

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
—
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
—
PARIS
—

①1 N° de publication : **2 586 928**
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

②1 N° d'enregistrement national : **85 13529**

⑤1 Int Cl⁴ : A 61 F 2/18.

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 appa-
rentés :

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.

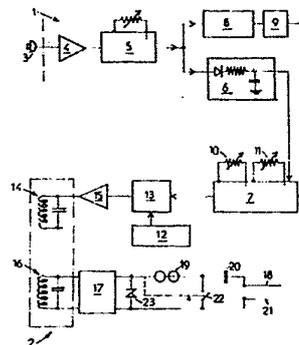
⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire(s) : Cabinet de Boisse.

⑤4 Appareil de stimulation neurale pour prothèse auditive.

⑤7 Cet appareil de stimulation neurale pour prothèse auditive à canal unique comprend un microphone apte à capter un signal sonore, un processeur électronique qui convertit ce signal sonore en signaux électriques représentatifs au moins de l'énergie totale du signal sonore, et des moyens de transmission desdits signaux électriques à une électrode de stimulation d'un nerf auditif. Le processeur électronique 4-9 comprend des moyens de traitement 8 aptes à extraire d'un signal sonore de parole d'un locuteur une composante représentative du voisement de la parole du locuteur et à générer des signaux électriques représentatifs à la fois de l'énergie globale et du voisement du signal de parole.

Application au traitement des surdités profondes et des bourdonnements d'oreilles.



FR 2 586 928 - A1

D

L'invention concerne un appareil de stimulation neurale pour prothèse auditive.

Les vibrations mécaniques que constituent les sons, après avoir été transmises aux liquides de l'oreille interne par le jeu du tympan et des osselets, excitent les cellules sensorielles ciliées de la cochlée. Ces cellules ciliées transforment les vibrations mécaniques en signaux électrophysiologiques qu'elles transmettent aux dendrites des fibres du nerf auditif conduisant ces signaux jusqu'au cerveau.

S'agissant de sourds profonds dont les cellules sensorielles ciliées sont déficientes, les appareils d'assistance auditive classiques sont inefficaces car ils ne font qu'augmenter plus ou moins l'énergie mécanique fournie à l'oreille et on doit leur substituer un appareil qui stimule directement le nerf auditif au moyen d'un courant électrique.

Parmi les appareils de stimulation neurale pour prothèse auditive actuellement connus, on distingue ceux dits à "canaux multiples" de ceux du type à "canal unique".

Les premiers reposent sur la constatation qu'une onde acoustique complexe, constituée de nombreuses composantes sinusoïdales de fréquences différentes, donne naissance à des pics de vibration répartis sur la membrane basilaire qui, à l'intérieur de la cochlée, porte les cellules ciliées. Cette membrane vibre avec une amplitude maximale au point qui est en résonance mécanique avec la fréquence du son, les hautes fréquences faisant vibrer la base de la spirale cochléaire et les basses fréquences son sommet. Les appareils de stimulation à canaux multiples exploitent cette propriété au moyen d'un système à n électrodes implantées dans la cochlée, chaque électrode étant affectée à l'un de n groupes consécutifs de fibres du nerf auditif. Ces électrodes sont excitées sélectivement par des canaux indépendants auxquels sont affectées certaines bandes de fréquence,

de sorte que l'ensemble de ces canaux indépendants permet de couvrir une zone prédéterminée du spectre audible.

Ces appareils de stimulation du nerf
5 cochléaire à canaux multiples, dont on trouvera un
exemple dans le brevet FR-A-2 383 657, sont performants
mais d'un prix de revient élevé en raison de leur
sophistication. De plus, la mise en place du faisceau
de n électrodes à l'intérieur de la cochlée est une
10 opération très délicate qui doit être faite une fois pour
toutes en raison des risques de détérioration de certains
tissus internes très fragiles de la cochlée que présen-
terait sa répétition. C'est la raison pour laquelle on
réserve la mise en place de ces appareils à canaux mul-
15 tiples, onéreux mais efficaces, à des patients dont les
paramètres électrophysiologiques laissent penser qu'ils
ont suffisamment de restes auditifs pour en exploiter
pleinement les possibilités.

