



(12) **Veröffentlichung**

der internationalen Anmeldung mit der
(87) Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2021/176583**
in der deutschen Übersetzung (Art. III § 8 Abs. 2
IntPatÜbkG)
(21) Deutsches Aktenzeichen: **11 2020 006 830.7**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/JP2020/009073**
(86) PCT-Anmeldetag: **04.03.2020**
(87) PCT-Veröffentlichungstag: **10.09.2021**
(43) Veröffentlichungstag der PCT Anmeldung
in deutscher Übersetzung: **15.12.2022**

(51) Int Cl.: **G01N 21/41** (2006.01)
G01N 33/49 (2006.01)
G01K 11/12 (2021.01)
A61B 5/1455 (2006.01)

(71) Anmelder:
Mitsubishi Electric Corporation, Tokyo, JP

(72) Erfinder:
Tsuda, Yuki, Tokyo, JP; Akiyama, Koichi, Tokyo, JP; Hayashi, Shusaku, Tokyo, JP

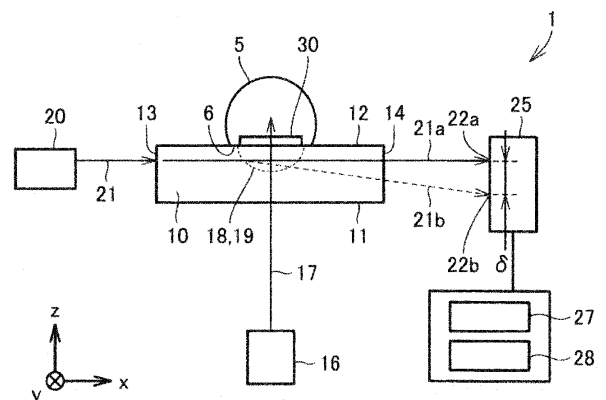
(74) Vertreter:
**Meissner Bolte Patentanwälte Rechtsanwälte
Partnerschaft mbB, 28209 Bremen, DE**

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen.

(54) Bezeichnung: **MESSVORRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE KOMPONENTEN**

(57) Zusammenfassung: Eine Messvorrichtung für biologische Komponenten (1) enthält ein optisches Medium (10), eine hochwärmeleitende Schicht (30), eine Erregungslichtquelle (16), eine Sondenlichtquelle (20) und einen Lichtpositionsdetektor (25). Die hochwärmeleitende Schicht (30) weist eine höhere Wärmeleitfähigkeit als das optische Medium (10) auf und ist auf einer Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche (12)) des optischen Mediums (10) angeordnet. Die hochwärmeleitende Schicht (30) verbreitet von der mit Erregungslicht (17) bestrahlten Probe (5) generierte Wärme in einer ersten Richtung (x-Richtung) mehr als in einer zweiten Richtung (y-Richtung). Die erste Richtung ist eine Ausbreitungsrichtung von Sondenlicht (21) in einer Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche. Die zweite Richtung ist eine Richtung orthogonal zu der ersten Richtung in Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche.



Beschreibung

TECHNISCHES GEBIET

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft eine Messvorrichtung für biologische Komponenten.

STAND DER TECHNIK

[0002] Die nationale Patentveröffentlichung Nr. 2017-519214 (PTL 1) offenbart ein nichtinvasives Analysesystem, das ein optisches Medium, eine Infrarotlichtquelle, eine Sondenlichtquelle und eine Fotodiode enthält. Insbesondere wird eine biologische Probe auf einer Oberfläche des optischen Mediums platziert. Die Infrarotlichtquelle emittiert infrarotes Licht. Das infrarote Licht breitet sich durch das optische Medium aus, um die biologische Probe zu beleuchten. Das infrarote Licht wird durch die biologische Probe absorbiert, um zu bewirken, dass die biologische Probe Wärme erzeugt. Die Menge an Absorptionswärme der biologischen Probe variiert auf eine Weise, die von dem Ausmaß oder der Konzentration einer biologischen Komponente abhängt, die in der Probe oder auf der Oberfläche der Probe vorliegt.

[0003] Die Sondenlichtquelle emittiert Sondenlicht zu dem optischen Medium, das sichtbares Licht ist. Das Sondenlicht wird an eine Grenzfläche zwischen dem optischen Medium und der biologischen Probe total reflektiert, um von dem optischen Medium auszugehen. Die Absorptionswärme der biologischen Probe wird auf das optische Medium übertragen, um einen Brechungsindex des optischen Mediums zu ändern. Die Änderung beim Brechungsindex des optischen Mediums beeinflusst die Totalreflexion des Sondenlichts an der Grenzfläche zwischen dem optischen Medium und der biologischen Probe, um eine Ausbreitungsrichtung des Sondenlichts zu ändern, das von dem optischen Medium ausgeht. Die Fotodiode detektiert eine Änderung bei der Ausbreitungsrichtung des Sondenlichts. Das Ausmaß oder die Konzentration einer biologischen Komponente wird auf Basis der Änderung bei der Ausbreitungsrichtung des durch die Fotodiode detektierten Sondenlichts gemessen. Wenn beispielsweise die Probe eine Haut eines Patienten ist, wird ein Blutzuckerwert des Patienten als eine biologische Komponente gemessen.

LITERATURAUFSTELLUNG

PATENTLITERATUR

[0004] PTL 1: Nationale Patentveröffentlichung Nr. 2017-519214

KURZE DARSTELLUNG DER ERFINDUNG

TECHNISCHES PROBLEM

[0005] In dem in PTL 1 offenbarten nichtinvasiven Analysesystem jedoch ist das optische Medium aus Zinksulfid (ZnS) gebildet. Zinksulfid (ZnS) weist eine hohe Wärmeleitfähigkeit von 27,2 W/(m K) auf. Die Absorptionswärme der biologischen Probe wird auf das optische Medium übertragen und breitet sich schnell und isotrop in das optische Medium aus. Eine große Menge an Wärme breitet sich zu einem anderen Gebiet als einem optischen Pfad des Sondenlichts in dem optischen Medium aus. Dies beschränkt einen Anstieg bei der Temperatur eines Teils des optischen Mediums, das sich auf dem optischen Pfad des Sondenlichts befindet. Dies macht eine Änderung beim Brechungsindex des Teils des optischen Mediums, das sich auf dem optischen Pfad des Sondenlichts befindet, kleiner. Dies wiederum verhindert, dass die biologische Komponente mit hoher Genauigkeit gemessen wird. Die vorliegende Erfindung wurde angesichts der oben beschriebenen Probleme angestellt, und es ist deshalb eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Messvorrichtung für biologische Komponenten bereitzustellen, die in der Lage ist, eine biologische Komponente mit verbesserter Genauigkeit zu messen.

LÖSUNG DES PROBLEMS

[0006] Eine Messvorrichtung für biologische Komponenten gemäß der vorliegenden Erfindung enthält ein optisches Medium, eine hochwärmeleitfähige Schicht, eine Erregungslichtquelle, eine Sondenlichtquelle und einen Lichtpositionsdetektor. Das optische Medium enthält eine Probenplatzierungsoberfläche. Die hochwärmeleitfähige Schicht weist eine höhere Wärmeleitfähigkeit als das optische Medium auf und ist auf der Probenplatzierungsoberfläche bereitgestellt.

[0007] Die Erregungslichtquelle emittiert Erregungslicht, das sich durch das optische Medium ausbreitet, zu einer auf der hochwärmeleitfähigen Schicht platzierten Probe. Die Sondenlichtquelle emittiert Sondenlicht, das sich durch das optische Medium ausbreitet. Der Lichtpositionsdetektor detektiert eine Position des von dem optischen Medium ausgehenden Sondenlichts. In Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche überlappt ein optischer Pfad des Sondenlichts in dem optischen Medium einen Bestrahlungsteil der mit dem Erregungslicht bestrahlten Probenplatzierungsoberfläche. Die hochwärmeleitende Schicht breitet von der mit dem Erregungslicht bestrahlten Probe erzeugte Wärme mehr in einer ersten Richtung als in einer zweiten Richtung aus. Die erste Richtung ist eine Ausbreitungsrichtung des Sondenlichts in einer Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche. Die zweite Richtung ist eine Richtung orthogonal zu der ersten Richtung in Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche.

VORTEILHAFTE WIRKUNGEN DER ERFINDUNG

[0008] Die hochwärmeleitende Schicht konzentriert ein Temperaturgradientengebiet des optischen Mediums, verursacht durch die von der mit dem Erregungslicht bestrahlten Probe generierte Wärme, in einen Teil des optischen Mediums, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts herum befindet. Eine Temperaturänderung des Teils des optischen Mediums, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts herum befindet, wird größer, und das Temperaturgradientengebiet des optischen Mediums, durch das sich das Sondenlicht ausbreitet, wird länger. Eine Änderung beim Brechungsindex des Teils des optischen Mediums, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts herum befindet, wird größer, und ein Brechungsindexgradientengebiet des optischen Mediums, durch das sich das Sondenlicht ausbreitet, wird länger. Ein Verschiebungsausmaß des durch den Lichtpositionsdetektor detektierten Sondenlichts wird größer. Dies ermöglicht der Messvorrichtung für biologische Komponenten gemäß der vorliegenden Erfindung, die biologische Komponente mit verbesserter Genauigkeit zu messen.

Figurenliste

Fig. 1 ist ein Diagramm, das eine Messvorrichtung für biologische Komponenten gemäß einer ersten Ausführungsform schematisch darstellt.

Fig. 2 ist eine teilweise vergrößerte Draufsicht, die die Messvorrichtung für biologische Komponenten gemäß der ersten Ausführungsform schematisch darstellt.

Fig. 3 ist ein Flussdiagramm eines Messverfahrens für biologische Komponenten gemäß der ersten Ausführungsform.

Fig. 4 ist ein Diagramm, das ein Ergebnis einer Simulation eines Temperaturgradientengebiets eines optischen Mediums in der Messvorrichtung für biologische Komponenten gemäß einem ersten Beispiel der ersten Ausführungsform darstellt.

Fig. 5 ist ein Diagramm, das ein Ergebnis einer Simulation einer Temperaturverteilung in dem Temperaturgradientengebiet des optischen Mediums in der Messvorrichtung für biologische Komponenten gemäß einem Vergleichsbeispiel darstellt.

Fig. 6 ist eine teilweise vergrößerte Draufsicht, die eine Messvorrichtung für biologische Komponenten gemäß einer Modifikation der ersten Ausführungsform darstellt.

Fig. 7 ist eine teilweise vergrößerte Draufsicht, die eine Messvorrichtung für biologische Komponenten gemäß einer Modifikation der zweiten Ausführungsform schematisch darstellt.

Fig. 8 ist eine teilweise vergrößerte Draufsicht, die eine Messvorrichtung für biologische Komponenten gemäß einer Modifikation der dritten Ausführungsform darstellt.

Fig. 9 ist ein Diagramm, das eine Messvorrichtung für biologische Komponenten gemäß einer vierten Ausführungsform darstellt.

Fig. 10 ist eine teilweise vergrößerte Draufsicht, die die Messvorrichtung für biologische Komponenten gemäß der vierten Ausführungsform schematisch darstellt.

Fig. 11 ist ein Diagramm, das ein Ergebnis einer Simulation einer Temperaturverteilung in einem Temperaturgradientengebiet eines optischen Mediums in einer Messvorrichtung für biologische Komponenten gemäß einem vierten Beispiel der vierten Ausführungsform darstellt.

Fig. 12 ist ein Diagramm, das eine Messvorrichtung für biologische Komponenten gemäß einer fünften Ausführungsform schematisch darstellt.

Fig. 13 ist eine teilweise vergrößerte Draufsicht, die die Messvorrichtung für biologische Komponenten gemäß der fünften Ausführungsform schematisch darstellt.

Fig. 14 ist ein Diagramm, das ein Ergebnis einer Simulation einer Temperaturverteilung in einem Temperaturgradientengebiet eines optischen Mediums in einer Messvorrichtung für biologische Komponenten gemäß einem fünften Beispiel der fünften Ausführungsform darstellt.

Fig. 15 ist eine teilweise vergrößerte Draufsicht, die eine Messvorrichtung für biologische Komponenten gemäß einer Modifikation der fünften Ausführungsform schematisch darstellt.

Fig. 16 ist ein Diagramm, das eine Messvorrichtung für biologische Komponenten gemäß einer sechsten Ausführungsform schematisch darstellt.

Fig. 17 ist ein Diagramm, das eine Messvorrichtung für biologische Komponenten gemäß einer siebten Ausführungsform schematisch darstellt.

BESCHREIBUNG VON AUSFÜHRUNGSFORMEN

[0009] Im Folgenden werden Ausführungsformen beschrieben. Man beachte, dass die gleichen Komponenten mit den gleichen Bezugszahlen bezeichnet sind, um zu vermeiden, dass die Beschreibung redundant wird.

Erste Ausführungsform

[0010] Unter Bezugnahme auf **Fig. 1** und **Fig. 2** wird eine Messvorrichtung für biologische Komponenten 1 gemäß einer ersten Ausführungsform beschrieben. Die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1 enthält hauptsächlich ein optisches Medium 10, eine Hochwärmeleitende Schicht 30, eine Erregungslichtquelle 16, eine Sondenlichtquelle 20, einen Lichtpositionsdetektor 25, eine Verschiebungsausmaßberechnungseinheit 27 und eine Messeinheit für biologische Komponenten 28.

