

(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
22. Juli 2010 (22.07.2010)

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2010/081790 A1

- (51) Internationale Patentklassifikation:
G01N 21/05 (2006.01) G01N 21/77 (2006.01)
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2010/050239
- (22) Internationales Anmeldedatum:
12. Januar 2010 (12.01.2010)
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität:
A 79/2009 19. Januar 2009 (19.01.2009) AT
- (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): SMART MEDICAL SOLUTIONS GMBH [AT/AT]; Ragnitzstrasse 14, A-8047 Graz (AT).
- (72) Erfinder; und
- (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): KÖHLER, Hans [AT/AT]; Hoffeldstrasse 23, A-8046 Graz (AT).
- (74) Anwalt: BABELUK, Michael; Mariahilfer Gürtel 39/17, A-1150 Wien (AT).
- (81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY,

BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(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, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

— vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eingehen (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe h)

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

- (54) Title: MEASURING ARRANGEMENT FOR DETERMINING AT LEAST ONE PARAMETER OF A BLOOD SAMPLE
- (54) Bezeichnung : MESSANORDNUNG ZUR BESTIMMUNG ZUMINDEST EINES PARAMETERS EINER BLUTPROBE

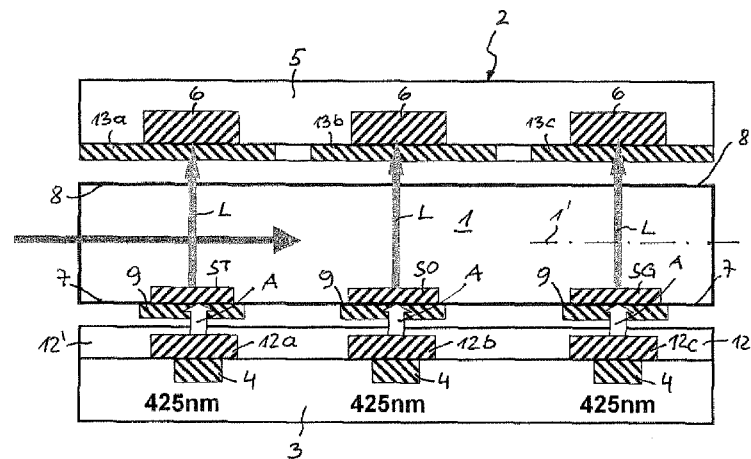


Fig. 1

(57) Abstract: The invention relates to a measuring arrangement for determining at least one parameter of a blood sample, comprising a flow measuring cell (1) in which at least one luminescence-optical sensor element (ST, SO, SG) is arranged and can be brought in contact with the blood sample, at least one light source (4) for exciting the luminescence-optical sensor element and at least one photodetector (6) for receiving the luminescent radiation emitted by the luminescence-optical sensor element, the light source (4) and the photodetector (6) being arranged on opposite sides (7) and (8) of the flow measuring cell (1). The at least one luminescence-optical sensor element (ST, SO, SG) is arranged on the excitation side (7) of the flow measuring cell (1) facing the light source (4), the light source (4) emitting an excitation wavelength of less than 600 nm, for example 425 nm, and the luminescent radiation of the luminescence-optical sensor elements (ST, SO, SG) being in a wavelength range of more than 600 nm, so that the excitation radiation through the blood sample is absorbed to a greater extent than the luminescent radiation.

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]



WO 2010/081790 A1



Die Erfindung betrifft eine Messanordnung zur Bestimmung zumindest eines Parameters einer Blutprobe, mit einer Durchflussmesszelle (1), in der zumindest ein mit der Blutprobe in Kontakt bringbares lumineszenzoptisches Sensorelement (ST, SO, SG) angeordnet ist, mit zumindest einer Lichtquelle (4) zur Anregung des lumineszenzoptischen Sensorelementes und zumindest einem Fotodetektor (6) zur Aufnahme der vom lumineszenzoptischen Sensorelement emittierten Lumineszenzstrahlung, wobei die Lichtquelle (4) und der Fotodetektor (6) an gegenüberliegenden Seiten (7) und (8) der Durchflussmesszelle (1) angeordnet sind. Erfindungsgemäß ist das zumindest eine lumineszenzoptische Sensorelement (ST, SO, SG) an der der Lichtquelle (4) zugekehrten Anregungsseite (7) der Durchflussmesszelle (1) angeordnet, wobei die Lichtquelle (4) eine Anregungsstrahlung kleiner 600 nm, beispielsweise von 425 nm, emittiert und die Lumineszenzstrahlung der lumineszenzoptischen Sensorelemente (ST, SO, SG) in einem Wellenlängenbereich größer 600 nm liegt, wodurch die Anregungsstrahlung durch die Blutprobe einer weit stärkeren Absorption ausgesetzt ist als die Lumineszenzstrahlung.

Messanordnung zur Bestimmung zumindest eines Parameters einer Blutprobe

Die Erfindung betrifft eine Messanordnung zur Bestimmung zumindest eines Parameters einer Blutprobe, mit einer Durchflussmesszelle, in der zumindest ein mit der Blutprobe in Kontakt bringbares lumineszenzoptisches Sensorelement angeordnet ist, mit zumindest einer Lichtquelle zur Anregung des lumineszenzoptischen Sensorelementes und zumindest einem Fotodetektor zur Aufnahme der vom lumineszenzoptischen Sensorelement emittierten Lumineszenzstrahlung, wobei die Lichtquelle und der Fotodetektor an gegenüberliegenden Seiten und der Durchflussmesszelle angeordnet sind.

