

# THESE

présentée à

L'UNIVERSITÉ DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LILLE  
pour l'obtention du titre de

DOCTEUR - INGÉNIEUR

par

**J. G. POSTAIRE**

Ingénieur I.D.N.



APPLICATION DES METHODES DE QUANTIFICATION  
SPATIALE ET FREQUENTIELLE A L'ETUDE DES  
PROCESSUS BIODYNAMIQUES : SYSTEME D'ANALYSE  
DU FONCTIONNEMENT CÔLIQUE

Soutenue le 3 Février 1975, devant la COMMISSION D'EXAMEN

Messieurs :	P. VIDAL	Président et Rapporteur
	F. GUERRIN	Examineur
	L. POVY	Examineur
	R. BOSSUT	Invité
	G. DEVROEDE	Invité
	N. MALVACHE	Invité
	J.-C. GILLE	Invité

## AVANT - PROPOS

Le travail présenté dans ce mémoire est le résultat d'une collaboration suivie entre l'Université de Lille (France) et l'Université de Sherbrooke (Québec, Canada).

Nous adressons notre plus grande reconnaissance à Monsieur le Professeur VIDAL pour l'accueil qu'il nous a réservé au sein de son laboratoire au Centre d'Automatique de l'Université des Sciences et Techniques de Lille. Le précieux enseignement qu'il a su nous dispenser ainsi que ses conseils éclairés sont à la source de l'orientation de ces travaux. C'est sous son impulsion que nous avons approfondi les techniques de l'Automatique pour les mettre en oeuvre à propos de problèmes réels. Qu'il trouve ici l'expression de notre plus vif attachement et notre profonde gratitude.

Nous remercions très vivement Monsieur le Professeur GUERRIN, Directeur du Laboratoire de Médecine Expérimentale du C.H.U. (Université de Lille II) pour l'intérêt constant qu'il a porté à ce travail en nous suivant et en nous guidant de manière efficace au cours du déroulement de cette étude. Sa rigueur scientifique et son souci constant de perfection sont à l'origine de nombreux aspects de ces travaux.

Que Monsieur POVY, Maître de Conférences à l'Université des Sciences et Techniques de Lille trouve ici l'expression de notre reconnaissance pour l'aide attentive qu'il nous a prodiguée. Ses conseils nous ont été précieux dans bien des domaines.

Il m'est agréable de remercier ici pour sa confiance et son soutien le Professeur DEVROEDE, Directeur de l'Unité de Recherche Gastrointestinale au Centre Hospitalier de l'Université de Sherbrooke qui a bien voulu nous accepter dans son équipe. Nous avons bénéficié de ses nombreux conseils de spécialiste pour lesquels il n'a jamais épargné son temps.

Grâce à lui nous avons pu rencontrer des chercheurs et des ingénieurs de formations très différentes qui nous ont apporté leur aide et leurs conseils. Parmi ceux-ci, nous tenons particulièrement à mentionner Monsieur le Professeur VAN HOUTTE du Département de Génie Electrique de l'Université de Sherbrooke, qui nous a conseillé et guidé de manière active et efficace dans l'utilisation des moyens informatiques.

Nous tenons également à exprimer nos remerciements à Monsieur J. GERARD, Ingénieur au C.H.U. de Sherbrooke, pour sa collaboration attentive au déroulement de cette étude.

Nous sommes reconnaissants à Monsieur BOSSUT, Directeur de l'Institut Industriel du Nord, d'avoir considéré nos travaux avec bienveillance et de nous faire l'honneur d'être membre du Jury.

Monsieur GILLE, Professeur à l'Université Laval de Québec, nous a grandement honorés en acceptant de participer au Jury. Qu'il trouve ici l'expression de nos sincères remerciements.

Nous remercions Monsieur MALVACHE, Maître de Conférences au Centre Universitaire de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis pour l'intérêt qu'il a porté à nos travaux et pour sa présence parmi les membres du Jury.

Il ne nous est pas possible de citer les noms de nos nombreux amis, tant à l'Université de Lille qu'à celle de Sherbrooke avec lesquels nous avons eu la chance de travailler : qu'ils soient ici remerciés de leur coopération de tous les instants.

Nous ne saurions terminer cet avant-propos sans remercier Mme FRAYON, Secrétaire au Centre d'Automatique de Lille et Monsieur TUYN pour l'amicale diligence avec laquelle ils ont participé à la confection de ce mémoire.

# TABLE DES MATIERES

---

INTRODUCTION GENERALE	0.01
CHAPITRE I - PARAMETRES MESURES - CAPTEURS	
1.1. Mesure de l'activité mécanique	1.01
1.1.1. Choix du paramètre mesuré	1.01
1.1.2. Conditions expérimentales	1.01
1.1.3. Réalisation du capteur	1.03
1.1.4. Fiabilité	
1.2. Mesure du rythme respiratoire	1.04
1.2.1. Importance du phénomène respiratoire	1.04
1.2.2. Réalisation du capteur	1.05
1.3. Mesure de l'activité électrique	1.05
1.3.1. Choix du paramètre mesuré	1.05
1.3.2. Réalisation du capteur	1.05
1.3.3. Mesure du potentiel	1.07
1.4. Conclusion	1.08
CHAPITRE 2 - CONCEPTION ET REALISATION DES CHAINES DE MESURE	
2.1. Principe de fonctionnement	2.01
2.1.1. But de l'appareil	2.01
2.1.2. Spécifications techniques	2.01
2.1.3. Principe de mesure du potentiel	2.01
2.1.4. Principe de mesure de l'impédance	2.02
2.2. Réalisation	2.03
2.2.1. Chaîne de mesure du potentiel	2.03
2.2.2. Chaîne de mesure de l'impédance	2.05
2.2.3. Calibrage	2.07
2.2.4. Sécurité d'emploi	2.08
2.3. Tests et performances	2.08
2.3.1. Mesure du potentiel	2.08
2.3.2. Mesure de l'impédance	2.10
2.4. Conclusion	2.10

## CHAPITRE 3 - METHODOLOGIE EXPERIMENTALE - ENREGISTREMENTS

3.1. Introduction	3.01
3.2. Protocole expérimental chez le Bat	3.01
3.2.1. Préparation du matériel vivant	3.01
3.2.2. Réalisation de la perfusion	3.02
3.2.3. Etablissement du régime permanent	3.02
3.3. Réalisation des enregistrements	3.05
3.3.1. Technique d'enregistrement	3.05
3.3.2. Contrôle de l'enregistrement	3.05
3.4. Examen visuel des enregistrements	3.08
3.4.1. Examen direct	3.08
3.4.2. Examen avec filtrage fréquentiel	3.08
3.4.3. Résultats qualitatifs	3.11
3.5. Conclusion	3.14

## CHAPITRE 4 - PRINCIPES d'ANALYSE DES ENREGISTREMENTS

4.1. Introduction	4.01
4.2. Nature des signaux	4.01
4.2.1. Propriétés statistiques	4.01
4.2.2. Hypothèse fondamentale	4.02
4.3. Amélioration du rapport signal sur bruit par filtrage	4.02
4.4. Analyse par corrélation	4.03
4.4.1. Estimation des fonctions de corrélation	4.03
4.4.2. Augmentation du rapport signal périodique sur bruit par autocorrélation	4.05
4.4.3. Recherche d'une relation entre deux phénomènes par intercorrélation	4.05
4.5. Analyse spectrale	4.07
4.5.1. Introduction	4.07
4.5.2. Transformation de Fourier	4.07
4.5.3. Application au problème posé	4.10
4.6. Conclusion	4.11

## CHAPITRE 5 - ANALYSE AUTOMATIQUE DES ENREGISTREMENTS

5.1. Introduction	5.01
5.2. Conditionnement et mise en mémoire des signaux	5.01
5.2.1. Conditionnement analogique	5.01
5.2.2. Choix de la période d'échantillonnage	5.02
5.2.3. Programme de mise en mémoire sur bande magnétique	5.03
5.3. Discrétisation des transformations intégrales	5.08
5.3.1. Calcul discret des fonctions de corrélation	5.08
5.3.2. Algorithme de calcul des fonctions de corrélation	5.08
5.3.3. Transformée discrète de Fourier	5.09
5.4. Programme d'analyse des signaux	5.10
5.5. Conclusion	

## CHAPITRE 6 - RESULTATS ET DISCUSSION

6.1. Introduction	6.01
6.2. Résultats relatifs aux différents sujets	6.01
6.2.1. Bande de fréquence 0Hz - 0,11Hz	6.02
6.2.2. Bande de fréquence 0,10 Hz - 0,5 Hz	6.08
6.2.3. Bande de fréquence 0,4 Hz - 25 Hz	6.08
6.2.4. Conclusion	6.08
6.3. Comportement moyen chez une population de rats	6.11
6.3.1. Caractéristiques moyennes de l'activité du côlon	6.11
6.3.2. Validité des résultats	6.14
6.4. Exploitation de la méthode d'analyse pour l'étude du côlon	6.15
6.4.1. Etude des processus physiologiques	6.15
6.4.2. Etude des cas pathologiques	6.16
6.5. Conclusion	6.16

CONCLUSION GENERALE	7.01
---------------------	------

## ANNEXES

## BIBLIOGRAPHIE

## INTRODUCTION

Parmi toutes les disciplines susceptibles de bénéficier avec profit de l'application des concepts de l'Automatique et de l'étude des systèmes, la Physiologie tient sans nul doute une place de choix.

En effet, afin d'améliorer la compréhension des processus biologiques, il importe de recueillir des informations précises sur le fonctionnement des organes en faisant appel à des techniques de mesure élaborées. La description et la quantification des phénomènes ainsi observés fait appel à des méthodes fondées sur des concepts mathématiques familiers à l'automaticien. La mise en oeuvre de ces méthodes sous la forme de systèmes d'analyse automatique permet alors de traiter une grande quantité d'informations à travers lesquelles il est possible de cerner les lois régissant les processus étudiés.

C'est dans ce sens que nous nous proposons d'analyser le comportement d'un organe particulier : le côlon. Certains aspects de la fonction colique et de son intégration dans le métabolisme de l'organisme restent en effet, encore aujourd'hui, incomplètement connus.

On sait, depuis le début du siècle, que cet organe est le siège de phénomènes mécaniques segmentaires /01/. Des études plus récentes faites à ce sujet donnent une idée assez claire de la motricité colique. En particulier, les contractions musculaires ont été classées selon leur amplitude et leur fréquence /02/. (cf. figure 01). Il est généralement admis que ces contractions, souvent très lentes (une toutes les trente secondes ou plus chez l'Homme) créent une résistance au transit digestif, faisant du côlon un organe d'accumulation.

On sait d'autre part depuis plus d'un siècle qu'il existe des manifestations électriques dans le conduit gastrointestinal (Donné 1834). Les potentiels électriques sont produits par les fibres nerveuses, les cellules musculaires, et les échanges ioniques au niveau de la muqueuse.

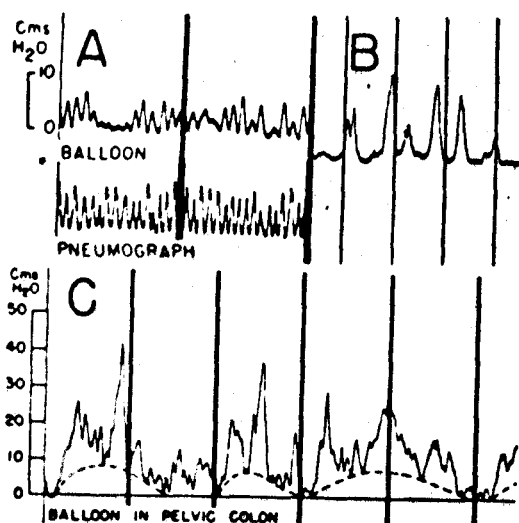


FIGURE 01 : CLASSIFICATION DES CONTRACTIONS DU CÔLON CHEZ L'HOMME (D'APRÈS SPRIGGS ET CODE /03/)

La distribution inégale des ions entre la cellule et le milieu extérieur ainsi qu'une perméabilité spécifique de la muqueuse vis à vis des différents ions sont supposées être la cause principale des potentiels observés /04/.

Cependant, des études au niveau cellulaire mettent en évidence une activité électrique spontanée formée de pics et d'ondes lentes liées à l'activité mécanique des fibres cellulaires /05/ (cf. Figure 02). Pour améliorer notre connaissance du fonctionnement de cet organe, il importe de compléter ces mesures très localisées et souvent réalisées in vitro /07/ par des mesures simultanées plus globales des activités électriques et mécaniques in vivo.

C'est dans ce cadre que nous proposons tout d'abord de mettre au point des capteurs appropriés et de réaliser des chaînes de mesure adaptées à l'enregistrement des paramètres électriques et mécaniques nécessaires à cette étude. Le matériel et le protocole expérimental ont été testés chez le Rat. Cependant quelques légères modifications permettent de faire ces mesures chez l'Homme, les sondes étant prévues pour être introduites dans ce cas par voie orale.



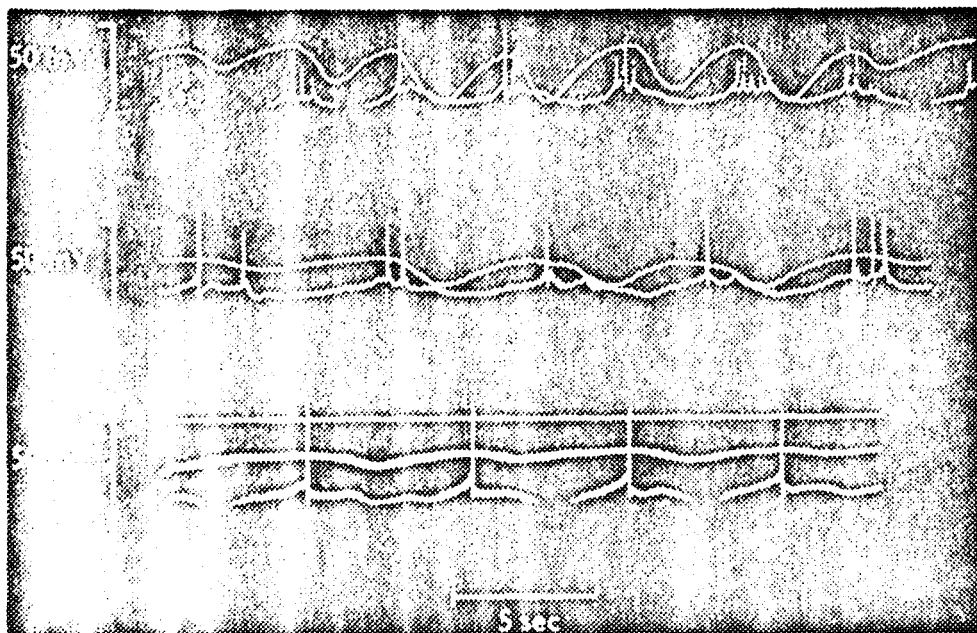


FIGURE 02 : ACTIVITÉ SPONTANÉE DE LA FIBRE MUSCULAIRE SUR TROIS PRÉPARATIONS DIFFÉRENTES. La ligne du haut représente la tension mécanique de la fibre, celle du bas le potentiel de la membrane de la cellule musculaire (d'après Gillespie /06/)

Les données sont recueillies in vivo, mais dans un côlon propre en état physiologique contrôlé par perfusion de solution saline. Le problème consiste alors à caractériser les phénomènes enregistrés et à déceler les éventuelles corrélations existant entre les activités électriques et mécaniques du côlon.

Le traitement des signaux est confié à un ordinateur numérique. Le programme d'analyse est essentiellement orienté vers des calculs de fonctions de corrélation et de spectres de fréquence. Il permet de traiter rapidement une grande masse d'information avec un maximum de fiabilité.

En multipliant le nombre d'expériences, il est alors possible d'effectuer des analyses statistiques permettant de dégager certains aspects fondamentaux du fonctionnement du côlon chez le Rat. En particulier, on montre que l'activité électrique peut être, comme l'activité mécanique, décomposée en plusieurs activités élémentaires périodiques caractéristiques. Cette étude met d'autre part en évidence un parallélisme étroit entre les phénomènes électriques et mécaniques enregistrés.

Dans le présent mémoire, nous présentons les méthodes, les techniques et le matériel qui ont permis de mesurer, d'enregistrer et d'analyser de manière automatique les paramètres caractéristiques de l'activité du côlon.

La méthode d'investigation proposée est illustrée par des mesures effectuées chez le Rat, dans des conditions physiologiques particulières. Cependant, toutes les précautions nécessaires ont été prises pour que le système de mesure et d'analyse, mis au point pour l'étude du fonctionnement cœlique, puisse être adapté à des études dans d'autres domaines d'investigation biomédicale.

## CHAPITRE I

### PARAMETRES MESURES - CAPTEURS

#### 1.1. MESURE DE L'ACTIVITE MECANIQUE

##### 1.1.1. Choix du paramètre mesuré

Grâce aux techniques de radiocinétique, il est possible d'étudier l'activité mécanique du côlon par examen radiologique malgré la lenteur de la motricité de cet organe. Cependant ce procédé demande beaucoup de matériel et les résultats issus de l'examen visuel sont difficiles à chiffrer.

La principale source d'information sur l'activité du côlon reste donc, (comme tout au long du tube digestif), l'enregistrement de la pression intraluminaire. Sous certaines conditions expérimentales déjà éprouvées /08/, les ondes de pression représentent les contractions musculaires.

##### 1.1.2. Conditions expérimentales

Des études manométriques et radiologiques ont montré que les contractions du côlon sont essentiellement localisées /09/. Dans un côlon en état physiologique normal, ces contractions produisent des mouvements des fèces et les ondes de pression peuvent être ressenties en amont ou en aval de l'endroit où elles ont été engendrées (cf. Figure 1.1). Dans ces situations non contrôlées, les expériences conduisent à des enregistrements complexes et difficiles à interpréter /10/.

Pour obtenir des enregistrements de l'activité mécanique locale en un point déterminé, les mesures sont faites dans un côlon débarrassé des gaz et résidus solides, propre et perfusé.

En ajustant le débit de perfusion il est possible de maintenir le côlon rempli de liquide, sans toutefois le dilater ; les augmentations de pression représentent

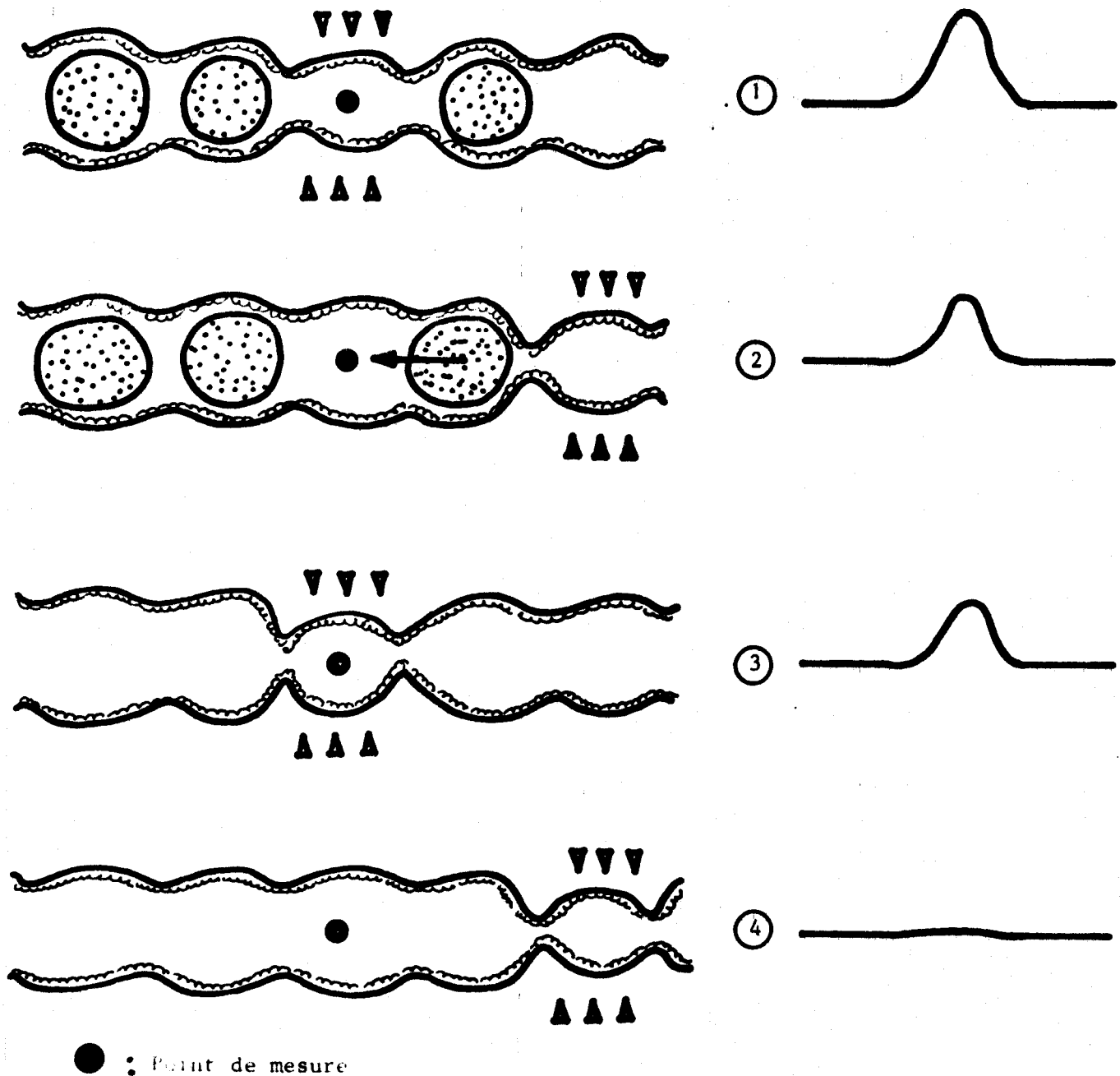


FIGURE 1.1 : DIAGRAMME MONTRANT LES PRIORITÉS DU CÔLON PERFUSÉ

(1) et (2) Côlon non perfusé

En (1), une contraction musculaire autour du point de mesure engendre une onde de pression.

En (2), une contraction distante du point de mesure entraîne un mouvement des fèces, et l'augmentation de la pression mesurée qui en résulte est un phénomène parasite.

(3) et (4) Côlon propre et perfusé

En (3), lors d'une contraction musculaire, le liquide de perfusion est expulsé à travers les deux goullets formés de part et d'autre du point de mesure. Ce phénomène engendre une onde de pression

En (4), une contraction distante du point de mesure, n'affecte virtuellement pas la pression mesurée.

alors uniquement les contractions musculaires se produisant au point de mesure (cf. Figure 1.1).

### 1.1.3. Réalisation du capteur

La mesure de la pression intraluminale peut être effectuée avec un ballonnet ou avec un tube à extrémité ouverte. Le ballonnet, qui demeure plus ou moins en contact avec la paroi du côlon, permet de détecter des contractions musculaires trop faibles pour altérer de manière sensible la pression intraluminale mesurée par un tube ouvert /09/. Cependant son emploi est ici impossible car il s'oppose à l'écoulement du liquide de perfusion.

On utilise donc un tube ouvert rempli d'un liquide incompressible qui transmet la véritable pression intraluminale à un transducteur de pression spécialement adapté à ce type de mesures (Hewlett-Packard - 268 A Model). L'extrémité pouvant être obstruée par le contenu luminal, on fait circuler dans le tube le même liquide que celui utilisé pour la perfusion, à débit très faible et rigoureusement constant. On s'assure également ainsi que la chambre du transducteur et le tube demeurent remplis de liquide. La pompe est constituée d'une seringue dont le déplacement du piston est assuré par un système mécanique de précision (Infusion/Withdrawal pump - Model 901 Harward apparatus). Pour le tube de polyvinyle utilisé (diamètre intérieur : 0,75 mm ; diamètre extérieur : 1 mm) le débit est réglé de 0,01 ml/mn.

L'information électrique disponible aux bornes du transducteur est amplifiée pour être enregistrée (Sanborn - 350 - 3000 C amplifier).

Le transducteur est placé approximativement au niveau de l'extrémité ouverte du tube. Cette position ne pouvant être déterminée avec précision, seules les variations de pression seront prises en considération.

Une colonne d'eau graduée, branchée sur le transducteur, permet de calibrer la sortie de la chaîne de mesure (cf. Figure 1.2).

### 1.1.4. Fiabilité

La fiabilité du capteur a été vérifiée par deux types d'expériences :

a) L'influence de l'activité mécanique sur le tube de polyvinyle a été testée chez le Rat en plaçant dans le côlon un tube à extrémité scellée. Aucune variation de pression n'a été enregistrée dans ce cas.

Une expérience analogue, menée chez l'Homme, destinée à apprécier l'influence de l'estomac et de l'intestin grêle sur une sonde intubée oralement, a donné le même résultat.

b) l'influence de la longueur du tube a été testée en mesurant les variations de la pression intraluminale au même endroit chez le rat, simultanément avec deux tubes de 400 cm et 10 cm de longueur. Les enregistrements obtenus étaient super-superposables.

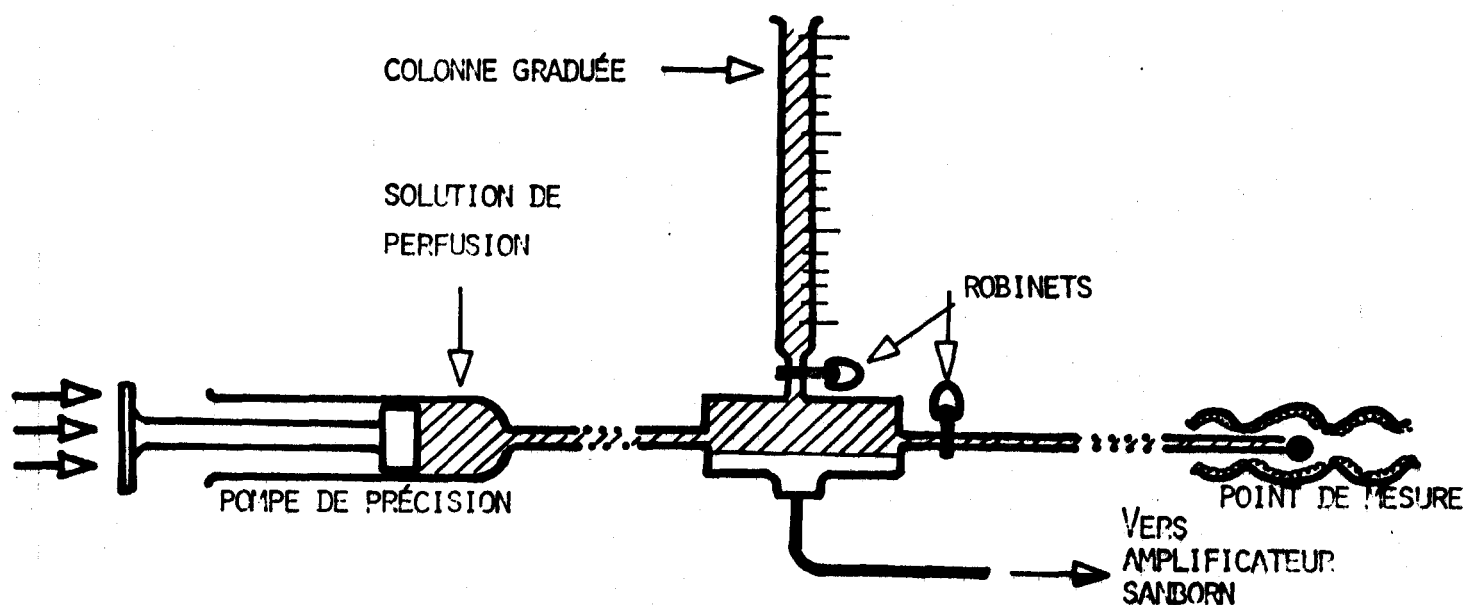


FIGURE 1.2 : CAPTEUR DE PRESSION

## 1.2. MESURE DU RYTHME RESPIRATOIRE

### 1.2.1. Importance du phénomène respiratoire

Le phénomène respiratoire ne peut être négligé lors des mesures de la pression intraluminale du côlon car chaque mouvement de la cage thoracique a de profondes répercussions sur l'abdomen.

Afin de déceler l'influence de la respiration sur les mesures effectuées, il est donc nécessaire d'enregistrer le rythme et l'amplitude de ce phénomène.

### 1.2.2. Réalisation du capteur

A cet effet, on emploie une ceinture pneumographique constituée d'une poche de latex remplie d'eau et reliée à un transducteur de pression (Hewlett-Packard 268 - A - Model). Cette poche, placée sur la partie supérieure de l'abdomen recueille directement l'effet des mouvements respiratoires au niveau qui nous intéresse. Elle est maintenue par une sangle non extensible entourant complètement le corps au niveau ombilical. Cette méthode permet d'enregistrer le rythme respiratoire et de comparer l'amplitude des différents cycles.

## 1.3. MESURE DE L'ACTIVITE ELECTRIQUE

### 1.3.1. Choix du paramètre mesuré

Les enregistrement extracellulaires sont les mieux adaptés à cette étude corrélatrice entre l'activité électrique et l'activité mécanique du côlon. Ils représentent en effet des phénomènes globaux qui, comme les contractions musculaires, mettent en jeu un grand nombre de cellules au niveau de la muqueuse /07/.

C'est donc la différence de potentiel à travers la paroi du côlon qui est mesurée. Celle-ci est recueillie entre la lumière du côlon au point de mesure de la pression intraluminaire et la séreuse /11/.

### 1.3.2. Réalisation du capteur

La méthode utilisée consiste à recueillir à l'aide de deux électrodes au calomel la différence de potentiel transmise par deux ponts électrolytiques /12/. L'un des ponts, placé en contact avec la lumière du côlon, constitue la sonde intestinale ; l'autre, placé lorsque c'est possible en contact avec la séreuse, constitue la sonde de référence.

Ces deux sondes sont réalisées avec du tube souple en polyvinyle (diamètre intérieur : 0,75 mm ; diamètre extérieur : 1 mm) rempli sous pression à chaud d'une solution de chlorure de potassium saturé et d'agar-agar à 3 %. En refroidissant, ce mélange se transforme en gelée et maintient l'intégrité des ponts électrolytiques au cours des manipulations.

Le chlorure de potassium étant un irritant pour la muqueuse, on soude avec du tétrahydrofurane une chambre de contact en polyvinyle sur le tube de perfusion. La solution saline utilisée pour perfuser le côlon, venant baigner la gélée constituant le pont électrolytique, assure le contact de la sonde intestinale avec la muqueuse (cf. Figure 1.3).

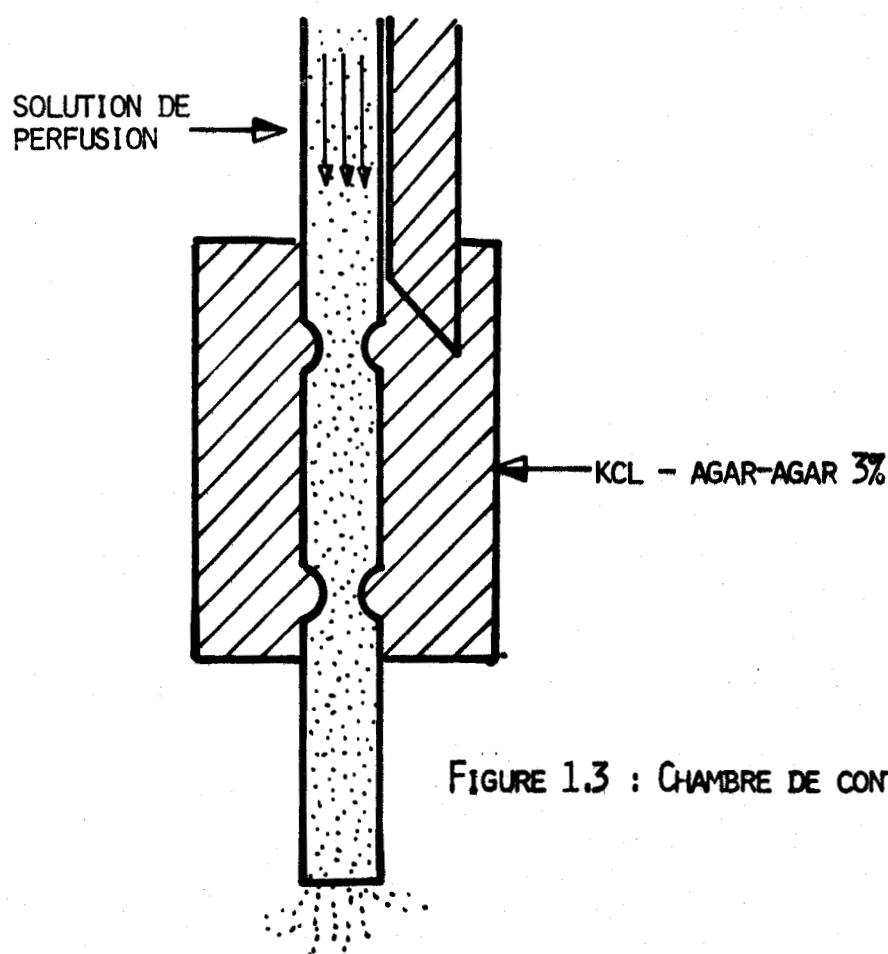


FIGURE 1.3 : CHAMBRE DE CONTACT

Il faut, lors de la réalisation, veiller à limiter au maximum la longueur du pont assurée par le liquide de perfusion, car celui-ci sera toujours, du fait de sa faible concentration ionique, beaucoup moins conducteur que la solution saturée de KCl. Chez le Rat, la chambre de contact peut être placée à l'extérieur de l'abdomen, par contre chez l'Homme, en intubation orale, il est nécessaire de prévoir une chambre de contact avalable.



La sonde de référence sera placée en contact direct avec le péritoine mouillé avec une solution isotonique de chlorure de sodium chez le Rat. Chez l'Homme, il a été montré qu'il n'existe aucune différence de potentiel entre le sang et la séreuse /13/. Le problème de la sonde de référence sera résolu par l'emploi d'une canule intraveineuse montée sur une chambre de contact.

### 1.3.3. Mesure du potentiel

Les deux sondes ainsi réalisées sont dissymétriques. La différence de potentiel mesurée doit être déterminée en tenant compte de la somme des potentiels électrochimiques apparaissant aux différentes jonctions /14/. Le zéro électrique sera repéré en plongeant les sondes dans une solution de Na Cl.

