

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
REpubLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

29/87

2000

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE

DEPARTEMENT : ELECTRONIQUE

المدرسة الوطنية المتعددة التقنيات
المكتبة -
Ecole Nationale Polytechnique

PROJET DE FIN D'ETUDES

SUJET

Conception d'une Chaîne Multicanaux d'Acquisition de Signaux en G. B. M.

Proposé par :

D.E. AZOUZ

Etudié par :

BOUCEKKINE Ali
ARAB Abdenaceur

Dirigé par :

D.E. AZOUZ

PROMOTION

J U I N 1 9 8 7

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

«O»

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

«O»

ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE

DEPARTEMENT : ELECTRONIQUE

المدرسة الوطنية المتعددة التقنيات
BIBLIOTHEQUE — المكتبة
Ecole Nationale Polytechnique

PROJET DE FIN D'ETUDES

SUJET

Conception d'une Chaîne Multicanaux d'Acquisition de Signaux en G. B. M.

Proposé par :

D.E. AZOUZ

Etudié par :

BOUCEKKINE Ali
ARAB Abdenaceur

Dirigé par :

D.E. AZOUZ

PROMOTION

J U I N 1 9 8 7

R E M E R C I E M E N T S

Nous tenons à remercier vivement notre promoteur

Monsieur D. E. AZOUZ d'avoir proposé et dirigé ce travail.

Nos remerciements s'adressent aussi à celui qui nous a aidés à dactylographier ce sujet, à celui qui nous a prêté son matériel et à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à sa réalisation.

S O M M A I R E

INTRODUCTION :	1
CHAPITRE I : Transducteurs et techniques de mesure biomédicaux ...	6
A / Exemples de techniques de mesure	7
1. L'électrocardiographie (E.C.G.)	7
2. L'électromyographie (E.M.G.)	7
3. L'électroencéphalographie (E.E.G.)	8
4. Conclusion	8
B / Les transducteurs biomédicaux	9
1. Exemples de capteurs	9
a - Electrodes de surface pour E.C.G	9
b - Electrodes internes	9
c - Capteurs de pression	9
d - Capteurs de pouls	10
e - Cellule photosensible	10
f - Capteurs de température	10
2. Autres exemples d'éléments utilisés	10
a - Les thermistances	10
b - Les thermocouples	10
3. Critères de choix des électrodes	11

a - Electrodes internes	11
b - Electrodes de surface	11
4. Comment placer les électrodes	11
a - Electrodes externes	11
b - Electrodes internes	12
CHAPITRE II : Unité de prétraitement	13
A / La préamplification	14
B / Le filtrage	18
a - Calcul de la fonction de transfert	19
b - Remarque	21
c - L'amplification	21
C / Amplification	24
CHAPITRE III : Unité d'acquisition	25
A / Bloc 1 .. Numérisation :	26
1. Le multiplexage	26
a - Le multiplexeur	26
2. Le monostable	28
3. Echantillonnage	30

a - L'échantillonneur/Bloqueur	30
b - Principe	31
c - Caractéristiques d'un échantillonneur/Bloqueur réel	34
d - Etude de l'échantillonneur/Bloqueur LF 398 ...	33
4. La conversion analogique/numérique	38
a - Le convertisseur analogique/numérique	38
b - Le convertisseur à approximations successives	38
c - Caractéristiques principales d'un CAN	39
d - Etude du convertisseur analogique/numérique ADC 0804	41
B / Bloc 2 .Interfaçage .:.....	46
1. Organisation externe	46
2. Organisation interne	47
3. Sélection du PIA et de ses registres internes ...	48
4. Programmation du PIA	50
5. Explication du fonctionnement de la chaîne d'acquisition	53
* Organigramme de fonctionnement	54
* Chronogramme de fonctionnement	55

C H A P I T R E IV : Programmation / Réalisation56

 A / Programme de fonctionnement57

 B / Réalisation59

 1. Calcul des éléments de l'unité de prétraitement 59

 a - Préamplificateur59

 b - Filtre60

 c - Amplificateur61

 2. Calcul des éléments de la chaîne d'acquisition...66

C O N C L U S I O N72

A N N E X E75

B I B L I O G R A P H I E77

Introduction

Pour mieux dominer la nature et l'exploiter à bon escient, l'homme doit connaître les secrets de tout ce qui l'entoure. L'acquisition des données est donc indispensable pour l'agriculteur, l'industriel, le politicien, le militaire, l'économiste ou tout autre chercheur.

Pour atteindre ces objectifs, l'électronique est sûrement la branche la mieux placée pour jouer un rôle dominant dans ce sens.

L'acquisition des données, nous permet de connaître les relations existantes entre les causes et leurs effets, d'où la mesure de certains paramètres et l'exercice éventuel d'un contrôle sur ceux-ci pour éviter des pertes inutiles de temps et d'argent.

Les exemples de systèmes d'acquisition et d'exploitation des données sont nombreux, on peut citer :

- L'autorégulation du chauffage central si l'installation possède un thermostat d'ambiance dans la pièce à chauffer;
- Les laminoirs où l'épaisseur de la tôle est réglée automatiquement;
- Le pilotage automatique des avions;
- Les dispositifs antifading des récepteurs radio, etc...

Ainsi, on peut également recueillir des signaux biologiques dûs par exemple à :

- L'activité du système musculaire (E.M.G), l'activité du système nerveux (E.E.G) ou, du système cardiaque (E.C.G).

L'information acquise, peut être délivrée au médecin traitant (physiothérapeute), lui permettant d'établir un diagnostic ou de juger de l'état d'avancement d'une rééducation, ou des performances d'une drogue, etc...

Mais elle peut être communiquée également au patient (myofeedback).

En effet l'électronique médicale s'applique au diagnostic, à la surveillance, à la thérapie, à la radiologie

De nombreuses disciplines médicales font appel à diverses disciplines techniques.

Lorsque l'on évoque l'électronique médicale, il s'agit essentiellement des applications de l'électronique directement en rapport avec la thérapie et le diagnostic.

En fait, l'électronique appliquée au domaine médical, a, en quelques années, profondément modifiée l'art du diagnostic.

Notre travail consiste à étudier et à réaliser une chaîne d'acquisition à huit canaux de signaux biologiques, donc de signaux de très basses fréquences. En général, un tel système comporte les sous-ensembles (fig 1) :

- La famille des transducteurs (ou capteurs);
- L'unité de prétraitement;
- L'unité d'acquisition;
- En fin l'unité d'exploitation (microordinateur).

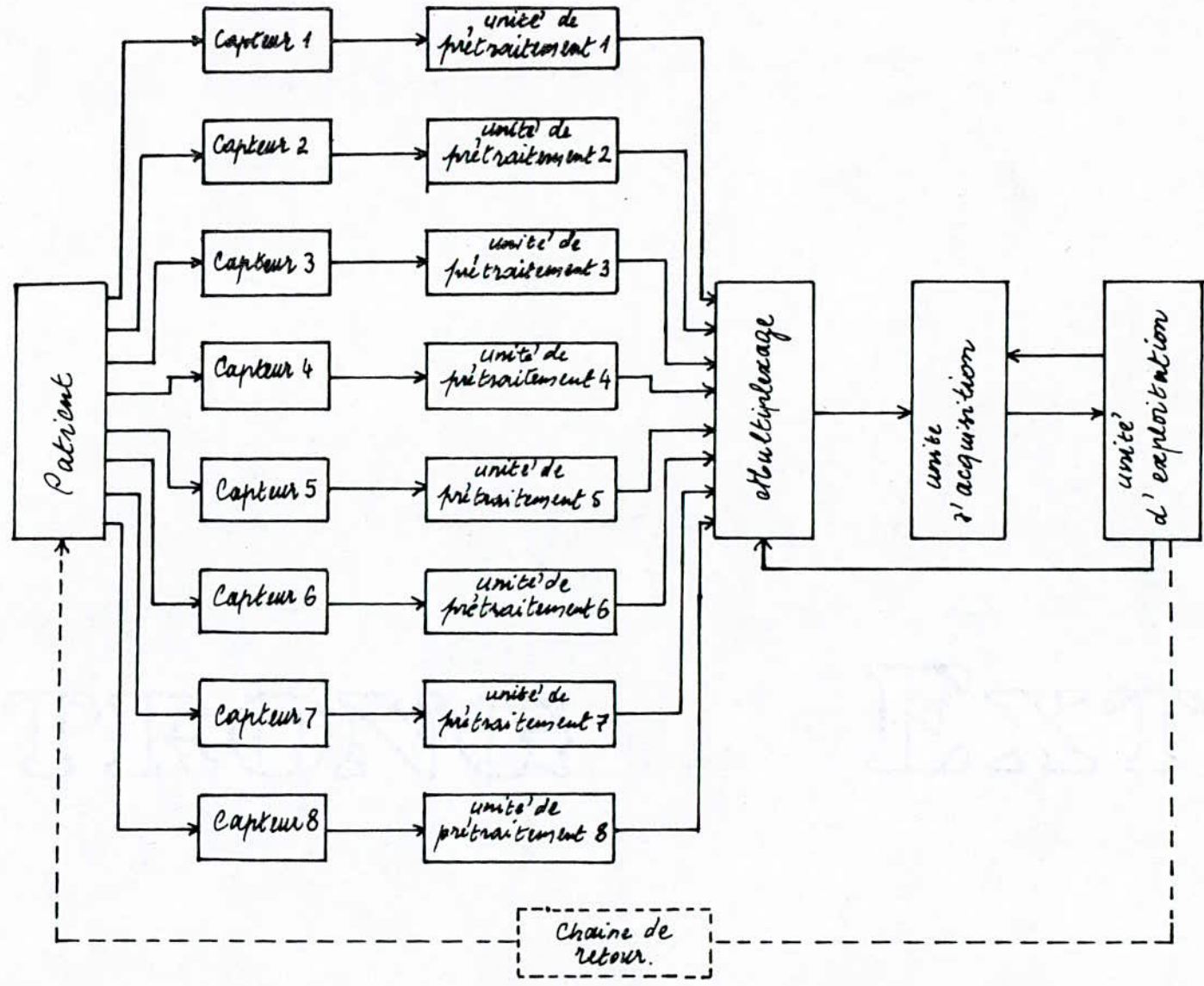


Fig.1 SCHEMA SYNOPTIQUE

Les divers signaux biologiques sont recueillis par différents capteurs. Les amplitudes engendrées par ces transducteurs (thermocouples, quartz etc...) sont variables mais d'une manière générale, sont très faibles, il est donc nécessaire de les amplifier.

Ceci est accompli par le module de prétraitement qui également filtre ces signaux et réalise l'adaptation.

Une fois ces signaux prétraités, il est indispensable de les numériser pour qu'ils soient acquis par un micro-système.

Ainsi le rôle principal de l'unité d'acquisition est de réaliser le multiplexage des signaux prétraités, l'échantillonnage, la conversion analogique/numérique du signal multiplexé et l'interface de cet unité avec le microprocesseur.

En dernier lieu, l'unité d'exploitation choisie dans ce travail est le microprocesseur 6502 implanté dans le microordinateur Apple II de l'école nationale polytechnique.

Le premier chapitre couvre les notions principales sur les capteurs biomédicaux et leurs utilisations.

Une étude détaillée de la chaîne de prétraitement est donnée dans le deuxième chapitre.

La chaîne d'acquisition proprement dite est traitée d'une manière approfondie dans le chapitre trois.

CHAPITRE I

Transducteurs et techniques de mesure biomédicales

Malgré la multitude d'aspects des appareils de mesure électrophysiologiques, les principes fondamentaux restent les mêmes. Dans tous les appareils, on peut considérer trois parties distinctes :

- Les circuits d'entrée (capteurs);
- Les amplificateurs;
- Le système d'exploitation.

A. EXEMPLES DE TECHNIQUES DE MESURE :

1. L'électrocardiographie (E.C.G).

Cette technique est utilisée dans la plus part des services hospitaliers. Le signal E.C.G est parfaitement connu, toute variation par rapport à la norme (E.C.G normal) indique au médecin traitant un diagnostic probable de l'origine du trouble. Cette technique, simple, permet de détecter les anomalies éventuellement multiples de l'activité cardiaque.

2. L'électromyographie (E.M.G).

Elle regroupe l'ensemble des techniques qui permettent la mesure de l'activité des muscles et des nerfs. L'E.M.G. électrodiagnostic de détection enregistre les variations de potentiel électrique dues à l'activité du système neuromusculaire d'où une interprétation des anomalies électriques observées.

3. L'électrocéphalographie (E.E.G)

L'électrocéphalographie est une technique d'enregistrement des variations des potentiels de divers points du cerveau. Si les électrodes, qui permettent de relever ces potentiels, sont placées à la surface du crâne, le tracé obtenu est appelé électrocéphalogramme " E.E.G ".

4. Conclusion :

L'exploitation complète de ces techniques exige une prise de données correcte et une interprétation rigoureuse par un personnel qualifié. Il est clair à présent que l'importance et la délicatesse d'une telle opération sont manifestes, aussi un soin particulier est demandé lors de la prise au point des différents éléments de la chaîne de mesure.

B. LES TRANSDUCTEURS BIOMEDICAUX.

Le capteur permet d'acquérir la grandeur à mesurer et de l'amener au transducteur qui, à son tour, la convertit en grandeur électrique correspondante

Le transducteur est utilisé pour les signaux non électriques tels :

- La température, la pression etc...

1. Exemples de capteurs :

a - Electrodes de surface pour E.C.G :

Les capteurs utilisés dans l'électrocardiographie, sont des électrodes placées à la surface de l'organisme.

Les potentiels électriques produits par les cellules atteignent les électrodes après avoir traversé les tissus interposés.

b - Electrodes internes :

Elles sont utilisées pour effectuer des mesures directement dans la cavité cardiaque. La variété en est très grande, le type choisi dépendra essentiellement de l'étude envisagée.

c - Capteurs de pression :

- Le catheter : Dispositif relié à une jauge de contrainte. Il transforme les variations de pressions en variations électriques.

- Le microphone : Souvent utile dans la phonocardiographie externe. Il assure la conversion de l'onde captée (bruit du coeur) en un signal électrique permettant

ainsi de mieux apprécier la durée de l'intensité d'un souffle.

d - Capteurs de pouls :

La contraction cardiaque entraîne la dilatation des tissus du lit musculaire. Cette dilatation va faire déplacer l'armature mobile de la capacité d'où une variation suivant le rythme du pouls.

e - Cellule photosensible :

Lors de chaque pulsation cardiaque, l'afflux sanguin se caractérise par une légère variation de l'opacité de la peau (préalablement éclairée par une lampe).

f - Capteurs de température :

Il existe une multitude de capteurs de température qui utilisent en général, tous le même procédé : variation linéaire ou non d'une caractéristique de l'élément capteur.

