RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 474 307**
(A n'utiliser que pour les commandes de reproduction).

A1

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

(21) **N° 79 30352**

(54) **Procédé et dispositif de limitation automatique de la coagulation bipolaire de tissus vivants.**

(51) Classification internationale (Int. Cl.³). **A 61 B 17/39; G 05 F 1/00.**

(22) Date de dépôt ..... 11 décembre 1979.
(33) (32) (31) Priorité revendiquée :

(41) Date de la mise à la disposition du
public de la demande ..... B.O.P.I. — « Listes » n° 31 du 31-7-1981.

(71) Déposant : LAMIDEY Gilles, résidant en France.

(72) Invention de : Gilles Lamidey.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Rinuy, Santarelli,
14, av. de la Grande-Armée, 75017 Paris.

L'invention concerne un procédé et un dispositif de limitation automatique de la coagulation bipolaire de tissus vivants, dans lequel la coagulation est provoquée par une pince électro-chirurgicale bipolaire alimentée par un générateur haute-fréquence.

En micro-chirurgie on utilise des pinces bipolaires permettant de coaguler localement un tissu. Lors de l'utilisation de telles pinces, il se forme sur les mors de la pince une accumulation de coagulum qui finit par carboniser et constituer une couche isolante rendant la coagulation de plus en plus difficile

Les solutions envisagées jusqu'ici pour limiter la formation de coagulum n'ont pas donné satisfaction aux chirurgiens utilisateurs. La présente invention a pour but de permettre une meilleure limitation de la formation de coagulum, et, en conséquence, un nettoyage moins fréquent de la pince au cours d'une intervention.

Lors de l'utilisation d'une pince bipolaire en vue de coaguler un tissu, on cherche à atteindre entre les mors de la pince, et dans une zone la mieux localisée possible, la température de coagulation des albumines des tissus, qui est de l'ordre de 80°C. Hors des régions d'hémorragie, et pour des valeurs faibles de la puissance H.F. disponible, on observe l'apparition d'une tâche blanchâtre caractéristique d'une coagulation sans dessication. Si le temps de passage du courant est trop grand, la température continue de monter et les tissus se dessèchent. Il faut donc faire en sorte que le passage du courant s'arrête avant la dessication. Or, il est difficile à cause des dimensions des mors de mesurer directement la température des tissus de manière à arrêter le passage du courant lorsque la température de coagulation est atteinte.

On a observé que la conductivité γ des tissus augmente avec la température d'une manière similaire à la variation de conductivité d'un électrolyte en fonction de la température. Par ailleurs, lorsque la température d'ébullition de l'eau est atteinte la

viscosité augmente à cause de l'évaporation et malgré l'accroissement de la concentration en électrolyte la conductivité du milieu diminue.

Il est possible d'assimiler, du point de vue conductivité, les tissus vivants à un électrolyte constitué par une solution de chlorure de sodium. On connaît la variation de la conductivité d'une telle solution en fonction de sa température et on peut, par analogie, prévoir que la température de coagulation des albumines, soit 80°C environ, sera atteinte dans les tissus lorsque la valeur de la conductivité sera de l'ordre de deux fois sa valeur initiale (à 25°C environ).

Tant que le milieu est en phase liquide, c'est-à-dire tant que la température est inférieure à la température de coagulation, la mesure de la conductivité des tissus peut être considérée comme équivalente à une mesure de température.

L'invention a donc pour but de déterminer le moment auquel la coagulation doit être arrêtée, c'est-à-dire l'instant auquel la température de coagulation des tissus est atteinte, par une mesure de la conductivité des tissus.

Cependant, il n'est pas non plus possible de mesurer directement cette conductivité, car il serait nécessaire de connaître la géométrie du milieu, qui varie pour chaque coagulation. Mais, ainsi qu'indiqué plus haut, on peut considérer que la température de coagulation est atteinte lorsque la conductivité atteint une valeur double de sa valeur initiale. Il n'est donc pas nécessaire de mesurer directement la conductivité mais uniquement de mesurer sa variation relative. Il est possible d'évaluer cette variation en mesurant la résistance présentée par les tissus entre les électrodes que constituent les deux mors de la pince. En effet, au cours d'une coagulation, la géométrie du milieu peut être considérée comme définie et la résistance ne dépend plus que de la conductivité.

