

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
PARIS

①1 N° de publication : **2 704 743**  
(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

②1 N° d'enregistrement national : **94 05382**

⑤1 Int Cl<sup>5</sup> : A 61 B 8/00 , A 61 H 23/00 , G 01 S 15/88

⑫

## DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 03.05.94.

③0 Priorité : 07.05.93 DE 4315282.

④3 Date de la mise à disposition du public de la  
demande : 10.11.94 Bulletin 94/45.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de  
recherche préliminaire : *Ce dernier n'a pas été  
établi à la date de publication de la demande.*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux  
apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : *Société dite: SIEMENS  
AKTIENGESELLSCHAFT — DE.*

⑦2 Inventeur(s) : Krause Harmut, Dahmen Georg P. et  
Meiss Ludwig.

⑦3 Titulaire(s) :

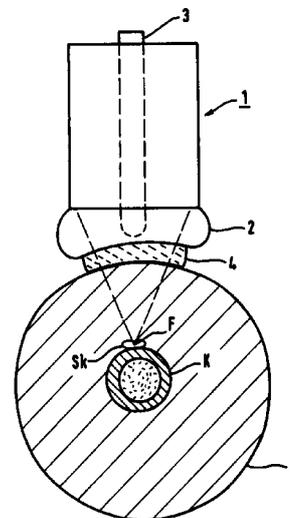
⑦4 Mandataire : Cabinet Flechner.

⑤4 Dispositif pour réduire la sensation de douleur.

⑤7 L'invention concerne un dispositif pour réduire la sen-  
sation de douleur.

Ce dispositif pour réduire la sensation de douleur dans  
une zone douloureuse comporte une source (1) acoustique  
d'impulsions de pression servant à soumettre la zone (SK)  
douloureuse à des impulsions acoustiques de pression.

Application notamment à des appareils de thérapie phy-  
sique pour soulager la douleur des patients.



FR 2 704 743 - A1



### Dispositif pour réduire la sensation de douleur

L'invention concerne un dispositif pour réduire la sensation de douleur.

De tels dispositifs sont très importants compte  
5 tenu du nombre élevé de patients, qui ressentent des douleurs  
de différents types, étant donné que la prise d'analgésiques,  
notamment dans le cas d'une prise de longue durée, représente  
une charge élevée pour le métabolisme du patient. A cela  
s'ajoute le fait que, dans de nombreux cas, les analgésiques  
10 doivent être dosés avec une dose plus forte lorsque la durée  
de traitement augmente, de manière à supprimer la douleur. En  
outre, il existe un grand nombre de patients qui ne  
supportent pas les analgésiques ou présentent une allergie  
aux analgésiques.

15 Les douleurs dans la région des parties molles à  
proximité des os revêtent une importance particulière. De  
telles douleurs apparaissent dans l'ensemble du corps. Les  
historiques d'apparition des douleurs sont différents.

Les procédés thérapeutiques actuels visent  
20 l'élimination de la partie douloureuse et/ou  
l'insensibilisation partielle et la dénervation des régions  
concernées, au moyen de dispositions opératoires.

De même, on peut également obtenir une analgésie  
temporaire à l'aide d'infiltrations d'un anesthésique à effet  
25 local avec ou sans adjonction de corticostéroïdes.

On essaie en outre de supprimer la douleur à l'aide

de procédés thérapeutiques physiques.

Dans le cas de douleurs très intenses, on peut également essayer de supprimer la douleur au moyen d'une irradiation par des rayons X ou des rayons gamma.

5 On peut dire qu'en dépit du grand nombre de procédés de traitement, un nombre non négligeable de patients continuent à ressentir des douleurs en dépit de nombreux traitements.

10 L'invention vise un dispositif du type mentionné plus haut, qui puisse ici apporter un remède, au moins partiel, et convienne notamment pour le traitement d'états de douleur dans les régions des parties molles, proches des os.

