

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION  
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété  
Intellectuelle  
Bureau international



(43) Date de la publication internationale  
7 décembre 2006 (07.12.2006)

PCT

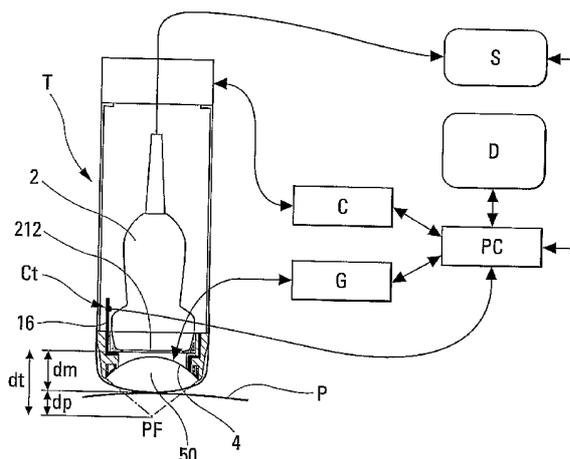
(10) Numéro de publication internationale  
**WO 2006/129047 A2**

- (51) Classification internationale des brevets : **Non classée**
- (21) Numéro de la demande internationale :  
PCT/FR2006/050514
- (22) Date de dépôt international : 2 juin 2006 (02.06.2006)
- (25) Langue de dépôt : français
- (26) Langue de publication : français
- (30) Données relatives à la priorité :  
0551498 3 juin 2005 (03.06.2005) FR
- (71) Déposant (pour tous les États désignés sauf US) : **THER-  
ACLION** [FR/FR]; Paris Cyber Village, 204, rue de  
Crimée, F-75019 Paris (FR).
- (72) Inventeur; et
- (75) Inventeur/Déposant (pour US seulement) : **LACOSTE,  
François** [FR/FR]; 130 boulevard du Montparnasse,  
F-75015 Paris (FR).
- (74) Mandataire : **CAPRI**; 33 rue de Naples, F-75008 Paris  
(FR).
- (81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de  
protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AT,  
AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO,  
CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB,  
GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG,  
KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY,  
MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO,  
NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK,  
SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ,  
VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.
- (84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre  
de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH,  
GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM,  
ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM),  
européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI,  
FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT,  
RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA,  
GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: DISTANCE-DETERMINING METHOD AND TREATMENT APPARATUS WHICH USES SAID METHOD

(54) Titre : PROCEDE DE DETERMINATION DE DISTANCE ET APPAREIL DE TRAITEMENT METTANT EN OEUVRE UN TEL PROCEDE



(57) Abstract: The invention relates to a method of determining the real distance between the emission/reception face (212) of an imaging probe (2) and a target site, whereby the probe emits and receives waves through a propagation medium and a living tissue. The inventive method comprises the following successive steps consisting in: determining the theoretical distance between the face and the target site when the face is only separated from the target site by the living tissue; determining a distance correction factor resulting from the fact that the waves emitted and received have passed through the propagation medium; and applying the correction factor to the theoretical distance in order to obtain the real distance.

[Suite sur la page suivante]

WO 2006/129047 A2



**Publiée :**

— sans rapport de recherche internationale, sera republiée  
dès réception de ce rapport

abrégations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de  
la Gazette du PCT.

En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abrévia-  
tions, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et

---

**(57) Abrégé :** Procédé de détermination de la distance réelle entre une face d'émission/ réception (212) d'une sonde d'imagerie (2) et un site cible, la sonde émettant et recevant des ondes à travers un milieu de propagation et un tissu vivant, le procédé comprenant les étapes successives suivantes déterminer la distance théorique entre la face et le site cible dans le cas où la face serait séparée du site cible uniquement par du tissu vivant, déterminer un correctif de distance provenant du fait que les ondes émises et reçues ont traversé le milieu de propagation, et appliquer à la distance théorique ledit correctif pour obtenir la distance réelle.

## **Procédé de détermination de distance et appareil de traitement mettant en œuvre un tel procédé.**

La présente invention concerne un procédé de détermination de la distance réelle entre une face d'émission/réception d'une sonde d'imagerie et un site cible. La sonde, qui peut par exemple être du type échographique, émet et reçoit des ondes qui traversent un milieu de propagation et un tissu vivant. La présente invention concerne également un appareil de traitement susceptible de mettre en œuvre un tel procédé de détermination de la distance réelle. La présente invention trouve une application privilégiée dans le domaine de l'imagerie et/ou du traitement médical d'organes ou de tissus d'êtres vivants, notamment utile pour le traitement de diverses tumeurs, comme par exemple les tumeurs thyroïdiennes, du sein ou de l'utérus. Bien entendu, la présente invention peut très bien s'appliquer de manière plus générale à tous les domaines utilisant ou ayant besoin d'une représentation imagée d'un site cible prélevée au moyen d'une sonde d'imagerie quelconque dont les ondes émises et reçues doivent traverser bien entendu un tissu vivant, mais également un milieu de propagation du fait que la face d'émission/réception de la sonde d'imagerie n'est pas en contact direct avec le tissu vivant. Dans la suite de la description, on fera principalement référence à un appareil de traitement utilisant une tête d'imagerie et de traitement.

Dans ce cas, l'invention est mise en œuvre dans le domaine des dispositifs de thérapies, et plus particulièrement les dispositifs de thérapies sous contrôle ultrasonore et plus particulièrement encore les dispositifs de thérapie par ultrasons de puissance. Le traitement par ultrasons de puissance focalisé est connu sous l'acronyme HIFU (High Intensity Focused Ultrasound).

La tête de traitement et d'imagerie de l'invention est destinée à être montée sur un bras pourvu de moteurs pas à pas, afin de pouvoir déplacer la tête de manière précise dans différentes directions. Le bras permet également de relier la tête à une armoire électronique de commande et de traitement, ainsi qu'à un scanner, par exemple ultrasonique. La tête est d'autre part reliée à une unité de refroidissement, qui permet de faire circuler un milieu de propagation à l'intérieur de la tête. Il s'agit là d'une conception relativement conventionnelle pour une tête de traitement et d'imagerie ultrasonique, utilisant par exemple un traitement HIFU et une sonde d'imagerie échographique. Il ne s'agit là que d'un type particulier de dispositif de traitement : il existe bien entendu d'autres types de dispositif de traitement, qui utilisent d'autres techniques d'imagerie et de traitement, sans pour autant sortir du cadre de l'invention.

Le traitement réalisé par les moyens de traitement de la tête peut utiliser des ultrasons, focalisés ou non. Parmi les traitements par ultrasons focalisés, on connaît déjà le traitement par HIFU (High Intensity Focused Ultrasound). L'invention utilisera de préférence, mais pas exclusivement, ce type de traitement HIFU. En effet, d'autres types de traitement peuvent être utilisés dans le cadre de la présente invention, et notamment tout traitement utilisant des ondes ou des rayonnements susceptibles d'atteindre une cible située dans un organe ou un tissu d'un être vivant. Le traitement de la présente invention est de préférence non invasif : toutefois, un traitement invasif peut également être envisagé dans le cadre de la présente invention.

La tête d'imagerie et de traitement, outre ses moyens de traitement, comprend également des moyens d'imagerie qui peuvent être de toute nature, comme par exemple une imagerie par sonde échographique, par sonde à rayon X, ou par IRM. Une imagerie par échographie ultrasonique sera cependant préférée dans le cadre de la présente invention.

Il existe déjà de telles têtes d'imagerie et de traitement qui permettent de combiner en une seule unité les moyens de traitement et les moyens d'imagerie nécessaires pour localiser et représenter la cible à traiter. Il est en effet indispensable que la cible à traiter soit parfaitement localisée pour ne pas endommager des parties saines du tissu ou de l'organe à traiter. Pour  
5 cela, les moyens d'imagerie doivent délivrer une représentation fiable et précise du site de la cible.

Il est particulièrement important avec ce type de tête d'imagerie et de traitement, et plus généralement avec toute sonde d'imagerie quelconque, de  
10 localiser avec une très grande précision la cible à traiter. La sonde, de par sa conception, émet des ondes, par exemple échographiques, qui convergent en un point focal. Conventionnellement, ce point focal pour une sonde classique est situé environ à deux à trois centimètres en avant de la face d'émission/réception de la sonde. En utilisation normale conventionnelle, la  
15 face d'émission/réception de la sonde est destinée à venir en contact du tissu vivant dans lequel est situé le site cible. Souvent, la face d'émission/réception vient en contact de la peau du patient et on utilise conventionnellement un gel qui permet une meilleure propagation ou transmission des ondes entre la face d'émission/réception et la peau.  
20 Toutefois, lorsqu'une telle sonde est utilisée dans une tête d'imagerie et de traitement d'un appareil de traitement, la face d'émission/réception ne vient pas en contact de la peau du patient: au contraire, la face d'émission/réception émet à travers un espace de propagation qui est conventionnellement rempli d'un milieu de propagation qui est en général  
25 de l'eau. Ainsi, les ondes émises et reçues doivent traverser ce milieu de propagation dont l'épaisseur varie en fonction du type de tête. En général, l'épaisseur de milieu de propagation traversée est de l'ordre de un à deux centimètres. Par conséquent, les ondes émises et reçues par la sonde d'imagerie doivent traverser non seulement le tissu vivant, mais également

une certaine épaisseur de milieu de propagation. Le point focal conventionnel de la sonde, qui est situé à environ deux à trois centimètres de la face d'émission, doit d'abord être décalé de quelques centimètres pour tenir compte de l'épaisseur du milieu de propagation traversé. Ceci peut être  
5 effectué à l'aide d'une lentille divergente placée devant la face d'émission/réception.

D'autre part, il est particulièrement important de déterminer la distance réelle entre la face d'émission/réception de la sonde et le site cible. Conventionnellement, lorsque la sonde d'imagerie est utilisée hors d'une tête  
10 d'imagerie et de traitement, et que la sonde d'imagerie vient en contact direct de la peau du patient, la détermination de la distance réelle s'effectue sur la base du temps mis par les ondes entre leur émission et leur réception. On se sert de ce temps de propagation des ondes pour déterminer la distance réelle jusqu'au site cible. Cependant, lorsqu'une telle sonde d'imagerie est  
15 incorporée dans une tête d'imagerie et de traitement et que les ondes doivent ainsi traverser une certaine épaisseur de milieu de propagation, la distance réelle entre la face d'émission/réception et le site cible est plus difficile à déterminer, étant donné que les ondes traversent également le milieu de propagation.

