



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 699 25 825 T2 2006.05.04

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 1 073 364 B1

(51) Int Cl.⁸: A61B 5/00 (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: 699 25 825.1

(86) PCT-Aktenzeichen: PCT/US99/04919

(96) Europäisches Aktenzeichen: 99 909 876.7

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: WO 99/053831

(86) PCT-Anmeldetag: 04.03.1999

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: 28.10.1999

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 07.02.2001

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: 15.06.2005

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 04.05.2006

(30) Unionspriorität:

65663 23.04.1998 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT,
LI, LU, MC, NL, PT, SE

(73) Patentinhaber:

Nellcor Puritan Bennett Inc., Pleasanton, Calif., US

(72) Erfinder:

FEIN, E., Michael, Mountain View, US; CRONE, A.,
Willem, Oroville, US

(74) Vertreter:

Uexküll & Stolberg, 22607 Hamburg

(54) Bezeichnung: KUPPLUNG FÜR FASEROPTISCHES OXIMETER MIT ANZEIGE DER WELLENLÄNGENVER-SCHIEBUNG

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 eingelebt, 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**HINTERGRUND DER ERFINDUNG**

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Lichtleiter-Impuls-Oximeter. Insbesondere betrifft die vorliegende Erfindung eine Vorrichtung zum Messen und zum Kompensieren der Wellenlängenverschiebung eines optischen Signals.

[0002] Impuls-Oximetrie wird üblicherweise verwendet, um verschiedene Blutströmungscharakteristiken zu messen, einschließlich, aber nicht darauf beschränkt, die Blutsauerstoffsättigung von Hämoglobin in arteriellem Blut, das Volumen von einzelnen Blut-Pulsationen, die dem Gewebe zugeführt werden, und die Rate der Blut-Pulsationen, die jedem Herzschlag eines Patienten entsprechen. Das Messen dieser Charakteristiken wurde unter Verwendung eines nicht-invasiven Sensors erreicht, mit Hilfe dessen Licht durch einen Bereich des Gewebes des Patienten geleitet wurde, wo Blut das Gewebe durchströmt, und die Absorption von Licht in diesem Gewebe fotoelektrisch gemessen wurde. Die Menge des absorbierten Lichts wird dann verwendet, um die Menge an zu messenden Blutbestandteilen zu berechnen.

[0003] Das Licht, das durch das Gewebe geleitet wird, ist ausgewählt, um eine oder mehrere Wellenlängen zu haben, die durch das Blut in einer Menge absorbiert werden, die die Menge des Blutbestandteils darstellt, der sich in dem Blut befindet. Die Menge an übertragenem Licht, das durch das Gewebe geleitet wird, variiert entsprechend der Veränderung der Menge an Blutbestandteilen in dem Gewebe und der damit in Beziehung stehenden Lichtabsorption.

[0004] Zum Messen von Blutsauerstoffpegeln wurden Sensoren vorgesehen, die Lichtquellen und Fotodioden aufweisen, die ausgestaltet sind, um bei zwei verschiedenen Wellenlängen zu arbeiten, und zwar gemäß bekannter Techniken zum Messen von Blutsauerstoffsättigung.

[0005] Die Funktion hängt von der Kenntnis der Wellenlängen der LEDs ab. Da die Wellenlänge von LEDs, die tatsächlich hergestellt werden, variieren kann, wird in dem Sensor ein Widerstand ("Rcal") angeordnet, wobei der Wert des Widerstands der tatsächlichen Wellenlänge von zumindest einer der LEDs entspricht. Wenn das Gerät eingeschaltet wird, führt es dem Kodierungswiderstand zuerst einen Strom zu und misst die Spannung, um den Wert des Widerstands und somit den Wert der Wellenlänge der LED in dem Messaufnehmer zu bestimmen. Ein Beispiel von einem solchen Dekodierungsmechanismus ist im US-Patent Nr. 4,700,708 gezeigt.

[0006] Ein weiteres Verfahren zur Speicherung ko-

dierter Informationen hinsichtlich der Charakteristiken der LEDs ist in dem US-Patent Nr. 4,942,877 gezeigt. Dieses Patent offenbart die Verwendung eines EPROM-Speichers zum Speichern digitaler Informationen, die parallel oder seriell von dem Sensor-Messaufnehmer zu dem entfernten Oximeter geliefert werden können.

[0007] Andere Beispiele von Kodierungssensor-Charakteristiken gibt es auch in anderen Gebieten. In dem Patent Nr. 4,446,715, übertragen auf die Camino Laboratories, Inc., wird eine Anzahl von Widerständen verwendet, um kodierte Informationen hinsichtlich der Charakteristiken eines Druckwandlers zur Verfügung zu stellen. Das Patent Nr. 3,790,910 offenbart einen weiteren Druckwandler mit einem ROM zum Speichern von Charakteristiken von dem individuellen Wandler. Das Patent Nr. 4,303,984 zeigt einen weiteren Sensor mit digitalen Charakterisierungsinformationen, die in einem PROM gespeichert sind, der unter Verwendung eines Schieberegisters seriell ausgelesen wird.

[0008] Normalerweise ist das Kodierungselement in dem Sensor selbst montiert. Beispielsweise zeigt das US-Patent Nr. 4,621,643 den Kodierungswiderstand, der in dem Sensorelement selbst montiert ist. Außerdem zeigt das US-Patent Nr. 5,246,003 den Kodierungswiderstand, der mit einem gedruckten konduktiven Material auf dem Sensor selbst ausgebildet ist.

[0009] In einigen Vorrichtungen kann eine elektrische Verbindung, die durch ein Kabel mit einer Vorrichtung gekoppelt ist, die an einem Patienten angebracht ist, ein Kodierungselement beinhalten. Beispielsweise zeigt das US-Patent Nr. 3,720,199 einen intravasalen Ballon-Katheter mit einer Verbindung zwischen dem Katheter und der Konsole. Die Verbindung beinhaltet einen Widerstand mit einem Wert, der gewählt ist, um die volumetrische Verlagerung des bestimmten Ballons wiederzugeben. Das US-Patent Nr. 4,684,245 offenbart einen Lichtleiter-Katheter mit einem Modul zwischen dem Lichtleiter und elektrischen Leitungen, die mit einem Prozessor verbunden sind. Das Modul konvertiert die Lichtsignale in elektrische Signale und beinhaltet einen Speicher zum Speichern von Kalibrierungssignalen, so dass das Modul und der Katheter von dem Prozessor getrennt und mit einem anderen Prozessor verwendet werden können, ohne dass eine erneute Kalibrierung erforderlich ist. Bei einigen Anwendungen wurden Lichtleiter verwendet, um das Licht von einem entfernten Licht-Emitter und Detektor zu einem Sensor-Messaufnehmer zu leiten, der an einem Patienten angebracht ist. Eine solche Anwendung ist die Fetal-Oximetrie, bei der vermieden werden soll, dass elektrische Leitungen in dem Uterus verlaufen. Eine weitere Anwendung wäre die Anbringung an einem Patienten, bei dem eine MRI-Untersuchung durchgeführt wird, wo eine Kopplung zwischen den MRI-Wel-

len und den elektrischen Kabeln unerwünscht ist. Beispiele von Patenten, in denen Oximeter beschrieben sind, die Lichtleiter verwenden, sind das Patent Nr. 5,279,295, das ein Lichtleiter-gekoppeltes Impuls-Oximeter für eine MRI-Umgebung zeigt, das Patent Nr. 5,096,294, das ein DC-Oximeter für Pflanzen zeigt, und das Patent Nr. 3,847,483.

