

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
29. März 2007 (29.03.2007)

PCT

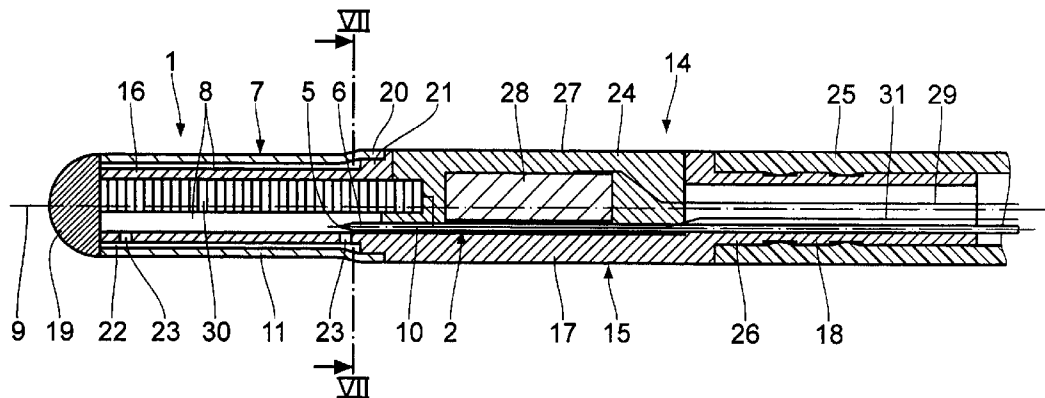
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2007/033707 A1

- (51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 5/00 (2006.01) G01N 21/64 (2006.01)
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2006/004664
- (22) Internationales Anmeldedatum:
17. Mai 2006 (17.05.2006)
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität:
10 2005 024 578.1 25. Mai 2005 (25.05.2005) DE
- (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): RAUMEDIC AG [DE/DE]; Hermann-Staudinger-Strasse 2, 95233 Helmbrechts (DE).
- (72) Erfinder; und
- (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): KUNZE, Gerd [DE/DE]; Eschenweg 18, 08297 Zwönitz (DE).
- (74) Anwälte: HOFMANN, Matthias usw.; Königstrasse 2, 90402 Nürnberg (DE).
- (81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: PROBE FOR MEASURING THE OXYGEN CONTENT IN BIOLOGICAL TISSUE, AND CATHETER WITH SUCH A PROBE

(54) Bezeichnung: SONDE ZUR MESSUNG DES SAUERSTOFFGEGHALTES IN BIOLOGISCHEM GEWEBE SOWIE KATHETER MIT EINER DERARTIGEN SONDE



(57) Abstract: A probe (1) is used for measuring the oxygen content in biological tissue. The probe has at least one optical fibre (2) which, at the proximal end, can be coupled optically to a light source on the one hand and to a light sensor on the other. An oxygen-sensitive dye (5) is arranged on a distal end face of the fibre (2) and is coupled optically thereto. A distal fibre section (6), including the distal end face, is enclosed, together with the dye (5), by an oxygen-permeable and liquid-impermeable membrane (7) which defines, in the enclosed area, a gas space (8) surrounding the distal end face with the dye (5). The probe (1) is a component part of a catheter (14), which additionally comprises a temperature sensor (30) and, preferably, a pressure sensor (28). A probe is thus obtained in which the sensitivity of the fibre to outside interference at the measurement site is reduced and in which the possibilities of interpretation of the measurement results are improved.

(57) Zusammenfassung: Eine Sonde (1) dient zur Messung des Sauerstoffgehaltes in biologischem Gewebe. Die Sonde hat mindestens eine optische Faser (2), die proximal an eine Lichtquelle einerseits und an einen Lichtsensor andererseits optisch ankoppelbar ist. An einer distalen Endfläche der Faser (2) angeordnet und an diese optisch angekoppelt ist ein sauerstoffsensitiver Farbstoff (5). Ein distaler Faserabschnitt (6) einschließlich der distalen Endfläche ist mit samt dem Farbstoff (6) umschlossen von einer sauerstoffdurchlässigen, flüssigkeitsundurchlässigen Membran (7), die im umschlossenen Bereich einen

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2007/033707 A1



(84) **Bestimmungsstaaten** (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Erklärung gemäß Regel 4.17:

— *Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv)*

Veröffentlicht:

— *mit internationalem Recherchenbericht*

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

die distale Endfläche mit dem Farbstoff (5) umgebenden Gasraum (8) vorgibt. Die Sonde (1) ist Bestandteil eines Katheters (14), der zudem einen Temperatursensor (30) und vorzugsweise einen Drucksensor (28) aufweist. Es resultiert eine Sonde, bei der die Sensibilität der Faser am Messort gegenüber störenden Umgebungseinflüssen verringert ist und bei der die Interpretationsmöglichkeiten der Messergebnisse verbessert sind.

SONDE ZUR MESSUNG DES SAUERSTOFFGEGHALTES IN BIOLOGISCHEM GEWEBE SOWIE KATHETER
MIT EINER DERARTIGEN SONDE

Die Erfindung betrifft eine Sonde zur Messung des Sauerstoffgehaltes in
5 biologischem Material nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1. Ferner be-
trifft die Erfindung einen Katheter mit einer derartigen Sonde.

Die Messung von Sauerstoff ist insbesondere im Bereich der Medizin von
großem Interesse. Hierbei ist insbesondere die in vivo-Erfassung des ge-
10 lösten, nicht an Hämoglobin gebundenen Sauerstoffs für die Beurteilung
der Versorgung des biologischen Materials, insbesondere des Gewebes,
von Bedeutung. Weitere Beispiele für hinsichtlich des Sauerstoffgehaltes
zu untersuchendes biologisches Material sind Körperflüssigkeiten wie Blut
oder Liquor. Eine entscheidende Größe ist dabei der Sauerstoffpartial-
15 druck, der im untersuchten Gewebe herrscht. Der Partialdruck des in der
interstitiellen Flüssigkeit physikalisch gelösten Sauerstoffes entspricht der
Verfügbarkeit von Sauerstoff auf zellulärer Ebene. Insbesondere im Be-
reich der kardiovaskulären sowie der neurochirurgischen Anwendung als
auch im Bereich der Transplantationsmedizin findet die Erfassung des Ge-
20 webesauerstoffs Anwendung. Hierbei werden zur Messung vor allem Ka-
theter eingesetzt, die spezifisch auf Sauerstoff reagierende Sensorsysteme
bzw. Sonden umfassen.

