PCT ORGANISATION MONDIALE DE LA PROPRIETE INTELLECTUELLE
Bureau international

DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIEE EN VERTU DU TRAITE DE COOPERATION EN MATIERE DE BREVETS (PCT)

(51) Classification internationale des brevets 6 :		(11) Numéro de publication internationale:
A61B 8/12, 19/00, 17/36, G10K 11/00	A1	**WO 95/02994**
		(43) Date de publication internationale: 2 février 1995 (02.02.95)

(21) Numéro de la demande internationale: PCT/FR94/00936

(22) Date de dépôt international: 26 juillet 1994 (26.07.94)

(30) Données relatives à la priorité:
93/09158 26 juillet 1993 (26.07.93) FR
94/01304 4 février 1994 (04.02.94) FR

(71) Déposants *(pour tous les Etats désignés sauf US)*: INNELECT [FR/FR]; Parc-aux-Vignes, Croissy-Beaubourg, Boîte postale 69, F-77312 Marne-la-Vallée Cédex 2 (FR). INSTITUT NATIONAL DE LA SANTE ET DE LA RECHERCHE MEDICALE [FR/FR]; 101, rue de Tolbiac, F-75654 Paris Cédex 13 (FR).

(72) Inventeurs; et
(75) Inventeurs/Déposants *(US seulement)*: DORY, Jacques [FR/FR]; Le Moulin-Brûlé, F-77580 Villiers-sur-Morin (FR). CONSTANTINOU, Georges [FR/FR]; 38-40, avenue Raymond-Radiguet, F-94210 La Varenne-Saint-Hilaire (FR). CHAPELON, Jean-Yves [FR/FR]; 6, allée Marcel-Achard, F-69100 Villeurbanne (FR). BLANC, Emmanuel [FR/FR]; 47, allée Antonin-Dumas, F-69230 Saint-Genis-Laval (FR). LACOSTE, François [FR/FR]; 61, rue Boileau, F-69006 Lyon (FR). GILLES, Gérard [FR/FR]; 5, chemin des Carreaux, F-77440 Congis-sur-Therouanne (FR).

(74) Mandataire: HIRSCH, Marc-Roger; Cabinet Hirsch, 34, rue de Bassano, F-75008 Paris (FR).

(81) Etats désignés: CA, JP, US, brevet européen (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).

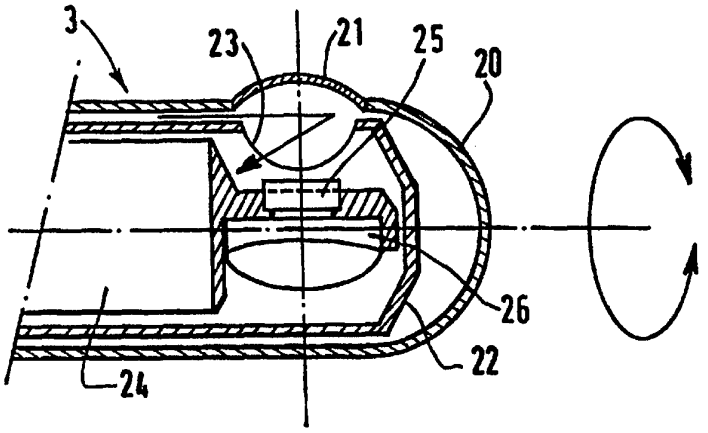
Publiée
Avec rapport de recherche internationale.

(54) Title: IMAGING AND THERAPY INTRALUMINAL PROBE AND THERAPEUTIC TREATMENT APPARATUS UTILIZING SAME

(54) Titre: SONDE ENDOCAVITAIRE DE THERAPIE ET D'IMAGERIE ET APPAREIL DE TRAITEMENT THERAPEUTIQUE EN COMPORTANT APPLICATION

(57) Abstract

The imaging and therapy intraluminal probe (1) includes a probe body (3), at least one imaging transducer (25) for emitting imaging waves and at least one therapy transducer (26) for emitting therapeutic waves, movably mounted in said probe, driving means (24) for said imaging transducer, and driving means (26) for said therapy transducer. The probe is characterized in that said therapy and imaging transducers are movably mounted therein so that said therapy transducer, during the emission of therapeutic waves, directly emits the therapeutic waves in a direction substantially identical to the direction in which said imaging transducer emits imaging waves. With this invention, therapeutic treatments, particularly prostate therapy, can be conducted with high efficiency and therapeutic safety. The mechanical construction of the probe is simple and gives a high level of precision during treatment.



(57) Abrégé

La sonde endocavitaire (1) de thérapie et d'imagerie comporte un corps de sonde (3), au moins un transducteur d'imagerie (25) pour l'émission d'ondes d'imagerie et au moins un transducteur de thérapie (26) pour l'émission d'ondes de thérapie, montés mobiles dans ladite sonde, des moyens d'entraînement (24) dudit transducteur d'imagerie et des moyens d'entraînement (24) dudit transducteur de thérapie. Elle est caractérisée en ce que ledit transducteur de thérapie et ledit transducteur d'imagerie sont montés mobiles dans la sonde de telle sorte que ledit transducteur de thérapie lors de l'émission des ondes de thérapie émet directement les ondes de thérapie suivant une direction sensiblement identique à la direction suivant laquelle ledit transducteur d'imagerie émet les ondes d'imagerie lors de l'émission des ondes d'imagerie. L'invention permet de réaliser des traitements thérapeutiques, en particulier de la prostate, avec une très bonne efficacité et sécurité du traitement. La structure mécanique de la sonde de l'invention est simple, et permet d'obtenir une grande précision dans le traitement.

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	**GB**	Royaume-Uni	**MR**	Mauritanie
AU	Australie	**GE**	Géorgie	**MW**	Malawi
BB	Barbade	**GN**	Guinée	**NE**	Niger
BE	Belgique	**GR**	Grèce	**NL**	Pays-Bas
BF	Burkina Faso	**HU**	Hongrie	**NO**	Norvège
BG	Bulgarie	**IE**	Irlande	**NZ**	Nouvelle-Zélande
BJ	Bénin	**IT**	Italie	**PL**	Pologne
BR	Brésil	**JP**	Japon	**PT**	Portugal
BY	Bélarus	**KE**	Kenya	**RO**	Roumanie
CA	Canada	**KG**	Kirghizistan	**RU**	Fédération de Russie
CF	République centrafricaine	**KP**	République populaire démocratique de Corée	**SD**	Soudan
CG	Congo			**SE**	Suède
CH	Suisse	**KR**	République de Corée	**SI**	Slovénie
CI	Côte d'Ivoire	**KZ**	Kazakhstan	**SK**	Slovaquie
CM	Cameroun	**LI**	Liechtenstein	**SN**	Sénégal
CN	Chine	**LK**	Sri Lanka	**TD**	Tchad
CS	Tchécoslovaquie	**LU**	Luxembourg	**TG**	Togo
CZ	République tchèque	**LV**	Lettonie	**TJ**	Tadjikistan
DE	Allemagne	**MC**	Monaco	**TT**	Trinité-et-Tobago
DK	Danemark	**MD**	République de Moldova	**UA**	Ukraine
ES	Espagne	**MG**	Madagascar	**US**	Etats-Unis d'Amérique
FI	Finlande	**ML**	Mali	**UZ**	Ouzbékistan
FR	France	**MN**	Mongolie	**VN**	Viet Nam
GA	Gabon				

SONDE ENDOCAVITAIRE DE THERAPIE ET D'IMAGERIE ET APPAREIL DE TRAITEMENT THERAPEUTIQUE EN COMPORTANT APPLICATION

La présente invention a pour objet une sonde endocavitaire de thérapie (ou traitement) et d'imagerie (ou visualisation), comportant un corps de sonde, au moins un transducteur d'imagerie pour l'émission d'ondes d'imagerie et au moins un transducteur de thérapie pour l'émission d'ondes de thérapie, montés mobiles dans la dite sonde, des moyens d'entraînement dudit transducteur d'imagerie et des moyens d'entraînement du dit transducteur de thérapie.

Elle a aussi pour objet un appareil de traitement thérapeutique en comportant application.

Dans l'état de la technique, il est connu depuis fort longtemps des appareils de traitement thérapeutique comprenant la combinaison d'un transducteur de thérapie et d'un transducteur d'imagerie (ou visualisation), habituellement de type extracorporel. On peut se reporter à ce sujet au document DORY US-A 4 658 828.

Les dispositifs de traitement extracorporels antérieurement connus donnent généralement satisfaction mais toutes les voies d'accès ne sont pas toujours possibles. D'autre part, il peut être difficile avec un dispositif de traitement extracorporel de réaliser un traitement de tissus situés en profondeur du corps d'un être humain et dans la mesure où les ondes ultrasoniques de thérapie traversent des zones tissulaires saines qu'il faut préserver. De ce fait, il est généralement souhaitable d'utiliser des sondes endocavitaires pour un traitement

plus précis et sûr seulement des tissus à soumettre au traitement.

Il existe déjà des sondes de traitement ou thérapie, ainsi que des sondes de traitement et d'imagerie.

Le document EP-A-0 317 049 décrit une sonde ultrasonique, présentant une fenêtre entourant un transducteur ultrasonique. Le transducteur ultrasonique est monté sur une première plate-forme circulaire susceptible de pivoter autour d'un de ses diamètres. Cette plate-forme est montée sur une deuxième plate-forme circulaire susceptible de tourner dans son plan, autour de son axe. De la sorte, le transducteur ultrasonique est susceptible de balayer des secteurs angulaires dans tous les plans. La sonde du document EP-A-0 317 049 est destinée à l'imagerie des tissus environnant la sonde.

Le document FR-A-2 673 542 décrit une sonde endorectale de thérapie et un appareil de destructions de tissus tumoraux, en particulier de la prostate, en comportant application. L'appareil de destruction selon ce document comprend une telle sonde endorectale et une sonde endo-urétrale d'échographie. La sonde endorectale de thérapie comprend un transducteur piézo-électrique ayant une face avant d'émission d'ondes acoustiques ultrasoniques, monté dans un organe support lié à un moyen guide rigide permettant une introductions endorectale de la sonde. L'ensemble ainsi constitué est entouré d'une membrane déformable en silicone ou en latex, susceptible d'être rempli de liquide après introduction de la sonde.

Le document FR-A-2 673 542 propose une solution au problème de la destruction de tissus tumoraux permettant un suivi en temps réel. La solution proposée consiste à utiliser une sonde endo-urétrale d'imagerie par échographie.

La solution proposée présente des inconvénients. Elle implique tout d'abord l'utilisation simultanée d'une sonde endo-urétrale et d'une sonde endorectale, ce qui augmente le traumatisme. Il est aussi nécessaire de déplacer les deux sondes, pour les besoins de l'échographie

et du traitement. Ceci engendre des traumatismes supplémentaires. La précision de l'appareil est limitée par la précision mécanique des moyens de support communs de la sonde endo-rectale et de la sonde endo-urétrale. Pour obtenir une bonne précision, il est nécessaire d'utiliser des systèmes mécaniques complexes. La sonde endorectale en cas de rupture de son enveloppe en latex ou en silicone, peut provoquer des traumatismes importants du fait de ses mouvements. Enfin la combinaison d'une sonde endo-rectale et d'une sonde endo-urétrale ne permet pas une visualisation en temps réel, le transducteur d'échographie étant saturé en réception lors de l'émission de l'onde de traitement.

Le document WO-A-89/07909 décrit, en particulier en référence à sa figure 5, une sonde endorectale de localisation et de thérapie. Cette sonde comprend un transducteur focalisant susceptible d'émettre des ultrasons pour l'imagerie ou la visualisation. Ce transducteur est monté sur une tige mobile par rapport à l'enveloppe extérieure souple de la sonde. La sonde comprend en outre un transducteur focalisant pour la thérapie, qui est monté pivotant autour d'un de ses diamètres sur des bras mobiles par rapport à l'enveloppe extérieure souple de la sonde. Le transducteur de thérapie émet en direction d'un miroir de renvoi qui réfléchit les ultrasons vers la zone à traiter.

Ce dispositif présente des inconvénients. Il est d'un volume important, du fait du nombre des éléments. Il comprend en outre des dispositifs mécaniques nombreux, pour lesquels il est difficile d'obtenir une précision importante. Le document présente en outre le même danger que la sonde du document EP-A-0 317 049, en cas de déchirement de l'enveloppe souple externe.

La combinaison dans la sonde endocavitaire de ce document d'un transducteur de thérapie et d'un transducteur d'imagerie implique des solutions complexes, notamment dans la mesure où le transducteur de thérapie émet des ondes ultrasoniques qui doivent être réfléchies sur un

miroir de renvoi sur les tissus à traiter. En raison de la présence de ce miroir, il est impossible de trouver un rapport d'ouverture optimal pour une concentration optimale des ondes ultrasoniques à la zone focale étant entendu que l'ouverture du transducteur de thérapie est donnée par le rapport diamètre/distance focale. De ce fait, dans le cadre de ce dispositif antérieur, il est physiquement impossible d'obtenir une ouverture du transducteur de thérapie voisine de 1 ou même supérieure à 1. Il en résulte une limitation supplémentaire des performances thérapeutiques.

La présente invention pallie ces inconvénients. Elle fournit une solution simple, sûre, peu traumatisante pour l'imagerie et le traitement des tissus; elle est particulièrement adaptée au traitement de la prostate.

La présente invention, notamment par rapport à l'art antérieur constitué par le document WO-A-89/07909, permet de limiter l'encombrement de la sonde, sans diminuer l'efficacité et la précision du traitement et de l'imagerie.

La présente invention a aussi pour but de résoudre le nouveau problème technique consistant en la fourniture d'une solution permettant de fournir une sonde endocavitaire combinant un transducteur de thérapie et un transducteur d'imagerie, dans laquelle le transducteur de thérapie présente une ouverture définie par le rapport diamètre/distance focale, le plus grand possible, si possible voisin de 1 ou même supérieur à 1, en obtenant ainsi une concentration maximale des ondes ultrasoniques à la zone focale, avec une efficacité grondement accrue de la thérapie.

Dans un mode de réalisation, la présente invention a encore pour but de résoudre le nouveau problème technique consistant en la fourniture d'une solution permettant de fournir une sonde endocavitaire combinant un transducteur de thérapie et un transducteur d'imagerie, permettant de réduire le périmètre de la section de la sonde endocavitaire dans un plan perpendiculaire à l'axe

d'introduction, tout en permettant de maintenir une ouverture optimale du transducteur de thérapie, ainsi que simultanément, de positionner le transducteur d'imagerie en lieu et place du transducteur de thérapie pour obtenir une image des tissus à traiter dans une position unique du corps de sonde endocavitaire, que ce soit pour l'imagerie ou pour la thérapie.

