



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
09.11.2005 Patentblatt 2005/45

(51) Int Cl.⁷: **A61B 5/00**, G01N 33/543,
C12Q 1/00

(21) Anmeldenummer: **05090128.9**

(22) Anmeldetag: **06.05.2005**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
**AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR
HU IE IS IT LI LT LU MC NL PL PT RO SE SI SK TR**
Benannte Erstreckungsstaaten:
AL BA HR LV MK YU

(30) Priorität: **06.05.2004 DE 102004023662**

(71) Anmelder: **SensLab - Gesellschaft zur
Entwicklung und
Herstellung bioelektrochemischer Sensoren
mbH
04347 Leipzig (DE)**

(72) Erfinder:
• **Gründig, Bernd, Dr.
04318 Leipzig (DE)**
• **Hellmich, Robert, Dipl.-Biochem.
04129 Leipzig (DE)**
• **Hänsler, Habil Marion, Dr.
04229 Leipzig (DE)**
• **Wedig, Heiko, Dipl.-Ing.
04105 Leipzig (DE)**

(74) Vertreter: **Rasch, Dorit et al
Anwaltskanzlei
Gulde Hengelhaupt Ziebig & Schneider
Wallstrasse 58/59
10179 Berlin (DE)**

(54) **Voltammetrischer Mikrofluidiksensord und Verfahren zum direkten oder indirekten Nachweis von glykiertem Hämoglobin**

(57) Die Erfindung betrifft einen voltammetrischen Mikrofluidiksensord und ein Verfahren zum direkten und indirekten Nachweis von glykiertem Hämoglobin. Der Mikrofluidiksensord umfasst ein planares Trägermaterial, das drei geometrisch identisch aufgedruckte und parallel geschaltete voltammetrische Drei-Elektrodenanordnungen aufweist, die jeweils aus Arbeits-, Referenz- und Gegenelektroden bestehen, eine darüber befindliche Isolationsschicht mit Messfenstern über den jeweiligen Elektrodenanordnungen sowie eine mikrostrukturierte Kunststoffolie, welche formschlüssig und irreversibel miteinander verbunden sind. Die Folie weist mindestens eine Probeaufnahme-kammer, eine Hämolyse-kammer sowie mindestens eine Affinitätskammer, eine Fließstrecke zur Rückhaltung von nichtglykiertem Hämoglobin, einer Abfallstrecke sowie drei Messkammern

auf, welche mit Reagenzien zur Hämolyse von Erythrozyten und gegebenenfalls zur Separation interferierender Blutbestandteile, zur Affinitätsreaktion mit glykiertem Hämoglobin und gegebenenfalls zur Affinitätsreaktion mit nichtglykiertem Hämoglobin und zum Nachweis von chemischen, elektrochemischen oder enzymatischen Reaktionen dotiert sind. Dieser Mikrofluidiksensord gestattet eine definierte Probeaufnahme, Probeaufspaltung, Probeaufbereitung, affine Reaktion mit glykiertem Hämoglobin und nichtglykiertem Hämoglobin sowie eine serielle, zeitlich versetzte voltammetrische Ausmessung von Gesamthämoglobin, nichtglykiertem Hämoglobin sowie ggf. glykiertem Hämoglobin und ggf. von Interferenzen und kann mit einem Glucosemeter ausgelesen werden.

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft einen voltammetrischen Mikrofluidiksensord und ein Verfahren zum direkten und indirekten Nachweis von glykiertem Hämoglobin. Der Mikrofluidiksensord umfasst ein planares Trägermaterial, das drei geometrisch identisch aufgedruckte und parallel geschaltete voltammetrische Drei-Elektrodenanordnungen aufweist, die jeweils aus Arbeits-, Referenz- und Gegenelektroden bestehen, eine darüber befindliche Isolationsschicht mit Messfenstern über den jeweiligen Elektrodenanordnungen sowie eine mikrostrukturierte Kunststoffolie, welche formschlüssig und irreversibel miteinander verbunden sind. Die Folie weist mindestens eine Probeaufnahme-kammer, eine Hämolyse-kammer sowie mindestens eine Affinitätskammer sowie drei Messkammern auf, welche mit Reagenzien zur Hämolyse von Erythrozyten und gegebenenfalls zur Separation interferierender Blutbestandteile, zur Affinitätsreaktion mit glykiertem Hämoglobin, zur Affinitätsreaktion mit nichtglykiertem Hämoglobin und zum Nachweis von chemischen, elektrochemischen oder enzymatischen Reaktionen dotiert sind. Dieser Mikrofluidiksensord gestattet eine definierte Probeaufnahme, Probeaufspaltung, Probeaufbereitung, affine Reaktion mit glykiertem Hämoglobin, nichtglykiertem Hämoglobin sowie eine serielle, zeitlich versetzte voltammetrische Ausmessung von Gesamthämoglobin, nichtglykiertem Hämoglobin oder glykiertem Hämoglobin und ggf. von Interferenzen und kann mit einem Glucosemeter ausgelesen werden. Bei Diabetes mellitus ist die Bestimmung des HbA_{1c}-Wertes in biologischen Flüssigkeiten, wie z.B. Blut, mittlerweile der wichtigste Parameter zur Langzeitkontrolle und Einstellung des Blutglucosespiegels der Patienten. Die Abkürzung HbA_{1c} steht für Hämoglobin (HbA oder HbA₀), an das sich nichtenzymatisch Kohlenhydratreste gebunden haben. Ende der sechziger Jahre wurde festgestellt, dass speziell Diabetespatienten erhöhte Konzentrationen von derart glykierten Hämoglobinen aufweisen. Durch den Kohlenhydratrest wird die Ladung des nun glykiert vorliegenden Hämoglobins geändert. Es wurden unterschiedliche Hämoglobin-Kohlenhydrat-Addukte identifiziert, die sich durch unterschiedliche Kohlenhydratreste und unterschiedliche Bindungsstellen an das Hämoglobin unterscheiden. Die Fraktion, die mit Abstand in der höchsten Konzentration gefunden wurde und ca. 80 % des glykierten Hämoglobins ausmacht, wird als HbA_{1c} bezeichnet. Bei HbA_{1c} ist ein Glucoseresst über die endständige NH₂-Gruppe des Valins in der β-Untereinheit des Hbs gebunden. Die Glykierung erfolgt nichtenzymatisch und in mehreren Schritten: Glucose reagiert mit der α-Aminogruppe des Valins, aus der eine Schiff'sche Base entsteht. Es erfolgt daraus eine sogenannte Amadori-Umlagerung an Glucose, bei der ein stabiler 1-Deoxyfructosyl-Valin-Komplex entsteht.

[0002] Das Ausmaß der Glykierung des Hämoglobins bzw. generell von Serumproteinen ist abhängig sowohl

von der Glucose- und Hämoglobinkonzentration im Blut als auch von der Halbwertszeit der Proteine. Demzufolge ist bei Diabetespatienten, die im Durchschnitt erhöhte Glucosekonzentrationen aufweisen, auch der Anteil des glykierten Hämoglobins wesentlich höher als bei Nicht-Diabetikern. Während bei gesunden Personen der Anteil des glykierten Hämoglobins (HbA_{1c}) bei ca. 3 % des Gesamthämoglobins liegt, beträgt der HbA_{1c}-Anteil bei Diabetikern zwischen 5 und 12 % des Gesamthämoglobins. Der Glykierungsgrad wird wesentlich vom Langzeitglucosespiegel im Blut bestimmt, d.h., dass kurzzeitige Glucosespitzenwerte wie sie nach Mahlzeiten auftreten, diesen Parameter nur wenig beeinflussen. Es konnte in einer Reihe von Arbeiten eindrucksvoll bewiesen werden, dass der Anteil des glykierten Hämoglobins sehr gut mit der mittleren Blutglucosekonzentration über die vorangegangenen acht Wochen korreliert. Mittlerweile stellt die HbA_{1c}-Bestimmung den "gold standard" für die Stoffwechselkontrolle bei Diabetikern dar, denn mit der Bestimmung des HbA_{1c}-Wertes erhält der Arzt nicht nur rückwirkend einen Überblick über den durchschnittlichen Glucosespiegel des Patienten, sondern kann den Patienten kontrollierter einstellen und damit auch das Risiko von Folgeschäden der Erkrankung vermindern.

[0003] Die Bestimmung von HbA_{1c} erfolgt im Wesentlichen im klinisch-chemischen Labor durch geschultes Fachpersonal. Im Allgemeinen beinhaltet die Bestimmung einen Hämolyseschritt zur Freisetzung des Hämoglobins in der Probe, die Separierung von glykiertem und nicht glykiertem Hämoglobin und schließlich die optische oder elektrochemische Quantifizierung der entsprechenden Hämoglobinfraction bzw. deren indirekten Nachweis über einen Marker. Von den mittlerweile mehr als 20 bekannten Messmethoden, basieren die am häufigsten angewandten Verfahren auf Prinzipien der Ladungstrennung (Ionenaustauschchromatographie, Elektrophorese) und Affinitätsreaktionen (Affinitätschromatographie, Immunoassays). Bei der Ionenaustauschchromatographie wird die Probe über eine Säule geschickt, die mit einem geeigneten Ionenaustauscher gefüllt ist. Es erfolgt aufgrund der unterschiedlichen Ladungen der einzelnen Hämoglobin-Zuckeraddukte eine Fraktionierung, die im Anschluss eluiert und detektiert werden. Eine dabei bevorzugt genutzte Variante ist die HPLC. Nachteilig ist jedoch die Empfindlichkeit gegenüber kleinsten pH- und Temperaturschwankungen sowie das undifferenzierte Erfassen von labilen Hämoglobinaddukten und carbamyltem bzw. acetyliertem Hämoglobin. Darüber hinaus verursachen hohe Triglycerid- und Bilirubinkonzentrationen Messwertinterferenzen. Ähnliche Probleme sind von den elektrophoretischen Messverfahren bekannt.

[0004] Immunochemische Bestimmungsverfahren nutzen in der Regel die vom Stand der Technik her bekannten Marker und Markierungsverfahren und optische Detektionsverfahren wie sie bei ELISAs, RIAs, Präzipitations- und Agglutinationstests in nasschemi-

schen oder Teststreifenformaten Verwendung finden. Im klinischen Alltag haben sich vor allem affinitätsbasierende Indikationsprinzipien bei automatisierten Laborgeräten bzw. ELISAs für die HbA_{1c} - Bestimmung durchgesetzt (wie z.B. DCA 2000, Bayer; Tinaquant II Assay, Roche; Hi-Auto A1c - Analyzer, Kyoto Daiichi Kagaku Co. Ltd, AIA, TOSOH).

[0005] Technische Lösungen, bei denen HbA_{1c} elektrochemisch unter Verwendung von Enzymen bestimmt wird, sind ebenfalls bekannt. Durch geeignete Proteasen werden z.B. Fructosylaminosäuren bzw. Ketoaminosäuren von glykiertem Hämoglobin abgespalten und durch Oxidasen umgesetzt. Das resultierende Wasserstoffperoxid kann elektrochemisch, über eine Peroxidase-Farbstoffreaktion oder über die Messung der Sauerstoffabnahme der Oxidasereaktion quantifiziert werden (US 6,127,138 A; EP 1304385 A1; DE 69603472 T2). In US 6,054,039 A ist eine elektrochemische Bestimmung von glykiertem Hämoglobin unter Verwendung eines amperometrischen Sensors zur Bestimmung von Fructosylamin dargestellt, mit dem amperometrisch unter alkalischen Bedingungen in An- und Abwesenheit von lysierten Erythrozyten und mittels eines Redoxmediators Fructosylamin bestimmt und aus der Differenz auf das glykierte Hämoglobin geschlossen wird. Die Verwendung einer Oxygenase oder Oxidase in Kombination mit einem amperometrischen Sensor zur Bestimmung von glykiertem Hämoglobin ist Gegenstand von US 2002/0172992 A1. Das Enzym wird in unmittelbarer Nähe der Kathode als sauerstoffkatalysierende Schicht verwendet. Dabei wird der in der Lösung bekannte (freie) Sauerstoffgehalt gemessen und von dem Gesamtbetrag des Sauerstoffumsatzes abgezogen, der aus freiem Sauerstoff und dem Sauerstoff, der aufgrund der schnellen Gleichgewichtsreaktion aus dem Hämoglobin freigesetzt wird resultiert, wenn sich der freie Sauerstoff in der Lösung durch die Enzymreaktion vermindert. Der freigesetzte Sauerstoff ist je nach Probeaufbereitung proportional zur Gesamthämoglobin-, glykierten Hämoglobin- oder nicht glykierten Hämoglobinkonzentration. Problematisch ist bei dieser Bestimmung die genaue Sauerstoffbestimmung, da der Gelöstsauerstoff auch von physikochemischen Parametern wie Temperatur und Viskosität des Messmediums abhängig ist. Für eine einfache und sichere Kontrolle oder gar zur Selbstkontrolle von Diabetikern, also im Point of Care-Bereich oder Home-Care-Bereich sind diese Systeme demzufolge ungeeignet.

[0006] Dafür haben sich insbesondere Teststreifensysteme etabliert, die kommerziell verfügbar sind (z.B. A1cNOW, Metrica; USA Nycard HbA_{1c}, Primus, USA). Beide Testsysteme verwenden laminare Fliessstrecken aus einem porösen Material, in dem über eine Affinitätsreaktion das glykierte Hämoglobin gebunden wird und nach einem Waschschrift der als Label verwendete Farbstoff oder das Hämoglobin reflektometrisch bzw. spektrometrisch quantifiziert wird. Die erforderliche Messzeit beträgt ca. 3 min (Nycard HbA_{1c}) bzw. 8 min

(A1cNOW, Metrica). Nachteilig ist jedoch, dass die Systeme in mehreren Schritten gehandhabt werden müssen.

[0007] Der Erfindung liegt deshalb die Aufgabe zugrunde, ein System zur HbA_{1c}-Bestimmung in biologischen Flüssigkeiten zu finden und bereitzustellen, das sich vor allem durch eine einfache Handhabbarkeit, schnelle und sichere Messwertverfügbarkeit und geringe erforderliche Probemenge auszeichnet und insbesondere zur Point of Care-Analytik auch für analytische Laien, die ansonsten nur über Erfahrungen mit Glucoseteststreifen zur Selbstkontrolle verfügen (Diabetiker), geeignet ist.

[0008] Die Erfindung wird gemäß den Ansprüchen realisiert. Erfindungsgemäß wird die Aufgabe mit einem voltammetrischen Mikrofluidiksensord gelöst, der eine definierte Probeaufnahme, Probeaufspaltung, Probeaufbereitung, affine Reaktion mit glykiertem Hämoglobin und eine serielle, zeitlich versetzte voltammetrische Ausmessung von Hämoglobingehalten einer Probe, nämlich von Gesamthämoglobin, glykiertem Hämoglobin, nichtglykiertem Hämoglobin sowie ggf. von Interferenzen gestattet und in Kombination mit einem angepassten Glucosemeter einen glykierten Hämoglobineinschritt-Assay darstellt und zur einfachen und quantitativen Bestimmung von HbA_{1c} geeignet ist.

