

A1

**DEMANDE
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

N° 82 08171

(54) Appareil de stimulation nerveuse et excitomotrice.

(51) Classification internationale (Int. Cl. ³). A 61 N 1/36.

(22) Date de dépôt..... 11 mai 1982.

(33) (32) (31) Priorité revendiquée :

(41) Date de la mise à la disposition du
public de la demande..... B.O.P.I. — « Listes » n° 46 du 18-11-1983.

(71) Déposant : Société dite : ORDI. — FR.

(72) Invention de : Lucien Giorgini.

(73) Titulaire :

(74) Mandataire : Cabinet Z. Weinstein,
20, av. de Friedland, 75008 Paris.

La présente invention a pour objet un appareil de stimulation nerveuse ou excitomotrice utilisé pour le traitement de patients atteints de scoliose.

5 On connaît de nombreux dispositifs permettant de redresser la courbure de la colonne vertébrale.

Par exemple, on utilise des corsets redresseurs attachés autour du corps du patient. Cependant, le port de tels corsets occasionne une gêne considérable du patient surtout pendant son sommeil.

10 Des dispositifs électroniques de stimulation nerveuse ont également été proposés pour le traitement de scolioles. Ces dispositifs consistent en un appareil envoyant des signaux de traitement recueillis par une paire d'électrodes placées sur le corps du patient. Ces signaux
15 de traitement sont des signaux carrés ou rectangulaires dont les différents paramètres (fréquence, amplitude et largeur d'impulsion) sont réglés de façon appropriée selon l'état de scoliole et son évolution dans le temps. Ces signaux stimulent ainsi les muscles de la colonne vertébrale en
20 vue de son redressement.

Cependant, de tels appareils de stimulation exigent l'utilisation d'un oscilloscope pour le réglage des différents paramètres électriques du signal de traitement. Ces oscilloscopes sont généralement lourds et encombrants et
25 le médecin traitant ou d'autres personnes du corps médical doit en connaître parfaitement l'usage et le fonctionnement, ce qui n'est pas toujours le cas.

De plus, lorsque le médecin veut effectuer le réglage de l'appareil de stimulation au domicile du patient,
30 il doit transporter l'oscilloscope, effectuer tous les branchements et réglages nécessaires et être parfois assisté d'un technicien compétent dans l'utilisation d'oscilloscopes.

La présente invention a pour but d'éliminer les
35 inconvénients ci-dessus.

Pour cela, la présente invention se rapporte à

un appareil de stimulation nerveuse et excitomotrice du type comportant un circuit générateur de signaux de traitement définis par différents paramètres tels que par exemple leur fréquence, amplitude et largeur, un circuit
5 de validation définissant le cycle de travail et de repos des signaux de traitement appliqués au corps d'un patient à travers au moins une paire d'électrodes, l'appareil étant caractérisé en ce qu'il comprend un dispositif amovible de contrôle et de réglage des différents paramètres
10 desdits signaux de traitement.

Selon une autre caractéristique avantageuse de l'invention, le dispositif de contrôle et de réglage comprend un circuit d'affichage numérique de chacun des différents paramètres précités.

15 Selon encore une autre caractéristique de l'invention l'appareil de stimulation est relié à deux paires d'électrodes, chaque paire d'électrodes pouvant être commutée par un élément de photo-couplage commandé par le circuit de validation précité afin de laisser passer les signaux de traitement précités.
20

L'invention sera mieux comprise, et d'autres buts, caractéristiques, détails et avantages de celle-ci apparaîtront plus clairement au cours de la description explicative qui va suivre faite en référence aux dessins schématiques annexés donnés uniquement à titre d'exemple illustrant un mode de réalisation de l'invention et dans lesquels :
25

- la figure 1 est une vue en perspective de l'appareil de stimulation nerveuse et excitomotrice de l'invention;

30 - la figure 2 est un schéma électronique de l'appareil de stimulation selon l'invention.

En se reportant à la figure 1, l'appareil de stimulation nerveuse selon l'invention comprend une mallette portative 1 avec poignée 2. A l'intérieur de cette mallette
35 est monté, sous la plaque de face avant 3, un circuit

électronique envoyant des signaux de traitement à une première paire d'électrodes 5 et/ou à une deuxième paire d'électrodes 5'. Comme représenté sur la figure 1, chaque paire d'électrodes est branchée sur l'appareil de stimulation par l'intermédiaire d'une prise jack. Chaque paire d'électrodes est également fixée sur le dos d'un patient en vue du traitement de scoliose à l'aide de pattes adhésives conductrices 6.

