RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 461 486**
(A n'utiliser que pour les commandes de reproduction).

A1

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

(21) N° **80 14115**

(54) **Système pour diagnostic par ultrasons monté dans un endoscope.**

(51) Classification internationale (Int. Cl. 3). **A 61 B 10/00, 1/00.**

(22) Date de dépôt..... 25 juin 1980.
(33) (32) (31) Priorité revendiquée : *Japon, 19 juillet 1979, n° Sho-54/90904.*

(41) Date de la mise à la disposition du
public de la demande..... B.O.P.I. — « Listes » n° 6 du 6-2-1981.

(71) Déposant : Société dite : OLYMPUS OPTICAL CO., LTD., résidant au Japon.

(72) Invention de : Toshitaka Suwaki et Otaro Ando.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Cabinet Kessler,
14, rue de Londres, 75441 Paris Cedex 09.

La présente invention concerne un système de diagnostic par ultrasons monté dans un endoscope et, plus spécialement, un tel système comportant un transducteur émetteur et récepteur d'ondes ultrasoniques monté basculant dans l'extrémité distale d'une partie d'un endoscope pouvant être inséré dans une cavité coeliaque pour en effectuer une exploration sectorale en mode B afin d'obtenir une image reconstituée des tissus internes .

Comme on le sait, les progrès récents dans la reproduction des images par ultrasons a fait naître une technique de diagnostic par ultrasons très utile dans les diagnostics en produisant une image fantôme au moyen d'une exploration par ultrasons d'une partie d'un corps vivant victime d'une affection . Cette technique consiste à transmettre une onde ultrasonique dans le corps du sujet depuis sa surface externe, à recevoir une onde réfléchie ou écho depuis l'intérieur du corps, et à former une image ultrasonique tomographique des divers organes internes du corps sur la base des informations acoustiques contenues dans l'onde réfléchie de façon à pouvoir utiliser l'image aux fins d'un diagnostic .

Cette technique de formation ultrasonique d'images présente plusieurs avantages sur la radiographie habituellement utilisée en médecine en ce qu'elle permet de produire facilement une image des tissus tendres d'un corps vivant sans recourir à un milieu contrasté, en ce que cette technique risque peu d'avoir des influences radioactives nocives et est inoffensive pour un corps vivant, en ce qu'elle se prête à la localisa-

tion des calculs ou des tissus cancéreux, et en ce que l'appareillage requis est peu coûteux et aisé à actionner . Les applications de cette technique se développent rapidement, d'autant plus que la qualité de l'image obtenue est fortement améliorée par les récents progrès dans ce domaine .

Mais, avec un système usuel de diagnostic par ultrasons, l'onde ultrasonique est, dans presque tous les cas, transmise depuis la surface du corps d'un sujet, et reçue à cette surface, en vue de produire une image des divers organes situés à l'intérieur de ce corps . Il existe donc en général une certaine distance jusqu'à ces organes, ce qui empêche la production d'une image nette de résolution élevée . En outre, le passage de l'onde ultrasonique à travers une couche hétérogène, telle qu'une graisse sous-cutanée, entraîne une diminution du rapport signal/bruit du signal d'écho . Alternativement, la présence d'une couche gazeuse telle qu'une cavité coeliaque ou une poche d'air sur le parcours de l'onde ultrasonique provoque l'affaiblissement et l'absorption de l'énergie ultrasonique et peut même handicaper le processus de formation de l'image . De plus, pour un organe situé derrière un os, la formation d'image est invalidée par l'affaiblissement de l'onda ultrasonique qui est soit réfléchie soit absorbée par l'os .

Pour surmonter les inconvénients ou les difficultés éprouvés dans le processus de formation d'image par ultrasons lorsque l'onde est transmise depuis la surface du corps du sujet, on a proposé d'émettre une onde ultrasonique depuis l'intérieur d'une cavité coeliaque pour produire une image des organes internes.

Par comparaison avec la formation d'image ultrasonique depuis la surface externe du corps, la formation depuis l'intérieur d'une cavité coeliaque présente plusieurs avantages importants :

(1) elle permet un diagnostic depuis un point plus rapproché de l'organe, donc d'utiliser une onde ultrasonique de plus haute fréquence et de pouvoir de résolution amélioré ;

(2) elle permet un diagnostic dont il était jusqu'ici difficile ou impossible d'obtenir une image depuis la surface externe du corps du fait de la présence d'une cavité coeliaque, d'une poche d'air, ou d'un os ; et

(3) le processus ne risque pas d'être influencé par les dépôts graisseux sous-cutanés, variables d'un sujet à l'autre, et permet l'établissement d'un diagnostic plus précis .

On a déjà proposé plusieurs appareils consacrés à la formation ultrasonique d'images depuis une cavité coeliaque . C'est ainsi qu'on connait un dispositif dénommé Aloka (Réf.: SSD-62) dans lequel un transducteur ultrasonique est placé dans le rectum et mis en rotation à l'intérieur d'une vessie remplie d'eau afin d'effectuer une exploration radar permettant d'examiner la prostate . On connait également un dispositif comportant un transducteur monté dans l'extrémité distale d'un cathéter destiné à être inséré dans l'artère majeure ou dans le coeur, ou un dispositif comportant un transducteur ultrasonique monté du côté tubulaire d'une sonde montée de façon à se déplacer axialement pour procéder à des explorations . Enfin, on connait encore un dispositif dans lequel une pluralité de transducteurs ultrasoniques sont disposés en rangée

sur le côté tubulaire d'une sonde, dans le sens axial ou circonférentiel, et sont séquentiellement enclenchés électriquement pour effectuer une exploration linéaire.

Mais ces systèmes de diagnostic par ultrasons ne comportent pas de moyens permettant l'observation optique de l'intérieur d'une cavité coeliaque, de sorte que, lorsque l'un ou l'autre de ces appareils est inséré dans la cavité coeliaque, il présente toujours l'inconvénient de ne pas permettre de savoir en quel endroit de la cavité est placé le transducteur ultrasonique ou dans quelle direction il est orienté . En outre, lorsqu'on procède à l'insertion de l'appareil dans la cavité coeliaque, l'impossibilité de pouvoir observer l'intérieur de cette dernière comporte un risque : alors que la mise en place de l'appareil dans une cavité coeliaque de faible profondeur et de configuration simple, telle que le rectum ou l'oesophage est facile, il est très difficile de le placer dans une cavité coeliaque de configuration plus complexe et d'assez grande profondeur, telle que l'estomac, le duodenum ou le côlon, sans posséder une très grande habileté professionnelle . Il existe donc visiblement un besoin d'un système de diagnostic ultrasonique permettant la formation d'une image par ultrasons et l'observation optique de l'intérieur d'une cavité coeliaque .

Par ailleurs, l'endoscope est polairement utilisé pour permettre l'observation optique de l'intérieur d'une cavité coeliaque et il en découle qu'un système de diagnostique ultrasonique éliminant les inconvénients précités pourrait être réalisé en montant un transducteur ultrasonique dans l'extrémité distale d'un

endoscope équipé d'un appareil d'observation optique permettant l'observation de la cavité coeliaque . Toutefois, la mise en oeuvre d'un tel système de diagnostic ultrasonique pose les deux problèmes techniques suivants :

1) l'épaisseur d'un endoscope médical, insérable dans une cavité coeliaque sans douleur ni blessure anormales pour le sujet, est limitée . Par exemple, pour un endoscope destiné à être introduit par l'oesophage pour observer l'estomac ou le duodénum, la limite du diamètre est de l'ordre de 13 à 14 mm . On doit donc utiliser un transducteur ultrasonique de petites dimensions pour pouvoir l'incorporer à l'endoscope . Mais un groupe transducteur ultrasonique de type courant, utilisé pour effectuer une exploration sectorale électronique et comportant une pluralité d'éléments, a des dimensions de l'ordre de 10 x 13 x 16 mm et ne peut donc pas se loger dans l'endoscope . On est donc réduit à l'emploi d'un transducteur ultrasonique à élément unique .

2) Lorsqu'on utilise un transducteur ultrasonique à élément unique pour obtenir une image tomographique bi-dimensionnelle, on doit utiliser un dispositif mécanique quelconque d'exploration et, à cette fin, un mécanisme d'entraînement doit être incorporé à l'endoscope .

Pour ces raisons, on voit que l'emploi d'une technique d'exploration sectorale mécanique en mode B, utilisant un transducteur ultrasonique à élément unique sera la meilleure solution à l'incorporation d'un système de diagnostic ultrasonique à un endoscope en surmontant

les inconvénients mentionnés aux paragraphes 1) et 2) ci-dessus . La technique de l'exploration sectorale mécanique en mode B permet une formation d'image sur une grande étendue d'un corps vivant avec un mouvement de basculement limité du transducteur électronique et est donc parfaitement approprié à servir dans un dispositif offrant peu de place, tel qu'un endoscope .

La présente invention a pour objet de réaliser un système de diagnostic par ultrasons monté dans un endoscope et dans lequel un transducteur émettant et recevant une onde ultrasonique est monté basculant dans un boîtier placé à l'extrémité distale d'une partie d'un endoscope appropriée à être insérée dans une cavité coeliaque, contigüment à une fenêtre d'éclairage et à une fenêtre d'observation formées dans ce boîtier, et dans lequel le transducteur est associé à un organe d'entraînement du transducteur et à un organe détecteur d'angle d'exploration de façon que la combinaison d'un signal de sortie du transducteur et de l'angle d'exploration permette la formation d'une image d'exploration sectorale en mode B d'une partie d'un corps souffrant d'une affection .

L'invention a également pour objet de réaliser un système de diagnostic par ultrasons du genre précité dans lequel le boîtier possède une ouverture occultée par une enceinte, et comportant des organes permettant d'amener ou de déplacer un agent transmetteur d'ondes ultrasoniques de façon que, au cours d'une formation d'image ultrasonique, l'énergie ultrasonique soit transmise d'un organe interne du corps du sujet au transducteur électronique par l'agent transmetteur emplissant ladite enceinte .

L'invention a également pour objet de réaliser un système de diagnostic par ultrasons du genre précité dans lequel le transducteur ultrasonique comporte une couche atténuatrice ultrasonique comportant, comme partie intégrante, un organe de support portant le transducteur de façon à pouvoir basculer et à pouvoir se loger de façon compacte dans le boîtier .

L'invention a également pour objet de réaliser un système de diagnostic par ultrasons du genre précité dans lequel le transducteur est entraîné en mouvement basculant par un moteur d'entraînement placé à l'extrémité distale de l'endoscope de façon à être adroitement disposé à l'intérieur de ce dernier .

L'invention a également pour objet de réaliser un système de diagnostic par ultrasons du genre précité dans lequel le transducteur ultrasonique peut basculer sous l'action d'un opérateur placé à l'extrémité proximale de l'endoscope et relié à lui par un fil de commande, de façon à permettre le montage du système dans l'endoscope sans augmenter les dimensions de l'extrémité distale de ce dernier .

L'invention a également pour objet de réaliser un système de diagnostic par ultrasons du genre précité dans lequel l'organe de commande comporte un moteur à impulsions servant de moteur d'entraînement et dans lequel des impulsions motrices appliquées audit moteur sont comptées pour en déduire des informations indiquant l'angle d'exploration du transducteur .

L'invention a également pour objet de réaliser un système de diagnostic par ultrasons du genre précité qui, outre le moteur d'entraînement incluant l'organe d'entraînement associé au transducteur électronique, comporte un autre moteur, dit de détection, alimenté par la même source de courant ou par une source séparée synchronisée avec la première, et dans lequel l'angle d'exploration du transducteur est déduit de l'angle de rotation dudit moteur de détection .

L'invention a également pour objet de réaliser un système de diagnostic par ultrasons du genre précité comportant en outre un circuit magnétique logé dans une paroi constituant une séparation entre le boîtier du transducteur ultrasonique et un boîtier renfermant le moteur d'entraînement, et rempli d'un fluide magnétique afin que le moteur d'entraînement soit isolé de l'agent transmetteur d'ondes ultrasoniques reçu dans le boîtier au moyen du fluide magnétique .

Conformément à l'invention, un transducteur ultrasonique peut être profondément inséré dans une cavité coeliaque conjointement avec l'extrémité distale d'un endoscope de façon à réduire la distance séparant le transducteur d'un organe du corps du sujet dont on veut former une image tomographique ultrasonique, de façon à permettre d'émettre l'énergie ultrasonique d'un point rapproché . On réduit ainsi l'influence des tissus adjacents du corps du sujet, par exemple par absorption d'énergie ultrasonique et l'on peut, de ce fait, utiliser une énergie ultrasonique de haute fréquence de l'ordre de 5 à 10 MHz . La diminution de longueur d'onde de l'onde ultrasonique améliore de façon sensible la

résolution de l'image reconstituée, par comparaison avec les anciens systèmes .

L'énergie ultrasonique étant émise et reçue à l'intérieur d'une cavité coeliaque, elle ne doit pas traverser les couches graisseuses sous-cutanées ou les parties du corps du sujet, telles que les os, pouvant provoquer des interférences, et il s'ensuit qu'il est possible de former l'image d'un organe quelconque en traversant des tissus assez uniformes pour que le rapport signal/bruit de l'image tomographique ultrasonique en soit amélioré .

Il sera donc facile de reproduire, à travers la paroi stomacale par exemple, l'image d'un organe tel que le pancréas, anatomiquement placé de façon inadéquate pour en obtenir l'image ultrasonique depuis la surface externe du corps du sujet .

L'emploi d'un système de diagnostic par ultrasons conjointement avec le système optique d'observation de l'endoscope permet l'observation simultanée, aux fins de diagnostic, d'une image optique de la paroi interne de la cavité coeliaque, et d'une image tomographique ultrasonique des tissus situés derrière cette paroi . Ceci permet également de diriger exactement l'énergie ultrasonique vers un point déterminé par l'observation dans le système optique d'observation .

Comme l'énergie ultrasonique est transmise aux tissus du corps vivant, ou reçue d'eux, par l'agent transmetteur d'ondes ultrasoniques emplissant l'enceinte précitée, l'affaiblissement de l'énergie ultrasonique par

des substances gazeuses présentes dans la cavité coeliaque peut être réduit au minimum, améliorant ainsi le rapport signal/bruit de l'image tomographique .

Un mécanisme de pivotement, portant le transducteur ultrasonique de façon à lui permettre d'osciller, est intégré à celui-ci en vue d'offrir une plus grande surface d'émission d'énergie ultrasonique tout en utilisant au maximum l'espace limité à l'intérieur de l'endoscope . Ceci améliore la réponse directionnelle du faisceau ultrasonique et contribue à améliorer la résolution de l'image tomographique .

Le transducteur ultrasonique pourra être mis en oscillations d'exploration par un moteur d'entraînement placé dans l'extrémité distale de l'endoscope . Cette disposition simplifie le mécanisme d'entraînement du transducteur et permet de réduire les dimensions et le poids de l'ensemble mécanique entraîné d'exploration du système .

En outre, le transducteur ultrasonique pourra être mis en oscillations d'exploration par un moteur d'entraînement placé à l'extrémité proximale de l'endoscope . Ceci permet de réduire les dimensions et le poids de l'extrémité distale de l'endoscope dans laquelle est logé l'ensemble mécanique d'exploration du système .

Le moteur d'entraînement servant à communiquer au transducteur ultrasonique un mouvement oscillant en vue de l'exploration comprend un moteur à impulsions ; les impulsions qui lui sont appliquées sont comptées pour en déduire des informations indiquant l'angle d'explo-

ration du transducteur ultrasonique, ceci dispensant d'un détecteur séparé d'angle d'exploration et simplifiant l'ensemble mécanique d'exploration du système .

Le dispositif peut comporter un moteur de détection d'angle d'exploration séparé du moteur d'entraînement et synchronisé avec ce dernier . Ce moteur de détection pourra être connecté à un organe de détection d'angle d'exploration . Cette disposition permettra de réduire les dimensions et le poids de l'extrémité distale de l'endoscope dans laquelle est logé l'ensemble mécanique d'exploration du système .

Un circuit magnétique, empli d'un fluide magnétique, pourra être disposé dans une paroi constituant une séparation entre le boîtier du transducteur et le boîtier du moteur d'entraînement afin de réduire au minimum les pertes mécaniques à la sortie du moteur d'entraînement et de constituer un joint étanche à l'eau au boîtier .

L'invention est décrite ci-après en détail en se référant à quelques exemples préférés, non limitatifs, de réalisation représentés sur les dessins annexés dans lesquels :

- la figure 1 est une vue de face d'un endoscope dans lequel peut être monté le système de diagnostic par ultrasons conforme à l'invention ;
- la figure 2 est une coupe d'un ensemble mécanique d'exploration du système de diagnostic par ultrasons selon l'invention, monté dans l'extrémité distale de l'endoscope de la figure 1 ;
- la figure 3 est une coupe d'un transducteur ultrasonique utilisable dans le système de la figure 2 ;

- les figures 4 et 5 sont des coupes montrant d'autres formes de transducteur ultrasonique utilisables dans le système de la figure 2 ;
- la figure 6 est une coupe montrant une autre forme d'ensemble mécanique d'exploration utilisable dans le système de la figure 2 ;
- les figures 7 et 8 sont des vues schématiques de face montrant d'autres formes d'organe d'entraînement associé au transducteur ultrasonique utilisé dans l'ensemble mécanique d'exploration du système des figures 2 et 6 ;
- les figures 9 et 10 sont des vues perspectives d'autres formes d'organe de détection d'angle d'exploration monté dans l'ensemble mécanique d'exploration du système des figures 2 et 6 ;
- la figure 11 est une coupe d'une autre forme d'ensemble mécanique d'exploration du système de la figure 2 ;
- la figure 12 est un schéma fonctionnel montrant les organes d'alimentation et de déplacement d'agent transmetteur d'ondes ultrasoniques vers, ou depuis, l'ensemble mécanique d'exploration du système de la figure 11 ;
- la figure 13 est un schéma fonctionnel d'un circuit électrique d'appareil de formation d'images utilisé dans le système selon l'invention ;
- la figure 14 représente l'écran d'un tube à rayons cathodiques présentant une image tomographique ultrasonique reconstituée par le système de la figure 13 ;
- les figures 15 à 18 sont des schémas fonctionnels de variantes de circuits électriques utilisables pour un appareil de formation d'images du système de diagnostic par ultrasons selon l'invention ;

- la figure 19 est une coupe d'une autre forme d'enceinte utilisable dans le système de la figure 11 ;
- la figure 20 est une coupe d'une autre forme d'ensemble mécanique d'exploration utilisable dans le système de la figure 11 ;
- la figure 21 est une vue perspective en coupe partielle montrant les détails du circuit magnétique du système de la figure 20 ;
- la figure 22 est une vue de face montrant une autre forme de circuit magnétique ;
- les figures 23(A) et 23(B) sont des coupes d'un ensemble mécanique d'exploration pour système de diagnostic par ultrasons selon un autre mode de réalisation de l'invention, la figure 23(A) montrant le système en cours de fonctionnement et la figure 23(B) le montrant au repos ;
- la figure 24 est une vue en bout d'un endoscope dans lequel est monté le système des figures 23(A) et 23(B) ;
- la figure 25 est une vue schématique montrant le lobe directif du faisceau ultrasonique rapporté au diamètre du transducteur ultrasonique ;
- les figures 26 et 27 sont des coupes du transducteur ultrasonique utilisé dans le système des figures 23(A) et 23(B) ;
- la figure 28 est une coupe d'une forme d'organe d'entraînement utilisé pour entraîner le transducteur ultrasonique des figures 26 et 27 ;
- les figures 29 et 30 sont des coupes montrant une autre forme d'organe d'entraînement ;
- la figure 31 est une vue schématique illustrant la technique de détection d'un angle d'exploration du transducteur ultrasonique des figures 29 et 30 ;

- les figures 32 et 33 sont des coupes d'un mécanisme d'entraînement utilisé pour actionner une poulie représentée sur les figures 29 et 30 ;
- la figure 34 est une coupe montrant une autre forme d'organe d'entraînement du transducteur ultrasonique ;
- la figure 35 est une coupe d'une variante du système de diagnostic par ultrasons des figures 29 et 30 comportant une enceinte d'occultation ;
- la figure 36 est une coupe montrant une autre forme d'ensemble mécanique d'exploration du système de l'invention ;
- la figure 37 est une coupe à plus grande échelle montrant les détails de l'organe d'entraînement du transducteur ultrasonique du système de la figure 36 ; et
- les figures 38 et 39 sont des coupes montrant des variantes de l'organe d'entraînement de transducteur ultrasonique de la figure 37 .