On y parvient suivant l'invention par un dispositif pour réduire la sensation de douleur dans une zone  
15 douloureuse, qui comporte une source acoustique d'impulsions de pression servant à exposer la zone douloureuse à des impulsions acoustiques de pression. Le fait que la douleur puisse être éliminée au moyen de l'application d'impulsions acoustiques de pression est d'autant plus étonnant que, dans  
20 les procédés thérapeutiques connus jusqu'alors, qui utilisent des impulsions acoustiques de pression, notamment la lithotritie, des sensations de douleur sont déclenchées par des impulsions de pression. On part du fait que, grâce à l'utilisation d'impulsions de pression, on arrive à provoquer  
25 des modifications transitoires des membranes des cellules, qui conduisent à un blocage temporaire de fonctions de la membrane des cellules. Dans le cas des cellules nerveuses, c'est particulièrement remarquable étant donné que leur fonction est liée au fonctionnement de la membrane  
30 cellulaire. On part en outre du fait que par suite de l'application d'impulsions de pression, on obtient une excitation générale en raison de la surcharge des nocicepteurs ou des fibres nerveuses nociceptives. Cette excitation générale conduit à un blocage de la retransmission  
35 d'impulsions suivantes. Il faut considérer comme

particulièrement avantageux le fait que, dans le cas du procédé selon l'invention, il n'apparaisse aucun effet secondaire nocif.

Suivant un mode de réalisation préféré de l'invention, il est prévu que le dispositif aient des moyens de focalisation pour les impulsions de pression. De ce fait il est possible de limiter le traitement à la partie du corps, qui est le lieu d'origine effectif de la douleur.

On part du fait que le traitement est particulièrement efficace lorsque les impulsions de pression sont des ondes de choc acoustiques, c'est-à-dire que la source d'impulsions de pression du dispositif comporte un générateur d'ondes de choc. Par l'expression "ondes de choc", on entend des impulsions acoustiques de pression positives (surpression), qui possèdent un front de montée extrêmement abrupt. Grâce à l'utilisation d'un générateur d'ondes de choc, il est possible d'introduire l'énergie acoustique nécessaire dans le corps du patient, sans que ceci n'entraîne un échauffement dommageable des parties traitées du corps.

Il s'est avéré particulièrement avantageux que la source d'impulsions de pression comprenne un générateur d'ondes de choc électromagnétiques, étant donné que dans de tels générateurs d'ondes de choc, l'intensité, c'est-à-dire la densité d'énergie ou la pression maximale, des impulsions de pression peut être bien réglée.

Des essais antérieurs ont révélé que des densités d'énergie de l'ordre de 0,05 à 0,6 mJ/mm<sup>2</sup> sont appropriées. Les pressions maximales des impulsions de pression acoustiques devraient avoir de façon appropriée un ordre de grandeur de 5 à 70.10<sup>6</sup> Pa.

Les impulsions de pression ont en général ce qu'on appelle une zone d'action thérapeutique, dans laquelle leur intensité est suffisante pour provoquer un effet thérapeutique. Le dispositif comporte par conséquent un dispositif de localisation qui fonctionne avec des ultrasons

et/ou des rayons X et au moyen duquel la zone douloureuse est localisée et repérée, c'est-à-dire qu'elle est associée à une structure anatomique, ainsi que des moyens de réglage, à l'aide desquels la zone d'action thérapeutique et la zone douloureuse sont disposées l'une par rapport à l'autre de telle sorte que la zone douloureuse soit située au moins partiellement dans la zone d'action thérapeutique des impulsions de pression. On obtient une orientation optimale de la zone d'action thérapeutique lorsque, grâce à la coopération du patient avec le personnel exécutant le traitement, la zone d'action thérapeutique et la zone douloureuse sont positionnées l'une par rapport à l'autre à l'aide des moyens de réglage de telle sorte que la partie de la zone douloureuse, dans laquelle la douleur est maximale, soit située dans la zone d'action thérapeutique.

Dans le cas où la zone douloureuse est nettement plus étendue que la zone d'action thérapeutique des impulsions de pression, il est prévu que les moyens de réglage déplacent l'une par rapport à l'autre la zone douloureuse et la zone d'action thérapeutique de manière que des parties différentes de la zone douloureuse soient soumises successivement à des impulsions de pression.

Étant donné qu'en général l'application d'impulsions individuelles de pression ne suffit pas pour obtenir un traitement réussi, il est prévu conformément à une variante de l'invention que le dispositif ait un dispositif de commande à l'aide duquel la source d'impulsions de pression peut être commandée de telle sorte que la zone douloureuse soit soumise successivement à un certain nombre d'impulsions de pression.

