

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

50/86

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

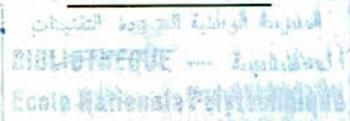
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA  
RECHERCHE SCIENTIFIQUE

المدرسة الوطنية المتعددة التقنيات

ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE

DEPARTEMENT ELECTRONIQUE



PROJET DE FIN D'ETUDES

INGENIORAT D'ETAT EN ELECTRONIQUE

Sujet :

Générateur d'impulsions pour traitement  
analgésique et acupunctural.

Proposé par :  
T. SLUSZKIEWICZ

Etudié par :  
FRAUCENE Med Samir  
BENKORTBI Abdelkrim

Dirigé par :  
T. SLUSZKIEWICZ

PROMOTION : JUIN 1986

E. N. P. 10, avenue Hacène Badi, El-Harrach - ALGER

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA  
RECHERCHE SCIENTIFIQUE

المدرسة الوطنية المتعددة التقنيات

ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE

DEPARTEMENT ELECTRONIQUE

PROJET DE FIN D'ETUDES

INGENIORAT D'ETAT EN ELECTRONIQUE

Sujet :

Générateur d'impulsions pour traitement  
analgésique et acupunctural.

Proposé par :  
T. SLUSZKIEWICZ

Etudié par :  
FRAOUCENE Med Samir  
BENKORTBI Abdelkrim

Dirigé par :  
T. SLUSZKIEWICZ

PROMOTION : JUIN 1986

E. N. P. 10, avenue Hacène Badi, El-Harrach - ALGER

## DEDICACE

A ma mère et mon père et à leurs sacrifices  
A ma grand-mère et mon oncle.  
A mes frères et sœurs  
A mes amis,

je dedie ce modeste travail.

Abdelkrim.

أهدي هذا العمل المتواضع

إلى أبي وأمي

إلى إخوتي وأخواتي وكل عائلتي

إلى إخواني في الله وأصدقائي

والله ولي التوفيق

محمد سمير

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

Nous tenons à remercier très vivement notre promoteur Monsieur  
T. SLUSZKIEWICZ, qui par son aide moral et par ses conseils judicieux,  
a su nous guider tout au long de notre travail.

Nos remerciements s'adressent également à Messieurs . :

- . B. KORTBI
- . H. DJIDJELI
- . H. YERKI

Pour leur aide, et à tous ceux qui ont contribué à la réalisation de  
ce projet.

TABLE DES MATIERES

- INTRODUCTION

- HISTORIQUE

CHAPITRE I : MECANISMES ET CONTROLE DE LA DOULEUR

1 - VERS UNE DEFINITION DE LA DOULEUR	5
2 - LA PHYSIOLOGIE DE LA DOULEUR	6
2.1 Anatomie d'un nerf périphérique	6
3 - LES MECANISMES DE RECEPTION	9
3.1 Mécanismes de réception des fibres nerveuses	9
3.2 Les mécanismes d'action de la moelle épinière	12
3.3. Les mécanismes cérébraux	13
4 - LE CONTROLE SENSORIEL DE LA DOULEUR	16
4.1 La stimulation électrique percutanée des nerfs	16
4.2 La stimulation électrique par acupuncture	18
- Bases physiologiques de l'analgésie par hyperstimulation	20
4.3 Sommaire	21

CHAPITRE II : PARTIE TECHNICO-MEDICALE

1 - PROPRIETES ELECTRIQUES DE LA PEAU	23
2 - LES COURANTS ANTALGIQUES DE BASSE FREQUENCE	24
2.1 Principes physiques	24
2.2 Propriétés biologiques	25
2.3 Les différents types de courants de basse fréquence	25

CHAPITRE III : CAHIER DE CHARGES

CHAPITRE IV : REVUE DE PROPOSITIONS

1 - GENERALITES	30
2 - 1ère PROPOSITION	31
3 - 2ème PROPOSITION	32

a - Générateur de dent de scie	33
b - Le convertisseur tension-fréquence	37
4 - 3ème PROPOSITION	38
5 - AUTRES PROPOSITIONS	45
<b>CHAPITRE V : COMPARAISON ET CHOIX D'UNE PROPOSITION</b>	
1 - AVANTAGES ET INCONVENIENTS DES DIFFERENTES PROPOSITIONS	46
1.1 Première proposition	46
1.2 Deuxième proposition	47
1.3 Troisième proposition	47
2 - CHOIX D'UNE PROPOSITION	48
<b>CHAPITRE VI : CALCUL DES ELEMENTS DU CIRCUIT</b>	
1 - CALCUL ET CHOIX DES ELEMENTS PASSIFS DU GENERATEUR D'IMPULSIONS SIMPLES	49
a - L'astable	50
b - Le monostable	50
2 - CALCUL ET CHOIX DES ELEMENTS DU GENERATEUR D'IMPULSIONS PSEUDO-ALEATOIRES	51
a - Le multiplexeur	51
b - Le sélecteur	52
c - Le diviseur de fréquence	53
3 - ETAGE AMPLIFICATEUR	56
4 - ALIMENTATION	59
<b>CHAPITRE VII : RESULTATS PRATIQUES</b>	
<b>CHAPITRE VIII : PROJET POUR UNE PRODUCTION EN SERIE</b>	
1 - SCHEMA ELECTRONIQUE	61
2 - NOMENCLATURE	61
3 - FICHE TECHNIQUE	62
4 - CIRCUIT IMPRIME	62
5 - IMPLANTATION DES COMPOSANTS	62
6 - LE TRAVAIL DU BOITIER	63
7 - ESSAIS ET MISE AU POINT	63
8 - MANUEL D'UTILISATION	64
8.1 Spécifications	64
8.2 Instructions d'opération	65
8.3 Précautions d'emploi	67
9 - AMELIORATION	68
<b>CONCLUSION</b>	
<b>ANNEXES</b>	
<b>BIBLIOGRAPHIE</b>	

## INTRODUCTION

De nos jours les dépenses médicales dans les pays développés et à forte raison dans les pays en voie de développement croissent nettement plus vite que le revenu national. Il devient donc nécessaire pour la sécurité sociale de ces pays de développer la prévention et d'encourager les méthodes rapides de diagnostic et de traitement des maladies.

Pour atteindre ces objectifs, l'électronique est sûrement la branche qui a joué et jouera un rôle de plus en plus important dans ce sens. De nos jours un nombre non négligeable de vies humaines sont sauvées par des dispositifs électroniques nouveaux tels le scanner, les stimulateurs cardiaques ou la surveillance en soins intensifs (monitoring).

La microminiaturisation qui résulte des techniques électroniques va sans doute satisfaire à des exigences nouvelles telles l'implantation de certains appareils comme par exemple les stimulateurs analgésiques ou simplement des appareils pour régulation automatique de certains paramètres biologiques.

Ainsi une collaboration étroite entre médecins et scientifiques est devenue indispensable pour assurer dans l'intérêt du patient la meilleure conception et utilisation possible des appareils délicats et souvent très complexes d'électronique médicale.

Notre travail consiste en l'étude et la réalisation d'un générateur d'impulsion pour un traitement analgésique et acupunctural de la douleur.

Tous nerfs, situés environ à moins de 4 centimètres de la surface de la peau, peuvent être stimulés au moyen d'électrodes - dans le cas de l'analgésie électrique - et d'aiguilles dans le cas de l'électro-acupuncture. Ces électrodes ou aiguilles sont reliées à un stimulateur qui émet des impulsions électriques de formes différentes, de fréquence, durée et d'intensité réglable. Cette technique a maintenant été éprouvée par des centaines de milliers de personnes qui utilisent des stimulateurs fabriqués par plus de 40 entreprises. [ 1 ]

L'analgésie électrique entraîne habituellement une réduction de la douleur, et dans un pourcentage appréciable des cas, elle permet un contrôle permanent de la douleur, alors que l'électro-acupuncture va encore plus loin en arrivant parfois même à la guérison définitive.

Enfin, nous tenons à souligner que l'étude du stimulateur est faite en vue d'une production en série suivant les exigences d'un cahier de charges établi par une entreprise nationale fictive. Afin de nous mettre dans une situation semblable à celle qu'aurait un ingénieur de conception au sein d'une entreprise nationale, où les moyens mis à sa disposition ne sont pas toujours idéaux, nous sommes contents tout au long de la réalisation du stimulateur à n'utiliser que les moyens accessibles à l'ENPA.

HISTORIQUE :

En 1893, le docteur B. D'ARSONVAL, à la suite d'une étude sur le courant ondulatoire de forme sinusoïdale écrivait : "l'électrothérapie est le médicament par excellence de la douleur". Remarquable affirmation qui ne donna pas cependant les suites qu'on en pouvait attendre.

Si d'ARSONVAL semble bien être le premier à avoir mené une étude systématique sur l'action antalgique des courants électriques, des essais isolés avaient été faits dès le milieu du XIXe siècle. C'est ainsi qu'en 1855 RICHARDSON observait, lors de l'application du courant électrique sur le corps humain, une analgésie au niveau de l'électrode positive.

Vers la même époque, FRANCIS, dentiste à Philadelphie, extrayait des dents avec l'aide de l'électricité, le pôle négatif de son générateur étant relié au davier et le pôle positif dans la main du patient. Il n'annonçait d'ailleurs qu'un pourcentage de succès assez modeste : 25 %. La méthode tomba dans l'oubli. [ 5 ]

Ce n'est qu'au début de ce siècle que les travaux de LEDUC allaient redonner une nouvelle impulsion à la recherche de l'anesthésie par le courant électrique. Il employait un courant particulier, encore très souvent utilisé de nos jours. Ce courant de Leduc était un courant continu interrompu à la fréquence de 100 impulsions unidirectionnelles par seconde.

Puis, séparément, savants américains, SMITH et CULLEN en tête, et russes, avec ANANEV, LIVENSEV, SERGUEEV et leurs collaborateurs reprirent les principes de Leduc, et précisèrent leurs avantages et inconvénients. [ 6 ]

En 1967, WALL et SWEET ont montré qu'une légère stimulation électrique des nerfs procurait un soulagement de la douleur chez certains malades. L'équipement requis pour ce traitement était d'une incroyable simplicité et comportait des circuits électroniques standard. Plusieurs dispositifs nouveaux sont apparus depuis sur le marché, qui constituent autant de variantes d'un même appareil. [ 1 ]

## CHAPITRE I

### MECANISME ET CONTROLE DE LA DOULEUR

#### I. 1 - VERS UNE DEFINITION DE LA DOULEUR

Le terme de "douleur" est utilisé pour désigner des expériences psychologiques variées allant de celles évoquées dans des conditions expérimentales chez des individus sains à celles observées dans des conditions pathologiques aiguës ou chroniques. Il s'agit d'un phénomène complexe, difficile à analyser, pouvant consister en un signal d'alarme entraînant une réaction de défense et de protection utile à l'organisme pour le soustraire aux stimulations néfastes. Par ailleurs, quand elle devient durable ou chronique, la douleur constitue une agression sévère pouvant affecter la personnalité de l'individu. C'est aussi un phénomène subjectif dont l'évaluation quantitative se heurte à de nombreuses difficultés. Ces diverses raisons expliquant sans doute pourquoi il est étonnant de constater que, en dépit de son importance en médecine et en biologie, on n'ait jamais défini la douleur de façon satisfaisante. [10]

Examinons trois tentatives récentes de définition. La première (MOUNTCASTLE, 1980) déclare, sans équivoque, que "la douleur est cette expérience sensorielle provoquée par des stimuli qui lèsent les tissus ou menacent de les détruire, expérience définie introspectivement par chacun comme ce qui fait mal."

La seconde définition (STERNBACH, 1968) présente la douleur comme une abstraction qui désigne :

- 1 - une sensation personnelle et intime de mal ;
- 2 - un stimulus nocif qui signale un dommage tissulaire actuel ou imminent ;

3 - un schéma de réactions destiné à préserver l'organisme du mal.

La troisième définition est meilleure, sans être totalement acceptable, (MERSKEY et COLL, 1979) voient dans la douleur "une expérience sensorielle et émotionnelle désagréable, associée à un dommage tissulaire réel ou virtuel, ou décrite en terme d'un tel dommage."

Pour le moment, à défaut d'une définition exacte, nous devons nous contenter d'indices qui y conduisent et admettre que toute définition contemporaine de la douleur ne peut avoir qu'une valeur heuristique. [1]

## I. 2 - LA PHYSIOLOGIE DE LA DOULEUR

Pour comprendre les bases théoriques sur lesquelles nous nous sommes appuyés avant même de passer à une application pratique, il est nécessaire de rappeler succinctement quelques notions essentielles de physiologie de la douleur, tout en étant parfaitement conscient que le spécialiste pourra trouver cet exposé un peu superficiel.

### I. 2-1 - Anatomie d'un nerf périphérique :

Les nerfs principaux, comme le grand sciatique ou le cubital, sont des structures de grande taille. Ils se divisent en faisceaux dont chacun contient un nombre considérable de fibres nerveuses. Ces fibres sont constituées chacune d'un corps cellulaire, d'un axone et des dendrites.

Chaque cellule est pourvue d'une longue excroissance cylindrique, l'axone (fig. I.1). L'axone véhicule l'influx nerveux et peut également transporter des substances chimiques sur toute sa longueur. Quand l'axone a plus d'un micron de diamètre, il est recouvert de manchon de myéline, une substance protéique, grasse et isolante. Les manchons ont de 1 à 2 mm de long et sont séparés les uns des autres, le long de l'axone, par les "noeuds de Ranvier". Ces interstices permettent aux substances chimiques d'entrer et de sortir de l'axone pour produire des influx nerveux. Sur toute leur étendue, de la moelle à la périphérie, les axones reposent dans leurs propres canaux tubulaires. Chacun des grands nerfs est un nerf mixte ; il contient trois types fonctionnels d'axones :

1 - des axones moteurs, dont les influx provoquent la contraction du muscle.

2 - des axones sensoriels, dont les influx transmettent des messages afférents jusqu'à la moelle.

3 - des axones sympathiques, dont les influx contrôlent certaines activités du système nerveux autonome, comme le débit sanguin et la transpiration. [1]

## Propriétés des différents types de fibres afférentes

TYPE DE FIBRE	Myélinisées		Non myélinisées
	A-BÊTA	A-DELTA	C
Diamètre	5-15 $\mu$	5-1 $\mu$	1,5-0,25 $\mu$
Vitesse de conduction	100-30 msec	30-6 msec	1,0-2,5 msec
Type de récepteur	spécialisé et libre	libre	libre
*Réagit à	pression légère	1) pression légère 2) pression forte 3) chaleur (45°C +) 4) substances chimiques 5) refroidissement	1) pression légère 2) pression forte 3) chaleur (45°C +) 4) substances chimiques 5) tiédeur

\* Chaque fibre des groupes A-DELTA et C peut réagir à un seul type de stimuli ou à plusieurs ; il existe par exemple des fibres « polymodales » C qui réagissent autant à une forte pression qu'à la chaleur et aux substances chimiques.

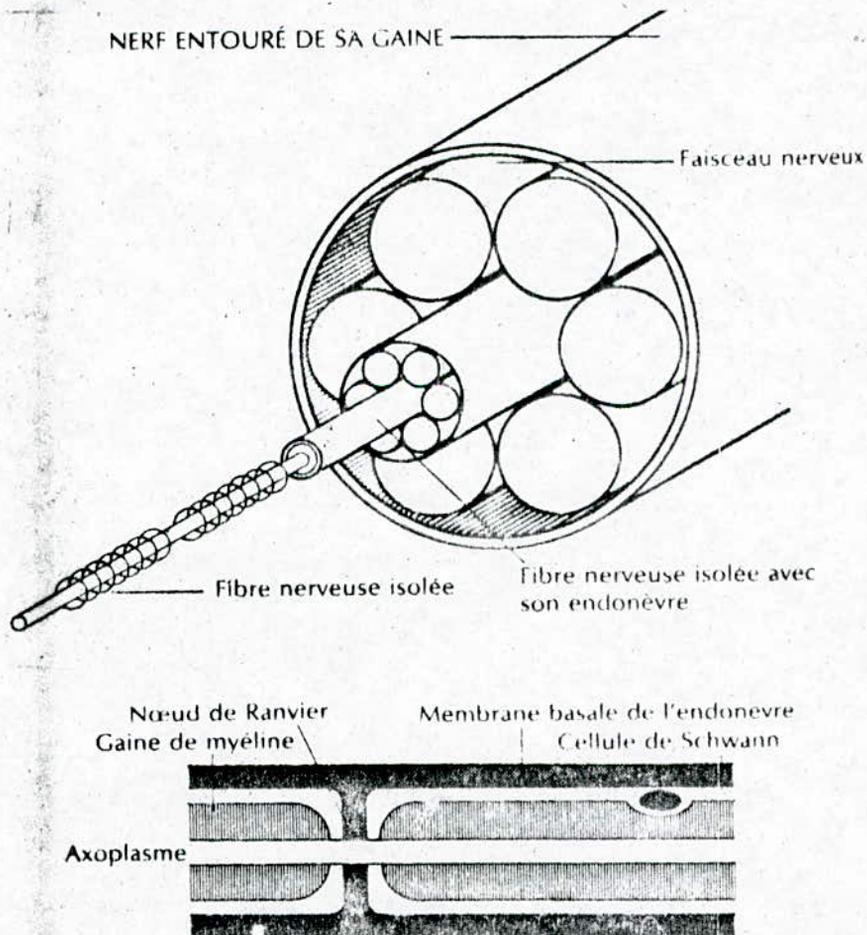


Figure 1.1 En haut : schéma des parties constituantes d'un nerf périphérique. En bas : schéma des composantes d'une fibre nerveuse isolée.

### I. 3 - LES MECANISMES DE RECEPTION

#### I.3 -1 - Mécanismes de réception des fibres nerveuses :

La conception traditionnelle de la sensibilité de la peau prétend qu'il y a quatre types de récepteurs, chacun correspond à l'une des quatre modalités de la sensation cutanée : la douleur, le toucher, la chaleur et le froid.

Les biologistes ont découvert qu'une fibre sensorielle se ramifie considérablement de façon que son champ de réception des fibres adjacentes se chevauchent, de sorte que la stimulation d'un point ne mobilise pas un seul champ, mais plusieurs. Anatomiquement, on identifie six (6) types de terminaisons dans la peau, recouvertes ou non de poils. Celles-ci rejoignent de grosses fibres nerveuses sensorielles myélinisées et réagissent de diverses façons à une stimulation mécanique légère. On répartit traditionnellement les fibres sensorielles en trois groupes : A-BETA (grosses et myélinisées) ; A-DELTA (petites et myélinisées) et C (non myélinisées). Environ 60 à 70 % de toutes les fibres sensorielles afférentes appartiennent au groupe C (Tab. I.1).

Toute fibre nerveuse qui reçoit un choc assez fort et assez rapide émet une décharge lésionnelle. Ainsi, l'aiguille qu'on enfonce dans le tissu cutané déclenche des influx dans toutes les fibres nerveuses qui se trouvent sur son passage. Elle stimule non seulement les fibres à seuil bas, mais aussi par recrutement (sommation) certaines fibres à seuil élevé qui sont normalement insensibles aux stimuli de faible intensité.

Nous savons aujourd'hui que les propriétés de transmission de tout récepteur dépendent d'au moins huit (8) variables physiologiques :

- 1) son seuil de déformation mécanique,
- 2) son seuil relatif au changement négatif et positif de température,
- 3) sa sensibilité maximale au changement de température,
- 4) son seuil relatif aux modifications chimiques,
- 5) le rapport entre l'intensité du stimulus et la réaction,
- 6) la rapidité d'adaptation à la stimulation,
- 7) l'étendue du champ de réception, et
- 8) la durée de la décharge consécutive. La spécialisation de chaque récepteur de la peau serait donc définie par sa position dans un espace multidimensionnel de variables physiologiques.

Ainsi la nature des "patterns" temporels d'impulsions nerveuses que les récepteurs engendrent dépendrait des effets exercés par le stimulus physique à l'intérieur des limites imposées par les propriétés physiologiques du récepteur, comme son champ de sensibilité et sa vitesse d'adaptation.

Grâce au chevauchement considérable des champs de réception, la plus petite pique d'épingle viendra mobiliser plusieurs unités récepteur - fibre. Le "point récepteur de la peau" "skinspot" qui, a-t-on cru d'abord, représentait un récepteur spécifique situé juste au-dessous, serait donc en fait le produit de cette capacité qu'a le système nerveux central d'intégrer les influx provenant de plusieurs fibres dont les champs de réception se chevauchent (POWER, 1943).

