ses dérivées première et seconde.

Dans la suite de notre étude , nous allons montrer que la dérivée seconde du signal est une méthode intéressante pour déterminer les pressions systoliques et diastoliques . C'est avec ce moyen (absolument général quel que soit l'individu !) que nous comptons mettre au point un système microprogrammé de mesure automatique de la tension artérielle .

Les valeurs de  $P_S$  et  $P_D$  obtenues à l'aide de la dérivée seconde du signal sont considérées comme bonnes si elles sont égales ou proches de celles relevées au stéthoscope . Ces dernières servent en fait de référence .

• Principe :

Le signal physiologique " pré-traité "  $\varphi(t)$  et le signal de pression  $P(t)$  (cf.fig.4.2) sont enregistrés simultanément sur une table traçante .

Les valeurs crête à crête de chaque oscillation et la pression correspondante des signaux ainsi enregistrés sont relevées et mises sous forme d'un tableau (  $i, x_i, y_i, P_i$  ) où :

$i$  est un nombre entier qui varie de 0 à  $N$  (  $N$  étant le nombre d'oscillation ) .

$x_i$  est l'abscisse de la  $i^{\text{ème}}$  oscillation .

$y_i$  est l'amplitude crête à crête de la  $i^{\text{ème}}$  oscillation.

$P_i$  est la valeur de la pression  $P$  au point  $x_i$  .

L'enveloppe du signal physiologique a toujours l'allure d'une courbe de Gauss , sur laquelle viennent se greffer des perturbations inévitables dues au sujet lui - même (artéfacts) , aux phénomènes physiologiques (respiration , etc ...) et à la précision de lecture des amplitudes relevées sur la table traçante .

En effet, la figure 4.3 qui décrit l'enveloppe d'un signal physiologique réel , fait apparaître ces irrégularités . Ces dernières peuvent être très importantes et considérées comme des changements de pente

.../...

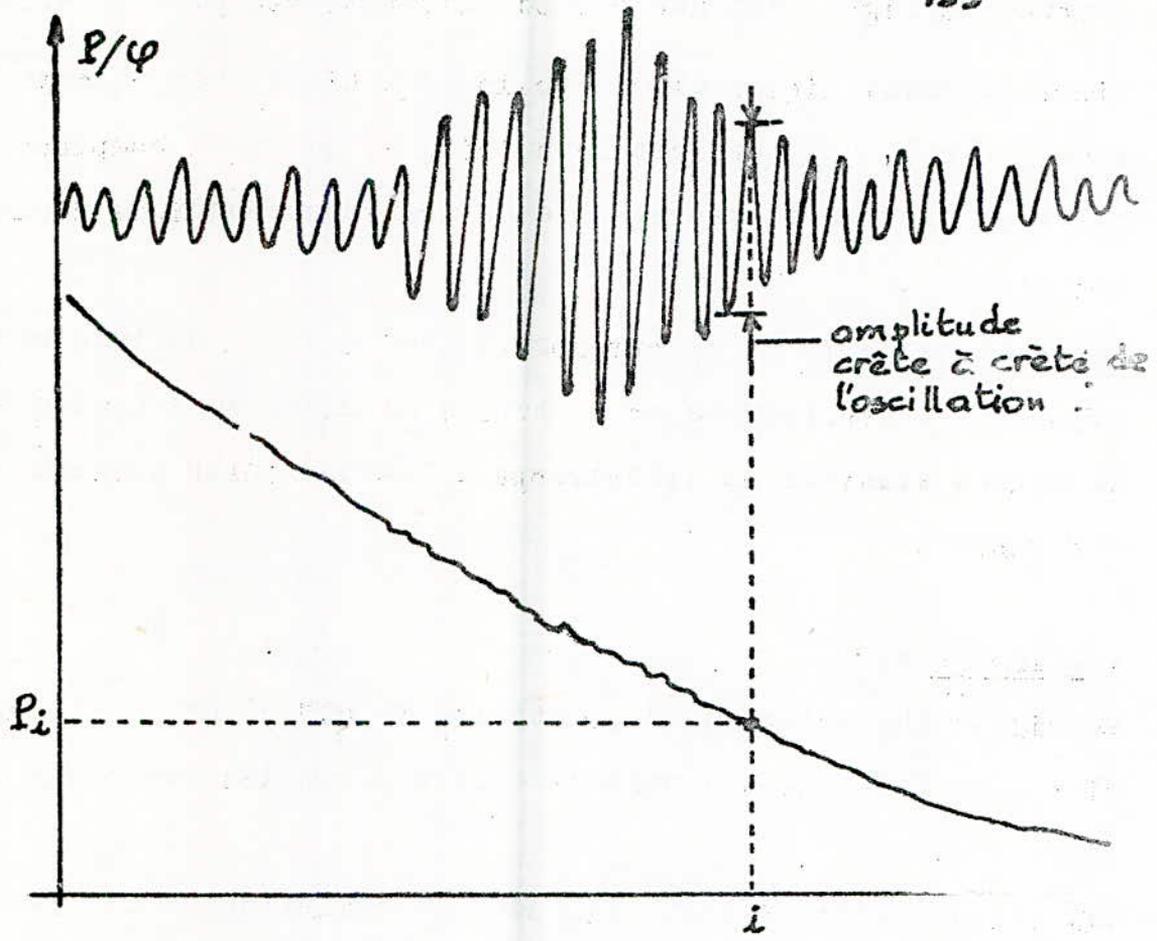


Figure : 4.2 - Enregistrement des signaux  $P(t) / \varphi(t)$ .

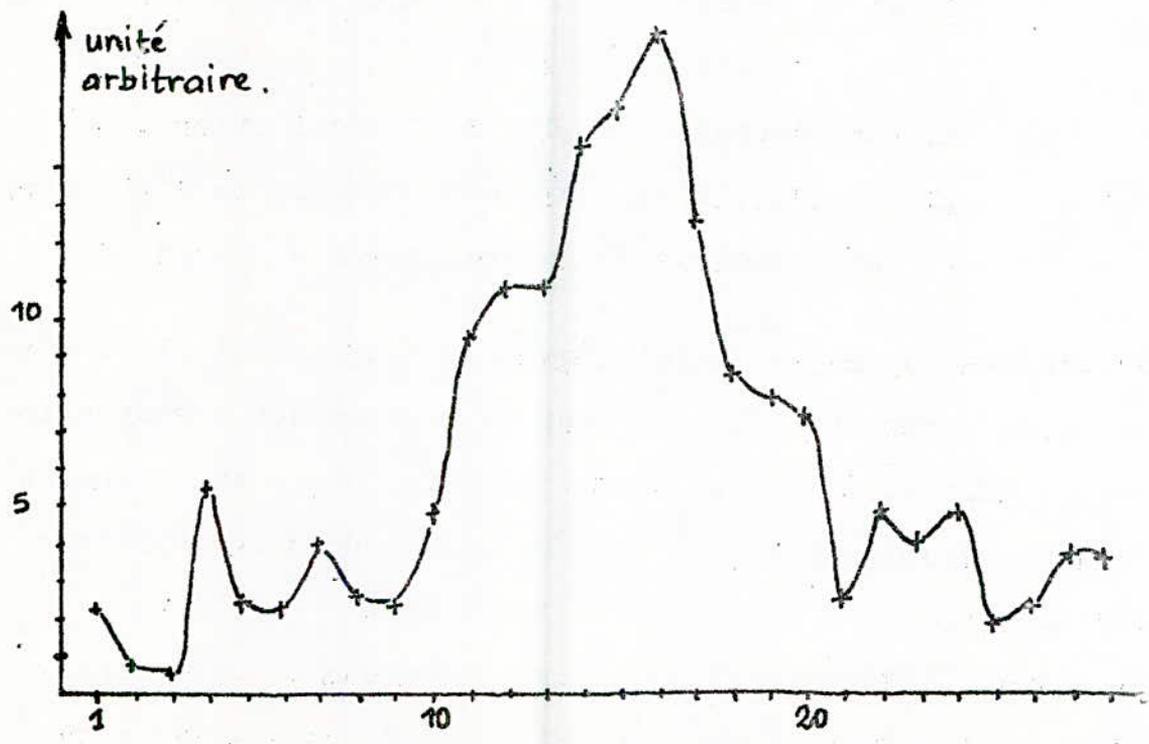


Figure : 4.3 - Courbe des amplitudes crête à crête pour un individu x.

secondaires . Ceci fausse alors les résultats lors de l'étude mathématique du signal .

Pour résoudre ce problème , il est nécessaire de procéder au lissage des fonctions ainsi tabulées ( réf.28).

.../...

## 4.2 - PROBLEME DU LISSAGE

Considérons un signal physiologique , par exemple , celui qui est représenté par la figure 4.3 .

Le problème est d'approcher ce signal par une gaussienne .

Soient  $y_i$  les valeurs d'amplitude crête à crête des oscillations obtenues à partir du signal physiologique .

Soient  $\bar{y}_i$  les valeurs correspondantes sur la courbe modélisée (courbe de Gauss ) .

Le lissage de la table consiste à substituer aux valeurs  $y$  les valeurs modélisées  $\bar{y}$  .

Par hypothèse ,  $y$  est donnée pour des abscisses équidistantes . Ceci revient à supposer que la période cardiaque est constante .

On peut classer les méthodes de lissage en trois catégories (réf.28, p.446 à 471 ) :

- les méthodes de lissage général .
- les méthodes de lissage local .
- les méthodes mixtes .

Nous allons maintenant présenter ces méthodes et voir celle qui répond le mieux à notre problème .

### 4.2.1 - LES METHODES DE LISSAGE GENERAL :

Elles consistent à représenter les  $\bar{y}$  par une expression analytique telle que :

$$\bar{y}(x) = a_0 X_0(x) + a_1 X_1(x) + \dots + a_n X_n(x) .$$

où les  $X_i$  sont des fonctions que l'on se donne et où les coefficients  $a_i$  sont obtenus en traitant par les moindres carrés le système :

$$y_x = a_0 X_0(x) + a_1 X_1(x) + \dots + a_n X_n(x)$$

où  $x$  prend toutes les valeurs de la table , en nombre supérieur à  $n+1$ .

Les méthodes de lissage général équivalent à la recherche d'une expression analytique de  $Y_x$  valable dans toute la table .

Elles présentent un défaut : chaque valeur lissée  $\bar{y}$  se trouve influencée par les valeurs  $y_i$  éloignées d'elle dans la table , ce qui ne se justifie pas dans notre cas . Elles imposent à priori à la fonction une expression analytique et peuvent introduire des déformations systématiques .

De plus, elles nécessiteraient beaucoup de calculs et une grande capacité mémoire .

#### 4.2.2 - LES METHODES DE LISSAGE LOCAL :

Elles consistent à exprimer  $\bar{y}$  , au moyen des  $y_i$  voisins

Par exemple à poser :

$$\bar{Y}_0 = \alpha_m Y_m + \alpha_{m-1} Y_{m-1} + \dots + \alpha_1 Y_1 + \alpha_0 Y_0 + \alpha_{-1} Y_{-1} + \dots +$$

$\alpha_{-m} Y_{-m} .$

Les  $\alpha_j$  étant des coefficients que l'on détermine une fois pour toute et qui ne dépendent que de la méthode .

Pour calculer  $\bar{y}_i$  , on utilise la formule précédente où on augmente tous les indices de  $i$  :

$$\bar{y}_i = \alpha_m Y_{m+i} + \alpha_{m-1} Y_{m+i-1} + \dots + \alpha_1 Y_{i+1} + \alpha_0 Y_i + \alpha_{-1} Y_{i-1} + \dots + \alpha_{-m} Y_{m+i}$$

Les avantages des méthodes de lissage local sont d'être purement numériques et de définir  $\bar{y}_i$  par les valeurs de  $y$  d'indice voisin de  $i$  . Les calculs sont relativement simples et les expressions facilement programmables . Elles sont donc préférables aux méthodes de lissage général .

#### 4.2.3- LES METHODES MIXTES :

Dans ces méthodes, la vraie valeur  $\bar{y}_i$  est calculée en fonction de toutes les valeurs de  $y$  , mais l'influence de  $y_i$  sur  $\bar{y}_i$  diminue à mesure que  $j$  s'écarte de  $i$  .

Ces méthodes évitent les inconvénients des méthodes de lissage

.../...

général , elles utilisent toutes les données pour le calcul d'une valeur lissée quelconque mais n'impose pas de forme analytique à la fonction.

En outre , elles ne supposent pas les valeurs de x en progression arithmétique .

Cependant ces méthodes sont assez longues et complexes et nécessitent toujours beaucoup de calculs et une grande capacité mémoire .

L'analyse de ces trois catégories de méthodes de lissage nous permet de choisir celles qui utilisent le lissage local . Une étude plus précise de ces dernières reste à faire pour déterminer la méthode qui permette de représenter au mieux le signal physiologique par un modèle gaussien .

#### 4.2.4- APPLICATION DES DIFFERENTES METHODES DE LISSAGE LOCAL :

Les méthodes de lissage local basées sur le principe cité précédemment sont :

- la méthode de Scheppard : lissage local par polynômes (par fonctions linéaires et par polynômes de degré 2p).
- la méthode de lissage de Woolhouse .
- la formule de lissage de Spencer .

Nous avons appliqué les différentes expressions de lissage local pour dix cas différents . Les meilleurs résultats sont obtenus avec la technique de lissage par fonctions linéaires dans un panneau central .

Cette technique retenue , consiste à substituer aux valeurs y de la table les valeurs  $\bar{y}$  données par l'expression :

$$\bar{y}_0 = \frac{y_{-m} + \dots + y_{-1} + y_0 + y_1 + \dots + y_m}{2m + 1} \quad 4.2$$

Les calculs faits et les résultats obtenus nous ont permis d'utiliser cette expression pour  $m = 1$  et  $m = 2$  .

Nous ne pouvons pas prendre une valeur de m supérieure à 2 dans notre cas puisque l'enveloppe du signal s'applatirait et il serait

pratiquement impossible de déterminer les deux changements de pentes, par conséquent les paramètres caractéristiques de la pression .

La figure 4.4 nous donne les courbes lissées des valeurs  $y$  pour  $m = 1$  et  $m = 2$  de l'enveloppe du signal représentée par la figure 4.3 -

L'étude mathématique qui va suivre se basera sur les valeurs données par les tableaux  $(x_i, y_i, \bar{y}_i, \bar{\bar{y}}_i, P_i)$  où :

$x_i$  = pas de l'oscillation  $i$  par rapport à zero

$y_i$  = amplitude crête à crête de l'oscillation  $i$

$\bar{y}_i$  = valeur  $y_i$  lissée sur 3 points .

$\bar{\bar{y}}_i$  = valeur  $y_i$  lissée sur 5 points .

$P_i$  = pression correspondante à l'oscillation  $i$  .

Cette étude consiste à approcher au mieux l'enveloppe du signal par une fonction mathématique dont nous déterminons la dérivée seconde qui devra être basée sur le principe illustré par la figure 4.1 -

Remarquons qu'il est inutile de vouloir représenter ici tous les tableaux utilisés. Néanmoins, nous donnons à la table 4.1 , un exemple de tableau que nous avons employé .

| $i$      | $x_i$    | $y_i$    | $\bar{y}_i$ | $\bar{\bar{y}}_i$ | $P_i$    |
|----------|----------|----------|-------------|-------------------|----------|
| 1        | 0        | 2,1      | -           | -                 | $P_c$    |
| $\vdots$ | $\vdots$ | $\vdots$ | $\vdots$    | $\vdots$          | $\vdots$ |

$P_c$  = pression de consigne.