[0010] Normalerweise kann ein Lichtleiter entweder aus Glas oder aus Kunststoff hergestellt werden. Kunststoff-Lichtleiter sind normalerweise preiswerter und einfacher zu biegen, falls erforderlich. Jedoch kann die Wellenlänge von Infrarot-Licht über eine Länge von einem Kunststoff-Lichtleiter-Kabel signifikant verschoben werden, und in einem geringeren Ausmaß in einem Glas-Kabel. Da die Berechnungen der Blutsauerstoffsättigung von der verwendeten Infrarot-Wellenlänge abhängen, kann eine Verschiebung bei der Berechnung der Blutsauerstoffsättigung Fehler bewirken.

[0011] Die US 4,573,761 (McLachlan et al.) beschreibt einen Lichtleiter-Messaufnehmer für Berechnungen von Lichtstreuung und Lumineszenz, der zumindest einen Lichtleiter zum Übertragen von Licht in eine Probe und zumindest zwei Lichtleiter aufweist, um Licht von der Probe aufzunehmen.

[0012] Die US 5,293,872 (Alfano et al.) beschreibt ein Verfahren zum Unterscheiden unterschiedlicher Typen von Gewebe unter Verwendung von Infrarot-Fourier-Transformation-Raman-Spektroskopie.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0013] Gemäß der Erfindung ist ein Messaufnehmer-Segment zur Verwendung in einem optischen medizinischen Messsystem vorgesehen, mit: einem ersten Lichtleiter, der dazu ausgestaltet ist, um ein erstes Wellenlängen-Lichtspektrum zu übertragen, das einem Patienten zugeführt wird; und einem zweiten Lichtleiter, der dazu ausgestaltet ist, um Licht des ersten Wellenlängen-Spektrums von dem Patienten zu übertragen; dadurch gekennzeichnet, dass das Messaufnehmer-Segment außerdem ein Element aufweist, das dazu ausgestaltet ist, um ein Signal zur Verfügung zu stellen, das einer Verschiebung des ersten Wellenlängen-Spektrums durch den ersten und zweiten Lichtleiter entspricht, wobei dieses Element entweder dazu ausgestaltet ist, um eine Messung dieser Verschiebung zu ermöglichen, oder dieses Element dazu ausgestaltet ist, um einen kodierten Wert zur Verfügung zu stellen, der dieser Verschiebung entspricht, und wobei der gemessene oder kodierte Verschiebungswert von dem medizinischen Messsystem verwendet wird.

[0014] Ein Oximeter kann dann das Signal verwenden, das der Verschiebung entspricht, um die geeig-

neten Koeffizienten auszuwählen oder zu berechnen, um die Blutsauerstoffsättigung zu berechnen. Das Messaufnehmer-Segment kann entweder mit dem Sensor verbunden sein, der an einem Patienten angebracht ist, oder ein zwischenliegend angeordneter Adapter sein, der zwischen dem Sensor und dem Oximeter angeschlossen ist.

[0015] In einem Ausführungsbeispiel sind ein oder mehrere separate Lichtleiter-Kanäle als ein Teil des Elements vorgesehen, das das Verschiebungssignal zur Verfügung stellt. Dieser (diese) separate(n) Kanal (Kanäle) kann (können) verwendet werden, um die Wellenlängenverschiebung direkt zu messen, oder kann (können) ein gefiltertes oder auf sonstige Weise modifiziertes Lichtsignal zur Verfügung stellen, das einer Dekodierung der Wellenlängenverschiebung entspricht. Alternativ können ein Widerstand oder eine andere elektrische Impedanz verwendet werden, um eine Kodierung des Verschiebungswertes zur Verfügung zu stellen.

[0016] In einem Ausführungsbeispiel werden mehrere Messaufnehmer-Segmente verwendet, jedes mit seinem eigenen Verschiebungselement, das der Wellenlängenverschiebung durch das bestimmte Segment entspricht. Wenn die mehreren Segmente miteinander verbunden werden, werden die Signale von den Verschiebungselementen kombiniert, um zu einem Signal zu führen, das der gesamten kombinierten Verschiebung entspricht. Dies ermöglicht eine bequeme Mischung von Adapter und Verlängerungskabeln in dem Gebiet ohne die Verwendung irgendeiner bestimmten Anpassung.

[0017] Zum vollständigeren Verständnis der Eigenschaften und Vorteile der Erfindung wird auf die nachfolgende detaillierte Beschreibung in Verbindung mit den beigefügten Zeichnungen Bezug genommen.

KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0018] [Fig. 1](#) ist eine Darstellung von einem Lichtleiter-gekoppelten Impuls-Oximeter-System;

[0019] [Fig. 2A](#) und [Fig. 2B](#) sind Darstellungen, die die Wirkung der Wellenlängen-abhängigen spektralen Absorption bei mittlerer Wellenlänge zeigen;

[0020] [Fig. 3](#) ist eine Darstellung, die eine Möglichkeit zeigt, bei der jedes Element von einem Lichtleiter-Strang seinen Beitrag zur Wellenlängenverschiebung an ein Adaptermodul berichten kann;

[0021] [Fig. 3A](#) ist eine Darstellung, die ein Lichtleiter-System zeigt, bei dem eindeutige Verbindungen verwendet werden, um die Wellenlängenverschiebung zu erreichen;

[0022] [Fig. 3B](#) ist eine Darstellung, die ein opti-

sches System zeigt, um die Wellenlängenverschiebung in einer Anzahl von Lichtleiter-Elementen anzugeben;

[0023] [Fig. 4](#) ist eine Darstellung, die ein Lichtleiter-System zeigt, das einen Wellenlängenverschiebungs-Messkanal aufweist;

[0024] [Fig. 5](#) ist eine Darstellung, die ein Lichtleiter-System mit zwei Lichtleiter-Code-Rückführkanälen zeigt;

[0025] [Fig. 6](#) ist eine Darstellung, die ein Lichtleiter-System mit zwei Lichtleiter-Rückführkanälen zeigt;

[0026] [Fig. 7](#) ist eine Darstellung, die das Adaptermodul aus [Fig. 1](#) zur Verwendung mit einem Zweikanal-Wellenlängenverschiebungs-Kodierungsschema zeigt;

[0027] [Fig. 8](#) ist ein Blockdiagramm von einer Oximeter-Überwachung;

[0028] [Fig. 9](#) ist eine Darstellung von einem Ausführungsbeispiel von einem optischen Verschiebungsmesselement;

[0029] [Fig. 10A](#) und [Fig. 10B](#) sind Darstellungen, die eine optische Verschiebungsmessung unter Verwendung von Filtern und Reflektoren zeigen; und

[0030] [Fig. 11A–Fig. 11D](#) sind schematische Darstellungen, die ein Lichtleiter-System zeigen, bei dem die Wellenlängenverschiebung durch Vorsehen von gesteuerten Werten von fluoreszierenden Materialien kodiert wird.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG

[0031] Ein Beispiel von einem Lichtleiter-gekoppelten Impuls-Oximeter-System **100** ist in [Fig. 1](#) gezeigt. Dieses besondere System kann beispielsweise zur Verwendung in einer MRI-Umgebung geeignet sein und beinhaltet ein Adaptermodul **110**, in dem sich ein Emitter **120** und ein Detektor **720** (wie in dem Adapter-Ausführungsbeispiel aus [Fig. 7](#) gezeigt) zusammen mit geeigneten Optiken befindet, um diese elektro-optischen Komponenten mit den Lichtleiter-Bündeln zu koppeln, die Licht zu dem Patienten hin und von dem Patienten weg leiten. Es gibt zwei Lichtleiter-Kabel in Serie – ein langes Glas-Verlängerungskabel **140**, das 15 Fuß lang sein kann, und ein relativ kurzes "Sensor"-Kabel **150**, das entweder ein Glas-Lichtleiter oder ein Kunststoff-Lichtleiter sein kann, der über einen Sensor-Messaufnehmer **114** direkt mit dem Patienten **112** verbunden ist.

