

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
PARIS

①1 N° de publication :  
(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

**2 586 932**

②1 N° d'enregistrement national :

**85 13528**

⑤1 Int Cl<sup>a</sup> : A 61 N 1/02, 1/08, 1/32 // A 61 F 2/18; A 61 M 21/00.

①2

## DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 12 septembre 1985.

③0 Priorité :

④3 Date de la mise à disposition du public de la demande : BOPI « Brevets » n° 11 du 13 mars 1987.

⑥0 Références à d'autres documents nationaux apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : Société anonyme dite : BERTIN & CIE, CHOUARD Claude-Henri et MAC LEOD Patrick. — FR.

⑦2 Inventeur(s) : Jean-Luc Weber, Serge Bloch, Jean-Claude Noack, Claude-Henri Chouard et Patrick Mac Leod.

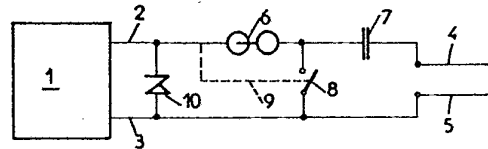
⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire(s) : Cabinet de Boisse.

⑤4 Dispositif de stimulation électrique de tissus biologiques.

⑤7 Ce dispositif comprend une électrode de stimulation 4 et une électrode de masse 5, un générateur 1, 6 produisant un signal de stimulation fonction d'une loi prédéterminée, et des moyens 7, 8 pour engendrer consécutivement à chaque alternance d'une polarité donnée du signal de stimulation une alternance de neutralisation de réactions électrochimiques ayant une polarité opposée. Le générateur 1, 6 émet des impulsions de stimulation à courant constant ayant une charge électrique prédéterminée Q fonction de ladite loi et lesdits moyens 7, 8 produisent des impulsions de neutralisation ayant chacune sensiblement la même charge électrique Q que l'impulsion de stimulation précédente.

Application aux prothèses auditives à stimulation neurale, aux stimulateurs implantés contre la douleur et aux stimulateurs électriques pour pseudarthrose.



FR 2 586 932 - A1

D

L'invention concerne un dispositif de stimulation électrique de tissus biologiques.

La stimulation électrique des tissus biologiques par des circuits électroniques pose de nombreux problèmes car elle engendre au niveau de ces tissus des réactions électrochimiques complexes susceptibles de modifier les caractéristiques électriques du stimulus. Par ailleurs, il convient donc de rendre ces réactions chimiques réversibles et inoffensives.

Pour ce faire, il est connu d'appliquer un signal de stimulation à une ou plusieurs électrodes et d'engendrer, consécutivement à chaque alternance d'une polarité donnée du signal de stimulation, une alternance de neutralisation de réactions électrochimiques ayant une polarité opposée.

Cependant, les techniques appliquées à ce jour ne permettent pas de réellement contrôler efficacement la quantité d'énergie injectée, notamment en raison des dérives avec le temps des caractéristiques électriques de l'interface avec les tissus. En outre, ces dérives conduisent à des variations de l'efficacité de la stimulation qui peuvent s'avérer néfastes pour le patient.

L'invention vise à éliminer ces inconvénients de la technique antérieure et, à cet effet, elle a pour objet un dispositif de stimulation électrique de tissus biologiques, comprenant au moins une électrode, un générateur produisant un signal de stimulation fonction d'une loi prédéterminée, et des moyens pour engendrer consécutivement à chaque alternance d'une polarité donnée du signal de stimulation une alternance de neutralisation de réactions électrochimiques ayant une polarité opposée, caractérisé en ce que le générateur émet des impulsions de stimulation à courant constant ayant une charge électrique prédéterminée fonction de ladite loi et lesdits moyens produisent des impulsions de neutralisation ayant chacune la même charge électrique que l'impulsion de stimulation précédente.

Suivant une forme de réalisation dans laquelle le dispositif comporte une électrode de stimulation et une électrode de masse, le générateur comprend des moyens d'élaboration d'un signal de commande pilotant  
5 une source de courant connectée à l'une des électrodes par l'intermédiaire d'un condensateur et un interrupteur électronique connecté entre, d'une part, le point commun à la source de courant et le condensateur et, d'autre  
10 part, l'autre électrode. Pour cette forme de réalisation l'alimentation en énergie et le signal de commande peuvent par exemple être fournis par l'intermédiaire d'une onde porteuse haute-fréquence détectée et redressée dans le boîtier, conformément à la courbe (Sc) de la figure 2.