Le nombre des impulsions de pression, à lesquelles la zone douloureuse est successivement soumise, ne devrait pas tomber sensiblement au-dessous de 50, étant donné que, sinon, on ne peut pas s'attendre à une absence de douleur durant assez longtemps. En général, en vue d'obtenir une

bonne efficacité du procédé, il est approprié d'utiliser un nombre d'impulsions de pression successives qui ne tombent pas sensiblement au-dessous de 1200. D'après les connaissances antérieures, on part du fait qu'il n'est pas  
5 judicieux d'utiliser un nombre d'impulsions de pression successives qui dépasse sensiblement 3000 étant donné qu'alors on ne peut plus s'attendre à une efficacité accrue du traitement.

Il s'est avéré approprié que, pour obtenir un  
10 traitement optimal, suivant un mode de réalisation de l'invention, le dispositif comporte un dispositif de commande agencé de telle sorte que pendant une suite d'impulsions de pression, il règle l'intensité de ces impulsions de manière que, pendant une suite d'impulsions de pression, l'intensité  
15 de ces dernières augmente lorsque le nombre des impulsions de pression augmente, et ce de préférence progressivement.

En général, il est nécessaire de mettre en oeuvre plus d'un seul traitement, l'application d'impulsions de pression à la zone douloureuse s'effectuant de préférence  
20 pendant des jours successifs lors d'une phase de traitement, qui comprend plusieurs jours de traitement et dont la durée n'est sensiblement pas de moins d'une semaine.

De même que l'intensité des impulsions de pression devrait être accrue de façon appropriée au cours d'un  
25 traitement, il est également recommandé d'accroître l'intensité des impulsions de pression pendant une phase de traitement, et ce jour après jour. Lorsque les jours de traitement ne se suivent pas directement, il peut être cependant approprié, pour assurer le bien-être du patient, de  
30 commencer, le premier jour après une pause de traitement, avec des impulsions de pression d'intensité réduite par rapport à ce qu'elle était le dernier jour de traitement.

La durée de l'absence de douleur peut être prolongée, si les impulsions de pression sont appliquées à la  
35 zone douloureuse au cours de phases successives de

traitement.

En outre il s'est avéré que l'on peut obtenir un meilleur résultat de traitement lorsque, selon un mode de réalisation de l'invention, le dispositif de commande est agencé de telle sorte que, pendant une suite d'impulsions de pression, il règle la fréquence de récurrence des impulsions de pression de telle sorte que la fréquence de récurrence des impulsions de pression pendant une suite de telles impulsions augmente lorsque le nombre des impulsions de pression augmente, et ce de préférence progressivement.

Jusqu'à présent, on a traité notamment des patients affectés des maladies suivantes en vue de réduire la sensation de douleur, au moyen d'impulsions de pression sous la forme d'ondes de choc :

- 15 - limitations douloureuses de la motricité à l'épaule dans le cas d'une tendinosis calcarea,
- tendinosis calcarea ou syndrome Impingement sans limitation de la motricité,
- épicondylus humeri lateralis (épicondylite du joueur de tennis),
- 20 - épicondylus humeri medialis (épitrochléite du joueur de golf),
- douleur aux musculus trapezius,
- douleur apparaissant dans la zone paravertébrale lombaire,
- 25 - douleur au niveau d'une endoprothèse relâchée,
- gonarthrose,
- douleur dans la zone du tuber ossis ischii,
- douleur dans la zone du grand trochanter et du fémur proximal,
- 30 - douleur liée à la maladie de Haglund au talon opéré à plusieurs reprises.

Cette énumération ne doit être considérée qu'à titre d'exemple. De même, on peut traiter des douleurs provoquées par d'autres maladies.

35 L'invention est décrite ci-dessous plus en détail

en références aux dessins annexés, sur lesquels:

- la figure 1 montre, selon une représentation schématique, un patient, auquel est appliquée une source acoustique d'impulsions de pression; et

5 - la figure 2 montre, également selon une représentation schématique, un dispositif selon l'invention comportant une source d'impulsions de pression selon la figure 1, la source d'impulsions de pression étant représentée en coupe longitudinale.

