

A1

**DEMANDE
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

N° 81 05948

(54)

Dispositif pour mesurer l'état d'oxydo-réduction d'un organe vivant in situ.

(51)

Classification internationale (Int. Cl. 3). G 01 N 21/64; A 61 B 5/00.

(22)

Date de dépôt..... 25 mars 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° 39 du 1-10-1982.

(71)

Déposant : COMPAGNIE INDUSTRIELLE DES LASERS, société anonyme et RENAULT Guy,
résidant en France.

(72)

Invention de : Guy Renault.

(73)

Titulaire : *Idem* (71)

(74)

Mandataire : Christian Lheureux, SOSPI,
14-16, rue de la Baume, 75008 Paris.

- 1 -

Dispositif pour mesurer l'état d'oxydo-réduction d'un organe vivant in situ

La présente invention concerne un dispositif pour mesurer l'état d'oxydo-réduction d'un organe vivant in situ.

5 On connaît un dispositif de ce type décrit dans l'article intitulé "Optical consequences of blood substitution on tissue oxidation-reduction state microfluorometry" (Shigeki Kobayashi et al) extrait de la revue des Etats Unis d'Amérique "Journal of applied physiology" vol 31, n° 1, juin 1971. Ce dispositif comporte une
10 source de rayonnement comprenant une lampe à vapeur de mercure et des filtres . Cette source est capable d'illuminer un organe par deux rayonnements de longueurs d'onde différentes, un rayonnement ultraviolet (366 nm) et un rayonnement rouge (720 nm). L'illumination de l'organe par le rayonnement ultraviolet entraîne la formation d'une
15 fluorescence (440 - 480 nm) captée par un récepteur photoélectrique.

L'organe renvoie une partie de l'énergie du rayonnement rouge suivant un faisceau réfléchi capté par un autre récepteur photoélectrique. Ce dispositif comporte en outre un système d'enregistrement des signaux de sortie des deux récepteurs.

20 L'intensité de la fluorescence mesurée est représentative de l'état d'oxydo-réduction de l'organe.

Cependant, les variations de concentration intratissulaire en hématies perturbent les mesures photométriques, notamment lorsqu'on effectue des expériences sur un organe vivant in situ. En effet, une
25 diminution de la concentration intratissulaire ou hématies entraîne une augmentation de la fluorescence enregistrée.

Les variations d'intensité du rayonnement rouge réfléchi sont représentatives de la concentration intratissulaire en hématies.

En opérant sur un organe maintenu à un état d'oxydo-réduction
30 constant, Kobayashi a pu, à l'aide du dispositif décrit dans cet article, tracer un graphique et établir une équation reliant les valeurs d'intensité de fluorescence et de réflexion rouge obtenues d'une part avec l'organe complètement vidé de son sang et d'autre part avec l'organe contenant des taux variés d'hématies. Kobayashi

35

- 2 -

estime que les résultats obtenus dans son étude montrent qu'il est possible de compenser électroniquement les variations de fluorescence en fonction de la concentration intratissulaire en hématies.

Le dispositif décrit dans cet article permet, sur un organe
5 isolé perfusé artificiellement, donc sur un modèle fort éloigné de l'état physiologique, en dehors de l'organisme, l'étude du rapport NADH/NAD dans ses variations amples, lentes et provoquées, lors d'expérimentation ne pouvant se tenir qu'en laboratoire.

La présente invention a pour but de réaliser un dispositif
10 permettant l'étude des variations rapides (notamment au cours d'un cycle cardiaque unique), spontanées et/ou provoquées, de faible amplitude, du rapport NADH/NAD, au niveau d'un organe en place dans son organisme, normalement perfusé par du sang, en situation physiologique, notamment par voie de simple ponction, de cathétérisme
15 intravasculaire ou d'examen endoscopique, ce dispositif étant susceptible d'applications cliniques, notamment lors d'interventions chirurgicales.

