

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

مدرسة الوطن للعلوم الهندسية

UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE

« HOUARI BOUMEDIENNE »
ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE
BIBLIOTHEQUE

ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE D'ALGER

Département de l'Electronique

LABORATOIRE D'ACQUISITION DE DONNEES

PROJET DE FIN D'ETUDES

THEME

**Etude et Réalisation d'une Chaîne
d'Acquisition Analogique de
Paramètres physiologiques**

EN VUE DE L'OBTENTION DU DIPLOME D'INGENIEUR D'ETAT

Proposé par :

Mmes KAOUA et ZIZI

Etudié par :

BENIDIR Md LAMINE

BOUKANDOURA Nacer-Ahmed

Promotion Juin 1983

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
REPUBLICUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE
»O«

UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE
« HOUARI BOUMEDIENNE »
»O«

ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE D'ALGER

Département de l'Electronique
LABORATOIRE D'ACQUISITION DE DONNEES

PROJET DE FIN D'ETUDES
»O«

THEME

*Etude et Réalisation d'une Chaîne
d'Acquisition Analogique de
Paramètres physiologiques*

EN VUE DE L'OBTENTION DU DIPLOME D'INGENIEUR D'ETAT

Proposé par :
Mmes KAOUA et ZIZI

Etudié par :
BENIDIR Md LAMINE
BOUKANDOURA Nacer-Ahmed

Promotion Juin 1983

____//) e n e r c i e m e n t s ____

Nous tenons à exprimer nos vifs remerciements à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à ce travail.

Nous sommes particulièrement très reconnaissants à Meses KAOUA et ZIZI , pour l'aide précieuse et le soutien continuels qu'elles n'ont cessé de nous prodiguer. (q)'elles trouvent ici l'expression de notre profonde gratitude. Nos remerciements vont également à Mr. ~~FRANZ~~ dont l'aide, tantôt matérielle, tantôt technique nous a été bénéfique.

==ooo000ooo==

..... II é d i c a c e s.....

f) mes chers parents,
à tous ceux que j'aime.

B. LAMINE.

f) LA MEMOIRE DE MON AMI
II HERGUI f) LAIN.

f) mes parents...
à L e i l a.

B. NACER.

SOMMAIRE

	Page.
INTRODUCTION	1
I) Système Cardiovasculaire	3
1) Généralités	//
2) Signaux électrocardiographiques.	6
3) Activité électrique du coeur.	8
4) Dérivations électrocardiographiques.	9
5) Relevé de l'activité électrophysiologique du coeur.	13
II) Description d'une chaîne de mesure physiologique.	18
1) Principe	//
2) Capteurs et transducteurs	//
3) Unité de traitement.	19
4) Unité d'exploitation.	21
III) Conception de la chaîne de mesure analogique.	22
A - ECG	//
B - Pouls	29
C - Température.	30
IV Realisation	34
A) - ECG	//
Principe	//
a) Capteurs	//
b) Etage preamplificateur	37.
c) Filtre	//
d) Amplification	40
e) Mise en forme des signaux	41
f) contrôle sonore et optique.	45
B) - Température	48
- Principe	//
1) L'élément capteur	//
2) Translation des échelles °K — °C	//
a) 1er essai	49
b) 2eme essai (Retenu)	50
- Tension de référence et moyen d'obtention.	52
c) Structure générale de la chaîne réalisé.	//

- Dispositif d'alimentation.

d) Testeur de pilos.

e) Implantation du système.

57

58

59

V Resultats obtenus.

55

Conclusion.

64

Introduction

Les travaux que nous avons entrepris se sont déroulés dans le labo. d'électronique appliquée, au sein de l'Ecole Nationale Polytechnique.

La tâche qui nous a été confiée traite un domaine bien particulier, en l'occurrence : l'électronique dans le biomédical.

Dans le domaine médical l'électronique moderne a fait un si prodigieux progrès, que désormais elle s'y est imposée d'une façon systématique. En effet, elle est devenue l'élément d'importance dans les soins médicaux, grâce aux diverses solutions qu'elle propose, ainsi que la variété et la performance des appareils qu'elle met au service du corps médical : (Scanner, microscope électronique, analyseurs, chaînes complètes de mesure, pour paramètres et phénomènes physiologiques etc...)

A ce propos, parmi les chaînes de mesure dont l'utilisation est actuellement courante on trouve les chaînes de traitement pour E.C.G. , température pression etc...

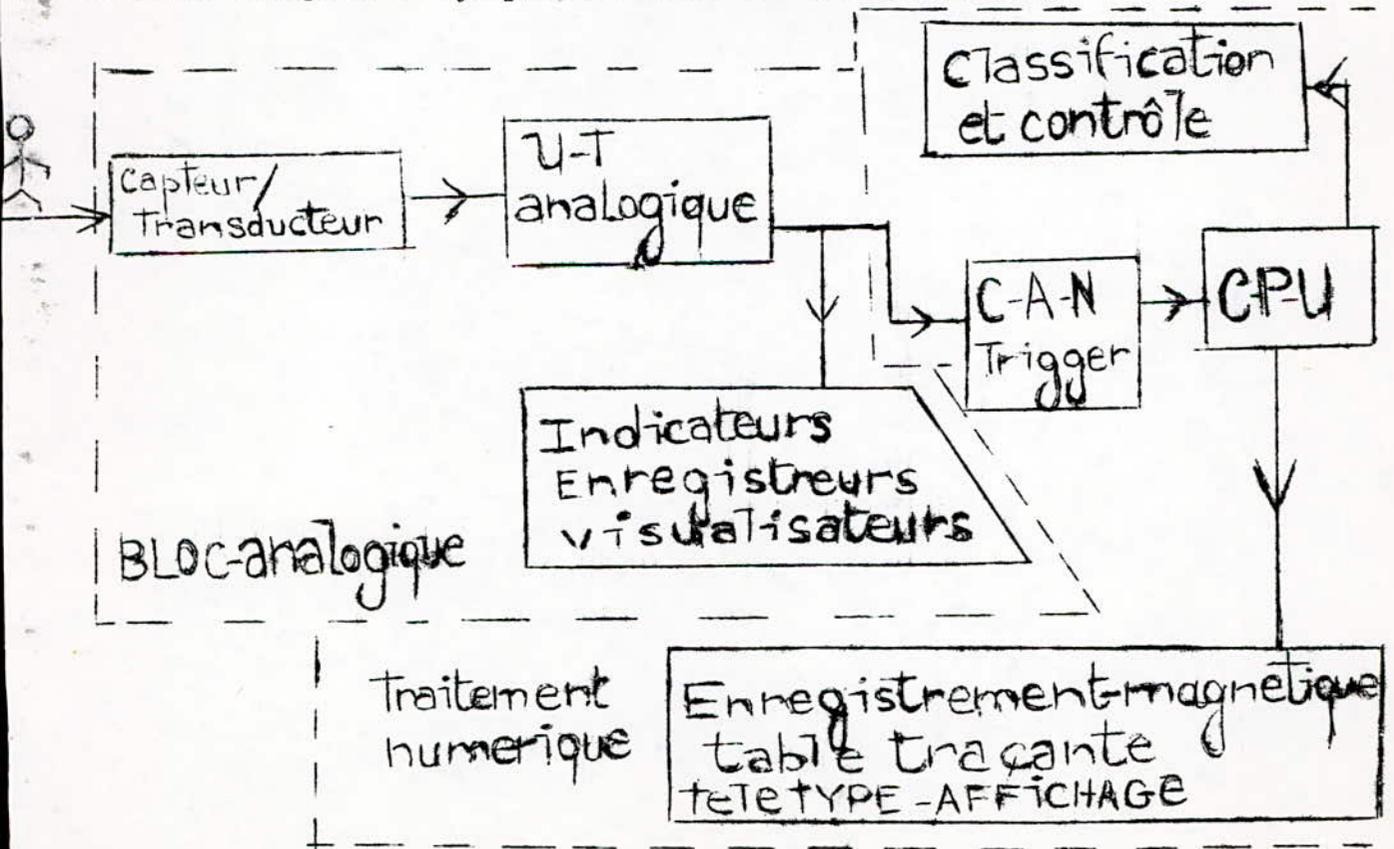
Habituellement une telle chaîne comporte :

- L'élément capteur ou / et transducteur
- Une unité de traitement analogique du signal physiologique
- Une unité d'exploitation regroupant :
 - . Des dispositifs de visualisation et d'enregistrement.
 - . Un module informatique pour le traitement et la classification des données.

Le tout peut être complété par divers éléments :

alarmes, appareils de réanimation etc...

Ci-après nous indiquons le synoptique condensée d'une telle chaîne.



L'objectif de notre travail est de réaliser un système de mesure des paramètres physiologiques reposant sur des principes conduisant à une structure assez simple

et qui se limite aux traitements analogiques des signaux. Autrement dit, nous aurons à faire la mise au point du bloc analogique de la chaîne figurant ~~sur la page~~ précédente.

L'étude que nous allons entamer comportera quatre parties essentielles.

Dans le premier chapitre, nous avons jugé utile de faire quelques rappels sur le coeur et sa physiologie.

Le deuxième chapitre décrit sommairement une chaîne de mesure de paramètres physiologiques d'origine quelconque.

Une conception de chaînes propres à la mesure de l'E.C.G. , la température et le pouls sont présentés dans la troisième partie.

Et enfin la réalisation proprement dite du système que nous avons traitée en dernier lieu.

Nous insistons tout particulièrement sur le coeur.

1) Généralités :

Le coeur est un muscle creux, le myocarde, qui délimite quatre cavités intimement liées, deux oreillettes et deux ventricules.

Chaque paire, oreillette et ventricule, représente une unité fonctionnelle, coeur droit et coeur gauche : Voir fig. (1). Ce muscle se contracte régulièrement. A ce travail correspond l'apparition d'un courant électrique (polarisation et dépolarisation du tissu cardiaque.) Ces variations sont captées au moyen d'électrodes ; amplifiées et enregistrées ; la courbe relevée est l'électro-cardiogramme : (E.C.G.).

Notons que le ventricule gauche est l'élément moteur principal de la boucle circulatoire ; puisque toute l'activité électrique lui est dûe. Cette activité peut être représentée par une impulsion électrique partant d'un centre privilégié et cheminant dans tout le muscle myocardique. La contraction ventriculaire est la réponse du muscle à cette excitation qui est mise en évidence par l'E.C.G. Pour le coeur droit, l'oreillette et le ventricule sont séparés par la valve auriculo-ventriculaire.

L'oreillette droite reçoit les veines caves supérieures et inférieure et le sinus coronaire. Le ventricule droit est séparé de l'artère pulmonaire par les valves sigmoïdes (Fig. (2)). L'oreillette et le ventricule gauche sont séparés par la valve auriculo-ventriculaire (ou valve mitrale) ; l'oreillette gauche reçoit les quatre veines pulmonaires. Le ventricule gauche est séparé de l'aorte par les valves sigmoïdes. La vascularisation du coeur est assurée par deux artères coronaire, la droite et la gauche. Chacune naît séparément de la racine de l'aorte. Certaines cellules myocardiques sont spécialisées dans la production et conduction de stimulus électriques indispensables à la conduction harmonieuse des cavités cardiaques.

Différentes formations sont bien individualisées, telles-que :

- 1) Le noeud sinusal, de Keith et Flack qui se trouve dans la paroi auriculaire droite.
- 2) Le système de Tawara-His, qui est une unité fonctionnelle et anatomique et comprend le noeud auriculo-ventriculaire ainsi que le tronc du faisceau de His.
- 3) Les branches de division du faisceau de His.

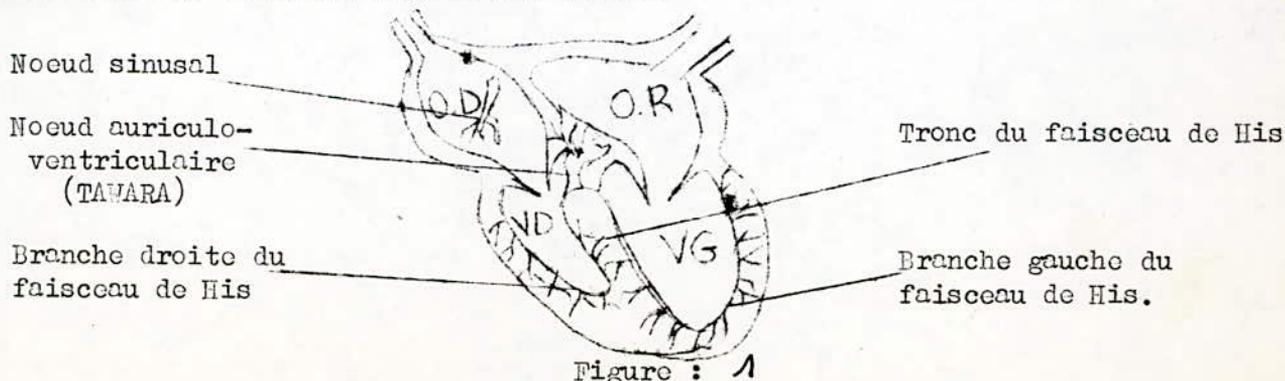


Figure : 1

Coupe longitudinale d'un cœur

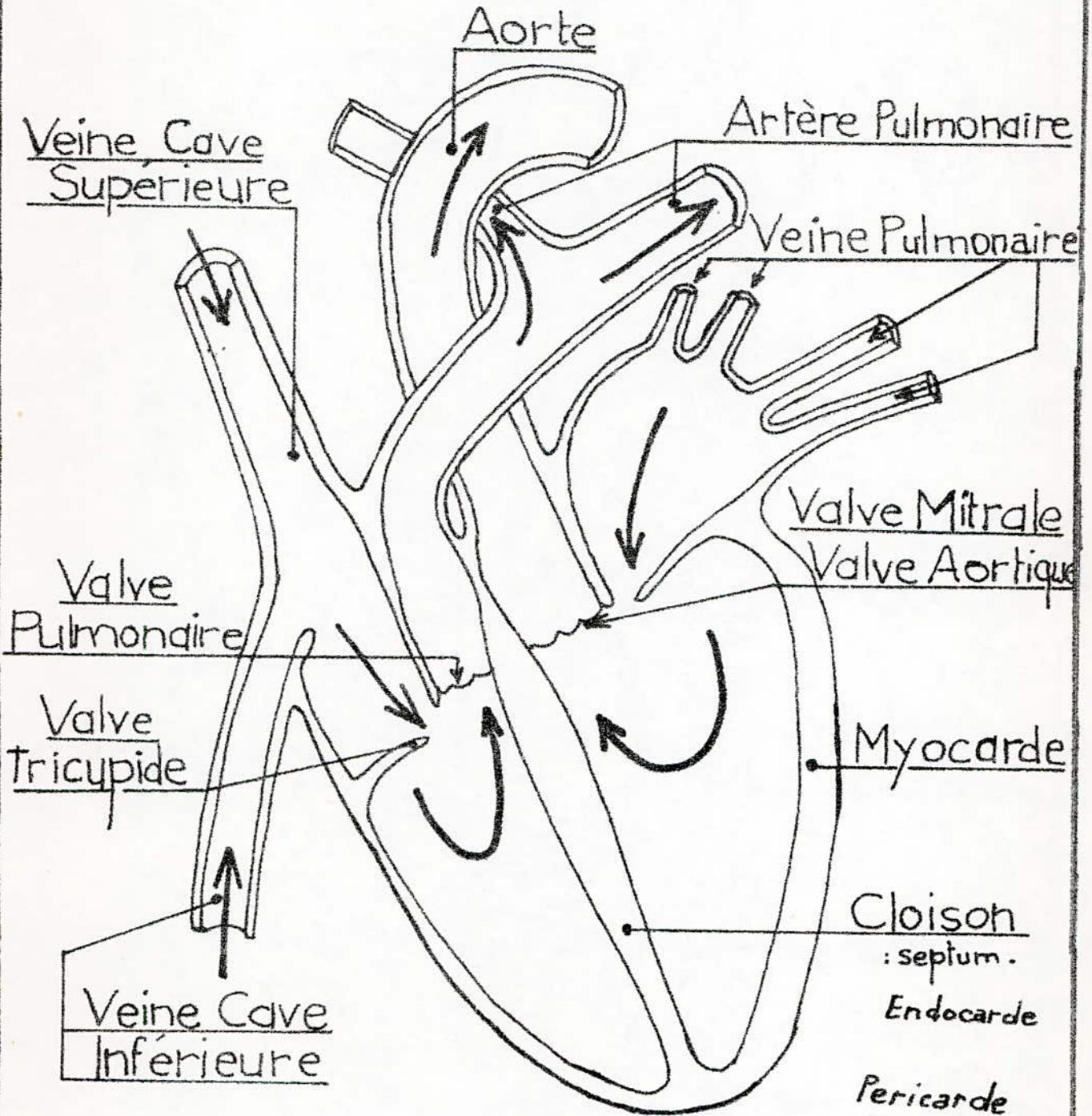


FIG : 2

même volume ventriculaire

Ainsi le coeur se comporte comme une pompe à double action en assurant la circulation du sang de la manière suivante :

Le sang réuni dans les veines principales, à droite du coeur ; enplit l'oreillette : les valvules ~~auriculo-ventriculaires~~ **fermées**.

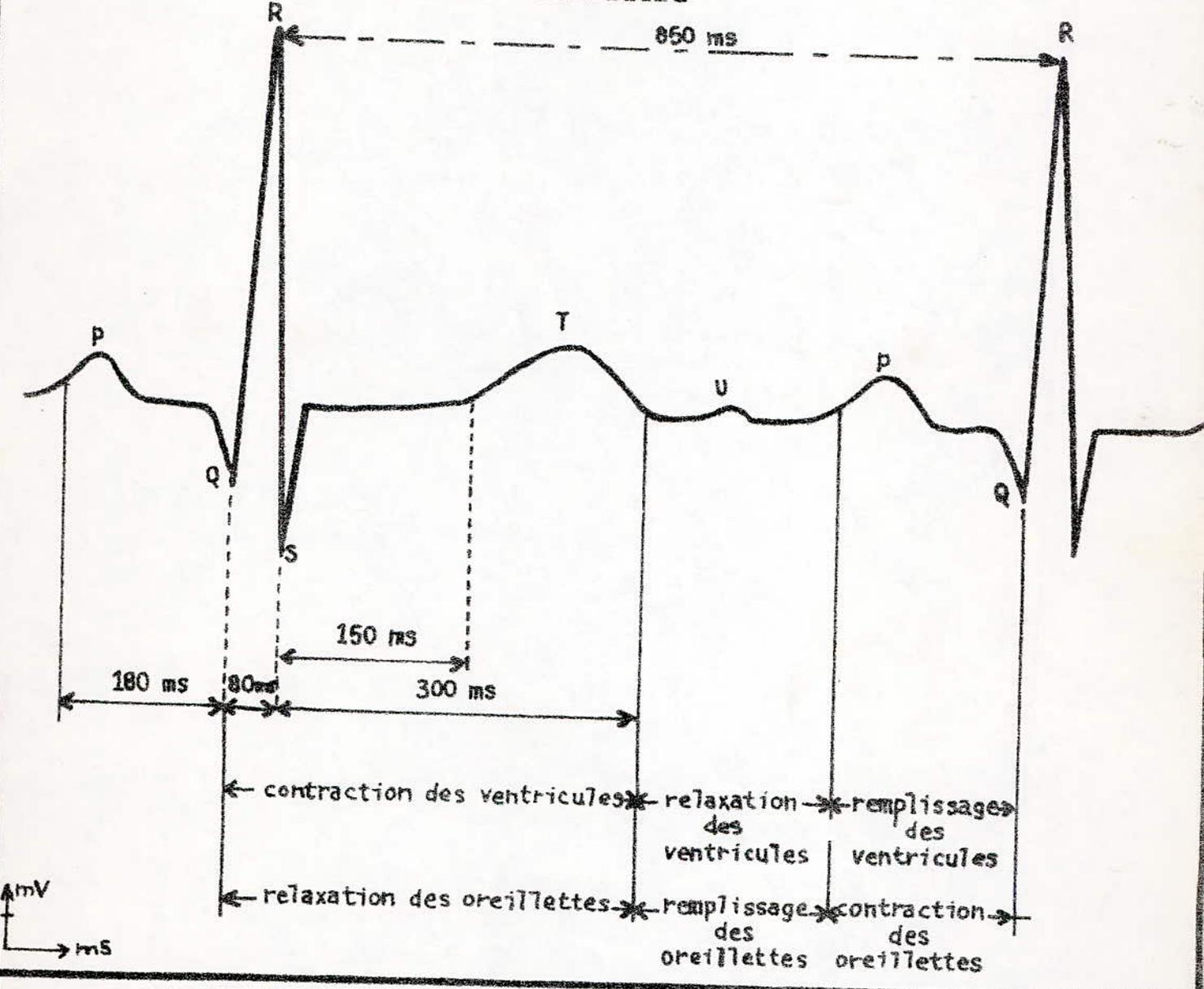
Ces dernières s'ouvrent et le sang passe dans le ventricule droit et sort par l'artère pulmonaire. Après avoir été oxygéné, il revient vers la partie gauche du coeur par les veines pulmonaires ; irrigue l'oreillette gauche, ensuite le ventricule gauche et est ensuite chassé par l'artère aorte vers le corps. Les oreillettes se comportent donc comme des collecteurs et les ventricules ~~assurent~~ ^{assurent} un rôle moteur. Cet ensemble fonctionne d'une manière synchrone et pulsatoire, par contre le sang coule d'une manière régulière. Le coeur est contracté par des impulsions électriques qui prennent naissance dans l'oreillette droite en une région de l'endocarde appelée : Nœud SINUSAL ou Nœud SINO-AURICULAIRE, considéré comme un générateur physiologique d'impulsion électrique. Cette impulsion électrique générée est diffusée aux oreillettes et recueille dans une autre région de l'oreillette droite proche du septum et du ventricule droit. En fait, elle se propage dans toutes les directions ; ainsi en s'éloignant du centre excitateur les impulsions faiblissent et sont pratiquement incapables de contracter les ventricules. Une partie de cette énergie est transmise au nœud de TAWARA qui fait office de générateur de stimulus primaire. Ce nœud construit de repolarisation spontanée transmet cette impulsion à l'aide de fibres nerveuses (réseau aux ventricules).