Le procédé selon l'invention consiste donc essentiellement à produire un signal électrique représentatif de la conductivité des tissus disposés entre les mors de la pince, à comparer l'amplitude de ce signal à son amplitude initiale, et à produire un signal commandant l'arrêt du générateur haute-fréquence lorsque le rapport entre l'amplitude du signal et son amplitude initiale est égale à une valeur prédéterminée. En pratique, cette valeur prédéterminée est égale à 2 et la mesure de la conductivité se fait par mesure d'une grandeur représentant la résistance des tissus, soit en mesurant le courant traversant la pince lorsque le générateur est un générateur de tension, soit en mesurant la tension aux bornes de la pince lorsque le générateur est un générateur de courant.

On produit de plus un signal de sécurité qui arrête le générateur lorsque l'amplitude du signal décroit sans avoir atteint le double de sa valeur initiale.

Afin d'éliminer les effets de polarisation des tissus on utilise un courant haute fréquence.

L'invention sera décrite plus en détail au regard des dessins annexés à titre d'exemple nullement limitatif et sur lesquels:

- la figure 1 représente la variation de la conductivité dans les tissus en fonction du temps,
- la figure 2 est une vue schématique d'un dispositif selon l'invention,
- la figure 3 représente un mode de réalisation particulier du circuit 11 de mise en mémoire du dispositif selon la figure 2,
- la figure 4 représente la variation de l'intensité du courant parcourant la pince, en fonction du temps, lorsque le courant se disperse dans les tissus avoisinants,
- la figure 5 représente un mode de réalisation préférentiel du circuit 19 de sécurité du dispositif selon la figure 2, et

- la figure 6 représente un mode de réalisation particulier du circuit de commande 2 du dispositif selon la figure 2.

La figure 1 représente une courbe typique de variation de la conductivité des tissus en fonction du temps. Cette conductivité passe d'une valeur initiale à une valeur maximale avant de devenir pratiquement nulle.

Comme représenté sur la figure 2, un générateur haute-fréquence 1, commandé par un circuit de commande 2, alimente une pince électro-chirurgicale bipolaire 3 par l'intermédiaire d'un transformateur 4. Un circuit 5 de mesure permet de mesurer à tout instant la résistance présentée par les tissus entre les électrodes que constituent les deux mors de la pince, et en conséquence de produire un signal électrique représentatif de la conductivité de ces tissus.

Pour réaliser cette mesure de la résistance, on peut utiliser un générateur haute-fréquence qui soit un générateur de tension ou un générateur d'intensité. Dans le premier cas, l'amplitude de la tension fournie par le générateur étant prédéterminée, la résistance est inversement proportionnelle à l'intensité du courant parcourant la pince et la conductivité des tissus est proportionnelle à cette intensité. Dans le second cas, la conductivité est inversement proportionnelle à la différence de potentiel qui s'établit aux bornes de la pince.

Dans le mode de réalisation préférentiel représenté on a choisi un générateur de tension, ce qui évite toute dérivation et, en conséquence tout risque d'apparition de courant faradique dans le circuit d'utilisation. Dans ce mode de réalisation, la pince 3 est montée en série avec un condensateur 6 et une résistance 7 au secondaire du transformateur 4. Le circuit de mesure 5 est constitué par la résistance 7 aux bornes de laquelle est monté le primaire d'un transformateur 8, de sorte que la tension présente au secondaire du trans-

formateur 8 est proportionnelle à l'intensité du courant parcourant la pince. Cette tension est redressée dans le circuit de mesure 5, par exemple par une diode 9 en série avec le secondaire du transformateur 8 et un potentiomètre de charge P1, un condensateur 10 étant monté en parallèle sur le potentiomètre P1. Un amplificateur opérationnel A1 sert de transformateur d'impédance. Son entrée non-inverseuse est reliée au plot mobile du potentiomètre P1 tandis que son entrée inverseuse est reliée à sa sortie. Le circuit de mesure 5 décrit ci-dessus fournit donc en sortie une tension continue proportionnelle à l'intensité I du courant traversant le patient tout en assurant l'isolement galvanique de celui-ci.

Un circuit 11, relié à la sortie du circuit de mesure 5, est destiné à mettre en mémoire une tension représentative de la valeur initiale I_o de l'intensité du courant traversant les tissus. Ce circuit 11 comporte une entrée sur laquelle l'application d'un signal RAZ de remise à zéro permet de vider la mémoire lorsque la coagulation est terminée.