Dans un mode de réalisation, la présente invention a en outre pour but de résoudre le nouveau problème technique consistant en la fourniture d'une solution permettant de fournir une sonde endocavitaire combinée en transducteur de thérapie en transducteur d'imagerie, à ouverture optimale pour un traitement efficace, dans laquelle le transducteur de thérapie est limité en mouvement et notamment ne réalise qu'un mouvement de rotation en particulier autour d'un axe de rotation parallèle à l'axe d'introduction de la sonde endocavitaire, pour une meilleure précision de la thérapie. Avantageusement, ce problème technique doit être résolu selon une solution qui évite une translation du corps de la sonde endocavitaire entre la phase d'imagerie et la phase de thérapie pour éviter tout risque de déplacement de la zone tissulaire à traiter, telle qu'un organe.

La présente invention a encore pour but de résoudre les nouveaux problèmes techniques énoncés précédemment selon une solution qui permet d'utiliser une sonde d'imagerie indépendante, en permettant ainsi l'emploi de tout type de sonde d'imagerie commerciale, en réduisant ainsi pratiquement le coût de fabrication.

La présente invention permet pour la première fois de résoudre simultanément les problèmes techniques énoncés ci-dessus, d'une manière simple, fiable, reproductible, relativement peu coûteuse, utilisable à l'échelle industrielle et médicale.

L'invention propose une sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie, comportant un corps de sonde, au moins un transducteur d'imagerie pour l'émission d'ondes d'imagerie et au moins un transducteur de thérapie pour

l'émission d'ondes de thérapie, montés mobiles dans la dite sonde, des moyens d'entraînement du dit transducteur d'imagerie et des moyens d'entraînement du dit transducteur de thérapie, dans laquelle le dit transducteur de thérapie et le dit transducteur d'imagerie sont montés mobiles dans la sonde de telle sorte que le dit transducteur de thérapie lors de l'émission des ondes de thérapie émet directement les ondes de thérapie suivant une direction sensiblement identique à la direction suivant laquelle le dit transducteur d'imagerie émet les ondes d'imagerie lors de l'émission des ondes d'imagerie.

Grâce à l'invention, la sonde présente une structure mécanique simple, un encombrement réduit, et peut comprendre un transducteur de thérapie à grande ouverture.

Dans un mode de réalisation de l'invention, ledit transducteur d'imagerie et ledit transducteur de traitement sont mobiles autour d'un axe de rotation commun, et lesdits moyens d'entraînement sont communs audit transducteur d'imagerie et audit transducteur de traitement.

De la sorte, il est facile de passer du mode de traitement au mode d'imagerie, et réciproquement. Ceci n'implique aucun mouvement de la sonde, et garantit une excellente précision de traitement. De plus cela limite le nombre d'éléments mécaniques mobiles dans la sonde.

Dans un mode de réalisation de la sonde, ledit axe de rotation commun est parallèle à l'axe longitudinal de la sonde.

Ceci est particulièrement adapté au cas des sondes endorectales destinées à l'imagerie et/ou au traitement de la prostate.

Dans un autre mode de réalisation de la sonde, ledit axe de rotation commun est orthogonal à l'axe longitudinal de la sonde.

Ceci permet un traitement et/ou une visualisation dans une zone située dans l'axe longitudinal de la sonde.

Le transducteur de traitement et le transducteur d'imagerie peuvent constituer un ensemble monobloc.

Dans ce cas, la précision dans le passage du traitement à l'imagerie est celle du montage de cet ensemble monobloc.

Dans un mode de réalisation simple, ledit transducteur de traitement et ledit transducteur d'imagerie présentent chacun une forme de disque et sont disposés concentriquement et dos à dos.

Le transducteur de traitement peut présenter une forme concave assurant une focalisation.

La sonde peut comprendre un deuxième transducteur de thérapie, présentant en son centre un évidement dans lequel sont disposés le dit transducteur d'imagerie et ledit transducteur de thérapie.

Ceci permet de limiter l'emcombrement de la sonde sans sacrifier l'efficacité du traitement.

Dans un mode de réalisation, la dite sonde endocavitaire présente une forme allongée définissant un axe général d'introduction dans la cavité du corps et est caractérisée en ce que :

- le transducteur d'imagerie est monté sur des premiers moyens supports assurant une translation sensiblement parallèlement audit axe général de la sonde endocavitaire du transducteur d'imagerie entre une position rétractée et une position avancée;
- le transducteur de thérapie est monté sur des seconds moyens supports assurant une rotation du transducteur de thérapie selon un axe de rotation sensiblement parallèle à l'axe général de la sonde endocavitaire mais décalé par rapport au transducteur d'imagerie, de préférence hors de l'empattement du transducteur d'imagerie, pour permettre une rotation du transducteur de thérapie entre une position escamotée dite de repos pour laquelle le transducteur d'imagerie peut être déplacé en translation dans ladite position avancée et venir occuper la place précédemment occupée par le transducteur de thérapie et une position de traitement pour laquelle le transducteur d'imagerie est en position de retrait, afin de permettre la formation d'une image avec le transducteur

d'imagerie de la zone cible destinée à être traitée par le transducteur de thérapie, en permettant ainsi de visualiser et de traiter la zone cible à partir de la même position de la sonde endocavitaire.

Selon un mode de réalisation avantageux, le transducteur de thérapie et le transducteur d'imagerie sont disposés à l'intérieur d'une membrane souple remplie d'un liquide de couplage acoustique tel que l'eau ou une huile.

Selon un autre mode de réalisation avantageux, le transducteur de thérapie est monté dans un organe support solidaire des seconds moyens supports, présentant une section transversale dans un plan perpendiculaire à l'axe d'introduction définissant un périmètre qui est aussi proche que possible du périmètre de la section d'un même plan du transducteur de thérapie.

Selon encore un autre mode de réalisation avantageux, le transducteur de thérapie présente une forme extérieure en disque à profil en majeure partie sensiblement circulaire mais ayant un diamètre réduit dans le sens perpendiculaire à l'axe d'introduction.

Selon encore un autre mode de réalisation avantageux, le transducteur d'imagerie est prévu pour fournir des images dans plusieurs plans, par exemple deux plans perpendiculaires, un premier plan dit radial perpendiculaire à l'axe d'introduction et un second plan dit sagittal contenant sensiblement ou parallèlement l'axe d'introduction en particulier permettant aussi de réaliser l'image de la zone à traiter pendant le traitement.

Selon un autre mode de réalisation avantageux, le transducteur de thérapie est prévu pour réaliser une focalisation selon une direction sensiblement perpendiculaire à l'axe général d'introduction dans la cavité du corps.

Selon un mode de réalisation particulièrement avantageux, l'organe support précité du transducteur de thérapie présente une forme extérieure sensiblement circulaire ou polygonale, voisine de la forme extérieure du trans-

ducteur de thérapie qui est elle-même sensiblement circulaire ou polygonale, l'organe support du transducteur de thérapie étant solidaire des seconds moyens supports précités au voisinage d'un bord, de manière à faciliter le déplacement du transducteur de thérapie entre la position escamotée précitée et la position de traitement.

Selon un mode de réalisation actuellement préféré, le transducteur de thérapie présente une forme extérieure définissant un axe de symétrie qui est sensiblement parallèle à l'axe d'introduction précité.

Selon une variante de réalisation avantageuse, lorsque le transducteur de thérapie présente une forme extérieure en disque à profil en majeure partie sensiblement circulaire, et en particulier dans la variante éventuelle où il présente un diamètre réduit dans le sens perpendiculaire à l'axe d'introduction, ledit transducteur présentant un axe de symétrie qui est sensiblement parallèle à l'axe d'introduction précité.

Selon une variante de réalisation avantageuse de l'invention, le transducteur d'imagerie fait partie d'une sonde d'imagerie indépendante qui de préférence est constituée par tout type de sonde commerciale qui avantageusement permet de fournir des images dans plusieurs plans, en particulier deux plans, comme précédemment décrit.

Selon une autre variante de réalisation avantageuse de l'invention, le transducteur de thérapie présente une ouverture, c'est-à-dire un rapport diamètre/ distance focale compris entre 0,8 et 1,5 et encore mieux d'environ 1, en fournissant ainsi l'avantage déterminant pour la thérapie d'une efficacité accrue à la zone focale et l'absence de lésion secondaire sur les tissus situés entre le transducteur de thérapie et la zone focale.

Selon une autre variante de réalisation avantageuse de l'invention, des moyens de commande en rotation manuelle ou motorisée du transducteur de thérapie ainsi que des moyens de commande en translation manuelle ou motorisée du transducteur d'imagerie sont prévus, éventuelle-

ment cette rotation ou cette translation étant réalisée par l'intermédiaire des premier et second moyens supports précités.

Le transducteur de traitement peut aussi comprendre une lentille déformable mécaniquement permettant de modifier sa focale.

On assure ainsi une plage de traitement plus importante.

Dans un mode de réalisation, la sonde de traitement et d'imagerie comporte une paroi rigide entourant au moins partiellement lesdits transducteurs.

Ceci évite tout danger pour le patient du fait du mouvement des transducteurs.

Dans ce cas, ladite paroi rigide peut comporter une fenêtre.

Cette fenêtre permet un passage des ultrasons vers le patient.

Dans un mode de réalisation de l'invention, la sonde de traitement et d'imagerie comporte une enveloppe souple localement déformable.

Cette enveloppe assure un contact avec la zone à traiter et/ou à visualiser, et permet ainsi le passage des ultrasons.

L'invention couvre également un appareil de traitement, caractérisé en ce qu'il comprend une sonde endocavitaire telle que précédemment définie.

Selon un mode de réalisation particulier de cet appareil de traitement, celui-ci est un appareil de traitement d'une zone cible à l'intérieur du corps d'un mammifère, en particulier un être humain, comprenant des moyens d'introduction de la sonde endocavitaire dans une cavité du corps. Cette cavité peut être naturelle ou être provisoirement créée par voie chirurgicale, notamment par incision.

Dans un mode de réalisation particulier, la zone cible est une zone de tissus à traiter, en particulier des tissus malins et bénins, habituellement sous forme de tumeurs dites bénignes ou malignes.

Selon un autre mode de réalisation particulier de l'invention, l'appareil de traitement précité est un appareil de traitement des tissus de la prostate par voie urétrale ou rectale. Dans le cadre du traitement de cancer de la prostate, la voie rectale est actuellement préférée.

L'invention couvre encore un procédé de traitement d'une zone cible à l'intérieur du corps d'un mammifère, en particulier d'un être humain, caractérisé en ce qu'il comprend :

- la prévision d'une sonde endocavitaire présentant une forme allongée définissant un axe général d'introduction dans une cavité du corps ;

- la prévision d'un transducteur d'imagerie monté sur des premiers moyens de supports assurant une translation parallèlement audit axe général de la sonde endocavitaire du transducteur d'imagerie entre une position rétractée et une position avancée ;

- la prévision d'un transducteur de thérapie monté sur des seconds moyens supports assurant une rotation du transducteur de thérapie selon un axe de rotation parallèle à l'axe général de la sonde endocavitaire mais décalé par rapport au transducteur d'imagerie, de préférence hors de l'empattement du transducteur d'imagerie, pour permettre une rotation du transducteur de thérapie entre une position escamotée dite de repos pour laquelle le transducteur d'imagerie peut être déplacé en translation dans ladite position avancée et venir occuper la place précédemment occupée par le transducteur de thérapie et une position de traitement pour laquelle le transducteur d'imagerie est en position de retrait,

- l'introduction de la sonde endocavitaire dans ladite cavité du corps jusqu'à ce que le transducteur de thérapie soit disposé sensiblement en regard de ladite zone cible,

- le cas échéant, la mise en rotation du transducteur de thérapie pour le positionner dans ladite position escamotée de repos,

- le déplacement en translation du transducteur d'imagerie dans la position avancée pour venir occuper la place du transducteur de thérapie,

- la réalisation de la formation d'une image avec le transducteur d'imagerie de la zone cible à traiter par le transducteur de thérapie, permettant de visualiser la zone cible,

- le retrait du transducteur d'imagerie dans ladite position de retrait,

- la mise en rotation du transducteur de thérapie pour l'amener dans la position de traitement,

- l'émission d'ondes ultrasoniques de traitement pendant une période de temps prédéterminée qui est nécessaire pour réaliser ce traitement.

Les caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront à la lecture de la description suivante d'un mode de réalisation de la sonde selon l'invention, donné à titre d'exemple et en référence aux figures annexées, qui montrent:

- la figure 1 une vue schématique d'ensemble d'un premier mode de réalisation d'une sonde selon l'invention et de son mécanisme de support;

- la figure 2 une vue à plus grande échelle de la tête de la sonde de la figure 1;

- la figure 3 une vue analogue à celle de la figure 2 d'un autre mode de réalisation d'une sonde selon l'invention;

- la figure 4 une vue de la sonde de la figure 3, réglée pour une profondeur de traitement différente;

- la figure 5 une vue analogue à celle de la figure 2, d'encore un autre mode de réalisation de l'invention;

- la figure 6 différents modes de réalisations de transducteurs;

- la figure 7 une vue plus détaillée en coupe d'un transducteur de traitement muni d'un réglage de focalisation.

- la figure 8 est une vue schématique d'un appareil de traitement selon la présente invention comportant une

sonde endocavitaire selon l'invention avec ses organes de commande essentiels ;

- la figure 9 représente une vue en coupe axiale longitudinale de la sonde endocavitaire selon un mode de réalisation de la présente invention présentant la partie avant et la partie arrière de ladite sonde endocavitaire, en position d'introduction ou de traitement ;

- la figure 10 est une vue en coupe similaire à celle de la figure 9 mais comportant un arrachement partiel au niveau des moyens de commande en rotation du transducteur de thérapie, après une rotation de 90° par rapport à la position de la figure 9 du transducteur de thérapie et positionnement du transducteur d'imagerie en position avancée;

- la figure 11 représente schématiquement les deux types de plan de coupe du transducteur d'imagerie de la sonde selon les figures 8 à 10;

- la figure 12 représente schématiquement le début de l'introduction de la sonde endocavitaire selon les figures 8 à 11 dans une cavité du corps d'un être humain, ici le rectum ;

- la figure 13 représente une vue schématique en coupe représentant la position imagerie du transducteur d'imagerie relativement à la prostate d'un patient à traiter, ledit patient étant en position sur le côté, après rotation de 90° par rapport à la position de la figure 8 où le patient est sur le dos ; et

- la figure 14 représente une vue similaire à la figure 13, mais en position de traitement pour laquelle la sonde de traitement a son point focal disposé dans le volume à traiter T.V.