SIGNAUX ELECTROCARDIOGRAPHIQUES (E.C.G.)

- . L'électrophysiologie cardiaque pose deux problèmes :
l'électrogénèse de la cellule myocardique.
les effets à distance de l'activité électrique du cœur à travers le milieu conducteur du corps humain.
- . Le cœur est un organe automatique en dehors de toute commande nerveuse. Tout est conçu pour obtenir un synchronisme poussé afin d'obtenir un effet de pompe ventriculaire maximum. Dans ce but, on a rencontré des tissus à conduction très rapide (type nerveux) et des tissus à conduction lente (type musculaire).
- . Le tissu automatique rythmique qui l'emporte sur tous les autres est situé au niveau du nœud de Keith et Flack dans la paroi au l'oreillette gauche (Tissu sinusal).
- . L'excitation part de cette région qui joue le rôle de Pace-maker ; traverse la région auriculaire par excitation de proche en proche et atteint le nœud de Tawara qui se laisse synchroniser alors que sa fréquence autonome est plus basse. Ensuite l'excitation parcourt très rapidement le faisceau de His et le réseau de Purkinje pour atteindre presque à l'unisson la face endocardique.
- . Enfin, plus lentement, elle progresse de la face endocardique vers la face épicaudique.
- . Le tracé électrocardiographique classique reflète toute l'histoire de l'excitation cardiaque : Fig; (3).
- . L'onde P, correspond à l'activation des oreillettes :
- . Cette onde est relativement lente et est la somme des contractions des oreillettes gauche et droite.
- . Le complexe rapide QRS traduit le cheminement de l'activation dans la masse des ventricules (dépolarisation).
- . L'onde T, le cheminement de la restauration dans les ventricules.
- . L'espace qui sépare l'onde P du complexe QRS correspond à la propagation sur le faisceau de His, l'espace ST représente une phase où l'ensemble ventriculaire est activée (pompe). On peut noter que la restauration auriculaire n'est pas visible, et que la forme du tracé E.C.G. change avec le point de prélèvement.
- . Les potentiels d'action myocardiques ventriculaire ont une forme spécifique liée au but à atteindre. En effet pour obtenir un effet de pompe maximum, il faut que toutes les cellules ventriculaires soient excitées en même temps (rôle du faisceau pseudo-nerveux de His et Purkinje) et qu'elles le restent un temps suffisant (période ST).
- . Pour ce faire , les potentiels d'action ventriculaires ont une durée longue.

Tracé électrocardiographique classique.

Figure 3



La fréquence cardiaque (ou pulsations/minute) varie en fonction de l'âge du patient :

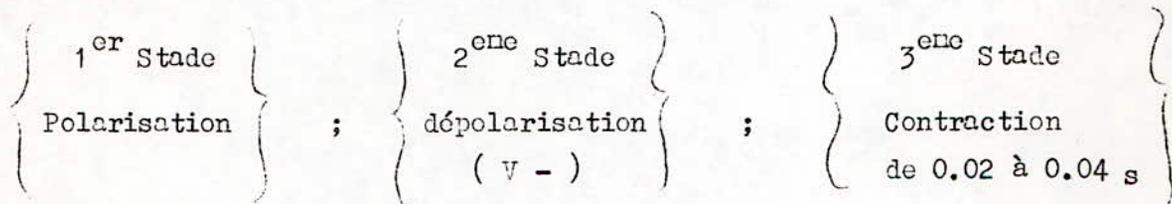
- 100 à 150 puls/mn chez le nourrisson
- 60 à 90 puls/mn chez l'adulte
- 50 à 75 puls/mn chez l'adulte de plus de 60 ans.

Nota : Les durées données figure 3 sont des ordres de grandeur pour un patient ayant un rythme cardiaque de 70 pulsations/minute: (E.C.G normal d'adulte).

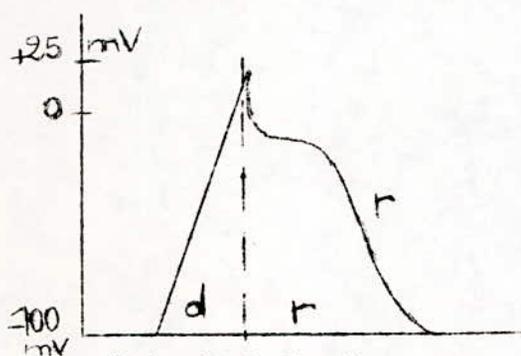
. Activité électrique cardiaque.

Analyse électrique d'une fibre musculaire.

- . Rappelons d'abord en quoi consiste le potentiel d'action d'une cellule. Une fibre musculaire (groupe de cellules) au repos est polarisée. Il existe une différence de potentiel entre l'intérieur et l'extérieur de la cellule (- 90 mV).
- . En raison de la perméabilité ionique sélective de la membrane cellulaire, il se crée un équilibre entre les charges positives de la face ^{externe} et les charges négatives de la face interne.
- . A l'intérieur de la cellule, il y a prédominance des ions potassium, à l'extérieur des ions sodium. Dès que la cellule est soumise à une excitation convenable, la perméabilité de la membrane se modifie, le déplacement des ions qui en résulte fait varier la différence de potentiel et on aboutit à la courbe dite "Potentiel d'action" qui peut être l'E.C.G. d'une cellule isolée.
- . Par convention, la cellule au repos est dite polarisée. La dépolarisation a lieu lorsqu'on applique une tension négative sur la face externe, la cellule répond à cela en se contractant.
- . Le processus de déroulement a lieu de la façon suivante :



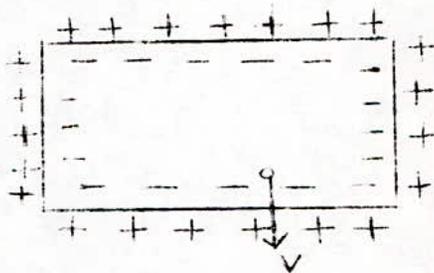
. La repolarisation est spontanée. (Voir fig. ci-dessous.)



Potentiel d'action d'une cellule

d = dépolarisation

r = repolarisation



Cellule au repos

Nous venons de voir l'allure générale de l'électrocardiogramme.

• Mais la forme exacte dépend de la position des électrodes de mesure. On peut en rendre compte par exemple en considérant l'activité électrique comme résultant d'un ensemble de dipôles représenté par des vecteurs. L'effet de tous ces dipôles est pratiquement le même dans le cas d'électrodes éloignées qu'avec un seul dipôle qui est le dipôle-résultant. Les variations de ce dipôle au cours du temps conduisent au vectocardiogramme spatial.

Il y a deux types de dérivations électro-cardiographiques :

- 1) les bipolaires donnant les différences de potentiel entre deux points.
 - 2) les unipolaires qui donnent les variations de potentiel d'un point.
- Ces dérivations jouent un rôle prépondérant dans le recueil de l'E.C.G. C'est pourquoi nous énumérons et détaillons dans ce qui suit - les différents types de dérivations après avoir défini ce qu'est une dérivation.

• Les dérivations électro-cardiographiques.

• Définition. Une dérivation est un type de connexions qui est établi entre les électrodes recueillant les d - d - p de l'E.C.G.

• Par convention on enregistre 12 dérivations dites standards.

a) Six dérivations des membres : D_1 , D_2 , D_3 ; V_R , V_L , V_F .

b) Six dérivations précordiales : V_1 , V_2 , V_3 , V_4 , V_5 , V_6 .

où : V_1 = Electrode à droite du sternum

V_2 = Electrode à gauche du sternum

V_3 = Electrode placée à mi-distance entre V_2 et le manelon

V_4 = Electrode placée sous le manelon.

V_5 = Electrode placée à mi-distance entre le manelon et la ligne auxiliaire

V_6 = Electrode placé sur la ligne auxiliaire.

Il existe aussi des dérivations intracardiaques, oesophagiennes etc..

On classe, cependant, toutes ces dérivations en deux catégories : les dérivations bipolaires et les dérivations unipolaires.

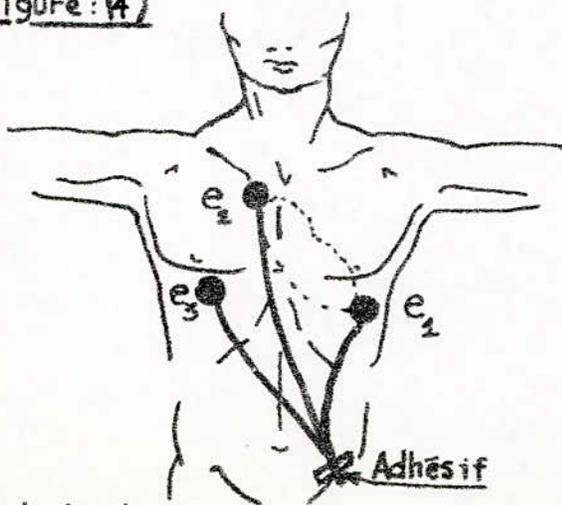
• Les dérivations bipolaires.

• Ces dérivations se composent de 2 types : périphériques et précordiales (Notons que ces dernières ne sont plus utilisées). Les dérivations bipolaires périphériques découlent de la théorie d'EINHOVEN, qui considère le coeur comme étant un dipôle électrique unique correspondant à la somme des dipôles élémentaires et dont la projection sur un plan frontal est situé dans un triangle équilatéral. En réalité, les trois électrodes ne sont pas placées aux sommets de ce triangle, mais au niveau des poignets (droit = R ; gauche = L) et la jambe gauche.

Récapitulatif des différentes dérivations.

DERIVATIONS D'EINTHOVEN	D_I		
	D_{II}		
	D_{III}		
DERIVATIONS DE GOLDBERGER	aVR		
	aVL		
	aVF		

Figure: (A)



e = electrode

Utilisation pratique : Dérivation, proche de D₁

Note concernant la fig: 4
 Cette disposition est utilisée dans le cas de la surveillance (monitor) et permet au patient de disposer d'une plus grande liberté de mouvements, et évite le trémulus (signal électrique parasite) provenant des muscles des bras et des jambes.

. Cette disposition ne modifie en rien l'impulsion cardiaque.

. Quant à la jambe droite elle est reliée à la masse électrique de l'amplificateur d'entrée à l'aide d'une 4^{ème} électrode. On définit ainsi, la dérivation D_1 ;

$D_1 = V_L - V_R$; la dérivation D_2 ; $D_2 = V_F - V_R$ et la D_3 ; $D_3 = V_F - V_L$; où encore

$D_1 = L.A - R.A$; $D_2 = L.F - R.A$; $D_3 = L.F - L.A$ avec L.A : (Left arm) = jambe gauche ; R.A : (right arm) = bras droit L.F : (Left feet) = jambe gauche ; R.F : (Right feet) = jambe droite.

a) Les dérivations périphériques standard d'EINHOFF.

. Ces dérivations bipolaires sont au nombre de trois et mesurent la d - d - p aux endroits éloignés du corps.

. On note une onde P de durée 8 à $\frac{10}{100}$ s, d'amplitude inférieure à 0.25mv, un espace de l'ordre de 0.18s ; (0.15 à 0.21). Un complexe QRS de durée 0.10s d'amplitude 0.5 à 2mv. Une onde T positive en D_1 , D_2 diphasique ou négative en D_3 .

b) Les dérivations unipolaires.

. Une dérivation unipolaire est constituée par deux électrodes ; l'une active dite exploratrice placée à l'endroit où l'on veut mesurer les variations de potentiel. L'autre dite "Indifférente" placée en un endroit éloigné du coeur, où les variations sont considérées comme négligeables.

. Procédé de Wilson.

. En réalité, le point où le potentiel cardiaque peut être négligé n'existe pas dans le corps. Wilson a imaginé un procédé qui consiste à relier les électrodes ; R,L,F en un seul point : W (borne centrale) faisant office de potentiel de référence par l'intermédiaire de trois résistances de 5 K . (Voir schéma de principe : fig. (5)).

. Nous pouvons écrire : fig. (5) - au noeud W, on a :

$$\frac{V_L - V_W}{R} + \frac{V_R - V_W}{R} + \frac{V_F - V_W}{R} = 0 \implies V_W = \frac{1}{3} (V_R + V_F + V_L)$$

. Procédé de Goldberger. Fig (6)

. L'électrode exploratrice est placée en R, L ou F , l'électrode dite "Indifférente" est obtenue en additionnant les potentiels prélevés sur les deux autres points. Le signal obtenu par cette méthode est le même que le précédent. (hormis l'amplitude qui triple.). En effet, le cas de Wilson donne : $V_{S_W} = G(E_1 - E_2) = G (V_L - \frac{V_W}{3})$

$$\implies V_{S_W} = \frac{G}{3} (3 V_L - V_W)$$

. Pour Goldberger : $V_{S_G} = G (V_L - E_2)$ et $\frac{V_F - E_2}{R} + \frac{V_R - E_2}{R} = 0$

$$\implies E_2 = \frac{1}{2} (V_F + V_R) ; \text{ soit } V_{S_G} = G (V_L - \frac{1}{2} (V_F + V_R)) =$$

$$\implies V_{S_G} = \frac{G}{2} (3 V_L - (V_L + V_F + V_R)) = \frac{G}{2} (3 V_L - V_W)$$

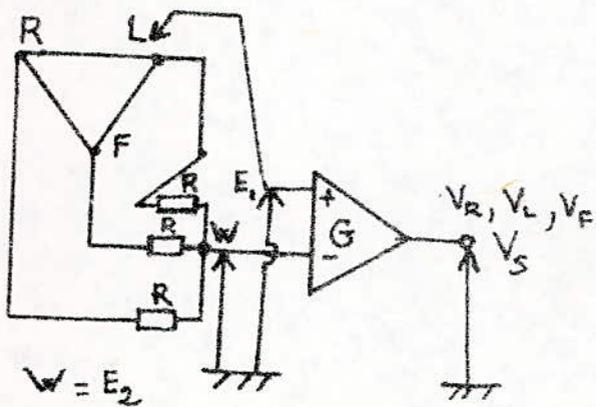
donc $V_{S_G} = \frac{3}{2} (V_{S_W}) \implies$ (amplitude \times par 1,5).

∴ suite du tableau donnant Les différentes dérivations.

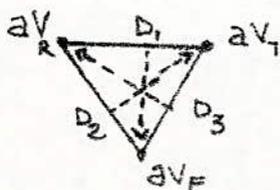
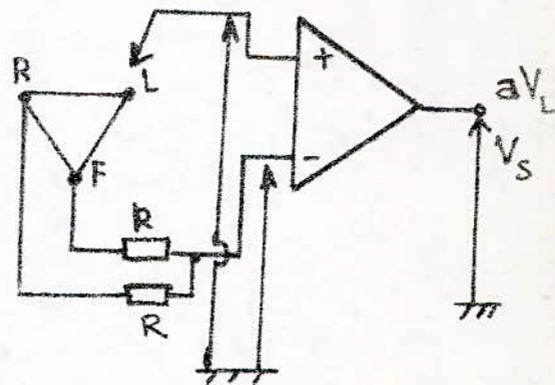
DERIVATIONS DE WILSON	V ₁		
	V ₂		
	V ₃		
	V ₄		
	V ₅		
	V ₆		

Ce tableau donne 6 dérivations unipolaires précordiales, effectuées dans un plan horizontal en utilisant une électrode plate ou ventouse que l'on déplacera sur la cage thoracique.

• Conception de Wilson. fig (5)



• Conception de Goldberger fig (6).



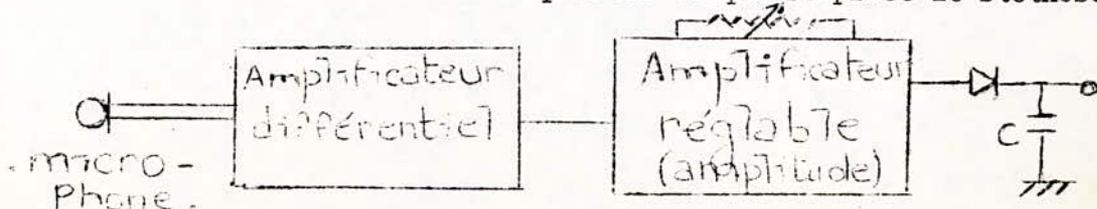
avec : $aV_R = R \cdot A - (LA \text{ et } LF)$
 $aV_L = L \cdot A - (RA \text{ et } LF)$
 $aV_F = F \cdot A - (R \cdot A \text{ et } L \cdot A)$

Relevé de l'activité électrophysiologique du coeur.

- . Prélèvement de l'information.
 - . Les capteurs d'E.C.G.
 - . On utilise le plus souvent des électrodes métalliques à base d'acier. Mais elles ne sont pas très satisfaisantes : le potentiel obtenu n'est pas stable et, de plus leur impédance varie beaucoup avec la fréquence du signal.
 - . Les électrodes d'argent recouvertes chlorure d'argent sont les meilleures. Mais leur prix est cinq fois plus élevé que celui des électrodes d'acier inoxydable.
 - . Les électrodes de recueil du signal doivent être identiques et en contact avec le même électrolyte, sinon on introduit entre deux électrodes différentes des différences de potentiel parasites. Tout doit être fait pour que l'impédance propre à l'électrode et l'impédance de contact soient les plus faibles possibles. Pour cela, on doit en particulier dégraisser la peau et interposer une pâte conductrice entre la peau et l'électrode. Deux électrodes placées sur les membres supérieurs, avec une électrode placée sur la jambe droite et reliée à la masse, donnent la dérivation différentielle D_1 .
- On rencontre aussi, mais moins souvent,
- des électrodes à succion
 - des électrodes multipoints
 - des électrodes miniatures pour les sujets soumis à une activité physique pendant le recueil de l'E.C.G.

PHONOMEKANOCARDIOGRAPHE

- Les capteurs de bruit cardiaque sont essentiellement des microphones utilisant les propriétés piézo-électriques ou électrodynamiques basés sur le déplacement d'une membrane dans un champ magnétique.
- Dans le domaine médical, on trouve des capteurs du phono sensible aux accélérations basés sur les propriétés piézo-électriques du quartz et présentent une résistance de sortie très élevée ce qui nécessite l'emploi d'amplificateurs d'instrumentation (leur prix est cependant assez élevé. (Voir fig. Ci-dessous).
- La valeur de crête du signal est obtenu aux bornes de la capacité.
- Pour déterminer la valeur du souffle on met un filtre passe haut avant de charger la capacité.
- A l'aide d'un amplificateur de puissance, tel que le LM377 (National semiconductor) on peut entendre le bruit du coeur au haut parleur ce qui remplace le stéthoscope.



- On doit toujours éloigner le haut parleur pour ne pas avoir une boucle fermée du bruit.

. Phonocardiogramme ou bruits cardiaques

- Les bruits cardiaques sont des phénomènes sonores composés d'une ou de quelques vibrations, dans la genèse desquels interviennent plusieurs facteurs.

. Essentiellement : Ouverture et fermeture des valves ;

. accessoirement : déplacement des masses sanguines qui viennent heurter les parois et les orifices ventriculaires, vibration des parois musculaires, variation de pression etc...

- On retiendra quatre bruits :

a) Le premier bruit, d'une durée de 0,12 s environ, est constitué de deux composantes de fréquence élevée et de grande amplitude encadrées par deux composantes de basse fréquence et de faible amplitude.

b) Le deuxième bruit comporte deux composantes de haute fréquence correspondant respectivement à la fermeture des valves aortique et pulmonaire.

c) Le troisième bruit est de basse fréquence - Il est dû au remplissage rapide des ventricules, parfois audible chez le jeune sujet.

d) Quatrième bruit.

. Inaudible chez le sujet normal, il est lié à la contraction auriculaire.

. Pression sanguine

a) Cycle cardiaque.

- Les contractions du coeur (ainsi que les propriétés des vaisseaux) conduisent à un régime de pressions alternativement basses (correspondant à la diastole) et élevées (correspondant à la systole).

- La circulation se fait en sens unique grâce au jeu des soupapes, d'entrée (Valve mitrale) et de sortie (Valve aortique) alternativement ouvertes et fermées et mues passivement par le déplacement du sang, dépendant lui-même du régime de pression.

- Le cycle cardiaque ventriculaire fig. (7) (120 mm/Hg) au niveau du ventricule gauche) peut être schématiser en quatre périodes

1. = contraction isovolunIQUE
2. = éjection ventriculaire
3. = relaxation isovolunIQUE,
4. = remplissage ventriculaire.

Rapprochement entre les différents signaux

On peut distinguer sept phases successives de l'activité cardiaque.

a) phase de remplissage lent.

.L'apport du sang vers l'oreillette est continu.

.Sur l'E.C.G. cette phase correspond à la ligne iso-électrique.

.Sur le phono, il n'y a normalement pas de bruit (l'écoulement du sang est lent.)

.La pression au niveau de la voie d'éjection, est constante.

b) phase de contraction auriculaire

.L'oreillette en se contractant chasse le sang en amont sur la voie d'admission et en aval vers le ventricule.

.Les valves auriculo-ventriculaires tendent à se rapprocher, sous l'influence des remous ventriculaires.

.Sur l'E.C.G. on a une onde P et l'espace P-Q, sur le phono un bruit (B₄) lié à la contraction auriculaire. Fig (8).

.La voie d'éjection est toujours fermée et la pression reste constante.

c) phase de contraction ventriculaire pré-isovolunétrique (Fig. (9)).

.La mise en tension du ventricule provoque une augmentation brusque de la pression ventriculaire qui bientôt atteint la pression de l'oreillette et assure la fermeture complète de la valve auriculo-ventriculaire.

