

(12)

# PATENTCHRIFT

(21) Anmeldenummer: 1974/88

(51) Int.Cl.<sup>5</sup> : G01N 21/64

(22) Anmeldetag: 4. 8.1988

(42) Beginn der Patentdauer: 15.10.1989

(45) Ausgabetag: 25. 5.1990

(73) Patentinhaber:

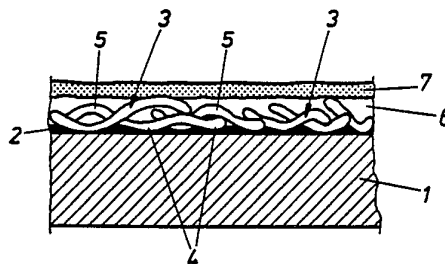
AVL GESELLSCHAFT FÜR VERBRENNUNGSKRAFTMASCHINEN  
UND MESSTECHNIK MBH. PROF.DR.DR.H.C. HANS LIST  
A-8020 GRAZ, STEIERMARK (AT).

(72) Erfinder:

LEINER MARCO JEAN-PIERRE DR.  
GRAZ, STEIERMARK (AT).  
WEISS LEONIE DR.  
GRAZ, STEIERMARK (AT).  
WOLFBEIS OTTO S. DR.  
GRAZ, STEIERMARK (AT).

## (54) OPTISCHER SENSOR UND VERFAHREN ZU DESSEN HERSTELLUNG

(57) Zur Verbesserung des Ansprechverhaltens eines optischen Sensors zur Bestimmung zumindest eines Parameters in einer flüssigen oder gasförmigen Probe, mit einer Trägerschicht, welche Trägerpartikel mit einem daran immobilisierten Fluoreszenzindikator aufweist, wird vorgeschlagen, daß die Trägerschicht aus einer für die Anregungs- und Emissionsstrahlung durchlässigen Polymerfolie (1) besteht, daß die einzelnen Trägerpartikel (3; 9) mit dem daran immobilisierten Fluoreszenzindikator lediglich mit einem Teil (4) ihrer Oberfläche in einer auf der Polymerfolie (1) haftenden Schicht (2) eines thermoplastisch verformbaren Materials fixiert sind, welches nach dem Eindringen der Trägerpartikel (3; 9) duroplastische Eigenschaften annimmt und mit dem anderen Teil (5) ihrer Oberfläche in eine die haftende Schicht (2) bedeckende, optisch durchlässige Hydrogelschicht (6) eintauchen, welche durch Verkrallung an den Trägerpartikeln (3; 9) haftet. Diese Sensoren können leicht am Ende eines Lichtleiters angebracht werden und sind durch Stanzen in beliebigen Größen herstellbar.



Die Erfindung betrifft einen optischen Sensor zur Bestimmung zumindest eines Parameters in einer flüssigen oder gasförmigen Probe, mit einer Trägerschicht, welche Trägerpartikel mit einem daran immobilisierten Fluoreszenzindikator aufweist, sowie ein Verfahren zu dessen Herstellung.

Die optische Messung, beispielsweise des pH-Wertes flüssiger Proben, hat in den letzten Jahren bedeutende Fortschritte gemacht, da sie gegenüber elektrochemischen Methoden, z. B. mit Hilfe der Glaselektrode, große Vorteile bietet. So benötigen optische pH-Sensoren keine Referenzzelle und können, in Kombination mit dünnen, faseroptischen Lichtleitern auch für invasive Messungen im Körper eingesetzt werden.

Verschiedene optische pH-Sensoren sind aus der Literatur bekannt. Man unterscheidet prinzipiell zwischen zwei Arten von Sensoren, nämlich solchen, welche zuerst gefertigt und dann am Ende eines Lichtleiters angebracht werden, sogenannte planare Sensoren, oder Fasersensoren erster Art, und solchen, welche direkt durch Modifikation des Lichtleiters hergestellt werden, sogenannte Fasersensoren zweiter Art.