L'invention a pour objet une sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie, comportant un corps de sonde, au moins un transducteur d'imagerie pour l'émission d'ondes d'imagerie et au moins un transducteur de thérapie pour l'émission d'ondes de thérapie, montés mobiles dans la dite sonde, des moyens d'entraînement du dit transducteur d'imagerie et des moyens d'entraînement du dit transduc-

teur de thérapie. Cette sonde est caractérisée en ce que le dit transducteur de thérapie et le dit transducteur d'imagerie sont montés mobiles dans la sonde de telle sorte que le dit transducteur de thérapie lors de l'émission des ondes de thérapie émet directement les ondes de thérapie suivant une direction sensiblement identique à la direction suivant laquelle le dit transducteur d'imagerie émet les ondes d'imagerie lors de l'émission des ondes d'imagerie.

Du fait que le transducteur de thérapie émet directement les ondes de thérapie suivant une direction de tir identique ou sensiblement identique à la direction des tirs d'imagerie, il n'est pas nécessaire de disposer d'un miroir de renvoi. La structure mécanique de la sonde est simplifiée. De plus, du fait que la sonde comprend moins de pièces en mouvement relatif, la précision du traitement et la corrélation entre le traitement et la visualisation sont augmentées. L'invention permet notamment d'augmenter l'efficacité du traitement, et de limiter l'encombrement de la sonde.

Dans une première famille de modes de réalisation de l'invention, décrite en référence aux figure 1 à 7, le ou les transducteurs sont montés sur un axe de rotation commun. Les moyens d'entraîment du ou des transducteurs de thérapie d'une part et du ou des transducteurs d'imagerie d'autre part sont alors au moins partiellement communs. De la sorte, il est possible de faire tourner l'ensemble des transducteurs autour de l'axe de rotation commun, de telle sorte que la direction d'émission des ondes de thérapie et la direction d'émission des ondes d'imagerie est confondue; cette direction commune est sensiblement perpendiculaire à l'axe de rotation commun.

Dans une deuxième famille de modes de réalisation de l'invention, décrite en référence aux figures 8 à 12, les moyens d'entraînement des transducteurs de thérapie et de visualisation sont indépendants.

La figure 1 montre une vue schématique d'ensemble d'une sonde selon l'invention et de son mécanisme de sup-

port. la sonde 1 présente un corps 2 et une tête 3 destinée à être introduite dans le patient. Le corps de la sonde est relié à un mécanisme de support 4, qui permet de déplacer la sonde 1 et/ou de la maintenir en une position donnée. Le mécanisme de support peut présenter une forme quelconque. Dans le mode de réalisation de la figure 1 le mécanisme de support comprend un collier 5 dans lequel le corps 2 de la sonde, est monté rotatif, et qui est relié à une extrémité d'une tige rigide 6. L'autre extrémité de la tige 6 est mobile dans un joint à rotule 7 ce qui permet de déplacer la sonde en rotation autour de la tige 6, ou en pivotant autour du joint rotule, comme indiqué par les règles 8 et 9 de la figure 1. Le joint rotule 7 est monté libre en translation suivant la flèche 10 de la figure 1, sur un support 11. Le support 11 est susceptible de se déplacer verticalement dans le plan de la figure, comme indiqué par la flèche 12.

On a représenté à la figure 1 un réservoir 13 de liquide, associé à une pompe 14. Le liquide refoulé par la pompe 14 est amené par un conduit 15 à la sonde 1. Le circuit du liquide dans la sonde 1 sera expliqué plus en détail en référence à la figure 2. Le liquide provenant de la sonde 1 retourne au réservoir 13 par un conduit 16.

La figure 2 montre une vue à plus grande échelle de la tête de la sonde de la figure 1. La sonde présente une enveloppe souple 20 présentant une zone déformable 21. Cette enveloppe souple est susceptible d'être démontée et par exemple changée pour chaque patient. La sonde présente une paroi 22 rigide qui présente une fenêtre 23. La paroi 22 présente une forme allongée et est recouverte par l'enveloppe souple 20. La zone déformable 21 de l'enveloppe souple est disposée en regard de la fenêtre 23 de la paroi rigide. Dans le mode de réalisation décrit en référence aux figures 1 et 2, la fenêtre 23 est disposée sur le côté de la sonde. D'autre modes de réalisation sont possibles, comme cela apparaît clairement des figures suivantes. La fenêtre 23 pourrait faire le tour de

la sonde, ou s'étendre partiellement sur le pourtour de celle-ci.

A l'intérieur de la paroi rigide 22 la sonde comprend un arbre 24 monté rotatif par rapport à la paroi rigide 23. A son extrémité, et en regard de la fenêtre 23 et de la zone déformable 21, l'arbre 24 supporte un transducteur d'imagerie 25 et un transducteur de traitement 26. La sonde comporte des conducteurs électriques non représentés et reliés aux transducteurs 25 et 26 pour les exciter par des signaux électriques. Dans le mode de réalisation de la figure 2, les transducteurs 25 et 26 sont montés sur l'arbre 24 de façon sensiblement symétrique par rapport à l'axe de la sonde. Autrement dit, lorsque le transducteur d'imagerie est disposé face à la fenêtre 23, le transducteurs de traitement 26 est disposée face au côté opposé à la fenêtre 23.

Dans la présente description, les transducteurs permettent d'émettre des ultrasons, afin de visualiser ou de traiter le patient. Les techniques d'imagerie et/ou de traitement par ultrasons sont décrites dans l'art antérieur et sont connues de l'homme du métier.

Le transducteur d'imagerie est par exemple, constitué d'un transducteur piézo-composite d'un diamètre de 10 mm, de rayon focal de 45 mm, avec une fréquence de résonance de 7,5 MHz. Le transducteur de traitement présente une forme concave et focalise les ultrasons. Il peut par exemple être constitué d'un transducteur de 25 mm de diamètre, d'un rayon focal de 50 mm, avec une fréquence de résonance de 3,5 MHz.

La circulation du liquide dans la sonde 1, mentionnée plus haut, s'effectue de la façon suivante. Le liquide en provenance de la pompe est refoulé entre la paroi rigide 22 et l'enveloppe élastique 20. Il circule à travers la fenêtre 23, pénètre à l'intérieur de la paroi rigide 22 et s'écoule vers le réservoir en passant entre l'arbre 24 et la paroi 23. L'écoulement de fluide dans la sonde permet d'assurer un refroidissement des transducteurs. Il permet aussi d'assurer un gonflage de la zone déformable

21, de façon à ce que celle-ci entre en contact avec les tissus du patient. Le contact assure le passage vers la zone à traiter des ultrasons émis par les transducteurs.

La sonde des figures 1 et 2 est particulièrement adapté au traitement de la prostate, par voie rectale. A titre d'exemple d'utilisation on décrit ci-dessous le mode opératoire pour le traitement de la prostate. La sonde fonctionne de la façon suivante: la sonde est d'abord introduite dans le rectum du patient, de façon à ce que la fenêtre 23 soit au voisinage de la prostate. L'enveloppe souple est alors gonflée par envoi de liquide par la pompe. La zone déformable de la membrane 21 vient en contact avec les tissus du patient, permettant ainsi le passage des ultrasons vers la zone à traiter et/ou à visualiser. On procède ensuite à la visualisation de la zone à traiter. Pour cela, on utilise le transducteur d'imagerie. On peut utiliser le transducteur d'imagerie en échographie mode A, en plaçant le transducteur face à la fenêtre 23 par rotation de l'arbre 24, et en le maintenant immobile. On peut aussi assurer un balayage échographique par rotation de l'arbre 24. Ceci permet d'obtenir des images en échographie B. La largeur du balayage dépend de la taille de la fenêtre 23, qui peut être adaptée. Dans le mode de réalisation de la figure 1, les images sont prises dans un plan orthogonal à l'axe de la sonde.

Une fois les zones à traiter visualisées et localisées, il suffit pour passer en mode de traitement de faire tourner l'arbre 24 de façon à positionner le transducteur de traitement 26 face à la fenêtre 23 et à la zone à traiter. Ceci n'implique aucun mouvement de la sonde: de fait, seul l'arbre 24 tourne à l'intérieur de la paroi rigide 23. L'invention permet ainsi de pallier le manque de précision des dispositifs de l'art antérieur: la précision ne dépend pas du positionnement mécanique de deux dispositifs; elle ne dépend pas non plus d'un déplacement mécanique de la sonde. Selon l'invention, la précision lors du passage du mode d'imagerie

au mode de traitement n'est limitée que par la précision dans le positionnement relatif des transducteurs 25 et 26, et par la précision dans la rotation de l'arbre 24.

Le passage du mode de traitement au mode d'imagerie est aussi simple. Il suffit de nouveau de disposer la pastille d'imagerie face à la fenêtre 23. De la sorte, l'invention permet une grande souplesse de passage du mode de traitement au mode d'imagerie, et réciproquement.

L'invention fournit aussi un dispositif d'une grande sûreté. Même si l'enveloppe souple 20 se déchire ou se rompt, les pièces en mouvement éventuel, à savoir l'arbre 24 supportant les transducteurs, restent à l'intérieur de la paroi rigide; elles ne risquent donc pas de blesser le patient.

Selon l'invention, on peut à volonté et dans un temps très court, passer du mode de traitement au mode d'imagerie. Le traitement peut consister en des émissions d'ultrasons de traitement, alternés avec des émissions d'ultrasons d'imagerie, ce qui permet de suivre en temps réel la progression du traitement. On peut aussi choisir de ne visualiser la zone traitée que de temps à autre, en guise de vérification.

Selon un mode de réalisation de l'invention, le transducteur de thérapie 26 est muni sur sa face d'émission d'une poche de liquide d'indice différent et qui est susceptible d'être plus ou moins gonflée et de faire ainsi varier la distance focale du transducteur 26. Cette poche agit en combinaison avec la déformation de la zone déformable 21 de l'enveloppe souple 20 pour faire varier la distance focale du transducteur de thérapie. On peut ainsi grâce à l'invention soigner des tumeurs à différentes profondeurs sans déplacer mécaniquement la sonde. Ceci apparaîtra plus clairement encore de la description de la figure 7.

La figure 3 montre une vue analogue à celle de la figure 2 d'un autre mode de réalisation de l'invention. Des références identiques désignent les mêmes éléments dont la description n'est pas reprise. La sonde de la figure 3

est sensiblement identique à celle de la figure 2. Toutefois, la sonde de la figure 3 présente à la place d'un arbre 24 supportant les transducteurs, deux demi arbres 30 et 31; le demi arbre 30 supporte le transducteur d'imagerie 25. Le demi arbre 31 supporte deux transducteurs de thérapie 32 et 33. Les deux transducteurs 32 et 33 présentent des distances focales différentes. Dans le mode de réalisation des figures 3 et 4, on peut encore plus modifier la profondeur de tir. De fait le demi arbre 31 est susceptible de se déplacer en translation suivant son axe longitudinal par rapport au demi-arbre 30. De la sorte on peut amener le transducteur 32 ou le transducteur 33 derrière le transducteur d'imagerie et en regard de la fenêtre 23.

Sur la figure 3, le transducteur de thérapie 32 se trouve placé au niveau de transducteur d'imagerie 25. De la sorte, par rotation combinée des demi-arbres 30 et 31, on assure une imagerie et un traitement à une profondeur correspondant à la focale du transducteur 32, éventuellement corrigée par une lentille gonflable.

La figure 4 montre une vue de la sonde de la figure 3, réglée pour une profondeur de thérapie différente. Le demi arbre 31 a été, par rapport à la figure 3, déplacé" de façon à amener le transducteur de thérapie 33 au niveau de la fenêtre 23. Comme expliqué à la figure 3, par rotation combinée des deux demi-arbres 30 et 31 on peut alors visualiser et assurer un traitement à une profondeur correspondant à la focale du transducteur 32.

La sonde du mode d'imagerie décrit en référence aux figures 3 et 4 fonctionne comme la sonde décrites aux figures 1 et 2. Elle présente les mêmes avantages et permet en outre d'effectuer des traitements par ultrasons sur une grande gamme de profondeurs.

La figure 5 montre une vue analogue à celle de la figure 2, d'encore un autre mode de réalisation de l'invention. Les sondes décrites en référence aux figures 1 à 4 étaient particulièrement adaptées à l'imagerie et au traitement de tissus se trouvant dans une position la-

térale par rapport à la sonde; en particulier, l'utilisation en sonde endo-rectale permettait de traiter la prostate. La sonde de la figure 5 est au contraire adaptée à visualiser et traiter des tissus situés dans l'axe longitudinal de la sonde. Elle est ainsi particulièrement adaptée au traitement des tumeurs du foie ou des fibromes.

La sonde de la figure 5 présente une structure analogue à celle représentée sur la figure 1. Seule la tête de la sonde diffère. De ce fait, seule la tête est représentée figure 5, en vue en coupe analogue à la vue de la figure 2. La sonde présente une enveloppe souple 40, munie à son extrémité d'une zone déformable 41; la sonde présente aussi une paroi rigide 42, muni à son extrémité d'une fenêtre 43. Cette fenêtre 43 s'ouvre dans l'axe longitudinal de la sonde, à son extrémité. A l'intérieur de la paroi rigide, la sonde comprend deux bras 44.

La sonde comprend un transducteur d'imagerie 45 et un transducteur de thérapie 46, montés concentriques et dos à dos. L'ensemble ainsi constitué est monté sur les deux bras 44 de la sonde, de façon à pouvoir tourner autour d'un diamètre.

Comme symbolisé sur la figure 5 par les flèches 47, le diamètre autour duquel l'ensemble des deux transducteurs tourne est orthogonal à l'axe de la sonde. La sonde comporte des moyens d'alimentations électriques des transducteurs et des moyens de commande de la rotation qui ne sont pas représentés à la figure 5. Comme dans le cas de la sonde décrite en référence aux figures 1 et 2, la sonde de la figure 5 peut comprendre un circuit d'alimentation en fluide pour assurer le gonflement par liquide de la zone déformable 41 et le refroidissement des transducteurs 45, 46.

La sonde de la figure 5 peut assurer une visualisation ou un traitement dans un plan quelconque. Par rotation de l'ensemble de la sonde, on modifie le plan de balayage de la sonde. Par rotation des transducteurs, on assure un balayage ou un traitement dans le plan

concerné. La sonde de la figure 5 présente les mêmes avantages que les sondes décrites plus haut.

