



Republik  
Österreich  
Patentamt

(11) Nummer: AT 397 458 B

(12)

# PATENTSCHRIFT

(21) Anmeldenummer: 1914/92

(51) Int.Cl.<sup>5</sup> : A61B 5/14  
G01H 21/64

(22) Anmeldetag: 25. 9.1992

(42) Beginn der Patentdauer: 15. 9.1993

(45) Ausgabetag: 25. 4.1994

(56) Entgegenhaltungen:

AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1987 P. 228 - 231  
AT-B 381393 AT-B 392539 DE-C2 3532563 DE-A1 3923950  
EP-A2 309214 US-A 3604927 US-A 4763658 US-A 5006314

(73) Patentinhaber:

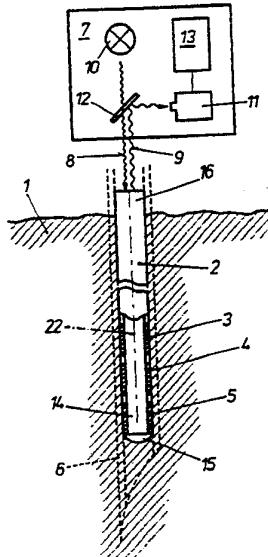
AVL GESELLSCHAFT FÜR VERBRENNUNGSKRAFTMASCHINEN  
UND MESSTECHNIK MBH. PROF.DR.DR.H.C. HANS LIST  
A-8020 GRAZ, STEIERMARK (AT).

(72) Erfinder:

LÜBBERS DIETRICH WERNER DR.  
DORTMUND (DE).  
KARPF HELLFRIED DR.  
GRAZ, STEIERMARK (AT).

## (54) SENSORANORDNUNG

(57) Um gleichzeitig an mehreren Stellen eines Gewebes mit einem in ein Gewebe einführbaren, dünnen, biokompatiblen Schlauch oder Röhrchen die Konzentration unterschiedlicher Analyte erfassen zu können, wird vorgeschlagen, daß der Schlauch (2) in axialer Erstreckung mehrere Bereiche (3, 4, 5...) aufweist, in welchen jeweils gleiche oder unterschiedliche, optisch anregbare und ablesbare, vorzugsweise lumineszenzoptische, Indikatorsubstanzen zur Messung der örtlichen Verteilung eines Parameters, beispielsweise der O<sub>2</sub>-Konzentration bzw. des O<sub>2</sub>-Partialdruckes oder zur gleichzeitigen Messung zumindest zweier unterschiedlicher Parameter, beispielsweise aus der Gruppe pO<sub>2</sub>, pCO<sub>2</sub> und pH, vorgesehen sind.



AT 397 458 B

Die Erfindung betrifft eine Sensoranordnung mit einem in ein Gewebe einführbaren, dünnen, biokompatiblen Röhrchen oder Schlauch, beispielsweise Mikrodialyseschlauch, welcher die zu messenden Gewebeparameter erfaßt, sowie mit einer Auswerteeinrichtung.

Aus dem Artikel "A microdialysis method allowing characterization of intercellular water space in humans", P. Lönnroth, P.-A. Jansson, U. Smith, in "Dialysis Of Human Tissue In Vivo", American Physiological Society, 1987, S. 228 - 231, ist es bekannt, ins Gewebe implantierbare, flexible, dünne Schläuche, z. B. zur Untersuchung des Glucosegehaltes der Zellflüssigkeit, zu verwenden. Die Wand eines solchen Mikrodialyseschlauches ist für den zu untersuchenden Stoff durchlässig, sodaß dieser in das Schlauchinnere diffundieren kann. Trotzdem ist durch die trennende Schlauchwand das Infektionsrisiko relativ gering. Zur Analyse der gesuchten Substanz kann in einem Mikrodialyseschlauch von außen ein Sensor eingeführt werden, oder der Schlauch wird mit Flüssigkeit durchströmt, die dann außerhalb analysiert wird. Diese auch größere Gewebebereiche erfassende Meßmethode hat allerdings den Nachteil, daß nur Mittelwerte der Konzentration über die gesamte benetzte Schlauchoberfläche ermittelbar, und daß lokale Schwankungen nicht festzustellen sind.