[0009] Der voltammetrische Mikrofluidiksensord umfasst ein planares Trägermaterial 1, eine darüber befindliche Isolationsschicht 1a sowie eine mikrostrukturierte Kunststoffolie 5, welche vorzugsweise gleiche Abmessungen besitzen und formschlüssig und irreversibel miteinander verbunden sind. Das Trägermaterial 1 weist drei geometrisch identisch aufgedruckte und parallel geschaltete voltammetrische Drei-Elektrodenanordnungen auf, die jeweils aus Arbeits-, Referenz- und Gegenelektroden bestehen. Über die Isolationsschicht 1a, die Messfenster über den jeweiligen Elektrodenanordnungen auf dem Träger lässt, ist der Träger 1 mit der Kunststoffolie 5 verbunden. Diese Kunststoffolie umfasst eine Probeaufnahmekammer 6, drei Messkammern 7, 11 und 14, eine Hämolysenkammer 9 zur Hämolysen von Erythrozyten und mindestens eine Affinitätskammer 12 zur Bindung von glykiertem Hämoglobin, ggf. eine Rückhaltestrecke 25 zum Rückhalten von nichtglykiertem Hämoglobin, ggf. eine Probeabfallstrecke 27 zur Anreicherung von glykiertem Hämoglobin, sowie Übergangs- und Austrittskanäle. Die Reaktions- und Messkammern sind mit Reagenzien zur Zellyse, Separation, Affinitätsreaktion und zu chemischen, elektrochemischen oder enzymatischen Reaktionen dotiert. Planarer Träger 1, Isolationsschicht 1a und Folie 5 sind formschlüssig und irreversibel so miteinander verbunden, dass die Probeaufnahmekammer 6 in der Folie 5 mit dem Träger 1 einen Spalt 6a zur Probenaufnahme bildet und die Messkammern jeweils über den Elektrodenanordnungen auf dem Trägermaterial 1 positioniert sind.

[0010] Je nach Ziel der Bestimmung von glykiertem

Hämoglobin (direkt oder indirekt), weist die Kunststoff-
folie verschiedene Strukturen auf.

[0011] Für den indirekten Nachweis zeigt die Folie 5
die folgenden Mikrostrukturen:

Eine Probeaufnahmekammer 6 ist zum einen mit ei-
ner Messkammer 7 (zur Indikation der Probenauf-
nahme und gegebenenfalls zur Bestimmung von In-
terferenzen) und zum anderen mit einer Hämolys-
sekammer 9 verbunden. An die Hämolyssekammer 9
schließt sich eine zugehörige Messkammer 11 an
und gleichzeitig eine Affinitätskammer 12, der
ebenfalls eine Messkammer 14 folgt. Des Weiteren
umfasst die Folie 5 Übergangs- und Austrittskanä-
le. Die Reaktionskammern (Probeaufnahmekam-
mer 6, Hämolyssekammer 9, Affinitätskammer 12)
und die jeweiligen Messkammern 7, 11 und 14) sind
mit Reagenzien zur Zellyse, gegebenenfalls zur
Separation von Blutbestandteilen, zur Affinitäts-
reaktion mit glykiertem Hämoglobin und zum Nach-
weis chemischer, elektrochemischer oder enzyma-
tischer Reaktionen dotiert. Die Kunststoffolie 5 ist
mit dem Träger 1 so verbunden, dass die Probeauf-
nahmekammer 6 am schmalseitigen Ende einen Spalt
6a zur Probeaufnahme bildet, wobei die Folie 5 so
über dem Träger ausgerichtet ist, dass die Mess-
kammern jeweils über den Elektrodenanordnun-
gen, die sich auf dem Trägermaterial 1 befinden,
positioniert sind.

[0012] Erfindungsgemäß umfasst die Probeaufnah-
mekammer 6 mindestens ein Antidotmittel zur Redukti-
on von eventuell vorliegendem Methämoglobin, die Hä-
molyssekammer 9 ist mit mindestens einem hämolytisch
wirksamen Detergenz (Hämolysen von Erythrozyten)
dotiert und die Affinitätseinrichtung 12 mit mindestens ei-
nem affinen Agens zur Bindung von glykiertem Häm-
oglobin. Die Messkammer 11, die sich an die Hämolys-
sekammer anschließt, weist mindestens einen Redoxme-
diator zur Ermittlung des Gesamt-hämoglobin auf. Die
sich an die Affinitätseinrichtung 12, welche glykiertes
Hämoglobin bindet, anschließende Messkammer 14
weist mindestens ein Redoxmediator zur Ermittlung von
nicht affinitätsgebundenem Hämoglobin auf.

[0013] In einer weiteren Ausführungsvariante des Mi-
krofluidikensors weist die mikrostrukturierte Kunst-
stoffolie 5 in der ersten Messkammer 7, die sich (par-
allel zur Hämolyssekammer 9) unmittelbar an die Probe-
aufnahmekammer 6 anschließt, mindestens einen Re-
doxmediator auf, der der Ermittlung von Interferenzen
durch weitere anwesende elektrochemische Substan-
zen dient.

[0014] In einer weiteren bevorzugten Ausführungs-
form der Erfindung ist ein erfindungsgemäßer Mikroflui-
diksensor zum direkten Nachweis von glykiertem Hä-
moglobin geeignet, wobei die mikrostrukturierte Kunst-
stoffolie 5 folgende Strukturen aufweist:

Die Probeaufnahmekammer 6 ist mit der Hämolys-
sekammer 9 verbunden welche ein Detergenz zur
Hämolysen von Erythrocyten aufweist. Von der Hä-
molyssekammer 9 geht einmal die erste Messkam-
mer 7 ab, die mit einem Redoxmediator zur Ermitt-
lung des GesamtHämoglobingehaltes der Probe
dotiert ist, und weiterhin ein sogenannter Fließab-
schnitt 25 zum Rückhalten von nichtglykiertem Hä-
moglobin. Dieser Abschnitt ist so dotiert, dass nicht-
glykiertes Hämoglobin gebunden wird oder auf-
grund der Ladung des Dotierungsmaterials in sei-
ner Mobilität stark eingeschränkt wird. Auf diesen
Abschnitt 25 folgt ein sich gabelnder Kanal 10, der
zum einen zu einer Affinitätskammer 12 führt, die
mit mindestens einem affinen Agens zur Bindung
von glykiertem Hämoglobin dotiert ist, und an die
sich die zweite Messkammer 11 anschließt. Die
zweite Messkammer 11 ist dabei mediatordotiert
und dient zur Ermittlung von nicht gebundenem
restlichen nichtglykierten Hämoglobin. Zum ande-
ren geht von Kanal 10 eine so genannte Verzöge-
rungsstrecke 26 ab, die zur dritten Messkammer 14
führt. Die dritte Messkammer 14 ist sowohl mit ei-
nem Agens zur Bindung von glykiertem Hämoglo-
bin als auch mit einem Mediator dotiert und ermittelt
zeitverzögert den Gehalt an glykiertem Hämoglo-
bin. Um ein Aufkonzentrieren an glykiertem Häm-
oglobin in der Messkammer 14 zu ermöglichen,
schließt sich an diese ein Probeabfallkanal 27 an.

[0015] Die mikrostrukturierte Kunststoffolie 5 besitzt
eine Dicke von 100 µm bis 500 µm und wird vorzugs-
weise mittels einer doppelseitig klebenden Folie 1b, die
eine Dicke von 30 µm bis 50 µm hat, mit dem Träger-
material 1 und der darüber befindlichen Isolations-
schicht 1a formschlüssig verbunden. Das Trägermate-
rial 1 aus handelsüblichen Polymeren weist eine Dicke
zwischen 250 µm bis 500 µm auf. Die mittels Heißprä-
getechnologie erzeugten Mikrostrukturen der Kunst-
stoffolie 5 in Form von Kammern und Kanälen weisen
Tiefen zwischen 20 µm und 100 µm auf und sind zw-
ischen 20 µm und 4000 µm breit bzw. lang.

[0016] Die Probeaufnahmekammer 6 ist an einer Sei-
te der Folie 5 so angeordnet, dass sie kantenschlüssig
mit dem Trägermaterial 1 einen Probeaufnahmespalt 6a
bildet. Das Volumen der Probeaufnahmekammer be-
trägt zwischen 1 µl und 10 µl, vorzugsweise 2 µl bis 5
µl. Das Gesamtvolumen aller anderen Kammern und
Verbindungskanäle ist insgesamt nicht größer als das
Volumen der Probeaufnahmekammer 6.

[0017] Die Hämolys- und Affinitätskammer 9, 12 und
der Fließabschnitt (Rückhaltstrecke) 25 sind derart ge-
fertigt, dass eine sehr große Oberfläche im Vergleich
zum durchströmenden Probemedium generiert wird.
Deshalb sind die Kammern perlenkettenförmig oder
mäanderförmig gestaltet, enthalten in ihrer Kanalstruk-
tur bevorzugt Schikanen oder sind in ihrer Oberfläche
mit schachbrettartigen Vertiefungen oder stark porös

ausgebildet, so dass ein effizienter Kontakt des Probedmediums mit der Oberfläche gesichert ist. Gegebenfalls sind die Einzelsegmente der Affinitätskammer 12 oder der Rückhaltstrecke 25 mit einer porösen Matrix versehen, die ein immobilisiertes Agens zur Bindung oder zur Rückhaltung von glykiertem oder nichtglykiertem Hämoglobin aufweist.

[0018] Die Messkammern sind zwischen 200 µm und 500 µm breit und zwischen 1000 µm und 4000 µm lang, so dass das resultierende Messkammervolumen zwischen 0,02 µl und 0,5 µl, vorzugsweise 0,08 bis 0,2 µl beträgt.

[0019] Als Material für die Kunststoffolie 5 wird vorzugsweise Polycarbonat oder Polyester verwendet. Die Reagenzien in Probeaufnahme-, Hämolysen-, Affinitäts- und den Messkammern wurden jeweils mittels Siebdruck oder Mikrodispenser aufgetragen.

[0020] In der Probeaufnahme-kammer 6 ist als Antidotmittel bevorzugt Methylenblau in einer Menge zwischen 0,01 mg und 1 mg, vorzugsweise 0,1 mg deponiert. Methylenblau dient der Reduktion des oxidierten Eisens (Fe^{3+}) von Methämoglobin, so dass gegebenenfalls in einer zu analysierenden Blutprobe vorliegendes Methämoglobin zu Hämoglobin reduziert und damit der Gesamthämoglobinwert korrekt erfasst werden kann. NADPH, das aus dem Hexosemonophosphat-Stoffwechselschritt resultiert, wird durch Methylenblau oxidiert und die dabei entstehende Leukoform des Methylenblaus ist der Elektronendonator für die Reduktion des Fe^{3+} zu Fe^{2+} . Weitere Antidotmittel können Toluidinblau oder andere chinoide Redoxfarbstoffe sein.

[0021] Das in der Hämolysenkammer 9 enthaltene hämolytisch wirksame Detergenz ist vorzugsweise Saponin, das in einer Menge zwischen 0,2 mg bis 2 mg aufgetragen ist. Neben Saponin können nichtionogene Tenside wie Ethoxylate des 4-(1,1,3,3-Tetramethylbutyl)phenols (z.B. T. X-100) eingesetzt werden. Die Affinitätskammer 12 in Form einer Kammer oder Säule weist ein gegen glykiertes Hämoglobin affines Agens, vorzugsweise immobilisiert an eine Matrix auf. Als Matrix werden bevorzugt Zellulose, ein Zellosederivat, Dextran, Sepharosekügelchen, oder Kunststoffe bzw. magnetische Beads mit jeweils funktionalisierten Oberflächen (reaktiven Kopplungsgruppen) verwendet. Das affine Agens ist vorzugsweise ein Boronsäurederivat, Boronsäure oder ein Antikörper. Die Boronatgruppen bilden im Alkalischen mit der cis-Diolstruktur, wie sie in nichtenzymatisch glykierten Proteinen vorliegt, Komplexe aus. Diese Komplexbildung ist für das gesamte glykierte Hämoglobin spezifisch, nicht aber für glykierte bzw. glykosylierte Serumproteine (Brownlee et al., Diabetes 29(1980) 1044-1047, Gould et al., Anal. Chim. Biochim., 21(1984), 16-21). Diese Bindung ist relativ unempfindlich gegenüber Schwankungen von Temperatur und pH-Wert. Hämoglobinvarianten oder labile Aldiminformen interferieren nicht mit der HbA_{1c} -Messung.

[0022] Die Messkammern, die sich an Hämolysen- und Affinitätskammer anschließen, sind jeweils mit einem

Redoxmediator dotiert, der jeweils in einer gleichen Menge zwischen 2 mg und 20 mg pro Messkammer über der gesamten Elektrodenanordnung gleichmäßig verteilt eingebracht wird. Als Mediator wird ein Chinon, Chinonderivat, ein chinoider Redoxfarbstoff aus der Gruppe der Phenazine, Phenoxazine, Phenothiazine, Indamine, Metallocene, Tetrathiavulvalen oder ein redoxaktiver Metallkomplex, vorzugsweise Ferricyanid, verwendet, der das Hämoglobin oxidiert. Der aus der Reduktion des Elektronenmediators an der Arbeitselektrode resultierende Stromfluss ist aufgrund des stöchiometrischen Umsatzes der Hämoglobinkonzentration direkt proportional. Für den Fall, dass auch die erste Messkammer 7, die sich an die Probeaufnahme-kammer 6 anschließt, ebenfalls mit einem Mediator dotiert ist, können somit Interferenzen bestimmt werden, da noch keine Hämolysen erfolgt ist.

[0023] In einer bevorzugten Ausführungsvariante weist der planare mittels Siebdruck gefertigte Mikrofluidiksensor auf seinem Trägermaterial 1 drei parallel geschaltete und geometrisch identisch aufgedruckte voltammetrische Drei-Elektrodenanordnungen 2, 3, 4 auf und ist mit der Kunststoffolie 5, in die mittels Heißprägetechnologie Mikrostrukturen in Form von Kammern und Kanälen erzeugt wurden, formschlüssig verbunden. Das in der Folie 5 erzeugte Mikrofluidiksystem besteht zum indirekten Nachweis von glykiertem Hämoglobin aus einer Probeaufnahme-kammer 6, der ersten Messkammer 7, die von der Probeaufnahme-kammer 6 direkt abzweigt, einem Übergangskanal 8 von der Probeaufnahme-kammer 6 zu der Hämolysenkammer 9, einem weiteren von der Hämolysenkammer 9 abgehenden Austrittskanal 10, der sich gabelt und dessen erster Abzweig über einen Kanal 13 in die zur Hämolysenkammer gehörende zweite Messkammer 11 und dessen zweiter Abzweig in die Affinitätskammer oder -säule 12 ggf. mit Einzelsegmenten 12a mündet. Die gegenüberliegende Austrittsöffnung der Affinitätskammer 12 ist über einen Verbindungskanal mit der zugehörigen dritten Messkammer 14 verbunden. Die drei Messkammern führen in Auslasskanäle 15, 16, 17 mit Austrittsöffnungen 15a, 16a, 17a.

