



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 600 26 352 T2** 2006.10.19

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 156 325 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **600 26 352.5**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/JP00/08508**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 979 044.5**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2001/040788**

(86) PCT-Anmeldetag: **01.12.2000**

(87) Veröffentlichungstag  
der PCT-Anmeldung: **07.06.2001**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **21.11.2001**

(97) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung beim EPA: **01.03.2006**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **19.10.2006**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **G01N 27/327** (2006.01)

**C12Q 1/00** (2006.01)

**G01N 33/487** (2006.01)

**G01N 27/30** (2006.01)

(30) Unionspriorität:

**34449599**      **03.12.1999**      **JP**

(73) Patentinhaber:

**Matsushita Electric Industrial Co., Ltd., Kadoma,  
Osaka, JP**

(74) Vertreter:

**Eisenführ, Speiser & Partner, 28195 Bremen**

(84) Benannte Vertragsstaaten:

**DE, FR, GB, IT**

(72) Erfinder:

**MIYAZAKI, Shoji, Matsuyama-shi, Ehime 791-8032,  
JP; TSUTSUMI, Haruhiro, Onsen-gun, Ehime  
791-0212, JP; YAMANISHI, Eriko, Kawauchicho,  
Onsen-gun, Ehime 791-0303, JP**

(54) Bezeichnung: **BIOSENSOR**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

**Beschreibung**

## Gebiet der Erfindung

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft einen Biosensor zum Analysieren einer bestimmten Komponente in einer flüssigen Probe und insbesondere einen Biosensor mit einer Vertiefung, in die eine flüssige Probe durch Kapillarwirkung gezogen wird.

## Hintergrund der Erfindung

**[0002]** Als Biosensoren zum Analysieren einer bestimmten Komponente in einer flüssigen Probe gibt es beispielsweise einen Biosensor zum Ermitteln des Blutzuckerspiegels oder dergleichen durch Messen des aktuellen Werts, der durch Reaktion zwischen der Glucose im Blut und einem in dem Sensor gehaltenen Reagens, wie etwa Glucoseoxidase oder dergleichen, erhalten wird.

**[0003]** [Fig. 4](#) ist eine Explosionsdarstellung, die einen herkömmlichen Biosensor zum Messen des Blutzuckerspiegels in der vorgenannten Weise zeigt.

**[0004]** In [Fig. 4](#) sind eine Arbeitselektrode **1** und eine Gegenelektrode **2** durch Drucken auf einem Isolierträger **5** aus Polyethylenterephthalat oder dergleichen ausgebildet, auf diesen Elektroden ist eine Reagensschicht **10** mit Glucoseoxidase und einem Elektronenakzeptor ausgebildet, und auf der Reagensschicht **10** ist eine Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht **11** mit Eidotter-Lecithin oder dergleichen ausgebildet.

**[0005]** Außerdem sind auf der Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht **11** ein Abstandshalter **7** mit einem langen, schmalen Ausschnitt über den Elektroden und der Reagensschicht **10** und eine Abdeckung **6** mit einem Luftloch elektrisch leitend mit dem Isolierträger **5** verbunden, um eine Vertiefung **12** zu bilden, in der eine bestimmte Menge Blut, das als Probe abgenommen worden ist, mit der Reagensschicht **10** reagieren gelassen wird und ein durch die Reaktion entstehender aktueller Wert mit den Elektroden ermittelt wird.

**[0006]** Bei dem Biosensor, der wie vorstehend beschrieben gestaltet ist, wird Blut aus einem Saugeinlass **8** durch Kapillarwirkung in die Vertiefung **12** gezogen und zu der Stelle geleitet, an der sich die Elektroden und die Reagensschicht **10** befinden. Dann wird der aktuelle Wert, der durch die Reaktion zwischen dem Blut und dem Reagens auf den Elektroden entsteht, von einer externen Messvorrichtung (nicht dargestellt), die über Zuleitungen **3** und **4** mit dem Biosensor verbunden ist, gelesen, und unter Verwendung des aktuellen Werts wird der Blutzuckerspiegel im Blut ermittelt.

**[0007]** Herkömmlich ist vorgesehen, dass beim Abnehmen von Blut und Aufbringen auf den Saugeinlass **8** die Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht **11** so verteilt wird, dass sie die Reagensschicht **10** bedeckt, um das Blut durch Kapillarwirkung schnell und tief in die Vertiefung **12** zu ziehen.

**[0008]** Da jedoch bei dem herkömmlichen Biosensor, bei dem das Ziehen von Blut in die Vertiefung **12** dadurch erleichtert wird, dass die Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht **11** über der Reagensschicht **10** vorgesehen ist, das Blut unter Auflösung der Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht **11** in die Vertiefung gezogen wird und außerdem das Blut mit der Reagensschicht **10** auf den Elektroden unter Auflösung der Reagensschicht **10** reagiert, verhindert die Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht **11**, dass sich die Reagensschicht **10** im Blut auflöst, und das führt zu Schwankungen in der Empfindlichkeit des Sensors oder im Messwert, was sich nachteilig auf die Leistungsfähigkeit des Sensors auswirkt.

**[0009]** Außerdem erfordert bei der Gestaltung des herkömmlichen Biosensors nach der Ausbildung der Reagensschicht **10** durch Verteilen einer Lösung mit Glucoseoxidase und einem Elektronenakzeptor auf den Elektroden und durch anschließendes Trocken der Lösung die Ausbildung der Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht **11** auf der Reagensschicht **10** einen Schritt des Aufbringens und Verteilens einer Lösung mit einem grenzflächenaktiven Stoff, um die Reagensschicht **10** zu bedecken, und einen Schritt des Trocknens der Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht. Daher ist das Verfahren zur Herstellung des Biosensors sehr zeitaufwändig, was eine schlechte Produktivität zur Folge hat.

**[0010]** Die vorliegende Erfindung will die vorgenannten Probleme lösen, und ihr Ziel ist es, einen Biosensor zur Verfügung zu stellen, der den Blutfluss in die Vertiefung beschleunigen kann, um das Blut schnell und ausreichend in die Vertiefung zu ziehen, ohne eine Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht auf der Reagensschicht auszubilden.

**[0011]** Die europäische Patentanmeldung EP 0 877 244 A1 beschreibt einen elektrochemischen Biosensor mit einem Kapillarraum, in den eine flüssige Untersuchungsprobe gezogen werden kann. Die der Grundplatte des Kapillarraums gegenüberliegende Seite des Deckels ist mit einem Polymermaterial beschichtet, das zum Verbinden des Deckels mit der Grundplatte und zum Verstärken des hydrophilen Charakters des Kapillarraums dient.

**[0012]** Die internationale Patentanmeldung WO 99/30152 beschreibt einen elektrochemischen Biosensor, dessen Prüfkammer ein Dach mit einer hydrophilen Polymer-Beschichtung aufweist. Dieses Dokument beschreibt auch die selektive Verstärkung der Hydrophilie des thermoplastischen Isolierträgers durch Corona-Behandlung.

