

A1

**DEMANDE
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

N° 81 07379

(54)

Coagulateur endoscopique à fibre laser.

(51)

Classification internationale (Int. Cl. ³). A 61 B 17/36; G 02 B 27/10, 27/30.

(22)

Date de dépôt..... 13 avril 1981.

(33) (32) (31)

Priorité revendiquée : Japon, 14 avril 1980, n° 48052/1980.

(41)

Date de la mise à la disposition du
public de la demande..... B.O.P.I. — « Listes » n° 42 du 16-10-1981.

(71)

Déposant : ASAHI KOGAKU KOGYO KK, résidant au Japon.

(72)

Invention de : Yuzuru Doi.

(73)

Titulaire : *Idem* (71)

(74)

Mandataire : Société de Protection des Inventions,
25, rue de Ponthieu, 75008 Paris.

La présente invention se rapporte à un coagulateur endoscopique à fibre laser et, plus particulièrement, à un coagulateur de ce type dans lequel une plage d'irradiation de faisceau laser, de même qu'une
5 quantité d'énergie radiante de rayonnement laser délivrée sont maintenues constantes.

D'une manière générale, un endoscope est conçu pour être introduit dans le corps d'un patient soumis à un examen, par exemple dans son estomac, ses
10 intestins ou d'autres organes, par l'insertion d'un tube souple logeant des fibres optiques, afin d'effectuer un examen médical d'une région malade de la personne examinée, de prélever un échantillon de tissu cellulaire de cette région malade et/ou de photographier cette région.
15 En outre, le coagulateur endoscopique à fibre laser est utilisé pour diriger le faisceau laser vers une région atteinte, de manière à stopper une hémorragie due à un ulcère de l'estomac, ou pour détruire des polypes sur la paroi de cet organe.

20 Un coagulateur endoscopique à fibre laser de type classique ne comporte pas de moyens permettant de déterminer avec certitude une distance séparant l'extrémité longitudinale interne de l'endoscope et une région examinée lorsque ledit endoscope est introduit
25 dans le corps d'un patient examiné, et l'énergie radiante du faisceau laser est délivrée à une région atteinte (zone irradiée) en ayant recours à l'appréciation de l'opérateur. Lorsque l'énergie radiante est délivrée par les fibres de puissance par rayonnement laser, la
30 densité de puissance irradiée dépend en général largement de la distance séparant l'extrémité interne des fibres et la zone malade à laquelle l'énergie radiante doit être délivrée. Au cas où la personne maniant l'endoscope n'est pas capable de connaître la quantité appropriée
35 de rayonnement laser irradiée lors du traitement médical

il en résulte que ce dernier est incomplet et, dans les cas les plus graves, cela provoque la formation d'un trou indésirable dans la paroi de l'estomac.

Un coagulateur endoscopique à fibre laser
5 de type classique inclut un tel risque, étant donné qu'on doit s'en remettre à l'appréciation de l'opérateur quant à l'évaluation de la distance séparant l'extrémité interne des fibres et la partie atteinte.

La présente invention a par conséquent pour
10 objet un coagulateur endoscopique à fibre laser perfectionné grâce auquel est maintenue constante la distance comprise entre les fibres véhiculant un rayonnement laser et une région atteinte vers laquelle doit être dirigé le faisceau laser, de telle sorte qu'une quantité
15 appropriée d'énergie radiante puisse être maintenue dans une plage constante, éliminant ainsi le risque présenté par un endoscope selon l'art antérieur.

L'invention va à présent être décrite plus en détail en regard du dessin annexé à titre d'exemple
20 nullement limitatif et sur lequel :

- la figure 1 est une vue en élévation d'un endoscope selon la présente invention ;
- la figure 2 est une coupe fragmentaire à échelle agrandie illustrant l'extrémité longitudinale
25 interne de l'endoscope de la figure 1, et
- la figure 3 est une vue en plan montrant la zone de vision dudit endoscope.

Les figures 1 à 3 illustrent une forme de réalisation selon la présente invention. L'endoscope
30 comprend alors un corps 1 de grand diamètre, ainsi qu'un tube souple insérable 2 comportant une certaine longueur et un diamètre inférieur à celui du corps 1. A partir d'un oculaire 3, situé à l'extrémité longitudinale externe du corps 1, et jusqu'à une extrémité longitudinale interne 4 de l'endoscope (c'est-à-dire l'extrémité
35 où se trouvent les fibres et constituant l'extrémité in-

terne du tube insérable 2), s'étend un système optique comprenant un groupe de lentilles (non représenté), des fibres optiques 5 transmettant l'image et des fibres 6 transmettant un rayonnement laser, dont les deux dernières se prolongent sensiblement sur toute la longueur de l'endoscope. Les fibres optiques 5 transmettent à l'oculaire 3 des images focalisées dans une zone de vision 8 divergeant de l'extrémité interne 4 de l'endoscope, vers une région 7 soumise à un examen.

Les fibres de puissance 6 sont fixées à la face interne de la paroi de l'extrémité interne de l'endoscope, à une distance déterminée d_0 à partir d'un point de ladite extrémité interne du tube auquel les fibres optiques sont fixées de telle sorte qu'un axe optique Q d'un faisceau 9 de rayonnement laser coupe un axe optique P des fibres optiques 5, en faisant un certain angle θ par rapport audit axe optique P.

