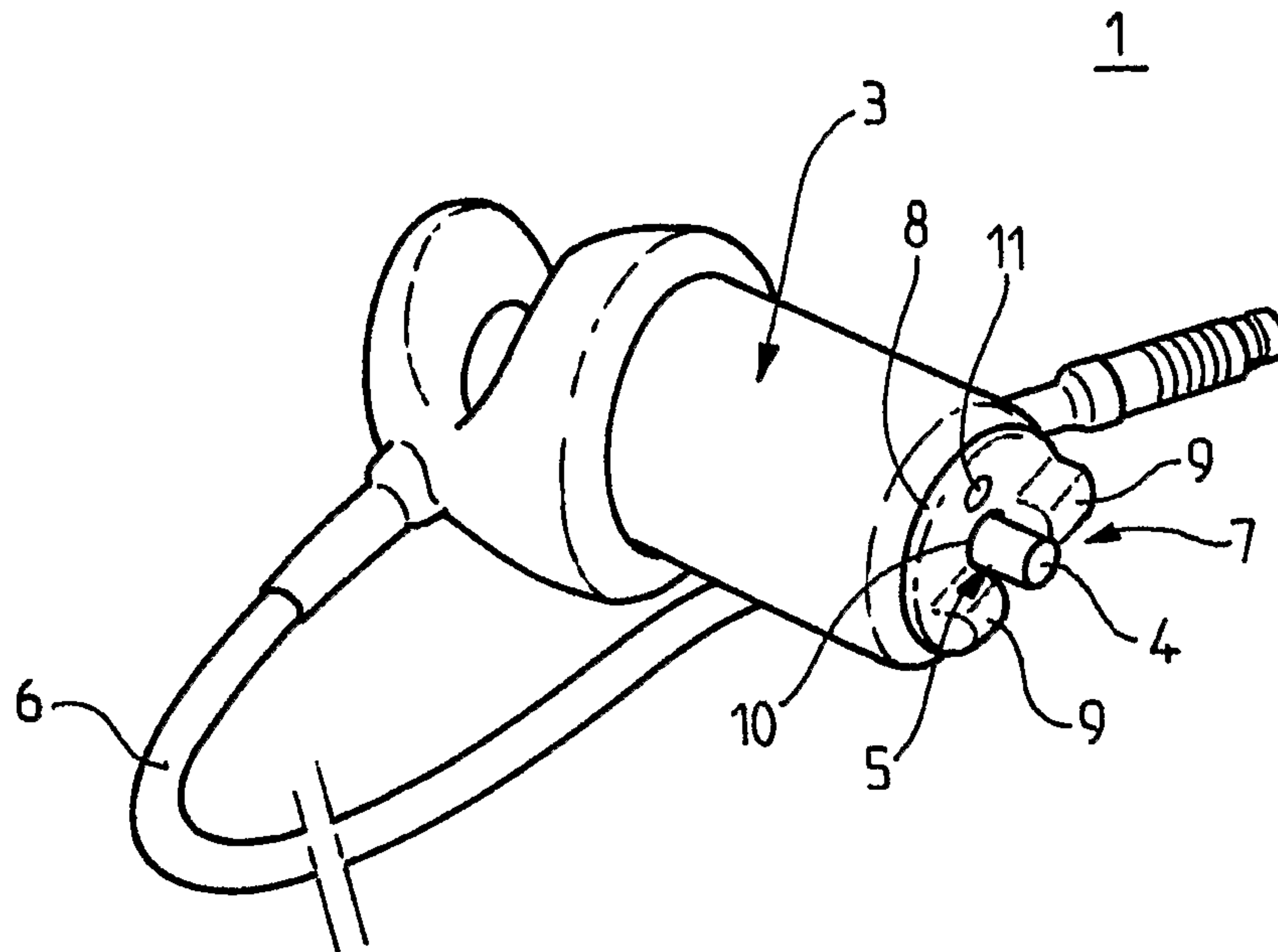




(86) Date de dépôt PCT/PCT Filing Date: 2005/09/28
(87) Date publication PCT/PCT Publication Date: 2006/04/06
(85) Entrée phase nationale/National Entry: 2007/03/23
(86) N° demande PCT/PCT Application No.: FR 2005/002397
(87) N° publication PCT/PCT Publication No.: 2006/035160
(30) Priorité/Priority: 2004/09/28 (FR0410265)

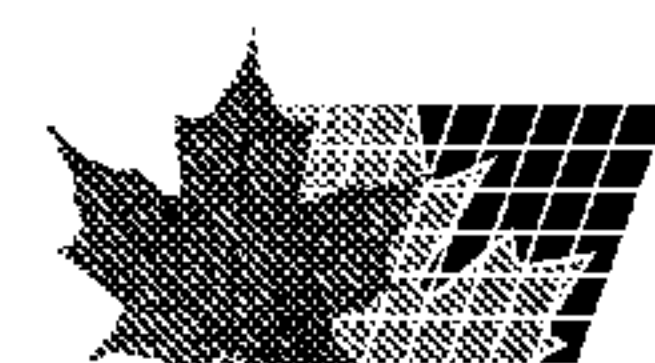
(51) Cl.Int./Int.Cl. *A61B 8/08* (2006.01)
(71) Demandeur/Applicant:
ECHOSENS, FR
(72) Inventeurs/Inventors:
SANDRIN, LAURENT, FR;
HASQUENOPH, JEAN-MICHEL, FR
(74) Agent: SMART & BIGGAR

(54) Titre : INSTRUMENT DE MESURE DE L'ELASTICITE D'UN ORGANE DU TYPE COMPORTANT UN MOYEN DE CENTRAGE
CENTRAGE
(54) Title: INSTRUMENT FOR MEASURING ORGAN ELASTICITY, OF THE TYPE COMPRISING A CENTRING MEANS



(57) Abrégé/Abstract:

La présente invention se rapporte à un instrument de mesure (1) de l'élasticité d'un organe humain ou animal disposé derrière les côtes (2) dudit humain ou animal, du type constitué d'un boîtier (3) comprenant un actionneur à l'extrémité duquel un transducteur (4) est prévu pour être actionné de sorte à mesurer l'élasticité dudit organe, caractérisé en ce que l'instrument de mesure (1) comprend en outre un moyen de centrage (7) du transducteur (4) entre les côtes (2).



(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
6 avril 2006 (06.04.2006)

PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 2006/035160 A1(51) Classification internationale des brevets :
A61B 8/08 (2006.01)(21) Numéro de la demande internationale :
PCT/FR2005/002397(22) Date de dépôt international :
28 septembre 2005 (28.09.2005)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :
0410265 28 septembre 2004 (28.09.2004) FR(71) Déposant (pour tous les États désignés sauf US) : ECHO-
SENS [FR/FR]; 42, rue Monge, F-75005 Paris (FR).

