

DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE ET D'ELECTROTECHNIQUE

lex

FILIERE D'INGENIEUR EN  
ELECTRONIQUE



PROJET DE FIN D'ETUDES

ETUDE ET REALISATION

SUJET :

D'UN ELECTROCARDIOGRAPHE

PROPOSE PAR :

M. DAHMANI

BOUGHERIRA TAYEB

REALISE PAR :

ELAMRANI ABDELKADER

JUIN 82



## REMERCIEMENTS

Nous tenons à exprimer nos vifs remerciements :

- Notre promoteur M<sup>r</sup> DAHMANI
- Les enseignants du laboratoires de Fen 173 et de Po 14, en particulier M<sup>elle</sup> Zizi et Raoua.

Nous remercions également toutes les personnes qui nous ont apportées tantôt une aide matérielle, tantôt technique, en particulier M<sup>s</sup> KESSILI, M<sup>r</sup> ORSEL.

## DÉDICACES

- A mes Chers Parents
- A mes Freres et Soeurs.
- A mes amis.

Abdelkader

- A la mémoire de mon père
- A ma chère mère
- A tous ceux que j'aime.

Tayeb.



# Sommaire

|      |   |   |   |   |    |
|------|---|---|---|---|----|
| I    | Introduction.   |   |   |   |    |
| II   | Generalités - Activité Electrique d'une cellule                 | - | - | - | 1  |
|      | 1. potentiel de membrane  |   |   |   |    |
|      | 2. Dépolarisation   |   |   |   |    |
|      | 3. propagation d'une excitation à travers une fibre musculaire. |   |   |   |    |
|      | 4. Mecanisme physico-chimique de la polarisation.               |   |   |   |    |
| III  | Electrophysiologie et physiologie du muscle cardiaque.          | - | - | - | 4  |
|      | 1. Cellules cardiaques  |   |   |   |    |
|      | 2. propagation du stimulus à travers le coeur                   |   |   |   |    |
|      | 3. Exploration électrique du coeur.                             |   |   |   |    |
|      | a. Theorie d'Einthoven  |   |   |   |    |
|      | b. Theorie de l'angle solide.                                   |   |   |   |    |
|      | 4. Nomenclature de l'ECG.                                       |   |   |   |    |
| IV   | Les derivations electrocardiographiques.                        | - | - | - | 9  |
|      | 1. Définition.  |   |   |   |    |
|      | 2. Les derivations bipolaires                                   |   |   |   |    |
|      | 3. Les derivations unipolaires                                  |   |   |   |    |
|      | a. procedé de Wilson  |   |   |   |    |
|      | b. procedé de Goldberger  |   |   |   |    |
|      | c. derivations precordiales                                     |   |   |   |    |
| V    | Les Electrodes Electrocardiographiques                          | - | - | - | 15 |
|      | 1. Theorie des électrodes                                       |   |   |   |    |
|      | 2. Les electrodes biopotentiels (ECG)                           |   |   |   |    |
| VI   | BRUITS ET PARASITES   | - | - | - | 18 |
|      | 1. Bruits externes  |   |   |   |    |
|      | 2. Bruits internes.   |   |   |   |    |
| VII  | Protection du patient   | - | - | - | 26 |
| VIII | Description globale de l'electrocardiographie                   | - | - | - | 30 |
|      | 1. Capteur  |   |   |   |    |
|      | 2. Unité de traitement  |   |   |   |    |
|      | a. le preamplificateur  |   |   |   |    |

b. le filtre .

c. l'amplificateur.

3. Enregistrement

|  |   |   |   |   |   |   |   |    |
|--|---|---|---|---|---|---|---|----|
| <u>IX</u> Réalisation pratique de l'ECG. | - | - | - | - | - | - | - | 32 |
| 1. Préamplificateur                      | - | - | - | - | - | - | - | 32 |
| 2. Filtre                                | - | - | - | - | - | - | - | 34 |
| 3. Alimentation stabilisée               | - | - | - | - | - | - | - | 40 |
| 4. Amplificateur.                        | - | - | - | - | - | - | - | 46 |
| 1. Interrupteur                          | - | - | - | - | - | - | - | 46 |
| 2. Amplificateur                         | - | - | - | - | - | - | - | 49 |
| 3. Transformateur Tri                    | - | - | - | - | - | - | - | 49 |
| 4. le filtre Chopper                     | - | - | - | - | - | - | - | 50 |
| 5- oscillateur                           | - | - | - | - | - | - | - | 50 |
| 5. Circuit d'étalonnage                  | - | - | - | - | - | - | - | 53 |
| <u>X</u> Conclusion                      | - | - | - | - | - | - | - | 55 |
| Bibliographie.                           |   |   |   |   |   |   |   |    |



## INTRODUCTION

Le cœur est l'un des organes qui a suscité certainement le plus de travaux sur le plan technique, à cause du grand taux de mortalité dans le monde. Pour faire face à ce fléau donc, un important arsenal technique a été mis à jour, puis développé. Parmi les réalisations dans le domaine, nous pouvons citer :

- L'ECG
- Le vectocardiogramme
- Le phonocardiogramme.

Mais l'ECG est le plus utilisé car c'est l'un des signaux biologiques le mieux défini, de plus l'interprétation de l'électrocardiogramme est simple.

Il est utile de rappeler que le cœur est un muscle creux (myocarde), dont le rôle est celui d'une pompe dans le système sanguin. Cette pompe, formée de 4 cavités placées en série, n'est pas sous la dépendance directe du système nerveux, son fonctionnement est autonome.

Ces 4 cavités forment les 2 oreillettes et les 2 ventricules. Les contractions et les relâchements successifs des oreillettes et des ventricules se font à la fréquence d'environ 70 pulsations par mn. Cette activité est le siège de courants d'action correspondant à la dépolarisation et à la repolarisation du muscle cardiaque. Néanmoins, les premières pages de ce travail font une approche de l'origine et de la nature du signal cardiaque.

Le principe générale d'un électrocardiographe, est d'enregistrer, au moyen de 2 électrodes et d'un amplificateur, les modifications du courant d'action

Nous vous proposerons donc, dans cette étude, un ECG Simple, permettent d'obtenir trois dérivations ( $D_1, D_2$  et  $D_3$ ) avec une visualisation du signal cardiaque sur oscilloscope.



## II GENERALITES - ELECTROPHYSIOLOGIE CELLULAIRE -

### 1. Potentiel de membrane

Une cellule au repos est entourée d'une membrane polarisée. Cette polarisation est due à la présence dans le corps humain d'ions positifs et négatifs.

Au repos, les ions positifs se trouvent sur la face externe et les ions négatifs sur la face interne de la membrane. Cette différence de potentiel est appelée potentiel de membrane. Elle est de l'ordre de 100 mV (fig 1.a)

### 2. De polarisation.

Si on applique un stimulus (excitation) sur une cellule initialement au repos, les propriétés de la membrane sont modifiées.

Ainsi les ions positifs pénètrent à l'intérieur de la cellule, tandis que les ions négatifs apparaissent sur la face externe (fig 1.b).

On dira alors que la cellule est dépolarisée. Après un certain temps la cellule revient à son état normal, c'est la repolarisation. (fig. 2)

### 3. Propagation d'une excitation à travers une fibre musculaire.

Soit une fibre musculaire au repos. Si l'on applique un stimulus en un point de la fibre, il apparaît une dépolarisation en ce point.

La zone de transition entre les surfaces activée et inactivée s'appelle, onde d'activation. (fig 3.B)

Le potentiel de la surface externe non activée est donc positif par rapport à celui de la surface ~~non~~ activée (fig 3.C). A travers les tissus environnants de la fibre, les ions négatifs se déplacent du (-) de l'onde vers la partie non activée et les ions positifs dans le sens opposé (fig 3.D)

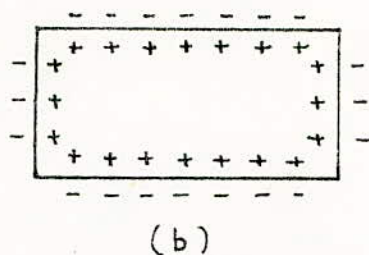
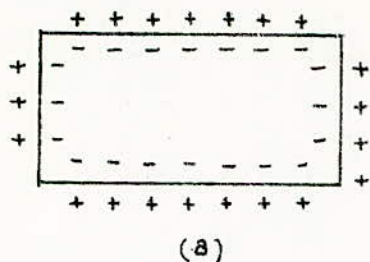


fig 1 : a - cellule au repos  
b - cellule dépolarisée après stimulus.

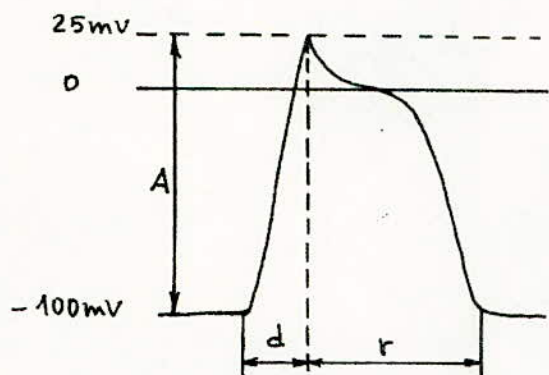


fig 2 : • Dépolarisation rapide (d).  
• Repolarisation plus lente (r)  
• La différence "A" est appelée potentiel d'action.

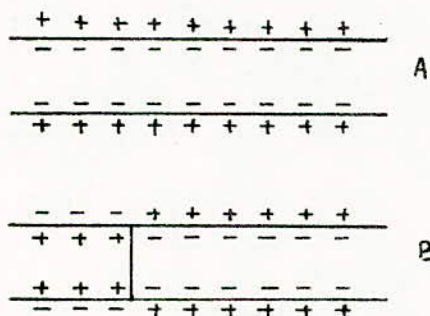
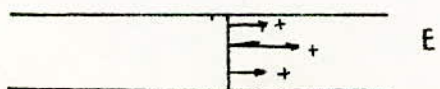
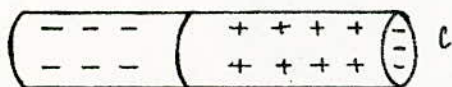


fig 3 : L'onde de dépolarisation se propage de gauche à droite dans la fibre musculaire

A: Etat de repos

B: Dépolarisation de la partie gauche



En conclusion, l'excitation dans une fibre musculaire, se propage sous forme d'onde d'activation positive à l'avant et négative à l'arrière.

#### 4. Mécanisme physico-chimique de la polarisation cellulaire.

La composition chimique des milieux intra et extra-cellulaires est différente.

Les principaux ions sont :  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$  et  $\text{Cl}^-$ . Ils sont diffusibles à travers la membrane avec des perméabilités différentes, donc des mobilités inégales.

Le potentiel de membrane est donné par :

$$V_m = V_{in} - V_{ext} = \frac{RT}{F} \log \frac{\mu_K [K_{ext}^+] + \mu_{Na} [Na_{ext}^+] + \mu_{Cl} [Cl_{int}^-]}{\mu_K [K_{int}^+] + \mu_{Na} [Na_{int}^+] + \mu_{Cl} [Cl_{ext}^-]}$$

Neanmoins, on considère que le potentiel de repos est égal au potentiel d'équilibre de l'ion le plus diffusible le  $\text{K}^+$

$$V_m = \frac{RT}{F} \log \frac{[K_{ext}^+]}{[K_{int}^+]}$$

Cette approximation vient du fait que la variation de la concentration en ions  $\text{Cl}^-$  n'entraîne pas de variation permanente importante au niveau du potentiel de repos.



### III ELECTROPHYSIOLOGIE DU MUSCLE CARDIAQUE.

#### 1. Cellules cardiaques.

Le cœur est constitué de deux types de cellules:

- a. Cellules communes: Elles forment les parois des oreillettes et des ventricules. Ces cellules subissent l'activation (voir chapitre II, fig 1 à 3).
- b. Cellules automatiques: Ces cellules forment les centres de motricité cardiaque. Elles ont la possibilité de se dépolériser spontanément, leur potentiel de repos n'est pas constant pendant la période de repos. (fig 4, interval 1); A partir d'une valeur limite, une dépolérisation rapide survient (interval 2), suivie d'une repolérisation normale (intervale 3).  
On trouve ce type de cellules en forte concentration dans le nœud sino-auriculaire, c'est à partir de ce dernier que les impulsions cardiaques prennent naissance.

#### 2. Propagation du stimulus à travers le cœur.

Le stimulus prend naissance dans le nœud sino-auriculaire de KEITH et FLACK (fig 5), il est situé dans le paroi de l'oreillette droite. De là, part une onde qui se propage sur les parois des oreillettes. L'impulsion arrive au nœud atrio-ventriculaire. Ce dernier active à son tour le faisceau de His, qui par ses deux branches dessert les deux ventricules.

#### 3. Exploration électrique du cœur.

Deux théories ont été émises afin de reconstituer les faits électrocardiographiques observés, la première est dite du dipôle ou d'Einthoven, la seconde est dite de l'angle solide ou du feuillet.

##### a. Théorie d'Einthoven.

Elle est fondée sur 3 postulats émis par Einthoven:

- Le système de fibres qui constitue le myocarde est assimilé à une seule fibre.
- Le processus d'activation parcourt la fibre d'une extrémité à l'autre
- Les effets électriques sur le champ corporel peuvent être assimilés à ceux du dipôle.

Les phénomènes électriques enregistrés par l'électrocardiogramme (ECG) résultent de l'activation qui se propage à travers le muscle cardiaque. Si nous prenons par exemple l'onde de dépolarisation à un moment précis de l'activation, on pourra considérer cette onde comme une double couche électrique où chaque paire d'ions négatif et positif constitue un dipôle. Ainsi tous les dipôles élémentaires de cette onde sont représentés par un seul dipôle (fig 6)

D'après Einthoven donc, l'ECG recueille le champ variable, en fonction du temps et de l'espace, d'un dipôle à la surface du corps.

Le potentiel a pour expression:

$$V = p \frac{\cos \theta}{r^2}$$

$p = qd$ : moment du dipôle.

La figure 7a schématise les vecteurs dipôles à 6 instants différents. Einthoven, a ramené tous ces vecteurs à une seule origine, appelée centre électrique du cœur.

Ce point se situe dans la cavité du ventricule gauche. L'extrémité du vecteur dipôle décrit au cours du temps une courbe fermée nommée, vectocardiogramme. (fig 7.b)

### b. Théorie du feuillet ou de l'angle solide.

Definition: - On appelle feuillet électrique, l'ensemble de deux distributions de charges de signes contraires réparties avec une

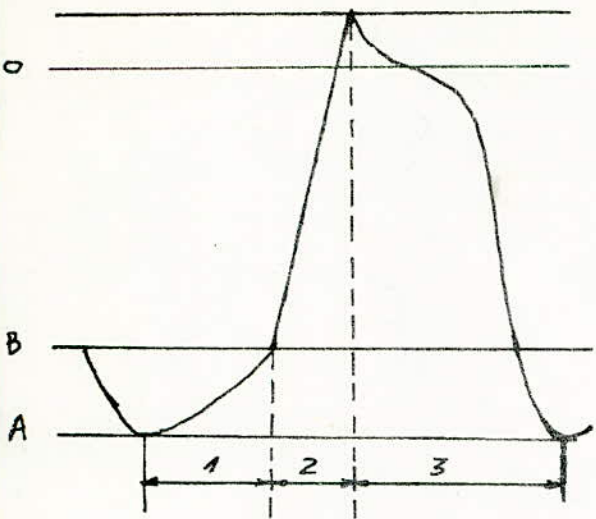


fig 4: Depolarisation diastolique spontanée.

- intervalle 1: La charge négative de l'intérieur de la cellule diminue par rapport à la surface de A à B
- intervalle 2: Depolarisation rapide à partir du niveau B.
- intervalle 3: Repolarisation normale.

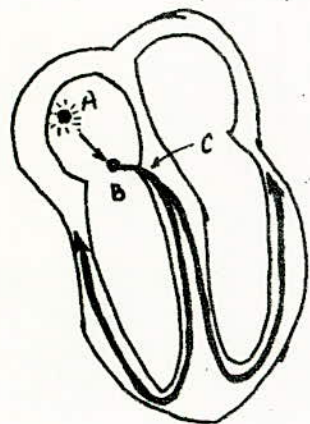


fig 5: A - Noeud sino-auriculzire  
B - Noeud atrio-ventriculzire  
C - Faisceau de His.

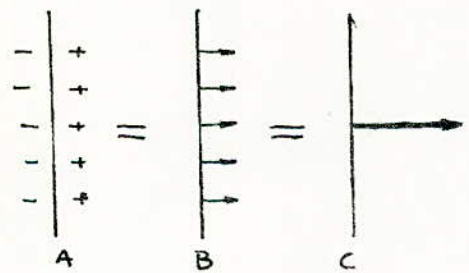


fig 6: Chaque paire de charge positive et negative forme un dipôle  
B: dipôles élémentaires  
C: dipôle résultant

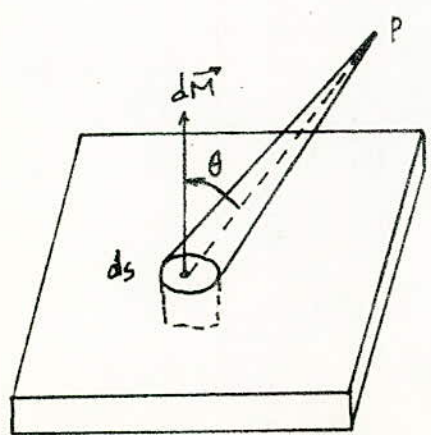


fig 7c:



fig 7a: vecteurs dipôles du coeur.