La présente invention a pour objet un dispositif pour mesurer l'état d'oxydo-réduction d'un organe vivant in situ, comprenant
20 - des moyens pour illuminer l'organe par un rayonnement ultraviolet et par un autre rayonnement,
- un premier récepteur photoélectrique disposé pour détecter la fluorescence émise par l'organe en réponse à l'illumination par le rayonnement ultraviolet
25 - et un deuxième récepteur photoélectrique disposé pour détecter le faisceau renvoyé par l'organe en réponse à l'illumination par l'autre rayonnement,
caractérisé en ce que
- les moyens pour illuminer l'organe comportent
30 . un premier générateur laser capable d'émettre des impulsions du rayonnement ultraviolet,
. un deuxième générateur laser capable d'émettre des impulsions d'un rayonnement infrarouge, ces impulsions constituant l'autre rayonnement,
35 . des moyens pour concentrer en un même point les impulsions ultra-

- 3 -

violette et infrarouge

. et une fibre optique apte à transmettre les impulsions ultraviolette et infrarouge d'une de ses faces extrêmes à l'autre, une première face extrême de cette fibre étant disposée audit même point, la deuxième face extrême étant disposée dans ledit organe, - et en ce qu'il comporte en outre un circuit de traitement recevant les signaux électriques délivrés par les premier et deuxième récepteurs, ce circuit étant capable d'élaborer, à partir de ces signaux, un signal électrique de sortie indépendant du taux de concentration en hématies dans l'organe, ce signal étant représentatif de l'état d'oxydo-réduction de l'organe.

Des formes particulières d'exécution de l'objet de la présente invention sont décrites ci-dessous, à titre d'exemple, en référence aux dessins annexés dans lesquels

- la figure 1 représente schématiquement un mode de réalisation du dispositif selon l'invention
- et la figure 2 est un schéma plus détaillé d'un système électronique faisant partie du dispositif illustré par la figure 1.

Sur la figure 1, un générateur laser à azote 1 émet une impulsion de rayonnement ultraviolet 2 de longueur d'onde 337 nm vers la cuve d'un laser à colorant 3 suivant un axe 4. Le laser à azote 1 est par exemple excité par une onde de courant se propageant le long d'une ligne plate d'excitation, cette onde étant créée par la décharge électrique d'un éclateur. Le laser à colorant 3 comporte une cuve remplie d'un liquide constitué par exemple par un mélange de deux colorants dans un solvant, les deux colorants étant l'iodure de diéthylloxatricarbocyanine (DOTC) et l'iodure d'hexaméthylindotri-carbocyanine (HITC), et le solvant étant le diméthylsulfoxyde (DMSO). Cette cuve est munie d'une cavité optique résonnante comprenant deux miroirs, de façon à pouvoir émettre une impulsion d'un rayonnement infrarouge de longueur d'onde 805 nm suivant un axe 6 perpendiculaire à l'axe 4.

Une lame optique 7 est disposée à la sortie du laser 1 et inclinée à 45° sur l'axe 4. Cette lame réfléchit à 90°, suivant un axe 8, dix pour cent de l'énergie de l'impulsion 2 et laisse

- 4 -

passer 90 pour cent de l'énergie de cette impulsion suivant l'axe 4 vers une lentille cylindrique convergente 5 disposée entre la lame 7 et le laser 3.

- Le long d'un axe 9 parallèle à l'axe 4 sont disposés successivement
- une face extrême 10 d'une fibre optique 11 dont l'autre face extrême 12 est disposée dans un organe vivant 13, l'axe 9 étant perpendiculaire à la face 10, cette face pouvant avoir une forme arrondie, par exemple hémisphérique,
 - une lentille convergente 14 centrée sur l'axe 9 et dont un foyer est situé sur la face 10,
 - une lame optique 15 disposée sensiblement à l'intersection des axes 8 et 9 et inclinée à 45° sur l'axe 9 perpendiculairement à la lame 7,
 - une lame optique 16 disposée sensiblement à l'intersection des axes 6 et 9, parallèlement à la lame 16,
 - une lame optique 17 disposée parallèlement à la lame 16, sensiblement à l'intersection d'un axe de renvoi 18 avec l'axe 9,
 - un filtre optique 19 disposé perpendiculairement à l'axe 9
 - et un récepteur photoélectrique 20.