Ainsi, les signaux de traitement issus du circuit électronique et ayant des paramètres électriques définis sont envoyés au corps du patient afin de stimuler les muscles de la colonne vertébrale et permettre ainsi son redressement ultérieur.

Le circuit électronique situé dans la mallette est alimenté par un bloc accumulateur standard 7 ayant subi des modifications afin de pouvoir être monté de façon amovible sur la mallette 1. Cet accumulateur est bien entendu du type pouvant être rechargé sur secteur.

Sur la plaque de face avant 3 se trouve un commutateur 31 de mise en service ou hors service du circuit électronique, une prise ou broche d'enfichage 32, un voyant d'alarme 33, deux voyants 34 et 34' signalant un cycle de travail des signaux de traitement envoyés dans chaque voie de traitement respectivement aux paires d'électrodes 5 et 5', des vis de réglage 35' et 35", 35''' des différents paramètres des signaux émis par le circuit électronique (à savoir leur fréquence, amplitude et largeur). Il est à noter que les deux vis de réglage 35''' servent à régler indépendamment l'une de l'autre l'amplitude des signaux envoyés à chaque paire d'électrodes. De plus, les vis de réglage 35' et 35" de la fréquence et de la largeur des signaux émis sont en fait enfouis dans l'appareil afin de ne pas être déréglés ou manipulés par une personne autre que le médecin.

Sur la plaque de face avant 3 se trouve également deux vis de réglage 36 et 36' respectivement du cycle

de travail et de repos des signaux de traitement, ainsi qu'un commutateur 37 de mise en marche ou hors service d'un circuit de préchauffage. Le rôle de ces éléments sera expliqué plus en détail ultérieurement.

5 L'appareil selon l'invention comporte également un dispositif de contrôle 8, sous forme de boîtier, des différents paramètres (fréquence, amplitude, largeur) des signaux de traitement par leur affichage numérique. Dans l'exemple considéré quatre afficheurs sont représentés
10 mais il est bien évident que le nombre de ces afficheurs peut être augmenté en fonction de la précision souhaitée au niveau de l'affichage de ces paramètres.

Comme montré sur la figure 1, le dispositif de contrôle 8 est relié au circuit électronique contenu dans la mallette 1 par enfichage d'un cordon 81 dans la broche
15 32.

Sur la face avant du dispositif de contrôle 8 sont montés trois boutons poussoirs 82,83,84, un interrupteur 85 de mise en service du dispositif de contrôle et un commu-
20 tateur 86 de sélection de l'une des voies droite ou gauche correspondant respectivement aux paires d'électrodes 5 ou 5'.

On comprend de ce qui précède que le dispositif de contrôle 8 est branché de façon amovible à la mallette 1 et permet le contrôle immédiat de chaque paramètre définis-
25 sant le signal de traitement en affichant à volonté chacun des paramètres par actionnement du bouton poussoir correspondant. Par exemple, si le médecin veut contrôler la fréquence du signal apparaissant aux bornes de la paire d'électrodes 5, il sélectionne par le commutateur 86 la
30 voie de droite et appuie sur le bouton-poussoir 82 pour lire directement la valeur de la fréquence de ce signal. S'il veut contrôler les deux autres valeurs des paramètres, il suffit alors d'actionner sur le bouton-poussoir 83 pour voir apparaître sur le dispositif d'affichage la valeur
35 de la fréquence du signal et sur le bouton-poussoir

84 pour afficher la valeur de la largeur de l'impulsion des signaux de traitement.

Par ailleurs, si le médecin désire changer les valeurs de chacun des paramètres des signaux émis dans l'une et/ou l'autre voie, il appuie comme expliqué précédemment sur le bouton-poussoir correspondant au paramètre affiché de la valeur initiale et change ensuite cette valeur à l'aide d'un tournevis en agissant sur la vis de réglage correspondante 35', 35", ou 35''' située sur la mallette.

