

7/83

THESE

M0007/83A

Présentée à



L'Université des Sciences et de la Technologie "HOUARI BOUMEDIENNE"



Département d'Electronique

ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE

pour obtenir

LE TITRE DE MAGISTER

par :

Ahcène FARAH

**CONCEPTION ET REALISATION D'UN
ENREGISTREUR MICROPROGRAMME
DES TROUBLES DU RYTHME
CARDIAQUE**

Soutenue le 26 Février 1983 devant la commission d'examen

Jury

| | | |
|-----------|-------------|----------------|
| Monsieur | S.A. LARIBI | : Président |
| Messieurs | Y. FLAMANT | : Rapporteur |
| | E. YVROUD | } : Examineurs |
| | Z. CHITOUR | |
| | H. BEGORRE | |
| | A. ADANE | |



THESE

Présentée à

L'Université des Sciences et de la Technologie "HOUARI BOUMEDIENNE"

ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE

pour obtenir

LE TITRE DE MAGISTER

par :

Ahcène FARAH

**CONCEPTION ET REALISATION D'UN
ENREGISTREUR MICROPROGRAMME
DES TROUBLES DU RYTHME
CARDIAQUE**

Soutenue le 26 Février 1983 devant la commission d'examen

Jury

| | | |
|-----------|-------------|----------------|
| Monsieur | S.A. LARIBI | : Président |
| Messieurs | Y. FLAMANT | : Rapporteur |
| | E. YVROUD | } : Examineurs |
| | Z. CHITOUR | |
| | H. BEGORRE | |
| | A. ADANE | |

Département d'Electronique



A V A N T - P R O P O S

- - - - -

Ce travail a été réalisé au laboratoire d'électronique appliquée de l' E N P . L'existence de ce laboratoire et le démarrage de la post-graduation correspondante doit beaucoup à Monsieur A. ADANE chef de département électronique : qu'il soit vivement remercié pour les efforts consentis à cette post-graduation.

Nous tenons à remercier Monsieur S.A. LARIDI professeur à l'U S T H B d'avoir bien voulu accepter la présidence de notre jury , pour l'intérêt qu'il a accordé à notre appareil en venant au laboratoire le voir fonctionner ainsi que pour les conseils qu'il nous a donnés pour la suite de nos recherches.

Nous tenons particulièrement à témoigner à Monsieur Y. FLAMANT , professeur à l'U S T H B , notre profonde gratitude pour les conseils qu'il nous a prodigués et pour l'énergie qu'il a dépensée sans compter pour nous guider.

Nos remerciements très sincères et cordiaux vont aussi à Monsieur H. DEGORRE assistant agrégé à l'E N S E M pour l'intérêt constant qu'il a porté à notre travail, pour l'accueil amical qu'il nous a réservé à Nancy et pour tous les efforts qu'il déploie dans le cadre des accords inter-universitaires en vue d'aider notre laboratoire à se développer.

Pour sa participation au jury , pour l'accueil chaleureux qu'il nous a réservé à Nancy, pour l'intérêt qu'il a accordé à notre travail, nous remercions très sincèrement Monsieur E. YVROUD, maître de recherche au C N R S.

Nous tenons à remercier aussi le docteur DEKKAR chef de service au centre national de la médecine du sport, pour les entretiens très profitables qu'il nous a accordés et pour l'intérêt porté au développement de notre laboratoire.

Pour sa participation à notre jury, nous remercions le docteur Z. CHITOUR docent à l'I S M d'ALGER.

Enfin, nous n'oublions pas tous nos camarades de travail à qui nous adressons nos vifs remerciements pour l'ambiance amicale qu'ils ont su créer et pour les conseils qu'ils nous ont donnés.

TABLE DES MATIERES

| | Page |
|---|------|
| INTRODUCTION | 1 |
| CHAPITRE I : Activité électrique du coeur. | |
| A - Activité électrique du coeur normal | 3 |
| 1 - Caractéristiques essentielles du muscle cardiaque ... | |
| 2 - L'électrocardiogramme ECG | |
| 3 - Les différents dérivations | |
| B - Troubles du rythme cardiaque | 4 |
| 1 - Accélération du rythme cardiaque | |
| 2 - Ralentissement du rythme cardiaque | |
| 3 - Rythme irrégulier | |
| C - Surveillance de l'activité électrique du coeur | 5 |
| 1 - Surveillance en temps réel | |
| 2 - Surveillance en temps différé | 6 |
| CHAPITRE II : Conception du détecteur enregistreur à microprocesseur d'arythmies cardiaque (DEMIAC). | |
| 1 - Introduction | 8 |
| 2 - Choix des paramètres à étudier | |
| 3 - Choix de la logique | 10 |
| 4 - Mémoires | |
| 5 - PIA MC 6821 | 12 |
| 6 - Interface Analogique / logique | 14 |
| 7 - Mesure du temps: Timer MC 6840 | |
| 8 - Interface audio-cassette de sauvegarde | 15 |
| 9 - Gestion de l'imprimante DP 822 | |
| CHAPITRE III : Réalisation matérielle. | |
| 1 - Traitement du signal analogique | 17 |
| 2 - Schéma de la maquette et organisation de fonctionnement | 19 |

CHAPITRE IV : Logiciel du DEMIAC

| | |
|---|----|
| A - Logiciel de programmation | 24 |
| 1 - Tâches du logiciel | |
| 2 - Organigramme | 25 |
| B - Logiciel d'Analyse de l'ECG | 29 |
| 1 - Tâches du logiciel | |
| 2 - Organigramme | 30 |
| C - Logiciel de dépouillement sur afficheurs | 31 |
| 1 - Tâches du logiciel | |
| 2 - Organigramme | 32 |
| D - Logiciel de gestion de l'imprimante | 33 |
| 1 - Tâches du logiciel | |
| 2 - Organigramme | 34 |
| E - Logiciel de gestion de l'interface cassette | 35 |
| 1 - Tâches du logiciel | |
| 2 - Organigramme | 36 |
| F - Matériel et procédure de mise au point | 39 |

CHAPITRE V : Résultats expérimentaux

| | |
|---------------------------------|----|
| 1 - Introduction | 40 |
| 2 - Essais en laboratoire | |
| 3 - Essais réels | |

| | |
|--|----|
| CONCLUSION | 43 |
| 1 - Amélioration sans modification | 44 |
| 2 - Amélioration avec modification | |

ANNEXE A : Listings du programme de gestion

ANNEXE B : Schéma

BIBLIOGRAPHIE

INTRODUCTION

Au cours de ces dix dernières années, l'électronique, grâce à l'application des microprocesseurs et des mémoires associées, a pratiquement envahi tous les domaines.

Le génie biomédical ne pourrait que profiter de cette miniaturisation.

A l'école Nationale Polytechnique (USTHB) il a été décidé de créer un laboratoire de recherche appliquée, spécialisé dans l'acquisition et le traitement de paramètres physiologiques grâce à des systèmes micro-programmables. Dans ce cadre il nous a été confié la conception et la réalisation d'un appareil facilement transportable, capable d'analyser et de mémoriser dans le temps trois paramètres du rythme cardiaque à savoir : la fréquence, la période instantanée et le nombre d'écartés par minute de cette période par rapport à une plage programmable.

L'intérêt de ces trois paramètres est double :

1 - Cas pathologique :

- Détection des arythmies cardiaques (tachycardie, bradycardie, extra-systoles, pauses, absences d'un cycle)
- Etude de l'action d'un médicament.

2 - Cas normal :

Dans le cadre de la médecine du sport et de la médecine du travail on peut s'intéresser par exemple à :

- L'étude de l'effet de l'effort sur le fonctionnement du coeur d'un sportif,
- l'étude de l'effet de la fatigue sur un chauffeur de poids lourd ou de transport en commun.

La conception d'un tel appareil nous a amenés à étudier l'activité électrique du coeur.

Des connaissances dans ce domaine plutôt réservé à la médecine étaient nécessaires à notre travail.

Le premier chapitre résume les points de cette étude qui étaient nécessaires pour concevoir notre système.

Les autres chapitres sont consacrés à la conception et à la réalisation d'un prototype d'essai que nous avons appelés : Détecteur - enregistreur d'arythmies cardiaques (DEMAC).

La réalisation du DEMAC a été faite avec le souci d'utiliser le minimum de composants tout en permettant le maximum de fonctions possibles (enregistrement longue durée, sauvegarde sur audio-cassette, résultats imprimés etc..)

CHAPITRE I

ACTIVITE ELECTRIQUE
DU COEUR

A - ACTIVITE ELECTRIQUE DU COEUR NORMAL

1 - CARACTERISQUES ESSENTIELLES DU MUSCLE CARDIAQUE

Le coeur est un muscle creux dont la fonction est d'évacuer vers le système artériel le sang drainé vers lui par le système veineux. Il est formé de quatre cavités : deux oreillettes recevant le sang sous faible pression et deux ventricules le refoulant sous une pression élevée. Oreillette et ventricule droits reçoivent le sang désoxygéné provenant de l'organisme et l'évacuent vers les poumons où il se recharge en oxygène. L'oreillette et le ventricule gauches reçoivent le sang oxygéné provenant des poumons et l'envoient vers la circulation général où il alimente les différents organes et viscères.

Ce mécanisme est caractérisé par un fonctionnement automatique en dehors de toute commande nerveuse.

Le coeur se présente ainsi comme une pompe à deux états :

- Contraction (systole)
- Période de repos (diastole)

(Voir references bibliographiques n° 2 et n° 4)

2 - L'ELECTROCARDIOGRAMME (E.C.G.)

Le fonctionnement automatique du coeur est provoqué par l'activation régulière d'un groupe de cellules contractiles situées à la partie haute de l'oreillette droite dans la region dite du "noeud sinusal". Un courant électrique prend naissance et se propage de proche en proche et provoque l'activation des cellules voisines.

Les cellules cardiaques sont chargées ou polarisées à l'état de repos. Stimulées électriquement elles se dépolarisent et se contractent.

Ce processus de polarisation et dépolarisation est schématisé sur la figure 1 sous la forme de dipole équivalent.

L'enregistrement de cette activité électrique constitué l'électrocardiogramme (E.C.G.). Pour obtenir cet E.C.G on met en place des électrodes métalliques en des points convenablement choisis sur la surface du corps et on amplifie les signaux électriques ainsi recueillis.

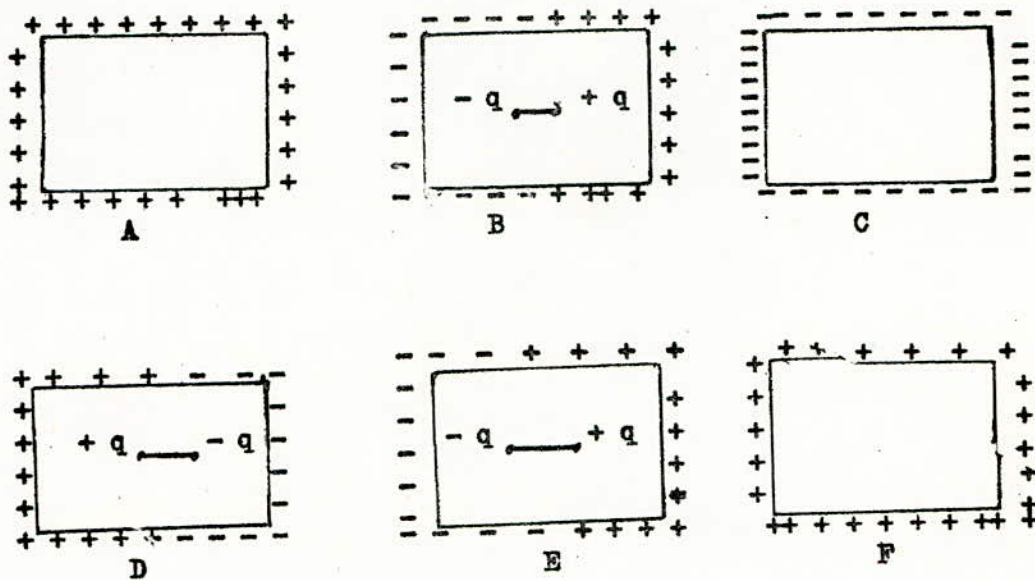


Figure 1 : Les 4 phases de l'activité électrique d'une fibre cardiaque :

- A et F : phase diastolique
- B : invasion de la fibre par l'excitation
- C : fibre entièrement excitée
- D et E : phase de restauration (2 possibilités).

(Référence bibliographique n° 2).

Un tracé E.C.G, tel qu'il est usuellement enregistré à la surface du corps, comporte un certain nombre, d'ondes dont la succession reflète la propagation de l'excitation dans la coeur (fig. 2).

- L'onde P représente l'activité électrique de la contraction des deux oreillettes. Durée normale : 0,08s à 0,1s.

- Le "complexe rapide" QRS traduit le cheminement de l'activité des ventricules et correspond à leur contraction simultanée durée normale 0,06s à 0,1s.

- L'onde T représente la repolarisation des ventricules qui les rend de nouveau stimulables.

- Durée normale : QT = 0,4 ✓ durée R - R

Note : Les ventricule n'ont pas de réponse mécanique à la repolarisation il s'agit d'un phénomène strictement électrique enregistré sur l'ECG. Les oreillettes ont également une onde de repolarisation qui est très petite, cachée par le complexe QRS et donc non observable. (Références bibliographique n° 2,8, 10).

3 - LES DIFFERENTES DERIVATIONS

Une paire d'électrodes placée sur le corps forme une dérivation. Ce qui distingue une dérivation d'une autre c'est son emplacement.

L'ECG standard est composé de 12 dérivations.

- Six dérivations thoraciques ou précordiales
- Six dérivations de membres.

Ces dérivations donnent des signaux d'amplitudes et de formes légèrement différentes.

Il existe des dérivations non "standard" placées en différents endroits du corps.

Pour plus de détail voir références bibliographiques n° 2 et n° 3

B - TROUBLES DU RYTHME CARDIAQUE

Chez l'homme adulte la fréquence cardiaque normale est de 60 à 100 battements par minute. Les trois grandes catégories de troubles rythmiques sont

- Une accélération de la fréquence cardiaque à plus de 100 battements par minute (tachycardie).

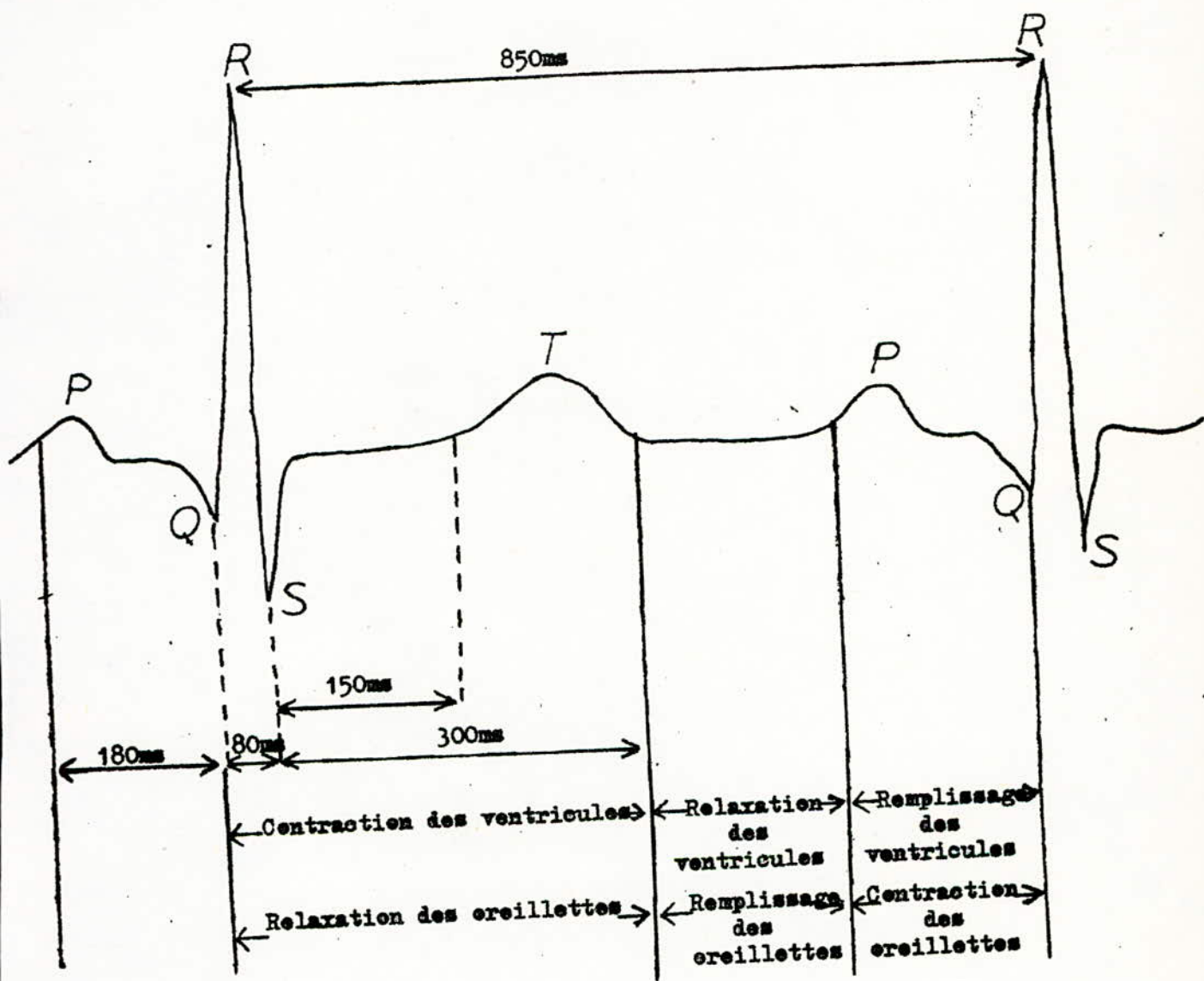


Fig 2 : Ondes ECG correspondant à un rythme de 70 bat/mm
 (Référence bibliographique n° 12)

- Un ralentissement à moins 60 battements par minute (bradycardie)
- Des irrégularités dans le rythme cardiaque.

Références bibliographiques n° 1, 4, 5, 6, 7, 9

1 - ACCELERATION DU RYTHME CARDIAQUE (TACHYCARDIE)

Une fréquence cardiaque supérieure à 100/mn avec un rythme régulier est appelée tachycardie. Cette fréquence est localisée entre 100 - 250 battements par minute. Dans des cas très graves elle peut atteindre 300/mn.

2 - RALENTISSEMENT DU RYTHME CARDIAQUE (BRADYCARDIE)

Une fréquence cardiaque inférieure à 60/mn, avec un rythme régulier est appelée bradycardie.

3 - RYTHME IRRÉGULIER (ARYTHMIE)

Dans un rythme cardiaque normal et régulier il existe une distance constante entre les ondes de même nature. Ainsi on peut séparer les troubles de la fréquence cardiaque des troubles de la régularité du rythme cardiaque.

Les irrégularités du rythme cardiaque sont nombreuses, nous citerons à titre d'exemples : Les cas des extra - systoles ventriculaires (E.S.V), les pauses longues, l'absence d'un à trois battements par minute (rarement trois)

Note : Les différentes anomalies énumérées ci-dessus sont illustrées sur le schéma de la figure 3.

C - METHODES DE SURVEILLANCE CARDIAQUE

Certains malades ont besoin d'une surveillance continue pendant un temps déterminé, cette surveillance peut être faite en milieu Hospitalier ou dans la vie normale.

1 - SURVEILLANCE EN TEMPS REEL

a) L'ELECTROCARDIOGRAPHIE.

C'est l'appareil qui permet d'enregistrer sur une bande de papier millimétré, le signal cardiaque pris sur plusieurs dérivations différentes.

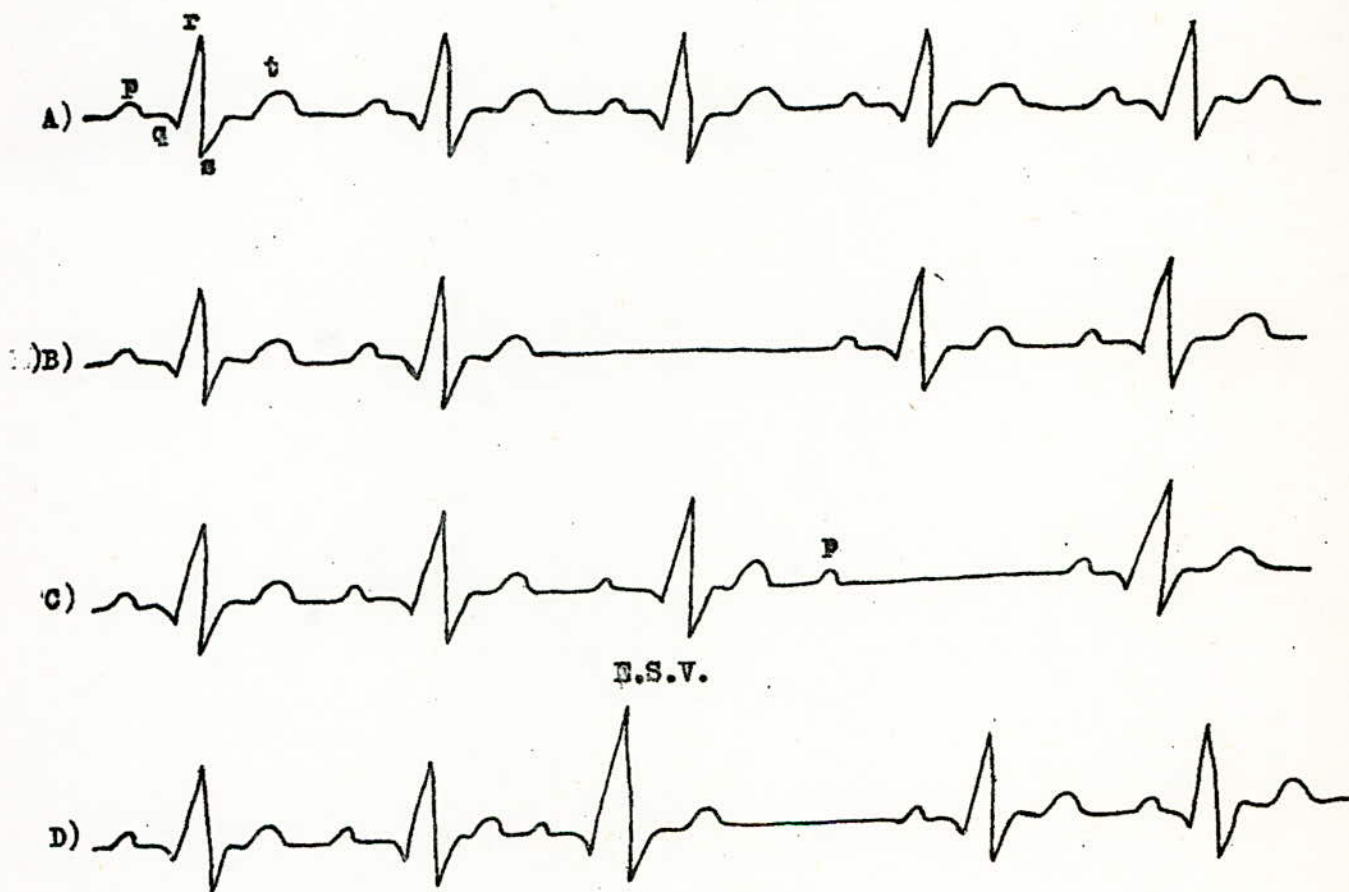


Figure 3 : A - Rythme normal
 B - Absence totale d'un battement due à un bloc sine-auriculaire
 C - Absence de complexe Q R S T ende P existe : Bloc auricule-ventriculaire.
 D - Extra-systole ventriculaire et pause.

(Référence bibliographique N°4)

L'interprétation, même élémentaire (fréquence) est laissée au médecin. Son usage est généralement non permanent (quelques minutes).

b) MONITORAGE

En milieu hospitalier, il peut être nécessaire de surveiller un malade d'une façon permanente, sans pour autant mobiliser un médecin ni beaucoup de papier. Cela se fait grâce à un moniteur capable :

- D'afficher sur écran l'E.C.G courant
- De restituer sur papier l'E.C.G seulement à la demande.
- De déclencher des alarmes si besoin est ou une éventuelle action thérapeutique (choc électrique par exemple).

c) TELEMESURE

Par télémetrie la surveillance à distance peut être faite en temps réel. L'activité cardiaque correctement amplifiée est transmise par l'intermédiaire d'un petit émetteur portatif vers un récepteur situé dans le laboratoire.

Référence bibliographique n° 11

2 - SURVEILLANCE EN TEMPS DIFFERE (METHODE HOLTER)

Le médecin a parfois besoins d'avoir des renseignements sur l'activité cardiaque du malade évoluant, dans les conditions d'une vie normale. Holter a proposé une méthode qui consiste à enregistrer le signal cardiaque sur une cassette ordinaire C 120 grâce à un petit magnéto-cassete dont la vitesse de déroulement permet un enregistrement de 24 h.

La lecture se fait à une vitesse 60 fois plus rapide dans un système spécialisé indépendant de l'enregistrement.

Cet enregistrement électrocardiographique de longue durée avec environ 100 000 battements par 24 heures, constitue une masse considérable d'informations.

Cela permet par exemple d'étudier la période instantanée R - R en 24 heures. Le tracé fig.4 est un exemple d'histogramme représentant le nombre d'intervalle R - R en fonction de la durée R - R. On peut évaluer l'apparition des troubles telles que les extra-systoles.

Parallèlement au système très complet de Monsieur Holter, les progrès réalisés grâce à l'apparition des circuits intégrés complexes, favorisent le développement des petits appareils facilement transportables plus spécialement conçus pour étudier une ou plusieurs anomalies particulières du rythme cardiaque.

(Référence bibliographique n° 4)

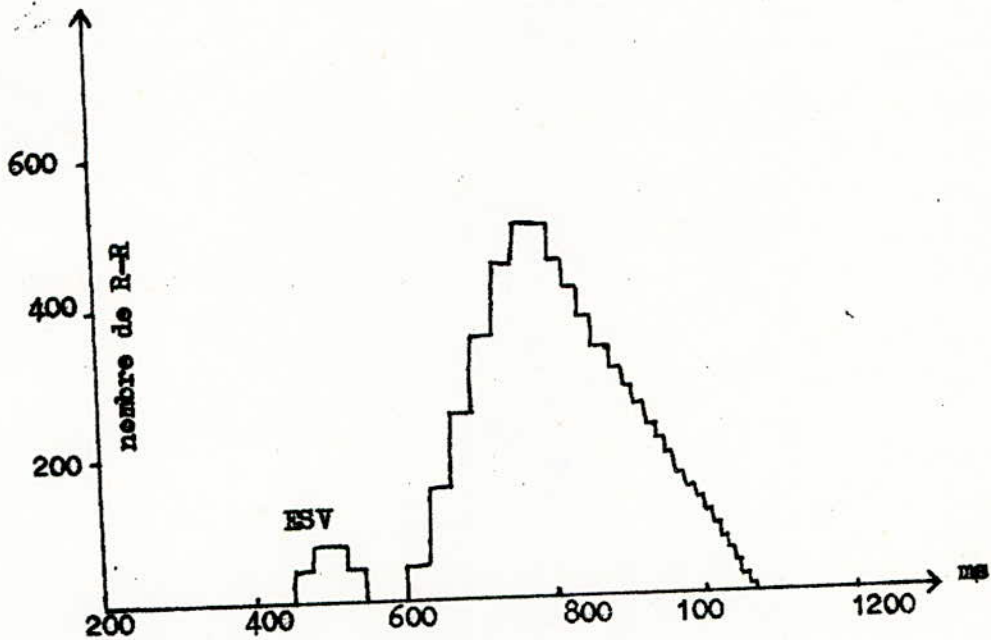


Figure 4 : Exemple d'Histogramme représentant la repartition des intervalles R-R en 24 h (durée R-R en ms) en remarque la présence d'extra-systoles ventriculaires.

CHAPITRE II

CONCEPTION DU DETECTEUR

A

MICROPROCESSEUR

D'ARYTHMIES CARDIAQUES

(D E M A C)

1 - INTRODUCTION

Dans le laboratoire de l'E.N.P qui débute dans la recherche en électronique appliquée au génie biomédical, il nous a semblé intéressant d'essayer de concevoir un appareil facilement transportable utilisant les techniques nouvelles de microprogrammation pour étudier quelques paramètres du rythme cardiaque.