Tableau 4.1

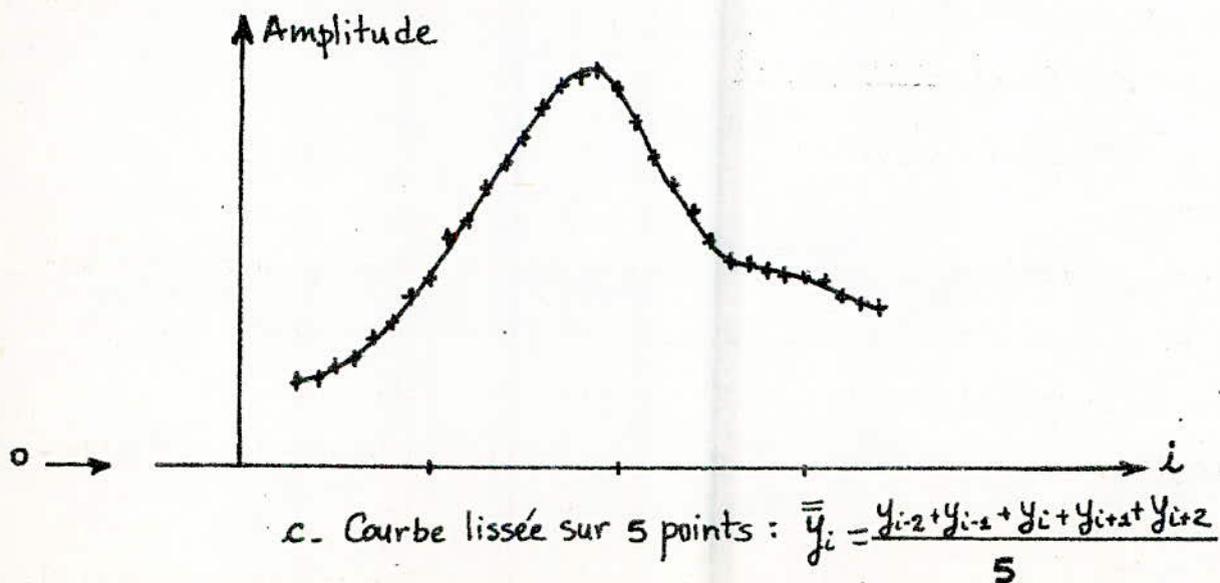
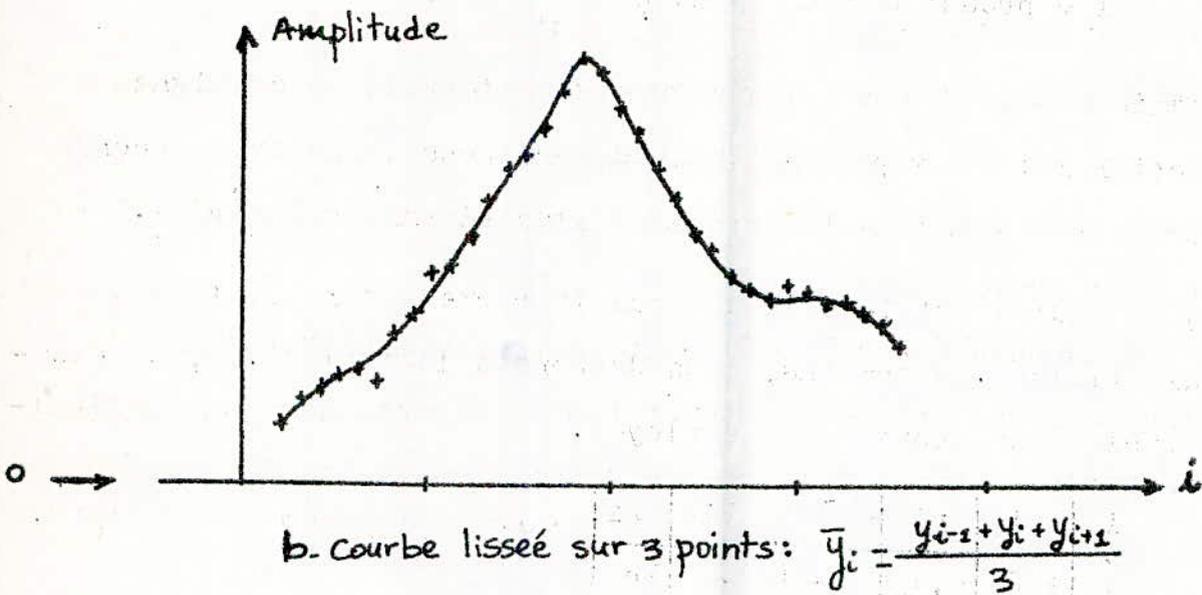
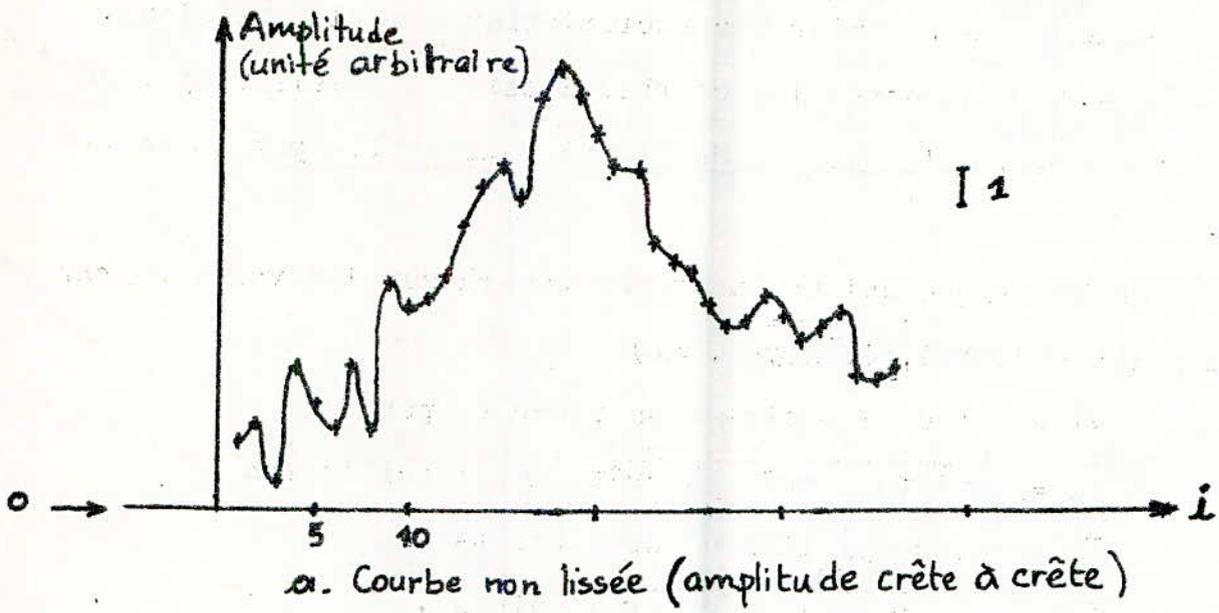


Figure: 4.4 -

4.3-RECHERCHE DES CHANGEMENTS DE  
PENTE PAR TRAITEMENT MATHEMATIQUE  
DU SIGNAL PHYSIOLOGIQUE

La méthode mathématique que nous recherchons devra être facile à programmer et nécessiter une taille mémoire réduite .

4.3.1 - APPROXIMATION D'UNE FONCTION PAR INTERPOLATION :

(réf.29 ).

a - Approximation d'une fonction :

Il s'agit d'obtenir une expression d'écriture simple qui est une représentation approchée de l'une des fonctions suivantes :

- fonction définie par une écriture mathématique peu maniable (par exemple en vue de calcul de quadratures),
- fonction " définie numériquement " (par une table de valeurs comme dans notre cas ),
- fonction inconnue (intégration d'une équation différentielle ).

Un procédé général est de limiter cette représentation aux combinaisons linéaires des  $n + 1$  fonctions d'une base ( $U_i(x)$  ), choisies a priori; c'est à dire, la somme:

$$a_0 U_0(x) + a_1 U_1(x) + \dots + a_n U_n(x)$$

dépendant des  $n + 1$  coefficients  $a_k$  que nous devons donc calculer pour définir chaque approximation .

b- Interpolation :

• Principe :

L'interpolation est la plus simple parmi les méthodes d'approximation. Elle consiste à faire coïncider en un nombre convenable de points la fonction donnée et la fonction " approchante " .

Il s'agit , alors de déterminer un " polynôme généralisé " d'interpolation .

De la fonction  $y = f(x)$  on suppose connaître les valeurs  $y_i = f(x_i)$ ,  
 $i = 0, 1, \dots, n$  ;  $x_0 < x_1 < \dots < x_n$  . (table 4.2 )

.../...

Tableau : 4.2

|   |                    |                    |     |                    |
|---|--------------------|--------------------|-----|--------------------|
| x | x <sub>0</sub>     | x <sub>1</sub>     | ... | x <sub>n</sub>     |
| y | f(x <sub>0</sub> ) | f(x <sub>1</sub> ) | ... | f(x <sub>n</sub> ) |

nous considérons une base d'interpolation

$$U_0(x), U_1(x), \dots, U_n(x),$$

un " support " d'interpolation, ensemble des " points d'interpolation " :

$$x_0, x_1, x_2, \dots, x_n$$

Nous pouvons approcher  $f(x)$  à l'aide de polynômes, de fonctions trigonométriques, exponentielles, etc...

Le " polynôme généralisé " d'interpolation qui approche la fonction  $f(x)$  est :

$$[P(x)] = [U_0(x) \quad U_1(x) \quad \dots \quad U_n(x)] [L] \begin{bmatrix} f(x_0) \\ f(x_1) \\ \vdots \\ f(x_n) \end{bmatrix} \quad 4.3$$

Cette notation met en évidence les fonctions de base, les valeurs de la fonction à interpoler aux points du support d'interpolation, et la matrice d'interpolation qui dépend de la base et du support d'intégration mais non de  $f(x)$ .

La formule 4.3 résoud donc le problème mais deux questions se posent :

- la qualité de l'approximation obtenue par ce procédé d'interpolation.
- la possibilité et la commodité du calcul effectif de la matrice d'interpolation  $[L]$ .

Le procédé de calcul est manuel dans les cas simples, automatique dans des cas plus généraux.

Il faut cependant souligner que ce procédé de calcul est fastidieux dès que le degré augmente (plus de 10 ou 20, ce qui est notre cas).

(réf.29).

Il faut donc faire un choix des valeurs d'interpolation et fixer  $n$ , degré du polynôme d'interpolation.

Il s'agit alors de déterminer les valeurs d'interpolation  $x_0, x_1, \dots, x_n$  " au mieux " .

L'approche de la fonction  $y = f(x)$  à l'aide de polynômes n'a pas été adoptée à cause de la difficulté des calculs dès que le degré du polynôme d'interpolation augmente .

Pour illustrer cette méthode nous présentons dans ce qui va suivre, les calculs et les résultats obtenus par une interpolation trigonométrique : l'approximation de Fourier .

b - Approximation de Fourier : (réf.30)

L'approximation de Fourier s'applique à des fonctions périodiques dont les points  $x_i$  sont équidistants, ce qui est notre cas .

Le principe de cette méthode consiste à déterminer les coefficients  $a_j$  et  $b_j$  de la fonction :

$$y_m(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{j=1}^m a_j \cos j x + b_j \sin j x \quad 4.4$$

Nous considérons le segment  $-\pi \leq x \leq +\pi$  de longueur  $2\pi$  .  
Partageons le segment  $[-\pi, +\pi]$  en  $n$  parties égales par les points :

$$x_0 = -\pi, x_1, x_2, \dots, x_n = \pi$$

La longueur d'un segment partiel est alors :

$$\Delta x = \frac{2\pi}{n}$$

Désignons les valeurs de la fonction  $f(x)$  aux points  $x_0, x_1, \dots, x_n$  par :

$$y_0, y_1, y_2, \dots, y_n$$

En utilisant par exemple, la formule des rectangles, on détermine les coefficients de Fourier :

$$a_0 = \frac{2}{n} \sum_{i=1}^n y_i, \quad a_j = \frac{2}{n} \sum_{i=1}^n y_i \cos jx_i; \quad b_j = \frac{2}{n} \sum_{i=1}^n y_i \sin jx_i.$$

où :

$$x_i = \frac{2\pi i}{n}$$

les indices  $i$ ,  $j$  et  $m$  sont définis respectivement par :

$$i = 1, \dots, n.$$

$$j = 1, \dots, m$$

$$m = 1, \dots, n-1$$

Le polynôme  $y_m(x)$  ainsi déterminé, nous calculons sa dérivée seconde  $y''_m(x)$  aux points  $x_i$  pour déterminer les deux points d'inflexion ( passage par zéro de  $y''_m(x)$  ) et ensuite les deux changements de pente attendus (caractérisés par les deux maxima de  $y''$  ) .

$$y''_m(x) = - \sum_{j=1}^m j^2 ( a_j \cos jx + b_j \sin jx ) \quad 4.5.$$

Par la suite les notations  $y''_m(x)$ ,  $\bar{y}''_m(x)$  et  $\bar{\bar{y}}''_m(x)$  désignent la dérivée seconde respectivement des valeurs  $y_i$ ,  $\bar{y}_i$  et  $\bar{\bar{y}}_i$ .

Pour déterminer le polynôme  $y_m(x)$  nous ne pouvons pas fixer arbitrairement la valeur de  $m$  puisque celle-ci varie de 1 à  $n-1$ . De plus cette méthode présente une difficulté de calcul des coefficients, et notamment pour  $m$  grand.

Nous avons été donc, amené à établir un programme en langage "Basic Apple Soft" (Annexe II) qui consiste à calculer les coefficients  $a_j$  et  $b_j$  pour  $m$  variant de 1 à  $(n-1)$  et de déterminer le polynôme dont la dérivée seconde s'annule deux fois dans l'intervalle  $P_S - P_D$  ( $P_S$  et  $P_D$  sont les valeurs de référence des pressions systolique et diastolique relevées au stéthoscope).

Les calculs ont été effectués sur plus de 60 cas.

• Résultats obtenus :

- pour  $m = 1$  :

Les courbes  $y_1''(x)$  ainsi que  $\bar{y}_1''(x)$  et  $\bar{\bar{y}}_1''(x)$  ont , pour tous les cas étudiés l'allure souhaitée . Cependant , les points donnant  $P_S$  et  $P_D$  ( correspondant aux deux changements de pente ) sont très éloignés des valeurs de référence (prise au stéthoscope). En effet l'écart entre les valeurs est variable d'un cas à un autre et peut atteindre 50 mm Hg.(cf.fig. 4.5.b).

Ceci nous a amené donc à augmenter la valeur de  $m$  .

- pour  $m = 2$  :

Les résultats sont les mêmes que ceux obtenus pour  $m = 1$  , cependant l'écart entre les valeurs est plus faible.(cf.fig.4.5.c).On doit encore augmenter la valeur de  $m$  .

- pour  $m = 3$  :

Les courbes  $y_3''(x)$  ,  $\bar{y}_3''(x)$  et  $\bar{\bar{y}}_3''(x)$  ont donné des résultats très satisfaisants pour plusieurs cas étudiés . Les valeurs  $P_S$  et  $P_D$  correspondant aux deux changements de pente sont très proches de celles obtenues à l'aide du stéthoscope . L'écart maximum relevé est de 8 mmHg (cf.fig.4.5.d).

- pour  $m > 3$  :

En prenant la valeur de  $m$  supérieure à 3 , les résultats sont loin d'être bons . Les courbes dérivées secondes  $y_m''(x)$  ,  $\bar{y}_m''(x)$  et  $\bar{\bar{y}}_m''(x)$  s'annulent plusieurs fois dans l'intervalle  $P_S-P_D$  .

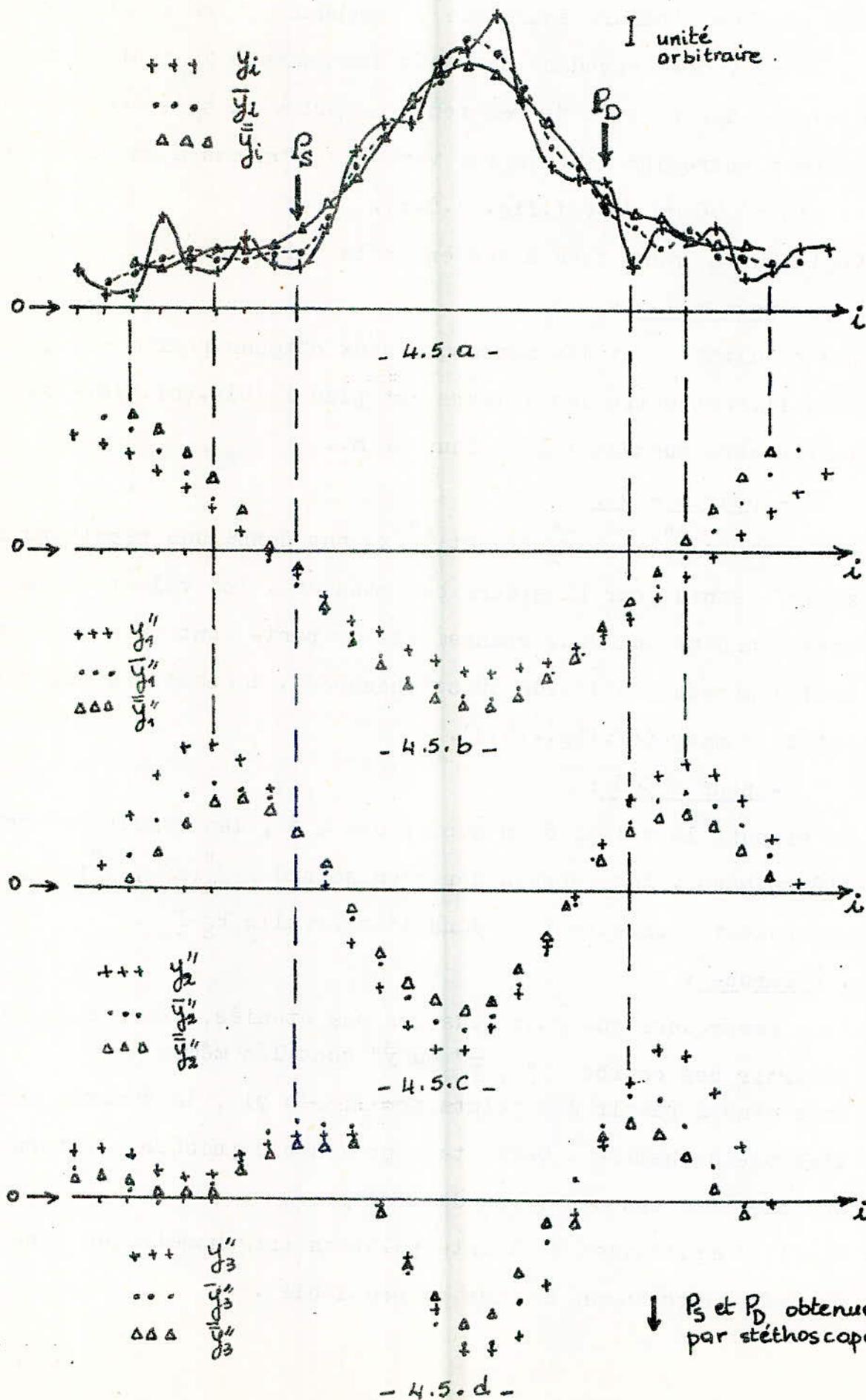
• Remarque :

Nous remarquons que pour tous les cas étudiés, les résultats obtenus à partir des courbes  $y''$  ,  $\bar{y}''$  ou  $\bar{\bar{y}}''$  sont les mêmes .

Donc même à partir des points non lissés  $y_i$  , la dérivée seconde a l'allure souhaitée . Ceci était prévisible puisque l'interpolation en elle-même est une forme de lissage .

Ainsi l'application de l'interpolation trigonométrique dans notre cas nécessite aucun lissage au préalable .

.../...



- Figure : 4.5 -

Les figures 4.5 illustrent cette méthode et les différents résultats obtenus en utilisant les formules 4.4 et 4.5 .

c - Conclusion :

Les calculs pour  $m = 3$  ont donné les meilleurs résultats . Nous retiendrons donc ceux-ci pour la résolution de notre problème . Toutefois pour  $m = 2$  , nous avons remarqué que les résultats étaient très bons si l'on effectuait la lecture de  $P_S$  au deuxième point  $x_i$  avant le premier point d'inflexion , et à un point avant le second point d'inflexion (fig. 4.5 . c).