20 La présente invention a pour but de définir un procédé permettant de déterminer la distance réelle entre la face d'émission/réception de la sonde et le site cible, sachant que les ondes doivent traverser à la fois un tissu vivant et un milieu de propagation sur une certaine épaisseur.

Pour atteindre ce but, la présente invention propose un procédé de  
25 détermination de cette distance réelle comprenant les étapes suivantes : déterminer la distance théorique entre la face et le site cible dans le cas où la face serait séparée du site cible uniquement par du tissu vivant, déterminer un correctif de distance provenant du fait que les ondes émises et reçues ont traversé le milieu de propagation, et appliquer à la distance théorique ledit

correctif pour obtenir la distance réelle. Avantageusement, l'étape de détermination du correctif comprend les étapes de :

- (a) mesurer la température du milieu de propagation,
- (b) calculer la vitesse de propagation des ondes dans le milieu de propagation à la température mesurée en a,
- (c) mesurer l'épaisseur du milieu de propagation traversée par les ondes,
- (d) calculer le correctif de distance à partir des données prélevées en a, b et c.

10 Selon un mode de réalisation, des moyens de traitement sont prévus pour traiter le site cible, lesdits moyens étant déplacés d'une distance correspondant au correctif de distance pour focaliser les moyens de traitement avec précision sur le site cible. En variante, des moyens de traitement sont prévus pour traiter le site cible et des moyens de visualisation  
15 sont prévus pour fournir une représentation imagée prélevée par la sonde, une marque identifiant le site cible à traiter, cette marque étant décalée d'une distance correspondant au correctif de distance. Ainsi, on peut répercuter ce correctif de distance soit directement sur le positionnement de la tête d'imagerie et de traitement, soit sur les données entrées dans l'appareil de  
20 traitement.

Selon un autre aspect de l'invention, les ondes traversent un espace de propagation contenant le milieu de propagation, le milieu circulant dans l'espace de manière à maintenir sensiblement constante la température du milieu, le milieu étant évacué de l'espace à travers un canal d'évacuation, la  
25 température du milieu étant mesurée au niveau dudit canal. Le prélèvement de la température au niveau de ce canal d'évacuation permet également de donner une indication sur le bon fonctionnement de la circulation du milieu de propagation dans l'espace de propagation. En effet, en cas de dysfonctionnement ou de coupure de la circulation, la température à

l'intérieur du canal d'évacuation varierait très rapidement, ce qui donnerait une indication pratiquement immédiate du dysfonctionnement de la circulation. Ceci ne serait pas le cas si la température avait été prélevée directement dans l'espace de propagation.

5           Ainsi, grâce au procédé de détermination de l'invention, il est possible de déterminer avec une grande précision et dans tous les cas d'application la distance réelle entre la face d'émission de la sonde et le site cible, et ceci quel que soit le type de milieu de propagation, sa température et l'épaisseur traversée. Lorsque la sonde est incorporée dans une tête de traitement,  
10           mettant en œuvre des moyens de traitement, cela augmente considérablement la précision avec laquelle les moyens de traitement agissent sur le site cible. Tout décalage ou écart est ainsi entièrement évité.

          L'invention propose également un appareil de traitement comprenant une tête pourvue d'une sonde et de moyens de traitement, des moyens de  
15           déplacement de la tête, des moyens de visualisation, et un ordinateur de gestion pourvu d'un logiciel apte à mettre en œuvre le procédé de détermination tel que définit ci-dessus. Généralement, l'appareil de traitement comprend également des moyens de traitement, par exemple sous  
20           la forme d'un transducteur qui permet d'émettre un rayonnement dont le point focal doit être confondu avec le point focal de la sonde d'imagerie.

          L'invention sera maintenant plus amplement décrite en référence aux dessins joints, donnant à titre d'exemples non limitatifs plusieurs modes de réalisation de l'invention.

          La figure 1 est une vue en coupe transversale verticale, à travers une  
25           tête de traitement et d'imagerie selon une première forme de réalisation de l'invention,

          La figure 2 est une vue similaire à celle de la figure 1, selon un plan de coupe verticale décalée de 90° par rapport à celui de la figure 1,

La figure 3 est une vue de dessous de la tête des figures 1 et 2, avec le ballonnet retiré,

La figure 4 est une vue partielle en section transversale d'une tête de traitement selon une seconde forme de réalisation de l'invention,

5 La figure 5 est une vue similaire à celle de la figure 4, pour une tête de traitement de l'art antérieur,

La figure 6 est une vue partielle similaire à celle de la figure 1, pour un troisième mode de réalisation de l'invention,

10 La figure 7 est une vue partielle similaire à celle de la figure 2 de la tête de la figure 6, et

La figure 8 est une vue schématique en perspective d'une tête de traitement et d'imagerie selon un quatrième mode de réalisation de l'invention,

15 La figure 9 est une vue schématique d'ensemble d'un appareil complet de traitement pouvant incorporer la tête d'imagerie et de traitement de l'invention,

La figure 10 est un organigramme montrant des différentes étapes du procédé de détermination de la distance réelle à la cible, et

20 Les figures 11a et 11b sont des vues schématiques en coupe transversale verticale de deux configurations de têtes qui diffèrent de par le positionnement de la sonde d'imagerie.

25 On se référera tout d'abord aux figures 1, 2 et 3 pour expliquer en détails la structure et le fonctionnement d'une tête d'imagerie et de traitement selon la première forme de réalisation de l'invention. La structure générale est reprise dans les troisième et quatrième formes de réalisation des figures 6, 7 et 8, alors que les formes de réalisation des figures 4 et 5 n'incorporent pas de moyens d'imagerie, uniquement des moyens de traitement.

La tête des figures 1 à 3 comprend sept éléments constitutifs, à savoir un corps de montage 1, des moyens d'imagerie 2, un adaptateur 3, des moyens de traitement 4, un ballonnet 5, un système de retenue 6 et un boîtier 7.

5 Les moyens d'imagerie 2 sont ici constitués par une sonde d'imagerie échographique, et on utilisera le terme « sonde » pour désigner les moyens d'imagerie dans le reste de la description. Il faut toutefois comprendre qu'une telle sonde n'est pas le seul dispositif utilisable en tant que moyen d'imagerie. On peut également utiliser des sondes à rayon X, ou des sondes  
10 IRM, cette énumération n'étant pas exhaustive. Tous moyens d'imagerie peuvent être utilisés.

Les moyens de traitement 4 sont ici constitués par un dispositif de thérapie qui peut utiliser des ultrasons focalisés ou non. La technique par ultrasons focalisés est conventionnellement désignée sous l'abréviation  
15 HIFU. Dans la suite de la description, les moyens de traitement seront désignés par le terme transducteur HIFU. Il faut cependant comprendre que ce transducteur HIFU n'est pas le seul dispositif utilisable en tant que moyen de traitement. On peut en effet utiliser n'importe quel dispositif invasif, ou de préférence non invasif, capable d'atteindre une cible située  
20 dans un organe ou un tissu d'un être vivant.

Le corps de montage 1 est une pièce de préférence monobloc, réalisée en n'importe quel matériau approprié comme de la matière plastique, du métal, de la céramique, ou des produits composites. De préférence, le corps 1 est réalisé par usinage ou moulage de métal, par exemple de l'aluminium  
25 ou de l'inox. Le corps de montage 1 constitue en quelques sortes la pièce centrale porteuse de la tête d'imagerie et de traitement selon cette forme de réalisation de l'invention. Le corps de montage 1 sert en effet au montage de la sonde échographique 2, du transducteur HIFU 4 et du ballonnet 5. Le corps 1 est monté sur le boîtier 7 qui sert à la fixation de la tête sur un bras

articulé (non représenté). Le système de maintien 6 est également monté sur le corps 1 pour maintenir la sonde échographique 2 axialement en place sur le corps 1.

Le corps 1 présente une configuration générale globalement cylindrique circulaire. Le corps 1 comprend en effet une couronne 10 de forme globale cylindrique avec une paroi externe 13 sensiblement tronconique ou évasée. La couronne 10 comprend un talon d'ancrage 101 destiné à la fixation du corps 1 sur le boîtier 7. Le corps 1 comprend également un bord d'extrémité libre annulaire 14 à son extrémité opposée au talon d'ancrage 101. A l'intérieur de cette couronne 10, le corps 1 forme un logement de montage 11 destiné à la réception de la sonde échographique 2, comme on le verra ci-après. Ce logement 11 présente une forme allongée qui traverse diamétralement la couronne 10. La couronne 10 forme les deux extrémités du logement 11 qui sont reliées ensemble par deux parois longitudinales 110 qui traversent la couronne. Ce logement 11 présente une configuration sensiblement parallélépipédique, comme on peut le comprendre sur des figures 1, 2 et 3. Le logement 11 comprend une paroi latérale interne 111 qui s'étend de manière rectangulaire, et une paroi de fond 112. Avantagusement la paroi 111 est évasée vers le haut. La paroi 11 est de préférence garnie d'un matériau absorbant pour éviter les réflexions acoustiques qui dégraderaient autrement l'image. Cette paroi 112 est formée avec une ouverture qui donne dans une fenêtre 12, qui présente une configuration sensiblement similaire à celle du logement 11. En effet, la fenêtre 12 est allongée et s'étend de manière diamétrale d'un côté à l'autre de la couronne, comme on peut le voir sur la figure 1. La fenêtre 12 est bordée par des parois latérales 121 formées par la couronne et des parois latérales 122 qui traversent la couronne, comme on peut le voir sur la figure 3. Ainsi, le logement allongé 11 communique directement avec la fenêtre

allongée 12. Plus précisément, la paroi de fond 112 du logement 11 se prolonge vers le bas par les parois latérales 121 et 122 de la fenêtre 12.

Au-delà de cette fenêtre 12, le corps 1 forme une zone de fixation destinée à la fixation du transducteur HIFU 4.