On utilise le fait que l'intensité initiale s'établit très vite dans les tissus pour en conserver la valeur I_o.

La figure 3 représente plus en détail un mode de réalisation possible d'un circuit 11 de mise en mémoire. Celui-ci est constitué essentiellement par un condensateur 12 relié d'une part à la masse et d'autre part, à la sortie d'un amplificateur opérationnel A_2 par l'intermédiaire d'une diode 13. L'entrée non-inverseuse de l'amplificateur A2 est reliée par une résistance 14 en série avec un condensateur de couplage 15 à la sortie du circuit de mesure 5. L'entrée inverseuse de l'amplificateur A2 est reliée au point de liaison entre la diode 13 et le condensateur 12. Ce point est également relié à l'entrée non-inverseuse d'un amplificateur opérationnel A3 qui sert de transformateur d'impédance, son entrée inverseuse étant reliée à sa sortie. Cette dernière

forme la sortie du circuit 11 de mise en mémoire et on obtient à cette sortie un signal représentatif de l'intensité I_o initiale. L'application d'un signal RAZ sur la base d'un transistor T1 dont l'émetteur est relié à la masse et le collecteur à l'entrée non-inverseuse de l'amplificateur A3, permet de décharger le condensateur 12, qui sert de mémoire, lorsque la coagulation est terminée.

Comme indiqué précédemment on considère que la température de coagulation des albumines est atteinte lorsque la valeur de la conductivité est de l'ordre de deux fois sa valeur initiale, et que la coagulation doit donc être arrêtée. En conséquence, lorsque la mesure I de l'intensité atteint la valeur $2I_o$ le dispositif doit produire un signal de commande arrêtant le générateur haute-fréquence 1 qui alimente la pince 3.

En se reportant à la figure 2 on voit que le signal I produit par le circuit de mesure 5 est appliqué tout d'abord à un circuit 16 diviseur de tension de manière à être divisé par un facteur k, les signaux I_o et I/k étant respectivement appliqués par l'intermédiaire de résistances 17 et 18 aux entrées d'un amplificateur opérationnel A4. Celui-ci sert de comparateur et bascule lorsque $I/k = I_o$. Si l'on choisit k = 2, on obtient donc en sortie de l'amplificateur A4 un signal T.A., qui indique que la température de coagulation est atteinte, lorsque $I = 2I_o$. Dans le mode de réalisation représenté sur la figure 2, le diviseur de tension 16 est constitué par un potentiomètre P2 monté entre la sortie du circuit 5 et la masse et dont le plot mobile constitue la sortie du diviseur de tension 16.

La sortie de l'amplificateur A4 est reliée à une entrée du circuit 2 de commande du générateur 1 de manière à arrêter celui-ci lors de l'apparition du signal T.A., sous la forme d'un front positif.

Le dispositif décrit ci-dessus fonctionne correctement tant que le courant ne traverse que les

tissus compris entre les mors de la pince. Ceci est effectivement réalisé lorsque les parties non utiles des pinces sont isolantes ou lors de coagulations superficielles. Par contre, dans le cas de coagulation profonde avec des pinces à mors non revêtues d'isolant, le courant haute-fréquence est généralement dispersé dans les tissus avoisinants. La densité du courant y est trop faible pour provoquer une coagulation mais ces tissus ont pour effet de shunter la résistance "utile" des tissus situés entre les mors de la pince par une résistance fixe, ou à évolution lente.

Dans ce cas l'évolution de l'intensité parcourant la pince a l'allure représentée sur la figure 4. Il ressort de cette figure que l'intensité n'atteint jamais la valeur $2I_o$, de sorte qu'avec le dispositif précédemment décrit aucun signal n'indique la fin de la coagulation.

Afin de remédier à cette situation, le dispositif est muni d'un dispositif de sécurité qui produit un signal commandant l'arrêt du générateur 1 dès que l'intensité commence à décroître.

Sur la figure 2, ce dispositif de sécurité est représenté schématiquement par le circuit 19 dont l'entrée est reliée à la sortie du circuit de mesure 5 et dont la sortie, produisant un signal de sécurité B, est reliée à une entrée du circuit de commande 2 du générateur. Ce circuit 19 comporte de plus une entrée de remise à zéro.

