

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

1/86

Texte

وزارة التعليم و البحث العلمي  
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE

DEPARTEMENT : **ELECTRONIQUE**

المدرسة الوطنية المتعددة التقنيات  
BIBLIOTHEQUE — المكتبة  
Ecole Nationale Polytechnique

PROJET DE FIN D'ETUDES

SUJET

*Conception d'un appareil portatif  
pour rééducation neuro-musculaire*

Proposé par :  
D. E. AZOUZ

Etudié par  
H. Djahida AFRIT  
Lila TAKARLI

Dirigé par :  
D. E. AZOUZ

Promotion : Janvier 1986

E.N.P 10, Avenue Hacen Badi — EL-HARRACH — ALGER

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم و البحث العلمي  
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE

DEPARTEMENT

المدرسة الوطنية المتعددة التقنيات  
BIBLIOTHEQUE — المكتبة  
Ecole Nationale Polytechnique

PROJET DE FIN D'ETUDES

SUJET

*Conception d'un appareil portatif  
pour rééducation neuro-musculaire*

Proposé par :  
D. E. AZOUZ

Etudié par  
H. Djahida AFRIT  
Lila TAKARLI

Dirigé par :  
D. E. AZOUZ

Promotion : Janvier 1986

E.N.P 10, Avenue Hacén Badi — EL-HARRACH — ALGER

DEDICACES

المدسة الوطنية المتعددة التقنيات  
المكتبة — BIBLIOTHEQUE  
Ecole Nationale Polytechnique

A ma mère,

A mon père,

A mes frères et soeurs,

A tous mes amis,

DJAHIDA.

A mon mari,

A mes chers parents qui n'ont pas cessé de m'encourager  
durant toutes mes études,

A mes frères et soeur ,

A tous ceux qui me sont chers,

LILA.

REMERCIEMENTS

Nous remercions vivement notre Promoteur M° AZOUZ, professeur à l'E.N.P.A., pour l'aide et les précieux conseils qu'il nous a prodigués tout au long de l'élaboration de ce projet, ainsi que la gentillesse et la patience dont il n'a pas manqué de nous gratifier.

Nous tenons à remercier particulièrement M° ANNOU Said, Ingénieur électronicien au L.E.M. qui n'a ménagé ni son temps ni ses efforts pour nous aider; et qui par ses conseils judicieux a su nous guider efficacement dans notre travail.

Nous n'aurions pu mener à bien ce travail sans le concours du Pr. MOKRANI et de M° HALOU de l'hôpital de Taxeraine qui ont bien voulu s'y intéresser et l'enrichir de leur expérience clinique. Nous les remercions de leurs avis et de leurs conseils

Nous remercions le Pr. MASMOUDI du CHU Mustapha qui nous a accueillis et qui a accepté aimablement de répondre à nos questions.

Nous voulons également exprimer notre gratitude envers:

- M° KARA Khaled du C.E.N.
- M° DOUMI Nacer de l'E.N.P.A.
- Melle BOUNOUA Houria,

dont l'aide nous a été précieuse.

Nous ne dirons jamais trop ce que nous devons à l'enseignement reçu de tous les Professeurs qui ont contribué à notre formation .

Que Monsieur MAPOUF ARAIBI Ahmed trouve ici à l'expression  
de notre reconnaissance pour les soins qu'il a apportés à la  
reliure.

المدرسة الوطنية المتعددة التقنيات  
BIBLIOTHEQUE — المكتبة  
Ecole Nationale Polytechnique

SOMMAIRE

- INTRODUCTION ..... 1
- CHAPITRE I : Notions générales sur l'E.M.G. .... 5
  - 1°- Rappels physiologiques ..... 6
    - a- L'unité motrice ..... 6
    - b- Polarisation et dépolarisation de la fibre musculaire..... 7
      - + Fibre musculaire au repos ..... 7
      - + Fibre musculaire en activité ..... 7
      - + Les courants locaux-le potentiel d'action..... 7
  - 2°- Techniques d'examen ..... 8
    - a- Electrodiagnostic de stimulation..... 10
    - b- Electrodiagnostic de détection ..... 10
    - c- Electrodiagnostic de stimulo-détection..... 10
  - 3°- Electrodiagnostic de détection ou électromyographie..... 11
    - a- Modes dérivation ..... 11
      - + Dérivations monopolaires..... 12
      - + Dérivations bipolaires ..... 12
      - + Dérivations multiples..... 13
    - b- Caractéristiques du potentiel d'unité motrice chez le sujet normal ..... 13
    - c- Tracé normal - Gradation d'une contraction ..... 14
      - + Au repos complet..... 14
      - + Pour une contraction très faible..... 17
      - + Pour une contraction forte ..... 17

d- L'électromyogramme .....	18
-CHAPITRE II : Conception de l'appareil .....	21
1°- Synoptique .....	22
2°- Etude de chaque étage .....	23
a- Le capteur .....	23
+ Théorie des électrodes .....	23
+ Electrodes biopotentielles .....	24
b- L'adaptateur .....	27
c- Le préamplificateur .....	28
d- Amplificateur.....	31
e- L'intégrateur .....	35
f- Oscillateur et haut-parleur .....	37
g- Alimentation.....	41
-CHAPITRE III : Réalisation de l'appareil .....	43
1°- Schéma global .....	44
2°- Réalisation .....	45
3°- Nomenclature .....	45
-CONCLUSION .....	51
-ANNEXE 1 .....	55
-ANNEXE 2 .....	59
-LEXIQUE .....	62
-BIBLIOGRAPHIE .....	64

# INTRODUCTION

Depuis près de deux siècles, la chimie, la physique puis la technologie ont servi de base à la plupart des idées nouvelles qui ont permis à la médecine de progresser.

Les médecins ont admis la chimie au travers de la pharmacologie.

En revanche, la physique fait encore figure de parente pauvre bien que la physiologie s'appuie sur elle pour énoncer la plupart de ses lois. La technique enfin, d'apparition plus récente, s'implante d'emblée et participe activement à l'évolution rapide de la médecine au cours de cette seconde moitié du siècle. Le technicien occupe une place de plus en plus importante à côté du médecin ou du pharmacien. Cela parce que l'évolution de ces dernières années montre la place prise par cette technique dans le diagnostic et la thérapie des maladies chez l'homme.

La recherche et les novations s'accroissent dans le secteur de l'assistance aux handicapés afin de leur permettre de mieux affronter la vie, de les rendre le moins possible dépendants. Ainsi l'électrodiagnostic et plus particulièrement l'électromyographie (E.M.G.), est devenu dans beaucoup de cas un examen indispensable et utile pour asseoir un diagnostic en neurologie et dans la pathologie de l'appareil locomoteur.

L'E.M.G. sert à la rééducation musculaire ou nerveuse et au contrôle des appareils orthopédiques (fig.1). Un travail nous a été confié dans ce sens et consiste en la réalisation d'un dispositif permettant l'amplification du signal E.M.G. détecté

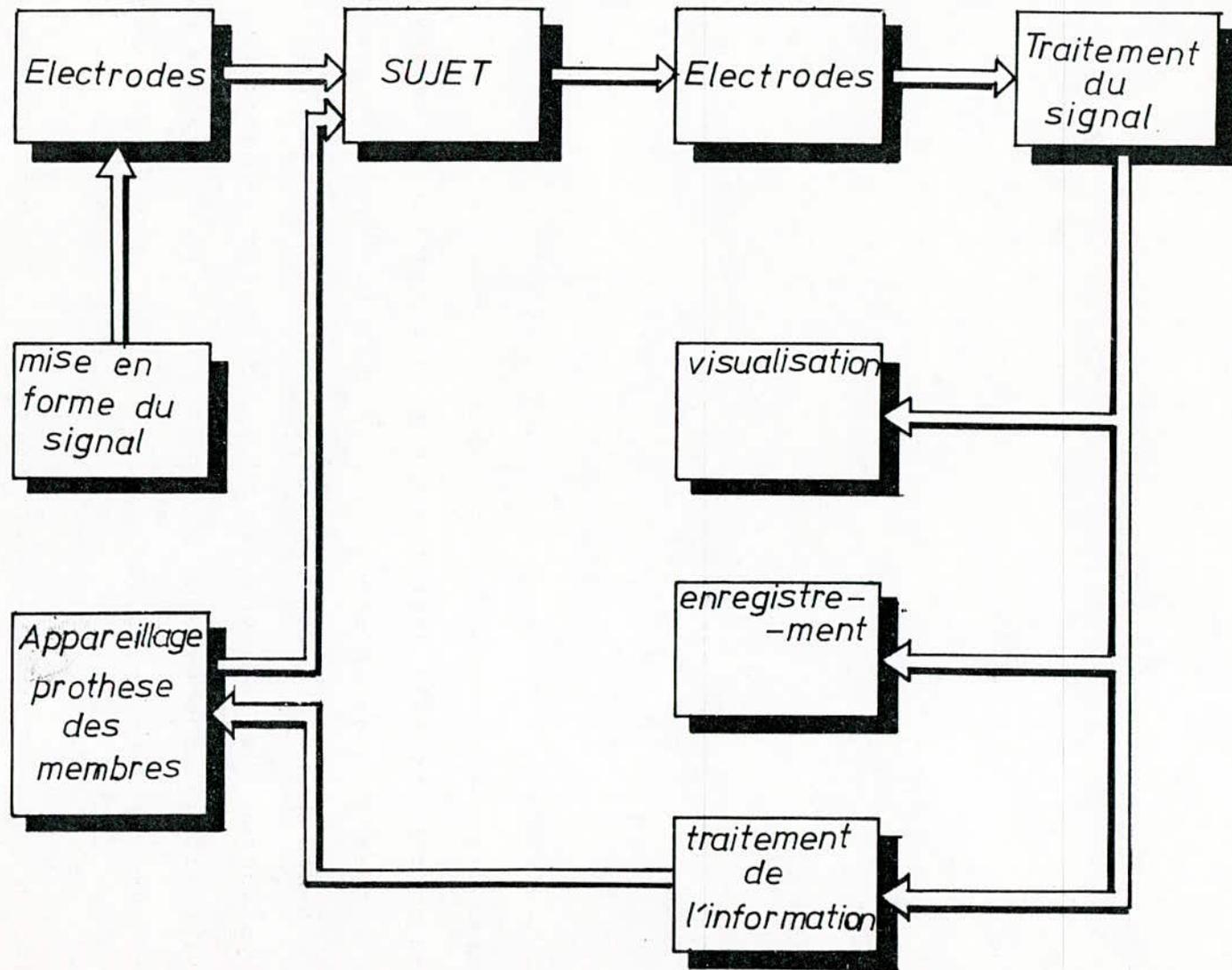


fig. i

3

lors d'une contraction volontaire, et son appréciation sous forme sonore. Ce signal est caractérisé par son faible niveau :  $300 \mu V \div 1,5mV$ , et sa bande de fréquence :  $10HZ \div 10KHZ$ ; caractéristiques qui sont très proches de celles du bruit en général et surtout du parasitage secteur (50 HZ).

Cet appareil doit être :

- portatif pour la légèreté et la simplicité d'utilisation par le patient.
- autonome
- d'un coût compétitif, donc fabriqué à l'aide de composants grand public.

Avant d'entamer notre étude, nous avons estimé nécessaire de rappeler dans un premier chapitre, quelques notions sur l'électromyographie en donnant les caractéristiques du signal utile qui sont essentielles pour la conception de notre dispositif.

Pour la compréhension de son fonctionnement, nous avons fait dans le deuxième chapitre, une étude détaillée de chacun des blocs constituant celui-ci en tenant compte des différentes contraintes (bruits, protection, ..)

Enfin, la réalisation pratique elle-même sera expliquée dans le troisième chapitre

*CHAPITRE I*

*NOTIONS GÉNÉRALES  
SUR L'É.M.G.*

L'activité de la fibre musculaire est liée à la propagation d'une onde de dépolarisation créant des différences de potentiel.

La détection, l'amplification et l'enregistrement de ces variations constituent le but de l'E.M.G.

## 1°- RAPPELS PHYSIOLOGIQUES

Le muscle normal au repos ne montre aucune activité, lors de la contraction volontaire, une activité apparaît qui se traduit au niveau de l'unité par un potentiel d'action.