La sonde de la figure 5 pourrait présenter une fenêtre 43 d'une taille ou d'une forme différente.

La figure 6 montre différents modes de réalisation de transducteurs destinés à des sondes selon l'invention. La figure 6a montre une vue en coupe d'un ensemble de transducteurs pour une sonde selon l'invention. Cet ensemble est constitué de deux transducteurs de thérapie 50, 51 présentant des focales différentes et d'un transducteur d'imagerie 52. Les trois transducteurs 50, 51, 52 sont montés de façon à ce que leurs diamètres respectifs constituent un triangle. L'ensemble de transducteurs de la figure 6 est susceptible d'être monté sur une sonde telle que celle de la figure 2. Dans ce cas, l'ensemble est monté sur l'arbre 24 de telle sorte que l'axe de l'arbre 24 soit perpendiculaire au triangle formé par des diamètres des transducteurs. Par rotation de l'arbre 24, on peut alors amener devant la fenêtre 23 l'un des deux transducteurs de thérapie ou le transducteur d'imagerie. L'ensemble de transducteurs de la figure 6 est aussi susceptible d'être monté dans une sonde telle que celle de la figure 5. Dans ce cas l'ensemble est monté entre les bras 44 de telle sorte que l'axe de rotation soit perpendiculaire au triangle formé des diamètres des transducteurs. On peut alors amener devant la fenêtre 43 l'un des transducteurs de thérapie ou le transducteur d'imagerie.

La figure 6b montre une vue en coupe d'un autre mode de réalisation d'un ensemble de transducteurs destiné à une sonde selon l'invention. Cet ensemble de transducteurs comprend un transducteur de thérapie en forme de disque 53, qui présente en son centre un évidement dans lequel est disposé un transducteur d'imagerie 54. Le dispositif de la figure 6b est susceptible d'être monté dans la sonde de la figure 2, à la place du transducteur 26 et du transducteur 25. On assure ainsi une possibilité de thérapie et d'imagerie avec les avantages mentionnés plus haut. De même, le dispositif de la figure 6b est suscep-

tible d'être monté dans une sonde telle que celle de la figure 5.

La figure 6c montre une vue en coupe d'un transducteur de thérapie et d'imagerie 56; le transducteur 56 est utilisé à la fois comme transducteur de thérapie et comme transducteur d'imagerie. Il comporte en outre une lentille 57 permettant de faire varier la focale. Le transducteur de la figure 6c est susceptible d'être monté sur une sonde selon l'invention, telle que celle de la figure 2 ou celle de la figure 7.

La figure 6d montre une vue en coupe d'un autre ensemble de transducteurs selon la présente invention. Le dispositif de la figure 6d comprend un deuxième trnasducteur de thérapie 58, qui présente en son centre un évidement, comme le transducteur de thérapie de la figure 6b. Dans cet évidement est disposé un ensemble de transducteurs, constitué d'un transducteur de thérapie 55 et d'un transducteur d'imagerie 59. L'ensemble des transducteurs 55, 59 est monté à rotation par rapport au deuxième transducteur de thérapie 58: ainsi, il est possible de présenter au centre de ce deuxième transducteur de thérapie 58, et du côté d'émission des ultrasons de thérapie, soit le transducteur de thérapie 55, soit le transducteur d'imagerie 59. Lorsque le transducteur de thérapie 55 est dirigé vers le côté d'émission du deuxième transducteur de thérapie 58, comme indiqué en traits pleins sur la figure, les transducteurs de thérapie 55 et 58 permettent ensemble une thérapie avec une surface d'émission importante. Lorsque le transducteur d'imagerie 59 est dirigé vers le côté d'émission du deuxième transducteur de thérapie 58, comme indiqué en traits interrompus sur la figure, il est possible de procéder à la visualisation de la zone traitée.

Dans un mode de réalisation avantageux, le dispositif de la figure 6d comprend des moyens d'entraînement de l'ensemble des transducteurs 55, 59 susceptibles d'entraîner ces transducteurs dans un balayage dans plusieurs directions. Par exemple, les moyens d'entraînement

peuvent entraîner en rotation les transducteurs 55, 59 autour d'un axe commun, mais aussi faire varier la position angulaire de cet axe par rapport à l'axe de la sonde. Ainsi, lorsque le transducteur d'imagerie 59 est dirigé vers le côté d'émission du deuxième transducteur de thérapie 58, il est possible d'effectuer une imagerie soit dans un plan contenant l'axe de la sonde, soit dans un plan perpendiculaire à l'axe de la sonde.

Le mode de réalisation de la figure 6d permet, par rapport au mode de réalisation de la figure 6b, d'augmenter la surface d'émission des ultrasons de thérapie. Il permet aussi, par rapport au mode de réalisation de la figure 2, de diminuer l'encombrement de la sonde, du fait que le deuxième transducteur de thérapie 58 ne doit pas nécessairement pouvoir effefctuer un demi-tour pour permettre l'imagerie.

Le deuxième transducteur de thérapie 58 de la figure 6d peut présenter une forme quelconque, et notamment la forme de cuillère du transducteur de thérapie décrit en référence aux figures 8 à 14. Avantageusement, l'ensemble de transducteurs 55, 58 présente une forme circulaire et est disposé sur l'axe du deuxième transducteur de thérapie 58. Des moyens d'entraînement communs entraînent en rotation l'ensemble de transducteurs 55, 59. Il est possible de prévoir en outre des moyens d'entraînement pour permettre un balayage simultané des transducteurs 55, 58 et 59, par exemple lors de la thérapie.

La figure 7 montre une vue plus détaillée d'un transducteur de thérapie muni d'une lentille de réglage de la focalisation selon l'invention. Le transducteur 60 comprend une surface émettrice 61, constituée par exemple d'une pastille piézo-électrique. Une membrane élastique 62 transparente aux ultrasons est tendue devant la surface émettrice 61. Un liquide 63 se trouve entre la surface émettrice 61 et la membrane élastique 62.

Le liquide 63 présente une vitesse de propagation différente de celle du milieu extérieur dans lequel les ultrasons vont se propager. Dans le cas d'une sonde telle

que celle décrite en référence aux figures 1 à 5, le milieu extérieur est constitué par de l'eau, le liquide 63 présente un indice ou une vitesse de propagation différent de celui ou celle de l'eau. Des moyens de pression, tels qu'une pompe, non représentés, peuvent faire varier la quantité de liquide 63 de façon à modifier la forme de la membrane 62. Ceci conduit à une modification de la distance focale du transducteur 60. Sous l'action de la pression du liquide 63, la membrane 62 prend une forme de calotte quasi sphérique.

La pastille 61 présente en son centre un évidement 64, et un dispositif piézo-électrique de petite dimension 65 est disposé en regard de l'évidement. Le dispositif piézoélectrique 65 permet de connaître la position de la membrane 62 au droit de l'évidement 64, par calcul du temps de parcours dans le liquide 63 d'une impulsion ultrasonore. A l'aide de cette position on peut, connaissant le diamètre de la surface émettrice 61, déterminer le rayon de la calotte sphérique formée par la membrane 62, et calculer la distance focale du transducteur 60. On pourrait aussi déterminer la distance focale à partir de la mesure de la pression du liquide 63 de gonflage de la membrane, sur la base d'un étalonnage préalable. Bien entendu, le transducteur 60 comprend des moyens d'excitation de la surface émettrice 61 et du dispositif piézo-électrique 65, non représentés.

Il est possible de donner à la surface émettrice 61 une forme quelconque. Elle peut par exemple être concave, ce qui limite pour une focale donnée la déformation de la membrane 62.

Le transducteur 60 est susceptible d'être utilisé dans une sonde selon l'invention, telle que celles des figures 1 à 5.

Le transducteur de la figure 7 permet de faire varier la focale d'un transducteur, et d'effectuer des traitements à des profondeurs différentes, et ce sans déplacer le transducteur ni modifier la taille de la surface d'entrée des rayonnements ultrasonores dans la zone à

traiter. Ceci présente l'avantage d'éviter les appareillages mécaniques et limite le risque de brûlure.

A titre d'exemple, on peut utiliser une pastille 61 d'un diamètre de l'ordre de 35 mm, présentant un évidement de 4 mm de diamètre en son centre. La présence du réglage de focalisation permet de traiter à des profondeurs variant de 5 à 40 mm, soit des focales de 15 à 50 mm.

On décrit maintenant divers processus de thérapie possibles à l'aide de sondes selon l'invention. Dans un premier mode de thérapie, on effectue un tir à l'aide de transducteur de thérapie, immobile. On entraîne ensuite en rotation le transducteur d'imagerie pour effectuer un balayage et une visualisation de la zone traitée. On arrête ensuite la rotation des transducteurs pour procéder à un nouveau tir de thérapie, et ainsi de suite.

Dans un second mode de thérapie, on procède à intervalles réguliers à des balayages par le transducteur d'imagerie, de façon à obtenir des images de la zone à traiter. Entre ces balayages, on procède à une pluralité de tirs de thérapie. Pendant chaque tir de thérapie, le transducteur de thérapie est immobile. Entre chaque tir de thérapie, on peut éventuellement déplacer le transducteur de thérapie ou faire varier sa focale, de façon à détruire une zone étendue.

Dans un troisième mode de thérapie, les transducteurs sont animés d'un mouvement alternatif de rotation, et les tirs de thérapie ou d'imagerie sont effectués pendant la rotation.

Dans un quatrième mode de thérapie, les transducteurs sont animés d'un mouvement de rotation continu, et on procède aux tirs de thérapie et d'imagerie au cours de la rotation. Bien entendu, dans ces deux derniers modes de thérapie, il est possible de choisir de tirer ou de ne pas tirer au cours de la rotation alternative ou continue des transducteurs.

Dans tous les modes de réalisation de l'invention, le transducteur de thérapie peut être plan ou présenter une

préfocalisation du fait de sa forme. Il peut être muni d'un dispositif de focalisation mécanique, tel que celui décrit à la figure 7. Il peut aussi être muni, le cas échéant, d'un dispositif de focalisation électronique.

Il est possible de disposer les transducteurs de thérapie et d'imagerie dans des configurations autres que celles décrites ci-dessus. Par exemple, dans un mode de réalisation analogue à celui de la figure 2, un transducteur de thérapie et un transducteur d'imagerie pourraient être disposés du même côté de l'arbre, tout en étant légèrement inclinés par rapport à celui-ci.

De même, l'invention n'est pas limitée aux formes et tailles de fenêtres décrites ci-dessus. La paroi rigide pourrait être transparente aux ultrasons, et la fenêtre ne serait alors pas nécessaire.

En référence aux figures 8 à 12, on a représenté un appareil de traitement selon la présente invention selon un mode de réalisation actuellement préféré, représenté par le numéro de référence général 10'. Cet appareil de traitement comprend, de manière générale, un dispositif formant sonde endocavitaire 20' comprenant au moins un transducteur de thérapie 30' et au moins un transducteur d'imagerie 40' montés sur des moyens supports tels que 50', 60'. Cet appareil de traitement comprend, généralement, une centrale de commande 70', en général comprenant un ordinateur ou micro-ordinateur 72' avec tous les dispositifs périphériques classiques, tels qu'un écran vidéo 74', un clavier d'introduction de données 76', une mémoire active et/ou passive 78'. Cette centrale de commande 70' commande des moyens de commande 80' en translation et/ou en rotation des divers moyens et/ou dispositifs de l'appareil de traitement, et notamment les moyens 82' de commande d'émission d'ondes ultrasoniques de thérapie au transducteur de thérapie 30', comme cela est bien compréhensible pour un homme de l'art. En outre, on peut prévoir que les données d'imagerie fournies par le transducteur d'imagerie 40' sont transmises à un moyen

d'affichage d'image 84' tel qu'un écran vidéo, qui sont ensuite transférées à la centrale de commande 70'.

Dans le cadre de l'invention, il est avantageux que la sonde endocavitaire 20' puisse être montée en rotation autour de son axe longitudinal par des moyens de mise en rotation 90' commandés par les moyens de commande 80' comme symbolisé par la flèche R. Ces moyens de mise en rotation 90' sont avantageusement montés sur une table de déplacement dans la direction X, Y et Z comme cela est symbolisé par les flèches TX, TY et TZ. De telles tables sont bien connues à l'homme de l'art, ainsi que les moyens de commande correspondants 80' et ne sont donc pas décrits plus en détail ici.

La sonde endocavitaire est représentée plus en détail en coupe longitudinale aux figures 9 et 10.

Cette sonde endocavitaire 20' comprend généralement un corps 22' de forme allongée sensiblement tubulaire comportant à sa base arrière un flasque 24' de connexion au moyen de mise en rotation 90' de la figure 8 pour permettre une commande en rotation de la sonde 20' autour de son axe longitudinal X-X.

Le corps 22' de la sonde endocavitaire 20' comprend à l'intérieur un premier élément tubulaire 26', d'axe X1-X1 décalé par rapport à l'axe longitudinal X-X de la sonde endocavitaire 20' et servant de logement et de guidage en rotation à une tige 28' formant moyen support de mise en rotation du transducteur de thérapie 30'.

D'autre part, ce corps 22' comprend un deuxième élément tubulaire 32' comprenant un axe X2-X2 qui peut être coaxial ou légèrement décalé de l'axe X-X de la sonde endocavitaire 20', comme représenté. Ce deuxième tube 32' sert de logement et de guidage en translation d'une tige 34' support du transducteur d'imagerie 40'.

Par ailleurs, le transducteur de thérapie 30' est monté en rotation autour de l'axe X1-X1 par l'intermédiaire de sa tige support 28' par des moyens de mise en rotation individuelle 100' pouvant être bloqués en position par des moyens de blocage 102' tels qu'une

vis coopérant avec un logement correspondant 104' dans le flasque 24', une première position dite de traitement utilisée aussi pour l'introduction telle que représentée à la figure 9 et une deuxième position dite escamotée telle que représentée à la figure 10' après rotation d'un angle de rotation de 90° autour de l'axe X1-X1 pour relever le transducteur de thérapie 30' dans une position sensiblement perpendiculaire au plan défini par la position de traitement de la figure 9. On observera ainsi qu'ici les moyens de mise en rotation 100' peuvent être commandés manuellement. Ils peuvent naturellement être commandés de manière automatique par la centrale de commande 70' selon une autre variante de réalisation grâce à des moyens de commande en rotation motorisés bien connus à l'homme de l'art.