2 - CHOIX DES PARAMETRES A ETUDIER

L'étude du rythme cardiaque se base essentiellement sur les informations suivantes :

- La fréquence cardiaque, c'est à dire le nombre d'ondes R par minute.
- La durée de l'onde P
- L'intervalle R - R
- La largeur et la forme du complexe QRS
- L'intervalle S-T
- La forme des différentes ondes de l'ECG.

Parmi tous ses paramètres, il nous a été demandé de nous intéresser plus particulièrement à l'acquisition de :

- La fréquence cardiaque
- Les extréma de la période instantanée dans un laps de temps déterminé (la minute).
- Le nombre de fois par minute où cette période sort d'une plage programmable.

Le fait d'avoir retenu ces paramètres permet :

a) Par l'acquisition de la fréquence, de suivre les variations de ce paramètre dans le temps. On peut étudier par exemple l'action d'un médicament après son administration dans des cas de tachycardie ou bradycardie.

b) Par l'acquisition de la période instantanée maximale et minimale dans une minute en plus de la fréquence de :

- Détecter le nombre d'extra - systoles par minute.
- Détecter les pauses longues ou éventuellement l'absence d'un à deux battements par minute.

Le médecin peut dans ce derniers cas obtenir des renseignements sur certains cas pathologiques tels que les "blocs" (voir fig. 33).

Pour concevoir notre système (DEMAC), nous avons retenu la possibilité d'analyser le signal cardiaque provenant de deux origines différentes :

- L'ECG pris en temps réel sur un patient immobile
 - Un enregistrement magnétique du type Ecliter dans lequel la lecture se fait à la même vitesse que l'enregistrement.
- Cela permet d'avoir des renseignements sur le fonctionnement du coeur d'une personne qui s'adonne à ses occupations quotidiennes.

Dans cette analyse le DEMAC doit mémoriser toutes les minutes en mémoire vive (RAM) les données suivantes :

- La période minimale (T1) inférieure à une borne (B1) programmable par l'opérateur.
- La période maximale (T2) supérieure à une borne (B2) programmable par l'opérateur.
- Le nombre de périodes en dehors de l'intervalle (B1,B2) que nous appellerons nombre d'arythmie (N A)
- L'heure de début d'analyse qui permettra lors du dépouillement de situer dans le temps l'information, grâce à l'agencement des données en mémoire.

La RAM du DEMAC avec ses 2 K X 8 Bits permet un temps d'analyse, sans interruption supérieur à 12 heures en moyenne (si les troubles ne sont pas permanents).

La mémoire RAM peut être vidée rapidement dans une cassette standard et rechargée au moment voulu pour être dépouillée grâce à un interface cassette géré par programme.

Pendant l'analyse, le DEMAC affiche la fréquence cardiaque et avertit s'il y a décollément des électrodes.

Au dépouillement le DEMAC permet d'avoir à la demande sur des afficheurs ou sur du papier grâce à une petite imprimante F, T1, T2, N A, H (heure à la minute près) et le temps de décollément des électrodes (en minute).

3 - CHOIX DE LA LOGIQUE

Compte tenu du nombre de tâches à remplir :

- Analyse du signal cardiaque
- Gestion de la mémoire et des afficheurs
- Gestion de l'imprimante
- Gestion de l'interface cassette.

Le choix d'une logique de décision et de commande s'impose. Nous avons retenu l'utilisation d'une logique programmée à cause de sa souplesse et de son prix. Un microprocesseur 8 bits répond à cette exigence.

Nous avons opté pour le MC 6800 de MOTOROLA. Ce choix est dicté par la structure actuelle de notre laboratoire (nous disposons du système de développement ~~TEKTRONIX~~ 8002 A option 6800). De plus la famille 6800 est la plus utilisée à Alger (UST HB, CSTN, ENITA, CERI...).

La structure générale du système à réaliser peut être schématisée comme l'indique la figure 5.

La mémoire morte (EPROM) contiendra le programme de gestion et de traitement.

La mémoire vives (RAM) de capacité suffisantes servira à stocker les informations cardiaques.

L'adaptateur d'interface PIA servira à gérer les échanges entre le systèmes et les différents interfaces.

Le timer programmable servira d'horloge temps réel et contribuera à la mesure du temps

Dans les sous chapitres qui vont suivre nous reprendrons plus en détail la fonction de chacun des composants de notre appareil.

4 - MEMOIRES :

a) MEMOIRE VIVE (RAM)

Le programme devra organiser l'enregistrement en mémoire des résultats de l'analyse de façon à reconnaître au dépouillement ces informations et reconstituer le temps.

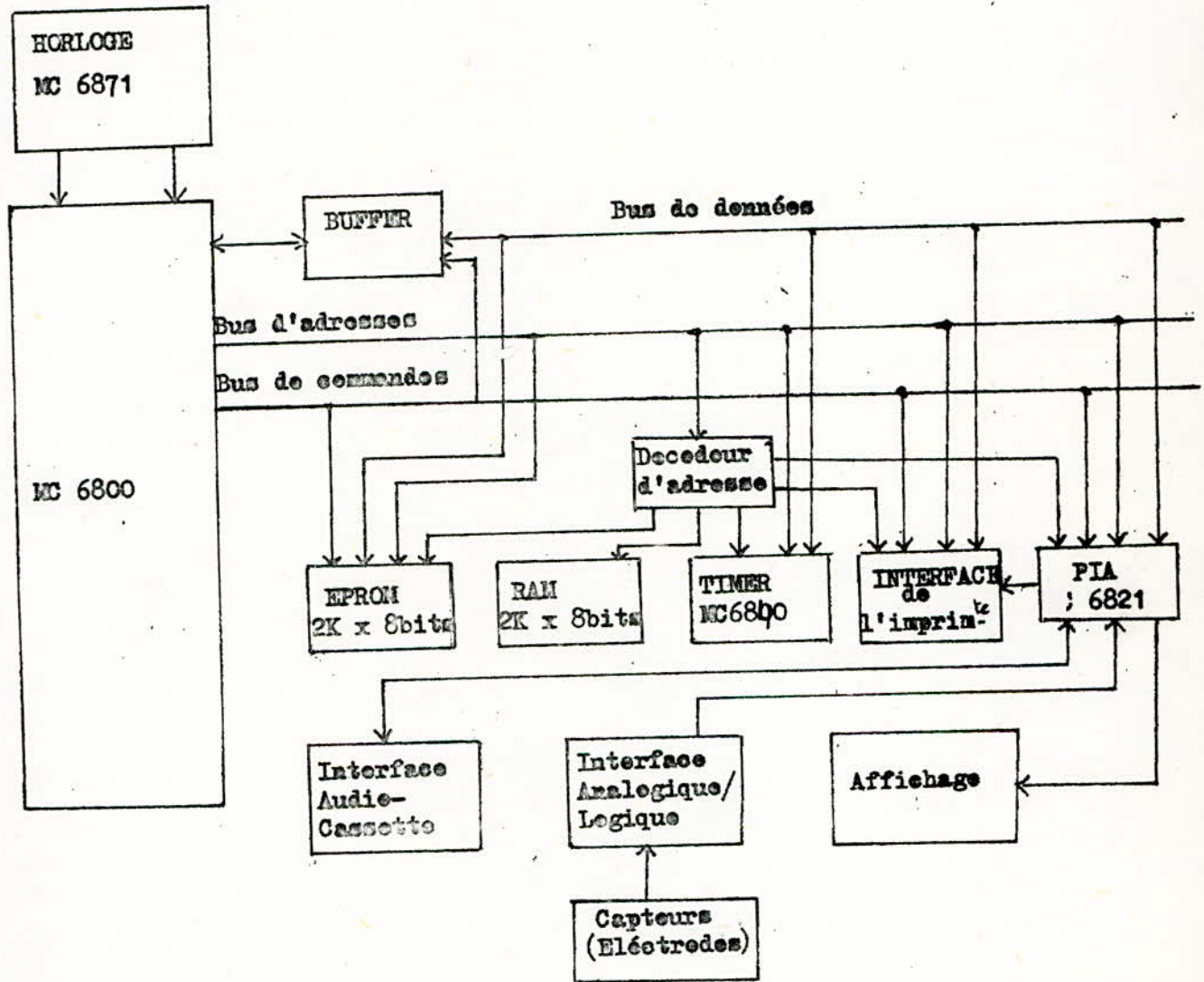


Figure 5 : Structure Générale de DEMAC.

Selon les données à enregistrer l'agencement a été conçu de la façon suivante :

- Cas où la période instantanée T appartient à l'intervalle (B1, B2) : chaque byte indique par sa valeur la fréquence et par sa position par rapport à l'adresse zéro le temps correspondant à la prise de cette information.

- Cas où T n'appartient pas à l'intervalle (B1, B2) : un groupe de 5 bytes successif mémorise les informations suivantes :
 1er byte (Nul) : indique qu'il y a trouble et qu'il faut prendre les 4 informations suivantes pour une minute (ce qui permet de déterminer le temps).

2é byte : indique le nombre d'arythmies (N A)

3é byte : indique la valeur T1 s'il y a lieu

4é byte : indique la valeur T2 s'il y a lieu

5é byte : indique la fréquence cardiaque

- Cas où l'analyse s'arrête ($T > 2,55$ s) : on réservera alors un groupe de 3 bytes : les 2 premiers nuls indiquant qu'il y a eu arrêt de l'analyse et le 3e donnant le temps en minute qui n'a pas été pris en compte par l'analyse.

Compte tenu de l'organisation ci-dessus, une durée d'enregistrement sans arrêt de 6 h en présence de troubles permanents a besoin de 1800 Bytes en RAM. Pour cela nous choisirons une taille mémoire RAM de 2 K X bits. Pour le besoin du logiciel nous répartirons cette RAM en 3 parties (figure 6).

- Une pile de 8 bytes pour sauvegarder les adresses de retour pendant les appels de sous programmes (8 bytes autorisent 4 appels successifs avant les retours).

- Une mémoire bloc - note de 24 bytes utilisée par les programmes pour mémoriser des données temporaires ou servir de registre.

- Il restera 2016 bytes utilisables pour l'enregistrement des données cardiaques.

| | | |
|------------|---------|--|
| 7 FF à | Pile | |
| 7 F 8 | | |
| 7 F 7 | F | Mémorisation temporaire des données cardiaques |
| 7 F 6 | T2 | |
| 7 F 5 | T1 | |
| 7 F 4 | NA | |
| 7 F 3 | A1 L | Sauvegard registre X pendant la sauvegarde sur cassette et le chargement |
| 7 F 2 | A1 H | |
| 7 F 1 | DE | Sert à déterminer le passage de "1" à "0" ou "0" à 1 |
| 7 F 0 | S.Mod 2 | Contrôle d'une lecture |
| 7 E F | | Utilisées par la conversion Binaire BCD et inversement |
| 7 E E | | |
| 7 E D | | |
| 7 E C | B2 | Bornes de l'intervalle sans arythmies |
| 7 E B | B1 | Sauvegarde du registre d'index X pendant l'analyse |
| 7 E A | XL | |
| 7 E 9 | XH | |
| 7 E 8 | | Servent à la reconstitution de l'heure pendant le dépouillement |
| 7 E 7 | HC | |
| 7 E 6 | MNC | |
| 7 E 5 | HD | Sauvegarde de l'heure du début |
| 7 E 4 | MND | |
| 7 E 3 | | Zone d'utilité à différents S/prog. |
| 7 E 2 | | |
| 7 E 1 | | |
| 7 D 0 | | Mémorisation des données cardiaques |
| 7 D F | | |
| à 0 0 0 | | |

ZONE À SAUVEGARDER SUR CASSETTE

Figure 6 : Repartition de la R A M.

REMARQUE :

La durée d'enregistrement sera pratiquement illimitée du fait que l'on pourra vider la mémoire dans une cassette en une minute et reprendre l'enregistrement.

b) MEMOIRE MORTE :

Pour le stockage du programme de gestion de DEMAC une mémoire morte de 2 K X 8 bits ~~sera nécessaire; nous utiliserons~~ une EPROM TMS 2716 tri-tension en raison de sa disponibilité au laboratoire et la disponibilité du matériel de programmation. Son remplacement par une 2716 monotension ne poserait aucun problème.

c) PAGINATION MEMOIRE (Fig 7)

Sur la figure nous avons représenté la pagination mémoire dans laquelle nous avons indiqué les emplacements du PIA 6821, du timer 6840 et du DPC - 1 de l'imprimante occupant respectivement 4, 8 et 1 adresses mémoire.

La RAM occupera les adresses de 0 à 7 FF

L'EPROM occupera les adresses de F 800 à F F F F

5 - LE PIA - MC 6821 :

- L'échange d'information entre l'opérateur et le DEMAC
- L'analyse de l'ECG mis en forme par un interface adéquat
- Le codage des données à enregistrer sur cassette et leur décodage à la lecture,

Se fera à travers un PIA unique. Ce PIA occupera les adresses mémoires de 8000 à 8003 réparties ainsi :

- 8000 : CRA et DDRA
- 8001 : CRA
- 8002 : CRB et DDRB
- 8003 : CRB

Pour plus de détail sur le 6821 voir la référence bibliographique n° 14.

L'échange d'information DEMAC - opérateur se fera grâce à 4 afficheurs hexadécimaux (TIL 311) et opérateur - DEMAC grâce à 1 roue codouse décimal - BCD, 3 touches, 2 boutons ~~poussoirs~~ et 2 commutateurs (voir fig 8).

| | |
|-------|----------------------------|
| FFFF | E P R O M 2716 : Programme |
| F 800 | Libre |
| 8400 | Imprimante |
| 8003 | P I A - 6 8 2 1 |
| 8000 | L i b r e |
| 2007 | |
| 2000 | T I M E R 6840 |
| 07FF | Libre |
| 0000 | R A M |

Figure 7 : Pagination mémoire

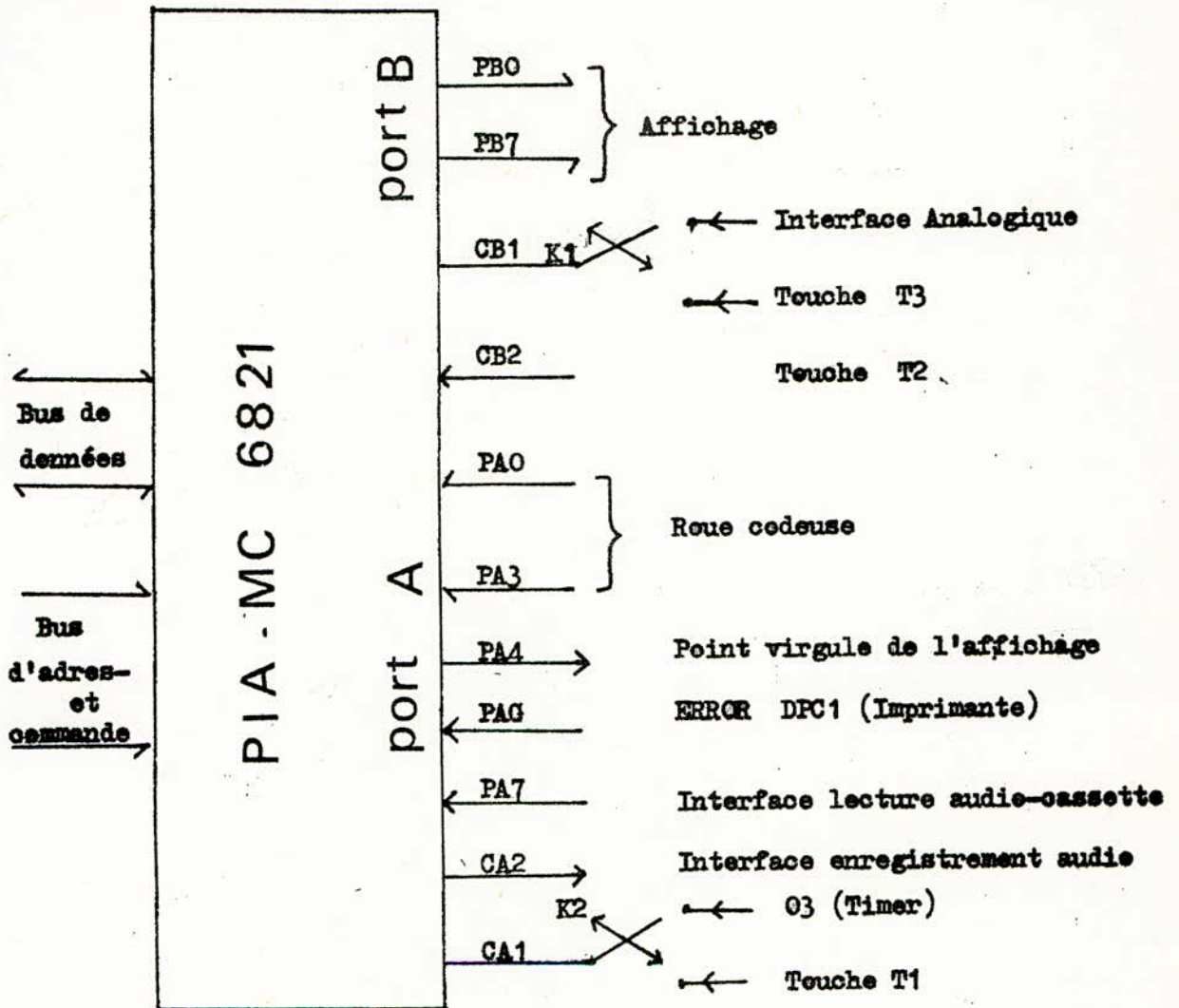


Figure 8 : Schéma synoptique d'inter connection du PIA avec microprocesseur les interfaces et les touches de commande.

6 - INTERFACE ANALOGIQUE / LOGIQUE :

Comme le DEMAC s'intéresse seulement au nombre d'onde R par minute ainsi qu'à la durée de l'intervalle R-R, il n'utilisera pas de convertisseur analogique/numérique. La fonction de l'interface analogique/logique sera de recueillir le signal ECG soit directement sur le malade, soit à partir de la sortie écouteur de magnéto-cassette (dans le cas où l'ECG est pré-enregistré) et de le mettre en forme pour obtenir des impulsions calibrées compatibles avec l'organe centrale (voir schéma de la figure 9)

Pendant l'analyse, le microprocesseur prendra en compte ces impulsions en les considérant comme des interruptions IRQ.

Dans le cas de la prise directe de l'ECG, il faudra utiliser les dérivations qui favorisent l'onde R. Ces dérivations sont D1, D2, D3, V4, V5, V6.

On peut utiliser une dérivation non standard : les positions des électrodes sont alors indiquées sur la figure 10. C'est ce que nous avons retenu pour nos essais. (Voir référence bibliographique n°1 et 3).

7 - MESURE DU TEMPS :TIMER MC 6840 :

Pour la mesure du temps, le DEMAC utilisera le Timer programmable MC 6840 qui contient 3 décompteurs binaires 16 bits (C1, C2, C3) indépendants commandés et contrôlés par l'unité centrale grâce à :

- Leurs registres de commande à 8 bits (CR1, CR2, CR3)
- Le registre d'état à 8 bits (S R)
- Leurs registres à 16 bits de données initiales (RG1, RG2, RG3).

En somme, il contient 3 timers programmables TM1, TM2, TM3 (voir figure 11). Pour plus de détail voir la référence bibliographique n°1.

a) PROGRAMMATION DU TIMER MC 6840 :

- TM2 sera programmé en multivibrateur délivrant des impulsions d'horloge de période T prise pour des raisons pratiques égale à 10 ms. Cette période sera prise comme unité de temps par les 2 autres compteurs.

- TM1, programmé en décompteur, permettra de mesurer la période instantanée séparant 2 impulsions cardiaques.

- TM3 sera programmé en multivibrateur 2 x 8 bits avec horloge divisée par 8, de façon à délivrer une impulsion brève à chaque minute.

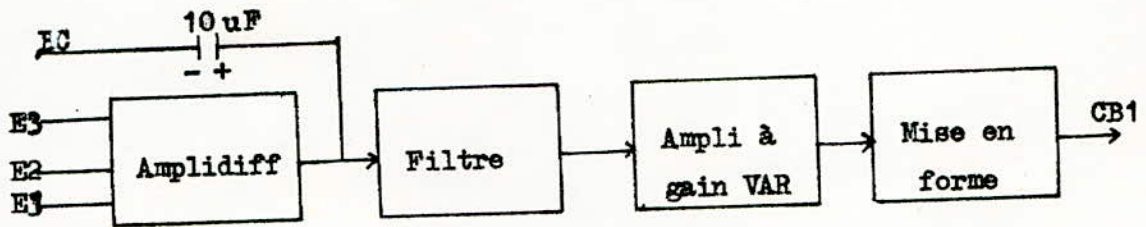


Figure 9 : Synoptique de l'interface ANALOG/LOGIQUE

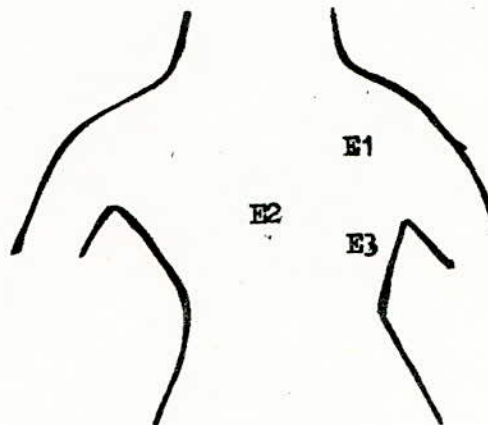


Figure 10 : Dérivation non standard

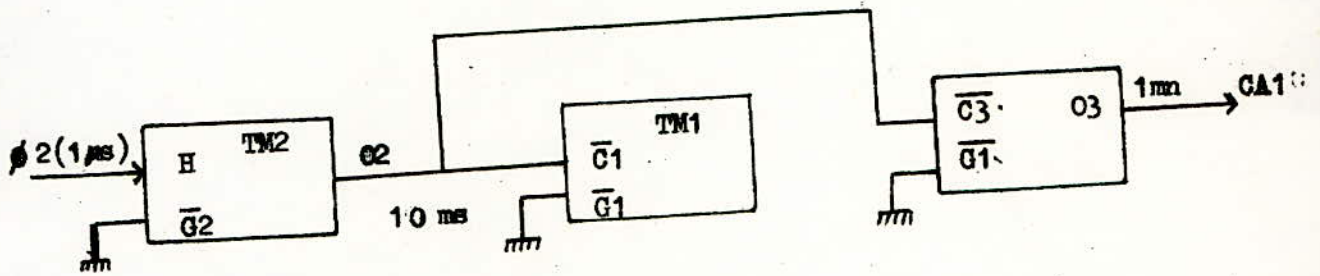


Figure 11 : Inter - connexions du 6840

b) ADRESSAGE DU M C 6840 :

Le Timer occupera la zone mémoire de 2000 à 2007 répartis ainsi :

2000 - C R 1 et C R 3 (selon C R 20 = 1 ou 0)

2001 - C R 2

2002 - Poids forts R G 1 (écriture) ou C1 (lecture)

2003 - Poids faibles R G 1 (écriture) ou C1 (lecture)

2004 - Poids forts R G 2 (écriture) ou C2 (lecture)

2005 - Poids faibles R G 2 (écriture) ou C2 (lecture)

2006 - Poids forts R G 3 (écriture) ou C3 (lecture)

2007 - Poids faibles R G 3 (écriture) ou C3 (lecture)

8) INTERFACE AUDIO-CASSETTE DE SAUVEGARDS :

Pendant l'analyse du signal cardiaque, les informations s'inscriveront dans la mémoire RAM qui s'efface quand on coupe le courant. Il est bon de conserver ces informations numériques dans une mémoire de "masse" surtout si on ne dispose pas d'imprimante.

Ainsi a-t-on prévu sur le DEMAC la possibilité de vider sa mémoire utile dans une audio-cassette commerciale et de la recharger au moment voulu pour lire son contenu et éventuellement l'imprimer.

Dans cet interface un matériel relativement simple sera géré par un programme qui génère 4 périodes à 1 KHZ pour inscrire un bit "0" et 4 périodes à 2 KHZ pour inscrire un bit "1" (modulation FSK).

A la lecture, le signal doit être mis en forme par un trigger de SCHMIDT et décodé par programme.

Après plusieurs essais nous avons retenu ce codage de 4 périodes. Un essai préliminaire avec une période comme dans la référence bibliographique n°16, nous donnait des erreurs à la lecture avec le magnéto-cassette utilisé. Les 4 périodes ainsi retenus permettront une meilleure sécurité.

9 - GESTION DE L'IMPRIMANTE D P 822 :

L'interface parallèle DPC-1 sera connecté directement au bus de données et d'adresse, une seule broche de contrôle (ERROR) sera connecté au PIA (voir figure 12). Cet interface occupera une seule adresse (8400).

Un programme de gestion sera mis au point pour imprimer :

- Les bornes de l'intervalle " normal "
- L'heure H à chaque minute
- Sur la même ligne que H, la fréquence F ou éventuellement le temps d'arrêt de l'analyse A en minute.
- Le nombre d'arythmies s'il y a lieu et les extréma de la période.

(Voir chapitre résultats expérimentaux)

L'imprimante utilisée (DP 822) est une petite imprimante à aiguille très économique. Elle imprime ligne par ligne 18 ou 21 colonnes aux choix. Nous avons opté pour 21 colonnes (CP = 1).

Pour plus d'information sur cette imprimante et son interface voir référence bibliographique n°22.

REMARQUE

Si d'une minute à l'autre F ne varie que d'une impulsion (avec NA = 0) elle ne sera imprimée qu'une fois (la 1ère fois). Donc pour les minutes suivantes non imprimées F garde cette valeur à ± 1 .

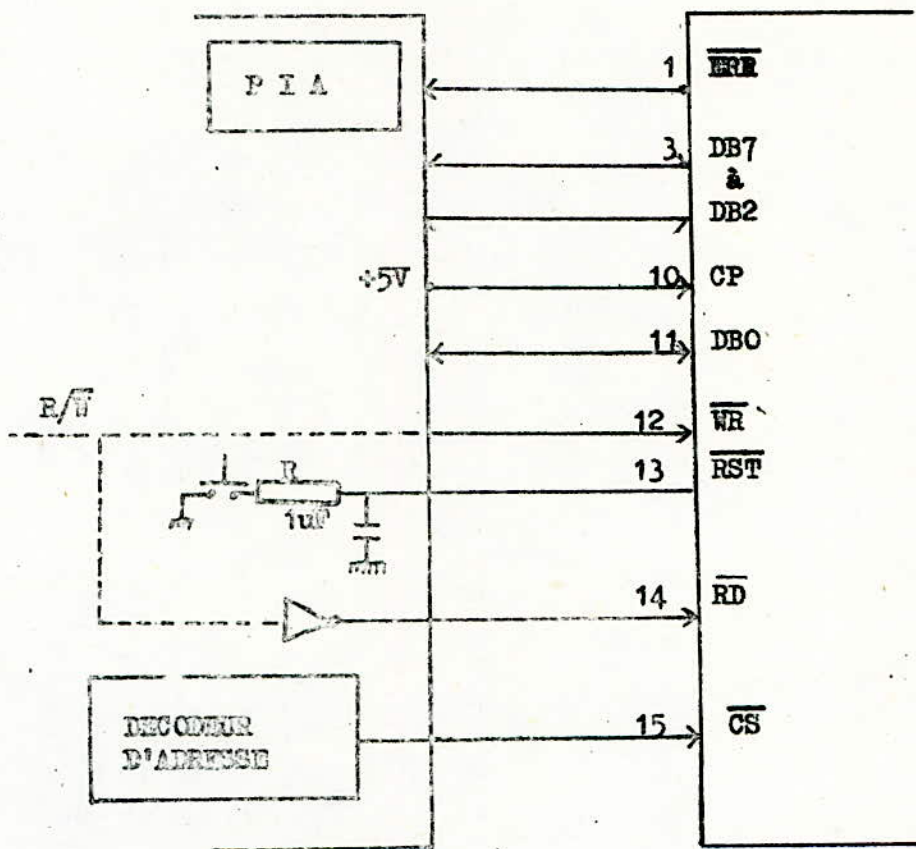


Figure 12 : Connexion de l'interface entre l'imprimante et le DEMAC.