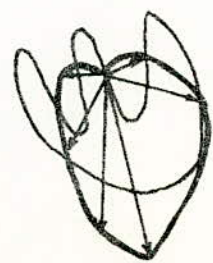


fig 7-b: vectocardiogramme



densité uniforme sur les faces d'une lame très mince.

Soit maintenant une surface élémentaire " $ds$ " du feuillet.  
La face positive porte une charge " $+dq$ ", et la face négative porte  
une charge " $-dq$ ". L'ensemble de ces deux charges forme un dipôle.

Le moment de ce dipôle est perpendiculaire à la surface du feuillet, il sera:

$$d\vec{M} = a dq$$

Par définition la puissance du feuillet sera:

$$U = \lim_{ds \rightarrow 0} \frac{|d\vec{M}|}{ds} \Rightarrow U = \lim_{ds \rightarrow 0} \frac{a |dq|}{ds}$$

La densité superficielle de charge est:  $\sigma = \frac{dq}{ds}$

$|\sigma| = +\sigma$  sur la face positive.

$|\sigma| = -\sigma$  sur la face négative.

alors  $U = \lim_{ds \rightarrow 0} a |\sigma| = a \sigma$  ( $U = \sigma a$ ).

Calcul du potentiel créé par un feuillet en un point "P" extérieur.

Soit " $ds$ " un élément de surface du feuillet (fig. 7c). Les deux faces sont chargées  
différemment, elles créent un dipôle de moment:  $|d\vec{M}| = U ds$

La dernière crée en P le potentiel:  $dV = \frac{1}{4\pi\epsilon} \cdot \frac{|d\vec{M}| \cos\theta}{r^2}$

$$dV = \frac{1}{4\pi\epsilon} \frac{|d\vec{M}| \cos\theta}{r^2} \frac{ds}{ds} = \frac{1}{4\pi\epsilon} U \cos\theta \frac{ds}{r^2} \quad \text{or} \quad \frac{ds \cos\theta}{r^2} = d\Omega$$

$d\Omega$ : angle solide élémentaire du cône sous lequel le point P voit l'élément  
de surface  $ds$ .

ce qui donne:  $dV = \frac{1}{4\pi\epsilon} U d\Omega$

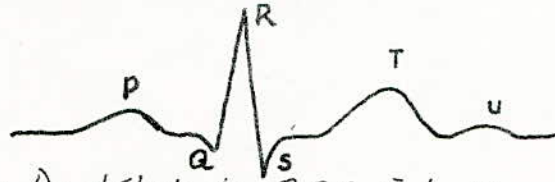
pour tout le feuillet  $V = \int dV = \frac{U}{4\pi\epsilon} \int d\Omega \Rightarrow V = \frac{U}{4\pi\epsilon} \Omega$

Cette théorie ne permet de calculer le potentiel qu'en des points pour les -  
quels la distance entre ceux-ci et le cœur est du même ordre de grandeur que  
les dimensions cardiaques, car l'épaisseur du feuillet équivaut restant  
très petites devant les distances. Autrement dit, elle n'est utilisable que  
pour les derivations précordiales.

Cependant, lorsqu'on est placé en un point éloigné du cœur, l'angle solide sous lequel sera vu, de ce point, le contour de la frontière des zones activées du myocarde sera faible. Dans ce cas, on pourra remplacer le feuillet par un dipôle d'Einthoven.

#### 4 Nomenclature de l'électrocardiogramme.

Le signal ECG, est en réalité la somme de deux ondes, qui pour une certaine dérivation à la forme suivante.



- \* Intervalle QT: Du début du QRS à la fin de l'onde T. C'est le temps de la dépolarisation et repolarisation des ventricules. Durée 0,35s
- \* Onde P: cette onde correspond à la polarisation des oreillettes  
Durée = 0,11s ; Amplitude = 0,25 mV.
- \* Complexe QRS: c'est la dépolarisation des ventricules  
Durée = 0,05s à 0,10s
  - Onde Q: c'est l'onde négative initiale du complexe QRS
  - Onde R: Onde positive du complexe. Amplitude 1,5 mV
  - onde S: Toute onde du complexe, précédée d'une onde R, porte le nom d'onde S.
- \* Onde T: c'est la repolarisation des ventricules.  
Amplitude = 0,1 à 0,5 mV
- \* Segment PQ: Cette portion est comprise entre la fin de l'onde P et début du QRS, une onde rarement visible pourrait s'y insérer, correspondant à la repolarisation des oreillettes.
- \* Segment ST: Il est limité par la fin du complexe QRS et le début de l'onde T. Durée = 0,05 à 0,15s.
- \* Intervalle PR: Du début de l'onde P, au début du complexe QRS  
Durée = 0,10 à 0,20s



## IV LES DERIVATIONS ELECTROCARDIOGRAPHIQUES.

### 1. Définition.

On appelle dérivation, le type de connexion qui sera établie entre les électrodes recueillant les différences de potentiel de l'électrocardiogramme. Il existe actuellement 12 dérivation dites standards.

6 dérivation des membres :  $D_I, D_{II}, D_{III}, V_R, V_L, V_F$ .

6 dérivation précordiales :  $V_1, V_2, V_3, V_4, V_5, V_6$ .

Il existe aussi des dérivation intracardiaques, œsophagiennes ...

On a classer toutes ces dérivation en deux catégories.

Les dérivation bipolaires et les dérivation unipolaires.

### 2. Les dérivation bipolaires

Ces dérivation se composent de 2 types; périphériques et précordiales

Les dernières ne sont plus utilisées et par conséquent ne seront pas étudiées.

Les dérivation bipolaires périphériques découlent de la théorie d'Einthoven 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 située dans un triangle équilatéral.

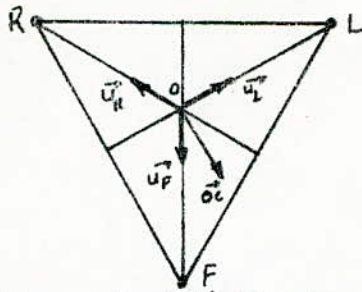
On place donc trois (3) électrodes sur les sommets de ce triangle.

En réalité, les électrodes sont placées aux poignets droit (R. Right), et gauche (L. Left) et à la jambe gauche (F. Foot), ce qui ne modifie en rien l'impulsion cardiaque. Par convention, la jambe droite est reliée à la masse électrique de l'amplificateur d'entrée à l'aide d'une 4<sup>ème</sup> électrode.

Les potentiels prélevés par chaque électrode sont données par:

$$\left. \begin{array}{l} \text{potentiel du bras droit: } \vec{V}_R = \frac{\vec{OC} \cdot \vec{UR}}{r^2} \\ \text{potentiel du bras gauche: } \vec{V}_L = \frac{\vec{OC} \cdot \vec{UL}}{r^2} \end{array} \right\} \text{ ; potentiel de la jambe gauche: } \left. \begin{array}{l} \vec{V}_F = \frac{\vec{OC} \cdot \vec{UF}}{r^2} \end{array} \right\} (1)$$





Un commutateur applique les électrodes deux à deux aux entrées de l'amplificateur différentielle d'entrée, ce qui nous permet de définir:

$$\left. \begin{aligned} \text{La dérivation } D_I &: \text{potentiel L - potentiel R} = \bar{V}_L - \bar{V}_R = \bar{D}_I \\ \text{La dérivation } D_{II} &: \text{potentiel F - potentiel R} = \bar{V}_F - \bar{V}_R = \bar{D}_{II} \\ \text{La dérivation } D_{III} &: \text{potentiel F - potentiel L} = \bar{V}_F - \bar{V}_L = \bar{D}_{III} \end{aligned} \right\} (2)$$

A partir de ceci on obtient la relation:

$$\bar{D}_I + \bar{D}_{III} = \bar{D}_{II}$$

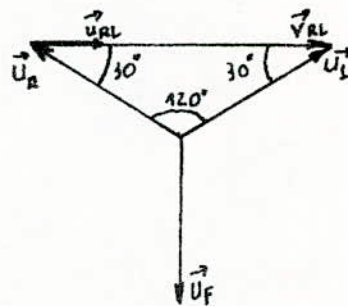
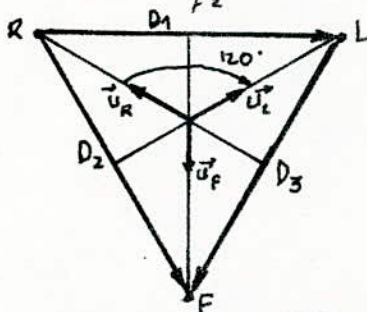
Ainsi, on peut montrer que les dérivations standards, sont obtenus par la projection du vecteur dipôle  $\vec{oC}$ .

En utilisant les systèmes (1) et (2), on obtient:

$$\bar{D}_I = \bar{V}_L - \bar{V}_R = \frac{\vec{oC}}{r^2} (\bar{U}_L - \bar{U}_R)$$

$$\bar{D}_{II} = \bar{V}_F - \bar{V}_R = \frac{\vec{oC}}{r^2} (\bar{U}_F - \bar{U}_R)$$

$$\bar{D}_{III} = \bar{V}_F - \bar{V}_L = \frac{\vec{oC}}{r^2} (\bar{U}_F - \bar{U}_L)$$



$$\vec{V}_{RL} = \bar{U}_L - \bar{U}_R \Rightarrow \bar{U}_L = \vec{V}_{RL} + \bar{U}_R$$

$$\text{cherchons } \vec{V}_{RL} : \frac{|\bar{U}_L|}{\sin 30} = \frac{|\vec{V}_{RL}|}{\sin 120} \Rightarrow |\vec{V}_{RL}| = \sqrt{3}$$

$\vec{u}_{RL}$  étant le vecteur unitaire porté par le côté RL.

$$\vec{V}_{RL} = \sqrt{3} \vec{U}_{RL} \Rightarrow D_{II} = \frac{\partial \vec{C}}{\partial r^2} \sqrt{3} \vec{U}_{RL}$$

de même on trouve:  $D_{II} = \frac{\partial \vec{C}}{\partial r^2} \sqrt{3} \vec{U}_{LF}$        $D_{III} = \frac{\partial \vec{C}}{\partial r^2} \sqrt{3} \vec{U}_{RF}$

Les dérivations bipolaires donnent des déflexions proportionnelles au cours du temps, à la projection du vecteur dipôle instantané, sur les 3 côtés respectifs du triangle d'Einthoven.

### 3. Les dérivations unipolaires.

Une dérivation unipolaire est constituée par deux électrodes.

- d'une active dite électrode exploratrice, placée à l'endroit où l'on veut enregistrer les variations du potentiel.
- L'autre dite indifférente, placée en un endroit éloigné du cœur, où les variations de potentiel sont considérées comme négligeables.

#### a) Procédé de Wilson.

Or ce point, où le potentiel cardiaque peut être négligé, n'existe pas dans le corps. Ainsi Wilson a imaginé un procédé qui consiste à relier les électrodes R, L et F en un seul point W (pris comme référence de potentiel) par l'intermédiaire de trois résistances de  $5 \div 10 \text{ K}$  (fig 9). Le point W est appelée borne centrale.

En appliquant la loi de Kirchhoff au nœud W:

$$\frac{V_R - V_W}{R} + \frac{V_L - V_W}{R} + \frac{V_F - V_W}{R} = 0 \Rightarrow V_R + V_L + V_F = 3 V_W$$

#### b) Procédé de Goldberger:

L'électrode exploratrice est placée en R, L ou F.

L'électrode indifférente est obtenue en additionnant les potentiels prélevés sur les deux autres points (fig 10).

Le signal obtenu par cette méthode est le même que celui de

la précédente, sauf pour l'amplitude qui est multiplié par 1,5.

En effet, la figure 9 nous permet d'écrire :

$$V_s = G(E_1 - E_2) = G \left[ V_L - \frac{V_L}{3} - \frac{V_R}{3} - \frac{V_F}{3} \right] = \frac{G}{3} [2V_L - V_R - V_F]$$

donc pour  $V_L$  on a :  $V_s = \frac{G}{3} (2V_L - V_R - V_F) \dots (1)$

Aussi la figure 10 nous permet d'écrire :

$$V_s = \frac{G}{2} 2(V_L - V_R - V_F) \text{ pour } aV_L \dots (2)$$

Des équations (1) et (2), on tire :  $V_a V_L = 1,5 V_V$

### c. Derivations precordiales.

Le principe est basé sur la méthode de WILSON en ce qui concerne l'électrode indifférente.

L'électrode exploratrice est placée sur le thorax en des points normalisés (fig 11)



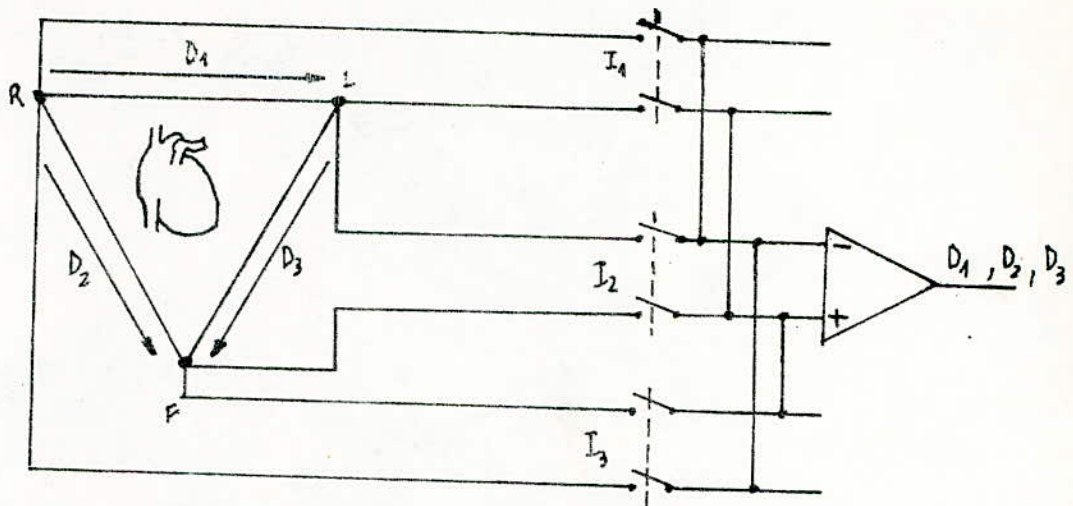


fig 8: Les derivations standards

- $D_1$  :  $I_1$  fermé,  $I_2$  et  $I_3$  ouvert
- $D_2$  :  $I_3$  " ,  $I_1$  et  $I_2$  "
- $D_3$  :  $I_2$  " ,  $I_1$  et  $I_3$  "

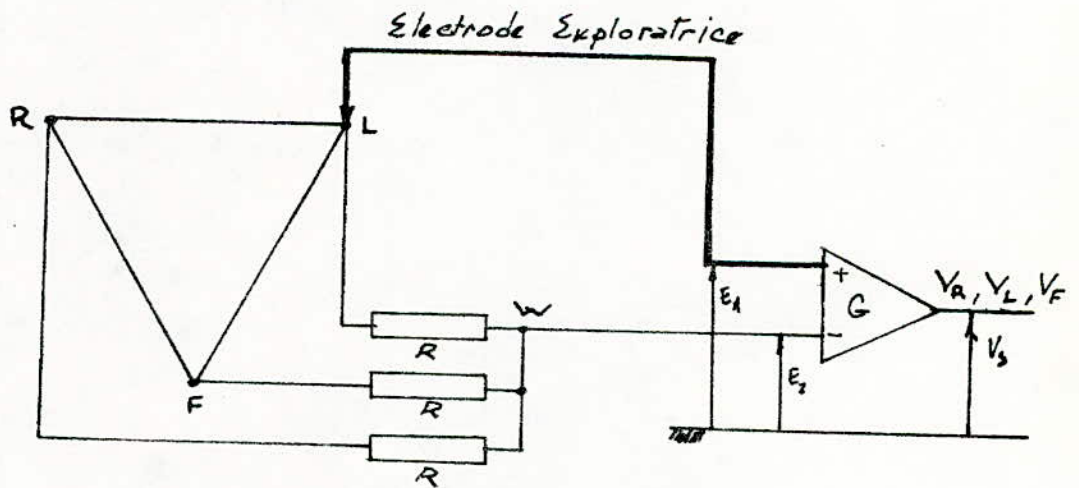


fig 9. Procédé de Wilson

- Si l'électrode exploratrice en L ; on a :  $V_L$
- " " " " R ; " " :  $V_R$
- " " " " F ; " " :  $V_F$