2. Autres exemples d'éléments utilisés :

a - Les thermistances :

Ce sont des cellules thermosensibles, les plus retenues sont celles à coefficient de température négatif . Ces capteurs sont très sensibles mais leur inertie thermique n'est pas négligeable. De plus la réponse non linéaire qu'ils fournissent, les désavantage par rapport à d'autres capteurs.

b - Les thermocouples :

Les couples thermoélectriques utilisent le principe suivant : Contact par soudure de deux matériaux différents. Ce procédé a l'avantage d'être robuste, précis et

de petite taille.

3. Critère de choix des électrodes :

On doit utiliser des électrodes de bonnes qualités et éviter celles, ayant assez servies ou usées.

a - Electrodes internes :

Puisque la pointe de l'électrode doit être insérée dans le corps du patient, elle doit être stérilisée avant utilisation. Un tube de protection sur le bout de l'aiguille est nécessaire.

b - Electrodes de surface :

Il n'est pas nécessaire que la surface et les câbles interconnectés soient stérilisés.

Néanmoins, il est recommandé de les essuyer avec un chiffon humide (eau + savon) en évitant d'utiliser l'alcool car celui-ci durcit les cordes s'il est utilisé fréquemment et pendant une longue durée.

4. Comment placer les électrodes :

a - Electrodes externes :

- Nettoyer l'endroit où doivent être insérées les électrodes avec de l'alcool.
- Appliquer une petite quantité de pommade pour E.E.G sur la peau nettoyée.
- Appliquer une petite quantité de cette même pommade sur l'endroit puis presser doucement.

- Fixer les électrodes avec du sparadrap.

b - Electrodes internes :

Dans le cas de l'aiguille, on nettoie l'endroit à mesurer, avec de l'alcool, puis on tient l'aiguille perpendiculairement à la peau avant de l'introduire rapidement dans le muscle à mesurer.

CHAPITRE II

L'unité de prétraitement

Le prétraitement à effectuer sur le signal électrique dépend naturellement du type de grandeur que l'on veut mesurer, pour obtenir des résultats souhaités.

En général, une unité de prétraitement est constituée de trois étages (fig.II.1). Un étage préamplificateur, suivi d'un filtre lequel est suivi d'un amplificateur. C'est à ce niveau que se situent les réglages des différents paramètres : amplification, constante de temps, bande passante, adaptation avec capteurs etc...

A. LA PREAMPLIFICATION

Le niveau du signal issu du capteur étant très faible pour pouvoir actionner les systèmes d'exploitation utilisés dans la chaîne de mesure, une augmentation du niveau se révèle nécessaire. On utilise un système capable d'augmenter l'amplitude des signaux, sans pour cela créer une quelconque distorsion. En électrophysiologie, l'amplification différentielle est la plus courante. Elle nous permet d'éliminer pratiquement tous les parasites et seul le signal utile est amplifié.

Le préamplificateur est un étage d'entrée, qui doit retenir une attention particulière pour son taux de rejection en mode commun (capacité du système à éliminer les parasites présents simultanément sur les deux entrées de l'amplificateur différentiel) et son impédance d'entrée qui doit être assez grande pour renforcer l'isolation du malade et créer une parfaite adaptation.

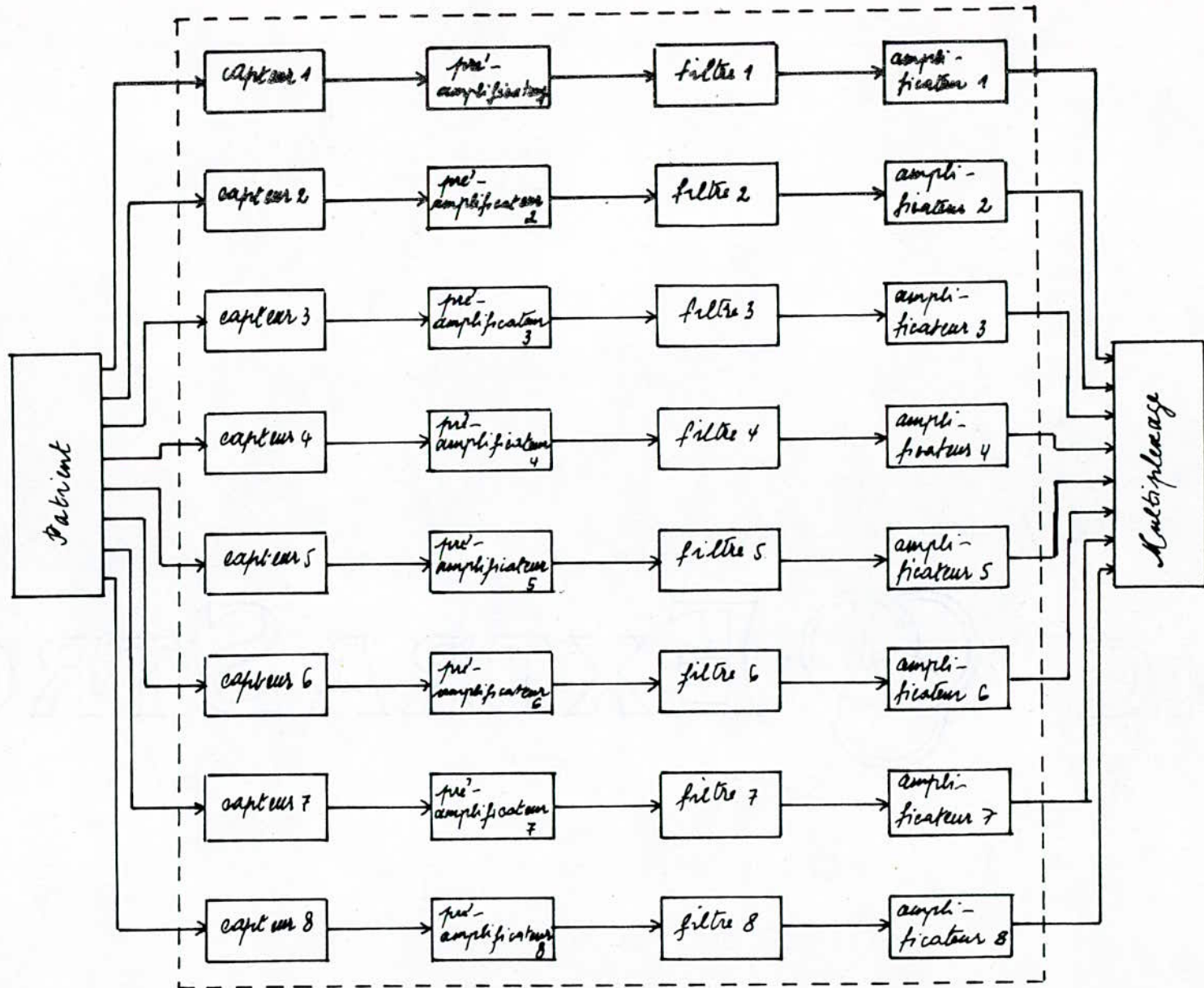


fig. II.1 schéma synoptique de l'unité de prétraitement

Compte tenu de ces contraintes et aussi de la disponibilité du choix limité des composants, nous avons opté pour l'amplificateur opérationnel UA 741 . Il est du type différentiel, son gain est de 10^5 , son impédance d'entrée est très grande.

Les deux ponts de résistance R_2/R_1 et R_4/R_3 fixent le gain de l'amplificateur opérationnel à 100 (fig.II.2).

a-Calcul du gain du préamplificateur.

$$V_s = \frac{R_1 + R_2}{R_3 + R_4} \cdot \frac{R_4}{R_1} \cdot e_2 - \frac{R_2}{R_1} \cdot e_1 \quad (1)$$

$$\frac{R_2}{R_1} = \frac{R_4}{R_1} \cdot \frac{R_1 + R_2}{R_3 + R_4} \iff \frac{R_2}{R_1} = \frac{R_4}{R_3} \quad (2)$$

(1) et (2) donnent :

$$V_s = \frac{R_4}{R_3} \cdot (e_2 - e_1) \quad (3)$$

Le gain de l'étage sans les condensateurs C_1 et C_2

$$G_o = \frac{R_4}{R_3} \quad (4)$$

Le gain de l'étage avec les condensateurs C_1 et C_2 en prenant

$$C_1 = C_2 = C$$

$$G = \frac{R_4}{R_3} \cdot \frac{1}{1 + \frac{1}{P CR_1}} \quad (5)$$

La fréquence de coupure basse est donnée par :

$$W_1 = \frac{1}{CR_1} \quad \Rightarrow \quad c = \frac{1}{2 \times 3,14 f_1 R_1} \quad (6)$$

B. LE FILTRAGE.

Les phénomènes bioélectriques sont définis par des fréquences extrêmes qui les limitent.

Ces fréquences déterminent la bande qu'il faut faire passer à travers l'amplificateur sans qu'il y ait distorsion.

Le filtre est mis au point surtout pour la nette amélioration du rapport signal/bruit.

Les signaux considérés ont des fréquences qui se situent dans la bande 1 Hz - 400 Hz. Pour cela, on utilise un filtre actif passe-bas.

Les caractéristiques intrinsèques des éléments actifs varient sensiblement, ceci aura un effet néfaste sur l'amplitude et surtout sur la dérive de la fréquence de coupure.

Pour parer à cette contrainte, nous avons mis en oeuvre un filtre de très faible sensibilité doté d'une source commandée en tension avec un gain égal à 1.

Cette structure a l'avantage de nécessiter peu de composants passifs dont les valeurs ne présentent pas une grande disparité, et la possibilité de la réaliser avec des coefficients de surtension élevés.

Ce filtre est réalisé par la mise en cascade de deux filtres actifs du deuxième ordre.

a - Calcul de la fonction de transfert

D'après le schéma de la fig II.3 nous pouvons écrire les équations de la tension d'entrée.

$$V_e = R_o I_1 + V_o \quad (1)$$

$$I_1 = I_2 + I_3 \quad (2)$$

$$I_2 = \frac{V_o - V_s}{R_o} \quad (3), \text{ car IC est un amplificateur idéal}$$

$$I_3 = (V_o - V_s) \cdot C_1 \cdot p \quad (4)$$

$$\text{D'autre part } I_2 = C_2 p V_s \quad (5)$$

En substituant I_2 dans (3)

$$V_o = V_s \cdot (1 + R_o C_2 p) \quad (6)$$

De (4) et (6) on tire I_3

$$I_3 = V_s R_o C_1 C_2 p^2$$

En remplaçant V_o , I_2 et I_3 par leurs valeurs respectives

on obtient :

$$V_e = R_o (V_s C_2 p + V_s R_o C_1 C_2 p^2) + V_s (1 + R_o C_2 p)$$

$$V_e = V_s (R_o^2 C_1 C_2 p^2 + 2 R_o C_2 p + 1)$$

finalement :

$$F(p) = \frac{V_s}{V_e} = \frac{1}{R_o^2 C_1 C_2 p^2 + 2 R_o C_2 p + 1}$$

fréquence à - 3 db

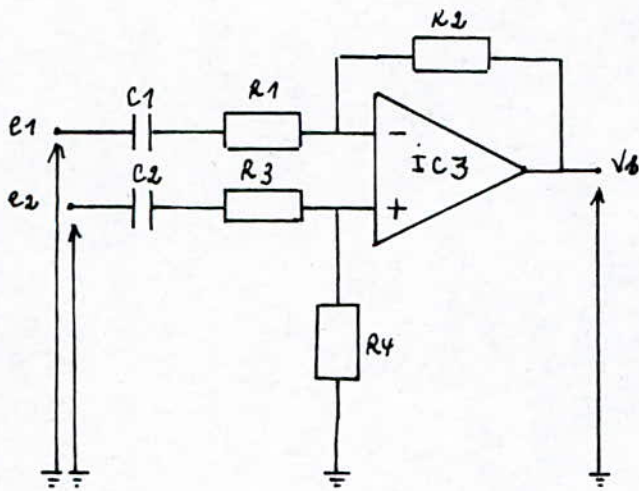


fig. II.2 Etage préamplificateur

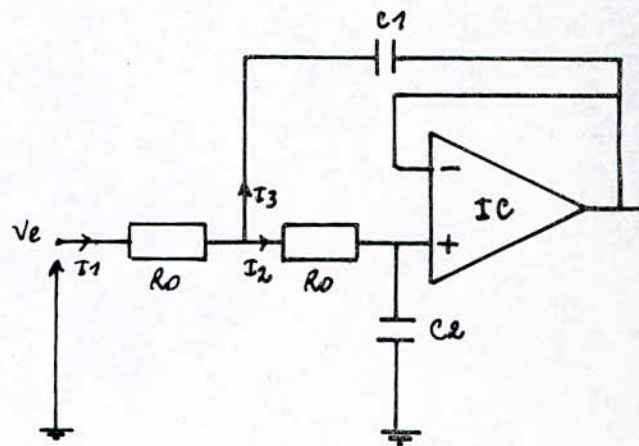


fig. II.3 Gabarit du filtre actif du 2^e ordre à source commandée en tension

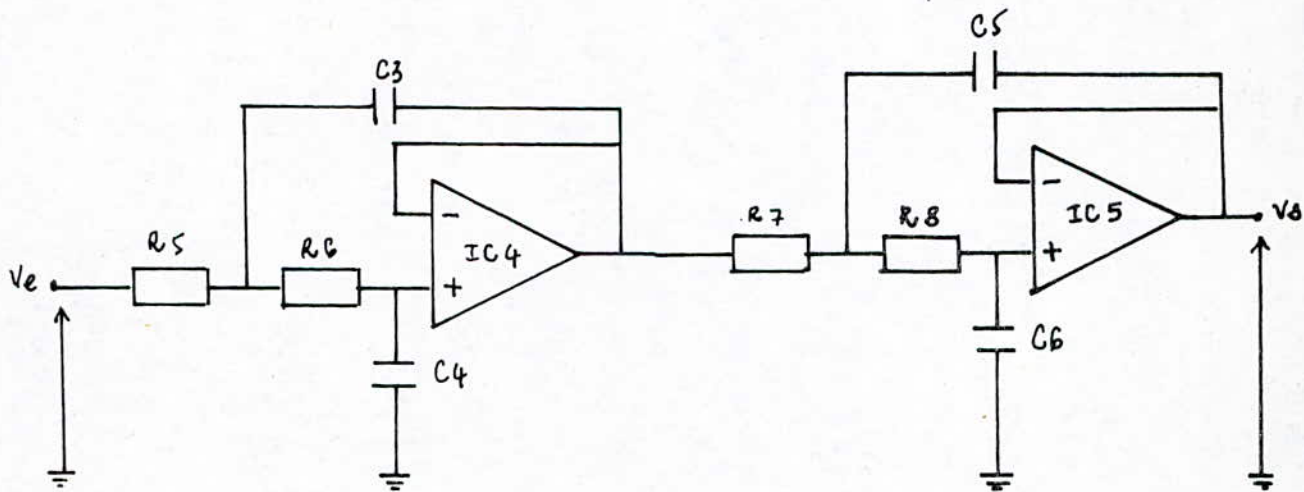


fig II.6 schéma global du filtre passe bas du 4^e ordre à réponse de THOMSON

$$f_0 = \frac{1}{2.3,14 \cdot R_0 \cdot \sqrt{C_1 \cdot C_2}}$$

Coefficient de surtension

$$Q = \frac{1}{2} \cdot \sqrt{\frac{C_1}{C_2}}$$

b - Remarque :

Pour une bonne adaptation R_0 doit être plus faible que l'impédance d'entrée de l'amplificateur opérationnel et plus grande que son impédance de sortie.

c - Etude et synthèse d'un filtre actif " passe bas " de TCHEBYCHEFF

d'ordre 4.