[ ]

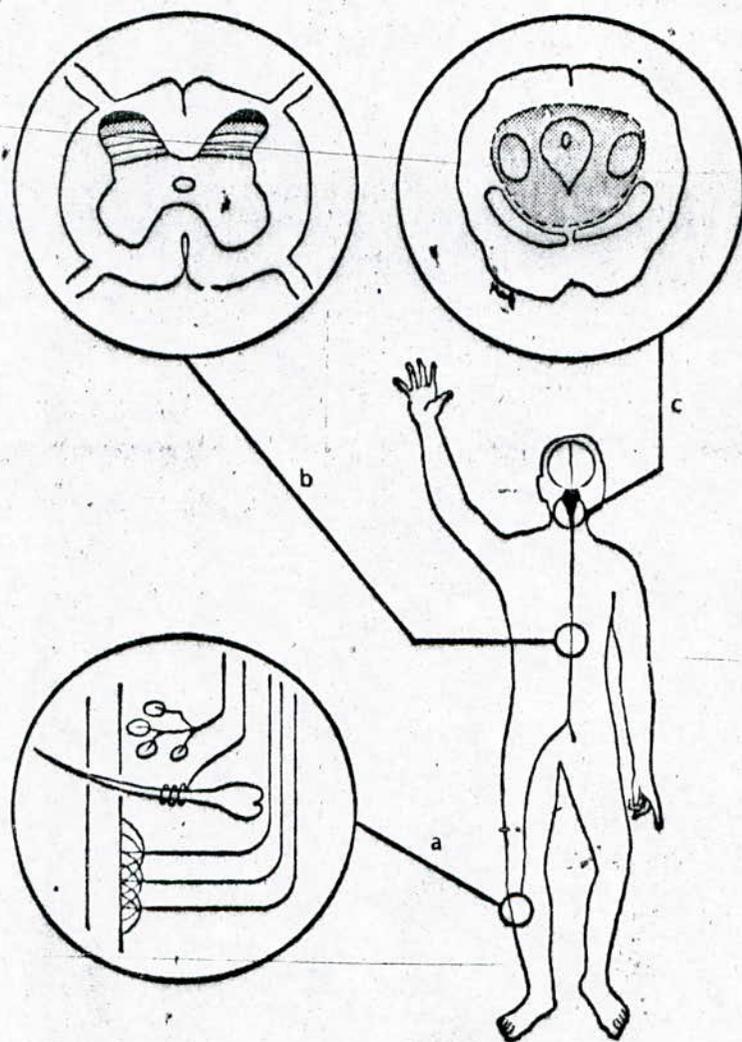


Figure 5.1 Représentation schématique des récepteurs et des voies de projection du système sensoriel somatique. a. Ce diagramme des éléments de la peau montre des terminaisons nerveuses libres à vastes ramifications (lesquelles entraînent le chevauchement des champs de réception) ainsi que certains organes terminaux spécialisés. Les fibres envoient leur projection vers la moelle épinière. — b. Cette coupe transversale de la moelle montre les couches (lames) de cellules dans les cornes postérieures, lesquelles reçoivent les fibres sensorielles et dirigent leurs axones vers le cerveau. La partie hachurée représente la substance gélatineuse (les lames 1 et 2). — c. Le tronc cérébral (partie inférieure du cerveau) reçoit d'importants contingents de fibres somatosensorielles et envoie des projections tant vers les régions supérieures que vers les régions inférieures du système nerveux central. La partie hachurée représente la formation réticulée. Au-dessous et de chaque côté se trouve le Lemniscus médian. Les voies de projection spinothalamiques — présentées ici à l'intérieur de la formation réticulée — se trouvent au-dessus des faisceaux du Lemniscus.

### I.3-2 - LES MECANISMES D'ACTION DE LA MOELLE EPINIÈRE

En 1969 Hillman et Wall ont étudié les cellules de la lame 5 (couche de cellule dans la moelle épinière), et découvrirent l'organisation commune à tous les systèmes sensoriels : un champ récepteur excitable entouré d'une zone d'inhibition. On a donné à cet environnement inhibiteur un nom spécial, celui de "contrôle inhibiteur diffus induit par des stimulations nocives". Ils prouvèrent aussi l'existence de deux champs récepteurs superposés, un pour la stimulation légère et un autre pour la stimulation intense, chacun ayant une organisation spatiale différente. On peut maintenant comprendre ce phénomène bizarre connu depuis des années : le fait que la stimulation des grosses fibres afférentes à seuil peu élevé ait tendance à inhiber la réaction des cellules aux petites fibres afférentes à seuil élevé. Les grosses fibres afférentes sont reliées à des mécanismes tant excitateurs qu'inhibiteurs, mais en définitive, c'est l'inhibition qui l'emporte. Cette inhibition présumée se produit soit par blocage des impulsions, soit par contrôle de la quantité de neurotransmetteurs libérés par les terminaisons.

On a aussi observé chez certaines cellules de transmission que la répétition de stimuli identiques engendre une décharge de plus en plus longue. Ce phénomène, appelé effet de "remontage", se produit surtout en cas d'abolition des contrôles inhibiteurs.

Alors qu'on peut observer le remontage dans les grosses cellules de transmission de la lame 5, une forme de décharge prolongée, beaucoup plus frappante, se produit dans environ 20 % des petites

cellules de la substance gélatineuse, dont certains réagissent pendant plusieurs minutes à une stimulation unique. D'autres cellules répondent de façon inverse : la répétition des stimuli entraîne un effet de plus en plus faible (effet d'accoutumance) ; on a appelé ces cellules "cellules de nouveauté". [1]

### I.3.3 -- LES MECANISMES CEREBRAUX :

L'état actuel des recherches sur la douleur est très difficile à évaluer, et il serait prématuré de vouloir porter un jugement global sur un domaine en pleine évolution. Nous nous contenterons plutôt d'énoncer certains résultats les plus à la mode de la recherche actuelle.

La vieille théorie d'un "centre de la douleur" n'a évidemment aucun sens. Il est aujourd'hui de plus en plus évident que la presque totalité du cerveau a un rôle à jouer dans la douleur. Plusieurs aires du cerveau sont impliquées dans les processus de douleur et elles font preuve d'interactions considérables. Même des activités du cerveau apparemment indépendantes de la douleur, comme la vision, l'audition et la pensée, ont leur importance. Il nous est tous arrivé de sursauter violemment à la suite d'un attouchement inattendu, même léger ; mais si le stimulus se répète, la réaction décroît rapidement ou disparaît. Ce sont là des exemples de l'aptitude du cerveau à imposer une inhibition ou une censure aux messages qui arrivent. Ainsi la fonction principale du cerveau consiste à recevoir et à intégrer les influx sensoriels, à les mettre en relation avec l'expérience antérieure, et à élaborer les comportements adéquats les mieux adaptés à la survie de l'animal ou de l'individu dans son environnement particulier. Ceci nous permet de conclure qu'il existe des processus neuraux spécialisés et agissant en interaction, à la base des trois principaux aspects psychologiques de la douleur : les couples sensation-discrimination, affectivité-motivation et cognition-évaluation (MELZACK et CASEY, 1968). [1]

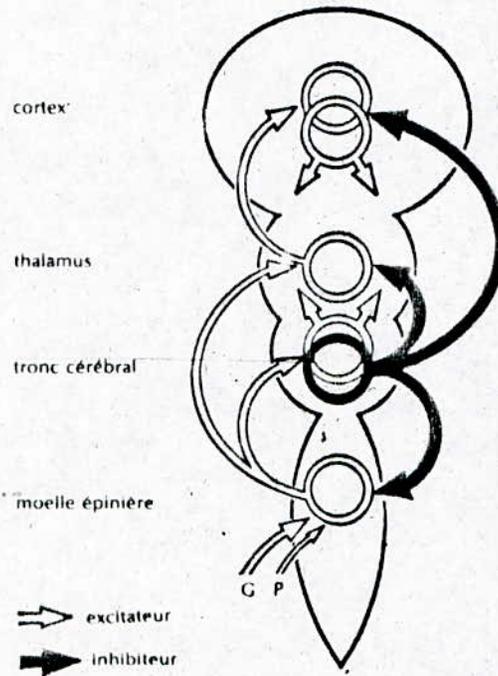


Figure 14.3 Plan schématique du mécanisme central de déviation. Les grosses et les petites fibres provenant d'un membre actif dans la moelle un **groupe de neurones**, qui excitent à leur tour d'autres **groupes de neurones à des niveaux supérieurs** successifs. Le mécanisme central de déviation, représenté par le **système de projection inhibiteur** qui prend source dans la formation réticulée du **tronc cérébral**, règle l'activité à tous les niveaux. La diminution des influx vers ce système **affaiblirait** l'inhibition ; l'accroissement des influx sensoriels, ou la stimulation électrique **directe**, augmenterait l'inhibition. G, grosses fibres ; P, petites fibres.  
(D'après Melzack, 1971, p. 409).

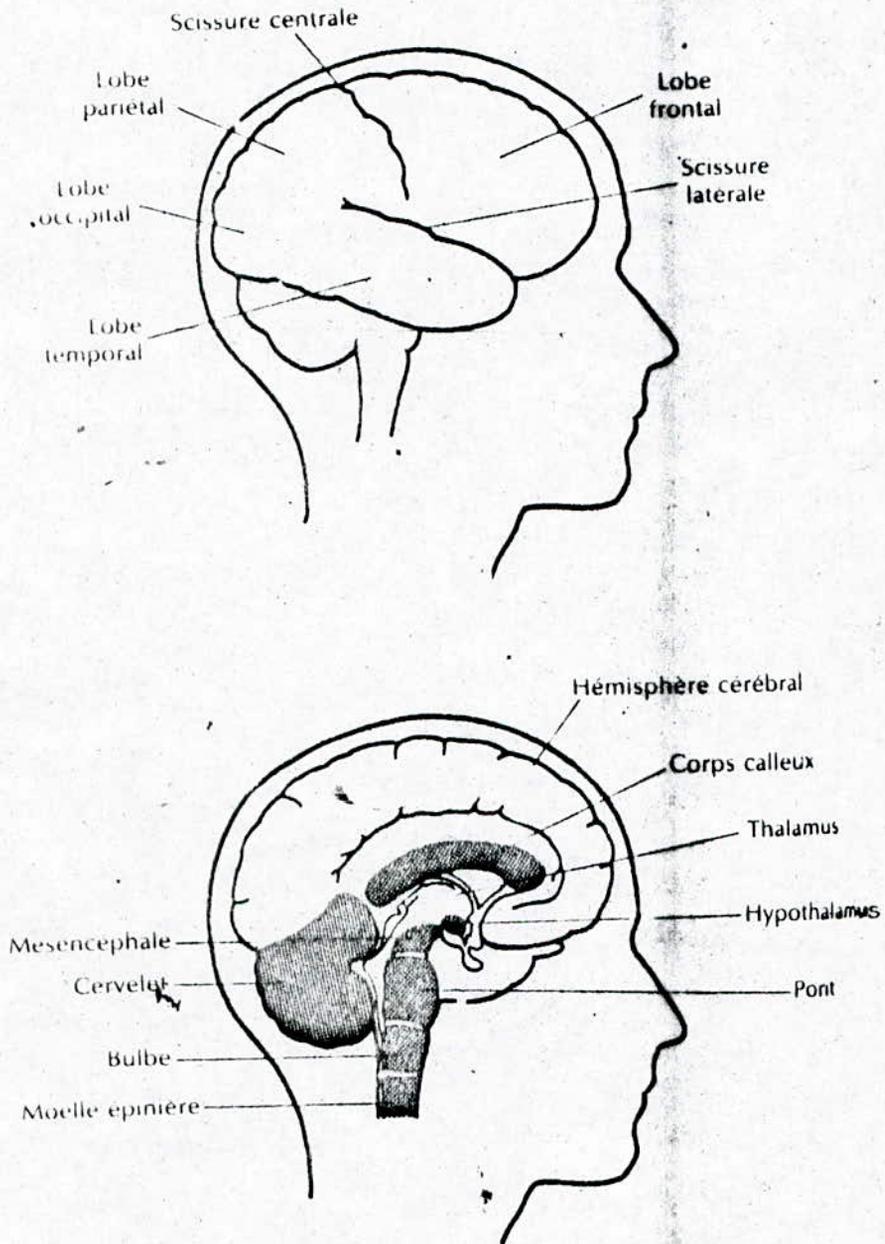


Figure 7.1 Représentation schématique du cerveau.  
En haut : principaux lobes et scissures.  
En bas : coupe passant par le centre du cerveau révélant les principaux éléments du tronc cérébral et diverses autres structures.

#### I.4 - LE CONTROLE SENSORIEL DE LA DOULEUR

Selon leur mécanisme d'action, on peut schématiquement reconnaître deux catégories de méthodes de traitement symptomatique de la douleur : les méthodes qui visent à bloquer la transmission des messages douloureux, et celles qui visent à renforcer ou à activer un système endogène du contrôle inhibiteur de la douleur. C'est parmi ces dernières que se rangent les techniques que nous allons exposer.

##### I.4.1 - La stimulation électrique percutanée des nerfs (SEP) :

Tous les nerfs situés environ à moins de quatre centimètres de la surface de la peau peuvent être stimulés au moyen d'électrodes placées sur l'épiderme. Ces électrodes sont reliées à un stimulateur, qui émet une série continue de pulsations électriques. La fréquence et la durée de ces dernières varient avec les divers stimulateurs, mais tous ces appareils sont construits de façon à ce que le malade puisse régler lui-même l'intensité du courant. Il augmente la puissance de la stimulation jusqu'à ce qu'il ressente un picotement agréable dans la zone desservie par le nerf stimulé.

On constate que la légère élévation du seuil de perception de la douleur, surtout quand la peau devient sensible, suffit à contrôler la douleur chez de nombreux sujets, pendant la stimulation. Fait d'un intérêt plus grand encore pour certains malades - surtout pour les victimes de lésions nerveuses - le soulagement persiste plusieurs heures après la brève période (15 à 30 minutes) de stimulation. Il est remarquable qu'une action si brève engendre un soulagement d'une telle durée.

Une étude a révélé un fait assez curieux : la naloxone (un inhibiteur d'opiacés) élimine le soulagement de la douleur par stimulation à basse fréquence, alors qu'elle ne le fait pas en cas de stimulation à haute fréquence. Cette constatation laisse supposer, bien sûr, que chaque type de soulagement se produit par l'intermédiaire de mécanismes neuraux différents.

La raison qui a présidé à l'introduction de cette technique explique en partie son succès. Les impulsions nerveuses sensorielles exercent des effets combinés sur le système nerveux central, y produisant à la fois excitation et inhibition. Un de ces effets, et non des moindres, relève de la tendance des fibres afférentes à grand diamètre à hausser le seuil des cellules qui réagissent aux signaux de lésion. Avec l'application continue de la stimulation, le seuil de capacité de réaction des cellules de la moelle épinière s'élève graduellement. Au début des travaux menés dans ce domaine, certains auteurs émirent l'hypothèse que la stimulation électrique exerçait un effet direct de blocage sur les fibres des nerfs périphériques. Pourtant, bien que cet effet soit possible en cas de stimulation intense, rien ne permet d'expliquer ainsi les influences d'une stimulation légère ; en effet, celle-ci semble bien ne pas affecter la capacité des nerfs normaux à véhiculer les impulsions nerveuses.

Cependant, WALL et GUTNICK (1974) ont découvert un facteur nouveau qui pourrait bien avoir un rôle à jouer dans la stimulation des nerfs endommagés. La stimulation directe d'une fibre sensorielle normale, à une certaine distance de son champ récepteur, engendre des impulsions nerveuses à conduction normale (vers le système nerveux central), mais aussi des impulsions à conduction antidromique (vers la périphérie). Les nouvelles pousses qui croissent aux extrémités des nerfs endommagés acquièrent plusieurs propriétés nouvelles.

En voici une, en particulier : les impulsions nerveuses issues de la fibre mère qui envahissent une pousse, ont tendance à réduire celle-ci au silence et à élever son seuil d'excitabilité, et ce pour longtemps. Il se peut donc que la stimulation électrique des nerfs périphériques, en plus de produire une inhibition centrale, réduise également l'excitabilité anormales des parties endommagées de ces nerfs. [1]

#### I.4.2 - La stimulation électrique par acupuncture

L'intérêt pour la médecine populaire a connu un regain énorme au cours des dernières années, à la suite de la redécouverte de l'acupuncture, cette ancienne méthode chinoise qui fut utilisée sans interruption pendant au moins 2 000 ans.

Essentiellement la technique consiste à implanter de fines aiguilles (d'acier, d'or ou autres métaux) dans des points spécifiques de la peau et à les faire tourner ensuite lentement sur elles-mêmes pendant un certain temps. On peut aussi laisser les aiguilles en place pendant des périodes de différentes durées.

La pratique de l'acupuncture repose sur une conception fascinante et complexe de la médecine, selon laquelle toutes les maladies et douleurs sont censées relever d'une disharmonie entre le YIN (esprit) et le YANG (sang) qui circulent dans des voies de communication appelées "méridiens". Les cartes d'acupuncture sont excessivement compliquées : traditionnellement, on y relève 361 points répartis sur 14 méridiens, dont la plupart tirent leur nom d'organes internes comme le gros intestin, le cœur ou la vessie (KAO, 1973).

La pratique de l'acupuncture est entourée en Chine de beaucoup de mystères ; on croit en outre que le choix des points à viser pour le traitement d'un mal donné est influencé par le moment de la journée, la température et un certain nombre d'autres variables. Il se peut toutefois que le mystère serve à masquer un ou plusieurs principes physiologiques plus fondamentaux.

Implantées dans les zones qui réduisent la douleur, les aiguilles d'acupuncture produisent une profonde sensation douloureuse quand on les fait tourner manuellement sur elles-mêmes ou quand on les stimule électriquement. Cela fait songer à la sensation identique que provoque la stimulation d'une zone détente par pression du doigt. Cette similitude a incité MELZACK, STILLWELL et FOX (1977) à examiner la corrélation entre points de déclenchement et points d'acupuncture reliés à la douleur. Les résultats de leurs analyses ont montré qu'à chaque point détente, cité dans les publications médicales de l'Occident, correspond un point d'acupuncture. Par ailleurs il existe une correspondance étroite - 71 % - entre les divers syndromes de la douleur associés à ces deux types de points. Cette forte concordance permet de supposer que les points détentes et les points d'acupuncture reliés à la douleur - même s'ils ont été découverts indépendamment et ont reçu des noms différents - témoignent d'un même phénomène et peuvent s'expliquer par des mécanismes neuraux sous-jacents similaires.

En fait, la stimulation intense de plusieurs zones du corps peut s'avérer efficace. C'est l'intensité de la stimulation, plutôt que le site précis d'application, qui semble être le facteur déterminant. C'est la conclusion que tirent plusieurs auteurs (GUIA et COLL, 1976 ; LEWIT, 1979) qui ont montré que la stimulation par

acupuncture de la zone douloureuse était aussi efficace que la stimulation des points distants recommandés.

La conclusion qui se dégage de tout ceci, c'est que la stimulation intense constitue l'élément essentiel, et que le point précis de la stimulation revêt moins d'importance que l'intensité de l'influx.

En outre, la stimulation par acupuncture inhibe, ou modifie d'une certaine façon, la transmission des impulsions nerveuses qui déclenche la douleur, à divers niveaux du système nerveux central. Il n'en reste pas moins que les aiguilles d'acupuncture ne sont pas essentielles à la production de ces effets. On les obtient également avec la stimulation électrique intense, la chaleur et divers influx sensoriels intenses. L'efficacité de toutes ces formes de stimulation montre que l'acupuncture n'est pas un procédé magique ; c'est seulement une méthode parmi tant d'autres pour provoquer l'analgésie au moyen d'un influx sensoriel intense, méthodes qu'on peut regrouper sous le terme général d'"analgésie par hyperstimulation". [1]

- Bases physiologiques de l'analgésie par hyperstimulation :

L'analgésie par hyperstimulation comporte trois caractéristiques principales :

- 1) un influx sensoriel - de modéré à intense - est appliqué sur le corps pour calmer la douleur.

- 2) il est parfois administré sur un site éloigné de la zone douloureuse.

- 3) cet influx, habituellement d'une durée réduite - de quelques secondes à 20 ou 30 minutes - peut soulager la douleur chronique pendant des jours, des semaines et quelquefois définitivement.

Néanmoins, l'accroissement de l'activité physique - rendu possible par le soulagement de la douleur - aurait tendance à prévenir le retour de l'activité neurale anormale et de la douleur qu'elle engendre.

D'après WALL et SWEET (1967) l'analgésie par hyperstimulation, semble reposer sur la mystification d'un mécanisme spatiale, à l'équilibre fragile, qui contrôle les champs récepteurs. Cependant SJOLUND et COLL (1979) après avoir montré que la stimulation électrique transcutanée soulage la douleur chez l'homme, découvrirent qu'elle provoque une libération locale d'endorphines. Mais malheureusement si personne ne nie plus l'existence des endorphines et des enképhalines, leur rôle est de plus en plus difficile à cerner. Elles sont assurément impliquées dans la douleur et l'analgésie, mais la nature de leur activité est mal connue. [1]

#### I.4.3 Sommaire :

Ces découvertes ont d'importantes conséquences pratiques. Le principal avantage de l'acupuncture réside dans sa brièveté - à des niveaux intenses, la stimulation peut parfois se limiter à quelques minutes. La méthode, cependant, requiert beaucoup d'accessoires ; elle exige en outre la participation de praticiens diplômés, ayant reçu une formation spécialisée. La SEP, par contre, est simple

et, une fois les points de stimulation bien identifiés, elle peut être effectuée par les membres du personnel paramédical. Bien plus, une fois que la technique se révèle efficace pour un sujet donné, celui-ci peut se l'appliquer lui-même, pourvu qu'un médecin le suive en observation.

CHAPITRE II

PARTIE TECHNICO-MEDICALE

II.1 - PROPRIETES ELECTRIQUES DE LA PEAU

La peau peut être schématisée comme indiqué sur la figure 1. Si le trajet des lignes de courant entre l'électrode exploratrice A et l'électrode de masse B traverse l'intérieur du corps de A à B, l'admittance  $G_{AB}$  est faible ( $0,1 \text{ à } 1 \mu U$ ) et dépend de multiples variables parmi lesquelles l'état de la peau (sèche ou humide) et sa température, la pression de l'électrode A sur elle, la valeur de la tension appliquée U et sa fréquence si elle est périodique, la circulation sanguine sous-cutanée. Si l'on remplace B par une électrode A' voisine de A, le courant injecté par U circule surtout le long de la peau et dépend essentiellement des contacts entre A et A' et la peau (surface, distance, pression des électrodes, état de la peau).

Les mesures en alternatif montrent qu'entre A et A' (ou entre A et B) l'impédance est équivalente au schéma de la figure II.1.