L'utilisation de la relation d'interpolation pour des valeurs élevées de  $m$  a été un échec. Ceci est dû à l'excès de précision de l'expression utilisée. On donne  $n$  points et on fait passer par ceux-ci un polynôme de  $n-1$  degré . Ce polynôme existe, est unique et passe bien par les données ; mais entre celles-ci il présente des variations sans rapport avec la réalité .

Dans notre cas , il est inutile de chercher une rigueur extrême dans le calcul , car il suffit de représenter par exemple la fonction étudiée par une expression à deux ou trois paramètres mais dont la forme est fixée à priori par la nature du phénomène .

Ainsi , les résultats obtenus par interpolation trigonométrique en général et la méthode de Fourier en particulier sont très satisfaisants pour  $m = 3$  . Cette méthode a été expérimentée sur de nombreux individus .

Néanmoins les calculs demeurent très longs. L'exécution du programme nécessite un temps de calcul trop important (de l'ordre de quelques minutes) et une grande taille mémoire pour effectuer le calcul des fonctions trigonométriques . Il est donc indispensable de rechercher une autre méthode pour déterminer les deux changements de pente .

4.3.2 - TECHNIQUE DU CALCUL DE LA DERIVEE SECONDE D'UNE FONCTION  
DEFINIE PAR UNE TABLE POUR LES ABCISSES DE LA TABLE :

a - Par interpolation : (ref.28, p. 60-63)

. Principe :

En général , le pas de la table (par exemple le tableau 4.1) est un nombre réel positif  $h$  ( $h = x_{i+1} - x_i$ ). Mais , dans les calculs, il est beaucoup plus commode de ramener cet intervalle à l'unité , ce qui revient à diviser la dérivée seconde par  $h^2$ .

Pour calculer celle-ci , on emploie une des trois formules suivantes selon la position de la variable dans la table .

Dans le panneau de tête , on a :

$$y''_0 = \Delta^2 y_0 - \Delta^3 y_0 + \frac{11}{12} \Delta^4 y_0 - \frac{5}{6} \Delta^5 y_0 + \frac{137}{180} \Delta^6 y_0$$

où :  $\Delta^i y_k$  sont les différences laterales définies par :

$$\begin{aligned} y_k &= y_{k+1} - y_k \\ \Delta^2 y_k &= \Delta y_{k+1} - \Delta y_k \\ &\dots\dots\dots \\ \Delta^i y_k &= \Delta^{i-1} y_{k+1} - \Delta^{i-1} y_k \end{aligned}$$

Tout calcul fait ,  $y''_N$  s'écrit :

$$\begin{aligned} y''_N &= 4,511 y_N - 8,377 y_{N-1} + 3,472 y_{N-2} + 4,500 y_{N-3} \\ &\quad - 6,952 y_{N-4} + 3,877 y_{N-5} - 0,761 y_{N-6} \end{aligned}$$

Les résultats obtenus avec cette formule pour plusieurs tableaux de valeurs ne répondent pas à notre problème .

La courbe de la dérivée seconde s'annule plusieurs fois .

Le programme en langage "Basic Apple Soft " ayant servi à faire les calculs est donné en annexe II .

Aucune amélioration n'a été enregistrée avec les deux autres formules dans les panneaux respectivement central et de queue en utilisant les formules :

.../...

$$\cdot y_N'' = \delta^2 y_N - \frac{1}{12} \delta^4 y_N + \frac{1}{90} \delta^6 y_N - \frac{1}{560} \delta^8 y_N$$

dans le panneau central .

$$\cdot y_N'' = \Delta^3 y_{N-3} + \frac{3}{2} \Delta^4 y_N + \frac{7}{4} \Delta^5 y_{N-5} + \frac{15}{8} \Delta^6 y_{N-6}$$

dans le panneau de queue .

Ceci nous a donc amené à exploiter une autre méthode de calcul de la dérivée seconde .

b- A partir du polynôme de LAGRANGE : (réf.31)

Le polynôme de Lagrange est :

$$f(x) = \frac{(-1)^n t(t-1)\dots(t-n)}{n!} \sum_{i=0}^n \frac{(-1)^i \binom{i}{n} y_i}{t-i} + h^{n+1} t(t-1)\dots$$

$$(t-n)f(x; x_0; \dots; x_n)$$

sa dérivée seconde est :

$$\begin{aligned} h^2 f''(x) &= \sum_{i=1}^n (-1)^{n+i} \frac{C_n^i y_i}{n!} \cdot \frac{d^2}{dt^2} \left[ \frac{t(t-1)\dots(t-n)}{t-i} \right] + \\ &h^{n+1} f(x; x_0; \dots; x_n) \frac{d^2}{dt^2} \left[ t(t-1)\dots(t-n) \right] + \\ &2h^{n+2} f(x; x; x_0; \dots; x_n) \frac{d}{dt} \left[ t(t-1)\dots(t-n) \right] + \\ &2h^{n+3} f(x; x; x_0; \dots; x_n) t(t-1)\dots(t-n) . \end{aligned}$$

pour  $x = x_k$

$$h^2 f''(x_k) = \sum_{i=0}^n (-1)^{n+i} \frac{C_n^i y_i}{n!} \frac{d^2}{dt^2} \left[ \frac{t(t-1)\dots(t-n)}{t-i} \right]_{t=k} + R(\xi)$$

où :

$h$ , est le pas (rappelons que dans notre cas on le prend égal à 1).

$R(\xi)$  est le reste .

Calculs effectués :

Pour dix cas possibles, nous avons dressé les tableaux des valeurs  $(y_i, \bar{y}_i, \bar{\bar{y}}_i)$  et effectué les calculs de dérivée seconde à partir

.../...

du polynôme de Lagrange pour trois valeurs de  $n$  ( $n = 2, 3$  et  $4$ ).  
Les résultats obtenus ne sont pas des solutions de notre problème.  
Les courbes de dérivée seconde s'annulent plusieurs fois.

Les expressions utilisées pour le calcul de la dérivée seconde sont relativement simples et facilement programmables. Cependant cette méthode reste toujours inadaptée à notre cas.

c - Par la méthode des différences finies :

(approche par la méthode de Taylor) : réf.29

N'ayant pu obtenir des résultats satisfaisants par les méthodes citées précédemment nous essayons ici la méthode de Taylor.

. Principe :

La méthode des différences finies est une méthode élémentaire, simple d'emploi et permet un bon "dégrossissage" de la solution. C'est une méthode ancienne et d'une grande simplicité.

L'essentiel de cette méthode est le calcul approché des dérivées  $f'(x^*)$  et  $f''(x^*)$  d'une fonction, connaissant les valeurs numériques  $f(x^*-h)$ ,  $f(x^*)$  et  $f(x^*+h)$ .

Nous faisons un développement limité aux termes du second ordre des fonctions  $f(x^*+h)$  et  $f(x^*-h)$  :

$$f(x^*+h) \sim f(x^*) + hf'(x^*) + \frac{h^2}{2} f''(x^*) \quad (1)$$

$$f(x^*-h) \sim f(x^*) - hf'(x^*) + \frac{h^2}{2} f''(x^*) \quad (2)$$

D'où en combinant les expressions (1) et (2) :

$$f''(x^*) \sim \frac{f(x^*+h) - 2f(x^*) + f(x^*-h)}{h^2}$$

Notons qu'il est possible de généraliser ces relations à plusieurs points pour approcher  $f'(x^*)$  et  $f''(x^*)$ . Pour cela, il suffit de connaître  $f(x^* + \alpha h)$ ,  $f(x^* - \beta h)$  et  $f(x^*)$  (avec  $\alpha$  et  $\beta = 1, 2, \dots, N$ ).

.../...

. Calculs effectués :

Nous avons dressé dix tableaux différents (correspondant à dix personnes) donnant  $(x_i, y_i, \bar{y}_i, \bar{\bar{y}}_i, P_i)$  où :

$x_i$  = abscisse de l'impulsion  $i$  (on suppose que

$$x_{i+1} - x_i = h = \text{pas} = 1) .$$

$y_i$  = amplitude crête à crête de l'impulsion  $i$  .

$$\bar{y}_i = \frac{y_{i-1} + y_i + y_{i+1}}{3}, \text{ valeur } y_i \text{ lissée sur 3 points} .$$

$$\bar{\bar{y}}_i = \frac{y_{i-2} + y_{i-1} + y_{i+1} + y_{i+2}}{5}, \text{ valeur } y_i \text{ lissée sur 5 points} .$$

$P_i$  = valeur de la pression dans le brassard correspondant à l'impulsion  $i$  .

Les calculs des dérivées secondes ont été effectués de la manière suivante :

. Dérivée seconde des points non lissés,  $y_i$  sur :

- 3 points :  $y_i'' \sim (y_{i-1} + y_{i+1} - 2 y_i)$

- 5 points :  $y_i'' \sim (y_{i-2} + y_{i-1} + y_{i+1} + y_{i+2} - 4 y_i)$

- 7 points :  $y_i'' \sim (y_{i-3} + \dots + y_{i+3} - 6 y_i)$

- 9 points :  $y_i'' \sim (y_{i-4} + \dots + y_{i+4} - 8 y_i)$

Ces différents calculs appliqués sur la dizaine de cas nous ont montré que les courbes de dérivée seconde s'annulaient plusieurs fois dans l'intervalle  $P_S - P_D$  . La figure 4.6 illustre les résultats obtenus pour les valeurs de la figure 4.5.a .

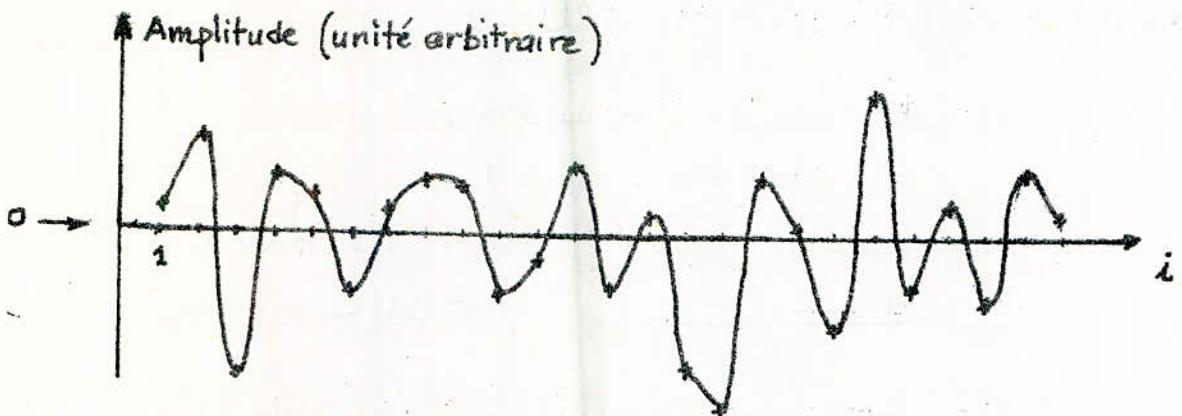
Nous avons donc été amené à calculer la dérivée seconde des points lissés .

. Dérivée seconde des points  $\bar{y}_i$ , calculée sur :

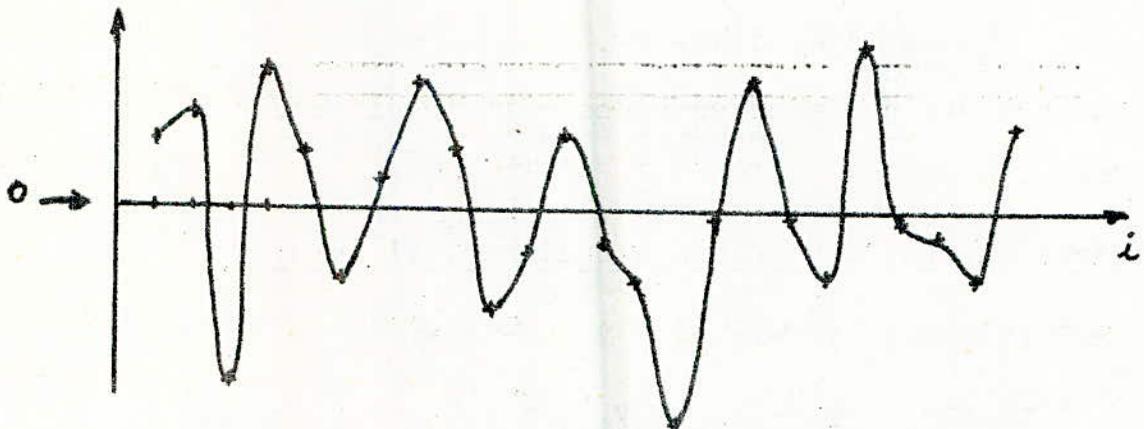
- 3 points : les résultats obtenus ne sont pas satisfaisants .

- sur 5 et 7 points : le nombre de passage par zéro de la dérivée seconde a diminué et les résultats sont meilleurs que précédemment .

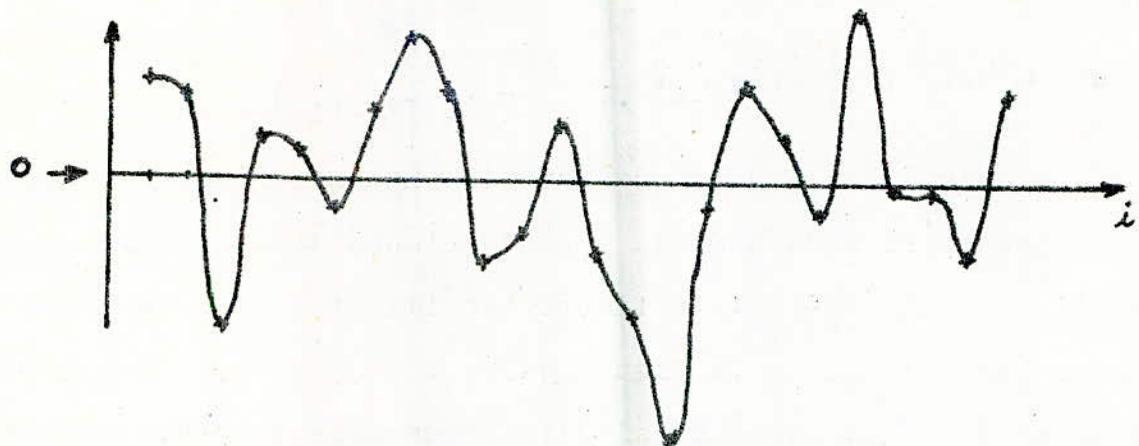
.../...



a. Dérivée seconde des points  $y_i$  sur 3 points



b. Dérivée seconde des points  $y_i$  sur 5 points



c. Dérivée seconde des points  $y_i$  sur 7 points



d. Dérivée seconde des points  $y_i$  sur 9 points

Les changements de pente indésirables sont dûs au fait que la courbe des amplitudes  $\bar{y}_i$  dans certains cas n'est pas très bien lissée et présente tout comme la courbe des amplitudes  $y_i$ , des irrégularités (cf.fig.4.4.b) .

Nous avons été donc amené à calculer la :

. Dérivée seconde des points  $\bar{y}_i$  :

- sur 3 points : les résultats obtenus sont moyens .
- sur 5 points : les résultats sont satisfaisants. En effet sur les dix cas traités , sept sont bons et la dérivée seconde présente deux passages par zéro dans l'intervalle des pressions " $P_S - P_D$ " ( $P_S$  et  $P_D$  sont obtenus avec le stéthoscope).
- sur 7 points : les résultats sont très satisfaisants .  
sur les dix cas , neuf sont positifs . La dérivée seconde s'annule deux fois dans l'intervalle  $P_S - P_D$  .

