RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 507 075**
(A n'utiliser que pour les commandes de reproduction).

A1

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

(21) **N° 81 11302**

(54) **Sonde endoscopique et procédé d'utilisation.**

(51) Classification internationale (Int. Cl. ³). A 61 B 1/04, 10/00.

(22) Date de dépôt ..... 9 juin 1981.
(33) (32) (31) Priorité revendiquée :

(41) Date de la mise à la disposition du
public de la demande ..... B.O.P.I. — « Listes » n° 49 du 10-12-1982.

(71) Déposant : Société dite : SRI INTERNATIONAL, résidant aux EUA.

(72) Invention de : Philip Shepard Green, Dilip Govind Saraf et James Fred Havlice.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Rinuy, Santarelli,
14, av. de la Grande-Armée, 75017 Paris.

La présente invention concerne les endoscopes.

Les endoscopes destinés à l'examen visuel d'organes internes de corps vivants sont bien connus. Ils comprennent un tube flexible ou rigide qui s'étend entre un boîtier de commande à l'extrémité proximale et un bout ou une sonde à l'extrémité distale du tube. Il existe une partie de tube flexible dans une position adjacente à la sonde et cette partie est courbée sous la commande de l'opérateur au moyen d'un mécanisme de commande qui se trouve dans le boîtier de commande. Il existe des moyens optiques d'éclairage et d'observation qui comprennent un objectif dans la sonde et un oculaire dans le boîtier de commande et qui permettent d'observer la surface de la cavité.

Bien que les endoscopes fournissent à l'opérateur une information concernant les conditions d'une surface intérieure, on a reconnu qu'il était nécessaire d'effectuer une échographie ultrasonore des surfaces sous-jacentes. Un article intitulé A New Trans-digestive-tract scanner with a gastro-fiberscope, par K. Hisanaga et A. Hisanaga, publié dans les Proceedings of the 23rd Annual Meeting of the American Institute of Ultrasound in Medicine, 1978, page 108, montre un endoscope à fibres optiques qui est muni d'un transducteur mobile, permettant d'obtenir des images des tissus sous-jacents, avec un balayage par secteur de type B. Cependant, comme l'indique l'article, les images obtenues n'ont pas de valeur pour un diagnostic. Les sondes contenant des réseaux linéaires de transducteurs sont également connues, comme il ressort du brevet U.S. 3 938 502 et du brevet allemand 2 305 501. Ces brevets montrent respectivement des réseaux circulaires et rectilignes de transducteurs. Cependant, ces sondes ne disposent pas de moyens d'observation optiques permettant à l'opérateur de positionner la sonde aux emplacements désirés à l'intérieur de la partie du corps. En l'absence d'une telle connaissance de la position et de l'orientation des transducteurs, les images ultrasonores obtenues n'auraient qu'une utilité minimale au point de vue du diagnostic. De plus,

des moyens d'observation optiques sont de façon générale nécessaires pour guider la sonde en toute sécurité pendant son introduction dans l'organe du corps, afin d'éviter de blesser et de faire souffrir le patient. Ces sondes ne comportent également pas de moyens de focalisation à lentille acoustique cylindrique, destinés à focaliser le faisceau. On connaît des transducteurs ultrasonores arrangés en réseau linéaire qui comportent une lentille cylindrique destinée à effectuer une focalisation dans un plan normal à un second plan dans lequel le faisceau est focalisé de façon électronique, comme le montre le brevet U.S. 3 936 791. Cependant, dans ce brevet, la lentille comporte une surface libre extérieure concave qui ne conviendrait pas à l'utilisation dans une sonde endoscopique.

L'invention a de façon générale pour but de réaliser une sonde perfectionnée qui puisse être introduite dans une cavité du corps pour être utilisée en échographie ultrasonore de parties internes du corps, avec un balayage rectiligne de type B.

Un autre but général de l'invention est de réaliser un instrument combinant un endoscope et un dispositif d'échographie ultrasonore par impulsions à balayage de type B, qui fasse disparaître les inconvénients et les difficultés mentionnés précédemment des dispositifs de l'art antérieur.

L'invention a également pour but de réaliser un instrument comportant un endoscope et un dispositif d'échographie ultrasonore, cet instrument comportant une sonde qui peut être aisément guidée de façon optique vers les emplacements désirés à l'intérieur d'organes du corps et permettant d'obtenir des images en temps réel et à haute résolution du tissu sous-jacent qui soient utiles dans un but de diagnostic.

On parvient à atteindre les buts et les avantages indiqués ci-dessus, ainsi que d'autres, par l'utilisation d'un instrument endoscopique qui comporte une sonde qui est reliée par un tube à un boîtier de commande. L'instrument peut comporter un dispositif optique d'éclairage et d'obser-

vation comprenant un objectif situé dans la sonde et un oculaire situé dans le boîtier, pour observer de façon optique les surfaces internes de parties du corps. Une partie au moins du tube qui est adjacente à la sonde est flexible et une poignée de commande située sur le boîtier de commande permet de courber cette partie dans une direction désirée, sous la commande de l'opérateur, pour faciliter le guidage de la sonde dans la partie du corps et pour positionner cette sonde à un emplacement désiré dans la partie du corps. Un dispositif d'échographie ultrasonore par impulsions à balayage rectiligne de type B réalise une échographie du tissu sous-jacent dans des régions identifiées de façon optique. Un réseau de transducteurs est placé à l'intérieur de la sonde, en position adjacente à son extrémité distale, et des câbles coaxiaux connectent des éléments de transducteur individuels du réseau à un générateur d'impulsions et à des moyens de réception d'impulsions du dispositif à balayage de type B. Il existe des moyens permettant d'émettre et de recevoir de l'énergie ultrasonore en utilisant des groupes d'éléments de transducteur de manière à assurer la focalisation et le balayage du faisceau dans le plan longitudinal du réseau. Un dispositif à lentille de focalisation, à l'état solide, en une matière à faible vitesse de propagation, est fixé à la face du réseau et ce dispositif à lentille comporte une face extérieure qui se conforme pratiquement au contour de la surface extérieure de la sonde, afin de focaliser le faisceau dans une direction normale au plan longitudinal du réseau de transducteurs. Avec cette configuration, on obtient des images ultrasonores à haute résolution sur une plage de profondeurs au-dessous de la surface de la partie du corps. Les images en temps réel sont présentées sur des moyens d'affichage que l'opérateur peut observer aisément. Lorsque l'instrument comporte un dispositif d'observation optique, il existe également un dispositif de télévision en circuit fermé qui comprend une caméra réagissant aux images optiques provenant de la sonde, et un récepteur de contrôle de télévision placé à côté des moyens de présentation d'image en

balayage de type B. De ce fait, les images optiques et ultrasonores sont présentées simultanément pour être observées simultanément par l'opérateur.

L'invention sera mieux comprise à la lecture de la description qui va suivre d'un mode de réalisation et en se référant aux dessins annexés sur lesquels :

La figure 1 est une représentation combinée en élévation et en perspective d'un dispositif d'échographie ultrasonore comportant un instrument endoscopique, correspondant à un mode de réalisation de l'invention ;

La figure 2 est une représentation en élévation d'un oculaire qui peut être utilisé avec le dispositif de l'invention ;

La figure 3 est une coupe partielle agrandie, en élévation, de la sonde, avec certaines parties de celle-ci arrachées dans un but de clarté ;

La figure 4 est une coupe selon les lignes 4-4 de la figure 3 ;

La figure 5 est un schéma synoptique simplifié du dispositif représenté sur la figure 1, comprenant des détails d'un dispositif d'échographie ultrasonore du type utilisable dans l'invention ;

La figure 6 est une représentation schématique montrant la sonde positionnée à l'intérieur d'un estomac, pour effectuer un examen ultrasonore du pancréas adjacent; et

La figure 7 est une coupe d'une lentille composite de focalisation acoustique, de forme cylindrique, du type utilisable dans la sonde de l'invention.