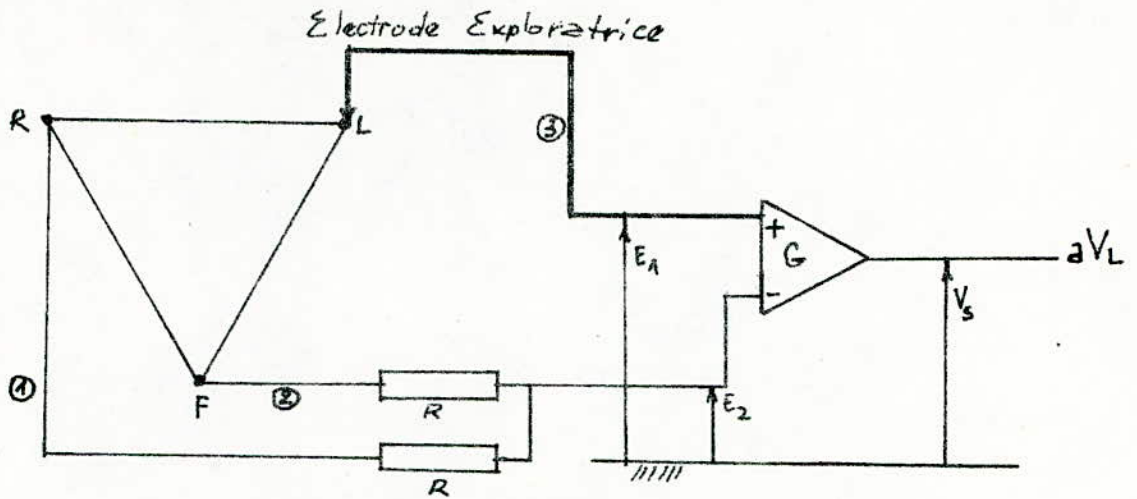


fig 10: Procédé de GOLDBERG

+ pour  $aV_R$ : électrode 3 en R  
 " 1 " L  
 " 2 " F  
 + pour  $aV_F$ : " 3 " F  
 " 1 " R  
 " 2 " L

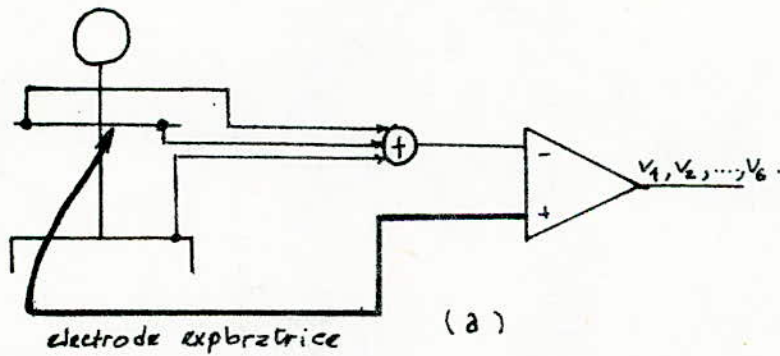
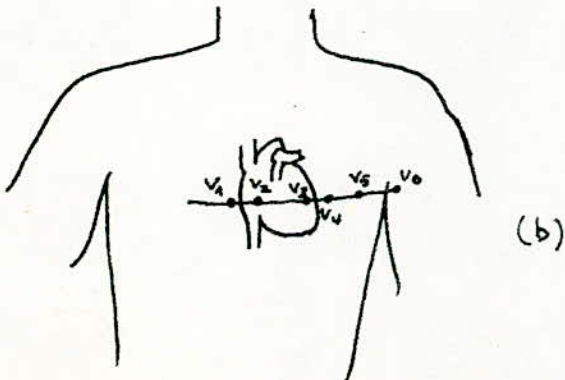


fig 11: Dérivations précordiales.

a/ Disposition générale des électrodes.

b/ Positions de l'électrode exploratrice.



## V LES ELECTRODES ELECTROCARDIOGRAPHIQUES.

### 1. THEORIE des Electrodes.

L'interface d'un ion métallique en solution avec son métal associée donne un potentiel électrique appelé potentiel d'électrode.

Ce potentiel résulte de la différence du taux de diffusion des ions par et vers le métal. L'équilibre est produit par un double dépôt de charge agit comme une capacité. Ainsi le circuit équivalent d'une électrode de bio-potential en contact avec le corps, consiste en une tension, en série avec une résistance et une capacitance (fig. 12). Mais comme la mesure du potentiel bioélectrique exige deux électrodes, la tension réellement mesurée est la différence entre les potentiels instantanés des deux électrodes (fig. 13). Cette différence de potentiel est assez faible si les électrodes sont du même type, elle dépendra essentiellement de la différence du potentiel ionique entre les deux points du corps à partir desquels la mesure est prise. La différence ( $V = E_1 - E_2$ ) est appelée tension d'offset d'électrode. Le tableau ci dessous donne quelques potentiels d'électrodes.

| Reaction d'électrode | $Fe \rightleftharpoons Fe^{2+}$ | $Sn \rightleftharpoons Sn^{2+}$ | $Fe \rightleftharpoons Fe^{3+}$ | $H_2 \rightleftharpoons H^+$ | $Cu \rightleftharpoons Cu^{2+}$ | $Cu \rightleftharpoons Cu^+$ | $Ag \rightleftharpoons Ag^+$ |
|----------------------|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|------------------------------|---------------------------------|------------------------------|------------------------------|
| $E_0$ (Volts)        | -0,440                          | -0,136                          | -0,036                          | 0,000                        | 0,337                           | 0,527                        | 0,799                        |



## 2. Les électrodes biopotentiels

Pour la mesure du potentiel bioélectrique il existe plusieurs types d'électrodes. En électrocardiographie, on utilise des électrodes dites électrodes de peau.

Quand on sait que l'on utilisait des bacs de solutions salines, en guise d'électrodes, dans lesquels le patient plonge ses mains et ses pieds.

On peut affirmer que la technologie actuelle a de beaucoup amélioré les électrodes ECG, en assurant une bonne stabilité mécanique, plus de liberté pour le patient et de bons contacts métal-peau.

Ce dernier point est usuellement amélioré en étalant une gelée conductrice sur la peau du patient.

Un type de ces électrodes récentes est donné à la figure. Dont le principe consiste à éliminer les artefacts de mouvements, en supprimant tout contact direct du métal avec la peau. Le seul conducteur entre la peau et le métal est la gelée électrolyte qui forme un pont électrolyte.

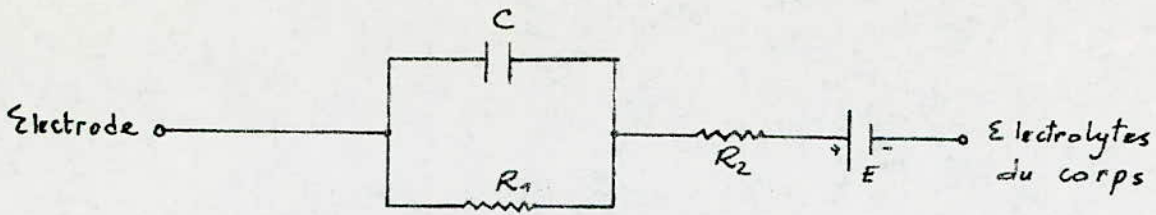


fig 12 : Circuit Equivalent de l'interface de l'électrode biopotentiel

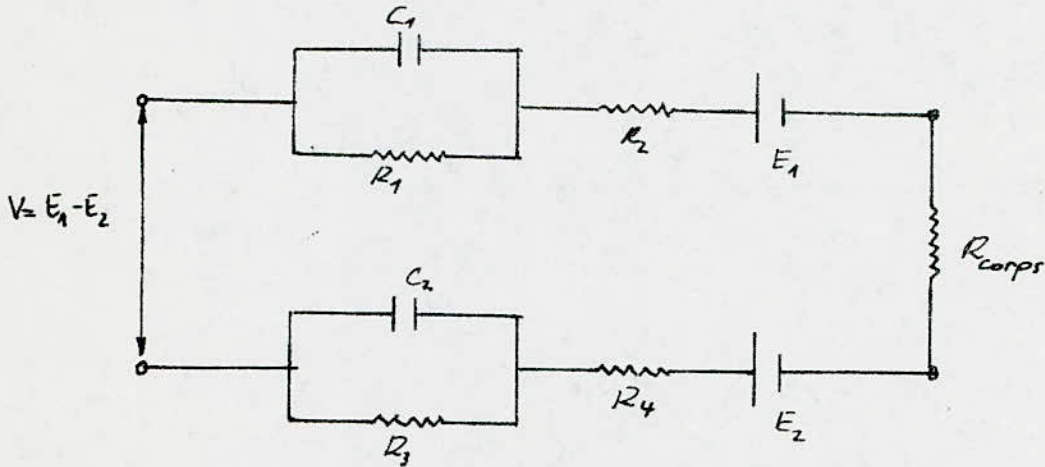


fig: 13 : Circuit équivalent de la mesure du biopotential avec 2 électrodes

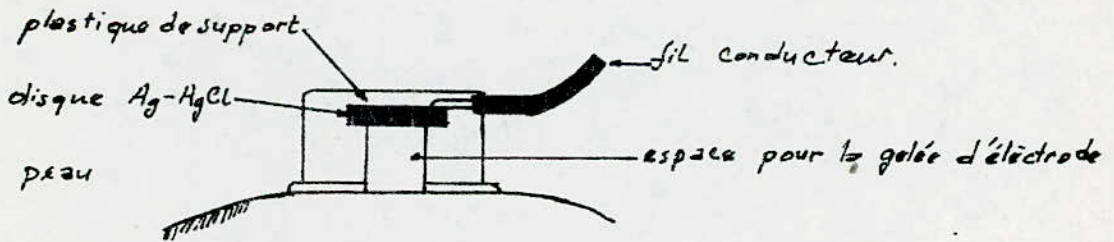


fig 14 : Schéma d'électrode

## VI BRUITS ET PARASITES

Il existe deux types de bruits

- les bruits externes à l'appareil
- les bruits internes à l'appareil.

### 1. Les Bruits externes

Ils peuvent provenir de diverses sources externes..

- Champ magnétique induit dans les conducteurs par le secteur, transformateur ...
- Champ électrique caractérisé par un courant de déplacement induit à l'intérieur du patient par le secteur, lampes fluorescentes ...
- Champ électromagnétique dû aux ondes radio, équipement électrochirurgical.

Ces bruits sont exprimés par l'équation suivante: (fig 15)  
(dans le cas d'un amplificateur différentiel - SW1 fermé)

$$V_n = KBS + \underbrace{i_{b1} Z_{e1} - i_{b2} Z_{e2} + i_c Z_c}_{\text{induction électrique dans les conducteurs (électrodes)}} + \underbrace{i_d Z_d}_{\text{TMC}} \left[ \frac{1}{RRMC} + \underbrace{\frac{Z_{e1}}{Z_{e1} + Z_{mc1}} - \frac{Z_{e2}}{Z_{e2} + Z_{mc2}}}_{\text{diviseur de tension}} \right] \quad (1)$$

•  $KBS$ . Induction magnétique      TMC. tension de mode commun

•  $i_c Z_c$ . parasite dans le corps

•  $B$  étant l'induction magnétique et  $S$  la surface du conducteur. Cette tension parasite ( $KBS$ ) peut être réduite en blindant les électrodes et l'appareil.

•  $Z_{e1}$ ,  $Z_{e2}$  et  $Z_c$  sont respectivement les impédances des 2 électrodes et du patient.



- $i_{b1}$ ,  $i_{b2}$  et  $Z_c$  sont très petits, on néglige leur contribution.

La relation (1) devient alors :

$$V_n = i_d Z_g \left[ \frac{1}{RRMC} + \frac{Z_{e1}}{Z_{e1} + Z_{mc1}} - \frac{Z_{e2}}{Z_{e2} + Z_{mc2}} \right]$$

Le terme est dû à la tension de mode commun générée par le courant de déplacement " $i_d$ ", qui circule dans  $Z_g$ . où l'on a :

- $Z_g$  impédance de l'électrode de masse.
- $Z_{mc1}$  et  $Z_{mc2}$  les impédances de mode commun.

on considère que:  $Z_{mc1} = Z_{mc2} = Z_{mc}$  ; on a aussi:  $Z_{mc} \gg Z_{e1}; Z_{e2}$

Et en posant:  $Z_d = Z_{e1} - Z_{e2}$ , on obtient:

$$V_n = i_d Z_g \left[ \frac{1}{RRMC} + \frac{Z_d}{Z_{mc}} \right] \quad (3)$$

On peut diminuer cette tension parasite en choisissant un mode correct d'amplification et une bonne technique d'utilisation des électrodes.

### a. Mode d'amplification.

- Utilisation d'un amplificateur non différentiel.

Le schéma équivalent dans ce cas, s'obtient à partir de celui de la figure 15, avec  $SW_1$  ouvert,  $Z_{mc} = 0$ ,  $SW_2$  ouvert

La tension parasite  $V_{n1}$  est alors:  $V_{n1} = i_{d2} Z_{e2} \dots (3)$

- Utilisation d'un amplificateur différentiel.

$SW_1$  ferme;  $SW_2$  ouvert.

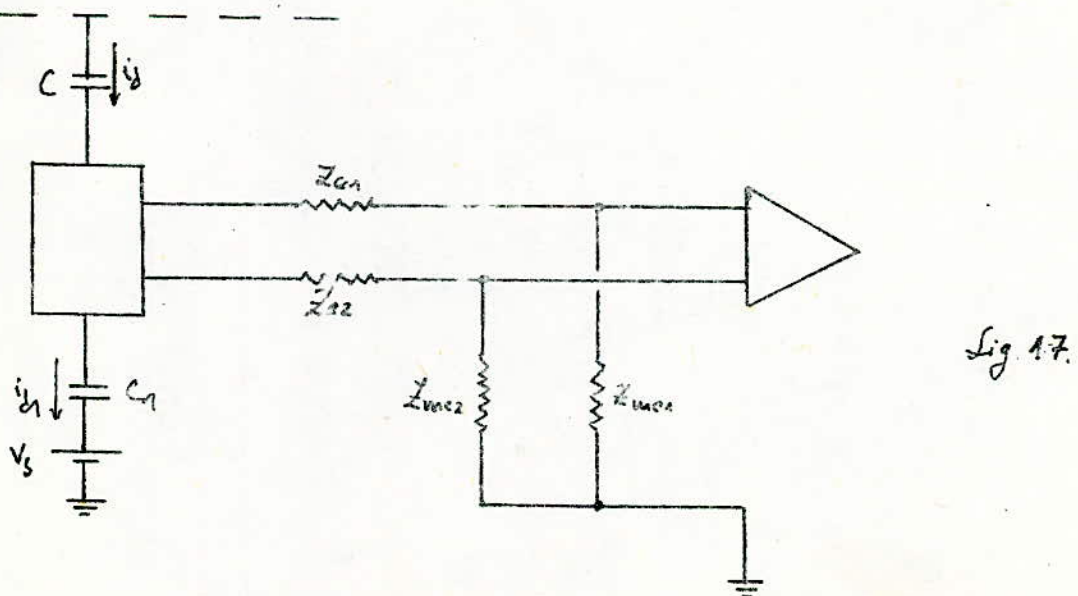
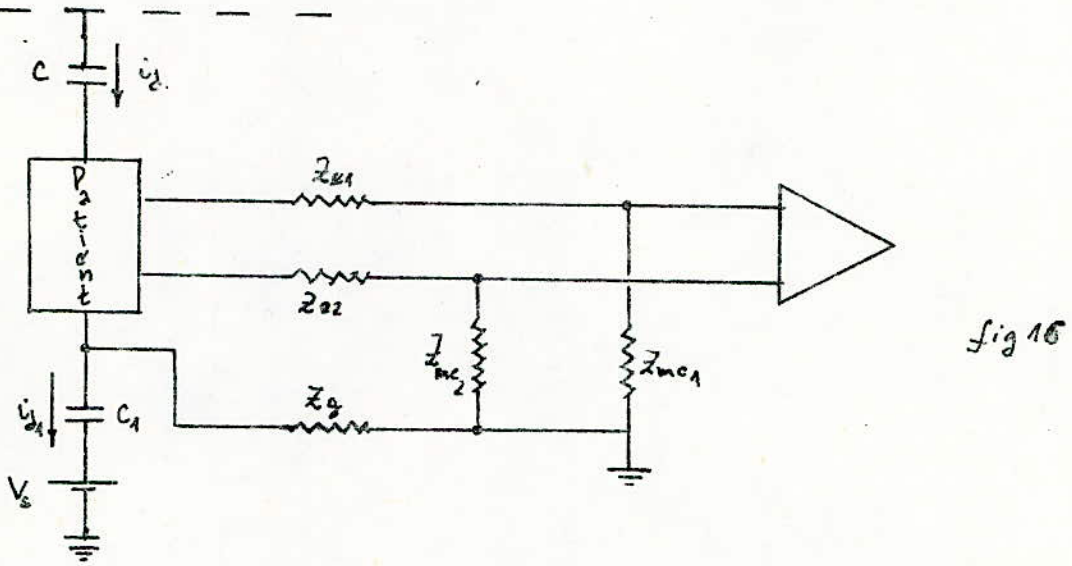
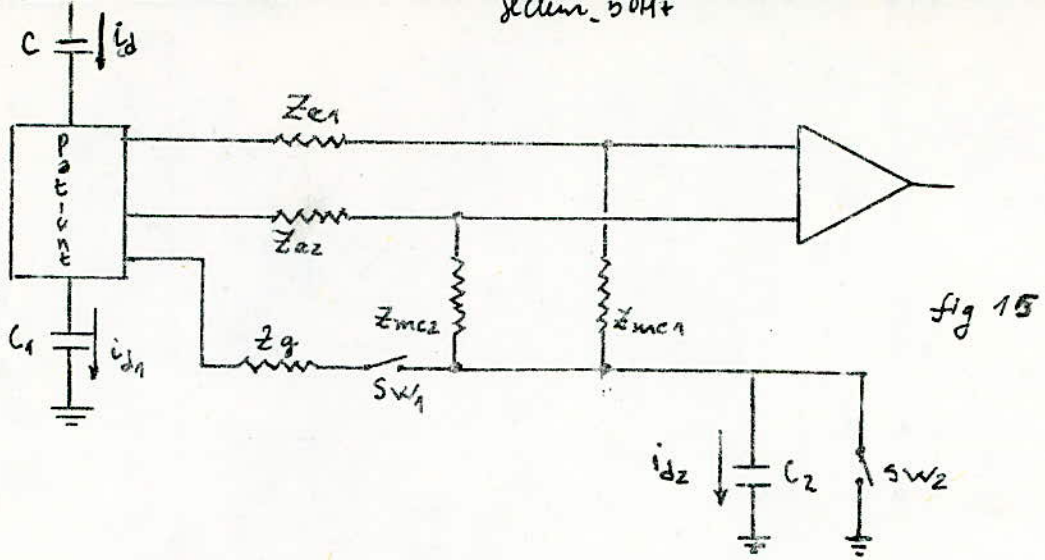
La tension parasite sera:

