



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 699 34 144 T2** 2008.02.14

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 154 257 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **699 34 144.2**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/JP99/06749**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **99 973 326.4**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2000/034761**

(86) PCT-Anmeldetag: **01.12.1999**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **15.06.2000**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **14.11.2001**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **22.11.2006**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **14.02.2008**

(51) Int Cl.⁸: **G01N 21/17** (2006.01)
A61B 5/145 (2006.01)

(30) Unionspriorität:
34729998 07.12.1998 JP

(73) Patentinhaber:
**Hitachi, Ltd., Tokyo, JP; Hitachi Medical Corp.,
Tokio/Tokyo, JP**

(74) Vertreter:
**BEETZ & PARTNER Patentanwälte, 80538
München**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
DE, FR, GB, IT, NL

(72) Erfinder:
**YAMAMOTO, Cen. Res. Lab. of Hitachi Ltd.,
Tsuyoshi, Kokubunji-shi, Tokyo 185-8601, JP;
MAKI, Centr. Res. Lab. of Hitachi, Atsushi,
Kokubunji-shi, Tokyo 185-8601, JP; KOIZUMI,
Centr. Res. Lab. of Hitachi, Ltd., Hideaki,
Kokubunji-shi, Tokyo 185-8601, JP**

(54) Bezeichnung: **OPTISCHE MESSVORRICHTUNG**

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

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

Beschreibung**GEBIET DER ERFINDUNG**

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft eine optische Messvorrichtung, insbesondere eine optische Messvorrichtung, die zur Ermittlung metabolischer Information in vivo geeignet ist.

HINTERGRUND DER TECHNIK

[0002] Bekanntermaßen ist als Somatometrie unter Verwendung von Licht eine optische Topographie, die zur Messung der Gehirnfunktion eingesetzt wird, beispielsweise in den japanischen Patentanmeldungen Nr. Hei 7-259796 und JP-A-5-115485 offenbart worden. Bei einer solchen optischen Topographie leuchtet Beleuchtungslicht auf einen lebenden Körper, der ein Messobjekt (ein Subjekt bzw. einen Patienten) darstellt, und von dem Gewebe in vivo übertragenes und gestreutes Licht wird gesammelt und an einem Punkt erfasst, der von dem Beleuchtungspunkt einige mm bis einige cm entfernt ist. Als Lichtleiteinrichtung wird allgemein eine optische Faser verwendet, wenn Licht auf einen lebenden Körper leuchtet und Licht von dem lebenden Körper erfasst wird. Aus der gemessenen Intensität des übertragenen und gestreuten Lichts aus dem Gewebe in vivo kann die Dichte der Lichtabsorptionssubstanz in vivo bestimmt werden. Als Beispiele solcher Lichtabsorptionssubstanzen werden Oxyhämoglobin und Deoxyhämoglobin, die metabolische Substanzen in vivo darstellen, aufgezählt. Wenn die Dichte einer Lichtabsorptionssubstanz bestimmt wird, werden die Lichtabsorptionseigenschaften der Lichtabsorptionssubstanz, die der Wellenlänge des Beleuchtungslichts entsprechen, verwendet. Im Allgemeinen wird, wenn ein tief liegender Bereich in einem lebenden Körper gemessen wird, ein Licht mit einer Wellenlänge in einem Bereich von 650 nm bis 1300 nm verwendet, der einen hohen in vivo Transmissionsgrad zeigt.

[0003] [Fig. 13](#) zeigt ein konventionelles topographisches Bild, das auf einer Anzeigeeinheit in einer optischen in vivo Messvorrichtung angezeigt ist. Ein topographisches Bild **1**, das eine physische Menge einer metabolischen in vivo Substanz innerhalb einer Messregion darstellt, ist in einem Fenster **2** gezeigt. Das vorliegende Bild zeigt eine Verteilung der Messmenge oder ihrer Änderung der metabolischen in vivo Substanz, die ermittelt wurde, indem ein Laserstrahl mit einer bestimmten Wellenlänge auf ein Gewebe in vivo leuchtete und die Intensität des übertragenen und gestreuten Lichts aus dem Gewebe in vivo und das Absorptionsvermögen der metabolischen Substanz auf der Wellenlänge des verwendeten Laserstrahls genutzt wurden. Der Abstand zwischen dem Laserstrahl-Beleuchtungspunkt und dem Erfassungspunkt der in vivo Gewebe-Übertragungslichtintensität, nämlich der Abstand zwischen den

Messpunkten, beträgt etwa einige cm, der in Abhängigkeit von der Streuungscharakteristik des Gewebes in vivo variiert. Daher wird eine gemessene Menge oder ihre Änderung einer in vivo metabolischen Substanz an Zwischenmesspunkten durch einen statistischen Vorgang, beispielsweise durch Interpolation, geschätzt.

[0004] Um detaillierte Information über Gewebe in vivo zu erhalten, wird eine hohe räumliche Auflösung benötigt. Jedoch ist die Auflösung einer heutigen optischen in vivo Messvorrichtung gering und beträgt etwa einige cm. Das heißt, wenn eine physische Menge einer metabolischen in vivo Substanz abgebildet wird, wird durch einen statistischen Vorgang, wie etwa eine lineare Interpolation, ein Abbildungsvorgang durchgeführt, jedoch können keine Daten an einem Punkt zwischen Messpunkten angezeigt werden und es war unmöglich, eine numerische Information (eine quantitative Information) an dem Zwischenpunkt zu erhalten. Aus diesem Grund war es schwierig, eine detaillierte Information über das in vivo Gewebe zu erhalten.

[0005] US 5 803 909 offenbart ein optisches System zum Messen des Metabolismus in einem Körper und ein Abbildungsverfahren. Lichtstrahlen werden auf mehrere Bestrahlungspositionen auf der Oberfläche eines lebenden Körpers gestrahlt und zeitveränderliche Änderungen von Übertragungslichtintensitätssiegeln beim lebenden Körper, die den jeweiligen Bestrahlungspositionen entsprechen, werden an verschiedenen Positionen auf der Oberfläche gemessen. Die Messergebnisse können als topographisches Bild angezeigt werden.

OFFENBARUNG DER ERFINDUNG

[0006] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist die Bereitstellung einer optischen Messvorrichtung, die eine Auswertung einer gemessenen Menge oder ihrer Änderung einer Messobjektsubstanz an einem beliebigen Punkt einschließlich eines Messpunkts und anderen Punkten als dem Messpunkt innerhalb einer Messregion eines Subjekts bzw. Patienten erlaubt und dadurch zur Verbesserung ihrer räumlichen Auflösung geeignet ist.

[0007] Die vorstehende Aufgabe wird durch die optische Messvorrichtung gelöst, die in den Ansprüchen 1 und 2 definiert ist.

[0008] Gemäß der vorliegenden Erfindung wird die Messobjektsubstanz innerhalb der Messregion des Subjekts bzw. Patienten optisch gemessen.

[0009] Weiterhin wird, wenn einer von beliebigen Punkten innerhalb der Messregion bestimmt wird, eine gemessene Menge der Messobjektsubstanz an dem bestimmten Punkt, die Änderung der gemessenen

nen Menge oder eine zeitabhängige Information von einer der beiden oder die Information über den bestimmten Punkt dargeboten.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0010] [Fig. 1](#) ist ein Diagramm, das ein Beispiel eines Bildschirmbilds zeigt, das auf einer Anzeigeeinheit in einem Informationsdarbietungsbereich in [Fig. 9](#) angezeigt ist;

[0011] [Fig. 2](#) ist ein Diagramm, das ein weiteres Beispiel eines Bildschirmbilds zeigt, das auf einer Anzeigeeinheit in einem Informationsdarbietungsbereich in [Fig. 9](#) angezeigt ist;

[0012] [Fig. 3](#) ist ein Diagramm, das eine weitere Ausführungsform zum Bestimmen eines Punkts in einer Messregion zeigt;

[0013] [Fig. 4](#) ist ein Diagramm, das ein noch anderes Beispiel eines Bildschirmbilds zeigt, das auf einer Anzeigeeinheit in einem Informationsdarbietungsbereich in [Fig. 9](#) angezeigt ist;

[0014] [Fig. 5](#) ist ein Diagramm, das ein weiteres Beispiel eines Bildschirmbilds zeigt, das auf einer Anzeigeeinheit in einem Informationsdarbietungsbereich in [Fig. 9](#) angezeigt ist;

[0015] [Fig. 6](#) ist ein Diagramm, das ein noch weiteres Beispiel eines Bildschirmbilds zeigt, das auf einer Anzeigeeinheit in einem Informationsdarbietungsbereich in [Fig. 9](#) angezeigt ist;

[0016] [Fig. 7](#) ist ein Diagramm, das ein noch weiteres Beispiel eines Bildschirmbilds zeigt, das auf einer Anzeigeeinheit in einem Informationsdarbietungsbereich in [Fig. 9](#) angezeigt ist;

[0017] [Fig. 8](#) ist ein Diagramm, das ein noch weiteres Beispiel eines Bildschirmbilds zeigt, das auf einer Anzeigeeinheit in einem Informationsdarbietungsbereich in [Fig. 9](#) angezeigt ist;

[0018] [Fig. 9](#) ist ein Blockdiagramm, das eine Struktur eines größeren Bereichs einer Ausführungsform einer optischen Messvorrichtung zeigt, bei der die vorliegende Erfindung angewendet wird;

[0019] [Fig. 10](#) ist ein Blockdiagramm, das eine Struktur innerhalb einer optischen Baugruppe in der Vorrichtung der [Fig. 9](#) zeigt;

[0020] [Fig. 11](#) ist ein Diagramm, das ein Beispiel einer geometrischen Anordnung von Beleuchtungspunkten und Erfassungspunkten auf der Oberfläche eines Patienten zeigt;

[0021] [Fig. 12](#) ist ein Blockdiagramm, das eine

Struktur einer Lock-in-Verstärkerbaugruppe in der Vorrichtung der [Fig. 9](#) zeigt; und

[0022] [Fig. 13](#) ist ein Diagramm, das ein konventionelles topographisches Bild zeigt, das auf einer Anzeigeeinheit in einer optischen Messvorrichtung angezeigt ist.

BEVORZUGTE AUSFÜHRUNGSFORM ZUR UMSETZUNG DER ERFINDUNG IN DIE PRAXIS

[0023] [Fig. 9](#) ist ein Blockdiagramm, das eine Struktur eines größeren Bereichs einer Ausführungsform einer optischen Messvorrichtung zeigt, bei der die vorliegende Erfindung angewendet wird. In der vorliegenden Ausführungsform ist ein Beispiel gezeigt, in dem ein Licht auf die Haut von beispielsweise dem Kopf eines Patienten leuchtet, der ein Messobjekt darstellt, und durch die Erfassung von Licht, das in dem Patienten auf die Beleuchtung hin gestreut und durch den Patienten hindurch übertragen wird, wird ein Intracerebrum oder ein Cortex cerebri abgebildet, indem ein Fall genutzt wird, in dem die Anzahl der Messkanäle, nämlich die Anzahl der Messpunkte, 12 beträgt und die Anzahl der zu messenden Signale (eine Anzahl von Analog/Digital-Umwandlungskanälen) 24 beträgt. Natürlich ist die vorliegende Erfindung nicht auf den Kopf als Messobjekt beschränkt, sondern sie kann auf andere Bereiche angewendet werden und weiterhin kann sie auf etwas anderes als einen lebenden Körper angewendet werden.