[0032] Der Adapter **110** ist über ein elektrisches Kabel **116** mit einem Impuls-Oximeter **118** verbunden.

Ein Beispiel von einem Oximeter **118** ist in größerem Detail in [Fig. 8](#) gezeigt. Das Oximeter **118** ist über ein separates elektrisches Kabel **121** durch eine Wand **122** mit einem isolierten, entfernten Display **124** verbunden. Die Wand **122** kann das Display gegenüber der MRI-Strahlung isolieren.

[0033] Normalerweise verwendet das Impuls-Oximeter Licht in zwei verschiedenen Spektralbändern, Rot und Infrarot. Das rote Licht wird durch das Hindurchleiten durch den Lichtleiter normalerweise nicht so stark verschoben, aber das infrarote Licht wird signifikant verschoben, und zwar insbesondere dann, wenn der Lichtleiter aus Kunststoff hergestellt ist. Diese Verschiebung findet normalerweise wegen der längeren Wellenlängen statt, wodurch das Lichtband durch den Lichtleiter stärker absorbiert wird als dies bei kürzeren Wellenlängen der Fall ist, wodurch eine Verschiebung der mittleren Wellenlänge des Lichts bewirkt wird, das nach dem Durchlaufen des Lichtleiters übrig bleibt.

[0034] Ein Beispiel von dem Phänomen der Verschiebung ist schematisch in [Fig. 2A](#) und [Fig. 2B](#) gezeigt. Die Wellenlängenabhängige Absorptionskurve **126**, die in [Fig. 2B](#) gezeigt ist, bewirkt, dass das durch die durchgehende Linie **128** in [Fig. 2A](#) gezeigte Spektrum zu dem Spektrum wird, das durch die gestrichelte Linie **132** in [Fig. 2A](#) dargestellt ist, und zwar mit einer zugehörigen Verschiebung hinsichtlich der mittleren Wellenlänge.

[0035] Wenn alle Lichtleiter-Sensoren eine identische Wellenlängenverschiebung zeigen, wäre es möglich, das Problem der Verschiebung in besonders einfacher Weise zu lösen. Das Adaptermodul **110**, das in [Fig. 1](#) gezeigt ist, würde einen Rcal-Widerstand oder eine andere Kodierungseinrichtung beinhalten, um dem Oximeter anzuzeigen, welche der verschiedenen gespeicherten Kalibrierungskurven zu verwenden ist. Die ausgewählte Kurve würde dann die korrekte Kurve für die effektiven LED-Wellenlängen sein, die aus den aktuellen mittleren Wellenlängen der LEDs in dem Adaptermodul resultieren, wenn die durch die zugehörigen Lichtleiter verschoben werden. Es ist jedoch wahrscheinlich, dass verschiedene Variationen von Wellenlängenverschiebung beobachtet werden. Es können beispielsweise mehrere verschiedene Längen der Kunststoff-Lichtleiter-Sensorkabel oder mehrere verschiedene Längen von Glas-Lichtleiter-Verlängerungskabeln vorhanden sein. Außerdem kann es Abweichungen hinsichtlich der Funktionen des Sensors **150** und des Verlängerungskabels **140** geben, wenn sie zu einem einzelnen Glas- oder Kunststoff-Lichtleiter-Kabel kombiniert sind.

[0036] In einem Ausführungsbeispiel beinhaltet jedes Element der Lichtleiter-Kette ein Kodierungselement, um dem Adaptermodul anzuzeigen, welche

Verschiebung durch dieses Element erzeugt wird. Ein Beispiel ist in [Fig. 3](#) gezeigt. Das Sensorkabel **150**, das mit dem Patienten verbunden wird, beinhaltet einen Kodierungswiderstand **230**, über zwei elektrische Stifte, die in der Verbindung **250** enthalten sind. In dem Sensorkabel **150** sind keine elektrischen Drähte erforderlich, die von der Verbindung **250** zu dem Patienten gehen (dies ist in einer MRI-Umgebung gewünscht, um für den Patienten die Gefahr von Verbrennungen zu vermeiden). Elektrische Drähte sind entlang der Lichtleiter-Bündel in den beiden Verlängerungskabeln (**140** und **240**) enthalten, so dass jedes von diesen einen geeigneten Kodierungswiderstand (**210** und **220**) in Reihe mit dem Widerstand **230** beinhaltet kann.

[0037] In [Fig. 3](#) kann jeder Kodierungswiderstand (**210**, **220** und **230**) einen Widerstand haben, der direkt die Wellenlängenverschiebung angibt, die durch die zugehörige Lichtleiter-Komponente erzeugt wird, so dass der gesamte Reihenwiderstand die gesamte Verschiebung angibt. Alternativ können die Widerstände "orthogonale" Codes verwenden, so dass es für den Adapter oder das zugehörige Oximeter möglich ist, separat die Eigenschaft von jeder Komponente in dem Strang zu bestimmen. Beispielsweise kann das Verlängerungskabel **140** Widerstandswerte verwenden, die aus 1000, 2000, 3000, ..., 9000 Ohm ausgewählt sind, wobei das Verlängerungskabel **240** Werte verwenden kann, die aus 100, 200, 300, ..., 900 Ohm ausgewählt sind, und der Sensor **150** kann Werte verwenden, die aus 10, 20, 30, ..., 90 Ohm ausgewählt sind.

[0038] Es ist außerdem möglich, Versionen dieser Erfindung zur Verfügung zu stellen, bei denen es kein Erfordernis hinsichtlich irgendwelcher elektrischen Leitungen in einem der Lichtleiter-Kabel gibt. Ein solches System ist in [Fig. 3A](#) gezeigt. Das einfachste herzustellende System würde einen einzelnen Kodierungswiderstand (R_{cal}) oder ein anderes Kodierungselement in der Verbindung **270** des Kabels verwenden, das direkt in dem Adapter **110** gesteckt wird. Ein System aus eindeutigen Verbindungen (**250** und **260**) würde dann verwendet werden, um zu gewährleisten, dass dieses Kabel nur mit einem Gesamtsystem verwendet werden kann, das einen entsprechenden speziellen Wert der Wellenlängenverschiebung hat. Wenn daher zwei verschiedene Sensorkabel mit verschiedenen Wellenlängenverschiebungen verwendet werden, würde jedes ein eindeutiges entsprechendes Verlängerungskabel haben, und inkompatible Verbindungen würden eine Fehlanpassung von Sensor und Verlängerungskabel verhindern.

[0039] Eine gesamtoptische Einrichtung zum Übertragen von Informationen über einen Kabel-Strang, der einen Sensor und Inline-Verlängerungskabel zu dem Adapter beinhaltet, mit dem der Strang verbunden ist, ist in [Fig. 3B](#) gezeigt. [Fig. 3B](#) zeigt ein Ver-

längerungskablelement **312** und ein Sensorelement **314**. Das Sensorelement **314** beinhaltet einen ersten und einen zweiten Lichtleiter **316** und **318**, um Licht zu und von einem Patienten **112** zu leiten. Außerdem stellt ein separater Lichtleiter **322** Kodierungsinformationen zur Verfügung, was durch Auswählen eines bestimmten Wertes für ein Filter **310** erreicht wird.