Sur l'axe 8, un atténuateur optique 21 peut être disposé entre les lames 7 et 15, et un récepteur photoélectrique 22 peut être situé au delà de la lame 15.

- De même, sur l'axe 6 un atténuateur optique 23 peut être disposé entre le laser 3 et la lame 16, et un récepteur photoélectrique 24 peut être situé au delà de la lame 16.

Sur l'axe 18, est disposé un récepteur photoélectrique 25 et un filtre 26 situé entre la lame 17 et le photodétecteur 25.

- Les sorties électriques des quatre photodétecteurs 20, 22, 24 et 25 sont connectées respectivement à quatre entrées 27, 28, 29 et 30 d'un circuit de traitement 31.

- La figure 2 est un schéma du circuit de traitement 31. Dans ce schéma, une extrémité d'une branche 32 est connectée à l'entrée 30 du circuit de traitement. La branche 32 comporte en série, à partir de l'entrée 30, un amplificateur 33, un intégrateur 34 et un circuit

- 5 -

d'échantillonnage 35. L'autre extrémité de la branche 32 est connectée à une entrée d'un circuit diviseur 36. A l'autre entrée du circuit 36 est connectée une extrémité d'une branche 37 comprenant en série, à partir du circuit 36, un circuit d'échantillonnage 38, un intégrateur 39 et un amplificateur 40. L'autre extrémité de la branche 37 est connectée à l'entrée 28 du circuit de traitement.

Un générateur d'impulsions 41 est relié à la branche 37 entre l'entrée 28 et l'amplificateur 40.

Une extrémité d'une branche 42 est connectée à l'entrée 27 du circuit de traitement. La branche 42 comporte en série, à partir de l'entrée 27, un amplificateur 43, un intégrateur 44 et un circuit d'échantillonnage 45. L'autre extrémité de la branche 42 est connectée à une entrée d'un circuit diviseur 46. A l'autre entrée du circuit 46 est connectée une extrémité d'une branche 47 comprenant en série, à partir du circuit 46, un circuit d'échantillonnage 48, un intégrateur 49 et un amplificateur 50. L'autre extrémité de la branche 47 est connectée à l'entrée 29 du circuit de traitement.

Les sorties des deux circuits diviseurs 36 et 46 sont connectées respectivement aux deux entrées d'un circuit multiplex 51 dont la sortie est reliée à l'entrée d'un convertisseur analogique-digital 52. La sortie du convertisseur 52 est connectée à l'entrée d'un calculateur 53 dont les sorties sont connectées aux entrées d'un enregistreur 54.

Le dispositif décrit ci-dessus et illustré par les figures 1 et 2 fonctionne de la manière suivante.

On déclenche d'abord une impulsion ultraviolette 2 du laser à azote 1, de longueur d'onde 337 nm.

La lame 7 réfléchit 10% de l'énergie de cette impulsion suivant l'axe 8 vers la lame 15. Celle-ci réfléchit une partie de l'énergie du rayonnement de longueur d'onde 337 nm et laisse passer l'autre partie de cette énergie vers le récepteur photoélectrique 22. L'impulsion ultraviolette provenant de la lame 7 est donc renvoyée par la lame 15 parallèlement à l'axe 9 pour être concentrée sur la face 10 de la fibre 11 au moyen de la lentille 14.