Bei vielen Eingriffen besteht in der Chirurgie das Bedürfnis, nicht nur die arteriellen Blutgase zu kontrollieren, sondern zu ermitteln, wie gut z. B. das behandelte Organ während der Operation oder hinterher durchblutet und mit Sauerstoff versorgt wird. Es hat sich gezeigt, daß es durch Messung des lokalen Sauerstoffdruckes im Gewebe möglich ist, den Status der Sauerstoffversorgung zu ermitteln. Als Methode hierfür ist z. B. die polarographische Messung eines  $pO_2$ -Histogrammes mit einer dünnen membranbedeckten Nadelelektrode möglich. Ein solches  $pO_2$ -Histogramm besteht aus einer größeren Anzahl an verschiedenen Gewebestücken gemessenen Einzelwerten. Da diese Methode aber nicht zur kontinuierlichen Überwachung geeignet ist, werden kontinuierlich messende polarographische  $pO_2$ -Katheterelektronen ins Gewebe eingeführt, z. B. Katheterelektronen mit geringem Außendurchmesser von ca. 0.55 mm. Der Nachteil dieser Elektroden ist, daß sie den  $pO_2$  nur an einer einzigen Stelle des Gewebes erfassen, von der man nicht weiß, wie gut sie die Gasamsituation charakterisiert.

Ein weiterer Nachteil ist, daß es mit solchen polarographischen Elektroden nur möglich ist, relative  $pO_2$ -Werte zu messen. Die Eichkurve, die in Gas- oder Salzlösungen erhoben wird, läßt sich nämlich nicht auf Messungen im Gewebe übertragen, da die Parameter, die die Steilheit der Eichkurve bestimmen, im Gewebe außerordentlich variieren und daher nicht mit Sicherheit vorhersagbar sind.

Weiters wurden beispielsweise aus der AT-B 392 539 optische Sensoren mit einem Lichtleiter und einer darauf immobilisierten Indikatorsubstanz bekannt, welche allerdings nicht zur Messung von Konzentrationsprofilen im Gewebe geeignet sind. Daraus geht ein Sensor zur optischen Bestimmung der katalytischen Enzymaktivität einer Probe hervor, bei welchem auf der äußeren Fläche des zylinderförmigen Kerns eines Lichtleiters ein Enzymsubstrat angebracht ist. Beim Messen wird die Spitze des Sensors in die Probenlösung eingetaucht.

Aufgabe der Erfindung ist es, eine Sensoranordnung vorzuschlagen, mit welcher zur Erfassung der Heterogenität des Gewebes gleichzeitig an mehreren Stellen des Gewebes die lokale Konzentration einer bestimmten Spezies oder die Konzentration unterschiedlicher Analyte kontinuierlich erfaßt werden kann.

Diese Aufgabe wird erfundungsgemäß dadurch gelöst, daß der Schlauch in axialer Erstreckung mehrere Bereiche aufweist, in welchen jeweils gleiche oder unterschiedliche, optisch anregbare und ablesbare, vorzugsweise lumineszenzoptische, Indikatorsubstanzen zur Messung der örtlichen Verteilung eines Parameters, beispielsweise der  $O_2$ -Konzentration bzw. des  $O_2$ -Partialdruckes oder zur gleichzeitigen Messung zum mindest zweier unterschiedlicher Parameter, beispielsweise aus der Gruppe  $pO_2$ ,  $pCO_2$  und pH, vorgesehen sind. Unter Schlauch soll auch ein Schlauchsystem verstanden werden, welches flexible und feste Anteile aufweist, welche Anteile die für die jeweiligen Einsatzgebiete nötige Festigkeit, Permeabilität und Transparenz aufweisen. Die Indikatoren können ringförmig am Schlauchumfang oder auch lediglich an einigen Stellen an der Schlauchoberfläche angebracht oder in den Schlauch integriert sein. Die optische Ablesung von außerhalb des Schlauches anliegenden Indikatoren bedingt lediglich die Lichtleitfähigkeit des Schlauchmaterials. Die Schlauchwand kann für den (die) Analyt(e) undurchlässig sein, aber andere Stoffe durchlassen. Ist der Indikator im Schlauchinneren vorgesehen oder in den Schlauch integriert, muß die Schlauchwand zusätzlich für den (die) Analyt(e) durchlässig sein. Mit Hilfe dieser Sensoranordnung können viele Meßpunkte im Gewebe mit einer einzigen Meßleitung erfaßt werden, wodurch das Geweberauma minimiert wird. Als Indikatorsubstanzen sind sowohl Absorptions- oder Lumineszenz-, als auch Chemilumineszenz-Indikatoren verwendbar.