### a- L'UNITE MOTRICE

L'axone de chaque cellule motrice de la corne antérieure de la moelle, après avoir suivi le trajet d'une racine antérieure et d'un nerf, pénètre le corps musculaire auquel il est destiné au niveau de la plaque motrice et se divise en un certain nombre de fibrilles qui vont chacune innerver une fibre musculaire.

L'ensemble de ces éléments constitue une unité motrice. Ces unités motrices sont en fait imbriquées les unes dans les autres au sein d'un muscle. L'unité motrice constitue un ensemble fonctionnel; toutes les fibres d'une même unité motrice sont simultanément au repos ou en activité.

Les fibres musculaires d'une même unité motrice ne sont pas nécessairement voisines, et des fibres voisines peuvent faire partie d'unités motrices différentes.

L'aiguille électrode ne peut donc pas explorer la totalité d'une seule unité motrice, les potentiels qui sont recueillis de cette façon ne sont qu'une partie de l'unité motrice, et l'on utilise parfois pour les désigner le terme de "sous-unités" (C.Hamonet, 1980).

#### b- POLARISATION ET DEPOLARISATION DE LA FIBRE MUSCULAIRE

##### + La fibre musculaire au repos:

En absence de contraction, la fibre entretient une différence de potentiel de repos de 60 à 90 mV (C.Grémy, 1981) entre les deux faces de la membrane, l'extérieur étant positif par rapport à l'intérieur.

##### + La fibre musculaire en activité:

Lors de la contraction, il se produit une modification de la répartition des charges électriques au niveau de la membrane avec inversion de la polarité pendant un laps de temps très court.

##### + Les courants locaux-Le potentiel d'action:

Ils apparaissent chaque fois qu'il y a une différence de potentiel entre deux points du milieu conducteur qui entoure la fibre musculaire ou nerveuse (fig.I-1).

Cette notion de courants locaux est essentielle car elle permet de comprendre la dépolarisation de proche en proche de la membrane, et par conséquent le phénomène de l'excitation de la fibre musculaire. La création d'un champ électrique modifie la répartition des charges électriques voisines et entraîne leur dépolarisation donc leur mise en activité (fig.I-2).

La diffusion des courants locaux permet et explique la possibilité de détecter une activité électrique à distance de fibres en activité lors des examens électromyographiques et électroneurographiques. C'est ce que l'on appelle potentiel d'action de l'unité motrice.

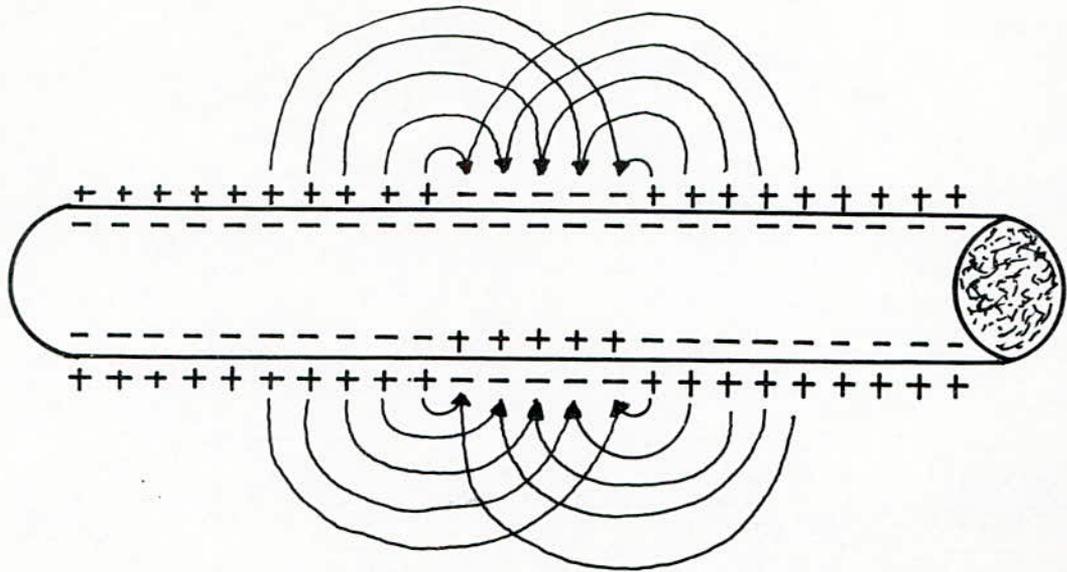
## 2°- TECHNIQUES D'EXAMEN

L'électrodiagnostic groupe un certain nombre de techniques d'examen, s'adressant essentiellement aux ~~systèmes~~ systèmes nerveux et musculaires et dont l'unité est faite par l'utilisation d'un appareillage de production ou de mesure des courants électriques.

On oppose les techniques de stimulation, ~~donnée~~ et les techniques de détection où est enregistrée un phénomène déclenché soit par la volonté, soit par une stimulation (stimulo-détection).

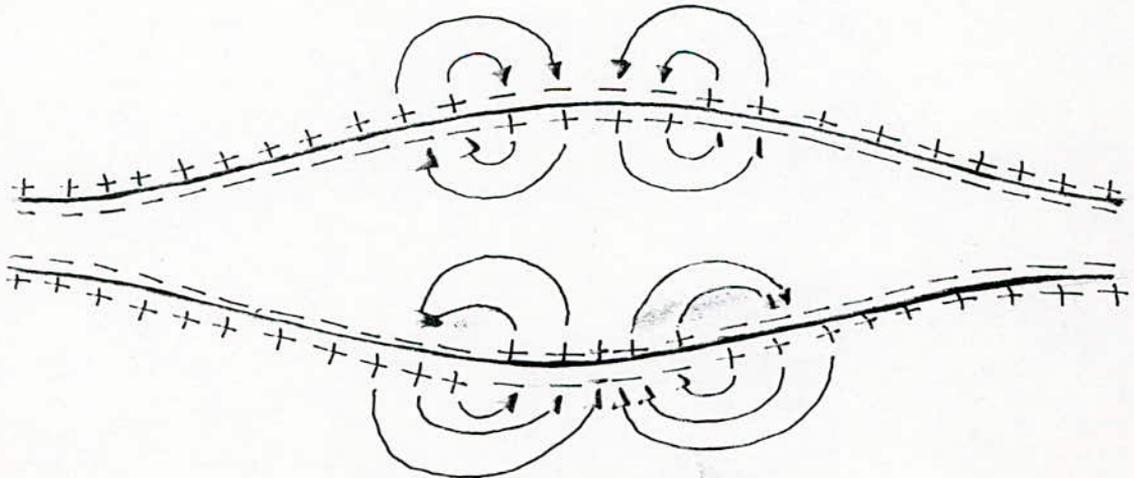
Une meilleure connaissance de la physiologie neuromusculaire, associée aux progrès des techniques de traitement du signal, a fait évoluer très rapidement l'électrodiagnostic de détection mais elle a aussi permis de mieux comprendre les résultats de l'électrodiagnostic classique de stimulation et a beaucoup atténué les écarts qui semblaient séparer ces deux techniques.

\* où est étudiée la réponse à une stimulation



Depolarisation d'une fibre nerveuse avec representation des courants locaux

fig. I-2



Representation des courants locaux lors de la depolarisation d'une fibre musculaire

fig. I-1

#### a- ELECTRODIAGNOSTIC DE STIMULATION

Son principe est d'observer la réaction à la stimulation électrique soit des nerfs moteurs, soit des muscles.

L'appareillage nécessité par l'électrodiagnostic de stimulation peut être très simple. Les électrodes utilisées sont des électrodes métalliques entourées d'un tampon imbibé d'une solution conductrice. Le courant qui provoque la stimulation est porté par voie percutanée au niveau des nerfs et muscles à examiner: soit par deux tampons de faible surface (méthode bipolaire), soit en méthode monopolaire par un tampon unique qui constitue l'électrode active. L'autre "indifférente" placée à distance comporte une surface étendue suffisante pour que la faible densité du courant n'engendre pas d'excitation de la musculature sous-jacente.

#### b- ELECTRODIAGNOSTIC DE DETECTION

L'électrodiagnostic de détection ou électromyographie enregistre les variations de potentiels électriques dues à l'activité du système neuro-musculaire.

#### c- ELECTRODIAGNOSTIC DE STIMULO-DETECTION

Les techniques de stimulo-détection reposent sur l'étude des potentiels provoqués par une stimulation extérieure donnée.

Elles permettent un examen dynamique des structures neuro-musculaires, en particulier la vitesse et l'altération éventuelle de la conduction nerveuse ainsi que l'étude des réflexes.

La stimulation est faite par une électrode cutanée en des points étagés, là où le nerf est le plus superficiel. La réponse évoquée est recueillie au niveau du muscle.

Le temps mis par l'influx pour parcourir la distance qui sépare le point de stimulation du point de recueil est la latence, rapporté à la distance il donne la vitesse de conduction en mètre par seconde.

### 3- ELECTRODIAGNOSTIC DE DETECTION OU ELECTROMYOGRAPHIE

Cette technique permet de recueillir et d'analyser les potentiels musculaires qui sont recueillis le plus souvent à l'aide d'aiguilles électrodes implantées dans le muscle.

Les études des tracés de contractions volontaires à partir d'électrodes placées sur la peau en regard des muscles étudiés (électromyographie globale ou de surface) ne permettent pas une analyse séméiologique fine des activités musculaires, mais peuvent être utilisés dans certains cas particuliers tels que l'analyse des mouvements anormaux en neurologie, l'étude des synergies musculaires des contractions ou la rééducation sous contrôle électromyographique.

#### a- MODES DE DERIVATION

Les potentiels d'action musculaire peuvent être dérivés (fig.I.3) :

- soit par des petites électrodes, du type de celles employées en électro-encephalographie, placées sur la peau en deux points du corps musculaire: elles recueillent un

électromyogramme global, qui permet uniquement de détecter la présence ou l'absence d'activité dans le muscle étudié sans permettre d'en préciser les caractères.

- soit par des aiguilles électrodes enfoncées dans le muscle :

On peut ainsi recueillir les variations de potentiel au niveau de l'unité motrice; c'est l'électromyographie élémentaire, seule technique valable dans l'étude de tous les troubles moteurs d'origine périphérique et d'origine métabolique et dans l'étude précise des troubles moteurs d'origine centrale.

Trois modes de dérivation sont possibles :

+ Les dérivations monopolaires:

L'activité électrique est détectée entre une pointe fine piquée dans le muscle et une électrode large placée sur la peau.

+ Les dérivations bipolaires:

Type aiguille coaxiale d'Adrian et Bronck: l'activité électrique est détectée soit entre l'extérieur d'une aiguille hypodermique et un fil isolé à l'intérieur de l'aiguille (aiguille monofilaire), soit entre deux fils isolés placés dans la lumière de l'aiguille (aiguille bifilaire).

+ Les dérivations multiples:

Par multi-électrodes du type de celles proposées par BUCHTAL et ses collaborateurs: douze fils de platine isolés insérés dans une aiguille affleurent par leurs extrémités sur une longueur de 25 mm.

Dans l'interprétation et la comparaison des résultats, il faut tenir compte du mode de dérivation utilisé car de nombreux travaux ont montré les variations des caractéristiques de durée, de forme et amplitude des potentiels recueillis à l'intérieur du muscle selon le mode de dérivation.

Dans la pratique courante, les dérivations par aiguille monofilaire du type aiguille coaxiale de Bronck sont le plus couramment employées mais il est utile de disposer d'aiguilles permettant des dérivations bifilaires lorsqu'on veut isoler des activités très localisées.

**b- CARACTERISTIQUES DU POTENTIEL D'UNITE MOTRICE**  
**CHEZ LE SUJET NORMAL**

Un certain nombre d'éléments peuvent varier sensiblement d'un muscle à l'autre ou bien avec la technique d'enregistrement utilisée (aiguille mono ou bifilaire), des variations par rapport au tracé de l'adulte peuvent s'observer aux âges extrêmes de la vie.

- La forme : Elle est mono, bi ou triphasique (fig.I-4)  
le pourcentage de potentiels polyphasiques est normalement  
inférieur à 10%.

- L'amplitude : Elle dépend du muscle considéré (et selon  
l'électrode d'enregistrement employée), elle est de l'ordre du  
millivolt.