Comme on l'a indiqué précédemment, l'échographie ultrasonore de parties internes du corps est bien connue. On sait également qu'outre le fait que l'énergie ultrasonore est atténuée au cours de la propagation dans les organes et les tissus, l'atténuation augmente avec la fréquence. Ainsi, les signaux de fréquence élevée sont plus fortement atténués que les signaux ou les composantes de signaux de fréquence basse. Par conséquent, lorsqu'on désire réaliser une échographie de parties du corps situées à une

grande profondeur dans le corps, en travaillant à partir de la peau du patient, on emploie de l'énergie de fréquence relativement basse pour réduire l'atténuation. Cependant, la résolution qu'il est possible d'obtenir dépend de la fréquence des ondes d'énergie. Par conséquent, s'il est nécessaire de faire propager de l'énergie ultrasonore à travers une quantité importante de matière du corps, pour former l'image de la partie désirée du corps, on voit qu'il est nécessaire d'utiliser de l'énergie de fréquence relativement basse, ce qui limite la résolution. En incorporant le réseau de transducteurs dans une sonde endoscopique, on peut obtenir des images ultrasonores à haute résolution de parties internes du corps très éloignées de la peau, en travaillant à des fréquences élevées, par exemple de l'ordre de 10 MHz. Avec le dispositif de l'invention, on peut obtenir des images à haute résolution, par exemple du pancréas, on procédant de manière intragastrique, à travers les parois de l'estomac et du duodénum.

On va maintenant considérer la figure 1 qui montre que le dispositif original d'endoscopie et d'échographie ultrasonore comprend une sonde originale 10 qui est reliée à un boîtier 12 par un tube 14 et une partie au moins de ce tube qui est adjacente à la sonde est flexible. Le dispositif comprend un endoscope de structure pratiquement classique et on a représenté à titre d'exemple un endoscope flexible. La sonde 10 comprend une pièce rigide d'extrémité distale, ou bloc de support, 16, de forme générale cylindrique, située à l'extrémité distale. La pièce d'extrémité comporte une partie ou une pièce 16A s'étendant vers l'arrière avec une forme générale semi-cylindrique, qui est utilisée pour supporter des parties d'un dispositif optique d'éclairage et d'observation ainsi qu'un réseau de transducteurs, comme décrit ci-après.

Le dispositif optique d'éclairage et d'observation comprend des faisceaux de fibres de transmission de lumière 18, 18 qui s'étendent axialement dans la partie longue du bloc de support 16 et se terminent au niveau de la face avant de ce dernier. Les faisceaux, qui sont contenus

dans une gaine protectrice, passent vers l'arrière en traversant le tube 14, pénètrent dans le boîtier 12, et se terminent au niveau d'un connecteur optique 19, sur une paroi du boîtier 12. Un câble à optique de fibres 20 relie les faisceaux à une source d'éclairage appropriée, non représentée, qui est située dans une unité de commande d'endoscope 22. Une commande d'intensité lumineuse 24, associée à un interrupteur d'éclairage, est placée sur le panneau de l'unité de commande 22, pour la commande de l'éclairage. L'unité 22 qui est représentée comprend également une source de fluides, tels que de l'air et de l'eau sous pression, qui peut être reliée à l'endoscope. On ne voit sur la figure 1 qu'une source d'eau qui est reliée à l'endoscope, dans un but indiqué ci-après.

Le dispositif optique d'observation comprend un objectif, comportant par exemple des éléments de lentille 28 et 30 (voir également la figure 3) qui sont contenus dans une ouverture axiale qui traverse la partie longue du bloc de support 16. Le premier élément de lentille 28 est monté de façon appropriée en position adjacente à la face avant du bloc de support 16, tandis que le second élément de lentille 30 est fixé à l'extrémité avant d'un faisceau 32 de fibres de transmission de la lumière. A partir de la sonde 10, le faisceau 32 se dirige vers l'arrière en traversant le tube 14 et le boîtier de commande 12, jusqu'à un connecteur optique 34 qui se trouve à l'arrière du boîtier. Sur la figure 1, un câble à optique de fibres 36 est représenté schématiquement et ce câble a pour fonction de connecter le dispositif d'observation à une caméra vidéo, non représentée, qui fait partie d'une unité de commande et de présentation vidéo 38. La caméra appartenant à l'unité de commande 38 constitue un élément d'un système de télévision en circuit fermé qui comporte un dispositif de présentation visuelle 40, destiné à donner une présentation visuelle des objets qui sont dans le champ de l'objectif. On voit sur le panneau avant de l'unité de commande et de présentation vidéo 38 des commandes marche-arrêt, de luminosité et de contraste qu'on trouve dans les dispositifs classiques de

télévision en circuit fermé.

Un oculaire 42, représenté sur la figure 2, peut être relié au dispositif d'observation endoscopique par l'intermédiaire du connecteur optique 34, après avoir tout d'abord déconnecté le câble à optique de fibres 36 de ce connecteur, pour permettre une observation directe par l'opérateur, au lieu de l'observation sur l'écran 40. L'utilisation de l'oculaire 42 est souvent préférée pendant l'introduction de la sonde dans la cavité du corps.

On peut employer des moyens de commande de flexion de structure classique pour commander la flexion du tube 14 au voisinage de la sonde 10. Sur la figure 1, un anneau de déflexion 44 est représenté en pointillés en position adjacente à l'extrémité proximale de la sonde 10, et cet anneau est relié par trois fils de commande 45 à un mécanisme de commande de flexion qui est contenu dans le boîtier 12. Le mécanisme de commande de flexion comporte un premier axe tournant 46 qui s'étend hors du boîtier, un second axe tournant 48 qui s'étend radialement à partir du premier axe 46, et une poignée 50 à l'extrémité libre de l'axe 48. En manoeuvrant la poignée 50, on peut faire tourner simultanément les deux axes 46 et 48, de façon à faire tourner la sonde 10 dans n'importe quelle direction désirée par rapport à l'extrémité distale flexible du tube 14.

Comme on l'a indiqué précédemment, l'unité 22 comporte également une source d'eau pour l'endoscope. Un manomètre de pression d'eau 52 indique la pression de l'eau qui est fournie à l'endoscope et on utilise une commande 54 pour fixer la pression au niveau désiré. L'eau est dirigée vers le boîtier 12 par un conduit 56 et elle est ensuite dirigée à travers le tube 14 et la sonde 10 jusqu'à une buse 58 qui fait légèrement saillie à partir de la face de la sonde. L'eau provenant de la buse s'écoule sur les extrémités des faisceaux de fibres d'éclairage 18, 18 et sur l'élément de lentille 28, afin de les maintenir exempts de mucus ou de substances analogues. Dans la configuration qui est représentée, il existe également un canal de guidage

60 qui s'étend depuis la pointe de la sonde 10 jusqu'à l'unité 12 et s'ouvre à l'extérieur de cette dernière. On peut faire passer par ce canal des instruments de divers types, non représentés. On notera ici qu'avec la sonde originale de l'invention, les divers canaux endoscopiques décrits ci-dessus traversent la partie de forme générale semi-cylindrique 16A du bloc de support 16 et se terminent dans une zone approximativement semi-circulaire de la face d'extrémité. L'autre moitié, approximativement, de la sonde de forme générale cylindrique est occupée par un réseau rectiligne de transducteurs ultrasonores, désigné globalement par la référence 70. Avec la position côte à côte représentée du réseau de transducteurs et des canaux endoscopiques, et du fait que l'extrémité distale du réseau de transducteurs est placée en position adjacente à l'extrémité distale de la sonde, on obtient une sonde de longueur totale minimale, ce qui facilite l'introduction dans un patient.