(72) Inventeurs; et

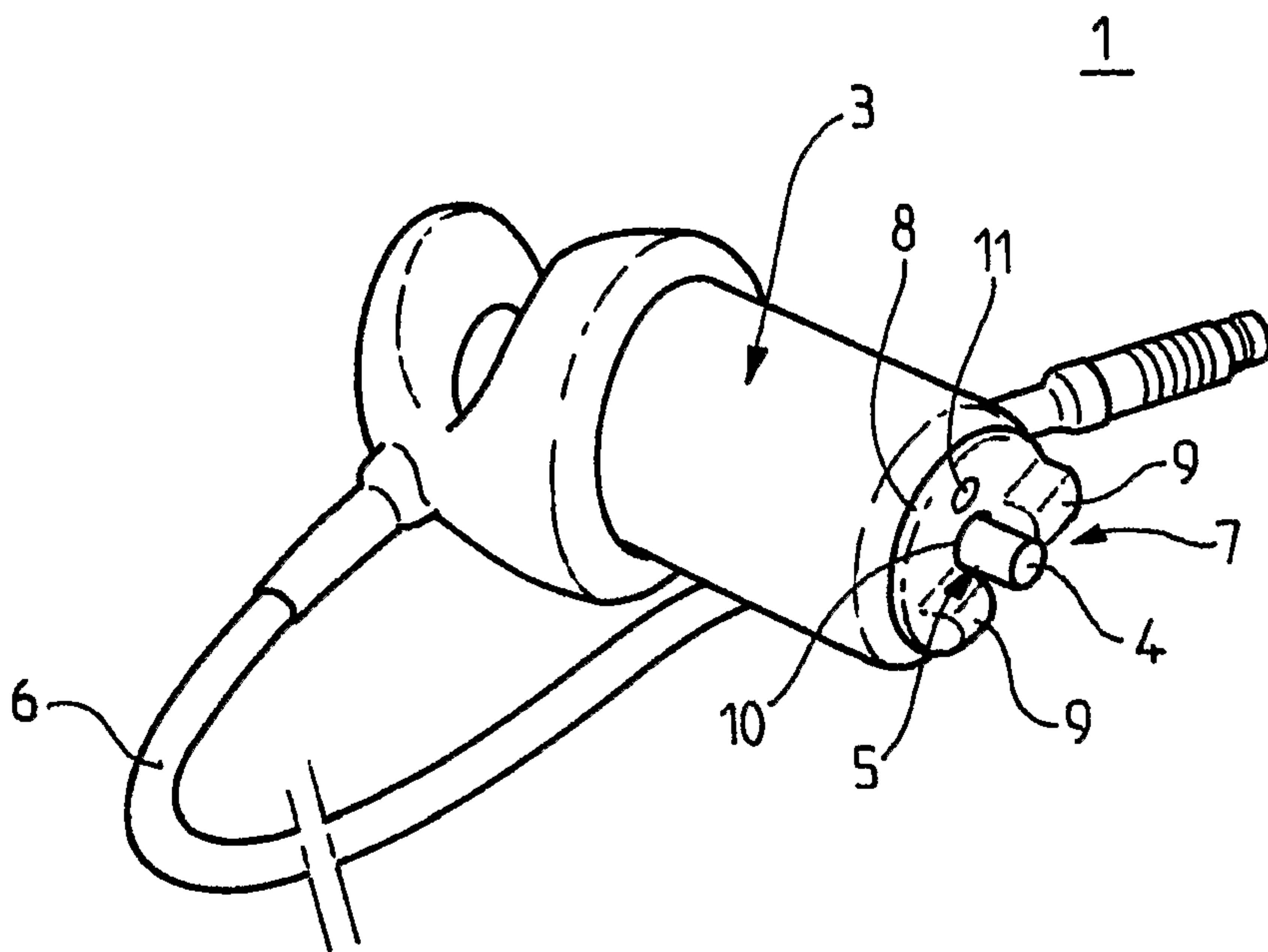
(75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement) : SANDRIN,
Laurent [FR/FR]; 2 Bis, rue de la Futaie, F-92240 l'Hay-
les-Roses (FR). HASQUENOPH, Jean-Michel [FR/FR];
240, chemin des Caves, F-77860 Couilly-Pont-aux-Dames
(FR).(74) Mandataire : BREESE DERAMBURE MAJEROW-
ICZ; 38, avenue de l'Opéra, F-75002 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, 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).

Publiée :

— avec rapport de recherche internationale

En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abrégia-
tions, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et
abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de
la Gazette du PCT.

(54) Title: INSTRUMENT FOR MEASURING ORGAN ELASTICITY, OF THE TYPE COMPRISING A CENTRING MEANS

(54) Titre : INSTRUMENT DE MESURE DE L'ELASTICITE D'UN ORGANE DU TYPE COMPORTANT UN MOYEN DE
CENTRAGE(57) Abstract: The invention relates
to an instrument (1) for measuring the
elasticity of a human or animal organ
located behind the ribs (2). The inven-
tive instrument is of the type that con-
sists of a casing (3) comprising an actu-
ator, the end of which is equipped with
a transducer (4) that is actuated in or-
der to measure the elasticity of the or-
gan. The invention is characterised in
that the measuring instrument (1) also
comprises a means (7) for centring the
transducer (4) between the ribs (2).(57) Abrégé : La présente invention
se rapporte à un instrument de mesure
(1) de l'élasticité d'un organe humain
ou animal disposé derrière les côtes
(2) dudit humain ou animal, du type
constitué d'un boîtier (3) comprenant
un actionneur à l'extrémité duquel un
transducteur (4) est prévu pour être
actionné de sorte à mesurer l'élasticitédudit organe, caractérisé en ce que l'instrument de mesure (1) comprend en outre un moyen de centrage (7) du transducteur (4)
entre les côtes (2).

WO 2006/035160 A1

**INSTRUMENT DE MESURE DE L'ELASTICITE D'UN ORGANE DU TYPE
COMPORTANT UN MOYEN DE CENTRAGE**

La présente invention se rapporte au domaine
5 de la mesure des propriétés viscoélastiques des tissus
mous.

La présente invention se rapporte plus
particulièrement à un instrument de mesure de l'élasticité
d'un organe humain ou animal disposé derrière les côtes
10 dudit humain ou animal.

Elle s'applique en particulier, mais non
exclusivement, à la mesure de l'élasticité du foie d'un
humain ou d'un animal, l'intérêt de cette mesure étant que
cette dernière est corrélée à la quantité de fibrose
15 présente dans le foie. En effet, les hépatites chroniques,
pouvant être d'origine alcoolique, virale ou autre,
présentent un effet fibrosant qu'il est important de
connaître pour apprécier le meilleur moment pour traiter
ces hépatites.

20 L'art antérieur connaît déjà de tels
instruments de mesure.

Il est proposé en effet dans la demande de
brevet internationale WO2004/016176, déposée par le
25 présent demandeur, un dispositif pour la mesure de
l'élasticité d'un organe humain ou animal comprenant au
moins un palpeur comportant un transducteur ultrasonore,
au moins un capteur de position, un actionneur
électrodynamique asservi, fixé au transducteur
30 ultrasonore, apte à générer un coup basse fréquence
transitoire. Le coup basse fréquence transmis par le
transducteur ultrasonore entraîne la propagation dans les
tissus d'une onde élastique dont la vitesse dépend de
l'élasticité du milieu.

Cependant, un tel dispositif présente certains inconvénients, notamment lorsqu'il s'agit de mesurer l'élasticité d'organes placés derrière les côtes de l'humain ou de l'animal, comme le foie.

5 En effet, pour mesurer l'élasticité de ces organes, le dispositif est disposé contre la face avant de la cage thoracique, l'extrémité libre du transducteur étant placée entre deux côtes adjacentes (espace intercostal). Cependant, le positionnement du transducteur
10 dans l'espace intercostal, mais également son maintien lorsque celui-ci est déplacé dans ce même espace intercostal, reste relativement peu aisé. Il résulte donc une certaine probabilité que l'extrémité du transducteur se positionne non pas dans un espace intercostal, mais
15 directement sur une côte, générant alors des mesures non valides.

En outre, la perpendicularité de l'axe du transducteur par rapport à la surface de la peau, qui est nécessaire pour obtenir une bonne transmission des ondes
20 élastique basse fréquence et ultrasonore, n'est pas toujours assurée.

Par ailleurs, afin que l'onde élastique basse fréquence émise par le transducteur ultrasonore vibrant passe au travers de la peau de l'humain ou de l'animal et
25 atteindre l'organe à mesurer, il est nécessaire d'exercer une pression suffisante du dispositif contre celle-ci. Ceci est d'autant plus vrai pour les patients présentant une surcharge pondérale importante. Dans le dispositif susmentionné, la pression exercée est directement
30 supportée par le transducteur et donc l'actionneur électrodynamique sur lequel il est fixé, ce qui peut générer une détérioration de la qualité de la vibration.