[0024] Eine Lichtquelle **91** besteht aus vier Stück optischer Baugruppen **92**. Jede der optischen Baugruppen **92** besteht aus zwei Stück Halbleiterlasern, von denen jeder Licht mit mehreren Wellenlängen in einem Wellenlängenbereich vom sichtbaren Licht bis zum Infrarotlicht abstrahlt, beispielsweise Licht der zwei Wellenlängen 780 nm und 830 nm. Die Werte von zwei Wellenlängen sind nicht auf 780 nm und 830 nm beschränkt, des Weiteren ist die Zahl der beinhalteten Wellenlängen nicht auf zwei beschränkt. Als optische Quelle **91** können lichtemittierende Dioden anstelle der Halbleiterlaser verwendet werden. Licht aus allen acht Halbleiterlasern, die in der optischen Quelle **91** beinhaltet sind, werden jeweils durch eine Oszillatoreinheit **93** moduliert, die aus acht Oszillatoren besteht, von denen jeder eine andere Oszillationsfrequenz aufweist.

[0025] [Fig. 10](#) zeigt eine Struktur innerhalb der optischen Baugruppe **92**, während sie auf eine optische Baugruppe **92(1)** als Beispiel Bezug nimmt. In der optischen Baugruppe **92(1)** sind ein Halbleiterlaser **93(1-a)** und **93(1-b)** sowie Treiberschaltungen **94(1-a)** und **94(1-b)** für die jeweiligen Halbleiterlaser beinhaltet. Vorliegend stellen die Bezugszeichen hinsichtlich der Zeichen in den obigen Klammern eine Seriennummer der beinhalteten optischen Baugruppen dar und a und b stellen die Wellenlänge 780 nm

bzw. die Wellenlänge 830 nm dar. Diese Halbleiterlaser-Treiberschaltungen **94(1-a)** und **94(1-b)** liefern einen Gleichstromvormagnetisierungsstrom für die Halbleiterlaser **93(1-a)** und **93(1-b)** und die Anwendung von Signalen mit jeweils unterschiedlichen Frequenzen $f(1-a)$ und $f(1-b)$ aus dem Oszillator **93** sieht die Modulation für das aus den Halbleiterlasern **93(1-a)** und **93(1-b)** abgestrahlte Licht vor. Als derartige Modulation ist in der vorliegenden Ausführungsform ein Beispiel einer analogen Modulation mit einer Sinuswelle gezeigt, jedoch kann natürlich eine digitale Modulation mit rechteckigen Wellen mit jeweils unterschiedlichen Zeitabständen, nämlich eine digitale Modulation, in der Licht in unterschiedlichen Zeitabständen aufleuchtet, verwendet werden. Somit werden modulierte Lichtstrahlen einzeln für jeden Halbleiterlaser über Kondensorlinsen **95** in jeweilige optische Fasern **96** eingeführt. Das Licht mit den zwei Wellenlängen, das in die einzelnen optischen Fasern eingeführt ist, wird für jede optische Baugruppe **92** über einen Optikkoppler **97** in eine einzige optische Faser, beispielsweise in eine Beleuchtungsnutzungs-Optikfaser **98-1**, eingeführt. Lichtstrahlen mit zwei Wellenlängen für jede optische Baugruppe werden in Beleuchtungsnutzungs-Optikfasern **98-1** bis **98-4** eingeführt und aus den anderen Anschlüssen dieser Beleuchtungsnutzungs-Optikfasern leuchtet das Licht an vier verschiedenen Beleuchtungspunkten auf die Oberfläche des Patienten **99**. Das Licht, das in dem Patienten gestreut und das durch den Patienten hindurchgegangen ist, wird von Fotodioden **101-1** bis **101-5** durch Erfassungsnutzungs-Optikfasern **100-1** bis **100-5** erfasst, die an fünf Erfassungspunkten auf der Oberfläche des Patienten **99** angeordnet sind. Die Endflächen dieser optischen Fasern berühren sanft die Oberfläche des Patienten **99** und zum Beispiel sind die optischen Fasern mittels Sonden an dem Patienten **99** befestigt, wie in JP-A-9-149903 offenbart.

[0026] [Fig. 11](#) zeigt ein Beispiel einer geometrischen Anordnung der Beleuchtungspunkte 1 bis 4 und der Erfassungspunkte 1 bis 5 auf der Oberfläche des Patienten **99**. In der vorliegenden Ausführungsform sind die Beleuchtungs- und Erfassungsposition abwechselnd auf quadratischen Gittern angeordnet. Wenn Zwischenpunkte zwischen nebeneinander liegenden Beleuchtungs- und Erfassungspunkten als Messpunkte festgelegt sind, gibt es 12 Kombinationen der nebeneinander liegenden Beleuchtungs- und Erfassungspunkte, daher ist die Anzahl der Messpunkte, nämlich die Anzahl von Messkanälen, auf 12 festgelegt. Eine solche Anordnung der Beleuchtungs- und Erfassungspunkte ist beispielsweise in der JP-A-9-149903 und in Yuichi Yamashita et al., „Near-infrared topographic measurement system: Imaging of absorbers localized in a scattering medium“ (Rev. Sci. Instrum. 67(3), März 1996, S. 730-732), offenbart. Wenn der Abstand zwischen den nebeneinander liegenden Beleuchtungs- und Erfas-

sungspunkten auf 3 cm festgelegt ist, enthält das von den jeweiligen Erfassungspunkten erfasste Licht Information über ein Gehirn, die von dem Licht, das durch die Haut und das Gehirn hindurchgegangen ist, gesammelt wurde, wie beispielsweise von Patric W. McCormic et al. in „Intracerebral penetration of infrared light“ (J. Neurosurg./Band 76/Februar 1992, S. 315-318) berichtet wurde.

[0027] Auf der Grundlage der bisherigen Beschreibung kann die Messung eines Gehirns in einer Gesamtregion von 6 cm × 6 cm durchgeführt werden, wenn 12 Messkanäle durch die Anordnung der Beleuchtungs- und Erfassungspunkte gesetzt sind, wie in [Fig. 11](#) gezeigt ist.

[0028] In der vorliegenden Erfindung wird der Einfachheit halber ein Fall beispielhaft dargestellt, in dem die Anzahl der Messkanäle **12** beträgt, wenn jedoch die Anzahl der Beleuchtungspunkte und Erfassungspunkte, die in einer Gitterform angeordnet sind, weiter erhöht wird, um die Anzahl der Messkanäle zu erhöhen, kann der Messbereich erweitert werden.

[0029] In [Fig. 9](#) wird das Licht, das durch die jeweiligen Erfassungsnutzungs-Optikfasern **100-1** bis **100-5** erfasst wird, durch fünf unabhängige Fotodetektoren, beispielsweise durch Fotodioden **101-1** bis **101-5** für jeden Erfassungspunkt, erfasst, nämlich für jede Erfassungsnutzungs-Optikfaser, die jedem der Erfassungspunkte entspricht. Als Fotodioden sind Lawinenfotodioden zu bevorzugen, die eine optische Messung mit hoher Empfindlichkeit realisieren können. Weiterhin kann als Fotodetektor eine Sekundärelektronenvervielfacherröhre verwendet werden. Nachdem mit diesen Fotodioden die optischen Signale in elektrische Signale umgewandelt wurden, werden mit einer Erfassungsschaltung, die eine selektive Erfassung der modulierten Signale durchführt, beispielsweise mit einer Lock-in-Verstärkerbaugruppe **102**, die aus mehreren Lock-in-Verstärkern besteht, Modulationssignale, die den Beleuchtungspositionen und den Wellenlängen entsprechen, selektiv erfasst.

[0030] In der vorliegenden Erfindung ist ein Lock-in-Verstärker als die Modulationssignalerfassungsschaltung gezeigt, die für den Fall einer analogen Modulation zutrifft, wenn jedoch eine digitale Modulation angewendet wird, ist ein digitales Filter oder ein Digitalsignalprozessor für die Modulationssignalerfassung zu verwenden.

[0031] [Fig. 12](#) zeigt eine Struktur der Lock-in-Verstärkerbaugruppe **102**, wie in [Fig. 9](#) gezeigt. Zuerst wird die Modulationssignaltrennung von Erfassungssignalen, die durch die Fotodiode **101-1** in [Fig. 11](#) erfasst werden, erläutert. Vom „Erfassungspunkt 1“ kann daher Licht, das auf den benachbarten „Beleuchtungspunkt 1“, „Beleuchtungspunkt 2“, Be-

leuchtungspunkt 3" und „Beleuchtungspunkt 4" leuchtet, erfasst werden, daher nehmen „Messpunkt 4", „Messpunkt 6", „Messpunkt 7" und „Messpunkt 9" in [Fig. 11](#) die Messobjektpunkte ein. Vorliegend enthält das von der Fotodiode **101-1** erfasste Licht vom „Erfassungspunkt 1" acht Signalkomponenten mit Modulationsfrequenzen $f(1-a)$, $f(1-b)$, $f(2-a)$, $f(2-b)$, $f(3-a)$, $f(3-b)$, $f(4-a)$ und $f(4-b)$, die jeweiligem Licht mit jeweils zwei Wellenlängen entsprechen, das beim „Beleuchtungspunkt 1", „Beleuchtungspunkt 2", „Beleuchtungspunkt 3" und „Beleuchtungspunkt 4" leuchtet. Das optische Signal, das diese acht Komponenten enthält, wird über acht Verstärker **104-1** bis **104-8** in acht Lock-in-Verstärker **103-1** bis **103-8** eingeführt. Die acht Lock-in-Verstärker **103-1** bis **103-8** werden jeweils mit den Signalen mit den Modulationsfrequenzen $f(1-a)$, $f(1-b)$, $f(2-a)$, $f(2-b)$, $f(3-a)$, $f(3-b)$, $f(4-a)$ und $f(4-b)$ als Referenzsignale versehen. Dementsprechend wird die optische Signalkomponente von 780 nm und 830 nm, die auf den „Beleuchtungspunkt 1" leuchtet, selektiv durch die Lock-in-Verstärker **103-1** und **103-2** getrennt und lock-in-erfasst, die optische Signalkomponente von 780 nm und 830 nm, die auf den „Beleuchtungspunkt 2" leuchtet, wird selektiv durch die Lock-in-Verstärker **103-3** und **103-4** getrennt und lock-in-erfasst, die optische Signalkomponente von 780 nm und 830 nm, die auf den „Beleuchtungspunkt 3" leuchtet, wird selektiv durch die Lock-in-Verstärker **103-5** und **103-6** getrennt und lock-in-erfasst und die optische Signalkomponente von 780 nm und 830 nm, die auf den „Beleuchtungspunkt 4" leuchtet, wird selektiv durch die Lock-in-Verstärker **103-7** und **103-8** getrennt und lock-in-erfasst.