La dissymétrie des sondes entraîne, d'autre part, des différences d'impédance pouvant atteindre des valeurs de l'ordre de quelques centaines de kilo-ohms entre les deux ponts électrolytiques.

Notons enfin qu'il serait très difficile de fabriquer des sondes identiques pour des situations expérimentales qui vont de la mesure du potentiel dans le côlon du Rat à des mesures dans celui de l'Homme.

Pour que les mesures effectuées soient significatives et comparables d'une expérience à l'autre, il faut donc s'assurer que le branchement d'un appareil de mesure entre les deux bornes des électrodes au colomel n'entraîne pas la circulation d'un courant trop important dans les sondes. En effet, la chute de tension qui résulte de ce courant introduit une erreur de mesure systématique d'autant plus importante que les impédances des capteurs sont élevées et dissymétriques.

### 1.3.4. Contrôle de l'impédance

L'état des sondes et des contacts ne peut plus être contrôlé par examen visuel une fois les sondes mises en place. Or, au cours des expériences, certains incidents venant perturber leur fonctionnement sont à craindre. Par exemple, l'apparition de bulles d'air dans les ponts électrolytiques, au niveau des chambres de contact, ou au sein de la gelée d'agar-agar, peut accroître fortement l'impédance des sondes et même rompre totalement le circuit. D'autre part, le contact avec la muqueuse, la séreuse ou le sang peut également être perturbé, par exemple par l'apparition de bulles de gaz dans la lumière du côlon.

Ces différents incidents, constatés au cours d'essais préliminaires, rendent nécessaire un contrôle continu de l'impédance du circuit formé par les sondes et le matériel vivant au cours des mesures de potentiel.

#### 1.4. CONCLUSION

L'étude des différents capteurs montre que la chaîne de mesure des paramètres mécaniques peut être réalisée à l'aide de l'instrumentation médicale généralement disponible en milieu hospitalier. Par contre, la mesure des paramètres électriques doit répondre à certaines contraintes qui nécessitent la réalisation d'un appareil spécialisé dont le principe ainsi que la description de la réalisation font l'objet du prochain chapitre.

## CHAPITRE 2

### CONCEPTION ET REALISATION DES CHAINES DE MESURE

#### 2.1. PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT

##### 2.1.1. But de l'Appareil

L'appareil est destiné à recueillir la différence de potentiel variable présente aux bornes des capteurs tout en mesurant, de manière continue, l'impédance existant entre ces bornes. Ces deux paramètres électriques, doivent être disponibles en sortie sous forme de tensions analogiques directement enregistrables.

##### 2.1.2. Spécifications techniques

La différence de potentiel mesurée varie selon les sujets étudiés et les conditions expérimentales. Cependant, à la lumière de travaux antérieurs /07/, /11/, on peut assurer qu'elle reste comprise entre quelques millivolts et quelques dizaines de millivolts.

D'autre part, compte tenu de la lenteur de l'activité du côlon, il n'est pas nécessaire d'étendre la bande passante au delà de 25 Hz. Il est important de noter que l'appareil ne devra présenter aucun danger lorsque les mesures seront effectuées chez l'Homme en milieu hospitalier /15/.

##### 2.1.3. Principe de mesure du potentiel

Compte tenu des difficultés de mise à la masse du matériel vivant, il est impératif de prélever la différence de potentiel au moyen d'un montage différentiel possédant une bonne rejection de mode commun.

Il est également obligatoire de réduire au maximum l'intensité du courant parcourant les sondes afin de minimiser l'erreur de mesure introduite par les impédances élevées et dissymétriques des capteurs.

Afin de respecter ces contraintes, le circuit récepteur est constitué par un amplificateur différentiel à très haute impédance d'entrée /16/ (cf. figure 2.1).

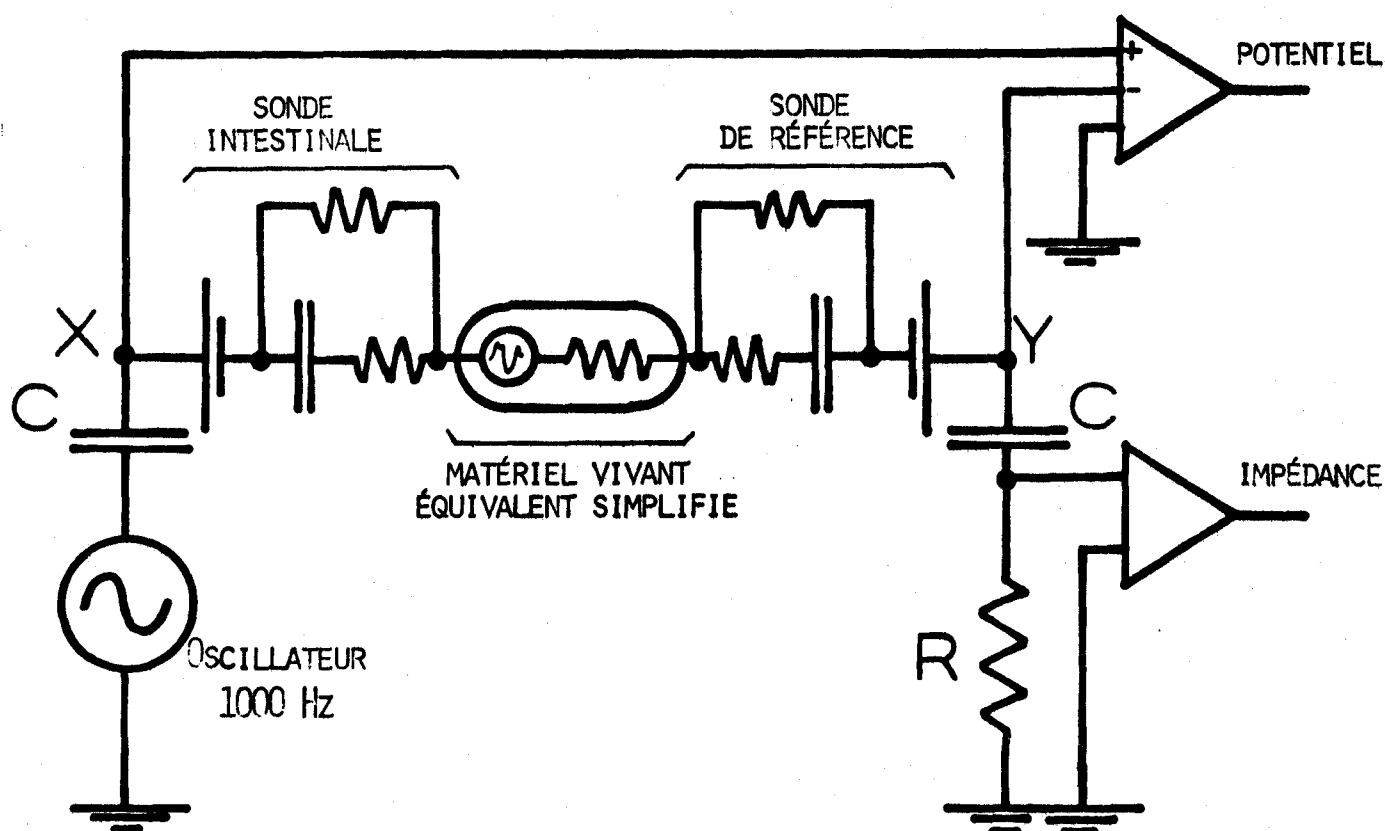


FIGURE 2.1 : PRINCIPE DE LA MÉTHODE DE MESURE DU POTENTIEL AVEC CONTRÔLE DE L'IMPÉDANCE

(Les 2 sondes sont ramenées sur cette figure au modèle classique de Walburg)

#### 2.1.4. Principe de mesure de l'impédance

Pour mesurer l'impédance, un oscillateur découplé du reste du circuit par deux condensateurs C délivre une tension sinusoïdale d'amplitude fixe aux bornes X et Y des deux électrodes au calomel (cf. figure 2.1). Il en résulte un courant alternatif dont l'amplitude se trouve modulée par les variations de l'impédance des sondes et du matériel vivant. En recueillant la tension régnant aux bornes d'une résistance R en série dans le circuit et en la filtrant de manière appropriée, on obtient un signal analogique dont l'amplitude représente la valeur de l'impédance à mesurer.

Afin de bien différencier le signal porteur de l'information "impédance" de l'activité bioélectrique étudiée, la fréquence de l'oscillateur est fixée à 1000 Hz. Par ce choix, on s'assure également d'être au delà du seuil d'excitabilité des muscles de la paroi du côlon.

## 2.2. REALISATION

### 2.2.1. Chaîne de mesure du potentiel

L'étage d'entrée de l'amplificateur différentiel est constitué par deux amplificateurs opérationnels utilisant des transistors à effet de champ (N.S. LH 0042 CD). L'impédance d'entrée de ces composants est très élevée ( $10^{12} \Omega$ ), le courant de polarisation d'entrée demeure extrêmement bas (50 pA à 20°C) et ces qualités exceptionnelles sont alliées à un bon taux de rejection en mode commun (86 dB).

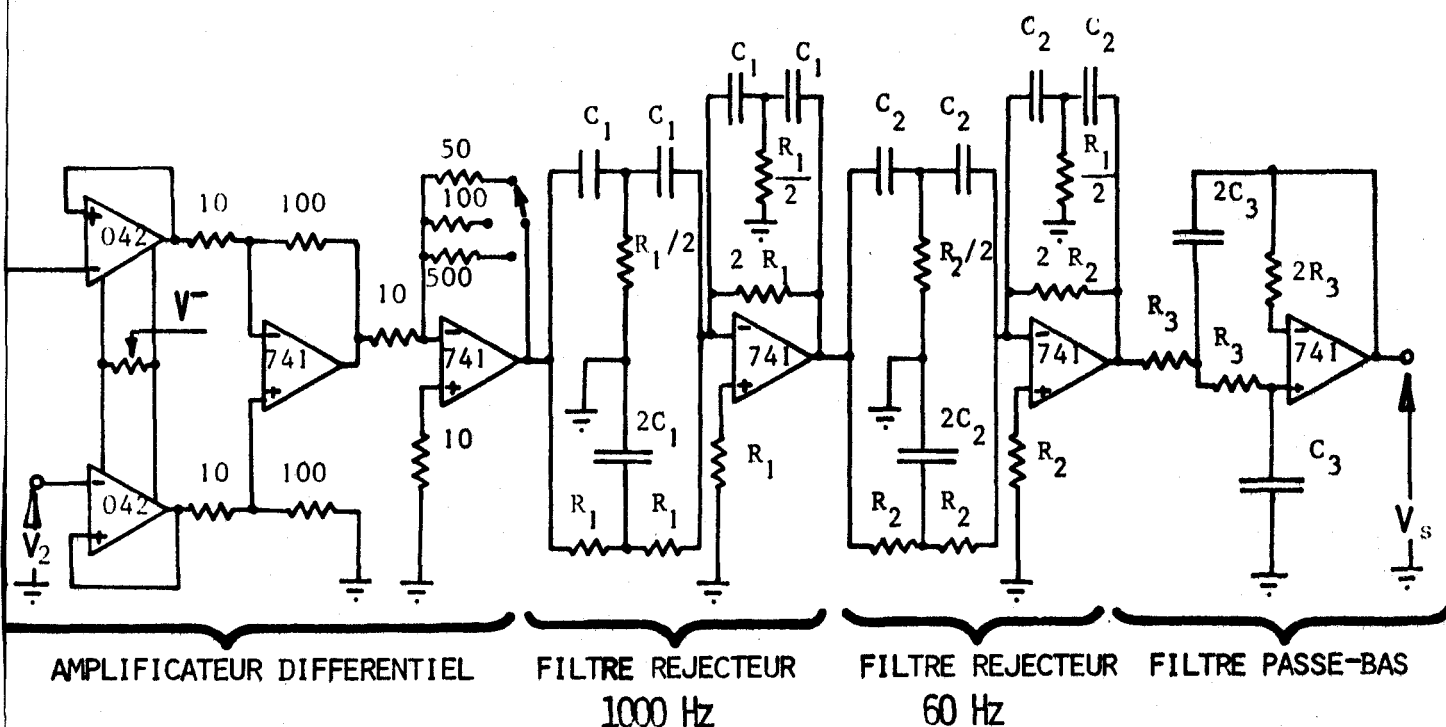


FIGURE 2.2 : CHAÎNE DE MESURE DU POTENTIEL (SCHÉMA DE PRINCIPE)

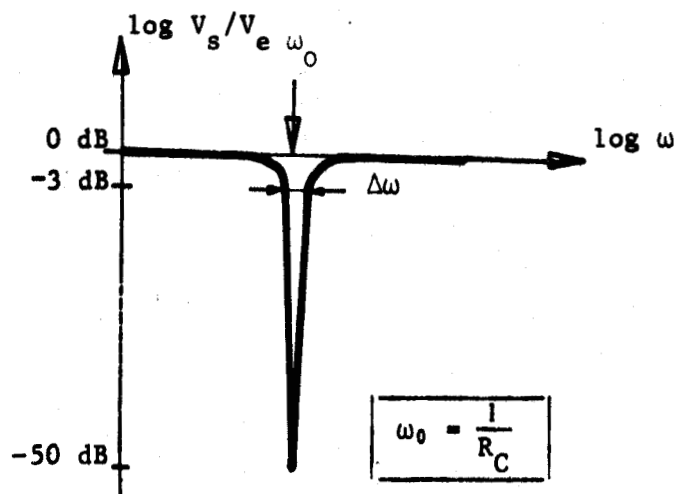
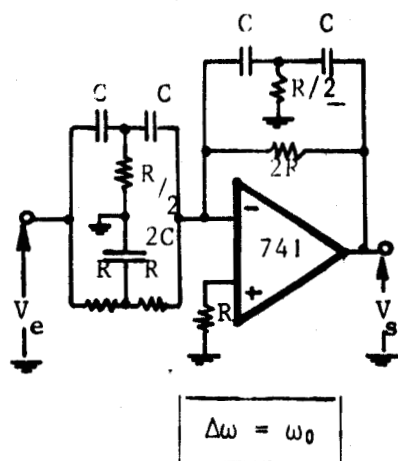
$C_1 = 1,8 \text{ nF} \pm 1 \%$	$R_1 = 555 \text{ K}\Omega \pm 1 \%$
$C_2 = 1,2 \text{ nF} \pm 1 \%$	$R_2 = 139 \text{ K}\Omega \pm 1 \%$
$C_3 = 10 \text{ nF} \pm 5 \%$	$R_3 = 100 \text{ K}\Omega \pm 5 \%$

Les valeurs des résistances sont données en  $\text{K}\Omega$

Ces deux amplificateurs sont utilisés en suiveurs, le montage différentiel et le gain de la chaîne étant assurés aux étages suivants par des amplificateurs opérationnels traditionnels (MC 1741 C) (cf. Figure 2.2). Un potentiomètre permet d'équilibrer les entrées. Trois gains sont sélectionnables par commutateurs.

Cependant, cet amplificateur différentiel recueille la tension alternative de fréquence 1000 Hz destinée à la mesure de l'impédance, ainsi que de nombreux bruits principalement dûs à l'emploi de sondes non blindées au niveau des tubes de polyvinyle. Pour éliminer ces signaux parasites, trois filtres actifs sont montés en série avec l'amplificateur. Les deux premiers sont des filtres réjecteurs de fréquence à bande étroite, centrés sur 1000 Hz et sur la fréquence du secteur : 60 Hz. En choisissant des composants appariés à 1 %, l'atténuation de ces deux fréquences atteint 50 dB. Le troisième filtre passe-bas 12 dB/octave est destiné à couper les fréquences supérieures à 100 Hz (cf figure 2.2 et 2.3).

Filtre réjecteur de fréquence à bande étroite



Filtre passe-bande à surtension élevée

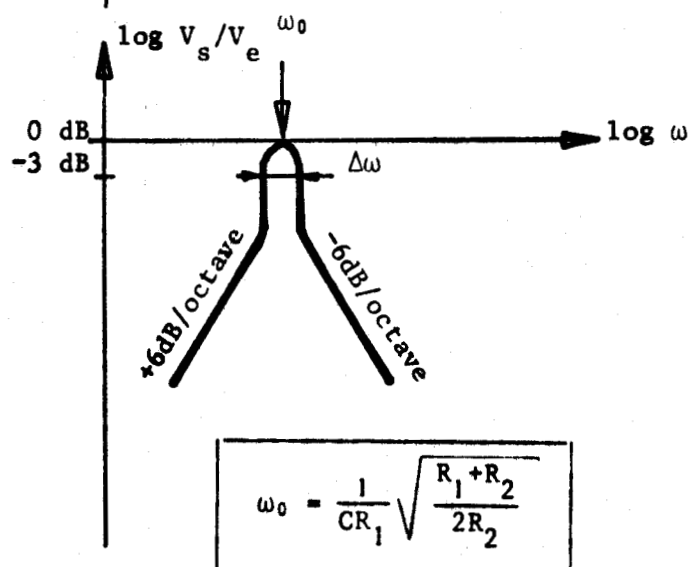
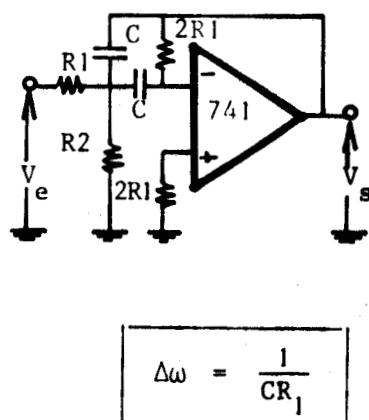


FIGURE 2.3 : CARACTÉRISTIQUES FRÉQUENTIELLES DES FILTRES UTILISÉS POUR LA CONSTRUCTION DES CHAÎNES DE MESURE.

Les trois gains disponibles donnent trois sensibilités :  $\pm 10$  mV,  $\pm 50$  mV et  $\pm 100$  mV ; la tension de sortie variant de  $-5$  V à  $+5$  V. L'impédance de sortie est de  $75 \Omega$ . Un instrument à aiguille, disposé sur le panneau frontal de l'appareil, permet de lire la valeur de la différence de potentiel mesurée.

### 2.2.2. Chaîne de mesure de l'impédance

Le générateur délivrant la tension sinusoïdale de fréquence 1000 Hz est constitué par un oscillateur à pont de Wien à niveau de sortie ajustable (cf. Figure 2.4).

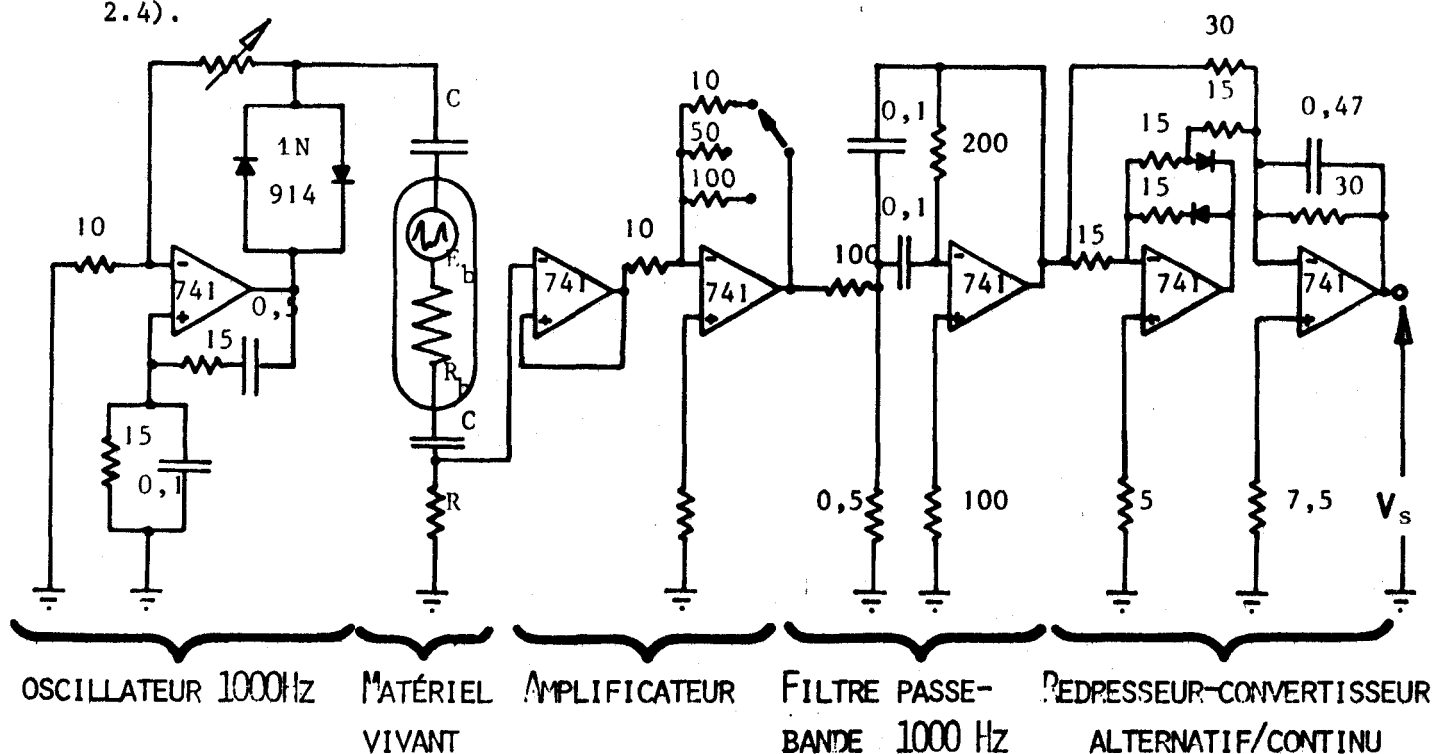


FIGURE 2.4 : CHAÎNE DE MESURE DE L'IMPÉDANCE (SCHÉMA DE PRINCIPE)

$C = 1,2 \text{ nF} \pm 5 \%$

Les valeurs des résistances sont données en  $k\Omega$

Les valeurs des condensateurs sont données en  $\mu\text{F}$

La tension qui règne aux bornes de la résistance  $R$  est recueillie par un amplificateur d'impédance d'entrée élevée ( $10^6 \Omega$ ), puis envoyée dans un filtre passe-bande à surtension élevée centré sur 1000 Hz afin d'isoler le signal porteur de l'information "impédance". Un montage redresseur double-alternance suivi d'un filtre à grande constante de temps donne en sortie de la chaîne de mesure, un signal analogique dont l'amplitude est une fonction croissante de l'impédance mesurée (cf. Figure 2.4 et 2.5).

Un commutateur permet de sélectionner trois combinaisons différentes du niveau de sortie de l'oscillateur et de la valeur de la résistance R. Les courbes d'étalonnage de l'appareil dans ces trois cas (figure 2.5) mettent en évidence trois sensibilités différentes qui correspondent aux trois calibres suivants :

0 à 200 K $\Omega$  (courbe 1)

0 à 500 K $\Omega$  (courbe 2)

0 à  $\infty$  (courbe 3)

Tension de sortie

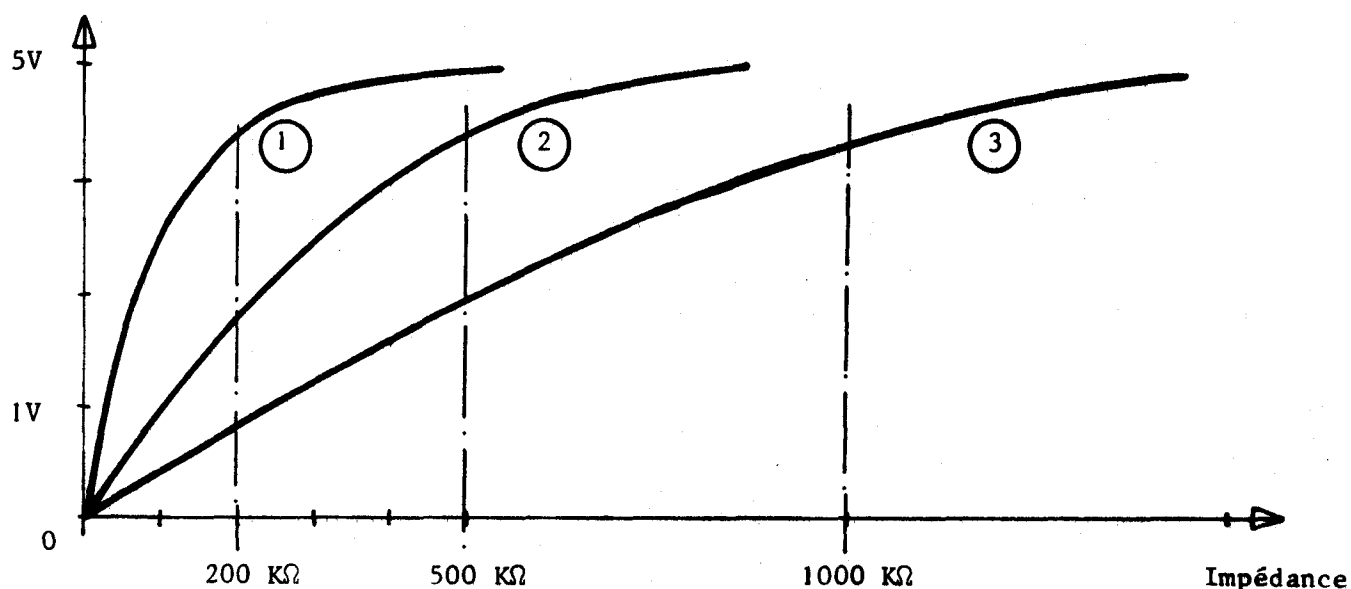


FIGURE 2.5 : COURBES D'ÉTALONNAGE DE LA MESURE DE L'IMPÉDANCE

Dans ces trois cas, des variations d'impédance de 0 à l'infini entraînent des variations du signal de sortie de 0 à +5V. L'impédance de sortie est de 75  $\Omega$ .

Un instrument à aiguille, disposé sur le panneau frontal de l'appareil, permet de lire la valeur de l'impédance mesurée.

Le courant électrique de fréquence 1000 Hz, envoyé dans le corps de l'Homme ou de l'Animal au cours de ces mesures, pourrait provoquer certaines stimulations dangereuses pour le patient. Aussi, convient-il de tenir compte des seuils en courant pour une stimulation électrique. Chez l'Homme, au niveau de la peau, les valeurs généralement admises sont les suivantes /15/,/17/ :



Réponse	Seuil
Seuil de sensation .....	1 mA
Paralysie musculaire .....	15 mA
Fibrillation ventriculaire .....	70 mA

Si les connections sont faites au niveau du coeur, le seuil de fibrillation peut descendre à 0,5 mA.

Au cours des mesures, quelle que soit l'impédance des sondes, l'intensité du courant envoyé sur le patient reste inférieure pour les trois combinaisons du niveau de sortie de l'oscillateur et de la résistance R à 2  $\mu$ A. L'utilisation normale de cet appareil place donc le patient à l'abri des méfaits du courant électrique.

La capacité des condensateurs de découplage est calculée de telle sorte que le courant d'origine biologique qui les traverse est du même ordre de grandeur que le courant de polarisation d'entrée de l'amplificateur différentiel. Celui-ci ne dépasse pas 150 pA pour une activité bioélectrique sinusoïdale d'amplitude 2.5 mV et de fréquence 10 Hz. (cette activité est supérieure, en amplitude comme en fréquence, à tous les phénomènes enregistrés).

### 2.2.3. Calibrage

L'appareil étant destiné à être utilisé avec un enregistreur graphique ou magnétique, un dispositif interne est prévu afin de calibrer le support d'enregistrement. Pour cela, l'appareil dont le fonctionnement a été jusqu'ici décrit en mode "mesure", est placé, en mode "calibre". Un premier commutateur permet alors d'envoyer à l'entrée de la chaîne de mesure du potentiel, 10 niveaux de tension régulièrement espacés sur la plage de mesure pour chacune des trois sensibilités. Ces 30 tensions de référence, réalisées par pont diviseur à partir des tensions d'alimentation sont précises à 1 %. Un second commutateur permet de brancher 25 résistances précises à 1 %, échelonnées de 0 à l'infini à l'entrée de la chaîne de mesure de l'impédance.

Ces niveaux, enregistrés en ligne avec les signaux mesurés, effectuent un calibrage sûr et précis des enregistrements.

#### 2.2.4. Sécurité d'emploi

Le montage de cet appareil, utilisé en milieu hospitalier pour effectuer des mesures chez l'Homme, répond aux normes de sécurité très précises du Safety Code for Electro-Medical Apparatus /15/. Au niveau de la réalisation, deux points importants peuvent être dégagés. D'une part, l'emploi de circuits imprimés et de fiches sur connecteurs a permis de limiter le nombre de jonctions par câbles dont l'isolation a été particulièrement soignée. D'autre part, l'utilisation d'une alimentation scellée répondant aux normes (NS PSM 6501 = 15V DC/100mA) et le soin apporté à la disposition des composants ont permis de séparer les circuits sous tension 110 V alternatif des circuits sous basse tension inférieure à 15 V. Toutes les précautions nécessaires ont été prises au niveau de la longueur des câbles afin de limiter les risques de contact entre ces circuits, même en cas de rupture d'une soudure.

Cependant, même si une telle éventualité très peu probable venait à se produire, la mise à la masse du châssis de l'appareil, entièrement enfermé dans un boîtier métallique, protégerait les utilisateurs. Dans le cas le plus défavorable où la tension de 110 V apparaîtrait directement aux bornes des sondes, leur impédance, toujours supérieure à 100 K $\Omega$  chez l'Homme, limiterait le courant traversant le patient à 1 mA, le mettant ainsi à l'abri des risques de choc électrique.

Enfin, l'appareil pouvant éventuellement être employé avec d'autres type de sondes, deux fusibles rapides fondant à 0,5 mA sont placés en série avec les capteurs.

Les essais, prévus par les normes de sécurité, ont tous été satisfaisants.

### 2.3. TESTS ET PERFORMANCES

#### 2.3.1. Mesure de potentiel

Le courant parcourant les sondes restant inférieur à 200 pA (cf. 221 et 222), chaque tranche de 100 K $\Omega$  de dissymétrie d'impédance des capteurs entraîne une erreur systématique de mesure qui demeure inférieure à  $2 \cdot 10^{-5}$  V. Pour contrôler ce résultat, le diamètre de l'un des ponts électrolytiques a été modifié localement afin d'engendrer entre les deux sondes des différences d'impédance contrôlables.

Comme prévu, seules des ruptures de contact ou des valeurs très élevées de la dissymétrie ainsi créée, supérieures à  $3000\text{ K}\Omega$ , affectant le potentiel mesuré de manière sensible (cf. figure 2.6).

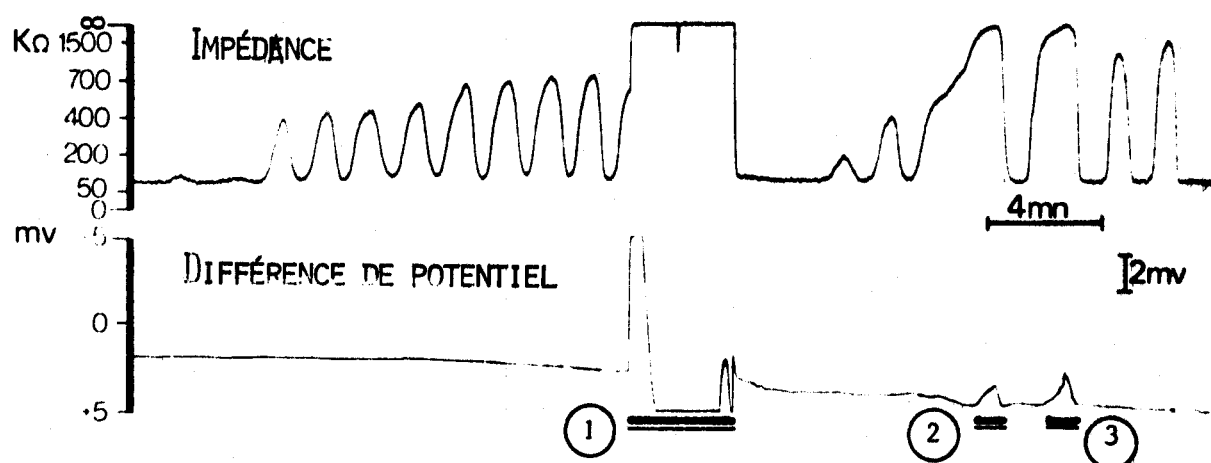


FIGURE 2.6 : IL Y A SATURATION DE L'AMPLIFICATEUR LORSQU'IL Y A RUPTURE TOTALE DU CIRCUIT (SECTION 1). DES ONDES DE POTENTIEL PEUVENT ÊTRE ARTIFICIELLEMENT CRÉES PAR DES AUGMENTATIONS EXTRÊMES DE L'IMPÉDANCE (SECTIONS 2 ET 3).

L'étude de la réponse en fréquence de la chaîne de mesure du potentiel met en évidence le rôle des 3 filtres incorporés et la très bonne linéarité de l'amplification (cf. Figure 2.7).