.Sur l'E.C.G c'est le tout début de la dépolarisation ventriculaire.

d) phase de contraction ventriculaire iso-volumétrique

.La pression continue à monter dans le ventricule tout en demeurant inférieur à celle de la voie d'éjection correspondante. Le ventricule se contracte, toutes valves fermées, à volume constant.

.Sur l'E.C.G. on a la fin du complexe QRS.

e) phase d'éjection ventriculaire

.Dès que la pression ventriculaire dépasse celle de la voie d'éjection la valve s'ouvre et permet l'écoulement sanguin vers la voie artérielle d'éjection (ventricule et artère forment une chambre unique à pression sensiblement uniforme) ; à la fin de l'éjection le ventricule commence sa relaxation, d'où abaissement de la pression dès que cette dernière atteint un seuil critique la valve se ferme, marquant la fin de l'éjection ventriculaire.

.Le segment ST et l'onde T sont la traduction électrique de cette phase sur l'E.C.G.

.Sur le phono B₁ marque l'ouverture de la valve et B₂ sa fermeture. L'éjection du sang produit une augmentation de la pression. (Voir figure ; (10)).

f) phase de relaxation ventriculaire iso-volumétrique

.durant cette phase, la pression ventriculaire continue à baisser toutes valves fermées à volume ventriculaire constant ; l'ouverture des valves auriculo-ventriculaires marque la fin de cette période, qui se traduit sur l'E.C.G. par le début de la ligne iso-électrique, immédiatement après l'onde T.

g) phase de remplissage ventriculaire rapide.

.La pression ventriculaire devient inférieure à celle de l'oreillette et la valve auriculo-ventriculaire s'ouvre.

.L'oreillette, qui a poursuivi son remplissage pendant les quatre phases précédentes se vide rapidement dans le ventricule ; les pressions tendent à s'égaliser sur l'E.C.G. , cette période correspond à une partie de la ligne iso-électrique précédent l'onde P. sur le phono. B₃ marque le remplissage rapide des ventricules. (Voir Fig. (11)).

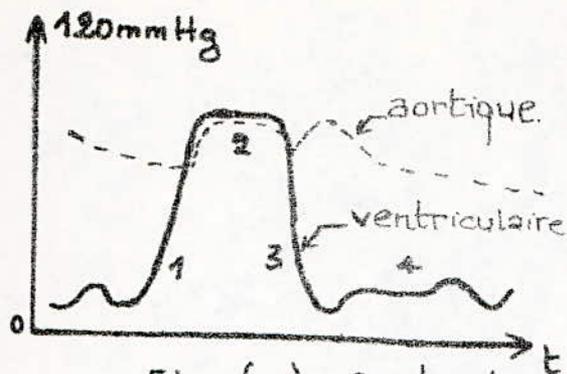


Fig: (7) : Courbe de Pression

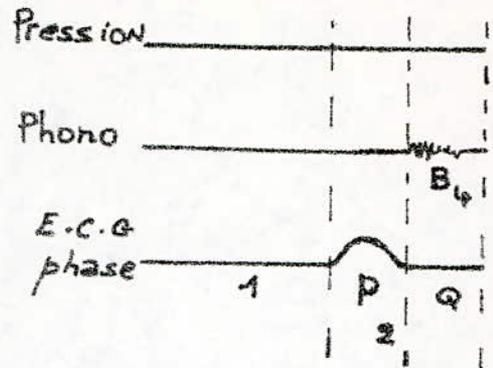


Fig: (8)

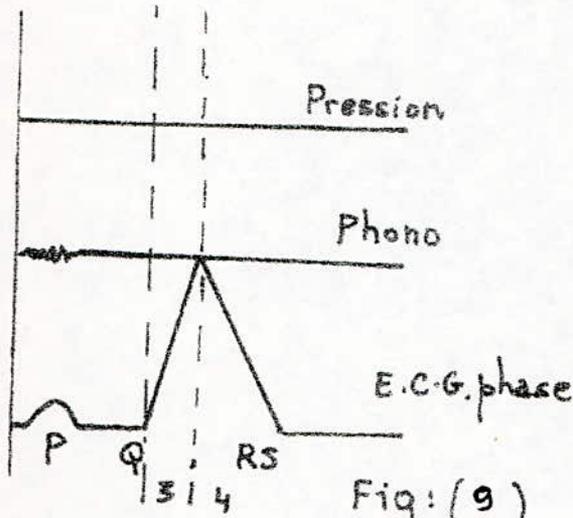


Fig: (9)

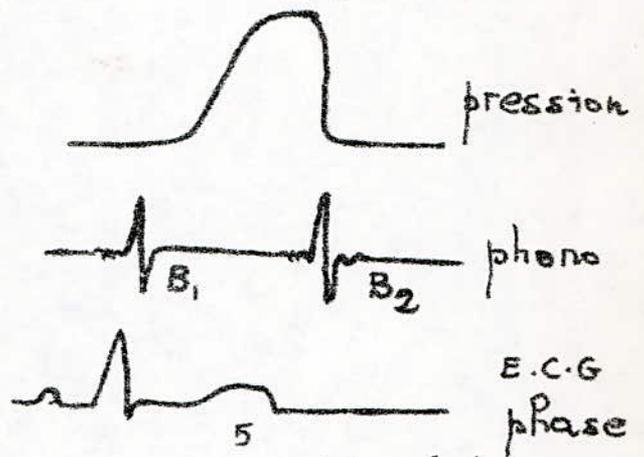
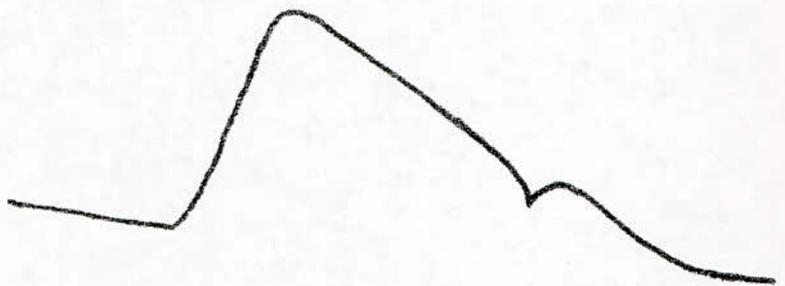
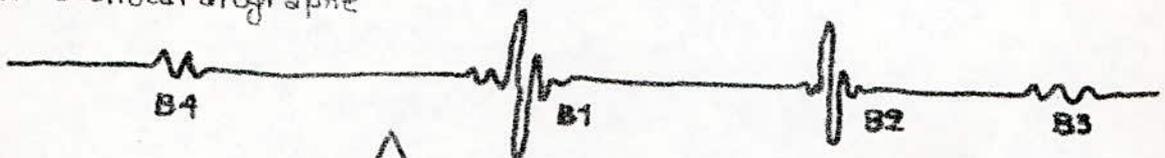


Fig: (10)

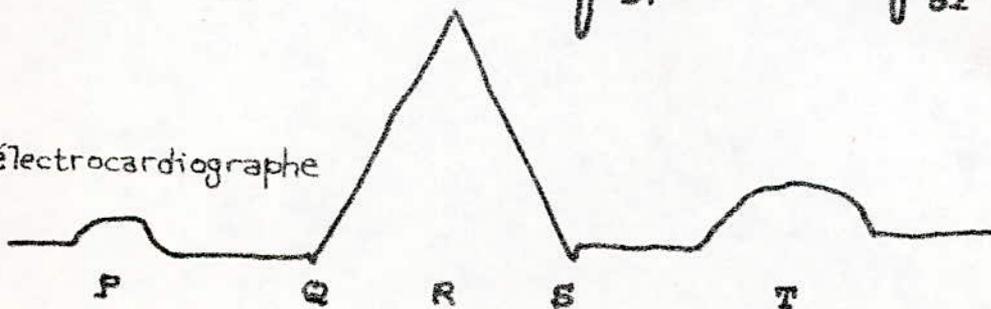
Pouls artériel



phonomécanocardiographe



électrocardiographe



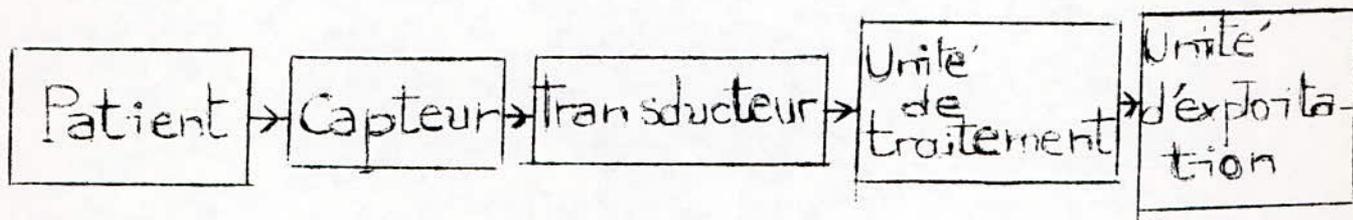
.Résumé des sept phases. Fig: (11)

Les paramètres et phénomènes physiologiques, décrivant l'état de santé d'un patient (température, pouls, pression, ECG, EEG, etc..) sont tous prélevés par le même principe de mesure.

Grossièrement ce procédé consistera à capter ces paramètres, et les convertir éventuellement en grandeur électrique dans un premier temps, ensuite les amplifier, les filtrer pour pouvoir les enregistrer ou les visualiser.

L'étape suivante est l'analyse, c'est à dire le traitement par ordinateur des informations recueillies.

Le schéma synoptique de ce cheminement est représenté par la fig. Ci-dessous.



2°) Capteurs et transducteurs

Le capteur permet d'acquérir la grandeur à mesurer là où elle se trouve et de l'amener au transducteur. Le transducteur est un dispositif qui convertit la grandeur fournie par le capteur (pressions, température, etc...) en une grandeur électrique qui lui correspond, et dont la variation reproduit le plus fidèlement possible celle de l'amplitude de la grandeur physique à mesurer. Notons que dans certains cas seul le capteur peut suffire (quand la grandeur à mesurer est à expression électrique directe (ex: ECG)).

Quelques exemples sur les capteurs :

- a) E.C.G. électrodes de surface pour E.C.G.

Les capteurs utilisés dans ce cas 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.

- Les électrodes 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.

- b) Les capteurs de pression :

Le catheter : dispositif relié à une jauge de contrainte, il ~~transforme~~ les variations de pression en variations électriques.

Le microphone : souvent utilisé dans la phonocardiographie externe. Il assure la conversion de l'onde sonore captée (bruit du coeur) en un signal électrique permettant ainsi de mieux apprécier la durée de l'intensité d'un souffle.

- c) Capteurs de pouls :

La contraction cardiaque entraîne la dilata^{Tion} des tissus du lit vasculaire, cette dilatation va faire déplacer l'armature mobile de la capacité d'où une variation de potentiel suivant le rythme du pouls.

- 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). Cette variation d'opacité est traduite par une cellule photosensible en pulsations électriques correspondant aux battements du pouls.

- d) Capteurs de températures

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.
Linéaire

Parmi les éléments utilisés on peut citer entre autres :

- 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 (plusieurs dizaines de secondes). De plus la réponse non linéaire qu'il fournissent les désavantagent par rapport à d'autres capteurs.

- 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. Unité de traitement

Le traitement à effectuer sur le signal électrique fourni par le transducteur, dépend naturellement du type de grandeur que l'on veut mesurer, pour obtenir les résultats souhaités.

L'unité de traitement peut avoir donc à accomplir des tâches complexes et nombreuses néanmoins, ce qui est le plus fréquent, est que cette unité analogique comporte les phases : amplification filtrage ^{et mise} en forme du signal recueilli.

AMPLIFICATION

.Le niveau du signal issu du transducteur étant très faible pour pouvoir actionner les systèmes d'exploitation utilisés dans la chaîne de mesure. Alors une augmentation de niveau se révèle nécessaire. On utilise un système capable d'augmenter l'amplitude des signaux, sans pour cela créer une quelconque distorsion.

L'amplification dite différentielle est la plus couramment utilisée en électro physiologie .

L'amplification différentielle permet surtout d'éliminer les parasites, et seul le signal utile est amplifié.

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.

- Fréquence de coupure haute : Elle traduit la distorsion dans le domaine des hautes fréquences néanmoins il faut signaler que cette distorsion ne doit pas trop affecter le signal bioélectrique recueilli. Cette coupure permet d'écarter tout parasitage de haute fréquence.

- Fréquence de coupure basse : Elle traduit le degré de distorsion dans le domaine des basses fréquences. La distorsion affectera surtout les composantes lentes du signal bioélectrique ; on aura éliminé tous les bruits de basses fréquences.

- Bande passante - Elle est limitée par la fréquence haute et basse, elle permet l'amélioration du rapport signal/bruit.

MISE EN FORME .

.Etage reliant l'unité analogique à l'unité numérique (C.A.N , TRIGGER).

Il permet l'adaptation des signaux électriques recueillis à un éventuel traitement logique : par microordinateur par exemple.

UNITE D'EXPLOITATION

Le rôle de l'unité d'exploitation est de porter à la connaissance de l'utilisateur les résultats de mesure, stockage et classification des données physiologiques.

a) Moyens d'enregistrement

L'enregistrement sur papier est réalisé à partir du mouvement d'un galvanomètre.

- Stylet encreur sur papier normal
- Stylet chauffant sur papier thermosensible
- Système à jet d'encre.

Dans le cas où la bande passante du phénomène est plus élevée l'enregistrement peut être effectué : en temps réel : par des enregistreurs rapides (à ultra-violet sur papier photosensible, électrique sur papier métallisé etc...)

En temps différé : à partir d'un signal mémorisé sur les enregistreurs plus lents (à stylet encreur par exemple).

En dehors de ces systèmes on peut avoir recours à l'enregistrement magnétique si l'analyse du phénomène est prévue ultérieurement.

b) Moyens de visualisation : Les systèmes actuellement présents sur le marché permettent l'examen de signaux sur un oscilloscope (à écran fémant ou à mémoire digitale).

Il existe aussi des chaînes de traitement à scope incorporé permettant la visualisation des signaux.

c) Remarque : En dehors de ces systèmes, il existe des chaînes électrophysiologiques à sortie acoustique où les signaux sont recueillis au haut parleur. En effet/^{si} ces signaux sont contenus dans la bande passante audible, la partie sonore est un excellent guide pour l'utilisateur entraîné.

d) Exploitation des données par microordinateur.

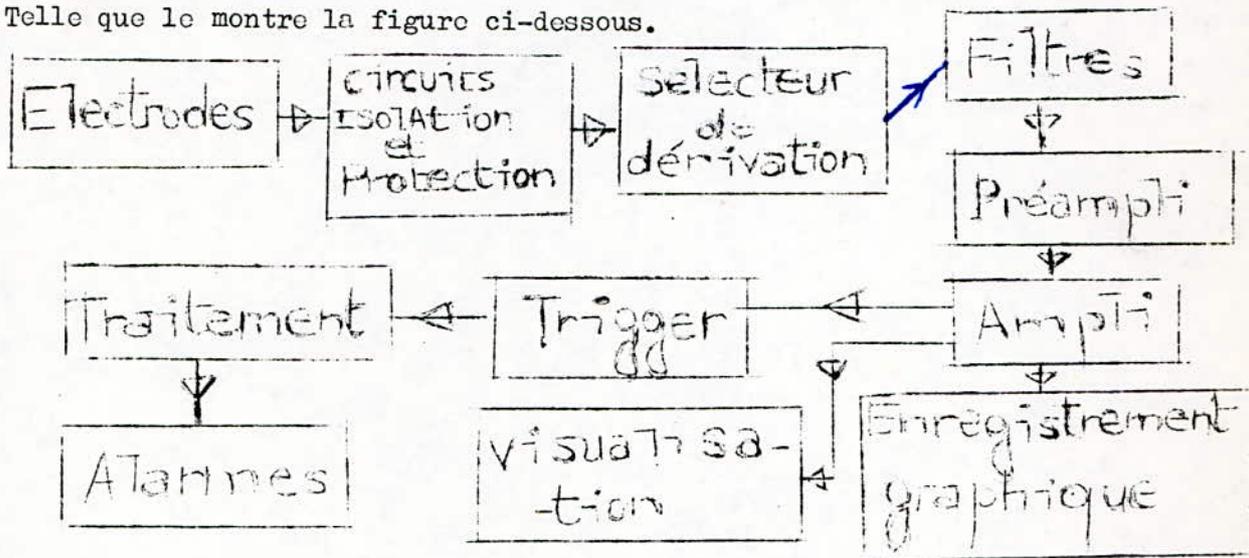
L'ordinateur devient de jour en jour l'instrument efficace dans l'analyse et le stockage des informations.

L'entrée des informations dans un ordinateur permet l'analyse très fine de leurs caractéristiques et une édition des diagnostics les plus probables avec une grande fiabilité.

A) : E.C.G.

Pour la conception de notre chaîne de mesure électrophysiologique, nous avons été limités aux choix de trois paramètres : L'E.C.G. ; le pouls et la température.

a) - Les électrocardiographes couramment utilisés comprennent les différents éléments d'une chaîne de mesure électrophysiologique ; des accessoires particuliers à la mesure de l'E.C.G. y sont ajoutés : ~~les~~ (). principalement un sélecteur de dérivation et un procédé de calibration des amplificateurs. Telle que le montre la figure ci-dessous.



- L'électrocardiographie est utilisée dans la plupart des services hospitaliers. Le signal E.C.G. est parfaitement connu et toute variation par rapport à la norme (E.C.G normal) indique au médecin qualifié un diagnostic probable de l'origine du trouble.

- Cette technique simple permet de déceler les anomalies éventuellement multiples de l'activité cardiaque. Donc son exploitation complète exige une prise de données correctes 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.

Protection du patient

Le matériel médical doit répondre à certaines ^{regles} sécurité vis à vis du patient et en particulier, au niveau électrique.

Il est certain que tout appareil électro-médical, expose le malade au danger d'électrocution. Ce danger risque d'être fatal si on ne prend pas les précautions

qui s'imposent.

- 23 -

. Généralement, cet accident a pour cause principale le courant de fuite provenant particulièrement du secteur 220 V , 50 HZ, qui peut prendre des valeurs importantes.

. Ces courants de fuite conditionnent donc la sécurité du patient et doivent obéir aux normes en vigueur. Ce courant de fuite doit être de $10\mu A$ et $50\mu A$ dans la condition de défauts.

. Afin d'assurer une protection totale au patient et éviter ainsi toutes imprévus; on doit prendre quelques précautions, entre autres :

- La partie reliée au patient ne doit pas être en aucun cas branchée au secteur.
- Elle ne doit, non plus, avoir aucune liaison mécanique avec un appareil lié au réseau.

- Le patient doit être parfaitement isolé de la terre, car si celle ci est branchée ou connectée accidentellement, le danger existe pour le patient - bien entendu - Lorsque le où les appareils sont reliés directement ou indirectement au secteur 220 V , 50 HZ. Mais même dans des conditions normales, où les appareils sont reliés correctement à la terre le danger existe pour le patient.

- Eviter toute installation électrique qui pourrait être source d'intense rayonnement du 50 HZ (exemples : Lampes à néon ; proximités des ascenseurs ...)

. Notons que dans certains cas, il est indispensable de modifier l'implantation ou l'alimentation électrique des locaux).

- L'appareil doit posséder une grande aptitude à éliminer les interférences dues au 50 HZ.

- De toute façon, la seule solution pour isoler entièrement le patient consiste à utiliser des appareils de mesure dits : " Flotants ". Car ces derniers constituent une barrière efficace aux courants de fuite et sont situés en général à l'entrée de chaque appareil.

- Notons que l'alimentation par batteries est de loin, la meilleure, puisqu'elle exclue entièrement tout danger. C'est pourquoi nous avons doté notre chaîne de traitement de ce procédé plus sécurisant (piles de 9 volts).

Le courant de fuite

. Le courant de 50 HZ du réseau passe par des capacités parasites (entre enroulements du transformateur, entre le réseau et l'enveloppe de l'appareil... etc). Ce courant est appelé " courant de fuite " , lorsqu'il n'est plus court-circuité à la terre, il est injecté au patient par les électrodes et se referme à la terre par un autre chemin (tel que le lit métallique, table d'opération etc...)

- Solutions envisageables

Les informations provenant des électrodes ou des capteurs sont transférées sur l'appareil de mesure par voie opto-électronique (photocoupleurs) ou par voies électromagnétiques.

- Le couplage opto, reliera le patient au secteur.
- Ou encore le couplage par transformateur de haute qualité.
- Un bon blindage des fils et - une bonne isolation des locaux du parasitage industriel.

- Les électrodes

. Le procédé qui utilise trois électrodes lors du relevé de l'E.C.G. est de loin le plus usité, vu la haute qualité de la mesure qu'on obtient. Cette technique permet surtout la diminution des parasites qui se présentent à l'entrée différentielle. Il est conseillé - par ailleurs - à ce que le choix des électrodes se fasse de façon rationnelle, car en fait c'est d'elles que l'efficacité et le rendement de toute chaîne de mesure.

Citons quelques critères de choix :

- Utiliser, si possible, d'électrodes dites de bonne qualité à ce sujet l'électrode flottante, est particulièrement recommandée, elle est isolée mécaniquement de la peau par un support qui lui est fixé.
- Eviter les électrodes usées, car ayant assez servi elles perdent de leurs performances.
- Choisir des électrodes à faible impédance (quelques $K\Omega$) - Degraisser parfaitement les points d'application des électrodes dont la dissymétrie est prononcée.
- De même, la nature du gel (pâte conductrice) ; la préparation de la peau (frotter soigneusement la peau, afin que la pâte puisse pénétrer à travers les pores et permettre ainsi une bonne conduction entre le tissu sous-cutané et l'électrode) ; le positionnement des électrodes joue un rôle prépondérant dans la qualité et le rendement, quant au recueil de l'E.C.G.

. Le préampli :

Etape d'entrée qui doit retenir une attention particulière.