[0032] In Bezug auf Erfassungssignale vom „Erfassungspunkt 2", „Erfassungspunkt 3", „Erfassungspunkt 4" und „Erfassungspunkt 5", die jeweils durch die Fotodioden **101-2** bis **101-5** erfasst werden, werden gewünschte optische Signalkomponenten auf die gleiche Weise wie oben selektiv getrennt und lock-in-erfasst. Das heißt, das von der Fotodiode **101-2** erfasste optische Signal vom „Erfassungspunkt 2" wird über die vier Verstärker **104-9** bis **104-12** in die vier Lock-in-Verstärker **103-9** bis **103-12** eingeführt und wird darin selektiv in die optische Signalkomponente von 780 nm und 830, die auf den „Beleuchtungspunkt 1" leuchtet, und in die optische Signalkomponente von 780 nm und 830 nm getrennt, die auf den „Beleuchtungspunkt 2" leuchtet, und wird lock-in-erfasst, das von der Fotodiode **101-3** erfasste optische Signal vom „Erfassungspunkt 3" wird über die vier Verstärker **104-13** bis **104-16** in die vier Lock-in-Verstärker **103-13** bis **103-16** eingeführt und wird darin selektiv in die optische Signalkomponente von 780 nm und 830, die auf den „Beleuchtungspunkt 1" leuchtet, und in die optische Signalkomponente von 780 nm und 830 nm getrennt, die auf den „Beleuchtungspunkt 3" leuchtet, und wird lock-in-erfasst, das von der Fotodiode **101-4** erfasste

optische Signal vom „Erfassungspunkt 4" wird über die vier Verstärker **104-17** bis **104-20** in die vier Lock-in-Verstärker **103-17** bis **103-20** eingeführt und wird darin selektiv in die optische Signalkomponente von 780 nm und 830, die auf den „Beleuchtungspunkt 3" leuchtet, und in die optische Signalkomponente von 780 nm und 830 nm getrennt, die auf den „Beleuchtungspunkt 4" leuchtet, und wird lock-in-erfasst, und das von der Fotodiode **101-5** erfasste optische Signal vom „Erfassungspunkt 5" wird über die vier Verstärker **104-21** bis **104-24** in die vier Lock-in-Verstärker **103-21** bis **103-24** eingeführt und wird darin selektiv in die optische Signalkomponente von 780 nm und 830, die auf den „Beleuchtungspunkt 2" leuchtet, und in die optische Signalkomponente von 780 nm und 830 nm getrennt, die auf den „Beleuchtungspunkt 4" leuchtet, und wird lock-in-erfasst.

[0033] Des Weiteren befinden sich, wie aus [Fig. 11](#) ersichtlich wird, wenn die Erfassungspunkte sich jeweils am „Erfassungspunkt 2", „Erfassungspunkt 3", „Erfassungspunkt 4" und „Erfassungspunkt 5" befinden, deren entsprechende Messobjektpunkte jeweils am „Messpunkt 1" und „Messpunkt 3", „Messpunkt 2" und „Messpunkt 5", „Messpunkt 10" und „Messpunkt 12" sowie „Messpunkt 8" und „Messpunkt 11".

[0034] Wie oben erläutert wurde, wird, wenn die Anzahl der enthaltenen Wellenlängen zwei ist und die Anzahl der Messpunkte 12 ist, die Anzahl der Messsignale 24, insgesamt 24 Stück Lock-in-Verstärker **103-1** bis **103-24** werden in der Lock-in-Verstärkerbaugruppe **102** eingesetzt. Analoge Ausgangssignale, die aus diesen Lock-in-Verstärkern **103-1** bis **103-24** (Kanäle 1 bis 24) ausgegeben werden, werden jeweils eine vorgegebene Zeit lang von jeder Probenhalteschaltung entsprechender Kanäle in einer Probenhalteschaltungsbaugruppe **106** angesammelt. Nach dem Ende der Ansammlung wird anschließend ein Schalter (Multiplexer) **107** umgelegt und die in den jeweiligen Probenhalteschaltungen gespeicherten Signale werden in digitale Signale umgewandelt, beispielsweise durch einen 12-Bit-Analog/Digital-Wandler (A/D-Wandler) **108**, dann werden die umgewandelten Signale für alle Kanäle in einer Speichereinheit **110** gespeichert, die außerhalb eines Computers **109** angeordnet ist. Natürlich kann die Speicherung in einer Speichereinheit innerhalb des Computers **109** erfolgen.

[0035] Wenn die Probenhalteschaltungsbaugruppe **106** nicht verwendet wird, wird der Schalter **107** wiederholt mit hoher Geschwindigkeit umgelegt. In einem solchen Fall werden die analogen Signale jeweiliger Kanäle bei jedem Umlegen durch den Analog/Digital-Wandler **108** in digitale Signale umgewandelt, um die selben in der Speichereinheit **110** zu speichern, und die während einer vorgegebenen Zeit erhaltenen digitalen Signale werden für jeden Kanal durch den Computer **109** gemittelt, um die selben in

der Speichereinheit **110** zu speichern. Mit dieser Maßnahme können auch Geräusche in Hochfrequenzkomponenten reduziert werden.

[0036] Auf der Grundlage der gespeicherten Daten berechnet der Computer **109** Konzentrationen von Oxyhämoglobin und Deoxyhämoglobin, die metabolische in vivo Substanzen (Messobjektsubstanzen) darstellen, und weiterhin die Konzentration des Gesamthämoglobins, das die Gesamtkonzentration dieser Hämoglobine gemäß den Verfahren darstellt, die in JP-A-9-19408 und Atsushi Maid et al., „Spatial and temporal analysis of human motor activity using noninvasive NIR topograph“ (Med. Phys. 22(12), Dezember 1995, S. 1997-2005), offenbart sind, und kann in einem Informationsdarbietungsbereich **111** ein topographisches Bild der gemessenen Menge und ihrer Änderung sowie einen Graph anzeigen, der ihre zeitabhängige Änderung darstellt. In diesem Fall werden die Messmenge und ihre Änderung der Messobjektsubstanz an jedem Punkt zwischen den Messpunkten vom Computer **109** auf der Grundlage der an den Erfassungspunkten erhaltenen Signale durch einen statistischen Vorgang geschätzt, genauer gesagt, durch einen linearen Interpolationsvorgang, der als Kurvenlinien- bzw. Splinevorgang bezeichnet wird. Der Informationsdarbietungsbereich **111** beinhaltet eine Anzeigeeinheit, die etwa ein topographisches Bild einer Messregion des Patienten, einer Messmenge oder ihrer Änderung der Messobjektsubstanz an jedem Punkt innerhalb der Messregion und ihrer Positionsinformation anzeigt. Der Informationsdarbietungsbereich **111** kann weiterhin eine andere als die Anzeigeeinrichtung beinhalten, um für ein Daten analysierendes Personal, das als Operator arbeitet, die Messmenge oder ihre Änderung der Messobjektsubstanz an jedem Punkt innerhalb der Messregion und ihre Positionsinformation darzubieten, insbesondere zum Beispiel eine Audioausgabereinheit.

[0037] In [Fig. 9](#) ist eine Betätigungseinheit **112** mit dem Computer **109** verbunden und beinhaltet eine Eingabeeinrichtung, die eine Dateneingabe von außerhalb der optischen Messvorrichtung erlaubt und eine Tastatur beinhaltet, die es ermöglicht, Zeicheninformation, wie etwa Symbole und Ziffern, durch das Drücken von Tasten und eine Zeigeeinrichtung einzugeben. Die Zeigeeinrichtung bewirkt, dass ein Zeiger, wie etwa ein Pfeil, angezeigt wird, der jeden Punkt in einem Bildschirmbild der Anzeigeeinheit in dem Informationsdarbietungsbereich **111** bestimmt und beinhaltet eine Maus, die die Auswahl des bestimmten Punkts durch einen Vorgang, der als Klicken bzw. Anklicken bezeichnet wird, erlaubt. Anstelle der Maus kann die Zeigeeinrichtung ein berührungsempfindlicher Bildschirm (Touch Screen) sein, der die Auswahl des berührten Bereichs erlaubt.

[0038] [Fig. 1](#) zeigt ein Beispiel eines Bildschirm-

bilds, das auf der Anzeigeeinheit in dem Informationsdarbietungsbereich **111** angezeigt ist, wie in [Fig. 9](#) gezeigt. In der Zeichnung zeigt **1-1** ein Fenster, das ein topographisches Bild **1-2** beinhaltet, das die Messmenge oder ihre Änderung der Messobjektsubstanz in dem Patienten veranschaulicht, und **1-3** zeigt ein weiteres Fenster, das die Messmenge und ihre Änderung anzeigt.

[0039] Das in dem Fenster **1-1** angezeigte topographische Bild **1-2** ist eine kartenförmige Figur, die durch das Verbinden von Punkten (Positionen) mit der gleichen Messmenge oder ihrer Änderung der Messobjektsubstanz innerhalb der Messregion erzeugt wird, und die Messmenge und ihre Änderung der Messobjektsubstanz an irgendeinem Punkt zwischen den Messpunkten werden vom Computer **109** auf der Grundlage der an den Erfassungspunkten erhaltenen Signale durch einen statistischen Vorgang geschätzt, genauer gesagt, einen linearen Interpolationsvorgang, der als Kurvenlinien- bzw. Splinevorgang bezeichnet wird. **1-4** ist ein Mauszeiger in Pfeilform, und wenn auf die Maus geklickt wird, wird die durch den Mauszeiger angegebene Position ausgewählt. Eine solche ausgewählte Position ist nicht auf die Messposition beschränkt und kann jede beliebige Position innerhalb der Messregion sein. **1-5** sind Linien, die ergänzend und sichtbar die Koordinateninformation in horizontaler Richtung und vertikaler Richtung der durch den Mauszeiger bestimmten Position zeigen, und diese Linien bewegen sich, während sie mit dem Zeiger **1-4** ineinander eingreifen. Diese Linien können von irgendeiner Art sein, wie etwa eine ausgezogene Linie, eine punktierte Linie und eine gestrichelte Linie. Das Fenster **1-3**, in dem die Messmenge, ihre Änderung und ihre Zeit- und Positionsinformation angezeigt werden, kann stets angezeigt werden, ansonsten kann es auch lediglich dann angezeigt werden, wenn der Mauszeiger angeklickt worden ist. Weiterhin kann der Mauszeiger **1-4** ein anderes Zeigeelement mit einer Konfiguration in Schreibstiftform sein.

[0040] Im Fenster **1-3**, in dem die Messmenge, ihre Variation oder ihre Zeit- und Positionsinformation angezeigt ist, gibt eine Zeichenreihe **1-6** die Art von Daten an, deren Anzeige gewünscht ist, und Zahlenwerte **1-7** geben die jeweilige Messmenge und ihre Änderung an. In [Fig. 1](#) ist es möglich, zwei Arten von Messmenge, wie etwa Oxyhämoglobin und Deoxyhämoglobin, anzuzeigen, und insbesondere zeigt [Fig. 1](#) einen Fall, in dem deren Werte 10 bzw. 20 betragen. mM-mm stellt eine Einheit in Bezug auf die Blutmenge dar.

[0041] In dem in [Fig. 1](#) gezeigten Beispiel wird die Messmenge oder ihre Änderung der Messobjektsubstanzen von zwei Arten durch Oxyhämoglobin und Deoxyhämoglobin an einer Position dargestellt, deren Auswertung gewünscht wird, jedoch kann anstel-

le eines solchen Beispiels die Messmenge oder ihre Änderung der Messobjektsubstanz von einer Art oder von drei Arten angezeigt werden.

[0042] Wenn die zwei Teile der Fenster **1-1** und **1-3**, wie in [Fig. 1](#) gezeigt worden ist, in einer Oben- und Unten- oder in einer Links- und Rechts-Beziehung angezeigt werden, um einander nicht zu überlappen, kann Daten verarbeitendes Personal Information visuell leicht erhalten. Weiterhin können diese zwei Fensterteile zu einem zusammengefasst werden. Das heißt, eines der zwei Fenster kann so entworfen sein, dass es das andere Fenster versorgt.

[0043] Noch weiter kann in einem Fall, in dem es in [Fig. 1](#) unvermeidlich ist, große Fenster zu verwenden, etwa wenn eine breite Messregion mit hoher Auflösung angezeigt wird, die Anzeige durch Schalten der Fenster **1-1** und **1-3** durch einen Befehl des Daten verarbeitenden Personals durchgeführt werden. Noch weiterhin kann das Fenster **1-3** an der Bezeichnungsposition des Zeigers **1-4** oder benachbart davon angezeigt werden.

