

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

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum

Internationales Büro

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
18. Oktober 2012 (18.10.2012)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2012/139776 A2

- (51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 5/00 (2006.01) *A61B 5/145* (2006.01)
A61B 5/1455 (2006.01) *G01N 21/64* (2006.01)
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2012/001637
- (22) Internationales Anmeldedatum:
16. April 2012 (16.04.2012)
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität:
10 2011 017 064.2
14. April 2011 (14.04.2011) DE
- (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): **FLORE, Ingo** [DE/DE]; Westfalendamm 280, 44141 Dortmund (DE).
- (72) Erfinder; und
- (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **KIM, Yoon Ok** [DE/DE]; Im Rosengrund 6, 58239 Schwerte (DE). **CHO, Ok-Kyung** [DE/DE]; Im Rosengrund 6, 58239 Schwerte (DE).
- (74) Anwalt: **ISFORT, Olaf**; Schneiders & Behrendt, Huestrassse 23, 44787 Bochum (DE).
- (81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: DIAGNOSTIC MEASURING APPARATUS WITH INTEGRATED SPECTROMETER

(54) Bezeichnung : DIAGNOSTISCHE MESSVORRICHTUNG MIT INTEGRIERTEM SPEKTROMETER

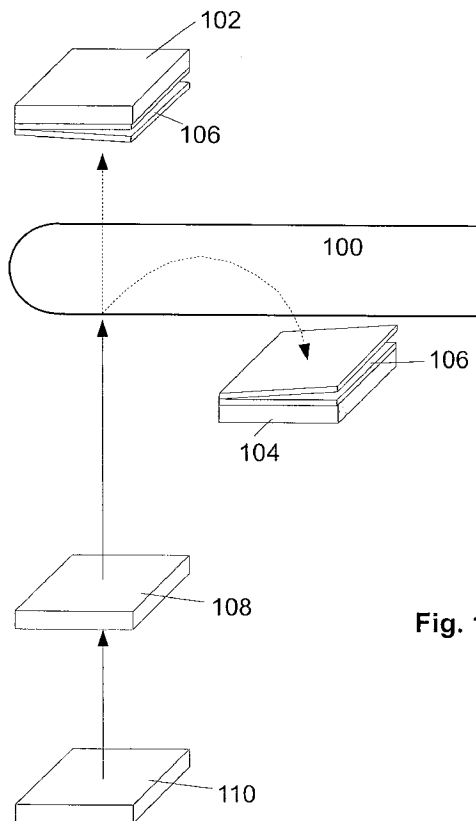


Fig. 1a

(57) Abstract: The invention relates to a diagnostic measuring apparatus for non-invasively detecting at least one physiological parameter of the human body. The measuring apparatus comprises: - a continuum emitter(110) for emitting first electromagnetic radiation, the spectrum of which has a continuum extending over a wavelength range, - a bearing area for bearing a human body part (100) on the measuring apparatus, wherein the bearing area is designed such that the body part (100) is irradiated with the first electromagnetic radiation, wherein the first electromagnetic radiation is emitted by transmission, scattering and/or reflection as second electromagnetic radiation from the tissue of the body part (100), - a detector (102; 104) for detecting at least one spectral component of the second electromagnetic radiation, - a spectral decomposition unit (106; 114; 116; 402) for spectrally selecting wavelength ranges of the first and/or second electromagnetic radiation. Moreover, the invention relates to a diagnostic measuring apparatus for non-invasively detecting at least one physiological parameter of the human body, comprising: - a sensor having a matrix-shaped arrangement of measuring electrodes for carrying out an electrolyte movement measurement and a signal processing device connected to the sensor, wherein the signal processing device is designed to carry out a spatially and temporally resolved measurement of electrical potential values at the surface of a human body part via the sensor.

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2012/139776 A2



(84) **Bestimmungsstaaten** (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO,

RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe g)

Die Erfindung betrifft eine diagnostische Messvorrichtung zur nicht-invasiven Erfassung von wenigstens einem physiologischen Parameter des menschlichen Körpers. Die Messvorrichtung umfasst : - einen Kontinuumstrahler (110) zur Abstrahlung von erster elektromagnetischer Strahlung, deren Spektrum ein sich über einen Wellenlängenbereich erstreckendes Kontinuum aufweist, - eine Anlagefläche zur Anlage eines menschlichen Körperteils (100) an der Messvorrichtung, wobei die Anlagefläche so ausgebildet ist, dass eine Bestrahlung des Körperteils (100) mit der ersten elektromagnetischen Strahlung erfolgt, wobei die erste elektromagnetische Strahlung durch Transmission, Streuung und/oder Reflexion als zweite elektromagnetische Strahlung von dem Gewebe des Körperteils (100) abgestrahlt wird, - einen Detektor (102; 104) zur Detektion zumindest eines spektralen Anteils der zweiten elektromagnetischen Strahlung, - eine Spektralzerlegungseinheit (106; 114; 116; 402) zur spektralen Selektierung von Wellenlängenbereichen der ersten und/oder zweiten elektromagnetischen Strahlung. Außerdem betrifft die Erfindung eine diagnostische Messvorrichtung zur nicht-invasiven Erfassung von wenigstens einem physiologischen Parameter des menschlichen Körpers, aufweisend : - einen Sensor mit einer matrixförmigen Anordnung von Messelektroden zur Durchführung einer Elektrolytbewegungsmessung und eine mit dem Sensor verbundene Signalverarbeitungseinrichtung, wobei die Signalverarbeitungseinrichtung zur Durchführung einer orts- und zeitaufgelösten Messung von elektrischen Potentialwerten an der Oberfläche eines menschlichen Körperteils über den Sensor eingerichtet ist.

Diagnostische Messvorrichtung mit integriertem Spektrometer

- 5 Die Erfindung betrifft eine diagnostische Messvorrichtung zur nicht-invasiven Erfassung von wenigstens einem physiologischen Parameter des menschlichen Körpers.

Die Versorgung des Körpergewebes mit Sauerstoff gehört bekanntlich zu den wichtigsten Vitalfunktionen des Menschen. Aus diesem Grund sind oximetrische
10 Diagnosemodalitäten heutzutage von großer Bedeutung in der Medizin. Routinemäßig werden sogenannte Pulsoximeter eingesetzt. Derartige Pulsoximeter umfassen typischerweise zwei Lichtquellen, die jeweils Licht bei diskreten Wellenlängen, nämlich rotes bzw. infrarotes Licht in das Körpergewebe einstrahlen. Das Licht wird im Körpergewebe gestreut und
15 teilweise absorbiert. Das gestreute Licht wird schließlich mittels eines Detektors detektiert. Der Detektor umfasst hierzu z.B. einen Lichtsensor in Form einer geeigneten Photozelle. Typischerweise verwenden kommerzielle Pulsoximeter zum einen Licht im Wellenlängenbereich von 660 nm. In diesem Bereich ist die Lichtabsorption von Oxihämoglobin und Desoxihämoglobin stark
20 unterschiedlich. Dementsprechend variiert die Intensität des mittels des Photosensors detektierten, gestreuten Lichts in Abhängigkeit davon, wie stark das untersuchte Körpergewebe von sauerstoffreichem, bzw. sauerstoffarmem Blut durchblutet ist. Zum anderen wird üblicherweise Licht im Wellenlängenbereich von 810 nm verwendet. Diese Lichtwellenlänge liegt im
25 sogenannten nahen infraroten Spektralbereich. Die Lichtabsorption von Oxihämoglobin und Desoxihämoglobin ist in diesem Spektralbereich im Wesentlichen gleich. Mit derartigen Vorrichtungen wird in der Regel die Hämoglobinsauerstoffsättigung in arteriellem (SaO_2 , SpO_2) und venösem Blut

(ScvO₂, SvO₂) gemessen. Die bekannten Pulsoximeter sind außerdem in der Lage, ein plethysmographisches Signal, d. h. ein Volumenpulssignal zu erzeugen, das die während des Herzschlags veränderliche Blutmenge in dem von dem Pulsoximeter erfassten Mikrogefäßsystem wiedergibt (sog. 5 Photoplethysmographie). Die üblichen Pulsoximeter werden entweder an der Fingerspitze eines Patienten oder auch am Ohrläppchen eingesetzt. Es wird dann das Volumenpulssignal aus der Blutperfusion des Mikrogefäßsystems in diesen Bereichen des Körpergewebes erzeugt.

Beispielsweise offenbart die DE 10 2006 052 125 A1 eine Vorrichtung zum 10 optischen Bestimmen von physiologischen Variablen in perfundiertem Gewebe. Die Vorrichtung weist hierzu eine erste und eine zweite Lichtquelle auf, welche jeweils Lichtstrahlung einer ersten bzw. einer zweiten vorbestimmbaren Wellenlänge aussenden. Über eine Auswerteeinheit und einen Fotodetektor werden aus durch das Gewebe hindurchgetretenem Licht bzw. vom Gewebe 15 reflektiertem Licht unterschiedliche physiologische Variablen bestimmt.

Aus der US 2005/0277818 A1 ist eine Vorrichtung zur Bestimmung der Sauerstoffsättigung in der Mikrozirkulation (StO₂) , d.h. wo Sauerstoff mit den Gewebezellen ausgetauscht wird, bekannt. Die Vorrichtung umfasst hierzu eine Mehrzahl von Lichtquellen in Form von LEDs, die bei gezielt ausgewählten 20 verschiedenen Wellenlängen (z.B. 692 nm, 720 nm, 732 nm, 748 nm, 760 nm, 788 nm) emittieren. Aus der Intensität des bei den verschiedenen Wellenlängen detektierten Streu- oder Transmissionslichts wird nach einer mathematischen Formel die zweite Ableitung des Absorptionsspektrums abgeschätzt. Aus den Charakteristika dieses Ableitungsspektrums („2nd derivative attenuation 25 spectrum“) kann dann auf die Hämoglobinsauerstoffsättigung StO₂ geschlossen werden.

Die zuvor beschriebenen Ansätze haben den Nachteil, dass für jede Lichtwellenlänge eigens eine spezielle Lichtquelle und ggf. ein entsprechender spezieller Lichtsensor vorgesehen werden müssen. Die Abschätzung des 30 Ableitungsspektrums gemäß der oben genannten US 2005/0277818 A1 auf der Basis von Messungen bei nur einigen wenigen Wellenlängen ist vergleichsweise

ungenau und führt dementsprechend in nachteiliger Weise zu einer nicht sehr präzisen Bestimmung von StO₂.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung zur nicht-invasiven Bestimmung von physiologischen Parametern bereit zu stellen, die gegenüber dem Stand der Technik verbessert und hinsichtlich ihrer Funktionalität erweitert ist.