Um mit dieser Sensoranordnung die Absolutwerte einer Analytkonzentration gleichzeitig an mehreren Stellen bzw. Tiefenlagen des Gewebes zu bestimmen, sind beispielsweise unterschiedliche Indikatorsubstanzen zur Messung einer Spezies vorgesehen. Durch Isolation der Signale kann auf diese Weise das Konzentrationsprofil bzw. die örtliche Verteilung eines Analytes ermittelt werden. Damit kann die Heterogenität des Gewebes kontinuierlich erfaßt werden. Indikatorsysteme können sich dabei aus gleichen oder unterschiedlichen Indikatorsubstanzen oder aus Enzym-Indikatorsubstanz-Kombinationen zusammensetzen.

Weiters können in den einzelnen Bereichen auch unterschiedliche Indikatorsubstanzen für die gleichzeitige

Messung zumindest zweier Konzentrationswerte z. B. aus der Gruppe pO<sub>2</sub>, pCO<sub>2</sub> und pH vorgesehen sein. Es kann auch eine Kombination von Indikatorsubstanzen in oder auf dem biokompatiblen Schlauch angebracht werden. Eine Kombination von pO<sub>2</sub>- und pH-Indikatorsubstanzen kann von Vorteil sein, da beispielsweise bei verschlechterter Sauerstoffversorgung auch der pH-Wert sinkt. Mit geeigneten Indikatorsystemen können auch andere interessierende Stoffe im Gewebe, wie zum Beispiel Kalium, Kalzium, Glucose, Hormone oder Narkosegase gemessen werden. Die in Abhängigkeit von der Analytkonzentration von den einzelnen Indikatorsubstanzen abgegebenen Signale lassen sich optisch, z. B. durch geeignete Filterung, isolieren und getrennt verarbeiten.

Es ist auch eine Kombination mit anderen Sensoren möglich. So kann z. B. die Messung der innergeweblichen Temperatur, des Druckes, der elektrischen Aktivität, der Radioaktivität und der Wasserstoffclearance wichtige Zusatzinformationen liefern.

Bei den erfindungsgemäßen Ausführungsvarianten des Sensors, bei welchem das Anregungslicht im Lichtleiter mittels Totalreflexion geführt wird, müssen entweder Maßnahmen gesetzt werden, die das Anregungslicht im Bereich der Indikatorsubstanzen austreten lassen oder die Anregung erfolgt durch die evaneszenten Wellenanteile des Anregungslichtes, wie beispielsweise aus der US-A 3 604 927 bekannt.

Ein Übertritt der Anregungsstrahlung vom optischen Leiter in die Indikatorschicht kann auch durch die geeignete Wahl des Brechungsindex der Indikatorschicht gewährleistet werden (DE-C2 35 32 563).

In einer vorteilhaften Ausführungsvariante ist vorgesehen, daß der Schlauch eine als Lichtleiter ausgebildete Schlauchwand aufweist. Damit wird auf einfache Weise eine gleichzeitige lokale optische Messung in der Schlauchwand, und eine Mittelwertmessung der in das Innere diffundierenden Analyte möglich. Eine derartige gleichzeitige lokale und globale Messung ist auch möglich, wenn der Brechungsindex der Schlauchwand kleiner ist als jener einer flüssigen, gelartigen oder festen Schlauchfüllung, sodaß die Lichtleitung in der Schlauchfüllung erfolgt. Die in die flüssige Schlauchfüllung diffundierenden Analyte können nach außen geführt und auf herkömmliche Weise analysiert werden.

Falls die nötige Festigkeit zum Einstechen in das Gewebe nicht vorhanden ist, kann der Schlauch erfindungsgemäß von einer nach dem Einführen in das Gewebe entfernbaren Hohlnadel umgeben sein.