[0024] Jede der drei Messkammern 7, 11, 14, ist über einer voltammetrischen Drei-Elektrodenanordnung aus Arbeits-, Referenz-, und Gegenelektrode 18, 18a, 19, 19a, 20, 20a positioniert. Die drei Kohlenstoff-Elektroden der drei Anordnungen 2, 3, 4 sind jeweils untereinander parallel geschaltet und über elektrisch leitende Kohlenstoffleiterzüge 21, 22, 23 untereinander verbunden. Über die Leiterzüge ist die Isolations-schicht 1a gedruckt, die über den Elektrodenflächen jeweils vorzugsweise rechteckige Aussparungen 2a, 3a, 4a aufweist und damit die Messfensterflächen der Elektrodenanordnungen 2, 3, 4 definiert. Die Leiterzüge sind am Ende des Sensorsupports als Kontaktflächelemente 21a, 22a, 23a ausgebildet, so dass der Sensor elektrisch mit einem geeigneten Glucosemeter kontaktiert werden kann, das die erforderliche Polarisations-spannung be-

reitstellt und die Signalverarbeitung übernimmt.

[0025] In den Messkammern sind jeweils in identischer Weise und mit den gleichen Elektrodengeometrien nacheinander drei Kohlenstoffelektroden angeordnet. Jede der Elektroden ist zwischen 200 µm und 500 µm breit und zwischen 400 µm und 1000 µm lang.

[0026] In der bevorzugten Ausführung sind in der ersten sich an die Probeaufnahme-kammer anschließen den Messkammer 7 vom Eingang bis zum Ausgang der Probe Referenzelektrode 19a, Gegenelektrode 20a und Arbeitselektrode 18a nacheinander angeordnet und in den beiden anderen Messkammern 11, 14 sind vom Eingang bis zum Ausgang der Probe Referenzelektrode 19, Arbeitselektrode 18 und Gegenelektrode 20 nacheinander angeordnet. Die drei Arbeits-, Referenz- und Gegenelektroden 18, 18a, 19, 19a, 20, 20a sind jeweils kreuzungsfrei miteinander über Kohlenstoffleiterbahnen 21, 22, 23 verbunden und werden über gemeinsame Kontaktflächen 21a, 22a, 23a von einem potentiostatisch betriebenen Glucosemeter mit einer Polarisationsspannung versorgt.

[0027] Alternativ enthält zum direkten Nachweis eine bevorzugte Kunsstoffolie 5 die Probeaufnahme-kammer (6) mit Antidotmittel. Am Ende der Probenaufnahme-kammer befindet sich mittig eine kreisförmige Öffnung 6b, und ein Übergangskanal 8, der zur Hämolyse-kammer 9 mit hämolytischem Detergenz führt. Am Ende der Hämolyse-kammer 9 geht ein Kanal 7a ab, der zur ersten mediatorhaltigen Messkammer 7 führt. Die Hämolyse-kammer geht direkt in einen Fließabschnitt 25, über, dessen Einzelsegmente eine poröse Matrix enthalten, die mit einem affinen Agens dotiert ist. Der darauf folgende sich gabelnden Kanal 10 führt einmal zur Affinitätskammer 12, mit immobilisiertem affinem Agens, der die zweite mediatorhaltige Messkammer 11 folgt. Zum anderen geht der Kanal 10 in eine Verzögerungsstrecke 26, über, die zur dritten Messkammer 14 führt. Die mediatorhaltige Messkammer 14 weist zusätzlich eine poröse Matrix mit immobilisiertem, affinem Agens auf. An die Messkammer 14 schließt sich der Probeabfallkanal 27 an. Darüber hinaus enthält die bevorzugte Folie 5 jeweils an die Messkammern bzw. an den Probeabfallkanal sich anschließende Austrittskanäle 15, 16, 17 mit Austrittsöffnungen 15a, 15b, 15c. Auf dem planaren Trägermaterial 1 sind mittels Siebdruck die Elektrodenflächen 18, 18a, 19, 19a, 20, 20a, 18b, 19b, 20b bzw. Kohlenstoffleiterzüge - und Kontaktflächen 21, 21a, 22, 22a, 23, 23a und die Isolationsschicht 1a aufgedruckt. Die Isolationsschicht 1a, die über die Leiterzüge gedruckt wird, weist über den Elektrodenflächen jeweils rechteckige Aussparungen 2a, 3a, 4a auf, so dass damit die Messfensterflächen der Elektrodenanordnungen 2, 3, 4 definiert werden.

[0028] Die drei resultierenden voltammetrischen Drei-Elektrodenanordnungen 2, 3, 4 sind geometrisch identisch. Deren drei Kohlenstoff-Elektroden 18, 18a, 18b, 19, 19a, 19a, 20, 20a, 20b sind jeweils untereinander über elektrisch leitende Kohlenstoffleiterzüge 21,

22, 23 verbunden bzw. parallel geschaltet. Die Leiterzüge sind am Ende des Sensorsupports als Kontaktflächelemente 21a, 22a, 23a ausgebildet, damit der Sensor elektrisch mit einem Glucosemeter kontaktiert werden kann, das die erforderliche Polarisationsspannung bereitstellt und die Signalverarbeitung übernimmt. Eine zusätzliche Kohlenstoffkontaktfläche 24 schaltet das Gerät ein bzw. aus.

[0029] Die einzelnen Arbeits-, Referenz- und Gegenelektroden 18, 18a, 18b, 19, 19a, 19b, 20, 20a, 20b sind in Flussrichtung der Probe jeweils nacheinander angeordnet.

[0030] Als Glucosemeter dient vorzugsweise ein von der Firma SensLab- Gesellschaft zur Entwicklung und Herstellung bioelektrochemischer Sensoren mbH, Deutschland entwickelter Prototyp mit der Bezeichnung GlucoLine^R.

[0031] Die Bestimmung von HbA_{1c} in Blutproben erfolgt mit dem erfindungsgemäßen Mikrofluidiksensord wie folgt: Der Sensor wird in das Glucosemeter eingesteckt, so dass sich das Gerät einschaltet und ein Polarisationspotential an der Arbeitselektrode 18, bereitgestellt wird. Der erfindungsgemäße Mikrofluidiksensord wird nach Positionierung im Glucosemeter mit der zu analysierenden Probe in Kontakt gebracht, aufgrund der einzelnen Probeaufbereitungsschritte beim Durchlaufen der Probe in den jeweiligen Kammern werden die erzeugten, zeitlich versetzten Messsignale für ggf. Interferenzen, den Gehalt an Gesamthämoglobin und den Gehalt an nichtglykiertem Hämoglobin oder glykiertem Hämoglobin ermittelt und anschließend wird die Menge an glykiertem Hämoglobin berechnet bzw. der relative Anteil an glykiertem Hämoglobin durch Differenz- und Verhältnisbildung ausgewiesen. Bevorzugt wird ein Blutropfen, der im einfachsten Fall an einer Fingerbeere zu entnehmen ist, an den Probeaufnahmespalt 6a des Sensors gehalten und aufgrund von Kapillarkraftwirkung sofort in die Probeaufnahme-kammer 6 gesaugt. Bei dem Sensor für das indirekte Nachweisverfahren gelangt auf diese Weise auch ein kleiner Teil der Probe in die erste Messkammer 7 und kommt zum Stillstand. Sobald die Probe eine elektrolytische Verbindung zwischen Referenz-, Arbeits- und Gegenelektrode 19a 18a 20a hergestellt hat, wird bei angelegter Polarisationsspannung ein Peakstrom verursacht, der bei Überschreiten eines vorgegebenen internen Schwellwertes eine Triggerung veranlasst, so dass nach einem festgelegten Zeitregime eine Strommessung erfolgt. Der Triggerstrom kann verwendet werden, um ein akustisches Signal im Glucosemeter zu generieren, das dem Anwender das Ende der Probeaufnahme signalisiert. Falls die erste Messkammer 7 einen Mediator aufweist, wird beim Eintritt der Probe, in diese Messkammer 7 auch der Redoxmediator gelöst und durch elektrochemisch aktive Substanzen der Probe anteilig reduziert. Da während des Probetransports über die Probeaufnahme-kammer bis in die erste Messkammer keine Hämolyse erfolgt, resultiert der aus der Reoxidation des Redox-

farbstoffes an der Arbeitselektrode 18a verursachte Faradaysche Strom im Wesentlichen aus der Anwesenheit interferierender Substanzen wie Ascorbat, Harnsäure, oder bestimmter Pharmaka, die in Blut enthalten sein können.

[0032] Die in der Probeaufnahme-kammer 6 befindliche Blutprobe strömt durch den Übergangskanal 8 in die Hämolysenkammer 9, in der das darin befindliche Detergenz sofort gelöst wird und damit eine Hämolysen der Erythrozyten verursacht. Die vollständig hämolysierte Blutprobe gelangt über den gegabelten Austrittskanal 10 der Hämolysenkammer 9 in einen Kanal 13, der direkt zu der zweiten Messkammer 11 führt und parallel dazu in die Affinitätskammer 12. In der zweiten Messkammer 11 wird wiederum unmittelbar mit deren Befüllung eine Stromtriggerung verursacht und nach einem festgelegten Zeitregime eine Strommessung veranlasst. Der Faradaysche Strom an dieser Arbeitselektrode 18 resultiert zu einem kleinen Teil aus der Oxidation elektrochemisch aktiver Substanzen der Probe und zum weitaus größeren Teil aus dem freigesetzten elektrochemisch aktiven Gesamthämoglobin.

[0033] Der Anteil der hämolysierten Probe, der über die Kanalgabelung 10 die Affinitätskammer 12 erreicht hat, überströmt eine Affinitätsmatrix. Dabei erfolgt eine vollständige Bindung des glykierten Hämoglobinanteils. Nach dem Verlassen der Affinitätskammer 12 gelangt die Probe in die dritte Messkammer 14, in der wieder nach einer Stromtriggerung die Strommessung nach einem zeitlich festgelegten Regime erfolgt. Der Faradaysche Strom an dieser Arbeitselektrode 18 resultiert wieder aus dem kleinen Anteil, der durch elektrochemisch aktive Substanzen der Probe verursacht wird, und vor allem aus dem Anteil des nicht glykierten Hämoglobins. Dementsprechend werden im Messkanal nacheinander drei gut voneinander unterscheidbare Messstromverläufe registriert, die jeweils den typischen Verlauf einer chronoamperometrischen Messung aufweisen und jeweils auf den vorangegangenen Stromwert aufsetzen. In analoger Weise können durch Integration der Stromwerte über der Zeit die Ladungskurven zur Signalauswertung genutzt werden.

[0034] Aus der Differenz zwischen den Messwerten aus der zweiten und ersten Messkammer 11, 7 kann das Gesamthämoglobin bestimmt werden. Aus der Differenz zwischen den Messwerten aus der dritten und ersten Messkammer 14, 7 kann der Anteil des nicht glykierten Hämoglobins gemessen werden und aus der Differenz zwischen den Ergebnissen der beiden Differenzbildungen kann der glykierte Anteil des Hämoglobins ermittelt werden. Parallel dazu kann eine Differenzbildung der Messwerte aus der dritten und zweiten Messkammer 14, 11 erfolgen, so dass der glykierte Hämoglobinanteil direkt ermittelt werden kann und eine zusätzliche Kontrolle in Bezug auf das Grundstromsignal möglich ist. In einer anderen Ausführung, bei der auf eine Messung in der ersten Messkammer 7 verzichtet wird (keine Dotierung mit Redoxmediator), wird aus der

Differenzbildung der Messwerte aus der dritten und zweiten Messkammer 14, 11 der glykierte Anteil des Hämoglobins ermittelt. Der mit dem erfindungsgemäßen Sensor bestimmte Gesamtanteil an glykiertem Hämoglobin wird in Bezug zum Gesamthämoglobin gesetzt und als relativer Wert ausgegeben. Über Vergleichsmessungen mit einem Referenzmessverfahren wird der Wert als HbA_{1c}-Anteil kalibriert. Die Messsignalverarbeitung und Messwertanzeige und -speicherung erfolgt durch das Glucosemeter.

[0035] Das Verfahren zum direkten Nachweis von glykiertem Hämoglobin ist dadurch gekennzeichnet, dass man den Mikrofluidiksensor in ein adaptiertes Glucosemeter positioniert, mit der zu analysierenden Probe in Kontakt bringt, an den Arbeitselektroden der Dreielektrodenanordnungen ein Polarisationspotential anlegt und aufgrund der einzelnen Probeaufbereitungsschritte beim Durchlaufen der Probe vom Probeeintrittsspalt 6a der Probeaufnahme-kammer 6 bis zu den Auslasskanälen 15, 16, 17 in den jeweiligen Kammern die amperometrisch erzeugten, zeitlich versetzten Messsignale für den Gesamtgehalt an Hämoglobin den Gehalt an restlichem, nach der Probeaufbereitung in der Probe noch enthaltenen nichtglykiertem Hämoglobin und die in der dritten Messkammer 14 angereicherte Menge an glykiertem Hämoglobin ermittelt, wobei zur Bestimmung des glykierten Hämoglobinanteils die Differenz zwischen dem in der dritten Messkammer 14 ermitteltem Messwert aus glykiertem Hämoglobin und dem in der zweiten Messkammer 11 ermitteltem Messwert aus restlichem, nichtglykiertem Hämoglobin gebildet wird. Durch die Bildung des Quotienten aus diesem Differenzwert und dem Gesamthämoglobinwert, der aus der Messung in der ersten Messkammer 7 resultiert, wird der relative glykierte Hämoglobinanteil ermittelt. Im Detail ist das bevorzugte Verfahren dem Beispiel 3 entnehmbar.

[0036] Der Vorteil des erfindungsgemäßen Mikrofluidikensors liegt in der einfachen Handhabung, in dem geringen erforderlichen Probevolumen und in der Einschrittanwendung, die sich vom Gebrauch von Glucose-Disposables nicht unterscheidet und auch von einem üblichen Glucosemeter ausgelesen wird.

[0037] Durch die Nutzung mehrerer, in der Weggeometrie und Weglänge unterschiedlich gestalteter Mikrokanäle, in denen sowohl Probeaufbereitungsschritte als auch Messschritte erfolgen, und die Kombination mit der voltametrischen Einkanalsensorvorrichtung, die aus drei parallel geschalteten Drei-Elektrodenanordnungen besteht werden zeitlich versetzte quantifizierbare elektrische Messsignale erzeugt. Der Sensor funktioniert jedoch als HbA_{1c}-Einschritt-Assay. Er ist in Kombination mit einem adaptierten Glucosemeter einfach handhabbar, stellt die Messergebnisse in weniger als drei Minuten zur Verfügung, benötigt geringe Probenmengen und ist insbesondere für Point of Care-Anwendungen im Home Care-Bereich und in Arztpraxen geeignet. Es steht damit ein einfach zu bedienendes Messsystem zur Verfügung, das nicht auf Laborperso-

nal beschränkt ist. Das Ergebnis ist ohne Zeitverzug und Probetransport verfügbar. Darüber hinaus ermöglicht die schnelle Verfügbarkeit der Ergebnisse gegebenenfalls eine zeitnahe Auswertung einer Therapie und eine kurzfristige Therapieentscheidung.