Le repérage sur le bus se fait en partant de la pastille verte : 1,3,4,...,15.

CHAPITRE III

RE·ALISATION

MATERIELLE

1 - TRAITEMENT DU SIGNAL ANALOGIQUE

a) Circuit d'entrée et effet de pile

Dans le cas d'une analyse en temps réel de l'ECG, ce dernier est pris directement sur le patient à l'aide de trois électrodes comme il est indiqué au chapitre II A 5.

Le signal recueilli entre E 1 et E 2 (E3 sert de référence) est amplifié par un amplificateur différentiel construit autour d'un amplificateur opérationnel LF 356 à grande impédance d'entrée. Nous avons fixé le gain de cet amplificateur à 100 (voir figure 15).

Les électrodes E1 et E2 se comportent en statique comme deux micro-piles en opposition qui devrait s'annuler; en fait ces micro-piles ne sont pas parfaitement semblables, et en fonction de la configuration sur la peau, un écart de quelque milli-volt peut subsister c'est ce qu'on appelle l'effet de pile (référence bibliographique n° 13).

Pour supprimer cet effet nous avons utilisé un filtre très basse fréquence constitué par deux capacités de 10 UF, qui filtre également les bruits de la respiration. Ce filtre arrête la composante continue de l'onde électrique de l'ECG. Ceci ne nous gêne en rien pour notre application.

b) Filtrage du 50 HZ

Pendant la mise au point de l'interface analogique-logique nous avons constaté que les électrodes et les fils de connexions jouent un rôle d'antennes et captent des parasites électriques rayonnés essentiellement par le secteur. Pour éliminer ces signaux électriques indésirables nous avons filtré énergiquement, le signal de l'ECG par un filtre passe bas de 4^e ordre.

Pour la réalisation du filtre nous avons utilisé deux structures de filtre actif de second ordre, utilisant une source commandée de tension de gain positif égal à 1 (voir figure 15).

La partie active est réalisée par un double amplificateur opérationnel : le UA 747.

L'atténuation du 50 HZ par rapport à 15 HZ est de 40 db (voir figures 16 et 17)

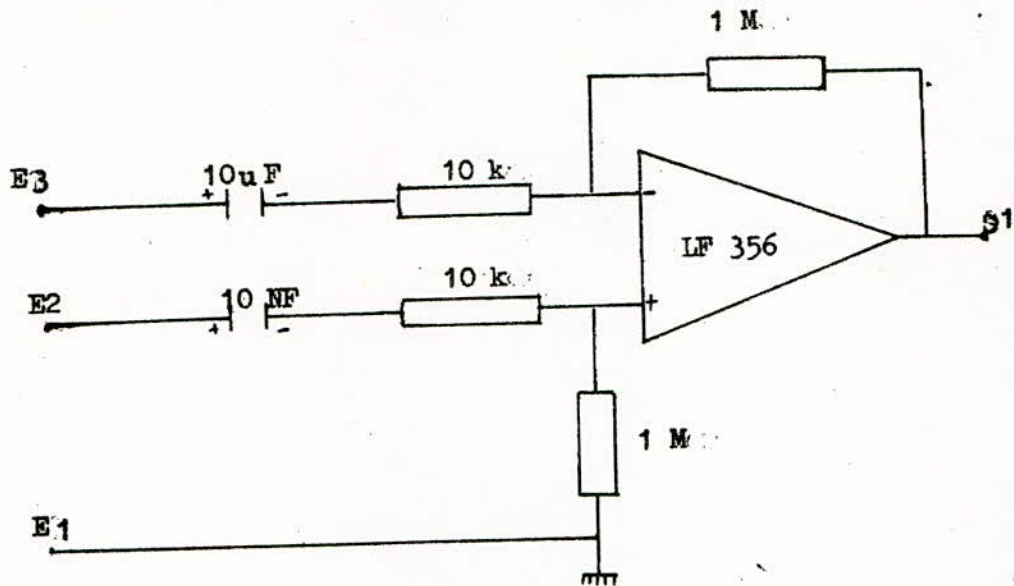


Figure 15 : Amplificateur d'entrée

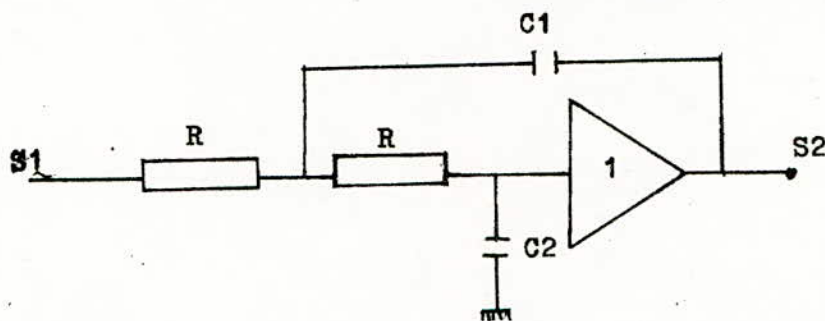


Figure 16 : Structure de filtre actif du 2e ordre utilisant une source commandée de tension de gain positif égal à 1.

Le rapport entre les tensions de sortie S2 et d'entrée S1 est donné par formule : $\frac{S2}{S1} = \frac{1}{R^2 C_1 C_2 P + 2R C_2 P + 1}$

La pulsation propre $\omega_0 = \frac{1}{R (C_1 C_2)^{1/2}}$

et le coefficient Q = $\frac{1}{2} \left(\frac{C1}{C2} \right)^{1/2}$

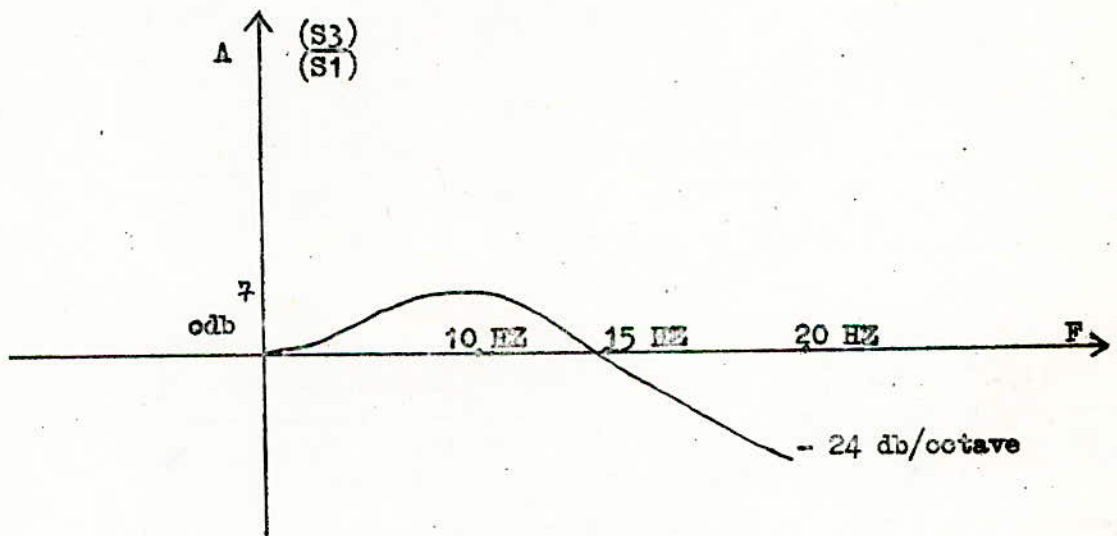
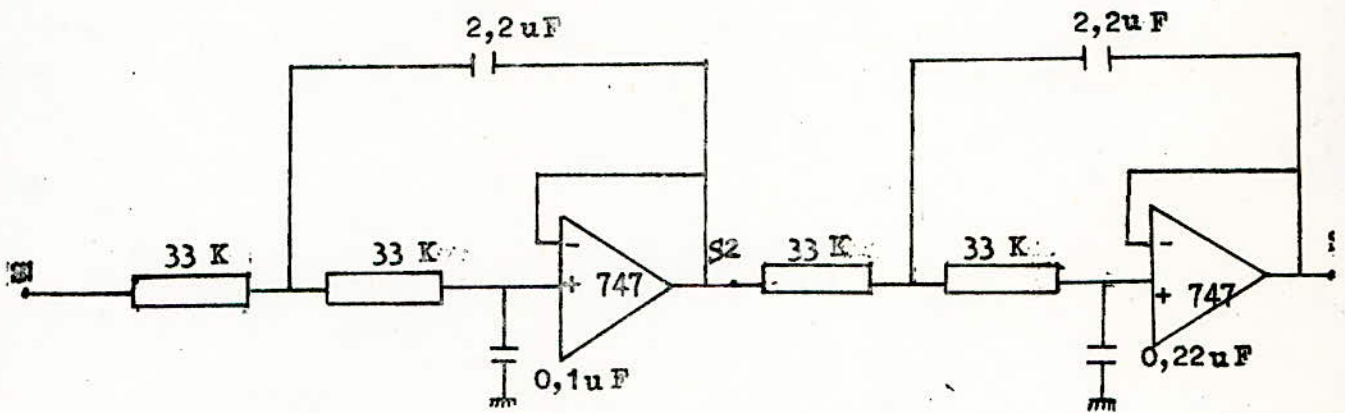


Figure 17 : Schéma du filtrage du 50 Hz et allure de la réponse.

La limitation du spectre du signal ECG due à ce filtrage n'a pas d'influence sur notre application. Le résultat obtenu est satisfaisant.

Le signal à filtrer provient soit de la sortie de l'amplificateur différentiel, soit de la sortie écouteur (à travers 10 UF) de l'enregistreur magnétique dans le cas d'un ECG, préenregistré.

c) Amplification finale et mise en forme du signal :

La mise en forme de l'onde R de l'ECG et sa transformation en impulsion compatible TTL 5 volts est faite par un trigger de schmidt. Ce trigger est obtenu à l'aide d'un amplificateur opérationnel (1/2 UA 747) sur lequel on a effectué une réaction positive (voir fig. 18).

Le seuil de ce trigger a été fixé d'abord à 50 mv, puis relevé à 100 mv, en raison du bruit de l'horloge MC 6871 de la partie logique qui passe à travers les liaisons de l'alimentation (malgré un découplage énergétique des différents étages, le niveau de ce bruit n'a pu être abaissé plus bas que 40 mv.)

Pour améliorer le rapport signal sur bruit et donner à l'opérateur la possibilité de régler correctement le déclenchement du trigger en fonction des électrodes et des individus, nous avons inséré entre le filtre et le trigger un amplificateur à gain réglable (entre 2 et 100).

Une sortie de contrôle permettant de visualiser l'ECG a été placée à la sortie de cet amplificateur. Une diode électroluminescente (LED) placée à la sortie du trigger permet d'effectuer ce réglage si on ne dispose pas d'oscilloscope.

d) Réalisation de l'interface audio-cassette

L'interface matériel audio-cassette est réalisé par un UA 741 monté en trigger de SCHMIDT dont le seuil a été fixé à 50 mV et un boîtier 74 LS 74 contenant deux bascules D servant à l'adaptation dans un sens et dans l'autre (voir figure 13).

son principe de fonctionnement est le suivant :

- Enregistrement : pour chaque bit l'unité centrale envoie 8 impulsions de largeur 1 US et de fréquence 2 K H Z pour un "0" et 4 K H Z pour "1" grâce à CA 2 du P I A programmé en pulstrohe.

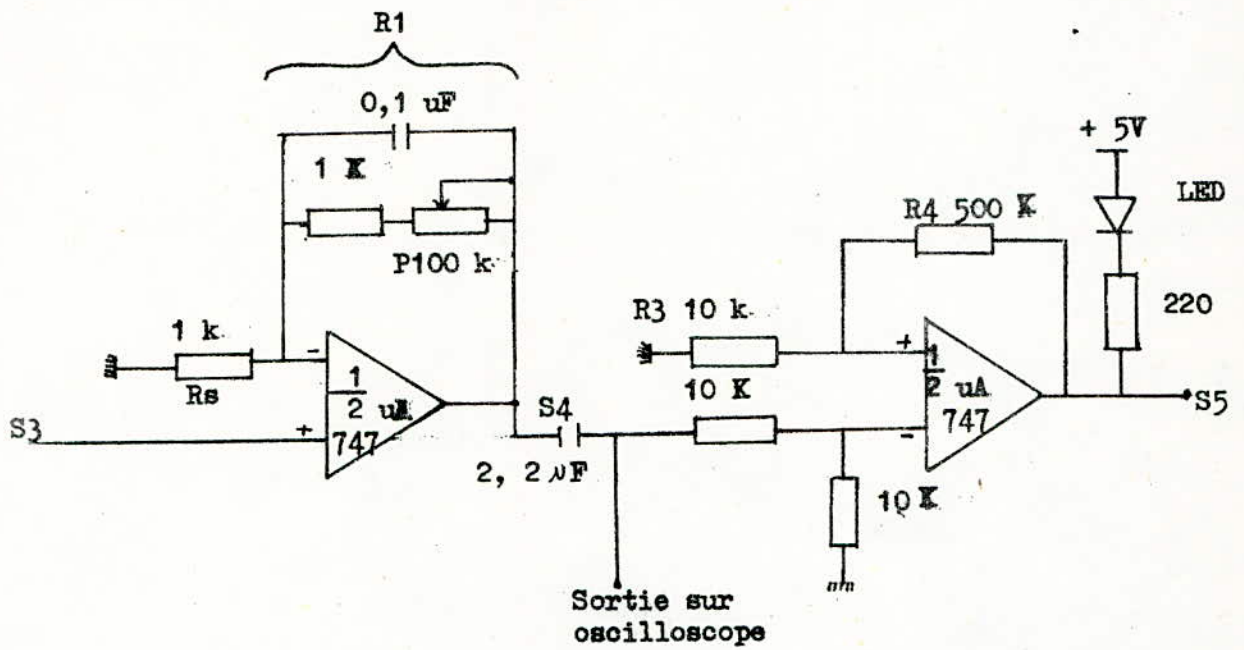


Figure 18 : Schéma de l'amplificateur à gain réglable et de la bascule de SCHMIDT.

$$\frac{S4}{S3} = \frac{R1 + R2}{R1} = \frac{1 + 1 + P}{1} = 2 + P$$

$$\text{Seuil du trigger} = \frac{R3}{(R3+R4)} V+ = \frac{10}{(10+500)} \cdot 5v = 100 \text{ mv.}$$

Une bascule D montée en diviseur par 2 transforme ces impulsions en 4 périodes d'un signal carré modulé en F S K (1 K H Z et 2 K H Z).

Ce signal carré de 5 V est divisé pour avoir 50 mV. Enregistre, il prendra une forme arrondie (proche d'un signal sinusoidal) à cause de la bande passante de l'enregistreur (voir figure 14)

- Lecture : le signal "arrondi" est recueilli à la sortie écouteur (volume maximum). Après un filtrage basse fréquence par une capacité de 0,1 UF, ce signal est transformé par un trigger en un signal carré de 5V.

Une bascule D commandée en passe-tout par \mathbb{D}_2 TTL adapte le trigger au P I A :

Le programme de gestion analyse la durée de 4 périodes et opte pour le bit "1" ou le bit "0" selon qu'elle est inférieure ou supérieure à 3 ms.

Des essais avec des cassettes C 60 ont données de bons résultats.

2 - SCHEMA DE LA MAQUETTE ET ORGANIGRAMME DE FONCTIONNEMENT

a) Schéma

Le DEMAC a été réalisé en **Wrapping**. Son schéma d'ensemble se trouve à la figure 19. Le schéma de câblage complet se trouve en annexe B.

REMARQUES :

* - Sur notre maquette nous avons utilisé une EPROM 2716 tri-tension pour des raisons citées au chapitre II. Mais son remplacement éventuel par une 2716 mono-tension pourrait être très facilement effectué sur le DEMAC pour cela il suffirait de :

- Relier les broches 21 et 24 (+ 5V)
- Déplacer le fil arrivant sur la broche 20 (A 10) à la broche 19.
- Relier la broche 20 à la masse.

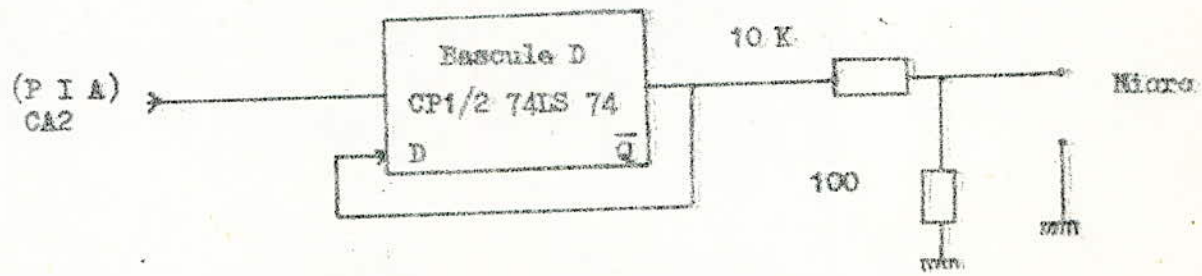
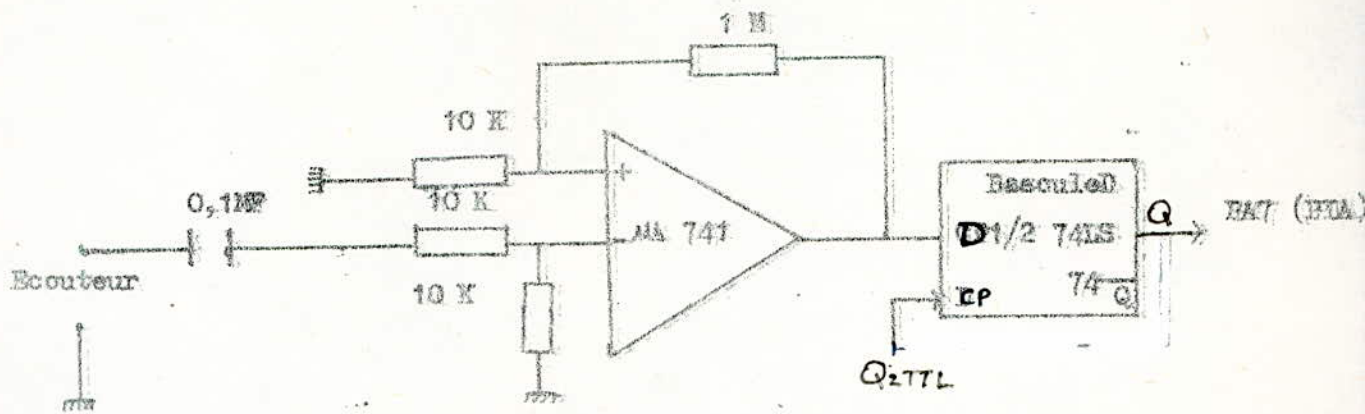


Figure 13 : Interface audio-cassette

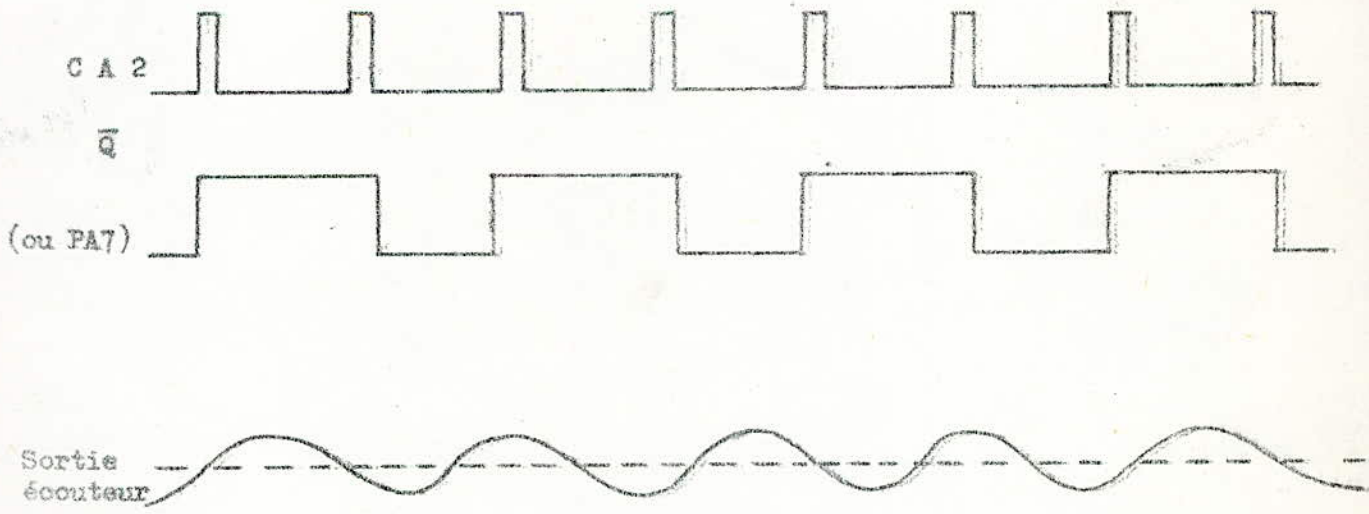


Figure 14 : Forme des signaux.

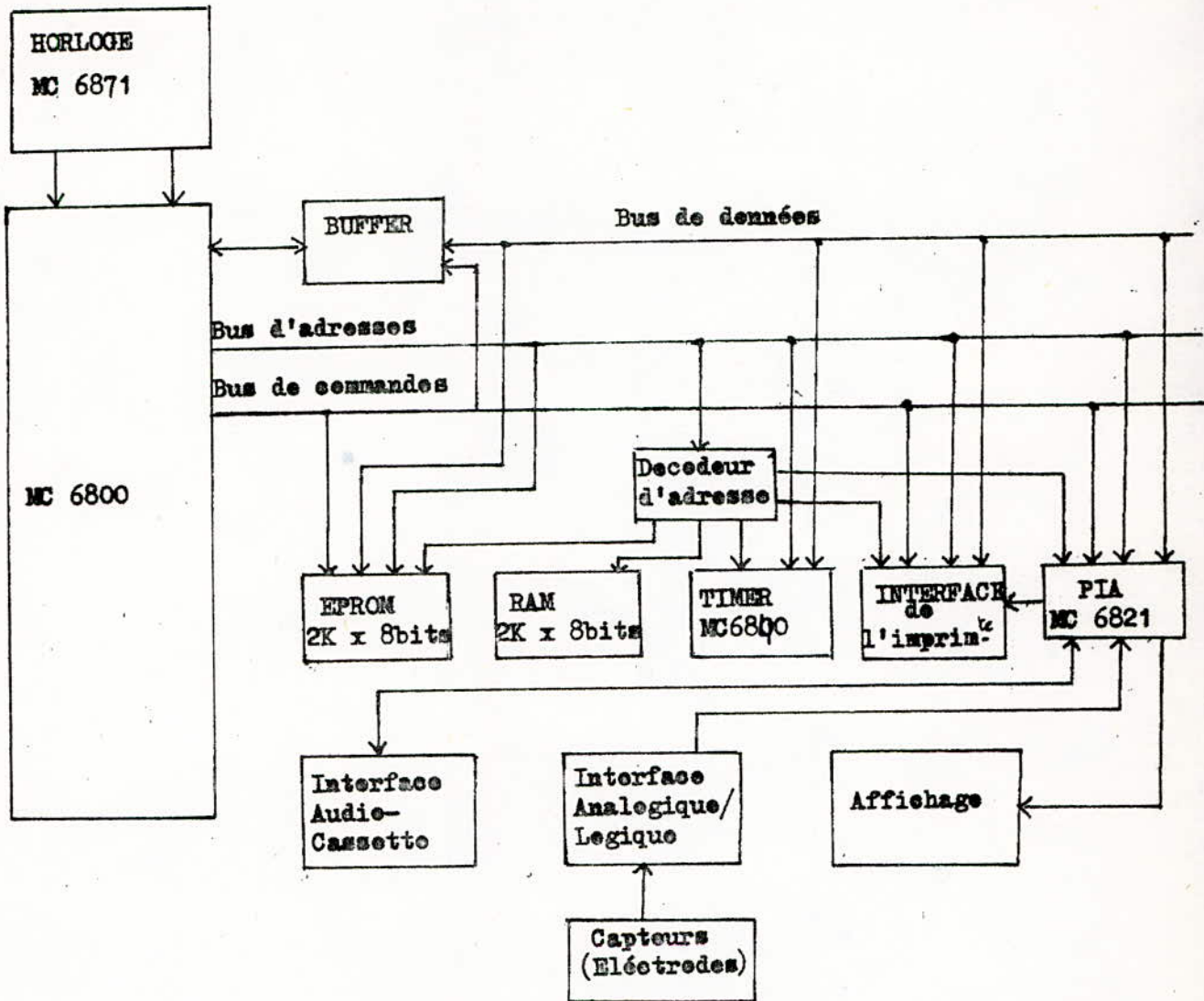


Figure 19 : Structure Générale de DEMAC.

* - Pour alimenter le DEMAC nous avons utilisé une alimentation délivrant du ± 12 V et + 5V disponible dans notre laboratoire. Une alimentation mono-tension (+ 5V, 2A) très commode, donnée à la figure 20 pourrait également remplacer cette alimentation si on utilise une EPROM 2716 mono-tension à la place d'une EPROM 2716 tri-tension utilisée dans notre appareil (voir référence bibliographique n° 23).

b) Fonctionnement du DEMAC

Dès la mise sous tension un circuit RC maintient l'entrée RST à zéro rendant l'appel automatique du sous - programme d'initialisation. Ce dernier :

- Effectue la remise à zéro de la RAM
- Programme le PIA d'entrée - sortie et le timer
- Positionne le pointeur de programme sur le sous programme d'entrée de données
- Annonce par l'affichage "BELL" la fin de la procédure d'initialisation.

Si on n'a pas cet affichage, il faudra déclencher l'initialisation manuellement avec le bouton poussoir RST.

L'initialisation étant effectuée, l'opérateur ajuste le niveau de l'amplification pour obtenir un déclenchement correcte de la mise en forme de l'ECG.

L'appareil étant prêt à fonctionner, la programmation de l'heure du début et de l'intervalle (B1, B2) peuvent alors être faites, l'opération analyse de l'ECG peut commencer.