La présente invention entend remédier aux
35 inconvénients de l'art antérieur en proposant un

instrument de mesure permettant de guider le transducteur entre deux côtes adjacentes afin d'éviter que celui-ci ne soit directement en contact avec une desdites côtes.

La présente invention a également pour but de permettre le glissement de l'instrument de mesure le long de l'espace intercostal.

La présente invention a également pour but de soulager le geste du praticien, le poids de l'instrument de mesure étant partiellement appliqué sur l'humain ou l'animal.

Par ailleurs, la présente invention a pour objet d'offrir une transmission de la vibration améliorée en diminuant le phénomène de recul de l'instrument de mesure lors du choc lié à l'émission de l'onde élastique basse fréquence par le dispositif de mesure.

La présente invention a également pour objet de proposer un instrument de mesure permettant l'écartement de deux côtes adjacentes. Un tel instrument présentera donc un intérêt particulier pour les patients présentant un espace intercostal étroit.

La présente invention a également pour objet de proposer un instrument de mesure pouvant être adapté à la morphologie du patient.

La présente invention a également pour but de proposer un instrument de mesure qui diminue la pression supportée par l'actionneur électrodynamique.

La présente invention a également pour but d'améliorer la perpendicularité de l'axe du transducteur par rapport à la surface de la peau.

30

Pour ce faire, la présente invention concerne un instrument de mesure de l'élasticité d'un organe humain ou animal disposé derrière les côtes dudit humain ou animal, ledit instrument de mesure étant constitué d'un boîtier comprenant un moyen pour générer une onde

35

élastique basse fréquence et un transducteur prévu pour être actionné de sorte à mesurer l'élasticité dudit organe. Elle est remarquable, dans son acception la plus large, en ce que l'instrument de mesure comprend en outre
5 un moyen de centrage du transducteur entre les côtes.

De préférence, le moyen de centrage comprend au moins deux butées prévues de part et d'autre du transducteur.

Avantageusement, lesdites butées présentent des dimensions transversales permettant la mise en appui
10 desdites butées contre des côtes.

Avantageusement, lesdites butées présentent une forme arrondie.

Selon un mode de réalisation préféré de l'invention, le moyen de centrage est formé d'une bague
15 fixée au boîtier, ladite bague comprenant un alésage dans lequel ledit transducteur est disposé.

Avantageusement, la bague consiste en une couronne annulaire sur laquelle lesdites butées sont
20 disposées de manière diamétralement opposée.

Avantageusement, la bague est fixée au boîtier par l'intermédiaire de ressorts.

Avantageusement, la bague est amovible.

Selon une variante de l'invention, le moyen de centrage est constitué par un ou plusieurs capteurs de
25 pression.

Selon une autre variante de l'invention, le moyen de centrage est constitué par un ou plusieurs transducteurs ultrasonores.

Selon une autre variante particulièrement avantageuse de l'invention, le moyen de centrage comporte au moins un transducteur d'imagerie permettant la formation d'une image échographique dudit organe. Plus
30 particulièrement, au moins une des butées formant le moyen de centrage est constituée par une paroi transparente aux
35

ultrasons, ladite paroi délimitant une cavité dans laquelle est logé le transducteur d'imagerie.

L'opérateur peut ainsi, lors de la mesure de l'élasticité de l'organe étudié, se repérer dans cet organe par l'affichage d'une image échographique correspondante.

De préférence, le transducteur d'imagerie est un transducteur de type monoélément. Pour permettre la formation d'images échographiques, un tel transducteur est alors monté articulé sur ledit instrument selon un axe de pivotement transversal.

Avantageusement, ledit transducteur est motorisé.

Afin de faciliter le passage des ultrasons du transducteur d'imagerie en direction de la paroi de la butée associée, la cavité est remplie d'un liquide de couplage. Avantageusement, la cavité comprend une membrane d'étanchéité destinée à empêcher que le liquide ne s'écoule dans les parties électroniques de l'instrument de mesure (moteur commandant les transducteurs, ...). Le liquide de couplage est ainsi retenu par la membrane d'étanchéité dans la cavité. Avantageusement, la membrane d'étanchéité est une membrane souple afin de permettre le pivotement du transducteur d'imagerie dans la cavité.

Selon un mode de réalisation particulier de l'invention, l'instrument de mesure comporte en outre une membrane de protection recouvrant l'extrémité distale dudit instrument de mesure, laquelle extrémité distale est formée par le transducteur et le moyen de centrage.

Avantageusement, le moyen pour générer l'onde élastique basse fréquence est formé par le transducteur ou le moyen de centrage.

De même, dans un mode de réalisation avantageux de l'invention, l'instrument de mesure comprend un dispositif de chauffage permettant de chauffer ledit

moyen de centrage. Ainsi chauffée par l'intermédiaire du moyen de centrage, la peau offre une meilleure propagation des ondes ultrasonores.

5 On comprendra mieux l'invention à l'aide de la description, faite ci-après à titre purement explicatif, en référence aux figures annexées :

10 - la figure 1 illustre une vue en perspective d'un instrument de mesure selon un premier mode de réalisation de l'invention ;

- la figure 2 illustre une vue latérale partielle en coupe de l'instrument de mesure de la figure 1 ;

15 - la figure 3 illustre une vue en perspective du transducteur utilisé avec l'instrument de mesure de la figure 1 ;

- la figure 4 illustre une vue en perspective du moyen de centrage dudit instrument de mesure de la figure 1 ; et

20 - la figure 5 illustre une vue en perspective partielle d'un instrument de mesure selon un second mode de réalisation de l'invention ;

25 - la figure 6 illustre une vue détaillée d'un moyen de centrage d'un instrument de mesure selon un mode de réalisation particulier de l'invention ;

- la figure 7 schématise le fonctionnement d'un instrument de mesure équipé du moyen de centrage illustré sur la figure 6.

30 La figure 1 illustre un instrument de mesure (1) de l'élasticité d'un organe humain ou animal selon un premier mode de réalisation de l'invention.

Ledit instrument de mesure (1) est destiné en particulier à mesurer l'élasticité d'un organe humain ou

animal disposé derrière les côtes (2) dudit humain ou animal.

Ledit instrument de mesure (1) présente un boîtier (3) dans lequel est logé un actionneur électrodynamique (non représenté). A l'extrémité de l'actionneur est monté un transducteur (4) ultrasonore mobile dont une partie de l'extrémité distale (5) s'étend hors du corps (3) dudit l'instrument de mesure (1). L'instrument de mesure (1) est en outre relié à une source d'énergie par liaison filaire (6).

L'invention ayant pour objet un perfectionnement d'un instrument de mesure déjà existant (instrument de mesure décrit dans la demande de brevet WO2004/016176), nous ne nous attacherons pas à décrire plus en détail sa structure. Pour la mise en œuvre dudit instrument de mesure (1), ainsi que pour la compréhension de son fonctionnement, l'homme du métier se référera à la demande de brevet internationale WO2004/016176. Cependant, il est bien entendu évident qu'il s'agit ici d'une configuration d'instrument de mesure donné à titre explicatif. D'autres configurations pourront être envisagées par un homme du métier sans sortir du cadre de l'invention. En particulier, il pourra être envisagé un instrument de mesure ne comportant pas d'actionneur, la fonction dudit actionneur étant prise en charge par exemple directement par ledit transducteur.

Afin de permettre le positionnement et le maintien de l'extrémité distale (5) du transducteur (4) entre deux côtes adjacentes, ledit instrument de mesure (1) comporte un moyen de centrage (7) du transducteur (4) entre les côtes.

Le moyen de centrage (7), illustré sur la figure 1, consiste avantageusement en une bague (8) fixée au boîtier (3), la face libre de ladite bague (8)

présentant deux butées (9). Ladite bague (7) présente un alésage (10) de sorte que, lorsque la bague est fixée audit boîtier (3), l'extrémité distale (5) dudit transducteur (4) traverse l'alésage (10) formée dans ladite bague (8).