[0038] Der erfindungsgemäße voltammetrische Sensor zum Nachweis von glykiertem Hämoglobin wird durch nachfolgende Ausführungsbeispiele und Abbildungen näher erläutert.

Beispiel 1:

[0039] Erfindungsgemäßer voltammetrischer Sensor zum Nachweis von glykiertem Hämoglobin und Gesamthämoglobin. Zur Erläuterung dienen Fig. 1, Fig. 2 und Fig. 4a.

[0040] Auf ein planares Trägermaterial 1 aus PET mit einer Dicke von 0,35 mm und Abmessungen von 6 mm x 50 mm werden mittels Siebdruck Elektrodenflächen 18, 18a, 19, 19a, 20, 20a bzw.

[0041] Kohlenstoffleiterzüge und -kontaktflächen 21, 21a, 22, 22a, 23, 23a (Acheson PE 401, Acheson NL), und eine Isolationsschicht 1a (240 SB, ESL Europe) wie in Fig. 1 und Fig. 2 dargestellt aufgedruckt und jeweils bei 70°C gehärtet.

Die Geometrie des doppelseitigen Klebefilms 1b ist weitgehend identisch mit der Geometrie der Isolationslackschicht 1a.

Die Abmessungen eines Sensors sind 6 mm x 40 mm (B x L). Die drei resultierenden voltammetrischen Drei-Elektrodenanordnungen 2, 3, 4 sind geometrisch identisch aufgedruckt. Deren drei Kohlenstoff-Elektroden 18, 18a, 19, 19a, 20, 20a sind jeweils untereinander über elektrisch leitende Kohlenstoffleiterzüge 21, 22, 23 verbunden bzw. parallel geschaltet. Die Isolationsschicht 1a, die über die Leiterzüge gedruckt wird, weist über den Elektrodenflächen jeweils rechteckige Ausparungen 2a, 3a, 4a auf, so dass damit die Messfensterflächen der Elektrodenanordnungen 2, 3, 4 definiert werden. Die Leiterzüge sind am Ende des Sensorsupports als Kontaktflächenelemente 21a, 22a, 23a ausgebildet, damit der Sensor elektrisch mit einem Glucosemeter kontaktiert werden kann, das die erforderliche Polarisationsspannung bereitstellt und die Signalverarbeitung übernimmt. Eine zusätzliche Kohlenstoffkontaktfläche 24 schaltet das Gerät ein bzw. aus.

Die einzelnen Arbeits-, Referenz- und Gegenelektroden 18, 18a, 19, 19a, 20, 20a sind in Flussrichtung der Probe jeweils nacheinander angeordnet, wobei die Einzelelektrodenflächen jeweils 0,3 mm² betragen. Auf die Elektrodenanordnungen 2, 3, 4 werden jeweils mit einem Dispenser gleichmäßig verteilt 0,1 µl einer Reaktionslösung pro Elektrodenanordnung aufgetragen, die aus 800 µg Ferricyanid (Sigma), 80 µg Triton-X100 (Sigma) und 50 µg mikrokristalliner Zellulose (Aldrich) besteht. Die resultierende Reaktionsschicht wird 30 min bei 40°C getrocknet.

Mittels eines Stahlformeinsatzes wird eine Polycarbo-

natfolie von 125 µm Dicke heißgeprägt. Die resultierende Folie weist wie in Fig. 1 dargestellt definierte Mikrostrukturen in Form von Kammern und Kanälen auf, die aus einer Probeaufnahme-kammer 6 mit einem Volumen von 3,5 µl und einem Probeaufnahme-spalt 6a, einer ersten Messkammer 7, die von der Probeaufnahme-kammer 6. direkt abzweigt, einem Übergangskanal 8 von der Probeaufnahme-kammer 6 zu einer mäanderförmigen Hämolysekammer 9 mit einem Volumen von 0,4 µl, einem weiteren von der Hämolysekammer 9 abgehenden Austrittskanal 10, der sich gabelt und dessen erster Abzweig über einen Kanal 13 in eine zweite Messkammer 11 und dessen zweiter Abzweig in eine Affinitätskammer 12 mit einem Volumen von 0,8 µl mündet. Die Affinitätskammer 12 führt in eine dritte Messkammer 14. An die drei Messkammern schließen sich Auslasskanäle 15, 16, 17, mit Austrittsöffnungen 15a, 16a, 17a mit jeweils 0,08 µl Volumen an. Das Volumen der Messkammern beträgt jeweils 0,1 µl. Die Tiefen der Kanäle und Kammern betragen zwischen 20 µm und 100 µm. Die Verbindungskanäle sind zwischen 20 µm und 100 µm breit.

[0042] In die Probeaufnahme-kammer 6 werden mittels Dispenser 1,5 µl einer 0,01 % igen wässrigen Lösung aus Triton-X100, die 0,01 mg Methylenblau enthält über die Fläche gleichmäßig verteilt dosiert. In den Hämolyseraum 9 werden 0,3 µl einer wässrigen 5 % igen Saponinlösung gleichmäßig verteilt eingebracht. Beide Lösungen werden bei 40°C in einem Umlufttrockenschrank getrocknet.

[0043] Die Affinitätskammer 12, die aus einer Reihe kreisförmiger und über Kanäle verbundener Einzelkammersegmente 12a mit einem Gesamtvolumen von 0,7 µl besteht, wird mittels einer Zellulosematrix präpariert, die mit Boronsäure modifiziert ist. Zur Herstellung der Matrix werden 100 mg Zellulosepulver (Sigma C-6413) in ein Glasgefäß eingewogen. In dieses Gefäß wird eine wässrige Lösung mit 2mg/ml N-Ethyl-N'-(3-dimethylaminopropyl)carbodiimid (EDC, Sigma E-1769) und 6 mg/ml N-Hydroxysuccinimid (NHS, Sigma H-7377) zugegeben, das Pulver durch schütteln darin suspensiert und für 30 Minuten zur Reaktion gebracht. In diese Suspension wird eine entsprechende Konzentration von 10 mg/ml *m*-Aminophenylboronsäure (Fluka 09199) eingebracht und für weitere 30 Minuten inkubiert. Nach der Reaktion, bzw. Bildung von Säureamidbindungen zwischen Hydroxylgruppen der Cellulose und der Aminogruppe der *m*-Aminophenylboronsäure, wird das Reaktionsgemisch über eine Fritte abgetrennt und die boronsäureimmobilisierte Zellulosematrix mit phosphatgepufferter Saline und Wasser gewaschen. Das aktivierte Pulver wird in 0,1 M Taurinpuffer (Sigma, T-0625) pH 9 aufgenommen und darin gelagert. Diese Lösung enthält zusätzlich 1,5 % Polyethylenglykol (Aldrich 202452), das die Haftung der Zellulosematrix am Kunststoff der Fluidikstrecke verbessert. Von der viskosen aktivierten Zellulosematrix werden dann pro kreisförmigem Kammersegment 0,1 µl eingetropft und bei 40 °C im Durch-

lauftrockner über 30 min getrocknet.

[0044] Schließlich wird die mikrostrukturierte Kunststoffolie 5 mittels einer doppelseitigen, 49 µm dicken Klebefolie (Tesa) mit Grundsensoren 1 formschlüssig und irreversibel verbunden. Dabei positionieren sich die Messkammern 7, 11, 14 jeweils unmittelbar über einer der drei Elektrodenanordnungen 2, 3, 4.

[0045] Zur Durchführung einer HbA 1c - Bestimmung wird der Sensor über die Kontaktflächen 21a, 22a, 23a an das Glucosemeter "GlucoLine" eingesteckt und dadurch die Betriebsbereitschaft des Messgerätes hergestellt. An der Arbeitselektrode 18 wird ein Polarisationspotential von 450 mV bereitgestellt, dass über die Referenzelektrode 19 kontrolliert wird. Der amperometrische Messstrom wird zwischen Arbeits- und Gegenelektrode 18, 20 generiert. Durch Kontakt des Probeaufnahme spalts 6a mit einem Blutropfen wird aufgrund der Kapillarwirkung die Probe umgehend in die Probeaufnahme kammer 6 gesaugt. Auf diese Weise gelangt auch ein kleiner Teil der Probe in die erste Messkammer 7 und kommt nach Befüllung des Auslasskanals 15 zum Stillstand. Sobald die Probe eine elektrolytische Verbindung zwischen Referenz-, Arbeits- und Gegenelektrode 19, 18, 20 hergestellt hat, wird bei angelegter Polarisationsspannung ein Peakstrom A (Fig. 4a) verursacht, der bei Überschreiten eines vorgegebenen internen Schwellwertes von 300 nA eine Triggerung veranlasst, so dass nach einem festgelegten Zeitregime eine Strommessung zum Zeitpunkt D (Fig. 4a) erfolgt. Da während des Probetransports über die Probeaufnahme kammer bis in die erste Messkammer keine Hämolyse erfolgt, resultiert der aus der Reoxidation des Ferrocyanids an der Arbeitselektrode 18a verursachte Faradaysche Strom im Wesentlichen aus der Anwesenheit interferierender Substanzen wie Ascorbat, Harnsäure, oder bestimmter redoxaktiver Arzneimittel wie Paracetamol, die in Blut enthalten sein können. Der Triggerstrom wird außerdem dazu genutzt, um ein akustisches Signal im Glucosemeter zu generieren, das dem Anwender das Ende der Probeaufnahme signalisiert.

[0046] Die in der Probeaufnahme kammer 6 befindliche Blutprobe strömt über den Übergangskanal 8 in die Hämolyse kammer 9, in der das darin befindliche Saponin sofort gelöst wird und damit eine Hämolyse der Erythrozyten verursacht. Die vollständig hämolysierte Blutprobe gelangt über den Austrittskanal 10 der Hämolyse kammer 9 auf einen sich gabelnden Kanal 10, der über einen Kanal 13 in eine zweite Messkammer 11 führt und parallel dazu in eine Affinitätskammer 12. In der zweiten Messkammer 11 wird wiederum unmittelbar mit deren Befüllung zum Zeitpunkt B (Fig. 4a) eine Stromtriggerung verursacht und nach einem festgelegten Zeitregime eine Strommessung zum Zeitpunkt E veranlasst. Der Faradaysche Strom an dieser Arbeitselektrode 18 resultiert zu einem kleinen Teil aus der Oxidation elektrochemisch aktiver Substanzen der Probe und zum weitaus größeren Teil aus dem freigesetzten elektrochemisch aktiven Gesamthämoglobin.

[0047] Der Anteil der hämolysierten Probe, der über die Kanal gabelung 10 die Affinitätskammer 12 erreicht hat, überströmt eine Affinitätsmatrix. Dabei erfolgt eine vollständige Bindung des glykierten Hämoglobinteils an die exponierten Boronsäuremoleküle. Nach dem Verlassen der Affinitätskammer 12 gelangt die Probe in die dritte Messkammer 14, in der wieder nach einer Stromtriggerung zum Zeitpunkt C (Fig. 4a) die Strommessung nach einem zeitlich festgelegten Regime zum Zeitpunkt F erfolgt. Der Faradaysche Strom an dieser Arbeitselektrode 18 resultiert wieder aus dem kleinen Anteil, der durch elektrochemisch aktive Substanzen der Probe verursacht wird, und vor allem aus dem Anteil des nicht glykierten Hämoglobins. Dementsprechend werden im Messkanal nacheinander drei gut voneinander unterscheidbare Messstromverläufe registriert, die jeweils den typischen Verlauf einer chronoamperometrischen Messung aufweisen und jeweils auf den vorangegangenen Stromwert aufsetzen (Fig. 4a).

Aus der Differenz zwischen den Messwerten aus der zweiten und ersten Messkammer 11, 7 wird durch das Glucosemeter das Gesamthämoglobin bestimmt. Aus der Differenz zwischen den Messwerten aus der dritten und ersten Messkammer 14, 7 wird der Anteil des nicht glykierten Hämoglobins ermittelt und aus der Differenz zwischen den Ergebnissen der beiden Differenzbildungen wird schließlich der glykierte Anteil des Hämoglobins ermittelt und auf das Gesamthämoglobin bezogen. Die resultierenden Werte werden durch das Messgerät nacheinander zur Anzeige gebracht und abgespeichert.

Beispiel 2:

[0048] Erfindungsgemäßer voltammetrischer Sensor zum Nachweis von glykiertem Hämoglobin. Zur Erläuterung dienen Fig. 1, Fig. 3 und Fig. 4b.

[0049] Es wird ein voltammetrischer Grundsensoren wie in Beispiel 1 beschrieben und in Fig. 2 und Fig. 3 abgebildet hergestellt.

Mittels eines Dispensers werden jeweils 0,1 µl einer Reaktionslösung, die 800 µg Ferricyanid (Sigma), 80 µg Triton-X100 (Sigma) und 50 µg mikrokristalliner Zellulose (Aldrich) enthält über die Elektrodenanordnungen 3, 4 gleichmäßig verteilt aufgetragen. Über die Elektrodenanordnung 2 wird 0,1 µl einer wässrigen Lösung, die 0,1 % Triton-X100 enthält aufgetragen.

Für den Reaktions- und Messkammeraufsatz 5 wird eine Polycarbonatfolie von 250 µm Dicke mittels einer Stahlpatrize heißgeprägt. Die resultierende Folie weist wie in Fig. 3 dargestellt definierte Mikrostrukturen in Form von Kammern und Kanälen auf, die aus einer Probeaufnahme kammer 6 mit Probeaufnahme spalt 6a und einem Volumen von 3,5 µl, einer ersten Messkammer 7, die von der Probeaufnahme kammer 6 direkt abzweigt, einem Übergangskanal 8 von der Probeaufnahme kammer 6 zu einer mäanderförmigen Hämolyse kammer 9 mit einem Volumen von 0,8 µl, einem weiteren von der Hämolyse kammer 9 abgehenden Austrittskanal

10, der sich gabelt und dessen erster Abzweig in eine zweite Messkammer 11 und dessen zweiter Abzweig in eine Affinitätskammer 12 mit sechzehn rechteckigen Einzelsegmenten und einem Gesamtvolumen von 1,0 μl mündet. Der Ausgang der Affinitätskammer 12 führt zu einer dritten Messkammer 14. Den Messkammern sind jeweils Auslasskanäle 15, 16, 17, mit Austrittsöffnungen 15a, 16a, 17a angeschlossen, deren Volumen jeweils 0,08 μl beträgt. Das Volumen der Messkammern umfasst jeweils 0,1 μl . Die Tiefen der Kanäle und Kammern betragen zwischen 20 μm und 100 μm . Die Verbindungskanäle sind zwischen 20 μm und 100 μm breit.