La figure 1 montre, en plan, une forme d'endoscope dans lequel est monté le système de diagnostic par ultrasons selon l'invention . L'endoscope proprement dit 1 est un endoscope souple à vue latérale, bien connu dans la profession médicale . Il comprend essentiellement un opérateur (ou organe de manoeuvre) 2 placé à l'extrémité proximale de l'endoscope et à l'extérieur de celui-ci pour accomplir des opérations diverses, et une partie insérable 6 raccordée à l'opérateur 2 et comportant une partie flexible 3 faite d'un corps tubulaire de faible diamètre, une partie ployable 4, et une extrémité distale 5, jointes les unes aux autres dans l'ordre énuméré . La partie flexible 3, la partie ployable 4 et l'extrémité distale 5

définissent ensemble la partie insérable 6 pouvant être introduite dans une cavité coeliaque d'un sujet . Lorsqu'on introduit l'endoscope, l'extrémité distale 5 est insérée la première dans la cavité coeliaque .

Comme le montre la figure 2, une ouverture 12a d'un boîtier 12 (dans lequel est monté un transducteur émetteur et récepteur d'ondes ultrasoniques 11, simplement dénommé par la suite "transducteur ultrasonique", utilisé dans le système de diagnostic par ultrasons selon l'invention), une fenêtre d'éclairage 15 (définie par un bouchon de verre 14 placé contre une face extrême d'un faisceau de fibres optiques 13 servant de guide de lumière), et une fenêtre d'observation 19 (définie par un bouchon de verre 18 faisant face, par l'intermédiaire d'un système optique de formation d'image 17, à une face extrême d'un faisceau de fibres optiques 16 servant de guide d'image), sont échelonnées axialement, alignées les unes sur les autres, le long de la paroi périphérique de l'extrémité distale 5, ces ouvertures et fenêtres étant disposées les unes à la suite des autres, l'ouverture 12a étant placée en tête . Le guide d'image, ou faisceau de fibres optiques 16, s'étend à travers la partie ployable 4 et la partie flexible 3 jusqu'à l'opérateur 2 situé à l'extrémité proximale, son autre extrémité étant placée en face d'un oculaire 7 monté sur l'opérateur 2 . Le guide de lumière, ou faisceau de fibres optiques 13, s'étend également à travers la partie ployable 4 et la partie flexible 3 jusqu'à l'opérateur 2 de l'extrémité proximale et il est en outre raccordé, par un tube connecteur 8, à une source de lumière éclairante (non représentée .

En regardant dans l'oculaire 7 on peut donc observer la paroi interne d'une cavité coeliaque éclairée par la lumière provenant de ladite source . On voit, sur la figure 1, une manette 9 commandant le ploiement de la partie ployable 4 .

Comme le montre la figure 3, le transducteur ultrasonique 11 comprend un vibrateur 21 fait de matière électrostrictive telle que le titanate de zirconate de plomb $Pb(Zr,Ti)O_3$, le niobate de lithium $LiNbO_3$, aux faces supérieure et inférieure duquel sont appliquées deux couches formant électrodes 22 et 23 . Un enduit isolant 24 d'une matière telle qu'une résine époxy est appliqué à la face supérieure de la couche électrode 22 qui représente une surface émettrice d'énergie ultrasonique, ainsi qu'aux côtés latéraux du transducteur 11 afin de donner une impédance acoustique pour un milieu transmetteur d'ondes ultrasoniques tel que de l'eau dégazée et de réaliser une isolation électrique . Une couche atténuatrice d'ultrasons 25 contenant une matière absorbant l'énergie ultrasonique, telle qu'un mélange de poudre de tungsténate ou de tungstène époxy avec une résine organique telle qu'une résine époxy, est fixée à la surface inférieure de la couche électrode 23 . Cette couche atténuatrice d'ultrasons 25 sert à absorber toute énergie ultrasonique pouvant être émise depuis la surface inférieure de la couche-électrode 23 placée du côté opposé à la surface émettrice d'énergie ultrasonique du transducteur 11 . Comme le montre la figure 2, un organe porteur 26, faisant corps avec une goupille porteuse ou pivot 27 monté rotatif, est fixé à la surface inférieure de la couche atténuatrice d'ultrasons 25 . Une extrémité d'un fil

de commande 28 est fixée à l'extrémité inférieure de l'organe porteur 26 ; ce fil peut être alternativement tiré et lâché pour faire osciller l'organe porteur 26 sur son pivot 27 . On voit donc que cette oscillation de l'organe porteur 26 fait basculer le transducteur ultrasonique 11 dans un plan axial de l'extrémité distale 5 pour effectuer une exploration sectorale mécanique . L'extrémité distale du fil de commande 28 traverse un tube guide flexible 31 fixé à une paroi 29a définissant le boîtier 12 tandis que son autre extrémité atteint l'opérateur 2 de l'extrémité proximale où il est raccordé à un groupe d'entraînement (non représenté) tel qu'un moteur de façon à être tiré et lâché à volonté .

Un potentiomètre linéaire 32 comporte un axe de contact 32a traversant une paroi 29b faisant également partie du boîtier 12 pour venir porter contre une face latérale (la gauche quand on regarde la figure 2) de l'organe porteur 26 afin de détecter l'angle d'exploration du transducteur ultrasonique 11 . L'axe de contact 32a est connecté à un contact mobile du potentiomètre 32 et il est poussé à faire saillie par un ressort en sorte qu'il prend une position correspondant exclusivement à une position angulaire du transducteur ultrasonique 11 . Par conséquent, la position de l'axe de contact 32a est détectée par le potentiomètre 32 sous forme d'une différence de potentiel représentant l'angle d'exploration du transducteur ultrasonique 11 .

La figure 4 représente une coupe d'une autre forme de transducteur ultrasonique 11A comportant un vibrateur ultrasonique 21A dont la face supérieure, constituant

la surface émettrice d'énergie ultrasonique, est concave, et deux couches-électrodes 22A et 23A appliquées aux deux grandes surfaces du vibrateur . Avec ce transducteur ultrasonique 11A, le faisceau ultrasonique émis par la surface émettrice convergera en un point focal et sera donc nettement centré sur un point interne du corps du sujet dont on désire faire le diagnostic, ce qui améliorera la résolution azimutale de l'image tomographique . On remarquera qu'un enduit isolant 24A est déposé sur la surface émettrice d'énergie ultrasonique du transducteur 11A .

La figure 5 montre une troisième forme de transducteur ultrasonique, en coupe . Dans l'exemple précédent c'était le transducteur ultrasonique 11A lui-même qui comportait une surface concave émettrice d'énergie ultrasonique afin d'obtenir la convergence du faisceau ultrasonique . Mais dans l'exemple de la figure 5, on obtient le même résultat en appliquant une lentille acoustique 33, en résine époxy par exemple et de face supérieure concave, à la surface émettrice d'énergie ultrasonique d'un transducteur plan tel que le transducteur 11 de la figure 3, la fixation de cette lentille sur le transducteur pouvant se faire par cimentation, par exemple .

La figure 6 montre une autre forme d'organe de commande pour l'entraînement du transducteur électronique 11 . Contrairement au dispositif de la figure 2, dans lequel le fil de commande 28 actionne le transducteur 11, l'organe de commande de la figure 6 est un axe rotatif flexible 41 fait d'un fil métallique à faible coefficient de torsion dont une extrémité est jointe, par un

raccord 42, à une extrémité d'un axe porteur 44 fixé dans un un organe porteur 43 joint au transducteur 11 et porté, rotativement, par des parois 29a et 29b du boîtier . L'axe porteur 44 fait partie de l'axe rotatif d'un potentiomètre rotatif 45 constituant l'organe de détection de l'angle d'exploration du transducteur ultrasonique 11 . L'angle de rotation de l'axe porteur 44 est donc lu par le potentiomètre 45 comme représentant un angle d'exploration du transducteur 11 . L'axe tournant 41, traversant un tube guide flexible 46, s'étend jusqu'à l'opérateur 3 de l'extrémité proximale où son autre extrémité est entraînée en rotation par des organes d'entraînement non représentés .

Les autres composants non cités sont identiques à ceux de la figure 2 et ne sont donc pas décrits une seconde fois, les éléments correspondants portant les mêmes numéros .

Lorsque l'organe de commande du transducteur ultrasonique 11 est conformé de cette façon, la surface émettrice d'énergie ultrasonique du transducteur 11 est dirigée dans un sens perpendiculaire à la direction axiale de l'extrémité distale 5 de l'endoscope 1, et l'exploration du transducteur 11 s'effectue dans le sens radial de cette extrémité distale 5 .

Les figures 7 et 8 montrent d'autres formes d'organes d'entraînement du transducteur ultrasonique 11 . L'organe d'entraînement représenté à la figure 7 comprend un organe d'actionnement à bobine mobile dynamoélectrique 51 sur l'axe de sortie 52 duquel est fixée une goupille 52a coopérant avec une fente oblongue 53a

percée dans un organe porteur 53 associé à un transducteur électronique 11 monté sur une goupille 54 . On notera que ce transducteur 11 est tiré dans deux sens opposés par une paire de ressorts hélicoïdaux de traction 55a et 55b joints aux côtés opposés d'une couche atténuatrice d'ultrasons 25, les autres extrémités de ces ressorts étant ancrées à un élément fixe de façon que, normalement, le transducteur reste immobile dans une position équilibrée par l'élasticité des deux ressorts 55a et 55b . L'organe d'entraînement représenté à la figure 8 comporte deux électro-aimants 62a et 62b disposés, en opposition mutuelle, en face des côtés opposés d'un organe porteur 61 fait de matière magnétique tendre . Comme dans l'exemple de la figure 7, un transducteur ultrasonique 11 est tiré dans deux sens opposés par une paire de ressorts hélicoïdaux de traction 63a et 63b . Lorsque l'un ou l'autre des électro-aimants 62a ou 62b est alimenté par un courant d'excitation, l'organe porteur 61 est attiré par lui et ceci permet au transducteur 11 d'effectuer un mouvement d'exploration sur un pivot 64 sur lequel il effectue un mouvement rotatif . L'angle d'exploration des transducteurs précités 11 peut être détecté par le courant d'entraînement de l'organe d'actionnement à bobine mobile 51 ou par le courant d'excitation des électro-aimants 62a et 62b . Mais il doit être entendu qu'il est possible de munir le dispositif d'un potentiomètre séparé de détection d'angle d'exploration, ou de tout autre appareil semblable .

La figure 9 montre une troisième forme d'organe de détection d'angle d'exploration associé au transducteur ultrasonique utilisé dans le système de diagnostic par ultrasons selon la présente invention .

Dans cet exemple de la figure 9, une plaque formant écran d'occultation de rayons lumineux 71 est calée sur une goupille porteuse 27 d'un organe porteur 26 (correspondant, respectivement, aux goupilles 44, 54, 64 et aux organes 43, 53, 61 des exemples précédents) sur lequel est monté le transducteur ultrasonique 11 . Un élément photoémetteur 72, tel qu'une diode à lueurs, et un élément photorécepteur 73, tel qu'une photodiode, sont disposés, en opposition mutuelle, de part et d'autre de l'écran d'occultation 71 pour constituer l'organe détecteur d'angle d'exploration . On notera que l'axe sur lequel est monté cet écran 71 n'est pas exclusivement constitué par les goupilles 27, 44, 54 ou 64 mais peut l'être par un axe quelconque relié à ces goupilles par un engrenage réducteur approprié .

Avec un organe détecteur d'angle d'exploration ainsi constitué, l'écran d'occultation 71 se déplace lorsque le transducteur oscille, ce qui modifie la quantité de lumière venant frapper l'élément photorécepteur 73 . Ce dernier émet donc un photocourant variant de façon correspondante, d'où l'on peut déduire l'angle d'exploration du transducteur 11 . Dans l'exemple représenté, le bord supérieur 71a de l'écran d'occultation 71 est rectiligne, mais il peut avoir une forme curviligne donnée pour que l'élément 73 émette un photocourant proportionnel à $\sin\theta$ ou à $\cos\theta$, θ représentant un angle d'exploration du transducteur 11 . Ceci permet de simplifier le circuit générateur de fonction d'un appareil de formation d'image qui sera décrit par la suite .

La figure 10 montre un autre exemple d'organe de détection d'angle d'exploration du transducteur électronique ayant la forme d'un codeur de position angulaire 81 . Ce codeur 81 comporte un disque transparent 83 monté sur l'une des goupilles 27, 44, 54 ou 64 et sur la périphérie duquel sont portées des lignes opaques radiales, ainsi qu'un élément photoémetteur 84 et un élément photorécepteur 85 alignés l'un sur l'autre et disposés de part et d'autre du disque 83 en un point de sa périphérie . Dans ce dispositif, l'élément 85 émet un signal pulsé proportionnel à un angle d'oscillation du transducteur 11, l'angle d'exploration θ de ce dernier pouvant être déduit de ce signal pulsé . On peut améliorer la précision de la détection de l'angle d'exploration θ en montant le disque 83 sur un axe relié à l'une des goupilles 27, 44, 54, 64 par un mécanisme de transmission approprié . Un signal pulsé de l'élément 85 indiquant l'angle d'exploration θ pourra servir à actionner un circuit transmetteur engendrant une impulsion ultrasonique, permettant ainsi d'obtenir une image tomographique dont la forme d'exploration sectorale possèdera une ligne d'exploration pour chaque augmentation angulaire . En outre, le potentiomètre linéaire 32 de la figure 2 pourra être remplacé par un codeur linéaire formant l'organe de détection d'angle d'exploration .

La figure 11 représente une autre forme d'organe d'entraînement du transducteur ultrasonique 11 . Dans cet exemple, l'organe d'entraînement comprend essentiellement un moteur d'entraînement miniature 90 logé dans la partie la plus avant de l'extrémité distale 5, et un mécanisme transformateur et transmetteur d'entraî-

nement 91 transformant le mouvement rotatif de l'axe de sortie du moteur d'entraînement 90 en mouvement oscillant avec réduction de vitesse pour le transmettre à un axe rotatif 92 . Le mécanisme 91 pourra comporter un engrenage réducteur . L'axe 92 pénètre dans le boîtier 12 en traversant une paroi 29b faisant partie du boîtier et un joint 93 empêchant la fuite de l'eau . Un organe porteur 94 est calé sur l'extrémité libre de l'axe 92 et porte un transducteur ultrasonique 11 . Lorsque le moteur d'entraînement 90 est un moteur à impulsions tournant d'un angle de 60º par impulsion, le mécanisme 91 peut être conformé de façon à convertir cette augmentation angulaire en un mouvement angulaire de 12', c'est à dire avec un taux de réduction de 1/300.

Dans le système de diagnostic par ultrasons décrit, le boîtier 12 comporte une ouverture 12A fermée par une enceinte 95 faite d'un matériau très élastique tel qu'un diaphragme de caoutchouc . Un tube d'arrivée et de départ de liquide 97 va de l'opérateur 2, à l'extrémité proximale, jusque dans le boîtier 12 en traversant une paroi 29a et un joint d'étanchéité 96 pour remplir le boîtier 12 d'un agent transmetteur d'ondes ultrasoniques TM tel que de l'eau dégazée . Par conséquent, l'enceinte 95 pourra se dilater ou se rétracter selon la quantité d'agent TM arrivant au boîtier 12 . L'enceinte 95 constitue donc un réservoir d'agent transmetteur d'ondes ultrasoniques TM visant à empêcher l'absorption d'énergie ultrasonique par un corps gazeux quelconque qui pourrait se trouver dans une cavité coeliaque, et à transmettre l'énergie ultrasonique aux tissus d'un corps vivant de façon efficace .

Par conséquent, lorsqu'on désire effectuer un diagnostic ultrasonique, on fait se dilater l'enceinte jusqu'à ce qu'elle porte contre la paroi interne S de la cavité coeliaque . Lorsque l'enceinte ne sert pas, on la laisse se rétracter de façon à éviter qu'elle ne fasse obstacle à l'insertion de l'endoscope dans la cavité coeliaque ou à l'observation de cette dernière . La figure 11 montre des conducteurs électriques 98 transmettant un signal de marche au moteur d'entraînement 90, et des conducteurs électriques 99 transmettant des signaux au transducteur ultrasonique 11 ou en en recevant . Bien que, dans l'exemple représenté, l'enceinte 95 soit faite d'une matière très élastique, il est bien entendu qu'elle peut avoir la forme d'un élément repliable, tel qu'un soufflet,pouvant revenir à sa forme originale .

La figure 12 représente l'un des dispositifs permettant de provoquer les déplacements, par rapport au boîtier 12, de l'agent transmetteur d'ondes ultrasoniques TM enfermé dans l'enceinte 95 . Il comprend une pompe combinée d'alimentation et de circulation 101, un groupe de commande 102 associé à la pompe 101, une source d'énergie 103, un réservoir 104 emmagasinant une certaine quantité d'agent transmetteur d'ondes ultrasoniques TM et un tube d'arrivée et de départ 105 communiquant avec le tube d'arrivée et de départ 97 par un raccord 108 . Le groupe de commande 102 peut être actionné pour faire parvenir à la pompe 101 le courant moteur provenant de la source d'énergie 103, la pompe entrant alors en action pour envoyer l'agent TM du réservoir 104 dans le boîtier 12 ou inversement pour ramener l'agent TM du boîtier 12 au réservoir 104 .