Eine Sonde der eingangs genannten Art ist bekannt aus der
25 WO 93/05702 A1. Weitere Sonden, die faseroptisch Sauerstoffparameter
von Gewebe messen, sind bekannt aus der US 5,673,694, der
US 5,995,208, der US 5,579,774 sowie den dort zitierten Veröffentlichun-
gen. Eine weitere faseroptische Sauerstoffsonde ist bekannt aus J.I. Peter-

son et al., Anal. Chem. 1984, 56, 62-67. Weitere faseroptische Sonden sind bekannt aus der US 4,752,115 A, US 5,142,155 A und US 4,861,727 A.

Eine bekannte Messtechnik zur faseroptischen Messung des Partialdrucks
5 des physikalisch gelösten, also freien Sauerstoffs, ist das dynamische
Sauerstoffquenchen. Hierbei wird ein in einer Matrix eingebetteter Fluoreszenzfarbstoff, zum Beispiel ein Platinkomplex, am distalen Ende der
optischen Faser angebracht. Der Fluoreszenzfarbstoff wird über die Faser
optisch angeregt, meist durch Laserstrahlung, welche auf Absorptionsban-
10 den des Farbstoffs abgestimmt ist. Die so angeregten Farbstoffmoleküle
gehen mit zeitlicher Verzögerung, z.B. im Bereich zwischen 1 und 60 μ s,
unter Aussenden Lichtes gleicher oder rotverschobener Wellenlänge in den
Grundzustand über. In Gegenwart von Sauerstoff kann dieser Übergang
durch Stoßprozesse auch strahlungslos in den Grundzustand erfolgen.
15 Hierdurch nimmt die Intensität des durch die Faser zurückgestrahlten Lichtes
ab. Diese Reduktion ist dem freien Sauerstoff in der direkten Umgebung
um den Fluoreszenzfarbstoff proportional. Die bekannten faseroptischen
Sensoren sind gegenüber Streulicht und intensitätsbeeinflussenden
Faktoren wie Haarrissen oder einer Faserkrümmung äußerst sensibel. Diese
20 Sensibilität kann verringert werden, wenn mit Hilfe einer Lock-In-Technik
die Phasenverschiebung des vom Fluoreszenzfarbstoff zurückgestrahlten
Lichts gegenüber dem eingestrahlten Licht gemessen wird. Hierbei wird
ausgenutzt, dass langlebige Fluoreszenzzustände statistisch anfälliger für
die strahlungslosen Stoßprozesse des dynamischen Sauerstoffquenchens
25 sind. Eine, wenn auch verringerte Sensibilität bekannter faseroptischer
Sensoren gegenüber Streulicht und intensitätsbeeinflussenden Faktoren
liegt allerdings auch dann vor, wenn mit Lock-In-Technik gemessen wird.
Zudem hat sich herausgestellt, dass in derselben Geweberegion mit den
bekannten faseroptischen Sensoren sehr unterschiedliche Messwerte des

freien Sauerstoffgehaltes resultieren, was die Interpretation einer Einzelmessung nahezu unmöglich macht.

Es ist daher eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Sonde der eingangs genannten Art derart weiterzubilden, dass die Sensibilität der Faser am Messort gegenüber störenden Umgebungseinflüssen verringert ist und die Interpretationsmöglichkeiten der Messergebnisse verbessert sind.

Diese Aufgabe ist erfindungsgemäß gelöst durch eine Sonde mit den im Kennzeichnungsteil des Anspruchs 1 angegebenen Merkmalen.

Erfindungsgemäß wurde erkannt, dass die Schaffung eines den distalen Faserabschnitt umgebenden Gasraumes durch eine sauerstoffdurchlässige und gleichzeitig flüssigkeitsundurchlässige Membran das Messvolumen um den Farbstoff herum vorteilhaft vergrößert. Das Messvolumen ist nun nicht mehr reduziert auf die unmittelbare Material- bzw. Gewebeumgebung um den Farbstoff herum, sondern erweitert auf die äußere Umgebung der den Gasraum vorgebenden Membran. Der im Gasraum sich bildende Sauerstoff-Partialdruck ist somit ein Maß für das Mittel des freien Sauerstoffgehaltes an der Außenfläche der den Gasraum vorgebenden Membran. Die Vergrößerung des sensitiven Volumens führt damit zu einer medizinisch gut verwertbaren Aussage über die lokale, nicht aber punktuelle Sauerstoffversorgung im die Sonde umgebenden biologischen Gewebe. Damit kann der Gewebezustand besser beurteilt werden als bei der rein punktuellen Messung, die bei den faseroptischen Messverfahren des Standes der Technik gegeben ist. Gleichzeitig schützt die Membran den distalen Faserabschnitt im Gasraum, sodass dort die Gefahr einer Störung der Messung verhindert ist. Die Robustheit des erfindungsgemäßen faseroptischen Sensors wird durch Einsatz der vorstehend erwähnten Lock-In-Technik noch

weiter erhöht. Mit dem faseroptischen Sensor kann der Sauerstoffgehalt von Gewebe, aber auch von anderem biologischen Material, zum Beispiel von Körperflüssigkeiten wie Blut oder Liquor, vermessen werden. Beim sauerstoffsensitiven Farbstoff kann es sich zum Beispiel um einen Platin-

5 komplex oder um einen Rutheniumkomplex handeln. Der sauerstoffsensitive Farbstoff liegt als Beschichtung vor oder ist zumindest abschnittsweise in die Membranwand eingearbeitet. Die Anordnung des Farbstoffes muss dabei natürlich so sein, dass ein möglichst direkter optischer Weg zwischen den Farbstoffmolekülen und der distalen Endfläche der Faser vorhanden

10 ist. Vorzugsweise ist daher der Farbstoff als direkte Beschichtung auf die distale Endfläche der Faser vorgesehen. Gegenüber einer vollständigen Füllung eines der distalen Faser-Endfläche vorgelagerten Volumens mit Farbstoff hat die erfindungsgemäße Anordnung des Farbstoffs als Beschichtung oder Membranwandbestandteil den Vorteil, dass eine Lichtantwort des Farbstoffs nicht durch andere im Volumen enthaltene Farbstoff-

15 moleküle unerwünscht absorbiert wird und damit verloren geht.

Eine einheitliche Membranstärke nach Anspruch 2 verhindert eine zeitliche Verschmierung des Paritaldruck-Messsignales, da die freien Sauerstoffmoleküle eine einheitliche Diffusionszeit durch die Membran haben. Es resultiert eine homogene Sensorcharakteristik. Eine einheitliche Membranstärke bedeutet nicht, dass die Membranstärke über die gesamte Fläche der Membran exakt konstant ist. Geringfügige Abweichungen von einer mittleren Membranstärke, welche die angesprochene homogene Sensorcharakteristik in der Praxis nicht beeinflussen, können hingenommen werden. Derartige tolerable Abweichungen bewegen sich beispielsweise im Bereich von 200 μm . Ein sauerstoffsensitiver Farbstoff mit einer langen Fluoreszenzlebensdauer kann störende Effekte, die von Abweichungen der Membranstärke herrühren, ausgleichen. Daher ist für eine homogene Sensorcha-

20

25

rakteristik zum Beispiel ein Platinkomplex mit einer Fluoreszenzlebensdauer bis zu 60 μ s von Vorteil.