300  $\mu$ V  $\div$  2mV (C. Hamonet, 1980)

300  $\mu$ V  $\div$  1500  $\mu$ V (F. Grémy, 1981)

100  $\mu$ V  $\div$  10mV (Mortimer, 1971)

- La durée : Elle est de l'ordre de quelques millisecondes  
plus importante en dérivation monofilaire que bifilaire;

4  $\div$  10 mS (F. Grémy, 1981).

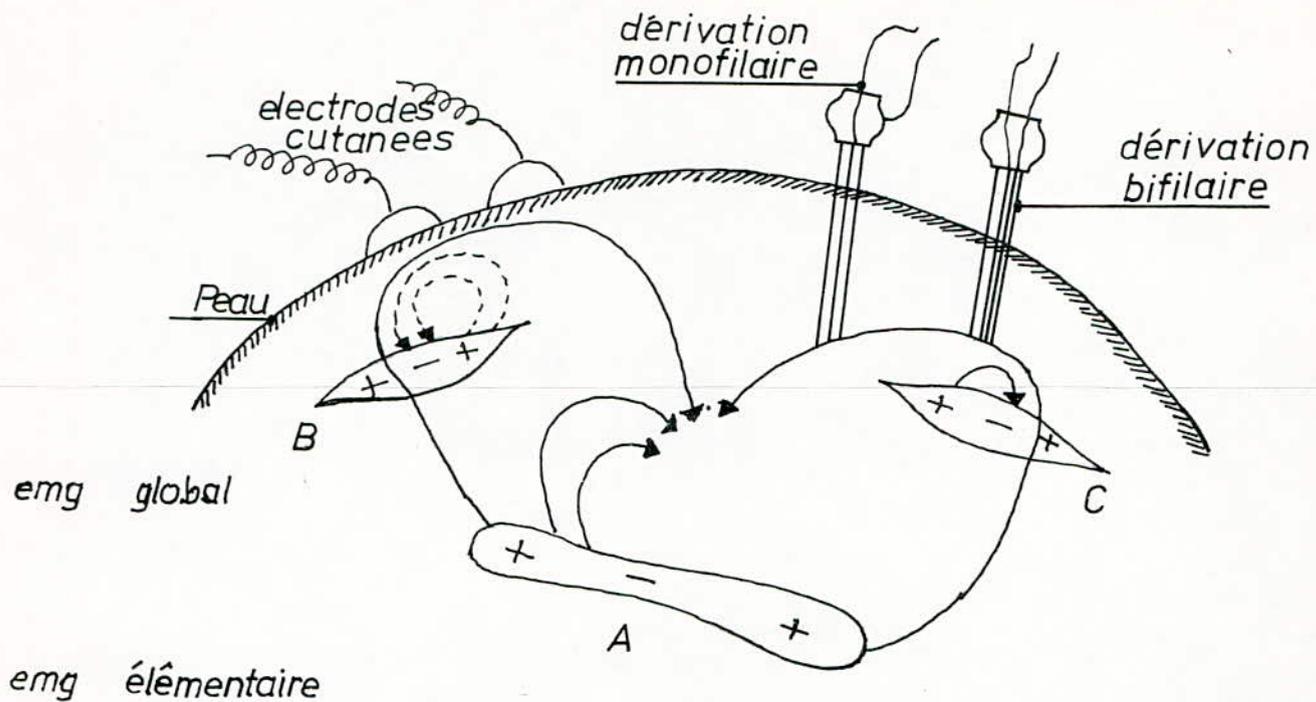
- La fréquence : c'est là une caractéristique très impor-  
tante du potentiel d'unité motrice, elle ne dépasse par 20  
cycles/s. (C. Hamonet, 1980) pour un tracé pauvre et 25 cycles/s.  
pour un tracé plus fourni.

#### C-TRACE NORMAL-GRADUATION D'UNE CONTRACTION

Lorsqu'on demande au sujet de contracter progressivement  
le muscle exploré, à partir du repos complet, le tracé passe par  
quatre stades successifs (fig.I-5):

+ Au repos complet:

Le silence électrique est absolu : ce que l'on appelle  
le "tonus musculaire" de repos n'a aucune traduction électrique.



**Les différents modes de derivation**

fig. I3



**Forme biphasique du potentiel**

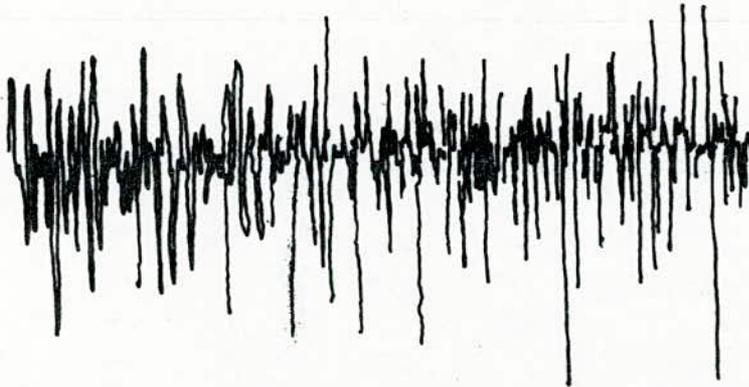
fig. I4



*aspect normal au repos . sans contraction musculaire*



*tracé normal simple . contraction faible*



*tracé normal interferentiel . contraction forte*



*tracé normal intermediaire . contraction moyenne*

**Les différents tracés**

fig. I-5-

+ Pour une contraction très faible :

On obtient l'activation d'une seule unité motrice bien individualisée, c'est le "tracé élémentaire". Sa traduction auditive est un son répété de timbre sourd.

Pour une contraction légèrement plus forte, d'autres potentiels apparaissent, lorsque le nombre de ces unités motrices reste faible et qu'elles sont bien individualisées, on parle de "tracé simple".

+ Pour une contraction forte :

Le nombre des unités motrices est tel qu'elles interfèrent les unes avec les autres, la ligne de base disparaît totalement, c'est le "tracé interférentiel". Cet état d'interférence est difficile à obtenir dans certains muscles très puissants comme le triceps normal.

Entre les aspects extrêmes du tracé de contraction volontaire, tracé élémentaire et tracé interférentiel, il y a place pour des "tracés intermédiaires", ils correspondent à une contraction volontaire d'intensité moyenne. Selon la richesse en unités motrices, on décrit des tracés intermédiaires pauvres, formés de quelques unités motrices, et des tracés intermédiaires riches où la ligne isoélectrique tend à disparaître.

L'enrichissement progressif des tracés lors de l'intensification de l'effort musculaire s'interprète par l'action simultanée de deux mécanismes :

le premier est l'augmentation de la fréquence de battement des unités motrices déjà actives, c'est la sommation temporelle, le second est la mise en jeu de nouvelles unités motrices, c'est la sommation spatiale. Dans le muscle normal, la sommation spatiale domine nettement.

#### d-L'ELECTROMYOGRAMME

Une installation d'électromyographie doit comprendre (fig.I-6) :

- au moins deux chaînes d'amplification permettant si besoin, d'étudier deux muscles simultanément.

Le coefficient d'amplification doit être élevé, la forme des variations de potentiel doit être respectée, d'où la nécessité, pour les chaînes d'amplification, d'une bonne linéarité, d'une large bande passante (10 Hz à 10 KHz) et d'une bonne différentiabilité.

- Un oscillographe cathodique pour l'analyse visuelle des potentiels.

- Un dispositif d'enregistrement photographique sur film ou papier sensible aux ultra-violets.

- Une sortie sur haut parleur pour l'analyse sonore.

Notre cas se limite à cette dernière :

Les potentiels musculaires étant suffisamment brefs, ils produisent un son dont la tonalité varie suivant l'amplitude du potentiel : en déplaçant lentement l'aiguille dans le muscle, on

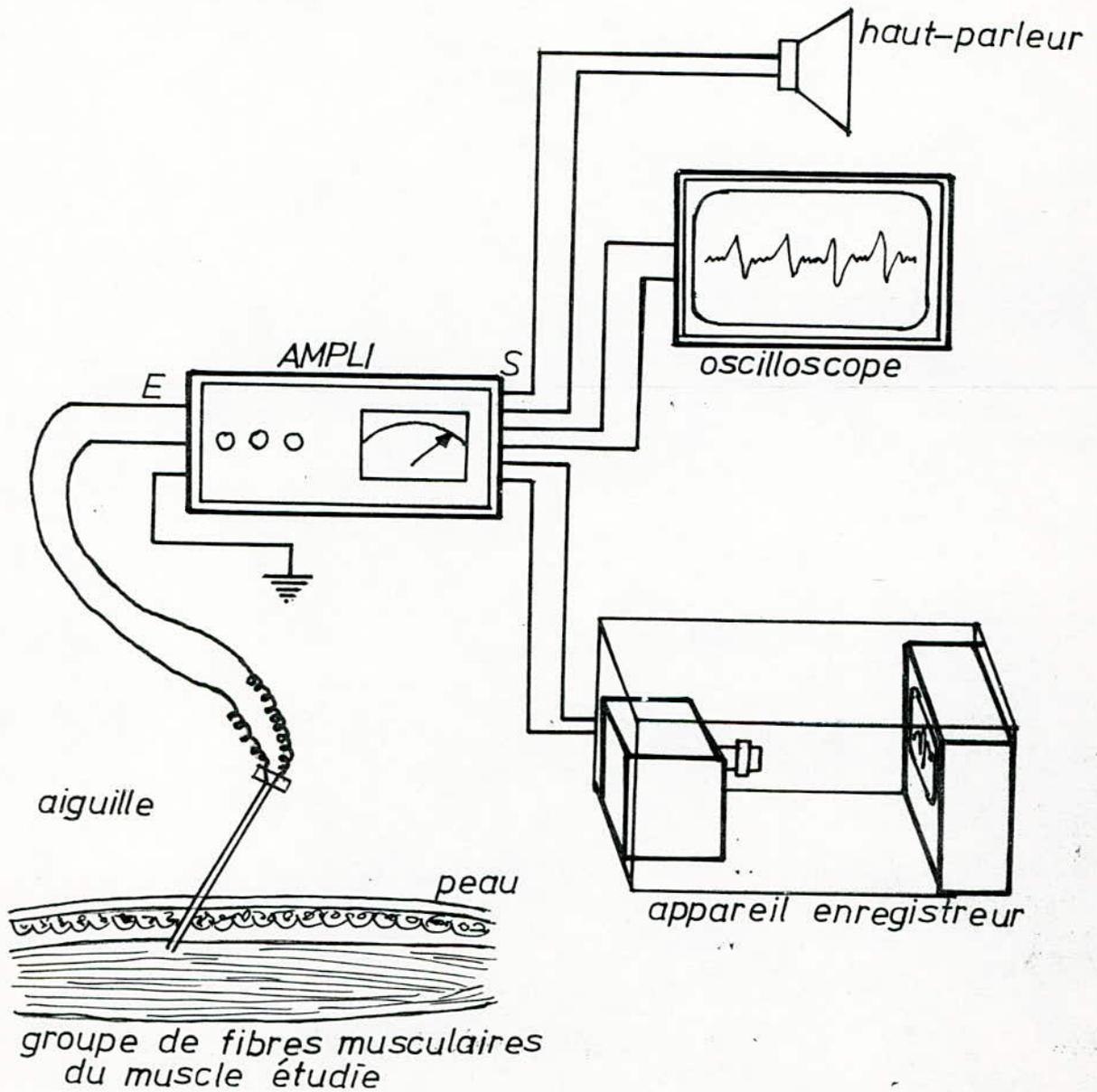


Schéma de l'appareillage utilisé pour l'étude électromyographique

Cherche le point où le son est le plus net.

L'audition de son activité musculaire fait souvent oublier au patient les désagréments de l'aiguille.

Le bruit F.M.G. sommaire est nettement reproduit par le haut-parleur, ce qui permet de se rendre compte, pour un mouvement musculaire minimal, de l'unité motrice particulière qui se décharge sous l'électrode, il s'agit d'un fort bruit d'explosion à répétition.

En cas d'activité musculaire intense, plusieurs unités motrices donnent lieu à un crépitement, assez comparable au bruit du tonnerre issu d'un orage proche.

Si le muscle se fatigue, le bruit prendra la forme d'un tapotement sur du contreplaqué.