In die Probeaufnahme-kammer 6 werden mittels Dispenser 1,5 μl einer 0,01 % igen wässrigen Lösung aus Triton-X100, über die geprägte Fläche gleichmäßig verteilt dosiert. In den Hämolyseraum werden 0,3 μl einer wässrigen 5 % igen Saponinlösung gleichmäßig verteilt eingebracht. Beide Lösungen werden bei 40°C in einem Umlufttrockenschrank getrocknet.

Als Affinitätskammer 12 wird eine mäanderförmige Struktur mit wechselnden Kanalbreiten verwendet. Die entlang der Längsachse verlaufenden sechzehn rechteckigen Einzelsegmente des Mäanders weisen jeweils ein Einzelvolumen von 0,06 μl auf und werden mit boronsäuremodifizierten Sepharosegelkugeln befüllt, die einen Durchmesser zwischen 45 μm bis 165 μm aufweisen.

Zur Herstellung der boronsäureimmobilisierten Sepharosegelkugeln wird NHS-aktivierte Sepharose 4 Fast Flow (17-0906-01) der Firma Amersham Bioscience verwendet. Die Sepharose wird in definierter Menge in eine Fritte gefüllt und mit der 10 bis 15-fachen Menge kalter 1 mM HCl gewaschen. Im Vergleich zur Sepharosemenge wird in der halben Menge *m*-Aminophenylboronsäure in Wasser gelöst, mit der gewaschenen Sepharose vermischt und zwei Stunden bei Raumtemperatur gekoppelt. Nach der Reaktion werden die noch frei gebliebenen Gruppen für einige Stunden in einem 0,1 M Ethanolaminpuffer geblockt. Anschließend wird die Sepharosematrix mit der dreifachen Menge an 0,1 M Tris-HCl Puffer (pH 8) und drauffolgend mit 0,1 M Acetatpuffer pH 4 gewaschen und das ganze dreimal wiederholt. Zur Befüllung der Einzelsegmente 12a wird die aktivierte Sepharosematrix in 0,1 M Tris/HCl-Puffer pH 9 aufgenommen. Diese Lösung enthält zusätzlich 1,5 % Polyethylenglykol (Aldrich 202452). Pro Einzelsegment werden 0,1 μl (0,06 μl) der Lösung eingebracht. Nach dem Trocknen der aktivierten Sepharosegelkugeln bei Raumtemperatur wird die derart präparierte mikrostrukturierte Polycarbonatfolie mittels doppelseitiger Klebefolie (Tesa) auf dem Grundsensormodul positioniert und irreversibel verbunden. Dabei positionieren sich die Messkammern 7, 11, 14 jeweils unmittelbar über einer der drei Elektrodenanordnungen 2, 3, 4.

[0050] Zur Durchführung einer HbA_{1c} - Bestimmung wird der Sensor über die Kontaktflächen 21a, 22a, 23a an das Glucosemeter "GlucoLine" eingesteckt und da-

durch die Betriebsbereitschaft des Messgerätes hergestellt. An der Arbeitselektrode 18 wird ein Polarisationspotential von 450 mV bereitgestellt, dass über die Referenzelektrode 19 kontrolliert wird. Der amperometrische Messstrom wird zwischen Arbeits- und Gegenelektrode 18, 20 generiert. Durch Kontakt des Probeaufnahme-paltes 6a mit einem Blutropfen wird aufgrund der Kapillarwirkung die Probe umgehend in die Probeaufnahme-kammer 6 gesaugt. Auf diese Weise gelangt auch ein kleiner Teil der Probe in die erste Messkammer 7 und kommt nach Befüllung des Auslasskanals 15 zum Stillstand. Sobald die Probe eine elektrolytische Verbindung zwischen Referenz-, Arbeits- und Gegenelektrode 19a, 18a, 20a hergestellt hat wird bei angelegter Polarisationsspannung ein Ladungsanstieg A (Fig. 4b) verursacht, der bei Überschreiten eines vorgegebenen internen Schwellwertes von 1 μC eine Triggerung veranlasst, um ein akustisches Signal im Glucosemeter zu generieren, das dem Anwender die Befüllung der Probeaufnahme-kammer signalisiert und damit das Ende der Probeaufnahme.

Die in der Probeaufnahme-kammer 6 befindliche Blutprobe strömt durch den Übergangskanal 8 in die Hämolysekammer 9, in der das darin befindliche Saponin sofort gelöst wird und damit eine Hämolyse der Erythrocyten verursacht. Die vollständig hämolysierte Blutprobe gelangt über einen sich gabelnden Kanal 10, der der Hämolysekammer folgt, durch einen weiteren Kanal 13 in eine zweite Messkammer 11 und parallel dazu in eine Affinitätskammer 12. In der zweiten Messkammer 11 wird wiederum unmittelbar mit deren Befüllung zum Zeitpunkt B (Fig. 4b) eine Ladungstriggerung verursacht und nach einem festgelegten Zeitregime eine Ladungsmessung zum Zeitpunkt E veranlasst. Der Ladungsumsatz, der an dieser Arbeitselektrode 18 ermittelt wird, resultiert zu einem kleinen Teil aus der Oxidation elektrochemisch aktive Substanzen der Probe und zum weitestgehend größeren Teil aus dem freigesetzten elektrochemisch aktiven Gesamthämoglobin.

Der Anteil der hämolysierten Probe, der über die Kanal-gabelung 10 die Affinitätskammer 12 erreicht hat, überströmt eine Affinitätsmatrix. Dabei erfolgt eine vollständige Bindung des glykierten Hämoglobinanteils an die exponierten Boronsäuremoleküle. Die quer zur Strömungsrichtung angeordneten Verbindungskanäle zwischen den Einzelsegmenten 12a verhindern aufgrund ihres geringen Querschnitts, dass einzelne Sepharosekugeln austreten können. Darüber hinaus führt die Querschnittsverengung zu einer Verzögerung des Probeflusses, so dass die Inkubationszeit in den Einzelsegmenten erhöht wird. Nach dem Verlassen der Affinitätskammer 12 gelangt die Probe in die dritte Messkammer 14, in der wieder nach einer Triggerung zum Zeitpunkt C (Fig. 4b) die Ladungsmessung nach einem zeitlich festgelegten Regime zum Zeitpunkt F erfolgt. Der Ladungstransfer an dieser Arbeitselektrode 18 resultiert wieder aus dem kleinen Anteil, der durch elektrochemisch aktive Substanzen der Probe verursacht wird,

und vor allem aus dem Anteil des nicht glykierten Hämoglobins. Dementsprechend werden im Messkanal nacheinander zwei gut voneinander unterscheidbare Ladungsverläufe registriert, die jeweils auf den vorangegangenen Wert aufsetzen (Fig. 4b).

[0051] Aus der Differenz der Ladungswerte aus der dritten und der zweiten Messkammer 14, 11 wird durch das Glucosemeter der Anteil des glykierten Hämoglobins ermittelt und auf den Gesamthämoglobinanteil bezogen. Der resultierende relative Wert wird durch das Messgerät zur Anzeige gebracht und abgespeichert. Der mit dem erfindungsgemäßen Sensor bestimmte reaktive glykierte Hämoglobinanteil kann als reaktiver HbA_{1c}-Anteil standardisiert werden.

Beispiel 3:

Erfindungsgemäßer voltammetrischer Sensor zum Nachweis von glykiertem Hämoglobin und Gesamthämoglobin. Zur Erläuterung dienen Fig. 5A bis Fig. 5E.

[0052] Auf einen planaren Trägermaterial 1 aus PET mit einer Dicke von 0,35 mm und Abmessungen von 6 mm x 43 mm werden mittels Siebdruck Elektrodenflächen 18, 18a, 19, 19a, 20, 20a, 18b, 19b, 20b bzw. Kohlenstoffleiterzüge - und Kontaktflächen 21, 21a, 22, 22a, 23, 23a (Acheson PE 401, Acheson NL) wie in Abb. 5A dargestellt, und eine Isolationsschicht 1a (240 SB, ESL Europe) wie in Fig. 5B dargestellt aufgedruckt und jeweils bei 70°C gehärtet. Die Isolationsschicht 1a, die über die Leiterzüge gedruckt wird, weist über den Elektrodenflächen jeweils rechteckige Aussparungen 2a, 3a, 4a auf, so dass damit die Messfensterflächen der Elektrodenanordnungen 2, 3, 4 definiert werden (Fig. 5B). Die drei resultierenden voltammetrischen Dreielektrodenanordnungen 2, 3, 4 sind geometrisch identisch. Deren drei Kohlenstoff-Elektroden 18, 18a, 18b, 19, 19a, 19a, 20, 20a, 20b sind jeweils untereinander über elektrisch leitende Kohlenstoffleiterzüge 21, 22, 23 verbunden bzw. parallel geschaltet (Fig. 5A). Die Leiterzüge sind am Ende des Sensorsupports als Kontaktflächenelemente 21 a, 22a, 23a ausgebildet, damit der Sensor elektrisch mit einem Glucosemeter kontaktiert werden kann, das die erforderliche Polarisationsspannung bereitstellt und die Signalverarbeitung übernimmt. Eine zusätzliche Kohlenstoffkontaktfläche 24 schaltet das Gerät ein bzw. aus. Die einzelnen Arbeits-, Referenz- und Gegenelektroden 18, 18a, 18b, 19, 19a, 19b, 20, 20a, 20b sind in Flussrichtung der Probe jeweils nacheinander angeordnet, wobei die Einzelelektrodenflächen jeweils 0,1 mm² betragen. Die Geometrie des doppelseitigen Klebefilms 1b ist weitgehend identisch mit der Geometrie der Isolationslackschicht 1a, weist jedoch in den Abmaßen (LxB) der Probeaufnahme-kammer neben den Aussparungen für die Messfenster 2a, 3a, 4a eine zusätzliche Aussparung für die Probeaufnahme-kammer 6c auf (Fig. 5C). Mittels eines Stahlform-einsatzes wird eine Polycarbonatfolie von 250 µm Dik-

ke heißgeprägt. Die resultierende Folie weist wie in Fig. 5D schematisch dargestellt definierte Strukturen in Form von Kammern und Kanälen auf. Die Probeaufnahme-kammer 6 mit einem Volumen von 4,2 µl verfügt am Ende der Kammer über eine mittig angeordnete, kreisförmigen Öffnung 6b, in deren unmittelbarer Nähe ein Übergangskanal 8 die Probeaufnahme-kammer 6 mit einer mäanderförmigen Hämolysestrecke 9 mit einem Volumen von 825 nl verbindet. Am Ende der Hämolysestrecke 9 führt ein Übergangskanal 7a zu einer ersten Messkammer 7. Die Hämolysestrecke 9 geht in eine weitere mäanderförmige Strecke zur Rückhaltung des nichtglykierten Hämoglobins (HbA-Rückhaltstrecke) 25 über, die ein positiv- oder negativ geladenes poröses Trägermaterial enthält und ein Volumen von 1,2 µl aufweist. Von der HbA-Rückhaltstrecke 25 geht ein Kanal 10 ab, der sich gabelt und dessen erster Abzweig über eine Affinitätskammer 12 mit einem Volumen von 84 nl in eine zweite Messkammer 11 und dessen zweiter Abzweig über eine Verzögerungsstrecke 26 mit einem Volumen von 500 nl in eine dritte Messkammer 14 mündet. An zwei der Messkammern 7, 11 schließen sich Auslasskanäle 15, 16 mit jeweils 80 nl Volumen an, die in Austrittsöffnungen 15a, 16a münden. Die dritte Messkammer 14 geht in eine Abfallstrecke 27 über, das ein Volumen von 1,2 µl aufweist und der wiederum ein Auslasskanal 16 und eine Austrittsöffnung 16a folgt. Die Geometrien der Messkammern 7, 11, 14 sind identisch und betragen jeweils 0,3 mm x 7 mm x 0,08 mm (84 nl). Die Tiefen der Kanäle und Kammern betragen zwischen 20 µm und 100 µm. Die Verbindungskanäle sind zwischen 20 µm und 100 µm breit. Das Gesamtvolumen der Anordnung, das die Probe von der Probeaufnahme-kammer aus beginnend durchströmt, beträgt 4,15 µl. Auf die Elektrodenanordnungen 2, 3, 4 werden jeweils mit einem Dispenser gleichmäßig verteilt 0,1 µl einer Reaktionslösung pro Elektrodenanordnung aufgetragen, die aus 800 µg Ferricyanid (Sigma), 160 µg Triton-X100 (Sigma) und 50 µg mikrokristalliner Zellulose (Aldrich) besteht. Die resultierende Reaktionsschicht wird 30 min bei 40°C getrocknet. In die Probeaufnahme-kammer 6 werden mittels Dispenser 1,5 µl einer 0,1 % igen wässrigen Lösung aus Triton-X100 über die Fläche gleichmäßig verteilt dosiert. In die mäanderförmige Hämolysestrecke 9 werden 0,3 µl einer wässrigen 5 % igen Saponinlösung gleichmäßig verteilt eingebracht. Beide Lösungen werden bei 40°C in einem Umlufttrockenschrank getrocknet. In die rechteckförmigen Einzel-segmente 25a der Hämoglobinerückhaltstrecke 25 mit den Abmaßen (LxBxH) von 2 mm x 1 mm x 0,05 mm werden ausgestanzte Filterpapierabschnitte (3MM Whatman) mit gleichen Abmaßen eingelegt, die mit einer Lösung des Kationenaustauschers Nafion® (Du Pont) behandelt wurden. In die Messkammer 14 und die Affinitätskammer 26 werden Filterpapierabschnitte mit Abmaßen von 0,3 mm x 7 mm x 0,05 mm eingesetzt, die zuvor mit Boronsäure modifiziert werden. Zur Modifizierung der Zellulosema-

trix wird das Papier in ein Glasgefäß gelegt. In dieses Gefäß wird eine wässrige Lösung mit 2mg/ml N-Ethyl-N'-(3-dimethylaminopropyl)-carbodiimid (EDC, Sigma E-1769) und 6 mg/ml N-Hydroxysuccinimid (NHS, Sigma H-7377) zugegeben und für die Reaktion unter leichtem Schütteln über 30 Minuten inkubiert. Im Anschluss wird eine entsprechende Konzentration von 10 mg/ml *m*-Aminophenylboronsäure (Fluka 09199) eingebracht und für weitere 30 Minuten unter leichtem Schütteln inkubiert. Nach der Reaktion, bzw. Bildung von Säureamidbindungen zwischen Hydroxylgruppen der Cellulose und der Aminogruppe der *m*-Aminophenylboronsäure, wird die boronsäureimmobilisierte Zellulosematrix nacheinander mit Phosphatpuffer und Wasser gewaschen. Die aktivierte Matrix wird schließlich in 0,1 M Taurinpuffer (Sigma, T-0625) pH 9 getränkt und bei 40 °C über 30 min getrocknet. Danach wird das Filterpapier auf die Rechteckabmasse von 0,3 mm x 7 mm geschnitten und in die Messkammer 14 und Affinitätskammer 12 eingesetzt.

