

A1

**DEMANDE  
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

**N° 80 02752**

(54)

Dispositif de traitement hyperthermique par champ radio-fréquence.

(51)

Classification internationale. (Int. Cl 3) A 61 N 1/40.

(22)

Date de dépôt ..... 8 février 1980.

(33) (32) (31)

Priorité revendiquée :

(41)

Date de la mise à la disposition du  
public de la demande .....

B.O.P.I. — «Listes» n. 33 du 14-8-1981.

(71)

Déposant : SOCIETE ANONYME DE TELECOMMUNICATIONS (dite : S.A.T.), résidant en  
France.

(72)

Invention de : Yves Antonin Chable, Serge Lacroix et Philippe Maurice Rault.

(73)

Titulaire : *Idem* (71)

(74)

Mandataire : Bernadette Philippeau, service propriété industrielle, société anonyme de télé-  
communications, 41, rue Cantagrel, 75624 Paris Cedex 13.

1  
Le dispositif objet de la présente invention fait partie du matériel à utilisation thérapeutique.

La présente invention a pour objet un dispositif de traitement médical de certaines maladies humaines, tel que les  
5 cancers.

Plus particulièrement, il s'agit d'un dispositif de traitement local ou loco-régional des cancers, en particulier des cancers profonds localisés, traitement réalisé par une sur-  
chauffe de la masse tumorale, obtenue sans affecter les tissus  
10 sains environnants.

Ce traitement hyperthermique est obtenu, de façon connue, par l'action d'un générateur de puissance à fréquence radio, par exemple à 13,56 MHz, laquelle puissance est appliquée au  
moyen d'applicateurs ou électrodes à la zone à traiter du  
15 corps du patient, tandis que la température de ladite zone est contrôlée. Cette zone comprend la masse tumorale dont on cherche à élever la température au maximum, pour obtenir la nécrose de ladite masse, et les tissus sains environnants dont la température ne doit pas dépasser 43°C.

20 Les différentes températures obtenues en différents points de la zone traitées sont le résultat de trois paramètres : la puissance électrique appliquée, la nature des tissus et l'irrigation sanguine desdits tissus. L'action de ces trois paramètres permet d'atteindre un équilibre dynamique régi par  
25 des lois simples :

- les points les plus chauffés sont aussi les plus refroidis si l'irrigation par le sang est suffisante,
- les tissus sains sont bien chauffés et leur température est régulée, au-dessous de la température létale, par le débit  
30 sanguin,
- les os et les tissus adipeux reçoivent peu de puissance, mais cependant ils risquent d'être surchauffés car ils sont mal irrigués dans leur masse,
- les tumeurs cancéreuses reçoivent beaucoup de puissance car  
35 elles sont bien hydratées, et, étant mal irriguées elles sont rapidement surchauffées, les points les plus chauds étant situés au centre des tumeurs.

Des dispositifs pour la mise en oeuvre d'un tel traitement par hyperthermie sont déjà connus, en particulier, par  
40 l'article "Tumor Eradication in the Rabbit by Radiofrequency

Heating" publié par J.A. Dickson<sup>2</sup> S.A. Shab, D. Waggott and W.B. Whalley dans la revue Cancer Research vol 37 july 1977 p. 2162-2169. Toutefois le dispositif décrit dans cet article n'est pas adapté pour les traitements humains, en particulier 5 parce qu'il utilise pour appliquer la tension électrique de traitement au corps du patient des applicateurs rigides qui risquent de meurtrir le patient, s'ils sont appliqués avec une forte pression, ou de provoquer des brûlures, s'ils ne sont pas parfaitement appliqués sur la peau du patient.

10 Fait également partie de l'art antérieur, un dispositif de traitement hyperthermique connu sous la marque déposée "Magné-trode". Ce dispositif manufacturé et distribué par HYPERTHERMIA Division of Henry Electronics, Inc utilise de préférence le champ magnétique créé par un solénoïde ou un tore entourant 15 la zone à traiter ou placé au voisinage de la surface à traiter.

Tous ces dispositifs connus, de même que le dispositif selon l'invention, utilisent un générateur de radiofréquences à 13,56 MHz, toutefois le dispositif selon l'invention se dis- 20 tingue des dispositifs connus essentiellement par la nature de ses applicateurs, par le système particulier de mesure des températures dans la zone soumise au traitement et par la façon particulière dont est réalisé l'accord du générateur de puissance en fonction de l'impédance de charge effectivement 25 mise en oeuvre.

Pour cela, le dispositif selon l'invention, qui se compose d'un générateur de puissance à fréquence radio, d'au moins deux applicateurs de cette puissance au corps du patient, d'un ensemble de mesures de températures en plusieurs points de la 30 zone traitée, est caractérisé en ce que les applicateurs sont réalisés avec des matériaux souples et déformables, qu'ils absorbent l'humidité, qu'ils sont conducteurs électriques, reliés électriquement aux sorties de puissance dudit générateur et en bon contact électrique avec la peau du patient.

35 A titre d'exemple non limitatif, lesdits applicateurs se composent essentiellement d'un tissu conducteur électrique souple dont l'une des faces, ou surface efficace, imprégnée d'un gel conducteur électrique, est en contact direct avec la peau du patient dont l'autre face est en contact avec la pre- 40 mière face d'un tricot métallique conducteur sur l'autre face

duquel, d'une part sont soudés<sup>3</sup>individuellement, et selon une répartition a peu près uniforme, chaque brin d'un conducteur multibrins souple gainé d'un plastique isolant dans sa partie <sup>non</sup> en contact avec ledit tricot, et, d'autre part, est  
 5 appliquée une plaque de mousse élastique de densité moyenne recouverte elle-même d'une couche protectrice souple sur laquelle sont appliquées, en partie, une ou plusieurs bandes élastiques adhésives dont les autres parties adhèrent à la peau du patient.

