

N° d'ordre : 242 bis

50376
1979
166

50376
1979
166

THÈSE

présentée à

L'UNIVERSITÉ DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LILLE

pour l'obtention du titre de

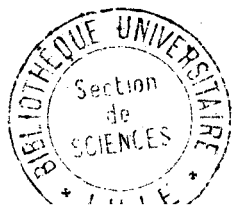
DOCTEUR-INGÉNIEUR

par

Marie-Christine CHAMBRIN

Ingénieur E.P.F.

**RÉALISATION À L'AIDE DE MICROPROCESSEURS
D'UN SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE L'EFFICACITÉ
VENTILATOIRE EN RÉANIMATION RESPIRATOIRE**



B.U. LILLE 1



D 030 119765 5

Soutenue le 10 décembre 1979 devant la Commission d'Examen

Messieurs

P. VIDAL

Président

J.M. TOULOTTE

Rapporteur

Y. MOSCHETTO

Examineur

F. WATTEL

Examineur

C. CHOPIN

Examineur

A mes parents

A mon mari

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 I et le Centre de Réanimation Médicale de l'Hôpital Albert Calmette de LILLE.

Nous tenons à exprimer notre gratitude à Monsieur le Professeur P. VIDAL qui a bien voulu nous accueillir au sein de son laboratoire. Nous sommes sensibles à l'honneur qu'il nous a fait en acceptant de présider notre jury de thèse.

Nous remercions très vivement le Professeur F. WATTEL, Chef du Service d'Urgence Respiratoire et de Réanimation Médicale du C.H.R. de LILLE, pour l'accueil qu'il nous a réservé au sein de son service et l'intérêt qu'il a porté à nos travaux. Nous lui sommes reconnaissant de bien avoir voulu juger ce travail.

Que Monsieur le Professeur C. CHOPIN accepte nos sincères remerciements pour sa collaboration au déroulement de cette étude. Nous lui sommes reconnaissant de bien avoir voulu juger ce travail dont il est l'initiateur.

Nous remercions Monsieur J.M. TOULOTTE, Maître de Conférence à l'Université des Sciences et Techniques de LILLE I, qui nous a suivis et guidés tout au long de cette étude. Ses critiques et ses conseils nous ont été très utiles.

Nous remercions également Monsieur Y. MOSCHETTO, Directeur de l'INSERM à LILLE, de l'intérêt qu'il a bien voulu porter à ces travaux en acceptant de participer à notre jury de thèse.

Nous tenons à exprimer nos remerciements à tout le personnel et nos collègues chercheurs du Centre d'Automatique de l'Université des Sciences et Techniques de LILLE I et du Centre de Réanimation Médicale de LILLE. Qu'il nous soit permis de remercier plus particulièrement Monsieur B. CEURSTEMONT, pour son aide efficace et amicale au long de ce travail. Nous remercions également Madame M.J. FLAMENCOURT et Monsieur HOUZE pour l'amicale diligence avec laquelle ils ont participé à la réalisation matérielle de ce mémoire.

Ce travail a été rendu possible grâce à l'aide financière de :

- la D.G.R.S.T.

Contrat n° 777 0060

- de l'U.E.R. III de l'Université de LILLE II

- du Conseil Régional de Nord

S O M M A I R E
=====

INTRODUCTION

CHAPITRE I : NOTIONS DE PHYSIOLOGIE RESPIRATOIRE - THEORIE DES DUCTANCES

Introduction

I.1. Notions physiologiques fondamentales - Modèles	I.1
I.2. Relations et coefficients utilisés pour la description de la ventilation alvéolaire	
I.2.1. Notions d'espace mort série	I.2
I.2.2. Espace mort parallèle	I.4
I.2.3. Espace mort physiologique	I.4
I.3. Théorie des ductances	I.5
Conclusion	

CHAPITRE II : SIGNAUX TRAITES - CAPTEURS

Introduction

II.1. Présentation du système "malade-machine"	
II.1.1. Principe de fonctionnement	II.1
II.1.2. Les mélanges gazeux insufflés	II.2
II.1.3. Description d'un cycle respiratoire	II.2
II.1.4. Modifications apportées à ce respirateur	II.3
II.2. Signaux nécessaires au calcul des paramètres - capteurs	
II.2.1. Signaux utilisés	II.4
II.2.2. Capteurs utilisés	II.6
Conclusion	II.13

CHAPITRE III : TRAITEMENT DES SIGNAUX

Introduction

III.1. Protocole expérimental - Acquisition des signaux	
III.1.1. Protocole expérimental	III.1
III.1.2. Acquisition et synchronisation des signaux	III.2

III.2. Programme de traitement - Calcul des ductances	
III.2.1. Organigramme de fonctionnement du programme	III.3
III.2.2. Détermination de $PICO_2$ et $PECO_2$	III.4
III.2.3. Détermination de $FAECO_2$	III.6
III.3. Comparaison de la méthode utilisée avec d'autres méthodes de détermination de ces paramètres	
III.3.1. Autres méthodes de détermination de $FICO_2$, $FECO_2$ et $FAECO_2$	
III.3.1.1 Evaluation de $FICO_2$ par calcul	III.8
III.3.1.2 Evaluation de $FECO_2$ par calcul	III.9
III.3.1.2 Evaluation de $FAECO_2$	III.9
III.3.2. Comparaison des différentes méthodes	III.10
III.4. Choix de la méthode de détermination des paramètres	
III.4.1. Choix de détermination de $FICO_2$, $FECO_2$ et $FAECO_2$	III.13
III.4.2. Détermination de paramètres supplémentaires	III.14
Conclusion	

CHAPITRE IV : REALISATION PRATIQUE

Introduction	
IV.1. Définition du système	
IV.1.1. Rappel des paramètres à déterminer	IV.1
IV.1.2. Mode de fonctionnement souhaité	IV.2
IV.1.3. Schéma de base du système	IV.5
IV.2. Choix du matériel	IV.7
IV.3. Gestion des taches - Organigrammes de fonctionnement	
IV.3.1. Gestion des tâches	IV.8
IV.3.2. Mise au point des programmes	IV.13
Conclusion	

CHAPITRE V : RESULTATS ET DISCUSSION

Introduction

V.1. Exploitation du système - problèmes rencontrés V.1

V.2. Discussion - Comparaison avec d'autres réalisations V.4

V.3. Développement futur du système et applications envisageables

V.3.1. Amélioration de la surveillance réalisée par le système V.8

V.3.2. Applications du système V.10

Conclusion

CONCLUSION GENERALE

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

Le but de ce travail est de réaliser un système informatisé de surveillance des malades soumis à la ventilation assistée.

L'altération aiguë de la fonction respiratoire est une situation grave avec laquelle les médecins réanimateurs sont souvent confrontés.

La majorité des situations de "stress" s'accompagne en effet d'une faillite de la fonction respiratoire, que celle-ci soit d'origine pariétale au cours des affections neuromusculaires et traumatologiques (coma d'origines diverses, polyradiculonévrite, myasthénie, fractures costales...), ou parenchymateuses (bronchopneumopathies, oedèmes pulmonaires, thrombose pulmonaire).

La diversité des étiologies s'oppose à l'unicité du traitement dominé par la nécessité de mettre rapidement en oeuvre une assistance ventilatoire, ou respiration artificielle. Cette technique fait appel à une prothèse respiratoire ou ventilateur, raccordé au malade par l'intermédiaire d'une intubation trachéale ou d'une trachéotomie.

On réalise ainsi une assistance mécanique temporaire habituellement suffisante pour assurer au malade un apport d'oxygène et un rejet de gaz carbonique compatibles avec la survie.

Au cours de ces dernières années, les progrès réalisés dans la connaissance de la physiopathologie respiratoire et l'amélioration des techniques industrielles ont permis la mise au point de ventilateurs performants (1). Il est actuellement possible d'adapter à chaque malade et à sa pathologie le choix des paramètres réglant quantitativement et qualitativement la ventilation assistée. Pour ce faire, le réanimateur dispose de moyens d'action, de contrôle et de surveillance :

- Les moyens d'action sont les réglages successifs des paramètres ventilatoires ; volume courant, fréquence respiratoire, débit d'insufflation, pression positive de fin d'expiration, concentration en O_2 du mélange inhalé.

- les moyens de contrôle se limitent actuellement, en dehors des données cliniques subjectives, à l'étude de la gazométrie artérielle

(pression partielle d'O₂ et de CO₂ dans le sang, pH, saturation de l'hémoglobine en O₂).

- Les moyens de surveillance sont des alarmes de type tout ou rien, témoignant du débranchement accidentel ou de la surpression dans les circuits d'insufflation.

Les moyens de contrôle et de surveillance apparaissent insuffisants face à l'abondance des paramètres réglables.

Les gaz du sang donnent une information quantitative des résultats obtenus. Cette information est capitale, mais elle ne permet en aucun cas de présager des qualités réelles de l'échangeur. De plus, plusieurs réglages différents réalisant pour le poumon des agressions différentes, peuvent aboutir au même niveau gazométrique.

La simple surveillance du volume expiré et de la pression d'insufflation ne peut suffire à suivre l'évolution de la fonction respiratoire et ne permet pas de situer la tendance du malade vers l'aggravation ou l'amélioration. Il est alors nécessaire de pouvoir disposer d'autres critères.

C'est pour cela que l'étude des gaz inspirés et expirés est apparue intéressante ; elle ne perturbe en aucune façon le patient et apporte au médecin des renseignements importants sur les échanges respiratoires. Cela permet d'autre part des mesures continues, donc d'envisager un moyen de surveillance permanent de l'efficacité de la ventilation. Il faut dans ce domaine retenir les travaux de Osborn (2), de Hilberman (3) et de Turney (4,5) qui visent à la réalisation d'un véritable monitoring ventilatoire par la mesure continue des volumes et des concentrations de gaz carbonique et d'oxygène dans les gaz expirés.

D'autres travaux ont été effectués pour tenter de réaliser un tel monitoring, mais les expériences ont été faites sur des animaux et n'ont eu aucune application pratique sur l'homme.

D'autres équipes (7,8) ont étudié les qualités mécaniques de l'appareil broncho-pulmonaire. Ces paramètres étudiés en respiration assistée (9) sont indicatifs d'une évolution de la pathologie, mais ne permettent pas

toujours un diagnostic ; il n'apportent pas à notre point de vue une information suffisante.

Notre travail s'est déroulé en deux phases : mise au point d'une technique de détermination des qualités d'échange de l'appareil respiratoire à partir des gaz expirés, puis conception et réalisation d'un système de surveillance continue de l'efficacité de la ventilation.

A partir de ce système il est possible de contrôler l'action des différents paramètres du respirateur sur l'efficacité de la ventilation, donc tenter d'établir un modèle, et à plus longue échéance envisager une réelle commande du respirateur à partir des paramètres du malade.

Nous exposerons dans le premier chapitre des notions physiologiques nécessaires à une bonne compréhension des paramètres traités.

Le second chapitre présente le système malade-machine et les différents capteurs utilisés pour la mesure des signaux destinés au calcul des paramètres.

Dans le troisième chapitre, le traitement des signaux est expliqué. Les résultats obtenus permettent alors la définition du système qui assurera la mesure directe des paramètres au lit du malade.

L'objet du quatrième chapitre est la réalisation pratique du système.

Enfin dans le dernier chapitre, nous donnerons un aperçu des premiers résultats obtenus et des développements futurs auxquels peut conduire un tel système.

Ce travail a été réalisé au Centre d'automatique de LILLE I avec la collaboration du Centre de Réanimation Médicale de l'Hôpital Calmette.

CHAPITRE I
=====

NOTIONS DE PHYSIOLOGIE RESPIRATOIRE - THEORIE DES DUCTANCES

INTRODUCTION

Après avoir situé notre travail dans le cadre des recherches actuellement entreprises, visant à une meilleure connaissance de l'efficacité de la ventilation apportée au malade, nous donnons ici un ensemble minimum de notions physiologiques, permettant de comprendre le choix des paramètres représentatifs de l'état pulmonaire du malade.

I . 1 NOTIONS PHYSIOLOGIQUES FONDAMENTALES - MODELES

Le rôle de l'appareil respiratoire est d'assurer l'apport d'oxygène nécessaire à l'organisme ainsi que le rejet du gaz carbonique. La ventilation, partie à laquelle nous nous intéressons plus particulièrement, est une des fonctions de l'appareil respiratoire.

Depuis la fin du siècle dernier, de nombreux physiologistes se sont intéressés aux échanges respiratoires, leur but étant de réduire en équations, coefficients ou relations, certains mécanismes fondamentaux concernant l'échangeur pulmonaire. Leurs travaux ont été effectués en ventilation spontanée.

L'exploration du système ventilatoire peut être envisagée de deux façons :

- La première considère un modèle plurialvéolaire. Suivant les auteurs, ce modèle se réduit à trois alvéoles, chacune étant représentative d'un fonctionnement particulier (alvéole où ventilation et perfusion sont normales ; alvéole bien perfusée et mal ventilée ; alvéole bien ventilée et mal perfusée) (10) ou à une multitude d'alvéoles (11). Ces derniers travaux tentent d'établir un modèle de connaissance de l'appareil respiratoire. Les équations qui en découlent sont complexes et difficilement exploitables.

- La seconde façon est de considérer un modèle monoalvéolaire (fig I1)

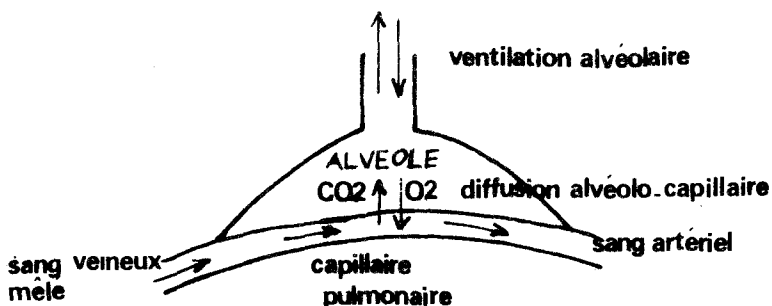


Fig I.1

Partant de ce modèle, l'appareil respiratoire peut être subdivisé en trois étages, disposés en série sur le trajet des échanges :

- . un étage ventilatoire, système mécanique qui amène l'air extérieur jusqu'aux alvéoles par l'intermédiaire du système bronchique
- . un étage de transfert, au niveau des alvéoles, où se produisent, par diffusion les échanges gazeux entre le gaz alvéolaire et le sang des capillaires pulmonaires.
- . un étage circulatoire, par lequel le sang artérialisé au niveau de l'échangeur pulmonaire, véhicule l'oxygène vers toutes les cellules de l'organisme pour assurer leurs besoins métaboliques.

Ce modèle est actuellement admis par la plupart des physiologistes. Il conduit à l'élaboration de lois simples et essentielles facilitant l'exploration du système ventilatoire (12).

C'est ce modèle que nous avons retenu pour notre étude.

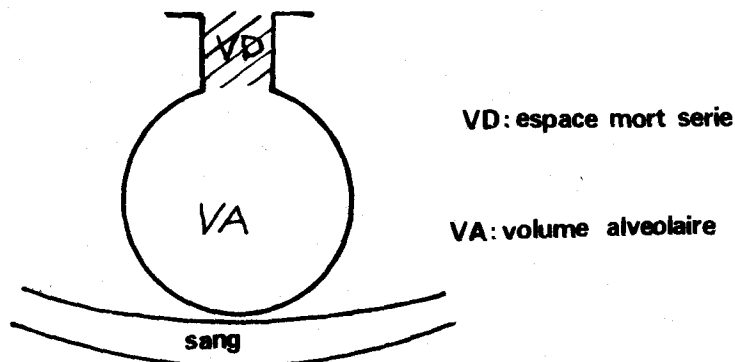
I . 2 RELATIONS ET COEFFICIENTS UTILISES POUR LA DESCRIPTION DE LA VENTILATION ALVEOLAIRE

Le renouvellement du contenu gazeux alvéolaire est réalisé grâce au mécanisme de l'inspiration et de l'expiration. Par définition :

- . Le volume ventilatoire V est le volume mobilisé pendant chaque mouvement inspiratoire,
- . La fréquence ventilatoire f est le nombre de cycles ventilatoires par minute,
- . La ventilation \dot{V} est le produit du volume ventilatoire par la fréquence : $\dot{V} = V.f$

I.2.1. Notion d'espace mort série

Le système broncho-alvéolaire peut être représenté schématiquement par un seul sac relié à l'extérieur par une canalisation. Pour une représentation complète du système pulmonaire, il faut ajouter à ce système aérien un réseau vasculaire dans lequel circule le sang pulmonaire (fig I.2)



**Fig I.2 Representation schematique du
systeme broncho.alveolaire**

L'espace mort série est constitué par l'ensemble des canalisations qui conduisent l'air inspiré jusqu'aux alvéoles, c'est-à-dire, jusqu'à la région où les échanges avec le sang sont possibles. Par contre, aucun échange avec le sang ne s'effectue dans les conduits eux mêmes.

L'interposition de cet espace diminue l'efficacité de la ventilation dans son rôle de renouvellement du gaz alvéolaire.

A chaque inspiration une part importante de l'air inspiré ne contribue pas aux échanges. A l'expiration inversement, l'espace mort disposé sur le trajet de l'air expiré reste rempli d'air vicié, que l'inspiration suivante pousse devant elle et réintroduit à nouveau dans le territoire alvéolaire. Ainsi, la zone d'échange reçoit tout le volume inspiré, mais ce volume comprend deux portions de composition distincte : l'une d'air frais, l'autre provenant de l'espace mort série et qui n'est que du gaz alvéolaire expiré précédemment.

Ce problème de l'efficacité relative de la ventilation, réduite par l'espace mort série, a été étudié depuis près d'un siècle.

Nous n'exposerons, pour la détermination de cet espace mort série, que la relation de Bohr (1891) à partir de laquelle la plupart des physiologistes ont travaillé.

L'équation de Bohr est établie à partir du volume gazeux expiré VE :

$$VE = VA + VD$$

Considérons un gaz dont les concentrations sont respectivement FI, FE, FA, FD dans les gaz inspiré, expiré, alvéolaire et de l'espace mort. On a du point de vue des quantités de gaz :

$$VE.FE = VA.FA + VD.FD$$

Au début de l'expiration, le mélange contenu dans l'espace mort est identique à celui des gaz inspirés : FI = FD

$$\text{On a donc : } VE.FE = VA.FA + VD.FI$$

$$\text{or : } VA = VE - VD$$

$$VE.FE = (VE - VD). FA + VD.FI$$

$$VE (FE - FA) = VD (FI - FA)$$

L'espace mort série a donc pour expression $VD = \frac{FA - FE}{FA - FI} VE$

La ventilation efficace VA, exprimée en l/min, est alors $VA = VE \left(1 - \frac{FA - FE}{FA - FI}\right)$

I.2.2. Espace mort parallèle

La connaissance de l'espace mort série présente peu d'intérêt en pathologie respiratoire. Il existe des perturbations de la ventilation alvéolaire liées à une hétérogénéité de la circulation pulmonaire. Ces perturbations constituent ce que l'on nomme "espace mort parallèle".

Cette fois, il ne s'agit plus, comme pour l'espace mort série de canalisations interposées entre l'air extérieur et l'alvéole et dont le balayage aérien alternatif réduit d'autant la ventilation des alvéoles. L'espace mort parallèle est ventilé comme le reste des alvéoles pulmonaires : mais non irrigué par le sang veineux, il ne participe pas aux échanges entre l'air et le sang.

I.2.3. Espace mort physiologique

Pour évaluer les troubles de la ventilation, on utilise la notion d'espace mort physiologique qui correspond au volume de gaz inspiré ne participant pas aux échanges. Il est donc constitué de la somme de l'espace mort série et de l'espace mort parallèle.

Il est calculé à partir de la formule de Bohr, en utilisant la fraction de gaz contenu dans le sang artériel (Fa) au lieu de celle contenue dans le sang alvéolaire :

$$VD \text{ phys} = VE \left(\frac{Fa - FE}{Fa - FI} \right)$$

I.2.4. Le quotient respiratoire

Le quotient respiratoire R est défini comme étant le rapport entre la production de gaz carbonique VC_{O_2} et la consommation en oxygène VO_2

$$R = \frac{VC_{O_2}}{VO_2} = \frac{VE.FECO_2 - VI.FICO_2}{VI.FIO_2 - VE.FECO_2} \quad \text{où VI est le volume inspiré}$$

Le quotient respiratoire dépend de la nature des substances brûlées et des échanges gazeux alvéolo-sanguins.

Au niveau des tissus, il est respectivement égal à 1 ; 0,8 et 0,7 lors de la combustion des glucides, protides ou lipides.

Au niveau des poumons, pour un sujet sain, il est d'environ 0,85.

Ces quelques coefficients sont ceux habituellement retenus pour l'étude de la ventilation alvéolaire. Leur estimation nous permettra de caractériser en partie l'efficacité de la ventilation apportée aux malades.

Les notions expliquées ci dessus vont nous permettre d'expliquer la forme des différents signaux prélevés.

I . 3 THEORIE DES DUCTANCES

L'objectif de ce travail étant la mise au point d'une technique de détermination des qualités d'échanges de l'appareil respiratoire au lit du malade et sous ventilation assistée, il est nécessaire de disposer d'un moyen d'étude de la ventilation alvéolaire qui soit simple, facilement reproductible et directement exploitable. Le système des ductances proposé par Lacoste (1966) répond à ces impératifs et trouve une application pratique intéressante (13).

La notion de ductance s'appuie sur une conception globale des échanges pulmonaires. Comme nous l'avons vu, l'appareil respiratoire dans son ensemble est un échangeur entre deux circulations, l'une d'air, l'autre de sang.

Les échanges ne sont jamais complets et l'écart entre les deux niveaux de sortie gazeux et sanguin, donnent une estimation de l'efficacité de cet échangeur.

On compare ces deux niveaux à un même niveau de référence, facilement contrôlable et constant : le niveau d'entrée inspiratoire.

Ces niveaux sont caractérisés par les pressions partielles d'un gaz quelconque.

L'efficacité de l'échangeur est donnée par le rapport suivant, appelé ductance :

$$\text{ductance} = \frac{PI_x - PE_x}{PI_x - Pa_x}$$

PI_x = pression partielle du gaz dans le gaz expiré

PE_x = pression partielle du gaz dans le gaz inspiré

Pa_x = pression partielle du gaz dans le sang artériel

La ductance est un rapport dont la valeur est la même quel que soit le gaz utilisé.

Pour nos mesures, nous avons utilisé le gaz carbonique, gaz intervenant dans le métabolisme.

$$D_u = \frac{PICO_2 - PECO_2}{PICO_2 - PaCO_2}$$

Ce rapport exprime par son abaissement, tous les obstacles interposés entre le sang artériel et le gaz expiré qui s'opposent au transfert du CO_2 , sans bien entendu les distinguer. Ce rapport de ductance que nous nommons ductance globale, peut être subdivisé en deux composantes.

En effet, entre la pression partielle du gaz carbonique dans le sang artériel ($PaCO_2$) et la pression partielle du gaz carbonique dans le gaz expiré ($PECO_2$), il existe un niveau intermédiaire qui est la pression partielle moyenne du gaz carbonique dans le gaz alvéolaire ($PAECO_2$).

Ce niveau intermédiaire $PAECO_2$ subdivise la ductance globale en deux parties :

$$\frac{PICO_2 - PECO_2}{PICO_2 - PaCO_2} = \frac{PICO_2 - PECO_2}{PICO_2 - PAECO_2} \times \frac{PICO_2 - PAECO_2}{PICO_2 - PaCO_2}$$

La ductance globale peut donc se décomposer en deux ductances partielles :

- Le premier rapport $\frac{PICO_2 - PECO_2}{PICO_2 - PAECO_2}$ permet de révéler l'existence de troubles essentiellement ventilatoires, il représente la "composante ventilatoire" de la ductance globale et sera appelé ductance ventilatoire (DuV).

Il est essentiellement dépendant de la fréquence ventilatoire et doit toujours être interprété en fonction de cette dernière.

- Le second rapport $\frac{PICO_2 - PAECO_2}{PICO_2 - PaCO_2}$ recouvre l'ensemble des obstacles pouvant réduire le transfert du gaz carbonique du sang vers l'alvéole de façon globale.

Il représente la "composante circulatoire" de la ductance globale et sera appelé "ductance circulatoire" (DuC). Il dépend de la perméabilité de la paroi alvéolo-capillaire, il est également fonction du débit circulatoire et de la distribution à l'intérieur de l'alvéole.

Ces deux ductances partielles apportent donc des précisions supplémentaires quant à la localisation des troubles et leur répartition entre les différents étages fonctionnels de l'échangeur pulmonaire.

Les valeurs des ductances globales et partielles sont comprises entre zéro et un, chiffres qui correspondent respectivement à l'échangeur non fonctionnel et à l'échangeur parfait. Les rapports de ductance permettent surtout une quantification plus qu'une qualification des troubles.

CONCLUSION

C'est à partir de ces données que nous avons bâti notre travail. Nous nous sommes attachés, dans un premier temps, à mettre au point une chaîne de mesure permettant le relevé des paramètres nécessaires au calcul des ductances partielles et globale .

CHAPITRE II

=====

SIGNAUX TRAITES - CAPTEURS

INTRODUCTION

Ayant choisi les paramètres nous permettant de qualifier les échanges pulmonaires ; nous exposerons ici, après une présentation succincte du système malade-machine, les caractéristiques des signaux traités et les capteurs utilisés pour leurs mesures.

II . 1. PRESENTATION DU SYSTEME "MALADE-MACHINE"

Un schéma simple va nous permettre d'expliquer le fonctionnement de ce système (fig II.1)

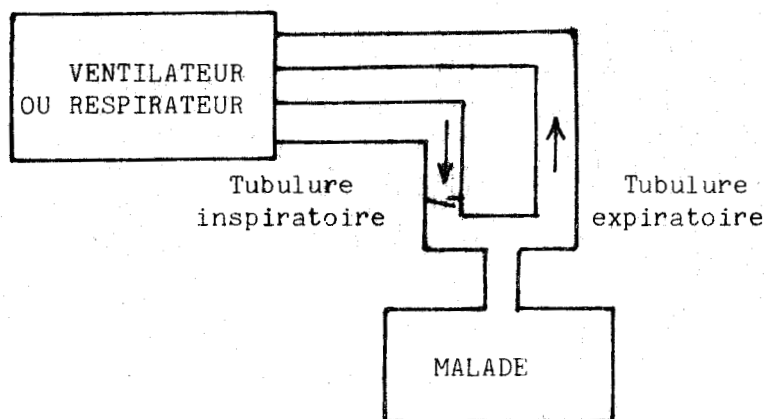


Fig.II.1 REPRESENTATION SCHEMATIQUE DU SYSTEME
"MALADE-MACHINE"

Le malade est relié à la machine par l'intermédiaire de canalisations qui lui permettent de recevoir l'air provenant du ventilateur. L'air est ensuite rejeté vers l'extérieur par la tubulure expiratoire.