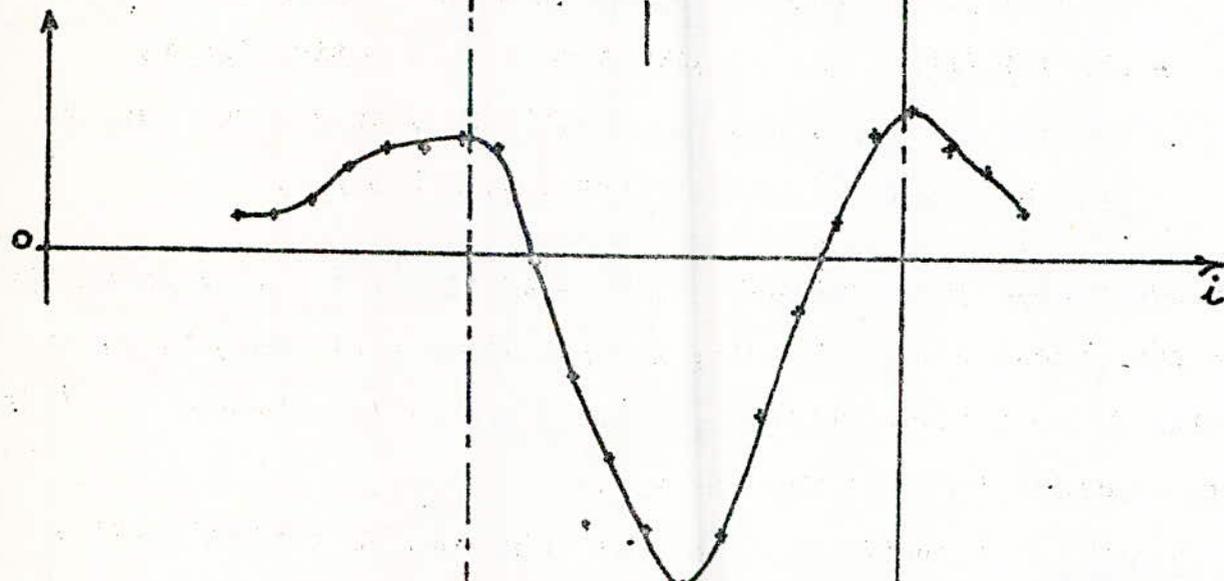
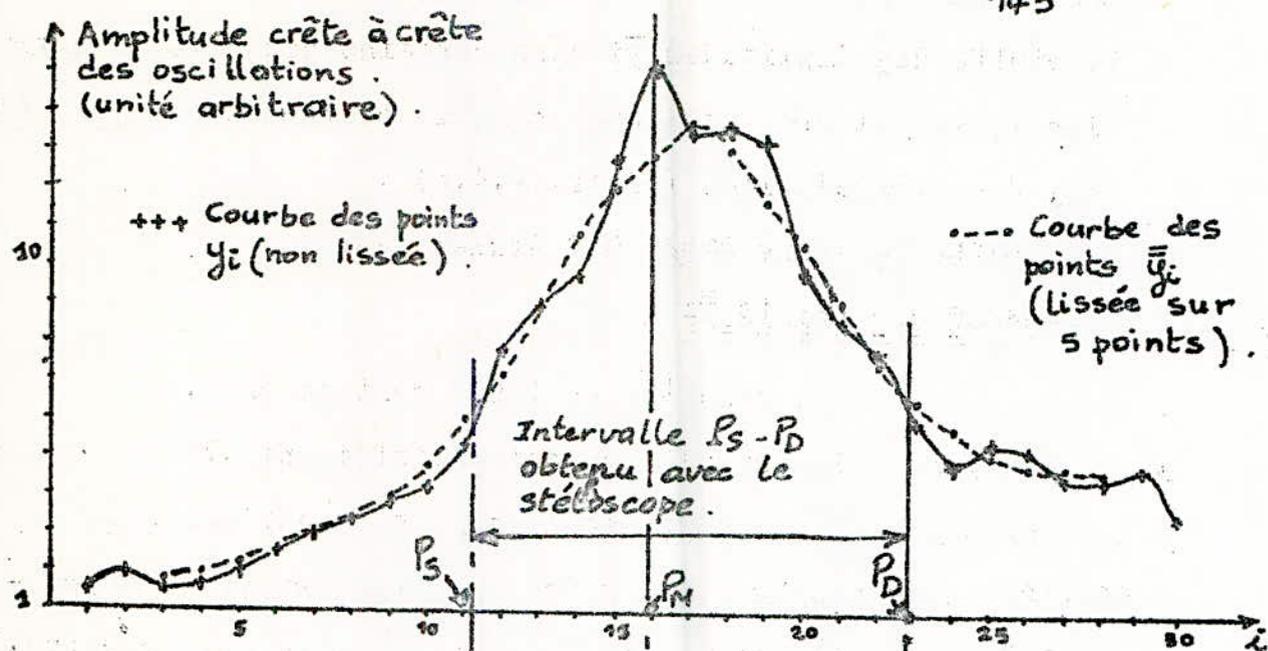
Cependant nous avons remarqué qu'en lissant sur 3 points la dérivée seconde calculée sur 5 points, les résultats sont meilleurs . La courbe de la dérivée seconde est régulière et très proche de l'allure souhaitée (voir paragraphe 4,1 ) .

La figure 4.7 illustre les résultats obtenus. La dérivée seconde présente deux passages par zéro. De part et d'autre de ces derniers elle passe bien par deux maxima correspondant aux brusques changements de pente de l'enveloppe du signal .

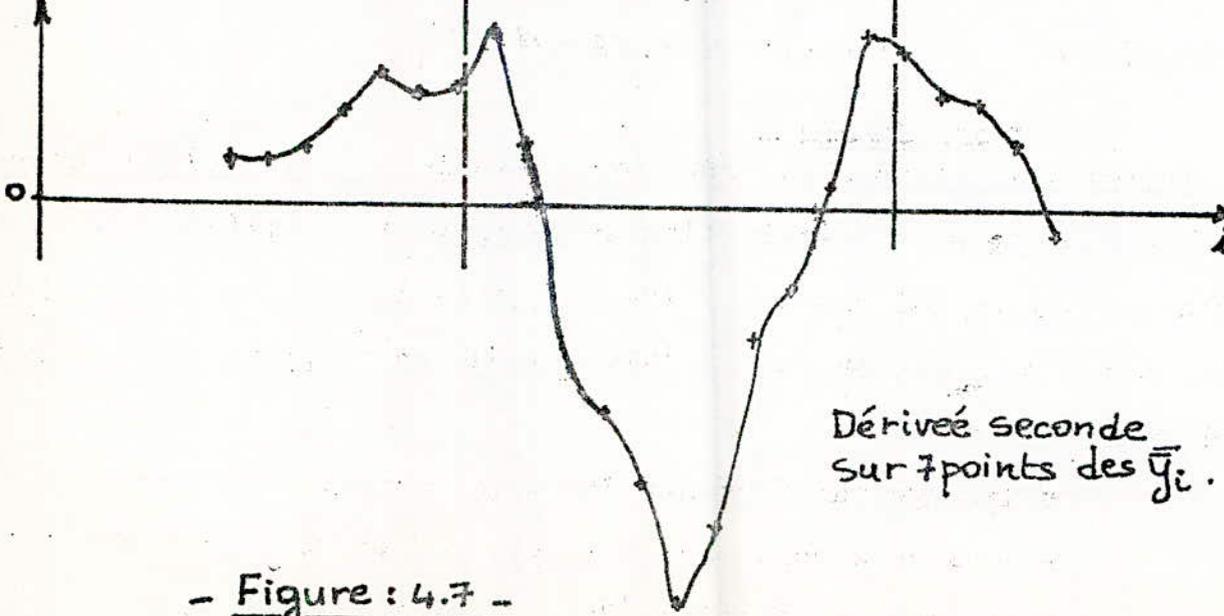
d - Conclusion :

De toutes les méthodes que nous avons étudiées pour résoudre notre problème ce sont l'approximation de Fourier et l'approche par la méthode de Taylor qui ont donné les résultats les plus satisfaisants . Nous avons donc retenu la deuxième méthode en adoptant la combinaison suivante :

- lissage sur 5 points des valeurs  $y_i$  .
- dérivée seconde sur 5 points des valeurs  $\bar{y}_i$  .
- lissage sur 3 points de la dérivée seconde .



Dérivée seconde sur 5 points des  $\bar{y}_i$ ,  
lissés ensuite sur 3 points.



Dérivée seconde sur 7 points des  $\bar{y}_i$ .

- Figure : 4.7 -

Les calculs relatifs à cette méthode sont simples, les opérations facilement programmables et nécessitant une taille mémoire relativement petite.

Pour justifier la validité de cette méthode, nous l'avons expérimentée pour plus d'une centaine de personnes.

#### 4.4 - EXPERIMENTATION DE LA METHODE RETENUE

L'expérimentation a été effectuée avec la maquette de laboratoire et avec les critères retenus précédemment pour la méthode de Taylor .

L'étude statistique a été faite sur une population d'une centaine d'individus environ .

Ce relevé a pour objet d'estimer la concordance entre les résultats obtenus avec la méthode mathématique appliquée sur les signaux d'oscillations des individus et avec la méthode manuelle de référence utilisant un stéthoscope .

##### 4.4.1 - PROTOCOLE DE MESURE :

L'opérateur relève la tension du patient en même temps que les signaux  $\varphi''(t)$  et  $P(t)$  sont enregistrés sur la table traçante . Les valeurs obtenues sur un même bras par les deux méthodes sont alors comparées .

Les relevés ont été effectués sur une population de 90 personnes au laboratoire d'électronique appliquée .

##### 4.4.2 - PRESENTATION DES RESULTATS OBTENUS :

Pour chacun des deux paramètres de la tension artérielle,  $P_S$  et  $P_D$ , l'ensemble des résultats sont présentés sous forme de points construits en portant sur un graphe en abscisse la valeur  $X_i$  relevée manuellement et en ordonnée la valeur  $Y_i$  correspondante, calculée par lissage et dérivation (conformément à la combinaison retenue dans la conclusion précédente).

Puis, à l'aide de la méthode des moindres carrés (réf.33), on trace la droite de regression :

$$Y = a_1 X + a_0$$

et on a :  $\bar{Y} = a_1 \bar{X} + a_0$  ;  $\bar{X}$  et  $\bar{Y}$  étant les moyennes .

Les coefficients  $a_1$  et  $a_0$  sont déterminés grâce aux relations suivantes ,  $n$  étant le nombre de mesures :

$$a_1 = \frac{\sum_{i=1}^n X_i Y_i - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_i \sum_{i=1}^n Y_i}{\sum_{i=1}^n X_i^2 - \frac{1}{n} \left( \sum_{i=1}^n X_i \right)^2}$$

$$a_0 = \bar{y} - a_1 \bar{X}$$

avec :

$$\bar{X} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_i \quad ; \quad \bar{Y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n Y_i$$

On calcule également le coefficient de corrélation  $r^2$  par la relation suivante :

$$r^2 = \frac{\frac{1}{n} \left[ \sum_{i=1}^n X_i Y_i - \bar{X} \bar{Y} \right]^2}{\left[ \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_i^2 - \bar{X}^2 \right] \left[ \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n Y_i^2 - \bar{Y}^2 \right]}$$

Enfin , on recherche la valeur de l'écart moyen en pourcentage  $\bar{e}$  par la formule :

$$\bar{e} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{|Y_i - X_i|}{Y_i}$$

Tous ces calculs sont effectués pour les valeurs des pressions systolique et diastolique , la pression moyenne n'étant pas mesurable au stéthoscope .

A cet effet un programme en langage "Basic Apple Soft " a été établi (voir annexe II ) .

Tous calculs faits les résultats obtenus sont résumés de la façon suivante :

. Résultats pour la pression systolique :

- Equation de la droite de régression :

$$a_0 = 9,5$$

$$a_1 = 0,94$$

$$Y = 0,94 X + 9,5$$

La figure 4.8 représente l'ensemble des valeurs et cette droite.

- Coefficient de corrélation :

$$r = 0,95$$

- Ecart moyen  $\bar{e}$  en pourcentage :

$$\bar{e} = 0,65 \%$$

. Résultats pour la pression diastolique :

- Equation de la droite de régression :

$$a_0 = 5,8$$

$$a_1 = 0,77$$

$$Y = 0,77 X + 5,8$$

La figure 4.9 représente l'ensemble des valeurs et cette droite.

- Coefficient de corrélation :

$$r = 0,75$$

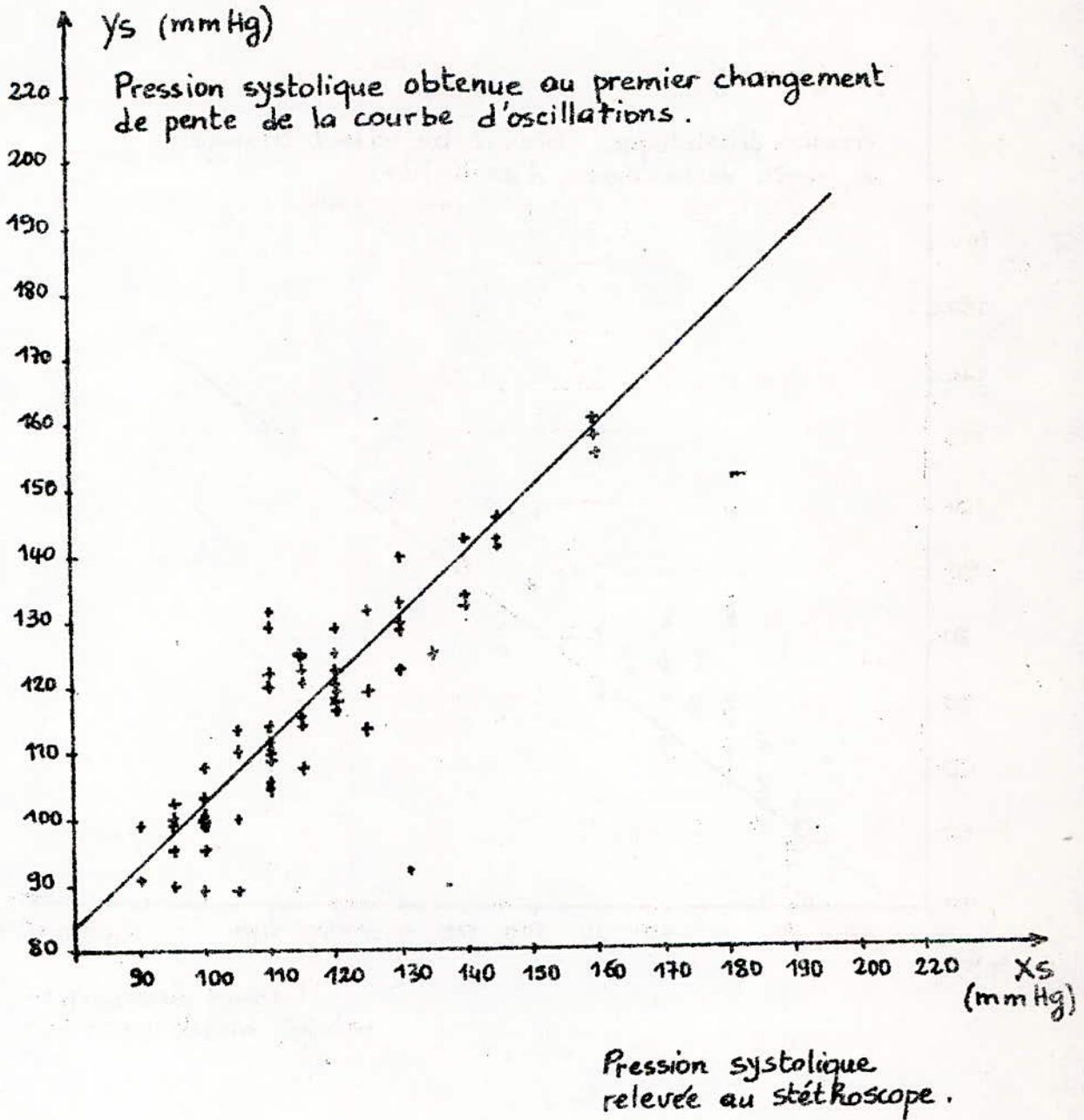
- Ecart moyen  $\bar{e}$  en pourcentage :

$$\bar{e} = 18 \%$$

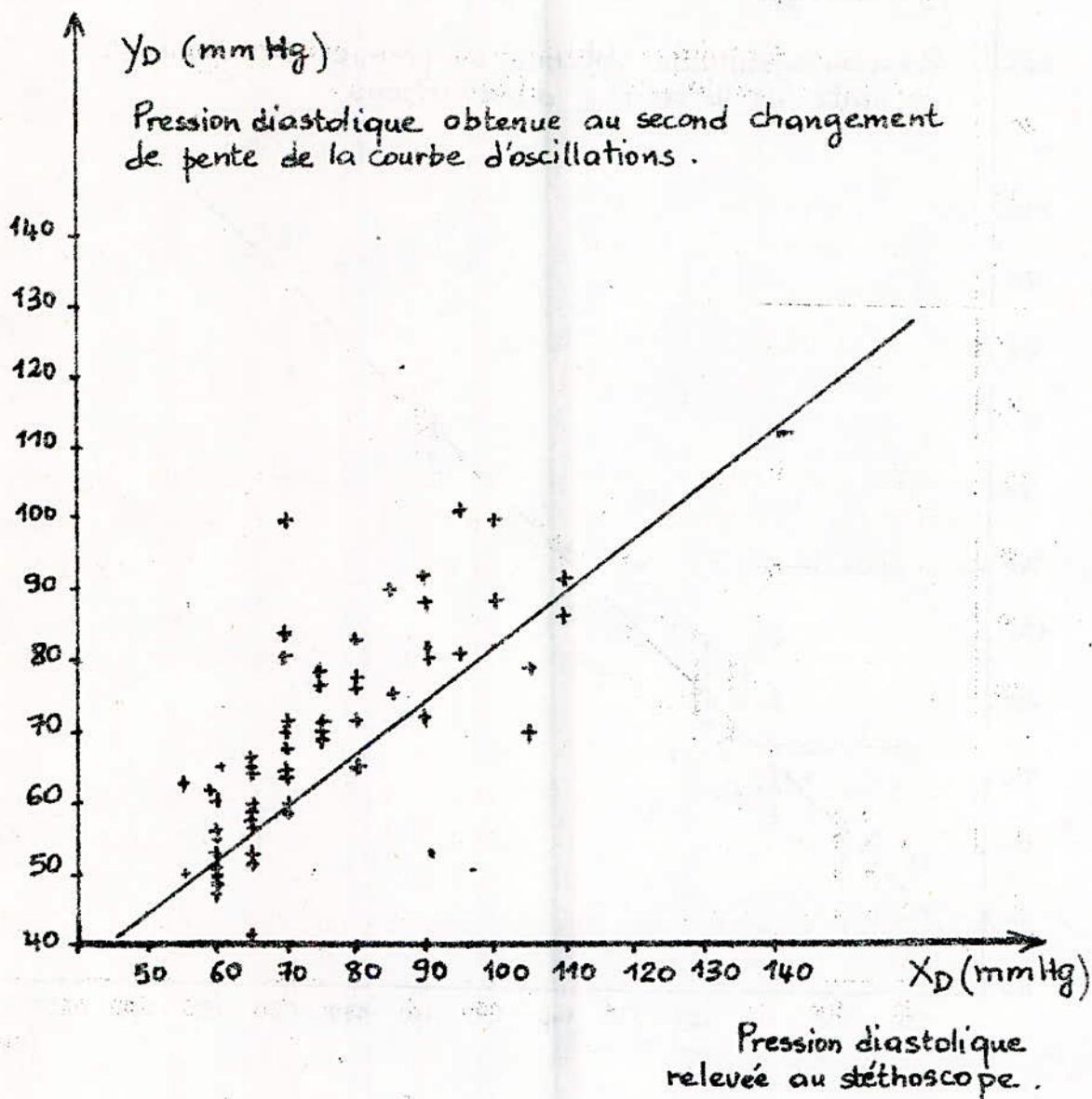
4.4.3 - INTERPRETATION DES RESULTATS :

.Pour la pression systolique :

Les résultats obtenus pour la pression systolique sont bons. La pente de la droite de régression ( $a_1 = 0,94$ ) est voisine



- Figure : 4.8 -



- Figure : 4.9 -

de 1, de même que le coefficient de corrélation  $r$  .