5            Cette zone de fixation présente une forme très complexe. En effet, cette zone de fixation s'étend tout d'abord sur tout ou partie du pourtour interne du bord d'extrémité libre 14 du corps 1. Cette zone s'étend aussi tout autour de la fenêtre 12, c'est-à-dire sur le bord des parois 121 et 122 de la fenêtre 12. Ceci est plus visible sur la figure 3. Comme on le verra ci-  
10            après, le transducteur HIFU 4 va s'étendre sur la totalité de l'étendue délimitée par le bord 14 à l'exception de la fenêtre 12. Ceci est visible sur la figure 3. Comme on peut le voir sur les figures 1 et 2, les bords des parois 122 sont réalisés de manière courbe concave, ce qui confère à l'ensemble de la tête une configuration concave. Le bord 14 est circulaire mais les bords  
15            des parois 122 sont concaves. De préférence, la concavité de la tête est de forme sphérique, avec un rayon de courbure déterminé, de sorte que les rayons convergent vers un point focal PF visible sur la figure 2. On peut même remarquer sur la figure 1 que la concavité des parois 122 est telle que la fenêtre 12 est réduite à un minimum au niveau de sa partie centrale. Le  
20            bord de la paroi 122 est à cet endroit très proche du logement 11.

          Sur la figure 2, la fenêtre 12 a été partiellement représentée en perspective pour faire apparaître des caractéristiques qui ne sont pas situées dans le plan de coupe. Il s'agit plus particulièrement d'un canal d'alimentation en milieu de propagation qui est désigné par la référence  
25            numérique 15. Ce canal 15 débouche au niveau de la formation concave du corps 1 au niveau d'une entrée 151 située dans le prolongement de la fente 12, comme on peut le comprendre à partir des figures 1 et 3. Cette entrée 151 est formée au niveau de la couronne 14 à proximité de la zone de fixation du transducteur HIFU 4. Le canal d'alimentation 15 s'étend ensuite

à l'intérieur du corps 1 en contournant le logement de montage 11. Ceci est visible sur la figure 2.

D'autre part, le corps de montage 1 forme également un canal d'évacuation de milieu de propagation qui est désigné par la référence numérique 16. Ce canal d'évacuation 16 comprend une sortie 161 qui débouche au niveau de la paroi latérale 121 de la fenêtre 12, à proximité directe du logement 11. Dans la forme de réalisation des figures 1, 2 et 3, ce canal d'évacuation 16 comprend une section radiale 162 qui s'étend en dessous du logement 11 et une section axiale 163 qui s'étend verticalement juste à côté du logement 11. La section 163 débouche ensuite au dessus du corps 1 où il peut être connecté à un tuyau d'évacuation. Il en est de même pour le canal 15 qui peut également être connecté à un tuyau d'alimentation. En variante représentée sur la figure 6, le canal d'évacuation 16' peut comprendre une section radiale 162 qui traverse la couronne 10 pour déboucher au niveau de la paroi externe 13. Ensuite, le milieu de propagation aspiré à travers la section radiale 162' peut s'écouler à travers une section sensiblement axiale 163' qui débouche au niveau du talon d'ancrage 101

La sonde échographique 2, qui fait ici fonction de moyen d'imagerie, est d'un modèle tout à fait classique disponible dans le commerce. La sonde échographique 2 est une sonde à barrettes linéaires 210. De manière typique, la sonde comprend une partie d'extrémité inférieure ou apicale 21, un corps 22 et une partie d'extrémité supérieure ou basale 23. La partie basale 23 est en outre pourvue d'un manchon de connexion 24 pour connecter la sonde à des moyens d'alimentation et de traitement de l'image prélevée. Les éléments linéaires 210 sont disposées côte à côte au niveau de la partie apicale 21. Les barrettes linéaires définissent une face d'émission et de réception d'ondes 212 qui présentent une configuration allongée rectangulaire. La partie apicale 21 définit autour de cette face 212 une paroi

5 externe 211 de forme générale rectangulaire arrondie. Il s'agit là d'une forme particulière pour une sonde échographique : bien entendu on peut imaginer des sondes échographiques ayant d'autres formes. Toutefois, toutes les sondes comprennent une face d'émission d'ondes ou de rayonnements, une partie apicale et une partie basale.

La sonde échographique 2 est positionnée de manière précise, fixe et stable par rapport au corps 1 à l'aide de l'adaptateur 3. Plus précisément, la partie apicale 22 de la sonde échographique 2 est positionnée et maintenue à l'intérieur du logement 11 formé par le corps 1 par l'intermédiaire de l'adaptateur 3. Cet adaptateur 3 est de préférence réalisé en un matériau  
10 souple élastiquement déformable, comme un élastomère. L'adaptateur 3 permet de coupler la sonde échographique 2 au corps 1, en garantissant un positionnement précis de la face 212, et éventuellement une étanchéité au niveau du logement 11. L'adaptateur 3 est inséré dans le logement 11 en venant en contact à la fois de la paroi latérale 111 et de la paroi de fond 112.  
15 Le contact entre l'adaptateur 3 et le logement 11 est de préférence étanche aux fluides. Ainsi, l'adaptateur 3 présente une forme extérieure sensiblement rectangulaire allongée qui correspond à la forme du logement 11. Intérieurement, l'adaptateur 3 forme une paroi interne qui est adaptée en forme à la paroi externe périphérique 211 de la partie apicale 21. De  
20 préférence, un contact intime étanche est créé entre la paroi 211 et l'adaptateur 3. En résumé, l'adaptateur 3 présente une forme externe adaptée au logement 11 et une forme interne adaptée à la partie apicale de la sonde échographique. L'adaptateur 3 définit un passage allongé qui correspond environ à l'ouverture qui fait communiquer le logement 11 avec  
25 la fenêtre 12. On peut également dire que le passage formé par l'adaptateur 3 permet à la face d'émission 212 de la sonde échographique d'émettre à travers la fenêtre 12. Une autre définition serait que la face d'émission 212 obture la fenêtre 12 au niveau du logement 11. Ainsi, dans cette forme de

réalisation, l'adaptateur 3 se présente sous la forme d'une bague de positionnement et d'étanchéité de forme générale torique rectangulaire avec un passage central pour recevoir la partie apicale 21 de la sonde échographique 2 de manière à ce que la face d'émission puisse émettre à travers la fenêtre 12. Dans cette forme de réalisation, l'adaptateur entoure ou ceinture la partie apicale 21 en laissant la face d'émission/réception 212 non revêtue de sorte qu'elle puisse émettre directement sans traverser l'adaptateur.

L'adaptateur 3 peut être fabriqué par n'importe quelle méthode ou technique de fabrication. On peut par exemple réaliser l'adaptateur de la manière suivante. On commence par prélever une empreinte numérisée de la partie apicale de la sonde échographique 2 afin d'obtenir une représentation géométrique et une estimation précise des dimensions de cette partie apicale. Ensuite, une partie de moule est réalisée en utilisant les dimensions prélevées lors de la numérisation de la partie apicale de la sonde. Cette partie de moule va définir le profil interne de l'adaptateur qui va recevoir la partie apicale de la sonde. De préférence, la dimension de moule est quelque peu réduite, de manière à ce que l'adaptateur soit légèrement plus petit que la partie apicale de la sonde. Ainsi, la partie apicale de la sonde sera reçue en force dans l'adaptateur en le déformant légèrement. Ceci assure non seulement un positionnement stable de la sonde dans l'adaptateur, mais également une parfaite étanchéité. En ce qui concerne la partie externe de l'adaptateur, elle est réalisée avec une autre partie de moule qui correspond exactement ou approximativement aux dimensions du logement 11 du corps 1. Ainsi, l'adaptateur est réalisé à l'aide de deux parties de moule, une partie correspond à la forme de la sonde 2, et l'autre partie correspondant à la forme du logement 11.

L'adaptateur 3 permet de positionner de manière précise, stable et étanche la partie apicale 21 de la sonde 2 sur le corps 1. Pour maintenir la

sonde 2 de manière parfaitement axiale, il est en outre prévu un système de maintien 6 qui vient en prise avec la partie basale 23 de la sonde. Ce système de maintien 6 remplit ainsi une fonction de maintien axial et une fonction de poussée ou de sollicitation de la sonde dans l'adaptateur 3.

5 Dans cette forme de réalisation non limitative, le système de maintien 6 comprend un étrier formé par des tiges longitudinales 62 et une platine fixe 64 pourvue de vis de poussée 65. Les tiges de coulissement 62 sont reliées au corps 1 par n'importe quel moyen. Une plaque de poussée 61 est montée coulissante sur les tiges 62 et peut être sollicitée en déplacement par les vis

10 65. La plaque 61 est avantageusement pourvue d'une bague de poussée 63 qui vient en contact avec la partie basale 23 de la sonde. Cette bague de poussée 63 peut être réalisée de la même manière que l'adaptateur 3. La partie externe de la bague de poussée 63 est adaptée à la forme sensiblement tronconique de la plaque de poussée 61. De manière

15 symétrique, la face interne de la bague de poussée 63 est adaptée à la forme particulière de la partie basale 23. Ainsi, on assure un positionnement précis et stable de la partie basale 23 dans la plaque de poussée 61. En agissant sur les vis de poussée 65, la plaque de poussée 61 peut être déplacée en

20 direction du corps 1, ce qui a pour effet de pousser la partie apicale 21 à l'intérieur de l'adaptateur 3 avec une force contrôlée. La bague de poussée 63 joue un rôle tout à fait symétrique à celui de l'adaptateur 3 au niveau de la plaque de poussée 61.

Le transducteur HIFU 4 est fixé sur le corps de montage 1 au niveau où il forme cette configuration concave, de préférence sphérique. Le

25 transducteur 4 présente également une forme concave, de préférence sphérique. Comme on peut le voir sur la figure 3, le transducteur 4 s'étend à l'intérieur du bord 14 sur la totalité de l'étendue, excepté au niveau de la fenêtre 12. Dans le mode de réalisation de la figure 3, le transducteur 4 peut ainsi être divisé en quatre zones distinctes, à savoir une zone 4a située au

dessus de la fenêtre 12, une zone 4b située en dessous de la fenêtre 12, une zone 4c à gauche de la fenêtre 12 et une zone 4d à droite de la fenêtre 12. On peut ainsi constater que le transducteur 4 entoure entièrement la fenêtre 12. On peut également constater que la fenêtre 12 coupe le transducteur 4 de manière sensiblement médiane, définissant ainsi les deux grandes zones 4a et 4b qui sont de dimension sensiblement identiques, et de forme également identiques par symétrie par rapport à la fenêtre 12. La symétrie est ici une symétrie miroir. Les zones 4c et 4d constituent des zones de jonction de part et d'autre de la fenêtre qui raccordent la zone 4a à la zone 4b. On peut également remarquer que le transducteur 4 ne s'étend pas sur l'entrée 151 du canal d'alimentation 15 en milieu de propagation. Sur la figure 3, on peut voir que le transducteur 4 comprend une zone de bord périphérique 44 et une zone de bord de fenêtre 45. Elles sont représentées de manière plus foncée que le restant du transducteur 4 qui est hachuré. Les bords 44, 45 et la zone 4d constituent les endroits par lesquels le transducteur 4 est fixé sur la zone de fixation du corps. Dans la variante de réalisation représentée sur la figure 8, le transducteur 4 ne comprend que deux zones 4a et 4b qui sont séparées l'une de l'autre. En effet, il n'y a pas de zone 4c et 4d dans ce mode de réalisation. A la place, le corps forme deux plages 141 qui relient le bord 14 à la fenêtre 12. L'entrée 151 est formée au niveau d'une des deux plages 141. Ainsi, le transducteur 4 ne s'étend que sur une partie du bord ou du pourtour.