Dans l'exemple de réalisation illustré sur la figure 1, la bague (8) est fixée audit instrument de mesure (1) au moyen de vis (11). Il est bien entendu évident que la présente invention ne se limite pas à ce mode de fixation. La bague (8) pourra, par exemple, être configurée pour venir se clipser, de préférence de manière réversible, sur ledit instrument de mesure (1).

Mais dans tous les cas, ladite bague (8) sera de préférence amovible. Ainsi, selon la morphologie du patient, il sera procédé à des échanges de bague (8) afin d'obtenir un instrument de mesure (1) dont les moyens de centrage (7) sont adaptés à l'espace intercostal du patient examiné (adaptation par exemple des butées en terme de hauteur ou de dimensions transversales).

Avantageusement, l'alésage (10) est disposé au centre de ladite bague (8).

Avantageusement, les deux butées (9) sont disposées de manière diamétralement opposée de part et d'autre de l'alésage (10) lequel est traversé par l'extrémité distale (5) du transducteur (4).

Avantageusement, lesdites butées (9) constituent des capteurs de pression ou des transducteurs ultrasonores.

La figure 4 illustre plus clairement la forme et la structure d'une telle bague.

La figure 2 illustre une vue partielle latérale de l'instrument de mesure (1) lorsque celui-ci est positionné contre la cage thoracique d'un patient.

Plus particulièrement, lorsque l'instrument de mesure (1) est placé contre la cage thoracique, les butées (9) de la bague (8) sont telles qu'elles se positionnent dans l'espace (11) formé entre deux côtes (2) adjacentes, disposant en conséquence l'extrémité distale (5) du transducteur (4) dans l'espace intercostal (11).

Comme expliqué plus haut, il est nécessaire, pour permettre la mesure de l'élasticité d'un organe, de maintenir l'instrument de mesure (1) contre la cage thoracique avec une certaine pression afin que les ondes soient correctement transmises au travers de la peau du patient. Les butées (9) étant destinées également à empêcher que cette pression ne soit supportée uniquement par le transducteur (4), la hauteur des butées (9) est définie pour que celles-ci soient au contact de la peau lorsque la pression exercée est suffisante pour permettre une transmission correcte des ondes basse fréquence au travers de la peau du patient, et donc pour permettre l'examen.

De plus, les butées (9) présentent avantageusement des dimensions transversales permettant leur mise en appui contre les côtes (2) entre lesquelles elles sont disposées.

Avantageusement, lesdites butées (9) présentent une forme arrondie de sorte que, lorsque l'instrument de mesure (1) est pressé contre la cage thoracique, celles-ci ne blessent pas le patient.

Afin de diminuer encore ce risque de blessure, les butées (9) seront constituées avantageusement d'un matériau déformable (caoutchouc, ...). Ainsi, non seulement la pression exercée sur la surface de la peau par lesdites butées (9) sera mieux répartie, mais également le choc lié à l'émission de l'onde élastique basse fréquence par le transducteur (4) amorti. De même, la bague (8) pourra être également fixée au boîtier (3) dudit instrument de mesure

(1) par l'intermédiaire d'éléments formant ressort (non représentés).

5 Selon une configuration particulière de l'invention, l'instrument de mesure (1) comprend en outre une membrane de protection recouvrant la bague (8). Cette membrane a pour fonction non seulement de protéger l'instrument de mesure (1) de tout encrassement, notamment par l'application d'un gel favorisant la transmission des
10 ondes, mais également d'éviter la contamination d'un patient à un autre par l'utilisation d'une nouvelle membrane à chaque nouvelle intervention sur un patient.

Avantageusement, ladite membrane comprend du gel échographique afin d'assurer un couplage ultrasonore
15 correct.

Par ailleurs, afin d'éviter toute contamination d'un patient à un autre, ladite bague (8) est avantageusement jetable.

20 Concernant le transducteur (4) de l'instrument de mesure (1) illustré sur la figure 1, celui-ci est un transducteur du type circulaire. Il est présenté dans son ensemble sur la figure 3. Cette configuration du transducteur est donnée ici à titre d'exemple. Il est bien
25 entendu évident que tout transducteur présentant une forme autre que circulaire pourra être utilisé.

La figure 5 illustre une vue en perspective partielle d'un instrument de mesure selon un second mode
30 de réalisation de l'invention. Dans ce mode de réalisation, l'extrémité de l'instrument de mesure (1) destinée à être en contact avec la cage thoracique du patient présente deux butées (9) formant le moyen de centrage du transducteur (4) entre les côtes. Lesdites
35 butées (9), comme dans le mode de réalisation de

l'instrument de mesure précédemment décrit, sont disposées de part et d'autre de l'extrémité distale (5) du transducteur (4) s'étendant hors du boîtier (3).

De même que précédemment, l'instrument de mesure (1) est avantageusement équipé, à l'extrémité portant les butées (9), d'une membrane de protection protégeant le transducteur d'une éventuelle contamination lors de son contact avec la surface de la peau de l'humain ou de l'animal.

10

La figure 6 illustre une configuration particulièrement avantageuse des butées (9) formant le moyen de centrage (7) dudit instrument de mesure (1), lesdites butées (9) étant disposées de part et d'autre du transducteur (4) destiné à la mesure de l'élasticité.

15

Lesdites butées (9) sont respectivement constituées par une paroi (13) délimitant une cavité (14) dans laquelle est logé un transducteur d'imagerie (12).

20

De préférence, le transducteur d'imagerie (12) est un transducteur de type monoélément. Pour permettre la formation d'images échographiques, un tel transducteur est monté articulé sur ledit instrument (1) selon un axe de pivotement transversal AA1.

25

Avantageusement, ledit transducteur est motorisé.

30

Il est bien entendu évident que l'homme du métier pourra utiliser des transducteurs de type barrettes échographiques multiéléments. Cependant, l'utilisation de transducteurs monoéléments présente l'avantage d'un coût réduit de réalisation dudit instrument de mesure (1) du fait qu'une seule voie électronique d'acquisition associée à un multiplexeur est nécessaire pour piloter séquentiellement les transducteurs monoélément constituant l'instrument de mesure (1), à savoir le transducteur (4)

destiné à la mesure de l'élasticité de l'organe étudié et le transducteur d'imagerie (12).

Ainsi l'opérateur peut, lors de la mesure de l'élasticité de l'organe étudié, se repérer dans cet organe par l'affichage d'une image échographique correspondante comme l'illustre la figure 7. Le transducteur (12a, 12b) de chacune des butées (9a, 9b) balaie respectivement une zone (17a, 17b) de l'organe telle la zone totale (17) balayée par lesdits transducteurs d'imagerie (12) couvre l'axe (18) de la mesure de l'élasticité effectuée par le transducteur (4).

Par ailleurs, afin de faciliter le passage des ultrasons du transducteur d'imagerie (12) en direction de la paroi (13) de la butée (9) associée, la cavité (14) est remplie d'un liquide de couplage (15). Les parties électroniques dudit instrument de mesure (1), et en particulier le moteur actionnant le pivotement du transducteur d'imagerie (12), sont alors protégées par la mise en place dans la cavité (14) d'une membrane d'étanchéité (16). Ladite membrane (16) est disposée dans la cavité (14) de telle sorte que le liquide de couplage (15) est retenu contre la paroi (13), et plus particulièrement contre la paroi supérieure de la butée (9).

L'invention est décrite dans ce qui précède à titre d'exemple. Il est entendu que l'homme du métier est à même de réaliser différentes variantes de l'invention sans pour autant sortir du cadre du brevet.