10 Selon une variante de réalisation de la présente invention, ladite plaque de mousse élastique peut être remplacée par un ballonnet gonflable. Dans ce cas ledit ballonnet gonflable qui assure la pression nécessaire à l'application du tissu conducteur souple sur la peau du patient, est lui-même  
 15 entouré de compresses absorbantes destinées à absorber l'humidité.

Toujours selon la présente invention lesdits applicateurs ont une surface efficace, qui est celle du tissu conducteur souple, adaptée à la zone à traiter, le tricot métallique  
 20 conducteur souple de surface plus réduite est centré sur ledit tissu conducteur souple et la plaque de mousse, de surface au moins identique au tissu conducteur souple, recouvre l'ensemble du tissu conducteur et du tricot métallique conducteur.

Le dispositif de traitement thérapeutique par hyperthermie selon l'invention qui comporte, entre autres choses, un  
 25 ensemble de mesures de températures en plusieurs points de la zone traitée comprenant essentiellement n thermocouples placés chacun à l'intérieur d'une aiguille hypodermique est également caractérisé en ce que sur chacun des deux fils de chaque thermocouple est inséré un filtre passe-bas ou coupe bande  
 30 le plus près possible de la sortie dudit thermocouple du corps du patient, que la sortie de chacun de ces filtres est reliée à l'entrée d'un dispositif de commutation et de comparaison des températures et en ce que la sortie de ce dispositif de  
 35 comparaison et de commutation est reliée à travers un filtre passe-bas à l'entrée d'un enregistreur essentiellement à vibreur et amplificateur alternatif.

Toujours selon la présente invention, le dispositif de commutation et de comparaison des températures comprend essentiellement un commutateur et une plaquette de 2 (n + 1) points  
 40

de raccordements isothermes,<sup>4</sup> chaque point de raccordement étant relié, d'une part, respectivement à l'un des 2 fils des n thermocouples ou à l'un des 2 fils d'un thermocouple de référence et, d'autre part, pour les 2 n + 1 premiers points de 5 raccordement aux bornes d'entrée du commutateur rotatif et pour le point de raccordement 2 n + 2 directement à la deuxième borne de sortie du dispositif de commutation et de comparaison dont la première borne de sortie est reliée à la borne de sortie du commutateur.

10 Toujours selon l'invention, ledit thermocouple de référence est un thermocouple de même nature que les thermocouples de mesure et il est placé en permanence dans un bain thermostatique composé d'un mélange d'eau distillée et de glace pure pilée dont la température est contrôlée par un ou plusieurs 15 thermomètres de précision.

Le dispositif selon l'invention est encore caractérisé en ce qu'il comporte à proximité immédiate des applicateurs, un circuit d'accord permettant d'adapter la puissance directe émise par ledit générateur en fonction de la disposition des 20 applicateurs de puissance de façon à obtenir une puissance réfléchie pratiquement nulle.

Toujours selon l'invention, ledit dispositif comporte au moins deux applicateurs dont l'un est relié à un potentiel alternatif et l'autre à un potentiel nul, ou les deux à un 25 potentiel alternatif.

Dans une variante du dispositif selon l'invention comportant trois applicateurs, l'un est relié à un potentiel alternatif et les deux autres à un potentiel nul, ou vice-versa.

Dans une autre variante du dispositif selon l'invention, 30 les applicateurs reliés à un potentiel alternatif comporteront avantageusement une zone centrale conductrice reliée audit potentiel alternatif, une zone isolante entourant ladite zone centrale et une zone externe conductrice reliée ou non à un potentiel et entourant ladite zone isolante.

35 Selon une autre variante de la présente invention le générateur de puissance comporte p tubes de puissance alimentant p sorties déphasées de  $\frac{2\pi}{p}$  reliées à, au moins, 2 p applicateurs de puissance.

Selon cette dernière variante, lesdits 2 p applicateurs 40 seront avantageusement placés sur le corps du patient de telle

sorte que les p champs électriques<sup>5</sup> ainsi créés contiennent tous la zone à traiter.

Dans tous les cas de réalisation de la présente invention il est prévu que la tension distribuée sur les applicateurs ne comporte pas de composante continue et ce, grâce à une double sécurité. A titre d'exemple, deux condensateurs l'un de 100 pF et l'autre de 220 pF sont mis en série sur le circuit de sortie du générateur de puissance.

Le principal avantage du dispositif thérapeutique selon 10 l'invention réside dans la nature souple de ses applicateurs par ailleurs parfaitement conducteurs électriques ce qui permet un contact électrique direct avec la peau du patient et évite ainsi tout risque de brûlure dudit patient.

Un autre avantage du dispositif thérapeutique selon l'in- 15 vention réside dans la possibilité de choisir le nombre, la forme et les dimensions des applicateurs en fonction de chaque cas à traiter.

Un autre avantage du dispositif thérapeutique selon l'in- vention réside dans la grande précision du dispositif de me- 20 sure des températures en différents points de la zone traitée et ceci en cours de traitement, ledit dispositif de mesure des températures étant rendu selon l'invention insensible au champ des ondes radiofréquences émises par le générateur de puissance et par tout le circuit électrique qui lui est connec- 25 té.

Un autre avantage du dispositif thérapeutique selon l'in- vention réside dans la possibilité d'accord réglable de l'im- pédance de charge du générateur de puissance ; de cet accord réglable résulte une meilleure utilisation de la puissance 30 émise et une réduction du champ parasite créé.

D'autres caractéristiques et d'autres avantages du dis- positif thérapeutique selon l'invention apparaîtront au cours de la description qui suit pour la compréhension de laquelle on se reportera aux figures données en annexe.

35 La figure 1 est une vue d'ensemble schématisée du dispositif thérapeutique selon l'invention.

La figure 2 représente la vue en coupe d'un des applicateurs selon l'invention.

La figure 3 représente un exemple de réalisation du fil- 40 tre placé sur chaque fil de thermocouple près du corps du pa-

tient.

La figure 4 représente schématiquement le dispositif de commutation et de comparaison des températures.