Le réseau de transducteurs représenté, qui apparaît plus clairement sur les figures 3 et 4, comprend une embase rectangulaire 72 en matière conductrice sur laquelle sont fixés les éléments de transducteur piézoélectriques 74 du réseau. Des électrodes 76 et 78 sont disposées sur les faces opposées respectives de la matière piézoélectrique 74. Uniquement à titre d'exemple, et non dans un but limitatif, le réseau peut être construit à partir d'un bloc de matière piézoélectrique, mesurant par exemple 3 cm sur 0,5 cm et comportant des électrodes placées sur ses faces opposées. Ce bloc de matière piézoélectrique peut être polarisé uniformément dans une direction normale aux faces parallèles et opposées qui sont couvertes par les électrodes. Le bloc piézoélectrique, portant les électrodes, est fixé à l'embase 72 au moyen d'un adhésif conducteur de l'électricité, pour établir une connexion électrique avec l'embase. L'embase 72 est constituée par une matière d'amortissement acoustique pour abaisser le facteur Q acoustique du réseau, afin de pouvoir générer et recevoir des impulsions acoustiques courtes, ce qui est une exigence pour obtenir une bonne résolution de

distance. Après avoir été collée sur l'embase 72, la matière piézoélectrique est fractionnée en éléments, par exemple au nombre de 64, disposés avec un faible écartement les uns par rapport aux autres, pour former le réseau rectiligne qui est représenté. Avec les dimensions indiquées ci-dessus et une dimension appropriée pour l'épaisseur, on peut faire fonctionner les éléments de transducteur à une fréquence comprise dans une plage de l'ordre de 8 à 12 MHz. L'extrémité distale de l'embase 72 du réseau de transducteurs est fixée, par exemple par collage, à la pièce d'extrémité 16 et des moyens, non représentés, supportent l'extrémité proximale du réseau de transducteurs à l'intérieur de la sonde. On voit que le plan longitudinal 80 du réseau de transducteurs s'étend dans la direction longitudinale de la sonde.

Le dispositif à transducteurs qui est représenté comporte des moyens de focalisation 82 qui sont destinés à focaliser le faisceau 84 dans un plan normal au plan longitudinal 80. Les moyens de focalisation 82 qui sont représentés comprennent une lentille cylindrique dont une face est fixée à la face du réseau de transducteurs et dont une face extérieure se conforme, pratiquement, au contour cylindrique de la surface extérieure de la sonde. La face extérieure a ici une forme générale convexe, non seulement pour se conformer à la courbure de la sonde, mais également pour assurer un bon contact avec la partie interne du corps. Lorsque la sonde est utilisée par exemple de façon intragastrique, ce contour assure un bon contact avec la muqueuse stomacale ou intestinale. Comme le montrent les figures 1 et 4, la sonde comporte dans sa partie optique un élément de boîtier tubulaire 85A de forme générale semi-cylindrique. Une matière d'enrobage 85B emplit les vides dans l'élément de boîtier 85A et elle est moulée autour du réseau de transducteurs 70 pour servir de logement à ce dernier. A titre d'exemple, l'élément de logement 85B peut être formé par une résine d'enrobage pour les applications en électricité qui peut être appliquée à l'aide d'un moule approprié et durcie sur place. Les éléments 85A et 85B forment conjointement un

boîtier de forme générale cylindrique pour la sonde, à travers lequel s'étendent les moyens de focalisation à lentille cylindrique, 82. Sur la figure 3, la matière d'enrobage 85B est enlevée dans la partie arrachée de la sonde pour montrer clairement d'autres éléments internes de la sonde.

Comme on le sait, la vitesse de propagation des ondes acoustiques dans un tissu mou du corps est approximativement la même que dans l'eau. Pour réaliser la focalisation qui est représentée, à l'aide des moyens à lentille cylindrique 82, la lentille est constituée par une matière ayant une vitesse de propagation des ondes acoustiques qui est notablement inférieure à la vitesse dans les tissus mous et dans l'eau. A titre de matière de ce type utilisable dans la fabrication de la lentille, on peut citer le "Sylgard" 184, fabriqué par la firme Dow Corning Corporation. On peut employer d'autres matières à faible vitesse de propagation qui conviennent à l'utilisation. Dans le mode de réalisation qui est représenté, les moyens de focalisation sont constitués par un seul élément de lentille. Naturellement, on peut utiliser une lentille composite constituée par plusieurs éléments de lentille, comme il est représenté sur la figure 7 et décrit ci-dessous. De plus, la surface de la lentille peut être revêtue d'une matière antiréflexion, non représentée, afin de réduire au minimum les réflexions internes des ondes acoustiques. La figure 4 montre la focalisation du faisceau 84 par la lentille 82 dans un plan normal au plan longitudinal 80 du réseau de transducteurs. Naturellement, la surface extérieure de la lentille 82, ainsi que la partie restante des surfaces de la sonde 10 et du tube 14 qui sont en contact avec les sécrétions du corps au cours de l'utilisation, doivent être formées par une matière stable ne réagissant pas avec ces sécrétions du corps.

Le réseau rectiligne de transducteurs 70 fait partie d'un dispositif d'échographie ultrasonore par impulsions avec balayage de type B qui fonctionne selon un mode de balayage rectiligne du faisceau, par opposition, par exemple, à un balayage par secteur. Bien que les dispositifs de balayage

par secteur aient l'avantage qui consiste en ce qu'un petit réseau de transducteurs peut donner un grand champ d'observation loin du réseau, le champ d'observation est faible et la résolution est mauvaise près du réseau. En utilisant un balayage rectiligne, toutes les lignes de l'image sont parallèles et l'image du tissu proche du réseau de transducteurs est obtenue aisément. On considère également maintenant la figure 5 qui consiste en un schéma synoptique d'un dispositif de balayage de type B de conception classique qui peut être utilisé dans la configuration considérée. Comme on l'a indiqué précédemment, on peut utiliser un réseau de transducteurs 70 comprenant 64 éléments, auquel cas on utilise 64 câbles coaxiaux microminiatures 86 pour connecter les éléments de transducteur à l'émetteur/récepteur à balayage de type B qui est désigné globalement par la référence 90. Les 64 câbles coaxiaux 86 sont liés de façon lâche à l'intérieur de la gaine 92, représentée sur la figure 1, pour permettre une flexion répétée sans détérioration de ces câbles. Dans la configuration qui est représentée, le faisceau de câbles traverse simplement l'intérieur du boîtier de commande 12 et ses câbles individuels sont reliés par un connecteur 94 (figure 1) à l'émetteur/récepteur à balayage de type B, 90. Pour éviter des effets nuisibles inutiles sur les signaux qui sont acheminés par les câbles, il n'existe aucun connecteur ni aucune borne dans le boîtier 12. Naturellement, le faisceau de câbles 92 peut sortir par le côté du tube flexible 14 adjacent au boîtier 12, pour être directement branché à l'émetteur/récepteur 90, sans passer par le boîtier 12, si on le désire.

