

A1

**DEMANDE
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

N° 81 08171

(54) Appareil électrologique pour le diagnostic et le traitement des atteintes musculaires.

(51) Classification internationale (Int. Cl. ³). A 61 N 1/38, 1/08.

(22) Date de dépôt..... 24 avril 1981.

(33) (32) (31) Priorité revendiquée :

(41) Date de la mise à la disposition du
public de la demande B.O.P.I. — « Listes » n° 43 du 29-10-1982.

(71) Déposant : FAIVELEY SA, société anonyme, résidant en France.

(72) Invention de : Daniel Bion, Philippe Ernest et Patrick Souchet.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : André Bouju,
38, av. de la Grande-Armée, 75017 Paris.

La présente invention concerne un appareil électrologique pour le diagnostic et le traitement des atteintes musculaires.

5 Les thérapeutiques connues de ce genre consistent à provoquer la contraction musculaire soit par dépolarisation du nerf moteur soit par action directe sur les fibres musculaires. Elles sont utilisées pour la rééducation médicale de muscles atones ou dénervés, ou pour donner un exercice physi-

10 Les appareils généralement employés pour les traitements de ce genre visent le plus souvent le cas des muscles partiellement ou totalement dénervés. A cette fin, ils permettent d'appliquer au muscle une suite d'impulsions en forme de rampe présentant une pente donnée, sélectionnable dans une

15 série de valeurs simples.

Outre que ces appareils ne se prêtent pas à d'autres types de traitement, tels que ceux applicables aux muscles sains, ils ne permettent en aucune façon d'établir un diagnostic précis sur l'état du muscle. Or, en cette matière, un

20 traitement inadapté peut entraîner de graves dommages, souvent irréparables, supprimant toute possibilité de récupération ultérieure.

Il existe une procédure d'électro-diagnostics dite procédure de De Bisschop, qui permet d'une part de

25 situer la catégorie dans laquelle se range le muscle en cause (sain, partiellement dénervé ou totalement dénervé), et d'autre part, dans le cas le plus typique du muscle partiellement dénervé, de sélectionner entre des limites les valeurs efficaces des rampes des impulsions curatives.

30 Plus précisément, suivant cette procédure, on détermine la catégorie de muscle à laquelle on a affaire en déterminant, dans un premier test, l'intensité minimale F d'une impulsion d'une milliseconde nécessaire pour observer une contraction, et, dans un deuxième test, l'intensité mini-

35 male G d'une impulsion de 300 ms nécessaire pour observer une

contraction. Il a été démontré que la valeur du quotient F/G était significative de l'état du muscle.

Dans les appareils actuellement connus, il est seulement possible d'essayer un certain nombre de pentes d'impulsions jusqu'à constatation d'une contraction, puis d'appliquer ensuite des impulsions présentant une telle rampe dans un but curatif.

On est donc en présence d'une part d'un diagnostic incertain, puisque réalisé par tâtonnements, et d'autre part d'un traitement incomplet qui, par l'unicité de la pente utilisée, ne s'applique en fait qu'à une catégorie précise de fibres musculaires.

La présente invention vise à réaliser un appareil qui, par application de la procédure de De Bisschop, apporte un diagnostic précis et qui permette ensuite d'exercer un traitement approprié et efficace.

Suivant l'invention, l'appareil électrologique pour le diagnostic et le traitement des atteintes musculaires comprend des moyens pour appliquer au muscle, par l'intermédiaire d'électrodes, des impulsions électriques de pente prédéterminée. Il est caractérisé en ce qu'il comprend:

- . des moyens pour appliquer au muscle, dans un premier test, une première suite d'impulsions de fréquence fixe, de durée donnée fixe correspondant à une première valeur de test et d'amplitude croissante;

- . des moyens de commande manuelle pour faire cesser la croissance de l'amplitude sur l'observation d'une réaction musculaire du patient et pour mémoriser la valeur (F) actuelle de l'amplitude; et

- . des moyens analogues pour appliquer au muscle, dans un second test, des impulsions de durée fixe différente correspondant à une seconde valeur de test et pour mémoriser la valeur (G) de l'amplitude atteinte dans le second test.

La détermination des quantités F et G permet, par le calcul de leur quotient, la détermination immédiate de l'état

du muscle et la nature du traitement qui doit lui être appliqué. L'appareil permet donc un diagnostic précis et efficace.

5 Suivant une réalisation avantageuse de l'invention, l'appareil comprend un étage logique de discrimination relié aux étages de mémorisation pour émettre un signal fonction des valeurs relatives des valeurs (F,G) contenues dans ces étages.

10 L'appareil fournit directement et sans calcul l'indication du diagnostic et du traitement à effectuer.

 Suivant une réalisation préférée de l'invention, l'étage logique de discrimination est relié à un certain nombre de systèmes de diagnostic et de traitement pour activer sélectivement l'un de ces systèmes en fonction des valeurs
15 relatives des signaux appliqués à l'entrée de l'étage logique.

 Grâce à cette disposition, toute erreur du thérapeute est exclue puisqu'il est impossible d'appliquer un traitement inapproprié.

20 L'appareil comprend, à cette fin, un premier système de traitement pour muscle sain pour appliquer au muscle un signal sinusoïdal à fréquence constante d'amplitude modulée suivant une fréquence prédéterminée.

 Il comprend encore un second système de diagnostic et de traitement pour muscle partiellement dénervé, ce système
25 comprenant des moyens pour appliquer au muscle une suite d'impulsions triangulaires de pente décroissante et des moyens pour mémoriser les pentes respectives de la première et de la dernière de ces impulsions qui provoquent la contraction du muscle.

30 Il importe en effet, dans ce cas, de préciser le traitement à appliquer par un test supplémentaire.

 Pour appliquer le traitement, le second système de diagnostic et de traitement comprend des moyens pour appli-
35 quer au muscle des trains successifs d'impulsions triangulaires dont la pente varie, dans chaque train, entre les pentes

précitées de la première et de la dernière impulsion qui provoquent la contraction du muscle.