La tige 34' support du transducteur d'imagerie 40' peut être commandée en translation individuelle comprenant la tige 110' qui peut être commandé manuellement ou également par des moyens de commande motorisés, qui ne sont pas représentés plus en détail ici car leur réalisation est bien connue à l'homme de l'art.

Lorsque l'on veut garantir la réalisation uniquement d'une translation du transducteur d'imagerie 40' entre la position rétractée, représentée à la figure 9 et la position avancée, représentée à la figure 10, on peut prévoir que le second élément tubulaire 32' présente en coupe une section non circulaire, par exemple une section rectangulaire ou carrée, et dans ce cas la tige 34' support du transducteur d'imagerie 40' présentera une section complémentaire, par exemple une section rectangulaire telle que représentée schématiquement en 34'a à la figure 10. On peut prévoir avantageusement un élément 36' formant un joint d'étanchéité entre la tige 34' et le second élément tubulaire 32', relativement à un liquide 122' de couplage acoustique décrit ci-après, réaliser avantageusement sous la forme d'un soufflet pour s'adapter aux diverses positions de translation du transducteur d'imagerie, et pouvant éventuellement aussi exercer un

effet ressort pour faciliter le retrait du transducteur d'imagerie dans la position de retrait de la figure 9. On peut également prévoir un boîtier 130' permettant de loger les éléments d'adaptation d'impédance électrique de l'élément transducteur de thérapie 30', qui peut être réalisé sous forme d'un circuit électronique, comme cela est bien connu à l'homme de l'art. Un tel dispositif d'adaptation d'impédance électrique peut aussi être solidaire de la sonde endocavitaire.

On observera par ailleurs que selon l'invention, le transducteur d'imagerie 40' peut être monté dans une sonde d'imagerie indépendante 34', comme représenté qui peut être constituée par tout type de sonde commerciale. De telles sondes d'imagerie commercialement disponibles sont bien connues à l'homme de l'art. Comme il a été dit précédemment, on préfère selon l'invention une sonde d'imagerie capable de former des images dans plusieurs plans, en particulier deux plans perpendiculaires.

Ainsi, on observera à partir de la figure 9 que lorsque le transducteur d'imagerie 40' est dans sa position de retrait, il laisse la place au transducteur de thérapie qui peut être mis dans la position de traitement représentée à la figure 9. Après rotation de 90° à partir de la position d'imagerie de la zone cible représentée à la figure 10, pour permettre de faire avec le transducteur d'imagerie 40' en position de retrait, de l'imagerie de la zone cible en temps réel grâce à sa capacité de tonner des images dans deux plans ici perpendiculaires, ici dans le plan PS de la figure 11 comme cela sera décrit plus loin.

On comprend également que le transducteur de thérapie 30' dans sa position de traitement de la figure 9 présente un point central P qui est voisin du point central de positionnement de la sonde d'imagerie 40' dans sa position avancée de la figure 10, ce qui permet d'obtenir une image de la zone ou volume cible (T.V.) (TARGET VOLUME) dans une position voisine de la position du transducteur de thérapie 30' au moment de la thérapie.

On peut également prévoir que la sonde endocavitaire 20' se termine à sa partie avant par une membrane 120' souple définissant un volume intérieur dans lequel sont disposés déplaçables respectivement le transducteur de thérapie 30' et le transducteur d'imagerie 40', cette cavité étant remplie d'un liquide 122' de couplage acoustique tel que de l'eau, en particulier dégazée, ou une huile. La structure et le montage de cette membrane 120' sont similaires à ceux qui sont décrits dans le document antérieur des déposants FR-A-2 673 542 = PCT/EP-9200410 qui est incorporé ici par référence et auquel l'homme de l'art pourra se reporter.

Également, le transducteur de thérapie 30' est de préférence constitué par celui décrit dans ce document antérieur FR-A-2 673 542 = PCT/EP-9200410, avec son organe support correspondant 31', pour obtenir les avantages de minimisation de volume dans une section transversale dans un plan perpendiculaire à l'axe d'introduction. Ainsi, le transducteur de thérapie est avantageusement monté dans l'organe support 31', solidaire des moyens supports, ici sous forme de tige 28', présentant une section transversale dans un plan perpendiculaire à l'axe d'introduction X-X définissant un périmètre qui est aussi proche que possible du périmètre de la section d'un même plan du transducteur de thérapie 30', comme cela a été décrit en détail dans le document précité antérieur.

Avantageusement aussi, le transducteur de thérapie 30' présente une forme extérieure en disque à profil en majeure partie sensiblement circulaire, mais ayant un diamètre réduit dans le sens perpendiculaire à l'axe d'introduction. On pourra, à ce sujet, se reporter aux figures 5 à 9 du document précité antérieur, qui est incorporé ici en entier par référence.

La sonde d'imagerie peut être toute sonde d'imagerie disponible dans le commerce.

Cependant, selon un mode de réalisation avantageux, le transducteur d'imagerie 40' est prévu pour fournir des

images dites biplans, comme représenté à la figure 11, un premier plan dit radial PR perpendiculaire à l'axe d'introduction X-X grâce à un premier élément transducteur 40'a, et un second plan dit sagittal PS contenant l'axe ou sensiblement parallèle à l'axe d'introduction X-X en permettant ainsi de réaliser en particulier l'image de la zone à traiter T.V. pendant le traitement, comme cela est clairement compréhensible à partir de la considération des figures 8 et 11. Comme cela est également bien connu à l'homme de l'art, l'élément transducteur d'imagerie 40' est aussi monté en déplacement en rotation sur lui-même pour fournir le plan d'image PR ou PS.

On comprendra ainsi que l'invention permet de résoudre le problème technique précédemment énoncé et d'aboutir aux avantages techniques déterminants précédemment énoncés.

Il va être maintenant décrit le fonctionnement de l'appareil de traitement selon la présente invention avec mise en oeuvre du procédé de traitement précédemment décrit.

Cet appareil de traitement permet de réaliser le traitement de toute zone cible, en particulier d'une zone de tissus se trouvant à l'intérieur du corps d'un être vivant, en particulier un mammifère, avantageusement un être humain. Cette zone cible peut être une zone tissulaire, en particulier dans un organe, ces tissus pouvant être des tissus bénins ou malins, comme une tumeur bénigne ou maligne. L'invention trouve une application particulièrement intéressante dans le cas du traitement de tumeurs de la prostate. Dans ce cadre, on a représenté schématiquement à la figure 12 la phase d'introduction de la sonde endocavitaire 20' dans le rectum Rp d'un patient P par un mouvement de translation dans le sens de la flèche représentée à la figure 12. On peut également effectuer un mouvement de rotation R de la sonde endocavitaire 20' pour aboutir à un positionnement précis par rapport à un organe O tel que la prostate à l'intérieur de laquelle se trouve le volume tissulaire T.V. à trai-

ter, telle qu'une tumeur bénigne ou maligne de cet organe O, par exemple la prostate. Dans cette phase d'introduction, le transducteur de thérapie 30' est positionné dans la position de la figure 9, la position d'introduction correspondant ainsi également à la position de traitement.

Lorsque ce positionnement précis est obtenu, le transducteur de thérapie 30' est positionné en position escamotée représentée à la figure 10' par l'actionnement des moyens de mise en rotation 100', puis la sonde d'imagerie 40' est avancée dans la position avancée représentée à la figure 10 pour réaliser une ou plusieurs images de la zone cible T.V., cette image étant affichée par les moyens d'affichage 84' et/ou 74'. Le volume de la zone cible T.V. peut être déterminé de manière automatique par la centrale de commande 70' grâce à des moyens de calcul intégrés, puis cette centrale de commande 70' peut commander de manière automatique, à partir de données éventuellement introduites par l'opérateur à l'aide du clavier 76' et d'instructions mémorisées dans une mémoire 78', la commande des moyens de commande 82' du transducteur de thérapie 30', après que celui-ci a été repositionné dans la position représentée à la figure 9 après retrait du transducteur d'imagerie 40', comme représenté à la figure 9.

Le traitement proprement dit de la zone cible T.V. par le transducteur de thérapie est bien connu à l'homme de l'art et n'a pas à être détaillé ici. Dans ce cadre, on pourra se reporter au document précédent FR-A-2 673 542 correspondant à PCT/EP-9200410. En particulier, l'élément transducteur de thérapie 30' peut être localisé naturellement ou par voie électronique et présenter un rapport de diamètre à la distance focale compris entre 0,8 et 1,5.

On peut faire émettre avantageusement à l'élément transducteur 30' des ondes ultrasoniques puisées à une fréquence comprise entre 1 et 4 MHz et avec une durée d'impulsion courte comprise entre 50 ms et 5 s et de pré-

férence entre 1 et 4 s, l'intensité au point focal F, figure 8, étant comprise entre 1000 et 10000 W/cm2.

Ce transducteur de thérapie 30' peut également être un transducteur piézo-électrique composite comme décrit dans le document précédent PCT/EP-9201534=FR-910997 qui est également incorporé ici par référence dans son intégralité.

Pour réaliser le traitement complet de la zone cible T.V., par exemple une tumeur située dans l'organe O, il peut être nécessaire de déplacer la sonde endocavitaire 20' par un mouvement de rotation selon l'axe de rotation R et/ou par un mouvement de translation ici selon l'axe de translation TX comme cela est clairement visible et compréhensible à partir de la considération des figures.

D'autre part, les figures 8 à 12 font partie intégrante de la présente invention et donc de la présente description.

En référence à la figure 13, on a représenté la position d'imagerie de la sonde d'imagerie 40' dans sa position avancée, le transducteur de thérapie 30' étant disposé dans sa position escamotée après avoir effectué une rotation de 90° par rapport à la position d'introduction de la figure 9, position escamotée également représentée à la figure 10 pour l'imagerie préalable au traitement. Dans la position représentée à la figure 13, le patient est disposé sur le côté, après avoir été initialement disposé sur le dos comme représenté à la figure 8 au moment de l'introduction de la sonde endocavitaire, ici dans le rectum.

En référence à la figure 14, on a représenté la position de traitement qui est obtenue après avoir effectué un retrait par translation de la sonde d'imagerie 40' dans la position de retrait représentée à la figure 9, et une rotation de 90° du transducteur de thérapie 30' selon l'axe de rotation X1-X1, pour aboutir à la position représentée à la figure 9. Pour réaliser le traitement du volume de la tumeur T.V., on comprend que la zone focale F du transducteur de thérapie 30' localisant est trop pe-

tite pour effectuer ce traitement en une seule étape. Il est donc nécessaire de déplacer la zone focale en divers points pour obtenir le traitement total du volume de la tumeur. Ce déplacement est obtenu par mise en rotation de la sonde endocavitaire par une rotation selon la flèche R de la partie arrière 90' de la sonde endocavitaire 20', ce qui réalise un déplacement de la zone focale F selon l'axe Z tandis qu'un mouvement en translation selon l'axe TX et selon l'axe TY réalise un déplacement selon les axes X et Y, en permettant ainsi de traiter le volume T.V. dans l'espace X, Y, Z. Au cours de ce traitement, on peut observer que le transducteur d'imagerie 40' grâce à l'obtention du plan d'imagerie PS, permet de visualiser le volume à traiter T.V. ainsi que le point focal, en permettant de visualiser en temps réel le traitement ainsi réalisé, ce qui est déterminant pour une sécurité absolue du traitement.

Les modes de réalisation des figures 1 à 7 d'une part et 8 à 14 d'autre part peuvent avantageusement être combinés. On peut ainsi utiliser un transducteur de thérapie en forme de cuillère, telle que celui de la figure 9 ou 10, dans la sonde de la figure 1 ou 2. Les caractéristiques d'émission du transducteur de thérapie, décrites après la figure 14, peuvent s'appliquer au transducteur de traitement de l'invention, dans tous ses modes de réalisation. On peut aussi utiliser un transducteur de thérapie composite, présentant une focale variable électroniquement.

Bien entendu, les moyens de support de la sonde, ou le corps de sonde qui sont différents dans les divers modes de réalisation de l'invention, peuvent être échangés.

D'autre part, l'invention couvre toute caractéristique qui apparaît être, nouvelle vis-à-vis d'un état de la technique quelconque, à partir de la description prise dans son ensemble, incorporant les figures 1 à 14 qui en font partie intégrante.

REVENDICATIONS

1.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie (1, 10, 10'), comportant un corps de sonde, au moins un transducteur d'imagerie pour l'émission d'ondes d'imagerie et au moins un transducteur de thérapie pour l'émission d'ondes de thérapie, montés mobiles dans la dite sonde, des moyens d'entraînement du dit transducteur d'imagerie et des moyens d'entraînement du dit transducteur de thérapie

caractérisé en ce que le dit transducteur de thérapie et le dit transducteur d'imagerie sont montés mobiles dans la sonde de telle sorte que le dit transducteur de thérapie lors de l'émission des ondes de thérapie émet directement les ondes de thérapie suivant une direction sensiblement identique à la direction suivant laquelle le dit transducteur d'imagerie émet les ondes d'imagerie lors de l'émission des ondes d'imagerie.

2.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie (1) selon la revendication 1, caractérisée en ce que ledit transducteur d'imagerie (25; 45) et ledit transducteur de thérapie (26; 46) sont mobiles autour d'un axe de rotation commun, et en ce que lesdits moyens d'entraînement sont communs audit transducteur d'imagerie et audit transducteur de thérapie.

3.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie selon la revendication 2, caractérisée en ce que ledit axe de rotation commun est parallèle à l'axe longitudinal de la sonde.

4.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie selon la revendication 2, caractérisée en ce que ledit axe de rotation commun est orthogonal à l'axe longitudinal de la sonde.

5.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisée en ce que ledit transducteur de thérapie (26; 46) et ledit transducteur d'imagerie (25; 45) constituent un ensemble monobloc.

6.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisée en ce que ledit transducteur de thérapie et ledit transducteur d'imagerie présentent chacun une forme de disque et sont disposés concentriquement et dos à dos.

7.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie selon l'une des revendications 1 à 6, caractérisée en ce que ledit transducteur de thérapie présente une forme concave assurant une focalisation.

8.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie selon l'une des revendications 1 à 7, caractérisée en ce qu'elle comprend un deuxième transducteur de thérapie (58), présentant en son centre un évidement dans lequel sont disposés le dit transducteur d'imagerie (55) et ledit transducteur de thérapie (59).