Ein Gasraum nach Anspruch 3 lässt sich mit einer kostengünstig herstellbaren Membran realisieren. Wenn die Gasraum-Längsachse parallel zur Faserachse und von dieser beabstandet ist, kann der Gasraum mit einem großen zusammenhängenden freien Volumen gestaltet werden, welches sich zur Anordnung weiterer Komponenten, insbesondere von Sensoren, der Sonde eignet. Wenn die Achsen zusammenfallen, resultiert ein rotations-symmetrischer Aufbau, der insbesondere Herstellungsvorteile bietet. Bei zusammenfallenden Achsen bietet sich insbesondere eine Ausgestaltung an, bei der die distale Endfläche der Faser mit dem Farbstoff im Gasraum zentriert vorliegt, so dass im Bezug auf freien Sauerstoff, der durch die Membran diffundiert, eine Diffusionslängensymmetrie vorliegt, was die Messqualität erhöhen kann.

Eine Membran nach Anspruch 4 lässt sich einfach herstellen, da der Membranschlauch z. B. durch Ablängen eines Endlosschlauchs gebildet werden kann.

Materialien nach Anspruch 5 haben sich hinsichtlich der Eigenschaften Sauerstoffdurchlässigkeit und Flüssigkeitsundurchlässigkeit als für die Anwendung in der Sonde gut geeignet herausgestellt.

Eine Membran nach Anspruch 6 passt sich gut an das sie umgebende Gewebe an, sodass eine Verfälschung der Messung verhindert ist.

Eine Luftfüllung nach Anspruch 7 verhindert, dass sich die Gaszusammensetzung bei einer Lagerung der Sonde vor deren Einsatz verändert. Alterna-

tiv ist es möglich, ein Gas oder ein Gasgemisch vor Einsatz der Sonde einzufüllen, welches aus derart großen Molekülen besteht, dass diese die sauerstoffdurchlässige Membran nicht nach außen durchdringen können. Auch in diesem Fall wird eine Gasraumfüllung für eine Lagerung der Sonde vor deren Einsatz erzielt, die sich nicht verändert.

Eine Wasserdampfdurchlässigkeit nach Anspruch 8 ermöglicht aufgrund der erhöhten Wärmekapazität des Gases im Gasraum durch Wasserdampf, der dort eindringen kann, eine schnellere Anpassung der sich im Gasraum befindlichen Sensoren an die Umgebungstemperatur. Hierdurch ist innerhalb des Gasraums eine verlässliche Temperaturmessung möglich, ohne dass lange auf die Einpendelung eines thermischen Gleichgewichts gewartet werden muss. Wird daher auf eine hohe Wasserdampfdurchlässigkeit Wert gelegt, kann die Membran insbesondere aus Tetrafluorethylen-Hexafluorpropylen-Copolymer (FEP) ausgeführt sein. Auch eine Membran aus Polyethylen (PE) weist eine, im Vergleich zu FEP allerdings geringere, Wasserdampfdurchlässigkeit auf.

Eine weitere Aufgabe ist es, einen Katheter anzugeben, mit dem eine aussagekräftige Messung durch eine erfindungsgemäße Sonde ermöglicht ist.

Diese Aufgabe ist erfindungsgemäß gelöst durch einen Katheter mit den im Anspruch 9 angegebenen Merkmalen.

Der Temperatursensor erlaubt eine Kompensation einer thermischen Abhängigkeit der Sauerstoffgehaltmessung. Der vorzugsweise vorhandene Drucksensor ermöglicht eine zusätzliche Druckmessung, die in Kombination mit der Sauerstoffgehaltmessung wertvolle gewebespezifische Informationen liefert. Durch eine derartige Kombinationsmessung, bei der Sau-

erstoffgehalt und Druck gemessen werden, lässt sich zum Beispiel prüfen, inwieweit der Sauerstoffgehalt und der Druckverlauf in ihrer Dynamik korreliert sind. Es kann also eine Korrelation des Gewebedrucks und des Sauerstoffpartialdrucks ermittelt werden. Das Erfassen verschiedener physiologischer Parameter über einen einzigen Katheter reduziert das Infektions- und Blutungsrisiko im Vergleich zur Applikation mehrerer einzelner Katheter über jeweils getrennte Katheterzugänge. Die vorzugsweise teilweise metallische Katheterspitze ermöglicht deren Erkennen in bildgebenden Verfahren, zum Beispiel bei der CT. Dadurch wird die gezielte Platzierung in das gewünschte Areal ermöglicht. Dies ist insbesondere notwendig zur Differenzierung zwischen einer lokalen oder globalen Situation bei pathophysiologischen Ereignissen mit erniedrigten Sauerstoffpartialdruckwerten, wie zum Beispiel bei Blutungen im Stichkanal, Schwellung im Bereich der Katheterlage oder bei einer lokalen Ischämie. Weitere Vorteile des Katheters sind diejenigen, die oben im Zusammenhang mit der Sonde schon erwähnt wurden.

Ein Temperatursensor nach Anspruch 10 erlaubt eine gute Kompensation der Temperaturabhängigkeit der faseroptischen Sauerstoffgehaltsmessung, da die Temperatur genau dort gemessen wird, wo auch die Sauerstoffgehaltsmessung stattfindet. Durch die permanente Temperaturkorrektur der Sauerstoffgehaltsmessung sind die Werte auch bei Hypo- und Hyperthermie verlässlich.

Eine Katheterspitze nach Anspruch 11 führt zu einer Reduktion der Einzelteile des Katheters.

Ausführungsbeispiele der Erfindung werden nachfolgend anhand der Zeichnung näher erläutert. In dieser zeigen:

- Fig. 1 im schematischen Längsschnitt eine Sonde zur Messung des Sauerstoffgehaltes in biologischem Gewebe;
- 5 Fig. 2 eine zu Fig. 1 ähnliche Darstellung der Sonde, bei der ein distaler Faserabschnitt einer optischen Faser weiter in einen durch eine Membran vorgegebenen Gasraum eingeschoben ist;
- 10 Fig. 3 einen Schnitt gemäß Linie III-III in Fig. 2;
- Fig. 4 einen zu Fig. 3 ähnlichen Schnitt durch eine weitere Ausführungsform einer Sonde;
- 15 Fig. 5 einen Längsschnitt durch einen Katheter mit einer weiteren Ausführung einer Sonde zur Messung des Sauerstoffgehalts in biologischem Gewebe;
- Fig. 6 schematisch einen Schnitt gemäß Linie VI-VI in Fig. 5;
- 20 Fig. 7 einen zu Fig. 5 ähnlichen Schnitt durch eine weitere Ausführungsform eines Katheters; und
- Fig. 8 eine Stirnansicht gemäß Sichtpfeil VIII in Fig. 7.

