

# THESE

15/84

Présentée à

L'ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE

Pour obtenir le titre de

## MAGISTER

par

**M a l i k a   Z I Z I**

*Conception et réalisation d'un système  
microprogrammé pour la surveillance  
continue multiparamétrique de plusieurs  
malades*

Soutenue le 22 MAI 1984 devant la commission d'examen

Messieurs :

S.A. LARIBI : Président

Y. FLAMANT : Rapporteur

A. ADANE

H. BEGORRE

B. KACPRZYNSKI

} : Examineurs

Z. CHITOUR

A. TOUDJI

} : Invités





# THESE

Présentée à

L'ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE

Pour obtenir le titre de

## MAGISTER

par

M a l i k a   Z I Z I

*Conception et réalisation d'un système  
microprogrammé pour la surveillance  
continue multiparamétrique de plusieurs  
malades*

Soutenue le 22 MAI 1984 devant la commission d'examen

Messieurs :

S.A. LARIBI : Président

Y. FLAMANT : Rapporteur

A. ADANE

H. BEGORRE

B. KACPRZYNSKI

} : Examineurs

Z. CHITOUR

A. TOUDJI

} : Invités

AVANT - PROPOS

La post-graduation d'électronique appliquée au Département d'électronique de l'école - Nationale a pu voir le jour et a pu nous accueillir grâce aux efforts que Monsieur A. ADANE, Directeur de l'institut d'électronique de l'U.S.T.H.B. a déployés. Qu'il trouve ici l'expression de notre plus profonde reconnaissance sans lui et les conseils qu'il nous a prodigués au cours de ces dernières années nous n'aurions pu mener à bien notre travail .

Je suis profondément reconnaissante à Monsieur S.A. LARIBI Professeur à l'U.S.T.H.B. qui a bien voulu s'intéresser à ce travail et accepter la présidence du Jury.

Je remercie chaleureusement Monsieur Y. FLAMANT Professeur à l'U.S.T.H.B. pour m'avoir guidé tout au long de cette étude. Je tiens à souligner ici le plaisir que j'ai eu à travailler avec lui et tout le profit que j'ai retiré de ses conseils judicieux qu'il soit assuré de toute ma gratitude.

Ma reconnaissance va également à Monsieur H. BEGORRE agrégé à l'ENSEM de Nancy pour ses encouragements constants les discussions fécondes que nous avons pu avoir à chacun de ses séjours à Alger. Nous le remercions vivement pour l'aide matérielle qu'il nous a procuré et pour sa participation au Jury.

Je remercie Monsieur B. KACPRINZSKI Professeur à l'ENPA pour ses bons conseils et l'honneur qu'il m'a fait de participer au Jury.

Que les docteurs A. TOUDJI et ZERHOUNI soient vivement remercier pour l'intérêt qu'ils ont accordé à notre appareil en venant le voir fonctionner au laboratoire ainsi que pour les conseils qu'ils nous ont donnés.

Je remercie le Docteur Z. CHITOUR de l'I.S.M. qui a bien voulu participer au Jury de ma thèse.

Mes très vifs remerciements vont également à toutes les personnes qui ont participé à ce travail.

- Monsieur E. YVROUD - Maître de recherche C.N.R.S.
- Docteur N. DEKKAR - Chef de service au centre national de la médecine du sport.
- Monsieur ROUGUERRA et FEKKANE (pour la frappe).

Et sans oublier mes collègues pour l'ambiance amicale que nous avons créée au sein de ce laboratoire.

A mes parents .

TABLE DES MATIERES  
-----

CHAPITRE I : PROBLEMES DE LA SURVEILLANCE CONTINUE A L'AIDE  
DE MICROSYSTEMES

I-1. MICROELECTRONIQUE EN MEDECINE . . . . .	1
I-1.1. Analyse sur bande magnétique . . . . .	1
I-1.2. Surveillance autorisée . . . . .	1
I-1.3. Microbiologie . . . . .	2
I-2. PROCEDURE DE MISE AU POINT D'UN SYSTEME MOCROPROGRAMME. . . . .	3
I-3. BUT ET PRINCIPALES CARACTERISTIQUES DU SYSMAC . . . . .	4
I-3.1. Objectifs . . . . .	4
I-3.2. Structure fonctionnelle du SYSMAC . . . . .	7

CHAPITRE II : UNITE ANALOGIQUE

II-1. PRESENTATION DE LA CHAINE DE MESURE POUR L'ELECTROCARDIO- GRAMME (E.C.G) . . . . .	10
II-1.1. Notions de cardiologie . . . . .	10
II-1.2. Structure de la chaine E.C.G . . . . .	12
II-2. CHAINE D'ACQUISITION DES TEMPERATURES . . . . .	13
II-2.1. Notions de thermométrie . . . . .	13
II-2.2. Chaine de mesure des températures . . . . .	
II-3. CONVERSION ANALOGIQUE - NUMERIQUE . . . . .	20

CHAPITRE III : CONCEPTION ET REALISATION DE L'UNITE NUMERIQUE

III-1. MONITEUR DE GESTION DU SYSMAC . . . . .	25
III-1.1. Conception du moniteur . . . . .	
III-1.2. Déroulement du moniteur . . . . .	26





## INTRODUCTION

La médecine moderne a tendance à essayer de se libérer de plus en plus des tâches répétitives et lourdes qui demandent du personnel et du temps si précieux dans les milieux hospitaliers.

L'intégration des systèmes "MONITORING" a bouleversé considérablement la surveillance continue des malades. Ces appareils contrôles systématiquement plusieurs paramètres désormais une seule personne peut superviser à partir d'un même pupitre la surveillance de plusieurs patients.

L'apparition récente de la microélectronique permet l'adaptation du micro-ordinateur à toute chaîne de mesure et de diagnostic pour un coût abordable. En effet la logique programmée utilisant le microprocesseur comme élément de base s'étend de plus en plus et se prête à remplacer avantageusement la logique câblée. Dans ce sens et dans le cadre du laboratoire de Recherche Appliquée de l'Ecole Nationale Polytechnique, il nous a été confié l'étude et la réalisation d'un SYStème Microprogrammé d'Acquisition et de traitement multiparamétrique pour la surveillance Continue de plusieurs patients ( SYSMAC).

Les paramètres retenus concernent la fréquence cardiaque, les températures cutanées et internes. Ils sont significatifs dans les services de réanimation, de dermatologie, ou pour suivre l'évolution de certaines maladies infectieuses.

Un module analogique portable, alimenté par pile est associé à chaque patient pour le prélèvement et le traitement analogique de ces signaux physiologiques. Ces modules sont reliés à une même unité de traitement numérique bâtie autour du microprocesseur. Cette unité assure l'acquisition, la gestion des alarmes et l'exploitation des informations sur imprimante et afficheurs.



Dans un premier chapitre nous dégagerons le rôle de notre système centré autour d'un microprocesseur.

Nous présenterons dans un deuxième chapitre la réalisation de l'unité analogique pour la saisie des différents paramètres.

Le chapitre trois sera consacré à la conception et la réalisation de l'unité numérique.

Le chapitre quatre détaillera le logiciel nécessaire à la surveillance et l'exploitation multiparamétrique des résultats.

Dans un dernier chapitre nous donnerons un exemple de résultats obtenus avec notre appareil.

CHAPITRE I

PROBLEMES DE LA SURVEILLANCE CONTINUE

A L'AIDE DE MICROSYSTEMES

## I-1 - LA MICRO-ELECTRONIQUE EN MEDECINE

Dans le domaine médical la micro-électronique a fait un si prodigieux progrès que désormais elle s'y est imposé d'une façon systématique. En effet elle a apporté depuis peu des éléments importants dans le domaine du diagnostic de la surveillance et du traitement grâce aux performances des appareils qu'elle met au service du corps médical.

Illustrons par quelques exemples certaines applications du micro-processeur dans l'aide au diagnostic :

### I-1-1. Analyse de bandes magnétiques : "Systèmes Holter"

Le malade est porteur d'un petit magnétophone destiné à enregistrer de façon continue son électrocardiogramme alors qu'il mène une vie familiale et professionnelle normale.

La bande magnétique est ensuite dépouiller rapidement en "accéléré" grâce à un dispositif incorporant maintenant le microprocesseur qui recherche automatiquement les épisodes pathologiques imprime et affiche les résultats :

- Nombre et type d'extrasystoles
  - Calcul statistique
  - Tracé d'hystogramme
- Voir référence bibliographique |<sup>1,2</sup>|

### I-1-2. Surveillance automatisée : (Monitoring)

Le microprocesseur complète les dispositifs de "monitorage" déjà existants à savoir la décharge du personnel des tâches répétitives et mécaniques, l'obtention d'un bilan d'informations constamment enregistrés.

Il permet de générer des alarmes plus fiables moins abusés par les artéfacts, plus sélectives en fonction de l'évolution de l'état du malade. Il accroît ainsi la sécurité de la surveillance tout en soulageant le personnel médical.

Dans la surveillance automatisée (surtout pour les grands malades) on s'aperçoit que les contraintes temporelles sont telles que si les mesures devaient être faite manuellement il n'y aurait pas assez de temps pour une intervention thérapeutique adéquate. Grâce au microprocesseur cet aspect du problème est en voie de résolution. Voir Ref. [2,3,4]

### I-4-3. Microbiologie :

Le rôle du microprocesseur se situe à plusieurs niveaux :

1. Au niveau de la préparation des spécimens qui peut souvent être mécanisée.
2. Au niveau de la détection et l'analyse microbiologique. Soit par des méthodes physiques, soit par des méthodes chimiques. Le problème revient généralement à détecter les changements de densité optique ou de couleur.
3. Au niveau de l'enregistrement des données : le détecteur compte des particules ou bactéries et le microprocesseur effectue un certain nombre de mesures spécifiques, systématiques sur les données préalablement codées.
4. Au niveau de l'aide au diagnostic. Voir Ref. [2]

Le microprocesseur et son environnement permet la mise au point et le développement de nouveaux tests pouvant atteindre une très bonne



sensibilité. On trouve des exemples démonstratifs dans beaucoup de domaines. (Voir référence bibliographique [2]).

a) En Diabétologie :

Pour les tests de tolérance au glucose pour la détection des états prédiabétiques.

b) En Neurophysiologie :

Parmi les fonctions analysées fréquemment on peut citer : 'la conduction nerveuse'. La mesure de la vitesse de conduction nerveuse a été grandement facilitée par l'avènement des micro-ordinateurs de laboratoire qui ont permis de faire des moyennes des histogrammes et des corrélations.

c) En Obstétrique :

L'E.C.G foetal est difficile à détecter car ce signal est noyé dans le bruit dû à l'environnement. Cependant il est possible par des techniques de sommations digitales d'améliorer le rapport signal sur bruit.

En conclusion nous pouvons insister sur le fait que le microprocesseur s'intègre parfaitement dans l'instrumentation médicale. Il ne nécessite aucune infrastructure particulière, simplifie l'utilisation du matériel, décharge l'infirmière. Très évolutif il peut s'adapter très bien à tous les besoins spécifiques propres à une application médicale.

## I-2 - PROCEDURE DE MISE AU POINT D'UN SYSTEME MICROPROGRAMME

La mise au point d'un système utilisant un microprocesseur nécessite toute une procédure. Nous savons tous que le fonctionnement d'un tel système est défini par un programme stocké en mémoire R O M. La façon

d'introduire ce programme comporte différentes phases :

- 1ère Phase : - Analyse du problème à résoudre  
- Ecriture d'un programme dans un langage compréhensible par le système de développement utilisé.  
- Introduction puis vérification du programme.
- 2ème Phase : Exécution du programme dans les conditions de fonctionnement réel (liaison logiciel + matériel)
- 3ème Phase : Implantation définitive du programme sur une mémoire EPROM associé au microprocesseur gérant le système .

Selon le type de microprocesseur utilisé différents fabricants ont mis au point des systèmes de développement appropriés.

On peut citer :

- L'exorciser de Motorola
- Le 8002 A de Tektronix ...

Notre laboratoire dispose de l'outil de développement universel le 8002 A de Tektronix (Voir Ref. |<sup>5</sup>|. Nous l'avons utilisé pour mettre au point notre appareil. L'organigramme de la figure (I.1) schématise la procédure de cette mise au point.

### I.3 - BUT ET PRINCIPALES CARACTERISTIQUES DU SYSMAC :

#### I.3-1. Objectifs :

Les appareils utilisés en pratique médicale sont d'une très grande diversité. Ils sont classés selon les applications et fonctions à réaliser. Voir Ref. |<sup>2,6</sup>|. Nous pouvons citer :

\* Les appareils utilisés en thérapie : défibrillateur, stimulateur



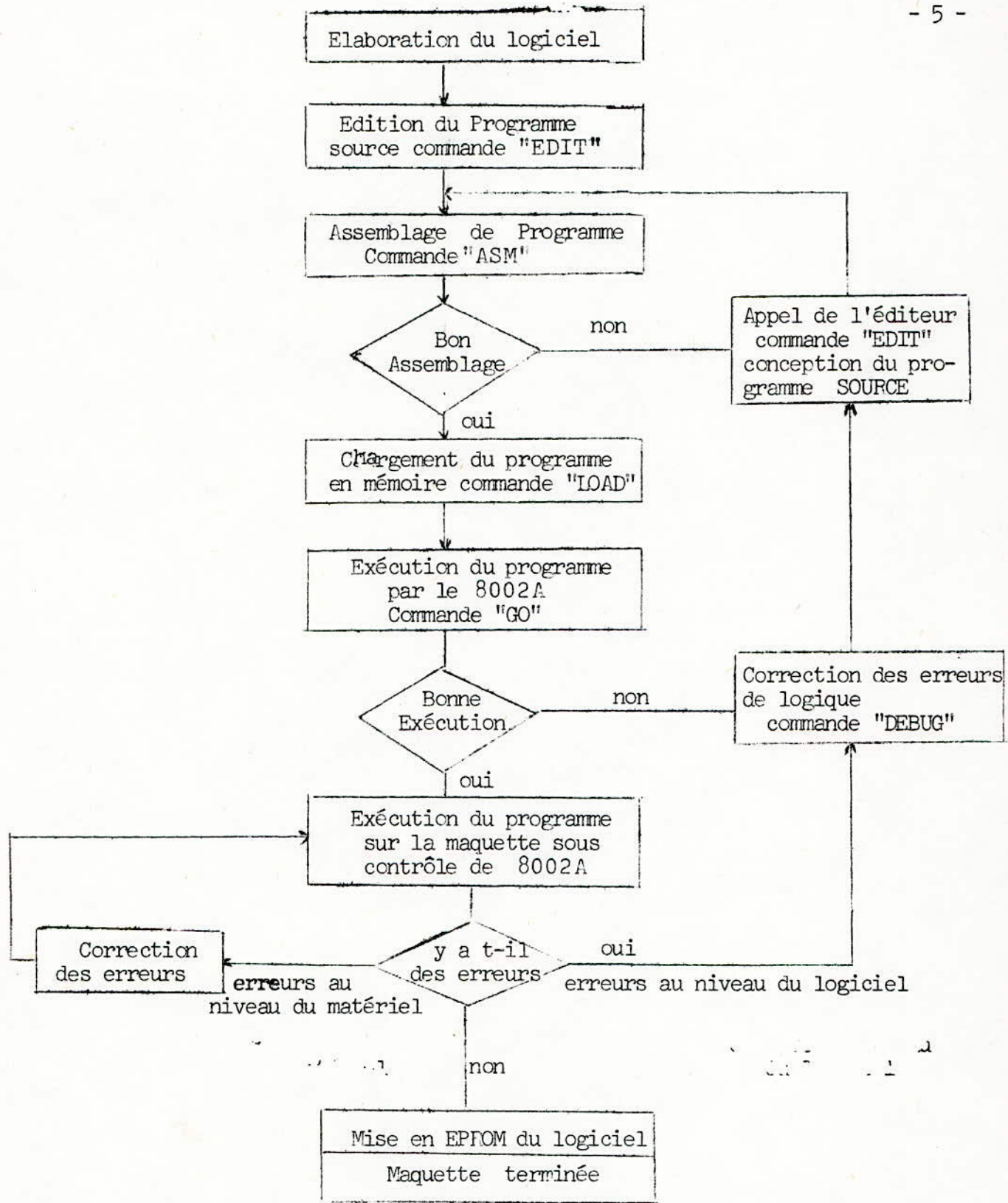


Figure (I-1).: Organigramme schématisant la procédure de la mise au point de notre matériel.

- \* Les appareils permettant des diagnostics de plus en plus rationnels et précis, tels que les microscopes électroniques, scanners....
- \* Ceux destinés à automatiser certaines tâches de routines et obtenir un grand nombre d'informations pour chaque patient : c'est le cas des densitomètres pour les analyses, des monitorings pour superviser la surveillance des malades.

Notre application porte sur ce dernier exemple. Lors d'une surveillance continue de malades qu'il s'agisse d'un service de réanimation, de médecine sportive, de cardiologie etc... des paramètres tels que la fréquence cardiaque, les températures cutanées et internes sont non seulement significatifs mais nécessaires pour établir certains diagnostics médicaux. De plus mesurés simultanément ils nous renseignent sur l'évolution de l'état des malades. Par exemple dans un service de réanimation pour la surveillance des infections ; et dans des services post opératoire pour suivre l'évolution de la convalescence des malades opérés ou à être opérés.

Les températures cutanées sont très significatives en dermatologie pour surveiller certaines maladies telles que les greffes de peau, le cancer dermique, etc..

L'appareil que nous devons mettre au point doit assurer les fonctions suivantes : acquisition, mesure, traitement et contrôle de ces paramètres pris sur plusieurs malades en surveillance continue.

Puisqu'il s'agit d'une surveillance continue donc d'une observation de longue durée, cet appareil doit disposer :

- d'un système de visualisations de ces paramètres : Ecran cathodique ou affichage numérique
- d'une mémoire afin de conserver toutes les informations relatives à ces paramètres
- d'un dispositif d'alarme sonore et visuel pour avertir le personnel médical.



Par ailleurs la taille d'un système dépend d'une part du nombre de malades à surveiller et d'autre part de la durée à laquelle s'étend la surveillance. Il est donc nécessaire d'adjoindre à cet appareil plusieurs systèmes d'exploitations et dépouillements des résultats. Parmi ces dispositifs on peut citer la bande magnétique, l'imprimante, la table traçante, l'enregistreur...

Enfin l'appareil doit être muni d'un organe de communication avec le personnel médical pour fixer les seuils d'alarmes et la commande de l'appareil.

A partir de la présentation de ces principales caractéristiques nous avons établi la structure fonctionnelle de l'appareil à réaliser "le SYSMAC".

### J.3-2. Structure fonctionnelle du SYSMAC :

La figure 2 représente l'ensemble des blocs fonctionnels du SYSMAC :

- Le bloc analogique est utilisé comme interface entre les signaux physiologiques en provenance des capteurs et le bloc numérique. Il est constitué de quatre unités indépendantes et identiques relatives à chaque malade. Chaque unité permet l'acquisition et le traitement analogique de trois paramètres. La température interne ( $T_I$ ), la température cutanée ( $T_C$ ), la fréquence cardiaque (F).
- Les signaux provenant de la partie analogique sont numérisés à des niveaux convenables pour être exploités par la partie numérique. Celle-ci assure la mesure, le traitement et la mémorisation des données pour chaque malade. Bien entendu ce bloc ne conserve les informations que lorsque le système est alimenté.

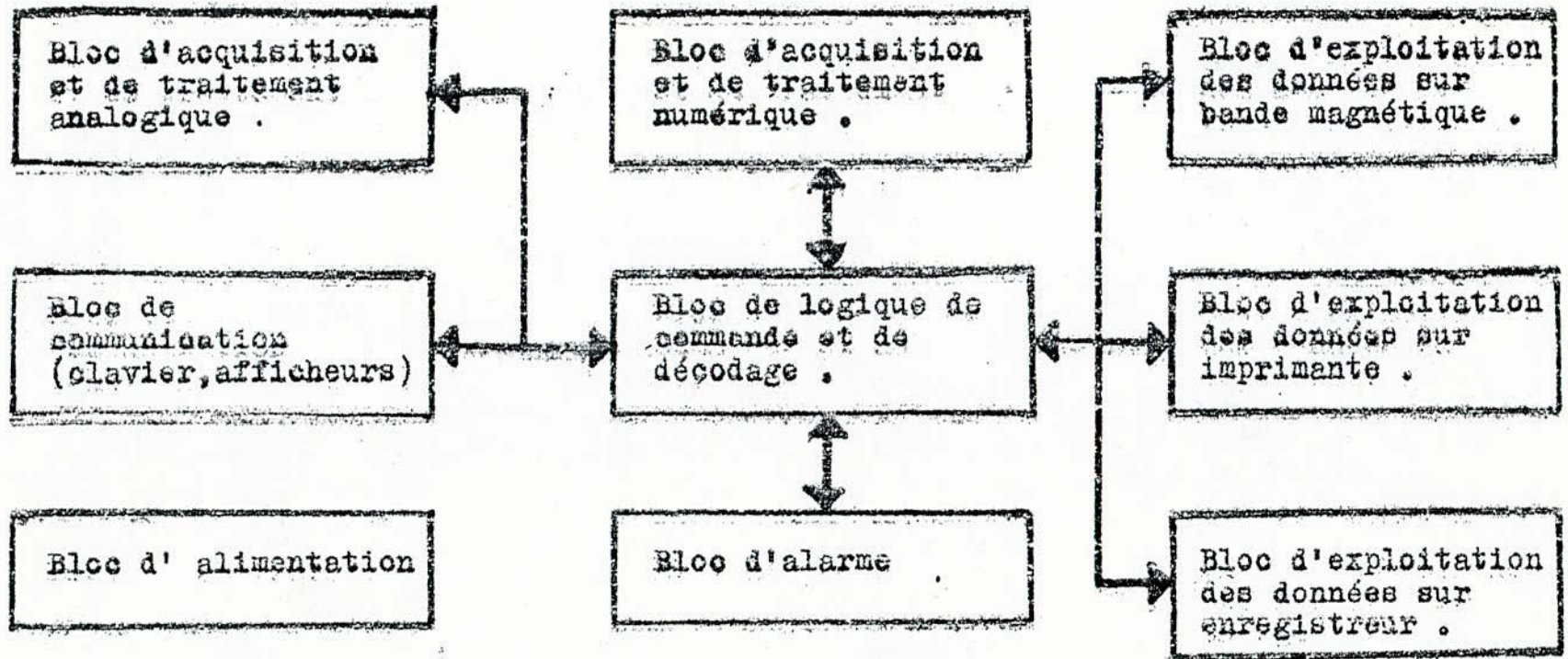


FIG:II- SCHEMA DU SYSTEME SOUS FORME DE BLOCS FONCTIONNELS .



- La durée de la surveillance conditionne la taille mémoire du système. Celle-ci étant naturellement limitée, il est impératif d'adjoindre au système différents périphériques permettant la conservation des résultats et leur exploitation.

Deux types de périphériques ont été retenus, la bande magnétique et l'imprimante.

- La bande magnétique adoptée est du type cassette C60 du commerce possédant sous une taille mémoire réduite une assez grande capacité mémoire. Elle est facilement stockable en bibliothèque et elle peut être lue par n'importe quel magnétophone grand public.
- L'imprimante utilisée est une petite imprimante à aiguille pouvant imprimer 21 caractères par ligne. Elle permet d'obtenir sur papier les états évolutifs du patient soit sous forme tabulaire, soit graphique.

Le dialogue entre le médecin et le SYSMAC se fait par l'intermédiaire d'un clavier et d'un système d'affichage numérique.

- Le clavier utilisé possède 10 touches décimales et 6 touches de commandes : Démarrage ; Arrêt ; Enregistrement K7 ; Lecture K7 ; Impression et Mémorisation.

A l'aide de ce bloc le médecin peut faire entrer à volonté, le jour, le mois, l'année, l'heure départ, la durée de mémorisation et des seuils limites par malade.

Ces différentes informations programmées par le médecin sont visualisés au fur et à mesure de leur arrivée sur le système d'affichage.

- Un bloc alarme a été prévu pour avertir le médecin le cas d'un dépassement des seuils limites qu'il a préalablement programmé.
- Enfin le bloc de logique et de décodage assure le bon fonctionnement de l'ensemble.

CHAPITRE II

II / NITE II- NALOGIQUE



## II-1 - PRESENTATION DE LA CHAINE DE MESURE POUR L'ELECTROCARDIOGRAMME E.C.G

### II-1.1. Notions de Cardiologie :

Rappelons que le coeur est un muscle jouant le rôle d'une pompe dans le système de circulation sanguine. Les contractions et relachements successifs des oreillettes et des ventricules se font à la fréquence environ de 70 pulsations par minute. Notons que cette fréquence peut aller de 40 pulsations à plus de 100 pulsations suivant les individus, l'âge, la condition physique, l'état de repos ou d'énervements. Cette activité est le siège des courants d'action correspondant à la dépolarisation et la repolarisation des cellules du muscle cardiaque.

Au moyen de deux électrodes et d'un système amplificateur il est possible d'enregistrer les modifications du courant d'action sous la forme d'une courbe caractéristique l'électrocardiogramme (E.C.G).

Nous ne détaillerons pas l'électrophysiologie et l'activité électrique du coeur |<sup>6,7,8</sup>| .

La courbe caractéristique de l'E.C.G comporte un certain nombre d'onde que l'on a baptisée P, Q, R, S et T qui correspondent chacune à une phase du cycle cardiaque. Voir figure(II.1)

- L'onde " P " correspond à la propagation de l'influx nerveux dans l'oreillette et son milieu possède généralement la même excitation ventriculaire.
- L'espace " P Q " délimite le temps écoulé entre le début de l'excitation dans l'oreillette et dans le ventricule. Le complexe "Q R S" résulte de la contraction des deux ventricules. La forme et la durée de ce complexe sont très importantes en diagnostic ainsi la durée normale du complexe "Q R S" est le  $\frac{1}{8}$  de seconde.

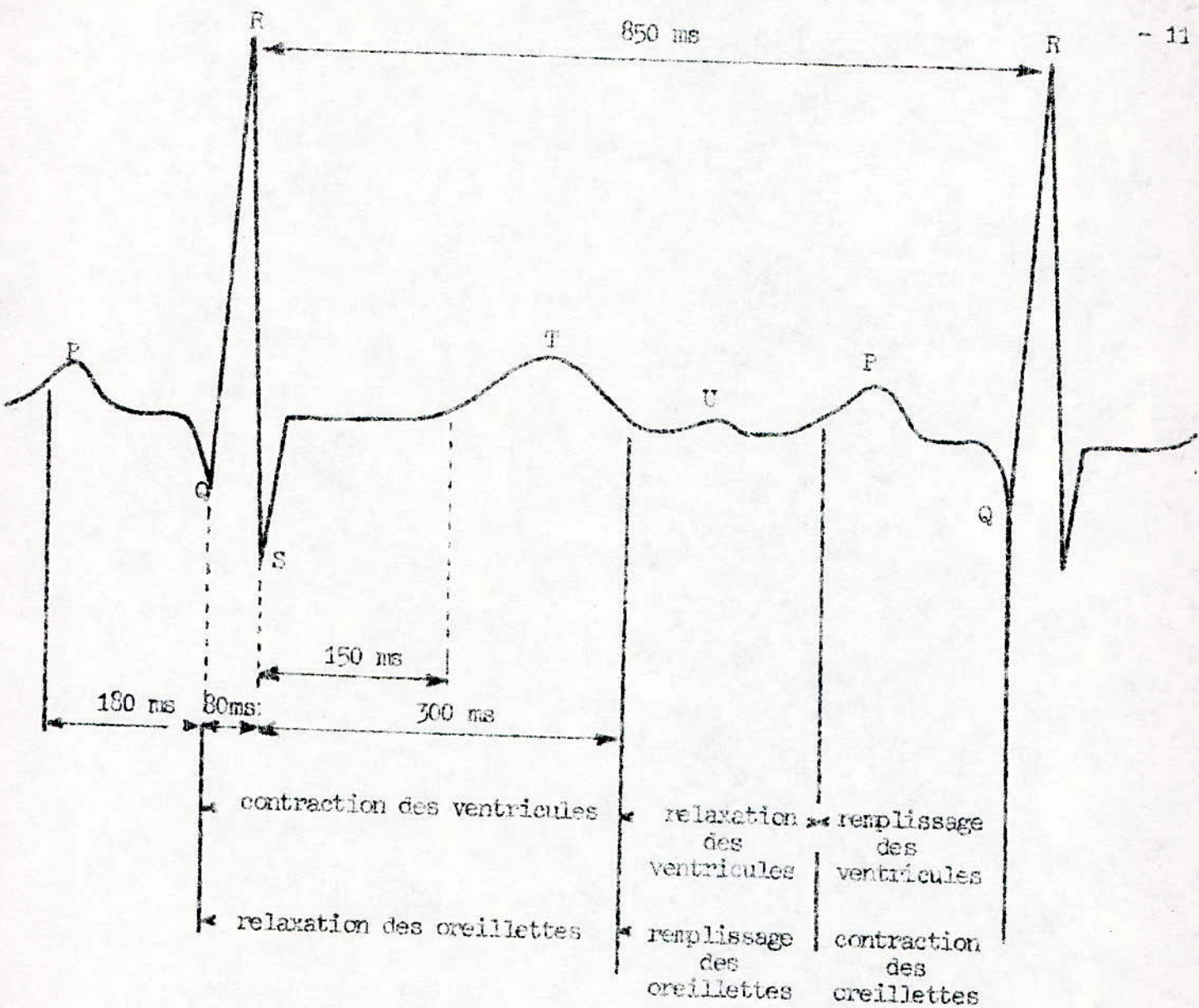


Figure (II-1) : TRACE DE L'ELECTROCARDIOGRAMME E.C.G

La fréquence cardiaque (ou pulsations/minute) est obtenue en mesurant le nombre d'onde R en une minute.

Cette fréquence est variable en fonction de l'âge du patient :

- 100 à 150 puls/mn chez le nourrisson
- 60 à 90 puls/mn chez l'adulte
- 50 à 75 puls/mn chez l'adulte de plus de 60 ans.

NOTA :

Les durées données figure (II-1) sont des ordres de grandeur pour un patient ayant un rythme cardiaque de 70 pulsations/minute.



- L'espace " S T " est un segment intermédiaire situé sur la ligne isoélectrique.
- L'onde " T " correspond à la regression dans les ventricules. Elle forme avec l'espace " T " la fin du ventriculogramme. Elle traduit également la repolarisation du myocarde. L'activité électrique cardiaque peut être enregistrée en n'importe quel endroit du corps, mais la pratique a imposé des dérivations qui selon EINTHOVEN sont considérés comme standard |<sup>6,7,8</sup>| .

Il existe différents autres types de dérivations on peut citer:

- Les dérivations périphériques unipolaires de WILSON |<sup>6,7,8</sup>|
- Les dérivations de GOLBERGER |<sup>6,7,8</sup>|.....

## II.1-2. Structure de la chaine E.C.G. :

En surveillance continue on s'intéresse à la mesure de la fréquence cardiaque " F " (c'est à dire au nombre d'onde " R " par minute) et aux variations du rythme cardiaque rapide ou lent au cours du temps ( $F_{\min}$ ,  $F_{\max}$ ).

La détection des battements au niveau du pouls est amplement suffisante pour la détermination de la fréquence cardiaque.

Or le SYSMAC doit intégrer les deux modes de fonctionnement (le continu et l'intensif) et pour le mode intensif une bonne détection d'informations cardiaque est nécessaire pour permettre le traitement numérique des principales arythmies. Ref |<sup>11</sup>|

Plutôt que d'utiliser un autre appareillage pour notre réalisation, nous avons préféré adopter la même procédure d'acquisition

analogique du signal cardiaque que dans le cas de la surveillance intensive [11].