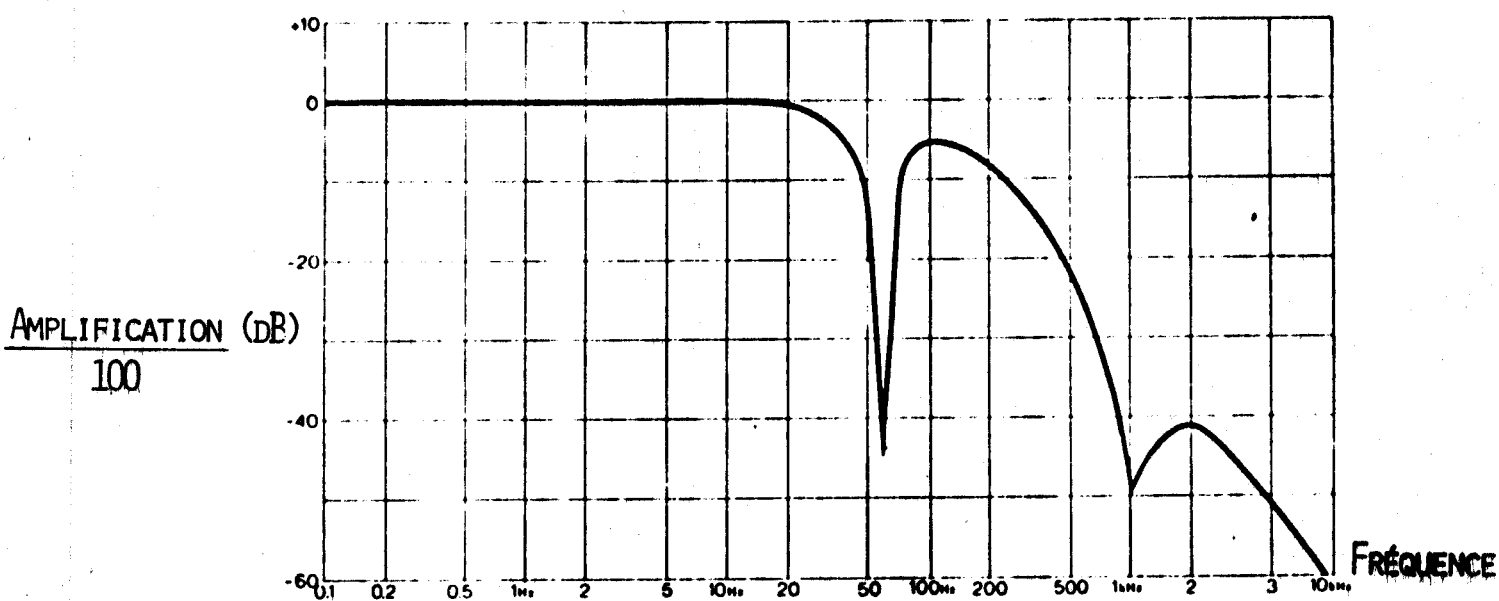


FIGURE 2.7

En utilisation normale en laboratoire, avec des sondes non blindées de 2 m de longueur, le rapport signal/bruit demeure supérieur à 30 dB pour une entrée de 25 mV sur le calibre  $\pm 50$  mV.

Après la mise sous tension, l'instrument demande un temps de stabilisation de 15 minutes. Les variations de gain restent ensuite inférieures à 2% à pleine échelle pour une période de 24 h. à  $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ .

### 2.3.2. Mesure de l'impédance

L'étude de la réponse en fréquence de la chaîne de mesure de l'impédance a été effectuée en utilisant un potentiomètre légèrement modifié et commandé par un moteur asservi en vitesse. L'impédance de ce dispositif est une fonction sinusoïdale du temps. La bande passante ainsi mesurée s'étend de 0 à 25 Hz à  $\pm 1$  dB.

Après un temps de stabilisation de 15 minutes suivant la mise sous tension, les variations de gain demeurent inférieures à 5 %, à pleine échelle pour une période de 24 h à  $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ .

### 2.4. CONCLUSION

Les chaînes de mesure ainsi réalisées ont satisfait aux nombreux contrôles de sécurité et sont adaptées aux exigences résultant des conditions particulières des mesures à effectuer. L'emploi de transistors à effet de champ permet de limiter le courant parcourant les sondes et de réduire l'erreur introduite par des variations de l'impédance des capteurs. La précision ainsi apportée à la mesure du potentiel est alliée, dans cet appareil, à un contrôle de fiabilité par mesure continue de l'impédance des capteurs. Le système de calibrage et les filtres intégrés permettent d'obtenir les valeurs du potentiel et de l'impédance sous forme de signaux analogiques aisément enregistrables.

Nous nous proposons, au chapitre suivant, d'intégrer cet appareil dans un protocole expérimental destiné à obtenir les enregistrements des paramètres biologiques qui nous préoccupent.

### CHAPITRE III

#### METHODOLOGIE EXPERIMENTALE - ENREGISTREMENTS

##### 3.1. INTRODUCTION

Le protocole décrit dans ce chapitre constitue l'aboutissement de nombreux essais, souvent fragmentaires, destinés à mettre au point des conditions expérimentales satisfaisantes chez l'Homme comme chez l'Animal.

Le contrôle de divers facteurs pouvant influencer le comportement du côlon a permis de standardiser les conditions expérimentales et de les rendre reproductibles. Ainsi, les enregistrements des activités électriques et mécaniques du côlon sont effectués sur de nombreux sujets dans des conditions comparables et peuvent être soumis à l'analyse statistique. Dans ce but, le protocole expérimental a été appliqué à des rats chez lesquels les sondes sont placées en incisant l'abdomen sous anesthésie. Chez l'Homme cette phase est remplacée par une intubation orale avec contrôle radioscopique de la position.

##### 3.2. PROTOCOLE EXPERIMENTAL CHEZ LE RAT

###### 3.2.1. Préparation du matériel vivant

Le rat adulte, mâle, de race Wistar et pesant entre 400 et 500 gr. est anesthésié par injection intrapéritonéale de 1 g/Kg d'éthylcarbamate en solution à 20 %.

L'animal est placé sur une table chauffante, électriquement isolée de l'environnement; il est maintenu en isothermie par contrôle de la température rectale.

Une incision abdominale permet d'atteindre le côlon qui est isolé de l'intestin grêle et du cæcum par une ligature placée au niveau de la jonction iléocaecale. Les deux tubes de polyvinyle formant le capteur de pression (§ 113) et la sonde intestinale (§ 132) sont soudés avec du tétrahydrofurane jusqu'au niveau de la chambre de contact, située à environ 10 cm de l'extrémité commune ; ils sont introduits dans la lumière du côlon par une légère incision, puis ligaturés à celui-ci de telle sorte que le point de mesure soit situé à 3 cm en aval de la jonction iléocaecale (cf. figure 3.1). Avant fermeture de l'incision, la sonde de référence est placée dans la cavité péritonéale arrosée de solution de chlorure de sodium isotonique.

### 3.2.2. Réalisation de la perfusion

On utilise, comme liquide de perfusion, une solution de chlorure de sodium isotonique à 154 mEq/l maintenue par thermostat à la température interne du rat.

Le choix du débit utilisé est établi en majorant de 10 % la valeur du débit moyen d'écoulement rectal lorsque le côlon est rempli de solution saline, mais non dilaté. La valeur ainsi trouvée : 0,2 ml/mn correspond aux conditions expérimentales décrites au paragraphe 1.1.2. Ce débit est assuré de manière continue et constante par une pompe de précision (Infusal/Withdrawal Pump. Model 901 - Haward apparatus).

En début d'expérience on effectue un lavage sous un débit de 0,5 ml/mn pour chasser les selles contenues dans le côlon. La perfusion proprement dite peut commencer lorsque le liquide d'écoulement rectal devient clair, environ 10 mn après le commencement du lavage.

### 3.2.3. Etablissement du régime permanent

On définit le régime permanent de perfusion comme l'état où tout changement, dans les affluents rectaux, de la concentration de la solution perfusée représente exclusivement des variations de l'absorption de la muqueuse. Cela revient à dire qu'à ce stade, tout le contenu initial du côlon a été évacué.

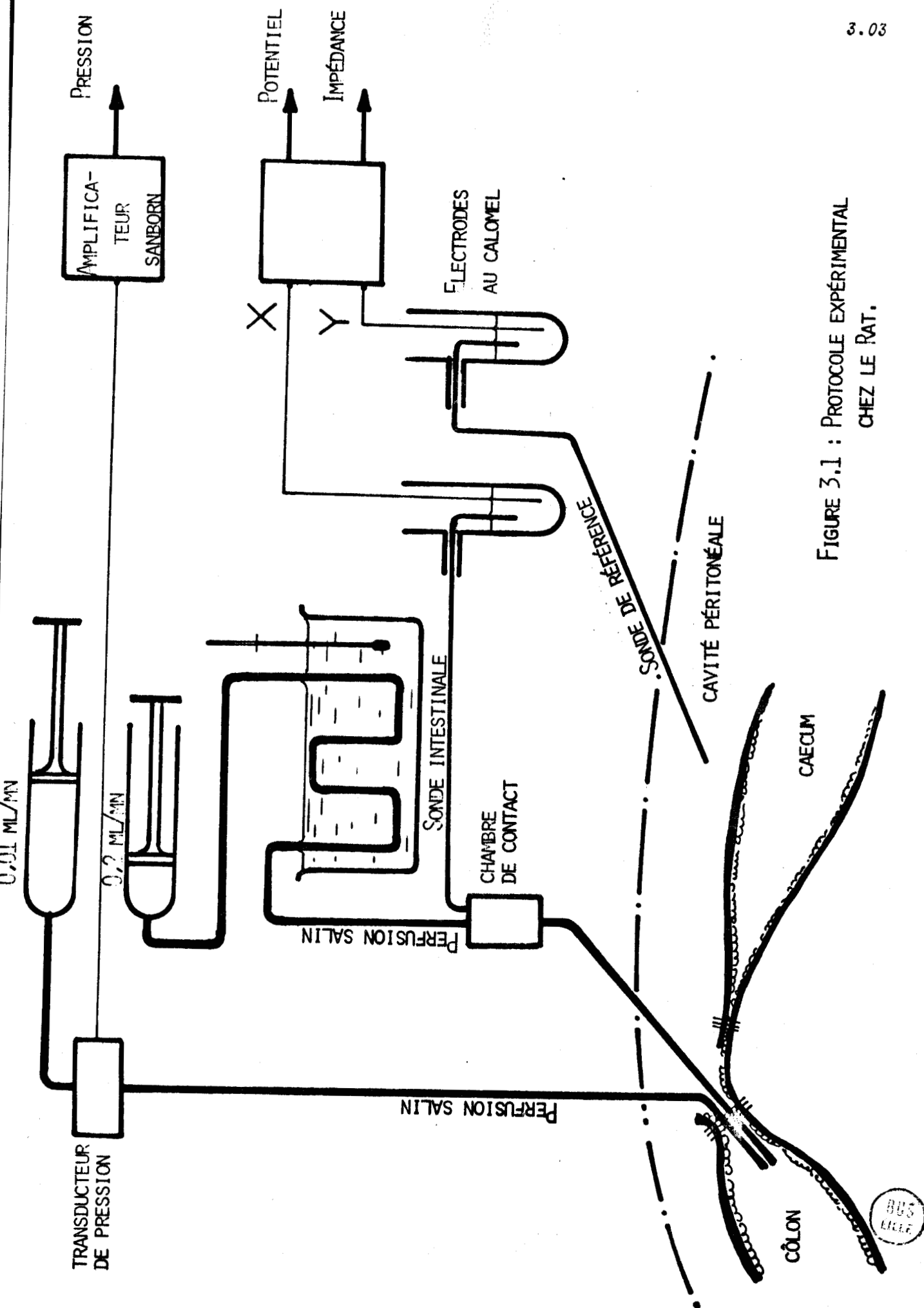


FIGURE 3.1 : PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL  
CHEZ LE RAT.

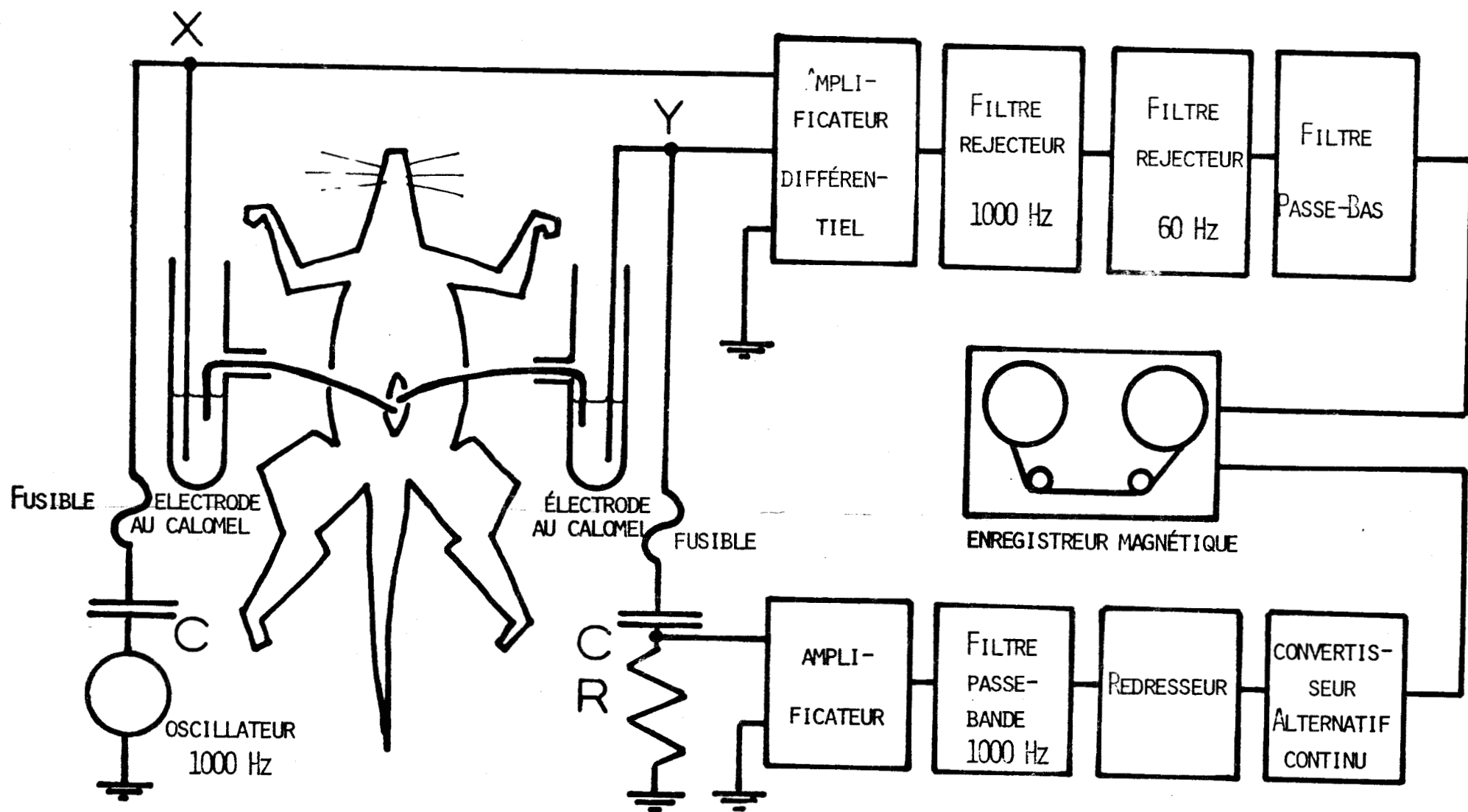


FIGURE 3.2 : PRINCIPE DE L'ENREGISTREMENT DU POTENTIEL AVEC CONTRÔLE DE L'IMPÉDANCE CHEZ LE RAT.



Il a été montré que cet état est atteint lorsqu'une solution de phénolsulfon phtaléine, injectée en une fois par le tube de perfusion juste avant l'ajustement du débit à la valeur désirée, a complètement traversé le côlon et a, par conséquent disparu des effluents rectaux /18/.

Chez le Rat, on injecte 1ml de phénolsulfon phtaléine en solution à 1 g/l juste après la période de lavage. On contrôle la disparition de cette solution dans les échantillons recueillis au rectum par adjonction périodique de soude 0,01 N.

Le temps d'établissement du régime permanent, variable selon les rats, est toujours demeuré inférieur ou égal à une heure. Aussi, afin de standardiser les mesures, l'enregistrement commence toujours une heure après le début de la perfusion.

### 3.3. REALISATION DES ENREGISTREMENTS

#### 3.3.1. Technique d'enregistrement

Le temps d'établissement du régime permanent permet de sélectionner les calibres et d'effectuer les réglages des zéros des chaînes de mesure des différents paramètres (cf. Figures 3.2 et 3.3).

Les sorties des quatre chaînes sont envoyées sur un enregistreur magnétique à modulation de fréquence (Sangamo/Tandberg TIR 100) où elles seront enregistrées à la vitesse de défilement de  $1\frac{7}{8}$  pouce par seconde (4,75 cm par seconde).

Les deux pistes recevant la différence de potentiel électrique et l'impédance ainsi que la piste recevant la pression intraluminaire sont calibrées avant le début de l'enregistrement (cf. § 113 et § 223).

#### 3.3.2. Contrôle de l'enregistrement

Afin d'assurer un contrôle permanent des conditions expérimentales, les quatre signaux sont envoyés sur un enregistreur graphique (Brush 440) pendant le déroulement de l'expérience.

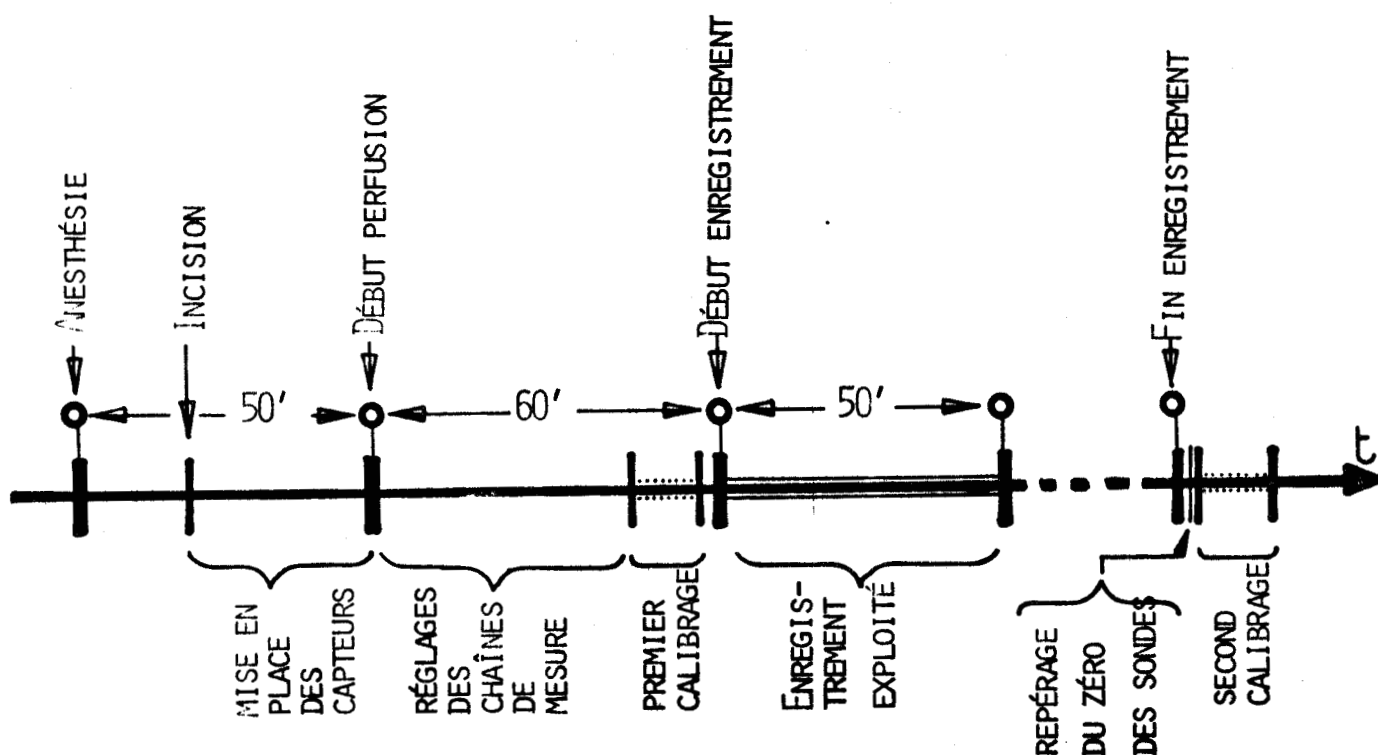


FIGURE 3.3 : DÉROULEMENT D'UNE EXPÉRIENCE

L'état physiologique du rat est surveillé en observant le rythme et l'amplitude des mouvements respiratoires ainsi que le rythme cardiaque détecté par électrocardiogramme.

La qualité du contact au niveau des sondes est vérifiée par lecture de la valeur de l'impédance.

Ces précautions sont nécessaires afin de déceler soit des incidents de caractère physiologique (baisse du rythme cardiaque, hémorragie, oedème pulmonaire, etc ...), soit des incidents au niveau des capteurs (apparition de bulles de gaz près du point de mesure, rupture d'un pont électrolytique, etc...). Pour standardiser les mesures et respecter le cadre du protocole que nous nous sommes fixé, on soumet à l'analyse les 50 premières minutes d'enregistrement effectuées sur 13 rats pour lesquels aucun incident n'est venu perturber les mesures (cf. Figure 3.3).

En fin d'expérience, les deux sondes sont extraites du rat et plongées dans une solution de NaCl isotonique afin de repérer le zéro électrique (§ 133) sur la bande magnétique. Celle-ci est ensuite recalibrée comme au début de l'expérience. La figure 3.4 indique comment se présente la bande magnétique enregistrée.

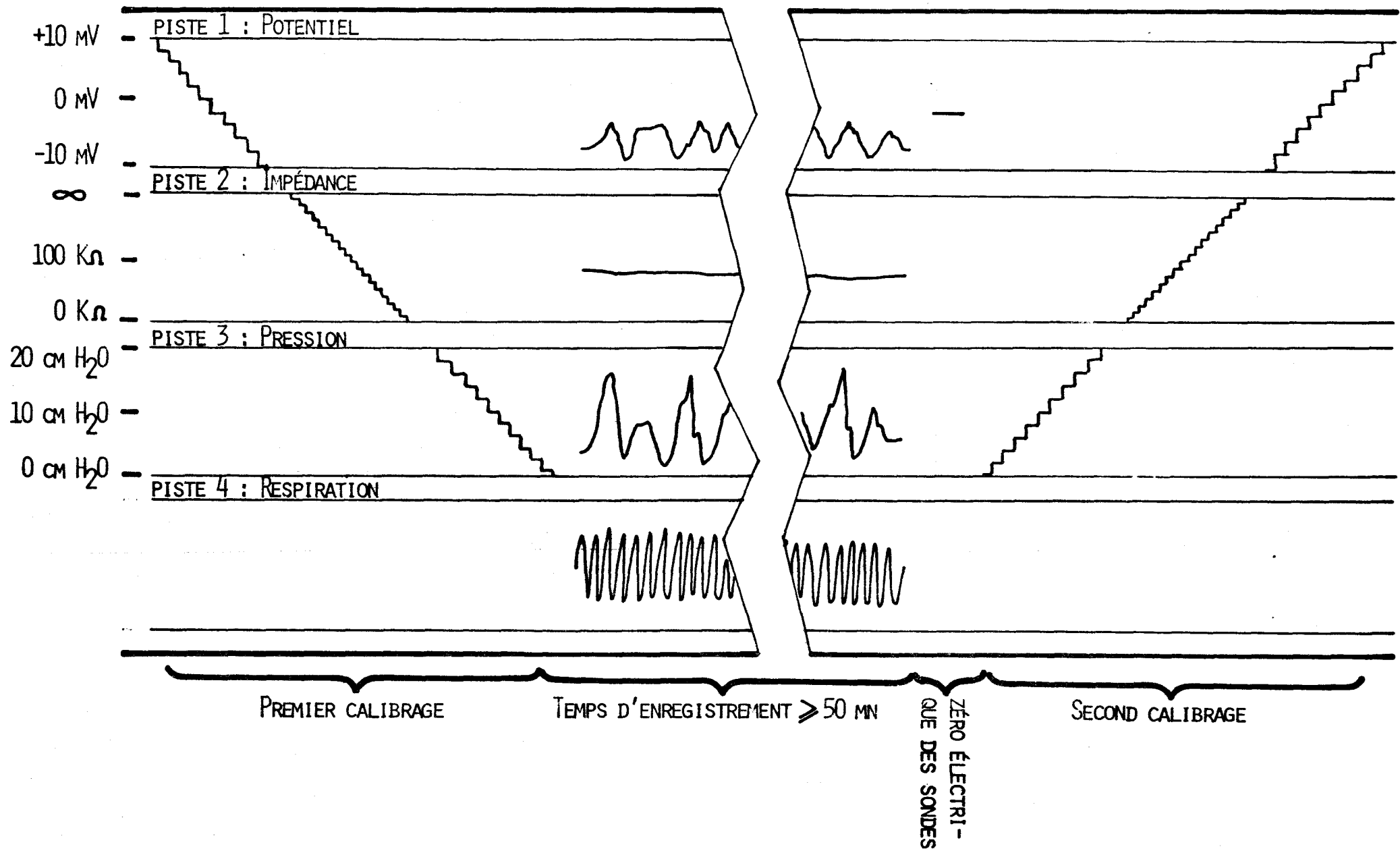


FIGURE 3.4 : BANDE MAGNÉTIQUE CALBRÉE ET ENREGISTRÉE

### 3.4. EXAMEN VISUEL DES ENREGISTREMENTS

#### 3.4.1. Examen direct

La reproduction sur papier des signaux enregistrés met en évidence d'importantes variations du potentiel et de la pression . Toutefois, l'information contenue dans ces deux signaux se trouve noyée dans du bruit et dans les ondes produites par le phénomène respiratoire, ce qui rend les enregistrements peu exploitables sous cette forme.

L'impédance, quant à elle, reste stable et ne présente que de très faibles variations au cours de chaque expérience.

#### 3.4.2. Examen avec filtrage fréquentiel

Nous émettons l'hypothèse que les variations complexes des paramètres enregistrés sont le résultat de plusieurs sortes de variations élémentaires que nous allons tenter d'isoler par filtrage fréquentiel.

Les signaux, mis en mémoire sur bande magnétique, sont disponibles sous forme de tensions qui se prêtent aisément à des traitements par filtrage analogique. Cependant, la réalisation des filtres est difficile dans le domaine des basses fréquences qui nous intéresse en raison des grandes constantes de temps nécessaires. Aussi, avant d'entreprendre tout traitement, les fréquences des signaux sont systématiquement multipliées par quatre en faisant défiler les bandes magnétiques à la vitesse maximum de l'enregistreur, soit 7,5 pouces par seconde (19 cm par seconde).

Les signaux sont alors envoyés dans un jeu de filtres passe - bande qui permettent d'examiner séparément l'information contenue dans les trois bandes de fréquence suivantes (cf. figure 3.5) :

0 Hz	-	0,11 Hz	(0 cpm - 6,6 cpm)
0,10 Hz	-	0,5 Hz	(6 cpm - 30 cpm)
0,4 Hz	-	25 Hz	(24 cpm - 150 cpm)

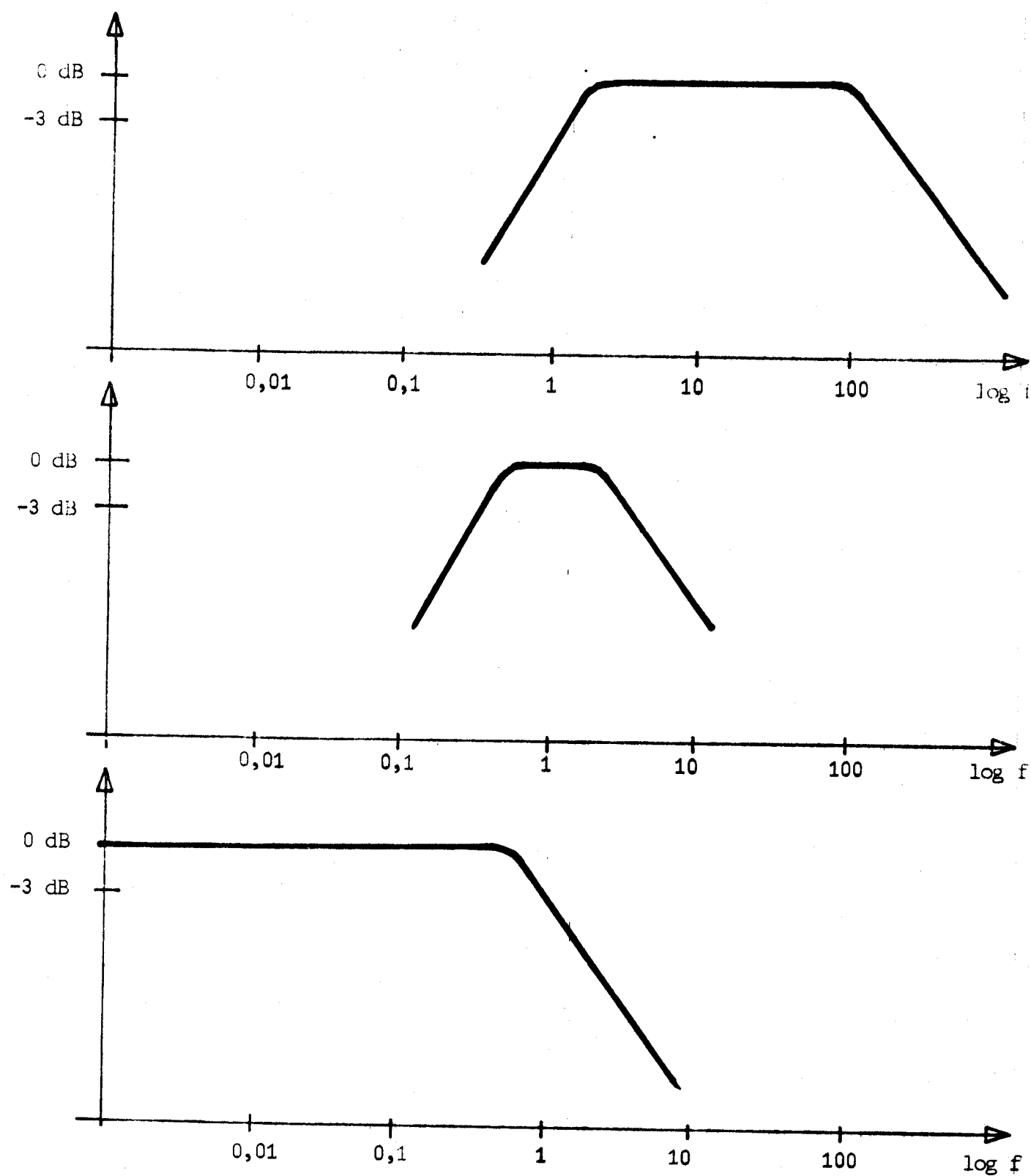


FIGURE 3.5 : RÉPONSE EN FRÉQUENCE DES TROIS FILTRES.

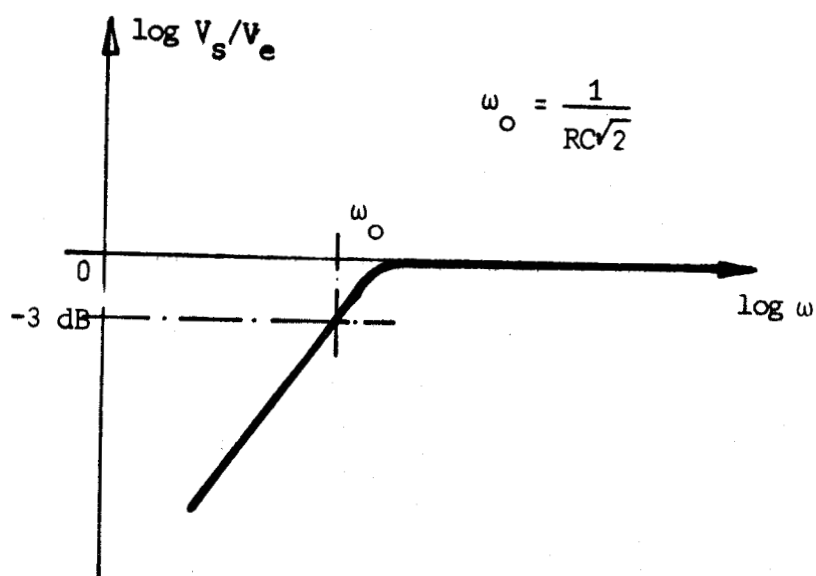
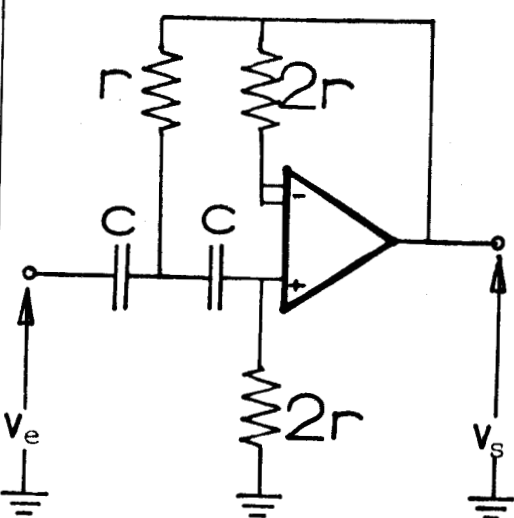
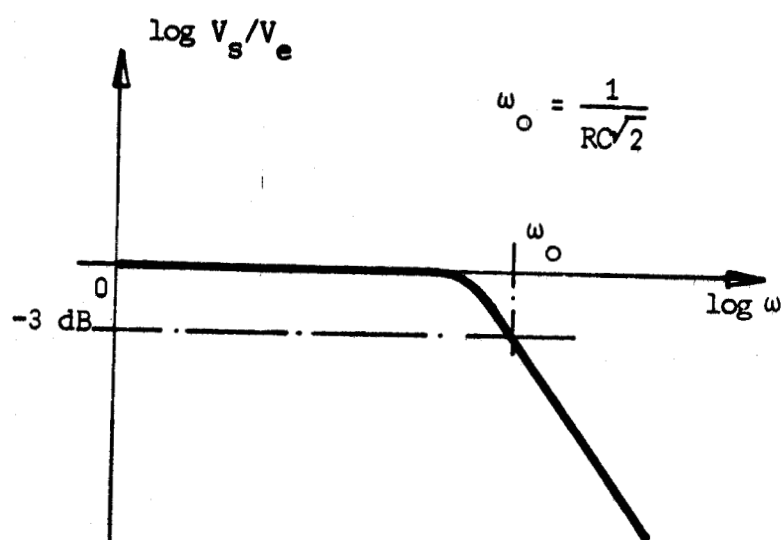
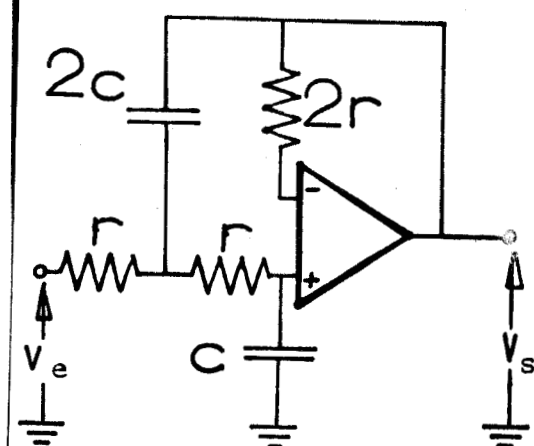


FIGURE 3.6 : RÉALISATION DES FILTRES SUR CALCULATEUR ANALOGIQUE TR 48.