Die Herstellung letztgenannter Sensoren, die nicht Gegenstand dieser Erfindung sind, ist zwar zum Teil eleganter, aber mit technischen Schwierigkeiten verbunden, besonders was eine reproduzierbare Herstellung betrifft. Aus diesem Grund werden für die Massenfertigung eher planare Sensoren bevorzugt.

Ein typischer Sensor der ersten Art ist beispielsweise in Anal. Chem. 52, 864 (1980) beschrieben, wo ein pH-sensitives Material, welches am Ende eines Lichtleiters angeordnet ist, zur inversiven Messung von Blut-pH-Werten herangezogen wird. Das sensitive Material wird durch Tränken von Polystyrol-Kügelchen mit einer Indikatorlösung erhalten. Die Befestigung am Ende des Lichtleiters erfolgt durch Füllen eines dünnen, über den Lichtleiter gezogenen Cellophanschlauches mit den Polystyrol-Kügelchen.

Es ist auch möglich, einen Indikator direkt auf einer Membran oder die Oberfläche eines festen Trägers, wie z. B. Glas, aufzubringen. Beispielsweise wird in "Sensor and Actuators" 9, 73 (1986) von H. Offenbacher et. al. eine Methode zur Immobilisierung von pH-Indikatoren auf Glas, welches am Ende eines Lichtleiters angebracht wird, vorgeschlagen.

Des weiteren ist aus der US-PS 3 904 373 ein pH-Sensor bekannt, welcher Farbstoffindikatoren auf Lichtabsorptionsbasis kovalent an Trägermaterialien gebunden enthält. Die Bindung der Fluoreszenzindikatoren an die Trägermaterialien erfolgt mit funktionellen Triethoxysilanen. Als Trägermaterialien fungieren zusammengesinterte Glasparkeln, geätztes Glas und CPG-Pulver (controlled porous glass). Nachteiligerweise entstehen beim Sintern von Glasparkeln frittenartige, wenig transparente Körper mit kleiner spezifischer Oberfläche, welche zudem auf eine Änderung des zu messenden pH-Wertes mit einer zu langen Ansprechzeit reagieren. CPG eignet sich ebenfalls nur bedingt, da beim Zusammensintern von CPG-Pulver dessen mikroporöse Struktur verlorengeht.

Weitere Nachteile der zur Zeit bekannten optischen Sensoren bestehen darin, daß ihre Herstellung arbeitsaufwendig und daher für Massenproduktionen nur bedingt geeignet ist. Zudem sind die Fluoreszenzindikatoren großteils in eine Umgebung eingebettet, welche vom wäßrigen Probenmaterial nur langsam penetriert wird.

Aufgabe der Erfindung ist es, einen optischen Sensor und ein Verfahren zu dessen Herstellung vorzuschlagen, welcher auf einfache Weise auch in großen Stückzahlen herstellbar ist, auf die sich ändernden Parameter der Probe mit einer kurzen Ansprechzeit reagiert und eine große effektive Oberfläche aufweist, sowie daß der Fluoreszenzindikator in quasiwäßriger Lösung, statt an hydrophobe Materialien gebunden, vorliegt.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß die Trägerschicht aus einer für die Anregungs- und Emissionsstrahlung durchlässigen Polymerfolie besteht, daß die einzelnen Trägerpartikel mit dem daran immobilisierten Fluoreszenzindikator lediglich mit einem Teil ihrer Oberfläche in einer auf der Polymerfolie haftenden Schicht eines thermoplastisch verformbaren Materials fixiert sind, welches nach dem Eindringen der Trägerpartikel duroplastische Eigenschaften annimmt, und mit dem anderen Teil ihrer Oberfläche in eine die haftende Schicht bedeckende, optisch durchlässige Hydrogelschicht eintauchen, welche durch Verkrallung an den Trägerpartikeln haftet.