Die der Erfindung zugrunde liegende Aufgabe wird mit den Merkmalen des unabhängigen Patentanspruchs gelöst. Bevorzugte Ausführungsformen der Erfindung sind in den abhängigen Patentansprüchen angegeben.

10 Die Erfindung schlägt eine diagnostische Messvorrichtung vor, die eine Strahlungsquelle zur Abstrahlung von erster elektromagnetischer Strahlung aufweist. Vorzugsweise handelt es sich bei der Strahlungsquelle um einen Kontinuumstrahler, dessen Strahlungsspektrum ein sich über einen Wellenlängenbereich erstreckendes Kontinuum aufweist. An Stelle mehrerer
15 Lichtquellen, die (mehr oder weniger schmalbandige) elektromagnetische Strahlung bei diskreten Wellenlänge emittieren, kann gemäß der Erfindung der Kontinuumsstrahler als einzige Lichtquelle zum Einsatz kommen, der einen breiten Wellenlängenbereich, nämlich sämtliche für die jeweilige Messung erforderlichen Wellenlängen, abdeckt. Bei dem Kontinuumsstrahler kann es sich
20 z.B. um eine weißes Licht abstrahlende Lichtquelle handeln. Die erfindungsgemäße Vorrichtung weist eine Anlagefläche zur Anlage eines menschlichen Körperteils auf. Die Anlagefläche ist so ausgebildet ist, dass das Körperteil mit der ersten elektromagnetischen Strahlung bestrahlt wird. In dem so bestrahlten Gewebe des Körperteils wird die elektromagnetische Strahlung
25 gestreut und/oder reflektiert. Die so modifizierte Strahlung wird im Sinne der Erfindung als zweite elektromagnetische Strahlung bezeichnet, die von dem Gewebe des Körperteils abgestrahlt wird. Ein Detektor ist vorgesehen, der zumindest einen spektralen Anteil der zweiten elektromagnetischen Strahlung detektiert. Hierzu kann der Detektor eine oder mehrere geeignete
30 Photosensoren aufweisen. Weiterhin umfasst die erfindungsgemäße Vorrichtung eine Spektralzerlegungseinheit zur spektralen Selektierung von Wellenlängenbereichen der ersten und/oder zweiten elektromagnetischen

Strahlung. Im Falle der spektralen Selektierung von Wellenlängen der ersten elektromagnetischen Strahlung ist die Anlagefläche der erfindungsgemäßen Vorrichtung so angeordnet, dass eine Bestrahlung des Körperteils mit den spektral selektieren Wellenlängen erfolgt. Im Falle der spektralen Selektierung von Wellenlängen der zweiten elektromagnetischen Strahlung ist der Detektor zur spektral selektiven Detektion der zweiten elektromagnetischen Strahlung ausgebildet. Die Spektralzerlegungseinheit bildet in Kombination mit dem Kontinuumstrahler und dem Detektor somit gleichsam ein Spektrometer, mit dem der interessierende Spektralbereich vollständig und (quasi) kontinuierlich vermessen werden kann, und zwar ohne Einschränkung auf einzelne diskrete Wellenlängen. Hierin besteht der wesentliche Vorteil gegenüber dem Stand der Technik.

Die mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung möglichen Messungen umfassen dabei ohne Beschränkung der Allgemeinheit z.B.

- 15 - die Messung der am Detektor erfassten Intensität der ersten elektromagnetischen Strahlung ohne anliegendes Körperteil – diese Messung ist hilfreich und ggf. nötig für eine Kalibrierung und kann bei jeder Wellenlänge erfolgen,
- Bestimmung der Sauerstoffsättigung SaO_2 bei Wellenlängen 20 660 nm bzw. 880 nm und 810 nm,
- Bestimmung der Sauerstoffsättigung im Gewebe StO_2 bei Wellenlängen im Bereich von 400 nm bis 1000 nm,
- Bestimmung des Metabolismus-induzierten lokalen Sauerstoffverbrauchs bei Wellenlängen im Bereich von 660 nm bis 880 nm,
- 25 - Durchblutungsmessung (Volumenpuls, Pulswellengeschwindigkeit, Gefäßsteifigkeitsindex SI) bei Wellenlängen von 660 nm und 880 nm,
- Messung des Wassergehalts in der Haut bei einer Wellenlänge von 940 nm,
- Messung von Hautschichtdicke, Basisblutmenge und Blutdicke.

30 Sowohl die Hautschichtdicke als auch die Basisblutmenge sind im Zusammenhang mit anderen Messungen wichtige Parameter, da die Transmission und Absorption von Licht in Haut sowohl wellenlängen- als auch schichtdickenabhängig ist.

Wie aus den oben angeführten Beispielen ersichtlich, sollte die spektrale Breite des Kontinuums der ersten elektromagnetischen Strahlung bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung wenigstens 200 nm betragen. Das spektrale Kontinuum der ersten elektromagnetischen Strahlung sollte möglichst einen Wellenlängenbereich von 700 nm bis 900 nm, bevorzugt von 500 nm bis 1000 nm, besonders bevorzugt von 300 nm bis 1100 nm abdecken, um sämtliche interessierenden optischen Messungen ohne Einschränkung durchführen zu können.

Es sei darauf verwiesen, dass unter Streuung von elektromagnetischer Strahlung im Sinne der Erfindung auch Intensitätsverluste aufgrund von Absorptionvorgängen im Gewebe verstanden werden, sowie auch beliebige Arten von Photon-Atom- und Photon-Molekül-Wechselwirkungen, einschließlich aller Arten von elastischer, inelastischer Streuung und von resultierenden Photonen-Emissionen (auch Fluoreszenz).

Nach einer Ausführungsform der Erfindung separiert die Spektralzerlegungseinheit die von der ersten und/oder zweiten elektromagnetischen Strahlung umfassten Wellenlängenbereiche räumlich. Bei der Spektralzerlegungseinheit kann es sich entsprechend um ein Beugungsgitter, ein Prisma, einen Interferenzkeil oder Ähnliches handeln.

Nach einer Ausführungsform der Erfindung ist der Detektor ferner zur orts aufgelösten (und zeitaufgelösten) Detektion zumindest eines spektralen Anteils der zweiten elektromagnetischen Strahlung ausgebildet. Zum einen ermöglicht dies die getrennte Erfassung physiologischer Parameter bezüglich verschiedener Orte innerhalb des Körpergewebes. In Kombination mit der räumlichen Separierung der von der ersten und/oder zweiten elektromagnetischen Strahlung umfassten Wellenlängenbereiche mittels der Spektralzerlegungseinheit bildet der ortsauffösende Detektor ein Spektrometer, mit dem gleichzeitig eine Vielzahl verschiedener Wellenlängenbereiche detektiert werden kann.

Der Detektor kann gemäß einer bevorzugten Ausgestaltung der Erfindung zur ortsaufgelösten (und zeitaufgelösten) Detektion eine Pixelmatrix aus räumlich

getrennten photoempfindlichen Detektorelementen aufweisen. Geeignet ist z.B. ein Halbleiterchip mit einer integrierten Matrix aus Photodetektoren (z.B. CMOS Zeilensensor) oder auch ein CCD-Element. Jedes Pixel kann einem bestimmten Wellenlängenbereich zugeordnet sein. Beispielsweise kann ein Prisma oder ein Interferenzkeil unmittelbar über der Pixelmatrix angeordnet sein, sodass die spektral selektierte Strahlung auf die für die jeweiligen Wellenlängenbereiche vorgesehenen Pixel gelangt.

Nach einer weiteren Ausführungsform der Erfindung ist der Detektor ferner zur Durchführung einer Bioimpedanzmessung und/oder zur Durchführung einer Elektrolytbewegungsmessung ausgebildet.

Zur Bestimmung von physiologischen Parametern, wie z. B. Körperfettgehalt, ist das Prinzip der bioelektrischen Impedanzmessung (kurz Bioimpedanzmessung) bekannt. Für die Ermittlung z.B. des lokalen Sauerstoffverbrauchs kann mittels der erfindungsgemäßen Messvorrichtung zusätzlich zur optisch bestimmten arteriellen Sauerstoffsättigung auch die kapillare Sauerstoffsättigung im Gewebe des untersuchten Körperteils bestimmt werden. Hierzu ist es hilfreich, wenn die Zusammensetzung des untersuchten Körpergewebes bekannt ist. Entscheidende Parameter sind der lokale Fettgehalt und/oder der Wassergehalt des Körpergewebes. Diese Parameter können mittels bioelektrischer Impedanzmessung erfasst werden. Außerdem können elektrische Widerstände der Körperteile und der Blutgefäße ermittelt werden. Gemäß einer sinnvollen Ausgestaltung der Erfindung werden somit optische Messungen mit Messungen der Bioimpedanz in einer Vorrichtung kombiniert. Die Bioimpedanzmessung kann außerdem zur Erfassung von globalen Gewebeparametern, wie globaler Fettgehalt und/oder globaler Wassergehalt, genutzt werden. Hierdurch wird die Funktionalität der erfindungsgemäßen Messvorrichtung erweitert. Die Sensoren für die Bioimpedanzmessung können so ausgebildet sein, dass damit sowohl lokale als auch globale Gewebeparameter gemessen werden können.

Die Natrium-Kalium-ATPase (genauer: $3 \text{ Na}^+ / 2 \text{ K}^+ - \text{ATPase}$), auch als Natrium-Kalium-Ionenpumpe bezeichnet, ist ein in der Zellmembran von Gewebezellen verankertes Transmembranprotein. Das Enzym katalysiert, unter Hydrolyse von ATP, dem Energieträger des menschlichen Stoffwechsels, den Transport von

Natrium-Ionen aus der Zelle und den Transport von Kalium-Ionen in die Zelle, und zwar gegen den chemischen Konzentrationsgradienten und den elektrischen Ladungsgradienten. Die Kationen Na^+/K^+ sind in den einzelnen Gewebezellen ungleich verteilt: Die Na^+ -Konzentration im Inneren der Zelle ist gering (5–15 mmol/l), die K^+ -Konzentration im Inneren ist hoch (120–150 mmol/l). Dieser lebenswichtige Konzentrationsgradient wird einerseits durch sog. Kalium-Kanäle bewirkt, andererseits durch die erwähnte Natrium-Kalium-ATPase. Mittels der Natrium-Kalium-ATPase werden je Molekül ATP drei Na^+ -Ionen nach außen und zwei K^+ -Ionen nach innen befördert. Hierdurch wird das insbesondere für Nerven- und Muskelzellen funktional wichtige elektrische Ruhemembranpotential erhalten. Die erfindungsgemäß vorgesehene Elektrolytbewegungsmessung, d.h. die Erfassung der Dynamik des zuvor beschriebenen Ionentransports in den Körperzellen, erlaubt somit Rückschlüsse auf die lokale Stoffwechselaktivität und damit – letztlich – den Gesundheitszustand des untersuchten Patienten.