Schließlich wird die mikrostrukturierte Kunststoffolie 5 mittels einer doppelseitigen, 30 µm dicken Klebefolie (3 M), die wie in Fig. 5C dargestellt, Ausstanzungen für die Probeaufnahme-kammer 6, und die Messkammern 7, 11, 14 aufweist, mit dem Grundsensord 1 formschlüssig und irreversibel verbunden. Dabei positionieren sich die Messkammern 7, 11, 14 jeweils unmittelbar über einer der drei Elektrodenanordnungen 2, 3, 4.

Zur Durchführung einer HbA_{1c}-Bestimmung wird der Sensor über die Kontaktflächen 21a, 22a, 23a an das Glucosemeter "GlucoLine" eingesteckt und dadurch die Betriebsbereitschaft des Messgerätes hergestellt. An der Arbeitselektrode 18 wird ein Polarisationspotential von 450 mV bereitgestellt, dass über die Referenzelektrode 19 kontrolliert wird. Der amperometrische Messstrom wird zwischen Arbeits- und Gegenelektrode 18, 20 generiert

Durch Kontakt des Probeaufnahme-paltes 6a mit einem Blutropfen wird aufgrund der Kapillarwirkung die Probe umgehend in die Probeaufnahme-kammer 6 gesaugt. Die am Ende der Probeaufnahme-kammer angeordnete kreisförmige Öffnung 6b beschleunigt die Probeaufnahme erheblich.

[0053] Von der Probeaufnahme-kammer 6 aus gelangt die Probe über den Verbindungskanal 8 zur Hämolysestrecke 9. Beim Durchströmen der Strecke löst die Blutprobe das darin befindliche Saponin auf und es erfolgt eine umgehende Hämolysen der Erythrozyten, die am Ende der Hämolysestrecke 9 vollständig ist. Durch einen Übergangskanal 7a gelangt ein Teil der hämolysierten Probe in die erste Messkammer 7 und kommt am Ende der Messkammer 7 zum Stillstand, da der Auslasskanal 15 aufgrund seines sehr geringen Querschnitts zwar die verdrängte Luft zur Auslassöffnung 15a passieren lässt, nicht aber die Probe-flüssigkeit selbst. Sobald die Probe eine elektrolytische Verbindung zwischen Referenz-, Arbeits- und Gegenelektrode 19, 18, 20 hergestellt hat wird bei ange-

legter Polarisationsspannung ein Peakstrom verursacht, der bei Überschreiten eines vorgegebenen internen Schwellwertes von 300 nA eine Triggerung veranlasst, so dass nach einem festgelegten Zeitregime eine Strommessung zu einem definierten Zeitpunkt D erfolgt. Der resultierende Faradaysche Messstrom an der Arbeitselektrode 18a resultiert im Wesentlichen aus der Reoxidation des Ferrocyanids, das durch das Gesamthämoglobin der Probe reduziert wird.

Der Probehauptstrom gelangt jedoch von der Hämolysestrecke 9 direkt in die HbA-Rückhaltstrecke 25, die aufgrund ihrer mit Kationenaustauscher dotierten Zellulosematrixeinsätze eine Rückhaltung des nichtglykierten Hämoglobins, das positiver als das glykierte Hämoglobin geladen ist, bewirkt.

Nach dem Durchlaufen der HbA-Rückhaltstrecke 25 gelangt die Probe in einen Kanal 10, der sich gabelt. Der erste Gabelabzweig führt über die Affinitätskammer 12 in eine zweite Messkammer 11.

[0054] Die mit immobilisierter Boronsäure modifizierte Affinitätskammer 12 bindet das glykierte Hämoglobin, so dass die Probe, die dann in die zweite Messkammer 11 gelangt, gegebenenfalls noch nichtglykiertes Hämoglobin enthält, das beim Durchlaufen der HbA-Rückhaltstrecke 25 nicht gebunden wurde.

In der zweiten Messkammer 11 wird wiederum unmittelbar mit deren Befüllung eine Stromtriggerung verursacht und nach einem festgelegten Zeitregime eine Strommessung zum Zeitpunkt veranlasst. Der Faradaysche Strom an dieser Arbeitselektrode 18 resultiert im Wesentlichen aus dem elektrochemisch aktiven Resten an nichtglykiertem Hämoglobins der Probe.

[0055] Über den zweiten Gabelabzweig der Gabelung 10 gelangt der andere Anteil der Probe, in die Verzögerungsstrecke 26, die erforderlich ist, um die Messsignalgenerierung zwischen der zweiten und dritten Messkammer 11, 14 zeitlich versetzt voneinander erfassen zu können.

Die Verzögerungsstrecke 26 mündet in der dritten Messkammer 14, dabei überströmt die Probe die mit Boronsäure modifizierte Zellulosematrix, so dass das glykierte Hämoglobin der Probe an die exponierten Boronsäuremoleküle anbinden. Das Probevolumen, das die Messkammer 14 durchströmt, und damit die Dauer der Anreicherung des glykierten Hämoglobins wird durch das Volumen des Probeabfallkanals 27 festgelegt. Erst wenn dieser vollständig gefüllt ist, endet der Probe-fluss. Der Probeabfallkanal weist ein Volumen von 1,2 µl auf. Die Probe kommt wiederum aufgrund der Geometrie des Auslasskanals 17 zum Stillstand.

Durch die Anreicherung des glykierten Hämoglobins wird das Konzentrationsverhältnis in der von glykiertem zu restlichem nichtglykiertem Hämoglobin der Probe in der dritten Messkammer 14 wesentlich verbessert und damit der interferierende Einfluss des nichtglykierten Hämoglobinrestes der Probe bei der direkten Messung des glykierten Anteils vermindert.

Die Strommessung in der dritten Messkammer 14, er-

folgt wieder nach einer Stromtriggerung zu einem definierten Zeitpunkt.

Der Faradaysche Strom an dieser Arbeitselektrode 18 resultiert vor allem aus dem Anteil des angereicherten glykierten Hämoglobins der Probe und gegebenenfalls aus einem kleinen Anteil von nichtglykiertem Hämoglobin, das die Hämoglobintrückhaltstrecke passieren konnte.

Dementsprechend werden im Messkanal nacheinander drei gut voneinander unterscheidbare Messstromverläufe registriert, die jeweils den typischen Verlauf einer chronoamperometrischen Messung aufweisen und jeweils auf den vorangegangenen Stromwert aufsetzen.

[0056] Aus dem Messwert der ersten Messkammer wird das Gesamthämoglobin ermittelt.

[0057] Aus der Differenz zwischen den Messwerten aus der dritten und zweiten Messkammer 14, 11 wird der absolute Anteil des glykierten Hämoglobins ermittelt.

Aus dem Verhältnis der ermittelten Werte für das Gesamthämoglobin und für das glykierte Hämoglobin wird der relative Anteil des glykierten Hämoglobins der Probe berechnet, das über Referenzmessungen und mit definierten Proben an HbA1c auf den relativen HbA1c-Wert kalibriert wird.

[0058] Die resultierenden Werte werden durch das Messgerät nacheinander zur Anzeige gebracht und abgespeichert.

Abbildungen

[0059]

Fig. 1 Dreidimensionale Explosivdarstellung eines voltammetrischen Mikrofluidikensors zum Nachweis von glykiertem Hämoglobin bestehend aus einem planaren Trägermaterial 1, der dreifach und geometrisch identisch aufgedruckt und parallel geschaltete Drei-Elektrodenanordnungen 2, 3, 4 mit jeweils einer Arbeits-, Referenz- und Gegenelektrode 18, 18a, 19, 19a, 20, 20a, sowie Kohlenstoffleiterzüge 21, 22, 23, Isolationslack 1a mit Messfensteröffnungen 2a, 3a, 4a, gemeinsame Kontaktflächen 21a, 22a, 23a und einen zusätzlichen Geräteeinschaltkontakt 24 aufweist, einer doppel-seitigen Klebefolie 1b und einer mikrostrukturierten Kunststoffolie 5, in die eine Probeaufnahme-kammer 6, eine erste Messkammer 7, ein Übergangskanal 8, eine Hä-molysekammer 9, einen sich gabelnden Kanal 10, eine zweite Messkammer 11 eine Affinitätssäule 12 mit kreisförmigen und durch Kanäle verbundenen Einzelsegmenten 12a, einen Kanal 13, der den sich gabelnden Kanal 10 mit der zweiten Messkammer 11 verbindet, eine dritte Messkam-

mer 14 und in die jeweils an den Messkam-mern sich anschließende Austrittskanäle 15, 16, 17 mit Austrittsöffnungen 15a, 15b, 15c eingeprägt sind.

Fig. 2

Draufsicht auf den Träger 1 eines voltammetrischen Mikrofluidikensors zum Nachweis von glykiertem Hämoglobin mit drei Drei-Elektrodenanordnungen 2, 3, 4 Arbeits-, Referenz- und Gegenelektroden 18, 18a, 19, 19a, 20, 20a, Kontaktflächen 21a, 22a, 23a und Schaltkontakt 24 und Isolationslack 1a mit Messfensteröffnungen 2a, 3a, 4a.

Fig. 3

Draufsicht auf einen voltammetrischen Mikrofluidiksensor zum Nachweis von glykiertem Hämoglobin mit einem planaren Träger 1, Kontaktflächen 21a, 22a, 23a, einem zusätzlichen Geräteeinschaltkontakt 24 und einer mikrostrukturierten Kunststoffolie 5, in die eine Probeaufnahme-kammer 6, eine erste Messkammer 7, ein Übergangskanal 8, eine Hä-molysekammer 9, einen sich gabelnden Kanal 10, eine zweite Messkammer 11, eine mäanderförmige Affinitätssäule 12 mit rechteckigen Einzelsegmenten 12a, die durch Kanäle verbunden sind, einen Kanal 13, der den sich gabelnden Kanal 10 mit der zweiten Messkammer 11 verbindet, eine dritte Messkammer 14 und in die jeweils an den Messkammern sich anschließende Austrittskanäle 15, 16, 17 eingeprägt sind.

Fig. 4a,b

Messstromaufzeichnung (Fig. 4a) und Ladungsaufzeichnung (4b) der Messung mit dem voltammetrischen Mikrofluidiksensor zum Nachweis von glykiertem Hämoglobin, wobei die Peakströme A, B und C in Fig. 4a bzw. die Ladungsanstiege A, B, C in Fig. 4b Indikatoren der vollständigen Befüllung der Messkammern bzw. der Bedeckung der Drei-Elektrodenanordnungen mit Probe-flüssigkeit und gleichzeitig Triggersignale für definierte Messwertnahmen zu den Zeitpunkten D, E, F sind.

Fig. 5A

Draufsicht Elektrodenflächen 18, 18a, 19, 19a, 20, 20a, 18b, 19b, 20b bzw. Kohlenstoffleiterzüge - und Kontaktflächen 21, 21a, 22, 22a, 23, 23a auf Träger 1

Fig. 5B,

Isolationsschicht 1a, die über die Leiterzüge gedruckt wird, weist über den Elektrodenflächen jeweils rechteckige Aussparungen 2a, 3a, 4a auf

Fig. 5C	Doppelseitige Klebefolie 1b mit jeweils rechteckigen Aussparungen 2a, 3a, 4a für Elektrodenanordnungen 2, 3, 4 und Aussparung 6c für die Probeaufnahme kammer 6.	15a, 16a, 17a	Austrittsöffnungen
		18, 18a	Arbeitselektrode
		5 19, 19a	Referenzelektrode
Fig. 5D	Schematisch dargestellte definierte Strukturen der heißgeprägten Kunststoffolie 5 in Form von Kammern und Kanälen.	20, 20a	Gegenelektrode
		21, 22, 23	Kohlenstoffleiterzüge
		10	
Fig. 5E	Draufsicht auf Gesamtansicht des Sensors mit bedrucktem Träger 1, doppelseitiger Klebefolie 1b und heißgeprägter Kunststoffolie 5 mit definierten Strukturen in Form von Kammern und Kanälen.	21a, 22a, 23a	Kontaktflächen
		24	Geräteeinschaltkontakt
		15 25	Fließstrecke (Rückhaltstrecke für nichtglykiertes Hb)
Bezugszeichenliste		26	Verzögerungsstrecke
[0060]		20 27	Probeabfallkanal

1 planarer Träger

1 a Isolationsschicht

1b Klebefolie

2, 3, 4 Elektrodenanordnungen

2a, 3a, 4a Messfensteröffnungen

5 Kunststoffolie

6 Probeaufnahme kammer

6a Probeaufnahme kammer spalt

6b kreisförmige Öffnung

6c Aussparung der Klebefolie für Probeaufnahme kammer

7 erste Messkammer

8 Übergangskanal

9 Hämolyssekammer

10 Austrittskanal

11 zweite Messkammer

12 Affinitätskammer

13 Kanal

14 dritte Messkammer

15, 16, 17 Auslasskanäle

Patentansprüche

25 1. Voltammetrischer Mikrofluidiksensor zum direkten oder indirekten Nachweis von glykiertem Hämoglobin **gekennzeichnet durch**

- ein planares Trägermaterial (1), das drei geometrisch identisch aufgedruckte und parallel geschaltete voltammetrische Drei-Elektrodenanordnungen aufweist, die jeweils aus Arbeits-, Referenz- und Gegenelektroden bestehen,
- eine darüber befindliche Isolationsschicht (1a) mit Messfenster über den jeweiligen Elektrodenanordnungen und
- eine mikrostrukturierte Kunststoffolie (5), umfassend eine Probeaufnahme kammer (6), drei Messkammern (7), (11) und (14), eine Hämolyssekammer (9) zur Hämolys von Erythrozyten und mindestens eine Affinitätskammer (12) zur Bindung von glykiertem Hämoglobin, sowie Übergangs- und Austrittskanäle, wobei die Reaktions- und Messkammern (6), (7), (9), (11), (12), (14) mit Reagenzien zur Zellyse, Separation, Affinitätsreaktion und chemischen, elektrochemischen oder enzymatischen Reaktionen dotiert sind,

50 und wobei planarer Träger (1), Isolationsschicht (1a) und Folie (5) formschlüssig und irreversibel so miteinander verbunden sind, dass die Probeaufnahme kammer (6) in der Folie (5) mit dem Träger (1) einen Spalt (6a) zur Probenaufnahme bildet und die Messkammern jeweils über den Elektrodenanordnungen auf dem Trägermaterial (1) positioniert sind.