La figure 5 représente le schéma électrique du dispositif d'accord.

La figure 6 représente un exemple de positionnement de trois applicateurs.

La figure 7-a et la figure 7-b représentent un exemple de forme de deux applicateurs.

10 La figure 8 représente un exemple d'utilisation d'un dispositif selon l'invention utilisant un générateur à trois sorties déphasées.

La figure 9 représente le schéma électrique du filtre utilisé à l'entrée de l'enregistreur de température.

15 L'ensemble du dispositif selon l'invention représenté sur la figure 1 comporte essentiellement un régulateur de tension 1, un générateur de puissance 2 et son tableau de commande 3, une ligne de sortie de puissance 4 qui se termine en 5 et 6 par les deux fils d'alimentation des applicateurs  
20 souples 7 et 8.

Fait également partie du dispositif selon l'invention la chaîne de mesure des températures qui se compose essentiellement de  $n$  thermocouples, tel que 10, et de  $n$  filtres tel que 11, tous reliés à un commutateur de thermocouples 12 comportant  $n + 1$  paires de bornes d'entrée dont la  $(n + 1)$ ème paire  
25 est reliée à un thermocouple 14 dit de référence plongé dans un bain de référence 15. La paire de borne de sortie 16 dudit commutateur de thermocouple 12 est reliée à l'entrée d'un filtre 17 dont la sortie est reliée à l'entrée d'un dispositif  
30 enregistreur 18.

Ne font pas réellement partie du dispositif selon l'invention, mais sont nécessaires à sa bonne mise en oeuvre un bain thermostatique 20 et une charge étalon 21, par exemple de  $50 \Omega$ . Avant la mise en oeuvre du dispositif thérapeutique  
35 selon l'invention, le bain thermostatique 20 sert à étalonner les thermocouples tels que 10, et la charge étalon 21 sert à prérégler le générateur de puissance 2 et à vérifier son bon fonctionnement.

La figure 2 représente une vue en coupe transversale des  
40 applicateurs selon l'invention. Sur cette figure sont repré-

sentés, en 30, un tissu souple<sup>7</sup> conducteur, en 31, un tricot métallique conducteur sur lequel sont soudés individuellement, tel qu'en 32, les différents brins d'un conducteur souple 33 isolé, dans sa partie extérieure à l'applicateur proprement dit, par un revêtement plastique 34.

L'ensemble ainsi formé est recouvert par une plaque de mousse élastique moyenne densité 35, elle-même recouverte d'un revêtement souple 36, posé sur la face supérieure de ladite plaque 35.

10 Ce revêtement 36 lisse à sa partie supérieure permet la fixation aisée dudit applicateur sur le corps du patient au moyen d'adhésif médical du type "Albuplast".

A titre d'exemple non limitatif, le tissu conducteur souple est un tissu utilisé habituellement pour la confection des  
15 vêtements des escrimeurs de compétition. Ce tissu est alors découpé à la forme exacte que l'on désire pour l'applicateur. Il est ensuite enduit avec un gel conducteur du type de celui utilisé lors de l'établissement d'électrocardiogrammes et appliqué fermement à l'endroit prévu. Ensuite est posé sur ce  
20 tissu conducteur souple, une, deux ou trois épaisseurs de tricot métallique sur les mailles duquel sont soudés individuellement les brins du fil d'alimentation. Toujours à titre d'exemple, ledit fil est du câble THT 15 KV du type câble non anti-parasité utilisé autrefois pour l'alimentation des bou-  
25 gies des automobiles.

En se reportant à la figure 1, les thermocouples, tel que  
10, sont du type chromel - alumel. On trouve dans le commerce des fils très fins chromel - alumel qui sont déjà placés dans une gaine en acier inoxydable remplie avec de la poudre de ma-  
30 gnésie ; il suffit alors de faire avec soin la soudure dudit thermocouple et de glisser celui-ci dans un cathéter ou aiguille hypodermique dont le diamètre extérieur est de l'ordre de 0,6 à 1 mm, de telle sorte que ladite soudure de thermocouple soit légèrement sortie dudit cathéter. Une radiographie  
35 des thermocouples permet de contrôler le bon positionnement de l'ensemble de façon à être sûr que le thermocouple mesure la température à l'extrémité de la sonde et non la température à l'intérieur de l'aiguille hypodermique.

Immédiatement à la sortie de l'aiguille hypodermique les  
40 fils chromel - alumel sont interrompus par un filtre, tel que



11, dont un exemple de réalisation<sup>8</sup> détaillée est représenté par la figure 3.

On voit sur cette figure 3 que les deux fils du thermocouple 40 arrivent respectivement sur les plots 41 et 42. Chacun de ces plots comporte un connecteur d'arrivée 43 et un connecteur de départ 44 qui sont isothermes ; pour cela ils sont montés sur une plaquette d'oxyde de béryllium qui est un bon conducteur thermique tout en étant un isolant électrique. Entre ces deux connecteurs est inséré le filtre proprement dit qui est ici, à titre d'exemple, un circuit bouchon composé d'une self 45, d'un condensateur fixe 46 et d'un condensateur variable 47, mis en parallèle. A titre d'exemple, la self 45 est une self bobinée en argent d'une valeur de 2  $\mu$ H, le condensateur 46 est un condensateur céramique de 68 pF et le condensateur 47 est un condensateur ajustable de 1 à 30 pF ; toutes les connections entre les connecteurs d'arrivée 43 et les connecteurs de départ 44 sont en fils d'argent et à la sortie du connecteur de départ 44 on utilise de nouveau des fils chromel - alumel 48.

La figure 4 représente le commutateur 12 permettant, d'une part, de sélectionner le thermocouple 10 dont l'on désire enregistrer les variations de température et, d'autre part, de relier ledit thermocouple au thermocouple de référence 14.