Gemäß einer bevorzugten Ausgestaltung der Erfindung erfolgt eine orts aufgelöste (und zeitaufgelösten) Erfassung von elektrischen Potentialen und Strömen über die Oberfläche des untersuchten Körperteils. Dies ermöglicht vorteilhaft neben der beschriebenen Elektrolytbewegungsmessung die Bestimmung von Körperfett, die Messung von extra- und intrazellulärer Masse und des jeweiligen Wasseranteils unter Verwendung einer Tiefenprofilanalyse, ausgehend von der Körperoberfläche über die kapillare Gewebe bis zum Inneren.

Nach einer Ausführungsform der Erfindung erfolgen die Erfassung der Bioimpedanzen und/oder die Durchführung der Elektrolytbewegungsmessung durch einen gemeinsamen Sensor.

Ebenso können separate Sensoren vorgesehen sein. Die erfindungsgemäße Vorrichtung kann neben der optischen Sensorik außerdem Sensoren zur Erfassung der Temperatur der Körperteils und/oder zur Erfassung eines Elektrokardiogramms aufweisen.

Die Bioimpedanzmessung und/oder die Elektrolytbewegungsmessung kann in Kombination mit der optischen Messung oder unabhängig von dieser mit einer entsprechend eingerichteten erfindungsgemäßen Vorrichtung erfolgen. Eine geeignete Vorrichtung weist einen Sensor mit einer matrixförmigen Anordnung von Messelektroden zur Durchführung der Elektrolytbewegungsmessung und eine mit dem Sensor verbundene Signalverarbeitungseinrichtung auf, wobei die Signalverarbeitungseinrichtung zur Durchführung einer orts- und zeitaufgelösten Messung von elektrischen Potentialwerten an der Oberfläche eines menschlichen Körperteils über den Sensor eingerichtet ist. Auf diese Weise können die lokalen Potentiale und Ströme und deren Dynamik erfasst werden, um Rückschlüsse auf die Aktivität der Natrium-Kalium-Ionenpumpe und damit auf den lokalen Stoffwechsel zu ziehen. Die Messung der elektrischen Potentialwerte für die Elektrolytbewegungsmessung kann, anders als bei der üblichen Bioimpedanzmessung, ohne Einprägung eines externen elektrischen Stroms in das Körperteil erfolgen. Der signalgebende Strom bzw. die entsprechenden Potentiale resultieren aus der Ionenbewegung selbst. Aus diesem Grund kann die erfindungsgemäße Elektrolytbewegungsmessung auch als „lonetik“ oder „lonetics“ bezeichnet werden.

Die Bioimpedanz- und die Elektrolytbewegungsmessung kann mittels eines einzigen Sensors erfolgen. Dies kann dadurch ermöglicht werden, dass der Sensor sequentiell umgeschaltet wird, um damit ortsaufgelöst (und zeitaufgelöst) zum einen bei Stromeinprägung Bioimpedanzen zu messen und zum anderen ohne Stromeinprägung die Elektrolytbewegungsmessung durchzuführen.

Die Abmessungen der mit dem Körperteil bei der Elektrolytbewegungsmessung erfindungsgemäß in Kontakt tretenden Oberfläche des Sensors betragen typischerweise weniger als 15 mm mal 15 mm, vorzugsweise weniger als 5 mm mal 5 mm, besonders bevorzugt weniger als 500 µm mal 500 µm. An der Oberfläche des Sensors sollten wenigstens 4, vorzugsweise wenigstens 16, weiter bevorzugt wenigstens 32, besonders bevorzugt wenigstens 64 Messelektroden angeordnet sein, um eine ausreichende Auflösung zu erzielen. Zweckmäßigerweise sind die Messelektroden in die Oberfläche eines Halbleiterchips integriert. In Anbetracht der typischen Zeitskalen der

interessierenden Elektrolytdynamik sollte die Signalverarbeitungseinrichtung zur Digitalisierung der Potentialwerte mit einer Abtastfrequenz von wenigstens 10 kHz, bevorzugt wenigstens 1 MHz eingerichtet sein.

Bei einer bevorzugten Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung weist
5 diese einen Sensor zur Erfassung des Anpressdrucks, mit dem das menschliche Körperteil an der Anlagefläche der Messvorrichtung anliegt, auf. Bei dieser Ausgestaltung wird in dem Bereich, in dem das Körperteil an die Vorrichtung angelegt wird, der Anpressdruck gemessen, beispielsweise durch einen im Bereich der Anlagefläche angeordneten Druck- oder Kraftsensor. Dadurch wird
10 es möglich, einen bestimmten Anpressdruck, der für die Erfassung des wenigstens einen physiologischen Parameters erforderlich oder optimal ist, möglichst über die gesamte Messdauer zu gewährleisten, z.B. durch Überwachung mittels des Druck- oder Kraftsensors. Zusätzlich oder alternativ kann der gemessene Anpressdruck zur Korrektur der aufgenommenen Daten
15 genutzt werden, wenn bekannt ist, in welcher Weise der Anpressdruck die Datenerfassung beeinflusst. Des Weiteren kann der Drucksensor als diagnostische Sensoreinheit genutzt werden. So ist es beispielsweise mit einem ausreichend präzisen Drucksensor möglich, den Pulsverlauf aufzuzeichnen und diese Daten zur nicht-invasiven Bestimmung physiologischer Parameter zu
20 nutzen

Besonders vorteilhaft weist der Detektor der erfindungsgemäßen Vorrichtung neben der oben erwähnten Pixelmatrix aus Photodetektoren gleichzeitig eine Matrix aus Messelektroden für die Bioimpedanz- und/oder Elektrolytbewegungsmessung auf. Beide Messmodalitäten können zweckmäßigerweise in
25 einem einzigen Halbleiterchip integriert sein. Dieser kann zum Beispiel an seiner Oberfläche in abwechselnder Anordnung Zeilen (oder Spalten) aus über Schieberegister miteinander verbundenen Photodetektoren, ähnlich wie bei einem CCD-Chip, und Zeilen von ebenfalls über Schieberegister miteinander verbundenen pixelartigen Messelektroden zur entsprechenden
30 Potentialmessung umfassen.

Insgesamt kann für die erfindungsgemäße Vorrichtung ein einzelner multifunktionaler Detektor verwendet werden, welcher sowohl in der Lage ist,

Bioimpedanzmessung und Elektrolytbewegungsmessung als auch optische Messungen durchzuführen.

Besonders vorteilhaft umfasst die erfindungsgemäße Vorrichtung die oben erwähnten Messmodalitäten in Kombination. Damit kann mit einer einzigen
5 Vorrichtung eine Vielzahl von physiologischen Parametern bestimmt werden, was die Möglichkeit eines zuverlässigen Rückschlusses auf den Gesundheitszustand des Patienten wesentlich erhöht.

Nach einer möglichen Ausführungsform der Erfindung weist die Spektralzerlegungseinheit zur spektralen Selektierung von Wellenlängenbereichen einen
10 Interferenzkeil und/oder ein Beugungsgitter und/oder ein Interferometer auf. Die Wahl der geeigneten Spektralzerlegungseinheit hängt von verschiedenen Faktoren ab. Wie bereits oben erwähnt, ist die Verwendung eines Interferenzkeils eine besonders bevorzugte Ausführungsform, da sie es in einfacher Weise ermöglicht, parallel eine Vielzahl von Messungen bei
15 unterschiedlichen Wellenlängen durchzuführen. Selbiges gilt bei Verwendung eines Beugungsgitters. Wird hingegen ein Interferometer als Spektralzerlegungseinheit verwendet, muss dieses durchgestimmt werden, so dass sequentiell verschiedene Spektralbereiche abgetastet werden.

Nach einer weiteren Ausführungsform der Erfindung umfasst die Auswertung
20 der vom Detektor erfassten elektromagnetischen Strahlung eine Laufzeitmessung der elektromagnetischen Strahlung. Damit ist insbesondere eine Tiefenprofilanalyse möglich. Der Kontinuumsstrahler sollte zu diesem Zweck gepulst betrieben werden. Aus der Messung der Laufzeit des Lichtpulses kann auf die im Gewebe zurückgelegte Strecke und damit auf die jeweils erfassten
25 Gewebeschichten zurückgeschlossen werden.

Nach einer weiteren Ausführungsform der Erfindung weist die Vorrichtung ferner eine elektronische Auswerteeinheit sowie eine integrierte Anzeigeeinheit zur visuellen Bereitstellung der erfassten und ausgewerteten Daten auf. Damit kann insgesamt eine Vorrichtung geschaffen werden, welche in einfacher Weise
30 benutzt werden kann.

Nach einer weiteren Ausführungsform der Erfindung umfasst die Vorrichtung eine Kommunikations-Schnittstelle. Beispielsweise kann es sich um eine Nah- und/oder Fernfeld-Kommunikations-Schnittstelle (Infrarot, Bluetooth, GSM, UMTS, WiFi, LTE usw.) oder eine USB-Schnittstelle handeln. In allen Fällen
5 kann mit zentralen Datenverarbeitungssystemen eine Kommunikation durchgeführt werden, um beispielsweise eine zentrale Datenauswertung und –speicherung zu ermöglichen.

Im Folgenden werden Ausführungsbeispiele der Erfindung anhand der Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

- | | | |
|----|----------|--|
| 10 | Figur 1: | schematische Darstellung des Funktionsprinzips der erfindungsgemäßen Messvorrichtung in verschiedenen Varianten, |
| | Figur 2: | schematische Darstellung der Sensorik der erfindungsgemäßen Messvorrichtung, |
| 15 | Figur 3: | eine Detailansicht des optischen Detektors mit Spektralzerlegungseinheit, |
| | Figur 4: | verschiedene Varianten der optischen Sensorik der erfindungsgemäßen Messvorrichtung, |
| 20 | Figur 5: | Rowland-Spektrometer mit optischen Detektoren und Gitter, |
| | Figur 6: | Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemäßen Sensors. |

Im Folgenden werden einander ähnliche Elemente mit den gleichen
25 Bezugszeichen gekennzeichnet.