[0044] Die optische Messvorrichtung, die optisch die Messobjektsubstanz innerhalb der Messregion des Patienten misst, ist derart ausgestaltet, um so zu funktionieren, dass die Messmenge der Messobjektsubstanz an einem Messpunkt auf der Grundlage eines an einem Erfassungspunkt erfassten Erfassungswerts eines Lichts bestimmt wird, das von einem Beleuchtungspunkt innerhalb der Messregion leuchtet, ein kartenförmiges Bild, das durch das Verbinden von Punkten (Positionen) mit gleichen Messmengen oder deren Veränderungen auf einem ersten Bild-Bildschirm angezeigt wird, jeder beliebige Punkt auf dem angezeigten Bild bestimmt wird und die Messmenge oder ihre Änderung der Messobjektsubstanz an dem bestimmten Punkt auf einem zweiten Bild-Bildschirm angezeigt wird.

[0045] Die Beleuchtungsposition beinhaltet mehrere Punkte, ein Licht mit mehreren Wellenlängen leuchtet auf jeweilige Beleuchtungspunkte, die Lichtkomponenten, die Signalkomponenten der entsprechenden Anzahl von Wellenlängen an den Beleuchtungspunkten enthalten, werden an einem Erfassungspunkt erfasst und ein Referenzsignal wird für jede der Lichtkomponenten vorgesehen, dadurch werden die Lichtkomponenten der jeweiligen Wellenlängen getrennt, um die Messmenge zu bestimmen.

[0046] Der erste Bild-Bildschirm und der zweite Bild-Bildschirm können als einzelner Bild-Bildschirm gestaltet sein.

[0047] Des Weiteren können der erste Bild-Bildschirm und der zweite Bild-Bildschirm als getrennte Bild-Bildschirme gestaltet sein.

[0048] [Fig. 2](#) zeigt ein weiteres Beispiel eines Bildschirmbilds, das auf der Anzeigeeinheit in dem Informationsdarbietungsbereich **111**, wie in [Fig. 9](#) gezeigt, angezeigt ist. Auf dem Bildschirmbild sind in einem Fenster **2-1** Skalen **2-3** vorgesehen, die das Ablesen der Positionen in horizontaler und vertikaler Richtung eines Kreuzungspunkts (einer Kreuzungsposition: Zeiger) der Linien **2-2** in horizontaler und vertikaler Richtung erlaubt. Die Verschiebungssteuerung der zwei Linien (Verschiebungssteuerung des Kreuzungspunkts der zwei Linien) kann unter Bezugnahme auf Koordinatenwerte auf dem in dem Fenster **2-4** angezeigten Bildschirmbild durchgeführt werden, das die Messmenge, ihre Änderung oder ihre Positionsinformation anzeigt, während dieselbe im Fenster **2-1** bestätigt wird. **2-5** steht für vier Knöpfe, die zur Durchführung der Verschiebungssteuerung der Linien **2-2** in horizontaler und vertikaler Richtung eingesetzt werden, und wenn ein Zeiger **2-6** irgendeinen der vier Knöpfe **2-5** bestimmt, um dieselben zu drücken, und auf die Maus geklickt wird, werden die zwei Linien **2-2**, d. h. ihr Kreuzungspunkt, wie gewünscht gesteuert. **2-7** steht für eine Anzeigeregion einer Koordinateninformationsnachricht in horizontaler Richtung (X) und in vertikaler Richtung (Y) des Kreuzungspunkts der zwei Linien **2-2**, der durch Drücken der Knöpfe **2-5** bestimmt wird. Die Koordinateninformation des Kreuzungspunkts der zwei Linien **2-2** wird in einer Koordinateninformationsanzeigeregion **2-8** angezeigt.

[0049] Wenn einer der Knöpfe **2-5** gedrückt wird, verschieben sich in Ansprechung darauf die zwei Linien **2-2** zu einer neuen Position und synchron dazu ändern sich ebenfalls die Koordinatenpositionswerte des Kreuzungspunkts der zwei Linien **2-2**, die in der Anzeigeregion **2-8** angezeigt sind. Wenn der Kreuzungspunkt der zwei Linien **2-2** die Koordinatenposition erreicht, welche das Daten analysierende Personal wünscht, drückt das Daten analysierende Personal einen Absichtsbestätigungsknopf zum Vorgangsstart mittels einer Eingabeeinrichtung (beispielsweise eine Zeigeeinrichtung, eine Tastatur). Dadurch wird der Vorgang gestartet und eine Messmenge oder ihre Änderung der Messobjektsubstanz, deren Anzeige gewünscht wird, wird in einer Anzeigeregion **2-9** für die Messmenge oder ihre Änderung angezeigt.

[0050] Anstelle des Drückens der Knöpfe **2-5** zum Verschieben der zwei Linien kann die Verschiebungssteuerung der zwei Linien durch Drücken von Tasten durchgeführt werden, die eine ähnliche Bezeichnung wie die Knöpfe **2-5** auf der Tastatur tragen. Weiterhin sind in [Fig. 2](#) die zwei Fenster **2-1** und **2-4** voneinander getrennt, jedoch können diese Fenster so angeordnet werden, dass sie einander überlappen.

[0051] [Fig. 3](#) zeigt eine weitere Ausführungsform, die ein Verfahren der Positionsbestimmung in einer

Messregion betrifft. Die vorliegende Erfindung wird zur Bestimmung einer Position in der Messregion auf dem Patienten und zur Auswahl derselben verwendet. Die Ausführungsform in [Fig. 3](#) ist in einem vereinfachten Modell gezeigt. Optische Fasern **3-1**, die als Lichtleitungseinrichtungen dienen, laufen durch einen Sensor aus einem piezoelektrischen Element und berühren einen Patienten **3-3**. Obwohl in [Fig. 3](#) zwei Stück optische Fasern gezeigt sind, entspricht eine der zwei optischen Fasern irgendeiner der Beleuchtungsbenutzungs-Optikfasern **98-1** bis **98-4**, wie in [Fig. 9](#) gezeigt, und die übrige entspricht irgendeiner der Erfassungsbenutzungs-Optikfasern **100-1** bis **100-5**, wie in [Fig. 9](#) gezeigt. Weiterhin entspricht der Patient **3-3** dem Patienten **99**, der in [Fig. 9](#) gezeigt ist.

[0052] Der Sensor **3-2** ist über dem Patienten **3-3** platziert, wobei er sich mit diesem in Berührung befindet oder auch nicht, und ist mit dem Computer **109** in [Fig. 9](#) verbunden. Wenn irgendeine Position innerhalb der Messregion des Patienten **3-3** mittels einer Bestimmungseinrichtung **3-4** bezeichnet wird, wird das Positionssignal durch den Sensor **3-2** empfangen und an den Computer **109** übertragen. Die Bestimmungseinrichtung **3-4** kann entweder ein Stift oder ein Finger sein.

[0053] Die optische Messvorrichtung, die eine Messobjektsubstanz innerhalb einer Messregion eines Patienten optisch misst, ist so ausgestaltet und wird so betätigt, dass optische Fasern durch einen Sensor aus einem piezoelektrischen Element laufen, das auf einem Patienten platziert ist, wobei es sich mit diesem in Berührung befindet oder auch nicht, eine Messposition auf dem Sensor gesetzt wird, ein Licht aus der optischen Faser auf eine Beleuchtungsposition innerhalb der Messregion leuchtet, ein an einer Erfassungsposition erfasster Erfassungswert über die optische Faser ausgegeben wird und dadurch eine Messmenge oder ihre Änderung der Messobjektsubstanz an einer Messposition bestimmt wird.

[0054] Die Messmenge und ihre Änderung der Messobjektsubstanz an einer bestimmten Position werden in Form eines Bildschirmbilds angezeigt.

[0055] [Fig. 4](#) zeigt ein noch weiteres Beispiel eines auf einer Anzeigeeinheit in dem Informationsdarbietungsbereich **111** in [Fig. 9](#) angezeigten Bildschirmbilds. In einem Fenster **4-2**, das gewünschte Daten anzeigt und deren Größe frei verändern kann, ist ein topographisches Bild **4-2** bezüglich der Messregion des Patienten angezeigt. **4-3** steht für eine Zeigeeinrichtung. Die Zeigeeinrichtung **4-3** kann mit der Zeigeeinrichtung ineinander greifen, wie in der Ausführungsform der [Fig. 3](#) gezeigt ist. Koordinatenwerte in horizontaler und vertikaler Richtung der durch den Zeiger **4-3** bestimmten Position sind in einer Anzeige-

region **4-4** angezeigt und eine Messmenge oder ihre Änderung der Messobjektsubstanz (insbesondere Oxyhämoglobin, Deoxyhämoglobin und alle Hämoglobine) an der bestimmten Position werden in einer Anzeigeregion **4-4** angezeigt.

[0056] [Fig. 5](#) zeigt ein weiteres Beispiel von Bildschirmbildern, die auf einer Anzeigeeinheit in dem Informationsdarbietungsbereich **111** in [Fig. 9](#) angezeigt sind. In einem Fenster **5-1** ist ein topographisches Bild **5-2** angezeigt, das ein statisches topographisches Bild sein kann, das einen Durchschnittswert der Messmengen in einer bestimmten Messzeit darstellt, oder das ein Bewegtbild sein kann, das die Zeitabhängigkeit der Messmenge oder ihrer Änderung der Messobjektsubstanz darstellt. Wenn irgendeine Position des topographischen Bilds **5-2** mittels eines Mauszeigers bestimmt wird, wird ein Graph, der die Zeitabhängigkeit der Messmenge oder ihrer Änderung der Messobjektsubstanz an der bestimmten Position, genauer gesagt, ein Graph **5-3**, der die Zeitabhängigkeit von Oxyhämoglobin und Deoxyhämoglobin darstellt, in einem Fenster **5-4** angezeigt. **5-5** steht für eine Zeitanzeigeleiste und verschiebt sich in der Richtung der Zeitachse synchron mit der Bewegtbild-Wiedergabezeit, wenn das topographische Bild ein Bewegtbild ist. Die Messmenge oder ihre Änderung der Messobjektsubstanz an jeweiligen Zeitpositionen kann qualitativ aus der Skala an der Ordinatenachse erfasst werden. **5-6** steht für eine Zeitangaberegion und zeigt die Zeit, die durch die Zeitangabeleiste angegeben ist, als Zahlenwert an.

[0057] Weiterhin kann nach dem Bestimmen der Zeitbestimmungsleiste **5-5** mit dem Mauszeiger und beim Verschieben der Leiste zu einer gewünschten Zeit die Richtung der Zeitachse zur Wiedergabe eines Bewegtbilds sowohl in positiver als auch in negativer Richtung ausgewählt werden.

[0058] Mit der obigen Maßnahme kann die Zeitabhängigkeit der Messmenge oder der Messmengenänderung der Messobjektsubstanz qualitativ und im Detail ausgewertet werden.

[0059] Anstelle der graphischen Anzeige der Zeitabhängigkeit der Messmenge oder der Messmengenänderung der Messobjektsubstanz an einer Position innerhalb der Messregion kann nach dem Auswählen mehrerer Positionen mit dem Mauszeiger die Zeitabhängigkeit der Messmenge oder der Messmengenänderung der Messobjektsubstanz an den mehreren Positionen angezeigt werden. Durch eine solche Anzeige kann ein Bewegtbild, das die Messmenge oder die Messmengenänderung der Messobjektsubstanz und die Zeitabhängigkeit der Messmenge oder der Messmengenänderung der Messobjektsubstanz an mehreren spezifischen Positionen in dem Bewegtbild zur selben Zeit ermittelt werden, dadurch kann

das analysierende Personal viele von dem Patienten ermittelte physische Informationsdaten präzise erfassen.