La lame 7 transmet 90% de l'énergie de l'impulsion 2 suivant

- 6 -

l'axe 4. L'énergie ainsi transmise est concentrée par la lentille cylindrique 5 dans la cuve du laser à colorant 3 de façon à l'exciter. Le laser 3 émet alors une impulsion infrarouge de longueur d'onde 805 nm suivant l'axe 6. La lame 16 est partiellement réfléchissante à la longueur d'onde de 805 nm ; elle renvoie suivant l'axe 9 la moitié de l'énergie de l'impulsion provenant du laser 3 et laisse passer l'autre moitié de cette énergie vers le récepteur photoélectrique 24. La lame 15 est transparente à la lumière de longueur d'onde 805 nm. Elle laisse donc passer vers la lentille 14 l'impulsion renvoyée par la lame 16. La lentille 14 concentre cette impulsion sur la face 10 de la fibre 11.

Pratiquement, on peut considérer que les deux impulsions ultraviolette et infrarouge arrivent sur la face 10 sensiblement au même instant.

A titre indicatif, la fibre optique peut comporter un coeur en silice de diamètre 400 microns entouré d'une gaine optique également en silice mais d'indice de réfraction plus faible. L'extrémité arrondie de la fibre en contact avec l'organe permet de diminuer la réflexion parasite de Fresnel. La gaine optique peut avoir un diamètre extérieur de 500 microns et être entourée elle même d'une gaine de protection en matière plastique de diamètre extérieur 700 microns. Cette matière plastique est stérilisable et choisie parmi celle qui ne présentent pas d'effet coagulant en présence de sang. Bien entendu, une telle fibre optique peut être introduite, si c'est nécessaire, dans un cathéter ou une aiguille hypodermique.

La fibre optique 11 transmet les deux impulsions ultraviolette et infrarouge de la face 10 à la face 12 de façon à illuminer l'organe 13 qui peut être par exemple le coeur d'un malade en cours d'opération.

L'impulsion ultraviolette provoque dans l'organe 13 une fluorescence bleue de longueur d'onde moyenne 480 nm qui est transmise par la fibre 11 de la face 12 à la face 10. Puis cette impulsion est dirigée par la lentille 14 le long de l'axe 9 en traversant successivement les lames 15 et 16 qui sont transparentes au rayonnement de longueur d'onde 480 nm.

- 7 -

La lame 17 réfléchit ce rayonnement suivant l'axe 18 vers le récepteur 25 à travers le filtre 26 qui est un filtre passe-bande ne transmettant que la fluorescence .

Une partie de l'énergie de l'impulsion infrarouge transmise à l'organe 13 par la fibre 11 est réfléchiée par cet organe et transmise en sens inverse par la fibre 11 de la face 12 à la face 10. La lentille 14 dirige ensuite suivant l'axe 9 l'impulsion infrarouge réfléchiée. Celle-ci traverse la lame 15 transparente à la lumière de longueur d'onde de 805 nm. La moitié de l'énergie de cette impulsion traverse la lame 16 vers la lame 17 qui est transparente à ce rayonnement. L'impulsion est finalement reçue sur le récepteur 20, après traversée du filtre 19 qui est un filtre passe-bande ne transmettant que le rayonnement infrarouge émis par le laser 3.

Les atténuateurs 21 et 23 permettent éventuellement de régler les intensités respectives des impulsions ultraviolette et infrarouge de façon à les adapter aux différents types d'organes à examiner. Ces atténuateurs ne sont donc pas indispensables dans tous les cas. Il est possible aussi de supprimer les récepteurs photo-électriques 22 et 24, dans la mesure où les lasers 1 et 3 délivrent des impulsions de puissance parfaitement stable.

Il est particulièrement avantageux d'utiliser un laser infrarouge émettant à la longueur d'onde de 805 nm. En effet pour cette longueur d'onde dite "isosbestique", le coefficient de réflexion de l'organe ne dépend ni de son état d'oxydo-réduction, ni de l'état d'oxygénation du sang qui y circule.

Dans le circuit de traitement de l'information, le diviseur 36 effectue le rapport entre le signal de fluorescence et le signal d'émission du laser ultraviolet 1, ces signaux étant mis en forme dans les branches respectives 32 et 37. On obtient ainsi à la sortie du circuit 36 un signal de fluorescence F indépendant de l'intensité du signal laser délivré par le récepteur 22.