Comme le montre la figure 5, les éléments de transducteur sont connectés à une matrice de commutation 96 au moyen de laquelle des groupes sélectionnés d'éléments de transducteur adjacents sont connectés à un dispositif de retard 98 ou un dispositif de génération d'impulsions 100. A titre d'exemple uniquement, on emploie des groupes de cinq éléments de transducteur et le dispositif de retard 98 comme le dispositif de génération d'impulsions 100 com-

prennent cinq éléments individuels. Une unité d'horloge et de commande 102 est connectée à la matrice de commutation pour sélectionner les groupes d'éléments de transducteur à mettre en action. L'unité d'horloge et de commande commande également les caractéristiques temporelles du fonctionnement des cinq générateurs d'impulsions 100, pour l'excitation des éléments du groupe sélectionné avec une relation de phase, afin de focaliser le faisceau 84 dans le plan longitudinal du réseau de transducteurs. Les figures 3 et 5 montrent cette focalisation obtenue par une excitation appropriée des cinq premiers éléments de transducteur dans le réseau. Le groupe qui est excité est décalé le long du réseau pour réaliser un balayage du faisceau dans la direction de la flèche 104.

Les signaux ultrasonores réfléchis à partir de discontinuités qui sont situées dans la partie du corps dans laquelle les impulsions ultrasonores sont émises, sont reçus par le même groupe d'éléments de transducteur et ils sont appliqués par la matrice de commutation 96 et le dispositif de retard 98 à un dispositif préamplificateur 106. Les cinq préamplificateurs du dispositif préamplificateur 106 sont du type à faible bruit, à large bande et à dynamique élevée, et ils ont de bonnes caractéristiques de linéarité du gain sur une plage étendue de niveau du signal d'entrée. Les retards sont choisis de façon à réaliser une focalisation du diagramme de faisceau dans le plan longitudinal 80 du réseau de transducteurs pendant le fonctionnement du récepteur. On voit donc que le fonctionnement du réseau de transducteurs en mode de réseau de phase a lieu aussi bien pendant l'émission que pendant la réception, pour assurer la focalisation du faisceau. Après l'intervalle de réception d'écho d'impulsion, les groupes sélectionnés d'éléments de transducteur actifs sont décalés pour réaliser l'opération de balayage linéaire du faisceau, mentionnée précédemment. En effectuant le décalage par incréments d'un élément de transducteur, on obtient un total de 60 lignes de balayage. Naturellement, on peut faire fonctionner le dispositif avec des groupes comprenant des nombres différents

d'éléments de transducteur. De plus, on peut employer des groupes comprenant des nombres pairs et impairs d'éléments de transducteur, pour effectuer le décalage par incréments de la moitié de la largeur d'un élément de transducteur, comme il est bien connu.

Les signaux de sortie des préamplificateurs sont appliqués à un amplificateur de sommation 108 qui présente un signal de sortie lié à une somme pondérée des signaux d'entrée. Le signal de sortie de l'amplificateur de sommation est appliqué à un amplificateur à gain variable en fonction du temps, 110, qui présente une caractéristique de gain variant en fonction du temps, afin de compenser l'atténuation de l'amplitude du signal lorsqu'il traverse les tissus. Dans la configuration qui est représentée, le gain de l'amplificateur 110 varie en fonction du signal de sortie d'un générateur de fonction de gain 112. L'unité d'horloge et de commande 102 applique un signal de synchronisation au générateur de fonction de gain 112, pour déclencher le fonctionnement de ce dernier pendant une durée prédéterminée, à la suite du fonctionnement des générateurs d'impulsions 100. Le générateur de fonction de gain 112 peut consister simplement en un générateur de signal en dents de scie ayant un signal de sortie qui augmente le gain de l'amplificateur 110 proportionnellement à la distance, de manière à compenser l'atténuation du signal qui résulte de l'absorption acoustique à l'intérieur du sujet. Dans la configuration considérée, on utilise un générateur de fonction réglable 112 comportant plusieurs commandes 114 accessibles à l'avant de l'unité de balayage de type B 90 (voir la figure 1), afin de commander la forme du signal de sortie du générateur. Le réglage de chacune des cinq commandes 114 détermine le gain de l'amplificateur 112 pendant un cinquième de la durée du signal d'écho, ce qui permet à l'opérateur d'ajuster de la manière désirée la présentation en balayage de type B. Les générateurs de fonction de gain réglables destinés à la commande d'amplificateurs à gain variable sont bien connus et ne nécessitent pas de description détaillée.

Le signal de sortie de l'amplificateur de commande du gain en fonction du temps, 110, est appliqué à un amplificateur de compression à large bande, 116, qui consiste par exemple en un amplificateur logarithmique à couplage en continu. L'amplificateur de compression 116 est suivi par un amplificateur à gain variable 118 qui comporte une commande de gain 120, destinée au réglage de son gain.

Le signal de sortie de l'amplificateur à gain variable 118 est détecté par un détecteur d'enveloppe 122 qui consiste par exemple en un redresseur à double alternance suivi par un filtre passe-bas. Le signal de sortie du détecteur est lié à l'enveloppe du signal de sortie de haute fréquence à large bande de l'amplificateur 118. Le signal de sortie du détecteur d'enveloppe est appliqué au dispositif de présentation d'image ultrasonore 124, consistant en un tube cathodique. De façon générale, un amplificateur de compression, non représenté, est intercalé dans la connexion qui applique le signal de sortie du détecteur au tube cathodique 124, afin d'adapter le signal détecté aux caractéristiques du tube cathodique 124, pour assurer une présentation appropriée de la totalité de la plage du signal. Le signal de sortie du détecteur est appliqué en tant que signal d'entrée à la grille de commande du tube cathodique, pour effectuer une commande d'intensité, correspondant à l'axe Z, du faisceau d'électrons.

Pour le fonctionnement en balayage de type B, la déflexion du faisceau du tube cathodique dans la direction X, ou direction horizontale, est proportionnelle à la position du faisceau 84 le long de la trajectoire de balayage. Le générateur relatif à l'axe X, 126, déclenché par un signal de synchronisation qui provient de l'unité d'horloge et de commande 102, fournit un signal de sortie en escalier qui est appliqué au dispositif de déflexion horizontale du tube cathodique 124, afin de décaler la trace sur le tube cathodique conformément à la position du faisceau ultrasonore 84.