10 Sur la figure 1, on a représenté partiellement un patient P, contre lequel est appliquée une source 1 acoustique d'impulsions de pression, qui émet des impulsions de pression acoustiques focalisées sous la forme d'ondes de choc. Cette source est appliquée contre la surface du corps  
15 du patient P à l'aide d'un dispositif de localisation à ultrasons, dont la tête 3 à ultrasons, qui est intégrée dans la source d'impulsions de pression, est indiquée partiellement par une ligne formée de tirets sur la figure 1, au moyen d'une membrane 2 élastique de couplage, de sorte  
20 qu'une zone douloureuse SK, située à l'intérieur du corps du patient P, représenté en coupe transversale, peut être traitée avec les ondes de choc. Le patient est soumis, pendant une phase de traitement, en plusieurs séances par exemple pendant cinq à 30 séances, à 1200 à 3000 ondes de  
25 choc envoyées successivement par séance, mais au moins à 50 ondes de choc envoyées successivement. De préférence, la pression maximale des ondes de choc est de l'ordre de  $5.10^6$  Pa. La densité d'énergie des ondes de choc est de préférence de l'ordre de  $0,1 \text{ mJ/mm}^2$ . En fonction du cas  
30 respectif de traitement, des pressions maximales différentes ( $2$  à  $7.10^7$  Pa) et des densités d'énergie différentes ( $0,05$  à  $0,6 \text{ mJ/mm}^2$ ) peuvent être appropriées. La pression maximale et la densité d'énergie des ondes de choc peuvent être réglées dans lesdites zones. L'intensité des ondes de choc est accrue  
35 au cours des différents traitements et d'un traitement à

l'autre. De même la fréquence de récurrence des ondes de choc est accrue pendant un traitement, et ce au maximum jusqu'à 4 Hz. Au début du traitement considéré, on choisit une fréquence de récurrence plus faible, qui est agréable pour le patient, par exemple 0,2 Hz.

L'agencement de source électromagnétique appropriée d'impulsions de pression est décrit par exemple de façon plus détaillée dans le brevet US-C 4 697 588, dans le brevet US-C 4 764 505 et dans la demande EP-A-0 301 360.

10 On va expliquer ci-après à titre d'exemple et de façon plus détaillée l'agencement du dispositif selon l'invention et de la source d'impulsions de pression 1 suivant la figure 1, en référence à la figure 2.

La source d'impulsions de pression 1 comporte un boîtier 5 approximativement en forme de pot, à une extrémité duquel est prévu, en tant que générateur d'impulsions de pression, un générateur d'ondes de choc délivré dans son ensemble par la référence 6. A son extrémité ouverte, le boîtier 5 de la source d'impulsions de pression 1 réalisée par ailleurs essentiellement avec une symétrie de révolution par rapport à l'axe médian M, est fermé au moyen de la membrane de couplage flexible 2. La source d'impulsions de pression 1 est appliquée, par l'intermédiaire de cette membrane, d'une manière illustrée sur la figure 1, contre le corps du patient P, pour réaliser le couplage acoustique. Le boîtier 5 est rempli d'eau, qui est prévue en tant que milieu de propagation acoustique pour les ondes de choc fournies par le générateur d'ondes de choc 6.

En avant du générateur d'ondes de choc 6 est disposée une lentille acoustique convergente 7, qui sert à focaliser les ondes de choc planes, émises par le générateur d'ondes de choc et qui convergent alors, comme cela est indiqué par une ligne formée de tirets sur les figures 1 et 2, dans une zone FZ d'action thérapeutique indiquée au moyen d'une ligne formée de tirets et dont le centre correspond

théoriquement au foyer F de la lentille convergente 7, qui est situé sur l'axe médian M. Le générateur d'ondes de choc 6 et la lentille convergente 7 comportent des ouvertures centrales alignées l'une sur l'autre, que traverse la tête à ultrasons 3 logée dans un tube et qui permet de produire, au moyen d'un dispositif électronique 8 indiqué schématiquement, des images ultrasonores de type B d'une couche du corps du patient P, qui contient l'axe médian M et la partie correspondante de la zone d'action thérapeutique FZ des ondes de choc.