De préférence, le dispositif comprend  
15 également un régulateur de courant de décharge du condensateur connecté en série entre l'interrupteur électronique et l'autre électrode.

L'invention s'applique en particulier aux  
20 prothèses auditives à stimulation neurale, aux stimulateurs implantés contre la douleur et aux stimulateurs électriques pour pseudarthrose.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention ressortiront de la description qui va suivre faite, à titre d'exemple non limitatif, en se  
25 référant aux dessins annexés sur lesquels :

La figure 1 est un schéma électrique d'une première forme de réalisation de dispositif de stimulation.

30 La figure 2 est un graphique montrant la forme du signal de commande et du courant envoyé à l'électrode de stimulation du dispositif de la figure 1.

La figure 3 est un schéma électrique équivalent d'une partie du dispositif pendant les phases de stimulation.

35 La figure 4 est un schéma équivalent d'une partie du dispositif pendant les phases de neutralisation.

La figure 5 est un schéma électrique d'une variante du dispositif de la figure 1.

La figure 6 est un graphique analogue à celui de la figure 2 montrant la forme de courant obtenu avec le dispositif de la figure 5.

La figure 7 est un schéma électrique d'une  
5 deuxième forme de réalisation du dispositif de stimulation.

La figure 8 est un graphique analogue à celui de la figure 2 montrant la forme de courant obtenu avec le dispositif de la figure 7.

La figure 9 est un schéma-bloc d'un appa-  
10 reil de stimulation neurale comportant le dispositif de stimulation à courant constant conforme à la figure 7.

La figure 10 est un graphique montrant la  
15 forme du courant impulsionnel produit en sortie du modulateur de l'appareil de la figure 9, et

La figure 11 est un graphique montrant des formes de signaux illustrant une variante de réalisation de l'appareil de la figure 9.

En se reportant à la figure 1, le disposi-  
20 tif de stimulation comprend un bloc 1 d'élaboration d'un signal de commande dont les sorties 2 et 3 sont connectées respectivement à une électrode de stimulation 4 et une électrode de masse 5. Une source de courant 6 et un condensateur 7 sont connectés en série entre la sortie 2  
25 et l'électrode de stimulation 4. Un interrupteur électronique 8 est connecté entre, d'une part, le point commun de la source 6 et du condensateur 7 et, d'autre part, l'électrode de masse 5. L'interrupteur électronique 8, qui peut être constitué, par exemple, par un  
30 montage classique à transistors, est piloté par le signal de commande qui lui est appliqué par l'intermédiaire de la connexion 9 représentée en traits interrompus. Enfin, une diode Zener de sécurité 10 peut être facultativement connectée entre les bornes de sortie 2 et 3 du bloc 1  
35 pour limiter les surtensions éventuelles.

Le bloc 1 produit le signal de commande Sc représenté à la figure 2 en fonction d'une loi prédéterminée qui dépend de l'application envisagée. En effet,

le dispositif de stimulation suivant l'invention peut être appliqué aussi bien à la stimulation musculaire qu'à la stimulation neurale ou à tout autre tissu biologique et le bloc 1 de ce dispositif représente les circuits électroniques classiques qui, en fonction d'un certain nombre de paramètres extérieurs, déterminent la forme des signaux qui doivent être appliqués aux tissus biologiques. C'est ainsi, par exemple, que dans le cas d'une application du dispositif décrit à la stimulation du nerf auditif d'un sourd profond, le bloc 1 pourrait comprendre un microphone qui convertit les signaux sonores captés en signaux électriques, un processeur électronique qui traite ces signaux électriques, et un système d'émission qui transmet les signaux électriques traités à un système de réception implanté qui les décode, le microphone, le processeur électronique et le système d'émission faisant partie d'un sous-ensemble extérieur porté par le patient, tandis que le système de réception forme avec les autres composants électriques 4 à 10 de la figure 1 un sous-ensemble implanté sous la peau du patient. Un exemple de circuits pouvant constituer le bloc 1 est notamment décrit dans la demande de brevet français déposée par la Demanderesse le même jour que la présente demande, sous le titre : "Appareil de stimulation neurale pour prothèse auditive".