Enfin, l'appareil comprend un troisième système de traitement pour muscles totalement dénervés, ce système comprenant un émetteur d'impulsions de fréquence fixe et d'amplitude constante.

D'autres particularités et avantages de l'invention ressortiront encore de la description détaillée qui va suivre.

Aux dessins annexés, donnés à titre d'exemple non limitatif:

- . la figure 1 est un schéma fonctionnel, par blocs, de l'ensemble de l'appareil;

- . la figure 2 est un schéma d'un générateur d'impulsions servant à appliquer les tests initiaux;

- . la figure 3 est un diagramme temporel relatif à ce générateur;

- . les figures 4 et 5 représentent les impulsions appliquées respectivement lors des deux tests initiaux;

- . la figure 6 est un schéma de l'étage de discrimination;

- . la figure 7 est un schéma de l'étage de traitement pour muscles sains innervés;

- . les figures 8 à 13 représentent les valeurs de signaux en différents points du circuit de la figure 7;

- . la figure 14 est un schéma d'une partie de l'étage de diagnostic et de traitement pour muscles partiellement dénervés, correspondant à la fonction de test de cet étage;

- . les figures 15 et 16 représentent les impulsions de test successivement appliquées par la partie d'étage représenté sur la figure 14;

- . la figure 17 est un schéma d'une autre partie de l'étage précédent, correspondant à la fonction de traitement de cet étage;

- . la figure 18 représente des impulsions émises par

la partie d'étage représentée sur la figure 14.

En référence à la figure 1, l'appareil comprend deux générateurs d'impulsions 1 et 1a agencés pour émettre des impulsions d'intensité régulièrement croissante, de
5 durée fixe, respectivement égale à 1 ms pour le générateur 1 et à 300 ms pour le générateur 1a.

Ces générateurs sont activés par l'intermédiaire de pédales respectives 2 et 2a actionnables par le thérapeute.

Les impulsions émises, respectivement I et Ia sont
10 appliquées au muscle et cessent de croître quand les pédales 2, 2a sont relâchées. Leurs valeurs respectives F et G sont alors conservées dans des étapes de mémorisation 3, 3a reliés aux générateurs 1, 1a.

Les mémoires 3, 3a sont reliées en sortie à un étage
15 de discrimination 5 qui, suivant que le quotient F/G est inférieur à 2, compris entre 2 et 20, ou supérieur à 20, active respectivement un étage de traitement 6 pour muscles sains, un étage de diagnostic et de traitement 7 pour muscles partiellement dénervés, ou un étage de traitement 8 pour mus-
20 cles totalement dénervés.

On va maintenant décrire en détail, en référence à la figure 2, le générateur 1, étant entendu que cette description vaudra, à certains détails près, pour le générateur 1a.

Une horloge 9 émet des impulsions de période égale
25 à une seconde et attaque un monostable 11 réglé au moyen d'un système résistance-capacité sur une durée d'une milliseconde. La sortie du monostable attaque, par l'intermédiaire d'une porte ET 12, un compteur binaire 13. L'autre entrée de la porte ET est reliée à un circuit d'activation qui peut être
30 fermé par la pédale 2.

Le compteur 13 est relié à un convertisseur numérique-analogique 14 dont la sortie est reliée à l'entrée d'un commutateur analogique 15 dont l'entrée de commande est reliée à la sortie du monostable 11.

35 Les impulsions I apparaissent sur la sortie 16 du

commutateur 15, qui est reliée à la masse par l'intermédiaire d'une résistance R.

On a représenté sur la figure 3 un diagramme temporel de fonctionnement de cet étage.

5 Les impulsions de l'horloge 9 (courbe A) donnent lieu à des impulsions (courbe B) de durée 1 ms définies par le monostable 11 qui attaquent, par leur front descendant, le compteur 13, tant que la porte 12 est ouverte.

10 Le convertisseur 14 délivre une tension en escalier (courbe D) qui augmente à chaque incrémentation du compteur 13. Cette tension n'apparaît sur la sortie 16 que pendant la durée des impulsions issues du monostable 11 (courbe E).

On obtient donc, tant que la pédale 2 est enfoncée, une suite d'impulsions I isochrones, de durée fixe et d'intensité croissante (figure 4).

15 Quand on relâche la pédale 2, le signal d'activation (courbe C) attaquant la porte 12 tombe à zéro et le contenu du compteur 13 reste constant. Le convertisseur 14 délivre un signal constant et les impulsions I cessent de croître en intensité.

20 Le compteur 13 joue donc le rôle de la mémoire 3 mentionnée plus haut.

Pour utiliser l'appareil, le thérapeute applique la sortie 16 sur le muscle à étudier et appuie sur la pédale 2. 25 Des impulsions I de période 1s, de durée 1 ms et d'intensité croissante de 0 à 60 m A par pas de 1 m A sont appliquées au muscle. Dès qu'il constate une contraction du muscle, il relâche la pédale et l'intensité F de la première impulsion qui a provoqué la contraction est conservée en mémoire.

30 Puis le thérapeute recommence la même opération avec le générateur 1a qui ne diffère du générateur 1 que par la durée du monostable qui est ici de 300 ms. Quand il relâche la pédale, l'intensité G de la première des impulsions 1a (figure 5) qui a provoqué la contraction est mise en mémoire.

35 Les sorties 16 et 16a du générateur sont reliées à

l'étage de discrimination 5.

Cet étage (figure 6) comprend deux comparateurs 17, 18. Le premier a son entrée - reliée à la sortie 16 par l'intermédiaire d'un diviseur par deux 19 pour recevoir la grandeur $F/2$, et son entrée + reliée à la sortie 16a pour recevoir la grandeur G . Le second a son entrée - reliée à la sortie 16a pour recevoir la grandeur G et son entrée + reliée à la sortie 16 par l'intermédiaire d'un diviseur par vingt 21 pour recevoir la grandeur $F/20$.