**[0013]** Das US-Patent US 5.437.999 beschreibt einen elektrochemischen Biosensor mit Kapillarfüllung, der einen grenzflächenaktiven Stoff in seinem Kapillarraum enthält, um das Ziehen einer Probe in diesen Kapillarraum zu unterstützen.

#### Beschreibung der Erfindung

**[0014]** Nach Anspruch 1 der vorliegenden Erfindung ist bei einem Biosensor, der mit einer Vertiefung versehen ist, in die durch Kapillarwirkung eine flüssige Probe gezogen wird, und der eine Komponente in der flüssigen Probe durch eine Reaktion zwischen der gezogenen flüssigen Probe und einem Reagens analysieren kann, die Oberfläche mindestens eines Teils der zu der Vertiefung zeigenden Seitenwände des Sensors hydrophil.

**[0015]** Da bei dem wie vorstehend beschrieben gestalteten Biosensor die Oberfläche mindestens eines Teils der Seitenwände des Sensors, die zu der Vertiefung zeigen, in die die flüssige Probe durch Kapillarwirkung gezogen wird, hydrophil ist, kann das Ansaugen der flüssigen Probe beschleunigt werden, ohne eine Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht auf dem mit der flüssigen Probe reagierenden Reagens vorzusehen. Daher kann das Verfahren zur Herstellung des Sensors vereinfacht werden.

**[0016]** Nach Anspruch 2 der vorliegenden Erfindung bestehen bei dem in Anspruch 1 definierten Biosensor die zu der Vertiefung zeigenden Seitenwände des Sensors aus einem Harzmaterial, in das ein grenzflächenaktiver Stoff eingemischt ist.

**[0017]** Da bei dem wie vorstehend beschrieben gestalteten Biosensor die hydrophilen Seitenwände aus einem Harzmaterial bestehen, in das ein grenzflächenaktiver Stoff eingemischt ist, kann das Ansaugen der flüssigen Probe beschleunigt werden, ohne eine Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht auf dem mit der flüssigen Probe reagierenden Reagens vorzusehen, und das Verfahren zur Herstellung des Sensors kann vereinfacht werden.

**[0018]** Nach Anspruch 3 der vorliegenden Erfindung beträgt bei dem in Anspruch 2 definierten Biosensor die Menge des einzumischenden grenzflächenaktiven Stoffs 0,01 Masse-% oder mehr.

**[0019]** Da bei dem wie vorstehend beschrieben gestalteten Biosensor die zu der Vertiefung zeigenden Seitenwände des Sensors aus einem Harzmaterial bestehen, in das ein grenzflächenaktiver Stoff in einer Menge von 0,01 Masse-% oder mehr gemischt ist, kann eine ausreichende Blutansaug-Beschleunigungswirkung erzielt werden.

**[0020]** Nach Anspruch 4 der vorliegenden Erfindung bestehen bei dem in Anspruch 1 definierten Biosensor die zu der Vertiefung zeigenden Seitenwände des Sensors aus einer dünnen Schicht, deren Oberfläche mit einem grenzflächenaktiven Stoff bedeckt ist.

**[0021]** Da bei dem wie vorstehend beschrieben gestalteten Biosensor die hydrophilen Seitenwände des Sensors aus einer dünnen Schicht bestehen, deren Oberfläche mit einem grenzflächenaktiven Stoff bedeckt ist, kann das Ansaugen der flüssigen Probe beschleunigt werden, ohne eine Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht auf dem mit der flüssigen Probe reagierenden Reagens vorzusehen, und daher kann das Verfahren zur Herstellung des Sensors vereinfacht werden.

**[0022]** Nach Anspruch 5 der vorliegenden Erfindung bestehen bei dem in Anspruch 1 definierten Biosensor die zu der Vertiefung zeigenden Seitenwände des Sensors aus einer dünnen Schicht, deren Oberfläche mit einem Harz mit hydrophilen polaren Gruppen bedeckt ist.

**[0023]** Da bei dem wie vorstehend beschrieben gestalteten Biosensor die hydrophilen Seitenwände des Sensors aus einer dünnen Schicht bestehen, deren Oberfläche mit einem Harz mit hydrophilen polaren Gruppen bedeckt ist, kann das Ansaugen der flüssigen Probe beschleunigt werden, ohne eine Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht auf dem mit der flüssigen Probe reagierenden Reagens vorzusehen, und daher kann das Verfahren zur Herstellung des Sensors vereinfacht werden.

**[0024]** Nach Anspruch 6 der vorliegenden Erfindung beträgt bei dem in Anspruch 4 oder 5 definierten Biosensor die Dicke des grenzflächenaktiven Stoffs oder des Harzes mit hydrophilen polaren Gruppen, der/das die dünne Schicht bedeckt, mehrere zehn Angström oder mehr.

**[0025]** Da bei dem wie vorstehend beschrieben gestalteten Biosensor die zu der Vertiefung zeigenden Seitenwände des Sensors aus einer dünnen Schicht bestehen, die mit dem grenzflächenaktiven Stoff oder dem Harz mit hydrophilen polaren Gruppen bedeckt ist, kann eine ausreichende Blutansaug-Beschleunigungswirkung erzielt werden.

**[0026]** Nach Anspruch 7 der vorliegenden Erfindung ist bei dem in Anspruch 1 definierten Biosensor die Oberfläche mindestens eines Teils der Seitenwände, die die Vertiefung bilden, chemisch umgebildet.

**[0027]** Da bei dem wie vorstehend beschrieben gestalteten Biosensor die Oberfläche mindestens eines Teils der Seitenwände, die die Vertiefung bilden, chemisch umgebildet wird, um die hydrophilen Seitenwände des Sensors herzustellen, kann das Ansaugen der flüssigen Probe beschleunigt werden, ohne eine Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht auf dem mit der flüssigen Probe reagierenden Reagens vorzusehen, und daher kann das Verfahren zur Herstellung des Sensors vereinfacht werden.

**[0028]** Nach Anspruch 8 der vorliegenden Erfindung entstehen bei dem in Anspruch 7 definierten Biosensor hydrophile funktionelle Gruppen auf der Oberfläche mindestens eines Teils der zu der Vertiefung zeigenden Seitenwände durch Plasma-Entladung, Kupplungsreaktion, Ozonbehandlung oder UV-Behandlung der Oberfläche.

**[0029]** Bei dem wie vorstehend beschrieben gestalteten Biosensor wird die Oberfläche mindestens eines Teils der Seitenwände, die die Vertiefung bilden, einer der folgenden chemischen Oberflächenbehandlungen unterzogen: Plasma-Entladung, Kupplungsreaktion, Ozonbehandlung und UV-Behandlung. Dadurch entstehen auf der Oberfläche hydrophile funktionelle Gruppen. Daher kann die Oberfläche mindestens eines Teils der zu der Vertiefung zeigenden Seitenwände hydrophil sein.