La figure 5 représente plus en détail un mode de réalisation préférentiel du circuit 19 de sécurité. Un amplificateur A5 est destiné à détecter le maximum pris par l'intensité I. Pour cela, son entrée non-inverseuse est reliée par l'intermédiaire d'une diode 20 à la sortie du circuit de mesure 5, un condensateur 21 étant connecté entre cette entrée non-inverseuse et la masse. L'entrée inverseuse de l'amplificateur A5 est reliée à sa sortie. L'entrée non-inverseuse d'un ampli-

ficateur opérationnel A6 est reliée par l'intermédiaire d'une résistance 22 à la sortie de l'amplificateur A5, tandis que l'entrée inverseuse de A6 est reliée à la sortie du circuit 5 par une diode 23 en série avec une résistance 24. On obtient ainsi en sortie de l'amplificateur opérationnel A6 un front positif B dès que l'intensité devient inférieure à sa valeur maximale. Comme indiqué précédemment, ce signal de sortie B est utilisé pour commander l'arrêt de la coagulation. Un transistor T2 dont l'émetteur est à la masse et le collecteur relié à l'entrée non-inverseuse de l'amplificateur A5, et dont la base reçoit un signal RAZ, permet de remettre à zéro le circuit 19 après chaque opération de coagulation.

La figure 6 représente un mode de réalisation préférentiel du circuit de commande 2 du générateur qui comporte essentiellement un bistable 25 du type RS, constitué dans le mode de réalisation représenté , de manière connue, par deux portes NON-ET, 26 et 27 fonctionnant en logique négative. La borne S du bistable 25 est reliée par un condensateur 28 aux entrées P et M du circuit de commande correspondant respectivement à la commande par pédale et à la commande manuelle.

Lorsque la pédale ou la commande manuelle sont actionnées, la tension appliquée aux entrées P ou M passe d'un niveau haut à un niveau bas. Le condensateur 28 transmet donc à l'entrée S un front négatif, ce qui fait basculer la sortie du bistable 25 ou niveau logique 1 (correspondant à un niveau bas). Des résistances 29 et 30 de polarisation relient respectivement l'entrée S à la tension V d'alimentation et à la masse. De même des résistances 31 et 32 relient l'entrée R respectivement à la tension V et à la masse. Par ailleurs, la borne R du bistable est reliée à l'anode d'une diode 33 dont la cathode est reliée à la sortie d'un inverseur 34 dont l'entrée est reliée aux entrées P et M, ainsi qu'à la tension d'alimentation par une résistance de polarisation 35. Lorsque la tension d'entrée passe d'un niveau haut

à un niveau bas, l'inverseur 34 transforme ce front négatif en un front positif, mais celui-ci n'est pas transmis à l'entrée R du bistable 25 à cause de la présence de la diode 33. Par contre, lorsque la pédale ou la commande manuelle sont relâchées, le front positif produit est transformé par l'inverseur 34 en un front négatif qui est transmis à la borne R du bistable par la diode 33, ce qui fait passer la sortie du bistable 25 du niveau logique 1 au niveau logique 0, commandant ainsi l'arrêt du générateur.

Par ailleurs, les sorties du comparateur A4 et du circuit de sécurité 19 sont respectivement reliées à des diodes 36 et 37 dont les cathodes sont reliées entre elles. Une résistance 38, sur laquelle un condensateur 39 est monté en parallèle, est connectée entre le point commundes diodes 36 et 37 et l'entrée d'un inverseur 40 dont la sortie est reliée par un condensateur 41 à la borne R du bistable 25. Une diode Zener 42 et une résistance 43 de polarisation, sont disposées en parallèle entre l'entrée de l'inverseur 40 et la masse. Comme indiqué ci-dessus les sorties du comparateur A4 et du circuit de sécurité 19 produisent respectivement des signaux T.A. et B présentant un front positif lorsque le générateur doit être arrêté soit parce que la température de coagulation est atteinte soit parce que l'intensité du courant commence à décroître. Tout front positif est transmis à l'inverseur 40 qui le transforme en front négatif appliqué à l'entrée R du bistable, faisant basculer la sortie du bistable 25 du niveau logique 1 au niveau logique 0.

Il est bien évident que la figure 6 n'est qu'un exemple d'un circuit de commande pouvant être utilisé.