Le dispositif de filtrage est constitué d'une batterie de filtres actifs passe-haut et passe-bas à réponse du type Butterworth du second ordre, réalisés sur calculateur analogique EAI TR 48 (cf. figure 3.6).

### 3.4.3. Résultats qualitatifs

Dans la bande de fréquence 0 à 0,1 Hz, on remarque chez cinq rats de très grandes ondes simultanées de pression et de potentiel, espacées d'un moins 2 mn (cf figure 3.7). Chez tous les rats on note la présence sur la pression et sur le potentiel de trains d'ondes parallèles plus rapides (environ 2 cycles par minute) et d'amplitude plus faible suivis de périodes de repos. Une dilatation de l'échelle des temps les met davantage en évidence sur l'enregistrement de la figure 3.8.

Dans la bande de fréquence de 0,10 Hz à 0,5 Hz, le même phénomène de parallélisme apparaît chez tous les rats entre une onde de pression et une onde de potentiel d'une fréquence de l'ordre de 11 cycles par minute (cf. Figure 3.9). Ici également les périodes d'activité alternent avec les périodes de repos.

Enfin, dans la bande de fréquence de 0,4 Hz à 25 Hz, la figure 3.10 montre l'influence du phénomène respiratoire dont le rythme est voisin de 70 cycles par minute. La dilatation de l'échelle de temps sur cet enregistrement permet également de mettre en évidence les faibles variations de l'impédance.

Dans les treize expériences, la muqueuse du côlon est restée négative par rapport à la séreuse. Le potentiel moyen se situe entre - 5mV et - 8 mV. Lorsqu'il y a parallélisme entre les variations de la pression et du potentiel, à toutes augmentation de pression correspond une diminution de la différence de potentiel et vice versa.

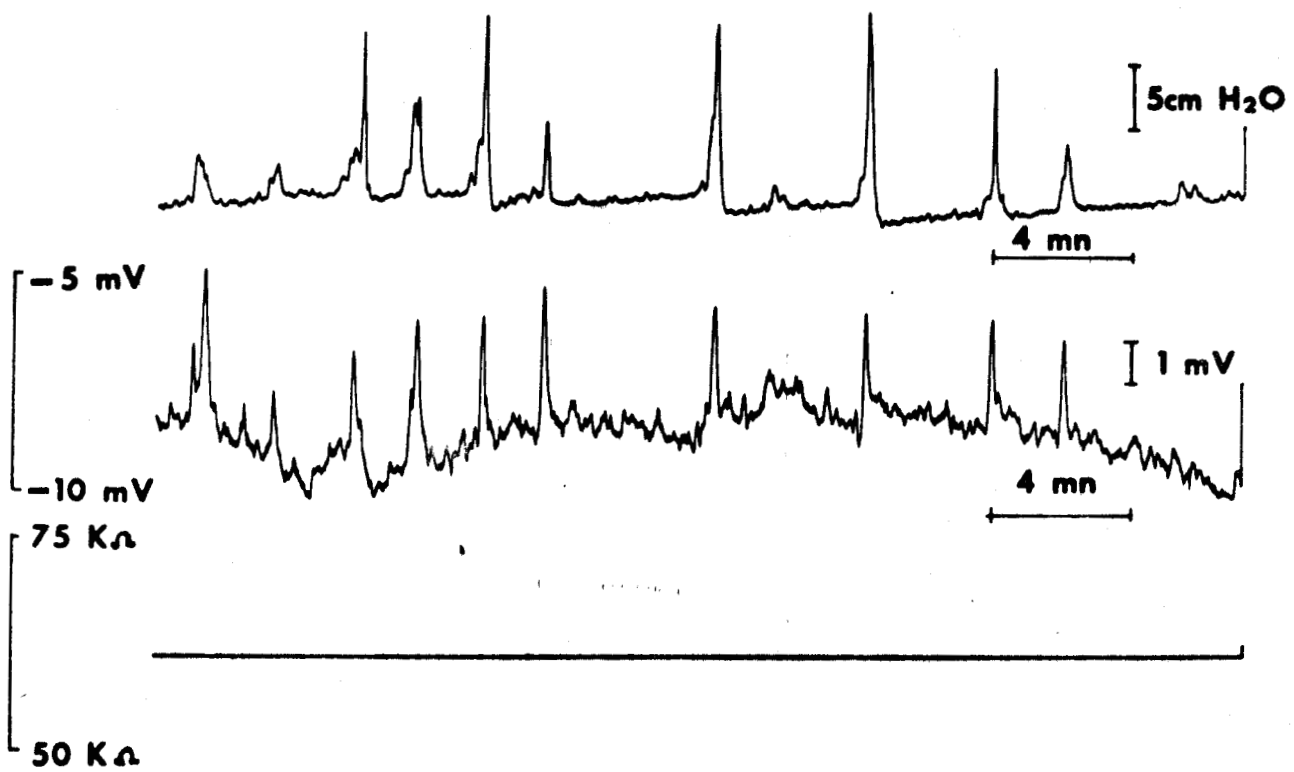


FIGURE 3.7

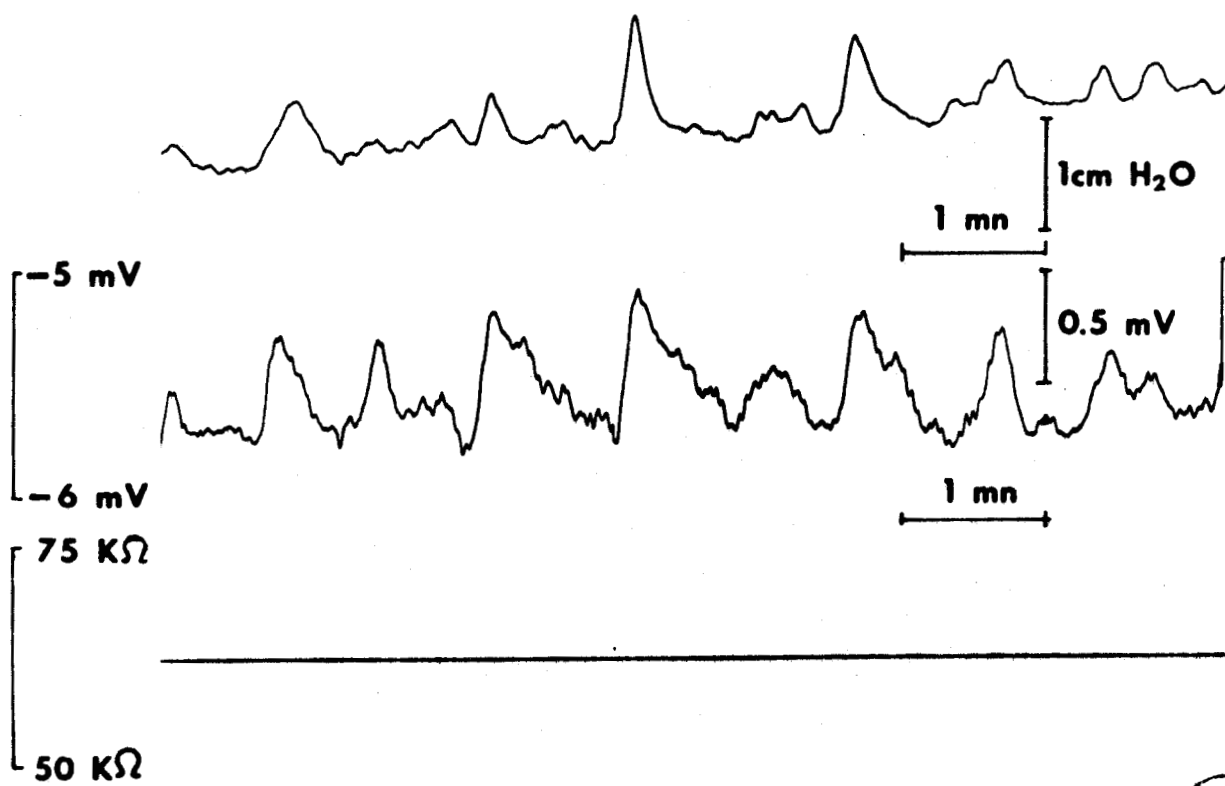


FIGURE 3.8





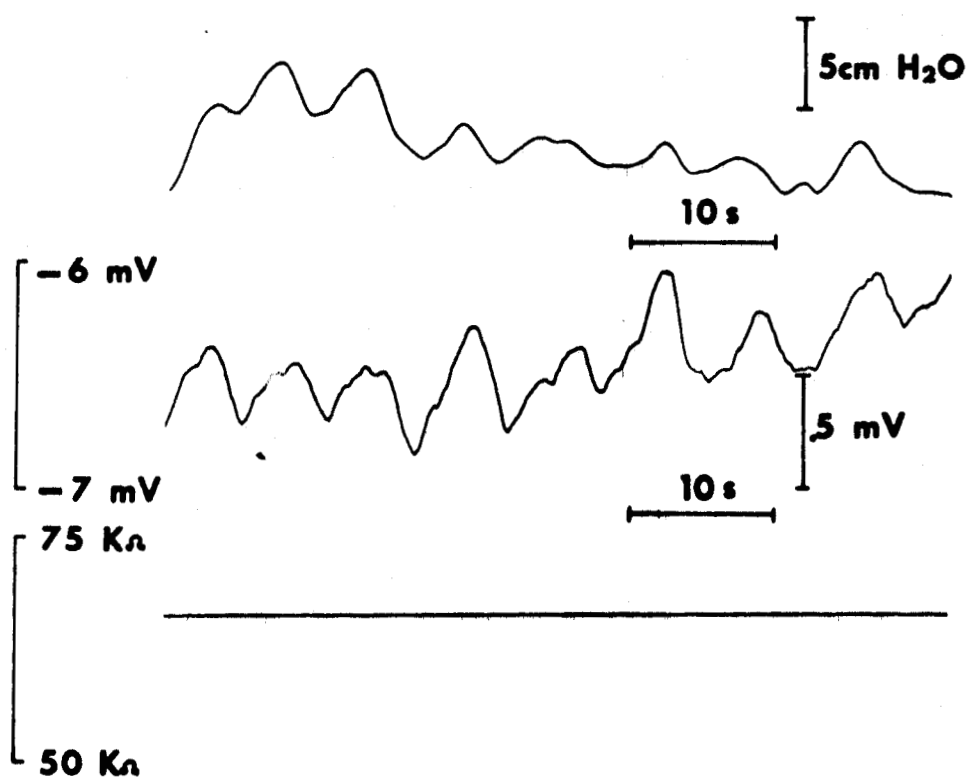


FIGURE 3.9

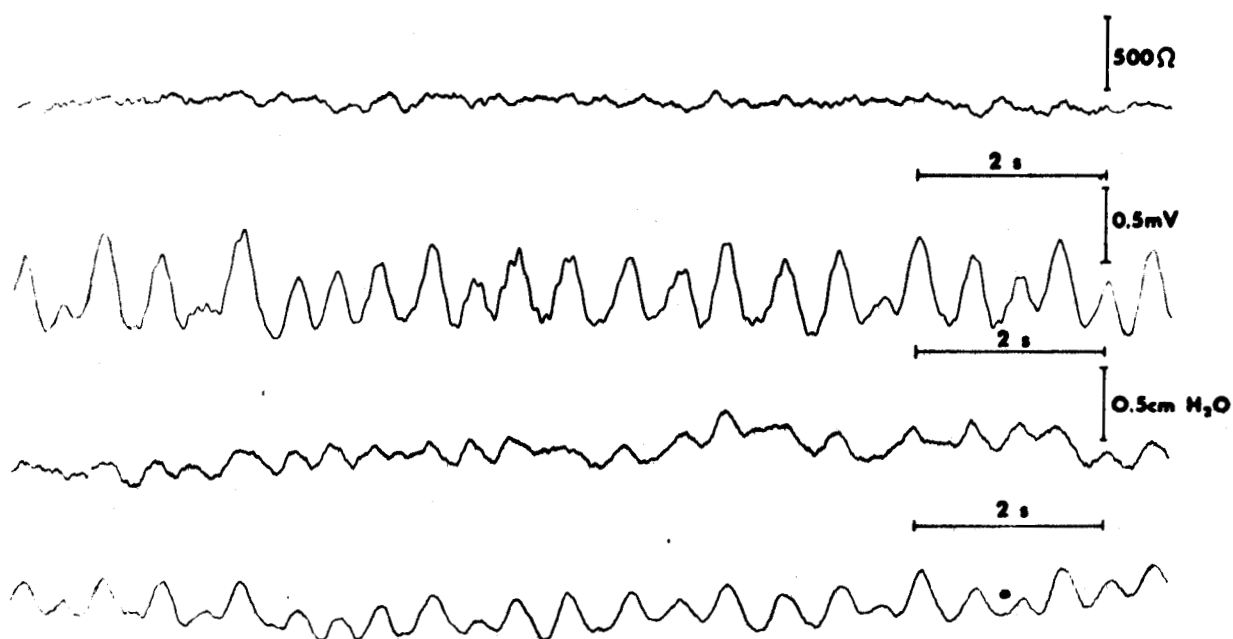


FIGURE 3.10



### 3.5. CONCLUSION

Le protocole mis au point permet d'obtenir des enregistrements très semblables chez les 13 rats étudiés. L'examen visuel donne des résultats peu précis qui méritent d'être quantifiés avec précision et de manière automatique. Il sera alors possible de soumettre à l'analyse statistique l'information extraite d'un grand nombre d'enregistrements. Dans ce but, nous allons examiner, au chapitre suivant, différents outils mathématiques destinés à mettre au point une méthode plus élaborée de traitement des signaux.

---

## CHAPITRE IV

### PRINCIPES D'ANALYSE DES ENREGISTREMENTS

#### 4.1. INTRODUCTION

L'analyse des phénomènes enregistrée doit répondre à deux objectifs fondamentaux :

- déterminer les caractéristiques propres des différents signaux enregistrés
- rechercher ensuite les relations existant entre les différents phénomènes représentés par ces signaux.

Les premiers examens visuels mettent en évidence la présence de certains phénomènes d'aspect périodique. Il apparaît donc intéressant pour analyser ces signaux de faire appel aux techniques de calcul de fonctions de corrélation et d'analyse spectrale de Fourier.

#### 4.2. NATURE DES SIGNAUX

##### 4.2.1. Propriétés statistiques

Dans cette étude, comme dans la plupart des problèmes de traitement de l'information, on dispose uniquement de l'histoire des variables sur une durée relativement longue. Nous n'avons donc accès qu'aux moyennes temporelles, mais en supposant que les variables enregistrées jouissent de la propriété d'ergodicité, il y a équivalence entre les moyennes d'ensembles et les moyennes temporelles. Cette hypothèse est généralement admise dans les problèmes de ce type bien que physiquement elle soit impossible à vérifier /19/.

Il est d'autre part impossible de déterminer les caractéristiques statistiques sur des observations de durée infinie. Nous sommes contraints de faire des estimations de ces grandeurs sur des tranches de l'histoire des variables de durée finie T.

L'examen visuel des signaux nous a montré que les valeurs moyennes de la pression et du potentiel électrique restent relativement stables sur des intervalles de temps de durée limitée. Aussi, dans tout ce qui suit, on suppose les variables stationnaires au premier ordre et à l'échelle des intervalles d'observation. Cette stationnarité qui sera vérifiée à postériori, est prise dans un sens très restreint. En particulier, aucune hypothèse n'est faite sur la stationnarité aux ordres supérieurs car les variations des signaux autour de leur valeur moyenne peuvent fort bien dépendre de paramètres biologiques variant dans le temps.

#### 4.2.2. Hypothèse fondamentale

En s'appuyant sur les résultats des premiers examens visuels, on suppose qu'à l'échelle des intervalles d'observation, les signaux à analyser se rapprochent d'un modèle idéal constitué de signaux périodiques masqués par un bruit à large spectre.

L'objet de l'analyse est d'abord de vérifier cette hypothèse en détectant la présence de composantes périodiques dans les signaux et en déterminant leurs caractéristiques statistiques. C'est ensuite au niveau de ces composantes périodiques qu'il convient de rechercher d'éventuelles relations entre les différents phénomènes enregistrés.

En pratique, l'élimination de la composante continue des signaux permet d'utiliser au mieux les performances des appareils. Dans tout ce qui suit, nous considérons donc uniquement des signaux centrés puisque, après détermination de la valeur moyenne, ce sont les variations autour de cette valeur qui nous intéressent.

#### 4.3. AMELIORATION DU RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT PAR FILTRAGE

Pour rechercher un signal périodique noyé dans un bruit, on a intérêt avant tout autre traitement, à filtrer le signal complet. En effet, la puissance du bruit étant répartie sur un large spectre, un jeu de filtres passe bande permet d'isoler certaines bandes de fréquence au sein desquelles le rapport signal périodique sur bruit se trouve amélioré.

Si d'autre part plusieurs signaux périodiques de périodes fondamentales différentes sont présents simultanément, un filtrage adapté permet de les séparer et d'en faciliter l'étude.

#### 4.4. ANALYSE PAR CORRELATION

##### 4.4.1. Estimation des fonctions de corrélation

La fonction de corrélation de deux variables peut être définie comme l'espérance mathématique du produit de l'écart de ces deux variables à leur valeur moyenne aux instants  $t_0$  et  $t_0 - \tau$  : /20/.

$$C_{xy}(t_0, \tau) = E \{ (x(t_0) - m_x(t_0)) \cdot (y(t_0 - \tau) - m_y(t_0 - \tau)) \}$$

Compte tenu de l'hypothèse d'ergodicité, cette valeur peut être déterminée par un calcul de moyenne temporelle. Il vient :

$$C_{xy}(t_0, \tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0 + T} (x(t) - \overline{x(t_0)}) (y(t - \tau) - \overline{y(t_0 - \tau)}) dt$$

avec :

$$\overline{x(t_0)} = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0 + T} x(t) dt$$

et

$$\overline{y(t_0 - \tau)} = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{t_0 - \tau}^{t_0 - \tau + T} y(t - \tau) dt$$

Pratiquement, on ne dispose de l'histoire des deux variables que pendant un intervalle de temps de durée finie :  $(0, T)$ . Le problème consiste à estimer la fonction de corrélation sur un intervalle d'intégration suffisant pour éviter une trop grande erreur d'estimation tout en ayant un domaine de variation du retard  $\tau$  suffisant pour exploiter cette fonction.

Ces deux contraintes nous ont amenés à choisir l'intervalle d'intégration  $(T/4, 3T/4)$  pour que le retard  $\tau$  puisse varier de  $-T/4$  à  $+T/4$ . Nous verrons au paragraphe 4.5.2 que ce choix permet une exploitation satisfaisante des fonctions de corrélation.

Dans ces conditions, on estime  $C_{xy}(t_0, \tau)$  pour  $C_{xy}(T, \tau)$ , tel que :

$$C_{xy}(T, \tau) = \frac{1}{T/2} \int_{T/4}^{3T/4} (x(t) - \overline{x(T/4)}) (y(t-\tau) - \overline{y(T/4-\tau)}) dt$$

$$\tau \in (-T/4, +T/4)$$

Les variables  $x(t)$  et  $y(t)$  étant centrées et stationnaires au premier ordre sur l'intervalle  $(0, T)$ , les estimations des moyennes temporelles sont nulles et nous avons :

$$\overline{x(T/4)} = \frac{1}{T/2} \int_{T/4}^{3T/4} x(t) dt = 0$$

et

$$\overline{y(T/4-\tau)} = \frac{1}{T/2} \int_{T/4}^{3T/4} y(t-\tau) dt = 0, \quad \forall \tau \in (-T/4, +T/4)$$

La fonction de corrélation, nommée plus précisément fonction d'intercorrélation des signaux  $x(t)$  et  $y(t)$  se réduit ainsi à l'expression suivante :

$$C_{xy}(T, \tau) = \frac{2}{T} \int_{T/4}^{3T/4} x(t) \cdot y(t-\tau) dt$$

Les calculs précédents peuvent être conduits en faisant la corrélation du signal  $x(t)$  avec lui-même, on obtient ainsi la fonction d'autocorrélation :

$$C_{xx}(T, \tau) = \frac{2}{T} \int_{T/4}^{3T/4} x(t) \cdot x(t-\tau) dt$$

NOTE : Aucune hypothèse n'étant faite sur la stationnarité au second ordre, la fonction  $C_{xx}(T, \tau)$  n'est pas une fonction paire de  $\tau$ .

#### 4.4.2. Augmentation du rapport signal périodique sur bruit par autocorrélation

La fonction d'autocorrélation permet de détecter un signal périodique  $p(t)$  noyé dans du bruit  $b(t)$  par augmentation du rapport signal sur bruit /19/.

En effet, avec  $x(t) = p(t) + b(t)$ , il vient :

$$C_{xx}(T, \tau) = \frac{2}{T} \int_{T/4}^{3T/4} (p(t) + b(t)) (p(t-\tau) + b(t-\tau)) dt$$

$$C_{xx}(T, \tau) = C_{pp}(T, \tau) + C_{pb}(T, \tau) + C_{bp}(T, \tau) + C_{bb}(T, \tau)$$

Le bruit  $b(t)$  est supposé indépendant de  $p(t)$ . D'autre part, compte tenu de la largeur de la bande du bruit,  $C_{bb}(T, \tau)$  tend rapidement vers zéro lorsque  $\tau$  croît. Pour  $\tau$  suffisamment grand, nous avons :

$$C_{xx}(T, \tau) \approx C_{pp}(T, \tau)$$

$C_{pp}(T, \tau)$  contient toutes les fréquences du signal  $p(t)$  et uniquement celles-ci. En toute rigueur, ceci n'est vrai que si l'on intègre sur un nombre entier de périodes. En fait, la période fondamentale du signal est inconnue et on intègre forcément sur un nombre non entier de périodes. L'erreur sera d'autant plus petite que le nombre de périodes contenues dans la durée de l'intégration sera plus grande /19/.

Il faut noter que cette méthode déforme les signaux périodiques détectés pour lesquels nous ne conservons, dans la fonction  $C_{xx}(T, \tau)$  que l'information sur les fréquences.

#### 4.4.3. Recherche d'une relation entre deux phénomènes par intercorrélation

La fonction d'incorrélation permet de détecter une relation entre deux phénomènes connus par l'enregistrement de deux variables  $x(t)$  et  $y(t)$ .

Supposons que le signal  $x(t)$  représentant le premier phénomène soit formé d'un signal périodique  $p_x(t)$  et d'un bruit à large spectre  $b_x(t)$  ; de la même manière, supposons que  $y(t)$ , représentant le second phénomène soit formé d'un signal périodique  $p_y(t)$  et d'un bruit à large spectre  $b_y(t)$  ; la fonction d'intercorrélation s'écrit :

$$C_{xy}(T, \tau) = \frac{2}{T} \int_{T/4}^{3T/4} (p_x(t) + b_x(t)) (p_y(t-\tau) + b_y(t-\tau)) dt$$

$$= C_{p_x p_y}(T, \tau) + C_{p_x b_y}(T, \tau) + C_{b_x p_y}(T, \tau) + C_{b_x b_y}(T, \tau)$$

Les bruits  $b_x(t)$  et  $b_y(t)$  sont supposés indépendants de  $p_x(t)$  et  $p_y(t)$ . D'autre part, compte tenu de la largeur du spectre des bruits,  $C_{b_x b_y}(T, \tau)$  tend rapidement vers zéro si  $\tau$  croît. Pour  $\tau$  suffisamment grand, nous<sup>x y</sup> avons :

$$C_{xy}(T, \tau) \approx C_{p_x p_y}(T, \tau)$$

Si  $p_x$  et  $p_y$  ont la même période fondamentale,  $C_{xy}(T, \tau)$  est une fonction périodique qui a cette même période fondamentale.

Si  $p_x$  et  $p_y$  ont deux périodes fondamentales différentes  $T_1$  et  $T_2$ , la fonction  $C_{xy}(T, \tau)$  aura comme période fondamentale la période de battement  $T'$  telle que  $T' = mT_1 = nT_2$ .

On conçoit que cette méthode permette de déceler les relations entre deux signaux noyés dans du bruit.

Comme précédemment, pour limiter l'erreur d'estimation, la période d'intégration doit être grande devant  $T'$ .



#### 4.5. ANALYSE SPECTRALE

##### 4.5.1. Introduction

Les application du calcul des fonctions de corrélation qui viennent d'être exposées conduisent à des représentations des caractéristiques des enregistrements dans le domaine temporel. On a cependant déjà fait souvent appel à la notion de contenu fréquentiel des signaux. Il apparaît donc essentiel d'utiliser le concept de densité spectrale pour connaître la répartition de l'activité des processus biologiques en fonction de la fréquence.

##### 4.5.2. Transformation de Fourier

Une fonction périodique  $x(t)$  de période  $T$  peut s'écrire :

$$x(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} X(n\omega) e^{jn\omega t}$$

avec :

$$X(n\omega) = \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{+T/2} x(t) e^{-jn\omega t} dt$$

où  $\omega = \frac{2\pi}{T}$  et  $j = \sqrt{-1}$

$X(n\omega)$  est le spectre de fréquence. C'est une grandeur généralement complexe qui peut se décomposer en spectre d'amplitude et spectre de phase.

Par extension à l'infini de la période  $T$ , on peut étendre cette notion de spectre de fréquence à des fonctions non périodiques. Il vient :

$$X(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) e^{-j\omega t} dt$$

$X(\omega)$  est la transformée de Fourier de  $x(t)$ . La transformation inverse permet d'obtenir le signal original à partir de  $X(\omega)$ .

$$x(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} X(\omega) e^{j\omega t} d\omega$$

Dans la pratique, on dispose du signal durant un intervalle de temps fini  $(0, T)$ . Cette tranche de l'histoire du signal peut être définie par la fonction  $x(T, t)$  telle que :

$$x(T, t) = x(t) \quad \text{pour} \quad 0 \leq t \leq T$$

$$x(T, t) = 0 \quad \text{pour} \quad t > T \quad \text{et} \quad t < 0$$

Nous allons montrer que dans ces conditions, la densité spectrale est liée de manière simple à la transformation de Fourier.

La puissance moyenne  $P$  du signal peut être estimée par :

$$P_T = \frac{1}{T} \int_0^T |x(t)|^2 dt = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} |x(T, t)|^2 dt$$

Par définition de la densité spectrale énergétique  $S_T(\omega)$ , nous avons :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} S_T(\omega) d\omega = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} |x(T, t)|^2 dt$$

Le théorème de Parseval permet de faire le lien entre les représentations temporelle et fréquentielle. Il vient :

$$S_T(\omega) = \frac{|X_T(\omega)|^2}{T}$$

avec :

$$X_T(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(T, t) e^{-j\omega t} dt = \int_0^T x(t) e^{-j\omega t} dt$$

Cependant le calcul du spectre élémentaire  $S_T(\omega)$  à partir d'une tranche du signal  $x(T, t)$  de durée  $T$  introduit un effet de filtrage dû au filtre porte  $f_T(t)$  qui ne laisse passer le signal  $x(t)$  que dans l'intervalle de temps  $(0, T)$  /21/. En effet, d'après le théorème de Plancherel, la transformée de Fourier  $X_T(\omega)$  du signal  $x(T, t) = x(t) \cdot f_T(t)$  est liée à la transformée  $X(\omega)$  par l'équation de convolution :

$$X_T(\omega) = X(\omega) * F_T(\omega)$$

où  $F_T(\omega)$ , transformée de Fourier de  $f_T(t)$ , a pour expression :

$$F_T(\omega) = T \frac{\sin \pi T \omega}{\pi T \omega} e^{-j\pi T \omega}$$

En étudiant le graphe de cette fonction, donné figure 4.1, on constate que la finesse d'analyse est inversement proportionnelle à  $T$ . La largeur du filtre équivalent peut être prise égale à  $1/T$  /17/.

Pour obtenir une bonne résolution dans les résultats, nous avons donc intérêt à prendre des intervalles d'observation de durée  $T$  contenant plusieurs fois la période maximale  $T_m$  des signaux que nous voulons analyser.

Une série d'essais sur des ondes de spectres connus nous ont conduit à prendre :  $T \geq 3T_m$ .

Certains phénomènes présentent des périodes d'activité entrecoupées de périodes de repos. Comme seules les périodes d'activité nous intéressent, et compte tenu de leur éventuelle brièveté, la durée  $T$  doit être, pour l'étude de ces phénomènes la plus petite possible. Nous prendrons donc  $T = 3T_m$ , quitte à devoir multiplier le nombre d'analyses élémentaires pour augmenter la durée du signal analysé.

Par contre pour les phénomènes se manifestant constamment, tels la respiration,  $T$  pourra être pris le plus grand possible.

Ces considérations seront reprises au chapitre suivant pour déterminer pratiquement la durée d'observation  $T$ .

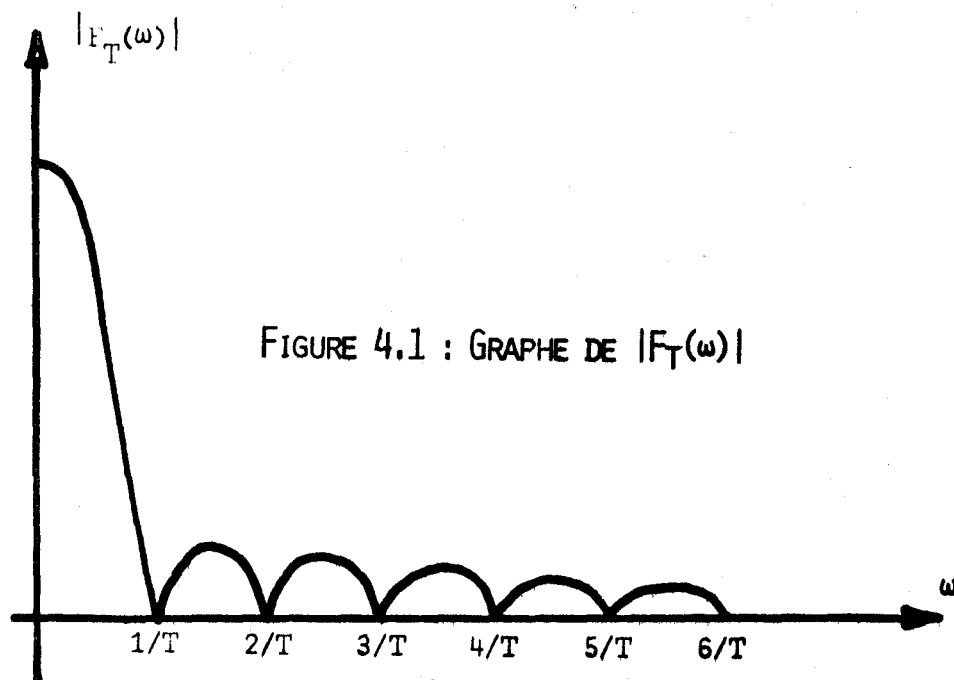


FIGURE 4.1 : GRAPHE DE  $|F_T(\omega)|$

### 4.5.3. Application au problème posé

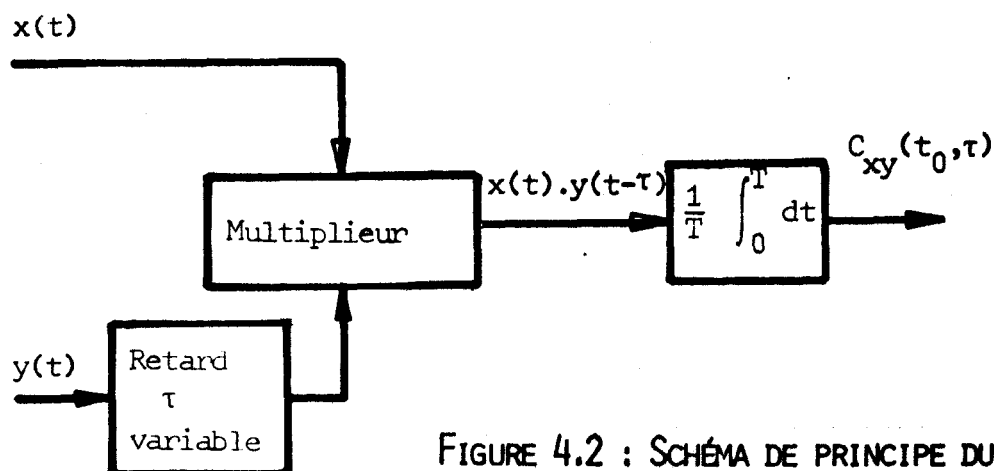
Il est du plus grand intérêt de calculer la transformation de Fourier des signaux analysés pour déterminer leur densité spectrale. Cependant, la présence du bruit à large bande gêne l'exploitation des spectres qui risquent d'être très diffus.

Il importe de compléter cette information sur la composition fréquentielle des signaux par l'étude de la densité spectrale des fonctions d'autocorrélation. En effet, l'amélioration du rapport signal périodique sur bruit permet, à ce niveau, de mettre clairement en évidence la fréquence des phénomènes périodiques.

Il est important de noter que ce calcul ne fait pas double emploi avec la détermination de la densité spectrale des signaux car nous ne sommes pas dans les conditions d'application du théorème de Wiener-Kinchine. Les signaux étant non stationnaires au second ordre, il est en effet impossible de déterminer la densité spectrale de  $x(t)$  par transformation de Fourier de la fonction d'autocorrélation.

La densité spectrale de la fonction d'intercorrélation de deux signaux donne enfin de précieuses indications sur les fréquences au niveau desquelles il y a échange mutuel d'information.

Ici également, il est impossible d'appliquer le théorème de Wiener-Kinchine pour déterminer la densité spectrale d'interaction.



L'obtention de chaque point de la fonction de corrélation nécessite  $T$  secondes. Le temps de calcul devient rapidement prohibitif.

FIGURE 4.2 : SCHÉMA DE PRINCIPE DU CORRÉLATEUR ANALOGIQUE.

#### 4.6. CONCLUSION

Nous avons présenté des principes d'analyse des enregistrements qui conduisent à des représentations des processus étudiés dans les domaines temporels et fréquentiels.

Il existe des méthodes analogiques de calcul des fonctions de corrélation (cf. Figure 4.2). Mais on se heurte à de grandes difficultés de réalisation du retard variable du signal. Le calcul de la densité spectrale peut également se faire par un procédé analogique à batterie de filtres /22/ (cf. Figure 4.3). Cependant, compte tenu des basses fréquences qui caractérisent les signaux qui nous concernent, la réalisation de ces filtres est extrêmement difficile.