Le ventilateur utilisé au début de notre étude est le respirateur Bennett MA 1 B. Le principe de fonctionnement de ce ventilateur est applicable à n'importe quel autre type de ventilateur.

II.1.1. Principe de fonctionnement

Le ventilateur est utilisé en respiration contrôlée c'est-à-dire que l'inspiration est commandée par une minuterie. La fréquence est déterminée par le réglage de la minuterie en nombre de cycles par minute.

Dans un cycle, la durée de l'inspiration est déterminée par le volume limite (ou par la pression limite), par le débit maximum affiché et par les caractéristiques de résistance et de compliance des tuyaux et du patient. La durée de l'expiration prend le reste de temps dans ce cycle respiratoire.

Le volume limite est déterminé par la course d'un soufflet, lui même actionné par une pression fournie par un compresseur électrique. La vitesse d'insufflation maximum est déterminée par un réglage mécanique.

II.1.2. Les mélanges gazeux insufflés

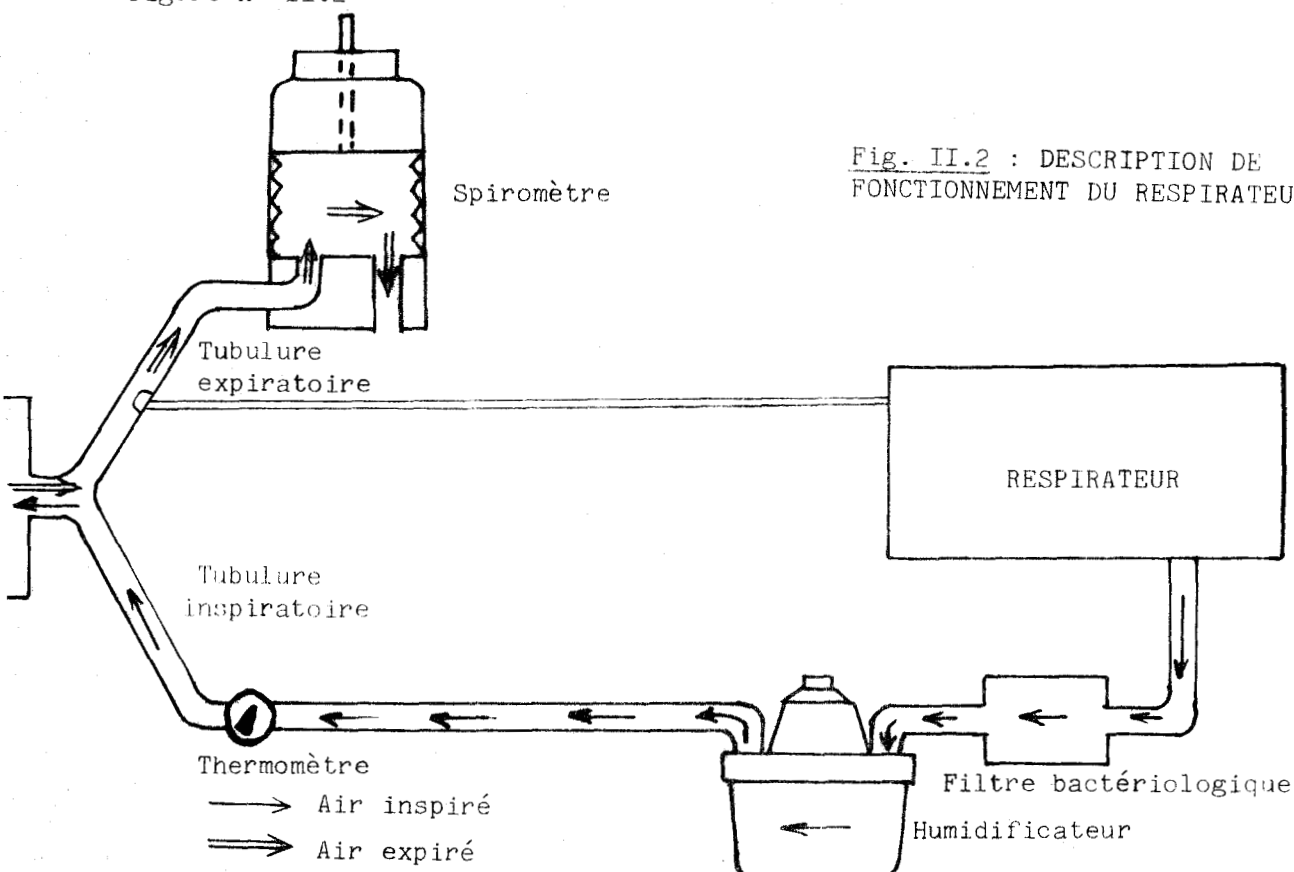
Ce respirateur permet d'administrer au patient, soit l'air ambiant, soit l'air ambiant enrichi en proportion variable, soit de l'oxygène pur. Cette concentration est choisie et fixée par le médecin par l'intermédiaire d'un bouton de réglage.

Un humidificateur chauffant, sature, à une température réglable, le gaz insufflé et permet ainsi d'obtenir la saturation en vapeur d'eau à la température du corps.

II.1.3. Description d'un cycle respiratoire

Pour suivre le trajet de l'air, reportons nous à la figure n° II.2

Fig. II.2 : DESCRIPTION DE FONCTIONNEMENT DU RESPIRATEUR



- l'expiration se termine et l'inspiration commence par un signal de la minuterie,
- au début de l'inspiration la valve au niveau de la tubulure expiratoire se ferme rendant le circuit étanche et le gaz arrive au patient,
- pendant l'inspiration, le gaz passe à travers le filtre principal, puis traverse l'humidificateur
 - . le débit instantané maximum est fixé par la position du bouton de réglage correspondant,
 - . le manomètre indique la pression dans le système ; celle ci augmente au fur et à mesure que l'inspiration se poursuit,
 - . le spiromètre se vide de lui même pour recevoir les gaz de l'expiration suivante et donner ainsi le volume courant de chaque cycle (VT).
- l'inspiration se termine et l'expiration commence lorsque le volume courant affiché est atteint,
- pendant l'expiration
 - . la valve au niveau de la tubulure expiratoire s'ouvre
 - . le spiromètre se remplit
 - . le respirateur emmagasine l'air ambiant et l'oxygène nécessaire pour l'inspiration suivante.

II.1.4. Modifications apportées à ce respirateur

Pour la réalisation de notre travail, nous avons dû apporter quelques modifications au respirateur, lui assurant un fonctionnement plus satisfaisant.

Les tubulures expiratoire et inspiratoire ont été raccourcies afin de réduire la valeur du volume de compression (V_{TC}).

La mise en place, sur la tubulure inspiratoire, d'une valve anti-retour, permet d'éviter le reflux de gaz dans cette tubulure, au moment de l'expiration.

Pour l'appareil ainsi modifié, le volume mort d'appareillage (VDapp) est de 80 ml. Le volume mort d'appareillage est défini comme étant l'espace commun balayé par l'air inspiré et expiré. Cet espace mort tout comme l'espace mort série réduit l'efficacité de la ventilation et nous devons en tenir compte lors de notre étude. Le volume de compression VTC est de ~~37~~ ml/cm d'H₂O ; il a été estimé à partir de la courbe d'étalonnage

qui est la courbe du volume de compression en fonction de la pression d'insufflation, le malade étant remplacé par une résistance variable (cf. fig II.3)

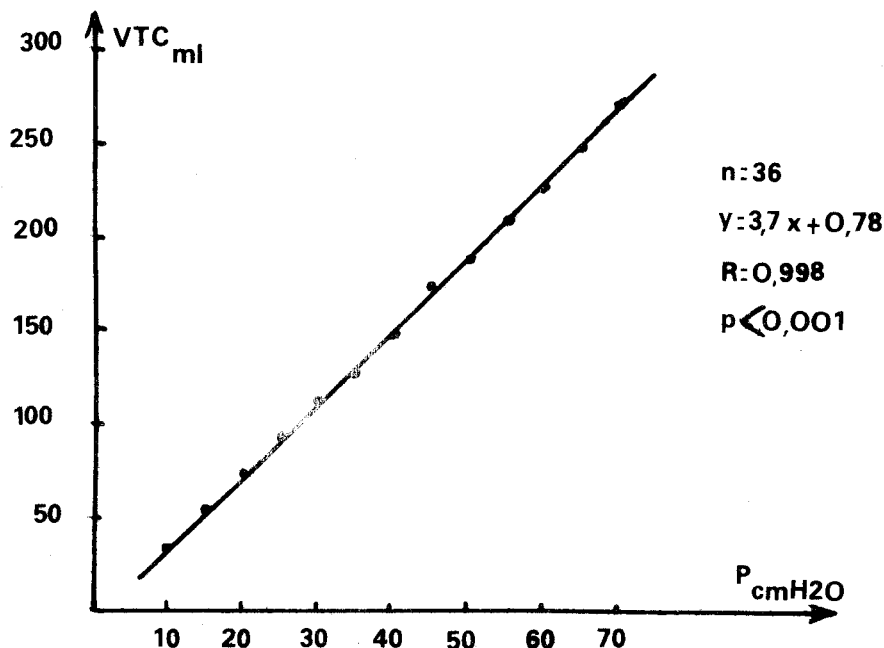


Fig II.3 Détermination de la compliance du respirateur

II . 2 . SIGNAUX NECESSAIRES AU CALCUL DES PARAMETRES-CAPTEURS

II.2.1 Signaux utilisés

Le calcul des ductances nécessite la connaissance des valeurs des pressions partielles d'un gaz, en l'occurrence du gaz carbonique, au niveau de l'air inspiré, expiré, alvéolaire et du sang artériel.

Pour ce qui est de la mesure de la pression partielle du gaz carbonique dans le sang artériel, nous ne possédons pas de capteur qui nous permette une évaluation continue de ce paramètre.

Nous avons donc fait appel à une technique de mesure séquentielle, qui consiste à effectuer un prélèvement sanguin au niveau de l'artère fémorale et à analyser en laboratoire le contenu de cet échantillon.

L'analyse est effectuée au moyen d'une "électrode à PCO_2 ". Le principe consiste à déterminer la valeur de la pression partielle du gaz carbonique (PCO_2) dans le sang artériel, par une mesure dérivant de celle du pH.

L'électrode à PCO_2 est une électrode de verre de mesure de pH, baignant dans une solution de bicarbonate de concentration donnée, contenue par une membrane perméable au gaz carbonique, mais imperméables aux ions. L'ensemble plonge dans l'échantillon dont on doit déterminer la PCO_2 .

Le gaz carbonique issu de l'échantillon diffuse à travers la membrane, se dissout dans la solution bicarbonatée en libérant les ions H^+ . La mesure de la variation de pH, qui dans un intervalle de 7 à 700 mmHg est une fonction linéaire du logarithme de la PCO_2 , permet de connaître celle ci.

La précision de la méthode est de $\pm 0,5 \%$.

L'évaluation des paramètres PI, PE et PAE, quant à elle, est effectuée à partir des signaux de variation du volume $V = f(t)$ et de la concentration du gaz carbonique $FCO_2 = f(t)$ au cours du cycle ventilatoire.

En effet, le relevé de ces deux courbes va nous permettre d'établir la courbe $FCO_2 = f(V)$ à partir de laquelle, comme nous l'exposerons dans le prochain chapitre, nous allons calculer PI, PE, PAE conduisant au calcul des ductances, mais aussi la valeur des différents espaces morts, précédemment définis.

Le relevé de ces courbes $V = f(t)$ et $FCO_2 = f(t)$ est effectué à la bouche du patient (fig II.4) par l'intermédiaire de certains capteurs adéquats que nous allons décrire.

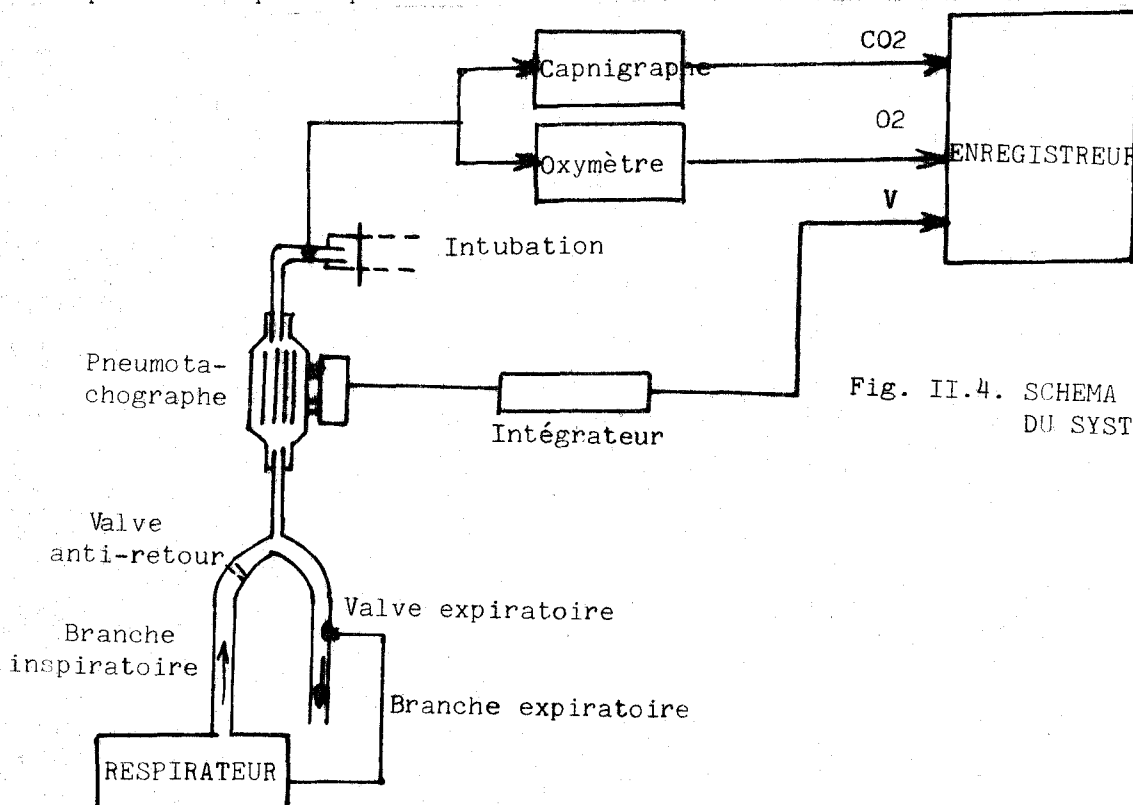


Fig. II.4. SCHEMA D'ENSEMBLE DU SYSTEME

Les autres signaux accessibles à la mesure sont les signaux d'évolution de la concentration de l'oxygène et de la pression au cours du cycle respiratoire.

Le signal $FO_2 = f(t)$ va nous permettre de connaître les quantités d'oxygène insufflées et exsufflées.

Le signal $P = f(t)$ nous permet de définir la valeur du volume de compression.

II.2.2 Capteurs utilisés

Pour la mesure du volume, nous avons utilisé un débitmètre dont le signal est intégré électriquement. Le débitmètre utilisé a été construit par Fleish en 1925 et est appelé pneumotachographe : il permet la mesure des débits instantanés sans inertie appréciable (14).

- principe de fonctionnement

Celui ci repose sur la loi de Poiseuille, selon laquelle la vitesse du flux est proportionnelle à la baisse de pression par une unité de longueur quand l'écoulement se fait dans un tube cylindrique, de façon laminaire :

$$P = \frac{8 \mu l i}{r^4}$$

P = Différence de pression aux extrémités du cylindre

μ = Coefficient de viscosité

l = longueur du cylindre

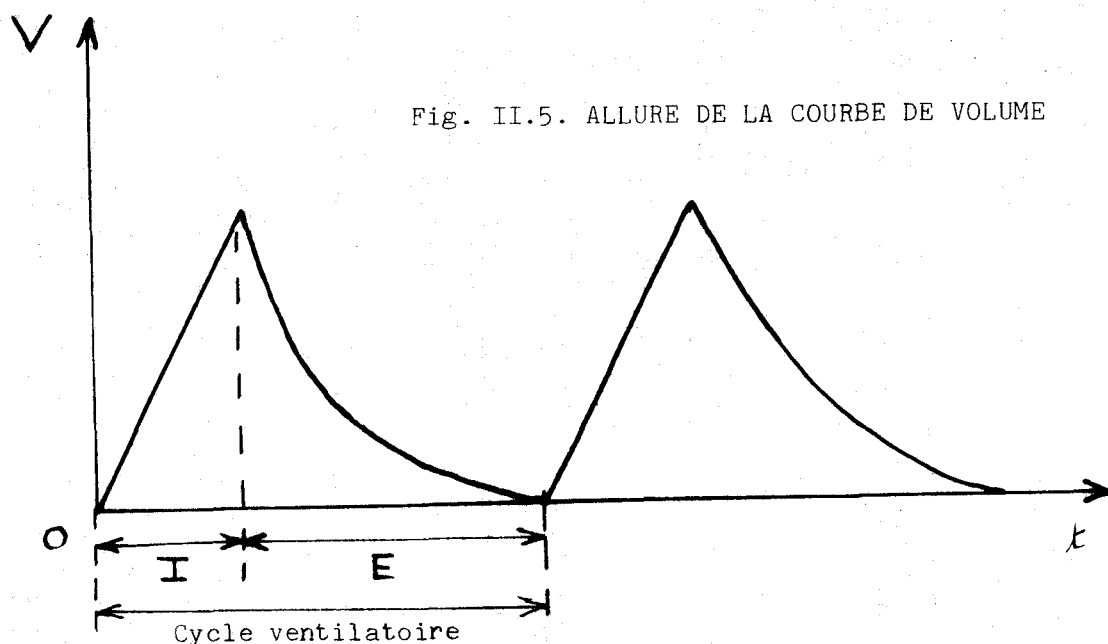
i = débit

r = rayon du cylindre

Si l'on place dans le courant aérien une résistance, il apparait de part et d'autre de cette dernière une différence de pressions. Si la résistance est faite de telle sorte que la circulation du fluide reste laminaire, cette différence de pression est proportionnelle au débit et à la viscosité du fluide. Le pneumotachographe de Fleish est constitué par un tube cylindrique dont la lumière est fragmentée en un grand nombre de circuits cylindriques parallèles, de faible calibre.

Deux prises de pression, placées à environ 3 cm l'une de l'autre, permettent de mesurer la perte de charge, à chaque extrémité d'un des conduits lamellaires. Une résistance électrique réchauffe l'appareil afin d'éviter la condensation de la vapeur d'eau sur la lame métallique, ce qui risquerait de modifier les mesures.

Cet appareil est linéaire dans la zone de débit pour laquelle il a été construit. Il est étalonné sur le malade, à l'aide d'une seringue de un litre avec de l'air atmosphérique saturé en vapeur d'eau à température ambiante. Le signal fourni par ce capteur est intégré électriquement et nous permet d'obtenir le volume $V = f(t)$. Ce signal représenté fig II.5 a une fréquence dépendante de la fréquence ventilatoire. Elle se situe entre 0,25 et 0,42 hz, ce qui correspond respectivement à des fréquences ventilatoires de 15 cycles/mn et 25 cycles/mn. Il apparaît non bruité car filtré par l'intégration. Ce capteur présente un inconvénient en cas d'emploi prolongé. Il peut se produire une condensation de vapeur d'eau et de sécrétions bronchiques au niveau des conduits lamellaires, modifiant l'étalonnage du pneumotachographe ce qui nécessite des nettoyages répétés. Ce capteur a été utilisé pour mettre au point notre technique de détermination des paramètres mais ne peut être retenu pour une utilisation continue comme nous le verrons par la suite.



Pour la mesure de la concentration de gaz carbonique, nous avons utilisé un analyseur de CO_2 à infra rouge Beckman LB2 appelé capnigraphe.

- Principe de fonctionnement

La technique utilisée pour l'analyse de CO_2 est celle utilisée dans le domaine industriel appelée analyse non dispersive à infra rouge (NDIR). Elle repose sur le fait que certaines molécules de gaz soumises à un rayonnement infra rouge absorbent l'énergie de portions particulières du spectre IR. L'appareillage NDIR utilise une source avec une large bande d'excitation et un détecteur sensible seulement à quelques raies de spectre IR correspondant aux gaz à analyser. Ceci est réalisé en utilisant les gaz à mesurer comme élément sensible au détecteur IR.

La figure II.6 ci-dessous, est un schéma simplifié de la tête de mesure, montrant les sources IR, les cellules échantillon et référence et la cellule de détection.

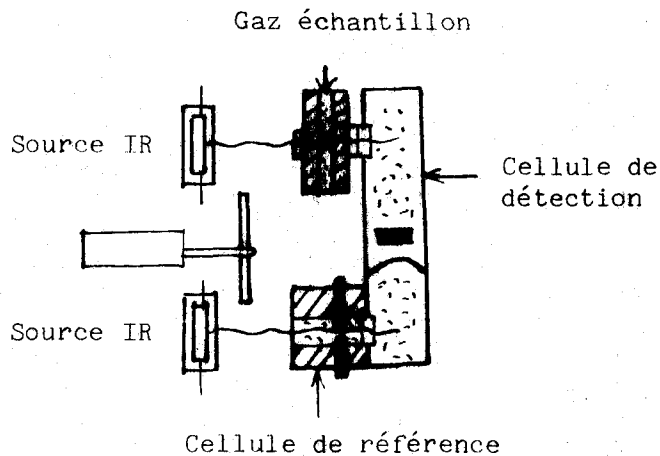


Fig. II.6 PRINCIPE DE LA TETE DE MESURE

Une partie des rayons IR traversent la cellule échantillon tandis que l'autre traverse la cellule de référence. La cellule de détection est séparée en deux par une fine cloison métallique. Ces deux compartiments contiennent le même gaz que celui à analyser. Le rayonnement IR force les molécules de gaz prisonnières des compartiments à vibrer plus rapidement et de ce fait crée une augmentation de pression. Quand il n'y a pas de gaz dans la cellule échantillon, l'augmentation de pression de part et d'autre du diaphragme métallique est identique et ce dernier ne se déplace pas. Mais lorsque le gaz à analyser

passé au travers de la cellule échantillon, il absorbe une certaine quantité du rayonnement IR qu'il traverse, produisant une diminution de pression dans le compartiment correspondant à la cellule de mesure.

Le diaphragme métallique s'incurve et modifie la capacité existant entre lui et une plaque fixe du compartiment détecteur.

La lame du chopper tournant à 2700 T/mn interrompt le faisceau 2 fois par tour. Ceci produit un signal modulé à 90 hz dont l'amplitude moyenne est proportionnelle à la concentration de gaz dans la cellule échantillon. Ce signal est amplifié, modulé, filtré pour donner en sortie une valeur en pourcentage de la concentration du gaz à analyser.

Les caractéristiques de l'appareil, données par le constructeur sont :

- temps de réponse : 100 ms pour 90 % du signal à un débit de 500 cc/mn
- sensibilité (pleine échelle) 0 à 10 %
- précision : ± 1 % pleine échelle
- bruit 25 mV crête à crête ou 0,5 % pleine échelle
- linéarité : ± 1 % à 500 cc/mn
- stabilité du zéro : ± 1 % pleine échelle sur 24 h
- stabilité du gain : ± 1 % pleine échelle sur 8 heures.

Le signal d'évolution du gaz carbonique au cours du cycle respiratoire ($FCO_2 = f(t)$), relevé au niveau de la bouche du patient, a l'allure représentée sur le schéma II.7

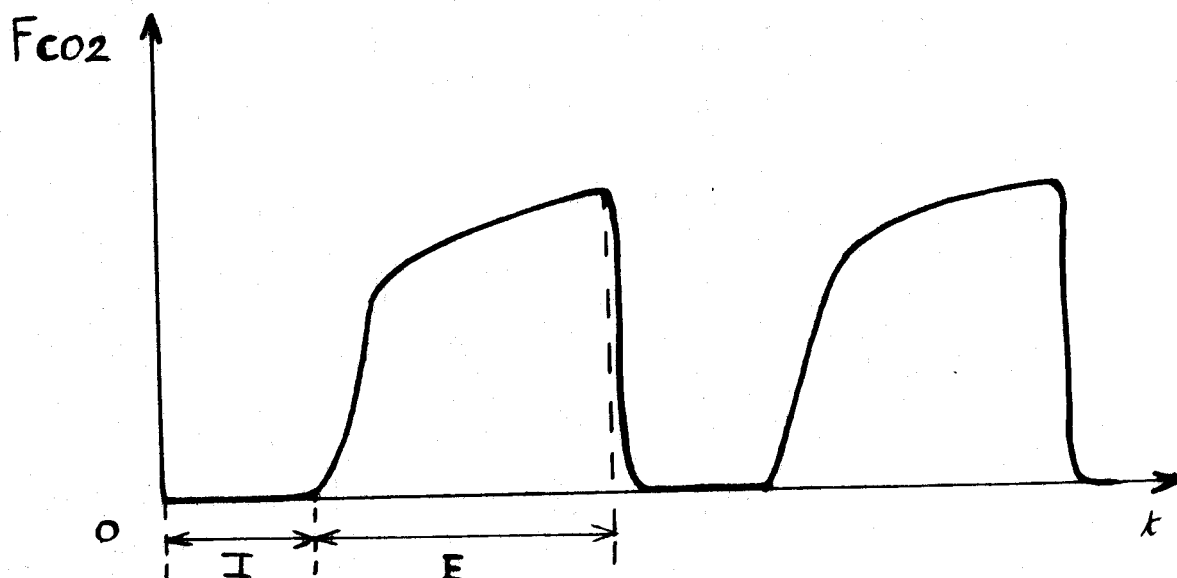


Fig. II.7. ALLURE DE LA COURBE DE CO₂

- Vérification de la linéarité de la chaîne de mesure

Avant tout relevé expérimental, il est nécessaire de vérifier la linéarité de la chaîne de mesure utilisée. Certaines expériences ont été réalisées dans ce but. A l'aide d'une bouteille de gaz étalon (donc avec un gaz de concentration fixe et connue), à débit constant, on applique un échelon de CO_2 . Cet échelon est réalisé de la façon suivante : le capillaire est laissé à l'air ambiant, la concentration mesurée étant alors de 0,03 %, puis introduit dans la seringue où la concentration mesurée est celle du gaz étalon. Ce simple dispositif est représenté sur la fig II.8.