On se référera maintenant aux figures 4 et 5 pour expliquer de quelle manière la surface utile active du transducteur 4 est étendue selon l'invention par rapport aux transducteurs de l'art antérieur. Sur la figure 5, on a représenté un transducteur de l'art antérieur monté sur un corps de montage d'une tête de traitement classique, qui n'incorpore pas de moyens d'imagerie. C'est pourquoi le transducteur 4 n'est pas interrompu par la fenêtre 12, comme c'est le cas de la tête d'imagerie et de traitement des

figures 1 à 3. Dans cette forme de réalisation de l'art antérieur, le transducteur 4 comprend de manière conventionnelle un élément piézo-électrique 40 qui peut être réalisé à partir d'une seule ou de plusieurs pièces piézo-électriques. Cet élément piézo-électrique 40 présente une forme concave, de préférence sphérique. L'élément 40 peut être parfaitement circulaire ou présenter une autre forme quelconque. Pour amener l'élément piézo-électrique 40 en vibration, il est prévu une électrode active 42 qui s'étend sur la face convexe de l'élément 40. Sur sa face concave, l'élément 40 est pourvu d'une électrode de masse 41. Les électrodes 41 et 42 s'étendent sur la majeure partie de l'étendue de l'élément piézo-électrique 40, de manière à pouvoir l'exciter de manière maximale. L'élément piézo-électrique 40 est fixé au corps 1 au niveau d'une zone de fixation à l'aide d'un joint de colle 18. Avantagement, le joint de colle 18 peut être logé dans une feuillure formée par le corps 1. Etant donné que le corps 1 est généralement réalisé en métal, comme de l'aluminium ou de l'inox, il n'est pas possible d'étendre l'électrode active 42 jusqu'en contact du corps 1. Il n'est même pas possible de se rapprocher de trop du corps 1, au risque de créer des arcs électriques. Par conséquent, il faut arrêter l'électrode active 42 à une distance minimale  $d$  du corps 1, comme on peut le voir sur la figure 5. Par conséquent, une zone de bord de l'élément piézo-électrique 40 n'est pas excitée, ce qui réduit considérablement la surface utile active du transducteur 4.

La figure 4 illustre de quelle manière la présente invention résout ce problème de réduction de la surface active du transducteur 4. Selon l'invention, il est prévu d'appliquer une garniture électriquement isolante 17 sur le corps 1 au niveau où l'électrode active 42 se rapproche du corps 1. Il est également possible d'appliquer une garniture isolante sur le transducteur, à la place ou en complément de la garniture isolante du corps. Le joint de colle 18 qui permet de fixer le transducteur 4 au corps 1 peut être

appliqué sur le corps 1, ou avantageusement sur la garniture électriquement isolante 17. On peut ainsi étendre l'électrode active 42 jusqu'au niveau du joint de colle 18, sans risque de créer d'arc électrique, du fait de la présence de la garniture 17. Cette garniture 17 s'étend sur le corps

5 1 partout où le transducteur 4 est fixé au corps 1. Une telle garniture d'étanchéité 17 peut être utilisée sur n'importe quelle tête de traitement utilisant ou non des moyens d'imagerie. Sur la figure 4, la tête de traitement partiellement représentée n'incorpore pas de moyen d'imagerie. En revanche, dans le mode de réalisation des figures 1 à 3, la tête incorpore les

10 moyens d'imagerie, et le transducteur 4 est fixé au corps 1 au moyen de joints de colle 18 associés à des garnitures d'étanchéité 17, visibles sur les figures 1 et 2. Ces garnitures électriquement isolantes 17 peuvent être réalisées en n'importe quel matériau approprié, comme par exemple des matériaux plastiques. On peut même prévoir de se servir de cette garniture

15 d'étanchéité 17 pour réaliser la fixation du transducteur 4 sur le corps 1. Dans ce cas, la garniture se présente sous la forme d'une pièce sensiblement rigide dimensionnée avec précision et positionnée sur le corps de montage. Le transducteur est monté directement sur la garniture qui sert alors de moyens de support. La colle, si nécessaire, peut être appliquée sur la

20 garniture. La garniture peut avoir la forme d'une bague rigide isolante adaptée à la fois à la forme du corps et du transducteur. La garniture peut être montée par surmoulage sur le corps. Grâce à cette garniture isolante 17, la surface active utile du transducteur 4 peut être augmentée de près de 20% par rapport à un transducteur de l'art antérieur, comme celui

25 représenté sur la figure 5. L'utilisation de cette garniture isolante 17 est plus particulièrement préconisée au niveau du bord 14, étant donné que le gain de surface active y est plus important alors qu'il est plus faible au niveau de la fenêtre 12, en raison de sa position centrale.

Pour compléter la tête d'imagerie et de traitement du mode de réalisation des figures 1 et 2, le ballonnet 5, qui est réalisé en un matériau souple et de préférence élastiquement déformable, vient coiffer la tête 1. Le ballonnet 50 est fixé de manière étanche sur le corps 1 au niveau de son talon d'ancrage 101. Le transducteur 4 ainsi que la fenêtre 12 dans laquelle sont situées les barrettes 210, sont ainsi recouverts par le ballonnet 5. Etant donné que le transducteur 4 est fixé de manière étanche au corps 1 et que les barrettes 210 sont fixées de manière étanche dans le logement 110, il est créé avec le ballonnet 5 un espace interne de propagation 50 qui peut avantageusement être rempli d'un milieu de propagation des ondes émises par la sonde 2 et le transducteur 4. En pratique, le milieu de propagation peut-être de l'eau ou du gel échographique. L'espace de propagation 50 s'étend dans la forme concave du transducteur 4 et s'étend jusqu'au niveau de la paroi externe 13 du corps 1. Etant donné que le transducteur HIFU 4 génère de la chaleur qui est focalisée au niveau du point focal PF (figure 2), les ondes vont traverser le milieu de propagation situé dans l'espace 50. La chaleur produite par le transducteur 4 va alors chauffer le milieu de propagation. Pour éviter une élévation excessive de la température du milieu de propagation, il est connu de faire circuler le milieu de propagation à l'intérieur de l'espace de propagation 50. Pour cela, la tête est pourvue d'une alimentation en eau et d'une évacuation en eau. Plus précisément, comme susmentionné, le corps 1 forme un canal d'alimentation 15 et un canal d'évacuation 16 ou 16'. L'eau pénètre dans l'espace 50 par le canal d'alimentation 15 et sort de cet espace par le conduit d'évacuation 16 ou 16'. On assure ainsi une température constante et relativement basse du milieu de propagation. En outre, afin d'éviter la formation de bulles à l'intérieur de l'espace de propagation, l'invention prévoit de situer la sortie 161 du canal d'évacuation 16 ou 16' au niveau de la fenêtre 12, et de préférence, le plus près possible de la face d'émission 212

de la sonde. En effet, on a constaté de manière empirique que les bulles ont tendance à s'accumuler au niveau de la face d'émission de la sonde et ainsi créer un voile au travers duquel la sonde ne peut pas émettre sans diffractions gênantes. En positionnant la sortie 161 le plus haut possible à proximité de la face d'émission, on évite la formation d'un tel voile de bulles.

On se référera maintenant aux figures 6 et 7 pour expliquer une variante de réalisation avantageuse de l'adaptateur. Alors que l'adaptateur 3 des figures 1 et 2 ne forment qu'une bague d'étanchéité et de positionnement engagée autour de la sonde en laissant la face d'émission découverte, l'adaptateur 3' des figures 6 et 7 comprend une paroi frontale 32 qui s'étend devant la face d'émission de la sonde et qui obture en même temps l'ouverture entre le logement 11 et la fenêtre 12. Ainsi, la face d'émission de la sonde n'est plus en contact avec le milieu de propagation présent dans l'espace de propagation 50. L'adaptateur 3' forme ainsi une sorte d'enveloppe qui entoure la totalité de la partie inférieure de la sonde. Avantageusement, cette paroi frontale 32 est réalisée de telle sorte qu'elle forme une lentille divergente disposée devant la face d'émission de la sonde afin d'éloigner ou de déplacer le point focal des ondes émises par la sonde d'une distance de quelques centimètres, avantageusement deux cm. Alors que le point focal de la sonde échographique se situerait normalement au niveau du ballonnet 5, la lentille divergente 32 permet de déplacer ce point focal vers l'extérieur du ballonnet d'une distance de quelques centimètres, afin de pouvoir donner une représentation fiable d'un organe ou tissu d'un être vivant situé à deux centimètres sous sa peau. L'adaptateur 3' doit par conséquent être réalisé en un matériau approprié, permettant le passage des ultrasons générés par la sonde.

Un autre caractéristique intéressante de l'invention réside dans le fait que la sonde s'étend de manière sensiblement médiane par rapport au

transducteur en le divisant ainsi en deux parties sensiblement identiques par symétrie miroir. Plus précisément, la fente 12 qui reçoit la face 212 coupe le transducteur en deux. Il est particulièrement avantageux d'utiliser une sonde à barrettes linéaires ou planes avec cette configuration. On peut aussi faire varier facilement la position de la face 212 par rapport au transducteur en élargissant ou en rétrécissant la largeur de la fente 12, comme on peut le comprendre à partir des figures 11a et 11b.