On veut réaliser un filtre actif caractérisé par le gabarit en fig II.4

Afin d'être sûr de réussir à construire un filtre dont la courbe d'affaiblissement se situe à l'intérieur de ce gabarit on va conduire les calculs de telle manière que la courbe d'affaiblissement se situe à l'intérieur du gabarit représenté en fig II.5

α étant le coefficient d'atténuation en db.

$$|\alpha|_{\max} = 1$$

$$|\alpha|_{\min} = 21$$

f_p étant la fréquence passante

f_a étant la fréquence atténuante

$$f_p = 500 \text{ Hz}$$

$$f_a = 750 \text{ Hz}$$

Le rapport des deux fréquences : $f'_n = \frac{f_a}{f_p} = 1,5$
 $f'_n = 1,5$ correspond à $|\alpha| = 21,6$ (d'après tableau)

Donc pour satisfaire le gabarit de la fig II.4 il convient de réaliser un filtre de TCHEBYCHEFF d'ordre 4 (fig.II.6)

Nous tirons d'après le tableau des filtres du 4eme ordre de TCHEBYCHEFF la fonction de transfert :

$$F(p') = \frac{1}{(1,0137 p'^2 + 0,28289 p' + 1)(3,5791 p'^2 + 2,4114 p' + 1)}$$

avec $p' = \frac{j\omega}{\omega_p}$ où ω_p : la fréquence maximale passante.

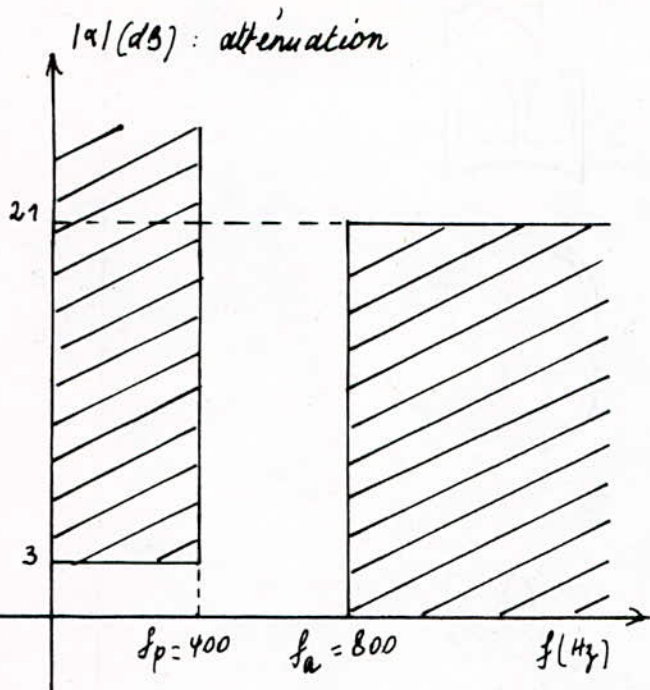


fig. II.4.

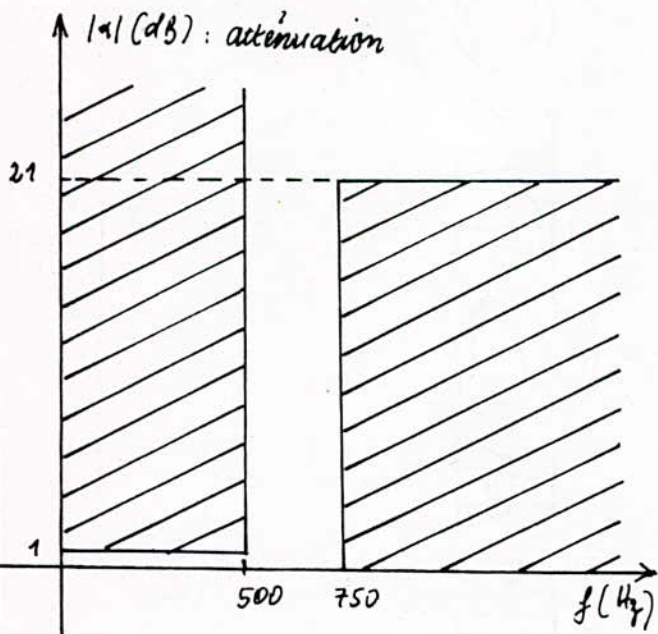


fig. II.5

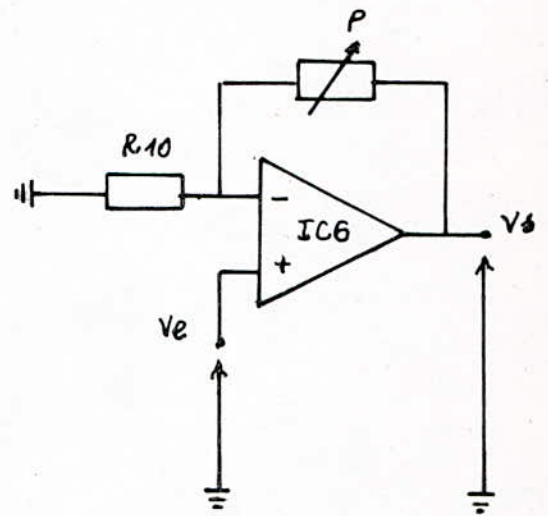


fig. B.7 schéma de l'amplificateur.

C. L'AMPLIFICATION.

La préamplification, est une partie essentielle de l'amplification.

Seulement pour pouvoir atteindre un signal de niveau assez convenable, il va falloir mettre un amplificateur à la sortie du filtre dont le gain est variable manuellement.

L'amplificateur est à base de l'amplificateur opérationnel UA 741 (IC 6) qui a un gain variable de 1 à 100 (fig II.7).

Le gain est donné par la formule :

$$G = 1 + \frac{P}{R_{10}}$$

L'impédance d'entrée de cet ampli est très élevée, elle est donnée par la formule :

$$Z_e' = Z_e \left(1 + \frac{G_o}{G} \right)$$

Z_e : impédance d'entrée en mode commun

G_o : gain en boucle ouverte

G : gain en boucle fermée

La résistance de sortie du montage est faible puisque la résistance de sortie propre de l'amplificateur se voit divisée par le terme : $1 + \frac{G_o}{G}$

$$R_s' = \frac{R_s}{1 + \frac{G_o}{G}} \cdot$$

Donc on a bien une bonne adaptation de l'amplificateur à la chaîne.

CHAPITRE III

L'unité d'acquisition.

Pour faire une analyse très fine des informations issues des capteurs, l'ordinateur s'avère nécessaire. Ainsi, la communication entre le système capteur et le micro-processeur est faite par l'intermédiaire d'un bloc de numérisation dont le rôle est de transformer le signal analogique en série de nombres binaires, retraçant le plus fidèlement son évolution et d'un bloc d'entrée - sortie (E/S) permettant le transfert de données. (fig III.1).

A / Bloc 1 - Numérisation.

Les fréquences des huit signaux physiologiques auxquels nous avons affaire, peuvent varier de 1 Hz à 400 Hz. Ils peuvent donc être lents ou rapides, dans ce dernier cas l'utilisation d'un échantillonneur-bloqueur (E/B) est utile. Celui-ci est associé à son tour à un convertisseur analogique-numérique (A/N).

1. Le multiplexage.

Pour des raisons évidentes d'économie, il n'est pas raisonnable d'associer un E/B et un CAN à chaque signal si dans le processus d'acquisition de données, on a plusieurs signaux analogiques à traiter. La solution consiste alors à utiliser un multiplexeur analogique, qui permettra de commuter à tour de rôle chaque signal d'entrée à l'ensemble E/B - CAN.

Les deux principales caractéristiques idéales d'un multiplexeur sont la résistance série à la fermeture (RON) qui est nulle et la résistance à l'ouverture (ROFF) qui est infinie.

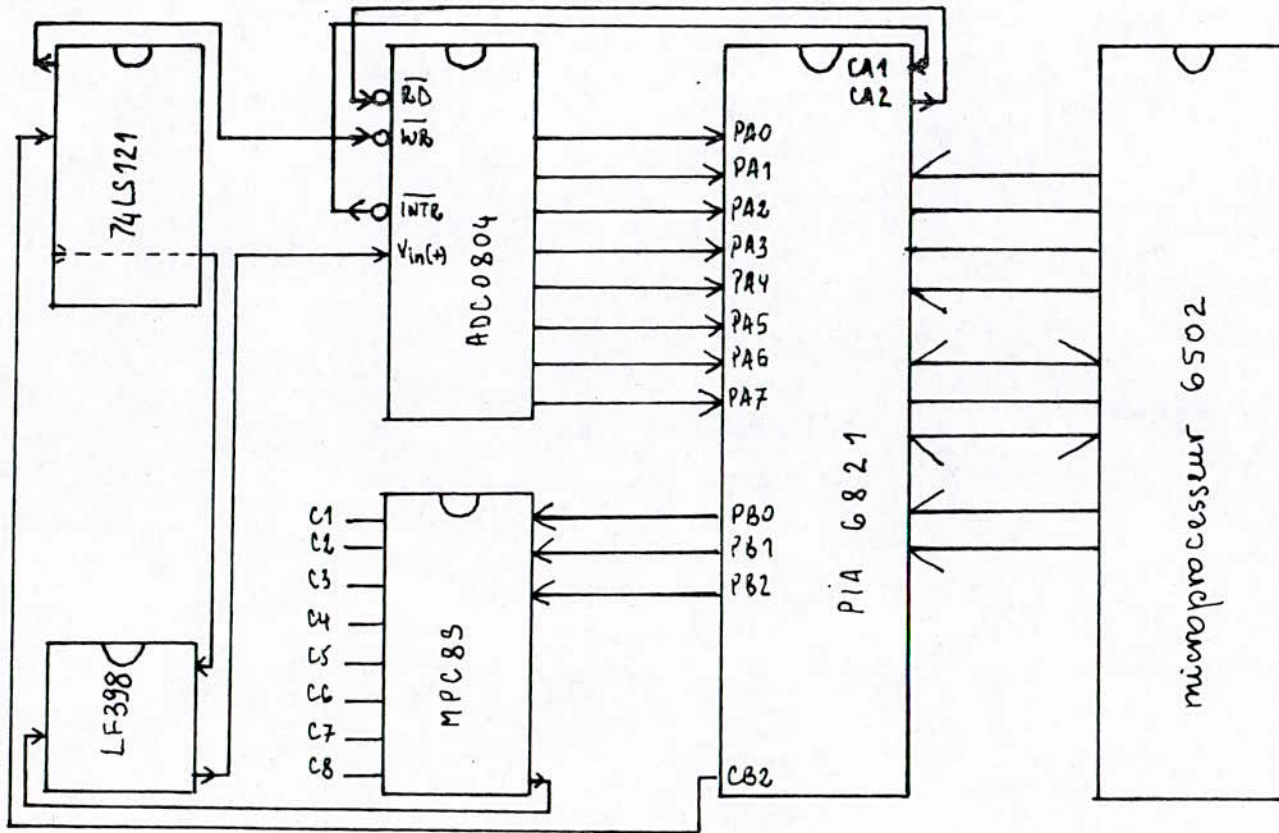


fig III.1. schéma synoptique de la chaîne d'acquisition

Alors que sur le plan pratique, une entrée de validation est utile (Enables).

Elle permet d'ouvrir simultanément tous les commutateurs.

On a choisi le multiplexeur MPC 8 S pour ses huit entrées bipolaires dont la logique d'adressage accepte les signaux DTL, TTL et CMOS (fig III.2).

2. Le monostable.

Il est choisi pour la synchronisation du début de la période blocage de l'E/B et le lancement de la conversion en même temps, par ses deux sorties Q et \bar{Q} . (fig. III.3).

D'après la relation du monostable $T_i = 0,69 RC$, on fixe la durée instable :

T_i à 6 μ s et C_1 à 10 nF pour tirer la valeur de R (P_1).

$$R = \frac{1}{0,69 C_1} = \frac{1}{0,69 \times 10 \times 10^{-9}} = 869,6$$

$$P_1 = 1 \text{ K}\Omega$$

On utilise le potentiomètre P_1 pour pouvoir régler la durée instable de manière précise.

A2	A1	A0	En	Entrées sélectionnées
X	X	X	0	aucune
0	0	0	1	IN1
0	0	1	1	IN2
0	1	0	1	IN3
0	1	1	1	IN4
1	0	0	1	IN5
1	0	1	1	IN6
1	1	0	1	IN7
1	1	1	1	IN8

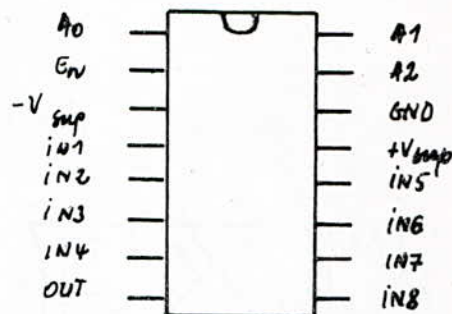


fig. III.2 Brochage du MPC85

tableau 1 - Table de vérité du MPC85

A1	A2	B	a	\bar{a}
L	X	H	L	H
X	L	H	L	H
X	X	L	L	H
H	H	X	L	H
H	↓	H	⌊	⌋
↓	H	H	⌊	⌋
↓	↓	H	⌊	⌋
L	X	↑	⌊	⌋
X	L	↑	⌊	⌋

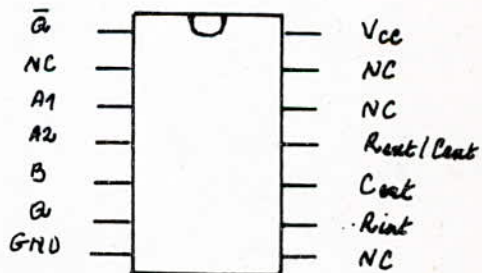


fig. III.3 Brochage du 74LS121

tableau 2 - Table de vérité du 74LS121

3. L'échantillonnage.

L'échantillonnage consiste à prélever, à des instants $K T_e$, multiples entiers de la durée T_e les valeurs $X(K T_e)$ d'un signal fonction du temps $X(t)$. Si T_e est la période d'échantillonnage alors $F_e = 1/T_e$ sera la fréquence.