Die Figur 1 illustriert das Funktionsprinzip der erfindungsgemäßen Messvorrichtung in verschiedenen Ausführungsformen. In den Figuren 1a – 1c ersichtlich ist jeweils ein menschliches Körperteil 100 in Form beispielsweise

eines Fingers, wobei ein Kontinuumstrahler 110 zur Abstrahlung von erster elektromagnetischer Strahlung verwendet wird, um das Körperteil 100 mit breitbandigem (z.B. weißem) Licht zu bestrahlen. Beispielsweise handelt es sich bei dem Kontinuumstrahler 110 um einen Halbleiter (ein oder mehrere LED-Chips, ggf. in Kombination mit fluoreszierenden oder chemolumineszierenden Farbstoffen) als Emitter, wobei als Operationsmoden ein Pulsbetrieb, ein sonstwie modulierter Betrieb oder ein Dauerbetrieb in Frage kommen. Der Kontinuumstrahler 110 emittiert breitbandig im Wellenlängenbereich von 300 nm bis 1100 nm. Der Kontinuumstrahler 110 sollte die erste elektromagnetische Strahlung möglichst interferenzfähig abstrahlen.

Ferner kommt in den Figuren 1a – 1c jeweils ein transparentes Halbleiterbauelement 108 als „Abbildungslinse“ zum Einsatz. Als Detektor 102 dient ein Halbleiterdetektor, vorzugsweise mit einer Pixelmatrix aus diskreten Photodetektoren.

In der Ausführungsform der Figur 1a erfolgt eine spektrale Zerlegung von Licht unter Verwendung von Interferenzkeilen 106, welche direkt auf entsprechenden Detektorchips mit Pixelmatrizen angebracht sind. Die erste elektromagnetische Strahlung wird vom Kontinuumstrahler 110 emittiert, durch die Abbildungslinse 108 transmittiert, um daraufhin auf das an der Vorrichtung anliegende Körperteil (z.B. Finger) 100 aufzutreffen. In dem Gewebe des Körperteils 100 wird die erste elektromagnetische Strahlung durch Streuung und/oder Reflexion als zweite elektromagnetische Strahlung von dem Gewebe des Körperteils (100) wieder abgestrahlt.

Nun kommen zwei unterschiedliche Messverfahren parallel zur Anwendung. Das erste Messverfahren arbeitet in Transmission, d.h. ein oberer Halbleiterdetektor in Form der Pixelmatrix 102 kommt zum Einsatz, wobei dieser Detektor 102 das durch die Probe hindurch transmittierte Licht detektiert. Unmittelbar auf dem Detektor 102 ist dabei der Interferenzkeil 106 angeordnet, welcher eine spektrale Zerlegung des durch die Probe 100 hindurch transmittierten Lichtes bewirkt. Die Pixelmatrix 102 erlaubt somit eine spektral aufgelöste Detektion der zweiten elektromagnetischen Strahlung, und zwar gleichzeitig bei einer Vielzahl verschiedener Lichtwellenlängen, entsprechend

der Anzahl der bestrahlten Pixel. Das zweite Messverfahren arbeitet in Reflexionsrichtung. Dazu ist ein weiterer Halbleiterdetektor 104 – ebenfalls mit Pixelmatrix – vorgesehen. Vom Kontinuumstrahler 110 emittierte erste elektromagnetische Strahlung fällt wiederum auf das Körperteil 100, wird von dort sowohl reflektiert als auch gestreut, wobei das von dem Körperteil 100 zurück als zweite elektromagnetische Strahlung emittierte Licht durch den Detektor 104 detektiert wird. Wiederum unmittelbar auf dem Detektor 104 ist ein Interferenzkeil zur spektralen Zerlegung (Interferenzkeil 106) angeordnet, womit parallel eine Vielzahl verschiedener Lichtwellenlängen detektiert werden kann.

10 In der Figur 1a sind optionale Elektroden für eine Bioimpedanzmessung nicht gezeigt, können jedoch ohne Weiteres implementiert werden. In diesem Fall dienen die Detektoren 102 bzw. 104 sowohl zur Erfassung von Licht als auch für eine Impedanzmessung.

An Stelle des Interferenzkeils kommt in der Figur 1b ein Beugungsgitter 114 zum Einsatz. Licht fällt somit ausgehend vom Kontinuumstrahler 110 auf das Beugungsgitter 114, wodurch eine spektrale Zerlegung des vom Kontinuumstrahler 110 emittierten Lichtes erfolgt. Nach spektraler Zerlegung erfolgt wiederum eine Transmission des Lichts durch die Abbildungslinse 108, woraufhin mittels der Detektoren 102 bzw. 104 eine Lichtdetektion in Transmission bzw. Reflexion durchgeführt werden kann.

In der Figur 1b sind beispielhaft Elektroden 112 für eine Stromeinprägung zum Zwecke von Bioimpedanzmessungen gezeigt. Der Halbleiterdetektor 104 mit Pixelmatrix dient hier sowohl zur optischen Messung als auch zur Bioimpedanzmessung.

25 In der Figur 1c erfolgt schließlich die spektrale Zerlegung der ersten elektromagnetischen Strahlung, d.h. des von dem Kontinuumstrahler 119 emittierten Lichts unter Verwendung eines Transmissionsgitters 116. Licht wird vom Kontinuumstrahler 110 abgestrahlt, durch das Transmissionsgitter 116 transmittiert und dabei spektral zerlegt. Daraufhin transmittiert das spektral zerlegte Licht wiederum die Abbildungslinse 108 und fällt schließlich, nach

Streuung und Reflexion in dem Gewebe des Körperteils 100, auf die Detektoren 102 bzw. 104.

Wiederum gezeigt in Figur 1c sind die Elektroden 112 zum Zwecke der Stromeinprägung für Bioimpedanzmessungen.

- 5 In den Figuren 1a – 1c sind die Spektralzerlegungseinheiten (Interferenzkeil, Beugungsgitter, Transmissionsgitter) jeweils optimiert, um eine spektrale Zerlegung über den Wellenlängenbereich von 300 nm bis 1100 nm zu bewirken.

Die Figur 2 zeigt schematisch das erfindungsgemäße Sensorkonzept.

- 10 Eine Ansicht einer Fingerunterseite ist in Figur 2a und eine Seitenansicht des Fingers ist in Figur 2b skizziert.

Grundsätzlich kommt hier eine Konfiguration zum Einsatz, welche oben bezüglich Figur 1a (Interferenzkeil-Lösung) diskutiert wurde.

- 15 Der Finger 100 liegt mit seiner Unterseite auf dem Detektor 104 auf, wobei zwischen Finger 100 und Detektor 104 der Interferenzkeil 106 zur spektralen Lichtzerlegung angeordnet ist. In der Auflagefläche (nicht dargestellt) für den Finger 100 ist ein Strahlungsausgang 202 angeordnet. Von dort wird die erste elektromagnetische Strahlung von dem Kontinuumstrahler auf den Finger 100 gelenkt, wobei vom Finger 100 reflektiertes Licht, d.h. die zweite elektromagnetische Strahlung, mittels des Detektors 104 detektiert wird.

- 20 Die Elektroden 112 dienen wiederum zur Stromeinprägung für eine Bioimpedanzmessung, wobei zusätzlich ein Temperatursensor 204 (beispielsweise ein Thermistor) zur Messung der Körpertemperatur vorgesehen ist.

- 25 Wie in der Figur 2b ersichtlich, ist auf der Fingerunterseite der Detektor 104 angeordnet, wobei auf der Fingeroberseite der Detektor 102 befindlich ist. Der

Detektor 102 dient zur Lichtmessung in Transmission, wobei zwischen Fingeroberseite und Detektor wiederum der Interferenzkeil 106 angeordnet ist.

In der Figur 2c ist schließlich der Detektionsteil der diagnostischen Messvorrichtung getrennt für einen Finger der linken Hand (linke Bildhälfte) und einen
5 Finger der rechten Hand (rechte Bildhälfte) schematisch gezeigt. Die Elektroden 112 sind vorgesehen für Bioimpedanzmessungen sowie zur Erfassung von Elektrokardiogrammen (Hand-zu-Hand Messung). Der Halbleiterdetektor 104 mit Interferenzkeil 106 am linken Finger dient zur spektral aufgelösten optischen Messung. Der Detektor 102 mit Pixelmatrix am rechten
10 Finger dient ebenfalls für Bioimpedanzmessungen sowie für Messungen der lokalen Elektronenbewegung („lonetik“, s.o.).

Die Figur 2c illustriert das Gesamtkonzept der Sensorik der erfindungsgemäßen Messvorrichtung. Kombiniert werden globale Bioimpedanz- und EKG-Messung mit lokaler Bioimpedanz- und Elektrolytbewegungsmessung. Hinzu kommt eine
15 spektral aufgelöste optische Messung sowie eine Temperaturmessung. Für die optische Messung und die lokale Bioimpedanz- und Elektrolytbewegungsmessung kommen integrierte Sensoren mit Pixelmatrix auf Halbleiterbasis zum Einsatz. Die gesamte Sensorik einschließlich der zugehörigen elektronischen Schaltungen und der Software für die Signalverarbeitung und –auswertung
20 lassen sich in ASIC-Bausteinen unterbringen. Somit lässt sich das Gesamtkonzept mit wenigen Komponenten sehr kompakt und kostengünstig realisieren.

Die Messergebnisse, die mit der beschriebenen Kombination von Messmodalitäten gewonnen werden können, lassen sich auf vielfältige Art
25 kombinieren, um umfassende Aussagen über den Gesundheitszustand des Patienten machen zu können. Herz-/Kreislauffunktion, Respiration und Stoffwechsel können gleichermaßen beurteilt werden, ebenso können Aussagen über den Zustand des Gefäßsystems des Patienten getroffen werden. Letztlich erlaubt die Sensorik der erfindungsgemäßen Messvorrichtung es auch, aus den
30 Messdaten mittels geeigneter Auswertung nicht-invasiv den Blutglukosespiegel zu bestimmen. Bezüglich näherer Einzelheiten hierzu sei auf die WO 2008/061788 A1 verwiesen.

Die Figur 3 zeigt eine Detailansicht mit Halbleiterdetektor 102 und mit Spektralzerlegungseinheit in Form eines Interferenzkeils 106. Der Interferenzkeil ist zwischen Körperteil 100 und Detektor 102 angeordnet, wobei der Interferenzkeil 102 flächenhaft die Pixelmatrix des Detektors 102 überdeckt.

5 Damit kann die Pixelmatrix des Detektors 102 an verschiedenen Positionen unterhalb des Interferenzkeils 106 verschiedene spektrale Komponenten des von dem Gewebe des Körperteils 100 ausgehenden Lichts detektieren.

Die Figur 4 zeigt verschiedene weitere Varianten von Spektralzerlegungseinheiten, die erfindungsgemäß zum Einsatz kommen können.