Le principe de la chaîne de mesure est représenté sous la forme d'un schéma synoptique sur la figure (II.2).

Le prélèvement du signal cardiaque se fait à l'aide de trois électrodes métalliques habituellement utilisées en cardiologie [8]. Celles-ci sont placées à la surface de l'organisme ou sur les poignets après avoir mis un gel conducteur entre la peau et les électrodes. Le signal recueilli se trouve soumis dans un premier temps à une préamplification. Après amplification et filtrage, les signaux obtenus sont mis en forme si bien que le signal d'origine est transformé en un signal rectangulaire capable de commander l'allumage périodique d'une led et l'émission d'un "bip" caractéristique par un haut parleur.

Plusieurs prises extérieures ont été prévues :

- l'une permet de visualiser le signal sur oscilloscope.
- Une autre permet d'utiliser le signal en vue de le traiter par une logique annexe.

## II-2 - CHAÎNE D'ACQUISITION DES TEMPERATURES

### II-2.1. Notions de thermométrie

La température du corps humain est un paramètre physiologique considéré par les médecins comme déterminant pour l'établissement de diagnostics. Ce paramètre permet dans la plus part des cas de déceler toute approche pathologique et de suivre l'évolution de l'état de santé du malade.

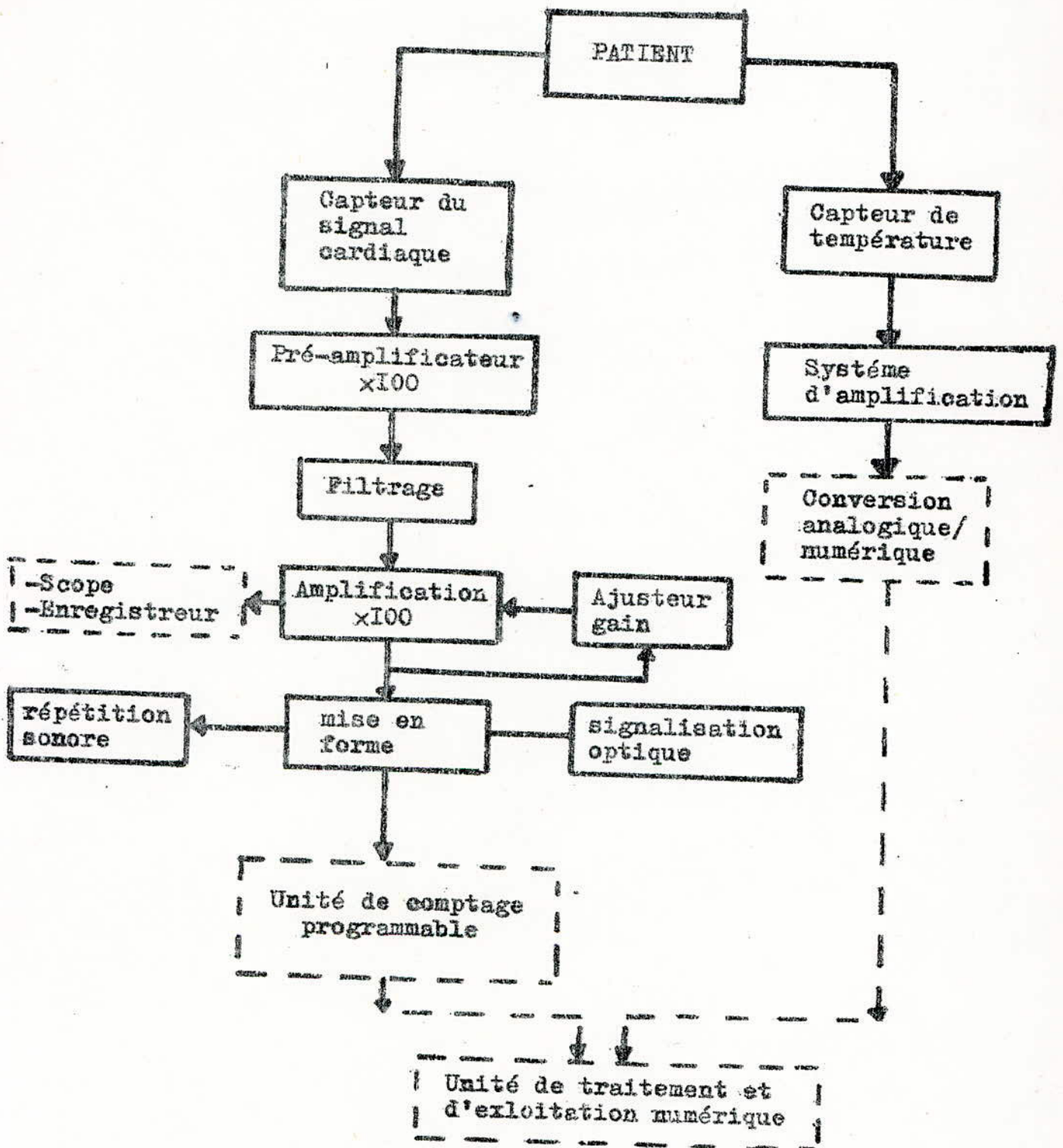


FIG:II 2- SYNOPTIQUE DE LACHAINE DE MESURE DE L'E.C.G. (o gauche).



En médecine la mesure de la température est habituellement un procédé relativement long et fastidieux (prise de la température à des intervalles réguliers, report manuel sur papier graphique).

Si l'on veut étudier commodément et de façon continue les variations thermiques d'un malade au cours du temps le simple thermomètre à mercure n'est donc plus satisfaisant.

Le thermomètre électronique qui a considérablement évolué ces dernières années apporte une solution élégante au problème et s'insère facilement dans un système monitoring.

Le thermomètre électronique utilise différents capteurs ou sondes pour la prise du signal thermique.

La forme de ces capteurs varie suivant l'usage auquel on les destine : |<sup>12</sup>|

- Sondes pour milieux gazeux :

Utilisés en spirométrie (respiration) pour la mesure de la température des gaz expirés, inspirés.

- Sondes aiguilles histologiques :

De dimensions réduites peuvent être logées à l'extrémité d'une aiguille. Destinées à effectuer des mesures dans les tissus de cultures, elles peuvent être appliquées médicalement à la mesure des températures sous cutanées ou intra musculaires.

- Sondes rectales :

L'élément sensible à la taille d'une lentille, elles servent en principe à la mesure des températures de toutes cavités anatomiques naturelles. Elles sont très utilisées en réanimation.



- Sondes pelliculaires :

Ceux sont des disques minces de 1 cm de diamètre s'appliquant à la surface d'un organe quelconque.

- Sondes thermométriques :

Placées à l'extrémité d'un catheter vasculaire permettant des mesures de températures à l'intérieur du coeur, dans l'estomac ou l'intestin.

Toutes ces différentes sondes sont basées pour la détection de la température soit :

- Sur le principe utilisant une résistance variable en fonction de la température (thermistance)
- Sur la propriété du thermocouple
- Sur les caractéristiques des circuits à semi-conducteurs dont les caractéristiques de sortie varient en fonction de la température.
- Etant donné que la gamme de fonctionnement de certains circuits intégrés à semi-conducteur est comprise entre environ 15°C et 50°C (région la plus utile en médecine). Ces détecteurs de température commencent à être de plus en plus adaptés dans le domaine médical.

## II.2. Chaîne de mesure des températures

Dans le cadre de la surveillance continue de plusieurs paramètres la connaissance de la température cutanée et interne intéresse le médecin. Si on utilise pour ces deux températures des capteurs basés sur le même principe, la chaîne de mesure se trouve simplifiée. La mesure des températures basée sur des capteurs à semi-conducteur peut parfaitement convenir dans les deux cas.

1° Température cutanée :

Le semi-conducteur doit être en bon contact avec la peau. Une fois réglé le problème de sa fixation et de son étanchéité thermique, celui-ci se trouve de part sa précision, de sa linéarité parfaitement adapté.

2° Température interne :

Si ce même semi-conducteur se trouve parfaitement enrobé il pourrait convenir à la saisie de la température interne par voie rectale. Dans le cadre d'une surveillance permanente la prise de la température rectale étant mal aisée les médecins préfèrent prendre la température en un autre point chaud de l'organisme (sous l'aisselle) et faire une correction systématique pour obtenir la vraie température interne. Notre système de surveillance continue étant microprogrammé la correction automatique ne pose pas de problèmes. La mesure de la température interne utilisera donc une chaîne de mesure identique à celle de la température cutanée.

Parmi les circuits intégrés à boîtier métallique dont les caractéristiques sont fonctions de la température, nous avons retenu le capteur L M 334 disponible dans notre laboratoire.

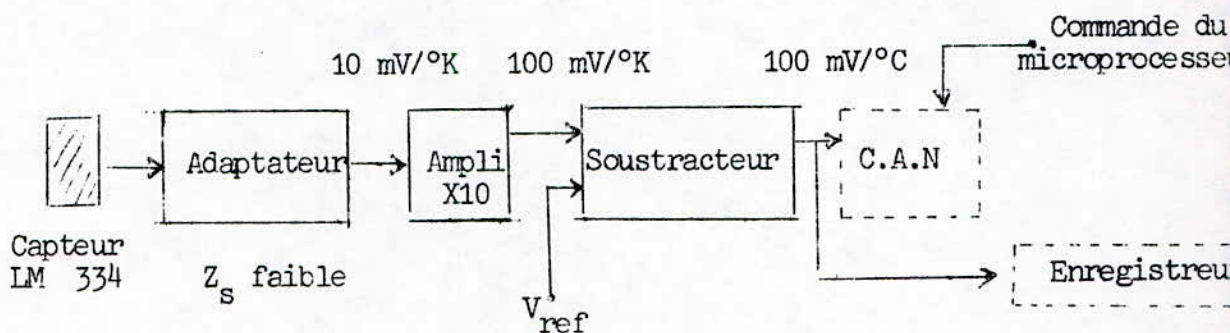
II-2<sup>e</sup>-2.1. Principe de la chaîne de détection :

Qu'il s'agit de la température cutanée ou interne, le principe de la chaîne de mesure donné par la figure (II,3), est le même.

Le capteur utilisé (L M 334 ou L M 335) doit être tout d'abord suivi par un montage adaptateur, puis par un amplificateur afin d'amener le signal à un niveau convenable pour être exploité par le convertisseur analogique - numérique.

Comme la tension de sortie est proportionnelle à la température

en degré Kelvin, la nécessité d'un soustracteur s'impose pour avoir directement la correspondance tension en degré Celcius.



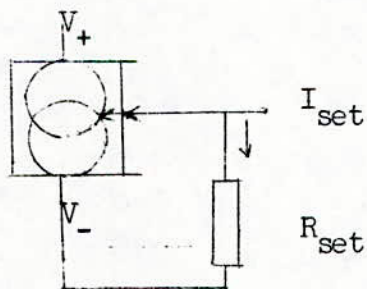
Figure(II,3)

a) Capteur L M 3 3 4

Le LM 334 se comporte en source de courant ajustable dont le courant de sortie est directement proportionnel à la température absolue en degré Kelvin selon la formule :

$$I_{set} = I_0 \left( \frac{T}{T_0} \right) \quad (9)$$

où  $I_0$  est le courant pour  $T = T_0$  (en °K).



Remarques :

- 1 - Si on utilise un LM 335 au lieu du LM 334, c'est la tension de sortie qui est directement proportionnelle à la température selon l'expression



$$V_{ont_T} = V_{ont_{T_0}} \frac{T}{T_0} \quad (10)$$

où T : température inconnue

T<sub>0</sub> : température de référence exprimée en (°K)

- 2 - Ces capteurs délivrent en présence d'une variation de température une variation de courant ou de tension qui lui est proportionnelle. Comme cette tension dépend de la température absolue il serait plus commode de l'évaluer en degré Celcius, ceci pour une exploitation et une interprétation plus simple du résultat.

Nous devons faire une translation d'échelle de degré Kelvin en degré Celcius.

Comme le capteur fournit des variations de tension de 10 mV/°K c'est à dire chaque degré Kelvin correspond à 10 mV

donc 1°C + 273 °K correspond à 2,73 V

Nous devons créer un décalage de tension égale à 2,73 V c'est à dire retrancher 273 °K.

#### b) Adaptateur

L'étage adaptateur est constitué d'un transistor 2N 2905 monté en émetteur commun. Il présente une impédance d'entrée élevée, et une faible impédance de sortie. Il adapte le capteur à l'amplificateur : attaque en tension à l'entrée de l'amplificateur.

#### c) Amplificateur

Pour réaliser le décalage de tension égale à 2,73 V on aurait pu réaliser un amplificateur soustracteur. Seulement cette solution n'a pas été

prise en considération. Si nous voulons réaliser une bonne soustraction, nous devons choisir rigoureusement les résistances de précision en respectant le rapport  $\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_3}{R_4}$  à 1 % .

Pour des raisons de précision nous avons préféré utiliser à la place d'un soustracteur un sommateur en prenant le soin d'inverser la tension  $V_c$  à son entrée (Voir annexe planche 1).

La tension de sortie est :  $V_s = (V_c - V_{ref}) \frac{R_6}{R_5}$

Nous avons pris :

$R_7 = R_4 = R_5 = 10 \text{ K } \Omega$        $R_6 = 100 \text{ K } \Omega$

La sortie s'exprime par :  $V_s = 10 (V_c - 2,73)$

L'échelle de sortie est de 100 mV/°C.

d) Tension de référence :

Comme nous l'avons signalé précédemment cette tension est fixée à 2,73. Puisqu'il n'existe pas de diode zener normalisée à cette valeur, nous avons utilisé un circuit intégré LM 336 qui travaille comme une diode zener à seuil réglable. Par sa pin Adj il permet d'ajuster la tension de référence à la valeur désirée soit 2,73 V dans notre cas.

La chaîne ainsi conçue fonctionne parfaitement, le point délicat a été dans la relation de composants précis et dont les caractéristiques sont très peu variables en fonction de la température.

II-3.

L'interface entre la partie chaîne de mesure analogique des hu



températures et l'acquisition numérique de celles-ci se fait par l'intermédiaire d'un système unique de conversion analogique numérique : l'ADC 809. C'est un circuit intégré CMOS de National Semi conducteur <sup>9</sup>; il est présenté dans un boîtier de 24 broches. Il a une résolution de 8 bits avec une linéarité de  $\pm \frac{1}{2}$  bits.

Les entrées sorties sont toutes compatibles T.T.L les sorties de données sont à trois états ce qui permet de le connecter directement au bus du microsysteme.

a) Fonctionnement de l'ADC 809 :

L'ADC 809 est un système d'acquisition à 8 entrées analogiques. Chaque entrée est sélectionnée par un décodage d'adresse et une validation de décodage. Donc il possède en plus de la conversion Analogique digital un multiplexage des voies analogiques.

L'ADC 809 fonctionne par approximations successives : Il compare 8 fois de suite le signal analogique d'entrée  $V_x$  avec une fraction de la tension  $U_{ref}$ . Au début de la conversion la tension inconnue est comparée avec la moitié de  $U_{ref}$ .

Le sens de comparaison :  $V_x$  supérieur ou inférieur à  $U_{ref}$ , détermine le bit de plus fort poids. On inscrit "1" si  $V_x > \frac{U_{ref}}{2}$  et "0" si  $V_x < \frac{U_{ref}}{2}$  ensuite selon le résultat la comparaison se fera avec  $\frac{3}{4} U_{ref}$  si  $V_x > \frac{U_{ref}}{2}$  ou  $\frac{1}{4} U_{ref}$  si  $V_x < \frac{U_{ref}}{2}$  .... Les bits sont transférés un à un dans la mémoire réservée au résultat final.

b) Tension de référence :

Les tensions de références  $U_{ref+}$  et  $U_{ref-}$  de l'ADC 809 ont été



fixées de manière d'englober toute la gamme des valeurs de températures cutanée et interne.

Compte tenu de la température qui règne dans la chambre du malade et de la température maximale que peut atteindre l'organisme humain une plage de mesure de température comprise entre 0°C et 50°C serait l'idéal.

Comme la correspondance degré/volt de la chaîne de conversion est de 100 mV par degré et que l'ADC 809 fournit des signaux compatibles TTL (0 V - 5 V) la correspondance en température serait alors :

$$0^{\circ} < T_{c \text{ cut}} < 50^{\circ} \text{C}$$

$$0 \text{ V} < T_{c \text{ cut}}(\text{Volt}) < 5 \text{ V}$$

avec comme tension de référence  $U_{\text{ref-}} = 0 \text{ V}$

$$U_{\text{ref+}} = 5 \text{ V}$$

avec la condition  $\frac{U_{\text{ref-}} + U_{\text{ref+}}}{2} = \frac{V_{\text{cc}}}{2} = 2,5 \text{ Volt}$

L'ADC 809 ayant une résolution de 8 bits ( $2^8 = 256$  valeurs) 1 bit significatif (1 L S B) correspond donc à  $\frac{U_{\text{ref+}} - U_{\text{ref-}}}{256} = \frac{5 - 0}{256} \approx 20 \text{ mV}$  ce qui correspond à une précision de 0,2°C.

Si on se contente de cette précision relativement médiocre l'obtention des tensions de référence est immédiate et l'affichage par la suite des températures est relativement simple. Les médecins étant généralement plus exigeant et désirent avoir les températures (surtout interne) au 1/10 de degré près, nous devons avec l'ADC utilisé modifier les tensions de référence ce qui changera la gamme de température à mesurer. Une précision double (0,1°C au lieu 0,2°C) réduira la plage de moitié. La borne supérieure de celle-ci ne pouvant être inférieure à 42 °C, nous avons choisi comme tension de référence

$$U_{\text{ref+}} = 4,28 \text{ V} \text{ et } U_{\text{ref-}} = 1,72 \text{ V} \text{ tout en respectant}$$

la condition  $\frac{U_{ref+} + U_{ref-}}{2} = 2,5 \text{ V}$  . La plage utile des températures varie alors de 17,2 °C à 42,8 °C.

Ce choix de tension très correct pour la température interne sera peut être un peu limité pour la température cutanée. L'idéal serait de disposer d'un A D C plus performant. Par ailleurs la tension de Référence  $U_{ref-}$  étant différente de zéro il sera nécessaire de faire par programmation une correction systématique de + 17,2 °C lors des exploitations des résultats.

Les tensions de référence  $U_{ref+}$  et  $U_{ref-}$  respectivement de 4,28 V et 17,2 V sont obtenues à l'aide d'une diode à seuil réglable la "L M 336".

c) Horloge :

L'A D C 809 travaille avec une horloge de 500 K Hz. Nous avons obtenu cette valeur en utilisant l'horloge du microprocesseur (1 M Hz) que nous avons divisé par 2 à l'aide d'une bascule D.

d) Signaux de commandes :

Les signaux de commandes de l'ADC sont aux nombres de 4 :

- "A L E" : Validation d'adresse en entrée
- "S T A R T" : Lance la conversion
- "E.O.C" : Indique que la conversion est terminée et que le résultat est présenté en mémoire de sortie
- "O.E." : Validation de la mémoire de sortie.

L'A D C 809 est connecté directement au microprocesseur par l'intermédiaire des bus de contrôle de données et d'adresses.(voir planch



Nous avons ainsi économisé un interface parallèle - parallèle (P.I.A) au détriment d'une programmation judicieuse qui doit tenir compte de la synchronisation entre le microprocesseur et de l'A D C.

Par programmation on peut lancer l'ordre de début de conversion et valider la sortie de l'A D C pour prélever la donnée numérisée.

La sélection de la température  $T_1$  et le début de conversion se fait en même temps. Comme il s'agit de la même instruction les broches START et ALE sont reliées. Le début de conversion est réalisé par une instruction d'écriture du microprocesseur. Une instruction de lecture valide le buffer de données et transfère la donnée numérisée de l'A D C vers le microprocesseur.

La broche "E O C" connectée directement à "I R Q" du microprocesseur permettrait d'interrupter ce dernier pour qu'il puisse prendre la donnée convertie après validation du buffer de sortie de l'A.D.C. Celui-ci ayant un temps de conversion de  $100 \mu s$ , une temporisation programmable correspondante à cette durée devrait être réalisée pour ne pas perturber l'acquisition de la donnée convertie. Mais le microprocesseur fonctionnant en temps réel peut être amené à prendre en compte à tout moment une interruption due à la détection d'une anomalie cardiaque quelconque provenant d'un des 4 malades. Une temporisation de  $100 \mu s$  devient alors une contrainte en temps réel. (Voir Ref. |<sup>11</sup>|)

On a résolu ce problème en plaçant un monostable entre la ligne "E O C" de l'A D C et la ligne d'interruption "I R Q" du microprocesseur. Celui-ci remettant à l'état haut la ligne "I R Q" au bout de  $2 \mu s$  (temps nécessaire pour l'exécution d'une instruction) permet au microprocesseur de ne plus être interrompu par l'A D C et il peut ainsi prendre éventuellement en compte tout autre type d'interruption.



### III-1. MONITEUR DE GESTION DU "SYSMAC"

#### III-1.1. Conception du moniteur :

Le fonctionnement de notre appareil "SYSMAC" est contrôlé à partir du clavier en conjonction avec notre moniteur de gestion. Ce dernier est un programme qui supervise le bon déroulement des opérations. Nous l'avons conçu de manière à ce qu'il contrôle les commandes que le médecin fournit à partir du clavier c'est à dire :

- Arrêt du SYSMAC
- Démarrage de la surveillance
- Impression des résultats
- Sauvegarde des données sur cassette
- Programmation du SYSMAC : Date, Heure de départ, Seuils.

En fonction de ces commandes notre programme moniteur gère l'enchaînement des tâches et organise l'utilisation des programmes et sous programmes. Il occupe quatre kilo-octets. Pour le loger nous avons utilisé une Epronsunitension de deux kilo-octets il s'agit des T M S 25%.

La figure (III.1) donne l'organigramme simplifié illustrant le déroulement de notre moniteur de gestion. Nous l'avons décomposé en plusieurs routines dont les principales correspondent à :

- L'initialisation du SYSMAC (voir annexe)
- La programmation des seuils limites, de la date et de l'heure(voir annexe)
- La gestion des afficheurs (voir annexe)
- La gestion du clavier //
- La surveillance continue des malades (voir annexe) et (CH.IV)
- La gestion de l'imprimante // "
- La gestion de l'enregistrement et lecture sur audio-cassette //
- La gestion des alarmes.

### III-1.2. Déroulement du moniteur :

Pour comprendre le fonctionnement du SYSMAC ou encore le déroulement du moniteur, reportons nous à son organigramme donné à la figure (III.1). et aux organigrammes des sous-programmes donnés en annexe.

\* Dès la mise sous tension nous avons immédiatement l'exécution de la phase d'initialisation du système. Cette phase comprend :

- Réinitialisation de la R A M :

Il s'agit de l'effacement de la zone mémoire située entre les adresses hexadécimales 0000 et OFFF. où seront stockées les données relatives à chaque malade. Un Kilo-octets étant suffisant pour surveiller un malade pendant vingt quatre heures, la capacité de la R A M a été fixée à un kilo-octets fois quatre, soit quatre kilo-octets.

- Initialisation des indicateurs :

Ces indicateurs sont indispensables pour avoir une bonne gestion de l'ensemble. A chacune des fonctions est associé un indicateur qui se positionne lorsque la fonction est réalisée ou pas.

Les mnémoniques ci-dessous ont été retenus pour ces indicateurs :

IMEM : pour la fonction programmation des seuils limites, date, heure  
I A : pour la fonction surveillance continue  
I IMP : pour la fonction Impression  
I LK : pour la fonction lecture cassette  
I EK : pour la fonction enregistrement cassette.

Pour permettre une bonne programmation des seuils, nous avons masqué pendant la phase d'initialisation tous les indicateurs sauf "IMEM".



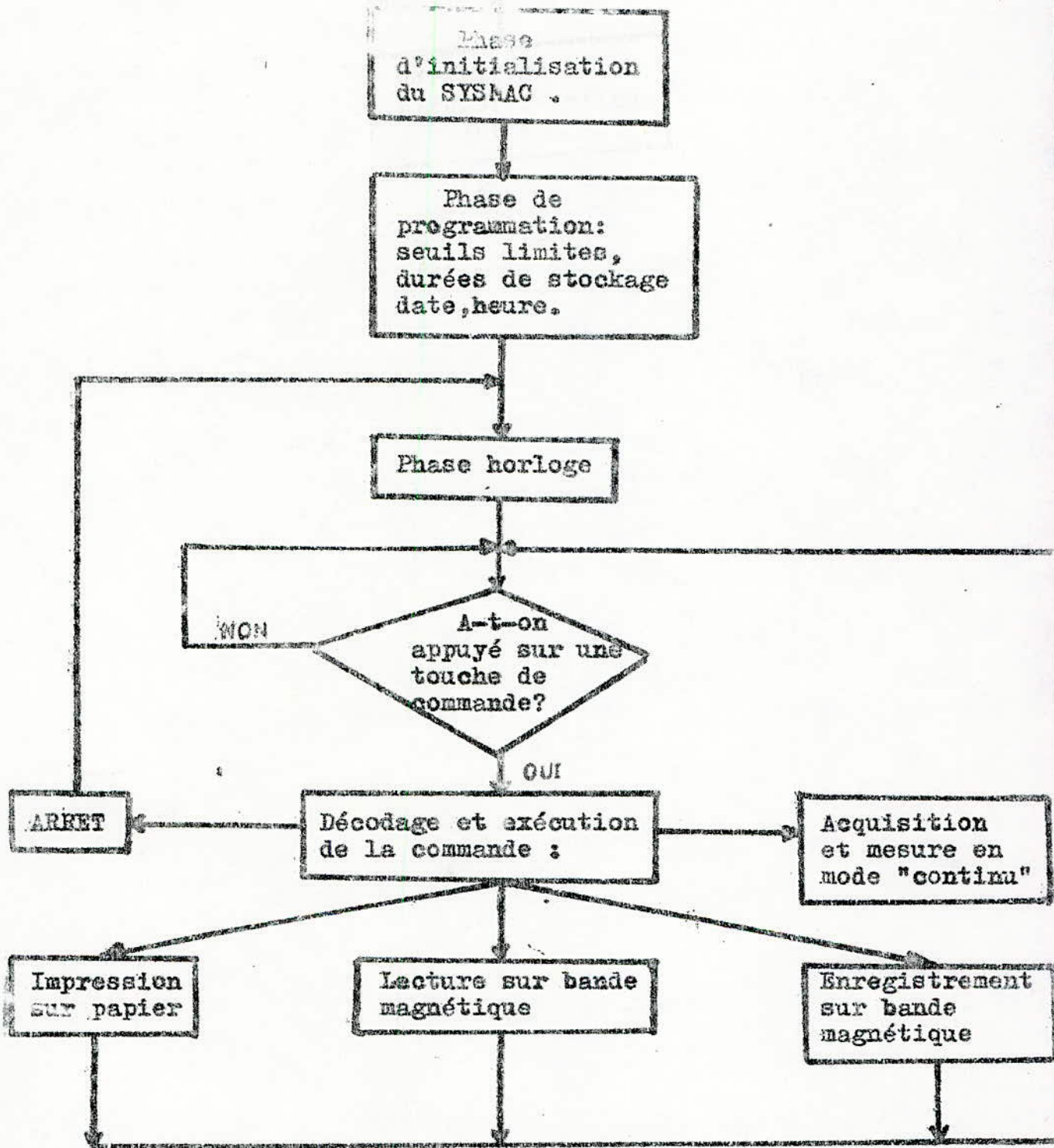


FIG: XII 4.- MONITEUR DE GESTION DE LA SURVEILLANCE CONTINUE .



- Initialisation de la pile :

Compte tenu du nombre de programmes et de sous-programmes constituant notre moniteur de gestion nous avons réservé une quarantaine d'octets pour la pile.

- Initialisation des Timers :

Dès la mise sous tension les registres des timers ont des états aléatoires. Ceci risque de perturber le système d'où la nécessité de les réinitialiser.

- Initialisation des Interfaces d'entrée-sortie (P I A) :

. Le P I A 1 de communication (clavier en entrée, affichage en sortie)

. Le P I A 2 des alarmes.

Au départ le P I A 1 est programmé pour afficher les seuils standards pour la température cutanée du premier malade.  
(TCMIN, TCMAX)

\* Phase de programmation :

Le moniteur a été conçu de manière à permettre au système de fonctionner avec des valeurs standards pour les températures cutanées et internes, pour la fréquence cardiaque ainsi que pour la durée de mémorisation.

Après discussion avec les médecins, nous avons retenu pour ces paramètres les valeurs limites suivantes :

$$25 \text{ } ^\circ\text{C} < T_C \leq 40 \text{ } ^\circ\text{C}$$

$$35 \text{ } ^\circ\text{C} \leq T_I \leq 40 \text{ } ^\circ\text{C}$$

$$60 \text{ coups/}_{mn} \leq F \leq 100 \text{ coups/}_{mn}$$

Le temps de mémorisation minimale a été fixé à quinze minutes. A la fin de la phase d'initialisation les seuils limites de la température cutanée du premier malade sont affichés. A ce stade le médecin a le choix entre :

- a) Considérer que pour son premier malade les seuils standards sont valables, il appuie alors sur la touche " M E M " ce qui provoque l'affichage du paramètre suivant.
- b) Modifier les seuils de ce premier paramètre en choisissant avec les touches décimales du clavier les valeurs qu'il désire. Il passe au paramètre suivant en appuyant sur la touche " M E M ".

Remarques :

- (1) Après avoir introduit les deux seuils le médecin à la possibilité en cas d'erreur de frappe de corriger ces dernières, il doit alors impérativement réintroduire à partir des touches numériques les valeurs des deux seuils.
- (2) Les températures étant données au dixième de degré près, le point décimal s'affiche automatiquement.

Le médecin adopte la même procédure pour les autres paramètres relatifs à chaque malade.

La programmation des paramètres peut varier de :

00 °C à 99° 9°C pour les températures

000 coups/mn à 999 coups/mn pour les fréquences cardiaques

- (3) Dans le cas où l'on ne veut pas surveiller l'un des paramètres ou l'un des lits, il suffit d'introduire des valeurs nulles pour les seuils limites du paramètre en question.

Quand le médecin a fait rentrer correctement les seuils de ces quatre malades le moniteur de gestion affiche le mot "D A I E". Ce dernier indique ainsi à l'opérateur qu'il doit programmer la date en commençant d'abord par faire entrer le jour, le mois, puis l'année. Cette opération étant effectuée, le moniteur affiche "E E E E" indiquant cette fois-ci que le médecin doit faire entrer l'heure actuelle afin d'initialiser l'horloge en temps réel du système. La précision sur l'heure est de l'ordre de la minute ce qui est amplement suffisant.

Après toutes ces opérations le "S Y S M A C" est prêt à recevoir n'importe quelle commande correspondante à l'une des cinq touches fonctions. Dès qu'une touche fonction est appuyée, celle-ci est décodée et suivant la commande le moniteur se branche au programme s'y rapportant.

- Ainsi la touche "D E M A R R A G E", commande le déroulement du programme d'acquisition des paramètres en surveillance continue. Au cours de la surveillance le médecin a la possibilité de changer les seuils initialement choisis compte tenu de l'évolution de l'état de ces malades pour cela il procédera de la manière indiquée dans le paragraphe précédent. Ces modifications étant faites il lui suffira de réappuyer sur la touche démarrage.
- A tout moment et plus particulièrement en fin de journée le médecin a la possibilité d'imprimer les résultats de n'importe quel malade en appuyant sur la touche "I M P R E S S I O N". Pendant le temps nécessaire à cette opération le système ne fonctionne plus en surveillance continue, cependant l'horloge interne continue à comptabiliser le temps écoulé.
- Le "S Y S M A C" dispose de deux touches de commandes cassette pour la lecture et l'enregistrement sur bande magnétique.