On comprend tout de suite que le dispositif de contrôle 8 est d'un encombrement extrêmement réduit et peut être gardé en permanence par exemple dans une des poches du médecin traitant de manière que celui-ci en se rendant au domicile du patient ait juste à brancher ce dispositif sur la mallette et effectuer si nécessaire le réglage des différents paramètres des signaux de traitement. Ce dispositif de réglage 8 élimine ainsi les inconvénients inhérents à l'utilisation d'oscilloscopes comme expliqué précédemment.

Bien entendu, d'autres modifications peuvent être apportées à l'appareil de stimulation de la présente invention. Au lieu d'utiliser un cordon de liaison partant du dispositif de réglage 8, on peut remplacer celui-ci par une fiche mâle solidaire du dispositif de réglage et s'adaptant sur une fiche correspondante sur la mallette de l'appareil.

Il va de soi que le circuit électronique situé dans le boîtier du dispositif de réglage 8 peut être réalisé par toute personne compétente par la simple utilisation d'amplificateur et autres circuits de liaison relié à chacun des blocs d'affichage

En se reportant à la figure 2, il va être décrit maintenant le circuit électronique situé dans la mallette 1 de l'appareil selon l'invention.

Il est à signaler que d'autres circuits électroniques générateurs de signaux d'impulsions rectangulaires ou carrées dont les paramètres tels que la fréquence

l'amplitude et la largeur d'impulsion peuvent être réglés, sont déjà connus et que les éléments caractéristiques de l'invention peuvent être adaptés sur ces circuits.

5 Selon l'invention, le circuit électronique
comporte un bloc d'alimentation et de régulation 9, un
bloc 10 délivrant un train d'impulsions rectangulaires ou
carrées en sa sortie reliées par l'intermédiaire d'une
porte de mise en forme à un bloc A constituant une première
voie ou canal de transmission du signal vers la paire d'électrodes
10 5.

La sortie d'un troisième bloc 11 de validation du
signal de traitement est également reliée au bloc A de ma-
nière à envoyer périodiquement les signaux de traitement
à la paire d'électrodes 5. Ce bloc est destiné ainsi à dé-
15 terminer le cycle de travail et de repos des signaux de
traitement comme il sera expliqué plus loin.

Il est également important de noter que la sortie
du bloc 10 générateur des signaux de traitement et la sortie
du bloc 11 du circuit de validation sont également reliés
20 à un bloc B identique au bloc A et constituant la deuxième
voie des signaux de traitement envoyés vers la deuxième
paire d'électrodes 5'.

Le bloc 9 contenant l'ensemble alimentation-
régulation n'amène pas de commentaire particulier sinon
25 que tout autre alimentation régulée classique peut être éga-
lement utilisée.

Le bloc 10 générant les impulsions rectangulaires
ou carrées des signaux de traitement comprend une partie
101 formant bascule du type R-S réalisée à partir des porte-
30 NAND par exemple, dont l'une des entrées reçoit péri-
odiquement des signaux émis sous l'action de la charge
et décharge d'un condensateur C1. Une des extrémités du
condensateur C1 est reliée à la masse tandis que son autre
extrémité est reliée à un point commun de jonction de trois
35 branches parallèles de dérivation. Les trois branches de

dérivation sont également reliées ensemble à l'entrée de la porte NAND 101a.

5 La branche supérieure comporte une résistance variable R1 reliée en série à une résistance R2, la branche intermédiaire comprenant en série une diode D1 et une résistance R3 tandis que la branche inférieure comporte une porte ET.

10 Ainsi sous l'action de la charge et décharge du condensateur C1, la sortie de la bascule change périodiquement d'état. La fréquence de ces changements d'état peut être réglée par la résistance variable R1 qui en fait est actionnée par la vis de réglage 35' située sur le boîtier de la mallette 1 comme montré en figure 1.

15 La sortie de la bascule à porte NAND est reliée à la borne moins d'un amplificateur opérationnel OP1 dont la sortie est reliée au point milieu d'une résistance variable R4 et d'un condensateur C2 relié à la masse. Le point milieu de la résistance variable R4 est relié à la sortie de l'amplificateur OP1 tandis que l'extrémité opposée de cette résistance est reliée au potentiel d'alimentation par l'intermédiaire d'une résistance R5.

20 La sortie de l'amplificateur opérationnel OP1 est relié à la borne "moins" d'un autre amplificateur opérationnel OP2 dont la sortie est renvoyée à la borne d'entrée de la porte NAND 101b de la bascule afin d'entretenir son basculement périodique. La sortie de l'amplificateur OP2 est également reliée à l'alimentation par l'intermédiaire d'une résistance R6.