De même, le circuit diviseur 46 effectue le rapport entre le signal de réflexion infrarouge et le signal d'émission du laser 3, ces signaux étant mis en forme dans les branches respectives 42 et 47. On obtient ainsi à la sortie du circuit 46 un signal I indé-

pendant du signal laser délivré par le récepteur 24.

Après traversée des circuits 51 et 52, les signaux F et I entrent dans le calculateur 53. Celui-ci est capable de déduire des valeurs F et I une valeur F_0 répondant à l'équation :

5

$$I_0/I = 1 + K \ln (F_0/F)$$

dans laquelle I_0 et F_0 désignent les valeurs de I et F qu'il est possible d'obtenir lorsque l'organe est complètement vidé de son sang, K et I_0 étant des constantes qui peuvent être déterminées par des essais antérieurs.

10

La valeur de F_0 ainsi obtenue est indépendante de la concentration intratissulaire en hématies ; elle est représentative de l'état d'oxydo-réduction de l'organe considéré.

Le générateur d'impulsions 41 permet, à partir de chaque impulsion laser émise par le laser 1, d'ouvrir des fenêtres temporelles prédéterminées dans tous les éléments des branches 32, 37, 42 et 47, ainsi que dans les éléments 51 et 52 du circuit 31. A cet effet, le générateur d'impulsions 41 comporte quatorze sorties représentées par des flèches, et chaque élément concerné comporte une entrée de commande illustrée aussi par une flèche. Chaque sortie du générateur 31 est reliée à une entrée de commande. C'est ainsi que la sortie 55 du générateur 41 est connectée par une liaison 56 à l'entrée de commande 57 de l'amplificateur 40. Ces fenêtres temporelles autorisent le fonctionnement de chaque élément seulement pendant un court intervalle de temps dont les limites encadrent l'instant d'arrivée de l'impulsion. Cela permet d'éviter d'enregistrer des signaux parasites et en particulier les signaux de réflexion des impulsions laser sur la face 10 de la fibre optique 11.

30

Comme indiqué sur la figure 2, l'enregistreur 54 permet d'enregistrer non seulement le signal F_0 , mais aussi les signaux I et F.

Le dispositif décrit ci-dessus présente de nombreux avantages.

La puissance lumineuse importante délivrée par les différents types de laser ultraviolet fonctionnant en impulsions, à une cadence de répétition qui, à titre indicatif, peut être comprise entre 20 et

35

120 Hz, permet d'obtenir un niveau élevé de fluorescence tout en maintenant à une faible valeur la puissance moyenne d'illumination de l'organe examiné. Dans ces conditions, cette illumination n'apporte, en elle même, aucune perturbation de la valeur à mesurer
5 (rapport NADH/NAD, par exemple) notamment par effet thermique, et, à fortiori, n'altère pas le tissu étudié.

Les cadences de répétition indiquées ci-dessus permettent de délivrer au tissu à étudier un nombre suffisant d'impulsions par cycle cardiaque pour obtenir une mesure précise dans le cas de
10 mesures sur l'homme (fréquence cardiaque au repos 1,2 Hz) ou sur l'animal (fréquence cardiaque du rat : 5 Hz).

Bien qu'il soit possible d'utiliser aussi des lasers à excimères ou à exciplexes pour obtenir la fluorescence, on emploie de préférence le laser à azote dont la longueur d'onde d'émission
15 (337 nm) est très proche du pic d'absorption du NADH, ce qui permet d'augmenter le rapport signal/bruit.

L'utilisation d'un laser à colorant comme source de rayonnement infrarouge présente deux avantages : d'une part ce laser peut être excité par une partie de l'énergie des impulsions émises par le
20 laser ultraviolet de façon à obtenir deux impulsions de mesure, ultraviolette et infrarouge, quasi simultanées, et d'autre part le laser à colorant peut être accordé sur la longueur d'onde de 805 nm isosbestique pour l'hémoglobine.