$$V_{n3} = i_{d2} Z_g \left[ \frac{1}{RRMC} + \frac{Z_{e1}}{Z_{e1} + Z_{mc1}} - \frac{Z_{e2}}{Z_{e2} + Z_{mc2}} \right]$$

$$V_{n3} = i_{d2} Z_g \left[ \frac{1}{RRMC} + \frac{Z_d}{Z_{mc}} \right] \dots (4)$$

Comparons les équations (3) et (4)

$$\text{on a: } Z_g \left[ \frac{1}{RRMC} + \frac{Z_d}{Z_{mc}} \right] < Z_{e2} \Rightarrow V_{n3} < V_{n1}$$



On en déduit que l'utilisation d'un amplificateur différentiel diminue les parasites.

## b. Technique des électrodes

Il existe deux modes d'utilisation des électrodes :

La technique des 2 électrodes et la technique des 3 électrodes.

Nous allons, comme pour l'amplification, comparer les tensions parasites introduites par ces deux techniques, et cela dans le cas du diagnostic.

### • Technique des 2 électrodes

Le schéma équivalent est obtenu à partir de la figure 15 avec  $sw_1$  ouvert,  $sw_2$  ouvert.

Pour calculer la tension parasite, on court-circuite les 2 entrées de l'amplificateur. On aura  $Z_{mc1} // Z_{mc2} = Z_{mc} / 2$

La tension appliquée sur l'une des électrodes est alors :

$$i_{d2} \left( \frac{Z_{mc}}{2} + Z_{e1} \right) \approx i_{d2} \frac{Z_{mc}}{2} \quad \text{car } Z_{mc} \gg Z_{e1}$$

La tension parasite sera :  $V_{n2} = i_{d2} \frac{Z_{mc}}{2} \left[ \frac{1}{RRMC} + \frac{Z_{e1}}{Z_{e1} + Z_{mc1}} - \frac{Z_{e2}}{Z_{e2} + Z_{mc2}} \right]$

$$V_{n2} = i_{d2} \frac{Z_{mc}}{2} \left[ \frac{1}{RRMC} + \frac{Z_d}{Z_{mc}} \right] \dots (5)$$

### • Technique des 3 électrodes.

La figure 14 relate ce cas, à partir de la figure 15 avec  $sw_1$  fermé,  $sw_2$  ouvert.

La tension parasite sera :  $V_{n3} = i_{d2} Z_g \left[ \frac{1}{RRMC} + \frac{Z_d}{Z_{mc}} \right] \dots (6)$

Comparons les équations (5) et (6), ce qui revient à comparer  $Z_g$  et  $Z_{mc}/2$

or.  $Z_{mc} \gg Z_g \Rightarrow V_{n2} > V_{n3}$

La technique des 3 électrodes diminue donc les tensions parasites à l'entrée.

En résumé, nous utiliserons un amplificateur différentiel avec la technique des trois électrodes.

Calculons l'ordre de grandeur des tensions parasites dans ce cas



• Évaluation de  $i_d$ .

On peut mesurer le courant  $i_d$  en touchant du doigt l'entrée de l'oscilloscope par exemple (impédance d'entrée  $R_i = 1M\Omega$ )

La tension mesurée par l'oscilloscope est :  $V_1 = R_i \cdot i_d$

on observe  $V_1 = 100mV \Rightarrow i_d = 0,1\mu A$

• Calcul de  $C_1$ .

On détermine  $C_1$  en mesurant la tension du corps à solé à l'aide d'une sonde à très haute impédance. Pour un courant de déplacement de  $0,1\mu A$  la tension est de  $1V$ .

$$V = Z I \Rightarrow Z = \frac{V}{I} = 10^7 \Rightarrow C_1 \omega = 10^{-7} \Rightarrow C_1 = 300 pF \quad (\omega = 2\pi f)$$

• Calcul de  $C$ .

$$\text{on a : } C = \frac{i_d}{V \cdot 2\pi f} = \frac{10^{-7}}{220 \cdot 2\pi \cdot 50} = 1,5 pF \quad C = 1,5 pF$$

• Calcul de  $C_2$ .

L'ordre de grandeur de  $i_{d2}$  est de  $1nA$ . Ainsi la presque totalité du courant  $i_d$  s'écoule vers la terre, prenons  $i_{d1} = 0,1\mu A$  on a aussi  $\frac{i_{d1}}{i_{d2}} = \frac{C_1}{C_2}$  on obtient:

$$C_2 = \frac{300 \cdot 10^{-12}}{0,1 \cdot 10^{-6}} \cdot 10^{-9} = 3 pF \quad C_2 = 3 pF$$

- Tension parasite en diagnostic

$$V_{h3} = i_{d2} Z_g \left[ \frac{1}{RRMC} + \frac{Z_d}{Z_{mc}} \right]$$

- Tension parasite en contrôle (fig 1.  $sw_1$  et  $sw_2$  fermés)

$$\text{on a : } V_{h4} = i_d Z_g \left[ \frac{1}{RRMC} + \frac{Z_d}{Z_{mc}} \right]$$

Application numérique:

avec:  $RRMC = 10^5 = 100dB$ ,  $Z_g = 20k\Omega$ ,  $i_d = 0,1\mu A$ ,  $i_{d2} = 1nA$ .

$$Z_{mc} = 100 M\Omega ; Z_d = 10 k\Omega$$

on trouve:  $V_{h4} = 0,22 \mu V$  et  $V_{h3} = 2,2 nV$

La tension parasite tolérable doit être inférieure à 1% du signal ECG, soit

$$V_h = 10 \mu V \quad (\text{signal ECG} \approx 1mV)$$

Donc les valeurs de  $V_{n4}$  et  $V_{n3}$  sont admissibles, toujours est-il qu'on peut encore améliorer l'amplification en :

- Augmentant le RRMC
- Utiliser des électrodes identiques ( $Z_d = 0$ )
- Choisir  $Z_{mc}$  plus grand.

### Autres sources de Bruits

- Parasites dues aux charges statiques : Des charges statiques portées par le patient constituant une source de bruits. Les charges sont emmagasinées dans la capacité formée par le patient et la terre, ceci crée une d.d.p. dont la valeur dépendra de ces charges statiques. Notons cette d.d.p. " $V_s$ ".

#### • Cas de 3 électrodes (fig 16)

Le condensateur va se décharger à travers  $Z_g$ . La constante de temps formée par  $C_1$  et  $Z_g$  est petite. Si on considère  $Z_g$  résistance pure.

$$\tau = C_1 Z_g = 3 \cdot 10^{-10} \cdot 2 \cdot 10^4 = 6 \mu s$$

$C_1$  va se décharger rapidement dans  $Z_g$ . De là  $V_s$  sera assez faible et l'on pourra la négliger.

#### • Cas de 2 électrodes (fig 17)

Le condensateur  $C_1$  va se décharger à travers les résistances formées par le patient, l'électrode et  $Z_{mc}$ . La constante de temps de ce circuit est grande (de l'ordre de 1s). Le condensateur va se décharger très lentement et  $V_s$  (qui représente une tension de mode commun) peut devenir assez élevée pour saturer l'amplificateur.

Pour cela, la technique des 2 électrodes est non recommandée, surtout en temps sec.

Le tableau suivant récapitule tous les parasites rencontrés et leurs remèdes.

| Sources des parasites   | Frequence              | Remedes  |
|-------------------------|------------------------|--|
| Secteur                 | 50 Hz                  | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Bon blindage des electrodes et de l'amplificateur.</li> <li>- Circuit de masse bien étudié</li> <li>- Alimentation isolée et Régulée</li> <li>- Transformateur d'alimentation muni d'un écran.</li> </ul> |
| Signaux radio-fréquence | 100 KHz ÷ quelques MHz | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Utilisation d'un bon filtre Passe Bas</li> </ul>  |
| Ondulation Alimentation | 100 Hz                 | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Améliorer le filtrage au niveau de l'ALS.</li> </ul>  |
| Vibration du montage    | 10 à 100 Hz            | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Éliminer du voisinage proche de l'amplificateur toute source de champ magnétique et électrostatiques.</li> </ul> $I = \frac{dQ}{dt} = \frac{d(CV)}{dt} = C \frac{dV}{dt} + V \frac{dC}{dt}$               |
| Circuit imprimé         | 0,1 à 100 Hz           | <ul style="list-style-type: none"> <li>- utilisation de circuit performant.</li> <li>- nettoyage soigné des circuits.</li> </ul>   |
| Bruit des électrodes    |                        | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Utilisation d'électrodes de qualité et parfaitement identique (<math>Z_d = 0</math>)</li> <li>- Bonne préparation de la peau.</li> <li>- Bonne fixation mécanique</li> </ul>                              |
| Artéfacts musculaires   | 0 à 400 Hz             | <ul style="list-style-type: none"> <li>- S'assurer que :- <ul style="list-style-type: none"> <li>• Les electrodes ne sont pas placées sur des muscles qui travaillent.</li> <li>• Patient est au repos.</li> </ul> </li> </ul>                     |

## 2. BRUITS INTERNES.

Ces bruits sont dus aux éléments qui constituent l'appareil, (AOP, résistances, ...).

### a. Derive thermique

Dans une chaîne d'amplification, chaque étage possède une tension de décalage "d", ramenée à son entrée à la sortie de la chaîne la derive totale sera:



$$d_s = d_1 (G_1 \times G_2 \times \dots \times G_n) + d_2 (G_2 \times \dots \times G_n) + \dots + d_n G_n$$

La dérive thermique ramenée à l'entrée sera :

$$d_e = d_1 + \frac{d_2}{G_1} + \frac{d_3}{G_1 G_2} + \dots + \frac{d_n}{G_1 G_2 \dots G_{n-1}}$$

dans notre cas, on a 2 étages, donc  $n=2$ .

$$d_e = d_1 + \frac{d_2}{G_1} \quad G_1 : \text{Gain du 1}^{\text{er}} \text{ étage (préamplificateur)}$$

En prenant donc  $G_1$  assez grand, on peut dire que la dérive est essentiellement due au 1<sup>er</sup> étage.  $d_e \approx d_1$

d'où la nécessité de compenser cette tension

b) Bruit.

$$\text{le facteur de bruit est : } F = F_1 + \frac{F_2 - 1}{G_1} \quad (2 \text{ étages})$$

De même que pour la dérive, on voit que le bruit dans le montage est dû au 1<sup>er</sup> étage (pour  $G_1$  grand). Le bruit peut être diminué par un filtre passe-bas.

## VII PROTECTION DU PATIENT

Les appareils électro-médicaux peuvent exposer le patient à un certain nombre de risques de natures diverses :

- Énergie délivrée au patient en condition de défaut.
- Énergie délivrée au patient en condition de fonctionnement normale de l'appareil.

L'énergie délivrée est de nature électrique. En général les risques proviennent des courants de fuites et particulièrement des courants très basses fréquences.

On peut distinguer deux types de courants de fuites :

- Courant de fuite auxiliaire patient ( $i_p$ ) : c'est le courant dans le patient dans le patient, en utilisation normale, provenant des courants de polarisation des amplificateurs.
- Courant de fuite patient ( $i_f$ ) : c'est le courant s'écoulant dans la partie appliquée au patient vers la terre, en passant par ce dernier. Il est dû à l'apparition non voulue sur le patient d'une tension provenant d'une source externe. (secteur 50Hz, charges statiques, ...) (chap. Bruits et parasites)

Les ingénieurs disposent en principe des caractéristiques numériques leur permettant de réaliser un appareil tel que les prescriptions spécifiées représentent ce qui est considéré comme assurant une sécurité raisonnable.

Les prescriptions relatives aux courants de fuites ont été formulées en tenant compte des conditions suivantes :

- a. La possibilité d'une fibrillation ventriculaire est influencée par des facteurs autres que les seuls paramètres électriques.
- b. Les valeurs des courants de fuite admissible en condition de premier défaut devraient être aussi élevées que le permettent la sécurité sur la base de données statistiques.
- c. Les valeurs en conditions normales sont nécessaires pour assurer la sécurité dans toutes les situations, avec un coefficient de sécurité suffisamment élevé par rapport aux conditions de premier défaut
- Un courant de  $300 \mu A$  (50Hz) représente le seuil de sensation du courant électrique. un courant de  $1 mA$  à 50Hz provoque une douleur. Le seuil à ne pas dépasser est de  $10 mA$ .

La norme actuelle fixe à  $1 mA$  le courant maximum parcourant le patient.

On obtient une protection efficace du patient en prenant des précautions:

- au niveau de l'appareil lui-même
- au niveau de l'installation réalisée dans les locaux à usage médicale.
- au cours de l'application.

La partie appliquée au patient doit être séparée de la partie du circuit reliée au réseau électrique. Ainsi, le circuit se partage en deux: La partie appliquée au patient s'appelle PARTIE FLOTTANTE, et la partie reliée au réseau NON FLOTTANTE. Ceci se fait en intercalant un circuit intermédiaire entre la partie appliquée au patient et la partie reliée au réseau.

Le circuit de séparation (ou circuit intermédiaire) est un transformateur d'isolement. Les deux enroulements du transformateur doivent être réalisés de telle manière qu'il n'y ait pratiquement aucun risque



de défaut entre les circuits primaires et secondaires, ils doivent isoler électriquement le circuit patient du circuit relié au réseau.

Le problème reste celui de l'alimentation de la partie flottante (partie patient) en conservant l'isolation vis à vis du 50 Hz.

Le problème peut être résolu de la manière suivante :

- a - On génère un signal sinusoïdale de fréquence supérieure à 50 Hz (par exemple 1 kHz) à l'aide d'un oscillateur alimenté à partir du réseau.

- b - Le signal est transmis à la partie flottante de l'appareil par un second transformateur d'isolement. Là, il est redressé pour servir à polariser les amplificateurs opérationnels.

Le transformateur de l'alimentation (partie reliée au patient) doit être placé dans une enceinte isolante pour éviter une tension induite dans le circuit patient.