Aus der EP 0 175 352 B1 ist ein Verfahren und eine Anordnung zur schnellen Messung der Parameter eines Probenmediums bekannt geworden. Die Anordnung weist eine Durchflussmesszelle für Gase und Flüssigkeiten auf, mit der die gleichzeitige Bestimmung mehrerer Parameter möglich ist, wobei eine transparente, lumineszierende Sensorschicht in der Durchflusszelle mit der Probe in Kontakt steht. Als Messgrößen werden die Sauerstoffkonzentration und die Temperatur genannt, wobei die gemessene Lumineszenzstrahlung bei 650 nm bzw. 720 nm liegt und die Anregungsstrahlung eine kürzere Wellenlänge aufweist. Die Strahlungsanregung erfolgt über LEDs und die Strahlungsdetektion über Fotodioden, die sich auf gegenüberliegenden Seiten der Durchflussmesszelle befinden. Die lumineszierende Sensorschicht ist detektorseitig angeordnet, so dass die Anregungsstrahlung auf ihrem Weg zur lumineszierenden Sensorschicht das Probenmedium durchdringen muss. Diese Tatsache stellt sich bei absorbierenden Flüssigkeiten wie Blut als Nachteil heraus, da die Anregungsstrahlung durch das Messmedium erheblich abgeschwächt würde.

Weiters ist aus der EP 1 130 382 B1 ein optischer Sensor zum Nachweis mehrerer Analyte einer Fluidprobe bekannt, bei welchem eine Mehrzahl von optischen Sensoren mit der Fluidprobe in Kontakt steht. Die Vorrichtung weist Lichtquellen zum Bereitstellen einer Anregungsstrahlung und Detektoren zur Bestimmung der Lichtinteraktion durch die Sensoren auf, wobei ein Prozessor vorhanden ist, der aus den gemessenen Lichtinteraktionen die Konzentration jedes der Analyten in der Fluidprobe bestimmt. Der Sensor dient unter anderem zur Messung von Glucose im Blut, wobei auch die O₂-Konzentration und die Temperatur bestimmt werden.

Es sind auch Messanordnungen bekannt (EP 1 106 987 B1), bei welchen die beiden optischen Komponenten (Lichtquelle und Detektor) die Sensorschicht in der

Durchflussmesszelle von einer Seite kontaktieren, wobei Teile der Messzelle transparent sind und als Lichtleiter für die Messstrahlung und die Anregungsstrahlung verwendet werden.

Aus der WO 2002/059585 A2 ist eine Messanordnung zur Bestimmung der Sauerstoffkonzentration eines Gases, beispielsweise der Atemluft, bekannt. Die Messanordnung weist eine Durchflussmesszelle auf, in welcher ein den Gasstrom kontaktierendes, lumineszenzoptisches Sensorelement angeordnet ist. Als mögliche Messgeometrien werden zwei Reflexionsgeometrien dargelegt, bei welchen sich die Strahlungsquelle für die Anregungsstrahlung und der Detektor zur Aufnahme der Lumineszenzstrahlung auf der selben Seite der Durchflussmesszelle befinden. Weiter wird eine Durchlichtgeometrie beschrieben, bei welcher das lumineszenzoptische Sensorelement an der Detektorseite der Durchflussmesszelle angeordnet ist.

Aufgabe der Erfindung ist, bei einer Messanordnung zur Bestimmung zumindest eines Parameters einer Blutprobe Verbesserungen der Signalgüte der Messstrahlung zu erzielen, wobei die Messanordnung kostengünstig und einfach herstellbar sein soll.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, dass das zumindest eine lumineszenzoptische Sensorelement an der der Lichtquelle zugekehrten Anregungsseite der Durchflussmesszelle angeordnet ist, dass die Lichtquelle eine Anregungsstrahlung kleiner 600 nm, beispielsweise von 425 nm, emittiert und die Lumineszenzstrahlung der lumineszenzoptischen Sensorelemente in einem Wellenlängenbereich größer 600 nm liegt, wodurch die Anregungsstrahlung durch die Blutprobe einer weit stärkeren Absorption ausgesetzt ist als die Lumineszenzstrahlung.