[0040] Die Verlängerung **312** beinhaltet Lichtleiter-Elemente **324** und **326**, um mit den Elementen **316** bzw. **318** des Sensorelements verbunden zu werden. Außerdem sind separate Lichtleiter **328** und **332** vorgesehen, um mit dem Element **322** des Sensorelements **314** verbunden zu werden. Ein zweites Filter **320** kodiert das Ausmaß der Wellenlängenverschiebung entlang der Lichtleiter **324** und **326**. Die beiden Filter bewirken ein kombiniertes Filtern entsprechend der kombinierten Verschiebung durch die Elemente **312** und **314**. Daher beinhalten die Verbindungen anstelle von Kodierungswiderständen optische Filter (**310** und **320**), deren Transmission die Information kodiert. Bei einer besonders praktischen Variante wird die Information als das Verhältnis von Filterübertragungen bei zwei verschiedenen Wellenlängen kodiert. Dadurch wird die Messung durch ein Verfahren unterstützt, das unabhängig von der Stärke einer emittierenden Quelle ist.

[0041] Bei einer anderen praktischen Abwandlung wird auf das Kodieren verzichtet und stattdessen die direkte Messung der Wellenlängenverschiebung unterstützt, die durch einen Kabel-Strang induziert wird. Dieser Lösungsansatz ist in [Fig. 4](#) dargestellt. Dabei kann das gleiche Paar von Lichtquellen verwendet werden, die für die Impuls-Oximetrie benutzt werden. Einige der Lichtleiter **410**, die an dem Sensor eintreffen, werden zurück und in einem separaten Kanal **420** zurück zu dem Adapter geführt, so dass der Adapter zwei separate Signalkanäle empfängt, wobei einer (**430**) von diesen Licht darstellt, das sowohl den Lichtleiter als auch den Patienten durchlaufen hat, und der andere (**420**) von diesen lediglich den Lichtleiter durchlaufen hat. Die Wellenlängenverschiebung von dem Nur-Lichtleiter-Kanal kann gemessen werden, indem beispielsweise die Intensität der Übertragung durch zwei verschiedene optische Filter verglichen wird, von denen der eine stärker in der oberen Hälfte des LED-Emissionsbandes überträgt und von denen einer stärker in der unteren Hälfte überträgt, wie nachfolgend und in [Fig. 9–10](#) detaillierter beschrieben wird.

[0042] Es wird nun wieder auf den allgemeinen Lösungsansatz des Kodierens von Wellenlängenverschiebungs-Informationen statt der Messung der tatsächlichen Verschiebung Bezug genommen, während der Sensor verwendet wird. [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#) zeigen zwei andere Abwandlungen. [Fig. 5](#) zeigt ein System, bei dem kodierte Informationen durch das Verhältnis der optischen Leistung dargestellt werden,

die in zwei zusätzlichen Lichtleiter-Kanälen (**510** und **520**) strömen. Bei diesem Ansatz gibt es zusätzlich zu dem Hauptsignalkanal, der Licht zurückführt, das durch das Gewebe des Patienten geleitet wurde, zwei weitere Kanäle. Der feste Kanal **520** überträgt einen konstanten Verhältnisanteil des eintreffenden Lichts, und der variable Kanal **510** überträgt ein Ausmaß, das für jeden unterschiedlichen Typ von Sensor **530** verschieden ist, der mit dem Verlängerungskabel **540** verbunden sein kann. Das Verhältnis des Ausmaßes an Licht, das durch die beiden zusätzlichen Kanäle zurückgeführt wird, liefert Informationen über die Wellenlängenverschiebung, der durch den bestimmten Typ von Sensor beigetragen wird, der angeschlossen ist. In der hier gezeigten Abwandlung kann das Ausmaß an zurückgeführtem Licht durch Aufteilen einer Anzahl der Kunststoff-Lichtleiter in dem Bündel eingestellt werden, die an dem Finger des Patienten ankommen. Bei einer weiteren Abwandlung kann das Ausmaß an Licht, das durch den variablen Kanal **510** zurückgeführt wird, durch Auswahl eines einfach geformten, optischen Kunststoffkanals eingestellt werden, der in die Verbindung des Sensors eingebaut ist.

[0043] In der in [Fig. 5](#) gezeigten besonderen Ausgestaltung ist implizit zu sehen, dass die den Code übertragenden Lichtleiter aus Kunststoff bestehen (die wirtschaftlich beste Lösung), da das das Quellenlicht einfach ein kleiner Teil des gleichen Lichts ist, das für Oximetrie-Messungen zu dem Sensor geliefert wird, und dass der lange Abschnitt des Kunststoff-Lichtleiters in dem Verlängerungskabel den infraroten Bereich des Lichts bis zu dem Ausmaß der Vernachlässigbarkeit abschwächt. Daher wird die Kodierungsinformation durch das rote Licht übertragen, das zu dem Oximeter geliefert wird, und zwar ohne verkomplizierende Effekte, die durch das infrarote Licht bewirkt werden, das ebenfalls geliefert wird. Wenn es eine Möglichkeit interferierender Effekte gibt, die durch das übrige infrarote Licht bewirkt werden, kann dieses Licht mit einem einfachen optischen Filter beseitigt werden. Wie vorstehend beschrieben wurde, besteht das Funktionsprinzip in [Fig. 5](#) darin, dass einer der Lichtleiter-Rückführkanäle **520** einen konstanten Anteil des Lichts überträgt, das dem Sensor zugeführt wird (z. B. das Licht, dass durch einen Kunststoff-Lichtleiter mit einem Durchmesser von 0,25 mm übertragen wird, der aus dem Bündel solcher Lichtleiter ausgewählt ist, die an dem Ende des Sensors proximal zum Fingers des Patienten ankommen), und dass der andere Lichtleiter-Rückführkanal **510** einen Anteil des gelieferten Lichts zurückführt, der ausgewählt ist, um Informationen hinsichtlich des Ausmaßes der durch den Sensor bewirkten Wellenlängenverschiebung zu übertragen. Es ist außerdem implizit zu erkennen, dass in der speziellen dargestellten Abwandlung von dem Verlängerungskabel **540** kein Beitrag zur Wellenlängenverschiebung erfolgt. Wenn das Verlängerungskabel

540 tatsächlich keinen Beitrag zur Wellenlängenverschiebung leistet, dann müssen die optischen Komponenten so zu jedem Verlängerungskabel hinzugefügt werden, dass das Leistungsverhältnis von dem zurückkehrenden Paar von Signalen durch das Verlängerungskabel verändert wird.