[0011] Das optische Medium 10 enthält eine erste Oberfläche 11, eine zweite Oberfläche 12, die sich auf der gegenüberliegenden Seite des optischen Mediums 10 von der ersten Oberfläche 11 befindet, eine dritte Oberfläche 13, die die erste Oberfläche 11 und die zweite Oberfläche 12 verbindet, und eine vierte Oberfläche 14, die die erste Oberfläche 11 und die zweite Oberfläche 12 verbindet und sich auf der gegenüberliegenden Seite des optischen Mediums 10 von der dritten Oberfläche 13 befindet. Die erste Oberfläche 11 des optischen Mediums 10 ist eine Oberfläche, auf die von der Erregungslichtquelle 16 emittiertes Erregungslicht 17 auftrifft. Die zweite Oberfläche 12 ist eine Probenplatzierungsoberfläche. Eine Probe 5 wird auf der zweiten Oberfläche 12 platziert. Die Probe 5 ist beispielsweise eine Haut oder ein Körperfluid eines Patienten. Wenn eine Flüssigkeit gemessen werden soll, ist die Probe 5 ein in einer transparenten Probenhalterung (nicht dargestellt) enthaltene Flüssigkeit. Die dritte Oberfläche 13 ist eine Oberfläche, auf die von der Sondenlichtquelle 20 emittiertes Sondenlicht 21 auftrifft. Die vierte Oberfläche 14 ist eine Oberfläche, von der Sondenlicht 21 ausgeht.

[0012] Das optische Medium 10 ist für Erregungslicht 17 transparent. Hier bedeutet die Tatsache, dass das optische Medium 10 für Erregungslicht 17 transparent ist, dass die Lichtdurchlässigkeit des optischen Mediums 10 bezüglich des Erregungslichts 17 größer oder gleich 25% ist. Die Lichtdurchlässigkeit des optischen Mediums 10 bezüglich des Erregungslichts 17 kann größer oder gleich 50%, kann größer oder gleich 75% oder kann größer oder gleich 90% sein. Das optische Medium 10 ist für Sondenlicht 21 transparent. Hier bedeutet die Tatsache, dass das optische Medium 10 für Sondenlicht 21 transparent ist, dass die Lichtdurchlässigkeit des optischen Mediums 10 bezüglich des Sondenlichts 21 größer oder gleich 25% ist. Die Lichtdurchlässigkeit des optischen Mediums 10 bezüglich des Sondenlichts 21 kann größer oder gleich 50%, kann größer oder gleich 75% oder kann größer oder gleich 90% sein. Das optische Medium 10 ist beispielsweise aus Zinkselenuid (ZnSe mit einer Wärmeleitfähigkeit von $27 \text{ W}/(\text{m}\cdot\text{K})$) oder Zinksulfid (ZnS mit einer Wärmeleitfähigkeit von $18 \text{ W}/(\text{m}\cdot\text{K})$) gebildet. Das optische Medium 10 kann aus einem Infrarotübertragungsmaterial wie etwa Chalkogenidglas gebildet sein.

[0013] Die Erregungslichtquelle 16 emittiert Erregungslicht 17, das sich durch das optische Medium 10 ausbreitet, zu der Probe 5, die auf der Probenplatzierungsoberfläche (zweite Oberfläche 12) und einer Hochwärmeleitenden Schicht 30 platziert ist. Das Erregungslicht 17 wird von der Erregungslichtquelle 16 emittiert, um durch die erste Oberfläche 11 auf das optische Medium 10 aufzutreffen. Das Erregungslicht 17 breitet sich durch das optische Medium 10 aus. Das Erregungslicht 17 trifft durch die zweite Oberfläche 12 auf der Probe 5 auf. Das Erregungslicht 17 wird durch eine biologische Komponente

absorbiert, die in der Probe 5 oder auf einer Oberfläche 6 der Probe 5 vorliegt. Wenn beispielsweise der Blutzuckerwert des Patienten unter Verwendung der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1 gemessen wird, ist die biologische Komponente Zucker, der in einer interstitiellen Flüssigkeit in der Epidermis vorliegt. Das Erregungslicht 17 wird durch die biologische Komponente absorbiert, um in der Probe 5 Absorptionswärme zu generieren. Die Absorptionswärme der Probe 5 wird auf das optische Medium 10 übertragen. Ein Temperaturgradientengebiet 19 wird im optischen Medium 10 generiert, und ein Brechungsindexgradientengebiet 18 wird dementsprechend im optischen Medium 10 generiert.

[0014] Eine Wellenlänge des Erregungslichts 17 wird gemäß einer Absorptionswellenlänge der in der Probe 5 oder auf einer Oberfläche 6 der Probe 5 vorliegenden biologischen Komponente bestimmt. Die Wellenlänge des Erregungslichts 17 kann länger sein als eine Wellenlänge des Sondenlichts 21. Das Erregungslicht 17 ist beispielsweise infrarotes Licht mit einer Wellenlänge größer oder gleich $3\ \mu\text{m}$ und kleiner oder gleich $20\ \mu\text{m}$. Das Erregungslicht 17 kann ein Licht mit mehreren Wellenlängen sein. Wenn beispielsweise der Blutzuckerwert des Patienten unter Verwendung der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1 gemessen wird, fällt die Wellenlänge des Erregungslichts 17 in einen Wellenlängenbereich, der eine Wellenlänge eines Fingerabdruckspektrums von Zucker (beispielsweise ein Wellenlängenbereich von größer oder gleich $8,5\ \mu\text{m}$ bis kleiner oder gleich $10\ \mu\text{m}$) enthält. Die Erregungslichtquelle 16 ist beispielsweise ein Quantenkaskadenlaser, der breitbandiges infrarotes Licht emittieren kann. Die Probe 5 kann mit Referenzlicht, das nicht von der in der Probe 5 oder auf einer Oberfläche 6 der Probe 5 vorliegenden biologischen Komponente absorbiert ist, zusammen mit Erregungslicht 17, bestrahlt werden.

[0015] Die Sondenlichtquelle 20 emittiert Sondenlicht 21. Das Sondenlicht 21 weist beispielsweise eine Wellenlänge innerhalb eines Wellenlängenbereichs von dem sichtbaren Bereich zu dem Nahinfrarotbereich auf. Die Sondenlichtquelle 20 ist beispielsweise ein Halbleiterlaser. Das Sondenlicht 21 breitet sich in einer ersten Richtung (x-Richtung) in der Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche aus (zweite Oberfläche 12). In einer Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweite Oberfläche 12) überlappt ein optischer Pfad des Sondenlichts 21 im optischen Medium 10 einen Bestrahlungsteil 17r der mit dem Erregungslicht 17 bestrahlten Probenplatzierungsoberfläche (zweite Oberfläche 12).

[0016] Insbesondere trifft Sondenlicht 21 durch die dritte Oberfläche 13 des optischen Mediums 10 auf das optische Medium 10 auf. Das Sondenlicht 21 breitet sich durch das optische Medium 10 entlang der zweiten Oberfläche 12 des optischen Mediums 10 aus. Während Sondenlicht 21 sich durch das optische Medium 10 ausbreitet, breitet sich Sondenlicht 21 durch das in dem optischen Medium 10 durch die Absorptionswärme der Probe 5 generierte Brechungsindexgradientengebiet 18 aus. Das Sondenlicht 21 wird durch das Brechungsindexgradientengebiet 18 gebrochen und eine Ausbreitungsrichtung des Sondenlichts 21 ändert sich entsprechend. Das Sondenlicht 21 (das erste ausgehende Sondenlicht 21a und das zweite ausgehende Sondenlicht 21b) geht von der vierten Oberfläche 14 des optischen Mediums 10 aus.

[0017] Der Lichtpositionsdetektor 25 detektiert eine Position des Sondenlichts 21 (erstes ausgehendes Sondenlicht 21a und zweites ausgehendes Sondenlicht 21b), das von dem optischen Medium 10 ausgeht. Der Lichtpositionsdetektor 25 detektiert eine erste Position 22a des Sondenlichts 21 (erstes ausgehendes Sondenlicht 21a), wenn die Probe 5 nicht mit Erregungslicht 17 bestrahlt wird. Der Lichtpositionsdetektor 25 detektiert eine zweite Position 22b des Sondenlichts 21 (zweites ausgehendes Sondenlicht 21b), wenn die Probe 5 mit Erregungslicht 17 bestrahlt wird. Das Bestrahlen der Probe 5 mit Erregungslicht 17 bewirkt, dass die durch den Lichtpositionsdetektor 25 detektierte Position des Sondenlichts 21 von der ersten Position 22a zur zweiten Position 22b versetzt wird.

[0018] Der Lichtpositionsdetektor 25 gibt die erste Position 22a des Sondenlichts 21 (erstes ausgehendes Sondenlicht 21a) und die zweite Position 22b des Sondenlichts 21 (zweites ausgehendes Sondenlicht 21b) zur Verschiebungsausmaßberechnungseinheit 27 aus. Der Lichtpositionsdetektor 25 ist beispielsweise eine Fotodiode oder ein Halbleiterpositionsdetektionselement.

[0019] Die Verschiebungsausmaßberechnungseinheit 27 ist mit dem Lichtpositionsdetektor 25 verbunden. Die Verschiebungsausmaßberechnungseinheit 27 berechnet ein Verschiebungsausmaß δ des Sondenlichts 21 entsprechend einer Distanz zwischen der ersten Position 22a und der zweiten Position 22b. Die Messeinheit für biologische Komponenten 28 misst die biologische Komponente in der Probe 5 oder auf einer Oberfläche 6 der Probe 5 auf Basis eines Verschiebungsausmaßes δ des Sondenlichts 21. Die Verschiebungsausmaßberechnungseinheit 27 und die Messeinheit für biologische Komponenten 28 können beispielsweise durch eine Verarbeitungseinrichtung umgesetzt werden.

[0020] Eine hochwärmeleitende Schicht 30 ist auf der Probenplatzierungsoberfläche (zweite Oberfläche 12) angeordnet. Die Probe 5 wird auf der hochwärmeleitenden Schicht 30 platziert. Die hochwärmeleitende Schicht 30 weist eine höhere Wärmeleitfähigkeit als das optische Medium 10 auf. Die Wärmeleitfähigkeit der hochwärmeleitenden Schicht 30 kann beispielsweise größer oder gleich dem 1,5-fachen der Wärmeleitfähigkeit des optischen Mediums 10 sein. Die Wärmeleitfähigkeit der hochwärmeleitenden Schicht 30 kann beispielsweise größer oder gleich dem 2,0-fachen der Wärmeleitfähigkeit des optischen Mediums 10 sein. Die hochwärmeleitende Schicht 30 wird beispielsweise aus Silizium (Si mit einer Wärmeleitfähigkeit von 160 W/(m·K)) oder Germanium (Ge mit einer Wärmeleitfähigkeit von 59 W/(m·K)) gebildet.

[0021] In Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweite Oberfläche 12) überlappt die hochwärmeleitende Schicht 30 den Bestrahlungsteil 17r der mit Erregungslicht 17 bestrahlten Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12). Die hochwärmeleitende Schicht 30 ist für Erregungslicht 17 transparent. Hier bedeutet die Tatsache, dass die hochwärmeleitende Schicht 30 für Erregungslicht 17 transparent ist, dass die Lichtdurchlässigkeit der hochwärmeleitenden Schicht 30 bezüglich Erregungslicht 17 größer oder gleich 25% ist. Die Lichtdurchlässigkeit der hochwärmeleitenden Schicht 30 bezüglich Erregungslicht 17 kann größer oder gleich 50%, kann größer oder gleich 75% oder kann größer oder gleich 90% sein.

[0022] Die hochwärmeleitende Schicht 30 kann für Sondenlicht 21 transparent sein. Hier bedeutet die Tatsache, dass die hochwärmeleitende Schicht 30 für Sondenlicht 21 transparent ist, dass die Lichtdurchlässigkeit der hochwärmeleitenden Schicht 30 bezüglich Sondenlicht 21 größer oder gleich 25% ist. Die Lichtdurchlässigkeit der hochwärmeleitenden Schicht 30 bezüglich des Sondenlichts 21 kann größer oder gleich 50%, kann größer oder gleich 75% oder kann größer oder gleich 90% sein.

[0023] Die hochwärmeleitende Schicht 30 breitet von der mit Erregungslicht 17 bestrahlten Probe 5 generierte Wärme mehr in der ersten Richtung (x-Richtung) als in einer zweiten Richtung (y-Richtung) aus. Die zweite Richtung (y-Richtung) ist eine Richtung orthogonal zu der ersten Richtung (x-Richtung) in Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12). In einer Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12) überlappt die hochwärmeleitende Schicht 30 das Sondenlicht 21 in der ersten Richtung (x-Richtung).

[0024] In einer Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweite Oberfläche 12) weist die hochwärmeleitende Schicht 30 eine Streifengestalt mit langen Seiten, die sich in der ersten Richtung (x-Richtung) erstrecken, und kurzen Seiten, die sich in der zweiten Richtung (y-Richtung) erstrecken, auf. Eine erste Länge L_1 der hochwärmeleitenden Schicht 30 in der ersten Richtung (x-Richtung) ist größer als eine zweite Länge L_2 der hochwärmeleitenden Schicht 30 in der zweiten Richtung (y-Richtung). Die erste Länge L_1 ist beispielsweise größer oder gleich dem Doppelten der zweiten Länge L_2 . Die erste Länge L_1 kann größer oder gleich dem Dreifachen der zweiten Länge L_2 sein, kann größer oder gleich dem Vierfachen der zweiten Länge L_2 sein, kann größer oder gleich dem Fünffachen der zweiten Länge L_2 sein, kann größer oder gleich dem Sechsfachen der zweiten Länge L_2 sein, kann größer oder gleich dem Achtfachen der zweiten Länge L_2 sein oder kann größer oder gleich dem Zehnfachen der zweiten Länge L_2 sein. Eine Dicke der hochwärmeleitenden Schicht 30 kann größer oder gleich 1 μm sein oder kann größer oder gleich 10 μm sein.