In einer weiteren vorteilhaften Ausführungsvariante der Erfindung ist vorgesehen, daß das im Gewebe liegende eine Ende des Schlauches verspiegelt ist und das andere Ende in an sich bekannter Weise für die Einkopplung der Anregungsstrahlung und die Gewinnung der Meßstrahlung zur Verfügung steht.

In Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, daß der Schlauch durch das Gewebe durchführbar ist, sodaß beide Enden aus der Geweboberfläche ragen, wobei z. B. ein Ende für die Einkopplung der Anregungsstrahlung und das andere Ende für die Gewinnung der Meßstrahlung zur Verfügung steht. Andererseits ist es auch denkbar, ein Ende des Schlauches sowohl zum Einbringen der Anregungsstrahlung, als auch zum Gewinnen der Meßstrahlung zu verwenden, und das andere Ende für weitere medizinische Zwecke zu nutzen, beispielsweise zur Zufuhr von Substanzen um eine Testreaktion auszulösen.

Für die Messung der Oberflächenkonzentration einer bestimmten Spezies kann erfindungsgemäß um zumindest einem freien Ende des Schlauches eine an der Geweboberfläche anliegende Optodenfolie angeordnet sein.

Eine weitere vorteilhafte Ausgestaltung der Erfindung besteht darin, daß als Lichtleiter eine in axialer Richtung in den Schlauch einführbare Sonde mit einer oder mehreren gegen die Längsachse um etwa 45° geneigten spiegelnden Flächen, vorzugsweise dichroitischen Spiegel(n), vorgesehen ist. Die Ablesung der Indikatorsubstanzen kann mittels der Sonde automatisch erfolgen, wobei die Sonde durch eine Ziehvorrichtung oder Spindel positioniert wird.

Für Messungen im Knochengewebe oder im Gelenkbereich kann beispielsweise ein Stahlrörchen oder eine Kantile mit Löchern in der Wandung eingesetzt werden. Die in den Löchern angeordneten Sensoren bzw. Indikatorsubstanzen können ebenfalls mit einer in die Kantile einführbaren Sonde abgelesen werden.

In einer bevorzugten Ausführungsvariante ist vorgesehen, daß der Schlauch, in zumindest einem Bereich, transparent ausgebildet ist. Dadurch können Gewebebeobachtungen durchgeführt und auch außerhalb des Schlauches vorhandene Indikatoren optisch erfaßt werden. Solche im Gewebe vorliegende Indikatoren sind beispielsweise der Blutfarbstoff (Hämoglobin), der Muskelfarbstoff (Myoglobin) oder das fluoreszierende Enzym NADH der Atmungskette.

Der in das Gewebe eingebrachte optische Leiter muß nicht in direktem Kontakt mit einer optischen Anregungs- und Auswerteeinheit stehen, vielmehr kann erfindungsgemäß eine an sich bekannte Einrichtung zur berührungslosen Einkopplung der Anregungsstrahlung und Gewinnung der Meßstrahlung vorgesehen sein, welche die Auswerteeinrichtung enthält.

Die berührungslose Messung optischer Signale auf sich bewegenden Oberflächen ist aus "Oxygen Transport To Tissue VIII", N. Opitz und D. W. Lüppers, Adv. Exp. Med. Biol. 200, 367 - 371, Plenum Press, 1986 bekannt.

Da menschliches und tierisches Gewebe, insbesondere die Haut, für optische Strahlen im roten und infraroten Wellenlängenbereich relativ gut durchlässig ist, kann erfindungsgemäß auch eine Indikatorsubstanz zur Anwendung kommen, deren Anregungs- und Emissionsstrahlung im Wellenlängenbereich zwischen 600 nm und 1200 nm liegt. In diesem Fall wird der Sensor von außen angeregt und abgelesen, z. B. durch Sensoren

oder Sensorareale auf der Hautoberfläche.