La tête ou les têtes qui viennent d'être décrites peuvent être incorporées dans un appareil de traitement tel que représenté schématiquement sur la figure 9. Dans cet appareil, la tête T est associée à plusieurs éléments, comme par exemple un générateur de puissance G pour alimenter les moyens de traitement (transducteur 4), un contrôleur de déplacement C pour déplacer la tête, un scanner à ultrasons S relié à la sonde 2, un écran de visualisation D et un ordinateur PC qui sert à gérer l'appareil. Tous les éléments de l'appareil sont reliés au PC. L'écran D sert à visualiser le site cible prélevé par la sonde de la tête reliée au scanner S. En outre, le canal d'évacuation 16 de la tête est pourvu d'un capteur de température Ct apte à mesurer la température du milieu de propagation qui quitte l'espace de propagation. La mesure est directement envoyée au PC. L'utilisation de cette mesure de température sera donnée ci-après. La face d'émission/réception de la tête émet des ondes qui traversent d'abord le milieu de propagation sur une certaine épaisseur  $dm$  et le tissu vivant sur une autre épaisseur  $dp$ , soit une épaisseur totale cumulée  $dt$ .

A cet égard, il existe un problème de détermination de la distance qui sépare la face d'émission/réception de la sonde et le site cible à visualiser, et ensuite à traiter. En effet, la sonde échographique est éloignée du patient, et les ultrasons émis et reçus par la sonde échographique se propagent dans le liquide de propagation réfrigéré sur une distance importante. Or on sait que la vitesse des ultrasons dépend de la température et de la nature du

milieu. En revanche, les échographes sont réglés sur le principe que les ultrasons se propagent dans le tissu du patient, et calculent donc la distance à la cible à partir de la vitesse dans un tissu typique, qu'ils supposent être à 37°C. Mais dans le cas d'une tête d'imagerie, qui incorpore en outre des  
5 moyens de traitement, les ondes émises par la sonde doivent traverser une certaine épaisseur de milieu de propagation, qui est maintenu avantageusement à une température constante de l'ordre de 10°C environ. Par conséquent, non seulement les ondes doivent parcourir une distance plus grande que celle d'une sonde appliquée à même la peau du patient,  
10 mais elles traversent en outre un milieu qui est différent du tissu vivant, aussi bien en nature qu'en température. La traversée du milieu de propagation induit donc une aberration dans le calcul de la distance à la cible qu'il vaut mieux corriger pour pouvoir effectuer un traitement précis et efficace.

15 En effet, le son se propage plus lentement dans le milieu de propagation que dans le tissu. L'échographe traduit cette durée de parcours accru comme une distance plus grande, et la cible paraît donc plus loin qu'elle ne l'est réellement. L'exemple donné montre que cet écart peut être significatif, en particulier pour les systèmes très focalisés dans lesquels la  
20 position du point focal est très précise.

D'autre part, il faut aussi tenir compte de l'erreur de focalisation due aux propriétés de réfraction acoustique des milieux traversés. Le point de concentration des ultrasons thérapeutiques peut également être modifié par la température des milieux de propagation. Le déplacement de la  
25 focalisation dépend aussi de la forme de la surface de la peau. Contrairement au cas précédent, il n'y a pas de formule simple pour calculer ce déplacement. Mais l'homme de l'art saura créer un algorithme qui estimera le déplacement du point de focalisation dans le plan de l'image

basé sur la température ainsi que la position et le profil spatial de la peau détecté sur l'image échographique.

L'organigramme représenté sur la figure 10 illustre schématiquement par des blocs les différentes étapes du procédé de détermination de la distance réelle séparant la face 212 de la cible. On commence a) par mesurer la température du milieu de propagation à l'aide du capteur Ct. Ensuite, en b) on calcule la vitesse de propagation des ondes de la sonde dans le milieu de propagation à la température mesurée en a). On détermine ou on connaît en c) l'épaisseur du milieu de propagation traversée par les ondes. On peut ainsi calculer en d) l'erreur ou correction de distance.

Supposons par exemple, que :

- la cible se trouve au point focal du transducteur 4, à 40 mm de la face d'émission/réception de la sonde.
- la cible se trouve à  $dp = 15\text{mm}$  sous la peau. Les ondes doivent donc traverser une épaisseur  $dm = 25\text{ mm}$  de milieu de propagation.
- le milieu de propagation est de l'eau réfrigérée à  $10^\circ\text{C}$  dont la vitesse est  $1449\text{ m/s}$ . Cette vitesse peut être déterminée à partir de tables de valeurs préétablies en fonction de la nature du milieu de propagation, typiquement de l'eau.
- La correction de distance peut alors être déterminée à l'aide d'un logiciel chargé dans le PC. La correction est égale à  $1,2\text{ mm}$ .

On peut imputer cette correction de distance de plusieurs façons comme l'indique la figure 10. Par exemple dans l'appareil de la figure 9, l'image échographique provenant de la sonde est reproduite sur l'écran D de l'ordinateur PC sur lequel on représente également la position du point focal par une marque. Une première correction peut consister à modifier la position de la marque du point focal de la distance calculée. Dans le cas présent, la sonde donnera la position de la cible à  $41,2\text{ mm}$  de la face 212 et il faudra donc rapprocher la marque du point focal de  $1,2\text{mm}$  vers le début

de l'image échographique. Une deuxième correction peut consister simplement à déplacer lors du tir la tête de traitement suivant son axe (dans le cas présent un retrait de 1,2mm). Ces deux possibilités d'appliquer la correction distance sont représentées en e et e' sur la figure 10. Une  
5 troisième correction peut consister à modifier les paramètres de l'échographe, par exemple sa valeur interne de la vitesse du son dans les tissus.

En se référant maintenant aux figures 12, 13a et 13b, on voit que l'adaptateur 3 peut être comprimé, déformé ou dilaté latéralement dans son  
10 logement 11 par une douille de compression 35 qui est elle-même sollicitée par un pièce de poussée 36 qui exerce une force sur la douille dans le sens de la flèche représentée sur la figure 12. L'adaptateur 3 comprend une partie inférieure 33 qui est plus épaisse, et de ce fait plus rigide et plus stable en dimension. A l'opposé, l'adaptateur comprend une partie  
15 supérieure 34 qui est plus mince, et de ce fait déformable. La douille appuie sur l'adaptateur au niveau de la partie supérieure déformable. Ainsi, la partie supérieure va se déformer par écrasement axial et dilatation latérale de manière à appuyer, avantageusement de manière étanche, contre la partie apicale 21 de la sonde 2. La partie inférieure rigide reste sensiblement  
20 non déformée et assure ainsi le positionnement précis et stable de la sonde. La douille appuie sur l'adaptateur tout autour de la sonde, de préférence de manière régulière.

En regardant la figure 13a, on peut remarquer que l'adaptateur 3 peut être réalisé de manière monobloc, par exemple par bi-injection ou  
25 surmoulage, avec deux matériaux différents, à savoir un premier matériau sensiblement rigide pour former la partie inférieure 33 et un second matériau déformable pour former la partie supérieure 34. Dans cette forme de réalisation de la figure 13a, la partie supérieure 34 forme un cordon

périphérique qui va être écrasé par la douille 35 pour appuyer à la fois contre le logement 11 et la sonde 2.

Dans la forme de réalisation de la figure 13b, l'adaptateur est moulé dans un matériau unique. Sa partie supérieure 34 forme une gorge  
5 périphérique dans lequel la douille est appuyée de manière à élargir la gorge et pousser ses parois latérales respectivement vers le logement et vers la sonde.

L'action de la douille sur l'adaptateur engendre ainsi une déformation au moins locale ou partielle de l'adaptateur qui se dilate  
10 latéralement.

Bien que la présente invention ait été décrite en référence à une tête d'imagerie et de traitement incorporant à la fois des moyens d'imagerie et des moyens de traitement, on comprendra aisément que certaines caractéristiques, notamment la garniture isolante 17, peuvent être mises en  
15 œuvre sur d'autres types de têtes de traitement, qui n'incluent pas forcément des moyens d'imagerie. Les diverses caractéristiques inventives permettent de réaliser une tête thérapeutique précise, efficace, et puissante. En effet, l'adaptateur permet un positionnement amovible mais précis des moyens d'imagerie, la position du canal d'évacuation assure un débullage efficace et la garniture isolante permet d'augmenter considérablement la  
20 puissance des moyens de traitement. Une telle tête permet de traiter les tumeurs, les concrétions, les os ou plus généralement tout organe d'un être vivant.

## Revendications

1.- Procédé de détermination de la distance réelle entre une face d'émission/réception (212) d'une sonde d'imagerie (2) et un site cible, la sonde émettant et recevant des ondes à travers un milieu de propagation et un tissu vivant, le procédé comprenant les étapes successives suivantes :

- 5           - déterminer la distance théorique entre la face et le site cible dans le cas où la face serait séparée du site cible uniquement par du tissu vivant,
- déterminer un correctif de distance provenant du fait que les ondes émises et reçues ont traversé le milieu de propagation, et
- appliquer à la distance théorique ledit correctif pour obtenir la
- 10 distance réelle.

2.- Procédé de détermination selon la revendication 1, dans lequel l'étape de détermination du correctif comprend les étapes de :

- (e) mesurer la température du milieu de propagation,
- 15 (f) calculer la vitesse de propagation des ondes dans le milieu de propagation à la température mesurée en a,
- (g) mesurer l'épaisseur du milieu de propagation traversée par les ondes,
- (h) calculer le correctif de distance à partir des données prélevées en
- 20 a, b et c.

3.- Procédé de détermination selon la revendication 1 ou 2, dans lequel des moyens de traitement (4) sont prévus pour traiter le site cible, lesdits moyens étant déplacés d'une distance correspondant au correctif de distance

25 pour focaliser les moyens de traitement avec précision sur le site cible.

4.- Procédé de détermination selon la revendication 1 ou 2, dans lequel des moyens de traitement (4) sont prévus pour traiter le site cible et des moyens de visualisation D sont prévus pour fournir une représentation imagée prélevée par la sonde, une marque identifiant le site cible à traiter, 5 cette marque étant décalée d'une distance correspondant au correctif de distance.

5.- Procédé de détermination selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel les ondes traversent un espace de propagation (50) 10 contenant le milieu de propagation, le milieu circulant dans l'espace de manière à maintenir sensiblement constante la température du milieu, le milieu étant évacué de l'espace à travers un canal d'évacuation (16) , la température du milieu étant mesurée au niveau dudit canal.

15 6.- Appareil de traitement comprenant :  
- une tête T pourvue d'une sonde (2) et de moyens de traitement (4),  
- des moyens de déplacement C de la tête,  
- des moyens de visualisation D, et  
- un ordinateur de gestion PC pourvu d'un logiciel apte à mettre en 20 œuvre le procédé de détermination selon l'une quelconque des revendications précédentes.