Echantillonner un signal $X(t)$ à la fréquence F_e revient à multiplier $X(t)$ par une suite d'impulsions de D I R A C de fréquence de recurence F_e , donc séparés dans le temps de $T_e = 1/F_e$.

La durée d'observation dans un échantillonnage idéal étant infiniment brève, la réalisation ne peut être que par une suite d'impulsions $P(t)$ infiniment brève.

D'après le théorème de SHA NNON, la fréquence d'échantillonnage doit être égale ou supérieur à deux fois la fréquence maximale du signal à échantillonner.

a - L'échantillonneur-bloqueur :

Le rôle de l'échantillonneur bloqueur dans un système d'acquisition de données est de maintenir la tension à coder constante pendant le temps de conversion. Ceci est indispensable pour les signaux à variations rapides par rapport au temps de conversion.

Comme son nom l'indique, son fonctionnement est suivant deux états :

- Echantillonneur : Pendant lequel, il suit les variations instantanées du signal d'entrée.
- Bloqueur : Pendant lequel, il mémorise la dernière valeur instantanée du signal analogique existant avant le passage en mode blocage (fig III. 5)

b - Principe :

Quand on ferme l'interrupteur K, le condensateur C se charge sous la tension d'entrée E.

Le temps d'acquisition dépend de la résistance série et du courant de charge que peut fournir l'entrée. La fig III. 4 montre le circuit le plus évident.

c - Caractéristiques d'un échantillonneur bloqueur réel :

Un échantillonneur idéal est un suiveur sans erreur pendant l'échantillonnage.

Il est caractérisé par ses temps de commutation et d'établissement nuls, ainsi que par son temps de ~~maintient~~ maintien infini.

L'échantillonneur réel, quant à lui, s'écarte plus ou moins de ces caractéristiques.

- Paramètres principaux influant sur la prévision :

* Erreur de gain (Scale factor error) :

C'est l'écart entre le gain réel et le gain spécifié. Elle s'exprime en pourcentage et est généralement très faible.

* Tension de décalage (offset) :

C'est la tension résiduelle de sortie à entrée court-circuitée. Elle est pratiquement de quelques millivolts.

* Vitesse de décroissance (Drop rate) :

Elle provient, pendant le fonctionnement en bloqueur, de la décharge de la capacité de stockage dans sa résistance de fuite et dans l'entrée de l'amplificateur suiveur. Elle croît très vite avec la température et la capacité de stockage choisie.

- Paramètres principaux influant sur les caractéristiques dynamiques :

* Temps d'acquisition (Acquisition time) :

C'est le temps, pendant lequel un signal d'entrée d'amplitude donnée doit être maintenu pour obtenir un signal de sortie avec la précision voulue.

* Temps d'ouverture (Aperture time) :

C'est le temps nécessaire à l'exécution de la commande :

" mode suiveur - mode bloqueur " .

* Temps de maintien :

C'est la durée séparant l'ouverture de l'interrupteur K du signal d'échantillonnage suivant.

Pendant ce temps, le condensateur tend à se décharger par suite des courants de fuite. (fig III. 6).

d - Etude de l'échantillonneur-bloqueur LF 398 .

- Description générale :

L'échantillonneur-bloqueur LF 398 est un circuit intégré monolithique, conçu en technologie Bi - FET afin d'obtenir une très grande précision en continu avec acquisition rapide du signal.

Il opère en suiveur de gain unité avec précision de 0,002 % en continu, et son temps d'acquisition est de l'ordre de $6\mu s$ pour une précision de 0,01 % .

Un étage d'entrée bipolaire permet d'atteindre une tension d'offset basse et une bande passante large.

L'amplificateur de sortie est à base de J - FET.P combiné à des circuits très inférieurs aux circuits MOS et une stabilité vis à vis de la température (fig. III.7).

- Caractéristiques :

* L'impédance d'entrée est de $10^4 M\Omega$

* La tension d'alimentation se situe entre $\begin{matrix} + \\ - \end{matrix} 5 V$ et

$\begin{matrix} + \\ - \end{matrix} 18 V$.

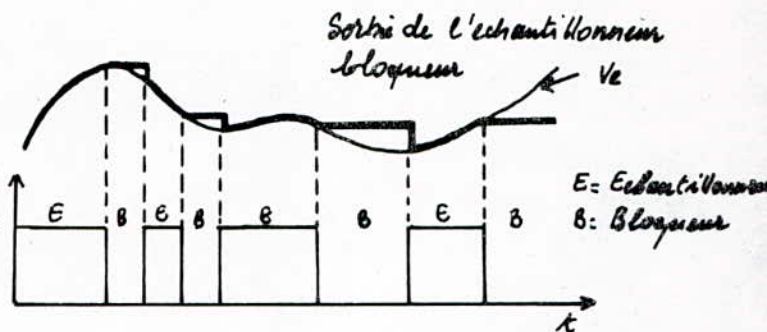
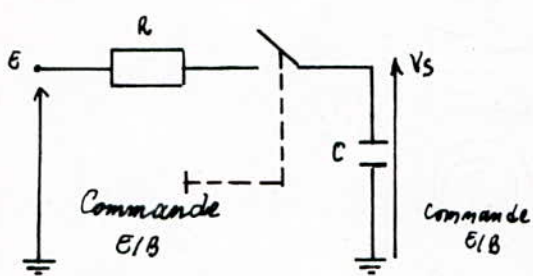


fig III.4 Circuit équivalent d'un E/B

fig III.5 forme d'onde d'un échantillonneur bloqueur

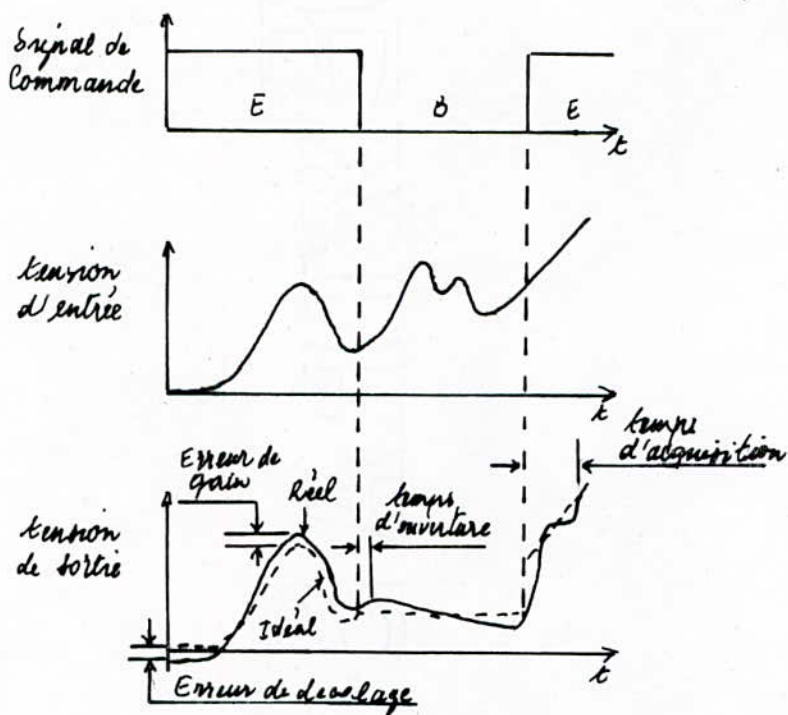


fig. III.6 Erreurs des échantillonneurs bloqueurs.

* Le temps d'acquisition est inférieur à $10 \mu s$.

* La logique d'entrée est compatible TTL, PMOS et CMOS.

* Le bruit de sortie est faible en mode de blocage.

- Principes de fonctionnement du LF 398 :

Quand le signal d'entrée logique est appliqué, la fermeture de K est réalisé lors du passage du niveau bas au niveau haut. Le comparateur ferme l'interrupteur K et la capacité C se charge exponentiellement à la tension d'entrée à travers l'adaptateur d'impédance.

L'utilisation des diodes est selon le cas où la tension d'entrée est positive ou négative.

Pour ne pas trop décharger la capacité, on place un amplificateur suiveur.

Le condensateur C_h est mis en boucle de contre-réaction, pour suivre avec précision les variations de l'entrée à faible fréquence. (fig III. 8.).

**** Signal logique :**

Pour un fonctionnement correct de l'échantillonneur-bloqueur, les signaux

d'horloge doivent avoir une vitesse de variation $\frac{dV}{dt}$ supérieur à $0,2 V/\mu S$

*** Ajustement de l'offset :**

Cette opération est réalisée en reliant la broche 2 (offset) au curseur du potentiomètre $P_2 = 2 K \Omega$, dont une extrémité est reliée à V^+ et l'autre à la masse à travers une résistance $R_2 = 15 K \Omega$ choisie pour fixer le courant à $0,6 mA$.

* Condensateur de maintien :

La capacité C_h est choisie en polystyrène égale à $0,01 \mu F$ limitant ainsi le taux d'affaiblissement de la tension en sortie à $0,5 mV$.

Le temps d'acquisition est aussi un paramètre important pour le choix du condensateur de maintien dont les pertes dans le diélectrique constituent une source d'erreur importante.

- Alimentation.

On utilise une seule alimentation externe de $20 V$. Pour cela, on fixe $R_1 = 1 K\Omega$ et $P_3 = 4,7 K\Omega$.

Le potentiomètre P_3 est réglé de telle sorte à avoir $V^+ = -V^-$.

soit $V^+ = 10 V$ et $V^- = -10 V$.

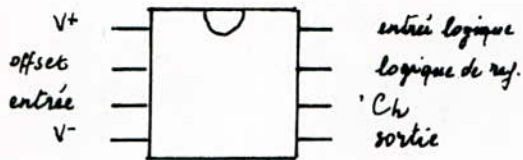


fig III.7 Brochage du LF398

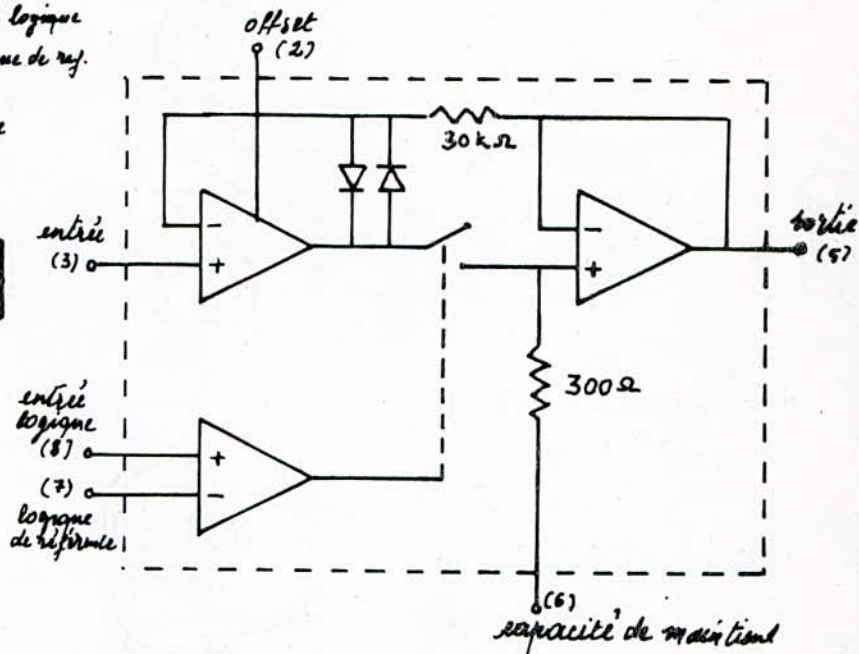


fig III.8 schéma fonctionnel du LF398

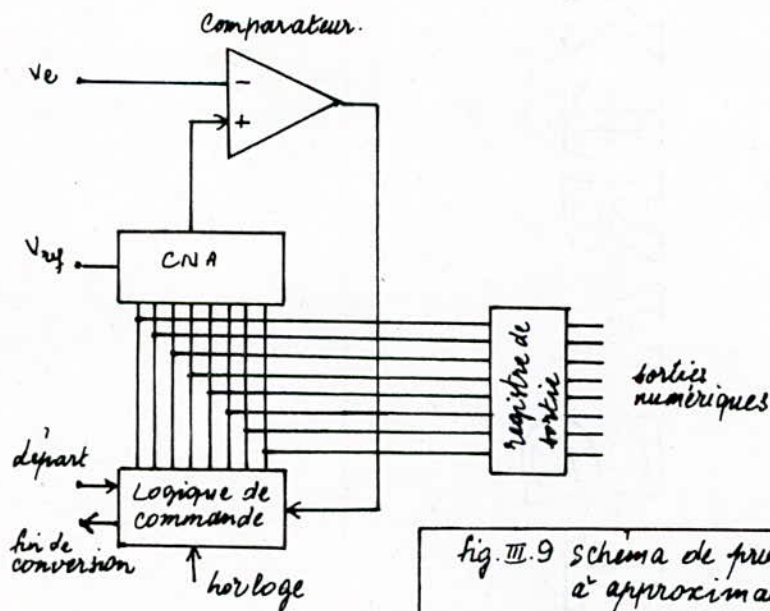


fig III.9 schéma de principe du convertisseur à approximations successives.

4. La conversion analogique-numérique.

C'est une étape nécessaire pour le traitement par ordinateur de tout signal analogique.

Elle consiste à numériser les signaux, provenant de l'échantillonneur-bloqueur, par un convertisseur analogique-numérique (CAN).

a - Le convertisseur analogique-numérique :

Les techniques appliquées dans les convertisseurs analogiques-numériques sont nombreuses :

- Méthode à comparaison^s simultanées (codage par seuils) ;
- " par approximations successives ;
- " par comptage-décomptage (dite de poursuite) ;
- " potentiométrique ;
- " par conversion tension - fréquence ;
- Procédés à simple rampe (conversion tension-temps et marches d'escaliers) ;
- " par intégration (double rampe et multiples rampes) ;

b - Le convertisseur à approximations successives :

Nous avons choisi cette technique pour sa vitesse de conversion élevée et aussi pour sa simplicité, vu que la conversion de n bits n'exigeant tout au plus que n comparaisons.

Ce convertisseur est très utilisé dans les interfaces micro-processeurs pour sa rapidité et sa bonne résolution.

- Principe de fonctionnement :

Le signal d'entrée V_e est comparé en permanence à une tension analogique précise générée par un convertisseur numérique analogique (CNA).

Après l'ordre de départ et la remise à zéro du convertisseur faite par la logique de commande, le CAN compare le bit de plus haut poids (MSB) à V_e .

Si V_e est supérieure à la tension analogique correspondant au MSB, on garde le MSB à 1 dans le registre de sortie et le bit de rang immédiatement inférieur est essayé, si l'entrée V_e était inférieure au MSB, celui-ci serait mis à zéro, on aurait 0 dans la position correspondante du registre de sortie et le bit suivant essayé.