**[0030]** Nach Anspruch 9 der vorliegenden Erfindung ist bei dem in Anspruch 1 definierten Biosensor die Oberfläche mindestens eines Teils der zu der Vertiefung zeigenden Seitenwände rau.

**[0031]** Da bei dem wie vorstehend beschrieben gestalteten Biosensor die Oberfläche mindestens eines Teils der Seitenwände, die die Vertiefung bilden, angeraut wird, um die hydrophilen Seitenwände des Sensors herzustellen, kann das Ansaugen der flüssigen Probe beschleunigt werden, ohne eine Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht auf dem mit der flüssigen Probe reagierenden Reagens vorzusehen, und daher kann das Verfahren zur Herstellung des Sensors vereinfacht werden.

**[0032]** Nach Anspruch 10 der vorliegenden Erfindung ist bei dem in Anspruch 9 definierten Biosensor eine raue Fläche auf der Oberfläche mindestens eines Teils der zu der Vertiefung zeigenden Seitenwände durch Sandstrahlen, elektrische Entladung, Spiegelfreimachung, Mattierung oder elektrochemisches Beschichten der Oberfläche ausgebildet.

**[0033]** Bei dem wie vorstehend beschrieben gestalteten Biosensor wird die Oberfläche mindestens eines Teils der Seitenwände, die die Vertiefung bilden, einer der folgenden Behandlungen unterzogen: Sandstrahlen, elektrische Entladung, Spiegelfreimachung, Mattierung und elektrochemisches Beschichten. Dadurch entsteht eine raue Oberfläche. Daher kann die Oberfläche mindestens eines Teils der zu der Vertiefung zeigenden Seitenwände hydrophil sein.

**[0034]** Nach Anspruch 11 der vorliegenden Erfindung ist bei dem in einem der Ansprüche 1 bis 10 definierten Biosensor die Oberfläche des Trägers, auf dem das mit der flüssigen Probe reagierende Reagens entsteht, ebenfalls hydrophil.

**[0035]** Bei dem wie vorstehend beschrieben gestalteten Biosensor ist nicht nur die Oberfläche mindestens

eines Teils der Seitenwände, die die Vertiefung bilden, sondern auch die Oberfläche des Trägers, auf dem das mit der flüssigen Probe reagierende Reagens entsteht, hydrophil. Daher wird die Fläche des hydrophilen Teils in den zu der Vertiefung zeigenden Seitenwänden vergrößert, wodurch die flüssige Probe mit einer höheren Effizienz gezogen werden kann.

**[0036]** Nach Anspruch 12 der vorliegenden Erfindung ist bei dem in einem der Ansprüche 1 bis 10 definierten Biosensor die Oberfläche des Trägers, auf dem Elektroden ausgebildet sind, die die Reaktion zwischen der flüssigen Probe und dem Reagens messen, ebenfalls hydrophil.

**[0037]** Bei dem wie vorstehend beschrieben gestalteten Biosensor ist nicht nur die Oberfläche mindestens eines Teils der Seitenwände, die die Vertiefung bilden, sondern auch die Oberfläche des Trägers, auf dem die Elektroden zum Messen der Reaktion zwischen der flüssigen Probe und dem Reagens ausgebildet sind, hydrophil. Daher wird die Haftung der Elektroden an dem Träger, auf dem die Elektroden ausgebildet sind, verbessert, und das Problem des Ablösens der Elektroden wird gelöst, wodurch die Zuverlässigkeit des Sensors verbessert wird.

**[0038]** Nach Anspruch 13 der vorliegenden Erfindung ist bei dem in Anspruch 12 definierten -Biosensor die Oberfläche des Trägers rau, und die Rauigkeit der herzustellenden rauen Oberfläche beträgt 0,001 µm bis 1 µm.

**[0039]** Da bei dem wie vorstehend beschrieben gestalteten Biosensor eine raue Fläche mit einer Rauigkeit von 0,001 µm bis 1 µm auf der Oberfläche mindestens eines Teils der zu der Vertiefung zeigenden Seitenwände des Sensors ausgebildet wird, wird die Haftung verbessert.

#### Kurze Beschreibung der Zeichnungen

**[0040]** [Fig. 1](#) ist eine Explosionsdarstellung, die einen Biosensor zum Messen des Blutzuckerspiegels nach Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung zeigt.

**[0041]** [Fig. 2](#) ist eine grafische Darstellung, die das Ergebnis eines Vergleichs der Blut-Empfindlichkeiten zwischen einem Sensor nach Beispiel 1 der Erfindung und einem herkömmlichen Sensor zeigt.

**[0042]** [Fig. 3](#) ist eine grafische Darstellung, die das Ergebnis eines Vergleichs der Blut-Empfindlichkeiten zwischen einem Sensor nach Beispiel 2 der Erfindung und einem herkömmlichen Sensor zeigt.

**[0043]** [Fig. 4](#) ist eine Explosionsdarstellung, die einen herkömmlichen Biosensor zum Messen des Blutzuckerspiegels zeigt.

#### Detaillierte Beschreibung der bevorzugten Ausführungsformen

##### Ausführungsform 1

**[0044]** Nachstehend wird eine erste Ausführungsform der vorliegenden Erfindung unter Bezugnahme auf [Fig. 1](#) beschrieben.

**[0045]** Zunächst wird der Aufbau des Biosensors nach der ersten Ausführungsform unter Bezugnahme auf [Fig. 1](#) beschrieben.

**[0046]** [Fig. 1](#) ist eine perspektivische Explosionsdarstellung eines Biosensors nach der ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, und dieser Biosensor unterscheidet sich von dem herkömmlichen Biosensor dadurch, dass auf die auf der Reaktionsreagensschicht **10** ausgebildete Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht **11** verzichtet wird und dass als Ersatz für die Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht **11** mindestens ein Teil Seitenwände, die zu der Vertiefung **12** zeigen, in die Blut gezogen wird, d. h., mindestens ein Teil der Teile des Abstandshalters **7** und der Abdeckung **6**, die zu der Vertiefung **12** zeigen, von selbst hydrophiliert wird, um das Ziehen des Bluts zu beschleunigen.

**[0047]** Nachstehend werden spezielle Verfahren zum Hydrophilieren der Oberflächen der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7**, die zu der Vertiefung **12** zeigen, beschrieben.

**[0048]** Eines der Verfahren ist wie folgt. Es wird eine Isolierschicht durch Einmischen einer grenzflächenakti-

ven Chemikalie, wie etwa eines grenzflächenaktiven Stoffs oder dergleichen, in ein Material, wie etwa Polyethylenterephthalat, Polycarbonat oder dergleichen, hergestellt, und die Abdeckung **6** und der Abstandshalter **7** werden von dieser Isolierschicht gebildet. Dadurch wird die Benetzbarkeit der Seitenwände der Vertiefung **12** verbessert, und das von dem Saugeinlass **8** genommene Blut kann schnell und zuverlässig in die Vertiefung **12** gezogen werden.