Lorsque les patients ne sont pas capables
20 d'utiliser la richesse de l'information spectrale apportée
par les appareils à canaux multiples, on préfère généra-
lement recourir aux appareils à canal unique qui sont
beaucoup moins coûteux et délicats à implanter. Ces
appareils comprennent une électrode de stimulation unique,
25 disposée soit au voisinage de la base de la cochlée, soit à
l'extérieur de celle-ci, dans l'oreille moyenne. Comme
ceux à canaux multiples, les appareils à canal unique
comprennent un microphone apte à capter un signal sonore,
un processeur électronique qui convertit le signal
30 sonore en signaux électriques et des moyens de transmi-
sion de ces signaux électriques à l'électrode de stimula-
tion du nerf auditif. Un tel appareil de stimulation du
nerf auditif à canal unique est notamment décrit dans la
demande de brevet EP-A-0076069. Les appareils à canal
35 unique actuellement connus permettent à des malades
dont la surdité est soit congénitale, soit acquise à

l'âge adulte, de percevoir le rythme et l'intensité du son, mais ils ne fournissent pas suffisamment d'informations au système nerveux pour permettre à un sujet sourd d'identifier son interlocuteur dans une conversation
5 à plusieurs personnes sans recourir à la lecture labiale.

L'invention a pour but d'améliorer l'aptitude conversationnelle des sourds profonds au moyen d'un appareil perfectionné à canal unique qui fournit au système nerveux du patient une information plus élaborée que celle
10 à laquelle ils ont accès avec les appareils à canal unique conventionnels.

A cet effet, l'invention a pour objet un appareil de stimulation neurale pour prothèse auditive à canal unique, comprenant un microphone apte à capter
15 un signal sonore, un processeur électronique qui convertit le signal sonore en signaux électriques représentatifs au moins de l'énergie totale du signal sonore et des moyens de transmission desdits signaux électriques à une électrode de stimulation d'un nerf auditif, caractérisé en ce que
20 ledit processeur électronique comprend des moyens de traitement aptes à extraire d'un signal sonore de parole d'un locuteur une composante représentative de la parole du locuteur telle que le voisement et à générer des signaux électriques représentatifs à la fois de l'énergie totale
25 et de la composante représentative de la parole telle que le voisement.

L'invention s'applique en particulier au traitement des surdités profondes et des bourdonnements d'oreilles.

30 D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront plus clairement à la lecture de la description qui suit, faite, à titre d'exemple non limitatif, en se reportant aux dessins annexés sur lesquels :

35 La figure 1 est un schéma-bloc d'un premier mode de réalisation de l'appareil de stimulation neurale.

La figure 2 est un graphique montrant la forme du signal produit par le générateur d'impulsions de l'appareil de la figure 1.

La figure 3 est un schéma-bloc d'un second exemple de réalisation de l'appareil de stimulation neurale.

5 La figure 4 est un graphique montrant la forme du signal impulsionnel produit en sortie du modulateur de l'appareil de la figure 3.

La figure 5 est un graphique montrant des formes de signaux illustrant une variante du mode de réalisation de la figure 3.

10 On a représenté à la figure 1 les circuits constituant le sous-ensemble émetteur 1 et le sous-ensemble récepteur 2 de l'appareil.