Si l'apport du second bit est insuffisant par rapport à V_e , le registre de sortie contient la représentation binaire d'un signal analogique le plus proche de V_e .

(fig III.9.).

c - Caractéristiques principales d'un CAN :

- Echelle :

C'est l'amplitude maximale de la tension d'entrée.

- Résolution :

C'est l'amplitude de la plus petite variation de sortie qui correspond au LSB.

Ce dernier dépend du nombre de bits du mot de sortie.

- Temps de conversion :

C'est le temps nécessaire pour avoir l'équivalent numérique d'une tension d'entrée.

- Précision absolue :

C'est la différence entre la tension d'entrée théorique nécessaire pour obtenir une quantification donnée en sortie et la tension réelle qu'il faut appliquer pour obtenir cette même valeur numérique.

- Précision relative (par rapport à la pleine échelle) :

- Erreur de zéro :

C'est la tension qu'il faut appliquer pour obtenir l'état (0000000) en sortie.

- Erreur de gain ou pleine échelle :

C'est la tension qu'il faut appliquer pour obtenir l'état (1111111) en sortie.

- Erreur de linéarité :

C'est l'écart entre la courbe de transfert et la meilleure ligne droite possible.

- Monotonie :

Elle traduit le fait que chaque fois que la grandeur d'entrée varie de 1 LSB le mot de sortie doit varier de 1 LSB également ou au moins rester inchangé.

- Erreur de quantification :

Elle est systématique de la conversion analogique-numérique, et vaut $\pm 1/2$ LSB.

d - Etude du convertisseur analogique-numérique ADC0804

- Description générale :

C'est un circuit intégré à vingt broches, qui utilise la méthode par approximations successives de technologie CMOS et est compatible avec le micro-processeur.

Ce convertisseur paraît voir le micro-processeur comme une position mémoire ou un port d'entrée-sortie et ne nécessite aucun interfaçage logique.

La tension de référence peut être ajustée pour permettre la conversion de signaux de faible amplitude tout en maintenant la résolution à 8 bits (fig III.10)

- Caractéristiques :

- * La tension d'alimentation est de 5 V.
- * L'entrée analogique est différentielle.
- * Les logiques d'entrée et de sortie sont conformes aux niveaux utilisés

en technologie CMOS et TTL.

- * L'interface avec tout micro-processeur 8 bits.

- * La résolution est de 8 bits.

- * Le temps de conversion est de $100\mu s$.

- * Le temps d'accès est de 135 ns.

- * L'erreur de conversion est de ± 1 LSB.

* L'ADC 0804 peut fonctionner avec son horloge interne ou avec une horloge externe et ceci en introduisant un circuit RC en externe.

- Signaux de commande de l'ADC 0804 :

- * \overline{CS} : actif au niveau bas : valider les 2 signaux \overline{RD} et \overline{WR} .

* \overline{RD} : actif au niveau bas : permet la lecture du mot binaire à la sortie CAN.

* \overline{WR} : Le passage de l'état bas à l'état haut de \overline{WR} autorise le début de conversion.

- Principes de fonctionnement :

Le principe de fonctionnement de l'ADC 0804 est celui d'un CAN à essais successifs comme nous l'avons déjà vu.

Lors du passage de l'état haut à l'état bas de \overline{WR} , le registre interne à approximations successives et le registre à décalage sont remis à zéro, \overline{CS} étant maintenu au niveau bas.

Tant que \overline{CS} et \overline{WR} restent au niveau bas le CAN n'est pas retardé. Le début de conversion est effectif, après un retard allant de 1 à 8 cycles d'horloge, lors d'une série de transition du niveau bas au niveau haut \overline{WR} .

La présence simultanée d'un niveau bas sur \overline{CS} et \overline{WR} initialise le CAN. En effet la sortie Q de la bascule start F/F est alors à 1 qui remet à zéro le registre à décalage de 8 bits met à 0 la sortie de la bascule INTR F/F qui une fois inversée donne un niveau haut sur \overline{INTR} .

Le " 1 " issu de la bascule start F/F est envoyé à l'entrée de la bascule DF/F 1 dont la sortie est envoyée à l'entrée du registre à décalage.

L'arrivée d'un top d'horloge CLK, transfère le " 1 " présent sur D à la sortie Q de F/F 1.

La porte AND G 1 combine cette sortie à " 1 " avec le signal d'horloge CLK pour générer un signal de reset (" 1 " au niveau de la bascule start F/F).

Le passage à " 1 " de \overline{WR} met SET à " 0 " ce qui force la sortie Q de start F/F à " 0 " et introduit le " 1 " au niveau de MSB du registre à décalage commandé par CLKB ce qui lance la conversion.

Ce "1" est présent également dans le MSB du SAR, le mot binaire formé dans le SAR subit une CNA, la tension obtenue est comparée à la tension à convertir et selon le résultat de cette dernière, le MSB est soit mis à "0" ou laissé à "1".

Au 2ème top d'horloge, le "1" est décalé d'un rang dans le registre de décalage, ce qui met le (MSB-1) du SAR à "1". Une nouvelle comparaison est alors effectuée.

Après 8 comparaisons, le "1" arrive à l'entrée du LATCH 1, commandé par CLKA, ce qui donne un "0" à sa sortie \overline{Q} , reliée à la porte AND G2 dont la sortie se trouve alors remise à "0".

Ceci autorise le transfert du contenu du SAR vers les LATCHES de sortie. La sortie \overline{Q} du LATCH 1 est aussi reliée à l'entrée de la bascule INTR F/F ce qui provoque que le passage au niveau bas de \overline{INTR} indiquant ainsi la fin de conversion. La sortie \overline{Q} de LATCH 1, \overline{SET} reste à l'état bas pendant 8 cycles d'horloge externe CLK avant de prendre le niveau "1".

Un niveau bas appliqué sur \overline{RD} avec \overline{CS} maintenu à "0", valide les LATCHES de sortie, rendant ainsi possible la lecture du résultat de la conversion du signal d'entrée et remet à l'état haut " 1 " la sortie \overline{INTR} . (fig. III.11).

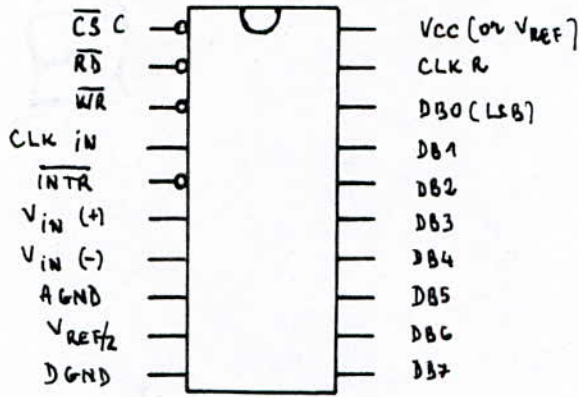


fig III.10 Brochage de l'ADC0804

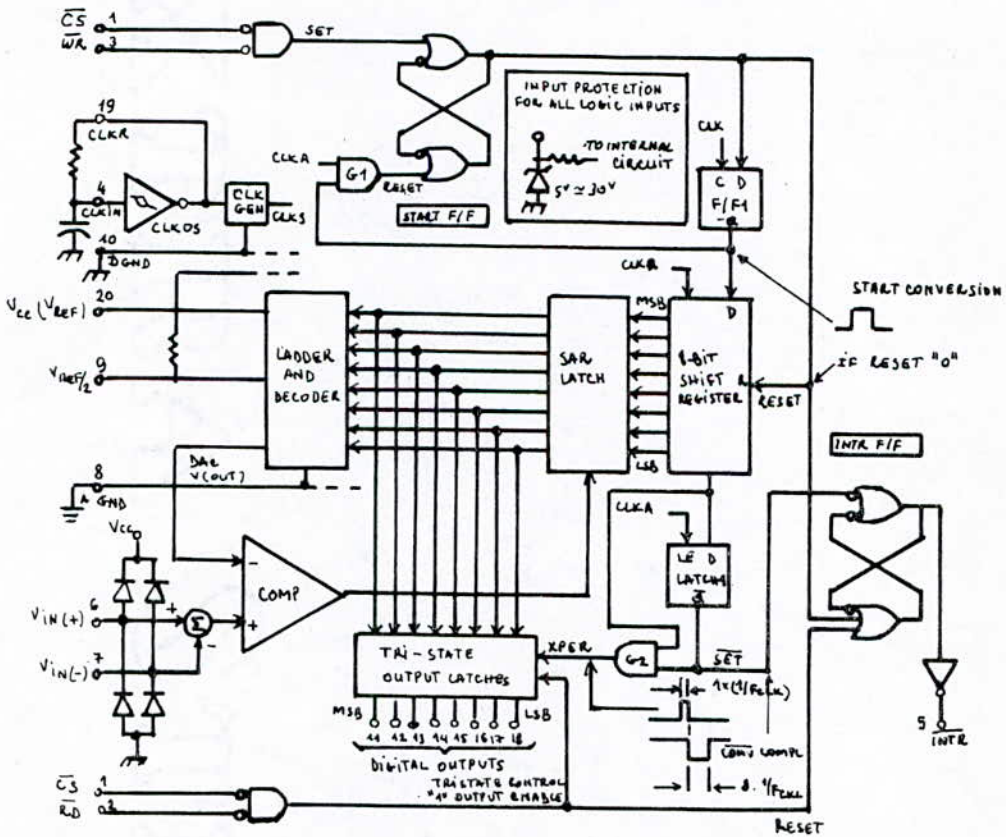


fig III.11 Schéma fonctionnel de l'ADC0804

B / Bloc 2

Le bloc d'entrée/sortie (E/S) ou bloc d'interfaçage est à base du circuit intégré P I A (Péripheral interface adapter) 6821, qui est une interface universelle programmable permettant de communiquer avec le micro-processeur.

Le PIA est un circuit à 40 broches, réalisé en technologie CMOS et monotension (fig.III.12). Il est prévu pour être connecté à un bus de type 6800, comme les micro-processeurs 6800 et 6502 sont compatibles (du point de vue hard), le PIA peut être relié au micro-processeur 6502, et ne nécessitant pratiquement aucun circuit d'adaptation à part un éventuel décodage d'adresse pour placer le PIA dans l'espace mémoire adressable par le micro-processeur.

1. Organisation externe :

Le PIA dispose de :

- Seize lignes d'entrées-sorties programmables individuellement et indépendamment les unes des autres en entrées ou en sorties.

Cette programmation se fait par logiciel.

- Quatre lignes de contrôles qui permettent d'envoyer des demandes d'interruption. Deux d'entre elles sont programmées en sortie, les deux autres peuvent être programmables en entrées ou en sorties.

- Trois lignes " chip select " qui sont CS0, CS1 et $\overline{\text{CS2}}$. Elles permettent

la sélection du boîtier. Ce dernier n'est activé que lorsque $CS0 = CS1 = \overline{CS2} = 0$

- Les lignes RSO et RS1 sont des lignes pour la sélection des registres internes.

- L'entrée E du PIA assure la synchronisation des opérations dans l'interface.

- La ligne \overline{RESET} , qui remet à zéro les registres internes du PIA.

- La ligne R/\overline{W} (lecture/écriture), qui contrôle le sens de transfert des données circulant entre le micro-processeur et le périphérique.

- \overline{IRQA} , \overline{IRQB} reliés à \overline{IRQ} ou \overline{NMI} lors de l'utilisation d'interruption.

- Les huit lignes D0 à D7 qui sont appliquées au bus de données. Elles servent à véhiculer les données. la fig III. 13 nous montre l'interconnexion PIA - micro-processeur.

2. Organisation interne:

Le PIA est pratiquement symétrique, disposant de deux ports de communications appelés PORT A, PORT B. A chaque port correspond trois registres :

- Un registre DDR (Registre de direction de données.).

Il permet de définir le sens de transfert de données. Chaque bit de ce registre indique le sens de travail d'une ligne d'entrée-sortie.

- Un registre CR (Registre de commande.).

Il permet de définir le mode de fonctionnement des lignes de contrôle ainsi que les possibilités de génération d'interruption à l'aide des lignes d'interruption.

- Un registre OR.

C'est le registre dans lequel le micro-processeur vient placer les données à faire sortir du PIA. Les registres OR et DDR d'un même port occupent une seule position mémoire. L'état du bit B 2 du registre de commande CR permet la sélection entre ces deux registres.

La fig. III. 13, nous montre l'interconnexion PIA - Extérieur.

Remarque :

De préférence le port A est utilisé en entrée et le port B en sortie car ce dernier contient des buffers de sorties (amplificateurs de sorties).

3. Sélection du PIA et de ses registres internes :

Les lignes d'adresses A 2 à A 15 sont connectées à une logique de décodage qui fixe l'adresse de référence ADR du PIA et sélectionne le boîtier, les lignes A0, A1 sont reliées respectivement aux lignes de sélection des registres internes RS0, RS1 permettant l'adressage des quatre emplacements mémoires occupés par le PIA (tableau 3. Table des adresses).