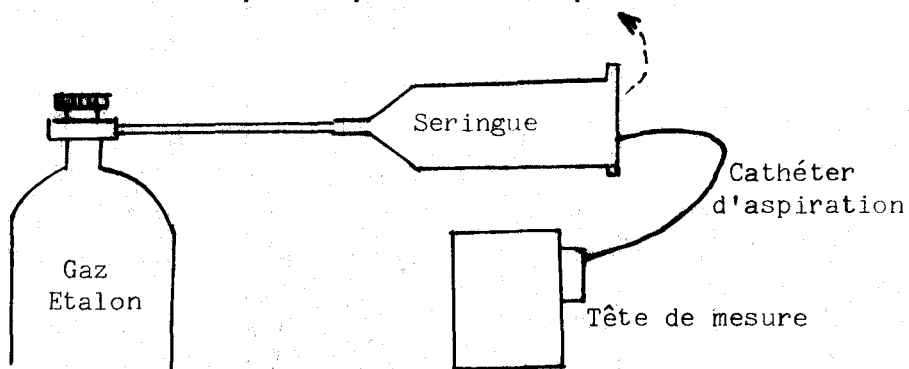


Fig. II.8 SYSTEME D'ETALONNAGE

Le signal ayant atteint sa valeur finale, on supprime l'échelon. Les temps de réponse du système dans le sens air- CO_2 et CO_2 -air sont identiques et égaux à 0,3 s à 95 % du signal et 0,2 s à 90 % du signal.

Cette manipulation effectuée avec des gaz étalons de concentrations différentes a donné des résultats identiques.

L'influence du débit du gaz à analyser sur la réponse du système a été mise en évidence. Un échelon de CO_2 étant appliqué au système, on laisse le signal atteindre sa valeur finale puis on fait varier le débit.

On observe une chute de la concentration, à partir d'un débit du gaz à analyser inférieur à 500 cc/mn (ce qui correspond au débit de la pompe aspirante du capnigraphe).

Cette chute de concentration est due à la dilution du CO_2 dans l'air si le débit est trop faible.

Lors de nos mesures, il y aura passage par un point de débit nul ; mais la dilution qui peut se produire est très faible car le milieu dans lequel elle a lieu (espace mort d'appareillage) contient à ce moment là, de l'air de fin d'expiration chargé en CO_2 .

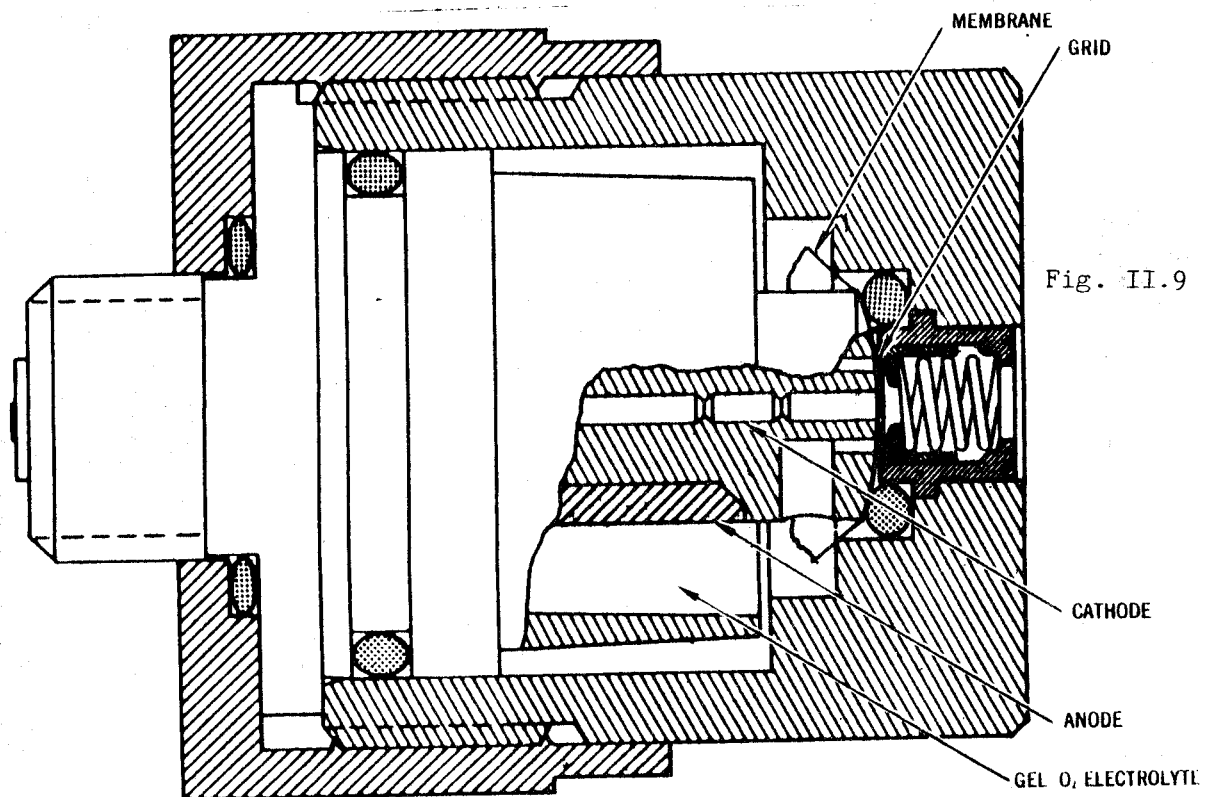
L'influence de la variation du débit dans les expériences à réaliser n'est donc pas une cause de perturbation pour la mesure.

D'autres expériences ont été réalisées ayant pour but de vérifier que le degré hygrométrique du gaz ne perturbe pas la mesure.

Ces expériences faites, les signaux habituellement traités ont été analysés. Le signal $FCO_2 = f(t)$ a une fréquence égale à la fréquence ventilatoire, variant donc de 0,25 à 0,42 hz. Sa fréquence de coupure est de 1,7 hz, il n'apparaît pas bruité.

Pour la mesure de la variation des concentrations d'oxygène au cours du cycle ventilatoire, nous avons utilisé un oxymètre Beckman OM 11, à électrode polarographique (Schéma II.9.)

- Principe de fonctionnement



Elle se compose d'une cathode en or, d'une anode en argent, d'un électrolyte de chlorure de potassium KCl sous forme de gel et d'une fine membrane tendue entre le côté mesure et le côté détecteur. Elle est perméable à l'oxygène et préserve le gel de toute contamination. Une faible tension est appliquée entre l'anode et la cathode. L'oxygène diffusant au travers de la membrane, passe dans la fine pellicule d'électrolyte et se trouve réduit sur la cathode produisant un courant électrique. Ce dernier est directement proportionnel à la pression partielle d'oxygène.

- Caractéristiques fournies par le constructeur
- temps de réponse : réglable de 80 ms à 200 ms pour 90 % du signal à un débit de 500 cc/mn
- gamme de sensibilité : 0 - 100 %
- stabilité du gain : ± 1 % pleine échelle
- précision : $\pm 0,7$ % pleine échelle
- linéarité : $\pm 0,3$ % à 500 ml/mn
- bruit : inférieur à 10 mV crête à crête ou 0,2 % pleine échelle

- Vérification de la linéarité

Nous avons pu vérifier, de la même façon qu'avec le capnigraphe, la linéarité de l'appareil. Le temps de réponse est réglable et pour nos manipulations nous l'ajustons de façon à obtenir le même temps de réponse qu'avec le capnigraphe.

Le signal $FO_2 = f(t)$ a l'allure donnée sur la fig. II.10. Il est bruité et est filtré avec un filtre passe bas de 50 hz.

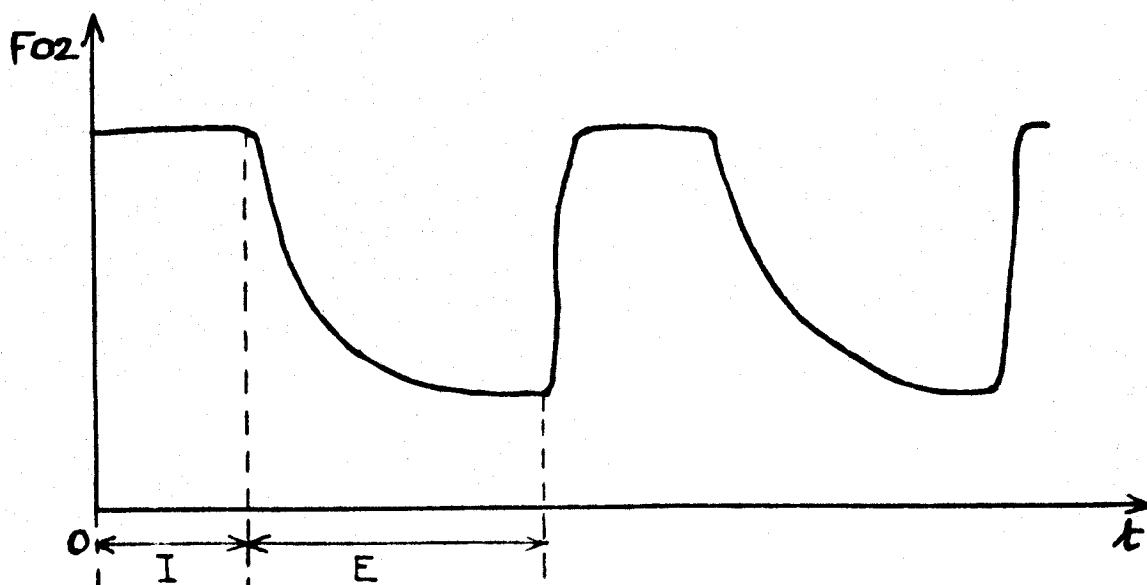


Fig. II.10 ALLURE DE LA COURBE D'O₂

Pour la mesure de la pression nous avons utilisé le capteur fourni au niveau du respirateur et nous avons relevé les pressions maximum et minimum au cours d'un cycle afin de calculer le volume de compression. Les valeurs de ces pressions varient de 0 à 60 cm H₂O. Le signal de pression a l'allure indiquée sur la fig. II.11

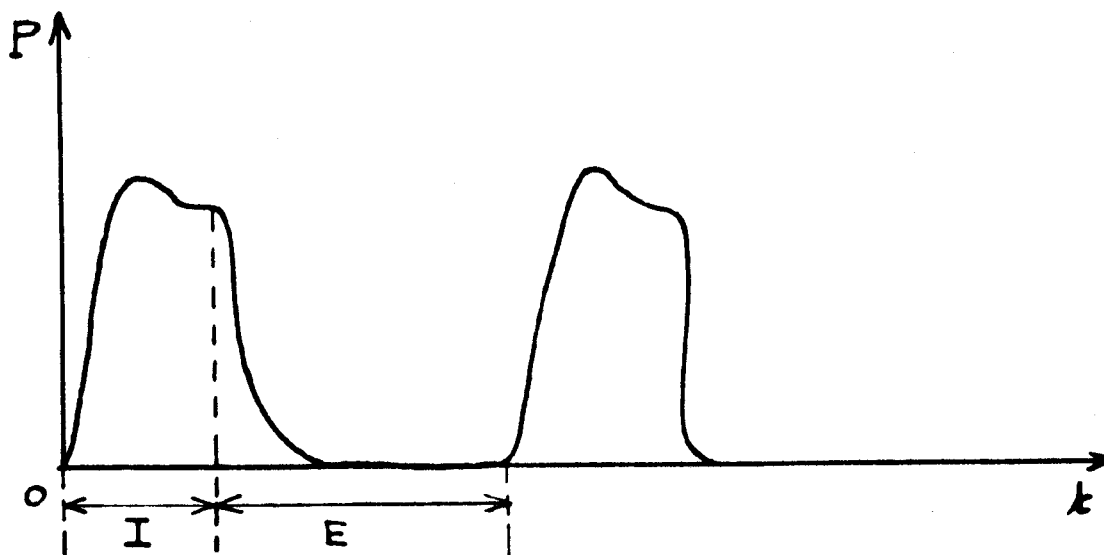


Fig. II.11 ALLURE DE LA COURBE DE PRESSION

CONCLUSION

C'est donc avec les signaux fournis par ces différents capteurs, que nous avons travaillé.

Ces signaux, enregistrés sur papier au moyen d'un enregistreur optique U.V. (OM 4501 Schlumberger), ont ensuite été traités sur ordinateur T 1600 de la façon exposée au prochain chapitre.

Si l'utilisation des capteurs de gaz est satisfaisante pour la mise au point de notre système, il n'en est pas de même en ce qui concerne le pneumotachographe, son fonctionnement prolongé n'étant pas envisageable.

Cela va nous conduire à rechercher une technique de détermination des facteurs PI, PE, PAE, qui nous permette de nous passer de l'utilisation d'un tel capteur.

C H A P I T R E I I I

TRAITEMENT DES SIGNAUX

INTRODUCTION

Dans un premier temps, pour valider nos hypothèses, nous avons travaillé sur les signaux de volume et de concentration du CO_2 .

Le traitement des signaux a été effectué sur un ordinateur T 1600, au moyen d'un programme établi en Fortran IV, après relevé des courbes enregistrées sur papier.

Les résultats obtenus, par notre méthode de détermination des paramètres intervenant dans le calcul des ductances, ont été comparés à d'autres techniques de détermination (15, 16, 17).

Au vu des résultats, nous avons alors élaboré un système pouvant être installé au lit du malade et permettant l'évaluation de ces paramètres.

III . 1 PROTOCOLE EXPERIMENTAL - ACQUISITION DES SIGNAUX

III.1.1. Protocole expérimental

Pour chaque relevé expérimental, le malade est placé sous le ventilateur Benett. Pour nos premières mesures, le malade était curarisé afin d'obtenir une adaptation parfaite.

Les paramètres ventilatoires fixés par la machine sont : le volume insufflé V_I , la fréquence ventilatoire f , le rapport temps inspiratoire/temps expiratoire et la concentration d'oxygène FIO_2 .

Le prélèvement de l'échantillon sanguin est effectué simultanément avec l'enregistrement des courbes de volume et de concentration en CO_2 .

Les courbes obtenues sur l'enregistreur, pour un cycle ventilatoire, ont l'allure représentée sur la figure n° III.1

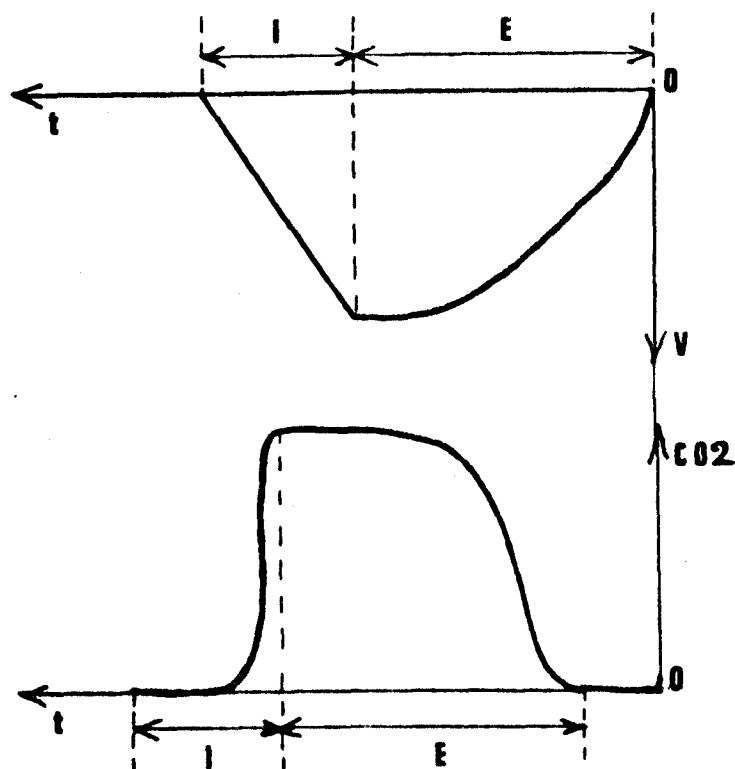


Fig. III.1. ALLURE DES COURBES DE VOLUME ET DE CO₂

Ces deux courbes $V = f(t)$ et $\% \text{CO}_2 = g(t)$ doivent être reportées l'une en fonction de l'autre $\% \text{CO}_2 = h(V)$ afin de déterminer les quantités de CO₂ inspirée et expirée.

Pour pouvoir tracer cette courbe, il faut que les deux courbes $V = f(t)$ et $\% \text{CO}_2 = g(t)$ soient synchronisées.

III.1.2. Acquisition et synchronisation des signaux

Le relevé des points de la courbe a été effectué manuellement à partir de l'enregistrement sur papier. La fréquence d'échantillonnage correspondante est de 20 Hz. Toutes les données ainsi obtenues ont été mises sur cartes perforées afin de pouvoir être traitées.

Le premier problème qui se pose est la synchronisation de ces deux signaux. En effet, la détermination du zéro de la courbe $\% \text{CO}_2 = g(t)$ n'est pas aisée. En reprenant les travaux effectués par Loewy (18) nous pouvons décomposer la courbe $\% \text{CO}_2 = g(t)$ en trois parties représentées sur la figure n° III.2

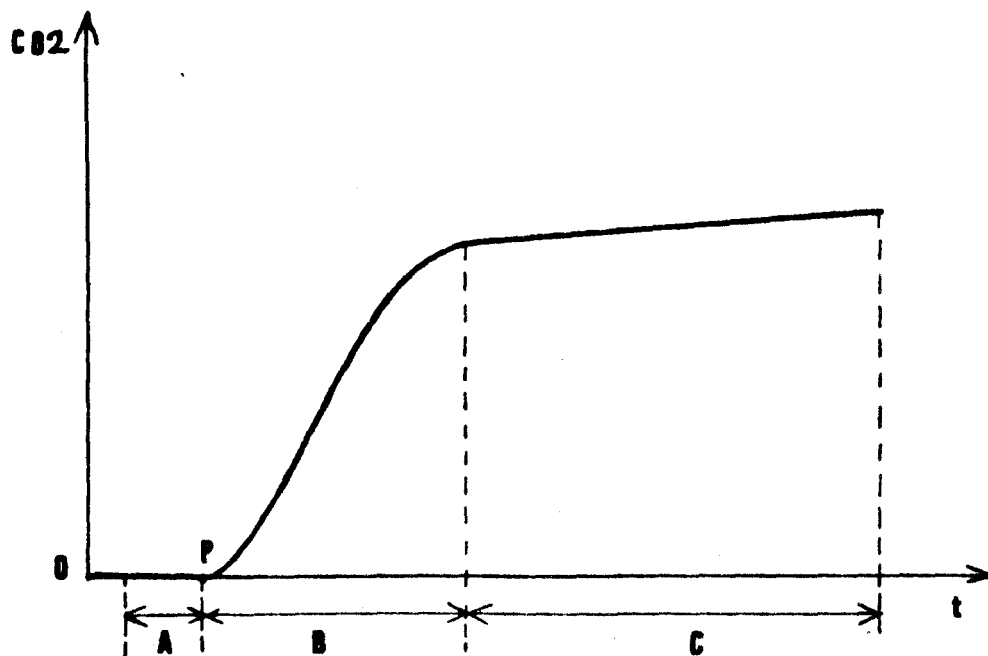


Fig. III.2. DECOMPOSITION DE LA COURBE DE CO₂

La partie A correspond à l'espace mort absolu du malade ; chez le malade intubé il est évalué à 20 cc.

B correspond au balayage du reste de l'espace mort et C à l'air contenu dans les alvéoles.

Le zéro de la courbe $\% \text{CO}_2 = g(t)$ peut donc être déterminé à partir du point P en reportant le temps nécessaire au passage des 20 cc, ce dernier étant déterminé à partir de la courbe $V = f(t)$.

Les courbes $V = f(t)$ et $\% \text{CO}_2 = g(t)$ étant synchronisées, il est alors possible de tracer la courbe $\% \text{CO}_2 = h(V)$; courbe à partir de laquelle vont pouvoir être déterminés les paramètres nécessaires au calcul des ductances.

III . 2 PROGRAMME DE TRAITEMENT - CALCUL DES DUCTANCES

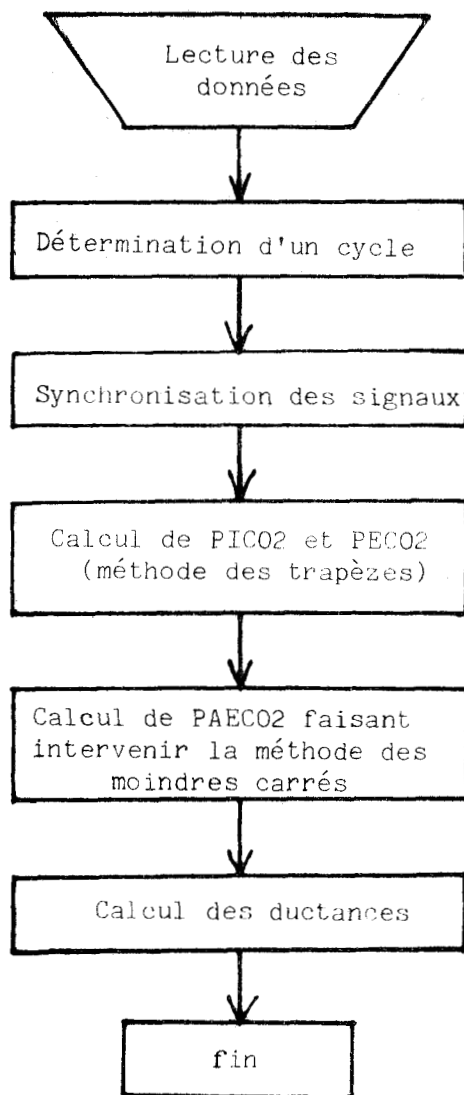
III.2.1. Organigramme de fonctionnement du programme

Le programme Fortran réalisé permet à partir des signaux échantillonnés et de la valeur de certains paramètres pris séquentiellement de déterminer les valeurs de PICO_2 , PECO_2 et PAECO_2 nécessaires, comme nous l'avons vu au premier chapitre, à l'établissement des coefficients de ductances.

Le traitement peut être représenté par l'organigramme fig n° III.3. Le calcul des différents paramètres est exposé ci dessous.

.../...

Fig. III.3. ORGANIGRAMME DE FONCTIONNEMENT



III.2.2. Détermination de $PICO_2$ et $PECO_2$

Ces coefficients sont déterminés par planimétrie à partir de la courbe $\% CO_2 = h(V)$.

D'une façon générale, la pression partielle P d'un gaz est égale au produit de la concentration F du gaz dans le mélange considéré par la pression barométrique PB .

C'est en fait F qui nous est donné par la courbe III.4

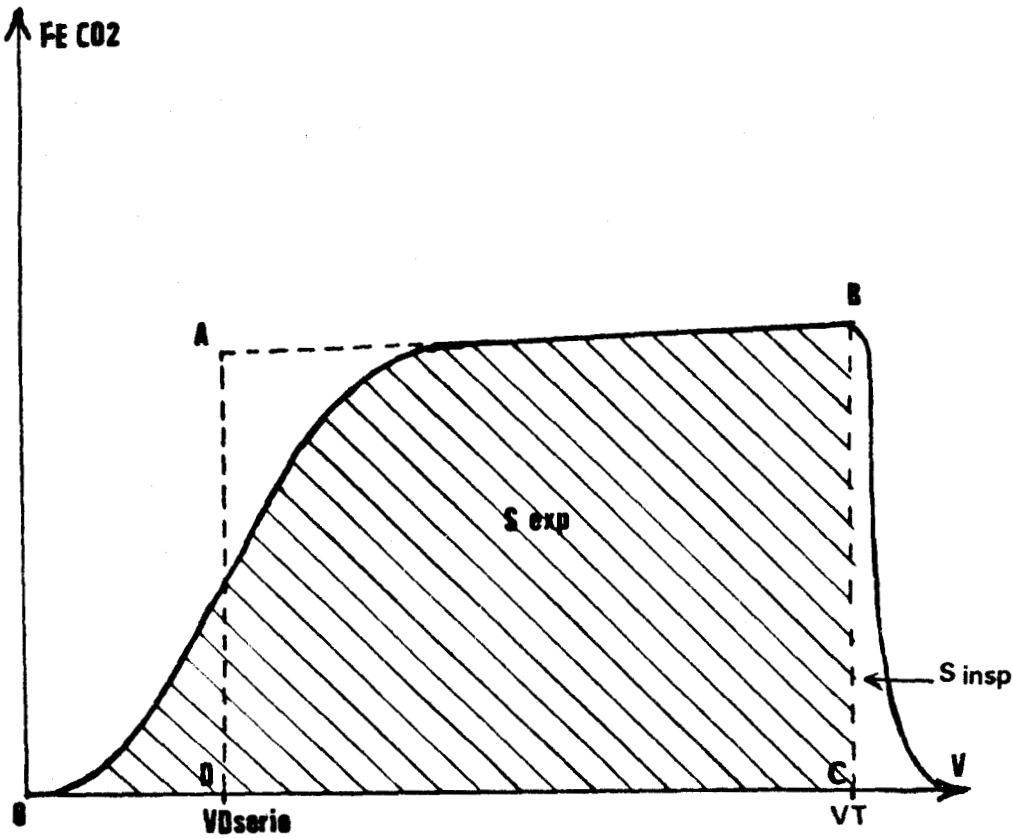


Fig. III.4. COURBE DU CO2 POUR UN CYCLE RESPIRATOIRE

La fraction de gaz carbonique expirée est donc donnée par :

$$FECO_2 = \frac{S_{exp}}{VT}$$

De la même façon pour l'inspiration on détermine

$$PICO_2 = \frac{S_{insp}}{VT}$$

Le calcul des surfaces inspirée et expirée est effectué par la méthode des trapèzes : en appelant n le nombre de points, x(i) les différentes valeurs du volume et y(i) les valeurs correspondantes de la valeur du CO₂

$$S_{exp} = \sum_{i=1}^{n-1} \frac{y(i) + y(i+1)}{2} (x(i+1) - x(i))$$

La limite supérieure à l'erreur commise en utilisant cette méthode est $E = \frac{nMH^3}{12}$ avec n correspondant au nombre d'intervalles ; M à la valeur maximale de la dérivée seconde de la courbe et H au maximum de largeur de l'intervalle.