L'organigramme suivant illustre le déroulement des différentes étapes :

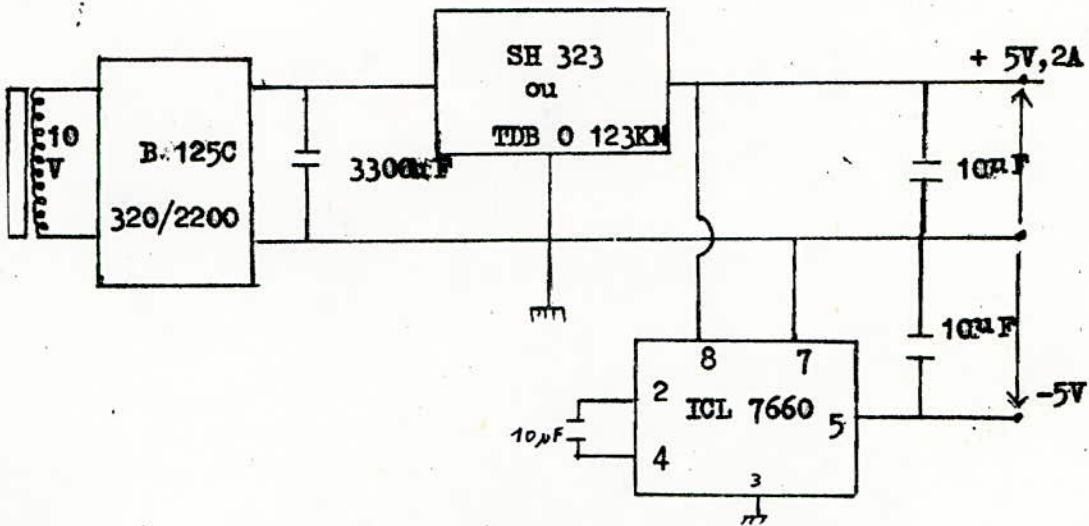
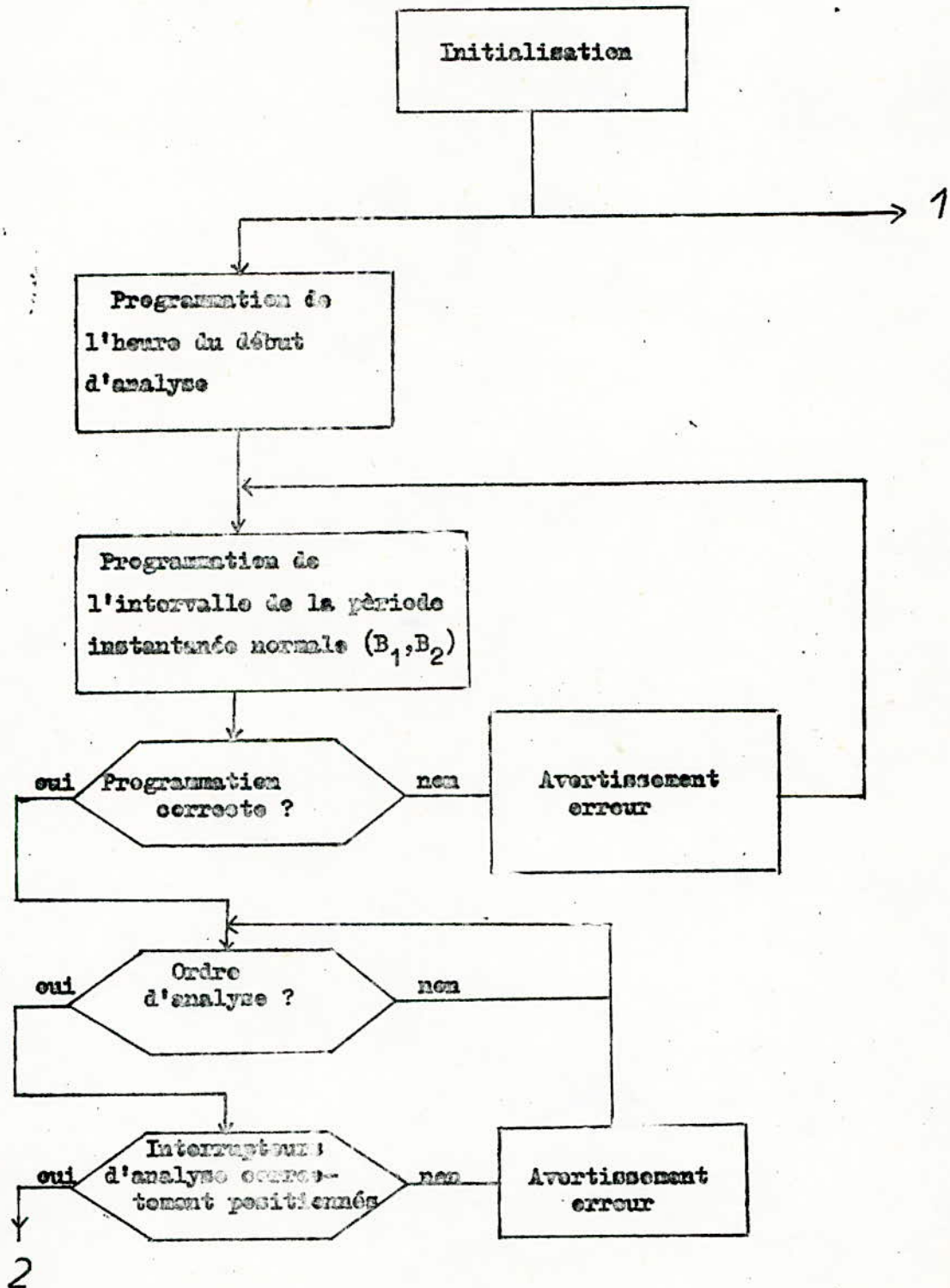
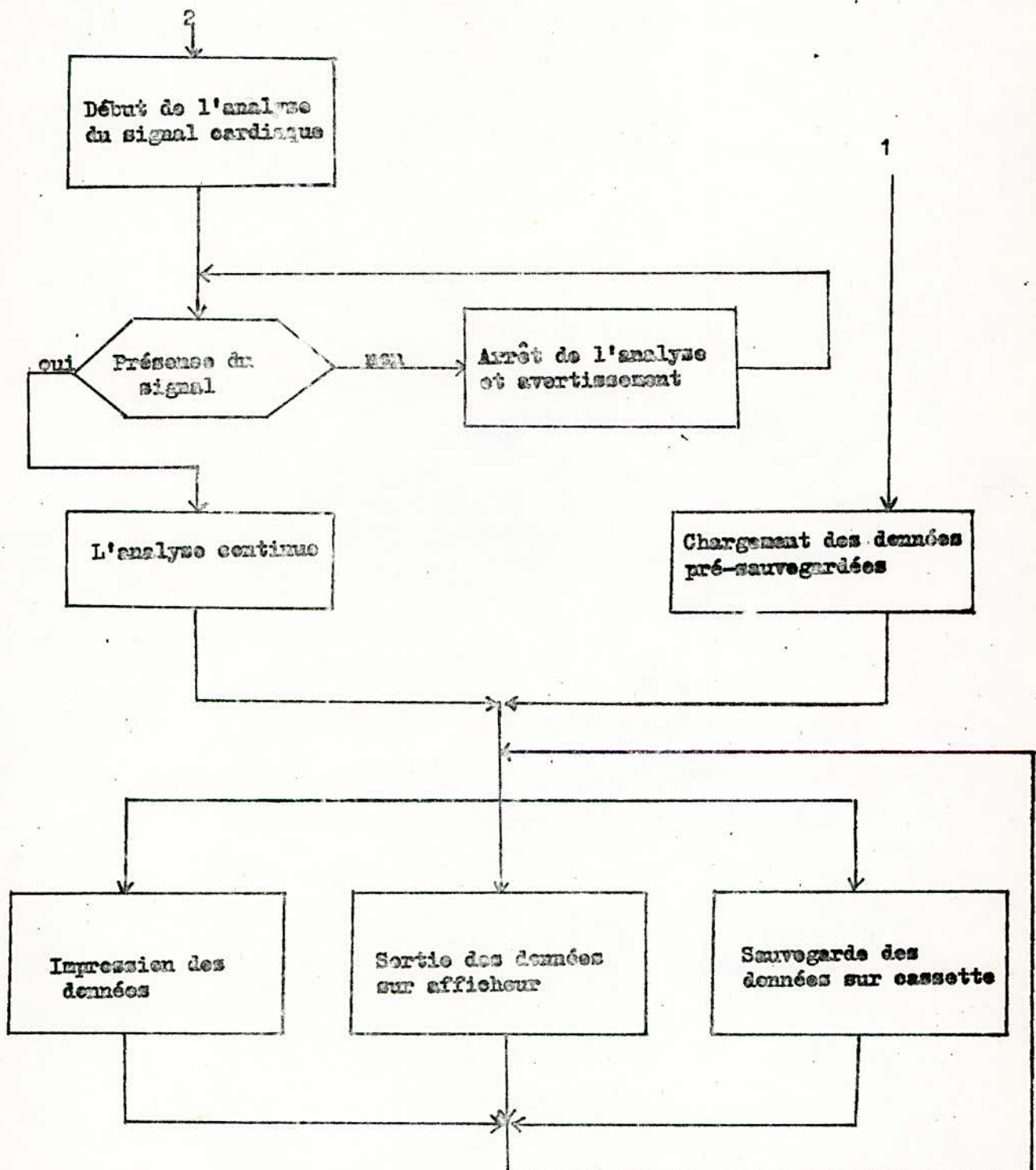


Figure 20 : Alimentation + 5V (2A) avec miroir de tension pour avoir le \approx 5V.





REMARQUE

- 1 - L'entrée de données de programmation se fait chiffre par chiffre de droite à gauche grâce à une roue codeuse, la virgule se plaçont automatiquement.
- 2 - Dans le cas d'une sortie de donnée sur afficheurs l'avance du pas se fait par T1 (enfoncée d'une façon brève) l'affichage de l'heure se fait par T3.
- 3 - L'action sur le bouton poussoir P2 (NMI) nous donne accès au dépouillement, sauvegarde ou chargement de la cassette. Si après P2 on agit sur les touches :
 - a) T1 d'une façon brève, sortie sur afficheurs
 - b) T1 d'une façon prolongée, sortie sur imprimante
 - c) T2 sauvegarde sur cassette
 - d) T3 chargement des données présauvegardées.
- 4 - Le réglage de l'amplification doit se faire soit à l'oscilloscope soit à l'aide de la L.E.D :
La procédure est la suivante :
 - a) Détermination du gain limite donnant des déclanchements multiples.
 - b) Détermination du gain limite minimal donnant un déclanchement sur le pic de l'onde R.
 - c) Réglage du gain au milieu de la plage ainsi déterminée.
- 5 - La fréquence maximale mesurable par le DEMAC est limitée à 255 C/mn à cause du format 8 bits adopté. Cela correspond de toute façon à une plage très raisonnable du fonctionnement du coeur humain.

CHAPITRE IV

LOGICIEL DU DEMAC

Le bon déroulement des opérations dans l'électronique du DEMAC est obtenue grâce à un programme qui gère et contrôle tout le processus de fonctionnement. 70 % du temps de travail a été consacré à l'écriture et la mise au point de ce programme. Celui ci occupe la quasi-totalité de l'EPRAM 2716 (2038 bytes sur 2048) et se décompose en 5 grandes parties :

- Logiciel de programmation
- Logiciel d'analyse de l'ECG
- Logiciel de dépouillement sur afficheurs
- Logiciel de gestion de l'imprimante
- Logiciel de gestion de l'interface audio-cassette

Le listing de ce programme se trouve en annexe A

Les échanges d'information se font grâce aux interruptions \overline{RST} , \overline{NMI} et \overline{IRQ} du microprocesseur M C6800.

La table de ces vecteurs se trouve sur la figure 21

A - LOGICIEL DE PROGRAMMATION

1 - TACHES DU LOGICIEL

- Initialisation du microprocesseur
- Réservation de la pile
- Remise à zéro de la mémoire d'enregistrement
- Programmation du PIA 6821 et du timer 6840
- Entrée de l'heure du début et de l'intervalle (B1,B2)
- Vérification de B1 inférieur à B2
- Vérification à la fin de la programmation que les commutateurs sont en position analyse ECG.

Cette partie du programme se trouve reproduite dans le listing en annexe. Elle occupe la zone mémoire notée en hexadécimal F 800 à F 9 A 8.

Elle correspond aux programmes que nous avons intitulés :

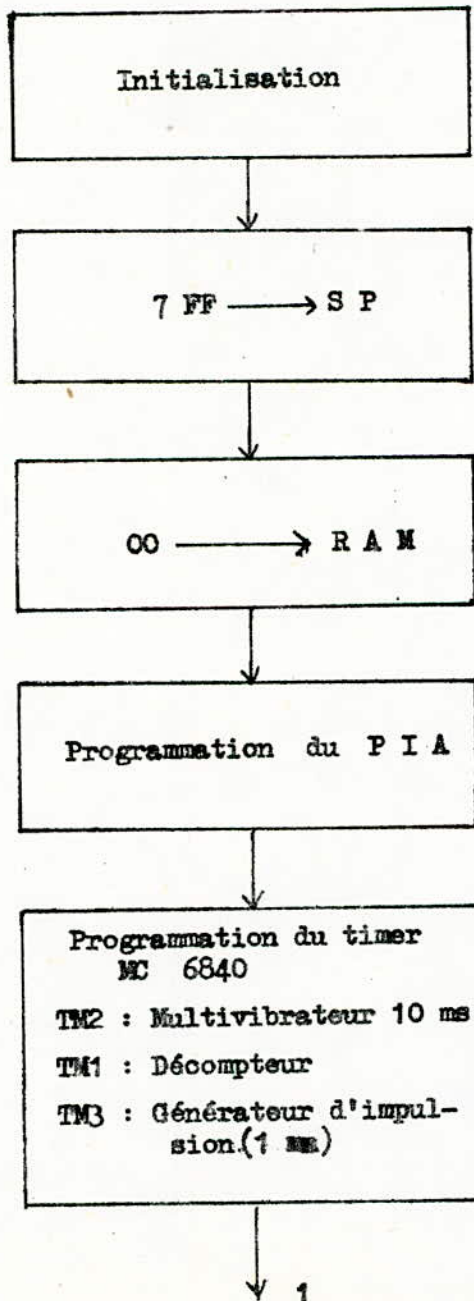
- RAZ : Remise à zéro
- AAF : Affichage
- BCDBN: Conversion BCD - Binaire
- BEL1 : Affichage BEL1
- ERR : Affichage ERRE (erreur)
- DATA : Entrée de la donnée
- TP : Temporisation.

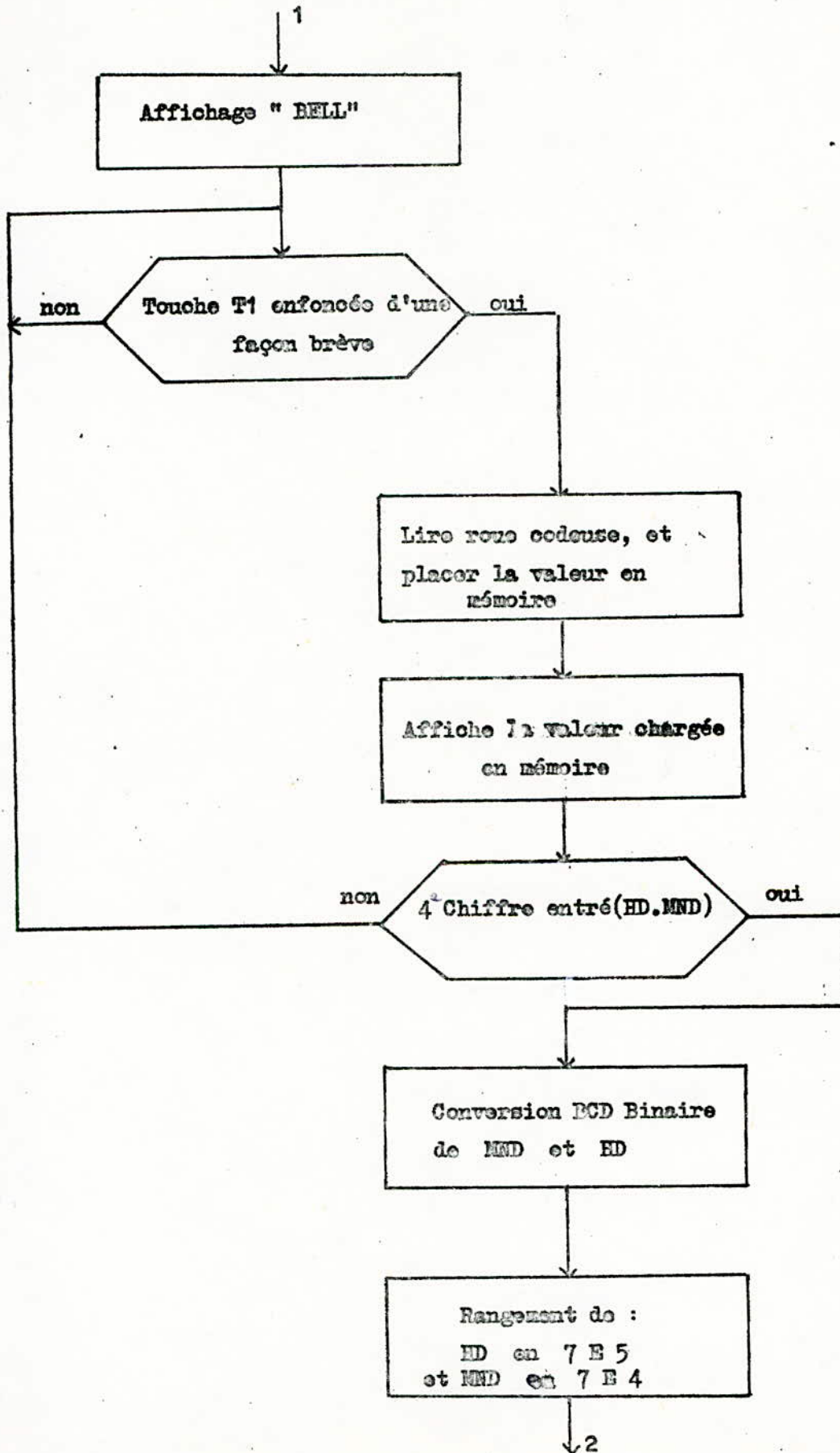
| | | |
|-------------------------|-----|------|
| $\overline{\text{RST}}$ | F 8 | FFFF |
| | 0 0 | FFFE |
| $\overline{\text{NMI}}$ | F B | FFFD |
| | 1 6 | FFFC |
| SWI | X | FFFB |
| | X | FFFA |
| $\overline{\text{IRQ}}$ | F 9 | FFF9 |
| | A A | FFF8 |

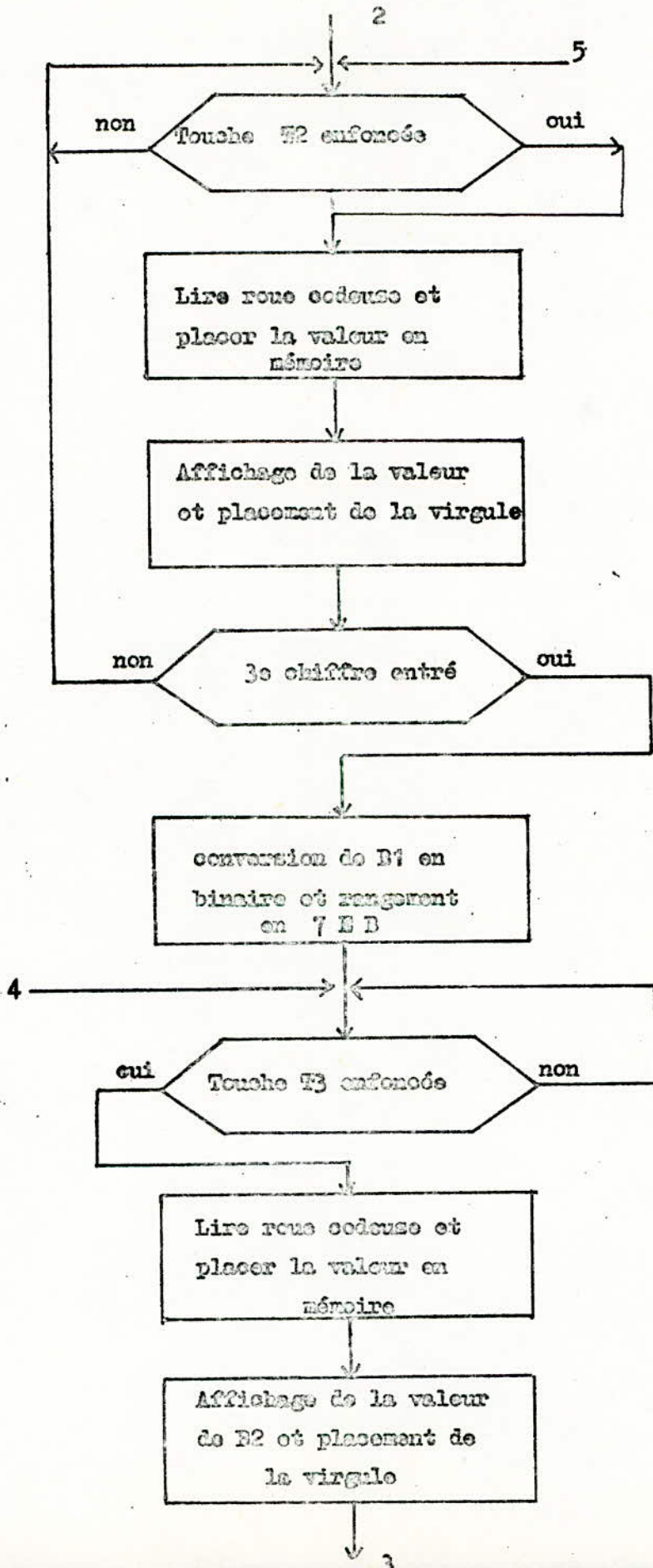
Figure 21 : Table de la programmation des interruptions.

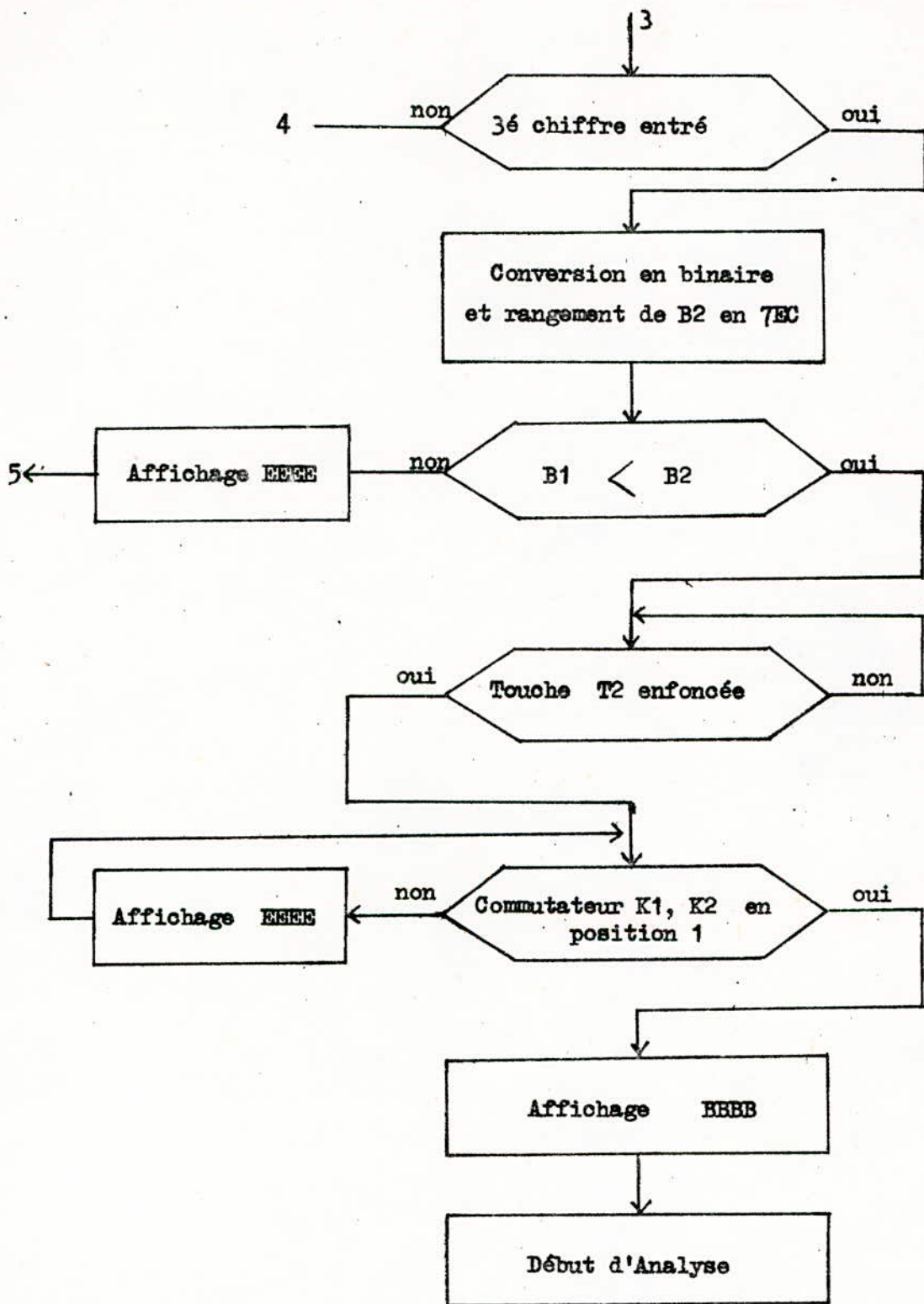
- 2 - ORGANIGRAMME :

Le programme détaillé du logiciel de programmation décrit en annexe A peut se schématiser de la façon suivante :









B - LOGICIEL D'ANALYSE DE L'E.C.G.

1 - Tâches du Logiciel

- Mesure de la fréquence cardiaque (par minute) et son affichage
- Mesure de la période instantanée T.
- Placement en mémoire auxillaire des valeurs minimale et maximale de la période en dehors de la plage (B1, B2).
- Comptage du nombre NA de périodes en dehors de cette plage.
- Transfert toutes les minutes des données enregistrées en mémoire auxillaire.
- Si la période entre 2 Impulsions est supérieure à 2,55 s arrêt de l'analyse et comptage du temps d'arrêt en minutes.
- Filtrage des ondes dont la période est inférieure à 0,23 s (élimination des déclenchements dus à l'onde T pour des rythmes rapides).
- Conversion binaire - B.C.D.
- Affichage de A.A.A.A s'il y a arrêt de l'analyse. ce logiciel est appelé par l'interruption I.R.Q (voir les vecteurs d'interruption figure 21) qui peut être déclanchée soit par l'arrivée de l'onde R. soit par la sortie O3 du timer M.C 6840 qui envoie une impulsion toutes les minutes.

La reconnaissance de l'origine de l'interruption se fait par la lecture des registres de contrôle du P.I.A : C.R.A. et C.R.B.

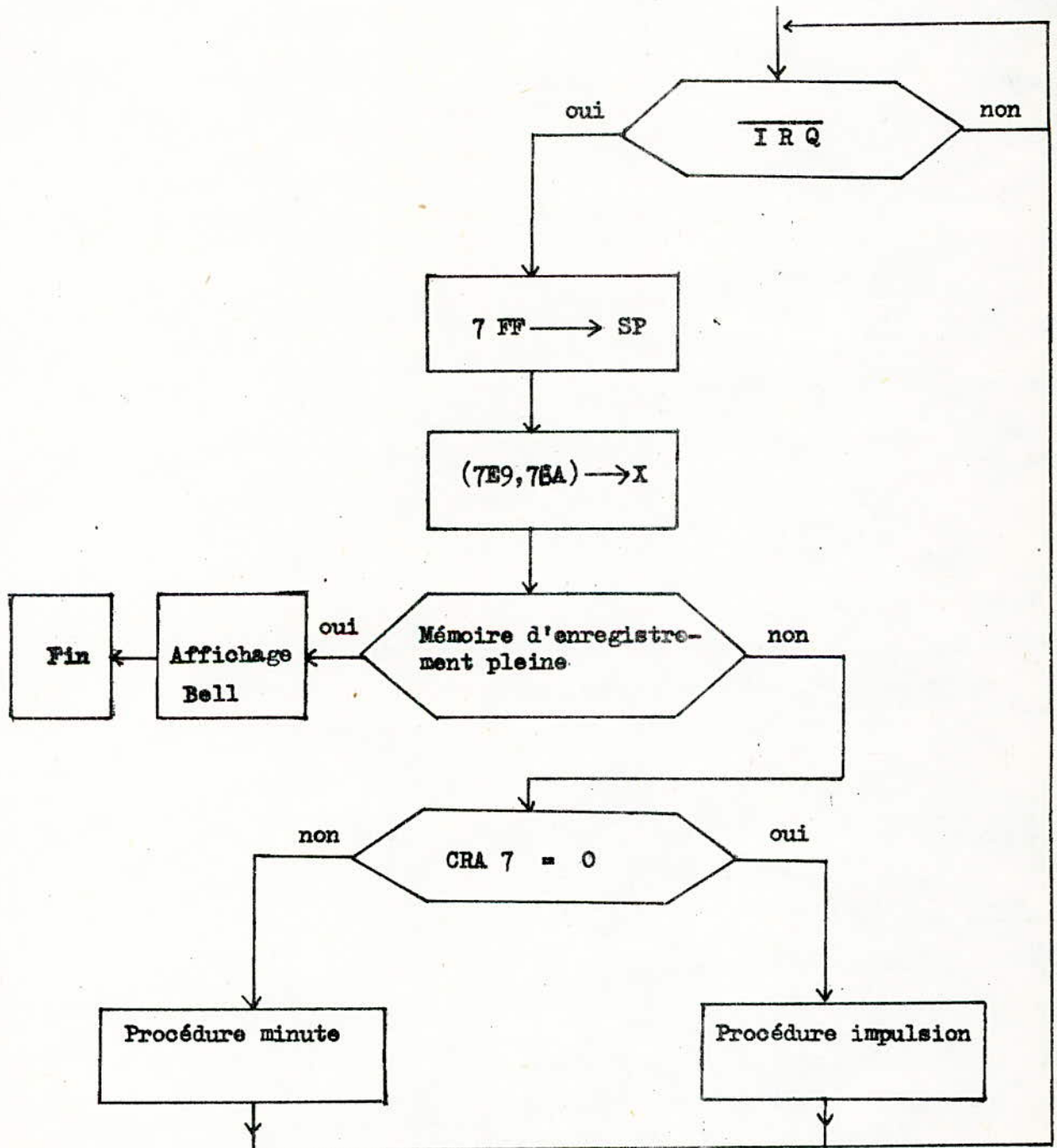
Ce logiciel comprend les sous-programmes suivants:

- I MP : traitement impulsion
- MIN : traitement minute
- ARI : traitement arrêt
- BNBCD : conversion binaire B.C.D.