L'écart moyen en pourcentage  $\bar{e}$  est faible (0,65 %).

Il y a concordance entre les mesures relevées manuellement (au stéthoscope ) et les valeurs calculées par lissage et dérivation.

. Pour la pression diastolique :

Les résultats obtenus font ressortir une différence assez importante entre la pression diastolique obtenue au second changement de pente de l'enveloppe du signal d'oscillations et celle relevée directement au stéthoscope. Le décalage moyen entre ces deux valeurs est d'environ 10 mm Hg .

La pente de la droite de régression ( $a_1 = 0,77$ ) n'est pas très voisine de 1, de même que le coefficient de corrélation  $r$  .

Ces différences peuvent provenir, non pas du critère de détermination des pressions systolique et diastolique en lui-même, mais de divers facteurs issus du mode d'expérimentation et d'approximation.

Les facteurs susceptibles d'introduire un décalage constant sont:

- le zéro du manomètre utilisé pour lire la tension en mode manuel,
- l'acuité auditive de l'opérateur,
- le retard de transmission dû à toute la chaîne d'acquisition,
- l'aplatissement de la courbe des oscillations dû au lissage des points .
- le déphasage du signal d'oscillations introduit par les filtres constituant la chaîne d'acquisition de ce signal .

Les quatre premiers facteurs introduisent une erreur systématique, par contre le dernier facteur peut être étudié et il est possible d'évaluer l'erreur due au déphasage.

. Evaluation de l'erreur due au déphasage :

Nous ne nous sommes intéressé jusqu'à présent qu'à l'atténuation que fait subir un filtre aux différentes composantes, un déphasage variable avec la fréquence .

La chaîne d'acquisition du signal d'oscillations  $\varphi''(t)$  comprend (comme nous l'avons déjà vu ) trois filtres :

.../...

- un filtre passe haut 2<sup>e</sup> ordre :

$$f_0 = 1 \text{ Hz}$$

$$\varphi = \pi - \arctg \frac{1,414 \cdot \frac{w}{w_0}}{1 - \left(\frac{w}{w_0}\right)^2}$$

- un filtre passe-bas 2<sup>e</sup> ordre :

$$f_0 = 14 \text{ Hz}$$

$$\varphi = -\arctg \frac{1,414 \cdot \frac{w}{w_0}}{1 - \left(\frac{w}{w_0}\right)^2}$$

- un filtre passe-bas 4<sup>e</sup> ordre :

$$f_0 = 1,6 \text{ Hz} \quad \text{pour la gamme } 0,7 - 1,6 \text{ Hz}$$

$$f_0 = 3 \text{ Hz} \quad \text{pour la gamme } 1,6 - 3,5 \text{ Hz}$$

$$\varphi = -\arctg \frac{0,765 \cdot \frac{w}{w_0}}{1 - \left(\frac{w}{w_0}\right)^2} - \arctg \frac{1,848 \cdot \frac{w}{w_0}}{1 - \left(\frac{w}{w_0}\right)^2}$$

où :  $f_0$  = fréquence de coupure du filtre

$$w_0 = 2 \pi f_0$$

$\varphi$  = déphasage introduit par le filtre .

Le déphasage total  $\phi$  du signal  $\varphi''(t)$  par rapport au signal de pression dynamique  $\varphi(t)$  (obtenu à la sortie du capteur) introduit par les trois filtres, est la somme des déphasages de ces derniers. Le tableau suivant nous donne la valeur de ce déphasage  $\phi$  dans la gamme 0,7 - 3,5 Hz (gamme correspondant à la périodicité cardiaque).

Tableau : 4.3

|                  |        |       |        |        |        |        |        |
|------------------|--------|-------|--------|--------|--------|--------|--------|
| $f_c(\text{Hz})$ | 0,5    | 0,75  | 0,9    | 1      | 1,25   | 1,5    | 1,75   |
| $\phi$ en degré  | -6,74  | -8,52 | -12,45 | -17,73 | -31,27 | -54,55 | +27,28 |
| $f_c(\text{Hz})$ | 2      | 2,25  | 2,5    | 2,75   | 3      | 3,25   | 3,5    |
| $\phi$ en degré  | +16,77 | +3,67 | -11,36 | -28,47 | -45,54 | -63,77 | -76,9  |

(  $f_c$  = fréquence cardiaque ) .

.../...

D'après ce tableau, nous remarquons que le déphasage du signal d'oscillations  $\varphi''(t)$  est faible et n'introduit pratiquement aucun décalage important .

Nous pouvons donc conclure que ce décalage est dû aux quatre premiers facteurs cités précédemment et essentiellement au lissage des points .

En effet ce dernier facteur affecte l'enveloppe du signal et décale le point correspondant au changement de pente .

Par ailleurs en examinant les nombreuses mesures effectuées, nous avons constaté que généralement la valeur de pression au niveau du deuxième point ( $P_{D+2}$ ) après le second passage par zéro de la dérivée seconde correspond à la valeur de la pression diastolique obtenue manuellement. Plusieurs autres cas ont confirmé notre remarque . Par la suite nous effectuons donc la lecture de la pression diastolique au point  $P_{D+2}$  ( cf.fig.4.10). Ce dernier vient généralement après celui qui correspond au maximum.

Les résultats obtenus pour la centaine de cas précédents et pour la pression diastolique sont :

- Equation de la droite de régression :

$$a_0 = 7,2$$

$$a_1 = 0,92$$

$$Y = 0,92 X + 7,2$$

- Coefficient de corrélation :

$$r = 0,87$$

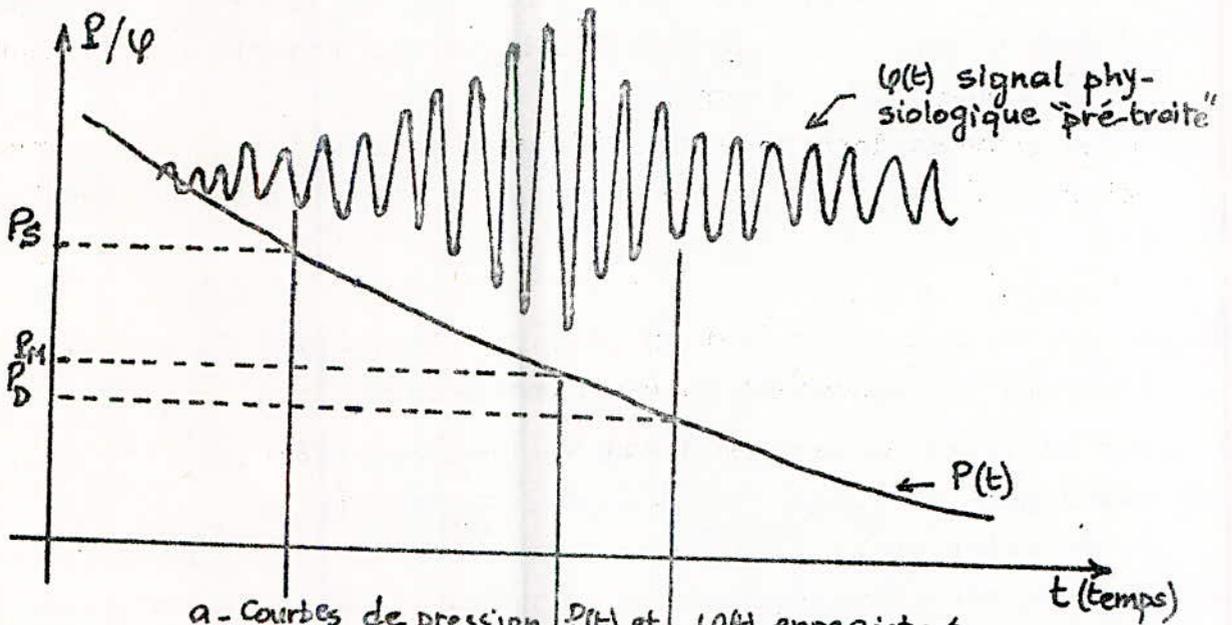
- Ecart moyen  $\bar{e}$  en pourcentage :

$$e = 0,62 \%$$

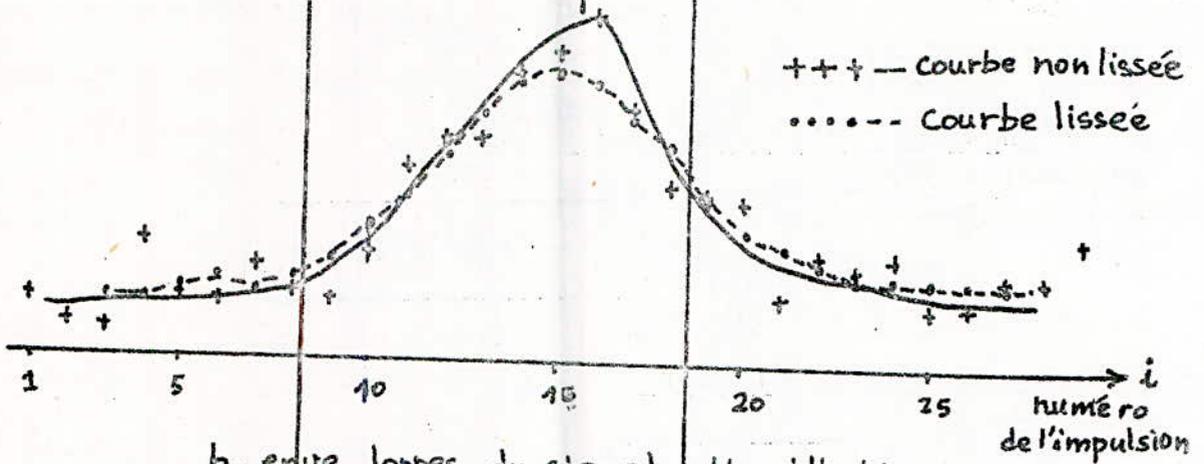
La précision obtenue une fois la correction faite devient satisfaisante .

En conclusion , en plus du lissage qui peut produire ce décalage, l'incertitude dans la détection de la pression diastolique au niveau des phases IV et V des bruits de KOROTKOW peut être elle

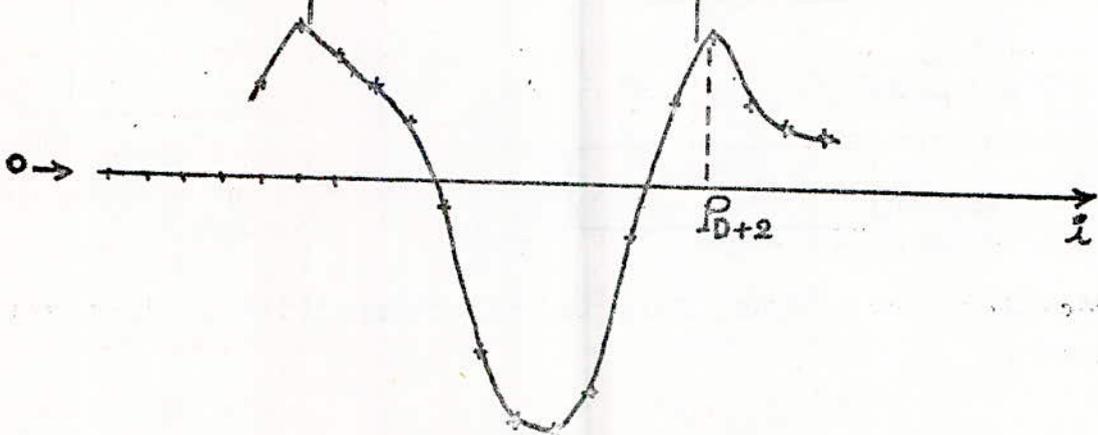
.../...



a - Courbes de pression  $P(t)$  et  $\psi(t)$  enregistrées simultanément sur table traçante.



b - enve loppes du signal d'oscillations



c - Courbe de la dérivée seconde .

aussi à l'origine des différences enregistrées .

. Remarque :

Il arrive quelquefois que la courbe des amplitudes crête à crête du signal d'oscillations soit très irrégulière en dehors de l'intervalle  $P_S - P_D$  ( donnant les pressions systolique et diastolique) et ceci malgré le lissage sur 5 points . Elle peut donc présenter de légers changements de pente secondaires qui sont détectés par la formule de Taylor utilisée pour le calcul de la dérivée seconde. Cette dernière s'annulera donc plus de deux fois et présentera plus de deux maxima (cf.fig. 4.11).

Cependant, la lecture de  $P_S$  et  $P_D$  se faisant de part et d'autre des deux premiers passages par zéro de la dérivée seconde à partir du point donnant la pression moyenne  $P_M$  , seuls les deux passages par zéro effectifs seront pris en compte .

4.4.4 - ORGANIGRAMME DE TRAITEMENT :

L'organigramme représenté par la figure 4.12 donne la suite des opérations à effectuer pour déterminer les trois paramètres de la pression artérielle. Le programme établi à cet effet et son exécution sont donnés en annexe II .

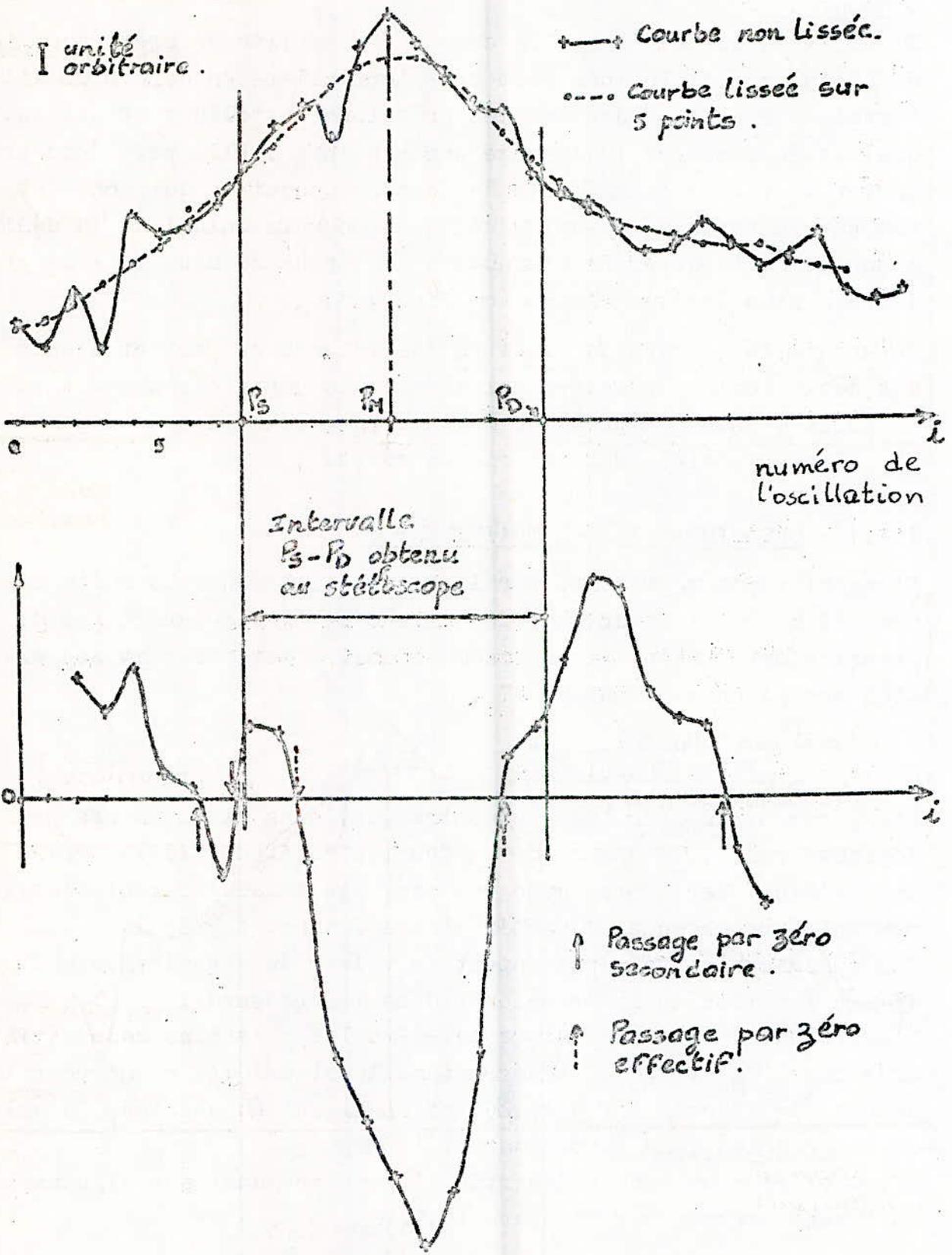
4.4.5 - LECTURE GRAPHIQUE :

L'expérimentation réalisée a montré que, dans certains cas pathologiques rares, la mesure de la tension était difficile, voire impossible . Par contre dans ces cas, les valeurs caractéristiques peuvent être obtenues à partir d'enregistrement graphique .

Ces enregistrements représentent la valeur du signal physiologique  $\varphi$  en fonction de la pression  $P$  dans le brassard .