.../...

L'erreur relative sur FE est exprimée par $\frac{E}{S_{exp}}$ et, dans les différents cas traités, elle est inférieure à 5 %.

III.2.3. Détermination de PAECO₂

La détermination de ce coefficient est plus complexe. Comme nous l'avons vu précédemment, le figure n° III.4 comporte trois parties : la première horizontale, correspond à l'expiration de l'espace mort absolu ; la troisième partie correspond à l'expiration du gaz alvéolaire ; la seconde à l'expiration d'air mélangé issu d'une part de l'espace mort série VDS et d'autre part de l'espace alvéolaire.

En théorie, si ce mélange n'existait pas, l'expiration successive de chacun de ces deux compartiments redresserait à la verticale la deuxième partie de ce diagramme et ainsi seraient parfaitement définis, pour un cycle, le volume de l'espace mort série et le volume alvéolaire.

Partant de ce principe, la construction d'un trapèze ABCD de surface égale à S_{exp} permet la détermination du volume de l'espace mort série VDS. Pour un cycle le volume alvéolaire $VA = VT - VDS$ ce qui conduit à déterminer FAECO₂ par $FAECO_2 = \frac{S_{exp}}{VT - VDS}$.

Le calcul fait intervenir la méthode des moindres carrés. En effet, pour déterminer le trapèze ABCD de surface égale à S_{exp} certaines valeurs nous sont inconnues.

L'expression de la surface du trapèze est

$$S_{ABCD} = S_{exp} = \frac{BC + AD}{2} (OC - OD)$$

Cette équation fait apparaître deux inconnues OD et AD. Il est donc nécessaire de disposer d'une seconde équation.

Cette équation correspond à celle de la droite AB déduite de la courbe par la méthode des moindres carrés. Nous avons alors :

$$AD = \alpha OD + \beta$$

.../...

Notre traitement consiste alors à rechercher la valeur de OD vérifiant simultanément $AD = \alpha OD + \beta$

$$AD = \frac{2 \text{ Sexp}}{OC - OD} - BC$$

Les valeurs de α et β sont donc déterminées comme suit :
soient V_i ; $i = 1$ à m les valeurs de la variable V

F_i ; $i = 1$ à m les valeurs expérimentales de la fonction

F'_i ; $i = 1$ à m les valeurs de la fonction de lissage pour les m valeurs V_i de la variable.

On désire lisser la fonction à l'aide d'une droite

$$F' = \alpha V + \beta$$

On cherche donc α et β qui minimise

$$S = \sum_{i=1}^m (F_i - F'_i)^2 = \sum_{i=1}^m e_i^2$$

Sous forme matricielle nous pouvons écrire

C : matrice des coefficients : C = $\begin{bmatrix} \alpha \\ \beta \end{bmatrix}$

Y : matrice des valeurs F_i : Y = $\begin{bmatrix} F_0 \\ \vdots \\ F_m \end{bmatrix}$

X : matrice des valeurs de V_i : X = $\begin{bmatrix} V_0 & 1 \\ \vdots & \vdots \\ V_m & 1 \end{bmatrix}$

Y' : matrice des valeurs de F' : Y' = $\begin{bmatrix} F'_0 \\ \vdots \\ F'_m \end{bmatrix}$

E : matrice des valeurs des écarts : E = $\begin{bmatrix} e_1 \\ \vdots \\ e_i \end{bmatrix}$

$$Y' = X C$$

$$E = Y - Y' = Y - X C$$

On cherche donc C rendant minimum $S = \sum_{i=1}^m e_i^2 = E^T E$

$$E^T E = (Y - X C)^T (Y - X C)$$

Le développement de cette équation conduit à écrire

$$S = (C - (X^T X)^{-1} X^T Y)^T X^T X (C - (X^T X)^{-1} X^T Y) + Y^T (I - X (X^T X)^{-1} X^T) Y$$

S est minimum quand le premier terme est nul c'est à dire quand $C = (X^T X)^{-1} X^T Y$

La résolution de cette équation matricielle nous fournit les valeurs des coefficients α et β recherchées.

L'erreur sur la détermination de FAE est alors exprimée par la somme de l'erreur sur la détermination de la surface expirée et de l'erreur introduite par la méthode des moindres carrés.

III . 3 . COMPARAISON DE LA METHODE UTILISEE AVEC D'AUTRES METHODES DE DETERMINATION DE CES PARAMETRES

La méthode de détermination des paramètres exposée ci dessus fait appel à l'enregistrement simultané des volumes et des concentrations en CO_2 dans le gaz inspiré et expiré. Elle est à notre sens, la méthode la plus logique et la plus précise de détermination de $FECO_2$, $FAECO_2$, $FICO_2$.

Cependant, elle a l'inconvénient d'être relativement longue et de nécessiter un pneumotachographe pour la mesure du volume, ce qui pose un problème d'entretien dans le circuit d'un ventilateur. Ce capteur placé au niveau de l'intubation se trouve très souvent obstrué par la présence de sécrétion. Les mesures effectuées sont alors perturbées.

Pour ces raisons et dans l'optique ultérieure d'une surveillance continue, nous avons simultanément déterminé $FECO_2$, $FAECO_2$ et $FICO_2$ par d'autres techniques plus simples et utilisables dans le cadre d'un monitoring ventilatoire. La comparaison de ces différentes méthodes a été réalisée en utilisant comme référence le mode de détermination précédemment défini.

III.3.1. Autres méthodes de détermination $FICO_2$, $FECO_2$ et $FAECO_2$

III.3.1.1. Evaluation de $FICO_2$ par calcul

Comme nous l'avons vu, la concentration de gaz carbonique dans le gaz inspiré n'est pas nulle en ventilation assistée. Cette quantité de gaz carbonique $VICO_2$ inspirée par le patient correspond à l'insufflation de l'espace mort d'appareillage (VD_{app}) dont la concentration est égale au début de l'inspiration à celle de fin d'expiration. Elle a pour expression $VICO_2 = FECO_2 \text{ fin d'inspiration} \times VD_{app}$. D'autre part nous avons $VICO_2 = FICO_2 \times VT$

Ces deux équations permettent l'évaluation de $FICO_2$:

$$FICO_2 = FECO_2 \text{ fin d'expiration} \times \frac{VD_{app}}{VT}$$

Cette évaluation "calculée" de la concentration de CO_2 dans le gaz inspiré a été effectuée simultanément à l'évaluation faisant intervenir la planimétrie de la courbe $\% CO_2 = h(V)$.

III.3.1.2. Evaluation de $FECO_2$ par calcul

En sortie de la tubulure expiratoire, l'adjonction d'un sac a permis le recueil des gaz expirés. La concentration du gaz carbonique mesurée au niveau de ce sac est représentative de $FECO_2$ du malade à condition de tenir compte de la valeur du volume de compression.

Pour un cycle, on peut écrire $VCO_2 = VE \times FECO_{2sac}$ où $VE = VT + VTC$; d'autre part, nous avons la relation $VCO_2 = VT \times FECO_2$. La combinaison de ces deux équations permet d'établir la valeur de $FECO_2$ par calcul :

$$FECO_2 = FECO_{2sac} \frac{VE}{VE - VTC}$$

III.3.1.3. Evaluation de $FAECO_2$

Le nombre de méthodes proposées pour déterminer $FAECO_2$ montre la complexité de ce problème. Quatre autres techniques d'évaluation de $FAECO_2$ ont été retenues :

- La première considérée reprend les travaux de Bargeton et Florentin (19, 20). D'après ces auteurs, il est possible de déterminer sur la courbe $\% CO_2 = f(V)$ un volume de prélèvement (V_m) correspondant à $FAECO_2$

$$V_m = VDS + 1/2 VT$$

Les auteurs démontrent la fiabilité de cette méthode chez le sujet sain. Evitant la planimétrie, cette méthode est plus rapide.

- Pour des raisons de simplicité, une seconde méthode consiste à assimiler $FAECO_2$ à la valeur de $FECO_2$ donnée par le sommet de la courbe du capnigramme c'est à dire $FECO_2$ de fin d'expiration.

- Une constatation, purement empirique, nous a conduit à incorporer comme troisième mode d'évaluation de $FAECO_2$, la valeur du plateau de la courbe de CO_2 prélevée à la sortie de la valve expiratoire ; en effet, dans tous les

cas étudiés, la courbe présente un plateau nettement caractérisé et la valeur de FAE prise sur ce plateau est habituellement très proche de celle obtenue en utilisant la méthode décrite au paragraphe III.2.

- La dernière méthode retenue, consiste à prélever en fin d'expiration un échantillon de 5 ml de gaz. Le prélèvement pratiqué dans la canule d'intubation est manuel. Il est effectué sur 20 expirations successives. Une seringue de 100 ml sert de réservoir où le gaz est analysé. La moyenne de trois déterminations successives est retenue. La méthode apparaît reproductible entre les mains d'un opérateur entraîné.

III.3.2. Comparaisons des différentes méthodes

Afin de pouvoir être comparées, les différentes méthodes exposées ci dessus, ont été réalisées simultanément sur un collectif de 24 malades soumis à la ventilation assistée, présentant une situation pathologique simple et cliniquement bien individualisée.

Une analyse statistique a été réalisée ayant pour objet la comparaison des résultats. Pour cette analyse, la méthode définie au paragraphe III.2 a été retenue comme référence.

La comparaison des valeurs moyennes obtenues est effectuée au moyen du test de Student, la condition de normalité des distributions étant vérifiée.

La recherche d'une corrélation linéaire simple a été réalisée par les méthodes habituelles avec détermination des coefficients r et l'établissement des équations de régression.

Les résultats sont rassemblés dans les tableaux III.A, III.B, III.C ci dessous.

Technique utilisée	Moyenne des différences	Ecart type	Signification
CALCUL	0,0	$\pm 0,56$	NS

Technique utilisée	Moyenne des différences	Ecart type	Signification
Mesure Sac	0,4	$\pm 2,35$	NS

III.B. COMPARAISON DES DIFFERENTES VALEURS DE FECO₂

Technique utilisée	Moyennes des différences	Ecart type	Signification
1. FAE Vm	2,1	$\pm 1,74$	$p < 0,001$
2. FAE fin exp.	4,7	$\pm 2,14$	$p < 0,001$
3. FAE tub exp.	0,2	$\pm 2,09$	NS
4. FAE end tidal	0,8	$\pm 1,81$	$0,005 < p < 0,025$

III.C COMPARAISON DES DIFFERENTES VALEURS DE FAECO₂

Les courbes représentées sur les figures III.5, III.6 illustrent les relations existant entre les différents modes de détermination.

De cette étude, il résulte que FICO₂, qui n'est pas nulle sous ventilation assistée, peut être calculée à partir de FECO₂ de fin d'expiration, VD_{app} et VT. Il est pour cela nécessaire que l'espace mort d'appareillage soit réduit au minimum et parfaitement limité. L'adjonction de valves sur les tubulures inspiratoire et expiratoire permet cette délimitation. La mesure de VT reste nécessaire.

De même pour FECO₂, moyennant la mesure de VE et la détermination de VTC, il est possible d'estimer ce paramètre à partir du recueil des gaz expirés dans un sac.

L'étude des différents résultats obtenus pour l'évaluation de FAECO₂ montre que la méthode de Bargenton et Florentin (détermination de Vm) donne un résultat statistiquement différent de la technique prise comme référence. Deux fois, cette technique s'est révélée inapplicable dans la mesure où Vm calculé était supérieur à VT. Il semble donc que cette méthode, étudiée et mise au point chez le sujet cliniquement sain, ne puisse être appliquée dans tous les cas pathologiques ; elle ne peut donc pas être retenue comme moyen d'estimation de la valeur de FAECO₂. La valeur de la concentration de fin d'expiration ne peut pas non plus être retenue comme représentative de la valeur de FAECO₂.
.../...

Fig. III.5 COMPARAISON DES RESULTATS OBTENUS PAR LES
DEUX METHODES DE DETERMINATION DE FE_{CO2} et FI_{CO2} (n = 24)

$$\text{FE}_{\text{CO}_2} : y = (0,65 \pm 0,005)x + (5,88 \pm 0,04)$$

$$R = 0,92 \quad p < 0,001$$

$$\text{FI}_{\text{CO}_2} : y = (1,09 \pm 0,09)x + (0,36 \pm 0,26)$$

$$R = 0,92 \quad p < 0,001$$

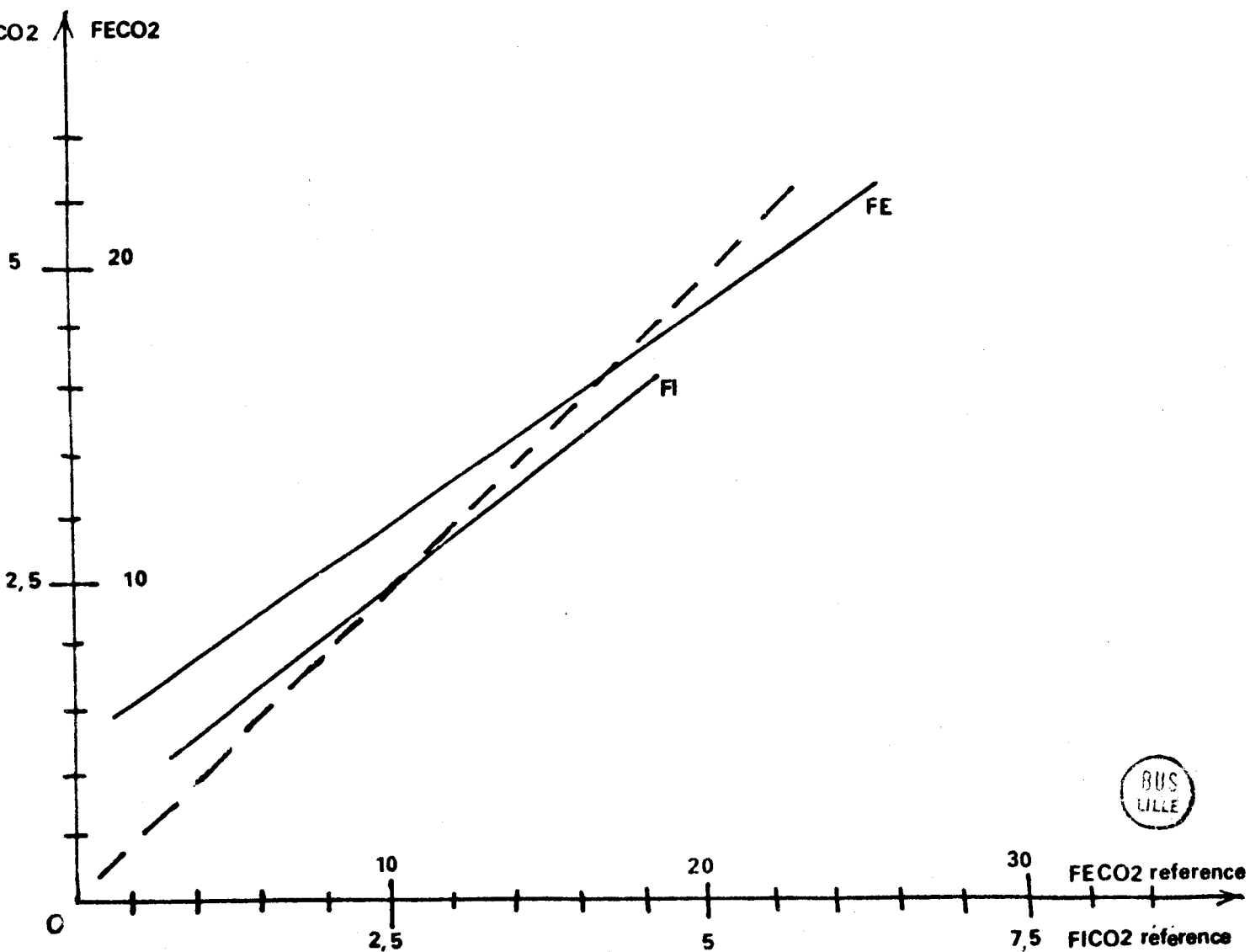


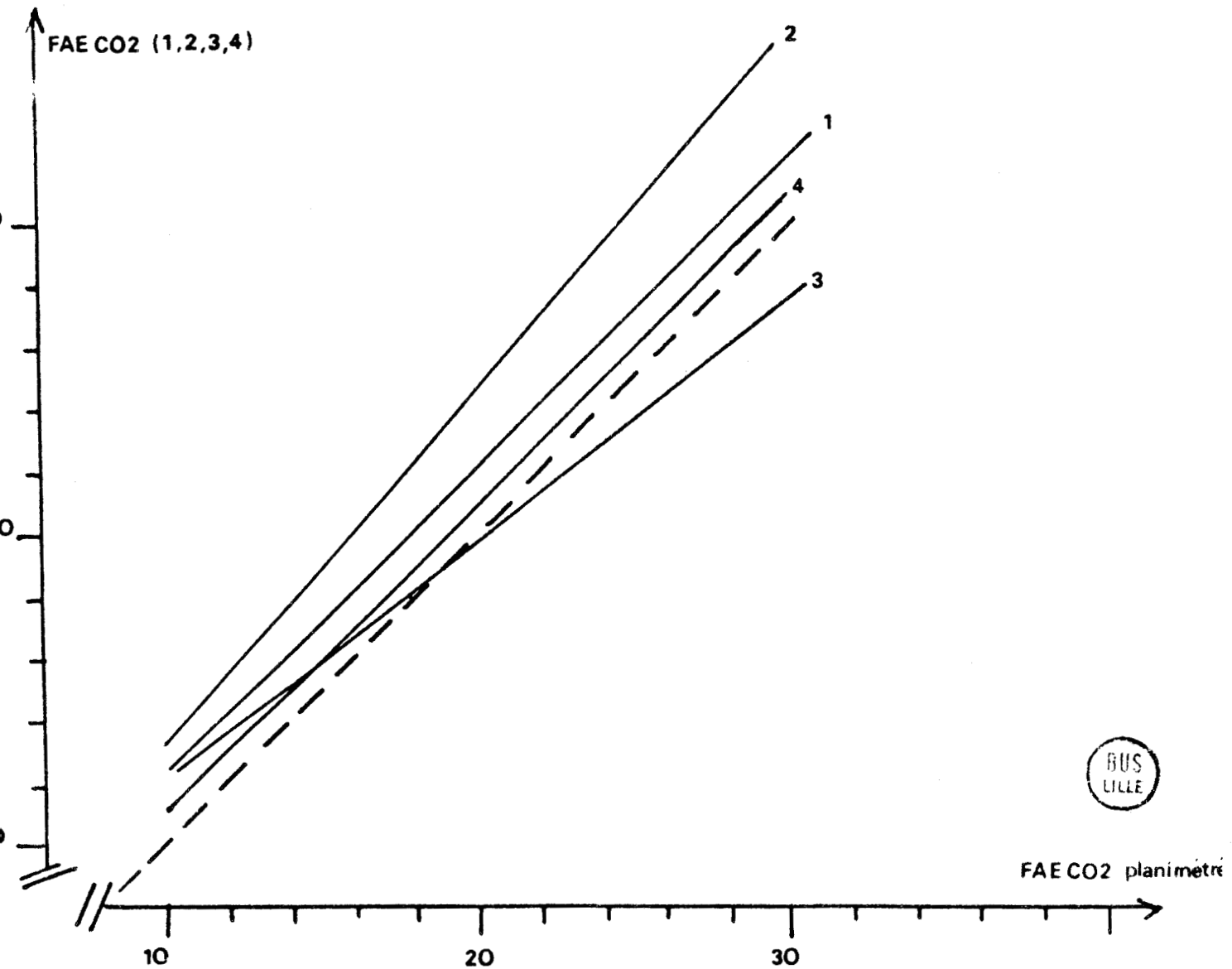
Fig. III.6. COMPARAISON DES RESULTATS OBTENUS PAR LES
DIFFERENTES TECHNIQUES DE DETERMINATION DE
FAECO₂ (n = 24)

1 : $y = (0,98 \pm 0,06)x + (2,51 \pm 1,43)$
R = 0,92 p < 0,001

2 : $y = (0,91 \pm 0,07)x + (6,62 \pm 1,66)$
R = 0,92 p < 0,001

3 : $y = (0,78 \pm 0,06)x + (4,35 \pm 1,37)$
R = 0,92 p < 0,001

4 : $y = (0,97 \pm 0,06)x + (1,49 \pm 1,43)$
R = 0,94 p < 0,001



En effet, pour certaines pathologies, le capnigraphe présente un aspect pointu, la pente du "plateau alvéolaire" devenant importante. On commet alors une erreur importante dans l'estimation du gradient alvéolo-artériel (différence entre la concentration du CO_2 dans le gaz artériel et le gaz alvéolaire), qui devient parfois négatif.

L'estimation de la valeur de FAECO_2 , faite en prenant la valeur du plateau observé derrière la valve expiratoire ne présente pas de différence significative avec la valeur de FAE prise en référence. Ce phénomène ne peut pas recevoir d'explication tout à fait satisfaisante. L'interruption de débit, après fermeture de la valve, laisse au mélange gazeux de fin d'expiration le temps d'atteindre une valeur moyenne. A condition que le volume courant soit suffisant pour rincer l'ensemble de l'espace mort constitué par celui du malade et celui de l'appareillage, ce qui est habituel, on peut considérer que le gaz présent dans la tubulure expiratoire, après fermeture de la valve est un échantillon de gaz alvéolaire.

Cette valeur facilement accessible peut constituer un mode de détermination de FAECO_2 .

La technique de prise d'échantillons en fin d'expiration, donne un résultat assez fiable ; cette technique demande toutefois à être automatisée en fonction du volume, ce qui pose à nouveau le problème de l'incorporation d'un pneumotachographe.

Cette étude a permis de constater que les résultats obtenus par chacune des méthodes employées sont liés par une corrélation très forte aux résultats de la méthode prise en référence. Cependant, un certain nombre de techniques qui peuvent trouver une application satisfaisante chez des sujets sains, ne conviennent pas à tous les cas pathologiques traités.

A ce stade, nous avons du choisir le mode de détermination servant à la réalisation du système.

III . 4 . CHOIX DE LA METHODE DE DETERMINATION DES PARAMETRES

III.4.1. Choix de la détermination de $FICO_2$, $FECO_2$ et $FAECO_2$

Toute cette étude (paragraphe III.3) a été entreprise dans le but de posséder un moyen de détermination simple, rapide et si possible ne nécessitant pas de capteur de volume, des paramètres utiles à l'établissement des coefficients de ductance.

L'acquisition d'un nouveau ventilateur possédant un capteur de volume (débitmètre à thermistance) placé en fin de tubulure expiratoire apporte un élément nouveau dans la détermination de notre choix.

En effet, ce capteur, dont les performances ont pu être testées, permet d'obtenir une mesure continue du volume expiré, sans risque de perturbations au cours d'une utilisation prolongée chez le malade.

Une série de mesures, réalisées sur le malade, a montré que la détermination des coefficients $FECO_2$ et $FAECO_2$, faites à l'aide des signaux de volume fournis par le pneumotachographe ou par le nouveau capteur, conduit à des résultats identiques.

Du fait du nouvel apport technologique au niveau des ventilateurs, mis actuellement sur le marché, il nous est apparu préférable de garder comme mode de détermination des coefficients $FECO_2$ et $FAECO_2$, la méthode prise comme référence.

Seule la mesure du volume expiré étant accessible, la valeur de $FICO_2$ est estimée à partir de la formule établie au paragraphe III.3.1.1.

III.4.2. Détermination de paramètres supplémentaires

Un certain nombre de coefficients, tel la consommation d'oxygène, le gradient alvéolo-artériel en O_2 sont des paramètres intéressants pour le médecin. Ils nécessitent la détermination des coefficients FIO_2 , FEO_2 , $FAEO_2$ à partir des signaux de volume et d'oxygène.

L'évaluation de FEO_2 est faite de façon identique à celle de $FECO_2$.

.../...

Les signaux de CO_2 et O_2 étant synchronisés, FAEO_2 est déterminée par report sur la courbe $\% \text{O}_2 = f(t)$ du point représentatif de FAECO_2 sur la courbe $\% \text{CO}_2 = f(t)$.

La valeur de FIO_2 est calculée directement sur le signal $\% \text{O}_2 = f(t)$; cette valeur étant constante lors de l'inspiration.

Si la détermination des différents paramètres (FECO_2 , FAECO_2 , FIO_2 , FAEO_2 , FEO_2) peut être faite directement à partir du signal de volume délivré par le capteur placé en bout de tubulure expiratoire, il convient de connaître la valeur du volume VT ($\text{VT} = \text{VE} - \text{VTC}$) ayant réellement été envoyé au niveau du malade. Pour l'estimer, la connaissance du volume de compression est nécessaire. Ce dernier est calculé à partir de l'équation $\text{VTC} = \text{Capp} (\text{Pmax} - \text{Pmin})$ où Capp est la valeur de la compliance des tuyaux du ventilateur utilisé.

Le traitement sur le signal de pression se réduit à la détermination des valeurs maximum et minimum.

Les méthodes d'évaluation des différents paramètres étant choisies, nous allons pouvoir définir un système permettant de les calculer au lit du malade.

CONCLUSION

Par une étude comparative des différentes méthodes existant pour la détermination des paramètres nécessaires aux calculs des résultats, nous avons pu choisir celle nous paraissant donner la meilleure estimation du paramètre considéré tant sur le plan théorique que pratique. Ceci sert donc de base à l'élaboration du système présenté dans le prochain chapitre.

CHAPITRE IV

=====

REALISATION PRATIQUE

INTRODUCTION

Ayant choisi les paramètres par lesquels la surveillance du malade peut être assurée et ayant mis au point leur mode de détermination, il est nécessaire de concevoir un système permettant de les calculer au lit du malade. Le présent chapitre apportera les éléments concernant cette réalisation.