La déflexion verticale, ou selon l'axe Y, du faisceau du tube cathodique est réalisée par un générateur de signal en dents de scie 128 qui est déclenché par un signal de sortie de l'unité d'horloge et de commande 102, au bout d'une durée prédéterminée après le fonctionnement de l'émetteur. Le signal de sortie du générateur de signal en dents de scie 128 est appliqué au dispositif de déflexion verticale du tube cathodique 124 pour produire le balayage vertical de la trace. On voit ainsi qu'on obtient sur l'écran du tube cathodique 124 une image ultrasonore en balayage rectiligne de type B de la partie du corps qui se trouve dans le plan longitudinal 80 du réseau de transducteurs 70 qui est contenu dans la sonde 10. Comme le montre la figure 1, le dispositif de présentation d'image ultrasonore 124 est placé à côté du dispositif de présentation, ou récepteur de contrôle, de télévision 40. L'opérateur peut observer aisément les présentations simultanées des images optique et ultrasonore, ce qui l'aide à positionner correctement la sonde à l'intérieur de la cavité du corps pour obtenir les images ultrasonores désirées. Naturellement, il peut exister un dispositif d'enregistrement, non représenté, pour enregistrer les images ultrasonores en temps réel que fournit le dispositif à balayage de type B, afin de conserver ces images en vue d'un examen ultérieur. De façon similaire, on peut si on le désire effectuer l'enregistrement des images optiques à partir des sorties de signal de la caméra vidéo, par exemple. De plus, si on le désire, le signal de sortie du récepteur à balayage de type B peut être appliqué à un convertisseur de balayage, non représenté, pour convertir les signaux d'image ultrasonore en signaux ayant un format de télévision classique, auquel cas le signal de sortie du convertisseur de balayage peut être appliqué à un récepteur de contrôle de télévision classique, non représenté, pour être affiché. Dans ce cas, on peut effectuer un enregistrement du signal de sortie du convertisseur de balayage et l'utiliser avec un dispositif classique de reproduction de signal de télévision et un récepteur de contrôle de télé-

vision, pour présenter ultérieurement les images ultrasonores.

Bien qu'on considère que le fonctionnement du dispositif endoscopique de l'invention ressorte clairement de la description qui précède, on va maintenant décrire brièvement ce fonctionnement, en se référant également à la figure 6. La figure 6 représente le dispositif endoscopique de l'invention employé dans le système gastro-intestinal d'un patient, uniquement à titre d'exemple et non dans un but limitatif. La détection d'une tumeur maligne à l'extérieur du conduit gastro-intestinal tubulaire est difficile, et le diagnostic d'un cancer faisant intervenir le pancréas et sa région, la cavité du péritoine et le mésentère est particulièrement difficile. Cependant, le fait que le pancréas soit proche de l'estomac et du duodénum fait que le pancréas comme ses structures environnantes conviennent particulièrement à la visualisation ultrasonore à haute résolution avec la sonde ultrasonore de l'invention.

La figure 6 montre la sonde ultrasonore endoscopique 10 introduite dans l'estomac 130 du patient. On fait habituellement appel au guidage optique pour guider la sonde dans l'oesophage et jusqu'à l'emplacement désiré dans le conduit gastro-intestinal. De nombreux utilisateurs d'endoscopes préfèrent utiliser l'oculaire 42 (figure 2) lorsqu'ils guident la sonde jusqu'à la position désirée, auquel cas le câble de fibres de transmission de lumière 36 (figure 1) est enlevé et l'oculaire 42 est fixé à l'endoscope au moyen du connecteur 34. Lorsque l'oculaire 42 est en place, la sonde ultrasonore endoscopique 10 est guidée jusqu'à la position désirée pour l'échographie ultrasonore du tissu mou sous-jacent. La figure 6 représente la sonde 10 avancée jusqu'à la grande courbure de l'estomac 130, à côté du pancréas 132. En manipulant la sonde, on établit un contact ferme entre la lentille cylindrique 82 du réseau de transducteurs et la muqueuse, ce qui permet de passer au balayage ultrasonore. A ce moment, on peut retirer l'oculaire 42 de l'endoscope et le remplacer par le câble à optique de fibres 36 pour connecter le dispositif optique au

dispositif de télévision en circuit fermé, afin de présenter l'image optique sur l'écran 40 du récepteur de contrôle de télévision. L'image optique et l'image ultrasonore sont présentées simultanément et sont observables par l'opérateur. On a fait apparaître sur la figure 6 le plan 80 de l'échographie ultrasonore, ainsi que l'angle d'observation optique 134. En manipulant de façon appropriée la sonde 10, on peut réaliser un balayage ultrasonore du pancréas depuis la zone de queue de celui-ci jusqu'à la tête pancréatique, à travers la paroi de l'estomac. En manoeuvrant la sonde dans le duodénum 136, on peut réaliser une échographie supplémentaire de la tête du pancréas 132, à partir d'emplacements différents. On peut obtenir des images ultrasonores à haute résolution qui s'étendent depuis une position proche de la surface de la sonde jusqu'à une profondeur d'environ 4 cm. Avec un réseau de transducteurs 70 ayant par exemple une longueur de 3 cm, on peut obtenir un champ d'observation d'une largeur de 3 cm sur une profondeur de 4 cm. De plus, en travaillant par exemple à 10 MHz, on peut obtenir une bonne résolution latérale, d'environ 0,5 mm en moyenne, et une bonne résolution sur la distance, d'environ 0,5 mm.

Comme on l'a indiqué précédemment, on peut utiliser des moyens de focalisation composites à la place de la lentille 82 qui est représentée sur les figures 1, 3 et 4 et décrite ci-dessus. On va maintenant considérer la figure 7 qui représente une lentille cylindrique composite **140**, destinée à être utilisée dans l'invention, qui comprend des premier et second éléments de lentille 142 et 144. Le premier élément de lentille 142 comporte une face plane qui est collée à la face du réseau de transducteurs 70, et une face opposée concave. Le second élément de lentille 144 comporte des surfaces opposées convexes, dont l'une est collée à la face concave du premier élément 142. La face extérieure convexe de l'élément de lentille extérieur se conforme de façon générale à une partie courbe du contour de la surface extérieure de la sonde, non représentée sur la figure 7. Le premier élément de lentille 142 est formé

par une matière ayant une vitesse de propagation des ondes acoustiques qui est notablement supérieure à la vitesse de propagation des ondes acoustiques dans les tissus mous du corps et dans l'eau. Le second élément de lentille 144 est formé par une matière ayant une vitesse de propagation des ondes acoustiques qui n'est pas supérieure, mais de préférence notablement inférieure, à la vitesse de propagation dans les tissus mous du corps. On voit qu'en utilisant une matière à faible vitesse de propagation pour la lentille extérieure 144, on obtient une action de focalisation aussi bien à la frontière entre les tissus mous et la lentille 144 qu'à la frontière entre la lentille 144 et la lentille 142. De plus, comme avec le dispositif à lentille 82, il est possible d'obtenir un bon contact entre la face convexe extérieure de l'élément de lentille 144 et les tissus mous du corps, à cause de la face de la lentille convexe.

