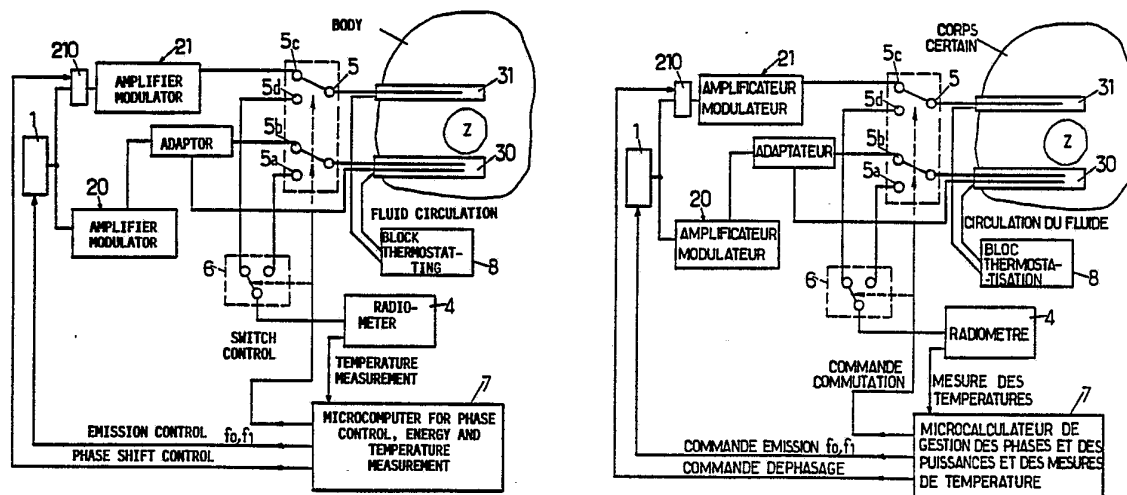


## DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITE DE COOPERATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

<p>(51) Classification internationale des brevets <sup>5</sup> : <b>A61N 5/02</b></p>	<p><b>A1</b></p>	<p>(11) Numéro de publication internationale: <b>WO 93/02747</b></p> <p>(43) Date de publication internationale: 18 février 1993 (18.02.93)</p>
<p>(21) Numéro de la demande internationale: PCT/FR92/00729</p> <p>(22) Date de dépôt international: 23 juillet 1992 (23.07.92)</p> <p>(30) Données relatives à la priorité: 91/09521 26 juillet 1991 (26.07.91) FR</p> <p>(71) Déposants (pour tous les Etats désignés sauf US): INSTITUT NATIONAL DE LA SANTE ET DE LA RECHERCHE MEDICALE [FR/FR]; 101, rue de Tolbiac, F-75654 Paris Cédex 13 (FR). UNIVERSITE DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES DE LILLE [FR/FR]; Domaine universitaire scientifique, F-59655 Villeneuve-d'Ascq (FR).</p> <p>(72) Inventeurs; et</p> <p>(75) Inventeurs/Déposants (US seulement) : CHIVE, Maurice [FR/FR]; 2, allée des Terrasses, F-59650 Villeneuve-d'Ascq (FR). SOZANSKI, Jean-Pierre [FR/FR]; 9A, rue Pierre-Brossolette, F-59239 Thumeries (FR). MOSCHETTO, Yves [FR/FR]; 6, rue du Quesne, Ennetières-en-Weppes, F-59230 Haubourdin (FR). VANLOOT, Daniel [FR/FR]; 320, boulevard du 8 Mai, F-62100 Calais (FR).</p>		<p>(74) Mandataires: FRECHEDE, Michel etc. ; Cabinet Plasse-raud, 84, rue d'Amsterdam, F-75009 Paris (FR).</p> <p>(81) Etats désignés: JP, US, brevet européen (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IT, LU, MC, NL, SE).</p> <p>Publiée Avec rapport de recherche internationale.</p>

(54) Title: SYSTEM FOR INTERNALLY TREATING A BODY BY THERMIC MEANS AND USE THEREOF

(54) Titre: SYSTEME POUR LE TRAITEMENT THERMIQUE INTERNE D'UN CORPS CERTAIN ET SON UTILISATION



## (57) Abstract

System for internally treating a body by thermal means using microwave energy. The system comprises a generator (1) of microwave energy at a frequency  $f_0$ , at least one path (20, 21) for the transmission of microwave energy, each path generating a modulated microwave treatment signal, the microwave energy carrier wave of two successive paths having a phase shift of predefined value. At least one microwave applicator (30, 31) is associated with one of the paths to enable the microwave energy supplied by said path to be applied to distinct points adjacent to the area (Z) to be treated, and a radiometer (4) with two temperature references is selectively interconnected to the applicator (30, 31), which then acts as the temperature sensor, the absolute temperature of the point adjacent to area Z to be treated being thereby determined. The radiated microwave energies and the instantaneous temperatures of the distinct points of area Z to be treated are displayed (7). Application in hyperthermic treatments, especially of living tissues.

**(57) Abrégé** L'invention concerne un système de traitement thermique interne de corps certains par micro-onde. Le système comprend un générateur (1) d'énergie micro-onde à une fréquence  $f_0$ , au moins une voie (20, 21), de transmission de l'énergie micro-onde, chaque voie permettant d'engendrer un signal de traitement micro-onde modulé, l'onde porteuse de l'énergie micro-onde de deux voies consécutives présentant un déphasage de valeur déterminée. Au moins un applicateur micro-onde (30, 31), est associé à une des voies pour assurer l'application de l'énergie micro-onde délivrée par cette voie en des points distincts voisins de la zone Z à traiter, et un radiomètre (4) à deux références de température est interconnecté sélectivement à l'applicateur (30, 31), lequel joue alors le rôle de capteur de température, la température absolue du point voisin de la zone Z à traiter étant ainsi déterminée. Les puissances micro-onde rayonnées et les températures instantanées des points distincts de la zone Z à traiter sont affichés (7). Application aux traitements par hyperthermie, notamment de tissus vivants.

#### UNIQUEMENT A TITRE D'INFORMATION

Codes utilisés pour identifier les Etats parties au PCT, sur les pages de couverture des brochures publiant des demandes internationales en vertu du PCT.

AT	Autriche	FI	Finlande	ML	Mali
AU	Australie	FR	France	MN	Mongolie
BB	Barbade	GA	Gabon	MR	Mauritanie
BE	Belgique	GB	Royaume-Uni	MW	Malawi
BF	Burkina Faso	GN	Guinée	NL	Pays-Bas
BG	Bulgarie	GR	Grèce	NO	Norvège
BJ	Bénin	HU	Hongrie	PL	Pologne
BR	Brésil	IE	Irlande	RO	Roumanie
CA	Canada	IT	Italie	RU	Fédération de Russie
CF	République Centrafricaine	JP	Japon	SD	Soudan
CG	Congo	KP	République populaire démocratique de Corée	SE	Suède
CH	Suisse	KR	République de Corée	SN	Sénégal
CI	Côte d'Ivoire	LI	Liechtenstein	SU	Union soviétique
CM	Cameroun	LK	Sri Lanka	TD	Tchad
CS	Tchécoslovaquie	LU	Luxembourg	TG	Togo
DE	Allemagne	MC	Monaco	US	Etats-Unis d'Amérique
DK	Danemark	MG	Madagascar		
ES	Espagne				

SYSTEME POUR LE TRAITEMENT THERMIQUE INTERNE  
D'UN CORPS CERTAIN ET SON UTILISATION

5 L'invention est relative à un système pour le traitement thermique interne d'un corps certain et à l'utilisation de ce système.

Les appareils de traitement thermique interne sont normalement utilisés soit dans les processus industriels  
10 soit, selon une tendance nouvelle, dans les méthodes de traitement thérapeutique par hyperthermie.

Dans les deux cas précités, un élément essentiel de ces types d'appareillage est la précision tant de la température que du domaine d'application, par rapport à la  
15 zone à traiter, de l'hyperthermie engendrée.

Lorsque de tels modes opératoires sont mis en oeuvre notamment en vue du traitement thermique d'un corps certain, tel que le corps humain par exemple, une méthode consiste à introduire dans une cavité naturelle de celui-ci  
20 un élément émetteur et/ou concentrateur d'une énergie, telle qu'une énergie électro-magnétique micro-onde, le caractère dissipatif des parois de cette cavité, sièges d'un champ électrique résultant étant alors soumis à une élévation correspondante de température.

25 Un tel mode opératoire, bien que susceptible de donner satisfaction, ne permet d'établir avec un degré de précision suffisant, ni la température effectivement atteinte par la zone à traiter, ni le domaine du corps certain et donc de la zone à traiter dans ce domaine soumis  
30 à l'hyperthermie engendrée, sauf à prévoir un ou plusieurs capteurs de température disposés au voisinage de la zone précitée.

Dans le cas où le corps certain soumis au traitement est le corps humain, il va de soi que  
35 l'utilisation d'une cavité naturelle afin de réaliser l'implantation de capteurs de température précités peut

être envisagée. Mais un tel mode opératoire présente alors l'inconvénient d'occuper la cavité naturelle correspondante, ce qui pratiquement interdit l'utilisation de celle-ci pour l'implantation d'une source ou d'un  
5 élément concentrateur d'énergie génératrice d'hyperthermie. Dans un tel cas, le caractère de proximité de deux cavités naturelles voisines ne peut être utilisé pour provoquer par exemple le traitement par hyperthermie d'une zone à traiter située entre celles-ci.

10 En outre, on notera que l'utilisation de capteurs de température placés au voisinage de l'élément source d'énergie électromagnétique engendrant l'hyperthermie peut être néfaste pour le fonctionnement de ces capteurs, notamment en raison du fait que les éléments semi-  
15 conducteurs actifs de ces derniers sont susceptibles d'être soumis, au cours du fonctionnement, à un champ électrique intense.

La présente invention a pour objet de remédier à l'ensemble des inconvénients précités par la mise en oeuvre  
20 d'un système pour le traitement thermique interne de corps certains, par application d'énergie micro-onde, permettant d'obtenir une précision satisfaisante tant de la température atteinte que du domaine dans lequel l'hyperthermie est engendrée.

25 Un autre objet de la présente invention est la mise en oeuvre d'un système pour le traitement thermique interne de corps certains, par application d'énergie micro-onde, dans lequel un ou plusieurs applicateurs d'énergie micro-onde sont prévus, ce ou ces applicateurs étant, outre  
30 leur fonction d'applicateur, destinés à jouer le rôle de capteur de température en l'absence temporaire d'application d'énergie micro-onde, ce qui permet d'effectuer une mesure de la température instantanée en des points distincts au voisinage de la zone à traiter, ces  
35 points correspondant exactement aux points d'application de l'énergie micro-onde au voisinage de la zone à traiter.

Un autre objet de la présente invention est enfin la mise en oeuvre d'un système pour le traitement thermique interne de corps certains, par application d'énergie micro-onde, ce système, grâce à une grande dynamique de niveau de puissance rayonnée au voisinage de la zone à traiter, présentant une grande souplesse d'utilisation pour des applications très variées.

Le système pour le traitement thermique interne de corps certains par application d'énergie micro-onde, objet de la présente invention, est remarquable en ce qu'il comprend un générateur d'énergie micro-onde à une fréquence déterminée et au moins une voie de transmission de l'énergie micro-onde émise par le générateur, chaque voie permettant d'engendrer un signal de traitement micro-onde modulé en amplitude selon une loi de modulation périodique de fréquence  $f_1$ , l'onde porteuse de l'énergie micro-onde de deux voies consécutives présentant un déphasage de valeur déterminée. Un applicateur micro-onde au moins est associé à au moins une voie et permet d'assurer l'application de l'énergie micro-onde délivrée par cette voie en des points distincts au voisinage de la zone à traiter et un radiomètre, à deux références de température est interconnecté sélectivement à cet applicateur micro-onde, jouant le rôle de capteur et permettant de mesurer la température absolue du point distinct correspondant au voisinage de la zone à traiter. Une console de calcul et d'affichage des puissances micro-onde rayonnées et des températures instantanées des points distincts de la zone à traiter est prévue.