Le sous-ensemble émetteur 1 comprend un microphone 3 qui est destiné à capter un signal sonore et dont la sortie attaque un amplificateur 4 à gain réglable entre, par exemple, 30 et 1000. La sortie de l'amplificateur à gain variable 4 est appliquée à l'entrée d'un compresseur 5 dont le rôle est d'adapter la dynamique du signal d'information sonore à la dynamique de l'oreille. C'est ainsi, par exemple, qu'un bruit variant entre 40 dBA (seuil de perception) et 100 dBA (seuil douloureux) pourra être comprimé dans le circuit 5 pour obtenir un écart de 6 dB pour l'énergie du signal électrique de stimulation, cette compression étant évidemment proportionnelle à chaque instant à l'énergie instantanée du son recueilli de façon à ne pas déformer l'échelle des sensations dans le cerveau (une telle compression étant effectuée par le tympan et l'oreille moyenne chez les personnes dont l'ouïe est normale). Le compresseur 5 peut être constitué par exemple par un circuit électronique à fonction de transfert logarithmique. La sortie du compresseur 5 est appliquée à l'entrée d'un étage 6 de redressement et de filtrage du signal compressé produisant une tension représentative de l'énergie compressée du signal sonore original pour piloter un générateur d'impulsions 7. La sortie du compresseur 5 est également appliquée à l'entrée d'un filtre passe-bas 8, tel qu'un filtre du troisième ordre ayant une fréquence de coupure de quelques cen-

taines de Hertz, par exemple 400 Hertz environ. Le signal de sortie du filtre 8 est couplé à l'entrée d'un détecteur 9 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 9 pourrait aussi bien être placé en amont du filtre 8 ou du compresseur 5.

Le signal électrique ayant traversé le filtre 8 et le détecteur 9 correspond à la fréquence fondamentale du signal sonore appliqué au microphone 3, 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 l'entrée de déclenchement du générateur d'impulsions 7 qui produit, en synchronisme avec le signal de voisement, des impulsions rectangulaires dont la largeur est fonction du signal de volume sonore issu de l'étage 6 de redressement et de filtrage. Ce générateur d'impulsions comporte deux potentiomètres 10 et 11 dont l'un 10 permet à l'équipe médicale, lors de l'implantation de l'appareil sur un patient, de régler la durée maximale des impulsions émises par le générateur 7 et dont l'autre 11 offre au patient une possibilité de réglage de "volume" en cours d'utilisation. Le patient peut ainsi, de lui-même, diminuer la durée maximale des impulsions jusqu'à, par exemple, le tiers de la durée maximale imposée par l'équipe médicale.

Le signal de sortie du générateur d'impulsions 7 est représenté à la figure 2 où t représente la durée des impulsions et T la période du signal voisé. De préférence, les réglages effectués au moyen du potentiomètre 10 sont tels que t est toujours compris entre 5 et 500 μ s environ et varie entre deux extrêmes suivant une loi logarithmique pour des niveaux acoustiques allant de 40dBA à 80dBA environ. Un signal haute-fréquence, de par exemple 3 MHz, émis par un oscillateur 12 est modulé, par le train d'impulsions délivré par le générateur 7, dans un modulateur 13. Le signal résultant attaque une antenne

émettrice 14 par l'intermédiaire d'un étage de puissance 15.

Le signal émis par l'antenne 14 est reçu par le sous-ensemble récepteur 2 au moyen d'une antenne 5 réceptrice 16 accordée sur la fréquence de la porteuse délivrée par l'oscillateur 12. L'antenne réceptrice 16 est suivie d'un étage de démodulation 17 qui assure le redressement et le filtrage du signal reçu et restitue un signal impulsionnel conforme à celui de la figure 2. 10 L'une des bornes de sortie de l'étage 17 est connectée à l'électrode de stimulation 18 par l'intermédiaire d'une source de courant constant 19 et d'un condensateur 20, tandis que son autre borne est connectée à l'électrode de masse 21 associée à l'électrode de stimulation 18. 15 Un interrupteur électronique 22 commandé par le signal de sortie de l'étage 17 est connecté entre, d'une part, le point commun à la source de courant 19 et le condensateur 20 et, d'autre part, l'électrode de masse 21. Cet interrupteur électronique 22, qui peut être constitué par 20 exemple par un montage classique à deux transistors, est ouvert lorsque le signal de sortie de l'étage 17 (voir figure 2) est à son niveau haut et que la source de courant 19 excite l'électrode stimulatrice 18. Il se ferme quand le signal passe à son niveau bas, permettant ainsi la 25 décharge du condensateur 20 à travers le circuit comprenant l'interrupteur électronique 22 et l'espace inter-électrodes. Enfin, une diode de Zener est connectée entre les bornes de sortie de l'étage 17 pour limiter à une valeur admissible, par exemple 20 volts, les surtensions 30 éventuelles pouvant apparaître entre ces bornes.

