



⑫

## FASCICULE DE BREVET EUROPEEN

④⑤ Date de publication du fascicule du brevet :  
**05.01.94 Bulletin 94/01**

⑤① Int. Cl.<sup>5</sup> : **H05G 1/04, H01J 35/16**

②① Numéro de dépôt : **91401039.2**

②② Date de dépôt : **18.04.91**

---

⑤④ **Source radiogène permettant un remplacement aisé et rapide du tube à rayons X.**

---

③⑩ Priorité : **11.05.90 FR 9005922**

⑦③ Titulaire : **GENERAL ELECTRIC CGR S.A.**  
**100, rue Camille-Desmoulins**  
**F-92130 Issy les Moulineaux (FR)**

④③ Date de publication de la demande :  
**13.11.91 Bulletin 91/46**

⑦② Inventeur : **Gabbay, Emile**  
**Cabinet Ballot-Schmit, 7, rue le Sueur**  
**F-75116 Paris (FR)**  
Inventeur : **Lechevalier, Jean-Pierre**  
**Cabinet Ballot-Schmit, 7, rue le Sueur**  
**F-75116 Paris (FR)**

④⑤ Mention de la délivrance du brevet :  
**05.01.94 Bulletin 94/01**

⑧④ Etats contractants désignés :  
**DE GB IT NL**

⑦④ Mandataire : **Ballot, Paul Denis Jacques et al**  
**Cabinet Ballot-Schmit 7, rue le Sueur**  
**F-75116 Paris (FR)**

⑤⑥ Documents cités :  
**EP-A- 0 363 248**  
**US-A- 2 132 194**  
**US-A- 3 859 534**

**EP 0 456 539 B1**

---

Il est rappelé que : Dans un délai de neuf mois à compter de la date de publication de la mention de la délivrance du brevet européen toute personne peut faire opposition au brevet européen délivré, auprès de l'Office européen des brevets. L'opposition doit être formée par écrit et motivée. Elle n'est réputée formée qu'après paiement de la taxe d'opposition (Art. 99(1) Convention sur le brevet européen).

---

## Description

L'invention concerne une source radiogène constituée par un tube à rayons X et sa gaine de maintien et de protection.

Un tube à rayons X comprend essentiellement deux électrodes : une cathode et une anode contenues dans un ballon de verre sous vide et fixées respectivement aux extrémités de ce dernier. La cathode est généralement constituée par un filament de tungstène, logé dans une pièce métallique de forme appropriée à jouer le rôle d'une lentille électronique, et que l'on appelle pièce de concentration. L'anode peut être constituée par une masse cylindrique en cuivre portant, en face du filament, une plaquette d'un matériau fortement émissif en rayons X comme le tungstène par exemple, lorsqu'il s'agit d'un tube à anode fixe. Dans le cas d'un tube à anode tournante, l'anode est souvent constituée d'un disque massif, en molybdène ou en graphite par exemple, recouvert généralement de tungstène; bien entendu, pour des applications spéciales, les matériaux de l'anode peuvent être autres que ceux cités ci-dessus.

Lorsque le filament est rendu incandescent et que l'on applique à l'anode une tension positive de quelques kilovolts rapport à la cathode, des électrons émis par le filament sont accélérés vers l'anode par le champ électrique et bombardent l'anode ou anti-cathode sur une surface appelée foyer : le foyer devient la source principale d'émission d'un rayonnement X. Le rayonnement X est produit dans toute la zone située en avant de l'anti-cathode.

Le tube à rayons X est placé dans une enveloppe protectrice ou gaine qui assure des fonctions de protection de l'utilisateur, l'une contre le rayonnement X et l'autre contre les hautes tensions d'alimentation du tube. La protection contre le rayonnement X est obtenue par une enveloppe qui arrête le rayonnement X sauf à l'endroit où il est utile pour créer le faisceau servant à irradier la partie du corps à examiner. La protection électrique est obtenue par une enveloppe qui est, par exemple, en métal et qui est reliée à la masse; en outre, la gaine est remplie d'un liquide isolant qui assure l'isolement entre les différents conducteurs d'alimentation du tube ou par rapport à l'enveloppe au potentiel de la masse. Parmi ces conducteurs, les uns sont à haute tension et sont connectés à l'anode et/ou à la cathode et les autres sont à la basse tension et sont connectés au filament de la cathode.