Le système pour le traitement thermique interne de corps certains objet de l'invention trouve application notamment au traitement de tissus vivants, dans les cas non limitatifs d'adénome de la prostate, de ménorragie intra-utérine ou analogue.

Un description plus détaillée d'un système pour le traitement thermique interne d'un corps certain et de

l'utilisation de celui-ci sera donnée en liaison avec la description ci-après et les dessins dans lesquels :

- 5 - la figure 1 représente un schéma synoptique d'un système pour le traitement thermique interne d'un corps certain selon l'invention ;
- la figure 2 représente un schéma synoptique d'un élément constitutif essentiel du système objet de la présente invention tel que représenté en figure 1, en l'occurrence d'un radiomètre à deux références de température ;
- 10 - la figure 3a représente un mode de réalisation avantageux non limitatif d'un radiomètre à deux références de température susceptible d'être utilisé pour la mise en oeuvre d'un système pour le traitement thermique interne d'un corps certain selon l'invention tel que présenté en
- 15 figure 1 ;
- les figures 3b, 3c et 3d sont relatives à l'utilisation du système pour le traitement thermique interne de corps certains, objet de l'invention, et en particulier à un processus de calibration de ce système, dans des
- 20 conditions de meilleure précision d'étalonnage antérieurement et/ou au cours d'une séance de traitement ;
- la figure 3e représente une variante de réalisation du radiomètre à deux températures de référence tel que représenté en figure 3a ;
- 25 - la figure 4 représente un mode de réalisation avantageux non limitatif d'un système pour le traitement thermique interne d'un corps certain plus particulièrement adapté au traitement de l'adénome de la prostate ;
- les figures 5a, 5b et 5c sont relatives à différents
- 30 modes de réalisation d'applicateurs d'énergie micro-onde, également susceptibles de jouer le rôle de capteur de température, conformément à une caractéristique essentielle de l'objet de l'invention ;
- la figure 6a est relative à l'utilisation du système pour
- 35 le traitement thermique interne de corps certains selon l'invention, dans le cas du traitement de tissus vivants,

en vue de la réduction d'un adénome de la prostate.

- les figures 6b et 6c sont relatives à l'utilisation du système pour le traitement thermique interne de corps certains selon l'invention dans un cas général, et  
5 notamment dans le cas de la figure 6a.

Une description plus détaillée d'un système pour le traitement thermique interne de corps certains par application d'énergie micro-onde sur une zone à traiter, conforme à l'objet de la présente invention, sera donnée en  
10 liaison avec la figure 1.

D'une manière générale, ainsi que représenté sur la figure précitée, le système objet de la présente invention comporte un générateur 1 d'énergie micro-onde à une fréquence  $f_0$  déterminée. Le générateur 1 peut consister en  
15 un oscillateur délivrant une onde progressive à la fréquence de 915 Mz, par exemple.

Le système comporte également, ainsi qu'on l'a représenté sur la figure 1 précitée, au moins une voie, notée 20, 21, de transmission de l'énergie micro-onde émise  
20 par le générateur 1. Chaque voie permet d'engendrer un signal de traitement micro-onde modulé en amplitude selon une loi de modulation périodique déterminée de fréquence  $f_1$ . Sur la figure 1, on a représenté de façon non limitative les voies 20 et 21 constituées par un  
25 amplificateur auquel est associé un modulateur d'amplitude, par exemple.

Selon une caractéristique particulièrement avantageuse du système objet de la présente invention, l'onde porteuse de l'énergie micro-onde de 2 voies  
30 consécutives, les voies 20 et 21 sur la figure 1, présente un déphasage de valeur déterminée.

Ainsi qu'il sera décrit de manière plus détaillée dans la description, le déphasage introduit au niveau de l'onde porteuse transmise par deux voies consécutives  
35 permet, en fait, d'obtenir une très grande dynamique de l'énergie micro-onde appliquée sur la zone Z à traiter.

Ainsi qu'on l'a en outre représenté en figure 1, le système objet de la présente invention comporte au moins un applicateur micro-onde 30, 31, associé à au moins 1 voie. L'applicateur 30 est, par exemple, associé à la voie 20, 5 alors que l'applicateur 31 est associé à la voie 21. Chaque applicateur permet ainsi d'assurer l'application de l'énergie micro-onde délivrée par la voie correspondante en des points distincts au voisinage de la zone Z à traiter.

Selon une caractéristique particulièrement 10 avantageuse du système, objet de la présente invention, celui-ci comporte un radiomètre 4 à deux références de température. Le radiomètre 4 peut être connecté sélectivement à l'un ou l'autre des capteurs micro-onde 30, 31, chaque applicateur jouant alors le rôle de capteur de 15 température et permet ainsi de mesurer la température absolue du point distinct correspondant au voisinage de la zone Z à traiter.

Sur la figure 1, on a représenté l'interconnexion sélective du radiomètre 4 à deux références de température 20 à l'un et/ou à l'autre des applicateurs 30, 31, par l'intermédiaire d'un premier commutateur micro-onde multivoies 5 et d'un deuxième commutateur micro-onde multivoies 6. L'utilisation de deux commutateurs micro-onde multivoies 5 et 6, telle que représentée en figure 1, ne 25 préjuge en aucun cas de l'utilisation d'un seul commutateur micro-onde multivoies pour assurer une fonction analogue.

Ainsi qu'on l'a en outre représenté en figure 1, le système objet de la présente invention comprend une console de calcul et d'affichage des puissances micro-onde 30 rayonnées et des températures instantanées des points distincts de la zone Z à traiter. On notera bien sûr que la console de calcul et d'affichage 7 comprend, par exemple, un micro-ordinateur muni de ses ressources périphériques, ce micro-ordinateur étant interconnecté, d'une part, au 35 générateur 1 d'énergie micro-onde afin de commander l'émission de l'onde porteuse du signal micro-onde chargée



de délivrer l'énergie thermique de traitement, à un ou plusieurs circuits de déphasage tel que le circuit 210 représenté sur la voie de transmission 21, le déphasage étant commandé par l'intermédiaire du micro-ordinateur de la console de calcul et d'affichage 7 en fonction des applications considérées, ainsi qu'il sera décrit ultérieurement dans la description. En outre, ainsi qu'on le comprendra aisément, la console de calcul et d'affichage 7 permet de commander, par l'intermédiaire d'une interconnexion, les commutateurs micro-onde 5 et 6 de façon à assurer la commutation des applicateurs 30 et 31 par exemple, soit en liaison avec le radiomètre 4 à deux références de température, soit en liaison avec les voies respectives 20 ou 21.

On notera ainsi que le fonctionnement du système objet de la présente invention est particulièrement simplifié par rapport au dispositif de l'art antérieur dans la mesure où le ou les applicateurs 30 ou 31 formant également capteurs de température, leur implantation en fonction de l'application considérée n'est pas obérée par l'implantation nécessaire de capteurs de température distincts, ce qui permet bien entendu d'améliorer notamment la précision du traitement ainsi conduit, tant en ce qui concerne la valeur de la température effectivement produite dans la zone Z à traiter que de la mesure de cette température au point d'application effectif de l'énergie micro-onde engendrant l'hyperthermie.

Une des composantes permettant d'obtenir la précision la plus grande relativement à la température atteinte par la zone Z à traiter consiste, conformément à l'un des objets de la présente invention, en l'utilisation d'un radiomètre 4 à deux références de température.

Une description plus détaillée d'un tel type de radiomètre sera donnée en liaison avec la figure 2.

Selon la figure précitée, le radiomètre à deux références 4 peut comprendre un premier commutateur

micro-onde 43 comprenant deux voies d'entrée notées 43a, 43b. Ces voies d'entrée sont connectées, l'une, 43a, à la sortie d'un applicateur par l'intermédiaire d'un commutateur micro-onde multivoies, noté 43, et l'autre, 5 43b, à un court-circuit micro-onde, noté 42. Une sortie 43c du commutateur micro-onde 43 peut être connectée à l'une ou l'autre des deux entrées précitées.

Ainsi qu'on l'a représenté en figure 2, le radiomètre 4 à deux références de température comporte en 10 outre un circulateur 411 comprenant 3 voies, 411a, 411b, 411c. La première voie 411a est connectée à la sortie du premier commutateur micro-onde 43 et la deuxième voie 411b est connectée à l'entrée d'un ensemble de traitement électronique micro-onde noté 414, 415, 416, 417. La 15 troisième voie 411c du circulateur 411 constitue une entrée de référence, c'est-à-dire une entrée recevant le signal délivré par l'une des références de température ainsi qu'il sera décrit ultérieurement dans la description.

Sur la figure 2, on pourra observer que le 20 radiomètre 4 à deux références comporte également au moins 2 sources, 47, 48, de référence de température internes et un second commutateur micro-onde, 49. Le second commutateur micro-onde 49 comporte au moins deux voies d'entrée, 49a et 49b, connectées chacune à la sortie d'une des sources de 25 référence, 47, 48 respectivement. Le deuxième commutateur micro-onde 49 comprend une sortie 49c connectée à la troisième entrée de référence du circulateur 411c.

En outre, le radiomètre à deux références de température comprend un circuit de commande de 30 synchronisation, 417, lequel agit tant sur le premier commutateur micro-onde, 43, que sur le second, 49, pour obtenir au moins quatre signaux de sortie successifs différents, chacun des signaux précités correspondant à chacune des possibilités de connexion des deux commutateurs 35 micro-ondes respectifs 43 et 49.

Ainsi, le premier commutateur micro-onde 43

comprend 2 voies d'entrée, alors que le second commutateur micro-onde 49 comporte au moins 2 voies d'entrée.

Ainsi qu'on l'observera sur la figure 2, la sortie, 411b, du circulateur 411 est reliée à un amplificateur micro-onde, 414, et la sortie de l'amplificateur micro-onde 414 est elle-même reliée à un détecteur micro-onde, 415, à une entrée, notée 415b. La sortie, 415a, du détecteur micro-onde 415 est reliée à un circuit d'échantillonnage, 416, lequel délivre des valeurs échantillonnées des signaux délivrés par le détecteur micro-onde 415 par l'intermédiaire d'une sortie, 418, à la console de calcul et d'affichage 7.

On notera d'ailleurs que la console de calcul et d'affichage 7 permet, sous la commande du circuit de commande et de synchronisation, 417, notamment, de calculer à partir des valeurs échantillonnées des 4 signaux successifs précités la température au niveau de l'applicateur considéré, indépendamment du coefficient de réflexion de l'applicateur vis-à-vis de la zone Z à traiter et des pertes des commutateurs micro-onde et des câbles d'interconnexion.

On notera en particulier que la valeur de la température absolue  $T$  de la région Z à traiter peut être déterminée, à partir des températures de références  $T_1$  et  $T_2$  connues des éléments résistifs connectés au deuxième commutateur 49, et représentés par les références 47 et 48 sur la figure 2, et des tensions disponibles en sortie de l'échantillonneur 416, ceci indépendamment du coefficient de réflexion  $r$  et de la largeur  $P$  de la bande passante du dispositif.

Pour une description plus détaillée du fonctionnement d'un radiomètre à deux références tel que incorporé dans le système objet de la présente invention et représenté en figure 2, on pourra se reporter avantagement à la demande de brevet français n°89 10148 déposée au nom de la demanderesse le 27 juillet 1989 et

publiée le 1er février 1991 sous le n° 2 650 390.

Un mode de réalisation préférentiel d'un système conforme à l'objet de la présente invention incorporant un radiomètre 4 à deux références de température  
5 particulièrement avantageux sera maintenant décrit en liaison avec la figure 3a.

D'une manière générale, on notera que le dispositif de mesure de température constitué par le radiomètre 4 à deux référence de température se compose principalement du  
10 commutateur micro-onde 43 représenté en figure 2 à deux voies, ce commutateur pouvant être réalisé par un commutateur de type général MICROWAVE modèle F 9120 ou F 9220 adapté à la fréquence de travail reliant l'entrée 411a du circulateur, soit à l'antenne de l'applicateur 30  
15 ou 31, soit au court-circuit 42 précédemment décrit dans la description.