Erfindungsgemäß ist dabei vorgesehen, daß ein thermoplastisch verformbares Material als dünne Haftschrift auf eine optisch durchlässige Polymerfolie aufgetragen wird, daß Trägerpartikel mit darauf immobilisiertem Fluoreszenzindikator in gleichmäßiger Verteilung aufgebracht und durch thermische Druckverformung zum Teil in die Haftschrift eingedrückt und von dieser mechanisch fixiert werden, sowie daß eine die Haftschrift bedeckende, die freien Teile der einzelnen Trägerpartikel aufnehmende Hydrogelschicht aufgebracht wird. Die einzelnen Trägerpartikel werden somit nicht von einem Kleber penetriert sondern durch Druckanwendung in eine Haftschrift eingedrückt und dort lediglich mechanisch fixiert. Der am Trägerpartikel immobilisierte Fluoreszenzindikator ist über die Hydrogelschicht praktisch in allen Bereichen für die zu messenden Substanzen aus der Probe frei zugänglich.

Eine besonders vorteilhafte Ausgestaltung der Erfindung sieht vor, daß die Trägerpartikel aus einzelnen Fasern bestehen, welche mit einem geringen Teil ihrer Oberfläche in der auf der Polymerfolie haftenden Schicht fixiert sind und mit dem größten Teil ihrer Oberfläche in die Hydrogelschicht eintauchen. Gerade bei fasrigem Trägermaterial kann erreicht werden, daß nur ein geringer Teil der Oberfläche in der Haftschrift fixiert wird und der größte Teil der Fasern in die Hydrogelschicht reicht und diese auch gut mechanisch an die Haftschrift bindet.

Es ist erfindungsgemäß auch möglich, daß die Trägerpartikel aus Silicagelkügelchen mit irreversibel gebundenem Fluoreszenzindikator, aus mikroporösen Glaskügelchen oder aus Polyacrylamid bestehen. Dazu eignen sich beispielsweise CPG-Kügelchen oder Polyamidpartikel.

Um eine besonders dünne Haftschrift zu erreichen, ist entsprechend einer Weiterbildung der Erfindung vorgesehen, daß die Haftschrift in einem der gewünschten Schichtstärke entsprechenden Verhältnis mit einem Lösungsmittel verdünnt und unter Zugabe eines Quervernetzers auf die Polymerfolie aufgetragen und eintrocknen gelassen wird, daß die Trägerpartikel mit dem darauf immobilisierten Fluoreszenzindikator gleichmäßig aufgestreut und die Haftschrift bis zu jener Temperatur erhitzt wird, bei welcher diese unter Anwendung von leichtem Druck fließt, daß die Trägerpartikel bis zur angrenzenden Polymerfolie in die Haftschrift eingedrückt und diese abgekühlt wird, daß bei Raumtemperatur zugewartet wird, bis eine Quervernetzung der Haftschrift eintritt, sowie daß eine Hydrogelschicht aufgebracht wird. Typische Verfahrensschritte sind dabei folgende:

1. Aufbringen eines thermoplastisch verformbaren Materials samt Lösungsmittel und Quervernetzer auf einer festen transparenten Polymerfolie in einer definierten Schichtstärke, Lösungsmittel eintrocknen lassen;
2. Aufstreuen der Fasern mit dem daran immobilisierten Fluoreszenzindikator (die Fasern haften noch nicht);
3. Erhitzen des thermoplastisch verformbaren Materials bis zu einer Temperatur, bei der das Material unter Anwendung von leichtem Druck fließt;
4. leichtes Eindringen der Fasern in das Haftmaterial;
5. Abkühlen (Fasern werden vom Haftmaterial mechanisch fixiert);
6. Mechanisches Entfernen nichthaftender Fasern;
7. 48 Stunden Quervernetzen der Haftschrift bei Raumtemperatur, wobei die Haftschrift duroplastisch wird, sich in wäßrigem Medium nicht mehr auflöst und die Fasern nicht freigibt;
8. Aufbringen einer Hydrogelschicht, wobei die Fasern als Anker wirken.

Erfindungsgemäß entsteht dabei ein Sensor, bei welchem der Faserdurchmesser bzw. der Durchmesser der einzelnen Trägerpartikel größer ist als die Dicke der an der Polymerfolie haftenden Schicht.

Erfindungsgemäß kann in einem weiteren Schritt die Hydrogelschicht von einer pigmentierten oder gefärbten Hydrogelschicht abgedeckt werden, um eine optische Isolierung, beispielsweise zur Abschirmung vom Umgebungslicht, Streulicht oder Fluoreszenzlicht aus der Probe zu erreichen. Dazu kann beispielsweise erfindungsgemäße Aktivkohle, Eisenoxidpulver oder Titandioxidpulver verwendet werden.