IV . 1. DEFINITION DU SYSTEMEIV.1.1. Rappel des paramètres à déterminer

Le schéma IV.1 résume les paramètres qui devront apparaître pour effectuer un bilan sur le patient. Ce tableau peut être divisé en quatre parties, en fonction du caractère des différents paramètres.

<u>Nom du paramètre</u>	<u>Unité</u>	<u>Commentaires</u>
f	cycles/mn	Fréquence ventilatoire
I/E		Rapport des temps inspiration/expiration
VT	ml	Volume courant
VA/V		Ductance globale = $\frac{PECO_2 - PICO_2}{PaCO_2 - PICO_2}$
DuVCO ₂		Ductance ventilatoire = $\frac{PECO_2 - PICO_2}{PAECO_2 - PICO_2}$
DuCCO ₂		Ductance circulatoire = $\frac{PAECO_2 - PICO_2}{PaCO_2 - PICO_2}$
$\Delta (a - A)CO_2$	mmHg	Gradient alvéolo-artériel pour le gaz carbonique, a représentant la pression partielle de gaz considéré au niveau sanguin
$\Delta (A - a)O_2$	mmHg	Gradient alvéolo-artériel pour l'oxygène
VCO ₂	ml/mn.m ²	Quantité de CO ₂ expiré rapportée à la minute et à la surface corporelle du patient
VO ₂	ml/mn.m ²	Quantité d'oxygène consommée
QR		Quotient respiratoire = $\frac{VCO_2}{VO_2}$
VDS	ml	Espace mort série
VD //	ml	Espace mort parallèle = VD _{phys} - VDS
VD _{phys}	ml	Espace mort physiologique = $VE(1 - \frac{PECO_2}{PaCO_2})$

Fig IV.1. Paramètres de sortie du système

En effet, les trois premiers paramètres sont calculés à partir du signal de volume. Les valeurs de la fréquence ventilatoire et du rapport I/E, bien qu'étant des valeurs fixées au niveau du respirateur, sont ici redéterminées de façon précise. Cela est rendu nécessaire par le manque de fiabilité observé dans les valeurs affichées de ces paramètres.

L'association du signal de la concentration du gaz carbonique dans les gaz expirés et inspirés, permet d'établir la valeur des coefficients de ductance par l'estimation des valeurs de $PICO_2$, $PECO_2$ et $PAECO_2$. La valeur de la $PaCO_2$ est une donnée qui doit pouvoir être introduite dans le système.

Le signal d'évolution de la concentration de l'oxygène et l'entrée des paramètres dits "constants" lors de l'établissement d'un bilan sont nécessaires à la détermination des valeurs des gradients alvéolo-artériels, de la consommation d'oxygène, du rejet de gaz carbonique et du quotient respiratoire.

Outre ces différents paramètres, l'estimation des valeurs des espaces morts série, physiologique et parallèle donne un meilleur reflet du phénomène pathologique existant. Ils sont le résultat de calculs simples faisant intervenir des paramètres précédemment définis.

IV.1.2. Mode de fonctionnement souhaité

Le système doit pouvoir répondre à plusieurs objectifs traduits par différents modes de fonctionnement possibles.

Le médecin désire pouvoir établir à n'importe quel moment un bilan sur un malade : une commande simple doit entraîner la détermination immédiate du bilan dans le temps nécessaire à l'introduction des données prises séquentiellement (PaO_2 , $PaCO_2$) et des paramètres constants (pression barométrique, surface corporelle, température du gaz expiré nécessaire à la conversion des volumes relevés en condition ATPS, c'est à dire à température ambiante, et exprimés en condition BTPS, température du corps) ainsi qu'à l'acquisition des signaux et aux calculs des résultats. Ces résultats doivent apparaître sur un support permettant leur classement dans le dossier concernant le patient.

Il est souhaitable que l'évaluation de tous ces paramètres soit le résultat de la moyennedes valeurs calculées sur trois cycles consécutifs.

Le second mode de fonctionnement souhaité est celui assurant une surveillance du malade. Les éléments choisis pour assurer cette surveillance sont, d'une part le signal de volume sur lequel toute désadaptation du malade doit être signalée par une alarme, d'une part la valeur du coefficient $PACO_2$. Ce dernier élément permet le contrôle de l'évolution de la pathologie chez le patient. En cas de dépassement des seuils fixés par le médecin, ou en cas de variation trop rapide de ce paramètre, une alarme est déclenchée.

Comme le montrent les figures IV.2, IV.3 et IV.4., la détermination de ce coefficient, faite à partir de la courbe d'évolution du gaz carbonique, reflète différents incidents pouvant intervenir.

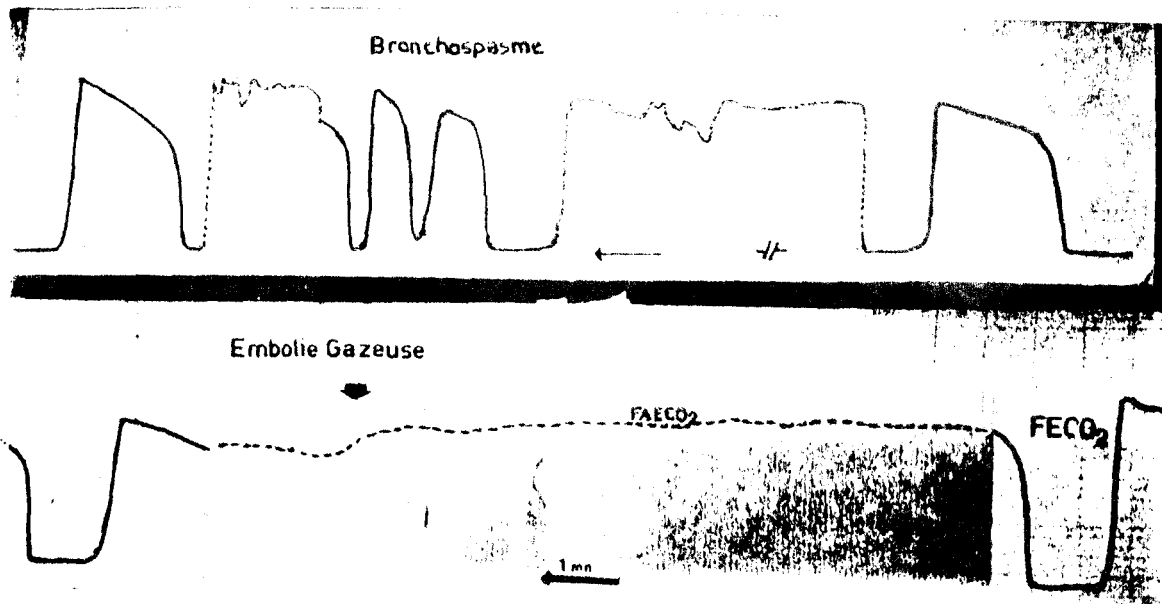


Fig IV.2

- HAUT : Survenue d'un bronchospasme
le plateau alvéolaire change de pente : aspect pointu du capnogramme
- BAS : Embolie gazeuse au cours de la pose d'un cathéter
Diminution brutale, modérée et transitoire de $PACO_2$

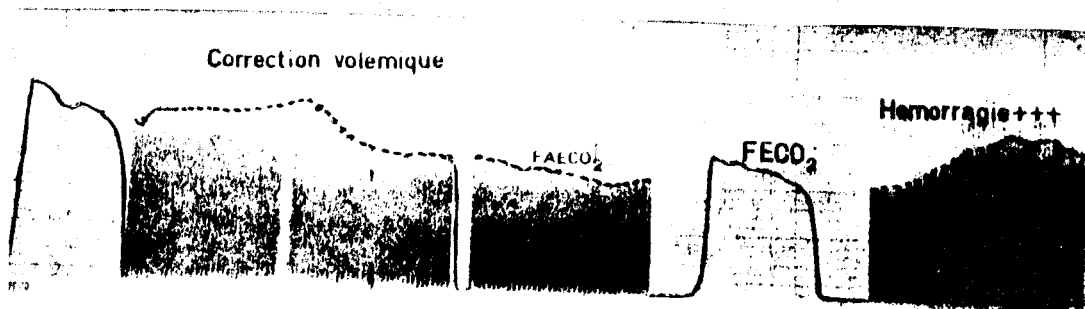


Fig IV. 3
 Hypovolémie brutale au cours d'une hémorragie
 Diminution de F_{AECO_2} et augmentation au cours de la correction

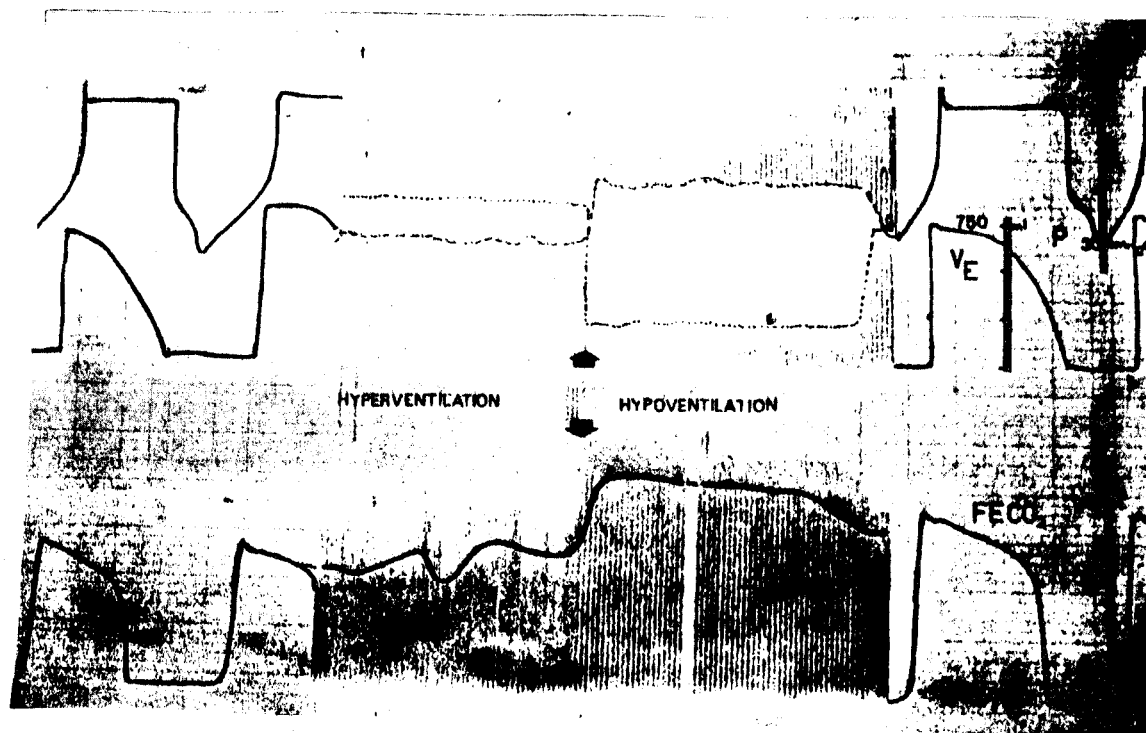


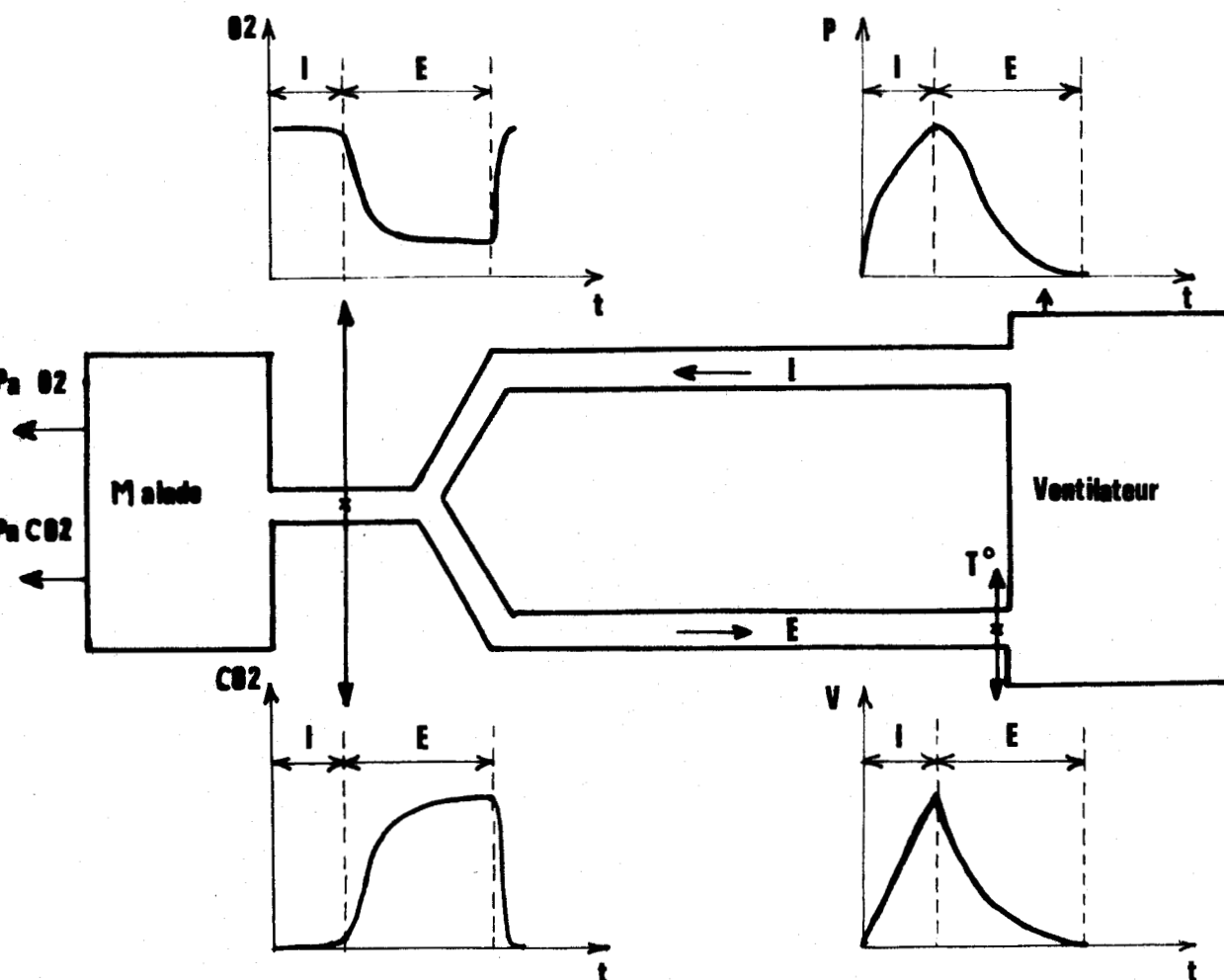
Fig IV. 4
 Variation de F_{CO_2} au cours d'une hypo et
 d'une hyper ventilation

Le dernier mode de fonctionnement à considérer est celui qui permettrait la surveillance de un à quatre malades, chaque malade bénéficiant d'une exploration toutes les quinze minutes. La sortie des bilans sera systématique toutes les quatre heures et pourra être établie à la demande.

Partant de ce "cahier des charges" nous avons défini un système de base permettant le choix du matériel à utiliser (23, 24, 25, 26).

IV.1.3. Schéma de base du système

Les données issues du système "malade-machine" sont rappelées sur le schéma IV.5 et le schéma IV.6. indique les éléments nécessaires à l'acquisition des informations, au calcul et à la sortie des résultats.



figIV.5 Signaux acquis et données prises séquentiellement

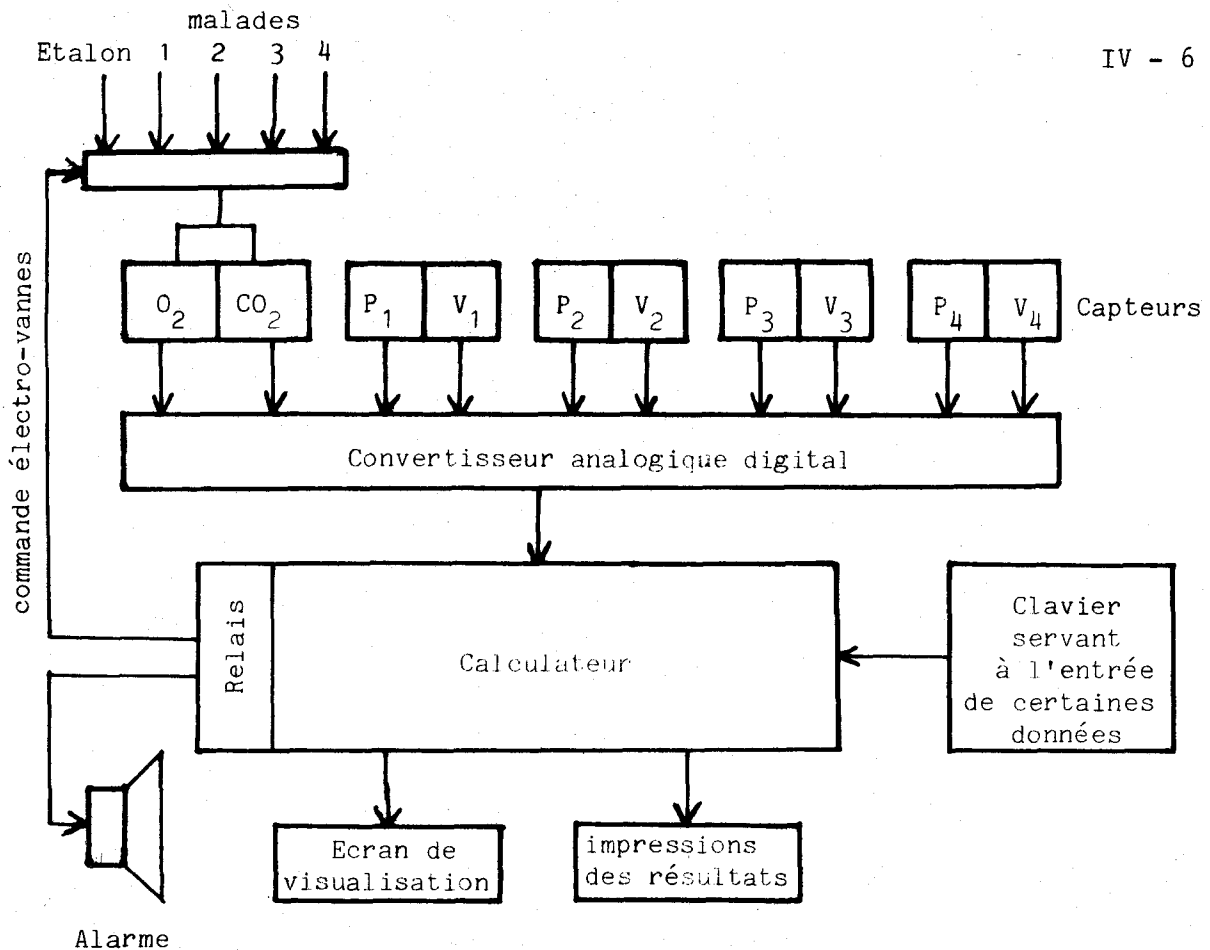


Fig. IV.6. Schéma d'ensemble du système

Dans ce système nous disposons de différents capteurs dont les signaux sont à analyser. Il convient de différencier ces capteurs en considérant les capteurs "propres" à chaque malade (débitmètre, capteur de pression) et les capteurs communs à tous les malades (capteurs d'analyse des gaz expirés et inspirés). Il faut alors assurer à ce niveau, un multiplexage adéquat, par l'intermédiaire d'électrovannes.

Tous les éléments nécessaires à la structure et au dimensionnement du système sont alors réunis.

Le dimensionnement est établi en se référant au problème de l'acquisition des signaux et des données ainsi qu'au programme de calculs.

Pour être traités, les signaux seront échantillonnés à une fréquence de 100 hz par l'intermédiaire d'un convertisseur analogique digital possédant huit voies (deux pour les signaux de gaz, quatre pour les pressions, quatre pour les volumes). Le choix de la période d'échantillonnage répond aux conditions imposées par le théorème de Shannon. De plus, le fait de choisir une période d'échantillonnage grande devant la fréquence du signal permet d'obtenir un taux de distorsion faible, lors de la restitution du signal.

La conversion réalisée sur 8 bits permet une précision de 0,4 % qui est suffisante. L'acquisition des signaux se fera pendant 17 secondes, ce qui permet l'obtention de trois cycles consécutifs pour les fréquences ventilatoires les plus basses.

Le programme de traitement nécessitant le stockage des données avant le calcul, la capacité mémoire nécessaire au stockage de ces informations est de 6 800 octets (17 x 100 x 4) de mémoire vive.

Le programme de traitement sera effectué par l'intermédiaire d'un microprocesseur travaillant sur 8 bits. La mise en place des programmes nécessite une capacité mémoire PROM extensible jusqu'à 12 K. La capacité RAM est évaluée à 8 K octets tenant compte des mémoires de travail nécessaires au programme et au stockage des données. Les périphériques utilisés répondent aux besoins de l'utilisateur.

Les valeurs des différents paramètres constants et prélevés séquentiellement seront entrés par l'intermédiaire d'un clavier. Il nous est apparu intéressant d'y associer un écran afin d'établir un dialogue opérateur-système très explicite, cet écran servant d'autre part à la visualisation des résultats. Une imprimante permettra la sortie des bilans. Les circuits nécessaires à la commande des électrovannes et la mise en place d'une alarme devront être prévus.

IV . 2. CHOIX DU MATERIEL

Le matériel doit remplir, comme nous l'avons vu, plusieurs objectifs : permettre l'acquisition des signaux par l'intermédiaire d'un convertisseur analogique digital travaillant sur 8 bits ; réaliser le traitement de ces signaux, posséder un ensemble de périphériques pour le dialogue avec l'extérieur et la sortie des résultats.

Il est donc nécessaire de posséder un dispositif comportant une unité centrale de traitement, des mémoires RAM et PROM, des entrées, des sorties et des périphériques (écran, clavier, imprimante). Parmi le matériel proposé sur le marché, le microprocesseur 8080 de chez Intel avec tous ses circuits annexes, nous a paru répondre à nos besoins dans une configuration proposée par Léanord sous le nom de PICOLOG 80. Une brève description de ce système est présentée en annexe I, il permet la commande des électrovannes,

l'acquisition des signaux et le traitement aboutissant à la détermination des résultats. En ce qui concerne les périphériques : pour une question de prix de revient, le matériel de chez Motorola est apparu très compétitif et laissant la possibilité d'utilisations supplémentaires du fait de la présence d'un microprocesseur (Motorola 6800) servant à la gestion des différents éléments, clavier, écran et imprimante.

En effet, du point de vue temps de calcul, nous disposons de 3 mn 45s par malade pour la procédure de dialogue avec l'extérieur, l'acquisition des signaux et le programme de traitement. Le fait de ne pas devoir assurer la gestion de l'écran nous permet d'être sûr de pouvoir rester dans la limite du temps imparti.

La description de ce matériel est donné en annexe II.

Nous nous trouvons donc face à un système biprocesseur, auquel nous allons assigner des tâches particulières : le Picolog assurant essentiellement l'acquisition des signaux et le calcul des résultats, le système Motorola servant au dialogue opérateur système pour la saisie des informations prises séquentiellement et des paramètres constants ainsi que pour la restitution des résultats.