25

Die Fig. 1 bis 3 zeigen eine erste Ausführungsform einer Sonde zur Messung des Sauerstoffgehalts in biologischem Gewebe. Die Sonde 1 kann Bestandteil eines Katheters z. B. nach Art desjenigen sein, der in Fig. 5 dargestellt ist.

Die Sonde 1 weist eine optische Faser 2 auf. Ein proximales Ende 3, welches dem zu vermessenden biologischen Gewebe abgewandt ist, ist an eine Lichtquelle einerseits und an einen Lichtsensor andererseits optisch ankop-
5 pelbar. Bei der optischen Faser 2 kann es sich um eine Einzelfaser oder um ein Faserbündel handeln.

An einer distalen Endfläche 4 der optischen Faser 2, die dem zu vermes-
senden biologischen Gewebe zugewandt ist, ist ein sauerstoffsensitiver
10 Farbstoff 5 angeordnet. Der Farbstoff 5 ist an die distale Endfläche 4 der optischen Faser 2 optisch angekoppelt. Die distale Endfläche 4 ist mit dem Farbstoff 5 beschichtet. Ein distaler Faserabschnitt 6 einschließlich der distalen Endfläche 4 mitsamt dem Farbstoff 5 ist umschlossen von einer sauerstoffdurchlässigen, flüssigkeitsundurchlässigen Membran 7. Die
15 Membran 7 ist wasserdampfdurchlässig ausgeführt. Letztere gibt im umschlossenen Bereich einen Gasraum 8 vor, der die distale Endfläche 4 mit dem Farbstoff 5 umgibt. Alternativ zu einer Beschichtung der distalen Endfläche 4 mit dem Farbstoff 5 ist es möglich, die Innenwand der Membran 7 zumindest bereichsweise mit dem Farbstoff 5 zu beschichten. Als be-
20 schichtete Bereiche werden dabei diejenigen ausgewählt, die von der distalen Endfläche 4 „gesehen“ werden, zu denen also ein direkter optischer Weg von der distalen Endfläche 4 aus vorhanden ist. Bei einer weiteren Variante ist es möglich, den Farbstoff 5 in die Wandung der Membran 7 einzuarbeiten.

25

Die Membran 7 hat dort, wo sie den Gasraum 8 vorgibt, eine einheitliche Stärke. Die zulässige Abweichung der Membranstärke von einem Vorgabewert hängt von der gewünschten Messdynamik des Sauerstoffpartialdruckes ab. Für Messungen im Hirngewebe haben sich zum Beispiel Abwei-

chungen von 200 µm als tolerierbar herausgestellt. Bei der Sonde nach den Fig. 1 bis 3 hat der Gasraum 8 die Gestalt eines Zylinders. Eine Gasraum-Längsachse 9 fällt mit einer Faserachse 10 zumindest im distalen Faserabschnitt 6 zusammen.

5

Bei der Ausführung nach den Fig. 1 bis 3 ist die Membran 7 aus Silikonkautschuk. Alternativ kann die Membran 7 auch aus einem der Materialien Polyethylen (PE), Teflon (PTFE) oder Tetrafluorethylen-

10 Hexafluorpropylen-Copolymer (FEP) sein. Die Membran 7 ist derart flexibel, dass sie unter Einfluss eines im Gasraum 8 vorliegenden Gasdrucks verformbar ist. Die Gestalt des Gasraums 8 kann sich also an den jeweils dort vorliegenden Gasdruck in Abhängigkeit vom Umgebungsdruck anpassen.

15 Je nach Anwendung kann die Sonde 1 mit unterschiedlichen Relativpositionen der Faser 2 zur Membran 7 vorliegen. In der Position nach Fig. 1 ist die Faser 2 lediglich ein kurzes Stück weit in den Gasraum 8 eingeschoben, sodass der von der Membran 7 umschlossene distale Faserabschnitt 6 im Vergleich zur Länge des Gasraums 8 kurz ist. In der Position nach Fig. 2
20 ist die Faser 2 weiter in den Gasraum 8 eingeschoben, sodass der distale Faserabschnitt 6 in etwa halb so lang ist wie der Gasraum 8. In der Position nach Figur 2 liegt die distale Endfläche 4 mit der Faser 5 symmetrisch zentral im Gasraum 8, so dass in Bezug auf freien Sauerstoff, der durch die Membran 7 diffundiert, eine Diffusionslängensymmetrie vorliegt.

25

Die Sonde 1 wird folgendermaßen eingesetzt:

Zunächst wird die Sonde 1, gegebenenfalls mit samt einem diese aufweisenden Katheter, in vivo beim Patienten in Messposition gebracht. Der

Gasraum 8 ist vor dem Einsatz der Sonde 1 mit Luft gefüllt. Sowohl die Lichtquelle als auch der Lichtsensor werden an die Faser 2 proximal angekoppelt. Die Membran 7 ist nach außen hin vom biologischen Gewebe des Patienten umschlossen. Freier, das heißt nicht an Hämoglobin gebundener Sauerstoff, kann die Membran 7 von außen her durchdringen, also in den Gasraum 8 eindringen. Da der Gasraum 8 flüssigkeitsdicht nach außen abgeschlossen ist, kann weder Flüssigkeit noch Gewebe in den Gasraum 8 eindringen.

10 Der Farbstoff 5 ist auf die Wellenlänge des eingekoppelten Lichtes so abgestimmt, dass als Folge des in den Farbstoff 5 eingekoppelten Lichtes unter Einfluss der im Gasraum 8 vorliegenden Sauerstoffmoleküle vom Farbstoff 5 in die optische Faser 2 zurückgekoppeltes Licht in seiner vom Lichtsensor messbaren Menge von der Konzentration des freien Sauerstoffs im Gasraum 8 abhängt. Durch die einheitliche Stärke der den Gasraum 8 vorgebenden Membran 7 ist entsprechend eine einheitliche Eindringzeit des freien Sauerstoffs vom die Membran 7 umgebenden biologischen Gewebe in den Gasraum 8 gewährleistet. Messfehler aufgrund unterschiedlicher Eindringzeiten können daher nicht entstehen.