De manière conventionnelle, le sous-ensemble récepteur 2 est destiné à être implanté entre la peau et la boîte crânienne d'un patient, au voisinage d'une oreille de ce dernier. L'électrode de stimulation 18 peut être lo- 35 calisée, soit dans la cochlée, soit à l'extérieur de celle-ci, pourvu que la cochlée se trouve comprise dans le champ électrique induit par l'électrode active et l'électrode de masse. Le sous-ensemble émetteur extérieur 1 est porté par

le patient de manière que l'antenne émettrice se trouve placée en regard de l'antenne réceptrice. Le microphone 3 est, de préférence, fixé avec l'antenne émettrice 14, soit sur un moulage intra-auriculaire, soit sur un contour
5 d'oreille. Ces deux éléments sont reliés par un cordon électrique à un boîtier porté par le patient dans l'une de ses poches et contenant les autres circuits du sous-ensemble émetteur.

En fonctionnement, un signal de parole
10 capté par le microphone 3 est traité par les étages 4 à 9 qui délivrent en sortie du générateur d'impulsions 7 le signal de la figure 2. Après modulation, amplification, transmission et démodulation, ce même signal pilote la source de courant constant 19 qui envoie vers le nerf
15 auditif un courant constant de, par exemple, 5 mA par l'intermédiaire des électrodes 18 et 21. Les puissances nécessaires à la génération de ce courant constant sont fournies par le signal reçu sur l'antenne 16. Cette stimulation à courant constant permet de maîtriser
20 la quantité d'électricité qui est envoyée au nerf auditif, ce qui présente une grande importance d'un point de vue physiologique. De plus, avec les appareils de stimulation commandés en tension de la technique antérieure, le niveau de tension dépend, d'une part, des positions relatives des
25 deux antennes qui varient avec chaque patient et, d'autre part, de l'impédance de l'espace inter-électrodes. Or, cette dernière est elle-même fonction de l'implantation des électrodes et de l'âge de l'implant. La stimulation à courant constant permet au contraire de s'affranchir
30 de tous ces facteurs d'imprécision et procure l'avantage d'une plus grande sécurité, d'une immunité au déplacement secondaire de l'électrode active quelle qu'en soit la cause ou aux déplacements relatifs des bobines émettrice et réceptrice et d'une insensibilité au vieillissement de
35 l'implant.

Un autre avantage de l'appareil décrit ci-dessus réside dans le mode de traitement du signal sonore qui permet, à partir d'un signal de parole, d'exciter le

nerf auditif d'un patient par un signal électrophysio-
logique représentatif tant de l'amplitude que du voi-
sissement de la parole. En d'autres termes, ce signal élec-
trophysiologique est débarrassé des informations liées à
5 l'élocution proprement dite, tout en conservant le voi-
sissement qui est très caractéristique d'un individu. On peut
donc admettre que, moyennant certains apprentissages,
l'appareil décrit ci-dessus devrait permettre à un sourd
profond de déterminer celui des interlocuteurs qui est en
10 train de parler, non par vision du mouvement de ses lèvres,
mais par reconnaissance directe de son voisement. Bien
entendu, cette faculté n'affranchira pas le malade de la
nécessité de recourir à la lecture labiale pour donner
un contenu intelligible aux paroles prononcées, mais
15 elle constitue un progrès significatif par rapport
aux appareils à canal unique de la technique antérieure
qui ne donnaient à percevoir aux malades qu'un bruit
complexe modulé en amplitude difficilement identifiable.