Il occupe la zone mémoire de F. 9AA à FC 15 (voir en annexe A le listing module I)

2 - ORGANIGRAMME :

Le programme détaillé du logiciel d'analyse décrit en annexe A se schématiser de la façon suivante :



Pour plus de détails sur les procédures impulsion et minute voir le listing en annexe A.

Remarque :

Si un arrêt d'analyse dû à un décollement des électrodes est détecté pendant la minute m, et que pendant la minute m-1, il y a eu arythmie, l'information enregistrée est rejetée; elle est comptée comme arrêt pour éviter de faire des erreurs. De même pour la minute m + 1.

Ainsi, on évite des erreurs éventuelles dues à des arrêts qui coïncideraient avec l'arrivée de la minute. Par contre si à m-1 et m +1 NA = 0, on garde l'information.

C - Logiciel de dépouillement sur afficheurs

1 - Tâches du logiciel

- Lecture de la mémoire d'enregistrement:
- Repérage dans le temps et dans l'espace - mémoire des informations enregistrées grâce à leur agencement dans la mémoire et à la présence d'octets ou double-octets nuls.
- Reconstitution grâce à l'heure du début de l'heure courante à la minute près de l'enregistrement des données.
- Affichage des données signalées par le code énoncé dans le chapitre II.

Pour appeler ce logiciel, on utilise l'interruption non masquable NMI (Bouton poussoir P2), puis la touche T.1 enfoncée d'une façon brève.

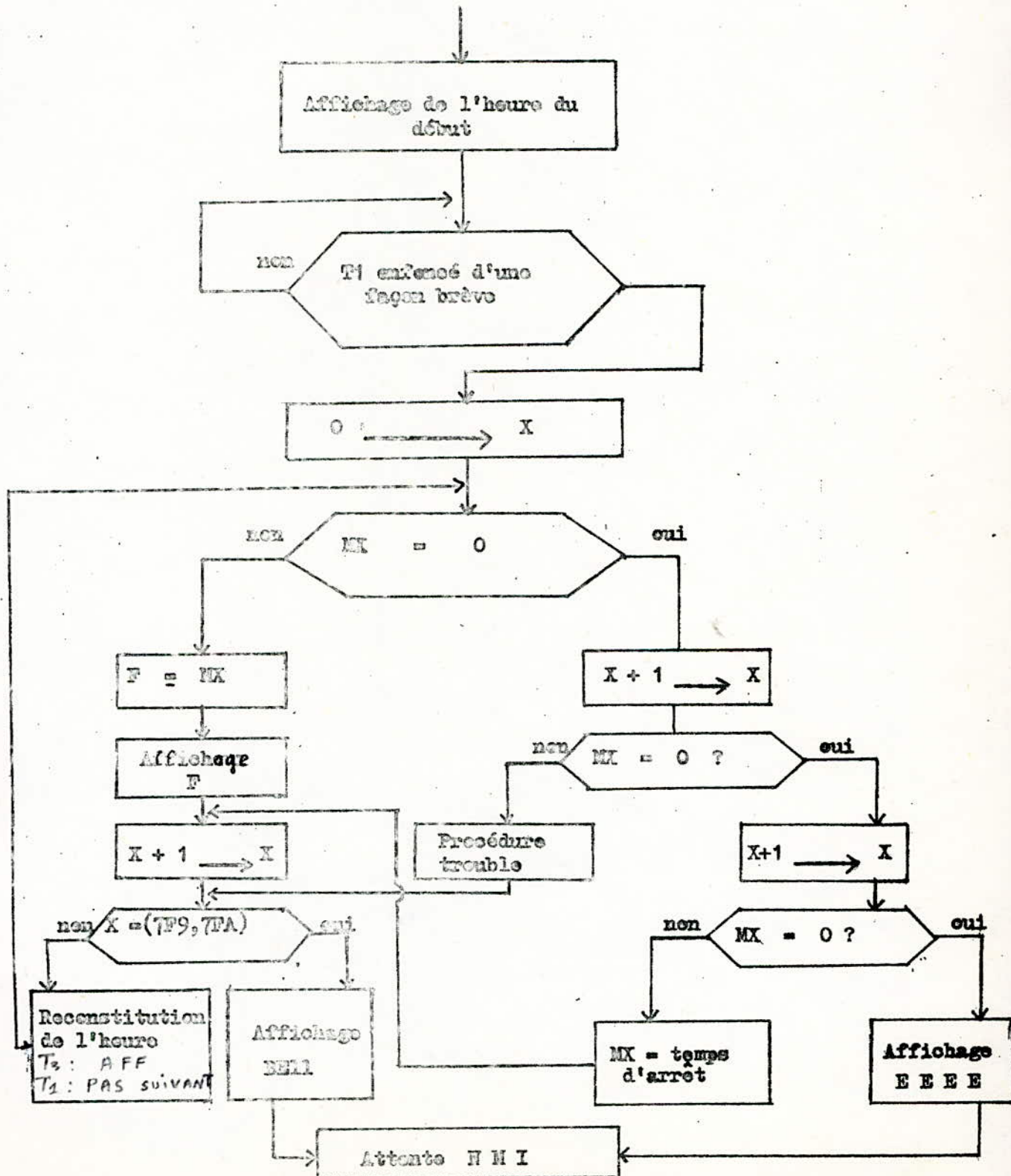
Ce logiciel occupe la zone mémoire de FB 64 à FC 62 (voir listing en annexe A).

Il utilise les sous-programmes suivants:

- ROUT : Routine de visualisation des données
- HEUR : Affichage de l'Heure
- TRB : Procédure en cas de troubles (cas des arythmies)
- CPH : Reconstitution de l'heure.

2 - ORGANIGRAMME :

Le programme détaillé du logiciel de depouillement sur afficheurs décrit en annexe A peut être schématisé de la façon suivante :



D - Logiciel de gestion de l'imprimante

1 - Tâches du logiciel :

- Conversion des données en ASCII
- Impression des données

B = Bornes B1 et B2 de l'intervalle "normal" de T

H = Heure du début d'analyse

F = Fréquence (nombre d'onde R par minute)

NA = Nombre d'arythmies par minute par rapport à
(B1, B2)

T = Périodes instantanées minimale (T1) et maximale (T2)

A = Temps d'arrêt de l'analyse en minute.

(voir figure 22 et 23 chapitre des résultats expérimentaux).

Ce logiciel est appelé après une interruption NMI (P2) par la touche T1 maintenue enfoncée durant environ 1 s.

Il occupe la zone mémoire de FDC9 à FFED (voir listing) en annexe A.

Il utilise les sous-programmes suivants :

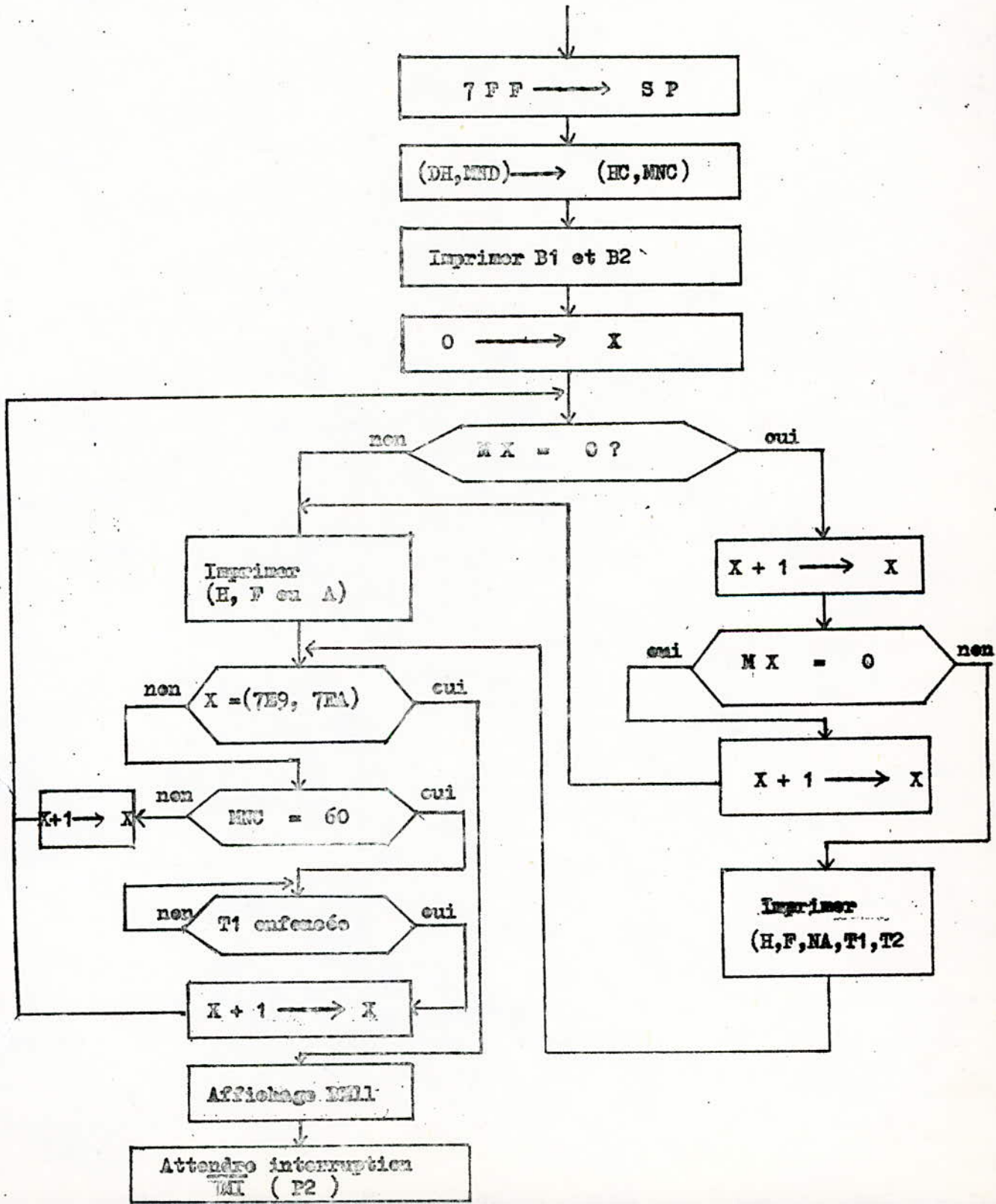
- Print : sous / programme principal
- CHO : chargement d'un caractère dans l'interface
- CH1 : ordre d'impression d'une ligne
- ASCII : conversion d'un caractère binaire en ASCII
- FOi1 : format 1 (H F ou A)
- FOi2 : format 2 (NA T = T1 < T2)

L'impression se fait heure par heure grâce à la touche T1.

Si les périodes maximales et minimale existent en même temps pour une minute elles sont séparées par le signe < .

2 - ORGANIGRAMME :

Le programme détaillé du logiciel de gestion de l'imprimante décrit en annexe A peut se Schématiser de la façon suivante :



REMARQUES :

- 1 - En l'absence d'arythmies ($NA = 0$), la fréquence correspondant à la minute $N + 1$ n'est imprimée que si $(F_n - F_{n+1}) \geq 2$ par contre en présence d'arythmies, ou imprime l'information correspondant à chaque minute.
- 2 - Quand il y a arrêt de l'analyse H indique la dernière minute. Pour connaître l'heure du début de l'arrêt il faut faire $(H - A)$.
Pour plus de détail voir le listing en annexe A.

E - Logiciel de gestion de l'interface cassette1 - Tâches du logiciel :

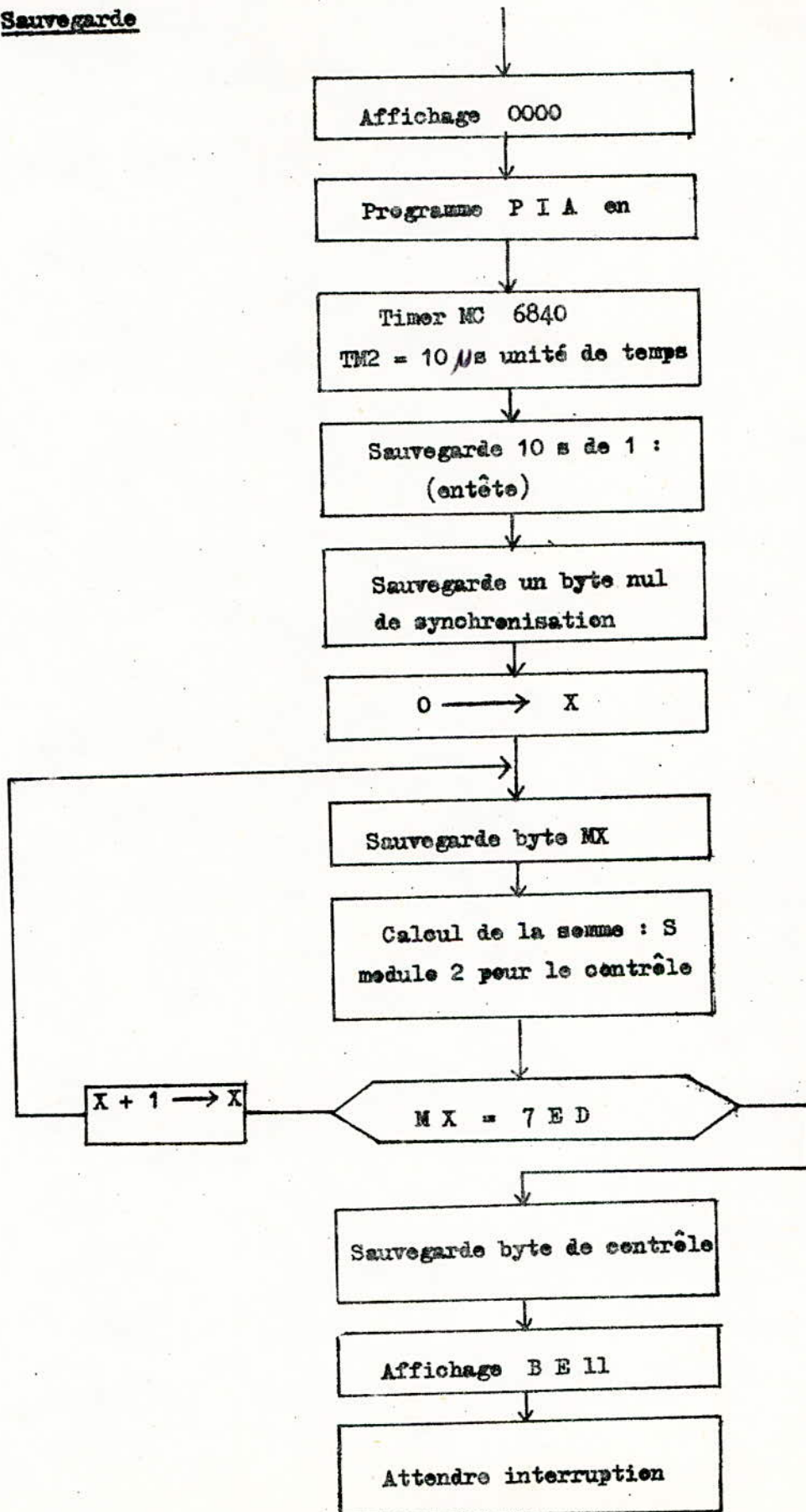
- Sauvegarde des données dans une cassette commerciale
- Chargement des données enregistrées sur cassette en mémoire RAM pour visualisation sur afficheur ou pour impression ce logiciel occupe la zone mémoire de FC 63 à FDC 7 (voir le listing en annexe A).

Il se compose des sous programmes suivants :

- SAUVGD : Sauvegarde : appelé par la touche T2 (après P2)
- CHARGT : Chargement : appelé par la touche T3 (après P2)

2 - Organigramme :

Les logiciels détaillés des programmes de sauvegarde et de chargement décrits en annexe A peuvent se schématiser de la façon suivante:

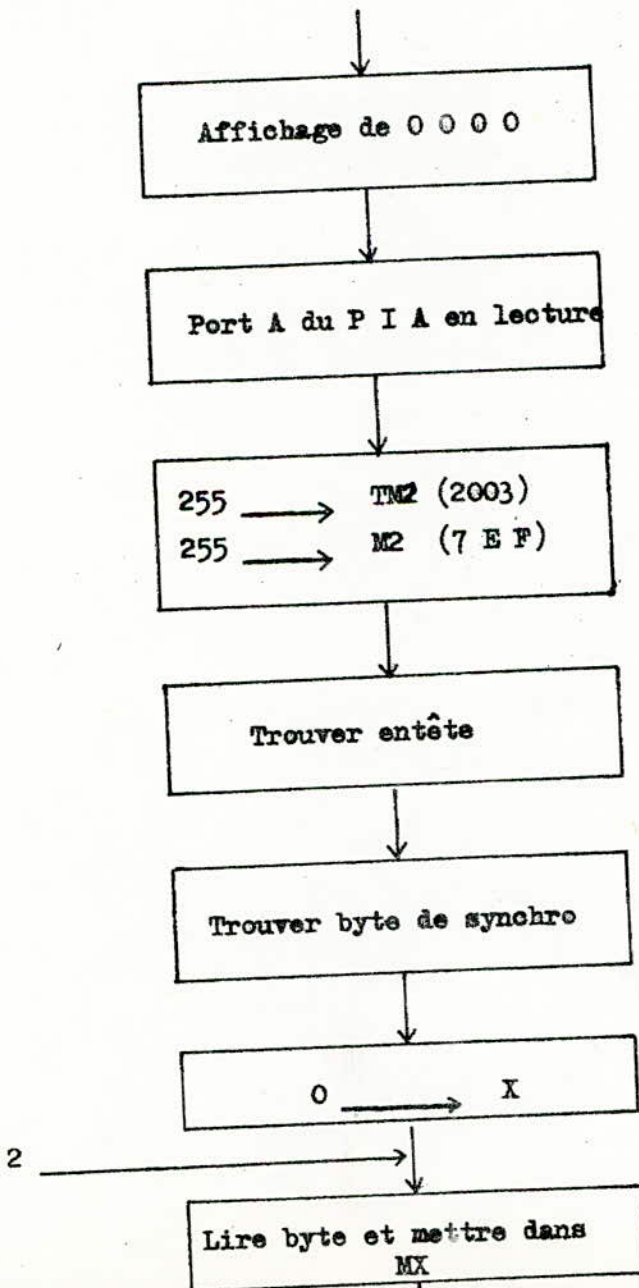
a) Sauvegarde

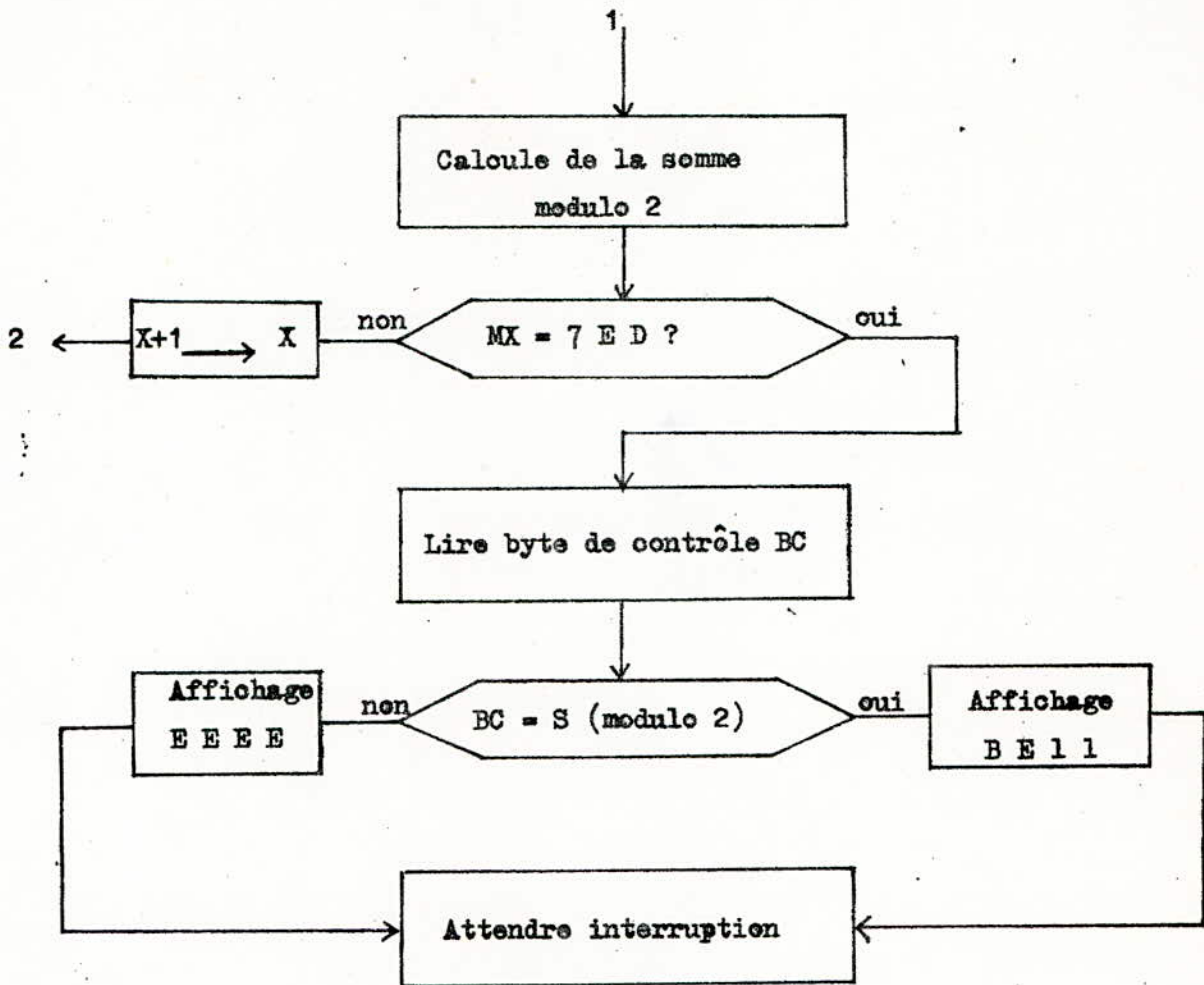
REMARQUES :

Les informations numériques sont codées en fréquence.

On enregistre :

- 10s de "1" comme entête
- 1 byte nul de synchronisation
- La zone mémoire d'enregistrement pleine ou non avec son contexte utile au dépeuillement.
- 1 byte de contrôle (somme module 2)

b) Chargement :

**REMARQUES :**

Le sous programme de chargement :

- cherche l'entête (10 s de 1)
- cherche le byte de synchronisation
- lit les données et calcule leur somme modulo 2
- compare cette somme au byte de contrôle préenregistré et avertit s'il y a erreur de lecture.

Les organigrammes n'ont pas été détaillés pour ne pas surcharger le texte. Pour plus de détail se referer au programme en annexe A.

F - MATERIEL ET PROCEDURE DE MISE AU POINT

La mise au point a été faite sur le système de développement TEKTRONIX 8002 A (Emulateur option 6800).

Le programme trop long a dû être divisé en 3 modules acceptables par l'assembleur. Chaque module a été divisé en sections. Les sections propres à chaque modules sont notées S et les sections communes notées C.

Ce découpage est nécessaire pour permettre à l'editeur de faire le lien.

L'éditeur de lien ne donnant pas de listing; celui qui se trouve en annexe et constitué des trois listings obtenus après assemblage dans lequel les sections communes n'ont pas été reproduites qu'une seule fois.

La procédure de mise au point se résume ainsi :

- Cablage du matériel
- Ecriture du logiciel
- Emulation

Pendant l'émulation l'E.C.G était simulé par un générateur d'impulsion P M 5770, pouvant donner des impulsions à la cadence du rythme cardiaque.

Pour plus de détail sur la procédure de mise au point voir la référence bibliographique n°18.

La mise au point terminée nous avons fixé le programme sur EPROM grâce à un petit programmeur de 2708 utilisable par le KIT - D. II (Motorola) que nous avons transformé en programmeur de 2716 utilisable par le TEKTRONIX 8002 A en mode émulation 1.

CHAPITRE - V

RESULTS

EXPERIMENTAUX

1- INTRODUCTION

Une fois la conception faite, et la réalisation achevée par la fixation du programme de gestion dans l'EPROM 2716 (le programme devient résident), nous avons testé notre appareil par simulation et dans des conditions normales de travail.

2- ESSAIS EN LABORATOIRE

Avec un générateur d'impulsion calibré, nous avons simulé les différentes fonctions que doit remplir notre appareil à savoir :

- Saisie du signal cardiaque
- Analyse de ce signal
- Mémorisation des données
- Affichage des résultats
- Sauvegarde des données et leur restitution
- Impression de ces données.

Cette simulation en laboratoire avait pour but de vérifier la reproductibilité parfaite des résultats, ainsi que leur précision temporelle.

Devant la fiabilité des résultats obtenus, nous sommes passés rapidement aux essais réels.

3- ESSAIS REELS

Dans les conditions normales d'exploitation, nous avons enregistré des informations cardiaques provenant de différentes personnes y compris un enfant de 3 ans.

La procédure a été la suivante :

- Relier la personne au DEMAC à l'aide de 3 électrodes placées sur la poitrine pendant une certaine durée ($\frac{1}{4}$ heure à 1 heure) après avoir programmé la plage "normale" de la période (0,6 à 1 s) et le début de l'analyse.
- Visualiser directement sur les afficheurs les données acquises et les imprimer.
- Sauvegarder ces données sur cassette C60 en utilisant un magnétophone du type ordinaire (Commercial).
- Recharger en temps différé les informations de la cassette vers la mémoire du DEMAC.
- Comparer avec les données d'origine.

Nous avons reproduit sur les figures 22 et 23 à titre d'exemples 3 mesures concernant :

- Un patient de 33 ans ne présentant pas de problème cardiaque connu .
- Une malade de 28 ans chez laquelle les médecins ont diagnostiqué un souffle au coeur .
- La récupération d'un individu de 26 ans après un effort physique .

Sur la figure 22A , le DEMAC n'a relevé que 2 arythmies en 32 minutes localisées à la 19^e minute . Ceci ne présente pas un cas pathologique (voir référence bibliographique N°3).

Sur la figure 22B , on constate que, Bienque le rythme moyen soit de 70 b/mn , la patiente présente de nombreuses augmentations de l' espace R-R supérieures à la norme admise .

Sur la figure 23 nous avons représenté sous la forme d'un graphique les variations de la fréquence cardiaque au cours du temps . Après une chute rapide pendant les 3 premières minutes celle-ci décroît ensuite de façon à peu près linéaire . Au cours des 30 minutes suivantes, on peut estimer que la fréquence diminue de 3 périodes par minute .