Zur Verbesserung der Gewebeanalyse ist es vorteilhaft, wenn der Schlauch, zumindest teilweise, aus einem die zu messende Substanz anreichernden Material besteht. Vom Material Silikon ist beispielsweise bekannt, daß es verschiedene Stoffe wie CO<sub>2</sub> oder Narkosegase anreichert, wodurch die genaue Messung auch geringer Konzentrationen dieser Substanzen ermöglicht wird.

Die Erfindung wird im folgenden anhand von Ausführungsbeispielen näher erläutert. Es zeigen Fig. 1 eine Sensoranordnung gemäß der Erfindung und die Fig. 2 und 3 erfindungsgemäße Ausführungsvarianten, Fig. 4 bis 9 Detaildarstellungen von Mikrodialyseschläuchen mit unterschiedlicher Signalübertragung gemäß der Erfindung.

In Fig. 1 ist eine Sensoranordnung zur Messung der Konzentrationsverteilung im Gewebe dargestellt, welche auf dem ins Gewebe (1) einführbaren, dünnen, biokompatiblen Schlauch (2) (bzw. Kanüle) in axialer Erstreckung mehrere Bereiche (3) bis (5) aufweist, in welchen Indikatorsubstanzen mit unterschiedlichen optischen Eigenschaften immobilisiert sind. Falls der Schlauch (2), beispielsweise ein Mikrodialyseschlauch, selbst nicht die nötige Rigidität aufweist, kann eine nach dem Einstechen entfernbare Hohlnadel (6) für das Einführen in das Gewebe vorgesehen sein. Der Schlauch (2) des Sensors kann direkt mit einer Lichtquelle und einem Detektor verbunden sein, oder - wie in Fig. 1 dargestellt - über eine Einrichtung (7) zur berührungslosen Einkopplung der Anregungsstrahlung (8) und Gewinnung der Meßstrahlung (9) verfügen. In der Einrichtung (7) sind neben einer Strahlungsquelle (10) und einem Detektor (11) ein Strahleiter (12) zur Abtrennung der Meßstrahlung von der Anregungsstrahlung und eine mit dem Detektor (11) verbundene Auswerteeinrichtung (13) vorgesehen. Bei dieser Ausführungsvariante ist das im Gewebe (1) liegende Ende (14) des Schlauchs (2) mit einer verspiegelten Kappe (15) versehen und das freie Ende (16) der Einkoppeleinrichtung (7) zugekehrt.

Fig. 2 zeigt eine Variante des Sensors nach Fig. 1, welche rings um das freie Ende (16) des Schlauches (2) eine Optodenfolie (17) aufweist, welche an der Geweboberfläche (18) aufliegt und die Flächenkonzentration einer Spezies (z. B. die pO<sub>2</sub>-Verteilung) mißt.

In Fig. 3 ist eine Ausführungsvariante gezeigt, bei welcher der Schlauch (2) durch das Gewebe (1) durchgeführt ist, sodaß ein Ende (14) für die Einkoppelung der Anregungsstrahlung (8) und das andere Ende (16) für die Gewinnung der Meßstrahlung (9) zur Verfügung steht.

In Fig. 4 und 5 erfolgt die Lichtleitung ausschließlich in der Schlauchwand (2a). Die Indikatorsubstanzen sind dabei entweder in die Schlauchwand (2a) integriert und werden durch die Anregungsstrahlen (8) bzw. Meßstrahlen (9) durchdrungen (Fig. 4), oder sie sind auf die Schlauchwand (2a) aufgearbeitet und reflektieren die Anregungsstrahlung (8) bzw. Meßstrahlung (9) (Fig. 5).

Durch passende Abstimmung der Brechindizes von Schlauchwand (2a) und Schlauchfüllung (2b) aufeinander, kann das Licht überwiegend in der Schlauchfüllung (2b) geleitet werden, wie dies in Fig. 6 und 7 dargestellt ist. Die Indikatorsubstanz eines Bereiches (3) kann wieder entweder in die Schlauchwand (3) integriert (Fig. 6), oder auf die Oberfläche der Schlauchwand aufgesetzt sein (Fig. 7).

Die Übertragung der Lichtsignale kann aber ebenso über eine, in den Schlauch (2) einführbare Sonde (19) erfolgen, wie aus Fig. 8 ersichtlich ist. Zur Ablesung der Indikatorsubstanzen sind mehrere auf der Sonde (19) hintereinander angeordnete dichroitische Spiegel (20) vorgesehen. In einer Stellung der Sonde (19) können dabei mehrere Indikatorsubstanzen gleichzeitig abgelesen werden.