Ce commutateur 12 comporte essentiellement une plaque isotherme 50 sur laquelle sont fixées  $n + 1$  paires,  $51_1$  et  $52_1$  à  $51_{n+1}$  et  $52_{n+1}$  de plots de raccordement. A titre d'exemple, la plaque isotherme est en cuivre et les plots de raccordement sont en céramique. Lesdits plots de raccordement reçoivent à l'une de leurs extrémités les extrémités des  $2n$  fils chromel - alumel des  $n$  thermocouples de mesure de température tel que 10 et les deux fils du thermocouple de référence 14. Les sorties des plots de raccordement  $51_1$  à  $51_n$  inclus sont reliées respectivement aux différents plots d'entrée  $53_1$  à  $53_n$  d'un premier commutateur 55 jumelé avec un second commutateur 56 dont les plots d'entrée  $54_1$  à  $54_n$  sont respectivement reliés aux sorties des plots de raccordement  $52_1$  à  $52_n$ . La borne de sortie 58 du commutateur 56 est reliée à la borne de sortie du plot de raccordement  $51_{n+1}$ , tandis que la borne de sortie du plot de raccordement  $52_{n+1}$  est re-

liée à la borne de sortie  $16_2$  du dispositif 12, la borne de sortie  $16_1$  dudit dispositif 12 étant reliée à la borne de sortie 57 du premier commutateur 55.

Le thermocouple de référence 14 plonge dans un bain 15 d'eau distillée et de glace pure pilée thermostaté à  $0^{\circ}\text{C}$  et dont la température est contrôlée au moyen de thermomètres étalons 13.

La figure 5 représente le schéma électrique du dispositif permettant d'accorder la puissance émise par le générateur selon l'impédance de la charge qui est incluse entre les applicateurs. Ce dispositif d'accord 60 est placé entre le générateur et les applicateurs, le plus près possible du patient de manière à ce que la distance dudit dispositif aux applicateurs soit la plus courte possible. A titre d'exemple non limitatif sur la figure 5, deux capacités 61 et 62 réglables de 30 à 300 pF et une self 63 ajustable de 0 à 1  $\mu\text{H}$  sont utilisées pour la réalisation de ce filtre, les deux capacités sont montées en parallèle entre le conducteur central et le conducteur extérieur du câble coaxial 4 venant du générateur de puissance, et la self est montée en série avec le conducteur central. Les deux bornes de sortie 64 et 65 de ce dispositif d'accord 60 sont destinées à être reliées aux bornes d'accès 66 et 67 des conducteurs très courts 5 et 6 alimentant les deux applicateurs 7 et 8. Selon l'impédance de la charge 9, le réglage des condensateurs 61 et 62 et l'ajustage de la self 63 sont effectués de façon à utiliser la puissance maximum disponible; pour cela, la puissance directe et la puissance réfléchie sont mesurées avec précision et le réglage est effectué de telle façon que la puissance réfléchie soit toujours inférieure à 5 % de la puissance directe. Grâce à ce dispositif d'accord 60, toutes sortes de configurations d'applicateurs peuvent être mises en oeuvre ; différentes formes, surfaces, distances, positions sur le corps et positions relatives desdits applicateurs que peuvent nécessiter les traitements et l'anatomie des patients, peuvent alors être utilisées.

Ainsi selon l'invention, les électrodes souples peuvent être de forme variée et également en nombre variable. Ainsi sur la figure 5, deux applicateurs 7 et 8 sont placés en vis à vis, l'un 7 est porté à un potentiel alternatif et l'autre 8 est à la masse. Sur la figure 6, trois applicateurs sont uti-

lisés, les deux applicateurs 70<sup>10</sup> et 71 étant à la masse et l'applicateur 72 étant à un potentiel alternatif. On obtient ainsi une bonne chauffe d'une tumeur sise par exemple en 73 alors qu'une zone fragile, par exemple osseuse sise en 74, 5 n'est pas soumise au traitement hyperthermique.

De bons résultats ont été également obtenus en utilisant des applicateurs circulaires, dont l'un, représenté sur la figure 7-a présente une zone centrale 75 conductrice portée à un potentiel alternatif, une zone 76 isolante et une zone 77 10 conductrice non reliée à un potentiel, laquelle sert en quelque sorte d'anneau de garde, et dont l'autre, représenté sur la figure 7-b, est entièrement conducteur et relié à la masse.

Toujours selon l'invention, il est également possible d'utiliser un générateur de puissance possédant p tubes de 15 puissance alimentant p sorties déphasées les unes par rapport aux autres de  $\frac{2\pi}{p}$ . A chacune des p sorties sont associés au moins deux applicateurs, la figure 8 représente à titre d'exemple, trois paires d'applicateurs 7a-8a, 7b-8b et 7c-8c alimentées par les trois sorties déphasées de  $\frac{2\pi}{3}$  d'un générateur 20 de puissance ; chacune des sorties disposant d'un dispositif d'accord de puissance 12. La disposition des applicateurs est alors telle que la tumeur à soigner, sise par exemple en 80, se trouve traversée par les trois champs électriques.

Toujours selon l'invention, en se reportant à la figure 1, 25 on voit qu'un filtre 17 est placé à l'entrée de l'enregistreur de température 18. A titre d'exemple non limitatif, la figure 9 représente le schéma électrique d'un filtre 17 dont l'utilisation permet une mesure et un enregistrement corrects de la température sans interrompre le fonctionnement du générateur de puissance. Les deux bornes d'entrée 90<sub>1</sub> et 90<sub>2</sub> dudit 30 filtre 17 sont reliées respectivement aux bornes de sorties 16<sub>1</sub> et 16<sub>2</sub> du dispositif 12 de commutation de thermocouples. Toujours à titre d'exemple les selfs 91, 92, 93 et 94 ont une valeur de 47  $\mu$ H et les condensateurs 95, 96, 97 et 98 sont des 35 condensateurs céramiques de 56 nF. Les bornes de sortie 99<sub>1</sub> et 99<sub>2</sub> dudit filtre 17 sont reliées aux bornes d'entrée de l'enregistreur 18.