REMARQUES

- Notre appareil a prouvé sur ces 3 exemples particuliers et sur de nombreux autres non représentés ici sa fiabilité dans les conditions normales de travail .
- Pour des applications particulières on peut fixer $B1=B2$. LE DEMAC enregistrera toutes les informations comme étant des "anomalies" . Le médecin aura au dépouillement toutes les périodes minimales et toutes les périodes maximales . Dans ce mode de fonctionnement le nombre d'informations étant plus important, l'analyse ne peut durer que 6 heures .
- Nous insistons cependant sur l' importance du réglage du gain de l' amplificateur au cours des mesures préliminaires pour

A

B=0.60 S 1.00 S
 H=16 00 F=085
 H=16 01 F=080
 H=16 04 F=077
 H=16 07 F=079
 H=16 09 F=082
 H=16 11 F=079
 H=16 14 F=082
 H=16 16 F=080
 H=16 18 F=083
 H=16 19 F=083
 NA=002 T=0.58 S
 H=16 21 F=080
 H=16 22 F=087
 H=16 23 F=082
 H=16 24 F=078
 H=16 25 F=080
 H=16 26 F=082
 H=16 27 F=078
 H=16 31 F=079
 FIN

B

B=0.60 S 1.00 S
 H=08 00 F=077
 H=08 01 F=071
 NA=001 T= <1.01 S
 H=08 02 F=067
 NA=005 T= <1.06 S
 H=08 03 F=069
 NA=002 T= <1.15 S
 H=08 04 F=072
 NA=003 T= <1.05 S
 H=08 05 F=079
 H=08 06 F=075
 H=08 07 F=067
 NA=004 T= <1.08 S
 H=08 08 F=065
 NA=013 T= <1.18 S
 H=08 09 F=064
 NA=011 T= <1.07 S
 H=08 10 F=066
 NA=005 T= <1.13 S
 H=08 11 F=068
 NA=005 T= <1.11 S
 H=08 12 F=068
 NA=006 T= <1.16 S
 H=08 13 F=064
 NA=011 T= <1.05 S
 H=08 14 F=071
 NA=002 T= <1.08 S
 H=08 15 F=068
 NA=003 T= <1.05 S
 H=08 16 F=068
 FIN

Figure 22 : A - Personne de sexe masculin âgée de 33 ans, n'ayant aucun problème cardiaque connu. Prise des informations en position assise.
 B - Personne de sexe féminin âgée de 28 ans dont le médecin a diagnostiqué un souffle au cœur. Prise de l'information le matin en position couchée.

B=0.66 S 1.00 S
 H=18 00 F=143
 NA=142 T=0.37 S
 H=18 01 F=129
 NA=128 T=0.43 S
 H=18 02 F=121
 NA=120 T=0.45 S
 H=18 03 F=119
 NA=118 T=0.47 S
 H=18 04 F=119
 NA=118 T=0.48 S
 H=18 05 F=118
 NA=117 T=0.49 S
 H=18 06 F=116
 NA=115 T=0.47 S
 H=18 07 F=116
 NA=115 T=0.47 S
 H=18 08 F=120
 NA=119 T=0.47 S
 H=18 09 F=117
 NA=116 T=0.48 S
 H=18 10 F=119
 NA=118 T=0.47 S
 H=18 11 F=113

NA=110 T=0.47 S
 H=18 12 F=108
 NA=081 T=0.48 S
 H=18 13 F=101
 NA=068 T=0.54 S
 H=18 14 F=102
 NA=071 T=0.55 S
 H=18 15 F=100
 NA=043 T=0.53 S
 H=18 16 F=096
 NA=023 T=0.56 S
 H=18 17 F=096
 NA=010 T=0.57 S
 H=18 18 F=099
 NA=044 T=0.56 S
 H=18 19 F=097
 NA=021 T=0.55 S
 H=18 20 F=096
 NA=009 T=0.57 S
 H=18 21 F=096
 NA=024 T=0.55 S
 H=18 22 F=096
 NA=016 T=0.56 S

H=18 23 F=095
 NA=013 T=0.56 S
 H=18 24 F=097
 NA=027 T=0.53 S
 H=18 25 F=095
 NA=023 T=0.54 S
 H=18 26 F=094
 NA=016 T=0.56 S
 H=18 27 F=093
 NA=004 T=0.59 S
 H=18 28 F=092
 NA=014 T=0.57 S
 H=18 29 F=090
 NA=004 T=0.58 S
 H=18 30 F=091
 NA=008 T=0.57 S
 H=18 31 F=087
 NA=004 T=0.57 S
 H=18 32 F=091
 NA=003 T=0.58 S
 H=18 33 F=086
 NA=007 T=0.54 S
 H=18 35 F=089
 NA=003 T=0.58 S
 H=18 36 F=089
 NA=006 T=0.57 S
 H=18 38 F=088
 FIN

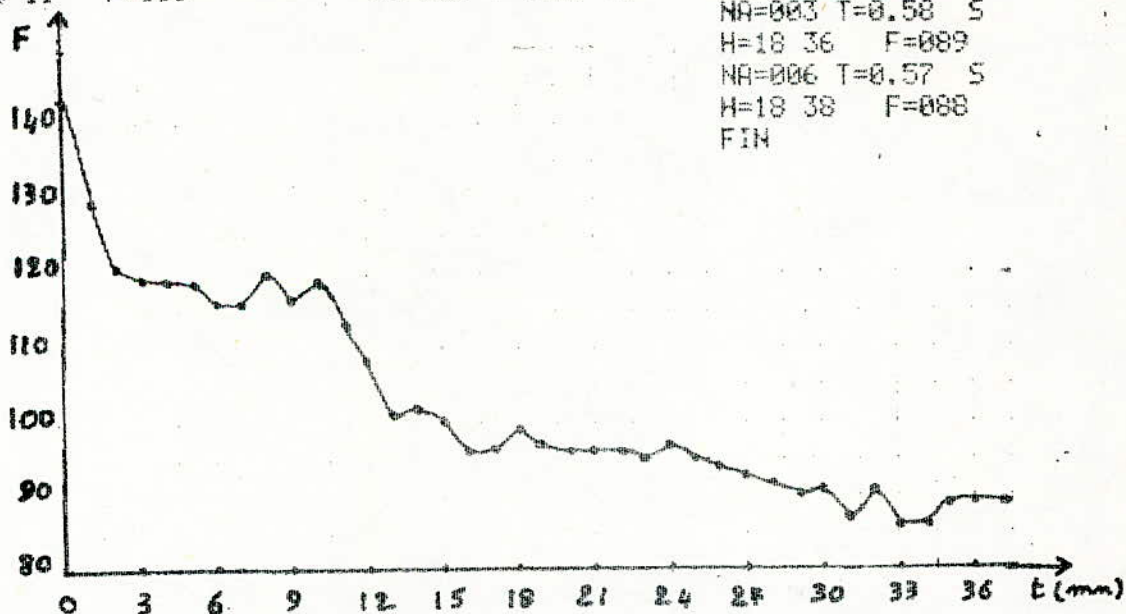


Figure 23 : Récupération d'un sportif de 26 ans après une course. Prise de l'information en position d'abdom à genoux puis assise.

éviter les déclenchements intempestifs du trigger sur les accidents P et T de l'ECG ; Un mauvais réglage entraînerait des résultats erronés .Sur tout dans le cas des fréquences basses où la protection logicielle est inopérante .

Mais de telles valeurs erronées sont susceptibles d' être détectées par le médecin grâce à leur caractère aberrant .

CONCLUSION

Le but de notre travail ^{était} de concevoir et réaliser un appareil de faible encombrement capable d'acquies et de mémoriser la période cardiaque instantanée maximale et minimale dans une minute, la fréquence et le nombre d'anomalies par rapport à une plage fixée à volonté par l'utilisateur.

Le DEMAC après de nombreux tests reproductibles nous a montrés que le but recherché a été atteint.

Grâce à la petite imprimante qui lui est adjointe, le médecin dispose d'un document de travail simple et facilement interprétable.

Par ailleurs la possibilité de sauvegarder les résultats enregistrés dans la mémoire du DEMAC sur une cassette standard du commerce est une originalité très intéressante de l'appareil. On peut ainsi sur cassette C 60 conserver en "fichier" les enregistrements obtenus sur une cinquantaine de personnes dont on a analysé le rythme cardiaque pendant 12 heures environ.

Cette possibilité de conserver en archive des études du rythme cardiaque d'un malade devrait permettre une meilleure analyse de l'évolution :

- D'une convalescence
- De l'action d'un médicament sur une longue durée
- D'une thérapeutique quelconque

en donnant la possibilité au médecin de comparer de résultats obtenus à différentes étapes du traitement.

Notre thèse de magister ainsi que celles qui sont actuellement en préparation n'avait pour but que de se familiariser avec la saisie des signaux biophysiques et leur traitement par micro-calculateur en vue de sortir des données exploitables par le médecin.

Néanmoins l'appareil que nous avons conçu et réalisé peut rendre des services en pharmacologie, médecine sportive ou médecine de travail, de point de vue de l'étude du rythme cardiaque.

De plus, au cours de sa réalisation nous nous sommes aperçus que celui-ci pourrait déboucher, en liaison avec des cardiologues sur l'étude de problèmes particuliers ou plus complexes. Les recherches à venir pourront être orientées dans 2 directions.

1- AMELIORATION SANS MODIFICATION.

- a) Emission - Reception à distance des impulsions cardiaques.

Il s'agirait alors de :

- Recueillir l'E C G par un interface identique à celui du DEMAC.
- Moduler une porteuse en AM ou FM par l'impulsion R mise en forme.
- Amplifier et transmettre par un émetteur portatif
- Recevoir le signal sur un petit récepteur
- Détecter et remettre en forme l'impulsion R
- Applique cette impulsion au DEMAC

L'étude consiste à déterminer le choix de la fréquence de la porteuse, la puissance de l'émetteur, le type de modulation. Cet appareil pourrait être très utile en médecine sportive par exemple.

- b) Conception d'un enregistreur portatif adapté au DEMAC

Il s'agirait de modifier un petit magnéto-cassette du type "Walkman" et lui adjoindre un interface afin de rendre possible l'enregistrement direct de l'onde de l'E C G pour une longue durée.

- c) Couplage avec un micro-ordinateur graphique

Si on considère par exemple un micro-ordinateur du type Apple II (Disponible au laboratoire) possédant un interface cassette, on pourrait concevoir un programme qui :

- Décoderait les informations sauvegardées par le DEMAC
- Traiterait mathématiquement ces informations
- Sortirait des courbes de variations ou des statistiques à la demande.

2 - AMELIORATION AVEC MODIFICATION

- a) Prendre d'autres type d'information cardiaque

Exemples :

- Intervalle P - R
- Intervalle S - T
- Forme et temps du complexe Q R S

b) Rendre le DEMAC PORTATIF

Notre appareil a été réalisé en technologie N-MOS et TTL - LS, demandant une puissance électrique beaucoup plus importante que la technologie C-MOS. Pour permettre sa miniaturisation il serait intéressant de le réaliser en utilisant cette dernière technologie.

Ce qui le rendrait portatif sur le patient lui-même, sans modifications notable au niveau de la conception et du logiciel.

c) Adjonction d'une table traçante au DEMAC

Il suffirait ici d'adjoindre un interface et de mettre au point son programme de gestion. La table traçante donnerait alors des courbes plus aisément exploitables par les médecins.

ANNEXE - A

LISTINGS DU PROGRAMME
DE
GESTION

| | | | |
|-------|-------------|-----|------------------------------------|
| 00001 | | | SECTION S1,ABSOLUTE |
| 00002 | F800 | | ORG 0F800H ;DEBUT |
| 00003 | F800 8E07FF | | LDS #7FFH ;INIT PILE |
| 00004 | F803 CE0000 | | LDX #0H |
| 00005 | F806 6F00 | RAZ | CLR X ;RAZ MEMOIRE RAM |
| 00006 | F808 08 | | INX |
| 00007 | F809 8C0800 | | CPX #800H |
| 00008 | F80C 26F8 | | BNE RAZ |
| 00009 | F80E 7F2001 | | CLR 2001H ;DEBUT PROG TIMER |
| 00010 | F811 8685 | | LDA A #85H |
| 00011 | F813 B72000 | | STA A 2000H |
| 00012 | F816 8683 | | LDA A #83H |
| 00013 | F818 B72001 | | STA A 2001H |
| 00014 | F81B CE1387 | | LDX #1387H |
| 00015 | F81E FF2004 | | STX 2004H |
| 00016 | F821 CE00FF | | LDX #0FFH |
| 00017 | F824 FF2002 | | STX 2002H |
| 00018 | F827 CEF902 | | LDX #0F902H |
| 00019 | F82A FF2006 | | STX 2006H |
| 00020 | F82D 7F2000 | | CLR 2000H |
| 00021 | F830 7F8001 | | CLR 8001H ;DEBUT PROG PIA |
| 00022 | F833 8610 | | LDA A #10H |
| 00023 | F835 B78000 | | STA A 8000H |
| 00024 | F838 8605 | | LDA A #05H |
| 00025 | F83A B78001 | | STA A 8001H |
| 00026 | F83D 7F8003 | | CLR 8003H |
| 00027 | F840 86FF | | LDA A #0FFH |
| 00028 | F842 B78002 | | STA A 8002H |
| 00029 | F845 8605 | | LDA A #05H |
| 00030 | F847 B78003 | | STA A 8003H |
| 00031 | F84A BDF95A | | JSR BELL ;PRET POUR DONNEES DEPART |
| 00032 | F84D CE07E0 | | LDX #7E0H |
| 00033 | F850 8680 | PH1 | LDA A #80H |
| 00034 | F852 B58001 | T1 | BIT A 8001H |
| 00035 | F855 27FB | | BEQ T1 |
| 00036 | F857 5F | | CLR B |
| 00037 | F858 B68000 | | LDA A 8000H |
| 00038 | F85B BDF91E | | JSR DATA ;ENTREE HEURE DEPART |
| 00039 | F85E BDF96E | | JSR TP |
| 00040 | F861 08 | | INX |
| 00041 | F862 8C07E4 | | CPX #7E4H |
| 00042 | F865 26E9 | | BNE PH1 |
| 00043 | F867 7F07EF | | CLR 7EFH |
| 00044 | F86A BDF98E | | JSR BCDBN |
| 00045 | F86D B607ED | | LDA A 7EDH |
| 00046 | F870 B707E4 | | STA A 7E4H |
| 00047 | F873 FE07E2 | | LDX 7E2H |
| 00048 | F876 FF07ED | | STX 7EDH |
| 00049 | F879 BDF98E | | JSR BCDBN |
| 00050 | F87C B607ED | | LDA A 7EDH |
| 00051 | F87F B707E5 | | STA A 7E5H |
| 00052 | F882 CE07E0 | REF | LDX #7E0H |
| 00053 | F885 8640 | RA1 | LDA A #40H |

| | | | | | |
|-------|------|--------|-----|-----|-----------------------|
| 00054 | F887 | B58003 | T2 | BIT | A 8003H |
| 00055 | F88A | 27FB | | BEQ | T2 |
| 00056 | F88C | C60B | | LDA | B #0BH |
| 00057 | F88E | B68002 | | LDA | A 8002H |
| 00058 | F891 | BDF91E | | JSR | DATA ;ENTREE BMIN |
| 00059 | F894 | BDF96E | | JSR | TP |
| 00060 | F897 | 08 | | INX | |
| 00061 | F898 | 8C07E3 | | CPX | #7E3H |
| 00062 | F89B | 26E8 | | BNE | RA1 |
| 00063 | F89D | 8610 | | LDA | A #10H |
| 00064 | F89F | B78000 | | STA | A 8000H |
| 00065 | F8A2 | BDF98E | | JSR | BCDBN |
| 00066 | F8A5 | B607ED | | LDA | A 7EDH |
| 00067 | F8A8 | B707EB | | STA | A 7EBH |
| 00068 | F8AB | CE07E0 | | LDX | #7E0H |
| 00069 | F8AE | 8680 | RA2 | LDA | A #80H |
| 00070 | F8B0 | B58003 | T3 | BIT | A 8003H |
| 00071 | F8B3 | 27FB | | BEQ | T3 |
| 00072 | F8B5 | C60B | | LDA | B #0BH |
| 00073 | F8B7 | B68002 | | LDA | A 8002H |
| 00074 | F8BA | BDF91E | | JSR | DATA ;ENTREE BMAX |
| 00075 | F8BD | BDF96E | | JSR | TP |
| 00076 | F8C0 | 08 | | INX | |
| 00077 | F8C1 | 8C07E3 | | CPX | #7E3H |
| 00078 | F8C4 | 26E8 | | BNE | RA2 |
| 00079 | F8C6 | BDF98E | | JSR | BCDBN |
| 00080 | F8C9 | B607ED | | LDA | A 7EDH |
| 00081 | F8CC | B707EC | | STA | A 7ECH |
| 00082 | F8CF | B107EB | | CMP | A 7EBH |
| 00083 | F8D2 | 233C | | BLS | NOK |
| 00084 | F8D4 | 8640 | AT1 | LDA | A #40H |
| 00085 | F8D6 | B58003 | AT | BIT | A 8003H |
| 00086 | F8D9 | 27FB | | BEQ | AT |
| 00087 | F8DB | C680 | | LDA | B #80H |
| 00088 | F8DD | F58003 | | BIT | B 8003H |
| 00089 | F8E0 | 2734 | | BEQ | FAUT |
| 00090 | F8E2 | F58001 | | BIT | B 8001H |
| 00091 | F8E5 | 272F | | BEQ | FAUT |
| 00092 | F8E7 | F68002 | | LDA | B 8002H |
| 00093 | F8EA | F68000 | | LDA | B 8000H |
| 00094 | F8ED | C60B | | LDA | B #0BH ;BON |
| 00095 | F8EF | F707ED | | STA | B 7EDH |
| 00096 | F8F2 | F707EE | | STA | B 7EEH |
| 00097 | F8F5 | F707EF | | STA | B 7EFH |
| 00098 | F8F8 | BDF936 | | JSR | AFP |
| 00099 | F8FB | 7F8000 | | CLR | 8000H |
| 00100 | F8FE | BDF96E | | JSR | TP |
| 00101 | F901 | 7F07E9 | | CLR | 7E9H |
| 00102 | F904 | 7F07EA | LP | CLR | 7EAH |
| 00103 | F907 | 7F07E0 | | CLR | 7E0H |
| 00104 | F90A | 7F07E1 | | CLR | 7E1H |
| 00105 | F90D | 0E | | CLI | |
| 00106 | F90E | 20F4 | | BRA | LP ;ATTENTE IMPULSION |

| | | | | | | |
|-------|------|--------|------|--------|-------------|----------------------|
| 00107 | F910 | BDF97C | NDK | JSR | ERR | ;BMIN ET BMAX ERREUR |
| 00108 | F913 | 7EF882 | | JMP | REF | |
| 00109 | F916 | F68002 | FAUT | LDA | B 8002H | ;K1 OU K2 OUVERT(S) |
| 00110 | F919 | BDF97C | | JSR | ERR | |
| 00111 | F91C | 20B6 | | BRB | AT1 | |
| 00112 | F91E | B68000 | DATA | LDA | A 8000H | |
| 00113 | F921 | 43 | | COM | A | |
| 00114 | F922 | 840F | | AND | A #0FH | |
| 00115 | F924 | A700 | | STA | A X | |
| 00116 | F926 | 8C07E3 | | CPX | #7E3H | |
| 00117 | F929 | 2706 | | BEW | ACCB | |
| 00118 | F92B | A70D | | STA | A 0DH,X | |
| 00119 | F92D | BDF936 | | JSR | AFF | |
| 00120 | F930 | 39 | | RTS | | |
| 00121 | F931 | 16 | ACCB | TAB | | |
| 00122 | F932 | BDF936 | | JSR | AFF | |
| 00123 | F935 | 39 | | RTS | | |
| 00124 | | | | COMMON | C1,ABSOLUTE | |
| 00125 | | F936 | | ORG | 0F936H | |
| 00126 | F936 | 8670 | AFF | LDA | A #70H | ;AFFICHAGE |
| 00127 | F938 | BA07ED | | DRA | A 7EDH | |
| 00128 | F93B | B78002 | | STA | A 8002H | |
| 00129 | F93E | 86B0 | | LDA | A #0B0H | |
| 00130 | F940 | BA07EE | | DRA | A 7EEH | |
| 00131 | F943 | B78002 | | STA | A 8002H | |
| 00132 | F946 | 86D0 | | LDA | A #0D0H | |
| 00133 | F948 | BA07EF | | DRA | A 7EFH | |
| 00134 | F94B | B78002 | | STA | A 8002H | |
| 00135 | F94E | 86E0 | | LDA | A #0E0H | |
| 00136 | F950 | 1B | | ABA | | |
| 00137 | F951 | B78002 | | STA | A 8002H | |
| 00138 | F954 | 86F0 | | LDA | A #0F0H | |
| 00139 | F956 | B78002 | | STA | A 8002H | |
| 00140 | F959 | 39 | | RTS | | |
| 00141 | F95A | C60B | BELL | LDA | B #0BH | ;AVERTISSEMENT |
| 00142 | F95C | 860E | | LDA | A #0EH | |
| 00143 | F95E | CE0101 | | LDX | #0101H | |
| 00144 | F961 | B707EF | | STA | A 7EFH | |
| 00145 | F964 | FF07ED | | STX | 7EDH | |
| 00146 | F967 | BDF936 | | JSR | AFF | |
| 00147 | F96A | 7F8000 | | CLR | 8000H | |
| 00148 | F96D | 39 | | RTS | | |
| 00149 | F96E | FF07F0 | TP | STX | 7F0H | ;TEMPORISATION |
| 00150 | F971 | CEFFFF | | LDX | #0FFFFH | |
| 00151 | F974 | 09 | TP1 | DEX | | |
| 00152 | F975 | 01 | | NOP | | |
| 00153 | F976 | 26FC | | BNE | TP1 | |
| 00154 | F978 | FE07F0 | | LDX | 7F0H | |
| 00155 | F97B | 39 | | RTS | | |
| 00156 | F97C | C60E | ERR | LDA | B #0EH | ;MESSAGE ERREUR |
| 00157 | F97E | F707EE | | STA | B 7EEH | |
| 00158 | F981 | F707EF | | STA | B 7EFH | |
| 00159 | F984 | F707ED | | STA | B 7EDH | |


```

00160 F987 BDF936      JSR      AFF
00161 F988 7F8000      CLR      8000H
00162 F98D 39          RTS
00163                   SECTION S2, ABSOLUTE
00164           F98E      ORG      0F98EH
00165 F98E C60A          ECDBN   LDA      B #0AH
00166 F990 B607EE      LDA      A 7EEH
00167 F993 8D08          BSR      TS
00168 F995 C664          LDA      B #64H
00169 F997 B607EF      LDA      A 7EFH
00170 F99A 8D01          BSR      TS
00171 F99C 39          FINI   RTS
00172 F99D 27FD          TS     BEQ      FINI
00173 F99F 37           PSH      B
00174 F9A0 FB07ED      ADD      B 7EDH
00175 F9A3 F707ED      STA      B 7EDH
00176 F9A6 33          PUL      B
00177 F9A7 4A          DEC      A
00178 F9A8 20F3          BRA      TS
00179 F9AA 8E07FF      LDS      #7FFH ; DEBUT PROG TRAITEMENT TEMPS RE
00180 F9AD B607E9      LDA      A 7E9H
00181 F9B0 8107          CMP      A #07H
00182 F9B2 2607          BNE      NF
00183 F9B4 B607EA      LDA      A 7EAH
00184 F9B7 81DB          CMP      A #0DBH
00185 F9B9 222D          BHI      FUL
00186 F9BB 8680          NF     LDA      A #80H
00187 F9BD B58001      BIT      A 8001H
00188 F9C0 260C          BNE      BR1
00189 F9C2 BDF9EC      BR0    JSR      IMP
00190 F9C5 8680          LDA      A #80H
00191 F9C7 B58001      BIT      A 8001H
00192 F9CA 2602          BNE      BR1
00193 F9CC 200A          BRA      BR2
00194 F9CE BDF946      BR1    JSR      MIN
00195 F9D1 8680          LDA      A #80H
00196 F9D3 B58003      BIT      A 8003H
00197 F9D6 26EA          BNE      BR0
00198 F9D8 0E          BR2    CLI
00199 F9D9 F62002      LDA      B 2002H
0200 F9DC F62003      LDA      B 2003H
0201 F9DF 26F7          BNE      BR2
0202 F9E1 C6FF          LDA      B #0FFH
0203 F9E3 F707E1      STA      B 7E1H
0204 F9E6 20F0          BRA      BR2
0205 F9E8 BDF95A      FUL    JSR      BELL ; MEMOIRE RAM PLEINE
0206 F9EB 3E          WAI
0207 F9EC B68002      IMP   LDA      A 8002H ; TRAITEMENT IMPULSION
0208 F9EF 7C07F7      INC      7F7H
0209 F9F2 86FF          LDA      A #0FFH
0210 F9F4 F62002      LDA      B 2002H
0211 F9F7 F62003      LDA      B 2003H
0212 F9FA 10          $BR