[0060] [Fig. 6](#) zeigt ein noch weiteres Beispiel von Bildschirmbildern, die auf einer Anzeigeeinheit in dem Informationsdarbietungsbereich **111** in [Fig. 9](#) angezeigt sind. Das vorliegende Beispiel ermöglicht die Auswahl von Darbietungstypen der Messmenge oder der Messmengenänderung der Messobjekts substanz an der durch einen Zeiger **6-1** ausgewählten Position. Das heißt, durch selektives Drücken eines Darbietungstyp-Auswahlknopfs **6-3** in einem Fenster **6-2** wird die Messmenge oder die Messmengenänderung entweder auf dem Bildschirm angezeigt, in einer Datei gespeichert oder dem Operator hörbar mitgeteilt. Natürlich kann die Messmenge oder die Messmengenänderung entworfen sein, um durch einen Drucker, der als Druckeinrichtung dient, ausgegeben zu werden, so dass dieselbe beispielsweise an andere Messsteuervorrichtungen und Computer durch eine Kommunikationsleitung, die durch ein Internet dargestellt ist, ausgegeben werden kann. Wenn es gewünscht ist, die Messmenge oder ihre Änderung auf dem Bildschirm anzuzeigen, wird dieselbe auf der Anzeigeregion angezeigt (siehe [Fig. 1](#), [Fig. 2](#) und [Fig. 4](#)). Wenn es gewünscht wird, die Messmenge oder ihre Änderung in hörbarer Art auszugeben, kann die Lautstärke der Ausgabestelle durch Verschieben des Cursors eines Lautstärkeeinstellbereichs **6-4** oder durch Drücken von Knöpfen zu dessen beiden Seiten eingestellt werden. Wenn es gewünscht ist, die Messmenge oder ihre Änderung in einem Dateiformat auszugeben, wird der Dateiname in einer Dateinamenbestimmungsregion **6-5** bestimmt. Weiterhin kann bezüglich deren Ausgabeformat, wie etwa Textformat und Binärformat, dieses durch Knopfbetätigung eines Ausgabeformat-Auswahlbereichs **6-6** ausgewählt werden. Weiterhin kann als weiteres Ausgabeformat ein Komprimierungsdateiformat aufgezählt werden.

[0061] [Fig. 7](#) zeigt ein noch weiteres Beispiel von Bildschirmbildern, die auf einer Anzeigeeinheit in dem Informationsdarbietungsbereich **111** in [Fig. 9](#) angezeigt sind. Das vorliegende Beispiel zeigt die Messmenge oder ihre Änderung der Messobjekts substanz auf einer eindimensionalen Region innerhalb der Messregion an. Eine eindimensionale Linie **7-3** wird auf einem topographischen Bild **7-1**, das die Messmenge oder ihre Änderung der Messobjekts substanz zeigt, unter Verwendung einer durch eine Maus dargestellten Zeigeeinrichtung **7-2** gezeichnet. Obwohl beispielhaft eine gerade Linie dargestellt ist, kann in der Zeichnung eine gekrümmte Linie gezeichnet werden. Die Messmenge oder ihre Änderung der Messobjekts substanz an Positionen auf der geraden Linie wird in einer Form des Graphen **7-5** in einem anderen Fenster **7-4** angezeigt. Die Ordinate stellt die Messmenge oder ihre Änderung der Mess-

objekts substanz (beispielsweise Hämoglobinkonzentrationsänderung) dar und die Abszisse stellt die Positionsinformation der eindimensional geformten Linie **7-3** dar. Mit der vorliegenden Maßnahme kann die Messmenge oder ihre Änderung an jeweiligen Positionen entlang der eindimensional geformten Linie **7-3** aus einem anderen Blickpunkt visuell erfasst werden.

[0062] [Fig. 8](#) ist ein noch weiteres Beispiel von Bildschirmbildern, die auf einer Anzeigeeinheit in dem Informationsdarbietungsbereich **111** in [Fig. 9](#) angezeigt sind. Das vorliegende Beispiel ist entworfen, um, wenn die Messmenge oder ihre Änderung der Messobjekts substanz an einer durch einen Zeiger **8-1** bestimmten und ausgewählten Position einem Einzelwert entspricht, der etwa durch einen Maximalwert, einen Minimalwert oder den Nullpunkt dargestellt wird, solche Information auf dem Bildschirm des Fensters **8-2** darzustellen. Das heißt, wenn die Messmenge oder ihre Variation der Messobjekts substanz an der durch den Zeiger **8-1** bestimmten und ausgewählten Position dem Maximalwert, dem Minimalwert, einem lokalen Maximalwert, einem lokalen Minimalwert, dem Nullpunkt oder einem durch das analysierende Personal gewünschten Wert entspricht, wird automatisch ein entsprechender Knopf in einer Anzeigeregion **8-3**, die auf dem Bildschirm des Fensters **8-2** angeordnet ist, gedrückt, mit dem knopfgedrückten Zustand wird entsprechend erkannt, welche Sorte von Wert die Messmenge oder ihre Änderung der Messobjekts substanz an der durch den Zeiger **8-1** ausgewählten Position ist.

[0063] Anstatt auf dem Bildschirm anzuzeigen, welche Sorte von Einzelwert die Messmenge oder ihre Änderung der Messobjekts substanz an der ausgewählten Position ist, kann eine solche Information an das Daten analysierende Personal mittels einer anderen Stimme als der Bildschirmanzeige übertragen werden. Weiterhin kann anstelle der Zweiteilung des Fensters die Information in den zwei Fenstern in einem einzigen Fenster angezeigt werden.

[0064] Um das Verständnis der vorliegenden Erfindung zu erleichtern, werden die verwendeten Symbole nachstehend kurz erläutert: **1-1** Fenster einschließlich topographischem Bild, **1-2**: topographisches Bild, **1-3**: den Messwert oder dessen Änderung angegebendes Fenster, **1-4**: Mauszeiger, **1-5**: Hilfslinie zur visuellen Angabe von Koordinateninformation in horizontaler und vertikaler Richtung der durch den Mauszeiger gezeigten Position, **1-6**: Zeichenserie zur Information über die Sorte von Daten, deren Anzeige gewünscht wird, **1-7**: den Messwert oder seine Änderung angegebende Werte, **2-1**: Fenster einschließlich topographischem Bild, **2-2**: Linien in horizontaler und vertikaler Richtung, **2-3**: Skala zum Messen der horizontalen Stelle und der vertikalen Stelle, **2-4**: Fenster zur Angabe des Messwerts oder dessen Änderung und/oder der Stelleninformation, **2-5**: vier Knöpfe zur

Steuerung der horizontalen und vertikalen Stelle von zwei Linien (2-2), 2-6: Zeiger, 2-7: Nachrichtenangebereich von Koordinateninformation in horizontaler (X) und vertikaler (Y) Richtung des Schnittpunkts von zwei Linien (2-2), 2-8: Koordinateninformationsangebereich des Schnittpunkts von zwei Linien (2-2), 2-9: Angabebereich des Messwerts oder dessen Änderung, 3-1: optische Faser, 3-2: Sensor des piezoelektrischen Elements, 3-3: Patient bzw. Subjekt, 3-4: Zeigeeinrichtung, 4-1: Fenster, dessen Größe sich flexibel ändert, 4-2: topographisches Bild, 4-3: Zeigeeinrichtung, 4-4: Angabebereich, 5-1: Fenster, 5-2: topographisches Bild, 5-3: Graph, der die Zeitabhängigkeit der Messmengenänderung zeigt, 5-4 Fenster, das den Graph der Zeitabhängigkeit der Messmengenänderung zeigt, 5-5: Zeitangabeleiste, 5-6: Zeitanzeigebereich, 6-1: Zeiger, 6-2: Fenster, 6-3: Darstellungstypauswahlknopf, 6-4: Lautstärkeeinstellbereich, 6-5: Dateinameanzeigebereich, 6-6: Ausgabeformatauswahlbereich, 7-1: topographisches Bild, 7-2: Zeigeeinrichtung, 7-3, eindimensionale Linie, 7-4: Fenster, 7-5: Graph, 8-1: Zeiger, 8-2: Fenster, 8-3: Anzeigebereich, 91: Lichtquelle, 99: Patient bzw. Subjekt, 98-1-4: optische Fasern zur Beleuchtung, 100-1-5: optische Fasern zur Erfassung, 101-1-5: Fotodioden, 102: Lock-in-Verstärkerbaugruppe, 106: Probenhalteschaltungsbaugruppe, 107: Schalter, 108: A/D-Wandler, 109: Computer, 110: Speichereinheit, 111: Informationsdarbietungsbereich, 112: Steuereinheit.

INDUSTRIELLE AUSFÜHRBARKEIT

[0065] Gemäß der vorliegenden Erfindung wird eine optische Messvorrichtung bereitgestellt, die durch das Ermöglichen einer Auswertung der physischen Menge einer Messobjektsubstanz an jedem beliebigen Punkt eines Subjekts eine räumliche Auflösung verbessert und dadurch den Erhalt detaillierter Information über das Subjekt erlaubt.

Patentansprüche

1. Optische Messvorrichtung zum optischen Messen einer Messobjektsubstanz innerhalb einer Messregion eines Subjekts (99) mit einem Messbereich (100-1...100-5), der Beleuchtungslicht von einer Beleuchtungsposition (98-1...98-4) innerhalb der Messregion an einem Erfassungsbereich erfasst und eine Messmenge der Messobjektsubstanz innerhalb der Messregion bestimmt; und
einem ersten Fenster (1-1), in dem ein kartenförmiges Bild angezeigt wird, das durch Verbinden von Punkten (Positionen) mit gleicher Messmenge oder gleicher Messmengenänderung gebildet wird, weiter gekennzeichnet durch eine Zeigeeinrichtung (8-1) zum Bestimmen einer Position im ersten Fenster, und
ein zweites Fenster (8-2), das dann, wenn die Mess-

menge oder die Messmengenänderung der Messobjektsubstanz an der bestimmten Position der Maximalwert, der Minimalwert, ein lokaler Maximalwert oder ein lokaler Minimalwert ist, die Information (8-3) darbietet, dass die Messmenge oder die Messmengenänderung der Messobjektsubstanz an der bestimmten Position den Maximalwert, den Minimalwert, einen lokalen Maximalwert oder einen lokalen Minimalwert angibt.

2. Optische Messvorrichtung zum optischen Messen einer Messobjektsubstanz innerhalb einer Messregion eines Subjekts (99) mit einem Messbereich (100-1...100-5), der Beleuchtungslicht von einer Beleuchtungsposition innerhalb der Messregion an einem Erfassungsbereich erfasst und eine Messmenge der Messobjektsubstanz innerhalb der Messregion bestimmt; und
einem ersten Fenster (1-1), in dem ein kartenförmiges Bild angezeigt wird, das durch Verbinden von Punkten (Positionen) mit gleicher Messmenge oder gleicher Messmengenänderung gebildet wird, weiter gekennzeichnet durch eine Zeigeeinrichtung (8-1) zum Bestimmen einer Position im ersten Fenster, und
einen Stimmausgabebereich, der dann, wenn die Messmenge oder die Messmengenänderung der Messobjektsubstanz an der bestimmten Position der Maximalwert, der Minimalwert, ein lokaler Maximalwert oder ein lokaler Minimalwert ist, als Stimmausgabe die Information (8-3) darbietet, dass die Messmenge oder die Messmengenänderung der Messobjektsubstanz an der bestimmten Position den Maximalwert, den Minimalwert, einen lokalen Maximalwert oder einen lokalen Minimalwert angibt.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet,
dass der Messbereich eine Messmenge mehrerer Messobjektsubstanzen innerhalb der Messregion bestimmt;
das erste Fenster in einem ersten Bildschirmbildanzeigebereich angezeigt wird;
die Zeigeeinrichtung eine Position auf dem ersten Bildschirmbildanzeigebereich bestimmt; und
ein zweiter Bildschirmbildanzeigebereich vorgesehen ist, in dem die Messmenge der Messobjektsubstanz, die im kartenförmigen Bild dargestellt wird, und andere Messobjektsubstanzen an der bestimmten Position oder Messmengenveränderungen derselben angezeigt werden.

4. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass mehrere Beleuchtungspositionen vorgesehen sind, wobei Licht mit mehreren Wellenlängen auf die jeweilige Beleuchtungsposition leuchtet, wobei von einer Erfassungsposition aus eine Lichtkomponente mit Signalkomponenten einer entsprechenden Anzahl von Wellenlängen an betroffenen Beleuchtungspositionen erfasst wird, für jede der

Lichtkomponenten ein Referenzsignal bereit gestellt wird, und die Messmenge bestimmt wird, nachdem Lichtkomponenten mit jeweiligen Wellenlängen getrennt wurden.

5. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass der erste Bildschirm und der zweite Bildschirm durch einen einzigen Anzeigebildschirm (**111**) gebildet sind.

6. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass der erste Bildschirm und der zweite Bildschirm als getrennte Anzeigebildschirme ausgestaltet sind.

7. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass auf dem ersten Bildschirm Linien (**1-5**, **2-2**), die in horizontaler und vertikaler Richtung durch die bestimmte Position laufen, auf dem ersten Bildschirm angezeigt werden, wobei sie auf eine Positionsänderungsbestimmung hin verschoben werden.

8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass ein Maßstab (**2-3**) für die Ableseung horizontaler und vertikaler Positionen der Linien in horizontaler und vertikaler Richtung angezeigt wird.

9. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, die innerhalb einer Messregion eines Subjekts eine Messobjektsubstanz optisch misst, dadurch gekennzeichnet, dass optische Fasern (**99-1 99-4**) durch einen Sensor laufen, der durch ein piezoelektrisches Element gebildet ist, das sich mit dem Subjekt in Berührung befinden kann oder auch nicht, wobei auf dem Sensor eine Messposition gesetzt wird, Licht von der optischen Faser auf eine Beleuchtungsposition innerhalb der Messregion leuchtet, ein an einer Erfassungsposition erfasster Wert über die optische Faser ausgegeben wird und die Messmenge oder Messmengenänderung der Messobjektsubstanz an der Messposition bestimmt wird.

10. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, mit einem weiteren Fenster (**7-4**), in dem ein Graph der Messmenge oder der Messmengenänderung der Messobjektsubstanz längs einer Linie angezeigt wird, die von der Zeigeeinrichtung gezogen wurde, wobei die Linie als eine der Achsen verwendet wird.