Un débitmètre ou un manomètre pourra être monté dans un des conduits d'arrivée de l'agent TM à l'intérieur de l'enceinte 95 pour commander la quantité d'agent TM envoyée au boîtier 12 ou empêcher la rupture de l'enceinte 95 . Le groupe de commande 102 associé à la pompe 101 pourra être monté sur l'opérateur 2, à l'extrémité proximale de l'endoscope 1, ou être constitué par un interrupteur à pédale, actionné au pied . Au lieu d'une pompe combinée d'alimentation et de circulation 101, on pourra employer une pompe d'alimentation et une pompe d'aspiration séparées assurant l'arrivée et le retour de l'agent TM à, et de, l'enceinte 95 par deux conduits indépendants .

La figure 13 est un schéma fonctionnel d'un appareil de formation d'image faisant partie du système de diagnostic par ultrasons de l'invention . Cet appareil comprend un moteur M constituant l'organe d'entraînement d'un transducteur T constitué par le transducteur ultrasonique 11, un circuit d'entraînement MDC associé au moteur M, un détecteur d'angle d'exploration AD pour le transducteur T, un générateur de fonction sinusoïdale SFG et un générateur de fonction cosinusoïdale CFG produisant une valeur de fonction sinusoïdale et cosinusoïdale d'un angle d'exploration θ en réponse à un signal de sortie du détecteur d'angle d'exploration AD, un générateur d'impulsions de déclenchement TPG réagissant à un signal de sortie du détecteur AD pour produire une impulsion de déclenchement à une valeur donnée de l'angle d'exploration θ correspondant à une des lignes d'exploration, un générateur d'impulsions de haute fréquence RPG produisant un signal moteur excitant le transducteur T pour qu'il se mette à osciller

en réponse à une impulsion de déclenchement du générateur TPG, un amplificateur de puissance RPA amplifiant un signal de commande d'oscillation du générateur d'impulsions RPG, un circuit commutateur émission/réception TRS connectant l'amplificateur RPA au transducteur T pour le faire osciller en présence d'un signal de sortie de l'amplificateur de puissance RPA et transmettant un signal de sortie du transducteur T, produit en réponse à un écho reçu par lui, à un modulateur d'éclairement en l'absence d'un signal de sortie de l'amplificateur de puissance RPA, un générateur d'ondes en dents de scie SWG réagissant à une impulsion de déclenchement du générateur d'impulsions de déclenchement TPG pour produire une onde en dents de scie At (A représentant une constante, et t le temps commençant avec le début de l'arrivée de l'impulsion de déclenchement), un multiplicateur analogique AM multipliant l'onde en dents de scie At par les signaux de déflection $\sin\theta$ et $\cos\theta$ produits par le générateur de fonctions sinusoïdales et cosinusoïdales SFG et CFG, respectivement, un amplificateur d'axes des X et des Y XYA amplifiant les signaux de sortie $At.\sin\theta$ et $At.\cos\theta$ du multiplicateur analogique AM, un amplificateur de haute fréquence RFA constituant un étage d'entrée du modulateur d'éclairement précité et amplifiant le signal d'écho de sortie du transducteur T, un détecteur RC extrayant un signal de la fréquence d'oscillation f du transducteur T du signal de sortie de l'amplificateur de haute fréquence RFA, un amplificateur d'axe des Z ZA amplifiant un signal de sortie détecté du détecteur RC et le transmettant comme signal de modulation d'éclairement, et un tube à rayons cathodiques C..T reconstituant

une image tomographique ultrasonique basée sur les signaux d'exploration de l'amplificateur d'axes des X et d'axes des Y XYA et sur le signal de modulation d'éclairement de l'amplificateur d'axes des Z ZA, et la présentant sous forme d'une image visible .

On notera que le moteur M et le transducteur T, disposés dans l'extrémité distale 5 de l'endoscope 1, sont joints à l'appareil de formation d'images, extérieur à l'endoscope, par le raccord tubulaire précité 108 .

On va maintenant décrire le fonctionnement du système de diagnostic par ultrasons, conforme à l'invention, en se basant sur l'appareil de formation d'images de la figure 13, travaillant avec les appareils représentés aux figures 11 et 12 .

A l'origine, l'endoscope 1, représenté à la figure 12, est inséré, son extrémité distale 5 la première, dans une cavité coeliaque . Lorsque cette extrémité distale 5 atteint l'endroit voulu à l'intérieur de la cavité, on actionne le groupe de commande 102 pour qu'il envoie de l'agent transmetteur d'ondes ultrasoniques TM dans le boîtier 12 de la figure 11 afin de faire dilater l'enceinte 95 . Cette dernière est ensuite amenée en contact avec une certaine zone de la paroi interne S de la cavité coeliaque . On met alors en marche le circuit MDC d'entraînement du moteur M (figure 13) pour amener le courant à ce dernier et le faire démarrer . Le mouvement de rotation de l'axe de sortie de ce moteur M est alors transmis au mécanisme transformateur et transmetteur 91 qui le transforme en mouvement oscillant, avec réduction de vitesse, et le transmet

à l'organe porteur 94 monté sur l'axe porteur 92 . En réponse, le transducteur ultrasonique 11 oscille sur l'axe 92 dans le plan radial de l'extrémité distale 5 pour commencer l'exploration des tissus internes du corps du sujet . L'angle que parcourt le transducteur ultrasonique 11 (ou le transducteur T de la figure 13) au cours de son mouvement oscillant est détecté, sous forme d'angle d'exploration θ , par le détecteur d'angle d'exploration AD et transmis au générateur de fonction sinusoïdale SFG et au générateur de fonction cosinusoïdale CFG . D'autre part, pour des valeurs choisies de l'angle d'exploration θ correspondant aux lignes individuelles d'exploration, le détecteur d'angle d'exploration AD émet un signal qui est transmis au générateur d'impulsions de déclenchement TPG pour qu'il émette une impulsion de déclenchement, laquelle est transmise au générateur d'impulsions de haute fréquence RPG et au générateur d'ondes en dents de scie SWG . En réponse, le générateur d'impulsions de haute fréquence RPG engendre un signal de commande d'oscillations faisant osciller le transducteur T à une fréquence f pendant un temps τ . La fréquence d'oscillation f sera de l'ordre de 1 à 10 MHz . Avec le système de diagnostic par ultrasons selon l'invention en particulier, et du fait que le transducteur ultrasonique 11 est inséré dans la cavité coeliaque conjointement avec l'endoscope pour permettre d'obtenir une image des tissus internes depuis un point assez rapproché, l'absorption de l'énergie ultrasonique par ces tissus se trouve réduite, ce qui permet d'utiliser une fréquence élevée de l'ordre de 5 à 10 MHz qui améliore la résolution de l'image. La durée d'une oscillation sera de l'ordre de 1 microseconde pour être assez inférieure à l'intervalle de

temps requis pour que l'onde ultrasonique soit réfléchie par les tissus internes du fait d'une discordance d'impédances et revienne au transducteur T .

Le signal de commande d'oscillations émis par le générateur d'impulsions de haute fréquence RPG est amplifié par l'amplificateur de puissance RPA avant d'être appliqué au transducteur T par le circuit commutateur émetteur/récepteur TRS . Le transducteur T se met donc à osciller à la fréquence f et pendant le temps τ et à émettre des impulsions ultrasoniques vers l'intérieur du corps du sujet à travers l'agent transmetteur d'ondes ultrasoniques TM de la figure 11 .

L'impulsion ultrasonique émise en direction de l'intérieur du corps du sujet vient frapper divers tissus possédant une impédance acoustique $Z = \rho C$ (dans laquelle ρ représente la densité du tissu et C la vitesse du son à l'intérieur du tissu) . Du fait de la discordance d'impédance, l'impulsion est réfléchie à une limite intertissulaire et revient au transducteur T qu'elle fait entrer en résonance pour produire un signal d'écho à travers les couches formant électrodes . On comprendra qu'il peut y avoir plusieurs limites entre tissus contigus dans une progression dans un sens du transducteur T et qu'une série successive d'impulsions d'écho est produite par le transducteur T de façon correspondant à son éloignement des diverses limites . Ces impulsions sont transmises à l'amplificateur de haute fréquence RFA par le circuit commutateur émetteur/récepteur TRS . Le détecteur RC extrait un signal de même fréquence que la fréquence d'oscillation f du transducteur T après amplification du si-

gnal par l'amplificateur RFA et adresse le signal extrait à l'amplificateur d'axes des Z ZA . Après avoir été amplifié par ce dernier, le signal est appliqué au tube à rayons cathodiques CRT comme signal de modulation d'éclairement Z .

D'autre part, en réponse à l'impulsion de déclenchement du générateur G, le générateur d'ondes en dents de scie SWG produit une onde en dents de scie At dont le début coïncide chronologiquement avec l'impulsion de déclenchement . L'onde en dents de scie At est multipliée par une valeur sinusoïdale sin θ et par une valeur cosinusoïdale cos θ de l'angle d'exploration θ ,produites par les générateurs de fonction respectifs FSG et CFG, dans le multiplicateur analogique AM, et les produits résultants sont amplifiés dans l'amplificateur d'axes des X et d'axes des Y XYA comme signaux horizontaux et verticaux adressés au tube à rayons cathodiques CRT comme signaux X et Y définissant les lignes d'exploration . En conséquence, une ligne d'exploration ℓ apparaît, avec le temps, sur l'écran du tube à rayons cathodiques CRT, comme le montre la figure 14 . La ligne ℓ coupe une ligne d'exploration ℓ_0 , indiquée en pointillé, pour un angle d'exploration $\theta = 0$, à une origine O, et fait, avec elle, un angle d'inclinaison θ . Toutefois, il doit être entendu que l'image formée sur l'écran du tube CRT n'est pas la ligne ℓ elle-même sous forme d'un seul trait brillant mais a la forme de points brillants m_1, m_2 disposés en coïncidence de temps avec l'arrivée du signal de modulation d'éclairement Z .

Après exécution d'un seul balayage le long d'une ligne d'exploration unique, la rotation du moteur M amène le

transducteur T dans une position dont l'angle d'exploration correspond à la ligne d'exploration suivante . A titre d'exemple, lorsque les lignes d'exploration sont espacées de 12' la position suivante correspondra à un angle d'exploration de θ + 12' . Le processus se répète, identique . Il résulte de ces explorations répétées qu'un lieu représentant la position des limites de tissus apparaîtra sur l'écran du tube à rayons cathodiques CRT sous la forme de lignes brillantes représentant l'image reconstituée recherchée des tissus du corps du sujet, conformément au système des coordonnées polaires . Il se formera donc une image tomographique d'exploration sectorale ultrasonique I conforme au système de diagnostic par ultrasons selon l'invention .

La figure 15 est un schéma fonctionnel d'une autre forme d'appareil de formation d'image comprenant, outre un moteur M_1 placé dans l'extrémité distale 5 pour entraîner le transducteur T, un second moteur M_2 placé dans l'opérateur 2 de l'extrémité proximale et fonctionnant en synchronisme avec le moteur M_1 pour détecter un angle d'exploration . Evidemment, la raison pour laquelle le second moteur M_2 a été placé à l'extrémité proximale est de permettre de loger le détecteur d'angle d'exploration AD dans l'appareil de formation d'image plutôt que dans l'extrémité distale 5 . On comprendra que cette disposition a été adoptée ici du fait de la difficulté de loger un organe détecteur d'angle d'exploration dans l'extrémité distale 5, d'autant plus que le système de diagnostic par ultrasons de l'invention doit être logé dans un espace très limité de l'extrémité distale 5 de l'endoscope, bien qu'une telle difficulté ne se présente pas avec un système de diagnos-

tic par ultrasons classique émettant un faisceau ultrasonique depuis la surface externe du corps du sujet et n'étant pas, de ce fait, soumis à des limitations de dimensions ou de configuration . Spécifiquement, le second moteur M_2, servant à détecter l'angle d'exploration, est connecté au détecteur d'angle d'exploration AD . Du fait que le moteur M_2 fonctionne en synchronisme avec le moteur d'entraînement M_1 la connaissance du mouvement angulaire de l'axe de sortie du moteur M_2 permet de détecter indirectement l'angle d'exploration θ du transducteur T . Les deux moteurs M_1 et M_2 sont construits conformément aux mêmes normes et sont entraînés par un signal synchronisé provenant du circuit commun de commande des moteurs MDC .

On doit comprendre que la caractéristique de cette variante est qu'il est possible de connaître indirectement, de l'extérieur de l'extrémité distale 5, les mouvements du transducteur ultrasonique 11 logé dans cette dernière . Il doit également être entendu que ce dispositif est susceptible de plusieurs modifications et adaptations . C'est ainsi que, lorsque le moteur d'entraînement M_1 (90) est associé au mécanisme transformateur et transmetteur d'entraînement 91 de la figure 11, le moteur détecteur d'angle d'exploration M_2 est, de même, associé à un mécanisme transformateur et transmetteur d'entraînement . Comme il suffit que l'axe de sortie du moteur M_2 , joint à une tige détectrice du détecteur d'angle d'exploration AD, soit synchronisé avec le mouvement oscillant du transducteur ultrasonique 11, il n'est pas indispensable que les deux moteurs M_1 et M_2 soient de construction identique.

De plus, en choisissant judicieusement le rapport entre le moteur M_2 et le détecteur d'angle d'exploration AD, on peut obtenir directement les signaux de sortie $\sin\theta$ et $\cos\theta$ du détecteur AD sans recourir aux générateurs de fonctions sinusoïdales et cosinusoïdales SFG et CFG .

La figure 16 est un schéma fonctionnel d'une troisième forme d'appareil de formation d'image comportant un générateur d'impulsions d'horloge CG produisant un signal d'impulsion d'horloge actionnant le moteur d'entraînement M . Ce signal d'impulsion d'horloge est également compté par un compteur d'adresse AC donnant un signal d'adresse servant à lire des valeurs de fonction sinusoïdale et cosinusoïdale emmagasinées dans les circuits de mémoire MC_1 et MC_2 respectivement pour en déduire des signaux de déflexion . Spécifiquement, un signal d'impulsion d'horloge du générateur CG est adressé à un amplificateur asservi MCA du moteur M, au compteur d'adresse AC, et au circuit de retard DC, respectivement . L'amplificateur asservi MCA répond au signal d'horloge en faisant tourner le moteur d'entraînement à une vitesse constante . Le transducteur T décrit donc un mouvement oscillant à un rythme uniforme .
Le compteur AC compte le signal d'impulsions d'horloge et ce décompte est transmis aux circuits de mémoire MC_1 et MC_2 comme signal d'adresse . Les deux circuits de mémoire MC_1 et MC_2 sont des mémoires mortes (Read Only Memories) et emmagasinent les valeurs de fonctions sinusoïdales et cosinusoïdales ($\sin\theta$, $\cos\theta$) d'un angle d'exploration θ représenté par le signal d'adresse . Ces valeurs de fonctions $\sin\theta$, $\cos\theta$ sont obtenues de ces mémoires en réponse au signal d'adresse sous forme de valeurs numériques converties ensuite en

valeurs analogiques par les convertisseurs numériques/analogiques DAC_1 et DAC_2 et transmises chacune à une entrée d'un multiplicateur analogique AM_1 ou AM_2 respectivement . Le signal d'impulsion d'horloge appliqué au circuit de retard DC est retardé d'un laps de temps compensant le retard de fonctionnement du moteur M avant d'être transmis au générateur d'impulsions de déclenchement TPG . En réponse à ce signal d'impulsion d'horloge retardé, le générateur TPG engendre une impulsion de déclenchement qui est appliquée à un transmetteur TMT comportant un générateur d'impulsions de haute fréquence, ainsi qu'à un générateur d'ondes en dents de scie SWG . Le transmetteur TMT émet un signal de commande d'oscillation adressé au transducteur T par l'intermédiaire d'un circuit commutateur transmetteur/récepteur TRS pour exciter ce transducteur et le faire osciller à une fréquence ultrasonique . Un écho réfléchi par les tissus du corps du sujet est reçu par le transducteur T et adressé, par le circuit commutateur TRS à un récepteur RV comportant un amplificateur haute fréquence et un détecteur et émettant à sa sortie un signal de modulation d'éclairement . D'autre part, en réponse à l'impulsion de déclenchement, le générateur d'ondes en dents de scie SWG produit une onde en dents de scie At servant de signal de balayage ; cette onde en dents de scie est multipliée par les signaux de déflexion ou valeurs de fonctions $\sin\theta$, $\cos\theta$ dans les multiplicateurs analogiques AM_1 et AM_2 pour donner des signaux à l'entrée de l'amplificateur d'axes des X XA et à l'amplificateur d'axes des Y YA lesquels émettent à leur tour des signaux de sortie X, Y définissant une ligne d'exploration à exposer .

Dans un appareil de formation d'image ainsi constitué, le décompte des signaux d'horloge permet de connaître la position angulaire du moteur M ou l'angle d'exploration θ du transducteur T, sans nécessiter un organe séparé de détection d'angle d'exploration . Ceci permet de réduire les dimensions et le poids de l'extrémité distale 5 de l'endoscope .

La figure 17 est un schéma fonctionnel d'une quatrième forme d'appareil de formation d'image différant de celle représentée à la figure 16 en ce que le moteur M qui était un moteur à courant continu de type courant est remplacé par un moteur à impulsions M_3 . Avec ce dispositif, il est possible d'inverser le moteur d'entraînement M_3 au moyen du circuit de commande de moteur MDC qui réagit à un signal d'impulsion d'horloge du générateur d'impulsions d'horloge CG, de sorte qu'il est inutile d'avoir recours à un organe transformateur d'entraînement 91 pour transformer le mouvement rotatif du moteur M_3 en mouvement oscillant du transducteur ultrasonique 11, ce qui simplifie encore plus le mécanisme d'entraînement associé audit transducteur . Du fait que l'ampleur du mouvement oscillant de ce transducteur n'est pas déterminé mécaniquement, l'information définissant l'ampleur du balayage peut être fournie au circuit de commande de moteur MDC et au compteur d'adresse AC pour choisir l'ampleur d'exploration désirée, ce choix s'effectuant de façon très simple .

La figure 18 est un schéma fonctionnel d'une cinquième forme d'appareil de formation d'image permettant la visualisation extérieure du sens dans lequel le transducteur ultrasonique effectue son exploration .