Für Anwendungen im Knochengewebe oder im Gelenkbereich ist es auch möglich eine Kanüle zu verwenden, welche in den Bereichen (3) bis (5) Löcher aufweist, in welchen die Indikatorsubstanzen angeordnet sind.

Wie in Fig. 9 gezeigt, kann die Ablesung der Indikatorsubstanzen auch nacheinander erfolgen, wobei auf der Sonde (19) nur eine einzige spiegelnde Fläche (21) vorgesehen ist.

Dabei muß der Spiegel (21) im Bereich der jeweils abzulesenden Indikatorsubstanz positioniert werden. Nach Übertragung der Daten wird die Sonde in axialer Richtung zum nächsten, eine weitere Indikatorsubstanz aufweisenden Bereich (3), (4) oder (5) geführt.

Neben der Verwendung zur Gewebeanalyse läßt sich die gezeigte Sensoranordnung auch auf anderen technischen oder naturwissenschaftlichen Anwendungsbereichen, beispielsweise zur Überwachung eines Bioreaktors oder zur Bestimmung der Güte eines Gewässers, vorteilhaft einsetzen.

50

## PATENTANSPRÜCHE

55

1. Sensoranordnung mit einem in ein Gewebe einführbaren, dünnen, biokompatiblen Röhrchen oder Schlauch, beispielsweise Mikrodialyseschlauch, welcher die zu messenden Gewebeparameter erfaßt, sowie mit einer Auswerteeinrichtung, dadurch gekennzeichnet, daß der Schlauch (2) in axialer Erstreckung mehrere Bereiche (3, 4, 5 ...) aufweist, in welchen jeweils gleiche oder unterschiedliche, optisch anregbare und ablesbare, vorzugsweise lumineszenzoptische, Indikatorsubstanzen zur Messung der örtlichen Verteilung eines

Parameters, beispielsweise der O<sub>2</sub>-Konzentration bzw. des O<sub>2</sub>-Partialdruckes oder zur gleichzeitigen Messung zumindest zweier unterschiedlicher Parameter, beispielsweise aus der Gruppe pO<sub>2</sub>, pCO<sub>2</sub> und pH, vorgesehen sind.

- 5    2. Sensoranordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Schlauch (2) eine als Lichtleiter ausgebildete Schlauchwand (2a) aufweist.
- 10    3. Sensoranordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Brechungsindex der Schlauchwand (2a) kleiner ist als jener einer flüssigen, gelartigen oder festen Schlauchfüllung (2b), sodaß die Lichtleitung in der Schlauchfüllung (2b) erfolgt.
- 15    4. Sensoranordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß der Schlauch (2) von einer nach dem Einführen in das Gewebe (1) entfernbaren Hohlnadel (6) umgeben ist.
- 20    5. Sensoranordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß das im Gewebe liegende eine Ende (14) des Schlauches (2) verspiegelt ist und das andere Ende (16) in an sich bekannter Weise für die Einkopplung der Anregungsstrahlung (8) und die Gewinnung der Meßstrahlung (9) zur Verfügung steht.
- 25    6. Sensoranordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß der Schlauch (2) durch das Gewebe (1) durchführbar ist, sodaß beide Enden (14, 16) aus der Geweboberfläche (18) ragen, wobei z. B. ein Ende (14) für die Einkopplung der Anregungsstrahlung (8) und das andere Ende (16) für die Gewinnung der Meßstrahlung (9) zur Verfügung steht.
- 30    7. Sensoranordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß um zumindest einem freien Ende (16) des Schlauches (2) eine an der Geweboberfläche (18) anliegende Optodenfolie (17) zur Messung der Oberflächenkonzentration einer bestimmten Spezies angeordnet ist.
- 35    8. Sensoranordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß als Lichtleiter eine in axialer Richtung in den Schlauch (2) einföhrbare Sonde (19) mit einer oder mehreren gegen die Längsachse (22) um etwa 45° geneigten spiegelnden Fläche(n) (21), vorzugsweise dichroitischen Spiegel(n) (20), vorgesehen ist.
- 40    9. Sensoranordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß der Schlauch (2), in zumindest einem Bereich, transparent ausgebildet ist.
- 45    10. Sensoranordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß eine an sich bekannte Einrichtung (7) zur berührungslosen Einkoppelung der Anregungsstrahlung (8) und Gewinnung der Meßstrahlung (9) vorgesehen ist, welche die Auswerteeinrichtung (13) enthält.
- 11. Sensoranordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß eine Indikatorsubstanz zur Anwendung kommt, deren Anregungs- und Emissionsstrahlung im Wellenlängenbereich zwischen 600 nm und 1200 nm liegt.
- 12. Sensoranordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß der Schlauch (2), zumindest teilweise, aus einem die zu messende Substanz anreichernden Material besteht.