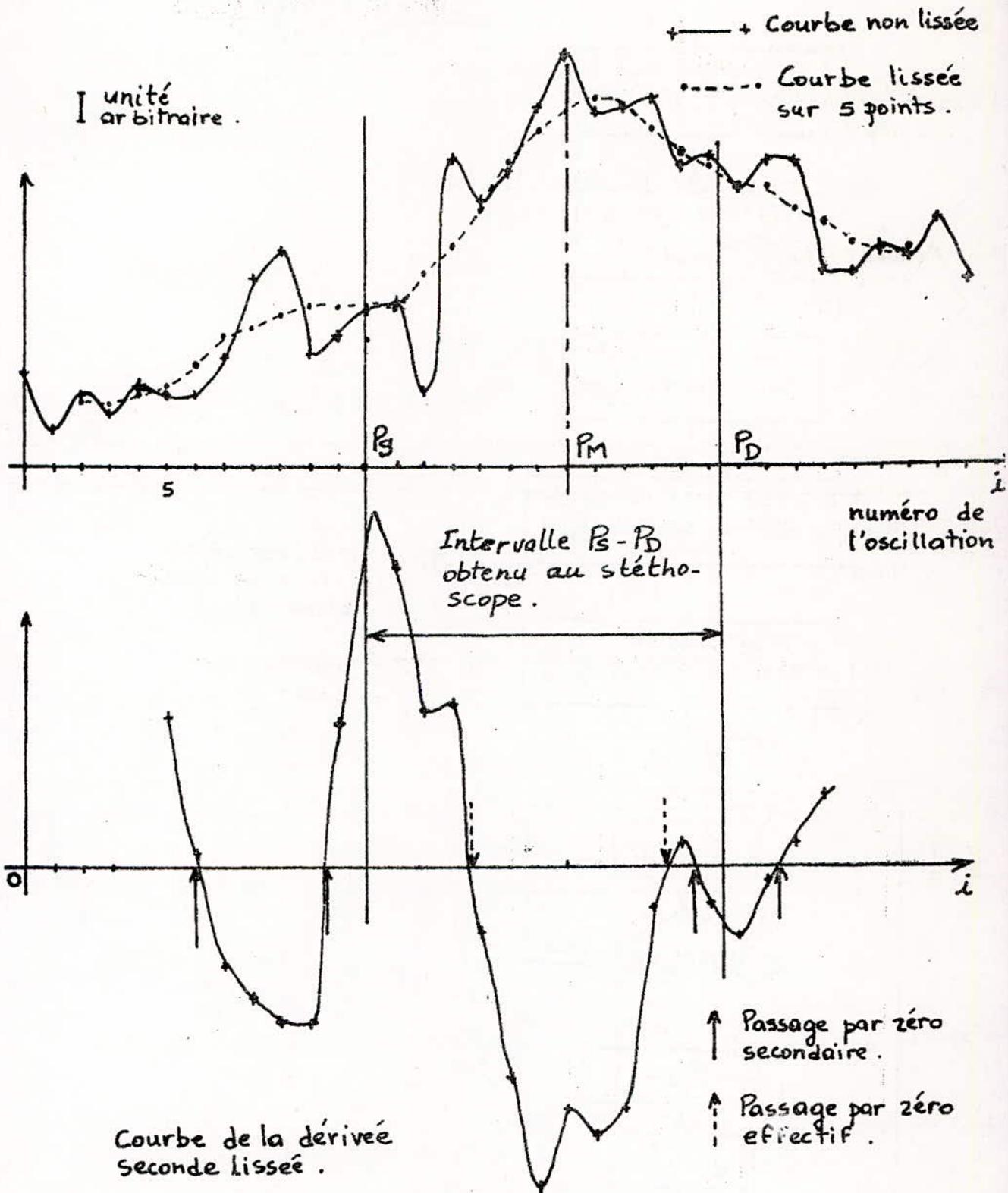
L'opérateur déterminera alors lui-même les pressions caractéristiques  $P_S$  ,  $P_M$  et  $P_D$  en interprétant le signal  $\varphi$  comme pour la méthode de Pachon (cf.page 26) et en lisant en abscisse la valeur de la pression dans le brassard .

A cet effet deux bornes " sortie " correspondant aux signaux  $\varphi$  et  $P$  sont prévues sur l'appareil .



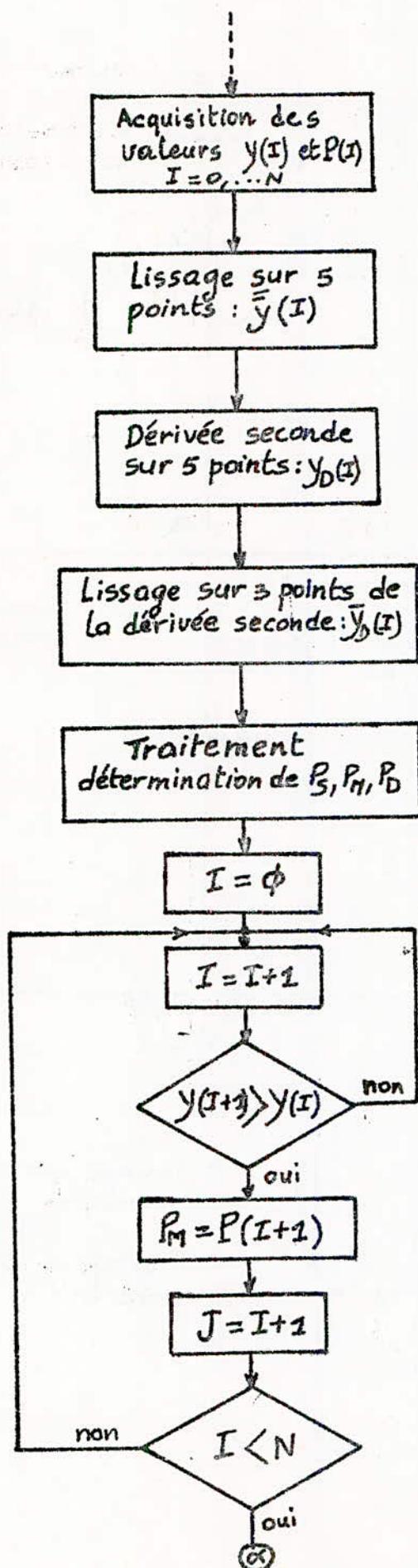
Dérivée seconde

- Figure : 4.11 a -



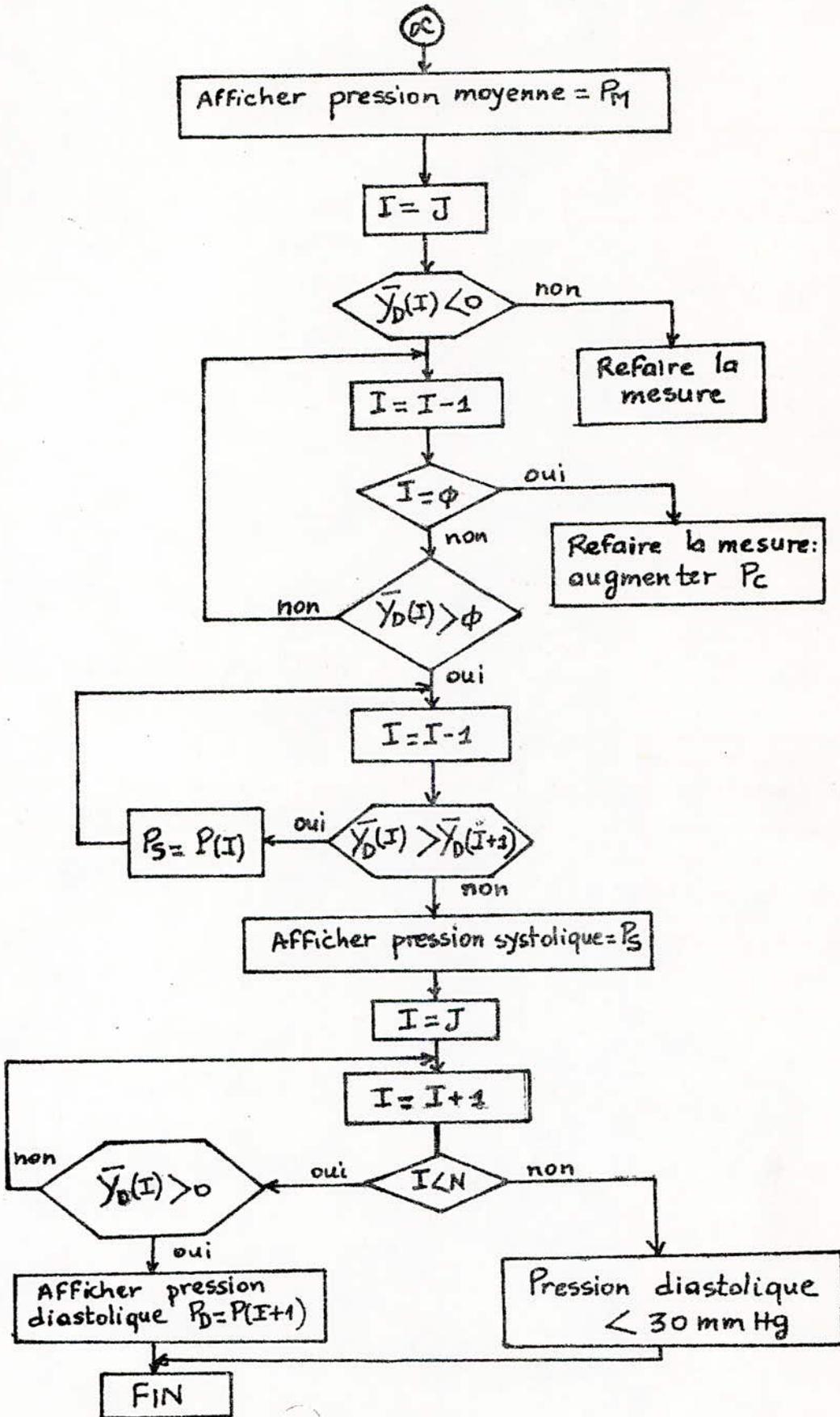
- Figure: 4.11 b -

ORGANIGRAMME DE  
TRAITEMENT



$y(I)$  : amplitude crête à crête de l'oscillation  $I$ .

$P(I)$  : pression au point  $I$ .



- Figure : 4.12 -

---

CHAPITRE 5  
\*\*\*\*\*

PRESENTATION ET EXPERIMENTATION  
DU TENSIOMETRE REALISE.

---

### • PRESENTATION DU TENSIOMETRE REALISE :

Le schéma synoptique du tensiomètre a été présenté dans le paragraphe 3.2 (cf.figure 3.1) .

Cet appareil comprend :

- un circuit pneumatique formé du brassard, des tuyaux de liaisons de la poire et de trois électrovannes .
- une carte comprenant le système de commande du dégonflage et le bloc alimentation de pression.
- une carte comprenant les circuits de recueil et de traitement analogique des signaux de pression .
- une carte de l'interface analogique-numérique
- une carte " calculateur " basée sur le microprocesseur TMS 9980 et contenant le clavier et l'affichage des messages .
- une carte de visualisation des paramètres mesurés .

### • ORGANIGRAMME GENERAL D'UNE SEQUENCE DE MESURE :

L'organigramme général d'une séquence de mesure effectuée par le tensiomètre réalisé est représenté par la figure 5.1 .

### • EXPERIMENTATION DE L'APPAREIL :

L'appareil a été expérimenté sur de nombreuses personnes (environ 200 individus ) . Les résultats obtenus sont satisfaisants. Nous les présentons de la même façon que celle exposée dans le paragraphe 4.4.2 .

La figure 5.2 représente l'ensemble des valeurs des deux droites de régression obtenues pour les pressions systolique et diastolique .

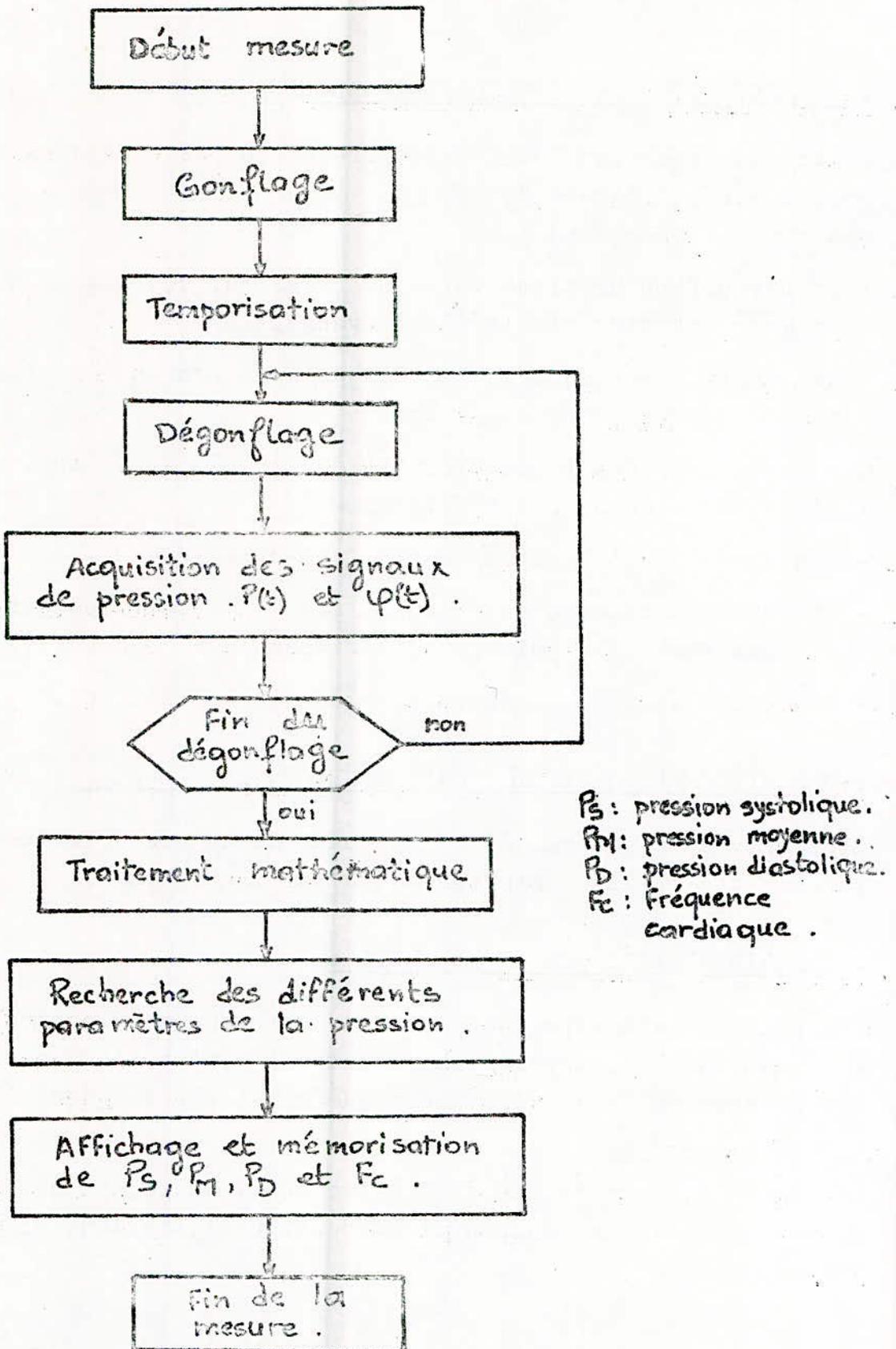
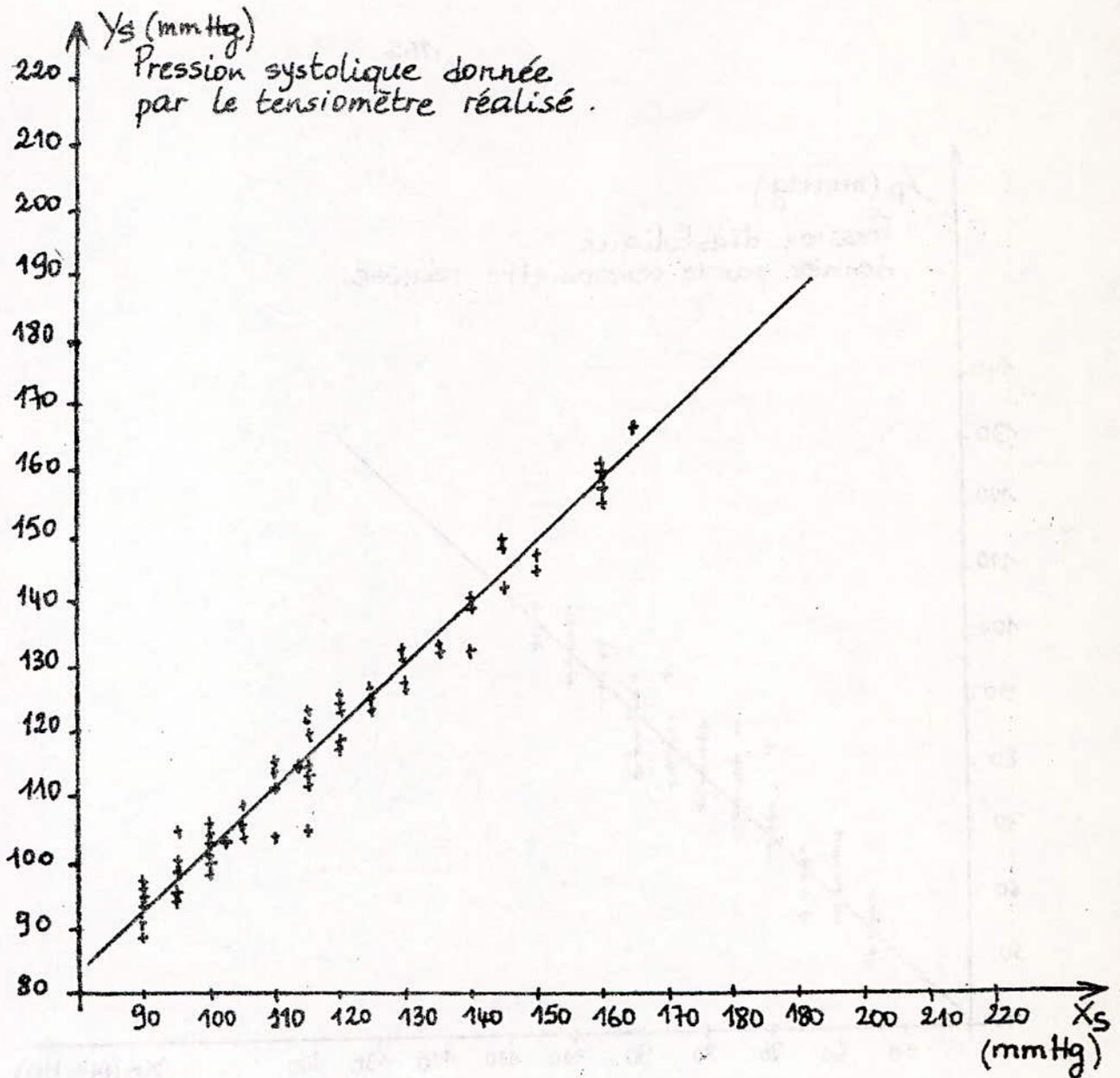


Figure:5.1 - Organigramme général d'une séquence de mesure.