Zur Erzielung eines pH-Sensors ist vorgesehen, daß ein pH-sensitiver Fluoreszenzindikator an den Trägerpartikeln immobilisiert ist. Andererseits kann zur Messung des CO<sub>2</sub>-Partialdruckes eine probenseitig anbringbare CO<sub>2</sub>-permeable, ionenimpermeable Membran und ein CO<sub>2</sub>-sensitiver Fluoreszenzindikator vorgesehen sein. Auf diese Art kann der CO<sub>2</sub>-Partialdruck über Änderungen des inneren pH-Wertes gemessen werden. Dabei kann der Sensor erfindungsgemäß mit einer Silicon-Polycarbonat-Folie abgedeckt sein.

Es ist erfindungsgemäß auch möglich, daß zur Messung von Sauerstoff eine probenseitig anbringbare, O<sub>2</sub>-permeable, ionenimpermeable Membran und ein O<sub>2</sub>-sensitiver Fluoreszenzindikator vorgesehen wird.

Erfindungsgemäß ist auch die Herstellung eines optischen Enzymsensors denkbar, wenn an die Trägerpartikel oder in der Hydrogelschicht ein Enzym aus der Gruppe der Hydrolasen, Oxidasen und Dehydrogenasen immobilisiert wird.

Besondere Herstellungsvorteile ergeben sich erfindungsgemäß dann, wenn die Haftschrift, die Trägerpartikel samt immobilisiertem Fluoreszenzindikator, die Hydrogelschicht und gegebenenfalls die CO<sub>2</sub>- oder O<sub>2</sub>-permeable, ionenimpermeable Membran großflächig auf eine Polymerfolie aufgebracht und eine Vielzahl gleichartiger Sensoren in einem Arbeitsgang ausgestanzt werden. Da alle verwendeten Materialien gestanzt bzw. geschnitten werden können, ist die Herstellung von Sensoren beliebiger Formen und Größen auf einfache Weise möglich.

Eine besondere Ausgestaltung des Sensors nach der Erfindung sieht vor, daß eine Faserschicht aus mikrokristallinen Cellulosefasern mit kovalent immobilisiertem Fluoreszenzindikator vorliegt, wobei erfindungsgemäß die einzelnen Cellulosefasern einen Durchmesser von 5 bis 10 µm, vorzugsweise ca. 8 µm und eine Länge von 50 bis 200 µm, vorzugsweise ca. 80 µm aufweisen.

Die so hergestellten planaren optischen Sensoren, welcher sehr einfach am Ende eines Lichtleiters oder Lichtleiterbündels angebracht werden können, sind dadurch ausgezeichnet, daß die Polymerfolie eine Dicke von 20 bis 500 µm, die darauf haftende Schicht eine Dicke von 5 bis 10 µm und die einzelnen Hydrogelschichten eine Dicke von 5 bis 30 µm aufweisen.

Während somit das direkte Aufbringen von Fluoreszenzfarbstoffen auf Cellulose den Nachteil aufweist, daß eine langsamere Kinetik stattfindet, da sich das Proton bei der Einstellung des pH-Gleichgewichtes zwischen Probe und Sensorschicht nur langsam durch die Cellulosemembran bewegt, erzielt man bei Verwendung von Fasern, beispielsweise Cellulosefasern, eine größere Oberfläche und eine schnellere Einstellzeit, da sich das Proton relativ rasch durch das Hydrogel bewegen kann, bevor es auf den an die Fasern gebundenen Fluoreszenzindikator trifft. Generell beobachtet man bei Fasern eine schnellere Kinetik und geringere Hystereseeffekte als bei Membranen, sowie einen guten Haftverbund durch Quervernetzung und mechanische

Verkrallung der Fasern in der Hydrogelschicht, eine gute Langzeitstabilität des Klebeverbundes, und einen konstanten  $pK_a$ -Wert des Fluoreszenzfarbstoffes im fertigen Sensor.