L'utilisation d'une fibre optique unique, de diamètre relativement important pour capter le plus de fluorescence possible, permet néanmoins d'obtenir une flexibilité suffisante pour suivre
25 par exemple le trajet vasculaire d'un cathéter. La fibre unique a aussi l'avantage de présenter une seule interface fibre-tissu, ce qui est préférable à une interface émission distincte d'une interface réception, de façon à augmenter le rapport énergétique du
30 rayonnement capté au rayonnement émis.

Enfin, il est possible de réaliser actuellement un circuit électronique de traitement ayant un temps de réponse très court, de façon à effectuer la totalité des opérations pendant un intervalle
35 de temps nettement inférieur à la période séparant deux impulsions

laser.

Le dispositif selon la présente invention peut être utilisé pour effectuer des mesures continues in situ du rapport NADH/NAD instantané (eu égard à l'échelle de temps des phénomènes
5 considérés), ce qui est d'une importance biologique capitale.

Ce dispositif peut être appliqué par exemple à l'étude du métabolisme cardiaque et notamment de ses variations en pathologie et lors d'interventions chirurgicales cardiaques. L'étude du métabo-
lisme cardiaque peut alors se faire au niveau de l'endocarde,
10 c'est-à-dire à l'intérieur des cavités cardiaques, par simple cathé-
térisme, l'abord périphérique pouvant être veineux ou artériel.

Ce dispositif peut être appliqué aussi à l'étude d'autres organes (cerveau, foie, rein) dans les circonstances les plus
diverses (interventions pharmacologiques, transformations tumorales
15 par exemple).

20

25

30

35

- 11 -

REVENDICATIONS

1/ Dispositif pour mesurer l'état d'oxydo-réduction d'un organe vivant in situ, comprenant

5 - des moyens pour illuminer l'organe par un rayonnement ultraviolet et par un autre rayonnement,
- un premier récepteur photoélectrique disposé pour détecter la fluorescence émise par l'organe en réponse à l'illumination par le rayonnement ultraviolet

10 - et un deuxième récepteur photoélectrique disposé pour détecter le faisceau renvoyé par l'organe en réponse à l'illumination par l'autre rayonnement,
caractérisé en ce que

- les moyens pour illuminer l'organe comportent
15 . un premier générateur laser (1) capable d'émettre des impulsions du rayonnement ultraviolet,
. un deuxième générateur laser (3) capable d'émettre des impulsions d'un rayonnement infrarouge, ces impulsions constituant l'autre rayonnement,

20 . des moyens (7, 14, 15, 16) pour concentrer en un même point les impulsions ultraviolette et infrarouge

. et une fibre optique (11) apte à transmettre les impulsions ultraviolette et infrarouge d'une de ses faces extrêmes à l'autre, une première face extrême (10) de cette fibre étant disposée audit même point, la deuxième face extrême (12) étant dis-
25 posée dans ledit organe,

- et en ce qu'il comporte en outre un circuit de traitement (31) recevant les signaux électriques délivrés par les premier (25) et deuxième (20) récepteurs, ce circuit étant capable d'élaborer, à partir de ces signaux, un signal électrique de sortie indépendant
30 du taux de concentration en hématies dans l'organe, ce signal étant représentatif de l'état d'oxydo-réduction de l'organe.

2/ Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que le premier générateur laser (1) est un générateur laser à azote.

3/ Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que le
35 deuxième générateur laser (3) comporte un milieu actif constitué

d'un colorant, ce milieu actif étant apte à être excité par les impulsions (4) émises par le premier générateur laser (1).

4/ Dispositif selon la revendication 3, caractérisé en ce que le colorant excité est apte à émettre des impulsions de longueur d'onde 805 nanomètres.