30 En modifiant la valeur de la résistance variable R4, il est possible ainsi de régler la largeur des impulsions en sortie du bloc 6.

35 On comprend donc qu'à la sortie de la bascule on obtient des signaux d'impulsions rectangulaires ou carrés d'une fréquence $F=1/T$ est d'une largeur t déterminées comme représenté sur la figure 2.

Ces signaux sont envoyés à l'entrée du bloc A par l'intermédiaire d'une porte de mise en forme M1.

L'entrée du bloc A comprend une résistance variable R7 reliée à la base d'un transistor T 1. L'émetteur de
5 ce transistor est relié à une résistance R8 dont l'extrémité opposée est reliée à l'anode d'une diode d'émission de lumière dite " LED " D2. La cathode de cette diode est reliée à une partie A1 formant régulation reliée entre la masse et une borne du primaire d'un transformateur Tr.
10 L'autre borne du primaire du transformateur Tr est reliée au collecteur du transistor T1.

Le secondaire du transformateur Tr adapteur d'impédance est connecté à l'une de ses bornes à l'anode d'une diode D3 dont la cathode est reliée à une résistance R9
15 lorsque la prise jack de la paire d'électrodes 5 n'est pas insérée dans sa prise correspondante. L'autre extrémité de la résistance R9 est connectée à une résistance R10 et R11. La résistance R10 est reliée à l'autre borne du secondaire du transformateur Tr. Une résistance R 12 d'impédance élevée
20 est montée en parallèle aux bornes du secondaire du transformateur Tr. L'impédance de cette résistance correspond sensiblement à l'impédance générale du corps humain et empêche ainsi la sortie du transformateur Tr de débiter à vide lorsque la paire d'électrodes 5 n'est pas branchée.

25 Une autre extrémité de la résistance R 11 est reliée périodiquement à la borne du secondaire du transformateur Tr par un élément formant photo-récepteur d'un organe photocoupleur A2, l'élément photo-récepteur étant ainsi monté entre la résistance R 11 et le point commun des
30 résistances R10 et R12 reliées à la borne du secondaire. Le fonctionnement du photo-coupleur sera expliqué ultérieurement.

Il est à noter que la cathode de la diode D3
est reliée à l'une des électrodes de la paire d'électrodes
35 5 et est ainsi déconnectée de la résistance R9 lorsque la

prise jack de la paire d'électrodes est insérée.

Par ailleurs, le bloc 11 comporte un ensemble formant multivibrateur 11a fonctionnant en "tout ou rien". Ce multivibrateur utilise un amplificateur opérationnel

- 5 OP3 dont la borne moins est reliée au point milieu de deux résistances R 13 et R 14. La résistance R 13 est reliée à la cathode d'une diode D4 tandis que la résistance R 14 est reliée à l'anode d'une diode D5. L'anode de la diode D4 et la cathode de la diode D5 sont reliées ensemble à un
10 condensateur connecté à la masse et à une porte dont la sortie est reliée à la borne "plus" de l'amplificateur OP3.

- Le fonctionnement du multivibrateur en " tout ou rien " est obtenu par l'action de charge et de décharge du condensateur C3 rendant alternativement conductrice les
15 diodes D4 et D5. La borne "plus" de l'amplificateur OP3 est reliée à la tension régulée par une ligne 11 et à un circuit de mise en forme M2 sur la sortie et reliée au point commun de jonction des anodes de deux diodes D6 et D7.

- 20 Un condensateur C4 est placé entre la borne "moins" de l'amplificateur OP3 et la sortie de cet amplificateur également reliée à un autre condensateur C5 connecté à la masse. La sortie de l'amplificateur OP3 est également reliée à une résistance R15 et à la base d'un transistor T2. La
25 base de ce transistor est connectée à la borne plus de l'amplificateur OP2 tandis que son collecteur est relié à l'autre extrémité de la résistance R 15 reliée à l'alimentation. L'émetteur du transistor T2 est relié au point commun des deux résistances R 16 et R 17 montées en l'intégrateur respectivement avec le condensateur C5 et C6.
30 La sortie de chaque intégrateur est reliée respectivement aux cathodes des diodes D6 et D7 et à deux lignes de sortie 1' et 2'.

