

N° d'ordre : 224

50376
1979
188

50376
1979
188

THÈSE

présentée à

L'UNIVERSITÉ DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LILLE

pour l'obtention du titre de

DOCTEUR-INGENIEUR

par

RAJAGOPALAN. C. V.

Ingénieur Université de BANGALORE (INDE)

**SEGMENTATION DES SUITES TEMPORELLES :
APPLICATION A L'EXTRACTION HEURISTIQUE
DES PARAMÈTRES FONDAMENTAUX
DU CARDIORESPIROGRAMME EN PATHOLOGIE NÉONATALE.**



Soutenue le 27 mars 1979, devant la COMMISSION D'EXAMEN

Membres du Jury :

MM. P. VIDAL
J.M. TOULOTTE
O. DUBOIS
L. POVY
C. VASSEUR

Président
Rapporteur
Examineur
Examineur
Invité

A mes Parents.

- AVANT - PROPOS -

Le travail présenté dans ce mémoire est le résultat d'une collaboration suivie entre le Centre d'Automatique de l'Université des Sciences et Techniques de Lille 1 et le Centre de Pathologie Néonatale d'Arras.

Nous tenons à adresser notre plus grande reconnaissance à Monsieur le Professeur P. VIDAL qui a bien voulu nous accueillir au sein de son laboratoire. Nous lui sommes reconnaissants pour l'enseignement qu'il nous a dispensé et l'intérêt qu'il nous a porté au cours de nos recherches. Nous sommes particulièrement sensibles à l'honneur qu'il nous a fait en acceptant de présider notre jury de thèse.

Nous remercions très vivement Monsieur le Docteur O. DUBOIS, Médecin Chef au Centre de Pathologie Néonatale d'Arras, pour l'intérêt constant qu'il a porté à ce travail en nous suivant et en nous guidant de manière efficace au cours du déroulement de cette étude. Nous lui sommes reconnaissants d'avoir bien voulu juger ce travail dont il est l'initiateur.

Il nous est agréable de remercier ici pour sa confiance et son soutien Monsieur J.M. TOULOTTE, Maître de Conférences à l'Université des Sciences & Techniques de Lille 1, qui nous a fait profiter largement de son expérience tout au long de nos travaux. Ses critiques et ses conseils instructifs nous ont été très utiles.

Que Monsieur L. POVY, Maître de Conférences à l'Université des Sciences & Techniques de Lille 1, accepte nos sincères remerciements pour les cours qu'il nous a prodigués à notre arrivée à Lille et le très vif intérêt qu'il a bien voulu porter à nos travaux en acceptant de participer à notre jury de thèse.

Nous sommes très redevables envers Monsieur C. VASSEUR, Maître-Assistant à l'Université des Sciences & Techniques de Lille 1, pour nous avoir guidés et conseillés tout au long de l'élaboration de cette thèse. Nous avons eu la chance de pouvoir dépasser avec lui les simples relations de travail et partager une excellente amitié. Très conscients de ce que nous lui devons, nous le remercions bien sincèrement.

Nous tenons à exprimer nos remerciements à tout le personnel et nos collègues chercheurs du Centre d'Automatique de l'Université des Sciences & Techniques de Lille 1 et du Centre de Pathologie Néonatale d'Arras. Qu'il nous soit permis ici de remercier plus particulièrement, Messieurs B. THERET et M. COUVREUR, pour leur collaboration au déroulement de cette étude.

Nous remercions également Madame A. PIGNON et Monsieur J. HOUZE pour l'amicale diligence avec laquelle ils ont participé à la réalisation matérielle de ce mémoire.

Enfin, nous sommes très reconnaissants à tous ceux qui nous ont aidés par leur sympathie et leur amitié tout au long de notre séjour en France. Ces amitiés nous resteront très chères et nous en garderons, très longtemps, un bon souvenir.

- TABLE DES MATIERES -

. INTRODUCTION

. CHAPITRE I : PRÉSENTATION GÉNÉRALE DU PROBLÈME

I.1. INTRODUCTION.....	I.1
I.2. LES TECHNIQUES D'ETUDE DE LA RESPIRATION.....	I.1
1.2.1. Les méthodes classiques.....	I.1
1.2.2. Quelques méthodes expérimentales récentes..	I.2
I.3. LA PNEUMOGRAPHIE D'IMPEDANCE THORACIQUE.....	I.3
1.3.1. Généralités.....	I.3
1.3.2. Cadre de l'étude.....	I.4
1.3.3. Impédance thoracique.....	I.5
1.3.4. Méthodes de captation.....	I.7
I.4. LES ELECTRODES ET LEURS CONFIGURATIONS.....	I.11
I.5. LES ARTEFACTS.....	I.14
I.6. CONCLUSION.....	I.16
BIBLIOGRAPHIE.....	I.18

. CHAPITRE II : DISPOSITIFS ET MÉTHODES D'ACQUISITION DES DONNÉES

II.1. INTRODUCTION.....	II.1
II.2. LE SYSTEME DE CAPTATION DES DONNEES CLINIQUES.....	II.1
II.2.1. Captation du signal d'impédance thoracique	II.4
II.2.2. Captation de l'E.C.G.....	II.4
II.2.3. Captation du signal de motricité.....	II.7
II.2.4. La chaîne d'enregistrement.....	II.10

II.3. LE PROTOCOLE DE MESURE.....	II.11
II.3.1. La correspondance impédance-respiration.	II.11
II.3.2. Influence du site de mesure.....	II.17
II.3.3. Le protocole adopté.....	II.19
II.4. LES DISPOSITIFS D'ECHANGE ANALOGIQUE-NUMERIQUE..	II.19
II.4.1. Le prétraitement analogique.....	II.20
II.4.2. Le calculateur T.1600.....	II.20
II.4.3. Description de l'unité de conversion....	II.20
II.4.4. Génération des fichiers de données.....	II.25
II.4.5. Les voies analogiques.....	II.29
II.5. CONCLUSION.....	II.29
BIBLIOGRAPHIE.....	II.30

. CHAPITRE III : ANALYSE SPECTRALE DES SIGNAUX

III.1. INTRODUCTION.....	III.1
III.2. HYPOTHESES ET DEFINITIONS DE BASE.....	III.1
III.2.1. La représentation de Fourier.....	III.3
III.2.2. La transformée de Walsh.....	III.5
III.2.3. Cas des traitements digitaux.....	III.7
III.3. ANALYSES FREQUENTIELLE ET SEQUENTIELLE.....	III.7
III.4. ANALYSE DES SIGNAUX.....	III.8
III.4.1. Choix de la fréquence d'échantillonnage	III.8
III.4.2. Analyse spectrale.....	III.10
III.4.2.1. <i>Méthode directe de calcul du</i>	
<i>spectre.....</i>	III.12
III.4.2.2. <i>Spectre condensé.....</i>	III.14
III.4.2.3. <i>Méthode indirecte de calcul du</i>	
<i>spectre.....</i>	III.15
III.4.3. Résultats de l'analyse spectrale.....	III.16
III.4.3.1. <i>Essais préliminaires.....</i>	III.16
III.4.3.2. <i>Etude comparative Fourier-Walsh</i>	
<i>(période calme).....</i>	III.20
III.4.3.3. <i>L'influence du site d'enregistre-</i>	
<i>ment.....</i>	III.25
III.4.3.4. <i>Etude comparative période de calme</i>	
<i>période d'activité motrice (Walsh)</i>	III.25

III.4.4. La transformée de Walsh - Zoom.....	III.30
III.5. CONCLUSION.....	III.32
BIBLIOGRAPHIE.....	III.33

. CHAPITRE IV : ANALYSE PAR SEGMENTATION RÉCURSIVE

IV.1. INTRODUCTION.....	IV.1
IV.2. LES TECHNIQUES DE SEGMENTATION.....	IV.1
IV.2.1. Le filtrage numérique.....	IV.2
IV.2.2. La segmentation récursive.....	IV.2
IV.3. PERFORMANCES DE L'OBSERVATEUR NUMERIQUE.....	IV.6
IV.3.1. Etude du déphasage.....	IV.6
IV.3.2. Etude du gain.....	IV.8
IV.3.3. Etude du cas discret.....	IV.10
IV.3.4. Remarque.....	IV.13
IV.4. ISOLATION ET EXPLOITATION DES CYCLES RESPIRATOIRES.....	IV.13
IV.4.1. Isolation du cycle respiratoire.....	IV.13
IV.4.2. Discussion.....	IV.16
IV.5. CONCLUSION.....	IV.17
BIBLIOGRAPHIE.....	IV.18

. CHAPITRE V : RÉSULTATS ET DISCUSSION

V.1. INTRODUCTION.....	V.1
V.2. ANALYSE FREQUENTIELLE.....	V.1
V.2.1. Analyse spectrale du signal conditionné.	V.4
V.2.2. Analyse spectrale de la dérivée première	V.4
V.3. ANALYSE CYCLE PAR CYCLE.....	V.8
V.3.1. Principe.....	V.8
V.3.2. Résultats.....	V.9

V.3.2.1. Etude de TI et TE	V.10
V.3.2.2. Etude du rapport TI/TE	V.10
V.3.3.3. Etude de ΔVI et ΔVE	V.10
V.3.3. La notion d'énergie.....	V.16
V.4. CONCLUSION.....	V.19
BIBLIOGRAPHIE.....	V.20

. CONCLUSION GÉNÉRALE

. ANNEXES.

- INTRODUCTION -

L'application des concepts de l'Automatique dans le domaine du génie biomédical trouve une place de prédilection dans la réalisation des dispositifs visant à intensifier la surveillance systématique des malades.

C'est dans cet esprit que nous avons été amenés à développer une méthodologie permettant d'affiner et d'enrichir l'information délivrée par les consoles de monitoring du Centre de Pathologie Néonatale d'Arras. Nous nous sommes plus précisément intéressés au signal d'impédance thoracique capté pendant la première semaine de vie sur des nouveau-nés prématurés ou pathologiques. En effet, cette impédance se modifie sensiblement en fonction des contenus thoraciques (sang - air) de telle sorte que ses variations sont étroitement liées aux comportements respiratoire et cardiovasculaire du patient.

Une action dans ce sens est pleinement justifiée d'abord par la grande fréquence des accidents respiratoire et cardiovasculaire chez les prématurés, et ensuite par le taux de mortalité néonatale anormalement élevé dans la Région Nord - Pas-de-Calais.

La méthode de mesure de l'impédance thoracique présente deux avantages essentiels. D'une part, en effet, c'est une méthode non invasive, d'autre part, les dispositifs de captation qui lui sont associés sont d'une grande simplicité d'emploi.

L'exploitation de l'impédance s'est sensiblement développée au cours des dernières années et l'analyse des informations en découlant a notamment permis la mise en place de dispositifs de surveillance physiologique efficaces embarqués sur les vaisseaux spatiaux habités. Des appareillages du même type sont utilisés en clinique à des fins de surveillance des rythmes respiratoires. La mise en oeuvre d'électrodes thoraciques est d'ailleurs réalisée depuis plusieurs années dans le service de surveillance

du Centre de Pathologie Néonatale d'Arras.

Après avoir présenté les différentes méthodes d'exploration des activités respiratoire et cardiovasculaire du nouveau-né, nous proposons un protocole de travail qui tient compte d'expériences préliminaires visant notamment à mettre en évidence l'influence de la position des électrodes sur la nature des signaux obtenus.

Le traitement de l'information est tout d'abord abordé sous l'aspect de l'analyse fréquentielle. Afin de compléter ce type d'analyse nous présentons ensuite une méthode fondée sur la notion de segmentation d'une fonction. Cette méthode permet d'affiner sensiblement l'information contenue dans le signal d'impédance thoracique. C'est ce que tend à montrer le dernier volet de cette étude.

CHAPITRE I

PRESENTATION GENERALE DU PROBLEME

1 - 1 INTRODUCTION

La méthode de pneumographie d'impédance est exposée après examen des différentes techniques employées pour l'étude et la surveillance de la respiration. Cette méthode, déjà utilisée dans le domaine de l'astronautique des vols habités, se heurte à certains problèmes lorsqu'on essaie de la transposer à la surveillance respiratoire et cardiovasculaire du nouveau-né. En effet, dans ce cas, les rythmes sont souvent très rapides et irréguliers et les volumes mis en jeu sont très faibles. De plus, la coopération du patient est nulle.

Les différents aspects de cette technique - principe, appareillage, mise en oeuvre - font l'objet de ce chapitre.

1 - 2 LES TECHNIQUES D'ETUDE DE LA RESPIRATION

1.2.1. Les méthodes classiques

L'auscultation sthétoscopique et l'observation visuelle des soulèvements thoraciques sont les deux méthodes les plus élémentaires d'étude de la respiration. Ces méthodes purement subjectives ne permettent qu'une appréciation qualitative des phénomènes observés.

Le spiromètre permet de réaliser une analyse plus précise de la mécanique ventilatoire par le biais de mesures objectives. Toutefois l'utilisation de cet appareil chez le nouveau-né nécessite certaines modifications qui engendrent, malgré toutes les précautions prises, des transformations de la respiration elle-même. Deux modifications courantes sont la réalisation d'une pièce nasale à deux branches ou d'un masque adapté au nouveau-né.

La pléthysmographie est une autre méthode qui consiste à faire respirer le sujet dans un récipient de grande capacité. La respiration engendre, au sein du récipient, des variations de pression enregistrées par un manomètre. Cependant cette méthode, sensible au réchauffement de l'air dans le récipient, n'est pas adaptée à des observations de longue durée.

La mesure de la pression oesophagienne a également été employée pour déterminer la résistance respiratoire ou la compliance pulmonaire. Toutefois, l'utilisation de cathéters oesophagiens peut entraîner des irritations et des mouvements de déglutition préjudiciables à la méthode.

L'utilisation de jauges de contrainte pose des problèmes de fixation sur le thorax de l'enfant. De plus ces jauges sont fragiles et susceptibles d'être déplacées ou arrachées du fait des agitations incontrôlables du nouveau-né.

La mesure de la différence de températures entre l'air expiré et l'air inspiré, peut-être exploitée pour la réalisation d'une courbe respiratoire. Plus précisément, une thermistance (capteur petit et fiable) permet d'enregistrer cette courbe, mais l'introduction de la thermistance dans le nez du nouveau-né ne permet pas d'adapter cette méthode à une surveillance à long terme.

On trouvera dans la référence 2 (Dubois et Lefebvre) une comparaison des résultats obtenus par ces méthodes et la pneumographie d'impédance.

1.2.2. Quelques méthodes expérimentales récentes

La magnéto-métrie est une méthode très simple de détection des mouvements thoraciques /3/. Le principe en est le suivant : deux bobines sont fixées sur le thorax du sujet et l'une d'entre elles, alimentée par un oscillateur de 3 à 8 KHz engendre un champ magnétique. Les mouvements respiratoires du sujet provoquent des modifications de distance entre les deux bobines conduisant à des variations de la tension induite dans la deuxième bobine. Un amplificateur sélectif et un démodulateur permettent alors d'obtenir un signal représentatif des mouvements respiratoires.

Cette méthode a l'avantage de ne pas exiger de préparations spéciales de la peau. Elle présente, toutefois, les inconvénients suivants :

- la tension de sortie est une fonction non linéaire de la distance entre les deux bobines : $V_s = K/d^3$, /4/
- le mauvais positionnement des bobines peut conduire à la captation des mouvements abdominaux au lieu des mouvements thoraciques.

Une autre méthode expérimentale consiste à implanter un cristal piezoélectrique dans un support fixé par une ceinture dans la région ombilicale du nouveau-né /5/. Lorsque le patient respire, il provoque des déformations du cristal engendrant des variations de tension aux bornes de ce cristal. Cette tension variable sert à moduler la fréquence d'un oscillateur par modification de la capacité d'une diode varicap. La sortie de l'oscillateur, amplifiée puis démodulée, fournit un signal représentatif des mouvements respiratoires.

Une dernière méthode utilise le principe du sonar. Un signal ultrasonore de 40 KHz est émis et le déphasage entre ce signal et le signal réfléchi par la paroi du thorax ou de l'abdomen constitue une information proportionnelle aux variations de distances entre le capteur et la paroi réfléchissante /6/.

Ces trois méthodes présentent l'avantage de ne pas utiliser de systèmes d'électrodes. Toutefois, elles ne permettent que la captation de déplacements. Dans ce sens, elles sont difficilement adaptables à l'appréhension simultanée des phénomènes cardiovasculaire et respiratoire.

1 - 3 LA PNEUMOGRAPHIE D'IMPEDANCE THORACIQUE

1.3.1. Généralités

La pneumographie d'impédance est une méthode indirecte de mesure du volume respiratoire. Elle utilise la relation qui existe entre le volume respiratoire et les variations de l'impédance thoracique pour évaluer, de manière quantitative, les phénomènes respiratoires. De plus, elle présente l'avantage de mettre également en évidence certains phénomènes cardiovasculaires.

Les méthodes de mesure de l'impédance thoracique présentent l'avantage essentiel d'être non invasives. Le sujet n'est pas encombré par des masques, tubes ou spiromètres. La respiration normale du patient n'est pas modifiée. De plus, les dispositifs de captation nécessaires sont simples et les mesures rapides à effectuer.

L'exploitation de la courbe d'impédance thoracique s'est sensiblement développée au cours des dernières années. Certains appareils, utilisant ce signal, sont mis en oeuvre à des fins de surveillance du régime respiratoire et cardiovasculaire. Ils permettent, par exemple, de détecter les apnées ou les rythmes respiratoires anormaux /7/. La valeur de l'impédance Z dépend de la présence ou non de fluide (air, sang, etc...) dans le thorax. Une diminution de quelques ohms peut-être engendrée par une effusion pleurale. Une baisse beaucoup plus importante a été constatée par Hill /7/ lors d'un afflux anormal du sang dans le thorax. Kubicek /9/ a relevé la présence de traces caractéristiques sur le signal $\frac{dZ}{dt}$ enregistré au cours de tests d'effort, alors que l'E.C.G. demeurait normal au cours de ces tests. Ces phénomènes montrent l'intérêt diagnostique de l'observation de Z et de $\frac{dZ}{dt}$. Enfin, plusieurs auteurs /10/ ont utilisé les variations de l'impédance thoracique pour calculer les variations du débit cardiaque.

1.3.2. Cadre de l'étude

La plupart des travaux rencontrés utilisent la courbe d'impédance thoracique à des fins d'analyse des phénomènes respiratoires. Quelques auteurs ont toutefois abordé, par ce biais, le problème de l'analyse des phénomènes cardiovasculaires, notamment dans le but d'évaluer des débits cardiaques /10/.

La présente étude ne veut négliger aucun des deux types d'activité caractéristiques des phénomènes cardiovasculaires et respiratoires. Dans ce sens, le but est d'affiner l'étude du signal d'impédance thoracique, afin de mettre en évidence simultanément les trois éléments fondamentaux générateur de ce signal, c'est-à-dire :

- les activités respiratoires
- les activités cardiovasculaires
- les activités motrices

Si on tient compte du fait que les rythmes respiratoires et cardiovasculaires sont sensiblement différents, on peut envisager, par un

filtrage approprié, la séparation de ces deux phénomènes. Enfin s'il est possible d'évaluer en temps réel une information riche et précise sur le comportement respiratoire et cardiovasculaire du nouveau-né, on peut utiliser un tel outil à des fins de surveillance et d'assistance automatique des patients.

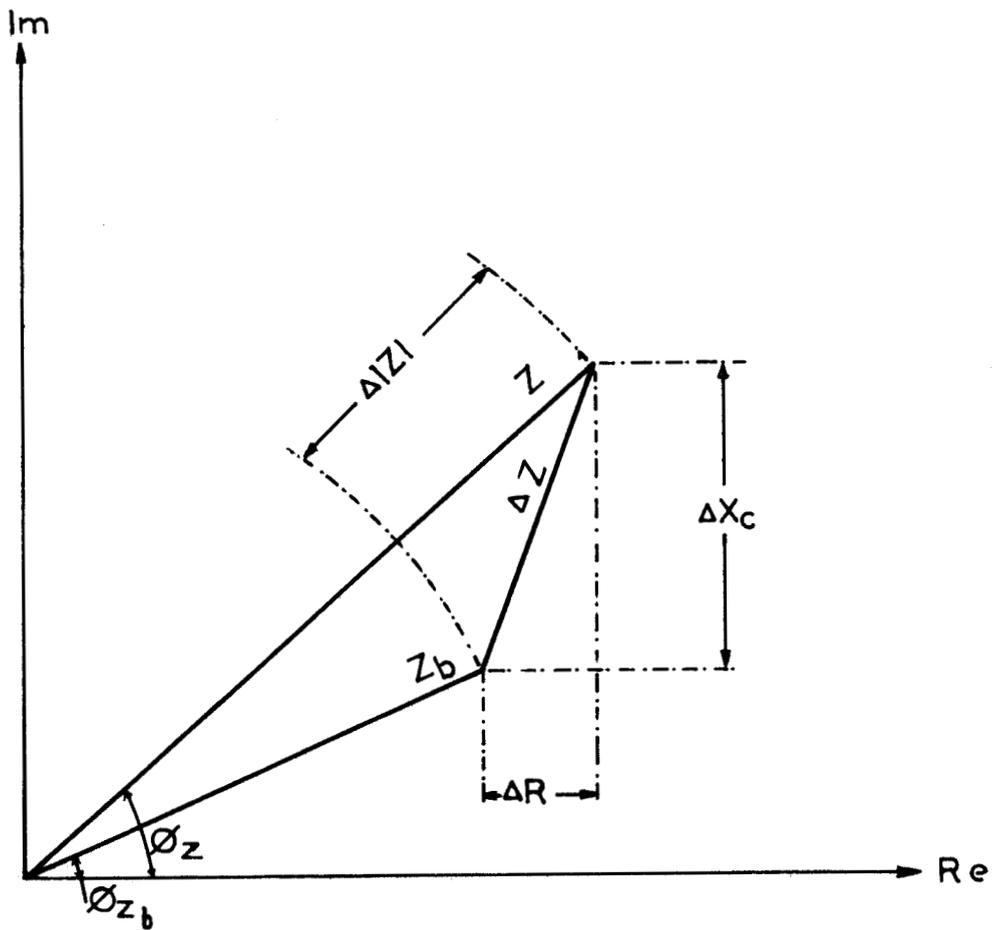
La corrélation entre la courbe d'impédance thoracique et d'autres phénomènes physiologiques tels que fréquence cardiaque, activité motrice, état du milieu ambiant (température, humidité, éclairage, niveau sonore, etc...) devrait permettre de déterminer la qualité d'ambiance la plus appropriée pour l'élevage du prématuré et du nouveau-né en milieu hospitalier. Compte-tenu de la grande fréquence des troubles respiratoires chez le nouveau-né, la transposition sur le plan clinique revêt un intérêt tout particulier.

On se propose d'analyser ces signaux à l'aide d'un ordinateur digital. Les méthodes numériques sont souvent utilisées pour le traitement des signaux biomédicaux. Les raisons en sont les suivantes : grande efficacité, souplesse et vitesse d'exécution, chute des prix de conception (matériel et logiciel) due aux développements des circuits intégrés. De tels atouts, associés à la bonne précision du calcul obtenue au cours des analyses donnent la possibilité de traiter en peu de temps, pour un patient donné, un nombre très important d'informations.

1.3.3. Impédance thoracique

L'impédance thoracique mesurée par pneumographie est une grandeur mathématique complexe, composée d'une partie résistive et d'une partie capacitive dépendant de la fréquence des tensions appliquées. Cette fréquence est maintenue rigoureusement constante pendant les mesures. On peut considérer que l'impédance varie autour d'une valeur de base Z_b . Ces variations sont dues aux modifications du volume thoracique durant la respiration. La figure 1.1. donne un mode de représentation possible des phénomènes mesurés. Soit Z_b l'impédance de base et ΔZ la variation de l'impédance au cours de la respiration. Z représente la valeur courante de l'impédance. Il faut noter que pour des raisons de clarté

du dessin, l'échelle de la figure 1.1. n'a pas été respectée. En réalité $|\Delta Z|$ vaut quelques ohms tandis que $|Z_b|$ est de l'ordre de 25 à 30 ohms (figure 1.1.)



Z_b : IMPEDANCE DE BASE

ΔZ : VARIATION D'IMPEDANCE DUE A LA RESPIRATION



FIGURE - 1.1. -

Deux modes d'écriture de Z sont possibles /8/

- $Z = R + j X_C$, expression dans laquelle R et X_C désignent respectivement la partie réelle (résistive) et la partie imaginaire (capacitive) de Z .
- $|Z| = \sqrt{R^2 + X_C^2}$ et $\theta_Z = \text{Arc Tg} (X_C/R)$.

Selon le type d'appareil utilisé pour mesurer les variations d'impédance thoracique, on évalue soit la quantité $\Delta |Z|$, soit la quantité $|\Delta Z|$, soit directement les composantes R et X_C de Z . La présente étude a pour objet l'analyse de la quantité $\Delta |Z|$.

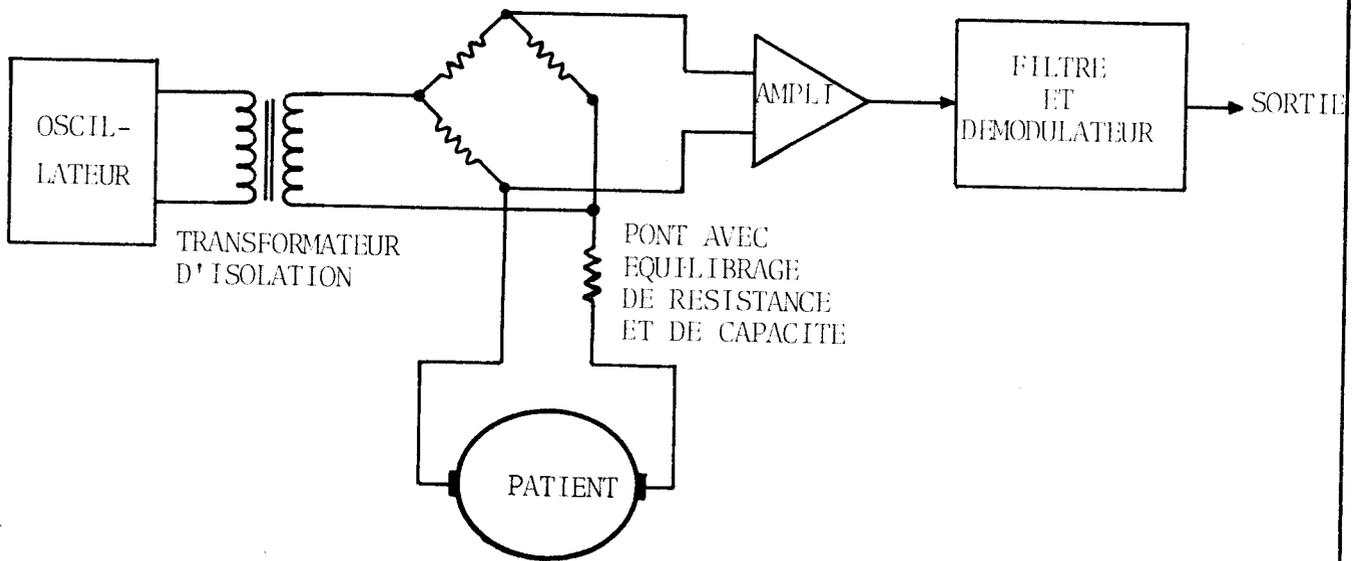
1.3.4. Méthodes de captation

Il existe plusieurs méthodes de détection de l'impédance thoracique. Les appareillages correspondants sont de trois types différents.

La figure 1.2. illustre le principe de la première méthode. Deux possibilités de détection utilisant un pont de Wheatstone y sont présentées. Des circuits identiques sont employés pour la détection de l'amplitude ou de la phase /8/. Quand le pont est équilibré on obtient l'impédance du sujet. Durant la respiration et les variations de débit sanguin dans les poumons, cette impédance varie et le pont n'étant plus équilibré, un signal est détecté. On mesure ainsi la valeur de $|\Delta Z|$. Un tel système demande un réglage continu du pont rendant difficile l'application clinique de ce type de monitoring. De plus, il faut noter que dans ce cas, la variation d'impédance n'est pas proportionnelle à la sortie du pont.

On peut améliorer ce dispositif en lui ajoutant un détecteur de phase. Dans ce cas, seul le réglage de la partie résistive est effectué, le détecteur de phase permettant d'évaluer la partie capacitive. L'utilisation clinique d'un tel système reste toutefois difficile.

La figure 1.3. illustre le principe d'une seconde méthode de mesure de l'impédance. Elle consiste à relier le sujet à un oscillateur par un circuit de couplage. Le signal engendré par les variations d'impédance thoracique module la sortie de l'oscillateur soit en amplitude, soit en fréquence. Un tel dispositif n'est pas linéaire et les variations



(a)

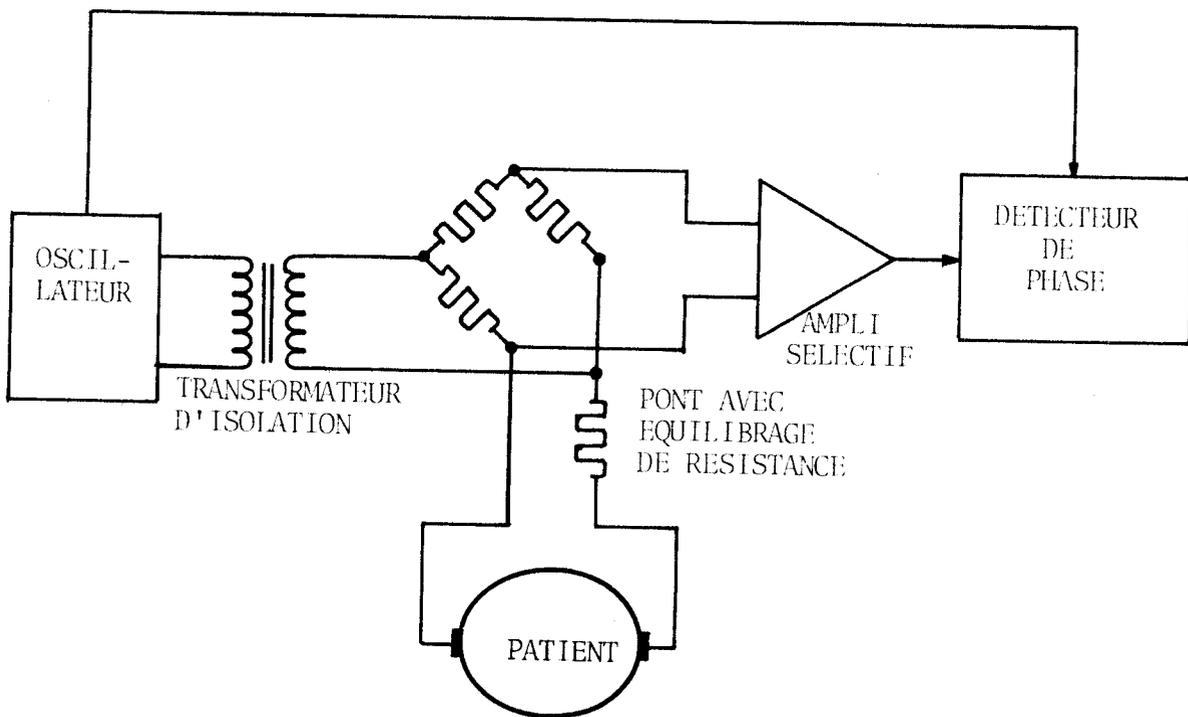


FIGURE - 1.2. -

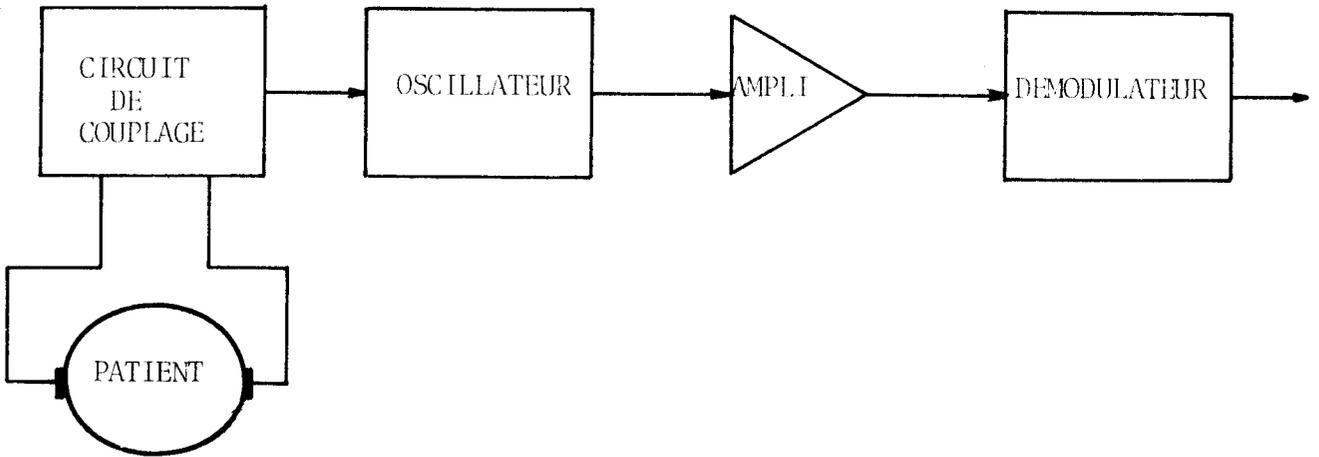


FIGURE - 1.3. -

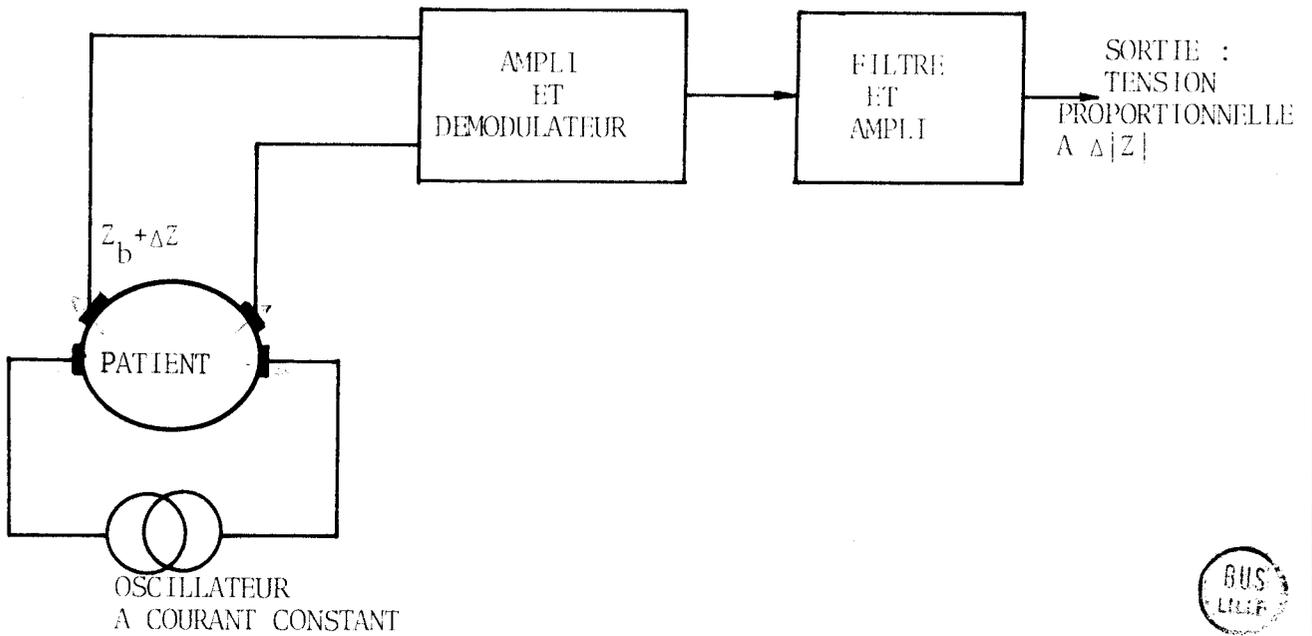


FIGURE - 1.4. -

de l'impédance initiale du sujet nécessitant des réglages délicats du circuit de couplage.

Enfin la figure 1.4. donne le principe du pneumographe à courant constant. Geddes /12,13/ a démontré que l'utilisation d'un circuit équivalent de Thévenin ou Norton à courant constant (impédance source très supérieure à l'impédance sujet) était la mieux appropriée. Le montage utilise un générateur de courant haute fréquence (50 à 100 k Hz) délivrant un signal modulé en amplitude par la variation d'impédance ΔZ . Un démodulateur permet alors d'obtenir une sortie proportionnelle à ΔZ . Pour un pneumographe à courant constant, les relations suivantes sont vérifiées :

$$\begin{array}{l} E = (Z_b + \Delta Z) I \\ \Delta E = \Delta Z \cdot I \end{array} \quad \left. \begin{array}{l} I : \text{courant constant} \\ E, \Delta E : \text{tension et variation de la tension} \\ \text{recueillie.} \end{array} \right\}$$

L'étalonnage d'un tel dispositif ne dépend pas de l'impédance totale du sujet. Les avantages en résultant sont les suivants :

- la sortie ne dépend que des variations d'impédance ΔZ et non pas de l'impédance totale du sujet.
- il n'y a pas d'équilibrage du pont à effectuer à chaque changement d'impédance du sujet.
- le système est linéaire.

Pacela/11/ a étudié les caractéristiques impédance - tension de sortie d'un système utilisant ce principe. L'appareil est linéaire jusqu'à 4 000 Ω . Il en résulte une grande tolérance notamment lorsque l'impédance des électrodes augmente sensiblement du fait d'un mauvais contact ou de l'assèchement de la pâte conductrice. Cette qualité fondamentale permet d'envisager dans de très bonnes conditions le monitoring clinique de longue durée. C'est ce dispositif qui est utilisé dans la présente étude.

De manière analogue, il est possible de concevoir un pneumographe à tension constante. Dans ce cas, le courant traversant le circuit est une fonction de l'impédance du sujet. Les phénomènes sont alors décrits par les relations suivantes :

$$I = \frac{E}{Z_b + \Delta Z}$$
$$\Delta I = \frac{E}{(Z_b + \Delta Z)^2}$$

Dans ces conditions, ΔI qui est la sortie de l'appareil est une fonction non linéaire de Z . Il en résulte des difficultés, non négligeables, notamment lorsqu'il s'agit de réaliser l'étalonnage.

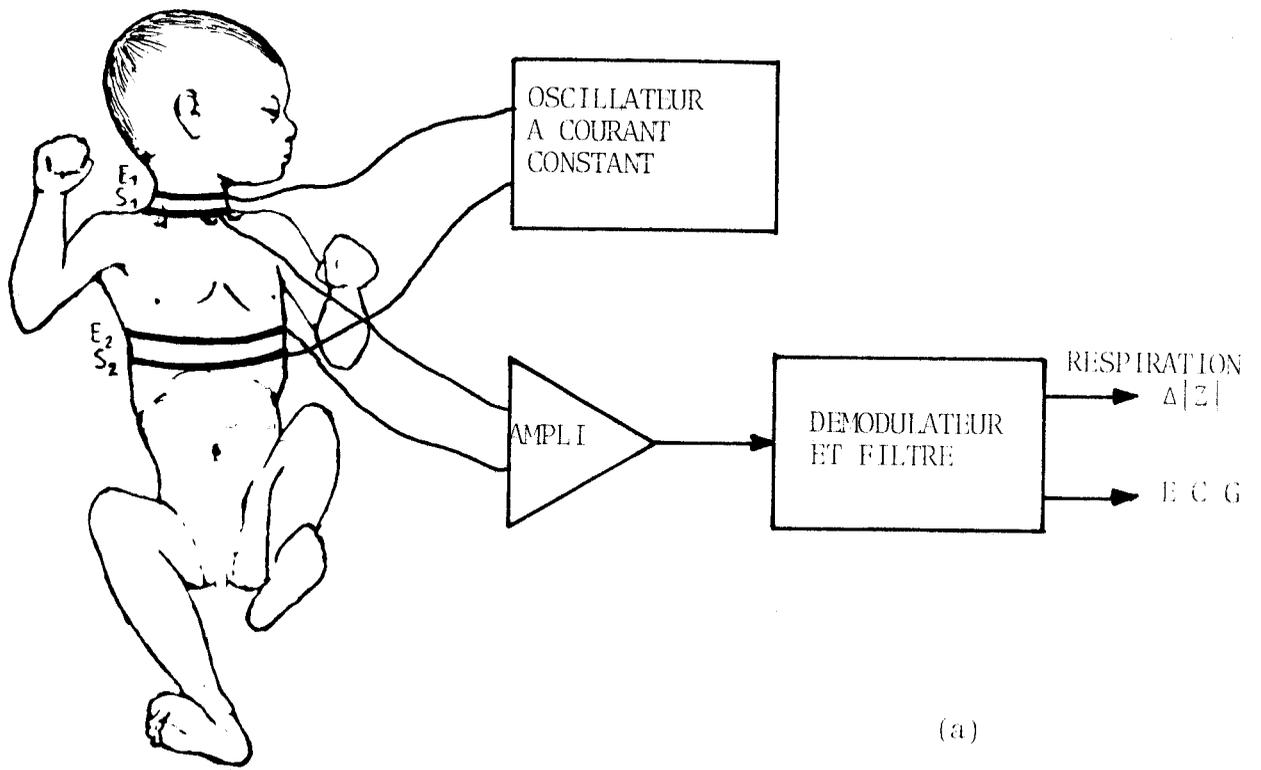
1 - 4 LES ELECTRODES ET LEURS CONFIGURATIONS

Deux systèmes d'électrodes sont couramment employés en pneumographie d'impédance : Le système tétrapolaire et le système bipolaire.

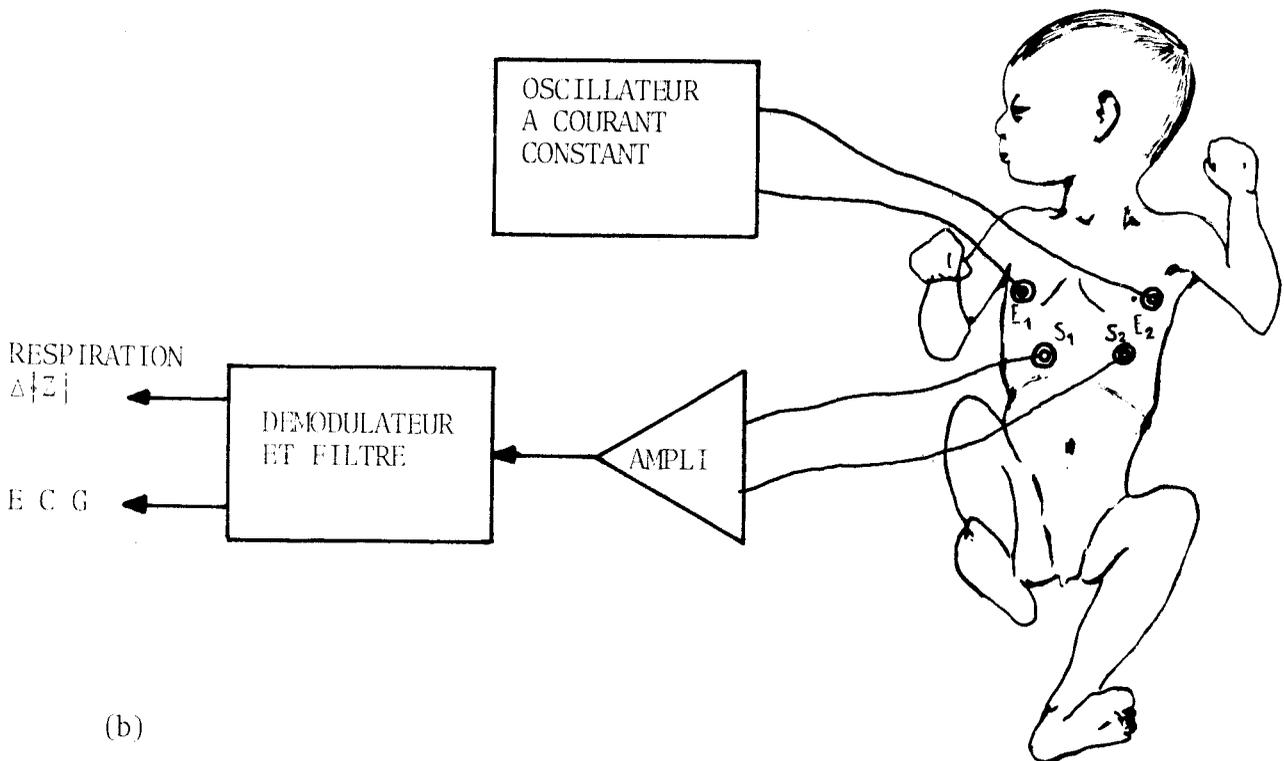
Le système à quatre électrodes (figure 1.5, a et b) a l'avantage de ne pas être sensible aux changements de résistance électrode - peau.

Des électrodes de différentes formes, tailles et diamètres sont utilisées. Une source de courant constant est reliée aux électrodes E_1 et E_2 . Les deux autres électrodes S_1 et S_2 sont reliées à un amplificateur à impédance d'entrée très élevée. Dans un tel système les chutes de tension en E_1 et E_2 n'apparaissent pas en sortie. D'autre part, les chutes de tension en S_1 et S_2 sont très faibles du fait de l'impédance très élevée de l'amplificateur. Les mouvements du patient peuvent, toutefois, provoquer des artéfacts résultant, dans ce cas, de variations intempestives de la résistance électrode - peau.

Le système bipolaire (figure 1.5 c) pour lequel la source et le détecteur sont reliés aux mêmes électrodes, est encore plus sensible à de tels artéfacts. Dans ce système, en effet, toute perturbation au niveau des électrodes est répercutée directement sur l'amplificateur. Il en résulte une impossibilité de différencier les variations d'impédance électrode - peau des variations d'origine respiratoire. La nécessité d'obtenir une

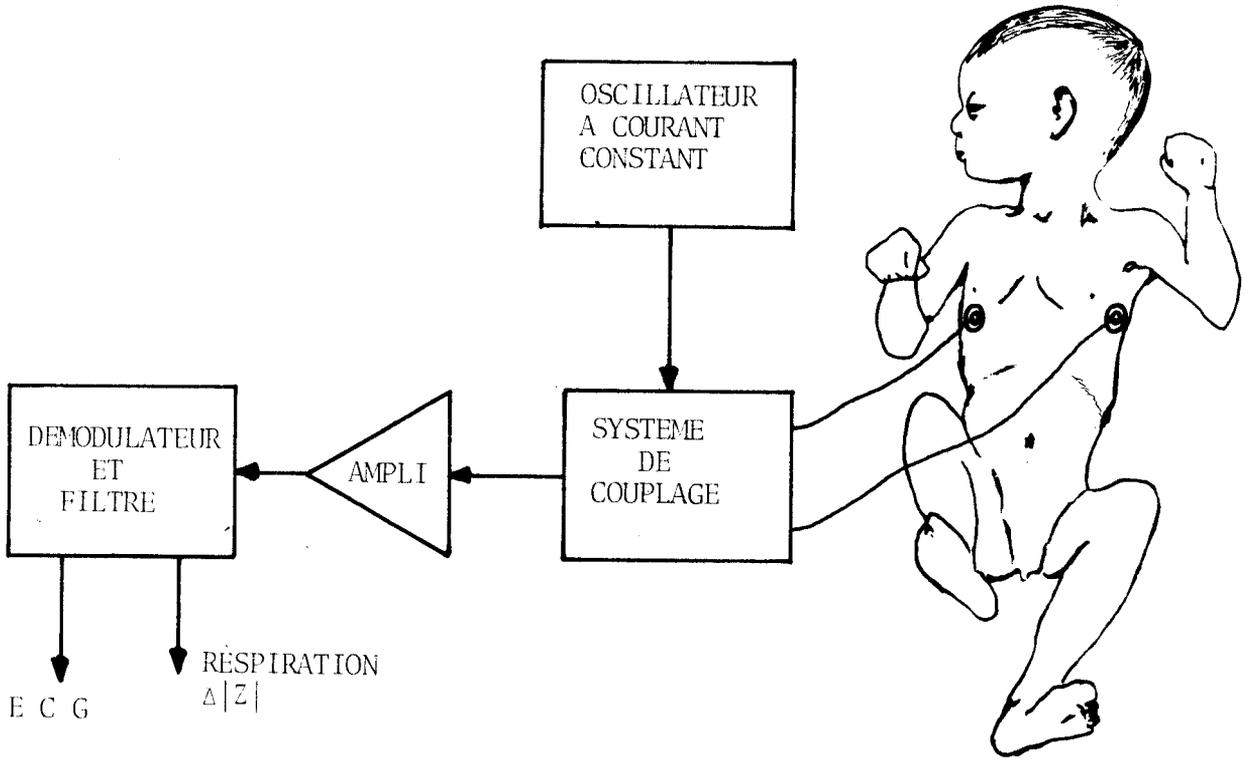


(a)



(b)

FIGURE - 1.5. -



(c)

FIGURE - 1.5. -



impédance de contact faible et stable exige, par conséquent, une préparation de la peau très soignée, ainsi qu'une bonne fixation des électrodes.

La figure 1.6. illustre l'influence de la préparation de la peau sur l'impédance électrode-peau. Il apparaît qu'en l'absence de préparation de la peau, les variations sont très fortes en fonction de la fréquence.

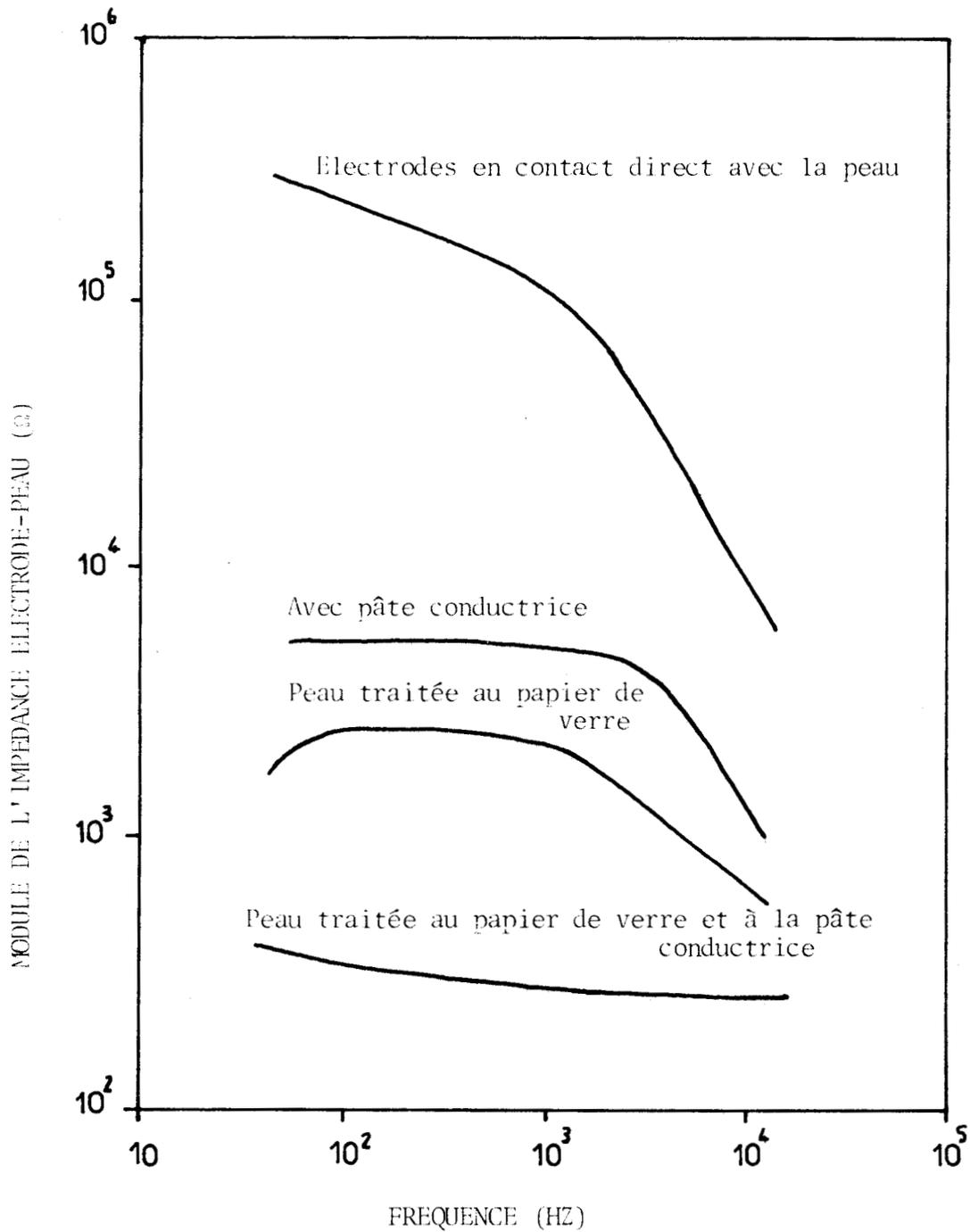
L'adjonction de la pâte conductrice et une amélioration du contact par frottement cûtané au papier de verre permettent d'obtenir une impédance électrode-peau nettement plus faible et quasiment constante, lorsque la fréquence varie. Ces précautions étant prises, la simplicité et la mania-bilité du système bipolaire permettent d'envisager le monitoring clinique de longue durée. Un autre avantage du système bipolaire réside dans la possibilité d'obtenir par cette technique une amplitude de signal plus importante que dans le système tétrapolaire. Enfin, deux électrodes sont plus faciles à manipuler que quatre électrodes sur la faible surface thoracique offerte par le nouveau-né.

Les métaux utilisés à la réalisation des électrodes sont : l'argent, le cuivre, certains alliages d'aluminium, l'acier inoxydable, etc... Toutefois, il n'est pas recommandé d'utiliser des électrodes parfaitement polies. En effet, dans le cas d'un excellent état de surface, apparaissent des polarisations parasites qui déforment les signaux.