Ledit appareillage selon l'invention est destiné au traitement par hyperthermie des cancers localisés. Cet appareillage 40 ge peut également être utilisé pour le traitement d'autres af-

.....  
**2475399**

fections, par exemple pour les<sup>11</sup> infections génito-urinaires  
résistantes aux antibiotiques.

## REVENDECATIONS

1 - Dispositif de traitement thérapeutique par hyperthermie comprenant un générateur de puissance à fréquence radio, au moins deux applicateurs de cette puissance au corps du patient, un ensemble de mesures des températures en plusieurs points de la zone traitée caractérisé par le fait, d'une part, que les applicateurs sont réalisés dans des matériaux souples et déformables absorbant l'humidité, et, d'autre part, par le fait que la face desdits applicateurs en contact avec la peau du patient est conductrice de l'électricité, reliée électriquement aux sorties de puissance dudit générateur et en bon contact électrique avec la peau du patient.

2 - Dispositif selon la revendication 1, dans lequel lesdits applicateurs se composent essentiellement d'un tissu conducteur électrique souple dont l'une des faces, ou surface efficace, imprégnée d'un gel conducteur électrique, est en contact direct avec la peau du patient dont l'autre face est en contact avec la première face d'un tricot métallique conducteur sur l'autre face duquel, d'une part, sont soudés individuellement et selon une répartition à peu près uniforme, chaque brin d'un conducteur multibrins souple gainé d'un plastique isolant dans sa partie non en contact avec ledit tricot, et, d'autre part, est appliquée une plaque de mousse élastique de densité moyenne recouverte elle-même d'une couche protectrice souple sur laquelle sont appliquées, en partie, une ou plusieurs bandes élastiques adhésives dont les autres parties adhèrent à la peau du patient.

3 - Dispositif selon la revendication 2 dans lequel les applicateurs ont une surface efficace, qui est celle du tissu conducteur souple, adaptée à la zone à traiter, le tricot métallique conducteur souple de surface plus réduite est centré sur ledit tissu conducteur souple et la plaque de mousse de surface au moins identique au tissu conducteur souple recouvre l'ensemble du tissu conducteur souple et du tricot métallique conducteur.

4 - Dispositif de traitement thérapeutique selon la revendication 1, comportant, entre autres choses, un ensemble de mesures de températures en plusieurs points de la zone traitée comprenant essentiellement n thermocouples placés à l'intérieur d'aiguilles hypodermiques, caractérisé en ce que sur chacun

des deux fils de chaque thermocouple<sup>13</sup> est inséré un filtre passe-bas ou coupe-bande, le plus près possible de la sortie dudit thermocouple du corps du patient, que la sortie de chacun de ces filtres est relié à l'entrée d'un dispositif de  
 5 commutation et de comparaison des températures et en ce que la sortie de ce dispositif de comparaison et de commutation est reliée à travers un filtre passe-bas à l'entrée d'un enregistreur essentiellement à vibreur et amplificateur alternatif.

5 - Dispositif selon la revendication 4, dans lequel le  
 10 dispositif de comparaison et de commutation des températures comprend essentiellement un commutateur et une plaquette de 2 (n+1) points de raccordement isothermes, chaque point de raccordement étant relié, d'une part, respectivement à l'un des 2 fils des n thermocouples ou à l'un des 2 fils d'un ther-  
 15 mocouples de référence et, d'autre part, pour les 2 n+1 premiers points de raccordement aux bornes d'entrée du commutateur rotatif et pour le point de raccordement 2 n+2 directement à la deuxième borne de sortie du dispositif de commutation et de comparaison dont la première borne de sortie est reliée à la  
 20 borne de sortie du commutateur .

6 - Dispositif selon l'une des revendications 1 à 5, dans lequel un circuit d'accord situé à proximité immédiate des applicateurs permet d'adapter la puissance directe émise par le générateur de puissance en fonction de la disposition des-  
 25 dits applicateurs de façon à obtenir une puissance réfléchie pratiquement nulle.

7 - Dispositif thérapeutique selon la revendication 1, comportant deux applicateurs dont l'un est relié à un potentiel alternatif et l'autre à un potentiel nul.