**[0049]** Die Arten von grenzflächenaktiven Stoffen, die beim Einmischen in die Isolierschicht voraussichtlich die vorgenannten Wirkungen haben (eingeteilt als hydrophile Gruppen), sind: anionische grenzflächenaktive Stoffe, wie etwa Carboxylate, Sulfonate, Esterphosphate und dergleichen; kationische grenzflächenaktive Stoffe, wie etwa primäre Aminalsalze, sekundäre Aminalsalze, tertiäre Aminalsalze, quaternäre Ammoniumsalze und dergleichen; ampholytische grenzflächenaktive Stoffe, wie etwa grenzflächenaktive Stoffe auf Aminosäurebasis, grenzflächenaktive Stoffe auf Betainbasis und dergleichen; und nicht-ionische grenzflächenaktive Stoffe, wie etwa grenzflächenaktive Stoffe auf Polyethylenglycolbasis, grenzflächenaktive Stoffe auf Polyalkoholbasis und dergleichen.

**[0050]** Zu den Materialien für die Abdeckung **6** und den Abstandshalter **7**, in die die vorgenannten grenzflächenaktiven Stoffe eingemischt werden können, gehören außer den vorgenannten Stoffen auch Polybutylenterephthalat, Polyamid, Polyvinylchlorid, Polyvinylidenchlorid, Polyimid, Nylon und dergleichen.

**[0051]** Wie vorstehend dargelegt, werden bei der ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung die Seitenwände, die zu der Vertiefung **12** zeigen, in die Blut gezogen wird, d. h. die Teile der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7**, die zu der Vertiefung **12** zeigen; dadurch hydrophiliert, dass eine grenzflächenaktive Chemikalie, wie etwa ein grenzflächenaktiver Stoff oder dergleichen, in das Material der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7** eingemischt wird. Dadurch wird die Benetzbarkeit der Seitenwände der Vertiefung **12** verbessert, wodurch das von dem Saugeinlass **8** genommene Blut schnell und zuverlässig in die Vertiefung **12** gezogen werden kann. Dadurch kann auf die Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht **11** auf der Reagensschicht **10** verzichtet werden und das Verfahren zur Herstellung des Biosensors kann vereinfacht werden.

**[0052]** Die durch Einmischen des grenzflächenaktiven Stoffs in das isolierende Trägermaterial für die Abdeckung **6** und den Abstandshalter **7** erzielte Blutansaug-Beschleunigungswirkung ist hinreichend zu erkennen, wenn der grenzflächenaktive Stoff in einer Menge von 0,01 Masse-% oder mehr zugegeben wird.

#### Ausführungsform 2

**[0053]** Nachstehend wird eine zweite Ausführungsform der vorliegenden Erfindung unter Bezugnahme auf [Fig. 1](#) beschrieben.

**[0054]** Zunächst wird der Aufbau des Biosensors nach der zweiten Ausführungsform unter Bezugnahme auf [Fig. 1](#) beschrieben.

**[0055]** Bei der ersten Ausführungsform wird ein grenzflächenaktiver Stoff in das Material für die Abdeckung **6** und den Abstandshalter **7** eingemischt, um die Teile der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7**, die zu der Vertiefung **12** zeigen, zu hydrophilieren. Bei dieser zweiten Ausführungsform wird hingegen einer der grenzflächenaktiven Stoffe, die für die erste Ausführungsform genannt wurden, auf eine Isolierschicht aus Polyethylenterephthalat, Polycarbonat oder dergleichen, die als Trägermaterial für die Abdeckung **6** und den Abstandshalter **7** verwendet werden soll, aufgebracht, oder die Isolierschicht wird mit einem Harz mit hydrophilen polaren Gruppen an seiner Oberfläche laminiert, um die Isolierschicht mit dem grenzflächenaktiven Stoff oder dem Harz zu beschichten, wodurch die Teile der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7**, die zu der Vertiefung **12** zeigen, hydrophiliert werden.

**[0056]** Beispiele für das Harz mit hydrophilen polaren Gruppen sind Acrylharze, Polyesterharze, Urethanharze und dergleichen.

**[0057]** Beim Herstellen der hydrophilen Beschichtung auf der Oberfläche des isolierenden Trägermaterials für die Abdeckung **6** und den Abstandshalter **7** ist das Trägermaterial nicht auf die vorgenannte Isolierschicht aus Polyethylenterephthalat oder Polycarbonat beschränkt, sondern es können andere Materialien, wie etwa Polybutylenterephthalat, Polyamid, Polyvinylchlorid, Polyvinylidenchlorid, Polyimid und Nylon, verwendet werden.

**[0058]** Außerdem kann zur Verbesserung der Benetzbarkeit der Seitenwände die Hydrophilie der Seitenwän-

de der Vertiefung **12** verstärkt werden, indem die Oberfläche der Isolierschicht aus Polyethylenterephthalat, Polycarbonat oder dergleichen, die das Trägermaterial für die Abdeckung **6** und den Abstandshalter **7** sein soll, einer Primer-Behandlung unter Verwendung einer organischen Titanverbindung, einer Polyethyleniminverbindung, einer Isocyanatverbindung oder dergleichen unterzogen wird.

**[0059]** Wie vorstehend dargelegt, wird bei der zweiten Ausführungsform ein grenzflächenaktiver Stoff auf die Isolierschicht, die das Trägermaterial für die Abdeckung **6** und den Abstandshalter **7** sein soll, aufgebracht, oder die Isolierschicht wird mit einem Harz mit hydrophilen polaren Gruppen an seiner Oberfläche laminiert, um die Oberflächen der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7** mit dem grenzflächenaktiven Stoff oder dem Harz zu beschichten, wodurch die Seitenwände, die zu der Vertiefung **12** zeigen, in die Blut gezogen wird, d. h. die zu der Vertiefung **12** zeigenden Teile der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7**, hydrophil werden. Daher wird die Benetzbarkeit der Seitenwände der Vertiefung **12** verbessert, wodurch das aus dem Saugeinlass **8** genommene Blut schnell und zuverlässig in die Vertiefung **12** gezogen werden kann. Dadurch entfällt die Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht **11** auf der Reagensschicht **10**, wodurch das Verfahren zur Herstellung des Biosensors vereinfacht werden kann.

**[0060]** Die Blutansaug-Beschleunigungswirkung ist zu erkennen, wenn die Dicke der Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht, die als Trägermaterial für die Abdeckung **6** und den Abstandshalter **7** auf die Isolierschicht aufgebracht wird, oder die Dicke der aufzubringenden Harzschicht mit hydrophilen polaren Gruppen mehrere zehn Angström oder mehr beträgt. Um jedoch die vorgenannte Wirkung lange aufrechtzuerhalten, sollte die Dicke mehrere hundert Angström oder mehr betragen.