On comprend que ces deux comparateurs comparent respectivement le rapport F/G à 2 et à 20.

Le comparateur 17 attaque en parallèle trois portes ET 22, 23, 24, la première directement, et les deux autres par l'intermédiaire d'un inverseur 25.

Le comparateur 18 attaque les trois mêmes portes, les deux premières par l'intermédiaire d'un inverseur 26, et le troisième directement.

Des diodes de protection 27 sont prévues en sortie des comparateurs.

On comprend que les trois étages de traitement 6, 7, 8 reliés en sortie aux portes sont activés respectivement si F/G est inférieur à 2, compris entre 2 et 20 ou supérieur à 20.

On va maintenant décrire en détail l'étage de traitement 6, réservé aux muscles sains innervés. Le principe de ce traitement consiste à appliquer au muscle des impulsions isochrones de l'ordre de 4 500 Hz, dont l'intensité peut être modulée suivant une sinusoïde redressée ou non et dont la fréquence peut être wobulée suivant une exponentielle entre 1 et 200 Hz.

Cet étage (figure 7), comprend un convertisseur tension-fréquence 28 à sortie sinusoïdale dont l'entrée 29 peut être reliée, par l'intermédiaire d'un commutateur 31, soit à un générateur de signal exponentiel 32, soit à une source de tension constante V_1 . Le convertisseur est alimenté

par l'intermédiaire d'une porte ET 33 dont une entrée est reliée à la sortie de la porte 22 de l'étage de discrimination 5, de sorte que l'étage de traitement 6 ne peut fonctionner que si c'est le type de traitement correspondant qui a été prescrit.

La suite de l'étage peut être reliée par un commutateur 34 soit au convertisseur 28, soit à une source de tension constante V2.

Le point commun du commutateur 34 est relié en parallèle à l'entrée négative d'un amplificateur-inverseur 35 de gain unité et à l'entrée négative d'un amplificateur-sommeur 36. A cette même entrée est également reliée la sortie de l'amplificateur-inverseur 35. Les entrées positives de ces deux amplificateurs sont reliées à la masse par l'intermédiaire de résistances.

Les deux lignes attaquant l'entrée négative de l'amplificateur-sommeur 36 peuvent être mises à la masse grâce à des commutateurs analogiques 37,38 dont l'entrée de commande est reliée à un générateur de signaux rectangulaires 39, le premier directement et l'autre par l'intermédiaire d'un inverseur 41.

Les courbes des figures 8 et 9, représentent les tensions U1 et U2 appliquées à l'entrée des commutateurs 37 et 38 dans l'hypothèse où l'entrée du convertisseur 28 est branchée sur la tension constante V1 et où le commutateur 34 est branché sur la sortie du convertisseur 28.

Il résulte de l'action des commutateurs analogiques 37,38 et de la sommation dans l'amplificateur 36 que les impulsions J recueillies sur la sortie 42 de cet amplificateur sont des impulsions rectangulaires isochrones de signe alterné dont l'intensité est modulée suivant une sinusoïde (figure 10).

On peut supprimer cette modulation en branchant le commutateur 34 sur la tension constante V2. On peut d'autre part wobuler la modulation en branchant le commutateur 31 sur

le générateur de signal exponentiel 32.

On peut également prévoir de réaliser les impulsions J suivant des trains successifs séparés par des temps de repos en utilisant un dispositif du genre de celui décrit
5 dans le brevet français 81 03 718.

La sortie 42 de l'amplificateur-sommateur 36 attaque un filtre actif passe-bas 40 agencé pour mettre la suite des impulsions J sous la forme d'un signal sinusoïdal S1 (Figure 11). Ce signal aboutit d'une part à une borne B1 pour être appliqué au muscle et d'autre part à un redresseur 50 comportant
10 deux bornes de sortie B2, B3 délivrant un signal redressé respectivement à simple alternance S2 (figure 12) et à double alternance S3 (figure 13), pour application au muscle suivant le choix thérapeutique effectué.

On va maintenant décrire, en référence aux figures 14 à 17, le second étage 7 de diagnostic et de traitement
15 applicable aux muscles partiellement dénervés. Cet étage se décompose en une partie "diagnostic" 7a (figure 14), qui permet d'effectuer un test complémentaire, et une partie "traitement" 7b (figure 17).

D'une façon générale, ce mode de traitement consiste
20 à appliquer au muscle, de façon connue, des impulsions triangulaires présentant une certaine pente. La partie "diagnostic" permet de déterminer la valeur optimale de cette pente.

En réalité, les deux parties de l'étage 7 sont étroitement imbriquées et comportent des éléments communs, et
25 c'est seulement pour plus de commodité de représentation et de description qu'elles ont été dissociées.

Une horloge 43, d'une période de 4 secondes, est alimentée par l'intermédiaire d'une porte ET 44 qui reçoit par ailleurs le signal de sortie de la porte 23 de l'étage
30 de discrimination. Les impulsions de cette horloge sont reçues par un compteur binaire 45 possédant des entrées de remise à zéro 46.

Les sorties binaires de ce compteur sont reliées respectivement, par l'intermédiaire d'une série d'inverseurs 47,
35 aux entrées de commande d'interrupteurs 48 dont le circuit

drain-source shunte respectivement des résistances 49 montées en série sur le circuit d'émetteur d'un transistor 51. La base de ce transistor est polarisée à une tension constante grâce à un pont diviseur 52 et son collecteur est relié à la
5 masse par l'intermédiaire d'un condensateur 53.

Une diode D montée entre la base et l'émetteur du transistor préserve la tension base-émetteur de ce dernier.

Le collecteur du transistor est également relié à la masse par l'intermédiaire d'une résistance R2 d'un monostable 54 attaqué par l'horloge 43,
10 et d'une résistance R1.