Ces conducteurs d'alimentation proviennent d'un dispositif d'alimentation qui est en général séparé physiquement de la gaine mais qui, dans certaines réalisations de type compact, notamment, peut constituer avec la gaine un ensemble complet appelé bloc radiogène. Pour des questions d'isolation électrique et de refroidissement, le dispositif d'alimentation est disposé dans une enceinte remplie de liquide isolant et réfrigérant, cette enceinte étant solidaire de la source

radiogène.

Par ailleurs, à la source radiogène est associé un dispositif de collimation du faisceau de rayons X qui sert à limiter ses dimensions de manière à n'irradier que la partie du corps à examiner.

Dans un système de radiologie ou de radiographie, la source radiogène, solidaire ou non de son dispositif d'alimentation, et associé au dispositif de collimation, est fixée mécaniquement de manière précise à un appareillage qui permet de la déplacer par rapport au corps à examiner.

Du document EO-A-0 363 248 il est connu un dispositif de refroidissement d'un tube à rayons X. Le dispositif comporte une gaine qui entoure le tube à rayons X et qui définit un espace de circulation d'un fluide de refroidissement en communication avec un refroidisseur. Le refroidissement du tube est amélioré, notamment en ce qui concerne la stabilité en température, par la mise en place dans l'espace de circulation d'un corps dont on utilise la chaleur latente de fusion.

La description qui vient d'être faite montre que l'enlèvement d'un tube à rayons X et son remplacement par un autre sont des opérations délicates et longues qu'il n'est pas possible d'effectuer sur place car il faut un appareillage particulier et encombrant, ne serait-ce que pour récupérer l'huile d'isolation et de refroidissement avant tout démontage. Et même, si une telle vidange était possible, encore faudrait-il éviter les salissures dues à l'égouttage de l'huile.

En outre, au cours du remontage d'un nouveau tube dans sa gaine puis de cette dernière sur son support de l'appareil de radiologie, il faut effectuer des réglages précis pour que le faisceau émis par le nouveau tube soit centré de manière précise par rapport au dispositif de collimation.

Il en résulte que le changement d'un tube, qui est une opération normale dans la "vie" d'un appareil de radiologie, rend l'appareil inutilisable pendant plusieurs jours ou semaines car la source radiogène, et parfois le bloc radiogène, doit être retournée en usine.

De plus, les opérations de démontage et de remontage sur place sont aussi très longues et l'ensemble des opérations conduit à un coût très élevé.

Le but de la présente invention est donc de réaliser une source radiogène qui permet un remplacement aisé et rapide du tube à rayons X sur le site de l'appareil de radiologie.

L'invention concerne donc une source radiogène qui comprend un tube à rayons X et deux parties, une première partie qui est solidaire de l'appareil de radiologie et qui porte le dispositif de collimation du faisceau de rayons X, et une deuxième partie qui supporte tout ou partie du tube à rayons X et qui vient se fixer de manière étanche sur la première partie, le volume intérieur créé par l'assemblage des deux parties contenant un matériau isolant qui est solide à la tem-

pérature ambiante et qui est fluide à la température de fonctionnement de la source radiogène.

Dans un mode de réalisation où le tube à rayons X est du type à anode tournante, la première partie comprend des moyens de support du stator du moteur entraînant en rotation l'anode et la deuxième partie comprend des moyens de support du reste du tube, l'assemblage des deux parties étant tel que l'extrémité du tube contenant le rotor du moteur vient s'emboîter dans le stator.

Le matériau isolant peut être une cire, une paraffine ou un mélange de ces éléments ou encore un polyuréthane contenant une huile, une cire ou une paraffine ou un mélange de ces éléments. L'un de ces éléments peut être du type à chaleur latente de fusion.