55

2. Mikrofluidiksensoren zum direkten Nachweis von glykiertem Hämoglobin nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** die mikrostrukturierte Kunststoffolie (5) umfasst:

die Probeaufnahme-kammer (6), die mit der Hä-molyse-kammer (9) verbunden ist, die Hä-molyse-kammer (9), die ein Detergenz zur Hä-molyse von Erythrocyten aufweist, einmal mit der ersten Messkammer (7), die mit einem Redoxmediator zur Ermittlung des Gesamthämoglobin-gehaltes der Probe, verbunden ist, und weiter-hin über einen Fließabschnitt (25), der so do-tiert ist, dass nichtglykiertes Hämoglobin ge-bunden oder in seinem Fluss merklich behind-ert wird, mit der Affinitätskammer (12) verbun-den ist, die mit mindestens einem affinen Agens zur Bindung von glykiertem Hämoglobin dotiert ist, und an die sich die zweite Messkam-mer (11), die mediator-dotiert zur Ermittlung von restlichem nichtglykiertem Hämoglobin ist, an-schließt, wobei ein sich gabelnder Kanal (10) im Anschluss an den Fließabschnitt (25) zum einen die Verbindung zur Affinitätskammer (12) gewährleistet und zum anderen über eine Ver-zögerungsstrecke (26) mit der dritten Mess-kammer (14) verbunden ist, die ebenfalls ein af-fines Agens zur Bindung von glykierten Hämoglo-bin enthält und mediator-dotiert zur Ermitt-lung von glykiertem Hämoglobin ist, wobei sich an diese Messkammer (14) ein Probeabfallka-nal (27) zur Anreicherung von glykiertem Hä-moglobin in der dritten Messkammer 14 an-schließt.

3. Mikrofluidiksensoren nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** die jeweils in den Messkammern dotierten Redoxmediatoren und Additive in der Art und Konzentration gleich sind.

4. Mikrofluidiksensoren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **gekennzeichnet durch**

a. Trägermaterial (1), das dreifach und geome-trisch identisch aufgedruckt parallel geschalte-te voltammetrische Drei-Elektrodenanordnun-gen (2), (3) und (4) aufweist, die jeweils aus Ar-beits-, Referenz- und Gegenelektroden (18, 18a), (19, 19a), (20, 20a) bestehen und über Leiterzüge mit Kontaktflächen (21, 21 a, 22, 22a, 23, 23a) verbunden sind,
b. Isolationslackschicht (1a),
c. mikrostrukturierte Kunststoffolie (5) enthal-tend

i. die Probeaufnahme-kammer (6) mit Anti-dotmittel, an deren Ende sich eine kreisförmige Öffnung (6b) befindet, die in einen

ii. Übergangskanal (8) führt, an den sich die Hä-molyse-kammer (9) mit hä-molyti-schem Detergenz anschließt,
iii. eine aus der Hä-molyse-kammer (9) füh-renden Kanal (7a), der zur ersten media-torhaltigen Messkammer (7) führt,
iv. einen aus der Hä-molyse-kammer (9) füh-renden Fließabschnitt (25), ggf. mit Einzel-segmenten mit affinem Agens,
v. den sich gabelnden Kanal (10), der ein-mal zur Affinitätskammer (12) führt, ggf. mit Einzelsegmenten mit affinem Agens, der die zweite mediatorhaltige Messkammer (11) folgt, und der zum anderen
vi. zur Verzögerungsstrecke (26) führt, der die dritte mediatorhaltige Messkammer mit affinen Agens gegen glykiertes Hämoglo-bin (14) mit Probeabfallkanal (27) folgt,
vii. jeweils an die Messkammern sich an-schließende Austrittskanäle (15), (16), (17) mit Austrittsöffnungen (15a), (15b), (15c).

5. Mikrofluidiksensoren zum indirekten Nachweis von glykiertem Hämoglobin nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** die mikrostrukturierte Kunststoffolie (5) umfasst:

die Probeaufnahme-kammer (6) mit mindestens einem Antidotmittel zur Reduktion von Methä-moglobin, an die sich die Hä-molyse-kammer (9) mit mindestens einem Detergenz zur Hä-molyse von Erythrocyten anschließt, die zum einen mit der Messkammer (11) verbunden ist, die mit mindestens einem Redoxmediator zur Ermitt-lung des Gesamt-Hb dotiert ist und zum ande-ren mit der Affinitätskammer (12), die mit min-destens einem affinen Agens zur Bindung von glykiertem Hämoglobin dotiert ist, an die sich dann die weitere, ebenfalls mediator-dotierte Messkammer (14) zur Ermittlung des nichtgly-kierten Hämoglobins anschließt, und dass die Messkammer (7), die sich parallel zur Hä-molyse-kammer (9) an der Probeaufnahme-kammer (6) befindet, zur Ermittlung von Inter-ferenzen durch anwesende elektrochemische Substanzen mit mindestens einem Redoxme-diator, dotiert ist.

6. Mikrofluidiksensoren nach Anspruch 5, **dadurch gekennzeichnet, dass** die jeweils in den Messkam-mern dotierten Redoxmediatoren und Additive in der Art und Konzentration gleich sind.

7. Mikrofluidiksensoren nach einem der Ansprüche 1, 5 oder 6, **gekennzeichnet durch**

a. Trägermaterial (1), das dreifach und geome-trisch identisch aufgedruckt parallel geschalte-

te voltammetrische Drei-Elektrodenanordnungen (2), (3) und (4) aufweist, die jeweils aus Arbeits-, Referenz- und Gegenelektroden (18, 18a), (19, 19a), (20, 20a) bestehen und über Leiterzüge mit Kontaktflächen (21, 21 a, 22, 22a, 23, 23a) verbunden sind,

b. Isolationslackschicht (1a),

c. mikrostrukturierte Kunststoffolie (5) enthaltend

i. Probeaufnahme-kammer (6) mit Antidotmittel,

ii. die erste mediatorhaltige Messkammer (7), parallel dazu

iii. Übergangskanal (8) mit sich anschließender Hämolysekammer (9) mit hämolytischem Detergenz,

iv. aus der Hämolysekammer (9) führender und sich gabelnder Kanal (10), der über v. einen direkten Kanal (13) zur zweiten mediatorhaltigen Messkammer (11) führt und parallel

vi. zur Affinitätskammer (12), ggf. mit Einzelsegmenten (12a) mit affinem Agens, der eine dritte mediatorhaltige Messkammer (14) folgt, und

vii. jeweils an die Messkammern sich anschließende Austrittskanäle (15), (16), (17) mit Austrittsöffnungen (15a), (15b), (15c).

8. Mikrofluidiksensor nach einem der Ansprüche 1 bis 7, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Kunststoffolie (5) eine Dicke von 100 µm bis 500 µm aufweist.

9. Mikrofluidiksensor nach einem der Ansprüche 1 bis 8, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Mikrostrukturen in der Kunststoffolie (5) in Form von Kammern und Kanälen Tiefen zwischen 20 µm und 100 µm und Breiten bzw. Längen zwischen 20 µm und 4000 µm aufweisen.

10. Mikrofluidiksensor nach einem der Ansprüche 1 bis 9, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Volumen der Probeaufnahme-kammer (6) zwischen 1 µl und 10 µl, vorzugsweise 2 µl bis 5 µl, beträgt und das Gesamtvolumen aller anderen Kammern und Verbindungskanäle nicht größer als das der Probeaufnahme-kammer (6) ist.

11. Mikrofluidiksensor nach einem der Ansprüche 1 bis 10, **dadurch gekennzeichnet, dass** er zwischen Isolations-schicht (1a) und mikrostrukturierter Kunststoffolie (5) eine Klebefolie (1b) mit Messfenstern über den jeweiligen Elektrodenanordnungen und einer Aussparung 6c über der Probeaufnahme-kammer 6 aufweist.

12. Mikrofluidiksensor nach Anspruch 11, **dadurch ge-**

kennzeichnet, dass die Klebefolie (1b) eine Dicke von 30 µm bis 50 µm besitzt und doppelseitig mit dem planaren Träger (1) und der Kunststoffolie (5) nahezu formschlüssig verbunden ist.

13. Mikrofluidiksensor nach einem der Ansprüche 1 bis 12, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Kunststoffolie (5) aus Polycarbonat oder Polyester besteht.

14. Mikrofluidiksensor nach einem der Ansprüche 1 bis 13, **dadurch gekennzeichnet, dass** er als Antidotmittel in der Probeaufnahme-kammer (6) einen chinoiden Redoxfarbstoff, vorzugsweise Toluidinblau oder Methylenblau in einer Menge zwischen 0,1 mg und 1 mg, aufweist.

15. Mikrofluidiksensor nach einem der Ansprüche 1 bis 14, **dadurch gekennzeichnet, dass** er in der Hämolysekammer (9) als hämolytisch wirksames Detergenz Saponin oder ein nichtionogenes Tensid aufweist, vorzugsweise Saponin in einer Menge zwischen 0,05 mg und 1 mg.

16. Mikrofluidiksensor nach einem der Ansprüche 1 bis 15, **dadurch gekennzeichnet, dass** er als affines Agens in den Affinitätseinrichtungen (12) und (26) Boronsäure, ein Boronsäurederivat oder Antikörper in einer Menge zwischen 0,5 mg und 10 mg aufweist.

17. Mikrofluidiksensor nach einem der Ansprüche 1 bis 14, **dadurch gekennzeichnet, dass** der als Redoxmediator in den jeweiligen Messkammern ein Chinon, Chinonderivat, einen chinoiden Redoxfarbstoff aus der Gruppe der Phenazine, Phenoxazine, Phenothiazine, Indamine, Metallocene, oder einen redoxaktiven Metallkomplex in einer Menge zwischen 0,5 mg und 10 mg aufweist.

18. Mikrofluidiksensor nach einem der Ansprüche 1 und 5 bis 14, **dadurch gekennzeichnet, dass** er in der Fließstrecke (25) als affines Agens zur Bindung von nichtglykiertem Hämoglobin ein geladenes poröses Trägermaterial in Form eines geladenen Polymers oder Ionenaustauschers aufweist.

19. Verfahren zum indirekten Nachweis von glykiertem Hämoglobin **dadurch gekennzeichnet, dass** man einen Mikrofluidiksensor gemäß einem der Ansprüche 1 bis 4 und 8 bis 17 in ein adaptiertes Glucosemeter positioniert, mit einer zu analysierenden Probe in Kontakt bringt, an die Arbeitselektroden einer potentiostatischen Drei-Elektrodenanordnung, ein Polarisationspotential anlegt und aufgrund der einzelnen Probeaufbereitungsschritte beim Durchlaufen der Probe in den jeweiligen Messkammern, die amperometrisch erzeugten, zeitlich versetzten

Strommesssignale für ggf. Interferenzen, den Gesamtgehalt an Hämoglobin und den Gehalt an nichtglykiertem Hämoglobin ermittelt und anschließend den relativen Gehalt an glykiertem Hämoglobin durch Differenzbildung zwischen den Messsignalen aus dem Gehalt an Gesamthämoglobin und nichtglykiertem Hämoglobin und der Verhältnisbildung aus der Differenz zum Gesamthämoglobinwert berechnet.

5

10

20. Verfahren zum direkten Nachweis von glykiertem Hämoglobin **dadurch gekennzeichnet, dass** man einen Mikrofluidiksensor gemäß einem der Ansprüche 1 und 5 bis 18 in ein adaptiertes Glucosemeter positioniert, mit einer zu analysierenden Probe in Kontakt bringt, an die Arbeitselektroden einer potentiostatischen Drei-Elektrodenanordnung, ein Polarisationspotential anlegt und aufgrund der einzelnen Probeaufbereitungsschritte beim Durchlaufen der Probe von der Aufnahme am Kapillarspalt 6a der Probeaufnahmekammer 6 bis zu den Auslasskanälen 15, 16 17 in den jeweiligen Messkammern die amperometrisch erzeugten, zeitlich versetzten Strommesssignale für den Gesamtgehalt an Hämoglobin, den Gehalt an restlichem, nach Probeaufbereitung noch in der Probe enthaltenen nichtglykiertem Hämoglobin und den Gehalt an glykiertem Hämoglobin nach seiner Anreicherung in der dritten Messkammer 14 ermittelt, wobei zur Bestimmung des relativen glykierten Hämoglobianteils die Differenz zwischen dem in der dritten Messkammer 14 ermitteltem Messwert aus glykiertem Hämoglobin und dem in der zweiten Messkammer 11 ermittelten Messwert aus restlichen, nichtglykiertem Hämoglobin gebildet und zum Gesamthämoglobinantel, dessen Wert in der ersten Messkammer 7 ermittelt wurde, in Verhältnis gesetzt wird.