Un traitement entièrement analogique est donc mal adapté à cette étude. C'est pourquoi nous allons aborder les méthodes numériques de calcul des fonctions de corrélation et des spectres et étudier leur mise en oeuvre sur un système informatique bâti autour d'un petit calculateur PDP-8.

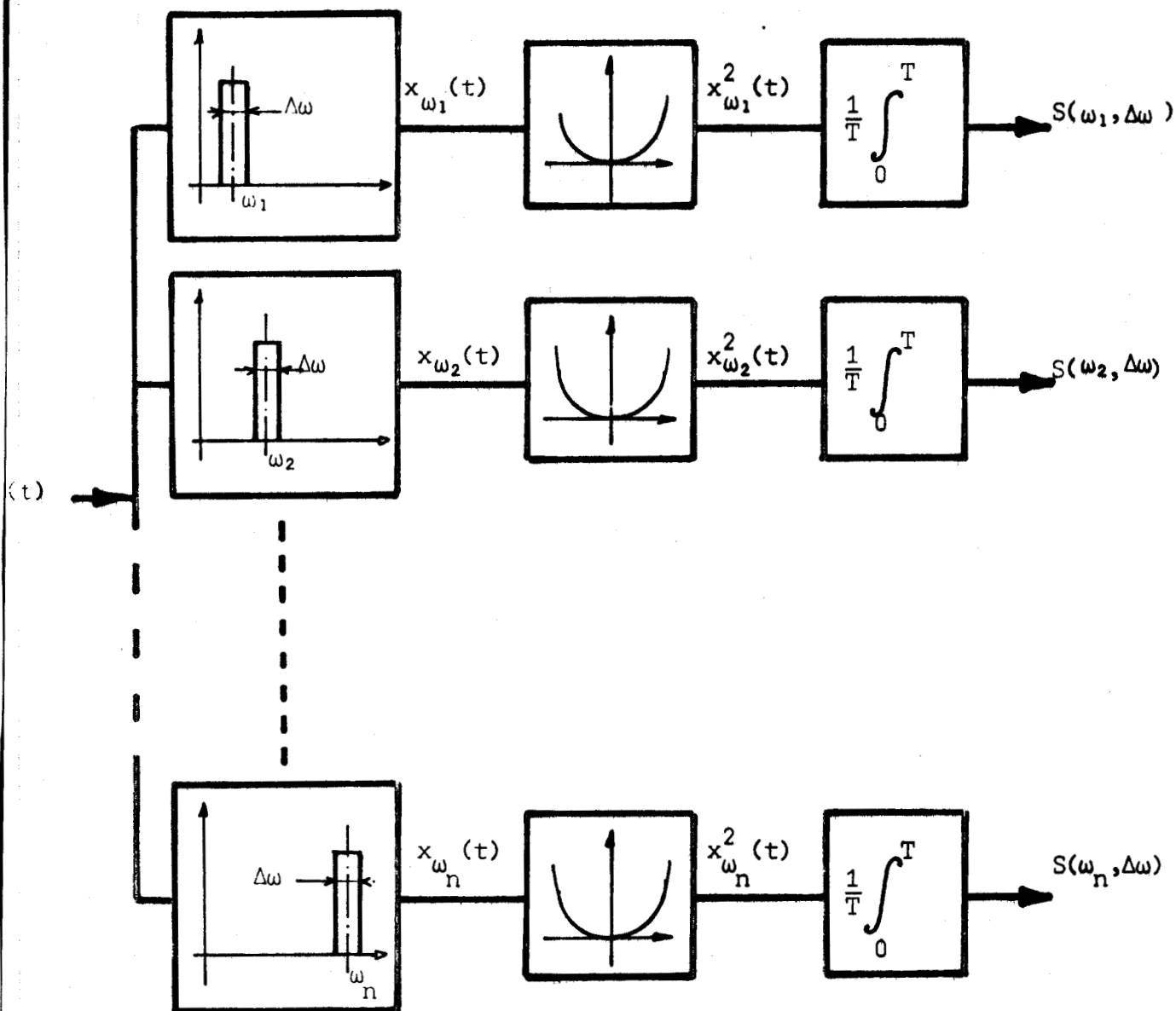


FIGURE 4.3 : SCHÉMA DE PRINCIPE D'UN ANALYSEUR SPECTRAL ANALOGIQUE

Ce procédé de mesure de la densité spectrale nécessite la réalisation de filtres de largeur de bande  $\Delta\omega$  égales, de fréquences centrales  $\omega_1, \omega_2, \dots, \omega_n$  réglables et de gains identiques. Le prix d'un tel ensemble devient prohibitif.

CHAPITRE 5ANALYSE AUTOMATIQUE DES ENREGISTREMENTS5.1. INTRODUCTION

L'avantage essentiel des principes d'analyse que nous venons d'exposer est de s'adapter aisément aux techniques digitales des calculateurs numériques. Nous disposons, pour traiter les signaux d'un système hybride constitué d'un ordinateur PDP-8I (DEC) relié par une interface à un ordinateur analogique TR-48 (EAI). La capacité de mémoire du ordinateur est complétée par une unité de mémoire périphérique à bandes magnétiques "Dectape".

Le traitement sur ce système se fait en deux étapes :

- 1) Conditionnement analogique des signaux et mise en mémoire de l'information à traiter sur bande magnétique "Dectape" par échantillonnage.
- 2) Traitement numérique des signaux échantillonnés.

5.2. CONDITIONNEMENT ET MISE EN MEMOIRE DES SIGNAUX5.2.1. Conditionnement analogique

Nous avons vu l'intérêt du filtrage analogique des signaux aux paragraphes 3.4.2. et 4.3. Le jeu de filtres employé pour l'examen visuel a donné pleine satisfaction et peut être réutilisé tel quel. Ce traitement analogique est complété par un centrage approximatif autour de la valeur moyenne.

L'amplification est ajustée afin d'utiliser la pleine capacité du convertisseur analogique-digital de l'interface qui servira à transformer les signaux, fonctions continues du temps, en séries temporelles d'échantillons discrets.

### 5.2.2. Choix de la période d'échantillonnage

Compte tenu de la capacité limitée de la mémoire centrale du calculateur (8 Kmots) et de l'encombrement des programmes de traitement, les signaux sont pris deux à deux et échantillonnés simultanément à raison d'un maximum de 1024 échantillons par signal. Pour un nombre d'échantillons donné, le choix de la fréquence d'échantillonnage détermine les limites de la gamme de fréquence pouvant être analysée /23/.

Vers les hautes fréquences, cette limite  $f_{\text{Max}}$  est déterminée par le théorème de Shannon. Nous avons :

$$f_{\text{Max}} = \frac{f_e}{2}$$

$f_e = \frac{1}{T_e}$  étant la fréquence d'échantillonnage.

$f_{\text{Max}}$  est appelée fréquence de Nyquist

Vers les basses fréquences, la limite  $f_{\text{Min}}$  est fonction de la durée d'observation  $NT_e$  du signal,  $N$  étant le nombre de points mémorisés. Nous avons déterminé cette limite lors de l'étude de la transformation de Fourier (§ 4.5.2). Cependant, sachant que les fonctions de corrélation qui seront soumises à l'analyse spectrale sont calculées sur la moitié de la durée d'observation des signaux (cf. § 4.4.1.), nous avons :

$$f_{\text{Min}} = \frac{3}{NT_e/2} = \frac{6}{NT_e}$$

Compte tenu de ces deux contraintes, il est possible de déterminer les fréquences auxquelles seront échantillonnés les signaux pour chacune des bandes de fréquence étudiées.

a) Bande de fréquence 0 Hz - 0,11 Hz

Compte-tenu de l'estimation des fréquences sur les examens visuels, l'étude peut être limitée à des fréquences supérieures à 0,004 Hz.

Pour cela, la durée d'observation est fixée à 24 mn en prenant  $T_e = 1,4$  s et  $N = 1024$ .



## b) Bande de fréquence 0,10 Hz - 0,5 Hz

L'analyse doit être valable pour des fréquences égales et supérieures à la limite inférieure de la bande, soit 0,10 Hz. Cette contrainte est satisfaite en prenant une durée d'observation de 60 s, obtenue avec  $T_e = 0,058$  s et  $N = 1024$ .

La fréquence de Nyquist est de 8,5 Hz. Elle est plus grande que la limite supérieure de la bande.

## c) Bande de fréquence 0,4 Hz - 25 Hz

Afin d'explorer tout le domaine que nous nous sommes fixé au départ (§ 2.1.2) nous étendons l'analyse jusqu'à la fréquence de 25 Hz. La limite imposée par le théorème de Shannon nous conduit à prendre  $T_e = 0,02$  s, ce qui donne pour 1024 échantillons une durée  $NT_e$  de 20 s.

La limite inférieure est alors 0,3 Hz. Elle est plus petite à la limite inférieure de la bande.

Pour plus de clarté, nous avons déterminé les périodes d'échantillonnage sur les signaux sans tenir compte de la multiplication de fréquence introduite au niveau du conditionnement (cf. § 3.4.2).

Pratiquement, les périodes d'échantillonnage sont multipliées par 4, conformément au tableau ci-dessous :

Bande de fréquence étudiée	filtre utilisé	Période d'échantillonnage	Nombre d'échantillons
0 Hz - 0,11 Hz	0 Hz - 0,44 Hz	0,350 s	1024
0,10 Hz - 0,5 Hz	0,4 Hz - 2 Hz	0,014 s	1024
0,4 Hz - 25 Hz	1,6 Hz - 100 Hz	0,005 s	1024

5.2.3. Programme d'acquisition des données sur "Dectape"

L'acquisition des signaux est effectuée en utilisant un convertisseur analogique-digital qui transforme toute tension analogique comprise entre +10 V et -10 V en un mot de 12 bits, conformément à la figure 5.1.

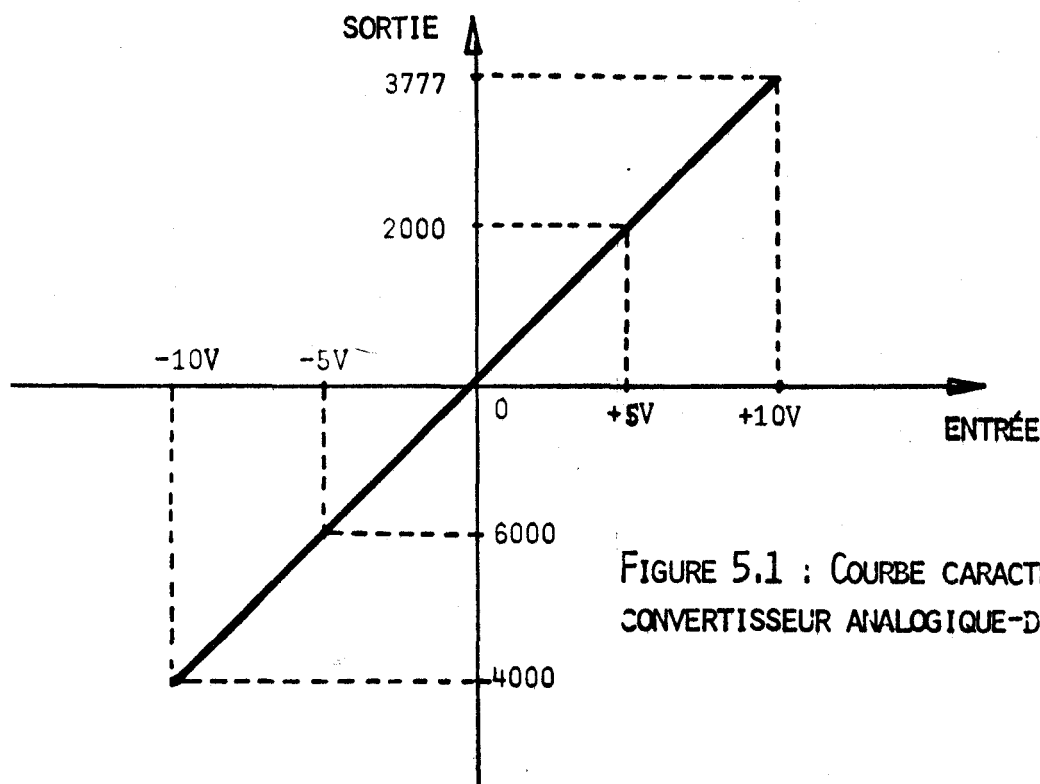


FIGURE 5.1 : COURBE CARACTÉRISTIQUE DU CONVERTISSEUR ANALOGIQUE-DIGITAL.

Le programme de mise en mémoire permet d'échantillonner simultanément deux signaux par multiplexage de l'entrée du convertisseur A/D sur deux canaux (canal 1 et canal 2).

La cadence de l'échantillonnage est déterminé par une horloge de période ajustable  $T_e$ . Le nombre d'échantillons  $N$  pris par signal est sélectionné aux clés sur le pupitre du calculateur.  $N$  ne peut être qu'une puissance entière de deux :  $2^p$ , inférieure ou égale à  $2^{10} = 1024$ .

Lorsque l'ordre d'acquisition est donné, les mots binaires associés à la valeur des différents échantillons sont placés momentanément dans la mémoire centrale, de l'adresse 1000 à l'adresse 1000+(N-1) pour le signal envoyé sur le canal 1 (signal 1) et de l'adresse 1000+N à l'adresse 1000+(2N-1) pour le signal envoyé sur le canal 2 (signal 2).

Lorsque les  $2N$  échantillons sont rangés dans la mémoire centrale, la valeur moyenne de chaque signal est calculée puis imprimée sur Télétype. Les signaux sont ensuite centrés avant d'être transférés sur la bande magnétique "Dectape" à partir d'un bloc dont l'adresse  $a$  est sélectionnée aux clés sur le pupitre. Chaque bloc d'un "Dectape" permet de stocker  $2^7$  échantillons /24/. La mémorisation de deux signaux simultanés nécessite donc  $2^{p-6}$  blocs consécutifs. Les  $2^{p-7}$  premiers blocs contiennent le signal 1, les  $2^{p-7}$  derniers contiennent le signal 2. (cf. figure 5.2).

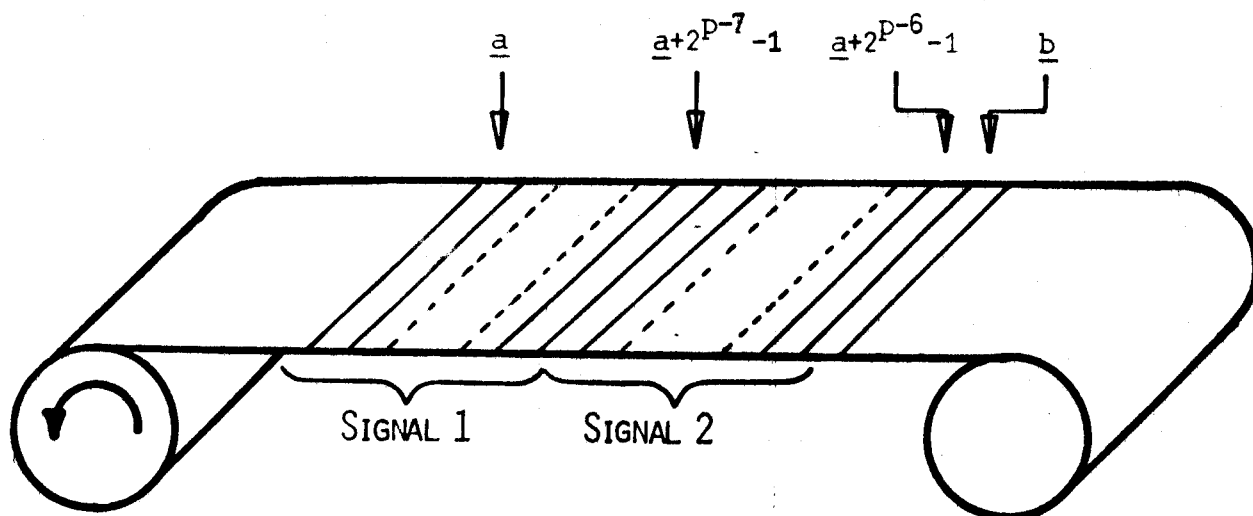


FIGURE 5.2 : IMPLANTATION SUR DECTAPE DE DEUX SIGNAUX ÉCHANTILLONNÉS SIMULTANÉMENT.

En fin de transfert, afin de faciliter la gestion de la bande magnétique, l'adresse  $\underline{b} = \underline{a} + 2^{P-6}$  du premier bloc vide situé à la suite des deux signaux est imprimée sur télétype.

L'organigramme d'utilisation de ce programme est donné figure 5.3.

Le programme, écrit en langage assembleur 8K - PAL D /25/ peut être consulté à l'annexe 5.1.

La capacité des bandes magnétiques "Dectape" est telle que l'on peut envisager la mise en mémoire d'une grande quantité d'informations en employant, le cas échéant, plusieurs bandes. Il est ainsi possible, lors du déroulement des opérations de traitement, de séparer la phase du conditionnement des signaux qui demande une attention soutenue de la part de l'opérateur de la phase de l'analyse proprement dite, longue mais automatique (cf. Figure 5.4).

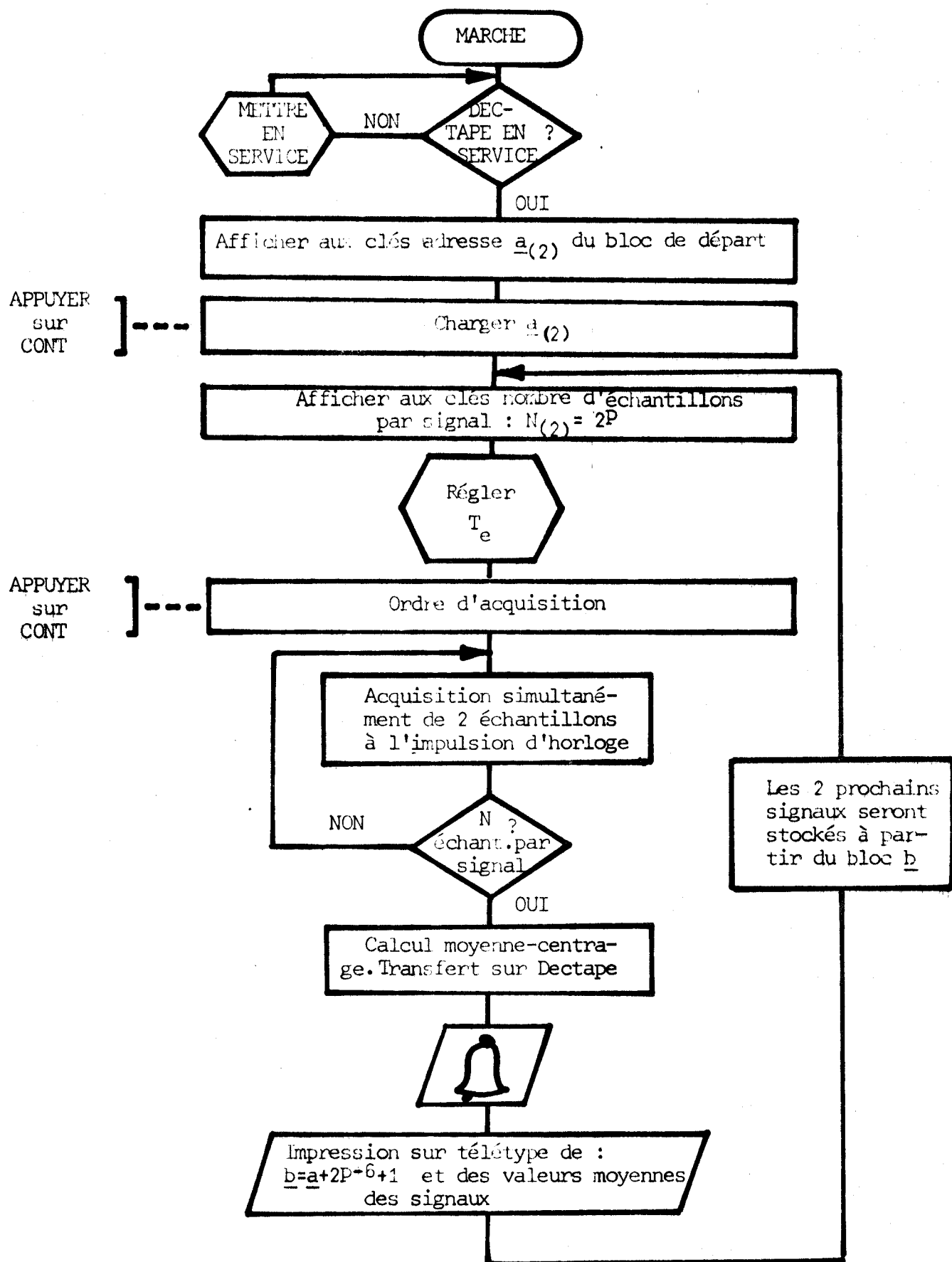


FIGURE 5.3 : ORGANIGRAMME DU PROGRAMME DE MISE EN MÉMOIRE SUR BANDE MAGNÉTIQUE.

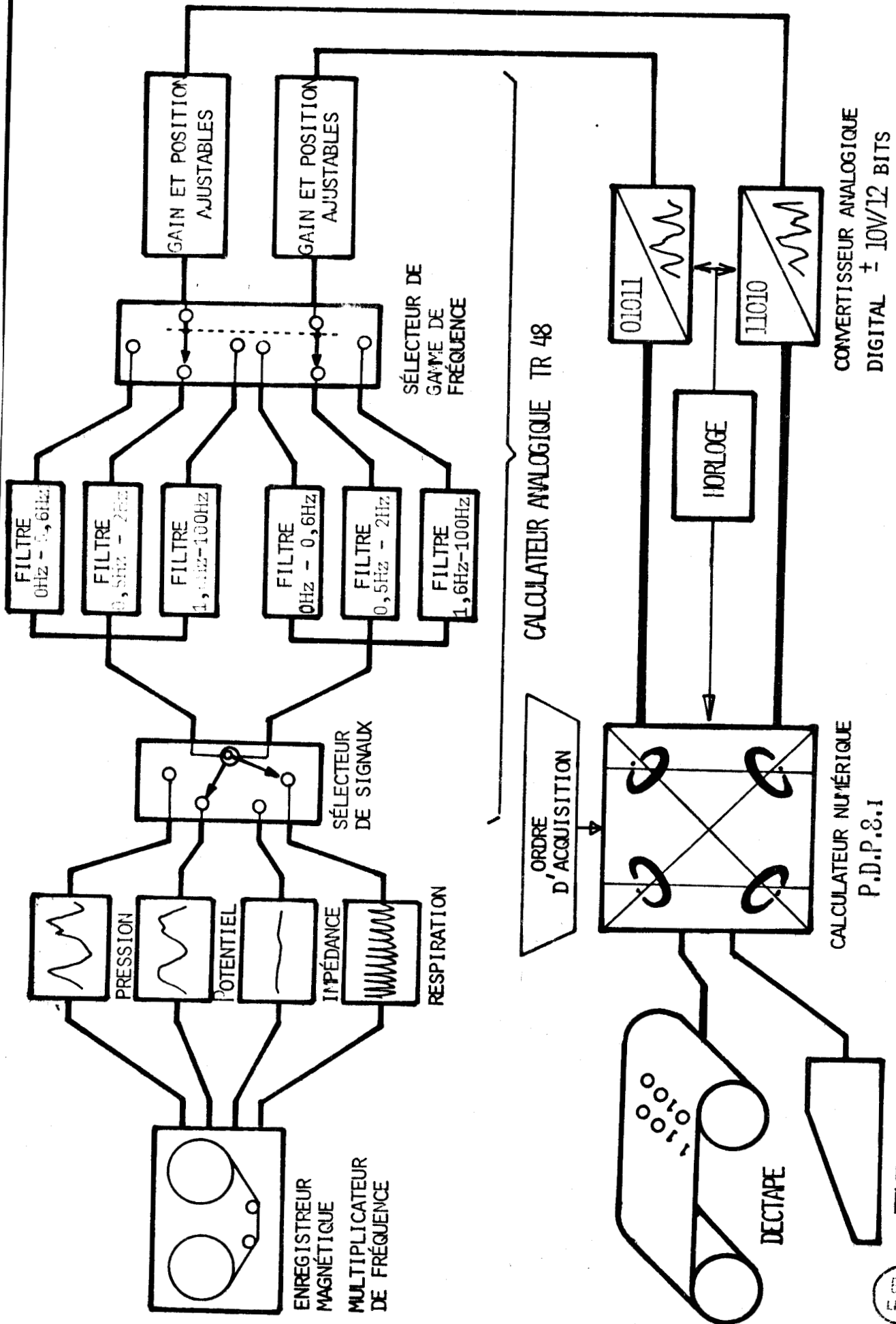


FIGURE 5.4 : CONDITIONNEMENT ET MISE EN MÉMOIRE DES SIGNAUX

### 5.3. DISCRETISATION DES TRANSFORMATIONS INTEGRALES

#### 5.3.1. Calcul discret des fonctions de corrélation

On suppose que les fonctions  $x(t)$  et  $y(t)$  sont disponibles sur l'intervalle  $(0, T)$ , sous la forme de  $N$  échantillons  $x(nT_e)$  et  $y(nT_e)$ ,  $0 \leq n \leq N-1$ , où  $T_e$  est la période d'échantillonnage.

Nous avons vu au paragraphe 4.4.1 que la fonction d'intercorrélation de  $x(t)$  et  $y(t)$  peut être estimée par :  $C_{xy}(T, \tau)$  tel que :

$$C_{xy}(T, \tau) = \frac{2}{T} \int_{T/4}^{3T/4} x(t) \cdot y(t-\tau) dt$$

En supposant que  $N$  est un multiple de quatre, cette expression peut être mise sous la forme discrète suivante :

$$C_{xy}(T, mT_e) = \frac{1}{N} \sum_{n=N/4}^{3N/4} x(nT_e) y((n-m)T_e)$$

$$\text{avec : } -\frac{N}{4} \leq m \leq +\frac{N}{4}.$$

Nous avons de la même manière :

$$C_{xx}(T, mT_e) = \frac{1}{N} \sum_{n=N/4}^{3N/4} x(nT_e) \cdot x((n-m)T_e)$$

$$\text{avec : } -\frac{N}{4} \leq m \leq +\frac{N}{4}.$$

#### 5.3.2. Algorithme de calcul des fonctions de corrélation

Pour calculer les fonctions de corrélation, les signaux 1 et 2 sont rangés dans la mémoire centrale. Pour chaque valeur de  $m$ , à laquelle correspond une valeur  $mT_e$  du retard, chaque échantillon de rang  $n$  du signal 1 est multiplié par l'échantillon de rang  $n+m$  du signal 2,  $n$  variant de  $-N/4$  à  $+N/4$ . (cf. figure 5.5). Le résultat de chaque multiplication est ajouté à la somme des produits calculés précédemment.

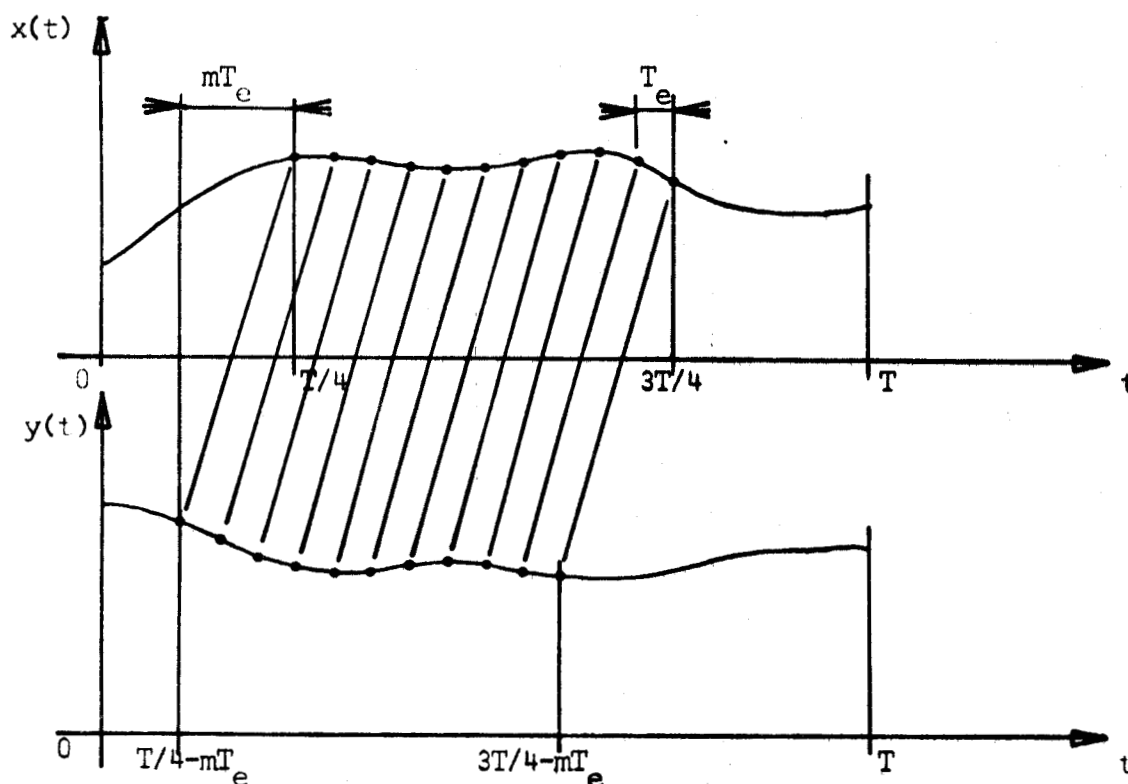


FIGURE 5.5 : ALGORITHME DE CALCUL DES FONCTIONS DE CORRÉLATION

Lorsqu'un point de la fonction de corrélation est ainsi obtenu,  $m$  est incrémenté d'une unité et le cycle de calcul reprend pour obtenir le point suivant. Cet algorithme permet ainsi de calculer  $\frac{N}{2}$  points de la fonction de corrélation correspondant à  $N/2$  retards différents espacés de  $T_e$ .

### 5.3.3. Transformée discrète de Fourier

Pour calculer la transformée de Fourier d'une fonction  $x(t)$  sur une machine numérique, on suppose que la fonction  $x(t)$  est disponible sur l'intervalle  $(0, T)$  sous la forme de  $N$  échantillons  $x(nT_e)$ ,  $0 \leq n \leq N-1$ , où  $T_e$  est la période d'échantillonnage.

De manière analogue, le spectre  $X(\omega)$  est représenté par  $X(k\Omega)$ ,  $0 \leq k \leq N-1$  où  $\Omega$  est l'incrément choisi entre les échantillons dans le domaine fréquentiel.

Nous avons vu au paragraphe 4.5.2 que le spectre  $X(\omega)$  peut être estimé par  $X_T(\omega)$  tel que :

$$X_T(\omega) = \int_0^T x(t) e^{-j\omega t} dt$$

Cette expression peut être écrite sous forme discrète suivante :

$$X_T(k\Omega) = T_e \cdot \sum_{n=0}^{N-1} x(nT_e) e^{-j\omega T_e nk}$$

L'évaluation directe de  $X_T(k\Omega)$  nécessite  $N \times K$  multiplications et additions. Toutefois, lorsque  $N = K = 2$ , il est possible d'appliquer l'algorithme de transformation de Fourier Rapide, découvert par Cooley et Tukey, qui nécessite seulement  $N \log_2 N$  opérations /26/. Pour  $N = 1024$ , l'économie représente 99 % du temps de calcul.

Cet algorithme est disponible sous forme d'un sous-programme donnant la série complexe  $X_T(k\Omega)$ ,  $0 \leq k \leq N-1$  avec  $\Omega = \frac{2\pi}{T}$  . /27/.

Le calcul des modules des éléments de cette série donne le spectre d'amplitude échantillonné qui est préféré au spectre de puissance car il permet, à la lecture, de conserver une meilleure définition pour les raies correspondant aux fréquences non prépondérantes.

#### 5.4. PROGRAMME D'ANALYSE DES SIGNAUX

L'exécution du programme d'analyse commence par un transfert des signaux échantillonnés simultanément de la bande magnétique "Dectape" à la mémoire centrale du calculateur. Le choix des signaux se fait sur le pupitre, en sélectionnant aux clés l'adresse a du premier bloc contenant les signaux et le nombre  $N$  d'échantillons par signal.

A ce stade, une commande permet d'inverser l'ordre de transfert des deux signaux vers la mémoire centrale afin d'assurer un traitement symétrique.

Les signaux sont centrés autour de leur valeur moyenne qui est imprimée sur Télétype à la suite de l'adresse a du premier bloc. Ensuite, s'il n'y a pas inversion, le calcul de la fonction d'autocorrélation  $C_{11}$  du signal 1 et de la fonction d'intercorrrelation  $C_{12}$  des signaux 1 et 2 se déroulent suivant l'algorithme présenté au paragraphe 5.3.2. (cf. Figure 5.6). L'inversion de l'ordre de transfert permet le calcul de la fonction d'autocorrélation  $C_{22}$  du signal 2 et la fonction d'intercorrrelation  $C_{21}$  des signaux 2 et 1.