[0025] In einer Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweite Oberfläche 12) erstreckt sich die hochwärmeleitende Schicht 30 über den Bestrahlungsteil 17r in der ersten Richtung (x-Richtung). Die erste Länge L_1 der hochwärmeleitenden Schicht 30 in der ersten Richtung (x-Richtung) ist größer als ein Durchmesser D des Bestrahlungsteils 17r. Die zweite Länge L_2 der hochwärmeleitenden Schicht 30 in der zweiten Richtung (y-Richtung) kann kleiner sein als der Durchmesser D des Bestrahlungsteils 17r. Die zweite Länge L_2 der hochwärmeleitenden Schicht 30 in der zweiten Richtung (y-Richtung) kann größer sein als eine Breite des Sondenlichts 21, was eine Länge des Sondenlichts 21 in der zweiten Richtung (y-Richtung) ist. In einer Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweite Oberfläche 12) kann die hochwärmeleitende Schicht 30 bezüglich des Bestrahlungsteils 17r oder der optischen Achse des Erregungslichts 17 in der ersten Richtung (x-Richtung) und der zweiten Richtung (y-Richtung) symmetrisch angeordnet sein.

[0026] Unter Bezugnahme auf **Fig. 3** wird ein Messverfahren für biologische Komponenten gemäß der vorliegenden Ausführungsform unter Verwendung der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1 beschrieben.

[0027] Das Messverfahren für biologische Komponenten gemäß der vorliegenden Ausführungsform beinhaltet das Detektieren einer ersten Position 22a des Sondenlichts 21 (erstes ausgehendes Sondenlicht 21a) unter Verwendung des Lichtpositionsdetektors 25 ohne Bestrahlen der Probe 5 mit Erregungslicht 17 (S1).

Da die Probe 5 nicht mit Erregungslicht 17 bestrahlt wird, wird in der Probe 5 keine Absorptionswärme generiert. Kein Temperaturgradientengebiet 19 wird im optischen Medium 10 generiert, und kein Brechungsindexgradientengebiet 18 wird dementsprechend im optischen Medium 10 generiert. Wenn die Probe 5 nicht mit Erregungslicht 17 bestrahlt wird, geht das Sondenlicht 21 (erstes ausgehendes Sondenlicht 21a) von dem optischen Medium 10 aus. Die erste Position 22a des Sondenlichts 21 (erstes ausgehendes Sondenlicht 21a) ist eine Position des durch den Lichtpositionsdetektor 25 detektierten Sondenlichts 21 (erstes ausgehendes Sondenlicht 21a), wenn die Probe 5 nicht mit Erregungslicht 17 bestrahlt wird.

[0028] Das Messverfahren für biologische Komponenten gemäß der vorliegenden Ausführungsform beinhaltet das Detektieren einer zweiten Position 22b des Sondenlichts 21 (zweites ausgehendes Sondenlicht 21b) unter Verwendung des Lichtpositionsdetektors 25, während die Probe 5 mit Erregungslicht 17 bestrahlt wird (S2). Da die Probe 5 mit Erregungslicht 17 bestrahlt wird, wird Erregungslicht 17 durch die in der Probe 5 oder auf der Oberfläche 6 der Probe 5 vorliegende biologische Komponente absorbiert. Das Erregungslicht 17 wird durch die biologische Komponente absorbiert, um in der Probe 5 Absorptionswärme zu generieren. Die hochwärmeleitende Schicht 30 verbreitet die Absorptionswärme der Probe 5 mehr in der ersten Richtung (x-Richtung) als in der zweiten Richtung (y-Richtung). Die Absorptionswärme der Probe 5 wird durch die hochwärmeleitende Schicht 30 auf das optische Medium 10 übertragen. Das Temperaturgradientengebiet 19 wird im optischen Medium 10 generiert, und das Brechungsindexgradientengebiet 18 wird entsprechend im optischen Medium 10 generiert.

[0029] Das Sondenlicht 21 wird durch das Brechungsindexgradientengebiet 18 gebrochen, und die Ausbreitungsrichtung des Sondenlichts 21 ändert sich entsprechend. Wenn die Probe 5 mit Erregungslicht 17 bestrahlt wird, geht das Sondenlicht 21 (zweites ausgehendes Sondenlicht 21b) von dem optischen Medium 10 aus. Die zweite Position 22b des Sondenlichts 21 (zweites ausgehendes Sondenlichts 21b) ist eine durch den Lichtpositionsdetektor 25 detektierte Position des Sondenlichts 21 (zweites ausgehendes Sondenlichts 21b), wenn die Probe 5 mit Erregungslicht 17 bestrahlt wird. Das Bestrahlen der Probe 5 mit Erregungslicht 17 bewirkt, dass die durch den Lichtpositionsdetektor 25 detektierte Position des Sondenlichts 21 von der ersten Position 22a zu der zweiten Position 22b verschoben wird.

[0030] Das Messverfahren für biologische Komponenten gemäß der vorliegenden Ausführungsform beinhaltet das Berechnen des Verschiebungsausmaßes δ von Sondenlicht 21 (S3). Insbesondere berechnet die Verschiebungsausmaßberechnungseinheit 27 das Verschiebungsausmaß δ des Sondenlichts 21 entsprechend einer Distanz zwischen der ersten Position 22a und der zweiten Position 22b.

[0031] Das Messverfahren für biologische Komponenten gemäß der vorliegenden Ausführungsform beinhaltet das Messen der in der Probe 5 oder auf einer Oberfläche 6 der Probe 5 vorliegenden biologischen Komponente auf Basis des Verschiebungsausmaßes δ des Sondenlichts 21 (S4). Beispielsweise ist die Messeinheit für biologische Komponenten 28 mit einem (nicht dargestellten) Speicher verbunden. Der Speicher speichert eine Datentabelle, wo der Typ der biologischen Komponente, das Verschiebungsausmaß δ von Sondenlicht 21 und das Ausmaß oder die Konzentration der biologischen Komponente miteinander assoziiert sind. Die Messeinheit für biologische Komponenten 28 konsultiert die Datentabelle, um beispielsweise das Ausmaß oder die Konzentration der biologischen Komponente in der Probe 5 oder auf einer Oberfläche 6 der Probe 5 auf Basis des Typs der biologischen Komponente und des Verschiebungsausmaßes δ von Sondenlicht 21 zu erhalten.

[0032] Handlungen der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1 gemäß der vorliegenden Ausführungsform werden unter Bezugnahme auf die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1 gemäß einem ersten bis dritten Beispiel der vorliegenden Ausführungsform und einer Messvorrichtung für biologische Komponenten gemäß einem Vergleichsbeispiel beschrieben. Wie in Tabelle 1 gezeigt, sind das erste bis dritte Beispiel voneinander hinsichtlich der Gestalt (erste Länge L_1) der hochwärmeleitenden Schicht 30 verschieden. In dem ersten bis dritten Beispiel beträgt die Dicke der hochwärmeleitenden Schicht 30 10 μm . Wie in Tabelle 1 gezeigt, ist das Vergleichsbeispiel von der vorliegenden Ausführungsform dahingehend verschieden, dass die hochwärmeleitende Schicht 30 nicht auf der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12) des optischen Mediums 10 angeordnet ist.

Tabelle 1

	Erste Länge L_1 (μm) der hochwärmeleitenden Schicht 30	Zweite Länge L_2 (μm) der hochwärmeleitenden Schicht 30	Verschiebungsausmaß δ des Sondenlichts 1
Vergleichsbeispiel	Null	Null	1
Erstes Beispiel	200	20	1,21
Zweites Beispiel	120	20	1,17
Drittes Beispiel	40	20	1,01

[0033] Tabelle 1 zeigt Verschiebungsausmaße δ des Sondenlichts 21 gemäß dem ersten bis dritten Beispiel, die gemäß einem Verschiebungsausmaß δ des Sondenlichts 21 gemäß dem Vergleichsbeispiel normiert sind. In dem ersten bis dritten Beispiel und Vergleichsbeispiel beträgt der Durchmesser D des Erregungslichts 17 $40 \mu\text{m}$, und die Breite des Sondenlichts 21 beträgt $20 \mu\text{m}$.

[0034] In dem Vergleichsbeispiel ist die hochwärmeleitende Schicht 30 nicht auf der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12) des optischen Mediums 10 angeordnet. Dies bewirkt in einer Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12), dass sich die Absorptionswärme der Probe 5 isotrop ausbreitet. Wie in **Fig. 5** dargestellt, erstreckt sich in dem Vergleichsbeispiel das Temperaturgradientengebiet 19 isotrop in Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12).

[0035] Andererseits breitet in dem ersten bis dritten Beispiel die hochwärmeleitende Schicht 30 von der mit Erregungslicht 17 bestrahlten Probe 5 generierte Wärme in der ersten Richtung (x -Richtung) mehr aus als in der zweiten Richtung (y -Richtung). Die von der Probe 5 generierte Wärme wird durch das optische Medium 10 entlang der Gestalt der hochwärmeleitenden Schicht 30 übertragen. Die hochwärmeleitende Schicht 30 konzentriert das Temperaturgradientengebiet 19 des optischen Mediums 10, verursacht durch die von der mit Erregungslicht 17 bestrahlten Probe 5 generierte Wärme, in einen Teil des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet. In dem ersten bis dritten Beispiel wird im Vergleich zum Vergleichsbeispiel eine Temperaturänderung des Teils (Temperaturgradientengebiet 19) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, groß, und das Temperaturgradientengebiet 19 des optischen Mediums 10, durch das sich Sondenlicht 21 ausbreitet, wird lang (siehe beispielsweise das Temperaturgradientengebiet 19 in dem in **Fig. 4** dargestellten ersten Beispiel). In dem ersten bis dritten Beispiel wird im Vergleich zu dem Vergleichsbeispiel eine Änderung beim Brechungsindex des Teils (Brechungsindexgradientengebiet 18) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, groß, und das Brechungsindexgradientengebiet 18 des optischen Mediums 10, durch das sich Sondenlicht 21 ausbreitet, wird lang. Deshalb kann in dem ersten bis dritten Beispiel die biologische Komponente im Vergleich zu dem Vergleichsbeispiel mit verbesserter Genauigkeit gemessen werden.

[0036] Unter Bezugnahme auf **Fig. 6** wird eine Messvorrichtung für biologische Komponenten 1a gemäß einer Modifikation der ersten Ausführungsform beschrieben. In der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1a nimmt die zweite Länge L_2 der hochwärmeleitenden Schicht 30 in der zweiten Richtung (y -Richtung) zu dem Bestrahlungsteil 17r ab. Dies bewirkt, dass mehr Erregungslicht 17 an die Probe 5 angelegt wird, und die Absorptionswärme der Probe 5 nimmt entsprechend zu. Weiter unterdrückt die hochwärmeleitende Schicht 30 eine Diffusion in der zweiten Richtung (y -Richtung) der von der mit dem Erregungslicht 17 bestrahlten Probe 5 erzeugten Wärme. Die hochwärmeleitende Schicht 30 verbreitet die von der mit Erregungslicht 17 bestrahlten Probe 5 erzeugte Wärme mehr in der ersten Richtung (x -Richtung) als in der zweiten Richtung (y -Richtung). Die Temperaturänderung des Teils (Temperaturgradientengebiet 19) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer. Die Änderung beim Brechungsindex des Teils (Brechungsindexgradientengebiet 18) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer. Dies gestattet, die biologische Komponente mit verbesserter Genauigkeit zu messen.

[0037] Effekte der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1, 1a werden gemäß der vorliegenden Ausführungsform beschrieben.

[0038] Die Messvorrichtungen für biologische Komponentenen 1, 1a gemäß der vorliegenden Ausführungsform enthalten jeweils ein optisches Medium 10, eine hochwärmeleitende Schicht 30, eine Erregungslichtquelle 16, eine Sondenlichtquelle 20 und einen Lichtpositionsdetektor 25. Das optische Medium 10 enthält die Probenplatzierungsoberfläche (zweite Oberfläche 12). Die hochwärmeleitende Schicht 30 weist eine höhere Wärmeleitfähigkeit als das optische Medium 10 auf und ist auf der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12) angeordnet. Die Erregungslichtquelle 16 emittiert Erregungslicht 17, das sich durch das optische Medium 10 ausbreitet, zu der Probe 5, die auf der Probenplatzierungsoberfläche (zweite Oberfläche 12) und der hochwärmeleitenden Schicht 30 platziert ist. Die Sondenlichtquelle 20 emittiert Sondenlicht 21, das sich durch das optische Medium 10 ausbreitet. Der Lichtpositionsdetektor 25 detektiert die Position von Sondenlicht 21, das von dem optischen Medium 10 ausgeht. In einer Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweite Oberfläche 12) überlappt ein optischer Pfad des Sondenlichts 21 in dem optischen Medium 10 den Bestrahlungsteil 17r der mit Erregungslicht 17 bestrahlten Probenplatzierungsoberfläche (zweite Oberfläche 12). Die hochwärmeleitende Schicht 30 verbreitet von der mit Erregungslicht 17 bestrahlten Probe 5 generierte Wärme mehr in der ersten Richtung (x-Richtung) als in der zweiten Richtung (y-Richtung). Die erste Richtung (x-Richtung) ist eine Ausbreitungsrichtung von Sondenlicht 21 in Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12). Die zweite Richtung (y-Richtung) ist eine Richtung orthogonal zu der ersten Richtung (x-Richtung) in Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12).