1 - 5 LES ARTEFACTS

Les deux sources essentielles d'artéfacts sont les électrodes et la masse. Les problèmes d'artéfacts liés aux électrodes ont été examinés dans le paragraphe précédent.

Des artéfacts d'amplitude très importants peuvent se produire, lorsque le patient touche la masse. Cet artéfact est commun à tous les systèmes de pneumographes décrits précédemment.



INFLUENCE DE LA PREPARATION DE LA PEAU SUR L'IMPEDANCE ELECTRODE-PEAU. (D'APRES NYBOER J. /1/)



FIGURE - 1.6. -

Pacela /8/ a examiné ce problème dans l'hypothèse où l'impédance thoracique peut-être modélisée par de simples résistances. Les résultats montrent la possibilité d'obtenir, par cet artéfact, des variations d'impédance représentant au moins quinze fois la variation d'impédance d'origine respiratoire (cf. Annexe A : I)

Des conditions idéales de travail sont obtenues lorsque le pneumographe n'est pas relié à la masse. Les impératifs de sécurité interdisant cette solution, on relie, pratiquement, le pneumographe à la masse par l'intermédiaire de résistances très élevées. Il a été démontré /4/ qu'avec un tel câblage, même si une des électrodes touche directement la masse, la variation d'impédance en résultant est très faible vis à vis des variations dues à la respiration.

Il faut, de plus, utiliser des fils non blindés entre les électrodes et le pneumographe, afin de diminuer l'effet capacitif entre ces deux éléments.

1 - 6 CONCLUSION

Parmi les différentes méthodes d'étude de la respiration, la pneumographie d'impédance est l'une des mieux adaptée à la surveillance clinique de longue durée. Elle présente l'avantage pratique d'être simple (ni masques, ni tubes) et non invasive. De plus, elle n'exige aucun personnel spécialisé.

Un pneumographe à source de courant constant est utilisé pour la présente étude. La sortie de cet appareil a l'avantage de ne pas dépendre de l'impédance totale du sujet. En effet, le dispositif utilisé est linéaire et la tension délivrée est proportionnelle aux seules variations de l'impédance thoracique. De plus, il n'est pas nécessaire d'effectuer d'équilibrages fréquents comme dans le cas d'un pneumographe utilisant un pont de Wheatstone.

Enfin, un système à deux électrodes a été adopté, malgré certains désavantages, en raison de sa grande simplicité et de sa maniabilité en clinique. Finalement donc, la présente étude utilise les appareillages courants du monitoring clinique.

Le chapitre suivant aborde tous les problèmes liés à la réalisation de la chaîne complète de traitement des informations recueillies au niveau des électrodes.

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

- /1/ NYBOER J.
"Electrical Impedance Plethysmography"
- Charls C. Thomas, Publisher, Springfield U.S.A. 1959 -
- /2/ DUBOIS O. et LEFEBVRE C.
"La mesure des Variations d'Impédance Thoracique dans l'Etude et la
Surveillance de la Respiration chez le Prématuré"
- Pédiatrie, XXV, 387-415, 1970.
- /3/ ROLFE P.
"A magnetometer Respiration Monitor for use with Premature Babies"
- Biomedical Engineering, 6, 402-404, 1971.
- /4/ ROLFE P.
"Perfectionnement et Evaluation du Magnétomètre à Déplacement pour
le Contrôle de la Respiration des Nouveau-nés Malades"
- Colloque International sur les capteurs bio-médicaux à Paris, 2, N° B 8.5,
453-458. -
- /5/ ZERKIN M.
"A Pediatric Belly Belt Respiration Monitor"
- Proceedings, 29 ACEMB, 18, 333, 1976.
- /6/ KARSH H.
"A Non Contacting Pediatric Respiration Monitor"
- Proceedings 29 ACEMB, 18, 332, 1976.
- /7/ HILL D.W.
"The Current Status of Thoracic Impedance Plethysmography"
- Proceedings IERE Conference on the Application of Electronics in Medecine.
34, 51-56, 1976.

- /8/ PACELA A.F.
"Impédance Pneumography - A Survey of Instrumentation Technique"
- Medical and Biological Engineering, 4, 1-5, 1966.
- /9/ KUBICEK W.G., KOTTKE F.J., RAMOS M.V., PATTERSON R.P., WISTOL D.A.,
LABREE J.W., RAMOLA W., LAYMAN T.E., SCHOENING H. and GARAMELA J.T.
"The Minnesota Impedance Cardiograph - Theory and Applications"
- Biomedical Engineering, 9, 410-416, 1974.
- /10/ HAWKE J.R., ROWLANDS D.J., BIRCH C.R.
"The Estimation of Cardiac Output by Electrical Impedance Plethymography"
- Proceedings IERE Conference on the Application of Electronics in
Medecine. 34, 87-96, 1976.
- /11/ PACELA A.
"Impedance Pneumography, A Technique for Measurement of Respiration"
- Space Electronics Symposium, May 1965, California -
- /12/ GEDDES L.A., HOFF H.E., HECKMAN D.M., HINDS M. and BAKER L.
"Recording Respiration and the Electrocardiogram with Common Electrodes"
- Aerospace Medecine, 33, 791-793, 1962.
- /13/ GEDDES L.A., HOFF H.E., HICKMAN D.M. and MOORE A.G.
"The Impedance Pneumograph"
- Aerospace Medecine, 33, 28-33, 1962.

CHAPITRE II

DISPOSITIFS ET METHODES D'ACQUISITION DES DONNEES

II - 1 INTRODUCTION

Le protocole élaboré dans ce chapitre résulte d'essais et d'expériences préalables réalisés au centre de surveillance du Centre de Pathologie Néonatale d'Arras et au laboratoire du Centre d'Automatique de Lille. Les dispositifs de captation du signal d'impédance thoracique, de l'électrocardiogramme (E.C.G.) et du signal de motricité de l'enfant sont présentés tout d'abord.

Dans un second volet sont décrits les deux types d'expériences préliminaires ayant conduit au protocole définitif. Ce sont d'une part, une étude sur les relations liant le signal d'impédance thoracique aux variations de pressions engendrées par la respiration et d'autre part, une étude de l'influence de la position des électrodes sur ce signal d'impédance.

Enfin la description du dispositif et des méthodes permettant l'acquisition sur ordinateur numérique des informations recueillies en clinique complète ce chapitre.

II - 2 LE SYSTEME DE CAPTATION DES DONNEES CLINIQUES

Trois signaux sont appréhendés pour la présente étude. Ce sont :

- le signal d'impédance thoracique
- l'électrocardiogramme (E.C.G.)
- le signal de motricité.

Afin d'éviter toute perte d'information, aucun filtrage n'a été effectué à l'enregistrement.

II.2.1. Captation du signal d'impédance thoracique

Parmi tous les dispositifs décrits dans le Chapitre I, c'est le système bipolaire à courant constant (figure 2.1.) qui a été retenu pour sa grande simplicité dans la mise en oeuvre clinique. Le contact des électrodes du type argent-chlorure d'argent avec la peau est amélioré par une

pâte conductrice.

Dans ces conditions, la figure 2.2. donne la caractéristique d'impédance de ces électrodes à diverses fréquences. Selon les normes courantes, des électrodes de 16 mm de diamètre sont utilisées pour les enfants d'un poids supérieur à 1 500 grammes, tandis qu'un diamètre de 11 mm est adopté pour les plus petits prématurés /1/.

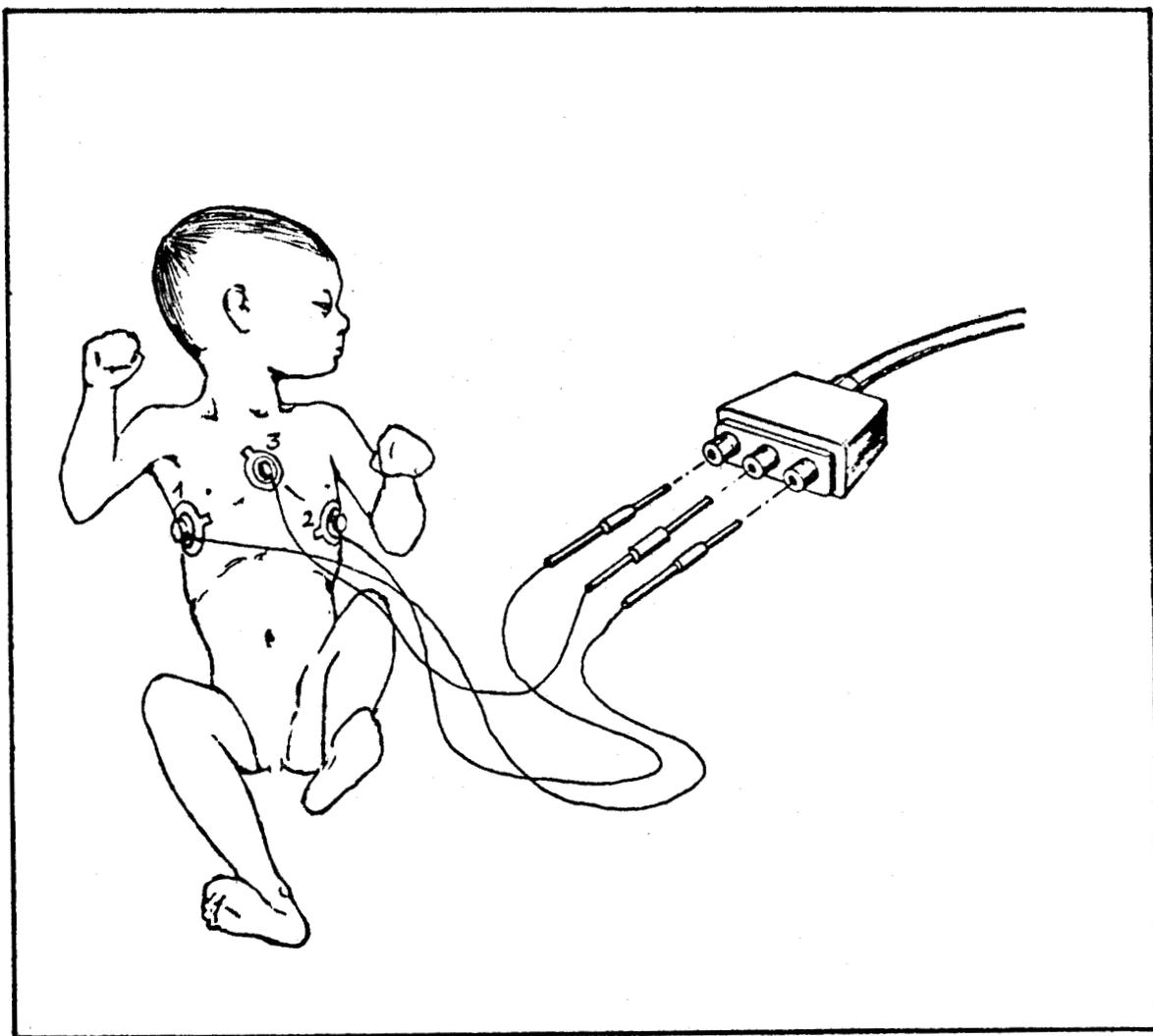


FIGURE - 2.1. -



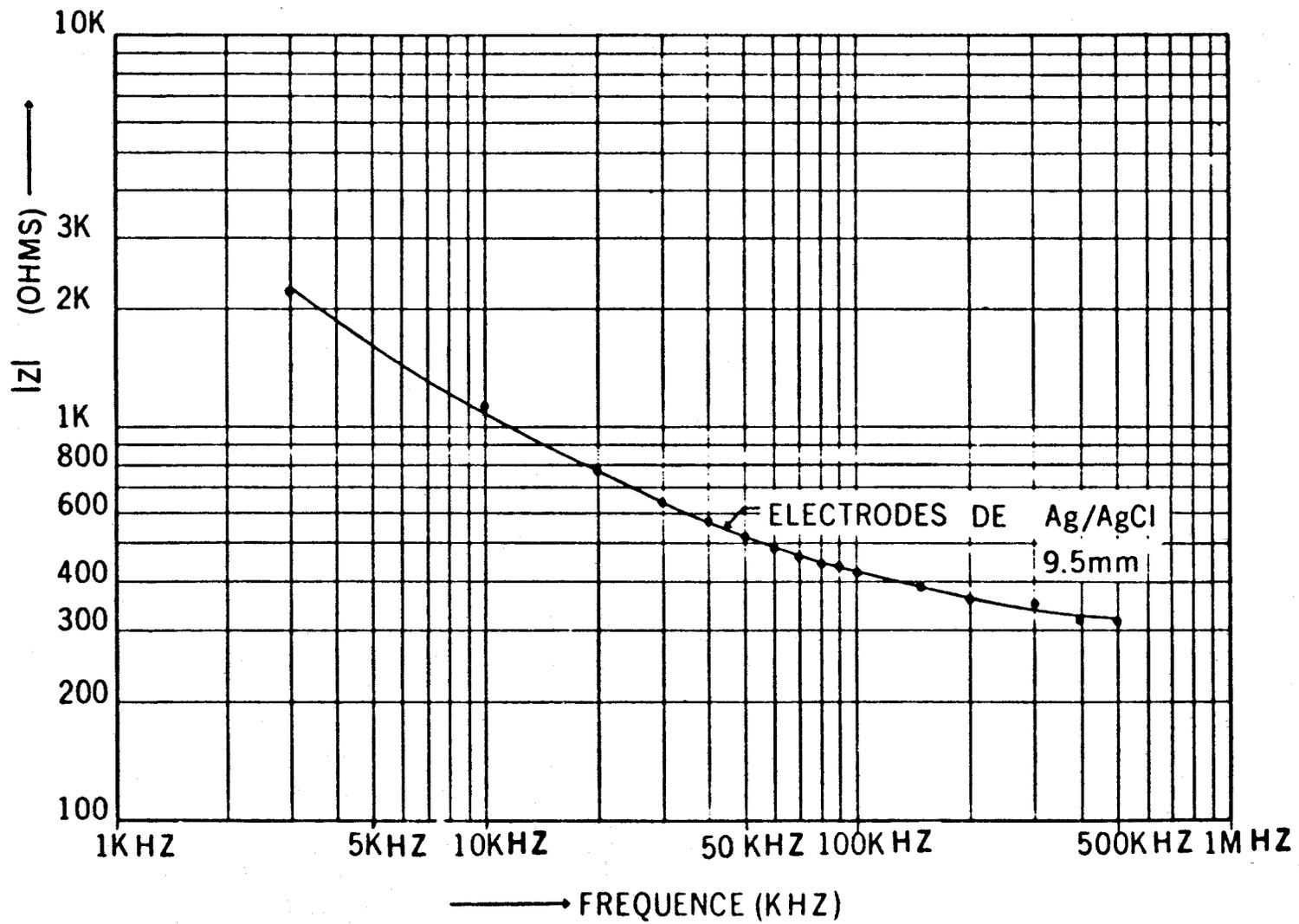


FIGURE - 2.2. -



La position des électrodes sur le thorax de l'enfant est un élément important de la captation du signal d'impédance thoracique. La détermination des positions les mieux adaptées aux différents types d'analyses envisagées fait l'objet d'une étude particulière décrite plus loin.

L'appareil utilisé est le VSM-100 de BECKMAN, spécialement conçu pour la surveillance clinique des enfants. La figure 2.3. présente le schéma bloc de la partie respiratoire de ce dispositif. La fréquence de l'oscillateur utilisé est de 56 K Hz et le courant constant débité vaut 100 μ A. Le patient est électriquement isolé du dispositif par un transformateur à rapport unitaire dont la capacité secondaire-primaire est inférieure à 100 pF. Le signal utile recueilli en R (figure 2.3.) est proportionnel à la quantité $\Delta|Z|$ (cf. chapitre I) qui est la variation du module de l'impédance entre les électrodes 1 et 2 de la figure 2.1. Il est enregistré sur bande magnétique. Deux dispositifs électroniques supplémentaires permettent d'évaluer le rythme respiratoire et de déclencher une alarme en cas d'apnée prolongée /2/. Ces derniers éléments utilisés par le personnel de surveillance nécessitent des réglages assez délicats. Ils ne sont pas utilisés dans la présente étude.

11.2.2. Captation de l'E.C.G.

L'E.C.G. constitue un signal de contrôle dont l'utilisation est envisagée pour l'analyse des phénomènes cardiovasculaires liés à la courbe d'impédance thoracique. Il s'agit notamment des rythmes induits par l'afflux de sang à travers les poumons /3/. La référence /4/ fournit toutes les informations nécessaires à la compréhension de la génération et de l'interprétation de l'E.C.G.. La figure 2.4. donne le schéma bloc de la partie cardiovasculaire du VSM-100. Un E.C.G. de bonne qualité est obtenu en utilisant en plus de l'une ou l'autre des électrodes 1 et 2, une troisième électrode (électrode 3) fixée sur le thorax de l'enfant en position xyphoïdienne (figure 2.1.).

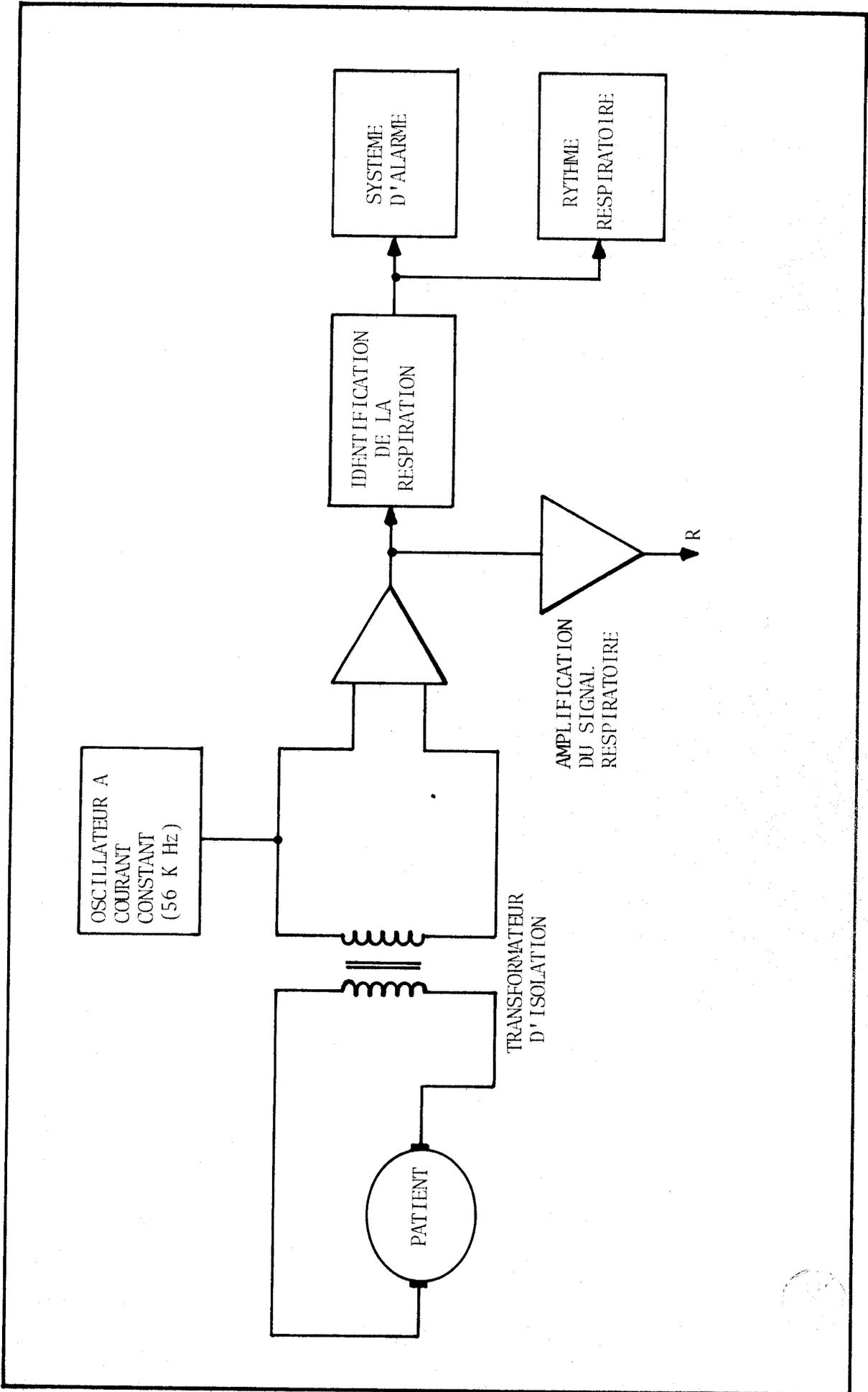


FIGURE - 2.5. -

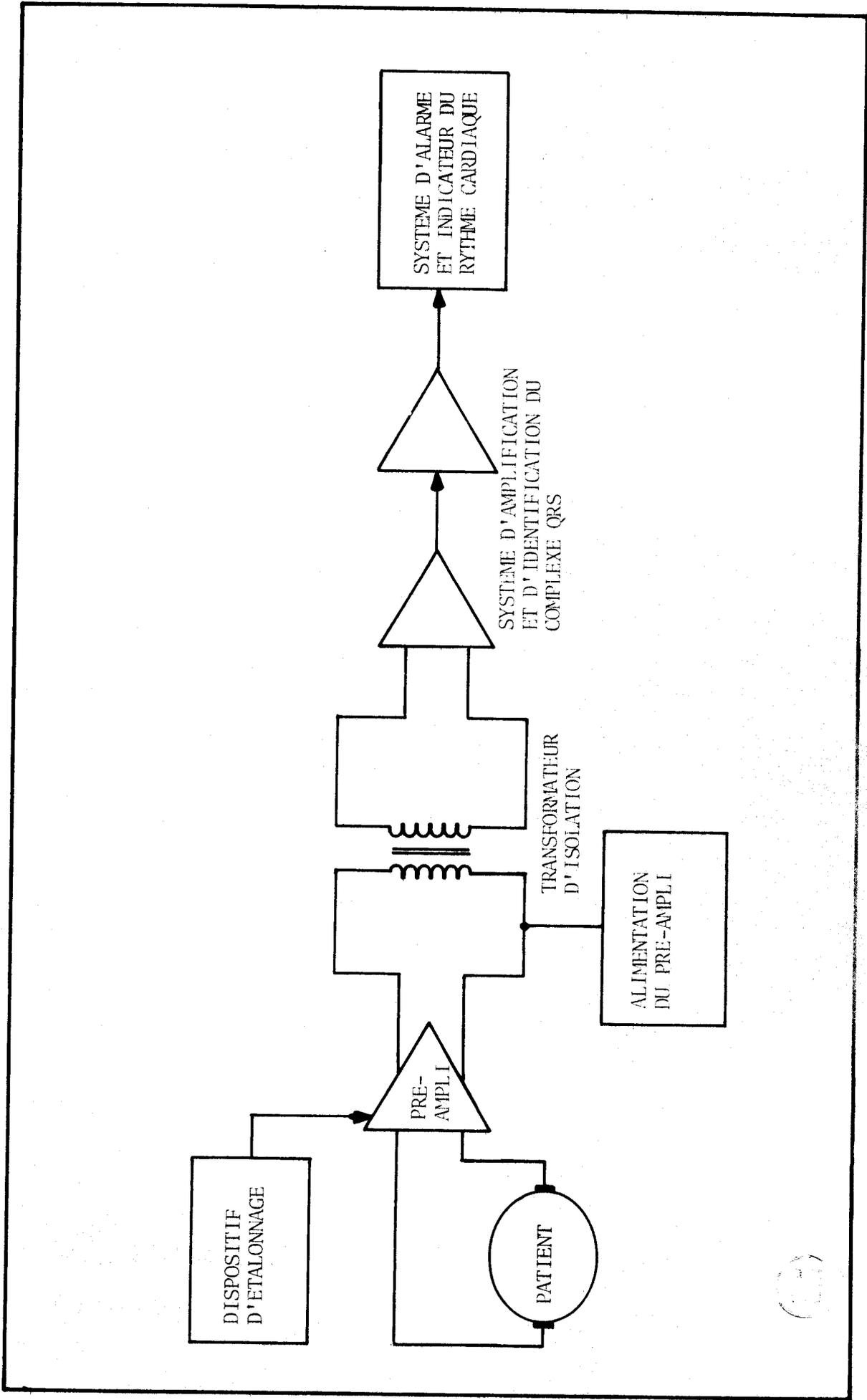


FIGURE - 2.4. -

(17)

Le VSM-100 dispose, en outre, d'un système d'alarme permettant de détecter une augmentation anormale de la résistance patient - électrode due soit à un assèchement de la pâte conductrice, soit à l'arrachement d'une électrode par l'enfant. (seuil 1500 ohms). Enfin l'appareil délivre un signal indicateur du rythme cardiaque moyen évalué sur une fenêtre de 10 secondes. L'E.C.G. est enregistré sur bande magnétique.

11.2.3. Captation du signal de motricité

L'observation des activités motrices du nouveau-né constitue un élément important d'aide à l'analyse des phénomènes. Un enregistrement des activités motrices peut, par exemple, favoriser l'interprétation des rythmes cardiaque et respiratoire.

L'appareil qui délivre les signaux d'activité motrice du nouveau-né est l'ANIMEX, dont le principe de fonctionnement est le suivant : Un circuit résonnant constitué d'une bobine et d'un condensateur est alimenté par un oscillateur. Dès que l'enfant s'éloigne de la bobine, les caractéristiques électriques du circuit résonnant sont altérées ; il en résulte une modification du courant traversant ce circuit. L'ANIMEX, dont le schéma est présenté en figure 2.5., comporte six bobines contenues dans un boîtier placé sous le matelas de l'enfant. Les variations de courant, dues aux mouvements du nouveau-né, sont amplifiées et l'information recueillie est enregistrée sur papier. Elle permet, au moment du dépouillement des enregistrements magnétiques, de différencier les périodes calmes, des périodes d'agitation. Le réglage de la sensibilité de l'appareil doit mener à un compromis entre deux positions extrêmes. En effet, si la sensibilité est trop grande, on risque d'assimiler les mouvements cardiaque ou respiratoire à une activité motrice. Par contre, une sensibilité trop faible risque de masquer un certain nombre de mouvements d'amplitude réduite. La figure 2.6. est une illustration du compromis obtenu, permettant de différencier les périodes calmes des périodes d'agitation. En particulier, il est intéressant d'y noter les altérations de rythme respiratoire et les augmentations de rythme cardiaque accompagnant les périodes d'activité motrice.

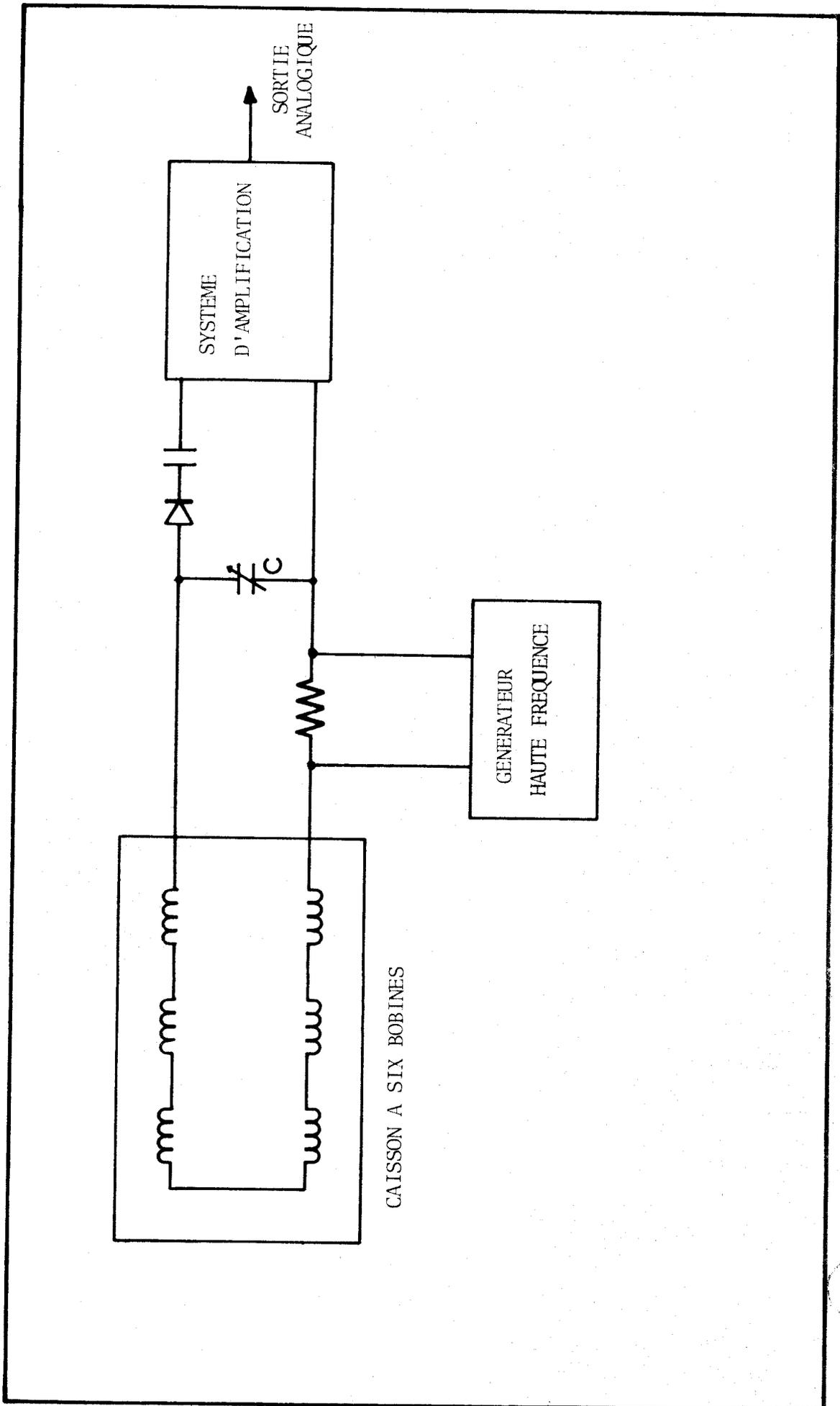


FIGURE - 2.5. -



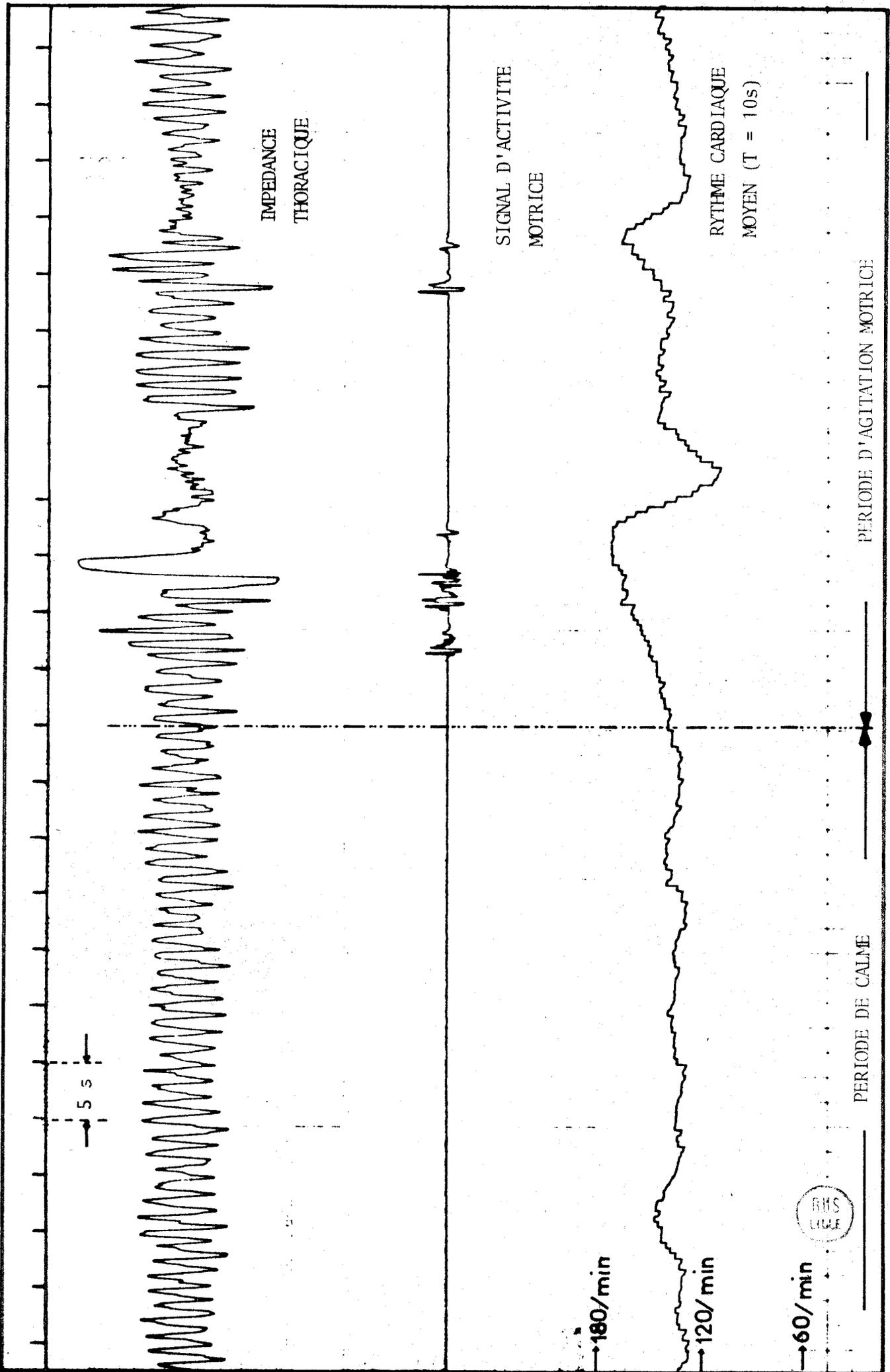


FIGURE - 2.6. -

II.2.4. La chaîne d'enregistrement (figure 2.7.)

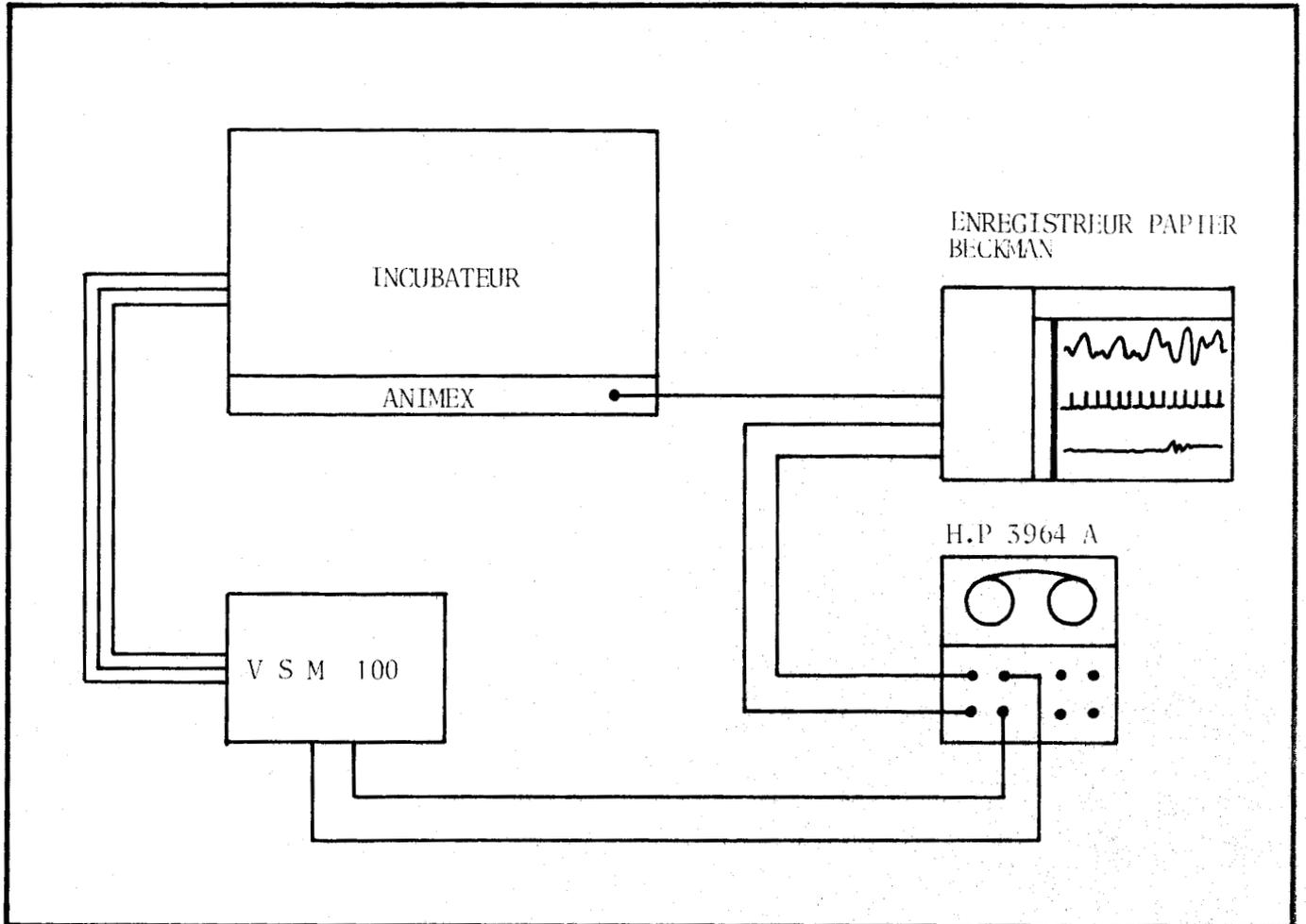


FIGURE - 2.7. -

Le dispositif d'enregistrement est constitué d'un enregistreur magnétique HEWLETT-PACKARD - 4 pistes - associé à un enregistreur papier BECKMAN - 4 voies - à écriture rectilinéaire.

L'enregistreur magnétique HP 3964 A fonctionne selon le principe de la modulation de fréquence.

Compte-tenu de ses caractéristiques et des fréquences maximales contenues dans les signaux à analyser, une vitesse de défilement de $1 \frac{7}{8}$ pouce/seconde (4,75 cm/sec.) a été adoptée. Cet appareil est utilisé pour l'enregistrement simultané de l'E.C.G. et de l'impédance thoracique.

L'enregistreur papier BECKMAN comporte quatre plumes à écriture rectilinéaire associées à un marqueur d'événements. Il est utilisé pour le contrôle des enregistrements effectués sur bandes magnétiques. A cette fin, l'E.C.G. et l'impédance thoracique sont repiqués aux sorties "moniteur" du magnétoenregistreur. Enfin, le signal d'activité motrice est capté directement à la sortie de l'appareil ANIMEX décrit au paragraphe II.2.3.. Il permet, au moment du dépouillement des données électrophysiologiques, de différencier les périodes de calme des périodes d'agitation motrice. Les caractéristiques de ces appareils sont consignés en Annexe A.II.1.

II - 3 LE PROTOCOLE DE MESURE

Le protocole de mesure a été établi à partir de deux types d'expériences préalables destinées d'une part à préciser les relations existant entre l'impédance thoracique et les phénomènes respiratoires ou cardiovasculaires et d'autre part, à définir les positions d'électrodes les mieux adaptées à l'analyse de ces phénomènes.

II.3.1. La correspondance impédance - respiration

De nombreux travaux ont été consacrés aux relations liant l'impédance thoracique au volume respiratoire et au débit sanguin dans les poumons. Albisser et Carmichael /5/ suggèrent que les variations d'impédance induites par les variations de volume respiratoire, sont trop faibles pour que l'on puisse prétendre à une exploitation rigoureuse de la méthode. Au contraire, Boyd /6/ trouve une excellente corrélation entre l'impédance thoracique et le volume respiratoire.

La figure 2.8. illustre les résultats obtenus pour une mesure d'impédance à quatre électrodes. Logic /10/ et Li /7/ aboutissent à d'aussi bonnes conclusions avec des systèmes bipolaires (figure 2.9.).

Afin de compléter les résultats obtenus au cours des études citées ci-dessus, des mesures d'impédance ont été effectuées sur des nouveau-nés soumis à une ventilation assistée. Cette technique a permis de suivre l'évolution de l'impédance thoracique lorsque l'on modifie certains paramètres caractéristiques de la respiration. Il a notamment été possible de faire varier la fréquence respiratoire, le rapport temps d'inspiration - temps d'expiration (rapport I/E) et l'amplitude des cycles. Les enregistrements de la figure 2.10. illustrent ces expériences. La pression d'insufflation (courbe 1) agit sur le système respiratoire du nouveau-né comme une grandeur de commande et l'impédance thoracique (courbe 2) représente la grandeur de sortie déphasée par rapport à l'entrée. Il convient de noter qu'aucun écart significatif ne peut-être mis en évidence entre la période du dispositif de ventilation assistée et la période respiratoire résultante. Les graphes des figures 2.11.a et 2.11.b fournissent deux types d'informations.

D'une part il apparaît que le rapport (I/E) mesuré sur la courbe d'impédance thoracique est parfaitement corrélé au rapport (I/E) mesuré sur la courbe de pression d'insufflation (figure 2.11.a). D'autre part, pour des pressions permettant de rester dans le domaine d'élasticité des poumons, on peut également établir une relation linéaire entre l'amplitude de l'onde d'insufflation et l'amplitude de la courbe d'impédance thoracique (figure 2.11.b). Toutefois, pour des pressions plus élevées, apparaît un phénomène évident de fuite dû au dispositif de sécurité.

Le nombre de nouveau-nés, dont la gravité de l'état nécessite une ventilation assistée, n'est plus très élevé. En conséquence, le nombre de mesures effectuées a dû être réduit à un minimum. Toutefois, les résultats obtenus sont suffisamment concluants et corroborent l'excellente corrélation trouvée par Boyd /6/ et Dubois /1/

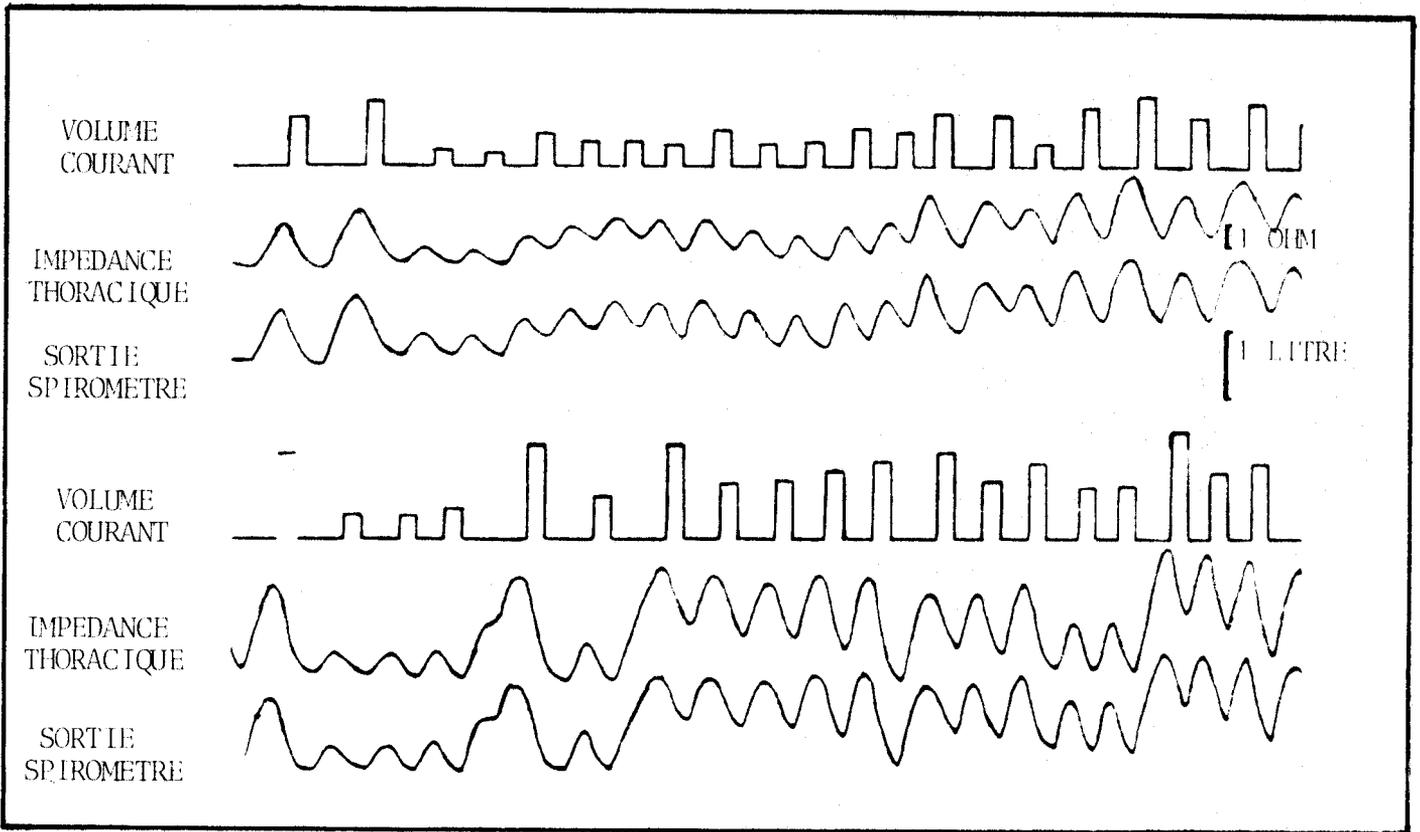


FIGURE - 2.8. -

RELATION ENTRE LE VOLUME RESPIRATOIRE ET L'IMPEDANCE THORACIQUE
D'APRES BOYD /6/.

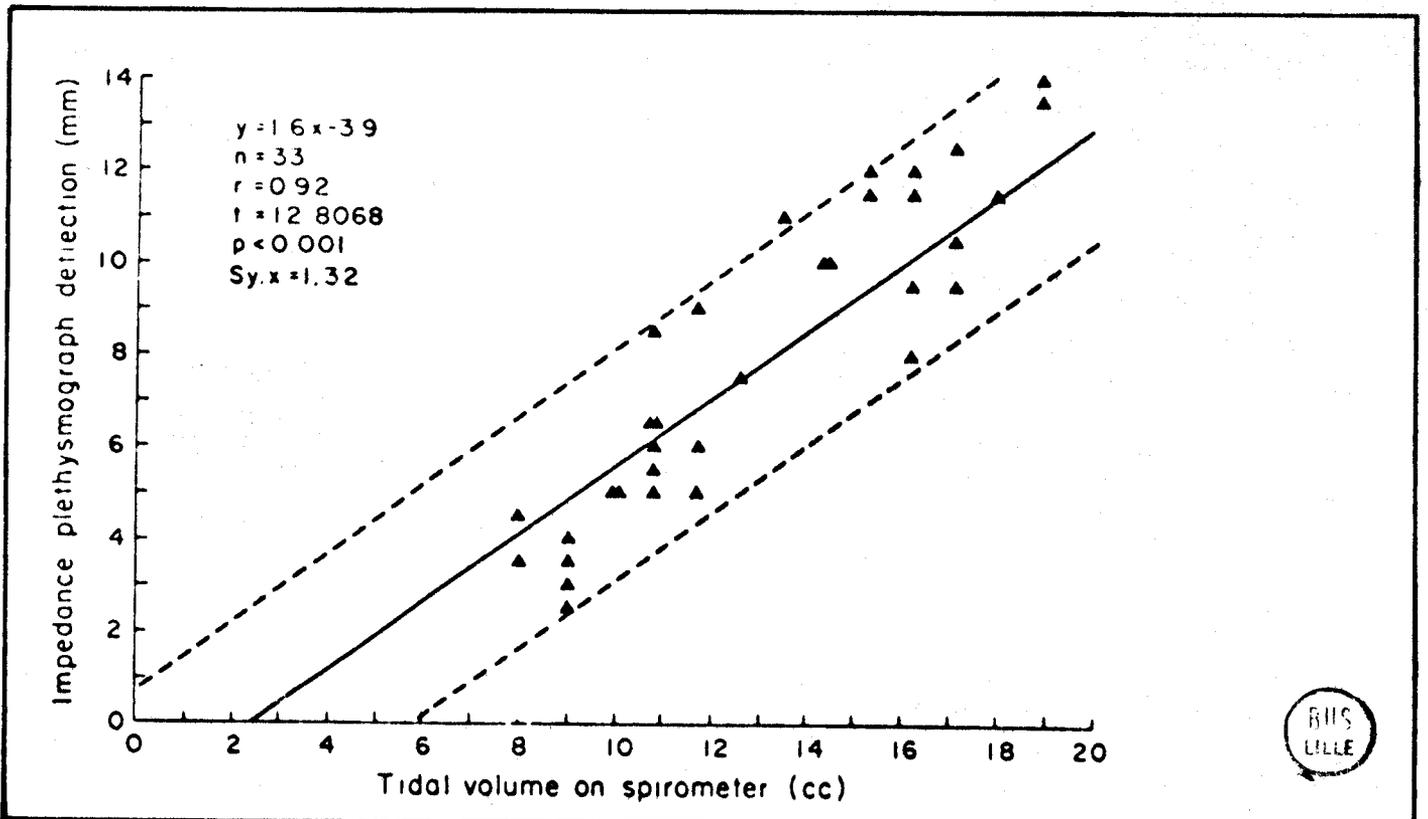


FIGURE - 2.9. -

RELATION ENTRE LE VOLUME RESPIRATOIRE ET L'IMPEDANCE THORACIQUE
D'APRES LI ET COLL. /7/.