9.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie selon la revendication 1, caractérisée en ce qu'elle présente une forme allongée définissant un axe général d'introduction dans la cavité du corps caractérisée en ce que :

- le transducteur d'imagerie est monté sur des premiers moyens supports assurant une translation sensiblement parallèlement audit axe général de la sonde endocavitaire du transducteur d'imagerie entre une position rétractée et une position avancée ;
- le transducteur de thérapie est monté sur des seconds moyens supports assurant une rotation du transducteur de thérapie selon un axe de rotation sensiblement parallèle à l'axe général de la sonde endocavitaire mais décalé par rapport au transducteur d'imagerie, de préférence hors de l'empattement du transducteur d'imagerie, pour permettre une rotation du transducteur de thérapie entre une position escamotée dite de repos pour laquelle le transducteur d'imagerie peut être déplacé en translation dans ladite position avancée et venir occuper la place précédemment

occupée par le transducteur de thérapie et une position de traitement pour laquelle le transducteur d'imagerie est en position de retrait, afin de permettre la formation d'une image avec le transducteur d'imagerie de la zone cible destinée à être traitée par le transducteur de thérapie.

10.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie selon la revendication 9, caractérisée en ce que le transducteur de thérapie et le transducteur d'imagerie sont disposés à l'intérieur d'une membrane souple remplie d'un liquide de couplage acoustique tel que de l'eau ou une huile.

11.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie selon la revendication 9 ou 10, caractérisée en ce que le transducteur de thérapie est monté dans un organe support solidaire des seconds moyens supports, présentant une section transversale dans un plan perpendiculaire à l'axe d'introduction définissant un périmètre qui est aussi proche que possible du périmètre de la section dans le même plan du transducteur de thérapie.

12.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie selon la revendication 11, caractérisée en ce que le transducteur de thérapie présente une forme extérieure en disque à profil en majeure partie sensiblement circulaire mais ayant un diamètre réduit dans le sens perpendiculaire à l'axe d'introduction.

13.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie selon l'une des revendications 9 à 12, caractérisée en ce que le transducteur d'imagerie est prévu pour fournir des images dans plusieurs plans, en particulier dans deux plans perpendiculaires, un premier plan dit radial perpendiculaire à l'axe d'introduction et un second plan dit sagittal contenant l'axe d'introduction en particulier permettant aussi de réaliser une imagerie de la zone à traiter pendant le traitement.

14.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie selon l'une des revendications 9 à 13, caractérisée en ce

que le transducteur de thérapie est prévu pour réaliser une focalisation selon une direction sensiblement perpendiculaire à l'axe général d'introduction dans la cavité du corps.

15.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie selon l'une des revendications 9 à 14, caractérisée en ce que l'organe support précité du transducteur de thérapie présente une forme extérieure sensiblement circulaire ou polygonale, voisine de la forme extérieure du transducteur de thérapie qui est elle-même sensiblement circulaire ou polygonale, l'organe support du transducteur de thérapie étant solidaire des seconds moyens supports précités au voisinage d'un bord, de manière à faciliter le déplacement du transducteur de thérapie entre la position escamotée précitée et la position de traitement.

16.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie selon la revendication 11, caractérisée en ce que le transducteur de thérapie présente une forme extérieure définissant un plan général contenant l'axe d'introduction, dans la position de traitement.

17.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie selon l'une des revendications 9 à 16, caractérisée en ce qu'elle comprend des moyens de mise en rotation manuelle (100') ou motorisée du transducteur de thérapie (30') autour de son axe, ainsi que des moyens de mise en translation manuelle (110') ou motorisée du transducteur d'imagerie (40').

18.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie selon l'une des revendications 1 à 16, caractérisée en ce que le transducteur de thérapie présente un rapport de diamètre à la distance focale compris entre 0,8 et 1,5, et encore mieux environ 1.

19.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie selon l'une des revendications 1 à 18, caractérisée en ce que le transducteur de thérapie (30') émet des ondes ultrasoniques pulsées à une fréquence comprise entre 1 et 4 MHz et avec une durée d'impulsions courte comprise entre 50 ms et 5 s et de préférence entre 1 et 4s,

l'intensité au point focal F étant comprise entre 1 000 et 10 000 W/cm2.

20.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie selon l'une des revendications 1 à 19, caractérisée en ce que ledit transducteur de thérapie (60) comprend une lentille déformable mécaniquement (62) permettant de modifier sa focale.

21.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie selon l'une des revendications 1 à 20, caractérisée en ce qu'elle comporte une paroi rigide (22; 42) entourant au moins partiellement lesdits transducteurs.

22.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie selon la revendication 21, caractérisée en ce que ladite paroi rigide (22; 42) comporte une fenêtre (23; 43).

23.- Sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie selon l'une des revendications 1 à 22, caractérisée en ce qu'elle comporte une enveloppe souple localement déformable.

24.- Appareil de traitement, caractérisé en ce qu'il comprend une sonde endocavitaire de thérapie et d'imagerie telle que définie à l'une quelconque des revendications précédentes.

25.- Appareil de traitement selon la revendication 24, caractérisé en ce qu'il constitue un appareil de traitement d'une zone cible à l'intérieur du corps d'un mammifère, en particulier d'un être humain, comprenant des moyens d'introduction de la sonde endocavitaire dans une cavité du corps.

26.- Appareil de traitement selon l'une des revendications 24 ou 25, caractérisé en ce que la zone cible est une zone de tissus à traiter, en particulier des tissus malins ou bénins, habituellement sous forme de tumeurs dites bénignes ou malignes.

27 - Appareil de traitement selon la revendication 25 ou 26, caractérisé en ce qu'il constitue un appareil de traitement des tissus de la prostate par voie urétrale ou rectale.