[0039] In den Messvorrichtungen für biologische Komponentenen 1, 1a konzentriert eine hochwärmeleitfähige Schicht 30 das Temperaturgradientengebiet 19 des optischen Mediums 10, verursacht durch die von der mit Erregungslicht 17 bestrahlten Probe 5 generierte Wärme, in den Teil des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet. Die Temperaturänderung des Teils (Temperaturgradientengebiet 19) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer, und das Temperaturgradientengebiet 19 des optischen Mediums 10, durch das sich Sondenlicht 21 ausbreitet, wird länger. Die Änderung beim Brechungsindex des Teils (Brechungsindexgradientengebiet 18) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer, und das Brechungsindexgradientengebiet 18 des optischen Mediums 10, durch das sich das Sondenlicht 21 ausbreitet, wird länger. Das Verschiebungsausmaß δ von durch den Lichtpositionsdetektor 25 detektiertem Sondenlicht 21 wird länger. Dies ermöglicht der Messvorrichtung für biologische Komponentenen 1, 1a, die biologische Komponente mit verbesserter Genauigkeit zu messen.

[0040] In Messvorrichtungen für biologische Komponentenen 1, 1a gemäß der vorliegenden Ausführungsform überlappt die hochwärmeleitende Schicht 30 das Sondenlicht 21 in der ersten Richtung (x-Richtung) in Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweite Oberfläche 12). Dementsprechend wird die Temperaturänderung des Teils (Temperaturgradientengebiet 19) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, größer, und das Temperaturgradientengebiet 19 des optischen Mediums 10, durch das sich Sondenlicht 21 ausbreitet, wird länger. Die Änderung beim Brechungsindex des Teils (Brechungsindexgradientengebiet 18) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer, und das Brechungsindexgradientengebiet 18 des optischen Mediums 10, durch das sich Sondenlicht 21 ausbreitet, wird länger. Das Verschiebungsausmaß δ von durch den Lichtpositionsdetektor 25 detektiertem Sondenlicht 21 wird größer. Dies ermöglicht den Messvorrichtungen für biologische Komponentenen 1, 1a, die biologische Komponente mit verbesserter Genauigkeit zu messen.

[0041] In den Messvorrichtungen für biologische Komponentenen 1, 1a gemäß der vorliegenden Ausführungsform kann die zweite Länge L_2 der hochwärmeleitenden Schicht 30 in der zweiten Richtung (y-Richtung) größer sein als die Breite des Sondenlichts 21, die die Länge des Sondenlichts 21 in der zweiten Richtung (y-Richtung) ist. Dementsprechend wird eine Temperaturverteilung in dem Teil (Temperaturgradientengebiet 19) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, gegenüber der Breite des Sondenlichts 21 gleichförmiger. Eine Brechungsindexverteilung in dem Teil (Brechungsindexgradientengebiet 18) des optischen Mediums 10, das sich um den optischen Teil des Sondenlichts 21 herum befindet, wird gegenüber der Breite des Sondenlichts 21 gleichförmiger. Die Störung der Ausbreitung von Sondenlicht 21 durch das optische Medium 10 wird reduziert. Dies ermöglicht, dass Messvorrichtung für biologische Komponentenen 1, 1a die biologische Komponente mit verbesserter Genauigkeit messen können.

[0042] In Messvorrichtungen für biologische Komponentenen 1, 1a gemäß der vorliegenden Ausführungsform weist die hochwärmeleitende Schicht 30 eine Streifengestalt mit langen Seiten auf, die sich in der ersten Richtung (x-Richtung) erstrecken, und kurzen Seiten, die sich in der zweiten Richtung (y-Richtung) in einer

Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12) erstrecken. Dies bewirkt, dass die hochwärmeleitende Schicht 30 von der mit Erregungslicht 17 bestrahlten Probe 5 generierte Wärme mehr in der ersten Richtung (x-Richtung) als in der zweiten Richtung (y-Richtung) verteilt. Die Temperaturänderung des Teils (Temperaturgradientengebiet 19) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer, und das Temperaturgradientengebiet 19 des optischen Mediums 10, durch das sich Sondenlicht 21 ausbreitet, wird länger. Die Änderung beim Brechungsindex des Teils (Brechungsindexgradientengebiet 18) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer, und das Brechungsindexgradientengebiet 18 des optischen Mediums 10, durch das sich Sondenlicht 21 ausbreitet, wird länger. Das Verschiebungsausmaß δ von durch den Lichtpositionsdetektor 25 detektiertem Sondenlicht 21 wird länger. Dies ermöglicht, dass Messvorrichtungen für biologische Komponenten 1, 1a die biologische Komponente mit verbesserter Genauigkeit messen.

[0043] In Messvorrichtungen für biologische Komponenten 1, 1a gemäß der vorliegenden Ausführungsform erstreckt sich die hochwärmeleitende Schicht 30 über den Bestrahlungsteil 17r in der ersten Richtung (x-Richtung) in Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12). Dies gestattet das Anordnen einer hochwärmeleitenden Schicht 30 nahe der Probe 5, die eine Wärmegenerierungsquelle ist. Die Temperaturänderung des Teils (Temperaturgradientengebiet 19) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer, und das Temperaturgradientengebiet 19 des optischen Gebiets 10, durch das sich Sondenlicht 21 ausbreitet, wird länger. Die Änderung beim Brechungsindex des Teils (Brechungsindexgradientengebiet 18) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer, und das Brechungsindexgradientengebiet 18 des optischen Mediums 10, durch das sich Sondenlicht 21 ausbreitet, wird länger. Das Verschiebungsausmaß δ von durch den Lichtpositionsdetektor 25 detektiertem Sondenlicht 21 wird länger. Dies ermöglicht, dass die Messvorrichtungen für biologische Komponenten 1, 1a die biologische Komponente mit verbesserter Genauigkeit messen.

[0044] In der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1a gemäß der vorliegenden Ausführungsform nimmt die zweite Länge L_2 der hochwärmeleitenden Schicht 30 in der zweiten Richtung (y-Richtung) zu dem Bestrahlungsteil 17r ab. Dies bewirkt, dass mehr Erregungslicht 17 auf die Probe 5 einwirkt, und die Absorptionswärme der Probe 5 nimmt entsprechend zu. Die Temperaturänderung des Teils (Temperaturgradientengebiet 19) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer. Die Änderung beim Brechungsindex des Teils (Brechungsindexgradientengebiet 18) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad von Sondenlicht 21 herum befindet, wird größer. Das Verschiebungsausmaß δ von durch den Lichtpositionsdetektor 25 detektiertem Sondenlicht 21 wird größer. Dies ermöglicht, dass die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1a die biologische Komponente mit verbesserter Genauigkeit misst.

[0045] In Messvorrichtungen für biologische Komponenten 1, 1a gemäß der vorliegenden Ausführungsform wird eine hochwärmeleitende Schicht 30 aus Silizium oder Germanium gebildet. Dies macht die hochwärmeleitende Schicht 30 für Erregungslicht 17 transparent. Mehr Erregungslicht 17 wird auf die Probe 5 angewendet, und die Absorptionswärme der Probe 5 nimmt entsprechend zu. Die Temperaturänderung des Teils (Temperaturgradientengebiet 19) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer. Die Änderung beim Brechungsindex des Teils (Brechungsindexgradientengebiet 18) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer. Das Verschiebungsausmaß δ des durch den Lichtpositionsdetektor 25 detektierten Sondenlichts 21 wird größer. Dies ermöglicht, dass die Messvorrichtungen für biologische Komponenten 1, 1a die biologische Komponente mit verbesserter Genauigkeit messen.

Zweite Ausführungsform

[0046] Unter Bezugnahme auf **Fig. 7** wird eine Messvorrichtung für biologische Komponenten 1b gemäß der zweiten Ausführungsform beschrieben. Die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1b gemäß der vorliegenden Ausführungsform ist von der Konfiguration her ähnlich der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1 gemäß der ersten Ausführungsform, ist aber hauptsächlich in den folgenden Punkten verschieden.

[0047] In der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1b ist mindestens eine Öffnung 33 in einem Teil der hochwärmeleitenden Schicht 30 ausgebildet, der den Bestrahlungsteil 17r überlappt. Mehrere Öffnungen 33 können in dem Teil der hochwärmeleitenden Schicht 30 ausgebildet sein, der den Bestrahlungsteil 17r überlappt. Ein Durchmesser der Öffnung 33 (oder jede der mehreren Öffnungen 33) ist kleiner als ein Durch-

messer des Erregungslichts 17 und kleiner als ein Durchmesser D des Bestrahlungsteils 17r. In einer Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12) kann eine Gesamtfläche der Öffnung 33 größer oder gleich 50% einer Fläche des Teils der hochwärmeleitenden Schicht 30 sein, die den Bestrahlungsteil 17r überlappt, oder kann größer oder gleich 80% der Fläche des Teils der hochwärmeleitenden Schicht 30 sein, die den Bestrahlungsteil 17r überlappt.

[0048] Da die hochwärmeleitende Schicht 30 nicht in einem Teil des Bestrahlungsteils 17r vorliegt, kann mehr Erregungslicht 17 auf die Probe 5 einwirken. Deshalb kann als das Material der hochwärmeleitenden Schicht 30 gemäß der vorliegenden Ausführungsform ein Material verwendet werden, das eine geringere Durchlässigkeit für das Erregungslicht 17 aufweist, aber eine höhere Wärmeleitfähigkeit als das Material der hochwärmeleitenden Schicht 30 gemäß der ersten Ausführungsform. Das Material der hochwärmeleitenden Schicht 30 gemäß der vorliegenden Ausführungsform ist beispielsweise ein Metall wie etwa Gold (Au mit einer Wärmeleitfähigkeit von 295 W/(m·K)) oder Kupfer (Cu mit einer Wärmeleitfähigkeit von 386 W/(m·K)).

[0049] Die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1b gemäß der vorliegenden Ausführungsform erzeugt zusätzlich zu den durch die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1 gemäß der ersten Ausführungsform erzeugten Effekte die folgenden Effekte.

[0050] In der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1b gemäß der vorliegenden Ausführungsform ist mindestens eine Öffnung 33 in dem Teil der hochwärmeleitenden Schicht 30 ausgebildet, der den Bestrahlungsteil 17r überlappt.

[0051] Dies bewirkt, dass mehr Erregungslicht 17 auf die Probe 5 einwirkt, und die Absorptionswärme der Probe 5 nimmt entsprechend zu. Weiter kann als das Material der hochwärmeleitenden Schicht 30 ein Material mit geringerer Durchlässigkeit für Erregungslicht 17, aber höherer Wärmeleitfähigkeit, verwendet werden. Die Temperaturänderung des Teils (Temperaturgradientengebiet 19) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer. Die Änderung beim Brechungsindex des Teils (Brechungsindexgradientengebiet 18) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer. Das Verschiebungsausmaß δ von durch den Lichtpositionsdetektor 25 detektiertem Sondenlicht 21 wird größer. Dies ermöglicht, dass die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1b die biologische Komponente mit verbesserter Genauigkeit messen kann.

Dritte Ausführungsform

[0052] Unter Bezugnahme auf **Fig. 8** wird eine Messvorrichtung für biologische Komponenten 1c gemäß einer dritten Ausführungsform beschrieben. Die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1c gemäß der vorliegenden Ausführungsform ist von der Konfiguration her der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1 gemäß der ersten Ausführungsform ähnlich, unterscheidet sich aber hauptsächlich in den folgenden Punkten.

[0053] In der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1c enthält die hochwärmeleitende Schicht 30 mehrere hochwärmeleitende Schichtteile 31. Die mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 31 sind in der zweiten Richtung (y-Richtung) mit einem zwischen hochwärmeleitenden Schichtteilen 31 ausgebildeten Spalt angeordnet. In einer Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12) können die mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 31 bezüglich des Bestrahlungsteils 17r oder der optischen Achse des Erregungslichts 17 in der ersten Richtung (x-Richtung) und der zweiten Richtung (y-Richtung) symmetrisch angeordnet sein.

[0054] Die mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 31 weisen jeweils eine Streifengestalt mit langen Seiten auf, die sich in der ersten Richtung (x-Richtung) erstrecken, und kurzen Seiten, die sich in der zweiten Richtung (y-Richtung) erstrecken. Eine dritte Länge L_3 jedes der mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 31 in der ersten Richtung (x-Richtung) (erste Länge L_1 der hochwärmeleitenden Schicht 30) ist größer als eine vierte Länge L_4 jedes der mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 31 in der zweiten Richtung (y-Richtung). Die dritte Länge L_3 ist beispielsweise größer oder gleich dem Doppelten der vierten Länge L_4 . Die dritte Länge L_3 kann größer oder gleich dem Dreifachen der vierten Länge L_4 sein, kann größer oder gleich dem Vierfachen der vierten Länge L_4 sein, kann größer oder gleich dem Fünffachen der vierten Länge L_4 sein, kann größer oder gleich dem Sechsfachen der vierten Länge L_4 sein, kann größer oder gleich dem Achtfachen der vierten Länge L_4 sein oder kann größer oder gleich dem Zehnfachen der vierten Länge L_4 sein.

[0055] In einer Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweite Oberfläche 12) überlappen die mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 31 jeweils den Bestrahlungsteil 17r der mit Erregungslicht 17 bestrahlten Probenplatzierungsoberfläche (zweite Oberfläche 12). Die mehreren hochwärmeleitende Schichtteile 31 verbreiten jeweils von der mit Erregungslicht 17 bestrahlten Probe 5 generierte Wärme mehr in der ersten Richtung (x-Richtung) als in der zweiten Richtung (y-Richtung). In einer Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweite Oberfläche 12) kann jeder der mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 31 Sondenlicht 21 überlappen oder kann von Sondenlicht 21 getrennt sein.