Une remarque importante : le patient doit être bien isolé de la terre, sinon le courant de fuite parcourant le patient augmentera : en effet si :

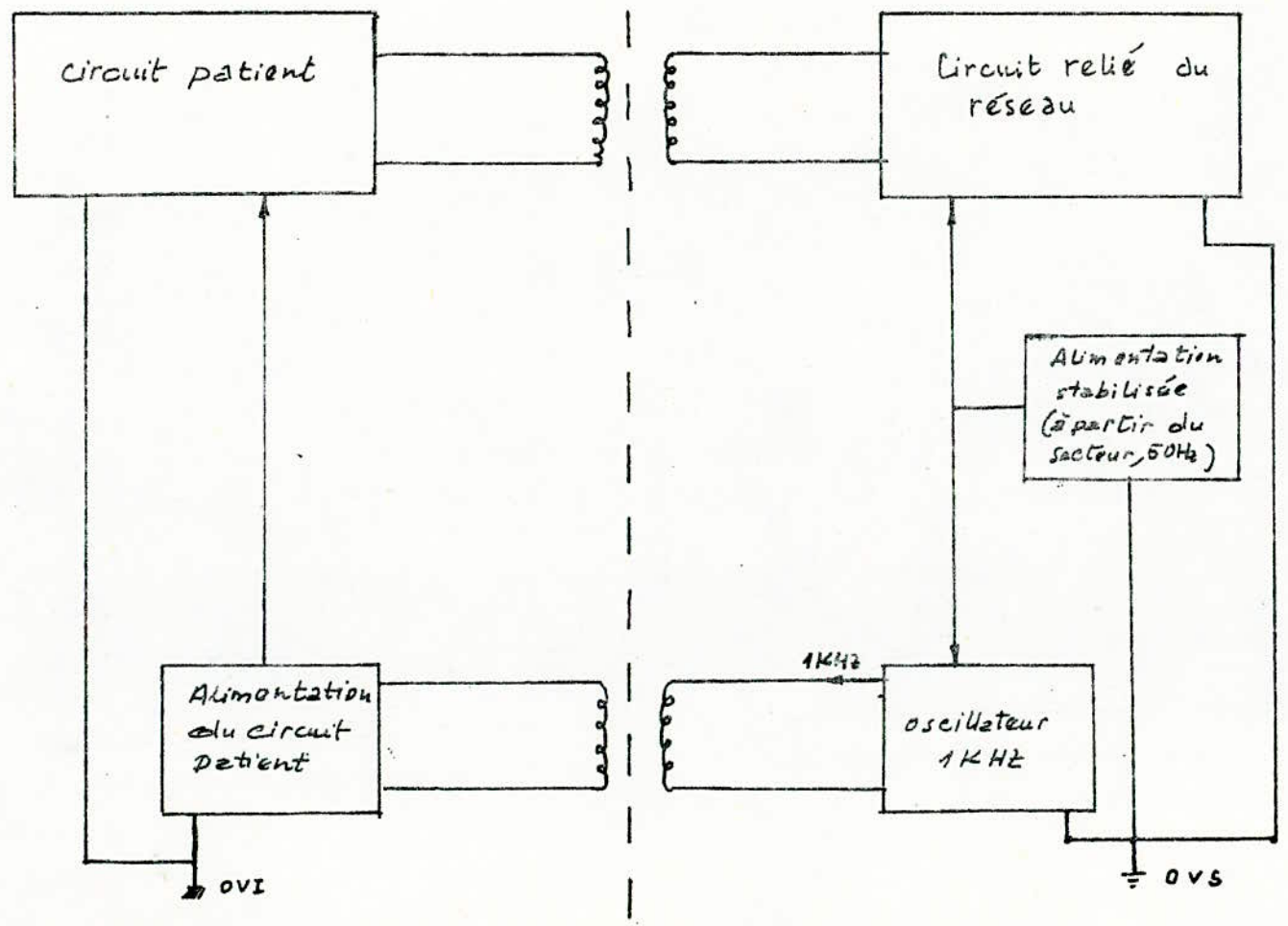
$U$  : est la tension entre le patient et la terre

$Z$  : Impédance de fuite entre le patient et la terre

$I$  : Courant de fuite à la terre

$I = \frac{U}{Z}$  : Si  $Z$  devient faible (patient relié à la terre),  $I$  augmentera.

← partie flottante → | ← partie reliée au réseau →



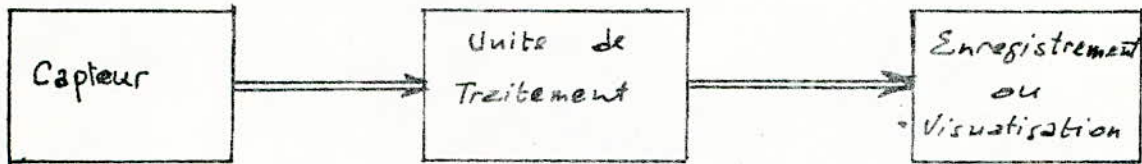
67

Isolation complète du circuit patient vis à vis du circuit relié au réseau (masses séparées)

0VI : zéro volt isolé  
 0VS : zéro volt secteur.

## VIII DESCRIPTION GÉNÉRALE ET CARACTÉRISTIQUES DE L'ECG

Un tel appareil est constitué d'un capteur, d'une unité de traitement et d'un système de visualisation.



### 1. Le Capteur

Son rôle consiste à recueillir les signaux cardiaques, ces signaux électriques sont transmis, simplement par un conducteur, à l'unité de traitement. Le prélèvement du signal ECG, se fait donc par des électrodes biopotentiels.

### 2. L'unité de traitement

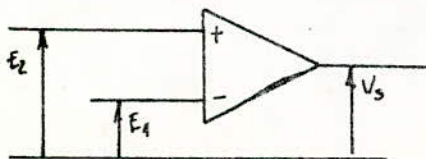
En tenant compte des contraintes que pose l'enregistrement ou la visualisation des signaux cardiaques (faible amplitude, très basse fréquence, sécurité du patient, ...) l'amplification à elle seule ne peut suffire. Ainsi, l'adjonction d'autres circuits est plus qu'utile.

La figure 18 nous donne un schéma d'approche de l'unité de traitement.

#### a. Le préamplificateur

Il est caractérisé par :

- Une entrée différentielle : Elle permet d'éliminer les tensions de mode commun, ce qui nécessite un rapport de rejection en mode commun (RRMC) élevé, comme on peut le voir ci-dessous.



$$V_s = G(E_2 - E_1) + \frac{G}{RRMC} \left( \frac{E_2 + E_1}{2} \right)$$

$G$  : gain en boucle ouverte

$\frac{E_2 + E_1}{2} = TMC$  : - tension de mode commun.



- Une grande impédance d'entrée: Elle est obtenue à l'aide d'un ampli opérationnel monté en suiveur de tension, sur chacune des deux entrées.
- La bande passante: Le spectre de fréquence du signal ECG s'étale jusqu'à 100 Hz, le préamplificateur devra fonctionner dans cette bande.

### b. Le FILTRE.

Le bruit s'étale sur une bande de fréquence, très large et pourra affecter sensiblement le signal utile. Pour éliminer ces fréquences indésirables on utilise un filtre actif de type passe-bas.

### c. L'amplificateur. (fig 19)

Afin d'assurer un maximum de sécurité au patient (voire chap VII) on utilise un amplificateur chopper (à découpage) dont le schéma de principe est donné par la figure 19.

Il est caractérisé par :

- 2 interrupteurs électroniques synchronisés par une horloge.
- un amplificateur alternatif.
- un filtre passe bas qui sert de démodulateur.

### 3. Le système d'enregistrement.

d'enregistrement se fait généralement sur un papier thermosensible. Dans notre cas on visualise le signal ECG sur un oscilloscope.

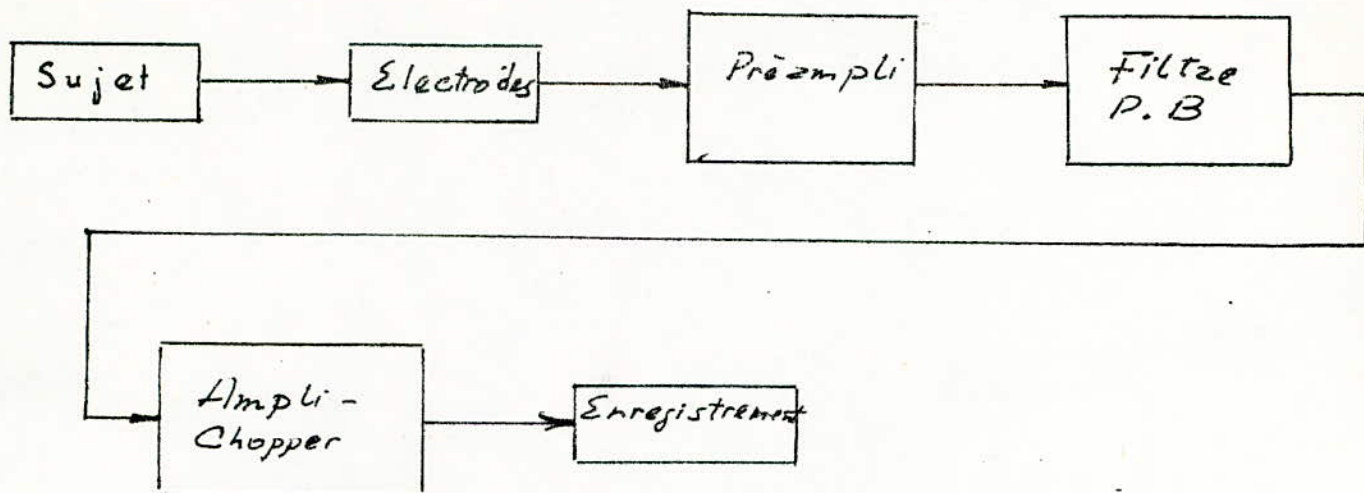


fig. 18 : schéma bloc de l'ECG.

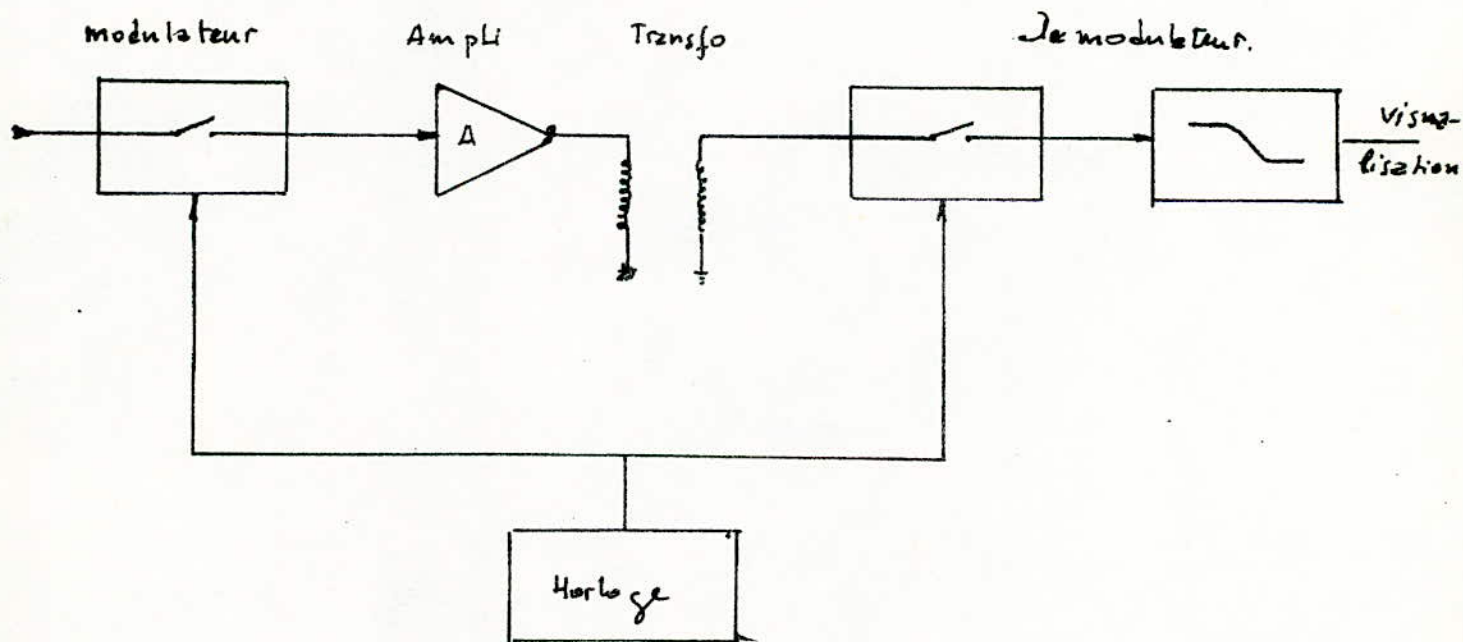


fig 19 : schéma synoptique de l'amplificateur.

# IX REALISATION DE L'ECG

## 1. Le préamplificateur.

Le préamplificateur est constitué d'un étage suiveur et d'un amplificateur différentiel.

- L'étage suiveur permet d'avoir une très grande impédance d'entrée.

Cet étage est formé par deux amplificateurs opérationnels  $\mu A741$

L'impédance d'entrée  $Z_e$  est:  $Z_e = (1 + A_0) Z'_e$

$A_0$ : Gain en boucle ouverte =  $10^5$

$Z'_e$ : Impédance d'entrée en boucle ouverte =  $2 M\Omega$

$$\text{alors: } \boxed{Z_e = 2 \cdot 10^5 M\Omega}$$

Ainsi cette grande impédance d'entrée nous permet une bonne adaptation en tension.

- L'amplificateur différentiel est un AOP (LF355) présentant une très grande impédance d'entrée et un grand RRMC.

Afin d'améliorer la rejection de mode commun, on affecte l'étage des 2 suiveurs, d'un gain différentiel (pont  $R_3, R_4$ ), alors qu'ils restent en gain unité pour le mode commun.

RRMC (preamp)  $\neq$  RRMC (ampli. diff)  $\times$  Gain du 1<sup>er</sup> étage.

Calcul du gain (fig 20).

$$\text{on pose: } e_d = e_{i2} - e_{i1}$$

$$\left. \begin{array}{l} e_{i2} = i(R_3 + R_4 + R_3) \\ i = \frac{e_d}{R_4} \end{array} \right\} \Rightarrow e_{i2} = e_d \left( 1 + \frac{2R_3}{R_4} \right)$$

$$e_o = (e_{i1} - e_{i2}) \left( 1 + \frac{2R_3}{R_4} \right) \frac{R_2}{R_1}$$

$$\text{soit: } \boxed{G = \left( 1 + \frac{2R_3}{R_4} \right) \frac{R_2}{R_1}}$$



$$G_1 = 1 + \frac{R_3}{R_4} : \text{Gain différentiel de l'étage suiveurs} = 10$$

$$G_2 = \frac{R_2}{R_1} : \text{Gain de l'amplificateur différentiel} = 10$$

$$G = G_1 \cdot G_2 = 100.$$

on prendra :  $R_2 = 100 \text{ k}\Omega = R'_2$      $R_1 = 10 \text{ k}\Omega = R'_1$

$$R_3 = 45 \text{ k}\Omega \quad R_4 = 10 \text{ k}\Omega$$

Calcul du RRMC : Le RRMC typique du LF356 est de 80dB

$$\text{RRMC} = 120 \text{ dB}$$

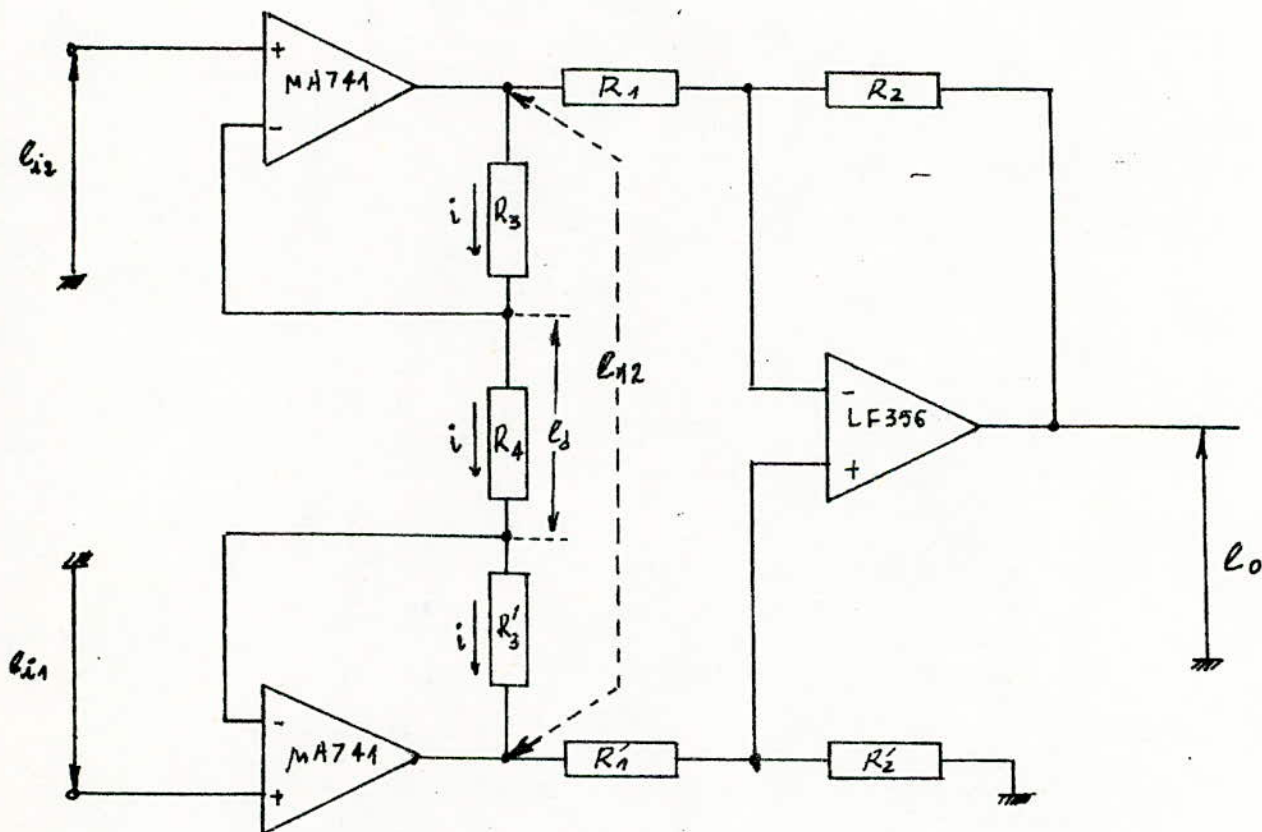


fig20 : schéma du préamplificateur.