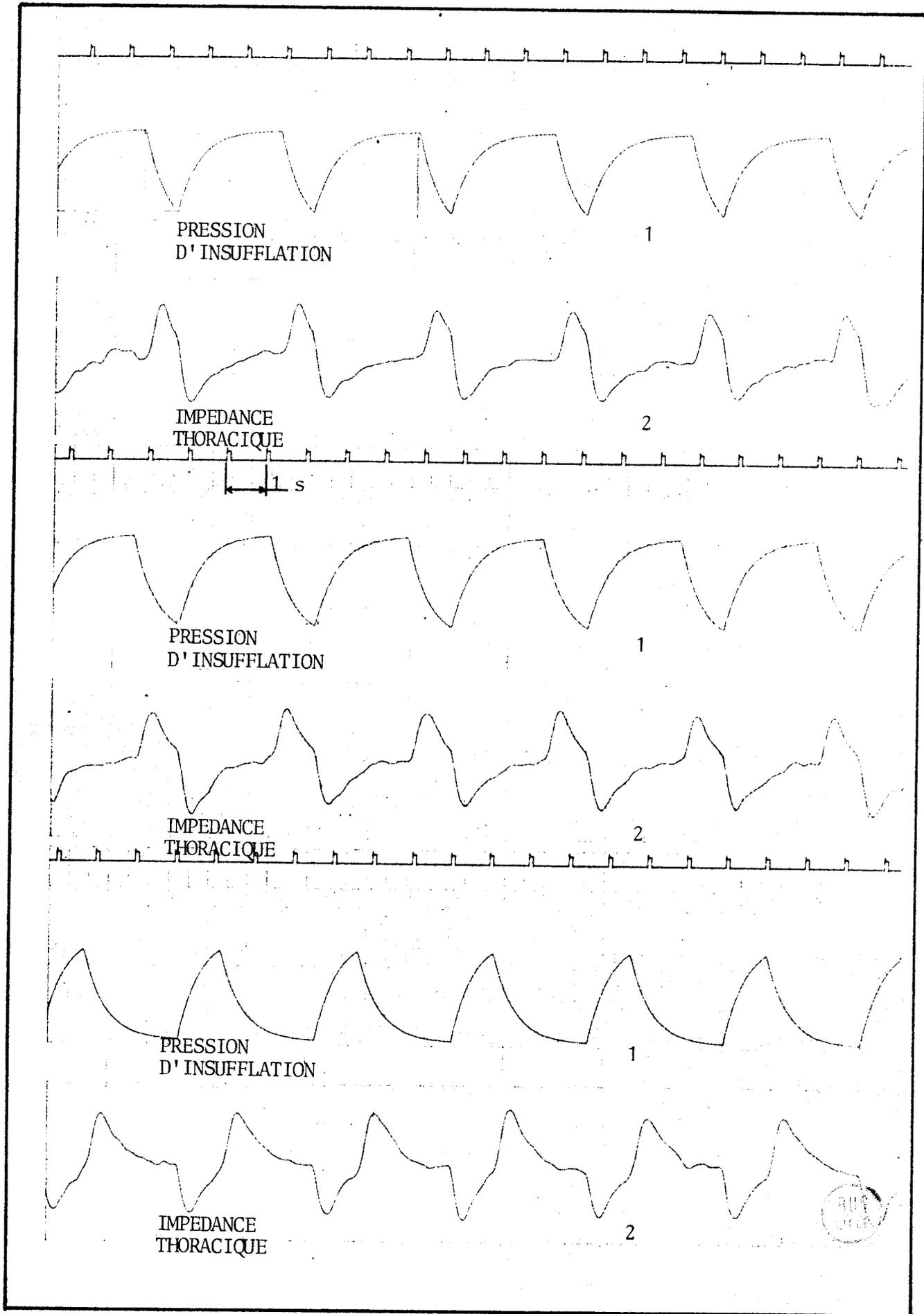


FIGURE - 2.10. -

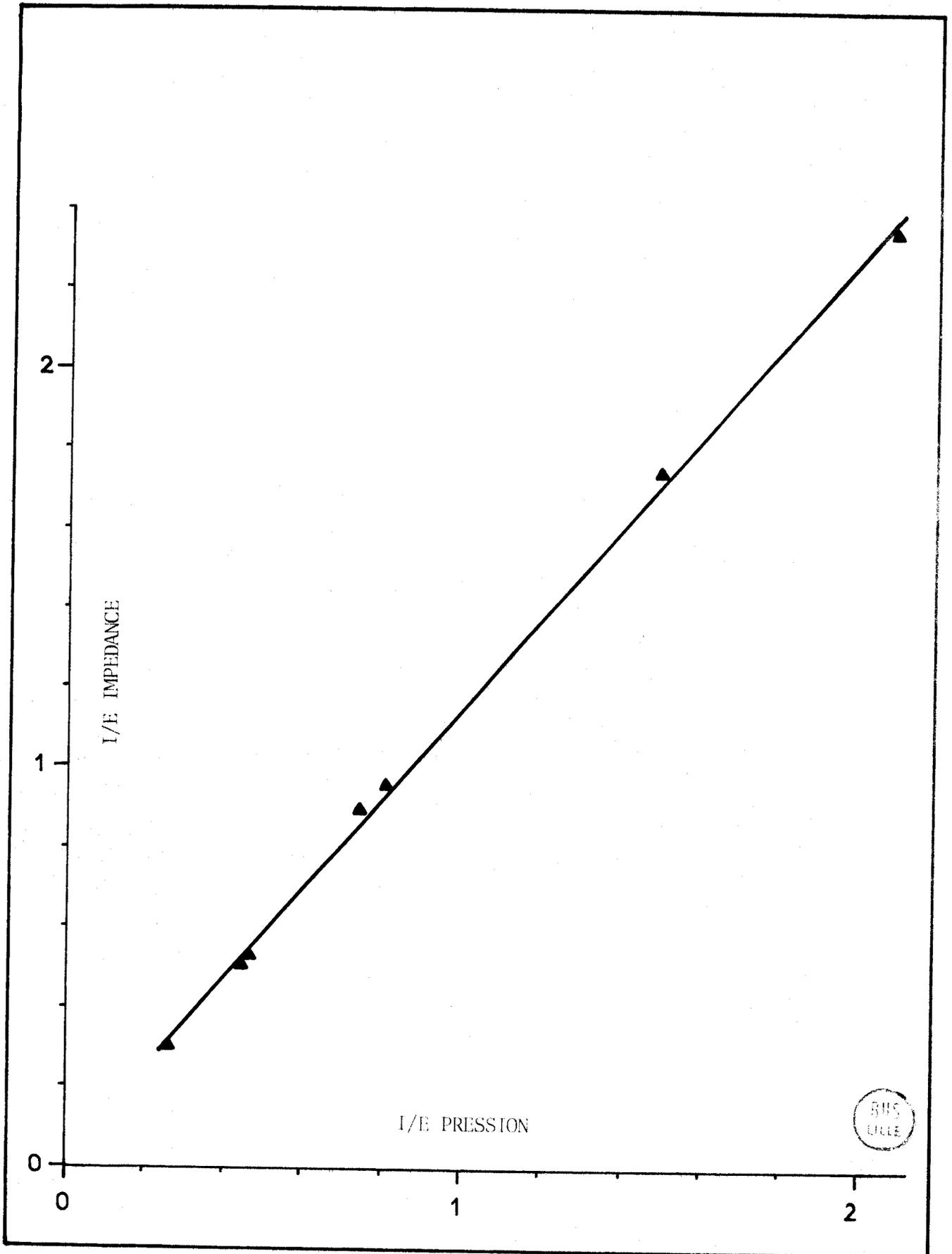


FIGURE - 2.11.(a) -

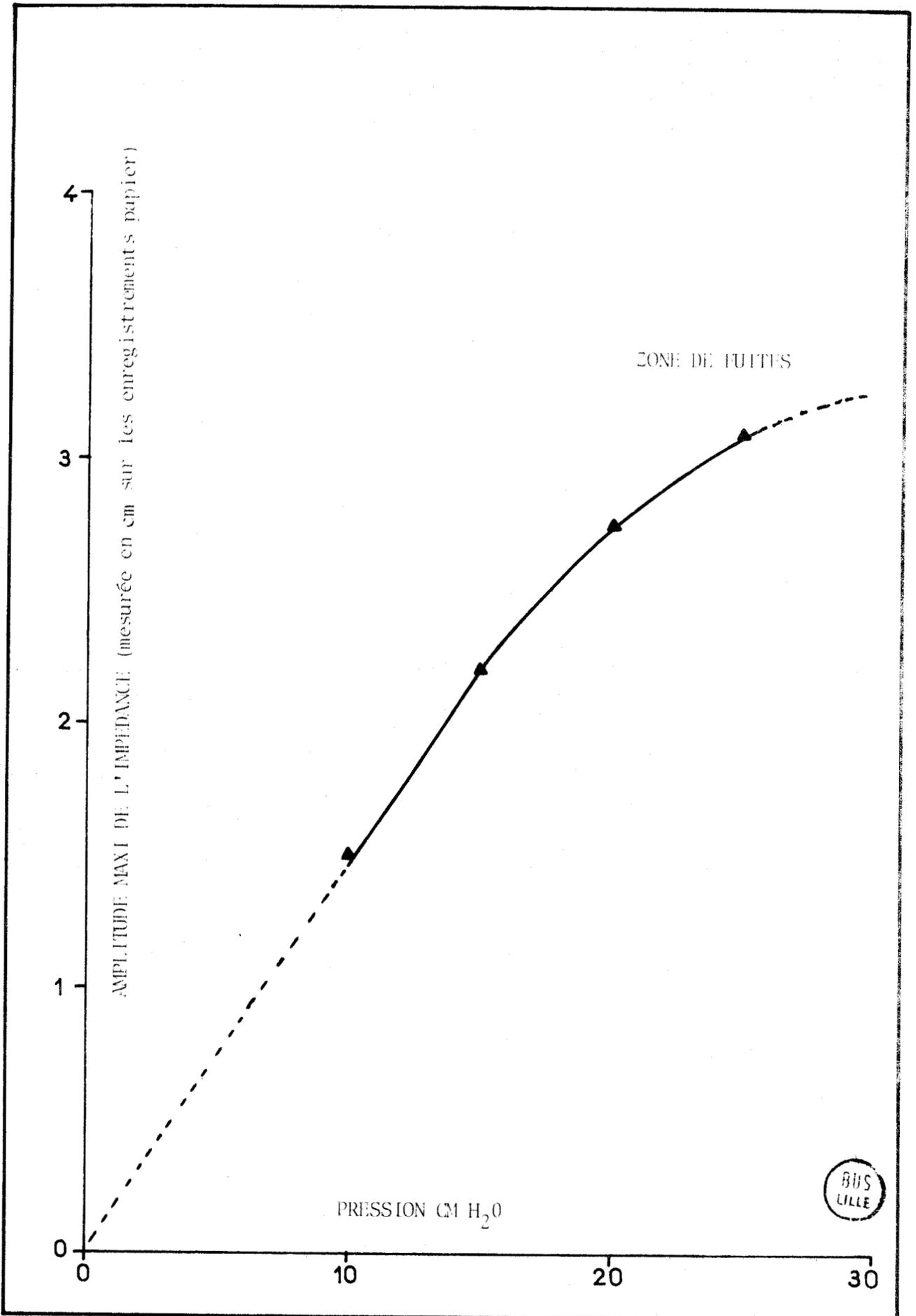


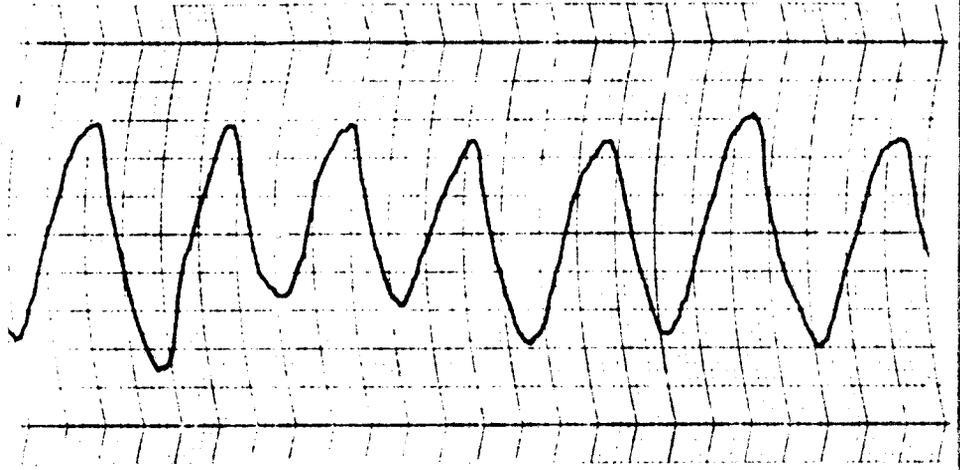
FIGURE - 2.11. (b) -

entre les phénomènes respiratoires et l'évolution de la courbe d'impédance thoracique. Dans ces conditions, il est parfaitement possible d'envisager l'étude du cycle respiratoire par le biais du cycle d'impédance.

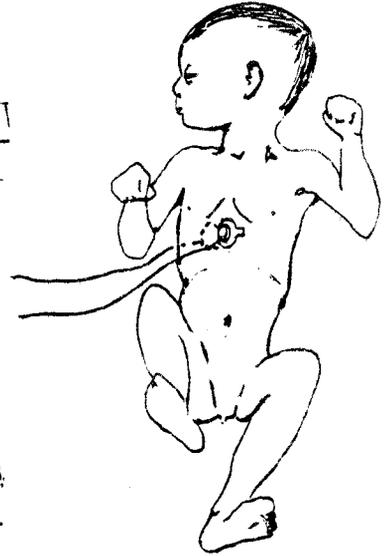
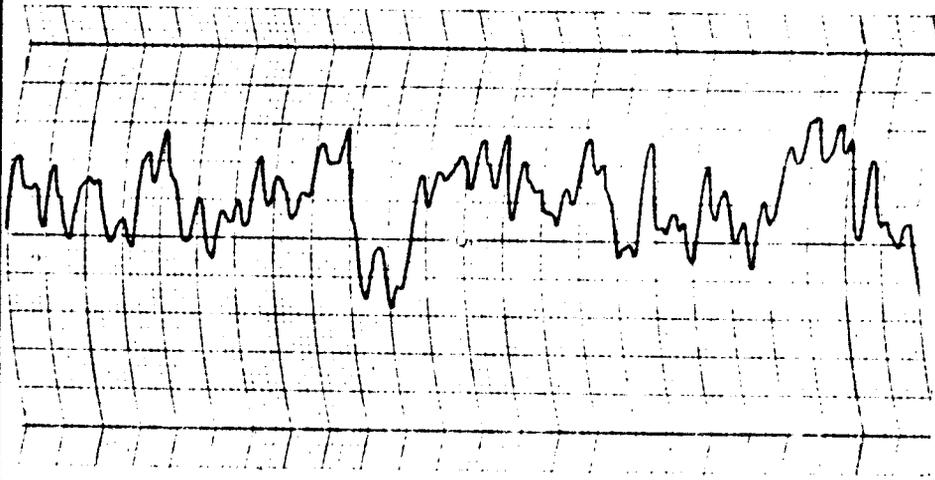
11.3.2. Influence du site de mesure

Plusieurs études ont permis de définir la position des électrodes conduisant à un signal d'impédance d'amplitude maximale. Baker et Coll. /8, 9/ ont montré que le positionnement des électrodes au niveau du sixième espace intercostal est optimal du point de vue de l'amplitude respiratoire (figure 2.12.a). Par contre, la position transthoracique permet de mieux mettre en évidence les variations d'impédance induites par les phénomènes cardiovasculaires (figure 2.12.b).

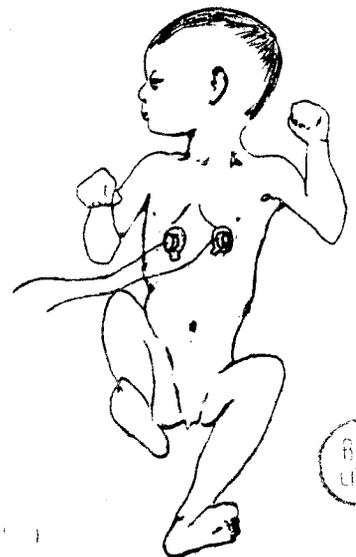
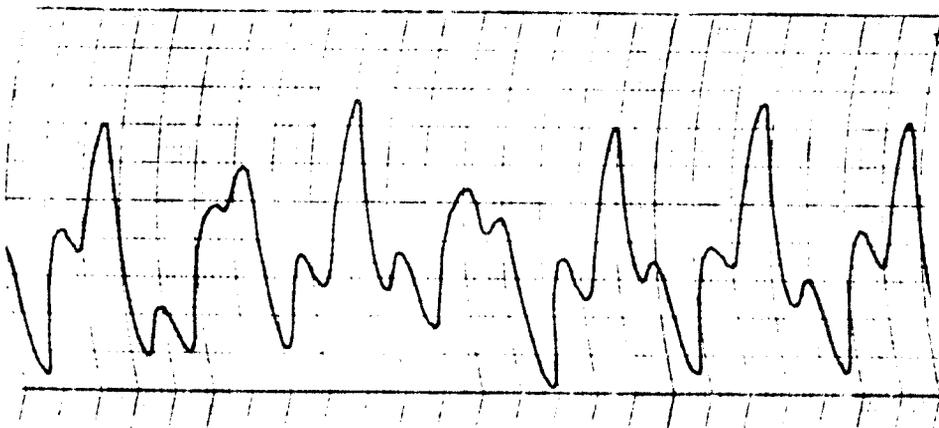
L'un des buts de l'étude étant d'étudier l'interdépendance entre les phénomènes respiratoires et les phénomènes cardiovasculaires, il semble qu'aucune des deux positions extrêmes définies ci-dessus ne soit complètement satisfaisante du point de vue de la représentation simultanée des deux composantes. Plusieurs positions intermédiaires ont été essayées dans le but de recueillir le signal le plus représentatif du couple ventilation - perfusion. Les enfants étant couchés sur le dos, la fixation d'électrodes en position dorsale constitue une contrainte supplémentaire dont il a fallu s'affranchir. La figure 2.12.c illustre les résultats obtenus lorsque l'on rapproche les électrodes en position thoracique antérieure de part et d'autre de l'appendice xyphoïde. C'est cette position qui semble être la mieux appropriée aux types d'analyses envisagés.



(a)



(b)



BUS
LIFE

11.3.3. Le protocole adopté

Le protocole d'enregistrement tient compte des objectifs définis précédemment. L'impédance thoracique est appréhendée en adoptant la position d'électrode de la figure 2.12.c. Toutefois, à des fins de contrôle et de recoupement avec des méthodes déjà éprouvées, l'enregistrement simultané de l'impédance recueillie au niveau du sixième espace intercostal a également été effectué /8,9/. Ces deux signaux, ainsi que les électrocardiogrammes associés sont alors envoyés sur l'enregistreur magnétique décrit au paragraphe 2.2.4. L'enregistreur papier (cf. § 2.2.4) permet d'une part le contrôle des signaux enregistrés, d'autre part la saisie du signal délivré par l'ANIMEX. Ce dernier est utilisé dans le but de différencier les périodes de calme des périodes d'agitation du patient.

11 - 4 LES DISPOSITIFS D'ECHANGE ANALOGIQUE - NUMERIQUE

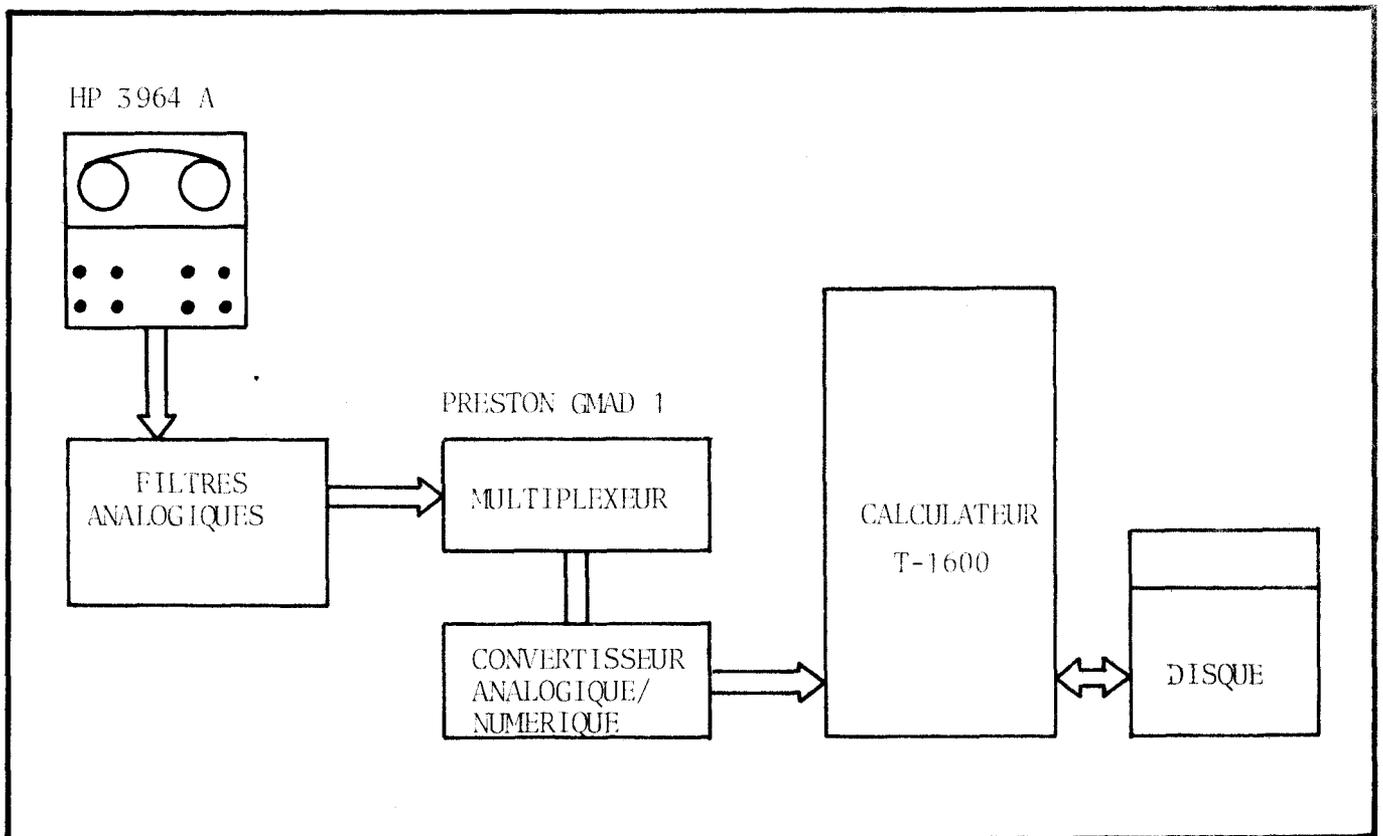


FIGURE - 2.13. -

La figure 2.13. donne le schéma du dispositif d'acquisition des données électrophysiologiques. Après filtrage analogique, les informations sont digitalisées puis envoyées sur un ordinateur numérique T 1600 pour analyse.

11.4.1. Le prétraitement analogique

L'examen à l'oscilloscope des signaux enregistrés met en évidence des bruits de haute fréquence dont le niveau ne justifie pas l'utilisation de système de filtrage sophistiqué. Divers essais effectués sur calculatrice analogique E.A.I. 580 ont permis d'aboutir à l'adoption d'un filtre du premier ordre de transmittance

$$\frac{y}{x} = \frac{450}{450+p}$$

correspondant à une pulsation de 450 s^{-1} , soit une fréquence de coupure de 71,6 Hz à - 3 db (figure 2.14.). Les figures 2.15.a et 2.15.b illustrent les examens effectués à l'oscilloscope et mettent en évidence les performances du filtrage appliqué à la courbe d'impédance thoracique et à l'E.C.G.. Aucune altération fondamentale des signaux n'y est relevée.

11.4.2. Le ordinateur T 1600

Les signaux enregistrés en clinique sont destinés à un traitement numérique sur ordinateur TELEMÉCANIQUE T 1600 de 24 k mots /11/. (cf. Annexe A.II.1. pour les caractéristiques détaillées). En plus des périphériques conventionnels (lecteur de cartes, imprimante, disque, etc....), ce ordinateur dispose d'une horloge temps réel et de dispositifs spécialisés destinés aux échanges d'informations analogiques avec l'environnement. Ces périphériques font l'objet de la suite de ce chapitre.

11.4.3. Description de l'unité de conversion

L'unité de conversion analogique digitale est constituée d'une chaîne d'acquisition PRESTON série GMAD 1 (cf. Annexe A.II.1). Ce

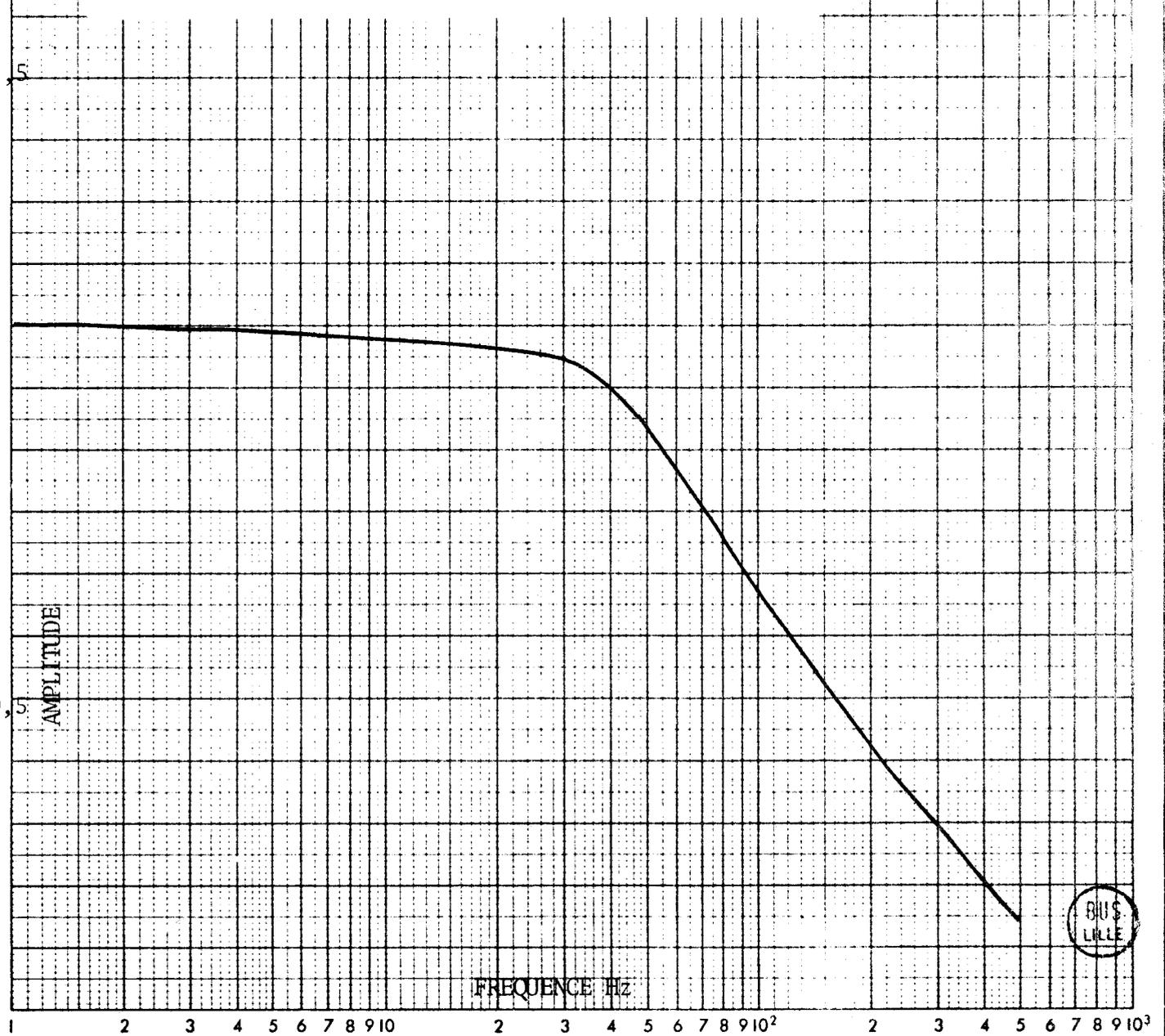
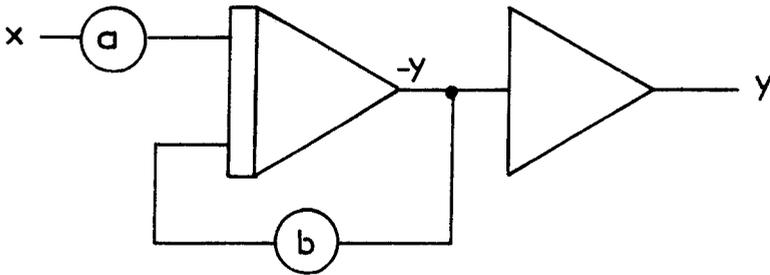


FIGURE - 2.14. -

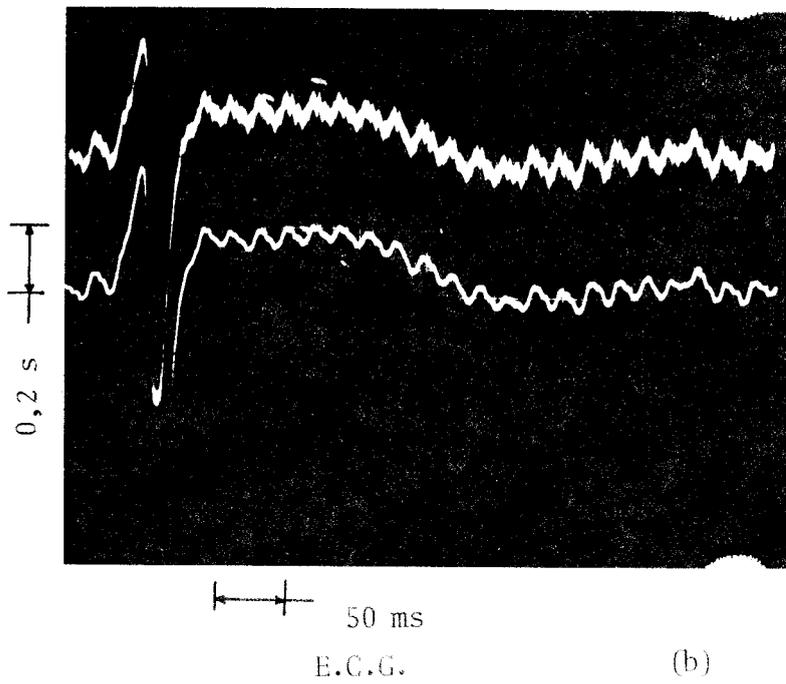
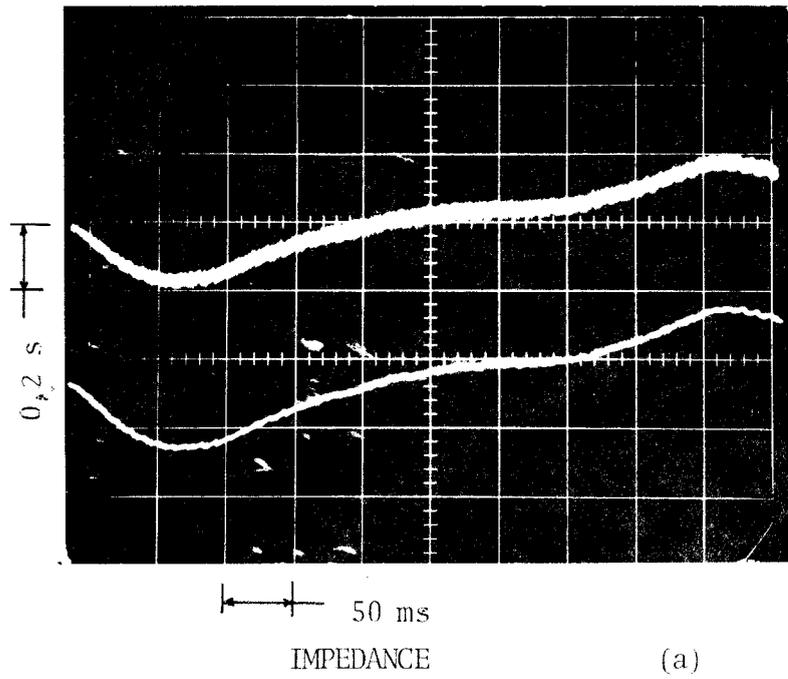


FIGURE - 2.15. -

dispositif est relié au calculateur T 1600 qui gère l'acquisition des données électrophysiologiques. Un sous-programme assembleur spécifique a été mis au point, afin de réaliser l'échantillonnage et l'acquisition de plusieurs signaux analogiques simultanés.

La figure 2.16 illustre le principe de l'acquisition. T_e représente la période d'échantillonnage fixée par l'utilisateur. τ est le décalage existant entre deux prises d'échantillons sur deux voies successives. Ce décalage est inhérent à la chaîne. Sa valeur est de $12 \mu \text{ sec}$.

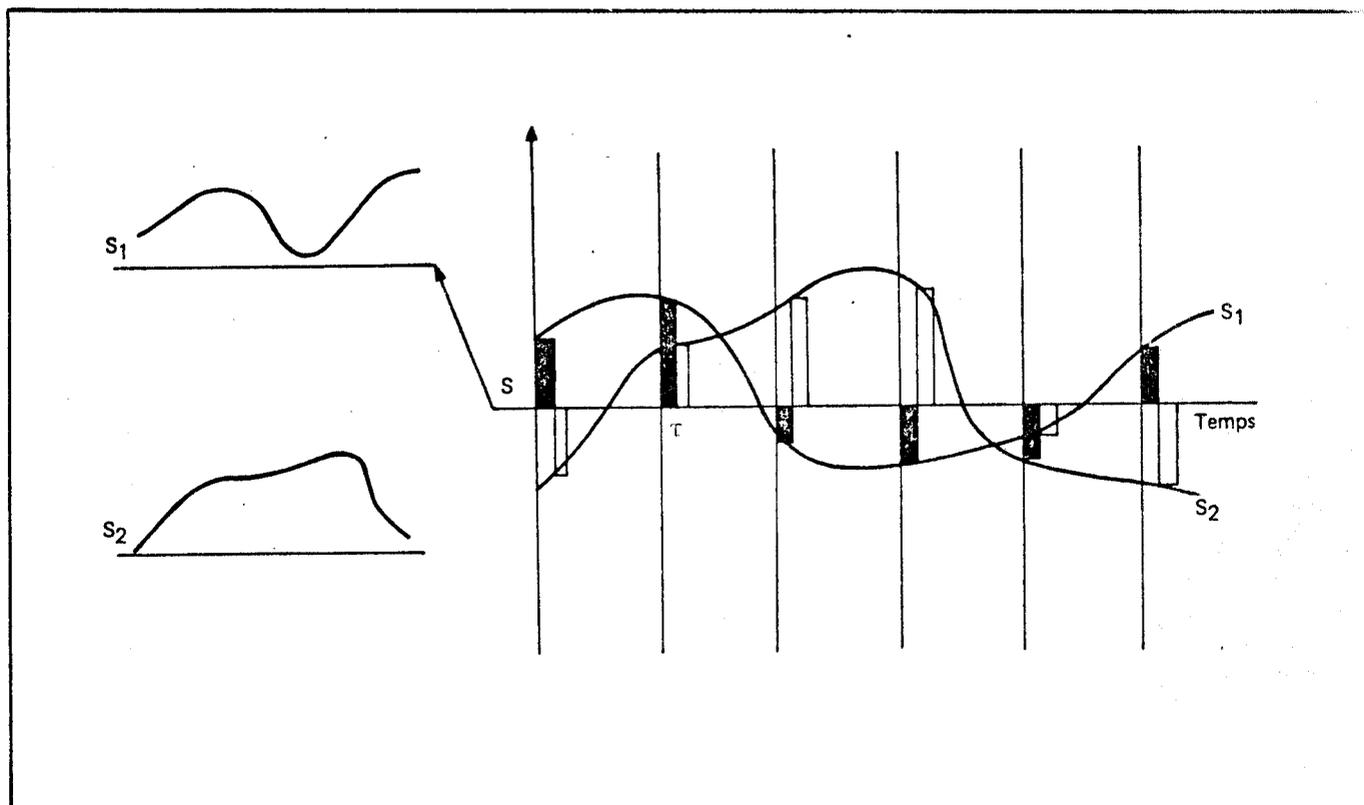
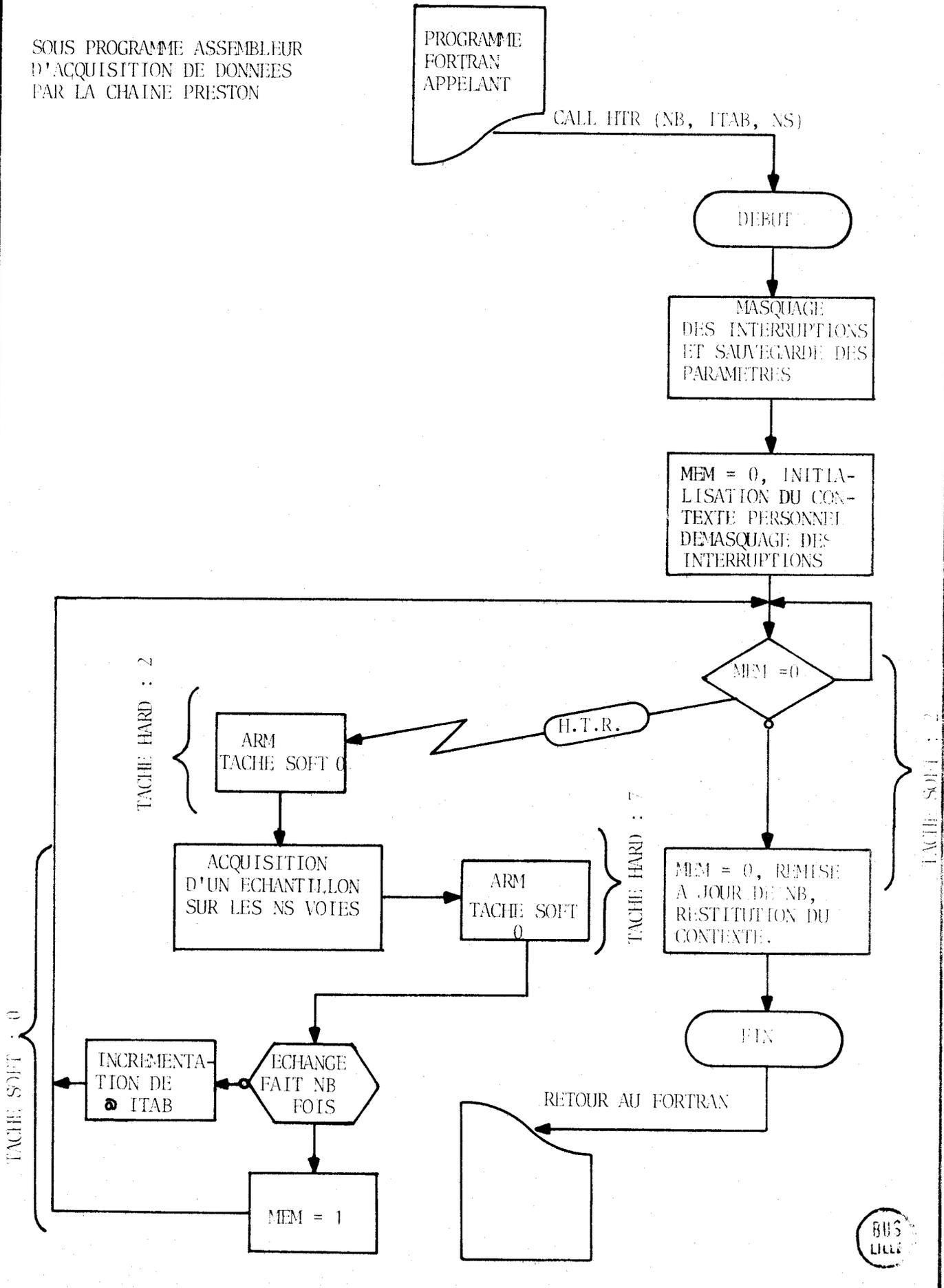


FIGURE - 2.16 -

SOUS PROGRAMME ASSEMBLEUR
D'ACQUISITION DE DONNEES
PAR LA CHAINE PRESTON

PROGRAMME
FORTRAN
APPELANT

CALL HTR (NB, ITAB, NS)



BUS
LILLE

FIGURE - 2.17 -

Le sous-programme assembleur réalisé pour l'acquisition des données est compatible avec le langage FORTRAN du T 1600. La figure 2.17 en donne l'organigramme. Les paramètres passés lors de l'appel du sous-programme sont le nombre de signaux à acquérir (NS), le nombre d'échantillons par signal (NB) et le nom du tableau où sont rangés les échantillons (ITAB).

La cadence d'échantillonnage est délivrée par une horloge temps réel (HTR) qui génère une interruption à chaque instant d'échantillonnage. Le programme de traitement de l'interruption consiste alors à lancer avec la chaîne PRESTON un nombre d'échanges égal à NS. Les échantillons reçus sont alors rangés dans ITAB. Lorsque HTR a effectué un nombre d'interruptions égal à NB, le drapeau MEM est incrémenté ; il en résulte un masquage de l'interruption, puis un retour au programme FORTRAN appelant /12/. L'annexe A.II.2. donne le listing du sous-programme.

II.4.4. Génération des fichiers de données

La figure 2.18 illustre l'ordre dans lequel sont rangées les informations fournies par la chaîne PRESTON. Ces informations sont réarrangées afin de constituer sur le disque du T 1600 les fichiers qui seront exploités lors de l'analyse ultérieure. La figure 2.19 donne le principe de génération de ces fichiers.

Soit P_1, P_2, \dots, P_j les types de périodes étudiés (période calme, période agitée, etc....). A chaque type P_j est associé un jeu de NS fichiers, notés $F_{j1}, F_{j2}, \dots, F_{jk}, \dots, F_{jNS}$, NS étant le nombre de signaux à appréhender (impédance thoracique, E.C.G., etc....). Chaque fichier F_{jk} contient un nombre de blocs d'enregistrements noté NO_j . Enfin chacun de ces blocs d'enregistrements contient deux types d'informations :

- une information telle que NB_i rangée sur deux octets et donnant le nombre d'échantillons recueillis lors de l'appel au sous programme HTR. NB_i est la longueur de l'enregistrement i
- l'enregistrement proprement dit.

A chaque appel au sous-programme HTR, ces fichiers sont complétés. Le fichier NO_j a pour longueur deux octets. Il contient simplement le nombre de blocs d'enregistrements disponibles à un instant donné. Sa mise à jour intervient également à chaque appel au sous-programme HTR.

La structure définie ci-dessus fait appel à un ensemble de fichiers à accès séquentiel. Une telle technique permet d'accélérer considérablement les vitesses d'échange entre le disque et la mémoire du calculateur. Le détail du programme de génération des fichiers peut être consulté en annexe A.II.2.

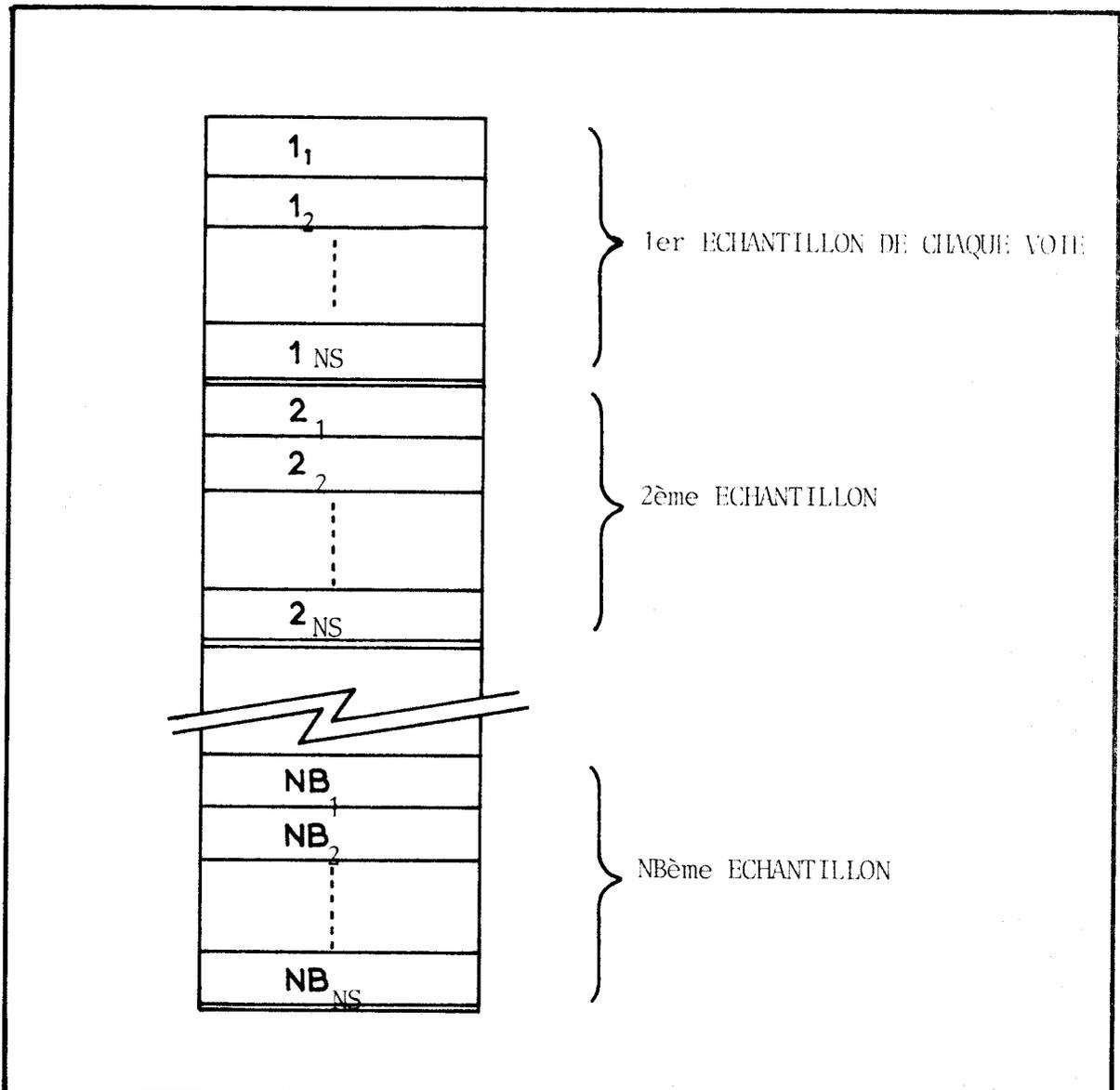


FIGURE - 2.18. -

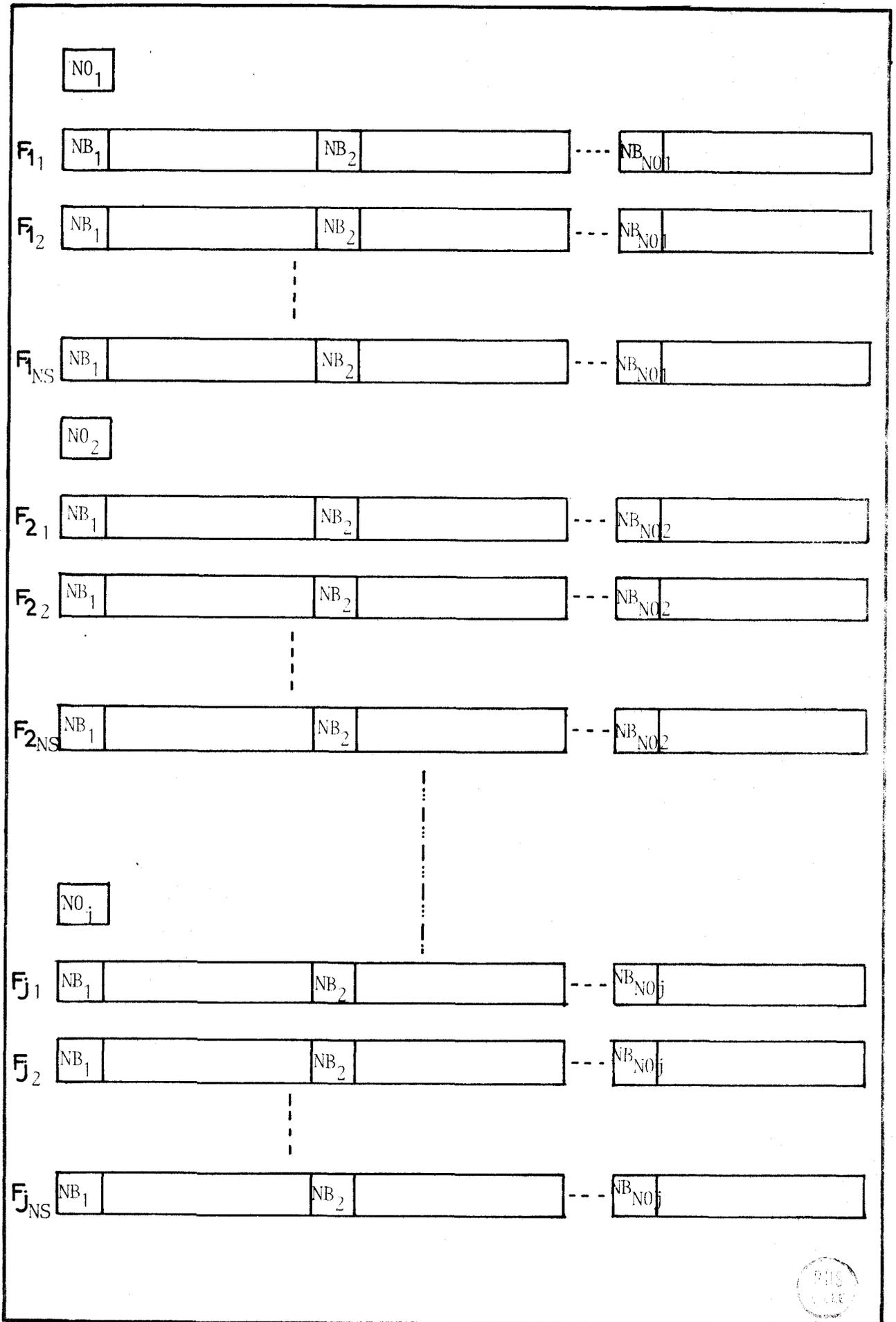
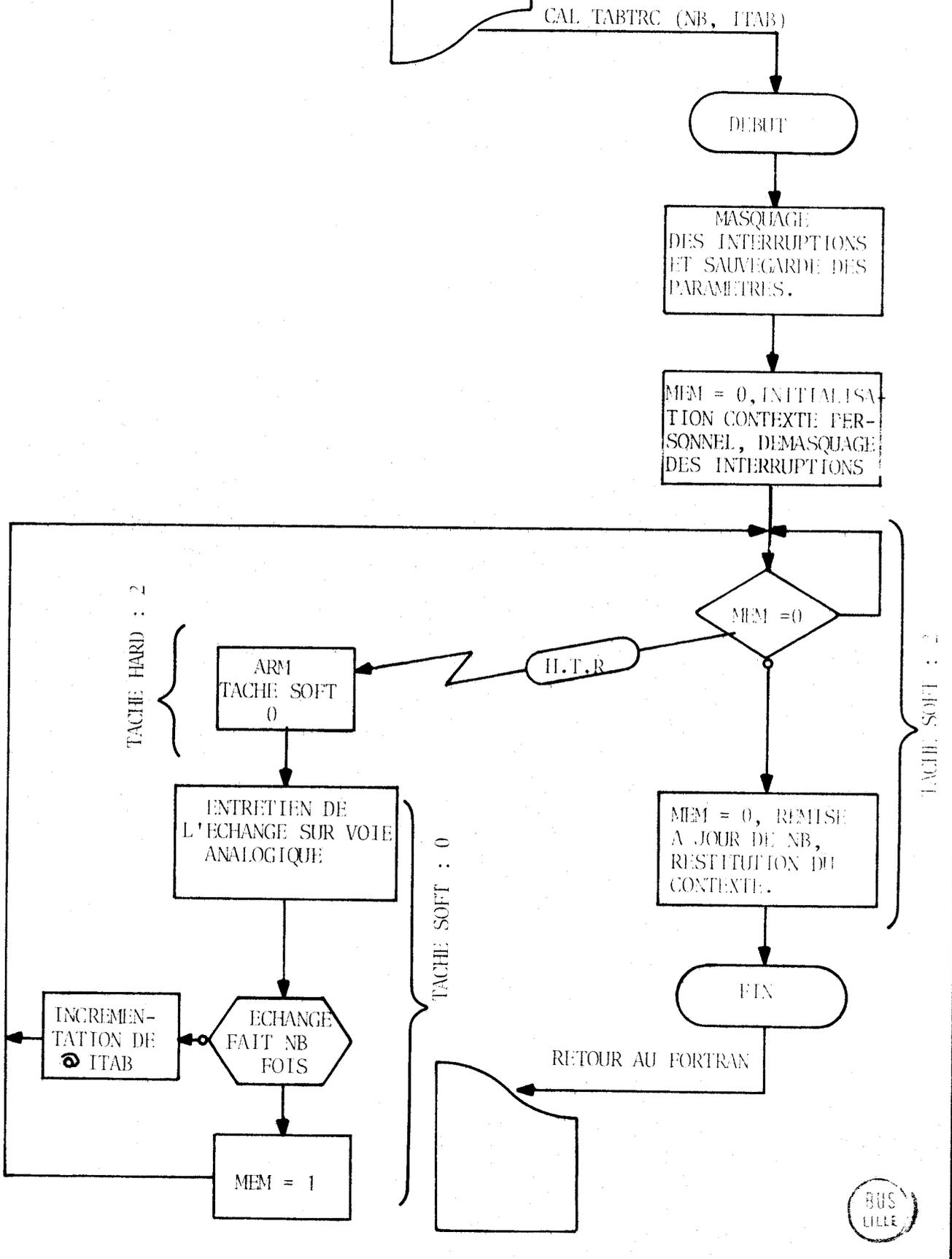


FIGURE - 2.19.

SOUS-PROGRAMME ASSEMBLEUR
DE SORTIE SUR LES VOIES
ANALOGIQUES

PROGRAMME
FORTRAN
APPELANT

CAL TABTRC (NB, ITAB)



BUS
LILLE

FIGURE - 2.20. -

II.4.5. Les voies analogiques

Les informations analogiques appréhendées et traitées par le calculateur peuvent être restituées sous forme analogique à des fins de visualisation sur oscilloscope ou table traçante. Dans ce but, le calculateur T 1600 est équipé de deux voies de conversion, dont la gestion est assurée par un sous-programme assembleur compatible avec le FORTRAN (sous-programme TABTRC). Ce sous-programme, cadencé par l'horloge temps réel, possède une structure (voir figure 2.20) en tous points analogue à celle du sous-programme HTR décrit au paragraphe II.4.3. L'annexe A.II.2. donne les détails de réalisation de ce sous-programme.

II - 5 CONCLUSION

Les dispositifs et méthodes de captation du signal d'impédance thoracique, de l'E.C.G. et du signal de motricité ont permis de réaliser deux types d'expériences préliminaires. Le protocole d'enregistrement a été établi à partir de ces expériences. D'une part les résultats ont confirmé l'excellente représentativité de l'activité respiratoire par le biais de l'impédance thoracique. D'autre part, il est apparu qu'en rapprochant les électrodes de part et d'autre de l'appendice xyphoïde, il est possible d'obtenir une information suffisamment riche et précise sur le couple perfusion - ventilation.

Le système de numérisation de l'information permet de définir, pour chaque signal étudié, un fichier de longueur variable, dont la mise à jour peut-être effectuée dès qu'un nouvel enregistrement analogique est disponible. Dans ces conditions, il est possible d'envisager le traitement automatisé d'un très grand nombre d'informations. Le chapitre suivant traite plus particulièrement des problèmes de l'analyse des signaux dans le domaine fréquentiel.

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

/1/ DUBOIS O. et LEFEBVRE C.

"La Mesure des Variations d'Impédance Thoracique dans l'Etude et la Surveillance de la Respiration chez le Prématuré"
- Pédiatrie, 25, 387-415, 1970.

/2/ Manuel de Référence P/N 670 742, Beckman Vital
Signs Monitor ; Model VSM 100.

/3/ FOURCADE C.R., CATHIGNOL G., JOSSINET J., VUILLARD P., DESCOTE S J.
"Impedance Plethysmography - Interface Patient Calculator for the early detection of disorders of pulmonary ventilation and perfusion".
- Proceedings 28th Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology, 17, 121, 1975.

/4/ SHAUB F.A.

"Précis d'Electrocardiographie clinique"
- Editeur J.R. GEIGY.

/5/ ALBISSER A.M., and CARMICHAEL A.B.

"Factors in Impedance Pneumography"
- Medical and Biological Engineering, 12, 599-605, 1974.

/6/ BOYD E.G.C.A.

"Long Term Respiration Monitoring Using an Electrical Impedance Analogue Computer"
- Proceedings IERE Conference on the Application of Electronics in Medicine, 34, 57-66, 1976.

- /7/ LI T.C., KRAUSS A.N., AULD A.M.
"Quantative Estimation of Ventilation in Newborn Infants Using
the Impedance Pneumogram"
- Journal of Perinatal Medecine 5, 223-227, 1977.
- /8/ VALENTINUZZI M.E., GEDDES L.A., BAKER L.E.
"The Law of Impedance Pneumography"
- Medical and Biological Engineering, 9, 157-163, 1971.
- /9/ BAKER L.E., GEDDES L.A., HOFF H.E.
"A Comparison of Linear and Non Linear Characterisations of Impedance
Spirometry Data"
- Medical and Biological Engineering, 4, 371-379, 1966.
- /10/ LOGIC J.L., MAKSUD M.G., HAMILTON L.H.
"Factors Affecting Transthoracic Signals used to Measure Breathing"
- Journal of Applied Physiology, 22, 251-254, 1967.
- /11/ Manuel de Présentation Télémécanique.
- /12/ SALORT P., CEURSTEMONT B., RAJAGOPALAN C, TITREN Y.
"Conversion Digitale Analogique et Analogique Digitale sur T 1600"
- Note interne, Centre d'Automatique, Univ. des Sciences & Techn.
de Lille 1.