En fonctionnement, le bloc 1 émet donc le signal de commande  $S_c$  constitué d'une série d'impulsions dont la durée est fonction de la loi imposée, cette durée pouvant être, par exemple, représentative de l'amplitude du signal sonore capté dans le cas d'une prothèse auditive. Lorsque le signal  $S_c$  passe à son niveau haut H, la source de courant 6 est rendue conductrice, tandis que l'interrupteur électronique 8 est ouvert. Le schéma électrique équivalent du dispositif est alors celui représenté à la figure 3 où la source de courant 6 débite un courant constant dans une impédance Z, symbolisant l'impédance des tissus biologiques situés

entre les électrodes 4 et 5, par l'intermédiaire du condensateur 7. Comme le montre le graphique de la figure 2 où la deuxième courbe I représente l'allure du courant dans l'électrode de stimulation 4, celle-ci est alimentée  
5 par un courant constant d'intensité prédéterminée  $I_s$  pendant la durée T où le signal de commande est à son niveau haut. Quand ce dernier passe à son niveau bas B, il bloque la source de courant 6 et ferme l'interrupteur 8. Le schéma électrique équivalent du dispositif est  
10 alors celui représenté à la figure 4 où le condensateur 7 se trouve connecté en série avec l'impédance Z par l'intermédiaire des électrodes 4 et 5. Au moment de la fermeture de l'interrupteur 8, le condensateur 7 se décharge dans l'impédance Z et il se produit donc une  
15 inversion de sens du courant comme représenté à la figure 2, jusqu'à l'apparition d'une nouvelle impulsion de signal de commande  $S_c$  qui provoque un nouveau cycle de conduction de la source de courant 6, de charge du condensateur 7, puis de décharge de celui-ci consécutivement à la fermeture de l'interrupteur 8.

Il résulte de ce qui précède que l'on envoie dans les tissus biologiques à stimuler un courant constant d'intensité  $I_s$  pendant un temps T proportionnel à la grandeur de commande, ce qui correspond à une  
25 charge  $Q = I_s \times T$  dans le condensateur 7 et dans les tissus. Ce mode de stimulation à courant constant permet de s'affranchir tant des différences d'impédance que peuvent présenter les tissus biologiques d'un individu à l'autre, que des dérives d'impédance avec le temps des  
30 circuits électriques, dérives qui peuvent être dues, par exemple, à des modifications de la position ou des caractéristiques électriques des électrodes, à un vieillissement des composants électroniques, à des changements de position de l'antenne émettrice par rapport à l'antenne réceptrice dans le cas d'une prothèse auditive im-  
35 plantée, etc... En outre, comme le condensateur se décharge consécutivement à chaque phase ou alternance de charge, il apparaît que la valeur moyenne du courant

dans l'électrode de stimulation est nulle sur une période complète ou, autrement dit, que le bilan des charges électriques envoyées aux tissus biologiques est parfaitement équilibré sur une période complète.

5                    La variante d'exécution de la figure 5 diffère de l'exemple de la figure 1 uniquement par la présence d'un régulateur de courant de décharge 11 connecté en série entre l'interrupteur électronique 8 et l'électrode de masse 5. Ce régulateur permet de  
10 limiter la valeur maximale du courant dans l'électrode de masse 5 à une valeur  $I_d$  pendant la phase de décharge du condensateur 7 comme représenté sur la partie négative de la courbe I de la figure 6. Le dispositif de la figure 5 est, par ailleurs, en tous points identique à celui  
15 de la figure 1, la diode de Zener 10 facultative assurant comme avec ce dernier une protection des tissus contre les surtensions éventuelles pouvant apparaître entre les bornes 2 et 3.

Le deuxième mode de réalisation de la  
20 figure 7 diffère de celui de la figure 1 en ce que l'on envoie dans l'électrode de stimulation 4 des impulsions de durée constante prédéterminée  $T_0$  et d'intensité constante fonction de la loi de stimulation. Autrement dit, la source de courant 106 de la figure 7 est rendue  
25 conductrice pendant des périodes de durées identiques  $T_0$ , mais elle est pilotée par le bloc 1 qui lui applique en 12 des signaux déterminant, pour chaque phase de conduction, la valeur  $I_{s1}$ ,  $I_{s2}$ ,  $I_{s3}$ , etc.... de l'intensité du courant qui doit être envoyé à l'électrode de  
30 stimulation 4. Les signaux de sélection de l'intensité du courant appliqués en 12 à la source 106 peuvent revêtir n'importe quelle forme appropriée analogique ou numérique qu'il n'est pas nécessaire de décrire ici, un tel mode de commande étant parfaitement conventionnel. Des  
35 exemples de codage de l'intensité du courant de stimulation d'un nerf auditif sont donnés dans la demande de brevet français précitée à laquelle on pourra se référer.