10 Alle dargestellten Ausführungsbeispiele haben gemeinsam, dass zum Erzeugen von erster elektromagnetischer Strahlung ein Kontinuumstrahler zum Einsatz kommt, wobei dessen Strahlung über einen in die Anlagefläche der Messvorrichtung integrierten Strahlungsausgang 202 in das Körperteil 100 eingekoppelt wird. Gezeigt in den Figuren 4a – 4c ist jeweils eine

15 Messanordnung in Reflexionskonfiguration.

In Figur 4a kommt ein Beugungsgitter 114 in Reflexion zum Einsatz, wobei vom Finger 100 reflektiertes Licht zunächst auf einen konkaven Spiegel 404 fällt und so parallelisiert wird. Daraufhin fällt das Licht auf das Beugungsgitter 114, von wo es unter spektraler Zerlegung auf den konkaven Spiegel 406 fällt. Der

20 Spiegel 406 fokussiert die Strahlung sodann für die verschiedenen Wellenlängenbereiche jeweils verschiedene Pixel des Detektors 104. Insgesamt entspricht die Anordnung in Figur 4a einem „Czerny-Turner“-Spektrometer.

In Figur 4b kommt ein konkaves Beugungsgitter 114 in Reflexion zum Einsatz. Licht wird vom Strahlungsausgang 202 in das Körperteil 100 eingekoppelt, wird

25 dort gestreut und reflektiert und trifft als zweite elektromagnetische Strahlung auf das Beugungsgitter 114. Unter Lichtbeugung und damit spektraler Zerlegung wird daraufhin das Licht unmittelbar auf den Detektor 104 reflektiert. Diese Anordnung entspricht einem „Paschen-Runge“-Spektrometer.

Schließlich zeigt die Figur 4c eine dritte Variante, bei welcher Licht vom

30 Strahlungsausgang 202 in das Körperteil 100 als erste elektromagnetische

Strahlung eingekoppelt wird, um daraufhin im Gewebe gestreut und reflektiert zu werden. Die so von dem Körperteil 100 abgestrahlte zweite elektromagnetische Strahlung wird mittels eines Interferometers, beispielsweise eines Michelson-Interferometers 402, in spektrale Komponenten zerlegt, um daraufhin vom
5 Detektor 104 detektiert zu werden.

Die in Figur 5 gezeigte Variante kommt dem Ausführungsbeispiel in Figur 4b nahe. In Figur 5 ist die Strahlungsquelle bzw. der Strahlungsausgang nicht gezeigt. Die im Körperteil 100 gestreute und/oder reflektierte Strahlung wird mittels einer Optik 501, die in ein Sensorgehäuse 502 integriert ist, auf den
10 Eintrittsspalt 503 eines Rowland-Spektrometers fokussiert. Auf einem Kreis 504 (Rowland Kreis) befindet sich der Eintrittsspalt 503, ein sphärisch gekrümmtes Gitter 114, dessen Krümmungsradius dem Durchmesser des Rowland-Kreises 504 entspricht, und die (eindimensionale) Detektormatrix 104. Die elektromagnetische Strahlung trifft durch den Eintrittsspalt 503 auf das konkave
15 Gitter 114 und wird dort in die einzelnen Wellenlängen zerlegt, welche jeweils auf die einzelnen Photodetektoren des Arrays 104 fallen, die entlang des Rowland Kreises 504 angeordnet sind. Die einzelnen Photodetektoren (bis zu 100 oder sogar bis 1000 Stück) haben einen so kleinen Abstand voneinander, dass das gesamte Spektrum mit entsprechender Auflösung simultan
20 aufgenommen werden kann. Das Gitter 114 ist im Wesentlichen sphärisch, d.h. in zwei Ebenen gekrümmt, um eine Fokussierung der dispergierten Strahlung auf den Photodetektoren zu erreichen und um Astigmatismus zu vermeiden. Das in Figur 5 gezeigte Spektrometer kann vorteilhaft sehr kompakt realisiert werden.

25 Für die optische Messung und die lokale Bioimpedanz- und Elektrolytbewegungsmessung gemäß der Erfindung kommt, wie oben erwähnt, zweckmäßig ein integrierter Sensor mit Pixelmatrix auf Halbleiterbasis, z.B. in CMOS-Technologie, zum Einsatz. Ein Ausführungsbeispiel eines entsprechenden Sensors zeigt die Figur 6. Der Sensor weist eine in die
30 Oberfläche eines Halbleiterchips 602 integrierte matrixförmige Anordnung von Messelektroden 601 in Form von metallischen Kegelspitzen auf. Diese dienen zur orts aufgelösten und gleichzeitig zeitaufgelösten Messung von elektrischen Potentialen an der Körperoberfläche. Außerdem ist eine matrixförmige

Anordnung von Photodetektoren 603 zur orts aufgelösten und zeitaufgelösten Messung von elektromagnetischer Strahlung vorgesehen. Die Messelektroden 601 und die Photodetektoren 603 sind jeweils in Zeilen abwechselnd auf der Oberfläche des Halbleiterchips 602 angeordnet. Dabei sind die Photodetektoren
5 603 einer Zeile und die Messelektroden 601 einer Zeile jeweils über Schieberegister 604 bzw. 605, miteinander verbunden. Über eine entsprechende Taktsteuerung der Schieberegister 604, 605 können die mit dem Sensor erfassten Messwerte kontinuierlich zeit- und orts aufgelöst ausgelesen werden. Die dargestellte Sensoranordnung hat den Vorteil, das elektrische
10 Potentiale und elektromagnetische Strahlung am selben Messort simultan aufgenommen werden können, so dass die erfassten Messwerte in Kombination ausgewertet werden können, um daraus entsprechende physiologische Parameter zu erhalten.

Es sei darauf verwiesen, dass die Erfindung nicht ausschließlich auf
15 menschliche Körperteile in Form von Fingern angewandt werden kann, sondern die Erfindung eignet sich für beliebige Körperteile, wie Beine, Arme oder Hände.

- Bezugszeichenliste -

Bezugszeichenliste

	100	Körperteil
	102	Detektor
	104	Detektor
5	106	Interferenzkeil
	108	Abbildungslinse
	110	Emitter
	112	Elektrode
	114	Beugungsgitter
10	116	Transmissionsgitter
	202	Strahlungsausgang
	204	Thermistor
	402	Interferometer
	404	Spiegel
15	406	Spiegel
	501	Optik
	502	Sensorgehäuse
	503	Eintrittsspalt
	504	Rowland-Kreis
20	601	Messelektroden
	602	Halbleiterchip
	603	Photodetektoren
	604	Schieberegister
	605	Schieberegister
25		

Patentansprüche

1. Diagnostische Messvorrichtung zur nicht-invasiven Erfassung von wenigstens einem physiologischen Parameter des menschlichen Körpers, wobei die Vorrichtung umfasst:
- eine Strahlungsquelle (110) zur Abstrahlung von erster elektromagnetischer Strahlung,
 - eine Anlagefläche zur Anlage eines menschlichen Körperteils (100) an der Messvorrichtung, wobei die Anlagefläche so ausgebildet ist, dass eine Bestrahlung des Körperteils (100) mit der ersten elektromagnetischen Strahlung erfolgt, wobei die erste elektromagnetische Strahlung durch Streuung und/oder Reflexion und/oder Transmission als zweite elektromagnetische Strahlung von dem Gewebe des Körperteils (100) abgestrahlt wird,
 - einen Detektor (102; 104) zur Detektion zumindest eines spektralen Anteils der zweiten elektromagnetischen Strahlung,
 - eine Spektralzerlegungseinheit (106; 114; 116; 402) zur spektralen Selektierung von Wellenlängenbereichen der ersten und/oder zweiten elektromagnetischen Strahlung.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Strahlungsquelle (110) ein Kontinuumstrahler ist, wobei das Spektrum der ersten elektromagnetischen Strahlung ein sich über einen Wellenlängenbereich erstreckendes Kontinuum aufweist,
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, wobei die Spektralzerlegungseinheit (106; 114; 116; 402) die von der ersten und/oder zweiten elektromagnetischen Strahlung umfassten Wellenlängenbereiche räumlich separiert.

4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass der Detektor (102; 104) zur orts aufgelösten Detektion zumindest eines spektralen Anteils der zweiten elektromagnetischen Strahlung ausgebildet ist.
- 5 5. Vorrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass der Detektor (102; 104) zur orts aufgelösten Detektion eine Pixelmatrix aus räumlich getrennten Detektorelementen aufweist.
6. Vorrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass der Detektor (102, 104) und die Spektralzerlegungseinheit (106, 114, 116, 402)
10 zusammen ein Rowland-Spektrometer bilden.
7. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Spektralzerlegungseinheit (114) ein Gitter ist, das eine im Wesentlichen sphärische Krümmung aufweist, so dass die zweite elektromagnetische Strahlung von dem Gitter dispergiert und auf die Detektorelemente fokussiert
15 wird.
8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, wobei der Detektor (102; 104) ferner zur Durchführung einer Bioimpedanzmessung und/oder zur Durchführung einer Elektrolytbewegungsmessung ausgebildet ist.
9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, ferner mit
20 wenigstens einem Sensor (204) zur Erfassung der Temperatur der Körperteils (100) und/oder zur Erfassung eines Elektrokardiogramms und/oder zur Erfassung von Bioimpedanzwerten und/oder zur Durchführung einer Elektrolytbewegungsmessung.
10. Vorrichtung nach Anspruch 9, wobei die Erfassung der
25 Bioimpedanzwerte und/oder die Durchführung der Elektrolytbewegungsmessung durch einen gemeinsamen Sensor erfolgt.

11. Vorrichtung nach Anspruch 9 oder 10, wobei die Vorrichtung zur Berechnung
der Arterientemperatur und/oder
der Durchschnittskörpertemperatur und/oder
5 der elektrischen Widerstände von Körperteilen und/oder Blutgefäßen
und/oder
der Körperkerntemperatur
aus den Messsignalen des Sensors (204) eingerichtet ist.
12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 9 bis 11, wobei der Sensor
10 zur orts aufgelösten Erfassung der Bioimpedanzwerte und/oder zur
orts aufgelösten Durchführung der Elektrolytbewegungsmessung ausgebildet ist.
13. Vorrichtung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass der
Sensor eine matrixförmige Anordnung von Messelektroden umfasst.
14. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 13, wobei die
15 Spektralzerlegungseinheit zur spektralen Selektierung von Wellenlängen einen
Interferenzkeil (106) und/oder ein Beugungsgitter (114; 116) und/oder ein
Interferometer (402) aufweist.
15. Vorrichtung nach Anspruch 14, wobei der Interferenzkeil (106)
unmittelbar über dem Detektor (102; 104) angeordnet ist.
- 20 16. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 15, wobei die
Spektralzerlegungseinheit (106; 114; 116; 402) spektral durchstimmbar ist.
17. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 16, wobei die
Vorrichtung zur Durchführung einer Laufzeitmessung der von dem Detektor
(102; 104) detektierten elektromagnetischen Strahlung eingerichtet ist.
- 25 18. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 17, wobei die
spektrale Breite der ersten elektromagnetischen Strahlung wenigstens 200 nm
beträgt.

19. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 18, wobei das Spektrum der ersten elektromagnetischen Strahlung wenigstens einen Wellenlängenbereich von 600 nm bis 900 nm, bevorzugt von 500 nm bis 1000 nm, besonders bevorzugt von 300 nm bis 1100 nm abdeckt.

5 20. Diagnostische Messvorrichtung zur nicht-invasiven Erfassung von wenigstens einem physiologischen Parameter des menschlichen Körpers, insbesondere nach einem der Ansprüche 1 bis 19, aufweisend:

- einen Sensor mit einer matrixförmigen Anordnung von Messelektroden und

10 - eine mit dem Sensor verbundene Signalverarbeitungseinrichtung, wobei die Signalverarbeitungseinrichtung zur Durchführung einer orts- und zeitaufgelösten Messung von elektrischen Potentialwerten an der Oberfläche eines menschlichen Körperteils über den Sensor eingerichtet ist.

21. Vorrichtung nach Anspruch 20, wobei die Messung der elektrischen Potentialwerte ohne Einprägung eines elektrischen Stroms in das Körperteil erfolgt.

22. Vorrichtung nach Anspruch 20 oder 21, wobei die Abmessungen der mit dem Körperteil bei der Messung in Kontakt tretenden Oberfläche des Sensors weniger als 15 mm mal 15 mm, vorzugsweise weniger als 5 mm mal 5 mm, besonders bevorzugt weniger als 500 µm mal 500 µm betragen.

23. Vorrichtung nach Anspruch 22, wobei an der Oberfläche des Sensors wenigstens 4, vorzugsweise wenigstens 16, weiter bevorzugt wenigstens 32, besonders bevorzugt wenigstens 64 Messelektroden angeordnet sind.

25 24. Vorrichtung nach den Ansprüchen 22 oder 23, wobei die Messelektroden in die Oberfläche eines Halbleiterchips integriert sind.

25. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 19 bis 23, wobei die Signalverarbeitungseinrichtung zur Digitalisierung der Potentialwerte mit einer

Abtastfrequenz von wenigstens 10 kHz, bevorzugt wenigstens 1 MHz eingerichtet ist.

26. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 25, gekennzeichnet durch einen Sensor zur Erfassung des Anpressdrucks, mit dem das
5 menschliche Körperteil (100) an der Anlagefläche der Messvorrichtung anliegt.

27. Sensor für eine Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 26, gekennzeichnet durch eine matrixförmige Anordnung von Messelektroden (601) zur orts aufgelösten Messung von elektrischen Potentialen, und eine matrixförmige Anordnung von Photodetektoren (603) zur orts aufgelösten
10 Messung von elektromagnetischer Strahlung.

28. Sensor nach Anspruch 27, dadurch gekennzeichnet, dass die Messelektroden (601) und die Photodetektoren (603) in die Oberfläche eines Halbleiterchips (602) integriert sind.

29. Sensor nach Anspruch 28, dadurch gekennzeichnet, dass die
15 Messelektroden (601) und die Photodetektoren (603) jeweils in Zeilen oder Spalten abwechselnd auf der Oberfläche des Halbleiterchips (602) angeordnet sind.

30. Sensor nach Anspruch 29, dadurch gekennzeichnet, dass die
20 Photodetektoren (603) einer Zeile und die Messelektroden (601) einer Zeile jeweils über Schieberegister (604, 605) miteinander verbunden sind.