A l'aide du dispositif de localisation à ultrasons, formé par la tête à ultrasons 3, le dispositif électronique 8 et le moniteur 9, et/ou d'un dispositif de localisation aux rayons X non représenté, il est possible d'une manière connue en soi, après la localisation de la zone douloureuse SK et son association à une structure anatomique, l'os K dans le cas de la figure 1, de régler dans l'espace la source d'impulsions de pression 1 à l'aide d'une unité 17 de réglage indiquée schématiquement et comportant des éléments 18, 19, 20 de commande et par conséquent d'orienter la source d'impulsions de pression par rapport au corps fixe du patient P de manière que la zone d'action thérapeutique FZ des ondes de choc soit située, comme cela est représenté sur la figure 1, à l'intérieur de la zone douloureuse SK. Cela est réalisé à l'aide d'une marque F, qui caractérise la position du centre F de la zone d'action thérapeutique FZ et qui est superposée de façon connue en soi à l'image de type B formée par ultrasons, qui est représentée sur le moniteur 9. Les "rayons marginaux" des ondes de choc sont indiqués par les lignes formées de tirets sur les figures.

D'autres possibilités de réglage, par exemple un déplacement uniquement du patient P ou un déplacement à la fois du patient P et de la source d'ondes de choc 1, sont possibles pour pouvoir déplacer l'un par rapport à l'autre, de la manière requise, d'une part le patient P ou la zone

douloureuse SK et d'autre part la source d'impulsions de pression 1 ou la zone d'action thérapeutique FZ.

Dans le cas où la zone douloureuse SK est plus étendue que la zone d'action thérapeutique FZ, il faut éventuellement déplacer progressivement l'une par rapport à l'autre la zone douloureuse SK et la zone d'action thérapeutique FZ à l'aide de l'unité de réglage 17 de manière que l'ensemble de la zone douloureuse SK soit soumis progressivement à des ondes de choc, de la manière requise. A cet effet, il est prévu un photostyle 21, à l'aide duquel on peut marquer sur l'écran du moniteur 9 la zone douloureuse SK ou son image. Des signaux correspondants sont envoyés à l'unité de réglage 17 par le dispositif 8 par l'intermédiaire d'une ligne 22. Si un autre élément de commande de l'unité de réglage 17 est activé, le déplacement réciproque décrit précédemment de la zone douloureuse SK et de la zone d'action thérapeutique SZ s'effectue de façon automatique. Naturellement, ce déplacement peut être également commandé manuellement au moyen des éléments de commande 18 à 20.

Conformément à la figure 2, le générateur d'ondes de choc 6 comporte une membrane plane 10 contenant un matériau électriquement conducteur, par exemple du cuivre ou de l'aluminium et dont une face jouxte l'eau située dans le boîtier 5. L'autre face de la membrane 10 est appliquée, par l'intermédiaire d'une feuille isolante 11, contre une bobine 12 plate enroulée en spirale, qui est fixée par exemple par collage sur un porte-bobine 13. La bobine plate 12 est reliée par l'intermédiaire de deux bornes à un générateur 14 d'impulsions à haute tension, au moyen duquel la bobine plate 12 peut recevoir des impulsions à haute tension présentant une intensité de courant grande (gamme des kV et des kA). Le générateur d'impulsions à haute tension 14 est agencé de telle sorte que l'intensité des ondes de choc, la fréquence de récurrence des ondes de choc, le nombre des ondes de choc dans chaque suite d'ondes de choc et la vitesse de montée de

l'intensité et la fréquence de récurrence, avec laquelle l'intensité des ondes de choc et/ou la fréquence de récurrence des ondes de choc augmente pendant une suite d'ondes de choc, sont réglables. A cet effet, il est prévu  
5 une unité 15 de commande comportant un panneau 16 de commande, qui est raccordée au générateur d'impulsions à haute tension 14 et qui permet le réglage desdits paramètres.

Lorsque la bobine plate 12 reçoit une impulsion haute tension, la membrane 10 s'écarte brusquement de la  
10 bobine plate 12. De ce fait, il se produit dans l'eau située dans le boîtier 5 une onde de choc qui est focalisée au moyen de la lentille acoustique convergente 7.