\* \* \*

1/6

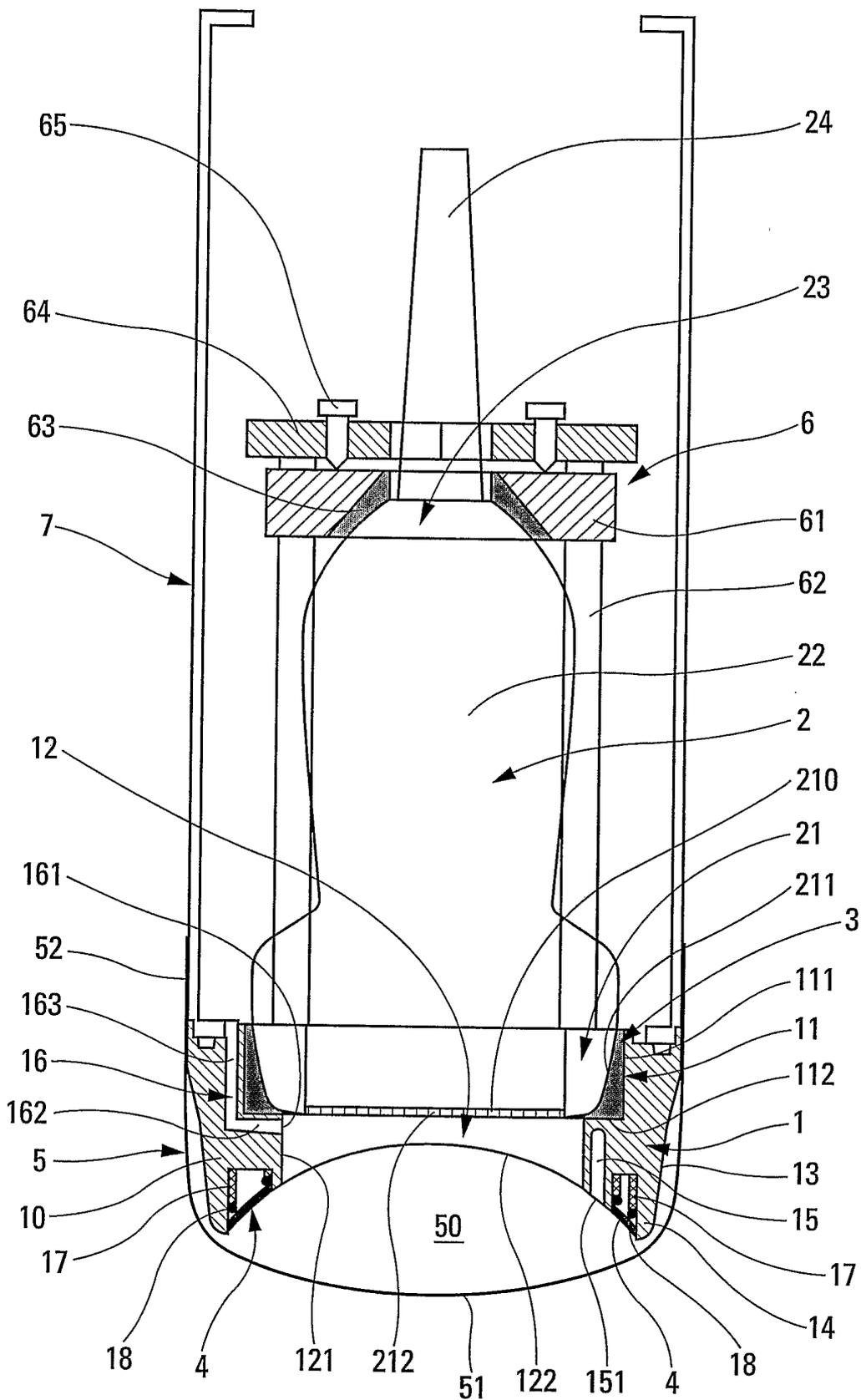


Fig. 1

FEUILLE DE REMPLACEMENT (REGLE 26)

2/6

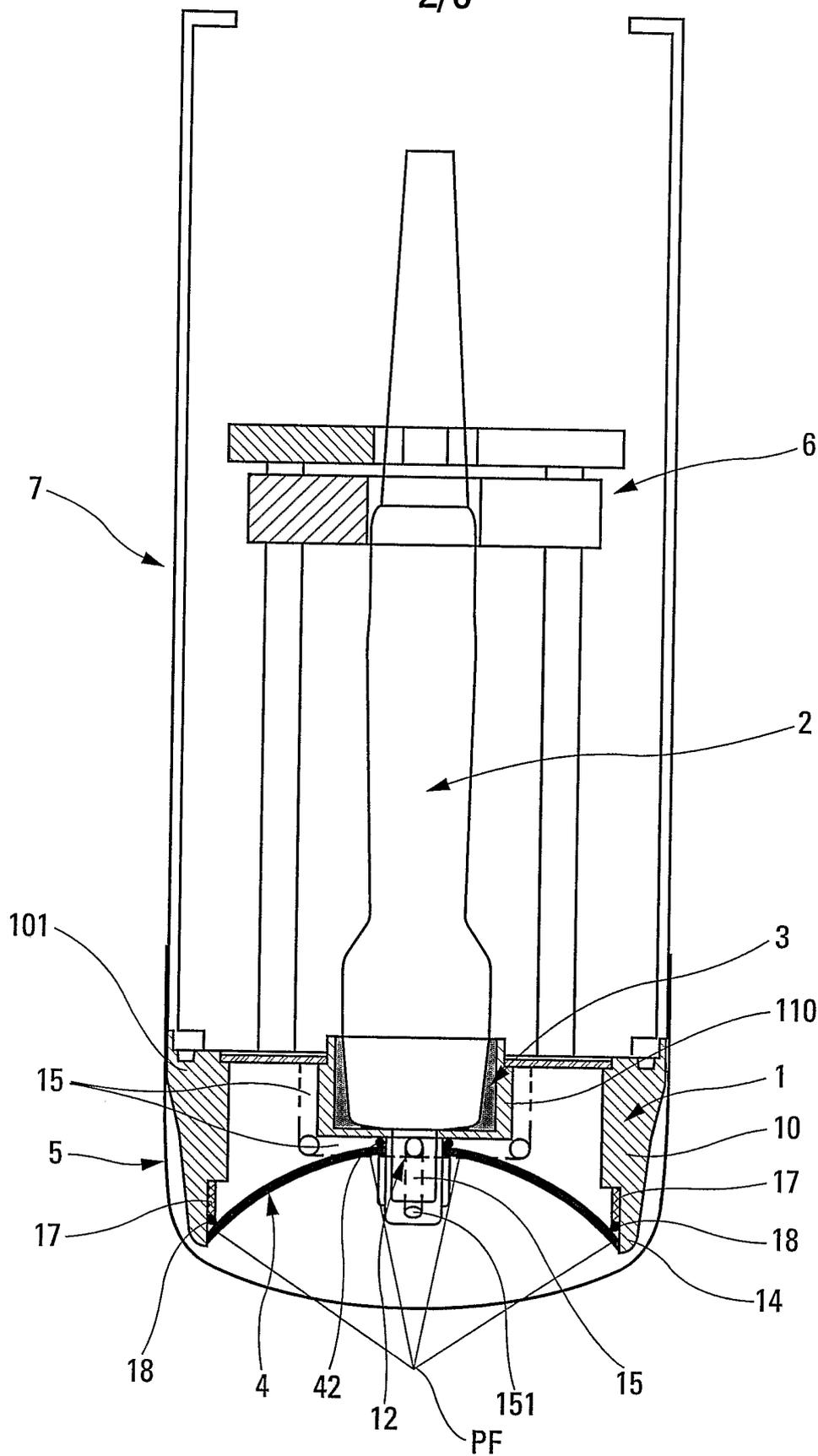
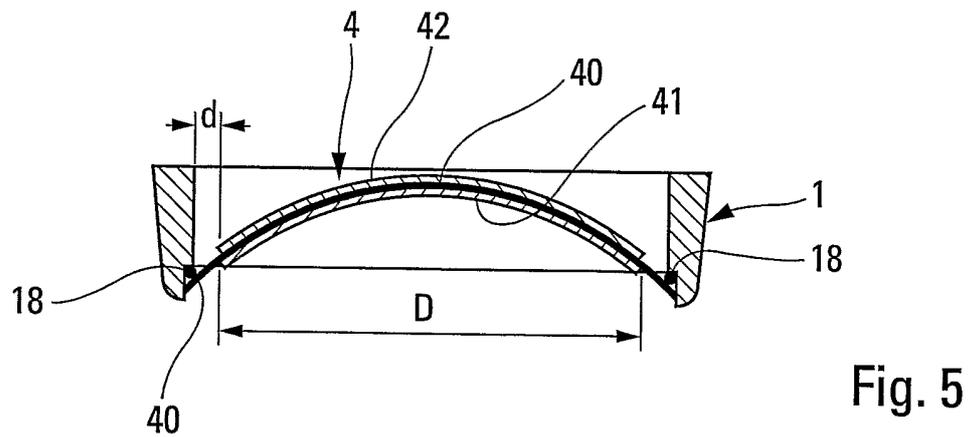
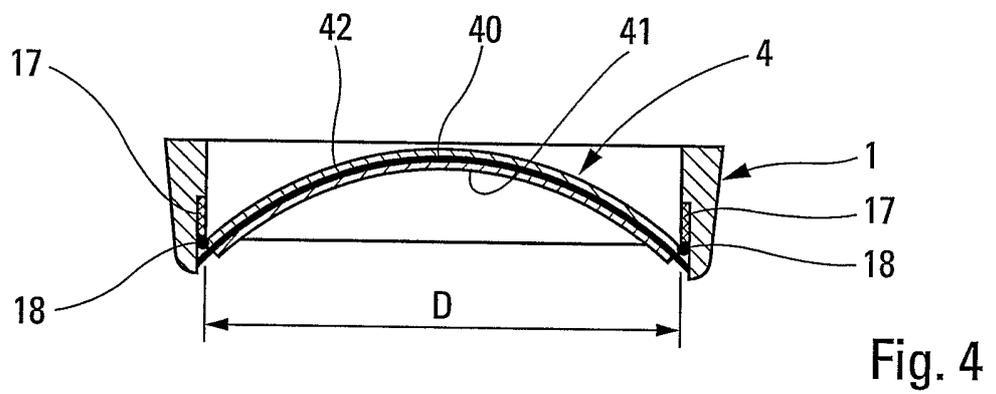
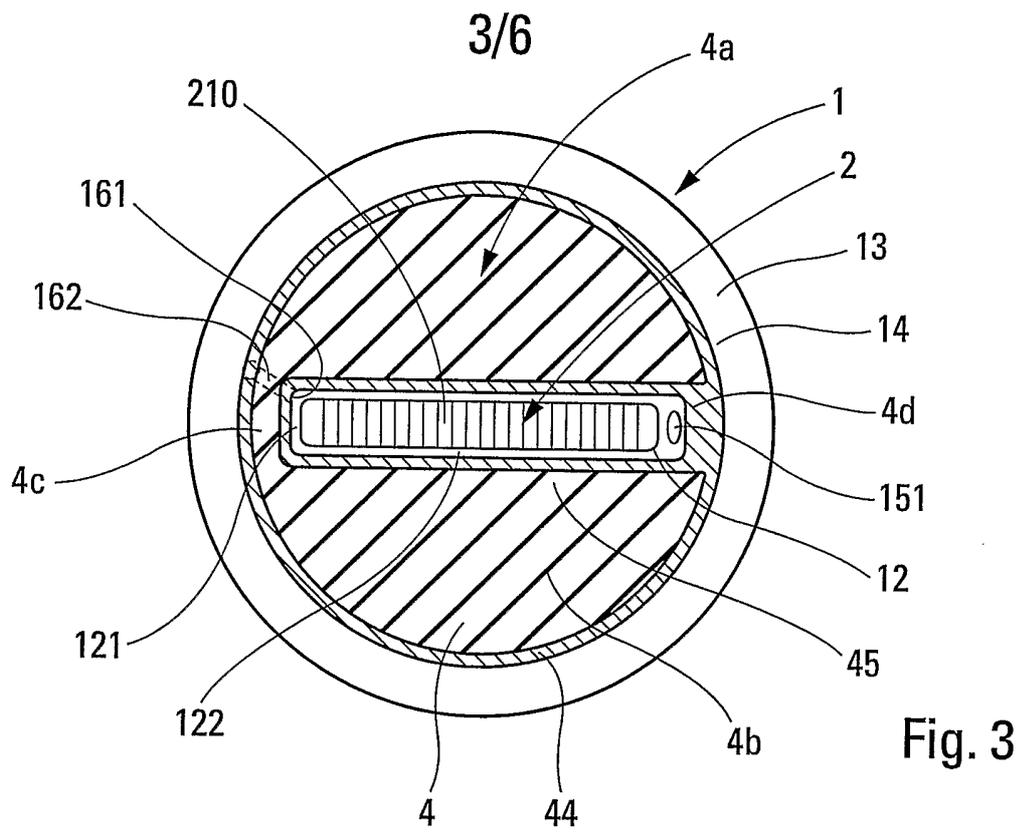