Quelques caractéristiques

- Taux de réjection en mode commun : il traduit la capacité du système à éliminer les parasites présents simultanément sur les deux entrées de l'amplificateur différentiel. (bruit de mode commun). Ce taux s'exprime en décibels, puis il est élevé et meilleur sera l'immunité aux bruits. Il est normalement supérieur à 60 dB et peut atteindre 120 dB.

- Impédance d'entrée : une grande impédance d'entrée renforce l'isolation du malade et crée une parfaite adaptation. Cette impédance dépendra bien entendu de la fréquence de travail et doit demeurer la plus grande possible. (Généralement supérieure à $2\text{ M } \Omega$ selon les normes).

Compte tenu de ces contraintes nous avons ^{porté} ~~porté~~ notre choix sur l'amplificateur opérationnel : LF 356. Cet ampli, rempli bien les conditions sus-citées du fait, que son taux de réjection est de l'ordre de 80 dB. Son entrée étant à base de transistors F.E.T. , son impédance d'entrée est donc appréciable et dépasse largement la norme imposée. (Impédance d'entrée typique du L.F 356 de l'ordre d'une centaine de Mégohms.

- Le Filtre -

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

- Fréquence de coupure haute.

. Le choix de la fréquence haute pose quelques problèmes, entre autres l'effet du 50 HZ. Faut-il considérer tout le spectre de fréquence soit 0 --- 100 HZ ? et chasser le 50 HZ moyennant un filtre rejecteur centré sur cette fréquence afin de palier à cet inconvénient, ce qui provoquera malencontreusement la déformation du complexe QRS.

- Notre travail s'axera sur ce dernier choix.

. Un filtre passe bas restreindra donc la bande à] 0;50 HZ[et l'on tâchera de reproduire aussi fidèlement que possible le complexe QRS. En vérité, la déformation ne serait ce légère est inévitable. Donc, d'une part, ce compromis élimine les différentes sources de parasites (harmoniques du réseau, radio-fréquence, bruit blanc... qui pourraient noyer le signal E.C.G. (vu son faible niveau).

- Fréquence de coupure basse

Elle permet la stabilité de la ligne de base de l'E.C.G. - Plus cette fréquence de coupure basse est faible et plus la distorsion du signal est faible (côté basse fréquence), Néanmoins les artefacts plus nombreux.

- Choix du filtre

Au cours du temps et en fonction de la température 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 positif égal à 1.

- Les avantages de cette structure sont nombreux, on peut en citer entre autres :

- Impédance d'entrée quasiment infinie.

- Impédance de sorties pratiquement recollée.

- Ne nécessite pas un grand nombre de composants passifs.

- Les valeurs de ces composants ne présentent pas une grande disparité.

- Possibilité de réalisation avec des coefficients de surtensions élevés.

L'AMPLIFICATION

- 27 -

Pour pouvoir atteindre un signal de niveau assez convenable, il va falloir mettre un amplificateur à la suite du filtre. ^{L'actionnement}
Cette amplification servira d'une part à la ~~mise~~ éventuel d'un dispositif d'enregistrement, et d'autre part à élever l'amplitude du signal à un niveau qui permettra la mise en forme correcte.

Remarque 1

L'onde cardiaque peut varier suivant les sujets et les dérivations utilisés ce qui pourrait introduire des anomalies lors de la mise en forme. Nous avons donc pensé à doter l'amplificateur d'un réglage manuel de gain.
Il est également possible d'introduire manuellement une composante continue qui va se superposer au signal cardiaque. De cette façon on aura introduit un décalage spatial au signal et la suite du traitement se fera dans de bonnes conditions.

Remarque 2

Il s'avère que pour le même patient et pour diverses raisons (physiologiques, pathologiques, état d'âme etc.. .) ; l'onde cardiaque peut être suffisamment altérée, pour provoquer des anomalies : (l'onde P. ou T. pourraient accidentellement déclencher le bistable, ou au contraire, l'onde R qui nous intéresse pourrait avoir momentanément un niveau faible, et de ce fait ne sera pas prise en compte par le Trigger). La solution susceptible de résoudre ce problème, est celle qui utilise un contrôle automatique de gain (C.A.G.) , en parallèle bien sûr, à la commande manuelle.

La mise en forme

Dans le cas où l'on s'intéresse uniquement à l'onde R, autrement dit la durée de l'espace R - R , il suffit tout simplement de transformer l'onde R en impulsions compatibles TTL 5 volts , pour être traitée par une logique annexe.
Pour atteindre ce but, différents procédés sont utilisés parmi eux : Le Trigger de Schmitt.
Celui ci bascule au passage de chaque impulsion cardiaque. Les impulsions délivrées par le Trigger devront être conformes aux impulsions cardiaques du point de vue temporel. Il est à noter que le passage de l'onde R est repérable sans avoir recours aux dispositifs de visualisation, en mettant une diode électroluminescente à la sortie du Trigger qui clignote au rythme des battements du cœur.

Il est possible aussi de sonoriser le déclenchement du bistable et par la même indiquer le passage de l'onde R, grâce à un générateur de "bip" synchronisé au rythme des battements.

Ces deux dispositifs permettent le réglage adéquat de l'amplificateur jusqu'au déclenchement du Trigger, sans avoir recouru aux systèmes de visualisation.

B) - Le pouls :

- 99 -

La fréquence des contractions cardiaques se manifeste au niveau du pouls par de légères dilatations des tissus.

Le comptage des battements enregistrés sur le pouls détermine la fréquence cardiaque chez le patient.

Chaine de mesure :

Elle est représentée par la figure : ~~Ci-dessus~~ elle comprend principalement :

a) Capteurs :

- Tous capteurs à déplacement conviennent à la mesure du pouls. Mais ceux à caractère électrostatique sont le plus souvent préférés.
- Cellule photosensible : Elle détecte la variation de l'opacité des tissus à chaque contraction. Rappelons, qu'à chaque contraction l'afflux du sang, se caractérise par une variation d'opacité, (à l'extrémité d'un membre éclairé).

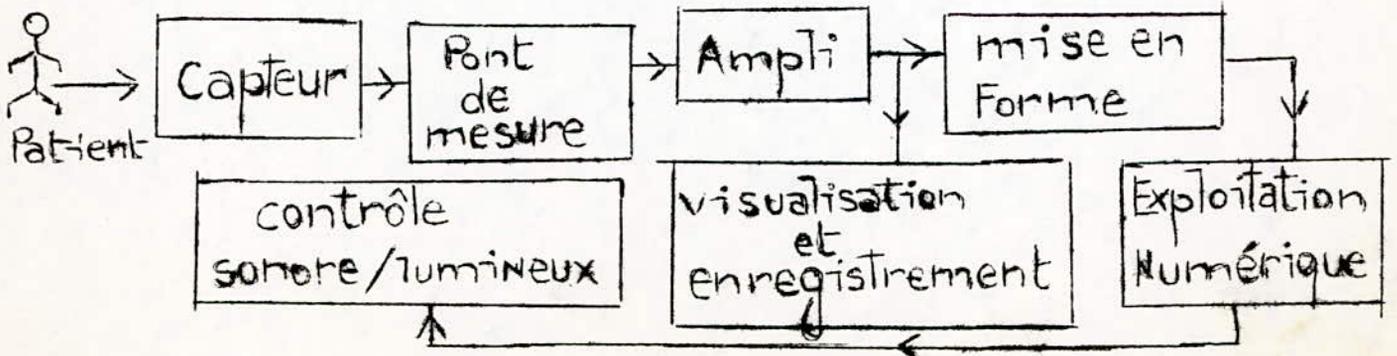
b) Unité de traitement :

- Nous disposons en général d'un pont de mesure. La cellule photosensible constitue l'une des branches du pont, et toute variation de l'opacité, va se traduire par une variation de tension qui lui correspond à la sortie du pont.
- Une amplification des signaux obtenus permet d'acquérir le niveau voulu.
- Les signaux doivent subir une mise en forme afin de pouvoir être connectés à une unité de mesure.

c) Unité d'exploitation :

- L'onde de pouls peut être visualisée sur tous appareils identiques aux systèmes E.C.G.
- L'enregistrement s'effectue généralement synchrone de l'E.C.G.
- Le traitement numérique : consiste à calculer et à afficher le rythme cardiaque instantané entre deux pulsations ou sa valeur moyenne.

Ce système possède en général un système d'alarmes qui se déclenche quand le rythme cardiaque dépasse ou n'atteint pas les limites programmées.



- La température du corps humain est un paramètre physiologique considéré par les médecins comme déterminant pour l'établissement de diagnostic. En effet ce paramètre permet dans la plupart des cas de déceler toute approche pathologique et de suivre l'évolution de l'état de santé du malade. Le plus classique des moyens utilisés pour relever la température est le thermomètre à mercure, qui du moins demeure le plus employé jusqu'à présent. Néanmoins les exigences de la médecine moderne, avec son traitement qui se veut de plus en plus précis et rapide ; ont fait que d'autres moyens plus sophistiqués sont mis à jour.

Le capteur de température

. Une nouvelle génération de capteur de température est apparue sur le marché. Ces capteurs sont de petits transistors fonctionnant en source de courant ajustable proportionnel à la température absolue.

. Le boîtier métallique qui constitue la surface est relié à l'une des pins du module : (entrée sensible).

a) Description générale de la famille LM.

Nous disposons d'une grande famille de capteurs qui diffèrent entre eux par leurs caractéristiques intrinsèques ; et leurs plage de fonctionnement. Ci-dessous, nous en citons les plus répandus : LM134 , LM 234 , LM 334. Tous ces dispositifs se comportent en excellentes sources de courants stables et pratiquement indépendantes de la tension d'alimentation.

* Caractéristiques communes :

- Ils sont capables de fonctionner avec une tension d'alimentation variant de 1 à 40 volts.
- La variation du courant délivré par la tension d'alimentation est négligeable et ne dépasse guère 0,02 % / volt.
- Le courant délivré est ajustable de $1 \mu A$ à 10 mA.
- Ils sont construits avec une précision initiale qui n'excède pas $\pm 3^{\circ}C$.

* Plage de fonctionnement

LM 134 : de -55°C à $+125^{\circ}\text{C}$

LM 234 : de -25°C à 100°C

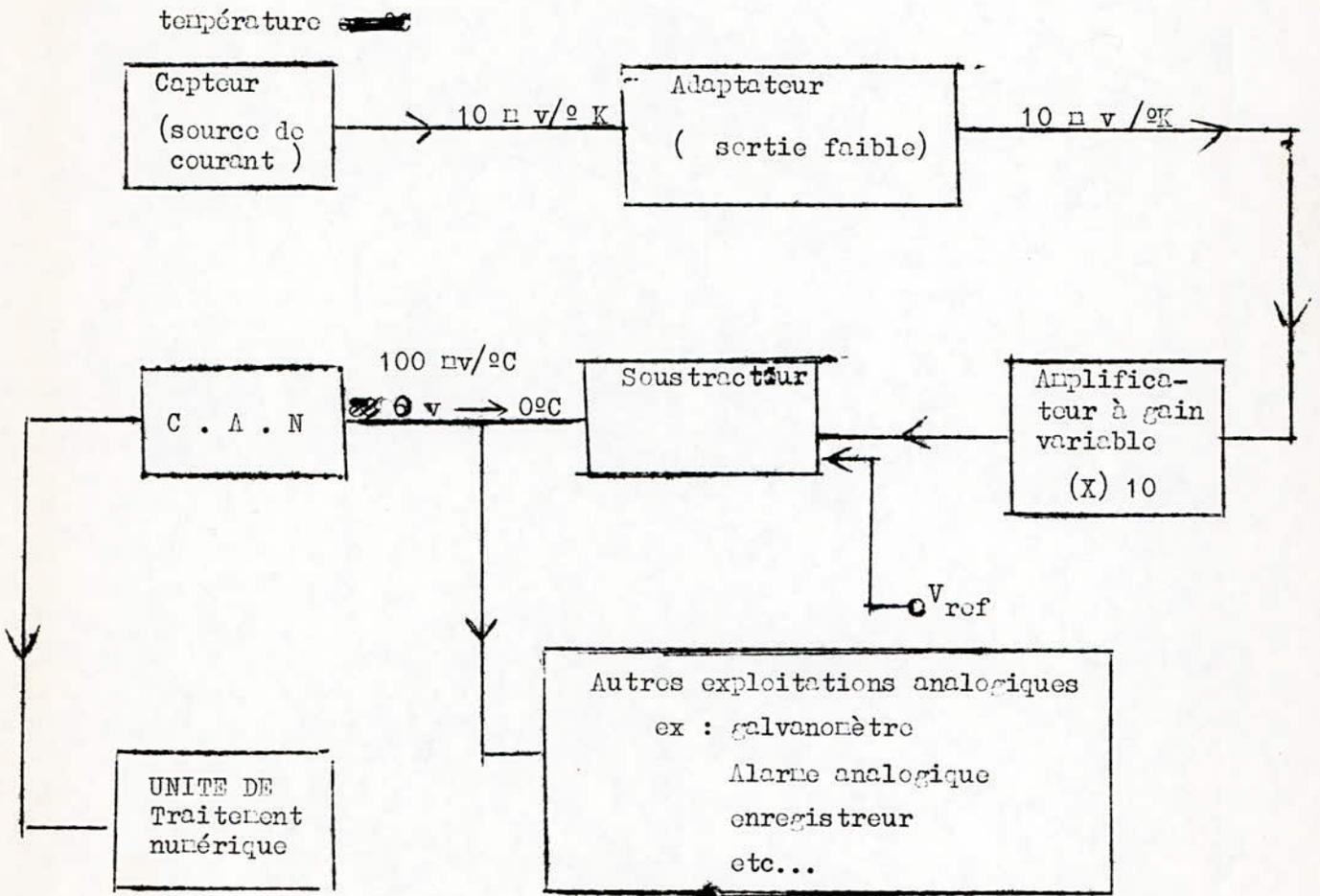
LM 334 : de 0°C à 70°C

. Pour de plus amples informations, une table comparative est donnée en annexe.

- Pour notre application, nous disposons d'un capteur du type : LM 334 utilisé surtout pour sa gamme de température qui s'étend de : 0 à 70°C . L'étendu de cette plage ne sera pas exploitée en regard de notre application.

. Remarquons qu'à egales performances électriques le capteur à gamme restreinte est plus sensible et précis.

b) Schéma de principe pour la mesure de la température



(Fig. 12)

Schéma de principe pour la mesure de la température

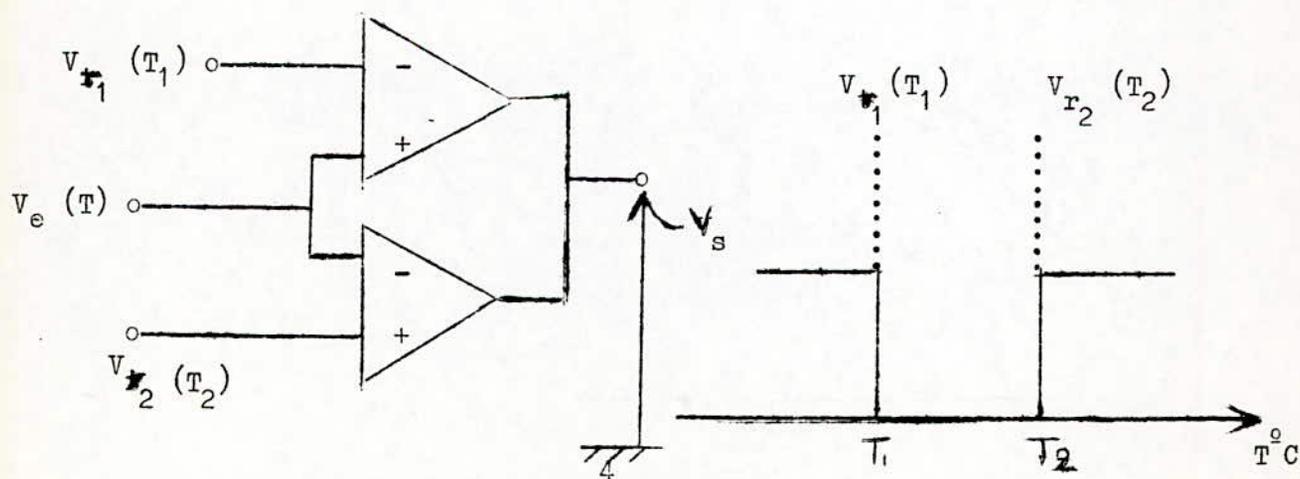
- Le synoptique pour la mesure de la température est représentée par la figure : (12).
- Si le capteur de température utilisé est du type source de courant variant avec la température (comme décrit ci-dessus). Il doit être suivi tout d'abord par un montage adaptateur puis par un amplificateur afin d'amener le signal à un niveau convenable pour être exploiter par exemple par un convertisseur analogique numérique.
- Comme la tension de sortie est proportionnelle à la température en $^{\circ}\text{K}$, la nécessité d'un soustracteur s'impose pour avoir directement la correspondance : tension $-^{\circ}\text{C}$.

Exploitation de l'information

- Un système d'affichage numérique indiquant la température en $^{\circ}\text{C}$ au patient est le plus souvent utilisé. Dans le cas où l'on voudrait suivre l'évolution de ce paramètre on a recours à des scripteurs enregistrant sur papier à déroulement lent. Notons par ailleurs que ce paramètre peut être enregistré sur disque ou bande magnétique après avoir subit le traitement numérique convenable.

Dispositifs d'alertes

- En l'absence des médecins, des dispositifs d'alarmes sont prévus pour alerter en cas d'évolution grave de la température, c'est à dire lorsque celle ci s'écarte de la "fourchette" programmé par le médecin. Indiquons sommairement le principe d'un tel dispositif analogique. Voir Fig. (13).



(Fig. 13)

• Comparateur à fenêtres et sa caractéristique de sortie

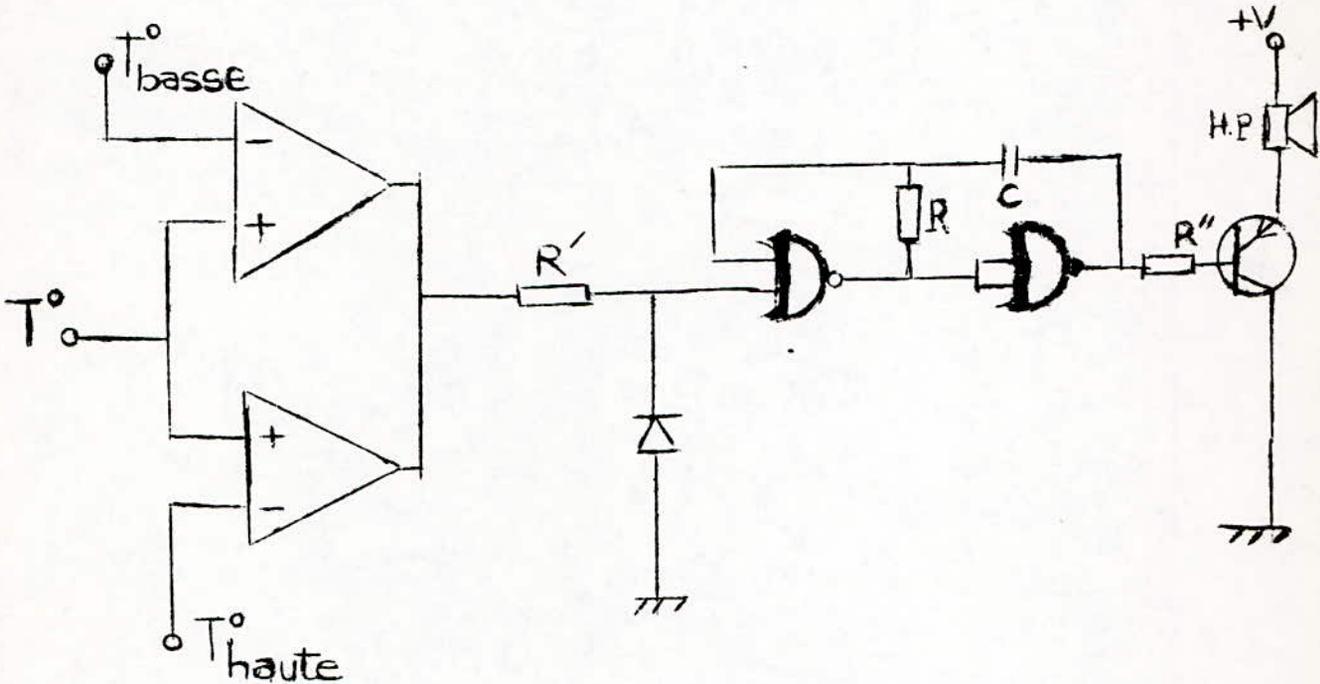
- C'est un comparateur à deux seuils qui change d'état dès que V_o s'écarte de l'intervalle $[V_{R_2}, V_{R_1}]$ - c'est à dire dès-que la température : T dépasse les limites inférieure ou supérieure programmées.

• V_{R_1} et V_{R_2} sont choisis en tenant compte des températures hautes et basses limitées pour lesquelles il est nécessaire d'intervenir.

• La commutation de la sortie V_s commandera un multivibrateur fig (14)

A savoir :

- Un niveau bas present à son entrée le bloquera.
- Un niveau haut engendra une fréquence audible, alertant ainsi le personnel médical.



Dispositif d'alarme analogique fig (14).

A - E.C.G.Principe de la chaîne analogique

Le synoptique de la chaîne est donné par la fig. (15). Ce schéma traduit les différents traitements qu'a subi le signal depuis le capteur jusqu'aux opérations finales : mise en forme, visualisation etc...

Pour prélever le signal cardiaque, nous avons utilisé trois électrodes qui seront positionnées sur le thorax ou sur les poignets, après avoir interposé un gel conducteur d'électricité, entre la peau et les électrodes. Ce signal, de faible amplitude et fortement bruité est tout d'abord préamplifié, filtré, puis amplifié de manière à avoir un niveau convenable pour pouvoir déclencher l'étage de mise en forme. Ce dernier transforme le signal cardiaque en un signal carré, de même fréquence que la fréquence cardiaque, qui commandera l'allumage périodique d'une LED et l'émission d'un "bip" caractéristique par un haut parleur.