## 2. Le FILTRE

Le filtre est utilisé afin d'améliorer le rapport signal / Bruit. La fréquence et la tension du signal ECG étant très faible, l'utilisation d'un filtre actif est nécessaire. Le filtre doit être stable en fonction du temps même si la température change. Le spectre du signal à mesurer peut aller jusqu'à la fréquence de 100 Hz. Le filtre est du type passe-bas. Le choix d'une fréquence de coupure aux environs de 80 Hz, permet d'obtenir un signal dépourvu du maximum de bruit, sans pour ainsi altérer le signal utile.

Le gabarit du filtre est le suivant: (fig 2.1)

$$f_p = 80 \text{ Hz}$$

$$A_{\max} = 1 \text{ dB}$$

$$f_a = 120 \text{ Hz}$$

$$A_{\min} = 30 \text{ dB}$$

$f_p$ : dernière fréquence passante

$f_a$ : première fréquence atténuée.

$A_{\max}$ : atténuation en bande passante

$A_{\min}$ : atténuation en bande coupée.

### Choix du filtre

Un filtre d'ordre cinq (5) à réponse de Tchebytchev satisfait aux conditions imposées par le gabarit.

Une petite variation des caractéristiques de l'amplificateur opérationnel, au cours du temps, ou en fonction de la température, fait varier l'amplitude du signal et la fréquence de coupure. Pour éviter cet inconvénient il est nécessaire d'utiliser un filtre à très faible sensibilité. Pour cela on utilise le

filtre qui a comme élément actif une source commandée en tension avec gain positif. (fig 22)

### Synthèse du filtre. (fig 23)

Il sera réalisé par une mise en cascade de deux circuits élémentaires passe-bas du 2<sup>ème</sup> ordre et d'une cellule RC.

L'amplificateur opérationnel utilisé est le  $\mu A 741$

Choix de  $R_0$ :  $R_0$  doit être plus faible que l'impédance d'entrée de l'amplificateur et plus grande que l'impédance de sortie de ce dernier.

La valeur de 10 K $\Omega$  permet de faire fonctionner les amplificateurs de gain unité dans de bonnes conditions.

A partir donc de cette valeur de " $R_0$ ", on en déduit celle de " $C_0$ ".

$$\text{on a : } \omega_0 = 2\pi f_p = 502,4 \text{ rd/s}$$

$$\text{or } \omega_0 = \frac{1}{R_0 C_0} \implies C_0 = \frac{1}{\omega_0 R_0}$$

$$\text{on trouve : } C_0 = 2 \cdot 10^{-7} \text{ F}$$

Calcul des éléments " $q_i C_0$ " et " $m_i C_0$ ".

Les coefficients " $q_i$ " et " $m_i$ " (avec  $i=1,2,3$ ) ont été calculés pour la réponse de Tcheybychev et pour une ondulation  $A_{\text{max}} = 1\text{dB}$  (Table)

Les valeurs des éléments du filtre sont données par le tableau 2.

Circuit 1 :

$$C_1 = q_1 C_0 = 0,854 \mu\text{F}$$

$$C_2 = m_1 C_0 = 0,1 \mu\text{F}$$

Calculons la sensibilité par rapport à la variation du gain ( $A$ ) en boucle fermée de l'amplificateur opérationnel.

$$\text{Elle est : } S_A^Q = \frac{\partial Q}{\partial A} \bigg/ \frac{\partial A}{A} = \frac{\partial Q}{\partial A} \cdot \frac{A}{Q}$$

$$\text{La fonction de transfert "F(P)", est : } F(P) = \frac{A}{R^2 C_1 C_2 P^2 + R [2C_2 + (1-A)C_1] P + 1}$$



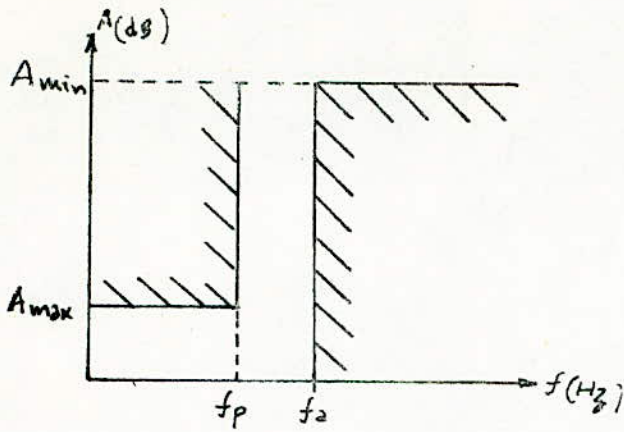


fig 21 : Gabarit du filtre

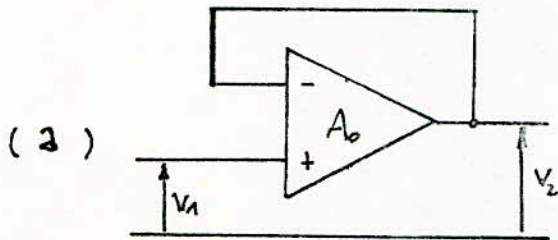


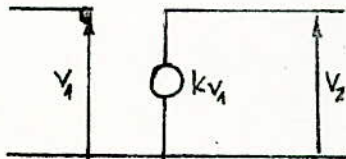
fig 22 : Sources commandées en tension.

a) à amplificateur opérationnel de gain unité

b) à amplificateur opérationnel de gain  $> 1$

$$\text{gain } A = \frac{R_2 + R_1}{R_1} = K$$

(b).



Le coefficient de surtension est:  $Q = \frac{\sqrt{C_1 C_2}}{2C_2 + (1-A)C_1}$  or:  $A \neq 1$

$$\Rightarrow Q = \frac{\sqrt{C_1 C_2}}{2C_2} = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{C_1}{C_2}} \Rightarrow Q = 1,46$$

$$S_A^Q = \frac{\partial Q}{\partial A} \cdot \frac{A}{Q} = A Q \sqrt{\frac{C_1}{C_2}} = 2Q^2 \Rightarrow S_A^Q = 3,9$$

Cela veut dire qu'une variation de 0,1% du gain  $A$  entraîne une variation de 0,39% de l'amplitude maximum de la tension.

Cette variation est acceptable.

Circuit 2.

$$C_3 = g_2 C_0 = 2,2 \mu F$$

$$C_4 = m_2 C_0 = 0,018 \mu F = 18 nF$$

$$S_A^Q = Q \sqrt{\frac{C_1}{C_2}} \quad \text{or} \quad Q = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{C_1}{C_2}} = 5,55$$

$$S_A^Q = Q \sqrt{\frac{C_1}{C_2}} = 2Q^2 = 61,6$$

La sensibilité  $S_A^Q$  est dans ce cas assez élevée. Le circuit 2 va donc être instable.

Pour éviter cet inconvénient, on utilisera une source commandée en tension de gain réglable (fig 22b)

$$\text{Le gain } 'A', \text{ deviendra: } A = \frac{R_5 + R_6}{R_5}$$

La sensibilité du circuit 2 sera celle de la résistance  $R_1$  ou  $R_2$ .

$$S_{R_1}^Q = \frac{\partial Q}{\partial R_1} \cdot \frac{R_1}{Q} = \frac{\partial Q}{\partial R_1} \cdot \frac{R_1}{Q} \cdot \frac{\partial A}{\partial R_1} \cdot \frac{A}{A}$$

$$S_{R_1}^Q = \frac{\partial Q}{\partial A} \cdot \frac{A}{Q} \cdot \frac{\partial A}{\partial R_1} \cdot \frac{R_1}{A} = S_A^Q S_{R_1}^A$$

$$\text{or: } S_{R_1}^A = \frac{\partial A}{\partial R_1} \cdot \frac{R_1}{A} = \frac{\partial A}{\partial R_1} \cdot \frac{R_1}{A} = -\frac{R_2}{R_1 + R_2} = \frac{1-A}{A}$$

$$\text{de même, on a: } S_{R_2}^A = -\frac{1-A}{A}$$

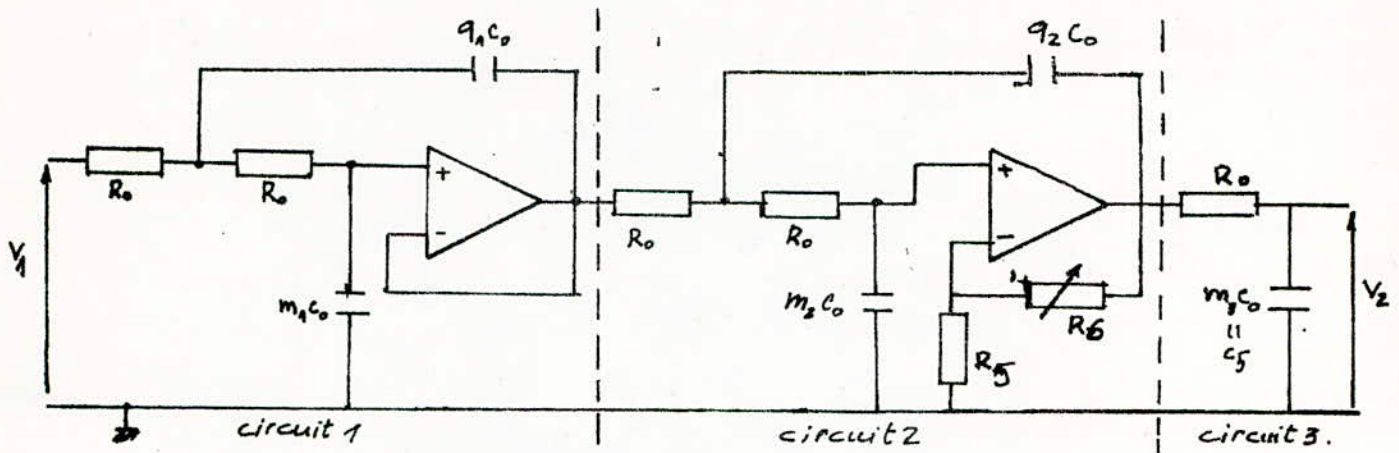


fig 23 : schéma de synthèse du filtre

| circuit   | $m_i$  | $q_i$   |
|-----------|--------|---------|
| circuit 1 | 0,5455 | 4,2597  |
| circuit 2 | 0,0905 | 11,1783 |
| circuit 3 | 3,4543 | -       |

Tableau 1

| circuit   | $m_i C_0 (\mu F)$ | $q_i C_0 (\mu F)$ | $Q$  | $F_m$ | $V_m$ |
|-----------|-------------------|-------------------|------|-------|-------|
| Circuit 1 | 0,1               | 0,854             | 1,2  | 0,555 | 1,49  |
| Circuit 2 | 0,018             | 2,2 $\mu F$       | 5,55 | 0,986 | 5,57  |
| Circuit 3 | 0,7               | -                 | -    | -     | -     |

Tableau 2.



on aura donc:  $S_{R_1}^Q = -S_{R_2}^Q = A Q \sqrt{\frac{C_1}{C_2}} \cdot \frac{1-A}{A} = Q(1-A) \sqrt{\frac{C_1}{C_2}}$

$$S_{R_1}^Q = Q(1-A) \sqrt{\frac{C_1}{C_2}}$$

Cette relation montre qu'un filtre de ce type doit avoir un gain "A" voisin de l'unité pour que la sensibilité soit acceptable.

De l'expression de  $F(p)$ , on remarque que le gain "A" n'intervient que dans le terme d'amortissement, si bien que le réglage de "A" agit uniquement sur "Q", sans modifier la valeur de la fréquence propre du circuit.

- Réglage du circuit 2 à l'aide de l'oscilloscope.

$$R_5 = 10 \text{ k}\Omega \quad \text{et} \quad R_6 = 100 \Omega \text{ (variable)}$$

Le circuit 2 est réglé indépendamment du reste du montage.

Il présente un maximum de tension à la fréquence:

$$f_m = F_m \times f_p = 0,986 \times 80 = 78,88 \text{ Hz} \quad f_m = 78,88 \text{ Hz}$$

Ce maximum doit être 5,57 fois ( $K_m = 5,57$ ) la valeur de la tension à une fréquence très basse. En pratique ce maximum a une valeur légèrement différente, on l'ajuste en retouchant légèrement la résistance  $R_2$ .

Remarque

La sensibilité de la courbe de réponse globale d'un filtre à la variation de ses éléments constitutifs dépend essentiellement de la sensibilité du circuit à Q élevé.

### 3. Alimentation stabilisée

Un des inconvénients que présente l'utilisation des amplificateurs opérationnels, est la nécessité d'avoir une double alimentation. Le schéma bloc d'une telle alimentation est donné à la figure 24. Elle comprend essentiellement un transformateur, un redresseur, un filtre et un étage de stabilisation.

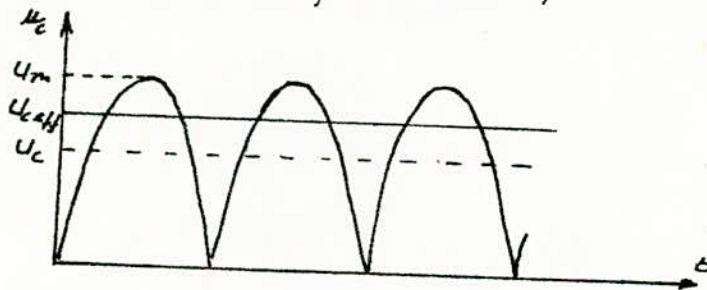
#### a. Le transformateur.

On utilise un transformateur délivrant  $2 \times 18,5$  Volts, et ayant une puissance de 1A.

#### b. Le redresseur.

Le redressement est effectué à l'aide d'un classique pont de Graetz, donnant donc une tension redressée double alternance.

La tension efficace redressée est égale à celle donnée par le secondaire du transformateur, soit  $U_{\text{eff}} = V_{\text{eff}} = 18,5$  volts



$u_c$ : tension redressée instantanée

La tension moyenne continue sera :  $U_c = \frac{2}{\pi} V_m = 0,9 V_{\text{eff}} = 16,6$  Volts

La tension continue à la sortie du filtre sera :  $U_m = 26,1$  Volts

#### c. Le Filtre.

Une capacité de l'ordre de  $1000 \mu\text{F}$  est largement suffisante sur chaque ligne de tension, du fait que le redressement double alternance donne une ondulation plus faible qu'en simple alternance.