Fig. 2



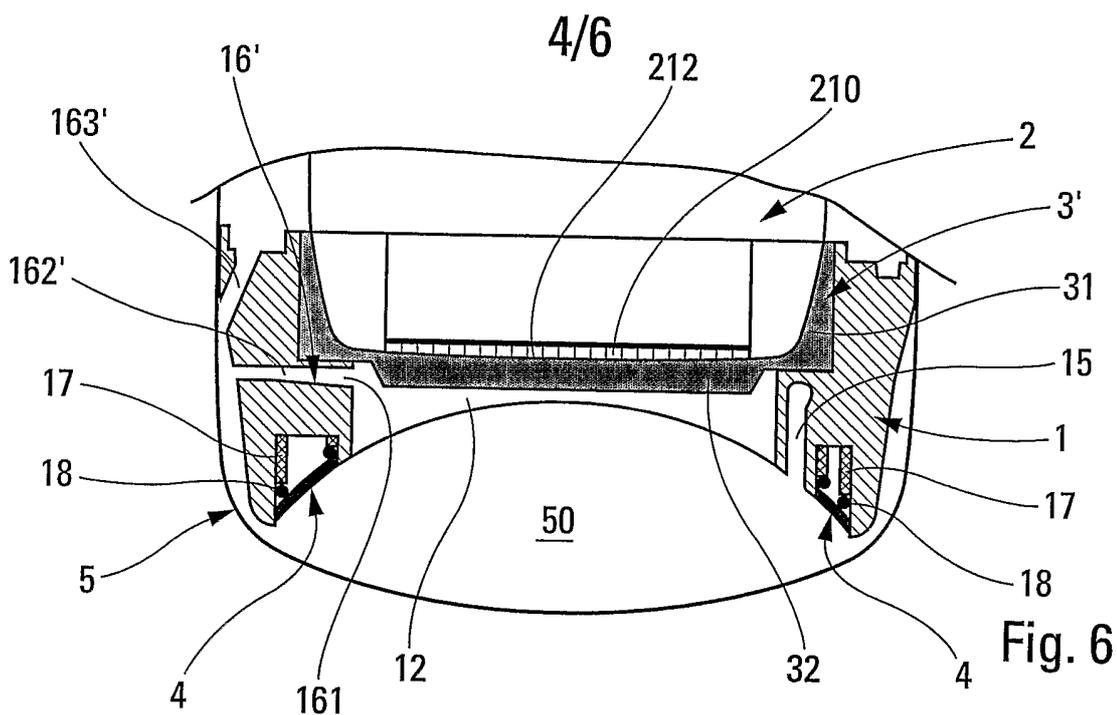


Fig. 6

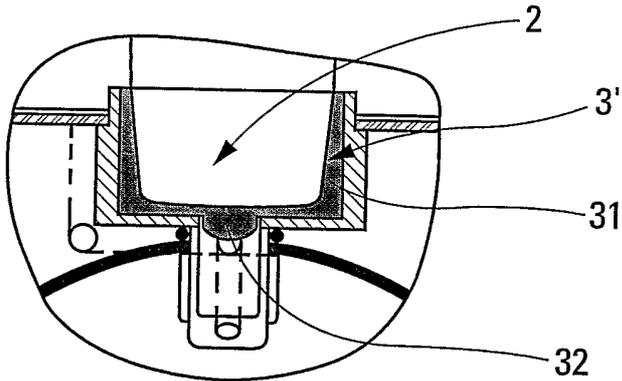


Fig. 7

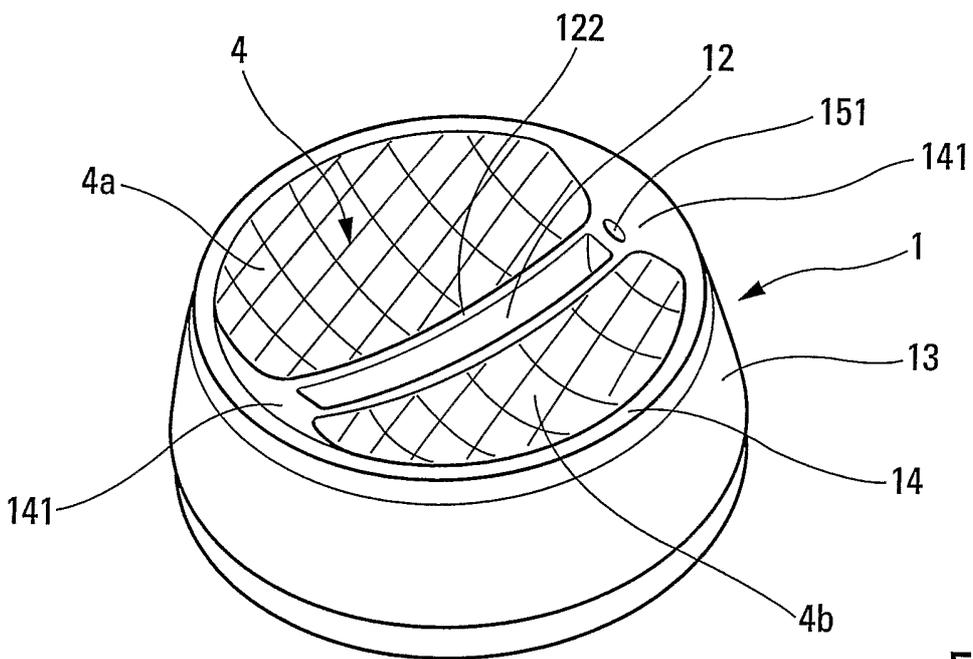
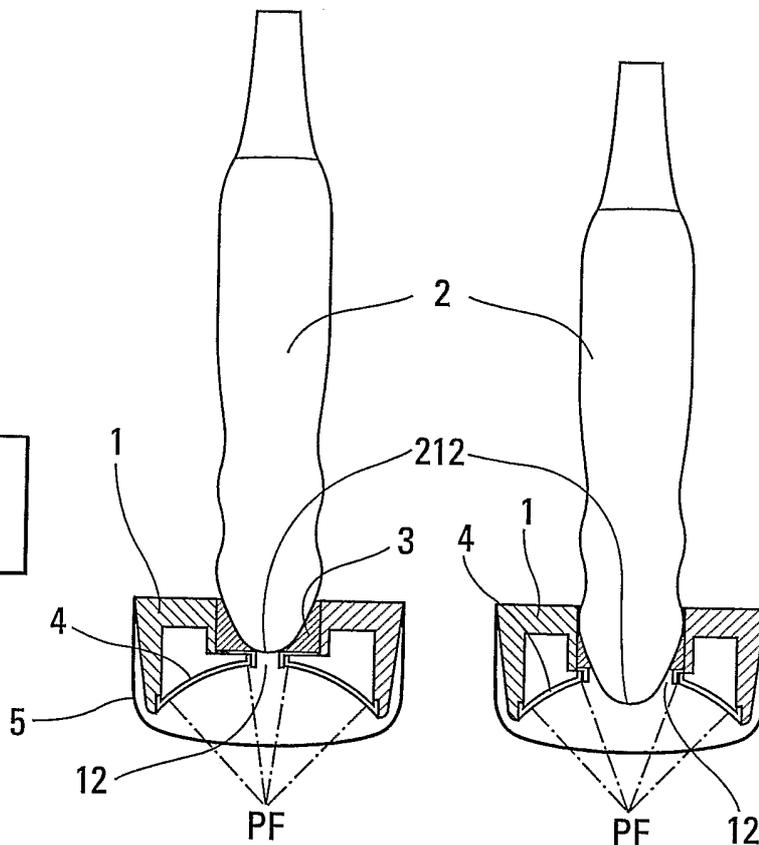
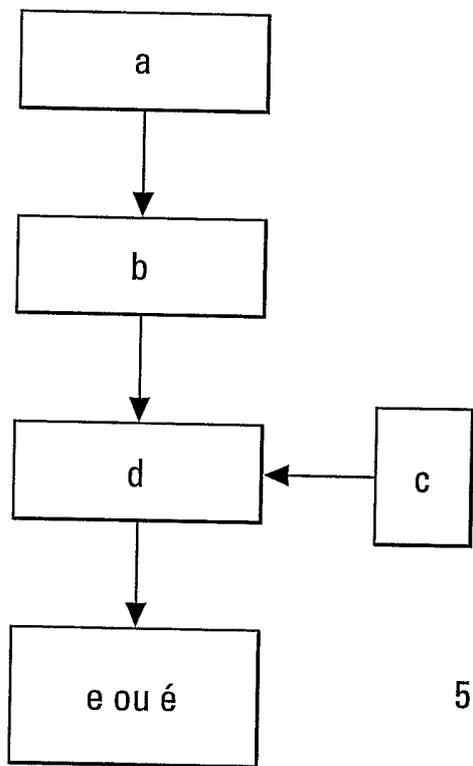