- Enfin la touche "S T O P" arrête l'exécution du programme en cours et redonne le contrôle au moniteur pour l'exécution d'une nouvelle commande.

Nous rappelons qu'à chaque touche nous avons associé un indicateur de manière à masquer ou valider la commande concernée. Ainsi si au cours du programme d'acquisition et de surveillance, on appuie par mégarde sur n'importe quelle touche autre que la la touche "S T O P", celle-ci ne sera pas prise en compte et n'affectera pas le bon déroulement de la surveillance continue.

### III-2. REALISATION MATERIELLE :

#### III-2.1. Schéma synoptique :

La figure (III.2) représente le schéma synoptique du S Y S M A C. La partie centrale de cette chaîne joue le rôle d'un micro-ordinateur. Elle est réalisée autour du microprocesseur MC 6800 de Motorola disponible au laboratoire d'électronique appliquée de l'E.N.P.A. Nous avons associé à ce microprocesseur une mémoire vive R A M permettant le stockage des informations ainsi qu'une mémoire morte E P R O M où réside le logiciel de gestion décrit dans le paragraphe précédent.

Cette unité numérique est couplée à :

- La partie analogique que nous avons décrite et détaillée au Chapitre II, par un interface Analogique-Numérique et une unité de comptage.
- L'unité d'exploitation afin de sauvegarder ou d'envoyer les résultats sur un organe de sortie (visualisation sur afficheurs, imprimante, enregistrement K 7).

Nous avons représenté le schéma de câblage du S Y S M A C sur ~~cinq~~ planches A, B, C D'et E donnés en annexe

ACQUISITION ET TRAITEMENT DES DONNEES

CAPTEURS

Partie analogique

Partie numérique

EXPLOITATION

DES RESULTATS

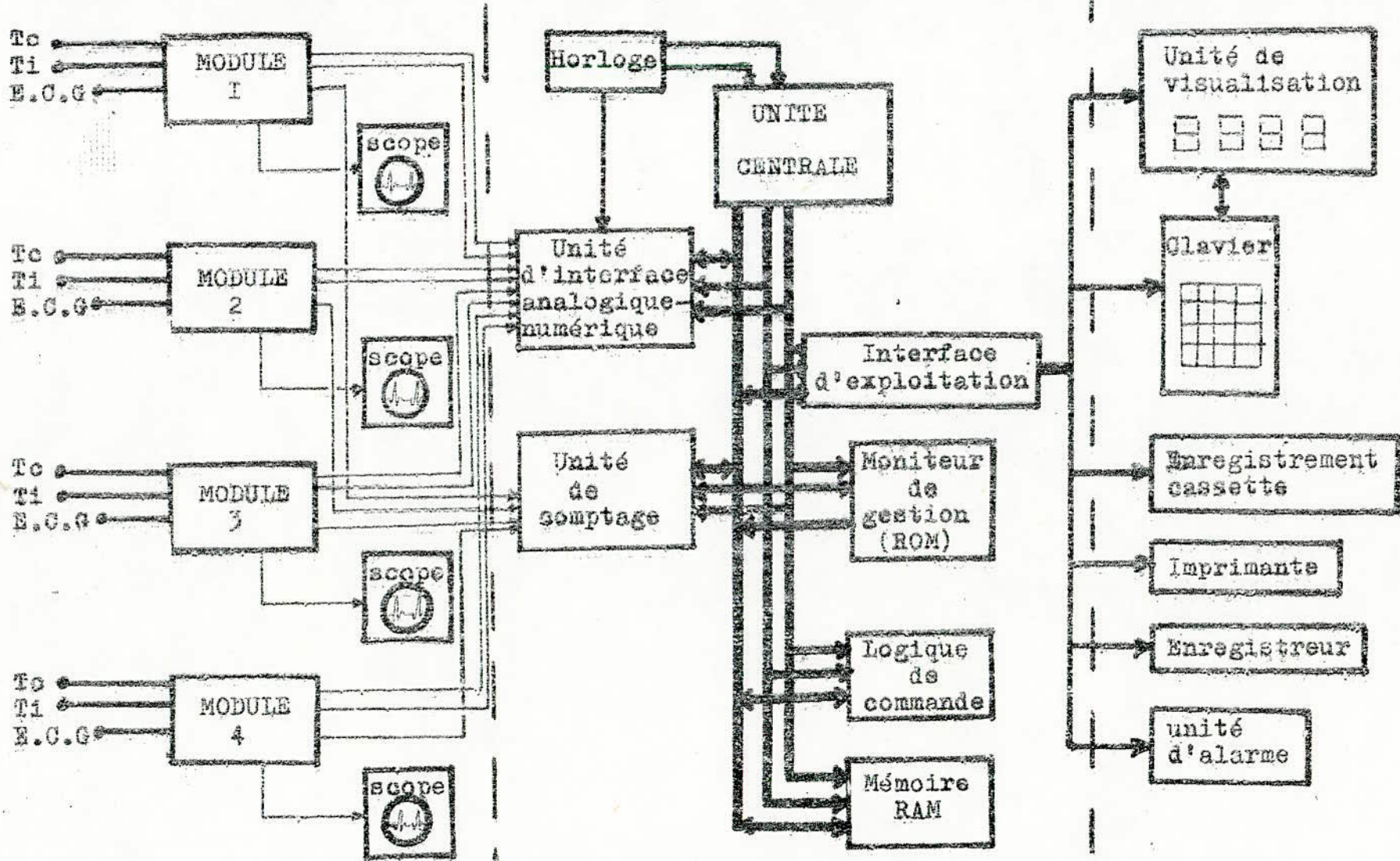


FIG: III 2 - SCHEMA SYNOPTIQUE DU "SYSMAC"



Elles schématisent respectivement les cablages suivants :

Planche A : De l'unité analogique

Planche B : Du module M P U (comprenant le microprocesseur, son horloge, ses chiffres d'adresses et de données)

- De l'unité de conversion analogique - numérique
- De l'unité de comptage constituée de timers programmables MC 6840

Planche C : Des mémoires R A M et E P R O M ainsi que leurs décodages d'adresses.

Planche D : Des interfaces d'entrées/sorties et de communications :

- Interface avec l'imprimante
- Interface avec l'unité d'alarme
- Interface avec l'audio cassette.

Planche E : De l'alimentation.

### III-2.2. Réalisation matérielle :

#### III-2.2.1. Module M P U (voir planche B)

Le module M P U est conçu autour du microprocesseur MC 6800. Il est constitué de buffers d'adresses et de données, d'une interface et d'une logique de contrôle.

\* Buffers d'adresses Ref |<sup>13,14</sup>|

Ceux sont des circuits d'amplification et de protection unidirectionnels à trois états. Les buffers utilisés dans notre module M P U sont du type 8T97. Les lignes d'adresses étant au nombre de 16 nous avons



besoin de trois buffers sachant que la capacité de chacun est de 6 lignes de transmission.

\* Buffers de données Ref |<sup>14</sup>|

Suivant qu'il s'agit d'un ordre de lecture ou d'écriture les données sont sortantes ou rentrantes. Les buffers de données utilisés sont type 8T28. Ils sont bidirectionnels à 3 états. Les lignes de données sont au nombre de 8, 2 buffers 8T28 sont suffisants.

\* Logique de commande des buffers :

- . Une opération d'écriture n'a lieu que si le signal  $R/W = 0$ . Il faut en outre que le bus de données du microprocesseur soit activé ( $DBE=1$ ) et que le bus d'adresse soit disponible soit ( $BA = 0$ ). Le signal agissant sur les buffers de données et permettant l'écriture résulte de la réunion de ces trois conditions :  $S_e = \bar{R}/W \bar{B} \bar{A} . D B E .$
- . Une opération de lecture n'a lieu que si le signal de lecture  $R/W = 1$ . La présence de l'horloge  $\phi_2$  est indispensable pour activer les éléments à lire (mémoires, P I A...) Soit  $S_L = R/W . \phi_2$

\* L'horloge M C 6871 A (voir planche B)

Le circuit de l'horloge que nous avons utilisé est le MC 6871A de Motorola Ref |<sup>15</sup>|. Il génère des signaux d'horloge  $\phi_1$  ;  $\phi_2$  de fréquence 1 M Hz nécessaire au fonctionnement du microprocesseur.

\* Circuit d'initialisation : R E S E T (voir planche B)

L'action sur l'interrupteur MARCHE/ARRET peut provoquer des rebondissements sur la ligne R E S E T avant que celle-ci ne se stabilise. Pour permettre une bonne initialisation nous avons utilisé un monostable

(S M 74121 Ref |<sup>13</sup>| attaqué à son entrée par une cellule R C. La constante de temps du monostable a été fixée à quelques dizaines de millisecondes . Les valeurs choisis  $R_{ext} = 33 \text{ k } \Omega$  et  $C_{ext} = 10 \text{ } \mu \text{ F}$  conviennent parfaitement pour éviter ses rebondissements.

### III-2.2.2. Unité de comptage (voir planche B) :

Les impulsions cardiaques mises en forme en provenance de l'unité analogique sont comptées par l'unité de mesure programmable constituée de trois boîtiers ( $B_1$  ,  $B_2$  ,  $B_3$ ) MC 6840 Ref |<sup>16</sup>| . Chaque boîtier MC 6840 contient trois compteurs binaires 16 bits ( $C_1$  ,  $C_2$  ,  $C_3$ ) indépendants commandés et contrôlés par l'unité centrale M P U grâce à :

- Leurs registres de commandes de 8 bits ( $CR_1$  ,  $CR_2$  ,  $CR_3$ )
- Leurs registres de chargement de données de 16 bits ( $REG_1$  ,  $REG_2$  ,  $REG_3$ )
- Le registre d'état du boîtier de 8 bits.

On utilise quatre compteurs soit un par malade pour le comptage des impulsions cardiaques. Il s'agit des compteurs  $C_1$  et  $C_3$  du boîtier  $B_2$  et des compteurs  $C_1$  et  $C_2$  du boîtier  $B_3$ .

Ces compteurs donnent le nombre d'impulsions cardiaques pour chaque malade au bout d'une minute de comptage (c'est à dire le nombre de coups par minute). Pour obtenir cette durée de comptage (d'une minute) nous avons été amenés à utiliser deux compteurs. Le compteur  $C_2$  de  $B_1$  délivre à partir des impulsions  $\phi_2$  de l'horloge du microprocesseur un signal de période égale à une milliseconde (1 ms). Celui-ci est pris comme entrée horloge pour le compteur non encore utilisé  $C_2$  du boîtier  $B_2$  qui fixe le temps de comptage (1 mn) des impulsions cardiaques.

De la même manière le signal d'une milliseconde sert d'horloge

externe pour le compteur C<sub>3</sub> du boîtier B<sub>3</sub> afin de générer des interruptions toutes les 15 secondes pour la séquence de visualisation. Et enfin le boîtier B<sub>1</sub> fixe la durée de base (15 minutes) pour les intervalles de temps choisis par le médecin pour la mémorisation des informations en mémoire R A M.

Remarques :

- 1 - Le circuit MC 6840 est un timer programmable pouvant travailler en compteur, en monostable, en fréquencemètre...

Le choix de ce circuit a été guidé par le fait que notre appareil est conçu de manière à accepter un autre type de surveillance (la surveillance intensive). Il s'agit d'analyser et de détecter en temps réel les anomalies du rythme cardiaque de quatre malades. La surveillance en temps réel conduit impérativement à l'utilisation de quatre unités de mesure indépendantes.

Comme le circuit MC 6840 a l'avantage d'être programmable il est utilisé en compteur dans le mode de surveillance continue et fonctionne en mesure de temps R-R pour la surveillance intensive (Ref |<sup>11</sup>|).

Ainsi avec une programmation adéquate de ce circuit le "S Y S M A C" assurera les deux modes de fonctionnement.

- 2 - Un quatrième boîtier MC 6840 est utilisé pour le système d'alarme sonore. Ces compteurs génèrent des signaux audibles de fréquence égale à 2 kilohertz.

III-2.2.3. Mémoires vives R A M (voir planche C)

Pour stocker les informations sur 24 heures de surveillance



continue nous avons besoin d'une mémoire R A M de 4 kilo-octets soit un kilo-octets par malade. Nous avons utilisé des mémoires R A M du type 2114 de capacité un kilo-octets de 4 bits. Puisque le microprocesseur MC 6800 est de 8 bits il est indispensable de coupler deux boitiers 2114 en parallèle pour avoir un kilo-octet.

La réalisation d'une capacité mémoire de quatre kilo-octets nécessite donc :

4 x | 2 x Boitiers 2114 | soit 8 boitiers

#### III-2.2.4. Mémoires mortes E P R O M (voir planche C) :

Nous avons sauvegardé notre moniteur de gestion de 4 kilo-octets dans une mémoire morte constituée de deux Eproms monotension (+ 5 V) de deux kilo-octets chacune. Ceux sont des Eproms du type TMS 2516 voir Ref |<sup>16</sup>|.

#### III-2.2.5. Circuits d'interfaces et organes de dialogue :

L'interconnection entre le microprocesseur et les différents périphériques (clavier , système de visualisation, système d'alarme, Imprimante...) peut se réaliser :

- Soit par des interfaces spécialisés assurant la bonne gestion de l'ensemble.
- Soit directement, ce qui permet de minimiser le nombre de composants au dépend d'un logiciel de gestion plus complexe.

Nous avons utilisé deux interfaces d'entrées/sorties parallèles P I A (Peripheral Interface Adaptater) pour connecter :

- a) Un clavier hexadécimal du type CLVCL4X4 de SIGMA INDUSTRIE ref |<sup>17</sup>| (Voir planche D, P I A 1)

b) Un système de visualisation constitué de 15 afficheurs du type TIL 311 Ref |<sup>18</sup>| (voir planche D, P I A 1). Les valeurs instantanées minimales et maximales obtenues pour un paramètre et un lit donné sont visualisées sur trois séries de trois afficheurs. Un afficheur indique le numéro du lit, un autre le code du paramètre en question. Nous avons codé par "C" la température cutanée ; par "I" la température interne et par "F" la fréquence cardiaque.

Une dernière série de 4 afficheurs donne le temps en heure, minute du prélèvement et stockage de ces informations en mémoire.

c) Une unité d'alarme visuelle est constituée de 12 diodes électroluminescentes (L E D) ; soit une Led par paramètre et par lit. (voir planche D, P I A 2)

d) Un système de lecture et d'enregistrement sur bande magnétique (planche D, P I A 2). Nous détaillerons la réalisation et le fonctionnement de cet interface dans le chapitre IV.

\* L'imprimante ; l'unité de conversion analogique numérique ; l'unité de comptage ; ont été connectés directement au bus du microprocesseur.

#### Remarques :

Comme le montre la planche D, le clavier et les 15 afficheurs sont connectés au même interface parallèle d'entrée-sortie (P I A 1).

Le port B sert d'une part à la lecture du code de la touche enfoncée (PB<sub>0</sub>, PB<sub>1</sub>, PB<sub>2</sub>, PB<sub>3</sub>) et d'autre part à la sélection par paire des afficheurs (PB<sub>0</sub>,..... PB<sub>7</sub>) . Les données à visualiser sont disponibles sur les lignes du port A.

- Les sorties du clavier sont en logique T T L 2 états ; l'insertion d'un buffer 3 états (8T97) entre le clavier et le P I A 1 s'avère nécessaire pour éviter les conflits entre l'affichage et la lecture des codes des touches.
- La ligne d'activation "STROBE" du clavier attaque un monostable de constante de temps égale à quatre microsecondes de manière à limiter la durée d'interruption N M I " due à l'appui d'une touche.

### III-2.2.6. Circuits de décodages d'adresses :

#### a) Décodage d'adresse :

Chaque boîtier ou zone mémoire est sélectionné à partir d'un décodeur d'adresse et d'un ensemble de circuits logiques (porte  $\text{Nand}$ , inverseur...).

Nous avons utilisé le circuit SN74138 (voir planche B) Ref<sup>13</sup> pour décoder les interfaces parallèles P I A 1, P I A 2, l'imprimante ; les timers M C 6840 et l'unité de conversion analogique - numérique (ADC809)

Les circuits SN74155 Ref<sup>13</sup> sont utilisés pour le décodage des boîtiers mémoires R A M et E P R O M (voir planche C).

Le tableau figure (III.3) représente le décodage d'adresse de ces différents boîtiers.

#### b) Répartition mémoire :

La répartition mémoire du S Y S M A C donnée sur la figure (III.4) se déduit du décodage d'adresses précédent.



CIRCUITS	Symbole	Adresse	R/W	VMA	A <sub>15</sub>	A <sub>14</sub>	A <sub>13</sub>	A <sub>12</sub>	A <sub>11</sub>	A <sub>10</sub>	A <sub>9</sub>	A <sub>8</sub>	A <sub>7</sub>	A <sub>6</sub>	A <sub>5</sub>	A <sub>4</sub>	A <sub>3</sub>	A <sub>2</sub>	A <sub>1</sub>	A <sub>0</sub>
Pile (RAM)	R <sub>1</sub>	0000 → 0020	X	1	0	0	0	0	0	0	0	0	X	X	X	X	X	X	X	X
RAM : Zone 1	R <sub>1</sub>	0400 → 04BF	X	1	0	0	0	0	0	0	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
RAM : Zone 2	R <sub>2</sub>	04C0 → 087F	X	1	0	0	0	0	0	1	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
RAM : Zone 3	R <sub>3</sub>	0880 → 0C3F	X	1	0	0	0	0	1	0	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
RAM : Zone 4	R <sub>4</sub>	0C40 → 0FFF	X	1	0	0	0	0	1	1	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
Unité de Comptages (FC)	B <sub>1</sub> ; B <sub>2</sub> ; B <sub>3</sub>	9F00 → 9F40	X	1	1	0	0	1	1	1	1	1	X	X	X	X	X	X	X	X
Unité d'Acquisition des Températures TC/TI	ADC	9F60 → 9F68	1	1	1	0	0	1	1	1	1	1	0	1	1	0	X	X	X	X
PIA : CLAVIER - AFFICHEURS	PIA <sub>1</sub>	9FA0	X	1	1	0	0	1	1	1	1	1	1	0	1	0	X	X	X	X
PIA : ALARME - K7	PIA <sub>2</sub>	9FC0	X	1	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1	0	0	X	X	X	X
IMPRIMANTE	IMP	9FB0	X	1	1	0	0	1	1	1	1	1	1	0	0	0	X	X	X	X
ALARME SONORE	B <sub>4</sub>	9FEX	X	1	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	X	X	X	X
EPROM 1.	EP <sub>1</sub>	EB00 → EFFF	1	1	1	1	1	1	1	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
EPROM 2.	EP <sub>2</sub>	F000 → F7FF	1	1	1	1	1	1	1	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
EPROM 3.	EP <sub>3</sub>	F800 → FFFF	1	1	1	1	1	1	1	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X

X : DECODE PAR LE CIRCUIT ADRESSE

FIG. III 3 : DECODAGE D'ADRESSES

ADRESSE MEMOIRE

0000					
0020		RAM (pile)		} →	Pile
00FF		RAM		} →	RAM utilisé pour les indicateurs, seuils standards,
		RAM Zone M <sub>1</sub>		}	Mémoires R A M utilisé pour la surveillance continue
		RAM Zone M <sub>2</sub>			
		RAM Zone M <sub>3</sub>			
1000		RAM Zone M <sub>4</sub>			
		LIBRE			
9F00					
9F60		3 TIMERS MC 6840		} →	Unité de comptage (F)
9F80		ADC 809		} →	Unité de conversion (T <sub>C</sub> /T <sub>I</sub> )
9FA0		PIA1 MC 6821		} →	Clavier - Affichage
9FC0		PIA2 MC 6821		} →	Alarme visuelle + interface K <sub>7</sub>
		IMPRIMANTE		} →	Imprimante
9FE0					
9FEF		TIMERS MC 6840		} →	Alarme sonore
		LIBRE			
		EPROM 2716		}	→ Moniteur de gestion
		EPROM 2716			
FFF8		EPROM 2716			
		IRQ (FFF8 FFF9)		}	→ Vecteurs d'interruptions
		NMI (FFFC FFFD)			
FFFF		RESET(FFFE FFFF)			

Figure (III-4) . Répartition mémoire



### III-2.2.7. Alimentation :(Planche 2)

L'utilisation d'une source d'énergie à partir du secteur pour alimenter les modules analogiques peut présenter un danger pour le patient. (Courts circuits accidentels, courants de fuite...) Pour remédier à ces inconvénients nous avons utilisé deux types d'alimentation:

- L'une réalisée à partir du secteur (220 V) et alimente d'une part les cartes logiques du S Y S M A C nécessitant cinq volts sous deux ampères et d'autre part l'imprimante nécessitant douze volts sous deux ampères.
- L'autre réalisée à partir de deux piles alcalines de 9 V chacune alimente les modules analogiques.

A l'aide d'un bouton poussoir et d'un led témoin nous pouvons tester l'usure des piles sans pour cela perturber la surveillance continue (voir planche E).

De plus pour assurer une isolation et protection du patient nous avons utilisé des coupleurs opto-électroniques (4 N 3 3) que nous avons placé sur chaque ligne de liaison entre les modules analogiques et l'unité numérique.



CHAPITRE IV

SURVEILLANCE ET EXPLOITATION DANS LE MODE  
CONTINU

## INTRODUCTION

La surveillance continue des malades en milieu hospitalier allège les tâches du personnel médical dont la responsabilité est grande et le travail absorbant.

C'est grâce au système "MONITORING" devenant de plus en plus complexe que se fait le contrôle et la surveillance.

La surveillance et le dépouillement en mode continu que nous avons mis au point rempli un certain nombre de tâches parmi lesquelles on peut citer :

- Acquisition et mémorisation numérique des températures et fréquences cardiaques de quatre malades.
- Détermination et mémorisation des valeurs minimale et maximale pour les paramètres de chaque malade au cours de la durée préétablie par le médecin (c'est à dire :  $T_{C_{min}}$  ;  $T_{I_{min}}$  ;  $T_{C_{max}}$  ;  $T_{I_{max}}$  pour les températures;  $F_{min}$  et  $F_{max}$  pour la fréquence cardiaque).
- Gestion des alarmes sonores et visuelles
- Actualisation de l'horloge en temps réel
- Séquence d'affichage
- Dépouillement des données de chaque patient sur Imprimante
- Sauvegarde et lecture des informations de chaque malade sur bande magnétique

### IV-1. ORGANIGRAMME DE L'ACQUISITION EN SURVEILLANCE CONTINUE

Dès lors que le médecin a programmé à l'aide du clavier

les différentes conditions relatives à la surveillance de ses malades, la phase d'acquisition et de traitement proprement dite peut démarrer. L'appui sur la touche "DEMARRAGE" lance le programme chargé d'exécuter ces opérations. L'organigramme de ce dernier est représenté sur la figure (IV.1). Il comprend plusieurs phases dont on peut citer :

a) Phase d'initialisation :

Au cours de cette phase :

- Les zones mémoires où sont stockées les valeurs instantanées l'indicateur du lancement de la conversion (M T) et de l'horloge (C O) sont initialisés.

A la fin de cette phase les timers sont programmés en compteurs pour l'acquisition des fréquences cardiaques et en temporisateurs pour générer les temps relatifs aux différentes séquences (minute de comptage, 15 secondes pour la séquence d'affichage).

b) Phase d'acquisition et de traitement :

La phase d'acquisition a lieu toutes les minutes. Elle commence par l'acquisition de la fréquence cardiaque obtenue par la lecture des fréquences moyennes ( $F_i$ ) au cours de la minute écoulée. Elle se poursuit par le calcul des valeurs minimales et maximales jusqu'à la mémorisation de ces dernières dans des cases mémoires tampons afin d'être ultérieurement visualisées sur afficheurs. Elle se termine par la comparaison des fréquences moyennes par rapport aux valeurs limites prédéterminées par le médecin. A la fin de la phase d'acquisition des fréquences, un ordre de conversion est envoyé au convertisseur analogique digitale pour la saisie instantanée des températures. De la même manière que pour la fréquence nous déterminons les valeurs minimales et maximales pour chaque température.

c) Phase de visualisation :

- L'affichage des fréquences cardiaques de quatre malades se fait



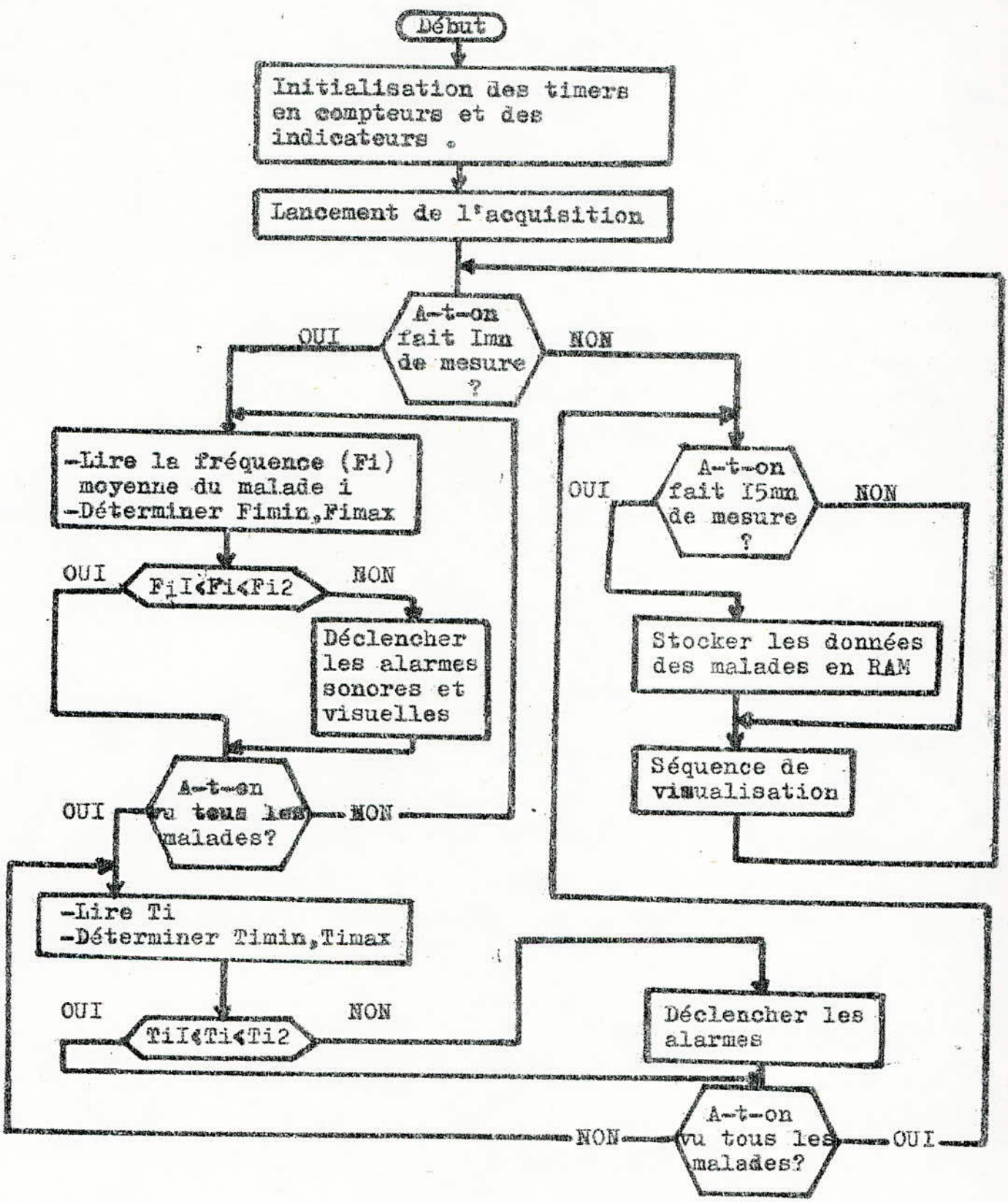


FIG: IV 1 - ORGANIGRAMME DE LA SURVEILLANCE CONTINUE .

séquentiellement : La fréquence cardiaque d'un malade est visualisée pendant 15 secondes par minutes.

- La séquence d'affichage des températures, (paramètres lentement variable dans le temps) a lieu tous les quart d'heures.

- REMARQUES :

- 1) Avant toute séquence d'affichage les données à visualiser (mémorisées en HEXA pour des raisons de gain de place en mémoire) sont converties en B C D (Binaire Codé Décimale)
- 2) En outre pour les températures, le sous programme "CORT1" permet une correction systématique de + 17°2 C (Voir dans le chapitre II paragraphe 3, tension de référence de l'A D C 809).
- 3) Dans le cas où l'un ou plusieurs lits ne sont pas surveillés, nous aurons l'affichage séquentiel uniquement des lits sous surveillance.

d) Phase de stockage en R A M :

La durée de stockage des informations en R A M peut ne pas être identique pour tous les malades. Celle-ci est une variable préétablie à l'avance par le médecin. Nous avons pris le quart d'heure comme durée minimale pour la sauvegarde des données en R A M. Le sous-programme " M U L T " permet le calcul du nombre de multiple du quart d'heure pour chaque patient. Ainsi toutes les quinze minutes nous avons une succession de quatre tests sur ces cases mémoires tampons pour déterminer à quel moment il faut sauvegarder les informations en R A M.

Dans le chapitre précédent nous avons vu que le médecin pouvait programmer la non surveillance de l'un de ces patients. Un test est prévu pour la non mémorisation de ces informations.



Dans le cas où le médecin arrête la surveillance par l'appui sur la touche "STOP". Nous avons prévu la sauvegarde en R A M de toutes les informations au cours de la dernière acquisition.

e) Phase de gestion des alarmes :

La comparaison des différentes valeurs instantanées des paramètres par rapport aux seuils ( $X_{\min}$  et  $X_{\max}$ ) permet dans le cas où celles-ci sortent de la fourchette pré-établie par le médecin, le déclenchement des alarmes sonores et visuelles.

On trouvera en annexe les sous-programmes concernant les différentes phases décrites ci-dessus.

REMARQUE

Le microprocesseur M C 6800 ne dispose que de deux lignes d'interruption ( $\overline{I R Q}$  et  $\overline{N M I}$ ) :

- La ligne d'interruption  $\overline{N M I}$  (prioritaire sur la ligne  $\overline{I R Q}$ ) est utilisée pour les interruptions en provenance du clavier en particulier en particulier lorsqu'il s'agit d'une interruption due à la touche "STOP".
- Nous avons utilisé la ligne d'interruption masquable  $\overline{I R Q}$  pour gérer toutes les demandes d'interruptions issues soit de l'A D C 809 (Fin de conversion) ; soit des timers (interruption minute ; quinze secondes, et quart d'heure)



## IV-2. EXPLOITATION SUR IMPRIMANTE

### IV-2.1. Connexion de l'imprimante au "S Y S M A C": (voir planche D)

L'imprimante D P. 822 Ref |<sup>19</sup>| est un modèle économique facilement insérable dans notre appareil. Ces principales caractéristiques sont :

- Mode d'impression série à 7 aiguilles
- Vitesse d'impression 2,5 lignes/sec = 60 caractères/sec.
- Impression maximale de 21 colonnes
- Matrice d'impression 5 x 7.