```

| | | | | | |
|-------|------|---------|------|-----|----------------------------|
| 00213 | F9FB | F607F7 | | LDA | B 7F7H |
| 00214 | F9FE | C101 | | CMP | B #01H |
| 00215 | FA00 | 2704 | | BEQ | Z1 |
| 00216 | FA02 | 8117 | | CMP | A #17H |
| 00217 | FA04 | 2320 | | BLS | Z0 |
| 00218 | FA06 | CE00FF | Z1 | LDX | #0FFH |
| 00219 | FA09 | FF2002 | | STX | 2002H |
| 00220 | FA0C | C101 | | CMP | B #01H |
| 00221 | FA0E | 271A | | BEQ | XTS |
| 00222 | FA10 | B107EB | | CMP | A 7EBH |
| 00223 | FA13 | 2421 | | BCC | SUP |
| 00224 | FA15 | F607F5 | | LDA | B 7F5H |
| 00225 | FA18 | 2705 | | BEQ | INF1 |
| 00226 | FA1A | B107F5 | | CMP | A 7F5H |
| 00227 | FA1D | 2203 | | BHI | INF2 |
| 00228 | FA1F | B707F5 | INF1 | STA | A 7F5H |
| 00229 | FA22 | 7C07F4 | INF2 | INC | 7F4H |
| 00230 | FA25 | 39 | | RTS | |
| 00231 | FA26 | 7A07F7 | Z0 | DEC | 7F7H |
| 00232 | FA29 | 39 | | RTS | |
| 00233 | FA2A | FE07E9 | XTS | LDX | 7E9H |
| 00234 | FA2D | 2616 | | BNE | RET |
| 00235 | FA2F | CEFA902 | | LDX | #0F902H |
| 00236 | FA32 | FF2006 | | STX | 2006H |
| 00237 | FA35 | 39 | | RTS | |
| 00238 | FA36 | B107EC | SUP | CMP | A 7ECH |
| 00239 | FA39 | 230A | | BLS | RET |
| 00240 | FA3B | B107F6 | | CMP | A 7F6H |
| 00241 | FA3E | 23E2 | | BLS | INF2 |
| 00242 | FA40 | B707F6 | | STA | A 7F6H |
| 00243 | FA43 | 20DD | | BRH | INF2 |
| 00244 | FA45 | 39 | RET | RTS | |
| 00245 | FA46 | B68000 | MIN | LDA | A 8000H ;TRAITEMENT MINUTE |
| 00246 | FA49 | FE07E9 | | LDX | 7E9H |
| 00247 | FA4C | 2605 | | BNE | NP |
| 00248 | FA4E | F607F7 | | LDA | B 7F7H |
| 00249 | FA51 | 27F2 | | BEQ | RET |
| 00250 | FA53 | B607E1 | NP | LDA | A 7E1H |
| 00251 | FA56 | 2707 | | BEQ | NDR1 |
| 00252 | FA58 | 7F07E1 | | CLR | 7E1H |
| 00253 | FA5B | BDFAA6 | | JSR | ARI |
| 00254 | FA5E | 39 | | RTS | |
| 00255 | FA5F | B607E0 | NDR1 | LDA | A 7E0H |
| 00256 | FA62 | 270D | | BEQ | NDRM |
| 00257 | FA64 | 7F07E0 | | CLR | 7E0H |
| 00258 | FA67 | B607F4 | | LDA | A 7F4H |
| 00259 | FA6A | 271C | | BEQ | TRF |
| 00260 | FA6C | 09 | | DEX | |
| 00261 | FA6D | 6C00 | | INC | X |
| 00262 | FA6F | 2028 | | BRA | NUL |
| 00263 | FA71 | B607F4 | NDRM | LDA | A 7F4H |
| 00264 | FA74 | 2712 | | BEQ | TRF |
| 00265 | FA76 | 6F00 | | CLR | X |

| | | | | | |
|-------|------|--------|-----|-----|-------------------------------------|
| 00266 | FA78 | 08 | | INX | |
| 00267 | FA79 | A700 | | STH | A X |
| 00268 | FA7B | 08 | | INX | |
| 00269 | FA7C | B607F5 | | LDA | A 7F5H |
| 00270 | FA7F | A700 | | STA | A X |
| 00271 | FA81 | 08 | | INX | |
| 00272 | FA82 | B607F6 | | LDA | A 7F6H |
| 00273 | FA85 | A700 | | STA | A X |
| 00274 | FA87 | 08 | | INX | |
| 00275 | FA88 | B607F7 | TRF | LDA | A 7F7H |
| 00276 | FA8B | A700 | | STH | A X |
| 00277 | FA8D | 08 | | INX | |
| 00278 | FA8E | FF07E9 | | STX | 7E9H |
| 00279 | FA91 | BDFAF3 | | JSR | BNBCD |
| 00280 | FA94 | C60F | | LDA | B #0FH |
| 00281 | FA96 | BDF936 | | JSR | AFF |
| 00282 | FA99 | 7F07F4 | NUL | CLR | 7F4H |
| 00283 | FA9C | 7F07F5 | | CLR | 7F5H |
| 00284 | FA9F | 7F07F6 | | CLR | 7F6H |
| 00285 | FAA2 | 7F07F7 | | CLR | 7F7H |
| 00286 | FAA5 | 39 | | RTS | |
| 00287 | FAA6 | 7F07F7 | ARI | CLR | 7F7H ; STRAITEMENT ARRRET IMP >2,55 |
| 00288 | FAA9 | 7F07F6 | | CLR | 7F6H |
| 00289 | FAAC | 7F07F5 | | CLR | 7F5H |
| 00290 | FAAF | 7F07F4 | | CLR | 7F4H |
| 00291 | FAB2 | B607E0 | | LDA | A 7E0H |
| 00292 | FAB5 | 2638 | | BNE | L6 |
| 00293 | FAB7 | 09 | | DEX | |
| 00294 | FAB8 | 09 | | DEX | |
| 00295 | FAB9 | 09 | | DEX | |
| 00296 | FABA | 09 | | DEX | |
| 00297 | FABB | 09 | | DEX | |
| 00298 | FABC | A600 | | LDA | A X |
| 00299 | FABE | 260A | | BNE | ARI |
| 00300 | FAC0 | 08 | | INX | |
| 00301 | FAC1 | 6F00 | | CLR | X |
| 00302 | FAC3 | 08 | | INX | |
| 00303 | FAC4 | 6F00 | | CLR | X |
| 00304 | FAC6 | 6C00 | | INC | X |
| 00305 | FAC8 | 200B | | BRA | AR2 |
| 00306 | FACA | FE07E9 | ARI | LDX | 7E9H |
| 00307 | FACD | 6F00 | | CLR | X |
| 00308 | FACF | 08 | | INX | |
| 00309 | FAD0 | 6F00 | | CLR | X |
| 00310 | FAD2 | 08 | | INX | |
| 00311 | FAD3 | 6F00 | | CLR | X |
| 00312 | FAD5 | 6C00 | AR2 | INC | X |
| 00313 | FAD7 | 08 | | INX | |
| 00314 | FAD8 | FF07E9 | | STX | 7E9H |
| 00315 | FADB | 86FF | | LDA | A #0FFH |
| 00316 | FADD | B707E0 | | STA | A 7E0H |
| 00317 | FAE0 | C60A | | LDA | B #0AH |
| 00318 | FAE2 | F707ED | | STA | B 7EDH |

| | | | | | |
|-------|------|--------|-------|--------|--------------|
| 00319 | FAE5 | F707EE | | STA | B 7EEH |
| 00320 | FAE8 | F707EF | | STA | B 7EFH |
| 00321 | FAEB | EDF936 | | JSR | AFB |
| 00322 | FAEE | 39 | | RTS | |
| 00323 | FAEF | 09 | LG | DEX | |
| 00324 | FAF0 | 6C00 | | INC | X |
| 00325 | FAF2 | 39 | | RTS | |
| 00326 | | | | COMMON | C2, ABSOLUTE |
| 00327 | FAF3 | | | ORG | 0FAF3H |
| 00328 | FAF3 | 7F07EF | BNBCD | CLR | 7EFH |
| 00329 | FAF6 | 7F07EE | | CLR | 7EEH |
| 00330 | FAF9 | 7F07ED | | CLR | 7EDH |
| 00331 | FAFC | 8163 | L1 | CMP | A #63H |
| 00332 | FAFE | 2307 | | BLS | L2 |
| 00333 | FB00 | 8064 | | SUB | A #64H |
| 00334 | FB02 | 7C07EF | | INC | 7EFH |
| 00335 | FB05 | 20F5 | | BRA | L1 |
| 00336 | FB07 | 8109 | L2 | CMP | A #9H |
| 00337 | FB09 | 2307 | | BLS | L3 |
| 00338 | FB0B | 800A | | SUB | A #0AH |
| 00339 | FB0D | 7C07EE | | INC | 7EEH |
| 00340 | FB10 | 20F5 | | BRA | L2 |
| 00341 | FB12 | B707ED | L3 | STA | A 7EDH |
| 00342 | FB15 | 39 | | RTS | |
| 00343 | | | | | |

| | | | |
|-------|-------------|------|--|
| 00001 | | | SECTION S3, ABSOLUTE |
| 00002 | FB16 | | ORG 0FB16H |
| 00003 | FB16 8E07FF | | LDS #7FFH ; DEBUT DEPOUILLEMENT DU SAUVE |
| 00004 | FB19 BDF95A | | JSR BELL |
| 00005 | FB1C 8680 | RS0 | LDA A #80H |
| 00006 | FB1E B58001 | | BIT A 8001H |
| 00007 | FB21 2620 | | BNE RS1 |
| 00008 | FB23 8640 | | LDA A #40H |
| 00009 | FB25 B58003 | | BIT A 8003H |
| 00010 | FB28 2609 | | BNE SAUV |
| 00011 | FB2A 8680 | | LDA A #80H |
| 00012 | FB2C B58003 | | BIT A 8003H |
| 00013 | FB2F 260A | | BNE CHAR |
| 00014 | FB31 20E9 | | BRA RS0 |
| 00015 | FB33 BDFC63 | SAUV | JSR SAUV6D |
| 00016 | FB36 BDF95A | | JSR BELL |
| 00017 | FB39 20E1 | | BRA RS0 |
| 00018 | FB3B BDFD0D | CHAR | JSR CHARGT |
| 00019 | FB3E BDF95A | | JSR BELL |
| 00020 | FB41 20D9 | | BRA RS0 |
| 00021 | FB43 BDF96E | RS1 | JSR TP |
| 00022 | FB46 B68000 | | LDA A 8000H |
| 00023 | FB49 7F07F2 | | CLR 7F2H |
| 00024 | FB4C FE07E4 | | LDX 7E4H |
| 00025 | FB4F FF07E6 | | STX 7E6H ; TRANSFERT HD-->HC |
| 00026 | FB52 CE0190 | | LDX #190H |
| 00027 | FB55 FF2002 | | STX 2002H |
| 00028 | FB58 FE2002 | DEL | LDX 2002H |
| 00029 | FB5B 26FB | | BNE DEL |
| 00030 | FB5D 8680 | | LDA A #80H |
| 00031 | FB5F B58001 | | BIT A 8001H |
| 00032 | FB62 2651 | | BNE AUTO |
| 00033 | FB64 BDFC34 | | JSR HEUR ; DEBUT DEPOUILLEMENT PAS A PAS |
| 00034 | FB67 8680 | | LDA A #80H |
| 00035 | FB69 B58001 | UP | BIT A 8001H |
| 00036 | FB6C 27FB | | BEQ UP |
| 00037 | FB6E BDF96E | | JSR TP |
| 00038 | FB71 CE0000 | | LDX #0H |
| 00039 | FB74 B68000 | PAP | LDA A 8000H |
| 00040 | FB77 A600 | | LDA A X |
| 00041 | FB79 270F | | BEQ PA1 |
| 00042 | FB7B C60F | | LDA B #0FH |
| 00043 | FB7D BDFBF4 | | JSR ROUT |
| 00044 | FB80 BC07E9 | PA3 | CPX 7E9H |
| 00045 | FB83 262B | | BNE POP |
| 00046 | FB85 BDF95A | | JSR BELL |
| 00047 | FB88 2092 | | BRH RS0 |
| 00048 | FB9A 08 | PA1 | INX |
| 00049 | FB8B A600 | | LDA A X |
| 00050 | FB8D 2705 | | BEQ PA2 |
| 00051 | FB8F BDFEB8 | | JSR TRB |
| 00052 | FB92 20EC | | BRA PA3 |
| 00053 | FB94 08 | PA2 | INX |

| | | | | | |
|-------|------|--------|------|---------|--------------------------------|
| 00054 | FB95 | A600 | | LDA | A X |
| 00055 | FB97 | 2606 | | BNE | NERO |
| 00056 | FB99 | BDF97C | | JSR | ERR |
| 00057 | FB9C | 7EFB1C | | JMP | RS0 |
| 00058 | FB9F | 16 | NERO | TAB | |
| 00059 | FBA0 | 36 | | PSH | A |
| 00060 | FBA1 | 5A | CP1 | DEC | B |
| 00061 | FBA2 | 2705 | | BEQ | CP2 |
| 00062 | FBA4 | BDFBD3 | | JSR | CPH |
| 00063 | FBA7 | 20F8 | | BRA | CP1 |
| 00064 | FBA9 | 5F | CP2 | CLR | B |
| 00065 | FBAA | 32 | | PUL | A |
| 00066 | FBAE | BDFBF4 | | JSR | RQUT |
| 00067 | FBAE | 20D0 | | BRA | PAG |
| 00068 | FBB0 | BDFBD3 | POP | JSR | CPH |
| 00069 | FBB3 | 20BF | | BRA | PAP |
| 00070 | FBB5 | BDFDC9 | AUTO | JSR | PRINT |
| 00071 | FBB8 | C60A | TRB | LDA | B #0AH |
| 00072 | FBBA | BDFBF4 | | JSR | RQUT |
| 00073 | FBBD | A600 | | LDA | A X |
| 00074 | FBBF | C60C | | LDA | B #0CH |
| 00075 | FBC1 | BDFBF4 | | JSR | RQUT |
| 00076 | FBC4 | A600 | | LDA | A X |
| 00077 | FBC6 | C60D | | LDA | B #0DH |
| 00078 | FBC8 | BDFBF4 | | JSR | RQUT |
| 00079 | FBCB | A600 | | LDA | A X |
| 00080 | FBCD | C60F | | LDA | B #0FH |
| 00081 | FBCF | BDFBF4 | | JSR | RQUT |
| 00082 | FBD2 | 39 | | RTS | |
| 00083 | | | | COMMON | C3, ABSOLUTE |
| 00084 | | FBD3 | | ORG | 0FBD3H |
| 00085 | FBD3 | 7C07E6 | CPH | INC | 7E6H |
| 00086 | FBD6 | 863C | | LDA | A #3CH |
| 00087 | FBD8 | B107E6 | | CMP | A 7E6H |
| 00088 | FBD8 | 2701 | | BEQ | H1 |
| 00089 | FBD8 | 39 | NH | RTS | |
| 00090 | FBD8 | 7F07E6 | H1 | CLR | 7E6H |
| 00091 | FBE1 | 7C07E7 | | INC | 7E7H |
| 00092 | FBE4 | 8618 | | LDA | A #18H |
| 00093 | FBE6 | B107E7 | | CMP | A 7E7H |
| 00094 | FBE9 | 26F2 | | BNE | NH |
| 00095 | FBE9 | 7F07E7 | | CLR | 7E7H |
| 00096 | FBE9 | 86FF | | LDA | A #0FFH |
| 00097 | FBF0 | B707F2 | | STA | A 7F2H |
| 00098 | FBF3 | 39 | | RTS | |
| 00099 | | | | SECTION | S4, ABSOLUTE |
| 00100 | | FBF4 | | ORG | 0FBF4H |
| 00101 | FBF4 | FF07E0 | ROUT | STX | 7E0H ;ROUTINE DE VISUALISATION |
| 00102 | FBF7 | 8100 | | CMP | A #0H |
| 00103 | FBF9 | 272C | | BEQ | ZERO |
| 00104 | FBFB | BDFAF3 | | JSR | BNBCD |
| 00105 | FBFE | C10C | | CMP | B #0CH |
| 00106 | FC00 | 2709 | | BEQ | PV1 |

| | | | | | |
|-------|------|--------|--------|-----|------------------------------|
| 00107 | FC02 | C10D | | CMP | B #0DH |
| 00108 | FC04 | 2705 | | BEG | PV1 |
| 00109 | FC06 | 7F8000 | | CLR | 8000H |
| 00110 | FC09 | 2005 | | BRA | PV0 |
| 00111 | FC0B | 8610 | PV1 | LDA | A #10H |
| 00112 | FC0D | B78000 | | STA | A 8000H |
| 00113 | FC10 | BDF936 | PV0 | JSR | AFF |
| 00114 | FC13 | 8680 | SBH2 | LDA | A #80H |
| 00115 | FC15 | B58003 | | BIT | A 8003H |
| 00116 | FC18 | 260F | | BNE | SBH1 |
| 00117 | FC1A | 8680 | SBH3 | LDA | A #80H |
| 00118 | FC1C | B58001 | | BIT | A 8001H |
| 00119 | FC1F | 27F2 | | BEG | SBH2 |
| 00120 | FC21 | BDF96E | | JSR | TP |
| 00121 | FC24 | FE07E0 | | LDX | 7E0H |
| 00122 | FC27 | 08 | ZERO | INX | |
| 00123 | FC28 | 39 | | RTS | |
| 00124 | FC29 | BDFC34 | SBH1 | JSR | HEUR |
| 00125 | FC2C | BDF96E | | JSR | TP |
| 00126 | FC2F | B68002 | | LDA | A 8002H |
| 00127 | FC32 | 20E6 | | BRH | SBH3 |
| 00128 | FC34 | B607E6 | HEUR | LDA | A 7E6H ;AFFICHAGE HEURE |
| 00129 | FC37 | BDFAF3 | | JSR | BNBCD |
| 00130 | FC3A | FE07ED | | LDX | 7EDH |
| 00131 | FC3D | B607E7 | | LDA | A 7E7H |
| 00132 | FC40 | BDFAF3 | | JSR | BNBCD |
| 00133 | FC43 | B607ED | | LDA | A 7EDH |
| 00134 | FC46 | F607EE | | LDA | B 7EEH |
| 00135 | FC49 | FF07ED | | STX | 7EDH |
| 00136 | FC4C | B707EF | | STA | A 7EFH |
| 00137 | FC4F | BDF936 | | JSR | AFF |
| 00138 | FC52 | 86FF | | LDA | A #0FFH |
| 00139 | FC54 | B107F2 | | CMP | A 7F2H |
| 00140 | FC57 | 2606 | | BNE | NV4 |
| 00141 | FC59 | 8610 | | LDA | A #10H |
| 00142 | FC5B | B78000 | | STA | A 8000H |
| 00143 | FC5E | 39 | | RTS | |
| 00144 | FC5F | 7F8000 | NV4 | CLR | 8000H |
| 00145 | FC62 | 39 | | RTS | |
| 00146 | FC63 | 5F | SAUVGD | CLR | B |
| 00147 | FC64 | 7F07ED | | CLR | 7EDH |
| 00148 | FC67 | 7F07EE | | CLR | 7EEH |
| 00149 | FC6A | 7F07EF | | CLR | 7EFH |
| 00150 | FC6D | BDF936 | | JSR | AFF |
| 00151 | FC70 | BDF96E | | JSR | TP |
| 00152 | FC73 | B68002 | | LDA | A 8002H |
| 00153 | FC76 | 7F8001 | | CLR | 8001H ;DEBUT PROG SAUVCASSET |
| 00154 | FC79 | 7F8000 | | CLR | 8000H |
| 00155 | FC7C | 862C | | LDA | A #2CH |
| 00156 | FC7E | B78001 | | STA | A 8001H |
| 00157 | FC81 | CE0004 | | LDX | #04H |
| 00158 | FC84 | FF2004 | | STX | 2004H |
| 00159 | FC87 | 7F07F2 | | CLR | 7F2H |

| | | | | | |
|-------|------|--------|-------|-----|-------------------|
| 00160 | FC8A | 7F07F3 | | CLR | 7F3H |
| 00161 | FC8D | CE1388 | | LDX | # 5000 |
| 00162 | FC90 | BDFCBC | | JSR | INIT0 |
| 00163 | FC93 | BDFCD8 | | JSR | HD ;10S ENTETE |
| 00164 | FC96 | 4F | | CLR | A |
| 00165 | FC97 | BDFCAF | | JSR | SBY ;BYTE SYNCHRO |
| 00166 | FC9A | FE07F2 | S1 | LDX | 7F2H |
| 00167 | FC9D | A800 | | EOR | A X |
| 00168 | FC9F | 36 | | PSH | A |
| 00169 | FCA0 | A600 | | LDA | A X |
| 00170 | FCA2 | BDFCAF | | JSR | SBY |
| 00171 | FCA5 | BDFCC5 | | JSR | TF |
| 00172 | FCA8 | 32 | | PUL | A |
| 00173 | FCA9 | 25EF | | BCS | S1 |
| 00174 | FCAB | BDFCAF | | JSR | SBY |
| 00175 | FCAE | 39 | | RTS | |
| 00176 | FCAF | CE0008 | SBY | LDX | #8H ;SHUV BYTE |
| 00177 | FCB2 | 48 | SB1 | ASL | A |
| 00178 | FCB3 | 36 | | PSH | A |
| 00179 | FCB4 | BDFCE0 | | JSR | SB1 |
| 00180 | FCB7 | 32 | | PUL | A |
| 00181 | FCB8 | 09 | | DEX | |
| 00182 | FCB9 | 26F7 | | BNE | SB1 |
| 00183 | FCBB | 39 | | RTS | |
| 00184 | FCBC | 8660 | INIT0 | LDA | A #60H |
| 00185 | FCBE | B72002 | | STA | A 2002H |
| 00186 | FCC1 | B72003 | | STA | A 2003H |
| 00187 | FCC4 | 39 | | RTS | |
| 00188 | FCC5 | B607F3 | TF | LDA | A 7F3H |
| 00189 | FCC8 | 81ED | | CMP | A #0EDH |
| 00190 | FCCA | B607F2 | | LDA | A 7F2H |
| 00191 | FCCD | 8207 | | SBC | A #07H |
| 00192 | FCCF | 7C07F3 | | INC | 7F3H |
| 00193 | FCD2 | 2603 | | BNE | RT |
| 00194 | FCD4 | 7C07F2 | | INC | 7F2H |
| 00195 | FCD7 | 39 | RT | RTS | |
| 00196 | FCD8 | 0D | HD | SEC | |
| 00197 | FCD9 | BDFCE0 | | JSR | SB1 |
| 00198 | FCDC | 09 | | DEX | |
| 00199 | FCDD | 26F9 | | BNE | HD |
| 00200 | FCDF | 39 | | RTS | |
| 00201 | FCE0 | C608 | SB1 | LDA | B #8H ;SAUVE BIT |
| 00202 | FCE2 | 2403 | | BCC | SB2 |
| 00203 | FCE4 | F707EE | | STA | B 7EEH |
| 00204 | FCE7 | B62002 | SB2 | LDA | A 2002H |
| 00205 | FCEA | B62003 | | LDA | A 2003H |
| 00206 | FCED | 814B | | CMP | A #4BH |
| 00207 | CEEF | 22F6 | | BHI | SB2 |
| 00208 | FCF1 | B707EF | | STA | A 7EFH |
| 00209 | FCF4 | B607EE | | LDA | A 7EEH |
| 00210 | FCF7 | 2607 | | BNE | WT |
| 00211 | FCF9 | B607EF | | LDA | A 7EFH |
| 00212 | FCFC | 8132 | | CMP | A #32H |

| | | | | | | |
|-------|------|--------|--------|-----|---------|----------------------------|
| 00213 | FCFE | 22E7 | | BH1 | SB2 | |
| 00214 | FD00 | BDFCBC | WT | JSR | INIT0 | |
| 00215 | FD03 | B68000 | | LDA | A 8000H | |
| 00216 | FD06 | 5A | | DEC | B | |
| 00217 | FD07 | 26DE | | BNE | SB2 | |
| 00218 | FD09 | 7F07EE | | CLR | 7EEH | |
| 00219 | FD0C | 39 | | RTS | | |
| 00220 | FD0D | 7F8001 | CHARGT | CLR | 8001H | ;DEBUT PROG LECTURE CASSET |
| 00221 | FD10 | 7F8000 | | CLR | 8000H | |
| 00222 | FD13 | 8604 | | LDA | A #04H | |
| 00223 | FD15 | B78001 | | STA | A 8001H | |
| 00224 | FD18 | CE0009 | | LDX | #09H | |
| 00225 | FD1B | FF2004 | | STX | 2004H | |
| 00226 | FD1E | 5F | | CLR | B | |
| 00227 | FD1F | 7F07ED | | CLR | 7EDH | |
| 00228 | FD22 | 7F07EE | | CLR | 7EEH | |
| 00229 | FD25 | 7F07EF | | CLR | 7EFH | |
| 00230 | FD28 | BDF936 | | JSR | FFF | |
| 00231 | FD2B | 7F07F0 | | CLR | 7F0H | |
| 00232 | FD2E | 7F07F2 | | CLR | 7F2H | |
| 00233 | FD31 | 7F07F3 | | CLR | 7F3H | |
| 00234 | FD34 | BDFD75 | FILE0 | JSR | INIT | |
| 00235 | FD37 | B707ED | | STA | A 7EDH | |
| 00236 | FD3A | BDFD92 | FIL1 | JSR | RBI | ;TROUVER ENTELE |
| 00237 | FD3D | 24F5 | | BCC | FILE0 | |
| 00238 | FD3F | 7A07ED | | DEC | 7EDH | |
| 00239 | FD42 | 26F6 | | BNE | FIL1 | |
| 00240 | FD44 | CE1388 | | LDX | #5000 | |
| 00241 | FD47 | 09 | RSY0 | DEX | | |
| 00242 | FD48 | 2737 | | BEQ | ERT | |
| 00243 | FD4A | 8608 | | LDA | A #8H | |
| 00244 | FD4C | B707ED | | STA | A 7EDH | |
| 00245 | FD4F | BDFD92 | RSY1 | JSR | RBI | ;TROUVER BYTE SYNCHRO |
| 00246 | FD52 | 25F3 | | BCC | RSY0 | |
| 00247 | FD54 | 7A07ED | | DEC | 7EDH | |
| 00248 | FD57 | 26F6 | | BNE | RSY1 | |
| 00249 | FD59 | BDFD85 | RD2 | JSR | RBY | ;LIRE BYTE |
| 00250 | FD5C | FE07F2 | | LDX | 7F2H | |
| 00251 | FD5F | A700 | | STA | A X | |
| 00252 | FD61 | B807F0 | | EDR | A 7F0H | |
| 00253 | FD64 | B707F0 | | STA | A 7F0H | |
| 00254 | FD67 | BDFCC5 | | JSR | TF | |
| 00255 | FD6A | 25ED | | BCC | RD2 | |
| 00256 | FD6C | BDFD85 | | JSR | RBY | ;LIRE TEST BYTE |
| 00257 | FD6F | B107F0 | | CMP | A 7F0H | ;COMPARE TEST BYTE |
| 00258 | FD72 | 260D | | BNE | ERT | |
| 00259 | FD74 | 39 | | RTS | | |
| 00260 | FD75 | 86FF | INIT | LDA | A #0FFH | |
| 00261 | FD77 | B72002 | | STA | A 2002H | |
| 00262 | FD7A | B72003 | | STA | A 2003H | |
| 00263 | FD7D | B707EF | | STA | A 7EFH | |
| 00264 | FD80 | 39 | | RTS | | |
| 00265 | FD81 | BDF97C | ERT | JSR | ERR | |

| | | | | | | |
|-------|------|--------|-------|-----|---------|------------------------|
| 00266 | FD84 | 3E | | WAI | | |
| 00267 | FD85 | CE0008 | RBY | LIX | #8H | ;LIRE BYTE |
| 00268 | FD88 | 36 | RB1 | PSH | A | |
| 00269 | FD89 | EDFD92 | | JSR | RBI | |
| 00270 | FD8C | 32 | | PUL | A | |
| 00271 | FD8D | 49 | | RDL | A | |
| 00272 | FD8E | 09 | | DEX | | |
| 00273 | FD8F | 26F7 | | BNE | RB1 | |
| 00274 | FD91 | 39 | | RTS | | |
| 00275 | FD92 | C608 | RBI | LDA | B #8H | ;LIRE BIT |
| 00276 | FD94 | B62002 | RB2 | LDA | A 2002H | |
| 00277 | FD97 | B62003 | | LDA | A 2003H | |
| 00278 | FD9A | B707EE | | STA | A 7EEH | |
| 00279 | FD9D | B68000 | | LDA | A 8000H | |
| 00280 | FDA0 | B807F1 | | EOR | A 7F1H | |
| 00281 | FDA3 | 2AEF | | BPL | RB2 | |
| 00282 | FDA5 | B807F1 | | EOR | A 7F1H | |
| 00283 | FDA8 | B707F1 | | STA | A 7F1H | |
| 00284 | FDAE | B607EF | | LDA | A 7EFH | |
| 00285 | FDAE | B007EE | | SUB | A 7EEH | |
| 00286 | FDB1 | 8106 | | CMF | A #06H | |
| 00287 | FDB3 | 230C | | BLS | TZ | |
| 00288 | FDB5 | 5A | | DEC | B | |
| 00289 | FDB6 | 2609 | | BNE | TZ | |
| 00290 | FDB8 | 8669 | | LDA | A #69H | |
| 00291 | FDBA | B107EE | | CMF | A 7EEH | |
| 00292 | FDBD | EDFD75 | | JSR | INIT | |
| 00293 | FDC0 | 39 | | RTS | | |
| 00294 | FDC1 | B607EE | TZ | LDA | A 7EEH | |
| 00295 | FDC4 | B707EF | | STA | A 7EFH | |
| 00296 | FDC7 | 20CB | | BRA | RB2 | |
| 00297 | FDC9 | 8E07FF | PRINT | LDS | #7FFH | ;DEBUT PROG A IMPRIMER |

| | | SECTION S5, ABSOLUTE | |
|-------|--------------|----------------------|---------|
| 00001 | | ORG | 0FD0CH |
| 00002 | FIDC | LDX | 7E4H |
| 00003 | FIDC FE07E4 | STX | 7E6H |
| 00004 | FIDCF FF07E6 | LDA | A #0FFH |
| 00005 | FID2 86FF | STA | A 7F0H |
| 00006 | FID4 B707F0 | JSR | EP3 |
| 00007 | FID7 BDFEBA | LDA | A #42H |
| 00008 | FIDA 8642 | JSR | CH0 |
| 00009 | FIDC BDFEC6 | LDA | A #3DH |
| 00010 | FIDF 863D | JSR | CH0 |
| 00011 | FDE1 BDFEC6 | LDA | A 7EBH |
| 00012 | FDE4 B607EB | JSR | DAB |
| 00013 | FDE7 BDFED8 | LDA | A #20H |
| 00014 | FDEA 8620 | JSR | CH0 |
| 00015 | FDEC BDFEC6 | LDA | A #53H |
| 00016 | FDEF 8653 | JSR | CH0 |
| 00017 | FDF1 BDFEC6 | JSR | EP3 |
| 00018 | FDF4 BDFEBA | LDA | A 7ECH |
| 00019 | FDF7 B607EC | JSR | DAB |
| 00020 | F DFA BDFED8 | LDA | A #20H |
| 00021 | FDFD 8620 | JSR | CH0 |
| 00022 | FDFE BDFEC6 | LDA | A #53H |
| 00023 | FE02 8653 | JSR | CH0 |
| 00024 | FE04 BDFEC6 | JSR | CH1 |
| 00025 | FE07 BDFEFS | LDX | #0H |
| 00026 | FE0A CE0000 | LDA | A X |
| 00027 | FE0D A600 | BEQ | 66 |
| 00028 | FE0F 275A | CPX | #0H |
| 00029 | FE11 8C0000 | BEQ | 63 |
| 00030 | FE14 2714 | CMF | A 7F7H |
| 00031 | FE16 B107F7 | BEQ | 64 |
| 00032 | FE19 271A | BLS | 61 |
| 00033 | FE1B 2305 | INC | 7F7H |
| 00034 | FE1D 7C07F7 | BRA | 62 |
| 00035 | FE20 2003 | DEC | 7F7H |
| 00036 | FE22 7A07F7 | 61 | |
| 00037 | FE25 B107F7 | 62 | |
| 00038 | FE28 270B | CMF | A 7F7H |
| 00039 | FE2A B707F7 | BEQ | 64 |
| 00040 | FE2D 8646 | 63 | |
| 00041 | FE2F B707F1 | STA | A 7F7H |
| 00042 | FE32 B0FF1C | LDA | A #46H |
| 00043 | FE35 BDFBD3 | 64 | |
| 00044 | FE38 B607E6 | STA | A 7F1H |
| 00045 | FE3B 260A | JSR | FDR1 |
| 00046 | FE3D 8680 | 64 | |
| 00047 | FE3F B58001 | JSR | CPH |
| 00048 | FE42 27F9 | LDA | A 7E6H |
| 00049 | FE44 B68000 | BNE | D1 |
| 00050 | FE47 08 | D10 | |
| 00051 | FE48 BC07E9 | LDA | A #80H |
| 00052 | FE4B 26C0 | BIT | A 8001H |
| 00053 | FE4D B0FF1C | BEQ | D10 |
| | | D1 | |
| | | LDA | A 8000H |
| | | INX | |
| | | CPX | 7E9H |
| | | BNE | D0 |
| | | JSR | FDR1 |