En parallèle, ce collecteur est relié à l'entrée négative d'un amplificateur-inverseur 55 de gain égal à l'unité par l'intermédiaire d'une résistance 56. Cet amplificateur comporte une boucle de contre-réaction incluant une résistance
15 57 de même valeur.

La valeur de la résistance R1 détermine la valeur de la charge du condensateur qui provoque le court-circuit de ce dernier à travers le monostable 54.

L'amplificateur-inverseur présente une forte impé-
20 dance d'entrée, ce qui assure que le condensateur 53 ne puisse se décharger autrement que par le monostable 54.

On comprend que la variation discrète, dans le temps, de la charge d'émetteur du transistor 51 provoque des variations de la vitesse de charge du condensateur 53, donc la
25 formation d'impulsions triangulaires de pente variable à l'entrée de l'amplificateur-inverseur 55. Grâce au monostable 54, le début de chaque impulsion s'effectue toutes les 4 secondes.

La décharge du condensateur 53, en raison de la résistance R2,
30 n'est pas instantanée mais exponentielle, ce qui présente un avantage thérapeutique en ce qui concerne la sensation perçue par le patient.

La résistance R2 est calculée pour que la descente de l'impulsion dure 1 seconde. Sur les figures 12, 13 et 15, cette durée de descente n'est pas à l'échelle, pour des raisons de place.

La sortie de l'amplificateur-inverseur 55 est reliée à l'entrée négative d'un amplificateur-inverseur 58 à gain variable. Ce gain variable est obtenu par la mise en série dans la boucle de contre-réaction de résistances 59 qui peuvent être court-circuitées sélectivement par des shunts munis d'interrupteurs 61 dont l'entrée de commande est reliée aux sorties binaires d'une mémoire 62 qui contient la valeur G mentionnée plus haut. A cette fin, la mémoire 62 est reliée à l'étage de mémorisation 3a décrite en relation avec la figure 2.

L'ensemble du circuit de l'amplificateur-inverseur 58 est calculé pour que l'amplitude des impulsions triangulaires K qui apparaissent sur sa sortie 63 soit égale à 1,36 G pour des raisons thérapeutiques.

Ces impulsions K (figures 15 et 16) ont un temps d'établissement croissant qui, dans l'exemple décrit, va de 10 à 100 ms.

En fonctionnement, le compteur binaire étant mis à zéro initialement, on applique au muscle la série d'impulsions K et, dans un premier test B1, on note la durée t1 de la première impulsion qui provoque une contraction musculaire, soit par exemple 40 ms (figure 15). Puis, dans un second test B2, on note la durée t2 de la dernière impulsion qui provoque une contraction, soit par exemple 70 ms (figure 16, avec une échelle des temps plus réduite).

L'objet de la partie "traitement" 7b de l'étage 7, qu'on va décrire ci-après, est d'appliquer au muscle des impulsions de durées variables comprises entre t1 et t2 qui sont considérées comme efficaces et qui balayent l'ensemble des fibres musculaires sensibles à l'une quelconque de ces durées.

Le partie 7b (figure 17) comprend un compteur 64 relié à l'horloge 43 et aussi au compteur 45 mentionné plus haut et à un compteur 65 pour les charger simultanément. Le compteur 64 comporte une entrée manuelle M1 qui, sur intervention du thérapeute, bloque le comptage. Ce compteur est

d'autre part relié, par l'intermédiaire d'un compteur 66, et d'un décodeur 67, à un afficheur 68.

De la même façon que le compteur 64, le compteur 65 comporte une entrée manuelle M2 de blocage du comptage.

5 On a représenté, en sortie du compteur 45, l'ensemble de la partie 7a décrite plus haut, qui délivre les impulsions K.

Un comparateur 69 a ses entrées reliées aux sorties des compteurs 45 et 65, et sa sortie reliée à une entrée de
10 commande du compteur 45, cette commande étant telle que, sur son intervention, le compteur 45 soit chargé par le contenu du compteur 64.

Sur la sortie du comparateur 69 est interposée une porte ET 71 qui reçoit par ailleurs un signal T émis par le
15 thérapeute après l'achèvement des tests B1 et B2.

Pendant le test B1, les quatre compteurs, initialement remis à zéro, s'incrémentent à mesure de la croissance de la durée des impulsions K. A la fin de ce test, par intervention manuelle sur l'entrée M1, l'incrémentation du compteur 64 cesse et la valeur t1 qu'il contient est mémorisée
20 et affichée sur l'afficheur 68.

Pendant le test B2, seuls les compteurs 45 et 65 sont incrémentés. A la fin de ce test, par intervention manuelle sur l'entrée M2, l'incrémentation du compteur 65
25 cesse et il mémorise la durée t2.

Le thérapeute applique alors le signal de traitement T et ré-initialise le compteur 45 à la valeur t1.

Par l'incrémentation des compteurs 45 et 66, la partie 7a délivre alors des impulsions K dont la durée va croissant
30 à partir de t1 (figure 18). Quand cette durée atteint t2, le comparateur 69 bascule et provoque la ré-initialisation des compteurs 45 et 66 à t1, de sorte que le cycle recommence (figure 18).

On ne décrira pas en détail l'étage de traitement 8,
35 pour muscles complètement dénervés. Le traitement consiste

alors à appliquer des impulsions de 150 ms avec une intensité réglable et la constitution de l'étage nécessaire à cette fonction relève des connaissances normales du spécialiste.

Il est prévu que ces impulsions présentent une montée et une descente exponentielles.

L'appareil objet de l'invention permet donc, dans une première phase, de diagnostiquer l'état du muscle et, dans une deuxième phase, d'appliquer le traitement optimal correspondant à cet état, sans risque d'erreur, puisque l'étage de traitement convenable est automatiquement sélectionné.

Bien entendu, l'invention ne se limite pas à l'exemple décrit mais couvre toute variante à la portée de l'homme de l'art.