CHAPITRE III

ANALYSE SPECTRALE DES SIGNAUX

III - 1 INTRODUCTION

L'analyse des signaux biomédicaux enregistrés sur bande magnétique a trois objectifs essentiels :

- a) la détermination des caractéristiques propres à chaque signal
- b) la recherche de relations pouvant exister entre les phénomènes représentés par ces signaux
- c) la séparation des composantes génératrices du signal d'impédance thoracique.

Des examens visuels préliminaires de la courbe d'impédance thoracique montrent la présence de deux phénomènes essentiels (figure 3.1)

- l'activité respiratoire
- l'activité cardiovasculaire

Le but de ce chapitre est d'évaluer l'aptitude des techniques de l'analyse spectrale à mettre en évidence ces diverses composantes. Les signaux enregistrés étant accessibles sur bandes magnétiques, l'histoire des phénomènes peut-être connue sur une période relativement longue. Dans ces conditions l'hypothèse d'ergodicité sera adoptée pour les signaux analysés. En particulier, on admet qu'il y a équivalence entre les moyennes temporelles et les moyennes statistiques. Cette hypothèse est admise dans les problèmes de ce type bien que physiquement elle soit impossible à vérifier /1/.

III - 2 HYPOTHESES ET DEFINITIONS DE BASE

Il est souvent possible de décomposer les fonctions temporelles en une somme de fonctions simples. Les fonctions orthogonales, faciles à définir et à générer, sont employées le plus souvent pour de telles représentations. L'utilisation de plus en plus fréquente de ces fonctions est due au développement des techniques et des technologies numériques qui permettent la construction d'analyseurs digitaux spécialisés.

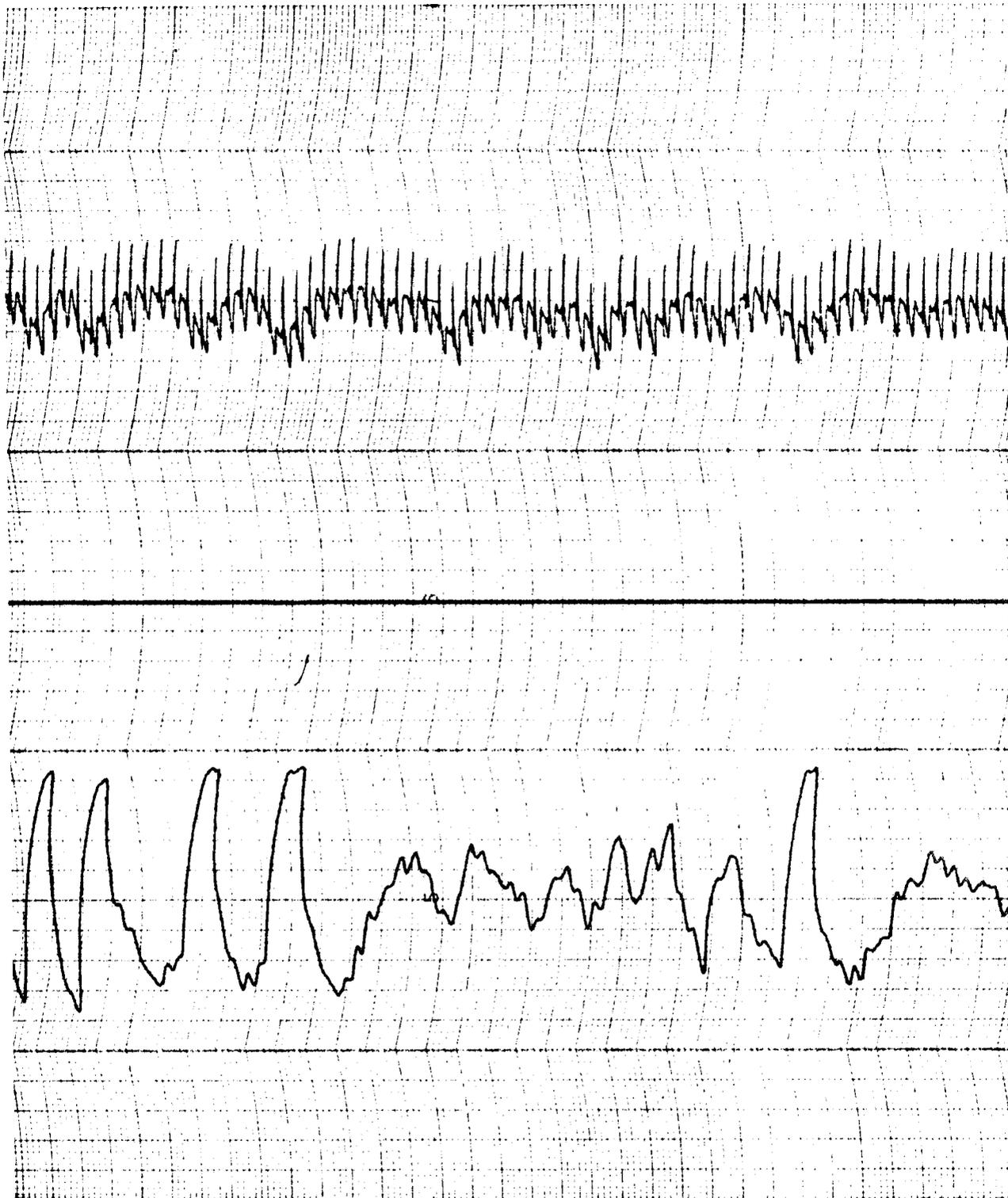


FIGURE - 3.1. -

BHS
LILLE

La décomposition des fonctions temporelles est utilisée dans des domaines aussi divers que reconnaissance des formes, analyse des systèmes de communication, filtrage numérique des signaux etc.....Elles permettent aussi l'analyse de données très diverses : biomédicales, acoustiques, sismiques, aéronautiques.....

Les propriétés des séries de fonctions orthogonales permettent d'identifier les éléments de la série associés à une fonction temporelle au moyen d'opérations mathématiques simples.

Soit $f(t)$ une fonction temporelle et $S_k(t)$ une série orthogonale dans un intervalle de temps de longueur T . La décomposition de $f(t)$ sur la base de la série $S_k(t)$ a pour expression /2/ :

$$f(t) = \sum_{k=0}^{\infty} C_k S_k(t) \quad \text{III-2 (1)}$$

où C_k représente le coefficient de l'élément $S_k(t)$ de la série orthogonale, la propriété d'orthogonalité se traduisant par l'égalité

$$\int_T S_k(\tau) S_l(\tau) d\tau = \begin{cases} 1 & \text{si } k = l \\ 0 & \text{si } k \neq l \end{cases} \quad \text{III-2 (2)}$$

Il existe deux classes de représentation des signaux par des fonctions orthogonales :

- a) $S_k(t)$ est composée de fonctions sinusoidales
- b) $S_k(t)$ est composée de fonctions non sinusoidales

III.2.1. La représentation de Fourier

Dans le premier cas il s'agit des séries de Fourier définies par les expressions :

$$f(t) = A_0 + \sum_{k=1}^{\infty} A_k \cos k \omega_0 t + \sum_{k=1}^{\infty} B_k \sin k \omega_0 t \quad \text{III-2 (3)}$$

avec $\omega_0 = \frac{2\pi}{T}$ pulsation fondamentale

$$\begin{aligned} \text{et } A_0 &= \frac{1}{T} \int_T f(\tau) d\tau \\ A_k &= \frac{2}{T} \int_T f(\tau) \cos k \omega_0 \tau d\tau \\ B_k &= \frac{2}{T} \int_T f(\tau) \sin k \omega_0 \tau d\tau \end{aligned} \quad \text{III-2 (4)}$$

Dans ces expressions, A_0 représente la valeur moyenne de $f(t)$ sur l'intervalle T , tandis que A_k et B_k représentent les amplitudes des composantes d'ordre k de $f(t)$ et mesurent la contribution de la fréquence $k \omega_0$ dans la constitution de $f(t)$. La série d'éléments complexes

$C_k = A_k + i B_k$ fournit alors une représentation fréquentielle de $f(t)$.

Lors d'un traitement digital, au lieu de disposer de la fonction $f(t)$, on ne dispose que d'une séquence de N valeurs (ou échantillons) réels ou complexes :

$$F(n) , \quad n = 0, 1, \dots, N-1.$$

Dans ce cas, la transformée discrète de Fourier est définie par l'expression /2/ :

$$T_F(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} F(n) e^{-i 2\pi k n/N} \quad \text{III-2 (5)}$$

La transformée inverse permet de restituer le signal à partir de l'expression :

$$F(n) = \sum_{k=0}^{N-1} T_F(k) e^{-i 2\pi k n/N} \quad \text{III-2 (6)}$$

Les propriétés de la transformée discrète de Fourier ainsi qu'un algorithme de calcul rapide sont détaillés dans la référence 2.

III.2.2. La transformée de Walsh

Les fonctions de Walsh appartiennent à la classe des fonctions orthogonales non sinusoidales. Elles sont constituées de signaux rectangulaires prenant les valeurs +1 ou -1 (figure 3.2). Deux paramètres caractérisent chacune de ces fonctions : une durée ou période T et un nombre de passages par zéro de la fonction pendant la période T. Ces deux paramètres permettent de définir une fréquence généralisée appelée séquence. Cette séquence représente alors le nombre de passages par zéro de la fonction de Walsh considérée par unité de temps /2,3/.

La décomposition d'une fonction temporelle f(t) sur la base des fonctions de Walsh s'effectue de la même manière que par les séries de Fourier,

$$f(t) = A_0 \text{ W A L } (0, t) + \sum_{k=1}^{N-1} C_k \text{ W A L } (k, t) \quad \text{III-2 (7)}$$

expression dans laquelle N désigne le nombre d'échantillons disponibles.

Utilisant les définitions de Harmuth /4/, il est également possible d'établir une analogie avec les fonctions sinus et cosinus ; il vient alors

$$\text{W A L } (2n, t) = \text{C A L } (n, t) \quad (\text{fonction cosinus-Walsh})$$

$$\text{W A L } (2n-1, t) = \text{S A L } (n, t) \quad (\text{fonction sinus-Walsh})$$

$$\text{W A L } (0, t) = 1$$

et la décomposition de l'expression III-2 (7) peut se réécrire/3/

$$f(t) = A_0 \text{ W A L } (0, t) + \sum_{k=1}^{N/2} \sum_{l=1}^{N/2-1} (A_k \text{ S A L } (k, t) + B_l \text{ C A L } (l, t)) \quad \text{III-2 (8)}$$

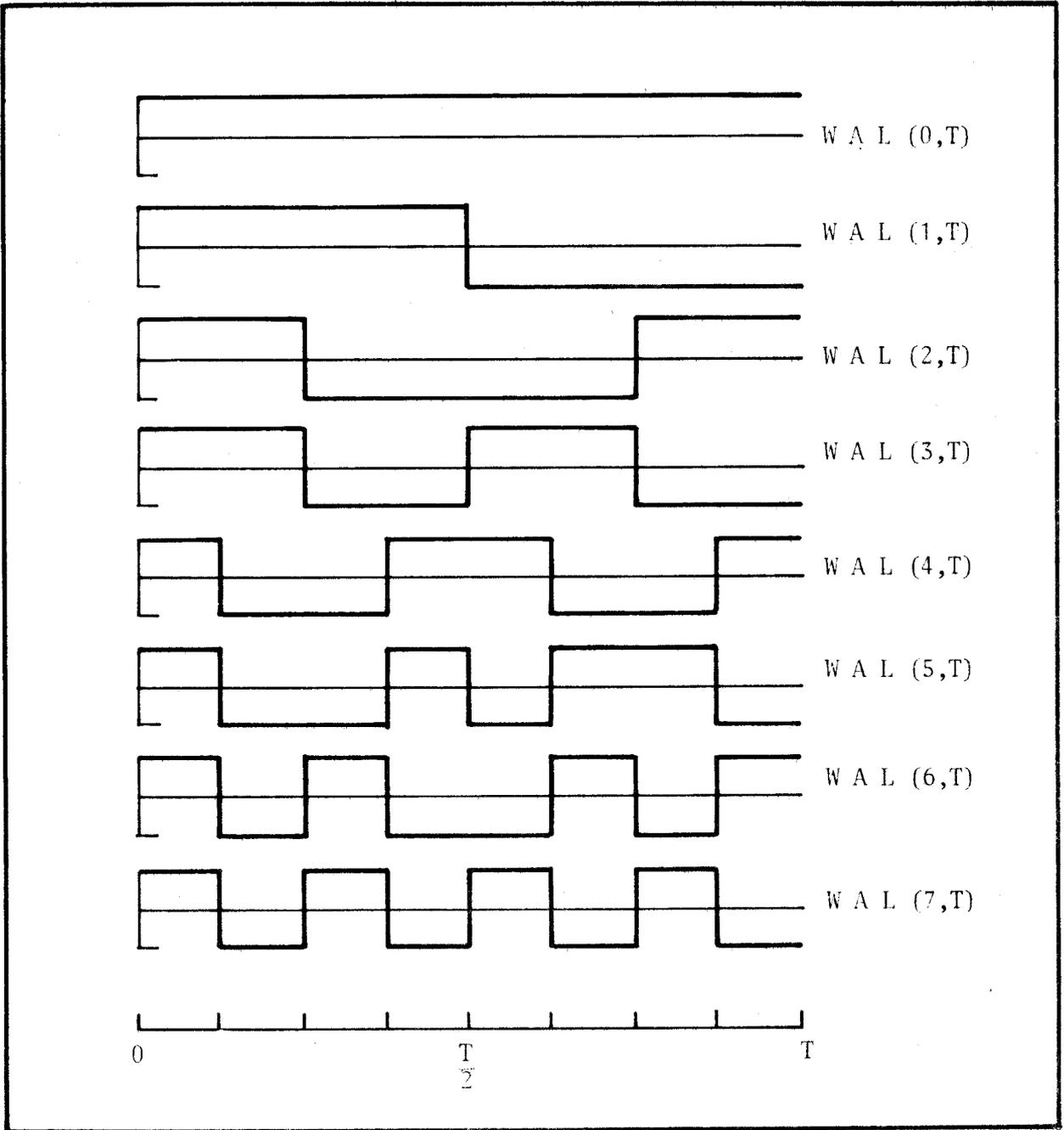


FIGURE - 3.2. -

avec,

$$A_0 = 1$$

$$A_k = \frac{1}{T} \int_T f(\tau) \text{S A L}(k, \tau) d\tau$$

$$B_1 = \frac{1}{T} \int_T f(\tau) \text{C A L}(1, \tau) d\tau$$



La référence 3 détaille le mode de génération des fonctions de Walsh ainsi que divers algorithmes de calcul rapide de la transformée de Walsh.

111.2.3. Cas des traitements digitaux

En pratique, les signaux sont échantillonnés en vue de traitements sur calculateur numérique. Il est donc évident qu'afin d'éviter l'obtention de valeurs erronées pour les coefficients tels que A_k et B_k , il importe de respecter les conditions du théorème de Shannon, soit :

$$f_e > 2f_m$$

expression dans laquelle f_e et f_m désignent respectivement la fréquence d'échantillonnage de $f(t)$ et la fréquence maximale contenue dans $f(t)$.

Dans ce sens il apparaît que les fonctions de Walsh, qui sont des fonctions discontinues, sont les mieux adaptées à la représentation de signaux discontinus ou présentant des transitoires contenant des fréquences élevées (électrocardiogrammes).

111 - 3 ANALYSES FREQUENTIELLE ET SEQUENTIELLE

Ces analyses doivent permettre la détermination des principales composantes fréquentielles de la courbe d'impédance thoracique. Une étude des possibilités de séparation des composantes respiratoire et cardiovasculaire de cette courbe peut alors en découler immédiatement.

Dans ce but, l'utilisation de la transformée de Walsh plutôt que la transformée de Fourier présente certains avantages, indépendamment des considérations faites précédemment sur les transitoires et les fréquences élevées pouvant être contenus dans le signal d'impédance thoracique.

Pratiquement, en effet, les temps de calcul de la transformée de Walsh sont beaucoup plus intéressants que pour la transformée de Fourier. L'algorithme de calcul de la première ne nécessite que des additions et des soustractions (approximativement $N \lg_2 N$, N étant le nombre d'échantillons) alors que la transformée rapide de Fourier donne lieu, en plus, à des opérations de multiplication portant sur des nombres complexes.

Si l'on envisage un traitement en temps réel, cette rapidité de calcul constitue un élément de choix prépondérant. De plus, la relative simplicité de la transformée de Walsh permet d'envisager simplement la réalisation d'un ordinateur spécialisé. En effet, les fonctions de Walsh qui sont des fonctions à deux valeurs (+1 et -1) sont parfaitement bien adaptées à une réalisation hardware faisant appel à des circuits logiques ou à des éléments travaillant en binaire tels que les micro-processeurs. /5/

III - 4 ANALYSE DES SIGNAUX

III.4.1. Choix de la fréquence d'échantillonnage

Le théorème de Shannon précise la fréquence d'échantillonnage pour des fonctions sinusoïdales. Pour un signal dont le spectre est limité en fréquence à la valeur maximale f_m , une fréquence d'échantillonnage minimale $f_e = 2f_m$ est nécessaire à la reconstitution du signal continu à partir d'un train d'échantillons.

De manière analogue, l'application de la théorie de l'échantillonnage à des fonctions dont le spectre est limité en séquence (voir la définition de ce paramètre au § III-2-2) a été étudiée par Kak /6/. Celui-ci a démontré que la fréquence minimale d'échantillonnage est donnée par les expressions

$$f_e = 2^{k+1} \quad \text{III-4 (1)}$$

avec k tel que $2^k \geq Z$, expression dans laquelle Z représente la séquence maximale du signal étudié.

Par exemple à W A L (5,t) correspond S A L (3,t) donc un Z valant 3. On en déduit $f_e = 8 (2^3)$ et non 6 comme pour la transformée de Fourier.

Un examen visuel des signaux enregistrés (figure 3.1) fait apparaître des phénomènes lents (impédance thoracique) et des phénomènes rapides (phénomènes cardiovasculaires). D'autre part, les signaux sont multiplexés avant d'être mis sur fichier (cf. chapitre II). La cadence d'échantillonnage doit donc également tenir compte du temps de multiplexage.

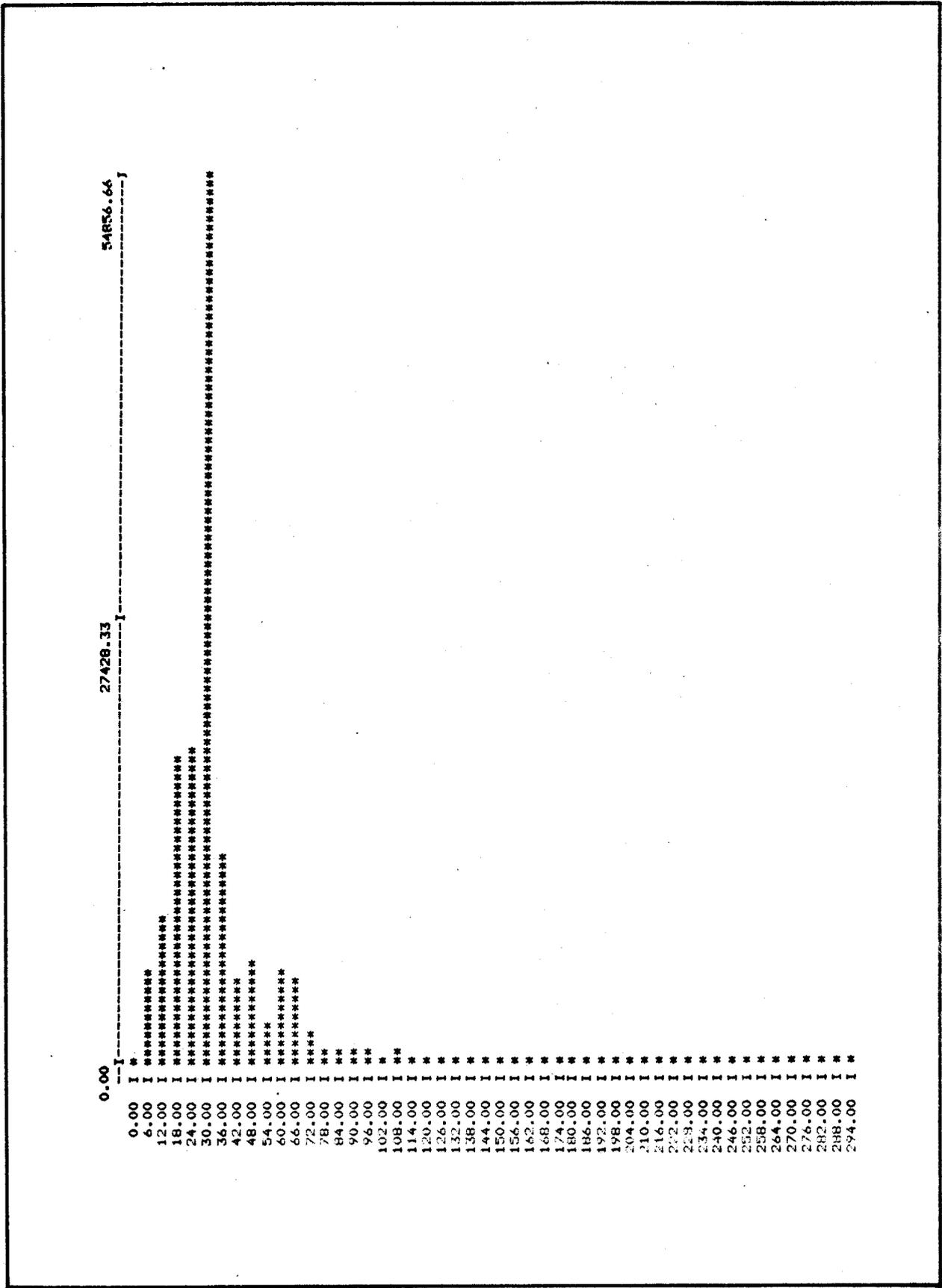


FIGURE - 3.3. -



Soit le spectre de puissance représenté (figure 3.3). Les fréquences sont portées en abscisse, les amplitudes en ordonnée. La fréquence correspondant à chacune des raies du spectre a pour expression

$$f_k = \frac{f_e}{N} \cdot k, \quad k = 0, 1, \dots, N/2 \quad \text{III-4 (2)}$$

k : numéro de la raie

f_e : fréquence d'échantillonnage

N : nombre d'échantillons pris en compte

Pour la mise en oeuvre des algorithmes de calcul N est choisi égal à une puissance de 2.

Pratiquement, dans le domaine biomédical, on utilise une fréquence exprimée en nombre d'événements par minute plutôt qu'en Hertz. Il vient

$$F_k = 60 \frac{f_e}{N} \cdot k = 60 f_k \quad \text{III-4 (3)}$$

La définition du spectre, c'est-à-dire la distance entre deux raies consécutives, peut alors être réglée en jouant sur l'un ou l'autre des deux paramètres f_e et N .

Compte-tenu de l'encombrement des programmes d'acquisition et de traitement et de la capacité limitée des mémoires disponibles, le nombre d'échantillons N prélevés à chaque acquisition a été choisi égal à $1024 = 2^{10}$. Choissant enfin une fréquence d'échantillonnage f_e de 102,4 Hz on obtient une valeur F_k égale à $6k$. A cette valeur correspond une définition spectrale de 6 événements/minute entre chaque raie (figure 3.3).

III.4.2. Analyse spectrale

Afin de déterminer la répartition de l'activité des différents phénomènes en fonction de la fréquence, il importe d'utiliser le concept de densité spectrale. L'analyse spectrale fondée sur la notion de séquence plutôt que sur celle de fréquence a été développée par Gibbs /5/. La référence 3 développe plusieurs méthodes dans le domaine des fonctions de Walsh.

Les deux principales méthodes sont :

- l'évaluation directe où le spectre est obtenu par élévation au carré et regroupement des éléments de la transformée de Walsh des entrées.
- l'évaluation indirecte basée sur le théorème de Wiener - Khintchine dyadique démontré par Gibbs.

Soit en effet la séquence d'entrée

$$X^T = (X(0), X(1), \dots, X(N-1)) \quad \text{III-4 (4)}$$

où le nombre N de points considérés est tel que $N = 2^n$.

La définition matricielle de la transformée de Walsh-Hadamard est donnée par :

$$W_h(X) = \frac{1}{N} H_N X \quad \text{III-4 (5)}$$

expression dans laquelle $W_h(X)$ est le vecteur des transformées de dimension N et H_N la matrice d'Hadamard de dimension N générée de manière récursive par l'algorithme :

$$H_M = \begin{bmatrix} H_{M/2} & H_{M/2} \\ H_{M/2} & -H_{M/2} \end{bmatrix} \quad \text{III-4 (6)}$$

avec $H_1 = [1]$, $M = 2, 3, \dots, N$

Il est facile à montrer que les matrices H_M sont symétriques et orthogonales.

Toutefois, les composantes du vecteur $W_h(X)$ résultant de la transformée de Walsh - Hadamard ne sont pas ordonnées dans l'ordre des séquences croissantes (ordre séquentiel). Le vecteur $W_s(X)$ de la transformée de Walsh dont les composantes sont ordonnées dans l'ordre des séquences croissantes est obtenu à partir de $W_h(X)$ par simple permutation des composantes. Les règles de permutation sont les suivantes /11/.

- Soit $\{W_h(X)\}_i$ la i ième composante de $W_h(X)$
- On écrit i en binaire naturel
exemple : pour $i = 7$ et $N = 16$, i s'écrit 0111.
- On transforme le résultat précédent en permutant de manière symétrique les bits de poids forts et les bits de poids faibles.
Ainsi 0111 devient 1110.
- Le résultat obtenu est l'indice de la composante correspondante de $W_s(X)$ codé en Gray.
1110 en Gray correspond ici à la valeur 11 en décimal.
- Finalement dans cet exemple la septième composante de $W_h(X)$ devient la onzième composante de $W_s(X)$.

Il existe plusieurs algorithmes de calcul de la transformée de Walsh /2,3/. Tous ces algorithmes sont inspirés de celui de Cooley-Tukey pour la transformée rapide de Fourier /7/ modifié par Gentleman et Sande /8/. Deux d'entre eux ont été testés pour la présente étude : l'un proposé par Manz /9/ et l'autre par Ulman /10/. On pourra consulter en annexe A-III. les principes de ces algorithmes et les programmes FORTRAN correspondants.

III-4.2.1. Méthode directe de calcul du spectre

Les amplitudes des raies du spectre sont calculées par une méthode analogue à celle utilisée lors de l'analyse par transformée de Fourier. Les composantes du spectre sont données par :

$$P_s(0) = W_s^2(0)$$

$$P_s(k) = W_s^2(2k-1) + W_s^2(2k), \quad k = 1, 2, \dots, \frac{N}{2} - 1$$

$$P_s\left(\frac{N}{2}\right) = W_s^2(N-1)$$

III-4 (7)

Variation du spectre en fonction de la phase.

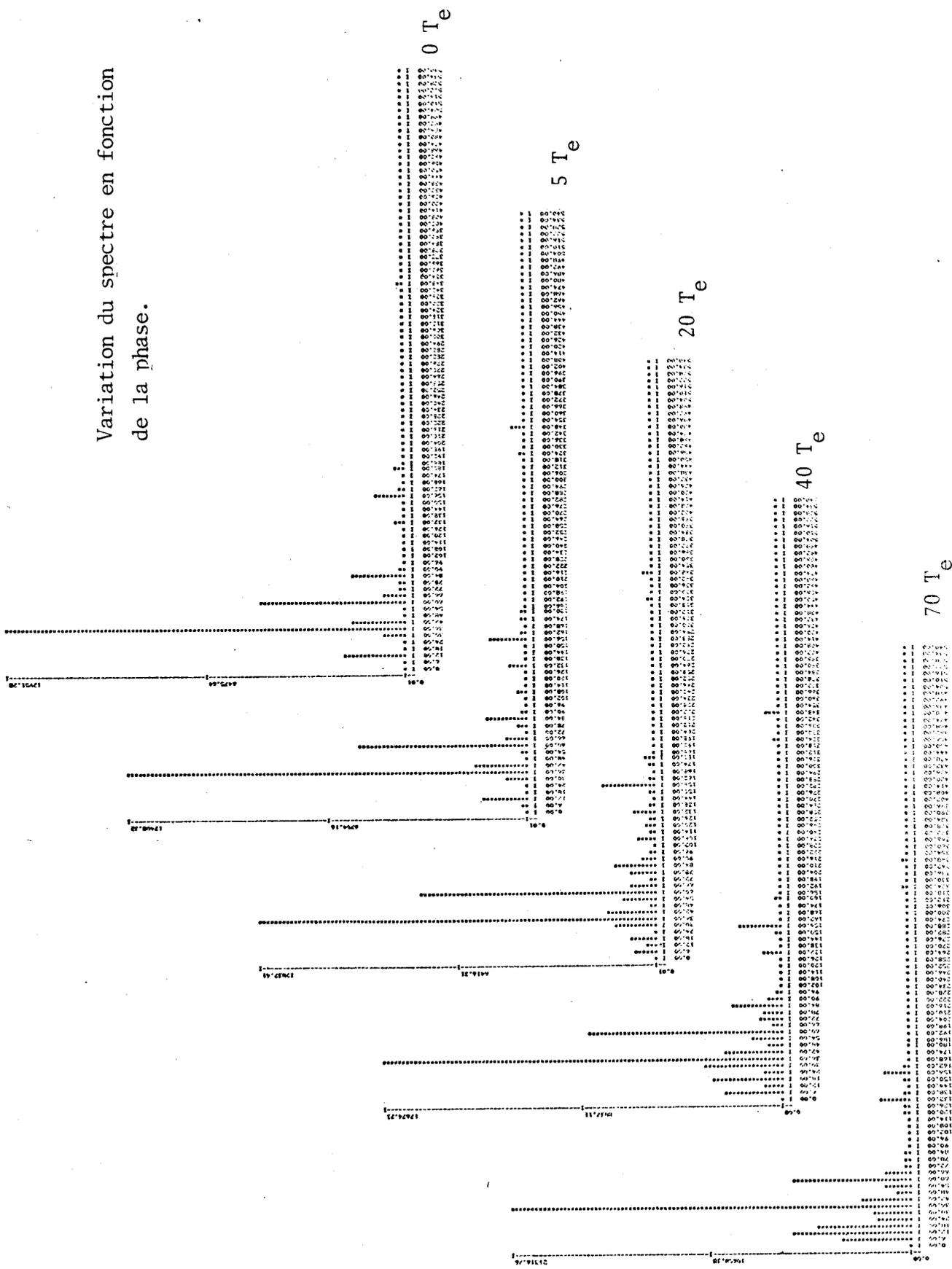


FIGURE - 3.4. -

Ces équations sont à mettre en parallèle avec

$$P(k) = |C_k|^2, \quad k = 0, 1, \dots, \frac{N}{2}$$

expression dans laquelle,

$C_k = A_k + i B_k$, A_k et B_k étant les coefficients de la transformée de Fourier (cf. § III-2.1).

Toutefois le spectre de Walsh n'est pas indépendant de la phase du signal d'entrée. Il a été démontré /3/ que la somme des carrés des fonctions S A L et C A L d'une même séquence change de valeur lorsque la phase du signal d'entrée change. Toutefois, la figure 3.4 montre que les variations de valeurs sont relativement réduites. Cette particularité du spectre de Walsh par rapport au spectre de Fourier est évidemment due à l'impossibilité de vérifier avec les fonctions S A L et C A L les équations trigonométriques classiques.

III-4.2.2. Spectre condensé

Un autre spectre proposé par Ohnsorg /12/ et développé par Ahmed et Rao /2/ a été testé. Il donne lieu à une représentation séquentielle très condensée. Les composantes de ce spectre sont données par :

$$P_h(0) = W^2(0)$$
$$P_h(k) = \sum_{i=2^{k-1}}^{2^k-1} W^2(i) \quad \text{III-4 (8)}$$

avec $k = 1, 2, \dots, n$ et $n = \lg_2 N$

Il en résulte un spectre de $(n+1)$ raies. A noter que dans ce cas les raies sont calculées à partir de la transformée de Walsh - Hadamard (cf. équation III-4 (5)) et non à partir de la transformée de Walsh. La figure 3.5 montre un tel spectre du signal d'impédance thoracique. Chaque composante du spectre donne l'énergie contenue dans un groupe de séquences plutôt que dans une séquence. Chacun de ces groupes contient

une séquence fondamentale et un ensemble d'harmoniques impairs. Ce type de spectre ne permet pas d'avoir une information détaillée des composantes séquentielles.

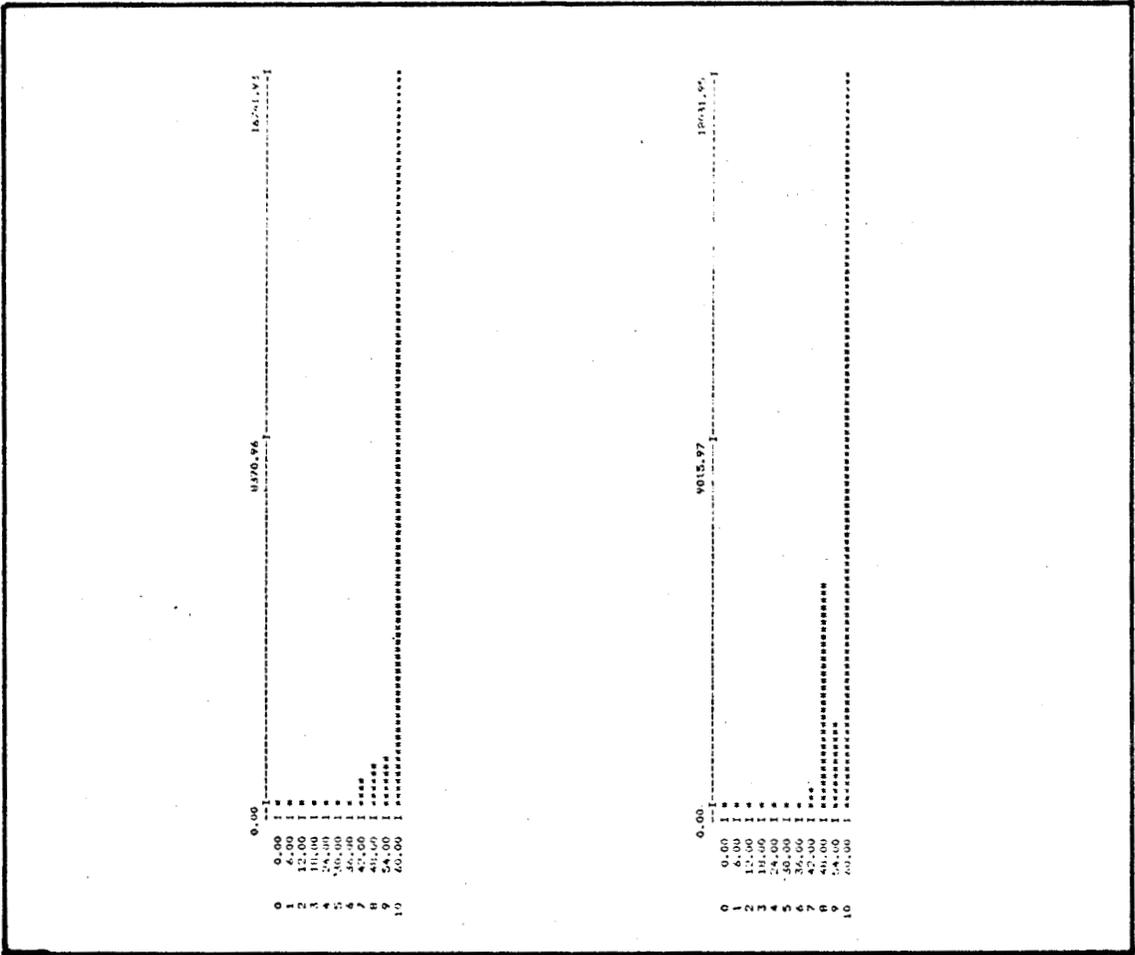


FIGURE - 3.5. -

III-4.2.3. Méthode indirecte de calcul du spectre

Cette méthode est basée sur le théorème de Weiner Khintchine dyadique : "Le spectre de covariance est la transformée de Walsh de la fonction d'autocovariance logique "/5/.

Soit la séquence d'entrée

$$X^T = \{X(0), \dots, X(N-1)\}$$

de longueur $N = 2^n$. La fonction d'autocorrélation arithmétique

a pour expression

$$R_{XX}(\tau) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X(k) \cdot X(k+\tau), \tau=0,1,\dots,N-1$$

III-4 (9)

tandis que la fonction d'autocorrélation logique s'écrit :

$$L_{XX}(\tau) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X(k) \cdot X(k \oplus \tau), \quad \tau=0,1\dots N-1 \quad \text{III-4 (10)}$$

équation dans laquelle \oplus désigne l'addition modulo 2 bit à bit de k et de τ .

Le spectre de puissance est obtenu à partir de la transformée de Walsh de cette fonction d'autocorrélation logique.

Si on désigne par $W_S(L_{XX}(k))$, $k = 0,1\dots N-1$, les composantes de cette transformée, il est facile à démontrer (annexe A-III)

$$P_S(0) = W_S^2(0) = W_S(L_{XX}(0))$$

$$P_S(k) = W_S^2(2k-1) + W_S^2(2k) = W_S(L_{XX}(2k-1)) + W_S(L_{XX}(2k))$$

avec $k = 1, 2, \dots, \frac{N}{2} - 1$

$$P_S\left(\frac{N}{2}\right) = W_S^2(N-1) = W_S(L_{XX}(N-1)) \quad \text{III-4 (11)}$$

III.4.3. Résultats de l'analyse spectrale

III-4.3.1. Essais préliminaires

Un premier examen visuel des signaux permet de distinguer trois types d'activités chez le nouveau-né (figure 3.6) :

- le premier type correspond aux périodes de sommeil profond
- le second type correspond aux périodes d'agitation caractérisées par des activités motrices
- le dernier type s'identifie aux périodes d'apnée.

Les premières analyses ont été effectuées uniquement sur les deux premiers types. Les différents spectres de la figure 3.7 montrent les résultats obtenus.

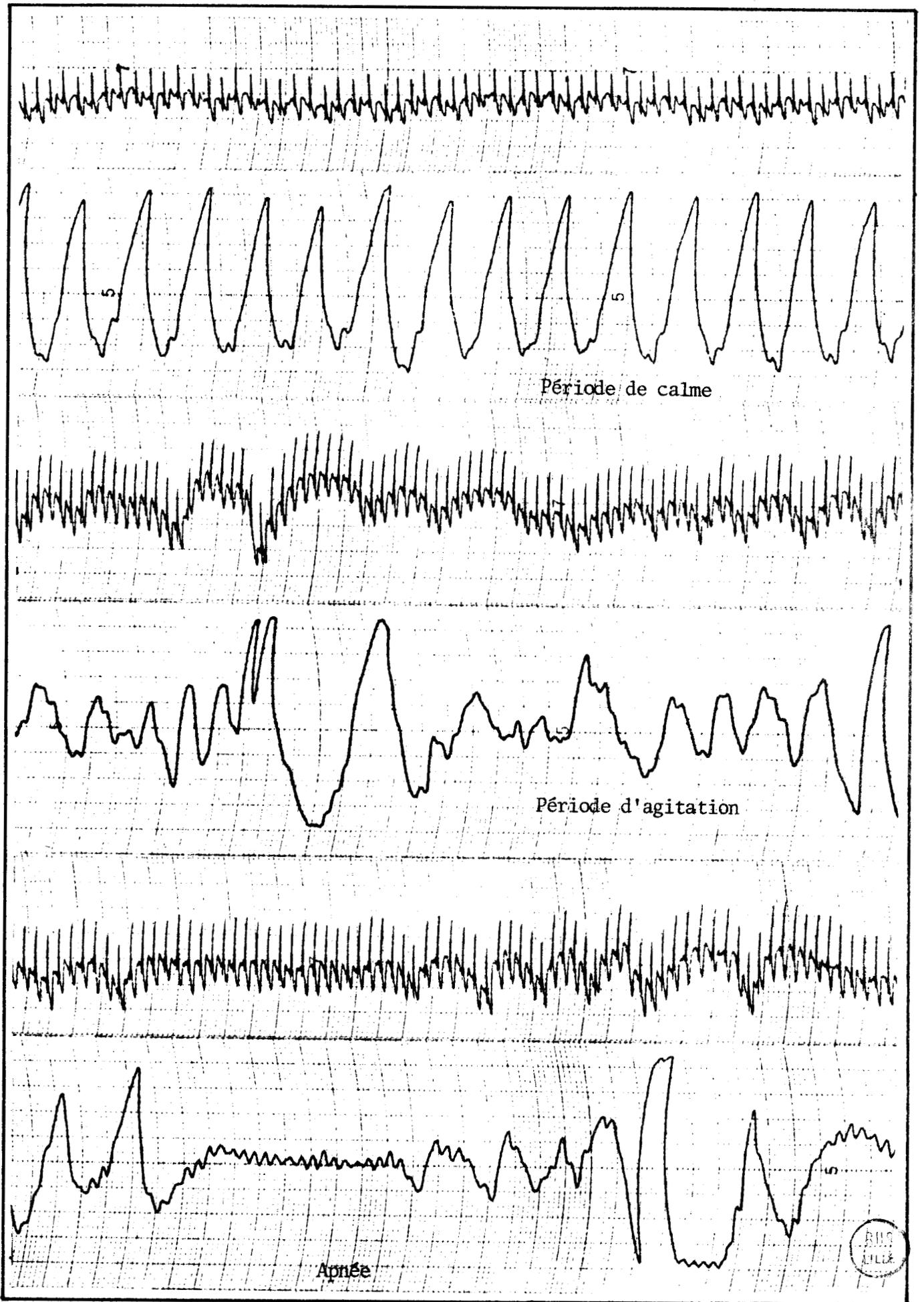


FIGURE - 3.6. -

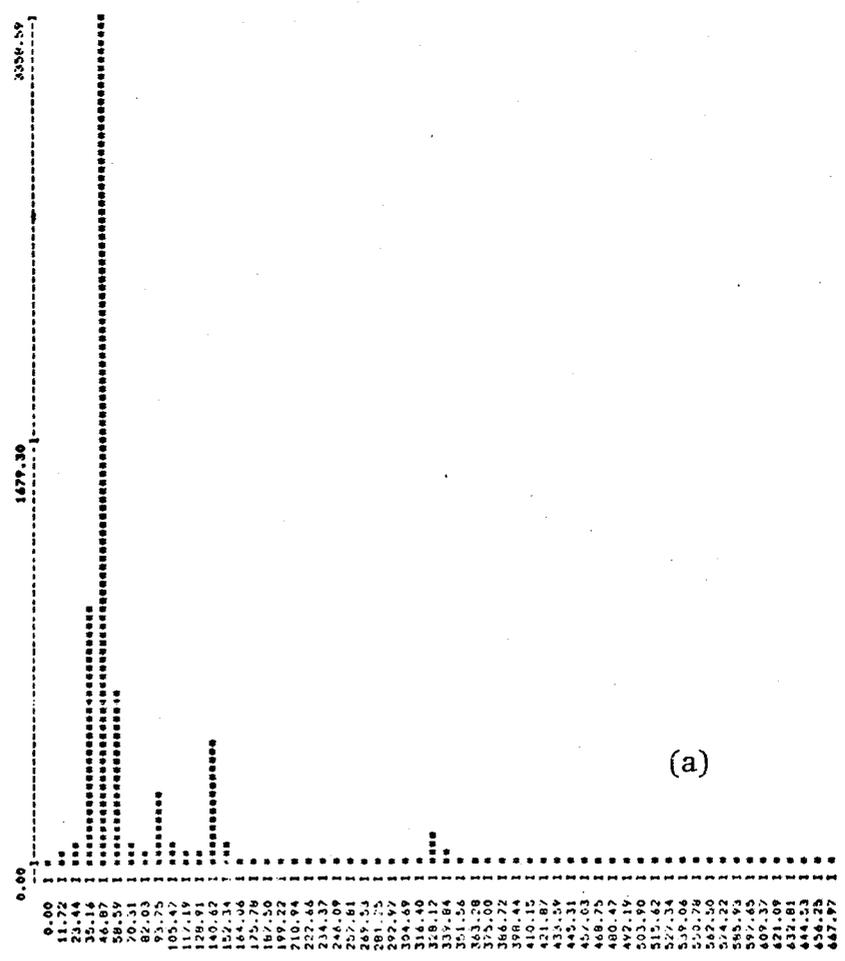
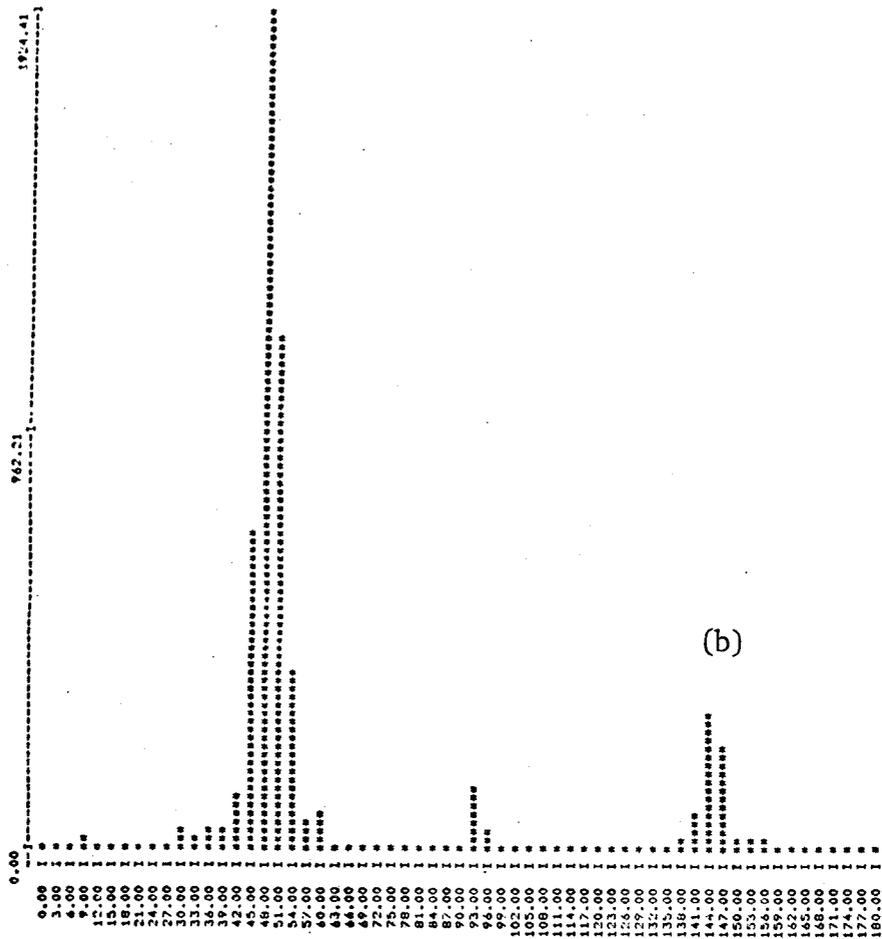


FIGURE - 3.7. -

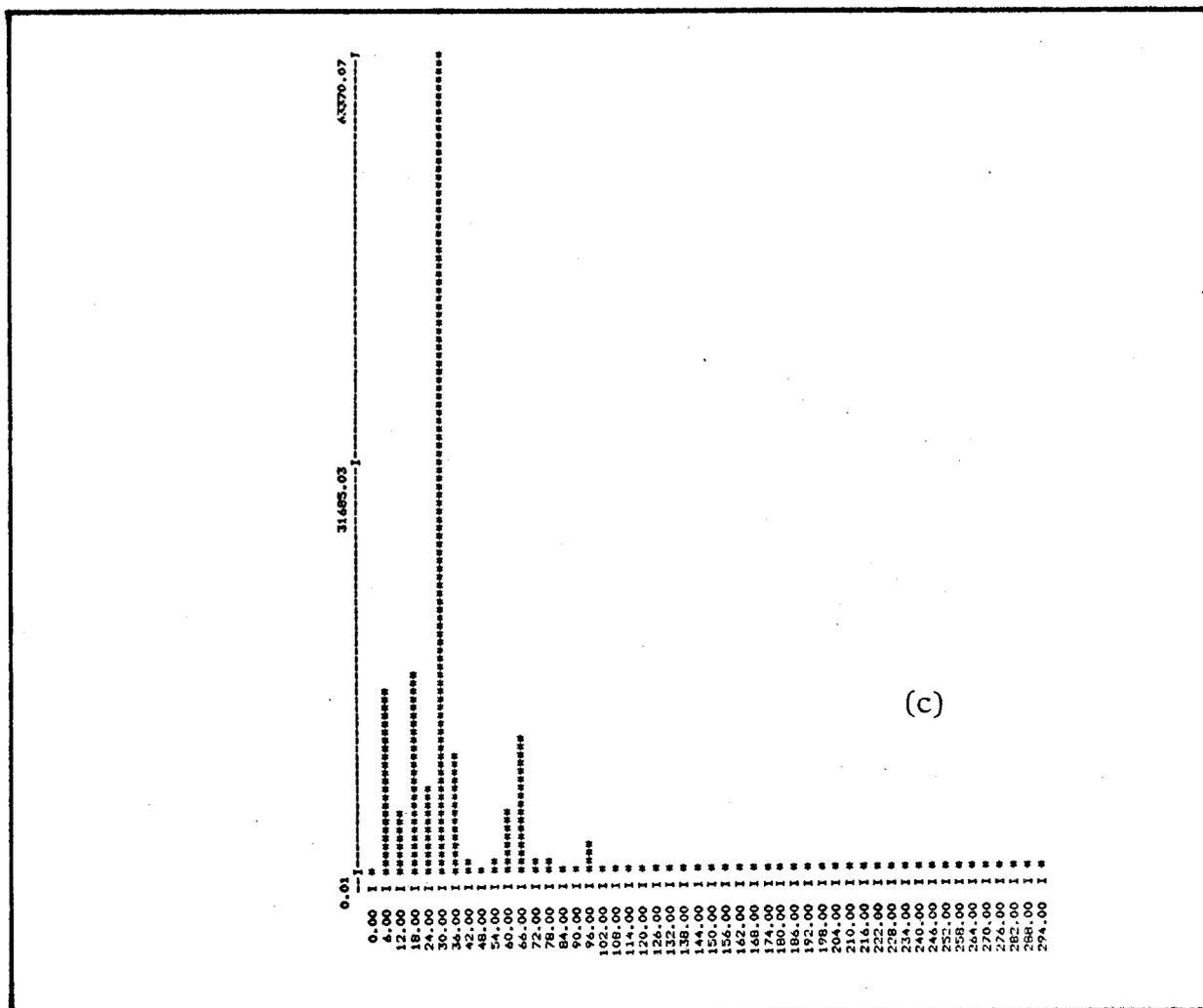


FIGURE - 3.7. -

- figure (a) - période de sommeil, $N=512$, $f_e = 100$ Hz.

Les résultats mettent en évidence une importante composante respiratoire dont la fréquence se situe dans la fourchette 23 respirations/minute et 58,6 respirations/minute.

La composante cardiovasculaire semble, quant à elle, masquée par le troisième harmonique de cette composante respiratoire.

- figure (b) - période de sommeil, $N=1024$, $f_e = 50$ Hz.

Ces valeurs permettent d'obtenir un spectre détaillé à 3 respirations/minute entre deux raies. Cependant la valeur $f_e = 50$ Hz se situe en deçà de la limite théorique autorisée par le théorème de Shannon.

Dans ces conditions le risque de perte d'information au niveau des fréquences élevées n'est pas nul. De plus, la définition obtenue reste encore insuffisante pour la séparation des composantes respiratoire et cardiovasculaire.

- figure (c) - période de sommeil, $N=1024$, $f_e = 102,4$ Hz.

Ce sont les valeurs adoptées finalement compte-tenu des contraintes théoriques et technologiques imposées.