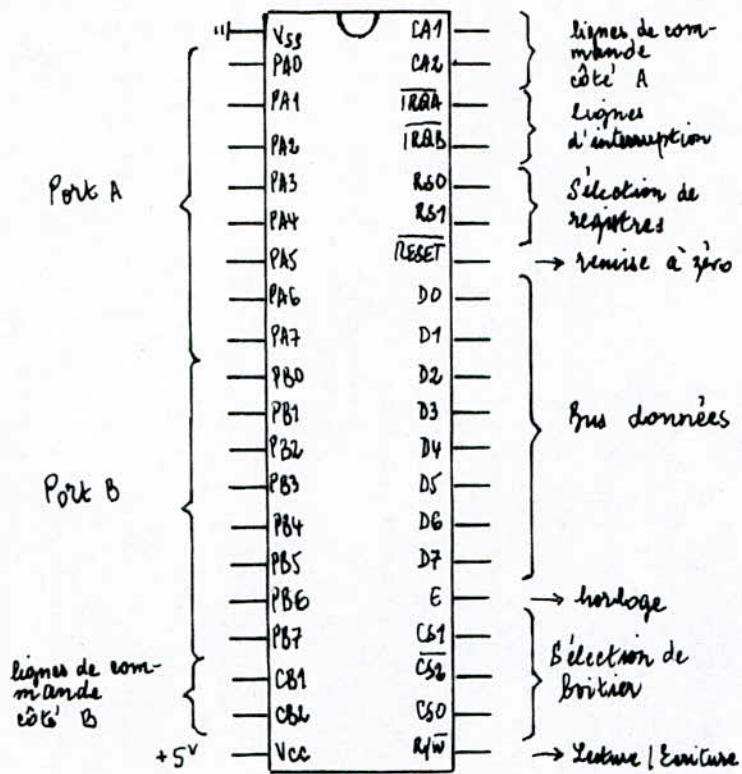


fig. III.12 Brochage du Pic

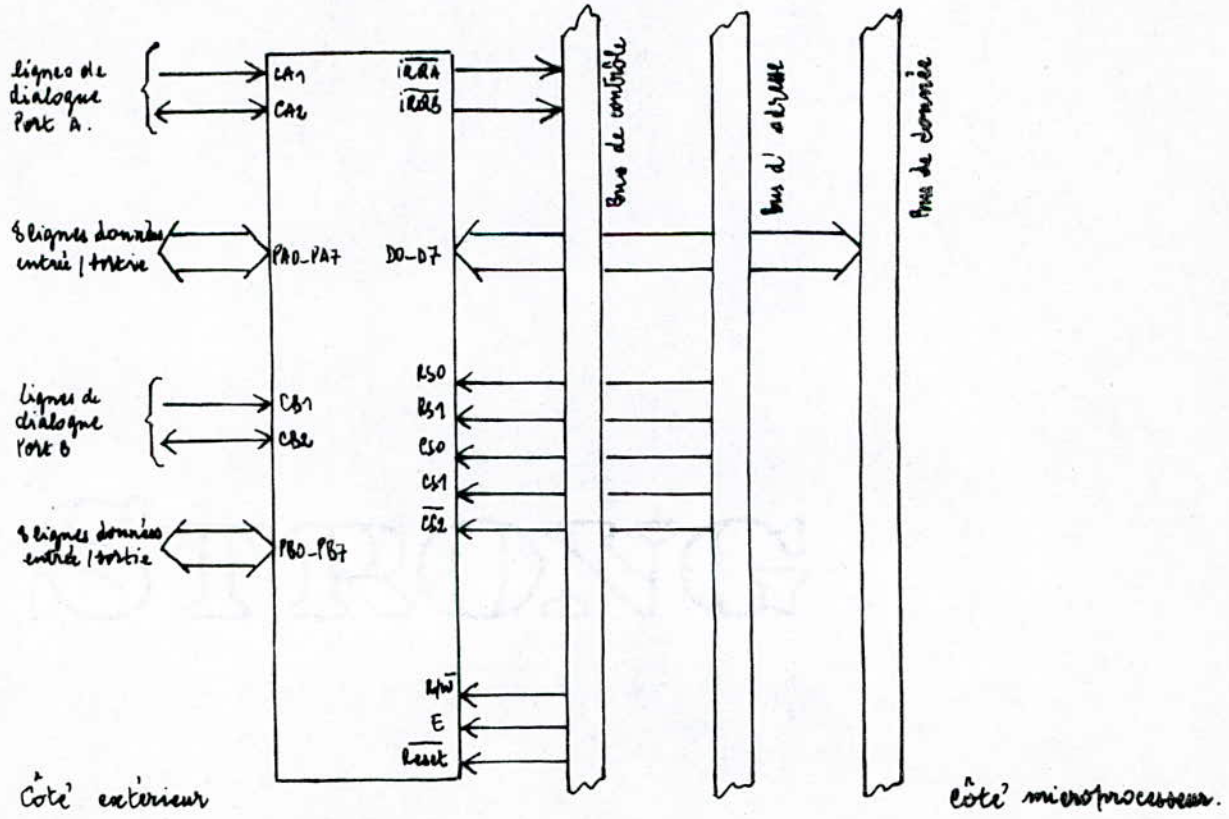


fig. III.13

4. Programmation du PIA. :

On ne peut programmer que les positions CRX0 à CRX5, c'est le PIA qui écrira dans les positions CRX6, CRX7 en fonction de l'activité des lignes de commandes correspondantes.

- Programmation des lignes CX1, CX2 :

a - CX1, CX2 en entrée :

Les deux premiers bits de CRX initialisent l'entrée CX1 et positionnent le bit b7 quand elle est active, la mise à zéro du bit b5 de CRX autorise le fonctionnement de CX2 en entrée et les bits CRX4, CRX3 jouent le même rôle que CRX1 et CRX0 pour l'initialisation de CX2. Quand cette dernière est active, le bit b6 est positionné.

b - CX2 en sortie :

CX2 travaille en sortie lorsque le bit CRX5 = 1, trois modes de fonctionnement sont possibles et le fonctionnement coté A et coté B diffère.

* Coté A ligne CA2 en sortie.

i) - CRA5 = 1, CRA4 = 0, CRA3 = 0 (mode dialogue).

La ligne CA2 passe à l'état bas sur la première transition descendante de Enable qui suit l'ordre de lecture de ORA, elle repassera à l'état haut lorsque CA1

recevra la prochaine transition active.

ii) - $CRA5 = 1$, $CRA4 = 0$, $CRA3 = 1$ (mode programmé).

La ligne CA2 passe à l'état bas à la première transition descendante de Enable suivant un ordre de lecture de ORA. Elle repasse à l'état haut sur la prochaine transition de Enable.

** Coté B ligne CB2 en sortie :

i) - $CRB5 = 1$, $CRB4 = 0$, $CRB3 = 0$ (mode dialogue).

CB2 passe à l'état bas sur la première transition montante de Enable suivant un ordre d'écriture de ORB. Elle repasse à l'état haut lorsque CB1 recevra la prochaine transition active.

ii) - $CRB5 = 1$, $CRB4 = 0$, $CRB3 = 1$ (mode programmé.).

CB2 passe à l'état bas sur la première transition montante de Enable suivant un ordre d'écriture de ORB . Elle repasse à l'état haut sur la prochaine transition montante de Enable.

iii) - $CRX5 = 1$, $CRX4 = 1$ $CRX = 0/1$ (mode set-reset).

CRX2 suit l'état du bit CRX3.

Le tableau 4 résume les différents modes de programmation de CRX.

RS0	RS1	CA2-2	CB2-2	adresse	Registre adresse
0	0	0	x	adr.	DDRA
0	0	1	x	adr.	ORA
0	1	x	x	adr+1	CRA
1	0	x	0	adr+2	DDRB
1	1	x	1	adr+2	ORB
1	1	x	x	adr+3	CRB

Tableau 3. Table des adresses

x = bit indifférent.

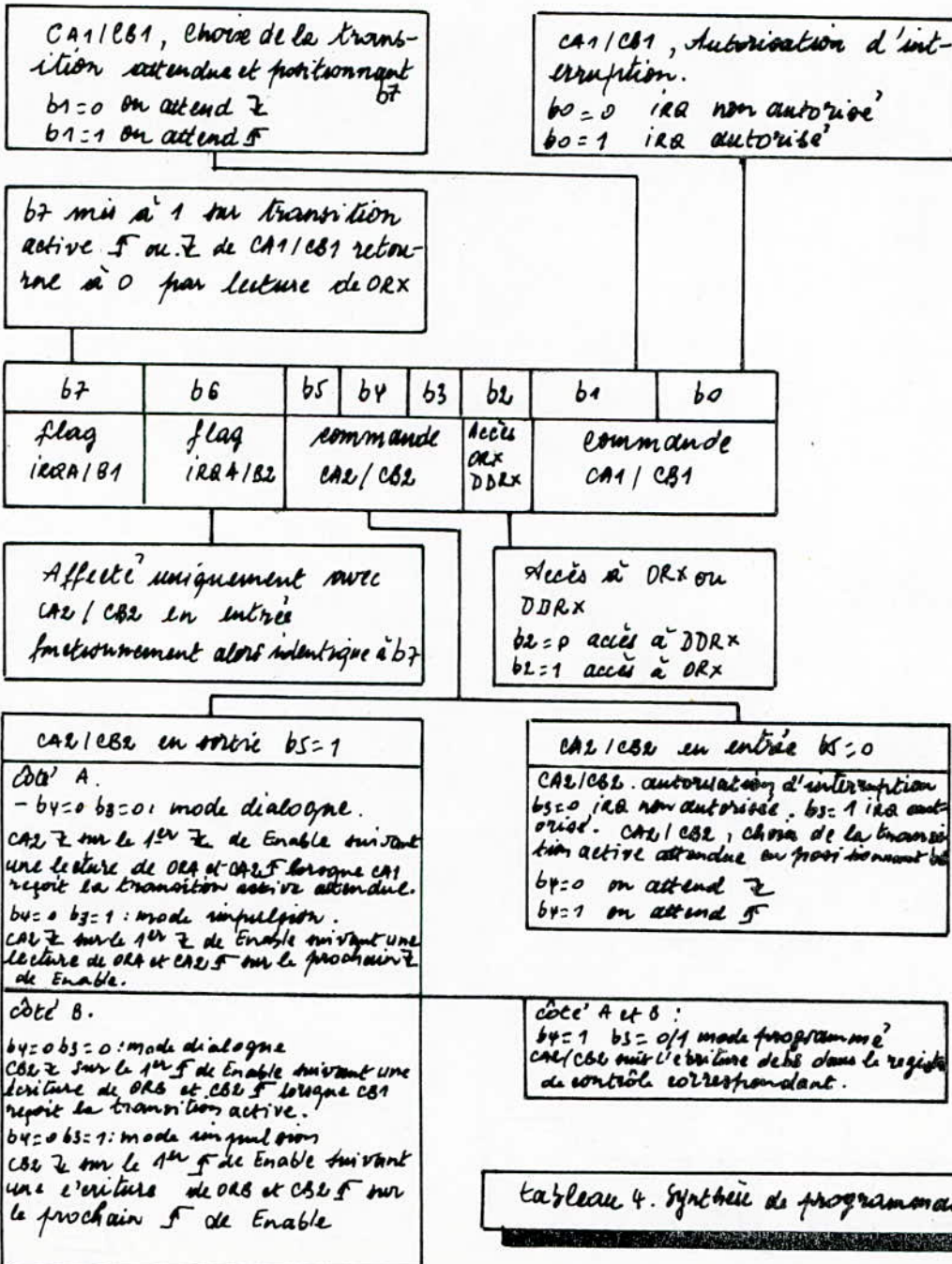
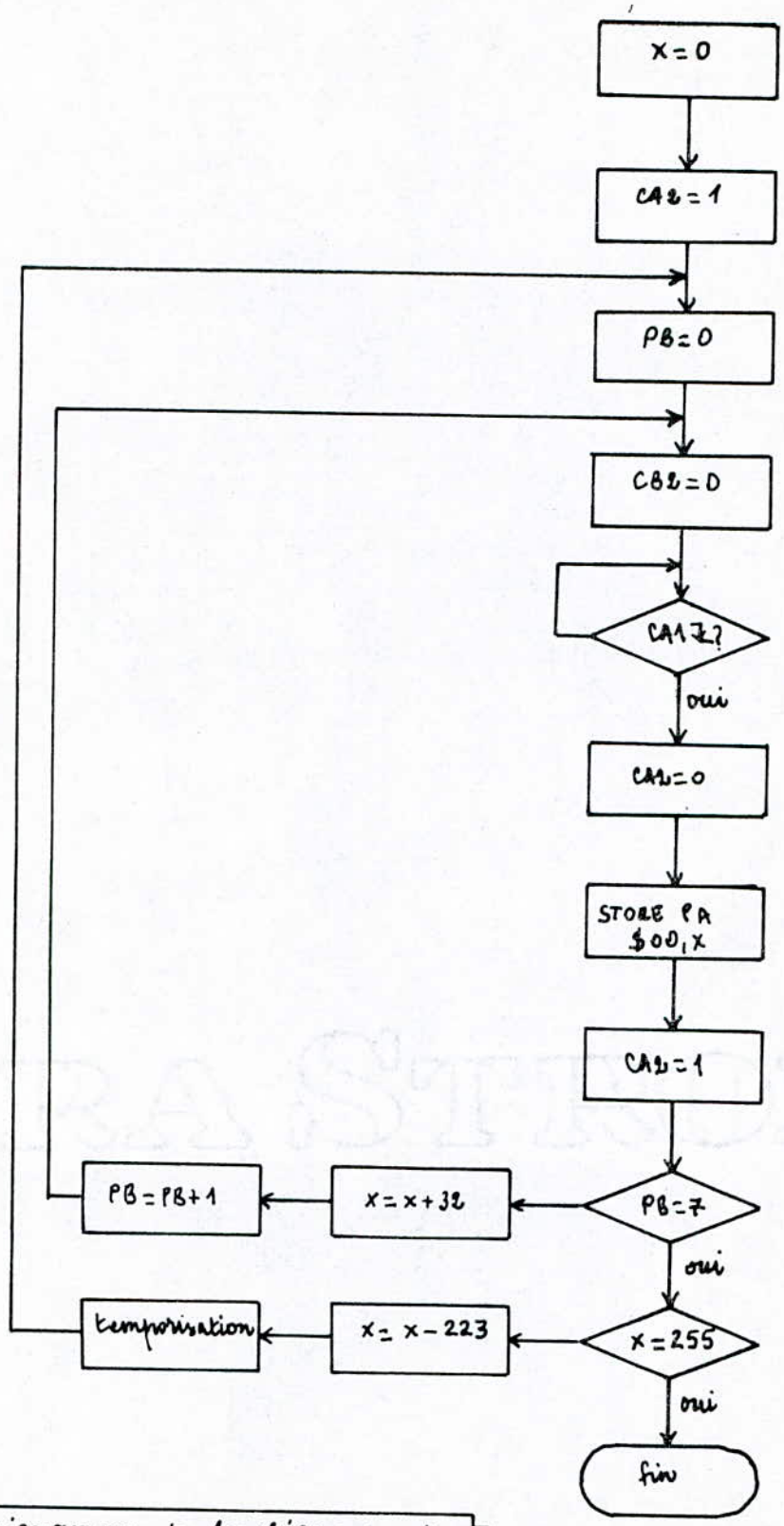


Tableau 4. Synthèse de programmation du PIA

5°/ Explication du fonctionnement de la chaîne d'acquisition (fig.III.)

Le micro-processeur sélectionne un canal de huit entrées du multiplexeur par l'intermédiaire des trois lignes du port B (Pour avoir le canal suivant on incrémente le port B) le signal du canal choisi est présent à l'entrée de l'E/B LF 398 (broche 3). La ligne CB 2 sera active au front descendant permettant de déclencher le monostable (74 LS 121) dont la sortie Q est reliée à l'entrée logique de l'E/B (broche 8) un niveau bas sur cette broche le met en position d'attente, l'arrivée du niveau haut déclenche le processus d'échantillonnage et le retour à l'état bas assure la phase de blocage jusqu'à l'arrivée de la prochaine impulsion. Le signal échantillonné et bloqué est appliqué à l'entrée de l'ADC 0804 (broche 6) dont la commande \overline{CS} (broche 1) est toujours à l'état bas validant à tout moment les entrées logiques \overline{RD} (broche 2) et \overline{WR} (broche 3).

La sortie \overline{Q} du monostable (broche 1) est liée à \overline{WR} (broche 3) de l'ADC 0804 le passage de l'état bas à l'état haut lance la conversion. Quand la conversion est terminée, un niveau bas est envoyé sur \overline{INTR} , pour acquérir les données du canal choisi on envoie un niveau bas sur l'entrée \overline{RD} puis on range cette donnée dans une position mémoire.