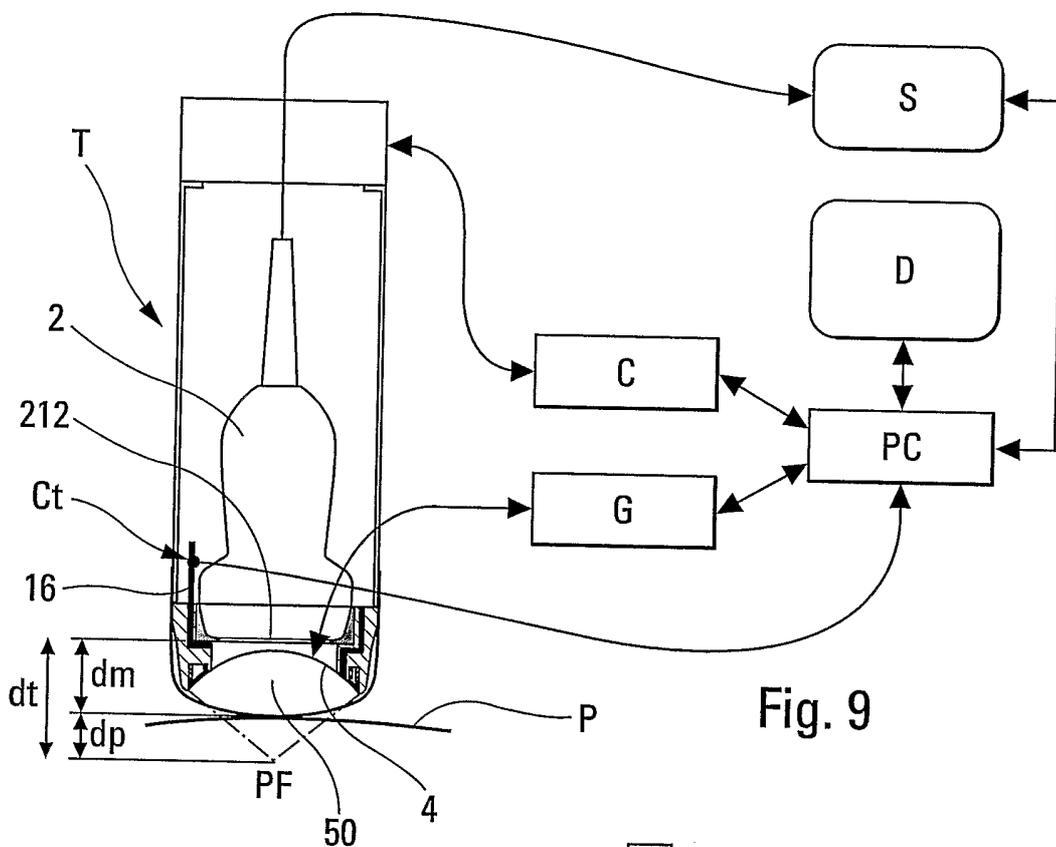


Fig. 8

5/6



6/6

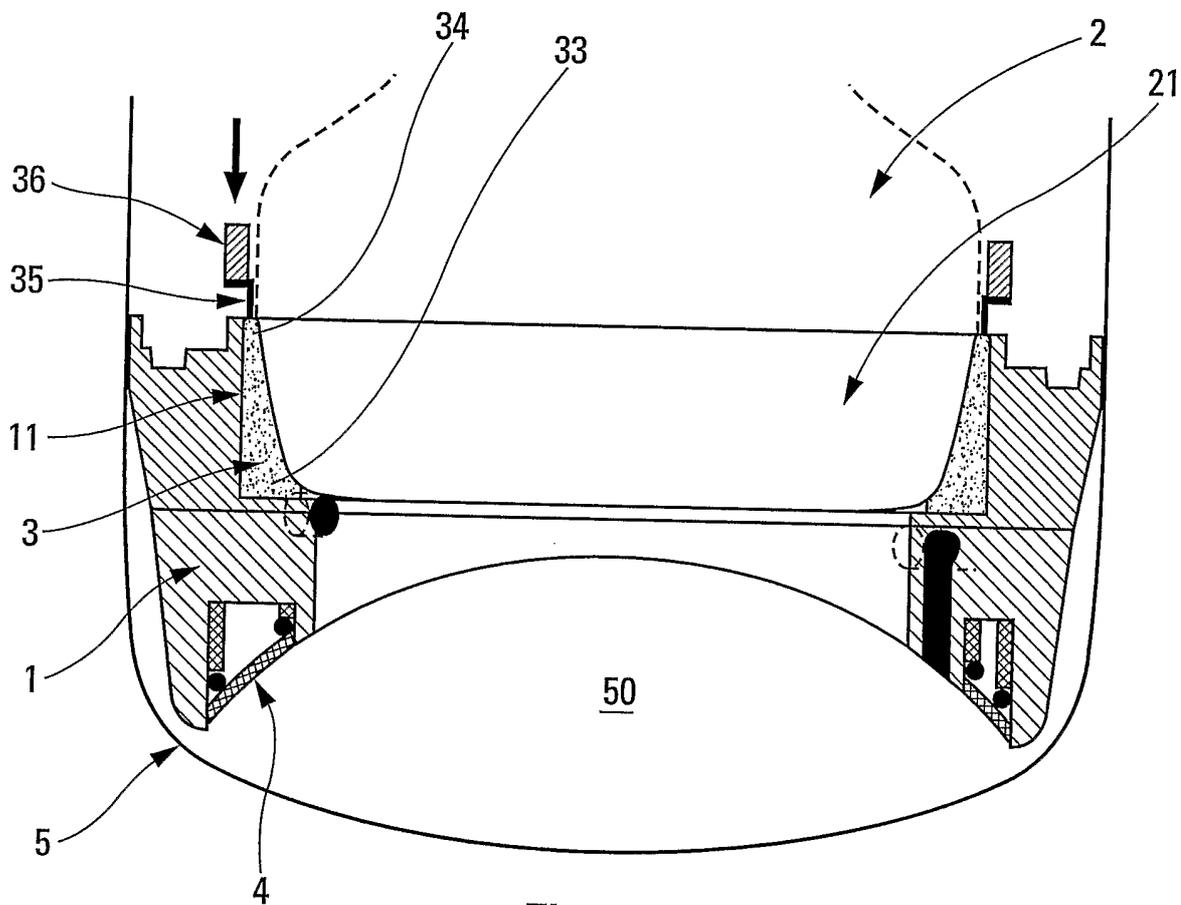


Fig. 12

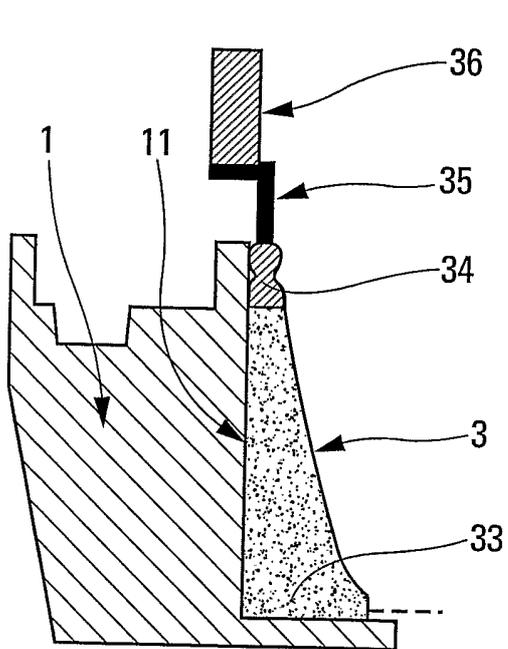


Fig. 13a

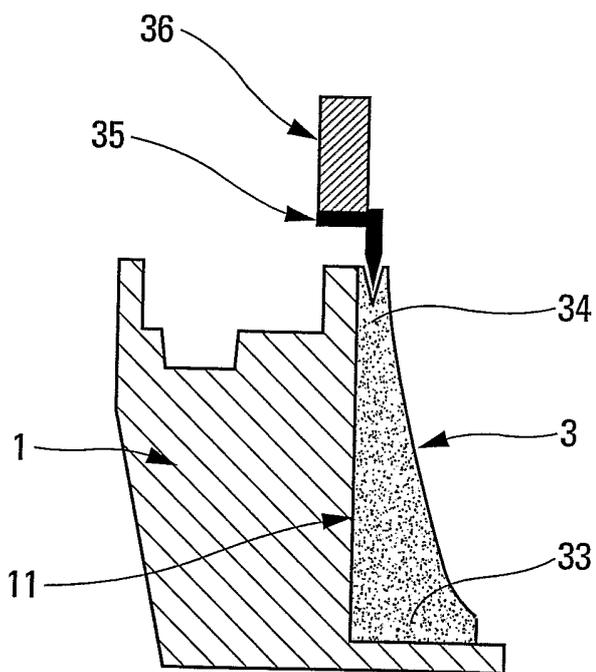


Fig. 13b