Elle est connectée directement au bus du S Y S M A C par sa carte de gestion et de contrôle (carte 822-08). Celle-ci comprend l'électronique nécessaire à la commande du moteur, de la tête d'impression et l'interface D P C 1. Cet interface (D P C 1) est relié au bus du microprocesseur par les signaux :

- $\overline{C E}$  : Ligne de sélection de l'Imprimante (Adresse mémoire 9F80)
- $\overline{W R}$  : Ligne utilisée pour l'écriture des données.
- C P : Ligne permettant la sélection du nombre de colonnes :  
dans notre cas nous avons choisi C P = 1 → 21 colonnes
- D<sub>0</sub>-D<sub>8</sub> : Lignes du bus de données
- B U Z Y : Ligne utilisée quand il s'agit de faire un transfert d'une commande ou d'une donnée.
- $\overline{R D}$  : Ligne utilisée pour la lecture de l'état du buffer de données de l'imprimante.

L'état de la ligne B U Z Y ainsi que la lecture du buffer de données sont

nécessaires pour le contrôle des commandes (Impression, saut, avance papier..)

#### IV-2.2. Logiciel d'impression :

Dès que la touche "Impression" est enfoncée le moniteur se positionne au début de l'adresse du programme principal " IPRIM" dont l'organigramme est donné à la figure (IV-2). Nous avons l'impression des données des quatre malades en commençant par celles du premier. Dans le cas où le médecin désire imprimer les résultats de l'un de ces malades, il doit préciser (à l'aide du clavier), à l'avance le numéro du lit dont il veut faire sortir les résultats avant d'appuyer sur la touche "IMPRESSIION". L'apparition du mot "FIN" indique à l'opérateur la fin d'impression et le retour sous le contrôle du moniteur du SYSMAC.

A l'aide de cette petite imprimante et grâce aux possibilités qu'offre la programmation, nous avons pu concevoir deux formes d'exploitation des résultats : Une impression sous forme tabulaire suivie d'une représentation graphique.

Avant le tableau nous avons l'impression d'une entête qui donne la légende de chaque paramètre, le jour du relevé ainsi que le numéro du malade. (voir en Annexe l'organigramme du sous-programme " ENTETE " : "I9").

Le tableau des valeurs comportent quatre rangées qui indiquent respectivement l'heure du relevé, la température cutanée " $T_C$ " ; et la fréquence cardiaque " F ". Nous avons représenté sur la figure (IV-3) l'organigramme du sous-programme "DEP" permettant le dépouillement sous forme tabulaire.

Le tableau est suivi du dépouillement des données sous forme de courbes représentant les variations de chaque paramètre en fonction du temps. La courbe des fréquences est séparée de celle des températures afin de ne pas surcharger le tracé graphique. En réalité le tracé de ces courbes est discontinu, nous avons :



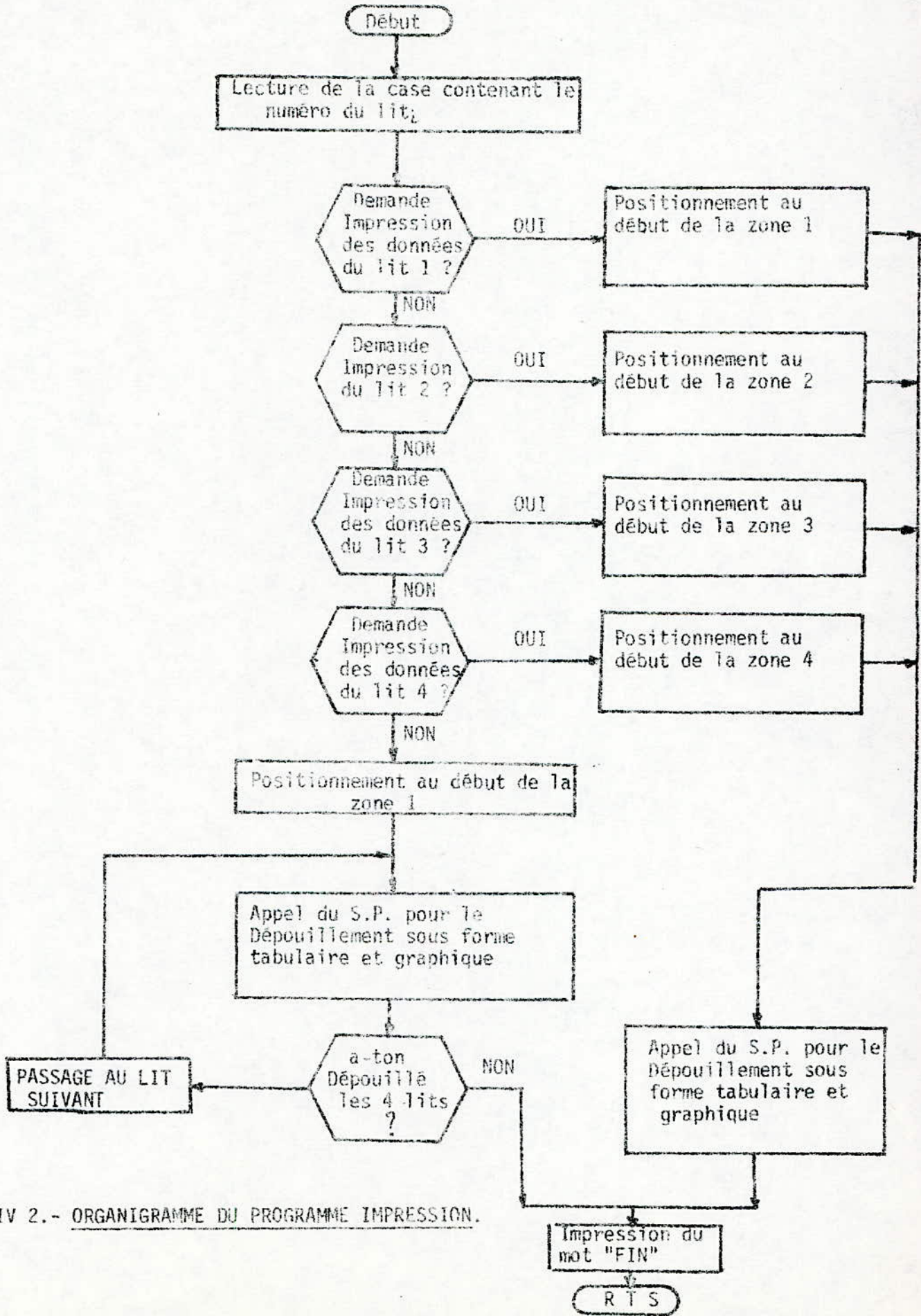


FIG : IV 2.- ORGANIGRAMME DU PROGRAMME IMPRESSION.



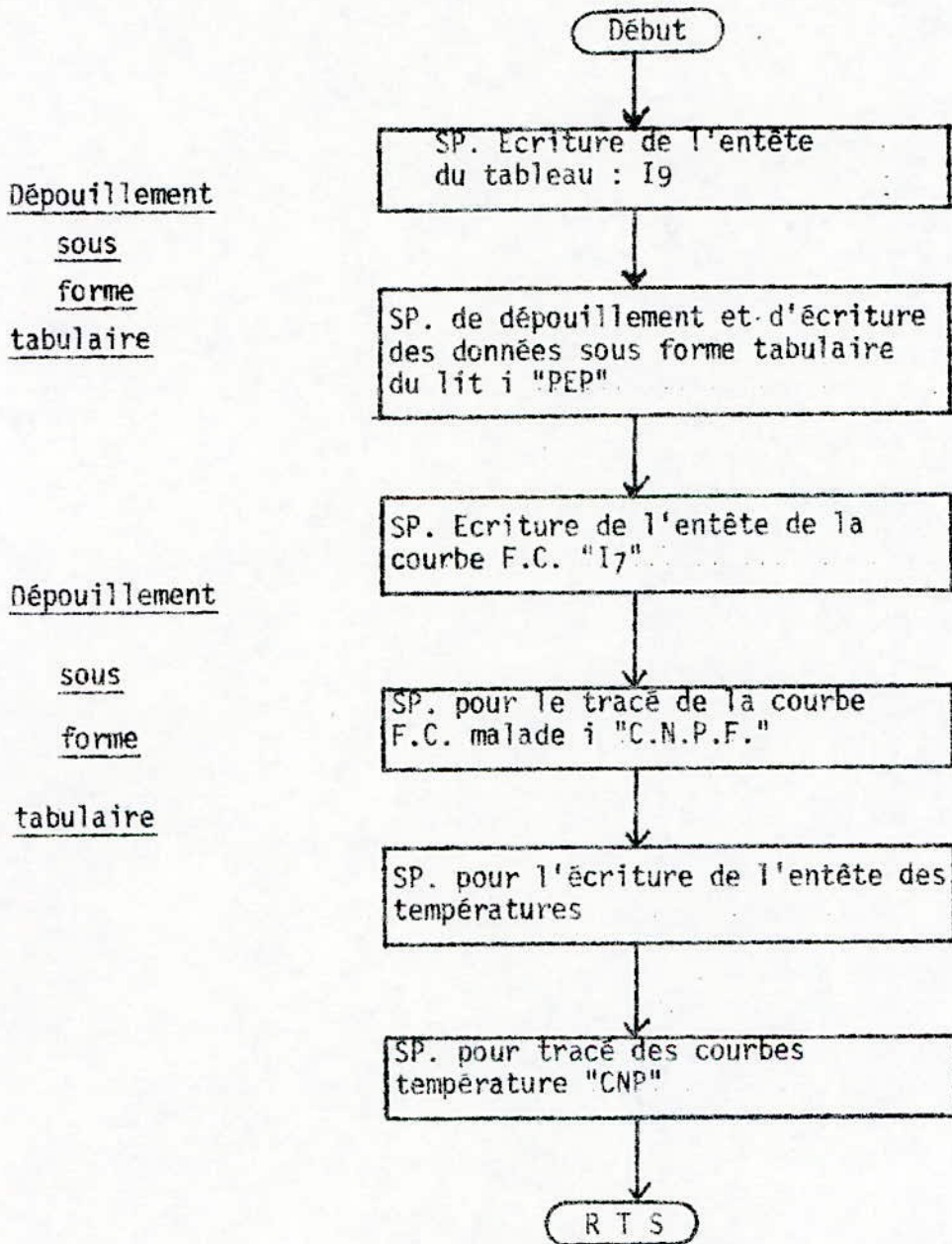


FIG. IV 2. - ORGANIGRAME : Du dépouillement sous forme graphique et tabulaire.

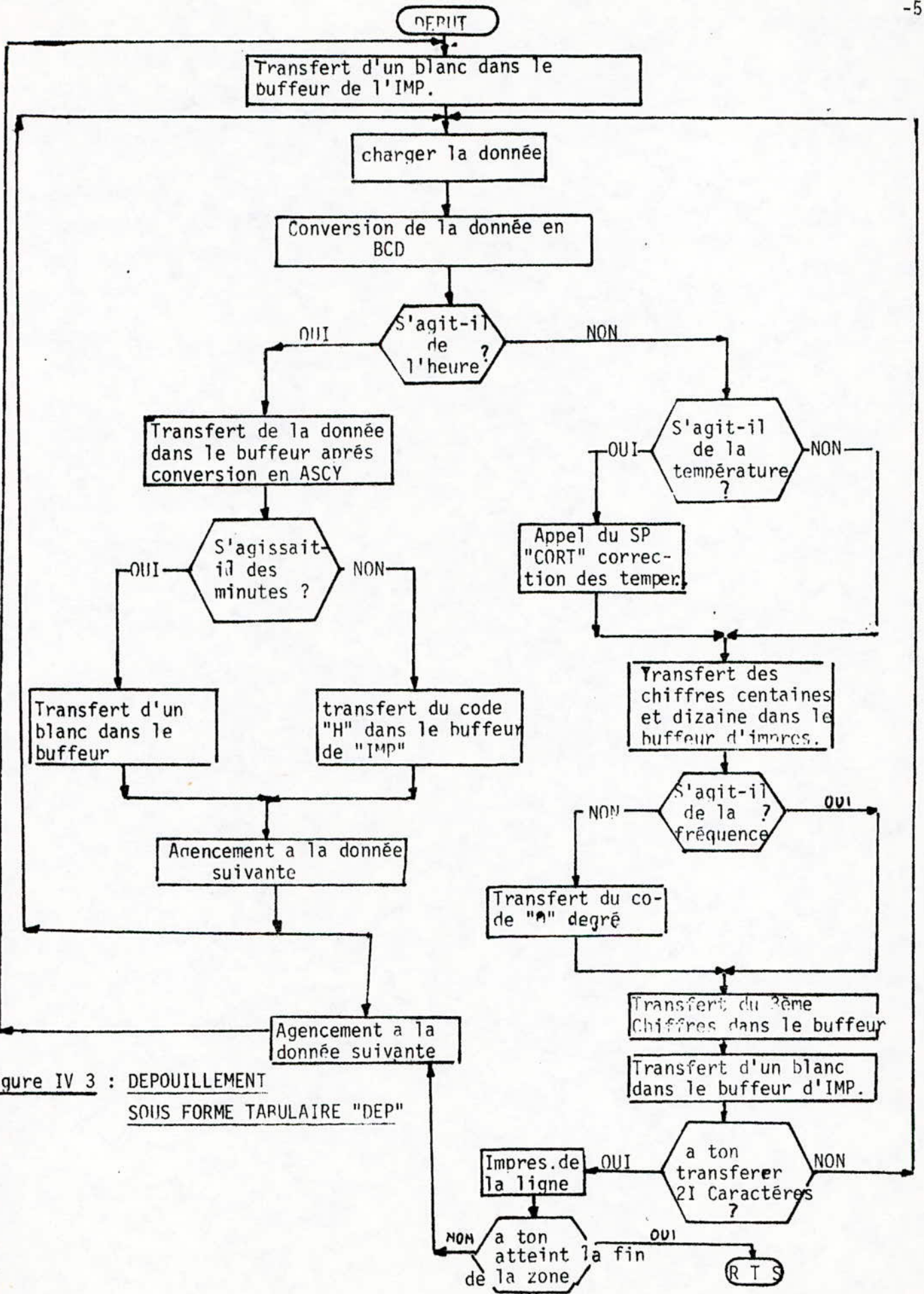


Figure IV 3 : DEPOUILLEMENT  
SOUS FORME TABULAIRE "DEP"

- Un point par ligne d'impression
  
- L'échelle des temps (séparation entre deux lignes d'impression) correspond à la durée de mémorisation. Puisque l'imprimante utilisée permet l'impression de 21 colonnes au maximum, nous avons été amené à choisir une origine et un pas pour le tracé de chaque paramètre ; nous avons pris pour :
  - La fréquence cardiaque :  
Origine : O R G = 50 CP/mm                      PAS = 5 CP/mm  
La gamme de mesure peut varier de 50 CP/mm à 150 CP/mm
  
  - La température cutanée  
Origine : O R G = 22°C                              PAS = 1°C  
La gamme de mesure peut varier de 22°C à 42°C
  
  - La température interne  
Origine : O R G = 34°C                              PAS = 0°4 C  
La gamme de mesure peut varier de 34°C à 42°C.

Nous avons représenté l'organigramme du tracé de la courbe de la fréquence "CNPF" sur la figure (IV-4). Celui du tracé des températures est donné en annexe.

Après l'initialisation du pointeur d'échelle à l'origine 50 CP/mm, nous avons l'initialisation de la case mémoire M<sub>3</sub>. Celle-ci permet de situer le point sur la ligne. Le point à imprimer est représenté par un astérisque (\*) Comme nous devons imprimer 21 caractères les 20 autres sont remplacées par des blancs.

REMARQUE :

L'étendue de l'échelle a été choisie de manière à représenter la gamme de fréquence allant de 50 à 150 CP/mm. Dans le cas où les mesures sont des valeurs plus petites que 50 CP/mm, celles-ci seront néanmoins représentées sur la colonne 50 CP/mm.



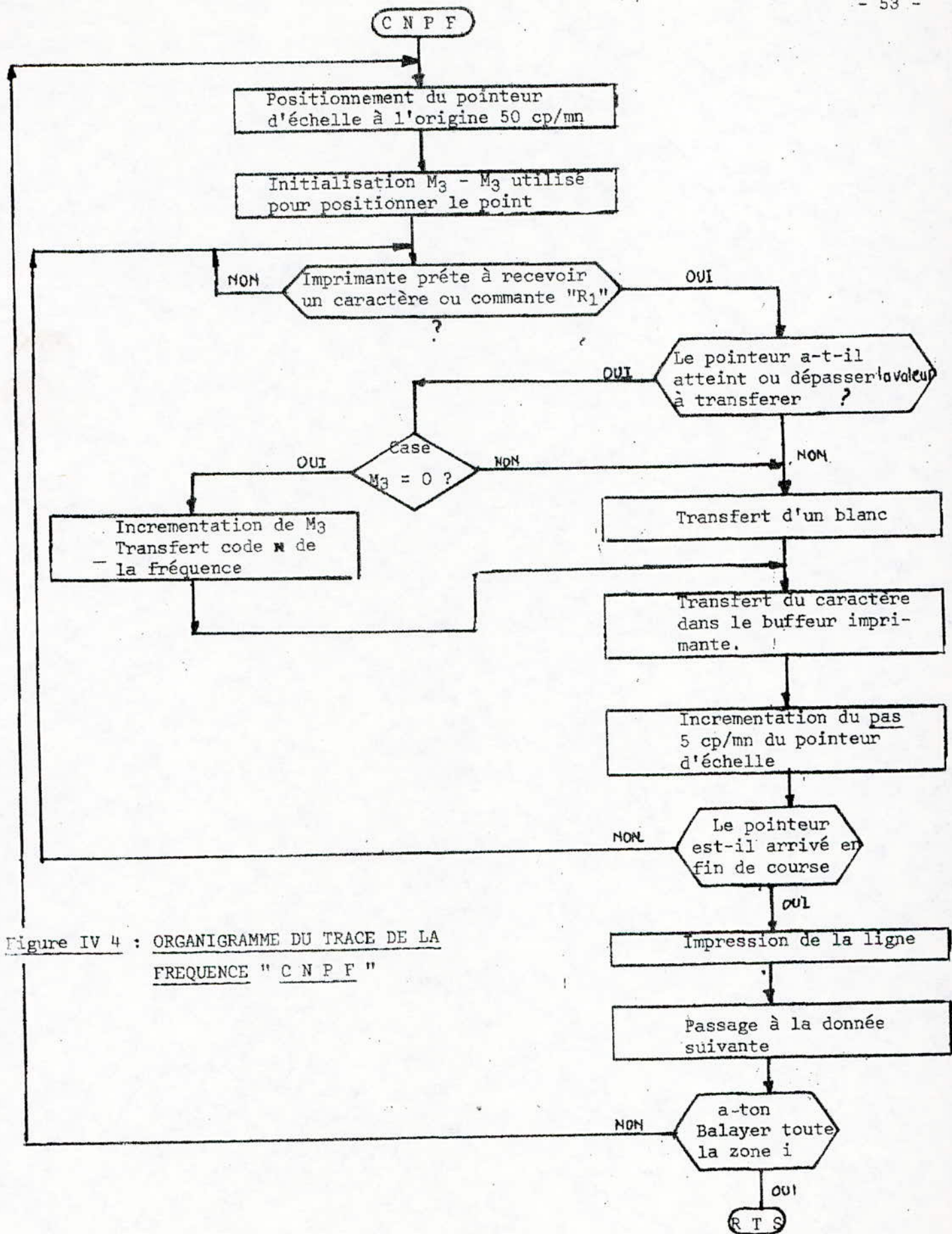


Figure IV 4 : ORGANIGRAMME DU TRACE DE LA FREQUENCE " C N P F "

#### IV-3. EXPLOITATION SUR BANDE MAGNETIQUE :

L'usage de la cassette comme mémoire auxiliaire nécessite l'adjonction d'un interface réalisant la conversion des données numériques en un signal analogique pouvant être enregistré sur bande magnétique. Un choix d'enregistrement des données doit être défini compte tenu de la bande passante relativement réduite (environ à 8 K Hz) des magnétophones ordinaires, ces derniers étant destinés à l'enregistrement et la reproduction des signaux audio fréquences.

Nous avons adopté les normes d'enregistrement utilisés dans KANSAS - CYTY - STANDARD (K C S) : Le "1" logique est codé par 8 cycles de 2400 Hz et un "0" logique par 4 cycles de 1200 Hz. La donnée (de 8 bits) ne peut être enregistrée d'un trait car les cassettes ordinaires ne dispose que de deux pistes seulement. La sérialisation de l'octet s'impose. Cette opération peut être réalisée de deux manières :

##### - Par Hardware :

Il est nécessaire de disposer d'un circuit d'interface d'entrée/sortie réalisant la conversion d'un caractère de 8 bits en parallèle en un caractère de 8 bits en série et vice versa. (Par exemple le M C 6850 de MOTOROLA)

##### - Par Software :

C'est par programme que l'opération de sérialisation (conversion série/parallèle et parallèle/série) est réalisée.

Après avoir procédé à une étude comparative des différents interfaces déjà existants Ref [20, 21] nous avons retenu le principe de l'un d'eux qui se distingue par la simplicité de son Hardware.

#### IV-3.1. Principe de fonctionnement de l'interface :

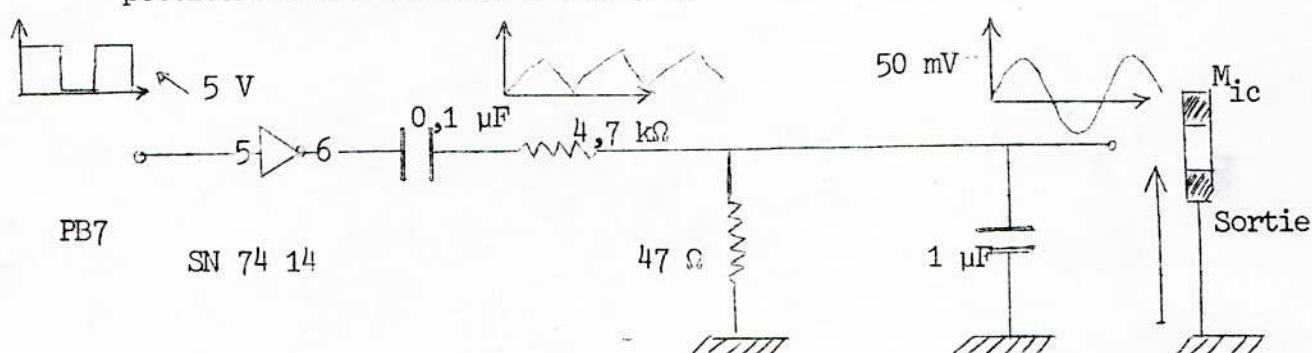
L'utilisation des circuits d'interface en association avec un programme de contrôle permet :



- La sauvegarde des données (mode enregistrement)
- Le chargement des données (mode lecture).

a) Interface d'enregistrement :

Au moment de l'enregistrement le P I A 2 transmet vers l'interface d'enregistrement des niveaux logiques "0" et "1" correspondant respectivement aux tensions 0 V et 5 V.



Le signal carré issu du P I A à travers la ligne PB7 passe tout d'abord par une porte inverseuse de puissance (SN 74 14) qui assure l'adaptation entre les circuits logiques et l'amplificateur du magnéto - phone. La composante continue du signal issue de l'inverseur est éliminée par la capacité (0,1 μ F). Ce signal passe ensuite par les cellules R C qui représentent respectivement un filtre et un **diviseur** de tension car pour être enregistré sur K<sub>7</sub> le signal doit avoir un niveau convenable de 40 mV. (pour ne pas avoir de saturation) d'où :

$$V_{\text{MIC}} = \frac{47}{4700 + 47} \times 5 \text{ V} = 40 \text{ mV}$$

b) Interface de lecture :

Le signal enregistré sur K<sub>7</sub> est recueilli à l'entrée écouteur (E A R). Ce signal passe par une capacité de filtrage de 30 n F (puis par un diviseur de tension qui fixe le seuil de basculement du trigger



CHAPITRE V

RESULTATS EXPERIMENTAUX

### V-1. ESSAIS AVEC SIMULATION

Nous avons réalisé et testé séparément la partie analogique et la partie numérique de notre appareil.

Pour la mise au point de l'unité numérique d'acquisition et d'exploitation du "SYSMAC" nous avons simulé les signaux physiologiques en utilisant :

- Un générateur très basses fréquences de signaux rectangulaires (0,01 Hz → 10 K Hz) pour la fréquence cardiaque.
- Une alimentation stabilisée de tension continue variable de 0 V à 12 V pour la simulation des températures.

Afin de vérifier assez rapidement les différentes fonctions de l'appareil (surveillance continue, impression, sauvegarde sur K7) nous avons fixé à 5 minutes la durée de mémorisation des données en R.A.M.

Nous avons constaté après un fonctionnement continu de l'appareil pendant plusieurs heures et durant plusieurs jours une bonne et parfaite reproduction des résultats.

Les figures V.1 et V.2 montrent des sorties de résultats sur imprimante. Nous avons volontairement choisi cette gamme de mesure, ne correspondant pas à une réalité médicale afin de tester le bon déroulement des programmes d'alarmes sonores et visuelles.

### V-2. ESSAIS REELS

Nous avons procédé à plusieurs types d'expériences sur des personnes de notre laboratoire pour montrer le bon fonctionnement et l'efficacité de l'appareil réalisé.

Son fonctionnement autonome (partie analogique et partie numérique

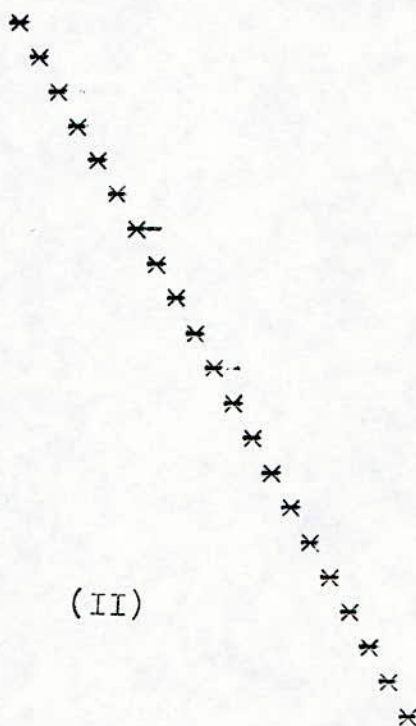
\*TC:TEMP CUTANEE(°C)  
 \*TI:TEMP INTERNE(°C)  
 \*F:FREQ CARD (CP/MN)

\*F ORG:50 PAS:5 CP/MN  
 !...!...!...!...!...!

DATE:23/05/83 M:01

(I)

HEURE	TC	TI	F
I3H00	22°0	32°5	050
I3H05	23°0	33°0	055
I3H10	24°0	33°5	060
I3H15	25°0	34°0	065
I3H20	26°0	34°5	070
I3H25	27°0	35°0	075
I3H30	28°0	35°5	080
I3H35	29°0	36°0	085
I3H40	30°0	36°5	090
I3H45	31°0	37°0	095
I3H50	32°0	37°5	100
I3H55	33°0	38°0	105
I4E00	34°0	38°5	110
I4H05	35°0	39°0	115
I4H10	36°0	39°5	120
I4H15	37°0	40°0	125
I4H20	38°0	40°5	130
I4H25	39°0	41°0	135
I4H30	40°0	41°5	140
I4H35	41°0	42°0	145
I4H40	42°0	42°0	150
I4H45	40°0	40°5	140
I4H50	38°0	39°5	130
I4H55	36°0	38°0	120
I5 00	34°0	37°0	110



\*TC ORG:22°0 PAS:1°0  
 +TI ORG:32°0 PAS:0°5  
 !...!...!...!...!...!

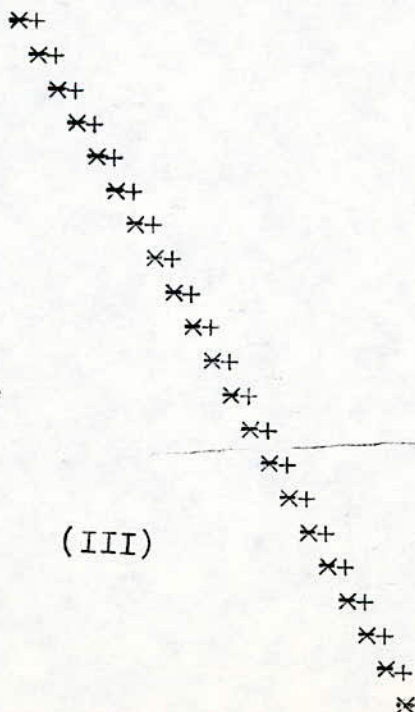


Fig: V.I

Sorties des résultats sur imprimante  
 après avoir préciser le numéro du  
 lit à dépouiller .

- (I) - Dépouillement tabulaire
- (II)- Dépouillement graphique de la fréquence
- (III)- Dépouillement graphique des températures



\*TC:TEMP CUTANEE(°C)  
\*TI:TEMP INTERNE(°C)  
\*F:FREQ CARD (CP/MN)

DATE:23/03/83 M:01

HEURE	TC	TI	F
I6H00	20°0	32°5	040
I6H05	20°0	33°0	045
I6H10	21°0	33°5	050
I6H15	22°0	34°0	055
I6H20	23°0	34°5	060
I6H25	24°0	35°0	065

Fig: V.2

```

*F*ORG:50 PAS:5 CP/MN
!...!...!...!...!...!
*
*
*
*
*
*
*

```

Sorties des résultats sur imprimante après avoir appuyé sur la touche de commande de l'imprimante

Nous avons le dépouillement en série des résultats des quatre lits en commençant par ceux du premier .

```

*TC ORG:22°0 PAS:1°0
+TI ORG:32°0 PAS:0°5
!...!...!...!...!...!
*+
* +
* +
* +
* +
* +

```

\*TC:TEMP CUTANEE(°C)  
\*TI:TEMP INTERNE(°C)  
\*F:FREQ CARD (CP/MN)

DATE:23/03/83 M:02

HEURE	TC	TI	F
I6H00	27°0	37°0	060

nous a permis d'obtenir les résultats suivants :

- La figure (V-3) montre 2 exemples de sorties des résultats sur deux individus adultes de notre laboratoire. Pour des raisons de commodité de surveillance continue nous avons fixé le temps de mémorisation égale à 5 minutes.
- La figure (V.4) montre un exemple de sortie des résultats sur un adolescent de 17 ans.

#### METHODE EXPERIMENTALE DE LA SURVEILLANCE CONTINUE

Le sujet est assis sur une chaise. Le module de prélèvement analogique se trouve à ses côtés.

- \* La saisie de la fréquence cardiaque se fait à partir de trois électrodes placés selon la dérivation D I ;
- \* Le prélèvement des températures internes et cutanés se fait par les capteurs placés respectivement sous l'aisselle et sur la main.

Le signal cardiaque et sa mise en forme est visualisé sur un oscilloscope. A l'aide d'un commutateur d'alarme nous pouvons entendre si on le désire et voir le clignotement sur une LED des Bips-Bips caractéristiques de l'onde R de l'E.C.G.

A quelques mètres de cette unité analogique (5 à 6 mètres) se trouve le système d'acquisition et d'exploitation numérique.

La fréquence cardiaque est visualisée toutes les minutes, au cours de cette même minute nous avons l'affichage des valeurs minimales et maximales ainsi que la durée de mémorisation.

\*TC:TEMP CUTANEE(°C)  
\*TI:TEMP INTERNE(°C)  
\*F:FREQ CARD (CP/MN)

DATE:21/03/84 M:01

HEURE TC TI F

I4H00 29°4 37°5 078  
I4H05 29°6 37°6 079  
I4H10 29°7 37°7 078  
I4H15 29°9 37°7 078  
I4H20 30°0 37°8 081  
I4H25 30°3 37°8 080

(I)

\*F ORG:50 PAS:5 CP/MN  
!.....!.....!.....!