Es folgen 10 Blatt Zeichnungen

FIG. 1

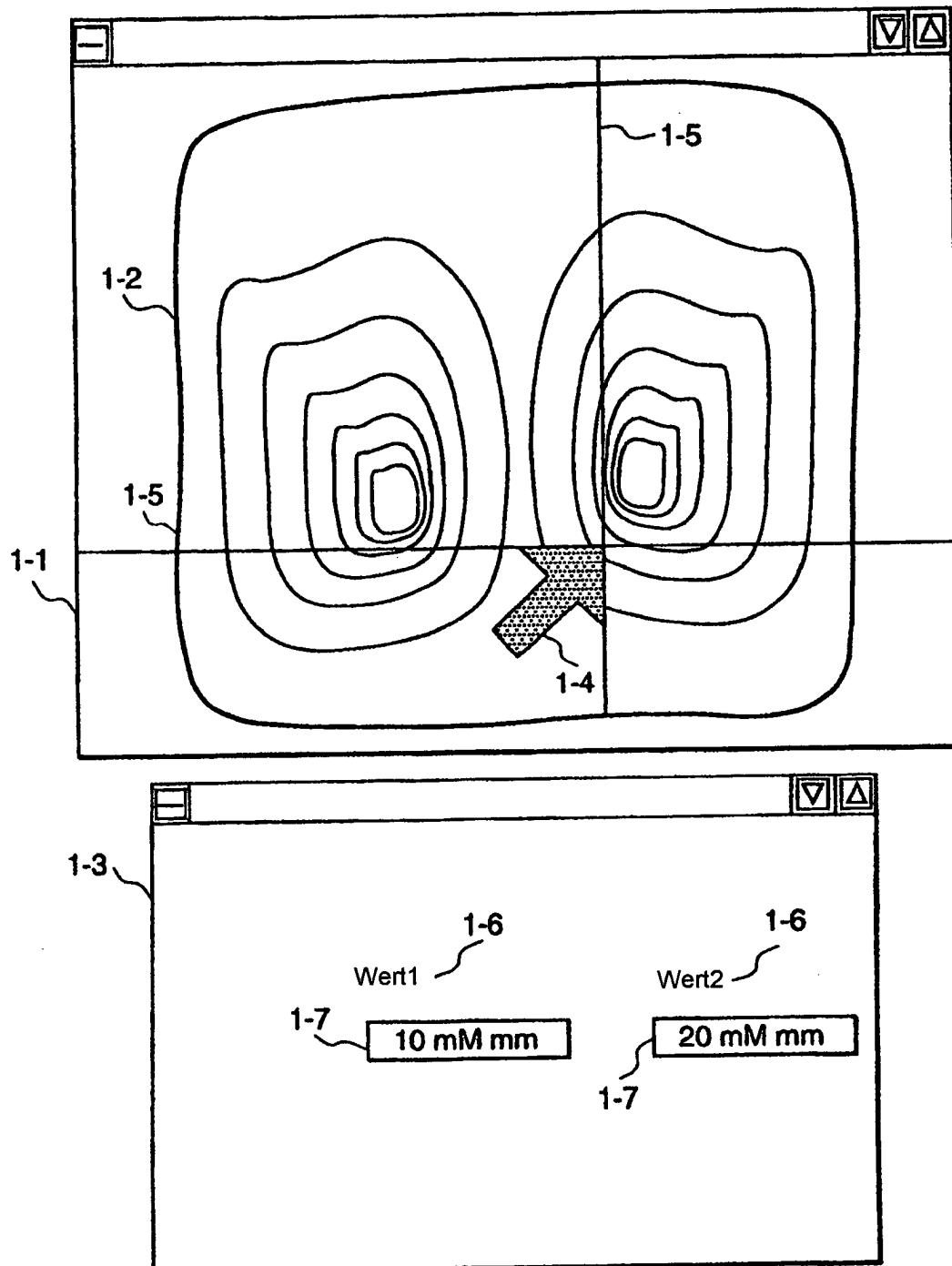


FIG. 2

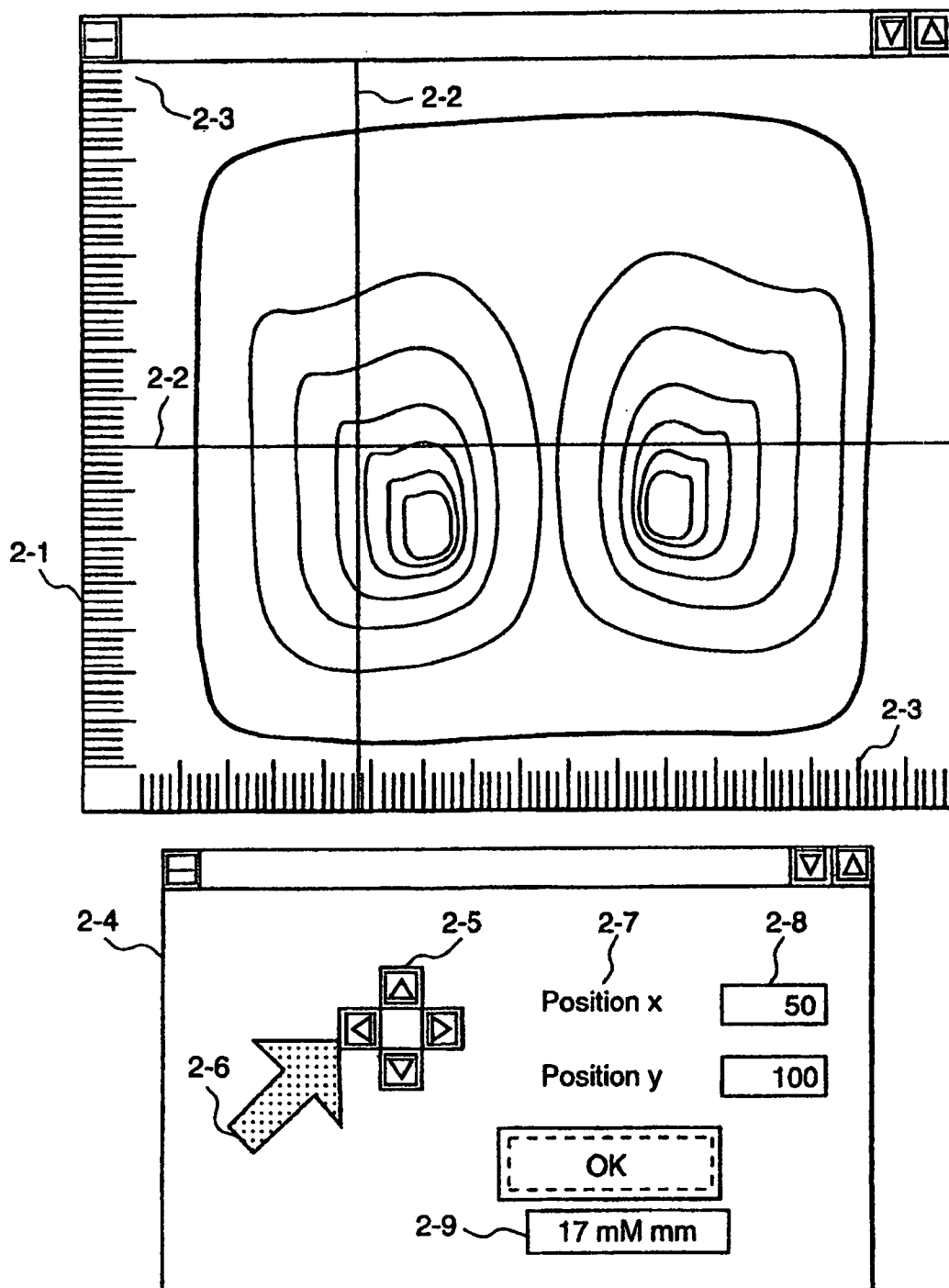


FIG. 3

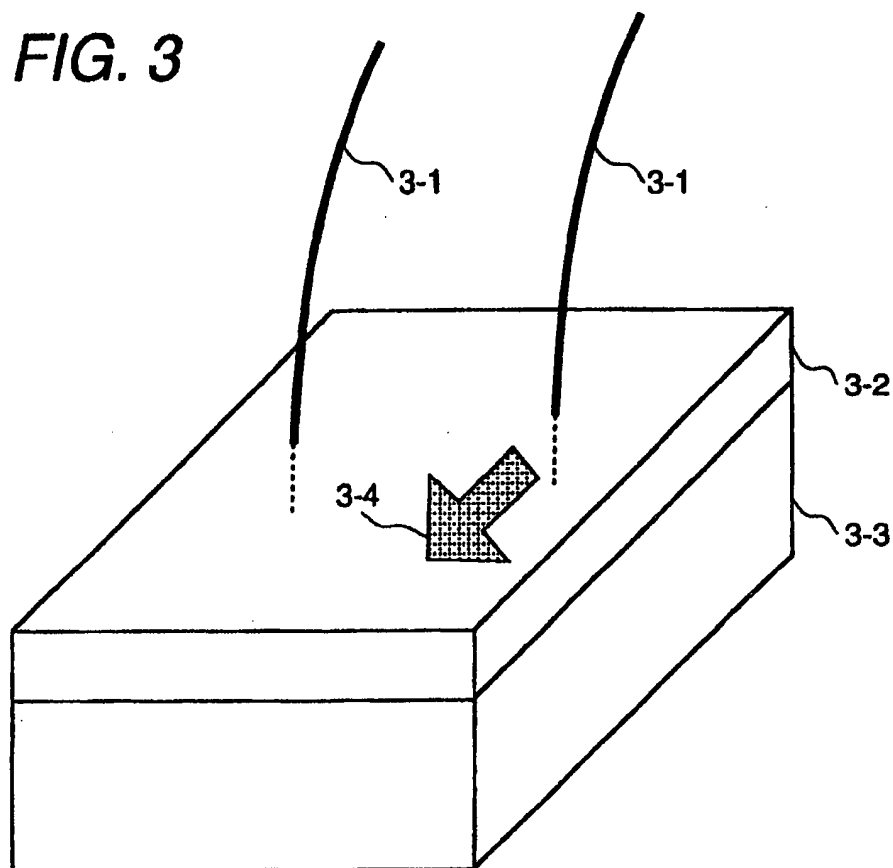


FIG. 4

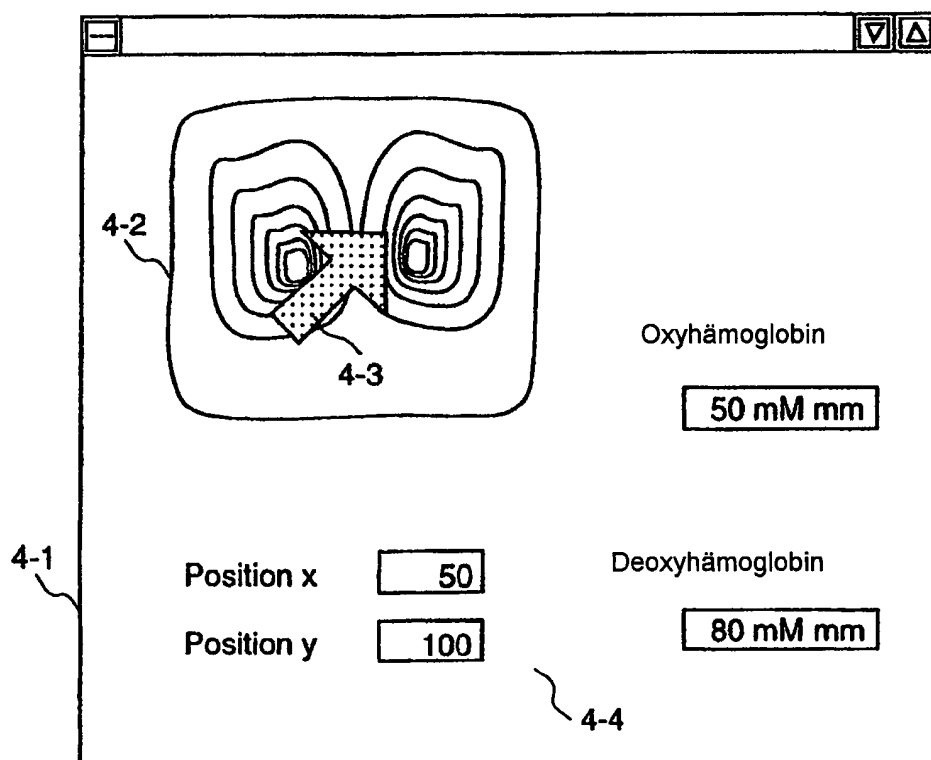


FIG. 5

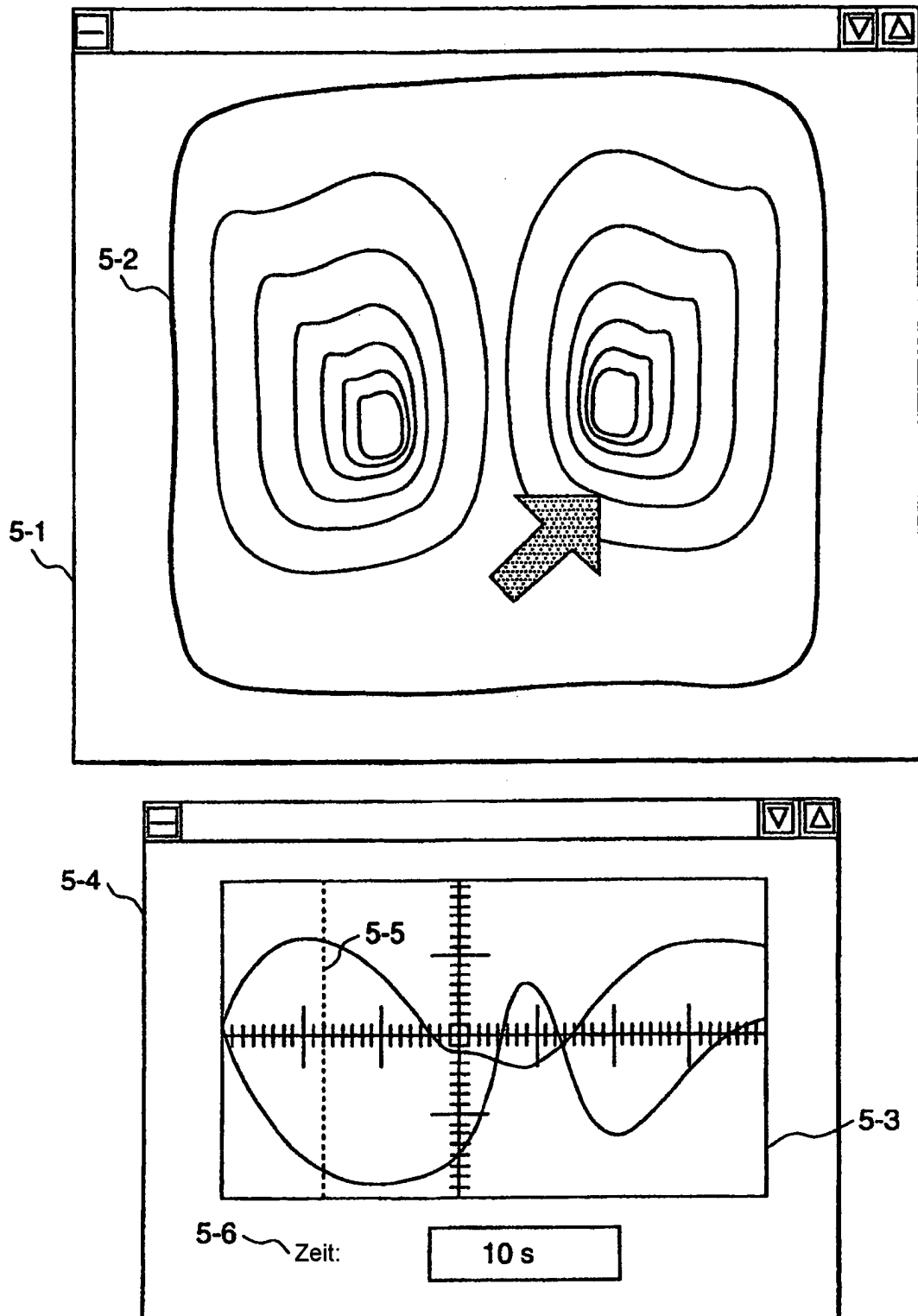


FIG. 6

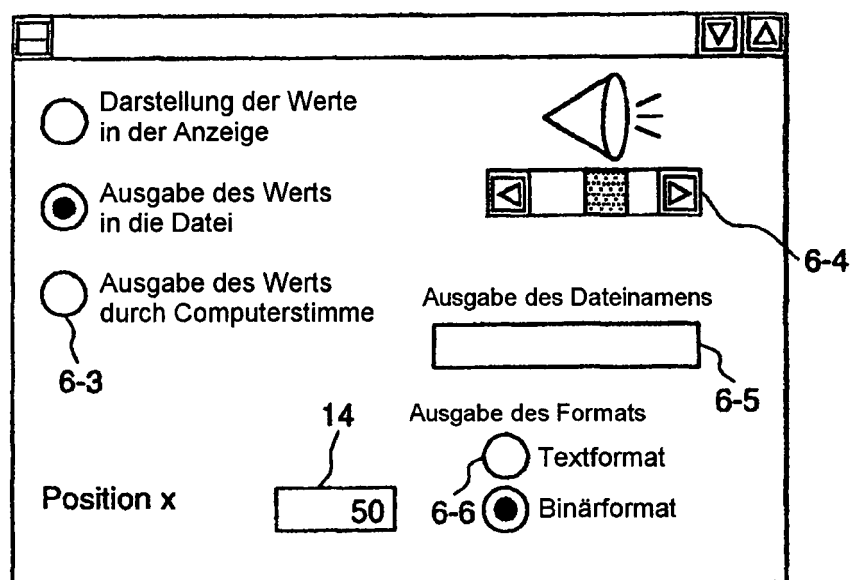
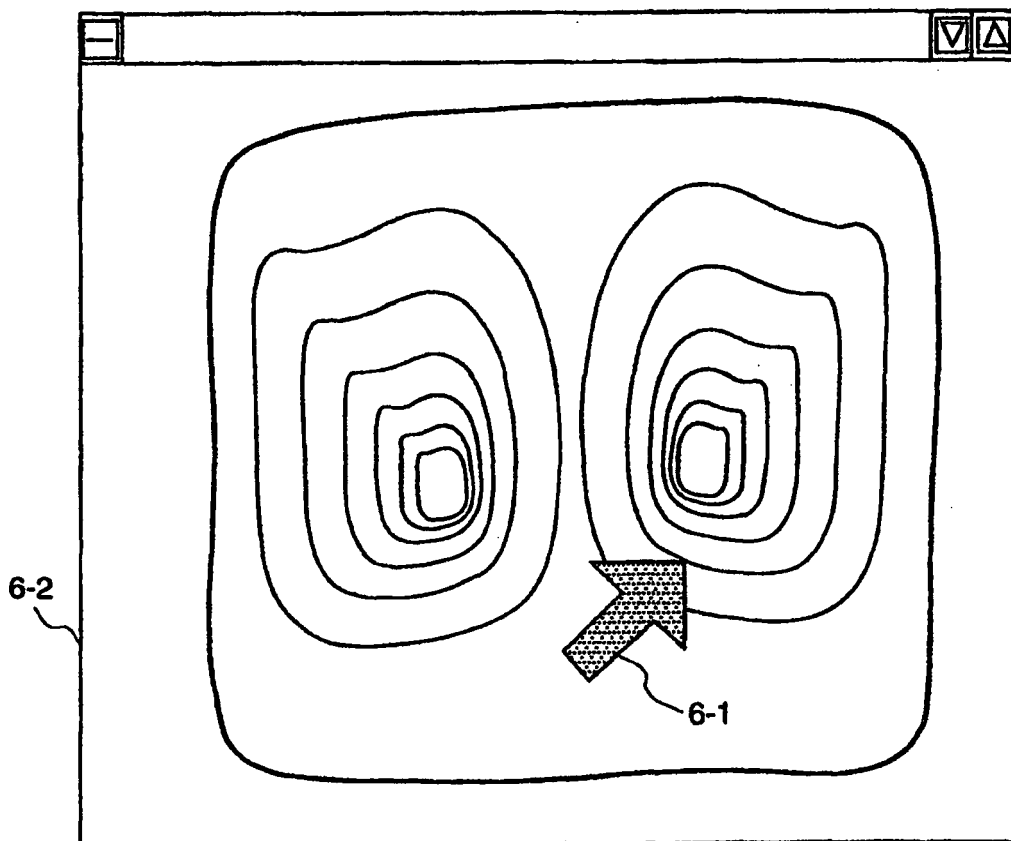