On vient de décrire l'invention de façon détaillée, mais divers autres changements et modifications apparaîtront d'eux-même à l'homme de l'art. Par exemple, à la place du dispositif optique représenté, dont le champ d'observation est dirigé vers l'avant, la sonde peut être munie d'un dispositif d'observation optique avec un champ latéral ou un champ dirigé partiellement vers l'avant et partiellement en direction latérale. De plus, pour différentes cavités du corps, on peut employer un endoscope à tube rigide, au lieu de l'instrument endoscopique comportant le tube flexible 14, auquel cas la structure peut comporter un dispositif d'éclairage et une lunette optique simples sans qu'il soit nécessaire d'employer les câbles à fibres de transmission de lumière. De plus, comme il a été indiqué précédemment, bien qu'un balayage rectiligne électronique de type B soit nécessaire pour réaliser de façon satisfaisante une échographie ultrasonore en temps réel, on connaît de nombreux dispositifs destinés à la mise en oeuvre de cette technique, et le dispositif qui est représenté sur la figure 5 ne constitue qu'un exemple et n'est pas limitatif. L'utilisation du réseau rectiligne à focalisation dynamique

et à fonctionnement séquentiel qui est représenté nécessite une quantité importante de circuits électroniques de pré-traitement. Pour obtenir une dynamique maximale, ces circuits doivent être placés aussi près que possible du réseau de transducteurs. Conformément à l'invention, on envisage de placer ces circuits dans la sonde 10 elle-même, en employant des puces de circuit intégré. Les puces qu'on trouve à l'heure actuelle dans le commerce sont mal adaptées à une telle utilisation et les circuits électroniques fabriqués à la demande qui conviennent seraient très coûteux. Néanmoins, l'utilisation de circuits de pré-traitement appropriés, en microélectronique, à l'intérieur de la sonde est entièrement faisable et entre dans le cadre de l'invention.

Il va de soi que de nombreuses autres modifications peuvent être apportées au dispositif et au procédé décrits et représentés, sans sortir du cadre de l'invention.

REVENDICATIONS

1. Sonde endoscopique (10) destinée à être utilisée pour former une image de parties internes du corps, de façon visuelle et de façon ultrasonore, caractérisée en ce qu'elle comprend: une pièce d'extrémité distale (16) ; des moyens définissant plusieurs ouvertures dirigées longitudinalement qui traversent la pièce d'extrémité dans une première partie (85A) de celle-ci, dans le but de former de façon optique des images de parties internes du corps ; et un réseau rectiligne de transducteurs ultrasonores (70) qui comprend plusieurs éléments de transducteur (74) adjacents qui sont situés à l'intérieur de la sonde et s'étendent vers l'arrière de la pièce d'extrémité (16) dans une seconde partie (85B) de celle-ci opposée à la première partie (85A), ce réseau de transducteurs étant utilisé pour former de façon ultrasonore des images de parties internes du corps.

2. Sonde endoscopique selon la revendication 1, caractérisée en ce que l'extrémité distale de la pièce d'extrémité (16) est de forme générale cylindrique et les première et seconde parties (85A, 85B) de la pièce d'extrémité constituent des parties opposées, de forme générale semi-cylindrique, de la pièce d'extrémité.

3. Sonde endoscopique selon la revendication 2, caractérisée en ce qu'elle comprend une pièce (16A) de forme générale semi-cylindrique et s'étendant vers l'arrière, formée d'un seul tenant avec la pièce d'extrémité à l'extrémité proximale de cette dernière, pour supporter le réseau de transducteurs (70).

4. Sonde endoscopique selon la revendication 2, caractérisée en ce qu'elle comprend un dispositif de focalisation à lentille cylindrique (82) dont une face est fixée aux éléments de transducteur (74) du réseau de transducteurs (70) et dont une face extérieure se conforme de façon générale à une partie au moins du contour de la surface extérieure de la sonde (10).

5. Sonde selon la revendication 4, caractérisée en

ce que le dispositif de focalisation à lentille cylindrique (82) est formé par une matière solide ayant une vitesse de propagation des ondes acoustiques qui est notablement inférieure à la vitesse de propagation des ondes acoustiques dans les tissus mous du corps, et la face extérieure du dispositif de focalisation à lentille cylindrique est convexe.

6. Sonde endoscopique selon la revendication 1, caractérisée en ce qu'elle comprend une structure à câbles coaxiaux (86) qui est fixée aux éléments de transducteur (74) du réseau de transducteurs (70) et qui s'étend vers l'arrière, en traversant l'extrémité proximale de la sonde, pour être utilisée pour la connexion électrique du réseau de transducteurs (70) à un dispositif d'émission/réception d'impulsions ultrasonores à balayage de type B (90).

7. Sonde (10) destinée à être introduite dans une cavité du corps pour être utilisée pour l'échographie ultrasonore de parties internes du corps, caractérisée en ce qu'elle comprend : un boîtier de forme générale cylindrique comportant un axe longitudinal ; une paroi d'extrémité qui ferme une extrémité du boîtier, des moyens situés à l'autre extrémité du boîtier et destinés à la fixation du boîtier sur un tube allongé (14), un réseau rectiligne de transducteurs (70) placé à l'intérieur du boîtier, ce réseau comprenant plusieurs éléments de transducteur (74) adjacents qui s'étendent de façon générale parallèlement à l'axe longitudinal de la sonde, afin de diriger des impulsions d'énergie ultrasonore dans des parties du corps, sous la forme d'un faisceau ; et un dispositif de focalisation à lentille cylindrique (82) dont une face est fixée à une face du réseau de transducteurs pour focaliser le faisceau dans un plan normal au plan longitudinal du réseau de transducteurs (70).

8. Sonde selon la revendication 7, caractérisée en ce que le dispositif de focalisation à lentille cylindrique (82) est formé par une matière solide ayant une vitesse de propagation des ondes acoustiques qui est notablement infé-

rieure à la vitesse de propagation des ondes acoustiques dans les tissus mous.

9. Sonde selon la revendication 8, caractérisée en ce qu'elle comprend des câbles coaxiaux (86) qui sont fixés aux éléments de transducteur (74) pour être utilisés pour la connexion des éléments de transducteur à un dispositif d'émission/réception ultrasonore à balayage rectiligne de type B (90).

10. Sonde (10) destinée à être introduite dans une cavité du corps pour être utilisée pour l'échographie ultrasonore de parties internes du corps, caractérisée en ce qu'elle comprend : un boîtier de forme générale cylindrique comportant un axe longitudinal ; une paroi d'extrémité qui ferme une extrémité du boîtier, des moyens situés à l'autre extrémité du boîtier et destinés à la fixation du boîtier sur un tube allongé (14), un réseau rectiligne de transducteurs (70) placé à l'intérieur du boîtier, ce réseau comprenant plusieurs éléments de transducteur (74) adjacents qui s'étendent de façon générale parallèlement à l'axe longitudinal de la sonde, afin de diriger des impulsions d'énergie ultrasonore dans des parties du corps, sous la forme d'un faisceau ; et des câbles coaxiaux (86) fixés aux éléments de transducteur (74) pour être utilisés pour la connexion des éléments de transducteur à un dispositif d'émission/réception ultrasonore à balayage rectiligne de type B (90).

11. Dispositif endoscopique destiné à la formation d'image de parties du corps, de façon visuelle et de façon ultrasonore, caractérisé en ce qu'il comprend : un endoscope comportant un tube allongé (14) et une sonde (10) à l'extrémité distale du tube qui peut être introduite dans un organe du corps ; un circuit de télévision comprenant une caméra en couplage optique avec la sonde, par l'intermédiaire du tube, pour observer l'organe, et un récepteur de contrôle de télévision (40) couplé de façon électrique à la caméra pour présenter visuellement une image de l'organe observé ; et un dispositif d'échographie ultrasonore par impulsions à balayage rectiligne de type B, qui comprend :un

réseau rectiligne de transducteurs ultrasonores (70) qui se trouve dans la sonde (10); un dispositif d'émission/réception d'impulsions (90) qui est connecté par des câbles coaxiaux (86) au réseau de transducteurs (70) pour exciter par impulsions le réseau de transducteurs, afin de générer des impulsions d'ondes ultrasonores, et pour traiter les signaux qui sont reçus à partir du réseau de transducteurs; et un dispositif de présentation visuelle (124) destiné à présenter les signaux traités, avec un balayage de type B, afin de présenter simultanément l'image ultrasonore et l'image vidéo, respectivement sur le dispositif de présentation visuelle (124) et sur le récepteur de contrôle de télévision (40).