[0044] Ein zu [Fig. 5](#) alternatives zweites System ist in [Fig. 6](#) dargestellt. In dieser System-Abwandlung kommt die Beleuchtung aus den gleichen Kanälen (**660**, **664**), durch die sie mit Hilfe von Reflektoren **640** bzw. **642** zurückgeführt wird. Die Reflektoren **640** müssen nicht komplizierter sein als Teile aus glänzendem Aluminium. Die Beleuchtung kann durch die gleichen Lichtquellen erreicht werden, die den Patientensignalkanal beleuchten, oder kann durch eine separate Lampe zur Verfügung gestellt werden, wie zum Beispiel eine LED. Wenn eine Breitbandquelle, wie zum Beispiel eine weißglühende Lampe, für die beiden Code-Kanäle verwendet wird, kann diese die Option des Kodierens zusätzlicher Informationen erzeugen, und zwar durch Verwendung von farb-selektiven Reflektoren. Folglich, in anderen Worten, statt dass die beiden Kanäle durch Verwendung von Licht beleuchtet werden, das von dem Hauptkanal **630** "gestohlen" wird, der Licht durch den Patienten sendet, kann das Licht, das zum Kodieren verwendet wird, stromaufwärts in Richtung des Sensors in den gleichen optischen Kanälen gesendet werden, durch die es von dem Sensor **620** zurückkehrt. Ein Reflektor **640**, der in die Verbindung **650** des Sensors **620** eingebaut ist, bestimmt, welcher Anteil des eintretenden Lichts **670** durch den variablen Kanal **660** zurückkehrt. Das Verhältnis des Lichts, das in den variablen Kanal **660** reflektiert wird, zu dem Licht, das in den festen Kanal **664** reflektiert wird, ist ein kodierter Wert der Wellenlängenverschiebung.

[0045] [Fig. 11A](#) ist eine schematische Darstellung von einem anderen alternativen System, das die Wellenlängenverschiebung kodiert. In diesem System ist die Kodierungseinrichtung ein fluoreszierendes Element, das zwei verschiedene Fluorophore enthält, die durch ein einzelnes Wellenlängenband stimulierender Strahlung stimuliert werden, um Licht in zwei verschiedenen Wellenlängenbändern zu emittieren. Durch Auswählen der relativen Mengen der beiden Fluorophore ist es möglich, Informationen hinsichtlich der Wellenlängenverschiebung zu kodieren, die durch ein bestimmtes Modell des Sensors induziert wird. Ein Vorteil dieser Konstruktion besteht darin, dass in einigen seiner Ausgestaltungen keine zusätzlichen Lichtleiter-Elemente neben jenen erforderlich sind, die zur Durchführung der Oximetrie erforderlich sind.

[0046] [Fig. 11A](#) zeigt einen Impuls-Oximetrie-Sensor **1101**, in dem lediglich jene optischen Komponenten dargestellt sind, die für die Beschreibung dieser Erfindung wesentlich sind. Das Instrument **1101** lie-

fert Licht zu dem zuführenden Bereich **1103** einer Lichtleiter-Baugruppe **1102**, die Licht zum Gewebe **1100** des Patienten liefert. Licht, das durch das Gewebe **1100** geleitet wurde, wird durch den zurückführenden Bereich **1104** der Baugruppe **1102** zu dem Oximeter **1101** zurückgeleitet.

[0047] Wenn der optische Pfad in größerem Detail betrachtet wird, kann gesehen werden, dass Licht durch die rote LED **1107** und die infrarote LED **1108** emittiert wird, durch einen dichroitischen Strahlspalter **1109** kombiniert wird und zu dem Lichtleiter-Segment **1110** geliefert wird (zusätzliche Optiken, die für ein wirksames Einkoppeln erforderlich sind, sind nicht gezeigt). Ein Lichtleiter-Segment **1110** endet in der ausgehenden Verbindung **1105**, die mit der Verbindung **1111** der Baugruppe **1101** zusammenpasst. Licht durchläuft den Lichtleiter **1112** zu den Optiken **1113**, die das Licht in das Gewebe **1100** des Patienten richten. Die Optiken **1113** sind als ein einfaches Prisma dargestellt, obwohl andere optische Koppelungseinrichtungen möglich sind. Beim Austreten aus dem Gewebe **1100** wird das Licht eingefangen und durch das optische Element **1114**, das hier als ein Prisma gezeigt ist, in den Lichtleiter **1116** zurückgeleitet. Die Oberfläche des Elements **1114** ist mit einer Schicht **1115** aus fluoreszierenden Chemikalien beschichtet, die so angeordnet sind, um in der Lage zu sein, mit gedämpften Wellen zu interagieren, die durch Licht erzeugt werden, das das Element **1114** durchläuft und mit der Fläche Kontakt hat, auf der sich die Schicht **1115** befindet. Das Licht wird durch zusammenpassende Verbindungen **1117** und **1106** in das Lichtleiter-Segment **1110a** und dann durch den dichroitischen Strahlspalter **1118** in den Oximetrie-Detektor **1119** geleitet. Die Beschichtungen auf dem Strahlspalter **1118** sind ausgewählt, um sowohl das rote als auch das infrarote Spektralband durchzulassen, die bei der Oximetrie verwendet werden, aber um kürzere Wellenlängen zu reflektieren. Daher kann die Oximetrie im wesentlichen fortgesetzt werden, wie dies bei Nicht-Vorhandensein der fluoreszierenden Kodierungseinrichtungen der Fall wäre.

[0048] Es werden nun die Elemente betrachtet, die zur Bestimmung des Codes beitragen, der durch die fluoreszierende Schicht **1115** übertragen wird. Die LED **1120** emittiert Fluoreszenz stimulierendes Licht, das blau sein kann. Dieses Licht wird von den Strahlspalttern **1121** und **1118** reflektiert, um in das Lichtleiter-Segment **1110a** einzutreten, läuft dann umgekehrt entlang des zurückführenden Kanals **1104**, bis es auf die fluoreszierende Schicht **1115** auftrifft und die Emission von zwei Bändern aus fluoreszierendem Licht stimuliert. Ein Teil dieses fluoreszierenden Lichts wird über den Kanal **1104** zu dem Gerät zurückgeleitet, von dem Strahlspalter **1118** reflektiert und durch den Strahlspalter **1121** übertragen. Dieses Licht wird dann durch den dichroitischen Strahlspalter **1122** in seine beiden verschiedenen Farbbänder

aufgeteilt, und die beiden Bänder werden durch die Detektoren **1123** und **1124** erfasst. Optional können zusätzliche Wellenlängen-selektive Filter **1125** und **1126** vorgesehen sein, um die spektralen Bänder des Lichts zu reinigen, die von jedem der Detektoren **1123** und **1124** gesehen werden.

[0049] Außerdem sind in [Fig. 11B](#)–[Fig. 11C](#) drei andere Ausgestaltungen der zurückleitenden Lichtleiter-Baugruppe gezeigt, die gegen die Baugruppe **1104** ausgetauscht werden können, um einige der anderen möglichen Wege zum Implementieren der fluoreszierenden Kodierung darzustellen.

[0050] Die Baugruppe **1104a** aus [Fig. 11B](#) weist an ihrem mit dem Patienten verbundenen Ende eine getrennte Untergruppe **1130** aus Lichtleitern auf, aus denen das Lichtleiter-Kabel aufgebaut ist. Die fluoreszierende Schicht **1131** ist an einem Ende dieser Untergruppe von Lichtleitern aufgebracht.

[0051] Die Baugruppe **1104b** aus [Fig. 11C](#) beinhaltet eine fluoreszierende Schicht **1132**, die an dem Ende der Lichtleiter-Optik aufgebracht ist, der mit der Verbindung **1106** des Gerätes zusammenpasst.

[0052] Die Baugruppe **1104c** aus [Fig. 11D](#) beinhaltet Lichtleiter, die mit fluoreszierenden Material dotiert sind, so dass bei geeigneter Stimulation fluoreszierendes Licht durch den Bulk-Lichtleiter emittiert wird. Bei einer Implementierung weist das Lichtleiter-Bündel **1133** zwei Typen von dotierten Lichtleitern auf, die mit zwei verschiedenen Typen von fluoreszierendem Material dotiert sind, die bei verschiedenen Wellenlängen emittieren. Durch Auswählen des Verhältnisses der beiden Typen von Lichtleitern, die in dem Bündel **1133** enthalten sind, ist es möglich, ein bestimmtes Verhältnis von Intensitäten der beiden Emissionswellenlängen auszuwählen.