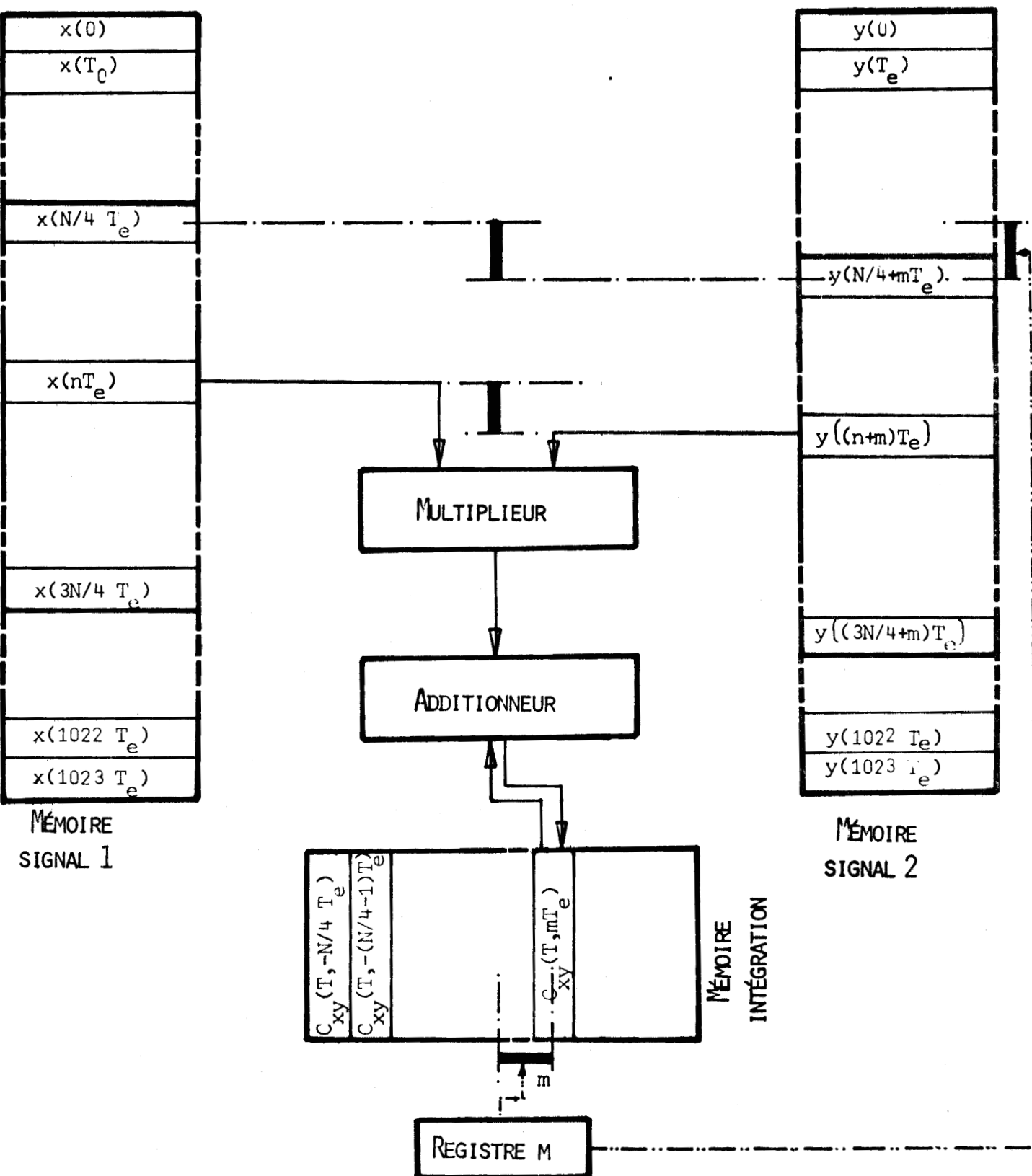


FIGURE 5.6 : MISE EN OEUVRE DE L'ALGORITHME DE CALCUL DES FONCTIONS DE CORRÉLATION.

Lorsque l'opérateur le désire, les séries temporelles d'échantillons discrets qui représentent les deux signaux analysés et les deux fonctions de corrélation associées peuvent être envoyées sur les quatre canaux du convertisseur Digital-Analogique de l'interface, à une cadence commandée par une horloge de période ajustable. Il est ainsi possible de visualiser simultanément ces quatre fonctions du temps sur un enregistreur graphique avant que ne commence leur traitement par la transformée de Fourier rapide.

Les quatre spectres d'amplitude, calculés à partir des résultats de ces transformations, sont ensuite visualisés simultanément sur l'enregistreur graphique de telle sorte que les raies correspondant aux mêmes fréquences se correspondent verticalement (cf figure 5.7). Une raie de rang  $r$  représente la fréquence  $r/T$ ,  $T$  étant la durée d'observation du signal.

Pour utiliser au maximum les performances du calculateur, on introduit à chaque pas de calcul de la transformation de Fourier un facteur d'échelle variable qui permet d'employer au mieux la capacité des mots-mémoire.

En fin de calcul, le facteur d'échelle résultant pour chaque spectre est imprimé sur télétype. La connaissance de ce facteur d'échelle  $f$  est en effet primordiale pour comparer différents spectres, l'amplitude des raies devant être multipliée par  $2^f$  pour obtenir le résultat final.

D'autre part, afin de connaître, l'importance relative des différentes raies le programme comporte le calcul de la moyenne des amplitudes de toutes les raies de chaque spectre. Le résultat est imprimé sur télétype.

L'organigramme d'utilisation de ce programme est donné figure 5.8.

Le programme, écrit en langage assembleur 8 K-PALD /25/, peut être consulté à l'annexe 5.2.

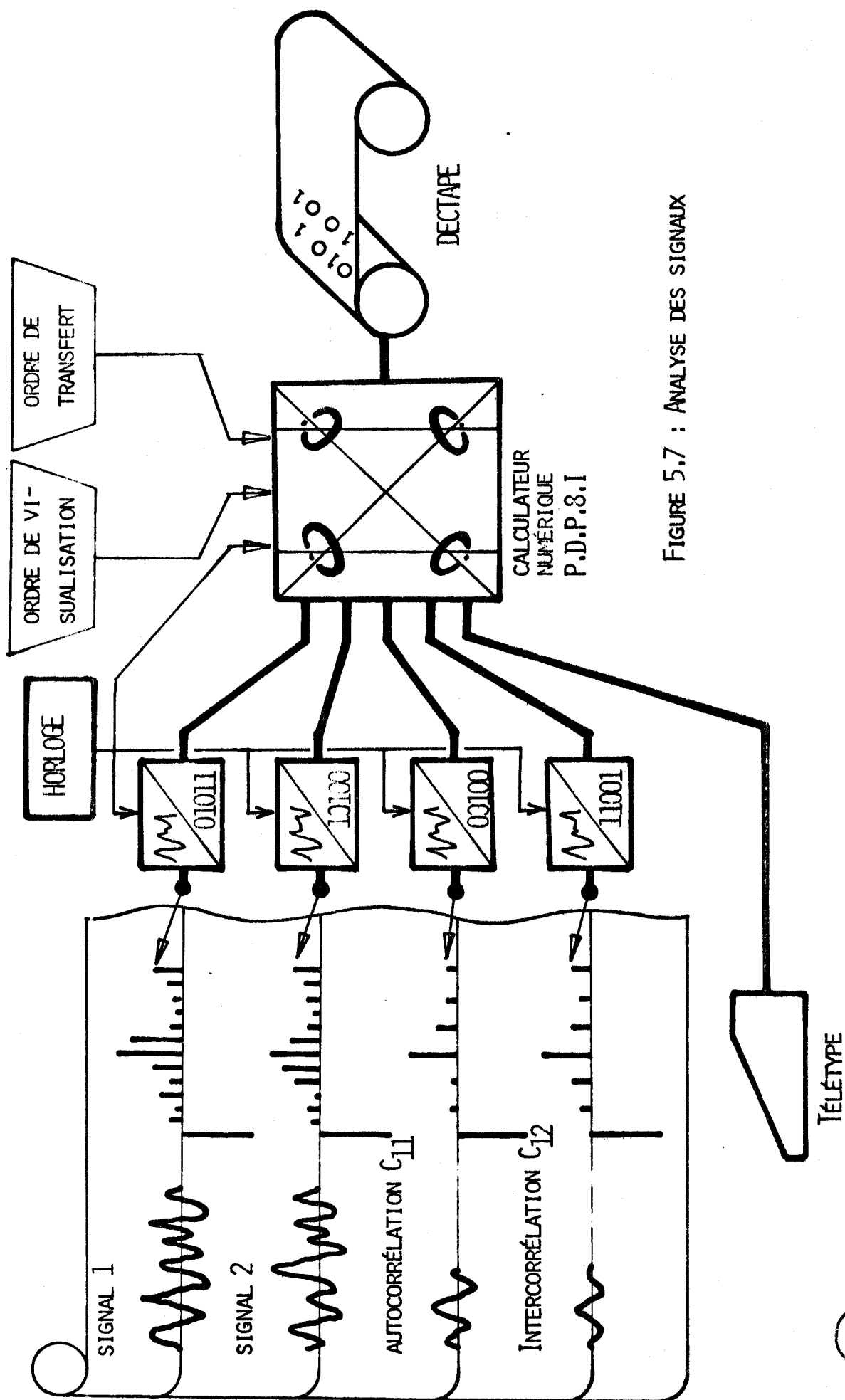


FIGURE 5.7 : ANALYSE DES SIGNAUX

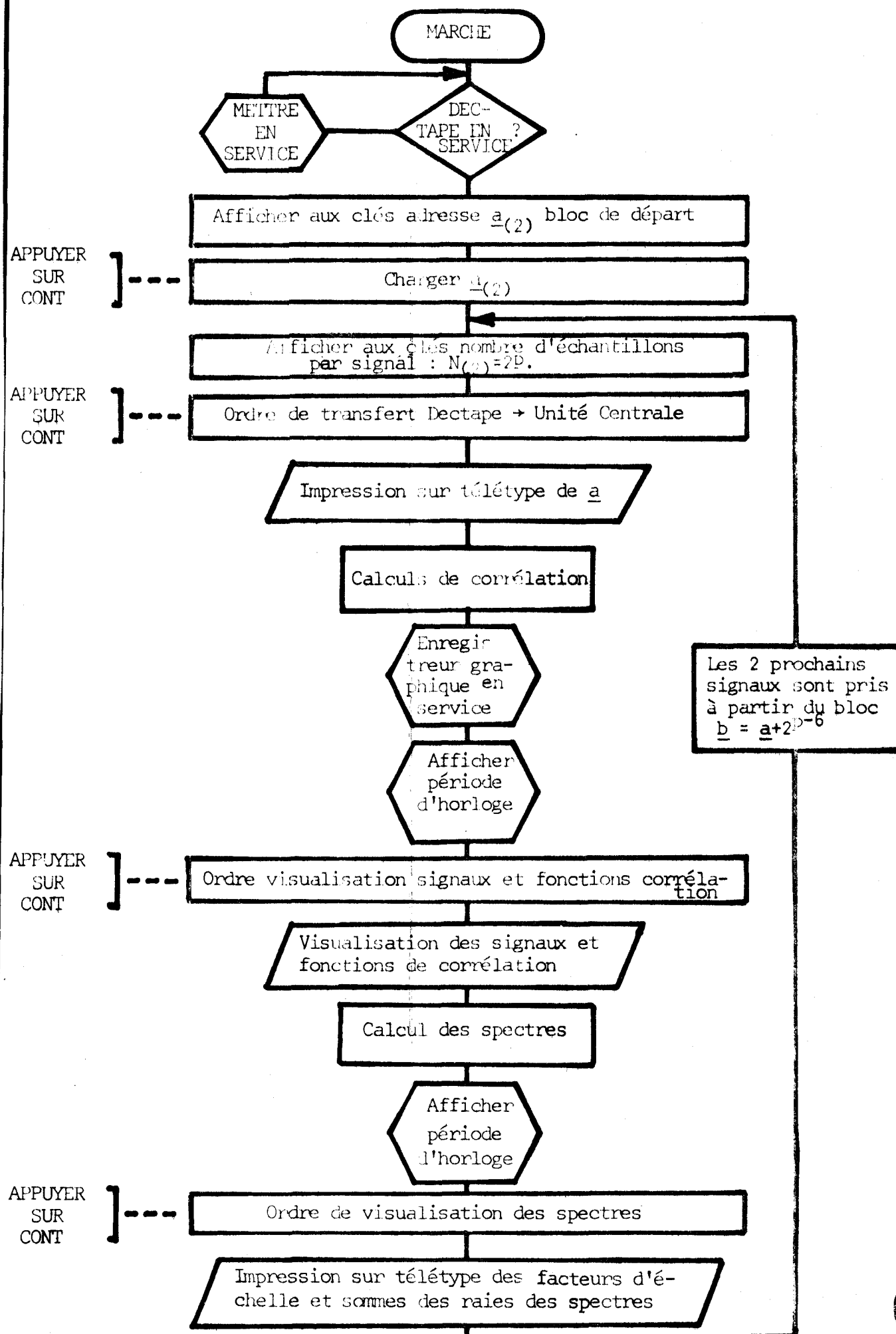


FIGURE 5.8 : ORGANIGRAMME DU PROGRAMME D'ANALYSE DES SIGNAUX

### 5.5. CONCLUSION

Les avantages du système mis au point pour l'analyse des signaux viennent surtout de sa conception en modules indépendants. L'enregistrement des signaux peut se faire dans n'importe quel local hospitalier avec un matériel limité et transportable. Pendant la phase de conditionnement, l'opérateur a accès à l'équipement périphérique du calculateur pour examiner la qualité des enregistrements et décider des conditions de traitement des signaux. Il est enfin possible d'interrompre l'analyse à tout moment et, à la lumière des résultats obtenus, d'en modifier certains paramètres.

Si cette conception modulaire ne permet pas de pousser l'automatisation du processus d'analyse au maximum, elle présente en contre-partie une très grande souplesse d'adaptation. L'opérateur dispose en effet de toutes les commandes nécessaires pour étendre le champ d'application de cette méthode d'analyse à d'autres types de signaux. Une telle souplesse d'utilisation ne serait pas envisageable avec un système plus important, gravitant autour d'un gros calculateur.

Les performances de ce système ont été contrôlées avec des fonctions de spectres connus. Que ce soit avec les représentations temporelles sous forme de fonctions de corrélation ou avec les représentations fréquentielles sous forme de spectres, l'augmentation du rapport signal sur bruit a toujours été très satisfaisante, permettant de reconnaître et d'identifier les ondes périodiques masquées ainsi que les relations existant entre différents signaux.

A titre d'illustration des possibilités de ce système, nous allons maintenant analyser les enregistrements effectués sur la série de rats soumise aux expériences décrites au chapitre 3.

## CHAPITRE 6

### RESULTATS ET DISCUSSION

#### 6.1. INTRODUCTION

Les examens visuels des enregistrements nous ont permis de mettre en évidence certains aspects qualitatifs de l'activité du côlon de Rat (cf § 3.4.3). Cependant nos résultats s'avéraient limités et peu fiables compte tenu de la part importante laissée à l'appréciation subjective de l'opérateur.

Nous nous proposons de reprendre cette étude pour déterminer de manière objective et quantitative les caractéristiques de cette activité.

Grâce à l'automatisation de l'analyse, l'exploration des enregistrements peut être effectuée pour chaque rat sur un grand nombre d'intervalles d'observation. Il est ainsi possible de disposer de nombreuses mesures pour chaque sujet ce qui permet de mieux cerner les caractéristiques de comportement moyen du côlon de chaque animal.

En comparant les résultats relatifs à tous les rats de la population étudiés, on constate qu'ils sont assez proches les uns des autres. L'analyse statistique de l'ensemble des mesures permet d'obtenir une description chiffrée de l'activité moyenne du côlon du Rat placé dans les conditions expérimentales précédemment définies.

#### 6.2. RESULTATS RELATIFS AUX DIFFERENTS SUJETS

Chacun des 13 enregistrements est analysé en trois étapes correspondant aux trois bandes de fréquence sélectionnées précédemment (cf § 5.2.2). Les enregistrements des mouvements respiratoires, ne seront pris en compte, que dans la bande de fréquence correspondant à leur rythme, soit 0,4 Hz - 25 Hz.

### 6.2.1. Bande de fréquence 0 Hz - 0,11 Hz (0 cpm - 6,6 cpm)

Pour analyser les signaux dans la bande de fréquence 0-0,11 Hz, les 50 mn d'enregistrement effectuées sur chaque rat sont divisées en deux intervalles d'observation de 24 mn espacés de 2 mn (cf § 5.2.2.a).

L'analyse des enregistrements de l'impédance montre que les variations de ce paramètre se situent en dehors de cette bande de fréquence : seuls sont pris en compte les enregistrements de la pression et de la différence de potentiel.

L'analyse spectrale directe des signaux donne des spectres très diffus et peu exploitables. La figure 6.1 donne l'exemple de deux de ces spectres : il est impossible d'y discerner un phénomène prépondérant. D'autre part, la forme de ces spectres varie d'un intervalle d'observation à l'autre et ne se prête donc pas à la caractérisation des phénomènes étudiés. Par contre, grâce au calcul des fonctions d'autocorrélation, on détecte sur chaque signal la présence de phénomènes périodiques. En relevant sur les spectres de ces fonctions le rang des raies ou groupes de raies dont l'amplitude dépasse 10 % de l'amplitude moyenne des raies, on constate que les fréquences fondamentales de ces phénomènes sont identiques pour la pression et la différence de potentiel, quel que soit le sujet et pour tous les intervalles d'observation. Les amplitudes des phénomènes correspondant à ces raies sont relevées sur les spectres d'amplitude des signaux. Pour tous les résultats présentés dans cette étude, on appelle amplitude d'un phénomène l'intervalle complet des variations du paramètre correspondant, mesuré de crête à crête.

Chez cinq rats on détecte ainsi deux rythmes différents, de fréquences fondamentales notées  $f_{\alpha}$  et  $f_{\beta}$  ; chez les huit restants, on ne détecte qu'un phénomène de fréquence fondamentale notée  $f_{\beta}$ . Ces résultats sont consignés dans la figure 6.2 qui indique la dispersion des mesures pour chaque sujet.

Les fonctions d'intercorrélation et leurs spectres mettent en évidence un étroit parallélisme entre les activités électriques et mécaniques au niveau des deux types de phénomènes périodiques détectés.

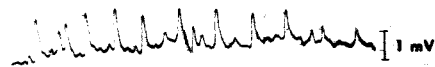
Les valeurs moyennes du potentiel électrique pour chaque sujet sont données dans le tableau I.

## SIGNAUX



4 mm

## DIFFÉRENCE DE POTENTIEL



## FONCTIONS DE CORRÉLATION

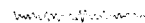
Autocorrélation  
Pression



Autocorrélation  
Potentiel



Intercorrélation  
Pression-Potentiel



12 mm

## SPECTRES

Pression

Potentiel

Autocorrélation pression

Autocorrélation potentiel

intercorrélation pression-potentiel

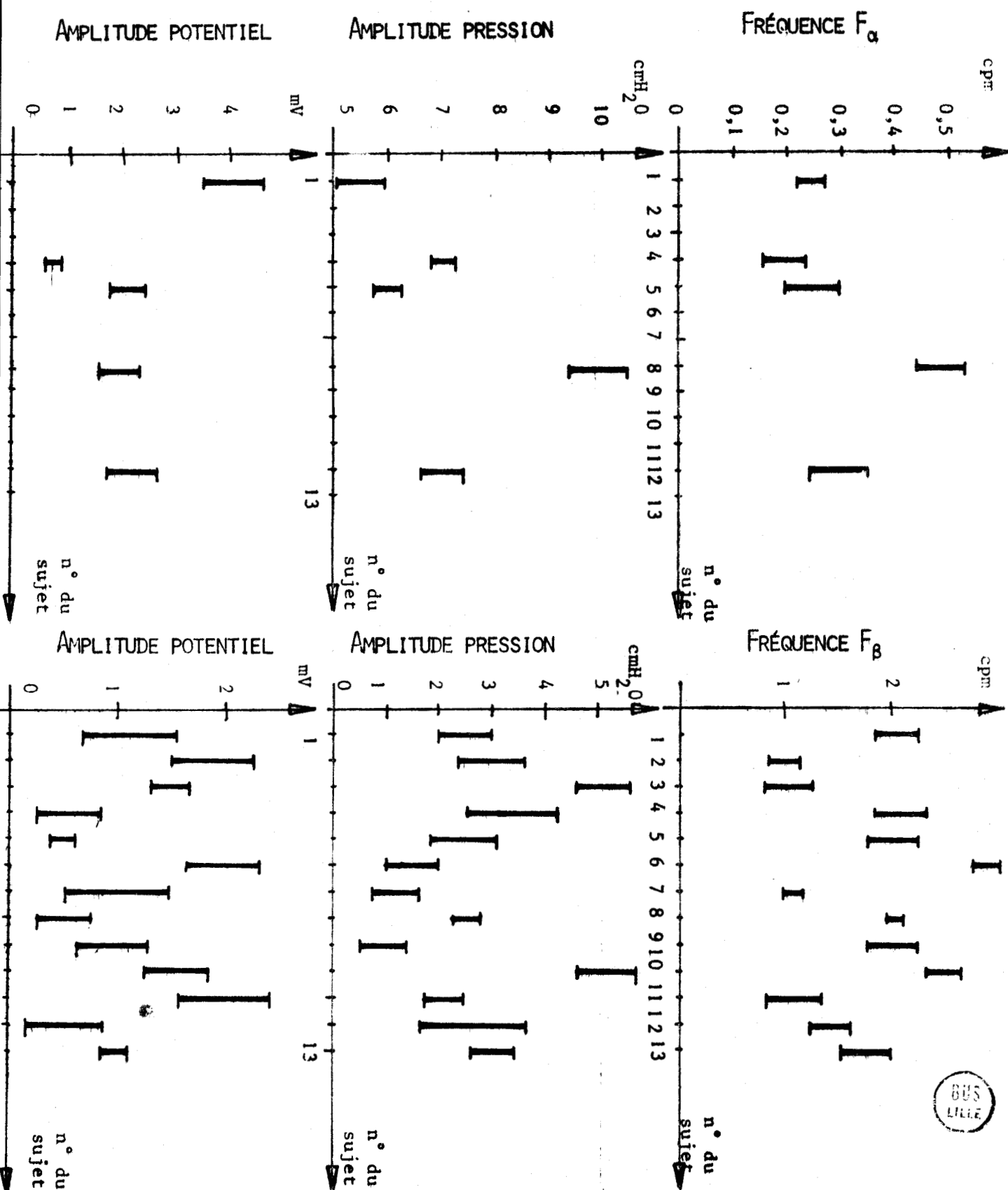
1 2 3 4 5 6 cpm

FIGURE 6.1 : ANALYSE DE LA PRESSION ET DE LA DIFFÉRENCE DE POTENTIEL DANS LA BANDE DE FRÉQUENCE 0-0,11 Hz.





FIGURE 6.2 : BANDE DE FRÉQUENCE 0 - 0,11 Hz (0-6,6 cpm)  
RÉSULTATS PAR SUJET



Sujet n°	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Potentiel moyen	7,0	10,1	7,0	7,5	5,1	7,8	7,5	8,0	8,7	9,0	6,3	7,5	7,2

TABLEAU I

6.2.2. Bande de fréquence : 0,10 Hz - 0,5 Hz (6 cpm - 30 cpm)

Les variations de l'impédance se trouvent également à l'extérieur de la bande de fréquence 0,10 Hz - 0,5 Hz. On se limite donc à l'analyse des enregistrements de la pression et de la différence de potentiel. Suivant les rats, 15 à 25 intervalles d'observation de 1 mm (cf § 5.2.2.b), permettent de couvrir les périodes d'activité.

L'analyse spectrale directe des signaux révèle sur les spectres un pic dominant les autres raies (cf Figure 6.3). La présence de ce pic est confirmée par le calcul des fonctions d'autocorrélation qui présentent un aspect périodique très prononcé.

Pour chaque intervalle d'observation, quel que soit le sujet, la comparaison des deux spectres des fonctions d'autocorrélation montre que les phénomènes périodiques détectés dans les variations de la pression et de la différence de potentiel présentent la même fréquence fondamentale  $f_y$ . Les amplitudes des phénomènes enregistrés correspondant à cette fréquence sont déterminées comme dans la bande de fréquence étudiée précédemment, en détectant les raies des fonctions d'autocorrélation dont l'amplitude dépasse 10 % de l'amplitude moyenne des raies. La figure 6.4 donne, par sujet, la dispersion des résultats pour les différents intervalles d'observation. On peut y constater la stabilité des phénomènes périodiques chez chaque rat et la plus grande dispersion d'un rat à l'autre.

L'étude des fonctions d'intercorrélation et de leurs spectres mettent clairement en évidence la parallélisme entre les activités électriques et mécaniques au niveau de ces phénomènes périodiques.

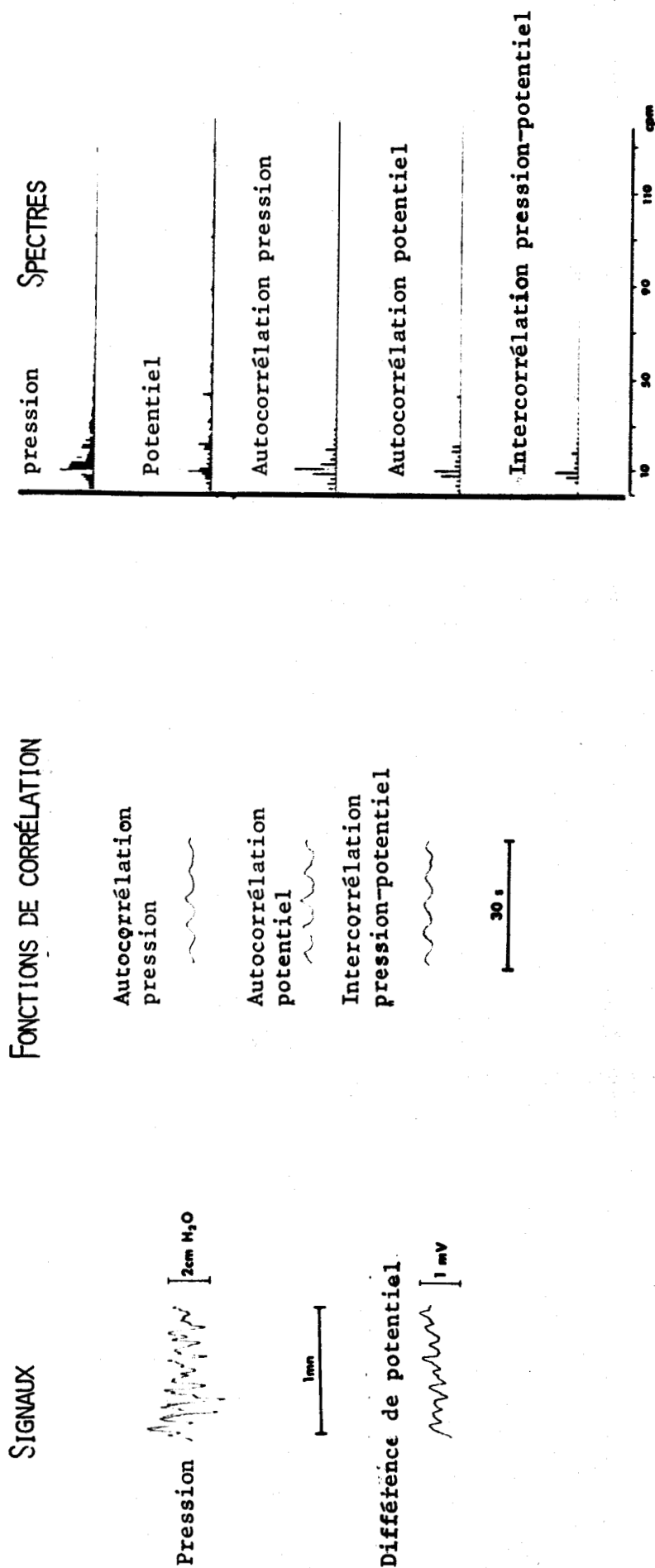


FIGURE 6.3 : ANALYSE DE LA PRESSION ET DE LA DIFFÉRENCE DE POTENTIEL DANS LA BANDE DE FRÉQUENCE 0,10Hz-0,5Hz.

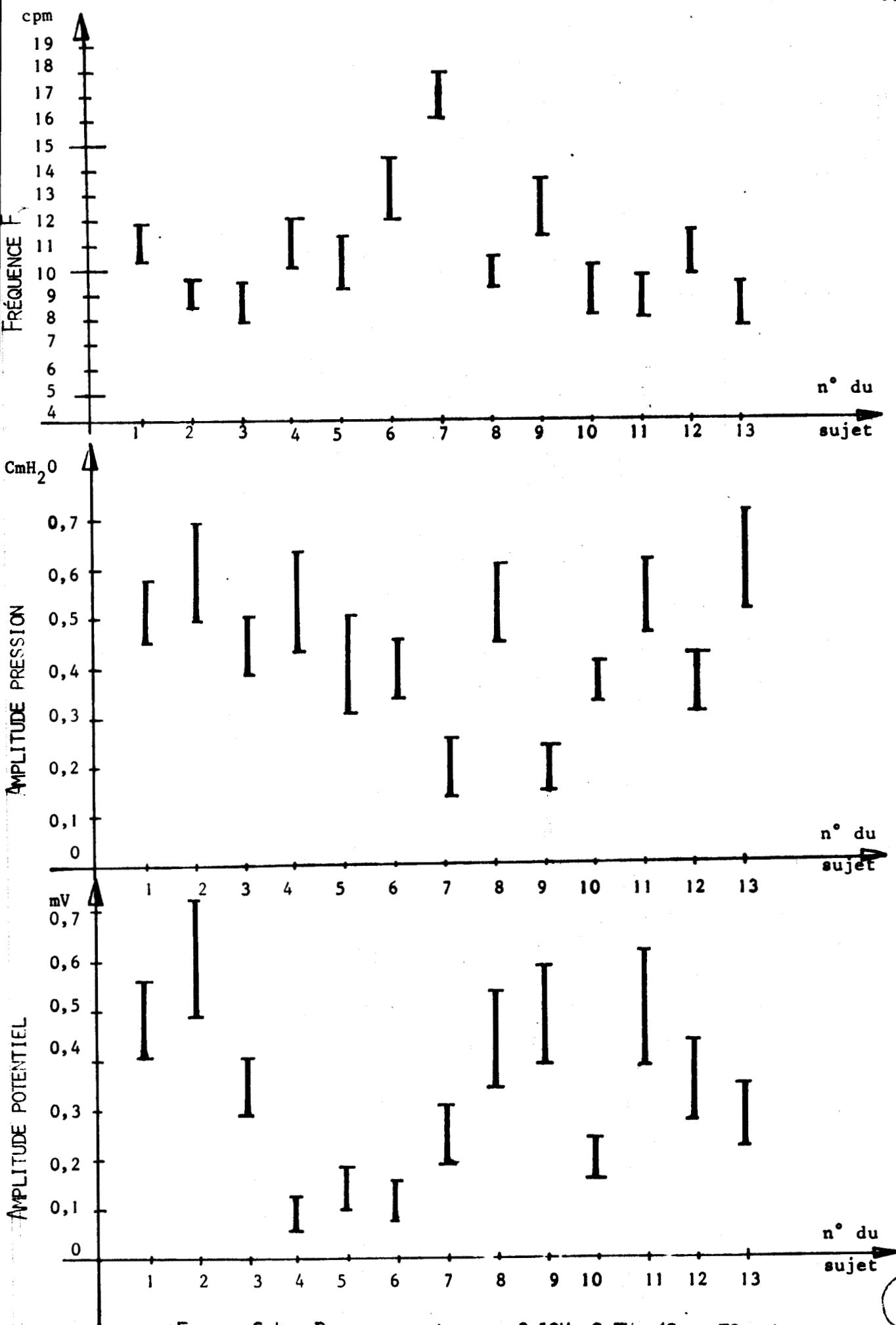


FIGURE 6.4 : BANDE DE FRÉQUENCE 0,10Hz-0,5Hz (6cpm-30cpm)  
RÉSULTATS PAR SUJET

### 6.2.3. Bande de fréquence 0,4 Hz - 25 Hz (24 apm-150 apm)

C'est dans la bande de fréquence 0,4 Hz - 25 Hz que se situent le rythme respiratoire et les variations de l'impédance.

L'exploration de cette bande ne met en évidence que des phénomènes très stables, présents pendant toute la durée des enregistrements disponibles. Nous prenons donc des intervalles d'observation de 20 s (cf. § 522c) régulièrement espacés sur les 50 mn d'enregistrement sélectionnées. La très faible dispersion des résultats obtenus d'un intervalle à l'autre nous permet d'en limiter le nombre à 15.

L'étude des variations de la pression et de la différence de potentiel révèle un phénomène périodique très stable et simultané sur ces deux signaux dont la fréquence est comparable à celle de la respiration (cf. figure 6.5). L'analyse simultanée de chacun de ces signaux avec l'enregistrement de la respiration confirme notre intuition : ces activités périodiques sont le reflet fidèle du rythme des mouvements respiratoires. Les fréquences  $f_0$  de ces phénomènes sont données pour chaque sujet sur la figure 6.6 avec les amplitudes correspondantes de la pression et de la différence de potentiel.

D'autre part, l'analyse des variations de l'impédance met en évidence la liaison étroite de ce paramètre avec le phénomène respiratoire : ces variations sont principalement formées d'une composante périodique dont la fréquence fondamentale est :  $f_0$ . La comparaison de l'amplitude de ce phénomène (cf figure 6.6) avec les performances de la chaîne de mesure (cf § 231) montre que ces variations d'impédance n'introduisent aucune erreur appréciable dans les mesures du potentiel.

Une partie de ces résultats s'explique par le fait que la respiration chez le rat anesthésié est essentiellement abdominale. Les variations de pression enregistrées sont le reflet des compressions du côlon résultant du phénomène respiratoire. Les variations de l'impédance sont principalement dues aux variations du volume des tissus sous l'effet des mouvements respiratoires.

### 6.2.4. Conclusion

En considérant l'ensemble des résultats obtenus, on constate que les phénomènes périodiques détectés sont assez stables dans le temps pour un même sujet, en fréquence comme en amplitude.

Cependant compte tenu de la plus grande dispersion des caractéristiques de ces phénomènes périodiques d'un sujet à l'autre, la classification empirique que nous en avons faite en quatre classes distinctes mérite d'être justifiée.