Les câbles de liaison entre le commutateur micro-onde 43 et l'applicateur correspondant, le court-circuit 42 et ce même commutateur micro-onde doivent  
20 être à très faible perte et de longueur égale, notée B1 sur la figure 3a, afin de présenter les mêmes coefficients de transmission des signaux correspondants.

Le circulateur 411 est un circulateur à large bande, la bande de fréquence de celui-ci étant au moins  
25 égal à 1GHz autour de la fréquence centrale du système, laquelle peut être prise égale, pour le radiomètre à deux références 4, à 1,2 ou 3 ou 9 GHz. Le circulateur précité peut être, par exemple, un circulateur à 3 voies de type NARDA COS 2652 ou analogue.

30 On notera enfin que le commutateur micro-onde 49 permet de commuter les 2 sources de bruit à température de référence 47, 48, lesquelles fournissent les températures de référence TRj, avec j prenant les valeurs 1 ou 2.

Une combinaison des positions de commutation des  
35 commutateurs micro-onde 43 et 49, telles que décrites par la table de vérité donnée ci-après, permet d'obtenir les

différents signaux S1, S2 et S3, S4 en sortie du bloc d'échantillonnage 416.

Position de commutation			
49	49a	49b	
43			
P c			
10 o o			
s m			
i m	43a	S2 = K.P.[ r.TR1 + (1-r)T ]	S4 = K.P.[ r.TR2 + (1-r)T ]
t u			
i t			
15 o a			
n t			
i	43b	S1 = K.P.TR1	S3 = K.P.TR2
d o			
e n			

20

Dans les relations donnant les valeurs des signaux précités, on notera que K désigne la constante de Boltzman, P désigne la valeur de la bande passante du radiomètre à deux références 4 et r désigne la valeur du coefficient de réflexion de l'applicateur 30 ou 31 considéré. Les signaux échantillonnés précités sont alors mémorisés au niveau du micro-ordinateur constituant la console de calcul et de visualisation 7 et une combinaison linéaire de ces signaux obtenue à partir des expressions ci-après :

30

$$Va = S1 - S2$$

$$Vb = S3 - S4$$

permet d'obtenir la valeur de la température absolue T de la zone Z à traiter par la relation :

$$T = \frac{VaTR2 - VbTR1}{Va - Vb}$$

35

On notera ainsi que la valeur de la température absolue T de la région Z à traiter est donc calculable à

partir des températures de référence TR1 et TR2, et ceci en toute indépendance relativement au coefficient de réflexion  $r$  et à la largeur  $P$  de la bande passante du radiomètre à deux références.

5 Pour une description plus détaillée du radiomètre à deux références 4 mis en oeuvre dans le système objet de la présente invention, on pourra utilement se reporter à la description de la demande de brevet français déjà mentionnée précédemment incorporée dans la description de  
10 la présente demande à titre de référence.

Ainsi qu'on l'a représenté en outre en figure 3a, le radiomètre 4 à deux références comprend un module d'étalonnage, 420, à trois sorties. Une première sortie, 421, du module d'étalonnage 420 est reliée à un  
15 court-circuit électrique dans la bande de fréquence micro-onde du radiomètre 4, une deuxième sortie, 422, du module d'étalonnage est reliée à une première résistance calibrée de valeur déterminée dans la bande de fréquence du radiomètre, cette résistance étant portée premièrement à  
20 une température  $T_1$  de valeur déterminée. Enfin, la troisième sortie 423 du module d'étalonnage 420 est reliée à une deuxième résistance calibrée de même valeur déterminée dans la bande de fréquence du radiomètre 4, cette deuxième résistance étant en fonctionnement portée à  
25 une température  $T_2$  déterminée.

On notera que de manière avantageuse, le commutateur micro-onde 43 du radiomètre à deux références tel que représenté en figure 2 peut alors être remplacé par un commutateur micro-onde multivoies noté 643, la référence  
30 643 désignant en fait une combinaison du commutateur micro-onde à deux voies 43 de la figure 2 et du commutateur micro-onde multivoies 6 de la figure 1 par exemple.

On notera bien sûr que le commutateur micro-onde multivoies 643 permet de relier sélectivement à l'entrée  
35 formant entrée de mesure du radiomètre 4 à deux références, soit l'un des applicateurs micro-onde 30 ou 31, soit l'une

des sorties du module d'étalonnage. Ainsi, le commutateur micro-onde multivoies 643 est un commutateur à 6 entrées et une sortie, les 6 entrées étant notées 643a, b, d, e, f, g et la sortie étant notée 643c par analogie avec le  
5 commutateur micro-onde 643 de la figure 2. Les entrées 643d, e, f, sont reliées respectivement à la première 421, deuxième 422, et troisième 423 sortie du module d'étalonnage 420 à trois sorties. En outre, les entrées 643g, a et b, sont respectivement reliées aux bornes 5a,  
10 5d, du commutateur multivoies 5 tel que représenté en figure 1 et au court-circuit 42.

On notera ainsi que dans le cadre de la figure 3a, l'entrée de mesure du radiomètre 4 à deux références est réalisée soit par la borne 643g, soit par la borne 643a du  
15 commutateur multivoies 643.

On notera de manière avantageuse que les câbles d'interconnexion entre le commutateur multivoies 643, les entrées de celui-ci précédemment décrites et leurs différents points de liaison peuvent avantageusement être  
20 constitués par des câbles d'égale longueur notés B1 ainsi que représenté sur la figure 3a. La longueur des câbles est ainsi choisie de façon à réaliser un équilibrage du dispositif en ce qui concerne les pertes introduites par les câbles de connexion précités.

25 Une description du mode opératoire permettant la mise en oeuvre d'un calibrage automatique d'un système pour le traitement thermique interne de corps certains, objet de la présente invention, selon le mode de réalisation de la figure 3a sera maintenant donnée en liaison avec les  
30 figures 3b à 3d.

Dans le processus de calibration mis en oeuvre, on notera que la calibration peut être effectuée à partir de l'un des applicateurs 30, 31 de manière semblable. Dans tous les cas, l'entrée de mesure du radiomètre à deux  
35 références 4 sera alors considérée comme la borne 643c du commutateur micro-onde multivoies 643, laquelle peut être

interconnectée à l'une des bornes d'entrée précédemment décrite dans la description du commutateur multivoies 643.

Le processus de calibration, conformément à un objet de la présente invention, consiste alors  
5 avantageusement, ainsi qu'illustré en liaison avec la figure 3b, en premier lieu, à connecter l'entrée de mesure du radiomètre à deux références à la première sortie 421 du module d'étalonnage 420, l'entrée de mesure du radiomètre 4 à deux références étant ainsi placée en court-circuit. Le  
10 deuxième commutateur multivoies 49 du radiomètre à deux références 4 est alors connecté sur la première, TR1, puis sur la deuxième, TR2, référence de température ainsi qu'illustré en figure 3b. Les valeurs correspondantes  $V_{01}$  et  $V_{02}$  du signal délivré par le circuit d'échantillonnage  
15 416 sont alors mesurées et mémorisées.

Le processus de calibration consiste en deuxième lieu à connecter l'entrée de mesure du radiomètre 4 à deux références à la deuxième sortie 422 du module d'étalonnage 420. L'entrée de mesure précitée est alors connectée à la  
20 résistance de valeur déterminée portée à la température  $T_1$  de valeur déterminée. Le deuxième commutateur multivoies 49 est alors connecté sur la première TR1, puis sur la deuxième TR2, référence de température. Les valeurs  $V_{11}$  et  $V_{12}$  correspondantes du signal délivré par le circuit  
25 d'échantillonnage 416 sont alors mesurées et mémorisées.

En troisième lieu, le processus de calibration consiste à connecter l'entrée de mesure du radiomètre à deux références à la troisième sortie 423 du module d'étalonnage 420. L'entrée de mesure précitée est alors  
30 connectée à la résistance de valeur déterminée portée à la température  $T_2$  de valeur déterminée. Le deuxième commutateur multivoies 49 du radiomètre 4 à deux références est alors connecté sur la première TR1, puis sur la deuxième TR2, référence de température. Les valeurs  $V_{21}$  et  
35 respectivement  $V_{22}$  correspondantes du signal délivré par le circuit d'échantillonnage 416 sont alors mesurées et



mémorisées.

On notera que les valeurs mémorisées précitées vérifient chacune une relation de la forme :

$$V_{ij} = K \cdot \Delta F (a \cdot K_2 \times T \times (1 - \rho) + T_{cab} \cdot K_2 (1 - a) \cdot (1 - \rho) - a^2 \rho + TR_j (a^2 + K_2^2 \cdot \rho - K_1^2)).$$

On notera que dans cette relation :

- $V_{ij}$  désigne chaque valeur mémorisée précitée,  
 $K$  désigne le produit du gain  $G$  de la chaîne par la constante de Boltzman  $KB$ ,  
 $\Delta F$  désigne la bande passante du radiomètre à deux références,  
 $TR_j$  désigne soit la première  $TR_1$ , soit la deuxième  $TR_2$ , températures de référence, pour  $j$  prenant les valeurs 1, respectivement 2,  
 $K_1$  et  $K_2$  désignent les coefficients de perte du premier commutateur micro-onde 643 pour les voies 1 et 2,  
 $a$  désigne les pertes du câble permettant d'assurer la liaison du câble entre entrée de mesure du radiomètre à deux références 4 et les différentes entrées du module de calibration 420,  
 $T_{cab}$  désigne la température du câble de liaison avec  $\rho = 0$  lors de l'interconnexion de l'entrée du radiomètre à deux références 4 sur la deuxième ou troisième entrée, 422, 423 et sur la résistance correspondante déterminée du module d'étalonnage 420, et  $\rho = 1$  lors de l'interconnexion de l'entrée du radiomètre 4 à deux références sur la première entrée 421 et sur le court-circuit correspondant du module d'étalonnage 420.

Les équations linéaires ayant les valeurs mémorisées précitées  $V_{ij}$  et les paramètres du dispositif précédemment mentionné peuvent alors être résolus de manière numérique au moyen du micro-calculateur constituant la console de calcul et d'affichage 7 pour déterminer les paramètres précités.

On notera d'une manière générale que les

différentes étapes du processus de calibration précédemment décrites peuvent être permutées sans sortie du cadre de la présente invention en raison du fait notamment que les relations vérifiées par les valeurs de tension échantillonnées  $V_{ij}$  précédemment décrites sont linéaires, les paramètres physiques du dispositif étant considérés comme des variables indépendantes.

On notera d'ailleurs que le processus de calibration précédemment décrit peut être mis en oeuvre plus particulièrement dans le cadre d'un étalonnage réalisé en laboratoire de la manière ci-après lorsque les deux températures  $T_1$  et  $T_2$  auxquelles sont portées les résistances du module de calibration 420 sont ajustables. Dans un tel cas le processus de calibration peut consister, de manière avantageuse :

- en premier lieu, à effectuer l'étape décrite en premier lieu précédemment dans la description dans le cadre du processus de calibration.
- En deuxième lieu sont effectuées les étapes précédemment décrites en deuxième et troisième lieu dans le processus de calibration antérieur relativement aux températures de références  $TR_1$ , successivement  $TR_2$ , la température ajustable  $T_1$ ,  $T_2$ , c'est-à-dire l'une des deux, étant ajustée progressivement de façon à obtenir une valeur nulle pour les valeurs correspondantes  $V_{11}$ ,  $V_{12}$ , ou  $V_{21}$ ,  $V_{22}$ , délivrées par le circuit d'échantillonnage 416, pour des valeurs correspondantes dites températures de zéro, et notées respectivement  $TZ_1$ ,  $TZ_2$ , des températures ajustables  $T_1$  ou  $T_2$ . Chaque température de zéro vérifie une relation du type :

$$TZ_j = (TR_j \cdot K_1^2 - T_{cab} \cdot K_2(1-a) + V_{0j}) / (a \cdot K_2 \cdot K \cdot \Delta F).$$

On notera que dans cette relation,  $j$  désigne bien entendu l'indice pouvant prendre la valeur 1 ou 2 relative à la référence de température effectivement utilisée.

De même,  $K$  désigne le produit du gain de la chaîne par la constante de Boltzman  $K_B$ .