- Comme représenté sur cette figure 2, la ligne 1' est reliée à l'élément photo-émetteur du photo-coupleur
35 tandis que la ligne de sortie 21 est reliée de façon

identique à un autre élément photo-émetteur d'un photo-coupleur non représenté du bloc B.

Le point commun des résistances R 16 et R 17 est également relié à l'anode des diodes D6 et D7.

5 De plus, dans le bloc A et donc également dans le bloc B est monté un circuit de préchauffage comprenant un amplificateur opérationnel OP4 dont la borne d'entrée "plus" est reliée au point milieu d'un diviseur de tension réalisé par les résistances R 18 et R 19. La résistance
10 R 19 est également reliée à la masse tandis que la résistance R 18 est reliée à la borne primaire du transformateur R en liaison au collecteur du transistor T1.

La borne "moins" de l'amplificateur opérationnel OP4 est reliée au point milieu d'une résistance variable
15 R 20 dont l'une des extrémités est reliée à la masse par l'intermédiaire d'une résistance R 21. L'autre extrémité de la résistance variable R 20 est reliée à des branches de dérivation en parallèle comprenant un condensateur C7 une résistance R 22, à un condensateur C8 et une résistance
20 tance R 23.

Le condensateur C8 et la résistance R 22 sont reliés à l'extrémité opposée de leur jonction avec la résistance R20 à une résistance R 24 connectée à la masse. Un commutateur A3 commandé manuellement relie soit l'ex-
25 trémité de la résistance R 23 soit l'extrémité du condensateur C8 opposé à l'extrémité reliée à la résistance 1 à la résistance R 24.

L'amplificateur opérationnel OP4 a sa sortie reliée à une résistance R 25 dont l'autre extrémité
30 est connectée à la base d'un transistor T3. Une résistance R 26 relie la base de T3 à l'alimentation. Le transistor T3 est également relié à l'alimentation et à un condensateur C9 par l'une de ses électrodes tandis que son autre électrode est reliée à la borne primaire du transformateur
35 Tr relié au collecteur du transistor T1. Un condensateur

C 10 est également relié au point de jonction commun du collecteur de T1 et de la borne du primaire de Tr, ce condensateur étant relié à la masse par une autre extrémité.

5 Le fonctionnement de l'appareil de stimulation selon l'invention est expliqué comme suit.

Tout d'abord, on place au moins l'une des paires d'électrodes sur le corps du patient aux endroits appropriés des muscles de la colonne vertébrale à l'aide des pattes
10 adhésives conductrices 6.

La paire d'électrode 5 est reliée en sortie de la voie du bloc A par l'intermédiaire de la prise jack. L'insertion du jack coupe la liaison cathode de la diode D3 avec la résistance R9.

15 Le circuit électronique étant alimenté par l'action du bouton-poussoir 31 (voir figure 1) la sortie du bloc 6 émet des signaux rectangulaires ou carrés d'une fréquence et d'une largeur d'impulsion préalablement déterminées. Ces signaux sont amplifiés par le transistor T1, l'ampli-
20 tude de ces signaux étant éventuellement réglée par la résistance variable R7 qui en fait est réglée en agissant sur la vis de réglage 35''' du canal correspondant à la paire d'électrodes 5.

Bien entendu, les signaux émis en sortie du bloc
25 10 sont également envoyés et amplifiés de façon similaire au bloc B définissant la deuxième voie ou voie de gauche dont la sortie est reliée à la paire d'électrodes 5'. Le réglage de l'amplitude des signaux envoyés au bloc B est effectué par la deuxième vis de réglage 35''' de la
30 figure 1. Ainsi, les signaux envoyés simultanément dans chacune des deux voies ont leur amplitude réglée de façon indépendante.

En se reportant de nouveau au bloc A, les signaux amplifiés par le transistor 31 excitent la diode LED D2
35 qui en fait scintille suite à la présence de la régulation,

cette diode D2 correspondant au voyant de signalisation 4' de la figure 1. Les signaux amplifiés traversent ensuite le bobinage du primaire du transformateur Tr et reviennent au transistor T1 par l'intermédiaire de son collecteur.

5 Les signaux sont alors transmis au bobinage secondaire du transformateur Tr en passant par la diode D3, l'une des électrodes de la paire d'électrodes 5, le muscle de la colonne vertébrale, l'autre électrode, la résistance R 11, le photo-récepteur et reviennent au bobinage secondaire
10 du transformateur Tr.