III-4.3.2. Etude comparative Fourier-Walsh (période de calme)

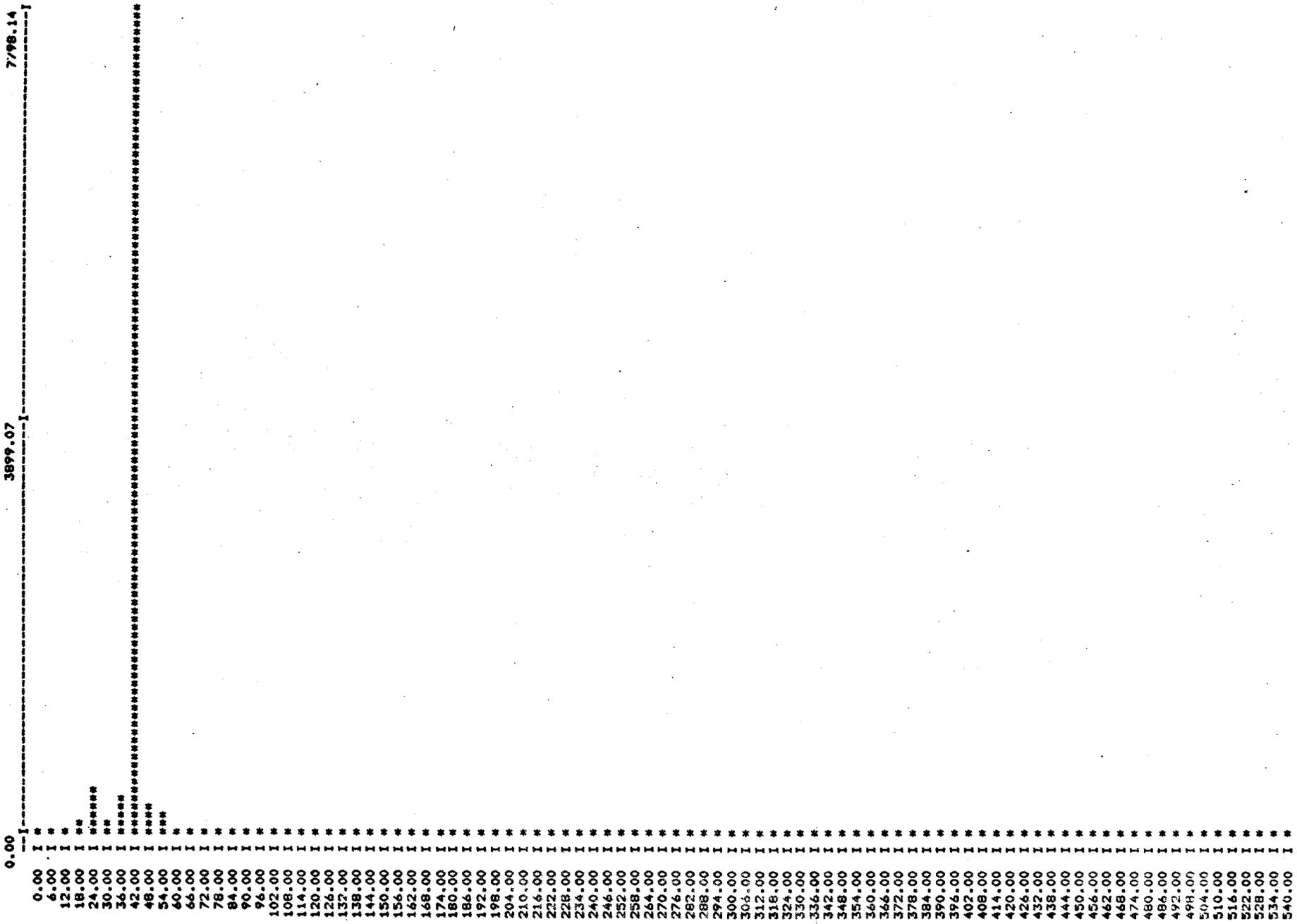
La comparaison des deux méthodes d'analyse fréquentielle a été effectuée d'une part sur des spectres isolés, d'autre part sur des spectres moyens couvrant une période de 2 minutes.

Les figures 3.8 (a) et (b) présentent les spectres de Fourier et de Walsh obtenus à partir d'une observation de 10 secondes ($N=1024$, $f_e = 102,4$ Hz). Le spectre de Fourier fait apparaître très nettement un rythme respiratoire de 42 cycles/minute, avec une forme d'onde quasiment sinusoïdale. Ce rythme se retrouve dans le spectre de Walsh. Toutefois, les harmoniques sont ici plus nombreuses. Ce phénomène dû au caractère continu de l'onde d'impédance est parfaitement connu /3/.

En ce qui concerne le rythme cardiaque, qui, d'après l'E C G, est ici de 120 événements/minute aucune raie significative n'apparaît. La trop faible énergie transmise par ce rythme à l'onde d'impédance explique parfaitement ce phénomène.

De plus l'examen des spectres moyens correspondant à une observation de 2 minutes (figure 3.9 (a) et (b)) permet d'aboutir aux conclusions suivantes :

- L'effet de moyenne conduit à la génération de spectres en cloche.
- Ces spectres moyens donnent une bonne information sur les statistiques du rythme respiratoire couvrant la période d'observation considérée.
- Aucune information concernant l'activité cardiovasculaire ne peut être dégagée.
- Enfin, il apparaît que l'utilisation de la transformée de Walsh



41.8671

7.3899

0.00

FIGURE - 3.8. (a) -

3005
TITLE

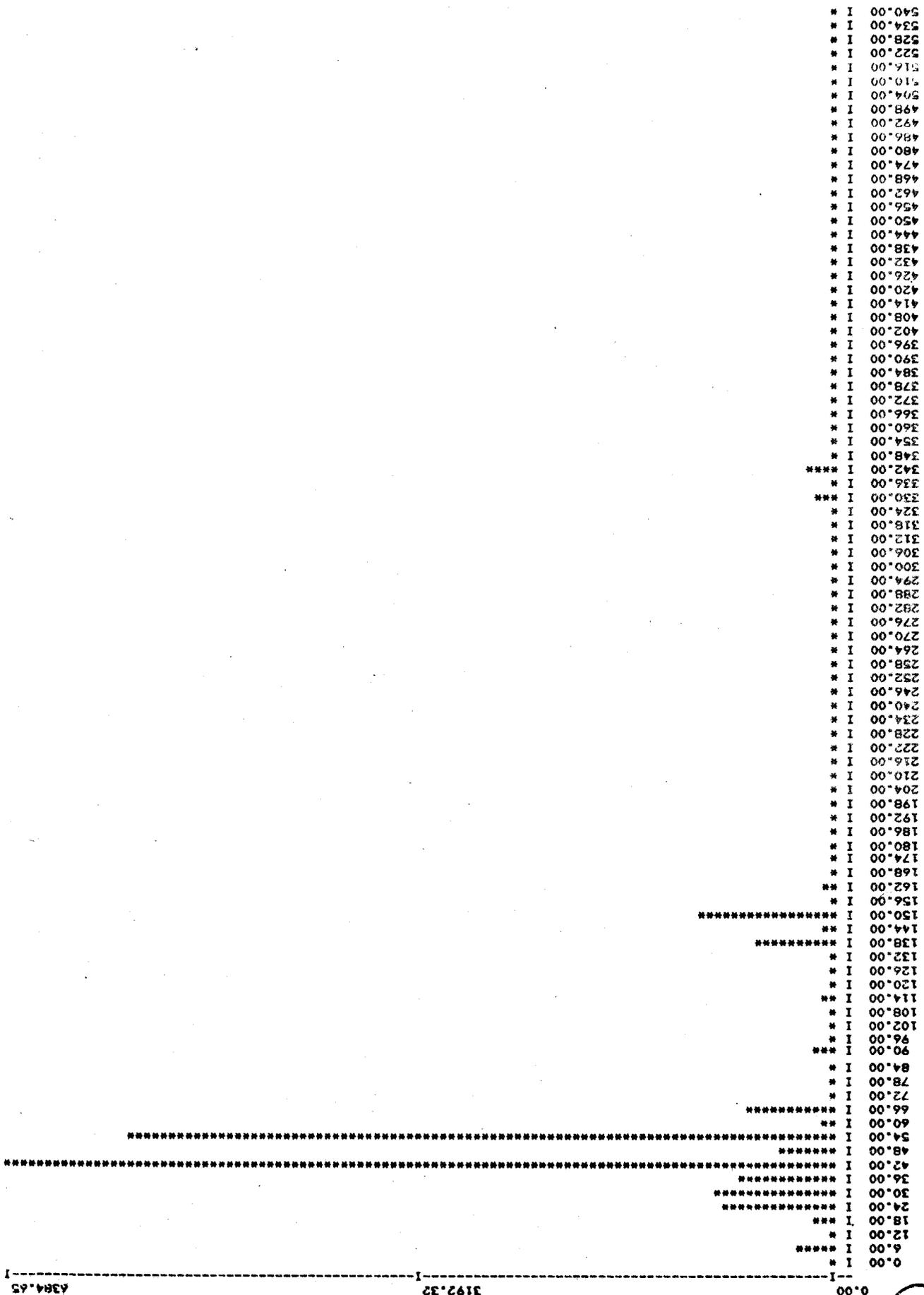


FIGURE - 3.8. (b) -

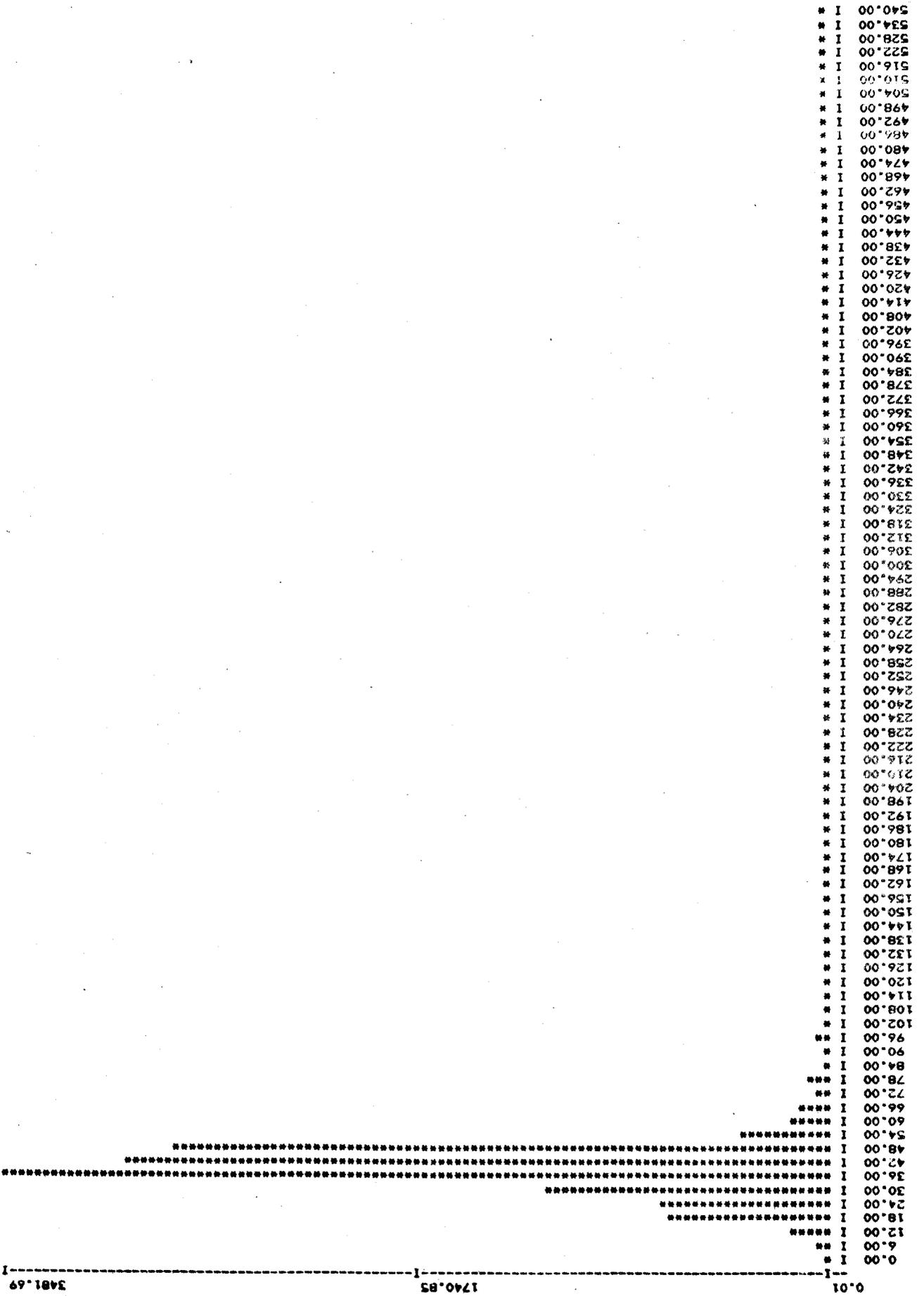


FIGURE - 3.9. (a) -

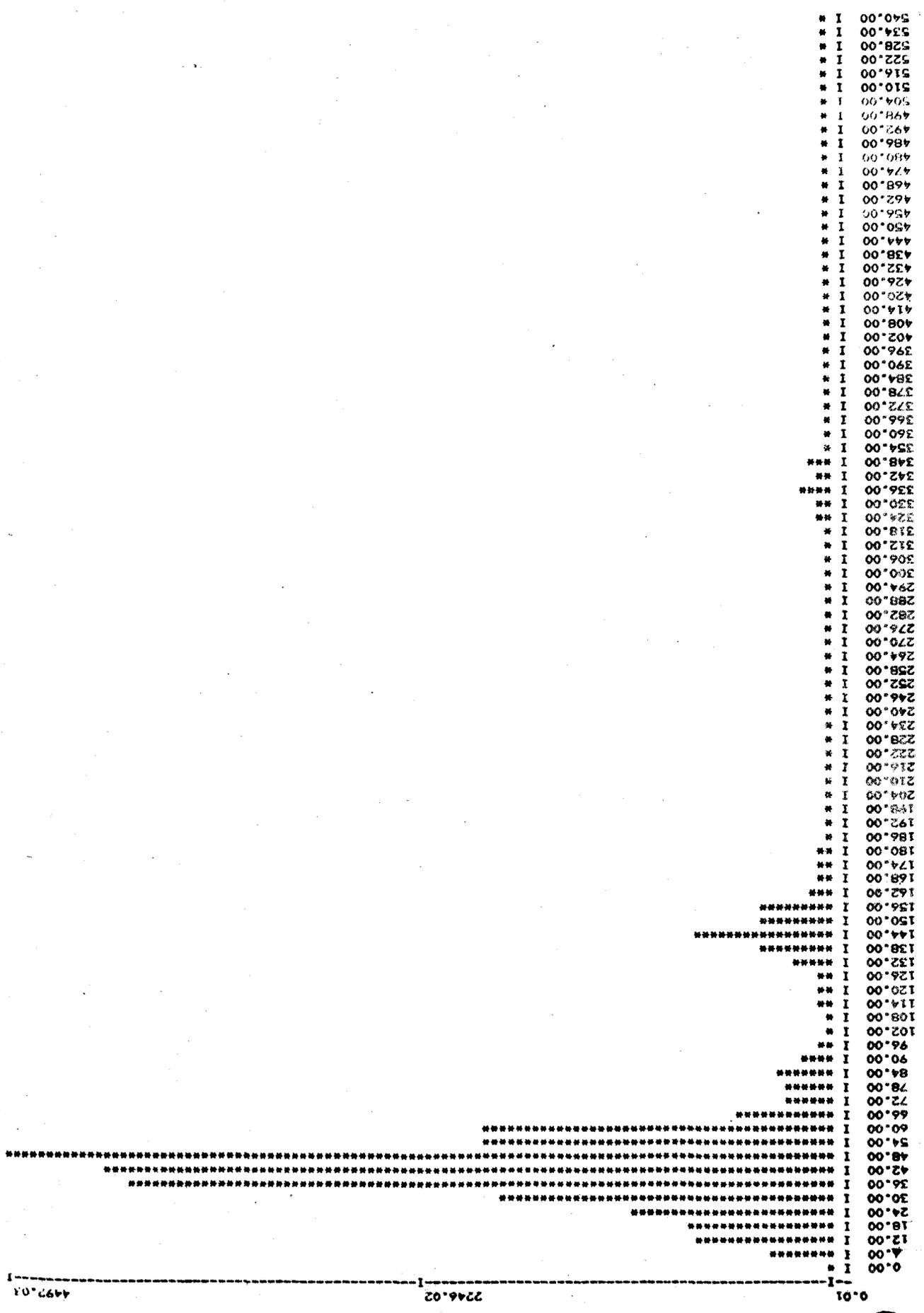


FIGURE - 3.9. (b) -

ne pénalise pas fondamentalement l'analyse. Compte-tenu, d'autre part des temps de calculs obtenus et de la grande simplicité des opérations effectuées, c'est cette transformée qui est choisie pour le reste de l'étude.

III-4.3.3. Influence du site d'enregistrement

La contribution des phénomènes cardiovasculaires à la génération de l'onde d'impédance a été mise en évidence en rapprochant les électrodes de part et d'autre de l'appendice xyphoïde (cf. chapitre II - § II-3.2.)

La figure 3.10 illustre les résultats obtenus à l'intérieur de la fenêtre d'observation dans le paragraphe précédent.

En plus des raies observées précédemment, apparaît sur le spectre de Walsh, une raie de haut niveau énergétique à 120 événements/minute. Toutefois la contribution des phénomènes cardiovasculaires à la génération du spectre est sensiblement moins évidente lorsqu'on fait une évaluation sur une durée d'observation plus longue (figure 3-11). Dans ce cas, en effet, deux phénomènes conjugués viennent perturber la composante cardiovasculaire : ce sont, d'une part un effet de moyenne qui rend le spectre diffus au voisinage de la séquence 120 événements/minute, d'autre part un effet de masquage dû à la présence du troisième harmonique du rythme respiratoire.

III-4.3.4. Etude comparative période de calme - période d'activité motrice (Walsh)

Les figures 3.12 et 3.13 (a) et (b) indiquent une différenciation dans la distribution des raies des spectres pour les périodes de calme et les périodes d'activité motrice. Plus précisément, il apparaît que la distribution obtenue en période de calme s'apparente à une courbe en cloche (voir § III-4.3.2.) caractéristique d'une distribution Gaussienne. Par contre en ce qui concerne la période d'activité motrice, la distribution obtenue se rapproche d'un modèle de Poisson.

0.00	I
6.00	I ****
12.00	I *
18.00	I ****
24.00	I ****
30.00	I ****
36.00	I ****
42.00	I ****
48.00	I ****
54.00	I ****
60.00	I ****
66.00	I ****
72.00	I ****
78.00	I *
84.00	I ****
90.00	I ****
96.00	I *
102.00	I *
108.00	I *
114.00	I **
120.00	I ****
126.00	I *
132.00	I **
138.00	I ****
144.00	I **
150.00	I ****
156.00	I *
162.00	I ****
168.00	I ****
174.00	I *
180.00	I *
186.00	I *
192.00	I *
198.00	I *
204.00	I *
210.00	I *
216.00	I *
222.00	I *
228.00	I *
234.00	I *
240.00	I *
246.00	I *
252.00	I *
258.00	I *
264.00	I ****
270.00	I *
276.00	I *
282.00	I *
288.00	I *
294.00	I *
300.00	I *
306.00	I *
312.00	I ****
318.00	I *
324.00	I *
330.00	I ****
336.00	I *
342.00	I ****
348.00	I *
354.00	I *
360.00	I *
366.00	I *
372.00	I *
378.00	I *
384.00	I *
390.00	I *
396.00	I *
402.00	I *
408.00	I *
414.00	I *
420.00	I *
426.00	I *
432.00	I *
438.00	I *
444.00	I *
450.00	I *
456.00	I *
462.00	I *
468.00	I *
474.00	I *
480.00	I *
486.00	I *
492.00	I *
498.00	I *
504.00	I *
510.00	I *
516.00	I *
522.00	I *
528.00	I *
534.00	I *
540.00	I *

0.00
7049.52
14099.04

FIGURE - 3.10. -



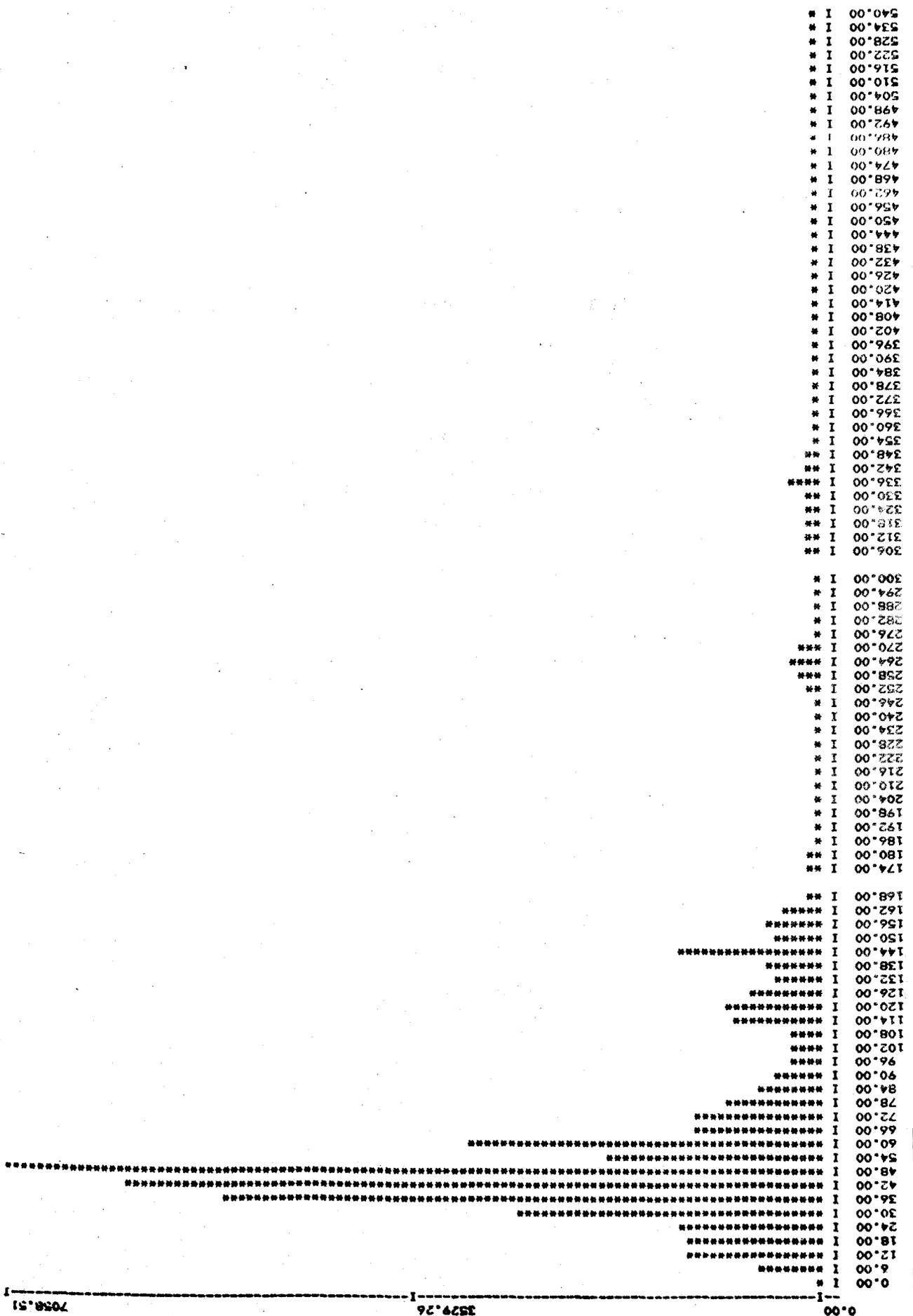
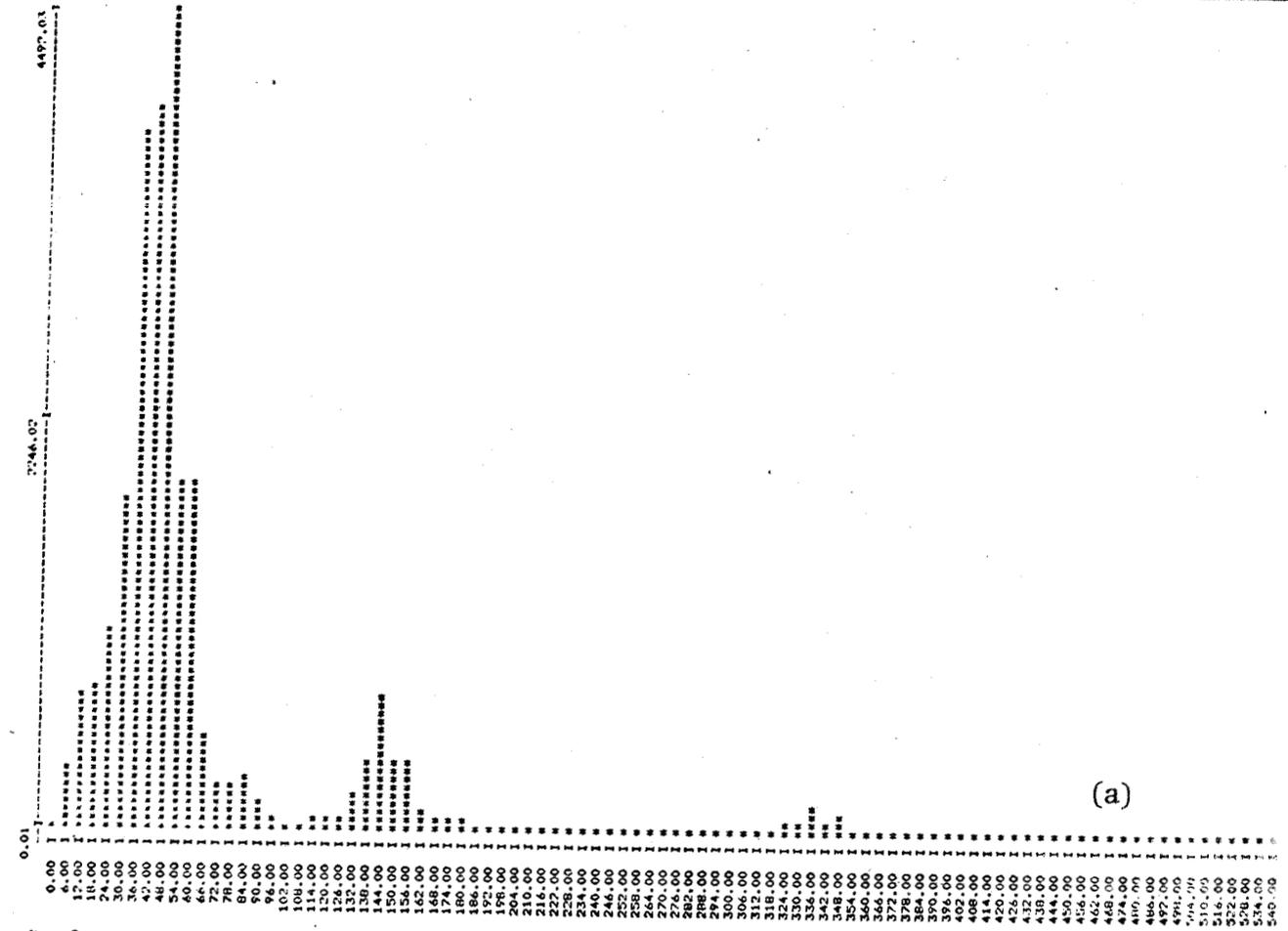
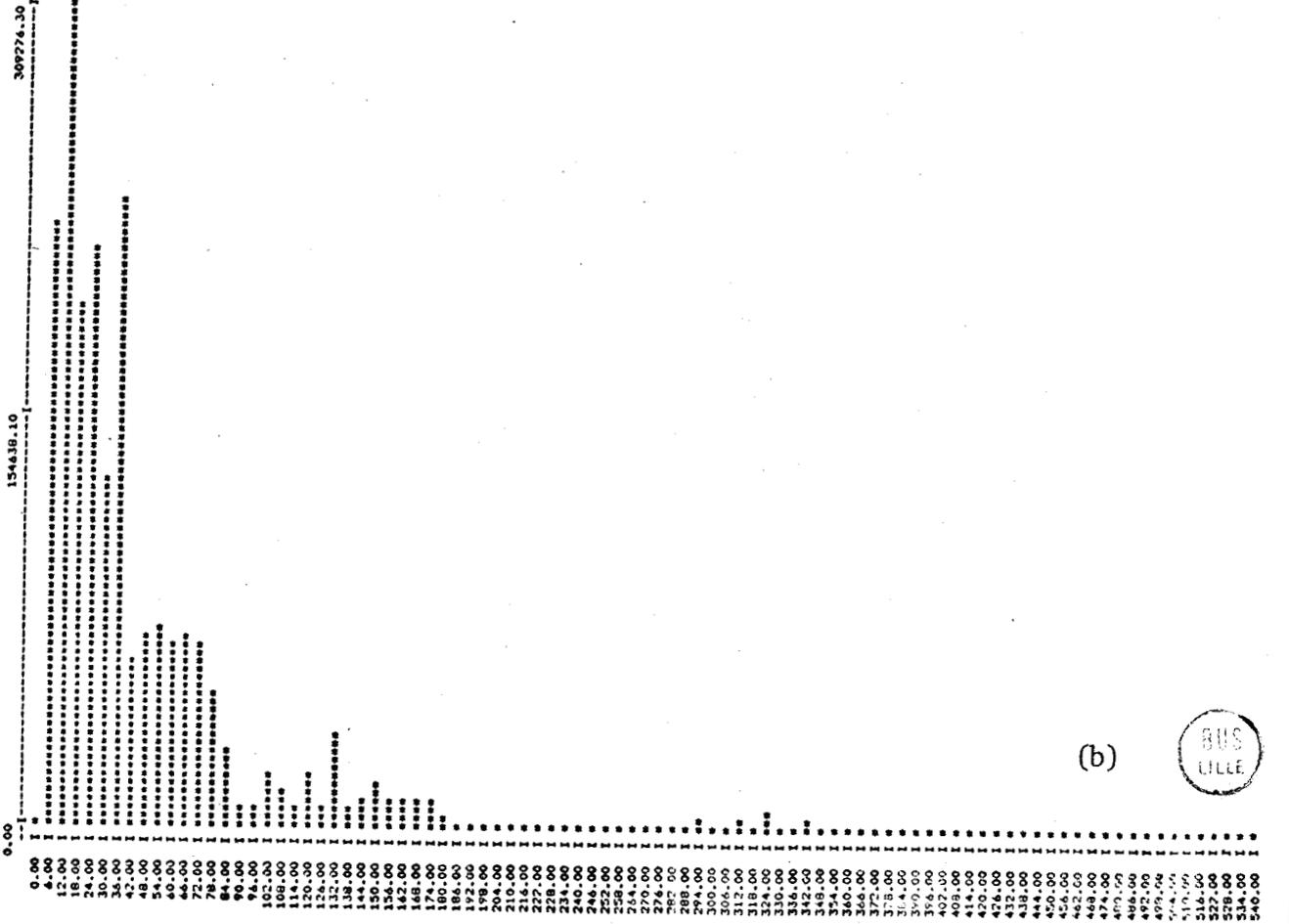


FIGURE - 3.11. -



(a)



(b)



FIGURE - 3.12. -

7048.51

389.74

0.00

17095.20

85147.40

0.00

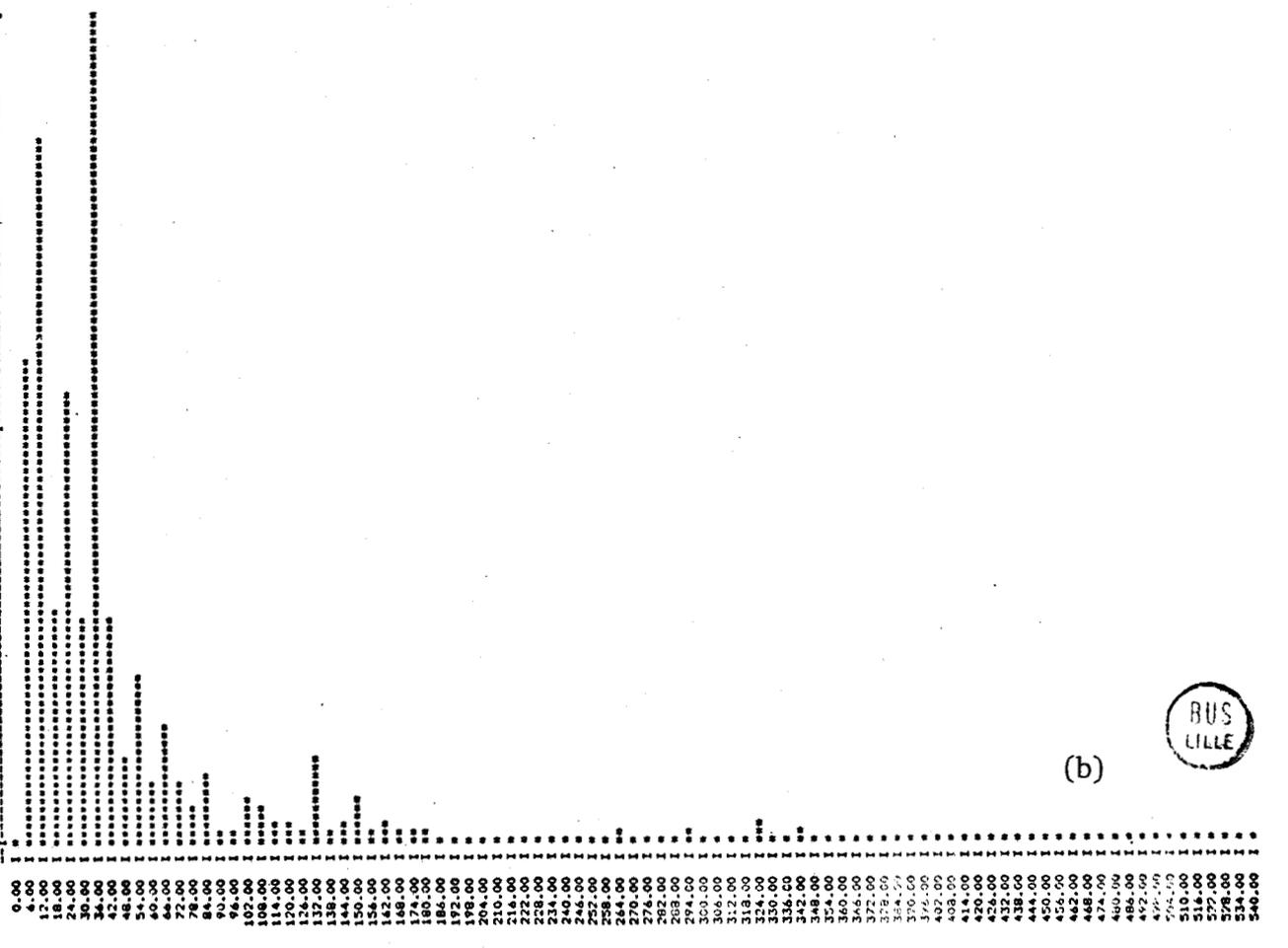
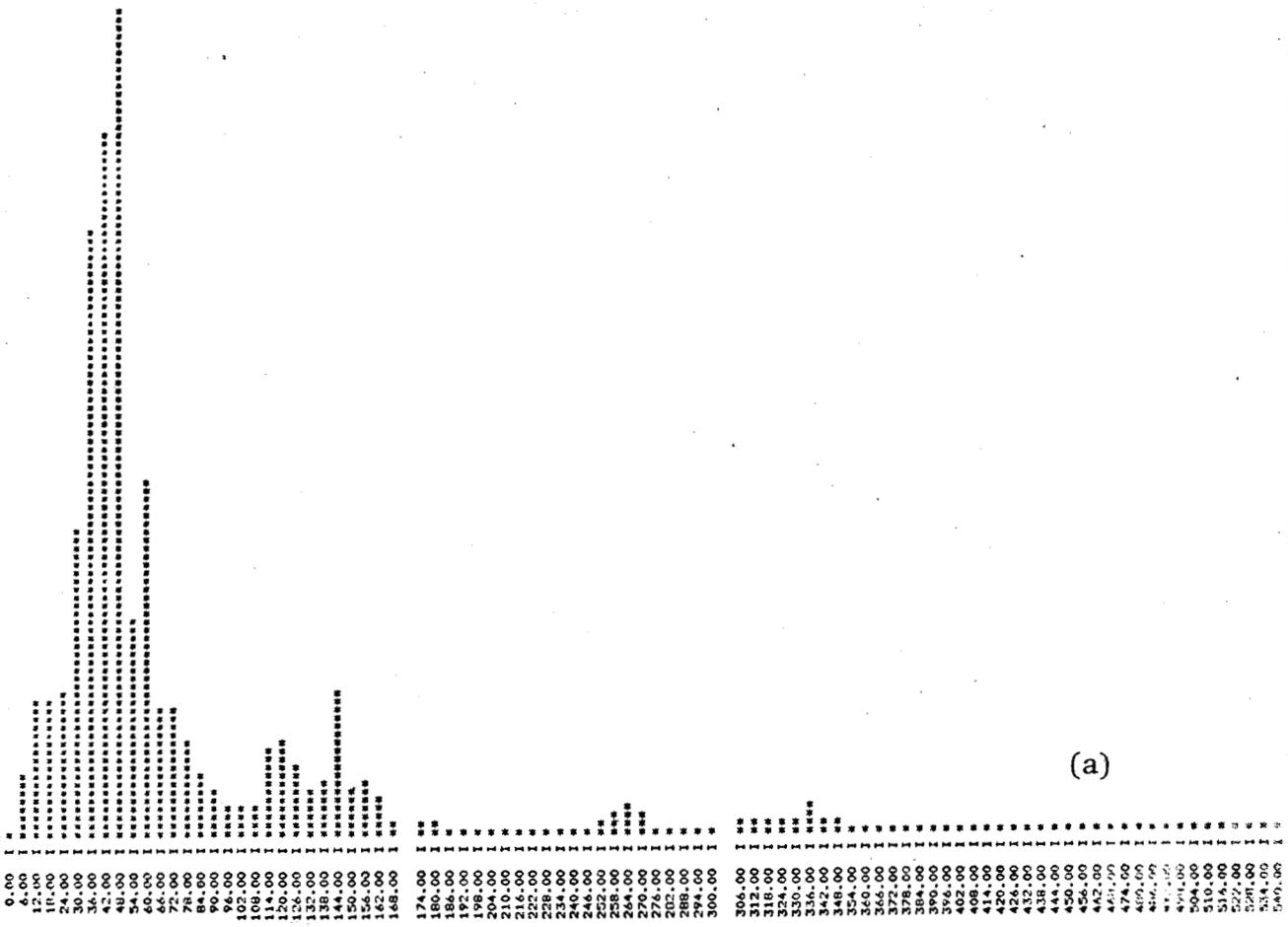


FIGURE - 3.13. -

De plus, les composantes relatives à l'activité cardiovasculaire sont déplacées vers les fréquences élevées (132 événements/minute dans l'exemple considéré). Toutefois, l'isolation de ces composantes cardiovasculaires demeure difficile et imprécise.

III.4.4. La transformée de Walsh - Zoom

Une dernière méthode proposée par Yip /13,14/ et permettant d'examiner le spectre de "plus près" (effet de Zooming) a été testée dans le but de réaliser la séparation. Cette méthode permet d'améliorer la définition du spectre sans avoir recours à une fenêtre trop large (valeur N élevée).

Deux paramètres importants sont considérés lors de la transformation d'une série temporelle en une série séquentielle (cf. § III-4.1.). Ce sont la fréquence d'échantillonnage f_e et le nombre N d'échantillons prélevés. Ces deux paramètres conduisent à une définition spectrale égale à $\frac{f_e}{N}$.

N étant limité pour des raisons d'encombrement mémoire, l'amélioration de la définition spectrale nécessite la diminution de f_e , ce qui entraîne une perte d'information sur les hautes fréquences, du signal analysé. Gilchrist /15/ a proposé une méthode permettant d'obtenir une bonne définition sans diminuer f_e . Cette méthode utilise le fait que lors des analyses, seules certaines bandes de fréquences présentent de l'intérêt. On trouvera en Annexe A-III le détail des opérations conduisant à ce résultat.

La décomposition d'une fenêtre de N échantillons en une succession de fenêtres de M échantillons ($M \ll N$) permet alors de réduire notablement les temps de calcul et l'encombrement mémoire tout en accroissant la définition du spectre par accroissement de la valeur de N. A titre d'exemple la figure 3.14 donne le spectre moyen obtenu pour $N = 4096$, $M = 64$ et 5 observations à électrodes rapprochées. La méthode permet ici d'obtenir une excellente définition à 1,5 événements/minute. Toutefois le rythme cardiaque demeure encore difficile à extraire.

III - 5 CONCLUSION

Les méthodes d'analyse fréquentielle présentées dans ce chapitre mettent en évidence les difficultés d'obtention de résultats facilement exploitables. Ces difficultés sont dues, dans une certaine mesure, au caractère fluctuant des rythmes biologiques analysés. De telles fluctuations conduisent, à l'intérieur d'une fenêtre d'observation donnée, à des effets de moyenne qui empêchent une évaluation précise des phénomènes observés. De plus la discrétisation des signaux conduit à des spectres, qui, eux aussi, sont discrets. Compte-tenu des contraintes imposées par la capacité mémoire des machines, il en résulte une imprécision accrue sur la localisation des raies fondamentales. Ce problème de définition est partiellement résolu par l'utilisation de la transformée "Walsh - Zoom". Cependant cette méthode nécessite une capacité mémoire encore trop importante. Le chapitre suivant propose une technique conduisant à l'utilisation d'une référence temporelle adaptative liée à l'évolution des biocycles.

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

/1/ MAX J.

"Méthodes et Techniques de Traitement du Signal et Application
aux Mesures Physiques"

- Masson, Paris, 2ème Edition - 1977.

/2/ AHMED N., RAO K.R.

"Orthogonal Transforms for Digital Signal Processing"

- Springer Verlag, Berlin . New York, 1975.

/3/ BEAUCHAMP K.G.

"Walsh Functions and their Applications"

- Academic Press, London . New York, 1975.

/4/ HARMUTH H.F.

"Transmission of Information by Orthogonal Functions"

- Springer Verlag, Berlin . New York, 1972.

/5/ GIBBS J.E.

"Walsh Spectrometry, a form of Spectral Analysis well suited to Binary
Digital Computation"

- Unpublished National Physical Laboratory report, NPL England (1967).

/6/ KAK S.C.

"Sampling Theorem in Walsh Fourier Analysis"

- Electronic Letters, 6, 14, 447-448, 1970.

- /7/ COOLEY J.W., and TUKEY J.W.
"An Algorithm for Machine Computation of Complex Fourier Series"
- Mathematics of Computation 19, 297-301, 1965.
- /8/ GENTLEMAN W.M., and SANDE G.
- Proceedings Fall Joint Computer Conference, 563-578, 1966.
- /9/ MANZ J.W.
"A Sequency - Ordered Fast Walsh Transform"
- I.E.E.E. Transactions on Audio and Electroacoustics, AU-20, 3,
204-205, 1972.
- /10/ ULMAN L.J.
"Computation of the Hadamard transform and the R - transform in
ordered form".
- I.E.E.E. Transactions on Computers, C-19, 359-360, 1970.
- /11/ AHMED N., SCHREIBER H.H., and LOPRESTI P.V.
"On Notation and Definition of Terms Related to a Class of Complete
Orthogonal Functions"
- I.E.E.E. Transactions on Electromagnetic Compatibility, EMC-15, 2,
75-80, 1973.
- /12/ OHNSORG F.
"Spectral Modes of the Walsh Hadamard Transform"
- Proceedings, Applications of Walsh Functions, 55-59, 1971.
- /13/ YIP P.C.Y.
"Some Aspects of the Zoom Transform"
- I.E.E.E. Transactions on Computers, C-25, 3, 287-296, 1976.
- /14/ YIP P.C.Y.
"The Zoom Walsh Transform"
- I.E.E.E. Transactions on Electromagnetic Compatibility,
EMC-18, 2, 79-83, 1976.

/15/ GILCHRIST A.W.R.

"The Zoom Transform"

- Communications Research Center Technical report, 631, Ottawa,
Canada, 1971.

/16/ BRAMHALL J.N.

"An Annotated Bibliography on Walsh and Walsh Related Functions"

- John Hopkins University, Applied Physics Laboratory.

CHAPITRE IV

ANALYSE PAR SEGMENTATION RECURSIVE

IV - 1 INTRODUCTION

Quelques méthodes d'analyse fréquentielle ont été présentées dans le chapitre précédent.

Ces méthodes ne permettent pas d'aboutir simplement à l'isolation des diverses composantes du signal d'impédance thoracique. Ce chapitre présente une méthode d'analyse fondée sur la notion de segmentation temporelle récurrente. Une telle notion conduit à la définition d'un observateur numérique élaborant, d'une part une estimation de la fonction d'impédance, d'autre part une estimation de la dérivée de cette fonction. Cet observateur permet de générer des formes de LISSAJOUS associées aux cycles respiratoires. L'exploitation de ces formes conduit à une extraction précise des paramètres caractéristiques du comportement respiratoire.

IV - 2 LES TECHNIQUES DE SEGMENTATION

Les techniques d'analyse fréquentielle utilisées dans le chapitre précédent pour la détection des rythmes caractéristiques des phénomènes respiratoires et cardiovasculaires se révèlent insuffisamment précises, donc exploitables. Cet échec relatif est dû au caractère pseudo-cyclique du signal analysé. Il en résulte un spectre complètement dominé par la raie correspondant à la fréquence respiratoire moyenne du patient. Toute fluctuation en fréquence et en amplitude subit un effet de moyenne qui rend le spectre diffus. De plus, la faible amplitude de la composante cardiovasculaire est noyée dans la troisième harmonique de la fréquence respiratoire.

Afin de pallier ces difficultés, une méthode permettant d'isoler chaque cycle respiratoire et d'en faire une étude détaillée a été mise au point. Cette isolation revient alors à définir une base de temps adaptative par rapport à laquelle les phénomènes sont analysés.

L'observateur numérique réalisé constitue un simple filtre à déphasage nul. Toutefois, le précieux avantage de cet observateur réside dans sa capacité à délivrer également une estimation de la dérivée du signal observé.

IV.2.1. Le filtrage numérique

Le filtrage numérique des enregistrements électrophysiologiques digitaux constitue une étape fondamentale de l'analyse. Les filtres numériques conventionnels réalisent, sur un ensemble d'échantillons d'entrée, un traitement qui permet d'aboutir à un ensemble d'échantillons constituant la sortie du filtre. L'inconvénient de ce type de filtre réside, d'une part dans la trop grande capacité mémoire nécessaire à leur réalisation, d'autre part dans des temps de calculs trop importants. L'utilisation de méthodes récursives permet d'éviter ces difficultés. En particulier, de telles techniques sont bien adaptées aux opérations en temps réel /1,2/. La segmentation du signal électrophysiologique permet de réaliser simplement de tels filtrages.

IV.2.2. La segmentation récursive

Il existe plusieurs manières d'envisager la segmentation d'une fonction temporelle. Une première méthode consiste à considérer le signal comme une succession de segments de droites de longueurs, pentes et ordonnées à l'origine variables. Le choix de la norme d'erreur admise conduit à diverses solutions. Une discussion sur ce choix est présentée dans la référence /3/.

Une seconde méthode consiste à faire "glisser", le long du signal analysé, un segment de droite de longueur fixée et de pente et ordonnée à l'origine variables.

La figure 4.1. illustre le principe de cette technique particulière appelée segmentation récursive. A chaque instant d'échantillonnage n sont associés les q instants précédants et les q instants suivants. De cette manière un ensemble de $(2q + 1)$ points de la courbe d'impédance thoracique est constituée.

$$\{y_{n+i}\} ; i = -q, \dots, 0, \dots, +q$$

Le choix du paramètre entier positif q permet de régler l'effet de filtrage du dispositif.

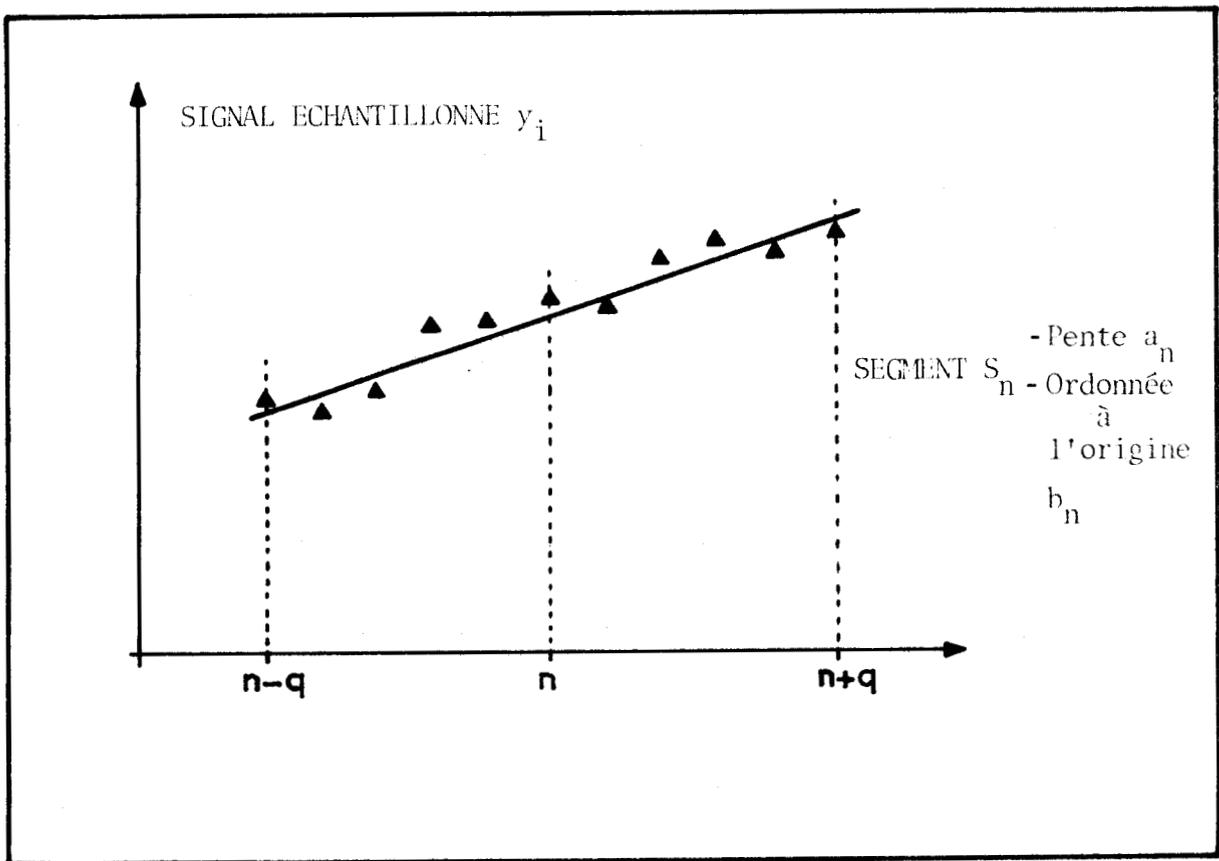


FIGURE - 4.1. -

La méthode consiste alors à associer à la suite temporelle n , une suite de segments de droite S_n de pente a_n et d'ordonnée b_n en n . Les coefficients a_n et b_n sont simplement obtenus en minimisant l'erreur quadratique moyenne entre le segment S_n et l'ensemble des points $\{y_{n+i}\}$

défini précédemment. Si l'instant n est choisi comme origine des temps, cette erreur quadratique moyenne a pour expression

$$E_n^2 = \frac{1}{2q+1} \sum_{i=-q}^{+q} (y_{n+i} - a_n i T_e - b_n)^2 \dots \quad \text{IV-2 (1)}$$

où T_e est la période d'échantillonnage

La minimisation de E_n^2 par rapport à a_n et b_n conduit aux résultats suivants

$$b_n = \frac{1}{2q+1} \sum_{i=-q}^{+q} y_{n+i} \quad \text{IV-2 (2)}$$

$$a_n = \frac{3}{q(q+1) (2q+1) T_e} \sum_{i=-q}^{+q} i \cdot y_{n+i}$$

Par définition, il apparaît alors que la suite S_n a pour enveloppe géométrique la courbe engendrée par la suite b_n . Dans ces conditions, b_n réalise une estimation filtrée de y_n tandis que a_n est la dérivée exacte de b_n .

Evaluant a_{n+1} et b_{n+1} à l'instant $(n+1)$, on définit un ensemble d'équations de récurrence :

$$b_{n+1} = b_n + \frac{y_{n+q+1} - y_{n-q}}{2q + 1} \quad \text{IV-2 (3)}$$

$$a_{n+1} = a_n - \frac{3 b_n}{q(q+1)T_e} + \frac{3}{q(q+1) (2q+1)T_e} \left[q y_{n+q+1} + (q+1)y_{n-q} \right]$$

Il est possible de simplifier considérablement les équations IV-2 (3) en effectuant les changements de variables suivants :

$$B_n = (2q+1) b_n \quad \text{IV-2 (4)}$$

$$A_n = \frac{q(q+1) (2q+1)T_e}{3} a_n$$

Les expressions IV-2 (3) deviennent alors :

$$B_{n+1} = B_n + \Delta_n \quad \text{IV-2 (5)}$$

$$A_{n+1} = A_n - B_n + q \Sigma_n + y_{n-q}$$

avec

$$\Delta_n = y_{n+q+1} - y_{n-q}$$

$$\Sigma_n = y_{n+q+1} + y_{n-q}$$

Les équations IV-2 (5) sont particulièrement bien adaptées à un traitement en temps réel /4/. En effet, le calcul de B_{n+1} et A_{n+1} nécessite simplement la réalisation de six additions/soustractions et une multiplication par q . Effectuant ces sept opérations en double précision, on peut estimer à 100 μ s le temps de calcul sur ordinateur T 1600. La figure 4.2. donne le schéma d'évaluation en temps réel de B_{n+1} et A_{n+1} .