On notera que dans le mode de réalisation de la figure 3a, l'existence du court-circuit 42, lequel est relié à la borne 643b du commutateur multivoies 643, et du court-circuit relié à la sortie 421 du module de calibration 420 implique l'utilisation de câbles de connexion identiques, afin de réaliser un bon équilibrage physique de l'ensemble du système. Cet équilibrage peut être vérifié par la comparaison des tensions ou signaux échantillonnés délivrés par le module d'échantillonnage 416, une valeur identique ou sensiblement identique, aux erreurs de mesure près, de ces signaux délivrés respectivement par le module de détection échantillonnée 416 lors de la commutation sur l'un ou l'autre des court-circuits indiquant un équilibrage satisfaisant de l'ensemble du dispositif.

Bien entendu, ainsi que représenté en figure 3d, l'un des court-circuits peut être supprimé, et dans ce cas, le commutateur micro-onde multivoies 643 comporte une borne d'entrée en moins, le court-circuit du module de calibration 420 et la première sortie 421 de celui-ci étant par exemple supprimés. Le module de calibration 420 est alors un module de calibration à deux sorties, 422 et 423. Une telle modification du module de calibration permet de réaliser en fait un module de calibration équivalent à celui précédemment décrit dans la description.

Une description plus détaillée d'un système pour le traitement thermique interne de corps certains conforme à l'objet de la présente invention, plus particulièrement adapté au traitement de tissus vivants, en particulier au traitement d'un adénome de la prostate, sera maintenant donnée en liaison avec la figure 4.

Ainsi qu'on l'a représenté sur la figure précitée, le système objet de la présente invention comprend, de manière avantageuse, une première, 20, une deuxième, 21, et une troisième, 22, voies de transmission connectées en parallèle en sortie du générateur 1 d'énergie micro-onde.

Un premier, 30, et un deuxième, 31, applicateur micro-onde sont prévus, le premier applicateur micro-onde, 30, applicateur rectal, étant relié, d'une part à la sortie de la première voie, 20, et d'autre part, sélectivement à la  
5 sortie de la deuxième voie, 21, ou à l'entrée de mesure du radiomètre 4 à deux références par l'intermédiaire d'un premier et d'un deuxième commutateurs micro-onde multivoies, lesquels sont notés 5 et 6 sur la figure 4.

Le deuxième applicateur, 31, applicateur urétral,  
10 est également sélectivement relié à la sortie de la troisième voie, 22, ou d'autre part, à l'entrée de mesure du radiomètre à deux références par l'intermédiaire du premier commutateur multivoies 5 et du deuxième commutateur multivoie 6.

15 On notera en particulier que les premier et deuxième applicateurs 30, 31, sont thermostatés par l'intermédiaire d'un bloc de thermostatisation 8, lequel délivre un fluide de thermostatisation à chacun des applicateurs précités. Le bloc de thermostatisation ne sera  
20 pas décrit en détails, car il correspond à un élément constitutif connu de l'homme de métier.

On notera cependant que les deuxième et troisième voies, 20, 21, comportent chacune un circuit déphaseur programmable, 210, 211, permettant de déphaser l'onde  
25 porteuse de l'énergie micro-onde transmise vers les applicateurs, 30, 31, correspondants.

On notera en outre que chaque voie, 20, 21, 22, comporte un amplificateur correspondant, 201, 211, 221, de l'énergie micro-onde, cet amplificateur pouvant jouer le  
30 rôle de modulateur de façon à moduler l'onde porteuse selon une suite d'impulsions de rapport cyclique déterminé, le rapport cyclique permettant ainsi déterminer l'énergie micro-onde effectivement appliquée au niveau de chaque applicateur. Les dispositifs amplificateurs modulateurs  
35 micro-onde précédemment mentionnés ne seront pas décrits en détail, car il peuvent être réalisés par tout dispositif

amplificateur modulateur normalement disponibles dans le commerce pour assurer l'amplification et la modulation d'énergie micro-onde dont la fréquence  $f_0$  est égale sensiblement à 915 Mz.

5 Une description plus détaillée de l'applicateur urétral 31 sera donnée en liaison avec les figures 5a à 5c.

Selon les figures précitées, l'applicateur urétral comprend, dans une sonde de type sonde de Foley, une antenne filaire 311 connectée au commutateur correspondant  
10 par un connecteur micro-onde, 3110a, et un câble coaxial, 3110b. L'applicateur urétral comporte également un tuyau d'entrée d'eau, 312, et un tuyau de sortie d'eau, 313, dans la sonde, l'eau étant délivrée par le bloc de thermostatisation 8, et permettant ainsi d'assurer une  
15 circulation d'eau jouant le rôle de fluide de thermostatisation.

Ainsi qu'on le notera à l'observation de la figure 5b, l'antenne filaire constituée par le câble micro-onde 311 comporte une butée, 3113, disposée à une distance  
20 convenable de l'extrémité de l'antenne filaire précitée, cette butée étant destinée à régler la longueur effective de l'antenne filaire dans la sonde de type de Foley. La butée 3113 peut être réalisée par un matériau plastique, par exemple, collé sur le câble micro-onde 3110b.

25 Ainsi qu'on l'a également représenté en figure 5b, on notera que l'antenne filaire 311 est formée par le câble coaxial présentant successivement à son extrémité dans le sens de propagation directe de l'énergie micro-onde, une partie, 3111, de longueur  $h$  sur laquelle le blindage du  
30 câble coaxial a été supprimé, l'âme centrale du câble coaxial étant sur cette partie recouverte par le matériau diélectrique du câble. Une partie, 3112, de longueur  $h'$  est formée par l'âme centrale du câble coaxial totalement dénudé. Les longueurs  $h$  et  $h'$  sont déterminées en fonction  
35 de la fréquence  $f_0$  de l'onde porteuse de l'énergie micro-onde et de la dimension de la zone à chauffer.

On notera que, en vue de réaliser les applications en gynécologie, l'applicateur décrit en liaison avec les figures 5a et 5b peut être avantageusement modifié ainsi que représenté en figure 5c.

5 Dans ce cas, les parties de longueur h et h' sont recouvertes d'une coiffe, 3114, en matériau diélectrique. La coiffe présente une forme oblongue afin d'assurer une adaptation d'impédance de l'antenne filaire au tissu environnant.

10 Une description détaillée d'un mode opératoire, soit d'un mode d'utilisation du système objet de la présente invention tel que représenté en figure 4, plus particulièrement dans le cas d'un traitement d'un adénome de la prostate, sera donné en liaison avec les figures 6a à  
15 c.

Dans le cas précité, le processus de traitement proprement dit comprend, après implantation des applicateurs rectal et urétral 30, 31, ainsi que représenté en figure 6a dans la ou les cavités physiologiques  
20 adéquates correspondantes, notamment des étapes consistant en une émission, vers le ou les applicateurs 30, 31, précités d'un niveau d'énergie micro-onde déterminé et de modulation de la phase relative de l'onde porteuse de l'énergie micro-onde transmise par deux voies consécutives  
25 selon un programme de modulation déterminé pour moduler le niveau d'énergie transférée au niveau de la zone à traiter Z.

Bien entendu, de l'observation de la figure 6a, on comprendra que la zone Z à traiter englobe la prostate  
30 soumise au traitement, cette zone Z étant située entre les deux applicateurs après implantation de ces derniers.

Ainsi qu'on l'a représenté en figure 6b, la modulation de phase, c'est-à-dire le choix d'une valeur de la phase relative du champ électrique rayonné par le  
35 premier et le deuxième applicateurS, par exemple, 30, 31, permet d'engendrer au niveau de la zone Z à traiter un

champ électrique résultant,  $E_R$ , dont l'amplitude vérifie la relation  $E_R = 2E \cdot \cos\phi$ , ce qui a pour effet de permettre l'application d'une énergie micro-onde proportionnelle au carré de l'amplitude précitée, soit proportionnelle à quatre fois l'amplitude du champ électrique rayonnée par l'un des applicateurs. On obtient ainsi une très grande dynamique de l'énergie effectivement appliquée au niveau de la zone Z à traiter, cette dynamique étant dans un rapport 2 par rapport à la dynamique d'énergie appliquée en l'absence de modulation. La modulation programmée de la phase relative de l'onde porteuse de l'énergie micro-onde et donc du champ électrique rayonné par chaque applicateur peut être effectuée continuellement ou par incréments discrets, ceci afin de moduler la quantité d'énergie appliquée à la zone Z à traiter et finalement l'accroissement de température apporté à la zone précitée.

Sur la figure 6c, on a représenté à titre d'exemple non limitatif une loi d'évolution de la montée en température de la zone Z à traiter vers une température constante notée  $T_{ass}$ , laquelle peut être maintenue par l'émission périodique de l'un et/ou de l'autre applicateur 30, 31.

On notera bien entendu que, d'une part, la température d'asservissement  $T_{ass}$  ainsi que la pente  $p$ , ou la loi de convergence vers cette température d'asservissement, sont déterminées par le praticien en fonction de l'application considérée.

Selon une caractéristique avantageuse, la pente  $p$  ou la loi de convergence vers la température d'asservissement peut être choisie de façon à correspondre à une fonction monotone croissante de la température en fonction du temps par incrément de température  $\Delta T$  compris entre  $0,8^\circ\text{C}$  à  $1,2^\circ\text{C}$  par minute.

De préférence, et selon un aspect particulièrement avantageux du système objet de la présente invention, la puissance rayonnée, laquelle correspond à une puissance

électrique rayonnée maximale rayonnée de 50 watts peut alors être ajustée de façon à vérifier pour les incréments de puissance apportés par chaque rayonnement successif la relation :

5 
$$\Delta P = M \cdot \Delta T + N \cdot \Delta T \text{ théorique} / \Delta T \text{ atteinte.}$$

On notera bien sûr que dans la relation précitée,  $\Delta P$  représente l'incrément de puissance délivrée par l'un et/ou l'autre des applicateurs 31 ou 30,

10  $M$  représente un coefficient de proportionnalité dépendant de la zone, et finalement de l'organe à traiter, et des applicateurs utilisés,

$\Delta T$  représente l'accroissement de température par rapport à la mesure antérieure au moyen du radiomètre à deux références,

15  $N$  représente un coefficient de proportionnalité dépendant également de l'organe et des applicateurs utilisés ainsi que de la loi de croissance de température choisie par le praticien,

$\Delta T$  théorique  
20 est une valeur mémorisée au niveau du micro-ordinateur constituant la console de calcul et d'affichage 7, ces valeurs mémorisées correspondant à l'application considérée et constituant, pour cette application, une base de données à la disposition du praticien, et,

25  $\Delta T$  atteinte  
étant l'accroissement de température mesuré par le radiomètre à deux références entre deux mesures de température séparées par l'application d'une quantité d'énergie micro-onde donnée.

30 On notera bien entendu que, à la base de données précitée, sont incorporées les valeurs de  $M$  et  $N$  ainsi que des valeurs représentatives de la loi de croissance de température, l'ensemble étant à la disposition du praticien.

35 On notera en particulier que pour des valeurs de déphasage données, le point le plus chaud de la zone  $Z$



traitée se déplace soit en avant de l'urètre ou en arrière du rectum en tenant compte de l'épaisseur de la prostate. Donc, pour une prostate de volume déterminé par échographie, il est possible de calculer alors les différentes phases et le rapport des puissances micro-onde rayonnées par chacune des voies pour obtenir une efficacité thermique maximale. A titre d'exemple non limitatif, lorsque les trois voies délivrent une puissance micro-onde en phase, les puissances délivrées par chacune des voies étant identiques, la zone la plus chaude de situe sensiblement à mi-distance entre l'urètre et la paroi rectale.

Selon un autre mode de traitement, celui-ci peut consister à faire varier en fonction du temps la phase de l'onde porteuse délivrée par chacune des voies et en particulier de deux voies consécutives, soit de façon continue par phase variable entre 0 et 180 °, soit avec des valeurs fixées de déphasage, par exemple.

Ainsi, un mode de traitement peut consister pour :

20	t = 0	applicateur urétral 31	phase = 0°
		applicateur rectal voie 21	phase = 0°
		applicateur rectal voie 20	phase = 120°

t = 4 secondes

25	permutation cyclique	phase urétrale = 120°,
	les autres phases étant prises égales à 0°.	