On se reportera maintenant à la figure 3
20 où les mêmes références qu'à la figure 1, mais augmentées
du nombre 100, ont été utilisées pour repérer les mêmes
composants. Ce second mode de réalisation diffère de celui
de la figure 1 uniquement en ce qui concerne le mode
de codage du volume du signal sonore capté. C'est ainsi
25 que l'étage 106 de redressement et de filtrage attaque,
non pas le générateur d'impulsions 107, mais le modulateur
113 par l'intermédiaire d'un étage 130 de codage de
l'amplitude du courant. Le signal impulsionnel résultant
de ce codage est représenté sous forme démodulée à la
30 figure 4. Il comprend une première impulsion I1 de codage
de courant dont la durée t' , variable par exemple de 1 à
5 μ s, est proportionnelle à l'intensité du courant qui
doit être généré par la source 119, et une seconde impul-
sion I2, de durée T0 constante dans cette application,
35 pendant laquelle le courant dont l'intensité est détermi-
née par l'impulsion I1 est envoyé à l'électrode 118. L'étage
de codage 130 fonctionne de manière similaire au générateur
d'impulsions 7 et émet l'impulsion I1 de durée t' propor-
tionnelle au volume sonore sous la commande du signal de

voisement appliqué à son entrée de déclenchement. Le générateur d'impulsions 107 émet l'impulsion I2 de durée constante T_0 avec un retard prédéterminé par rapport au front montant de l'impulsion I1. Par conséquent, le temps T
5 séparant les fronts montants de deux impulsions I1 consécutives représente, comme dans le premier mode de réalisation, la période fondamentale du signal de parole. Après modulation, ce signal est transmis à l'antenne réceptrice 116. Un étage de décodage 131 connecté à celle-ci commande
10 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 $5\mu\text{A}$. Ce courant constant d'intensité proportionnelle au volume du signal sonore capté est envoyé par le générateur de courant à l'électrode
15 118 pendant la durée T_0 , constante dans cette application, de l'impulsion I2. Pour le reste, le fonctionnement de ce second mode de réalisation est parfaitement identique à celui de la figure 1. Il apparaît que ce second mode de réalisation permet également d'envoyer dans le nerf audi-
20 tif une quantité d'électricité parfaitement maîtrisée.

On a également représenté pour mémoire, à la figure 5, des signaux illustrant une variante d'exécution du second mode de réalisation. Dans cette variante, le générateur d'impulsions 107 émet des impulsions de
25 durée T_0 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,
30 l'étage de décodage 131 pilote le générateur de courant 119 pour produire un courant proportionnel à l'amplitude de la porteuse qui lui est appliquée.

Bien entendu, il est encore possible de recourir à d'autres moyens tels que, par exemple,
35 la modulation de fréquence ou la modulation de phase,

pour générer un courant proportionnel au volume du signal sonore qui sera envoyé à l'électrode de stimulation pendant un temps constant prédéterminé. Ces différentes solutions ont en commun de permettre d'envoyer au nerf 5 auditif une quantité d'électricité parfaitement déterminée.

Cependant, il doit être compris que l'invention n'est nullement limitée à la mise en oeuvre de cette caractéristique avantageuse et que le signal 10 électrophysiologique représentatif du voisement et du volume du signal de parole capté pourrait également avoir une forme sinusoïdale ou autre, variable, non pas en intensité ou en largeur d'impulsion, mais par exemple en tension.