Ein weiterer Vorteil dieses Sensortyps besteht schließlich darin, daß die optische Isolierung, welche zur Unterdrückung von Falschlicht oft erforderlich ist, ein integraler Bestandteil der Sensorschicht ist, während sie bei anderen Sensortypen in einem eigenen Arbeitsgang mechanisch befestigt werden muß.

Im folgenden wird die Erfindung anhand von Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen Fig. 1 einen pH-Sensor nach der Erfindung, Fig. 2 einen erfindungsgemäßen  $CO_2$ -Sensor und Fig. 3 ein weiteres Ausführungsbeispiel eines planaren optischen Sensors, jeweils in schematischer Darstellung.

Fig. 1 zeigt einen pH-Sensor, welcher als Trägerschicht eine Polymerfolie (1), beispielsweise eine für die Anregungs- und Emissionsstrahlung durchlässige Mylarfolie, mit einer Dicke von 175  $\mu m$  aufweist. Darauf befindet sich eine Schicht (2) eines thermoplastisch verformbaren Materials, in welches die einzelnen Fasern (3) mit dem daran immobilisierten Fluoreszenzindikator mit einem Teil (4) ihrer Oberfläche eingedrückt und mechanisch fixiert sind. Der größte Teil (5) der Fasern (3) ragt in eine die Haftschrift (2) bedeckende Hydrogelschicht (6), wodurch der Fluoreszenzindikator in einer quasi-wäßrigen Umgebung vorliegt. Als Fluoreszenzindikator kann beispielsweise 1-Hydroxypyren-3,6,8-trisulfonat, Fluorescein, oder ein in 3-Stellung substituiertes Cumarin verwendet werden. Die Fasern (3) dienen gleichzeitig als Immobilisatsträger und für eine ausreichende mechanische Verankerung der Hydrogelschicht (6) auf der Haftschrift (2), welche eine Dicke aufweist, die kleiner ist als der Durchmesser der einzelnen Cellulosefasern.

Probenseitig ist eine mit Aktivkohle pigmentierte Hydrogelschicht (7) angeordnet. Zur Anfärbung bzw. Pigmentierung dieser Schicht eignen sich natürlich auch alle anderen in diesem Zusammenhang bekanntgewordenen Substanzen.

Der in Fig. 2 dargestellte  $CO_2$ -Sensor, bei welchem gleiche Teile mit gleichen Bezugszeichen versehen sind, unterscheidet sich vom pH-Sensor lediglich dadurch, daß dieser mit einer Phosphat- bzw. Bicarbonatpufferlösung von  $pH = 8$  bis 11 getränkt wird und diese Schicht dann probenseitig mit einer  $CO_2$ -permeablen, ionenimpermeablen Membran (8), beispielsweise einer Silicon-Polycarbonat-Copolymerisat-Folie mit einer Dicke von 1 mil abgedeckt wird.

Fig. 3 zeigt schließlich einen optischen Sensor, bei welchem Trägerpartikel (9) aus nichtfasrigem Material Verwendung finden. Die Trägerpartikel können beispielsweise aus Silicagel-Kügelchen mit darin absorbiertem Fluoreszenzindikator, aus mikroporösen Glaskügelchen (CPG) oder aus Polyamid bestehen.

## PATENTANSPRÜCHE

1. Optischer Sensor zur Bestimmung zumindest eines Parameters in einer flüssigen oder gasförmigen Probe, mit einer Trägerschicht, welche Trägerpartikel mit einem daran immobilisierten Fluoreszenzindikator aufweist, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Trägerschicht aus einer für die Anregungs- und Emissionsstrahlung durchlässigen Polymerfolie (1) besteht, daß die einzelnen Trägerpartikel (3; 9) mit dem daran immobilisierten Fluoreszenzindikator lediglich mit einem Teil (4) ihrer Oberfläche in einer auf der Polymerfolie (1) haftenden Schicht (2) eines thermoplastisch verformbaren Materials fixiert sind, welches nach dem Eindringen der Trägerpartikel (3; 9) duroplastische Eigenschaften annimmt und mit dem anderen Teil (5) ihrer Oberfläche in eine die haftende Schicht (2) bedeckende, optische durchlässige Hydrogelschicht (6) eintauchen, welche durch Verkrallung an den Trägerpartikeln (3; 9) haftet.