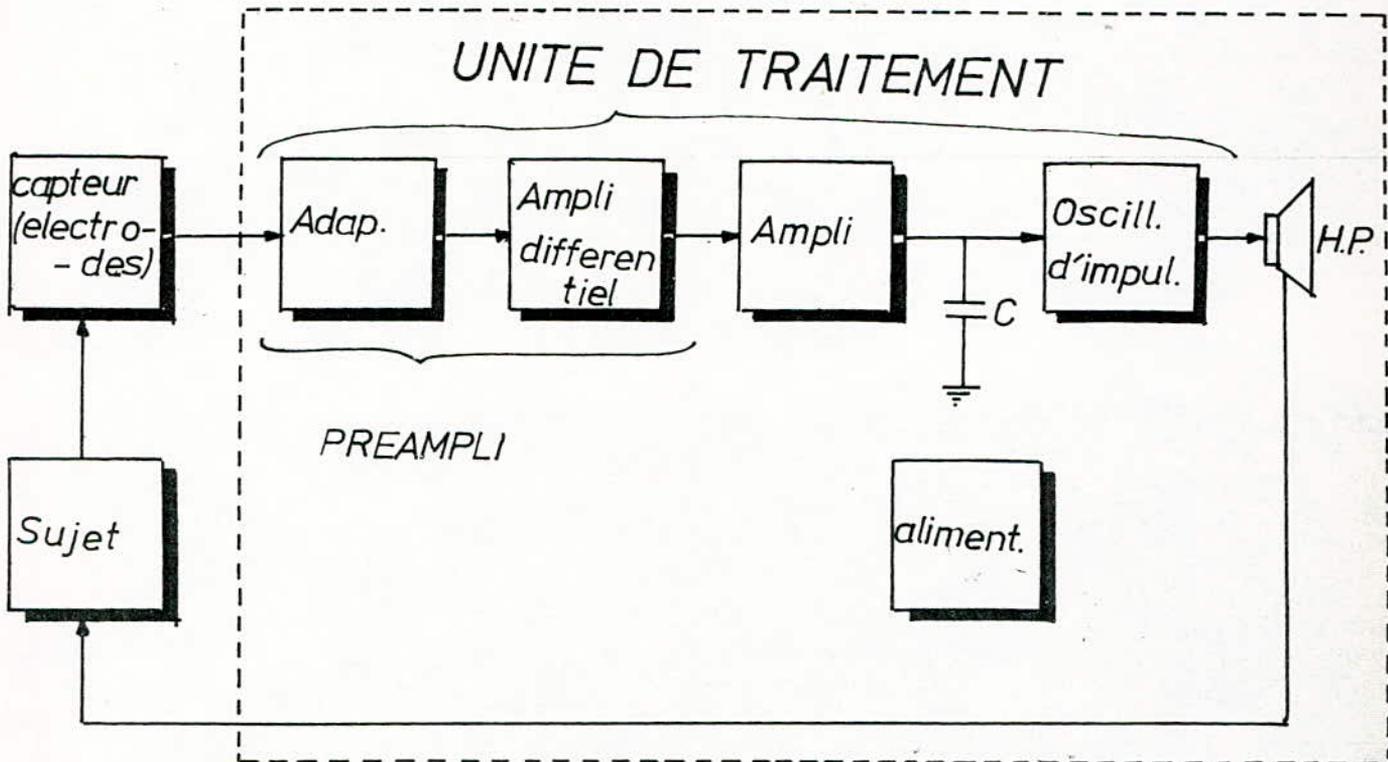
*CHAPITRE II*

*CONCEPTION  
DE L'APPAREIL*

# 1°- SYNOPTIQUE

Le schéma synoptique de notre dispositif est représenté par la figure II-1.

le signal myoélectrique est tout d'abord recueilli par un capteur qui est constitué d'électrodes biopotentielles. Ce signal étant très faible pour être exploité en toute confiance doit être correctement amplifié. Un adaptateur est intercalé entre le capteur et la chaîne d'amplification; il possédera nécessairement une grande impédance d'entrée pour assurer une bonne adaptation en tension. Le signal subit une première amplification à l'aide d'un amplificateur différentiel; ainsi les signaux indésirables communs aux deux bornes d'entrée seront rejetés. Il subit une deuxième amplification à l'aide d'un



SCHEMA SYNOPTIQUE  
DE L'EMG

fig II-1-

amplificateur de puissance moyenne, puis un moyennage à l'aide d'un intégrateur formé par la résistance de sortie de l'amplificateur et la capacité C. Il attaquera en dernier un générateur d'impulsions dont la fréquence est proportionnelle à l'amplitude du signal appliqué à l'entrée. Les impulsions ainsi générées seront appliquées à un haut-parleur qui transformera les ondes électriques en ondes acoustiques.

L'activité neuro-musculaire pourra donc être interprétée par le sujet à partir du signal sonore issu du haut-parleur.

## 2°- ETUDE DE CHAQUE ETAGE

### a- LE CAPTEUR

Il est constitué de deux électrodes biopotentielles et d'une électrode indifférente qui est mise à la masse.

#### + Théorie des électrodes:

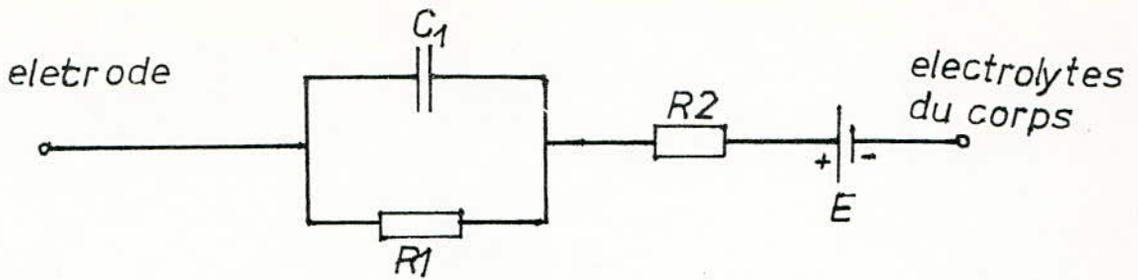
L'interface d'un ion métallique en solution avec son métal associé donne un potentiel électrique appelé potentiel d'électrode. Ce potentiel résulte de la différence du taux de diffusion des ions par et vers le métal. L'équilibre est produit par un double dépôt de charge qui agit comme une capacité. Ainsi le circuit équivalent d'une électrode de biopotentiel en contact avec le corps, consiste en une tension en série avec une résistance et une capacité (fig.II-2).

Mais comme la mesure du potentiel bicélectrique exige

deux électrodes, la tension réellement mesurée est la différence entre les potentiels instantanés des deux électrodes (fig.II-3). 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 de la figure II-4 donne quelques potentiels d'électrodes.

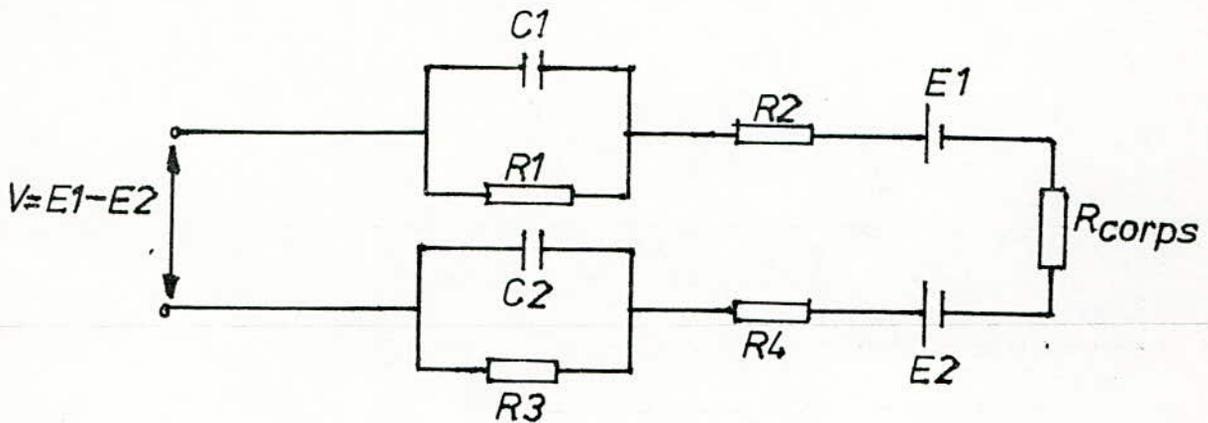
+ Electrodes biopotentielles:

Les électrodes utilisées pour le recueil doivent satisfaire certaines conditions, car la mesure des potentiels bioélectriques incorpore inévitablement celle des tensions parasites apparaissant à la jonction électrode-liquide biologique dues en particulier aux phénomènes de polarisation. De plus, de nombreuses perturbations viennent du sujet, de la préparation ou naissent au niveau de l'élément étudiée ou d'autres points voisins créant ainsi des potentiels locaux qui se superposent au potentiel d'action. Le seul moyen de réduire ceux-ci consiste à utiliser des électrodes dites "impolarisables" c'est à dire telles que la différence de potentiel de contact soit invariable, ne dépendant ni du temps, ni de l'intensité du courant. Plus les potentiels varient lentement, plus il faut être exigeant sur cette condition d'impolarisabilité. Ce n'est



circuit equivalent de l'interface de l'électrode biopotentielle

fig II-2



circuit equivalent de la mesure du biopotentiel avec 2 electrodes

fig II-3

reaction d'électrode	$\text{Fe} \rightleftharpoons \text{Fe}^{2+}$	$\text{Sn} \rightleftharpoons \text{Sn}^{2+}$	$\text{Fe} \rightleftharpoons \text{Fe}^{3+}$	$\text{H}_2 \rightleftharpoons 2\text{H}^+$	$\text{Cu} \rightleftharpoons \text{Cu}^{2+}$	$\text{Cu} \rightleftharpoons \text{Cu}^+$	$\text{Ag} \rightleftharpoons \text{Ag}^+$
$E_0$ (volts)	-0,440	-0,136	-0,036	0,000	0,337	0,527	0,799

fig II-4

par contre pas strictement indispensable pour des potentiels très rapides (potentiel d'action). On sait que de telles électrodes peuvent être réalisées par un métal placé dans une solution de l'un de ses sels.

La taille des électrodes est très variable. De l'ordre de 1 cm pour les électrodes d'E.C.G. ou d'E.E.G., cette taille peut s'abaisser à moins de un micron pour les micro-électrodes.

Mûes par des micromanipulateurs, ces micro-électrodes sont destinées à saisir l'activité élémentaire des cellules nerveuses ou musculaires.

La micro-électrode peut être un fil métallique très fin ( $20 \div 100 \mu\text{m}$ ), isolé, sauf à son extrémité qui peut être placée suffisamment près d'une cellule pour recueillir son activité de préférence à celle des cellules voisines. Mais de telles électrodes ne peuvent pénétrer dans les cellules.

Ainsi a-t-on cherché à réaliser des micro-électrodes encore plus fines : ce sont des micro-pipettes en verre, remplies le plus souvent d'un électrolyte (ClK), et dont la pointe peut être notablement inférieure au micron.

La finesse de ces électrodes leur confère une résistance électrique élevée (de l'ordre de  $10 \text{ M}\Omega$ ), ce qui impose des amplificateurs spéciaux, à haute impédance d'entrée.

De telles électrodes permettent des enregistrements intracellulaires, bien que leur pénétration représente pour la

cellule une agression importante qui abrège la vie de celle-ci et l'expérimentation. Elles permettent également de modifier artificiellement le milieu cellulaire, au moyen d'injections par la pipette elle-même.

Enfin pour que la différentiabilité joue bien son rôle, il faut que les résistances de contact des deux électrodes soient du même ordre de grandeur, sinon les signaux parasites, en phase et égaux, vont y être inégalement atténués, perdant ainsi leur égalité et deviendront alors susceptibles d'amplification.

#### b- L'ADAPTATEUR

Il est formé de deux amplificateurs opérationnels  $\mu A$  741, montés en suiveurs.

L'impédance d'entrée  $Z_e$  est :

$$Z_e = (1 + A_o) Z'_e$$

où,  $A_o$  est le gain en boucle ouverte et  $Z'_e$  l'impédance d'entrée en boucle ouverte.

A.N. :

$$\text{avec } A_o = 10^5$$

$$Z'_e = 2 \text{ M}\Omega$$

On obtient :

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

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

### c-LE PREAMPLIFICATEUR

Il est formé d'un amplificateur différentiel à gain variable, alimenté sous une tension de  $\pm 9$  volts et réalisé à l'aide d'un amplificateur opérationnel du type courant  $\mu A$  741 (fig.II-5).