D'autres buts, caractéristiques et avantages de la présente invention apparaîtront à la lecture de la description suivante d'un exemple particulier de réalisation, ladite description étant faite en relation avec les dessins joints dans lesquels :

- la figure 1 est une vue schématique en coupe longitudinale des deux parties emboîtables de la source radiogène selon l'invention, et
- la figure 2 est une vue schématique en coupe longitudinale de la source radiogène selon l'invention telle qu'elle se présente après assemblage des deux parties.

Une source radiogène selon l'invention comprend deux parties 10 et 11, la partie 10 étant fixée de manière permanente sur l'appareil de radiologie (non représenté) et la partie 11 étant détachable de la partie 10.

La partie 11 de la source est constitué d'une enveloppe 19, en aluminium par exemple, qui sert de support à un tube 20 à rayons X par l'intermédiaire d'une tulipe 21 dans laquelle vient s'emboîter une extrémité 24 du tube 20 à rayons X.

Plus précisément, le tube 20 comporte une enceinte 25 en verre dans lequel un vide poussé a été réalisé. Cette enceinte 25 contient une cathode fixe 26, qui est disposée du côté d'une extrémité 24, et une anode tournante 27 qui est fixée à l'extrémité d'un rotor 28. Le rotor 28 est placé à l'autre extrémité 29 du tube 20, cette extrémité 29 ayant une forme cylindrique allongée pour recevoir le rotor et se terminant par un connecteur 30.

L'extrémité 24 du tube 20 comporte également un connecteur 38 pour le passage d'au moins deux conducteurs d'alimentation 32 et 33 qui sont connectés à un connecteur 34 de type classique monté sur l'enveloppe 19. Le connecteur 34 comporte une partie femelle 41 solidaire de l'enveloppe 19 et une partie mâle 42 qui est connectée à un dispositif d'alimentation non représenté.

Au niveau de la cathode 26, l'enveloppe 19 est sensiblement cylindrique de manière à entourer le tube 20 et se termine par une collerette 37 d'assem-

blage.

La partie 10 est constituée d'une enveloppe 12, en aluminium également, qui est percée d'un orifice pour placer une fenêtre 13 transparente aux rayons X. L'enveloppe 12 sert de support à une tulipe 14 sur laquelle vient se fixer un stator 15 dans le cas d'un tube à rayons X à anode tournante. La tulipe 14 présente suivant son axe médian un logement 23 équipé pour recevoir le connecteur 30 du tube 20. Le stator 15 et l'anode 27 du tube sont alimentés par au moins deux conducteurs 17 et 18 qui sont reliés à un connecteur 16 de type classique monté sur l'enveloppe 12 et comportant une partie femelle 41' et une partie mâle 42'.

L'enveloppe 12 présente au niveau de la fenêtre 13 une ouverture 22 pour l'emboîtement de la partie 11 et plus précisément de la partie du tube correspondant à l'anode.

Du côté de l'ouverture 22, l'enveloppe 12 se termine par une collerette 31 d'assemblage qui coopère avec la collerette 37 de la partie 11.

La partie 11 vient donc s'emboîter dans la partie 10 de manière que l'extrémité 29 du tube 20 vienne se loger dans la tulipe 14 tandis que le connecteur 30 vient se placer dans le logement 23. L'assemblage des deux parties est obtenu par l'intermédiaire des collerettes 31 et 37 qui sont équipées de moyens de serrage (40) et des moyens d'étanchéité non représentés. Pour protéger l'utilisateur et le patient contre le rayonnement X qui n'est pas focalisé sur l'ouverture de la fenêtre 13, la paroi interne des enveloppes 12 et 19 est recouverte d'une couche de plomb (non représentée) qui absorbe ce rayonnement X.

Lorsque ces deux parties 10 et 11 sont assemblées (figure 2), elles constituent une gaine dans laquelle est introduit un matériau 39 isolant et de refroidissement par les moyens et procédés connus et, notamment, en utilisant des orifices 35 et 36 percés respectivement dans les enveloppes 19 et 12 pour le passage dudit matériau et l'évacuation des gaz.