On voit, sur la figure 18, que cet appareil de formation d'image comporte, outre les éléments de l'appareil de la figure 17, un circuit de mémoire MC_3 constitué par une mémoire non mobile telle qu'une mémoire magnétique ou à bulle magnétique emmagasinant un décompte contenu dans le compteur d'adresse AC, une unité de visualisation DP présentant le compte emmagasiné dans la mémoire MC_3 comme une information indicative du sens dans lequel le transducteur ultrasonique 11 dirige son exploration, et un circuit de commande de lecture/écriture RWC commandant l'écoulement des informations entre la mémoire MC_3 et le compteur d'adresse AC .

Dans ce dispositif, le sens d'exploration du transducteur ultrasonique 11 est rendu extérieurement visible par l'unité de visualisation DP et accessible à la vue de l'utilisateur . En cas de coupure de courant pendant l'exploration, le contenu du compteur d'adresse EC est conservé dans la mémoire MC_3 de sorte que, lorsque l'exploration reprend, les données emmagasinées dans la mémoire MC_3 peuvent être lues et passées au compteur d'adresse EC par le circuit de commande RWC en sorte que l'exploration puisse reprendre au point où elle s'était arrêtée . Comme il est toujours possible de connaître le sens d'exploration du transducteur ultrasonique 11, l'ampleur de l'exploration peut être fixée à volonté et une zone déterminée du corps du sujet peut être explorée de façon répétée avec une grande précision .

La figure 19 montre une variante de l'enceinte utilisée dans le système de diagnostic par ultrasons de la figure 11 . Dans cette variante, l'enceinte 111 a la

forme d'une vessie entourant le transducteur ultrasonique 11 et son organe porteur 94 et les isolant hermétiquement . Une partie de l'enceinte 111 enserre l'ouverture d'exploration 12A, l'extrémité libre du tube d'arrivée et de départ de liquide 97 et l'axe porteur 92 à mi-chemin de sa longueur, d'une façon étanche aux liquides . Cette disposition dispense des parois qui constitueraient le boîtier du transducteur ultrasonique 11 . Une rupture ou déchirure de l'enceinte 111 à l'endroit de sa jonction avec l'axe porteur 92 ne peut pas se produire du fait que ce dernier ne fait qu'osciller c'est à dire décrire des mouvements angulaires limités .

L'emploi de ce genre d'enceinte dispense des parois qui définiraient le boîtier et contribue donc à accentuer la simplification du sytème de diagnostic par ultrasons.

La figure 20 montre une variante de l'ensemble mécanique d'exploration du système de diagnostic par ultrasons selon l'invention . Dans les systèmes représentés aux figures 11 et 19, le moteur miniature d'entraînement 90 est placé au voisinage immédiat du transducteur ultrasonique 11 logé dans l'extrémité distale 5 de l'endoscope 1 pour faire osciller ce transducteur aux fins d'effectuer une exploration sectorale mécanique des tissus internes . Si ce moteur miniature 90 est un moteur à impulsions de dimensions extérieures de l'ordre de 5 mm de diamètre sur 7 mm de long, son couple maximal sera de l'ordre de 100 mg/cm . Si le mécanisme transformateur et transmetteur d'entraînement 91 est constitué par une tête d'engrenage réducteur de rapport démultiplicateur de 200/1 et de rapport de transmission de 50 %, son couple à la sortie ne sera que de 10 g/cm.

D'autre part, le faisceau ultrasonique utilisé pour le diagnostic ne peut pas être substantiellement transmis à travers un gaz et le transducteur ultrasonique 11 doit donc être immergé dans un agent transmetteur d'ondes ultrasoniques TM, tel que de l'eau dégazée, par exemple . Lorsqu'on utilise cet agent transmetteur TM on doit utiliser un joint étanche à un tel agent . Un joint usuel pour élément liquide tel que l'agent transmetteur TM comporte un organe élastique tel qu'une pièce annulaire ou en forme de feuille, en caoutchouc . Si l'on utilise un tel joint, l'inconvénient qui en résulte est une augmentation des pertes mécaniques dûes au frottement provoqué par le joint 93 (figure 11) avec l'axe 92 représentant l'axe de sortie du moteur 90 ou le mécanisme transmetteur 91 .

Pour éliminer cet inconvénient, le présent mode de réalisation est conformé de façon à enfermer hermétiquement l'agent transmetteur TM dans le boîtier 12 de façon à réduire au minimum les pertes mécaniques . Spécifiquement, comme le montre la figure 21, un circuit magnétique est établi autour de l'axe d'oscillation 92 de façon à produire un flux magnétique le traversant . Un fluide magnétique 112 est retenu magnétiquement à l'intérieur du circuit magnétique de façon à jouer le rôle de joint d'étanchéité . Ce circuit magnétique comporte un aimant permanent annulaire 113 axialement magnétisé, et deux armatures annulaires 114a et 114b faites de matière faiblement ferromagnétique, placées de façon à maintenir entre elles l'aimant permanent 113 . De préférence, l'axe 92 sera également fait d'une matière faiblement ferromagnétique . L'aimant permanent 113 sera fait, de préférence, d'une matière à très haut

rendement d'énergie, tel qu'un aimant en cobalt/samarium . Un entrefer magnétique est défini entre la périphérie interne des armatures 114a et 114b et l'axe 92 ; cet entrefer est rempli de fluide magnétique 112 . On notera qu'au voisinage immédiat de leur périphérie interne, les armatures 114a et 114b sont amincies pour augmenter la densité de flux dans l'entrefer magnétique. Le fluide magnétique 112 peut être constitué par une dispersion de poudre fine de matière magnétisable telle que de l'oxyde de fer Fe_3O_4 de granulométrie de l'ordre de 100 Å dans un solvant tel qu'un diester afin d'en empêcher la condensation . Un tel fluide est disponible dans le commerce sous la marque déposée "ferrofludic" distribuée par la société dite Ferrofludic Co. aux Etats-Unis d'Amérique . On notera que, lorsqu'on utilise de l'eau comme agent transmetteur d'ondes ultrasoniques TM, le solvant du fluide magnétique 112 devra être hydrophobe . La périphérie externe des armatures 114a et 114b est fixée à la surface interne d'une chemise cylindrique définissant, de façon étanche à l'eau, l'extrémité distale 5 .

Avec ce dispositif, le fluide magnétique 112 est retenu magnétiquement dans un entrefer magnétique défini entre la périphérie interne des armatures 114a et 114b et l'axe 92 de façon que le moteur 90 et le mécanisme transformateur et transmetteur d'entraînement 91 puissent être effectivement isolés de l'agent transmetteur d'ondes ultrasoniques TM emplissant le boîtier 12 . On évite ainsi le contact direct du joint d'étanchéité 93 avec l'axe 92 qui a lieu lorsque (comme dans le cas de la figure 11) on utilise une garniture usuelle en caoutchouc, et la seule résistance à la rotation de

est celle produite par la viscosité du fluide magnétique 112 . La perte mécanique du couple de sortie est donc réduite à une valeur minimale, ce qui permet une transmission positive de l'effort moteur au transducteur ultrasonique 11 . On voit que ceci procure un grand avantage lorsque le moteur d'entraînement 90 est un moteur miniature de faible couple de sortie . En particulier, lorsque le moteur 90 est un moteur à impulsions, on retire un avantage supplémentaire du fait qu'on peut éviter un mauvais fonctionnement dû à une augmentation du couple de charge .

On notera que, dans le dispositif de la figure 20, l'axe 92 est directement fixé à la couche atténuatrice d'ultrasons 25 du transducteur ultrasonique 11 sans recourir à un organe porteur intermédiaire . Cette disposition a pour but de placer le centre du mouvement oscillant du transducteur 11 aussi près que possible de la surface émettrice d'énergie ultrasonique de façon à pouvoir loger un transducteur ultrasonique 11 de plus grandes dimensions dans l'espace limité de l'extrémité distale 5 . Les autres éléments ou organes non spécialement mentionnés sont identiques à ceux utilisés dans le système de diagnostic par ultrasons de la figure 11 et portent les mêmes indices de référence .

La figure 22 montre une autre forme de joint d'étanchéité pouvant remplacer celle des figures 20 et 21 . Ce joint comporte deux aimants permanents 115a et 115b disposés verticalement en opposition mutuelle, l'un en dessus et l'autre en dessous de l'axe 92 de façon à définir, entre eux et lui, des entrefers étroits .

Une couronne isolante 116, en matière non magnétique telle qu'une matière synthétique, est moulée autour des aimants permanents 115a et 115b de façon à les immobiliser et à laisser subsister, autour de l'axe 92, un vide central qui sera rempli de fluide magnétique 112 . Les deux aimants permanents 115a et 115b comportent, au centre de leurs bords en regard, des cavités semi-circulaires formant ensemble une ouverture presque parfaitement circulaire que traverse l'axe 92 . Il est bien entendu que les aimants permanents 115a et 115b sont disposés de façon que leurs pôles de nom contraire soient placés en face l'un de l'autre de manière à créer, dans les entrefers, un champ magnétique puissant y retenant le fluide magnétique 112 .

Ce genre de joint réalise un effet d'étanchéité identique à celui obtenu avec le dispositif selon les figures 20 et 21 . En outre, la suppression des armatures 114a et 114b permet de réduire l'épaisseur axiale du joint .

Les figures 23(A) et 23(B) sont des coupes montrant un ensemble mécanique d'exploration pour système de diagnostic par ultrasons conformé selon un autre mode de réalisation de l'invention . L'endoscope dans lequel est monté ce système de diagnostic est du type à vue directe . Sauf en ce qui concerne son extrémité distale 5, il est conformé, d'une façon générale, comme l'endoscope à vue latérale de la figure 1 et, pour cette raison, les éléments autres que ceux de son extrémité distale 5A ne seront pas décrits .

L'endoscope à vue directe selon l'invention comporte une extrémité distale 5A dans la face extrême avant de laquelle sont ménagées des fenêtre d'éclairage 121a et 121b, une fenêtre d'observation 122 et une chambre 124 dans laquelle est disposé un transducteur ultrasonique 123, comme le montre la figure 24 . Les fenêtres d'éclairage 121a et 121b sont constituées par des capsules de verre placées contre la face extrême d'un faisceau de fibres optiques (non représentées) constituant un guide de lumière d'où est émise la lumière d'éclairage. La fenêtre d'observation est définie par un système optique à objectif 126 placé contre la face extrême d'un faisceau de fibres optiques 125 (figures 23(A) et 23(B)) constituant un guide d'image, ce système 126 prenant également la forme d'une capsule de verre . La chambre 124 est définie par un boîtier elliptique 128 dont la partie supérieure est sertie dans une cavité 127 ménagée dans l'extrémité distale 5A . Le boîtier 128 a un petit axe et un grand axe dont les longueurs d et w doivent être adéquatement fixées selon le diamètre extérieur de l'extrémité distale 5A . Par exemple, lorsque l'extrémité distale 5A a un diamètre extérieur de 14 mm, on pourra prendre d = 7 mm et w = 9 mm ; pour un diamètre extérieur de 12 mm, on pourra prendre d = 6 mm et w = 9 mm . La section transversale elliptique du boîtier 128 n'est qu'un exemple d'utilisation optimale de l'espace disponible et l'on pourra utiliser d'autres formes de boîtier, de section oblongue par exemple .

Lorsqu'on introduit l'appareil de diagnostic par ultrasons dans une cavité coeliaque, on évacue l'agent transmetteur d'onde ultrasoniques TM de la chambre 124 par

le tube d'arrivée et de départ de liquide 129 pour faire se rétracter l'enceinte 130 afin qu'elle ne gêne pas l'insertion de l'appareil . Cette insertion s'effectue en observant optiquement l'intérieur de la cavité coeliaque par le système optique 126 et le guide d'image 125 . Lorsque l'extrémité distale 5A de l'endoscope est placée en face d'une zone prédéterminée de la cavité coeliaque, on fait arriver de l'agent TM dans la chambre 124 par le tube 129, comme le montre la figure 23(A), ce qui dilate l'enceinte 130 jusqu'à ce qu'elle porte contre la paroi interne S de la cavité coeliaque . Le transducteur ultrasonique 123 est ensuite excité par les fils conducteurs 120 connectés à un émetteur/récepteur, et actionné par un organe non représenté pour se mettre à osciller .

La résolution d'un système de diagnostic par ultrasons comporte une résolution chronologique (résolution dans le sens de progression d'un faisceau ultrasonique) et une résolution azimutale (résolution dans un sens perpendiculaire au premier) . Donc, pour obtenir une image tomographique ultrasonique de grande résolution, il faut améliorer ces deux résolutions . La résolution chronologique est déterminée par la largeur de l'impulsion ultrasonique et sa fréquence, tandis que la résolution azimutale est déterminée par la directivité et la configuration géométrique du faisceau ultrasonique . Lorsque le transducteur ultrasonique 123 a une forme discoïde, la directivité du faisceau ultrasonique est déterminée par la fréquence et par le diamètre du disque . Donc, si la fréquence est constante, plus le diamètre est grand, plus la directivité sera précise.

Inversement, si le diamètre est constant, la précision de la directivité augmente avec celle de la fréquence . La figure 25 représente schématiquement le lobe du faisceau ultrasonique par rapport au diamètre du transducteur 123 . La ligne pleine B_1 représente un lobe correspondant à une augmentation de diamètre tandis que la ligne en pointillé B_2 représente un lobe correspondant à une diminution de diamètre . On conçoit que l'absorption du faisceau ultrasonique par les tissus vivants augmente avec la fréquence, ce qui rend difficile la formation d'une image depuis les profondeurs internes du corps . La fréquence utilisable en diagnostic par ultrasons est donc limitée et il est souhaitable que le diamètre du transducteur ultrasonique 123 soit aussi grand que possible pour améliorer la directivité (résolution azimutale) . Mais, dans le système de diagnostic par ultrasons selon l'invention, le transducteur 123 doit être monté dans l'extrémité distale 5A de l'endoscope, ce qui limite les dimensions du transducteur . De plus, ce transducteur 123 doit être monté oscillant, et oscillable, et non être simplement monté dans l'extrémité distale 5A . Il est donc très difficile d'augmenter le diamètre du transducteur.

Pour résoudre ce problème, dans le présent mode de réalisation de l'invention, on réduit le rayon du mouvement angulaire du transducteur ultrasonique 123, défini par l'intervalle entre la surface émettrice d'énergie ultrasonique et l'axe du mouvement oscillant, de façon à pouvoir utiliser un transducteur de plus grand diamètre, ainsi que le montre plus en détail la figure 26 .

Spécifiquement, le transducteur 123 comprend un vibrateur ultrasonique discoïde 131 dont les faces supérieure et inférieure sont recouvertes chacune d'une couche formant électrode 132 ou 133, respectivement . La face inférieure de la couche-électrode 133, qui constitue la surface émettrice d'énergie ultrasonique, et la face latérale du transducteur 123 sont recouvertes d'un enduit isolant 134 . Une couche atténuatrice d'ultrasons 135 est placée sur la face supérieure de la couche-électrode 132 . Deux tenons porteurs 135a et 135b, d'une seule pièce avec la couche atténuatrice d'ultrasons 135, font saillie de part et d'autre de cette dernière dans des directions opposées . Ces tenons 135a et 135b s'engagent dans deux paliers creux 128a et 128b creusés dans le boîtier 128, parallèlement au petit axe de ce dernier, le transducteur 123 pouvant donc osciller sur un axe passant par les tenons 135a et 135b dans un plan contenant le grand axe du boîtier 128 . La face supérieure de la couche atténuatrice 135 comporte un tenon de manoeuvre 135c sur lequel agit un organe d'entraînement non représenté pour faire osciller le transducteur 135 .

La figure 27 montre une variante du mécanisme de montage du transducteur ultrasonique . Dans cette variante le transducteur ultrasonique 123A comporte deux paliers creux coniques 135d et 135e, alignés l'un sur l'autre, dans lesquels s'engagent les extrémités coniques de deux pivots 136a et 136b scellés dans le boîtier 128 . Le transducteur 123 peut donc osciller sur un axe défini par les cavités 135d et 135e . Il est entendu que le transducteur 123A est actionné de la même manière que le transducteur 123 de la figure 26 .

La figure 28 montre une forme d'organe d'entraînement du transducteur ultrasonique 123 . Le tenon de manoeuvre 135c, formé sur la face supérieure de la couche atténuatrice 135, traverse, avec jeu, une ouverture 128a percée dans la paroi supérieure du boîtier 128 et pénètre dans l'extrémité distale 5A . Un diaphragme étanche à l'eau 136, en matière flexible telle que du caoutchouc, entoure le tenon 135c de façon à maintenir l'étanchéité tout en ménageant la liberté de mouvement de ce dernier . En un point intermédiaire de sa longueur un fil de commande 137 est fixé à la face supérieure du tenon 135c . Une extrémité de ce fil de commande 137 est jointe à un organe fixe 5a,placé sur une chemise cylindrique définissant l'extrémité distale 5A, au moyen d'un ressort de traction hélicoïdal de rappel 138 . L'autre extrémité du fil de commande 137 va jusqu'à un dispositif d'entraînement (non représenté) disposé dans l'opérateur 2 situé à l'extrémité proximale de l'endoscope . Le transducteur 123 peut être mis en oscillations en tirant et en relâchant le fil de commande 137 . Des poulies 139a et 139b sont disposées aux endroits où le fil de commande 137 change de direction .

Les figures 29 et 30 montrent une autre forme d'organe d'entraînement du transducteur ultrasonique 123 . Dans cet exemple, le mécanisme d'entraînement comporte une poulie d'entraînement 141 jointe à un dispositif d'entraînement non représemté (un moteur par exemple), un fil de commande 142 embrassant la poulie 141 et dont les extrémités opposées sont jointes au transducteur 123, un châssis porteur 143 sur lequel la poulie d'entraînement 141 est montée rotative, un

ressort hélicoïdal de compression 144 incitant le châssis 143 à se déplacer dans un certain sens pour maintenir tendu le fil de commande 142, un boîtier 145 fixé sur l'opérateur d'extrémité proximale 2 de l'endoscope et abritant le ressort hélicoïdal 144, et trois paires de poulies 146a, 146b, 147a, 147b, 148a, 148b disposées de façon à déterminer le parcours du fil de commande 142 .

Le fil de commande 142 est un fil métallique de faible coefficient d'allongement tel qu'une corde à piano . La partie médiane de la longueur de ce fil de commande 142 est calée sur la poulie d'entraînement 141 tandis que ses deux extrémités opposées passent dans un conduit 149, allant de l'opérateur 2 à l'extrémité distale 5A de l'endoscope, pour atteindre cette extrémité distale 5A où le fil est fixé à la face supérieure de la couche amortissante d'ultrasons 135 associée au transducteur 123 . Les points de fixation des extrémités opposées du fil 142 à la couche 135 sont choisis de façon à être situés dans un plan perpendiculaire aux pivots 135a et 135b de cette couche 135 et à être équidistants de ces derniers .