2. Optischer Sensor nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Trägerpartikel (3) aus einzelnen Fasern bestehen, welche mit einem geringen Teil (4) ihrer Oberfläche in der auf der Polymerfolie (1) haftenden Schicht (2) fixiert sind und mit dem größten Teil (5) ihrer Oberfläche in die Hydrogelschicht (6) eintauchen.

3. Optischer Sensor nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Trägerpartikel (9) aus Silicagelkügelchen mit darin absorbiertem Fluoreszenzindikator, aus mikroporösen Glaskügelchen oder aus Polyamid bestehen.

4. Optischer Sensor nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet**, daß die optisch durchlässige Hydrogelschicht (6) von einer gefärbten oder mit Pigmenten versehenen Hydrogelschicht (7) bedeckt ist.
- 5 5. Optischer Sensor nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet**, daß ein pH-sensitiver Fluoreszenzindikator an den Trägerpartikeln (3; 9) immobilisiert ist.
6. Optischer Sensor nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet**, daß zur Messung von  $p\text{CO}_2$  eine probenseitig anbringbare,  $\text{CO}_2$ -permeable, ionenimpermeable Membran (8) und ein  $\text{CO}_2$ -sensitiver
- 10 Fluoreszenzindikator vorgesehen sind.
7. Optischer Sensor nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet**, daß zur Messung von Sauerstoff eine probenseitig anbringbare,  $\text{O}_2$ -permeable, ionenimpermeable Membran und ein  $\text{O}_2$ -sensitiver
- 15 Fluoreszenzindikator vorgesehen sind.
8. Optischer Sensor nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet**, daß an die Trägerpartikel (3; 9) oder in der Hydrogelschicht (6) ein Enzym aus der Gruppe der Hydrolasen, Oxidasen und Dehydrogenasen immobilisiert ist.
- 20 9. Optischer Sensor nach einem der Ansprüche 4 bis 8, **dadurch gekennzeichnet**, daß die gefärbte Hydrogelschicht (7) mit Aktivkohle geschwärzt ist.
10. Optischer Sensor nach einem der Ansprüche 1 bis 9, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Faserdurchmesser bzw. der Durchmesser der einzelnen Trägerpartikel (9) größer ist als die Dicke der an der Polymerfolie (1) haftenden Schicht (2).
- 25 11. Optischer Sensor nach einem der Ansprüche 2 bis 10, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Fasern (3) aus mikrokristallinen Cellulosefasern mit kovalent immobilisiertem Fluoreszenzindikator bestehen.
- 30 12. Optischer Sensor nach Anspruch 11, **dadurch gekennzeichnet**, daß die einzelnen Cellulosefasern (3) einen Durchmesser von 5 bis 10  $\mu\text{m}$ , vorzugsweise 8  $\mu\text{m}$  und eine Länge von 50 bis 200  $\mu\text{m}$ , vorzugsweise 80  $\mu\text{m}$  aufweisen.
- 35 13. Optischer Sensor nach einem der Ansprüche 1 bis 12, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Polymerfolie (1) eine Dicke von 20 bis 500  $\mu\text{m}$ , die darauf haftende Schicht (2) eine Dicke von 5 bis 10  $\mu\text{m}$  und die einzelnen Hydrogelschichten (6), (7) eine Dicke von 5 bis 30  $\mu\text{m}$  aufweisen.
- 40 14. Verfahren zur Herstellung eines optischen Sensors, **dadurch gekennzeichnet**, daß ein thermoplastisch verformbares Material als dünne Haftschrift auf eine optisch durchlässige Polymerfolie aufgetragen wird, daß Trägerpartikel mit darauf immobilisiertem Fluoreszenzindikator in gleichmäßiger Verteilung aufgebracht und durch thermische Druckverformung zum Teil in die Haftschrift eingedrückt und von dieser mechanisch fixiert werden, sowie daß eine die Haftschrift bedeckende, die freien Teile der einzelnen Trägerpartikel aufnehmende Hydrogelschicht aufgebracht wird.
- 45 15. Verfahren nach Anspruch 14, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Haftschrift in einem der gewünschten Schichtstärke entsprechenden Verhältnis mit einem Lösungsmittel verdünnt und unter Zugabe eines Quervernetzers auf die Polymerfolie aufgetragen und eintrocknen gelassen wird, daß die Trägerpartikel mit dem darauf immobilisierten Fluoreszenzindikator gleichmäßig aufgestreut und die Haftschrift bis zu jener Temperatur erhitzt wird, bei welcher diese unter Anwendung von leichtem Druck fließt, daß die Trägerpartikel bis zur
- 50 angrenzenden Polymerfolie in die Haftschrift eingedrückt und diese abgekühlt wird, daß bei Raumtemperatur zugewartet wird, bis eine Quervernetzung der Haftschrift eintritt, sowie daß eine Hydrogelschicht aufgebracht wird.
- 55 16. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 15, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Hydrogelschicht von einer pigmentierten oder gefärbten Hydrogelschicht abgedeckt wird.
17. Verfahren nach Anspruch 16, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Sensor mit einer Silicon-Polycarbonat-Folie abgedeckt wird.

18. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 17, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Haftschrift, die Trägerpartikel samt immobilisiertem Fluoreszenzindikator, die Hydrogelschicht und gegebenenfalls die CO<sub>2</sub>- oder O<sub>2</sub>-permeable, ionenimpermeable Membran großflächig auf eine Polymerfolie aufgebracht und eine Vielzahl gleichartiger Sensoren in einem Arbeitsgang ausgestanzt werden.

10

Hiezu 1 Blatt Zeichnung

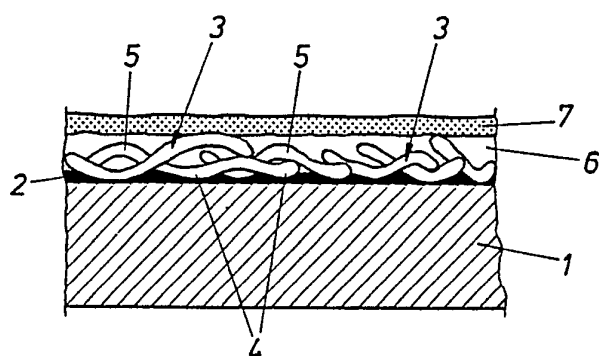


Fig. 1

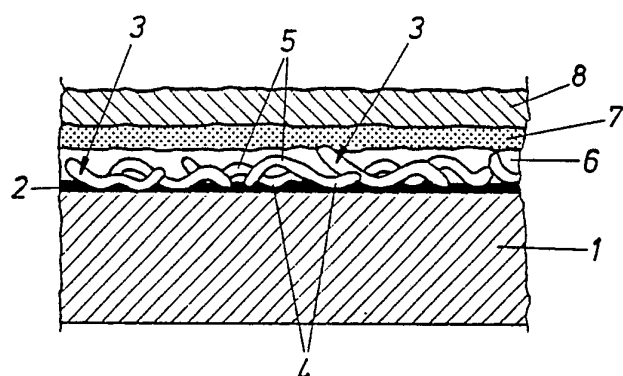


Fig. 2

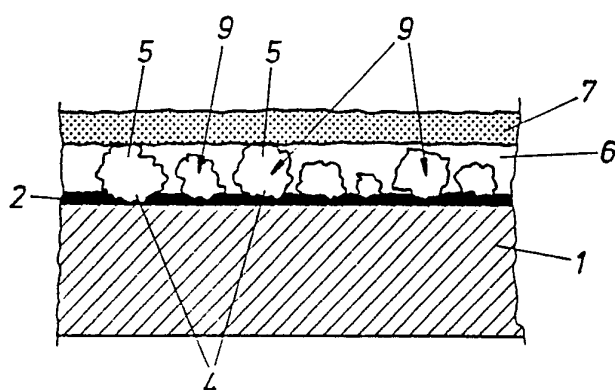


Fig. 3