REVENDICATIONS

1. Appareil de stimulation neurale pour prothèse auditive à canal unique comprenant un microphone apte à capter un signal sonore, un processeur électronique qui convertit ce signal sonore en signaux électriques représentatifs au moins de l'énergie totale du signal sonore, et des moyens de transmission desdits signaux électriques à une électrode de stimulation d'un nerf auditif, caractérisé en ce que ledit processeur électronique (4-9 ; 104-109) comprend des moyens de traitement (8 ; 108) aptes à extraire d'un signal sonore de parole d'un locuteur une composante représentative de la parole du locuteur telle que le voisement et à générer des signaux électriques représentatifs à la fois de l'énergie totale et de la composante représentative de la parole telle que le voisement.

2. Appareil selon la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens de traitement comprennent un circuit permettant d'extraire le voisement de la parole (8 ; 108).

3. Appareil selon la revendication 2, caractérisé en ce que le circuit d'extraction du voisement (8 ; 108) est un filtre passe-bas.

4. Appareil selon l'une quelconque des revendications 2 et 3, caractérisé en ce que le processeur électronique comprend un amplificateur à gain variable (4 ; 104) et un compresseur (5 ; 105) dont la sortie est connectée respectivement au filtre passe-bas (8 ; 108) et à un étage (6 ; 106) de redressement et de filtrage produisant un signal représentatif de l'énergie compressée du signal sonore capté.

5. Appareil selon la revendication 4, caractérisé en ce que les sorties du filtre passe-bas (8) et de l'étage de redressement et de filtrage (6) sont connectées à un générateur (7) délivrant des impulsions de durée (t) proportionnelle à ladite énergie, avec une période de récurrence (T) égale à celle du signal de voisement issu du filtre (8).

6. Appareil selon la revendication 5, caractérisé en ce que les moyens de transmission (12-17)

appliquent lesdites impulsions à l'électrode de stimulation (18) par l'intermédiaire d'une source de courant (9) délivrant un courant constant pendant la durée (t) des impulsions.

5 7. Appareil selon la revendication 4, caractérisé en ce que la sortie du filtre passe-bas (108) est connectée à un générateur (107) délivrant des impulsions de durée T₀ à un étage (130) de codage de l'amplitude desdites impulsions de durée T₀ en fonction du signal de sortie de l'étage de redressement et de filtrage
10 (106).

8. Appareil selon la revendication 7, caractérisé en ce que les moyens de transmission (112-117) appliquent les impulsions de durée T₀ et d'amplitude codée
15 à une source de courant (119) et à un étage de décodage (131) qui détermine l'intensité du courant fourni à l'électrode de stimulation (118) par la source de courant (119) pendant la durée T₀ desdites impulsions.

9. Appareil selon l'une quelconque des
20 revendications 6 et 8, caractérisé en ce que la source de courant (19 ; 119) est connectée à l'électrode de stimulation (18 ; 119) par l'intermédiaire d'un condensateur (20 ; 120) et en ce qu'il est prévu un interrupteur électronique (22 ; 122) commandé par lesdits moyens de transmission (12-17 ; 112-117) pour connecter le condensateur
25 (20 ; 120) en série entre l'électrode de stimulation (18 ; 118) et une électrode de masse (21 ; 121) consécutivement à chacune desdites impulsions.