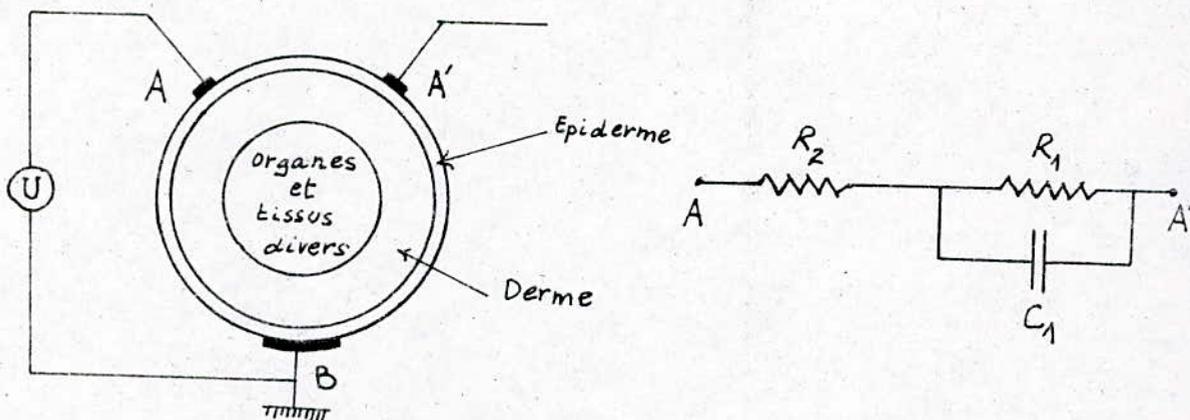


Fig II-1: schéma équivalent de la peau

Une complication supplémentaire réside en ce que  $R_1$  ne suit pas exactement la loi d'Ohm et que  $C_1$  diminue avec la tension à ses bornes.

A 100Hz,  $(R_1 + R_2)$  est de l'ordre de 5 000 Ohms. Si l'on opère avec une source U continue,  $C_1$  n'a pas à intervenir, mais les phénomènes d'électrolyse provoquent rapidement une diminution de  $(R_1 + R_2)$ . [9]

## II.2 - LES COURANTS ANTALGIQUES DE BASSE FREQUENCE

Ces courants doivent être formés d'impulsions itératives, dont la fréquence et la forme jouent un grand rôle, ils sont beaucoup plus utiles, beaucoup plus souples et donnent de biens meilleurs résultats thérapeutiques que les courants plus classiques galvaniques (courants continus) et faradiques (courants continus avec interruption). La modalité de leur action analgésique est toujours en discussion comme on a pu le voir au premier chapitre. Néanmoins, les courants que nous allons exposer sont tous plus ou moins efficaces à condition d'être utilisés à bon escient. C'est dans ce choix que réside l'essentiel et non dans la forme du courant.

### II.2.1 - Principes physiques

Tous ces courants sont formés d'impulsions ou ondulations électriques répétées un certain nombre de fois (par exemple de 1 à 500 Hz).

Ce sont des courants assez faciles à obtenir. Certains appareils utilisent directement le courant alternatif du secteur, ils ont une fréquence de 50 à 100 Hz. D'autres plus complexes, ont une étendue plus vaste de possibilités.

## II.2.2 - Propriétés biologiques

Ces courants (complexes) ont une gamme de fréquence bénéficiant de propriétés physiologiques particulières. C'est la gamme des stimuli physiologiques des nerfs moteurs et sensitifs dont la saturation est obtenue à 50 Hz. Elle agit particulièrement

- sur les nerfs moteurs et les muscles : courant excitomoteur.
- sur les nerfs sensitifs : action analgésique.

Accessoirement, on peut ajouter que si ces courants sont redressés, ils permettent l'ionisation puisqu'ils sont unidirectionnels. [6]

## II.2.3 - Les différents types de courants de basse fréquence

1°/ Le courant sinusoïdal : issu très souvent du secteur.

2°/ Le courant sinusoïdal redressé

3°/ Le courant Diadynamique de BERNARD : Variante de ces courants sinusoïdaux, dont on peut faire varier la fréquence de 50 à 100 Hz et dont certaines impulsions peuvent être plus faibles que d'autres (fig. II.2).

4°/ Le courant de LEDUC

Obtenu autrefois par des rupteurs tournants, actuellement par commutations électroniques (fig. II.3.).

5°/ Les courants exponentiels de LE GO :

Ceux-ci sont très variables, car on peut faire varier, outre l'intensité et la fréquence (comme pour le courant faradique), la durée de chaque impulsion. De cette durée dépendra la pente d'établissement et de rupture du courant (fig. II.4).

Des années d'expérience ont appris que les durées longues (10 millisecondes) et une fréquence assez élevée de 100 à 500 Hz étaient particulièrement analgésiques, que des durées plus brèves et des fréquences moindres étaient plus excito-motrices.

6°/ Les courants progressifs de LAPICQUE

Ce sont des courants à pente très lente et longue durée (fig. II.5), utilisés plutôt pour obtenir des contractions au niveau des muscles dégénérés.

7°/ Les courants apériodiques d'ADAM :

C'est un courant qui possède des trains d'impulsions répartis inégalement dans le temps. Grâce à cette apériodicité, d'après ADAM, "l'accoutumance" qui apparaît au cours des traitements électriques se fait beaucoup plus difficilement (fig. II.6.).

La durée des stimuli est de 1 ms ou 1,5 ms, 2 ms, au choix.

Chaque train est pulsé au tiers de seconde ou à la seconde, le cycle périodique complet dure 1 minute et comprend 36 trains de stimuli successifs, courts, longs, coupés, de repos longs et courts. [2]

Les courants cités ci-dessus ont, en électronique (ou en électrotechnique) l'appellation suivante :

- courant sinusoïdal redressé double alternance (2°)
- le diadynamique de BERNARD est appelé : courant sinusoïdal redressé double alternance asymétrique.
- courant de LEDUC : c'est le courant impulsionnel.
- courants de LE GO sont appelés courant exponentiels.
- courant de LAPICQUE : est un courant exponentiel avec temps de rupture long.
- courants d'Adam : sont des courants pseudo-périodiques.

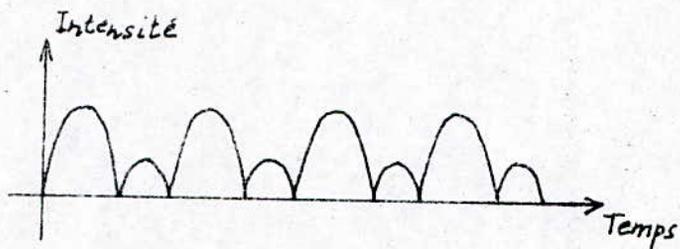


Fig II-2: Courant diadynamique de BERNARD

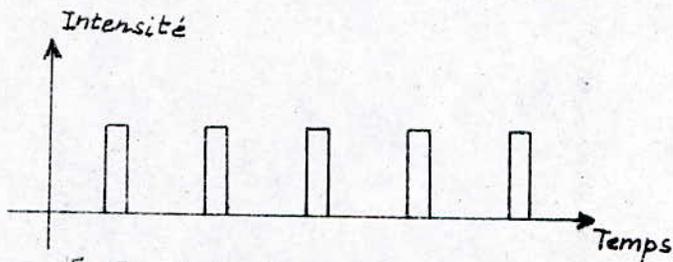


Fig II-3: Courant rectangulaire de LEDUC

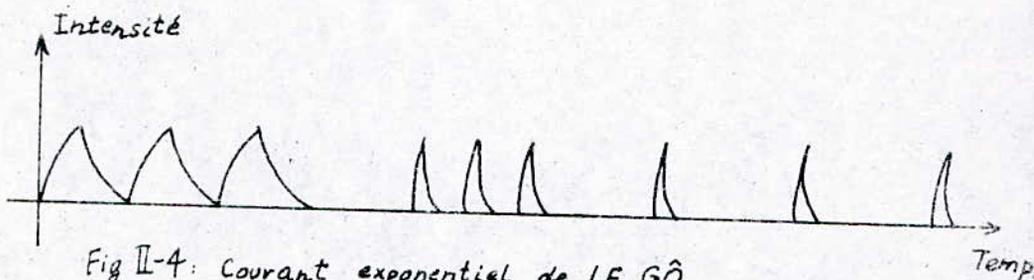


Fig II-4: Courant exponentiel de LE GÔ

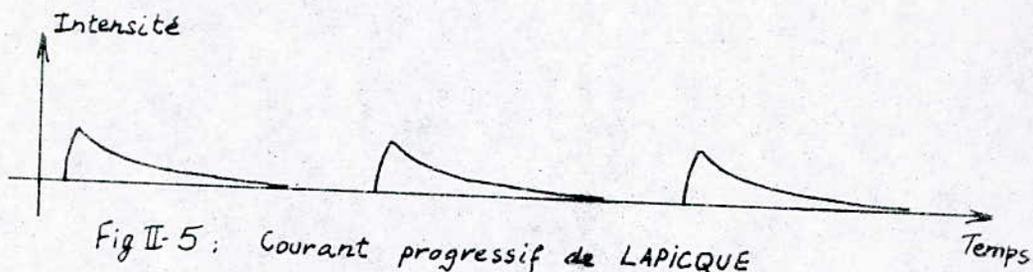


Fig II-5: Courant progressif de LAPICQUE

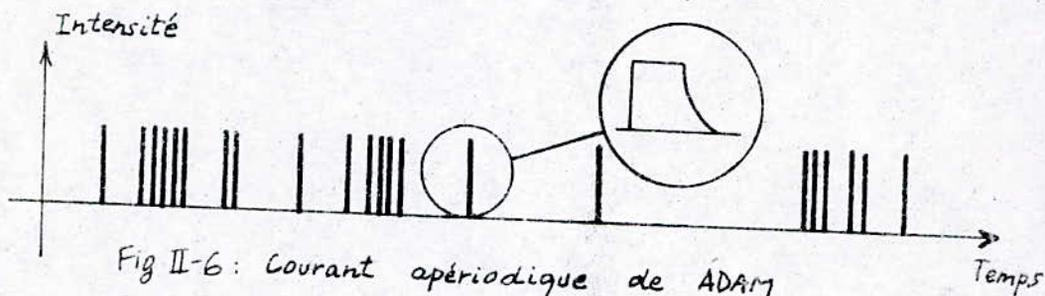


Fig II-6: Courant aperiodique de ADAM

CHAPITRE III

- CAHIER DE CHARGES

Avis d'appel d'offre pour la réalisation d'un générateur d'impulsions - pour le traitement analgésique et acupunctural - et pour une éventuelle production en série.

Le générateur doit délivrer deux types de signaux :

- signal simple impulsion

Fréquence : [ 1 - 1000 ] Hz

Durée d'impulsion : [ 0,1 - 1 ] ms

- signal pseudo-aléatoire :

Fréquence : [ 1 - 1000 ] Hz

Période de répétition du signal : 1 minute

Le générateur doit être alimenté par piles.

Intensité maximale du courant électrique : 40 mA.

L'appareil doit satisfaire les exigences suivantes :

- conception simple
- faible coût
- faible consommation
- usage grand public (en suivant les conseils du médecin).
- réalisé avec des composants disponibles sur le marché national.

Le concepteur doit en plus fournir :

- la documentation technique
- le manuel d'utilisation de l'appareil
- un prototype de l'appareil
- le schéma électronique ainsi que le schéma sur circuit imprimé
- la nomenclature
- les dimensions du boîtier.

CHAPITRE IV -

- REVUE DE PROPOSITIONS

IV.1 - Généralités

Le cahier de charges nous impose la réalisation d'un générateur d'impulsions délivrant deux types de signaux : l'un simple impulsion (S.S.I.) et l'autre pseudo-aléatoire (S.P.A.) de période  $T = 1$  minute. De ce fait l'étude peut se scinder en 2 parties :

- étude du générateur d'impulsions simples
- étude du générateur d'impulsions pseudo-aléatoires.

Chaque type de signal est obtenu à la sortie par voie d'un commutateur manuel K (fig. IV.1).

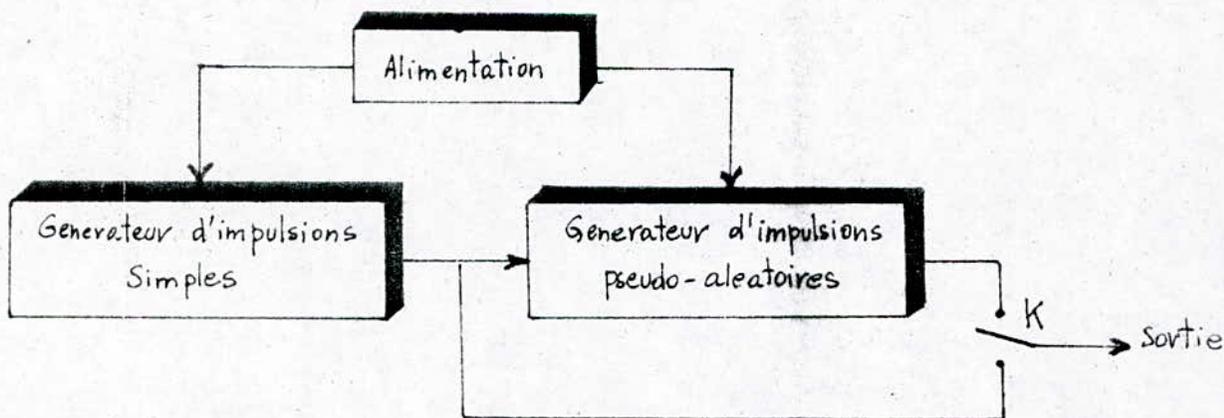


Fig IV-1: Synoptique du générateur d'impulsions simples et pseudo-aléatoires

- Pour générer un signal simple impulsion de fréquence et de durée variables, on procède de la manière suivante : on déclenche un monostable par un astable ; les fréquences sont réglables par l'astable et les durées par le monostable (fig. IV.2).

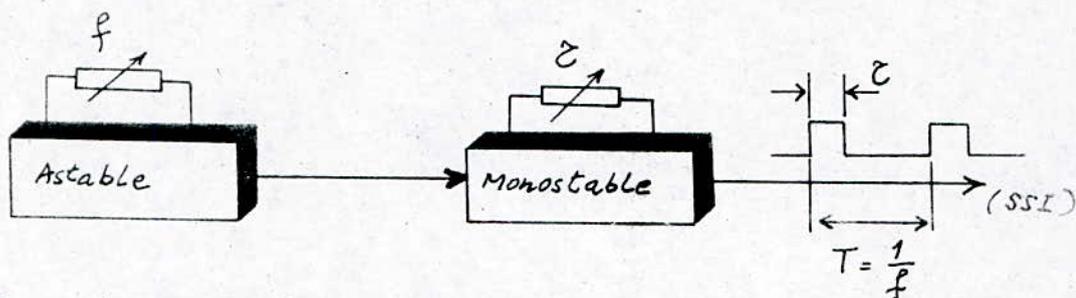


Fig IV-2: Synoptique du générateur d'impulsions simples

- Pour générer un signal pseudo-aléatoire, on présentera dans ce qui suit 3 propositions :

#### IV.2. - 1ère proposition

L'idée consiste à synthétiser le signal pseudo-aléatoire à partir d'une multitude de signaux de fréquences différentes. Ces différents signaux sont obtenus à partir d'un diviseur de fréquence (compteur) et sont commutés vers la sortie par un multiplexeur.

Le sélecteur, piloté par une horloge, détermine quelle est la fréquence qui est connectée à la sortie. Enfin, sur le schéma synoptique, nous notons la présence d'un astable délivrant la fréquence fondamentale (f) (fig. IV.3). Cette proposition sera détaillée plus loin.

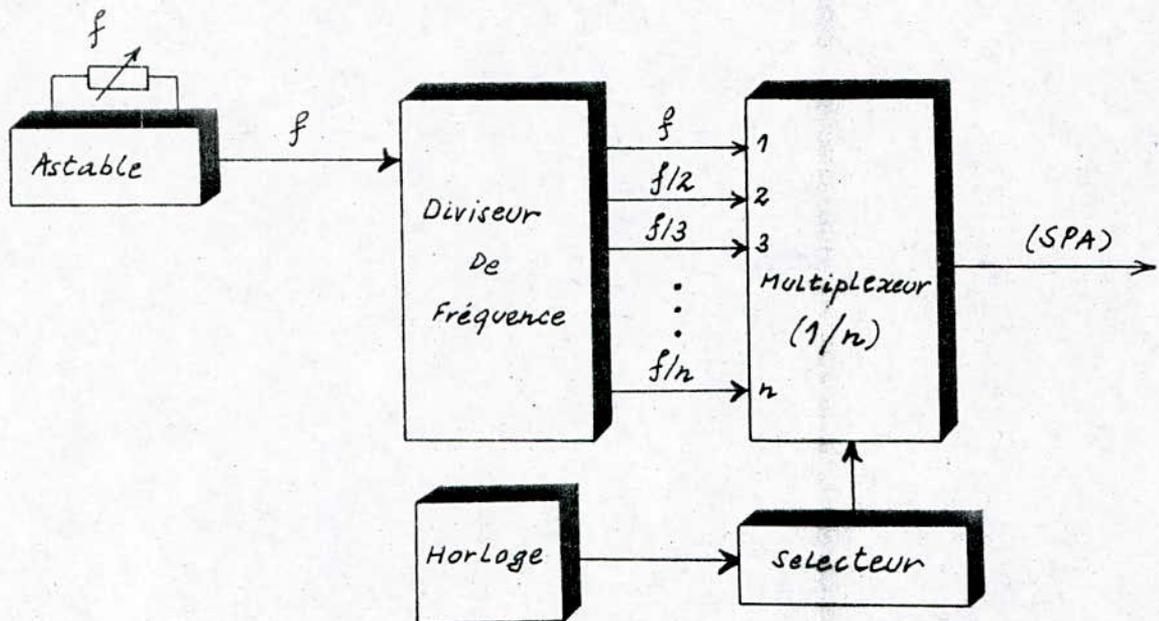


Fig IV-3: Synoptique d'un générateur d'impulsions pseudo-aléatoires (1<sup>o</sup> proposition)

IV.3 - 2e proposition

La figure IV.4.a montre un circuit permettant d'obtenir un signal pseudo-aléatoire de période  $T = 1$  minute.

Ce circuit comporte deux étages :

- un étage générateur de dents de scie (période  $T = 1$  mn)
- un étage convertisseur tension-fréquence. (fig. IV.4.b)

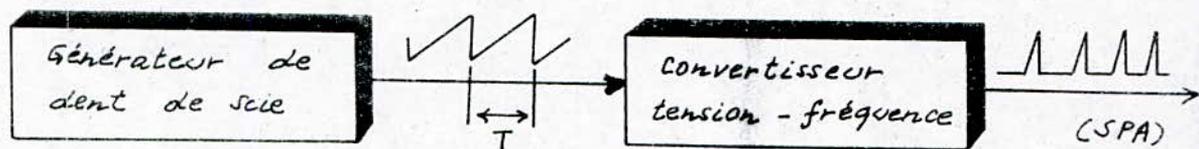


Fig IV-4-b : Synoptique d'un générateur d'impulsions pseudo-aléatoires (2<sup>e</sup> proposition)

La fréquence du signal à la sortie du convertisseur varie en fonction de la tension d'entrée. Ainsi, si une dent de scie de période  $T$  se présente à l'entrée du convertisseur, la fréquence du signal à sa sortie change instantanément en fonction de l'amplitude de celle-ci. Dans ce cas, le signal prélevé en sortie, se compose d'une série d'impulsions inégalement réparties durant la période  $T$  (pseudo-période), et se répétant au rythme de la fréquence du générateur de dent de scie. Dans ce qui suit, on exposera brièvement les deux étages cités ci-dessus.

a - Le générateur de dent de scie :

(oscillateur à relaxation à UJT)

En général il est difficile d'obtenir des signaux à très basse fréquence ; pour résoudre ce problème, on a opté pour un relaxateur à UJT dont la fréquence de fonctionnement peut descendre jusqu'à  $\frac{1}{60}$  Hz ou monter jusqu'à 100 kHz. [ 11 ]

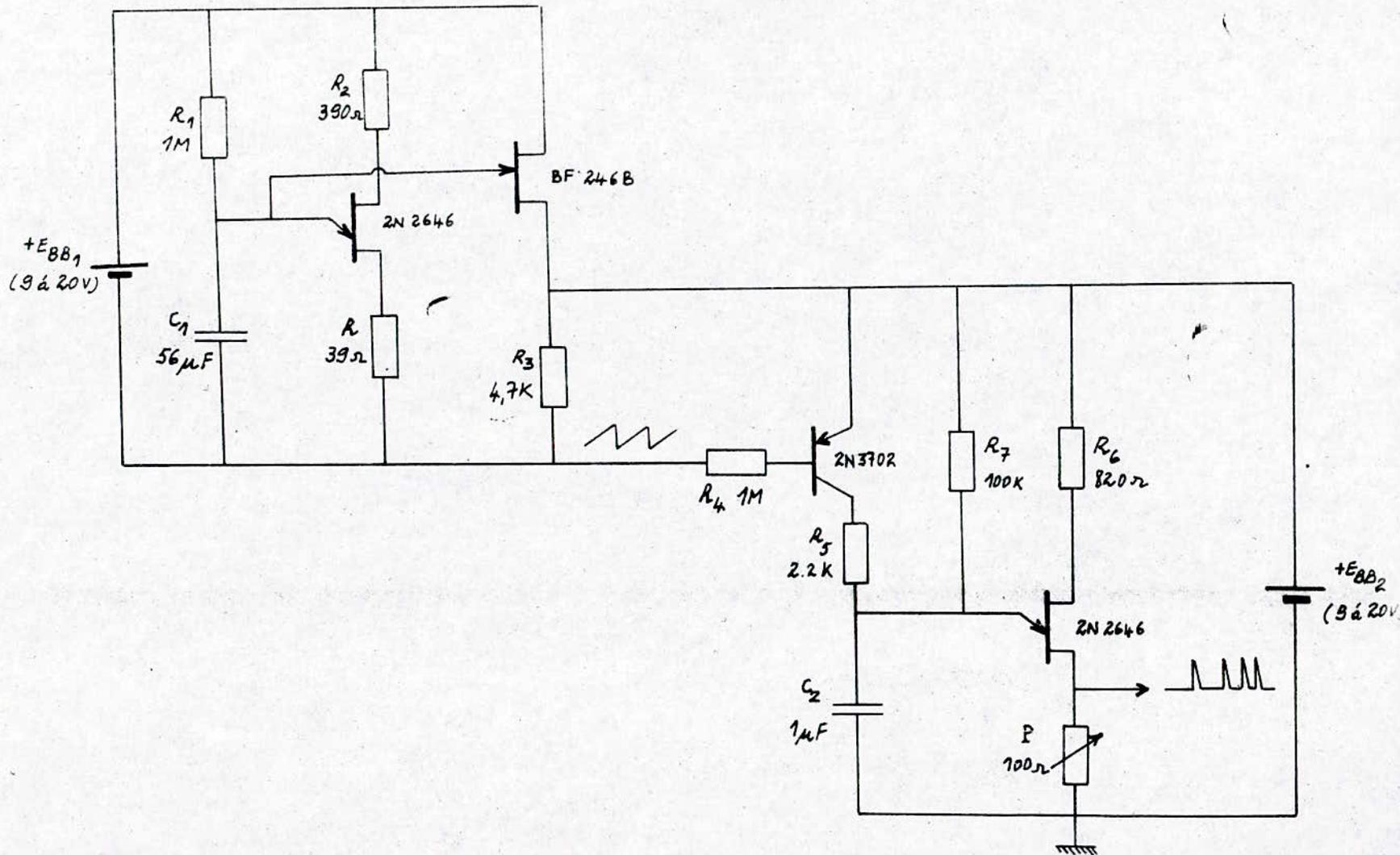


Fig IV-4-a: Circuit du générateur d'impulsions pseudo-aléatoires (2<sup>o</sup> proposition)

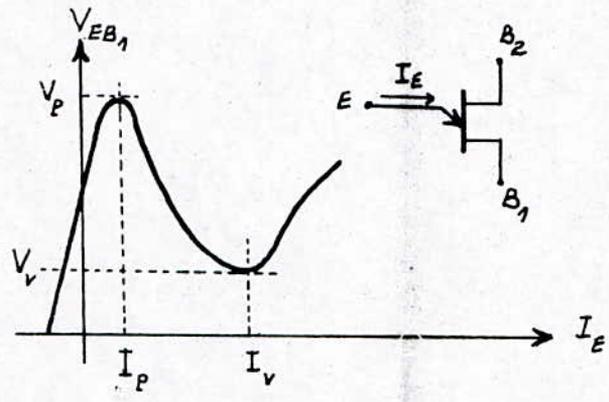


Fig IV-5 : Caractéristique d'un UJT  $V_{EB1} = f(I_E)$

La figure IV.5 - donne la caractéristique  $V_{EB1} (I_E)$ , le transistor unijonction se présente donc comme un interrupteur commandé en tension ; il présente une très forte impédance d'entrée (sur l'émetteur) quand il est bloqué et une faible impédance d'entrée quand il est conducteur. Le point précis où commence la conduction est appelé "tension de pic",  $V_P$  et celui où commence le blocage est appelé "tension de vallée"  $V_V$ .