On notera que le choix du temps de séquençement est fonction de la géométrie et du volume de l'organe à traiter et donc de la zone Z soumise à l'hyperthermie. Ce séquençement, pour produire un effet thermique optimum, selon une étude théorique menée, doit être compris entre 3 et 9 secondes.

On notera que les commutateurs micro-onde multivoies permettent de commuter les différents applicateurs, ceux-ci fonctionnant soit comme applicateurs d'énergie micro-onde, soit comme détecteurs ou capteurs de température. Par exemple, dans certains cas, il est

24

préférable de chauffer les tissus avec l'un des applicateurs, par exemple l'applicateur rectal, et de mesurer la température par radiométrie au moyen de l'applicateur urétral et/ou une des voies de l'applicateur  
5 rectal ou réciproquement.

On a ainsi décrit un système pour le traitement thermique interne de corps certains par application d'énergie micro-onde particulièrement performant, ce système, en raison de l'utilisation d'un radiomètre à deux  
10 références de température, permettant de déterminer avec grande précision la température d'une zone à traiter. En outre, le système objet de la présente invention présente une très grande souplesse d'utilisation, en raison du fait que les applicateurs micro-onde sont également utilisés  
15 comme capteurs de température au point de rayonnement de l'énergie micro-onde précitée. La très grande souplesse d'utilisation du système objet de la présente invention est également obtenue grâce à la mise en oeuvre d'une modulation de phase de l'énergie micro-onde délivrée par  
20 deux applicateurs consécutifs, cette modulation de phase permettant notamment au praticien de provoquer un déplacement du point le plus chaud de la zone traitée, et donc d'envisager ainsi des traitements spécifiques de la zone précitée.

25

30

35

## REVENDEICATIONS

- 1) Système pour le traitement thermique interne de corps certains par application d'énergie micro-onde sur une zone à traiter, ce système comportant un générateur d'énergie micro-onde à une première fréquence déterminée, au moins une voie de transmission de l'énergie micro-onde émise par le générateur, chaque voie permettant d'engendrer un signal de traitement micro-onde modulé en amplitude selon une loi de modulation périodique déterminée à une deuxième fréquence déterminée, l'onde porteuse de l'énergie micro-onde de deux voies consécutives présentant un déphasage de valeur déterminée, au moins un applicateur micro-onde associé à ladite au moins une voie permettant d'assurer l'application de l'énergie micro-onde délivrée par ladite voie en des points distincts au voisinage de la zone à traiter, et des moyens de calcul et d'affichage des puissances micro-onde rayonnées et des températures instantanées des points distincts de la zone à traiter, caractérisé en ce qu'il comprend :
- 20 - un radiomètre à deux références de température interconnecté sélectivement audit au moins un applicateur micro-onde jouant le rôle de capteur et permettant de mesurer la température absolue du point distinct correspondant au voisinage de la zone à traiter,
  - 25 - un module d'étalonnage à trois sorties relié audit radiomètre à deux références,
    - une première sortie du module d'étalonnage étant reliée à un court-circuit électrique dans la bande de fréquence micro-onde du radiomètre,
    - 30 - une deuxième sortie du module d'étalonnage étant reliée à une première résistance calibrée de valeur déterminée dans la bande de fréquence du radiomètre, cette résistance étant portée en fonctionnement à une première température T1 de valeur déterminée,

- une troisième sortie du module d'étalonnage étant reliée à une deuxième résistance calibrée de même valeur déterminée dans la bande de fréquence du radiomètre, cette deuxième résistance étant, en fonctionnement, portée à une température T2, déterminée,
- un commutateur micro-onde multivoies permettant de relier sélectivement à l'entrée du commutateur micro-onde formant entrée de mesure dudit radiomètre à deux références soit l'un des applicateurs micro-onde associés auxdites voies, soit l'une des sorties dudit module d'étalonnage

2) Système selon la revendication 1 caractérisé en ce que ledit radiomètre à deux références comprend :

- un premier commutateur micro-onde comprenant deux voies d'entrée connectées, l'une à la sortie d'un applicateur par l'intermédiaire d'un commutateur multivoies, et l'autre au court-circuit micro-onde et une sortie connectable à l'une ou l'autre des deux entrées, un circulateur avec trois voies successives, la première étant connectée à la sortie du premier commutateur micro-onde et la deuxième à l'entrée d'un ensemble de traitement électronique micro-ondes, la troisième voie constituant une entrée de référence,
- au moins deux sources de référence de température internes et un second commutateur micro-onde avec au moins deux voies d'entrée connectées chacune à la sortie desdites au moins deux sources de référence et une sortie connectée à ladite troisième entrée de référence du circulateur, ledit ensemble de traitement électronique comportant :
  - un circuit de commande de synchronisation agissant tant sur le premier commutateur micro-onde que sur le second commutateur micro-onde pour obtenir au moins quatre signaux de sortie successifs différents, chacun desdits au moins quatre signaux correspondant à chacune des au moins quatre possibilités de connexion des deux

commutateurs micro-onde, le premier à deux voies d'entrée et le second à au moins deux voies d'entrée,

- 5 - un détecteur micro-onde à une entrée connectée par l'intermédiaire d'un amplificateur micro-onde à la sortie du circulateur,
- 10 - un circuit d'échantillonnage connecté en sortie du détecteur micro-onde et délivrant des valeurs échantillonnées des signaux délivrés par le détecteur micro-onde auxdits moyens de calcul et d'affichage, lesdits moyens de calcul, sous la commande du circuit de commande et de synchronisation permettant, à partir des valeurs échantillonnées desdits au moins quatre signaux successifs, de calculer la température au niveau de  
15 l'applicateur, indépendamment du coefficient de réflexion de l'applicateur vis-à-vis de la zone à traiter et des pertes des commutateurs micro-onde et des câbles d'interconnexion.

3) Système selon l'une des revendications 1 ou 2, caractérisé en ce que, dans le cas du traitement d'un tissu vivant tel que la prostate, celui-ci comporte :

- 20 - une première, une deuxième et une troisième voies de transmission connectées en parallèle en sortie dudit générateur d'énergie micro-onde,
- 25 - un premier et un deuxième applicateur micro-onde, le premier applicateur micro-onde, applicateur rectal, étant relié, d'une part, directement à la sortie de la première voie et, d'autre part, sélectivement à la sortie de la deuxième voie ou à l'entrée de mesure du radiomètre à deux références par l'intermédiaire d'un premier et d'un  
30 deuxième commutateur micro-onde multivoies, le deuxième applicateur, applicateur urétral, étant sélectivement relié, d'une part, à la sortie de la troisième voie ou, d'autre part, à l'entrée de mesure du radiomètre à deux références par l'intermédiaire dudit premier commutateur  
35 multivoies et d'un deuxième commutateur multivoies.

4) Système selon la revendication 3, caractérisé en

ce que lesdits premier et deuxième applicateurs sont thermostatés.

5 5) Système selon l'une des revendications 3 ou 4, caractérisé en ce que lesdites deuxième et troisième voies comportent chacune un circuit déphaseur programmable de l'onde porteuse de l'énergie micro-onde transmise vers les applicateurs correspondants.

10 6) Système selon l'une des revendications 3 à 5, caractérisé en ce que ledit deuxième applicateur urétral comprend, dans une sonde de type sonde de Foley,  
- une antenne filaire connectée au commutateur multivoies correspondant par un connecteur micro-onde et un câble coaxial,  
- un tuyau d'entrée d'eau et un tuyau de sortie d'eau dans  
15 la sonde, permettant d'assurer une circulation d'eau.

20 7) Système selon la revendication 6, caractérisé en ce que l'antenne filaire comporte une butée disposée à une distance déterminée de l'extrémité de l'antenne filaire et permettant de régler la longueur effective de l'antenne filaire dans la sonde de type Foley.

25 8) Système selon la revendication 6 ou 7, caractérisé en ce que ladite antenne filaire est formée par ledit câble coaxial présentant successivement à son extrémité dans le sens de propagation direct de l'énergie micro-onde :

- une partie de longueur  $h$  sur laquelle le blindage du câble coaxial a été supprimé, l'âme centrale dudit câble coaxial étant, sur cette partie, recouverte par le matériau diélectrique du câble,  
30 - une partie de longueur  $h'$  formée par ladite âme centrale du câble coaxial totalement dénudé, les longueurs  $h$  et  $h'$  étant déterminées en fonction de la fréquence  $f_0$  de l'énergie micro-onde.

35 9) Système selon la revendication 8, caractérisé en ce que, en vue d'applications en gynécologie, les parties de longueur  $h$  et  $h'$  sont recouvertes d'une coiffe en

matériau diélectrique, permettant d'assurer une adaptation d'impédance de l'antenne filaire.

5 10) Utilisation d'un système pour le traitement interne de corps certains, selon l'une des revendications précédentes, caractérisée en ce que ladite utilisation consiste à effectuer, préalablement et/ou au cours du processus de traitement proprement dit, un processus de calibration du système.

10 11) Utilisation selon la revendication 10, caractérisée en ce que ledit processus de calibration consiste :

- 15 a) - à connecter l'entrée de mesure dudit radiomètre à deux références à la première sortie dudit module d'étalonnage, ladite entrée de mesure dudit radiomètre à deux références étant ainsi placée en court-circuit,
- 20 - à connecter le deuxième commutateur multivoies du radiomètre à deux références sur la première TR1 puis sur la deuxième TR2 référence de température,
- à mesurer et mémoriser les valeurs correspondantes  $V_{o1}$ ,  $V_{o2}$ , du signal délivré par le circuit d'échantillonnage,
- 25 b) - à connecter l'entrée de mesure dudit radiomètre à deux références à la deuxième sortie dudit module d'étalonnage, ladite entrée de mesure étant connectée à la résistance de valeur déterminée portée à la température T1 de valeur déterminée,
- à connecter le deuxième commutateur multivoies du radiomètre à deux références sur la première TR1 puis sur la deuxième TR2 référence de température,
- 30 - à mesurer et mémoriser les valeurs  $V_{11}$ , puis  $V_{12}$ , correspondantes du signal délivré par le circuit d'échantillonnage,
- 35 c) - à connecter l'entrée de mesure dudit radiomètre à deux références à la troisième sortie dudit module d'étalonnage, ladite entrée de mesure étant connectée à la résistance de valeur déterminée portée à la

- température T2 de valeur déterminée,
- à connecter le deuxième commutateur multivoies dudit radiomètre à deux références sur la première TR1 puis sur la deuxième TR2 référence de température,
  - 5 - à mesurer et mémoriser les valeurs V21, V22, correspondantes du signal délivré par le circuit d'échantillonnage,
- d) - à résoudre le système d'équations linéaires liant les valeurs mémorisées Vo1, Vo2 ; V11, V12 ; V21, V22, lesdites valeurs vérifiant chacune une relation de la
- 10 forme
- $$V_{ij} = K \cdot \Delta F (a \cdot K_2 \times T \times (1-p) + T_{cab} \cdot K_2 (1-a) \cdot (1-p) - a^2 p + TR_j (a^2 + K_2^2 \cdot p - K_2^2))$$
- où
- 15 Vij désigne chaque valeur mémorisée précitée,
  - K désigne le produit du gain G de la chaîne, par la constante de Boltzman KB,
  - $\Delta F$  désigne la bande passante du radiomètre à deux références,
  - 20 TRj désigne soit la première TR1, soit la deuxième TR2, température de référence,
  - K1 et K2 désignent les coefficients de perte du premier commutateur micro-onde du radiomètre à deux références pour les voies 1 et 2 considérées,
  - 25 a désigne les pertes du câble permettant d'assurer la liaison entre entrée de mesure du radiomètre à deux références et des différentes entrées du module de calibration.
  - Tcab désigne la température du câble de liaison, avec
  - 30  $p = 0$ , lors de l'interconnexion de l'entrée du radiomètre sur la deuxième ou troisième entrée et sur la résistance correspondante de valeur déterminée du module d'étalonnage et  $p = 1$  lors de l'interconnexion de l'entrée du radiomètre sur la
  - 35 première entrée et sur le court-circuit du module d'étalonnage.