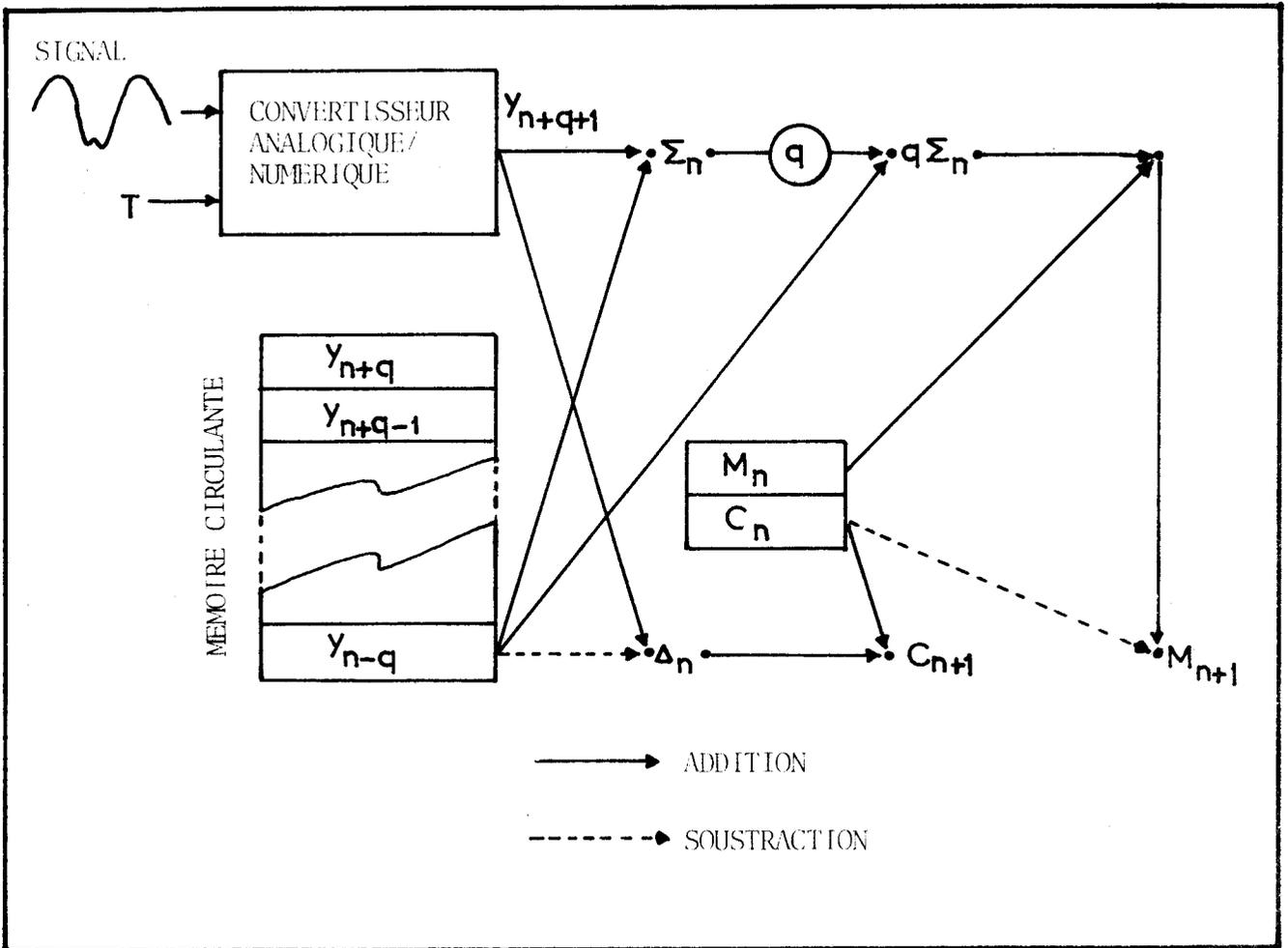


FIGURE - 4.2. -

IV - 3 PERFORMANCES DE L'OBSERVATEUR NUMERIQUE

Afin d'évaluer les caractéristiques de filtrage obtenues entre les suites y_n et b_n , l'étude de la sortie b_n de l'observateur numérique a été effectuée pour des entrées sinusoïdales de fréquence variable. Pour la commodité des calculs, l'étude a été menée dans le cas continu. La transposition au cas discret est immédiate.

IV.3.1. Etude du déphasage

Soit $n f_0$ la fréquence de la sinusoïde d'entrée (figure 4.3) :
 $n = 1, 2, \dots$
 f_0 : fréquence fondamentale.

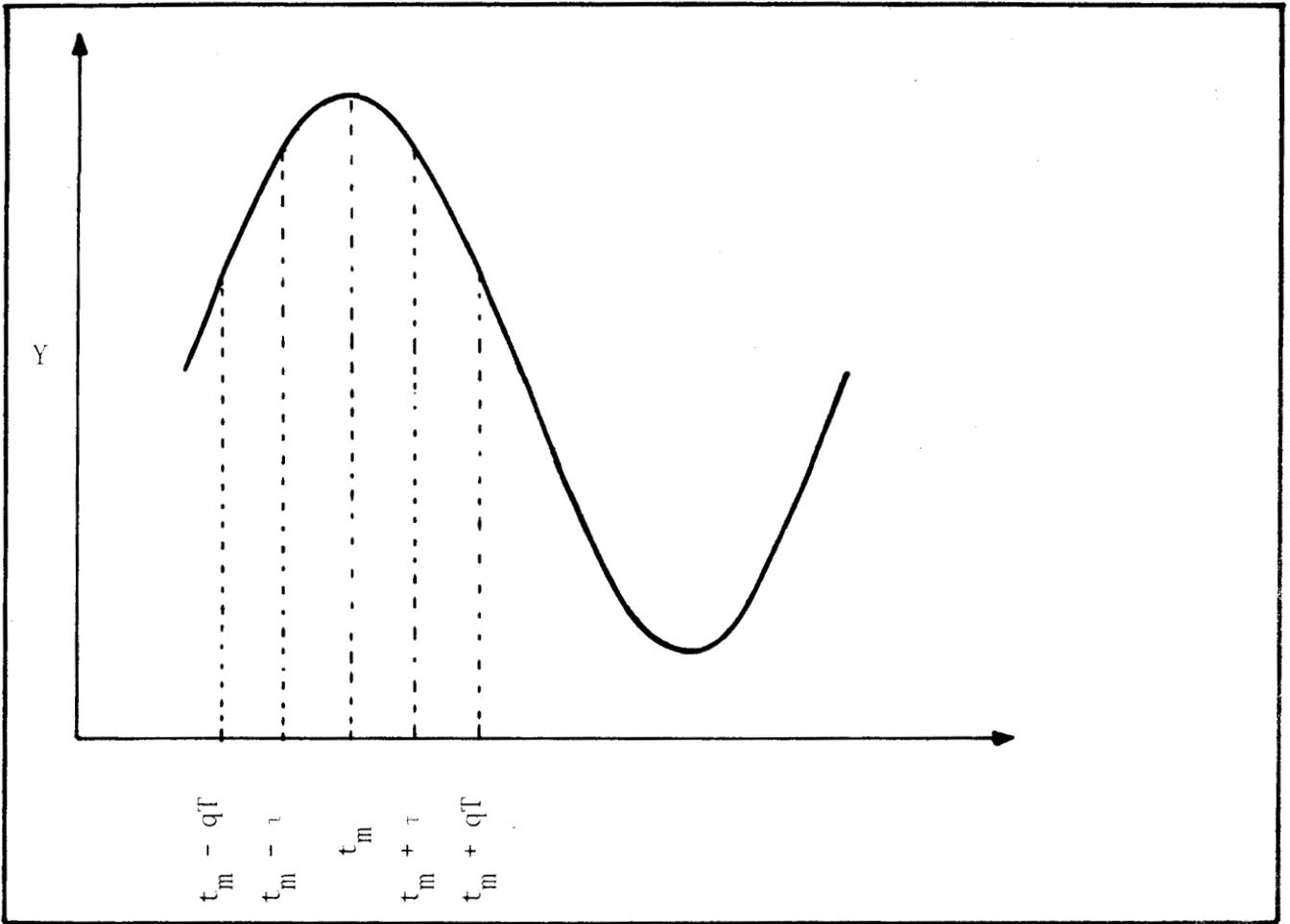


FIGURE - 4.3. -

D'autre part, on note $f_e = 2 N f_0$ la fréquence d'échantillonnage adoptée. Il lui correspond une période d'échantillonnage $T_e = \frac{1}{2N f_0}$. Dans ces conditions, on peut facilement évaluer le déphasage introduit par le filtre en étudiant son comportement autour des instants t_m où la sinusoïde d'entrée est maximale (figure 4.3.). En effet, soient $(t_m + \tau)$ et $(t_m - \tau)$ deux instants symétriques par rapport à t_m . Les sorties correspondantes du filtre ont pour expressions :

$$b_{m-\tau} = \frac{Y_m}{2q T_e} \int_{t_m - \tau - q T_e}^{t_m - \tau + q T_e} \sin n \omega_0 t dt$$



et

IV-3 (1)

$$b_{m+\tau} = \frac{Y_m}{2q T_e} \frac{t_m + \tau + q T_e}{t_m + \tau - q T_e} \sin n \omega_0 t \, dt$$

avec $\omega_0 = 2\pi f_0$

et Y_m = amplitude maximum de la sinusoïde

Utilisant les propriétés de symétrie de la sinusoïde d'entrée par rapport à l'instant t_m , on déduit immédiatement des équations IV-3 (1)

$$b_{m-\tau} = b_{m+\tau}, \quad \forall \tau \dots \dots \quad \text{IV-3 (2)}$$

Cette dernière expression met en évidence la symétrie du signal de sortie b_n , également par rapport aux instants t_m . Il en résulte que la sinusoïde d'entrée du filtre et le signal de sortie sont soit en phase, soit en opposition de phase (gain négatif). L'étude du gain de l'observateur numérique va permettre de définir les conditions suffisantes à la réalisation d'un déphasage nul.

IV.3.2. Etude du gain

Compte-tenu du résultat précédent le gain du dispositif peut-être simplement obtenu en évaluant la sortie aux instants tels que t_m (figure 4.3). Cette sortie a pour expression :

$$b_m = \frac{Y_m}{2q T_e} \frac{t_m + q T_e}{t_m - q T_e} \sin n \omega_0 t \, dt \dots \quad \text{IV-3 (3)}$$

Après intégration et simplification, le gain s'écrit :

$$G = \frac{b_m}{Y_m} = \frac{\text{Sin } 2\pi \text{ qn } f_0/f_e}{2\pi \text{ qn } f_0/f_e} \dots \quad \text{IV-3 (4)}$$

Par conséquent, il est possible d'obtenir un gain positif, c'est-à-dire un déphasage nul en respectant la condition suffisante :

$$2\pi \text{ q } \frac{n f_0}{f_e} \leq \pi \dots \quad \text{IV-3 (5)}$$

Plus précisément, pour une valeur de q fixée, il suffit que la fréquence maximale $n_{\text{max}} f_0$ contenue dans le signal incident vérifie la relation suivante qui se déduit immédiatement de l'inégalité IV-3 (5).

$$n_{\text{max}} f_0 \leq \frac{f_e}{2q} \dots \quad \text{IV-3 (6)}$$

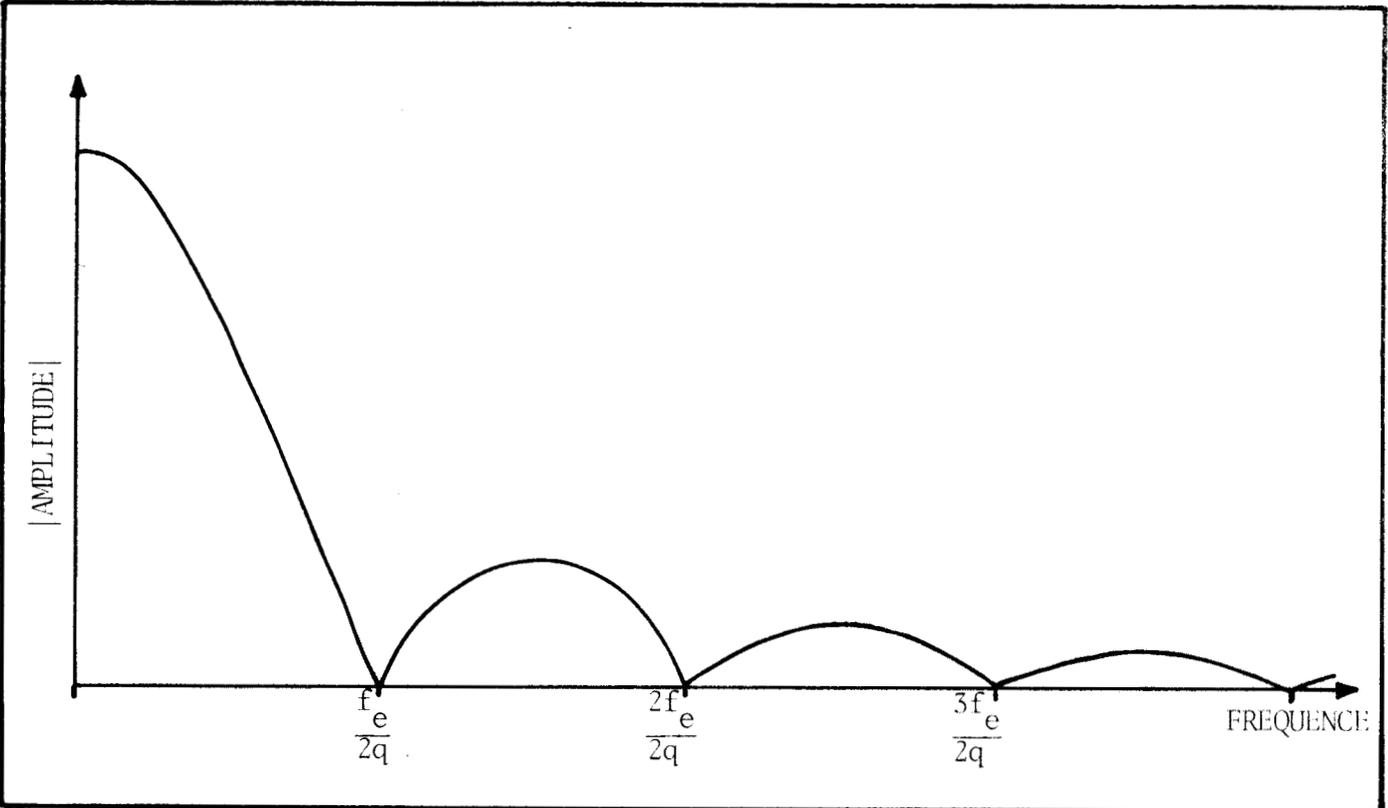


FIGURE - 4.4. -

La figure 4.4. donne la représentation du gain du filtre en fonction de la fréquence.

La fréquence de coupure de ce filtre à - 3 db est obtenue pour la valeur de $n f_0$ vérifiant l'équation

$$\frac{\sin 2\pi q n f_0/f_e}{2\pi q n f_0/f_e} = 0,707$$

IV.3.3. Etude du cas discret

Utilisant les équations IV-2 (3), il est possible de définir d'une part entre y_n et b_n , d'autre part entre y_n et a_n des fonctions de transfert utilisant la transformée en z /5,6/ soit :

$$\frac{b_n(z)}{y_n} = \frac{1}{2q+1} \frac{(1-z^{2q+1})}{z^q(1-z)}$$

IV-3 (7)

$$\frac{a_n(z)}{y_n} = \frac{3}{q(q+1)(2q+1)T_e} \left[\frac{1}{z^q(1-z)} \left\{ \frac{(1-z^{2q+1})}{(1-z)} - q(1+z^{2q+1}) - 1 \right\} \right]$$

La première de ces relations représente simplement la fonction de transfert du filtre dit "à valeur moyenne glissante" /7/. Toutefois, les équations obtenues ne sont pas le résultat d'une approche conventionnelle /8,9/. En effet, l'utilisation de la technique de segmentation récursive permet d'enrichir le signal incident d'une information supplémentaire qui est la dérivée première exacte du signal conditionné. Ce dernier aspect est particulièrement intéressant car il va permettre de définir une méthode d'analyse du signal dans le plan de phases (b, a).

Les figures 4.5 (a) et (b) indiquent les résultats obtenus par cette méthode pour différentes valeurs de q . Les signaux traités sont l'impédance thoracique et l'E.C.G.

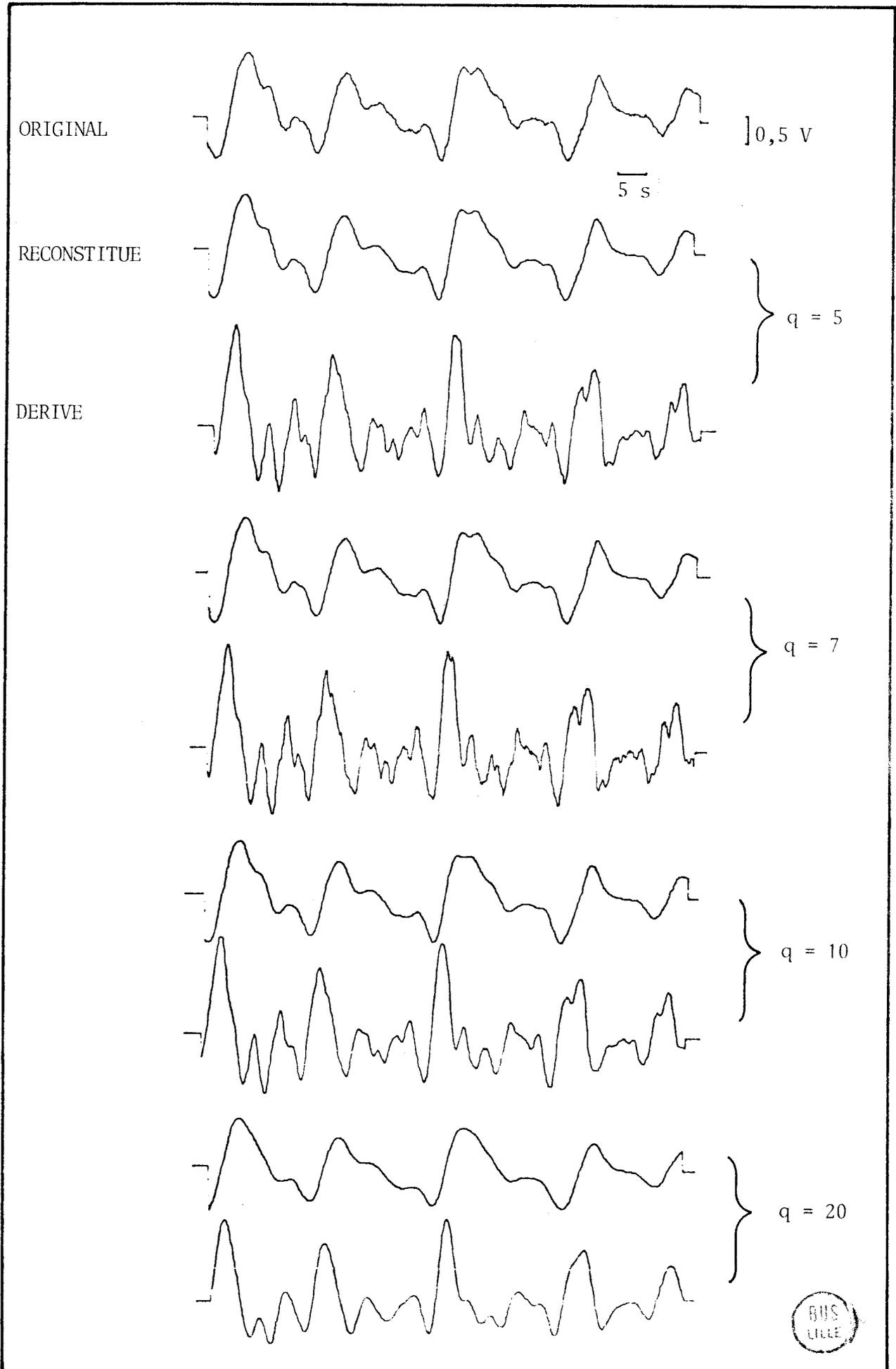


FIGURE - 4.5. (a) -

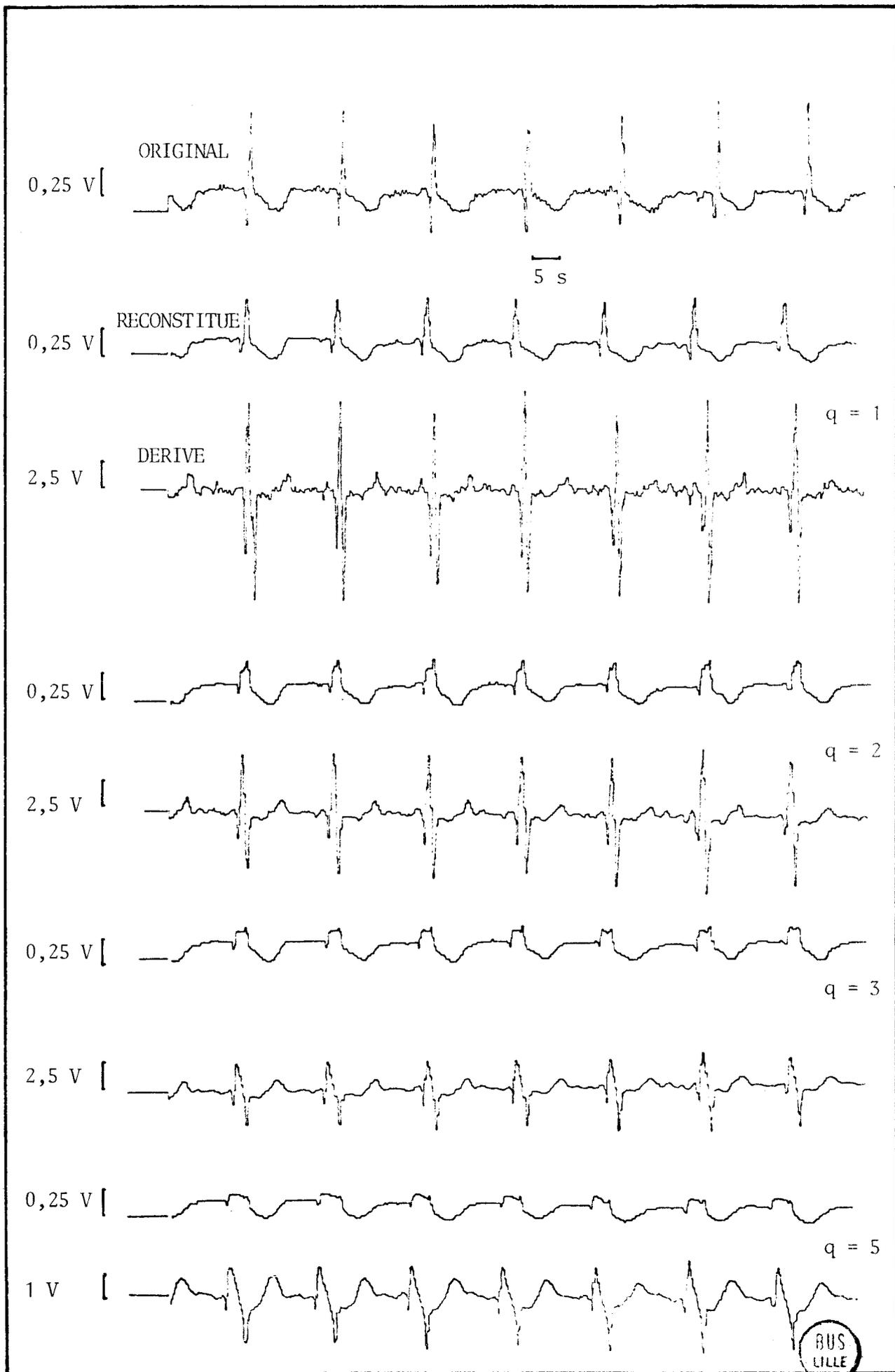


FIGURE - 4.5. (b) -

IV.3.4. Remarque

Dans l'optique d'un traitement en temps réel, il est abusif de dire que le filtre est à déphasage nul. En effet, le schéma de la figure 4.2 indique qu'il est nécessaire d'attendre l'acquisition de y_{n+q} pour calculer a_n et b_n . Par conséquent, le dispositif génère un retard pur constant. Cet aspect est sans inconvénient du point de vue de l'analyse du signal.

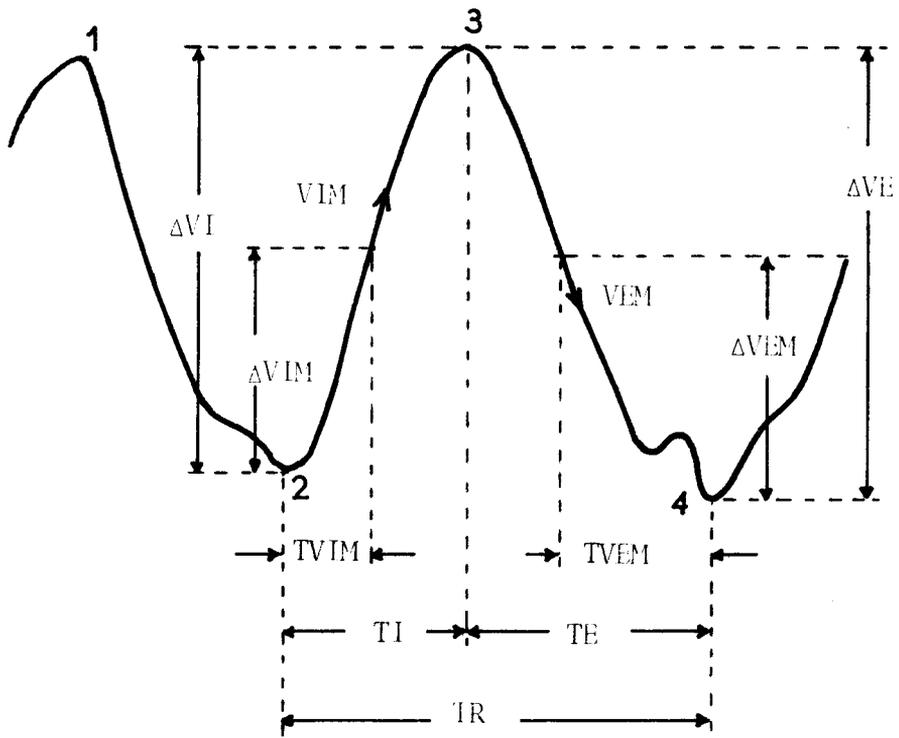
IV - 4 ISOLATION ET EXPLOITATION DES CYCLES RESPIRATOIRES

La courbe d'impédance thoracique a été enregistrée de telle manière qu'une inspiration se traduit par un accroissement du signal (dérivée positive) tandis qu'une expiration résulte en un signal décroissant (dérivée négative), figure 4.6 (a).

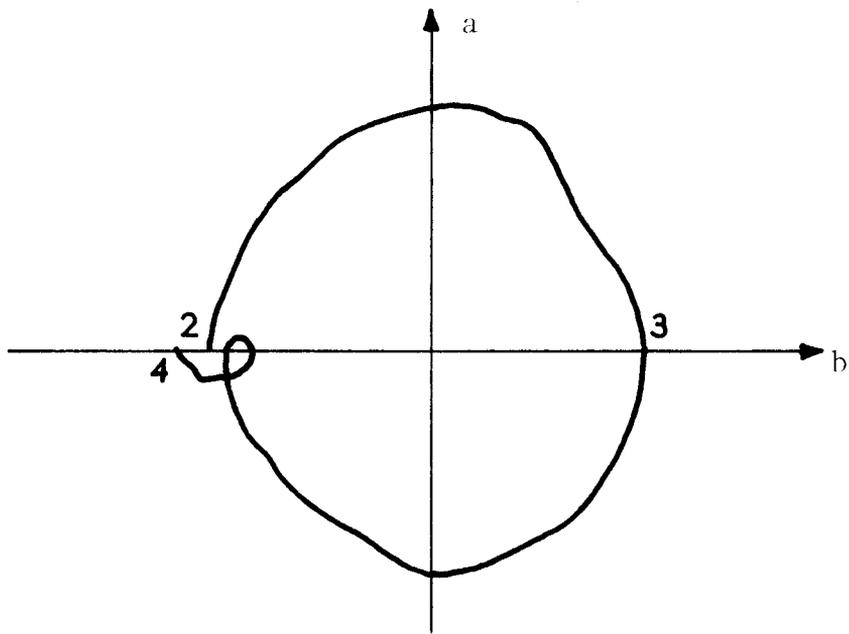
Un premier examen de ce signal indique que les maxima de la courbe d'impédance apparaissent avec beaucoup plus de précision que les minima. Ce phénomène peut s'expliquer simplement par le fait qu'à la fin d'une expiration la composante capacitive de l'impédance due au volume de gaz contenu dans les poumons est minimale. Il en résulte que l'effet résistif dû aux débits sanguins devient prédominant et l'on voit apparaître sur l'onde à ce niveau un rythme qui est probablement le rythme cardiaque (points 1 et 3 de la figure 4.6 (a) .

IV.4.1. Isolation du cycle respiratoire

Utilisant les deux suites a_n et b_n définies précédemment, il est possible d'isoler chaque cycle respiratoire. La figure 4.6 (b) montre la forme de LISSAJOUS associée au cycle (2,3,4) de la figure 4.6 (a). Par un jeu de tests effectués simultanément sur ces deux suites, il est possible de se positionner avec précision dans l'un ou l'autre des quatre quadrants du plan de phase. Cette souplesse de travail permet une plus grande rigueur dans l'extraction des paramètres caractéristiques d'un cycle respiratoire.



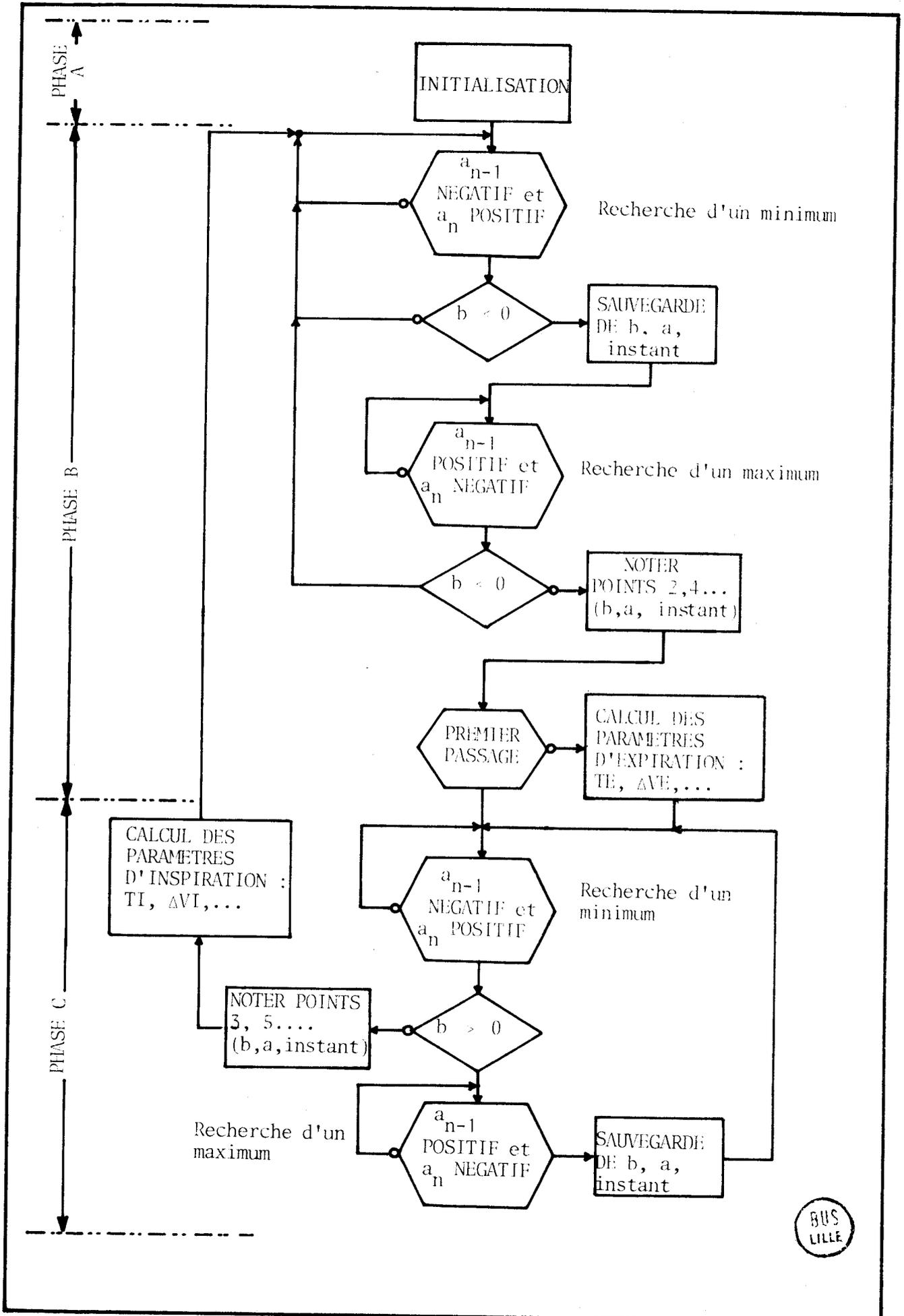
(a)



(b)



FIGURE - 4.6. -



L'organigramme de la figure 4.7 donne le principe d'isolation d'un cycle et des paramètres de base : TI , TE , ΔVI , ΔVE désignant respectivement le temps d'inspiration, le temps d'expiration et les variations d'amplitude de l'impédance thoracique à l'inspiration et à l'expiration. Cette procédure est divisée en trois phases (voir figure 4.7) :

- phase A : initialisation et recherche du point 1 de la figure 4.6 (a)
- phase B : recherche du minimum absolu du cycle, c'est-à-dire du point 2.
- phase C : recherche du point 3.

A l'issue de la phase C, la connaissance des points 2 et 3 permet de calculer les paramètres d'inspiration. Le programme reboucle ensuite sur la phase B où le point 4 est isolé. La connaissance des points 3 et 4 permet alors de calculer les paramètres d'expiration. Ce schéma conduit à un processus récursif. La mise en oeuvre en temps réel est donc immédiate.

IV.4.2. Discussion

L'isolation d'un cycle aurait également pu s'envisager en analysant directement le signal incident y_n . L'expérience a toutefois montré que dans ce cas on obtenait une très grande imprécision sur la détermination des points tels que 1, 2, 3... de la figure 4.6 (a). Cette imprécision est d'autant plus grande que le signal clinique traité est chargé de bruits.

La méthode de segmentation apporte une solution systématique à ce problème par le jeu de l'étude d'une forme de LISSAJOUS. Un avantage supplémentaire réside évidemment dans le fait qu'il est possible d'extraire, par cette méthode, d'autres paramètres caractéristiques de la dynamique respiratoire. En particulier, il a été possible d'insérer très simplement dans les phases B et C (organigramme de la figure 4.7) une procédure de détection des points à vitesse maximale à l'inspiration et à l'expiration (paramètres VIM , VEM , ΔVIM , ΔVEM , $TVIM$ et $TVEM$ de la figure 4.6 (a) . De cette manière, à l'issue de chaque cycle est constitué un fichier du comportement respiratoire.

IV - 5 CONCLUSION

La méthode de segmentation récursive présentée dans ce chapitre permet d'enrichir doublement l'information électrophysiologique. D'une part, en effet, elle conduit au conditionnement du signal incident par un effet de filtrage à déphasage nul. Le seul paramètre entier positif q permet de régler la fréquence de coupure du dispositif. D'autre part la méthode permet de générer la dérivée première exacte du signal conditionné. Ce second aspect est particulièrement intéressant lorsqu'il s'agit d'analyser un phénomène cyclique tel que l'impédance thoracique. Dans ce cas, en effet, chaque cycle peut-être caractérisé par une forme de LISSAJOUS dont l'exploitation permet une plus grande rigueur dans l'évaluation des paramètres caractéristiques du cycle.

Enfin les équations de fonctionnement de cet observateur numérique peuvent être fortement simplifiées par le jeu de changements de variables appropriés. Il en résulte une grande facilité dans la mise en oeuvre de la méthode en temps réel.

Le dernier chapitre présente quelques résultats obtenus par l'exploitation des suites a_n et b_n .

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

- /1/ LYNN P.A.
"Economic Linear Phase Recursive Digital-Filters"
- Electronics Letters 6, 5, 143-145, 1978.
- /2/ LYNN P.A.
"Recursive Digital Filters for Biological Signals"
- Medical and Biological Engineering, 9, 37-43, 1971.
- /3/ PAVLIDIS T., HOROWITZ S.L.
"Segmentation of Plane Curves"
- I.E.E.E. Transactions on Computers, C-23, 8, 860-870, 1974.
- /4/ VASSEUR C., RAJAGOPALAN C.V., TOULOTTE J.M. et DUBOIS O.
"Segmentation du Signal d'Impédance Thoracique : Application au
Monitoring Respiratoire du Nouveau-né"
- WAMI, Second annual meeting, Versailles, 1979.
- /5/ VIDAL P.
"Non Linear Sampled Data Systems"
- Gordon and Breach Science Publishers, 1969.
- /6/ JURY E.I.
"Theory and Application of the z Transform Method"
- John Wiley and Sons, 1964.

/7/ TAYLOR T. P., MACFARLANE P.W.

"Digital Filtering of the e.c.g - a comparison of low - pass digital filters on a small computer".

- Medical and Biological Engineering, 12, 493-502, 1974.

/8/ LAVIRON A.

"Filtrage Numérique de Rythmes d'Origine Biologique - I" Aspect théorique et applications analogiques à l'e c g.

- Medical and Biological Engineering, 9, 97-107, 1971.

/9/ LAVIRON A.

"Filtrage Numérique de Rythmes d'Origine Biologique - II" Aspect théorique et applications à l'analyse spectrale, en ligne, sur ordinateur.

- Medical and Biological Engineering, 9, 109-120, 1971.

/10/ WOMACK B.F.

"The Analysis of Respiratory Sinus Arrhythmia Using Spectral Analysis and Digital Filtering".

- I.E.E.E. Transactions on Bio Medical Engineering - BME-18, 6, 399-409, 1971.

/11/CHILDERS D.G., VARGA R.S. and PERRY N.W.

"Composite Signal Decomposition"

- I.E.E.E. Transactions on Audio and Electroacoustics, AU-18, 4, 471-477, 1970.

CHAPITRE V

RESULTATS ET DISCUSSION

V - 1 INTRODUCTION

Le chapitre III aborde l'étude de la courbe d'impédance thoracique par des techniques d'analyse fréquentielle, tandis que la méthode de segmentation récursive développée dans le chapitre IV permet de réaliser une analyse cycle par cycle.

Le dernier chapitre présente une étude comparative des résultats obtenus par chacune de ces deux méthodes. Cette étude est complétée par l'analyse de la dérivée première du signal, ainsi que par l'observation de l'évolution dans le temps des paramètres caractéristiques de chaque cycle respiratoire. En particulier la présentation de ces paramètres est effectuée sous diverses formes, la préoccupation première étant de fournir au médecin une information aussi simple et concise que possible.

Dans un second volet sont alors envisagées quelques applications immédiates des premiers résultats obtenus.

V - 2 ANALYSE FREQUENTIELLE

Les équations de récurrence établies au chapitre IV (cf. § IV-2.2) permettent d'obtenir le signal conditionné (ou filtré), ainsi qu'une estimation de la dérivée première de la courbe d'impédance thoracique. Une première utilisation de cette estimation a été d'isoler avec une précision accrue chaque cycle respiratoire (génération des formes de LISSAJOUS). Une seconde application réside dans le fait que l'opération de dérivation amplifie les composantes fréquentielles élevées de la courbe d'impédance thoracique et en particulier la composante cardiovasculaire. L'exploitation de cette propriété pour la mise en évidence de cette composante a donc été envisagée.

5/61.14

7900.57

7200.72

3614.36

0.01

0.01

Evénements/minute

Evénements/minute

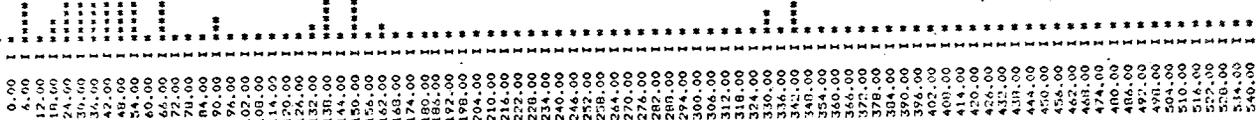


FIGURE - 5.1. (a) -

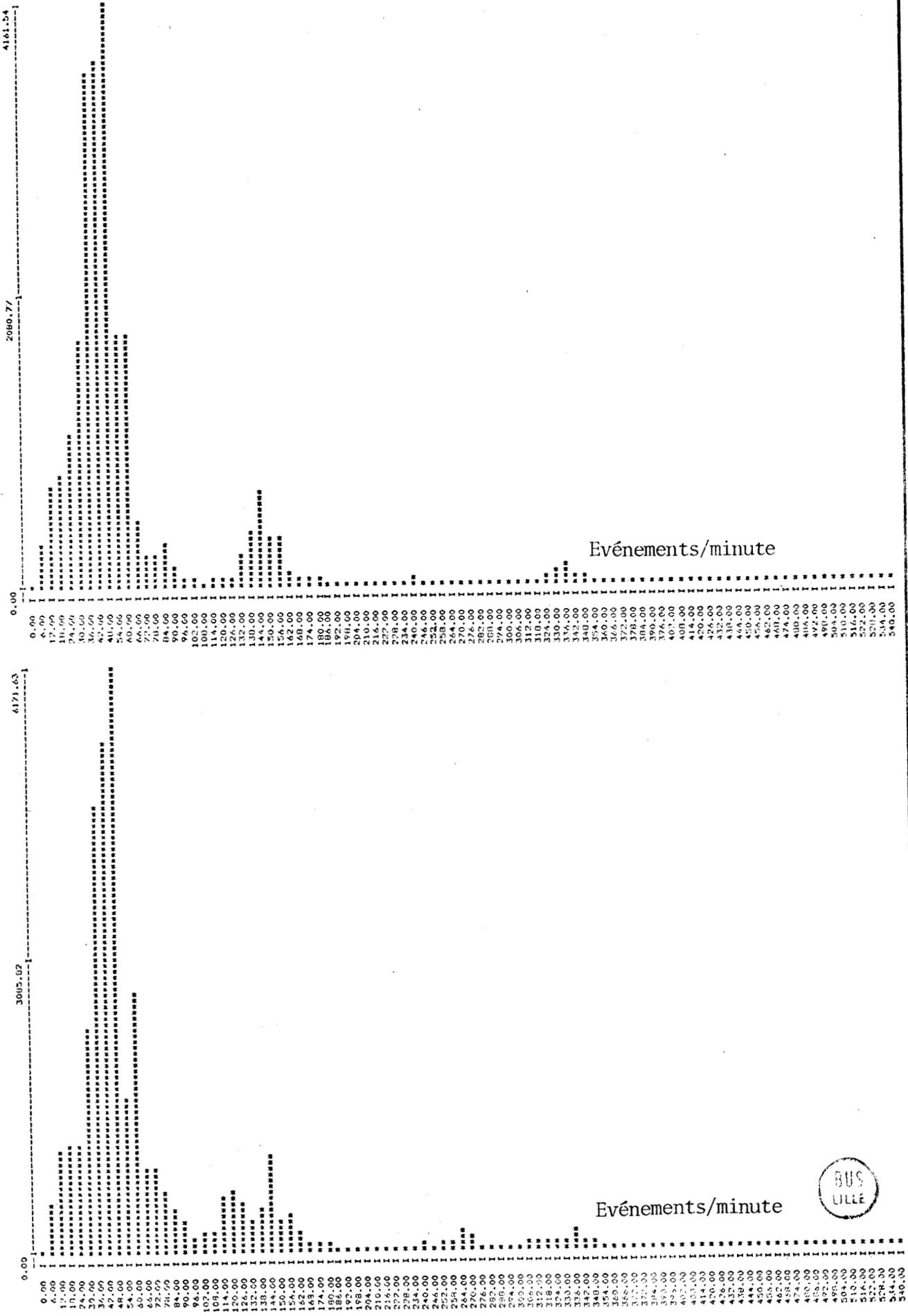


FIGURE - 5.1. (b) -

L'analyse fréquentielle du signal conditionné et de sa dérivée première est présentée dans les paragraphes suivants.

V.2.1. Analyse spectrale du signal conditionné

La valeur $q = 7$ a été adoptée pour la réalisation des suites b_n et a_n . L'analyse spectrale de la suite b_n donne des résultats en tous points comparables à ceux obtenus dans le chapitre III à partir du signal incident (figure 5-1 (a) et (b)). En particulier on peut noter que l'opération de segmentation ne modifie pas sensiblement la distribution fréquentielle du signal. Ceci justifie à posteriori le choix de la valeur de q adoptée.

V.2.2. Analyse spectrale de la dérivée première

La figure 5.2 (a) illustre l'effet d'amplification réalisé sur les composantes cardiovasculaires du signal (suite a_n). Cet effet d'amplification apparaît encore plus nettement lorsque les électrodes sont rapprochées de part et d'autre de l'appendice xyphoïde (figure 5.2 (b)). La figure 5.3 illustre alors les résultats obtenus à partir de l'analyse fréquentielle de ces signaux. La distribution de la fréquence fait apparaître clairement la composante cardiovasculaire du signal (120 événements par minute) lorsque les électrodes sont en position rapprochées (figure 5.3 (b)).

La figure 5.4 donne les résultats moyens obtenus pour 12 observations de 10 secondes. Ici encore la composante cardiovasculaire apparaît plus nettement. Par conséquent, dans ce cas, l'effet de moyenne ne masque plus l'activité cardiovasculaire comme il le faisait sur le signal original.

Enfin, pour des électrodes rapprochées, le spectre de la dérivée donne une information quantitative sur les énergies développées respectivement par les activités respiratoire et cardiovasculaire du patient. Cet élément pourrait être le point de départ d'une analyse quantitative du couple perfusion ventilation. Toutefois, l'aspect parfois anarchique du rythme respiratoire du nouveau-né peut considérablement augmenter les difficultés d'analyse. En particulier l'adoption d'une fenêtre d'observation constante ne permet pas de travailler sur un nombre de cycles respiratoires constants. Cet aspect est une source d'erreur supplémentaire dans la recherche d'une évaluation quantitative précise de l'information.

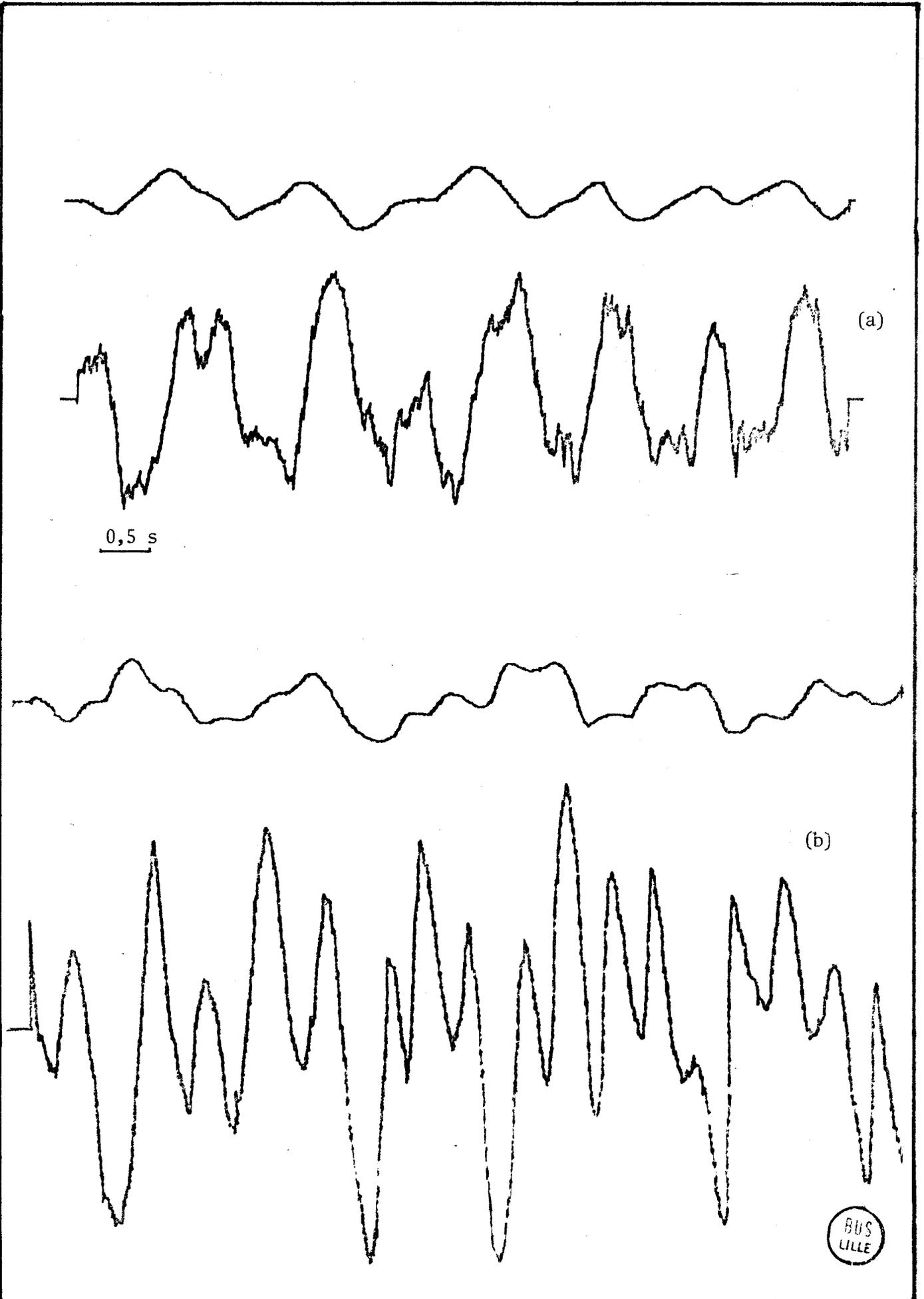


FIGURE - 5.2. -

134779.90

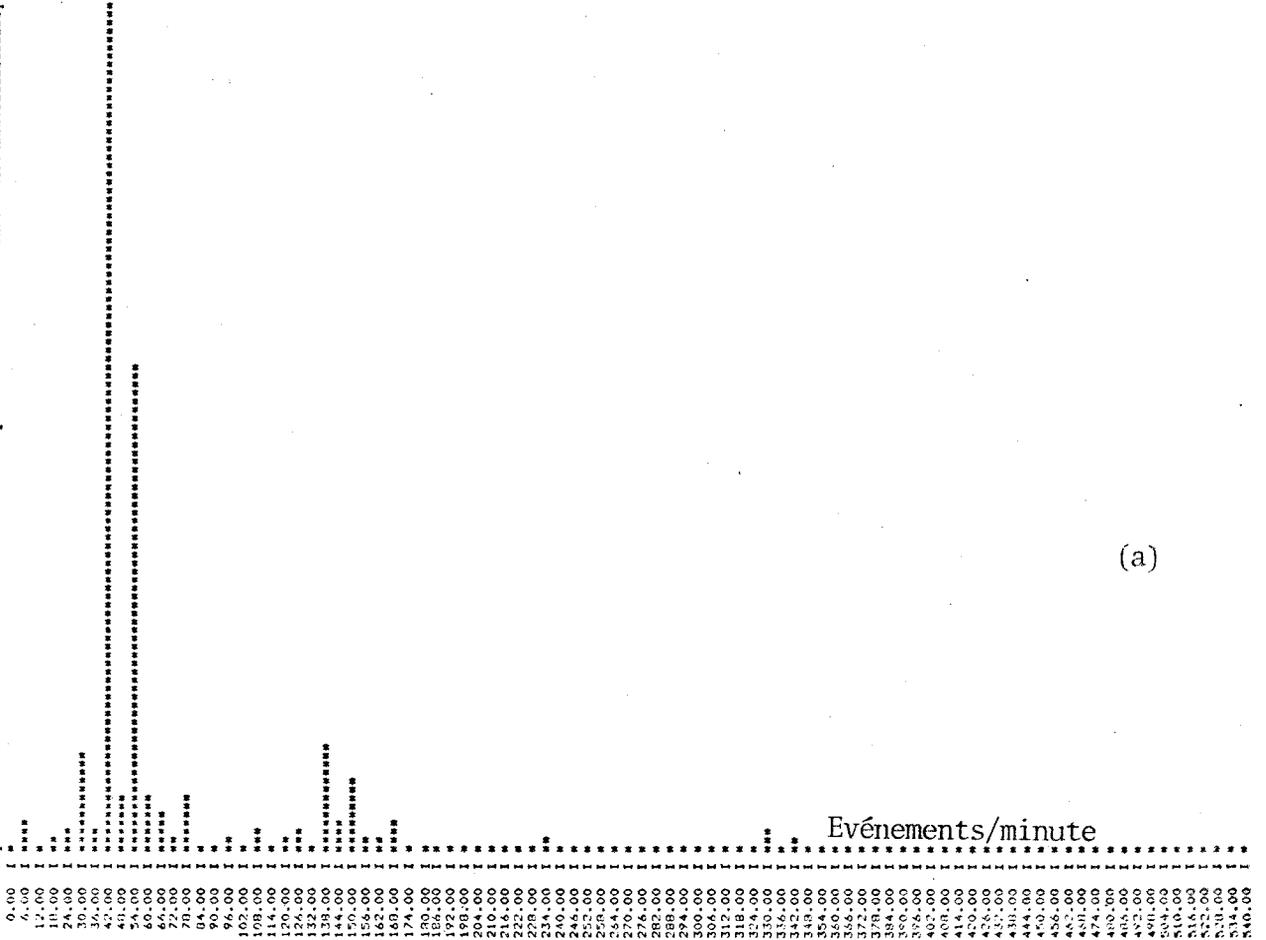
49439.90

0.00

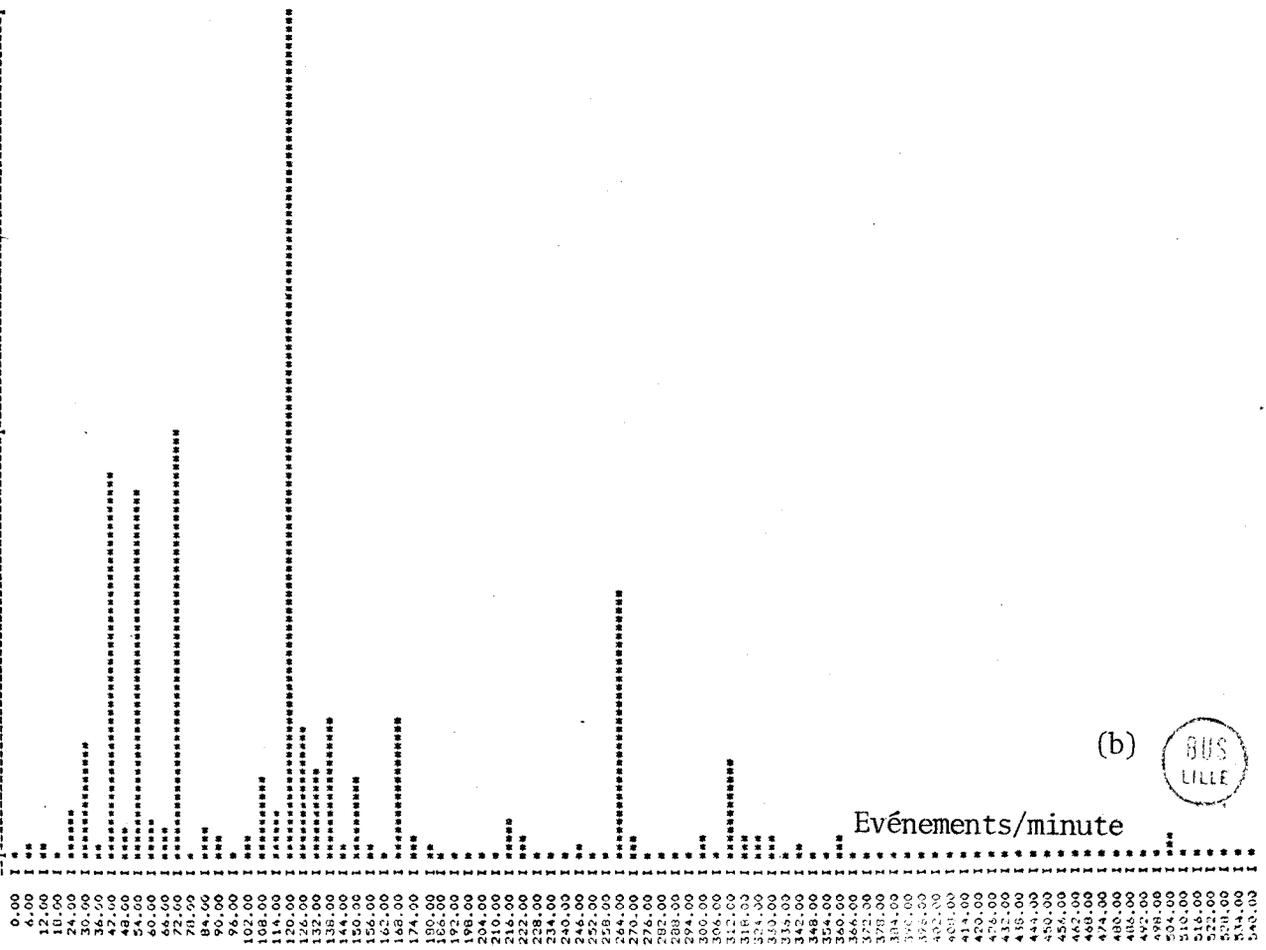
235677.40

117039.80

0.00



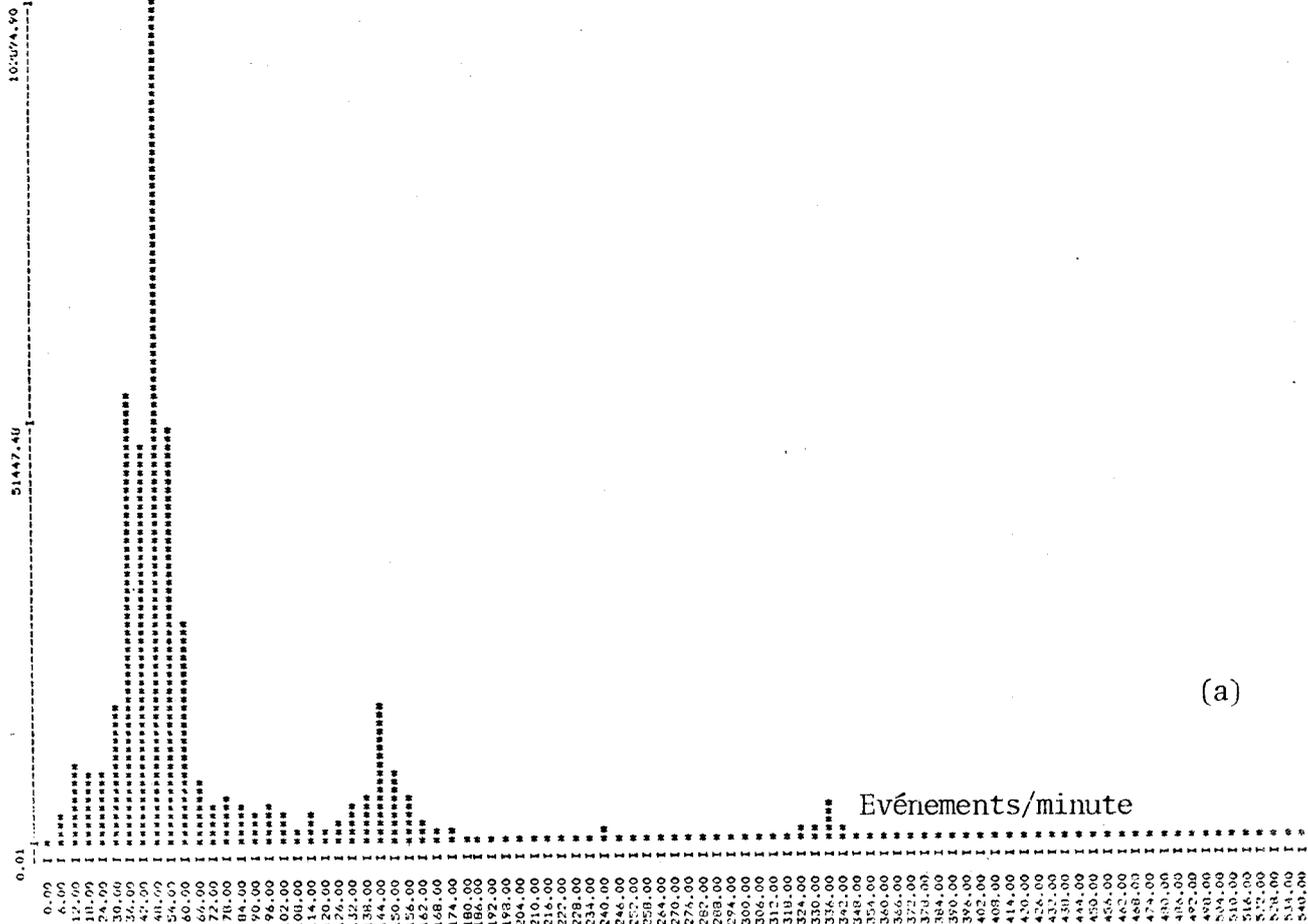
(a)