Cependant, les signaux rectangulaires ou carrés de traitement appliqués aux muscles de la colonne vertébrale sont amenés périodiquement par le couplage périodique du photo-coupleur A2. Ce photo-coupleur est alimenté ou excité
15 périodiquement par les signaux issus du multi-vibrateur du bloc 11 et apparaissant à la borne de sortie 1'. Ainsi, quand le multi-vibrateur émet une impulsion de niveau haut, celle-ci commute pendant une durée prédéterminée le photo-coupleur qui laisse passer les signaux de
20 traitement issus du bloc 10 vers la paire d'électrodes 5. Lorsque l'impulsion émise en sortie du bloc 11 passe à un niveau bas le photo-coupleur est désexcité et aucun signal de traitement n'est émis vers la paire d'électrodes 5. Le multi-vibrateur du bloc 11 définit donc une période de travail pendant laquelle
25 passent tous les signaux émis par le circuit 10 et une période de repos pendant laquelle aucun signal n'est envoyé vers la paire d'électrodes 5. Il est à noter que le réglage du cycle de travail et du cycle de repos est effectué en agissant respectivement sur les vis de réglage 36
30 et 36' montrées en figure 1, ces vis agissant respectivement sur les résistances R 13 et R 14. Le circuit de validation contenu dans le bloc 11 définit également un cycle de travail et de repos des signaux de traitement envoyés au bloc B. Il est à noter que chaque paire d'électrodes 5 et
35 5' reçoit indépendamment l'une de l'autre des signaux

de traitement grâce au couplage de deux photo-coupleurs contenus respectivement dans le bloc A et le bloc B.

La sortie de chacun des intégrateurs contenus dans le bloc 11 est remise à zéro durant le cycle de repos en déchargeant les condensateurs C5 et C6 à travers les diodes D6 et D7 respectivement.

Le circuit de préchauffage du bloc A (un circuit identique étant également prévu dans le bloc B) a pour but d'éviter l'envoi subit d'un courant important en amplitude sur le muscle du patient, un tel courant étant désagréable et faisant travailler considérablement le muscle. Ce circuit de préchauffage automatique de la contraction musculaire est mis en route en agissant sur le commutateur 37 de la figure 1 qui en fait correspond au commutateur A3 de la figure 2, ce commutateur mettant en liaison la résistance R 24 avec le condensateur C8 dont l'extrémité opposée est reliée à la résistance R 20. Un signal croissant apparaît donc à la borne "moins" de l'amplificateur opérationnel OP4 branché en comparateur, ce signal étant amplifié par le transistor T3 qui applique également ce signal à la borne primaire du transformateur Tr. Ce signal croissant apparaissant à la borne primaire du transformateur Tr limite donc progressivement en amplitude les signaux de traitement issus du bloc 10 et ce jusqu'à atteindre une valeur de seuil déterminée au bout d'un temps déterminé, cette valeur de seuil étant déterminée par le pont diviseur de tension constitué des résistances R 18 et R 19 reliées à la borne "plus" de l'amplificateur OP4, l'extrémité opposée à la jonction des résistances R 18 et R 19 de la résistance R 18 recevant le signal croissant amplifié par les transistors T3. Le temps au bout duquel la valeur de seuil est atteinte est déterminé en réglant la résistance R 20 de façon appropriée. Par exemple, en appliquant progressivement un signal de traitement aux bornes de chaque paire d'électrodes jusqu'à atteindre une amplitude égale à la

moitié de la valeur de l'amplitude du signal utile, il est possible de régler la résistance R 20 de manière que cette amplitude soit atteinte au bout d'un temps de l'ordre de 10 à 12 minutes. Au-delà de ce temps, le circuit

- 5 de préchauffage se déconnecte automatiquement du transformateur Tr et les signaux utiles issus du circuit 10 sont alors appliqués au corps du patient.

- En résumé, l'appareil de stimulation nerveuse et excitomotrice de l'invention permet à un médecin ou
10 toute autre personne du corps médical de contrôler rapidement les différents paramètres des signaux de traitement en branchant simplement le dispositif de contrôle 8 sur la mallette et d'éventuellement régler les paramètres en agissant sur les vis de réglage appropriés le médecin
15 pouvant également régler le cycle de travail et de repos des signaux émis dans chacune des voies de traitement. Si nécessaire, le médecin peut brancher le circuit de préchauffage automatique de la contraction musculaire en agissant sur le commutateur approprié.