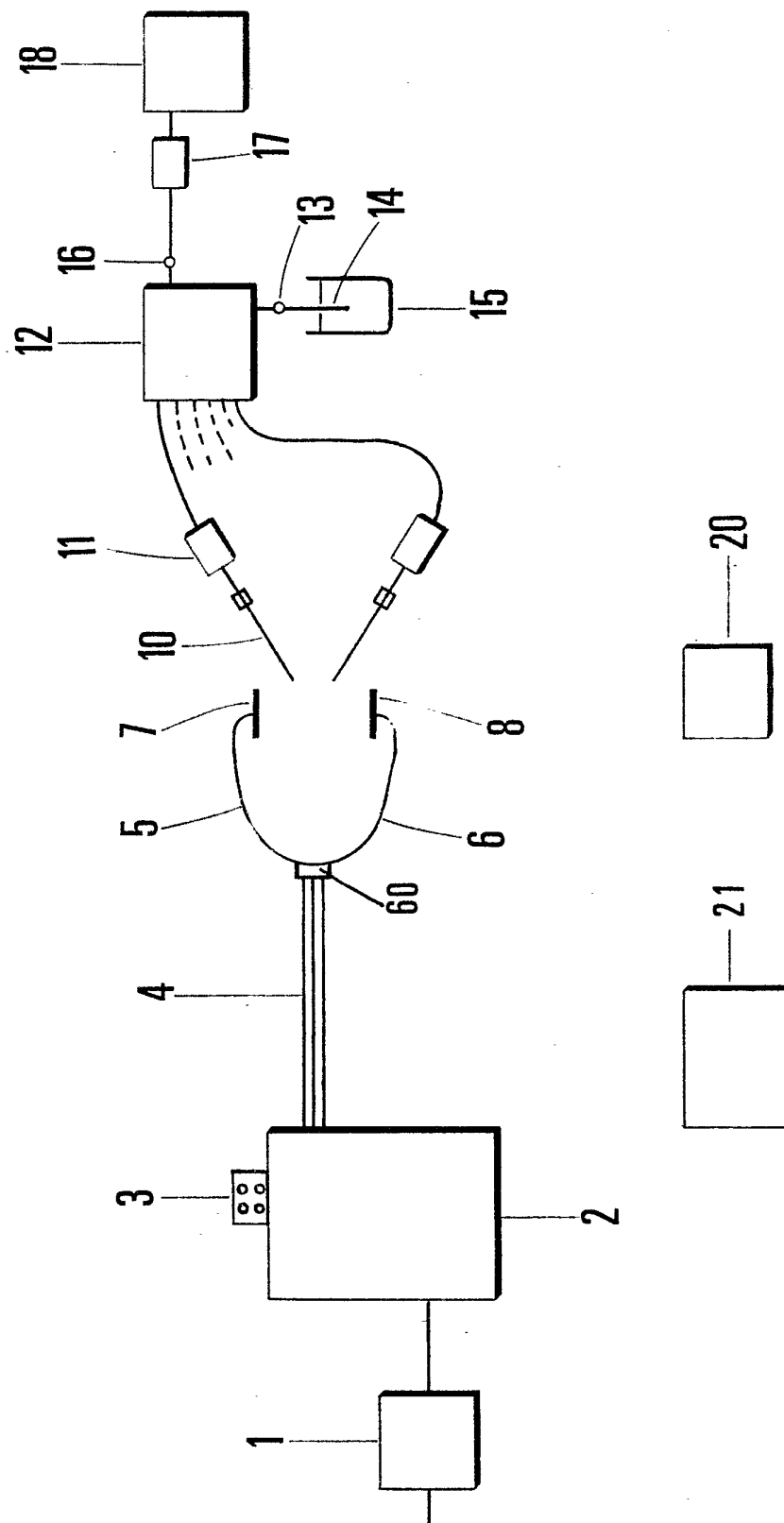
30 8 - Dispositif thérapeutique selon la revendication 1, comportant deux applicateurs dont l'un est relié à un potentiel alternatif et dont l'autre est relié à un autre potentiel alternatif.

9 - Dispositif thérapeutique selon la revendication 1, 35 comportant trois applicateurs dont l'un est relié à un potentiel alternatif et les deux autres à un potentiel nul ou alternatif ou vice-versa.

10 - Dispositif thérapeutique selon la revendication 7 ou 8, dans lequel le ou les applicateurs reliés à un poten-  
 40 tiel alternatif ou nul comportent une zone conductrice cen-

trale, effectivement reliée à ce<sup>14</sup> potentiel alternatif ou nul et une zone conductrice annulaire reliée ou non à un potentiel alternatif ou nul et séparée de la zone conductrice centrale par une zone isolante.

- 5 11 - Dispositif thérapeutique selon la revendication 1, caractérisé en ce que le générateur de puissance comporte p tubes de puissance alimentant p sorties déphasées de  $\frac{2\pi}{p}$  reliées à, au moins, 2 p applicateurs de puissance.