REVENDICATIONS

1. Instrument de mesure (1) de l'élasticité d'un organe humain ou animal disposé derrière les côtes (2) dudit humain ou animal, du type constitué d'un boîtier (3) comprenant un moyen pour générer une onde élastique basse fréquence et un transducteur (4) prévu pour être actionné de sorte à mesurer l'élasticité dudit organe, caractérisé en ce que l'instrument de mesure (1) comprend en outre un moyen de centrage (7) du transducteur (4) entre les côtes (2).

2. Instrument de mesure (1) selon la revendication 1, caractérisé en ce que le moyen de centrage (7) comprend au moins deux butées (9) prévues de part et d'autre du transducteur (4).

3. Instrument de mesure (1) selon la revendication 2, caractérisé en ce que lesdites butées (9) présentent des dimensions transversales permettant la mise en appui desdites butées (9) contre les côtes (2).

4. Instrument de mesure (1) selon la revendication 2 ou la revendication 3, caractérisé en ce que lesdites butées (9) présentent une forme arrondie.

5. Instrument de mesure (1) selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que le moyen de centrage (7) est formé d'une bague (8) fixée au boîtier (3), ladite bague (8) comprenant un alésage (10) dans lequel ledit transducteur (4) est disposé.

6. Instrument de mesure (1) selon la revendication précédente, caractérisé en ce que la bague (8) consiste en une couronne annulaire sur laquelle

lesdites butées (9) sont disposées de manière diamétralement opposée.

5 7. Instrument de mesure (1) selon la revendication 5 ou la revendication 6, caractérisé en ce que la bague (8) est fixée au boîtier (3) par l'intermédiaire d'éléments formant ressort.

10 8. Instrument de mesure (1) selon l'une quelconque des revendications 5 à 7, caractérisé en ce que la bague (8) est amovible.

15 9. Instrument de mesure (1) selon l'une quelconque des revendications 1 à 8, caractérisé en ce que le moyen de centrage (7) est constitué par au moins un capteur de pression.

20 10. Instrument de mesure (1) selon l'une quelconque des revendications 1 à 9, caractérisé en ce que le moyen de centrage (7) est constitué par au moins un transducteur ultrasonore (4).

25 11. Instrument de mesure (1) selon l'une quelconque des revendications 1 à 8, caractérisé en ce que le moyen de centrage (7) comporte au moins un transducteur d'imagerie (12) permettant la formation d'une image échographique dudit organe.

30 12. Instrument de mesure (1) selon l'une quelconque des revendications 2 à 11, caractérisé en ce qu'au moins une des butées (9) comprend un transducteur d'imagerie (12), la butée (9) étant constituée par une paroi (13) transparente aux ultrasons délimitant une cavité (14) dans laquelle est logé le transducteur
35 d'imagerie (12).

13. Instrument de mesure (1) selon la revendication 11 ou la revendication 12, caractérisé en ce que le transducteur d'imagerie (12), du type monoélément, est monté articulé sur ledit instrument (1) selon un axe de pivotement transversal AA1.

14. Instrument de mesure (1) selon l'une quelconque des revendications précédentes 11 à 13, caractérisé en ce qu'il comprend un moteur actionnant le pivotement dudit transducteur (12).

15. Instrument de mesure (1) selon l'une quelconque des revendications 12 à 14, caractérisé en ce que la cavité (14) contient un liquide de couplage (15), lequel est retenu dans la cavité (14) par une membrane d'étanchéité (16).

16. Instrument de mesure (1) selon l'une quelconque des revendications 1 à 15, caractérisé en ce qu'il comporte en outre une membrane de protection déformable recouvrant l'extrémité distale dudit instrument de mesure (1) formée par le transducteur (4) et le moyen de centrage (7).

17. Instrument de mesure (1) selon l'une quelconque des revendications 1 à 16, caractérisé en ce que le moyen pour générer l'onde élastique basse fréquence est formé par le transducteur (4).

18. Instrument de mesure (1) selon l'une quelconque des revendications 1 à 16, caractérisé en ce que le moyen pour générer l'onde élastique basse fréquence est formé par le moyen de centrage (7).

19. Instrument de mesure (1) selon l'une quelconque des revendications 1 à 18, caractérisé en ce que l'instrument de mesure comprend un dispositif de chauffage pour chauffer ledit moyen de centrage (7).