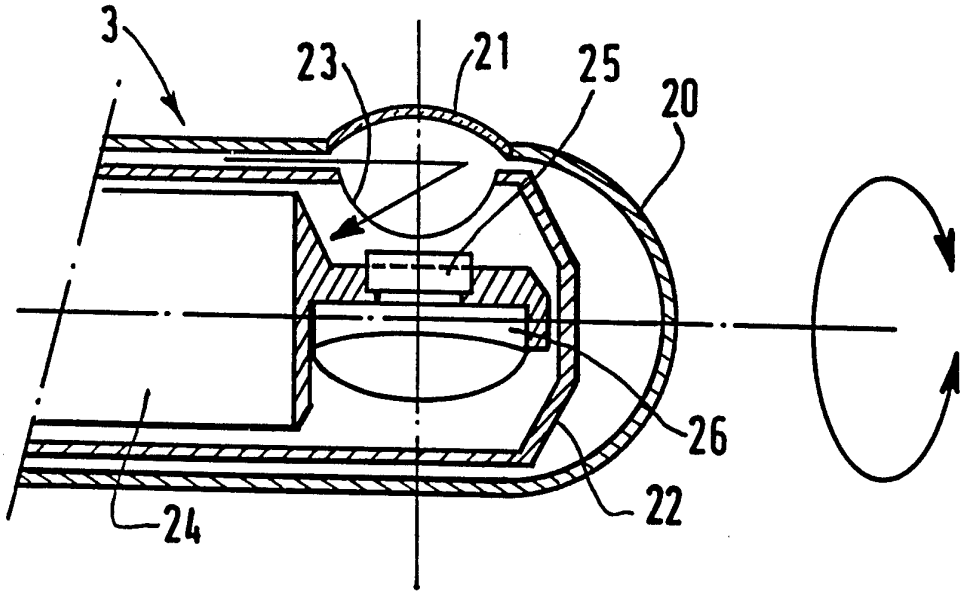


FIG. 2

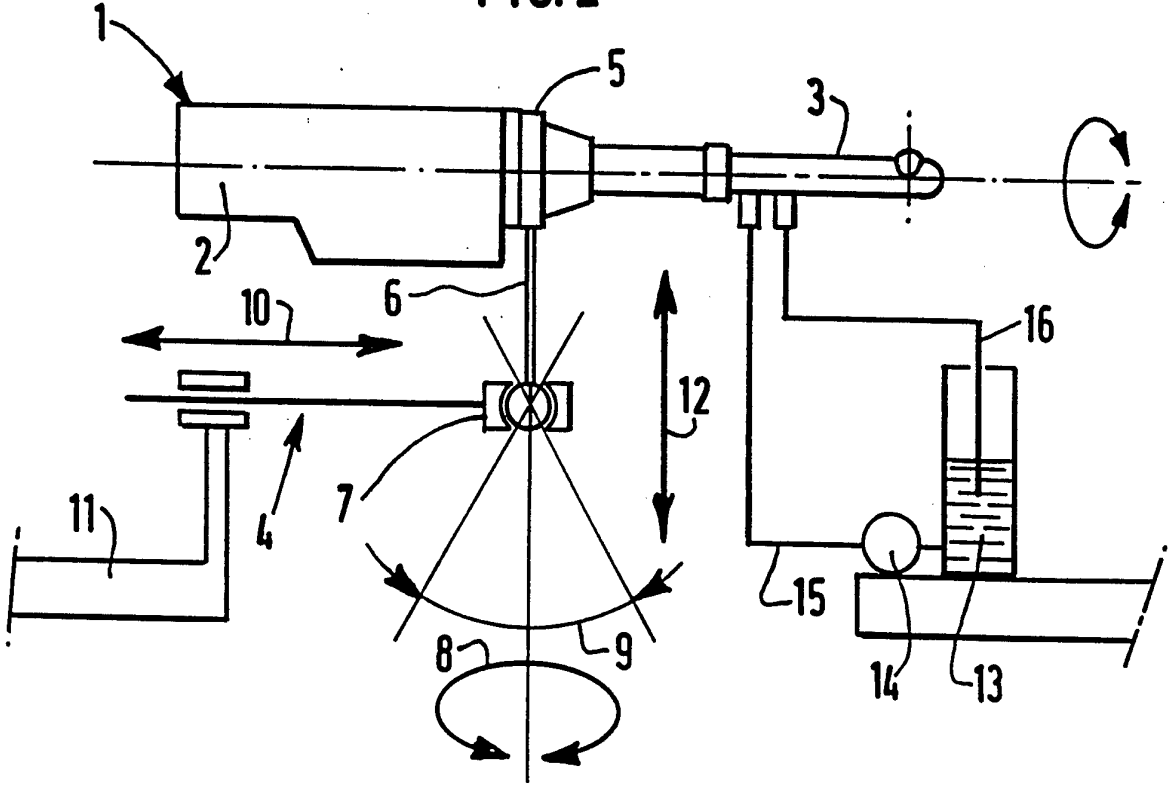


FIG. 1

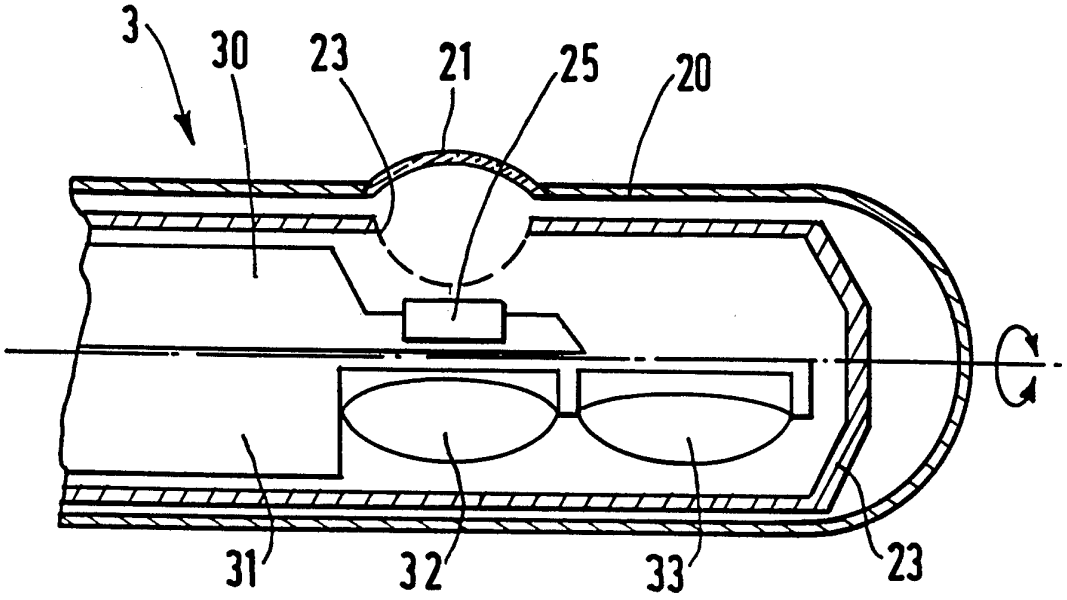


FIG.3

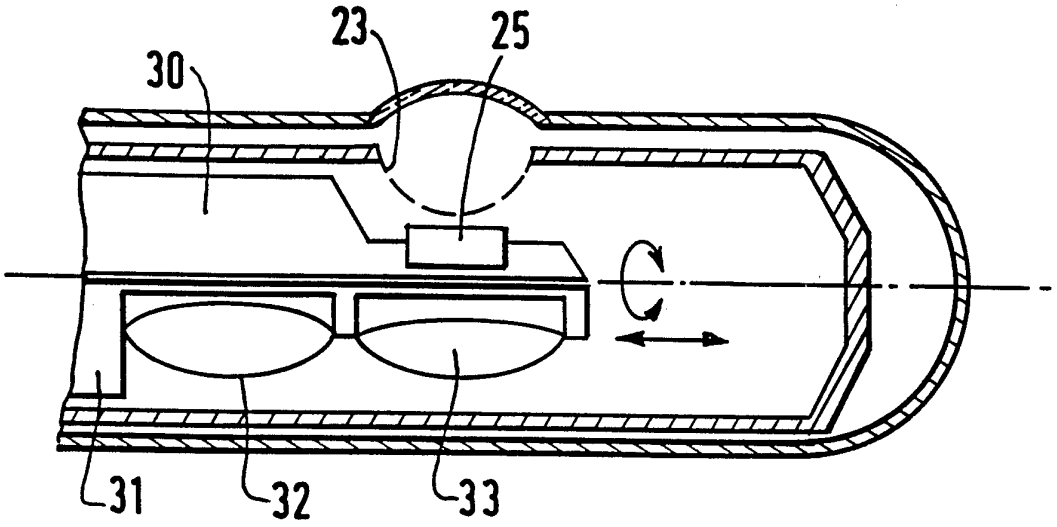


FIG.4

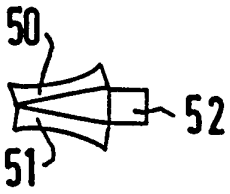


FIG.6a

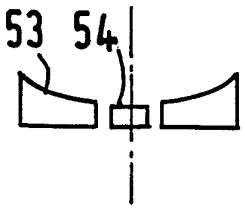


FIG.6b

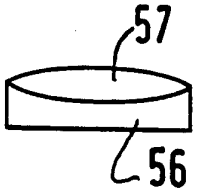


FIG.6c

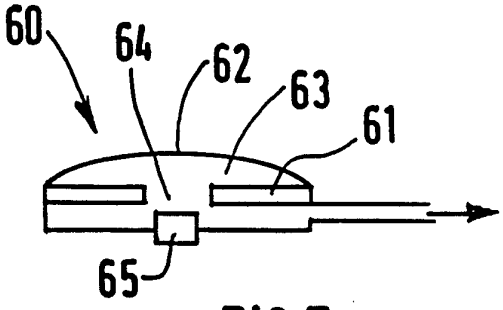


FIG.7

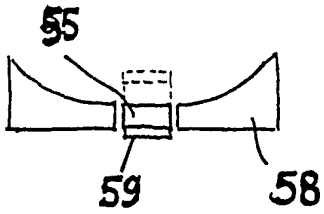


FIG.6d

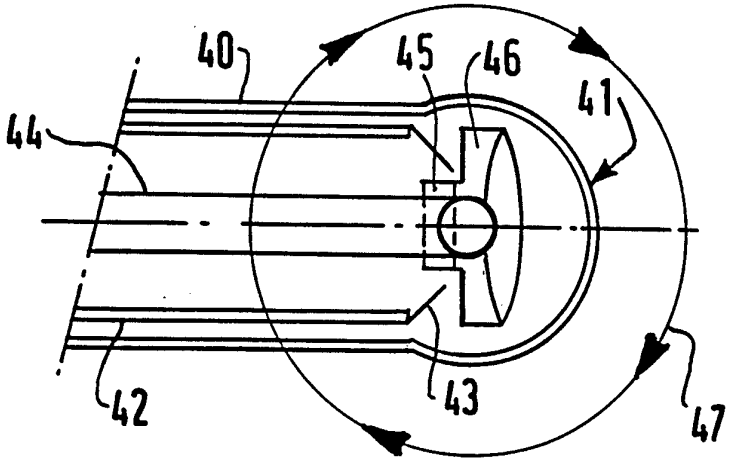


FIG.5

FIG.8

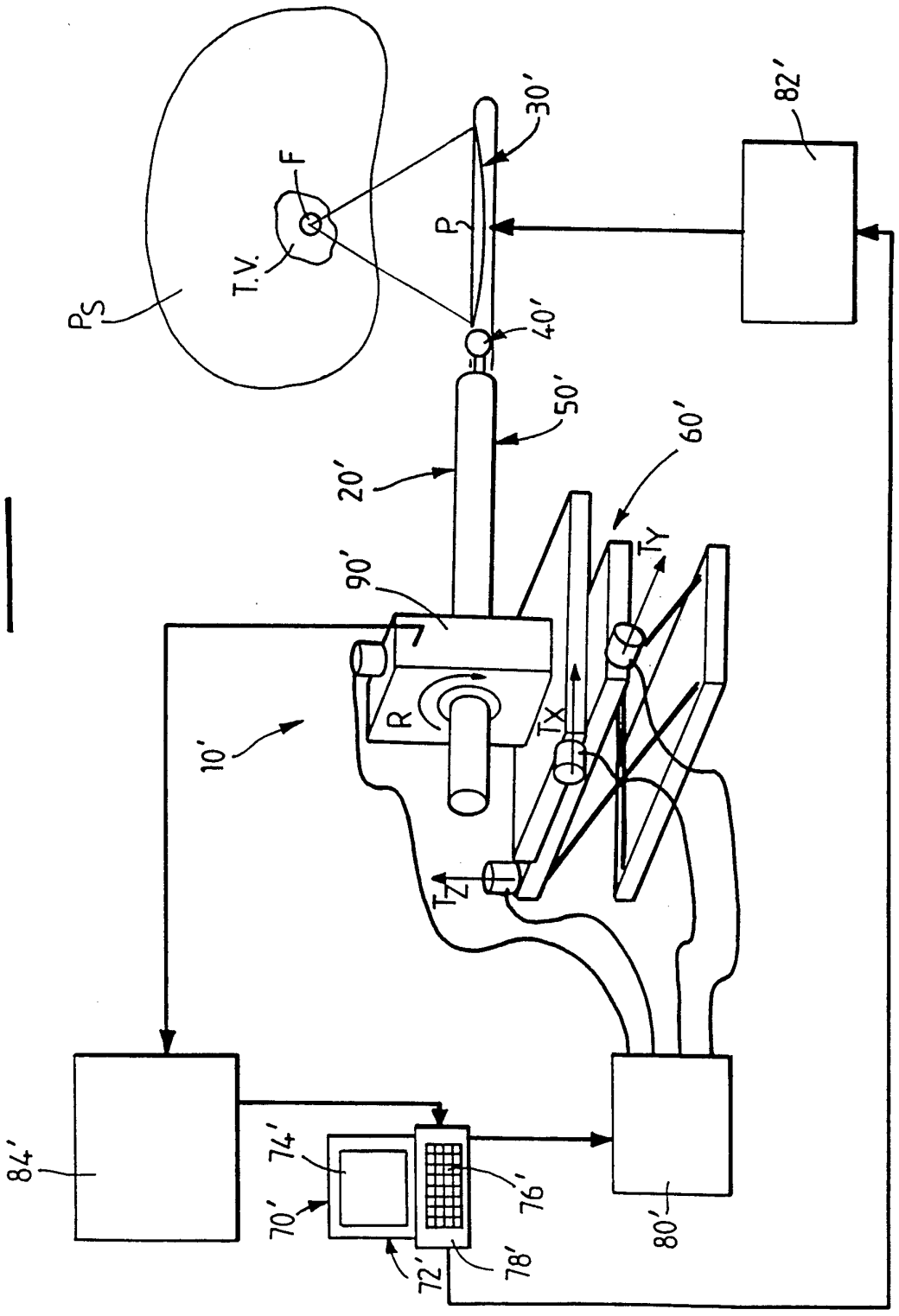


FIG.9

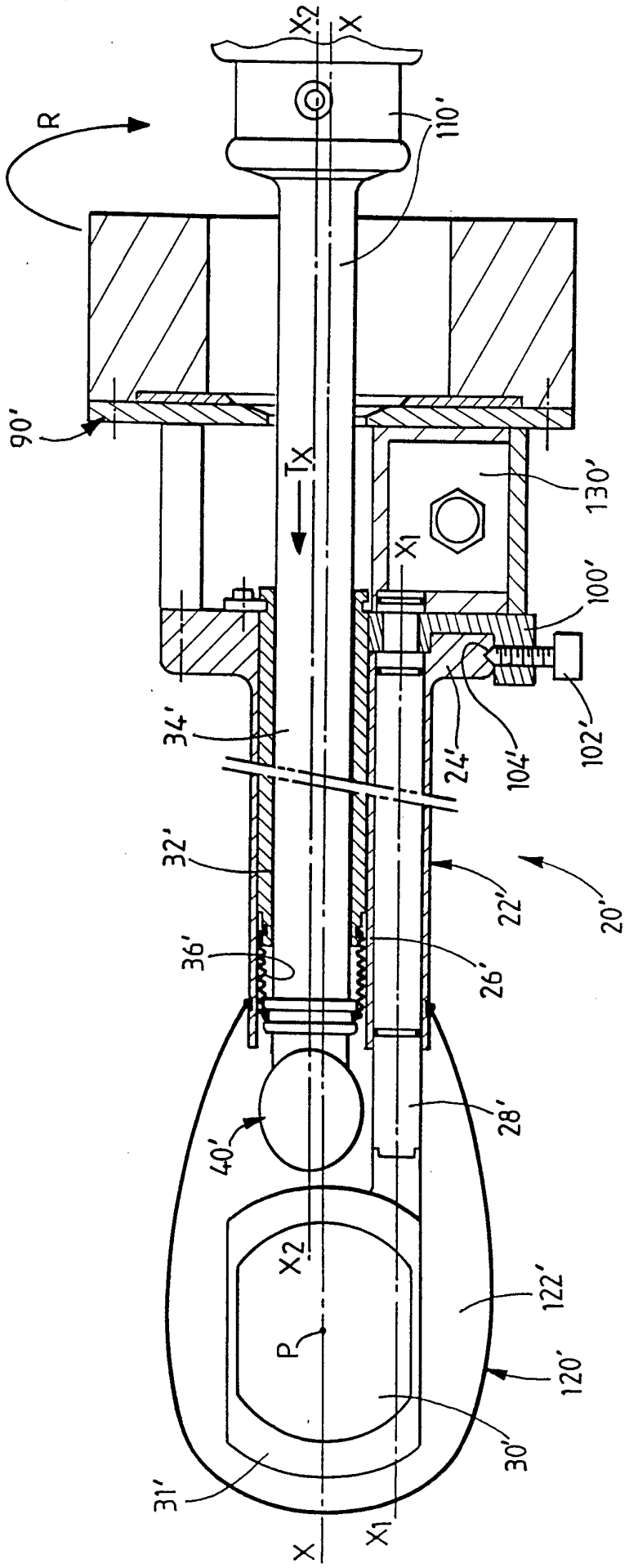

X2
X
R
110'
90'
Tx
130'
X1
100'
34'
24'
104'
102'
32'
22'
20'
36'
26'
28'
40'
X2
P
122'
120'
30'
31'
X
X1

FIG. 10

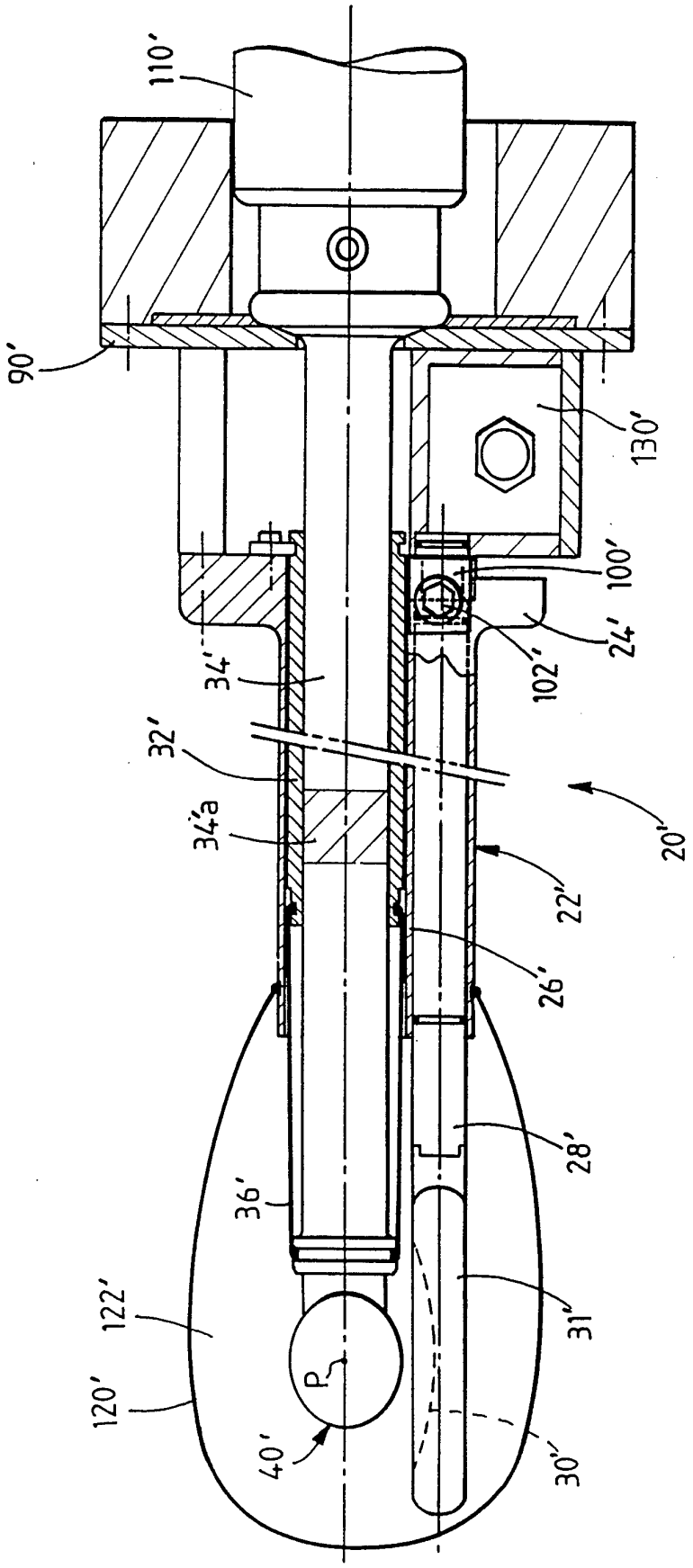


FIG. 12

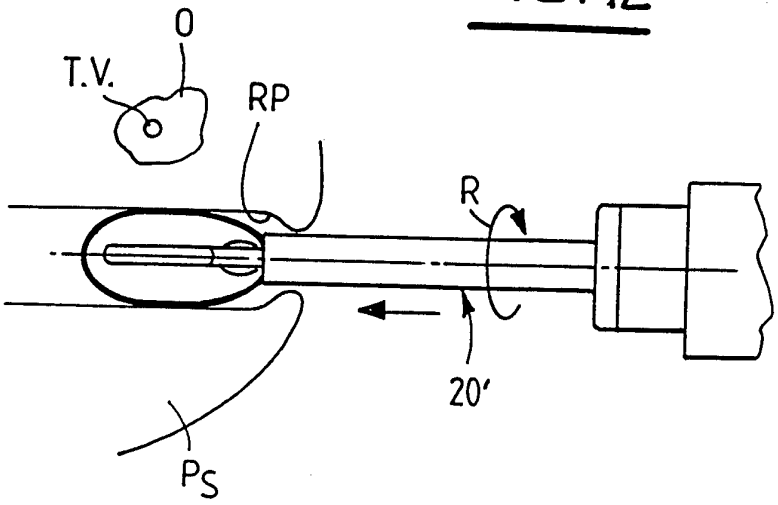


FIG. 11

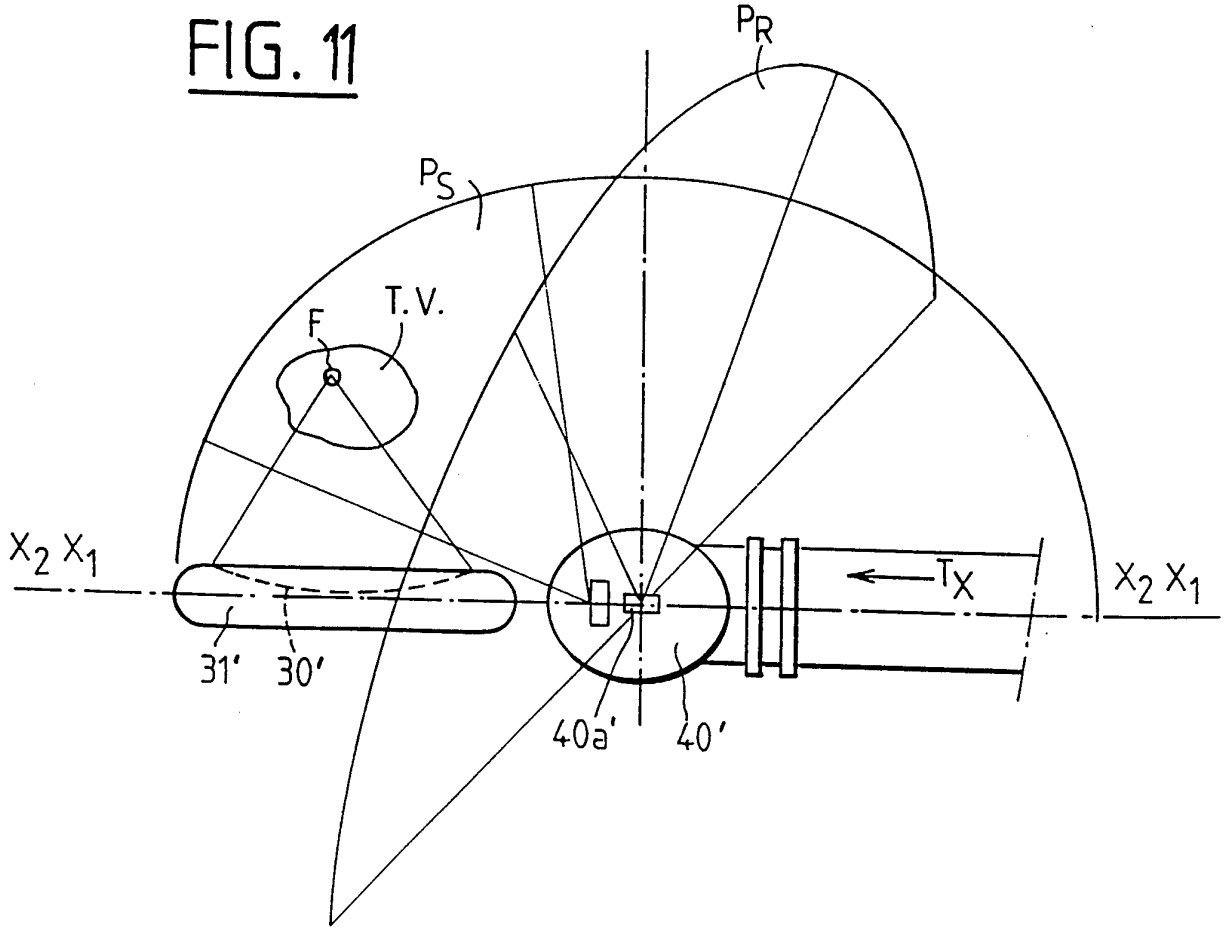


FIG. 13

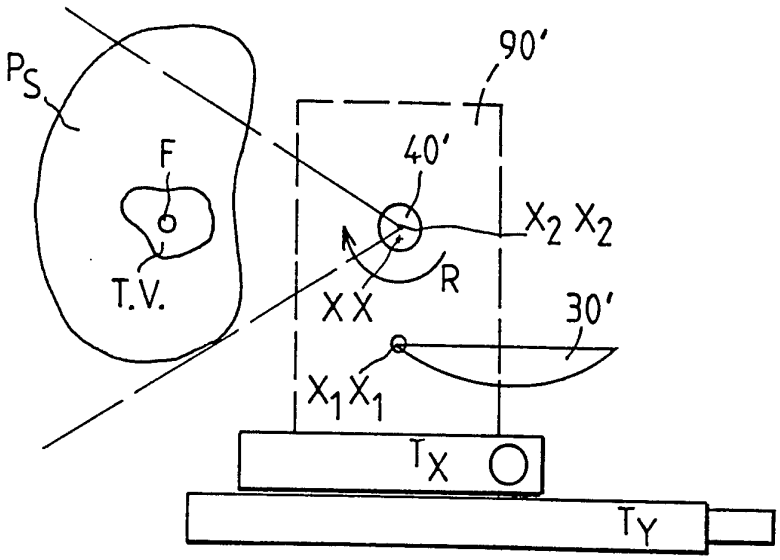
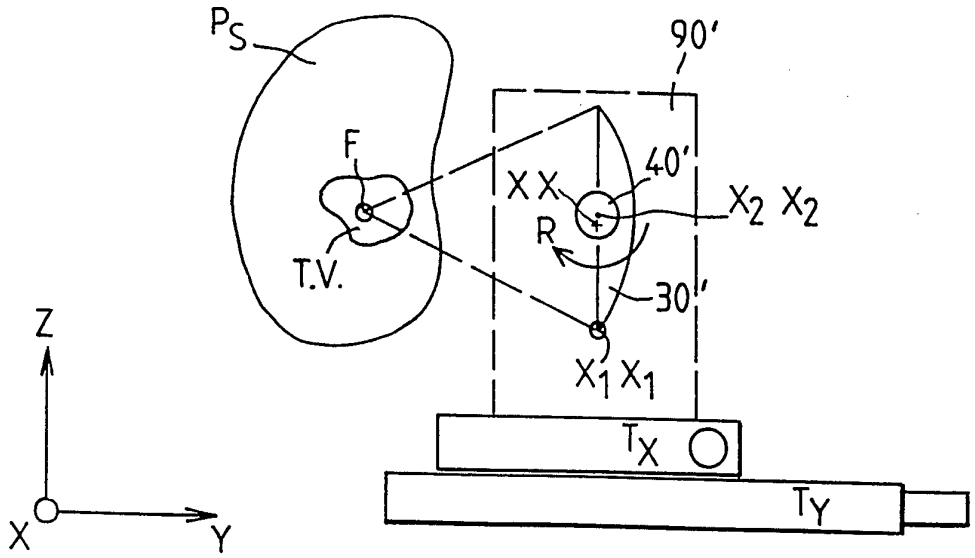

PS
F
T.V.
90'
40'
X2 X2
R
X X
30'
X1 X1
TX
TY

FIG. 14


PS
F
T.V.
90'
40'
X X
X2 X2
R
30'
X1 X1
TX
TY
Z
X
Y

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Inter. onal Application No
PCT/FR 94/00936

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 6 A61B8/12 A61B19/00 A61B17/36 G10K11/00

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 6 A61B A61F G10K

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 practical, 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.
X	WO,A,89 07909 (LABORATORY EQUIPMENT CORP.) 8 September 1989 cited in the application	1
Y	see abstract; figures 1,2,4,5	2-7, 18-27

Y	DE,A,39 10 336 (OLYMPUS OPTICAL CO. LTD.) 12 October 1989 see column 11, line 59 - column 12, line 26; figures 1-21	2-7, 20-23

Y	WO,A,92 15253 (TECHNOMED INTERNATIONAL) 17 September 1992	18,19, 24-27
A	see the whole document	9-17

	-/--	

[X] Further documents are listed in the continuation of box C.

[X] Patent family members are listed in 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.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
28 October 1994	16. 11. 94

Name and mailing address of the ISA	Authorized officer
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Hunt, B

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Inter. onal Application No
PCT/FR 94/00936

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	DE,A,38 13 298 (OLYMPUS OPTICAL CO. LTD.) 10 November 1988 see column 25, line 17 - line 37; figures 1-35	1-3,5-7, 20-23
A	EP,A,0 273 180 (SIEMENS) 6 July 1988 see abstract; figures 1-3	1,4
A	DE,C,41 19 524 (SIEMENS) 13 August 1992 see column 7, line 57 - column 8, line 58; figure 2	1,8,20
A	EP,A,0 088 620 (OLYMPUS OPTICAL CO. LTD.) 14 September 1983 see page 5, line 19 - page 7, line 14; figure 1	1,21-23
A	INTERNATIONAL JOURNAL OF CARDIAC IMAGING, vol.4, no.2-4, 1989, DORDRECHT (NL) pages 79 - 88 N.BOM ET AL. 'Early and recent intraluminal ultrasound devices' see the whole document	1
A	WO,A,90 02520 (KONTRON ELEKTRONIK GMBH) 22 March 1990 see abstract; figures 1-8	1,9-17

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

Inte. onal Application No
PCT/FR 94/00936

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)		Publication date
WO-A-8907909	08-09-89	US-A-	4858613	22-08-89
		CA-A-	1328680	19-04-94
		EP-A-	0402410	19-12-90
		JP-T-	3503610	15-08-91
		US-A-	5036855	06-08-91
		US-A-	4955365	11-09-90
DE-A-3910336	12-10-89	JP-A-	1249041	04-10-89
		JP-A-	1300938	05-12-89
		US-A-	5020539	04-06-91
WO-A-9215253	17-09-92	FR-A-	2673542	11-09-92
		FR-A-	2679125	22-01-93
		EP-A-	0575363	29-12-93
		US-A-	5316000	31-05-94
		WO-A-	9301752	04-02-93
		EP-A-	0595849	11-05-94
DE-A-3813298	10-11-88	JP-A-	63262144	28-10-88
		JP-A-	63270033	08-11-88
		JP-A-	1135335	29-05-89
		JP-A-	1141652	02-06-89
		JP-A-	1148247	09-06-89
		US-A-	4936307	26-06-90
EP-A-0273180	06-07-88	CA-A-	1305246	14-07-92
		US-A-	4869258	26-09-89
DE-C-4119524	13-08-92	JP-A-	5220160	31-08-93
		US-A-	5284143	08-02-94
EP-A-0088620	14-09-83	JP-C-	1696244	28-09-92
		JP-B-	3062416	25-09-91