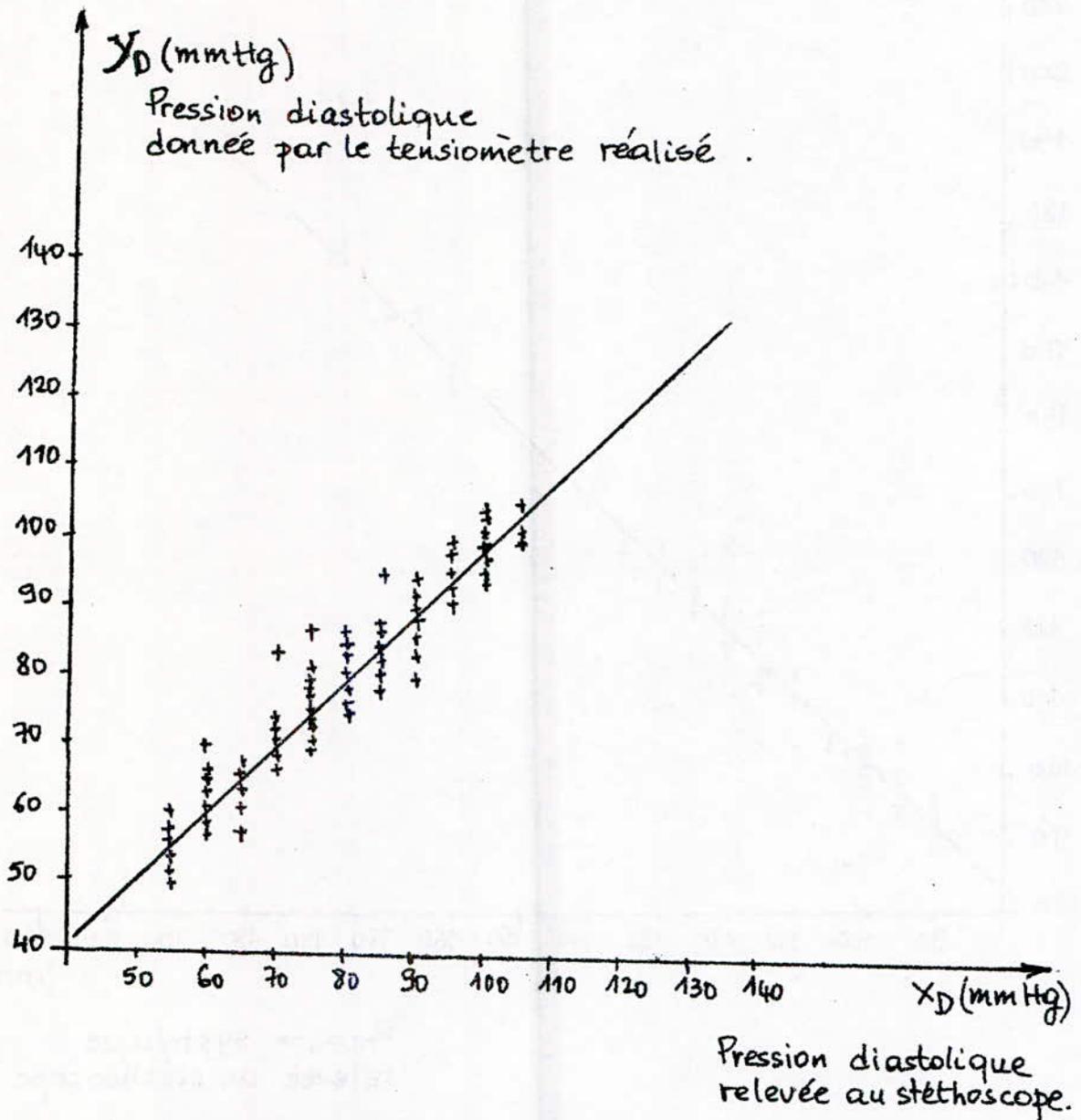


Equation de la droite de régression :  $Y_s = 0,93 X_s + 9,7$ .

Coefficient de corrélation :  $r = 0,92$

Ecart moyen en pourcentage :  $e = 1,21 \%$

- Figure: 5.2.a -



Equation de la droite de regression :  $Y_D = 0,96 X_D + 2,58$

Coefficient de corrélation :  $r = 0,97$

Ecart moyen en pourcentage :  $e = 1,11\%$

- Figure : 5.2.b -

CONCLUSION

\*\*\*\*\*

En conclusion , nous avons pu recueillir le signal de pression , faire un traitement analogique de celui-ci et trouver un critère permettant de déterminer les paramètres de la pression artérielle. Ce critère basé essentiellement sur la dérivation numérique (dérivée seconde) du signal physiologique peut être traité par système micro-programmé nécessitant une petite taille mémoire .

A partir des résultats des travaux antérieurs (réf. 1 à 13) et des informations sur des appareils déjà réalisés , nous avons abouti à la mise au point d'un dispositif mesurant la tension artérielle au cours d'un dégonflage continu d'un brassard de type courant en utilisant la méthode oscillométrique . Le tensiomètre réalisé présente l'avantage d'être facile à manipuler : il ne possède pas de capteur externe au boîtier toujours difficile à positionner sur le bras du patient .

Notre appareil ainsi que celui réalisé par O. THERY (réf. 1) se différencient essentiellement des instruments automatiques actuels par leur mode de dégonflage continu , préféré à celui effectué par paliers . Ceci permet de réduire d'un facteur trois le temps de mesure, tout en gardant une aussi bonne fiabilité . La prise de tension est en conséquence beaucoup moins pénible et moins traumatisante pour le patient .

Seulement notre appareil , par rapport au second présente l'avantage d'être en version "logique microprogrammée" ce qui permet une souplesse d'utilisation et une amélioration des performances notamment au niveau de la détermination automatique du gain de la chaîne de mesure , du traitement et de la rapidité de l'affichage des résultats .

Toujours par rapport aux instruments automatiques actuels , il se caractérise par la simplicité de l'électronique d'acquisition et de traitement et par son mode de détermination des paramètres de la pression artérielle qui est général à tous les individus .

Le critère mathématique de détermination des pressions systolique et diastolique que nous avons proposé est basé sur l'étude de dérivation numérique (dérivée seconde) du signal physiologique après avoir fait le lissage de la courbe des oscillations de pression .

Les résultats obtenus par cette méthode montrent qu'il y a une très bonne corrélation entre les valeurs données par le tensiomètre réalisé et celles obtenues par la méthode auscultatoire de RIVA-ROCCI KOROTKOW (1905) (utilisant le stéthoscope) . Par rapport à cette dernière , servant en fait de référence , il présente l'avantage de mesurer avec plus de précision et sans difficulté la pression diastolique . Il indique aussi la pression moyenne paramètre généralement inaccessible par les autres méthodes . En outre , il affiche également la fréquence cardiaque , qui est un paramètre très important pour le diagnostic .

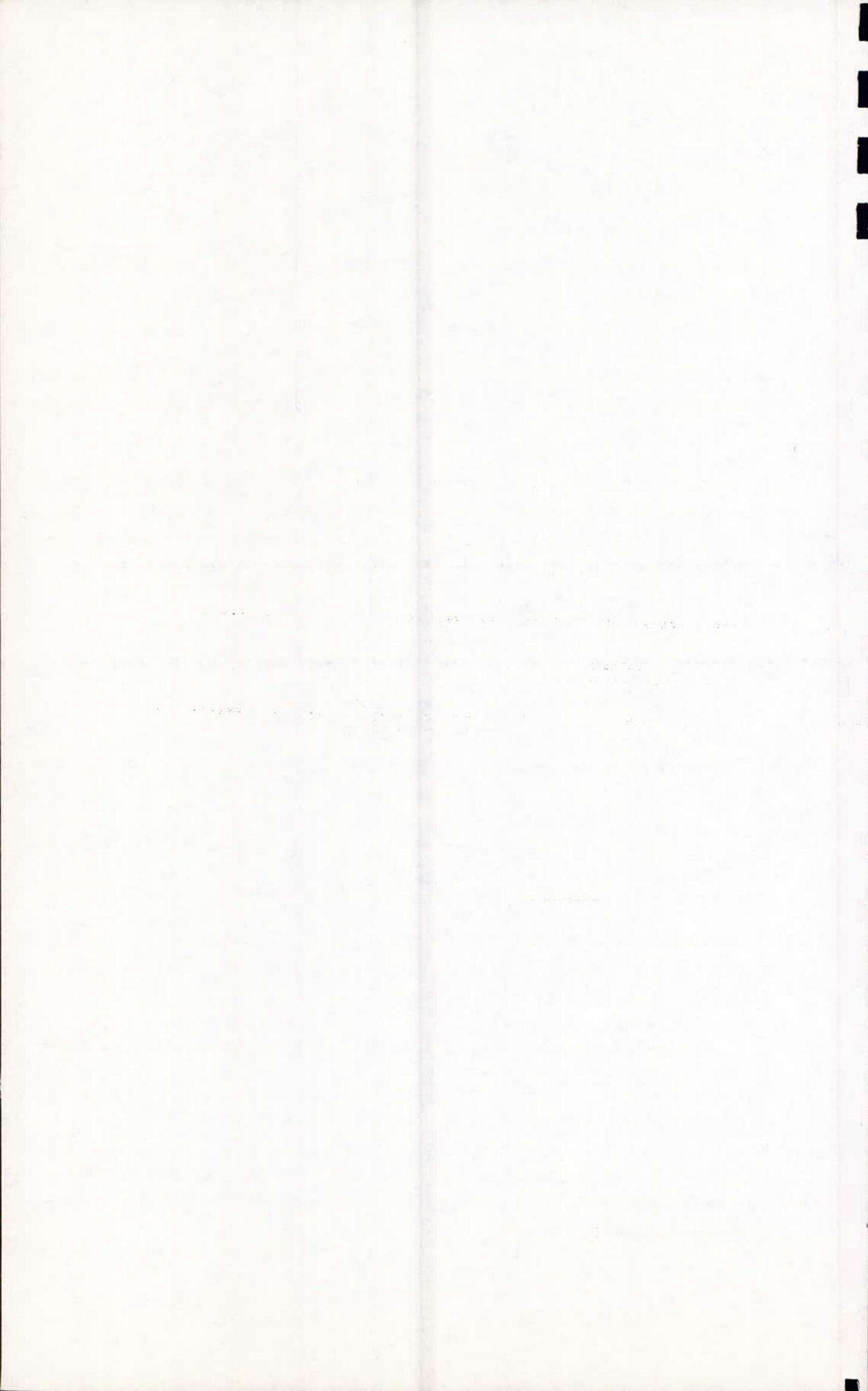
L'étude statistique a bien fait ressortir que le premier changement de pente correspond à la pression systolique (PS) obtenue par la méthode de référence utilisée par les médecins ; mais la question qui reste posée est celle du point de pression diastolique . Les mesures que nous avons faites sur de nombreux individus semblent indiquer que nous pouvons prendre le deuxième changement de pente comme pression diastolique . L'intérêt de ce choix en particulier et de la méthode de dérivation numérique en général est qu'ils éliminent l'incertitude dans la détection de la pression diastolique ( $P_D$ ) au niveau des phases IV et V des bruits de KOROTKOW .

L'appareil va être mis sous peu dans un service de cardiologie . La collecte des différents paramètres de la pression sur de nombreux malades (présentant des cas pathologiques) , nous permettra peut-être par la suite de déterminer des critères mathématiques de diagnostic facilement programmable par le microsystème intégré dans l'appareil .

Enfin , avec l'apparition des micropompes à membranes très performantes , la miniaturisation de la mécanique et l'intégration de plus en plus poussée de l'électronique rendra possible la réalisation d'un modèle portable . Ceci permettrait de surveiller l'hypertension artérielle chez un patient non hospitalisé .

ANNEXES

\*\*\*\*\*



## ANNEXE I

### ETUDE DU DETECTEUR DE TEMPERATURE

Nous avons vu dans le paragraphe 2.1 , qu'à l'aide du transistor T1 (cf. fig. 2.1 ) situé au centre du pont des résistances, nous avons la possibilité de connaître la température au point de mesure de la pression (réf. 22).

La patte 3 correspond donc, à la sortie de la sensibilité en température. Si elle est utilisée, elle doit être obligatoirement reliée à un amplificateur à haute impédance (au moins  $1\text{ M}\Omega$ ).

Le détecteur de température du capteur est activé en mettant à la masse la patte 4 et en connectant la patte 3 à une source de courant constante de  $10\mu\text{A}$ . Un volt-mètre (V) de grande impédance ( $10\text{ M}\Omega$ ) donne la tension  $V_{T3}$  qui représente la température détectée (cf. fig. I.1).

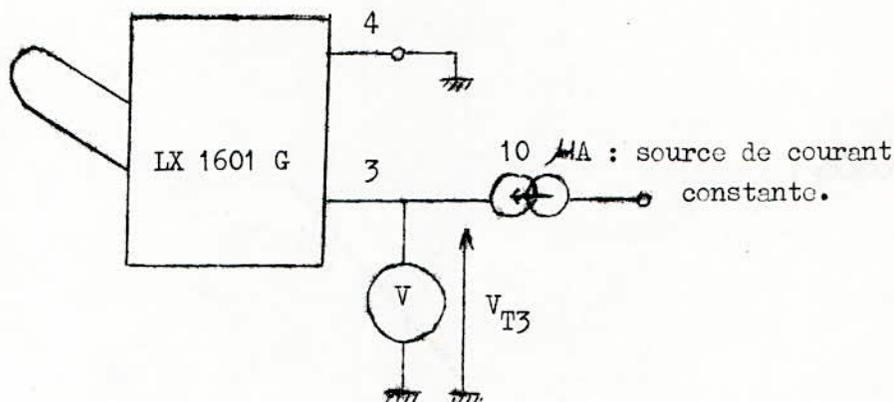


Fig. I.1 : Sortie du détecteur de température.

Le détecteur interne de température ( patte 3 ) donne constamment une réponse de sensibilité de 2 à 4 mV/°C presque linéaire. Cette sensibilité peut varier pour chaque type de capteur.

En faisant plusieurs mesures pour différentes températures connues, l'unité est facilement calibrée.

La figure I.2 nous donne le schéma électrique utilisé.

L'offset et le gain du montage sont réglés de façon à ce que la sortie  $V_s = f(T)$  ( T: température en °C ) soit positive pour T allant de  $+10^\circ\text{C}$  à  $+50^\circ\text{C}$ , sans toutefois saturer la chaîne de mesure.

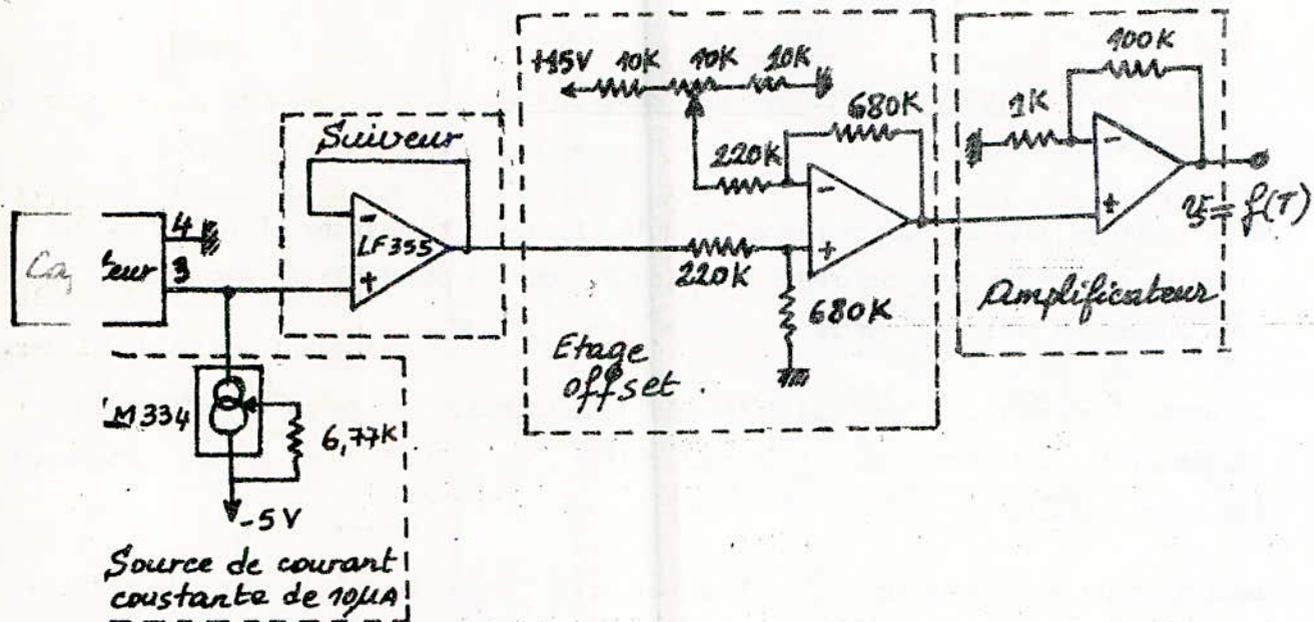


Figure: I.2 - Schéma électrique du détecteur de température.