La figure 8 illustre le fonctionnement de ce second mode de réalisation : on y voit que des courants constants, ayant des intensités  $I_{s1}$ ,  $I_{s2}$ ,  $I_{s3}$ , etc... fonctions de la grandeur de commande codée par le signal 12, sont envoyés pendant des durées constantes  $T_0$  à l'électrode de stimulation 4. De même que dans le premier mode de réalisation, on obtient donc une neutralisation des réactions électrochimiques induites dans les tissus biologiques et une immunité du dispositif vis-à-vis des variations d'impédance.

On a représenté à la figure 9 les circuits constituant le sous-ensemble émetteur 101 et le sous-ensemble récepteur 102 d'un appareil de stimulation neurale pour prothèse auditive donné à titre d'exemple de réalisation du bloc 1 d'élaboration du signal de commande du dispositif de la figure 7.

Le sous-ensemble émetteur 101 comprend un microphone 103 qui est destiné à capter un signal sonore et dont la sortie attaque un amplificateur 104 à gain réglable. La sortie de l'amplificateur à gain variable 104 est appliquée à l'entrée d'un compresseur 105 dont le rôle est d'adapter la dynamique du signal d'information sonore à la dynamique de l'oreille et qui peut être constitué, par exemple, par un circuit électronique à fonction de transfert logarithmique. La sortie du compresseur 105 est appliquée à l'entrée d'un étage 106 de redressement et de filtrage du signal compressé produisant une tension représentative de l'énergie compressée du signal sonore original pour piloter un étage 107 de codage du courant de stimulation. La sortie du compresseur 105 est également appliquée à l'entrée d'un filtre passe-bas 108, tel qu'un filtre du troisième ordre ayant une fréquence de coupure de quelques centaines de Hertz, par exemple 400 Hertz environ. Le signal de sortie du filtre 108 est couplé à l'entrée d'un détecteur 109 dont le seuil est réglable, de manière à ne prendre en compte que des signaux représentatifs d'un signal sonore ayant un niveau minimal de, par exemple, 40 dBA. On notera, cependant, que le détecteur 109



pourrait être aussi bien placé en amont du filtre 108 ou du compresseur 105.

Le signal électrique ayant traversé le filtre 108 et le détecteur 109 correspond à la fréquence fondamentale du signal sonore appliqué au microphone 103, c'est-à-dire que, dans le cas d'un signal de parole, il est représentatif du voisement de la parole du locuteur. Ce signal de voisement attaque les entrées de déclenchement d'un générateur d'impulsions 107 et de l'étage de codage 130. Ces derniers délivrent des impulsions qui modulent, dans un modulateur 113, le signal haute-fréquence émis par un oscillateur 112. Le signal résultant attaque une antenne émettrice 114 par l'intermédiaire d'un étage de puissance 115.

Le signal émis par l'antenne 114 est reçu par le sous-ensemble récepteur 102 au moyen d'une antenne réceptrice 116 accordée sur la fréquence de la porteuse délivrée par l'oscillateur 112. L'antenne réceptrice 116 est suivie d'un étage de démodulation 117 qui assure le redressement et le filtrage du signal reçu et restitue un signal impulsionnel.

Les autres circuits du sous-ensemble récepteur 102 constituent un dispositif de stimulation à courant constant identique à celui de la figure 7.

Ils comprennent un étage de décodage 131 connecté à l'antenne réceptrice 116 et qui pilote un générateur de courant constant 119, un condensateur 120, une électrode de stimulation 118, une électrode de masse 121, un interrupteur électronique 122 et une diode Zener facultative 123.

Le sous-ensemble émetteur 101 est destiné à être porté extérieurement par un patient et le sous-ensemble récepteur 102 est voué à être implanté dans le corps du patient.