12) Utilisation selon la revendication 11, caractérisée en ce que les deux températures T1 et T2, auxquelles sont portées les résistances du module de calibration, étant ajustables, ledit processus de calibration consiste :

a') à effectuer l'étape a) précédente,

b') à effectuer les étapes b) ou c) précédentes relativement aux températures de référence TR1, successivement TR2, la température ajustable T1 ou T2 étant ajustée progressivement de façon à obtenir une valeur nulle pour les valeurs correspondantes V11, V12 ou V21, V22 délivrées par le circuit d'échantillonnage pour des valeurs correspondantes, dites températures de zéro, TRZ1, TRZ2, des températures ajustables T1, respectivement T2, chaque température de zéro vérifiant une relation du type :

$$TRZ_j = ( TR_j \cdot K_1^2 - T_{cab} \cdot K_2(1-a) + V_{oj} ) / ( a \cdot K_2 \cdot K \cdot \Delta F ), \text{ où}$$

j désigne l'indice pouvant prendre la valeur 1 ou 2,  
K = G.KB'

13) Utilisation selon l'une des revendications 10 à 12, caractérisée en ce que ledit processus de traitement proprement dit comprend notamment les étapes ci-après, après implantation du ou desdits applicateurs micro-onde dans la ou les cavités physiologiques adéquates :

- émission vers le ou lesdits applicateurs d'un niveau d'énergie micro-onde déterminé,
- modulation de la phase relative de l'onde porteuse de l'énergie micro-onde transmise par deux voies consécutives selon un programme de modulation déterminé pour moduler le niveau d'énergie transférée au niveau de la zone à traiter ou d'une partie de celle-ci.

14) Utilisation selon la revendication 13, caractérisée en ce que la modulation programmée de la phase relative de l'onde porteuse de l'énergie micro-onde est effectuée continuellement ou par incréments discrets.

15) Procédé de traitement d'un adénome de la

prostate, ce procédé consistant

- à implanter un applicateur rectal et un applicateur urétral dans les cavités physiologiques correspondantes, l'applicateur rectal étant susceptible d'être alimenté en énergie micro-onde par une voie déphasée et par une voie non déphasée de l'onde porteuse de l'énergie micro-onde et l'applicateur urétral étant alimenté en énergie micro-onde par une voie déphasée de l'onde porteuse de l'énergie micro-onde, la zone de la prostate à traiter étant située entre les deux applicateurs,
- à émettre vers le ou les applicateurs un niveau d'énergie micro-onde déterminé et
- à moduler la phase relative de l'onde porteuse de l'énergie micro-onde transmise par deux voies consécutives pour moduler le niveau d'énergie transférée au niveau de la zone à traiter et atteindre pour celle-ci une température d'asservissement.

16) Procédé selon la revendication 15, caractérisé en ce que la pente  $p$  ou loi de convergence vers la température d'asservissement est choisie de façon à correspondre à une fonction monotone croissante de température, en fonction du temps, par incrément de température compris entre 0,8 °C à 1,2 °C par minute.

17) Procédé selon la revendication 15 ou 16, caractérisé en ce que la modulation de la phase relative de l'onde porteuse de l'énergie micro-onde transmise par deux voies consécutives est effectuée soit de façon continue par phase variable entre 0 et 180°, soit avec des valeurs fixées de déphasage.



2/7

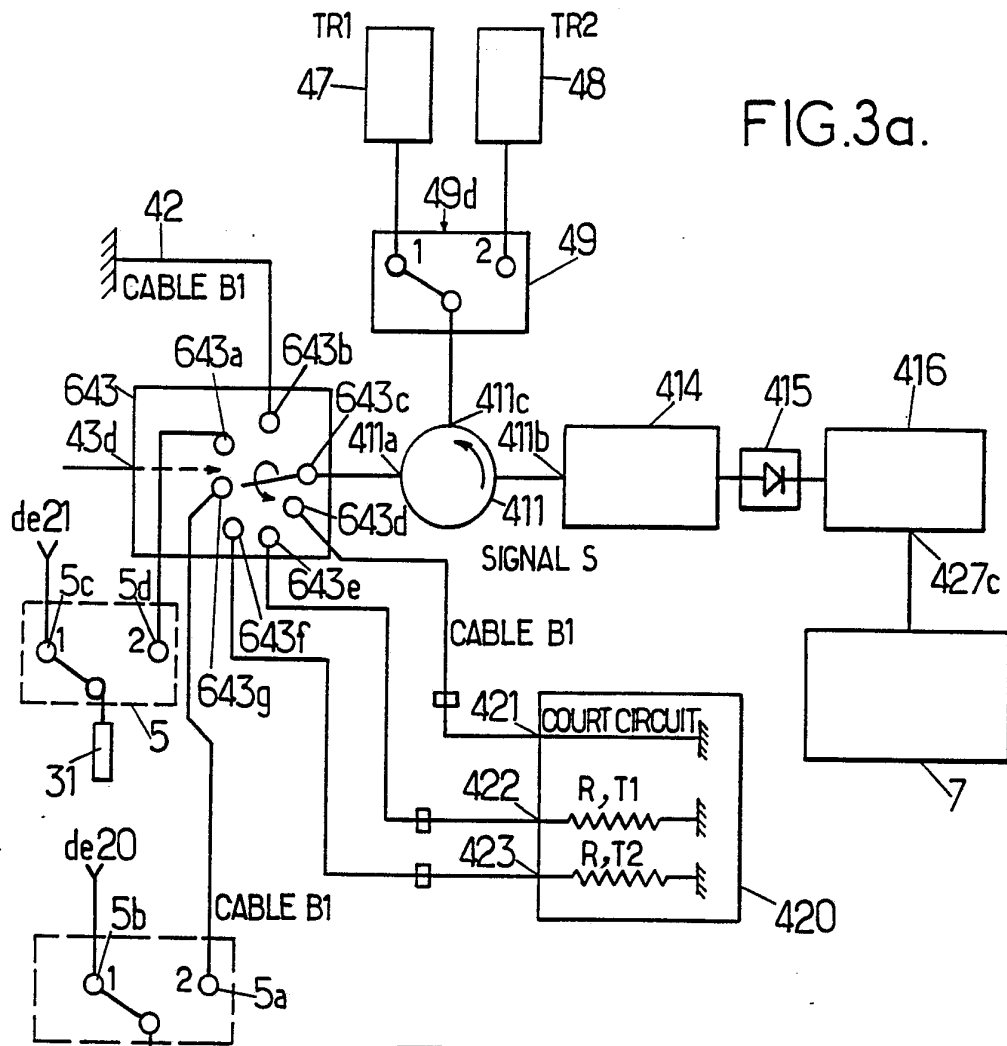


FIG.3a.

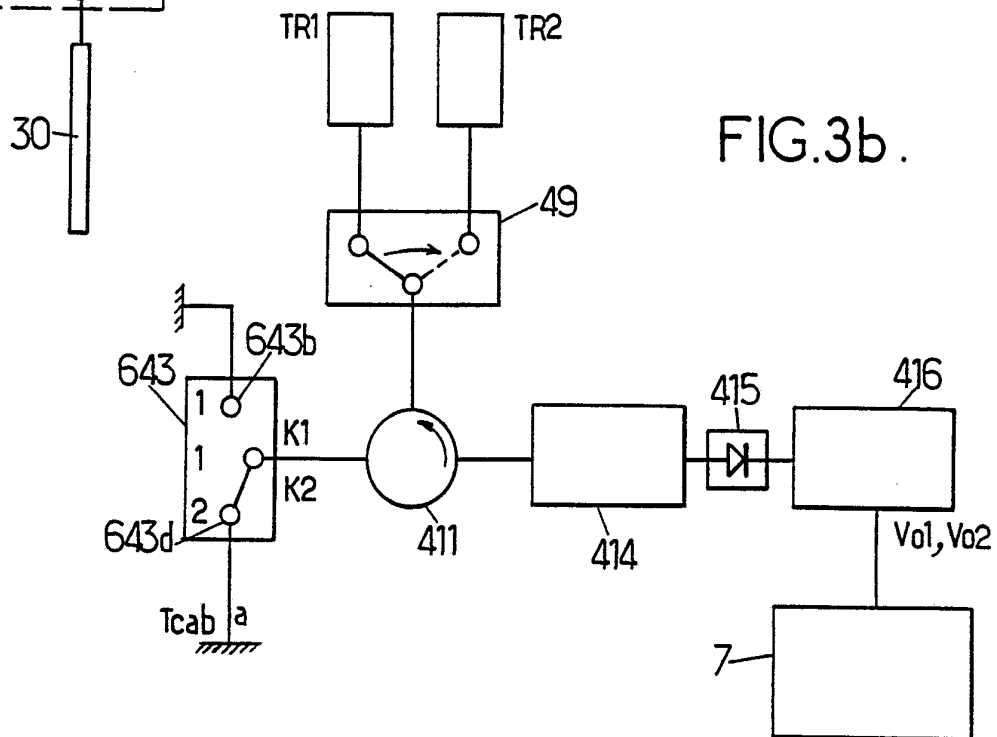


FIG.3b.

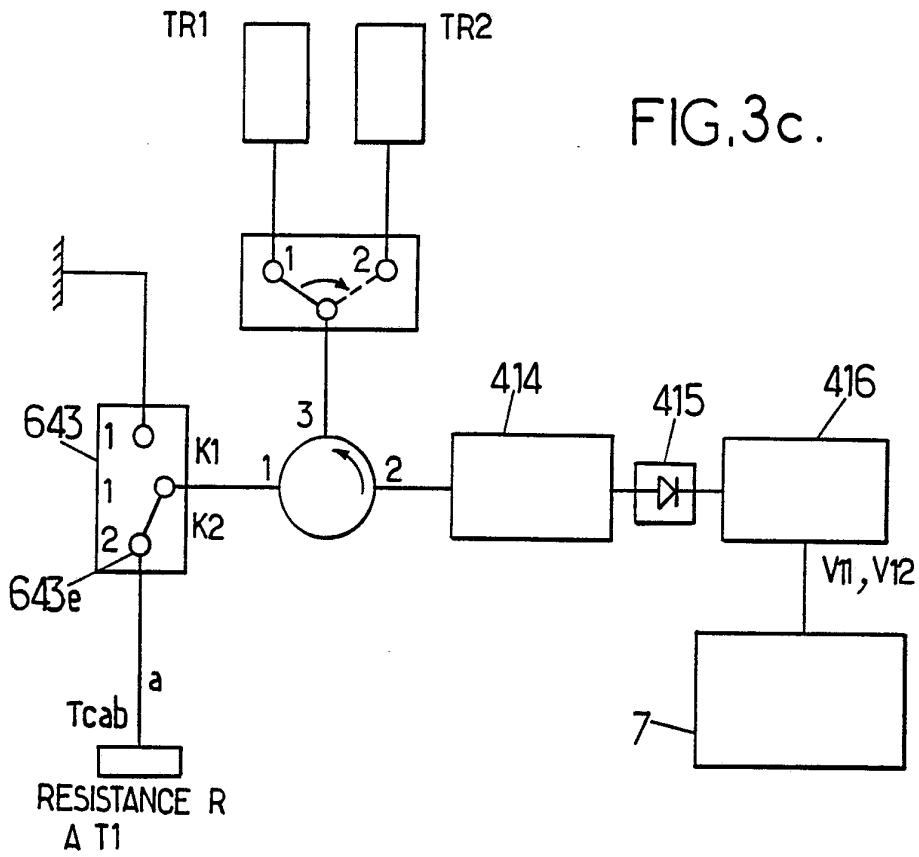


FIG. 3c.