[0053] [Fig. 7](#) ist eine schematische Darstellung von einem Adaptermodul **110** aus [Fig. 1](#), das dazu ausgestaltet ist, um die Wellenlängenverschiebungs-Information zu verarbeiten, die von dem Sensor zurückkommt. Der Adapter **110** ist gezeigt, um mit der Konfiguration aus [Fig. 5](#) zusammenzuarbeiten. Eine elektrische Verbindung **712** ist mit einem Kabel **116**, wie in [Fig. 1](#) gezeigt, und mit dem Impuls-Oximeter **118** verbunden. Die Verbindung **712** enthält Drähte **714**, die einen Emitter **120** ansteuern, der eine rote und eine infrarote LED beinhaltet. Das Licht wird dann über ein Lichtleiterkabel **716** zugeführt, wobei das Licht, das von dem Patienten zurückkehrt, über einen Rückführ-Lichtleiter **718** zu einem Detektor **720** geleitet wird. Der Detektor **720** liefert sein Signal über Drähte **722** zu der Verbindung **712**, um zu dem Impuls-Oximeter **118** übertragen werden zu können.

[0054] Die Rückführkanäle **510** und **520** für den variablen und festen Verhältnisanteil sind mit einem De-

tektor **130** verbunden, der Fotodetektoren **722** und **724** aufweist. Diese sind mit Verstärkern **726** bzw. **728** verbunden. Die verstärkten Signale werden dann in einem Analog/Digital-Wandler **730** digitalisiert und einer Berechnungs- und Steuerschaltung **732** zugeführt. Die Berechnungsschaltung **732** bestimmt das Verhältnis des Lichts, das in den beiden Kodierungskanälen **510** und **520** zurückkehrt. Basierend auf diesem Verhältnis entscheidet sie, welcher der mehreren Rcal-Widerstände **710** durch den Schalter **711** ausgewählt werden soll, um dem Oximeter-Gerät mitzuteilen, welche der verschiedenen alternativen Kalibrierungskurven verwendet werden sollten.

[0055] [Fig. 8](#) ist ein Blockdiagramm von einem Ausführungsbeispiel von einem Impuls-Oximeter **118**. Licht von den LEDs **814** durchläuft die Lichtleiter **815** in das Gewebe **818** des Patienten, und nach dem Übertragen durch das Gewebe **818** oder nach dem Reflektieren von dem Gewebe **818** wird das Licht durch den Fotosensor **816** über Lichtleiter **817** empfangen. Es können entweder zwei oder drei LEDs verwendet werden, und zwar abhängig von dem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung. Der Fotosensor **816** wandelt die empfangene Energie in ein elektrisches Signal um, das dann einem Eingangsverstärker **820** zugeführt wird.

[0056] Es können auch Lichtquellen verwendet werden, die andere sind als LEDs. Beispielsweise können Laser verwendet werden, oder es kann eine Weißlichtquelle mit geeigneten Filtern entweder am Sende-Ende oder am Empfangs-Ende verwendet werden.

[0057] Die Zeitverarbeitungseinheit (TPU) **848** sendet Steuersignale **868** an die LED-Steuerung **832**, um die LEDs abwechselnd zu aktivieren. Dann, abhängig von dem Ausführungsbeispiel, kann die Steuerung zwei oder drei LEDs ansteuern.

[0058] Das Signal, das von dem Eingangsverstärker **820** empfangen wird, wird durch drei verschiedene Kanäle geleitet, wie in dem Ausführungsbeispiel aus [Fig. 8](#) gezeigt, für drei verschiedene Wellenlängen. Alternativ können zwei Kanäle für zwei Wellenlängen verwendet werden. Jeder Kanal beinhaltet einen analogen Schalter **840**, ein Tiefpassfilter **842** und einen Analog/Digital-Wandler **838** (A/D). Steuerleitungen **869** von der TPU **848** wählen den geeigneten Kanal zu der Zeit aus, in der die entsprechende LED **814** angesteuert wird, und zwar synchron. Ein serielles Warteschlangenmodul (QSM) **846** empfängt die digitalen Daten von jedem der Kanäle. Die CPU **850** überträgt die Daten von dem QSM **846** in das RAM **852**, wenn das QSM **846** periodisch aufgefüllt wird. In einem Ausführungsbeispiel sind das QSM **846**, die TPU **848**, die CPU **850** und das RAM **852** Teil einer integrierten Schaltung, wie zum Beispiel der Mikrocontroller DMC68HC16 von Motorola.

[0059] Ein Widerstand oder eine andere Impedanz oder ein aktives Element **821** liefern ein Signal auf Leitung **823** zur CPU **850**, das der Wellenlänge der roten LED der LEDs **814** entspricht, wie im Stand der Technik bekannt ist. Bei der vorliegenden Erfindung ist außerdem ein Infrarot-Lichtleiter-Verschiebungselement **825** vorgesehen, das ein Signal über Leitung **827** zur CPU **850** liefert. Wie hier an anderer Stelle erwähnt, kodiert das Element **825** entweder die Infrarot-Wellenlängenverschiebung durch die Lichtleiter-Optiken **815**, **817** oder ermöglicht die Messung der Verschiebung. Dies kann mit Hilfe eines Kodierungswiderstands, eines separaten Lichtleiters oder eines Filters oder durch eine Anzahl anderer Mechanismen erfolgen.

[0060] [Fig. 9](#) zeigt ein Element zur Messung der Wellenlängenverschiebung. Eine Rückführ-Lichtleiter **410**, wie in [Fig. 4](#) gezeigt, kann verwendet werden, um Rückführ-Licht **910** zur Verfügung zu stellen, das durch separate Filter **912** und **914** geleitet wird. Die gefilterten Signale werden durch jeweilige Detektoren **916** und **918** erfasst. [Fig. 10A](#) zeigt eine Filterantwort für ein Beispiel von Filtern **912** und **914**, wobei die Antworten als **912'** und **914'** bezeichnet sind. Es sollte offensichtlich sein, dass dann, wenn diese beiden separaten Filter verwendet werden, die normalerweise gleiche Intensitäten für ein zentriertes emittiertes Signal haben, die Verschiebung durch Messen des Verhältnisses oder der Differenz von Intensitäten erfasst werden kann. Eine Verschiebung hin zu einer kürzeren Wellenlänge würde mehr Licht durch Filter **912** zur Verfügung stellen, und weniger durch **914**, und umgekehrt. Vorzugsweise sind die Filter so gewählt, dass ein Mittelpunkt **920** einer Übertragung durch beide Filter von etwa 50% hat.