La figure IV.6 - montre un circuit permettant d'obtenir des dents de scie avec une fréquence de répétition de l'ordre de  $\frac{1}{60}$  Hz.

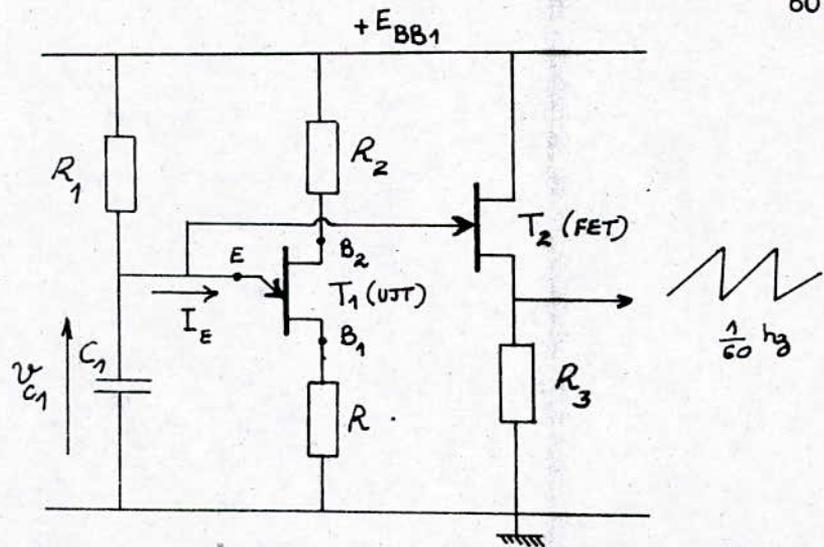


Fig IV-6 : oscillateur à relaxation ( $f = \frac{1}{60} \text{ Hz}$ )

Dans un premier temps  $C_1$  se charge via  $R_1$  et la tension  $v_{C_1}$  croît exponentiellement. Dès qu'elle atteint la valeur de pic  $V_p$ , le courant dans l'émetteur augmente brutalement :  $C_1$  se décharge dans le circuit émetteur - base  $B_1$  et cela d'autant plus rapidement que la résistance  $R$  est faible. (fig IV.7).

Dès que cette phase est terminée, l'ensemble se trouve dans un état peu différent de l'état initial puisque le condensateur est déchargé et que le courant  $I_E$  nécessaire au maintien ne peut être fourni ni par le condensateur  $C_1$  (la tension à ses bornes est égale à la tension de vallée) ni par l'alimentation du montage ( $R_1$  est trop grand). Une nouvelle charge s'amorce et les mêmes transformations se reproduisent périodiquement avec une fréquence :

$$f = \frac{1}{T} \quad , \quad T = R_1 C_1 \text{ Log } \left[ \frac{E_{BB} - V_v}{E_{BB} - V_p} \right]$$

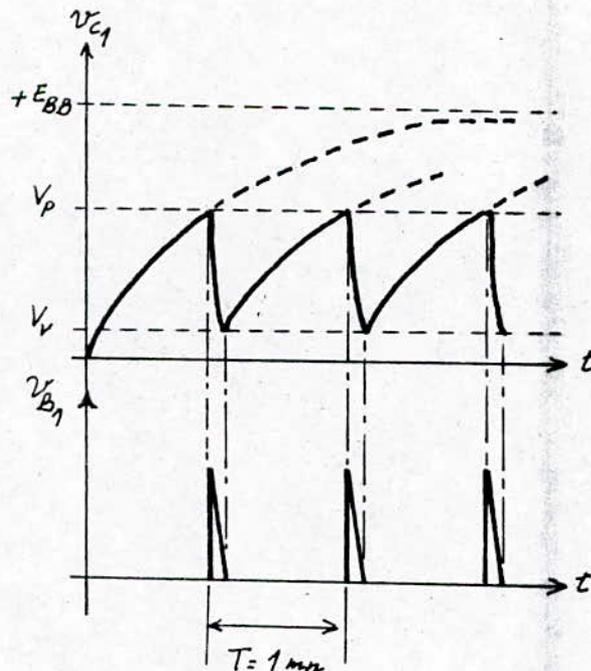


Fig IV-7 : Chronogramme de fonctionnement du montage de la fig-IV-6

Le transistor  $T_2$  est un transistor à effet de champ monté en drain commun - donc à impédance d'entrée infinie - de façon à pouvoir prélever le signal  $v_{c_1}$  sans perturber la charge du condensateur.

b - Le convertisseur tension-fréquence :

La fig. IV.7 montre que l'oscillateur à relaxation délivre à sa base  $B_1$  un signal impulsionnel, dû aux décharges périodiques du condensateur dans le circuit émetteur-base  $B_1$ . Cette propriété est exploitée dans le convertisseur à commande série (fig. IV.8) de la manière suivante : le courant de charge de la capacité  $C_2$  est contrôlé presque entièrement par  $T_3$  ; la tension  $v_{c_2}$  aux bornes de celle-ci varie selon la parabole d'équation :

$$v_{c_2} = \frac{B}{C_2 R_4} \left[ \left( \frac{V_p - V_v}{2T} \right) t^2 + (V_v - V_{EB}) t \right] + k$$

T : la pseudo-période

B : gain en courant de  $T_3$

K : constante d'intégration

-(voir ANNEXE) 2-

Lorsque  $T_3$  est porté en saturation par une tension importante appliquée à  $R_4$ , le courant de charge est limité par  $R_5$ , et le circuit délivre un signal à 1Khz environ. Lorsqu'aucune tension n'est appliquée à  $R_4$ ,  $T_3$  est bloqué et  $C_2$  se charge via  $R_7$ , ce qui

donne une fréquence de fonctionnement de 1 Hz. Entre ces deux extrêmes, la fréquence d'oscillation est le reflet fidèle de la tension appliqué à  $R_4$ , contrôlant le courant collecteur de  $T_1$ . La figure IV 9 donne les chronogrammes de fonctionnement sur une pseudo-période.

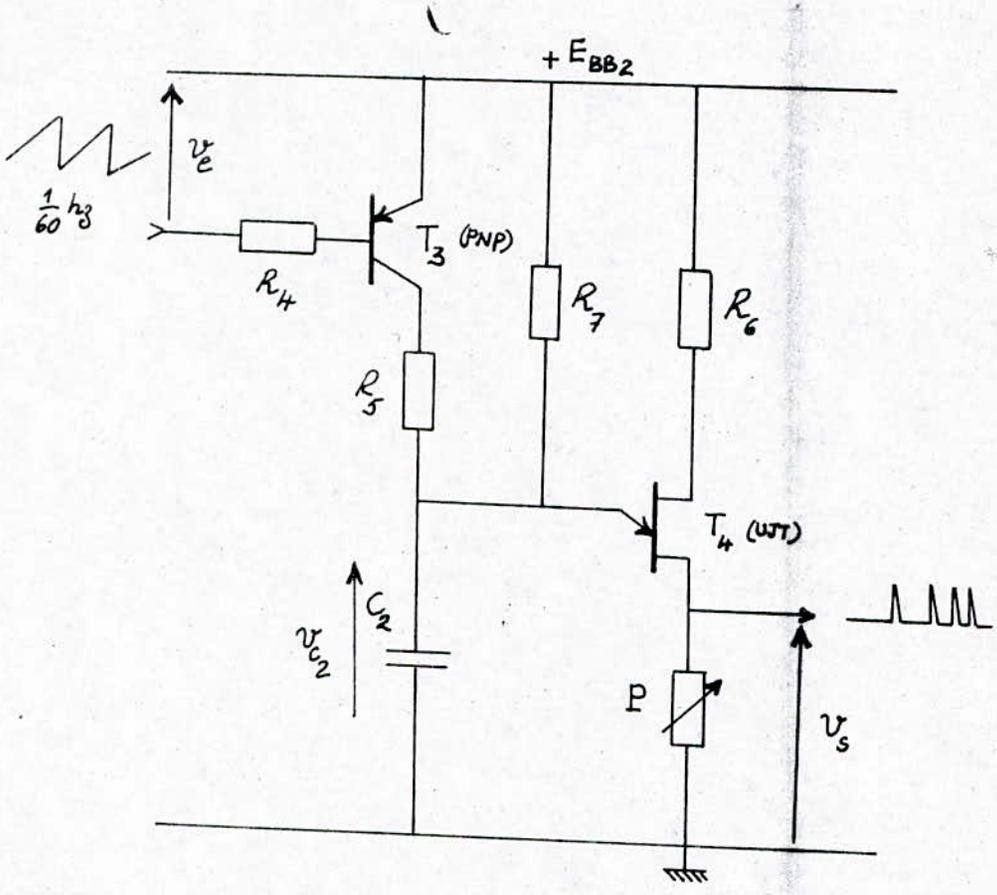


Fig IV-8 : Convertisseur tension - fréquence

IV.4 - 3e proposition :

La présente proposition est un générateur de séquences pseudo-aléatoires (GSPA). Cette séquence est déterminée parfaitement

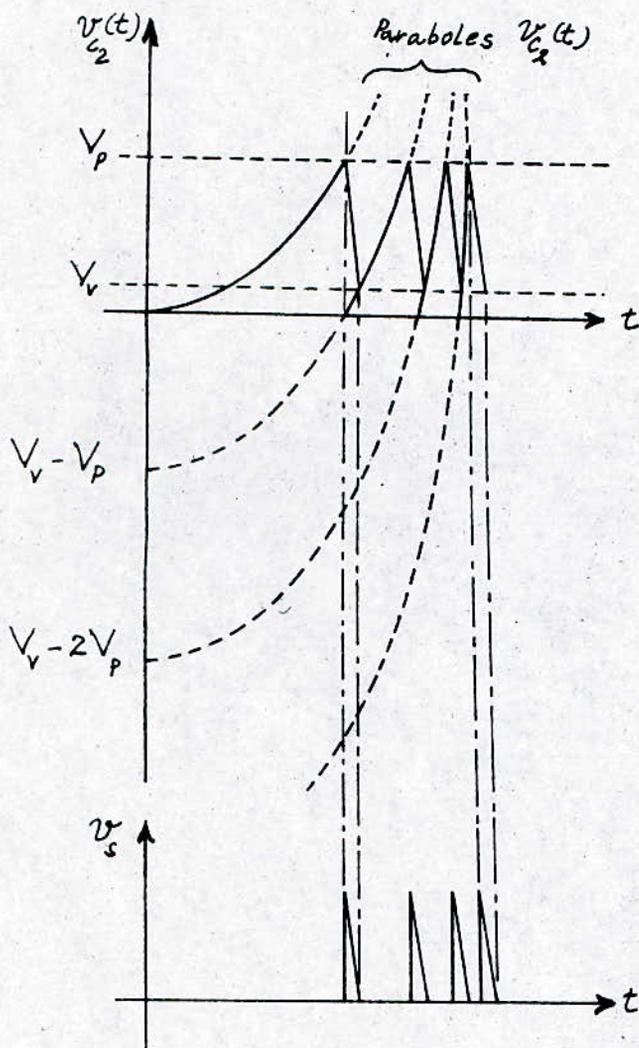


Fig IV-9 : Chronogramme de fonctionnement du montage de la figure IV-8

à priori, mais elle apparaît comme aléatoire à un observateur qui ignore la façon dont elle est fabriquée.

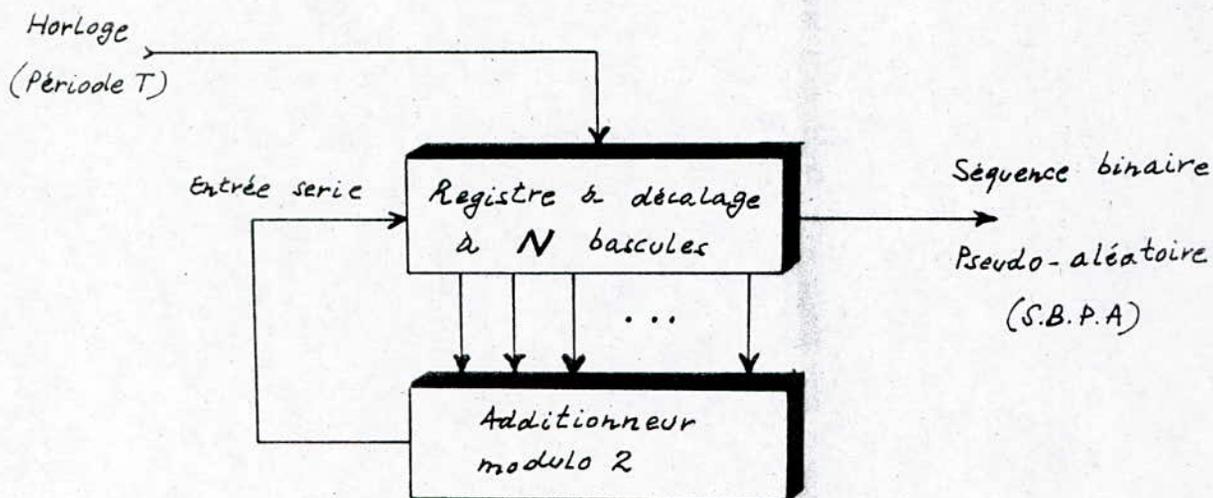
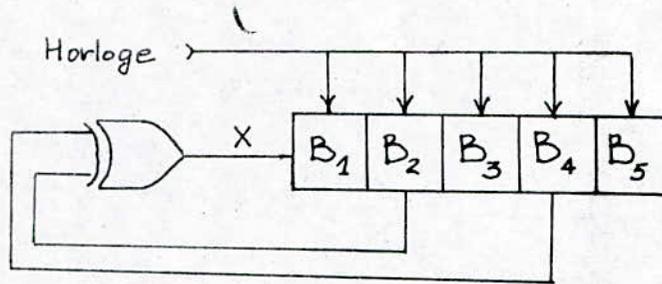


Fig IV-10: Synoptique du générateur de séquence binaire pseudo-aléatoire

En attaquant l'entrée série d'un registre à décalage par le résultat de l'addition modulo 2 des sorties d'un certain nombre de ses étages, on obtient à la sortie une séquence pseudo-aléatoire. (fig. IV.10) [ 12 ]

En effet, le registre pourra prendre au maximum toutes les combinaisons possibles des N éléments sauf l'état 0 de toutes les bascules qui est interdit car le système y resterait indéfiniment.

La fig. IV.11 montre par exemple ce qui se passe avec un registre à 5 bascules, lorsque seules les cases 2 et 4 sont reliées à l'entrée série. On peut remarquer que la périodicité est de 6 périodes d'horloge seulement alors que 5 bascules présentent 32 états différents.



Periodicite  
6

X	B <sub>1</sub>	B <sub>2</sub>	B <sub>3</sub>	B <sub>4</sub>	B <sub>5</sub>
0	1	0	0	0	0
1	0	1	0	0	0
0	1	0	1	0	0
0	0	1	0	1	0
0	0	0	1	0	1
1	0	0	0	1	0
0	1	0	0	0	1
1	0	1	0	0	0
0	1	0	1	0	0

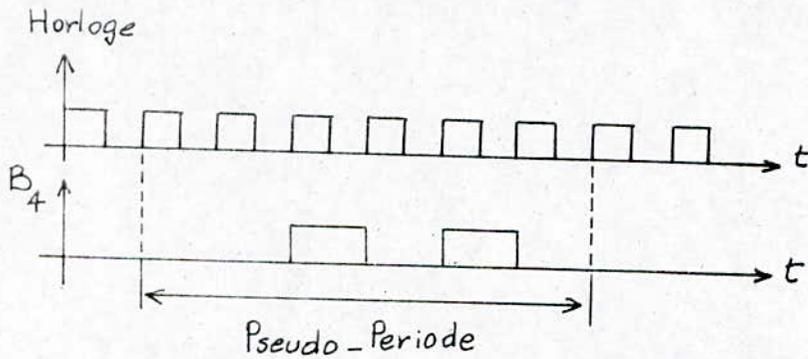


Fig IV-11: Exemple d'un GSPA à 5 bascules

On démontre [12] que si les contre-réactions sont bien choisies (l'addition modulo 2 doit porter sur certains bits seulement) on aura à la sortie une séquence de longueur maximale :

$$T_m = (2^N - 1) \cdot T$$

avec  $\left\{ \begin{array}{l} N : \text{nombre de bascules du registre à} \\ \text{décalage.} \\ T : \text{période d'horloge.} \end{array} \right.$

Le tableau de la fig. IV.12 donne pour plusieurs valeurs de N le numéro des bascules qui doivent être reliées à l'entrée du registre pour obtenir la séquence de longueur maximale. [12]

nombre de bascules	N° de la bascule à relier à l'entrée série
5	5 - 3
6	6 - 5
7	7 - 4
8	8 - 4 - 5 - 6
9	9 - 5
10	10 - 7
11	11 - 9
13	13 - 9 - 10 - 12
15	15 - 14
17	17 - 16 - 14 - 13
20	20 - 17
22	22 - 21
25	25 - 22
28	28 - 25
29	29 - 27
31	31 - 28
33	33 - 20

Fig IV.12

Le signal obtenu, n'est bien entendu pas rigoureusement aléatoire puisqu'il est périodique, mais pour valeur élevée de N, cette périodicité est insensible car bien trop grande. Avec N = 33 par exemple (bouclage sur les bascules 20 et 33) la période est 85 89934591.T soit pour une horloge à 1MHz , 2,38 jours.

Le montage de la fig IV.13 montre comment on peut obtenir un générateur de signaux pseudo-aléatoire de période T = 1 minute.

Pour simplifier le schéma on a utilisé 8 bascules (2 registres à décalage SN 7495) et une contre-réaction qui permet de réaliser une pseudo-période maximal  $T_m = 60$  secondes en reliant les sorties des bascules 4, 5, 6 et 8 à l'entrée série du registre.