Die Erfindung nützt die Tatsache aus, dass Blut eine sehr große Wellenlängen-Abhängigkeit bei der Strahlungsabsorption aufweist, welche beispielsweise in der Abbildung gemäß Fig. 5 dargestellt ist. In dieser Darstellung werden sowohl für oxigeniertes Blut (durchgezogene Linie) als auch für desoxigeniertes Blut (strichlierte Linie) die Absorption μ_a in Abhängigkeit von der Wellenlänge λ dargestellt. Das Diagramm stammt aus Faber et al: "Oxygen Saturation-Dependent Absorption and Scattering of Blood"; Physical Review Letters, 2004 und behandelt Unterschiede im Absorptionsverhalten von oxigeniertem und desoxigeniertem Blut. Aus diesem Diagramm ist ersichtlich, dass beispielsweise eine Anregungsstrahlung λ_A im Bereich von 425 nm im Blut weit stärker absorbiert wird, als die von den optischen Sensoren emittierte Lumineszenzstrahlung λ_L im Bereich von 780 nm. Im dargestellten Beispiel wird das Anregungslicht ca. um den Faktor 100 gegenüber dem Lumineszenzlicht abgeschwächt. Durch die erfindungsge-

mäße Anordnung der Lumineszenzoptischen Sensorelemente auf der Anregungsseite der Durchflussmesszelle kommt es dazu, dass die Blutprobe als Filter für die Anregungsstrahlung dient und bevorzugt die von den Sensorelementen emittierte Lumineszenzstrahlung zu den Fotodetektoren gelangt.

Erfindungsgemäß sind die optischen Sensorelemente bevorzugt in linearer Anordnung längs der Messzellenachse an der Anregungsseite der Durchflussmesszelle angeordnet, wobei jedem Sensorelement eine Lichtquelle und auf der gegenüberliegenden Messseite der Durchflussmesszelle ein Fotodetektor zugeordnet ist.

Ein weiterer Vorteil im Vergleich zum Stand der Technik, beispielsweise der EP 0 175 352 B1, besteht darin, dass die Durchflussmesszelle auswechselbar in eine zweiteilige Messmanschette einsetzbar ist, deren Anregungsteil die Lichtquellen, vorzugsweise LEDs, samt Anregungselektronik und deren Messteil die Fotodetektoren, vorzugsweise Fotodioden, samt Messelektronik enthält. Die Lichtquellen und Detektoren befinden sich dadurch auf räumlich getrennten Schaltkreisen, wodurch die elektronische Beeinflussung der einzelnen Komponenten vermieden wird. Die Blutprobe ist dabei nur für Wellenlängen größer 600 nm ausreichend durchlässig, die Anregungsstrahlung liegt bei kürzeren Wellenlängen, beispielsweise bei 425 nm.

Gemäß einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung weist die Anregungsseite der Durchflussmesszelle im Bereich der Lumineszenzoptischen Sensorelemente eine Spiegelschicht auf, die für die Anregungsstrahlung durchlässig ist und die Lumineszenzstrahlung reflektiert. Mit Hilfe der Spiegelschicht werden die in Richtung Lichtquelle emittierten Strahlungsanteile der Lumineszenzstrahlung zum Fotodetektor umgeleitet und das Nettosignal dadurch verstärkt.

Für den Fall einer Phasenmessung ist an der Anregungsseite der Messzelle zumindest eine Referenzlichtquelle angeordnet, deren Referenzstrahlung die Durchflussmesszelle durchsetzt und in die auf der gegenüberliegenden Messseite angeordneten Fotodetektoren gelangt.

Die Erfindung wird im Folgenden anhand von Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

- Fig. 1 eine erste Ausführungsvariante einer Messanordnung zur Bestimmung zumindest eines Parameters einer Blutprobe in einem schematischen Längsschnitt;
- Fig. 2 eine zweite Ausführungsvariante der Messanordnung in einer Schnittdarstellung gemäß Fig. 1;

- Fig. 3 und Fig. 4 Detaildarstellungen aus den Messanordnungen gemäß Fig. 1 und Fig. 2; sowie
- Fig. 5 das Absorptionsdiagramm einer Blutprobe im Bereich einer Wellenlänge λ von 200 nm bis 1.000 nm.

Die in Fig. 1 dargestellte Messanordnung zur Bestimmung zumindest eines Parameters einer Blutprobe weist eine Durchflussmesszelle 1 auf, in der beispielsweise drei lumineszenzoptische Sensorelemente ST (Temperatur), SO (Sauerstoff) und SG (Glucose) angeordnet sind, die bei der Messung mit der Blutprobe in Kontakt gebracht werden. Die Durchflussmesszelle 1 ist auswechselbar in einer zweiteiligen Messmanschette 2 angeordnet (eingesteckt bzw. eingeklickt), deren Anregungsteil 3 die den einzelnen Sensorelementen zugeordneten Lichtquellen 4 und Anregungsfilter 12a bis 12c samt der nicht weiter dargestellten Anregungselektronik enthält, wobei der Messteil 5 der Messmanschette 2 die Fotodetektoren 6 und Messfilter 13a bis 13c samt Messelektronik (nicht dargestellt) enthält. Die Lichtquelle 4 und die Fotodetektoren 6 sind an gegenüberliegenden Seiten 7, 8 (Anregungsseite 7 und Messseite) der Durchflussmesszelle 1 angeordnet.

Da die lumineszenzoptischen Sensorelemente ST, SO und SG an der der Lichtquelle 4 zugekehrten Anregungsseite 7 der Durchflussmesszelle 1 angeordnet sind, durchdringt sowohl die im lumineszenzoptischen Sensorelement entstehende Lumineszenzstrahlung L als auch ein Teile der Anregungsstrahlung A die Blutprobe. Die Anregungsstrahlung A wird in einem weit größeren Ausmaß durch Absorption in der Blutprobe geschwächt als die langwelligere Lumineszenzstrahlung, so dass durch die Probe ein für die Messung positiver Filtereffekt entsteht der die Signalgüte verbessert.