Par ailleurs, pour l'exploitation du signal nous avons prévu deux sorties :

- Une sortie de l'étage amplificateur pour la visualisation sur oscilloscope ou l'enregistrement.
- Une sortie de l'étage de mise en forme (trigger) en vue de traiter éventuellement le signal ainsi obtenu par une logique annexe.

Réalisation de la chaînea) Les capteurs :

Nous avons fait les essais à l'aide d'électrodes en acier non oxydable qui sont d'usage courant dans les hopitaux.

Les plaques qui constituent le capteur, ont une forme circulaire, de quelques millimètres de diamètre et quelques dixièmes de millimètres d'épaisseur. Fig (16).

- Face interne de l'électrode : La face de la plaque qui fait contact avec la peau, lui est accolée une fine couche d'éponge qui permet l'absorption et la conservation du gel pendant toute la durée d'utilisation.
- Face externe : Elle est protégée par une sorte de membrane circulaire souple et solide, qui assure une bonne adhésion à la peau et une parfaite isolation de la plaque du milieu extérieur.
- Un fil conducteur assure l'acheminement du signal vers la chaîne de mesure.

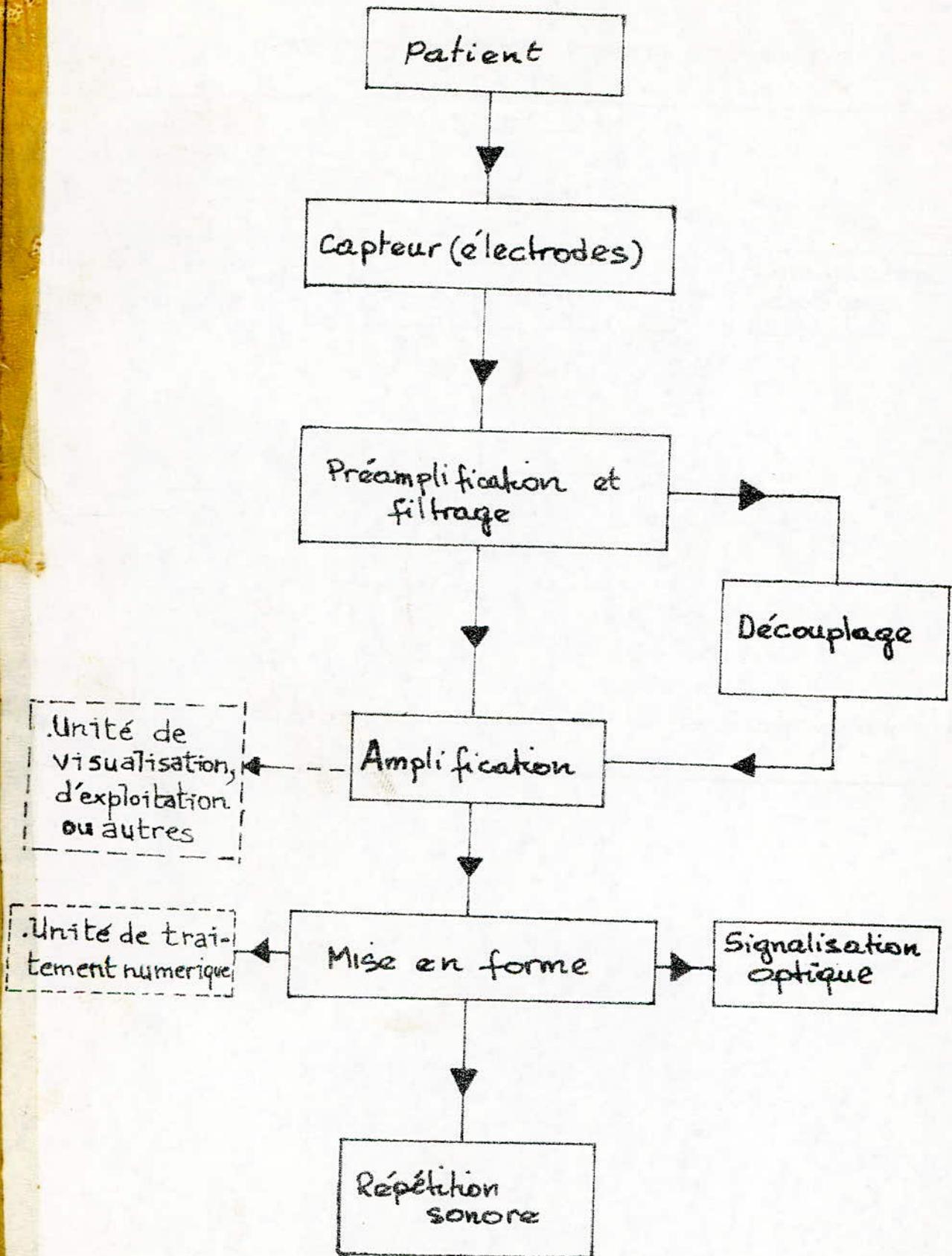


fig: (15)

• Synoptique retenu pour la réalisation de l'E.C.G.

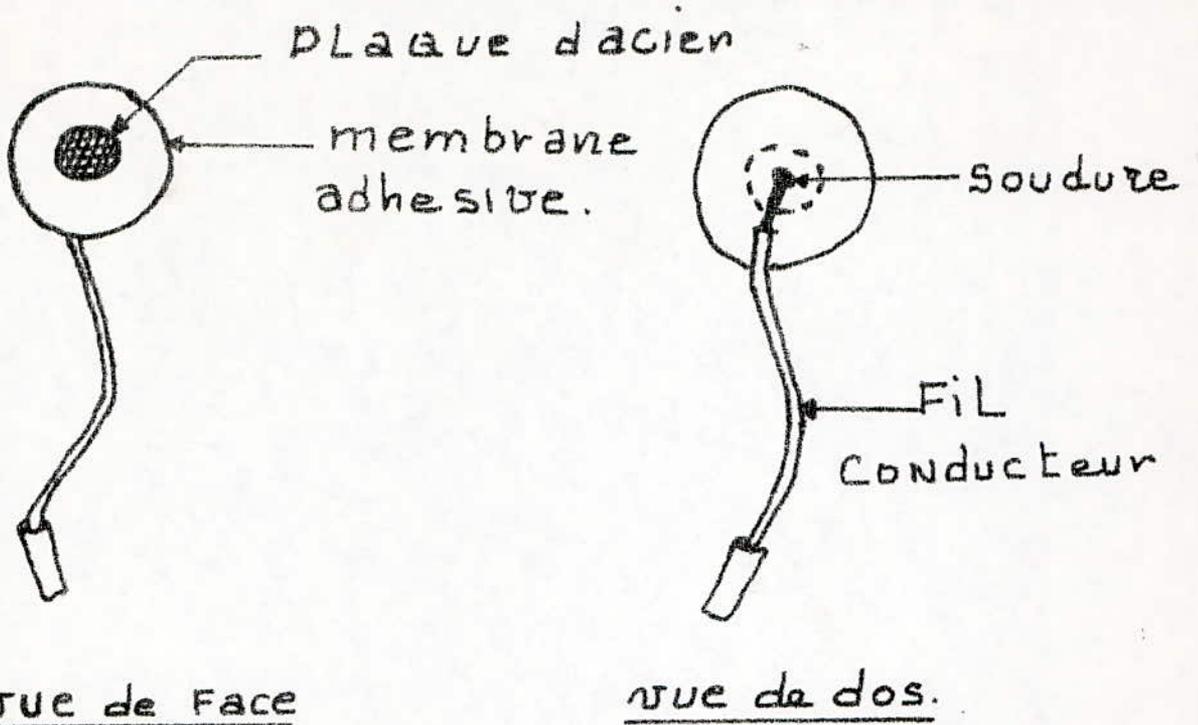


FIG (16) : Électrodes utilisées dans Les Essais.

FIG: 33.

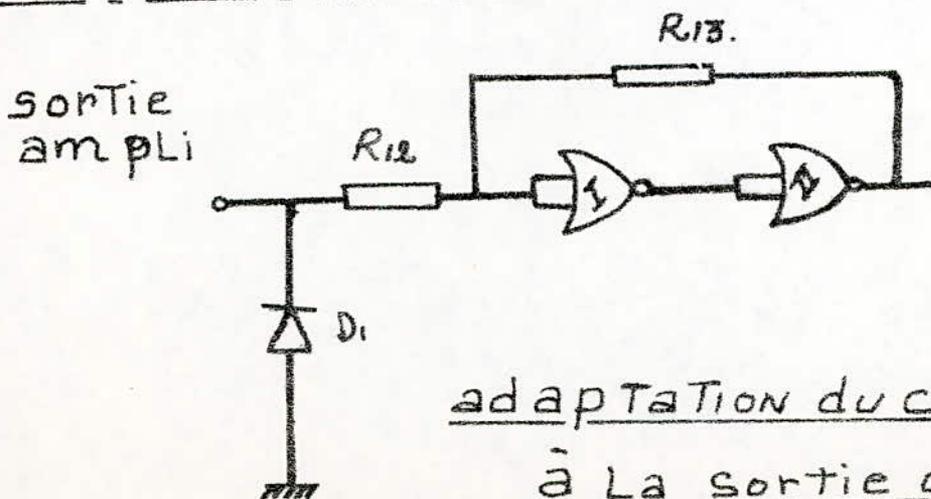
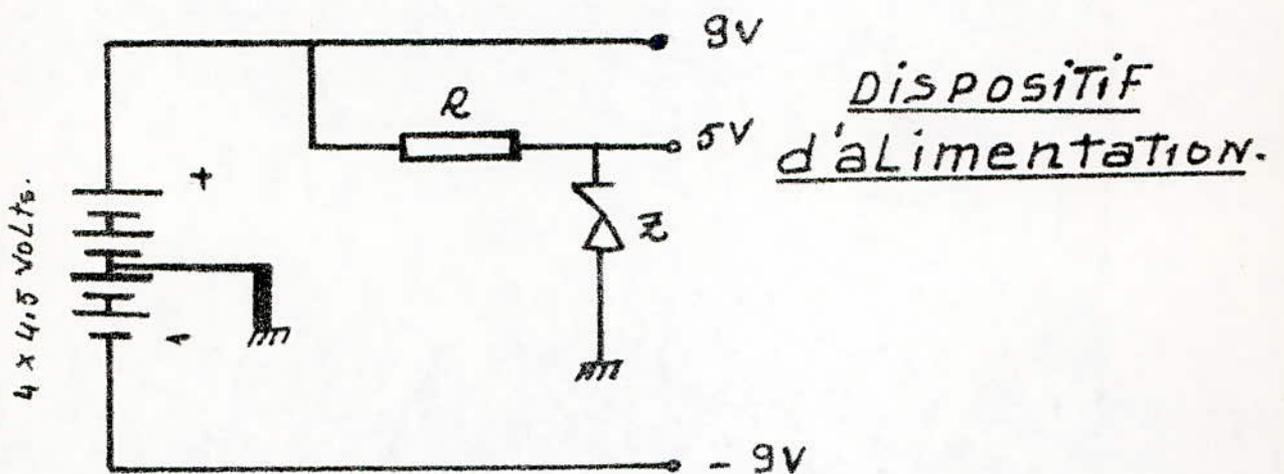


FIG: 26

adaptation du circuit Logique à La sortie de L'ampli.

b) Etage préamplificateur (Fig. 17) ⁻³⁷⁻

Il est du type différentiel, et réalisé à l'aide d'un amplificateur opérationnel (IC₁ = LF 356) à grand gain (10⁶) et à grande impédance d'entrée (environ 100 MΩ).

Les deux ponts de résistances R₁ / R₂ et R₃ / R₄ fixent le gain de l'amplificateur opérationnel à 100 (voir ~~page~~ page 38)

≠ Améliorations : Le potentiel P₁ (fig. 18) permet d'ajuster la parfaite symétrie de l'amplificateur différentiel IC₁ et d'optimiser la rejection de mode commun en agissant sur le gain d'une des entrées de l'amplificateur. Quand les gains des entrées (+) et (-) sont égaux la rejection de mode commun est maximale.

Pour réaliser efficacement ce réglage, nous avons procédé de la manière suivante : A l'aide d'un générateur calé sur la bande passante du cardiographe, on applique un signal de quelques millivolts simultanément sur les deux entrées ; on branche l'oscilloscope sur la sortie de l'amplificateur IC₁ et on ajuste P₁ pour avoir le signal minimum.

P₁ est de faible valeur (1 KΩ).

- Lors de nos essais, le vieillissement des électrodes était fort avancé, de ce fait leur dissymétrie s'est accrue. Cette dissymétrie a fait que le préamplificateur était à quelques volts de saturation, ce qui allait nous interdire tout fonctionnement. De plus les artefacts dus aux trépidations musculaires introduisaient une gênante instabilité du signal. Pour pallier à ces inconvénients, nous avons réalisé sur les entrées du préamplificateur une liaison capacitive dont la constante de temps est suffisante pour assurer la bonne transmission des fréquences basses de l'E.C.G. et d'arrêter toute composante continue se présentant à l'entrée.

Dans la fig. (19) C₁ et C₂ filtrent les composantes continues aux entrées C₁ et C₂ de l'amplificateur IC₁.

c) Le filtre

Notre filtre est réalisé par la mise en cascade de deux filtres actifs du 2^{ème} ordre.

Cette structure utilise une source commandée en tension, de gain positif égal à 1. voir fig. (20).

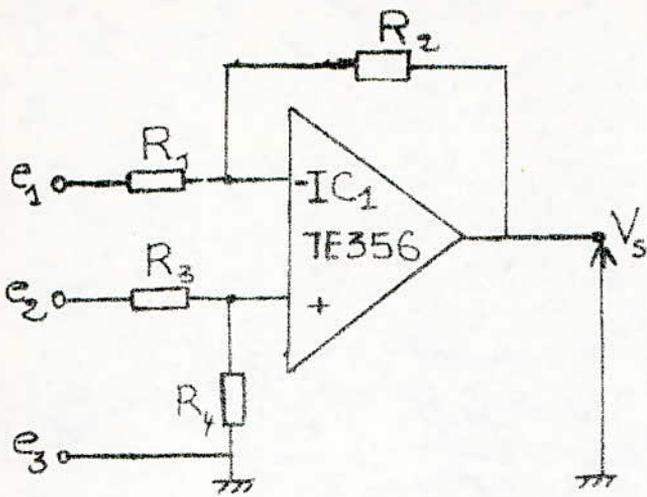
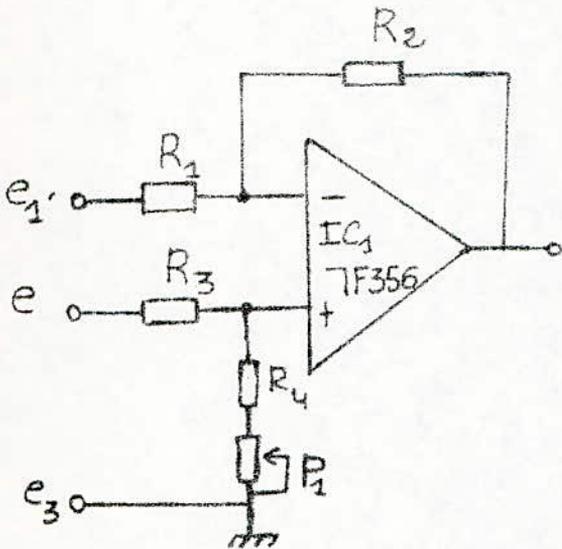


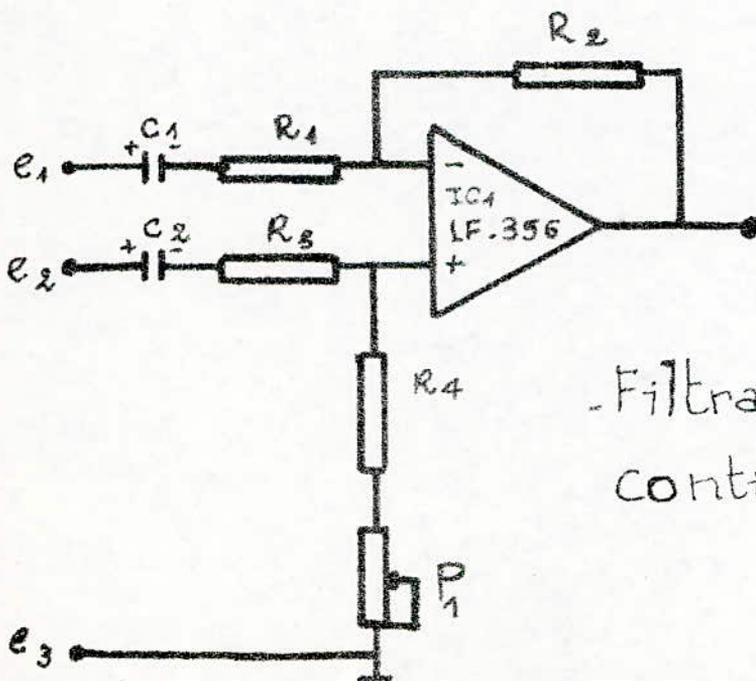
Fig: (17) . Amplificateur
d'entrée de gain
100.

avec $R_1 = R_3 = 10k\Omega$
et $R_2 = R_4 = 100k\Omega$



réglage de la symétrie
des entrées e_1 et e_2 .

Fig: (18)



- Filtrage de la composante
continue par C_1 et C_2 .

Fig: (19)

- Calcul de la fonction de transfert -39-

D'après le schéma de la fig. (20) nous pouvons écrire l'équation de la tension d'entrée V_e :

$$(V_e = R_o I_1 + V_o) \quad (I.)$$

Ainsi que celle de (I_1)

$$I_1 = I_2 + I_3$$

(II) est valable dans la mesure où l'ampli est idéal ($Z_c = \infty$).

D'autre part si on considère que l'entrée (+) est au même potentiel que l'entrée (-) (de la sortie V_s), dans ce cas on peut établir les équations de I_2 et I_3 .

$$* I_2 = (V_o - V_s) / R_o \quad (III)$$

$$\text{car } (V_+) - (V_-) = 0$$

$$* I_3 = (V_o - V_s) C_1 p \quad IV$$

$$D'autre part : V_s C_2 p = I_2 \quad (V)$$

En substituant I_2 dans III :

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

De IV et VI 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 leur valeurs respectives on obtient :

$$\begin{aligned} V_e &= R_o (V_s C_2 p + V_s R_o C_1 C_2 p^2) + V_s (1 + R_o C_2 p) \\ &= V_s (R_o^2 C_1 C_2 p^2 + 2 R_o C_2 p + 1) \end{aligned}$$

Finalment :

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

- Fréquence de coupure à 3 dB

$$f_o = \frac{1}{2 \uparrow R_o \sqrt{C_1 C_2}}$$

- Coefficient de surtension :

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

. Le schéma global du filtre est représenté fig. (21) .

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

La valeur de $R_0 = 33 \text{ K}$ convient parfaitement.

Après consultation de la table des filtres de Tchebychef pour un filtre du 4eme ordre, et après plusieurs essais, nous avons retenu les composants discrets qui donnent la meilleure réponse et dont les valeurs sont les suivantes :

$$R_5 = R_6 = R_7 = R_8 = 33 \text{ K.}$$

Circuit 1

$$C_3 = 2,2 \mu \text{ F.}$$

$$C_4 = 22 \text{ n F.}$$

Circuit 2

$$C_5 = 1 \mu \text{ F.}$$

$$C_6 = 220 \text{ n F.}$$

- On en deduit les coefficients de surtension :

$$Q_1 = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{C_3}{C_4}} = 5$$

$$Q_2 = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{C_5}{C_6}} = 1,06$$

d) L'amplificateur

Il est à base d'un $\mathcal{M}_A 741$: (IC₄).

Cet ampli est à gain variable : (de 1 à 200).

voir schéma de la fig. (23).

- Le gain est donné par la formule :

$$G = 1 + \frac{P_2}{R_{10}}$$

- L'impédance d'entrée de cet ampli est très élevée.

Elle est donnée par la formule :

$$Z'_e = Z_e (1 + G_o/G)$$

ou

Z_e : impédance d'entrée en mode commun.

G_o : gain en boucle ouverte

G : gain en boucle fermée.

Le terme $Z_e (1 + G/G_o)$ étant très grand devant l'impédance d'entrée en mode commun on peut dire, qu'en pratique l'impédance d'entrée de ce montage est égale à l'impédance d'entrée en mode commun.

- La résistance de sortie R'_s du montage est faible puisque la résistance de sortie propre de l'amplificateur se voit divisée par le terme :

$1 + G_o/G$. on a donc :

$$R'_s = R_s / (1 + G_o/G)$$

- Ces caractéristiques permettent une satisfaisante adaptation de l'ampli à la chaîne.

e) Mise en forme des signaux : (fig. 24)

1) Structure du trigger et son fonctionnement

L'élément de mise en forme est constitué par le Trigger de Shmitt que composent les portes Mor I et II de IC₅.

Le rôle de ce montage est de délivrer en sortie des créneaux possédant des fronts montants et descendants bien raillés.

Examinons son fonctionnement.