L'horloge est bâtie autour du multivibrateur astable NE 555 et délivre un signal de période :

$$T = \frac{T_m}{2^N - 1} = \frac{60}{2^8 - 1} \approx 235,8 \text{ ms.}$$

donc de fréquence :

$$f = \frac{1}{T} = 4,25 \text{ Hz}$$

La fréquence de cet astable est donnée par la relation :

$$f = \frac{1,44}{3RC}$$

d'où l'on détermine :

$$C = 10 \mu\text{f} \quad \text{et } R = 12 \text{ k}\Omega$$

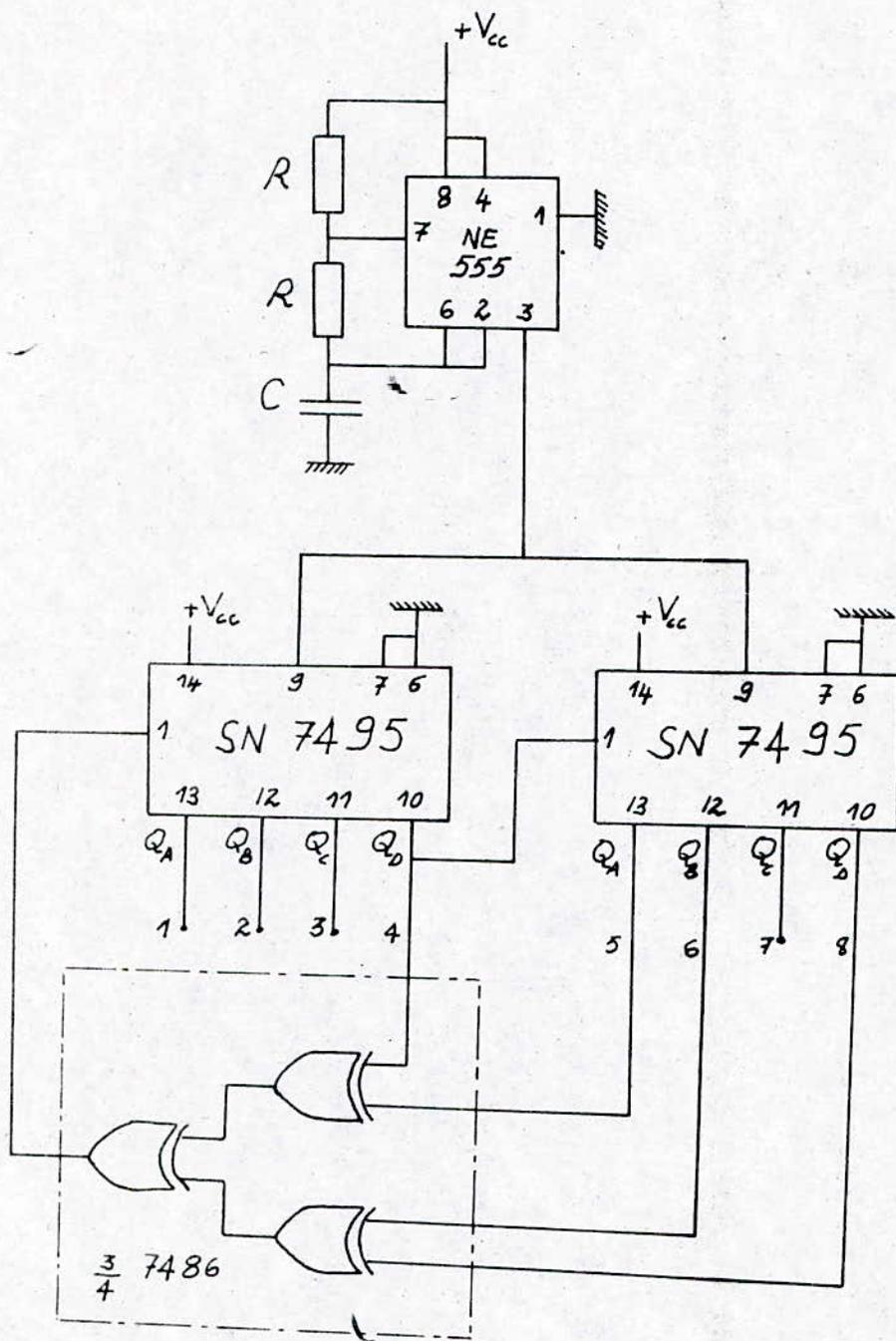


Fig IV-1-3 : Circuit d'un GSPA à 8 bascules (3<sup>e</sup> proposition)

IV.5 - Autres propositions :

Il existe d'autres possibilités pour générer un signal pseudo-aléatoire, on peut sommairement citer l'utilisation du microprocesseur programmé (fig IV.5.1) et les générateurs de bruit (fig. IV.5.2).

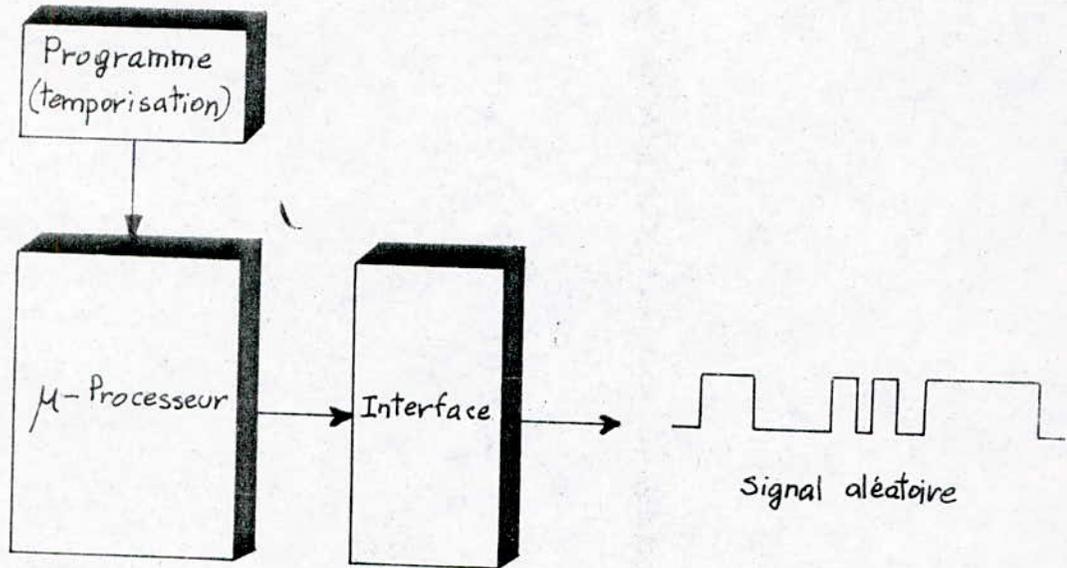


Fig- IV-5-1

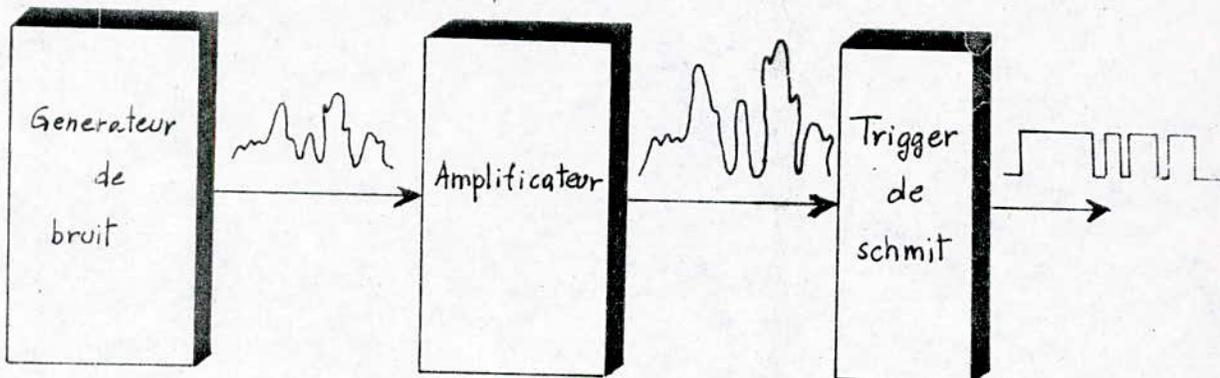


Fig- IV-5-2

## CHAPITRE V

### - COMPARAISON ET CHOIX D'UNE PROPOSITION

Dans ce chapitre nous allons discuter chaque proposition vis à vis des exigences du cahier de charges et ressortir ses avantages et ses inconvénients.

#### V.1 - Avantages et inconvénients des différentes propositions.

##### V.1.1. Première proposition :

A première vue, la réalisation de cette proposition demande un temps considérable, et exige un nombre relativement élevé de composants électroniques (multiplexeur, horloge,.....), en revanche elle présente plusieurs avantages :

\* Le signal obtenu ressemble beaucoup au courant aperiodique d'Adam (voir paragraphe II.2.2.) et permet ainsi un traitement efficace de la douleur.

\* A l'intérieur du signal, les différentes fréquences des trains d'impulsions sont aisément réglables par l'astable et permettent ainsi une souplesse d'utilisation.

\* Elle est réalisable à base de circuits intégrés TTL, ce qui lui permet d'avoir pratiquement les mêmes avantages : faible consommation, fiabilité, simplicité de mise en oeuvre, stabilité, etc.

### V.1.2. Deuxième proposition

La présente proposition exige peu de composants (4 transistors), elle est donc réalisable à faible coût et son montage est peu encombrant ; par ailleurs, on notera plusieurs inconvénients :

- \* elle nécessite 2 alimentations distinctes ( $E_{BB_1}$  et  $E_{BB_2}$ ).
- \* Ces alimentations sont de fortes valeurs (de 9 à 20 V ou plus).
- \* La consommation en puissance est considérable (4 transistors).
- \* étant donnée la tolérance des composants utilisés, les fréquences extrêmes (1 et 1000 Hz) ne sont pas obtenues aisément.
- \* Ce montage est réalisé à base de composants discrets qui demandent généralement beaucoup de soins lors de la conception et parfois même des réglages attentifs pour atteindre le but espéré.

### V.1.3. Troisième proposition :

Malgré sa remarquable simplicité, elle présente quand même deux inconvénients majeurs :

- \* pour un G.S.P.A. donné le nombre d'impulsions par pseudo-période est fixe (environ  $\frac{1}{2}$  fois le nombre d'états total) et dépend étroitement du nombre de bascules utilisées. Par exemple, il faut utiliser 16 bascules pour avoir approximativement le même nombre d'impulsions fourni, durant une minute, par un signal périodique de fréquence 500 Hz. Ainsi on ne peut contrôler le nombre d'impulsions par pseudo-période sans modifier celle-ci.

\* L'état 0 est interdit car le système y resterait indéfiniment. Ceci se produit lors de la mise sous tension, et on ne peut y remédier qu'en forçant au moins l'une des bascules au niveau logique 1.

#### V.2 - Choix d'une proposition :

Vu les avantages que présente la première proposition relativement aux deux autres et ses multitudes concordances avec les exigences du cahier de charges, nous avons décidé de réaliser un prototype.

Dans les chapitres suivants nous donnerons les détails nécessaires pour sa réalisation et les démarches à suivre pour une éventuelle production en série.

## CHAPITRE VI

### - CALCUL DES ELEMENTS DU CIRCUIT

Au paragraphe (IV.2) on a expliqué brièvement le principe de fonctionnement de la première proposition et dans ce qui suit on va donner les détails de calcul et de réalisation des éléments du circuit.

#### VI.1 - Calcul et choix des éléments passifs du générateur d'impulsions simples.

Ce générateur met en oeuvre deux NE 555. La première partie fonctionne en astable avec réglage de la fréquence, alors que la deuxième fonctionne en monostable avec réglage de la largeur d'impulsion. Ils sont reliés par un circuit RC dérivateur, suivi d'une diode D qui élimine l'impulsion positive et laisse passer l'impulsion négative pour déclencher le monostable. (fig. VI.1).

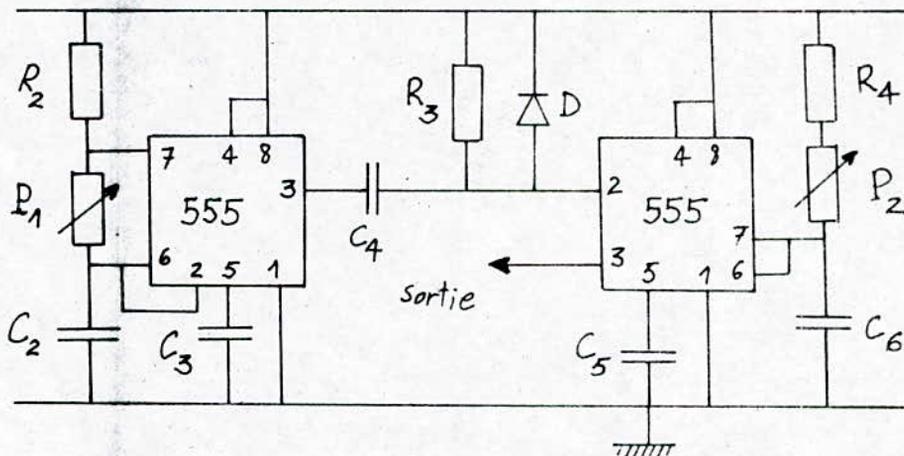


Fig VI-1-1 : Générateur d'impulsions simples

a/ L'astable

La fréquence de l'astable est donnée par la formule :

$$f = \frac{1,44}{(R_2 + 2P_1) C_2} \quad (1)$$

Pour une plage de fréquence allant approximativement de 1 à 1000 Hz,

posons  $R = R_2 + 2P_1$  et fixons  $C_2 = 10 \mu f$

d'après (1) on a :

pour  $f = 1 \text{ Hz}$   $R = 150 \text{ k}\Omega$

et pour  $f = 1000 \text{ Hz}$   $R = 150 \Omega$

A partir de l'intervalle délimitant les valeurs de  $R$   $[150 \Omega - 150 \text{ k}\Omega]$  on fixe :

$R_2 = 150 \Omega$

et  $P_1 = 68 \text{ k}\Omega$  (potentiomètre)

b/ Le monostable

La période du monostable (durée de l'impulsion) doit être comprise dans un intervalle  $[0,1 - 1]$  ms.

Celle-ci est donnée par la formule :

$$T = 1,1 (R_4 + P_2) C_6 \quad (2)$$

De la même manière, on fixe  $C_6 = 0,1 \mu f$  et posons  
 $R = R_4 + P_2$

D'après (2) on trouve

$R = 10 \Omega$  pour  $T = 0,1 \text{ ms}$   
 et  $R = 100 \Omega$  pour  $T = 1 \text{ ms}$ .

D'où le choix de  $P_2 = 100 \Omega$  (potentiomètre) et  $R_4 = 10 \Omega$

## VI.2. Calcul et choix des éléments du générateur d'impulsions pseudo-aléatoires.

Comme on l'a déjà vu au paragraphe (IV.2.1.), ce générateur est constitué de trois parties : le multiplexeur, le sélecteur et le diviseur de fréquence.

### a/ Le multiplexeur :

Pour obtenir un maximum de fréquence possibles pendant une pseudo-période, sans toutefois compliquer la réalisation, il a été préférable d'utiliser un multiplexeur 1 parmi 16. Malheureusement, le manque de disponibilité du matériel nous a obligé d'utiliser un montage équivalent.

Comme le montre la figure VI.2.1. le montage comporte deux multiplexeurs 1 parmi 8 (SN 74 151) nécessitant 4 entrées de sélection (A, B, C et D) et 3 portes NAND ( $\frac{1}{4}$  7400 N). Les entrées de sélection A, B et C permettent de commuter les différentes entrées de données ( $D_0 \dots, D_{15}$ ) vers les sorties  $S_1$  et  $S'_1$ , par contre lorsque D est au niveau logique 0 ou 1 ce sont les sorties  $S_1$  et  $S'_1$  qui sont commutées respectivement vers la sortie S. Ainsi toutes les entrées de données peuvent être sélectionnées.

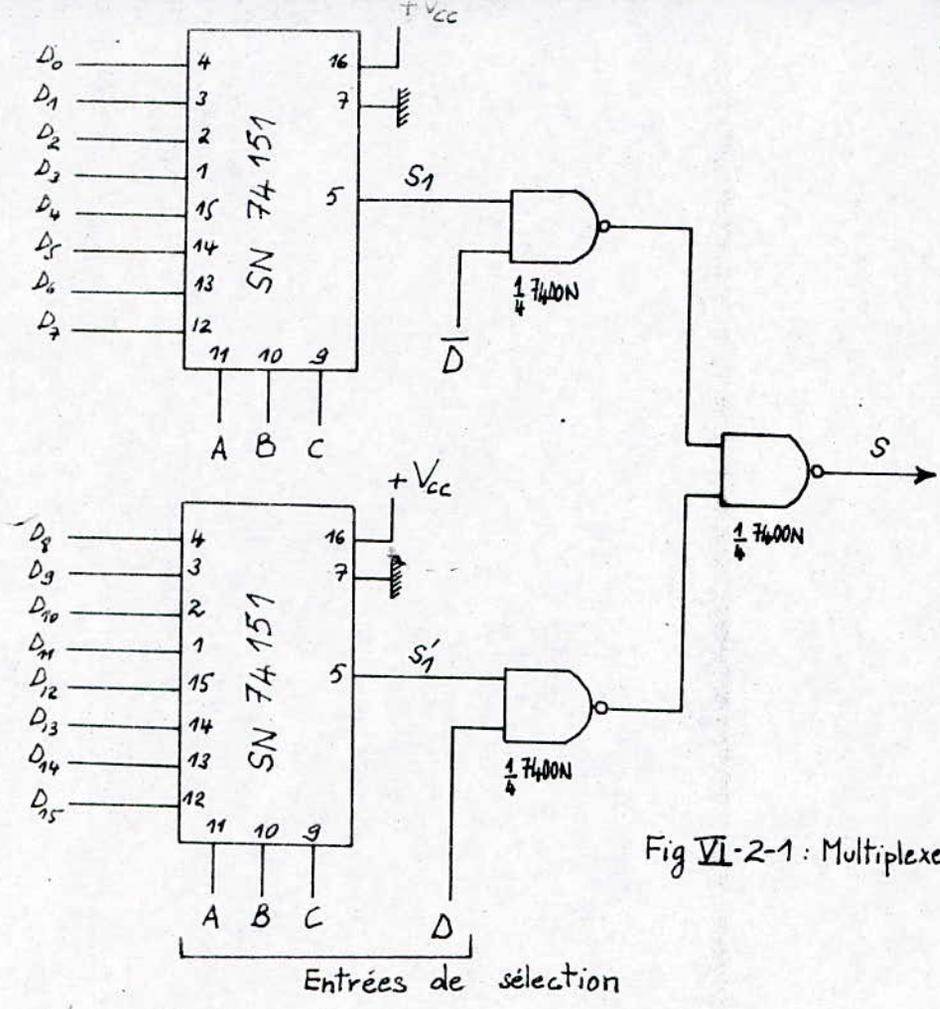


Fig VI-2-1 : Multiplexeur 1 parmi 16

b/ Le sélecteur :

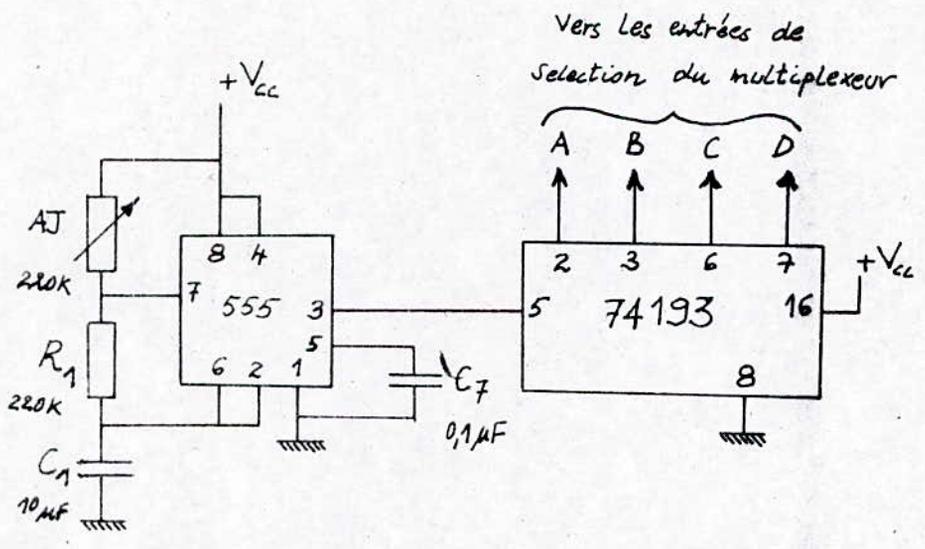


Fig VI-2-2 : le sélecteur

Un multiplexeur 1 parmi 16 comporte 4 entrées de sélection, il nécessite donc un sélecteur hexadécimal 4 bits. Le registre 74 193 convient parfaitement à cette tâche, c'est un compteur-décompteur binaire à 4 étages.

Ce compteur est commandé par une horloge de fréquence :

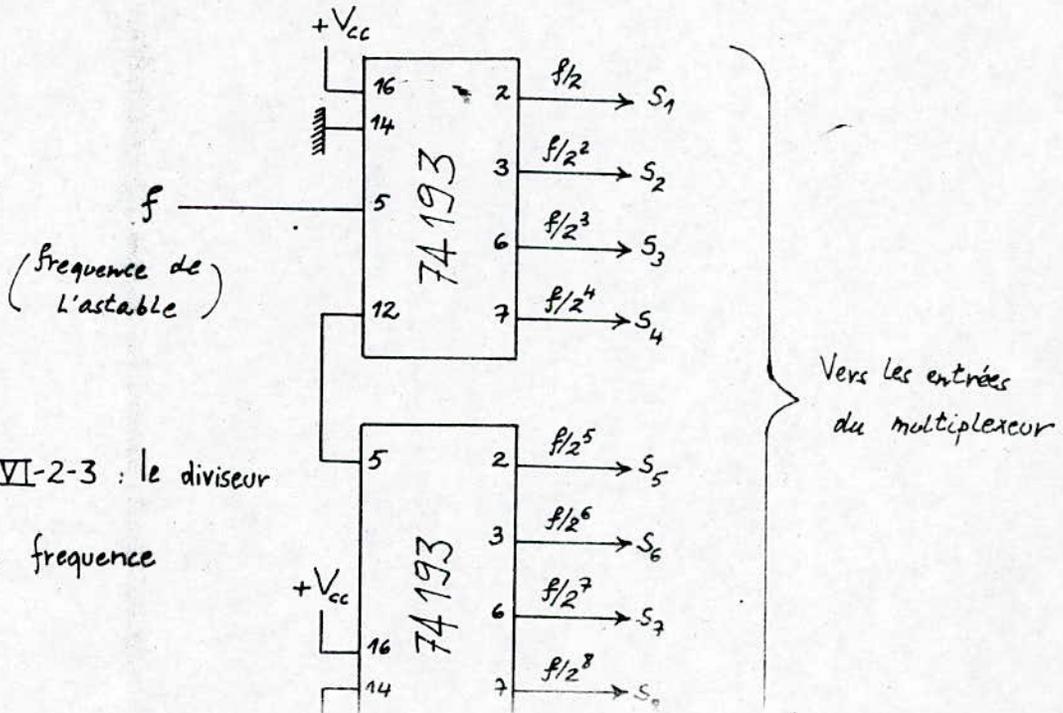
$$f = \frac{16}{60} = 0,266 \text{ Hz.}$$

permettant ainsi de sélectionner les 16 entrées du multiplexeur en 60 secondes.