20 Mithilfe des Lichtsensors wird die Menge des vom Farbstoff 5 in die Faser 2 zurückgekoppelten Lichtes als Antwort auf das von der Lichtquelle in die Faser 2 eingekoppelte Licht gemessen. Diese zurückgekoppelte Lichtmenge ist ein Maß für den Sauerstoffgehalt im Gasraum 8 und damit ein Maß für den im die Membran 7 umgebenden biologischen Gewebe nicht an Hämoglobin gebundenen, also freien Sauerstoff. Alternativ ist es möglich, die Phasenverschiebung des zurückgekoppelten Lichtes in Abhängigkeit von der Phase des eingekoppelten Lichtes zum Beispiel mit Hilfe von Lock-In-Technik zu messen. Da langlebige Zustände des Farbstoffs 5 sta-

tistisch anfälliger für einen sauerstoffinduzierten strahlungslosen Übergang in den Grundzustand durch einen Stoßprozess sind, verschiebt sich die mittlere Lebensdauer der Fluoreszenzzustände, die zum zurückgekoppelten Licht beitragen, was wiederum zu einer messbaren Phasenverschiebung gegenüber dem eingestrahlteten Signal, welches als Lock-In-Referenz genutzt werden kann, führt.

Bei der Ausführung nach den Fig. 1 bis 3 ist die Membran 7 einstückig ausgeführt. Das Material der Membran 7 dichtet im Bereich des Fasereintritts in den Gasraum 8 gegen die optische Faser 2 ab.

Bei einer Variante der Sonde 1, die nachfolgend der Einfachheit halber ebenfalls anhand der Fig. 1 bis 3 beschrieben wird, umfasst die Membran 7 einen Membranschlauch 11, der die Mantelwand des zylindrischen Gasraums 8 vorgibt. Ein faserabgewandtes, stirnseitiges Ende des Membranschlauchs 11 weist einen Dichtungsdeckel 12 auf. Der Dichtungsdeckel 12 kann aus dem gleichen Material wie der Membranschlauch 11 sein. Alternativ ist es möglich, den Dichtungsdeckel 12 aus einem anderen, insbesondere vollkommen fluidundurchlässigen, Material als den Membranschlauch 11 herzustellen, da es ausreicht, wenn der Membranschlauch 11 sauerstoffdurchlässig ist. An der der Faser zugewandten Seite ist der Membranschlauch 11 gegen die Faser 2 mittels eines Dichtungsringes 13 abgedichtet, der aus dem gleichen Material sein kann wie der Dichtungsdeckel 12.

Die Ausführung der Sonde 1 nach Fig. 4 unterscheidet sich von derjenigen nach den Fig. 1 bis 3 lediglich dadurch, dass bei der Sonde nach Fig. 4 die Gasraum-Längsachse 9 nicht mit der Faserachse 10 im Gasraum 8 zusammenfällt, sondern parallel zu dieser ist. Dadurch weist der Gasraum 8 bei der Ausführung nach Fig. 4 ein größeres zusammenhängendes freies Vo-

lumen auf, in dem weitere Komponenten, z.B. weitere Sensoren, untergebracht werden können.

Die Fig. 5 und 6 zeigen einen Katheter 14 mit einer weiteren Ausführung
5 einer Sonde 1. Der Katheter 14 wird nachfolgend nur dort beschrieben, wo
er sich von dem unterscheidet, was vorstehend im Zusammenhang mit den
Fig. 1 bis 4 schon ausgeführt wurde. Komponenten, die denjenigen ent-
sprechen, die vorstehend unter Bezugnahme auf die Fig. 1 bis 4 schon be-
schrieben wurden, tragen die gleichen Bezugsziffern und werden nur dort
10 beschrieben, wo sie sich in Aufbau und Funktion von den Komponenten
nach den Fig. 1 bis 4 unterscheiden. Der Katheter 14 hat ein Gehäuse 15.
Dieses ist bei der dargestellten Ausführung aus Titan, kann aber auch aus
einem anderen Werkstoff gefertigt sein. Das Gehäuse 15 ist einstückig und
strukturell unterteilt in einen distalen Gehäuseabschnitt 16, einen Gehäuse-
15 Mittelabschnitt 17 und einen proximalen Gehäuseabschnitt 18. An seinem
distalen Ende wird der distale Gehäuseabschnitt 16 abgedeckt von einer
atraumatischen Katheterspitze 19. Die Katheterspitze 19 geht umfangseitig
des distalen Gehäuseabschnitts 16 über in den Membranschlauch 11 der
Membran 7.

20 Die Katheterspitze 19 stellt einen Dichtungsdeckel der Membran 7 dar. Ein
proximaler Umfangs-Endabschnitt 20 der Membran 7 ist auf eine Um-
fangsstufe 21 des Gehäuse-Mittelabschnitts 17 aufgeschoben. Der Außen-
durchmesser der Umfangsstufe 21 ist etwas größer als der Innendurchmes-
25 ser des Membranschlauchs 11.

Zwischen dem Membranschlauch 11 und dem distalen Gehäuseabschnitt
16 liegt ein Ringraum 22 vor, der Teil des Gasraums 8 ist und über Durch-
brechungen 23 mit einem zylindrischen Innenraum im distalen Gehäuseab-

schnitt 16, der ebenfalls Teil des Gasraums 8 ist, in Verbindung steht. In diesen Innenraum ist der distale Faserabschnitt 6 der optischen Faser 2 mit dem Farbstoff 5 eingeschoben. Im weiteren Verlauf durchtritt die Faser 2 zunächst einen Dichtkörper 24, der in den Gehäuse-Mittelabschnitt 17 eingesetzt ist und zum Beispiel aus Silikonkautschuk gefertigt sein kann. Im weiteren Verlauf durchtritt die Faser 2 einen zylindrischen Innenraum des proximalen Gehäuseabschnitts 18 sowie einen Katheterschlauch 25. Letzterer ist auf eine Umfangsstufe 26, die im proximalen Gehäuseabschnitt 18 ausgebildet ist, aufgeschoben.

10

Eine Außenwand 27 des Dichtkörpers 24 ist in einem Gehäusefenster im Gehäuse-Mittelabschnitt 17 angeordnet und fluchtet mit der sie umgebenden Außenwand des Gehäuse-Mittelabschnitts 17. Im Dichtkörper 24 ist ein Drucksensor 28 angeordnet. Über eine Signalleitung 29, die durch den Dichtkörper 24, den proximalen Gehäuseabschnitt 18 sowie den Katheterschlauch 25 verläuft, steht der Drucksensor 28 mit einer nicht dargestellten zentralen Steuer- und Auswerteeinheit in Verbindung.