+ Calcul du gain :

En superposant les cas où le montage est en non-inverseur et en inverseur, on aura :

$$V_s = \frac{R_3}{R_1 + R_3} \left(1 + \frac{R_4}{R_2}\right) \left(\frac{R_5 + R_6}{R_6}\right) e_1 - \frac{R_4}{R_2} \times \left(\frac{R_5 + R_6}{R_6}\right) e_2.$$

Ceci en ayant considéré l'A.O.P. idéal.

La condition :

$$\frac{R_4}{R_2} = \frac{R_3}{R_1} \quad (1)$$

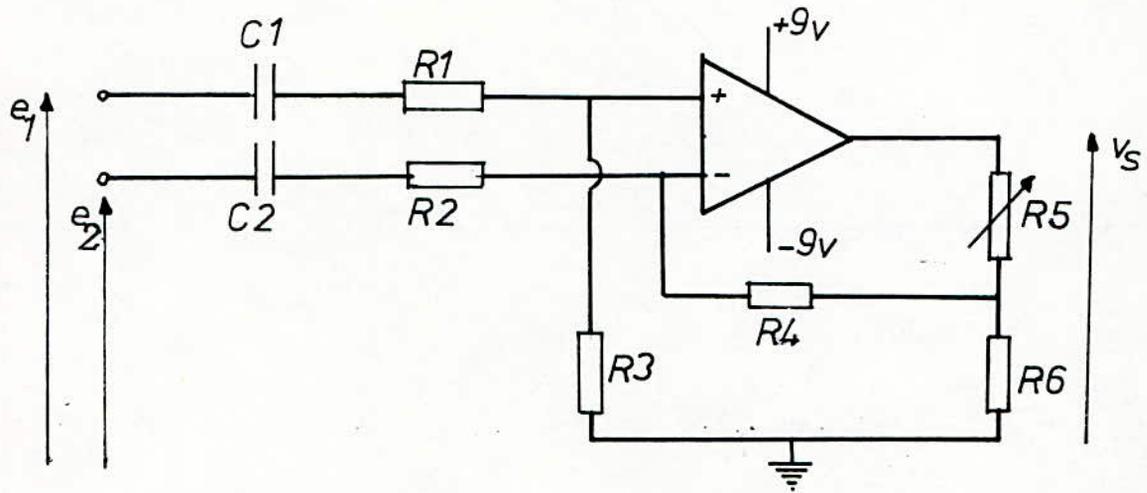
nous donne,

$$V_s = \left(\frac{R_5 + R_6}{R_6}\right) \frac{R_3}{R_1} (e_1 - e_2)$$

ou,

$$V_s = \left(\frac{R_5 + R_6}{R_6}\right) \frac{R_3}{R_1} \times \Delta v$$

d'où l'expression de l'amplification en tension différentielle:



amplificateur différentiel

fig II-5

$$A_v = \frac{v_s}{\Delta v} = \frac{R_3}{R_1} \left( \frac{R_5 + R_6}{R_6} \right)$$

Vu que l'amplitude du signal varie de 300  $\mu$ V à 1,5mV, on choisit un gain variant entre 100 et 1000 en utilisant un potentiomètre pour R 5.

+ Calcul et choix des composants:

Pour R5 = 0, on a un gain de 100.

Dans ce cas :  $A = \frac{R_3}{R_1} = 100$  ; on choisira

$$R_1 = 10 \text{ K}\Omega \text{ et } R_3 = 1 \text{ M}\Omega$$

La condition (1) nous donne  $R_1 = R_2 = 10 \text{ K}\Omega$  et

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

Si on prend  $R_6 = 10 \text{ K}\Omega$  ( $R_6 \ll R_4$ ).

Pour A = 1000, on a

$$R_5 = 90 \text{ K}\Omega .$$

On prendra dans la pratique :  $R_5 = 100 \text{ K}\Omega$

La présence d'un certain nombre de parasites nous a conduit à insérer des capacités de liaison permettant de les éliminer. Il s'agit, aux B.F., d'apparition de dérives plus ou moins rapides liées à l'utilisation d'électrodes qui ne peuvent pas être toujours impolarisables.

En tenant compte des capacités, le gain sera avec

$$C_1 = C_2 :$$

$$A'_v = \frac{A_v}{1 + \frac{1}{jR_1 C_1 \omega}} = \frac{A_v}{1 - j \frac{f_c}{f}}$$

où  $f_c = R_1 C_1$ . est la fréquence de coupure basse :

comme  $f_c$  vaut 10 Hz, on aura  $C_1 = \frac{1}{2 \pi \cdot R_1 f_c} = 1,6 \mu F$

Dans la pratique, on utilisera  $C_1 = 1 \mu F$ , d'où  $f_c = 16$  Hz.

#### d-L'AMPLIFICATEUR

C'est un amplificateur classe A, utilisant un transistor NPN monté en émetteur commun. Polarisé par pont de base et résistance d'émetteur, il est alimenté sous une tension de 9 volts (fig. II-6).

Fixons la valeur de la résistance  $R_{10}$  à 27K $\Omega$  et calculons les autres composants.

Pour caler le point de repos au milieu de la droite de charge, soit  $V_{CE} = 4,5$  volts, il faut un courant de repos au collecteur :

$$I_c = \frac{4,5}{27 \cdot 10^3} = 0,16 \text{ mA.}$$

La chute de tension aux bornes de la résistance d'émetteur  $R_{11}$  diminue l'excursion maximale disponible en sortie: on cherchera donc à la minimiser. Si nous choisissons un ordre de grandeur voisin du 1/10 volt, on prendra pour  $R_{11}$  une valeur

de l'ordre de  $1 \text{ K}\Omega$  puisque le courant de collecteur reste proche de  $0,16 \text{ mA}$ .

Pour le transistor utilisé, l'amplification en courant  $\beta$  est telle que :  $\beta \gg 50$ ; d'où:

$$I_B = \frac{I_C}{\beta} \ll 3 \mu\text{A}.$$

Si on veut négliger cette intensité vis à vis de celle qui traverse le pont de base, il convient de choisir pour cette dernière, environ dix fois plus, soit

$$I_p \ll 30 \mu\text{A}.$$

On aura donc :

$$R + R_9 = \frac{E}{I_p} \gg 300 \text{ K}\Omega$$

or

$$P_9 = \frac{V_1}{I_p - I_B} \# \frac{V_{BE} + V_2}{I_p}$$

C.a.d.:

$$R_9 \gg 27 \text{ K}\Omega$$

On en déduit alors :

$$R \gg 273 \text{ K}\Omega$$

Pour pouvoir ajuster le point de repos, on remplacera  $R$  par l'association d'un ajustable  $P7$  et d'une résistance fixe  $R_8$

On prendra :

$$R_7 = 100 \text{ K}\Omega$$

$$R_8 = 330 \text{ K}\Omega$$

$$R_9 = 33 \text{ K}\Omega$$

Une capacité  $C_3$  assure la liaison entre le préamplificateur et l'amplificateur (fig.II-7). Pour pouvoir la calculer, il faudra considérer la résistance de sortie  $R_s$  du préamplificateur et la résistance d'entrée  $R_e$  de l'amplificateur.

En régime variable,  $R_e$  vaut :

$$R_e = R_9 // (R_7 + R_8) // \beta R_{11} = 20 \text{ K}\Omega$$

La résistance de sortie  $R_s$  du préamplificateur étant très faible devant  $R_e$ , on aura :

$$C_3 = \frac{1}{(R_e + R_s)W_c} \# \frac{1}{R_e W_c} = \frac{1}{R_e 2\pi f_c}$$

$C_3$  vaut donc :

$$C_3 = \frac{1}{2\pi 16.20.10^3} = 0,5 \mu\text{F}$$

On utilisera une capacité de  $1 \mu\text{F}$ .

L'expression de l'amplification en tension est :

$$A_v = \frac{v_s}{v_e} = - \frac{R_{10} \beta}{h_{11} + (\beta + 1) R_{11}} \# \frac{-R_{10}}{R_{11}} = - 27.$$

L'expression de l'amplification en courant est :

$$A_i = \frac{i_s}{i_e} = \frac{v_s}{v_e} \times \frac{R_e}{R'_s}$$

$R'_s$  étant la résistance de sortie de l'amplificateur

$$R'_s = P_{10} = 27 \text{ K}\Omega$$

d'où :

$$A_i = -27 \times \frac{20}{27} = -20.$$

On en déduit l'amplification en puissance :

$$A_p = A_i \times A_v = 540.$$

L'amplification totale à la sortie de la chaîne d'amplification est :

$$A_v = A_{v.\text{préampli}} \times A_{v.\text{ampli}}$$

$$A_{v.\text{ampli}} = 27$$

$$100 \leq A_{v.\text{préampli}} \leq 1000$$

d'où :

$$2700 \leq A_v \leq 27000$$

e- L'INTEGRATEUR

Pour éliminer les ondulations à la sortie de l'amplificateur, nous utiliserons un filtre passe-bas réalisé à l'aide d'une capacité  $C_4$  et de la résistance de sortie  $R_{10}$  de l'amplificateur. Ce filtre ne laissera donc passer que la composante continue.

On a :

$$C_4 = \frac{1}{2\pi f R_{10}} .$$

Comme dans la pratique, on ne peut avoir une fréquence nulle, on prendra pour nos calculs :

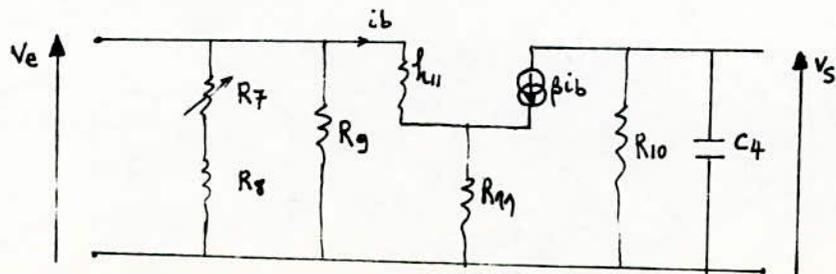
$$f = 1 \text{ Hz.}$$

On obtient donc :

$$C_4 = 5 \mu\text{F}$$

Montrons que la tension à la sortie de l'intégrateur est proportionnelle à la valeur moyenne de la tension appliquée à son entrée.

Considérons le schéma équivalent de l'amplificateur en B.F. :

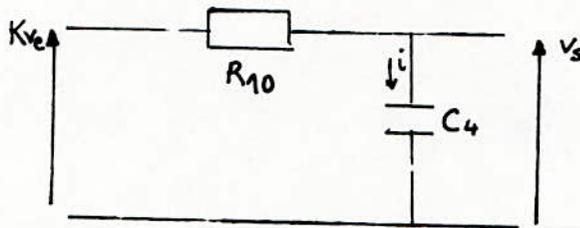


On a :

$$v_s = - \frac{B R_{10}}{h_{11} + (B+1)R_{11}} \times \frac{1}{1 + j R_{10} C_4 \omega} \times v_e$$

Où

$$v_s = \frac{K v_e}{1 + j R_{10} C_4 \omega}$$



Or

$$i = C_4 \frac{d v_s}{d t} = \frac{K v_e - v_s}{R_{10}}$$

C.a.d. :

$$\frac{d v_s}{d t} + \frac{v_s}{R_{10} C_4} = \frac{K v_e}{R_{10} C_4} \quad (1)$$

Or

$$v_s = \text{cte pour } t_0 \leq t \leq t_1$$

En intégrant (1), on aura;

$$\int_{t_0}^{t_1} v_s dt = \int_{t_0}^{t_1} K v_e dt$$

d'où:

$$\bar{v}_s = K \bar{v}_e$$

Comme

$$v_s = \text{cte} = \bar{v}_s$$

Alors :

$$\bar{v}_s = K \bar{v}_e$$

De plus, cette valeur moyenne n'est jamais nulle puisque le couplage entre l'amplificateur et l'oscillateur est un couplage direct.

#### f-OSCILLATEUR ET HAUT-PARLEUR

c'est un oscillateur à transistor unijonction à fréquence variable contrôlée par la charge et la décharge de  $C_5$  (fig.II-8). Son fonctionnement est étudié en annexe 1.