Par ailleurs, comme cela est représenté par des lignes formées de tirets sur la figure 1, un dispositif 4 de  
15 couplage supplémentaire se présentant sous la forme d'un sac à eau ou d'une couche d'hydrogel peut être disposé entre la surface du corps du patient P et la membrane de couplage 2. D'une part, dans le cas d'une zone douloureuse située à proximité de la surface du corps, le dispositif de couplage 4  
20 peut être utilisé pour permettre essentiellement le couplage de la source d'impulsions de pression 1. D'autre part, le dispositif de couplage 4 peut être également utilisé pour réduire l'intensité des ondes de choc à une valeur inférieure à la valeur réglable au minimum. Dans ce dernier cas, il  
25 convient d'utiliser, comme milieu du dispositif de couplage 4, un milieu atténuateur, par exemple du caoutchouc ou de l'huile de ricin.

Bien qu'il soit particulièrement avantageux d'utiliser des sources électromagnétiques d'impulsions de  
30 pression du type décrit, étant donné qu'on peut bien les régler, on peut également utiliser d'autres sources d'impulsions de pression, par exemple des sources d'impulsions de pression piézoélectriques (brevet US-C 4 526 168), des sources d'impulsions de pression  
35 électrohydraulique (brevet DE-C 23 51 247) ou des sources

d'impulsions de pression magnétostrictives. De même il n'est pas obligatoire que les sources d'impulsions de pression utilisées soient des sources d'ondes de choc. On peut également utiliser des sources d'impulsions de pression  
5 acoustiques, qui produisent des impulsions de pression acoustiques, que l'on ne peut classer comme étant des ondes de choc. A titre d'exemple, on se réfèrera simplement à des sources d'impulsions de pression de ce genre, qui produisent des impulsions acoustiques de dépression.

REVENDEICATIONS

1. Dispositif pour réduire la sensation de douleur dans une zone douloureuse, caractérisé en ce qu'il comporte une source (1) acoustique d'impulsions de pression servant à soumettre la zone douloureuse (SK) à des impulsions acoustiques de pression.

2. Dispositif suivant la revendication 1, caractérisé par le fait qu'il comporte des moyens (7) de focalisation pour les impulsions de pression.

3. Dispositif suivant la revendication 1 ou 2, caractérisé par le fait que sa source (1) d'impulsions de pression contient un générateur (6) acoustique d'ondes de choc.

4. Dispositif suivant la revendication 3, caractérisé par le fait qu'il contient, comme générateur (6) d'ondes de choc, un générateur électromagnétique d'ondes de choc.

5. Dispositif suivant l'une des revendications 1 à 4, caractérisé par le fait que sa source (1) d'impulsions de pression produit des impulsions de pression, dont l'énergie spécifique est de 0,05 à 0,6 mJ/mm<sup>2</sup>.

6. Dispositif suivant l'une des revendications 1 à 5, caractérisé par le fait que sa source (1) d'impulsions de pression produit des impulsions de pression, dont la pression maximale est de l'ordre de  $5 \cdot 10^6$  à  $70 \cdot 10^6$  Pa.

7. Dispositif suivant l'une des revendications 1 à 6, caractérisé par le fait que les impulsions de pression, qui sont produites au moyen de la source (1) d'impulsions de pression, ont une zone (FZ) d'action thérapeutique, et qu'il est prévu un dispositif (3,8,9) de localisation ainsi que des moyens (17) de réglage, à l'aide desquels la zone (FZ) d'action thérapeutique et la zone douloureuse (SK) sont disposées l'une par rapport à l'autre de telle sorte que la zone douloureuse est située au moins partiellement dans la zone d'action thérapeutique des impulsions de pression.

8. Dispositif suivant la revendication 7, caractérisé par le fait que la zone (FZ) d'action thérapeutique (SZ) et la zone douloureuse (SK) sont disposées l'une par rapport à l'autre, au moyen du dispositif (3,8,9) de localisation et des moyens 17 de réglage, de telle sorte que la partie de la zone douloureuse, dans laquelle la douleur est maximale, est située dans la zone d'action thérapeutique.

9. Dispositif suivant la revendication 7, caractérisé par le fait que la zone (FZ) d'action thérapeutique et la zone douloureuse (SK) sont réglées l'une par rapport à l'autre au moyen du dispositif (3,8,9) de localisation et des moyens (17) de réglage de telle sorte que des parties successivement différentes de la zone douloureuse sont soumises à des impulsions de pression.