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

1. Appareil électrologique pour le diagnostic et le traitement des atteintes musculaires, comprenant des moyens pour appliquer au muscle, par l'intermédiaire d'électrodes, des impulsions électriques de pente prédéterminée, caracté-
5 risé en ce qu'il comprend:

. des moyens (1) pour appliquer au muscle, dans un premier test, une première suite d'impulsions (I) de fréquence fixe, de durée donnée fixe correspondant à une première valeur de test et d'amplitude croissante;
10

. des moyens (2) de commande manuelle pour faire cesser la croissance de l'amplitude sur l'observation d'une réaction musculaire du patient et des moyens (3) pour mémoriser la valeur (F) actuelle de l'amplitude; et

15 . des moyens analogues (1a) pour appliquer au muscle, dans un second test, des impulsions (Ia) de durée fixe différente correspondant à une seconde valeur de test et des moyens (3a) pour mémoriser la valeur (G) de l'amplitude atteinte dans le second test.

20 2. Appareil conforme à la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens pour appliquer les impulsions dans les deux tests comprennent chacun, en série:

. une horloge (9) délivrant des signaux isochrones;
25 . une bascule monostable (11) d'une durée inférieure à celle des signaux d'horloge;

. un compteur binaire (13);

. un convertisseur numérique-analogique (14) pour définir une amplitude croissante en fonction du contenu du compteur (13); et

30 . un commutateur analogique (15) dont l'entrée de commande est reliée à la sortie du monostable (11) pour délivrer des impulsions d'amplitude croissante dont la durée correspond à celle du monostable.

35 3. Appareil conforme à l'une des revendications 1 ou 2, caractérisé en ce qu'il comprend un étage logique (5) de

discrimination relié aux étages de mémorisation (3,3a) pour émettre un signal fonction des valeurs relatives des valeurs (F,G) contenues dans ces étages.

5 4. Appareil conforme à la revendication 3, caractérisé en ce que l'étage logique de discrimination est relié à un certain nombre de systèmes de diagnostic et de traitement (6,7,8) pour activer sélectivement l'un de ces systèmes en fonction des valeurs relatives des signaux (F,G) appliqués à l'entrée de l'étage logique.

10 5. Appareil conforme à l'une des revendications 1 à 4, caractérisé en ce qu'il comprend un premier système de traitement (6) pour muscle sain pour appliquer au muscle un signal sinusoïdal (S1, S2, S3) à fréquence constante d'amplitude modulée suivant une fréquence prédéterminée.

15 6. Appareil conforme à la revendication 7, caractérisé en ce que le premier système de traitement comprend un étage de surmodulation (28,32) pour émettre un signal périodique définissant l'enveloppe du signal sinusoïdal (S1, S2, S3) d'amplitude modulée.

20 7. Appareil conforme à la revendication 6, caractérisé en ce que l'étage de surmodulation comprend un convertisseur tension/fréquence (28) relié par son entrée à un émetteur (32) de signaux successifs à profil exponentiel.

25 8. Appareil conforme à l'une des revendications 6 ou 7, caractérisé en ce que l'étage de surmodulation (28,32) est relié à un étage de sortie comprenant un amplificateur de sortie (36) dont l'entrée est attaquée en parallèle par deux voies reliées à la sortie (34) de l'étage de surmodulation (28), l'une de ces voies comprenant un inverseur (35),
30 et des interrupteurs (37,38) étant placés sur ces voies pour relier sélectivement l'une ou l'autre des deux voies à l'amplificateur de sortie (36).

35 9. Appareil conforme à la revendication 8, caractérisé en ce que les interrupteurs (37,38) sont reliés par leur entrée de commande à un générateur de signaux rectangulaire

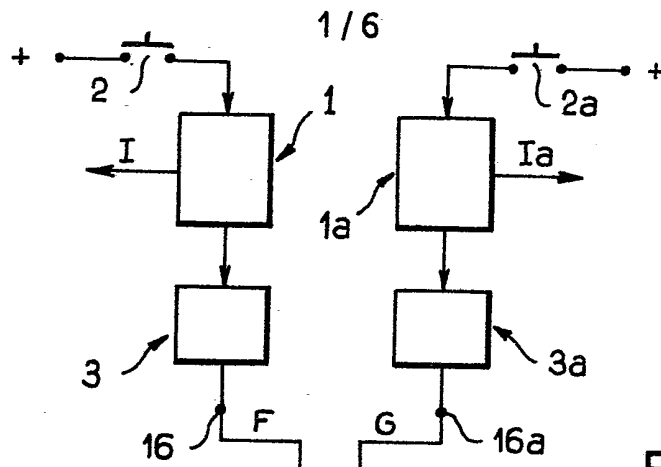
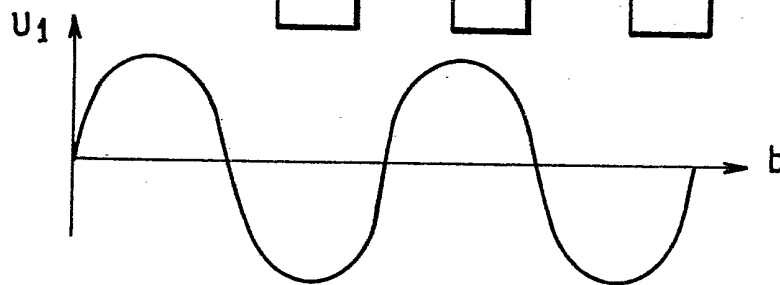
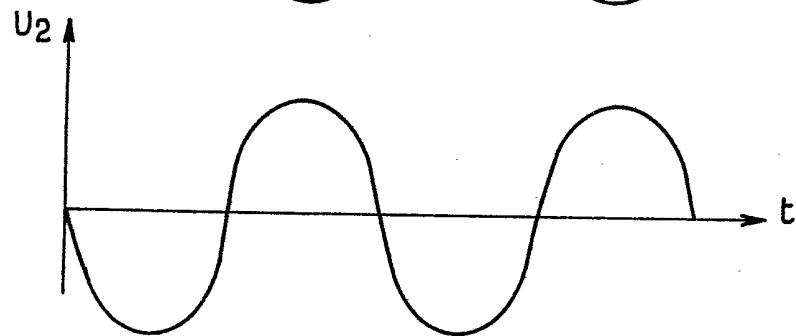
(39), l'une des liaisons comportant un inverseur (41).