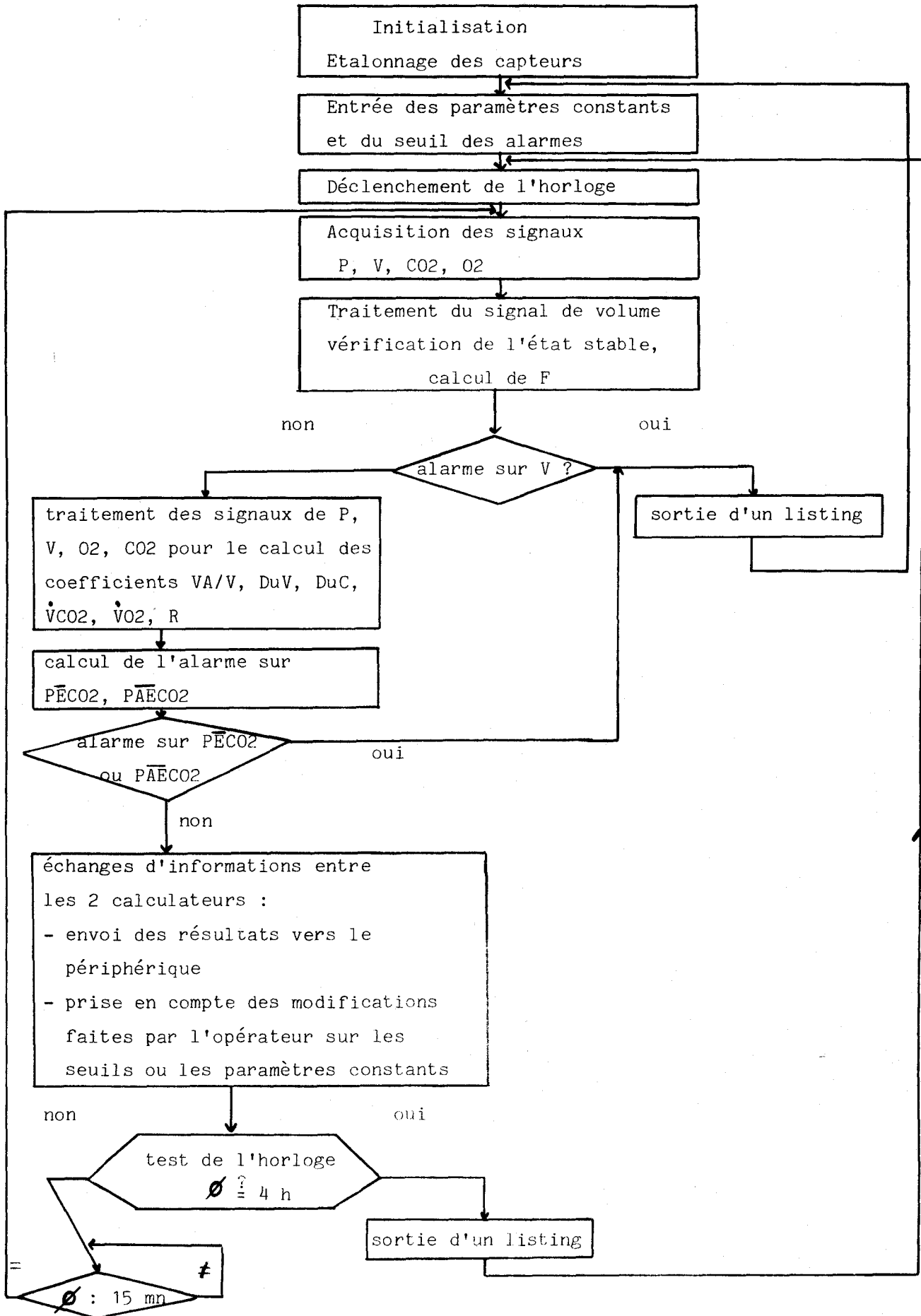
IV . 3. GESTION DES TACHES - ORGANIGRAMMES DE FONCTIONNEMENT

IV.3.1. Gestion des tâches

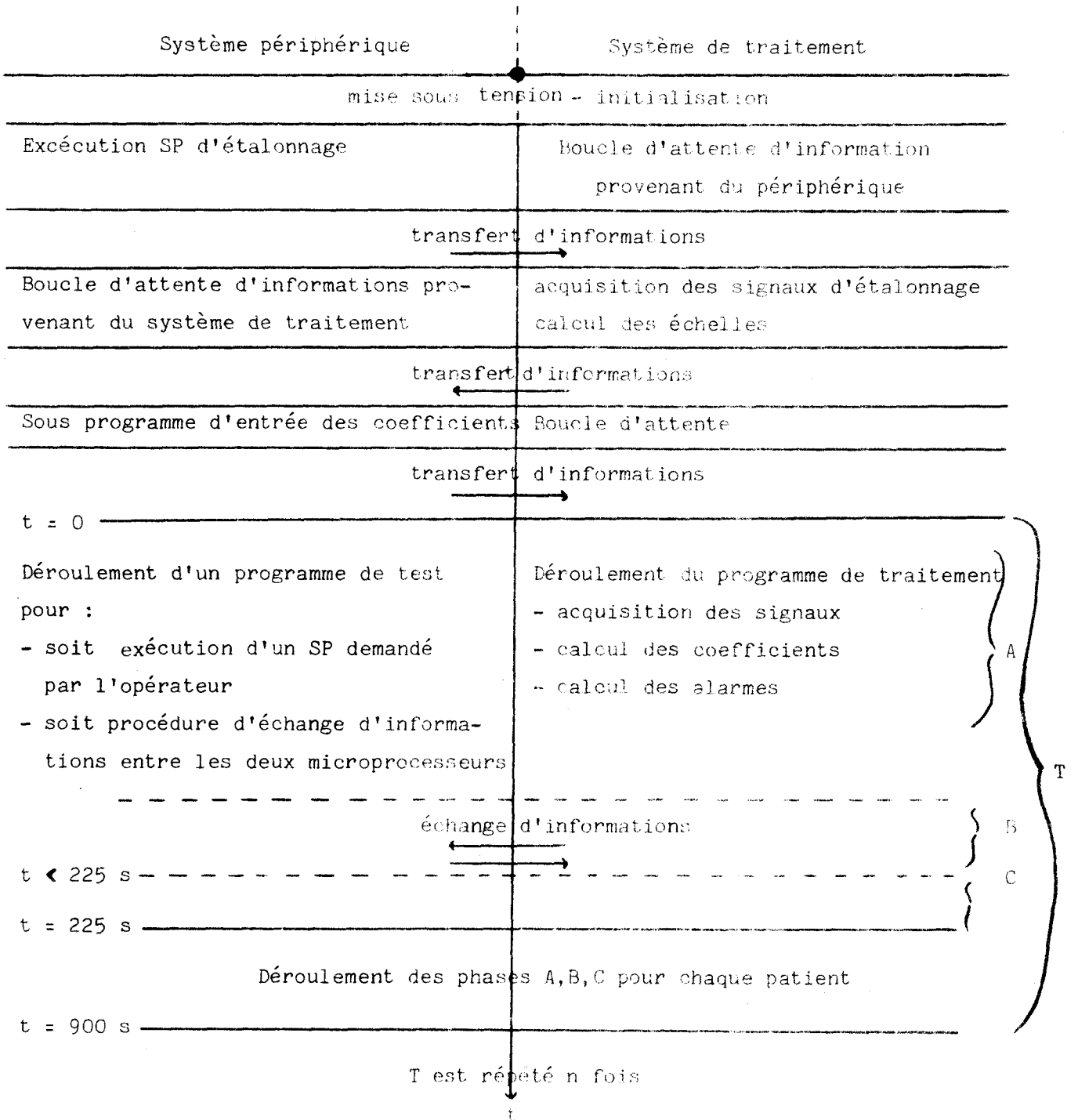
Les différentes phases de traitement sont représentées de façon globale par l'organigramme de la figure n° IV.7.

Tous les éléments permettant un traitement sur quatre malades ont été prévus mais le système expérimental mis au point ne fonctionne que sur un malade. Un dialogue entre les deux microprocesseurs a été réalisé, afin d'assurer les échanges d'information. Ce dialogue peut être schématisé comme suit (fig n° IV.8).

IV.7 Organigramme de fonctionnement du calculateur (pour 1 malade)



IV. 8 Dialogue entre les deux calculateurs



Reprenons plus en détail le rôle de chacun des deux microprocesseurs. Sur le système Motorola plusieurs fonctions sont à réaliser : afficher sur l'écran des textes implantés en PROM ainsi que les données entrées au clavier ; ranger en mémoire vive ces informations entrées en conversationnel depuis le clavier ; échanger dans les deux sens le buffer mémoire vive.

C'est par l'intermédiaire de ce système que le dialogue opérateur-système s'établit. Vu de l'utilisateur, le système évolue de la façon suivante : à la mise sous tension, le système amorce un dialogue avec l'opérateur lui permettant d'effectuer l'étalonnage des capteurs.

Pour se faire, apparaissent sur l'écran un certain nombre de messages auxquels l'opérateur répond par l'intermédiaire du clavier.

Ce dialogue se déroule en plusieurs phases :

La première phase correspond à l'entrée des valeurs des étalons pour les capteurs de gaz. Les messages suivant apparaissent sur l'écran :

PB	:	mmHg
étal O ₂	:	%
étal CO ₂	:	%

Une fois les valeurs entrées, elles sont transmises au PICOLOG et sur l'écran s'inscrit le message "faire étalonnage".

Le système Motorola est alors en attente du message lui indiquant la fin de prise en compte des signaux d'étalonnage. Ce message lui parvenant il passe à la seconde phase.

Suivant une procédure identique, cette seconde phase, permet l'étalonnage des capteurs de pression de volume. Le dialogue est représenté sur la figure N° IV.9.

N° Malade			
Surf. Corp.	:	m ²	
Etal P	:	cmH ₂ O	FIGURE N° IV.9. :
Etal V	:	l	Etalonnage des capteurs de
VDapp	:	ml	pression et de volume (SP ETAL)
Capp	:	ml/cmH ₂ O	
T°	:	°C	
Faire Etalonnage P			
Faire Etalonnage V			

Les valeurs de VD_{app} et C_{app} correspondent respectivement au volume mort d'appareillage intervenant dans l'évaluation de $PICO_2$, et à la compliance de l'ensemble des tuyaux intervenant dans le calcul du volume de compression.

La surface corporelle est un paramètre propre au malade nécessaire à l'expression de VCO_2 et VO_2 . La température est celle du gaz expiré ; elle permet l'expression des volumes dans les conditions souhaitées (les mesures sont effectuées à température ambiante, le calcul du volume courant doit être effectué à la température du corps et enfin VCO_2 et VO_2 font intervenir le volume habituellement exprimé à la température standard $273^{\circ}K$).

La dernière phase permet l'introduction des valeurs des paramètres pris séquentiellement, des seuils des alarmes et de certaines valeurs n'intervenant pas dans les calculs mais utiles lors de l'interprétation d'un bilan. La description de ce dialogue est faite fig. n°IV.10

PEmax	:	mmHg
PEmin	:	mmHg
PAEmax	:	mmHg
PAEmin	:	mmHg
PaCO ₂	:	mmHg
PaO ₂	:	mmHg
pH	:	
SaO ₂	:	Vol %

FIGURE N° IV.10 : Entrée des seuils des alarmes et des paramètres relevés séquentiellement (SP COEF)

Ces trois phases s'étant déroulées, le système se met en procédure d'attente soit d'informations provenant du Picolog (sortie des résultats, alarme), soit d'appel de sous programmes utilisables par l'opérateur. Ces sous programmes ont les fonctions suivantes :

.../...

ETAL	:	Etalonnage des capteurs de pression et volume
COEF	:	Entrée de nouveaux coefficients et de nouveaux seuils d'alarme
VISU	:	Visualisation des résultats
LIST	:	Impression d'un bilan
STOP	:	Arrêt de la surveillance sur le malade.

Le mode de fonctionnement du système Motorola est reporté plus en détail sur l'organigramme de la figure n° IV.11

Le rôle du Picolog est complètement transparent du point de vue de l'utilisateur ; son mode de fonctionnement est décrit par l'organigramme de la Figure n° IV.12

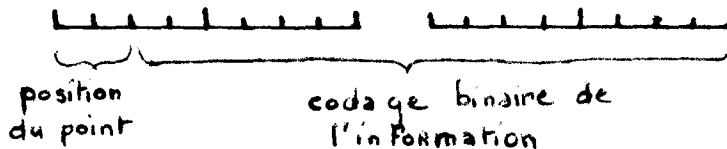
IV.3.2. Mise au point des programmes

Le dialogue opérateur-système a été réalisé directement sur le système Motorola, qui, possédant un moniteur, permet la mise au point du programme en langage machine. Ce dialogue fait appel à l'établissement de certains programmes, dont les rôles sont décrits brièvement ci-dessous :

Un sous programme permet la sortie sur l'écran d'un message quelconque.

Un sous programme de test des paramètres entrés vérifie que les données sont numériques. Il n'autorise l'entrée que de nombre compris entre 0.1 et 999.9.

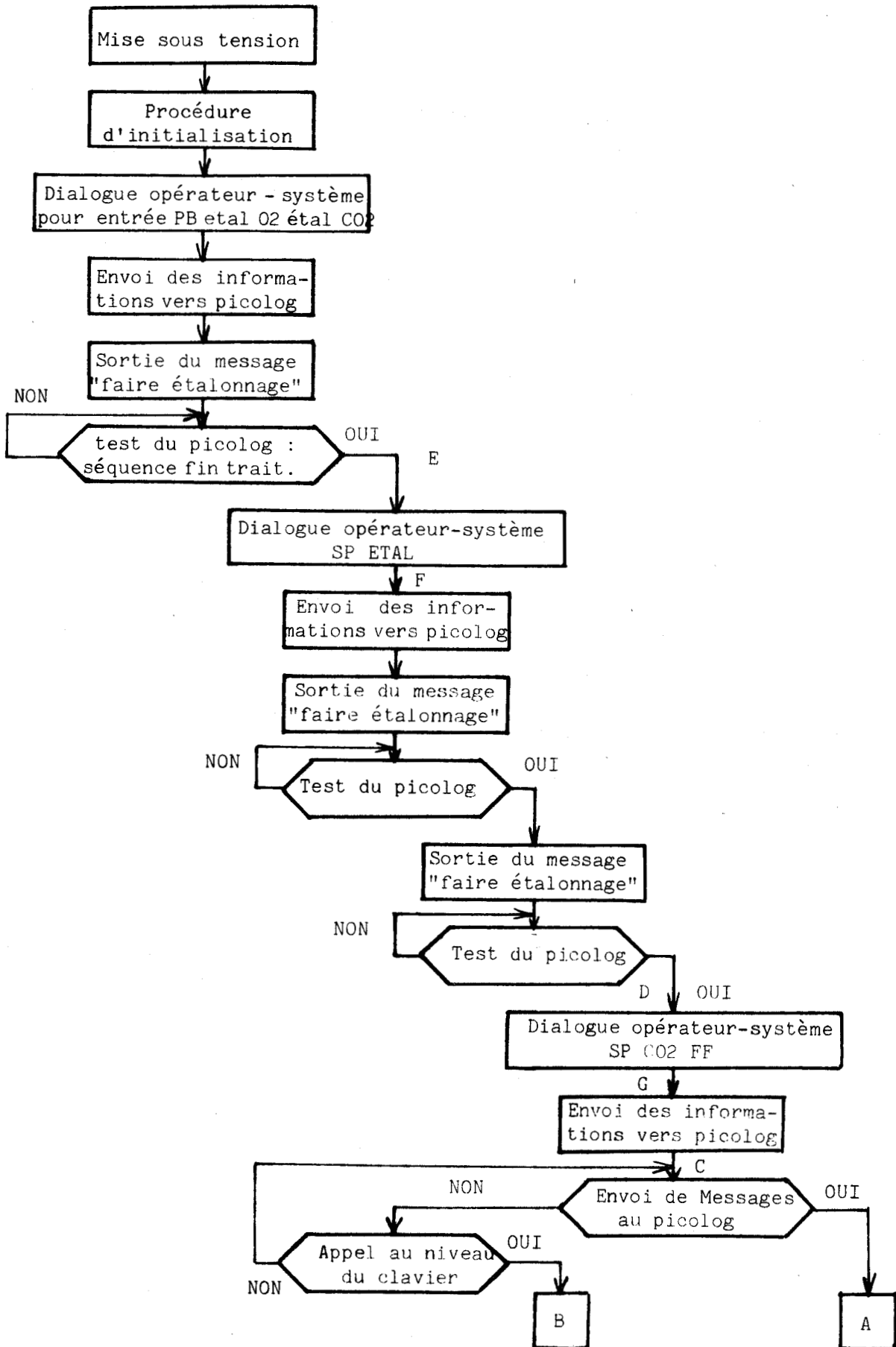
La création d'un sous programme de conversion des informations du format décimal en format dit de "travail" est utile au transfert des données et au traitement. Les informations sont codées sur deux octets de la façon suivante :



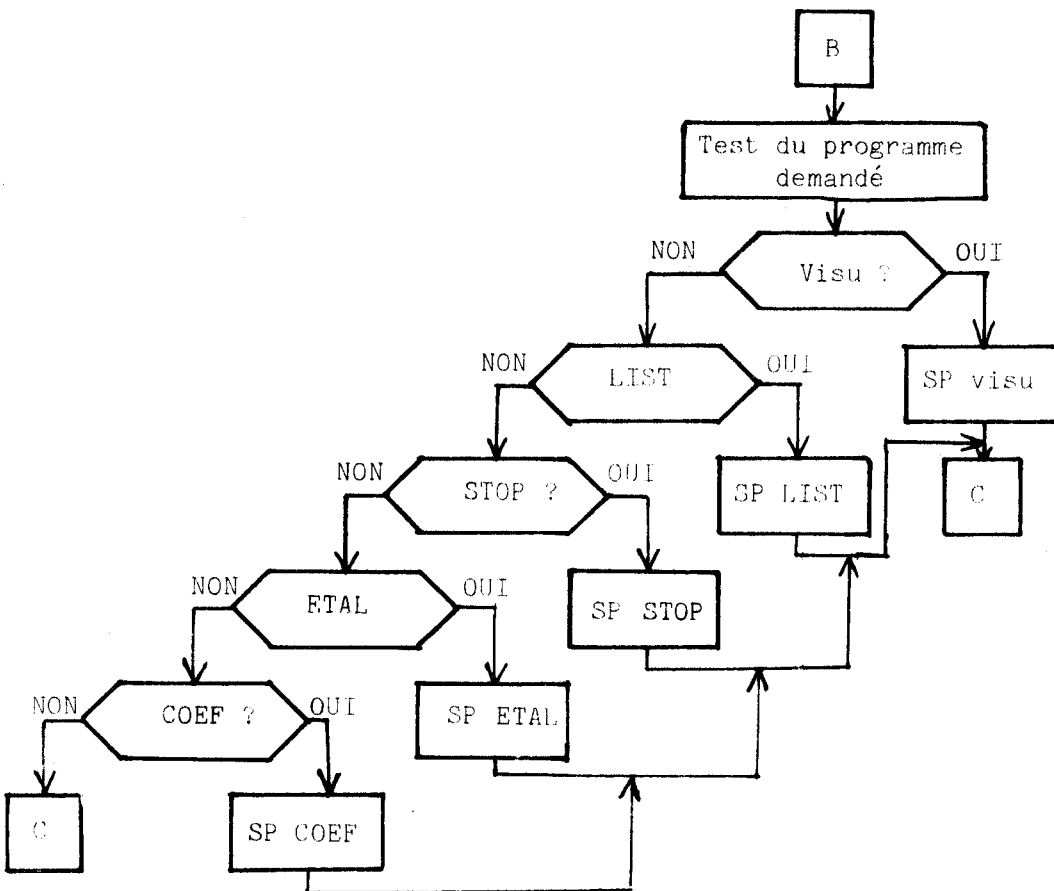
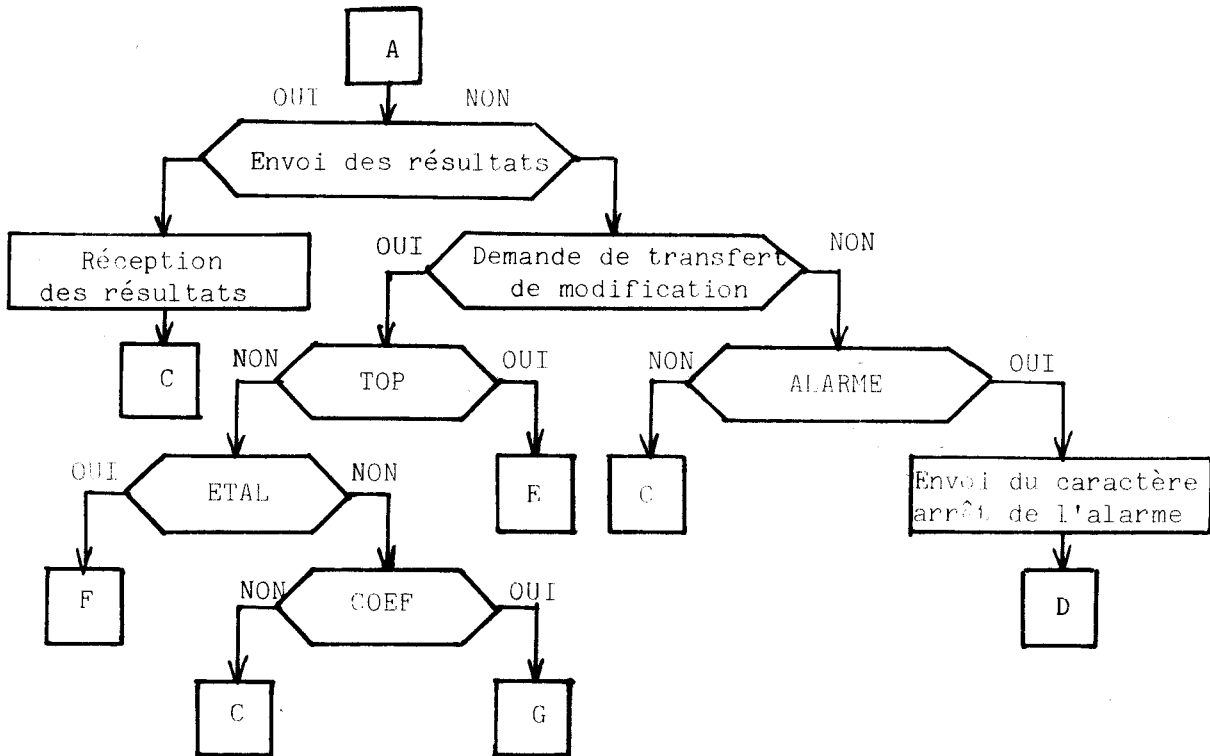
Un sous programme de codage inverse (format de travail en format décimal) est donc nécessaire. Un sous programme réalise le traitement des informations en provenance soit du picolog, soit du clavier.

Le programme principal assure le lien approprié de ces différents sous programmes afin de réaliser le fonctionnement décrit fig n°IV.11.

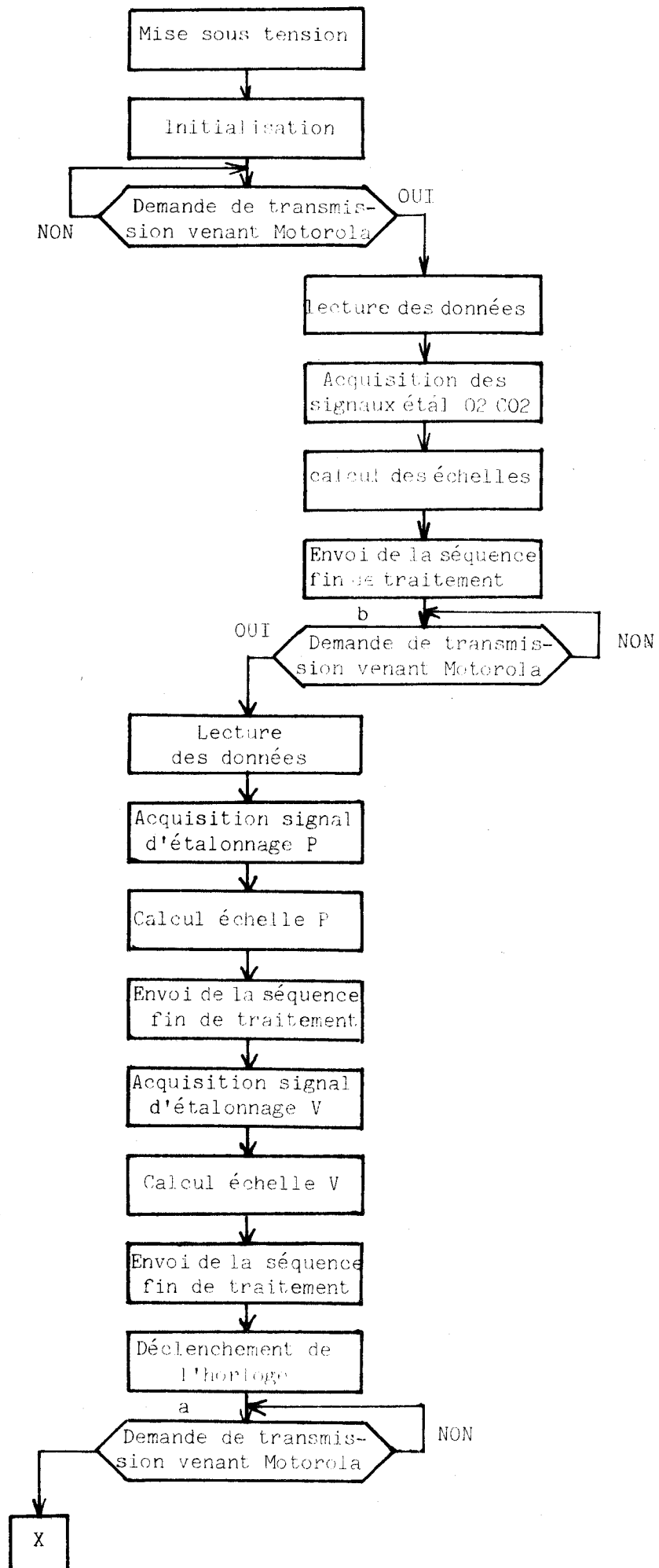
IV.11 Organigramme de fonctionnement du système Motorola

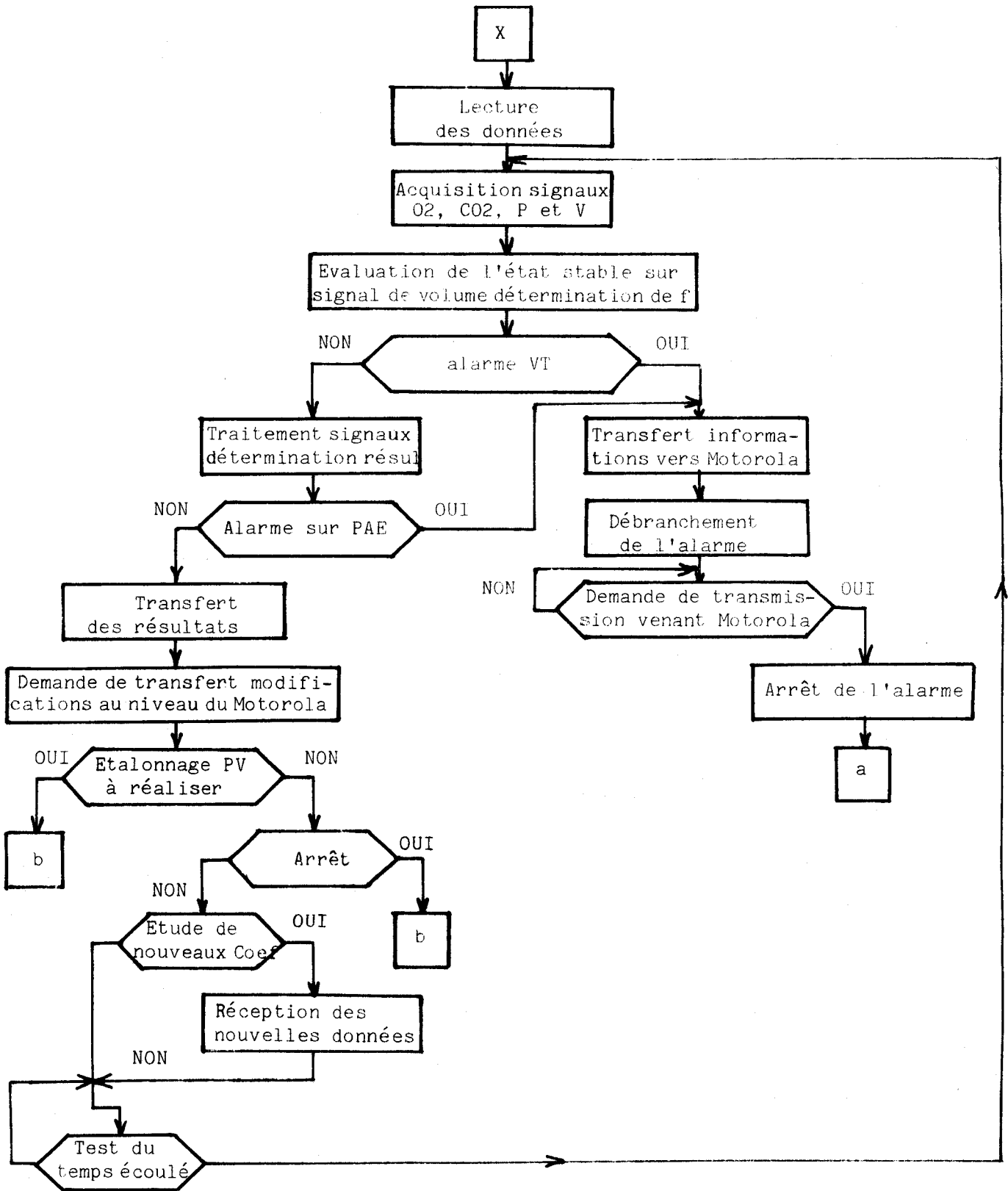


IV.11 suite : Organigramme de Fonctionnement du système Motorola



IV.12. Organigramme de fonctionnement du PICOLOG

BUS
LILLE



Au niveau du picolog, en ce qui concerne le traitement proprement dit des signaux et des données, nous avons réalisé une retranscription du programme établi en Fortran IV, en langage assembleur 8080. Les sous programmes de calculs élémentaires (addition, soustraction, multiplication, division) ont dû être créés. A ces programmes s'ajoutent ceux permettant l'acquisition des signaux et le dialogue avec le système de périphériques.