Le signal impulsionnel produit par l'étage de codage 130 et le générateur d'impulsions 107 est représenté sous forme démodulée à la figure 10. Il comprend une première impulsion I1 de codage de courant dont la durée

$t'$ , variable par exemple de 1 à 5  $\mu$ s, est proportionnelle à l'intensité du courant qui doit être généré par la source 119, et une seconde impulsion I2, de durée T0 constante dans cette application, pendant laquelle le courant dont  
5 l'intensité est déterminée par l'impulsion I1 est envoyé à l'électrode 118. L'étage de codage 130 émet l'impulsion I1, dont la durée  $t'$  fixée par l'étage 106 est proportionnelle au volume sonore, sous la commande du signal de voisement appliqué par le détecteur 109 à son entrée de déclenchement. Le générateur d'impulsions 107 émet l'impulsion I2 de durée constante T0 avec un retard prédéterminé par rapport au front montant de l'impulsion I1. Par conséquent, le temps T séparant les fronts montants de deux impulsions I1 consécutives représente la période fondamentale du signal de parole. Après modulation, ce signal  
15 est transmis à l'antenne réceptrice 116. L'étage de décodage 131 connecté à celle-ci commande le générateur de courant 119 pour qu'il génère un courant proportionnel à la durée de l'impulsion I1 qui pourra par exemple être compris entre 1 et 5  $\mu$ A. Ce courant constant d'intensité proportionnelle au volume du signal sonore capté est envoyé par le générateur de courant à l'électrode 118 pendant la durée T0, constante dans cette application, de l'impulsion I2. Il apparaît que cet appareil permet  
20 d'envoyer dans le nerf auditif une quantité d'électricité parfaitement maîtrisée.

On a également représenté pour mémoire, à la figure 11, des signaux illustrant une variante d'exécution de l'appareil décrit ci-dessus. Dans cette  
30 variante, le générateur d'impulsions 107 émet des impulsions de durée T0 dont la période de récurrence T est celle du fondamental du signal sonore capté. L'étage de codage 130 détermine en fonction de l'intensité du courant à générer l'amplitude de la porteuse modulée par le signal de sortie du générateur 107. Au niveau du sous-ensemble émetteur 102, l'étage de décodage 131  
35 pilote le générateur de courant 119 pour produire un courant proportionnel à l'amplitude de la porteuse qui lui est appliquée.

REVENDEICATIONS

1. Dispositif de stimulation électrique de tissus biologiques, comprenant au moins une électrode, un générateur produisant un signal de stimulation dont  
5 l'énergie est fonction d'une loi prédéterminée, et des moyens pour engendrer consécutivement à chaque alternance d'une polarité donnée du signal de stimulation une alternance de neutralisation de réactions électrochimiques ayant une polarité opposée, caractérisé en ce que le  
10 générateur (1, 6 ; 1, 106) émet des impulsions de stimulation à courant constant ayant une charge électrique prédéterminée (Q) fonction de ladite loi et lesdits moyens (7, 8) produisent des impulsions de neutralisation ayant chacune la même charge électrique (Q) que l'impulsion de  
15 stimulation précédente.

2. Dispositif selon la revendication 1, comportant une électrode de stimulation (4) et une électrode de masse (5), caractérisé en ce que le générateur comprend des moyens (1) d'élaboration d'un signal de  
20 commande pilotant une source de courant (6, 106) connectée à l'une des électrodes (4) par l'intermédiaire d'un condensateur (7) et un interrupteur électronique (8) connecté entre, d'une part, le point commun à la source de courant (6 ; 106) et le condensateur (7) et, d'autre  
25 part, l'autre électrode (5).

3. Dispositif selon la revendication 2, caractérisé en ce qu'il comprend un régulateur (11) de courant de décharge du condensateur (7) connecté en série entre l'interrupteur électronique (8) et l'autre  
30 électrode (5).

4. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 2 et 3, caractérisé en ce que la source de courant (6, 106) et le condensateur (7) sont connectés en série avec l'électrode de stimulation (4) et l'interrupteur électronique (8) est connecté entre ledit point  
35 commun et l'électrode de masse (5).

5. Dispositif selon la revendication 4, caractérisé en ce que la source de courant (6) est pilotée par le signal de commande (Sc) pour produire des impulsions de stimulation d'intensité constante prédéterminée (Is) et de durée (T) fonction de ladite loi.

6. Dispositif selon la revendication 4, caractérisé en ce que la source de courant (106) est pilotée par le signal de commande (Sc) pour produire des impulsions de stimulation de durée constante prédéterminée (T0) et d'intensité constante (Is1, Is2, Is3) fonction de ladite loi.

7. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 2 à 6, caractérisé en ce que le signal de commande (Sc) est un signal rectangulaire qui rend conductrice la source de courant (6 ; 106) et ouvre l'interrupteur (8) lorsqu'il est à un premier niveau et qui bloque la source de courant (6 ; 106) et ferme l'interrupteur (8) lorsqu'il se trouve à un deuxième niveau.

8. Dispositif selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comporte un sous-ensemble extérieur (101) porté par le patient et comprenant un système (112-115) d'émission du signal de commande et un sous-ensemble (102) implanté dans le corps du patient et comprenant un système (116, 17) de réception du signal de commande.

1.3

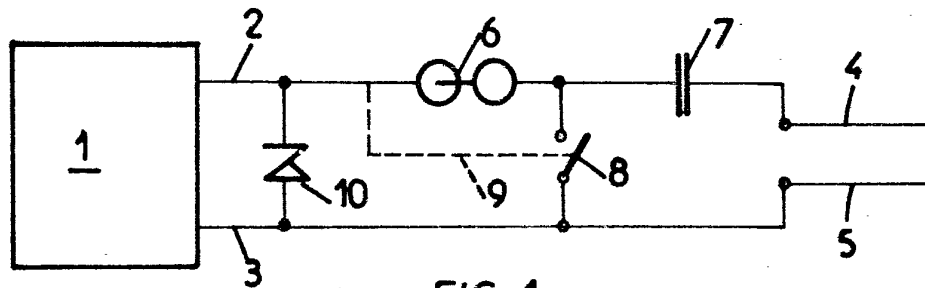


FIG.:1

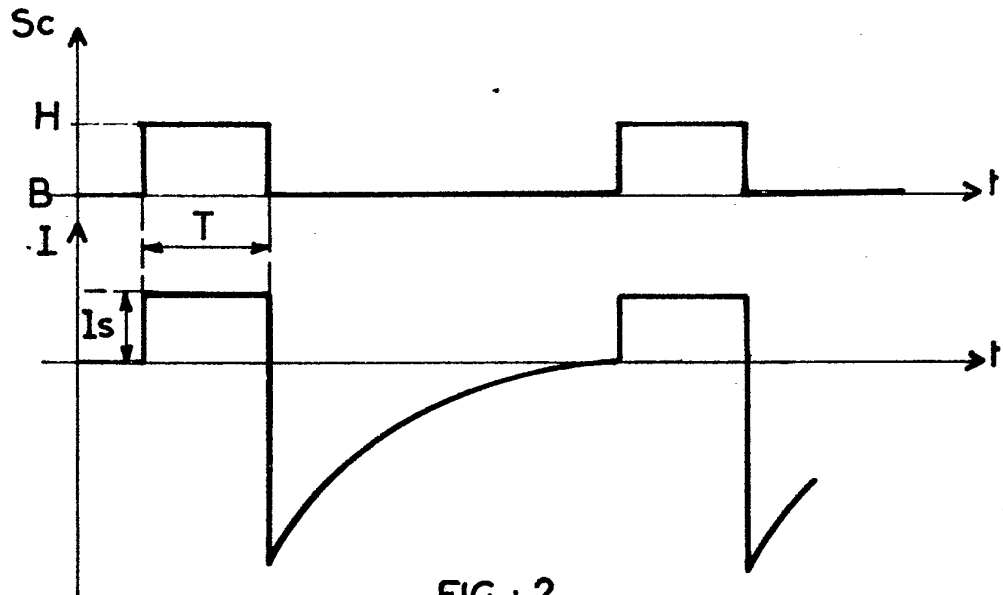


FIG.: 2

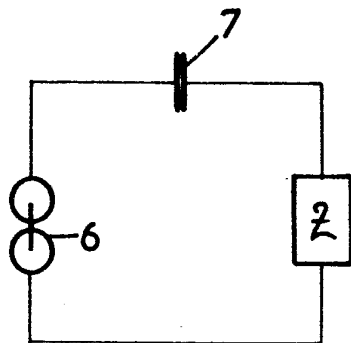


FIG.:3

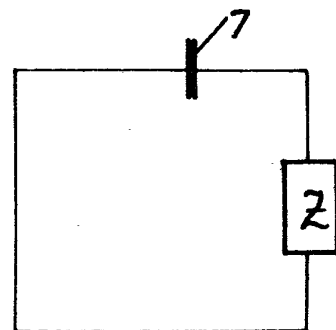


FIG.:4

2-3

FIG.: 5

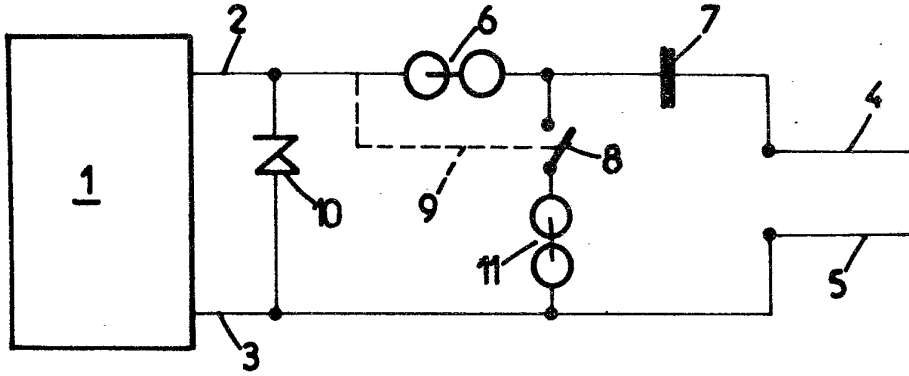


FIG.: 6

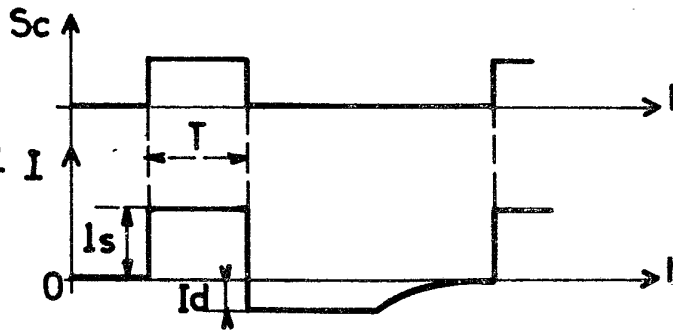


FIG.: 7

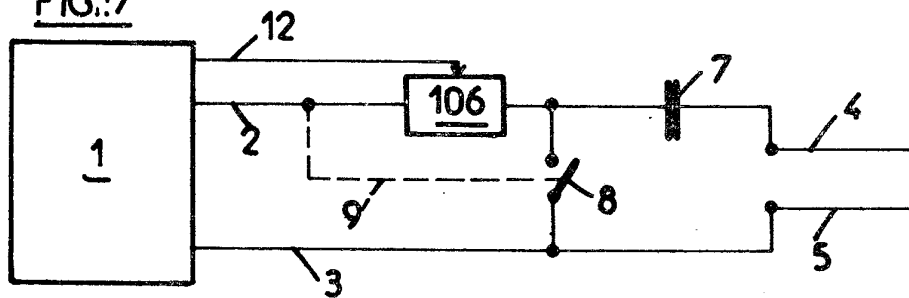


FIG.: 8

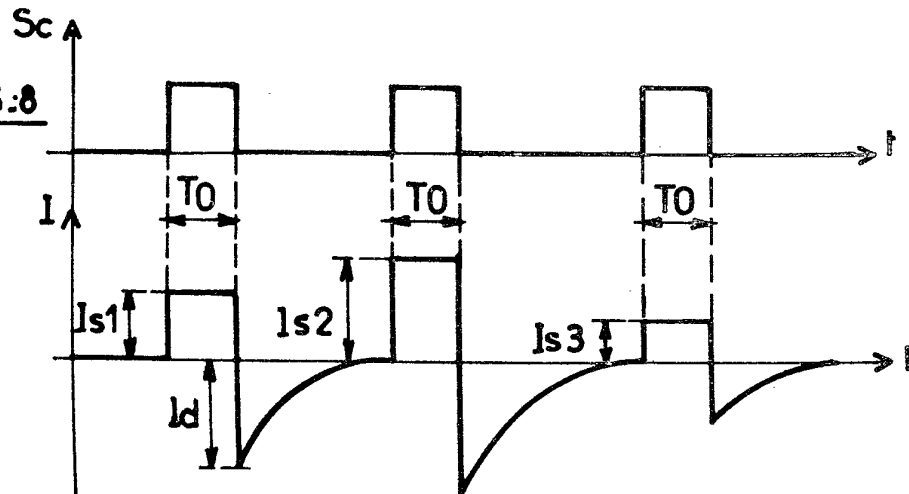


FIG.:9

3 - 3