**FIG. 1**



2/5

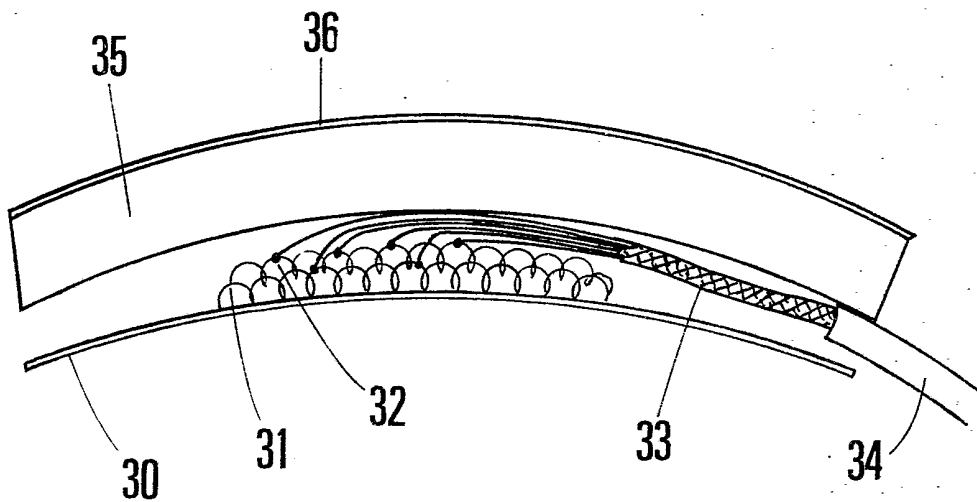


FIG. 2

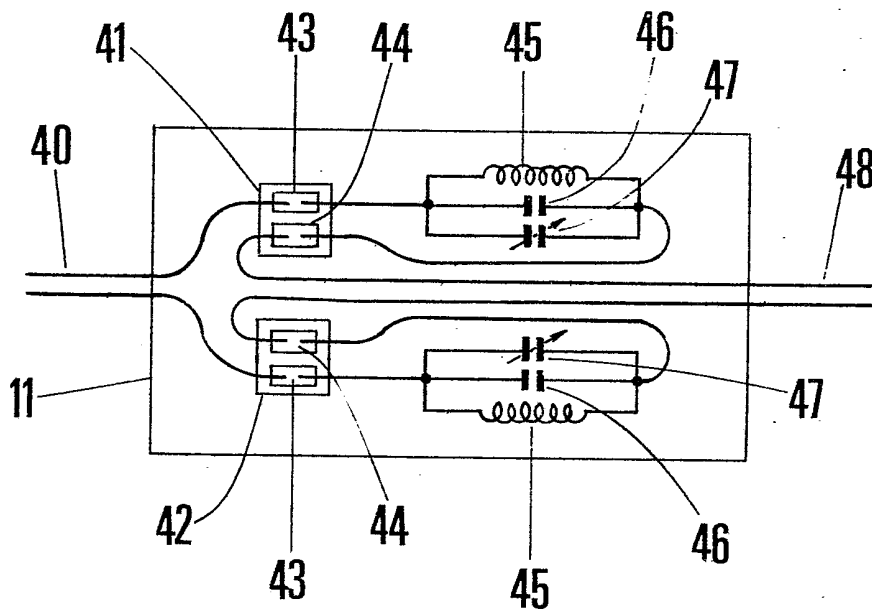
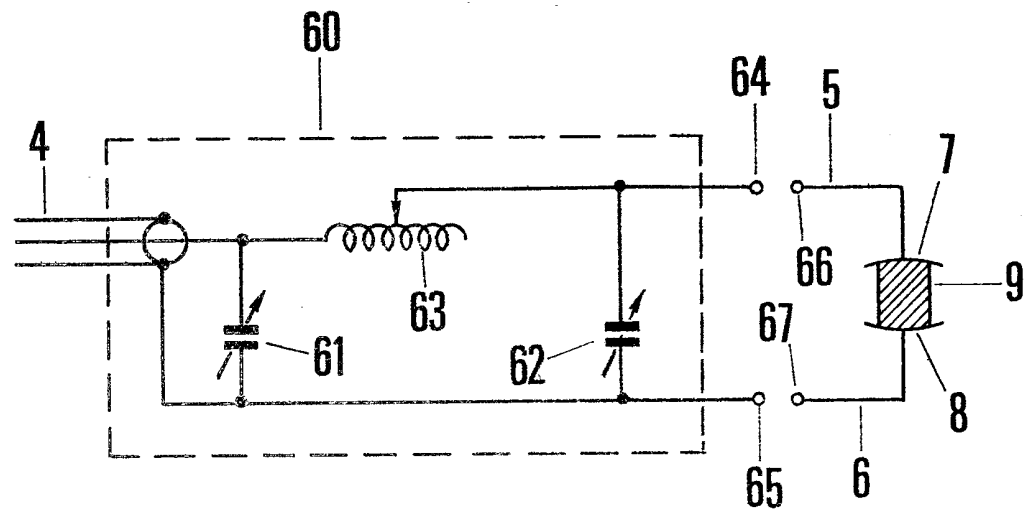
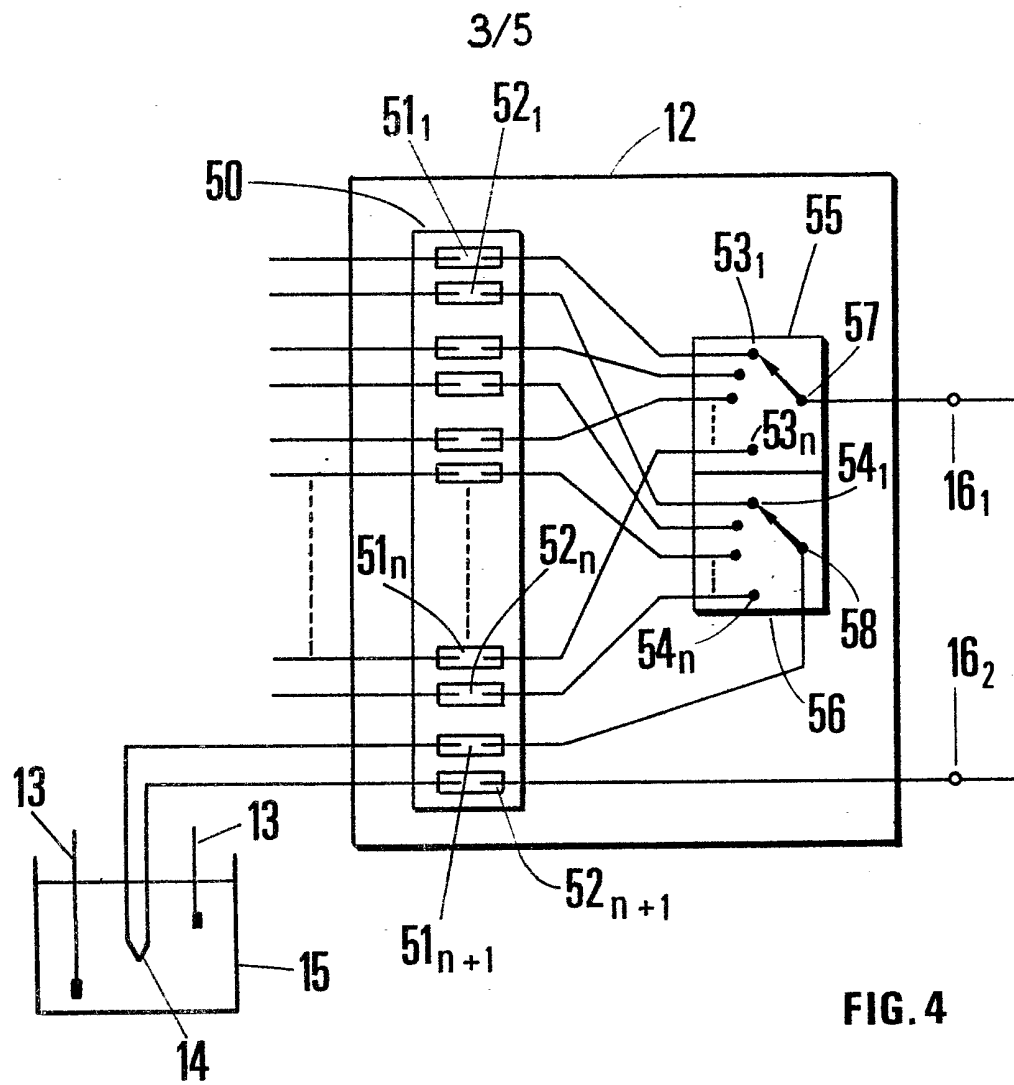