Hiezu 2 Blatt Zeichnungen

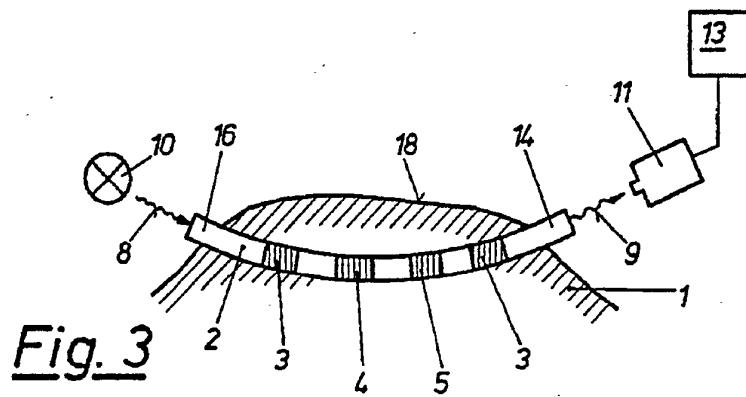
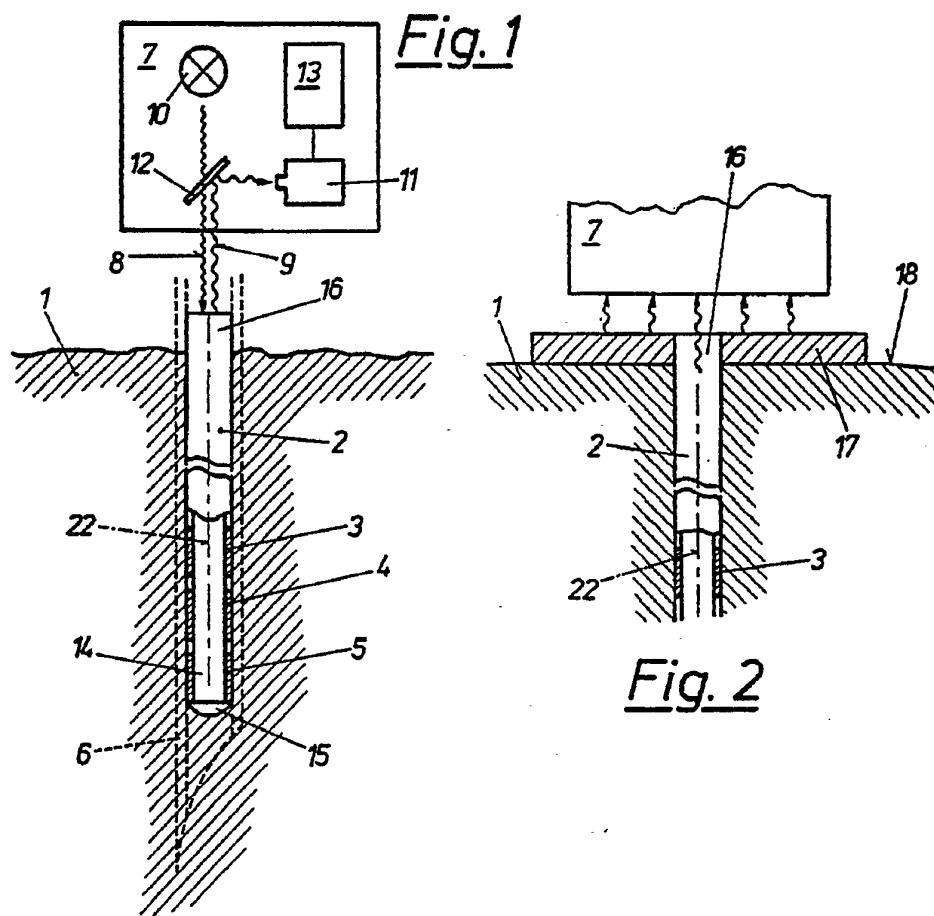
Ausgegeben