[0056] In einer Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweite Oberfläche 12) erstrecken sich die mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 31 jeweils über den Bestrahlungsteil 17r in der ersten Richtung (x-Richtung). Die dritte Länge L_3 jedes der hochwärmeleitenden Schichtteile 31 ist in der ersten Richtung (x-Richtung) größer als der Durchmesser D des Bestrahlungsteils 17r. Die vierte Länge L_4 jedes der mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 31 in der zweiten Richtung (y-Richtung) ist kleiner als der Durchmesser D des Bestrahlungsteils 17r. Der Spalt zwischen dem Paar von benachbarten hochwärmeleitenden Schichtteilen 31 ist kleiner als der Durchmesser D des Bestrahlungsteils 17r.

[0057] Die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1c gemäß der vorliegenden Ausführungsform erzeugt zusätzlich zu den durch die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1 gemäß der ersten Ausführungsform erzeugten Effekte die folgenden Effekte.

[0058] In der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1c gemäß der vorliegenden Ausführungsform enthält die hochwärmeleitende Schicht 30 die mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 31. Die mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 31 weisen jeweils eine Streifengestalt mit langen Seiten auf, die sich in der ersten Richtung (x-Richtung) erstrecken, und kurzen Seiten, die sich in der zweiten Richtung (y-Richtung) erstrecken. Die mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 31 sind in der zweiten Richtung (y-Richtung) mit dem zwischen hochwärmeleitenden Schichtteilen 31 ausgebildeten Spalt angeordnet.

[0059] Dies bewirkt, dass mehr Erregungslicht 17 auf die Probe 5 einwirkt, und die Absorptionswärme der Probe 5 nimmt entsprechend zu. Weiter kann als hochwärmeleitende Schicht 30 ein Material mit höherer Wärmeleitfähigkeit, aber geringerer Durchlässigkeit für Erregungslicht 17, verwendet werden. Die Temperaturänderung des Teils (Temperaturgradientengebiet 19) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer. Die Änderung beim Brechungsindex des Teils (Brechungsindexgradientengebiet 18) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 befindet, wird größer. Das Verschiebungsausmaß δ von durch den Lichtpositionsdetektor 25 detektiertem Sondenlicht 21 wird größer. Dies ermöglicht der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1c, die biologische Komponente mit verbesserter Genauigkeit zu messen.

Vierte Ausführungsform

[0060] Unter Bezugnahme auf **Fig. 9** und **Fig. 10** wird eine Messvorrichtung für biologische Komponenten 1d gemäß einer vierten Ausführungsform beschrieben. Die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1d gemäß der vorliegenden Ausführungsform ist bezüglich ihrer Konfiguration ähnlich der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1c gemäß der dritten Ausführungsform, ist aber hauptsächlich in den folgenden Punkten verschieden.

[0061] In der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1d ist die hochwärmeleitende Schicht 30 von einer Ganzheit des Bestrahlungsteils 17r in der ersten Richtung (x-Richtung) in Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12) getrennt. Insbesondere enthält die hochwärmeleitende Schicht 30 mehrere hochwärmeleitende Schichtteile 32. Die mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 32 sind in der ersten Richtung (x-Richtung) mit einem Spalt G, der zwischen den hochwärmeleitenden Schichtteilen 32 ausgebildet ist, angeordnet. In einer Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12) ist der Bestrahlungsteil 17r zwischen dem Paar von benachbarten hochwärmeleitenden Schichtteilen 32 angeordnet. Das Paar von benachbarten hochwärmeleitenden Schichtteilen 32 ist zu beiden Seiten des Bestrahlungsteils 17r benachbart in der ersten Richtung (x-Richtung) (insbesondere einer Seite in der positiven ersten Richtung (+x-Richtung) und einer Seite in der negativen ersten Richtung (-x-Richtung)) angeordnet. Der Spalt G zwischen dem Paar von benachbarten hochwärmeleitenden Schichtteilen 32 ist größer oder gleich dem Durchmesser D des Bestrahlungsteils 17r. Insbesondere ist der Spalt G größer als der Durchmesser D des Bestrahlungsteils 17r. Die mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 32 sind in der ersten Richtung ($\pm x$ -Richtung) von dem Bestrahlungsteil 17r getrennt. Der Spalt G kann kleiner oder gleich dem 2,0-fachen

des Durchmessers D des Bestrahlungsteils 17r sein oder kann kleiner oder gleich dem 1,5-fachen des Durchmessers D des Bestrahlungsteils 17r sein.

[0062] Eine dritte Länge L_3 jedes der mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 32 in der ersten Richtung (x-Richtung) ist größer als eine vierte Länge L_4 jedes der mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 32 in der zweiten Richtung (y-Richtung) (zweite Länge L_2 der hochwärmeleitenden Schicht 30). Die mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 32 breiten jeweils von der mit Erregungslicht 17 bestrahlten Probe 5 generierte Wärme mehr in der ersten Richtung (x-Richtung) als in der zweiten Richtung (y-Richtung) aus. Die dritte Länge L_3 jedes der mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 32 in der ersten Richtung (x-Richtung) kann größer sein als der Durchmesser D des Bestrahlungsteils 17r. Die vierte Länge L_4 jedes der mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 32 in der zweiten Richtung (y-Richtung) kann kleiner sein als der Durchmesser D des Bestrahlungsteils 17r.

[0063] Da in einer Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12) der Bestrahlungsteil 17r in seiner Gänze von der hochwärmeleitenden Schicht 30 getrennt ist, kann die hochwärmeleitende Schicht 30 aus einem Material gebildet werden, das eine höhere Wärmeleitfähigkeit, aber eine niedrigere Durchlässigkeit für Erregungslicht 17 als das Material aufweist, aus dem eine hochwärmeleitende Schicht 30 gemäß der ersten Ausführungsform 1 hergestellt ist. Die hochwärmeleitende Schicht 30 ist aus Metall wie etwa Gold oder Kupfer gebildet.

[0064] Wie in **Fig. 11** dargestellt, breitet die hochwärmeleitende Schicht 30 von der mit Erregungslicht 17 bestrahlten Probe 5 generierte Wärme mehr in der ersten Richtung (x-Richtung) als in der zweiten Richtung (y-Richtung) aus. Dementsprechend wird die Temperaturänderung des Teils (Temperaturgradientengebiet 19) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, größer. Die Änderung beim Brechungsindex des Teils (Brechungsindexgradientengebiet 18) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer. Das Verschiebungsausmaß δ des durch den Lichtpositionsdetektor 25 detektierten Sondenlichts 21 wird größer. Dies ermöglicht der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1d, die biologische Komponente mit verbesserter Genauigkeit zu messen. Man beachte, dass in dem vierten Beispiel der in **Fig. 11** dargestellten vorliegenden Ausführungsform die dritte Länge L_3 jedes der mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 32 $80 \mu\text{m}$ beträgt, die vierte Länge L_4 jedes der mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 32 in der zweiten Richtung (y-Richtung) $20 \mu\text{m}$ beträgt, eine Dicke jedes der mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 32 $10 \mu\text{m}$ beträgt und ein Spalt G $40 \mu\text{m}$ beträgt. In dem vierten Beispiel beträgt der Durchmesser D des Erregungslichts 17 $40 \mu\text{m}$, und die Breite des Sondenlichts 21 beträgt $20 \mu\text{m}$.

[0065] Die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1d gemäß der vorliegenden Ausführungsform erzeugt zusätzlich zu den durch die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1c gemäß der dritten Ausführungsform erzeugten Effekten die folgenden Effekte.

[0066] In der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1d gemäß der vorliegenden Ausführungsform enthält die hochwärmeleitende Schicht 30 die mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 32. Die mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile 32 sind von dem Bestrahlungsteil 17r in der ersten Richtung ($\pm x$ -Richtung) getrennt.

[0067] In der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1d gemäß der vorliegenden Ausführungsform ist die hochwärmeleitende Schicht 30 von einer Gänze des Bestrahlungsteils 17r in der ersten Richtung (x-Richtung) in einer Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12) getrennt.

[0068] Dies bewirkt, dass Erregungslicht 17, das auf den Bestrahlungsteil 17r auftrifft, auf die Probe 5 angewendet wird, und die Absorptionswärme der Probe 5 nimmt entsprechend zu. Weiter kann als eine hochwärmeleitende Schicht 30 ein Material mit einer höheren Wärmeleitfähigkeit, aber einer geringeren Durchlässigkeit für Erregungslicht 17, verwendet werden. Die Temperaturänderung des Teils (Temperaturgradientengebiet 19) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 befindet, wird größer. Die Änderung beim Brechungsindex des Teils (Brechungsindexgradientengebiet 18) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer. Das Verschiebungsausmaß δ von durch den Lichtpositionsdetektor 25 detektiertem Sondenlicht wird größer. Dies ermöglicht der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1d, die biologische Komponente mit verbesserter Genauigkeit zu messen.

[0069] In der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1d gemäß der vorliegenden Ausführungsform ist die hochwärmeleitende Schicht 30 aus Metall gebildet. Dies kann die Wärmeleitfähigkeit der hochwärmeleitenden Schicht 30 erhöhen. Die Temperaturänderung des Teils (Temperaturgradientengebiet 19) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer. Die Änderung beim Brechungsindex des Teils (Brechungsindexgradientengebiet 18) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer. Das Verschiebungsausmaß δ des durch den Lichtpositionsdetektor 25 detektierten Sondenlichts 21 wird größer. Dies ermöglicht der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1d, die biologische Komponente mit verbesserter Genauigkeit zu messen.

Fünfte Ausführungsform

[0070] Unter Bezugnahme auf **Fig. 12** und **Fig. 13** wird eine Messvorrichtung für biologische Komponenten 1e gemäß einer fünften Ausführungsform beschrieben. Die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1e gemäß der vorliegenden Ausführungsform ist von der Konfiguration her ähnlich der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1 gemäß der ersten Ausführungsform, ist aber hauptsächlich in den folgenden Punkten verschieden.

[0071] In der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1e ist die hochwärmeleitende Schicht 30 bezüglich des Bestrahlungsteils 17r in der ersten Richtung (x-Richtung) in Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12) asymmetrisch angeordnet. In einer Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweite Oberfläche 12) ist die hochwärmeleitende Schicht 30 von einer Gänze des Bestrahlungsteils 17r in der ersten Richtung (x-Richtung) getrennt. Die hochwärmeleitende Schicht 30 ist bei nur einer Seite des Bestrahlungsteils 17r in der ersten Richtung (x-Richtung) (insbesondere eine Seite in der negativen ersten Richtung (-x-Richtung)) angeordnet.

[0072] Eine erste Länge L_1 der hochwärmeleitenden Schicht 30 in der ersten Richtung (x-Richtung) ist größer oder gleich einer zweiten Länge L_2 der hochwärmeleitenden Schicht 30 in der zweiten Richtung (y-Richtung).

[0073] Insbesondere kann die erste Länge L_1 größer sein als die zweite Länge L_2 . Die erste Länge L_1 kann kleiner sein als der Durchmesser D des Bestrahlungsteils 17r oder kann kleiner oder gleich dem Durchmesser D des Bestrahlungsteils 17r sein. Die erste Länge L_1 kann größer sein als der Durchmesser D des Bestrahlungsteils 17r. Die hochwärmeleitende Schicht 30 ist aus Metall wie etwa Gold oder Kupfer wie in der vierten Ausführungsform gebildet.

[0074] Wie in **Fig. 14** dargestellt, breitet die hochwärmeleitende Schicht 30 von der mit Erregungslicht 17 bestrahlten Probe 5 generierte Wärme mehr in der ersten Richtung (x-Richtung) als in der zweiten Richtung (y-Richtung) aus. Dementsprechend wird die Temperaturänderung des Teils (Temperaturgradientengebiet 19) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, größer. Die Änderung beim Brechungsindex des Teils (Brechungsindexgradientengebiet 18) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer. Das Verschiebungsausmaß δ des durch den Lichtpositionsdetektor 25 detektierten Sondenlichts 21 wird größer. Dies ermöglicht, dass die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1e die biologische Komponente mit verbesserter Genauigkeit misst. Man beachte, dass in dem in **Fig. 14** dargestellten fünften Beispiel der vorliegenden Ausführungsform die erste Länge L_1 der hochwärmeleitenden Schicht 30 20 μm beträgt, die zweite Länge L_2 der hochwärmeleitenden Schicht 30 20 μm beträgt, die Dicke der hochwärmeleitenden Schicht 30 10 μm beträgt und der Spalt zwischen der hochwärmeleitenden Schicht 30 und dem Bestrahlungsteil 17r 10 μm beträgt. In dem fünften Beispiel beträgt der Durchmesser D des Erregungslichts 17 40 μm , und die Breite des Sondenlichts 21 beträgt 20 μm .

[0075] Unter Bezugnahme auf **Fig. 15** wird eine Messvorrichtung für biologische Komponenten 1f gemäß einer Modifikation der vorliegenden Ausführungsform beschrieben. In der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1f überlappt die hochwärmeleitende Schicht 30 den Bestrahlungsteil 17r in Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12).

[0076] Die Messvorrichtungen für biologische Komponenten 1e, 1f gemäß der vorliegenden Ausführungsform erzeugen ähnliche, durch die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1 gemäß der ersten Ausführungsform erzeugte Effekte.

[0077] In den Messvorrichtungen für biologische Komponenten 1e, 1f gemäß der vorliegenden Ausführungsform ist die hochwärmeleitende Schicht 30 bezüglich des Bestrahlungsteils 17r in der ersten Richtung in Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12) asymmetrisch angeordnet. Dementsprechend wird die Temperaturänderung des Teils (Temperaturgradientengebiet 19) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, größer. Die Änderung beim Brechungsindex des Teils (Brechungsindexgradientengebiet 18) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad der Sonde 21 herum befindet, wird größer. Das Verschiebungsausmaß δ des durch den Lichtpositionsdetektor 25 detektierten Sondenlichts 21 wird größer. Dies ermöglicht, dass die Messvorrichtungen für biologische Komponenten 1e, 1f die biologische Komponente mit verbesserter Genauigkeit messen.