FIG. 3



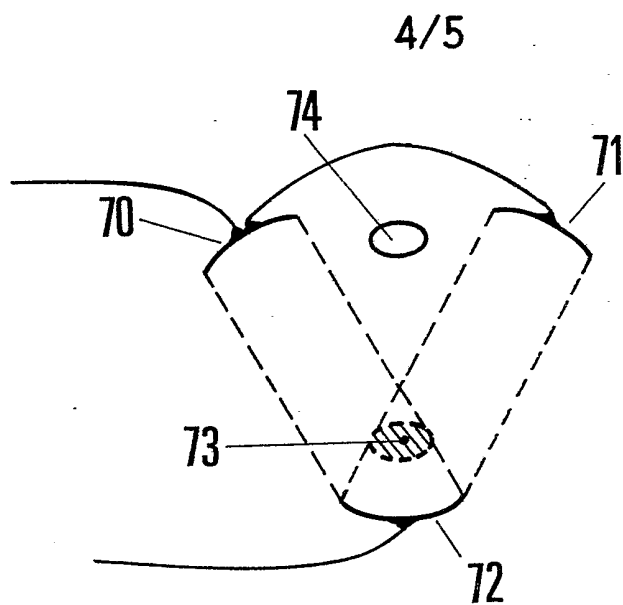


FIG. 6

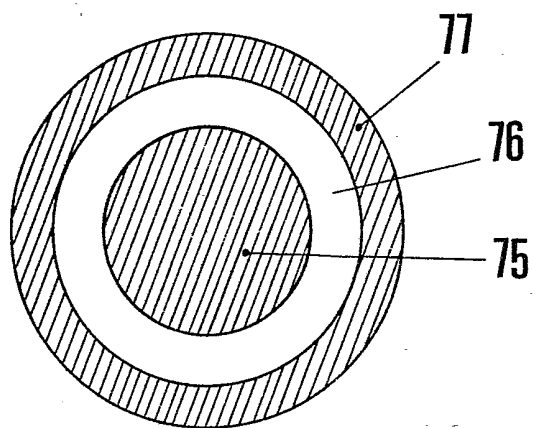


FIG. 7a

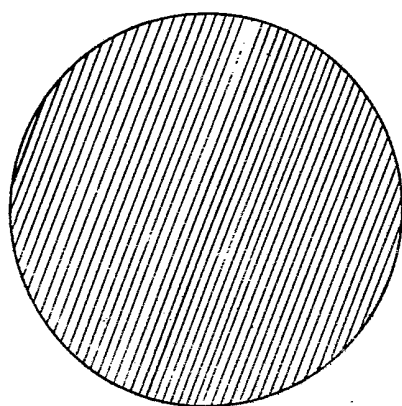


FIG. 7b

5/5

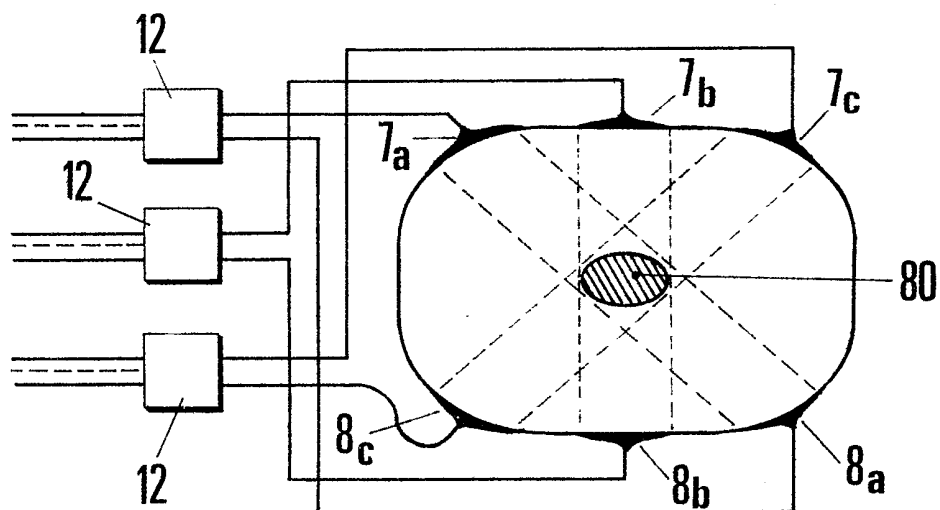


FIG. 8

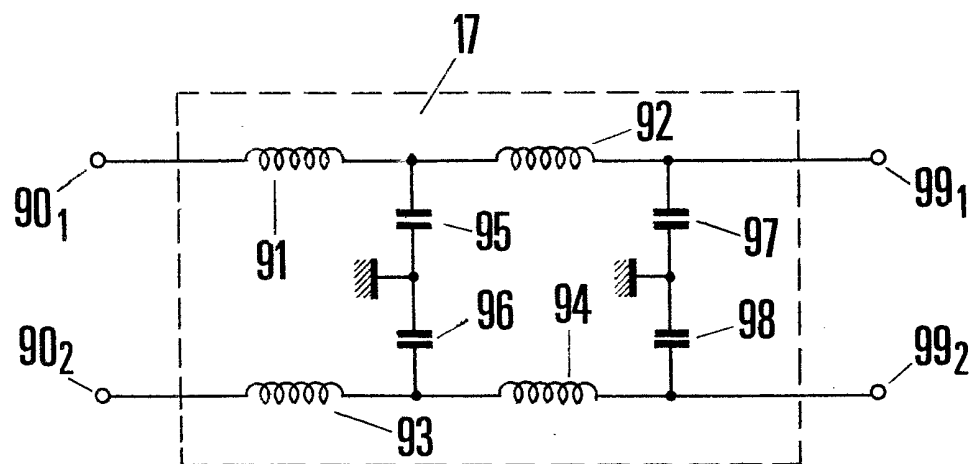


FIG. 9