On utilise comme circuit d'horloge un NE 555 monté en astable. La détermination de ses éléments extérieurs se fait exactement comme au paragraphe [VI.1.a], sauf que cette fois-ci on utilise un ajustable pour mieux approcher la valeur de la fréquence  $f = 0,266 \text{ Hz}$ .

c/ Le diviseur de fréquence :

C'est un compteur modulo 32, constitué de deux compteurs 74 193 montés en cascade, formant ainsi un diviseur de fréquence par  $2^i$ ,  $i = 1, 2, \dots, 8$ . (fig. VI.2.3).



On remarque que la sortie de retenue du compteur direct des 1 (broche n° 12) est connectée à l'entrée de l'horloge du compteur des 10 (broche n° 5).

Remarques :

1 - Chaque sortie du diviseur de fréquence est connectée à 2 entrées consécutives du multiplexeur, ceci à l'exception de la dernière (non connectée) car elle présente une très basse fréquence ( $\frac{f}{2^8}$ ). Par ailleurs les entrées  $D_0$  et  $D_1$  du multiplexeur sont directement reliées à la sortie du générateur de fréquence. Le tableau (fig. VI.3.1) donne le détail de ces différentes connexions.

Sorties du diviseur de fréquence	Entrées du multiplexeur
$S_1$	$D_2$ et $D_3$
$S_2$	$D_4$ et $D_5$
$S_3$	$D_6$ et $D_7$
$S_4$	$D_8$ et $D_9$
$S_5$	$D_{10}$ et $D_{11}$
$S_6$	$D_{12}$ et $D_{13}$
$S_7$	$D_{14}$ et $D_{15}$
$S_8$	non connectée
Sortie du générateur de fréquence	$D_0$ et $D_1$

Fig VI-3-1

2 - Pour que le signal à la sortie du multiplexeur apparaisse comme ayant une fréquence pseudo-aléatoire à un observateur qui ignore la façon dont il est fabriqué, il faut commuter les différentes entrées du multiplexeur, d'une manière anarchique, vers la sortie.

Pour éviter l'accoutumance qui apparaît lors du traitement électrique (voir 7° de II.2.2) il est très important que deux trains consécutifs du signal pseudo-aléatoire, aient des fréquences assez différentes. Ceci est obtenu simplement en changeant l'ordre normal des entrées de sélection du multiplexeur. La figure VI.3.2. donne à chaque impulsion d'horloge, l'entrée de donnée du multiplexeur et la fréquence correspondante commutée vers la sortie pendant la durée d'une pseudo-période.

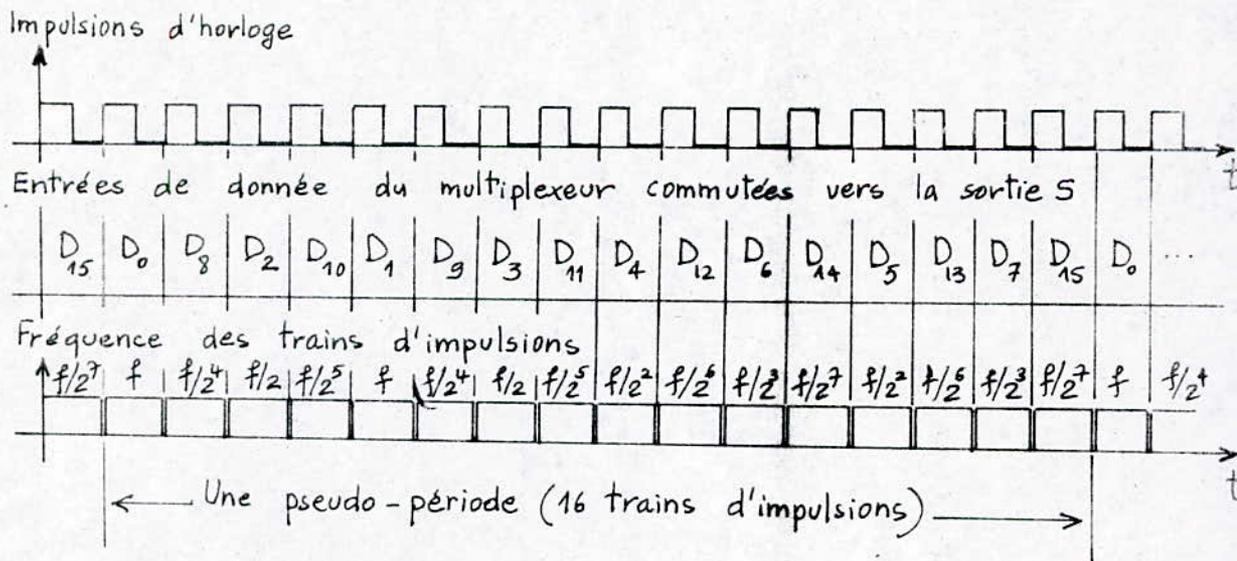


Fig VI-3-2

VI.3 - Etage amplificateur :

Cet étage est constitué par un transistor PNP fonctionnant en régime de commutation. Pour compenser le déphasage de  $180^\circ$  introduit par ce dernier (monté en émetteur commun), on place à l'entrée de l'amplificateur une porte inverseuse (NAND). A la saturation, la tension collecteur de T étant faible ( $\approx 5$  V), un transformateur élévateur de tension s'est avéré nécessaire pour pouvoir atteindre un courant de sortie maximum de 40 mA (fig. VI.3)

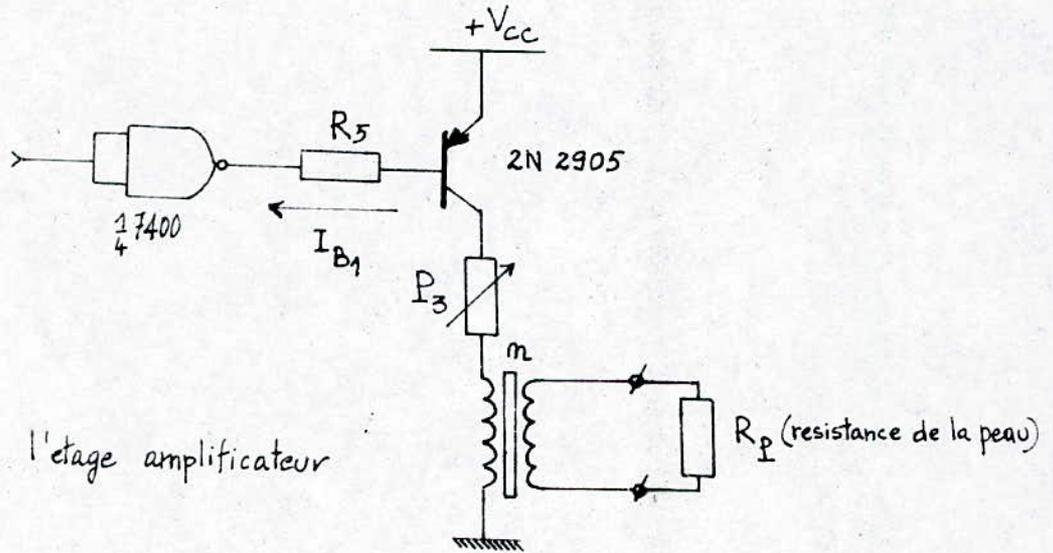


Fig VI-3 : l'étage amplificateur

- Calcul des éléments :

a/ Transformateur :

n étant le rapport de transformation de Tr :

$$I_2 = \frac{I_1}{n}$$

A la saturation :

$$I_1 = \frac{V_{cc} - V_{ce\text{ sat}}}{R + P_3} \approx \frac{V_{cc}}{R + P_3} \quad \text{avec } R = \frac{R_p}{n^2}$$

où R : impédance ramenée au primaire.

$R_p$  : résistance de la peau.

$$\text{donc } I_2 = \frac{V_{cc}}{n(R + P_3)} = \frac{n \cdot V_{cc}}{R_p + n^2 \cdot P_3} \quad (1)$$

- Pour  $P_3 = 0$  ;

$$I_{2\text{ max}} = \frac{n \cdot V_{cc}}{R_p} \quad n = \frac{R_p \cdot I_{2\text{ max}}}{V_{cc}}$$

sachant que :  $V_{cc} = 5 \text{ V}$

$R_p = 1 \text{ K } \Omega$  (en moyenne)

$I_{2\text{ max}} = 40 \text{ mA}$

On détermine :  $n = 8$

- Pour  $P_3 = P_{\text{MAX}}$  et en limitant  $I_{2\text{ MIN}}$  à la valeur approximative de 0,5 mA.

on a d'après (1) et (2) :

$$P_{\text{MAX}} = \frac{n \cdot V_{cc} - R_p I_{2\text{ MIN}}}{n^2 \cdot I_{2\text{ min}}} = 1,23 \text{ K } \Omega$$

d'où la valeur du potentiomètre  $P_3 = 1,2 \text{ K } \Omega$

b/ Transistor, A

Pour le transistor de commutation on a utilisé un 2N 2905 de moyenne puissance.

A la saturation on a :

$$V_{cc} = R_5 I_{b1} + V_{eb} \simeq R_5 I_{b1}$$

$$R_5 = \frac{V_{cc}}{I_{b1}}$$

Pour être certain qu'en position passante le transistor est saturé, on prend :

$$I_{B1} \leq \frac{F_s \cdot I_{c_{sat}}}{\min} \quad \text{avec } F_s : \text{facteur de saturation} \\ (2 \leq F_s \leq 3)$$

on choisit :  $F_s = 2,5$

$$(I_{c_{sat}})_{\min} = 0,5 \text{ mA}$$

d'où l'on a :

$$I_{B1} = \frac{2,5 \times 0,5}{40} = 31,25 \mu A.$$

donc :  $R_5 = 150 \text{ k}\Omega.$

VI.4 -- Alimentation :

Les circuits intégrés TTL exigent, pour un fonctionnement normal, une tension d'alimentation régulée de 5 V. Pour cela on a utilisé le régulateur classique 7805 alimenté par une pile de 9 V. Le reste des composants (NE 555, transistor) sont alimentés par la même tension (5 V). (Fig. VI.4.).

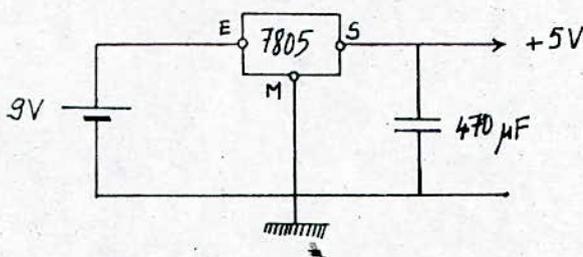


Fig: VI-4 : l'alimentation

En raison de l'emploi des composants TTL, il est souvent impératif d'avoir recours au secteur. Mais par mesure de sécurité, un appareil médical à usage grand public ne doit en aucun cas être alimenté directement par du 110 ou du 220 volts. Cette contrainte nous oblige à opter pour une alimentation par piles (de préférence rechargeables).

Les piles doivent vérifier les caractéristiques suivantes :

- Tension de sortie : 9 V
- Puissance maximale débitée : 3,5 W
- Durée de vie  $\approx$  100 Heures.

CHAPITRE VII

RESULTATS PRATIQUES :

Les signaux désirés (simples et pseudo-aléatoires) ont été obtenus sans grand problème. Néanmoins les valeurs expérimentales des fréquences et des durées d'impulsions, diffèrent peu de celles imposées par le cahier de charges. Ce qui bien sûr était prévisible, vu la tolérance des composants utilisés (10 %).

$$f_{\text{MAX}} \approx 850 \text{ Hz}$$

$$f_{\text{MIN}} \approx 5 \text{ Hz (estimée)}$$

$$\tau_{\text{MAX}} \approx 1 \text{ ms}$$

$$\tau_{\text{MIN}} \approx 0,1 \text{ ms.}$$

Nous tenons, quand même à mentionner qu'il a été difficile de mesurer les très basses fréquences avec le matériel disponible au laboratoire.

Pour la partie amplification, la non disponibilité d'un transformateur d'impulsion adopté à nos besoins nous a contraint à ne pas prendre les mesures d'intensité.

CHAPITRE VIII

PROJET POUR UNE PRODUCTION EN SERIE

VIII.1 - Schéma électronique (Voir la fin du polycopé)

VIII.2 - Nomenclature

- Résistances :

$$R_1 = 220 \text{ K} \Omega , 10 \% , \frac{1}{2} \text{ W}$$

$$R_5 = 150 \text{ K} \Omega , 10 \% , \frac{1}{8} \text{ W}$$

$$R_2 = 150 \Omega , 10 \% , \frac{1}{8} \text{ W}$$

$$R_6 = 100 \Omega , 10 \% , \frac{1}{8} \text{ W}$$

$$R_3 = 4,7 \text{ K} \Omega , 10 \% , \frac{1}{2} \text{ W}$$

$$R_7 = 100 \Omega , 10 \% , \frac{1}{8} \text{ W}$$

$$R_4 = 10 \Omega , 10 \% , \frac{1}{8} \text{ W}$$

- Potentiomètres :

$$P_1 = 68 \text{ K} \Omega , \text{ linéaire,}$$

$$P_2 = 100 \Omega , \text{ linéaire.}$$

$$P_3 = 1,2 \text{ K} \Omega , \text{ linéaire.}$$

- Ajustables :

$$AJ = 220 \text{ K} \Omega \text{ vertical.}$$

- Condensateurs :

$C_1 = 10 \mu F$ , 16 V, BF	$C_4 = 2,2 nF$ , 16 V , BF
$C_2 = 10 \mu F$ , 16 V, BF	$C_5 = 10 \mu F$ , 16 V , BF
$C_3 = 0,1 \mu F$ , 16 V, BF	$C_6 = 0,1 \mu F$ , 16 V, BF
	$C_7 = 0,1 \mu F$ , 16 V, BF

- Diodes :

D : 1N 4005.

- Transistors :

T : 2N 2905

- Circuits intégrés :

CI <sub>1</sub> : NE 555	CI <sub>6</sub> : Compteur TTL 74 193
CI <sub>2</sub> : NE 555	CI <sub>7</sub> : Multiplexeur TTL SN 74 151
CI <sub>3</sub> : NE 555	CI <sub>8</sub> : Multiplexeur TTL SN 74 151
CI <sub>4</sub> : Compteur TTL 74 193	CI <sub>9</sub> : Portes NAND TTL 7400 N
CI <sub>5</sub> : Compteur TTL 74 193	CI <sub>10</sub> : Portes NAND TTL 7400 N

- Divers :

- 1 régulateur : 7805
- 1 transformateur d'impulsion : n = 8
- 1 interrupteur bipolaire.
- 1 interrupteur monopolaire
- 2 LED (Rouges)
- 2 fiches banane (Noir et rouge) + Douilles.

### VIII-3 Fiche technique

Cette documentation technique étant assez riche, il est préférable de la mettre dans la partie annexe, néanmoins, on conseille vivement au concepteur de s'y référer en cas d'éventuel problème technique.

### VIII-4 Circuit imprimé : (Figure VIII-4)

Beaucoup de straps ont été nécessaires pour éviter l'emploi d'un circuit "double face". De configuration assez serrée par endroits, il est évident que l'emploi des méthodes traditionnelles sont plutôt déconseillées. Mieux vaut avoir recours aux différents produits de transfert et au procédé photographique.

Les trous sont percés à l'aide d'un forêt de 0,8 mm de diamètre. Ceux comportant des pastilles plus importantes pourront être percés avec un foret de 1 mm ou 1,2 mm à la demande.

### VIII- 5 Implantation des composants : (Fig. VIII.5)

On implantera dans un premier temps les résistances, les diodes et les straps de liaison, puis ce sera le tour des transistors et des capacités. L'ajustable AJ sera soudé, curseur en position médiane, et en dernier lieu, on implantera les circuits intégrés en se ménageant un temps de refroidissement suffisant entre deux soudures consécutives.

Enfin, il est très important de rappeler qu'il faut apporter un soin tout à fait particulier au respect des polarités des composants discrets et à l'orientation des circuits intégrés.

### VIII-3 Fiche technique

Cette documentation technique étant assez riche, il est préférable de la mettre dans la partie annexe, néanmoins, on conseille vivement au concepteur de s'y référer en cas d'éventuel problème technique.

### VIII-4 Circuit imprimé : (Figure VIII-4)

Beaucoup de straps ont été nécessaires pour éviter l'emploi d'un circuit "double face". De configuration assez serrée par endroits, il est évident que l'emploi des méthodes traditionnelles sont plutôt déconseillées. Mieux vaut avoir recours aux différents produits de transfert et au procédé photographique.

Les trous sont percés à l'aide d'un forêt de 0,8 mm de diamètre. Ceux comportant des pastilles plus importantes pourront être percés avec un foret de 1 mm ou 1,2 mm à la demande.

### VIII- 5 Implantation des composants : (Fig. VIII.5)

On plantera dans un premier temps les résistances, les diodes et les straps de liaison, puis ce sera le tour des transistors et des capacités. L'ajustable AJ sera soudé, curseur en position médiane, et en dernier lieu, on plantera les circuits intégrés en se ménageant un temps de refroidissement suffisant entre deux soudures consécutives.

Enfin, il est très important de rappeler qu'il faut apporter un soin tout à fait particulier au respect des polarités des composants discrets et à l'orientation des circuits intégrés.

### VIII - 6 Le travail du boîtier

La face avant (fig. VIII-6) comprend 9 trous de différents diamètres pour 3 boutons de commande, 2 interrupteurs, 2 LED et 2 douilles bananes. Pour une utilisation rapide de cet appareil, il faut que la localisation des commandes soit rationnelle ; ainsi la rangée du haut (de la face du boîtier) ne concerne que les commandes, alors que celle du bas est réservée pour les LED témoins et la sortie du générateur.

Les potentiomètres reçoivent des boutons cylindriques en plastiques ou en aluminium.

Enfin nous conseillons vivement que le coffret soit conçu d'une matière isolante, légère et assez résistante aux chocs.

### VIII-7 Essais et mise au point :

Pour ces tâches, un oscilloscope et un fréquence-mètre même peu performants, sont indispensables.

#### VIII-7-a Mise au point :

On rappelle qu'au paragraphe (VI.2.b) on a utilisé, dans le circuit d'horloge, un ajustable pour mieux approcher la pseudo-période d'une minute. Ceci a été nécessaire à cause des tolérances des composants utilisés (10 %) ; mais pour une production en masse il vaudrait mieux utiliser des composants de haute précision (2 % par exemple). Sinon on branche le fréquence-mètre entre la broche 3 de CI<sub>3</sub> et la masse, on alimente l'appareil, puis on agit sur l'ajustable jusqu'à obtenir la fréquence de  $(0,27 \pm 0,027)$  Hz .

VIII-7-b Essais

Après le réglage précédent et avant de visser le boîtier, quelques essais s'avèrent nécessaires.

1 - Brancher tout d'abord les sorties du générateur à l'oscilloscope.

2 - Positionner le commutateur simple / pseudo sur la 1ère position. Agir sur le bouton "Fréquence" : la fréquence varie approximativement de 1 à 1 000 Hz.

3 - Assurez-vous que le commutateur est toujours sur la 1ère position (simple). Agir sur le bouton "Durée" : la largeur des impulsions varie approximativement de 0,1 à 1 ms, avec n'importe quelle fréquence.

4 - Changer maintenant le commutateur sur la position "Pseudo", on observe sur l'oscilloscope des trains d'impulsions de fréquence remarquablement différentes et de durée approximative de 4 secondes. Enfin agir sur le bouton "Fréquence", la fréquence des trains d'impulsions varie.

5 - Le signal étant visualisé sur l'oscilloscope, agir sur le bouton "INTENSITE" ; l'amplitude des impulsions varie approximativement de 0 à 40 V (utiliser une sonde atténuatrice).

VIII-8 Manuel d'utilisation :

VIII-8.1 Spécifications :

Le générateur électronique pour le traitement analgésique et acupunctural de la douleur possède les caractéristiques suivantes :

	Fréquence (Hz)	Durée (ms)	Intensité (mA)
Impulsions simples	0 - 1000	0,1 - 1	0 - 40
Impulsions (*) pseudo-aléatoires	0 - 1000	demi-période	0 - 40

(\*) Les impulsions pseudo-aléatoires permettent d'élever l'efficacité du traitement et évitent l'adaptation électrique (l'accoutumance).

- les impulsions sont de forme carrée
- le générateur est alimenté par pile de 9 V.

#### VIII.8.2 Instructions d'opération :

L'utilisateur doit suivre les instructions dans l'ordre cité.

##### a/ Stimulation par électrode (stimulation électrique percutanée)

- On interpose tout d'abord sur la ou les parties à stimuler un gel salé (conducteur) par exemple crème redux, réegarpha, etc ou s'il s'avère nécessaire on décape l'épiderme de ses cellules mortes.

- On place les électrodes autant que possible en regard du trajet du nerf périphérique responsable de l'innervation sensitive de la région douloureuse.

- On relie les électrodes aux bornes du générateur.
- On met l'appareil en marche et on choisit selon les besoins l'un des deux modes de traitement (simple impulsion ou pseudo-aléatoire).

- Après cela, le patient commence à régler lui-même la fréquence et la durée d'impulsion, et à intensifier la stimulation graduellement jusqu'à ce qu'il ressente un picotement agréable dans la zone desservie par le nerf stimulé. (\*)

- Le traitement dure ainsi de 20 à 30 minutes par séance.