Selon l'invention, le matériau isolant et de refroidissement est choisi de manière qu'il soit sous forme solide à la température ambiante de 25°C et soit sous forme liquide à la température de fonctionnement du tube, à environ 100°C. Ceci permet un démontage à la température ambiante des parties 10 et 11 et leur séparation l'une de l'autre par arrachement, le tube 20 restant solidaire de la partie 11. On peut alors immédiatement remplacer cette partie 11 par une autre en provenance de l'usine, l'assembler de manière étanche à la partie 10 restée en place sur l'appareil de radiologie et, après chauffage, compléter le volume de la gaine avec du matériau isolant.

Bien entendu, la partie 11 qui a été enlevée est ramenée en usine où le tube est remplacé par un tube neuf qui est mis en place dans l'enveloppe 19. Ensuite, la partie 11 avec le tube neuf est assemblée avec une partie identique à la partie 10 de la figure 1.

Le matériau isolant est ensuite introduit à chaud dans l'ensemble constitué par les parties 10 et 11 de manière classique puis, après refroidissement, la partie 11 est séparée du moule pour servir de pièce de rechange.

La partie 10 qui est utilisée en usine pour réaliser la pièce de rechange de la partie 11 peut être un moule dont les formes reproduisent celles de la partie 10 en ce qui concerne les bords communs des deux parties telles que la collerette 23 et la surface interne d'emboîtement.

Les matériaux isolants qui peuvent être utilisés sont selon l'invention, des mélanges de polyuréthane et d'huile, des cires, des paraffines et des mélanges de ces différents éléments. On peut aussi utiliser des matériaux à chaleur latente de fusion qui ont des températures de fusion comprises entre 50°C et 110°C; c'est le cas de certaines cires et paraffines, du fumurate de méthyle, tous isolants électriques.

Dans le cas de l'utilisation d'un mélange de polyuréthane et d'huile, l'huile peut être remplacée par une cire, une paraffine ou autre. Le matériau de polyuréthane obtenu après injection est poreux, ce qui permet la circulation de l'huile, de la cire ou de la paraffine et la mise en place d'un système de refroidissement du liquide lors du fonctionnement du tube.

Un tel système de refroidissement avec circulation du fluide n'a pas été décrit ci-dessus car il est de réalisation classique pour un homme de l'art. Pour un tel système, l'enveloppe 19 comportera un orifice d'entrée du fluide tandis que l'enveloppe 12 comportera un orifice de sortie dudit fluide, ces deux orifices étant connectés par des conduits à un échangeur de chaleur.

La source radiogène selon l'invention présente les avantages suivants :

- facilité et rapidité de remplacement du tube à rayons X dans les appareils de radiologie, d'où une durée d'immobilisation courte desdits appareils,
- réduction du temps de réglage après remplacement car la partie 10 qui définit la position du faisceau de rayons X, reste en place,
- réduction du coût global du remplacement.

## Revendications

1. Source radiogène qui comprend un tube à rayons X et deux parties (10,11), une première partie (10) qui est solidaire de l'appareil de radiologie et qui porte le dispositif de collimation du faisceau de rayons X, et une deuxième partie (11) qui supporte tout ou partie d'un tube (20) à rayons X et qui vient se fixer de manière étanche sur la première partie (10), le volume intérieur créé par l'assemblage des deux parties contenant un matériau isolant (39) qui est solide à la température

ambiante et qui est fluide à la température de fonctionnement de la source radiogène.