5/ Dispositif selon la revendication 3, caractérisé en ce qu'il comporte en outre

- un troisième récepteur photoélectrique (22) disposé pour détecter les impulsions émises par le premier générateur laser

- et un quatrième récepteur photoélectrique (24) disposé pour détecter les impulsions émises par le deuxième générateur laser.

6/ Dispositif selon la revendication 5, caractérisé en ce que lesdits moyens pour concentrer en un même point les impulsions du rayonnement ultraviolet et du rayonnement infrarouge comportent

- un système optique (14) centré suivant un premier axe (9), ledit même point étant un foyer du système optique, le deuxième récepteur (20) étant disposé sur le premier axe du côté opposé au foyer du système optique,

- une première lame optique (16) disposée sur le premier axe (9) entre le système optique (14) et le deuxième récepteur (20), cette lame réfléchissant partiellement le rayonnement infrarouge émis par le deuxième générateur laser (3), cette lame étant inclinée sur le premier axe pour réfléchir ce rayonnement vers le système optique suivant le premier axe, cette lame étant transparente au rayonnement de fluorescence et étant disposée sur un deuxième axe coupant le premier axe entre le deuxième générateur laser (3) et le quatrième récepteur (24),

- une deuxième lame optique (7) disposée sur un troisième axe parallèle au premier axe, le premier (1) et le deuxième (3) générateur laser étant situés sur ce troisième axe, cette deuxième lame optique étant disposée perpendiculairement à la première lame optique (16) pour renvoyer suivant un quatrième axe une partie de l'énergie des impulsions émises par le premier générateur laser (1), l'autre partie de cette énergie traversant la deuxième lame (7) pour exciter le colorant du deuxième générateur

laser (3)

- et une troisième lame optique (15) disposée parallèlement à la première lame optique (16) d'une part sur le premier axe (9) entre le système optique (14) et la première lame optique (16) et
5 d'autre part sur le quatrième axe entre la deuxième lame optique (7) et le troisième récepteur photoélectrique (22), cette lame réfléchissant le rayonnement émis par le premier générateur laser (1) et étant transparente à la fluorescence et au rayonnement émis par le deuxième générateur laser (3).

10 7/ Dispositif selon la revendication 6, caractérisé en ce qu'il comporte en outre

- un premier atténuateur optique (21) du rayonnement ultraviolet disposé sur le quatrième axe entre les deuxième (7) et troisième (15) lames optiques

15 - et un deuxième atténuateur optique (23) disposé sur le deuxième axe entre le deuxième générateur laser (3) et la première lame optique (16).

8/ Dispositif selon la revendication 7, caractérisé en ce qu'il comporte une quatrième lame optique (17) disposée parallèlement à
20 la première lame optique (16) d'une part sur le premier axe (9) entre la première lame optique (16) et le deuxième récepteur (20) et d'autre part sur un cinquième axe coupant le premier axe, la quatrième lame optique réfléchissant partiellement le rayonnement infrarouge émis par le deuxième générateur laser, cette quatrième
25 lame optique étant transparente au rayonnement émis par le deuxième générateur laser.

9/ Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que la deuxième face extrême (12) de la fibre optique (11) a une forme arrondie.

30 10/ Dispositif selon la revendication 5, caractérisé en ce que le circuit de traitement (31) comporte