- Zusammenfassung -

1/7

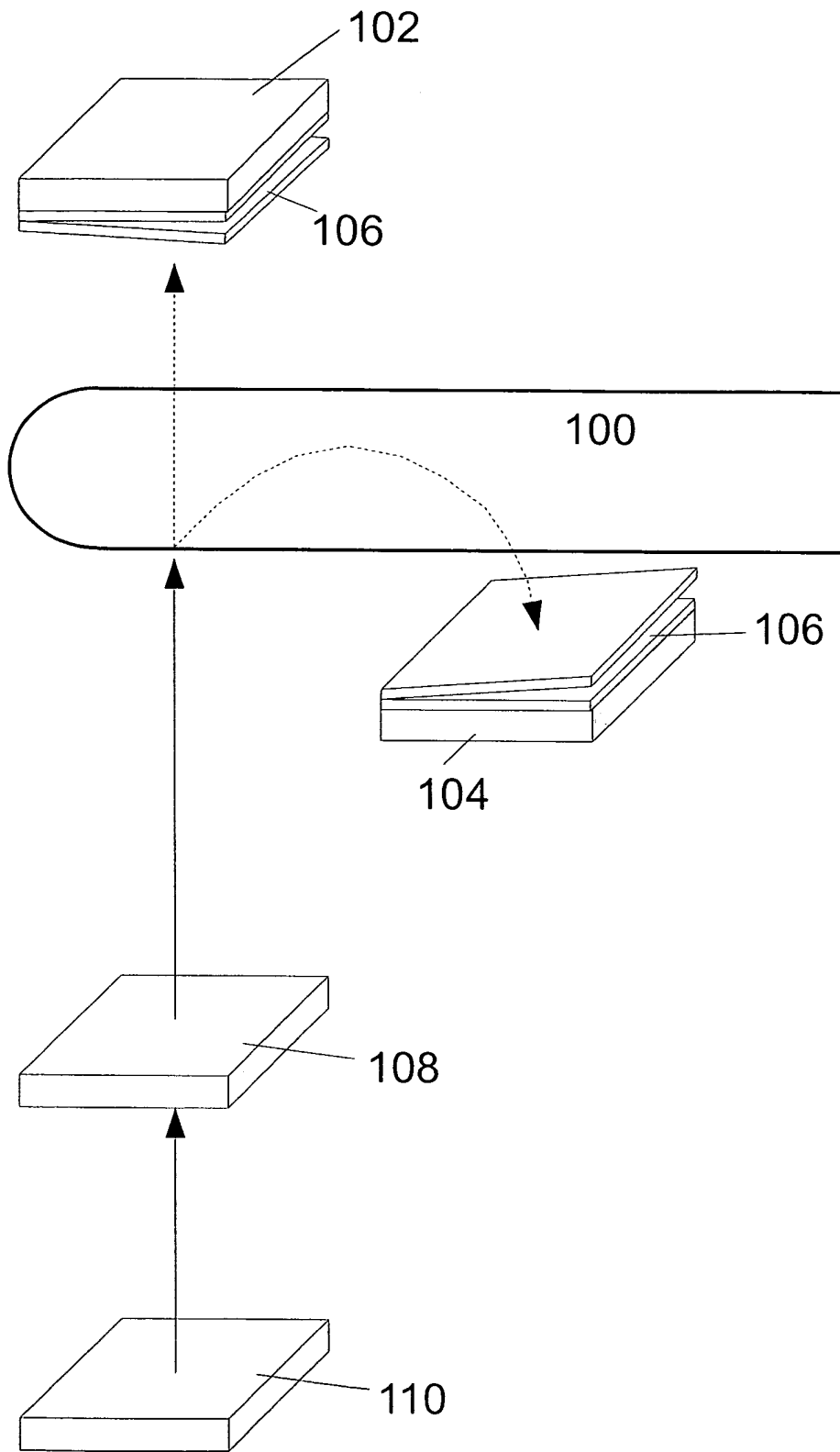


Fig. 1a

2/7

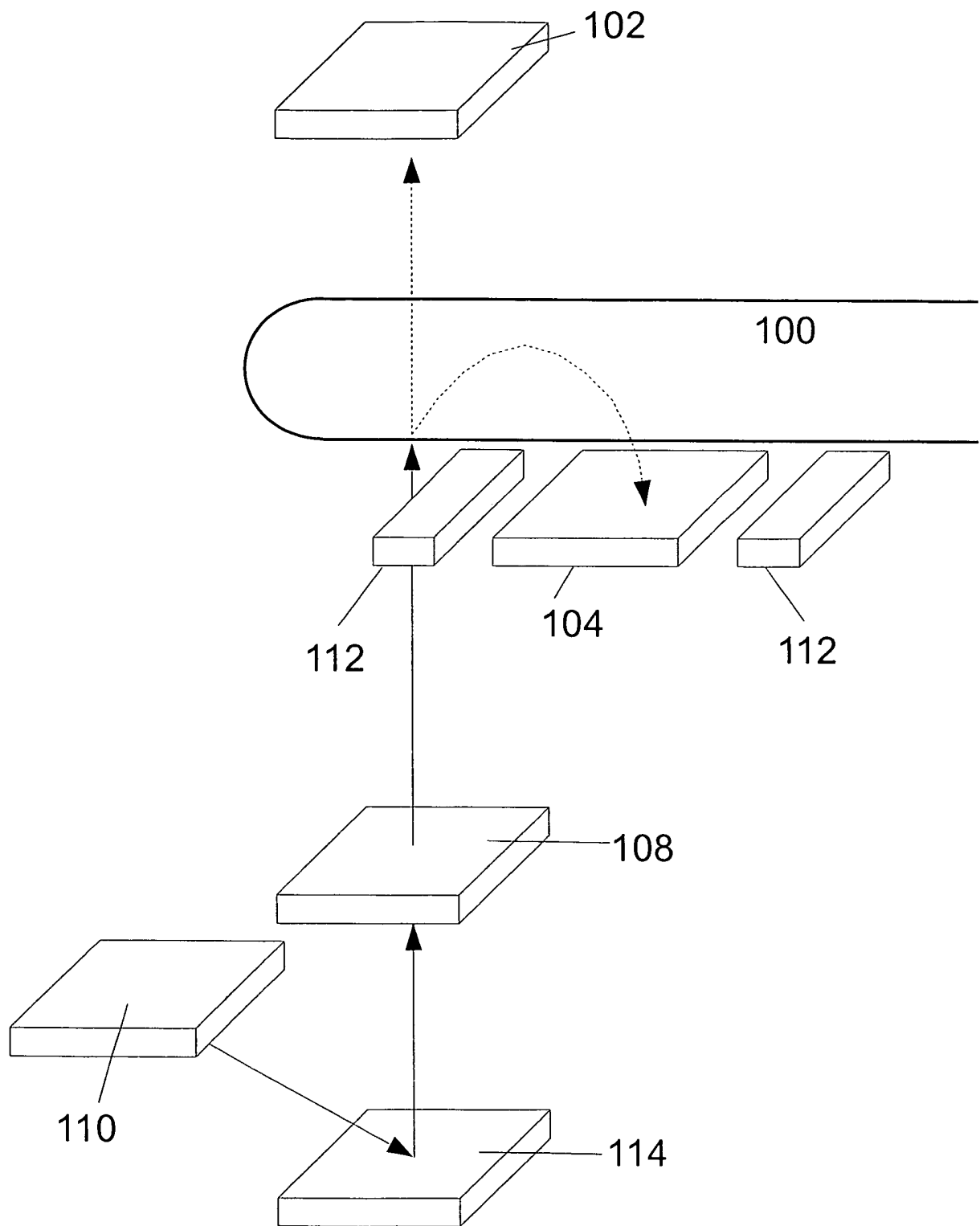


Fig. 1b

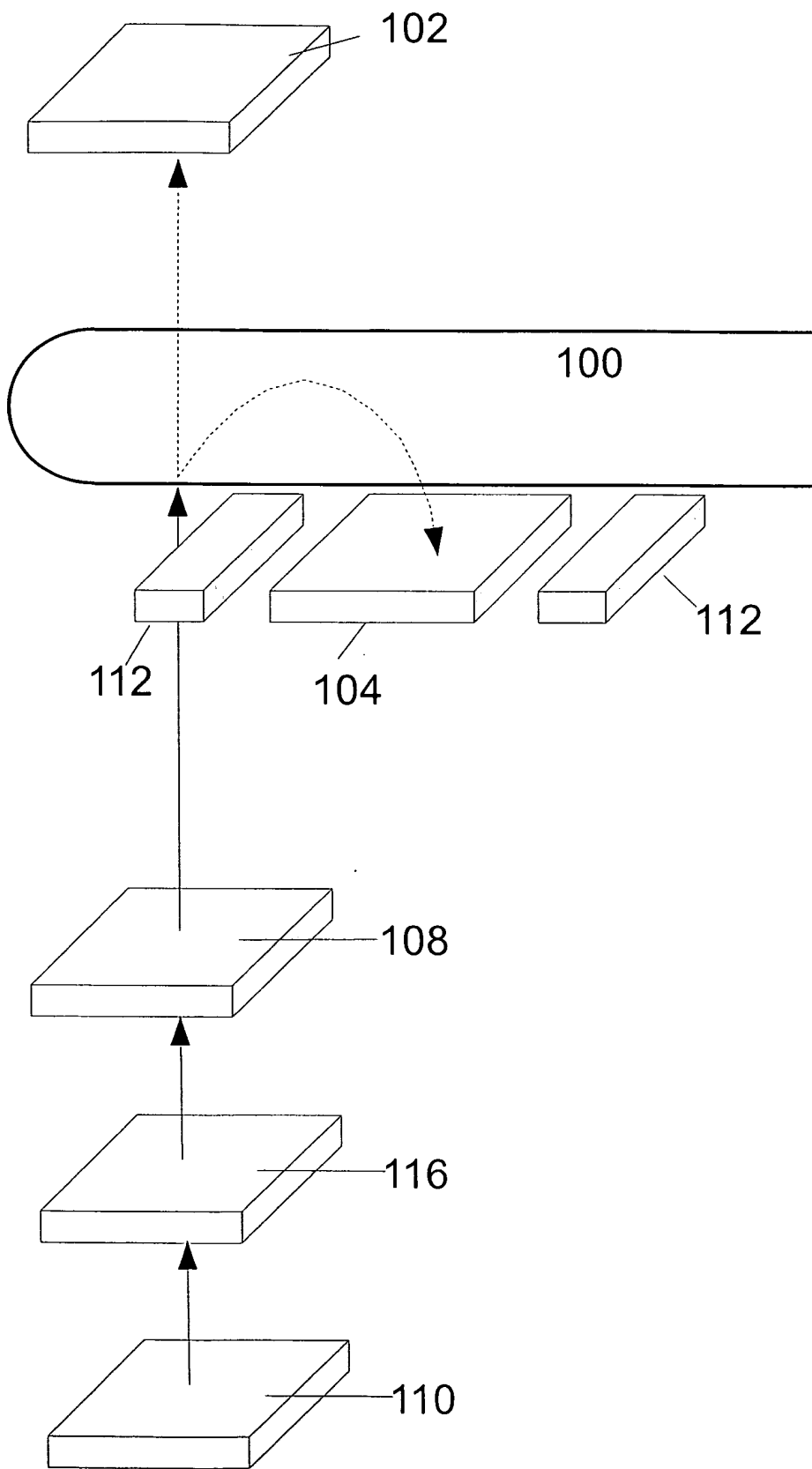


Fig. 1c

4/7

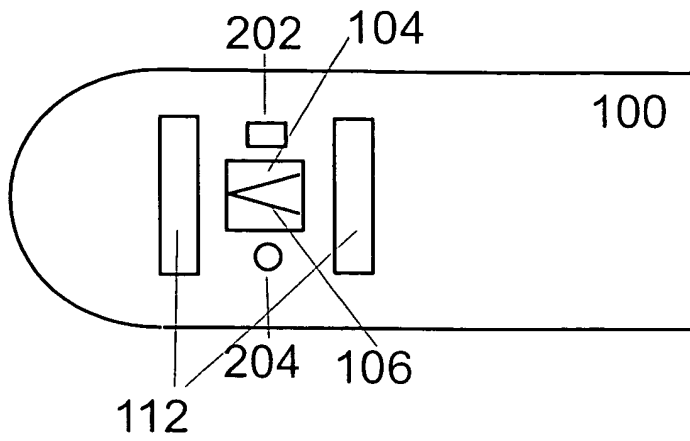


Fig. 2a

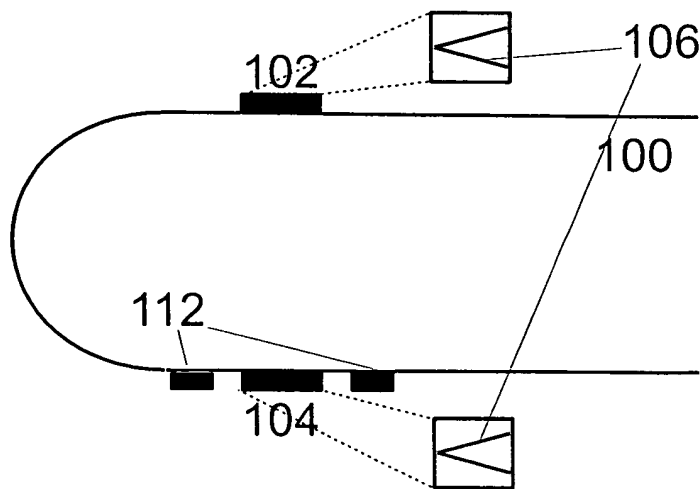


Fig. 2b

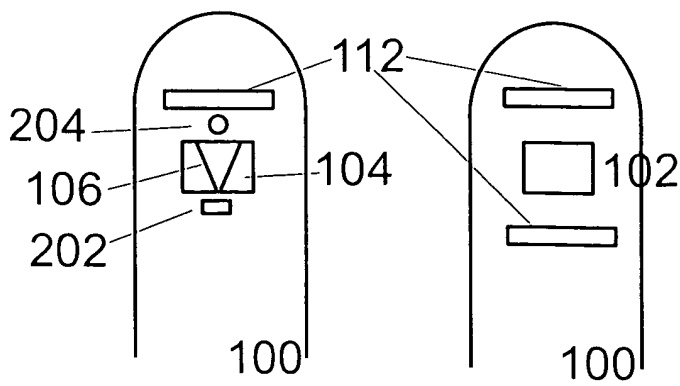


Fig. 2c

5/7

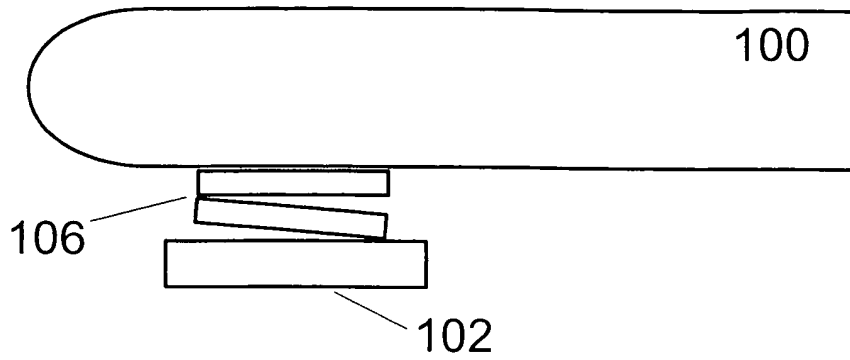


Fig. 3

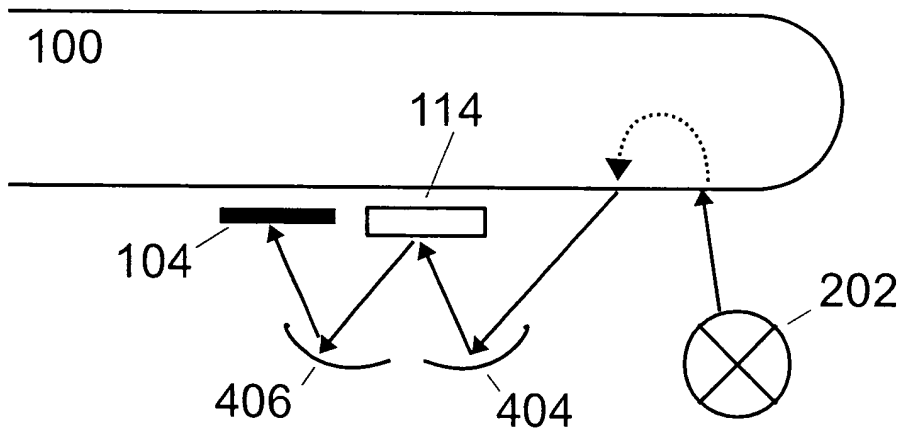


Fig. 4a

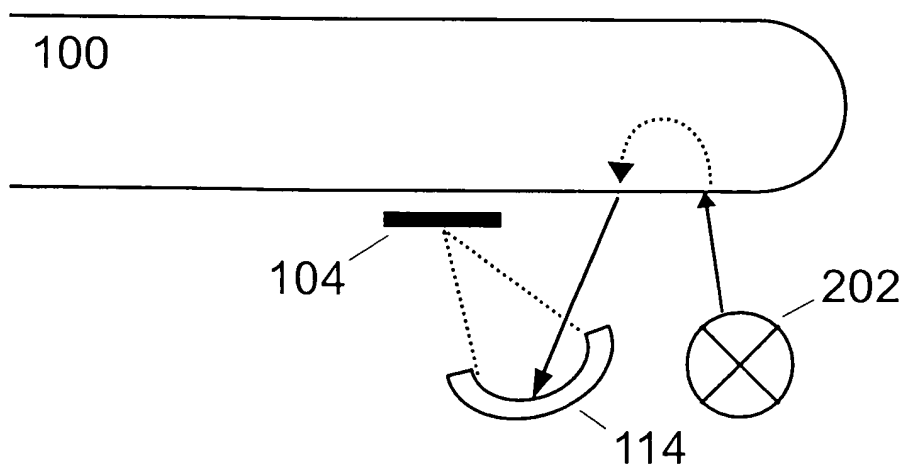


Fig. 4b

6/7

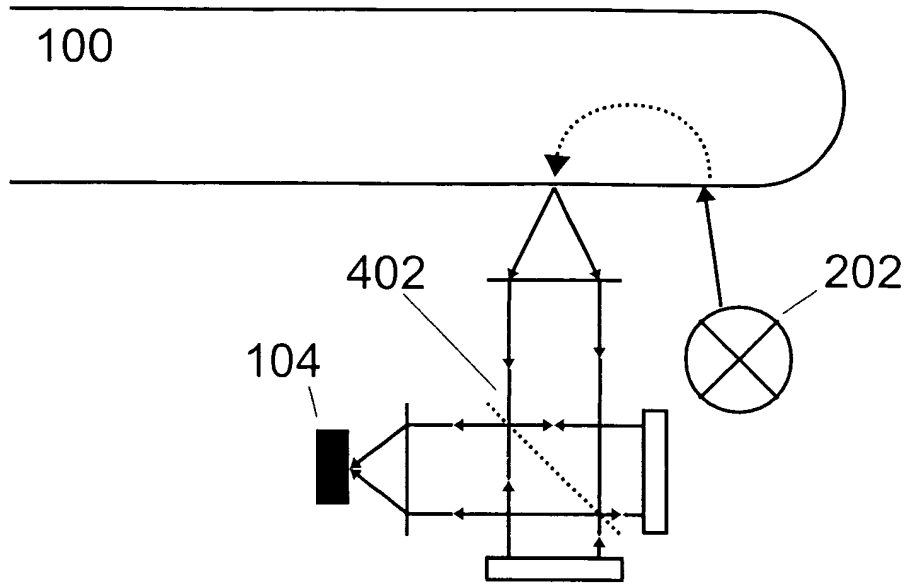


Fig. 4c

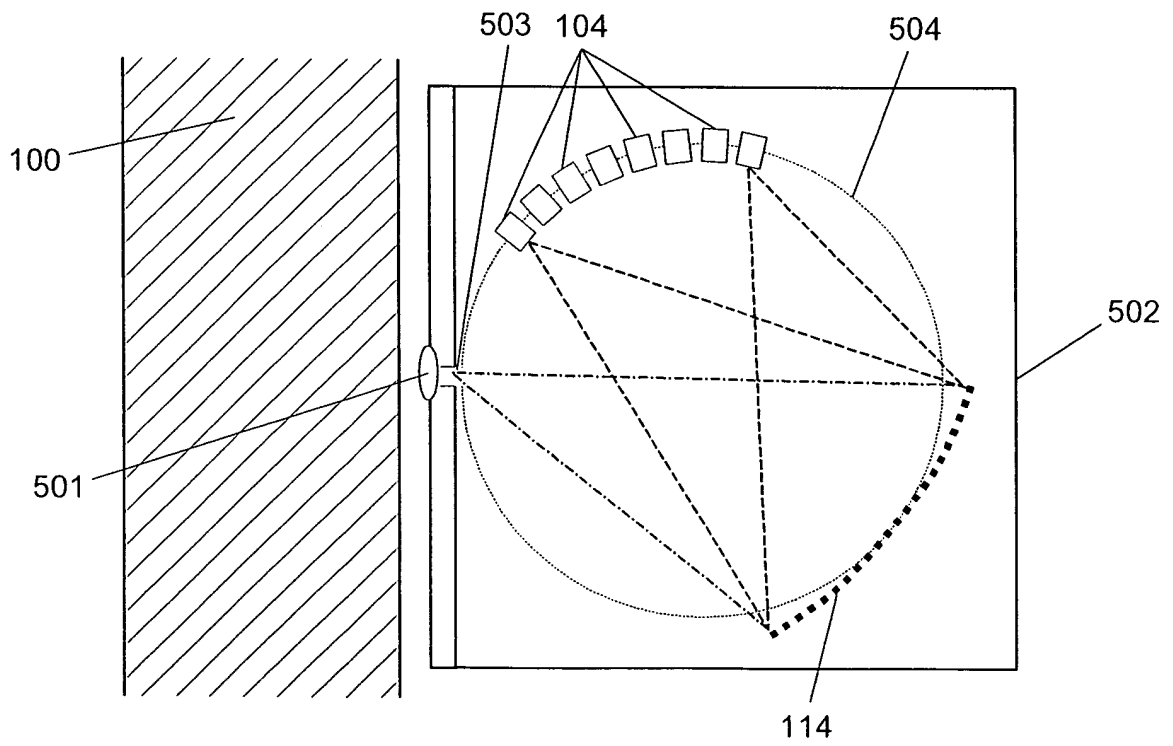


Fig. 5

7/7

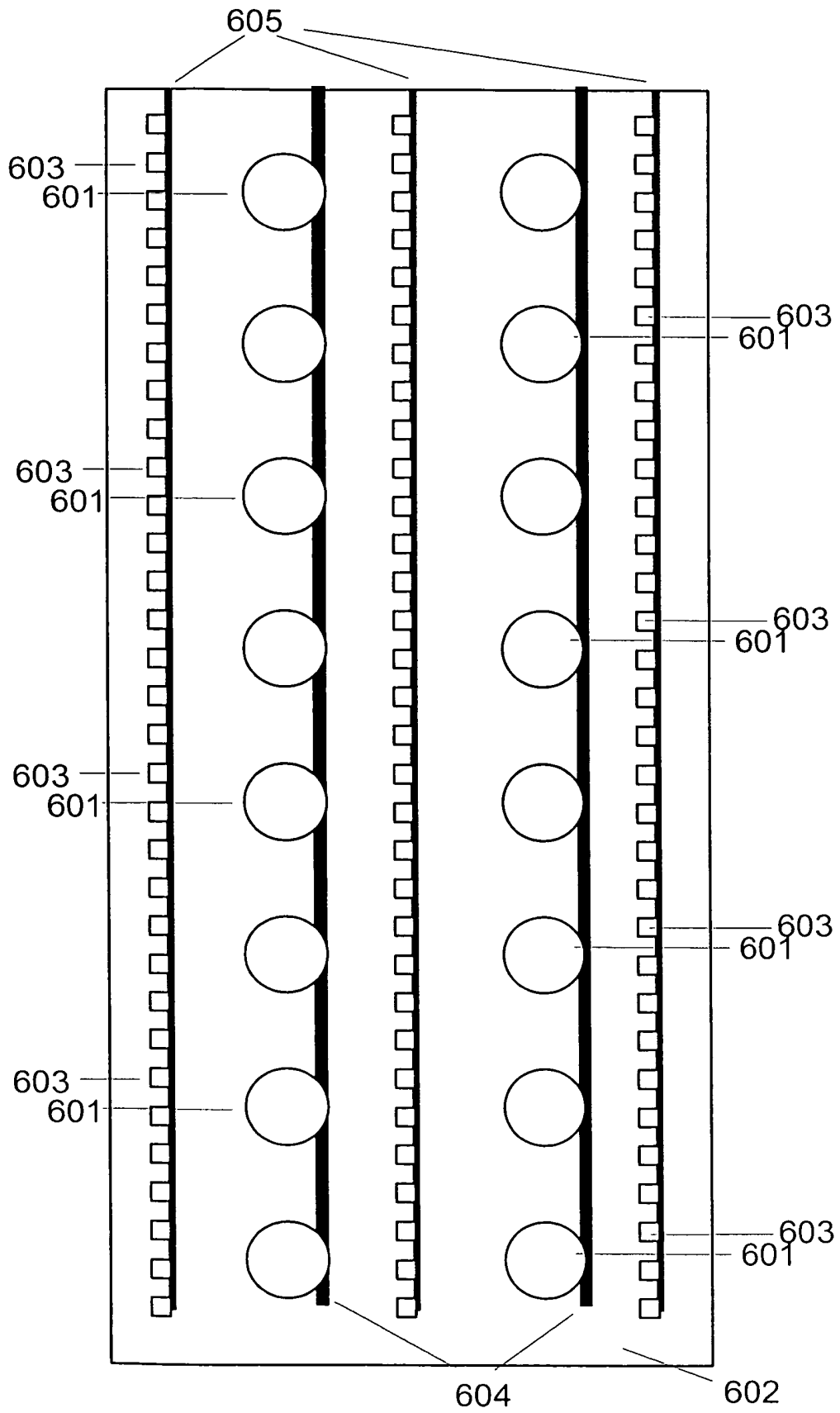


Fig. 6

专利名称(译)	用集成光谱仪诊断测量apapratus		
公开(公告)号	EP2696749A2	公开(公告)日	2014-02-19
申请号	EP2012720790	申请日	2012-04-16
[标]申请(专利权)人(译)	英戈·弗洛尔		
申请(专利权)人(译)	FLORE , INGO		