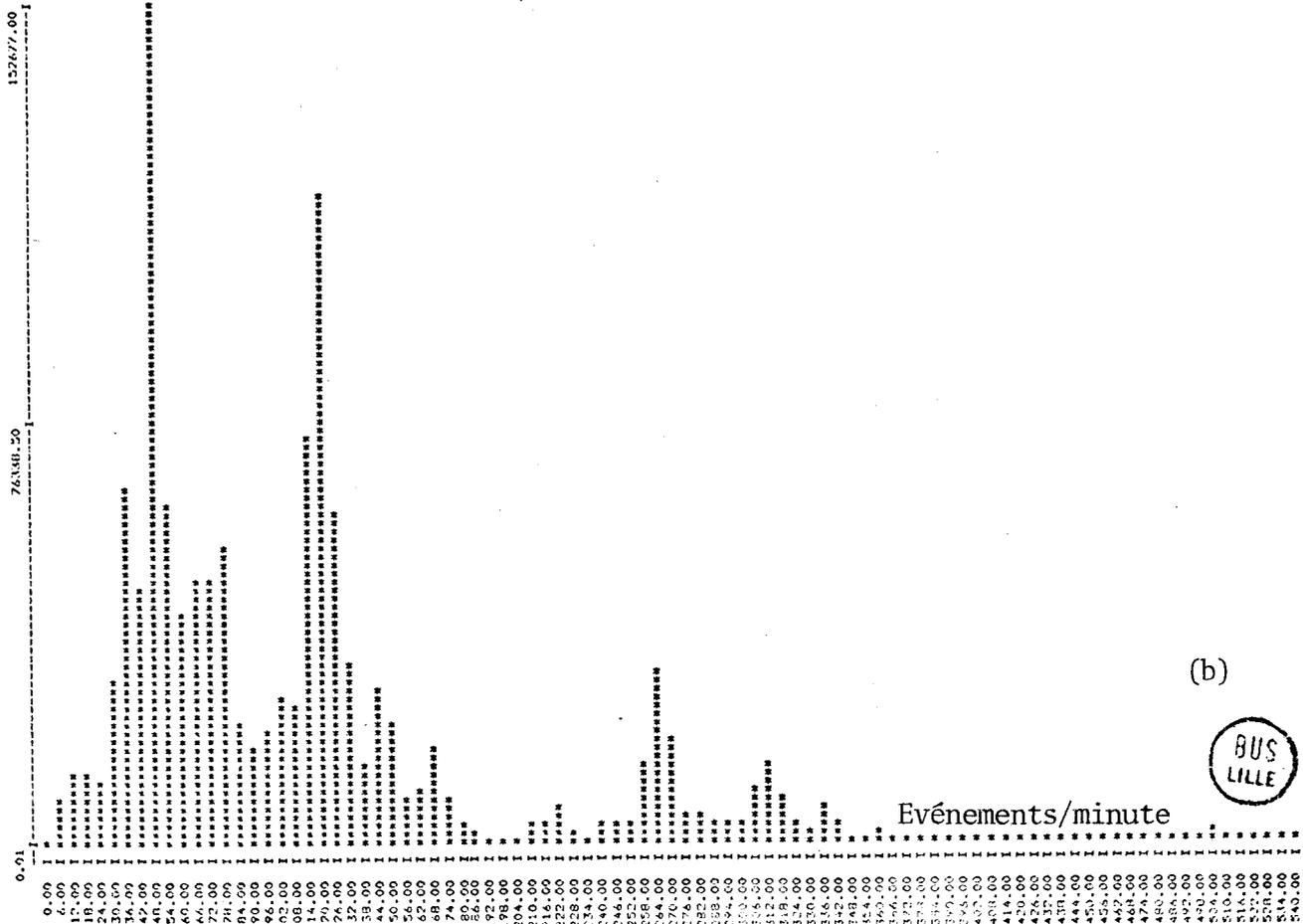
(b)



FIGURE - 5.3. -



(a)



(b)



FIGURE - 5.4. -

V - 3 ANALYSE CYCLE PAR CYCLE

V.3.1. Principe

La méthode de segmentation récursive peut-être utilisée pour l'analyse du signal d'impédance thoracique cycle par cycle. L'isolation de chaque cycle respiratoire et l'extraction des paramètres caractéristiques ont été présentées dans le chapitre précédent (cf. § IV-4). L'utilisation de ces paramètres est maintenant envisagée pour une étude de l'évolution dans le temps du comportement respiratoire.

De nombreux éléments sont sujets à d'importantes fluctuations dans le comportement respiratoire du nouveau-né /1, 2/. Le chapitre III a permis dans un premier volet, d'examiner l'aspect fréquentiel de ces fluctuations (périodes de calme, périodes d'activité motrice).

Dans un second volet, les paramètres caractéristiques fondamentaux extraits par la méthode de segmentation sont les suivants :

- . temps d'inspiration : TI
- . temps d'expiration : TE
- . amplitude à l'inspiration : ΔVI
- . amplitude à l'expiration : ΔVE

Ces quatre paramètres constituent le fichier caractéristique d'un cycle respiratoire dont l'exploitation permet d'envisager une analyse du comportement sur de très longues périodes. Cet aspect est intéressant lorsqu'il s'agit d'effectuer une surveillance à long terme. Il permet notamment d'éviter la scrutation fastidieuse de très longs enregistrements graphiques.

Bien que la faisabilité de l'analyse en temps réel ait été démontrée, c'est une procédure en temps différé qui a été utilisée dans le cadre de cette étude. La mauvaise adaptation du système informatique du laboratoire aux problèmes de traitement en ligne est l'élément déterminant de ce choix. Dans ces conditions la figure 5.5 illustre le dispositif d'analyse.

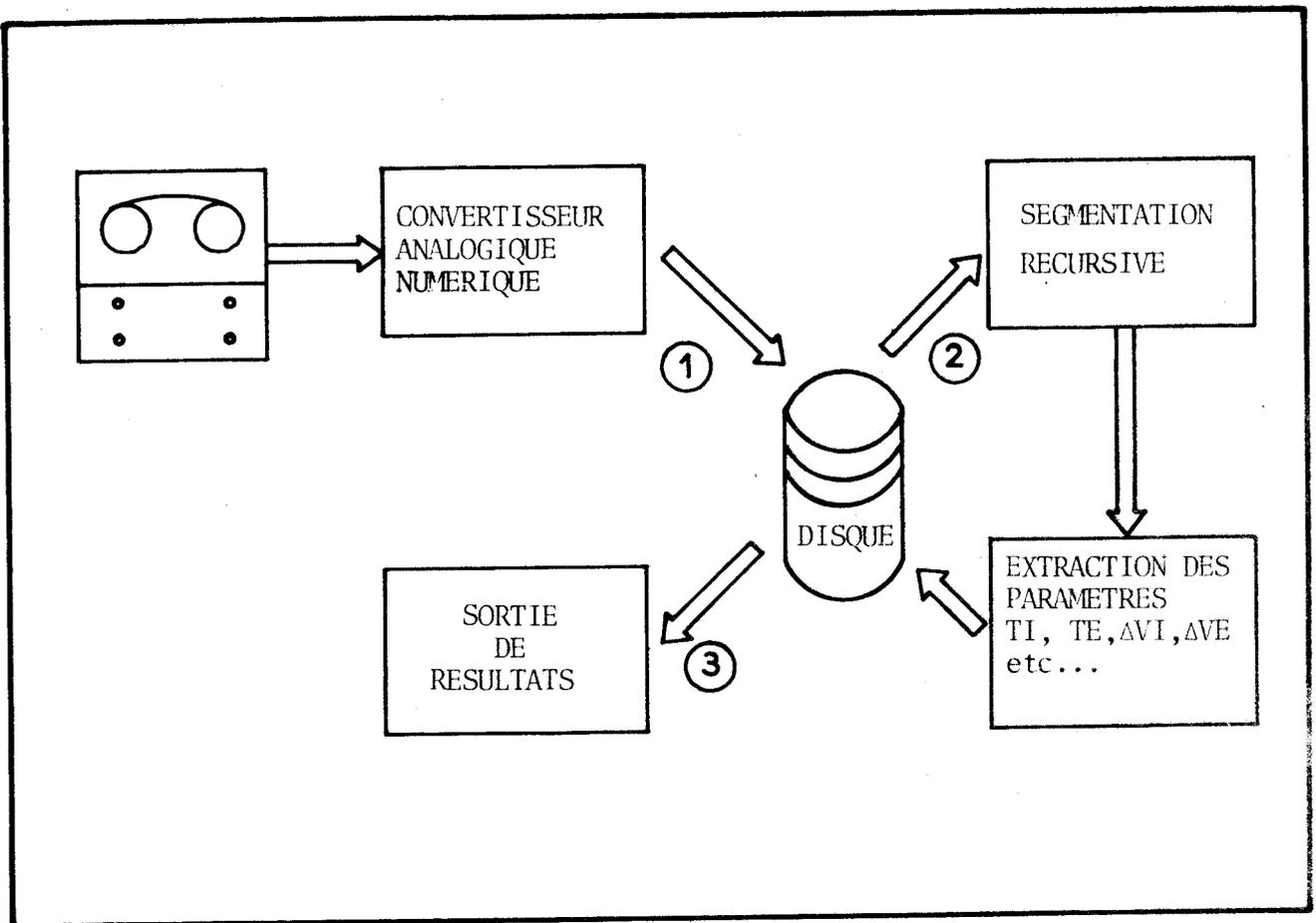


FIGURE - 5.5. -

Le signal d'impédance thoracique est d'abord mémorisé sur disque (phase ①). Ce signal est ensuite soumis à la procédure de segmentation et d'extraction des paramètres caractéristiques (phase ②). Les résultats de la phase ② sont alors envoyés sur des fichiers disque dont la remise à jour est effectuée chaque fois que de nouveaux enregistrements sont disponibles. L'exploitation des fichiers constitue la phase terminale de l'analyse (phase ③).

V.3.2. Résultats

Les résultats présentés ici couvrent une période de 200 cycles respiratoires correspondant à une durée d'environ 4 minutes d'un enregistrement effectué avec des électrodes en position normale. Afin d'illustrer l'évolution dans le temps des phénomènes observés, des histogrammes ont alors été réalisés à l'intérieur d'une fenêtre d'observation glissante. Les fenêtres successives peuvent évidemment se recouvrir afin de rendre compte de la continuité de l'évolution.

Il est important de noter que la durée d'observation est évaluée en nombre de cycles respiratoires ; ceci revient à introduire une référence temporelle adaptative liée à la durée des cycles. Dans l'exemple présenté la fenêtre a pour largeur 50 cycles.

V-3.2.1. Etude de TI et TE

La figure 5.6 illustre l'évolution du paramètre TI. Une phase d'apnée qui se traduit par une augmentation anormale de ce paramètre apparaît très nettement. Cet aspect est illustré par le contour polygonal (1) qui donne une image de l'évolution dans le temps de l'étendue des histogrammes. Le contour (2) rend compte, d'autre part, de l'évolution du mode des histogrammes. L'affaissement apparaissant lors de la phase d'apnée est une conséquence logique de l'étalement de l'histogramme à ce niveau.

Les histogrammes de la figure 5.7 illustrent les variations temporelles du paramètre TE. L'étude de l'évolution de ce paramètre semble plus délicate. En effet, l'expiration est une phase passive (en respiration libre) contrairement à l'inspiration qui est une phase active du cycle respiratoire. En conséquence la distribution du paramètre TE est plus étendue et son étude quantitative plus délicate à réaliser.

V-3.2.2. Etude du rapport TI/TE

Le rapport TI/TE donne également une bonne indication du comportement respiratoire (régulier, irrégulier, cyclique etc...) et de l'état du patient (sommeil profond, activité motrice, apnée etc...) /3/. Par exemple, dans certains cas de détresse respiratoire, il arrive que ce rapport atteigne la valeur 1/2 /3/. La figure 5.8 donne les variations temporelles de ce rapport dans la période d'observation considérée.

V-3.2.3. Etude de ΔVI et ΔVE

De la même façon que précédemment les figures 5.9 et 5.10 illustrent l'évolution temporelle des paramètres ΔVI et ΔVE . L'observation des histogrammes correspondants permet d'aboutir à des conclusions analogues à celles obtenues pour TI et TE. Il ne semble donc pas que ΔVI et ΔVE apportent à eux seuls une information supplémentaire sur le comportement

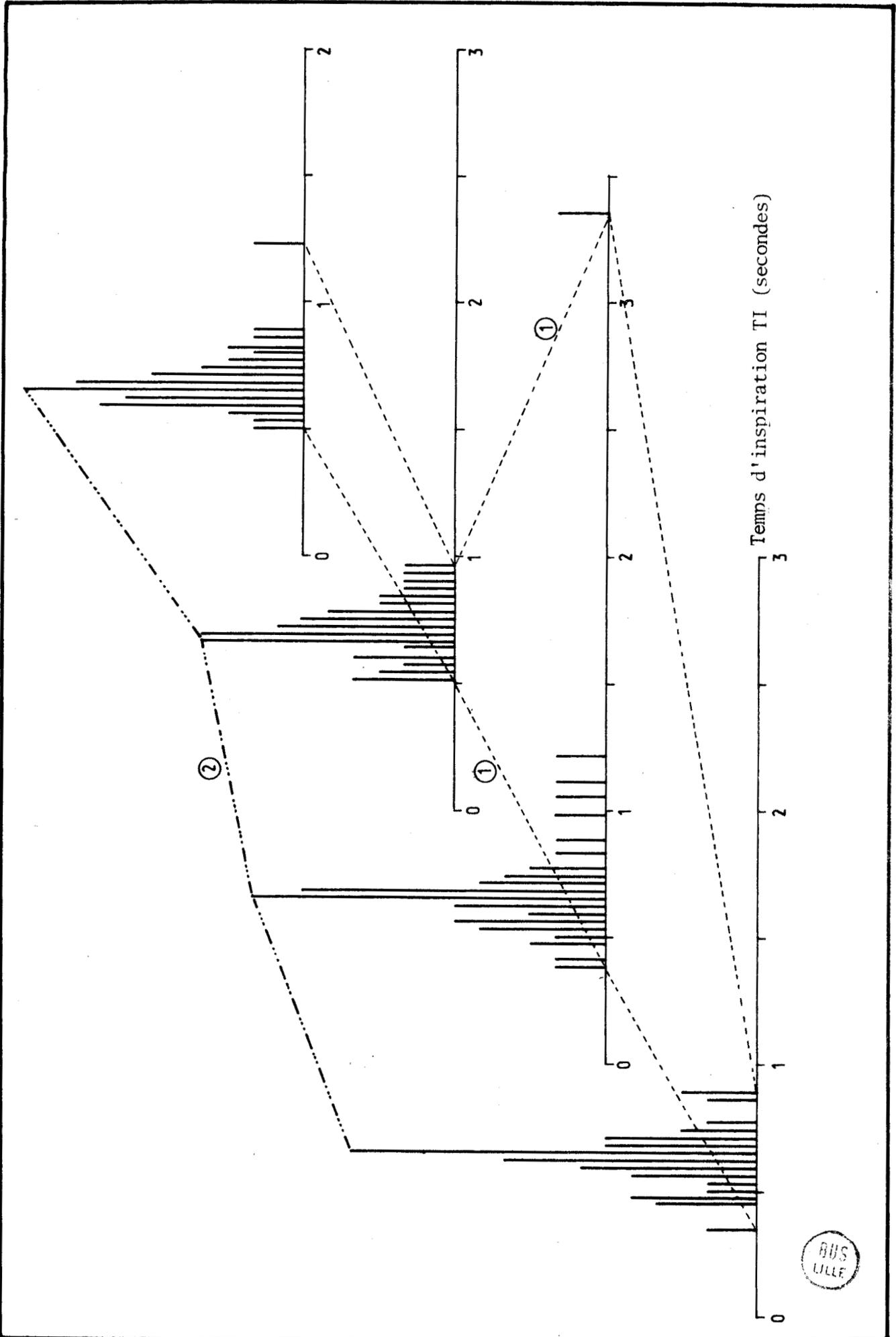
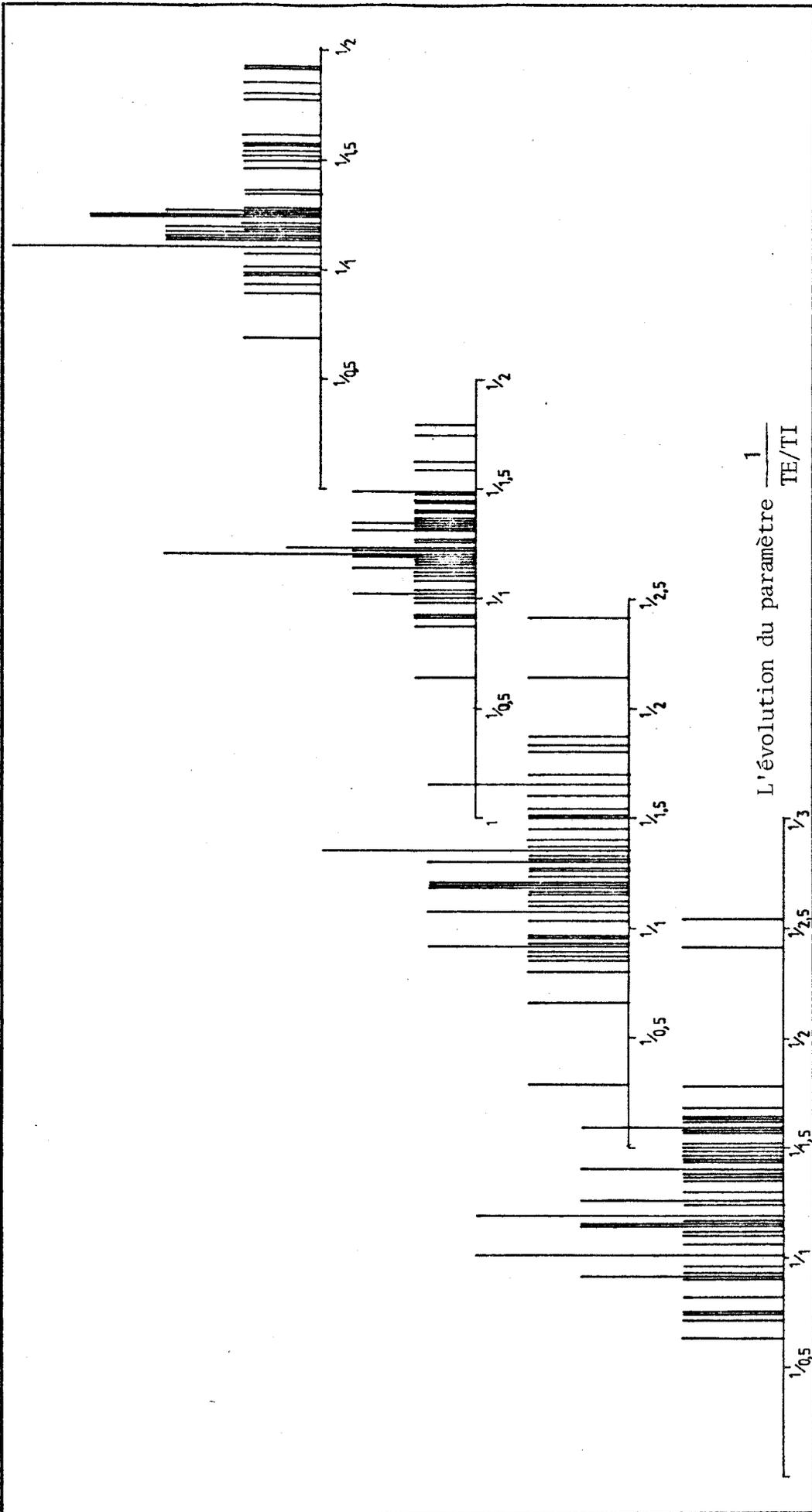


FIGURE - 5.6. -



L'évolution du paramètre $\frac{1}{TE/TT}$

FIGURE - 5.8. -



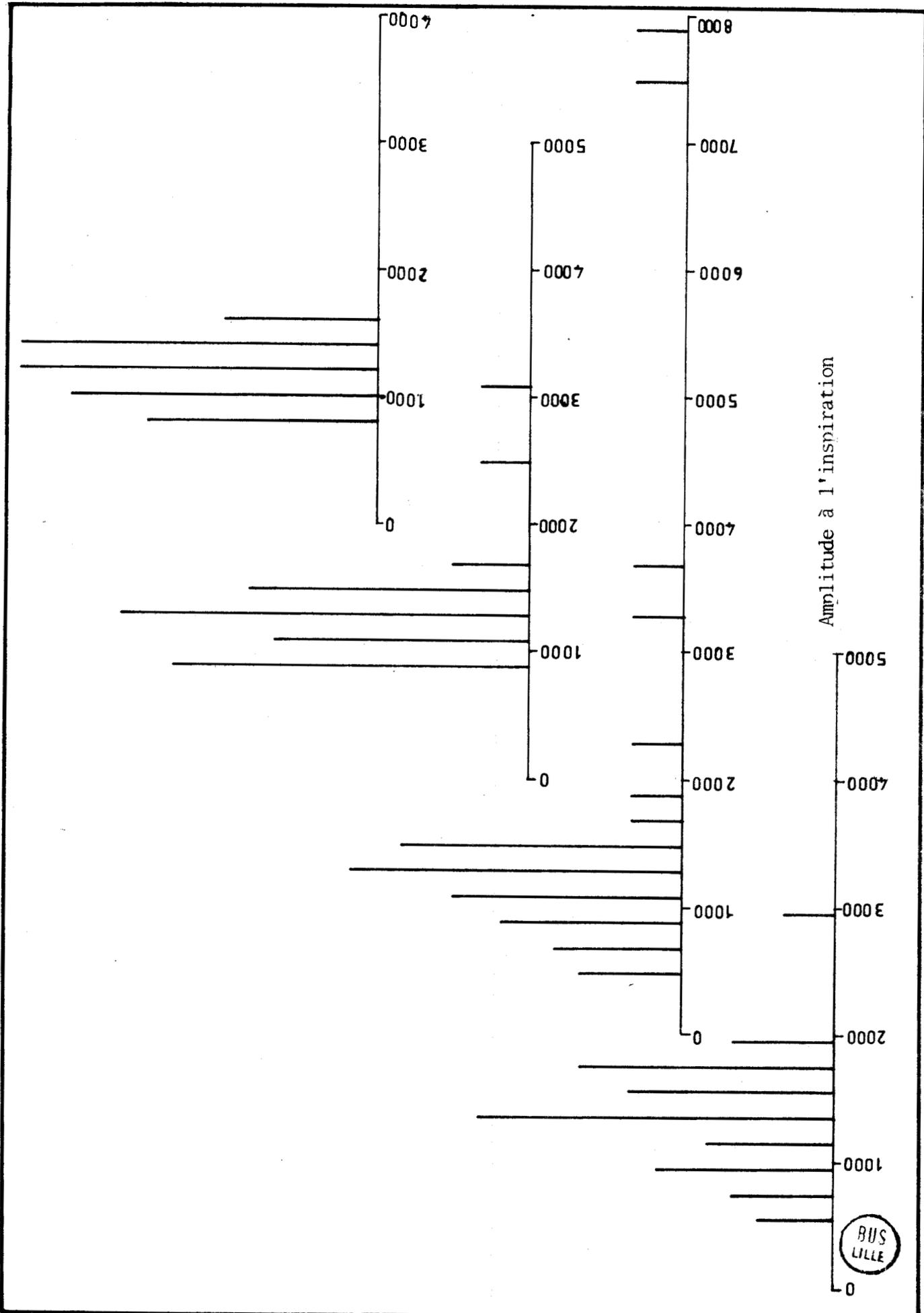


FIGURE - 5.9. -

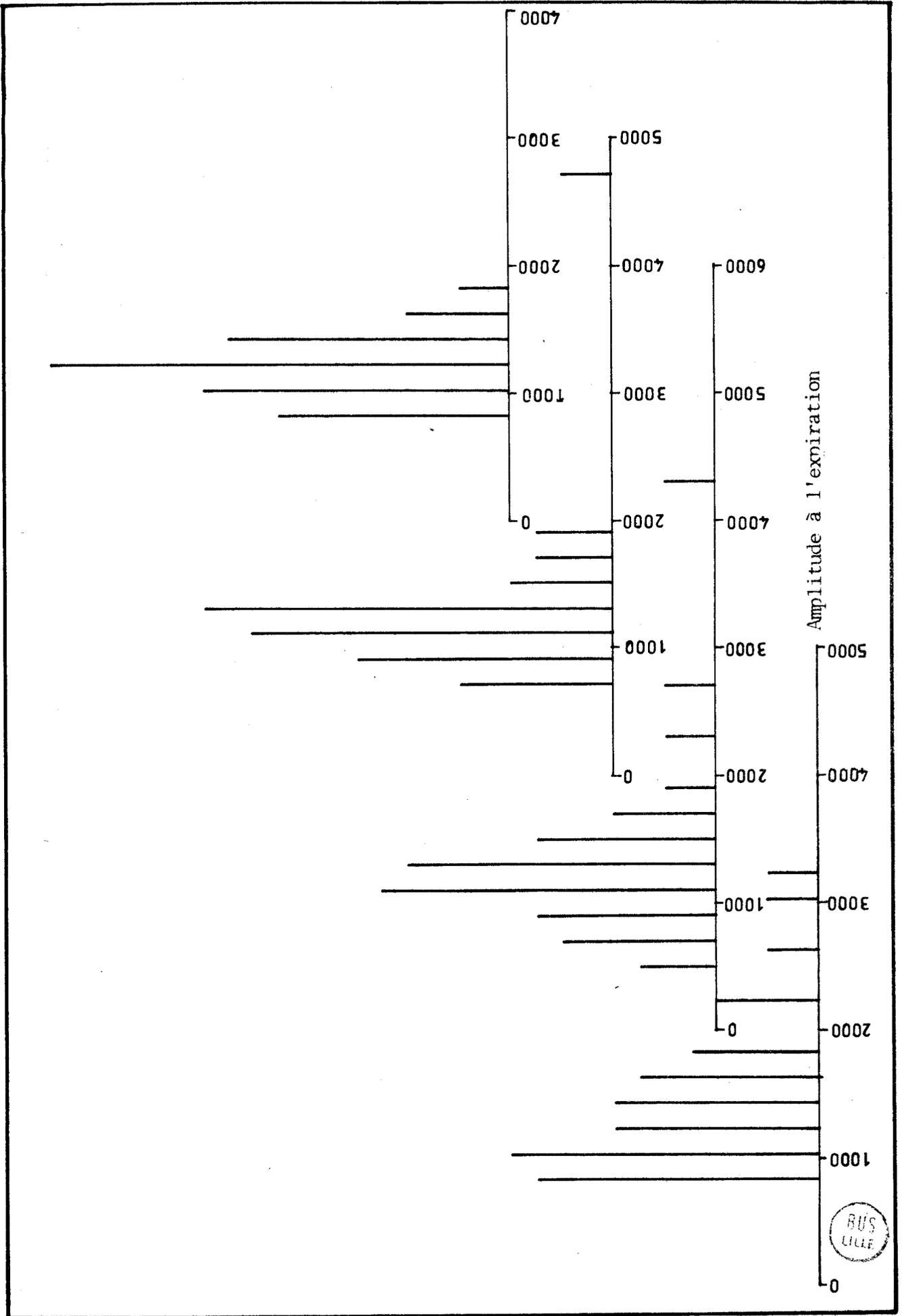


FIGURE - 5.10. -

respiratoire du patient. Toutefois, il est intéressant de conjuguer ces paramètres à TI et TE, afin d'introduire la notion de quantité énergétique associée à chaque cycle.

V.3.3. La notion d'énergie

Par analogie avec les densités spectrales obtenues dans le chapitre III, des histogrammes indiquant le contenu énergétique de chaque fréquence ont été réalisés de la manière suivante :

- A partir des paramètres fondamentaux sont calculées les expressions $(TI + TE)$ et $(\Delta VI + \Delta VE)^2$.
- La somme de tous les $(\Delta VI + \Delta VE)^2$ correspondant à une fourchette $(TI + TE)$ donnée est effectuée.
- L'histogramme est alors réalisé en reportant en abscisse les fourchettes $1/(TI + TE)$ et en ordonnée les énergies cumulées $(\Sigma(\Delta VI + \Delta VE)^2)$.

La figure 5.11 montre l'évolution de cet histogramme d'énergie dans la période considérée. Il est important de noter que, de cette manière, il est possible d'obtenir une résolution égale à la fréquence d'échantillonnage. Ceci présente une amélioration notable par rapport à la résolution obtenue lors de l'analyse fréquentielle. Cependant il est intéressant de compléter cette étude par celle de l'histogramme des fréquences respiratoires $(1/(TI + TE))$, (figure 5.12). Les deux analyses menées de front permettent alors de différencier les ondes respiratoires de faible énergie qui se produisent souvent, des ondes respiratoires à forte énergie qui apparaissent peu fréquemment.

L'examen simultané des figures 5.11 et 5.12 illustre parfaitement ce phénomène et permet d'aboutir aux deux conclusions suivantes :

- Dans l'exemple de l'étude la phase d'apnée est précédée d'une onde de fréquence élevée et de forte énergie.
- En respiration libre le patient considéré concentre son énergie respiratoire autour des fréquences 36-38/minute, appelée "fréquence respiratoire libre optimale".

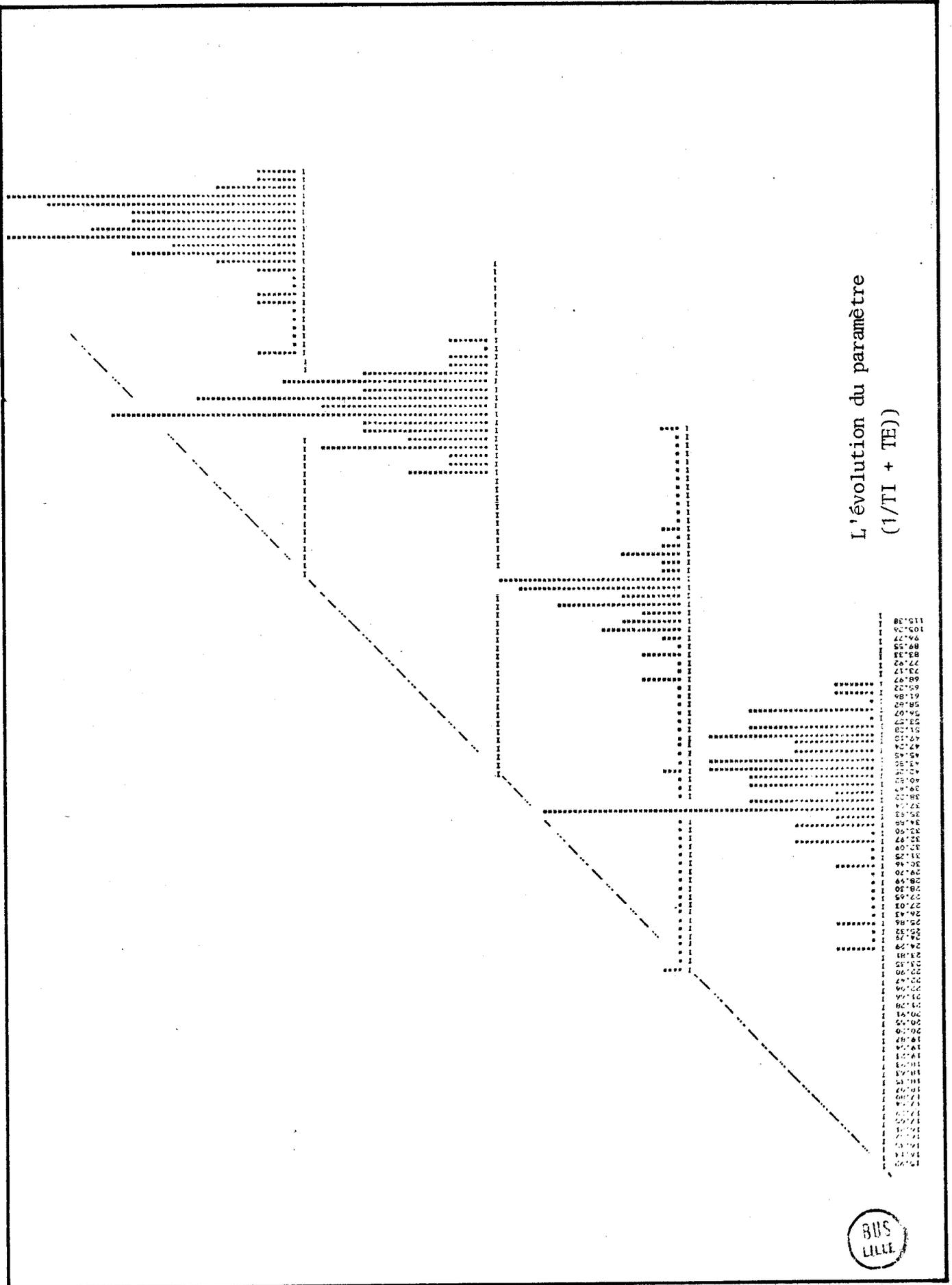


FIGURE - 5.12. -

Ce dernier aspect peut-être intéressant lorsqu'il s'agit de définir la fréquence respiratoire à imposer à un malade dont l'état nécessite une ventilation assistée.

V - 4 CONCLUSION

Dans un premier temps l'analyse fréquentielle de l'estimation de la dérivée du signal d'impédance thoracique a permis de mettre en évidence de façon satisfaisante la composante cardiovasculaire. Ce résultat n'a toutefois pu être obtenu qu'en rapprochant les électrodes de part et d'autre de l'appendice xyphoïde.

Dans un second volet, l'exploitation de la méthode de segmentation récursive a permis d'aborder l'analyse du mécanisme respiratoire cycle par cycle. De cette manière, le suivi de l'évolution des phénomènes se fait par rapport à une référence temporelle adaptative liée à chacun de ces cycles. Dans l'exemple considéré, il a d'une part été possible de caractériser l'apparition d'une apnée. D'autre part, une étude de la distribution des quantités d'énergie liée à chaque cycle respiratoire a permis de mettre en évidence une fréquence respiratoire libre optimale. Cette information supplémentaire peut-être exploitée avantageusement lorsque l'état du patient nécessite une ventilation assistée.

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

/1/ HATHORN M.K.S.

"Analysis of the Rythm of Infantile Breathing"

- British Medical Bulletin, 31, 1, 8-12, 1975.

/2/ SCHOLTEN C.A.

"Computer Analyse Van Polygeammen"

- Thèse présentée à Rijksuniversiteit te Groningen, 1976.

/3/ CASAER P.

"Postural Behavior in Newborn Infants . A behavioural and Physiological study"

- Thèse présentée à Rijksuniversiteit te Groningen, 1977.

/4/ RIGATTO H.R., BRADY J.D.

"Periodic Breathing and Apnea in Preterm Infants. II. Hypoxia as a primary event".

- Pediatrics, 50, 219-228, 1972.

/5/ DUMERMUTH G., HUBER P.J., KLEINER B., GASSER T.

"Numerical Analysis of Electroencephalographic Data"

- I.E.E.E. Transactions on Audio and Electroaccoustics, AU-18, 4, 404-411, 1970.

/6/ LEWIS C.D.

"Statistical Monitoring Techniques"

- Medical and Biological Engineering, 9, 315-323, 1971.

/7/ GUNDERSEN J., DAHLIN K.

"Monitoring of Breathing with a Segmental Air-Filled Mattress"

- Medical and Biological Engineering, 9, 541-547, 1971.

/8/ WALKER C.M.H., HANWELL A.E.

"Impedance Respiratory Monitoring in the Newborn Infant"

- Biomedical Engineering, 3, 454, 1968.

/9/ GEUBELLE F., LAGNEAUX D.

"Aspects Récents et Méthodes d'Investigation de la Fonction Respiratoire
du Nouveau-Né".

- Clinique Pédiatrique, Institut de Physiologie - Université de
Liège, 1977.

- CONCLUSION GÉNÉRALE -

L'étude réalisée a permis de mettre en évidence les difficultés liées à la mise en oeuvre des techniques d'analyse fréquentielle classiques pour l'exploitation de l'information électrophysiologique. Ces difficultés sont, pour une bonne part, dues au caractère fluctuant des rythmes attachés à ce type d'information. Dans ces conditions l'adoption d'une fenêtre d'observation de longueur constante ne permet pas d'effectuer une quantification suffisamment précise des phénomènes observés.

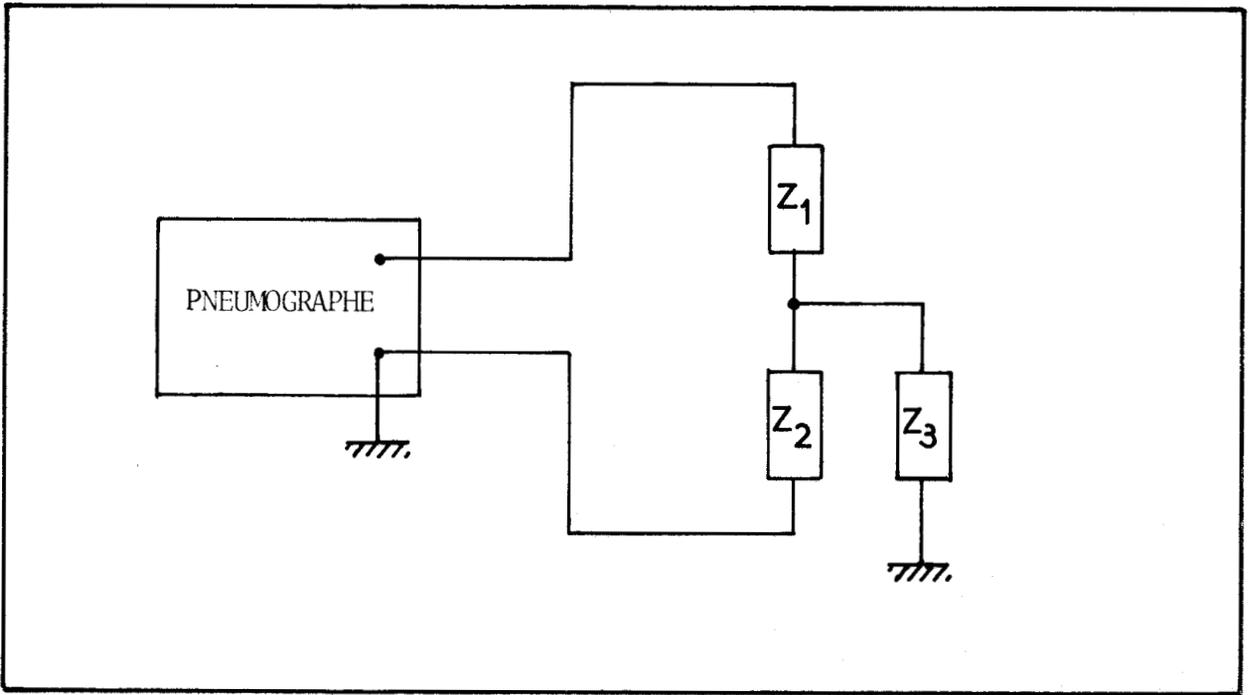
Afin de pallier ces difficultés, la méthode de segmentation récursive conduit à la définition d'une référence temporelle adaptative liée à l'évolution des biorythmes. La méthodologie d'analyse qui en découle se traduit par la réalisation d'un observateur numérique capable de générer des formes de LISSAJOUS caractéristiques de chaque cycle respiratoire. La souplesse de cet outil permet alors d'envisager simplement la mise à jour de fichiers du comportement respiratoire.

Les prolongements envisagés dans le cadre de cette étude visent à développer le projet sous l'aspect spécifique de l'instrumentation médicale. En particulier, la simplicité des équations de fonctionnement de l'observateur numérique montre la faisabilité d'un appareillage de surveillance respiratoire orienté vers le traitement microprocesseur. L'apport original de cet appareillage résiderait alors dans son aptitude à enrichir sensiblement l'information statistique relative au comportement respiratoire du patient. Cet enrichissement serait obtenu par génération, en temps réel, de fichiers du comportement respiratoire alors que les appareillages conventionnels ne font que délivrer une information brute donc pauvre.

Un second aspect de cet appareillage réside dans la portabilité des matériels réalisables . En effet, l'utilisation des nombreux composants de la microinformatique actuellement disponibles sur le marché permet d'envisager raisonnablement la réalisation d'appareillage très intégrés utilisables hors clinique. C'est dans ce sens que les travaux sont actuellement poursuivis.

ANNEXES

- ANNEXE A : I -

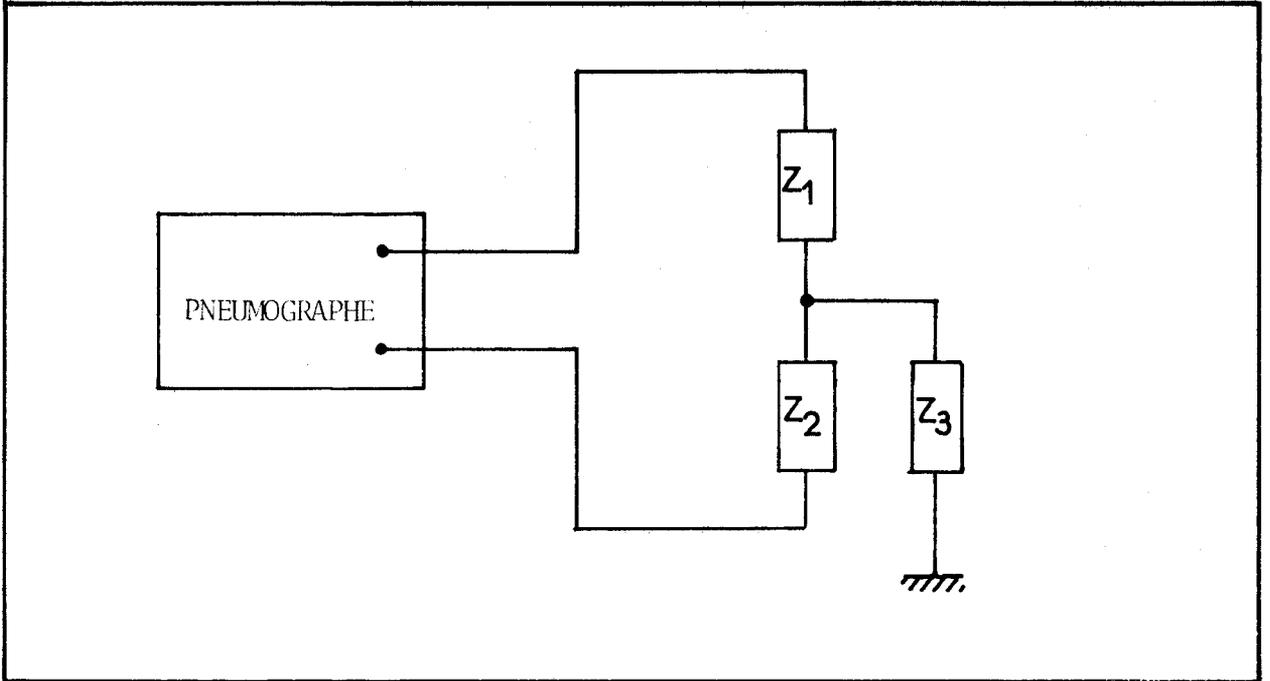


Si une borne du pneumographe est reliée à la masse, un artéfact important se produit chaque fois que le sujet touche cette masse.

Soit $Z_i = Z_1 + Z_2$ l'impédance initiale. Quand le patient vient en contact avec la masse, Z_i devient $Z_i' = Z_1 + \frac{Z_2 Z_3}{Z_2 + Z_3}$

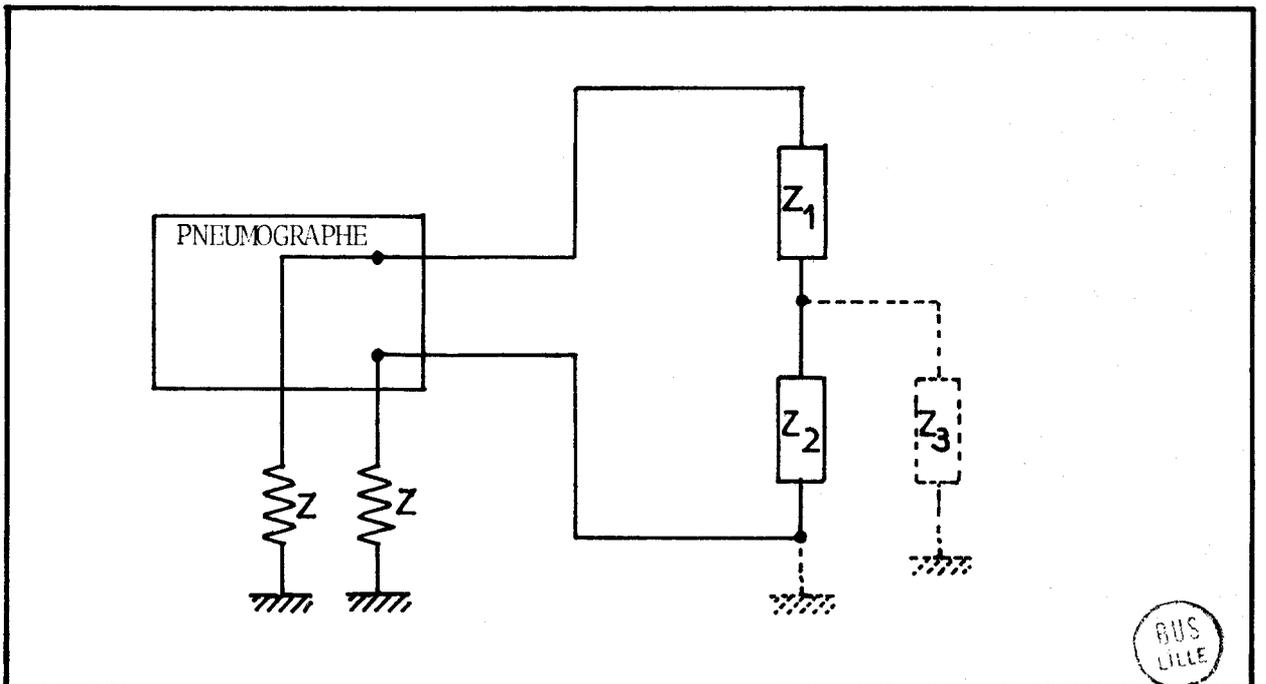
La variation d'impédance ΔZ est donc :

$$Z_i' - Z_i = \frac{Z_2 Z_3}{Z_2 + Z_3} - Z_2$$



Cas idéal : pneumographe non relié à la masse

$$\Delta Z = Z_i' - Z_i = 0$$



En pratique les bornes du pneumographe sont reliées à la masse par des résistances telles que

$$Z \gg Z_1, Z_2 \text{ et } Z_3$$

Au cas où une des électrodes vient directement en contact avec la masse, l'impédance change de Z_1 et Z_2 en parallèle avec $2Z$ en Z_1 et Z_2 en parallèle avec Z

$$\text{Donc } \Delta Z = \frac{(Z_1+Z_2)Z}{Z_1+Z_2+Z} - \frac{(Z_1+Z_2)2Z}{Z_1+Z_2+2Z}$$

Si $Z_1 = Z_2$

$$\Delta Z = \frac{-2 Z_1^2 Z}{2 Z_1^2 + 3 Z_1 Z + Z^2}$$

- A N N E X E - A-II - 1 -

. CARACTERISTIQUES DES APPAREILS

A.II.1 (a) Enregistreur Magnétique Hewlett Packard

Nombre de voies 4
Largeur de la bande 1/4 pouce
Vitesses disponibles 15, 7 1/2, 3 3/4, 1 7/8, $\frac{15}{16}$, $\frac{15}{32}$
pouces/secondes - avec une précision de
 $\pm 0,2 \%$.