Wie bei der Ausführung nach Fig. 4 fällt bei der Sonde 1 nach Fig. 5 und 6 die Gasraum-Längsachse 9 nicht mit der Faserachse 10 zusammen, sodass im vom distalen Gehäuseabschnitt vorgegebenen Innenraum ein großes zusammenhängendes freies Volumen vorliegt. Dort ist im Innenraum ein Temperatursensor 30 angeordnet. Ein proximales Ende des Temperatursensors 30 ist dicht in den Dichtkörper 24 eingesetzt. Über eine Signalleitung 31 steht der Temperatursensor 30 mit der zentralen Steuer- und Auswerteeinheit in Verbindung. Die Signalleitung 31 durchläuft ebenfalls den Dichtkörper 24, den proximalen Gehäuseabschnitt 18 sowie den Katheterschlauch 25.

Die Funktion des Katheters 14 wird nachfolgend nur dort beschrieben, wo ein Unterschied zum Einsatz der Sonde 1 nach den Fig. 1 bis 4 vorliegt. Nachdem der Katheter 14 in die Messposition im Patienten gebracht ist, wird mit der Sonde 1 entsprechend dem, was oben im Zusammenhang mit der Ausführung nach den Fig. 1 bis 4 ausgeführt wurde, der Sauerstoffgehalt des den Katheter 14 umgebenden biologischen Gewebes gemessen. Gleichzeitig wird über den Drucksensor 28 der Druck, den das biologische Gewebe über die Außenwand 27 auf den Drucksensor 28 ausübt, sowie die Temperatur im Gasraum 8 über den Temperatursensor 30 gemessen. Die Messwerte werden über die Signalleitungen 29 und 31 an die zentrale Steuer- und Auswerteeinheit, an die auch die Lichtquelle und der Lichtsensor der Sonde 1 angeschlossen sind, zugeleitet. Nach Einstellung des thermischen Gleichgewichts entspricht die Temperatur im Gasraum 8, die der Temperatursensor 30 misst, der Temperatur des den distalen Gehäuseabschnitt 16 des Katheters 14 umgebenden biologischen Gewebes. Diesen Temperaturengleich bewerkstelligt und die Grundlage für die schnelle Temperaturmessung ist Wasserdampf, welcher den Membranschlauch 11 durchdringt und in dem Gasraum 8 eindringt. Aufgrund der über den Temperatursensor 30 gemessenen Temperatur kann die Temperaturabhängigkeit des Wasserdampf-Partialdrucks bei der Sauerstoff-Partialdruckmessung über die optische Faser 2 berücksichtigt werden.

Die Fig. 7 und 8 zeigen eine weitere Ausführung eines Katheters mit einer Sonde zur Messung des Sauerstoffgehaltes in biologischem Gewebe. Komponenten, die vorstehend schon unter Bezugnahme auf die Fig. 1 bis 6 beschrieben wurden, tragen die gleichen Bezugsziffern und werden nicht nochmals im Einzelnen erläutert.

Der Katheter 14 nach den Fig. 7 und 8 unterscheidet sich von dem nach den Fig. 5 und 6 hauptsächlich durch die Gestaltung der Membran 7 und die Anordnung der Sensoren. Eine Katheterspitze 32 ist bei der Ausführung nach den Fig. 7 und 8 nicht wie bei der Ausführung nach den Fig. 5 und 6 aus Vollmaterial ausgeführt, sondern weist eine innere Ausnehmung 33 auf, die Teil des Gasraums 8 ist. Distal wird die Ausnehmung 33 abgedeckt von einem stirnseitigen Membranabschnitt 34, der aus dem gleichen Material gefertigt ist und die gleiche Materialstärke aufweist wie der Membranschlauch 11. Der Membranabschnitt 34 geht randseitig nahtlos in die diesen umgebenden Abschnitte der Katheterspitze 32 über, sodass der Membranabschnitt 34 zusammen mit diesen umgebenden Abschnitten die atraumatische Katheterspitze bildet. Der Membranabschnitt 34 ist in der Stirnansicht der Figur 8 durch eine parallele Schraffur angedeutet. Die optische Faser 2 mit dem Farbstoff 5 ist bei der Ausführung nach den Fig. 7 und 8 bis in die Ausnehmung 33 der Katheterspitze 32 eingeschoben.

Auch bei der Ausführung nach den Fig. 7 und 8 fällt die Gasraum-Längsachse 9 nicht mit der Faserachse 10 zusammen, sondern ist zu dieser beabstandet und parallel.

20

Der Temperatursensor 30 ist bei der Ausführung nach den Fig. 7 und 8 nicht im Gasraum 8, sondern im proximalen Gehäuseabschnitt 18 angeordnet.

25 Die Funktion des Katheters 14 nach den Fig. 7 und 8 entspricht derjenigen des Katheters nach den Fig. 5 und 6. Beim Katheter 14 nach den Fig. 7 und 8 wird die Temperatur im Bereich des proximalen Gehäuseabschnitts 18 gemessen, sodass eine korrekte Berücksichtigung der Temperaturabhängigkeit des Wasserdampf-Partialdrucks voraussetzt, dass die Temperatur

des biologischen Gewebes im Bereich des proximalen Gehäuseabschnitts 18 mit der Temperatur im Bereich des distalen Gehäuseabschnitts 16 übereinstimmt.

- 5 Als Farbstoff 5 können Platin- oder Rutheniumkomplexe eingesetzt werden. Typische Fluoreszenzlebensdauern von Platinkomplexen sind $60\mu\text{s}$ bei 0% Luftsättigung und $20\mu\text{s}$ bei 100% Luftsättigung. Typische Fluoreszenzlebensdauern von Rutheniumkomplexen sind etwa $6\mu\text{s}$ bei 0% Luftsättigung und etwa $4\mu\text{s}$ bei 100% Luftsättigung.

Patentansprüche

1. Sonde (1) zur Messung des Sauerstoffgehaltes in biologischem Material
5 - mit mindestens einer optischen Faser (2), welche proximal an eine Lichtquelle einerseits und an einen Lichtsensor andererseits optisch ankoppelbar ist,
 - mit einem sauerstoffsensitiven Farbstoff (5), welcher an einer distalen Endfläche (4) der Faser (2) angeordnet und an diese optisch
10 - optisch angekoppelt ist,
 dadurch gekennzeichnet, dass ein distaler Faserabschnitt (6) einschließlich der distalen Endfläche (4) mitsamt dem Farbstoff (5) umschlossen ist von einer sauerstoffdurchlässigen, flüssigkeitsundurchlässigen Membran (7), die im umschlossenen Bereich einen die distale
15 Endfläche (4) mit dem Farbstoff (5) umgebenden Gasraum (8) vorgibt, wobei der Farbstoff (5)
 - als Beschichtung auf der distalen Endfläche (4) und/oder auf der den Gasraum (8) begrenzenden Membran (7) vorgesehen ist oder
 - in mindestens einen Abschnitt einer Wand der Membran (7) eingearbeitet ist.
20
2. Sonde nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Stärke der Membran (7) dort, wo sie den Gasraum (8) vorgibt, einheitlich ist.
- 25 3. Sonde nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Gasraum (8) zumindest abschnittsweise die Gestalt eines Zylinders hat, dessen Längsachse (9) parallel zur Faserachse (10) im distalen Faserabschnitt (6) ist oder mit ihr zusammenfällt.