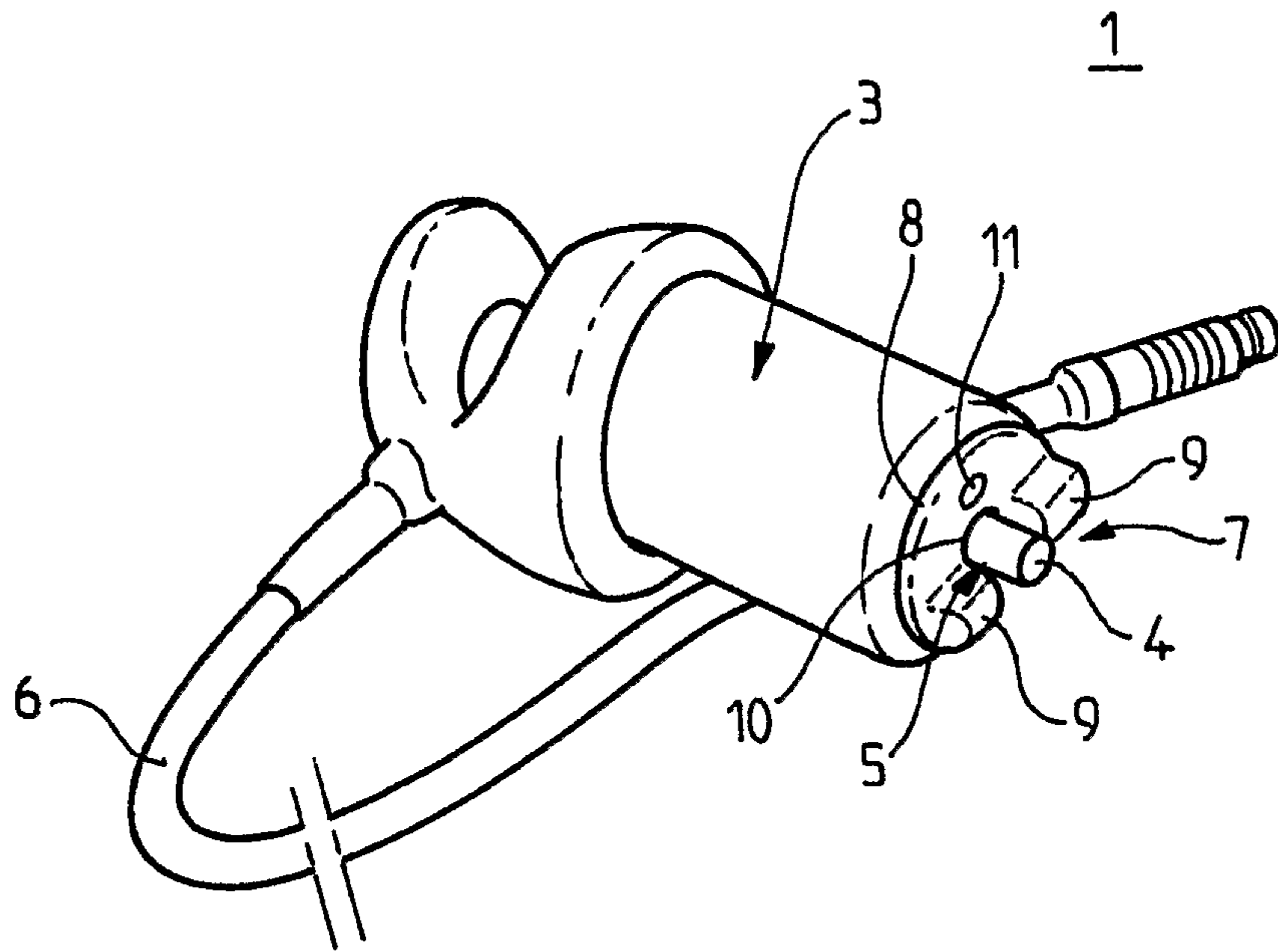


FIG.1

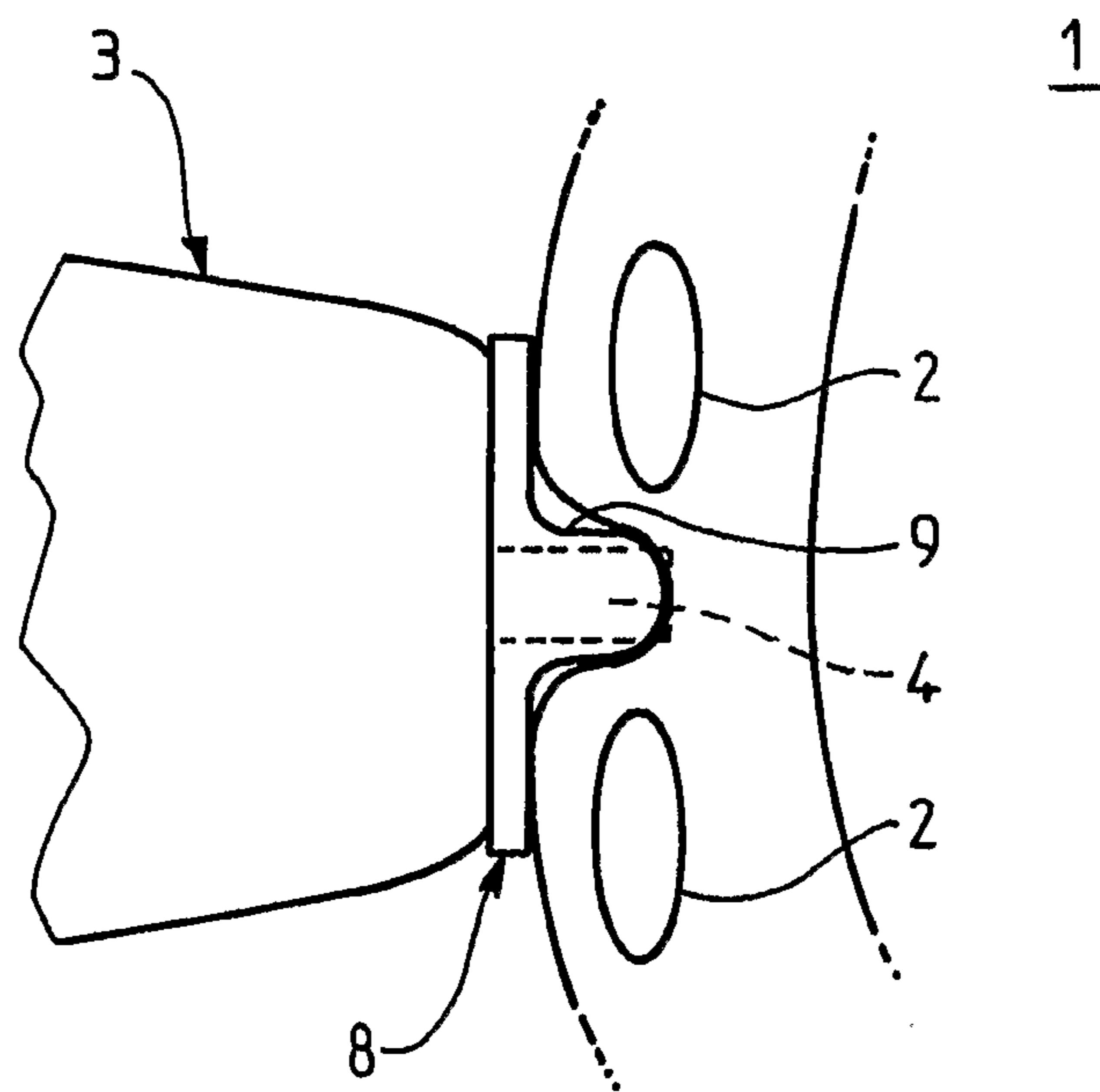


FIG.2