[0078] In der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1e gemäß der vorliegenden Ausführungsform ist die hochwärmeleitende Schicht 30 von einer Gänze des Bestrahlungsteils 17r in der ersten Richtung (x-Richtung) in Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12) getrennt. Dies bewirkt, dass Erregungslicht 17, das auf den Bestrahlungsteil 17r auftrifft, ganz auf die Probe 5 angewendet wird, und die Absorptionswärme der Probe 5 nimmt entsprechend zu. Weiter kann als eine hochwärmeleitende Schicht 30 ein Material mit höherer Wärmeleitfähigkeit, aber niedrigerer Durchlässigkeit für Erregungslicht 17 verwendet werden. Die Temperaturänderung des Teils (Temperaturgradientengebiet 19) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer. Die Änderung beim Brechungsindex des Teils (Brechungsindexgradientengebiet 18) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer. Das Verschiebungsausmaß δ des durch den Lichtpositionsdetektor 25 detektierten Sondenlichts 21 wird größer. Dies ermöglicht, dass die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1e die biologische Komponente mit verbesserter Genauigkeit misst.

[0079] In Messvorrichtungen für biologische Komponenten 1e, 1f gemäß der vorliegenden Ausführungsform wird die hochwärmeleitende Schicht 30 aus Metall gebildet. Dies kann die Wärmeleitfähigkeit der hochwärmeleitenden Schicht 30 erhöhen. Die Temperaturänderung des Teils (Temperaturgradientengebiet 19) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer. Die Änderung beim Brechungsindex des Teils (Brechungsindexgradientengebiet 18) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer. Das Verschiebungsausmaß δ des durch den Lichtpositionsdetektor 25 detektierten Sondenlichts 21 wird größer. Dies ermöglicht, dass die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1e, 1f die biologische Komponente mit verbesserter Genauigkeit messen.

Sechste Ausführungsform

[0080] Unter Bezugnahme auf **Fig. 16** wird eine Messvorrichtung für biologische Komponenten 1g gemäß einer sechsten Ausführungsform beschrieben. Die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1g gemäß der vorliegenden Ausführungsform ist bezüglich Konfiguration der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1 gemäß der ersten Ausführungsform ähnlich, unterscheidet sich aber hauptsächlich in den folgenden Punkten.

[0081] Die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1g enthält weiter eine Antireflexschicht 35, die auf einer distalen Oberfläche der hochwärmeleitenden Schicht 30 von dem optischen Medium 10 angeordnet ist. Die Antireflexschicht 35 unterdrückt die Reflexion von Erregungslicht 17 an einer Grenzfläche zwischen der Probe 5 und der hochwärmeleitenden Schicht 30. Die Antireflexschicht 35 ist aus Zinkselenuid (ZnSe), Zinksulfid (ZnS), Kalziumfluorid (CaF_2), Magnesiumfluorid (MgF_2), Kaliumbromid (KBr), Natriumchlorid (NaCl) oder einer Kombination davon gebildet.

[0082] Die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1g gemäß der vorliegenden Ausführungsform erzeugt zusätzlich zu den durch die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1 gemäß der ersten Ausführungsform erzeugten Effekte die folgenden Effekte.

[0083] Die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1g gemäß der vorliegenden Ausführungsform enthält weiter die auf der distalen Oberfläche der hochwärmeleitenden Schicht 30 von dem optischen Medium 10 angeordnete Antireflexschicht 35. Dies bewirkt, dass mehr Erregungslicht 17 auf die Probe 5 einwirkt, und die Absorptionswärme der Probe 5 nimmt entsprechend zu. Die Temperaturänderung des Teils (Temperaturgradientengebiet 19) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird größer. Die Änderung beim Brechungsindex des Teils (Brechungsindexgradientengebiet 18) des optischen Mediums 10, der sich um den optischen Pfad des Sondenlichts 21 herum befindet, wird

größer. Das Verschiebungsausmaß δ des durch den Lichtpositionsdetektor 25 detektierten Sondenlichts 21 wird größer. Dies ermöglicht, dass die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1g die biologische Komponente mit verbesserter Genauigkeit misst.

Siebte Ausführungsform

[0084] Unter Bezugnahme auf **Fig. 17** wird eine Messvorrichtung für biologische Komponenten 1h gemäß einer siebten Ausführungsform beschrieben. Die Messvorrichtung für biologische Komponenten 1h gemäß der vorliegenden Ausführungsform ist von ihrer Konfiguration her der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1 gemäß der ersten Ausführungsform ähnlich und erzeugt ähnliche Effekte, unterscheidet sich aber hauptsächlich in den folgenden Punkten.

[0085] In der Messvorrichtung für biologische Komponenten 1h ist eine dritte Oberfläche 13 gegenüber der Einfallsrichtung des Sondenlichts 21 geneigt. Die vierte Oberfläche 14 ist gegenüber der ausgehenden Richtung des Sondenlichts 21 geneigt. Die ausgehende Richtung des Sondenlichts 21, das von dem optischen Medium 10 ausgeht, kann parallel zu der Einfallsrichtung des Sondenlichts 21 verlaufen, das auf das optische Medium 10 auftrifft. Das optische Medium 10 kann beispielsweise ein TIR(Total Internal Reflection - Gesamtotalreflexion)-Prisma sein.

[0086] Das Sondenlicht 21 trifft durch die dritte Oberfläche 13 des optischen Mediums 10 auf das optische Medium 10 auf. Sondenlicht 21 wird durch die dritte Oberfläche 13 gebrochen und breitet sich durch das optische Medium 10 zu der Grenzfläche zwischen dem optischen Medium 10 (zweite Oberfläche 12) und der Probe 5 aus. In einer Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12) überlappt der optische Pfad des Sondenlichts 21 im optischen Medium 10 den Teil der Probenplatzierungsoberfläche (zweiten Oberfläche 12), der mit Erregungslicht 17 bestrahlt wird. Das Sondenlicht 21 wird an der Grenzfläche zwischen dem optischen Medium 10 (zweiten Oberfläche 12) und der hochwärmeleitenden Schicht 30 intern total reflektiert. Während sich Sondenlicht 21 durch das optische Medium 10 ausbreitet, breitet sich Sondenlicht 21 durch das im optischen Medium 10 durch die Absorptionswärme der Probe 5 generierte Brechungsindexgradientengebiet 18 aus. Das Sondenlicht 21 wird durch das Brechungsindexgradientengebiet 18 gebrochen, und die Ausbreitungsrichtung des Sondenlichts 21 ändert sich entsprechend. Sondenlicht 21 (erstes ausgehendes Sondenlicht 21a und zweites ausgehendes Sondenlicht 21b) geht von der vierten Oberfläche 14 des optischen Mediums 10 aus.

[0087] Es versteht sich, dass die erste bis siebte Ausführungsform und ihre hierin offenbarten Modifikationen in jeder Hinsicht veranschaulichend und nicht restriktiv sind. Mindestens zwei der ersten bis siebten Ausführungsform und ihre hierin offenbarten Modifikationen können kombiniert werden, solange kein Widerspruch auftritt. Der Schutzbereich der vorliegenden Erfindung wird durch die Ansprüche anstatt durch die obige Beschreibung definiert, und die vorliegende Erfindung soll die Ansprüche, Äquivalente der Ansprüche und alle Modifikationen innerhalb des Schutzbereichs beinhalten.

Bezugszeichenliste

1, 1a, 1b, 1c, 1d, 1e, 1f, 1g, 1h	Messvorrichtung für biologische Komponenten
5	Probe
6	Oberfläche
10	optisches Medium
11	erste Oberfläche
12	zweite Oberfläche
13	dritte Oberfläche
14	vierte Oberfläche
16	Erregungslichtquelle
17	Erregungslicht
17r	Bestrahlungsteil
18	Brechungsindexgradientengebiet

19	Temperaturgradientengebiet
20	Sondenlichtquelle
21	Sondenlicht
21a	erstes ausgehendes Sondenlicht
21b	zweites ausgehendes Sondenlicht
22a	erste Position
22b	zweite Position
25	Lichtpositionsdetektor
27	Verschiebungsausmaßberechnungseinheit
28	Messeinheit für biologische Komponenten
30	hochwärmeleitende Schicht
31, 32	hochwärmeleitender Schichtteil
33	Öffnung
35	Antireflexschicht

Patentansprüche

1. Messvorrichtung für biologische Komponenten, aufweisend:
ein optisches Medium, das eine Probenplatzierungsoberfläche enthält;
eine hochwärmeleitende Schicht, die auf der Probenplatzierungsoberfläche platziert ist, wobei die hochwärmeleitende Schicht eine höhere Wärmeleitfähigkeit als das optische Medium aufweist;
eine Erregungslichtquelle zum Emittieren von Erregungslicht, das sich durch das optischen Medium ausbreitet, zu einer auf der Probenplatzierungsoberfläche und der hochwärmeleitenden Schicht platzierten Probe;
eine Sondenlichtquelle zum Emittieren von Sondenlicht, das sich durch das optische Medium ausbreitet;
und
einen Lichtpositionsdetektor zum Detektieren einer Position des Sondenlichts, das von dem optischen Medium ausgeht, wobei in Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche ein optischer Pfad des Sondenlichts in dem optischen Medium einen Bestrahlungsteil der mit dem Erregungslicht bestrahlten Probenplatzierungsoberfläche überlappt,
eine hochwärmeleitende Schicht von der mit dem Erregungslicht bestrahlten Probe erzeugte Wärme mehr in einer ersten Richtung als in einer zweiten Richtung ausbreitet,
die erste Richtung eine Ausbreitungsrichtung des Sondenlichts in der Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche ist, und
die zweite Richtung eine Richtung orthogonal zu der ersten Richtung in der Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche ist.
2. Messvorrichtung für biologische Komponenten nach Anspruch 1, wobei in der Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche die hochwärmeleitende Schicht das Sondenlicht in der ersten Richtung überlappt.
3. Messvorrichtung für biologische Komponenten nach Anspruch 1 oder 2, wobei eine Länge der hochwärmeleitenden Schicht in der zweiten Richtung größer ist als eine Breite des Sondenlichts ist.
4. Messvorrichtung für biologische Komponenten nach einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei in der Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche die hochwärmeleitende Schicht eine Streifengestalt mit langen Seiten aufweist, die sich in der ersten Richtung erstrecken, und kurzen Seiten, die sich in der zweiten Richtung erstrecken.
5. Messvorrichtung für biologische Komponenten nach Anspruch 4, wobei in der Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche die hochwärmeleitende Schicht sich über den Bestrahlungsteil in der ersten Richtung erstreckt.
6. Messvorrichtung für biologische Komponenten nach Anspruch 5, wobei eine Länge der hochwärmeleitenden Schicht in der zweiten Richtung zu dem Bestrahlungsteil abnimmt.

7. Messvorrichtung für biologische Komponenten nach Anspruch 5 oder 6, wobei mindestens eine Öffnung in einem Teil der hochwärmeleitenden Schicht ausgebildet ist, der den Bestrahlungsteil überlappt.
8. Messvorrichtung für biologische Komponenten nach einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei die hochwärmeleitende Schicht mehrere hochwärmeleitende Schichtteile enthält, und die mehreren hochwärmeleitenden Schichtteile von dem Bestrahlungsteil in der ersten Richtung getrennt sind.
9. Messvorrichtung für biologische Komponenten nach einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei in der Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche die hochwärmeleitende Schicht bezüglich des Bestrahlungsteils in der ersten Richtung asymmetrisch angeordnet ist.
10. Messvorrichtung für biologische Komponenten nach Anspruch 8 oder 9, wobei in der Draufsicht der Probenplatzierungsoberfläche die hochwärmeleitende Schicht von einer Gänze des Bestrahlungsteils in der ersten Richtung getrennt ist.
11. Messvorrichtung für biologische Komponenten nach einem der Ansprüche 1 bis 10, weiter aufweisend einer Antireflexschicht, die auf einer distalen Oberfläche der hochwärmeleitenden Schicht von dem optischen Medium angeordnet ist.
12. Messvorrichtung für biologische Komponenten nach Anspruch 11, wobei die Antireflexschicht aus Zinkselenid, Zinksulfid, Kalziumfluorid, Magnesiumfluorid, Kaliumbromid oder Natriumchlorid gebildet ist.
13. Messvorrichtung für biologische Komponenten nach einem der Ansprüche 1 bis 12, wobei die hochwärmeleitende Schicht aus Silizium oder Germanium gebildet ist.
14. Messvorrichtung für biologische Komponenten nach einem der Ansprüche 1 bis 12, wobei die hochwärmeleitende Schicht aus Metall gebildet ist.
15. Messvorrichtung für biologische Komponenten nach einem der Ansprüche 1 bis 14, weiter aufweisend eine Verschiebungsausmaßberechnungseinheit, wobei der Lichtpositionsdetektor zu der Verschiebungsausmaßberechnungseinheit eine erste Position des Sondenlichts ausgibt, wenn die Probe nicht mit dem Erregungslicht bestrahlt wird, und eine zweite Position des Sondenlichts, wenn die Probe mit dem Erregungslicht bestrahlt wird, und die Verschiebungsausmaßberechnungseinheit ein Verschiebungsausmaß des Sondenlichts entsprechend einer Distanz zwischen der ersten Position und der zweiten Position berechnet.
16. Messvorrichtung für biologische Komponenten nach Anspruch 15, weiter aufweisend eine Messeinheit für biologische Komponenten zum Messen einer biologischen Komponente in der Probe oder auf einer Oberfläche der Probe auf Basis des Verschiebungsausmaßes.
17. Messvorrichtung für biologische Komponenten nach einem der Ansprüche 1 bis 16, wobei das Erregungslicht infrarotes Licht mit einer Wellenlänge größer oder gleich $3\ \mu\text{m}$ und kleiner oder gleich $20\ \mu\text{m}$ ist.