1_2

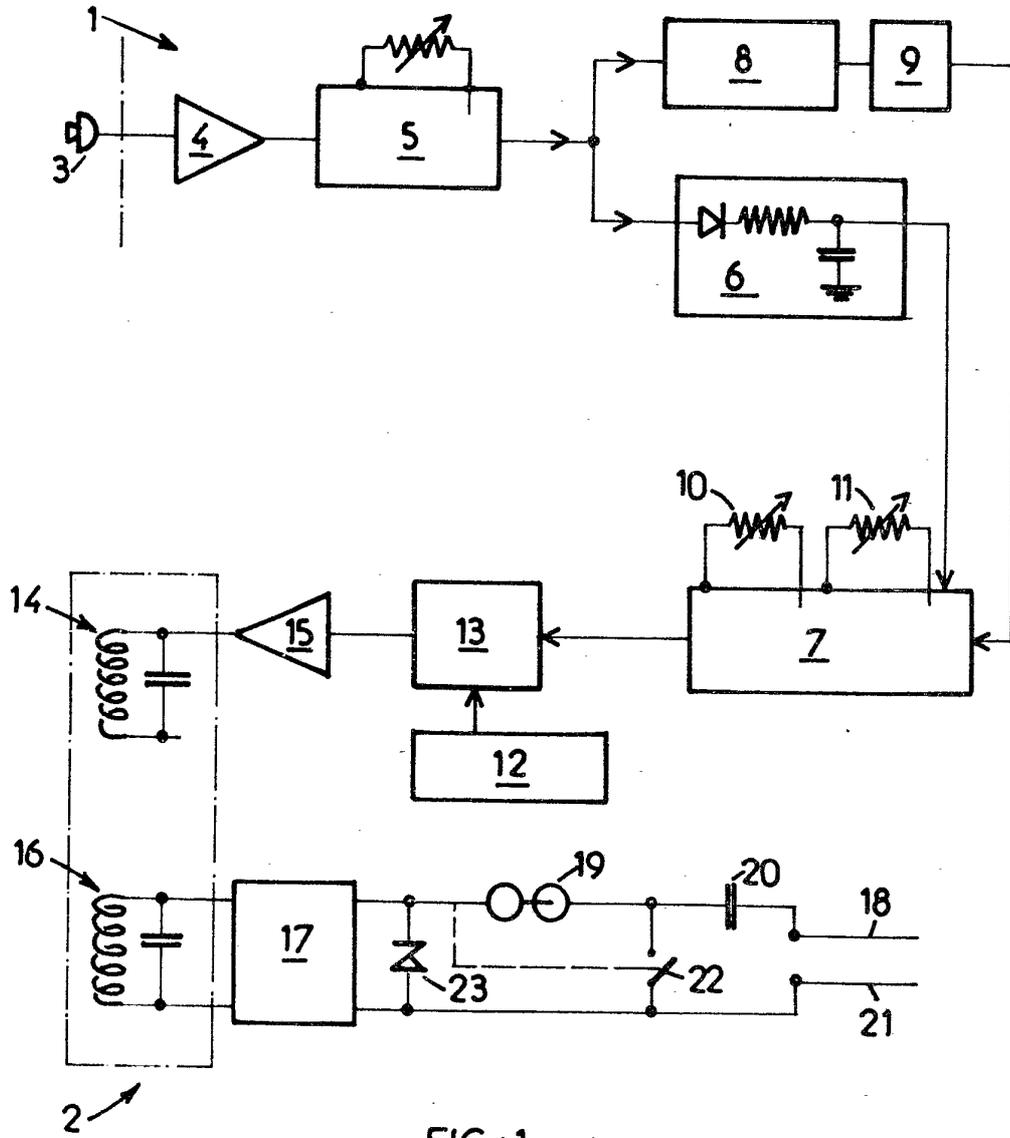


FIG.:1

FIG.:2

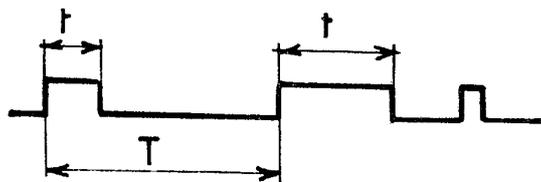