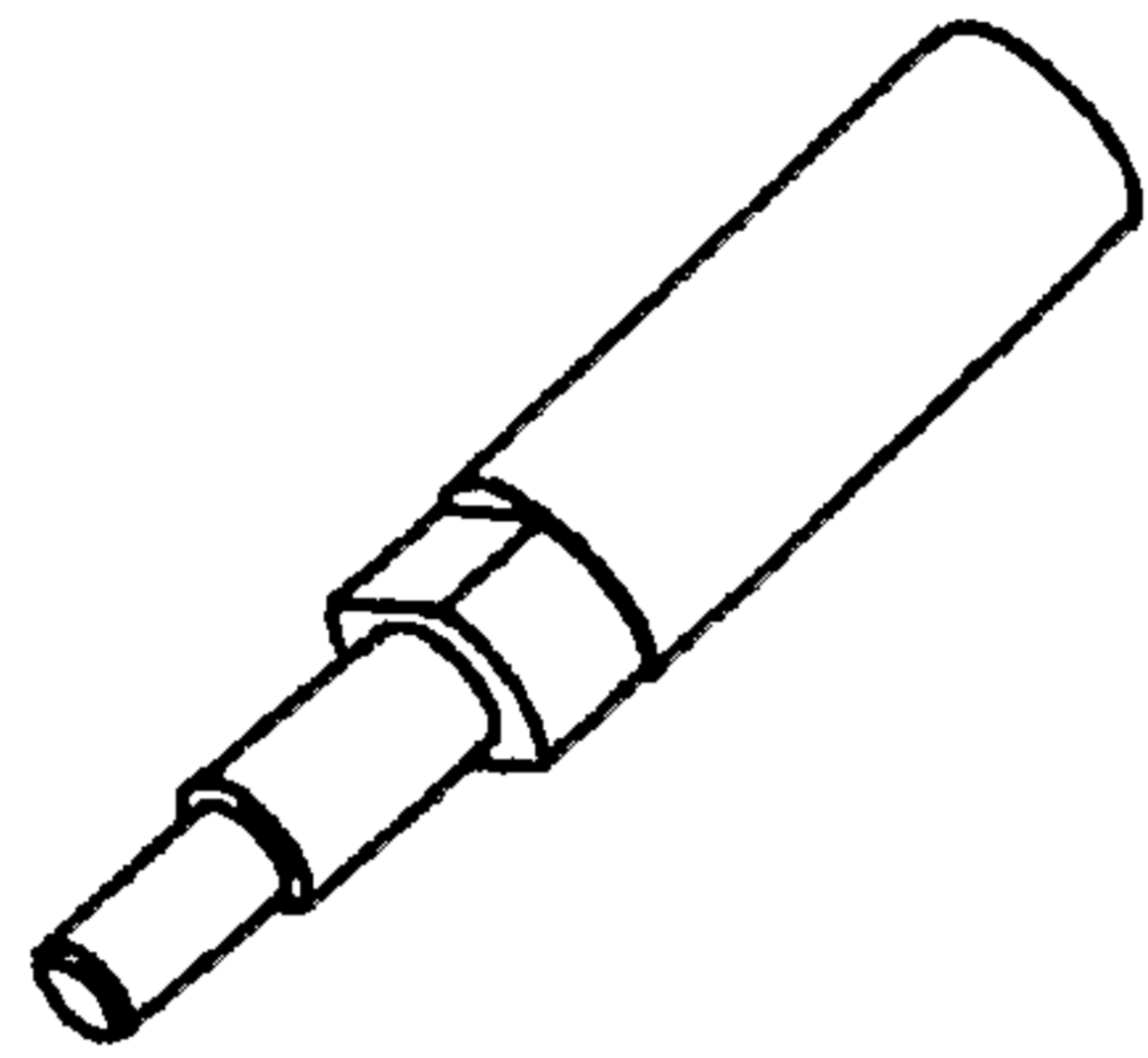


FIG. 3

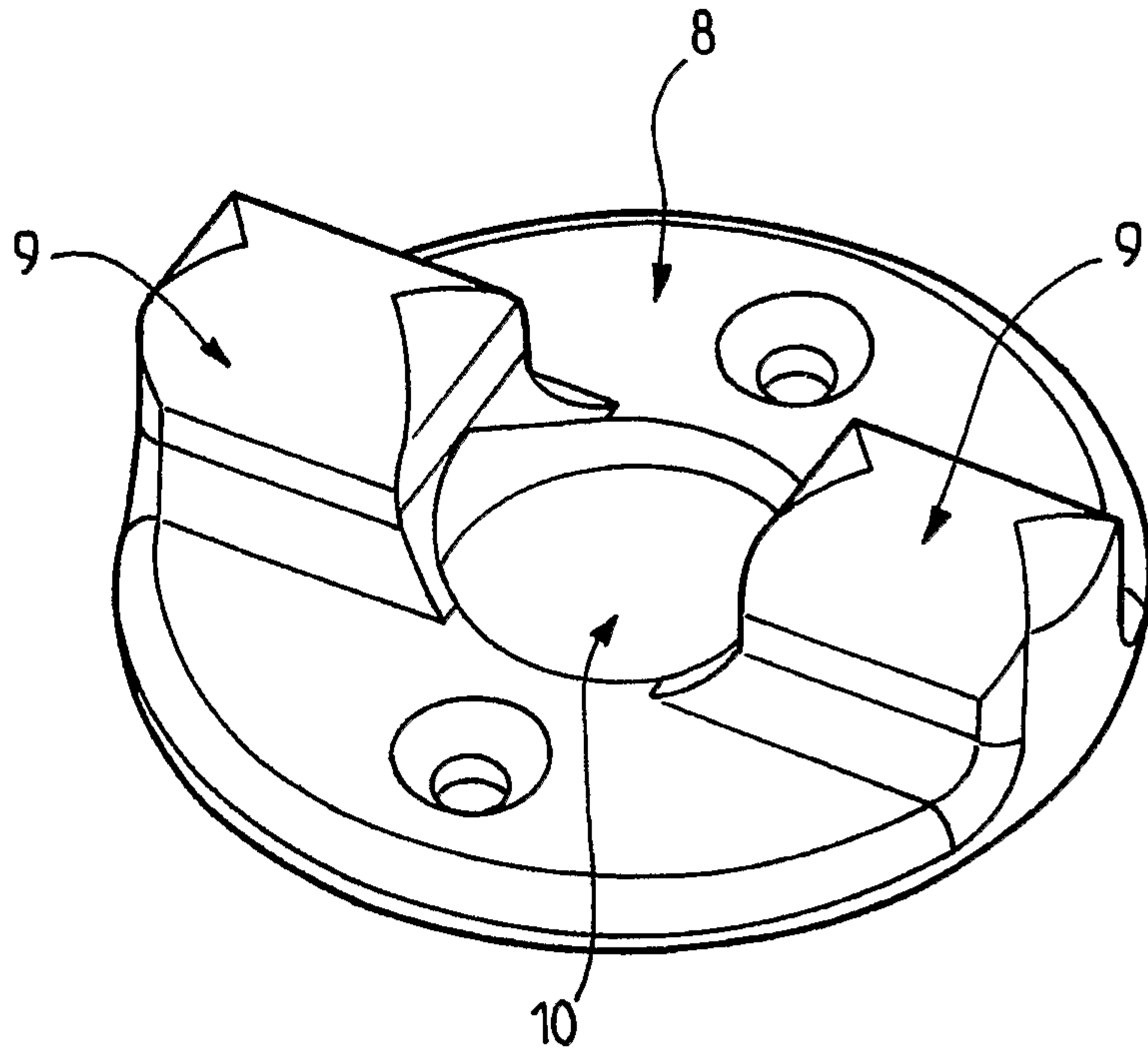


FIG. 4

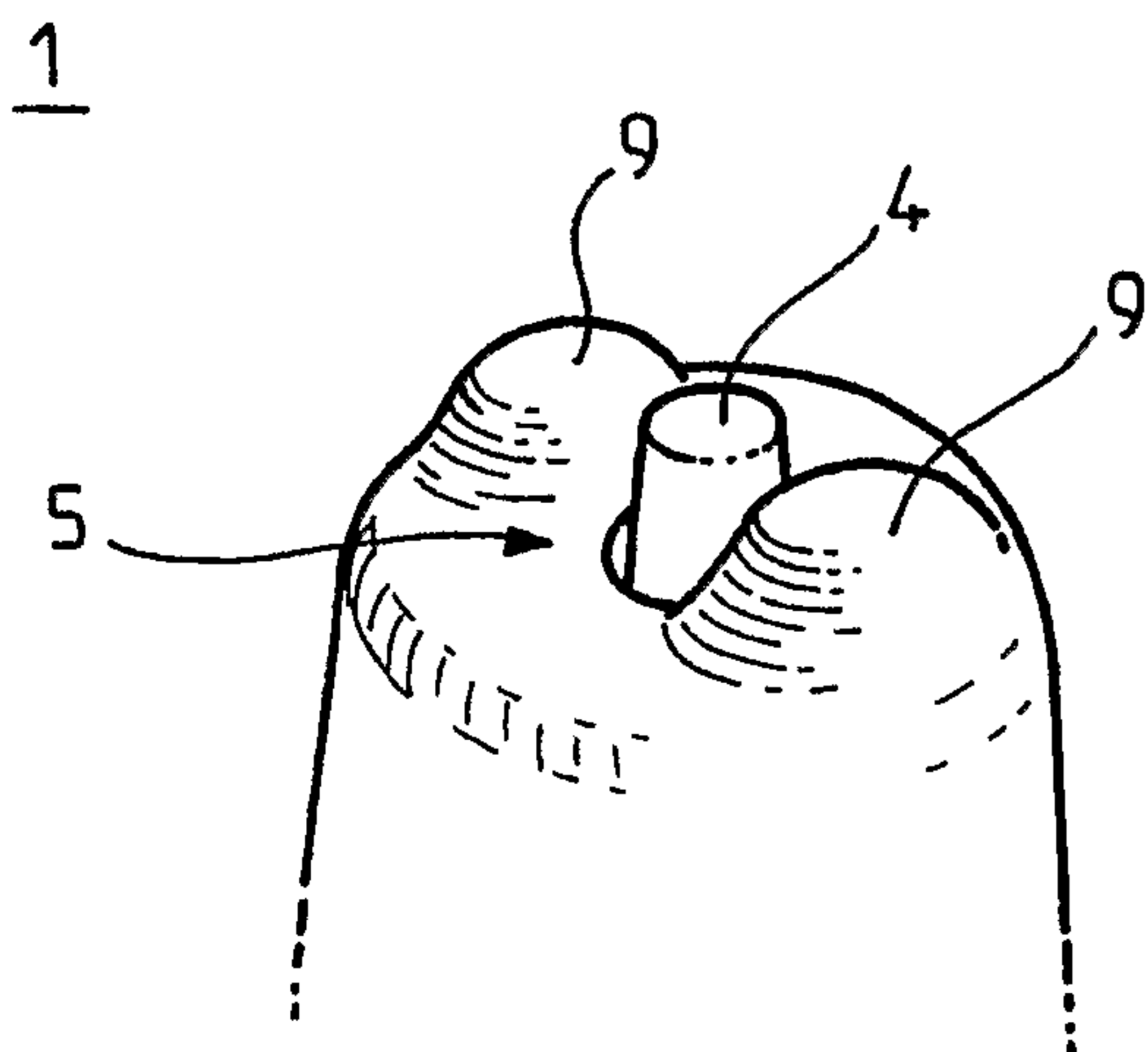