FIG. 7

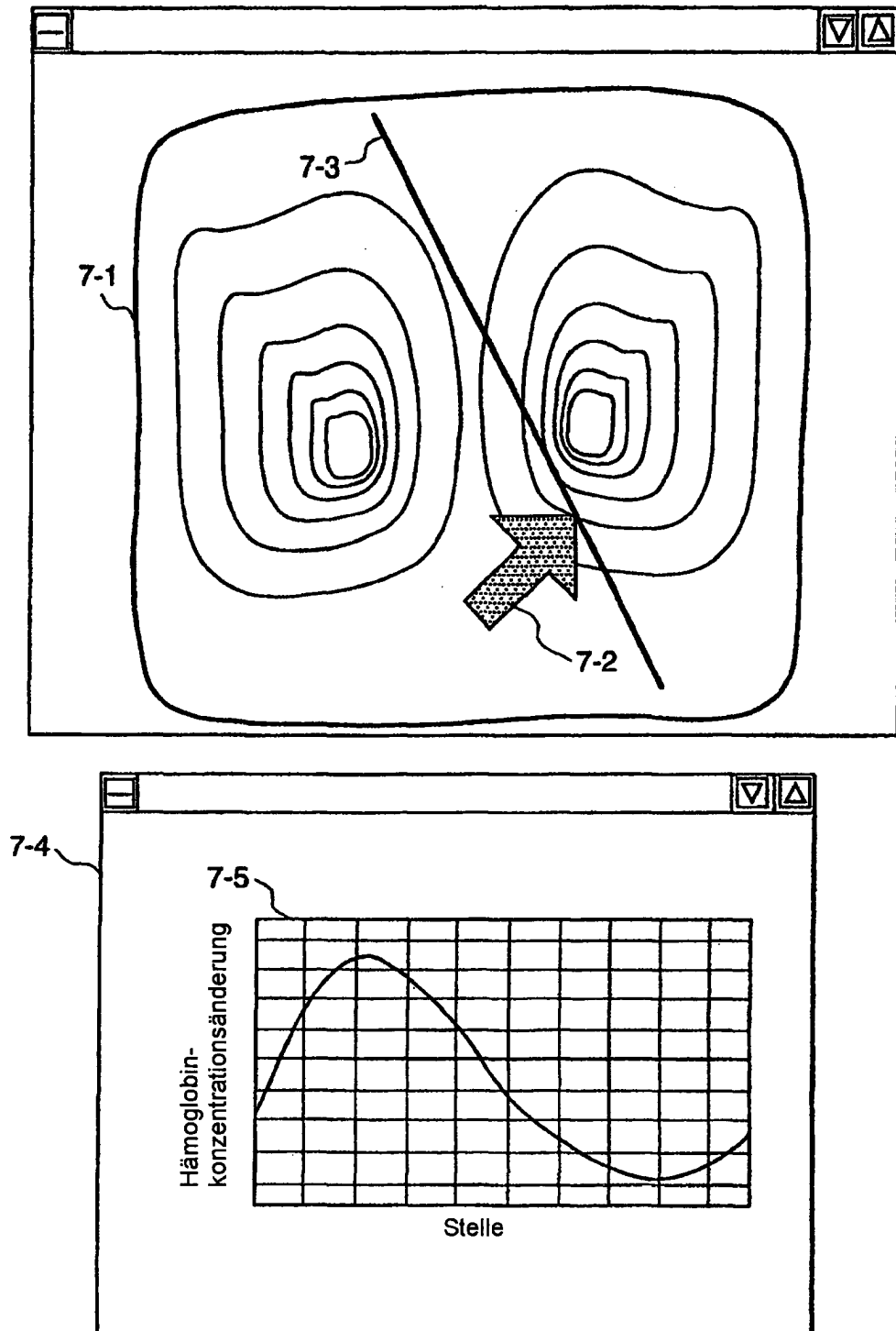
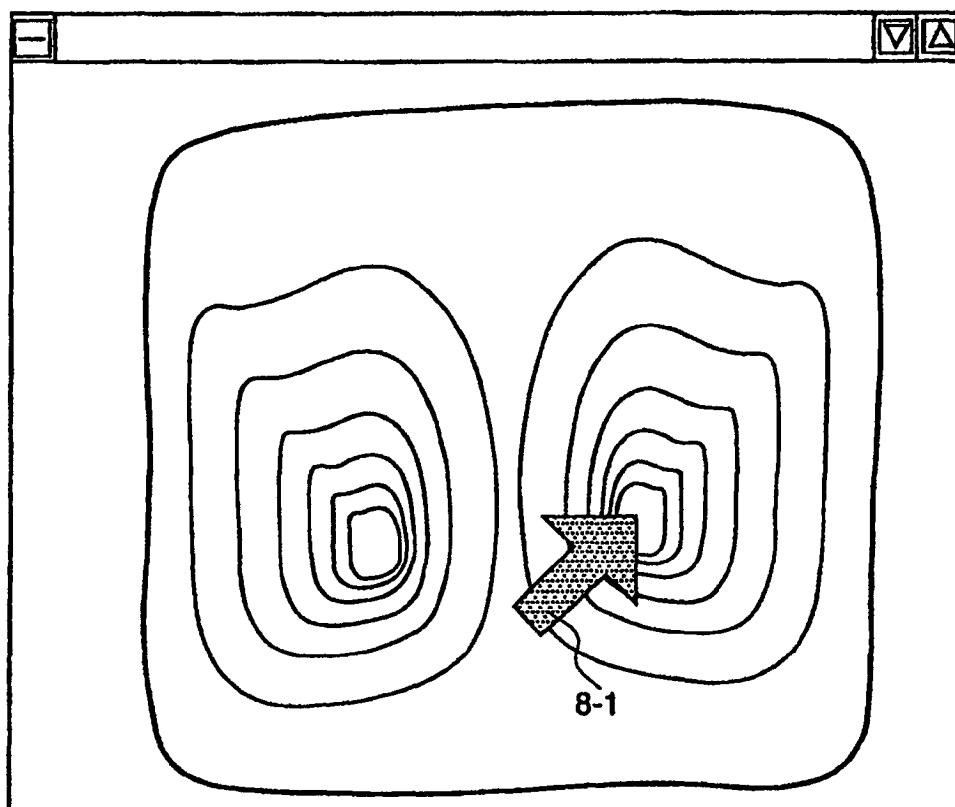


FIG. 8



8-2

Position x

Position x

8-3

Dieser Punkt entspricht dem

☒ Maximalwert ☐ lokalen Maximalwert

☐ Minimalwert ☐ lokalen Minimalwert

FIG. 11

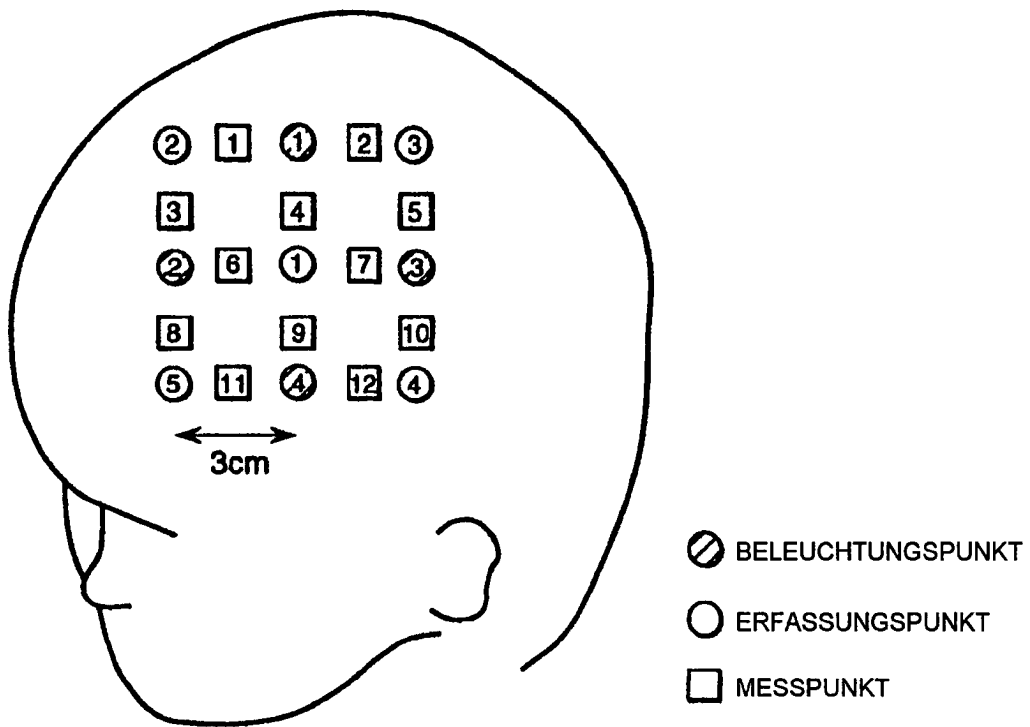


FIG. 12

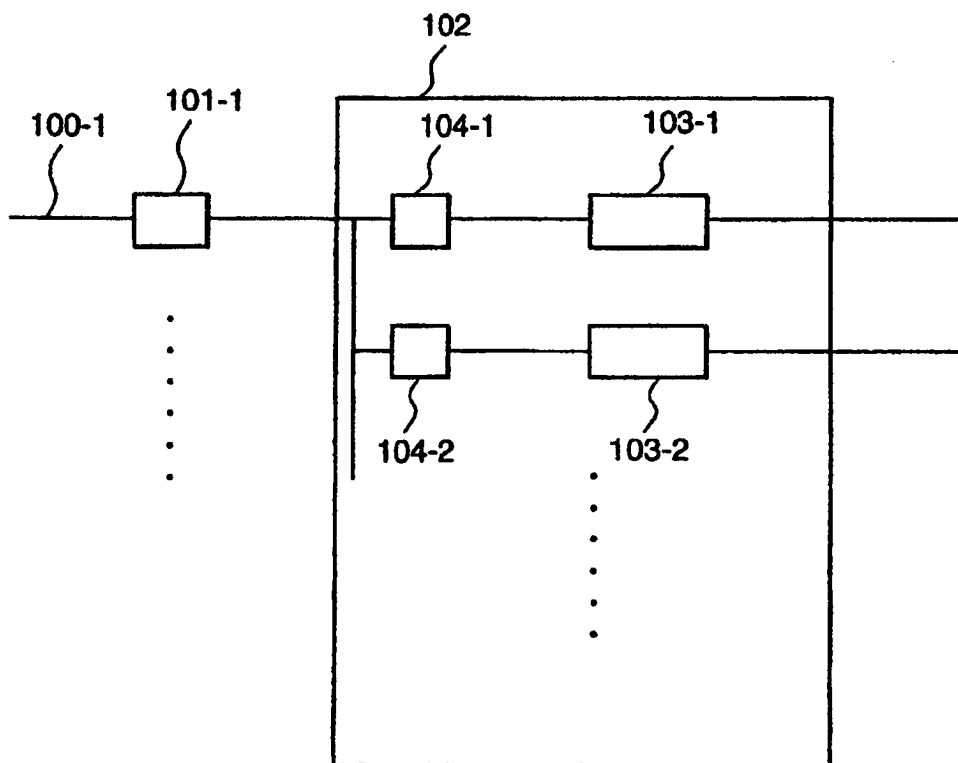


FIG. 13