- 5 2. Source radiogène selon la revendication 1 dans lequel le tube (20) à rayons X est du type à anode tournante (27) comportant un rotor (28) connecté à l'anode et un stator (15), caractérisée en ce que la première partie (10) comprend des moyens de support (14) du stator (15) et en ce que la deuxième partie (11) comprend des moyens de support (21) du reste du tube, l'assemblage des deux parties (10,11) étant tel que l'extrémité du tube contenant le rotor (28) du moteur vient s'emboîter dans le stator (15).
- 10
- 15 3. Source radiogène selon la revendication 2, caractérisée en ce que les moyens de support (14) du stator et les moyens de support (21) du reste du tube comportent chacun des moyens de connexion électrique (23,38).
- 20
- 25 4. Source radiogène selon la revendication 1, 2 ou 3, caractérisée en chaque partie (10 ou 11) comporte un connecteur extérieur (16,34) qui est connecté, d'une part, aux moyens (23,38) de connexion électrique et, d'autre part, à un dispositif d'alimentation.
- 30
- 35 5. Source radiogène selon l'une quelconque des revendications précédentes 1 à 4, caractérisée en ce que chaque partie (10,11) est constituée d'une enveloppe métallique (12,19) qui présente une ouverture ayant au moins les dimensions du tube (20) à rayons X, ladite ouverture comportant des moyens d'assemblage (31,37,40) étanche d'une enveloppe sur l'autre.
- 40
- 45 6. Source radiogène selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisée en ce que le matériau isolant (39) est une cire, une paraffine ou un mélange de ces éléments.
7. Source radiogène selon l'une quelconque des revendications précédentes 1 à 5, caractérisée en ce que le matériau isolant (39) est un polyuréthane contenant une huile isolante, une cire ou une paraffine ou un mélange de ces éléments.
- 50
- 55 8. Source radiogène selon l'une quelconque des revendications précédentes 1 à 5, caractérisée en ce que le matériau isolant (39) est du type à chaleur latente de fusion.

## Patentansprüche

1. Röntgenstrahlerzeuger, der eine Röntgenröhre und zwei Teile (10, 11) aufweist, nämlich einen er-

- sten Teil (10), der fest mit dem Röntgengerät verbunden ist und die Kollimationseinrichtung für das Röntgenstrahlenbündel trägt, und einen zweiten Teil (11), der eine Röntgenröhre (20) ganz oder teilweise trägt und dicht an dem ersten Teil (10) befestigt wird, wobei das durch den Zusammenbau der beiden Teile entstehende Innenvolumen ein Isoliermaterial (39) enthält, das bei der Umgebungstemperatur fest ist und bei der Betriebstemperatur des Röntgenstrahlerzeugers flüssig ist.
2. Röntgenstrahlerzeuger nach Anspruch 1, bei welchem die Röntgenröhre (20) vom Typ mit Drehanode (27) ist, der einen mit der Anode verbundenen Rotor (28) und einen Stator (15) aufweist, dadurch gekennzeichnet, daß der erste Teil (10) Trägermittel (14) für den Stator (15) aufweist und daß der zweite Teil (11) Trägermittel (21) für den Rest der Röhre aufweist, wobei der Zusammenbau der beiden Teile (10, 11) derart erfolgt, daß das den Rotor (28) des Motors enthaltende Ende der Röhre in den Stator (15) eingeführt wird.
  3. Röntgenstrahlerzeuger nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Trägermittel (14) für den Stator und die Trägermittel (21) für den Rest der Röhre jeweils elektrische Verbindungsmittel (23, 38) aufweisen.
  4. Röntgenstrahlerzeuger nach Anspruch 1, 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, daß jeder Teil (10 oder 11) einen äußeren Verbinder (16, 34) aufweist, der einerseits mit den elektrischen Verbindungsmitteln (23, 38) und andererseits mit einer Stromversorgungseinrichtung verbunden ist.
  5. Röntgenstrahlerzeuger nach einem der vorhergehenden Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß jeder Teil (10, 11) durch eine metallische Umhüllung (12, 19) gebildet ist, die eine Öffnung aufweist, die wenigstens die Abmessungen der Röntgenröhre (20) hat, wobei die Öffnung Mittel (31, 37, 40) zum dichten Zusammenbau einer Umhüllung mit der anderen aufweist.
  6. Röntgenstrahlerzeuger nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Isoliermaterial (39) ein Wachs, ein Paraffin oder eine Mischung dieser Stoffe ist.
  7. Röntgenstrahlerzeuger nach einem der vorhergehenden Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Isoliermaterial (39) ein Polyurethan ist, das ein isolierendes Öl, ein Wachs, ein Paraffin oder eine Mischung dieser Stoffe enthält.
  8. Röntgenstrahlerzeuger nach einem der vorhergehenden Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Isoliermaterial (39) vom Typ mit latenter Schmelzwärme ist.