Avec un mécanisme d'entraînement ainsi conformé, le transducteur 123 peut être mis en oscillations au moyen du fil de commande 142 en faisant tourner la poulie d'entraînement 141 au moyen du dispositif d'entraînement . Dans l'exemple représenté à la figure 31, par exemple, le transducteur 123 décrira un mouvement angulaire

$$\theta = \frac{r}{R} \varphi$$

formule dans laquelle :
r est le rayon de la poulie 141 ;
R la distance séparant l'axe défini par les pivots 135a et 135b du transducteur 123 du point de fixation des extrémités opposées du fil de commande 142 ; et
φ l'angle dont tourne la poulie 141 à partir de sa position centrale .

Par conséquent, l'angle d'exploration θ du transducteur 123 est proportionnel à l'angle d'oscillation φ de la poulie d'entraînement 141, r/R étant la constante de proportionnalité . Donc, en montant un organe détecteur d'angle d'oscillation, tel qu'un potentiomètre, sur l'axe 141a de la poulie 141, il sera possible de détecter l'angle d'exploration θ du transducteur 123 .

Le dispositif d'entraînement accouplé à la poulie 141 pourra être conformé tel que représenté schématiquement sur la figure 32 . Spécifiquement, la poulie d'entraînement 141 est calée sur un axe rotatif 141a constituant l'axe de sortie d'un moteur à impulsions 152 muni d'un embrayage et d'un engrenage réducteur 151 . Ou bien, la poulie d'entraînement 141 pourra être montée sur un axe rotatif 141a sur lequel sera calé un pignon intermédiaire 153 engrenant avec un second pignon intermédiaire 154 lui-même calé sur l'axe de sortie d'un moteur à impulsions 152 muni d'un embrayage et d'un engrenage réducteur 151, comme le montre la figure 33 . Lorsque le dispositif d'entraînement est constitué par un moteur à impulsions 152, les impulsions motrices adressées au moteur 152 pourront être comptées pour en déduire un signal indicatif de l'angle d'exploration θ du transducteur 123, ce qui dispensera de l'emploi d'un organe détecteur d'angle d'exploration séparé.

La figure 34 montre une autre forme d'organe d'entraînement du transducteur ultrasonique 123 dans laquelle cet organe d'entraînement est conformé de façon que le transducteur ultrasonique 123 revienne automatiquement à une position de départ de balayage sectoral . Spécifiquement, cet organe comporte une poulie d'entraînement 161 accouplée à un dispositif d'entraînement non représenté (un moteur par exemple), un fil de commande 162 dont une extrémité est fixée à la poulie 161 et l'autre au transducteur 123, un châssis 163 portant rotativement la poulie d'entraînement 161, un ressort hélicoïdal de compression 164 incitant le châssis 163 à se déplacer dans un certain sens pour maintenir tendu le fil de commande 162, un boîtier 165 abritant le ressort hélicoïdal 164, une poulie de renvoi 166 du fil de commande 162, une pièce conductrice de courant 167 appliquée à la face supérieure de la couche amortissante 135, un ressort hélicoïdal de traction conducteur de courant 168 monté entre la pièce conductrice 167 et le boîtier 128, et une butée 169 fixée au boîtier 128 et servant à la fois de butée au transducteur 123 et d'électrode . Le ressort conducteur 168 et la butée 169 sont connectés à une unité de visualisation 171 par des fils conducteurs 170a et 170b .

Dans ce dispositif, l'unité de visualisation permet de reconnaître une prise de contact de la butée 169 avec la pièce conductrice 167 et de choisir la position correspondante du transducteur 123 comme position de référence ou de départ pour un balayage sectoral . La poulie d'entraînement 161 est mûe angulairement à partir de cette position, en antagonisme avec l'effort du ressort 168, pour faire effectuer l'exploration par le transducteur 123 .

Ici aussi, on pourra connecter à l'axe de rotation 161a de la poulie d'entraînement un potentiomètre rotatif ou un potentiomètre conçu pour donner les fonctions sin θ et cos θ , qui servira d'organe détecteur d'angle pour pouvoir en déduire l'angle d'exploration θ du transducteur 123 .

La figure 35 montre une modification de l'ensemble mécanique d'exploration des figures 29 et 30 dans laquelle cet ensemble est associé à une enceinte . Dans cette variante, le conduit 149, par lequel passe le fil de commande 142, passe entre la chambre 124 abritant le transducteur 123 et l'opérateur 2 de l'extrémité proximale de l'endoscope, de sorte que si le dispositif comporte une enceinte 172 obturant la chambre 124, il doit également comporter un tube d'arrivée et de départ de liquide 129 amenant un agent transmetteur d'ondes ultrasoniques TM à la chambre 124 ou l'en extrayant . En outre, le conduit 149 doit être isolé de la chambre 124 de façon étanche aux liquides . Dans l'exemple représenté, le conduit 149 est isolé de la chambre 124 au moyen d'un diaphragme étanche à l'eau, en forme de tube, 173 dont une extrémité s'applique à l'orifice du conduit 149 et dont l'autre extrémité est placée au dessus de la couche amortisseuse 135 de façon à éviter toute interférence avec les tractions exercées sur le fil de commande 142 ou les mouvements inverses ; un ressort hélicoïdal tronconique 174 est logé dans le diaphragme 173 pour le maintenir dans la forme prescrite .

Dans cette variante, le fil de commande 142 parcourt le conduit 149 et passe à l'intérieur du ressort 174

pour pouvoir manoeuvrer le transducteur 123 et rester isolé de la chambre 124 d'une façon étanche aux liquides .

La figure 36 montre une autre forme d'ensemble mécanique d'exploration utilisable dans le système de diagnostic par ultrasons selon l'invention . Dans cette variante, un transducteur ultrasonique 123 est placé dans l'extrémité distale 5A d'un endoscope à vue directe et peut être entraîné par un moteur miniature 175 également logé dans la même extrémité distale 5A . Comme le montre plus en détail la figure 37, le moteur 175 est placé dans la partie supérieure du boîtier 128 ainsi qu'un engrenage réducteur 176 constituant un mécanisme transformateur et transmetteur d'entraînement . L'engrenage réducteur comporte un axe de sortie 176a traversant, de façon étanche aux liquides, une paroi 177 et pénétrant dans le boîtier 124 . Un disque de friction 178 est calé sur l'extrémité libre de l'axe de sortie 176a . La surface périphérique de ce disque est en contact avec une face latérale d'une protubérance 135f saillant de l'extrémité gauche de la face supérieure de la couche atténuatrice d'ultrasons 135 . Donc, lorsque le moteur 175 est excité, le disque de friction 178 est mis en rotation par l'engrenage réducteur 176 et communique un mouvement oscillant au transducteur 123 qui est en contact avec lui . Le moteur 175 est alimenté en courant électrique par les conducteurs 175 .

Les figures 38 et 39 montrent une autre forme d'ensemble mécanique d'exploration utilisable dans le système de diagnostic par ultrasons selon la présente invention.

Dans cette dernière variante, les oscillations d'exploration du transducteur ultrasonique 123 lui sont communiquées par un moteur miniature 181 logé dans l'extrémité distale 5A, comme dans la variante des figures 36 et 37 . Spécifiquement, le moteur d'entraînement 181 est associé avec un engrenage réducteur 182 remplissant les fonctions de mécanisme transformateur et transmetteur d'entraînement . L'engrenage réducteur 182 comporte un axe de sortie 182a saillant d'un, ou des deux côtés de l'engrenage . La partie supérieure de la couche atténuatrice d'ultrasons 135 comporte deux supports 135g, 135h ou un seul support 135i, d'une seule pièce avec elle, portant l'axe de sortie 182a . Actionné, le moteur 181 fait donc osciller le transducteur 123 par l'intermédiaire de l'engrenage réducteur 182 .

Il est évident que, lorsque l'ensemble mécanique d'exploration selon les Figures 36 à 39 est utilisé dans le système de diagnostic par ultrasons, il fonctionne de la même manière et produit les mêmes effets que l'ensemble mécanique à fil de commande des figures 29 à 35 .

Il est bien entendu qu'un appareil de formation d'image tel que celui représenté aux figures 13 à 18 peut s'appliquer directement aux modes de réalisation de l'invention dans lesquels le système de diagnostic par ultrasons est monté dans des endoscopes du type à vue directe tels que représentés aux figures 23 à 39 .

REVENDICATIONS

1. Système de diagnostic par ultrasons monté dans un endoscope possédant une partie insérable pouvant être introduite dans une cavité coeliaque et comportant un transducteur émetteur et récepteur d'ondes ultrasoniques disposé dans ladite partie insérable de l'endoscope pour permettre la formation d'une image ultrasonique des tissus internes d'un corps humain ou animal depuis l'intérieur de ladite cavité coeliaque, caractérisé en ce qu'il comporte : un boîtier (12, 124) formé dans l'extrémité distale (5, 5A) de ladite partie insérable (6) de l'endoscope (1) et possédant une ouverture (12a) contiguë à une fenêtre d'observation (19, 122) et à une fenêtre d'éclairage (15, 121a, 121b) ; un transducteur émetteur et récepteur d'ondes ultrasoniques (11, 11A, 123, 123A) disposé oscillant dans le boîtier (12, 124) ; des organes d'entraînement produisant un mouvement oscillant du transducteur ultrasonique pour explorer les tissus internes ; un organe détecteur d'angle d'exploration pour détecter un angle d'exploration du transducteur ultrasonique ; et un appareil de formation d'images pour reconstituer une image d'exploration sectorale en mode B des tissus internes en réponse à un signal de sortie transmis, et à un écho reçu, par le transducteur ultrasonique ainsi que son angle d'exploration (θ) .

2. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 1, caractérisé en outre en ce que l'endoscope (1) est du type à vue latérale et en ce que ledit boîtier (12) est conformé de façon que son ouverture (12a) s'ouvre dans la périphérie de l'extrémité distale (5) de ladite partie insérable de l'endoscope et soit dirigée dans le même sens latéral que lesdites fenêtres d'observation (19)et d'éclairage (15) .

3. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 1, caractérisé en outre en ce que ledit endoscope est du type à vue directe et en ce que ledit boîtier (124) est conformé de façon que son ouverture s'ouvre dans la face avant extrême de l'extrémité distale (5A) de ladite partie insérable de l'endoscope et soit dirigée dans le même sens avant que lesdites fenêtres d'observation (122) et d'éclairage (121a, 121b) .

4. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 1, caractérisé en outre en ce que le boîtier (12, 124) est associé à une enceinte (95, 111, 130, 172) en matière très élastique telle qu'un diaphragme de caoutchouc s'étendant dans l'ouverture (12a) dudit boîtier de façon à recouvrir le transducteur ultrasonique (11, 123) afin de clore le boîtier de façon étanche aux liquides, et en ce que ledit système comporte en outre des organes alimentant ledit boîtier en agent transmetteur d'ondes ultrasoniques (TM)tel que de l'eau dégazée, ou pour l'en vider .

5. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 4, caractérisé en outre en ce que ladite enceinte (111) est conformée de façon à enceindre le transducteur ultrasonique de façon étanche aux liquides .

6. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 4, caractérisé en outre en ce que lesdits organes d'alimentation et de vidange comprennent un tube d'arrivée et de départ de liquide (97, 129) dont une extrémité débouche dans le boîtier (12, 124) et en ce que l'endoscope (1) comporte un organe opérateur (2) à sa partie proximale par lequel l'agent transmetteur d'ondes ultrasoniques (TM) peut être amené au boîtier, ou extrait du boîtier, par ledit tube .

7. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 1, caractérisé en outre en ce que ledit transducteur ultrasonique (11, 11A, 123, 123A) comporte un vibrateur ultrasonique (21, 21A, 131) en matière électrostrictive telle que le titanate de zirconate de plomb ou le niobate de lithium, une paire de couches-électrodes (22, 23, 22A, 23A, 132, 133) appliquées aux faces supérieure et inférieure du vibrateur, un enduit isolant (24, 24A, 134) appliqué à la surface d'une des couches-électrodes, et une couche atténuatrice d'ultrasons (25, 135) fixée à la surface de l'autre couche-électrode, ladite couche atténuatrice comportant une matière absorbante d'énergie faite de poudre de tungstène ou de tungsténate époxy mélangée à une résine organique telle qu'une résine époxy .

8. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 1, caractérisé en outre en ce que ledit transducteur ultrasonique (11A) comporte une face concave émettrice d'énergie ultrasonique .

9. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 1, caractérisé en outre en ce que ledit transducteur ultrasonique (11) est associé à une lentille acoustique (33) formée dans sa face émettrice d'énergie ultrasonique afin de provoquer la convergence du faisceau ultrasonique .

10. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 1, caractérisé en outre en ce que ledit transducteur ultrasonique (123) comporte au moins un tenon (135a, 135b) d'une seule pièce avec la couche atténuatrice d'ultrasons (135) et saillant d'elle pour porter le transducteur .

11. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 1, caractérisé en outre en ce que ledit transducteur ultrasonique (123A) comporte au moins un palier creux (135d; 135e) formé dans la couche atténuatrice d'ultrasons (135) et servant à porter le transducteur .

12. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 1, caractérisé en outre en ce que lesdits organes d'entraînement comportent un moteur d'entraînement (152) disposé dans un organe opérateur (2) situé à l'extrémité proximale de l'endoscope (1), un mécanisme transformateur et transmetteur d'entraînement transformant la rotation du moteur d'entraînement en une force motrice de sortie déterminée avec réduction de vitesse, ledit mécanisme étant constitué par un engrenage réducteur, et des organes transmetteurs d'entraînement pour transmettre la force motrice de sortie du mécanisme transformateur et transmetteur d'entraînement au transducteur ultrasonique .

13. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 12, caractérisé en outre en ce que lesdits organes transmetteurs d'entraînement comprennent un fil de commande (28) dont une extrémité est ancrée à un organe porteur (26) associé audit transducteur ultrasonique (11) et approprié à coulisser dans le sens axial de l'endoscope (1) .

14. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 12, caractérisé en outre en ce que lesdits organes transmetteurs d'entraînement comprennent un fil de commande (41) dont une extrémité est jointe à un axe porteur (44) sur lequel est monté rotatif un organe porteur (43) associé audit transducteur ultrasonique (11), ledit fil de commande étant approprié à se déplacer circonférentiellement autour dudit axe .

15. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 12, caractérisé en outre en ce que lesdits organes transmetteurs d'entraînement comprennent une poulie d'entraînement (141) accouplée audit mécanisme transformateur et transmetteur d'entraînement, et un fil de commande (142) disposé sur ladite poulie d'entraînement et dont les extrémités opposées sont ancrées audit transducteur ultrasonique (123) .

16. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 12, caractérisé en outre en ce que lesdits organes transmetteurs d'entraînement comprennent une poulie d'entraînement (161) accouplée audit mécanisme transformateur et transmetteur d'entraînement, et un fil de commande (162) dont une extrémité est fixée à ladite poulie d'entraînement, que ledit fil embrasse, et dont l'autre extrémité est jointe audit transducteur ultrasonique (123) incité par des organes élastiques à osciller dans un sens .

17. Système de diagnostic par ultrasons selon une quelconque des Revendications 15 ou 16, caractérisé en outre en ce que ladite poulie d'entraînement (141, 161) est poussée dans un sens par des organes élastiques de façon à maintenir ledit fil de commande tendu sous une tension essentiellement constante .

18. Système de diagnostic par ultrasons selon une quelconque des Revendications 15 ou 16, caractérisé en outre en ce que ladite poulie d'entraînement (141, 161) sert également d'organe détecteur de l'angle d'exploration dudit transducteur ultrasonique (123).

19. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 12, caractérisé en outre en ce que lesdits organes de transmission d'entraînement comprennent un fil de commande (137) dont une extrémité est fixée à un organe fixe (5a) par l'intermédiaire d'un organe élastique (138) tirant ledit fil dans un sens, le brin approprié dudit fil étant ancré au transducteur ultrasonique (123) .

20. Système de diagnostic ultrasonique selon la Revendication 1, caractérisé en outre en ce que lesdits organes d'entraînement comprennent un moteur d'entraînement (90, 175, 181) disposé dans l'extrémité distale (5, 5A) de l'endoscope (1), un mécanisme transformateur et transmetteur d'entraînement constitué par un engrenage réducteur (91, 176, 182) pour transformer la rotation dudit moteur d'entraînement en une force motrice de sortie déterminée avec réduction de vitesse, et un axe de sortie dudit mécanisme transformateur et transmetteur d'entraînement servant également d'axe porteur (92, 176a, 182a) audit transducteur ultrasonique (11, 123) .

21. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 20, caractérisé en outre en ce que ledit boîtier (12) est rempli d'un agent transmetteur d'ondes ultrasoniques (TM) et en ce que ledit mécanisme transformateur et transmetteur d'entraînement est isolé de l'agent transmetteur d'ondes ultrasoniques par un fluide magnétique (112) emplissant un circuit magnétique formé à la limite du mécanisme transformateur et transmetteur d'entraînement et du

boîtier (12) du transducteur ultrasonique (11) pour s'étendre sur toute l'étendue de l'axe de sortie (92) du mécanisme transformateur et transmetteur d'entraînement .

22. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 20, caractérisé en outre en ce que lesdits organes transmetteurs d'entraînement comprennent un disque de friction (178) monté sur l'axe de sortie (176a) du mécanisme transformateur et transmetteur d'entraînement, et une partie saillante entraînée (135f) formée sur ledit transducteur ultrasonique (123) et engagée par le disque .

23. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 1, caractérisé en outre en ce que lesdits organes d'entraînement comprennent un organe d'actionnement à bobine mobile (51) disposé ddans l'extrémité distale (5) de l'endoscope (1) et dont l'axe de sortie (52) est raccordé audit transducteur ultrasonique (11) .

24. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 1, caractérisé en outre en ce que lesdits organes d'entraînement comprennent une paire d'électro-aimants (62a, 62b) disposés dans l'extrémité distale (5) de l'endoscope (1) et placés, en opposition mutuelle, de part et d'autre d'un organe porteur (61) fait d'une matière faiblement ferromagnétique et portant ledit transducteur ultrasonique de façon à lui permettre d'osciller .

25. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 1, caractérisé en outre en ce que ledit organe détecteur d'angle d'exploration comprend un potentiomètre linéaire (32) disposé dans l'extrémité distale (5) de l'endoscope (1) et comportant un axe de contact (32a) joint audit transducteur ultrasonique (11) .

26. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 1, caractérisé en outre en ce que ledit organe détecteur d'angle d'exploration comprend un potentiomètre rotatif (45) disposé dans l'extrémité distale (5) de l'endoscope (1) et comportant un axe rotatif accouplé à un axe porteur (44) provoquant le mouvement oscillant dudit transducteur ultrasonique (11) .

27. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 1, caractérisé en outre en ce que ledit organe détecteur d'angle d'exploration comprend une combinaison d'un élément photoémetteur (72) et d'un élément photorécepteur (73) disposés en opposition mutuelle de part et d'autre d'un écran d'occultation de lumière (71)accouplé audit transducteur ultrasonique (11) .

28. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 1, caractérisé en outre en ce que ledit organe détecteur d'angle d'exploration comprend un codeur rotatif (81) accouplé audit transducteur ultrasonique (11) .

29. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 1, caractérisé en outre en ce que ledit organe détecteur d'angle d'exploration comprend un détecteur d'angle d'exploration (AD) connecté à un moteur détecteur (M_2) actionné en synchronisme avec un moteur d'entraînement (M_1) constituant ledit organe d'entraînement .

30. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 1, caractérisé en outre en ce que ledit appareil de formation d'images comprend un détecteur d'angle d'exploration (AD) détectant un angle d'exploration dudit transducteur ultrasonique (11, 11A, 123, 123A) et un générateur de fonctions sinusoïdales et cosinusoïdales (SFG, CFG) réagissant à un signal d'angle d'exploration (θ) du détecteur d'angle d'exploration en produisant des valeurs sinusoïdales et cosinusoïdales correspondantes .

31. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 1, caractérisé en outre en ce que ledit appareil de formation d'images comprend un générateur d'impulsions d'horloge (CG) produisant un signal d'impulsions d'horloge transmis, comme signal de commande, à un moteur à impulsions (M_3) constituant ledit organe d'entraînement, un compteur d'adresse (AC) comptant le signal d'impulsions d'horloge pour en déduire une information relative à un angle d'exploration (θ), et un circuit de mémoire (MC_1, MC_2) emmagasinant les valeurs sinusoïdales et cosinusoïdales correspondant aux angles d'exploration (θ) et permettant la lecture de celles desdites valeurs choisies en réponse à un signal d'adresse du compteur d'adresse .

32. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 31, caractérisé en ce que ledit circuit de mémoire (MC_1, MC_2) comprend une mémoire numérique morte et est associé à un convertisseur numérique/analogique (DAC_1, DAC_2) convertissant un signal numérique lu dans la mémoire en un signal analogique correspondant .

33. Système de diagnostic par ultrasons selon la Revendication 31, caractérisé en outre en ce que ledit compteur d'adresse (AC) est associé à une mémoire non mobile (MC_3) emmagasinant les informations relatives à un angle d'exploration adressées par le compteur, une unité de visualisation d'angle d'exploration (DP) fournissant une représentation extérieure du contenu emmagasiné par ladite mémoire (MC_3) et un circuit de commande de lecture/écriture (RWC) commandant l'écoulement des informations entre le compteur d'adresse (AC) et ladite mémoire (MC_3) .

2461486

FIG. 1

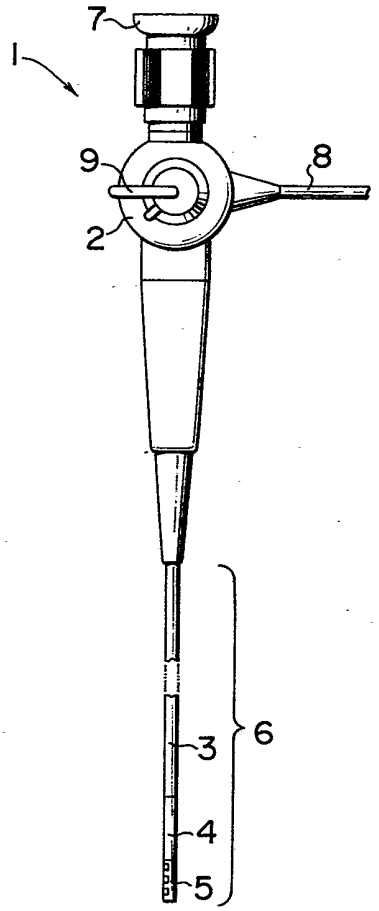


FIG. 2

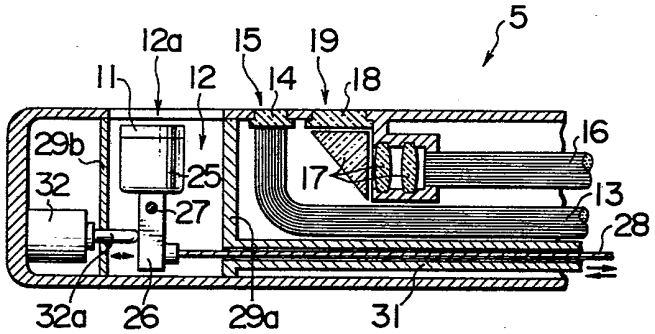


FIG. 3

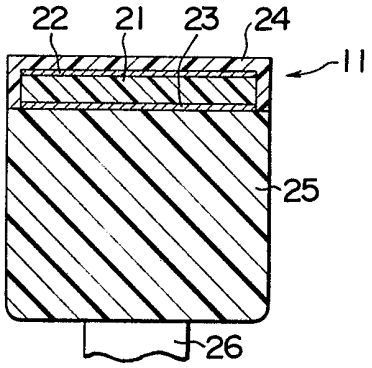


FIG. 4

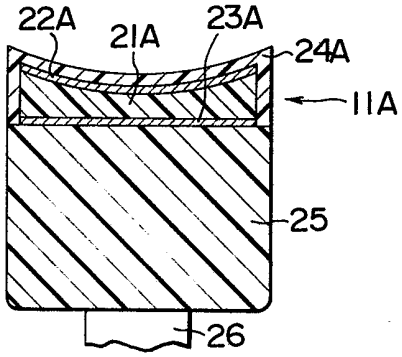


FIG. 5

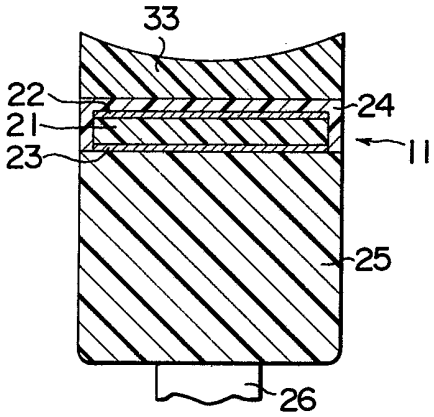


FIG. 6

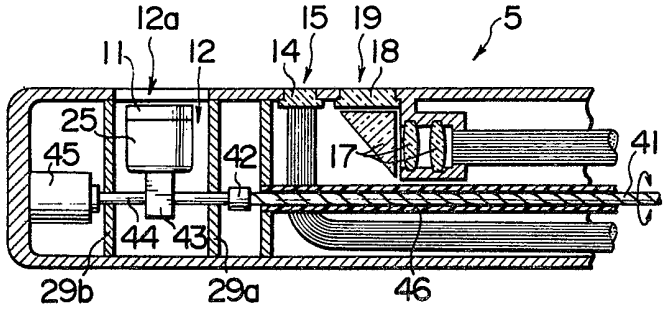


FIG. 7

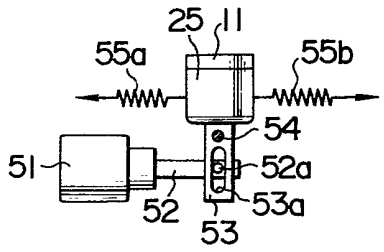


FIG. 8

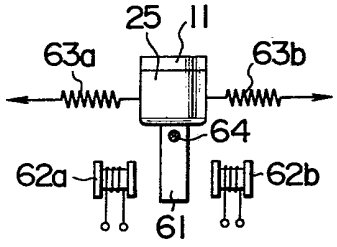


FIG. 9

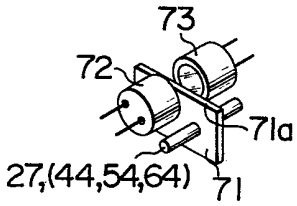


FIG. 10

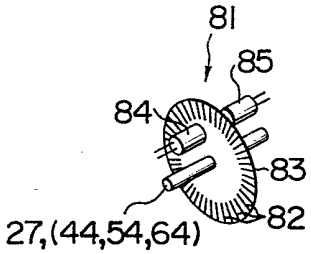
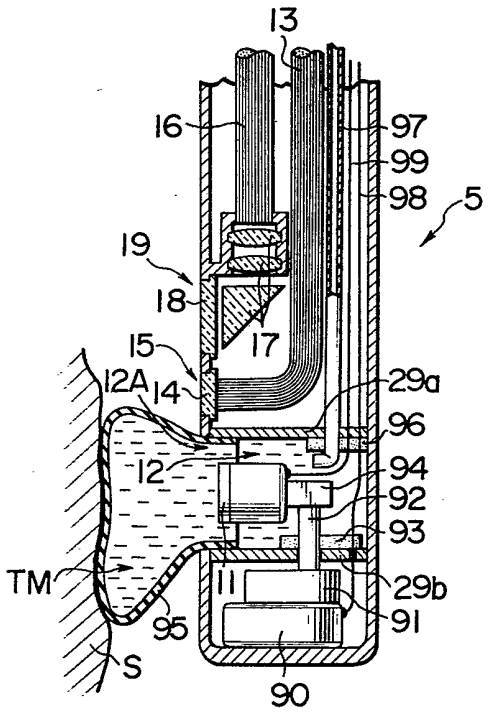


FIG. 11



2461486

FIG. 12

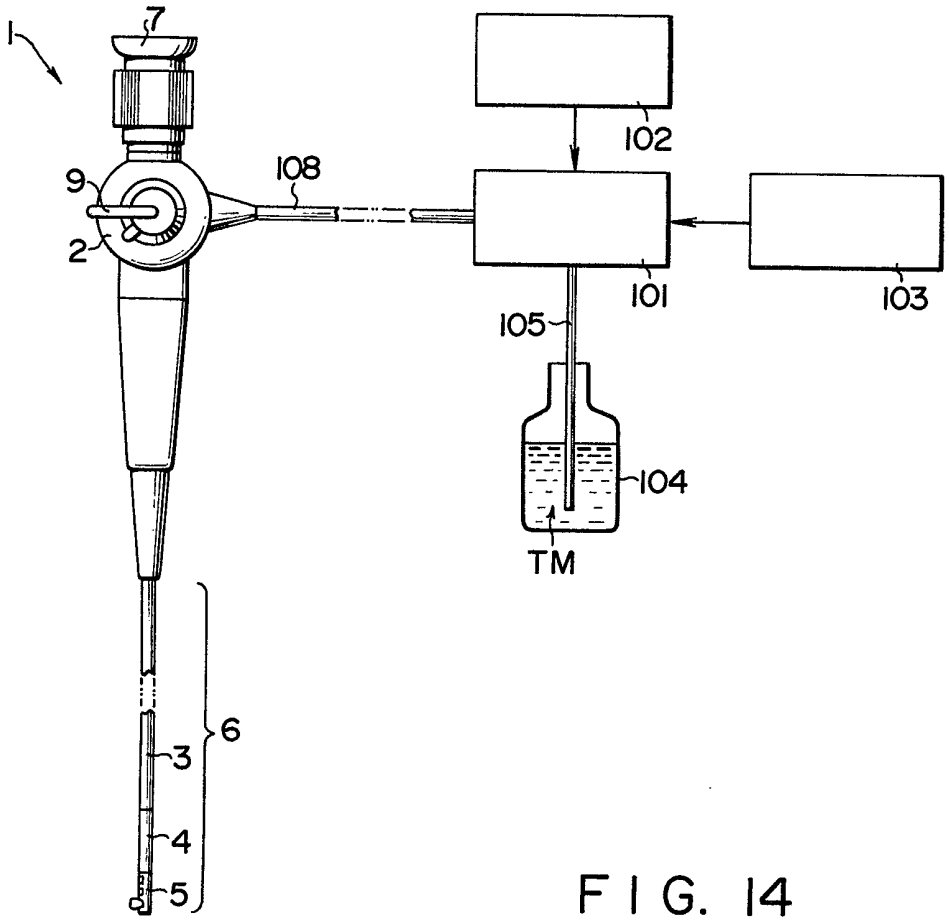


FIG. 14

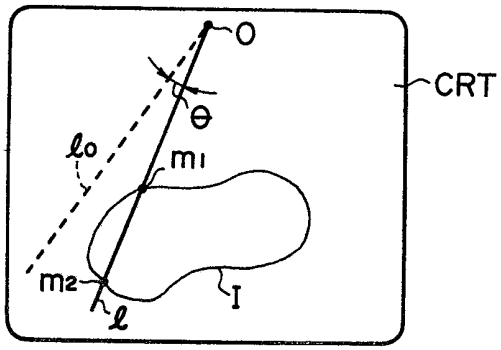


FIG. 13

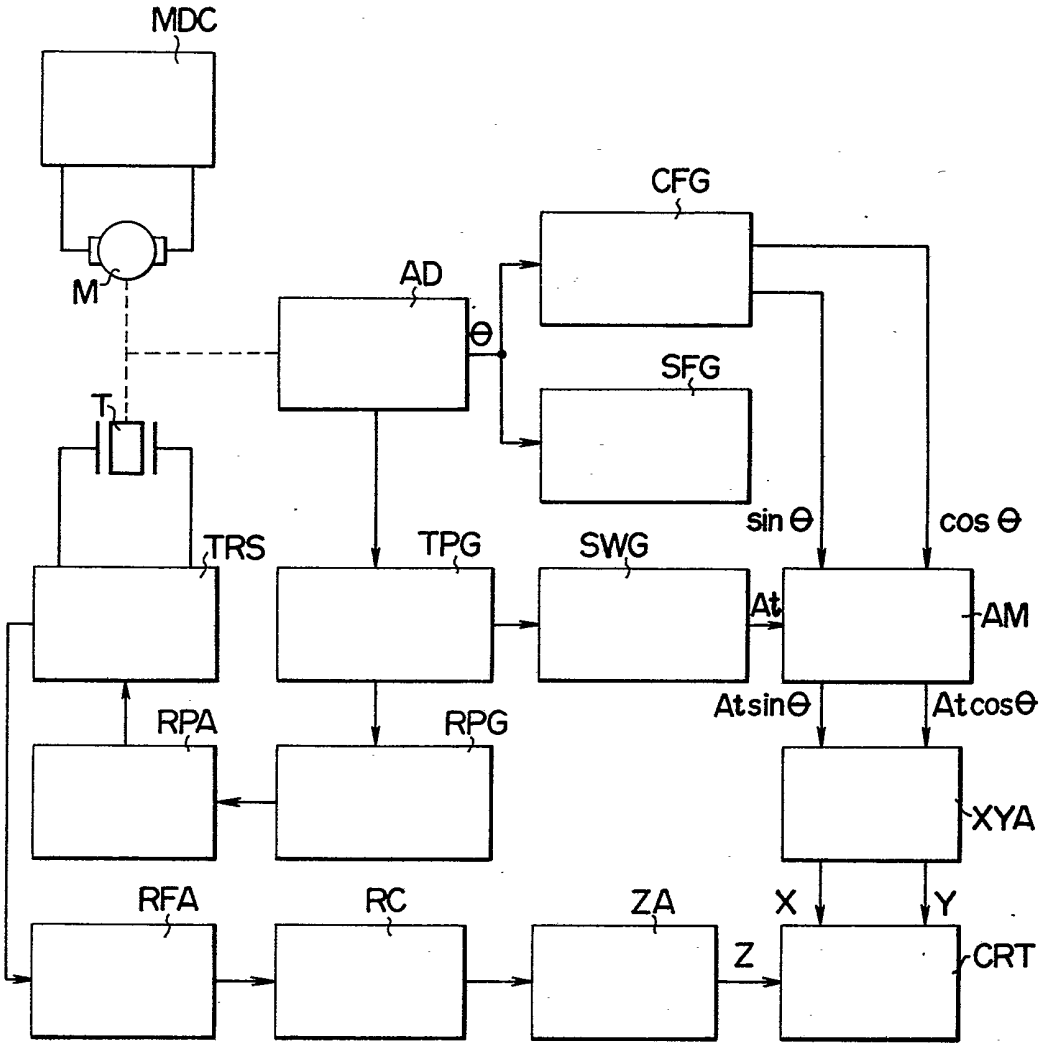
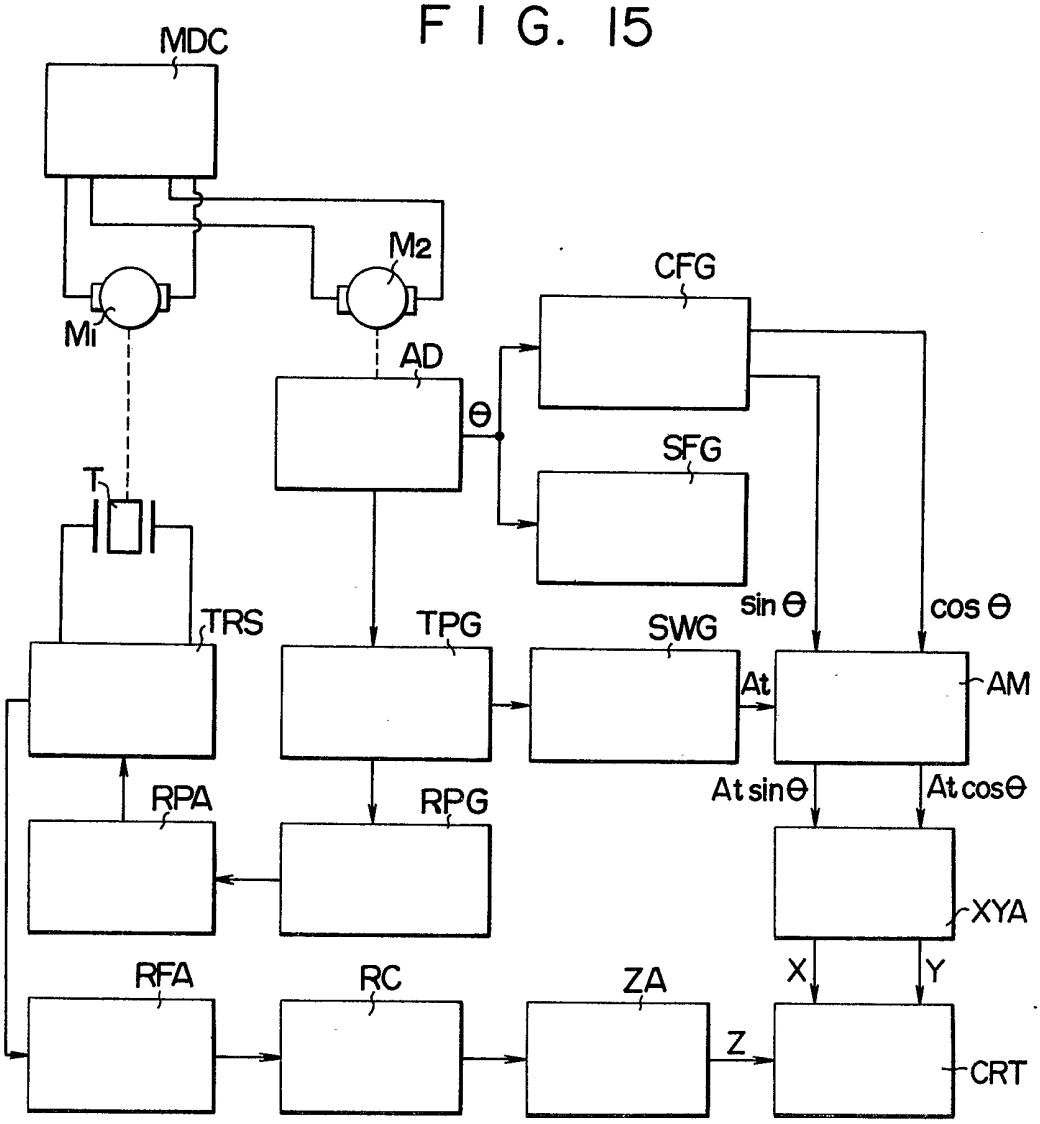