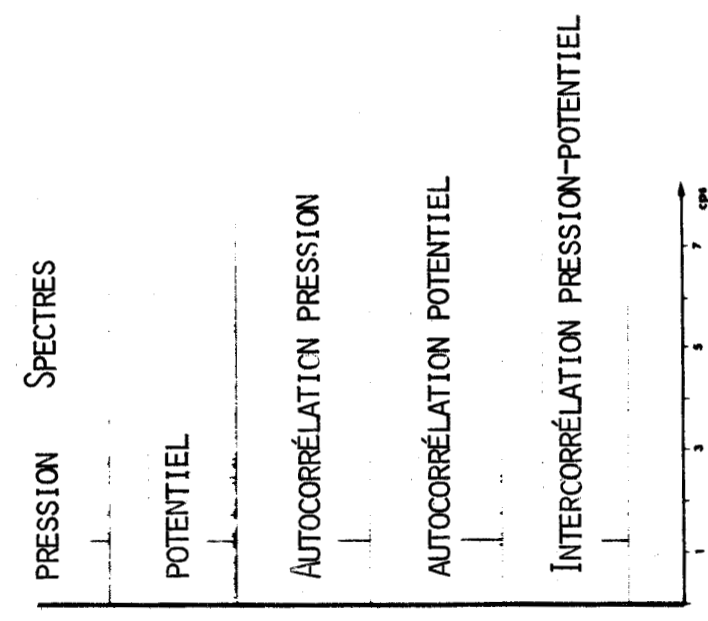
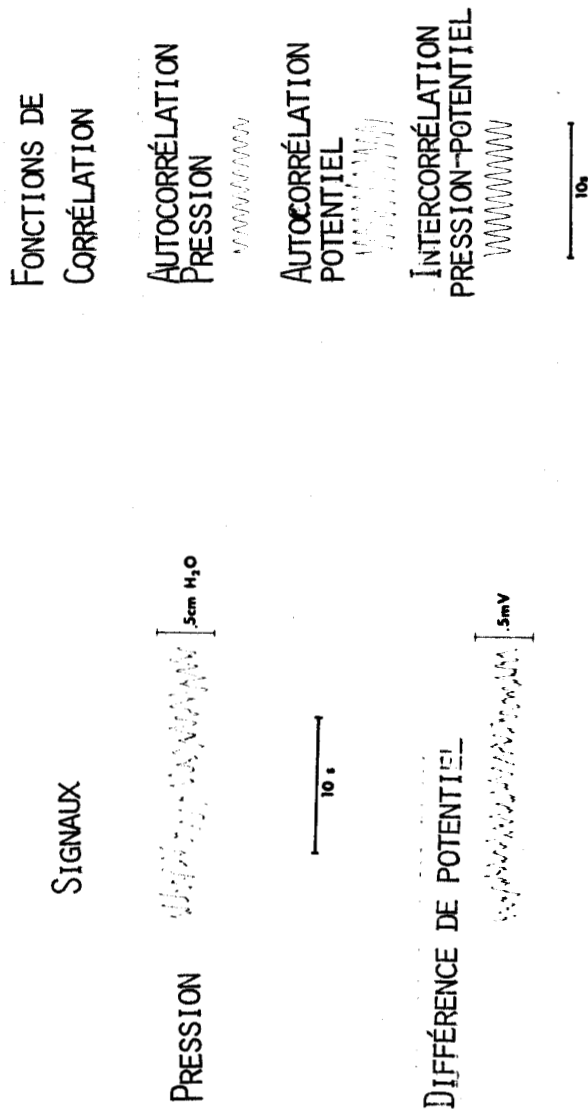


FIGURE 6.5 : ANALYSE DE LA PRESSION ET DE LA DIFFÉRENCE DE POTENTIEL DANS LA BANDE DE FRÉQUENCE 0,4 Hz - 25 Hz.



FREQUENCE  $F_0$ 

AMPLITUDE PRESSION

AMPLITUDE POTENTIEL

AMPLITUDE IMPEDANCE

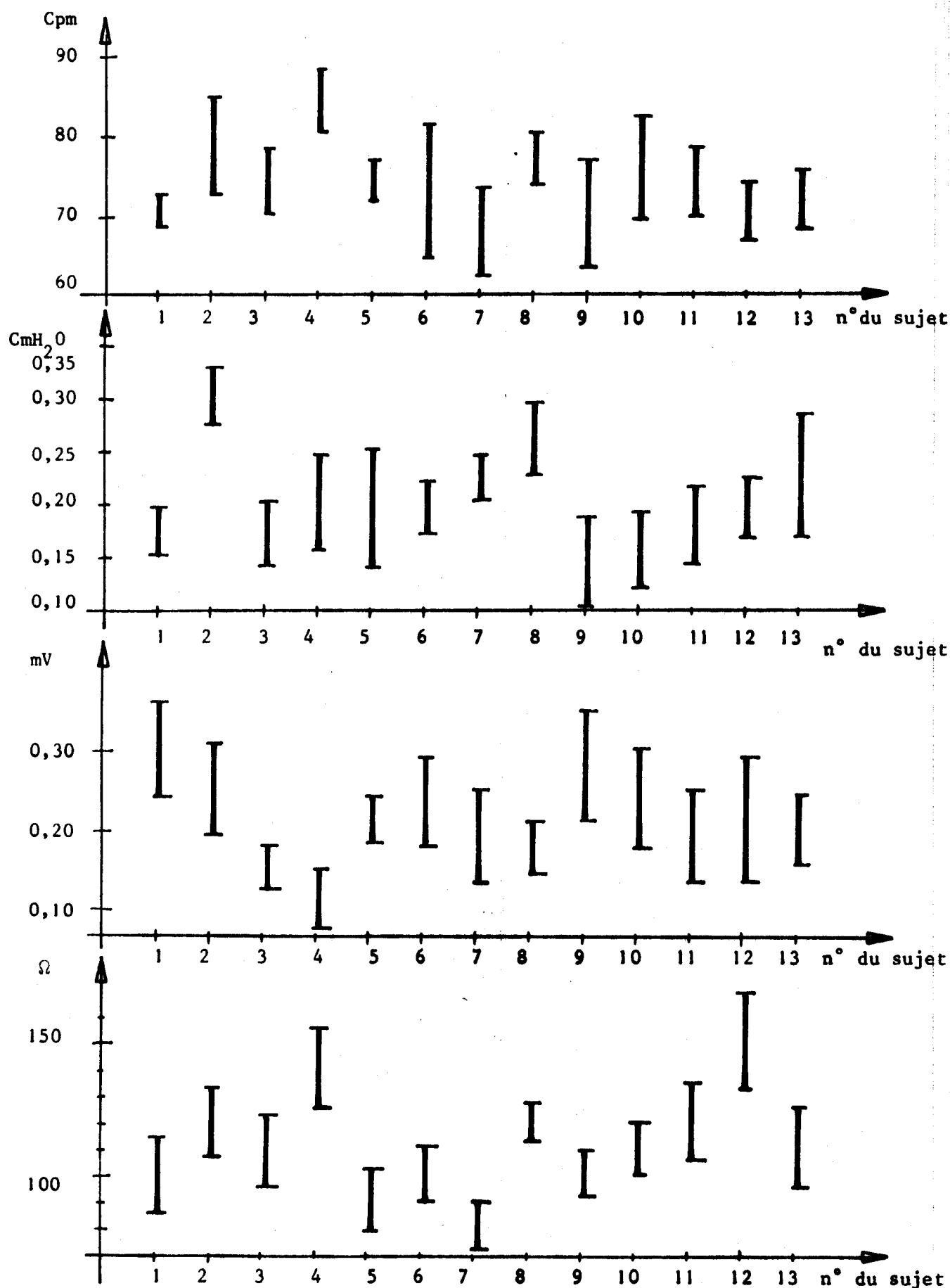


FIGURE 6.6. : BANDE DE FRÉQUENCE 0.4 Hz - 25 Hz (24 CPM - 150 CPM)  
RÉSULTATS PAR SUJET



### 6.3. COMPORTEMENT MOYEN CHEZ UNE POPULATION DE RATS

#### 6.3.1. Caractéristiques moyennes de l'activité du côlon

Pour déterminer les caractéristiques moyennes de l'activité du côlon du Rat, nous recourrons aux données de base, supposées distribuée suivant la loi normale et non groupées par sujet pour plus d'exactitude (cf tableau II). Les calculs statistiques ont été effectués sur machine de bureau programmable.

L'étude des valeurs moyennes des fréquences  $f_\alpha$ ,  $f_\beta$ ,  $f_\gamma$  et  $f_\delta$  et de leur dispersion permet de discerner, avec un risque d'erreur de 5% /28/, 4 classes de phénomènes périodiques. Les fréquences fondamentales de ces phénomènes sont situées dans les quatre intervalles de confiance disjoints suivant (cf figure 6.7) :

<u>Phénomène <math>\alpha</math></u>	:	0,30	$\pm$	0,24	cpm
<u>Phénomène <math>\beta</math></u>	:	1,75	$\pm$	1,20	cpm
<u>Phénomène <math>\gamma</math></u>	:	10,7	$\pm$	6	cpm
<u>Phénomène <math>\delta</math></u>	:	75	$\pm$	8	cpm

Sur la base des amplitudes des variations de la pression, on constate qu'il est également possible de distinguer ces 4 classes de phénomènes périodiques. En effet les valeurs mesurées peuvent être groupées sur 4 intervalles de confiance disjoints (cf figure 6.7), mais avec un risque d'erreur de 20 % compte tenu de la plus grande dispersion de cette caractéristique. /28/

<u>Phénomène <math>\alpha</math></u>	:	7,10	$\pm$	2,20	cmH <sub>2</sub> O
<u>Phénomène <math>\beta</math></u>	:	2,71	$\pm$	1,80	cmH <sub>2</sub> O
<u>Phénomène <math>\gamma</math></u>	:	0,46	$\pm$	0,17	cmH <sub>2</sub> O
<u>Phénomène <math>\delta</math></u>	:	0,21	$\pm$	0,05	cmH <sub>2</sub> O

La trop grande dispersion des amplitudes des variations de la différence de potentiel électrique ne permet pas une caractérisation valable de ces 4 classes.

Le calcul de la valeur moyenne du potentiel effectué sur l'ensemble des relevés conduit à la valeur : - 7,2 mV avec un écart type de : 1,4 mV.



	Fréquences (cpm)	Amplitude pression (cmH <sub>2</sub> O)	Amplitude potentiel (mV)	Amplitude impédance ( $\Omega$ )
Moyenne	$f_{\alpha} = 0,30$	7,1	2,3	-
Ecart type	0,12	1,7	1,2	-
Coefficient de variation	40	24	53	-
Moyenne	$f_{\beta} = 1,75$	2,71	1,16	-
Ecart type	0,60	1,38	0,66	-
Coefficient de variation	35	51	56	-
Moyenne	$f_{\gamma} = 10,7$	0,46	0,34	-
Ecart type	2,8	0,13	0,14	-
Coefficient de variation	26	28	41	-
Moyenne	$f_{\delta} = 75$	0,21	0,21	112
Ecart type	4	0,04	0,05	18
Coefficient de variation	5	5	4	6

Tableau II



INTERVALLES DE CONFIANCE  
AVEC RISQUE D'ERREUR 5%

INTERVALLES DE CONFIANCE  
AVEC RISQUE D'ERREUR 20%

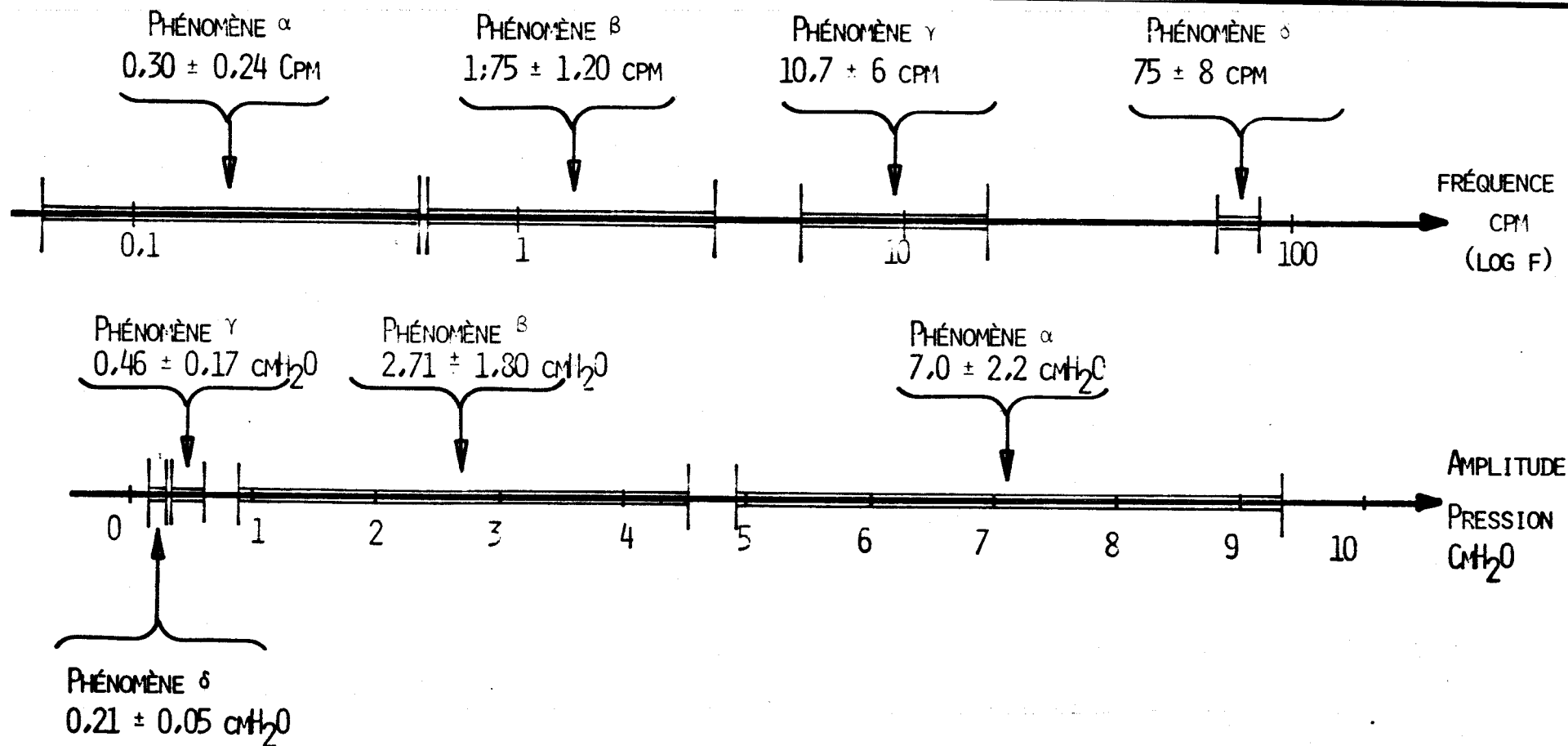


FIGURE 6.9 : CLASSIFICATION DES QUATRE PHÉNOMÈNES OBSERVÉS SUR LA BASE DES FRÉQUENCES (RISQUE : 5%) ET DES AMPLITUDES DES VARIATIONS DE PRESSION (RISQUE : 20%).

Ces fréquences, et ces amplitudes moyennes, caractéristiques des trois phénomènes indépendants de la respiration, conduisent au schéma de l'activité du côlon représenté figure 6.8.

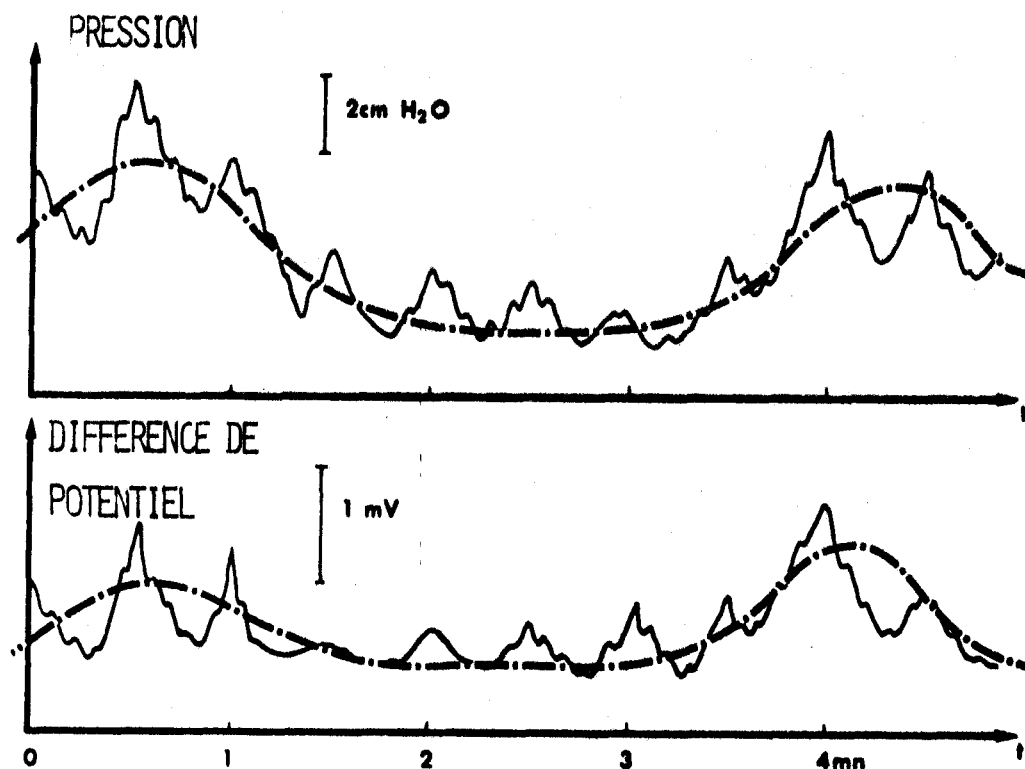


FIGURE 6.8 : SCHÉMA TYPE DE L'ACTIVITÉ DU CÔLON  
(L'INFLUENCE DE LA RESPIRATION N'EST PAS REPRÉSENTÉE)

### 6.3.2. Validité des résultats

Pour nous assurer de la validité des résultats obtenus, nous devons maintenant vérifier l'hypothèse sur la stationnarité des signaux limitée au premier ordre à l'échelle des intervalles d'observation (cf § 421). Pour ce faire, un programme annexe permet de déterminer la valeur moyenne des signaux sur des intervalles de durée moitié de celle des intervalles d'observation.

On montre ainsi qu'à l'intérieur de chaque intervalle d'observation, la valeur moyenne n'est pas, comme nous l'avons supposé, rigoureusement nulle quelle que soit la période d'intégration choisie pour la calculer. On constate cependant que ses variations demeurent toujours inférieures à 10 % de la pleine échelle.

Les signaux occupant environ 80 % de la pleine échelle, l'erreur ainsi introduite dans les calculs des fonctions de corrélation est négligeable (cf. annexe 6.1).

D'autre part, la comparaison des différents spectres met en évidence la non stationnarité des signaux au second ordre. C'est pourquoi des essais de sommation des spectres élémentaires se sont révélés infructueux. Par contre, les calculs de moyennes effectués sur les fréquences et amplitudes des oscillations périodiques détectées sur chaque spectre permettent, malgré la dispersion relative des résultats, de mieux cerner leurs valeurs caractéristiques.

#### 6.4. EXPLOITATION DE LA METHODE D'ANALYSE POUR L'ETUDE DU COLON

Les résultats obtenus ne sont pas une fin en eux-mêmes. L'aboutissement de l'étude présentée dans ce mémoire ouvre la voie à deux domaines différents où les méthodes employées et les techniques mises au point peuvent s'avérer efficaces.

##### 6.4.1. Etude des processus physiologiques

Nous avons étudié les phénomènes mécaniques et électriques à un endroit précis du côlon et dans des conditions expérimentales particulières. Cette étude pourrait être menée en différents sites afin de dresser une carte de l'activité cœlique de la jonction iléocaécale au rectum.

La connaissance des processus biologiques qui se manifestent dans le côlon peut également être améliorée en effectuant des séries d'expériences se déroulant dans des conditions physiologiques différentes. Cette étude menée par exemple sur le plan pharmacodynamique permettrait de chiffrer l'influence de différents facteurs susceptibles d'agir sur le comportement du côlon ; en particulier, l'emploi de certains inhibiteurs sélectifs pourraient contribuer à identifier l'origine des différentes activités mises en évidence.

C'est dans ce sens qu'il serait également souhaitable de compléter notre étude par des enregistrements effectués à partir d'électrodes implantées dans la muqueuse. Il serait ainsi possible d'étudier les éventuelles relations entre les phénomènes locaux et les manifestations globales de l'activité de l'organe. L'analyse des enregistrements simultanés de l'électromyogramme et de la différence de potentiel mesurée à travers la paroi nécessiterait la réalisation d'une chaîne de mesure identique à celle décrite au chapitre 2.

La contribution apportée par différents travaux de ce type pourrait s'avérer décisive pour l'étude du mécanisme responsable des relations liant les phénomènes électriques et mécaniques au niveau de l'intestin et de l'estomac.

#### 6.4.2. Etude des cas pathologiques

Pour le clinicien, il serait intéressant de pouvoir séparer, au vu des résultats de ces analyses le fonctionnement normal du fonctionnement anormal du côlon. Des études similaires pourront donc être menées en pathologie, par exemple sur des sujets atteints de colopathies ou de dyskinésies digestives.

On pourrait envisager par exemple de classer les caractéristiques de l'activité du côlon en différents schémas types correspondants à des modalités réactionnelles générales ou à quelques réactions pathologiques particulières. Une telle étude pourrait conduire à des applications pharmacologiques et thérapeutiques.

#### 6.5. CONCLUSION

Les possibilités d'exploitation des méthodes et techniques présentées ont été illustrées par la détermination des caractéristiques de l'activité du côlon du Rat dans les conditions expérimentales que nous avons définies. Sur la base des fréquences des phénomènes étudiés, nous avons mis en évidence quatre types d'activités mécaniques et électriques élémentaires étroitement corrélées. Nous avons d'autre part constaté que l'étude des amplitudes de ces phénomènes fournit une caractérisation beaucoup moins fiable de l'activité cœlique.

Afin de mieux comprendre l'origine des différents phénomènes ainsi mis en évidence, ces travaux pourraient être complétés par d'autres études, réalisées avec une technique instrumentale comparable et le même système d'analyse mais avec des protocoles expérimentaux différents, définis par le physiologiste en fonction des objectifs recherchés.

*CONCLUSION GENERALE*

Nous avons appliqué, dans le cadre d'un protocole de recherches gastrointestinales, les concepts et techniques de l'Automatique à l'étude de la physiologie du côlon.

L'instrumentation réalisée a permis de recueillir les paramètres représentatifs des activités mécaniques et électriques qui se manifestent dans cet organe in vivo. Ceux-ci ont été enregistrés sous contrôle permanent de la fiabilité des capteurs grâce à la mesure continue de l'impédance vue entre les sondes électriques.

Les capteurs et les chaînes de mesure ont été conçus avec le souci constant de minimiser les perturbations apportées aux systèmes biologiques étudiés. Une série de contrôles sévères a permis de tester la fiabilité et la sûreté du fonctionnement de cette instrumentation. Celle-ci a, par la suite donné entière satisfaction lors du déroulement du protocole expérimental destiné à enregistrer les paramètres biologiques sélectionnés.

Les signaux recueillis ont été soumis à un traitement automatique, programmé sur un système de calcul hybride. Il a ainsi été montré, par analyse corrélative, que la motricité et l'activité électrique du côlon présentent des phénomènes périodiques stables, étroitement liés. Des calculs statistiques portant sur les résultats de l'analyse spectrale ont mis en évidence quatre types d'activités élémentaires, caractérisées par leurs fréquences respectives. Ces phénomènes élémentaires peuvent également être caractérisés sur la base de l'amplitude de l'activité motrice, mais avec une moins bonne fiabilité.

Les travaux qui viennent d'être présentés ne sont qu'une étape vers la connaissance approfondie de la physiologie du côlon. Il serait certainement intéressant de les compléter dans le cadre de la gastroentérologie, par d'autres études destinées à explorer le fonctionnement des organes constituant le tube digestif placés dans des situations physiologiques différentes. Le système d'investigation utilisé pour cette étude a, en effet, été conçu de manière modulaire afin de pouvoir être adapté à des conditions expérimentales très variées. Les capteurs peuvent être aisément changés ou modifiés ; les chaînes de mesures ont été réalisées avec un vaste choix de calibres ; des commandes permettant enfin d'agir à différents niveaux du traitement des données pour pouvoir travailler dans différentes gammes de fréquences.

L'opérateur dispose de nombreuses possibilités d'intervention qui confèrent à cet ensemble une réelle souplesse d'utilisation.

Il est également possible d'envisager l'emploi de ce système d'analyse dans de nombreux autres domaines médicaux, chaque fois qu'il s'agit de détecter et de caractériser des activités biologiques périodiques ou de déceler des relations entre différents paramètres.

En dehors des études menées dans le cadre de la gastroentérologie comme celle présentée dans ce mémoire, et de la cardiologie, où des travaux similaires ont donné des résultats déjà fortement exploités, nous pouvons envisager, au titre des domaines d'application possible de ce système :

- la neurophysiologie et plus spécifiquement l'électromyographie
- l'exploration fonctionnelle respiratoire du niveau de l'analyse fine du rythme respiratoire
- l'exploration sensorielle par exemple en ophtalmologie
- ou encore l'étude des contractions utérines en obstétrique.

Le système que nous avons développé pour capter, enregistrer et analyser les informations d'origine biologique constitue un outil puissant pour appréhender de manière approfondie les processus biodynamiques les plus divers, chez l'Animal ou chez l'Homme, en physiologie comme en pathologie. Il serait souhaitable que des recherches semblables soient poursuivies dans les différents domaines que nous avons évoqués.

## ANNEXES



## ANNEXE 5.1

PROGRAMME D'ACQUISITION DES DONNÉES SUR DECTAPE

XLIST

ADCC=6541  
ADRB=6534  
ADCV=6532  
ADSF=6531  
SKAF=6451  
CLAF=6341  
ADIC=6544  
FIXTAB  
XLIST

\*100  
TOP,1000  
INSTR,DCA I 10  
BELL,207-260  
FLOC,LOC  
LENGTH,0  
NSIG,2  
CNTR1,0  
CNTR2,0  
INC,0  
LECODE,1003  
ITAPE,IDTAPE  
PRINT,DECPRT

/CODE DE COMMANDE D'ÉCRITURE DE L'UNITÉ DECTAPE

\*200  
JMS ERROR  
START1,CLA CLL  
HLT  
LAS  
DCA WORD2  
HLT  
LAS  
DCA LENGTH  
TAD LENGTH  
RTR  
RTR  
RTR  
DCA INC

/ERREUR DE MANIPULATION  
/ADRESSE DE DÉPART : 201 CHAMP Ø  
/AFFICHER ADRESSE PREMIER BLOC a  
/LA CHARGER EN APPUYANT SUR LA CLÉ "CONT"

/AFFICHER NOMBRE D'ÉCHANTILLONS .N.  
/LE CHARGER ET DÉCLENCHER L'ÉCHANTILLONNAGE EN APPUYANT SUR  
LA CLÉ "CONT"

/NOMBRE DE BLOCS UTILISÉS

START2,JMS RESET /INITIALISATION DES CONSTANTES  
TAD NSIG  
CIA  
DCA CNTR1  
TAD INSTR  
DCA I FLOC  
ADCC

/COMMANDE PAR HORLOGE EXTERNE

CLAF  
SKAF  
JMP .-1  
DO2,ADIC  
ADCV  
ADSF  
JMP .-1  
ADRB  
LOC,0  
ISZ LOC  
ISZ CNTR1  
JMP DO2

/SÉLECTION CANAL 1 PUIS 2 DU CONVERTISSEUR ANALOGIQUE-DIGITAL

/CONVERSION ANALOGIQUE-DIGITAL SUR CANAL 1 PUIS 2



ISZ CNTR2  
 JMP START2+1  
 TAD BELL  
 JMS TIPO  
 JMS I MOY  
 JMS MAGNET  
 JMP START1+4

/CONVERSION DE DEUX AUTRES ECHANTILLONS SIMULTANÉS  
 /SONNETTE DE FIN D'ÉCHANTILLONNAGE DES SIGNAUX

TIPO,0  
 TAD D26  
 TLS  
 TSF  
 JMP .-1  
 CLA  
 JMP I TIPO

/CALCUL DES MOYENNES DES SIGNAUX ET CENTRAGE  
 /TRANSFERT SUR BANDE MAGNÉTIQUE DECTAPE  
 /FIN D'EXÉCUTION

/IMPRESSION D'UN CARACTÈRE SUR TÉLÉTYPE

D26,260

RESET,0  
 CLA CLL  
 TAD (7777  
 TAD TOP  
 DCA 10  
 TAD 10  
 TAD LENGTH  
 DCA 11  
 TAD LENGTH  
 CIA  
 DCA CNTR2  
 JMP I RESET

/INITIALISATION DES CONSTANTES

MAGNET,0  
 TAD LECODE  
 DCA WORD1  
 TAD LENGTH  
 TAD LENGTH  
 CIA  
 DCA WORD3  
 TAD (777  
 DCA WORD4  
 TAD (200  
 DCA WORD5  
 JMS I ITAPE

/INSTRUCTIONS DE TRANSFERT DE LA MÉMOIRE CENTRALE À LA  
 BANDE MAGNÉTIQUE

WORD1,0  
 WORD2,0  
 WORD3,0  
 WORD4,0  
 WORD5,0  
 CLA CLL  
 TAD WORD2  
 TAD INC  
 DCA WORD2  
 TAD WORD2  
 JMS I PRINT  
 JMP I MAGNET

/CODE DE COMMANDE DE L'UNITÉ DECTAPE  
 /ADRESSE PREMIER BLOC a  
 /COMPLÉMENT À DEUX DE a  
 /ADRESSE MÉMOIRE DU PREMIER TRANSFERT  
 /ADRESSE DE RETOUR EN CAS D'ERREUR

/IMPRESSION SUR TÉLÉTYPE DE L'ADRESSE b DU PREMIER BLOC  
 LIBRE APRÈS TRANSFERT

ERROR,0  
 TAD (215  
 JMS I TIPO  
 TAD (212  
 JMS I TIPO

/IMPRESSION SUR TÉLÉTYPE DU MOT : "ERREUR"



TAD (305  
JMS I TIFO  
TAD (322  
JMS I TIFO  
TAD (323  
JMS I TIFO  
TAD (305  
JMS I TIFO  
TAD (325  
JMS I TIFO  
TAD (322  
JMS I TIFO  
JMP I ERROR

MOY,CENT

/CENT : PROGRAMME DE CENTRAGE DES SIGNAUX AVEC IMPRESSION  
DE LA VALEUR MOYENNE SUR TÉLÉTYPE

\*400  
ID7400,7400  
IDTAPE,0

/ÉCRITURE SUR LA BANDE MAGNÉTIQUE DECTAPE

CLA  
TAD I IDTAPE  
DCA IDCODE  
ISZ IDTAPE  
TAD IDCODE  
ID0200,AND ID7400  
TAD ID0010  
DTCA DTXA  
DTLB  
TAD IDWC  
DCA I IDCA  
IDSERR,RTL  
RAL  
CLA CML  
TAD ID0200  
IDCONT,SNL  
TAD ID0400  
DTXA  
DTSF DTRB  
JMP .-1  
SPA  
JMP IDSERR  
DTRA  
RTL  
RTL  
SZL CLA  
TAD ID0002  
TAD I IDWC  
CMA  
TAD I IDTAPE  
CMA  
SZA CLA  
JMP IDCONT  
SZL  
JMP IDCONT+1  
ISZ IDTAPE  
TAD I IDTAPE  
DCA I IDWC  
ISZ IDTAPE  
TAD I IDTAPE  
DCA I IDCA



TAD IDCODE  
 DTLF  
 IAC  
 AND IDCODE  
 RTL CLL  
 RTL  
 TAD ID0130  
 DTXA  
 DTSF DTRB  
 JMP .-1  
 ISZ IDTAPE  
 SMA  
 ISZ IDTAPE  
 SPA CLA  
 TAD IDCODE  
 RTR  
 SNL CLA  
 JMP .+3  
 TAD I IDTAPE  
 DCA IDTAPE  
 DTRA  
 AND ID0200  
 TAD ID0002  
 DTXA  
 JMP I IDTAPE  
 IDWC,7754  
 IDCA,7755  
 ID0010,10  
 ID0400,400  
 ID0130,130  
 ID0002,2  
 IDCODE,0

DECPRT, 0  
 DCA VALUE  
 DCA DIGIT  
 TAD CNTRZA  
 DCA CNTRZB  
 TAD ADDRZA  
 DCA ARROW  
 SKP  
 DCA VALUE  
 CLL  
 TAD VALUE

/CONVERSION D'UN NOMBRE BINAIRE SOUS FORME DÉCIMALE ET IMPRESSION  
 DU RÉSULTAT

ARROW, TAD TENPWR  
 SZL  
 ISZ DIGIT  
 SZL  
 JMP ARROW-3  
 CLA  
 TAD DIGIT  
 TAD K260  
 TSF  
 JMP .-1  
 TLS  
 CLA  
 DCA DIGIT  
 ISZ ARROW  
 ISZ CNTRZB  
 JMP ARROW-1  
 JMP I DECPRT  
 ADDRZA, TAD TENPWR



CNTRZA, -4  
TENPWR, -1750

-0144

-0012

-0001

K260, 260

VALUE, 0

DIGIT, 0

CNTRZB, 0

\$

## ANNEXE 5.2

PROGRAMME D'ANALYSE DES SIGNAUX

XLIST  
/ DEFINITION OF INSTRUCTIONS

AMHD=6301  
AMRS=6302  
AMSC=6304  
AMRC=6331  
AMOP=6332  
AMPS=6334  
AASF=6311  
AARD=6314  
ISRD=6321  
ISSF=6322  
ILSF=6324  
CLAF=6341  
AMFA=6342  
AMNO=6344  
DPL1=6351  
DPL2=6352  
DPL3=6354  
DPL4=6361  
DPL5=6362  
LASL=6374  
SL01=6401  
CL01=6402  
SL02=6404  
CL02=6411  
SL03=6412  
CL03=6414  
SL04=6421  
CL04=6422  
SL05=6424  
CL05=6431  
SL06=6432  
CL06=6434  
LMST=6441  
LMCL=6442  
LMRN=6444  
SKAF=6451  
ADSF=6531  
ADCV=6532  
ADRB=6534  
ADCC=6541  
ADSC=6542  
ADIC=6544  
DAL1=6551  
DAL2=6552  
DAL3=6554  
DAL4=6561  
DAL5=6562  
DAL6=6564  
SCL=7403  
MUY=7405  
DVI=7407  
NMI=7411  
SHL=7413  
ASR=7415  
LSR=7417  
MQL=7421  
SCA=7441  
MQA=7501





CAM=7621  
CDF=6201  
CIF=6202  
RIF=6214  
RIF=6224  
RIB=6234  
RMF=6244  
SF1=7201  
SM1=7240  
SF2=7326  
SM2=7344  
SM3=7346  
SLZ=7500  
SGEZ=7510  
SLEZ=7540  
SGZ=7550  
FIXTAB

XLIST

/ ANALYSIS OF SIGNALS

FIELD 0

\*110  
LECODE,1012  
BANDE,MAGNET  
PERROR,ERROR  
MOT2,WORD2  
PAS,0  
PRINT,DECPRT  
DEPAR3,START3  
ITAPE,IDTAPE  
TOFF0,400  
NSIG,2  
XTYPE,TYPE

/CODE DE COMMANDE DE LECTURE DE L'UNITÉ DECTAPE

\*124  
JMS I PERROR  
START0,CLA CLL  
HLT  
LAS  
DCA I MOT2  
HLT  
LAS  
DCA LONG  
TAD LONG  
RTR  
RTR  
RTR  
DCA PAS  
JMS I BANDE  
JMP I DEPAR3