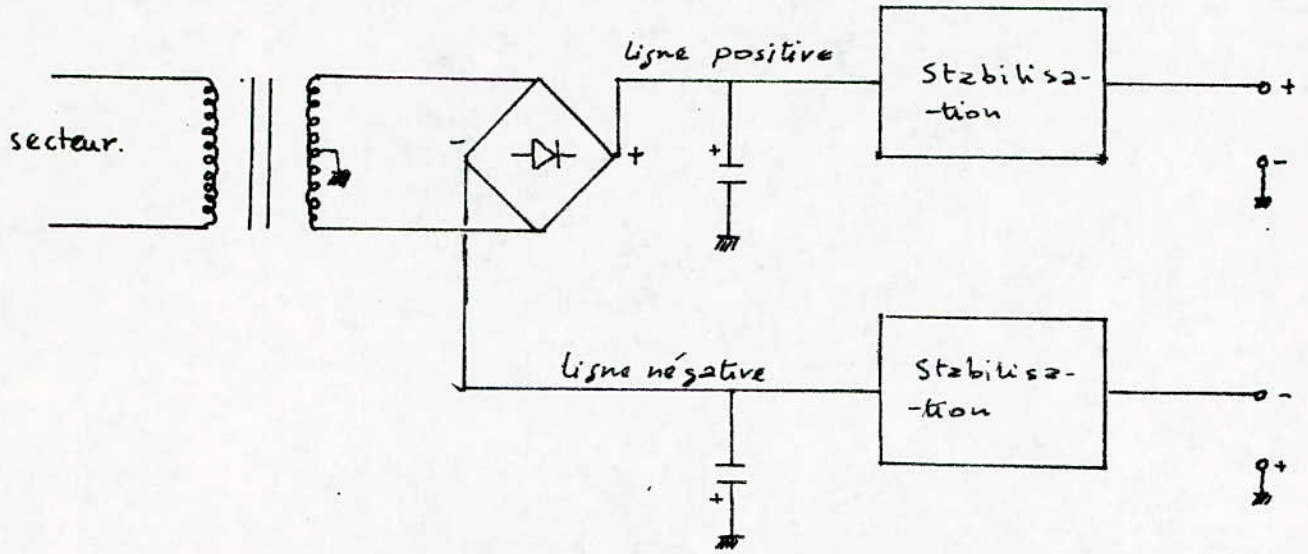


fig 24 : schéma bloc de l'alimentation

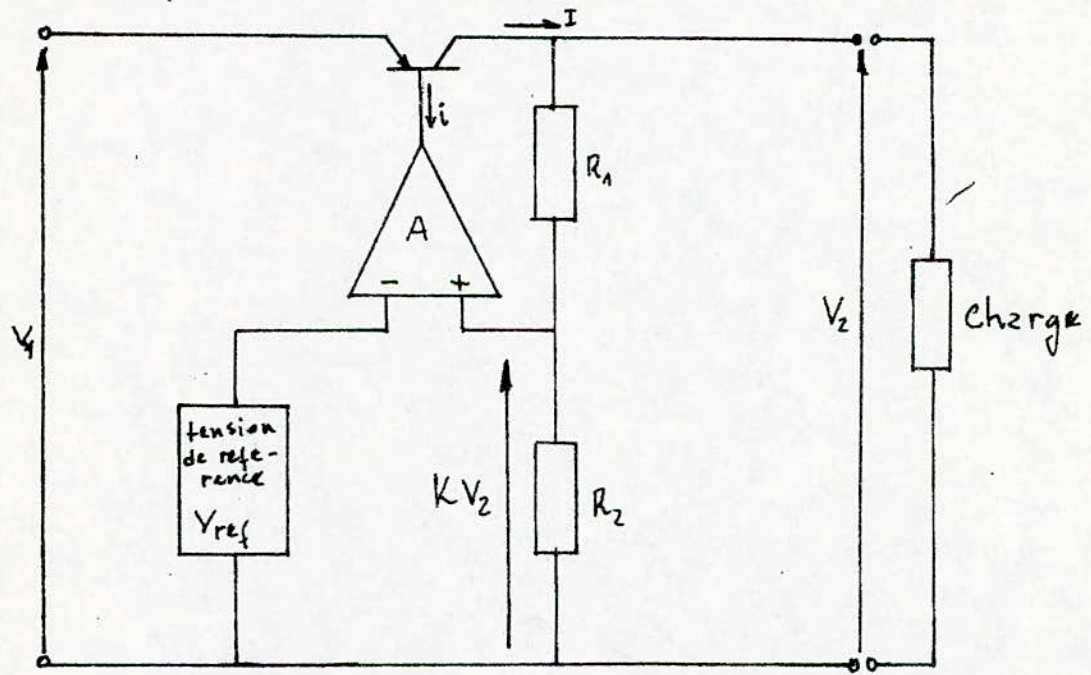


fig 25 : schéma de principe d'une régulation



#### d. La régulation

La tension filtrée peut varier avec le potentiel délivré par le secteur, et avec l'intensité du courant consommé dans la charge, dans le cas où elle est appliquée directement à cette dernière.

D'autre part la nécessité d'avoir un faible taux d'ondulation (signal ECG ordre de 1mV), nous incite à utiliser une régulation à amplificateur opérationnel, qui existe en circuit intégré, où le schéma de principe est donné à la figure 25.

L'amplificateur différentiel fonctionne en comparateur. On applique à son entrée inverseuse (-) une tension de référence aussi stable que possible. On ramène sur l'entrée non inverseuse (+) une partie de la tension  $V_2$ , à l'aide d'un pont de résistances.

Le gain de l'amplificateur étant très élevé, on peut considérer que l'on a :  $V_{ref} = K V_2$  avec  $K = R_2 / R_1 + R_2$

La tension  $V_2$  une fois fixée doit rester constante, quelque soit l'intensité débitée par la charge. Ainsi donc une diminution de  $V_2$  entraînera une augmentation de  $I$  qui lui permet de revenir à sa valeur de consigne. Ceci peut être obtenu à l'aide d'un transistor dit "Ballast".

En effet le courant de base  $i_b$  augmente avec  $I$ . Aussi  $i_b$  varie avec la différence  $U = K V_2 - V_{ref}$ . Donc si  $V_2 \uparrow$ ,  $i_b \uparrow$  et  $I \uparrow$  ce qui entraîne que  $V_2 \downarrow$ . On obtient donc une stabilisation de la tension d'utilisation  $V_2$ .

Le schéma complet de l'alimentation est donné à la figure 26

On pourra aisément comprendre le fonctionnement en se reportant au schéma synoptique de l'élément stabilisateur, MA723 (fig. 27)

Le raisonnement qui suit est donné pour la partie positive, celui de l'alimentation négative étant analogue.



La tension de référence est disponible à la broche (6), elle est produite à l'aide de l'amplificateur de référence, de la diode  $D_2$  et du générateur de courant.

Cette tension de référence est appliquée à l'entrée inverseuse (-) de l'amplificateur d'erreur (comparateur) broche 5, à l'aide du potentiomètre "P<sub>1</sub>". On applique à l'entrée non inverseuse (+) de cet amplificateur, la tension  $V_0 = V_2 \frac{R_2}{R_2 + R_3}$  (broche 4), ( $V_2$  étant la tension de sortie).

Dans le  $\mu A 723$  (en comparaison avec la figure 25) le ballast est réalisé à l'aide de deux transistors  $Q_A$  et  $Q_B$ , montés en Darlington. Le transistor  $Q_C$  protège le circuit intégré contre les surintensités.

En effet, les éléments extérieurs sont choisis de façon à ce que  $Q_C$  soit bloqué. Si une fois il est saturé, une partie du courant alimentant la base du Darlington, sera prise par le collecteur de  $Q_C$ , ce qui entraîne une diminution du courant de l'émetteur du Darlington.

Ainsi pour l'alimentation positive, par exemple, la résistance  $R_3$  a été choisie de sorte que l'on ait une intensité maximale de 65mA.

c'est à dire :  $R_4 = \frac{V_{BE}}{I_L} = \frac{0,7}{65} = 10,1 \Omega$   $R_4 = 10 \Omega$

Les capacités  $C_2, C_4$  servent à la compensation en fréquence du  $\mu A 723$ .

Les capacités  $C_1, C_3, C_5$  et  $C_6$  sont utilisées pour avoir un bon filtrage.

$$C_1 = C_6 = 1000 \mu F ; C_3 = C_5 = 100 \mu F.$$

Les transistors  $T_1$  et  $T_2$  sont de puissances et permettent d'avoir un courant élevé.



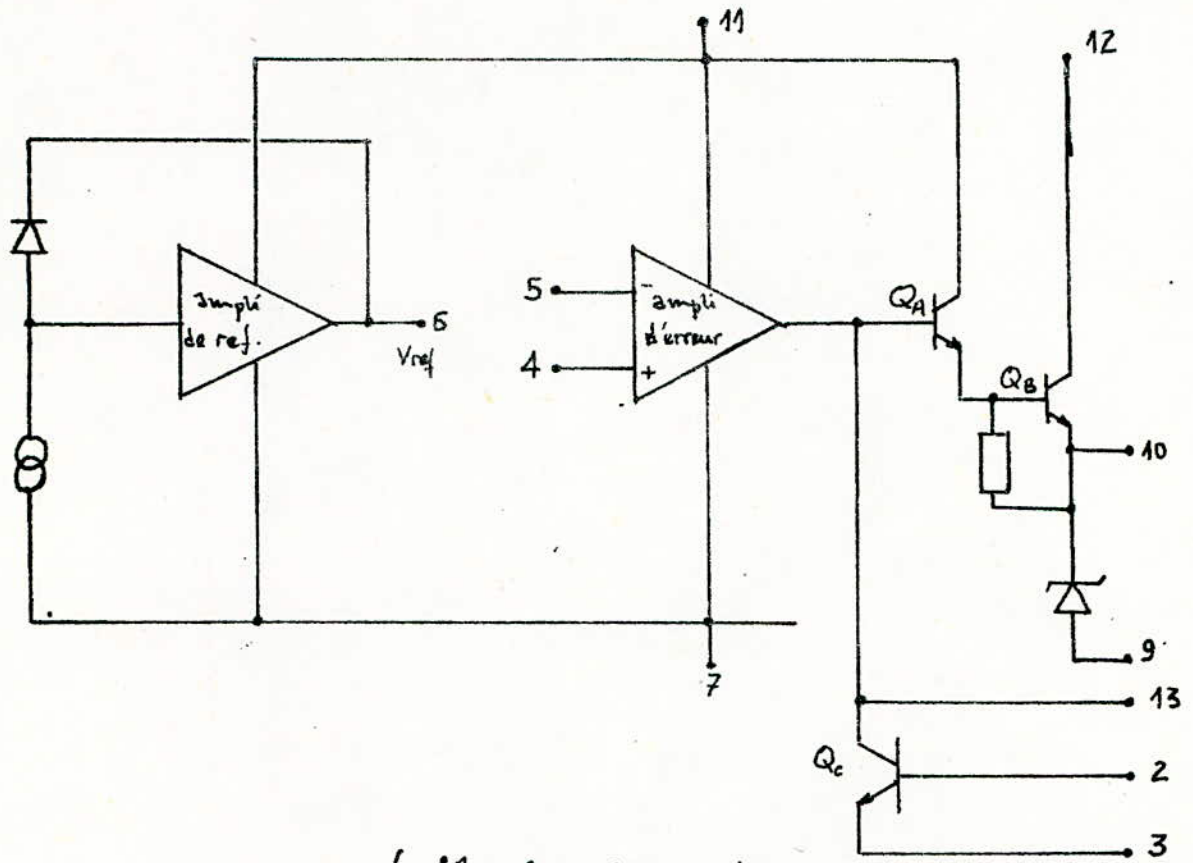


fig 27 : Structure interne du  $\mu A 723$

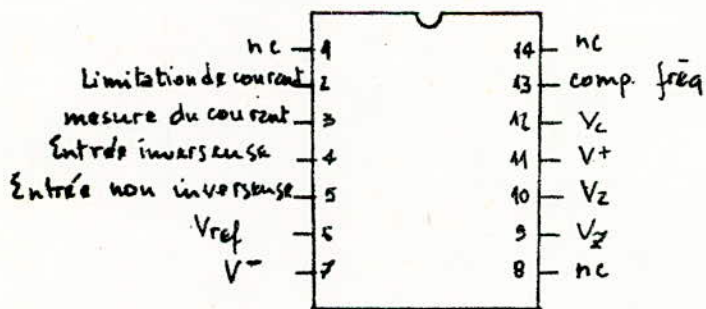


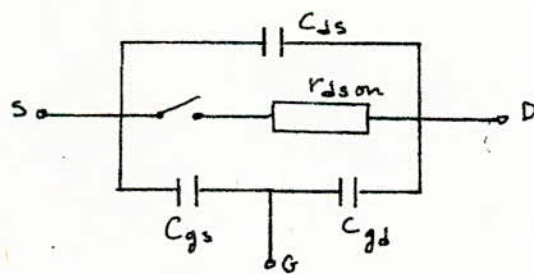
fig 28 : Brochage du  $\mu A 723$

#### 4. AMPLIFICATEUR.

1. Interrupteur. L'interrupteur analogique dans l'état de marche transmet un signal autant que possible sans distorsion et sans atténuation; et le bloque dans l'état d'arrêt.

Le F.E.T est le composant qui s'approche le plus de l'interrupteur idéal. Dans la région des caractéristiques ohmiques, il présente une résistance contrôlable par la tension de porte ( $V_{GS}$ ). Il présente beaucoup d'avantages par rapport aux autres composants :

- Commande par une petite puissance
- Rapport de commutation élevé.
- L'espace de commutation source-drain et l'espace de commande (Source-Gate) sont séparés par une très grande résistance. comme on peut le voir sur le schéma équivalent sur la figure ci-dessous.

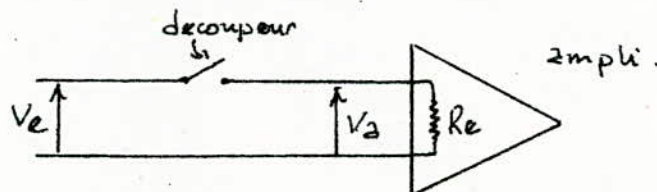


$$r_{ds} \# 0,05 \text{ pF}$$

$$C_{gs} \# 6 \text{ pF}$$

$$C_{gd} \# 6 \text{ pF}$$

- Principe de fonctionnement du découpeur.



- Decoupeur bloquée : on a  $R_d = R_{doff}$  (très grande)

dans ce cas on aura : 
$$V_a = V_e \frac{R_e}{R_e + R_d}$$

$R_d$  est très grande devant  $R_e$ , de ce fait on a  $V_a \neq 0$

- Découpeur conducteur: on a  $R_d = R_{don} = 400 \Omega$

La tension à l'entrée de l'amplificateur sera:

$$V_a = V_e \frac{R_e}{R_e + R_{don}}$$

$R_{don}$  est assez faible devant  $R_e$ , de ce fait on a:

$V_a \approx V_e$  la tension  $V_e$  se retrouve à l'entrée de l'amplificateur.

• Le découpeur est caractérisé par son efficacité  $E$ :

$$E = \frac{V_{a \text{ crête à crête}}}{V_e} \text{ - tension d'erreur.}$$

$$E = \frac{1}{1 + R_{on}/R_e} \approx \frac{1}{1 + R_{off}/R_e}$$

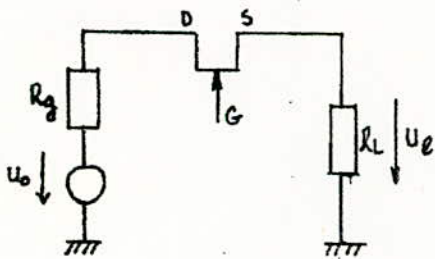
Pour que  $E$  soit très près de l'unité, il faut que:

$$R_{on} \ll R_e \text{ et } R_{off} \gg R_e$$

• Le FET présente certains inconvénients:

- tension d'erreur:

Lorsque le FET est bloqué ( $r_{ds} = \infty$ ), il y a un courant de fuite entre le drain et la gate (porte).



$$U_e = R_L I_{DG}$$

Afin de réduire cette tension d'erreur la charge " $R_L$ " doit être faible

$R_L$  représente ici, l'impédance d'entrée de l'amplificateur

$$R_e = R_L (\text{max}) = 10 \text{ k}\Omega \text{ alors avec } I_{DG} = 10 \text{ nA}$$

$$U_{e \text{ max}} = R_L I_{DG} = 10^4 \cdot 10^{-8} = 10^{-4} \text{ V} \quad U_{e \text{ max}} = 0,1 \text{ mV}$$

Cette tension peut être négligée devant le signal utile,

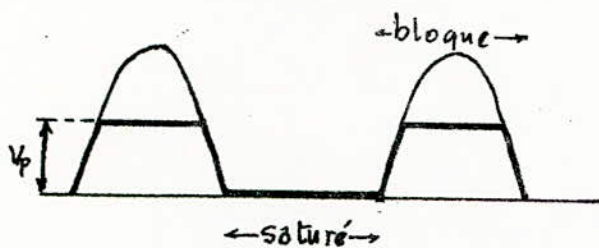


qui à ce niveau là est de l'ordre de 100 mV.

- pointe de commutation : Du fait du couplage capacitif dû à la capacité Gate-Drain et à la résistance non infinie Gate-Drain, il apparaît à l'entrée du FET lors de la commutation de la tension de porte des pointes de tension.

Pour réduire ces parasites on doit choisir un FET à faible capacité.

Les 2 transistors à effet de champ sont commandés par un signal sinusoïdal généré par un oscillateur. Les diodes  $D_1$  et  $D_2$  éliminent l'alternance négative.



$V_p$ : tension de pincement

2. L'Amplificateur: L'amplificateur opérationnel  $\mu 741$  est utilisé comme amplificateur inverseur à gain ajustable.

$R_1$  : résistance variable de  $10 \text{ k}\Omega$

$R_2$  : résistance de  $100 \text{ k}\Omega$

Le Gain est  $G = -\frac{R_2}{R_1} = -10$

Afin de compenser la tension d'erreur due aux courants de polarisation, on ajoute une résistance  $R_g$  : tq  $R_g = R_2 \parallel R_1$

3. Le Transformateur d'isolement  $T_1$ :

Le transformateur  $T_1$  isole, comme on l'a vu, la partie appliquée au patient de la partie reliée au réseau.

son rapport de transformation est:  $m = \frac{N_2}{N_1} = 1$

• Calcul de la puissance:

on approxime l'onde T et P à 2 calottes de sinusoides,  
et le complexe QRS à un signal triangulaire.