En fait, on peut utiliser tout circuit présentant en sortie un signal de sortie ayant un niveau logique 0 tant que ni la pédale ni la commande manuelle ne sont actionnés, basculant à un niveau logique 1 lors

de l'actionnement d'un de ces éléments, et repassant au niveau logique 0 lorsqu'il reçoit un signal T.A. indiquant que la température de coagulation est atteinte ou un signal B fourni par le circuit de sécurité 19, ou lorsque la pédale et la commande manuelle cessent d'être actionnées.

Les entrées P et M du circuit de commande sont reliées à une sortie RAZ qui applique un signal de remise à zéro au circuit 11 de mise en mémoire de la valeur I_o et au circuit 19 de sécurité de manière à les remettre à zéro au début de chaque nouvelle utilisation de la pince.

Il va de soi que la présente invention n'a été décrite qu'à titre purement explicatif et nullement limitatif et que toutes modifications utiles dans le domaine des équivalents pourront lui être apportées sans sortir de son cadre. C'est ainsi en particulier que bien que les figures représentent un mode de réalisation d'un dispositif utilisant des amplificateurs opérationnels travaillant en analogique , l'invention n'est en aucune manière limitée à un tel mode de réalisation et il serait possible d'utiliser des transistors ou d'utiliser une méthode numérique.

Bien entendu l'invention n'est pas non plus limitée à l'utilisation de pinces bipolaires et peut être appliquée à tout type d'électrodes biactives.

REVENDICATIONS

1. Procédé de commande d'un générateur haute-fréquence alimentant une pince électro-chirurgicale bipolaire, caractérisé en ce qu'il consiste à produire un signal électrique représentatif de la conductivité des tissus disposés entre les mors de la pince, à comparer l'amplitude de ce signal à son amplitude initiale, et à produire un signal commandant l'arrêt du générateur lorsque le rapport de l'amplitude du signal à son amplitude initiale est égale à une valeur prédéterminée.

2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que ladite valeur prédéterminée est égale à 2.

3. Procédé selon l'une des revendications 1 à 2, caractérisé en ce que le signal représentatif de la conductivité est obtenu par mesure en haute fréquence de la résistance des tissus disposés entre les mors de la pince.

4. Procédé selon la revendication 3, caractérisé en ce que, le générateur étant un générateur de tension, le signal représentatif de la conductivité est obtenu par mesure du courant parcourant la pince.

5. Procédé selon la revendication 3, caractérisé en ce que le générateur étant un générateur de courant, le signal représentatif de la conductivité est obtenu par mesure de la tension aux bornes de la pince.

6. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, caractérisé en ce qu'un signal de sécurité est produit lorsque l'amplitude du signal représentatif de la conductivité décroît, ledit signal de sécurité commandant l'arrêt du générateur.

7. Dispositif pour la mise en oeuvre du procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, comportant un générateur haute-fréquence alimentant la pince bipolaire, dispositif caractérisé en ce qu'il comporte un circuit (5) de mesure d'une grandeur (I) représentative de la résistance des tissus disposés entre les mors de la pince,

un circuit (11) de mise en mémoire de la valeur initiale (I_o) de ladite grandeur, un circuit (A4) de comparaison de ladite grandeur et de sa valeur initiale produisant un signal (T.A.) lorsque le rapport (I/I_o) entre la grandeur et sa valeur initiale atteint une valeur prédéterminée (k), ledit signal (T.A.) étant appliqué au circuit de commande (2) du générateur (1) de manière à arrêter celui-ci.

8. Dispositif selon la revendication 7, caractérisé en ce qui comporte un circuit (19) de sécurité dont l'entrée est reliée à la sortie du circuit (5) de mesure et dont la sortie produit un signal de sécurité (B) lorsque la grandeur (I) a atteint un maximum, ledit signal de sécurité étant appliqué au circuit de commande (2) du générateur (1) de manière à arrêter celui-ci.