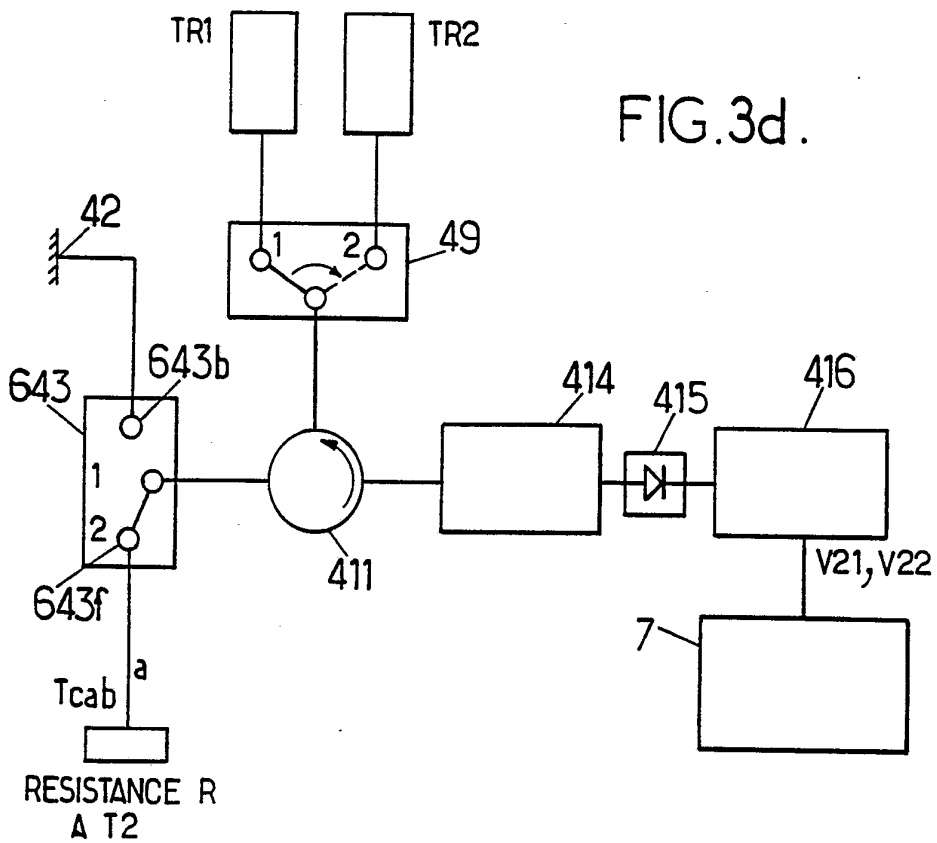


FIG. 3d.

FIG.3e.

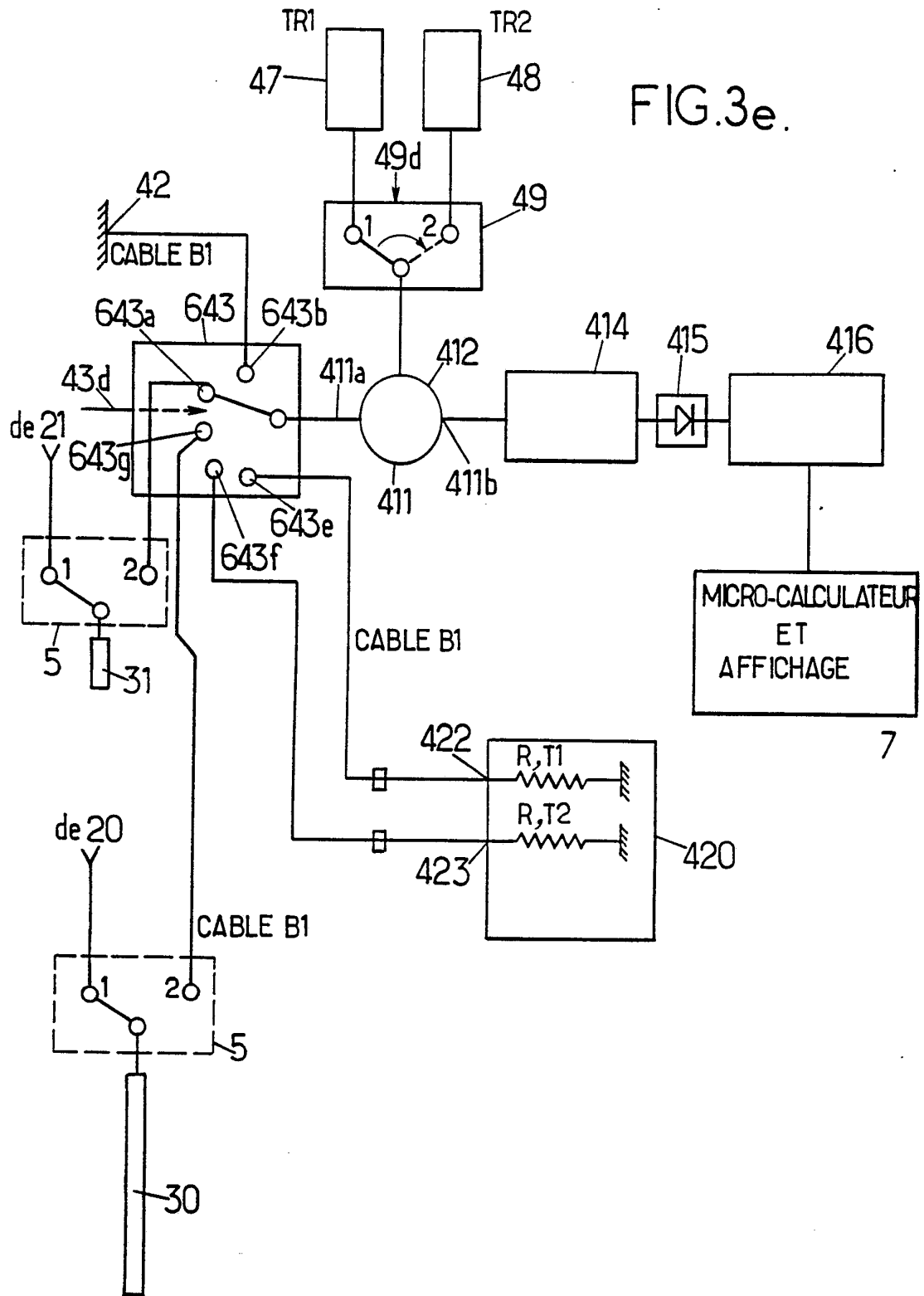
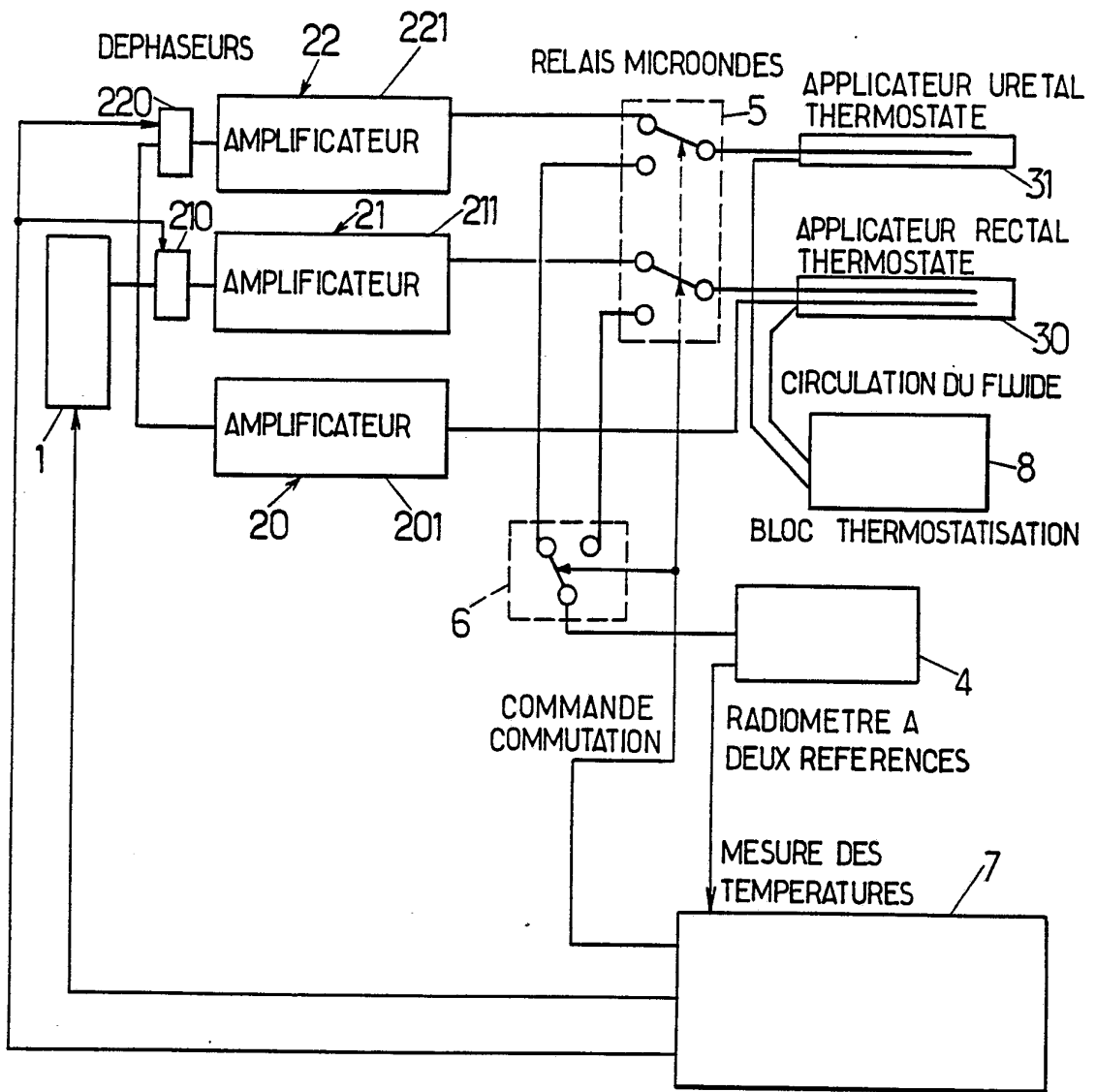


FIG.4 :



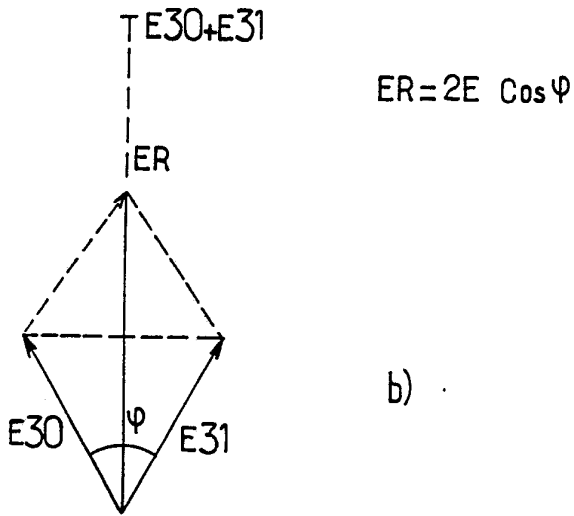
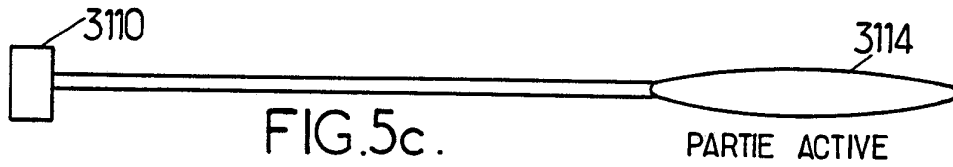
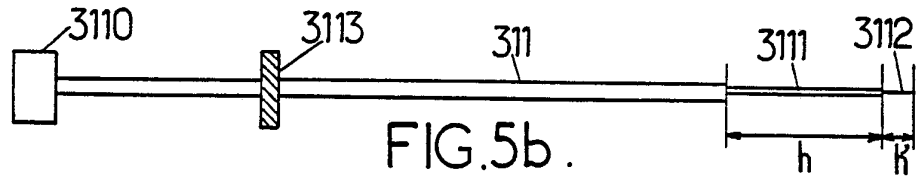
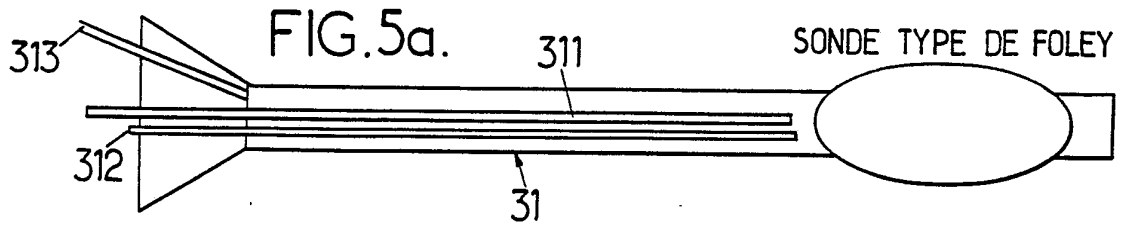


FIG.6.