MDC
M
AD
θ
CFG
SFG
T
TRS
TPG
SWG
sin θ
cos θ
At
AM
Atsinθ
Atcosθ
RPA
RPG
XYA
RFA
RC
ZA
X
Y
Z
CRT

FIG. 15


MDC
M2
M1
CFG
AD
θ
SFG
T
TRS
TPG
SWG
sin θ
cos θ
At
AM
RPA
RPG
At sinθ
At cosθ
XYA
RFA
RC
ZA
X
Y
Z
CRT

2461486

FIG. 16

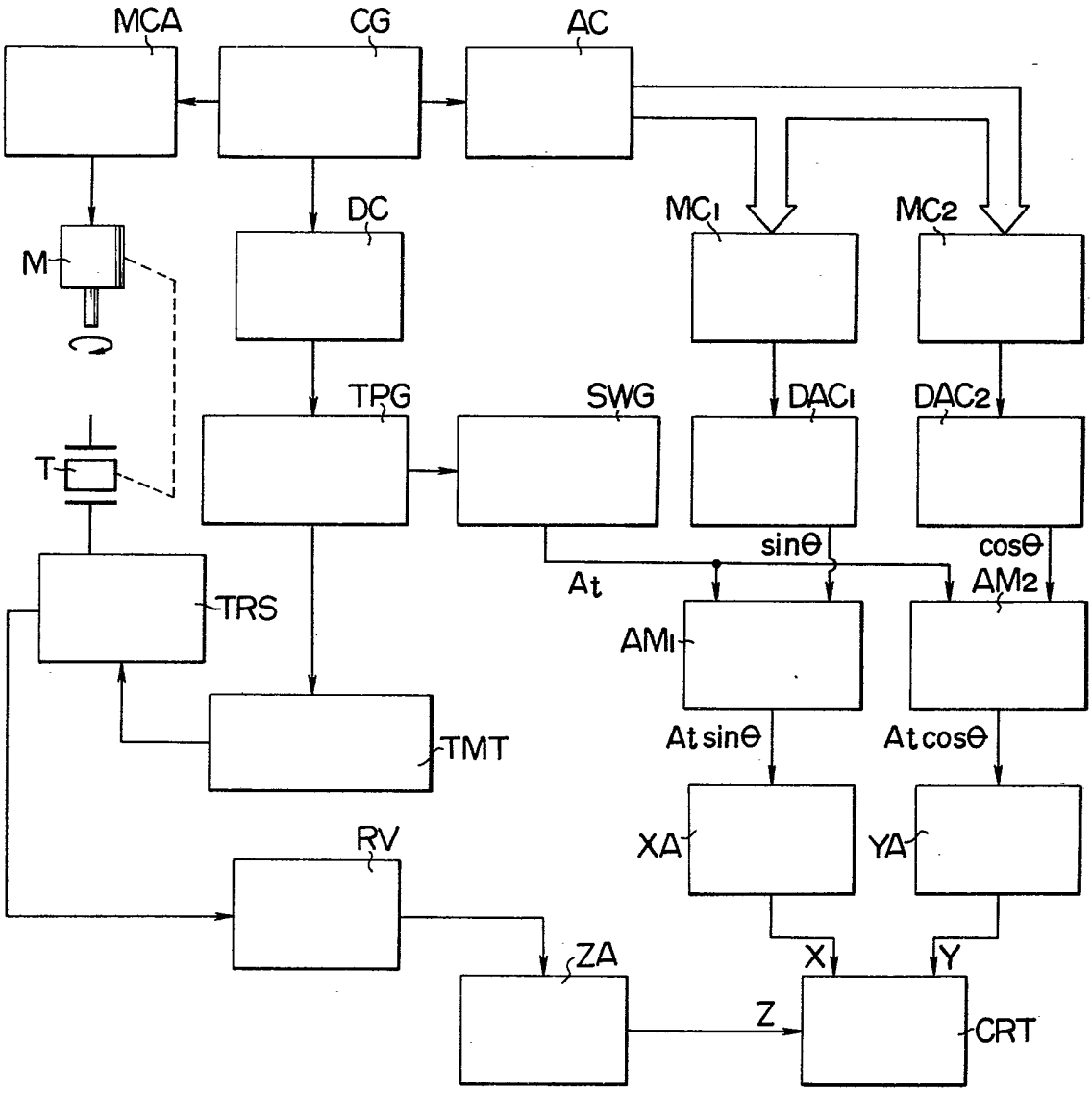


FIG. 17

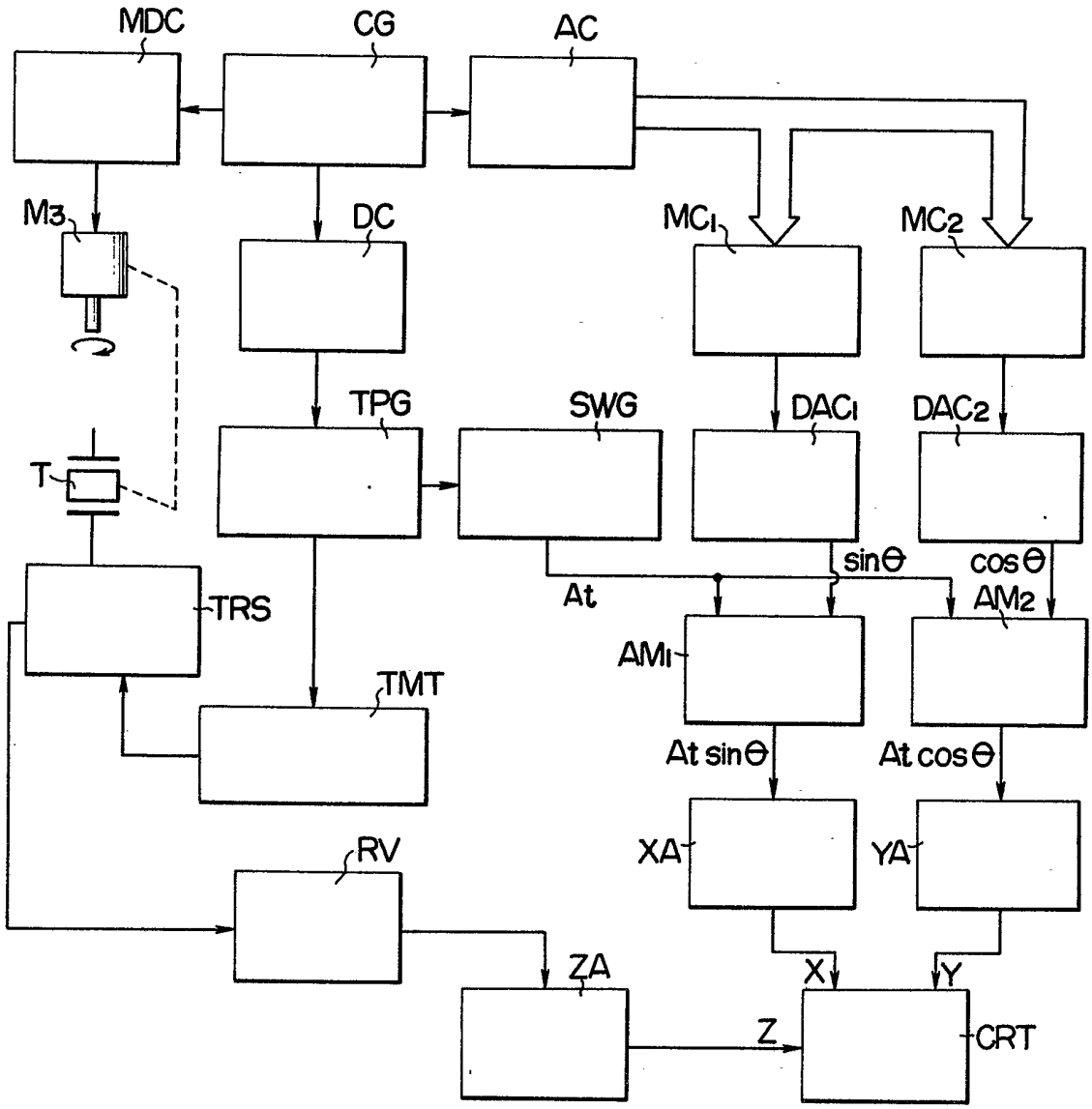

MDC
CG
AC
M3
DC
MC1
MC2
TPG
SWG
DAC1
DAC2
T
sinθ
cosθ
At
AM2
TRS
AM1
TMT
At sinθ
At cosθ
RV
XA
YA
ZA
X
Y
Z
CRT

FIG. 18

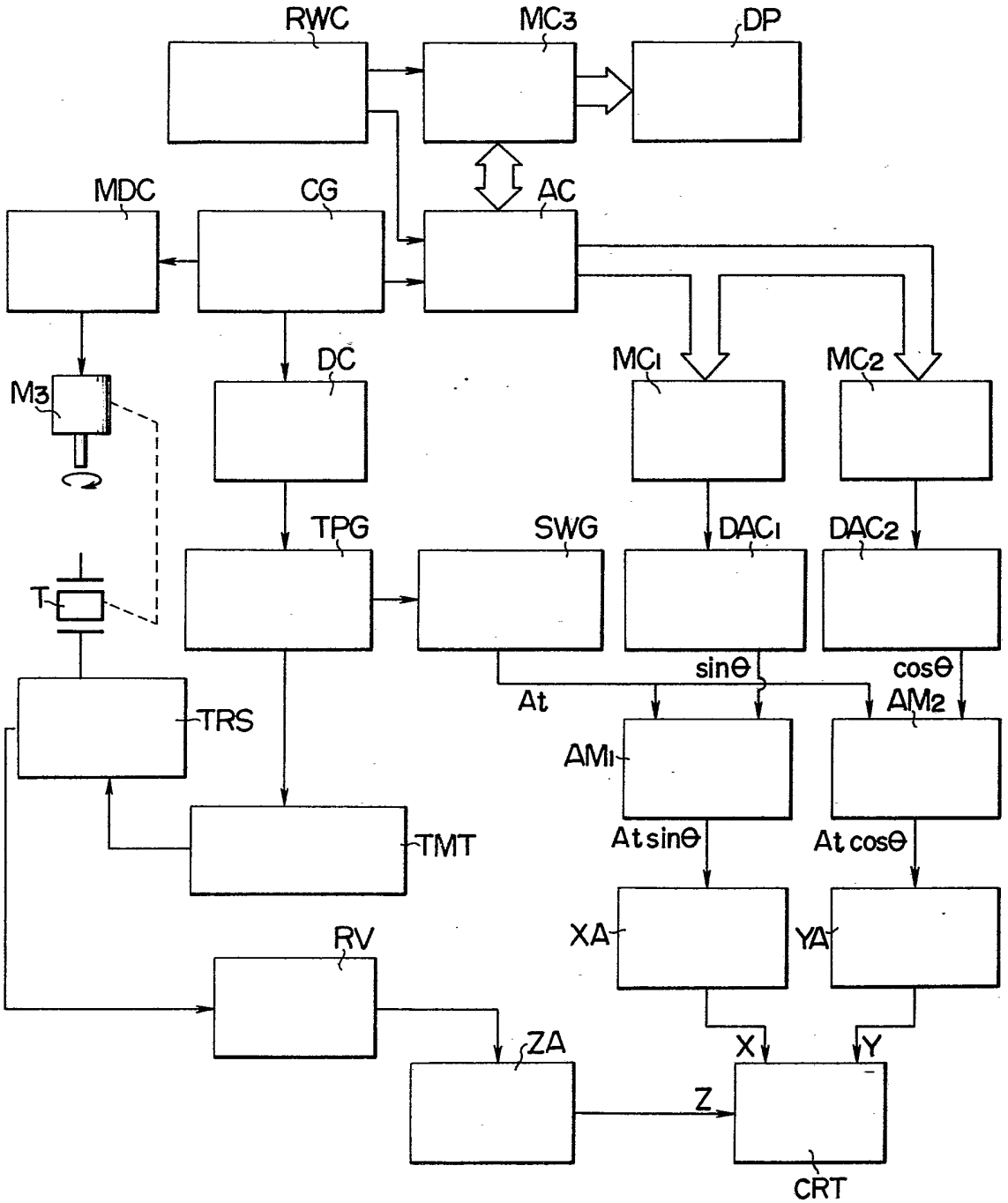

RWC
MC3
DP
MDC
CG
AC
M3
DC
MC1
MC2
TPG
SWG
DAC1
DAC2
T
sinθ
cosθ
At
AM2
TRS
AM1
TMT
At sinθ
At cosθ
XA
YA
RV
ZA
X
Y
Z
CRT

FIG. 19

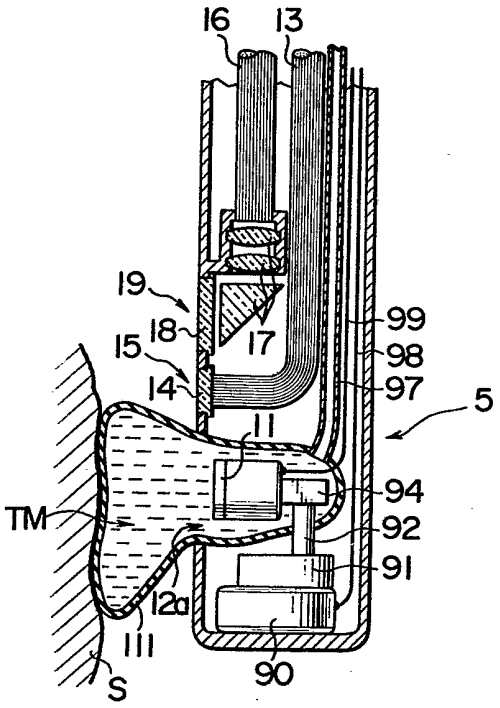


FIG. 21

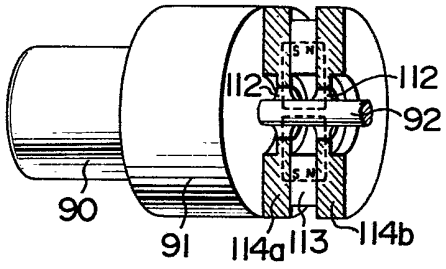


FIG. 22

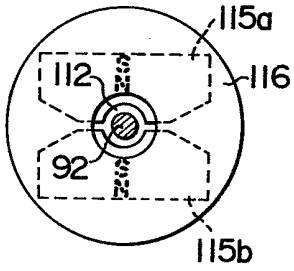


FIG. 20

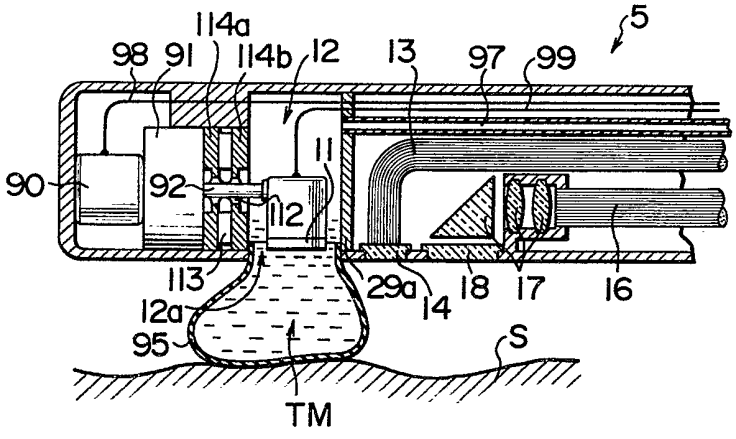


FIG. 23(A)

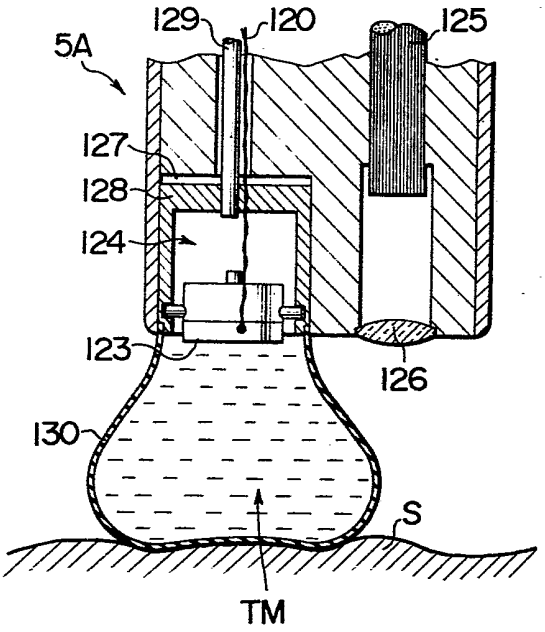


FIG. 23(B)