12. Dispositif endoscopique selon la revendication 11, caractérisé en ce que le dispositif de présentation visuelle (124) et le récepteur de contrôle de télévision (40) sont disposés l'un contre l'autre pour permettre une observation simultanée.

13. Procédé de formation combinée d'une image visuelle et d'une image ultrasonore en temps réel avec un balayage de type B, ce procédé comprenant l'utilisation d'un dispositif endoscopique qui comporte une sonde endoscopique (10) qui peut être introduite dans un organe du corps, cette sonde comportant un réseau rectiligne de transducteurs ultrasonores (70) et un objectif (28, 30) d'un dispositif de transmission d'image optique, caractérisé en ce que: on génère au moyen du réseau de transducteurs (70) des impulsions récurrentes d'ondes ultrasonores, pour appliquer de l'énergie ultrasonore à une région d'une partie du corps adjacente à l'organe du corps dans lequel la sonde est introduite, on reçoit les impulsions d'ondes réfléchies et on convertit ces impulsions en signaux électriques correspondants, au moyen du réseau de transducteurs (70); on présente une image en temps réel et en balayage rectiligne de type B d'une région de la partie du corps dans laquelle l'énergie ultrasonore a été émise; et on observe, par le dispositif de transmission d'image optique, des images optiques d'une partie de l'intérieur de

l'organe du corps dans lequel la sonde est introduite.

14. Procédé selon la revendication 13, caractérisé en ce que l'opération consistant à observer des images optiques comprend des opérations consistant à observer ces images au moyen d'un dispositif à caméra vidéo et à présenter le signal de sortie du dispositif à caméra vidéo sur un dispositif de présentation visuelle (40).

15. Procédé selon la revendication 14, dans lequel on place le dispositif de présentation d'une image en balayage de type B (124) et le dispositif de présentation visuelle (40) à côté l'un de l'autre afin que l'opérateur du dispositif endoscopique puisse les observer de façon pratiquement simultanée.

16. Procédé selon la revendication 14, caractérisé en ce qu'on observe les images optiques au moyen d'un dispositif à fibres optiques (32) qui fait partie du dispositif de transmission d'image optique.

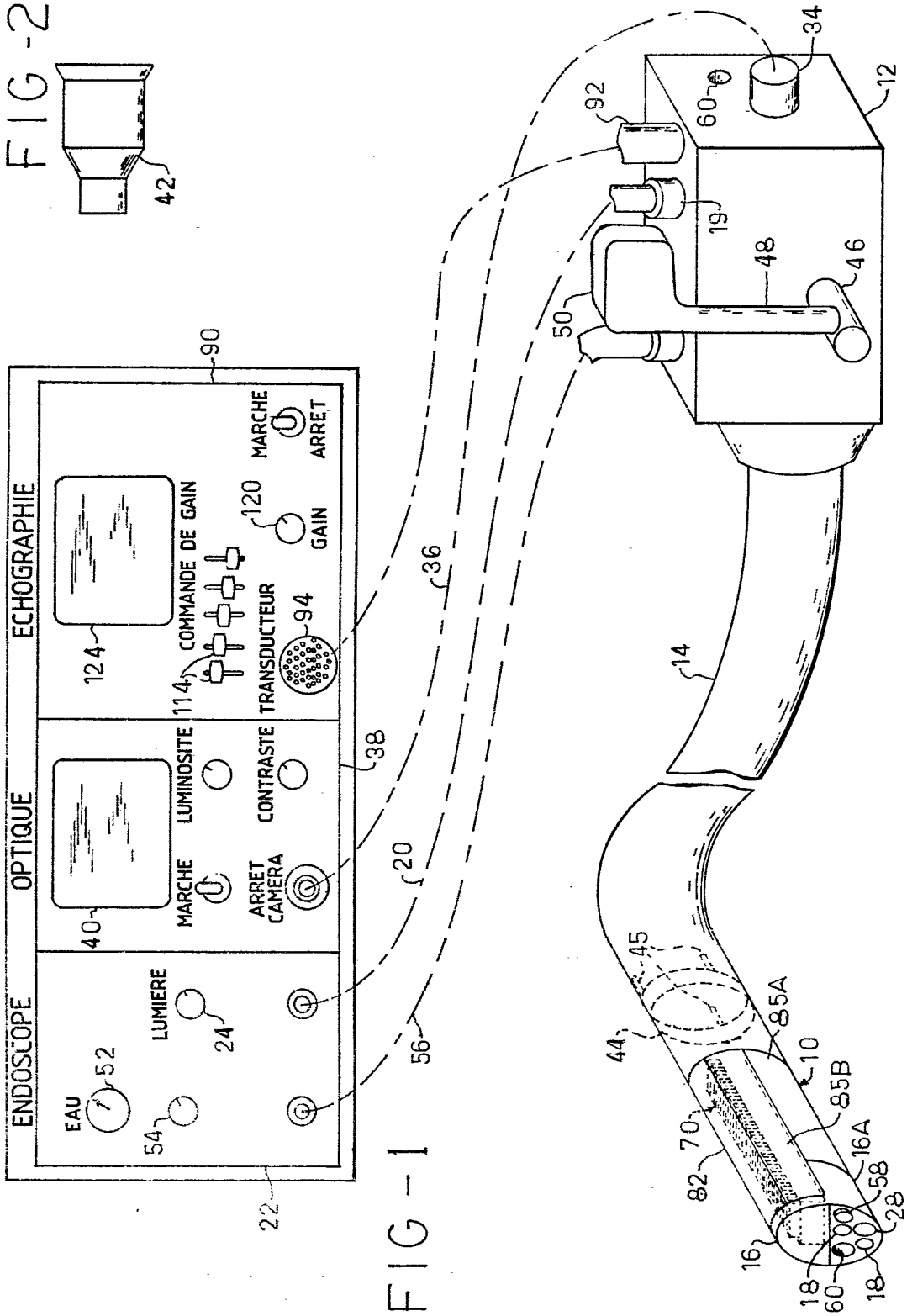

ENDOSCOPE
OPTIQUE
ECHOGRAPHIE
EAU
LUMIERE
MARCHE
LUMINOSITE
ARRET CAMERA
CONTRASTE
COMMANDE DE GAIN
TRANSDUCTEUR
GAIN
MARCHE
ARRET
90
22
24
38
40
52
54
56
20
36
114
124
94
120
42
92
34
60
12
19
48
46
50
14
45
44
85A
10
85B
70
82
16A
58
28
16
18
60
18