\*  
\*  
\*  
\*  
\*  
\*  
\*

\*TC ORG:22°0 PAS:1°0  
+TI ORG:32°0 PAS:0°5  
!.....!.....!.....!

\* +  
+  
\* +  
\* +  
\* +  
\* +  
+ +

\*TC:TEMP CUTANEE(°C)  
\*TI:TEMP INTRRNE(°C)  
\*F:FREQ CARD (CP/MN)

DATE:21/03/84 M:03

HEURE TC TI F

09H05 27°3 37°0 068  
09H10 27°4 37°2 071  
09H15 27°4 37°3 075  
09H20 27°5 37°3 075

(II)

\*F ORG:50 PAS:5 CP/MN  
!.....!.....!.....!

\*  
\*  
\*  
\*

\*TC ORG:22°0 PAS:1°0  
+TI ORG:32°0 PAS:0°5  
!.....!.....!.....!

\* +  
\* +  
\* +  
\* +

Fig: V.3

Deux cas réels de sortie des résultats

(I) - Il s'agit d'une personne de sexe féminin agée de 26ans

(II)- Résultats d'un jeune homme agé de 32 ans



\*TC:TEMP CUTANEE(°C)  
\*TI:TEMP INTERNE(°C)  
\*F:FREQ CARD (CP/MN)

DATE:12/04/84 M:04

HEURE TC TI F

I5H04 33°3 37°6 I15  
I5H09 34°7 37°8 I07  
I5H14 34°7 37°8 I00

(I)

\*F ORG:50 PAS:5 CP/MN  
!.....!.....!.....!

\*  
\*  
\*

\*TC ORG:22°0 PAS:1°0  
+TI ORG:32°0 PAS:0°5  
!.....!.....!.....!

\*  
+\*  
+\*

\*TC:TEMP CUTANEE(°C)  
\*TI:TEMP INTERNE(°C)  
\*F:FREQ CARD (CP/MN)

DATE;12/04/84 M:02

HEURE TC TI F

I5H04 30°1 36°8 090  
I5H09 30°4 36°9 094  
I5H14 30°5 37°0 092

(II)

\*F ORG:50 PAS:5 CP/MN  
!.....!.....!.....!

\*  
\*  
\*

\*TC ORG:22°0 PAS:1°0  
+TI ORG:32°0 PAS:0°5  
!.....!.....!.....!

\*+  
\*+  
\*+

Fig: V.4

Sortie des résultats de deux cas réels

- (I) - Jeune femme de 34 ans
- (II) - Jeune adolescent de 17 ans

## II O N C L U S I O N

Dans un but de fiabilité en milieu hospitalier le "SYSMAC" à base de microprocesseur a été réalisé avec un minimum de composants. En contre partie la mise au point du logiciel a été plus délicate mais une fois réalisé elle permet une manipulation simple par un personnel n'ayant aucune connaissance préalable en micro informatique.

Par ailleurs les possibilités de sauvegarde sur cassette ordinaire et d'impression des résultats sous forme tabulaire et graphique sont des originalités intéressantes de l'appareil car elles permettent :

- De suivre l'évolution d'une thérapeutique
- De comparer les résultats obtenus à différents stades du traitement (action d'un ou plusieurs médicaments)
- De suivre l'évolution d'une convalescence ....

Grâce à la souplesse de programmation nous pouvons offrir au médecin une plus grande interactivité avec la machine. Sans modification du matériel, nous pouvons par exemple adapter l'appareil dans le cadre de la médecine sportive. Dans ce cas la surveillance devrait porter sur les trois grandes phases : de repos, d'effort et de récupération du sportif. Ce qui amènerait vraisemblablement à modifier le temps minimal de mémorisation en RAM ainsi que le logiciel de surveillance continue. L'adjonction d'un émetteur-récepteur permettrait également la surveillance à distance.

Nous rappelons qu'une seconde voie de recherche a été entreprise parallèlement à ce travail et porte sur la réalisation de la surveillance intensive des anomalies cardiaques.

Cette réalisation vient compléter notre système et lui confère un aspect plus universel. Avec le même matériel le médecin pourra choisir entre deux modes de fonctionnement : le nôtre ou l'intensif.

Dans le cadre d'une suite future à ce travail nous envisageons :

- De mettre au point un logiciel de test automatique permettant la détection d'éventuelles pannes des principaux circuits.
  
- De connecter un écran cathodique et un clavier alpha-numérique de manière à augmenter le caractère de communication conversationnelle avec le médecin (par exemple programmer préalablement le nom, le prénom, l'âge du malade, les antécédents médicaux, traitements administrés...)

Dans le cas où l'on voudrait augmenter le nombre de paramètres à surveiller ou le nombre de malades, il suffirait de modifier le logiciel et d'adjoindre certains interfaces nécessaires à la saisie des paramètres supplémentaires.



Afin de ne pas surcharger le texte nous avons créé une annexe, qui comporte trois parties essentielles :

- L'ANNEXE " A " : regroupe les principaux organigrammes de notre moniteur de gestion .
- L'ANNEXE " B " : représente le schéma de câblage du " SYSMAC " .
- L'ANNEXE " C " : donne le logiciel commenté et détaillé de notre moniteur de gestion en mode continue (LISTINGS). Cette annexe est donnée à part, elle est à la disposition du lecteur.

(7-) N N E X E (7-)

## INTRODUCTION

Dans cette annexe nous donnerons les organigrammes que nous jugeons important pour une meilleure compréhension des listings .

Le tableau récapitulatif donné ci dessous regroupe les différentes fonctions du SYSMAC ainsi que les principaux sous programmes spécifiques dont chacune des fonctions fait appel .

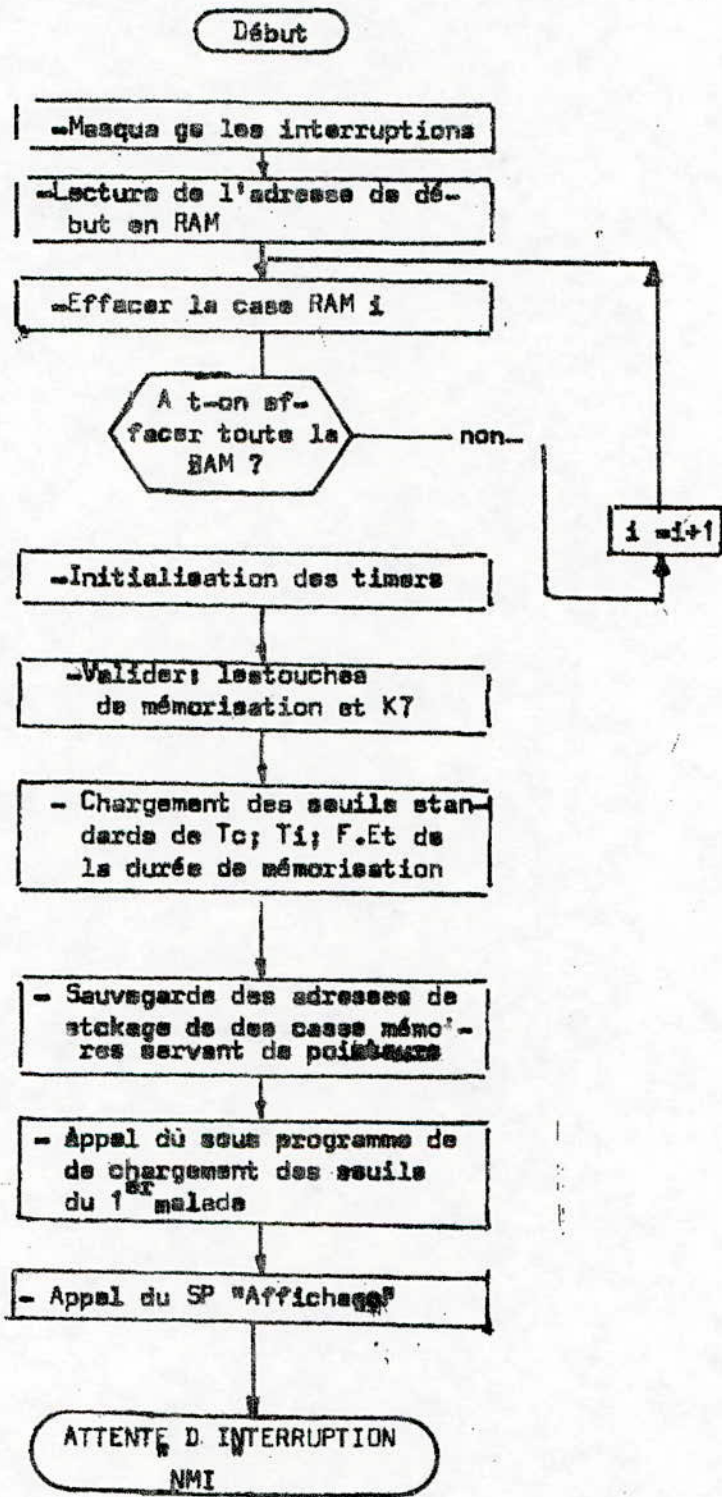
<u>FONCTIONS</u>	<u>SOUS PROGRAMMES SPECIFIQUES</u>	<u>PAGE</u>
Mise sous tension: AFFCL	<ul style="list-style-type: none"> <li>- SP"ITIM": Initialisation des timers et des PIA</li> <li>- SP"PP3": Chargement des seuils standards du 1<sup>er</sup> malade</li> <li>- SP"AFF": Routine d'affichage et sélection clavier</li> <li>- SP"LO": Routine de chargement des seuils standards en RAM</li> </ul>	- A2 -
Appuie sur une touche du clavier	<ul style="list-style-type: none"> <li>-SP"NMIT": Routine d'interruption due à l'appuie d'une touche sur le clavier</li> <li>-SP"IRT": Routine horloge</li> </ul>	A3 A13
Touche ARRET	<ul style="list-style-type: none"> <li>- SP"ITIM": Initialisation des timers et PIA</li> <li>-SP"HORL":Initialisation des timers en horloge</li> <li>-SP" N 5":Correction de l'heure et transfert de les disbufs des afficheurs</li> <li>- SP"VAL1": Validations des touches fonctions</li> <li>- SP"STOCK": Routine de stockage des données en RAM</li> </ul>	- - - A20
Programmation des seuils (touches décimales)	<ul style="list-style-type: none"> <li>-SP"sp32":Entrée décimale de la DATE</li> <li>- SP"sp33":Entrée des seuils et de la durée</li> <li>- SP"sp34":Entrée de l'heure de départ</li> </ul>	A5 A6 A7
Mémorisation des seuils et preset en RAM (touches de passage MEM)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- SP"HORL":Initialisation des timers en horloge</li> <li>- SP"DATE": Transfert du code"DAIE"de les disbufs "HH"</li> <li>- SP"HH": " " " "</li> <li>- SP"P2":Transfert des données de les disbufs</li> </ul>	- - - A9
Routine "P2"	<ul style="list-style-type: none"> <li>- SP"BCD": Routine de conversion HEXA BCD</li> <li>-SP"COBT": Routine conversion des températures</li> </ul>	A9 -



FONCTIONS	SOUS PROGRAMMES SPECIFIQUES	PAGE
Surveillance continue: Routine ACQUIS	<ul style="list-style-type: none"> <li>- SP "MULT" : Recherche des multiples de 15mn pour chaque durée de mémorisation</li> <li>- SP" AFF2": Séquence de transfert et d'affichage des données ( F; T )</li> <li>- SP" INT": Routine d'intrusion IRQ</li> <li>- SP "FREQ": Routine d'acquisition et de traitement de la fréquence cardiaque</li> <li>- SP"TEMP": Routine d'acquisition et de traitement de la température</li> <li>- SP "XLECT": Routine pour le calcul de <math>X_{min}</math> et <math>X_{max}</math></li> <li>- SP" STOCKS": Routine de sauvegarde des données en mémoire RAM</li> <li>- SP" AFF": Routine d'affichage et de sélection c clavier</li> <li>- SP "ALAS": Routine alarme</li> <li>- SP"ALPH": Routine déclenchement des alarmes sonores et visuelles</li> <li>-SP "IRT": Routine horloge (incrementation de la case minute )</li> </ul>	A12 A21 A11 A14 A15 A16 A20 A2 A18 A19 A13.
Impression des résultats	<ul style="list-style-type: none"> <li>- SP "I9" ; Routine d'impression de l'entête du tableau et des courbes ( TC;TI; F)</li> <li>- SP"DEP": Routine dépolement tabulaire</li> <li>- SP" CNP": Routine du tracé de la courbe " F "</li> <li>- SP "CNPT": Routine du tracé des courbes de températures TC et TI</li> </ul> <p>Chaque routine fait intervenir les sous-programmes suivant</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-SP "CBCD" ;Routine de conversion HEXA BCD</li> <li>-SP "ASCI" ;Routine de conversion BCD ACCI</li> <li>- SP "CORT": Routine de conversion des températures</li> <li>- SP "SAUT" : Routine saut de ligne</li> <li>- SP" S5 " : Routine d'impression d'une ligne</li> <li>- SP" RAZ" : Routine réinitialisation de l'imprimante</li> </ul>	A22 CHVI " A23 - - - - -
Sauvegarde sur et lecture sur K7	<ul style="list-style-type: none"> <li>- SP "TIN" Routine de lecture d'un octet à partir de la K7</li> <li>- SP "PNCHB": Routine d'envoi d'un octet de format KCS vers la K7</li> </ul>	A24 A. 25

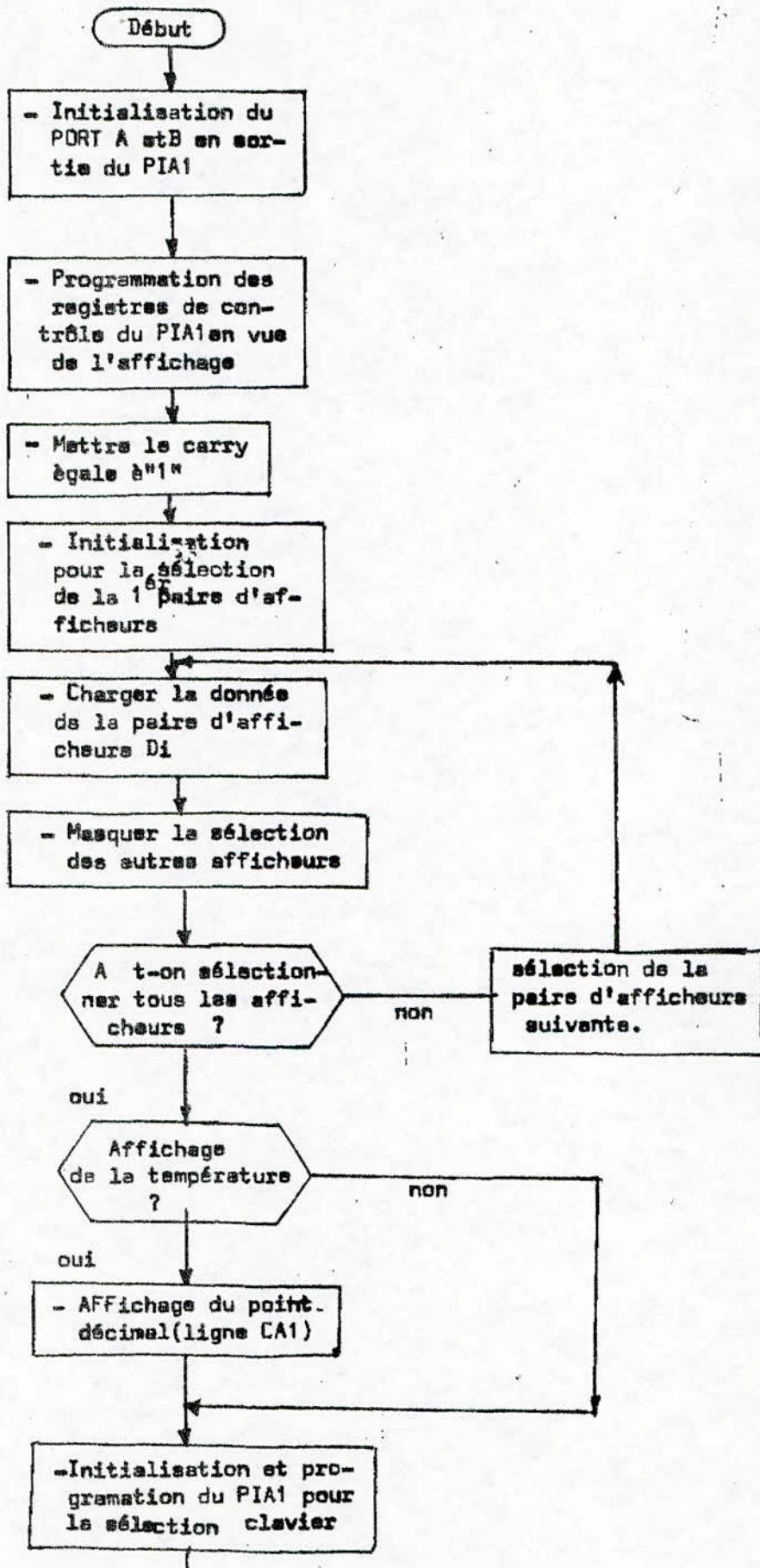
ORGANIGRAMME DU PROGRAMME PRINCIPAL : SP "AFFCL"

Après chaque mise sous tension de l'appareil le vecteur d'interruption RESET se positionne au début du programme "AFFCL"





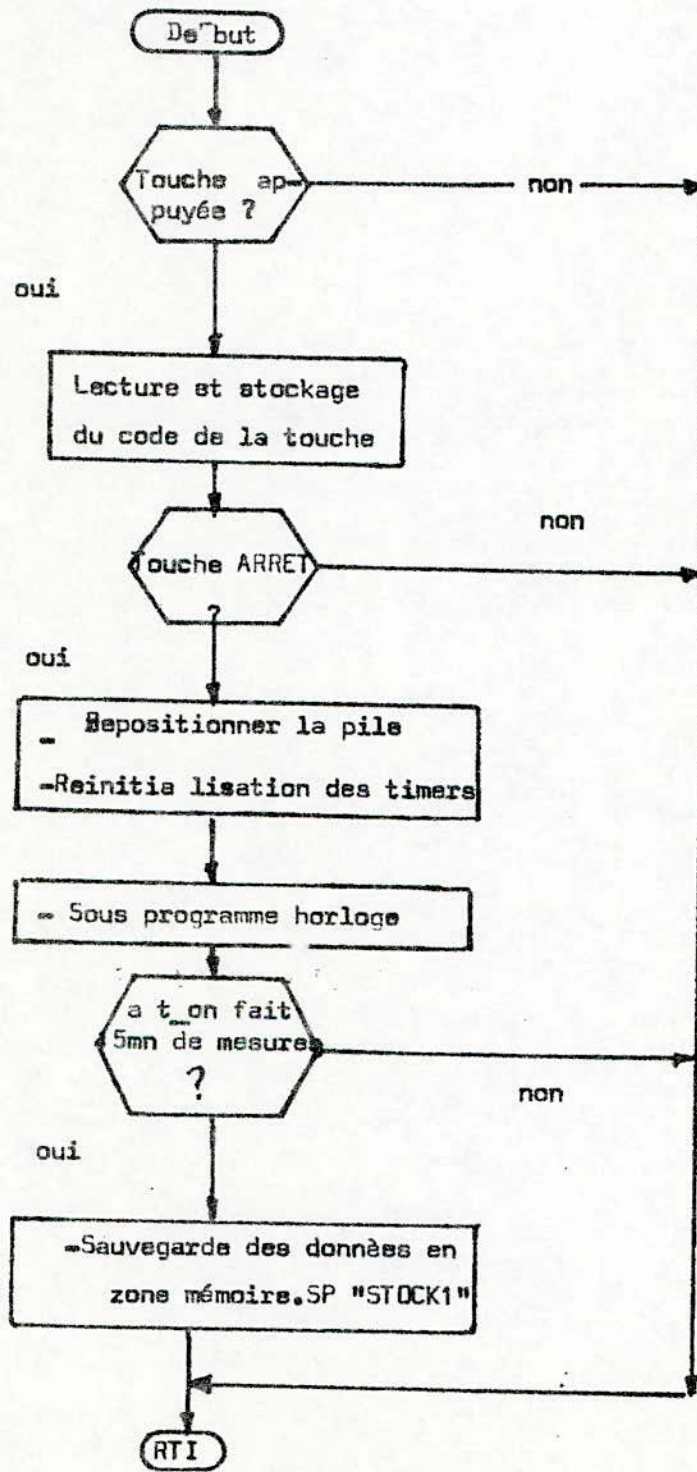
ORGANIGRAMME DU SOUS PROGRAMME AFFICHAGE ET SELECTION CLAVIER ;SP\*AFF\*





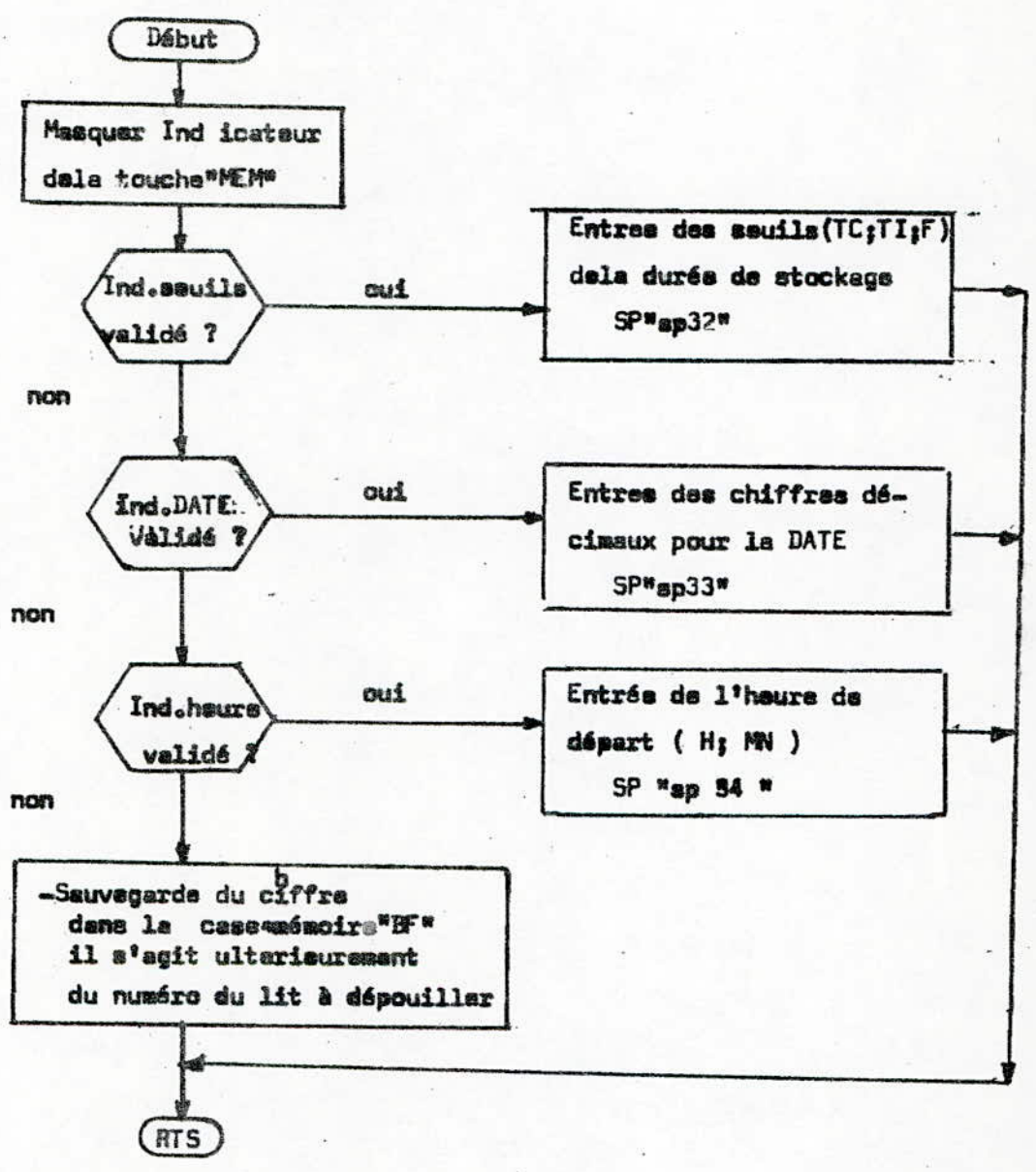
ORGANIGR AMME DE L'INTERRUPTION "NMI" SP "NMIT"

Nous avons utilisé l'interruption  $\overline{\text{NMI}}$  pour les interruptions du à l'appui d'une touche du clavier. Ce dernier possède des touches prioritaires (ARRET; DEMARRAGE)



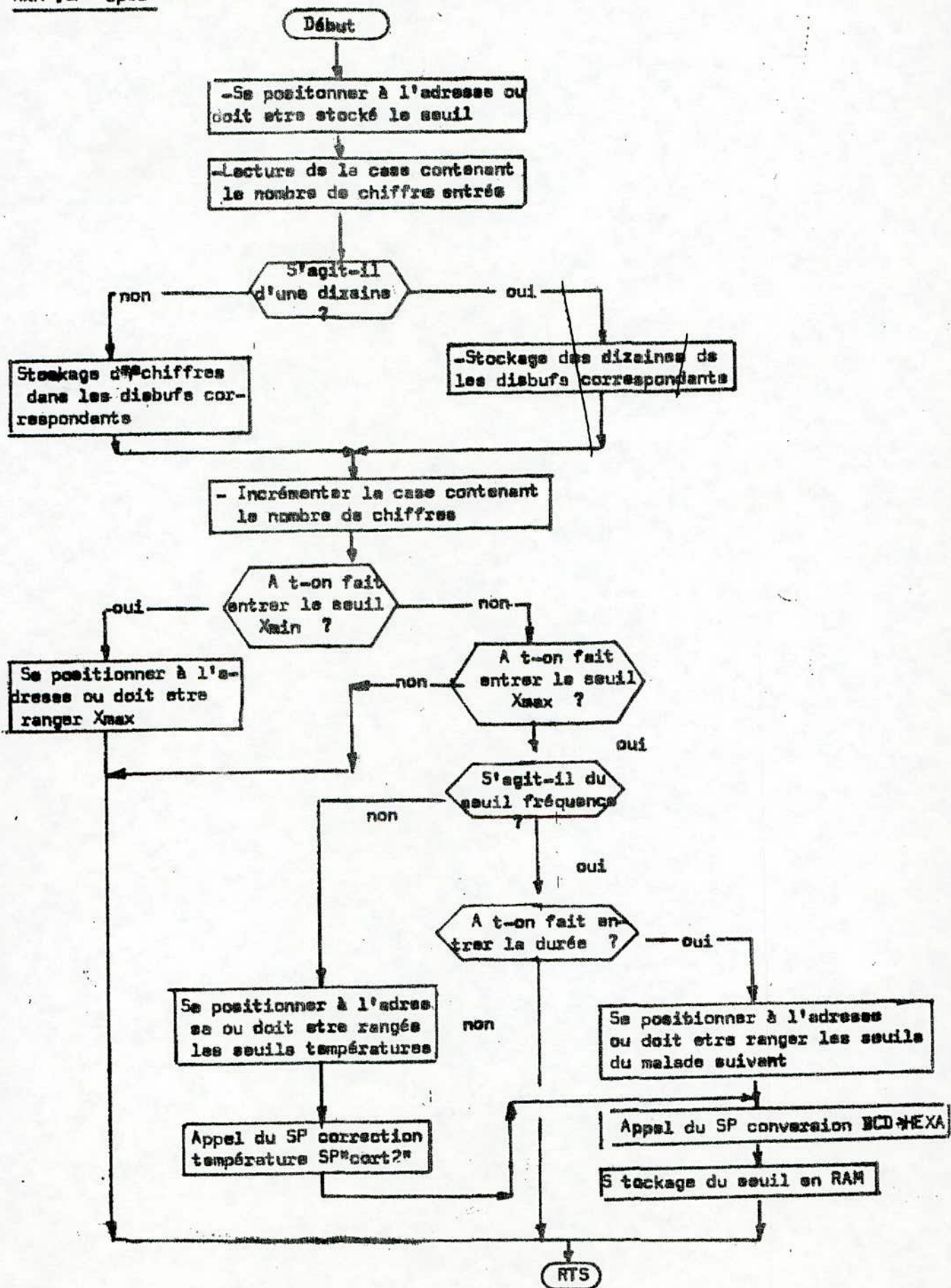
ORGANIGRAMME D'ENTREE DES CHIFFRES DECINAUX:SP" p31"

Cet organigramme permet de charger en mémoire RAM les valeurs décimales (des seuils de la date , de l'heure) d'une manière séquentielle



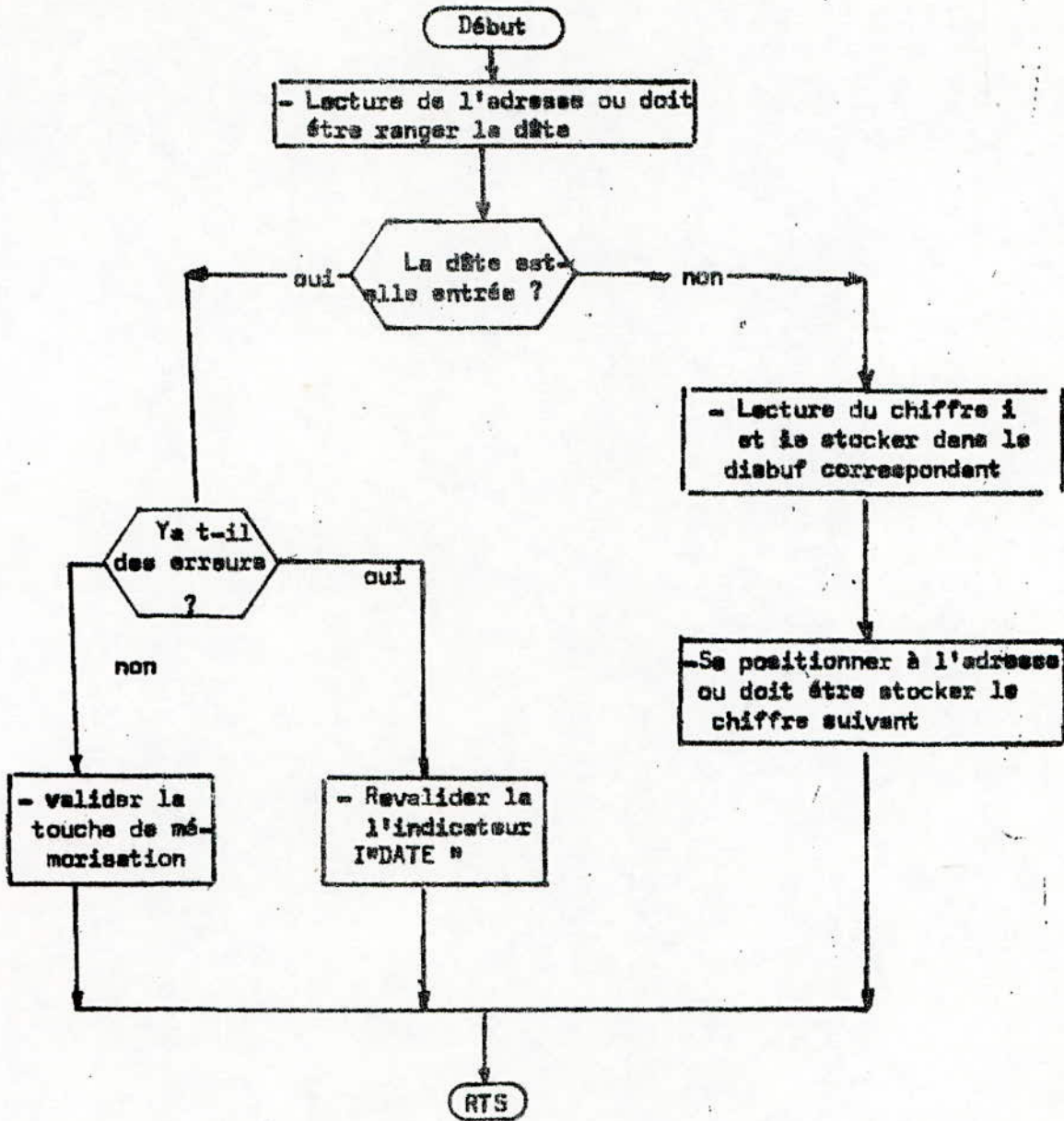


ORGANIGRAMME D'ENTREE DES SEUILS (pour T<sub>0</sub>; T<sub>1</sub>; F) ET DE LA DUREE DE MEMORISATION EN RAM ; SP<sup>n</sup> ep32 \*