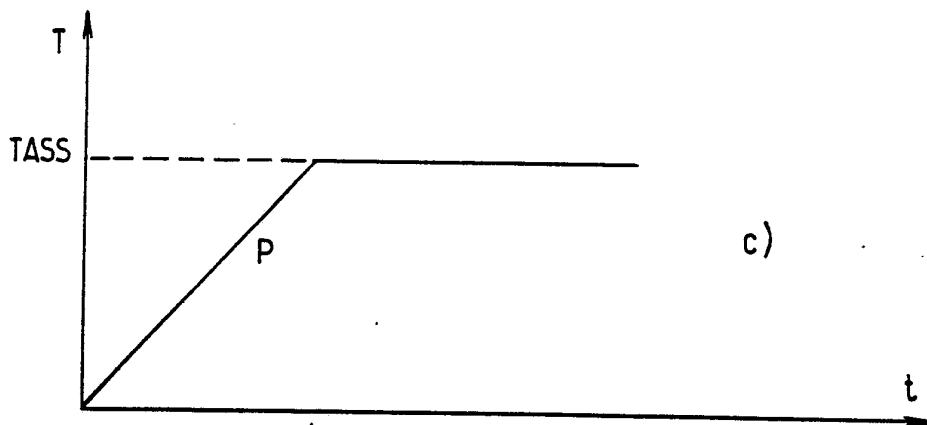
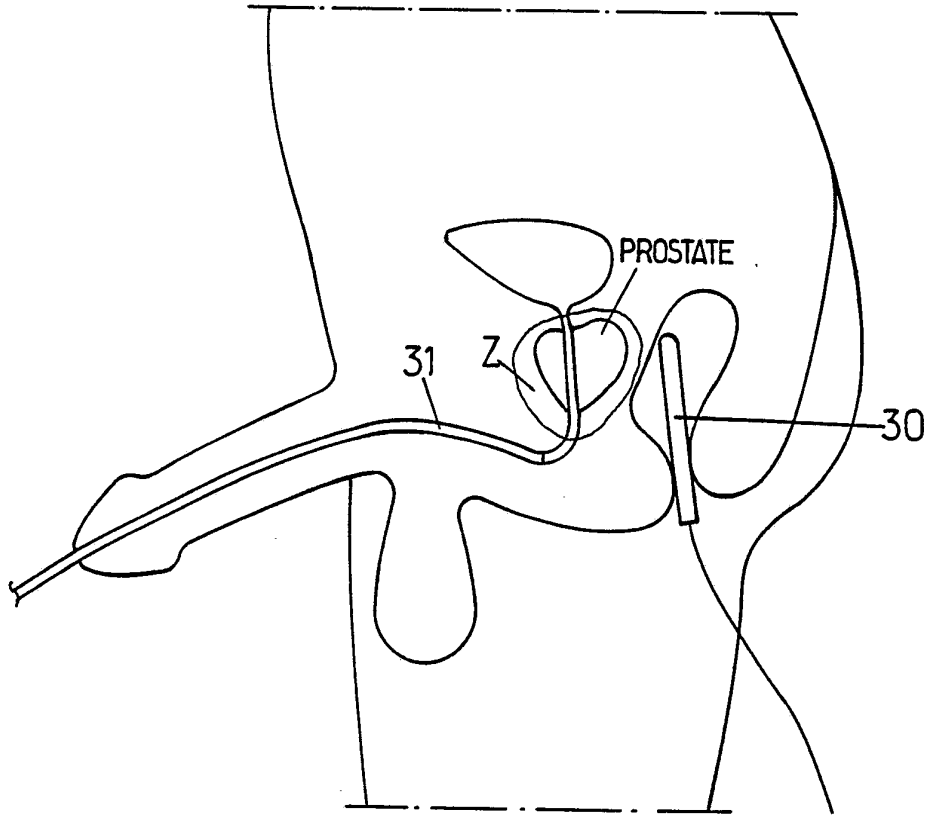




FIG.6a.



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/FR 92/00729

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC<sup>5</sup> A61N5/02

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC<sup>5</sup> A61N

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	FR,A,2 650 390 (INSERM) 1 February 1991 cited in the application see the whole document	1,2 10-13
Y	--- DATABASE WPIL Week 8819, Derwent Publications Ltd., London, GB; AN 88-132135 & SU,A,1 345 142 (IOSELSON) 15 October 1987 see abstract	1,2, 10-13
A	--- DATABASE WPIL Week 9103, Derwent Publications Ltd., London, GB; AN 91-020869 & SU,A,1 567 203 (KOLESHKO) 30 May 1990 see abstract	3

 Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

## \* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

16 October 1992 (16.10.92)

Date of mailing of the international search report

30 October 1992 (30.10.92)

Name and mailing address of the ISA/  
EUROPEAN PATENT OFFICE

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/FR 92/00729

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO,A,8 803 823 (BSD MEDICAL CORPORATION) 2 June 1988 see the whole document ---	1,4,5
A	EP,A,0 370 890 (TECHNOMED) 30 May 1990 see column 6, line 29 - column 11, line 42 --- -----	6-8

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/FR 92/00729

**Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1.  Claims Nos.: 15-17  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:  
Rule/PCT: 39.1n
  
2.  Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
  
3.  Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1.  As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2.  As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3.  As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
  
4.  No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

**Remark on Protest**  

The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.

No protest accompanied the payment of additional search fees.

**ANNEX TO THE INTERNATIONAL SEARCH REPORT  
ON INTERNATIONAL PATENT APPLICATION NO. FR 9200729  
SA 63074**

This annex lists the patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned international search report. The members are as contained in the European Patent Office EDP file on The European Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information. 16/10/92

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
FR-A-2650390	01-02-91	None	
WO-A-8803823	02-06-88	US-A- 4798215	17-01-89
		DE-T- 3790764	08-12-88
		JP-T- 2501270	10-05-90
		US-A- 5097844	24-03-92
EP-A-0370890	30-05-90	FR-A- 2639238	25-05-90
		EP-A- 0459535	04-12-91
		JP-A- 2180279	13-07-90

<b>I. CLASSEMENT DE L'INVENTION</b> (si plusieurs symboles de classification sont applicables, les indiquer tous) <sup>7</sup>		
Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB CIB 5 A61N5/02		
<b>II. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE</b>		
Documentation minimale consultée <sup>8</sup>		
Système de classification	Symboles de classification	
CIB 5	A61N	
Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où de tels documents font partie des domaines sur lesquels la recherche a porté <sup>9</sup>		
<b>III. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS</b> <sup>10</sup>		
Catégorie <sup>o</sup>	Identification des documents cités, avec indication, si nécessaire, <sup>12</sup> des passages pertinents <sup>13</sup>	No. des revendications visées <sup>14</sup>
Y	FR,A,2 650 390 (INSERM) 1 Février 1991 cité dans la demande voir le document en entier ----	1,2, 10-13
Y	DATABASE WPIL Week 8819, Derwent Publications Ltd., London, GB; AN 88-132135 & SU,A,1 345 142 (IOSELSON) 15 Octobre 1987 voir abrégé ----	1,2, 10-13
A	DATABASE WPIL Week 9103, Derwent Publications Ltd., London, GB; AN 91-020869 & SU,A,1 567 203 (KOLESHKO) 30 Mai 1990 voir abrégé ----	3
-/--		
<p><sup>o</sup> Catégories spéciales de documents cités:<sup>11</sup></p> <p>"A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent</p> <p>"E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date</p> <p>"L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)</p> <p>"O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens</p> <p>"P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée</p> <p>"T" document ultérieur publié postérieurement à la date de dépôt international ou à la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention</p> <p>"X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive</p> <p>"Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier.</p> <p>"&amp;" document qui fait partie de la même famille de brevets</p>		
<b>IV. CERTIFICATION</b>		
Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée	Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale	
16 OCTOBRE 1992	30. 10. 92	
Administration chargée de la recherche internationale	Signature du fonctionnaire autorisé	
OFFICE EUROPEEN DES BREVETS	LEMERCIER D.L.L.	

3

III. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS <sup>14</sup>		(SUITE DES RENSEIGNEMENTS INDIQUES SUR LA DEUXIEME FEUILLE)
Catégorie <sup>o</sup>	Identification des documents cités, <sup>16</sup> avec indication, si nécessaire des passages pertinents <sup>17</sup>	No. des revendications visées <sup>18</sup>
A	WO,A,8 803 823 (BSD MEDICAL CORPORATION) 2 Juin 1988 voir le document en entier ----	1,4,5
A	EP,A,0 370 890 (TECHNOMED) 30 Mai 1990 voir colonne 6, ligne 29 - colonne 11, ligne 42 -----	6-8

**Cadre I Observations - lorsqu'il a été estimé que certaines revendications ne pouvaient pas faire l'objet d'une recherche (suite du point 1 de la première feuille)**

Conformément à l'article 17.2)a), certaines revendications n'ont pas fait l'objet d'une recherche pour les motifs suivants:

1.  Les revendications n°s 15-17 se rapportent à un objet à l'égard duquel l'administration n'est pas tenue de procéder à la recherche, à savoir:  
PCT/Règle: 39.1n
2.  Les revendications n°s se rapportent à des parties de la demande internationale qui ne remplissent pas suffisamment les conditions prescrites pour qu'une recherche significative puisse être effectuée, en particulier:
3.  Les revendications n°s sont des revendications dépendantes et ne sont pas rédigées conformément aux dispositions de la deuxième et de la troisième phrases de la règle 6.4.a).

**Cadre II Observations - lorsqu'il y a absence d'unité de l'invention (suite du point 2 de la première feuille)**

L'administration chargée de la recherche internationale a trouvé plusieurs inventions dans la demande internationale, à savoir:

1.  Comme toutes les taxes additionnelles ont été payées dans les délais par le déposant, le présent rapport de recherche internationale porte sur toutes les revendications pouvant faire l'objet d'une recherche.
2.  Comme toutes les recherches portant sur les revendications qui s'y prêtaient ont pu être effectuées sans effort particulier justifiant une taxe additionnelle, l'administration n'a sollicité le paiement d'aucune taxe de cette nature.
3.  Comme une partie seulement des taxes additionnelles demandées a été payée dans les délais par le déposant, le présent rapport de recherche internationale ne porte que sur les revendications pour lesquelles les taxes ont été payées, à savoir les revendications n°s:
4.  Aucune taxe additionnelle demandée n'a été payée dans les délais par le déposant. En conséquence, le présent rapport de recherche internationale ne porte que sur l'invention mentionnée en premier lieu dans les revendications; elle est couverte par les revendications n°s:

Remarque quant à la réserve

- Les taxes additionnelles étaient accompagnées d'une réserve de la part du déposant.
- Le paiement des taxes additionnelles n'était assorti d'aucune réserve.



**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE  
RELATIF A LA DEMANDE INTERNATIONALE NO.**

FR 9200729  
SA 63074

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche internationale visé ci-dessus.  
Lesdits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du 16/10/92  
Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets. 16/10/92

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
FR-A-2650390	01-02-91	Aucun	
WO-A-8803823	02-06-88	US-A- 4798215 DE-T- 3790764 JP-T- 2501270 US-A- 5097844	17-01-89 08-12-88 10-05-90 24-03-92
EP-A-0370890	30-05-90	FR-A- 2639238 EP-A- 0459535 JP-A- 2180279	25-05-90 04-12-91 13-07-90

EPO FORM P0472

Pour tout renseignement concernant cette annexe : voir Journal Officiel de l'Office européen des brevets, No.12/82