### Ausführungsform 3

**[0061]** Nachstehend wird eine dritte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung unter Bezugnahme auf [Fig. 1](#) beschrieben.

**[0062]** Zunächst wird der Aufbau des Biosensors nach der dritten Ausführungsform unter Bezugnahme auf [Fig. 1](#) beschrieben.

**[0063]** Bei der ersten Ausführungsform wird ein grenzflächenaktiver Stoff in das Material für die Abdeckung **6** und den Abstandshalter **7** eingemischt, um die zu der Vertiefung **12** zeigenden Teile der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7** zu hydrophilieren. Bei dieser dritten Ausführungsform werden hingegen die zu der Vertiefung **12** zeigenden Oberflächen der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7** chemisch so behandelt oder bearbeitet, dass die zu der Vertiefung **12** zeigenden Teile der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7** hydrophil werden.

**[0064]** Spezielle Verfahren zur chemischen Oberflächenbehandlung oder -bearbeitung der zu der Vertiefung **12** zeigenden Teile der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7** sind beispielsweise Korona-Entladung und Glimmentladung, die typische Plasma-Entladungsverfahren sind. Bei diesen Plasma-Entladungsverfahren entstehen auf den Oberflächen der zu der Vertiefung **12** zeigenden Flächen der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7** hydrophile funktionelle Gruppen, wie etwa Carboxylgruppen, Hydroxylgruppen, Carbonylgruppen oder dergleichen, wodurch die Oberfläche des Materials der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7** chemisch so umgebildet wird, dass die Oberflächenbenetzbarkeit verbessert wird.

**[0065]** Außer dem Polyethylenterephthalat und dem Polycarbonat, die vorstehend genannt wurden, können als Materialien für die Abdeckung **6** und den Abstandshalter **7**, die der vorgenannten chemischen Behandlung unterzogen werden können, auch Polybutylenterephthalat, Polyamid, Polyvinylchlorid, Polyvinylidenchlorid, Polyimid, Nylon und dergleichen verwendet werden.

**[0066]** Wie vorstehend dargelegt, werden bei der dritten Ausführungsform die Oberflächen der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7**, die zu der Vertiefung **12** zeigen, in die Blut gezogen wird, chemischen behandelt und bearbeitet, um die Oberflächen chemisch umzubilden, sodass die zu der Vertiefung **12** zeigenden Teile der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7** hydrophil werden. Daher wird die Benetzbarkeit der Seitenwände der Vertiefung **12** verbessert, wodurch das aus dem Saugeinlass **8** genommene Blut schnell und zuverlässig in die Vertiefung **12** gezogen werden kann. Dadurch entfällt die Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht **11** auf der Reagensschicht **10**, wodurch das Verfahren zur Herstellung des Biosensors vereinfacht werden kann.

**[0067]** Außer der Plasma-Entladung gibt es als Verfahren zum chemischen Ändern der Oberflächen-Eigenschaften die Kupplungsreaktion, Ozonbehandlung, Ultraviolett-Behandlung und dergleichen, und jedes dieser

Verfahren kann mit den gleichen Wirkungen wie vorstehend verwendet werden.

#### Ausführungsform 4

**[0068]** Nachstehend wird eine vierte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung unter Bezugnahme auf [Fig. 1](#) beschrieben.

**[0069]** Zunächst wird der Aufbau des Biosensors nach der vierten Ausführungsform unter Bezugnahme auf [Fig. 1](#) beschrieben.

**[0070]** Bei der ersten Ausführungsform wird ein grenzflächenaktiver Stoff in das Material für die Abdeckung **6** und den Abstandshalter **7** eingemischt, um die zu der Vertiefung **12** zeigenden Teile der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7** zu hydrophilieren. Bei dieser vierten Ausführungsform werden hingegen die zu der Vertiefung **12** zeigenden Oberflächen der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7** so geraut, dass eine feine und gleichmäßige raue Textur (Unebenheiten) auf der Material-Oberfläche entsteht, wodurch die zu der Vertiefung **12** zeigenden Teile der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7** hydrophil werden.

**[0071]** Spezielle Verfahren zum Rauen der Oberflächen der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7** sind Sandstrahlen, elektrische Entladung, Spiegelfreimachung, Mattierung, elektrochemisches Beschichten und dergleichen. Die zu der Vertiefung **12** zeigenden Oberflächen der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7** werden mit einer dieser Behandlungen geraut, um die Oberflächenbenetzbarkeit der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7** zu verbessern.

**[0072]** Außer dem Polyethylenterephthalat und dem Polycarbonat, die vorstehend genannt wurden, können als Materialien für die Abdeckung **6** und den Abstandshalter **7**, an denen diese Behandlung durchgeführt werden kann, auch Polybutylenterephthalat, Polyamid, Polyvinylchlorid, Polyvinylidenchlorid, Polyimid, Nylon und dergleichen verwendet werden.

**[0073]** Wie vorstehend dargelegt, wird bei der vierten Ausführungsform eine feine und gleichmäßige raue Textur (Unebenheiten) auf den zu der Vertiefung **12** zeigenden Oberflächen erzeugt, um die zu der Vertiefung **12** zeigenden Teile der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7** zu hydrophilieren. Daher wird die Benetzbarkeit der Seitenwände der Vertiefung **12** verbessert, wodurch das aus dem Saugeinlass **8** genommene Blut schnell und zuverlässig in die Vertiefung **12** gezogen werden kann. Dadurch entfällt die Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht **11** auf der Reagensschicht **10**, wodurch das Verfahren zur Herstellung des Biosensors vereinfacht wird.

#### Ausführungsform 5

**[0074]** Nachstehend wird eine fünfte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung unter Bezugnahme auf [Fig. 1](#) beschrieben.

**[0075]** Zunächst wird der Aufbau des Biosensors nach der fünften Ausführungsform unter Bezugnahme auf [Fig. 1](#) beschrieben.

**[0076]** Bei der ersten bis vierten Ausführungsform werden die Seitenwände der Vertiefung **12**, d. h. die Abdeckung **6** und der Abstandshalter **7**, die zu der Vertiefung **12** zeigen, so bearbeitet, dass sie hydrophil werden. Bei dieser fünften Ausführungsform werden nicht nur die Abdeckung **6** und der Abstandshalter **7**, sondern auch die Oberfläche des Isolierträgers **5**, auf dem die Arbeitselektrode **1**, die Gegenelektrode **2** und die Reagensschicht **10** ausgebildet sind, nach einem der vorgenannten Verfahren hydrophiliert.

**[0077]** Nachstehend werden die Wirkungen beschrieben, die durch Hydrophilieren nicht nur der Abdeckung **6** und des Abstandshalters **7**, sondern auch des Isolierträgers **5** erzielt werden.