Es folgen 9 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG.1

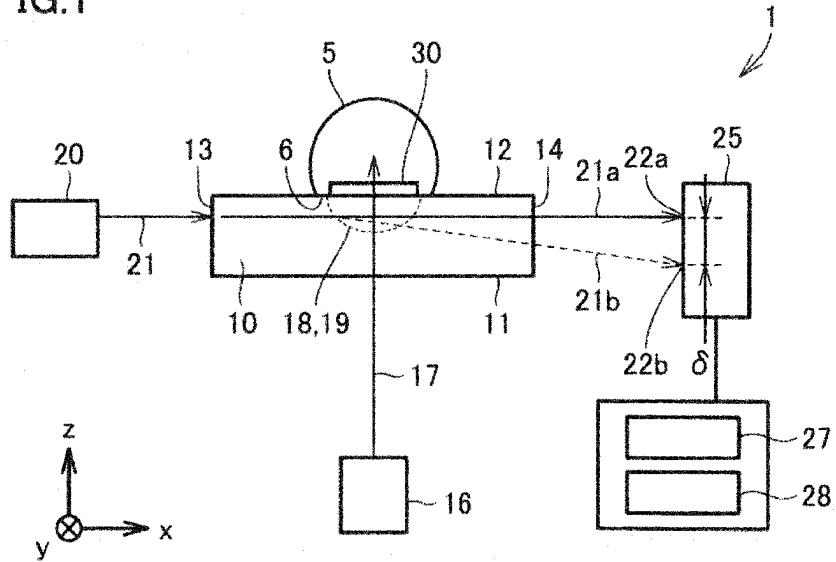


FIG.2

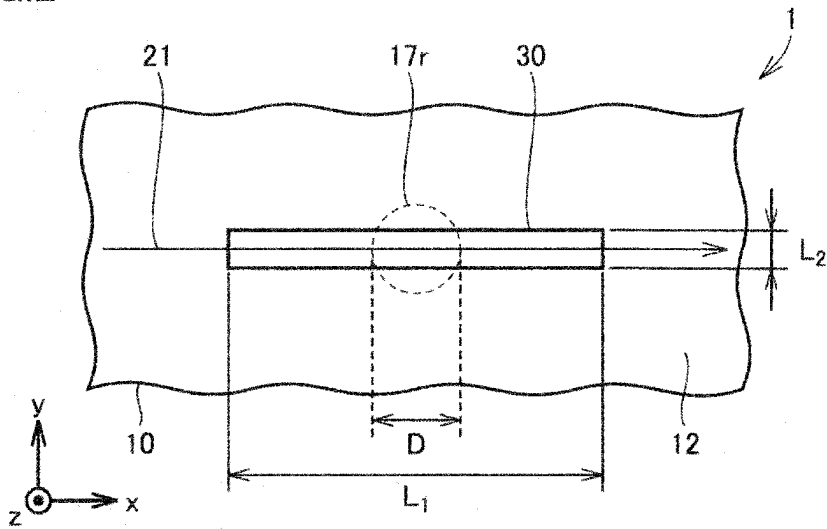


FIG.3

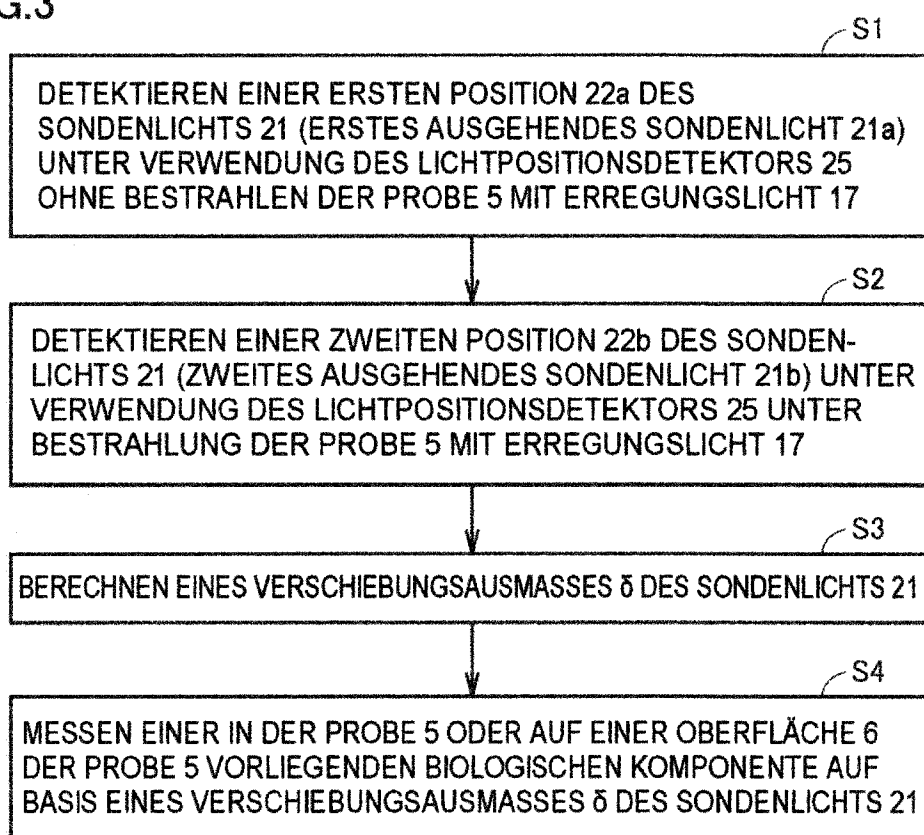


FIG.4

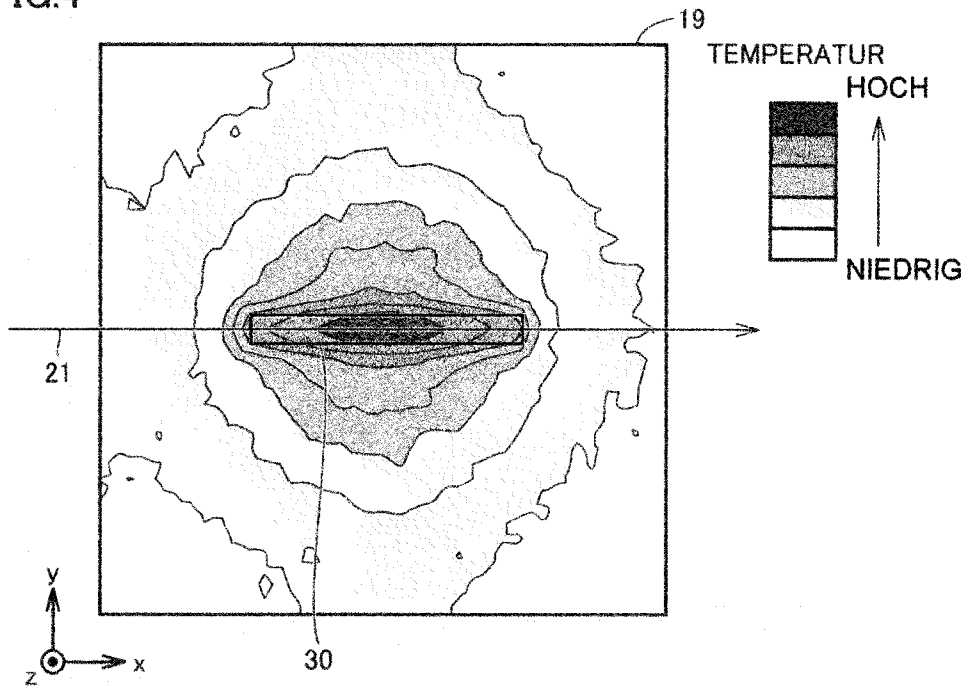


FIG.5

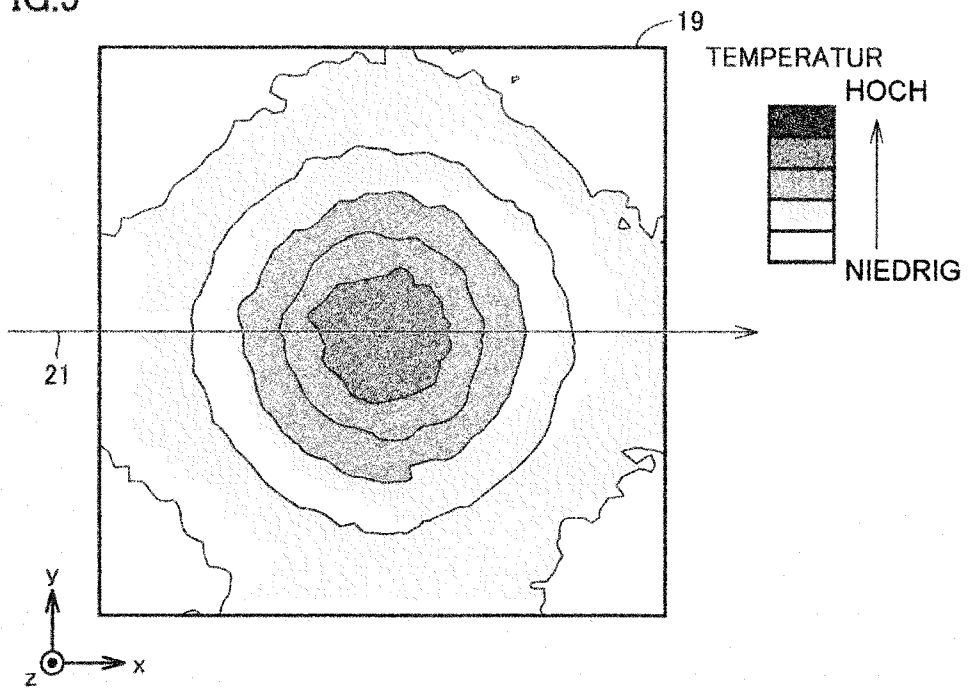


FIG.6

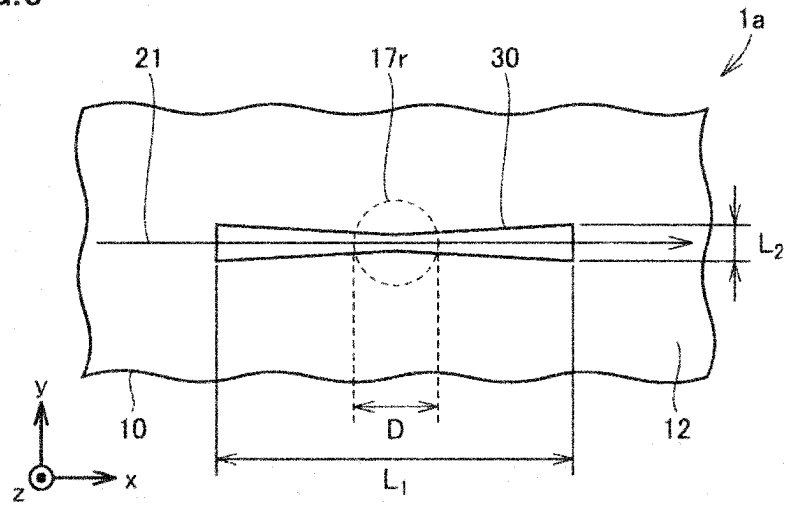


FIG.7

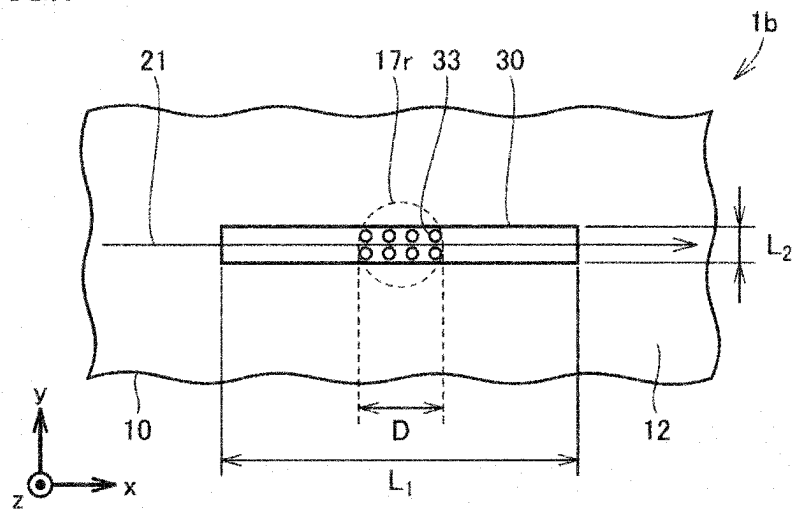


FIG.8