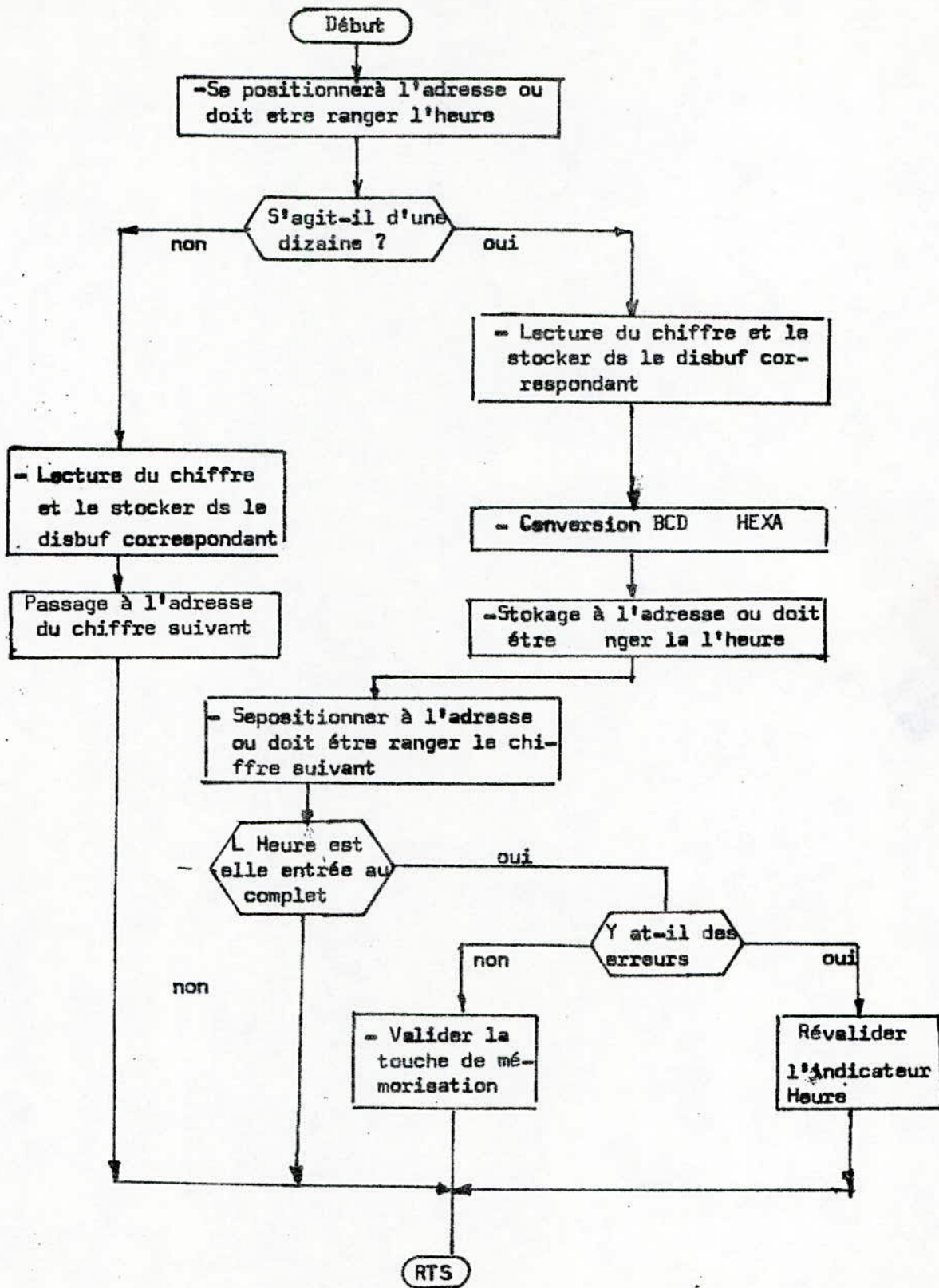




ORGANIGRAMME D'ENTREE DE LA DATE :SP\*ap33\*

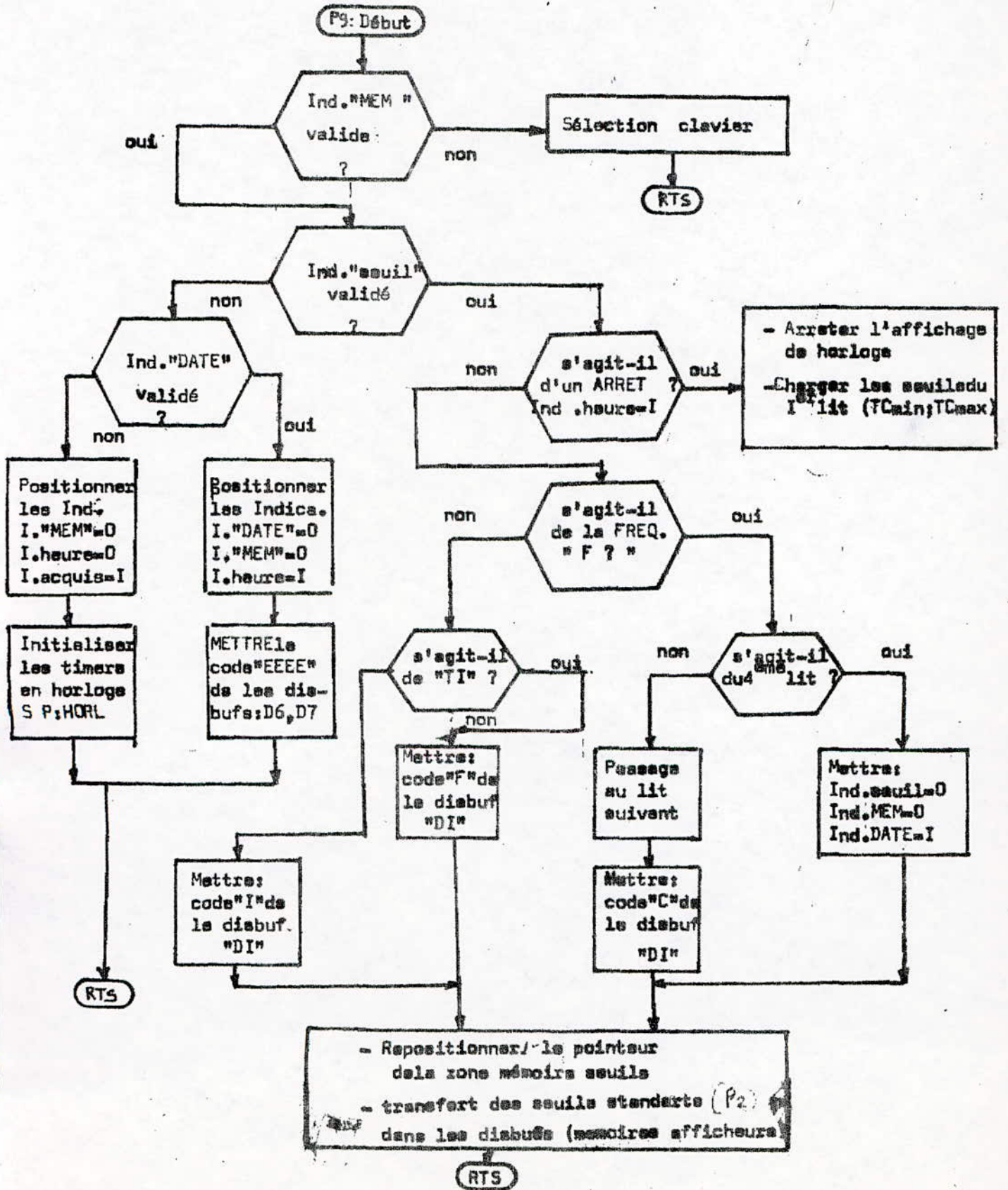


ORGANIGRAMME D'ENTREE DE L'HEURE : SP "sp34"



ORGANIGRAMME DE LA TOUCHE "MEM" (Mémorisation) SP; \*Pg\*

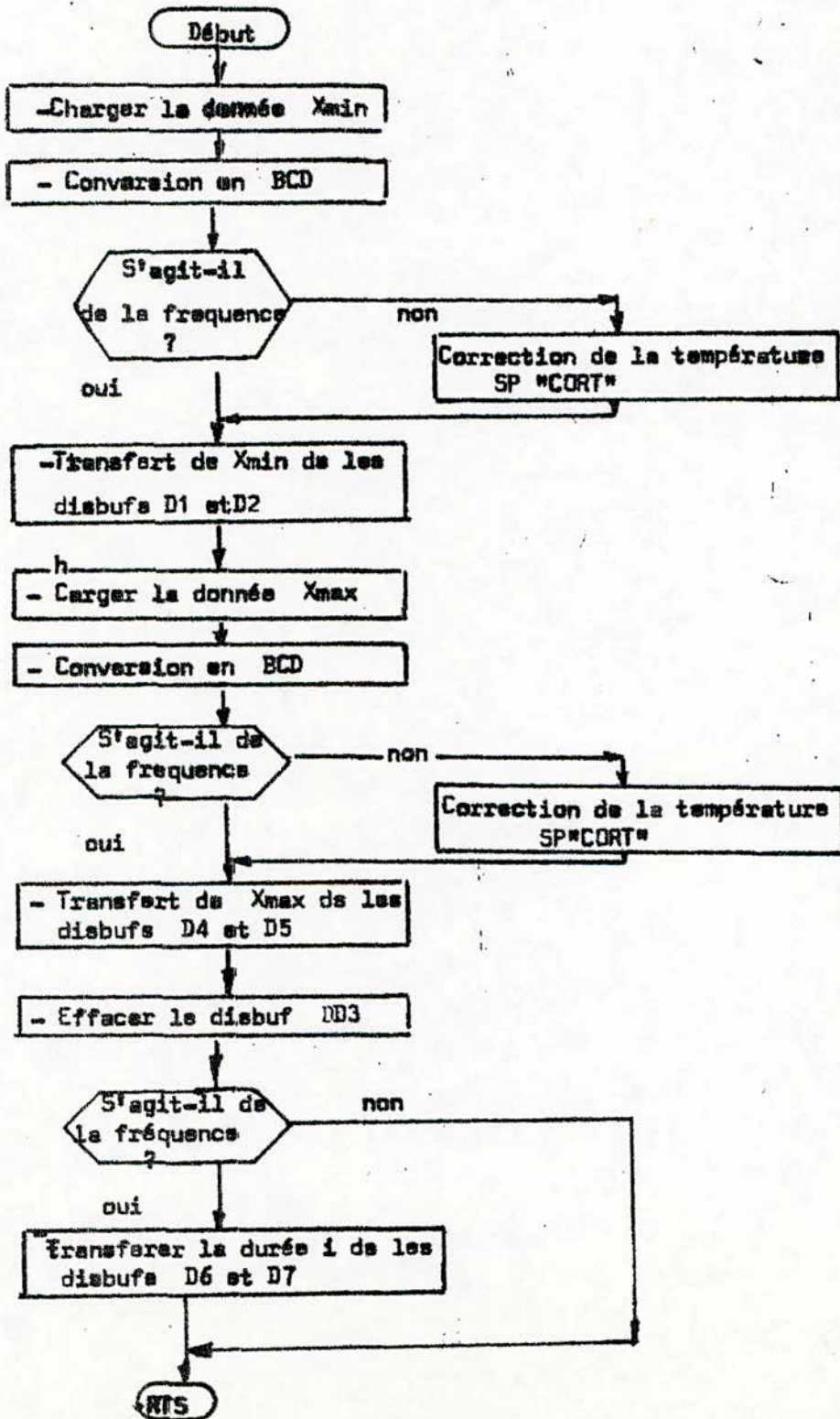
Cet organigramme permet de changer ou de garder le contenu des cases mémoires ou se trouve les seuils standards.



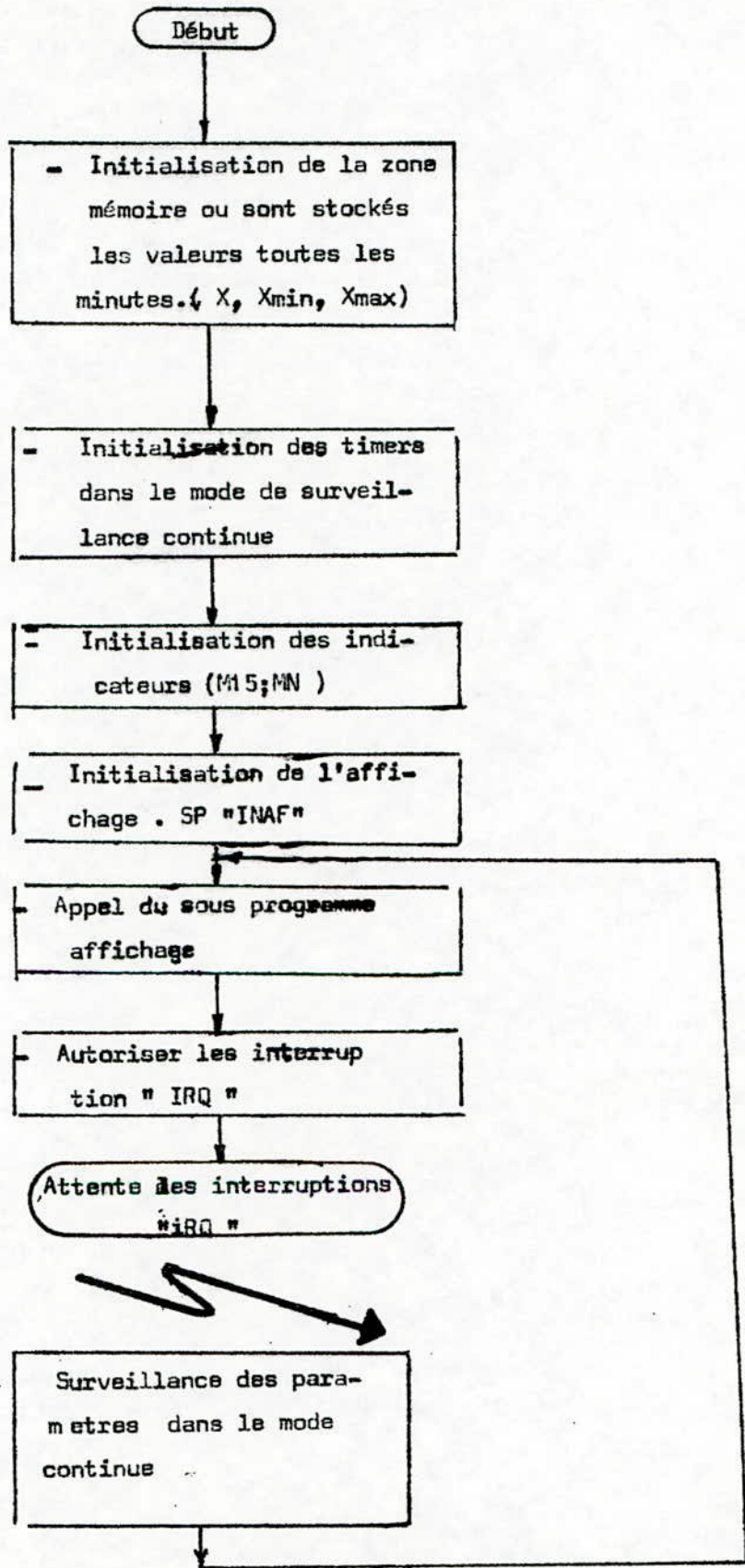


ORGANIGRAMME DU PROGRAMME DE TRANSFERT DANS LES DISBUFS (casse mémoires : tensions des afficheurs) S P#P2#

Le nombre de disbufs est égale à 8, chacun de ces disbufs correspond à une case mémoire d'un octet situés aux adresses de D0 à D7. Chaque octet correspond à deux chiffres décimaux destinés à être visualisés. Dans a chaque paire d'afficheurs est associé un disbuf.

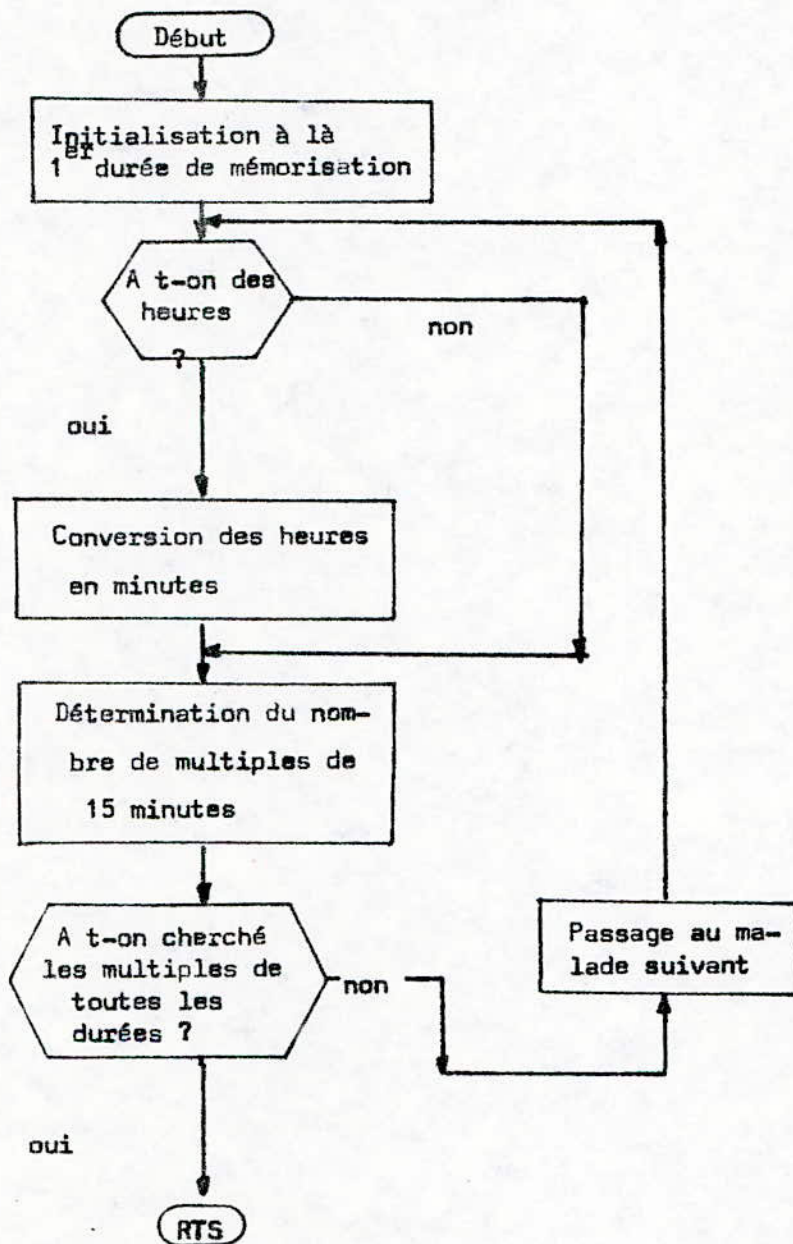


ORGANIGRAMME DU SOUS PROGRAMME D'ACQUISITION EN SURVEILLANCE CONTINUE



ORGANIGRAMME DE RECHERCHE DES MULTIPLES DE 15 MINUTES: SP<sup>M</sup>MULT<sup>M</sup>

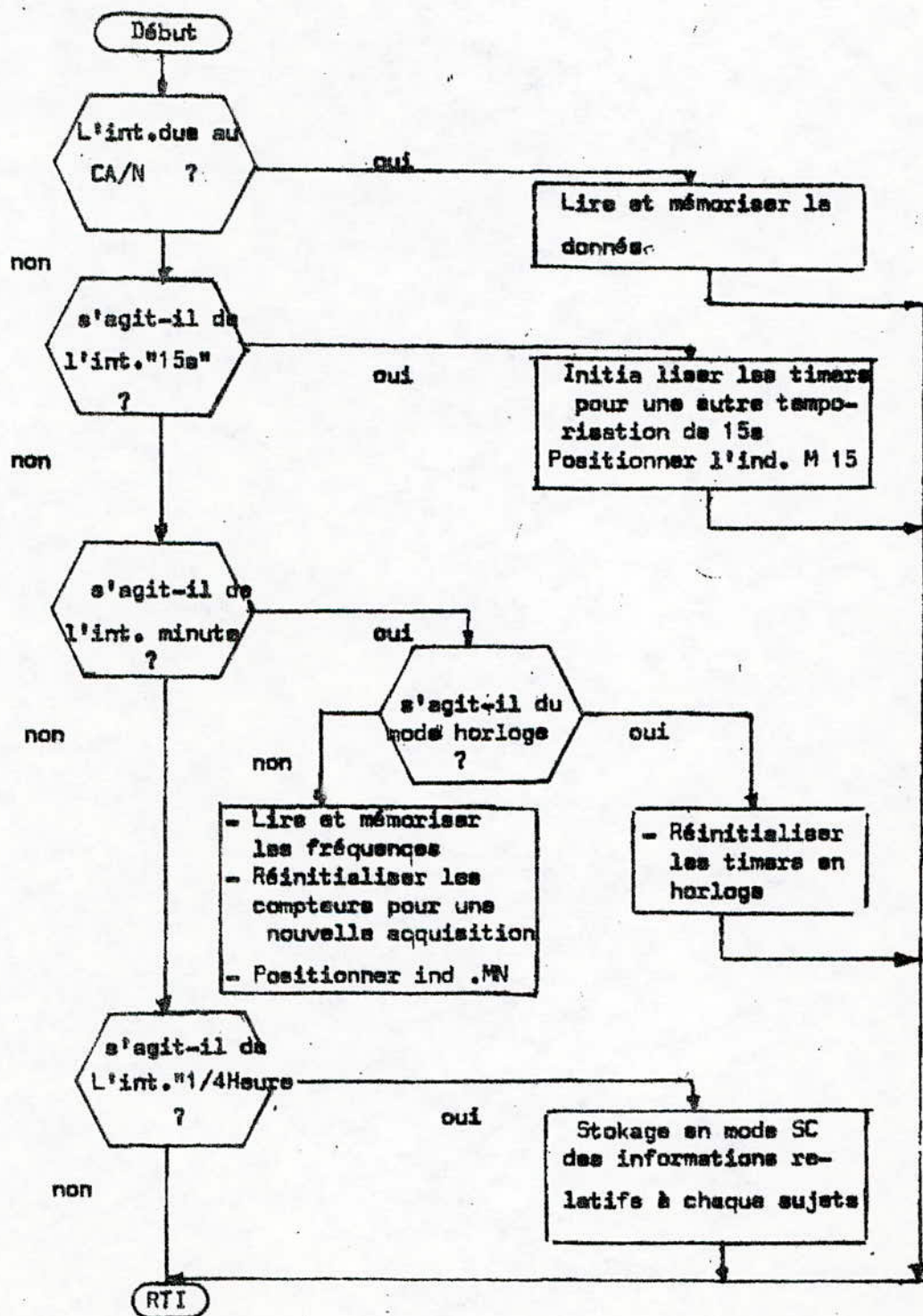
Cette routine recherche le nombre de multiples de 15 mn pour chaque de durée de mémorisation de chaque patients





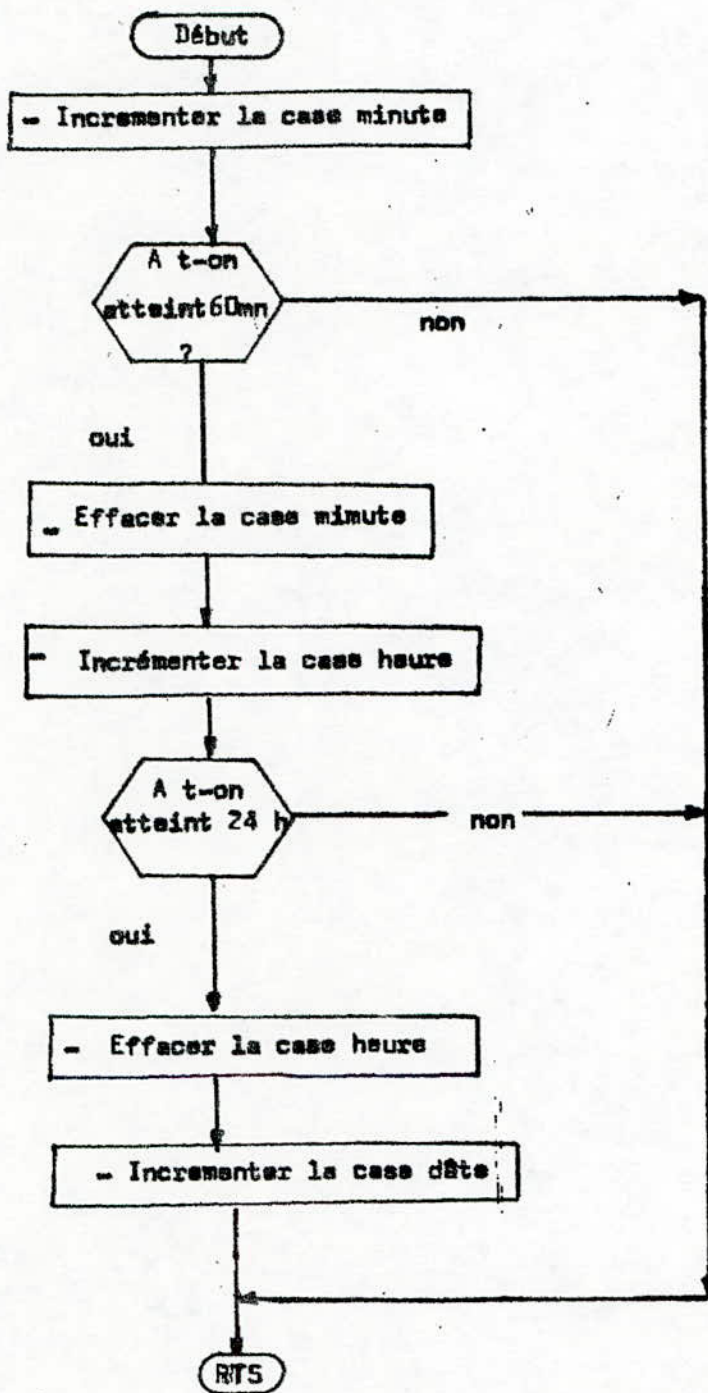
ORGANIGRAMME DU SOUS PROGRAMME D'INTERRUPTION "IRQ" :

Le programme d'interruption IRQ gère les demandes d'interruptions issues de L'A DC809 (fin de conversion); et des timers ( int.minute; int.15secondes; int. 1/4 heure)



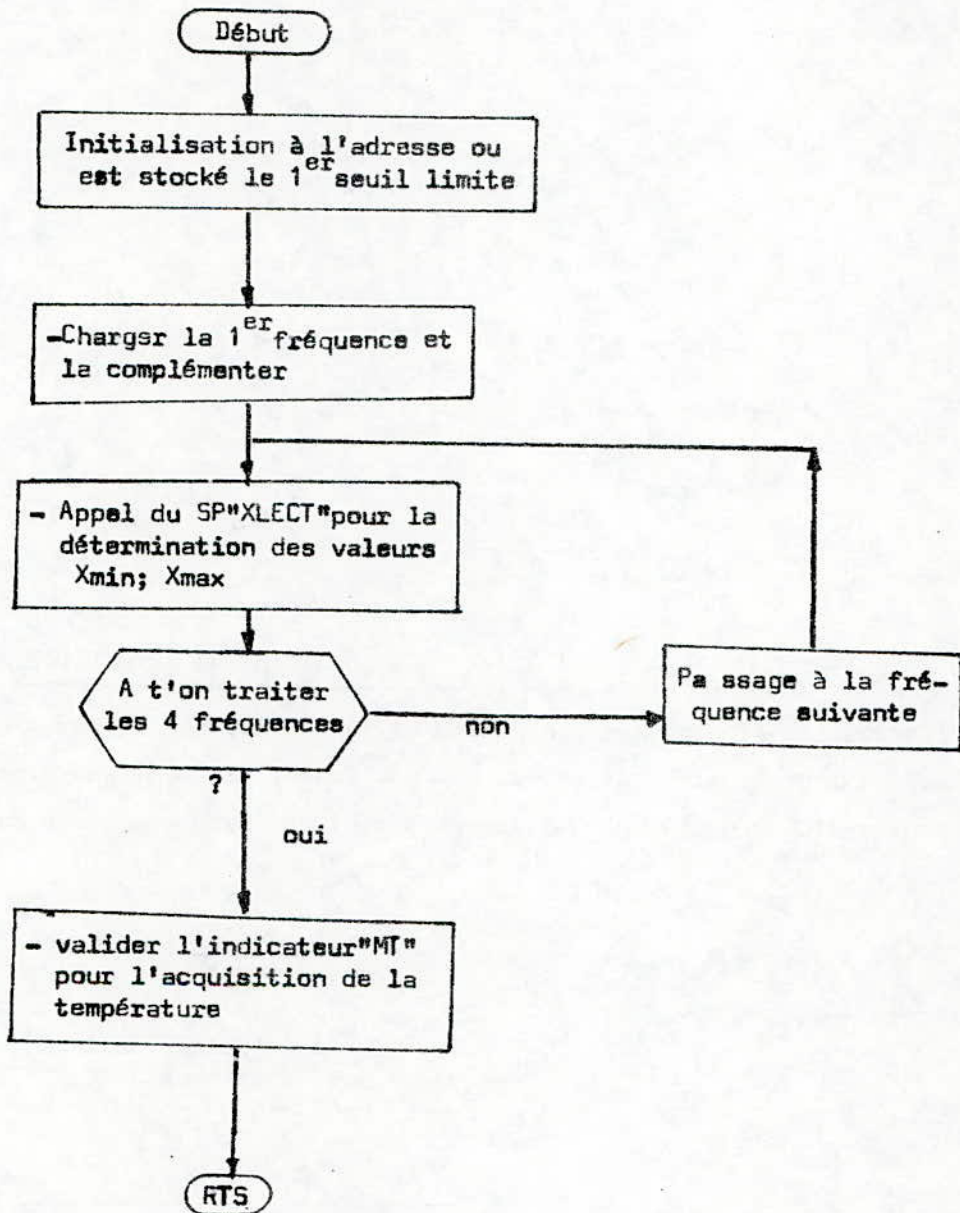
ORGANIGRAMME DE LA ROUTINE HORLOGE "SPWIRT"