15

20

25

30

35

40

45

50

55

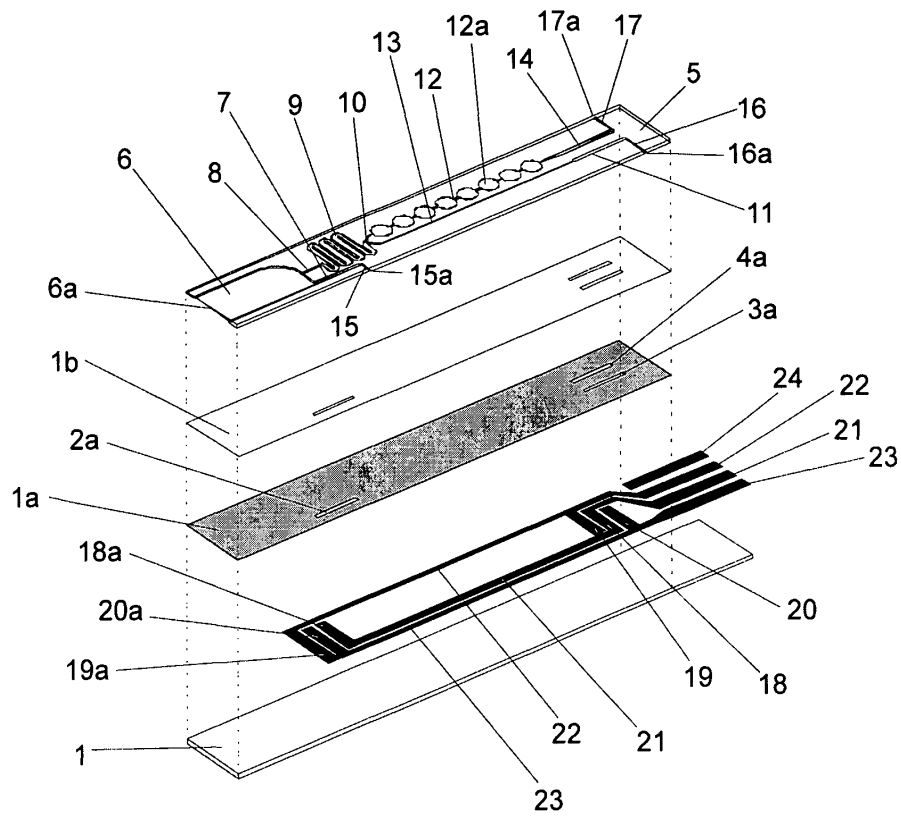


Fig. 1

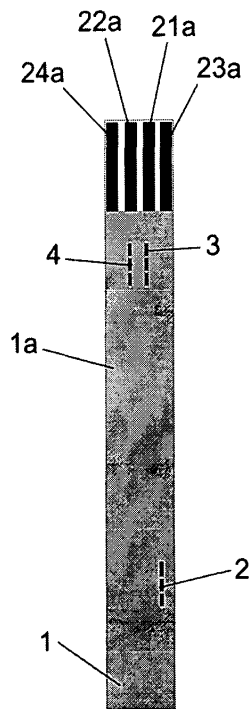


Fig. 2

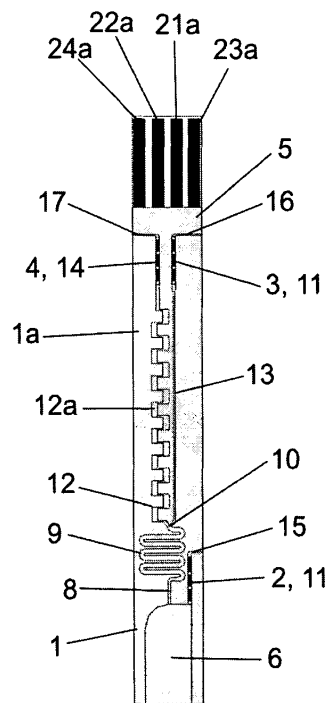


Fig.3

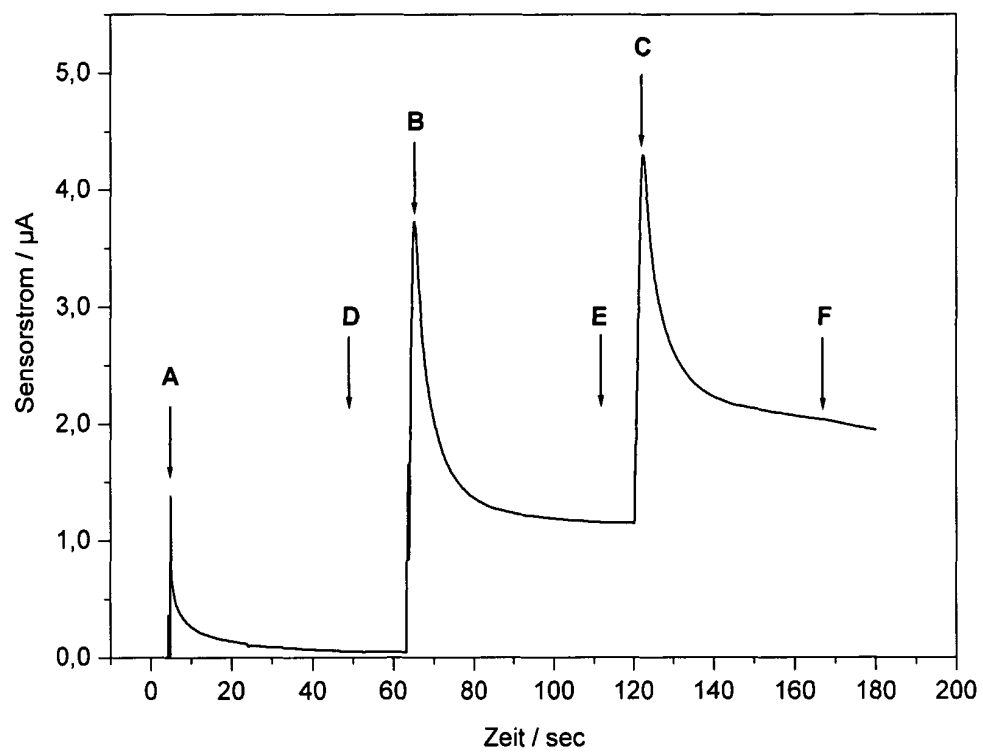


Fig. 4a

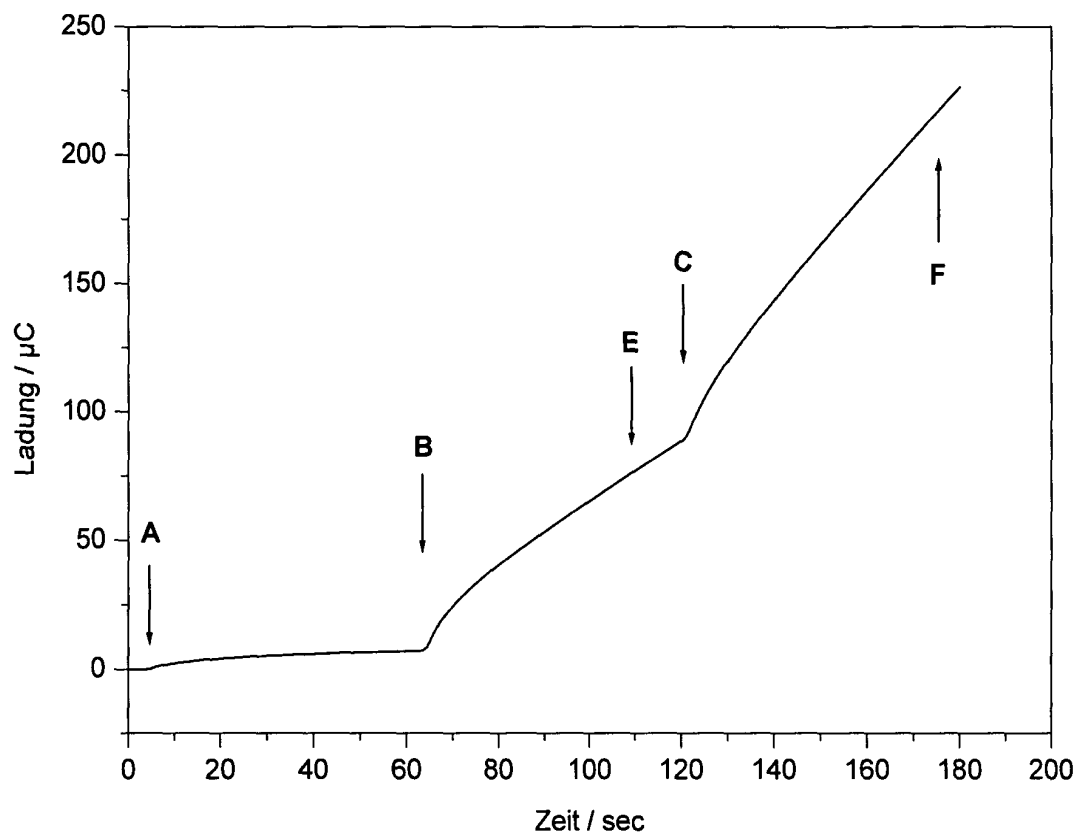


Fig. 4b

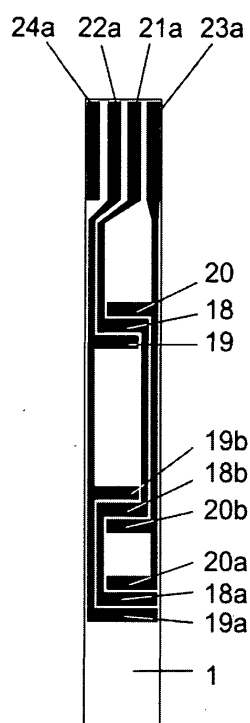


Fig. 5A

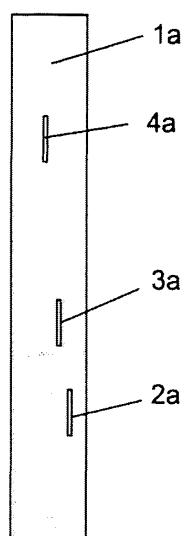


Fig. 5B

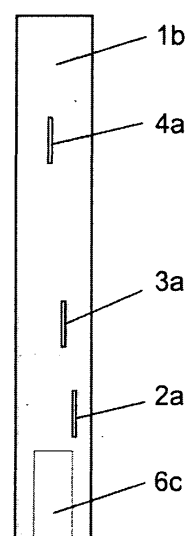


Fig. 5C

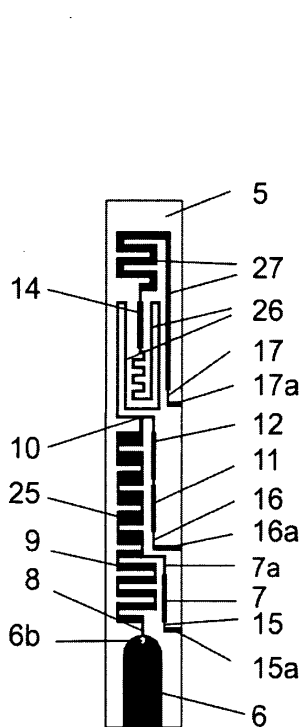


Fig. 5D

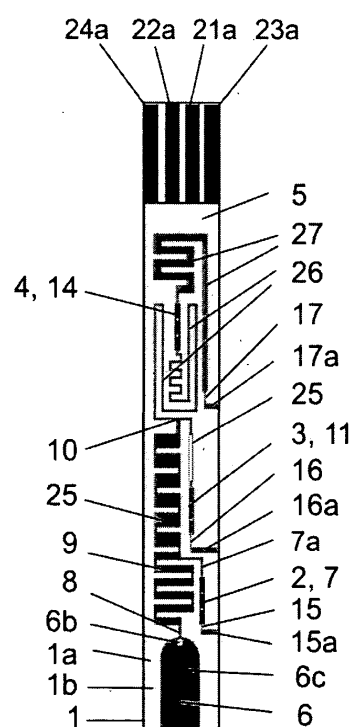


Fig. 5E



Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung
EP 05 09 0128

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.7)
A	EP 1 385 002 A (SENSLAB - GESELLSCHAFT ZUR ENTWICKLUNG UND HERSTELLUNG BIOELEKTROCHEMI) 28. Januar 2004 (2004-01-28) * Spalte 4, Zeile 27 - Spalte 7, Zeile 56; Ansprüche 1,3,6; Abbildungen 1,2,4 * -----	1-20	A61B5/00 G01N33/543 C12Q1/00
A	US 5 628 890 A (CARTER ET AL) 13. Mai 1997 (1997-05-13) * Spalte 3, Zeile 41 - Spalte 6, Zeile 65; Abbildungen 1,2 * -----	1-20	
A	US 5 164 598 A (HILLMAN ET AL) 17. November 1992 (1992-11-17) * Spalte 18, Zeile 61 - Spalte 20, Zeile 18 * * Spalte 20, Zeile 55 - Spalte 22, Zeile 66; Abbildungen 2-5 * -----	1-20	
			RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int.Cl.7)
			A61B G01N C12Q
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort München		Abschlußdatum der Recherche 27. Juli 2005	Prüfer Rick, K
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

2
EPO FORM 1503 03/82 (P04C03)

**ANHANG ZUM EUROPÄISCHEN RECHERCHENBERICHT
 ÜBER DIE EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG NR.**

EP 05 09 0128

In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patentedokumente angegeben.

Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am
 Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

27-07-2005

Im Recherchenbericht angeführtes Patentedokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 1385002 A	28-01-2004	DE 10234564 A1 EP 1385002 A1	12-02-2004 28-01-2004
US 5628890 A	13-05-1997	CA 2159553 A1 JP 9222411 A	30-03-1997 26-08-1997
US 5164598 A	17-11-1992	US 4948961 A US 5004923 A US 4756884 A US 5144139 A US 5204525 A US 5140161 A US 5300779 A AT 105084 T AU 593001 B2 AU 6088486 A CA 1275231 C DE 3650530 D1 DE 3650530 T2 DE 3650574 D1 DE 3650574 T2 DE 3650610 D1 DE 3650610 T2 DE 3689812 D1 DE 3689812 T2 EP 0212314 A2 EP 0483117 A2 EP 0485368 A2 EP 0488994 A2 JP 7092169 A JP 7104356 B JP 1945801 C JP 6058373 B JP 62129759 A JP 2032116 C JP 6094722 A JP 7069330 B JP 2595422 B2 JP 6094723 A JP 2075360 C JP 6094724 A JP 7117546 B US 4963498 A	14-08-1990 02-04-1991 12-07-1988 01-09-1992 20-04-1993 18-08-1992 05-04-1994 15-05-1994 01-02-1990 12-02-1987 16-10-1990 18-07-1996 21-11-1996 31-10-1996 13-03-1997 15-05-1997 25-09-1997 01-06-1994 01-09-1994 04-03-1987 29-04-1992 13-05-1992 03-06-1992 07-04-1995 13-11-1995 23-06-1995 03-08-1994 12-06-1987 19-03-1996 08-04-1994 26-07-1995 02-04-1997 08-04-1994 25-07-1996 08-04-1994 18-12-1995 16-10-1990

EPO FORM P0461

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr.12/82

专利名称(译)	伏安法微流体传感器和直接或间接测定糖基化血红蛋白的方法		
公开(公告)号	EP1593339A1	公开(公告)日	2005-11-09
申请号	EP2005090128	申请日	2005-05-06
[标]申请(专利权)人(译)	SENSLAB ZUR ENTWICKLUNG & HERSTELLUNG BIOELEKTROCHEMR SENSOREN MBH		
申请(专利权)人(译)	SENSLAB - GESELLSCHAFT ZUR ENTWICKLUNG UND HERSTELLUNG BIOELEKTROCHEMISCHER SENSOREN MBH		
当前申请(专利权)人(译)	SENSLAB - GESELLSCHAFT ZUR ENTWICKLUNG UND HERSTELLUNG BIOELEKTROCHEMISCHER SENSOREN MBH		
[标]发明人	GRUNDIG BERND HANSLER HABIL MARION WEDIG HEIKO DIPL ING		
发明人	GRÜNDIG, BERND, DR. HELLMICH, ROBERT, DIPL.-BIOCHEM. HÄNSLER, HABIL MARION, DR. WEDIG, HEIKO, DIPL.-ING.		
IPC分类号	A61B5/00 C12Q1/00 G01N33/543		
CPC分类号	A61B5/14532 A61B5/1486		
优先权	102004023662 2004-05-06 DE		
其他公开文献	EP1593339B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于直接或间接测定糖基化血红蛋白的伏安式微流体传感器是新的。用于直接或间接测定糖基化血红蛋白的伏安式微流体传感器是新的。平面基板（1）承载三个相同印刷的具有并联连接的伏安电极。它们包括工作电极，参比电极和反电极。它们被绝缘层（1a）覆盖，在各个电极上具有测量窗口。微结构塑料薄膜（5）包括样品室（6），三个测量室（7,11,14），溶血室（9）（用于红细胞溶血）和至少一个用于粘合胶质细胞的亲和室（12）血红蛋白。还包括转移和出口通道。反应和测量室掺杂有用于化学，电化学或酶促反应的试剂。衬底，绝缘层和薄膜正向和不可逆地结合在一起，使得薄膜中的样品室与衬底形成间隙（6a）。这接受样本。每个测量室位于基板上的电极上方。提供典型尺寸，数量和体积。根据前述原理进一步阐述了该设计。对于相应的检测方法包括独立的权利要求，其可以是直接的或间接的。