- 20 Ainsi, toute manipulation de l'appareil selon l'invention est aisée et peut être effectuée par le médecin lui-même sans aucun pré-réglage ni aucune connaissance particulière.

- 25 L'appareil de stimulation selon l'invention peut comporter également un dispositif d'alarme sonore et/ou lumineux, à distance, permettant au médecin ou toute autre personne du corps médical de recevoir à distance l'alarme déclenchée par un mauvais fonctionnement de l'appareil
30 dû par exemple à une électrode débranchée ou à une patte adhésive défectueuse. Ce dispositif d'alarme peut être intégré à l'appareil de stimulation mais il est bien évident que ce dispositif d'alarme peut être remplacé par un dispositif rayonnant dont le récepteur se trouvera
35 dans une pièce de garde (chambre des parents du patient etc....)

Un tel dispositif d'alarme peut être réalisé par un émetteur constitué d'un circuit oscillant déclenché par un thyristor actionné lors de la présence d'une anomalie de fonctionnement de l'appareil, un récepteur captant le rayonnement émis.

Le coupleur A2 utilisé pour le couplage des signaux de traitement sur chaque voie de sortie peut être de tout type connu. Par exemple, il peut s'agir d'une diode émettrice de lumière, le photo récepteur pouvant être un photo-transistor comme cela est représenté sur la figure 2.

Par ailleurs, il est à noter que le bloc d'alimentation 7, constitué par un type de chargeur standard, est modifié de telle sorte qu'il puisse assurer deux fonctions : celle de recharge de l'accumulateur sans possibilité de restitution de l'énergie, et celle de restitution de l'énergie sans pouvoir en même temps, être branché sur le secteur.

Ceci a pour avantage de permettre à l'appareil de stimulation de fonctionner indépendamment de la tension du secteur pouvant occasionner certains dangers au patient.

Ce bloc accumulateur est utilisé dans l'appareil ou dans une prise de courant sans avoir à le retirer.

Enfin, le bloc accumulateur peut être conçu de manière que sa mise en place dans l'appareil de stimulation interdise toute inversion de polarité de branchement.

R E V E N D I C A T I O N S

1. Appareil de stimulation nerveuse et excitomotrice du type comportant un circuit générateur de signaux de traitement définis par différents paramètres tels que par exemple leur fréquence, amplitude et largeur; un circuit de validation définissant des cycles de travail et de repos des signaux de traitement appliqués au corps du patient à travers au moins une paires d'électrodes, caractérisé en ce qu'il comprend un dispositif amovible de contrôle et de réglage(8) des différents paramètres desdits signaux de traitement.
2. Appareil de stimulation selon la revendication 1, caractérisé en ce que le dispositif de contrôle et de réglage(8) précité comprend un circuit d'affichage numérique de chacun des différents paramètres précités.
3. Appareil selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce qu'il comprend deux paires d'électrodes, (5-5') chaque paire d' électrodes étant associée à un organe photo-coupleur(A2) commandé par le circuit de validation (11) précité afin de laisser passer les signaux de traitement précités.
4. Appareil selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que le circuit de validation(11) précité comporte un multi-vibrateur(11a) fonctionnant en "tout ou rien " et définissant un temps de passage des signaux de traitement et un temps de repos ou aucun signal de traitement n'est émis sur chaque paire d'électrodes.
5. Appareil selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comprend un circuit de préchauffage automatique d'une contraction musculaire du corps précité se déconnectant automatiquement en fin de période de préchauffage.
6. Appareil selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu' il comprend un dispositif d'alarme sonore ou visuel(33) déclenché par un mauvais

fonctionnement d'au moins l'une des paires d'électrodes (5,5') précitées.

5 7. Appareil selon la revendication 6, caractérisé en ce que le dispositif d'alarme précité est du type rayonnant, le récepteur se trouvant en un endroit éloigné de l'émetteur.

10 8. Appareil selon la revendication 7, caractérisé en ce que l'émetteur précité est du type à circuit oscillant déclenché par exemple par un thyristor.

9. Appareil selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comprend une indication lumineuse (34,34') de la présence des signaux de traitement à travers chaque paire d'électrodes précitées.

15 10. Appareil selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il est portable.