**[0078]** Als erste Wirkung der Hydrophilierung der Oberfläche des Isolierträgers **5** kann das Ansaugen der flüssigen Probe weiter beschleunigt werden.

**[0079]** Wenn beispielsweise in dem Fall, dass die Höhe des Saugeinlasses **8** (etwa die Dicke des Abstandshalters **7**) relativ groß ist (bei dem in [Fig. 1](#) gezeigten Sensor 0,3 mm oder mehr), der Saugeinlass **8** als flüssige Probe Blut ansaugt, das bei niedrigen Temperaturen (10 °C oder niedriger) einen hohen Hämatokrit hat, wird die Ansaugbeschleunigungswirkung nicht ausreichend erzielt, wenn, wie vorstehend beschrieben, nur die Ab-

deckung **6** und der Abstandshalter **7** hydrophiliert werden, und das Ansaugvermögen hat die Tendenz, sich verringern. Daher wird, genauso wie die Abdeckung **6** und der Abstandshalter **7**, auch der Isolierträger **5** hydrophiliert, wie es jeweils für die erste bis vierte Ausführungsform beschrieben ist, wodurch das Ansaugen der flüssigen Probe weiter beschleunigt werden kann.

**[0080]** Als zweite Wirkung wird beim Ausbilden der Elektroden auf der hydrophilierten Oberfläche des Isolierträgers **5** die Haftung der Elektroden an dem Isolierträger **5** entscheidend verbessert.

**[0081]** Wenn bei der Herstellung von Biosensoren beispielsweise der in [Fig. 1](#) gezeigte Biosensor dadurch hergestellt wird, dass nach dem Verschweißen eines Abstandshalters **7**, der eine ausgeschnittene Nut zum Herstellen einer Vertiefung **12** an einer Position hat, die einzelnen Elektroden und einer Reagensschicht **10** entspricht, und einer Abdeckung **6**, die Luftlöcher **9** an den entsprechenden Positionen hat, auf einem Isolierträger **5**, auf dem die Elektroden und die Reagensschicht **10** ausgebildet sind, der Isolierträger **5** mit einer Presse oder dergleichen entsprechend der Kontur des Sensors ausgestanzt wird, kommt es durch die beim Ausstanzen des Isolierträgers **5** auftretende Erschütterung zum Ablösen der Elektroden von dem Isolierträger **5** oder zum Reißen der Elektroden. Das liegt daran, dass die Elektroden durch Drucken einer Paste mit einem leitfähigen Material, dessen Polarität von Natur aus sehr klein ist, auf dem Isolierträger **5** ausgebildet werden. Der Isolierträger **5** wird genauso hydrophiliert, wie es bei einer der Ausführungsform 1 bis 4 beschrieben ist, um die Oberfläche des Materials des Isolierträgers **5**, die von Natur aus eine sehr kleine Polarität hat, zu polarisieren, wodurch die Verteilung und Haftung der Paste, die aus einem leitfähigen Material besteht und als Material für die Elektroden verwendet wird, verbessert werden, sodass verhindert wird, dass die Elektroden sich von dem Isolierträger **5** lösen oder reißen.

**[0082]** Da, wie vorstehend dargelegt, bei der fünften Ausführungsform nicht nur die Abdeckung **6** und der Abstandshalter **7**, die zu der Vertiefung **12** zeigen, sondern auch der Isolierträger **5** hydrophiliert werden, wird das Ansaugen des von dem Saugeinlass **8** genommenen Bluts gegenüber dem Fall, dass nur die Abdeckung **6** und der Abstandshalter **7** hydrophiliert werden, weiter beschleunigt. Und da der Isolierträger **5** vor der Herstellung der Elektroden hydrophiliert wird, um den Isolierträger **5** zu polarisieren, wird die Haftung der Elektroden an dem Isolierträger **5** verbessert, wodurch das Lösen der Elektroden von dem Isolierträger **5** und das Reißen der Elektroden, die bei der Herstellung des Sensors bisher aufgetreten sind, vermieden werden. Bei dem Verfahren des Rauens der Material-Oberfläche, das heißt, bei dem bei der vierten Ausführungsform beschriebenen Hydrophilierungsverfahren, liegt die Rauigkeit (Unebenheiten), bei der eine Haftwirkung zu erwarten ist, in dem Bereich von 0,001 µm bis 1 µm, vorzugsweise in dem Bereich von 0,01 µm bis 0,1 µm.

**[0083]** Nachstehend werden ein erstes und ein zweites Beispiel der vorliegenden Erfindung beschrieben.

#### Beispiel 1

**[0084]** Auf einem Isolierträger **5**, der aus Polyethylenterephthalat besteht und einer Korona-Entladung unterzogen worden ist (Entladungsstärke: 400 W, Entladungsgeschwindigkeit: 30 m/min), wird eine Elektroden-schicht, die aus einer Arbeitselektrode **1** und einer Gegenelektrode **2** besteht, durch Siebdruck ausgebildet, und auf der Elektroden-schicht wird eine Reagensschicht **10** mit einem Enzym (Glucoseoxidase) und einem Elektronenakzeptor (Kaliumhexacyanoferrat(III)) ausgebildet, und anschließend wird ein Abstandshalter **7**, der aus Polyethylenterephthalat besteht, mit einer Abdeckung **6** verschweißt, die aus Polyethylenterephthalat, in das etwa 1 % Alkylbenzensulfonat als anionischer grenzflächenaktiver Stoff eingemischt ist, besteht, wodurch ein Blutzuckermesssensor mit einer Nut als Kapillarrohr, in das Blut gezogen wird, hergestellt wird.

**[0085]** Tabelle 1 zeigt das Blutansaugvermögen des so hergestellten Sensors. Hier wird ein Saugeinlass **8** mit einer Höhe von 0,15 mm und einer Breite von 2,0 mm verwendet. Die Zahlenwerte in Tabelle 1 geben jeweils eine Zeit an, die benötigt wird, bis die Nut als Kapillarrohr, in das Blut gezogen wird, in aggressiver Umgebung (Umgebungstemperatur: 5 °C, Hämatokrit: 65 %) vollständig mit Blut gefüllt ist, und die Ergebnisse zeigen, dass die gleiche Blutansaug-Beschleunigungswirkung wie mit dem herkömmlichen Sensor erzielt wird.