Die lumineszenzoptischen Sensorelemente ST, SO, SG sind bevorzugt in einer linearen Anordnung längs der Messzellenachse 1' angeordnet, wobei jedem Sensorelement eine Lichtquelle 4 und auf der gegenüberliegenden Messseite 8 der Durchflussmesszelle 1 ein Fotodetektor 6 zugeordnet ist.

Mit der in Fig. 1 skizzierten Messanordnung kann beispielsweise eine Abklingzeitmessung durchgeführt werden, d.h. die nach Anregung der lumineszenzoptischen Sensorelemente gemessene Abklingzeit der Lumineszenzintensität ist ein Maß für die Messgröße.

Wie beispielsweise in Fig. 1 dargestellt, kann die Anregungsseite 7 der Durchflussmesszelle 1 im Bereich der lumineszenzoptischen Sensorelemente ST, SO, SG eine Spiegelschicht 9 aufweisen, wobei die Wirkung der Spiegelschicht anhand der Figuren 3 und 4 dargestellt ist. Die Anregungsstrahlung A trifft auf das

lumineszenzoptische Sensorelement ST, SO oder SG, wobei Lumineszenzstrahlung L in alle Raumrichtungen freigesetzt wird. Ohne Spiegelschicht (siehe Fig. 3) bringen jene Strahlungsanteile, die in Richtung Lichtquelle emittiert werden keinen Beitrag zum Messsignal.

Bei der Anbringung einer Spiegelschicht (s. Fig. 4), welche für Strahlung einer Wellenlänge kleiner 600 nm durchlässig ist und Strahlung einer Wellenlänge größer 600 nm reflektiert, werden zusätzlich Anteile der Lumineszenzstrahlung L in den Detektor reflektiert und verstärken das Messsignal.

Mit der in Fig. 2 skizzierten Messanordnung kann beispielsweise eine Phasenmessung durchgeführt werden, bei welcher für die Referenzierung der Messsignale ein Referenzsignal gewonnen werden muss. Erfindungsgemäß ist an der Anregungsseite 7 der Durchflussmesszelle 1 zumindest eine Referenzlichtquelle 10, und/oder 11 angeordnet, deren Referenzstrahlung R_1 , R_2 die Durchflussmesszelle 1 durchsetzt und durch die auf der gegenüberliegenden Messseite 8 angeordneten Fotodetektoren 6 detektiert wird. Beispielsweise kann eine erste Referenzlichtquelle 10 mit einer Referenzstrahlung R_1 im Bereich vom 620 nm und eine zweite Referenzlichtquelle 11 mit einer Referenzstrahlung R_2 im Bereich von 780 nm vorgesehen sein, welche vorzugsweise im Anregungsteil 3 der zweiteiligen Messmanschette 2 angeordnet sind. In der Spiegelschicht 9 an der Anregungsseite 7 der Durchflussmesszelle 1 sind Öffnungen 14 vorgesehen, durch die die Referenzstrahlung in die Durchflussmesszelle 1 eintreten kann.

Sowohl in Fig. 1 als auch in Fig. 2 sind zwischen den Lichtquellen 4 und den lumineszenzoptischen Sensorelementen ST, SO, SG Anregungsfilter 12a, 12b, und 12c angeordnet, wobei die Lichtquellen 4 auch in eine gemeinsame Filterschicht 12' eingebettet sein können. Weiters sind an der Eintrittsseite der Fotodetektoren 6 Messfilter 13a, 13b und 13c angeordnet.

Die LEDs der Lichtquellen 4 können z.B. eine Anregungsstrahlung kleiner 600 nm, beispielsweise von 425 nm, emittieren, wobei die Lumineszenzstrahlung der lumineszenzoptischen Sensorelemente ST, SO, SG in einem Wellenlängenbereich größer 600 nm z.B. bei 780 nm liegt.

Zusammengefasst bestehen die Vorteile der erfindungsgemäßen Messvorrichtung darin:

- sehr einfacher optischer Aufbau;
- flaches Design der Durchflussmesszelle 1 und der Messmanschette 2;
- große Signalintensität, weil die Fotodetektoren größer ausgeführt werden können;

- kein elektrisches Übersprechen (minimaler Signaluntergrund), weil es zwischen dem Anregungsteil 3 und dem Messteil 5 der Messmanschette 2 eine räumliche Trennung gibt;
- über die Messung der Signalintensität erfolgt die Identifizierung der Probe (Blutprobe oder Spülflüssigkeit);
- simultane fotometrische Charakterisierung der Blutprobe (Hämoglobingehalt und Oxygenierung);
- Parallelbestimmung des arteriellen pO_2 .