Tous ces programmes, hormis ceux concernant l'acquisition, ont été mis au point sur le système Micral de la R2E. Le micral, équipé d'un 8080 et d'un ensemble de périphériques (télétype, imprimante, disquettes) possède tout un logiciel permettant le développement de programmes (moniteur, assembleur, éditeur de texte, conversion de support) qui rend la mise au point beaucoup plus aisée.

L'inconvénient de ce système est de ne pas posséder, au moment de l'utilisation que nous en faisons, de convertisseur analogique-digital, ce qui exclu toute mise au point sur les signaux en temps réel. La mise au point a donc été réalisée sur des signaux simulés, mis avant traitement en mémoire. Le sous programme d'acquisition de signaux a été défini directement sur le Picolog par l'intermédiaire de son moniteur.

La mise au point des programmes étant réalisée, ils ont été inscrits sur PROM et implantés sur le Picolog.

Le prêt d'un enregistreur a permis d'effectuer une acquisition des signaux sur le site et de tester l'ensemble des programmes mis au point.

Certaines difficultés se sont alors présentées, l'assemblage des différents programmes ne donnant dans un premier temps aucun résultat. A ce stade, les corrections et mises au point ont été effectuées sur le Picolog.

Le premier problème rencontré était lié à la procédure d'échanges entre les deux calculateurs (le système Motorola n'attendant pas la fin d'acquisition des signaux d'étalonnage pour passer à la phase suivante de son traitement ou le Picolog commençant son acquisition avant la transmission des valeurs d'étalonnage). Ce problème a été résolu par la détermination d'un train de caractères caractéristiques de la demande d'échange entre les deux

calculateurs, ne risquant pas d'être perturbé par des caractères parasites.

Le second problème s'est situé au niveau du traitement des signaux. En effet, les signaux délivrés sont apparus bruités et il a été nécessaire de les filtrer. Le filtre utilisé est un filtre numérique basé sur la méthode de segmentation récursive (27). Cette méthode consiste à faire "glisser" le long du signal analysé un segment de droite de longueur fixée de pente a_n et ordonnée b_n à l'origine variables (fig n° IV.13).

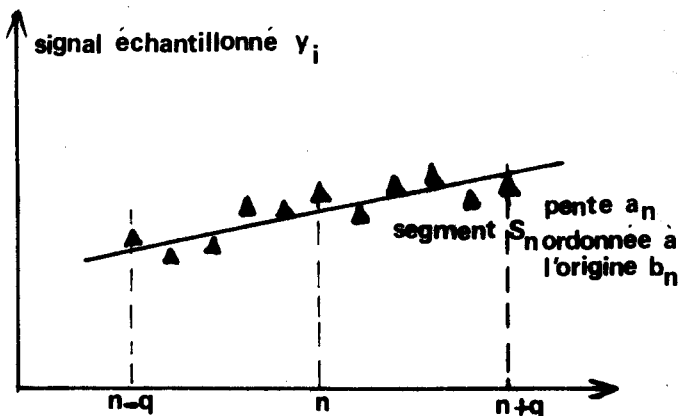


Fig. IV.13

A chaque instant d'échantillonnage n sont associés les q instants précédents et les q instants suivants. Le choix du paramètre q permet de régler l'effet du filtrage.

La méthode associée 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 obtenus en minimisant l'erreur quadratique moyenne entre le segment S_n et l'ensemble des points $\{y_{n+i}\}$ $i = -q, \dots, 0, \dots, +q$. Les valeurs de a_n et b_n sont alors exprimées par

$$b_n = \frac{1}{2q + 1} \sum_{i=-q}^{+q} y_{n+i}$$

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

T_e étant la période d'échantillonnage

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

A l'instant $(n + 1)$ on peut définir un ensemble d'équations de recurrence.

$$b_{n+1} = b_n + \frac{y_{n+q+1} - y_{n-q}}{2q+1}$$

$$a_{n+1} = a_n - \frac{3bn}{q(q+1)Tc} + \frac{3}{q(q+1)(2q+1)Tc} (qy_{n+q+1} + (q+1)y_{n-q})$$

La valeur de q permettant un filtrage convenable de chacun des signaux est de 5. Le choix de ce paramètre a pu être fait grâce à l'utilisation de programmes réalisés par RAJAGOPALAN (27). Ce filtre mis en place, nous avons obtenu, avec les signaux que nous possédions, des résultats satisfaisants qui nous ont conduits à implanter le système sur le site.

CONCLUSION

A partir du "cahier des charges", établi par le médecin, un système permettant l'acquisition des signaux et des données, leur traitement et le calcul des paramètres représentatifs de l'état du patient a été réalisé.

Sa structure a été prévue afin d'assurer la surveillance de un à quatre malades. Dans le but d'une expérimentation, il ne fonctionne que sur un patient et les premiers résultats obtenus sont exposés dans le prochain chapitre.

C H A P I T R E V

=====

RESULTATS ET DISCUSSION

INTRODUCTION

L'implantation sur le site du système a mis en évidence un certain nombre d'anomalies que l'expérimentation a permis de corriger.

Arrivé à un stade de fonctionnement satisfaisant observé sur le collectif de malades explorés, nous pouvons comparer notre expérience avec des réalisations effectuées par d'autres équipes et envisager le développement futur du système.

V. 1. EXPLOITATION DU SYSTEME - PROBLEMES RENCONTRES

Sur le site, le système mis en place est représenté sur la figure V.1. Les analyseurs de gaz Beckman sont remplacés par un spectromètre de masse fournissant des signaux dont les caractéristiques sont semblables à celles obtenues avec les "Beckman".

C'est à partir de ce système, que nous avons conduit l'expérimentation.

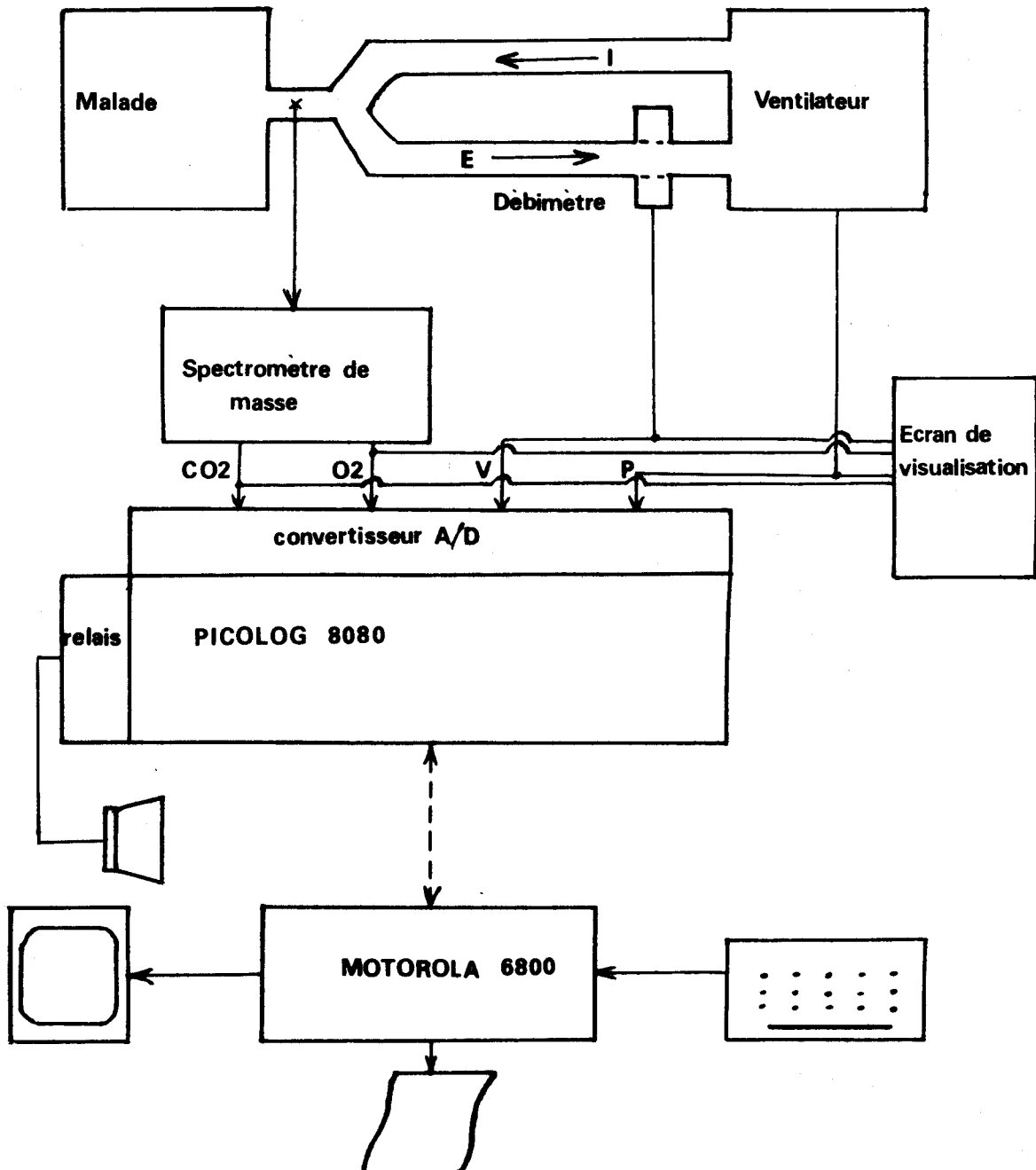
Ayant initialement fait la mise au point sur un nombre faible de cas, possédant une pathologie simple, l'exploitation n'a pas permis de tester de façon complète le système.

L'expérimentation s'est heurtée à un certain nombre de problèmes dont les trois principaux sont ici évoqués, les autres, tenant uniquement à une mise au point de programmes.

Deux de ces trois problèmes sont liés à la méthodologie utilisée, le troisième à la qualité du signal fourni par le capteur d'oxygène.

En effet, en ce qui concerne les modes de calcul des paramètres, la connaissance de la valeur de $FAECO_2$ fait appel à la méthode des moindres carrés. Or, dans son développement, cette méthode fait intervenir des sommes de nombre au carré, et des carrés de somme dont on effectue le produit. A partir de ces produits, des différences sont à calculer, qui ont en général des valeurs faibles. Tout débordement de capacité risque de produire une grande imprécision dans les valeurs des résultats. Tel est le cas pour certaines expérimentations réalisées. Ceci est lié au choix du dimensionnement des informations traitées et des formats utilisés pour les quatre opérations (addition, soustraction, multiplication, division).

Fig V.1 Schema du materiel utilisé



Ce problème a été résolu en diminuant le nombre de point pris en compte pour la détermination de la droite c'est à dire en augmentant à ce niveau la fréquence d'échantillonnage.

Le deuxième problème lié à la méthodologie se situe encore au niveau de la détermination de la valeur de FAE. Il apparait lors de l'estimation de la valeur VDS, qui doit vérifier le système d'équations suivant :

$$\begin{aligned} |PEmin|_1 &= \alpha |VDS| + \beta \\ |PEmin|_2 &= \frac{2 |Sexp|}{|VT| - |VDS|} - |PEmax| \end{aligned}$$

Nous vérifions que VDS réalise $|PEmin|_1 = |PEmin|_2$
Si dans certains cas cette équation se vérifie parfaitement, dans d'autres l'égalité n'est pas exactement vérifiée $|PEmin|_1 = |PEmin|_2 \pm \epsilon$ et notamment dans les pathologies les plus aiguës.

Le choix de la valeur de ϵ est important, il conditionne la détermination du VDS. L'ayant fixé à une valeur basse afin d'obtenir la meilleure précision possible, au cours de certaines explorations, VDS n'a pu être déterminé.

Le programme a été modifié de façon à ce que ϵ puisse varier dans des limites donnant toutefois une précision suffisante.

Le dernier problème tient au traitement du signal d'évolution de l'oxygène. La valeur de ce signal peut se situer entre 0 et 100 %, mais au niveau du traitement, la plage des valeurs dans lesquelles les signaux varient est faible (2 à 5 %). Par exemple :

Un malace ventilé avec 21 % d'oxygène présente une valeur de FEO_2 de fin d'expiration d'environ 16 % et un malade ventilé à 80 % d'oxygène, une FEO_2 de fin d'expiration de l'ordre de 75 %.

Dans le système réalisé, l'acquisition est prévue pour traiter toutes les gammes de valeurs de FIO_2 . Il n'est donc pas possible, dans ces conditions, de ramener le signal traité à la pleine échelle.

De plus, le signal, pour des raisons mal connues, apparait plus ou moins bruité suivant le cas étudié.

Ces conditions de fonctionnement, influencent considérablement la détermination de la pression partielle moyenne de l'oxygène dans le gaz expiré, déterminée par la méthode des trapèzes.

Ne pouvant pas améliorer, pour le moment, la qualité de signal, nous avons dû abandonner la détermination de FEO_2 , valeur intervenant uniquement dans le calcul de VO_2 . De ce fait, l'évaluation de VO_2 a été effectuée de façon différente. La valeur du quotient respiratoire peut être exprimée sous la forme $R = \frac{FAECO_2}{FIO_2 - FAEO_2}$

Connaissant la valeur de ce coefficient R et celle de la production de CO_2 , l'estimation de VO_2 se fait par le calcul suivant :

$$VO_2 = \frac{VCO_2}{R}$$

Les autres valeurs déterminées sur le signal sont moins affectées, FIO_2 étant le résultat d'une moyenne et $FAECO_2$ le résultat d'un report de point.

Tous les autres problèmes rencontrés sont liés à la précision des calculs. Une grande partie des paramètres de sortie est le résultat d'opérations élémentaires. Etant donné, le format de travail choisi pour les données extérieures et le format des opérations, l'ordre dans lequel sont effectuées ces opérations est primordial dans la précision du résultat. Cette précision a été améliorée en introduisant aux endroits appropriés des facteurs multiplicatifs.

L'expérimentation du système sur un nombre important de pathologies différentes donne à l'heure actuelle des résultats satisfaisants. Elle permet de mettre en évidence l'intérêt d'un tel système et les modifications qu'il serait souhaitable d'apporter afin d'envisager un fonctionnement plus performant et davantage axé sur la surveillance. Ces différents aspects sont évoqués dans les paragraphes suivants.

V . 2. DISCUSSION - COMPARAISON AVEC D'AUTRES REALISATIONS

Le système a été réalisé à partir du cahier des charges exposé dans le chapitre IV.3. Il permet donc, grâce à l'acquisition des signaux de volume, pression, concentration O_2 et CO_2 dans les gaz expirés de déterminer

.../...

des coefficients représentatifs de l'état pulmonaire du patient.

Il assure d'autre part, une surveillance du patient grâce à un système d'alarmes, basé d'une part sur la mesure du volume, pour signaler toute désadaptation, d'autre part sur le calcul de $PAECO_2$ afin de suivre l'évolution de la pathologie et indiquer tout dépassement des seuils préalablement fixés, ou toute variation brutale.

Grâce au développement de l'utilisation des microprocesseurs en milieu biomédical, un grand nombre de réalisations visant toute amélioration, dans la connaissance du système respiratoire (28,29), l'établissement des bilans en exploration fonctionnelle (30 31 32) le réglage adéquat des paramètres du ventilateur (33), la surveillance du malade soumis à la ventilation artificielle, ont été élaborées ces dernières années.

Seules les réalisations ayant pour but une surveillance du malade et une tentative d'asservissement des respirateurs aux paramètres du malade sont ici retenues afin d'être comparées au système mis au point. Pour cette étude, la distinction effectuée par Pocidallo (34) pour la classification des différentes réalisations est reprise.

Différents paramètres sont en effet susceptibles de permettre une estimation de l'état du patient et la réalisation d'un asservissement. Le système moniteur utilisant les gaz respiratoires, consiste en l'asservissement du volume insufflé à un capteur mesurant en continu la pression partielle de CO_2 dans le sang artériel et/ou de l'asservissement de la FIO_2 à la mesure continue de PaO_2 . La mise en oeuvre d'un tel système pose des problèmes importants liés aux capteurs utilisés.

Actuellement, plusieurs équipes (35,36) ont effectué les mesures de PaO_2 et $PaCO_2$ en introduisant par voie intra-artérielle ces capteurs. L'héparinisation, la modification des propriétés physiques du sang, due à diverses causes pathologiques perturbent les écoulements dans les capillaires des capteurs. Les résultats sont donc à interpréter avec prudence. Cette technique a d'autre part l'inconvénient d'être une méthode "invasive".

D'autres équipes (6) ont tenté d'effectuer ces mesures de façon non traumatisante, en utilisant des électrodes évaluant PaO_2 et $PaCO_2$ par voie transcutanée.

Actuellement, rien de concret n'a pu être réalisé en utilisant ces capteurs.

De ces diverses expériences utilisant la mesure de PaO_2 et PaCO_2 , il résulte que la mise au point des systèmes est délicate, les capteurs utilisés n'étant pas fiables. D'autre part, ces mesures même réalisées de façon satisfaisante ne sont pas à notre sens suffisantes pour explorer toutes les conséquences physiologiques de la ventilation artificielle. Les processus intermédiaires concernant les échanges gazeux ne sont en effet pas explorés.

Le système moniteur utilisant la mécanique ventilatoire repose sur la mesure continue des volumes et des pressions à la bouche du patient (7, 8, 37). Dans ce domaine, le paramètre utile à la surveillance et la compliance statique qui est exprimée par la relation $c = \frac{\Delta V}{\Delta P}$ au point de débit nul. Ce coefficient est lié au comportement élastique pulmonaire qui est affecté par un certain nombre d'incidents pouvant survenir chez les malades placés sous ventilateur. Il ne peut à lui seul constituer un réel moyen de surveillance, mais apporte une information supplémentaire intéressante.

Le système moniteur utilisant les échanges gazeux est à ce jour le système le plus développé (5, 38, 39, 40). Il a l'avantage d'être non invasif puisqu'il recourt aux mesures de concentrations gazeuses et de volume au niveau des gaz expirés et inspirés.

Les systèmes actuellement fonctionnels (5, 38, 40) sont réalisés avec des moyens informatiques importants et fournissant un grand nombre de paramètres. Les données respiratoires sont la plupart du temps couplées à des données cardiaques ; la masse de données fournies est alors très importante et difficilement exploitable.

Ces expériences ont permis de mettre en évidence que les informations concernant le CO_2 expiré permettent à elles seules d'assurer une surveillance du malade.

Les bilans effectués font apparaître les valeurs de f , VT , FIO_2 , VO_2 , VCO_2 et des gradients (les valeurs de PaO_2 et PaCO_2 étant prises de façon continue ou séquentiellement).

A ce niveau, il convient de signaler que la valeur de $PAECO_2$ est toujours assimilée à la valeur de $PECO_2$ de fin d'expiration, ce qui dans le cas d'altération de la perméabilité des petits troncs bronchiques, peut conduire à des gradients négatifs.

Il est intéressant de souligner que ces mesures conduisent à des résultats qui reflètent l'état pathologique du patient et donc permettent de réaliser une surveillance. Les moyens à mettre en oeuvre sont en outre relativement simples. Notre réalisation s'inscrit dans ce dernier cadre. Les signaux traités sont en effet les valeurs des concentrations gazeuses de CO_2 et d' O_2 au niveau des gaz expirés et les résultats calculés même s'ils se présentent sous une forme différente (ductances) sont les mêmes. La différence réside dans le matériel utilisé du point de vue informatique, dans le choix de la détermination de la valeur de $PAECO_2$ et donc du paramètre "surveillé". En effet, dans les réalisations précédemment citées, c'est la valeur de $PECO_2$ de fin d'expiration qui assure le déclenchement de l'alarme.

L'expérience a mis en évidence un certain nombre de modifications qu'il serait nécessaire d'apporter. Il s'avère qu'une exploration effectuée conformément au cahier des charges toutes les 15 mn sur un malade ne peut pas dans tous les cas assurer une surveillance correcte. Si au niveau de l'évolution de la pathologie les mesures effectuées dans ces conditions sont suffisantes, tout débranchement (ce débranchement est cependant signalé au niveau du ventilateur), n'est pas enregistré assez rapidement.

L'expérience nous a montré qu'à lui seul le signal de CO_2 fournit des informations qui permettent de déceler toute perturbation extérieure du système d'une part et de suivre l'évolution de la pathologie du patient d'autre part par la surveillance du sommet du capnigramme.

Nous avons à la base réalisé un système davantage axé sur l'établissement de bilan que sur la surveillance. Ceci est lié au fait que l'on ne pouvait pas à priori choisir le paramètre pouvant assurer cette surveillance.

Toutes les réalisations exposées, visent à une meilleure surveillance du malade soumis à la ventilation assistée et certaines tentent d'établir un asservissement du respirateur aux paramètres du malade. Il s'avère que la mise en oeuvre de certaines méthodes posent des problèmes d'ordre technologique ou sont à elles seules insuffisantes. Chacune apporte cependant une

contribution à la notion de surveillance qu'il ne faut pas négliger.

Ces réalisations ainsi que notre propre expérience permettent d'envisager le développement futur que peut présenter un tel système.

V . 3. DEVELOPPEMENT FUTUR DU SYSTEME ET APPLICATIONS ENVISAGEABLES

Il est nécessaire de revenir sur la notion de surveillance et de ce fait de considérer le mode de fonctionnement de façon quelque peu différente.

V.3.1. Amélioration de la surveillance réalisée par le système

L'organigramme de la figure V.2. représente ce que pourrait être ce nouveau mode de fonctionnement qui ne présente que des modifications mineures au niveau de la programmation.

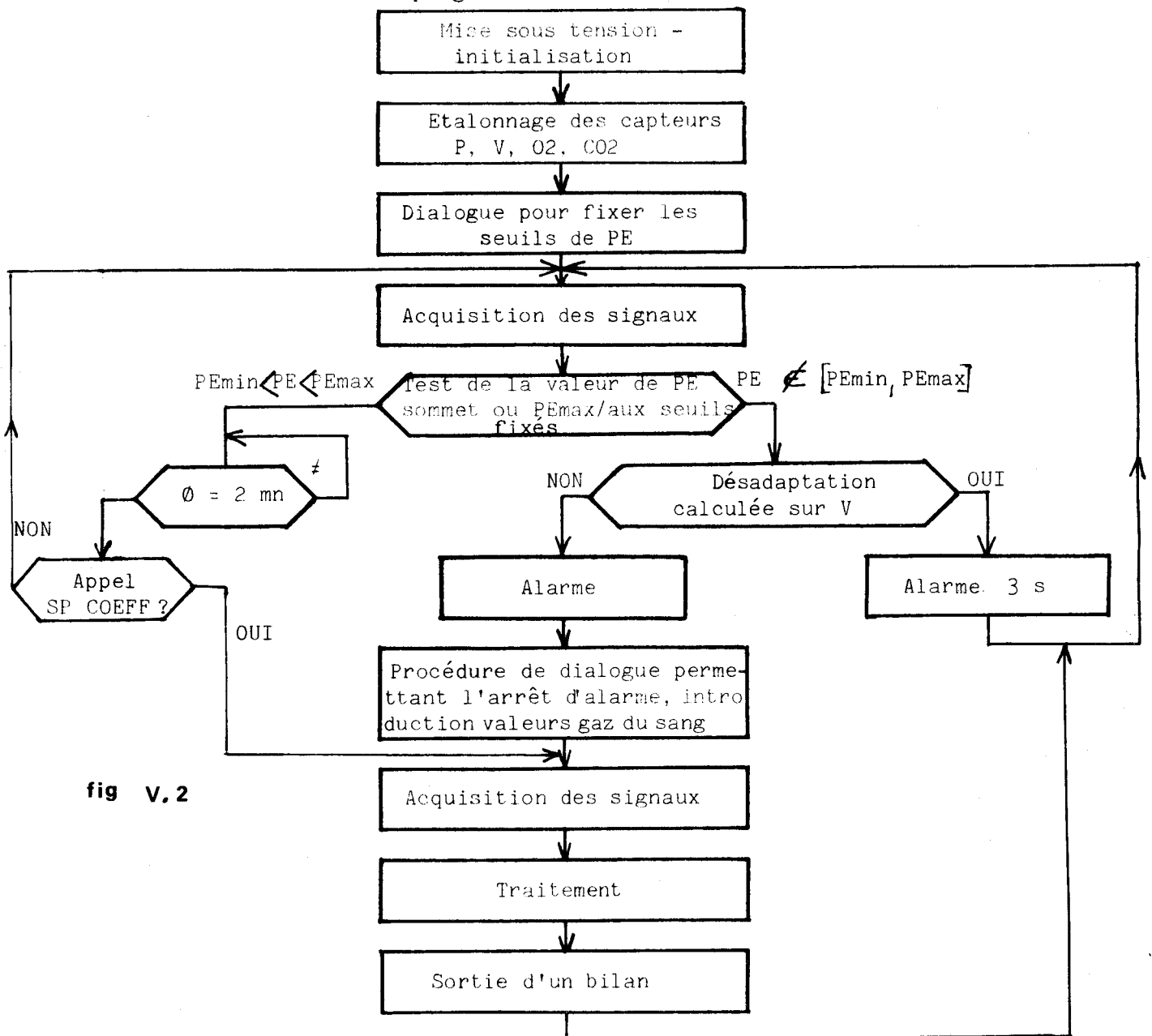


fig V.2

Le signal d'évolution du CO_2 sert d'élément de surveillance, toute valeur de PECO_2 de fin d'expiration en dehors des seuils préalablement fixés entraîne le déclenchement de l'alarme.