10. Dispositif suivant l'une des revendications 1 à 9, caractérisé par le fait qu'il comporte un dispositif (15) de commande, à l'aide duquel la source (1) d'impulsions de pression peut être commandée, de telle sorte que la zone douloureuse (SK) est soumise successivement à un certain nombre d'impulsions de pression.

11. Dispositif suivant la revendication 10, caractérisé par le fait que le nombre des impulsions de pression n'est pas sensiblement inférieur à 50.

12. Dispositif suivant la revendication 10,

caractérisé par le fait que le nombre des impulsions de pression n'est pas sensiblement inférieur à 1200.

13. Dispositif suivant la revendication 10, caractérisé par le fait que le nombre des impulsions de pression ne dépasse pas sensiblement 3000.

14. Dispositif suivant l'une des revendications 10 à 13, caractérisé par le fait que son dispositif (15) de commande règle l'intensité des impulsions de pression de telle sorte que, pendant une suite d'impulsions de pression, l'intensité des impulsions de pression augmente lorsque le nombre des impulsions de pression augmente.

15. Dispositif suivant l'une des revendications 1 à 14, caractérisé par le fait qu'il comporte un dispositif (15) de commande, au moyen duquel la source (1) d'impulsions de pression peut être commandée, de telle sorte que la zone douloureuse (SK) soit soumise à un certain nombre d'impulsions de pression appliquées successivement, le dispositif (15) de commande réglant la fréquence de récurrence des impulsions de pression de telle sorte que, pendant une suite d'impulsions de pression, la fréquence de récurrence des impulsions de pression augmente lorsque le nombre des impulsions de pression augmente.

16. Dispositif suivant la revendication 15, caractérisé par le fait que la fréquence de référence des impulsions de pression ne dépasse pas sensiblement 4 Hz.

17. Dispositif suivant l'une des revendications 1 à 16, caractérisé par le fait qu'il comporte un corps (4) d'atténuation acoustique, que les impulsions de pression traversent avant de pénétrer dans le corps du patient (P).