Les conditions d'oscillation sont:

$$\frac{E-V_p}{R_{12}} > I_p \text{ et ;}$$

$$\frac{E-V_v}{R_{12}} < I_v$$

$I_p$  et  $I_v$  étant respectivement l'intensité de pic et l'intensité de vallée.

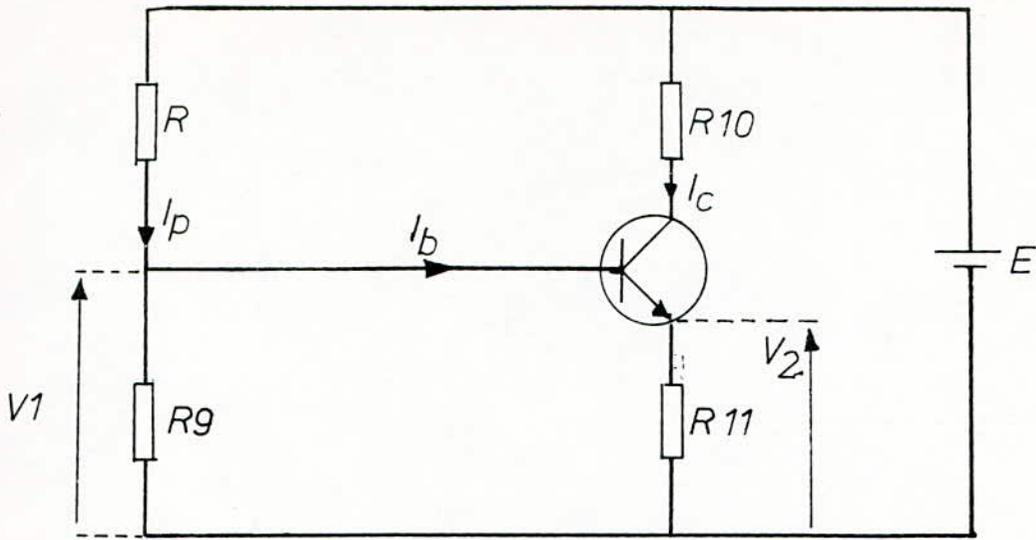


fig II-6

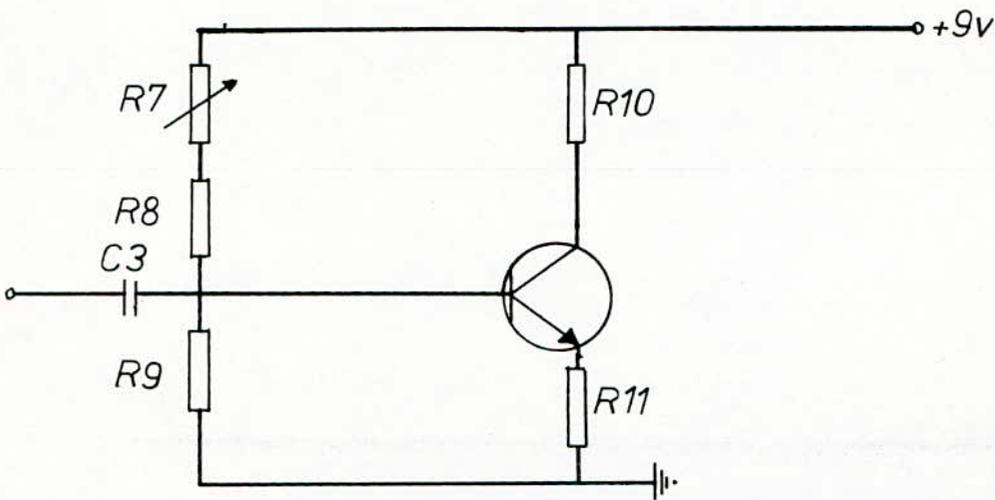


fig II-7

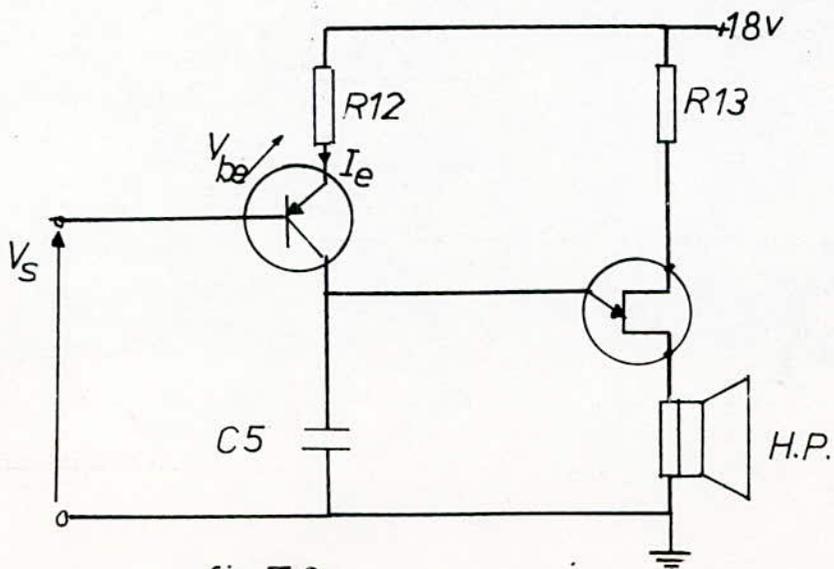


fig II 8

Comme

$$V_p = \eta V_{BB} \neq \eta E; \quad V_v \ll E ;$$

On aura :

$$\frac{E}{I_p} < R_{12} < \frac{E (1-\eta)}{I_p}$$

Pour l'U.J.T. utilisé, on a :

$$I_p = 25 \mu A$$

$$I_v = 8 \text{ mA}$$

$$\eta = 0,6$$

d'où :

$$2,2 \text{ K}\Omega < R_{12} < 300 \text{ K}\Omega$$

On prendra :

$$R_{12} = 10 \text{ K}\Omega$$

La valeur de  $R_{13}$  se calcule par :

$$R_{13} = \frac{0,7 R_{BB}}{\eta V_{BB}} + \frac{(1-\eta) R'}{\eta}$$

$R'$ , la résistance du Haut - parleur, est fixée à  $8 \Omega$ .

et comme :  $4,7 \text{ K}\Omega \leq R_{BB} \leq 9,1 \text{ K}\Omega$

Alors :  $310\Omega \leq R_{13} \leq 600\Omega$

On prendra :  $R_{13} = 470\Omega$

Pour avoir une bonne linéarité, On chargera la capacité  $C_5$  par un courant  $I_e$  constant au moyen d'un transistor de charge.

$$I_e = \frac{E - V_s - V_{BE}}{R_{12}} = \text{cte}$$

$$Q = I T = C_5 V_p = \eta E C_5$$

d'où 
$$I = \frac{\eta E C_5}{T} = \eta E f C_5$$

Cette relation nous permettra de calculer  $C_5$

Comme 
$$I_p \leq I \leq I_v$$

Alors

$$\frac{I_p}{\eta E C_5} \leq f \leq \frac{I_v}{\eta E C_5}$$

Compte tenu des facultés auditives de l'oreille et plus particulièrement de son caractère subjectif, il faut savoir quelle peut être l'étendue des fréquences utiles dans le domaine de la basse fréquence. On les situe approximativement entre 18Hz et 18 KHz. ces limites ne sont évidemment pas obsolues. Elles dépendent en partie de la qualité de l'oreille; mais d'une manière générale, toute atrophie malade étant exclue, ne s'en écartent que faiblement. On sait aussi que le tympan tend à favoriser certaines fréquences, dont les plus affectées se situent aux environs de 1 KHz.

Nous choisissons donc comme bande de fréquence d'oscillation de l'U.J.T. :

$$18 \text{ Hz} \leq f \leq 10 \text{ KHz}$$

On obtient finalement :

$$0,07 \mu\text{F} \leq C_5 \leq 0,1 \mu\text{F}.$$

La valeur choisie est :

$$C_5 = 0,1 \mu\text{F}.$$

#### g- L'ALIMENTATION

Le patient étant raccordé au dispositif par des électrodes dont la qualité de contact est optimisée par l'interposition d'une pâte conductrice, il est impératif d'éviter toute liaison au secteur.

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...).

Généralement, les accidents ont pour cause principale le courant de fuite qui peut prendre des valeurs importantes.

Prévost et Batelli (F.Grémy, 1966) ont montré que la nocivité des courants varie beaucoup avec la fréquence et qu'elle est maximale pour des fréquences industrielles

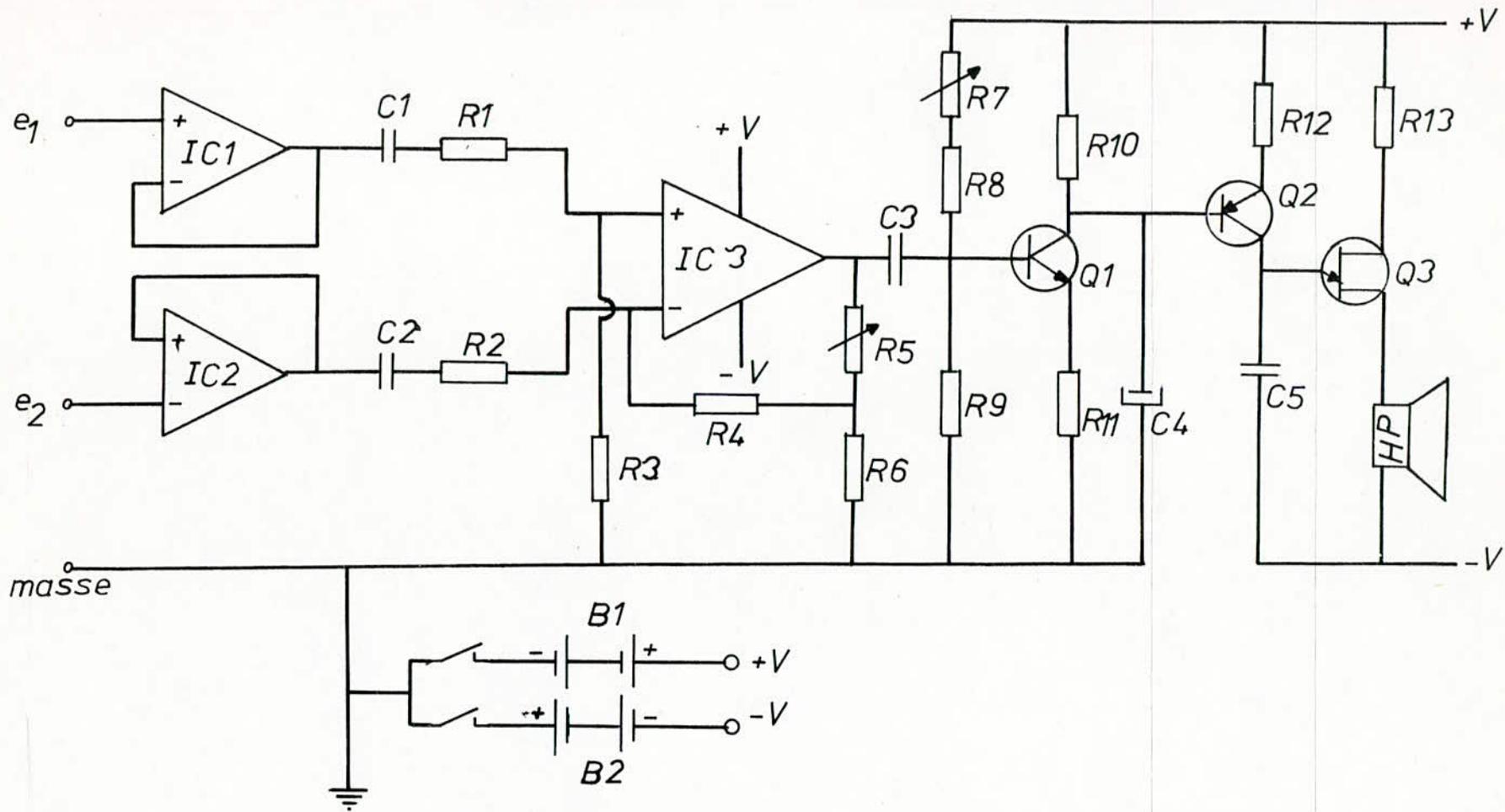
de 50 à 60 Hz .