Deux causes peuvent être à l'origine de cette alarme. La première est liée à la désadaptation du malade (débranchement, toux...) : dans ce cas l'alarme se déclenche pendant trois secondes puis une nouvelle acquisition est effectuée. Dans le cas d'une désadaptation passagère le système reprend un fonctionnement normal ; en cas de débranchement l'alarme sonne de façon intermittente jusqu'à ce que le malade soit rebranché.

La deuxième cause de mise en alarme peut être liée à l'évolution anormale de la pathologie du malade. Dans ce cas, après arrêt de l'alarme, le système amorcera un dialogue avec l'opérateur lui permettant d'entrer, s'il le désire, les valeurs des "gaz du sang" de façon à ce qu'un bilan puisse être établi. Le système retourne ensuite dans une procédure de surveillance normale.

Ce mode de surveillance permet d'envisager une scrutation rapide chez tous les malades et l'établissement d'un bilan dans le cas d'une évolution anormale de la pathologie.

A ce bilan, possédant les signaux de pression et de volume, il apparait utile d'ajouter la valeur de la compliance statique.

Un autre point de vue à considérer pour l'amélioration du système est relatif au choix du matériel.

L'utilisation de deux microprocesseurs n'est plus justifiée étant donné l'évolution des techniques ; elle complique les procédures de dialogue et l'architecture des programmes n'assure pas un fonctionnement optimum. Notre choix avait été dicté par le fait que l'on souhaitait posséder un système de base le plus complet possible où il n'y ait pratiquement que les programmes de traitement à mettre au point.

Au niveau de la programmation, deux modifications sont à envisager. Les procédures de dialogue se faisant par interruption, permettraient l'optimisation des temps de calcul. D'autre part, il serait nécessaire d'améliorer la précision des résultats en utilisant un format de codage des informations différent (en virgule flottante ou en BCD) qui est à définir.

Toutes ces modifications souhaitables, tant du point de vue de la "définition" du système que de la réalisation pratique sont dictées par l'expérimentation que nous avons pu en avoir.

V.3.2. Applications de ce système

Ce système apparaît comme pouvant être très modulaire dans son principe. En effet, suivant les besoins des différents services, il est possible de concevoir un système en fonction des capteurs possédés.

L'acquisition d'un capteur d'analyse de la concentration de gaz carbonique permet d'assurer la surveillance du patient, en signalant un phénomène anormal sans toutefois le localiser. Un tel système trouve une application utile dans le domaine de l'anesthésie.

La présence du capteur de volume permet de localiser en cas d'alarme la perturbation. Il permet d'autre part l'établissement d'un bilan faisant intervenir tous les paramètres calculés sur le volume et le CO_2 , en particulier les coefficients de ductance .

L'acquisition d'un capteur de pression est utile en ce qui concerne les corrections à apporter sur le volume, si celui ci est mesuré en bout de tubulure expiratoire, d'une part, et les mesures de compliances d'autre part.

Un analyseur d'oxygène permet d'obtenir le système tel qu'il a été réalisé.

CONCLUSION

L'expérimentation du système sur le site a permis de mettre en évidence un certain nombre de problèmes liés essentiellement au choix du format des informations traitées. Ces problèmes ont été résolus ponctuellement de façon à assurer un fonctionnement correct . L'expérimentation et la comparaison avec d'autres réalisations nous ont permis d'envisager une amélioration du système afin d'assurer une surveillance plus efficace.

C O N C L U S I O N

=====

Le but de ce travail étant la mise au point d'un système capable de fournir au médecin des informations relatives à l'état pulmonaire du malade soumis à la ventilation artificielle, ainsi que d'assurer au chevet de celui ci une surveillance de l'évolution de sa pathologie, des notions physiologiques fondamentales ont tout d'abord été exposées afin de permettre la bonne compréhension des paramètres choisis comme éléments de contrôle (ductances).

Ces paramètres sont calculés à partir de signaux facilement accessibles à la mesure comme le montre la présentation du système "malade-machine".

Les signaux prélevés sont ceux de variation de volume, de la pression et des concentrations du gaz carbonique et de l'oxygène au cours du cycle respiratoire.

Les caractéristiques des différents capteurs utiles à leur mesure sont présentées afin de vérifier la linéarité de la chaîne de mesure dans les conditions de fonctionnement habituelles.

Le traitement de ces signaux, aboutissant à la détermination des coefficients utiles au calcul des ductances ($PICO_2$, $PAECO_2$, $PECO_2$) est alors décrit. Le mode de détermination des coefficients établi est comparé à d'autres méthodes d'évaluation de ces mêmes coefficients.

Cette étude a permis de mettre en évidence l'importance du choix de la détermination de la valeur de la pression alvéolaire moyenne de gaz carbonique $PAECO_2$. Ce coefficient est très dépendant de la pathologie du patient et une détermination "à priori" introduit une erreur importante en particulier, dans le calcul du gradient alvéolo-artériel. Dans le but d'une interprétation correcte des phénomènes pathologiques existants et d'un asservissement éventuel du respirateur à ce coefficient, il est intéressant de posséder un mode de détermination qui ne soit pas pris en défaut, quelle que soit la pathologie rencontrée.

Une série d'expérience a permis de valider le mode de détermination choisi et de définir le système à réaliser.

.../...

Le dispositif mis au point est bâti autour de deux micro-processeurs ; l'un servant essentiellement à l'acquisition des signaux, leur traitement et au calcul des résultats, le second assurant le dialogue opérateur-système pour l'entrée d'un certain nombre de coefficients, des seuils d'alarme et pour la sortie des résultats.

Le système réalise une surveillance grâce à un système d'alarmes basées, d'une part, sur la variation du volume afin d'enregistrer toute désadaptation du patient, d'autre part, sur la variation de la concentration alvéolaire moyenne de gaz carbonique afin de déceler toute évolution anormale de la pathologie.

L'expérimentation du système sur le site fait ressortir d'une part l'apport positif d'un tel système, d'autre part les améliorations qu'il serait souhaitable de lui apporter afin d'assurer la surveillance la plus efficace possible.

L'apport se situe au niveau de l'aide au diagnostic, la valeur des différents coefficients permettant de localiser les perturbations. C'est un moyen rapide et non invasif d'appréciation des phénomènes existants. Ce système permet en outre de signaler toute évolution anormale de la pathologie qu'aucun moyen d'investigation actuel ne permet de déceler rapidement.

Les améliorations souhaitables sont relatives au mode de surveillance : actuellement, une exploration conduisant à l'établissement d'un bilan, est effectuée toutes les quinze minutes chez un malade. Si cette durée est suffisante pour assurer le contrôle de l'évolution de la pathologie, elle ne répond pas aux critères minima de surveillance pour déceler la désadaptation, en particulier le cas du débranchement accidentel du patient.

Nous envisageons donc une solution permettant une exploration sur le malade toutes les deux minutes avec l'établissement d'un bilan uniquement dans le cas d'une évolution anormale de la pathologie ou sur la demande de l'opérateur.

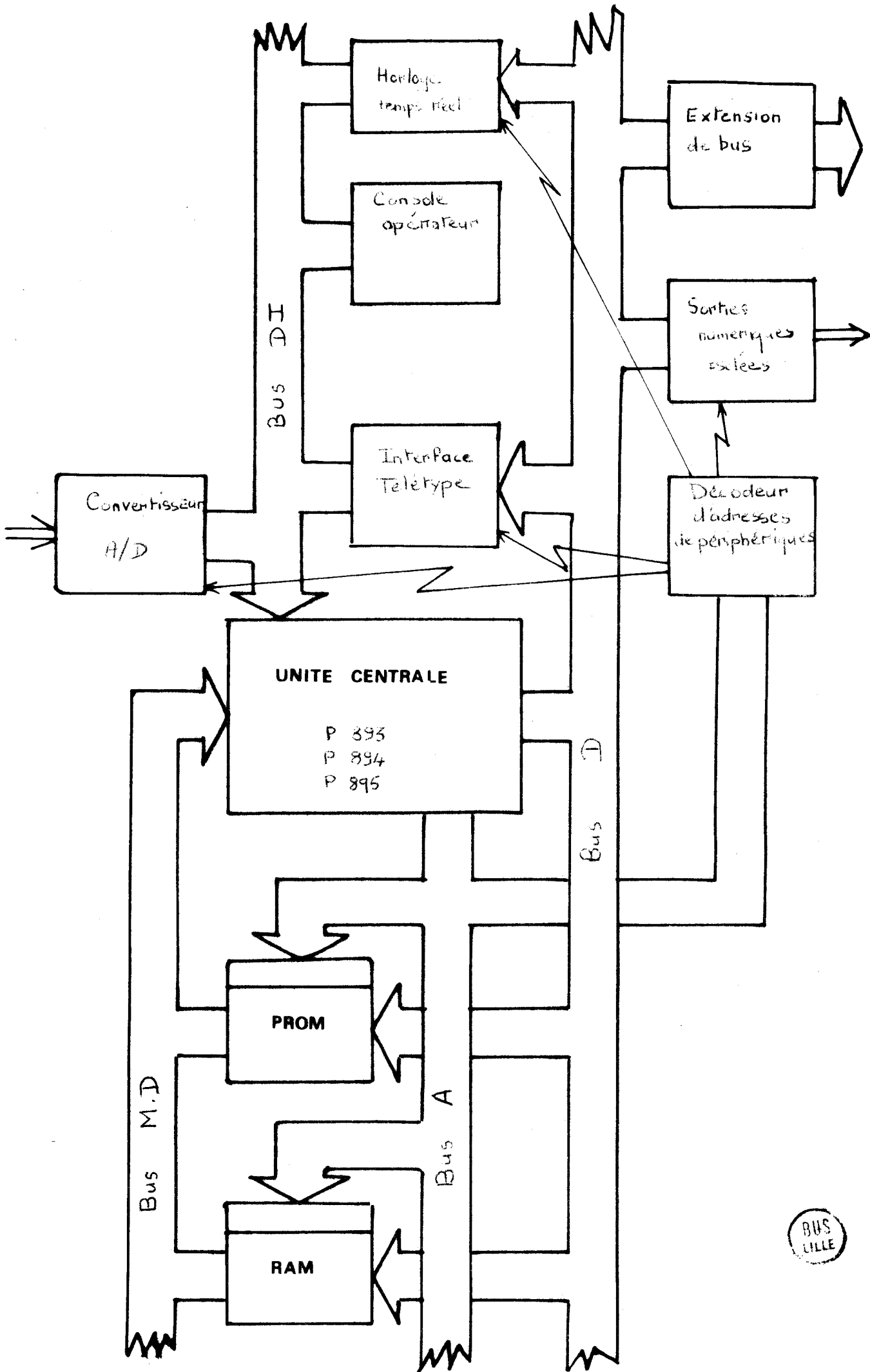
Cette amélioration étant apportée, le système tel qu'il se présente, peut trouver une application dans différents services médicaux,

sous une forme plus ou moins complexe suivant les capteurs dont on dispose, grâce à la modularité des programmes.

Cette étude est d'autre part, une première étape vers la réalisation d'un asservissement du respirateur aux paramètres du patient sachant qu'une longue série d'expériences sera nécessaire afin d'établir les relations entre les paramètres d'entrée du système (fixés au niveau du ventilateur : VI, f, I/F , P_{insuffl}, FIO₂) et les paramètres de sortie (ceux déterminés à partir du patient).

A N N E X E 1

=====



BUS LILLE

Les différents éléments composant ce système sont :

- Un ensemble de traitement de base qui comporte trois cartes :

. La carte d'unité centrale (p 893) : celle ci supporte le microprocesseur Intel 8080. C'est un processeur 8 bits parallèle avec 6 registres de travail de 8 bits, un accumulateur de 8 bits et un pointeur de pile de 16 bits. Il possède un jeu de 78 instructions de base.

. La carte "contrôle mémoire et entrées sorties" (p 894)

. La carte multiplexeur du bus.

- Quatre bus de contrôle et de communication prennent naissance sur les trois cartes du processeur de base :

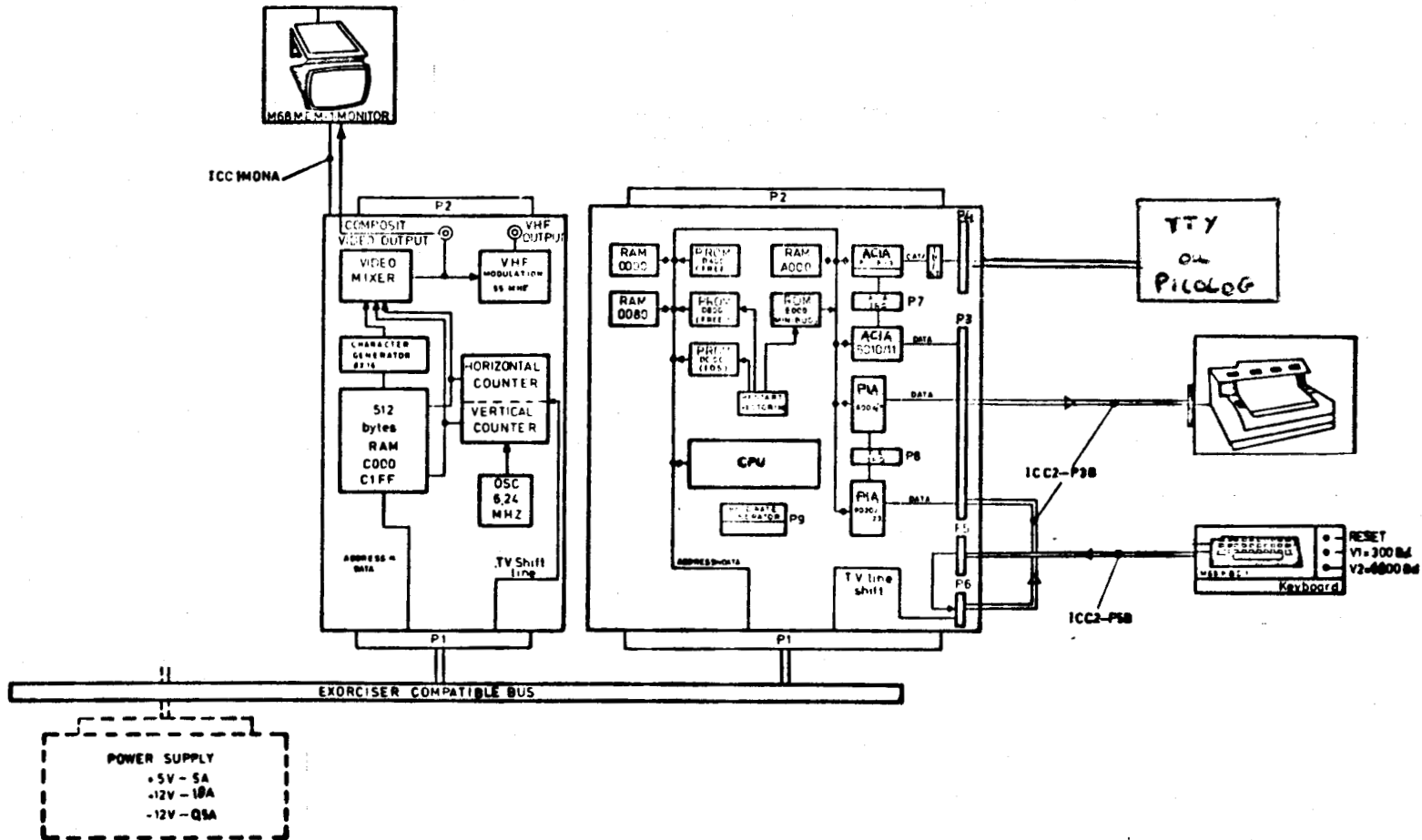
. Le bus d'entrée des données (bus D1) (8 bits) : il transporte les données et les informations d'état des périphériques vers l'unité centrale. Sur ce bus est connecté le convertisseur analogique digital.

. Le bus d'entrée des données depuis la mémoire (bus MD) (8 bits). Sur ce bus se connectent les mémoires RAM et PROM.

. Le bus de sortie des données vers la mémoire et les périphériques (bus D) (8 bits). A ce bus sont donc connectés la carte (p 513) interface teletype (donc par cet intermédiaire le Motorola), les cartes de sortie 3 octets, les mémoires RAM et PROM.

Le bus d'adresses mémoires et adresses périphériques (bus A) (16 bits). Il transporte les adresses des mémoires et des périphériques. Il relie donc les cartes PROM, RAM et la carte décodeur d'adresses de périphériques (p 503).

A N N E X E 2
=====



BUS
LIFE

Dec 76	CB	MOTOROLA Semiconductor group
		MICROSYSTEMS EUROPE
	REV 3	M68 ADS-1 / ADW-1 Bloc diagram

Le système Motorola comporte :

- Une unité centrale à base d'un microprocesseur MOTOROLA 6800 travaillant sur 8 bits parallèle . Il possède un jeu de 72 instructions.
- 4 ports d'E/S parallèles permettant la connection d'une imprimante en particulier.
- 2 ports d'E/S séries, l'un utilisé pour le clavier, l'autre pour la connection avec le PICOLOG.

Les périphériques connectés au système sont :

- un écran de visualisation : 16 lignes de 32 caractères.
Le jeu de caractères comporte 96 caract ASCII - 32 caract grecques
- une imprimante : 20 caract/ligne
Impression par aiguille
64 caract. ASCII sur 6 bits
- un clavier : il génère un code ASCII à partir des caractères alphabétiques et numériques frappés. Il possède en outre un certain nombre de touches de contrôle.

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

=====

- 1 - TREMOLIERES J.
Considération sur l'avenir des problèmes respiratoires vers une diversification des respirateurs.
Biomédical, 1976, Vol 56, n°11, p 472-478
- 2 - OSBORN J.J., ELLIOT S.E., SEGGER F.S., GERBODE F.
Continuous measurement of lung mechanics and gas exchanges in the critically ill.
Med. Res. Enf., 3, 19-24, 1969
- 3 - HILBERMAN M., PATITUCCI P.J., PETERS R.M.
On line assessment of cardiac and pulmonary physiopathology in acutely ill
J. Ass. Med. Instr., 6 : 65-70, 1972
- 4 - TURNEY S.Z., Mc ASLAN T.C., COWLEY R.A.
The continuous measurement of pulmonary gas exchanges and mechanics.
Ann. Thorac. Surg., 13, 229-242, 1972
- 5 - TURNEY S.Z., Mc CLUGGAGE C., BLUMENFELD W., Mc ASLAN T.C., COWLEY R.A.
Automatic respiratory gas monitoring
Ann. Thorac. Surg., 14 : 159-171, 1972
- 6 - YOSHINORI MITAMURA, TOMOHISA MIKAMI and KATSUYUK YAMAMOTO
A dual control system for assisting respiration
Medical and biological Engineering, p 846-854, nov 75
- 7 - GILLARD C., GOSSART R., DIERCKSE J.P., MAUROY M.
Exploitation d'une méthode originale de la mesure automatique et continue de la résistance bronchique et de l'élasticité broncho-pulmonaire en unité de soins intensifs, chez le sujet en respiration spontanée ou assistée.
Ann. Anesth. Franc., Actes du 24ème Congrès français d'Anesthésie Réanimation, Nice, 1974 p 531-541
- 8 - JOHNSON B., NORDSTROM L., OLSON S.G., AKERBACK D.
Monitoring of ventilation and lungs during automatic ventilation ; a new device
Bull. Physiopath. Resp., 11, 729-743, 1975

- 9 - TREMOLIERES J.
La mesure de la compliance et des résistances pulmonaires
Electronique médicale, n° 6, p51-57, 1979
- 10 - MIKAMI T., MIYAMOB Y., YAMAMOTO K., HIYAKAWA M., SAJI H.
Analysis of multicompartiment ventilary system
- 11 - ATLAN C. PAIN
Un modèle mathématique du système pulmonaire. Simulation numérique de
la pression alvéolaire
Automatisme, Tomme XX, n° 3, Mars 1975
- 12 - DRUEL P.
La ventilation alvéolaire - Notions fondamentales
In Olivier H.R. - Traité de biologie appliquée T.J.V.
Les explorations fonctionnelles du poumon, du coeur, du rein
Ed. Malarmé, 1964, p 37-53
- 13 - LACOSTE J HANNHART D.
Composantes circulatoires et ventilatoire de la ductance du CO2
Ann. Med. Nancy, 1972, 11, 277-286
- 14 - FLEISCH A.
Le pneumotachographe
Helvet Physiol. et Pharmacol. Acta, 1956, 14, 363
- 15 - DUQUESNE B.
Etude de l'efficacité ventilatoire chez le malade sous respirateur
Thèse de Doctorat en Médecine, Lille 1976
- 16 - CHOPIN C., CHAMBRIN M.C., WATTEL F.
Détermination sous ventilation assistée et en pathologie respiratoire
aiguë de paramètres fonctionnels d'efficacité ventilatoire
Acta tuberc. Pneumol. Belg., 1977
- 17 - CHOPIN C. et Coll.
Détermination sous ventilation assistée de la ductance globale du CO2
et de ses composantes partielles : problèmes techniques et intérêt pratique
en réanimation respiratoire

Ann. de l'anesthésie française
Tome XVIII, n° 7 et 8, 1977, p 543-603

- 18 - A. LOEWY A.
Uberdi bestimmung der grosse des schädlichen luftraumes in thorax und
der alveolaren sauers toffspannung
Pflü Arch. Physiolo., 1894, 58, 416-427
- 19 - BARGETON D.
Montages analogiques permettant la détermination continue, cycle par
cycle, des pramètres alvéolaires
Génie biologique, 1970, 1, 142-146
- 20 - MENIER, DESFONDS, FLORENTIN, CHAMBILLE
Comparaison de quelques techniques d'estimation rapide de la pression
alvéolaire moyenne de CO₂.
Biomedicine, 1974, 20, 408-413
- 21 - SMIDT U.
Emphysema as possible explanation for the alteration of expiratory P_{O2}
and PCO₂ curves.
Bull. Europ. Physiopath. resp., 1976, 12, 605-624
- 22 - CHACORNAC R., CHAVAGNAC B. et R. DELEUZE
Intérêt et utilisation pratique de la capnographie per-opératoire en
neuro-anesthésie
Ann. Anesth. Franc., XIV, 1, Janv, Févr. Mars 1973
- 23 - CHAMBRIN M.C., TOULOTTE J.M., CHOPIN C., WATTEL F.
Définition d'un système de controle en réanimation respiratoire à l'aide
d'un microprocesseur.
Congrès M.I.M.I. 77, Zurich, juin 1977
- 24 - CHAMBRIN M.C., TOULOTTE J.M., CHOPIN C., WATTEL F.
An aid system in assisted ventilation supervisory -
First mediterranean conference on medical and biological engineering -
Sorrento Italy, 12-17 sept 1977

- 25 - CHOPIN C., CHAMBRIN M.C., TOULOTTE J.M., WATTEL F.
Définition d'un système de surveillance de contrôle automatique des échanges respiratoires sous ventilation assistée
Deuxième congrès mondial de réanimation, Paris, 19-23 septembre 1977
- 26 - CHAMBRIN M.C., TOULOTTE J.M., CHOPIN C., WATTEL F.
Surveillance en temps réel par microcalculateur de l'état pulmonaire en réanimation respiratoire
Colloque Biosigma, Avril 1978
- 27 - RAJACOPALAN C.V.
Segmentation des suites temporelles : application à l'extraction heuristique des paramètres fondamentaux du cardiorespirogramme en pathologie néonatale
Thèse de Doctorat Ing., LILLE I, 1979
- 28 - L. BRAUN, S.M. FINKELSTEIN, W.B. BLESSER
Pulmonary diffusion - A model study
Computer, Avril 1977
- 29 - A.V. GHEORGHE, A.N. BALI, E.R. CARSON
A markovian decision model for clinical diagnosis and treatment applied to the respiratory system -
JEEE transactions on systems, man, and cybernetics,
vol. SMC-6, n° 9, Sept 1976
- 30 - J. BOITAUD
Explorations fonctionnelles et études en mécanique ventilatoire assistée par le système Syscomoram
Medical data processing - Symposium Toulouse 1978
- 31 - C. MOREAU, P. LE BEUX, J. DUCHENE, J.P. DERENNE
Utilisation des microprocesseurs en instrumentation biomédicale : exemple d'application à une épreuve d'exploration fonctionnelle respiratoire
Médical data processing - Symposium Toulouse 1978

- 32 - J. DUCHENE
Analyse d'une structure modulaire standard par une architecture "multi-
processeurs" et applications à un instrument d'exploration fonctionnelle
respiratoire
Thèse de Doctorat Ing., Compiègne, Un. de Tech. 1977
- 33 - F.A. ENGELMAN, A.M. COOK
Digital electronic control of automatic ventilators
JEEE transaction biomedical engineering, Mars 1977
- 34 - J.J. POCIDALO, F. TREMOLIERES
Surveillance et optimisation de la ventilation artificielle mécanique :
moyens actuels et perspectives
Bull. Europ. Physiopath. Resp, 1979, 15, 565-574
- 35 - V. SCHULZ, S. KUNKE, H.V. ULMER, W. ERDMANN
A system of PaCO₂ and PaO₂ continuously controlled ventilation
In : Actes de Colloque internationaux sur les capteurs biomédicaux, Paris,
1975, Vol 2, p 79-83
- 36 - L.C. SHEPPARD, NT KOUCHOUKOS
Computers as monitors
Anesthesiology V.45, n° 2, Aug. 1976
- 37 - R.S. WILSON
Monitoring the lung : mechanics and volume
Anesthesiology V 45, n° 2, Aug 1976
- 38 - J.J. OSBORN, J.O. BEAUMONT, J.C.A. RAISON, J. RIESSEL, F. GERBODE
Measurement and monitoring of acutaly ill patients by digital computer
- 39 - S.Z. TURNEY, W. BLUMENFELD, S. WOLF, R. DENMAN
Respiratory monitoring
The annals of thoracic surgery, p 184-191, Vol 16, n° 2, Aug 1973
- 40 - R. YAKULIS, J.V. SNYDER, D. POWNER, D. FUSCO, A. GRENVIK
Mass spectrometry monitoring of respiratory variables in an intensive care
unit
Respiratory Care, July 1978, vol 23 n° 7