10. Appareil conforme à la revendication 9, caractérisé en ce que l'amplificateur de sortie (36) est relié à un filtre actif passe-bas (40) agencé pour transformer la suite d'impulsions (J) émise par l'amplificateur (36) en un signal sinusoïdal (S1).

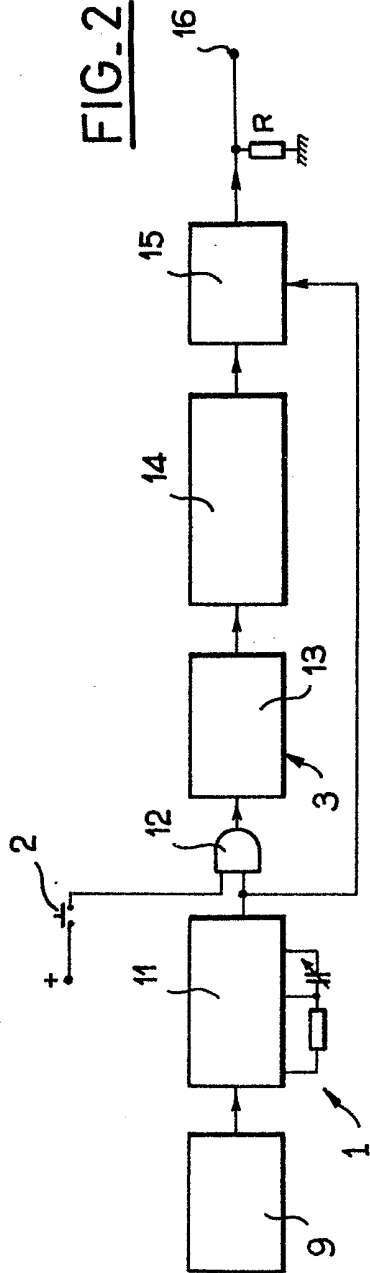
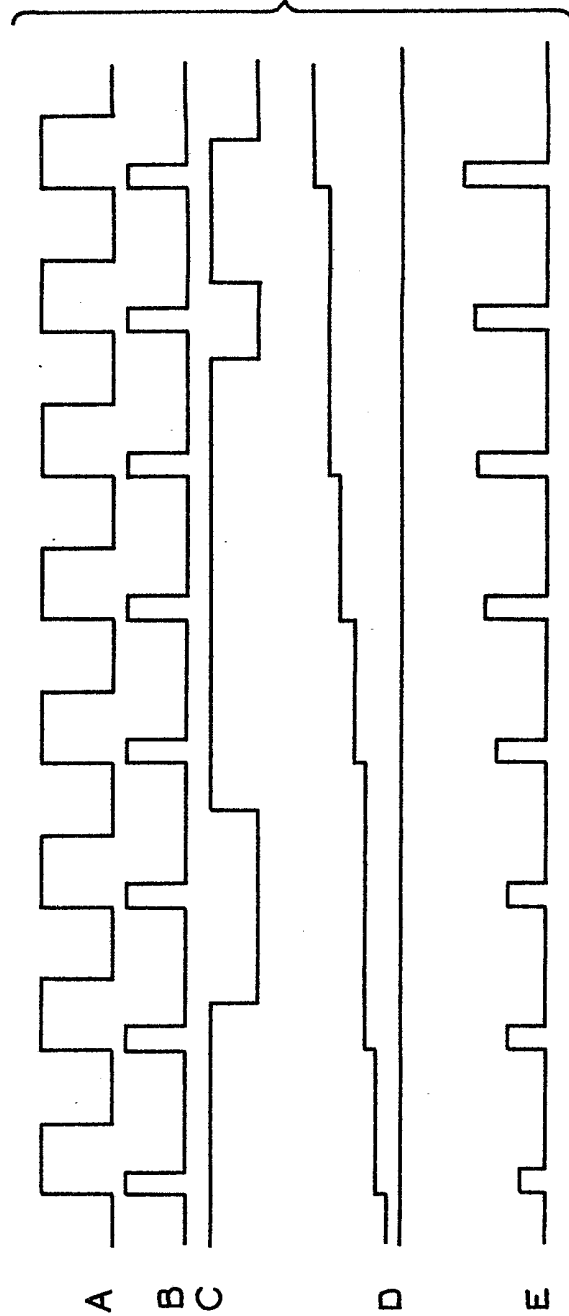
11. Appareil conforme à l'une des revendications 1 à 10, caractérisé en ce qu'il comprend un second système (7) de diagnostic et de traitement pour muscle partiellement dénervé, ce système comprenant des moyens (7a) pour appliquer au muscle une suite d'impulsions triangulaires (K) de pente décroissante et des moyens (64,65) pour mémoriser les pentes respectives de la première et de la dernière de ces impulsions (K) qui provoquent la contraction du muscle.

12. Appareil conforme à la revendication 11, caractérisé en ce que le second système (7) de diagnostic et de traitement comprend des moyens (7a,64,65) pour appliquer au muscle des trains successifs d'impulsions triangulaires (K) dont la pente varie, dans chaque train, entre les pentes précitées de la première et de la dernière impulsion qui provoquent la contraction du muscle.