FIG-2

FIG-1

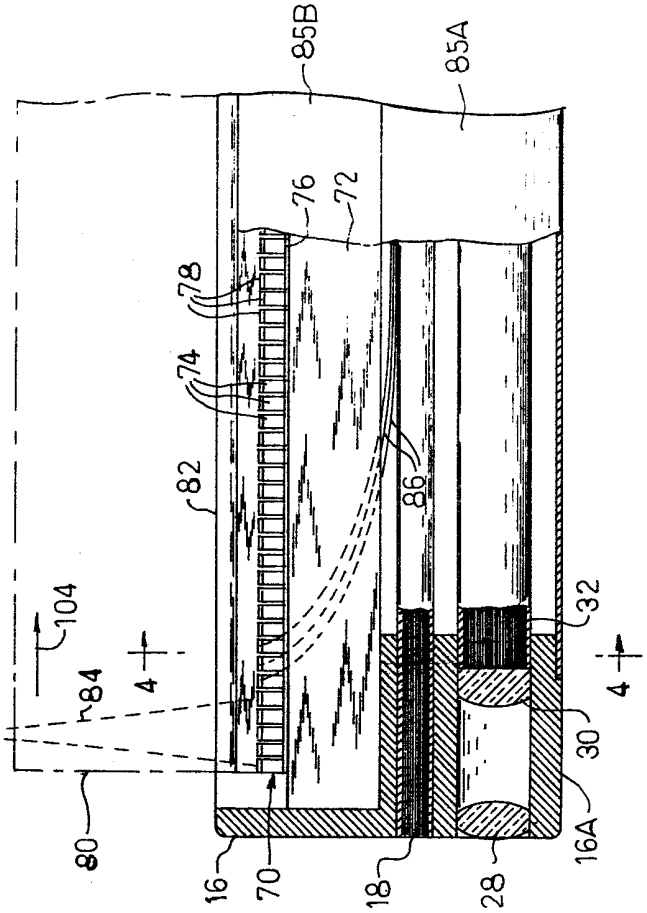

85B
85A
76
72
78
74
82
86
104
84
4
4
32
30
80
16A
16
70
18
28

FIG - 3

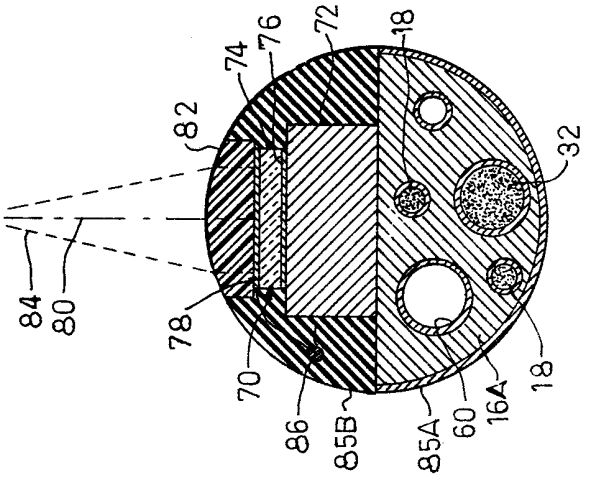

18
76
74
72
82
32
84
80
78
70
86
85B
85A
60
16A
18

FIG - 4

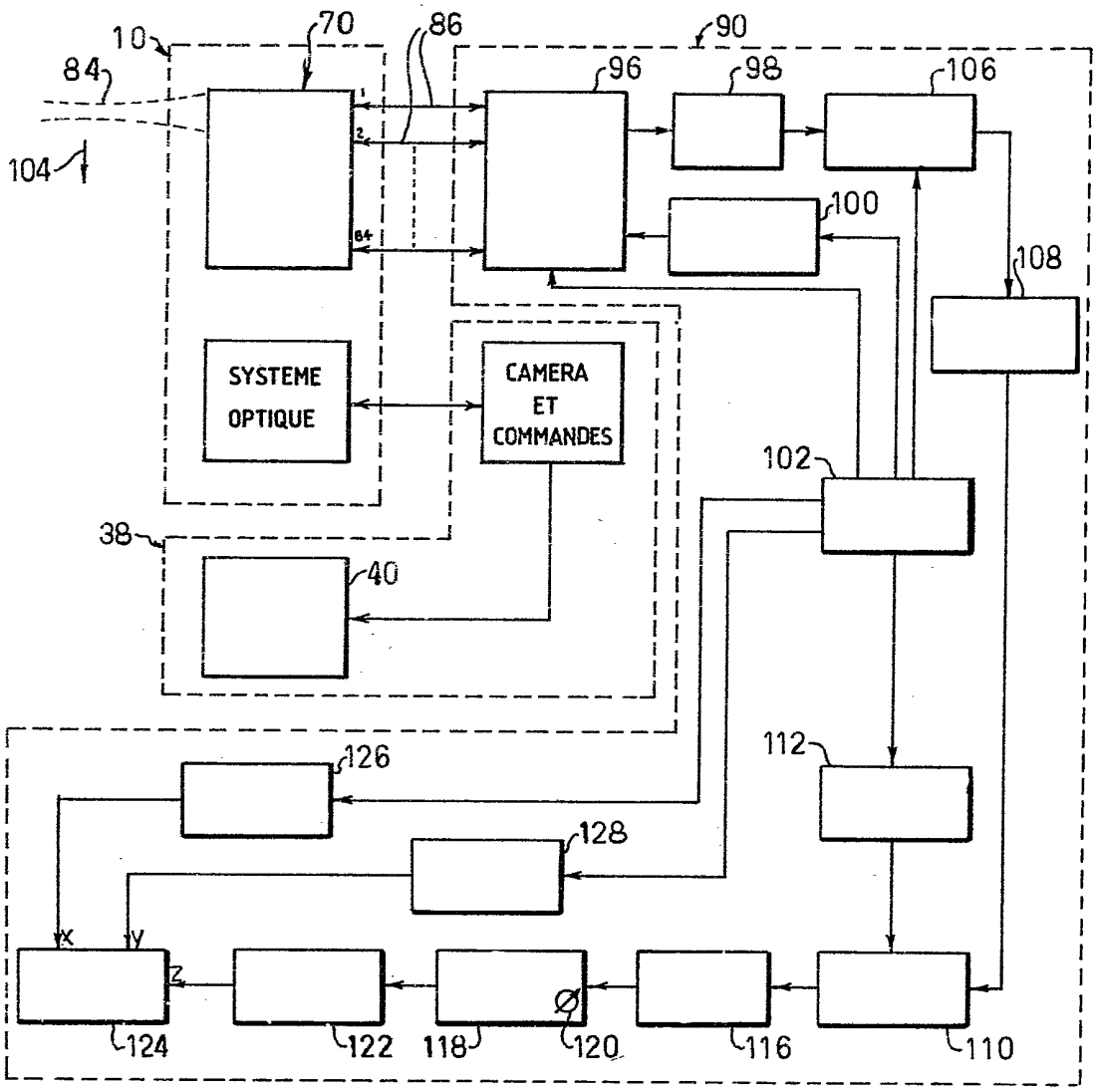
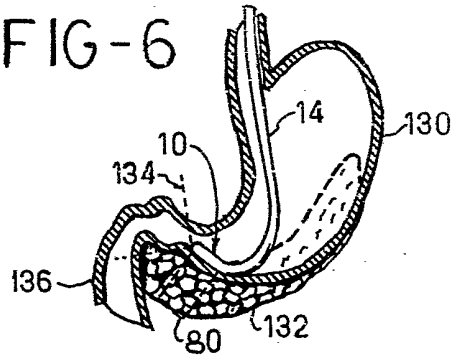


FIG-5

FIG-6



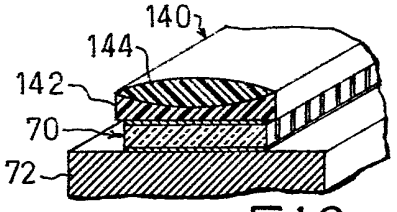


FIG-7