4. Sonde nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Membran (7) einen Membranschlauch (11) umfasst, dessen Enden (12, 13) zur Vorgabe des Gasraums (8) gegen Flüssigkeitsdurchtritt abgedichtet sind.
5. Sonde nach einem der Ansprüche bis 4, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Membran (7) aus einem der Materialien Silikonkautschuk, PE, PTFE oder FEP gebildet ist.
6. Sonde nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Membran (7) derart flexibel ist, dass sie unter Einfluss eines im Gasraum (8) vorliegenden Gasdrucks verformbar ist.
7. Sonde nach einem der Ansprüche 1 bis 6, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Gasraum (8) vor Einsatz der Sonde (1) mit Luft gefüllt ist.
8. Sonde nach einem der Ansprüche 1 bis 7, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Membran (7) wasserdampfdurchlässig ausgeführt ist.
9. Katheter (14)
 - mit einer Sonde (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 8,
 - mit einem Temperatursensor (30) zur Messung der Temperatur des den Katheter umgebenden biologischen Materials,
 - sowie vorzugsweise mit einem Drucksensor (28) zur Messung des Drucks im den Katheter (14) umgebenden biologischen Materials.
10. Katheter nach Anspruch 9, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Temperatursensor (30) zumindest abschnittsweise im Gasraum (8) angeordnet ist.

11. Katheter nach Anspruch 9 oder 10 unter Rückbeziehung auf Anspruch 4, **dadurch gekennzeichnet, dass eine Katheterspitze (19; 32) die distale Abdichtung des Membranschlauches (11) der Membran (7) darstellt.**