L'appareil doit donc posséder une grande aptitude à éliminer les interférences dues au 50 Hz (voir l'annexe 2), l'alimentation par batteries est de loin la meilleure puisqu'elle exclue entièrement tout danger (gradient de potentiel), donc assure une bonne protection du patient. De plus étant moins encombrante, le dispositif sera plus léger et le patient pourra transporter avec lui et l'utiliser indépendamment de l'endroit où il se trouve.

Ainsi, nous avons adopté une alimentation à piles totalement isolée. Elle est réalisée à partir de deux piles de neuf volts. L'une d'elles est positive par rapport à la référence commune (masse), tandis que l'autre est négative.

*CHAPITRE III*

*REALISATION  
DE L'APPAREIL*



**SCHEMA GLOBAL DE L'APPAREIL**

## 2° - REALISATION :

Le réglage de l'offset se fait à l'aide de  $P_1$ .  
Pour permettre une utilisation facile par le patient, on a ajouté :

- un potentiomètre  $P_2$ , placé en série avec le haut-parleur pour le réglage du volume.
- une led qui s'allume quand le contact est mis, une résistance  $R$  limitera le courant qui la traverse.
- une prise jack
- un trou pour le réglage du gain qui sera ajusté au préalable par le médecin.

## 3° - NOMENCLATURE :

### Resistances :

$$R_1 = 10K\Omega$$

$$R_2 = 10K\Omega$$

$$R_3 = 1M\Omega$$

$$R_4 = 1M\Omega$$

$$R_6 = 10K\Omega$$

$$R_8 = 330K\Omega$$

$$R_9 = 33K\Omega$$

$$R_{10} = 27K\Omega$$

$$R_{11} = 1K\Omega$$

$$R_{12} = 10K\Omega$$

$$R_{13} = 470\Omega$$

$$R = 2,2K\Omega$$

\* Ajustables:

$$R_5 = 100 \text{ K}\Omega$$

$$R_7 = 100 \text{ K}\Omega$$

$$P_1 = 10 \text{ k}\Omega$$

$$P_2 = 470 \Omega$$

\* Capacités:

$$C_1 = 1 \mu\text{F}$$

$$C_2 = 1 \mu\text{F}$$

$$C_3 = 1 \mu\text{F}$$

$$C_4 = 4,7 \mu\text{F}$$

$$C_5 = 0,1 \mu\text{F}$$

\* Circuits intégrés:

$$IC_1, IC_2, IC_3 : \mu A 741$$

\* Transistors:

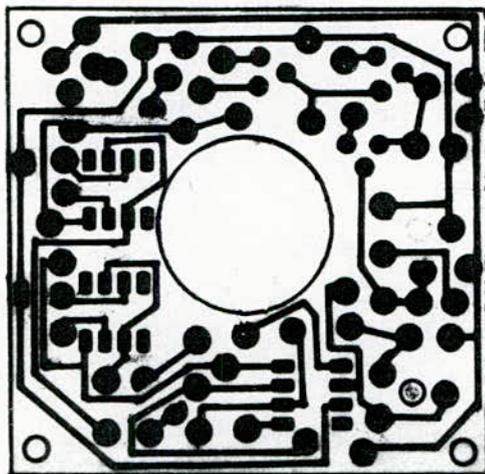
$$Q_1 : \text{HEP } 724, \text{ NPN}$$

$$Q_2 : \text{HEP } 739, \text{ PNP}$$

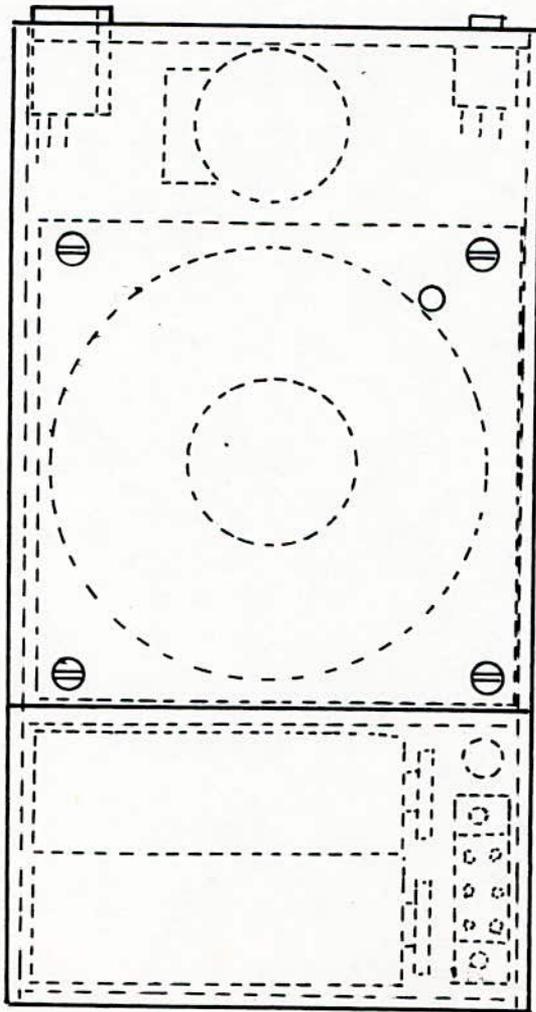
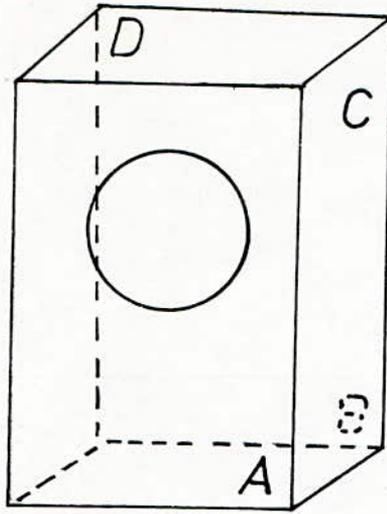
$$Q_3 : 2N 1671, \text{ U.J.T.}$$

\* Divers :

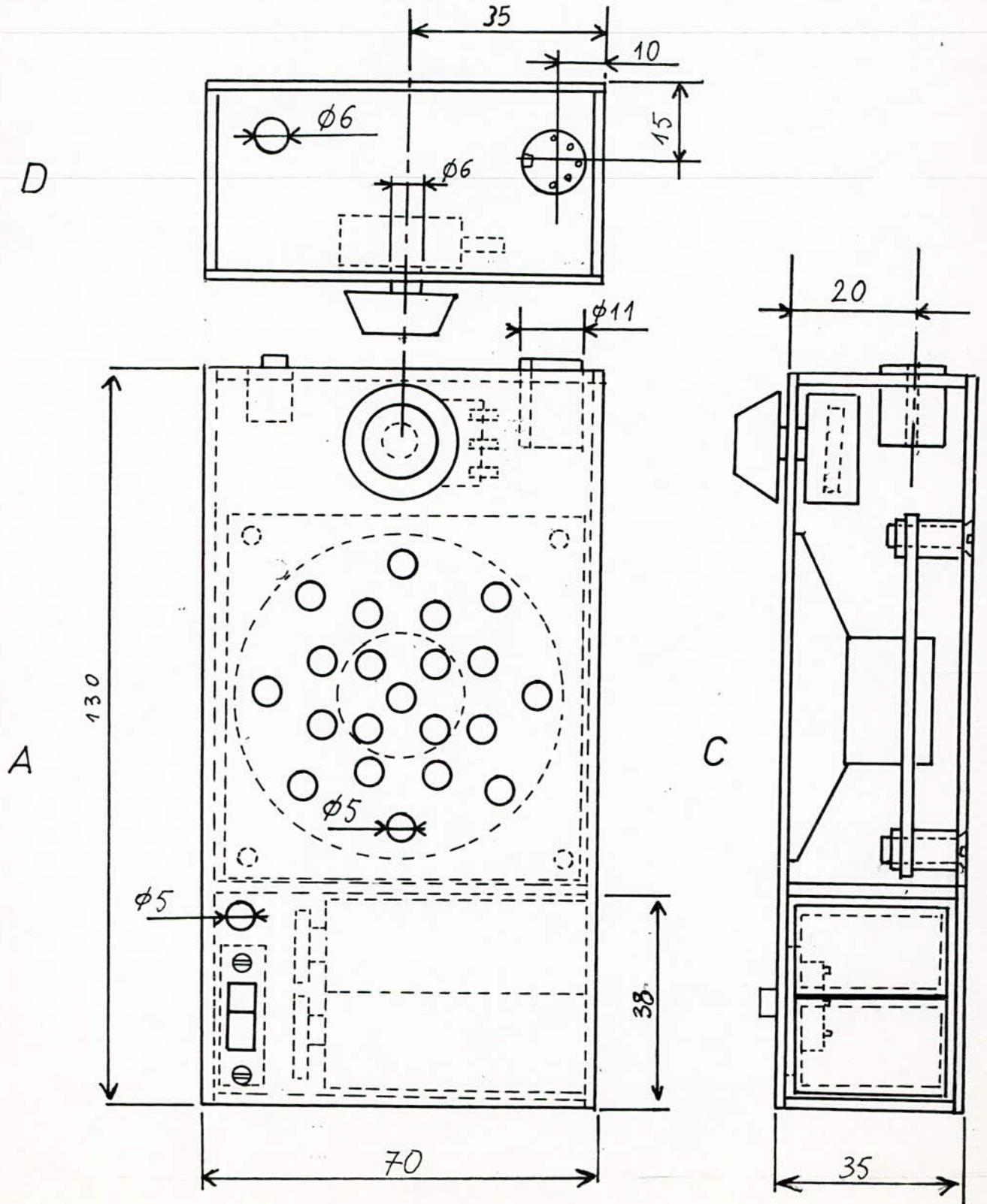
- 1 haut-parleur,  $8\Omega$
- 1 LED rouge,  $\phi 5\text{ mm}$
- 1 prise jack femelle
- 1 interrupteur à glissière
- 1 embase femelle DIN (5 broches)



CIRCUIT IMPRIME : VUE COTE SOUDURE



B



## *CONCLUSION*

L'idée générale qui a guidé notre travail a été de réaliser un dispositif d'assistance en rééducation biomédicale qui soit commode, simple et efficace en utilisant des moyens grand public.

Nous estimons avoir réalisé un appareil répondant aux exigences du cahier de charges. De plus, l'alimentation par piles nous a permis de contourner plusieurs problèmes; à savoir d'une part celui se rapportant aux bruits (parasitage secteur ...) et d'autre part celui lié à l'utilisation elle-même (légèreté de l'appareil, sécurité du patient,....).

Nous regrettons cependant de n'avoir pas pu faire les tests sur des cas réels vu les différents obstacles qu'on a rencontré durant notre étude. En effet, un tel travail aurait nécessité; soit l'utilisation d'électrodes intramusculaires donc l'assistance d'un technicien médical compétent, soit d'électrodes de surface, introuvables sur le marché et qui de plus nécessitent l'utilisation de pâte conductrice non disponible également.

Toutefois, comme tout appareil, ce dispositif peut subir des améliorations :

- une miniaturisation pour une commodité d'utilisation.
- un enregistrement de la réponse sur mémoire (une mini-cassette) pour être ensuite dépouillé par le médecin traitant à l'hôpital, en vue pour lui, de suivre à distance :
  - + l'évolution de la rééducation physique des muscles ou nerfs malades.
  - + les effets d'une médication donnée.

Ce travail nous a, entre autres, permis de saisir l'importance du mariage grandissant entre l'électronique et la médecine moderne. Il nous a de plus fait comprendre l'intérêt primordial de l'existence d'équipes pluridisciplinaires dans ce domaine.

# ANNEXES

## ANNEXE 1 :

### RAPPELS SUR L'U.J.T.

Le transistor unijonction ou U.J.T. (fig.1-1), comporte un barreau de Silicium du type N, dont les deux extrémités  $B_1$  et  $B_2$  appelées bases sont reliées à des soudures ohmiques, et une jonction centrale réalisée avec une zone de Silicium du type P qui est l'émetteur. Son schéma équivalent est représenté à la figure 1-2.

Tant que la tension d'émetteur  $V_E$  est inférieure à la tension  $V_A$ , la diode D est polarisée dans le sens bloquant et le barreau se comporte comme une résistance élevée. Si  $V_E$  dépasse un certain seuil positif, les trous sont injectés de l'émetteur vers la base  $B_1$ .