A chaque interruption minute en provenance du timers ce sousprogramme est appelé pour incrémenter d'une minute la case horloge



ORGANIGRAMME D'ACQUISITION ET DE TRAITEMENT DES FREQUENCES CARDIAQUES SP:FREQ"

Ce sous programme permet l'acquisition et la détermination minimale et maximale des fréquence cardiaques (F; Fmin ;Fmax) .Chaque minute ces valeurs sont actualisées et mémorisées dans des cases mémoires instantanées(pour un affichage ultérieurs )

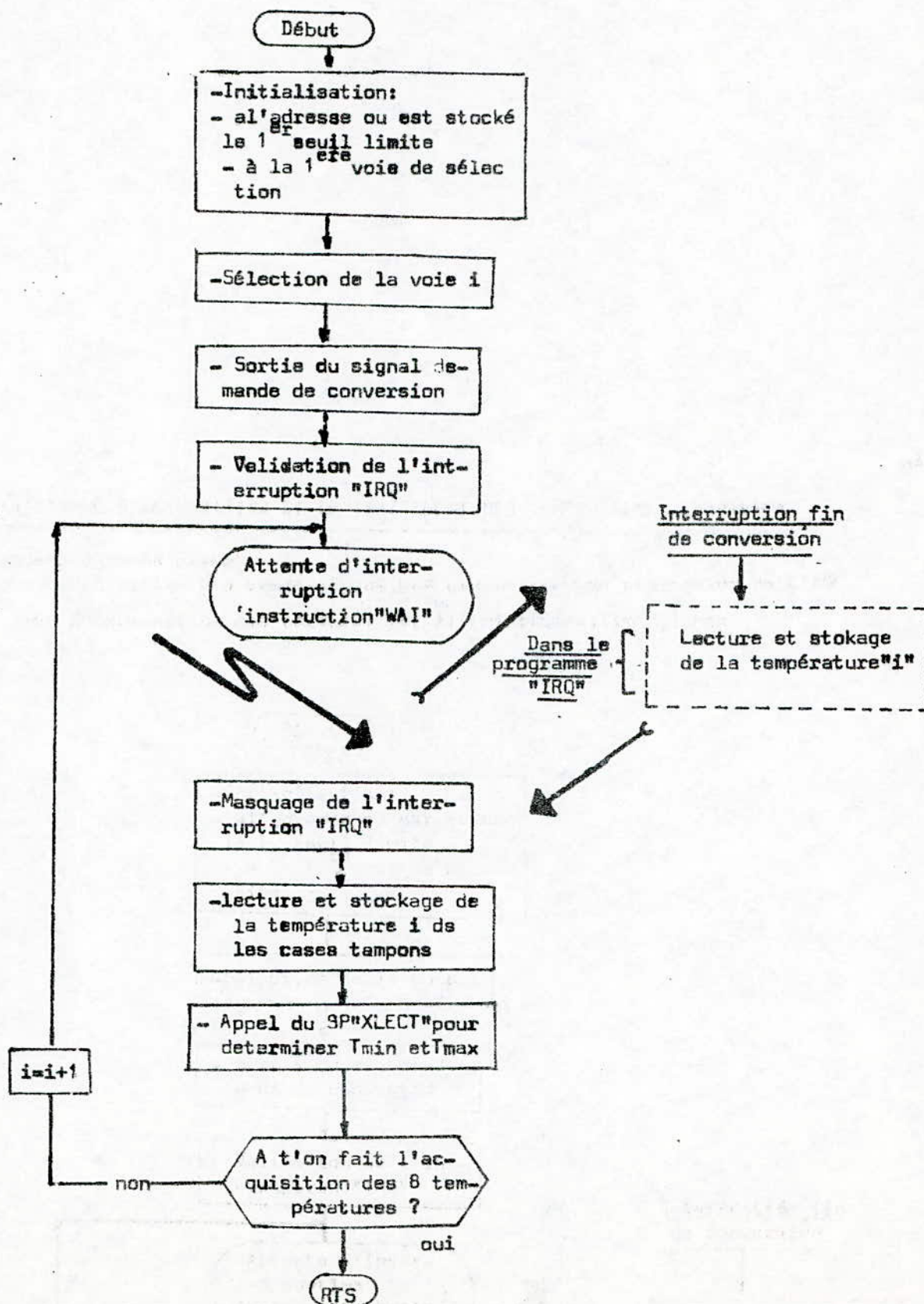




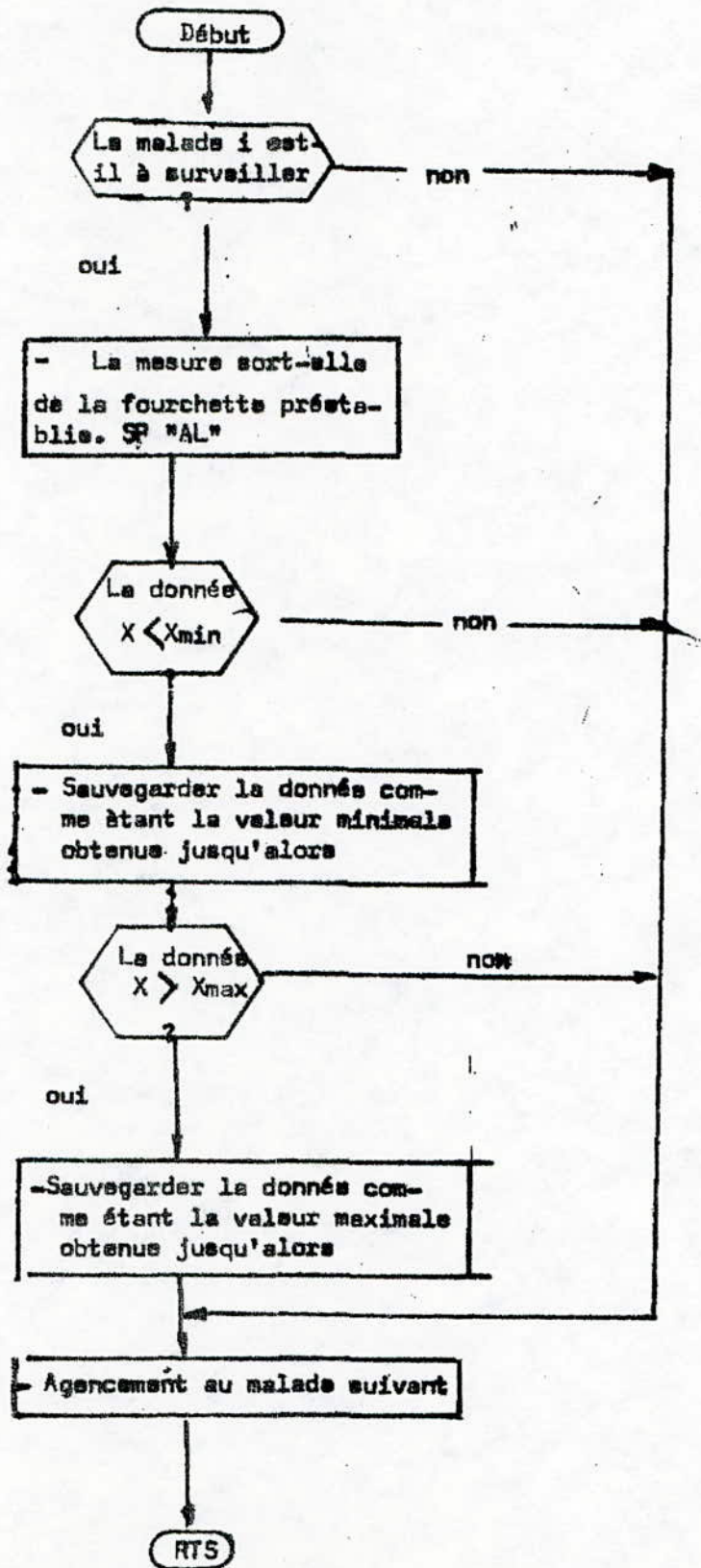
ORGANIGRAMME D'ACQUISITION ET DE TRAITEMENT DES TEMPERATURES ; SP\*TEMP"

Ce sous programme permet:

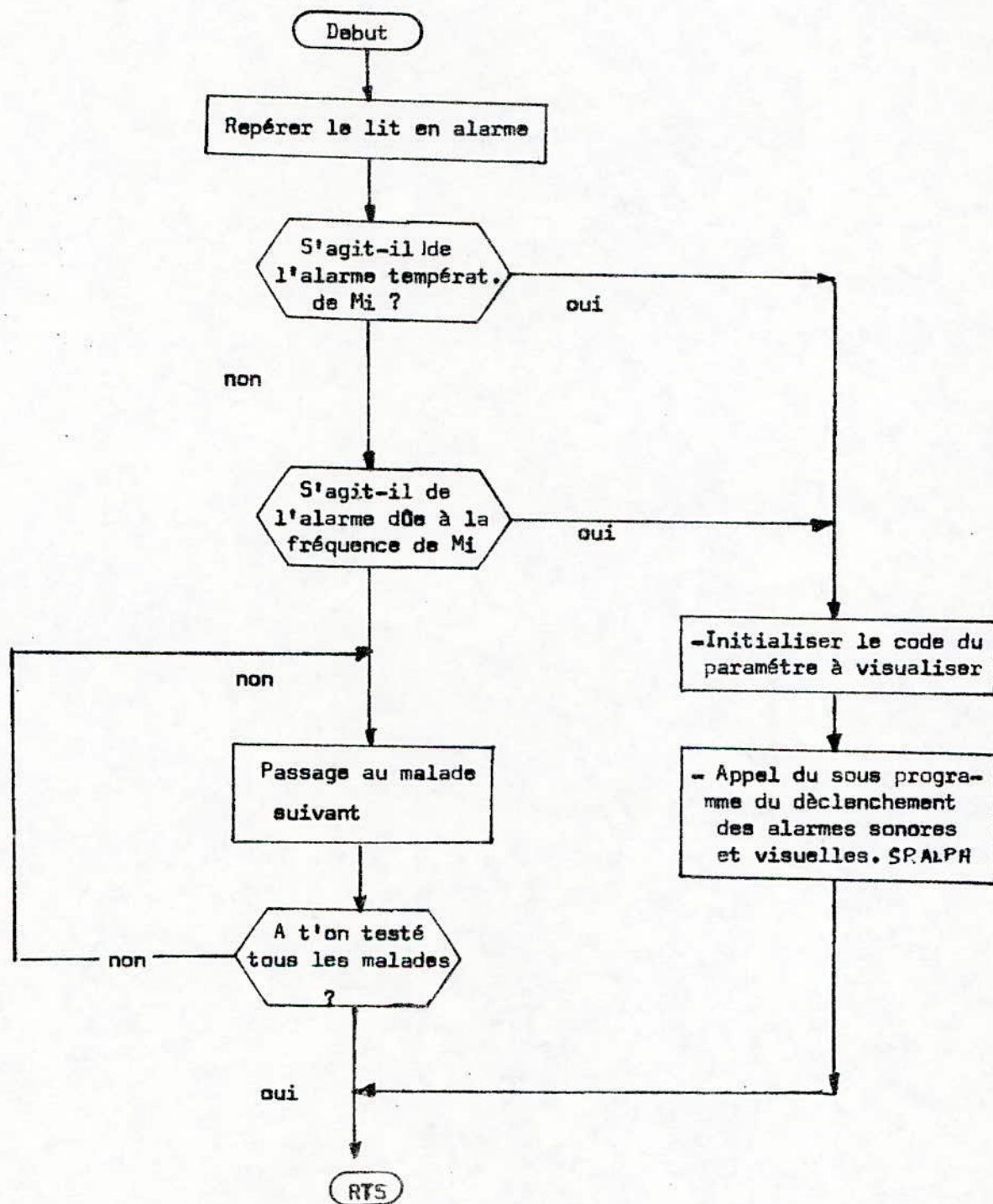
- L'acquisition des températures par une demande de conversion de L'ADC
- La détermination des valeurs:  $T_c; T_i; T_{Cmin}; T_{Cmax}; T_{imin}; T_{imax}$



ORGANIGRAMME DU TRAITEMENT DE LA DONNÉE X: SP "XLECT"



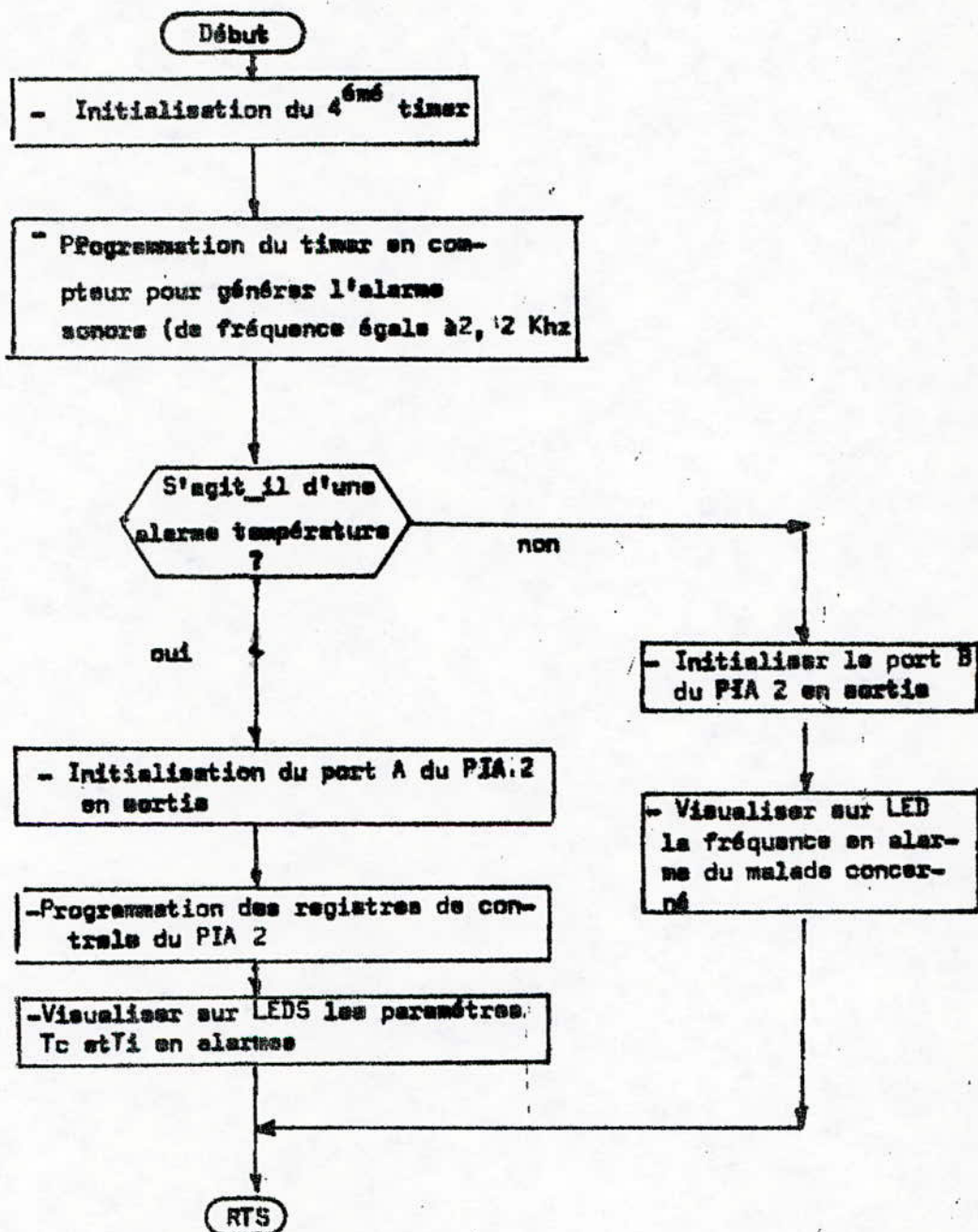
ORGANIGRAMME DU SOUS PROGRAMME ALARME:SP"ALAS"



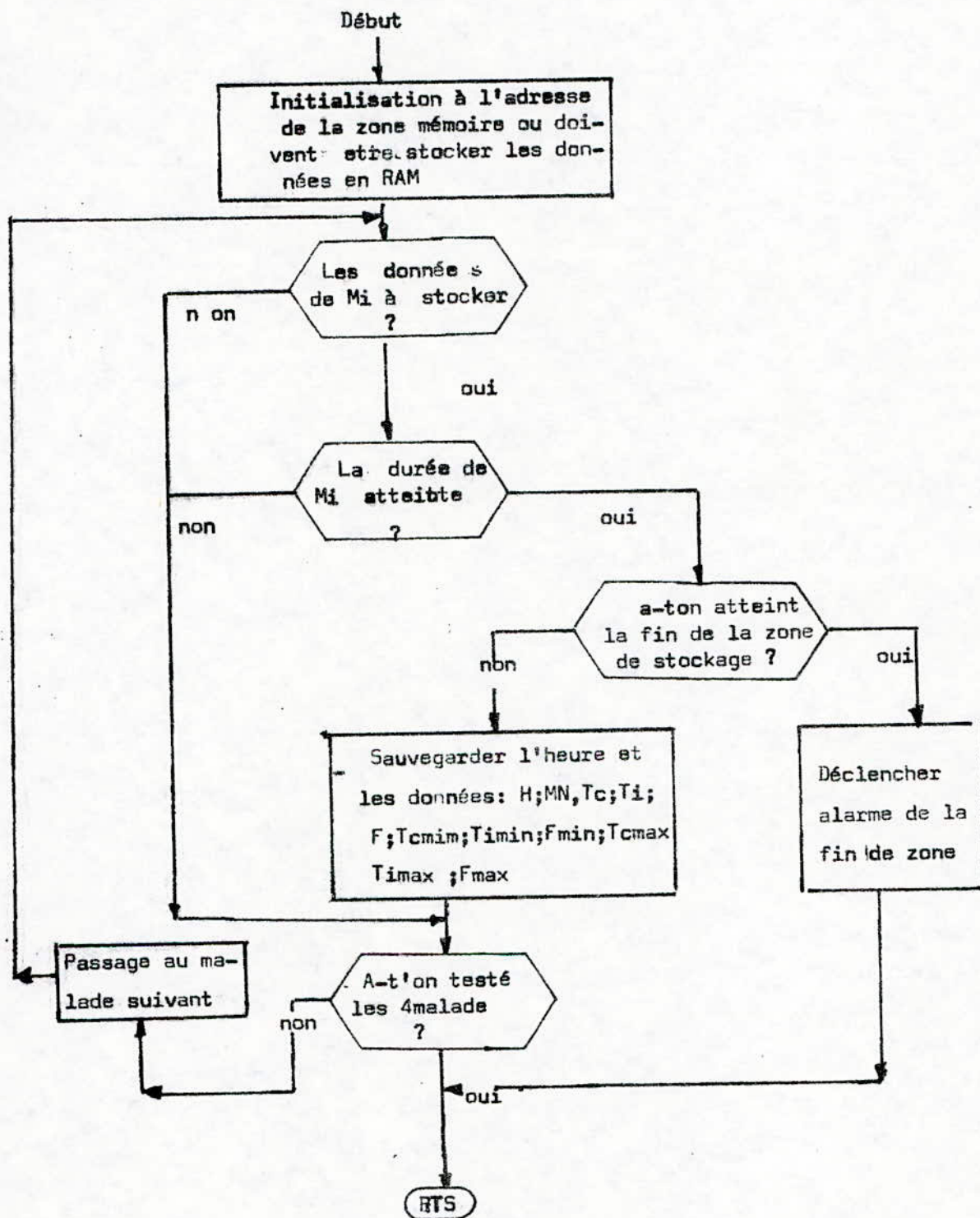
Ce sous programme est appelé à chaque fois que les valeurs mesurées (T;F) sortent de la fourchette préétablie par le médecin. ( Voir dans le programme ACQUIS le sous programme "AL"



ORGANIGRAMME DU SOUS PROGRAMMES DE DECLENCHEMENT DES ALARMES: SP "ALPHA"

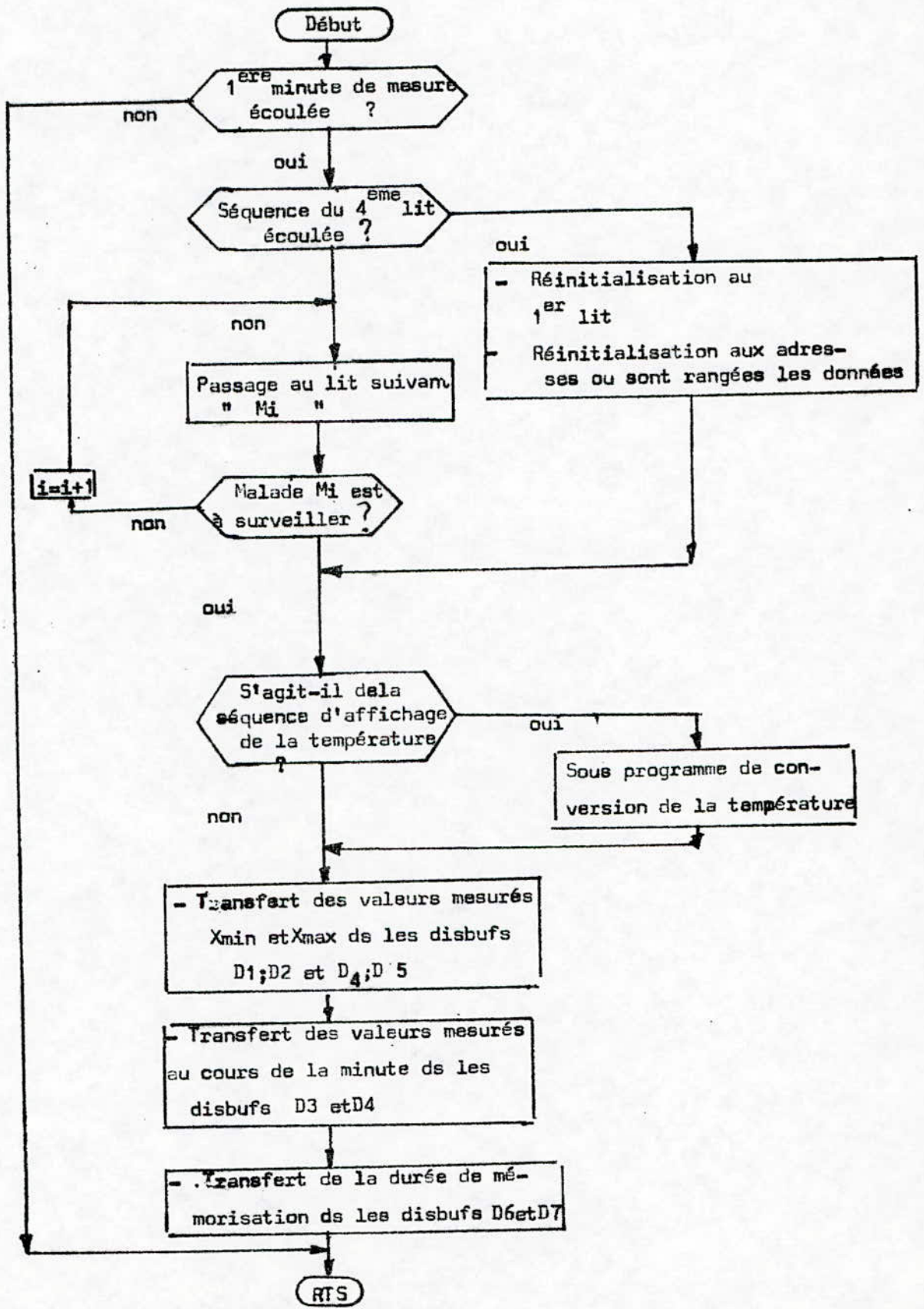


ORGANIGRAMME DU SOUS PROGRAMME DE STOCKAGE DES DONNEES EN RAM : S P; STOCK1



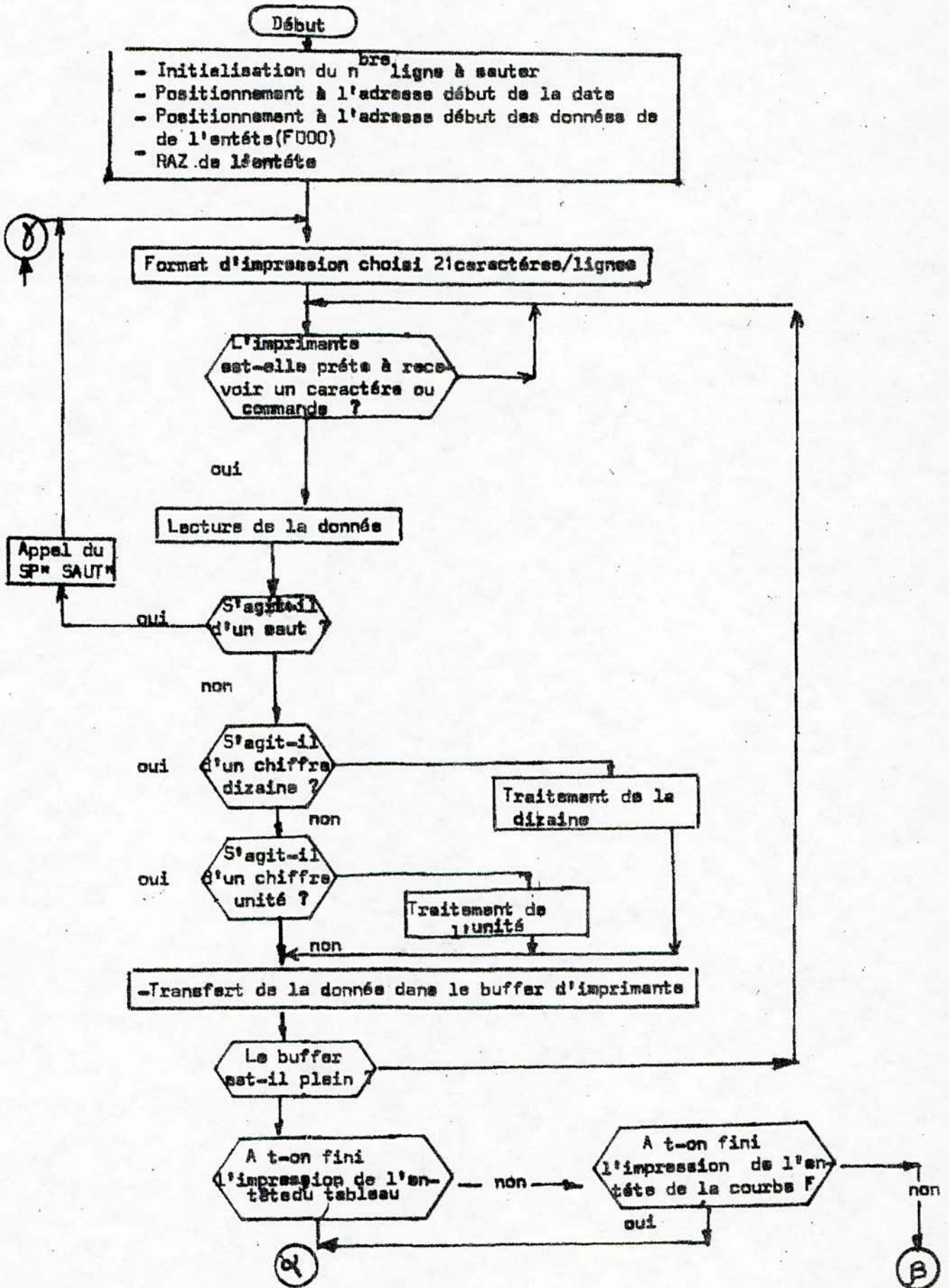
ORGANIGRAMME DE LA SEQUENCE PREAFFICHAGE T :SP<sup>n</sup> AFF2<sup>n</sup>

Cette routine est appelé toute les 15s pour l'affichage d'un parametre ( F,T )  
d'un malade

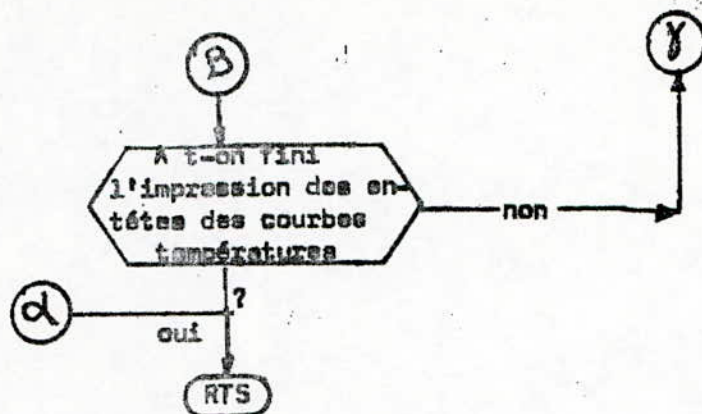




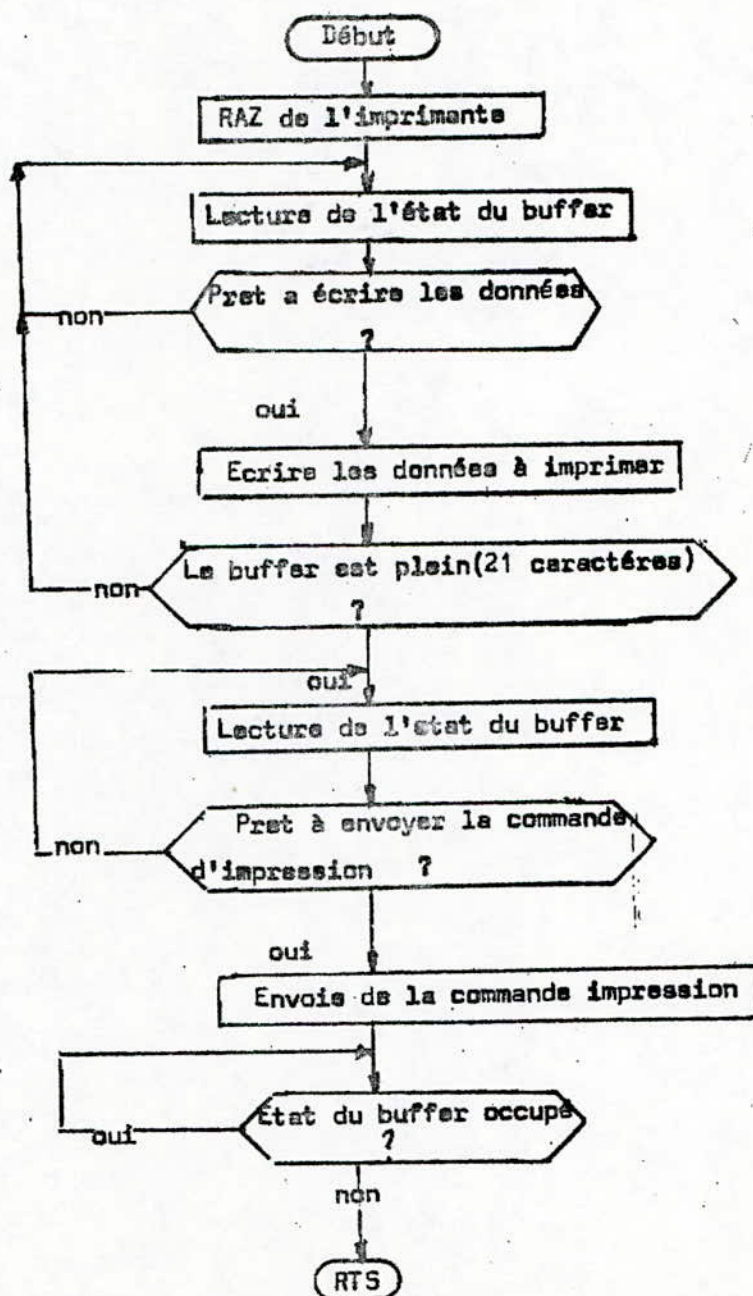
ORGANIGRAMME D'IMPRESSION DES ENTETES SP #19