Onde P: de gain minimum est de 100

$$v = V_{mp} \cos \omega t, \text{ on pose } x = \omega t \text{ avec.}$$

$$\omega = 2\pi f; f = 1 \text{ Hz fréquence fondamentale.}$$

$$V_{mp} = 0,25 \times 1000 = 250 \text{ mV}$$

$$\text{on a: } V_{eff}^2 = \frac{1}{t_1 - t_0} \int_{t_0}^{t_1} v^2 dt \quad \text{où } t_0 = 0 \text{ et } t_1 = 0,11 \text{ s.}$$

$$V_{eff}^2 = \frac{1}{2\pi} V_{mp}^2 \int_0^{2\pi \cdot 0,11} \left( \frac{1}{2} + \frac{1}{2} \cos 2x \right) dx$$

$$V_{eff}^2 = V_{mp}^2 \times 0,093$$

$$V_{eff} = 0,3 V_{mp}$$

$$V_{effP} = 75 \text{ mV}$$

onde T:

$$\text{on trouve } V_{eff} = V_{mT} \times 0,35$$

$$V_{effT} = 175 \text{ mV}$$

Complexe QRS:

on trouve de la même façon:

$$V_{effR} = 0,912 \text{ Volt}$$

la puissance au primaire de  $T_r$  sera:  $P = 26,24 \text{ mW}$

• section du noyau "S":

$$S = 1,2 \sqrt{P} = 0,2 \text{ cm}^2$$

au primaire, on a:  $U_{1max} = B_{max} N_1 \omega S$ .

$$\Rightarrow N_1 = \frac{U_{1max}}{B_{max} \omega S}$$

on trouve alors:

$$N_1 = N_2 = 13 \text{ Spires.}$$

#### 4. Le filtre chopper.

Ce filtre permet de démoduler le signal, en éliminant la fréquence de découpage, qui est  $f_0 = 1 \text{ kHz}$

Une fréquence de coupure  $f_c = 120 \text{ Hz}$  suffit donc.

$$\left. \begin{aligned} f_c &= \frac{1}{2\pi RC} & \frac{1}{2\pi RC} &= 120 \\ C_6 = C &= 56 \text{ nF} \end{aligned} \right\} \Rightarrow R \approx 24 \text{ k}\Omega = R_{10}$$

#### 5. Oscillateur de commande

d'oscillateur à 2 fonctions:

- Il commande la tension porte (Gate) des 2 FET.
- Alimente le circuit patient après redressement.

Cet oscillateur est constitué d'un AOP (µA741) et d'un pont de Wien.

$$\text{La fréquence d'oscillation est } f_0 = \frac{1}{2\pi \sqrt{R' R'' C' C''}}$$

$$\text{si } \begin{cases} R' = R'' = R \\ C' = C'' = C \end{cases} \quad \text{alors:}$$

$$f_0 = \frac{1}{2\pi \sqrt{R^2 C^2}} = \frac{1}{2\pi RC} \quad \begin{cases} R = R_{12} = R_{13} \\ C = C_7 = C_8 \end{cases}$$

$f_0$  représente la fréquence de découpage, elle doit être

$$f_0 = 10 f_{\max}, \quad \text{où } f_{\max} = 100 \text{ Hz dernière harmonique}$$

du spectre du signal ECG

$$f_0 = 1 \text{ kHz} \Rightarrow R = 10 \text{ k}\Omega \quad \text{et } C = 16 \text{ nF}$$

Le circuit de contre réaction introduit un affaiblissement

$$\text{de: } g = \frac{1}{1 + 2 \frac{R''}{R'}} = \frac{1}{1+2} = \frac{1}{3}$$

d'amplificateur devra donc avoir un gain de 3.

$$\frac{R_{15}}{R_{14}} = 3 \Rightarrow R_{15} = 3 R_{14} \Rightarrow \begin{aligned} R_{15} &= 100 \text{ k}\Omega \\ R_{14} &= 33,33 \text{ k}\Omega \end{aligned}$$



Le signal délivré par l'oscillateur permet de commander chacune des portes des 2 FET.

Le FET utilisé est un canal p, sa tension de commande est positive.

$$V_{GS} = 0 \rightarrow \text{FET Saturé}$$

$$V_{GS} > V_{GS\text{seff}} \rightarrow \text{FET Bloqué}$$

#### 6. Circuit d'alimentation de la partie flottante.

A partir du secondaire du transformateur  $T_2$ , le signal sinusoïdale à 1 KHz est redressé et filtré pour donner une tension d'alimentation continue. Le redressement et le filtrage

se fait par :  $D_3$  et  $C_9$  pour +15V

$D_4$  et  $C_{10}$  pour -15V

$$C_9 = C_{10} = 22 \mu\text{F}$$

#### 7. Calcul du transformateur $T_2$ ( $m=1$ )

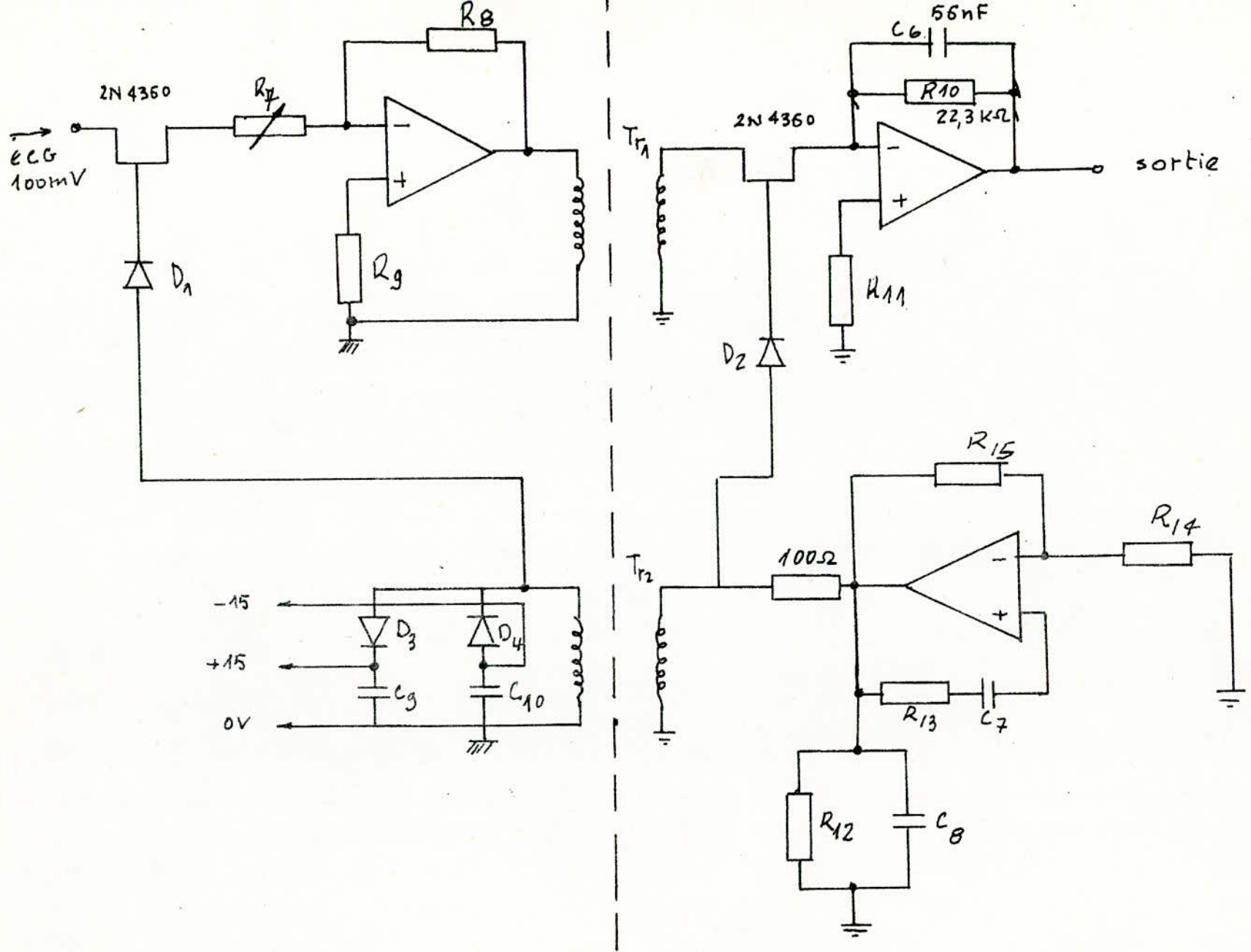
Le  $\mu\text{A}741$  délivre une puissance de sortie de 80mW max

$$S = 1,2 \sqrt{P} = 0,34 \text{ cm}^2 \quad \text{On prend } S = 0,4 \text{ cm}^2$$

au primaire on a :  $U_{1\text{max}} = B_{\text{max}} N_1 \omega S$

$$N_1 = \frac{U_{1\text{max}}}{B_{\text{max}} \omega S} = 80 \text{ spires}$$

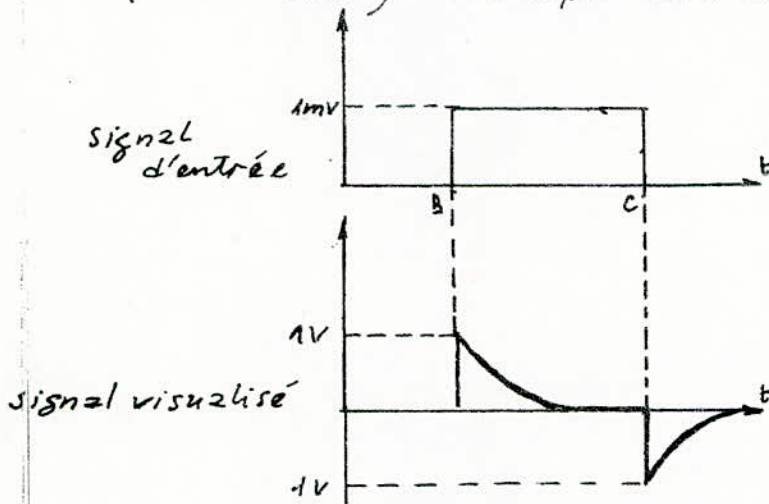
$$N_2 = N_1 = 80 \text{ sp.}$$



Schema complet de l'amplificateur

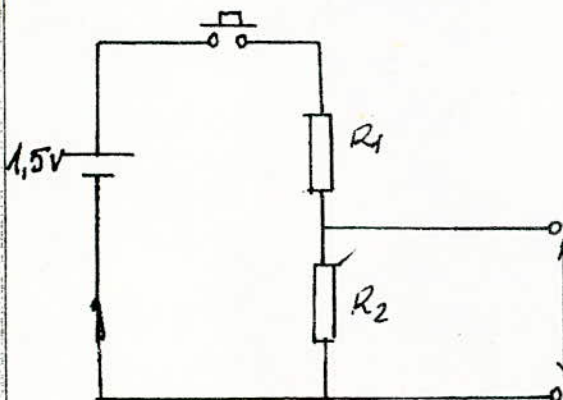
## 5. Le circuit d'étalonnage

Bien qu'il soit possible de réaliser actuellement des amplificateurs de gain très stable, les amplificateurs ECG sont équipés d'un dispositif d'étalonnage. La commande d'un bouton poussoir applique sur l'entrée de l'amplificateur une transition de  $1\text{ mV}$ . A cette tension de  $1\text{ mV}$  doit correspondre à la sortie une déviation de  $1\text{ cm}$  (normalisée) Le scope sera donc sur le calibre  $1\text{ V/cm}$ .



partie BC: le bouton poussoir est enfoncé, on a  $1\text{ mV}$  sur l'entrée.

Ce circuit d'étalonnage peut être élaboré à l'aide d'une pile de  $1,5\text{ V}$ , branchée aux bornes d'un montage potentiométrique.



$$R_1 = 200\text{ k}\Omega$$
$$R_2 = 133,4\ \Omega$$

VERS entrée différentielle de l'amplificateur.



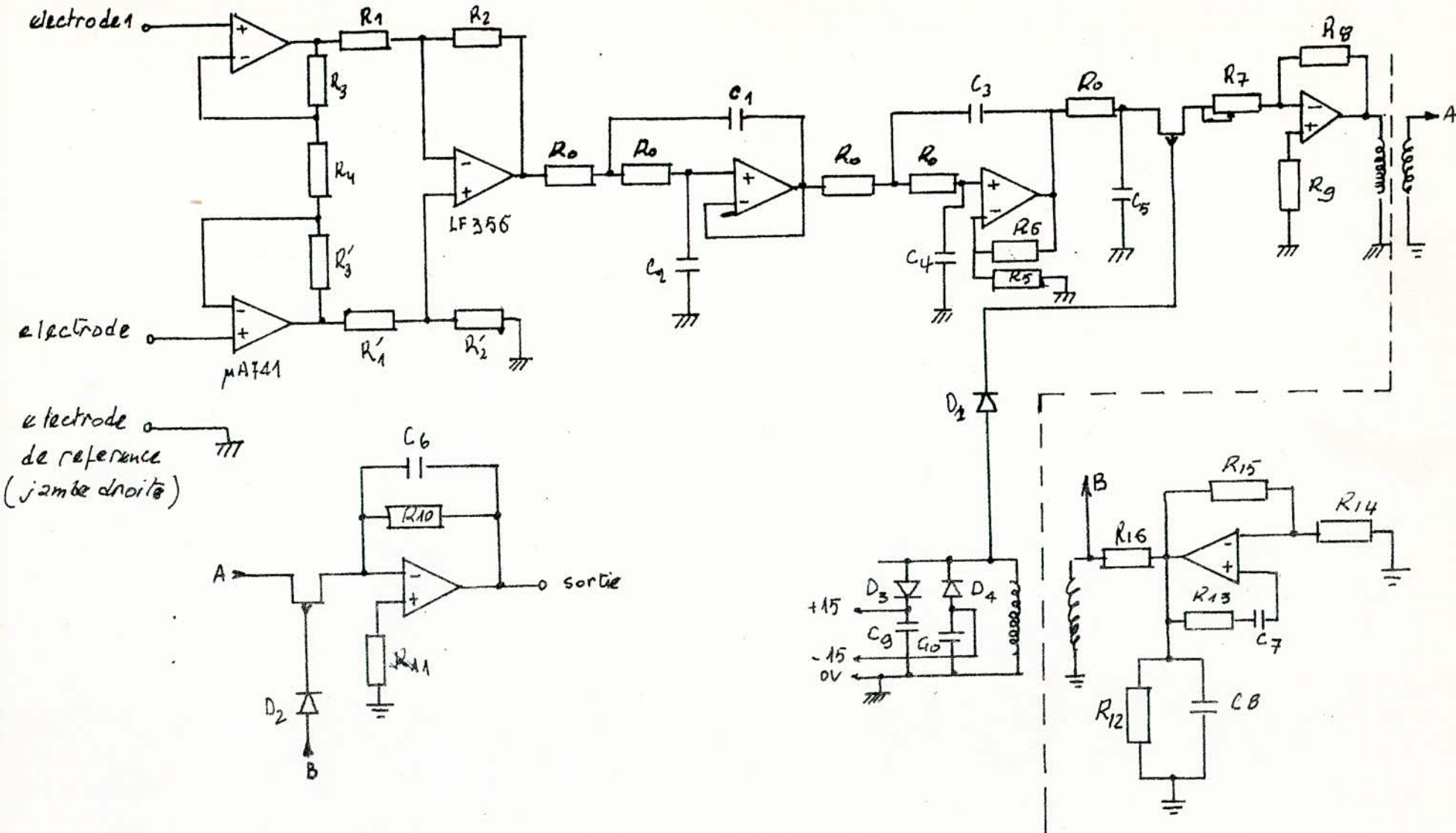


schéma globale de l'ECG.

- ⏏ masse isolée
- ≡ masse reliée au secteur.
- . tous les amplis sont des 741

## X CONCLUSION

On peut maintenant constater que l'E.C.G. n'est autre qu'un amplificateur d'instrumentation, auquel on doit ajouter des circuits auxiliaires :

- assurant une protection parfaite vis à vis du malade. Le problème de protection contre les courants de fuites se rencontre dans tous les appareils électroniques de cardiologie, (cardio tachymètre, vectocardiographe, holter etc...). Tous ces appareils doivent posséder des étages d'entrées flottants.
- permettant d'obtenir un bon rapport signal / Bruit, et ainsi reproduire assez fidèlement le signal E.C.G. Ceci pourra être obtenu grâce à l'utilisation de composants performants, c'est à dire des AOP à faible bruit, des résistances de précisions. L'utilisation de filtres actifs à fréquence de coupure basse permet également d'améliorer le rapport signal / Bruit, ces derniers seront déconnectés en diagnostic.

Neanmoins, nous espérons que les futures études d'appareils de cardiologie, trouveront dans ce travail les éléments de bases qui permettront d'accéder aux lignes générales de ce domaine.

## BIBLIOGRAPHIE

- A.B.C d'Electrocardiographie - BOUTKAN -
- Comprendre et Savoir Utiliser. L'electrocardiographie.  
- Heyden -
- Manuel d'applications C.I.L - SESCOSEM -
- Filtrés Actifs - Bleidstein. -
- Utilisation des AOP. - DUGEAULT -
- Electrophysiologie - GOUGEROT -
- Documentation KONTRAN
- Documentation Philips.