(\*) Lorsque les stimulations ne donnent aucun résultat qui est d'une éventualité rare, les électrodes sont mises en regard de la zone douloureuse elle-même et l'opération est de nouveau répétée.

b/ Stimulation par aiguilles : (électro-acupuncture).

- On détermine d'abord les points correspondants à la zone douloureuse, à l'aide d'un détecteur électronique (\*) de points d'acupuncture ou d'une carte d'acupuncture.

(\*) Les études faites récemment montrent que les substances sous les points d'acupuncture sont riches en nerfs et vaisseaux sanguins, ceci explique pourquoi à la surface du corps la résistance électrique des points d'acupuncture est plus faible que celles d'alentour et qu'elle est encore plus faible quand le corps subit un changement pathologique. Cette propriété permet de détecter ces points à l'aide d'un appareil électronique ayant une résistance électrique de haute sensibilité.

- on s'assure que la peau soit sèche.
- on implante plusieurs aiguilles à quelques points d'acupuncture, à une distance proche ou éloignée de la zone douloureuse.

- On place les deux bornes de sortie (fils à pinces) sur deux aiguilles convenablement choisies (il est préférable que cela se fasse aux environs de la zone douloureuse).

- Après avoir mis l'appareil en marche, on le met sur une fréquence et une durée d'impulsion arbitraires. Ceux-ci peuvent être changées durant l'application des stimulations afin d'élever l'efficacité du traitement (le signal peut être à simples impulsions ou à impulsions pseudo-aléatoire selon que vous mettiez l'interrupteur sur la position simple ou pseudo).

- On règle ensuite l'intensité du courant électrique à un niveau tel que le patient ressente un pincement ; à ce moment on abaisse l'intensité pour que le malade ne soit pas gêné lors du traitement.

- Le traitement dure ainsi pendant 20 à 30 minutes.

#### VIII-8-3 Précautions d'emploi :

- Les aiguilles doivent être stérilisées avant chaque application, et la zone à puncturer doit être désinfectée.

- Après l'utilisation de l'appareil le bouton d'intensité doit être positionné à zéro et le courant coupé.

- Changer la pile en cas où l'intensité n'atteint pas l'exigence thérapeutique.

- L'appareil doit être placée dans un endroit sombre, frais et sec.

- Retirer la pile en cas de non utilisation.

Attention : En aucun cas le patient ne doit s'appliquer lui-même une stimulation électro-acupuncturale, celle-ci exige toujours la participation d'un praticien diplômé et ayant reçu une formation hautement spécialisée en acupuncture.

VIII-9- AMELIORATION

Afin de nous mettre dans une situation semblable à celle qu'aurait un ingénieur de conception au sein d'une entreprise nationale, où les moyens mis à sa disposition ne sont pas toujours idéaux, nous nous sommes contentés, tout au long de la réalisation du stimulateur, à n'utiliser que les composants électroniques accessibles (à l'ENP).

Ainsi ce premier prototype exige avant sa production en série des améliorations certaines, nous citons ci-dessous celles qui paraissent les plus évidentes :

- Substituer la paire de multiplexeurs 74 151 (1 parmi 8) et les 4 portes NAND par un seul multiplexeur (1 parmi 16) le 74 150 (ou équivalent).
- Remplacer les deux compteurs 4 bits - 74 193 par le double 4 bits 74 116 (ou équivalent).
- Remplacer les 3 versions simples NE 555 (l'astable - monostable et l'horloge) par la version quadruple 558 ou 559.
- Utiliser un circuit imprimé double face pour miniaturiser le stimulateur et éviter le recours aux straps.
- Enfin il serait préférable d'utiliser les composants à base de technologie C.MOS et bénéficier ainsi des avantages qu'ils présentent à noter : la faible consommation, le temps de réponse bref et la facilité d'alimentation (on évitera ainsi l'utilisation du régulateur 7805).

## CONCLUSION

Notre propre cheminement, en quête d'informations dans le domaine de l'électroanalgésie et de l'électroacupuncture, nous a révélé un manque remarquable de documentation. Ceci nous conduisait tout naturellement à détailler sérieusement la partie médicale afin que les intéressés puissent y trouver un minimum d'information.

Quoique la réalisation du stimulateur nous a surtout permis de voir les difficultés qui se posent lorsqu'on passe du stade théorique au stade pratique, il n'en demeure pas moins que nous avons abordé un domaine très important et en évolution rapide qu'est l'électronique des impulsions.

Nous tenons à faire remarquer aussi que les spécifications du générateur pseudo-aléatoire ont été établies à partir des recherches entrepris par le docteur Adam (voir paragraphe II.2..3) [2][3], néanmoins, il serait souhaitable de vérifier expérimentalement ses observations et voir en particulier si réellement une pseudo-période d'une minute est suffisante pour éviter l'effet d'accoutumance.

Enfin, nous espérons que ce travail aidera les étudiants à acquérir une vue d'ensemble sur un domaine aussi passionnant qu'est l'électrothérapie, et qu'il soit complété par un appareil permettant de détecter les points de stimulation.

Vue generale du boitier  
(echelle 1/4)

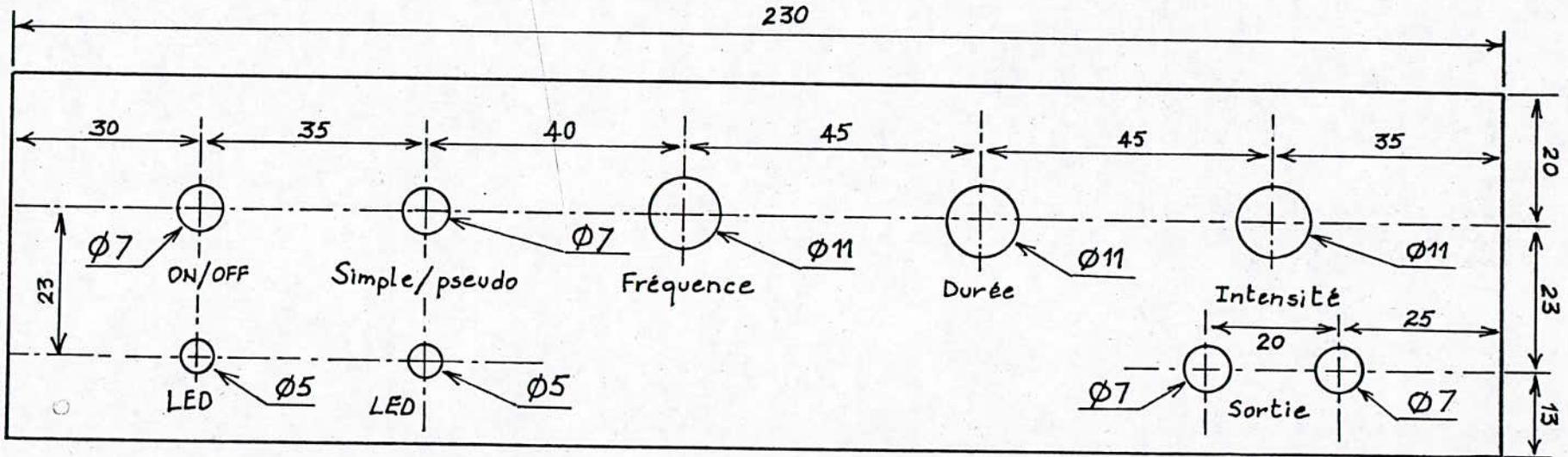
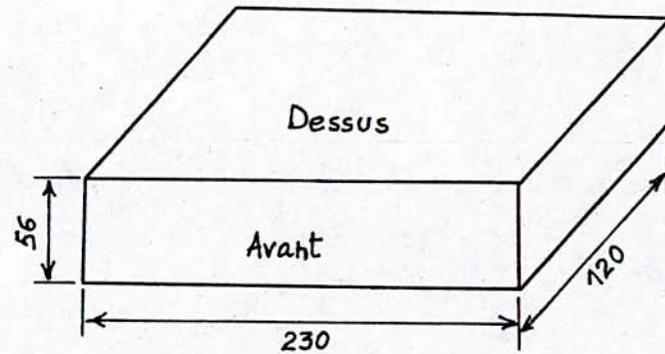


Fig VIII-3:

Face avant (echelle 1)

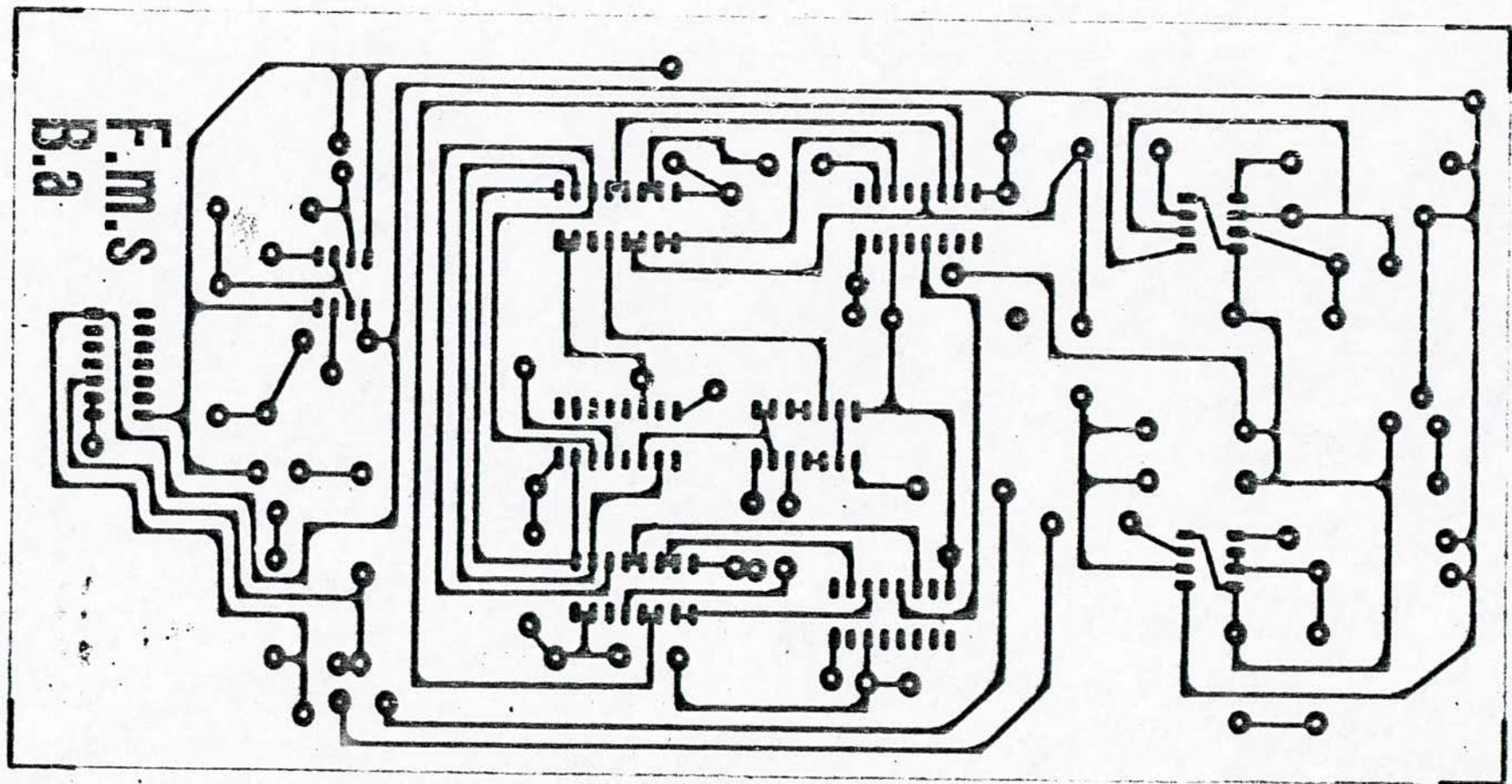


Fig VIII-4: Circuit imprimé

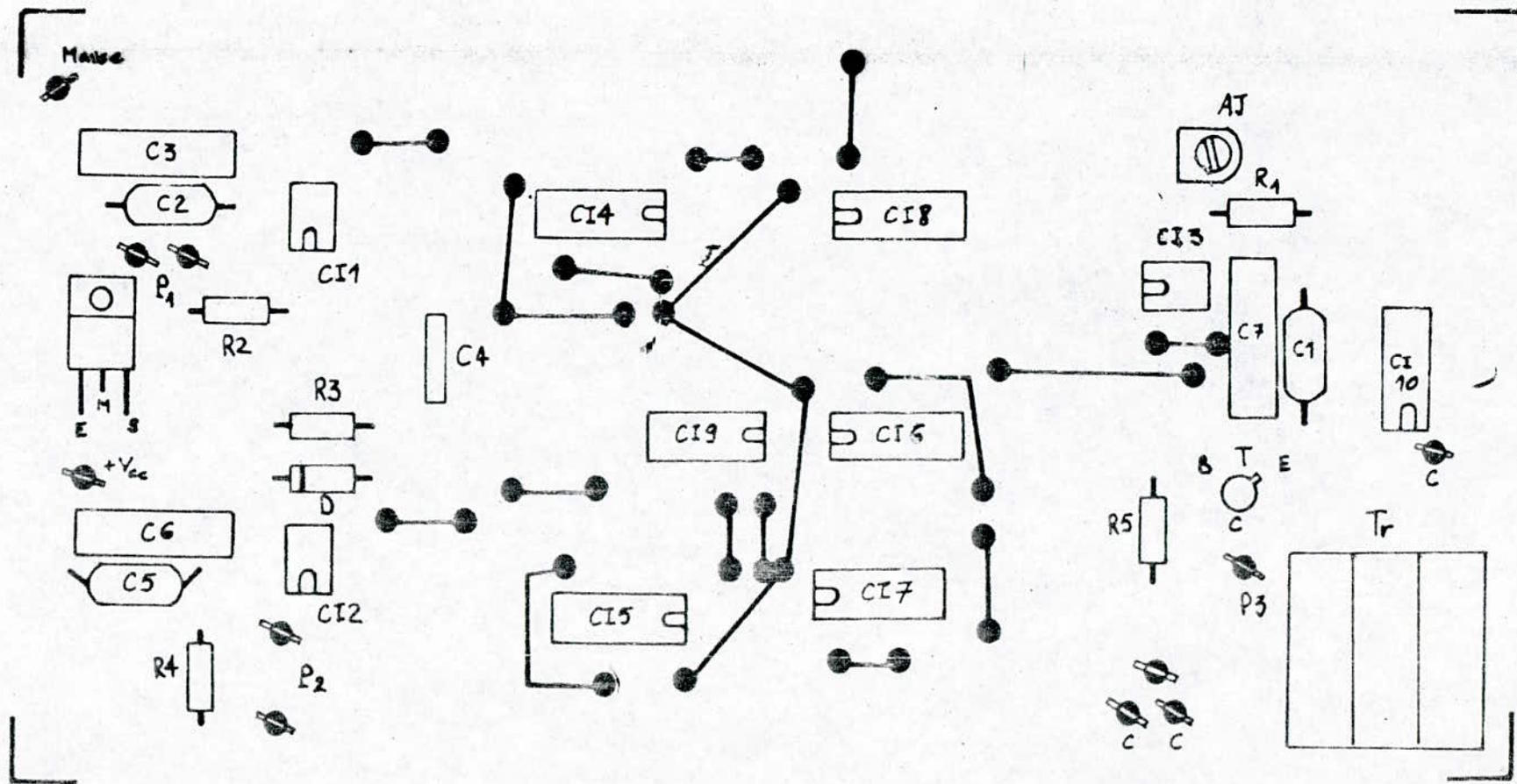


Fig VIII-5: schema d'implantation

## - LES ELECTRODES. [16]

Les électrodes utilisées en électrophysiologie pour la stimulation et le recueil doivent être impolarisables, c'est à dire telle que la différence de potentiel de contact soit invariable, ne dépendant ni du temps, ni de l'intensité du courant. Plus les potentiels à mesurer varient lentement, plus il faut être exigeant sur cette condition d'impolarisabilité. Ce n'est par contre pas strictement indispensable pour des potentiels très rapides (potentiel d'action). Les électrodes peuvent être réalisées par un métal placé dans une solution de l'un de ses sels, soit non saturée (électrode du premier genre. Exemple :  $Zn / Solution\ de\ SO_4\ Zn / Na\ Cl$ ), soit saturée (électrode du deuxième genre, exemple :  $Ag / AgCl / Solution\ de\ Na\ Cl$ ). Cette dernière électrode, dite d'argent chloruré, ou encore électrode d'Arsonval, est la plus utilisée.

La taille des électrodes est très variable (fig. A.1) de l'ordre de 1 cm pour les électrodes d'électrocardiographie ou d'électro-encéphalographie, cette taille peut s'abaisser à moins de 1 micron pour les micro-électrodes.

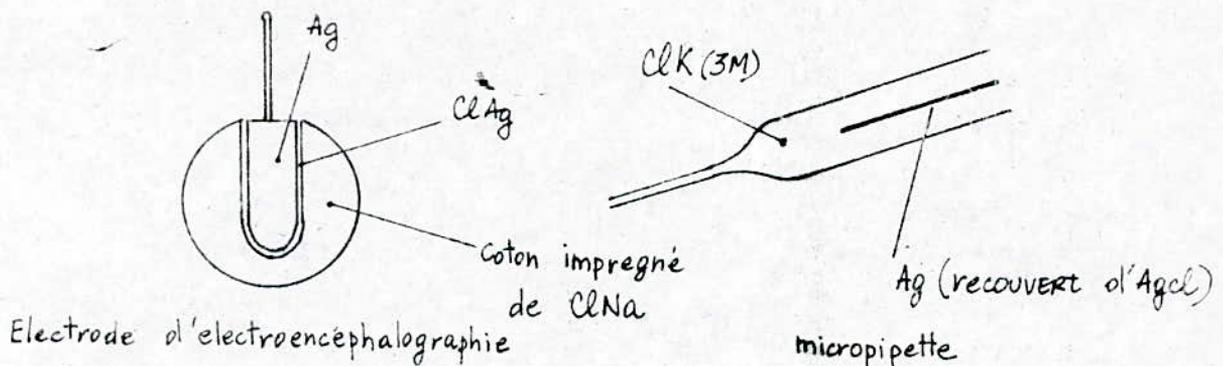


Fig A-1 Exemple d'électrode

- DEMONSTRATION (Voir paragraphe IV-3-b)

D'après la maille d'entrée du circuit de la figure A-2

$$v_e = V_{eb} + R_4 i_b \qquad i_b = \frac{v_e - V_{eb}}{R_4}$$

d'où :  $i_c \simeq \beta i_b = \frac{\beta}{R_4} (v_e - V_{eb})$

La tension de charge du condensateur  $C_2$  est donnée par

$$v_{c2} = \frac{1}{C_2} \int_{t_0}^t i_c \cdot dt$$

$$v_{c2} = \frac{1}{C_2} \frac{\beta}{R_4} \int_{t_0}^t (v_e - V_{eb}) dt \quad (1)$$

Sur une période  $T$ , le signal d'entrée  $v_e(t)$  varie linéairement suivant l'équation :

$$v_e(t) = \frac{V_p - V_v}{T} \cdot t + V_v$$

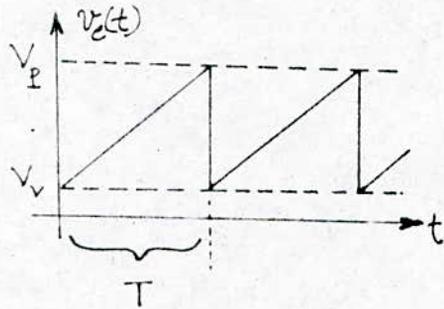
En remplaçant dans (1) on trouve :

$$v_{c2} = \frac{1}{C_2} \frac{\beta}{R_4} \int_{t_0}^t \left[ \frac{V_p - V_v}{T} \cdot t + (V_v - V_{eb}) \right] \cdot dt$$

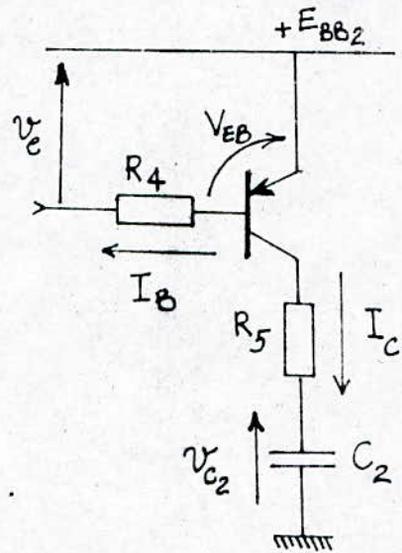
et par suite :

$$v_{c2}(t) = \frac{\beta}{C_2 R_4} \left[ \frac{V_p - V_v}{2T} \cdot t^2 + (V_v - V_{eb}) \cdot t \right] + K$$

C'est l'équation d'une parabole.



tension d'entrée (dent de scie)



Fig(A-2) : Commande serie d'un condensateur

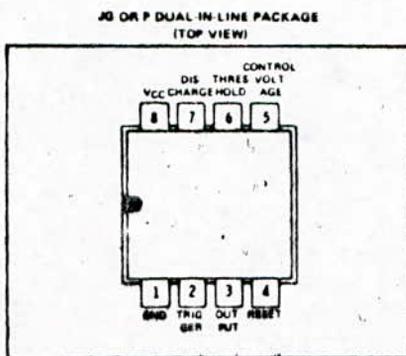
- Timing from Microseconds to Hours
- Astable or Monostable Operation
- Adjustable Duty Cycle
- TTL-Compatible Output Can Sink or Source up to 200 mA
- Designed to be Interchangeable with Signetics SE555/NE555

**description**

The SE555 and NE555 are monolithic timing circuits capable of producing accurate time delays or oscillation. In the time-delay or monostable mode of operation, the timed interval is controlled by a single external resistor and capacitor network. In the astable mode of operation, the frequency and duty cycle may be independently controlled with two external resistors and a single external capacitor.