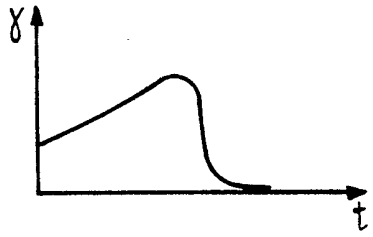

FIG.1

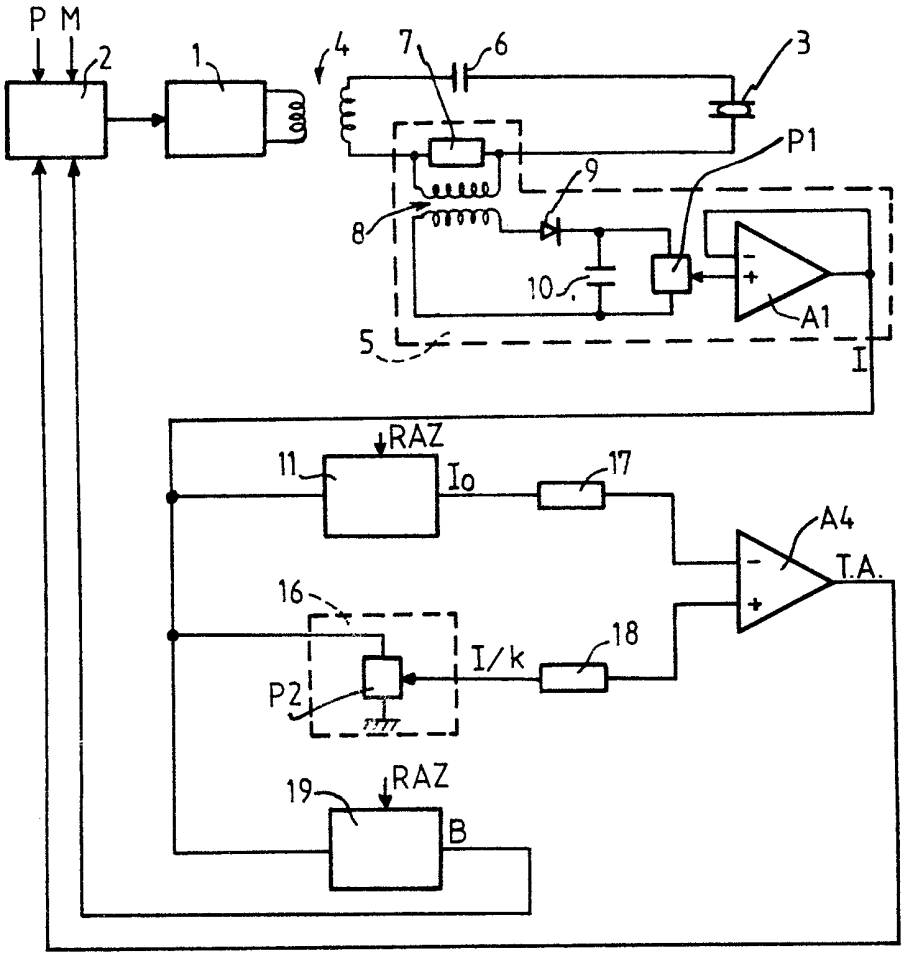

FIG.2

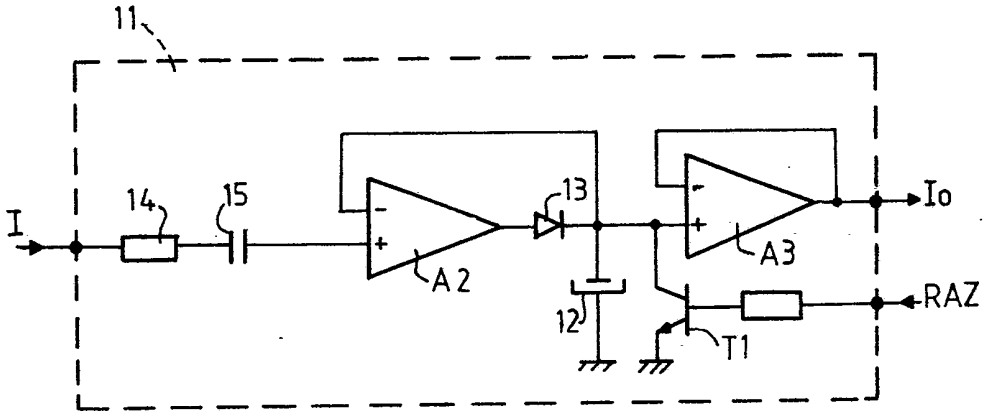

FIG.3

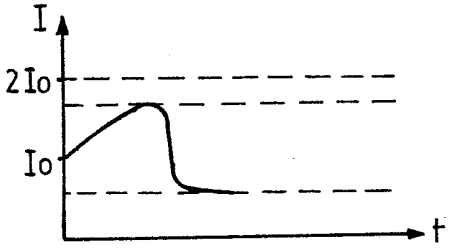