Tabelle 1: Vergleich der Blutansauggeschwindigkeiten (Sekunden) (n = 5)

	Herkömmlicher Sensor	Sensor von Beispiel 1
1	0,54	0,68
2	0,69	0,58
3	0,69	0,72
4	0,63	0,65
5	0,72	0,64
Mittelwert	0,65	0,65

**[0086]** Die Benetzbarkeitszahl (Oberflächenspannung) des Isolierträgers **5** und der Abdeckung **6**, die aus Polyethylenterephthalat bestehen und im Beispiel 1 verwendet werden, beträgt jeweils 48 dyn/cm, wenn sie nicht bearbeitet sind, während die Benetzbarkeitszahl an der mit Korona-Entladung behandelten Oberfläche des Isolierträgers **5** und die an der Oberfläche der Abdeckung **6**, in die Alkylbenzensulfonat eingemischt worden ist, jeweils 54 dyn/cm oder mehr betragen, und dieses Ergebnis zeigt, dass eine ausreichende Benetzbarkeit zum Beschleunigen des Blutansaugens gewährleistet ist.

**[0087]** [Fig. 2](#) zeigt das Ergebnis eines Vergleichs der Sensor-Empfindlichkeiten bei Blutglucose-Konzentrationen von 53–992 mg/dl. Die Sensor-Empfindlichkeit wird wie folgt ermittelt. Nachdem Blut in das Kapillarrohr gezogen worden ist, wird die Reaktion zwischen dem Reagens und der Glucose im Blut etwa 25 Sekunden beschleunigt, und dann wird eine Spannung von 0,5 V zwischen den Zuleitungen **3** und **4** angelegt. Der Stromwert, der fünf Sekunden nach dem Anlegen der Spannung ermittelt wird, ist die Sensor-Empfindlichkeit. Die einzelnen Zahlenwerte in dem in [Fig. 2](#) gezeigten Diagramm sind jeweils der Mittelwert aus n = 10 Messungen. Wie in [Fig. 2](#) gezeigt, ist die Empfindlichkeit des Sensors von Beispiel 1 etwa 5 % höher als die Empfindlichkeit des herkömmlichen Sensors. Das bestätigt das Ergebnis, dass die Nichtverwendung der Grenzflächenaktiver-Stoff-Schicht **11** die Löslichkeit der mit dem Blut reagierenden Reagensschicht **10** verstärkt.

**[0088]** Tabelle 2 zeigt das Ergebnis des Vergleichs der Wiederholgenauigkeit (CV-Werte) bei 10-maligem Messen. Aus den Ergebnissen in Tabelle 2 ist zu erkennen, dass die Messschwankungen bei dem Sensor von Beispiel 1 (Schwankungen bei jedem Sensor) gegenüber den Messschwankungen bei dem herkömmlichen Sensor signifikant geringer sind.

Tabelle 2: Vergleich der Sensorgenauigkeit (CV-Werte)

Glucose-Konzentration (mg/dl)	Herkömmlicher Sensor (%)	Sensor von Beispiel 1 (%)
53	6,25	3,79
83	3,15	1,67
253	3,49	1,53
488	2,24	0,60
596	2,49	1,86
992	2,23	2,11

**[0089]** Wie aus den Ergebnissen von [Fig. 2](#) und Tabelle 2 hervorgeht, kann durch Verwenden des Sensors von Beispiel 1 ein hochempfindlicher Biosensor mit weniger Schwankungen realisiert werden.

**[0090]** Außerdem ist zu erkennen, wie stark die Haftung zwischen der Elektrodenschicht und dem Isolierträger **5** durch Behandeln der Oberfläche des Isolierträgers **5** mit Korona-Entladung verbessert wird. Ein Karomuster mit 100 Quadraten in Abständen von 1 mm wird nach JIS K5400 (Allgemeines Prüfverfahren für Beschichtungen; Haftung; Karomuster-Bandverfahren) hergestellt, und das Ausmaß der Elektroden-Ablösung wird mit einem Zellglas-Klebeband ermittelt. Das Ergebnis ist wie folgt. Während die Elektroden-Ablösung bei dem herkömmlichen Sensor, bei dem keine Korona-Entladung durchgeführt worden ist, mit einer Häufigkeit von 5/100 Quadrate erfolgt, erfolgt sie bei dem Sensor von Beispiel 1 mit einer Häufigkeit von 0/100 Quadrate. Es ist also ein eindeutig signifikanter Unterschied zu erkennen.

## Beispiel 2

**[0091]** Auf einem Isolierträger **5**, der aus Polyethylenterephthalat besteht, wird eine Elektrodenschicht, die

aus einer Arbeitselektrode **1** und einer Gegenelektrode **2** besteht, durch Siebdruck ausgebildet, und auf der Elektrodenschicht wird eine Reagensschicht **10** mit einem Enzym (Glucoseoxidase) und einem Elektronenakzeptor (Kaliumhexacyanoferrat(III)) ausgebildet, und anschließend wird ein Abstandshalter **7**, der aus Polyethylenterephthalat besteht, mit einer Abdeckung **6** verschweißt, die aus einer Verbundschicht besteht (Oberflächenbenetzbarkeit: 54 dyn/cm oder mehr), die durch Laminieren von Polyethylenterephthalat mit einem Harz auf Polyester-Basis mit hydrophilen polaren Gruppen erhalten wird, wodurch ein Blutzuckermesssensor mit einer Nut als Kapillarrohr, in das Blut gezogen wird, hergestellt wird. Die Auswertung erfolgt ähnlich der von Beispiel 1. Tabelle 3 zeigt das Ergebnis des Vergleichs der Blutansauggeschwindigkeiten des wie vorstehend hergestellten Sensors und des herkömmlichen Sensors, [Fig. 3](#) zeigt das Ergebnis des Vergleichs der Sensor-Empfindlichkeiten bei Blutglucose-Konzentrationen von 53 bis 992 mg/dl, und Tabelle 4 zeigt das Ergebnis des Vergleichs der Sensor-Wiederholgenauigkeit (CV-Werte) bei 10-maligem Messen.

Tabelle 3: Vergleich der Blutansauggeschwindigkeiten (Sekunden) (n = 5)

	Herkömmlicher Sensor	Sensor von Beispiel 2
1	0,54	0,62
2	0,69	0,55
3	0,69	0,68
4	0,63	0,60
5	0,72	0,69
Mittelwert	0,65	0,63

Tabelle 4: Vergleich der Sensorgenauigkeit (CV-Werte)

Glucose-Konzentration (mg/dl)	Herkömmlicher Sensor (%)	Sensor von Beispiel 2 (%)
53	6,25	3,88
83	3,15	2,17
253	3,49	1,22
488	2,24	1,60
596	2,49	1,56
992	2,23	2,05

**[0092]** Aus diesen Ergebnissen sind ein sehr gutes Blutansaugvermögen und eine sehr gute Sensor-Ansprechempfindlichkeit (Empfindlichkeit, CV-Wert) zu erkennen, die so hoch wie die von Beispiel 1 sind.

#### Anwendungsmöglichkeiten in der Industrie

**[0093]** Es wird ein erfindungsgemäßer Biosensor als Biosensor zur Verfügung gestellt, der die Empfindlichkeit verbessert und Schwankungen beim Analysieren einer bestimmten Komponente in einer flüssigen Probe verringert, die durch Kapillarwirkung in eine Vertiefung des Sensors gezogen wird.