[0061] Ein alternatives Ausführungsbeispiel ist in [Fig. 10B](#) dargestellt, ebenfalls zum Messen, im Gegensatz zum Kodieren, der Wellenlängenverschiebung in einem reflektierenden System. Ein Beispiel von einem reflektierenden System ist in [Fig. 6](#) gezeigt. Ein erster Kanal **664** und ein feststehender Reflektor **642** liefern reflektiertes Licht, das eine Steuerintensität zeigt, die zurückreflektiert wird. Ein variabler Reflektor **640**, statt des Kodierens eines Wertes, ist einfach ein Reflektor mit einem von der Wellenlänge abhängigen variablen Reflektionsvermögen, wie in [Fig. 10B](#) dargestellt. In dem gezeigten Beispiel werden kürzere Wellenlängen absorbiert und nicht sehr stark reflektiert, während höhere Wellenlängen reflektiert werden. Daher, wenn der Mittelpunkt korrekt gewählt ist, wird das Ausmaß der Wellenlängenverschiebung in dem nicht-reflektierenden Bereich die Intensität des reflektierten Signals im Vergleich zur Intensität des Steuersignal reduzieren. Durch Messen der Verminderung der Intensität kann das Ausmaß der Wellenlängenverschiebung bestimmt werden. Die resultierende Differenz kann mit zwei multipliziert werden, um die Tatsache zu berücksich-

tigen, dass die Reflektion nur nach Durchlaufen des Lichtleiters stattfindet und keine Verschiebung in dem Rückkehrpfad beinhaltet. Das Ausführungsbeispiel aus [Fig. 6](#) zeigt lediglich die Verschiebung für das Segment bis zum Reflektor. Der Reflektor kann alternativ näher zum Sensor angeordnet sein, um eine Abschätzung der gesamten Verschiebung anzugeben.

[0062] Wie für den Fachmann offensichtlich, kann die vorliegende Erfindung durch andere spezielle Ausgestaltungen verkörpert sein. Beispielsweise kann das Kodieren in einer Verbindung als ein mechanisches Element erfolgen, das ein oder mehrere Schalter in einer zusammenpassenden Verbindung betätigt, oder das durch ein optisches Element in einer Verbindung gelesen werden kann. Es kann ebenfalls vom Fachmann erkannt werden, dass diese Erfindung, obwohl hier spezielle Ausführungsbeispiele beschrieben wurden, die sich auf Impuls-Oximetrie beziehen, bei jedem Lichtleiter-gekoppelten medizinischen Messsystem angewendet werden kann, und zwar zum Messen eines biologischen Analyten, wobei in einem solchen System die Wellenlängenverschiebung des Lichts, das einen Lichtleiter durchläuft, eine potenzielle Fehlerquelle ist, wenn das Messgerät nicht das Ausmaß der induzierten Verschiebung in Betracht zieht.

Patentansprüche

1. Messaufnehmer-Segment zur Verwendung in einem optischen medizinischen Messsystem (**100**), mit:
einem ersten Lichtleiter (**316**), der dazu ausgestaltet ist, um ein erstes Wellenlängen-Lichtspektrum zu übertragen, das einem Patienten zugeführt wird; und
einem zweiten Lichtleiter (**318**), der dazu ausgestaltet ist, um Licht des ersten Wellenlängen-Spektrums von dem Patienten zu übertragen;
dadurch gekennzeichnet, dass das Messaufnehmer-Segment außerdem ein Element (**322**) aufweist, das dazu ausgestaltet ist, um ein Signal zur Verfügung zu stellen, das einer Verschiebung des ersten Wellenlängen-Spektrums durch den ersten und zweiten Lichtleiter entspricht, wobei dieses Element entweder dazu ausgestaltet ist, um eine Messung dieser Verschiebung zu ermöglichen, oder dieses Element dazu ausgestaltet ist, um einen kodierten Wert zur Verfügung zu stellen, der dieser Verschiebung entspricht, und wobei der gemessene oder kodierte Verschiebungswert von dem medizinischen Messsystem verwendet wird.

2. Messaufnehmer-Segment nach Anspruch 1, bei dem das Element (**322**) aus einer Gruppe ausgewählt ist, die beinhaltet: (1) einen kodierenden Widerstand, der einen Widerstand hat, der direkt die Wellenlängen-Verschiebung angibt; (2) ein optisches Filterelement, das dazu ausgestaltet ist, das Ausmaß

der Wellenlängen-Verschiebung zu kodieren; und (3) eine Kupplung, die dazu ausgestaltet ist, um zu gewährleisten, dass die Lichtleiter nur mit einem System verwendet werden können, das einen entsprechenden bestimmten Wert der Wellenlängen-Verschiebung hat.

3. Messaufnehmer-Segment nach Anspruch 2, bei dem das erste Wellenlängen-Spektrum ein Infrarot-Spektrum ist.

4. Messaufnehmer-Segment nach Anspruch 3, außerdem mit:
einem Emitter für ein rotes Wellenlängen-Spektrum, der mit dem ersten Lichtleiter gekoppelt ist; und
einem zweiten Element (**320**), das dazu ausgestaltet ist, ein Signal zur Verfügung zu stellen, das dem zweiten, roten Wellenlängen-Spektrum entspricht.

5. Messaufnehmer-Segment nach Anspruch 1, bei dem das Segment ein erstes und ein zweites Teil aufweist, die miteinander verbunden werden können, der erste und der zweite Lichtleiter (**316**, **318**) sowie das Element (**322**) in dem ersten Teil montiert sind, und das zweite Teil aufweist:
einen dritten Lichtleiter (**324**), das mit dem ersten Lichtleiter verbunden ist;
einen vierten Lichtleiter (**326**), das mit dem zweiten Lichtleiter verbunden ist; und
ein zweites Element (**328**, **332**), das dazu ausgestaltet ist, um ein Signal zur Verfügung zu stellen, das einer Wellenlängen-Verschiebung des ersten Wellenlängen-Spektrums durch den ersten und vierten Lichtleiter entspricht.

6. Messaufnehmer-Segment nach Anspruch 1, bei dem das Element eine Impedanz enthält.

7. Messaufnehmer-Segment nach Anspruch 1, bei dem das Element einen separaten, dritten Lichtleiter aufweist.

8. Messaufnehmer-Segment nach Anspruch 1, bei dem das Element eine erste Menge von einem ersten Fluorophor und eine zweite Menge von einem zweiten Fluorophor enthält, wobei das Verhältnis der ersten Menge zu der zweiten Menge entsprechend der Wellenlängen-Verschiebung ausgewählt ist.

9. Messaufnehmer-Segment nach Anspruch 7, bei dem das Element außerdem einen vierten Lichtleiter aufweist, der vierte Lichtleiter dazu ausgestaltet ist, um einen Bruchteil des Lichts von dem dritten Lichtleiter zu übertragen.

10. Messaufnehmer-Segment nach Anspruch 7, bei dem der dritte Lichtleiter im wesentlichen die Länge der Kombination aus dem ersten und dem zweiten Lichtleiter hat.

11. Messaufnehmer-Segment nach Anspruch 7, bei dem der dritte Lichtleiter im wesentlichen die Länge von einem von dem ersten und zweiten Lichtleiter hat sowie außerdem einen Reflektor (**640**) aufweist, der an einem Ende von dem dritten Lichtleiter montiert ist.

12. Messaufnehmer-Segment nach Anspruch 7, bei dem das Element außerdem einen Filter aufweist, der mit dem dritten Lichtleiter gekoppelt ist, um einen Wert zu kodieren, der dem ersten Wellenlängen-Spektrum entspricht.

13. Messaufnehmer-Segment nach Anspruch 1, bei dem das optische medizinische Messsystem ein Oximeter-System (**100**) ist.

14. Oximeter-Messaufnehmer-System (**100**), mit: einem Emitter für ein infrarotes Wellenlängen-Spektrum zum Emittieren der ersten Lichtwellenlänge; einem Emitter für ein rotes Wellenlängen-Spektrum; einem Messaufnehmer-Segment nach Anspruch 1; und einem zweiten Element, das dazu ausgestaltet ist, um ein Signal zur Verfügung zu stellen, das dem roten Wellenlängen-Spektrum entspricht.