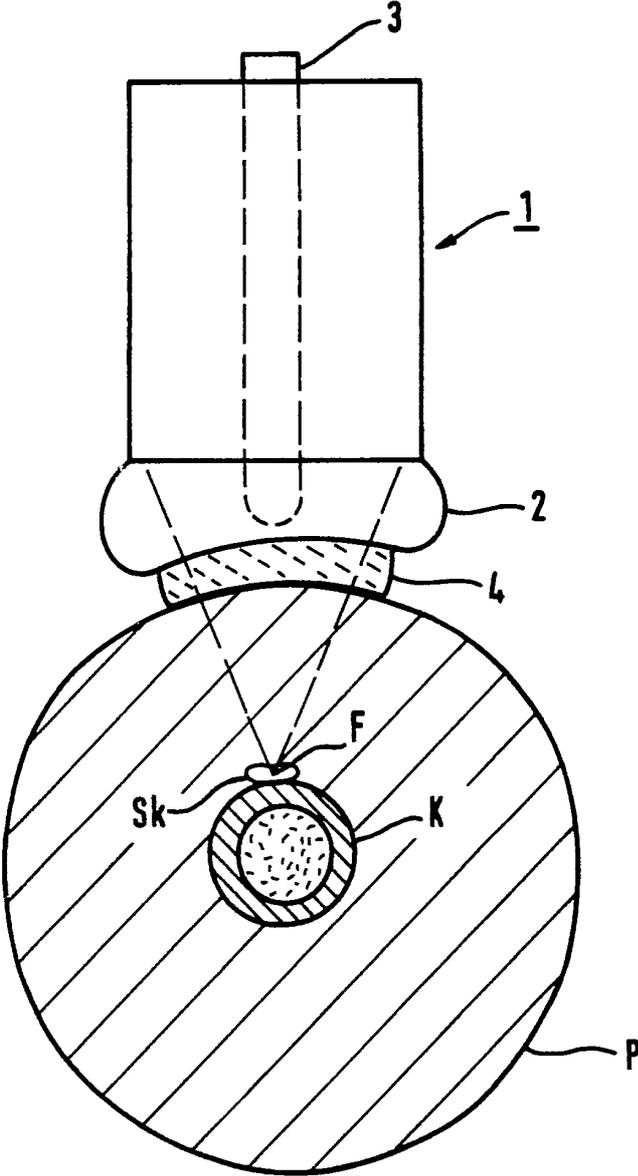


FIG 1

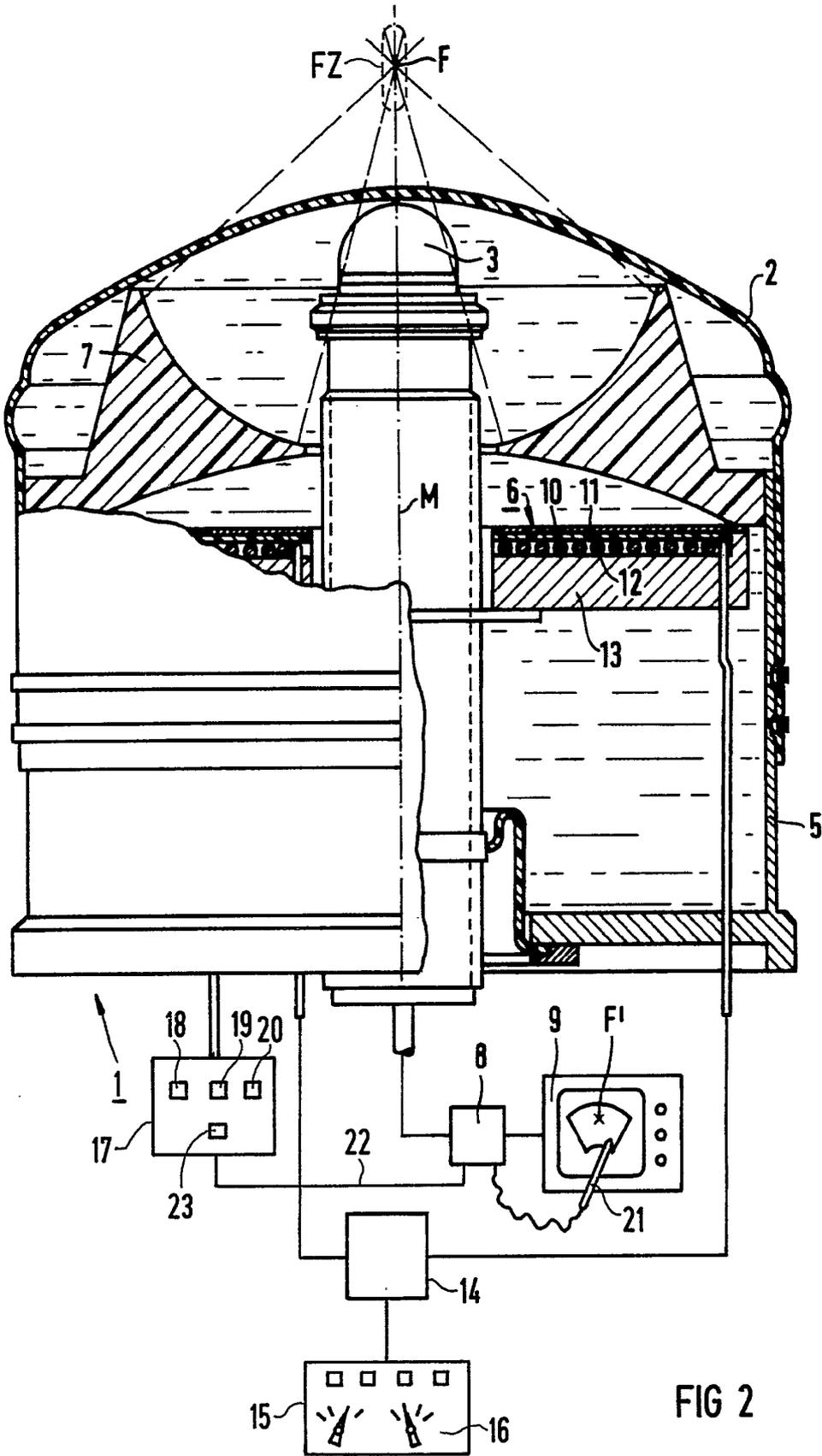


FIG 2