FIG.:3

2-2

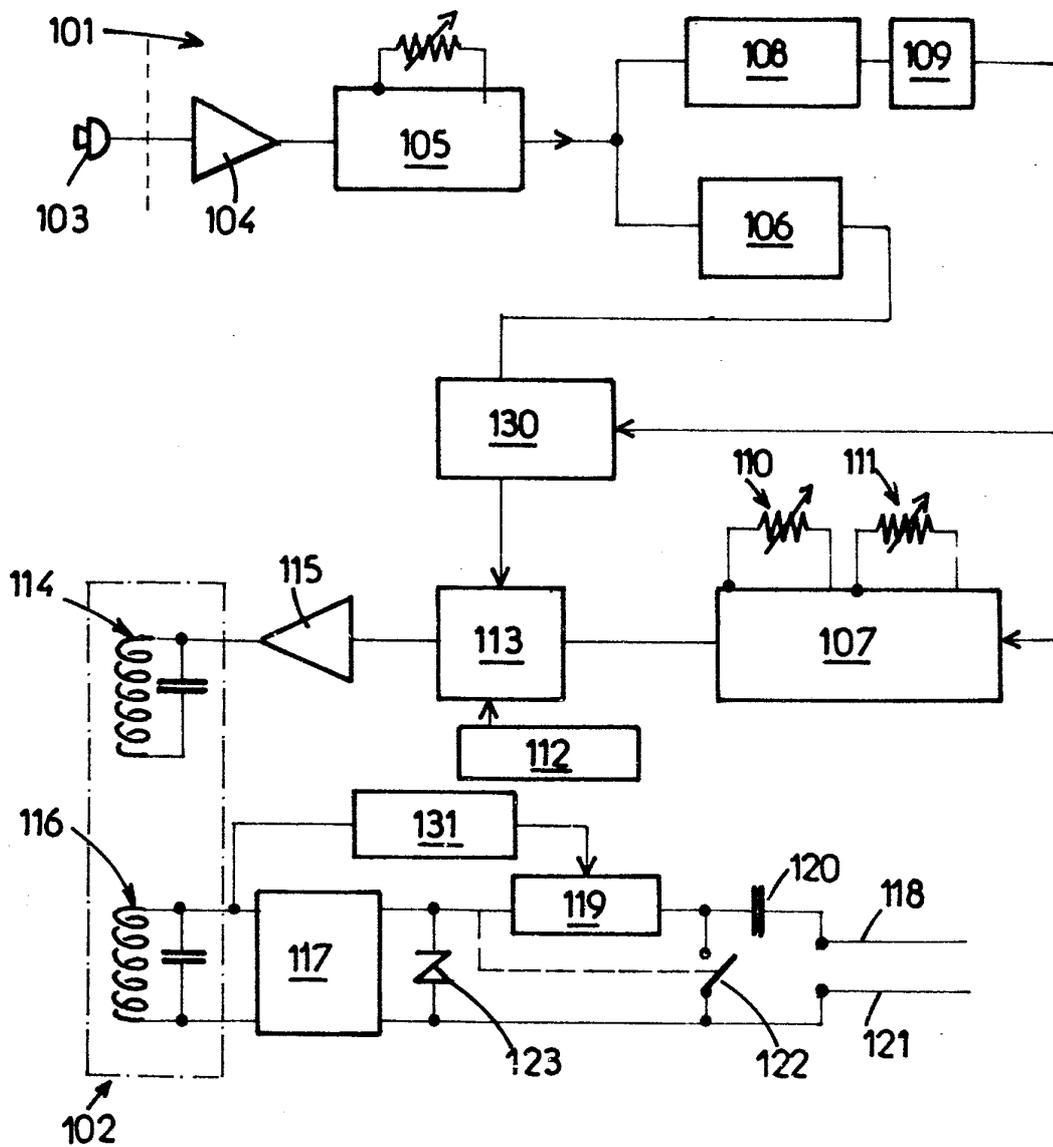


FIG.:4

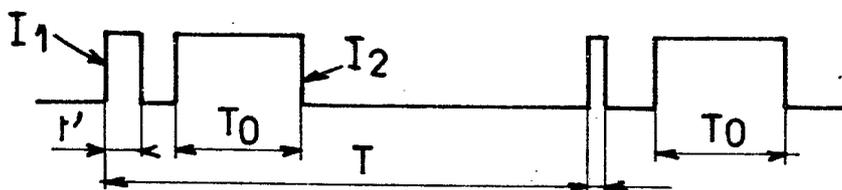


FIG.:5