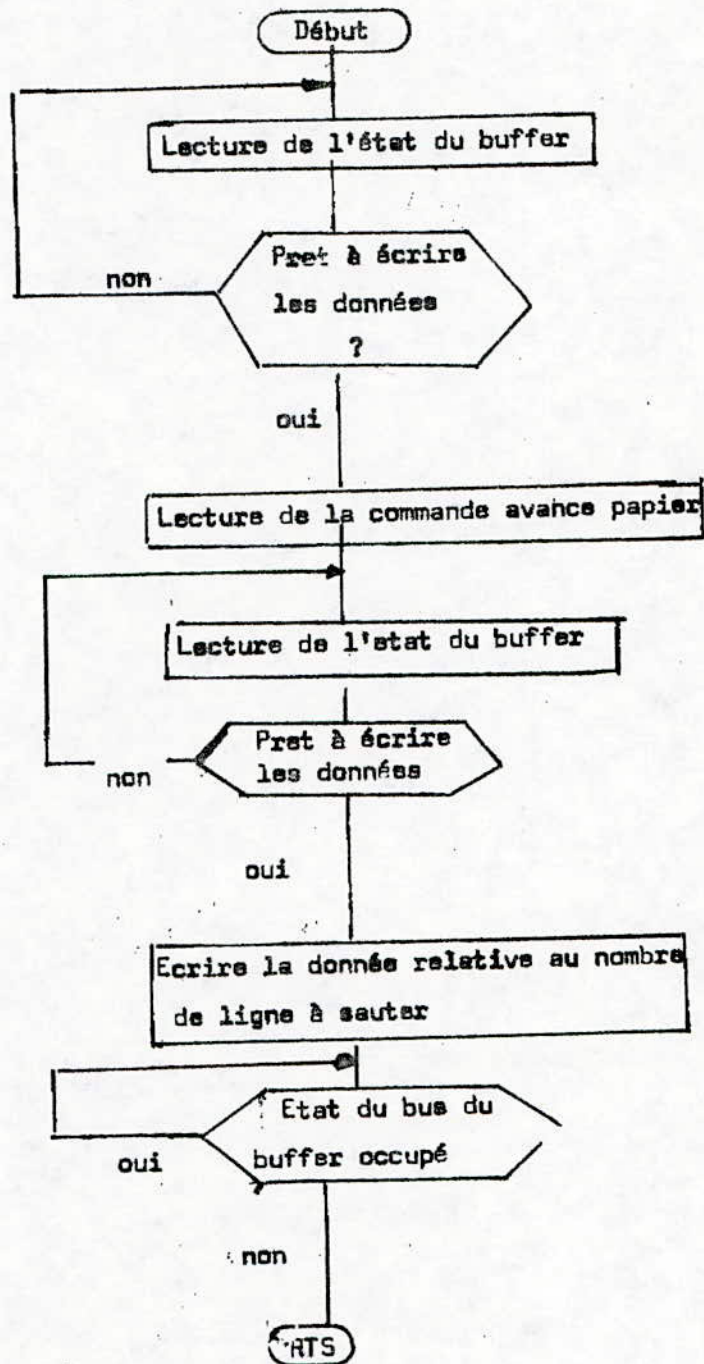
suite "SP "19"



ORGANIGRAMME DE LA FONCTION IMPRESSION DE L'IMPRIMANTE : SP" S5 "



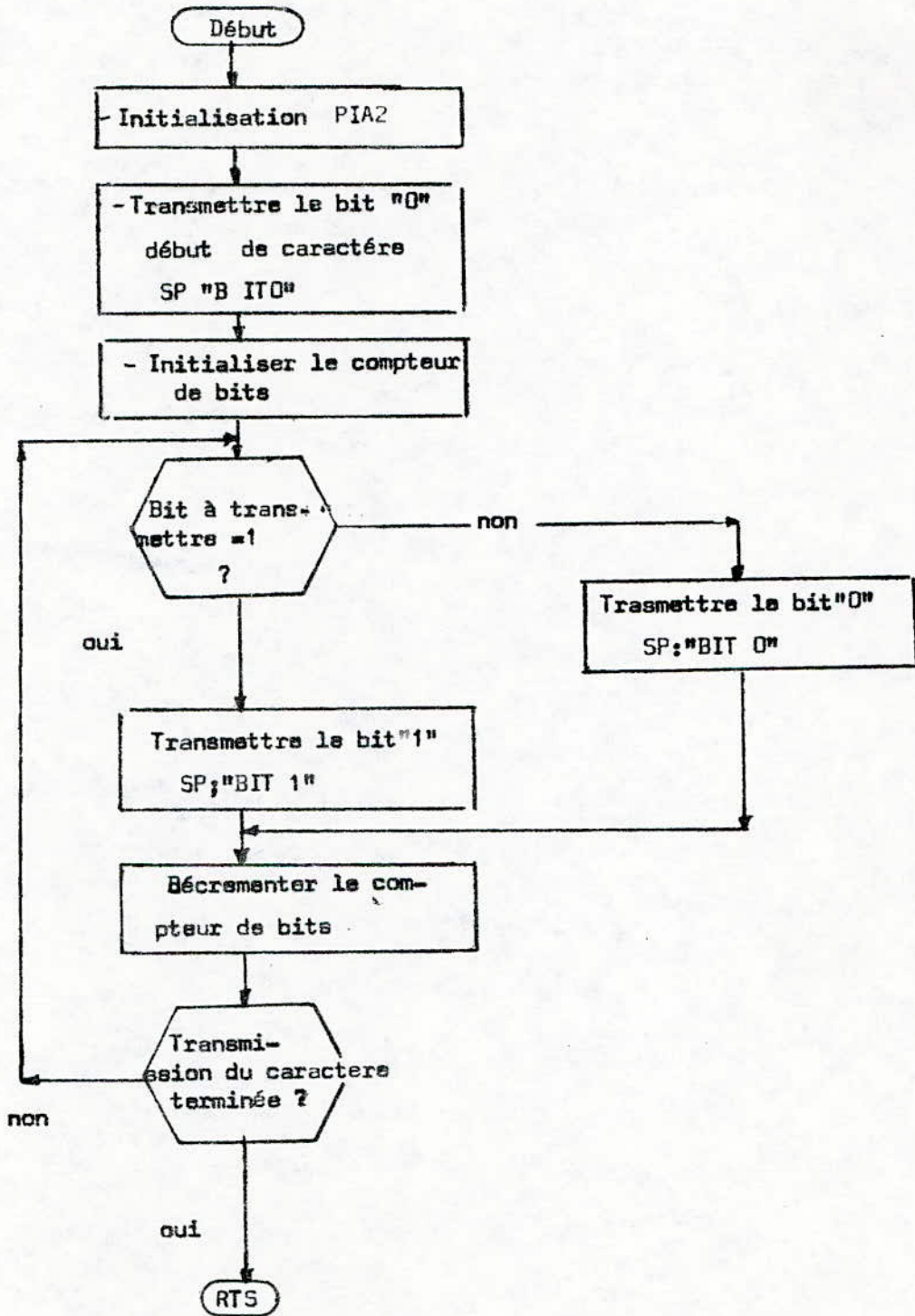
ORGANIGRAMME DU DEPLACEMENT DU PAPIER :SP\* SAU "





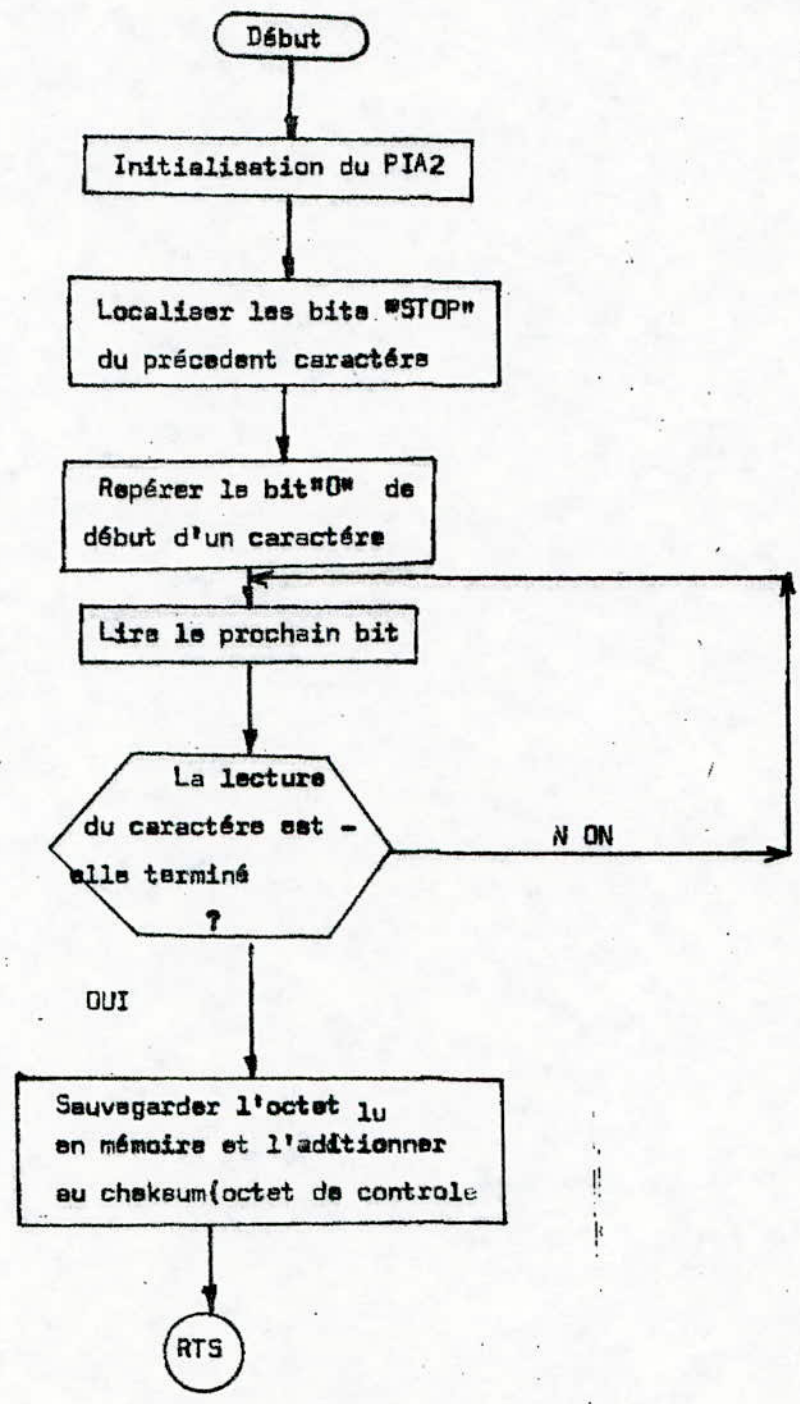
ORGANIGRAMME DU SP"PNCHB"

Cette routine (SP"PNCHB") envoie vers l'interface K7 un caractère de format "KCS"



ORGANIGRAMME DU SOUS PROGRAMME DE LECTURE D'UN OCTET A PARTIR DE LA K7

La routine TIN permet la lecture d'un caractères à partir de la bande magnétique



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

---

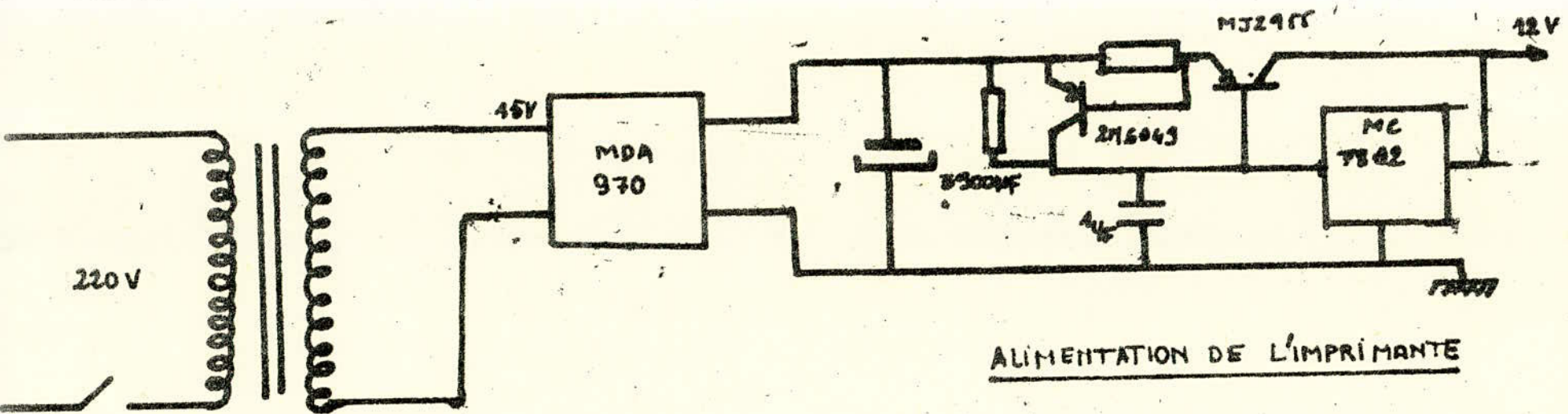
- |<sup>1</sup>|     PHEIN LE HUY  
          Enregistrement continu de l'E.C.G par la méthode HOLTER     1982
- |<sup>2</sup>|     B. MANSOURIAN  
          Introduction à l'Informatique Médicale                     1980
- |<sup>3</sup>|     HENAUX P.A - CALLEWAERT - QUETU.D  
          Cours d'Electronique Médicale MASSIO-PHILIPS             1972
- |<sup>4</sup>|     ELECTRONIQUE   APPLICATION                                     n° 9     1979
- |<sup>5</sup>|     MANUELS D'UTILISATION DU TEKTRONIX 8002A                     1979
- |<sup>6</sup>|     F. GREMY - J.L. PAGES  
          Elements de Biophysique                     Edition FLAMARION             1976
- |<sup>7</sup>|     MIRENE FERRER  
          Précis d'Electrocardiographie            MALOINE S.A                     1975
- |<sup>8</sup>|     COURS POLYCOPIES DE BIOMEDICAL                     I M P L NANCY
- |<sup>9</sup>|     National Semi-conducteur : DATA ACQUISITION HANDBOOK 1978
- |<sup>10</sup>|    National Semi-conducteur : DATA ACQUISITION HAND BOOK 1979
- |<sup>11</sup>|    KAOUA Malika  
          Mise au point d'un système Microprogrammé pour la surveil-  
          lance intensive des Arythmies cardiaques de plusieurs malades.  
          Thèse de MAGISTER.                                     1984
- |<sup>12</sup>|    ROBERT GUIULLEN  
          Que sais-je ? . Electronique - Médicale                     1974



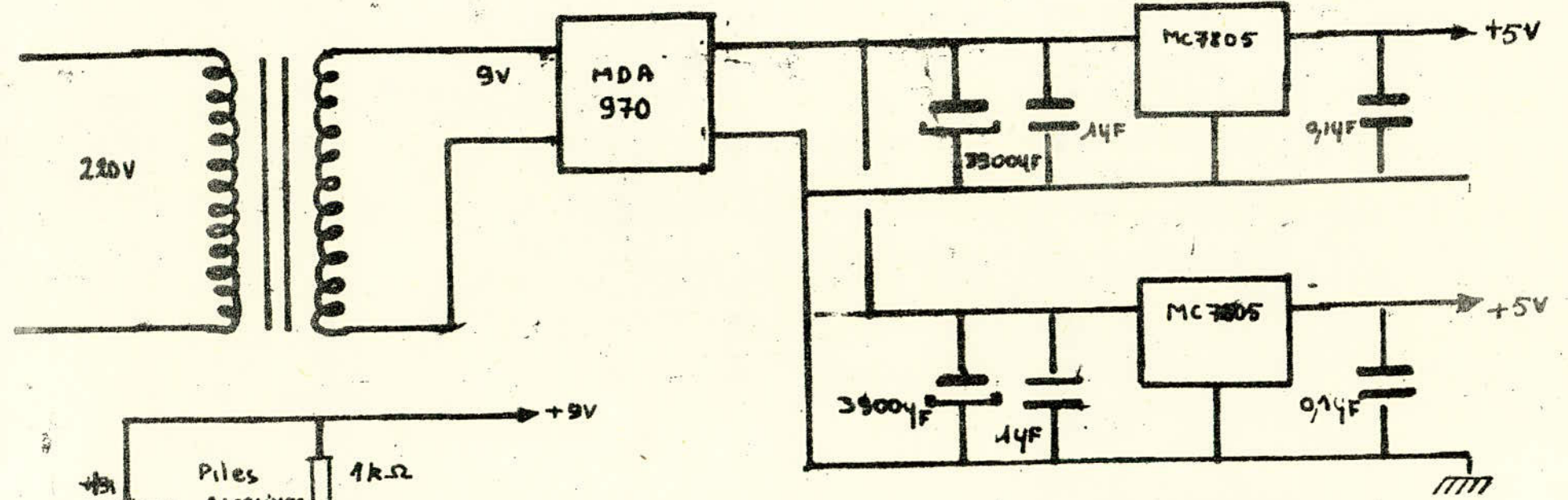
- |<sup>13</sup>| TEXAS INSTRUMENT : TTL DATA BOOK 1979
- |<sup>14</sup>| MOTOROLA Semi Conducteur the European - Section  
Catalog Index 1981
- |<sup>15</sup>| MOTOROLA Semi Conducteur - Famille M6800 1977
- |<sup>16</sup>| EFCIS Microprocesseurs et Mémoires 1980
- |<sup>17</sup>| CATALOGUE SIGMA INDUSTRIE (clavier type CLVCL4X4)
- |<sup>18</sup>| AQUITAINE COMPOSANTS S.A 1981
- |<sup>19</sup>| Notices technique sur l'imprimante Modèle : DP822
- |<sup>20</sup>| KIT D 5 Référence manuel
- |<sup>21</sup>| Projet de fin d'études  
"Etude et réalisation d'un interface K.7" Juin 1983
- |<sup>22</sup>| DGIROD - P. DUBOIS  
Au coeur des microprocesseurs Edition Eyrolles 1979
- |<sup>23</sup>| Revue : Electronique Application 1980  
CARDIO-Tachymètre à microprocesseur n° 13 page 71.
- |<sup>24</sup>| Prospectus : 2001 HEART rate meter  
MONITORING LINE 2000 O.T.E BIOMEDICA
- |<sup>25</sup>| Prospectus : LEIM : LABORATOIRE d'Expérimentation  
en Instrumentation médicale
- |<sup>26</sup>| REVUE Technique et Scientifique des Usines MEDICOR  
MEDICOR NEWS 1979
- |<sup>27</sup>| REVUE Europeene de Biotechnologie Médicale  
R B M n° 5 Volume 2 Septembre - Octobre 1980

IT- N N E X E

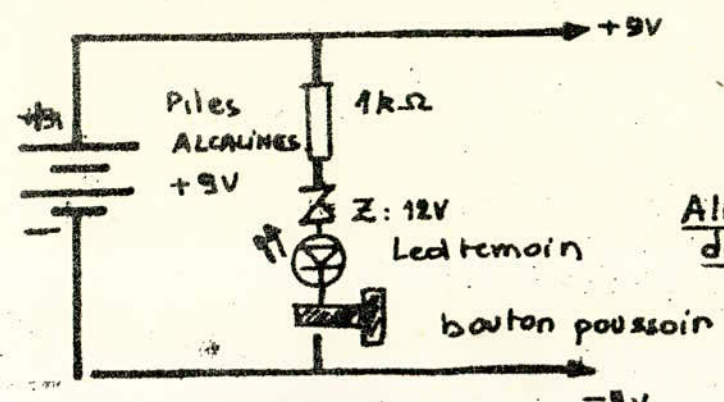
IT-



ALIMENTATION DE L'IMPRIMANTE



ALIMENTATIONS du SYSTEMES D'ACQUISITION NUMERIQUE.



Alimentation des boites ANALOGIQUES

PLANCHE : E

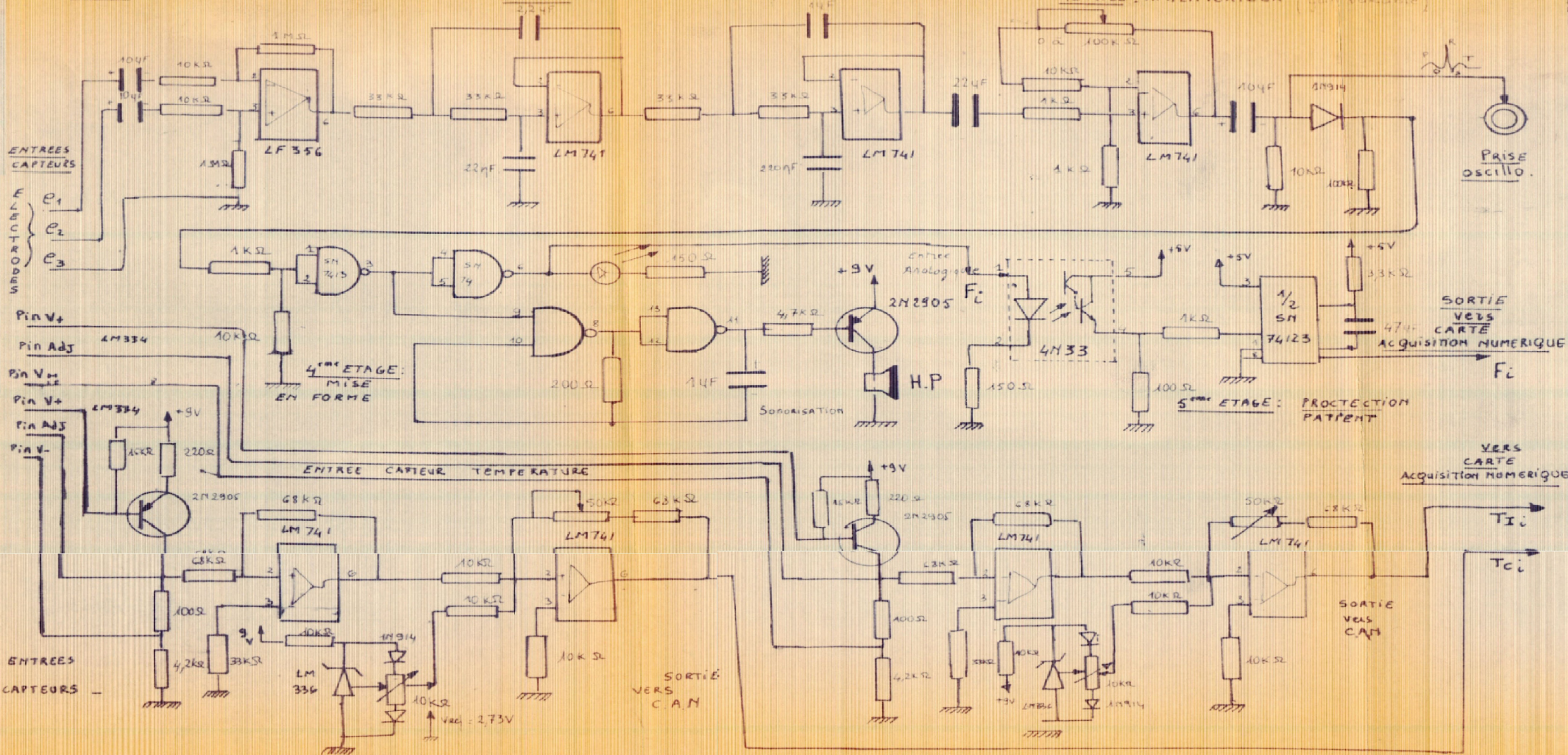
" ALIMENTATIONS "



1. ETAGE : PREAMPLIFICATEUR

2. ETAGE : FILTRE 2<sup>ème</sup> ORDRE

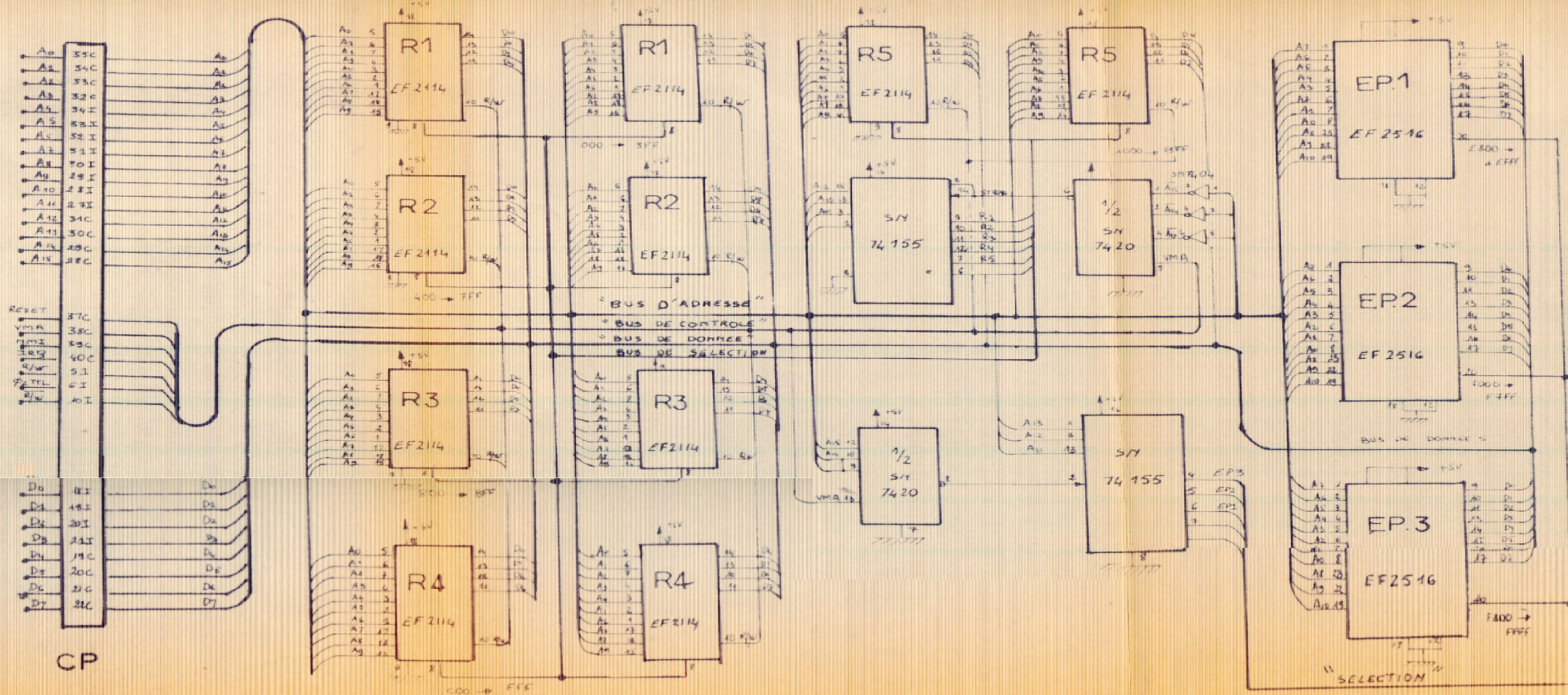
3. ETAGE : AMPLIFICATEUR (GAIN VARIABLE)







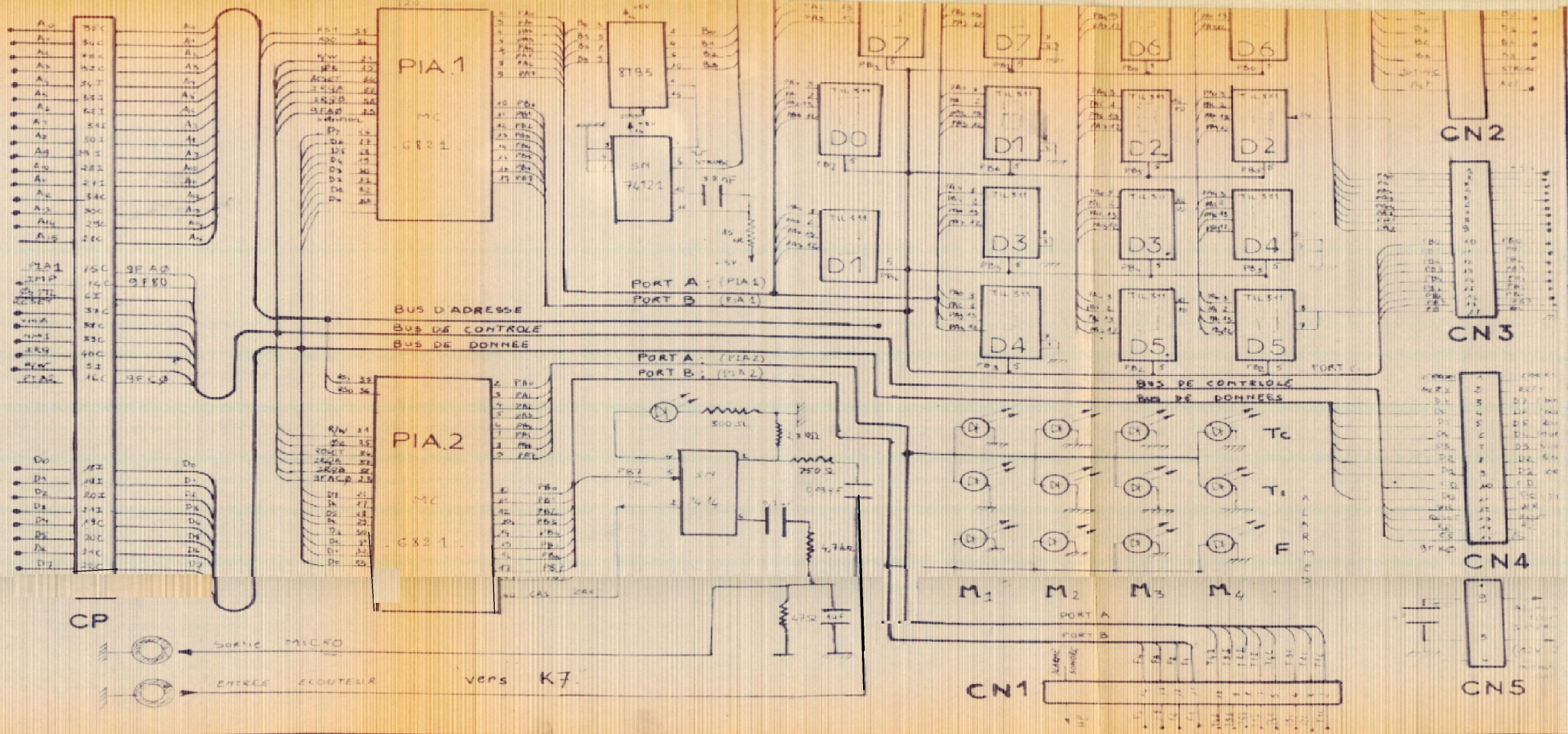




CP: Connecteur fond de panier

PLANCHE : C





CP: Connecteur "Fond de panier" - CN2: Connecteur du "CRANC" - CN4: Connecteur "Intrants"  
 CN1: Connecteur "Carte d'acquisition" - CN3: Connecteur "Carte Adressaire" - CN5: Connecteur "Alim. Supplémentaire"

PLANCHE : D