Organigramme de fonctionnement

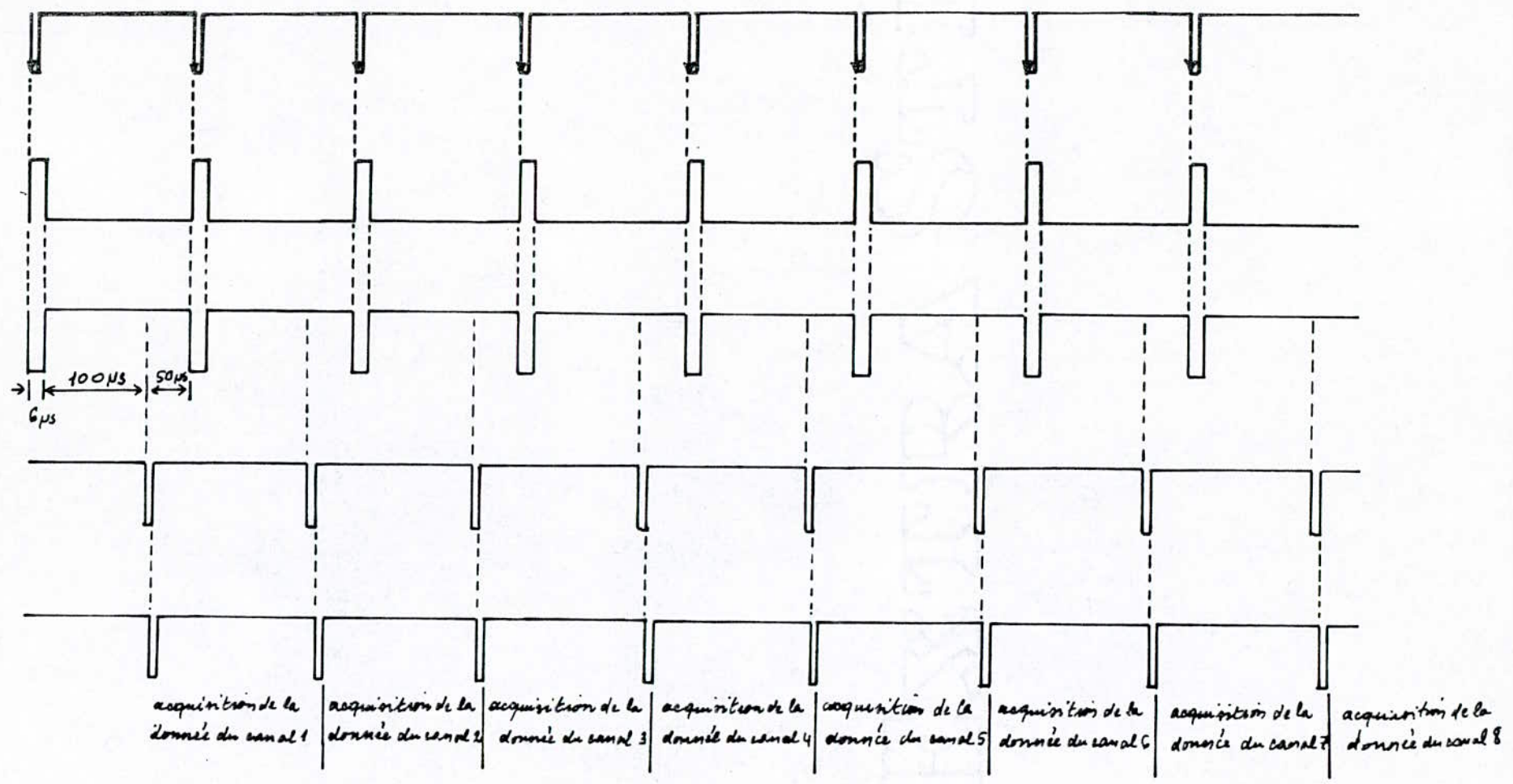
CS2

Q

\bar{Q}

INTR

CA2



Chronogrammes de la chaîne d'acquisition à 8 canaux

CHAPITRE IV

Programmation / Réalisation

A/ Programme.

```
        LDA    # $ 0 0
        STA    CRA
        STA    CRB
        STA    DRA
        LDA    # $ 0 7
        STA    DRB
        LDA    # $ 3 C
        STA    CRA
        LDA    # $ 2 C
        STA    CRB
        LDX    # $ 0 0
BCL5   LDA    # $ 0 0
BCL3   STA    ORB
BCL1   LDA    CRA
        BPL    BCL1
        LDA    # $ 3 4
        STA    CRA
        LDA    ORA
        STA    $ 0 0 9 X
        LDA    # $ 3 C
        STA    CRA
```



```
LDA ORB
CMP # $07
BEQ BCL2
TXA
CLC
ADC # $20
TAX
LDA ORB
INC
JMP BCL3
BCL2 CPX # $FE
BEQ FIN
TXA
SEC
SBC # $DF
TAX
LDY # $N1
BCL4 DEY
BNE BCL4
JMP BCL5
FIN BRK
```

B / . Réalisation.

1. Calcul des éléments de l'unité de prétraitement.

a - Préamplificateur :

- Calcul de R 1, R 2, R 3, et R 4.

$$G_o = \frac{R_4}{R_3} = 100 \quad \Rightarrow \quad \begin{aligned} R_3 &= 10 \text{ K } \Omega \\ R_4 &= 1 \text{ M } \Omega \end{aligned}$$

$$\frac{R_4}{R_3} = \frac{R_2}{R_1} \quad \Rightarrow \quad \begin{aligned} R_1 &= 10 \text{ K } \Omega \\ R_2 &= 1 \text{ M } \Omega \end{aligned}$$

- Calcul de C₁ , C₂

$$C_1 = C_2$$

$$\text{Avec } C = \frac{1}{2 \cdot 3,14 \cdot f_1 \cdot R_1} = \frac{1}{2 \cdot 3,14 \cdot 1 \cdot 10^3 \cdot 10^3}$$

$$C = 16 \mu\text{F}$$

$$C_1 = C_2 = 16 \mu\text{F}$$

b - Filtre

La fonction de transfert est :

$$F(P') = \frac{1}{(P'^2 + 0,3 P' + 1) (3,6 P'^2 + 2,4 P' + 1)}$$

$$\text{avec } P' = \frac{JW}{WP}$$

- Calcul des R_5, R_6, C_3 et C_4

$$R_5 = R_6 = 10 \text{ K } \Omega$$

$$2 R_5 C_4 WP = 0,3 \quad \Rightarrow \quad C_4 = 5,97 \text{ nF}$$

$$R_5^2 C_3 C_4 W^2 P = 1 \quad \Rightarrow \quad C_3 = 265 \text{ nF}$$

$$C_4 = 6 \text{ nF}$$

- Calcul de R_7, R_8, C_5 et C_6

$$R_7 = R_8 = 10 \text{ K } \Omega$$

$$2 R_7 C_6 WP = 2,4 \quad \Rightarrow \quad C_6 = 48 \text{ nF}$$

$$R_7^2 C_5 C_6 W^2 P = 3,6 \quad \Rightarrow \quad C_5 = 119 \text{ nF}$$

$$C_5 = 119 \text{ nF}$$

$$C_6 = 48 \text{ nF}$$

c - Amplificateur

- Calcul de P, R₉, R₁₀ et C₇

Fixons R₉ = 20 K Ω

$$\frac{P}{R_{10}} = 100$$



$$R_{10} = 1 \text{ K } \Omega$$

$$P = 100 \text{ K } \Omega$$

- Calcul de C₇

$$R_9 C_7 W_1 > 1$$

$$C_7 > \frac{1}{2.3,14 \cdot 1 \cdot R_9} = \frac{1}{2.3,14 \cdot 1 \cdot 20 \cdot 10^3}$$

$$C_7 = 16 \mu\text{F}$$

d - Nomenclature

- Résistances

$$R_1 = 10 \text{ K } \Omega$$

$$R_2 = 1 \text{ M } \Omega$$

$$R_3 = 10 \text{ K } \Omega$$

$$R_4 = 1 \text{ M } \Omega$$

$$R_5 = 10 \text{ K } \Omega$$

$$R_6 = 10 \text{ K } \Omega$$

$$R_7 = 10 \text{ K } \Omega$$

$$R_8 = 10 \text{ K } \Omega$$

$$R_9 = 20 \text{ K } \Omega$$

$$R_{10} = 1 \text{ K } \Omega$$

- Ajustables

$$P = 100 \text{ K } \Omega$$

- Condensateurs

$$C_1 = 16 \text{ } \mu\text{F}$$

$$C_2 = 16 \text{ } \mu\text{F}$$

$$C_3 = 265 \text{ nF}$$

$$C_4 = 6 \text{ nF}$$

$$C_5 = 119 \text{ nF}$$

$$C_6 = 48 \text{ nF}$$

$$C_7 = 16 \text{ } \mu\text{F}$$

- Circuits intégrés

IC 1 : UA 741

IC 2 : UA 741

IC 3 : UA 741

IC 4 : UA 741

IC 5 : UA 741

IC 6 : UA 741

EXTRA STRO

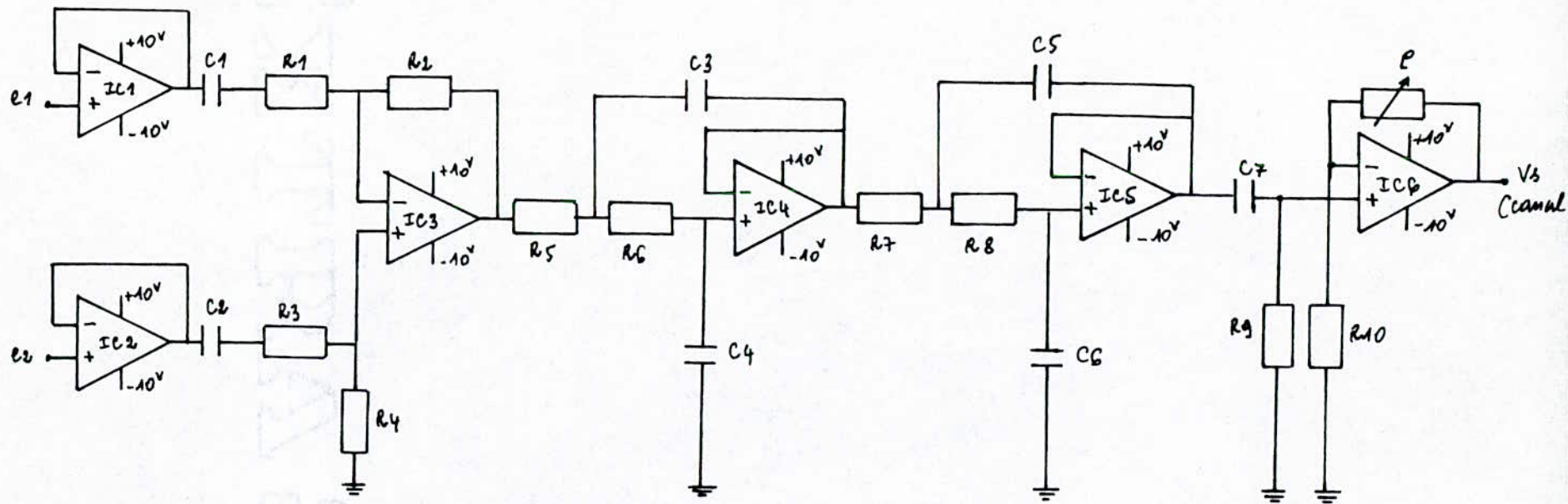
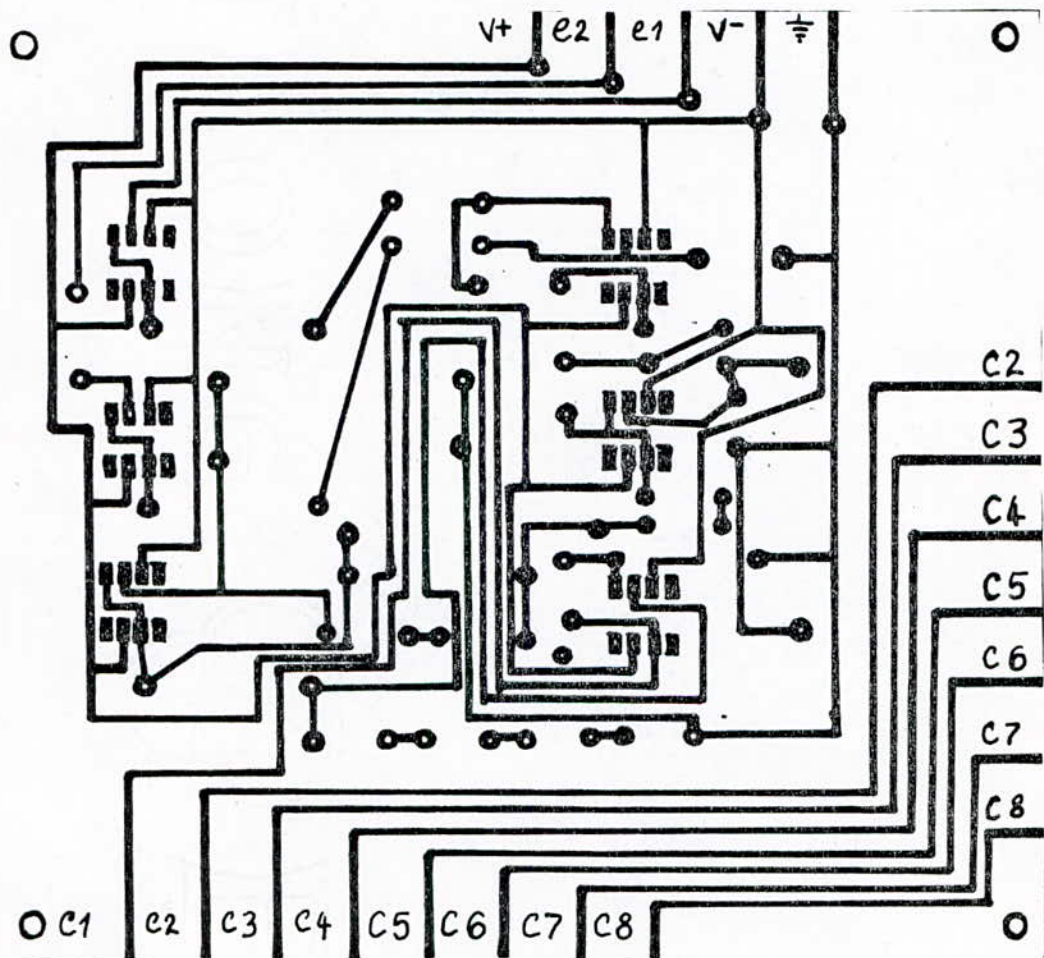


schéma détaillé de l'unité de prétraitement



2. Calcul des éléments de la chaîne d'acquisition

a - R_5 , R_6 et C_5 ont été choisis pour qu'on puisse convertir des tensions entre ± 5 V.