Au delà de la tension de pic  $V_p$  la jonction devient passante et la résistance  $RB_1$  diminue de façon importante. Le produit  $RB_1 \cdot I_E$  diminue, malgré que le courant  $I_E$  augmente. La d.a.d.p. passe alors par une valeur minimale que l'on appelle tension de vallée  $V_v$  puis elle croît ensuite comme pour diode normale. La caractéristique  $V_E = f(I_E)$  est donnée par la figure 1-3.

$$V_p = \eta V_{BB} + V_D$$

où  $V_D$  est la tension seuil de la diode et

$$\eta = \frac{R_{B1}}{R_{B1} + R_{B2}}, \text{ le rapport intrinsèque du barreau.}$$

Pour des intensités d'émetteur comprises entre  $I_{pic}$  et  $I_{vallée}$ , la résistance d'entrée dynamique est négative. Cette propriété de l'U.J.T. est utilisée pour les montages à relaxation; le principe repose sur la décharge périodique d'une capacité à travers une résistance pour produire des dents de scie (fig.1-4).

Supposons qu'à l'instant zéro, le condensateur C soit déchargé : un courant passant dans la résistance R va le charger et faire augmenter le potentiel de l'émetteur de l'U.J.T. Quand ce potentiel aura atteint la valeur  $V_p$ , le transistor se mettra à conduire: il se trouvera alors dans la région de sa caractéristique où sa résistance dynamique d'entrée est négative et le phénomène sera cumulatif, amenant une décharge très rapide du condensateur jusqu'à la tension  $V_v$  du transistor unijonction.

Au fur et à mesure que la capacité se charge, l'émetteur de l'U.J.T. prélève un courant croissant sur celui qui traverse la résistance R. Pour que le potentiel de cet émetteur puisse atteindre  $V_v$ , malgré une consommation allant jusqu'à  $I_p$ , il faut que l'on ait :

$$\frac{E - V_p}{R} > I_p$$

Cette relation nous définit une valeur maximale de R.

Pour que le courant puisse se couper à la fin de la décharge du condensateur, il faut, quand le potentiel de l'émetteur est à  $V_v$ , que le courant qui traverse R soit inférieur à  $I_v$ , d'où :

$$\frac{E - V_v}{R} < I_v.$$

On pourra donc définir la valeur minimale de R.

La résistance  $R_{B2}$  sert à réduire l'influence de la température sur la fréquence; elle a pour valeur :

$$F_{B2} = \frac{0,7 R_{B1} B_2}{\eta^{V_{BB}}} + \frac{(1-\eta)}{\eta} R_{B1}$$

où  $R_{B1}, B_2$  est la résistance interbase.

La résistance  $R_{B1}$  sert à obtenir, sur la base  $B_1$  de l'U.J.T. une impulsion positive au moment de la décharge de C.

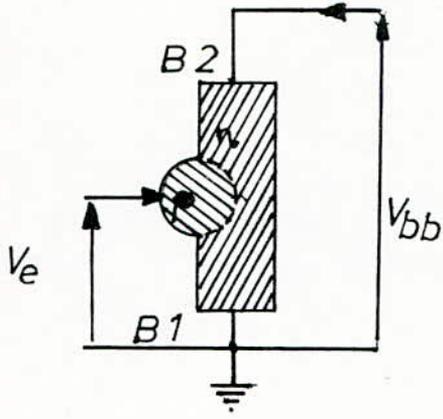


fig. 1-1

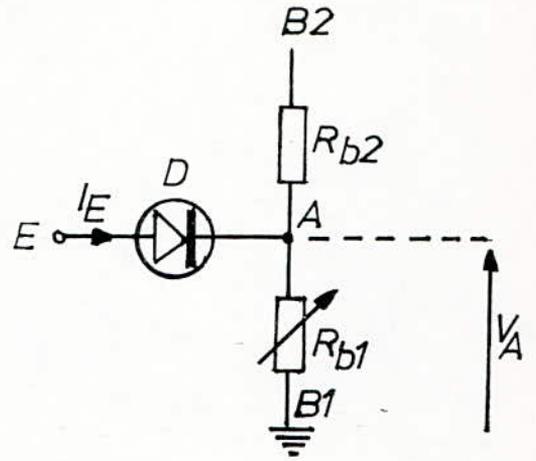


fig. 1-2

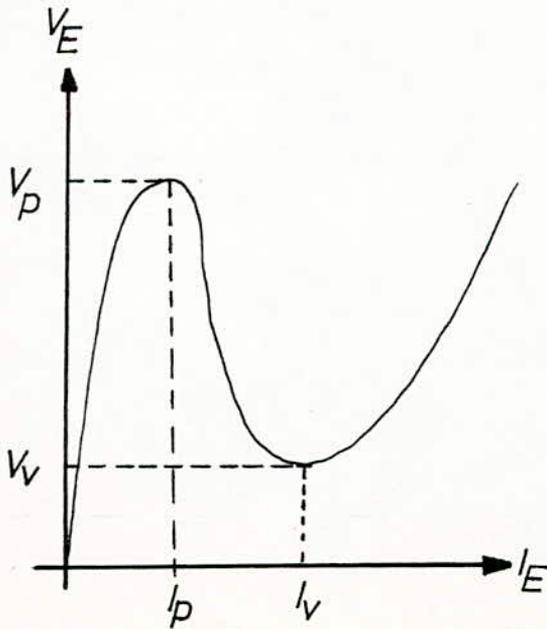


fig. 1-3

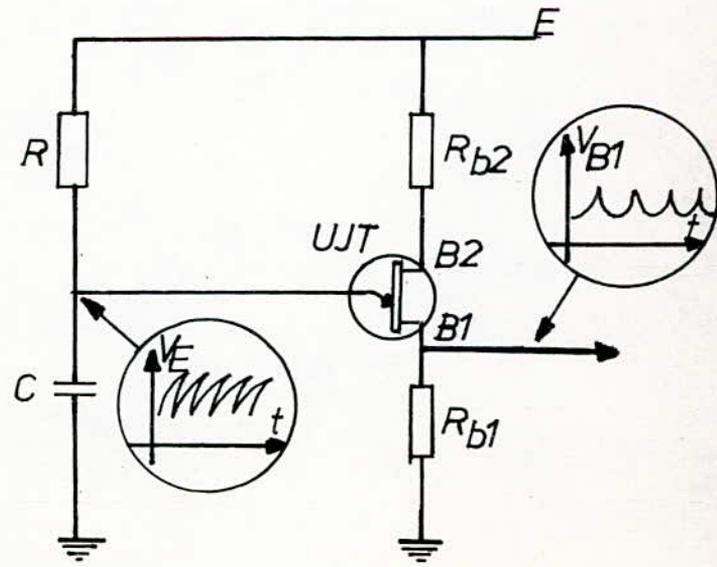


fig. 1-4

## ANNEXE 2 :

### ETUDE DES BRUITS

On entend par "Bruits" les signaux parasites de tout ordre qui viennent se superposer au signal utile.

On distingue deux sortes de bruits:

#### a- Bruits d'origine externe :

L'une des principales sources de bruit externe est le secteur à 50 Hz. Des couplages parasites (inductifs ou capacitifs) avec le réseau ou le transformateur d'alimentation sont capables d'introduire dans le montage des tensions ou des courants parasités à 50 Hz, 100 Hz, 150 Hz rarement sur les fréquences harmoniques supérieures.

La tension résiduelle d'alimentation est également, si elle n'est pas parfaitement filtrée, une des principales sources de signaux indésirables.

Des circuits imprimés de qualité médiocre sur lesquels seraient réalisés les montages, du fait des courants de fuite dont ils sont le siège, constituent également des sources de bruits.

Le tableau de la figure ii récapitule les diverses causes de bruit d'origine externe et contient quelques conseils pratiques pour leur élimination.

Source et fréquence du bruit	Remedes proposés
secteur (50 Hz)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- circuit de masse bien étudié</li> <li>- alimentation isolée</li> <li>- transfo. d'alimentation muni d'un écran.</li> <li>- Bon blindage de l'appareil</li> </ul>
Roufflement extérieur (10 Hz à 300 Hz).	<ul style="list-style-type: none"> <li>- éliminer du voisinage proche de l'ampli toute source de champ magnétique ou électrostatique interse.</li> </ul>
Circuit imprimé (0,1 à 100 Hz).	<ul style="list-style-type: none"> <li>- utilisation de circuits performants</li> <li>- nettoyage soigné des circuits.</li> </ul>

Fig. ii

b- Bruits d'origine interne :

Ces bruits sont dûs aux fluctuations spontanées qui affectent une tension, un courant ou un champ dans les divers composants utilisés en électronique, on distingue :

- Le bruit thermique ou de Johnson (1 à 100 KHz).  
dû à l'agitation thermique des  $e^-$  dans les parties résistives des composants.

En général, le bruit Johnson qui prend naissance à l'intérieur même de l'ampli peut être négligé devant les autres sources de bruit mais il n'en va pas de même pour celui engendré dans les résistances.

On devra donc veiller à utiliser des composants de qualité.

- Le bruit Schottky (1 à 100 KHz) est causé par la création et la recombinaison des paires  $e^-$  - trou au niveau des jonctions de S.C.

On utilisera pour remédier à cela des S.C. à grande vitesse.

*LEXIQUE*

- + cutané : relatif à la peau.
- + electrodiagnostic musculaire: Ensemble des techniques electrophysiologiques ayant pour but le diagnostic des affections neuro-musculaires.
- + hypodermique: sous - cutané.
- + métabolisme : Ensemble de transformations subies dans un organisme vivant par les substances qu'il absorbe.
- + pathologie : Science des causes et des symptômes des maladies.
- + prothèse: Remplacement chirurgical d'un organe ou d'un membre.
- + Sommation spatiale : Augmentation du nombre d'unités motrices mises en jeu lorsque la contraction musculaire devient plus forte.
- + sommation temporelle: Augmentation de la fréquence de battement de chaque unité motrice lorsque la contraction devient plus forte.
- + synergie : association de plusieurs organes pour l'accomplissement d'une fonction.

# *BIBLIOGRAPHIE*

-AMATO, R :

Basse Fréquence, calculs et schémas, Editions Radio, Paris,  
1978.

-BOUBGUIPA, A; KERROUR, F :

"Etude et réalisation d'un amplificateur à faible bruit pour  
signaux neuro-physiologique", thèse d'Ingéniorat E.N.P.A.;  
Juin 1984.

-BOUGHERIRA, T; EL AMRANI, A :

"Etude et réalisation d'un électrocardiographe", thèse  
d'Ingéniorat E.N.P.A., Juin 1982.

-DAMAYE, R :

Amplificateur opérationnel, Edition Radio, Paris ,1974.

-DELPRAT, J :

Encyclopédie médico-chirurgicale (Paris) 26015A10-4710.

-DUEZ; AUCLERC :

Electronique appliquée 2, classiques Hachette, 1973.

-GREMY, F; PERRIN, J :

Eléments de biophysique 1, Flammarion, Paris, 1977.

-HAMONET, C:

ABC d'électromyographie, Masson, 1980.

-ISCH, F:

Encyclopédie médico-chirurgicale (Paris) 17030 B10.

-MARSTON, R.M.:

110 étude pratiques de l'amplificateur opérationnel, Eyrolles,  
1978.

-MATHIFU, P :

Encyclopédie médico-chirurgicale (Paris) 17050 A10.

-MILSANT, F :

Cours d'électronique 3, Eyrolles, 1982.

-MILSANT, F :

Electronique de base 1, Eyrolles, 1985.

-MORNAND, J :

Schémas d'électronique, Dunod, 1979.

-MORTIMER :

Position transduction for proportionnal two axis control for orthotic, Gotorg, Sweeden, 1971.

-ORRHICHEN, J.P. :

Emploi rationnel des transistors, Editions Radios, Paris 1964.

-RATEAU, R. :

"Manipulation sur les transistors", Radio Plans-électronique loisirs, N°420, P. 75-77, Nov. 1982.

-TREMOLIERES, J. :

"biofeedback et myofeedback", électronique applications, N°32, P.99-105, Oct.-Nov., 1983.

-TREMOLIERES, J. :

"Electronique et biotechnologies", électronique application, N°40, P: 33-39, Fév.-Mars, 1985.