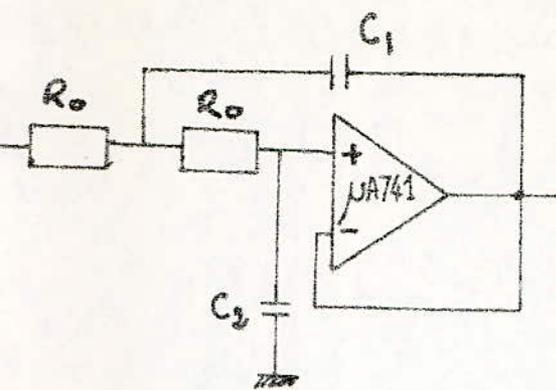


fig: (20)

Gabarit du filtre actif du 2^{ème} ordre à source commandée en tension

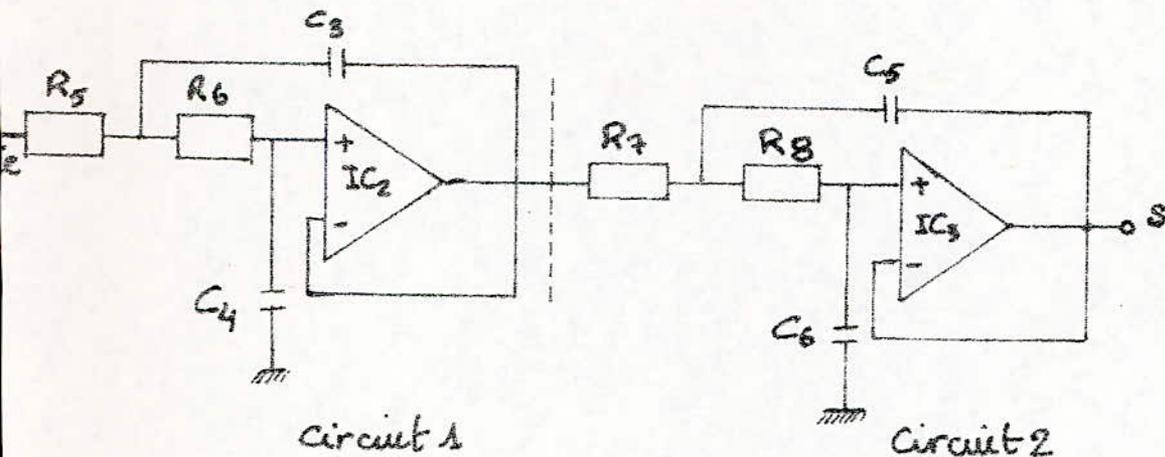


fig: (21)

Schéma global du filtre passe-bas du 4^{ème} ordre à réponse de Tchebychef.

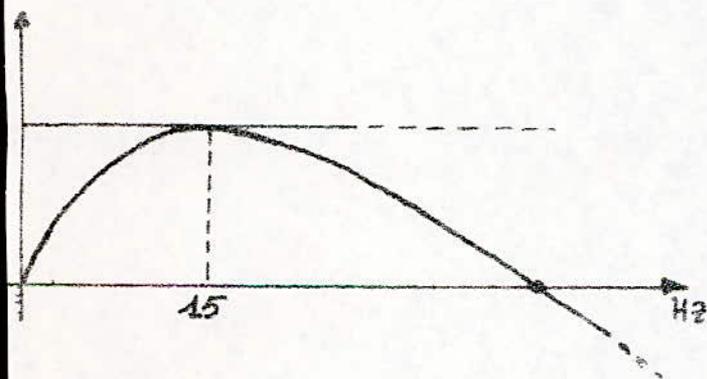


fig: (22)

Courbe de réponse du filtre.

L'atténuation de 50Hz par rapport à 20Hz est de 36 dB.

L'amplificateur.

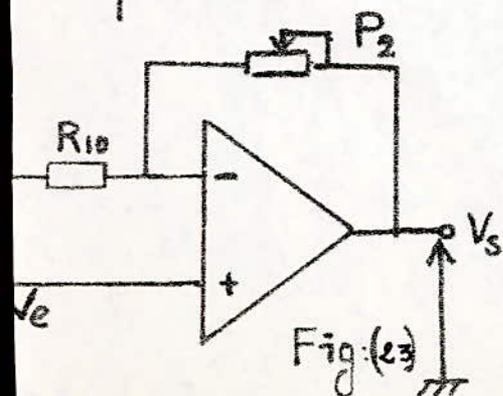


Fig: (23)

découplage de l'ampli par la cellule R9-C7

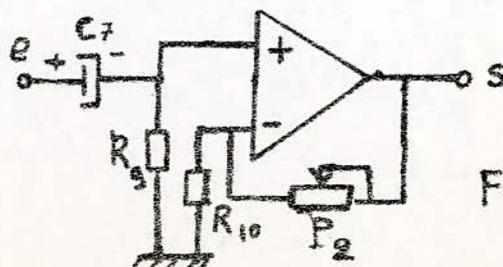


Fig: (23)

Lors de la montée du signal E.C.G. et tant que le potentiel de ce signal n'a pas atteint une valeur d'environ égale à la moitié du potentiel d'alimentation, les entrées 5 et 6 de la porte inverseuse NOR I se trouvent à un niveau électronique assimilable à un état bas. Il en résulte un état haut à la sortie de la porte I et un état bas à la sortie de la porte II.

Le potentiel que l'on relève aux entrées 5 et 6 vaut d'ailleurs :

$$U = \frac{R_{13}}{R_{13} + R_{12}}$$

Dès que cette valeur atteint la valeur de basculement (environ $V/2$), la sortie 14 passe brutalement à l'état bas et la sortie 10 à l'état haut.

A cet instant le potentiel des entrées 5 et 6 se trouve encore augmenté grâce à l'apport d'énergie sous forme d'un surcroît de potentiel acheminé par R_9 .

Lorsque le potentiel de l'E.C.G. diminue, un raisonnement analogue permet de concevoir que, à l'instant précis du basculement de la porte I, le niveau logique zero des entrées 5 et 6 chute encore un peu plus à cause de la fuite de courant à travers R_{13} . Ajoutons que niveau du potentiel de basculement concernant le front descendant du signal est inférieur à celui se rapportant au front montant, comme le montre la fig. (25).

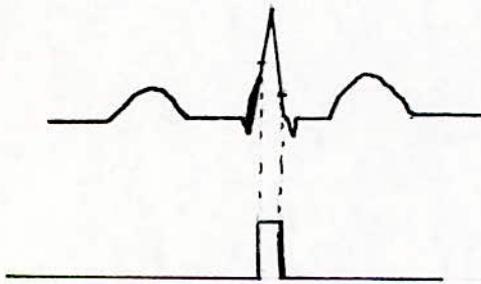


fig (25).

Remarque :

Les seuils de déclenchement haut et bas peuvent être ajusté grâce au pont de résistances formé par R_{12} / R_{13}

En définitive à la sortie du trigger, on obtient un signal logique dont la valeur ne peut être égale qu'à 0V ou à la tension d'alimentation, il ne peut exister de niveaux intermédiaires, et la durée de l'impulsion délivrée par le trigger pourra se rapprocher de la durée de l'onde R avec un choix adéquat de R_{13} et R_{12} .

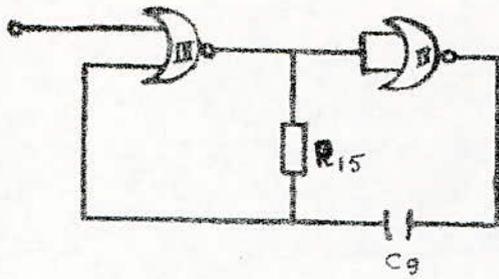


Fig: (28)
oscillateur à portes logiques.

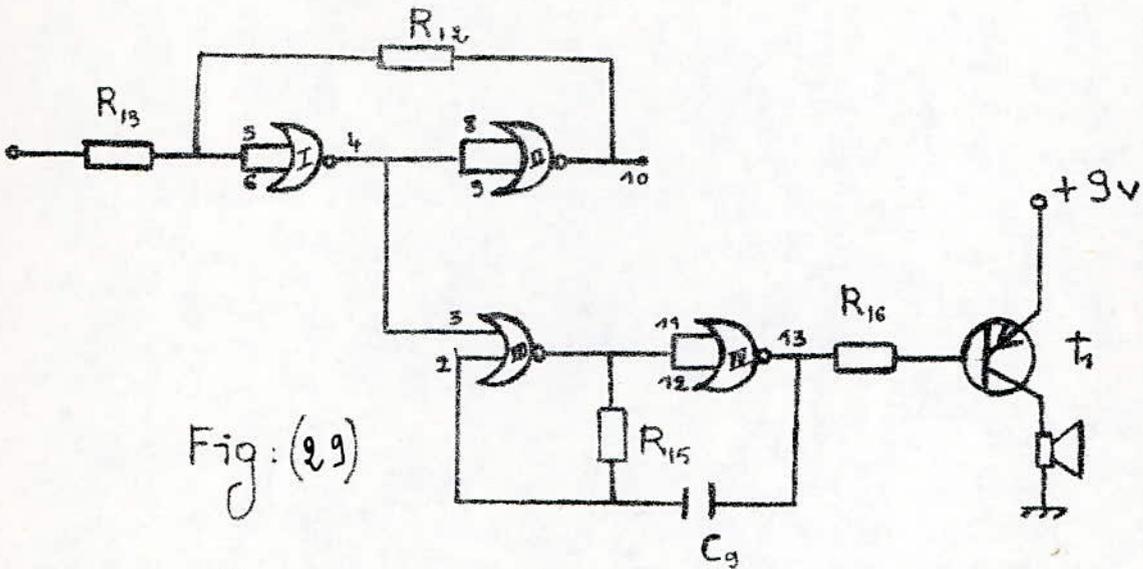


Fig: (29)

- Commande de la sonorisation par
Le trigger.

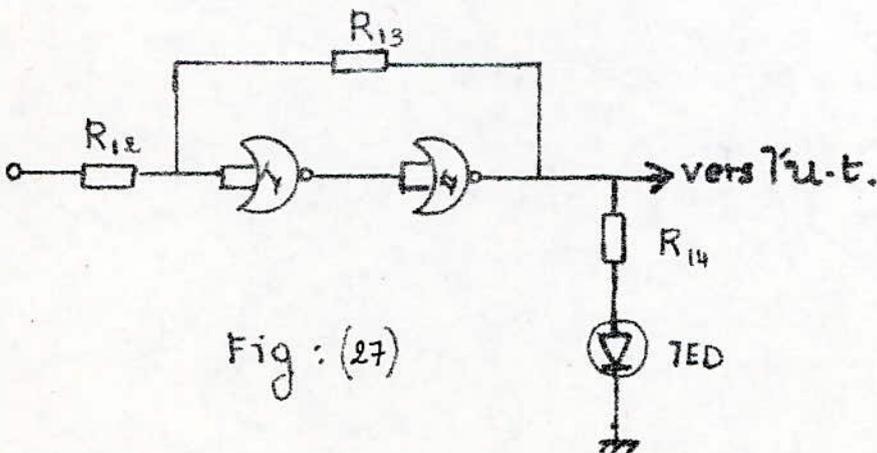


Fig: (27)

.commande de la signalisation
.optique.

Le circuit que nous avons utilisé est un TTL (SN 7402) contenant quatre portes NOR, fig. (1'). (ANNEXE).

Pour assurer le bon fonctionnement de ce circuit et éviter sa détérioration, nous lui avons adapté la sortie de l'amplificateur à laquelle il est soumis ; par une diode rancee à la masse, éliminant ainsi la partie négative que le TTL ne tolère pas. La résistance R_{11} limite le courant dans cette diode. Cette adaptation est indiquée par le schéma électronique de la fig. (26).

f) Dispositifs de contrôle du signal :

1) contrôle optique :

Les impulsions délivrées par le Trigger sont transmises par l'intermédiaire de la résistance R à une LED de signalisation qui s'allume brièvement à chaque impulsion du coeur, voir fig. (27).

2) Contrôle sonore :

La sortie 4 de la porte NOR (1) constituant le Trigger attaque l'entrée d'un multivibrateur formé par les portes (III) et (IV) du circuit logique : 7402. voir fig. (28).

Il s'agit en fait d'un multivibrateur commandé qui n'oscille que lorsque son entrée e est soumise à un état bas. Par conséquent les oscillations ne peuvent se produire que pendant la présence d'un niveau haut à la sortie du Trigger, cette dernière ne peut donc pas synchroniser les oscillations avec le passage de l'onde R.

Pour avoir cette synchronisation, nous avons soumis l'entrée du multivibrateur à la sortie de la première porte constituant le Trigger. voir schéma et oscillogrammes correspondant aux différentes sorties fig. (29) et (30).

- Fonctionnement du générateur de croneaux :

En l'absence des "Top" caractéristiques des battements du coeur, la sortie de la porte (I) présente un état haut, qui est appliqué à l'entrée du multivibrateur. Le système se trouve ainsi bloqué.

Lors du passage de l'onde R, la sortie de la porte (I) tombe à un niveau logique bas, et étant donné que l'entrée 3 de la porte (III) était à l'état bas, la sortie de la porte (I) passe à l'état haut et la sortie 13 de la porte (IV) passe à l'état bas ce qui provoque la charge de la capacité C_9 .

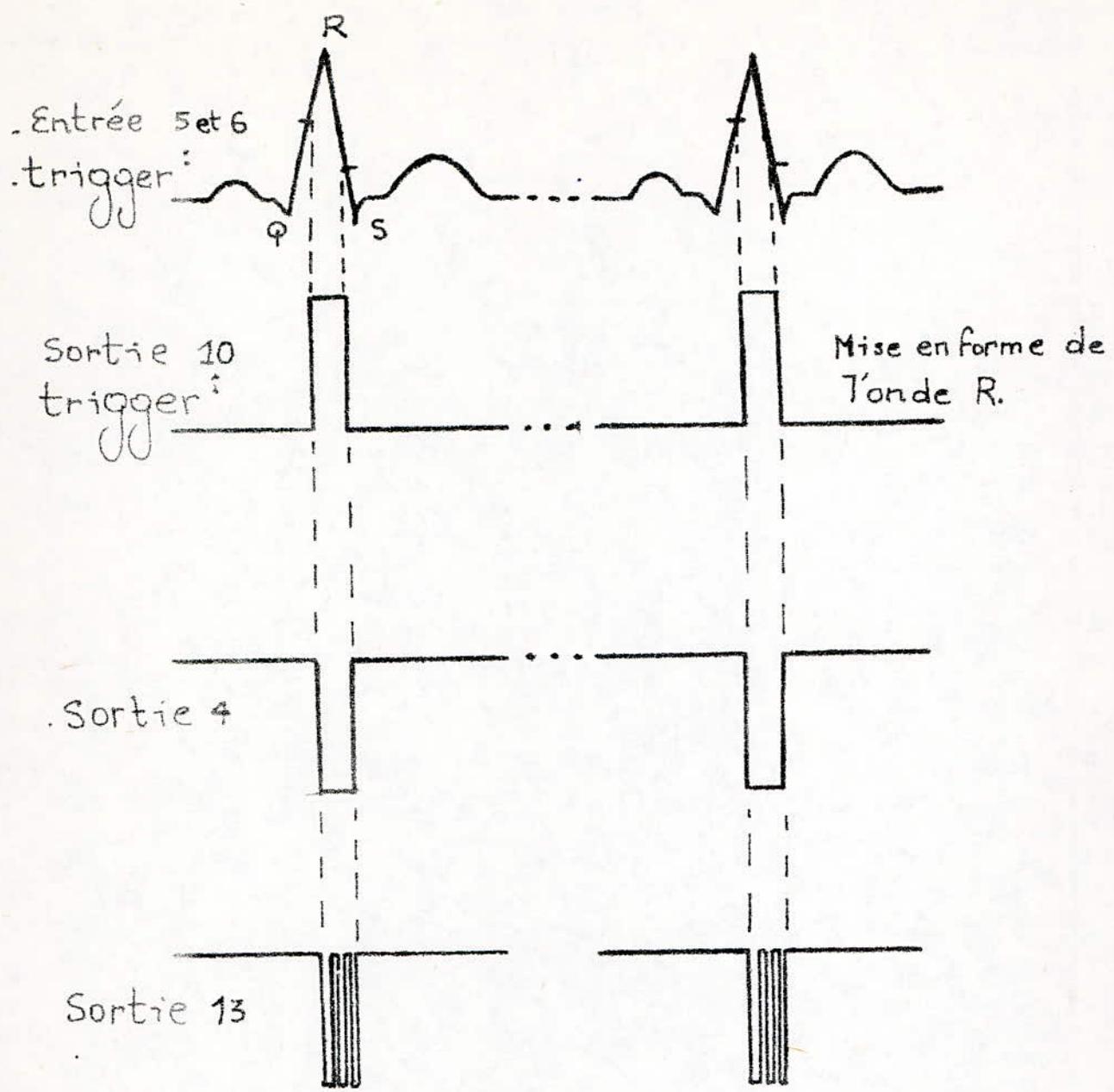


Fig: (30) • Oscillogrammes explicitant la Commande de la sonorisation

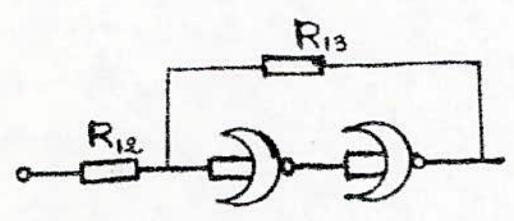


Fig: (24) • Trigger de shmitt réalisé à partir de deux portes NOR.

Après une durée proportionnelle au produit $R_1 C_1$, le niveau logique de l'entrée 3 peut être assimilé à un état haut. Ce qui fait basculer la porte (III). La sortie de cette porte passe donc à l'état bas, et la sortie de la porte (IV) à l'état haut. Dans ce cas la capacité C_2 va se charger dans le sens contraire. Lorsque le niveau de charge est suffisant, l'entrée 3 passe à l'état bas, la sortie de la porte (III) à l'état haut et la sortie de la porte (IV) à l'état bas. Et le cycle recommence indéfiniment compte tenu des valeurs R_1 et C_1 , on obtient des créneaux d'une fréquence de l'ordre du KHZ.

Pour qu'elle soit audible, il faut qu'elle excite la membrane d'un H.P. Les oscillations obtenues sont amplifiées par le transistor T_1 et son circuit collecteur comporte un H.P qui restitue le "bip" caractéristique.

B) Température ⁴⁸⁻

Principe

1) l'élément capteur

. Cette mesure, comme nous l'avons soulignée dans le chapitre II, se fait moyennant un capteur de température. Notre réalisation s'est basée sur un type particulier de capteur de température : Le LM 334.

. Le LM 334 se comporte en source de courant voir figure ci-dessous : ajustable ($1 \mu A \leq I_{SET} \leq 10 \text{ nA}$), supporte une tension allant de 1v à 40v. et applicable entre 0°C et 70°C.

. Le courant I_{SET} varie proportionnellement en fonction de la température selon la loi :

$$I_{SET} = I_0 \left(\frac{T}{T_0} \right)$$

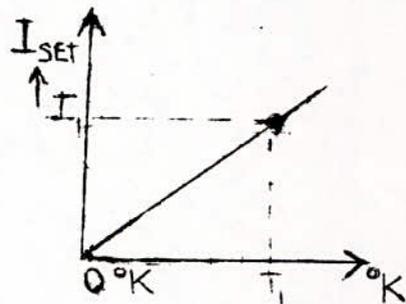
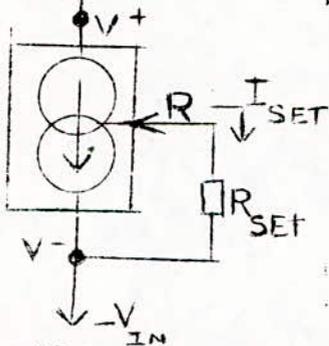
où

$$I_0 = I_{SET} \text{ pour } T = T_0 \text{ en } ^\circ K.$$

$$I_0 = \text{courant initial.}$$

. Son expression, sous une autre forme, est donné par la formule :

est à 25°C. $I_{SET} = \left(\frac{67,7}{R_{SET}} \right)$ lorsque la température de la jonction



a) - Remarque

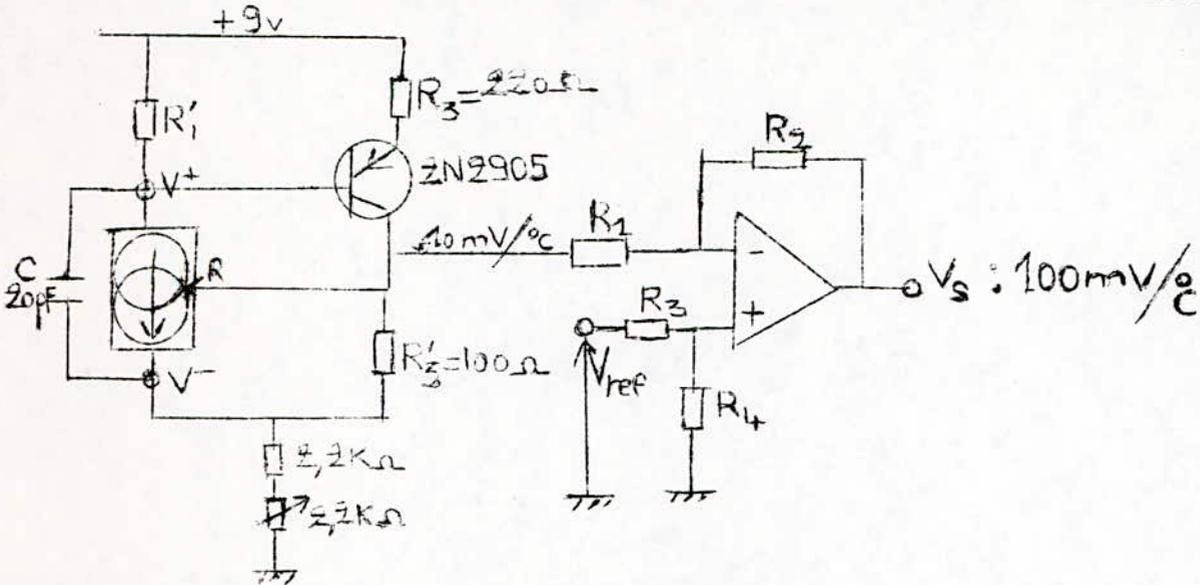
. Le capteur délivre en présence d'une variation de température une variation de courant (donc de tension) qui lui est proportionnelle. Comme cette tension dépend de la température absolue, il serait donc plus commode de l'évaluer en degré celsius ; ceci pour une ~~interprétation~~ simple du résultat.