### Claims

1. An x-ray source, which comprises an x-ray tube and two parts (10, 11), of which a first part (10) is integral with the x-ray equipment and bears the device for collimation of the x-rays and a second part (11) which carries all or part of an x-ray tube (20) and which is secured in a sealing manner on the first part (10), the interior volume created by the assembly of the two parts containing an insulating material (39) which is solid at the ambient temperature and which is fluid at the temperature of operation of the x-ray source.
2. The x-ray source as claimed in claim 1, wherein the x-ray tube (20) is of the type having a rotary anode (27) comprising a rotor (28) connected with the anode and a stator (15), characterized in that the first part (10) comprises support means (14) for the stator (15) and in that the second part (11) comprises support means (21) for the rest of the tube, the assembly of the two parts (10, 11) being such that the end of the tube containing the rotor (28) of the motor is inserted into the stator (15).
3. The x-ray source as claimed in claim 2, characterized in that the support means (14) for the stator and the support means (21) for the rest of the tube each comprise electrical connection means (23, 38).
4. The x-ray source as claimed in claim 1, claim 2 or claim 3, characterized in that each part (10 or 11) comprises an external connector (16, 34) which is connected on the one hand with the electrical connection means (23, 38) and on the other hand with a supply device.
5. The x-ray source as claimed in any one of the preceding claims 1 through 4, characterized in that each part (10, 11) is constituted by a metallic envelope (12, 19) which has an opening with dimensions at least equal to those of the x-ray tube (20), said opening comprising means (31, 37, 40) for sealed assembly of one envelope to the other.
6. The x-ray source as claimed in any one of the preceding claims, characterized in that the insulating material (39) is a wax, a paraffin or a mixture of such materials.

7. The x-ray source as claimed in any one of the preceding claims 1 through 5, characterized in that the insulating material (39) is a polyurethane containing an insulating oil, a wax or a paraffin, or a mixture of such materials. 5

8. The x-ray source as claimed in any one of the preceding claims 1 through 5, characterized in that the insulating material (39) is of the latent heat of fusion type. 10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