25. 4. 1994

Int. Cl.<sup>5</sup>: A61B 5/14

G01H 21/64

Blatt 1



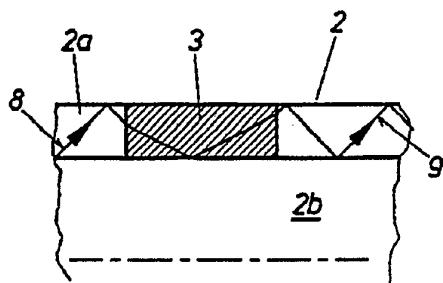
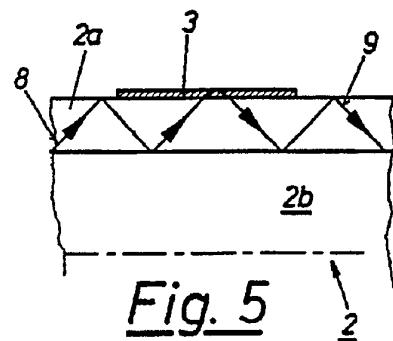
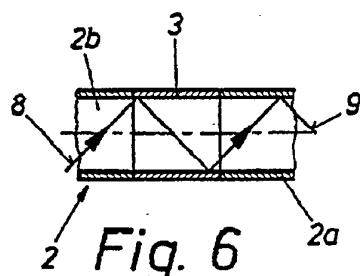
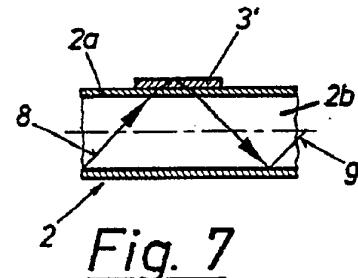
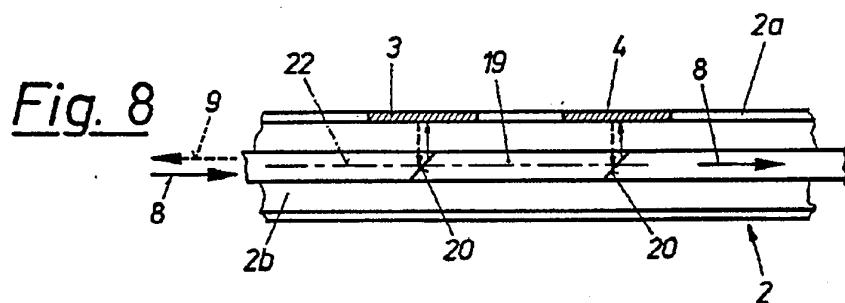
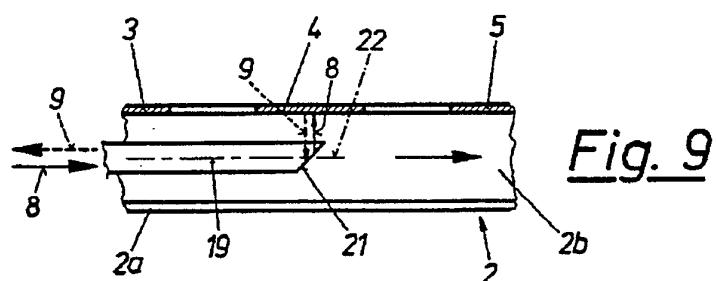
Ausgegeben

25. 4.1994

Int. Cl. 5: A61B 5/14

Blatt 2

G01H 21/64

Fig. 4Fig. 5Fig. 6Fig. 7Fig. 8Fig. 9