PATENTANSPRÜCHE

1. Messanordnung zur Bestimmung zumindest eines Parameters einer Blutprobe, mit einer Durchflussmesszelle (1), in der zumindest ein mit der Blutprobe in Kontakt bringbares lumineszenzoptisches Sensorelement (ST, SO, SG) angeordnet ist, mit zumindest einer Lichtquelle (4) zur Anregung des lumineszenzoptischen Sensorelementes und zumindest einem Fotodetektor (6) zur Aufnahme der vom lumineszenzoptischen Sensorelement emittierten Lumineszenzstrahlung, wobei die Lichtquelle (4) und der Fotodetektor (6) an gegenüberliegenden Seiten (7) und (8) der Durchflussmesszelle (1) angeordnet sind, **dadurch gekennzeichnet**, dass das zumindest eine lumineszenzoptische Sensorelement (ST, SO, SG) an der der Lichtquelle (4) zugekehrten Anregungsseite (7) der Durchflussmesszelle (1) angeordnet ist, dass die Lichtquelle (4) eine Anregungsstrahlung kleiner 600 nm, beispielsweise von 425 nm, emittiert und die Lumineszenzstrahlung der lumineszenzoptischen Sensorelemente (ST, SO, SG) in einem Wellenlängenbereich größer 600 nm liegt, wodurch die Anregungsstrahlung durch die Blutprobe einer weit stärkeren Absorption ausgesetzt ist als die Lumineszenzstrahlung.
2. Messanordnung nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass an der Anregungsseite (7) der Durchflussmesszelle (1) mehrere lumineszenzoptische Sensorelemente (ST, SO, SG), bevorzugt in linearer Anordnung längs der Messzellenachse (1'), vorliegen, wobei jedem Sensorelement (ST, SO, SG) eine Lichtquelle (4) und auf der gegenüberliegenden Messeite (8) der Durchflussmesszelle (1) ein Fotodetektor (6) zugeordnet ist.
3. Messordnung nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Durchflussmesszelle (1) auswechselbar in einer zweiteiligen Messmanschette (2) einsetzbar ist, deren Anregungsteil (3) die Lichtquellen (4), vorzugsweise LEDs, samt Anregungselektronik und deren Messteil (5) die Fotodetektoren (6), vorzugsweise Fotodioden, samt Messelektronik enthält.
4. Messordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Anregungsseite (7) der Durchflussmesszelle (1) im Bereich der lumineszenzoptischen Sensorelemente (ST, SO, SG) eine Spiegelschicht (9) aufweist, die für die Anregungsstrahlung durchlässig ist und die Lumineszenzstrahlung reflektiert.
5. Messordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass an der Anregungsseite (7) der Durchflussmesszelle (1) zumindest eine Referenzlichtquelle (10, 11) angeordnet ist, deren Referenzstrahlung

die Durchflussmesszelle (1) durchsetzt und in die auf der gegenüberliegenden Messseite (8) angeordneten Fotodetektoren (6) gelangt.

6. Messordnung nach Anspruch 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine erste Referenzlichtquelle (10) mit einer Referenzstrahlung im Bereich vom 620 nm und eine zweite Referenzlichtquelle 11 mit einer Referenzstrahlung im Bereich von 780 nm vorgesehen sind, welche vorzugsweise im Anregungsteil (3) der zweiteiligen Messmanschette (2) angeordnet sind.
7. Messordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, **dadurch gekennzeichnet**, dass zwischen den Lichtquellen (4) und den lumineszenzoptischen Sensorelementen (ST, SO, SG) Anregungsfilter (12a, 12b, 12c) angeordnet sind oder dass die Lichtquellen (4) in eine Filterschicht (12') eingebettet sind.
8. Messordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, **dadurch gekennzeichnet**, dass an der Eintrittsseite der Fotodetektoren (6) Messfilter (13a, 13b, 13c) angeordnet sind.
9. Messordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Durchflussmesszelle (1) zumindest einen O₂-Sensor (SO), einen Glucosesensor (SG) und einen Temperatursensor (ST) aufweist.