b - R_4 , C_4 fixe la fréquence d'horloge de l'ADC 0804.

c - Nomenclature

- Résistances fixes

$$R_2 = 15 \text{ K } \Omega$$

$$R_3 = 1 \text{ K } \Omega$$

$$R_4 = 10 \text{ K } \Omega$$

$$R_5 = 10 \text{ K } \Omega$$

$$R_6 = 10 \text{ K } \Omega$$

- Ajustables

$$P_1 = 1 \text{ K } \Omega$$

$$P_2 = 2 \text{ K } \Omega$$

$$P_3 = 4,7 \text{ K } \Omega$$

- Condensateurs

$$C_1 = 0,10 \mu\text{F}$$

$$C_2 = 0,01 \mu\text{F}$$

$$C_4 = 150 \text{ PF}$$

$$C_5 = 10 \mu\text{F}$$

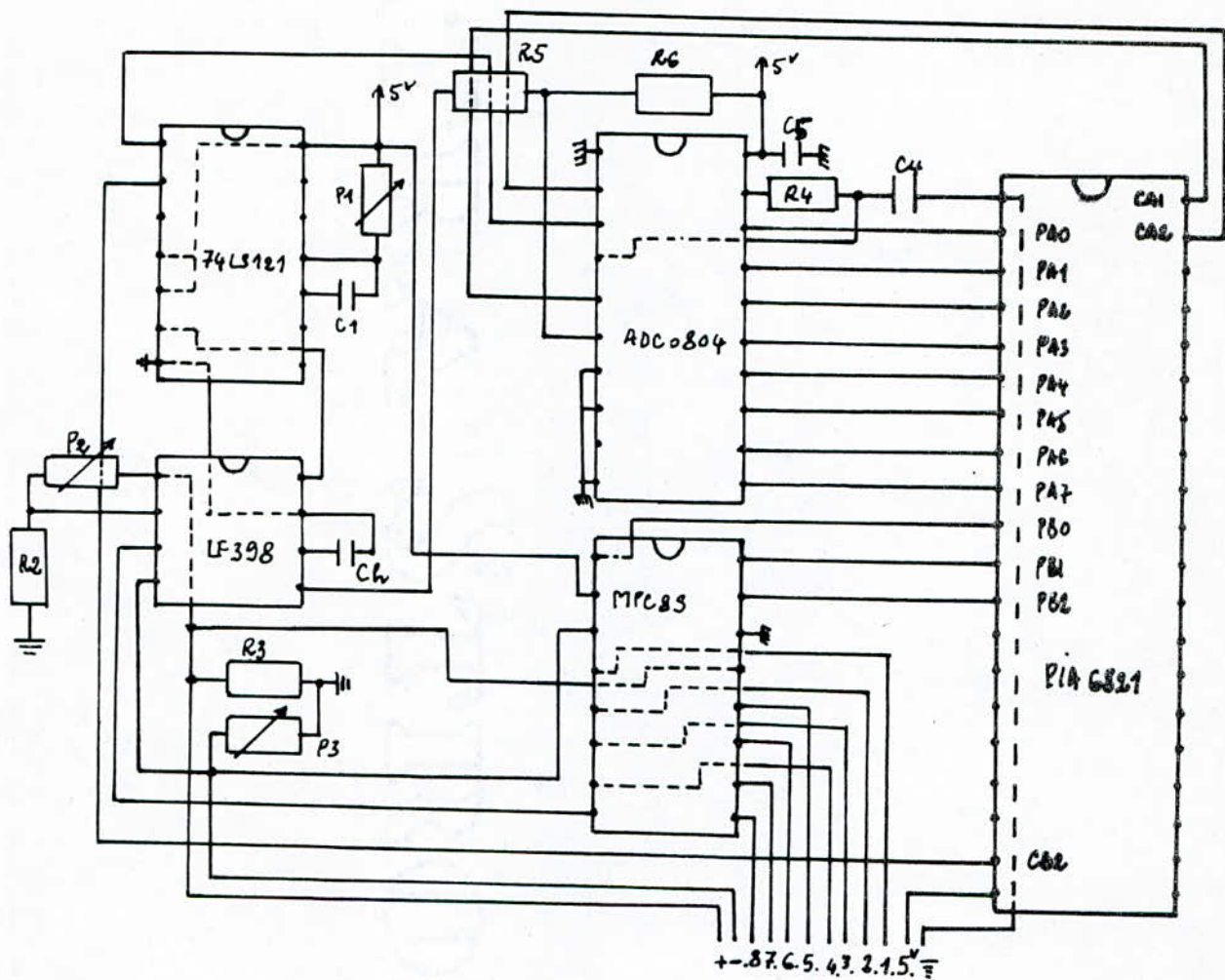
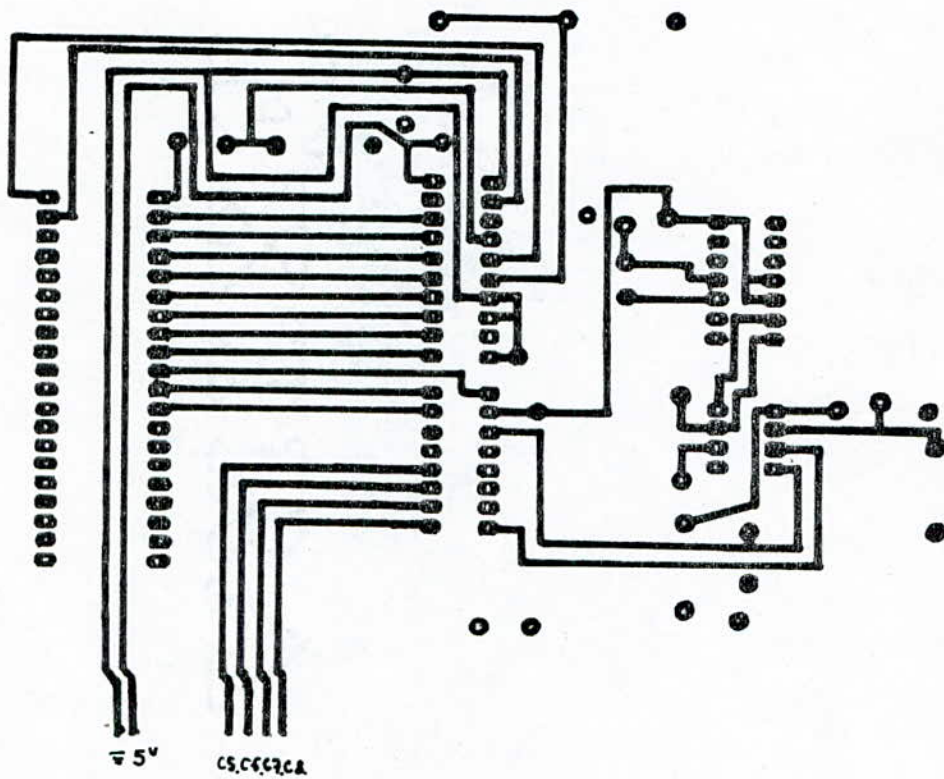
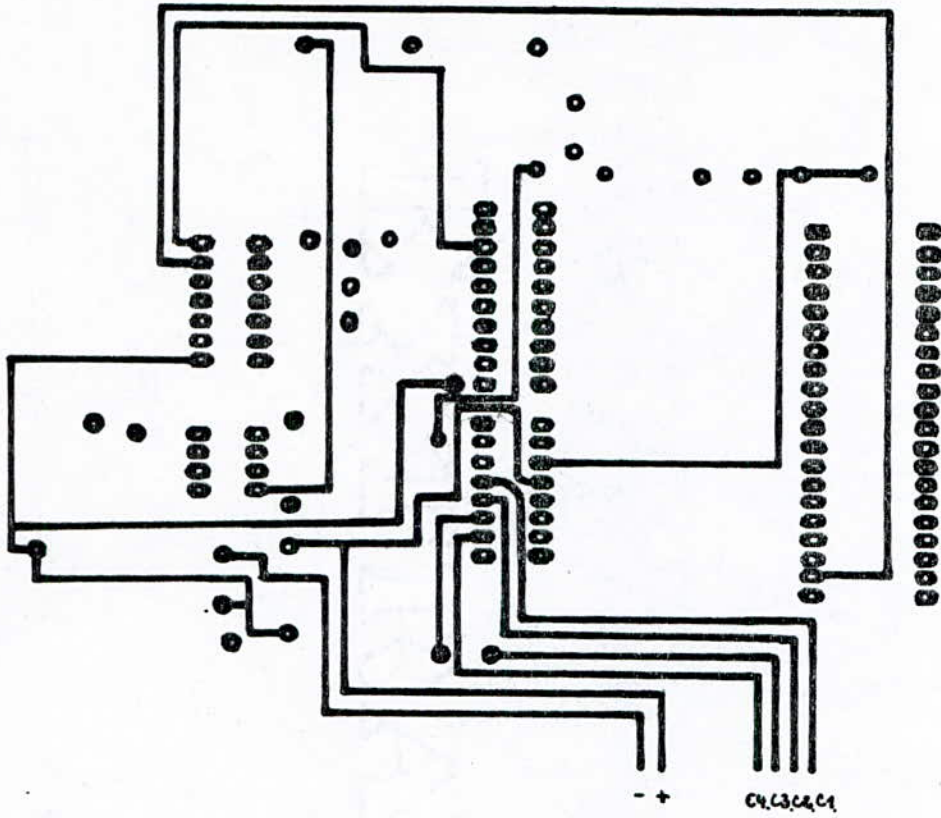


schéma détaillé de l'unité d'acquisition



Circuit imprimé de la chaîne d'acquisition (face 2.)



Circuit imprimé de la chaîne d'acquisition (face composants)

Canal 1		Canal 2		Canal 3		Canal 4		Canal 5		Canal 6		Canal 7		Canal 8	
adresse	contenu	adresse	contenu	adresse	contenu	adresse	contenu	adresse	contenu	adresse	contenu	adresse	contenu	adresse	contenu
0000		0020		0040		0060		0080		00A0		00C0		00E0	
0001		0021		0041		0061		0081		00A1		00C1		00E1	
0002		0022		0042		0062		0082		00A2		00C2		00E2	
---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---
001D		003D		005D		007D		009D		00BD		00DD		00FD	
001E		003E		005E		007E		009E		00BE		00DE		00FE	
001F		003F		005F		007F		009F		00BF		00DF		00FF	

Résultat du programme (Classement des 256 données issues des 8 canaux)

Conclusion

C O N C L U S I O N

L'utilisation de l'électronique dans le domaine médical a aujourd'hui une place importante. En effet un nombre considérable et toujours grandissant de matériel et équipement électronique est utilisé quotidiennement dans les centres hospitaliers et dans les laboratoires de recherche en génie biologique et médical.

Un instrument de travail important pour le médecin, le chirurgien ou le chercheur est l'unité d'exploitation des informations sur le patient en général. Il est évident qu'une telle entreprise ne peut se réaliser que si les informations ou données sont acquises avec précision. Cela est d'ailleurs le rôle principal d'une chaîne d'acquisition.

A l'origine nous devions utiliser comme unité d'exploitation le micro-ordinateur APPLE II à base du micro-processeur 6502. Au cours du projet cet instrument nous est devenu inaccessible. Cependant du fait de l'avancement de nos travaux nous avons continué à développer la conception de notre chaîne d'acquisition en nous basant sur des informations obtenues sur le micro-ordinateur.

Il est à noter que les chaînes d'acquisitions sont conçues toujours d'une manière spécifique. C'est à dire en tenant compte principalement de la nature des signaux à acquérir. C'est pour cela qu'on peut dire qu'il existe pratiquement autant de chaînes différentes que de signaux de nature différente;

d'ailleurs ceci est la raison pour laquelle la documentation sur l'acquisition des données est limitée.

La conception de la chaîne proprement dite a été développée ainsi que le logiciel d'acquisition. Cependant, vu la difficulté d'obtention de certains composants et l'impossibilité d'en acquérir certains autres et à cause de l'importance du travail, la réalisation pratique n'a été que partiellement achevée. Il aurait été souhaitable de disposer du micro-ordinateur pour les essais finaux. Il est à noter que la chaîne de prétraitement quant à elle a donné les résultats expérimentaux recherchés.

Annexe

TABLEAU RECAPITULATIF DES INSTRUCTIONS DU 6502

mode d'adressage mnémorique	IMP	IMM	ACC	ET	PZ	EIX	EIY	PZX	PZY	REL	IND	PRE	POST
ADC		69		6D	65	7D	79	75				61	71
AND		29		2D	25	3D	39	35				21	31
ASL			0A	0E	06	1E		16					
BCC										90			
BCS										80			
BEO										F0			
BIT				2C	24								
BMI										30			
BNE										D0			
BPL										10			
BRK	00												
BVC										50			
BVS										70			
CLC	18												
CLD	D8												
CLI	58												
CLV	B8												
CMP		C9		CD	C5	DD	D9	D5				C1	D1
CPX		E0		EC	E4								
CPY		C0		CC	C4								
DEC				CE	C6	DE		D6					
DEX	CA												
DEY	88												
EOR		49		4D	45	5D	59	55				41	51
INC				EE	E6	FE		F6					
INX	E8												
INY	C8												
JMP				4C							6C		
JSR				20									
LDA		A9		AD	A5	BD	B9	B5				A1	B1
LDX		A2		AE	A6		BE		B6				
LDY		A0		AC	A4	BC		B4					
LSR			4A	4E	46	5E		56					
NOP	EA												
ORA		09		0D	05	1D	19	15				01	11
PHA	48												
PHP	08												
PLA	68												
PLP	28												
ROL			2A	2E	26	3E		36					
ROR			6A	6E	66	7E		76					
RTI	40												
RTS	60												
SBC		E9		ED	E5	FD	F9	F5				E1	F1
SEC	38												
SED	F8												
SEI	78												
STA				8D	85	9D	99	95				81	91
STX				8E	86				96				
STY				8C	84			94					
TAX	AA												
TAY	A8												
TYA	98												
TSX	BA												
TXA	8A												
TXS	9A												

Bibliographie

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

1 . Pratique de l'amplificateur opérationnel.

II - Filtres actifs et oscillateurs sinusoïdaux.

(M A S S O N)

2 . Le micro-processeur 6809.

Ses périphériques et le micro-processeur graphique 1365-66

Claude DARDANNE.

(E Y R O L L E S)

3 . Les systèmes à micro-processeurs.

M. AUMIAUX.

(M A S S O N)

4 . L'assembleur facile du 6502 et du 6510.

François MONTEIL.

(E Y R O L L E S)

5 . Projet de fin d'études : proposé par D.E. AZZOUZ.

Janvier 1986.

6 . Projet de fin d'études : proposé par PUVVADA Ramesh.

Janvier 1987.