当前申请(专利权)人(译)	FLORE , INGO		
[标]发明人	KIM YOON OK CHO OK KYUNG		
发明人	KIM, YOON OK CHO, OK-KYUNG		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/1455 A61B5/145 G01N21/64		
CPC分类号	A61B5/14552 A61B5/0075 A61B5/14532 A61B5/1455 A61B5/6826 A61B2562/0238 A61B2562/028 A61B2562/0295 A61B2562/046 A61B2562/06		
优先权	102011017064 2011-04-14 DE		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用于非侵入性地检测人体的至少一个生理参数的诊断测量装置。该测量装置包括：- 用于发射第一电磁辐射的连续发射器 (110)，其光谱具有在波长范围上延伸的连续体，- 用于在测量装置上承载人体部分 (100) 的支承区域，其中支承区域设计成使得主体部分 (100) 被第一电磁辐射照射，其中第一电磁辐射通过透射，散射和/或反射作为来自身体部分 (100) 的组织的第二电磁辐射发射。- 用于检测 at 的检测器 (102; 104) 第二电磁辐射的至少一个光谱分量，- 光谱分解单元 (106; 114; 116; 402)，用于光谱选择第一和/或第二电磁辐射的波长范围。此外，本发明涉及一种用于非侵入性地检测人体的至少一个生理参数的诊断测量装置，包括：- 具有用于执行电解质移动测量的测量电极的矩阵形布置的传感器和信号处理连接到传感器的装置，其中信号处理装置被设计成通过空间和时间分辨的人体部位表面的电位值测量值。传感器。