/ADRESSE DE DÉPART : 125 - CHAMP 0  
/AFFICHER ADRESSE PREMIER BLOC a  
/LA CHARGER EN APPUYANT SUR LA CLÉ "CONT"  
/AFFICHER NOMBRE D'ÉCHANTILLONS N  
/LE CHARGER EN APPUYANT SUR LA CLÉ "CONT"

ERROR,HLT

/ARRÊT EN CAS DE FAUSSE MANOEUVRE



MAGNET,0  
 TAD LECODE  
 DCA WORD1  
 TAD LONG  
 TAD LONG  
 CIA  
 DCA WORD3  
 SM1  
 TAD TOFF0  
 DCA WORD4  
 TAD (124  
 DCA WORD5  
 JMS I ITAPE  
 WORD1,0  
 WORD2,0  
 WORD3,0  
 WORD4,0  
 WORD5,0  
 CLA CLL  
 TAD WORD2  
 TAD PAS  
 DCA WORD2  
 TAD WORD2  
 JMS I PRINT  
 JMP I MAGNET

/INSTRUCTIONS DE TRANSFERT DE LA BANDE MAGNÉTIQUE DECTAPE  
 À LA MÉMOIRE CENTRALE

/CODE DE COMMANDE DE L'UNITÉ DECTAPE  
 /ADRESSE PREMIER BLOC  $a$   
 /COMPLÉMENT À DEUX DE  $a$   
 /ADRESSE MÉMOIRE DU PREMIER, TRANSFERT MOINS 1  
 /ADRESSE DE RETOUR EN CAS D'ERREUR

/IMPRESSION SUR TÉLÉTYPE DE L'ADRESSE DU PREMIER BLOC  
 EN BASE 10

\*200

ID7400,7400  
 IDTAPE,0  
 CLA  
 TAD I IDTAPE  
 DCA IDCODE  
 ISZ IDTAPE  
 TAD IDCODE  
 ID0200,AND ID7400  
 TAD ID0010  
 DTCA DTXA  
 DTLR  
 TAD IDWC  
 DCA I IDCA  
 IDSERR,RTL  
 RAL  
 CLA CML  
 TAD ID0200  
 IDCONT,SNL  
 TAD ID0400  
 DTXA  
 DTSF DTRB  
 JMP .-1  
 SPA  
 JMP IDSERR  
 DTRA  
 RTL  
 RTL  
 SZL CLA  
 TAD ID0002  
 TAD I IDWC  
 CMA  
 TAD I IDTAPE

/LECTURE DE LA BANDE MAGNÉTIQUE DECTAPE



```

CIR
SZA CLA
JMP IDCONT
SZL
JMP IDCONT+1
ISZ IDTAPE
TAD I IDTAPE
DCA I IDWC
ISZ IDTAPE
TAD I IDTAPE
DCA I IDCA
TAD IDCODE
DTLB
IAC
AND IDCODE
RTL CLL
RTL
TAD ID0130
DTXA
DTSF DTRB
JMP .-1
ISZ IDTAPE
SMA
ISZ IDTAPE
SPA CLA
TAD IDCODE
RTR
SNL CLA
JMP .+3
TAD I IDTAPE
DCA IDTAPE
DTRA
AND ID0200
TAD ID0002
DTXA
JMP I IDTAPE
IDWC,7754
IDCA,7755
ID0010,10
ID0400,400
ID0130,130
ID0002,2
IDCODE,0

```

```

DECFRT, 0
DCA VALUE
DCA DIGIT
TLS
TAD (212
JMS I XTYPE
CLA
TAD (215
JMS I XTYPE
CLA
TAD CNTRZA
DCA CNTRZB
TAD ADDRZA
DCA ARROW
SKF
DCA VALUE
CLL
TAD VALUE

```

/CONVERSION D'UN NOMBRE BINAIRE SOUS FORME DÉCIMALE ET IMPRESSION  
DU RÉSULTAT



ARROW, TAD TENPWR  
SZL  
ISZ DIGIT  
SZL  
JMP ARROW-3  
CLA  
TLS  
TAD DIGIT  
TAD K260  
JMS I XTYPE  
CLA  
DCA DIGIT  
ISZ ARROW  
ISZ CNTRZB  
JMP ARROW-1  
JMP I DECPRT  
ADDRZA, TAD TENPWR  
CNTRZA, -4  
TENPWR, -1750  
-0144  
-0012  
-0001  
K260, 260  
VALUE, 0  
DIGIT, 0  
CNTRZB, 0  
START3, CDF 10  
CIF 10  
JMP I CHAMP3  
CHAMP3, 6400

/ CHANGEMENT DE CHAMP

FIELD 1

CNTR1=1  
CNTR2=2

\*30

0  
0  
0  
0  
0  
0  
0  
0  
0  
0  
0

UN, 1  
SPECTR, 0  
GER1, 0  
GER2, 0  
POW1, 0  
XRALE, RALE  
XOMME, SOMME  
XBRUSH, BRUSH  
XCUNU, CUNU



\*63  
 REFER,4000  
 PSQR,SQR  
 PSQRT,SQRT  
 REMAIN,0  
 ROOT,0  
 DEPAR4,START4  
 SAVE1,0  
 SAVE2,0  
 AMP1,0  
 AMP2,0  
 TEMP,0  
 TEMP1,0  
 TEMP2,0  
 TEMP3,0  
 PAMP,AMP  
 PRESET,RESET  
 PMUL,SMUL  
 TOP1,0  
 TOP2,0  
 LINK,0  
 SHIFT,0  
 TEST,0  
 LENGTH,0  
 PTIFO,TIFO  
 DESSUS,OVER  
 HIGH,0  
 XLONG,LONG  
 XTOP,TOFFO  
 RETURN,START0+4  
 CURR,0  
 TOP,0  
 YK260,260  
 YVALUE,0  
 YDIGIT,0  
 YCNTRB,0  
 DEBUT,125  
 LIFE,212  
 RECH,215  
 LO,0  
 CN1,-1  
 CN5,-5  
 CN6,-6  
 CNT,0  
 DOUBLE,0  
 IPERMU,PERMUT

/INITIALISATION DES CONSTANTES

RESET,0  
 SM1  
 TAD TOP  
 DCA 10  
 TAD 10  
 TAD LENGTH  
 DCA 11  
 TAD 11  
 TAD LENGTH  
 DCA 12  
 TAD LENGTH  
 CIA  
 DCA CNTR2  
 JMP I RESET



\*200  
SOMME,0 /CALCUL DE LA MOYENNE DES RAIES DES SPECTRES SUR 2 REGISTRES

CLA CLL /VALEUR D'UNE RAIE DU SPECTRE

TAD SPECTR

SFA

JMP NEGAT

CLA CLL

TAD SPECTR

TAD I GER1

DCA I GER1

SZL

JMP .+2

JMP I SOMME

CLA CLL

TAD I GER2

TAD UN

DCA I GER2

JMP I SOMME

NEGAT,CLA CLL

TAD SPECTR

TAD I GER1

DCA I GER1

SZL

JMP I SOMME

CLA CLL

TAD UN

CIA

TAD I GER2

DCA I GER2

JMP I SOMME

CUNU,0 /IMPRESSION SUR TÉLÉTYPE DES MOYENNES DES RAIES DES SPECTRES

CLA CLL

TAD LENGTH

RAR

RAR

ISZ POW1

SZA

JMP .-3

CLA CMA

TAD POW1

DCA M01

TAD M01

DCA M02

CMA

TAD M02

DCA M03

TAD M03

DCA M04

TAD 30

MQL

TAD 31

ASR

M01,0

CLA

MQA

JMS I XRALE

CLA CLL

TAD 32

MQL

TAD 33

/IMPRESSION DE LA MOYENNE DES RAIES DU SPECTRE DU SIGNAL 2



ASR  
M02,0  
CLA  
M0A  
JMS I XRALE  
CLA CLL  
TAD 34  
MQL  
TAD 35  
ASR  
M03,0  
CLA

/IMPRESSION DE LA MOYENNE DES RAIES DU SPECTRE DU SIGNAL 1

M0A  
JMS I XRALE  
CLA CLL  
TAD 36  
MQL  
TAD 37  
ASR  
M04,0  
CLA

/IMPRESSION DE LA MOYENNE DES RAIES DU SPECTRE DE LA FONCTION  
D'AUTOCORRELATION 22

M0A  
JMS I XRALE  
JMF I CUNU

/IMPRESSION DE LA MOYENNE DES RAIES DU SPECTRE DE LA FONCTION  
D'AUTOCORRELATION 21

RALE,0  
DCA YVALUE  
DCA YDIGIT  
TLS

/Sous PROGRAMME DE CONVERSION ET D'IMPRESSION D'UN NOMBRE BINAIRE  
Sous FORME DÉCIMALE

TAD LIFE  
JMS I FTIFO  
CLA  
TAD RECH  
JMS I FTIFO  
CLA

TAD YCNTRA  
DCA YCNTRB  
TAD YADURA  
DCA YAKROW  
SKP  
DCA YVALUE  
CLL

TAD YVALUE  
YAKROW,TAD YTENPM

SZL  
ISZ YDIGIT  
SZL  
JMF YAKROW-3

CLA  
TAD YDIGIT  
TAD YK260  
JMS I FTIFO  
CLA

DCA YDIGIT  
ISZ YAKROW  
ISZ YCNTRB

JMF YAKROW-1

JMF I RALE  
YADURA,TAD YTENPM

YCNTRA,-4

YTENPM,-1750

-0144



-0012  
-0001

\*6400  
START2,CLA CLL

/TRANSFERT DE DONNÉES DU CHAMP 0 AU CHAMP 1

CDF 00

TAD I XLONG

CDF 10

DCA LENGTH

CDF 00

TAD I XTOP

CDF 10

DCA TOP

JMS I IPERMU

JMS I PRESET

CLA CLL

TAD LENGTH

RTR

DCA SHIFT

SM1

TAD TOP

COR,TAD SHIFT

DCA TOP1

SM1

TAD TOP

DCA TOP2

TAD TOP2

TAD LENGTH

TAD LENGTH

DCA 12

JMS CORRF

/REEMPLACER PAR LE CODE 7000 POUR NE PAS AVOIR PERMUTATION DES  
SIGNALX 1 ET 2

/ INSTRUCTIONS POUR LES CALCULS DE CORRÉLATION

/ DÉCALAGE DES DEUX SIGNALX

/CALCUL DE  $C_{22}$

SM1

TAD TOP

TAD SHIFT

DCA TOP1

SM1

TAD TOP

TAD LENGTH

DCA TOP2

JMS CORRF

CLA

DAL1

DAL2

DAL3

DAL4

STOP1,HLT

JMP I DEPAR4

/CALCUL DE  $C_{21}$

/MISE À ZÉRO DU CONVERTISSEUR DIGITAL-ANALOGIQUE

/DONNER ORDRE DE VISUALISATION EN APPUYANT SUR LA CLÉ "CONT"

/SOUS PROGRAMME DE CALCUL DES FONCTIONS DE CORRÉLATION

CORRF,0

TAD SHIFT

TAD SHIFT

CIA

DCA CNTR2

TAD CNTR2

TAD LENGTH

CIA

DCA CURR

7326

DCA SHFT2

TAD LENGTH





ISZ SHFT2  
CLL RAL  
SZA  
JMP .-3

BOUCLE, TAD TOP2  
DCA TOP2  
TAD CURR  
DCA CNTR1  
DCA TEMP1  
DCA TEMP2  
DCA TEMP3  
TAD TOP1  
DCA 10  
TAD TOP2  
DCA 11

/MULTIPLICATIONS - ADDITIONS

LOOPX, TAD I 10  
MQL  
TAD I 11  
JMS I FMUL  
SPA  
CLL CML  
DCA HIGH  
SZL  
CLL CMA  
DCA LINK  
MQA  
TAD TEMP3  
DCA TEMP3  
RAL  
TAD TEMP2  
TAD HIGH  
DCA TEMP2  
RAL  
TAD LINK  
TAD TEMP1  
DCA TEMP1  
ISZ CNTR1  
JMP LOOPX

OUT, TAD TEMP2  
MQL  
TAD TEMP1  
SHL  
SHFT2, 0  
DCA I 12  
IAC  
ISZ CNTR2  
JMP BOUCLE  
JMP I CORRF

\*6600

START4, JMS I PRESET  
TAD 12  
TAD SHIFT  
TAD SHIFT  
DCA 13  
TAD SHIFT  
TAD SHIFT  
CMA

/SORTIE DES SIGNAUX 1 ET 2 ET DES FONCTIONS C<sub>22</sub> ET C<sub>21</sub> SUR  
CONVERTISSEUR DIGITAL ANALOGIQUE



DCA CURR

/COMMANDE PAR HORLOGE EXTERNE

LOOP3,CLAF  
SKAF  
JMP .-1  
TAD I 10  
DAL1  
CLA  
TAD I 11  
DAL2  
CLA  
ISZ CURR  
NOP /A MUST  
TAD CURR  
SMA CLA  
JMP I DESSUS  
TAD I 12  
DAL3  
CLA  
TAD I 13  
DAL4  
CLA  
ICI,ISZ CNTR2  
JMP LOOP3  
DAL1  
DAL2  
DAL3  
DAL4  
STOP,HLT  
JMP STARTS  
OVER,DAL3  
DAL4  
JMP I PIC1  
PIC1,ICI

/FIN DE VISUALISATION  
/DONNER ORDRE DE CALCUL DES TRANSFORMÉES DE FOURRIER EN APPUYANT  
SUR LA CLE "CONT"

/ FOURIER TRANSFORM

STARTS,CDF 00 /CHANGEMENT DE CHAMP  
CIF 00  
JMP I CHAMP0  
CHAMP0,4402

FIELD 0

\*4402  
CLA CLL  
TAD (7776  
DCA TAST  
TAD NSIG  
CIA  
DCA NSIG1  
TAD NSIG1  
DCA NSIG2  
SM1  
TAD TOPPO  
DCA DERUT1



TAB (2377  
DCA DEBUTO  
FFX,TAD LONG  
CIA

/ CALCUL DE LA TRANSFORMÉE DE FOURRIER DU SIGNAL 2

DCA CNTR3  
TAD DEBUT1  
DCA 11  
TAD DEBUTO  
DCA 10  
TRAN10,CDF 10  
TAD I 11  
CDF 00  
DCA I 10  
ISZ CNTR3  
JMF TRAN10  
CLA CLL  
DCA POWO  
TAD LONG  
RAR  
RAR  
ISZ POWO  
SZA  
JMF .-3  
JMS I XMOY  
4460  
4454

/ANNULLATION DE LA VALEUR MOYENNE DU SIGNAL A TRAITER  
/APPEL DU SOUS PROGRAMME FTI

/IMPRESSION DU FACTEUR D'ÉCHELLE SUR TÉLÉTYPE

CLA CLL  
TAD SCALEF  
JMS I PRINT  
CLL CLA  
TAD LONG  
CIA  
DCA CNTR3  
TAD DEBUT1  
DCA 11  
TAD DEBUTO  
DCA 10  
TRAN01,TAD I 10  
CDF 10  
DCA I 11  
CDF 00  
ISZ CNTR3  
JMF TRAN01  
TAD DEBUT1  
TAD LONG  
DCA DEBUT1  
TAD NSIG1  
IAC  
DCA NSIG1  
TAD NSIG1  
SPA CLA  
JMF FFX  
TAD TAST  
IAC  
DCA TAST  
TAD TAST  
SMA CLA  
JMF BIS  
CLL  
TAD LONG  
RAR  
RAR  
DCA LONG

/CALCUL DU SPECTRE DU SIGNAL 1



JMP FFX /CALCUL DU SPECTRE DE LA FONCTION C<sub>22</sub>  
BIS, ISZ NSIG2 /CALCUL DU SPECTRE DE LA FONCTION C<sub>21</sub>  
JMP FFX  
CLA  
TAD (212 /AVANCE PAPIER SUR TÉLÉTYPE  
JMS TYPE  
CDF 10 /CHANGEMENT DE CHAMP  
CIF 10  
JMP I CHAMP1

CHAMP1, 6700

TYPE, 0 /IMPRESSION D'UN CARACTÈRE SUR TÉLÉTYPE  
TSF  
JMP .-1  
TLS  
CLA  
JMP I TYPE

XMOY, MEAN  
NSIG1, 0  
NSIG2, 0  
TOP0, 0  
DEBUT0, 0  
DEBUT1, 0  
CNTR3, 0  
TAST, -2

LONG=20  
POWO=21  
SCALEF=66

\*4600  
DECH, 2377  
SIGMA, 0  
SAGMI, 0  
REG1, 0  
REG2, 0  
MOYEN, 0  
COLAT, 0  
TALOC, 0  
ONE, 1

MEAN, 0 /CALCUL DE LA VALEUR MOYENNE DU SIGNAL À TRAITER (AU CAS OÙ ELLE NE SERAIT PAS NULLE).  
CLA CLL  
TAD LONG  
CIA  
DCA SIGMA  
TAD SIGMA  
DCA SAGMI  
TAD DECH  
IAC  
DCA COLAT  
TAD COLAT  
DCA TALOC  
CLA CMA  
TAD POWO  
DCA MO  
DCA REG1  
DCA REG2



TNOC,CLA CLL  
TAD I COLAT  
SFA  
JMP MOINS  
CLA CLL  
TAD I COLAT  
TAD REG1  
DCA REG1  
SZL  
JMP .+2  
JMP CONT  
CLA CLL  
TAD REG2  
TAD ONE  
DCA REG2  
JMP CONT

MOINS,CLA CLL  
TAD I COLAT  
TAD REG1  
DCA REG1  
SZL  
JMP CONT  
CLA CLL  
TAD ONE  
CIA  
TAD REG2  
DCA REG2  
JMP CONT

CONT,ISZ COLAT  
ISZ SIGMA  
JMP TNOC  
CLA CLL  
TAD REG1  
MQL  
TAD REG2  
ASR  
MO,0  
CLA  
MQA  
CIA  
DCA MOYEN

/IMPRESSION VALEUR MOYENNE

RAJUS,CLA CLL  
TAD I TALOC  
TAD MOYEN  
DCA I TALOC  
ISZ TALOC  
ISZ SAGMI  
JMP RAJUS  
JMP I MEAN

/CENTRAGE AUTOUR VALEUR MOYENNE (AU CAS OÙ CE NE SERAIT PAS FAIT)

/ PLOT

FIELD 1

\*6700



STOP2,HLT  
 CLA CLL  
 START6,JMS I PRESET /RÉINITIALISATION DES CONSTANTES  
 TAD 12  
 TAD SHIFT  
 TAD SHIFT  
 DCA 13  
 TAD SHIFT  
 NOP  
 CMA  
 DCA CURR

TAD REFER /REPÈRE DU DÉBUT DU SPECTRE DU SIGNAL 2  
 DCA AMP1  
 TAD REFER /REPÈRE DU DÉBUT DU SPECTRE DU SIGNAL 1  
 DCA AMP2  
 TAD REFER /REPÈRE DU DÉBUT DU SPECTRE DE LA FONCTION C<sub>22</sub>  
 DCA TOP1  
 TAD REFER / REPÈRE DU DÉBUT DU SPECTRE DE LA FONCTION C<sub>21</sub>  
 DCA TOP2

TAD (30  
 DCA GER1  
 TAD (31  
 DCA GER2  
 TAD I 10  
 TAD I 10  
 DCA SPECTR  
 JMS I XOMME /CALCUL DE LA SOMME DES RAIES DU SPECTRE DU SIGNAL 2 (PREMIÈRE RAIE)  
 ISZ GER1  
 ISZ GER1  
 ISZ GER2  
 ISZ GER2

CLA CLL  
 TAD I 11  
 TAD I 11  
 DCA SPECTR  
 JMS I XOMME /CALCUL DE LA SOMME DES RAIES DU SPECTRE DU SIGNAL 1 (PREMIÈRE RAIE)  
 ISZ GER1  
 ISZ GER1  
 ISZ GER2  
 ISZ GER2

CLA CLL  
 TAD I 12  
 TAD I 12  
 DCA SPECTR  
 JMS I XOMME / CALCUL DE LA SOMME DES RAIES DU SPECTRE DE LA FONCTION  
 ISZ GER1 C<sub>22</sub> (PREMIÈRE RAIE)  
 ISZ GER1  
 ISZ GER2  
 ISZ GER2

CLA CLL  
 TAD I 13  
 TAD I 13  
 DCA SPECTR  
 JMS I XOMME /CALCUL DE LA SOMME DES RAIES DU SPECTRE DE LA FONCTION C<sub>21</sub>  
 CLA CMA (PREMIÈRE RAIE)

DCA TEST  
 JMP I XBRUSH  
 \*7000  
 LOOP4,TAD I 10  
 DCA SAVE1  
 TAD I 10



DCA SAVE2  
 JMS I PAMP  
 DCA AMP1  
 TAD AMP1  
 DCA SPECTR  
 TAD (30  
 DCA GER1  
 TAD (31  
 DCA GER2  
 JMS I XOMME  
 CLA CLL  
 TAD I 11  
 DCA SAVE1  
 TAD I 11  
 DCA SAVE2  
 JMS I PAMP  
 DCA AMP2  
 TAD AMP2  
 DCA SPECTR  
 ISZ GER1  
 ISZ GER1  
 ISZ GER2  
 ISZ GER2  
 JMS I XOMME  
 CLA CLL  
 TAD TEST  
 CMA  
 DCA TEST  
 TAD TEST  
 SMA CLA  
 JMP RIEN  
 TAD I 12  
 DCA SAVE1  
 TAD I 12  
 DCA SAVE2  
 JMS I PAMP  
 DCA TOP1  
 TAD TOP1  
 DCA SPECTR  
 ISZ GER1  
 ISZ GER1  
 ISZ GER2  
 ISZ GER2  
 JMS I XOMME  
 CLA CLL  
 TAD I 13  
 DCA SAVE1  
 TAD I 13  
 DCA SAVE2  
 JMS I PAMP  
 DCA TOP2  
 TAD TOP2  
 DCA SPECTR  
 ISZ GER1  
 ISZ GER1  
 ISZ GER2  
 ISZ GER2  
 JMS I XOMME  
 CLA CLL  
 JMP .+3  
 RIEN, DCA TOP1  
 DCA TOP2

/CALCUL DE L'AMPLITUDE DES RAIES DU SPECTRE DU SIGNAL 2

/CALCUL DE LA SOMME DES RAIES DU SPECTRE DU SIGNAL 2

/CALCUL DE L'AMPLITUDE DES RAIES DU SPECTRE DU SIGNAL 1

/CALCUL DE LA SOMME DES RAIES DU SPECTRE DU SIGNAL 1

/CALCUL DE L'AMPLITUDE DES RAIES DU SPECTRE DE LA FONCTION C<sub>22</sub>

/CALCUL DE LA SOMME DES RAIES DU SPECTRE DE LA FONCTION C<sub>22</sub>

/CALCUL DE L'AMPLITUDE DES RAIES DU SPECTRE DE LA FONCTION C<sub>21</sub>

/CALCUL DE LA SOMME DES RAIES DU SPECTRE DE LA FONCTION C<sub>21</sub>



BRUSH,CLAF

SKAF

JMP .-1

TAD AMP1

DAL1

CLA

TAD AMP2

DAL2

CLA

TAD TOP1

DAL3

CLA

TAD TOP2

DAL4

CLA

CLAF

SKAF

JMP .-1

DAL1

DAL2

DAL3

DAL4

ISZ CNTR2

ISZ CNTR2

JMP LOOP4

/SORTIE DES SPECTRES SUR CONVERTISSEUR DIGITAL-ANALOGIQUE SOUS  
FORME DE RAIES

/SPECTRE SIGNAL 2 SUR CANAL 1

/SPECTRE SIGNAL 1 SUR CANAL 2

/SPECTRE FONCTION  $C_{22}$  SUR CANAL 3

/SPECTRE FONCTION  $C_{21}$  SUR CANAL 4

/REMISE A ZÉRO DES 4 CANAUX AVANT LES RAIES SUIVANTES

CLA CLL

DCA POW1

JMS I XCUNU

CLA

TAD LIFE

JMS I PTIPO

CLA

TAD LIFE

JMS I PTIPO

CLA

TAD RECH

JMS I PTIPO

CLA CLL

DCA 30

DCA 31

DCA 32

DCA 33

DCA 34

DCA 35

DCA 36

DCA 37

END,CDF 00

CIF 00

JMP I DEBUT

/IMPRESSION SUR TÉLÉTYPE DE LA SOMME DES RAIES DES SPECTRES

/AVANCE PAPIER SUR TÉLÉTYPE

/AVANCE PAPIER SUR TÉLÉTYPE

/RETOUR CHARIOT SUR TÉLÉTYPE

\*7200

AMP,0

TAD SAVE1

JMS I PSQR

DCA TEMP1

MQA

DCA TEMP2

TAD SAVE2

JMS I PSQR

/CALCUL DE L'AMPLITUDE DES RAIES





DCA TEMP3  
MQA  
TAD TEMP2  
DCA TEMP2  
RAL  
TAD TEMP1  
TAD TEMP3  
MQL  
TAD TEMP2  
JMS I PSQRT  
JMP I AMP

/MULTIPLICATION SUR DEUX REGISTRES

SMUL,0  
CLL  
SPA  
CIA CML  
DCA MLTFLR  
MQA  
SPA  
CIA CML  
MQL  
SZL  
CMA  
DCA SIGN  
MUY  
MLTFLR,0  
ISZ SIGN  
JMP I SMUL  
DCA HIGHER  
MQA  
CLL CIA  
MQL  
TAD HIGHER  
CMA  
SZL  
IAC  
CLL  
JMP I SMUL

SIGN,0  
HIGHER=MLTFLR  
SGZ=7550  
SLZ=7500

SQRT,0/ENTER WITH HIGH IN MQ /EXTRACTION DE RACINE CARRÉE

DCA LO/WITH LOWIN AC  
DCA ROOT  
TAD CNS  
DCA CNT  
SM2  
DCA DOUBLE  
DCA REMAIN  
SHL  
0003  
SGZ  
JMP CLEAR  
TAD CN1

SET,DCA REMAIN  
TAD ROOT  
CLL CML RAL



DCA ROOT

CLEAR, ISZ CNT  
JMP NXTBIT  
ISZ DOUBLE  
JMP GETLOW

DONE, TAD ROOT  
CMA  
TAD REMAIN  
SLZ CLA  
CLL IAC  
TAD ROOT  
JMP I SQR

GETLOW, TAD LO  
MQL  
TAD CN6  
DCA CNT

NXTBIT, TAD REMAIN  
SHL  
0001  
DCA REMAIN  
TAD ROOT  
CLL CMA CML RTL  
TAD REMAIN  
SNL  
JMP SET  
CLA  
TAD ROOT  
CLL RAL  
DCA ROOT  
JMP CLEAR

SQR, 0  
SPA  
CIA  
DCA .+3  
TAD .+2  
MQL MUY  
0  
JMP I SQR

/ÉLEVATION AU CARRÉ

TIFO, 0  
TSF  
JMP .-1  
TIS  
CLA  
JMP I TIFO

/SOUS PROGRAMME D'IMPRESSION D'UN CARACTÈRE

\*7400  
PERMUT, 0  
CLA CLL  
TAD LENGTH  
CIA  
DCA PERMUC  
TAD TOP  
DCA ADRES  
TAD ADRES  
TAD LENGTH

/SOUS PROGRAMME DE PERMUTATION DES SIGNAUX 1 ET 2



DCA LADRES

DOS,CLA CLL

TAD I ADRES

DCA BUFFER

TAD I LADRES

DCA I ADRES

TAD BUFFER

DCA I LADRES

TAD ADRES

IAC

DCA ADRES

TAD LADRES

IAC

DCA LADRES

TAD PERMUC

IAC

DCA PERMUC

TAD PERMUC

SZA

JMP DOS

JMP I PERMUT

PERMUC,0

BUFFER,0

ADRES,0

LADRES,0

\$



## ANNEXE 6.1

Nous avons (§ 4.4.1) :

$$C_{xy}(T, \tau) = \frac{1}{T/2} \int_{T/4}^{3T/4} (x(t) - \bar{x}(T/4)) (y(t-\tau) - \bar{y}(T/4-\tau)) dt$$

avec :

$$\bar{x}(T/4) = \frac{1}{T/2} \int_{T/4}^{3T/4} x(t) dt$$

$$\bar{y}(T/4-\tau) = \frac{1}{T/2} \int_{T/4}^{3T/4} y(t-\tau) dt$$

Il vient :

$$\begin{aligned} C_{xy}(T, \tau) &= \frac{1}{T/2} \int_{T/4}^{3T/4} x(t) \cdot y(t-\tau) dt - \bar{x}(T/4) \cdot \frac{1}{T/2} \int_{T/4}^{3T/4} y(t-\tau) dt \\ &\quad - \bar{y}(T/4-\tau) \cdot \frac{1}{T/2} \int_{T/4}^{3T/4} x(t) dt + \frac{1}{T/2} \int_{T/4}^{3T/4} \bar{x}(T/4) \cdot \bar{y}(T/4-\tau) dt \end{aligned}$$

Soit :

$$C_{xy}(T, \tau) = \frac{1}{T/2} \int_{T/4}^{3T/4} x(t) \cdot y(t-\tau) dt - \bar{x}(T/4) \cdot \bar{y}(T/4-\tau)$$

Lorsque les moyennes  $\bar{x}(T/4)$  et  $\bar{y}(T/4-\tau)$  ne sont pas nulles, l'erreur introduite dans la détermination de  $C_{xy}(T, \tau)$  par le calcul de :

$$\frac{1}{T/2} \int_{T/4}^{3T/4} x(t) \cdot y(t-\tau) dt$$

est une constante et vaut :  $\bar{x}(T/4) \cdot \bar{y}(T/4-\tau)$ . Sachant que ces moyennes demeurent inférieures à 10 % de la pleine échelle du calculateur et compte tenu des cadrages effectués après chaque multiplication, on peut affirmer que l'erreur reste inférieure à 1 % de la pleine échelle.

DIBLIOGRAPHIE

ET

REFERENCES

- /01/ BAYLISE WN and EH STARLING  
The movements and innervation of the large intestine  
J. Physiol., London 26 : 107-118, 1900
- /02/ CODE CF; NC HIGHTOWER and CG MORLOCK  
Motility of the alimentary canal in man  
Am. J. Med. 13 : 328-351, 1952
- /03/ SPRIGGS EA ; CF CODE ; JA BARGEN ; RK CURTISS and NC HIGHTOWER  
Motility of the pelvic colon and rectum of normal persons and patients  
with ulcerative colitis - Gastroenterology 19 : 480-491, 1951
- /04/ USSING HH ; KRUHØFFER P ; TAYSEN JH and THORN NA  
The alkali metal ions in biology  
Handbuch der experimentellen Pharmakologie  
Vol 13, p.59, Berlin 1960
- /05/ BOZLER E  
Relation of action potentials to mechanical activity in intestinal muscle  
Am. J. Physiol. 146 : 496-501 - 1946  
COUTURIER D ; C. ROZE ; MH COUTURIER-TURPIN and C. DEBRAY  
Electromyography of the colon in situ. An experimental study in Man and in  
the rabbit - Gastroenterology 56 : 317-322, 1969
- /06/ GILLESPIE J.S.  
Spontaneous mechanical and electrical activity of stretched and unstretched  
intestinal smooth muscle cells - J. Physiol. London 162 : 54-75 , 1962.
- /07/ GILLESPIE J.S.  
Electrical activity in the colon  
Handbook of Physiol. Chp. 102 : 2093-2120
- /08/ CHAUVE A. and DEVROEDE G.  
Pressure recordings in human colon in situ during perfusion  
Clin. Res. 20 : 926 , 1972
- /09/ RITCHIE JA, GM ARDRAN and SC TRUELOVE  
Motor activity of the sigmoid colon of humans  
Gastroenterology 43 : 642-668, 1962

- /10/ MISIEWICS JJ ; SL WALLER ; MJR HEALY and E.A.PIPER  
Computer analysis of intraluminal pressure records  
Gut. 9 : 232-236, 1968
- /11/ GEAL MG ; RJ SPENCER and SF PHILLIPS  
Transmural electrical potential difference of the human colon  
Gut. 10 : 921-923 , 1969.
- /12/ ANDERSON and GROSSMAN - 1965
- /13/ GRANTHAM NR  
Reference sites electrodes in determination of potential differences across  
the gastro-oesophageal-mucosal junction  
Mayo clinic. Proceedings 45 : 265-274, 1970
- /14/ Mc INNES DA  
The principles of electrochemistry  
Dover Publications Inc. , N.Y. 1961
- /15/ Hospital Technical Memorandum n° 8 (1969)  
Safety Code for Electro-Medical Apparatus
- /16/ GEDDES LA and BAKER LE  
Principles of Applied Biomedical instrumentation  
Wiley - New-York , 1968
- /17/ Electric Shock hazard  
Ch. F. Dalziel - IEEE Spectrum - Feb. 1972
- /18/ DEVROEDE GJ and SF PHILLIPS  
Studies of the perfusion technique for colonic absorption  
Gastroenterology 56 : 92-100 - 1969
- /19/ J. MAX  
Méthode et techniques de traitement du signal  
Masson et Cie - 1972
- /20/ V.V. SOLODOVNIKOV  
Dynamique statistique des systèmes linéaires de commande automatique  
Collection technique de l'Automatique - Dunod 1964.

- /21/ Alexandre SPATARU  
Théorie de la transmission de l'information  
Tome 1 - Signaux et bruits - Masson et Cie - 1970
- /22/ BRUEL & KJAER Publications  
Frequency analysis and power spectral density measurements  
Septembre 1972
- /23/ H.J. LANDAU  
Sampling, data transmission, and the Nyquist rate  
Proc. IEEE Vol 55 N° 10 - Oct. 1967 pp. 1701-1706
- /24/ Control Handbook  
D.E.C 1972
- /25/ Introduction to programming  
PDP 8 Hand book Series D.E.C. - 1972
- /26/ J.W. COOLEY and JW TUKEY  
An algorithm for the machine calculation of complex Fourier Series  
Math of Comput. Vol 19 pp. 297-301 - April 1965
- /27/ James ROTHMAN  
A fast Fourier transform subroutine for real valued fuctions  
Decus n°8 - 143 - August 12, 1968.
- /28/ SCHWARTZ  
Méthodes statistiques à l'usage des médecins et des biologistes  
Flammarion