2010 01 12

Lu

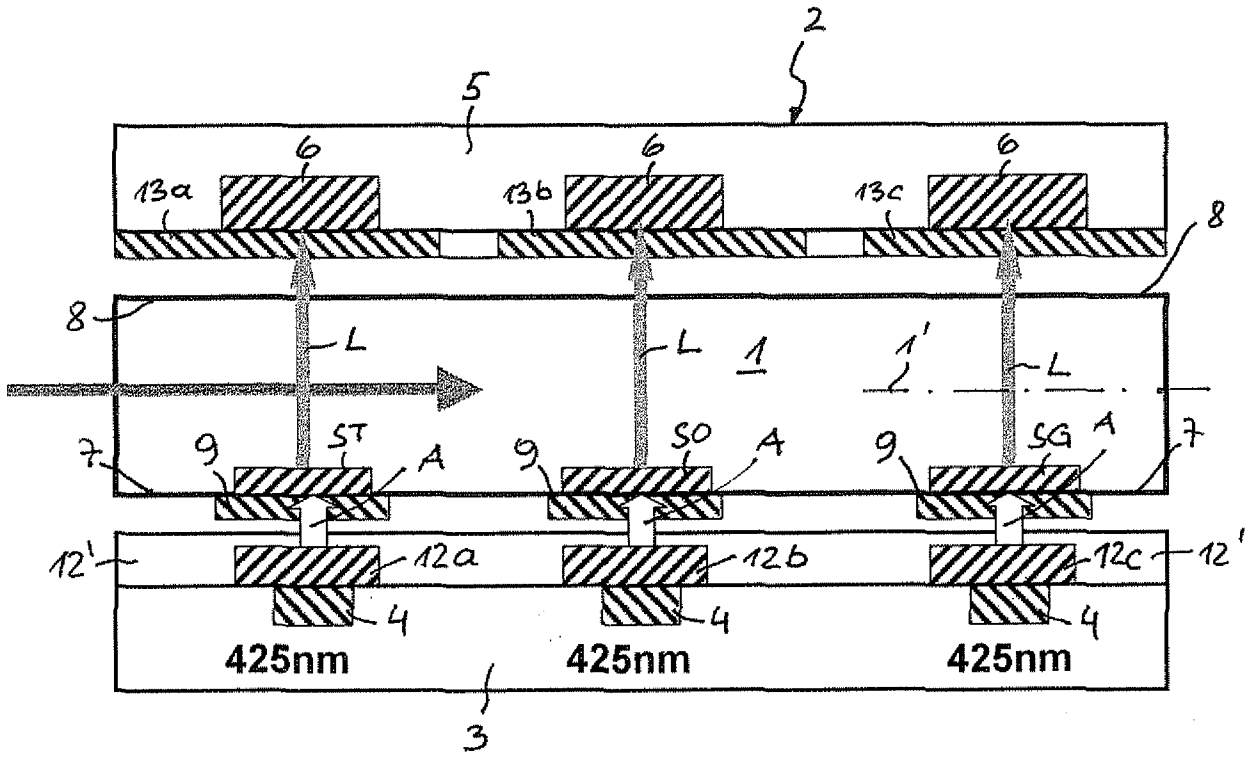


Fig. 1

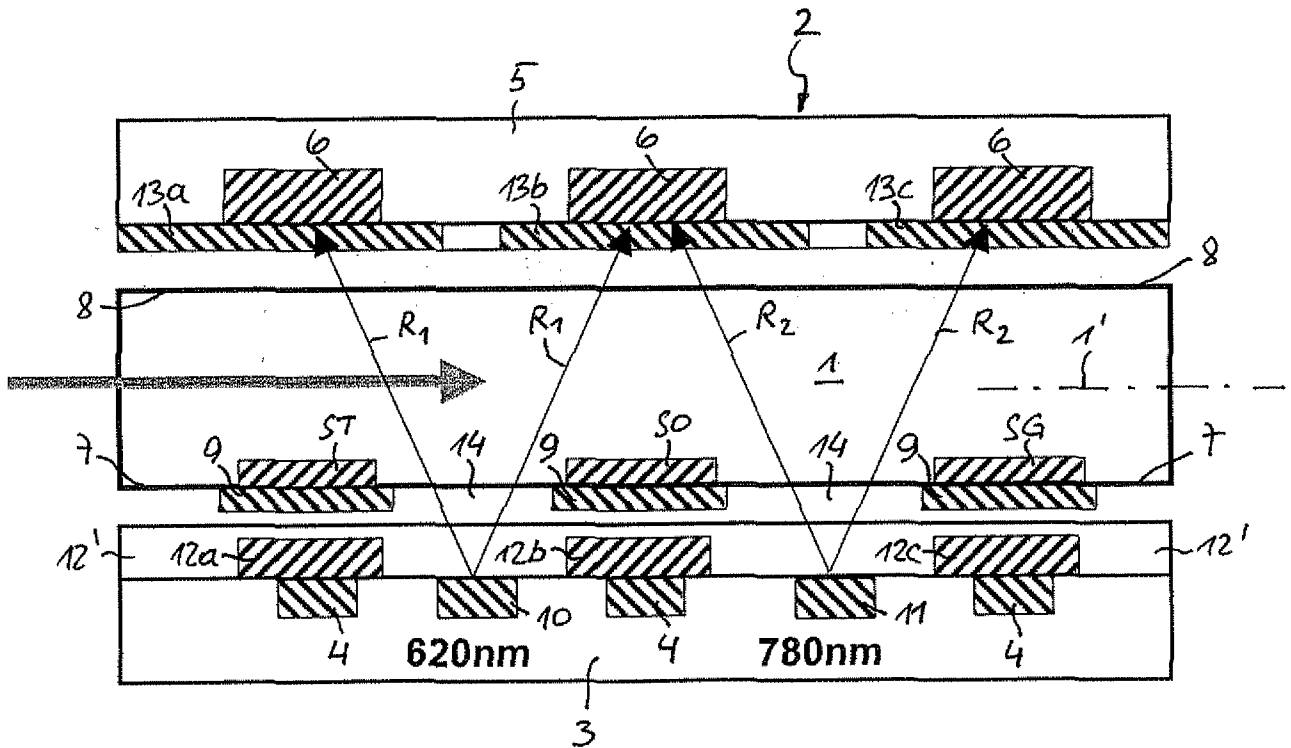


Fig. 2

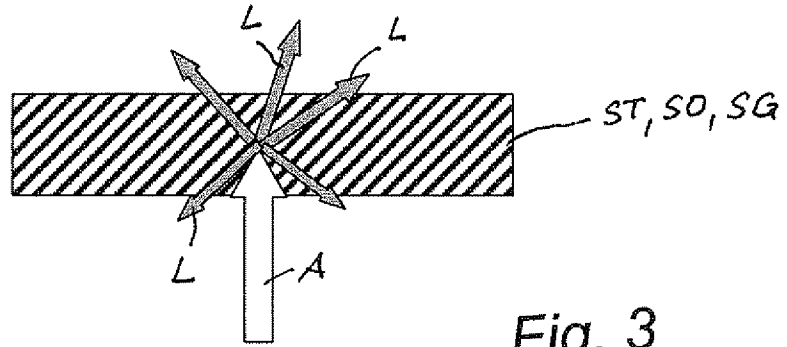


Fig. 3

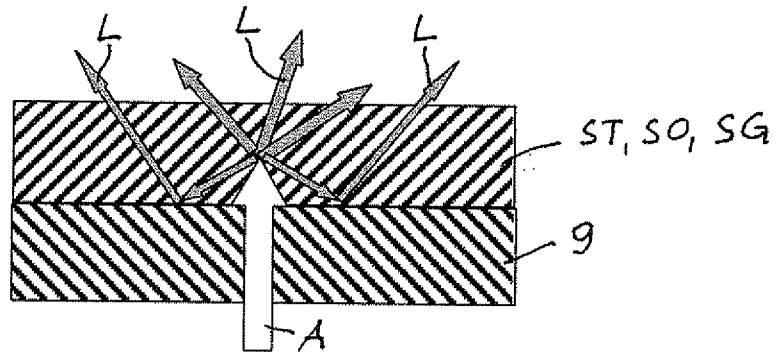


Fig. 4

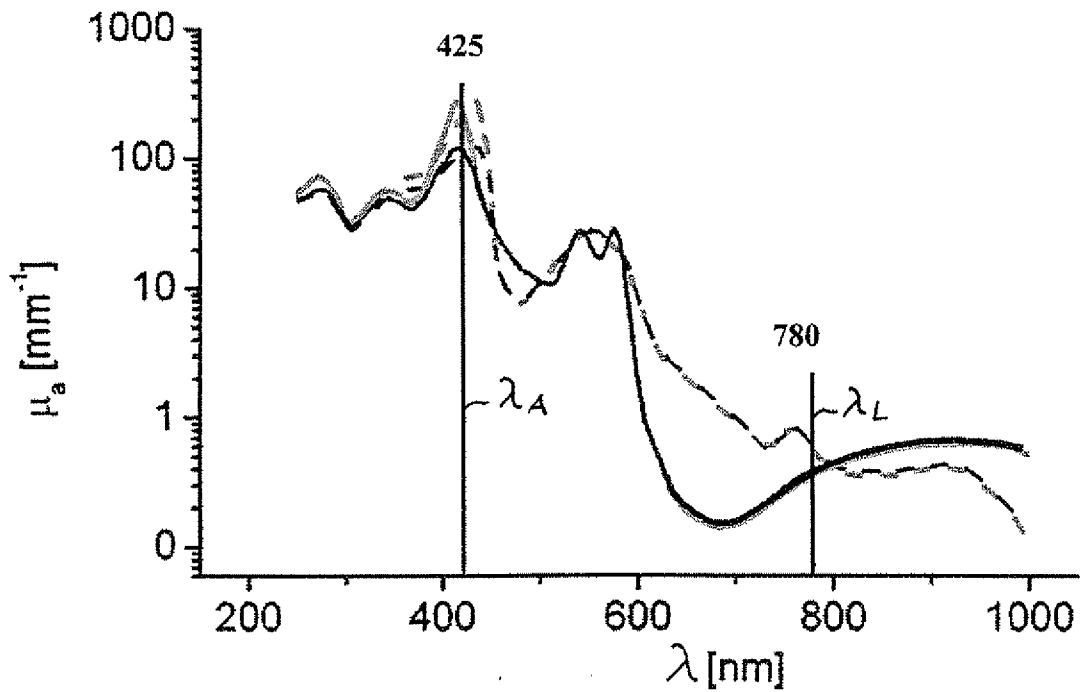


Fig. 5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2010/050239

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. G01N21/05 G01N21/77
ADD.

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)
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, INSPEC, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|-----------|--|-----------------------|
| A | EP 0 175 352 A2 (SIEMENS ELEMA AB [SE]; SIEMENS AG [DE]) 26 March 1986 (1986-03-26) page 15, line 13 - line 17 page 10, line 13 - line 28; figure 1 page 1, line 8 - line 12 page 1, line 22 - line 30 | 1 |
| A | EP 1 106 987 A2 (HOFFMANN LA ROCHE [CH]) 13 June 2001 (2001-06-13) cited in the application the whole document | 1 |
| A | US 2003/190262 A1 (BLAZEWICZ PERRY R [US] ET AL) 9 October 2003 (2003-10-09) cited in the application figures 6,7 | 1 |
| | ----- -/-- | |