FIG.4

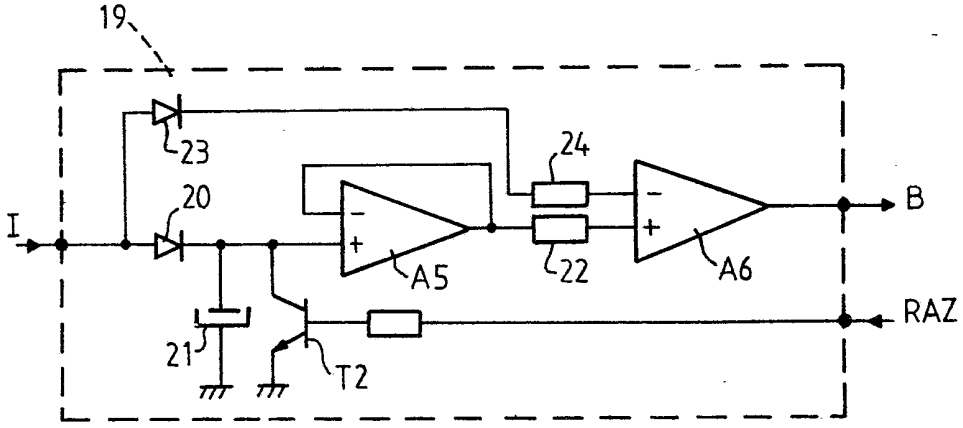

FIG.5

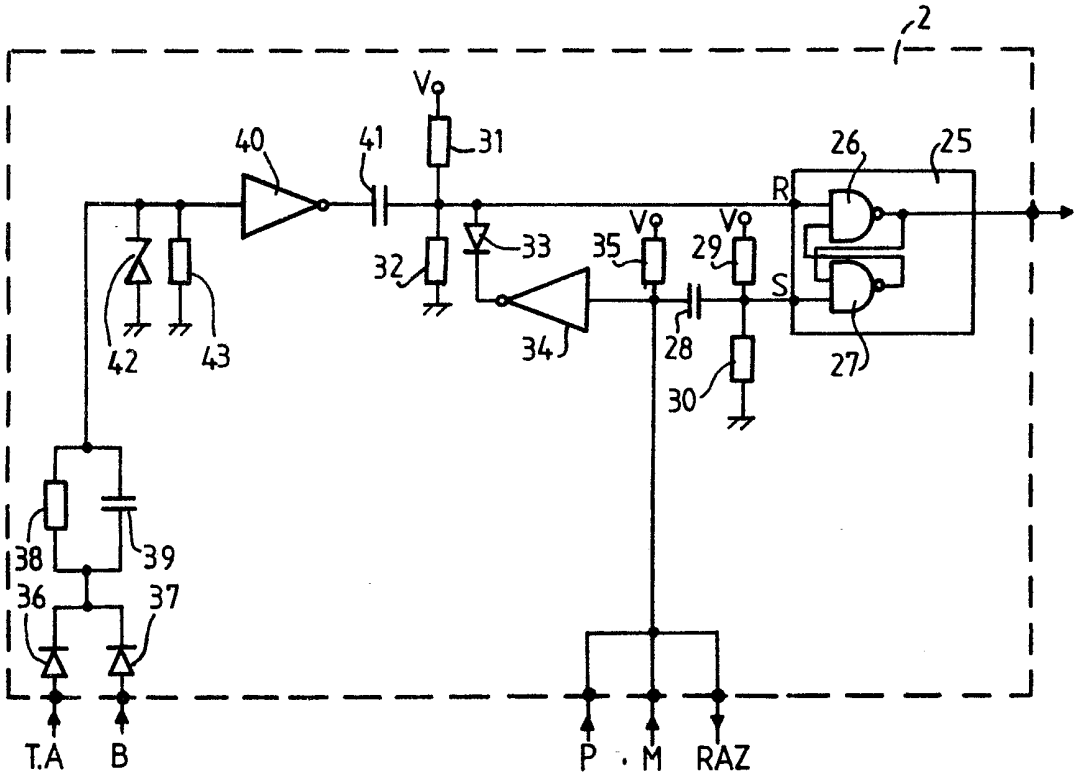
2
Vo
40
41
31
26
25
R
33
35
Vo
29
Vo
32
S
42
43
34
28
27
30
38
39
36
37
T.A
B
P
M
RAZ

FIG. 6