The threshold and trigger levels are normally two-thirds and one-third, respectively, of VCC. These levels can be altered by use of the control voltage terminal. When the trigger input falls below the trigger level, the flip-flop is set and the output goes high. When the threshold input rises above the threshold level, the flip-flop is reset and the output goes low. The reset input can override all other inputs and can be used to initiate a new timing cycle. When the reset input goes low, the flip-flop is reset and the output goes low. When the output is low, a low impedance path is provided between the discharge terminal and ground.

The output circuit is capable of sinking or sourcing current up to 200 milliamperes. Operation is specified for supplies of 5 to 15 volts. With a 5-volt supply, output levels are compatible with TTL inputs.



functional block diagram

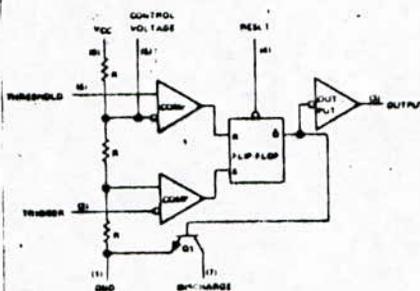


Figure 14 shows typical waveforms generated during astable operation. The output high-level duration  $t_H$  and low-level duration  $t_L$  may be found by:

$$t_H = 0.693 (R_A + R_B) C$$

$$t_L = 0.693 (R_B) C$$

Other useful relationships are shown below.

$$\text{period} = t_H + t_L = 0.693 (R_A + 2R_B) C$$

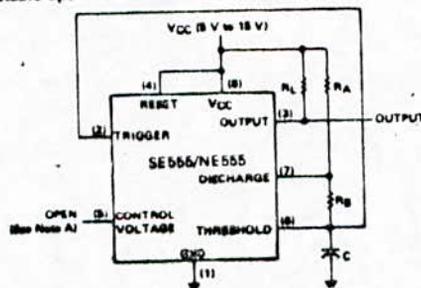
$$\text{frequency} = \frac{1.44}{(R_A + 2R_B) C}$$

$$\text{Output driver duty cycle} = \frac{t_H}{t_H + t_L} = \frac{R_B}{R_A + 2R_B}$$

$$\text{Output waveform duty cycle} = \frac{t_H}{t_H + t_L} = 1 - \frac{R_B}{R_A + 2R_B}$$

$$\text{Low-to-high ratio} = \frac{t_L}{t_H} = \frac{R_B}{R_A + R_B}$$

**astable operation**



NOTE A: Decoupling the control voltage input (pin 5) to ground with a capacitor may improve operation. This should be evaluated for individual applications.  
FIGURE 13—CIRCUIT FOR ASTABLE OPERATION

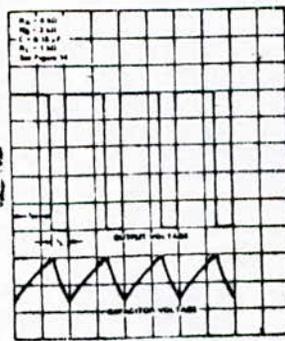


FIGURE 14—TYPICAL ASTABLE WAVEFORMS

Monostable operation is initiated when the trigger input voltage falls below the trigger threshold. Once initiated, the discharge will complete only if the trigger input is high at the end of the timing interval. Because of the threshold level and saturation voltage of Q1, the output pulse width is approximately  $t_w = 1.1 R_A C$ . Figure 12 is a plot of the time constant for various values of  $R_A$  and  $C$ . The threshold levels and charge rates are both directly proportional to the supply voltage, VCC. The timing interval is therefore independent of the supply voltage, so long as the supply voltage is constant during the time interval.

Applying a negative-going trigger pulse simultaneously to the reset and trigger terminals during the timing interval will discharge C and reinitiate the cycle, commencing on the positive edge of the reset pulse. The output is held low as long as the reset pulse is low. When the reset input is not used, it should be connected to VCC to prevent false triggering.

**monostable operation**

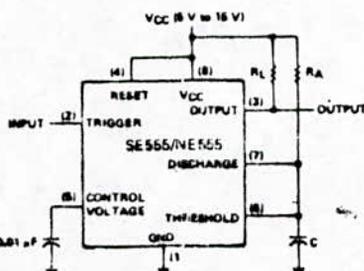


FIGURE 10—CIRCUIT FOR MONOSTABLE OPERATION

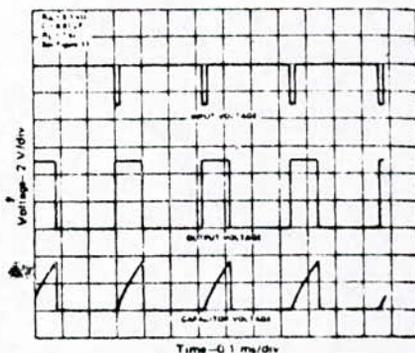


FIGURE 11—TYPICAL MONOSTABLE WAVEFORMS

TYPES SN54150, SN54151A, SN54152A, SN54LS151, SN54LS152, SN54S151, SN74150, SN74151A, SN74152A, SN74LS151, SN74LS152, SN74S151  
DATA SELECTORS MULTIPLEXERS

BULLETIN NO. DL 57211819 DECEMBER 1972

- '150 Selects One-of-Sixteen Data Sources
- Others Select One-of-Eight Data Sources
- Performs Parallel-to-Serial Conversion
- Permits Multiplexing from N Lines to One Line
- Also For Use as Boolean Function Generator
- Input-Clamping Diodes Simplify System Design
- Fully Compatible with Most TTL and DTL Circuits

TYPE	TYPICAL AVERAGE PROPAGATION DELAY TIME DATA INPUT TO W OUTPUT	TYPICAL POWER DISSIPATION
'150	11 ns	200 mW
'151	8 ns	145 mW
'152A	8 ns	130 mW
'LS151	11 ns <sup>†</sup>	30 mW
'LS152	11 ns <sup>†</sup>	28 mW
'S151	4.5 ns	225 mW

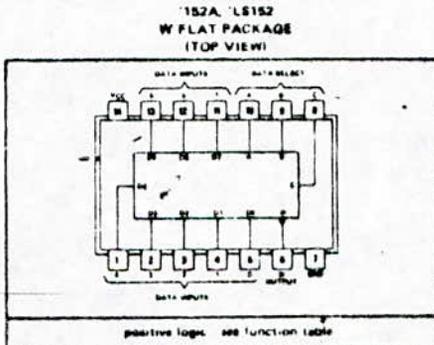
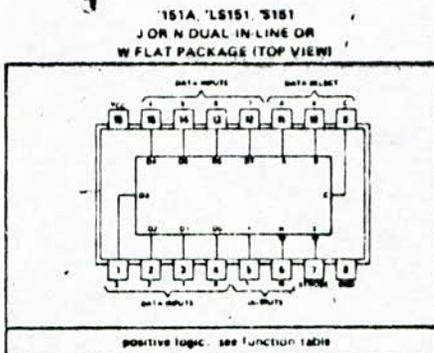
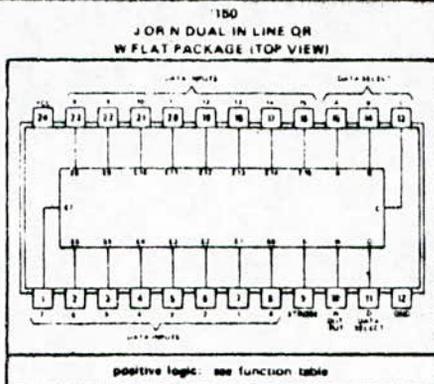
<sup>†</sup>Tentative data

description

These monolithic data selectors/multiplexers contain full on-chip binary decoding to select the desired data source. The '150 selects one-of-sixteen data sources, the '151A, '152A, 'LS151, 'LS152, and 'S151 select one-of-eight data sources. The '150, '151A, 'LS151, and 'S151 have a strobe input which must be at a low logic level to enable these devices. A high level at the strobe forces the W output high, and the Y output (as applicable) low.

The '151A, 'LS151, and 'S151 feature complementary W and Y outputs whereas the '150, '152A, and 'LS152 have an inverted (W) output only.

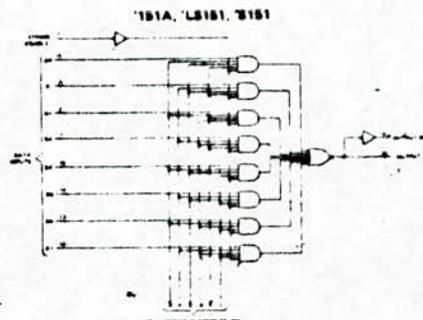
The '151A and '152A incorporate address buffers which have symmetrical propagation delay times through the complementary paths. This reduces the possibility of transients occurring at the outputs due to changes made at the select inputs, even when the '151A outputs are enabled (i.e. strobe low).



'151A, 'LS151, 'S151  
FUNCTION TABLE

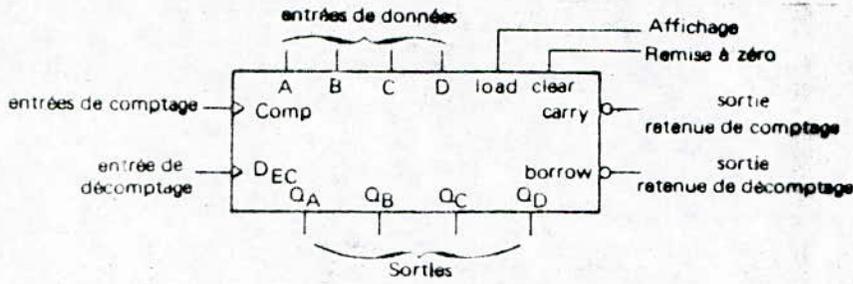
INPUTS				OUTPUTS	
SELECT	STROBE			Y	W
C	B	A	S		
X	X	X	H	L	H
L	L	L	L	D0	D0
L	L	H	L	D1	D1
L	H	L	L	D2	D2
L	H	H	L	D3	D3
H	L	L	L	D4	D4
H	L	H	L	D5	D5
H	H	L	L	D6	D6
H	H	H	L	D7	D7

H = high level, L = low level, X = irrelevant  
 D0, D1, D2, D3, D4, D5, D6, D7 = the level of the respective E input  
 D0, D1, D2, D3, D4, D5, D6, D7 = the level of the D respective input

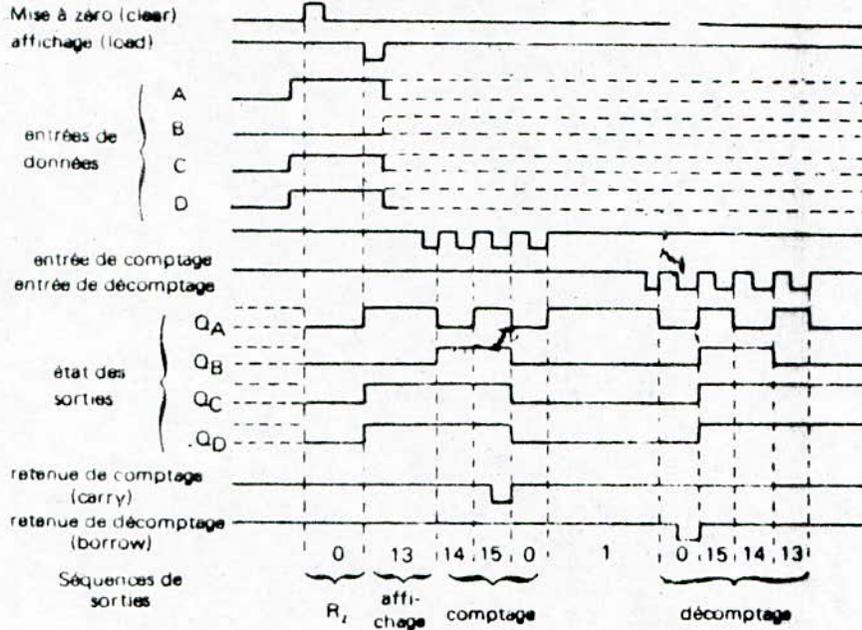


ADDRESS BUFFERS FOR '151A, '152A

**Le compteur à comptage synchrone et affichage asynchrone 74193.**



- Schéma symbolique du compteur décompteur 74193.



- Diagramme des temps du compteur 74193.

Paramètre	de l'entrée	vers la sortie	MIN	TYP	MAX
f max			25 MHz	32 MHz	
t <sub>pLH</sub>	Comptage	Carry		17	26
t <sub>pHL</sub>				16	24
t <sub>pLH</sub>	Décomptage	Borrow		16	24
t <sub>pHL</sub>				16	24
t <sub>pLH</sub>	Comptage ou décomptage	Q <sub>X</sub>		25	38
t <sub>pHL</sub>				31	47
t <sub>pLH</sub>	affichage (load)	Q <sub>X</sub>		27	40
t <sub>pHL</sub>				29	40
t <sub>pLH</sub>	mise à zéro (clear)	Q <sub>X</sub>		-	-
t <sub>pHL</sub>				22	35

- Caractéristiques de commutation du compteur 74193.

Entrées								Sorties						
Clear	Load	Comptage décomp.		D	C	B	A	Q <sub>D</sub>	Q <sub>C</sub>	Q <sub>B</sub>	Q <sub>A</sub>	Carry	Borrow	
		+1	-1											
1	x	x	x	x	x	x	x	0	0	0	0	1	1	mise à zéro affichage
0	0	x	x	D	C	B	A	0	0	0	1	1	1	
0	1	⊕	1	x	x	x	x	0	0	1	1	1	1	cycle de comptage
0	1	⊕	1	x	x	x	x	1	1	1	1	⊕	1	
0	1	1	⊕	x	x	x	x	0	0	1	1	1	1	cycle de décomptage
0	1	1	⊕	x	x	x	x	0	0	0	1	1	⊕	

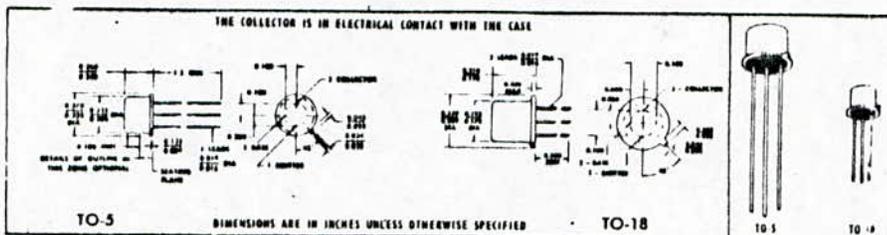
- Table de vérité du compteur 74193.

DESIGNED FOR HIGH-SPEED, MEDIUM-POWER SWITCHING AND GENERAL PURPOSE AMPLIFIER APPLICATIONS

- High Breakdown Voltage Combined with Very Low Saturation Voltage
- $h_{FE}$  Guaranteed from 100  $\mu$ A to 500 mA
- 2N2904, 2N2906 for Complementary Use with 2N2218, 2N2221
- 2N2905, 2N2907 for Complementary Use with 2N2219, 2N2222

\*mechanical data

Device types 2N2904, 2N2904A, 2N2905, and 2N2905A are in JEDEC TO-5 packages.  
Device types 2N2906, 2N2906A, 2N2907, and 2N2907A are in JEDEC TO-18 packages.



\*absolute maximum ratings at 25°C free-air temperature (unless otherwise noted)

	2N2904 TO-5	2N2904A 2N2905A	2N2906 2N2907	2N2906A 2N2907A	UNIT
Collector Base Voltage	-10	-60	-60	-60	V
Collector Emitter Voltage (See Note 1)	-40	-60	-40	-60	V
Emitter Base Voltage	5	5	5	5	V
Continuous Collector Current	-0.6	-0.6	-0.6	-0.6	A
Continuous Device Dissipation at (or below) 25°C Free-Air Temperature (See Notes 2 and 3)	0.6	0.6	0.4	0.4	W
Continuous Device Dissipation at (or below) 25°C Case Temperature (See Notes 4 and 5)	3	3	1.8	1.8	W
Storage Temperature Range	-65 to 200				°C
Lead Temperature 1/16 Inch from Case for 10 Seconds	230				°C

\*electrical characteristics at 25°C free-air temperature (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	TO-5 -		2N2904		2N2904A		2N2906		2N2906A		UNIT
		TO-18 -	2N2905	2N2906A	2N2907	2N2907A	MIN	MAX	MIN	MAX		
$V_{(BR)CBO}$ Collector Base Breakdown Voltage	$I_C = -10 \mu A, I_E = 0$		-60	-60	-60	-60						V
$V_{(BR)CEO}$ Collector Emitter Breakdown Voltage	$I_C = -10 mA, I_E = 0$ , See Note 5		-40	-60	-40	-60						V
$V_{(BR)EBO}$ Emitter Base Breakdown Voltage	$I_E = -10 \mu A, I_C = 0$		-5	-5	-5	-5						V
$I_{CBO}$ Collector Cutoff Current	$V_{CE} = -50 V, I_E = 0, T_A = 150^\circ C$		-20	-10	-20	-10						nA
$I_{CEV}$ Collector Cutoff Current	$V_{CE} = -30 V, V_{BE} = 0.5 V$		-50	-50	-50	-50						nA
$I_{BEV}$ Base Cutoff Current	$V_{CE} = -30 V, V_{BE} = 0.5 V$		50	50	50	50						nA
$h_{FE}$ Static Forward Current Transfer Ratio	$V_{CE} = -10 V, I_C = -100 \mu A$		20	40	35	75						
	$V_{CE} = -10 V, I_C = -1 mA$		25	40	50	100						
	$V_{CE} = -10 V, I_C = -10 mA$		35	40	75	100						
	$V_{CE} = -10 V, I_C = -150 mA$ , See Note 6		40	120	40	120	100	300	100	300		
$V_{BE}$ Base-Emitter Voltage	$I_E = -15 mA, I_C = -150 mA$ , See Note 6		-1.3	-1.3	-1.3	-1.3						V
	$I_E = -30 mA, I_C = -500 mA$ , See Note 6		-2.6	-2.6	-2.6	-2.6						V
$V_{CE(sat)}$ Collector-Emitter Saturation Voltage	$I_E = -15 mA, I_C = -150 mA$ , See Note 6		-0.4	-0.4	-0.4	-0.4						V
	$I_E = -50 mA, I_C = -500 mA$ , See Note 6		-1.6	-1.6	-1.6	-1.6						V

\*switching characteristics at 25°C free-air temperature

PARAMETER	TEST CONDITIONS <sup>1</sup>	MAX	UNIT
$t_d$ Delay Time	$V_{CC} = -30 V, I_C = -150 mA, I_{B(1)} = -15 mA, V_{BE(off)} = 0$ , See Figure 1	10	ns
$t_r$ Rise Time		40	ns
$t_{on}$ Turn-On Time		45	ns
$t_s$ Storage Time	$V_{CC} = -30 V, I_C = -150 mA, I_{B(1)} = -13 mA, I_{B(2)} = 17 mA$ , See Figure 2	80	ns
$t_f$ Fall Time		30	ns
$t_{off}$ Turn-Off Time		100	ns

## 113 BIBLIOGRAPHIE

- [1] R. MELZACK et P.D. WALL : LE DEFI DE LA DOULEUR  
Montréal, Maloine éditeur, 1986
- [2] A. PIERRON : TECHNIQUES D'APPLICATION EN ELECTROTHERAPIE  
Paris, Maloine S.A. Editeur, 1973
- [3] S. de SEZE : MASSAGE KINESITHERAPIE ET REEDUCATION
- [4] J. DUMOULIN et G. de BISSCHOP : ELECTROTHERAPIE  
Paris, Maloine S.A. Editeur, 1972
- [5] A. LIMOGES et M. CHAMBIER : ELECTROANALGESIE EN DENTISTERIE  
CONSERVATRICE - Paris, Masson, 1976
- [6] A. DJOURNO et D. KAYSER : ANESTHESIE ET SOMMEIL ELECTRIQUE  
Paris, Presses universitaires de France, 1968
- [7] ANNALES DE L'ANESTHESIOLOGIE FRANÇAISE (19eme année n° 5)  
Paris, Doin Editeurs, 1978
- [8] A. LIMOGES, M. CARA et C. DEBRAS : ELECTROTHERAPEUTIC SLEEP AND  
ELECTROANESTHESIA. Paris, Doin Editeurs, 1978
- [9] R. GUILLIEN : L'ELECTRONIQUE MEDICALE  
Paris, Presses universitaires de France, 1974
- [10] TEMPO MEDICAL : SPECIAL DOULEUR N° 124 - Février 1983  
N° 146 - Novembre 1983
- [16] F. GREMY et F. LETERRIER : ELEMENTS DE BIOPHYSIQUE  
Paris, Flammarion, 1981
- [11] R.M. MARSTON : 110 ETUDES PRATIQUES A SEMICONDUCTEURS  
Paris, Eyrolles, 1983
- [12] J. AUVRAY : ELECTRONIQUE DES SIGNAUX ECHANTILLONNES ET NUMERIQUES  
Paris, Dunod, 1979
- [13] C. VERBEEK : LES FONCTIONS ESSENTIELLES EN COMMUTATION  
Paris, Bordas, 1980
- [14] R. DELSOL : CIRCUITS INTEGRES ET TECHNIQUES NUMERIQUES  
TOULOUSE, CEPADUES EDITIONS, 1978.
- [15] MANUEL D'INSTRUCTION DU (MEA) MODEL WQ10B - CHINE -  
(MEA : MULTIPLE ELECTRONIC ACUPUNCTOSCOPE)
- [17] THE TTL DATA BOOK - TEXAS INSTRUMENTS, 1973
- [18] THE TRANSISTOR AND DIODE DATA BOOK  
TEXAS INSTRUMENTS, 1973

# Schema electronique du generateur d'impulsions pour traitement analgesique et acupunctural