FIG. 5

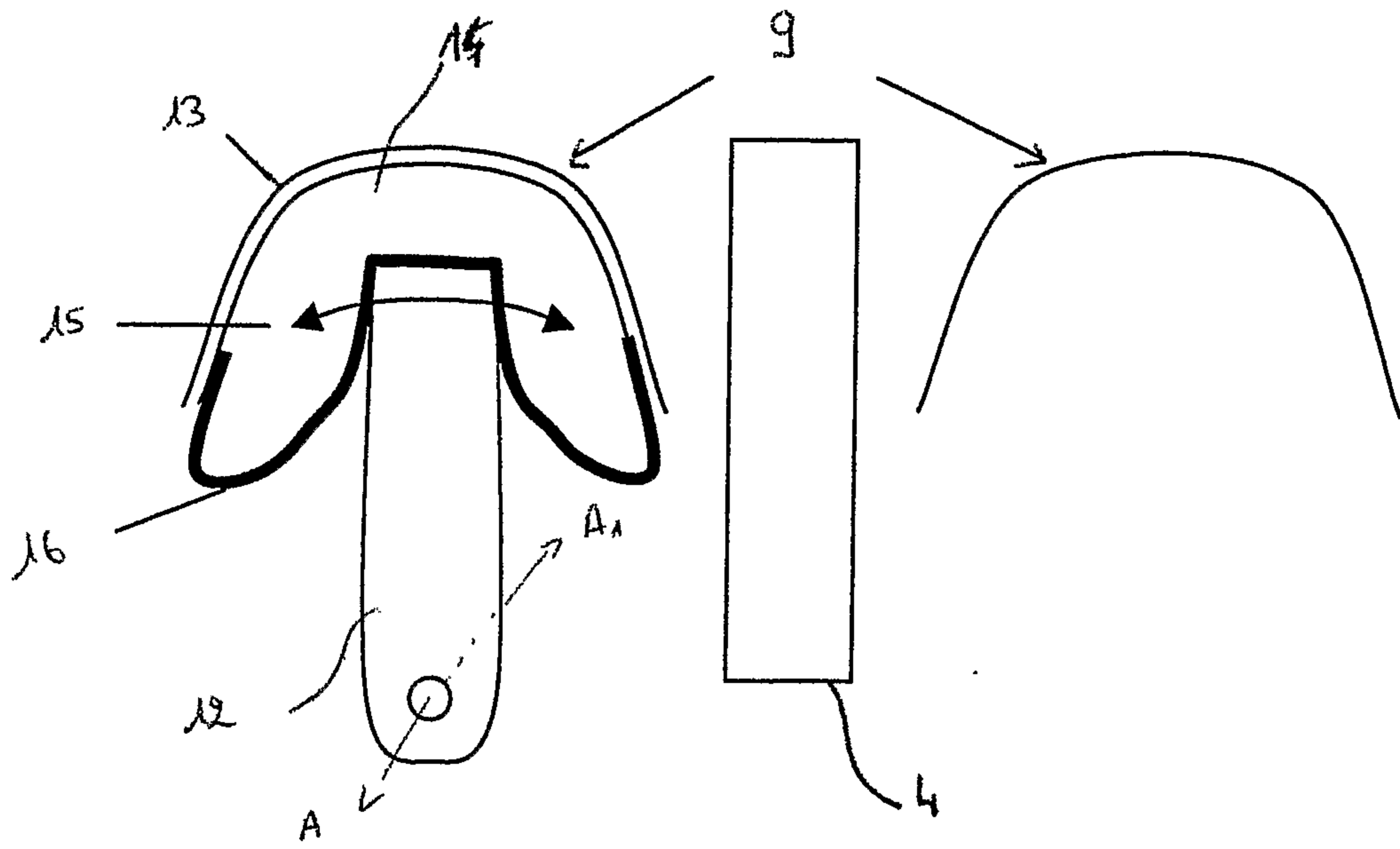


Fig. 6

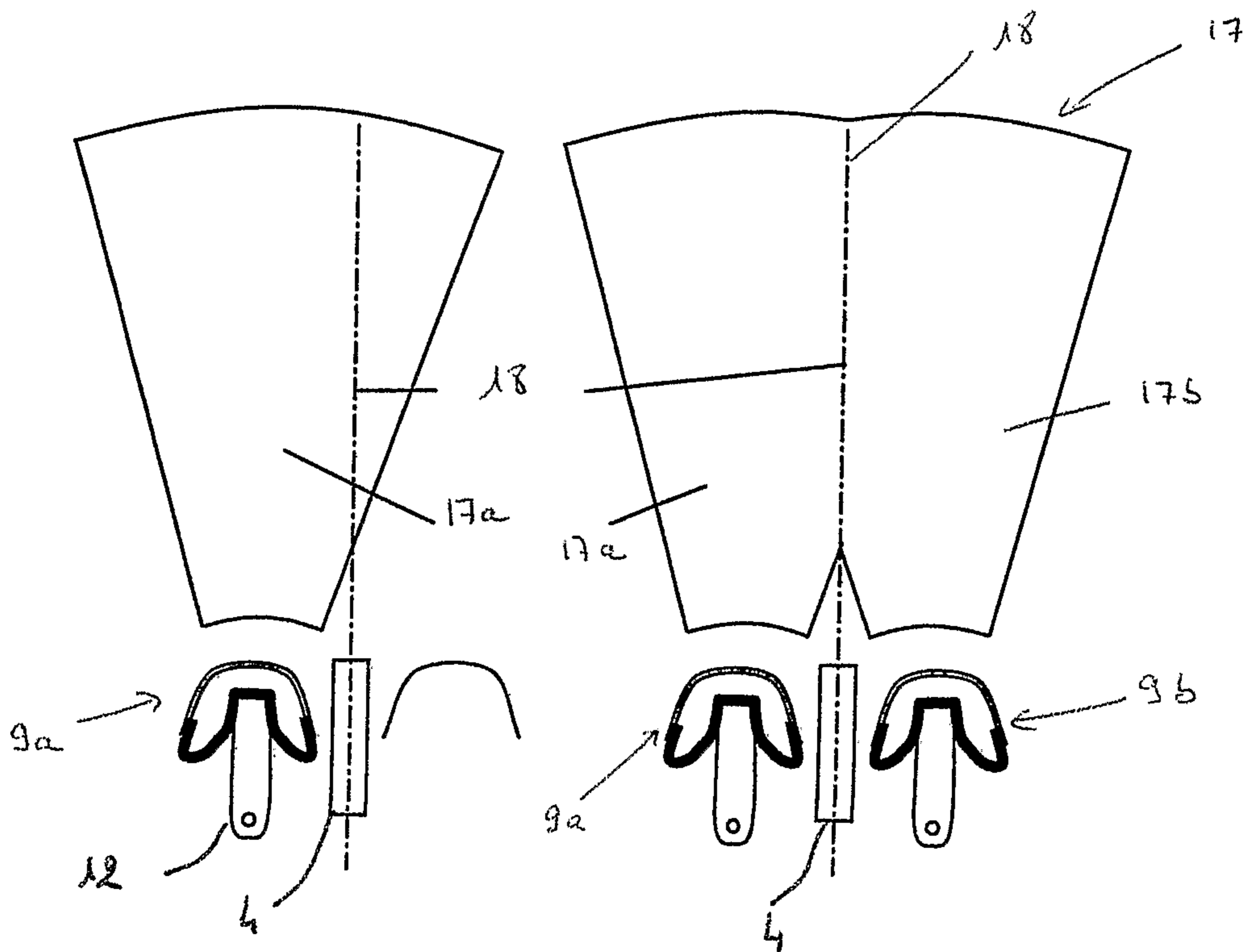


Fig. 7