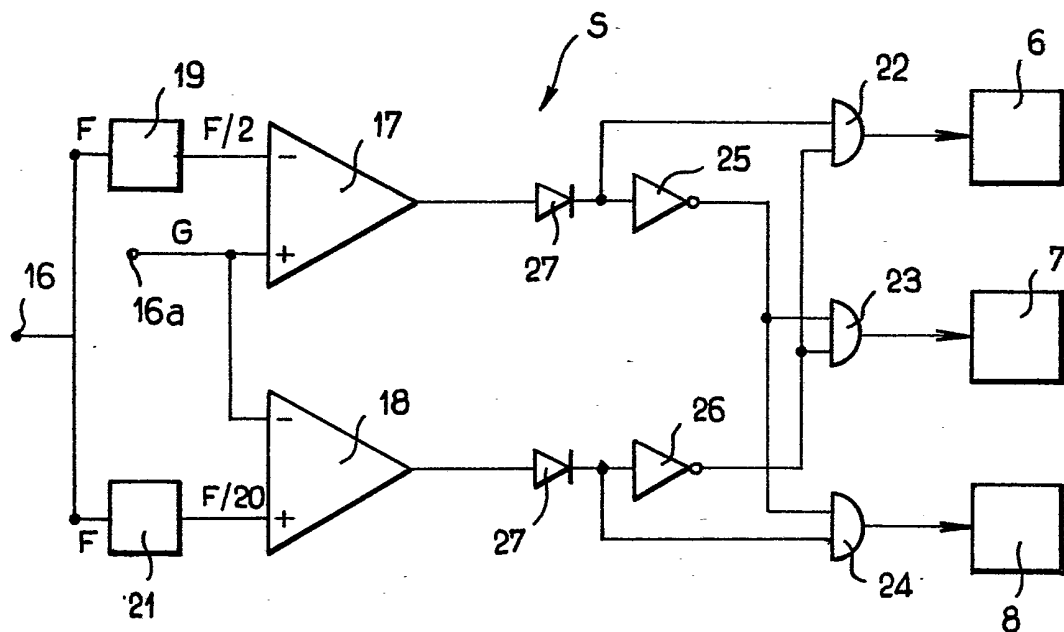
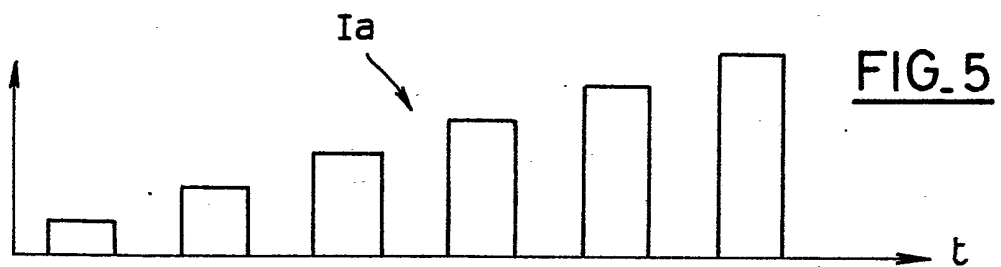
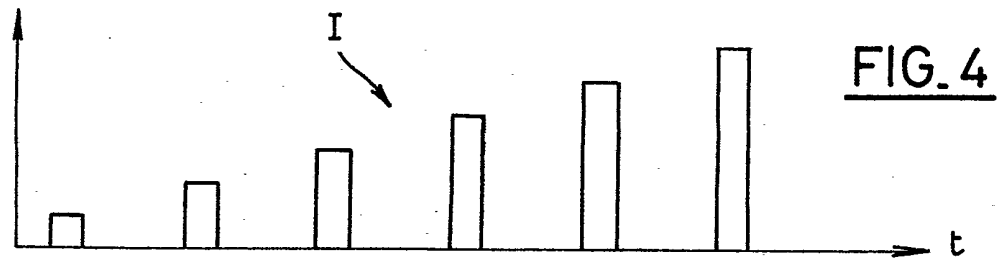
13. Appareil conforme à l'une des revendications 1 à 12, caractérisé en ce qu'il comprend un troisième système de traitement (8) pour muscles totalement dénervés, ce système comprenant un émetteur d'impulsions de fréquence fixe et d'amplitude constante réglable, à montée et à descente exponentielles.