Figuren

[Fig. 2](#)

Sensor-Empfindlichkeit ( $\mu\text{A}$ )  
 • Herkömmlicher Sensor  
 O Sensor von Beispiel 1  
 Glucose-Konzentration (mg/dl)

[Fig. 3](#)

Sensor-Empfindlichkeit ( $\mu\text{A}$ )  
 • Herkömmlicher Sensor  
 O Sensor von Beispiel 2  
 Glucose-Konzentration (mg/dl)

**Patentansprüche**

1. Biosensor, der mit einer Vertiefung versehen ist, in die durch Kapillarwirkung eine flüssige Probe gezogen wird, und der eine Komponente in der flüssigen Probe durch eine Reaktion zwischen der gezogenen flüssigen Probe und einem Reagens analysieren kann, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Oberfläche mindestens eines Teils der zu der Vertiefung zeigenden Seitenwände des Sensors hydrophil ist und die Oberfläche der Seitenwand, an der Elektroden ausgebildet sind, die die Reaktion zwischen der flüssigen Probe und dem Reagens nachweisen, hydrophil ist, wobei diese Hydrophilie einer Oberflächenbenetzbarkeit entspricht, die ausreicht, um das Einsaugen der flüssigen Probe zu beschleunigen.
2. Biosensor nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die zu der Vertiefung zeigenden Seitenwände des Sensors aus einem Harzmaterial bestehen, in das ein grenzflächenaktiver Stoff gemischt ist.
3. Biosensor nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Menge des einzumischenden grenzflächenaktiven Stoffs 0,01 Masse-% oder mehr beträgt.
4. Biosensor nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die zu der Vertiefung zeigenden Seitenwände des Sensors aus einer dünnen Schicht bestehen, deren Oberfläche mit einem grenzflächenaktiven Stoff bedeckt ist.
5. Biosensor nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die zu der Vertiefung zeigenden Seitenwände des Sensors aus einer dünnen Schicht bestehen, deren Oberfläche mit einem Harz mit einer hydrophilen polaren Gruppe bedeckt ist.
6. Biosensor nach Anspruch 4 oder 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Dicke des grenzflächenaktiven Stoffs oder des Harzes mit einer hydrophilen polaren Gruppe, der/das die dünne Schicht bedeckt, mehrere zehn Ångström oder mehr beträgt.
7. Biosensor nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Oberfläche mindestens eines Teils der Seitenwände, die die Vertiefung bilden, chemisch umgebildet ist.
8. Biosensor nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass eine hydrophile funktionelle Gruppe auf der Oberfläche mindestens eines Teils der auf die Vertiefung zeigenden Seitenwände durch Plasma-Entladung, Kupplungsreaktion, Ozonbehandlung oder UV-Behandlung der Oberfläche ausgebildet ist.
9. Biosensor nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Oberfläche mindestens eines Teils der zu der Vertiefung zeigenden Seitenwände aus einer rauen Oberfläche besteht.
10. Biosensor nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass eine raue Oberfläche auf der Oberfläche mindestens eines Teils der auf die Vertiefung zeigenden Seitenwände durch Sandstrahlen, elektrische Entladung, Spiegelfreimachung, Mattierung oder elektrochemisches Beschichten der Oberfläche ausgebildet wird.
11. Biosensor nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Oberfläche der Seitenwand, auf der das mit der flüssigen Probe reagierende Reagens entsteht, hydrophil ist.
12. Biosensor nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Oberfläche des Trägers aus einer rauen Oberfläche besteht und die Rauigkeit der herzustellenden rauen Oberfläche 0,001 µm bis 1 µm beträgt.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

Fig.1

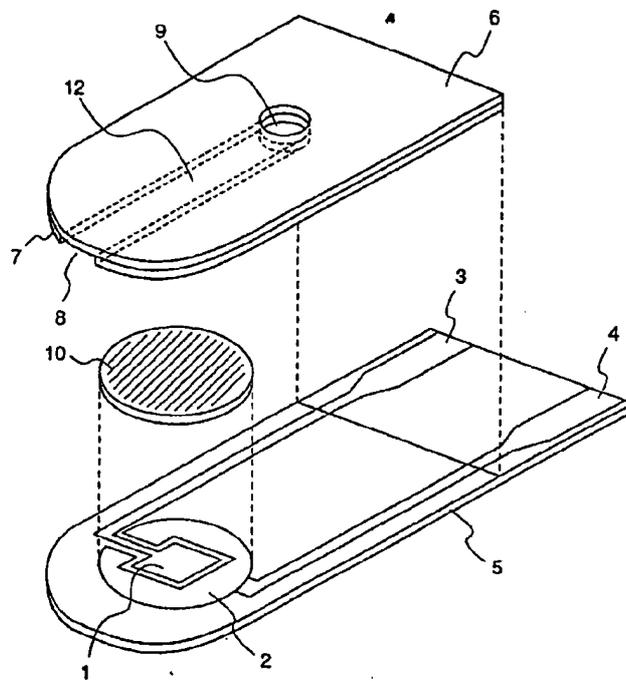


Fig.2

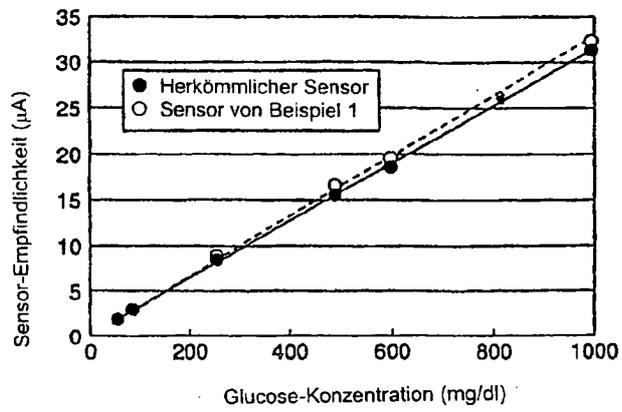


Fig.3

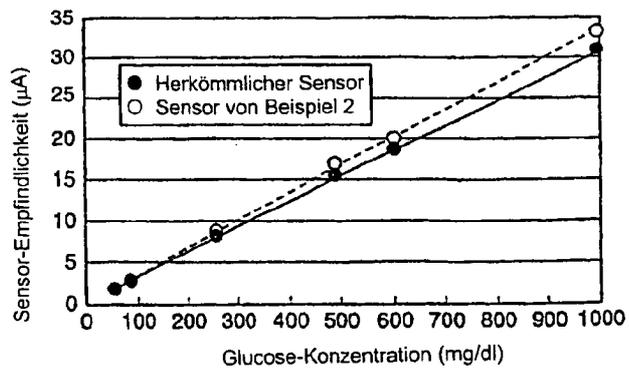


Fig 4