2) Translation des échelles °K ----- °C :

. Pour cela on doit créer un décalage de tension égal à 2,73 v correspondant à 273°K ; puisque le capteur fournit à sa sortie une variation de 10mV/°K. donc 1°K correspond à 10mV et 273°K correspondent à 2,73 v.

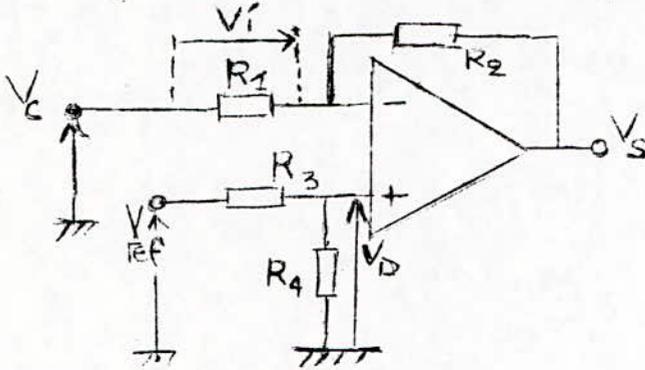
a) Premier essai

. Ce premier essai consiste à réaliser un décalage de tension égal à $2,75\text{ v}$ à partir d'un montage amplificateur soustracteur dont le schéma est donné ci-dessous.



. Le capteur LM 334 est relié à un amplificateur soustracteur à travers un étage adaptateur d'impédance. Cet étage est constitué d'un transistor (2 N 2905 de type PNP) monté en émetteur commun - (dont l'impédance d'entrée est élevée et l'impédance de sortie faible) qui adapte la source de courant à l'étage amplificateur d'impédance d'entrée R_1 .

On a donc une attaque en tension à l'entrée de l'ampli.



. Expression de la tension de sortie:

$$V_D = \frac{R_4}{R_3 + R_4} V_{REF} \quad \text{et} \quad \frac{V_s - V'_1}{R_2} = \frac{V'_1 - V_c}{R_1}$$

si $V_D \approx V'_1$ alors $(V_s - V'_1) = (V'_1 - V_c) \frac{R_2}{R_1}$

$$V_s = V'_1 \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) - \frac{R_2}{R_1} V_c$$

Et si l'on prend $\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_3}{R_4}$

$$V_s = \left(\frac{R_4}{R_3 + R_4} \right) \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) V_{REF} - \frac{R_2}{R_1} V_c$$

devient $V_s \approx \frac{R_2}{R_1} (V_{REF} - V_c)$

Donc, si on prend $V_D \approx V'_1$ et si on fait un choix convenable de resistances respectant :

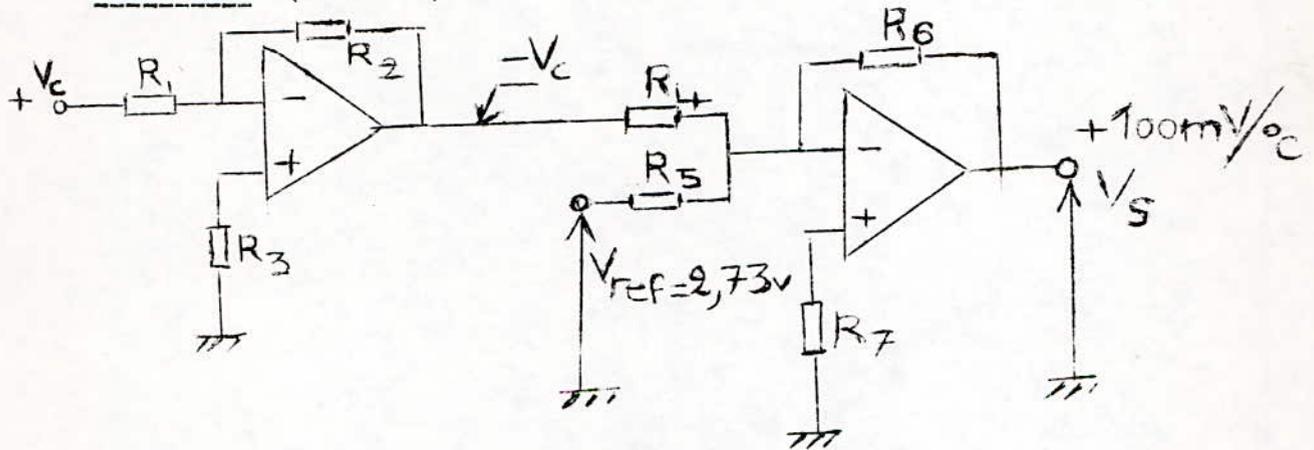
$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_3}{R_4} \quad \text{on réalise un amplificateur soustracteur : } V_s = \frac{R_2}{R_1} (V_c - V_1)$$

. Cependant deux inconvenients se posent :

- le premier au niveau du choix adéquat du rapport $\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_3}{R_4}$ à (1 %).

- Aussi, on se propose de rejeter ce concept et retenir un second montage qui consiste à inverser V_c - puis d'attaquer un sommateurs avec $(-V_c + V_{REF})$ -

2eme essai (retenu)



Ce principe utilise deux amplis :

Le 1er est utilisé en inverseur de gain : 1.

Il permet donc d'obtenir $(-V_c)$.

Notons que la resistance R_s de l'adaptateur est faible para rapport à la resistance d'entrée du 1er ampli qui est R_1 on a donc une attaque en tension.

Le second est utilisé en sommateur .

La tension à sa sortie est :

$$V_s = -V_c \left(\frac{R_6}{R_4} \right) + V_1 \left(\frac{R_6}{R_5} \right)$$

soit $R_4 = R_5$ alors $V_s = \frac{R_6}{R_4} (+V_c - V_{ref})$ avec pour valeurs :

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

qui font que le gain du sommateur est :

$$G_s \neq \frac{R_6}{R_4} = \frac{R_6}{R_5} = \frac{100K}{10K} = 10$$

- Les valeurs $R_1 = R_2 = 68 K$; $R_3 = 33 K$ font que le gain du 1er ampli

est : $G \neq - \frac{R_2}{R_1} = - 1$

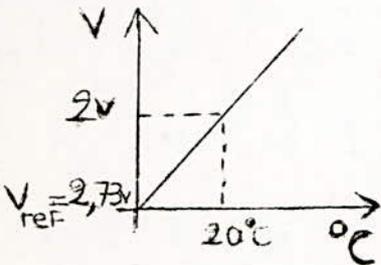
- La sortie s'exprimera donc :

$$V_s = G_s (+ V_c - V_{REF}) = 10 (+ V_c - 2,73v)$$

. L'échelle de sortie est de 100 mV / °C

La plage est très étendue et permet d'avoir une meilleure précision.

exemple : 20°C à l'entrée \longrightarrow \therefore 2 volts ou bien 350mV \longrightarrow 350 ($\frac{1^\circ C}{100}$) = 35°C



. Tension de reference et moyen d'obtention :

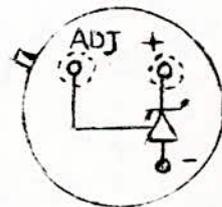
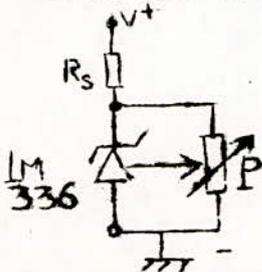
- Explications à present la tension de reference puisqu'elle constitue, en quelque sorte, le palier de la mesure prise à la sortie.

. Comme nous l'avons signalé précédemment, cette tension est fixé à 2,73 V. Or, comme elle ne peut être obtenue à partir d'une diode zener à valeur normalisée, nous sommes amenés à concevoir et réaliser une structure répondant à la norme fixée.

. Cette structure repose sur type particulier diodes zener : Le LM336.

Présentation brève de LM336

. Cette diode zener qui stabilise la tension à 2,5 v à ses bornes, à la forme d'un transistor dont la figure est décrite ci-dessous :



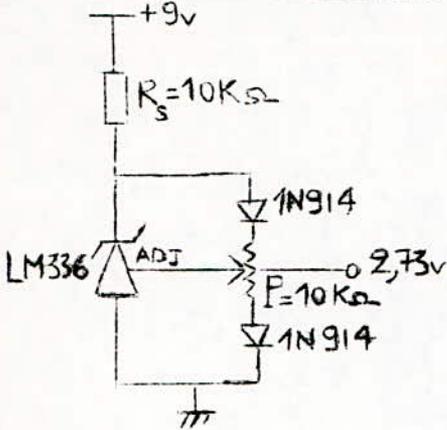
. Vue de dessus du LM336

. La pin ADJ permet l'obtention de la tension désirée par le biais d'une résistance variable : P : pouvant prendre des valeurs de 2 KΩ à 20 KΩ

. Le LM 336 présente une faible coefficient de température et fonctionne d'une manière harmonieuse avec le capteur de température : le LM 334 ; puisqu'il accepte la gamme suivante : 0°C à 70 °C .

- Sa résistance dynamique de $0,2 \Omega$, sa large plage de courant : $300 \mu A \div 10mA$ ainsi que la possibilité d'agir sur sa tension inverse et la dérive en température nous permettent d'optimiser ce circuit performant.

Montage réalisé pour l'obtention de la tension de référence.



- La résistance R_s de polarisation limite le courant qui traverse le LM336. Ce dernier établit une tension zener qui fluctue avec la température ambiante.

Comme on désire avoir un coefficient de température minimum, afin que la tension de référence soit rigoureusement stable. Nous devons shunter la zener en mettant en série de part et d'autre un potentiomètre - P - une diode à jonction (ou si) polarisée dans le sens direct afin de compenser toute éventuelle fluctuation due à la température.

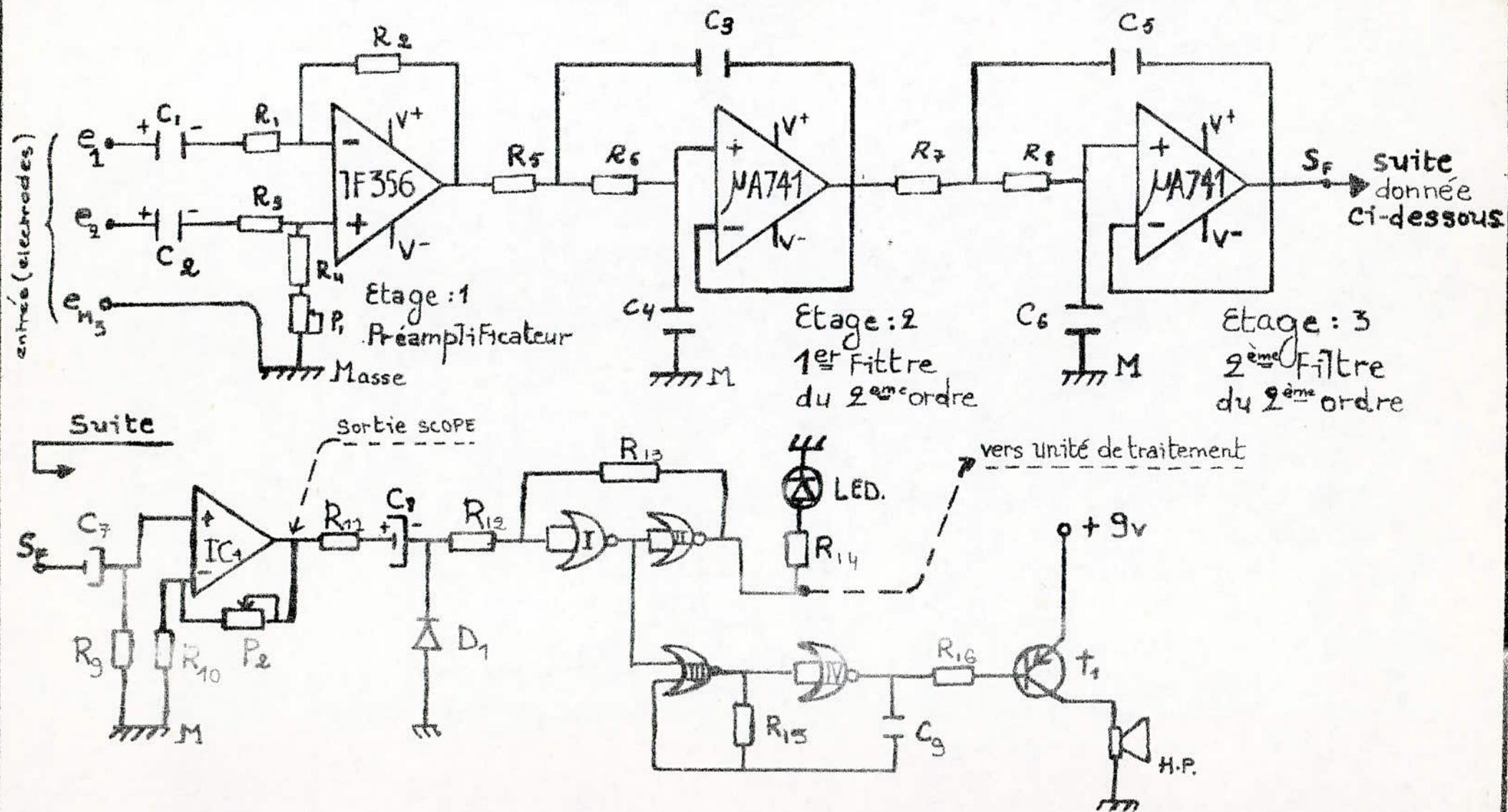
- Notons que le potentiomètre de 10 K n'affecte pas le coefficient de température mais permet d'ajuster la tension inverse de rupture et d'obtenir à sa borne variable la tension fixe égale à 2,73 V.

. Cette tension atteindra, alors, le sommateur décrit précédemment.

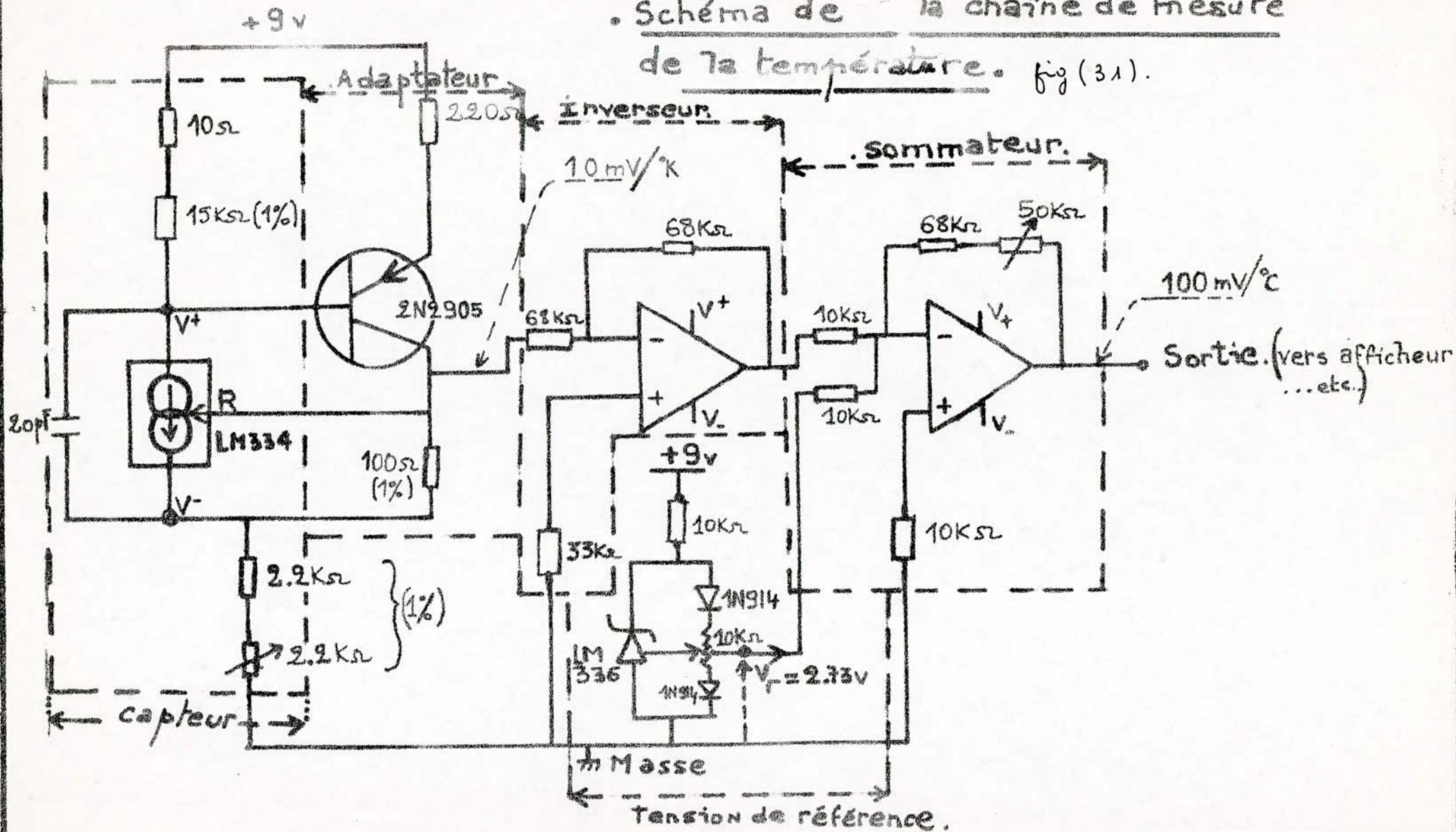
c) Structure générale de la chaîne réalisée.

Le schéma de la chaîne pour la mesure de la température est représenté ^{Par la} figure (31) dont l'élément essentiel est le capteur. Nous obtenons à la sortie finale une tension correspondant à la température à laquelle ce capteur est soumis.

Schéma détaillé de la chaîne de traitement de l'E.C.G.



• Schéma de la chaîne de mesure de la température. fig (31).



V. Résultats obtenus:

Au terme de notre réalisation, nous illustrons cette étude par des résultats expérimentaux pris sur quelques sujets.

La visualisation de l'électrocardiogramme a été effectuée sur oscilloscope à mémoire.

Le signal ECG a pu atteindre une amplitude maximale (onde R) de 3 Volts.

Le 1^{er} sujet que nous avons examiné est âgé de 28 ans, avec un battement de cœur de 82 bat/min.

Il est en position assise et la dérivation utilisée est DI

Nous obtenons sous forme de tableau les caractéristiques principales de son E.C.G.

	Amplitudes	DUREES
ONDE - R	1,5 V	68 ms
ONDE - T	0,25 V	120 ms
ONDE - P	0,15	90 ms
ESPACE. R - R	/	700 ms

Le 2^{ème} sujet :

- Agé de 26 ans

- 80 bat/min

- Mêmes conditions de prélèvement

	Amplitudes	Durées
ONDE - R	1,52	75 ms
ONDE - T	0,22	130 ms
ONDE P	/	/
Durée - R - R	/	680 ms

Nous remarquons que d'une façon générale
Ces résultats s'approchent de ceux que
présente un électrocardiogramme normal

L'écart introduit est dû peut être aux
conditions de travail ou la précarité du
matériel utilisé

En tout état de cause nous laissons le soin
aux personnes spécialisées de trancher.

. Dispositif d'alimentation : Fig (33)

Comme source d'énergie, nous avons utilisé quatre piles dites "plates " de 4,5 V de modèle courant.

Nous avons bien sûr/^{pris} conscience de l'encombrement et le poids qu'elles nous affligent, mais puisqu'elles sont les plus fréquentes sur le marché, nous les avons adoptées quand même.

Nous aurions préféré utiliser les piles alcalines (9 V), type " Mollory " (vendues généralement chez les marchands de matériel photographique), si celles ci étaient présentes sur le marché. En effet outre leur petite taille, elles offrent l'avantage d'être plus économiques, et en une durée de vie plus longue pour une même utilisation. Notons par ailleurs que dans la mesure du possible nous conseillons vivement à l'utilisateur ce genre de piles.

La double alimentation qu'exigent les amplificateurs opérationnels, nous a conduit à créer une masse fictive de l'alimentation (point milieu des piles) + 9 V et - 9 V de part et d'autre - fig. (33).

Les 5 volts nécessaires à alimenter le circuit logique TTL, sont prélevés directement de la borne (⊕) et régulés à l'aide d'une diode de Zener dont la tension de claquage, est de 5 volts.

Le courant a été limité dans la Zener par une résistance adéquate, de manière à éviter le fonctionnement sur le coude quand les piles chutent.

Enfin pour clore cet aperçu sur la source d'énergie, ajoutons que nous avons jugé utile la mise au point d'un dispositif qui permettra le test immédiat de l'usure des piles. Une LED s'allume quand les piles sont encore en état de bon fonctionnement.

d) TESTEUR de PILES.

La consommation de la carte ECG a été évaluée en plein fonctionnement à l'aide d'un milliampèremètre.

Nous avons trouvé :

42 mA sous 9 volts, H.P en marche.

Celle de la carte température n'a pas dépassé 14 mA. Soit une consommation totale de 56 mA.

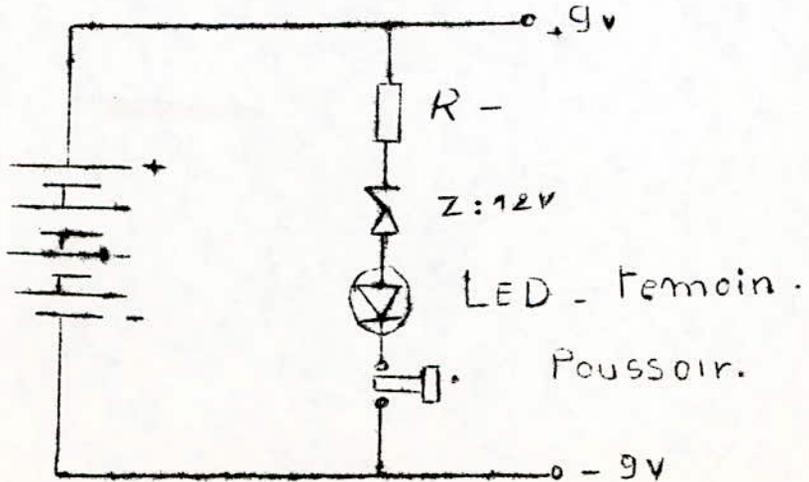
Après des essais (résistances aux bornes des piles, tel que leur débit soit de 56 mA), nous avons constaté que dès que la tension des deux piles chute à 6 volts, le courant qu'elles délivrent n'est plus suffisant à alimenter les deux circuits.