FIG. 1FIG. 8FIG. 9

2/6

FIG. 2FIG. 3

3/6

FIG. 6

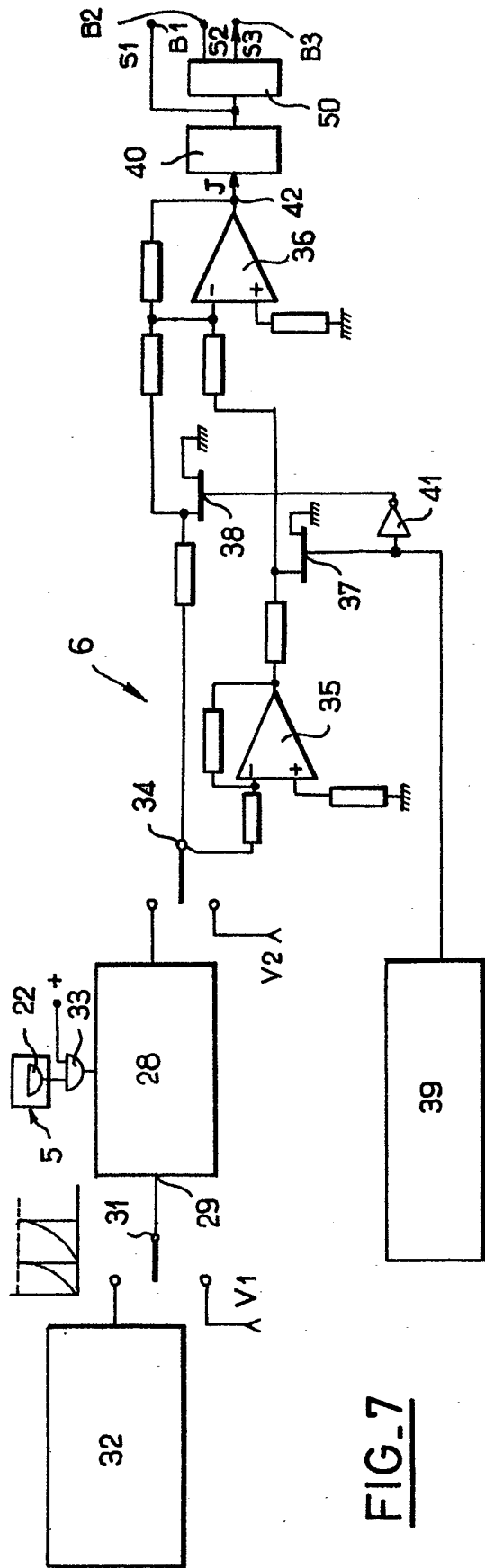
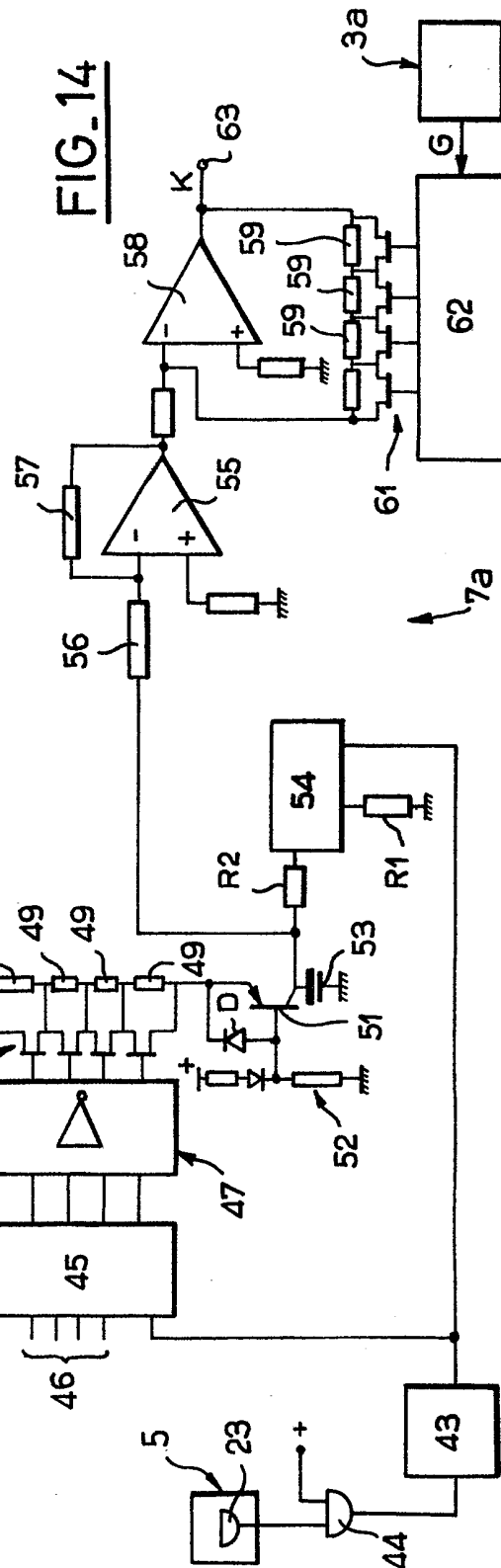
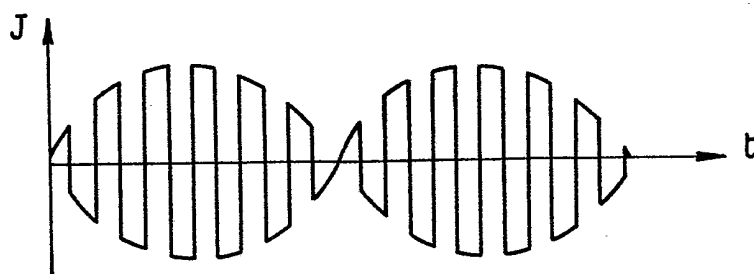
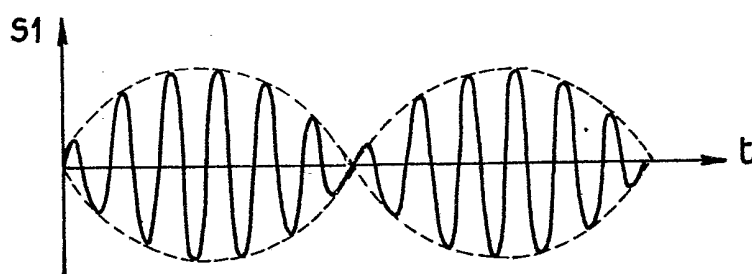
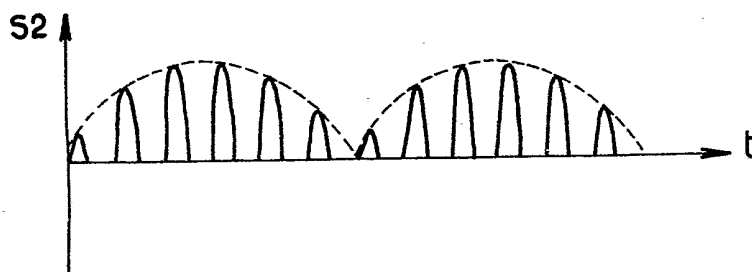
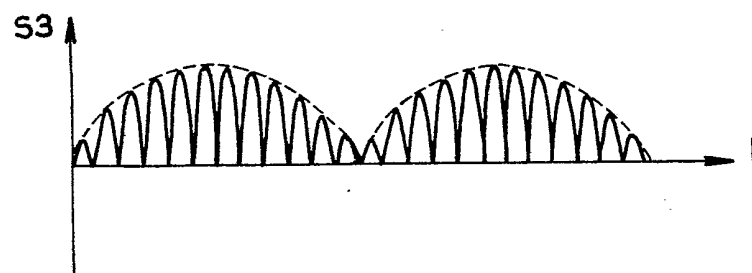


FIG. 14



5/6

FIG. 10FIG. 11FIG. 12FIG. 13

6/6