		JP-A-	58152547	10-09-83
		US-A-	4558706	17-12-85
WO-A-9002520	22-03-90	DE-A-	3829603	15-03-90
		DE-D-	58907250	21-04-94
		EP-A-	0433306	26-06-91
		US-A-	5105819	21-04-92

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Dem. : Internationale No
PCT/FR 94/00936

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE
CIB 6 A61B8/12 A61B19/00 A61B17/36 G10K11/00

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)
CIB 6 A61B A61F G10K

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés)

C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie *	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
X	WO,A,89 07909 (LABORATORY EQUIPMENT CORP.) 8 Septembre 1989 cité dans la demande	1
Y	voir abrégé; figures 1,2,4,5	2-7, 18-27

Y	DE,A,39 10 336 (OLYMPUS OPTICAL CO. LTD.) 12 Octobre 1989 voir colonne 11, ligne 59 - colonne 12, ligne 26; figures 1-21	2-7, 20-23

Y	WO,A,92 15253 (TECHNOMED INTERNATIONAL) 17 Septembre 1992	18,19, 24-27
A	voir le document en entier	9-17

	-/--	

[X] Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents

[X] Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

* Catégories spéciales de documents cités:

"A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent

"E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date

"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)

"O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens

"P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

"T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou 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

"X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément

"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

"&" document qui fait partie de la même famille de brevets

1

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée	Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale
28 Octobre 1994	16. 11. 94

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale	Fonctionnaire autorisé
Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Hunt, B

C.(suite) DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie *	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	DE,A,38 13 298 (OLYMPUS OPTICAL CO. LTD.) 10 Novembre 1988 voir colonne 25, ligne 17 - ligne 37; figures 1-35	1-3,5-7, 20-23
A	EP,A,0 273 180 (SIEMENS) 6 Juillet 1988 voir abrégé; figures 1-3	1,4
A	DE,C,41 19 524 (SIEMENS) 13 Août 1992 voir colonne 7, ligne 57 - colonne 8, ligne 58; figure 2	1,8,20
A	EP,A,0 088 620 (OLYMPUS OPTICAL CO. LTD.) 14 Septembre 1983 voir page 5, ligne 19 - page 7, ligne 14; figure 1	1,21-23
A	INTERNATIONAL JOURNAL OF CARDIAC IMAGING, vol.4, no.2-4, 1989, DORDRECHT (NL) pages 79 - 88 N.BOM ET AL. 'Early and recent intraluminal ultrasound devices' voir le document en entier	1
A	WO,A,90 02520 (KONTRON ELEKTRONIK GMBH) 22 Mars 1990 voir abrégé; figures 1-8	1,9-17

1

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Der.. .e Internationale No
PCT/FR 94/00936

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)		Date de publication
WO-A-8907909	08-09-89	US-A-	4858613	22-08-89
		CA-A-	1328680	19-04-94
		EP-A-	0402410	19-12-90
		JP-T-	3503610	15-08-91
		US-A-	5036855	06-08-91
		US-A-	4955365	11-09-90
DE-A-3910336	12-10-89	JP-A-	1249041	04-10-89
		JP-A-	1300938	05-12-89
		US-A-	5020539	04-06-91
WO-A-9215253	17-09-92	FR-A-	2673542	11-09-92
		FR-A-	2679125	22-01-93
		EP-A-	0575363	29-12-93
		US-A-	5316000	31-05-94
		WO-A-	9301752	04-02-93
		EP-A-	0595849	11-05-94
DE-A-3813298	10-11-88	JP-A-	63262144	28-10-88
		JP-A-	63270033	08-11-88
		JP-A-	1135335	29-05-89
		JP-A-	1141652	02-06-89
		JP-A-	1148247	09-06-89
		US-A-	4936307	26-06-90
EP-A-0273180	06-07-88	CA-A-	1305246	14-07-92
		US-A-	4869258	26-09-89
DE-C-4119524	13-08-92	JP-A-	5220160	31-08-93
		US-A-	5284143	08-02-94
EP-A-0088620	14-09-83	JP-C-	1696244	28-09-92
		JP-B-	3062416	25-09-91
		JP-A-	58152547	10-09-83
		US-A-	4558706	17-12-85
WO-A-9002520	22-03-90	DE-A-	3829603	15-03-90
		DE-D-	58907250	21-04-94
		EP-A-	0433306	26-06-91
		US-A-	5105819	21-04-92