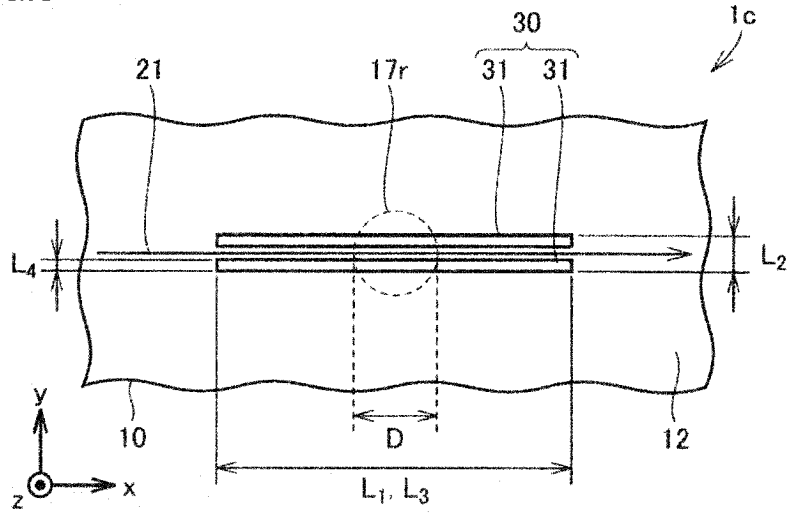


FIG.9

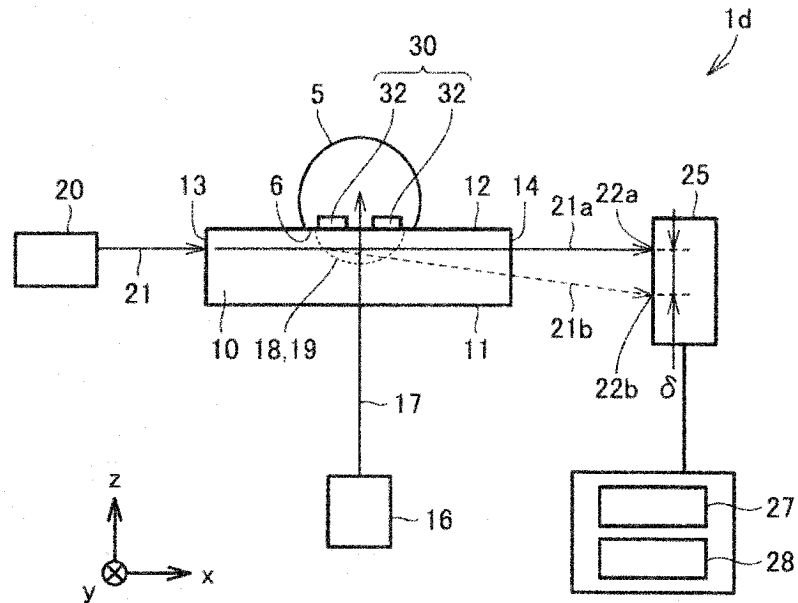


FIG.10

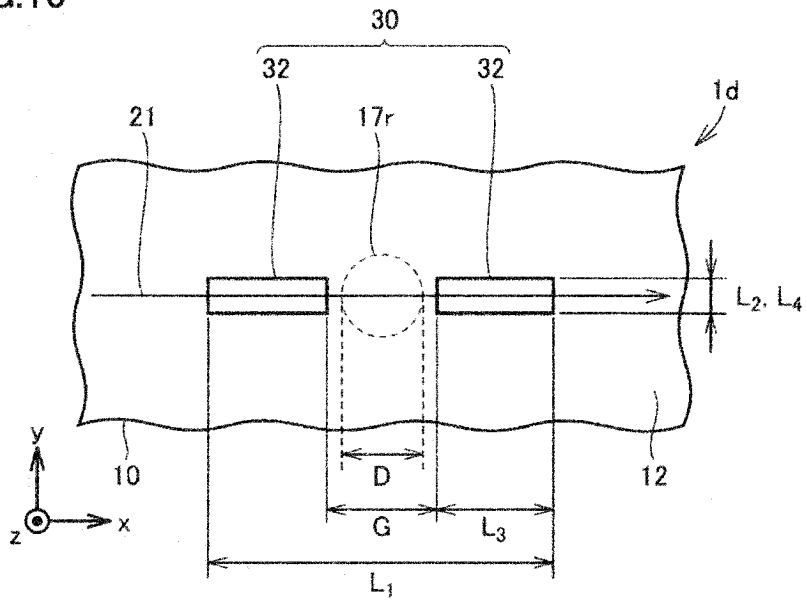


FIG.11

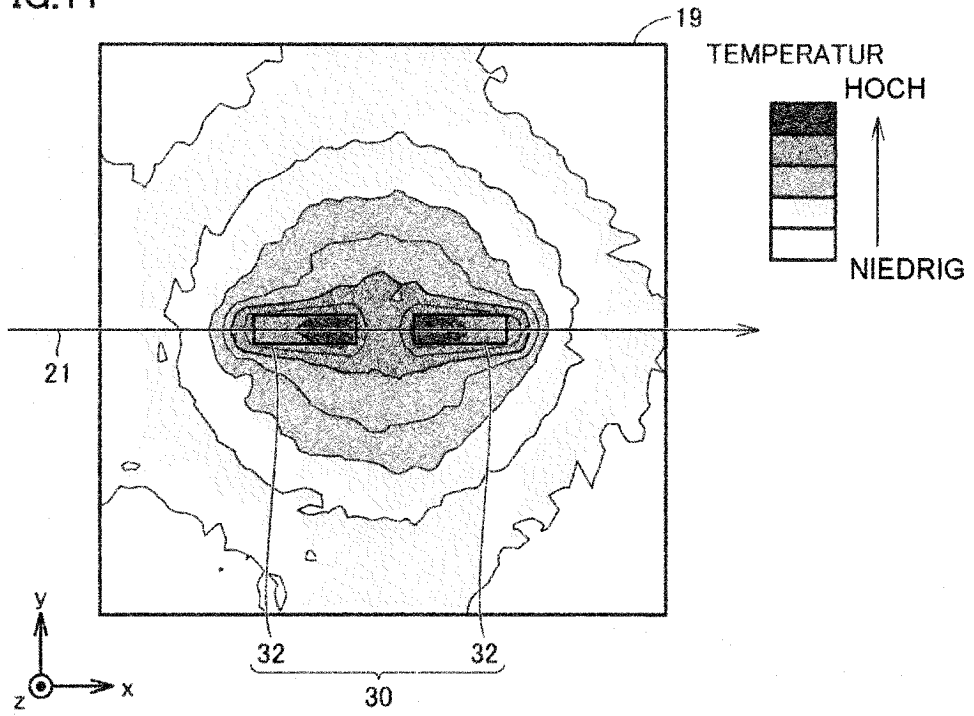


FIG.12

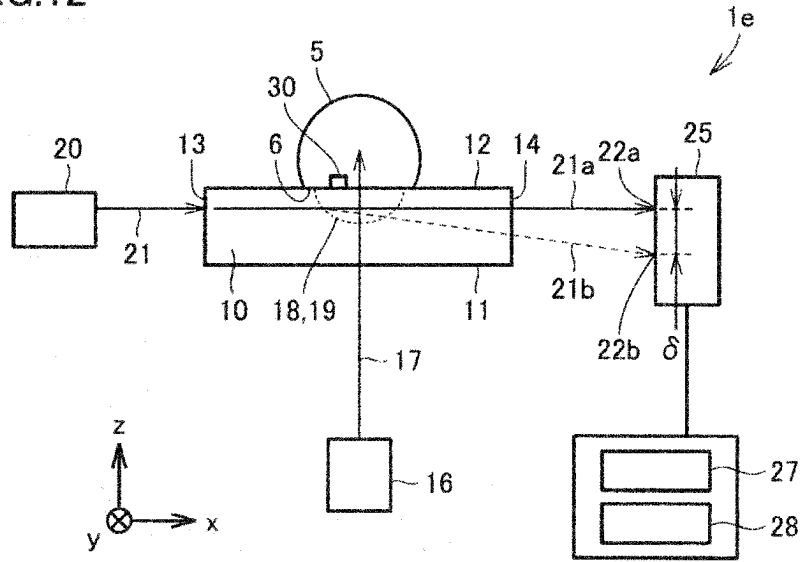


FIG.13

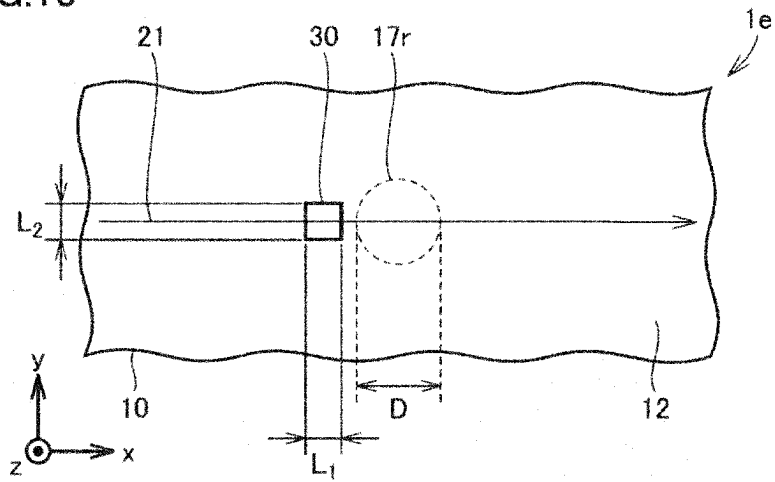


FIG.14

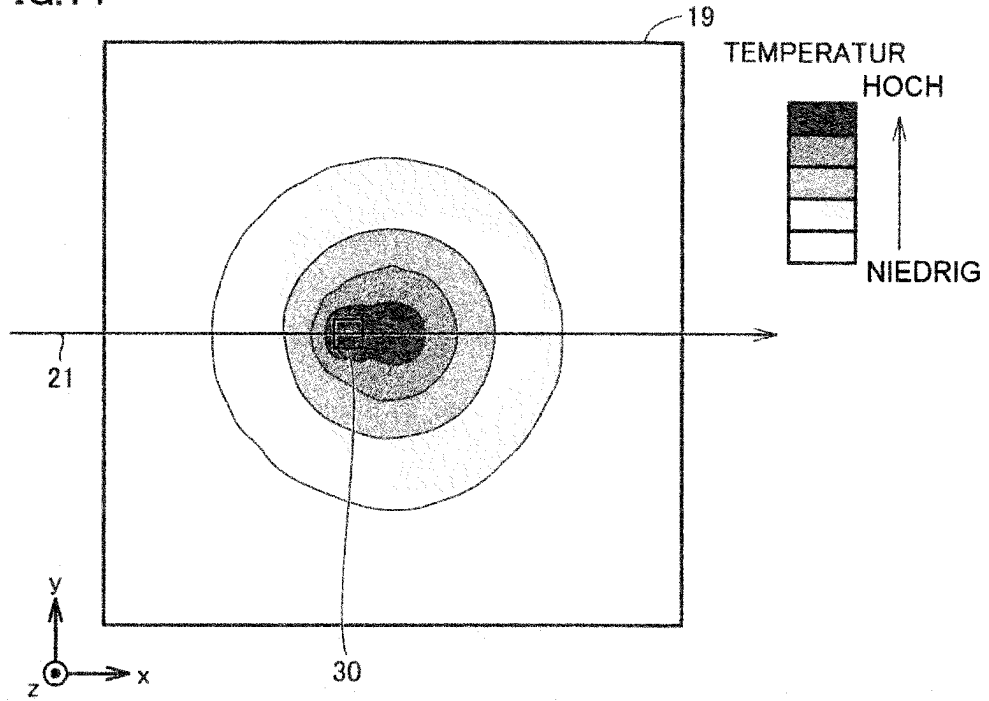


FIG.15

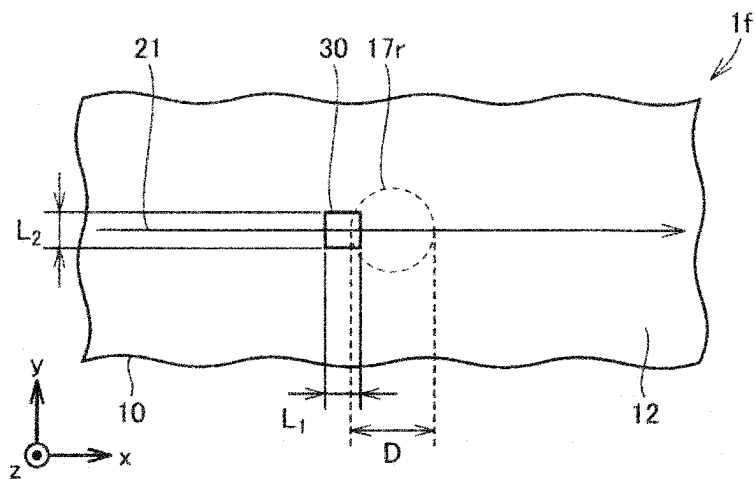


FIG.16

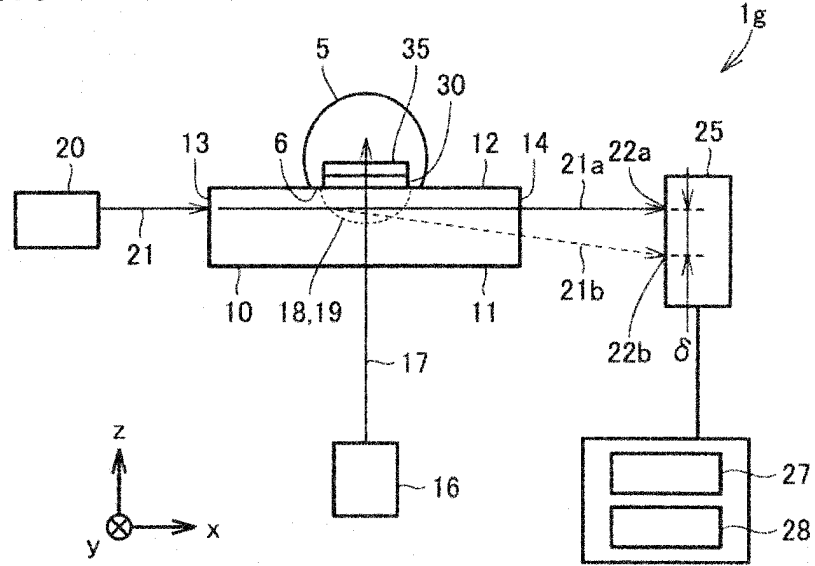


FIG.17