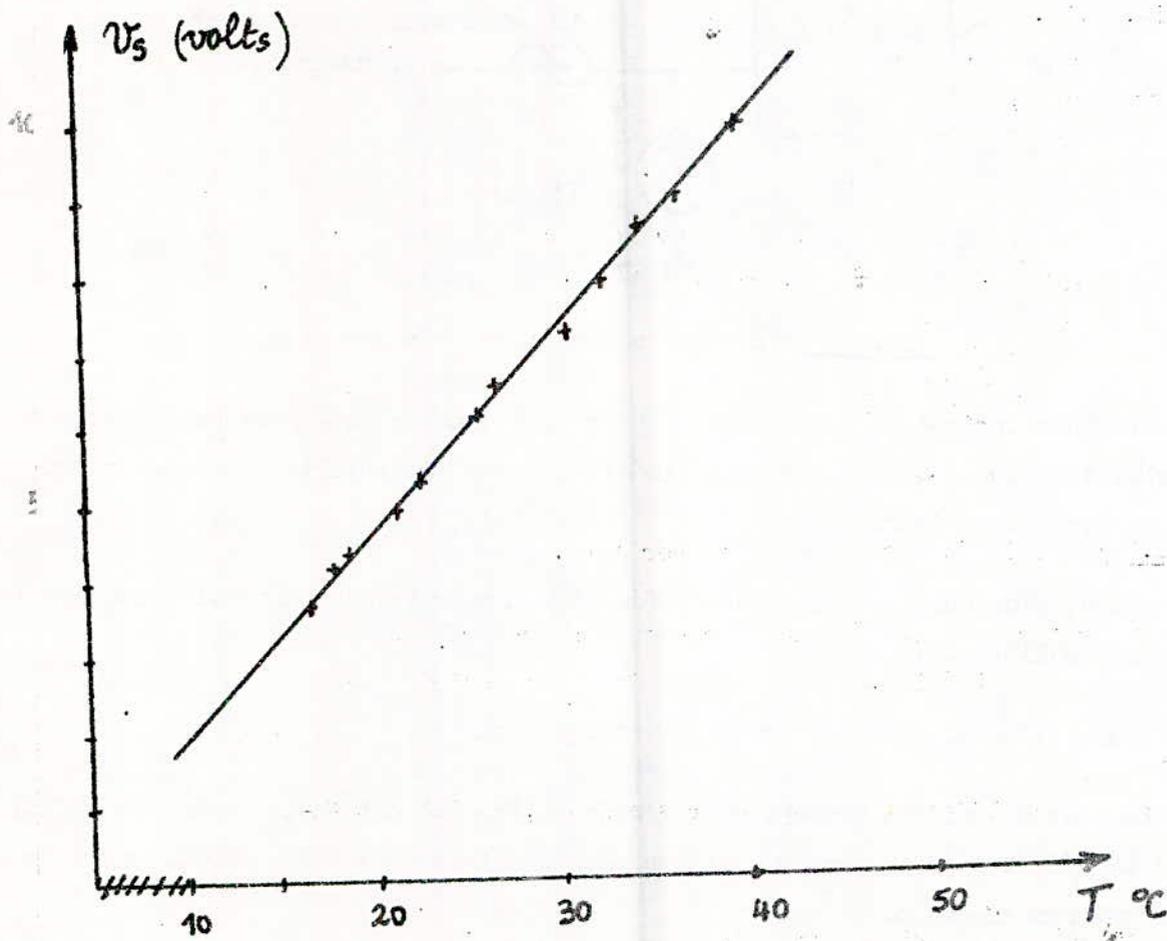


Figure: I.3 - Caractéristique température-tension

Le capteur de pression étant placé dans une enceinte thermostatée, nous avons relevé la courbe de réponse  $V_s = f(T)$  représentée par la figure I.3 .  
Plusieurs essais ont été faits et ont confirmés la linéarité de la sensibilité du capteur utilisé.  
Bien que notre capteur puisse nous donner facilement la température à laquelle la mesure de la pression a été faite nous n'avons pas jugé utile de l'afficher. Ce paramètre n'est en fait d'aucune utilité pour notre application.

.../...

## ANNEXE II

Nous ne pouvons pas présenter ici les centaines de cas étudiés . Nous donnons seulement , les tableaux de mesures et les résultats obtenus par la méthode retenue (méthode de Taylor) pour 4 cas .(cf. paragraphe c , page 139 à 144).

Les programmes ayant servi à faire les calculs qui nous ont permis de dégager un critère de détermination des paramètres de la pression artérielle , et de valider ce dernier sont présentés dans une annexe à part, détachée de la thèse .

CAS 1

CAS 2

| $y_i$ | $\bar{y}_i$ | $\bar{y}_i''$ | $\bar{y}_i^*$ | Pression<br>mm Hg.   | $y_i$ | $\bar{y}_i$ | $\bar{y}_i''_{M1}$ | $\bar{y}_i^*$ | Pression<br>mm Hg.   |
|-------|-------------|---------------|---------------|----------------------|-------|-------------|--------------------|---------------|----------------------|
| 1.05  | -           | -             | -             |                      | 0.64  | -           | -                  | -             |                      |
| 1.65  | -           | -             | -             |                      | 0.52  | -           | -                  | -             |                      |
| 1.05  | 1.33        | -             | -             |                      | 1     | 0.94        | -                  | -             |                      |
| 1.7   | 1.32        | -             | -             |                      | 1     | 1.04        | -                  | -             |                      |
| 1.2   | 1.53        | 0.49          | -             |                      | 1.38  | 1.22        | 0.02               | -             |                      |
| 1.    | 1.9         | -0.46         | 0.21          |                      | 1.32  | 1.37        | 1.52               | 0.73          |                      |
| 2.7   | 2.06        | 10.32         | 0.27          |                      | 1.42  | 1.58        | 0.48               | 0.8           | 143 = P <sub>S</sub> |
| 2.9   | 2.32        | 10.63         | 0.35          |                      | 1.76  | 1.8         | 0.4                | 0.46          |                      |
| 2.5   | 2.81        | 0.07          | 0.45          |                      | 2.06  | 2           | 0.52               | -4.6          |                      |
| 2.5   | 3.19        | 0.59          | 0.51          |                      | 2.44  | 2.27        | -5.79              | -4.3          |                      |
| 3.45  | 3.74        | 0.33          | 0.66          | P <sub>S</sub> = 115 | 2.32  | 2.38        | -7.5               | -6.08         |                      |
| 4.6   | 4.43        | 0.51          | 0.23          |                      | 2.8   | 2.34        | -4.9               | -5.15         | P <sub>M</sub> = 98  |
| 5.65  | 5.36        | -0.71         | -0.8          |                      | 2.32  | 2.18        | -2.9               | -3.6          |                      |
| 6.2   | 6.14        | -2.21         | -1.68         |                      | 1.8   | 2           | -2.8               | -1.77         |                      |
| 6.9   | 6.37        | -2.14         | -1.94         |                      | 1.7   | 1.73        | 0.56               | 0.43          |                      |
| 7.35  | 6.14        | -1.46         | -1.73         | P <sub>M</sub> = 92  | 1.38  | 1.46        | 3.56               | 1.54          | P <sub>D</sub> = 73  |
| 5.75  | 5.7         | -1.6          | -1.33         |                      | 1.44  | 1.32        | 0.52               | 1.43          |                      |
| 4.5   | 4.39        | -0.93         | -0.55         |                      | 0.98  | 1.25        | 0.19               | 0.46          |                      |
| 4     | 3.8         | +0.87         | +0.4          |                      | 1.1   | 0.99        | 0.68               | 1.34          |                      |
| 2.85  | 2.93        | 1.25          | 0.92          | P <sub>D</sub> = 76  | 0.84  | 0.84        | 3.16               | 2.57          |                      |
| 1.9   | 2.49        | 0.64          | 0.85          |                      | 0.62  | 0.75        | 3.88               | 3.58          |                      |
| 1.7   | 2.03        | 0.67          | 0.59          |                      | 0.64  | 0.77        | 3.72               | 4.33          |                      |
| 2     | 1.78        | 0.46          | 0.56          |                      | 0.54  | 0.78        | 5.4                | 0.65          |                      |
| 1.7   | 1.53        | 0.55          | 0.25          |                      | 1.2   | 1.08        | -7.2               | -             |                      |
| 1.6   | 1.53        | -0.25         | 0.11          |                      | 0.3   | 1.05        | -                  | -             |                      |
| 0.65  | 1.33        | 0.04          | -             |                      | 2.12  | 0.99        | -                  | -             |                      |
| 1.7   | 1.23        | -             | -             |                      | 0.56  | -           | -                  | -             |                      |
| 1     | 1.07        | -             | -             |                      | 0.13  | -           | -                  | -             |                      |
| 1.2   | -           | -             | -             |                      |       |             |                    |               |                      |
| 0.8   | -           | -             | -             |                      |       |             |                    |               |                      |

CAS 3

CAS 4

| $y_i$ | $\bar{y}_i$ | $\bar{y}_{i \times 10}''$ | $\bar{y}_i''$ | Pression<br>mm Hg | $y_i$ | $\bar{y}_i$ | $\bar{y}_{i \times 10}''$ | $\bar{y}_i''$ | Pression<br>mm Hg. |
|-------|-------------|---------------------------|---------------|-------------------|-------|-------------|---------------------------|---------------|--------------------|
| 0.24  | -           | -                         | -             |                   |       |             |                           |               |                    |
| 0.2   | -           | -                         | -             |                   | 1     | -           | -                         | -             |                    |
| 0.22  | 0.28        | -                         | -             |                   | 1.55  | -           | -                         | -             |                    |
| 0.26  | 0.29        | -                         | -             |                   | 1.4   | 1.26        | -                         | -             |                    |
| 0.48  | 0.46        | -2.04                     | -             |                   | 0.85  | 1.32        | -                         | -             |                    |
| 0.32  | 0.48        | -0.079                    | -0.78         |                   | 1.5   | 1.41        | 7.9                       | -             |                    |
| 1.02  | 0.57        | -0.24                     | -0.15         |                   | 1.3   | 1.73        | 6.8                       | 6.1           |                    |
| 0.36  | 0.62        | -0.16                     | -0.5          |                   | 2     | 2.12        | 3.6                       | 1.06          |                    |
| 0.68  | 0.7         | -1.12                     | 0.49          |                   | 3     | 2.75        | -7.2                      | 1.36          |                    |
| 0.7   | 0.68        | 2.76                      | 0.56          |                   | 2.8   | 2.95        | 7.7                       | 0.58          |                    |
| 0.74  | 0.81        | 0.04                      | 0.62          |                   | 4.65  | 3.48        | 1.24                      | 5.18          |                    |
| 0.96  | 0.9         | -0.92                     | -0.29         |                   | 2.3   | 4.22        | 6.6                       | 2             |                    |
| 0.98  | 0.96        | 0.009                     | -0.39         |                   | 4.65  | 5.24        | -1.8                      | 2.05          | $P_S = 158.6$      |
| 1.12  | 1.04        | -0.27                     | 0.08          |                   | 6.7   | 5.87        | 1.34                      | -3.45         |                    |
| 1.02  | 1.1         | 0.51                      | 0.18          |                   | 7.9   | 7.21        | -9.9                      | -10.92        |                    |
| 1.14  | 1.18        | 0.32                      | 0.24          | $P_S = 89.5$      | 7.8   | 8.15        | -24.2                     | -18.96        |                    |
| 1.24  | 1.26        | -0.12                     | -0.75         |                   | 9     | 8.59        | -22.8                     | -20.9         |                    |
| 1.4   | 1.36        | -2.48                     | -1.45         |                   | 9.35  | 8.51        | -15.9                     | -18.6         | $P_M = 130$        |
| 1.5   | 1.38        | -1.76                     | -2.03         |                   | 8.9   | 8.21        | -17.1                     | -15.1         |                    |
| 1.54  | 1.38        | -1.88                     | -1.74         | $P_M = 74.5$      | 7.5   | 7.5         | -12.3                     | -10.7         |                    |
| 1.22  | 1.34        | -2.19                     | -2.33         |                   | 6.3   | 6.53        | -2.7                      | -3.5          |                    |
| 1.26  | 1.27        | -2.92                     | -1.45         |                   | 5.45  | 5.52        | 4.6                       | 2.86          |                    |
| 1.16  | 1.092       | 0.75                      | -0.17         |                   | 4.5   | 4.62        | 6.7                       | 5.43          | $P_D = 103$        |
| 1.16  | 0.97        | 1.64                      | 1.16          |                   | 3.85  | 3.89        | 5                         | 6.4           |                    |
| 0.66  | 0.87        | 1.08                      | 1.34          | $P_D = 61.2$      | 3     | 3.21        | 7.5                       | 6.6           |                    |
| 0.6   | 0.8         | 1.32                      | 1.93          |                   | 2.65  | 2.71        | 7.5                       | -             |                    |
| 0.78  | 0.73        | 3.4                       | -             |                   | 2.05  | 2.37        | -                         | -             |                    |
| 0.82  | 0.77        | -                         | -             |                   | 2     | 2.12        | -                         | -             |                    |
| 0.8   | 0.82        | -                         | -             |                   | 2.15  | -           | -                         | -             |                    |
| 0.88  | -           | -                         | -             |                   | 1.75  | -           | -                         | -             |                    |
| 0.8   | -           | -                         | -             |                   |       |             |                           |               |                    |

BIBLIOGRAPHIE

\*\*\*\*\*

- (1) O.THERY  
 "Etude et conception d'un appareil pour la mesure automatique de la tension artérielle au moyen d'une méthode non sanglante".  
 Thèse de Docteur-Ingénieur- NANCY- 12/12/1980.
- (2) K.MEYER-WARDEN  
 "Technische verfahren in der kardiologischen diagnostik und therapie"  
 U.T.B 736 SCHATTANER VERLAG 1977.
- (3) C.MOSETTIC  
 "Aspects rhéographiques de l'hypertension artérielle"  
 Thèse de Doctorat en médecine- GRENOBLE- 9/05/1975.
- (4) G.DUBOUCHER  
 "Physique cardiovasculaire"  
 Ed. MASSON - 1974.
- (5) C.KAYSER  
 "Les grandes fonctions". Tome III.  
 "Cardiologie". Chapitre III.  
 "Pression artérielle". Chapitre IV.  
 Editions Flammarion - 1969.
- (6) D.HEYDEN  
 "La tension artérielle"  
 Electronique application - n°12 - p.7 - 1980.
- (7) H.LARDOUX  
 "Facteurs de la pression artérielle"  
 Revue de médecine - Tome 18 - n°23 - 06/06/1977.
- (8) H.F.STEGALL, M.B.KARDON et W.T.KEMMERER  
 "Indirect measurement of arterial blood pressure by doppler of applied sphygmomanometry"  
 Journal of applied physiology - vol; 25 - n°6 - pp.793-790-12/1978.
- (9) R.K.WHYTE, A.M.ELSEED, C.B.FRASER, E.A.SHINEBOURNE And M.DE SIVIE  
 "Assessment of doppler ultrasound to measure systolic and diastolic blood pressures in infants and young children"  
 Archives of disease in childhood - vol.50 - pp.542 - 1975.
- (10) LABARTHE  
 "Blood pressure measurement"  
 The American Journal Of Cardiology -vol.32 - pp.545 - 09/1973.
- (11) L.S.WEBBER, A.WOUTERVOORS, T.A.FOSTER and G.S.BERENSON  
 "A study of instruments in preparation for a blood pressure survey in children"
- (12) J.LATARJET et V.G.BANSILLON  
 "L'intérêt des ultra-sons dans la surveillance tensionnelle des brûlés et l'incidence sur la réanimation"  
 BIOCAP 75 - Tome 2 - pp.237.
- (13) C.F.GEORGE, P.J.LEWIS and A.PETRIE  
 "Clinical expérience with use of ultrasound sphygmomanometer"  
 British heart journal - vol.37 - PP.804 - 1975.

- (14) DOCUMENTATION TECHNIQUE  
"Elektronik test 2400".
- (15) J.Mc.DERMOTT  
"Fitness and health-care products incorporate advanced electronics"  
E.D.N. - Sept.20 1980 -pp.69.
- (16) DOCUMENTATION TECHNIQUE  
"Elektronisches blutdruck und pulsfrequenz messgerät"  
BE 207 S - Elag-köln.
- (17) DOCUMENTATION TECHNIQUE  
"Tensiomètre électronique BE 237 R"  
Elag-köln.
- (18) DOCUMENTATION TECHNIQUE  
"Blutdruck Messgerät Med Medicotec"
- (19) DOCUMENTATION TECHNIQUE  
"Infraton tensimat" BOUCKE-BERLIN.
- (20) DOCUMENTATION TECHNIQUE  
"Automatic non invasive arterial blood pressure monitors"  
Applied Medical Research-User's Service Manuel. U.S.A
- (21) DOCUMENTATION TECHNIQUE  
"Ambulatory pressurometer II system" Del Mar Avionics.
- (22) DOCUMENTATION TECHNIQUE  
"Pressure transducer handbook"  
National Semiconductor -1977.
- (23) H.LILEN  
"Principes et applications des circuits intégrés linéaires"  
Pages 434 - 436. Editions Radio 1974.
- (24) J.F.PIQUARD  
"Mesure d'irrigation sanguinaire"  
Thèse de Docteur-Ingénieur - GRENOBLE 20/11/1970.
- (25) M. BOUDRAA  
"Contribution à l'étude et à la réalisation d'un  
tensiomètre automatique: traitement numérique"  
Thèse de magister en cours. E.N.P.
- (26) PAUL BILDSTEIN  
"Filtres actifs"  
Editions Radio.
- (27) M.AUMIAUX  
"Filtres actifs" Tome II  
Edition MASSON , Paris 1977.

- (28) H.MINEUR  
"Techniques de calcul numérique"  
Pages 60 - 63 ; 446 - 471 . . Dunod , Paris 1966.
- (29) JEAN - LEGRAS  
"Méthodes et techniques de l'analyse numérique"  
DUNOD Paris 1971 .
- (30) N.PISKOUNOV  
"Calcul différentiel et intégral"  
Tome II , ch. XVII .  
Editions MIR . MOSCOU 1972 .
- (31) BEREZIN NN.JIDKOV KH  
"Cours d'analyse numérique"  
Pages 430 - 446 .  
Editions MIR . Moscou 1962 .
- (32) KURT ARBENZ ET ALFRED WOHLHAUSER  
"Analyse numérique"  
1980 Presses polytechniques romandes - 1015 Lausanne.
- (33) MURRAY R.SPIEGEL  
"Théorie et applications de la statistique"  
Chp. 13 ET 14 .  
Edition française par :  
Alain ERGAS et Jean-François MARCOTORCHINO .