La figure 3 illustre une zone de vision 10, observée de l'oculaire 3, un repère 11 illustré par un pointillé occupant une position centrale dans cette zone de vision 10. La plaque (non représentée) comportant le repère est située au voisinage d'une extrémité 12 d'incidence lumineuse des fibres de la figure 1. Comme il ressort de la figure 2, une plage d'irradiation du faisceau 9 de puissance laser varie en fonction d'une distance h comprise entre l'extrémité interne 4 de l'endoscope et la région 7 irradiée, ce qui fait également varier la densité de puissance irradiée. Une lumière de guidage est délivrée aux fibres de puissance 6, servant ainsi de lumière de pointage, et son axe optique est aligné avec celui du faisceau de puissance laser, donnant ainsi naissance à une image localisée 13 dans la zone de vision 10. Lorsque cette image localisée 13 est formée concentriquement au repère 11, comme l'illustre la figure 3, le faisceau 9 de puissance laser

permet de délivrer une quantité appropriée d'énergie radiante dans la région de ladite image 13 avec une densité convenable. Si ladite image 13 est déplacée vers la gauche à partir du centre du repère 11 (en observant la figure 3), alors la distance h augmente et la densité de puissance diminue, d'où il résulte une réduction de la quantité d'énergie radiante par heure. Si cette image 13 est déplacée vers la droite (en observant la figure 3), la distance h diminue et la densité de puissance augmente, d'où il résulte une plus grande quantité d'énergie radiante par heure. Une diminution de la quantité d'énergie radiante conduit à un défaut d'irradiation sur la région malade et le traitement est alors incomplet. Une augmentation de cette quantité d'énergie radiante provoque un excès d'irradiation, ce qui entraîne la formation d'un trou indésirable dans la paroi de l'estomac. Pour permettre de délivrer une quantité appropriée d'énergie radiante à une région affectée, l'image localisée 13, résultant de la lumière de guidage, doit être concentrique au repère 11, afin de donner à la distance h une valeur prédéterminée avant de procéder à l'irradiation par le faisceau 9 de puissance laser.

Conformément à la présente invention, les fibres de puissance par rayonnement laser sont disposées, à l'extrémité interne 4 de l'endoscope, à une distance déterminée les séparant des fibres optiques 5, de telle sorte que l'axe optique desdites fibres de puissance décrive un angle prédéterminé par rapport à l'axe optique du rayonnement lumineux provenant desdites fibres optiques. Dans l'agencement décrit ci-avant, la distance séparant l'extrémité des fibres de puissance et une région atteinte est réglée à une valeur constante, de sorte que l'énergie radiante peut être délivrée convenablement dans une place constante.

Un autre avantage de la présente invention réside dans le fait que les fibres de puissance par rayonnement laser sont stationnaires, leur axe optique décrivant un angle constant par rapport à l'axe optique des fibres optiques transmettant l'image, et que le repère peut être prévu sans modifications sensibles des organes constituant le mécanisme d'un endoscope de l'art antérieur. Par conséquent, le coagulateur endoscopique à fibre laser perfectionné selon l'invention peut être obtenu sans entraîner d'augmentation des coûts de fabrication.

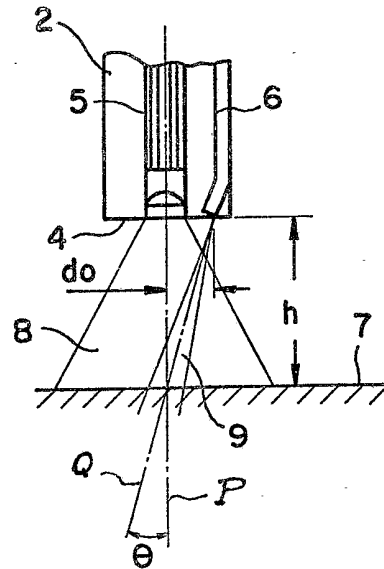
Il va de soi que de nombreuses modifications peuvent être apportées au coagulateur endoscopique décrit et représenté, sans sortir du cadre de l'invention.

REVENDICATIONS

1. Coagulateur endoscopique à fibre laser dans lequel des fibres optiques de transmission d'image et des fibres aptes à véhiculer un rayonnement laser s'étendent à l'intérieur d'un tube insérable, sur une
5 certaine longueur et sont fixées à l'extrémité longitudinale interne dudit endoscope à une distance déterminée les unes par rapport aux autres, coagulateur caractérisé par le fait que lesdites fibres optiques
(5) transmettant l'image occupent une position telle,
10 par rapport auxdites fibres (6) de transmission de rayonnement laser, que l'axe optique (Q) de ces dernières fait un angle déterminé (θ) par rapport à l'axe optique (P) desdites fibres de transmission d'images.

2. Coagulateur endoscopique selon la
15 revendication 1, caractérisé par le fait qu'une image (13), formée dans une région (7) soumise à examen par un faisceau de pointage transmis par lesdites fibres (6), est amenée à coïncider avec un repère (11) observé dans la zone de vision (10), la distance (h) séparant
20 l'extrémité interne (4) desdites fibres (6) et ladite région (7) examinée étant alors réglée à une valeur prédéterminée.

FIG. 1



F I G. 3