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

Date of mailing of the international search report

27 April 2010

10/05/2010

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Stadlmeyer, R

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2010/050239

| C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
|--|--|-----------------------|
| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| A | EP 0 793 090 A1 (AVL MEDICAL INSTR AG [CH]) 3 September 1997 (1997-09-03) cited in the application the whole document ----- | 1 |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2010/050239

| Patent document cited in search report | Publication date | Patent family member(s) | Publication date |
|---|---------------------|----------------------------|-----------------------------|
| EP 0175352 | A2 | 26-03-1986 | AU 574839 B2 14-07-1988 |
| | | | AU 4757385 A 27-03-1986 |
| | | | CA 1266996 A1 27-03-1990 |
| | | | ES 8706959 A1 16-09-1987 |
| | | | JP 1968685 C 18-09-1995 |
| | | | JP 6097205 B 30-11-1994 |
| | | | JP 61079143 A 22-04-1986 |
| | | | US 4968632 A 06-11-1990 |
| | | | EP 1106987 |
| DE 50010506 D1 14-07-2005 | | | |
| DK 1106987 T3 10-10-2005 | | | |
| JP 3309140 B2 29-07-2002 | | | |
| JP 2001183291 A 06-07-2001 | | | |
| US 6652810 B1 25-11-2003 | | | |
| US 2003190262 | A1 | 09-10-2003 | |
| | | | JP 2004522955 T 29-07-2004 |
| | | | WO 02059585 A2 01-08-2002 |
| | | | US 2002098120 A1 25-07-2002 |
| EP 0793090 | A1 | 03-09-1997 | AT 403745 B 25-05-1998 |
| | | | DE 59702435 D1 16-11-2000 |
| | | | DE 59704487 D1 04-10-2001 |
| | | | JP 3054756 B2 19-06-2000 |
| | | | JP 9325116 A 16-12-1997 |
| | | | US 5779978 A 14-07-1998 |

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2010/050239

| | | |
|---|---|--|
| A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES INV. GOIN21/05 GOIN21/77 ADD. | | |
| Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC | | |
| B. RECHERCHIERTE GEBIETE | | |
| Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole) 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, INSPEC, WPI Data | | |
| C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN | | |
| Kategorie* | Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile | Betr. Anspruch Nr. |
| A | EP 0 175 352 A2 (SIEMENS ELEMA AB [SE]; SIEMENS AG [DE]) 26. März 1986 (1986-03-26) Seite 15, Zeile 13 - Zeile 17 Seite 10, Zeile 13 - Zeile 28; Abbildung 1 Seite 1, Zeile 8 - Zeile 12 Seite 1, Zeile 22 - Zeile 30 | 1 |
| A | EP 1 106 987 A2 (HOFFMANN LA ROCHE [CH]) 13. Juni 2001 (2001-06-13) in der Anmeldung erwähnt das ganze Dokument | 1 |
| A | US 2003/190262 A1 (BLAZEWICZ PERRY R [US] ET AL) 9. Oktober 2003 (2003-10-09) in der Anmeldung erwähnt Abbildungen 6,7 | 1 |
| -/-- | | |
| <input checked="" type="checkbox"/> Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen <input checked="" type="checkbox"/> Siehe Anhang Patentfamilie | | |
| * 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 | | "T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, 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 "&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist |
| Datum des Abschlusses der internationalen Recherche 27. April 2010 | | Absendedatum des internationalen Recherchenberichts 10/05/2010 |
| Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016 | | Bevollmächtigter Bediensteter Stadlmeyer, R |

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

| Kategorie* | Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile | Betr. Anspruch Nr. |
|------------|---|--------------------|
| A | EP 0 793 090 A1 (AVL MEDICAL INSTR AG [CH]) 3. September 1997 (1997-09-03) in der Anmeldung erwähnt das ganze Dokument ----- | 1 |

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2010/050239

| Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument | | Datum der Veröffentlichung | Mitglied(er) der Patentfamilie | | Datum der Veröffentlichung |
|--|----|-------------------------------|-----------------------------------|---------------|-------------------------------|
| EP 0175352 | A2 | 26-03-1986 | AU | 574839 B2 | 14-07-1988 |
| | | | AU | 4757385 A | 27-03-1986 |
| | | | CA | 1266996 A1 | 27-03-1990 |
| | | | ES | 8706959 A1 | 16-09-1987 |
| | | | JP | 1968685 C | 18-09-1995 |
| | | | JP | 6097205 B | 30-11-1994 |
| | | | JP | 61079143 A | 22-04-1986 |
| | | | US | 4968632 A | 06-11-1990 |
| EP 1106987 | A2 | 13-06-2001 | AT | 410600 B | 25-06-2003 |
| | | | DE | 50010506 D1 | 14-07-2005 |
| | | | DK | 1106987 T3 | 10-10-2005 |
| | | | JP | 3309140 B2 | 29-07-2002 |
| | | | JP | 2001183291 A | 06-07-2001 |
| | | | US | 6652810 B1 | 25-11-2003 |
| US 2003190262 | A1 | 09-10-2003 | EP | 1354191 A2 | 22-10-2003 |
| | | | JP | 2004522955 T | 29-07-2004 |
| | | | WO | 02059585 A2 | 01-08-2002 |
| | | | US | 2002098120 A1 | 25-07-2002 |
| EP 0793090 | A1 | 03-09-1997 | AT | 403745 B | 25-05-1998 |
| | | | DE | 59702435 D1 | 16-11-2000 |
| | | | DE | 59704487 D1 | 04-10-2001 |
| | | | JP | 3054756 B2 | 19-06-2000 |
| | | | JP | 9325116 A | 16-12-1997 |
| | | | US | 5779978 A | 14-07-1998 |