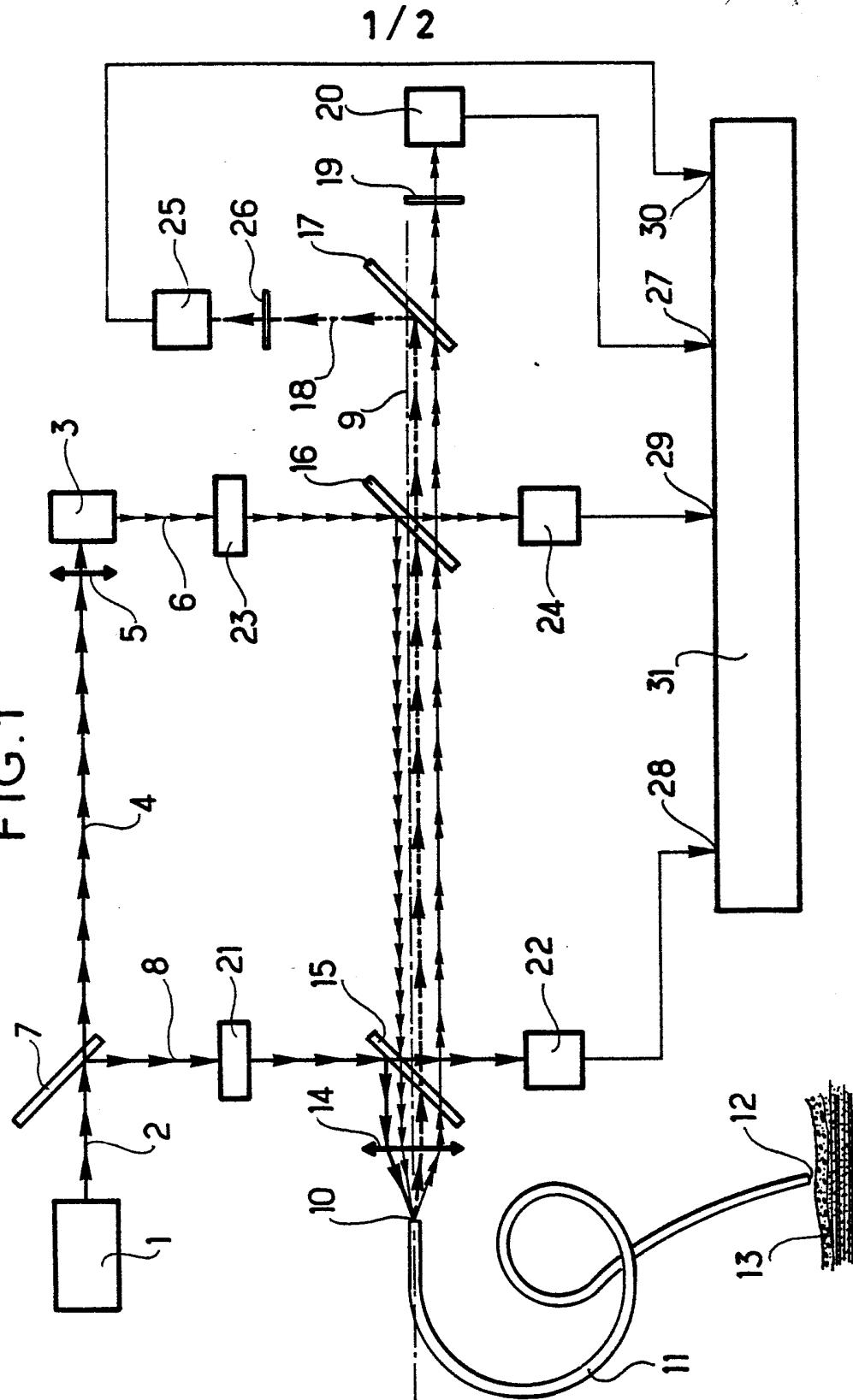
- des premiers moyens diviseurs (36) capables de mesurer le rapport entre l'amplitude des signaux provenant respectivement des premier (25) et troisième récepteurs (22),

35 - des seconds moyens diviseurs (46) capable de mesurer le rapport

- 14 -

- entre l'amplitude des signaux provenant respectivement des deuxième (20) et quatrième récepteurs (24),
- un calculateur (53) apte à corriger, suivant une loi prédéterminée les signaux délivrés par les premiers moyens
 - 5 diviseurs (36) en fonction des signaux délivrés par les seconds moyens diviseurs (46), de façon à obtenir un signal compensé
 - et un système d'enregistrement (54) desdits signaux.

FIG. 1



2 / 2

FIG. 2