20 11. Appareil selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que les circuits générateur(10) et de validation(11) sont alimentés par un accumulateur (7) pouvant être rechargé sans restitution d'énergie et pouvant restituer ladite énergie sans pouvoir être branché sur le secteur, ledit accumulateur étant utilisé dans l'appareil ou dans une prise de courant sans avoir à le retirer et interdisant toute inversion de branchement lors de sa mise
25 en place.

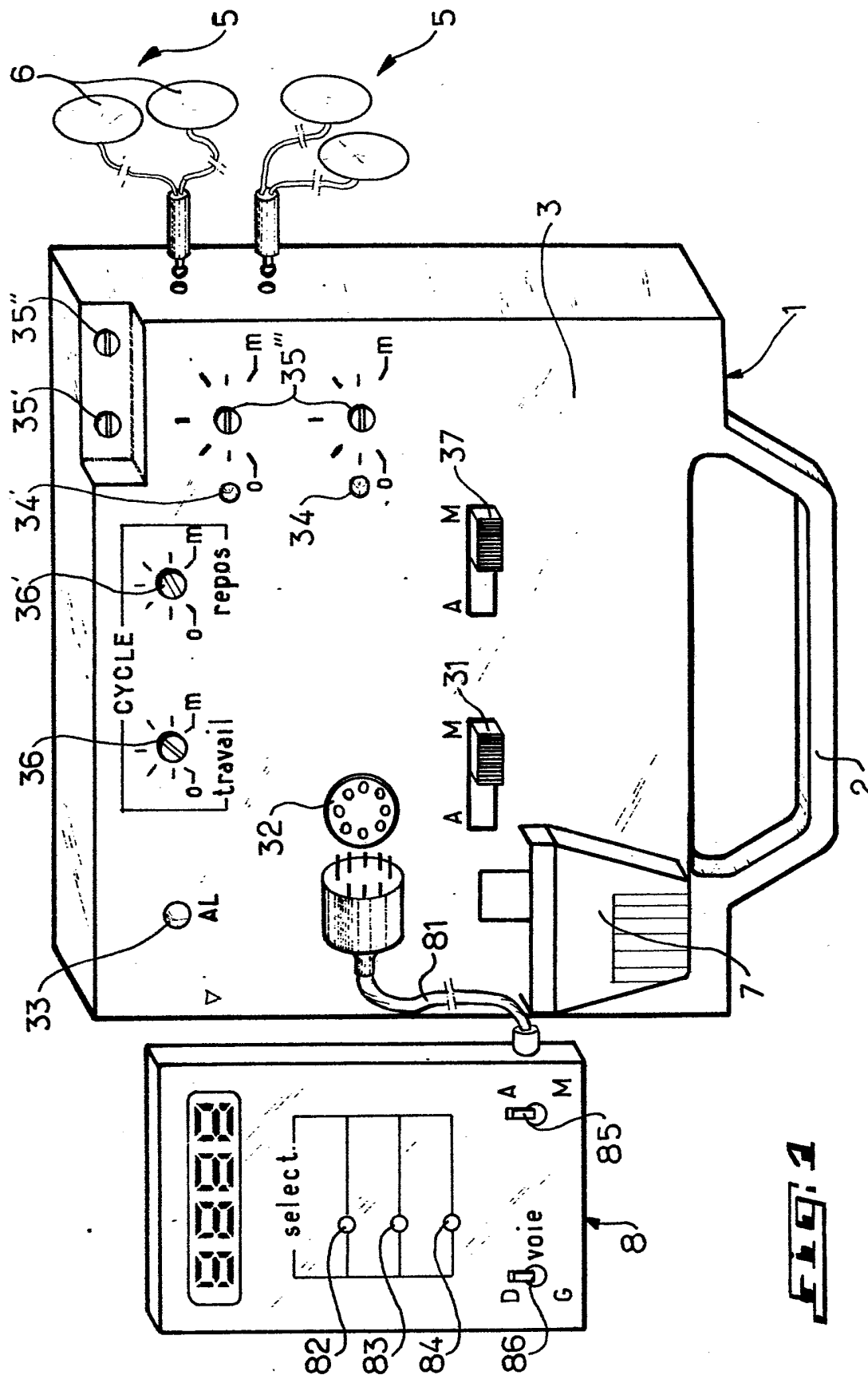


FIG. 1