Vitesse Pouces/Secondes	Bande passante Hz	Rapport Signal/Bruit db
15	0-5000	48
7 1/2	0-2500	48
3 3/4	0-1250	48
1 7/8	0-625	46
$\frac{15}{16}$	0-312	44
$\frac{15}{32}$	0-156	40

Niveau d'entrée 0-30 volts crête à crête
Impédance d'entrée 100 K en parallèle avec moins de
100 PF

Niveau de sortie 0-5 volts crête à crête
Impédance de sortie 56 Ω

A.II.1 (b) Enregistreur papier Beckman

Nombre de voies	4
Bande passante	0-70 Hz \pm 30 %
Filtres disponibles (non utilisés)	0-100 Hz 0-30 Hz 0-0,3 Hz 0-0,08Hz
Niveau d'entrée	2 M Ω en parallèle avec 800 PF
Sensibilités	de 5 μ V/mm à 5 V/mm

A.II.1 (c) Le calculateur T 1600 (SEMS)

Mémoire vive (tores de ferrite)	- 24 mots de 16 bits avec un temps de cycle de 1 μ s
Mémoire morte	- 1024 mots de 32 bits - scheduler microprogrammé
Opérateurs câblés	- multiplication, division - flottant simple précision
Périphériques	- Disque à tête mobile, cartouche 2 x 2,5 M.oct. - Consolè de dialogue opérateur - Lecteur de cartes - Lecteur de rubans - Imprimante rapide - Convertisseur analogique/numérique - Sorties analogiques - Entrées-sorties numériques - Table à digitaliser.

Système d'exploitation	- mono utilisateur BOS/D
Langages de programmation utilisés	- Assembleur (ASM) - P L 1600 - FORTRAN IV

A.II.1 (d) Convertisseur analogique/numérique - Preston GMAD - 1

Multiplexeur :

Nombre de voies	- 16 dont 8 sont actuellement équipées
Impédance d'entrée	- 50 M Ω
Interférence entre deux voies	- < 0,01 % de l'échelle maximale
Linéarité	- 0,01 % de l'échelle maximale

Convertisseur :

Temps de conversion (14 bits + signe)	- 15 μ s
Impédance d'entrée	-100 M Ω
Précision	- $\pm 0,01$ % $\pm \frac{1}{2}$ bit de poids le plus faible
Tension d'entrée	- ± 10 V maximale.

- A N N E X E - A-II - 2 -

```

                                < PROGRAMME D'AQUISITION EN ASSEMBLEUR
                                <
                                <
                                <
COMMON      COM
                                <
ENT         HTR
                                <
                                DEBUT: EQU $+128
0000 *7FFF (80)      APSTH2: WORD PSTH2
                                DZS 4
                                1 0000 (81)
0005 *7FFF (85)      APSTH7: WORD PSTH7
                                6 *7FFF (86)      APSTS0: WORD PSTS0
                                7 0000 (87)      WORD
0008 *7FFF (88)      APSTS2: WORD PSTS2
                                9 0000 (89)      F0: WORD 0
                                A 0002 (8A)      F2: WORD 2
                                B 0003 (8B)      F3: WORD 3
                                C 002A (8C)      F2A: WORD '2A
                                D 0032 (8D)      F32: WORD '32
                                E 003A (8E)      F3A: WORD '3A
                                F 2000 (8F)      INI1: WORD '2000
0010 A000 (90)      INI2: WORD 'A000
                                1 0000 (91)      MEM: WORD '0000
                                2 0FFF (92)      MAND: WORD '0FFF
                                3 4000 (93)      MOR: WORD '4000
                                4 0000 (94)      NBFOIS: WORD
                                5 0000 (95)      NBSAUV: WORD
                                6 0000 (96)      KA: WORD
                                7 0000 (97)      ADNS: WORD
0018 0000 (98)      SOVGA: DZS 7
001F 2800 (9F)      FONCT: WORD '2800
0020 C00E (A0)      SORFON: WORD 'C00E
                                1 020F (A1)      SORINF: WORD '020F
                                2 0000 (A2)      ADVOI: WORD '0000
                                3 C00F (A3)      INICAN: WORD 'C00F
                                4 0000 (A4)      WORD
                                5 0000 (A5)      WORD
                                TABLE TABL1
0026 0000      PSTH2: WORD 0;0;0;0;DEBUT;0;0;0
                                7 0000
0028 0000
                                9 0000
                                A %0080
                                B 0000
                                C 0000
                                D 0000
                                E *7FFF      WORD DEBH2;'8000;0;0
                                F 8000
0030 0000
                                1 0000
                                2 0000      PSTH7: WORD 0;0;0;0;DEBUT;0;0;0
                                3 00C0
                                4 0000
                                5 0000
```

```

6 %0080
7 0000
0038 0000
9 0000
A *7FFF          WORD DEBH7;'8000;0;0
B 8000
C 0000
D 0000
E 0000          PSTS0: WORD 0;0;0;0;DEBUT;0;0;0
F 0000
0040 0000
1 0000
2 %0080
3 0000
4 0000
5 0000
6 *7FFF          WORD   TS0;'8000;0;0
7 8000
0048 0000
9 0000
A 0000          PSTS2: DZS 12
                    <
                    <
                    <
PROG ACQUIS
                    <
                    <INITIALISATION
                    <
0056 %0080          WORD   DEBUT
7 1A08          HTR:  PSR   C      <DEBUT PROG HTR
0058 10FF          LAI   'FF   <
9 2F40          XIMR  A      <MASQUAGE D'INTERRUPTIONS
                    <
A 2FE4          LRP   C      <
B 56FC          LY    -4,C  < INITIALISATION DE BASE
C 2BDC          LR    Y,C  <
D 4D9E          STA   SOUGA+6
                    <
E OFFE          ADRI  -2,K
F 1B07          FLR   X,B,A
0060 4B97          STX   ADNS
1 7697          LY    &ADNS
2 2B10          RBT   16
3 4CA4          STB   INICAN+1
4 4D94          STA   NBFOIS
5 7094          LA    &NBFOIS
6 4D95          STA   NBSAUV
7 2E98          CMR   Y,A
0068 0801          ADRI  1,A
9 5392          AND   MAND
A 5293          OR    MOR
B 4DA5          STA   INICAN+2
C 2BFB          LR    K,Y
D 4A96          STY   KA
                    <

```

```

                                <SAUVEGARDE DE CONTEXTE
E 7089 LA &F0
F 4D98 STA SOVGA
0070 708A LA &F2
1 4D99 STA SOVGA+1
2 708B LA &F3
3 4D9A STA SOVGA+2
4 708C LA &F2A
5 4D9B STA SOVGA+3
6 708D LA &F32
7 4D9C STA SOVGA+4
0078 708E LA &F3A
9 4D9D STA SOVGA+5
<
                                <INITIALISATION CONTEXTE PERSONNEL
A 1002 LAI '02
B 6D89 STA &F0
C 5D80 LAD AFSTH2
D 08FE ADRI -2,A
E 6D8A STA &F2
F 5D88 LAD AFSTS2
0080 08FE ADRI -2,A
1 6D8B STA &F3
2 508F LA INI1
3 6D8C STA &F2A
4 5090 LA INI2
5 6D8D STA &F32
6 6D8E STA &F3A
7 10DE LAI 'DE
0088 2F40 XIMR A <DEMASQUAGE D'INTERRUPTIONS
<
<
< TACHE SOFT 2
<
9 4491 TS2: CPZ MEM
A 0203 JNE $+3
B 20FE JMP $-2
C 20FD JMP TS2
<
                                <RESTITUTION DE CONTEXTE
<
D 10FF FIN: LAI 'FF
E 2F40 XIMR A
F 5E91 STZ MEM
0090 5095 LA NBSAUV
1 6D94 STA &NBFOIS
2 5098 LA SOVGA
3 6D89 STA &F0
4 5099 LA SOVGA+1
5 6D8A STA &F2
6 509A LA SOVGA+2
7 6D8B STA &F3
0098 509B LA SOVGA+3
9 6D8C STA &F2A
A 509C LA SOVGA+4
```

```

B 6D8D      STA      &F32
C 509D      LA       SOUGA+5
D 6D8E      STA      &F3A
E 509E      LA       SOVGA+6
F 2F40      XIMR     A
00A0 5096    LA       KA
1 2FC7      LR       A,K
2 0F05      ADRI     5,K
3 1E03      FLR     B,A
4 0FFD      ADRI     -3,K
5 1AB0      PSR     A
6 2BCC      LR       B,C
7 1E02      RSR
00A8 20E1    JMP      TS2
<
< TACHE HARD 2

9 1F00      DEBH2:  ARM 0
A 1E00      ACQ
B 20FE      JMP      $-2
<
< TACHE SOFT 0
<
<
< INITIALISATION DU CANAL

C 47A3      TS0:    SIO     INICAN
D 05FF      JC      $-1
<
< VALIDATION DES APPELS PRIORITAIRES

E 509F      LA       FONCT
F 47A0      SIO     SORFON
00B0 05FF      JC      $-1
<
< LANCEMENT DU 1 ER ECHANGE

1 50A2      LA       ADVOI
2 47A1      SIO     SORINF
3 05FF      JC      $-1
4 1E01      HALT
5 7994      DC      &NBFOIS
6 0606      JE      $+6
7 50A4      LA       INICAN+1
00B8 6997      AD      &AINS
9 4DA4      STA     INICAN+1
A 1E06      QUIT
B 20F1      JMP     TS0
C 5891      IC     MEM
D 1E06      QUIT
E 20EE      JMP     TS0
<
< TACHE HARD 7

F 1F00      DEBH7:  ARM 0
00C0 1E00      ACQ
1 20FE      JMP     DEBH7
END

```

*/EOJ

```
00001 C PROGRAMME D'ACQUISITION ET STOCKAGE DE DONNEES SUR DISQUE
00001 C PAR LA CHAÎNE PRESTON ET LE SOUS PROGRAMME HTR.
00001 C
00001 DIMENSION ITAB(4096),ITABA(4096)
00002 INTEGER IFICH(4),KFICH(4),MFICH(4),KTAB(4)
00003 INTEGER AFICH1(4),AFICH2(4),AFICH3(4),ATAB(4)
00004 DATA IFICH/'ACQIMPRC'/,KFICH/'ACQECGRC'/,MFICH/'ACQMOTRC'/,
00004 *KTAB/'NOMBREERC'/
00005 DATA AFICH1/'IMPACQRC'/,AFICH2/'ECGACQRC'/,AFICH3/'MOTACQRC'/,
00005 *ATAB/'NBSIGNRC'/
00005 C
00006 1 FORMAT(1X,12I10)
00007 2 FORMAT(2I5)
00008 3 FORMAT(//10X,'NO=',I4)
00009 4 FORMAT(//10X,'NOMBRE D'ECHANTILLONS=',I5,/)
00009 C
00009 C LECTURE DES PARAMETRES : NS=NOMBRE DE SIGNAUX.
00009 C NB=NOMBRE DE POINTS PAR SIGNAL.
00009 C IT=1 : PERIODE DE CALME - FICHIERS 1 A 6.
00009 C IT#1 : PERIODE D'AGITATIONS - FICHIERS 11 A 16.
00009 C NX=1 : PREMIER ENREGISTREMENT SUR FICHER.
00009 C
00010 READ(7,2)IT
00011 READ(7,2)NX
00012 READ(7,2)NS,NB
00013 READ(7,2)NX1
00014 NF=NS*NB
00015 NB2=NB+NB
00016 IF(IT.NE.1)GO TO 500
00016 C
00016 C OUVERTURES DES FICHIERS SEQUENTIELS.
00016 C
00017 CALL OPEN(19,1,IFICH,1,N,1)
00018 IF(N.NE.1)CALL ERREUR(N,IER)
00019 CALL OPEN(19,2,KFICH,1,N,1)
00020 IF(N.NE.1)CALL ERREUR(N,IER)
00021 CALL OPEN(19,3,MFICH,1,N,1)
00022 IF(N.NE.1)CALL ERREUR(N,IER)
00023 CALL OPEN(19,6,KTAB,1,N,1)
00024 IF(N.NE.1)CALL ERREUR(N,IER)
00024 C
00025 IF(NX.NE.1)GO TO 55
00026 NO=1
00027 CALL WBUF(6,NO,2,IER)
00028 IF(IER.EQ.0)CALL ERREUR(N,IER)
00029 GO TO 67
00030 55 CONTINUE
00030 C
00031 IF(NX1.NE.1)GO TO 57
00032 READ(7,2)NO
00033 GO TO 59
00034 57 CONTINUE
00035 CALL RBUF(6,NO,2,IER)
00036 IF(IER.EQ.0)CALL ERREUR(N,IER)
```

```
00036      C
00037      59 CONTINUE
00038      WRITE (8,3) NO
00039      DO 66 K=1,NS
00040      DO 66 K1=1,NO
00041      CALL RBUF (K,NB3,2,IER)
00042      IF (IER.EQ.0) CALL ERREUR (N,IER)
00043      NB4=NB3+NB3
00044      CALL RBUF (K,ITABA,NB4,IER)
00045      IF (IER.EQ.0) CALL ERREUR (N,IER)
00046      66 CONTINUE
00046      C
00047      67 CONTINUE
00047      C
00047      C      ACQUISITION PAR SUBROUTINE HTR.
00047      C
00048      CALL HTR (NB,ITAB,NS)
00048      C
00048      C      ECRITURE SUR DISQUE--FICHIER SEQUENTIEL.
00048      C
00049      DO 88 K=1,NS
00050      J=1
00051      DO 77 JJ=K,NF,NS
00052      ITABA (J)=ITAB (JJ)
00053      77 J=J+1
00053      C
00053      C
00054      CALL WBUF (K,NB,2,IER)
00055      IF (IER.EQ.0) CALL ERREUR (N,IER)
00056      CALL WBUF (K,ITABA,NB2,IER)
00057      IF (IER.EQ.0) CALL ERREUR (N,IER)
00057      C
00058      DO 99 J=1,120
00059      99 ITABA (J)=ITABA (J)*0.305
00060      WRITE (8,4) NB
00061      WRITE (8,1) (ITABA (J),J=1,120)
00062      88 CONTINUE
00062      C
00063      IF (NX-1) 111,122,111
00064      111 CONTINUE
00065      NO=NO+1
00066      CALL REMBOB (6,IER)
00067      IF (IER.EQ.0) CALL ERREUR (N,IER)
00068      CALL WBUF (6,NO,2,IER)
00069      IF (IER.EQ.0) CALL ERREUR (N,IER)
00070      WRITE (8,3) NO
00071      122 CONTINUE
00072      CALL CLOSE (1,N)
00073      IF (N.NE.1) CALL ERREUR (N,IER)
00074      CALL CLOSE (2,N)
00075      IF (N.NE.1) CALL ERREUR (N,IER)
00076      CALL CLOSE (3,N)
00077      IF (N.NE.1) CALL ERREUR (N,IER)
```

```
00078          CALL CLOSE(6,N)
00079          IF(N.NE.1)CALL ERREUR(N,IER)
00080          GO TO 3002
00080          C
00080          C-----
00080          C
00081          500 CONTINUE
00081          C
00081          C      OUVERTURES DES FICHIERS SEQUENTIELS.
00081          C
00082          CALL OPEN(19,11,AFICH1,1,N,1)
00083          IF(N.NE.1)CALL ERREUR(N,IER)
00084          CALL OPEN(19,12,AFICH2,1,N,1)
00085          IF(N.NE.1)CALL ERREUR(N,IER)
00086          CALL OPEN(19,13,AFICH3,1,N,1)
00087          IF(N.NE.1)CALL ERREUR(N,IER)
00088          CALL OPEN(19,16,ATAB,1,N,1)
00089          IF(N.NE.1)CALL ERREUR(N,IER)
00089          C
00090          IF(NX.NE.1)GO TO 510
00091          NO=1
00092          CALL WBUF(16,NO,2,IER)
00093          IF(IER.EQ.0)CALL ERREUR(N,IER)
00094          GO TO 521
00095          510 CONTINUE
00095          C
00096          CALL RBUF(16,NO,2,IER)
00097          IF(IER.EQ.0)CALL ERREUR(N,IER)
00097          C
00098          DO 520 K2=1,NS
00099          K=K2+10
00100          DO 520 K1=1,NO
00101          CALL RBUF(K,NB3,2,IER)
00102          IF(IER.EQ.0)CALL ERREUR(N,IER)
00103          NB4=NB3+NB3
00104          CALL RBUF(K,ITAB,NB4,IER)
00105          IF(IER.EQ.0)CALL ERREUR(N,IER)
00106          520 CONTINUE
00107          521 CONTINUE
00107          C
00107          C      ACQUISITION ET ECRITURE SUR DISQUE.
00107          C
00108          CALL HTR(NB,ITAB,NS)
00108          C
00109          DO 570 K2=1,NS
00110          K=K2+10
00111          J=1
00112          DO 530 JJ=K2,NF,NS
00113          ITAB(J)=ITAB(JJ)
00114          530 J=J+1
00114          C
00115          ISUM=0
00116          DO 540 J=1,NB
```

```
00117      ISUM=ISUM+(ITABA(J)/NB)
00118      540 CONTINUE
00119      DO 550 J=1,NB
00120      ITABA(J)=ITABA(J)-ISUM
00121      550 CONTINUE
00121      C
00122      CALL WBUF(K,NB,2,IER)
00123      IF(IER.EQ.0)CALL ERREUR(N,IER)
00124      CALL WBUF(K,ITABA,NB2,IER)
00125      IF(IER.EQ.0)CALL ERREUR(N,IER)
00125      C
00126      DO 560 J=1,120
00127      560 ITABA(J)=ITABA(J)*0.305
00128      WRITE(8,4)NB
00129      WRITE(8,1)(ITABA(J),J=1,120)
00130      570 CONTINUE
00130      C
00131      IF(NX.NE.1)GO TO 580
00132      GO TO 590
00133      580 CONTINUE
00134      NO=NO+1
00135      CALL REMBOB(16,IER)
00136      IF(IER.EQ.0)CALL ERREUR(N,IER)
00137      CALL WBUF(16,NO,2,IER)
00138      IF(IER.EQ.0)CALL ERREUR(N,IER)
00139      590 CONTINUE
00140      CALL CLOSE(11,N)
00141      IF(N.NE.1)CALL ERREUR(N,IER)
00142      CALL CLOSE(12,N)
00143      IF(N.NE.1)CALL ERREUR(N,IER)
00144      CALL CLOSE(13,N)
00145      IF(N.NE.1)CALL ERREUR(N,IER)
00146      CALL CLOSE(16,N)
00147      IF(N.NE.1)CALL ERREUR(N,IER)
00147      C
00148      3002 STOP
00149      END
```

```
<TRACE D'HISTOGRAMME SUR TABLE TRACANTE.
<
<
<
COMMON COM
<
ENT      TABTRC
<
      0080      DEBUT: EQU $+128
0000 *7FFF (80)  APSTH2: WORD PSTH2
      1 *7FFF (81)  APSTS0: WORD PSTS0
      2 0000 (82)      WORD
      3 *7FFF (83)  APSTS2: WORD PSTS2
      4 0000 (84)  F0:      WORD 0
      5 0002 (85)  F2:      WORD 2
      6 0003 (86)  F3:      WORD 3
      7 002A (87)  F2A:     WORD '2A
0008 0032 (88)  F32:     WORD '32
      9 003A (89)  F3A:     WORD '3A
      A 2000 (8A)  INI1:    WORD '2000
      B A000 (8B)  INI2:    WORD 'A000
      C 0000 (8C)  MEM:     WORD '0000
      D 0000 (8D)  NRFOIS:  WORD
      E 0000 (8E)  NBSAUV:  WORD
      F 0000 (8F)  KA:      WORD
0010 0000 (90)  SOVGA:   DZS 7
0017 023E (97)  SORFON:  WORD '023E
0018 0000 (98)  ITAB:    WORD
      TABLE    TABL1
0019 0000      PSTH2: WORD 0;0;0;0;DEBUT;0;0;0
      A 0000
      B 0000
      C 0000
      D %0080
      E 0000
      F 0000
0020 0000
      1 *7FFF      WORD    DEBH2;'8000;0;0
      2 8000
      3 0000
      4 0000
      5 0000      PSTS0:  WORD 0;0;0;0;DEBUT;0;0;0
      6 0000
      7 0000
0028 0000
      9 %0080
      A 0000
      B 0000
      C 0000
      D *7FFF      WORD    TS0;'8000;0;0
      E 8000
      F 0000
0030 0000
      1 0000      PSTS2:  DZS 12
<
```

```

<
<
PROG COURBE
<
003D X0080      WORDI  DEBUT
E 1A08      TABTRC: PSR    C    < DEBUT PROG TABTRC
F 10FF      LAI     'FF    <
0040 2F40      XIMR   A     < MASQUAGE D'INTERRUPTIONS
<
1 2FE4      LRP    C     <
2 56FC      LY     -4,C  <  INITIALISATION DE BASE
3 2BDC      LR     Y,C  <
<
4 4D96      STA    SOVGA+6
5 0FFE      ADRI   -2,K
6 1B03      FLR    B,A
7 2B10      RBT    16
0048 4C98      STB    ITAB
9 4D8D      STA    NBFOIS
A 708D      LA     &NBFOIS
B 4D8E      STA    NBSAUV
C 2BFB      LR     K,Y
D 4ABF      STY    KA
<
< SAUVEGARDE DE CONTEXTE
E 7084      LA     &F0
F 4D90      STA    SOVGA
0050 7085      LA     &F2
1 4D91      STA    SOVGA+1
2 7086      LA     &F3
3 4D92      STA    SOVGA+2
4 7087      LA     &F2A
5 4D93      STA    SOVGA+3
6 7088      LA     &F32
7 4D94      STA    SOVGA+4
0058 7089      LA     &F3A
9 4D95      STA    SOVGA+5
<
< INITIALISATION CONTEXTE PERSONNEL
A 1002      LAI    '02
B 6D84      STA    &F0
C 5D80      LAI    AFSTH2
D 08FE      ADRI   -2,A
E 6D85      STA    &F2
F 5D83      LAI    AFSTS2
0060 08FE      ADRI   -2,A
1 6D86      STA    &F3
2 508A      LA     INI1
3 6D87      STA    &F2A
4 508B      LA     INI2
5 6D88      STA    &F32
6 6D89      STA    &F3A
7 10DE      LAI    'DE    <
0068 2F40      XIMR   A     < DEMASQUAGE D'INTERRUPTIONS
<

```


0090	0604	JE	#+4
1	5898	IC	ITAB
2	1E06	QUIT	
3	20F9	JMP	TSO
4	588C	IC	MEM
5	1E06	QUIT	
6	20F6	JMP	TSO
		END	

*/EOJ

- A N N E X E - A-III -

A.III.1. Algorithme de Manz /9/

Cet algorithme permet de calculer la transformée de Walsh dont les composantes sont ordonnées dans l'ordre des séquences croissantes. Le vecteur d'entrée est réécrit dans l'ordre croissant des indices après permutation symétrique des bits de poids forts et des bits de poids faibles de ces indices. Une telle permutation permet d'éviter la conversion Gray binaire.

Dans les blocs de la figure A.III.1 (b) notés I les opérations de soustractions et d'additions sont permutées. Le schéma synoptique de la figure A.III.1 (a) illustre cet algorithme pour $N = 16$.

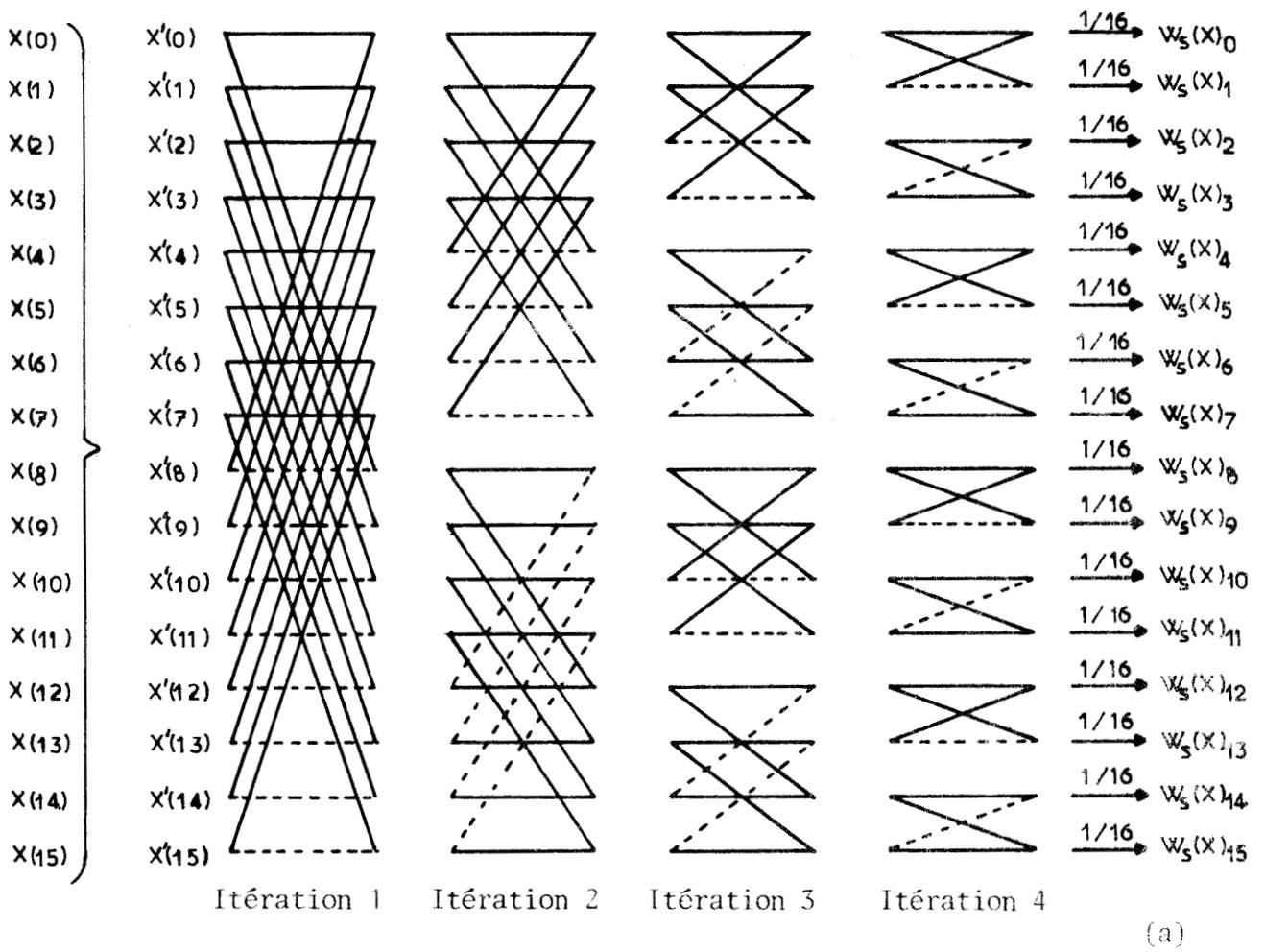
A.III.2. Algorithme de Ulman /10/

Cet algorithme permet de calculer la transformée de Walsh dont les composantes sont dans l'ordre séquentiel. Aucune permutation n'est nécessaire. Le schéma synoptique de la figure A.III.2 illustre cet algorithme pour $N = 16$.

A.III.3. Le spectre de puissance

Le spectre de puissance se calcule de deux façons différentes :

- . La méthode directe où les composantes du spectre sont obtenues par élévation au carré et regroupement des éléments de la transformée de Walsh des entrées.

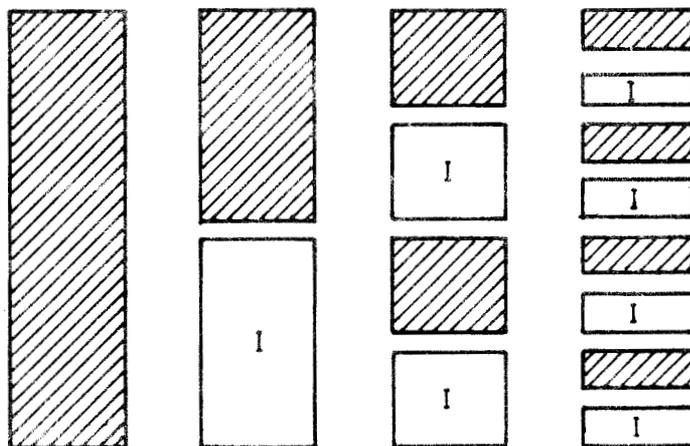


———— Addition

----- Soustraction

$[x(i)]$ Vecteur d'entrée

$[x'(i)]$ Vecteur d'entrée après permutation de manière symétrique des bits poids forts et des bits de poids faibles des indices et réécriture dans l'ordre croissant de ces indices.



BUS
LILLE

(b)

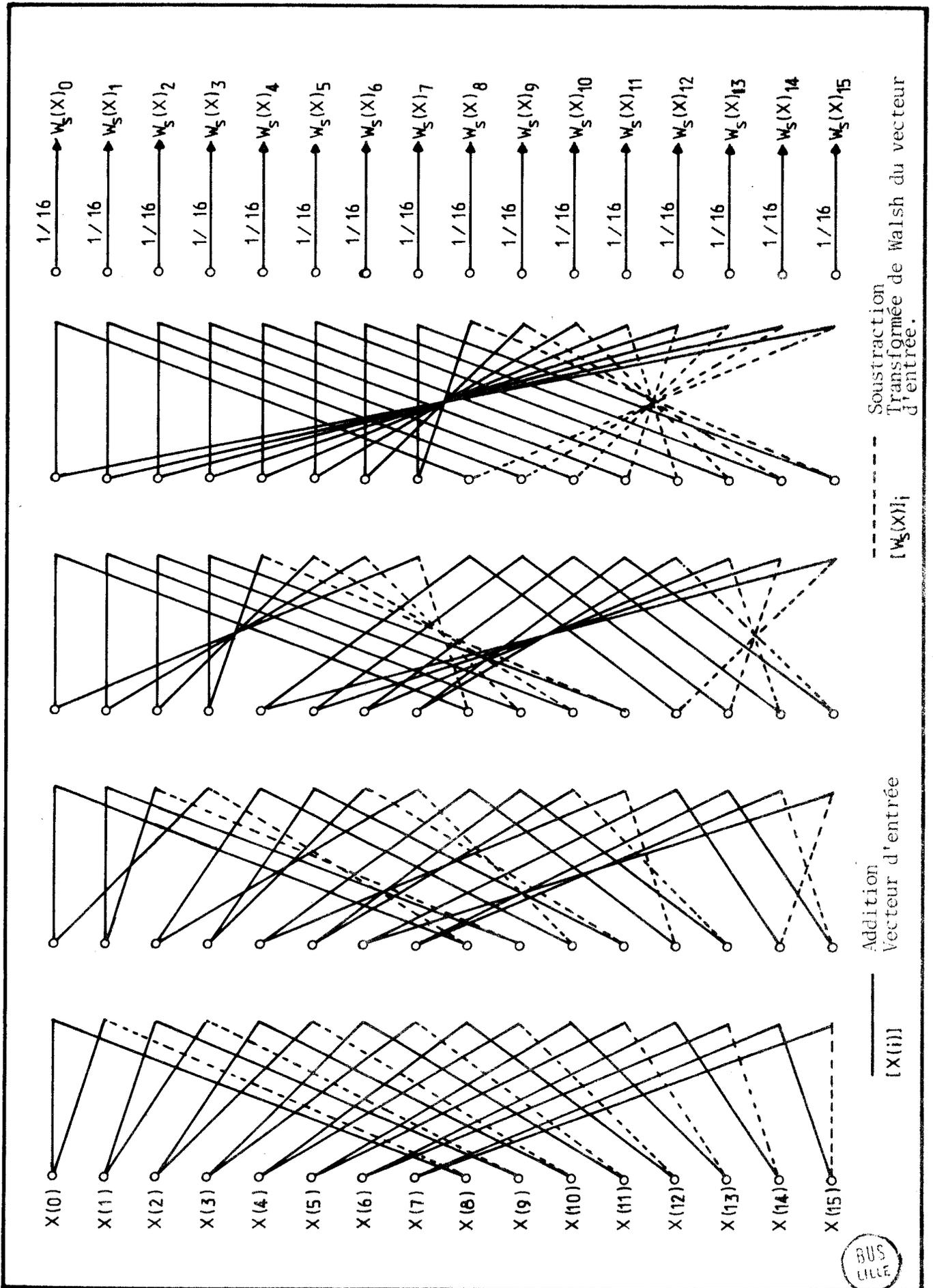
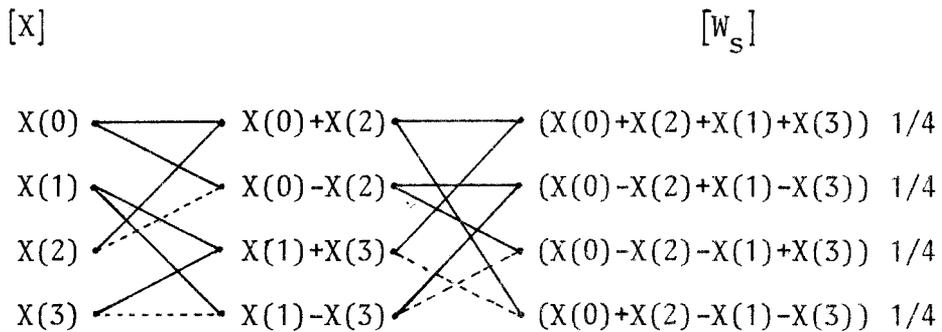


FIGURE - A.III.2 -

. La méthode indirecte basée sur le théorème de Wiener - Khintchine dyadique où la transformée de Walsh de la fonction d'autocorrélation logique est le spectre désiré.

Ces deux méthodes sont illustrées ci-dessous pour quatre éléments d'entrée.

1ère METHODE :



$$P_s(0) = W_s^2(0) = \frac{1}{16} [X^2(0)+X^2(1)+X^2(2)+X^2(3)] + \frac{2}{16} [X(0)X(1)+X(0)X(2)+X(0)X(3) + X(1)X(2)+X(1)X(3)+X(2)X(3)]$$

$$P_s(1) = W_s^2(1)+W_s^2(2) = \frac{2}{16} [(X(0)-X(2))^2 + (X(1)-X(3))^2]$$

$$P_s(2) = W_s^2(3) = \frac{1}{16} [X^2(0)+X^2(1)+X^2(2)+X^2(3)] + \frac{2}{16} [X(0)X(2)-X(0)X(1)-X(0)X(3) + X(1)X(3)-X(1)X(2)-X(2)X(3)]$$

2ème METHODE :

$$L_{XX}(\tau) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X(k) X(k + \tau), \tau = 0, 1, \dots, N-1$$

$$\begin{bmatrix} L_{XX}(0) \\ L_{XX}(1) \\ L_{XX}(2) \\ L_{XX}(3) \end{bmatrix} = \frac{1}{4} \begin{bmatrix} X(0) & X(1) & X(2) & X(3) \\ X(1) & X(0) & X(3) & X(2) \\ X(2) & X(3) & X(0) & X(1) \\ X(3) & X(2) & X(1) & X(0) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X(0) \\ X(1) \\ X(2) \\ X(3) \end{bmatrix}$$

$$= \frac{1}{4} \begin{bmatrix} X^2(0)+X^2(1)+X^2(2)+X^2(3) \\ 2X(0)X(1)+2X(2)X(3) \\ 2X(0)X(2)+2X(1)X(3) \\ 2X(0)X(3)+2X(1)X(2) \end{bmatrix}$$

En calculant la transformée de Walsh de cette fonction d'autocorrélation logique on obtient :

$$\begin{array}{llll} L_{XX}(0) & \begin{array}{c} \diagup \\ \diagdown \end{array} & L_{XX}(0)+L_{XX}(2) & \begin{array}{c} \diagup \\ \diagdown \end{array} & [L_{XX}(0)+L_{XX}(1)+L_{XX}(2)+L_{XX}(3)] & 1/4 \\ L_{XX}(1) & \begin{array}{c} \diagdown \\ \diagup \end{array} & L_{XX}(0)-L_{XX}(2) & \begin{array}{c} \diagup \\ \diagdown \end{array} & [L_{XX}(0)-L_{XX}(2)+L_{XX}(1)-L_{XX}(3)] & 1/4 \\ L_{XX}(2) & \begin{array}{c} \diagup \\ \diagdown \end{array} & L_{XX}(1)+L_{XX}(3) & \begin{array}{c} \diagup \\ \diagdown \end{array} & [L_{XX}(0)-L_{XX}(2)-L_{XX}(1)+L_{XX}(3)] & 1/4 \\ L_{XX}(3) & \begin{array}{c} \diagdown \\ \diagup \end{array} & L_{XX}(1)-L_{XX}(3) & \begin{array}{c} \diagup \\ \diagdown \end{array} & [L_{XX}(0)+L_{XX}(2)-L_{XX}(1)-L_{XX}(3)] & 1/4 \end{array}$$

$$\begin{aligned} P_S(0) &= [L_{XX}(0)+L_{XX}(1)+L_{XX}(2)+L_{XX}(3)] \frac{1}{4} \\ &= \frac{1}{16} [X^2(0)+X^2(1)+X^2(2)+X^2(3)] + \frac{2}{16} [X(0)X(1)+X(0)X(2)+X(0)X(3) \\ &\quad + X(1)X(2)+X(1)X(3)+X(2)X(3)] \\ &= W_S^2(0) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 P_S(1) &= [L_{XX}(0) - L_{XX}(2) + L_{XX}(1) - L_{XX}(3)] \cdot 1/4 \\
 &\quad + [L_{XX}(0) - L_{XX}(2) - L_{XX}(1) + L_{XX}(3)] \cdot 1/4 \\
 &= \frac{2}{16} [(X(0) - X(2))^2 + (X(1) - X(3))^2] \\
 &= W_S^2(1) + W_S^2(2)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 P_S(2) &= [L_{XX}(0) + L_{XX}(2) - L_{XX}(1) - L_{XX}(3)] \cdot 1/4 \\
 &= \frac{1}{16} [X^2(0) + X^2(1) + X^2(2) + X^2(3)] + \frac{2}{16} [X(0)X(2) - X(0)X(1) - X(0)X(3) \\
 &\quad + X(1)X(3) - X(1)X(2) - X(2)X(3)] \\
 &= W_S^2(2)
 \end{aligned}$$

Donc,

$$P_S(0) = W_S^2(0) = W_S(L_{XX}(0))$$

$$\begin{aligned}
 P_S(k) &= W_S^2(2k-1) + W_S^2(2k) = W_S(L_{XX}(2k-1)) + W_S(L_{XX}(2k)) \\
 &\quad \text{avec } k = 1, 2, \dots, \frac{N}{2} - 1
 \end{aligned}$$

$$P_S\left(\frac{N}{2}\right) = W_S^2(N-1) = W_S(L_{XX}(N-1))$$

A.III.4. Transformée de Walsh - Zoom

Soit une suite de N échantillons. Si seuls M échantillons (M << N) sont utilisés pour le calcul du spectre, on obtient une résolution fréquentielle égale à f_e/M . La méthode de Yip impose alors les contraintes :

$$M = 2^n \text{ et } N = 2^M = 2^{2^n}$$

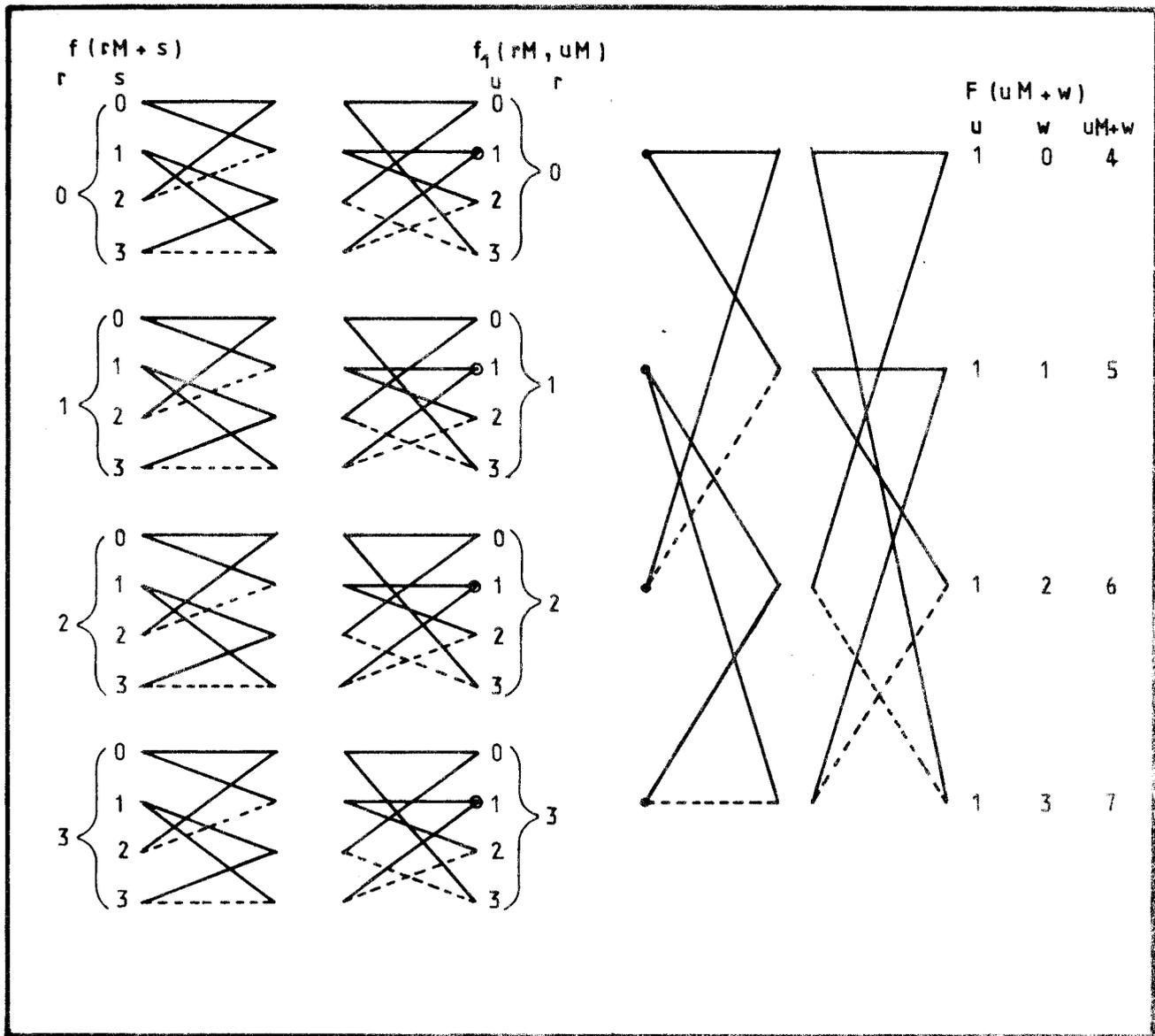


FIGURE - A.III.3. -



Dans ces conditions, la transformée de Walsh du signal échantillonné $f(k T_e)$ s'écrit /14/ :

$$F(v) = \sum_{k=0}^{N-1} f(k T_e) \text{ W A L } (k, v) \dots \text{A.III. (1)}$$

expression qui peut se factoriser comme suit :

$$F(uq+w) = \sum_{r=0}^{q-1} \sum_{s=0}^{p-1} f(rp+s) \text{ W A L } (rp+s, uq+w) \dots \text{A.III. (2)}$$

avec

$$v = uq+w \quad u = (0, 1, \dots, p-1)$$

$$k = rp+s \quad w = (0, 1, \dots, q-1)$$

$$pq = N$$

Utilisant la propriété des fonctions de Walsh :

$$\text{W A L}(k_1, v) \text{ W A L}(k_2, v) = \text{W A L}(k_1+k_2, v)$$

et adoptant les conditions $N = M^2$ et $p = q = M$, l'équation (2) peut se réécrire :

$$F(uM+w) = \sum_{r=0}^{M-1} f_1(rM, uM) \text{ W A L}(r, w) \dots \text{A.III. (3)}$$

$$\text{avec } f_1(rM, uM) = \sum_{s=0}^{M-1} f(rM+s) \text{ W A L}(s, w)$$

Chacune de ces deux expressions se calcule par une transformée rapide de Walsh. Le schéma de la figure A.III.3 donne l'algorithme de calcul pour $N = 16$ et $M = 4$.

```
00001      SUBROUTINE WHT(NB,X,Y,II)
00001      C
00001      C      SUBROUTINE POUR LE CALCUL DE TRANSFORMEE RAPIDE
00001      C      DE WALSH-HADAMARD D'UNE SEQUENCE D'ENTREE.
00001      C
00001      C      II=0  TRANSFORMEE DE WALSH-HADAMARD  WHT-H.
00001      C      II=1  TRANSFORMEE INVERSE DE WALSH-HADAMARD  IWHT-H.
00001      C      II=2  TRANSFORMEE DE WALSH  WHT-W.
00001      C      II=3  TRANSFORMEE INVERSE DE WALSH  IWHT-W.
00001      C
00002      DIMENSION IPOWER(16),X(1),Y(1)
00003      1  FORMAT(SIS)
00004      2  FORMAT(//30X,'---TRANSFORMEE DE WALSH---',//8(4X,F10.4)/)
00005      3  FORMAT(/,10X,'NOMBRE D'ECHANTILLONS = ',15,///)
00005      C      NB : NOMBRE DE POINTS.
00005      C      X : VECTEUR D'ENTREE.
00005      C      Y : VECTEUR DE SORTIE.
00005      C
00006      WRITE(8,3)NB
00007      IF(II.LE.1) GO TO 60
00007      C
00007      C      INVERSION DES BITS A L'ENTREE.
00007      C
00008      DO 40 I=1,NB
00009      IB=I-1
00010      IL=1
00011      10  IBD=IB/2
00012      IPOWER(IL)=1
00013      IF(IB.EQ.(IBD*2)) IPOWER(IL)=0
00014      IF(IBD.EQ.0)GO TO 20
00015      IB=IBD
00016      IL=IL+1
00017      GO TO 10
00018      20  CONTINUE
00019      IP=1
00020      IFAC=NB
00021      DO 30 I1=1,IL
00022      IFAC=IFAC/2
00023      30  IP=IP+IFAC*IPOWER(I1)
00024      40  Y(IP)=X(I)
00025      DO 50 I=1,NB
00026      50  X(I)=Y(I)
00027      60  CONTINUE
00027      C
00027      C      CALCULER LE NOMBRE D'ITERATIONS.
00027      C
00028      ITER=0
00029      IREM=NB
00030      100  IREM=IREM/2
00031      IF(IREM.EQ.0)GO TO 200
00032      ITER=ITER+1
00033      GO TO 100
00034      200  CONTINUE
00034      C
```

```
00034      C      COMMENCER BOUCLE POUR (LG BASE 2 DE NB) ITERATIONS.
00034      C
00035      DO 500 M=1,ITER
00035      C
00035      C      CALCULER NOMBRE DE PARTITIONS.
00035      C
00036      IF (M.EQ.1)NUMP=1
00037      IF (M.NE.1)NUMP=NUMP*2
00038      MNUM=NB/NUMP
00039      MNUM2=MNUM/2
00039      C
00039      C      COMMENCER BOUCLE POUR NOMBRE DE PARTITIONS.
00039      C
00040      Z=1.
00041      DO 400 MF=1,NUMP
00042      IB=(MF-1)*MNUM
00042      C
00042      C      COMMENCER BOUCLE DANS CETTE PARTITION.
00042      C
00043      DO 300 MF2=1,MNUM2
00044      MNUM21=MNUM2+MF2+IB
00045      IBA=IB+MF2
00046      Y(IBA)=X(IBA)+Z*X(MNUM21)
00047      Y(MNUM21)=X(IBA)-Z*X(MNUM21)
00048      300 CONTINUE
00049      IF (II.GE.2)Z=-Z
00050      400 CONTINUE
00050      C
00050      C
00051      DO 450 I=1,NB
00052      450 X(I)=Y(I)
00053      500 CONTINUE
00054      IF (II.EQ.1.OR.II.EQ.3)RETURN
00055      R=1./NB
00056      DO 550 I=1,NB
00057      550 X(I)=X(I)*R
00058      RETURN
00059      END
```

```
00001          SUBROUTINE WALTRA (N,X,Y,INV)
00001      C
00001      C SUBROUTINE POUR LE CALCUL DE LA TRANSFORMEE RAPIDE DE WALSH
00001      C D'UNE SERIE D'ENTREF X(I).
00001      C LE RESULTAT DE LA TRANSFORMATION EST REECRIT A LA PLACE DE X(I).
00001      C LE TABLEAU Y(I) EST UTILISE POUR DES CALCULS INTERMEDIAIRES.
00001      C X ET Y SONT DE DIMENSION N ET N EST UNE PUISSANCE DE 2.
00001      C LES RESULTATS DE CETTE TRANSFORMATION SONT EN ORDRE SEQUENTIEL.
00001      C
00002          DIMENSION X(1),Y(1)
00003      400 FORMAT(//,40X,'LA TRANSFORMEE DE WALSH',//,8(4X,F10.4))
00004          M=ALOG(FLOAT(N))/ALOG(2.)
00005          N2=N/2
00006          DO 4 L=1,M
00007              NY=0
00008              NZ=2**(L-1)
00009              NZI=2*NZ
00010              NZN=N/NZI
00011              DO 3 I=1,NZN
00012                  NX=NY+1
00013                  NY=NY+NZ
00014                  JS=(I-1)*NZI
00015                  JI=JS+NZI+1
00016                  DO 1 J=NX,NY
00017                      JS=JS+1
00018                      J2=J+N2
00019                      Y(JS)=X(J)+X(J2)
00020                      JI=JI-1
00021                      Y(JI)=(X(J)-X(J2))
00022      1          CONTINUE
00023      3          CONTINUE
00023      C
00023      C ECRITURE DE Y(I) A LA PLACE DE X(I).
00024          DO 4 IND=1,N.
00025              X(IND)=Y(IND)
00026      4          CONTINUE
00026      C
00027          IF (INV.NE.0) RETURN
00027      C
00028          DO 5 IND=1,N
00029              X(IND)=X(IND)/N
00030      5          CONTINUE
00031          RETURN
00032          END
```

```
00001          SUBROUTINE ZW1
00001      C
00001      C      SOUSPROGRAMME DE CALCUL DE 'ZOOM WALSH TRANSFORM'.
00002          DIMENSION PW(256)
00003          COMMON X(64),Y(64),Z(256),ZM(129),NR
00004          COMMON ITAB(4096)
00004      C
00005          1 FORMAT(5I5)
00006          2 FORMAT(//30X,'SPECTRE DE WALSH',/25X,26'-',/(12F10.2),/)
00007          3 FORMAT(/10I10)
00008          4 FORMAT(/(12F10.2))
00008      C
00009          READ(7,1)NN
00009      C
00009      C      SELECTION DES CELLULES DE DONNEES.
00009      C
00010          M=1
00011          NN1=NN-1
00011      C
00012          DO 555 I=1,NB,NN
00013              NN2=NN1+I
00014              J=1
00015              DO 200 JJ=I,NN2
00016                  X(J)=FLOAT(ITAB(JJ))
00017                  J=J+1
00018          200 CONTINUE
00018      C
00018      C      CALCUL DE LA TRANSFORMEE DE WALSH DE CE BLOC DE DONNEES.
00018      C
00019          CALL WALTRA (NN,X,Y,0)
00020          IZ=256/NN
00021          DO 250 J=1,IZ
00022              Z(M)=X(J)
00023          250 M=M+1
00024          555 CONTINUE
00025          WRITE (8,4) (Z(I),I=1,256)
00025      C
00025      C
00025      C      CALCUL DE LA TRANSFORMEE DE WALSH DES BLOCS DE DONNEES DU TABLEAU Z.
00025      C
00026          M=1
00027          I1=2
00028          I=1
00029          666 J=1
00030              DO 300 MM=I,256,IZ
00031                  X(J)=Z(MM)
00032          300 J=J+1
00033              CALL WALTRA (NN,X,Y,0)
00034              IF((I/I1)-1)350,400,350
00035          350 CONTINUE
00036              DO 375 J=1,NN
00037                  PW(M)=X(J)
00038                  M=M+1
00039          375 CONTINUE
```

```
00040      I=I+1
00041      IF(I.LE.IZ)GO TO 666
00042      GO TO 550
00042      C
00042      C   CHAQUE DEUXIEME CELLULE A LE RESULTAT DE LA TRANSFORMATION
00042      C   EN SENS CONTRAIRE DE SEQUENCE.
00042      C
00043      400  JJ=NN
00044          DO 450 J=1,NN
00045              Y(J)=X(JJ)
00046              JJ=JJ-1
00047      450  CONTINUE
00048          DO 500 J=1,NN
00049              PW(M)=Y(J)
00050              M=M+1
00051      500  CONTINUE
00052          I1=I1+2
00053          I=I+1
00054          IF(I.LE.IZ)GO TO 666
00055      550  CONTINUE
00055      C   -----
00055      C
00055      C   SPECTRE DE WALSH DE LA FENETRE DE DONNEES CHOISIES.
00055      C
00056          Z(1)=PW(1)**2
00057          Z(129)=PW(256)**2
00058          DO 600 I=1,127
00059      600  Z(I+1)=(PW(2*I))**2+((PW(2*I)+1))**2
00059      C
00059      C   ECRITURE DES RESULTATS.
00059      C
00060          WRITE(8,2) (Z(I),I=1,129)
00061          CALL HISTOG(129,1,Z)
00062          RETURN
00063          END
```