1/4

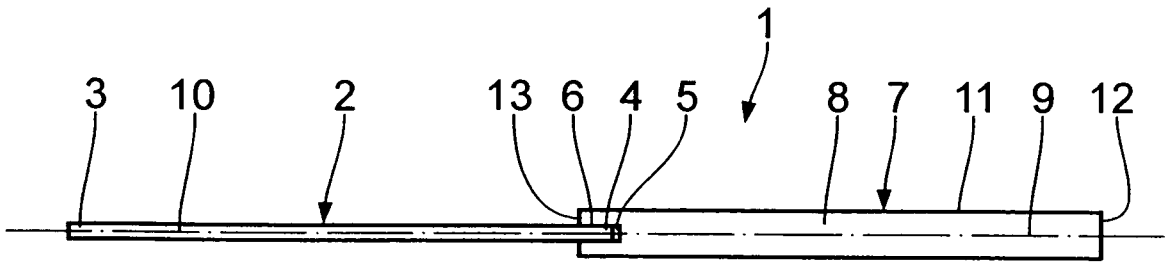


Fig. 1

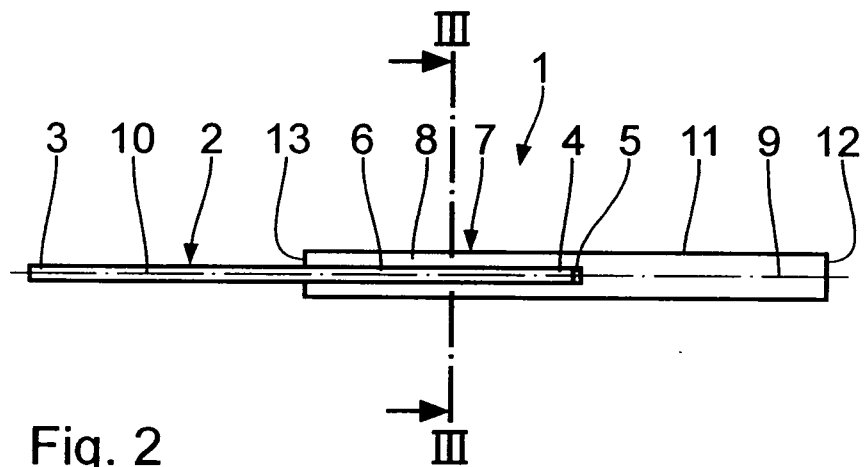


Fig. 2

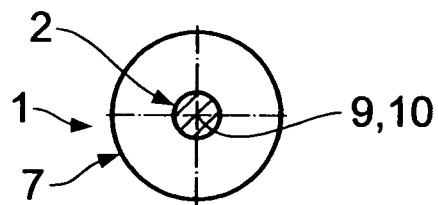


Fig. 3

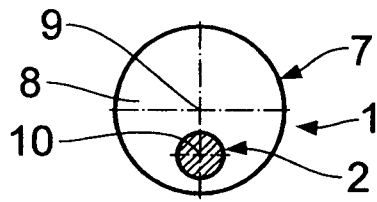


Fig. 4

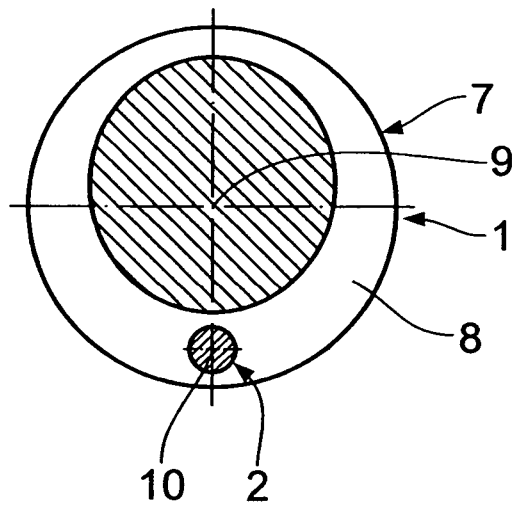


Fig. 6

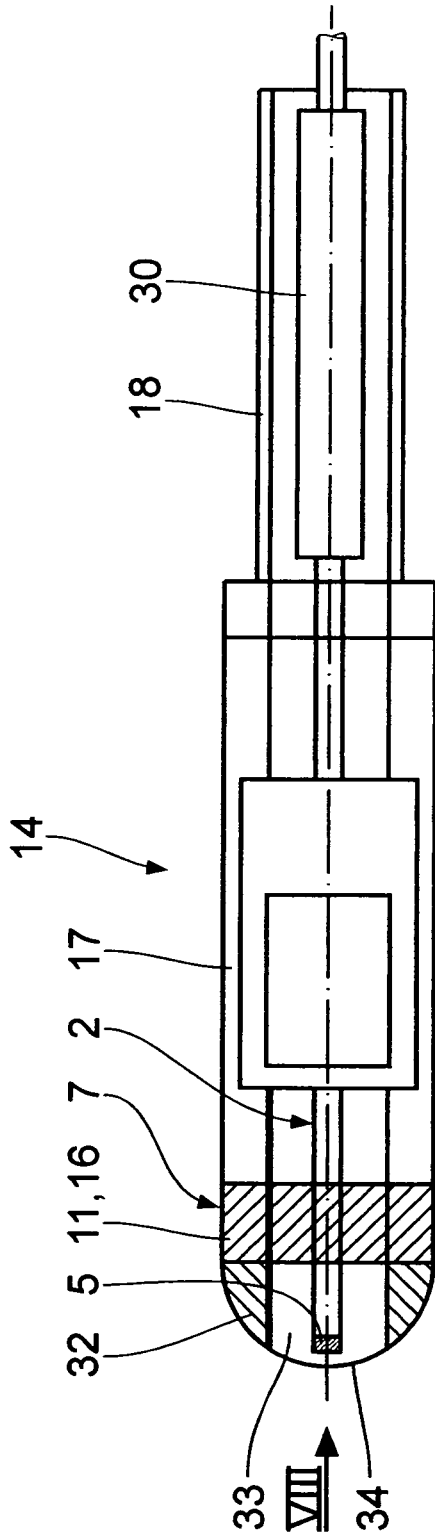


Fig. 7

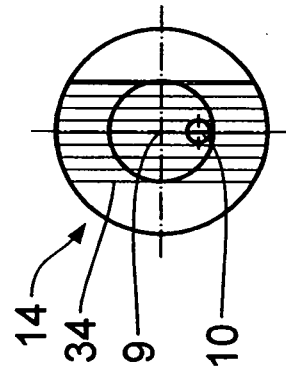


Fig. 8

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2006/004664
--

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
 INV. A61B5/00 G01N21/64

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
 A61B G01N

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)
 EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 4 737 343 A (HIRSCHFELD ET AL) 12 April 1988 (1988-04-12)	1-8
A	column 3, line 27 - column 4, line 45; figure 3	9
Y	EP 0 503 812 A (HEWLETT-PACKARD COMPANY) 16 September 1992 (1992-09-16)	1-8
A	column 3, lines 25-56; figure 1	
A	US 4 476 870 A (PETERSON ET AL) 16 October 1984 (1984-10-16)	1-9
	the whole document	

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

- *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- *E* earlier document but published on or after the international filing date
- *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
- *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- * & * document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search 17 July 2006	Date of mailing of the international search report 02/08/2006
--	---

Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5318 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Manschot, J
---	--

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No PCT/EP2006/004664
--

Patent document cited in search report	A	Publication date	EP	Patent family member(s)	Publication date
US 4737343	A	12-04-1988	EP	0231086 A2	05-08-1987
			JP	62217146 A	24-09-1987
EP 0503812	A	16-09-1992	DE	69207795 D1	07-03-1996
			DE	69207795 T2	30-05-1996
			JP	5103763 A	27-04-1993
			US	5142155 A	25-08-1992
US 4476870	A	16-10-1984	AU	565949 B2	01-10-1987
			CA	1187386 A1	21-05-1985
			CH	665345 A5	13-05-1988
			DE	3381613 D1	05-07-1990
			EP	0091390 A1	12-10-1983
			WO	8303344 A1	13-10-1983

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2006/004664

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
 INV. A61B5/00 GOIN21/64

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchiertes Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
 A61B GOIN

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	US 4 737 343 A (HIRSCHFELD ET AL) 12. April 1988 (1988-04-12)	1-8
A	Spalte 3, Zeile 27 - Spalte 4, Zeile 45; Abbildung 3	9
Y	EP 0 503 812 A (HEWLETT-PACKARD COMPANY) 16. September 1992 (1992-09-16)	1-8
A	Spalte 3, Zeilen 25-56; Abbildung 1	
A	US 4 476 870 A (PETERSON ET AL) 16. Oktober 1984 (1984-10-16)	1-9
	das ganze Dokument	

Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen Siehe Anhang Patentfamilie

- | | |
|---|--|
| <ul style="list-style-type: none"> * Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen : *A* Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist *E* älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist *L* Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt) *O* Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht *P* Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist | <ul style="list-style-type: none"> *T* Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kolliert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist *X* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden *Y* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist *Z* Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist |
|---|--|

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche	Absenddatum des internationalen Recherchenberichts
17. Juli 2006	02/08/2006

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Bevollmächtigter Bediensteter Manschot, J
---	--

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2006/004664

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 4737343 A	12-04-1988	EP 0231086 A2 JP 62217146 A	05-08-1987 24-09-1987
EP 0503812 A	16-09-1992	DE 69207795 D1 DE 69207795 T2 JP 5103763 A US 5142155 A	07-03-1996 30-05-1996 27-04-1993 25-08-1992
US 4476870 A	16-10-1984	AU 565949 B2 CA 1187386 A1 CH 665345 A5 DE 3381613 D1 EP 0091390 A1 WO 8303344 A1	01-10-1987 21-05-1985 13-05-1988 05-07-1990 12-10-1983 13-10-1983

专利名称(译)	用于测量生物组织中的氧含量的探针，以及具有这种探针的导管		
公开(公告)号	EP1898779A1	公开(公告)日	2008-03-19
申请号	EP2006828784	申请日	2006-05-17
申请(专利权)人(译)	RAUMEDIC AG		
当前申请(专利权)人(译)	RAUMEDIC AG		
[标]发明人	KUNZE GERD		
发明人	KUNZE, GERD		
IPC分类号	A61B5/00 G01N21/64		
CPC分类号	A61B5/14542 A61B5/1459		
代理机构(译)	HOFMANN, 马蒂亚斯		
优先权	102005024578 2005-05-25 DE		
其他公开文献	EP1898779B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

探针 (1) 用于测量生物组织中的氧含量。该探针具有至少一根光纤 (2)，该光纤在近端可以一方面光学耦合到光源而另一方面光耦合到光传感器。氧敏感染料 (5) 布置在纤维 (2) 的远端面上并与其光学耦合。包括远端面的远端纤维段 (6) 与染料 (5) 一起被透氧且不透液的隔膜 (7) 封闭，隔膜在封闭区域内限定气体空间 (8) 用染料 (5) 包围远端面。探针 (1) 是导管 (14) 的组成部分，其另外包括温度传感器 (30)，并且优选地包括压力传感器 (28)。由此获得探针，其中光纤对测量部位处的外部干涉的灵敏度降低，并且其中改善了测量结果的解释的可能性。