| | | | | | |
|-------|------|--------|-----|-----|---------|
| 00054 | FE50 | 8646 | 65 | LDA | A #46H |
| 00055 | FE52 | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00056 | FE55 | 8649 | | LDA | A #49H |
| 00057 | FE57 | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00058 | FE5A | 864E | | LDA | A #4EH |
| 00059 | FE5C | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00060 | FE5F | BDFEF3 | | JSR | CH1 |
| 00061 | FE62 | B607F0 | | LDA | A 7F0H |
| 00062 | FE65 | 27E9 | | BEG | G5 |
| 00063 | FE67 | BDF95A | | JSR | BELL |
| 00064 | FE6A | 3E | | WHI | |
| 00065 | FE6B | 08 | 66 | INX | |
| 00066 | FE6C | A600 | | LDA | A X |
| 00067 | FE6E | 2722 | | BEG | G7 |
| 00068 | FE70 | B707F4 | | STA | A 7F4H |
| 00069 | FE73 | 08 | | INX | |
| 00070 | FE74 | A600 | | LDA | A X |
| 00071 | FE76 | B707F5 | | STA | A 7F5H |
| 00072 | FE79 | 08 | | INX | |
| 00073 | FE7A | A600 | | LDA | A X |
| 00074 | FE7C | B707F6 | | STA | A 7F6H |
| 00075 | FE7F | 08 | | INX | |
| 00076 | FE80 | A600 | | LDA | A X |
| 00077 | FE82 | B707F7 | | STA | A 7F7H |
| 00078 | FE85 | 8646 | | LDA | A #46H |
| 00079 | FE87 | B707F1 | | STA | A 7F1H |
| 00080 | FE8A | BDFF1C | | JSR | FDR1 |
| 00081 | FE8D | BDFF84 | | JSR | FDR2 |
| 00082 | FE90 | 20A3 | | BRA | G4 |
| 00083 | FE92 | 08 | 67 | INX | |
| 00084 | FE93 | A600 | | LDA | A X |
| 00085 | FE95 | 27B9 | | BEG | G5 |
| 00086 | FE97 | F607F7 | | LDA | B 7F7H |
| 00087 | FE9A | F707F2 | | STA | B 7F2H |
| 00088 | FE9D | B707F7 | | STA | A 7F7H |
| 00089 | FEA0 | 16 | | TAB | |
| 00090 | FEA1 | 5A | D2 | DEC | B |
| 00091 | FEA2 | 2705 | | BEG | D3 |
| 00092 | FEA4 | BDFBD3 | | JSR | CPH |
| 00093 | FEA7 | 20F8 | | BRA | D2 |
| 00094 | FEA9 | 8641 | D3 | LDA | A #41H |
| 00095 | FEAB | B707F1 | | STA | A 7F1H |
| 00096 | FEAE | BDFF1C | | JSR | FDR1 |
| 00097 | FEB1 | B607F2 | | LDA | A 7F2H |
| 00098 | FEB4 | B707F7 | | STA | A 7F7H |
| 00099 | FEB7 | 7EFE35 | | JMP | G4 |
| 00100 | FEBA | 8620 | EP3 | LDA | A #20H |
| 00101 | FEBC | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00102 | FEBF | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00103 | FEC2 | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00104 | FEC5 | 39 | | RTS | |
| 00105 | FEC6 | F68400 | CH0 | LDA | B 8400H |
| 00106 | FEC9 | C506 | | BIT | B #06H |

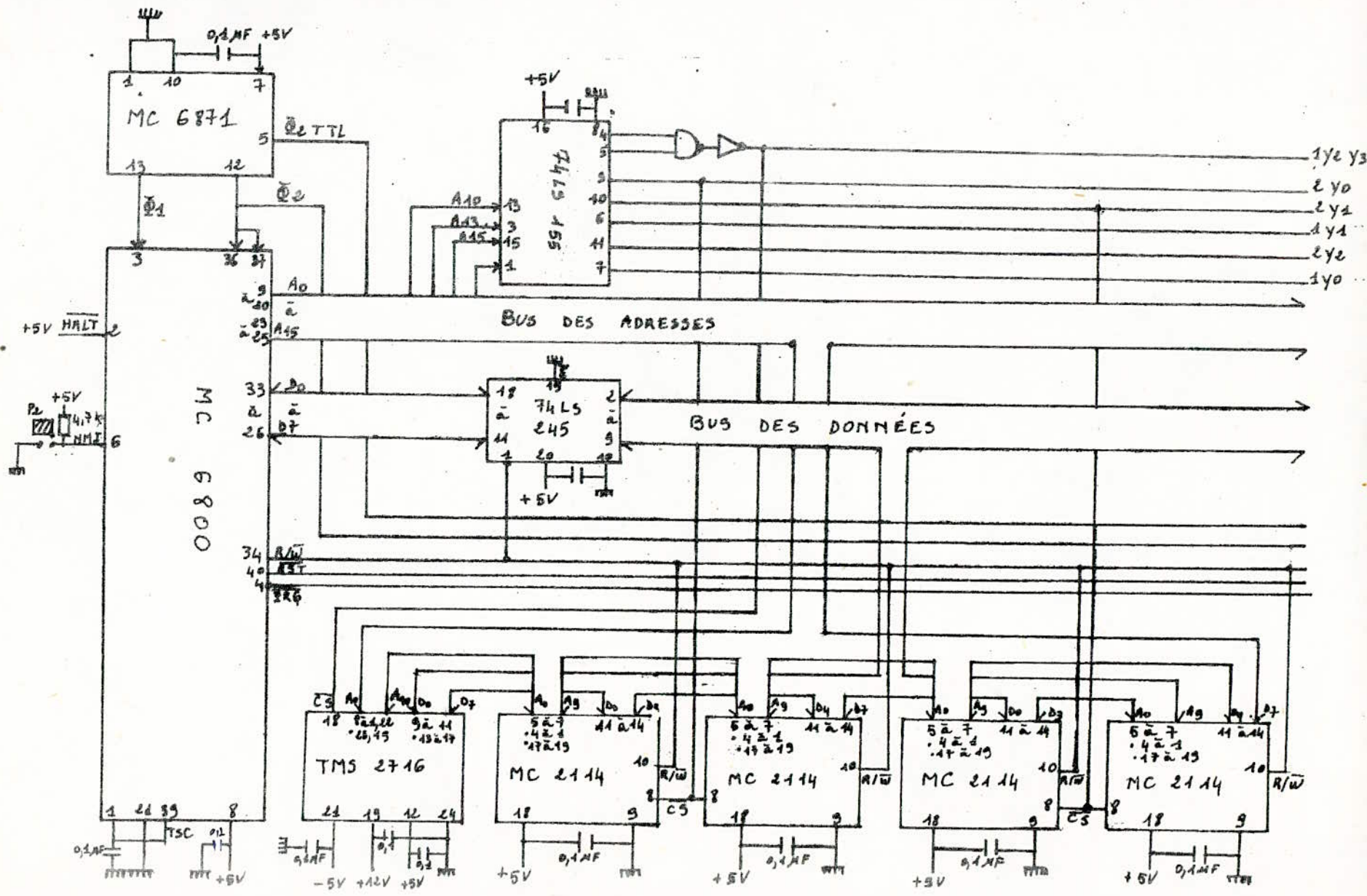
| | | | | | |
|-------|------|--------|-------|-----|---------|
| 00107 | FECB | 26F9 | | BNE | CH0 |
| 00108 | FECD | B78400 | | STA | A 8400H |
| 00109 | FED0 | 39 | | RTS | |
| 00110 | FED1 | C630 | ASCII | LDA | B #30H |
| 00111 | FED3 | 1B | | ABA | |
| 00112 | FED4 | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00113 | FED7 | 39 | | RTS | |
| 00114 | FED8 | BDFAF3 | DAB | JSR | BNBCD |
| 00115 | FEDB | B607EF | | LDA | A 7EFH |
| 00116 | FEDE | BDFED1 | | JSR | ASCII |
| 00117 | FEE1 | 862E | | LDA | A #2EH |
| 00118 | FEE3 | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00119 | FEE6 | B607EE | DAO | LDA | A 7EEH |
| 00120 | FEE9 | BDFED1 | | JSR | ASCII |
| 00121 | FEED | B607ED | | LDA | A 7EDH |
| 00122 | FEED | BDFED1 | | JSR | ASCII |
| 00123 | FEF2 | 39 | | RTS | |
| 00124 | FEF3 | C6FF | CH1 | LDA | B #0FFH |
| 00125 | FEF5 | F707F0 | | STA | B 7F0H |
| 00126 | FEF8 | F68400 | | LDA | B 8400H |
| 00127 | FEFB | C504 | | BIT | B #04H |
| 00128 | FEFD | 26F4 | | BNE | CH1 |
| 00129 | FEFF | 7F8001 | | CLR | 8001H |
| 00130 | FF02 | C610 | | LDA | B #10H |
| 00131 | FF04 | F78000 | | STA | B 8000H |
| 00132 | FF07 | C605 | | LDA | B #05H |
| 00133 | FF09 | F78001 | | STA | B 8001H |
| 00134 | FF0C | 860A | | LDA | A #0AH |
| 00135 | FF0E | B78400 | | STA | A 8400H |
| 00136 | FF11 | F68000 | | LDA | B 8000H |
| 00137 | FF14 | C540 | | BIT | B #40H |
| 00138 | FF16 | 2603 | | BNE | NERR |
| 00139 | FF18 | 7F07F0 | | CLR | 7F0H |
| 00140 | FF1B | 39 | NERR | RTS | |
| 00141 | FF1C | 86FF | FDR1 | LDA | A #0FFH |
| 00142 | FF1E | B707F0 | | STA | A 7F0H |
| 00143 | FF21 | 8648 | | LDA | A #48H |
| 00144 | FF23 | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00145 | FF26 | 863D | | LDA | A #3DH |
| 00146 | FF28 | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00147 | FF2B | B607E7 | | LDA | A 7E7H |
| 00148 | FF2E | BDFAF3 | | JSR | BNBCD |
| 00149 | FF31 | BDFEE6 | | JSR | DAO |
| 00150 | FF34 | 8620 | | LDA | A #20H |
| 00151 | FF36 | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00152 | FF39 | B607E6 | | LDA | A 7E6H |
| 00153 | FF3C | BDFAF3 | | JSR | BNBCD |
| 00154 | FF3F | BDFEE6 | | JSR | DAO |
| 00155 | FF42 | BDFEBA | | JSR | EP3 |
| 00156 | FF45 | BDFE51 | | JSR | P1F |
| 00157 | FF48 | BDFEF3 | | JSR | CH1 |
| 00158 | FF4B | B607F0 | | LDA | A 7F0H |
| 00159 | FF4E | 27CC | | BEG | FDR1 |

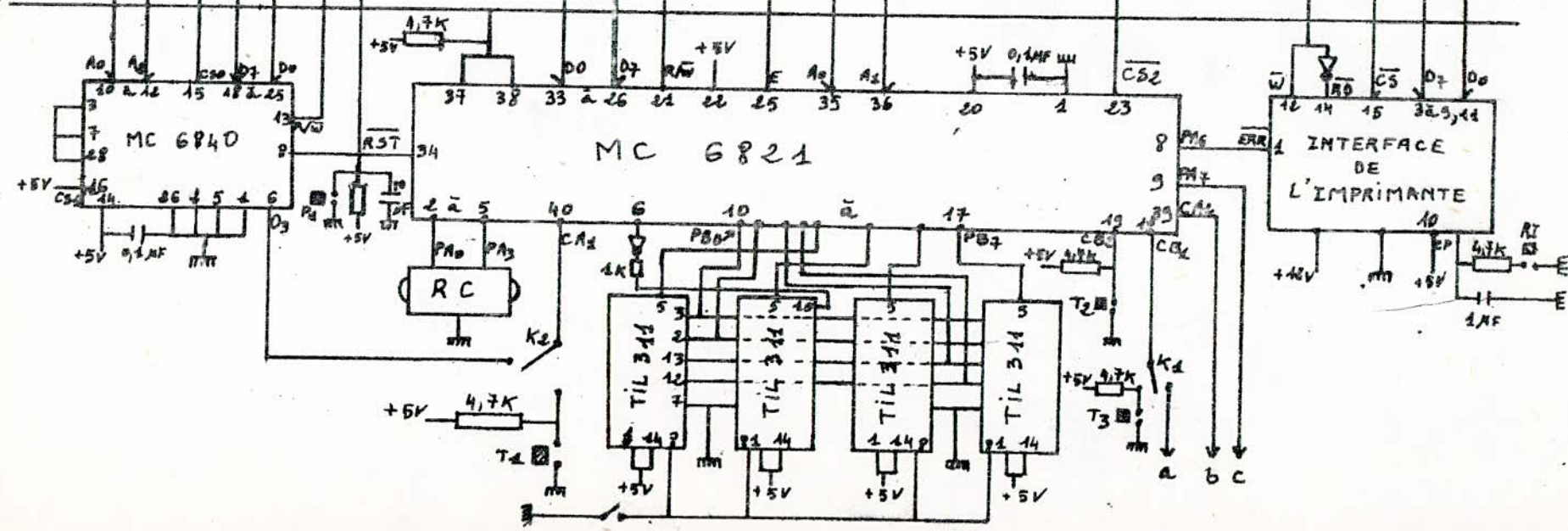
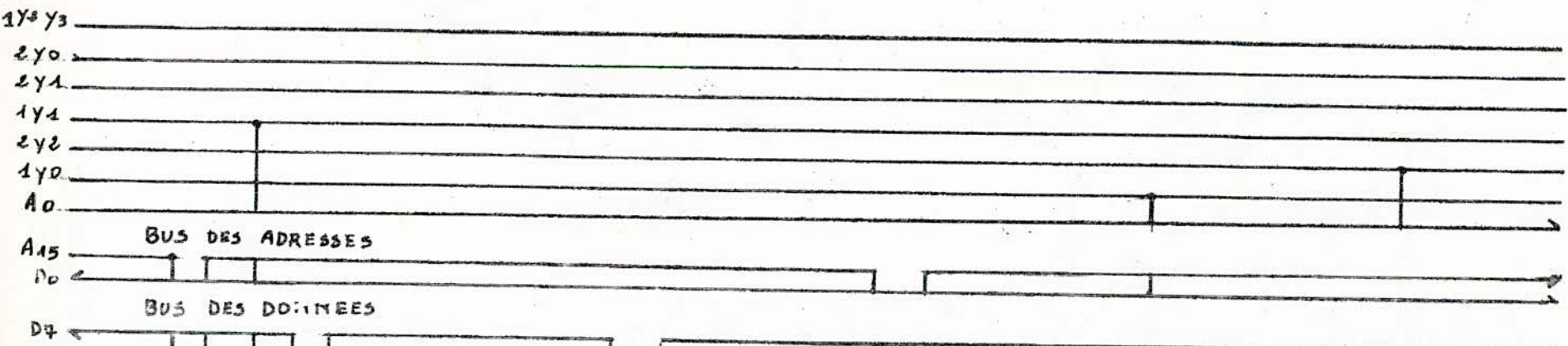
| | | | | | |
|-------|------|---------|------|-----|---------|
| 00160 | FF50 | 39 | | RTS | |
| 00161 | FF51 | B607F1 | PIF | LDA | A 7F1H |
| 00162 | FF54 | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00163 | FF57 | 863D | | LDA | A #3DH |
| 00164 | FF59 | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00165 | FF5C | B607F7 | | LDA | A 7F7H |
| 00166 | FF5F | BDFAF3 | PI0 | JSR | BABCD |
| 00167 | FF62 | B607EF | | LDA | A 7EFH |
| 00168 | FF65 | BDFED1 | | JSR | ASCI |
| 00169 | FF68 | B607F6 | | LDA | A 7F6H |
| 00170 | FF6B | B707E0 | | STA | A 7E0H |
| 00171 | FF6E | B607F7 | | LDA | A 7F7H |
| 00172 | FF71 | B707E1 | | STA | A 7E1H |
| 00173 | FF74 | BDFEE6 | | JSR | DA0 |
| 00174 | FF77 | B607E0 | | LDA | A 7E0H |
| 00175 | FF7A | B707F6 | | STA | A 7F6H |
| 00176 | FF7D | B607E1 | | LDA | A 7E1H |
| 00177 | FF80 | B707F7 | | STA | A 7F7H |
| 00178 | FF83 | 39 | | RTS | |
| 00179 | FF84 | 86FF | FDR2 | LDA | A #0FFH |
| 00180 | FF86 | B707F0 | | STA | A 7F0H |
| 00181 | FF89 | 864E | | LDA | A #4EH |
| 00182 | FF8B | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00183 | FF8E | 8641 | | LDA | A #41H |
| 00184 | FF90 | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00185 | FF93 | 863D | | LDA | A #3DH |
| 00186 | FF95 | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00187 | FF98 | B607F4 | | LDA | A 7F4H |
| 00188 | FF9B | BDFEF5F | | JSR | PI0 |
| 00189 | FF9E | 8620 | | LDA | A #20H |
| 00190 | FFA0 | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00191 | FFA3 | 8654 | | LDA | A #54H |
| 00192 | FFA5 | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00193 | FFA8 | 863D | | LDA | A #3DH |
| 00194 | FFAA | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00195 | FFAD | B607F5 | | LDA | A 7F5H |
| 00196 | FFB0 | 2605 | | BNE | P4 |
| 00197 | FFB2 | BDFEBA | | JSR | EP3 |
| 00198 | FFB5 | 2008 | | BRA | P5 |
| 00199 | FFB7 | BDFED8 | P4 | JSR | DAB |
| 00200 | FFBA | 8620 | | LDA | A #20H |
| 00201 | FFBC | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00202 | FFBF | B607F6 | P5 | LDA | A 7F6H |
| 00203 | FFC2 | 260C | | BNE | P6 |
| 00204 | FFC4 | 8620 | | LDA | A #20H |
| 00205 | FFC6 | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00206 | FFC9 | 8653 | | LDA | A #53H |
| 00207 | FFCB | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00208 | FFCE | 2015 | | BRA | P7 |
| 00209 | FFD0 | 863C | P6 | LDA | A #3CH |
| 00210 | FFD2 | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00211 | FFD5 | B607F6 | | LDA | A 7F6H |
| 00212 | FFD8 | BDFED8 | | JSR | DAB |

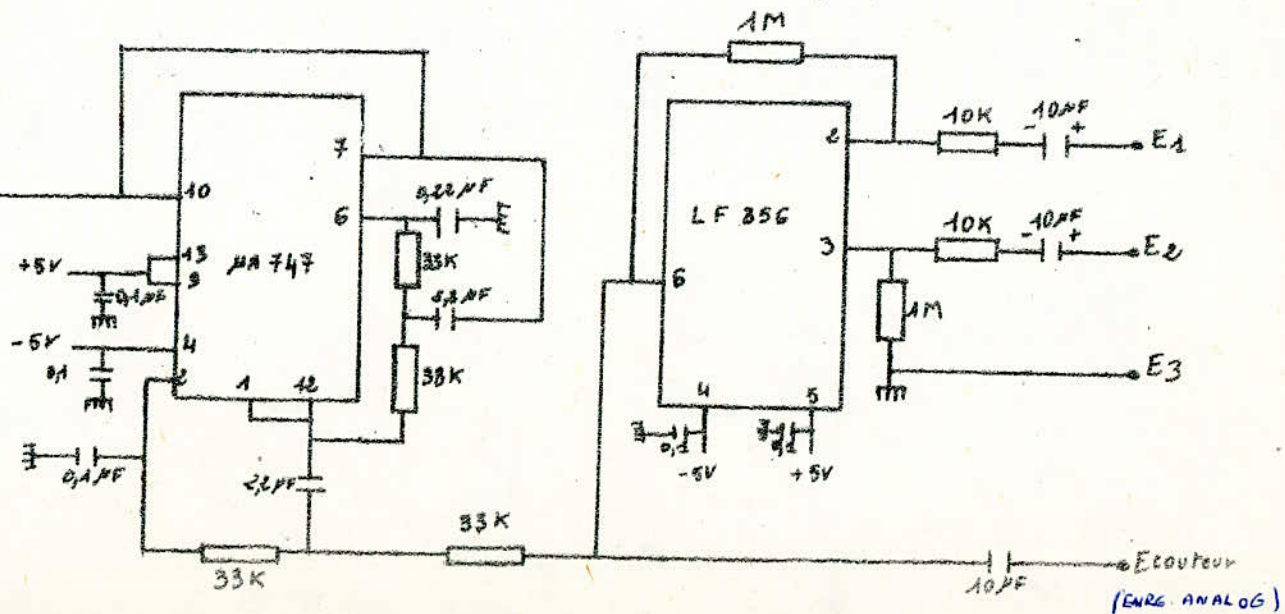
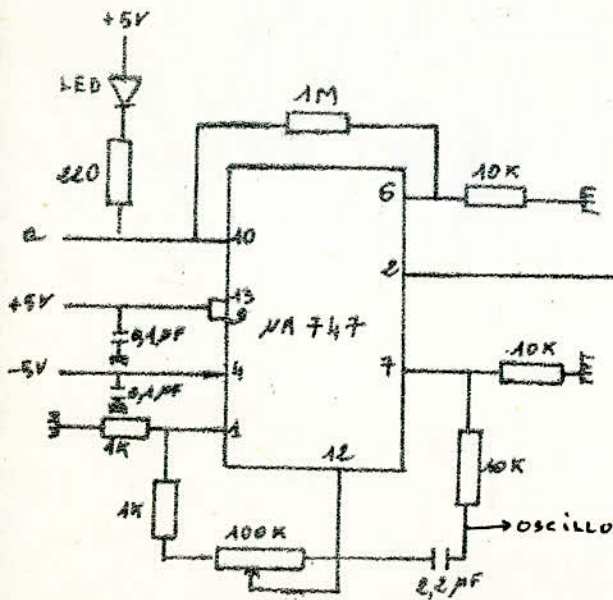
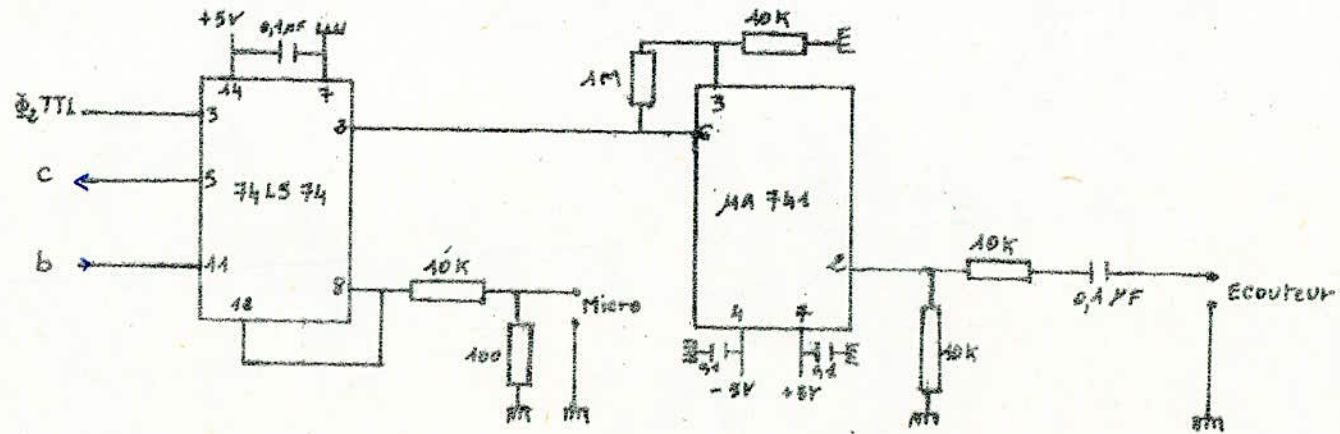
| | | | | | |
|-------|------|--------|----|-----|--------|
| 00213 | FFDB | 8620 | | LDA | A #20H |
| 00214 | FFDD | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00215 | FFE0 | 8653 | | LDA | A #53H |
| 00216 | FFE2 | BDFEC6 | | JSR | CH0 |
| 00217 | FFE5 | BDFEF3 | P7 | JSR | CH1 |
| 00218 | FFE8 | B607F0 | | LDA | A 7F0H |
| 00219 | FFEB | 2797 | | BEG | FOR2 |
| 00220 | FFED | 39 | | RTS | |

ANNEXE - B

S C H E M A







BIBLIOGRAPHIE

- 1 - Précis d'électro-cardiographie
M. IRENE FERRER Maloine S.A Editeur Paris 1975
- 2 - Eléments de biophysique
F. GREMY et J.C PAGES Edition Flammarion 1966
- 3 - Lecture accélérée de l' E.C.G
DALE DUBIN Maloine S.A Editeur Paris 1971
- 4 - Les troubles du rythme cardiaque
P. CONNELL et J.F LECLEREQ, revue la recherche n°108
Février 1980.
- 5 - Les tachycardies ventriculaires
G. MOTTE et R. SLAMA, Edition servier 1979
- 6 - Les blocs auriculo - Ventriculaires
R. SLAMA, G. MOTTE et P. CONNELL, Edition bailliére
Paris 1971.
- 7 - Electrophysiologie des arythmies
D.M KRIKLER et J.F GOODWIN, Paris, Librairie Doin 1978.
- 8 - The conduction of cardiaque impulse
P.F GRANEFIELD, New york, Edition fotura 1975
- 9 - Roentrant arhythmias
H.E KUBBERTUS, Lancaster, MTP press limited 1977
- 10 - The conduction of système of the heart
H.J.J WELLENS, K.I L.T.E and M.J. JANSE, LIEDEN STENFERT
Kroese 1976.
- 11 - Enregistrements des activités cardiaques
A. MANKAR et J. ROUILLARDS Thèse de 3é Cycle Nancy 1980.
- 12 - Etude d'un circuit pour stimulateur cardiaque programmable
implanté (possibilité d'utiliser un microprocesseur)
Gérard PFLIEGER : Thèse du Docteur Ingénieur (INPL 1980).

- 13 - Cardio-tachymètre par H. HEYDON Radio Plan n°345 Août 1976
(Page 20)
- 14 - Notices techniques sur la famille M.C 6800.
- 15 - Microsystèmes n°15 (page 82 Timer 6840)
- 16 - Appèle II référence manual (Interface audio-cassette)
- 17 - Filtre actif
Paul BILDSTEIN Edition Radio 1976.
- 18 - Manuels d'utilisation du TEKTRONIX 8002A.
- 19 - Notices techniques sur l'interface parallèle D.P.C - 1.
(D 8041 C) et l'imprimante D.P 822.
- 20 - T T L DATA BOOK.
- 21 - Notices techniques sur les mémoires 2114 et 2716.
- 22 - I.C.L 7660 un miroir de tension par RATEAU Radio-Plan
n° 405 Août 1981.