Nous avons donc conclu que les piles étaient considérées comme usées si la tension à leurs bornes à chute à 6 volts.

Le dispositif permettant la détection de cette usure est représenté Fig (32). (testeur de piles)

FIG (32) .

- 1 - LED allumée
- PILES bonnes



d Implantation du système

Pour des raisons de câblage et d'encombrement nous avons préféré utiliser deux cartes de circuit imprimés distinctes. Ces cartes correspondent à l'E.C.G. et à la température, et elles sont représentées fig. (34) et (35) respectivement.

La boîte est de ce fait peu encombrante et un dessin en perspective la représente fig. (36).

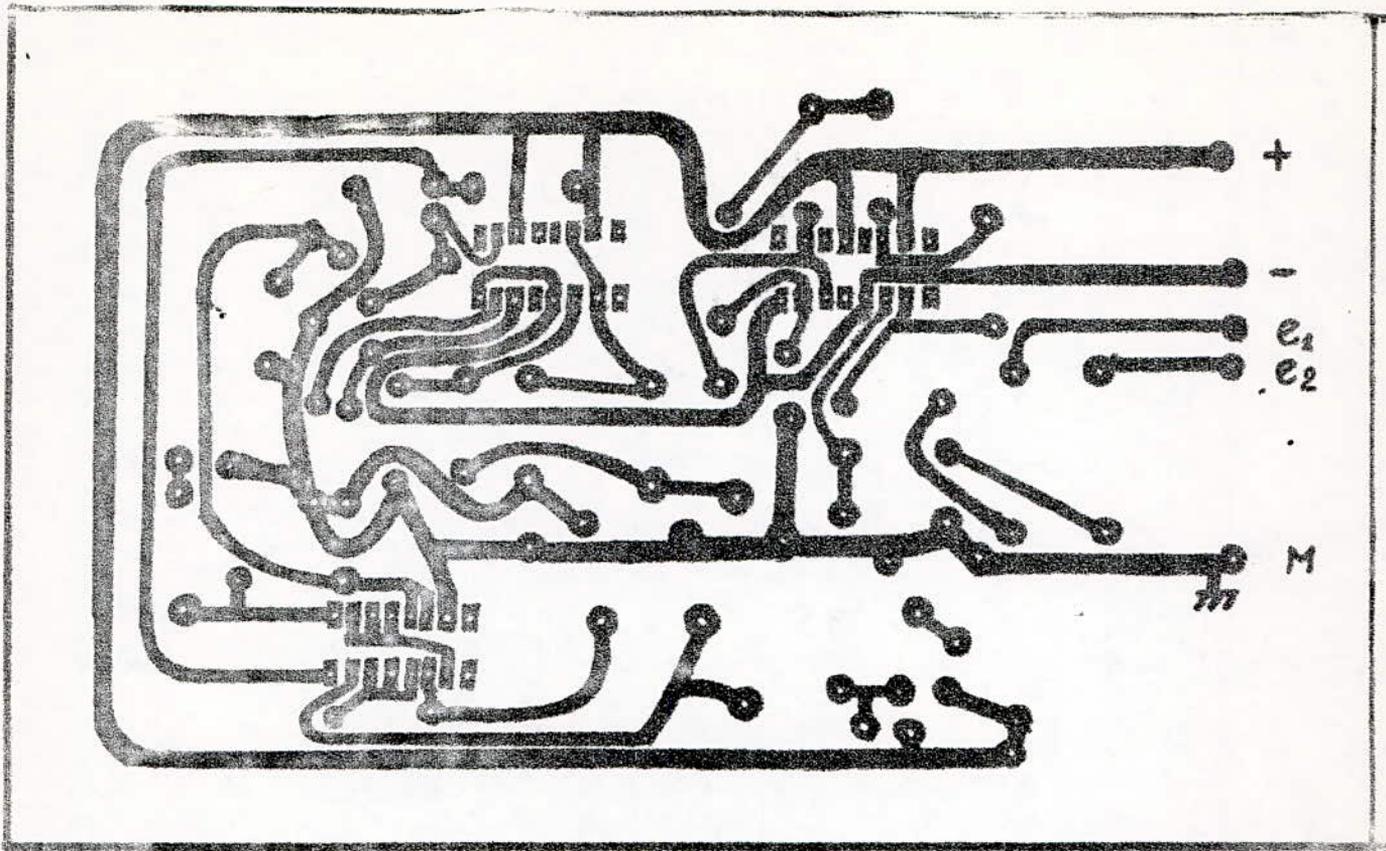
Une plaque fine de pléxiglass fait cloison entre les cartes et l'emplacement des piles.

La face antérieure de la boîte est constituée par une plaque coulissante, également en pléxiglass donnant ainsi un accès facile aux piles.

La face avant comporte ; outre les trous réservés au haut-parleur ; les interrupteurs marche-arrêt, un ^{bouton} poussoir (pour le test des piles), un ~~un~~ potentiomètre, deux LED, et les différentes fiches des entrées - sorties du système.

Le système occupe un volume total de 11 X 14 X 19 cm.

La face comportant les accessoires est indiquée par la figure (37).



FACE cuivrée. FIG (34)

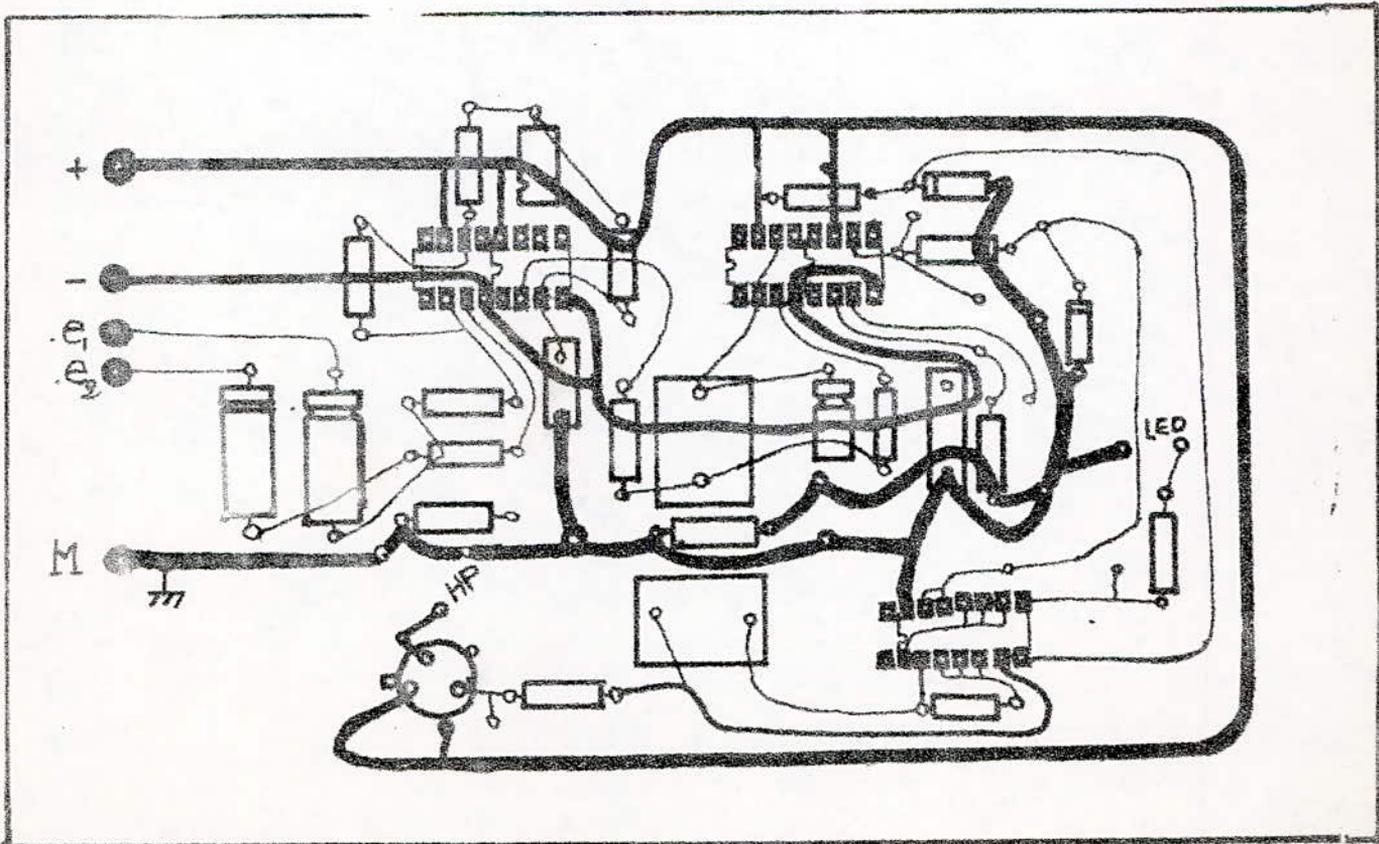


FIG (34)

Carte E.C.G.

LES VALEURS DES COMPOSANTS UTILISES
dans la carte ECG.

$$R_1 = R_2 = 10 \text{ k}\Omega$$

$$R_3 = R_4 = 1 \text{ M}\Omega$$

$$R_5 = R_6 = R_7 = R_8 = 33 \text{ k}\Omega$$

$$R_9 = 390 \text{ k}\Omega$$

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

$$R_{11} = 220 \Omega$$

$$R_{12} = 1 \text{ k}\Omega$$

$$R_{13} = 10 \text{ k}\Omega$$

$$R_{14} = 330 \Omega$$

$$R_{15} = 200 \Omega$$

$$R_{16} = 4.7 \text{ k}\Omega$$

$$C_1 = C_2 = 10 \text{ }\mu\text{F}$$

$$C_3 = 2.2 \text{ }\mu\text{F}$$

$$C_4 = 22 \text{ }\mu\text{F}$$

$$C_5 = 1 \text{ }\mu\text{F}$$

$$C_6 = 220 \text{ nF}$$

$$C_7 = 10 \text{ }\mu\text{F}$$

$$C_8 = 68 \text{ }\mu\text{F}$$

$$C_9 = 1 \text{ }\mu\text{F}$$

$$IC_1 = \text{LF356}$$

$$IC_2 \text{ \& } IC_4 = \text{MA741}$$

$$IC_5 : \text{SN7402}$$

$$T_1 : 2\text{N}2905 \text{ PNP}$$

$$D_1 : 1\text{N}914$$

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

$$P_2 = 100 \text{ k}\Omega$$

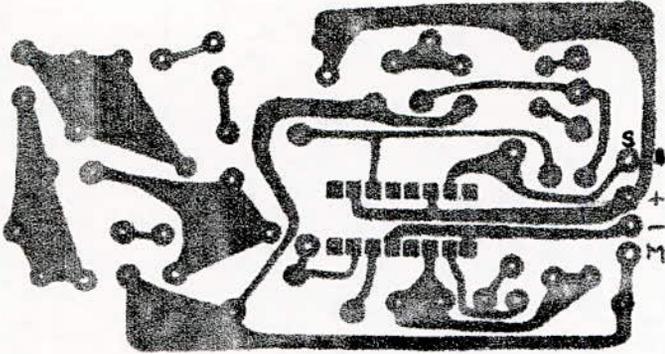


Fig (35) . circuit imprimé.

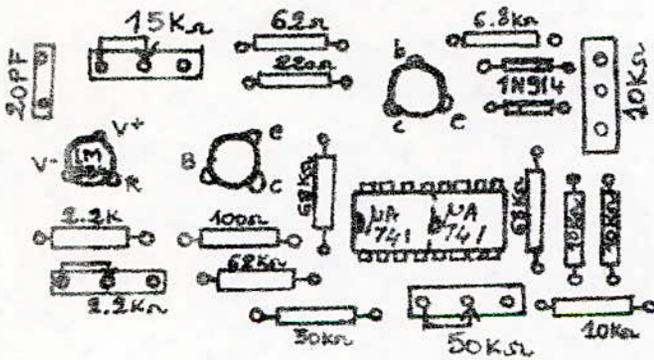


Fig (35) . côté composants.

.schéma d'implantation pour la mesure de la température.

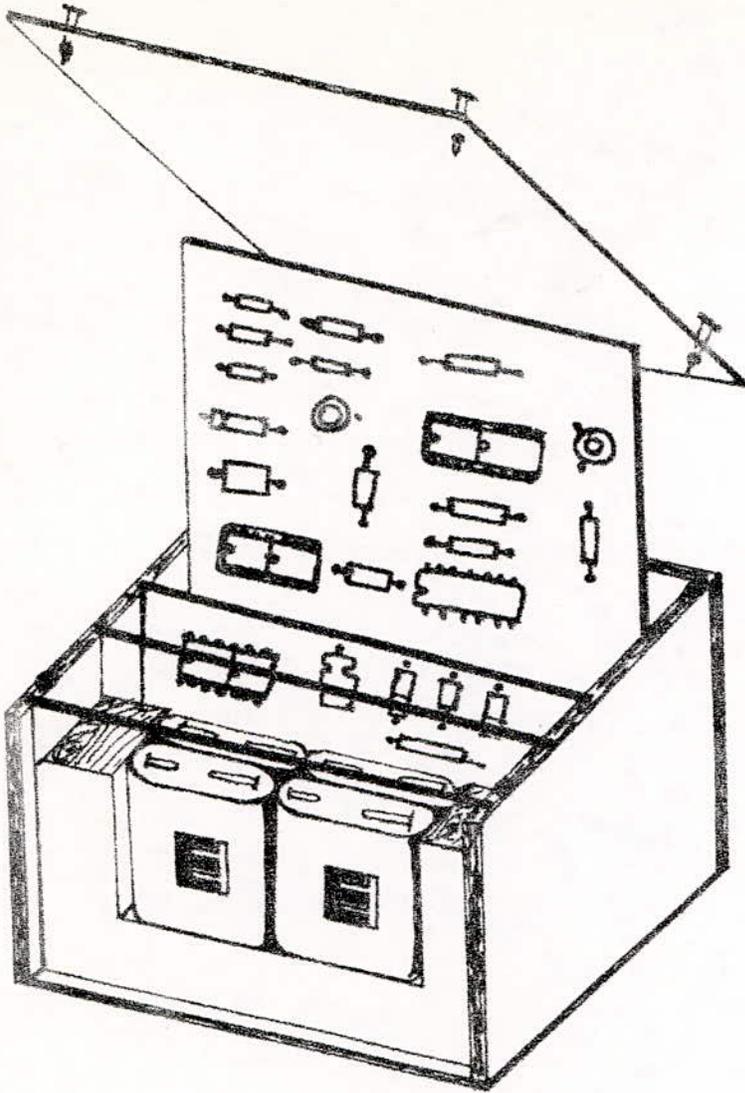


FIG (36) vue en perspective de la boîte

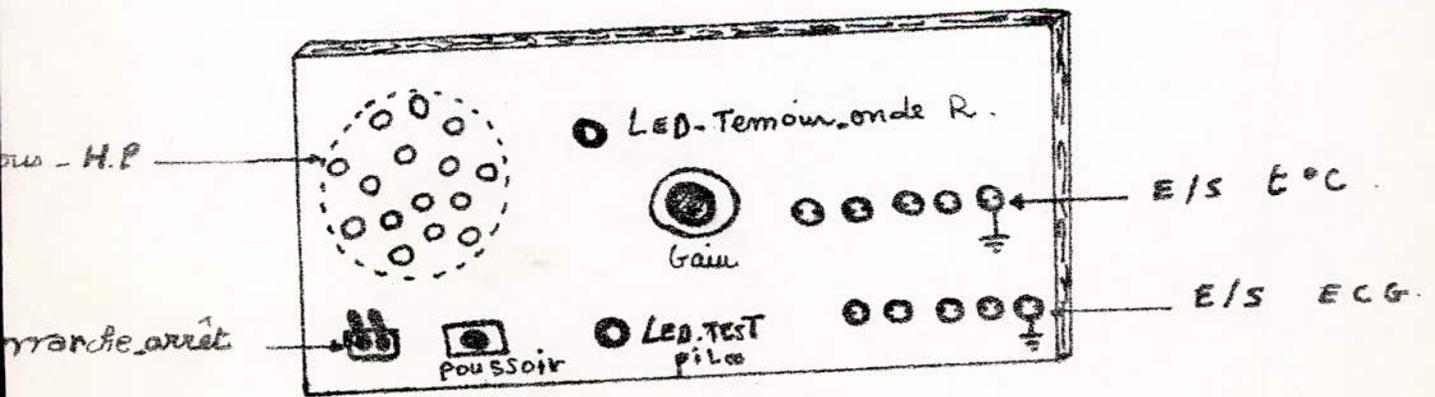


FIG (37) FACE avant de la boîte

Conclusion

L'idée générale qui a guidé ces travaux a été de réaliser un système simple et efficace en tenant compte des moyens dont dispose notre Ecole.

Les résultats obtenus demeurent dans l'ensemble assez significatifs, bien que le matériel mis en oeuvre ne répond pas exactement à nos aspirations.

Remarquons à ce sujet que les électrodes ayant servi aux expérimentations, n'étaient pas tout à fait adaptées à nos besoins à cause de leur usure.

L'utilisation donc de capteurs plus performants donnera sans doute un meilleur résultat.

De même le choix de composants plus précis et de faible consommation apportera une amélioration certaine à cette réalisation.

Les données que nous avons acquises, pourront éventuellement faire l'objet d'une analyse de plus en plus fine, au fur et à mesure que notre chaîne analogique recevra de modules informatiques. Les signaux E.C.G. et température seront alors échantillonnés de façon systématique et analysés en détail, notamment en réalisant les transformations mathématiques, la transformée de Fourier en particulier.

En option future, on peut envisager l'incorporation d'un écran de faible dimensions à cristaux liquides, ainsi la représentation graphique des signaux physiologiques sera à la portée du médecin généraliste.

L'adjonction d'un modulateur (émetteur) à notre système permet la transmission à distance des signaux physiologiques : (Télémétrie).

L'appareil deviendra ainsi un instrument de valeur pour le corps médical spécialisé dans la médecine sportive.

Au terme de cette conclusion, nous souhaitons que ce travail ait un apport significatif pour les promotions futures intéressées par le domaine biomédical.

Elles trouveront peut-être des éléments aptes à améliorer cette réalisation, qui ne se veut pas une fin en soi, mais une humble perspective sur un si vaste domaine.

ANNEXE

Caractéristiques électriques
des capteurs de température.

Parameter	Conditions	LM100/LM234			LM234			Units
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
SET CURRENT ERROR $V_t = 2,5V$	$10mA \leq I_{set} < 1mA$			3			6	%
	$1mA \leq I_{set} < 5mA$			5			2	%
	$2MA \leq I_{set} \leq 10MA$			5			8	%
Ratio of set current to V^+ current.	$10MA \leq I_{set} < 1MA$	14	18	23	14	18	26	
	$1MA \leq I_{set} < 5MA$		14		14			
	$2MA \leq I_{set} \leq 10MA$	14	18	23	14	18	26	
MIN OPERATING VOLTAGE	$2MA \leq I_{set} \leq 100MA$		0,8			0,8		V
	$100MA \leq I_{set} < 1MA$		0,9			0,9		V
	$1MA \leq I_{set} \leq 5MA$		1,0			1,0		
Average change in set current with input voltage	$1,5 < V^+ < 5V$		0,02	0,05		0,02	0,1	%/V
	$2MA \leq I_{set} \leq 1MA$					0,04	0,05	%/V
	$5V < V^+ < 40V$		0,04	0,03		0,04		%/V
	$1,5V < V^+ < 5V$		0,03			0,03		%/V
	$1MA \leq I_{set} < 5MA$						0,02	%/V
TCC dependence of set current.	$5V < V^+ < 40V$		0,02			0,02		
	$2,5MA < I_{set} < 1MA$	0,96T	T	1,04T	0,96T	T	1,04T	

FIG (2) Table Comparative.

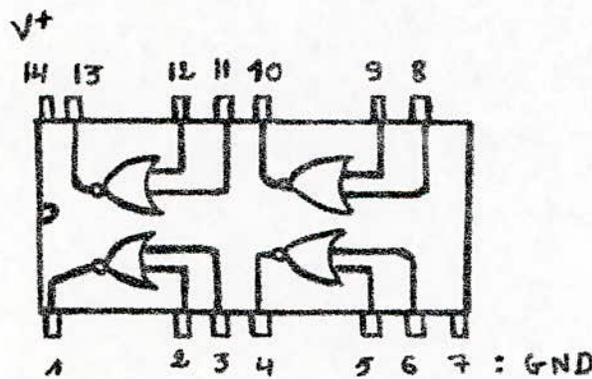


fig: (1) Schéma électrique.
du circuit logique
TTL 7402.

BIBLIOGRAPHIE

- MASSIOT Philips - documentation.
 - ABC de l'électrocardiogramme - BOUTKAN
 - Thèse doctorat 3eme Cycle : ASSAAD BAKKAR (1982)
 - Cours photocopiés d'électronique médicale (FRANCE)
 - R.DAMAYE : Ampli opérationnel. Ed. radio.
 - DATA Acquisition : National semiconductor 1978
 - M. AUMIAUX : Tome 1. Amplification.
 - Revues d'électronique
 - . Radio plan N° 345 Août 76
 - . Electronique pratique N° 53 octobre 82
 - . Radio Plan N°343 juin 76.
-