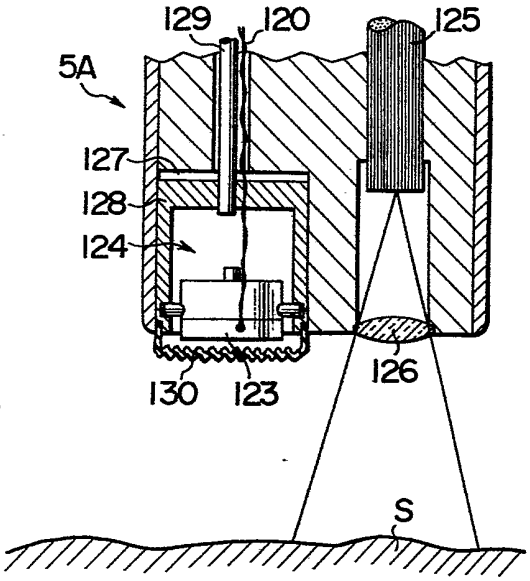


FIG. 24

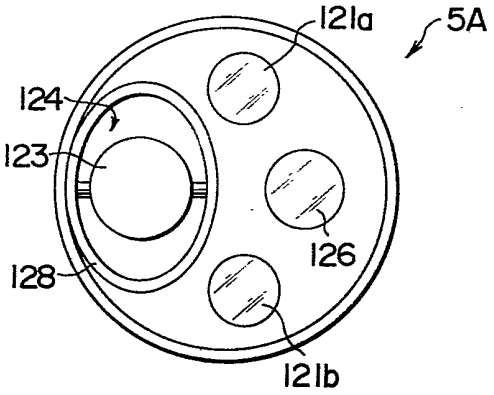


FIG. 25

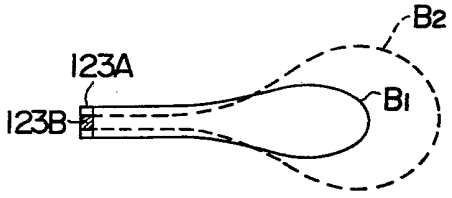


FIG. 26

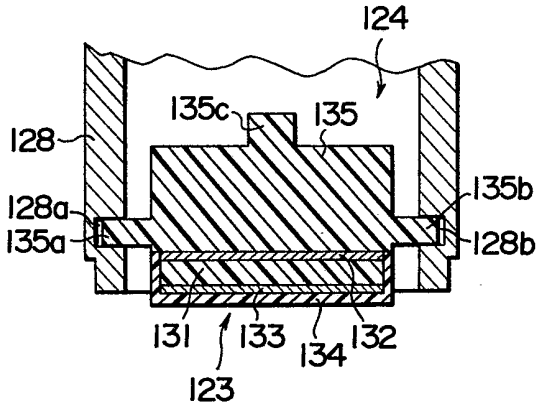


FIG. 27

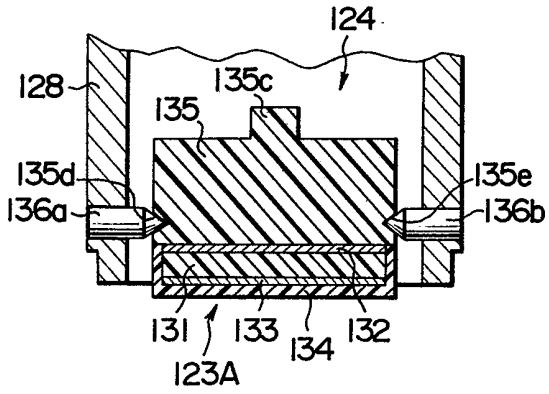


FIG. 28

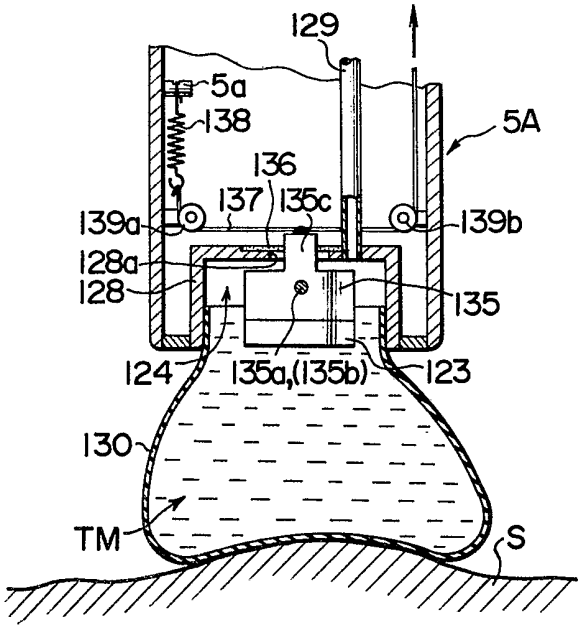


FIG. 29

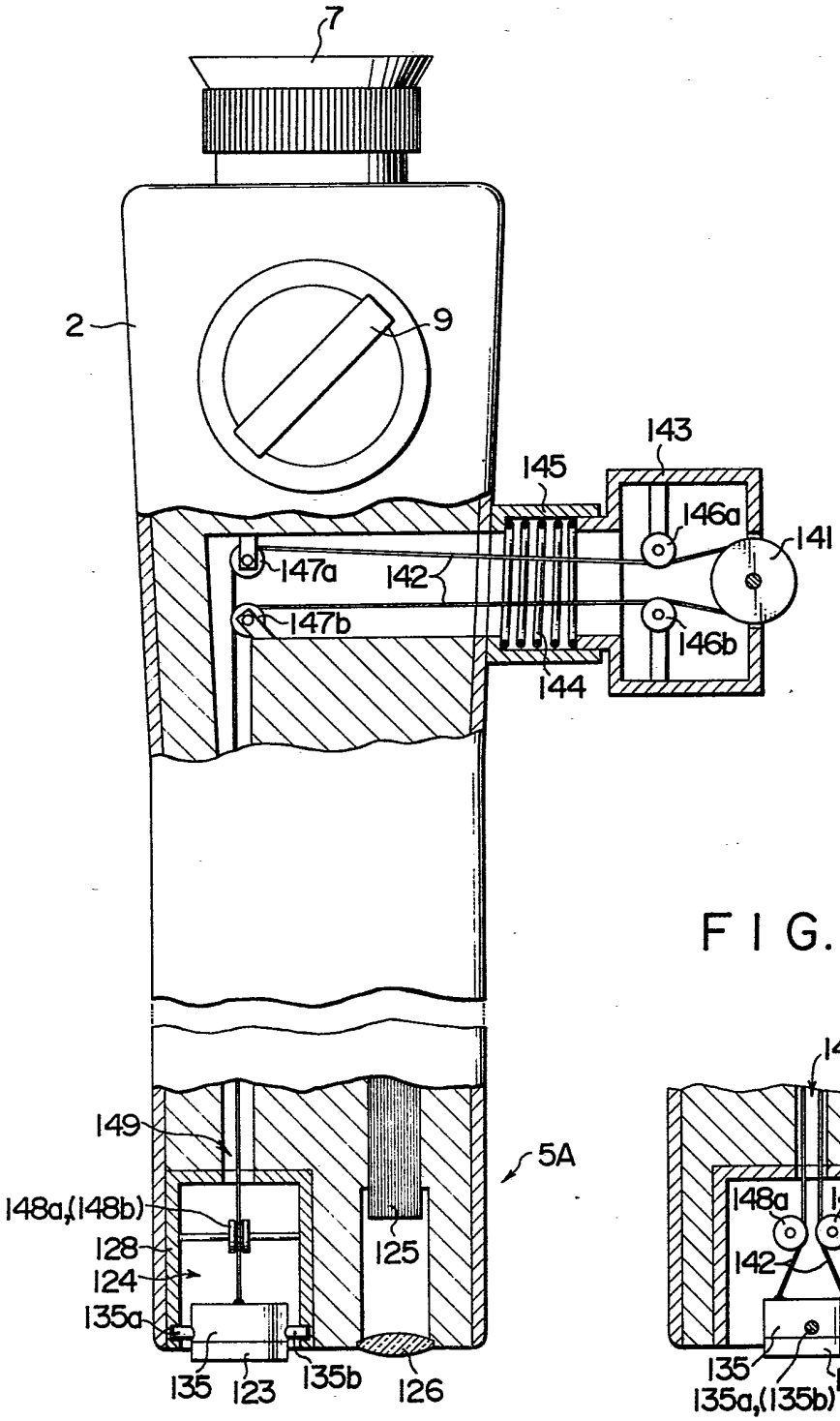

7
2
9
143
145
146a
141
147a
142
147b
146b
144
149
5A
148a,(148b)
128
124
135a
125
135
123
135b
126

FIG. 30

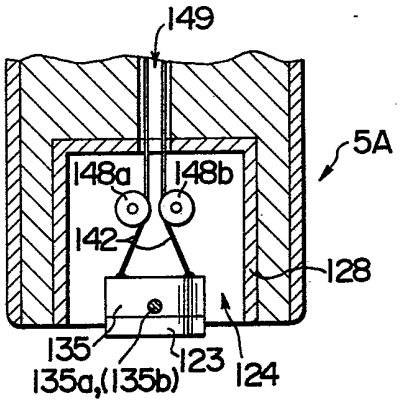

149
5A
148a
148b
142
128
135
135a,(135b)
123
124

FIG. 31

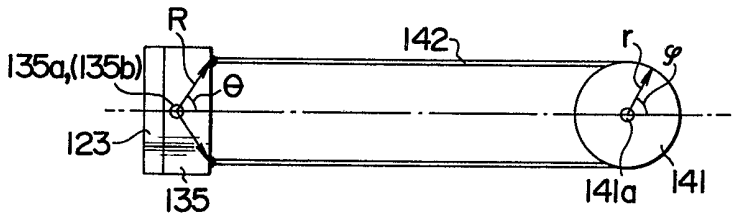


FIG. 32

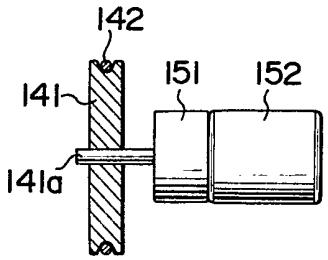


FIG. 33

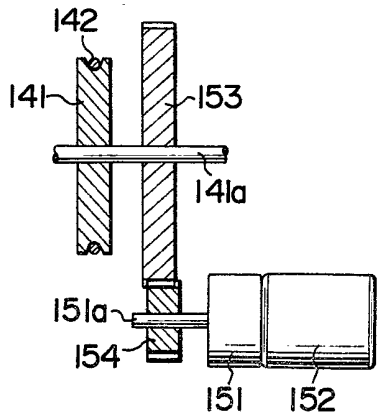


FIG. 34

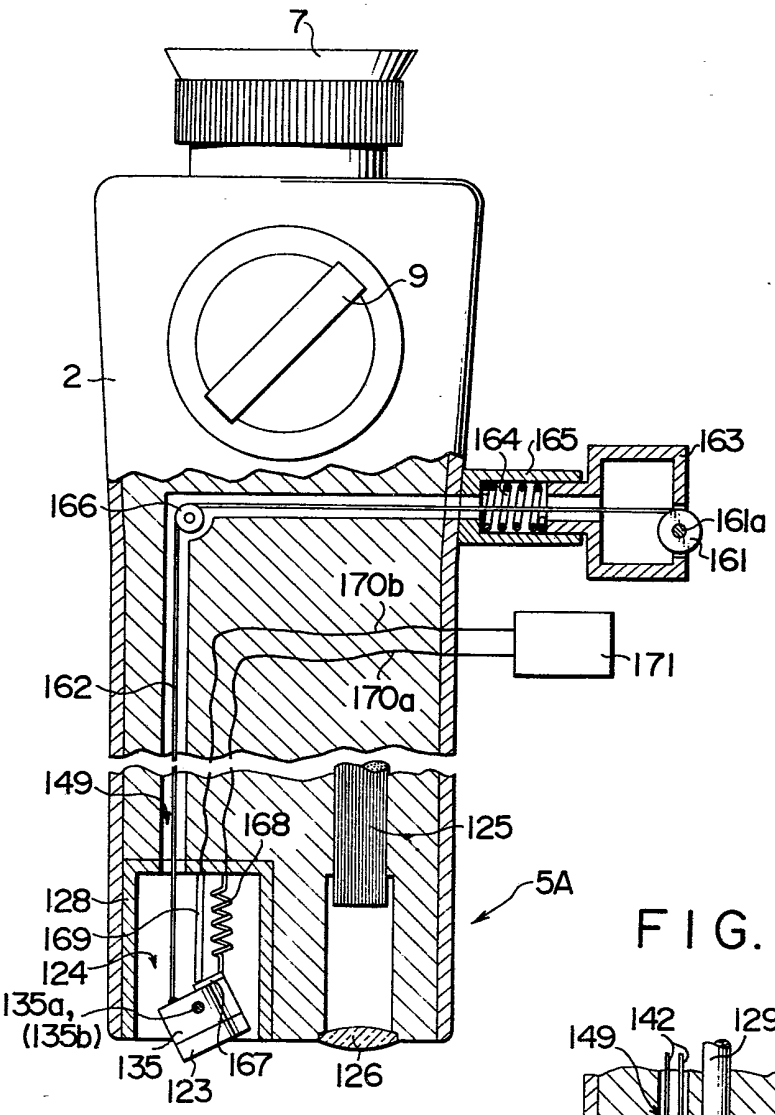

7
9
2
164
165
163
166
161a
161
170b
171
162
170a
149
168
125
5A
128
169
124
135a,
(135b)
135
123
167
126

FIG. 35

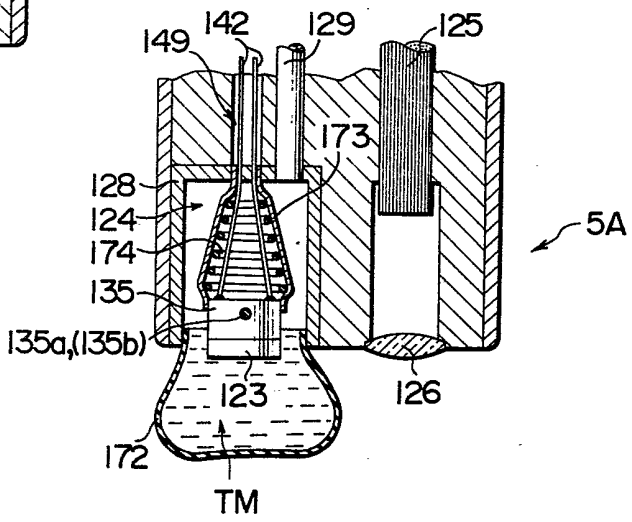

149
142
129
125
173
128
124
174
135
135a,(135b)
123
126
5A
172
TM

FIG. 36

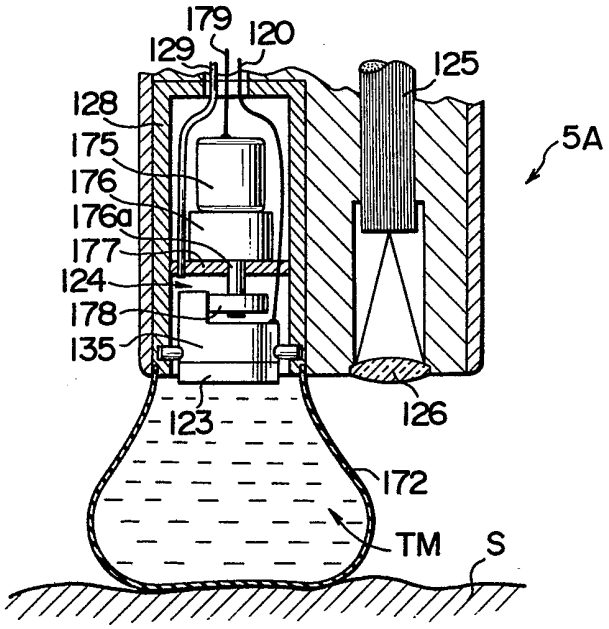

179
129
120
125
128
175
176
176a
177
124
178
135
5A
123
126
172
TM
S

FIG. 37

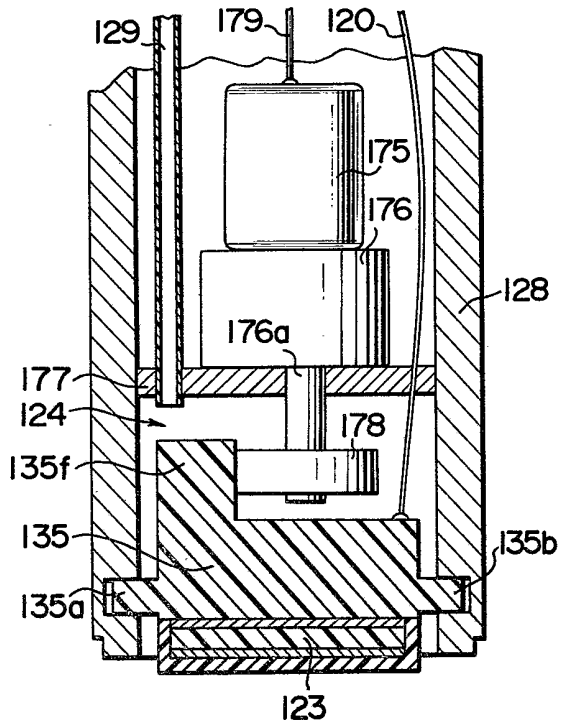

129
179
120
175
176
128
176a
177
124
178
135f
135
135b
135a
123

FIG. 38

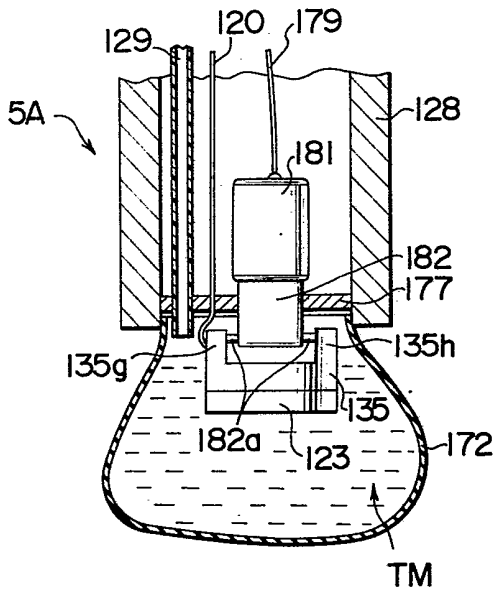
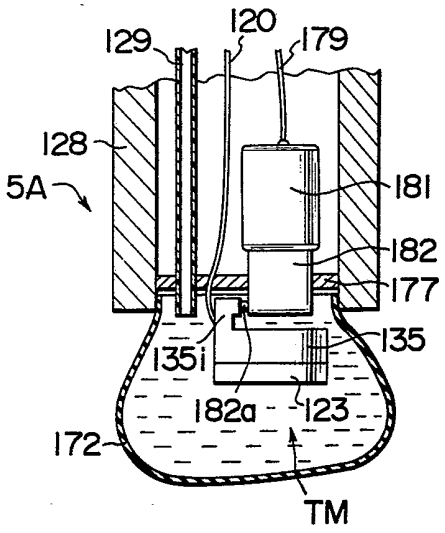

129
120
179
5A
128
181
182
177
135h
135g
135
182a
123
172
TM

FIG. 39


129
120
179
128
5A
181
182
177
135
135i
182a
123
172
TM