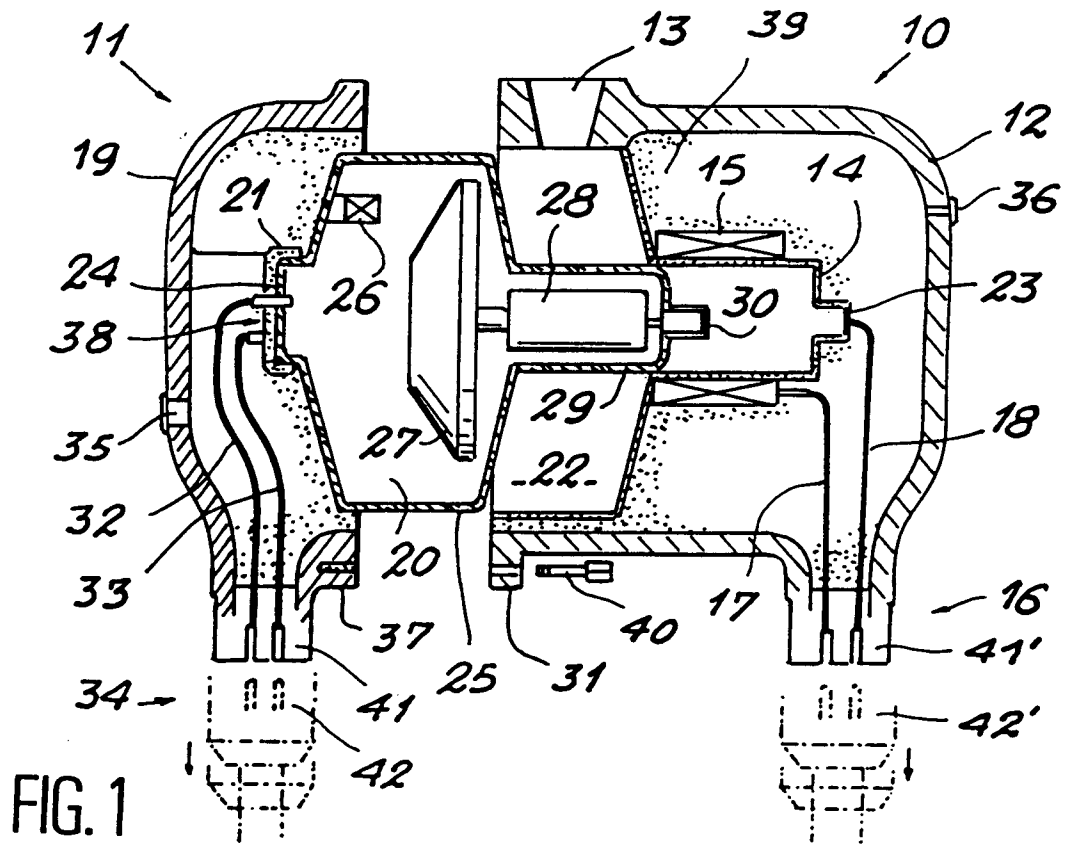


FIG. 1

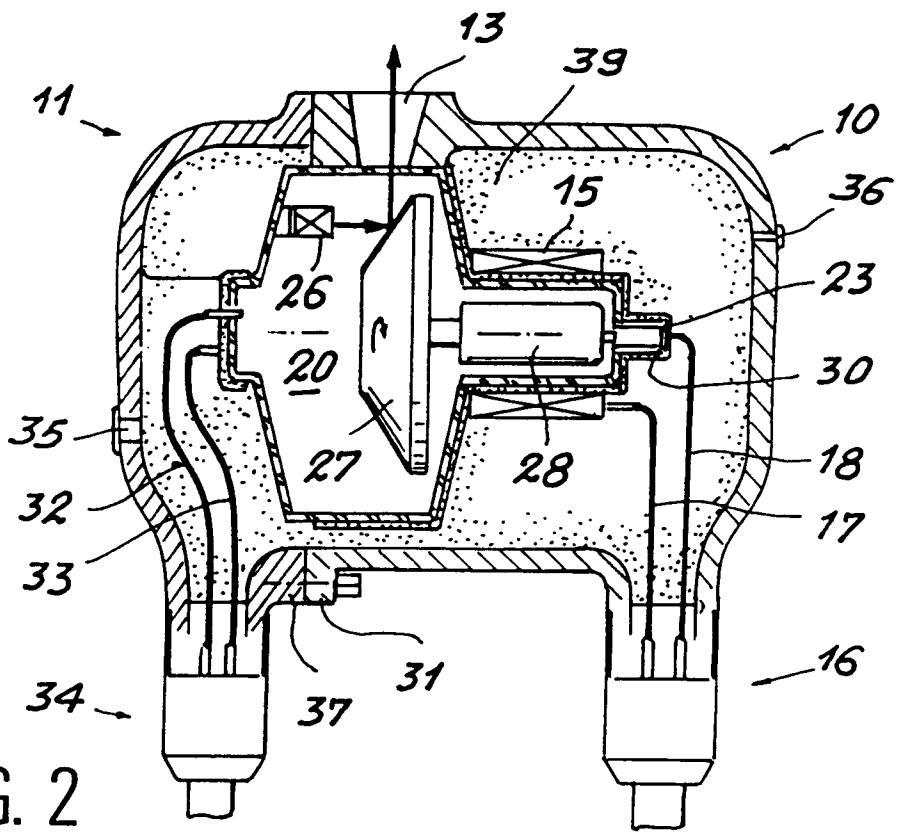


FIG. 2