15. Oximeter-Messaufnehmer-System nach Anspruch 14, außerdem mit einem dritten Emitter zum Emittieren von Licht mit einer Fluoreszenz stimulierenden Wellenlänge, der mit dem Lichtleiter gekoppelt ist, wobei das erste Element eine Menge von einem ersten Fluorophor und eine zweite Menge von einem zweiten Fluorophor enthält, wobei die Fluorophore auf die Fluoreszenz stimulierende Wellenlänge ansprechen, wobei das Verhältnis der ersten Menge zu der zweiten Menge ausgewählt ist, um der spektralen Verschiebung zu entsprechen.

16. Messaufnehmer-Segment nach Anspruch 1, außerdem mit: einem zweiten Segment, das mit dem ersten Segment verbunden ist, wobei das zweite Segment aufweist: einen dritten Lichtleiter, der mit dem ersten Lichtleiter verbunden ist, einen vierten Lichtleiter, der mit dem zweiten Lichtleiter verbunden ist, und ein zweites Element, das dazu ausgestaltet ist, um das erste Signal zu modifizieren, um ein kombiniertes Signal zur Verfügung zu stellen, das Informationen bezüglich einer Wellenlängen-Verschiebung des ersten Wellenlängen-Spektrums durch den dritten und vierten Lichtleiter enthält.

17. Optisches medizinisches Messinstrument, mit: einem Messaufnehmer-Segment nach Anspruch 1, einem Prozessor, der dazu ausgestaltet ist, um ein zweites Signal zu verarbeiten, das eine Menge an

Licht entspricht, das durch den zweiten Lichtleiter empfangen wird, und zwar unter Verwendung geeigneter Koeffizienten, um die Konzentration von einem biologischen Analyt zu bestimmen; und einem Dekodierer, der auf das erste Signal anspricht, um die geeigneten Koeffizienten auszuwählen.

18. Instrument nach Anspruch 17, außerdem mit einer mit dem Dekodierer gekoppelten Tabelle mit diesen Koeffizienten.

19. Instrument nach Anspruch 17, bei dem der Prozessor diese Koeffizienten berechnet.

Es folgen 9 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

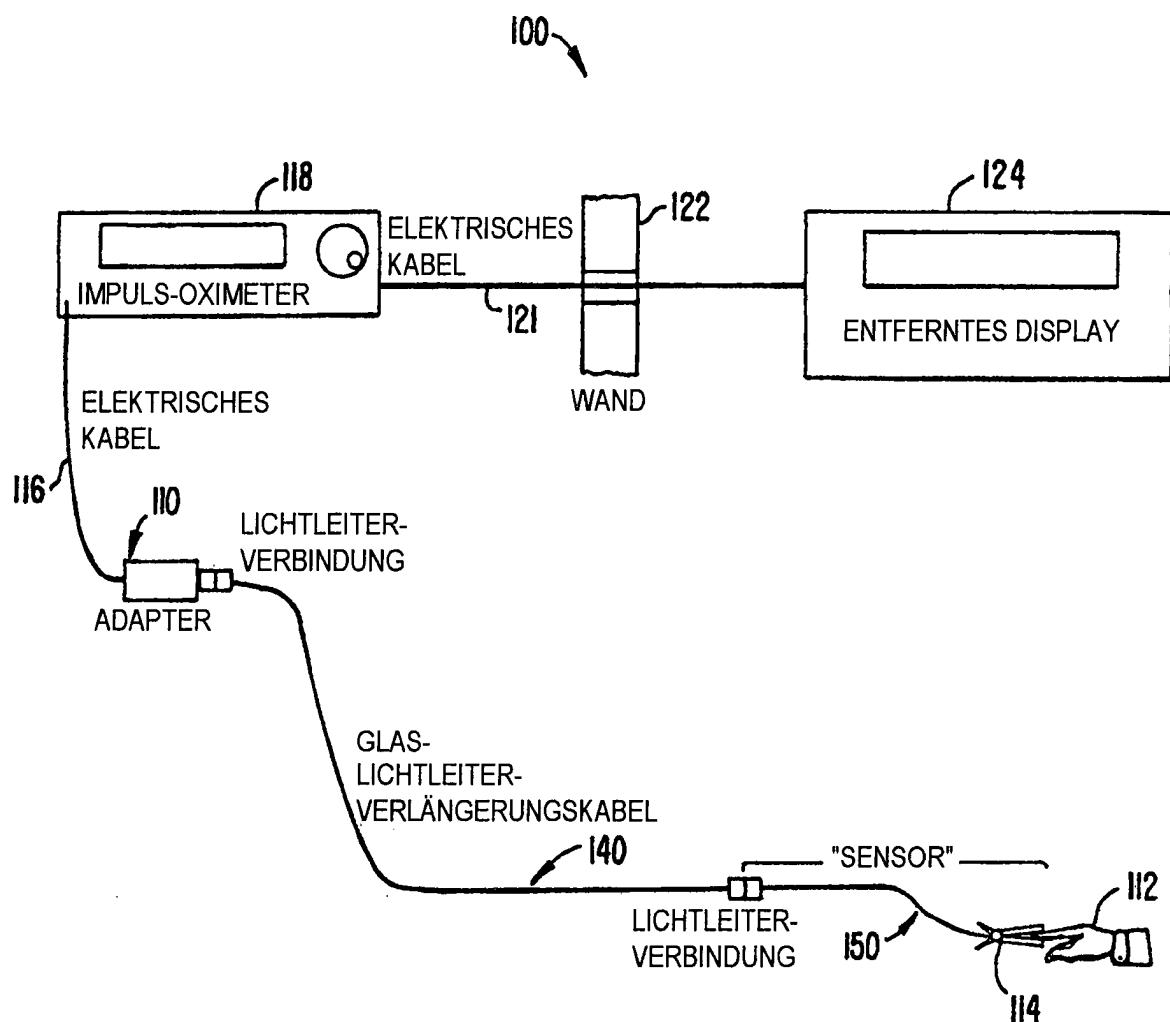


FIG. I.

FIG. 2A.

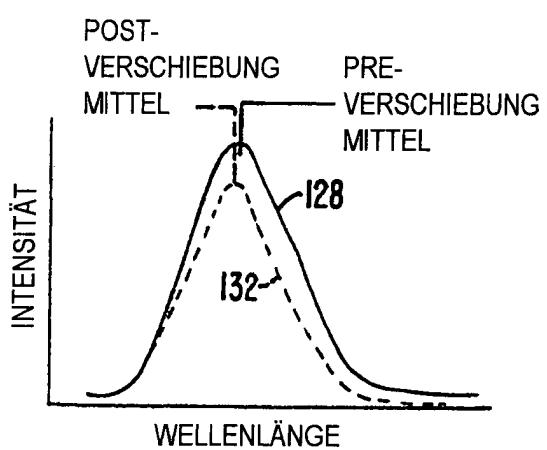
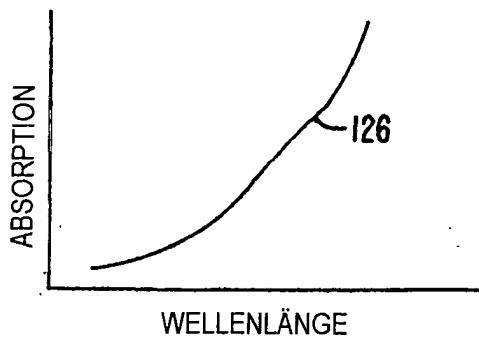


FIG. 2B.



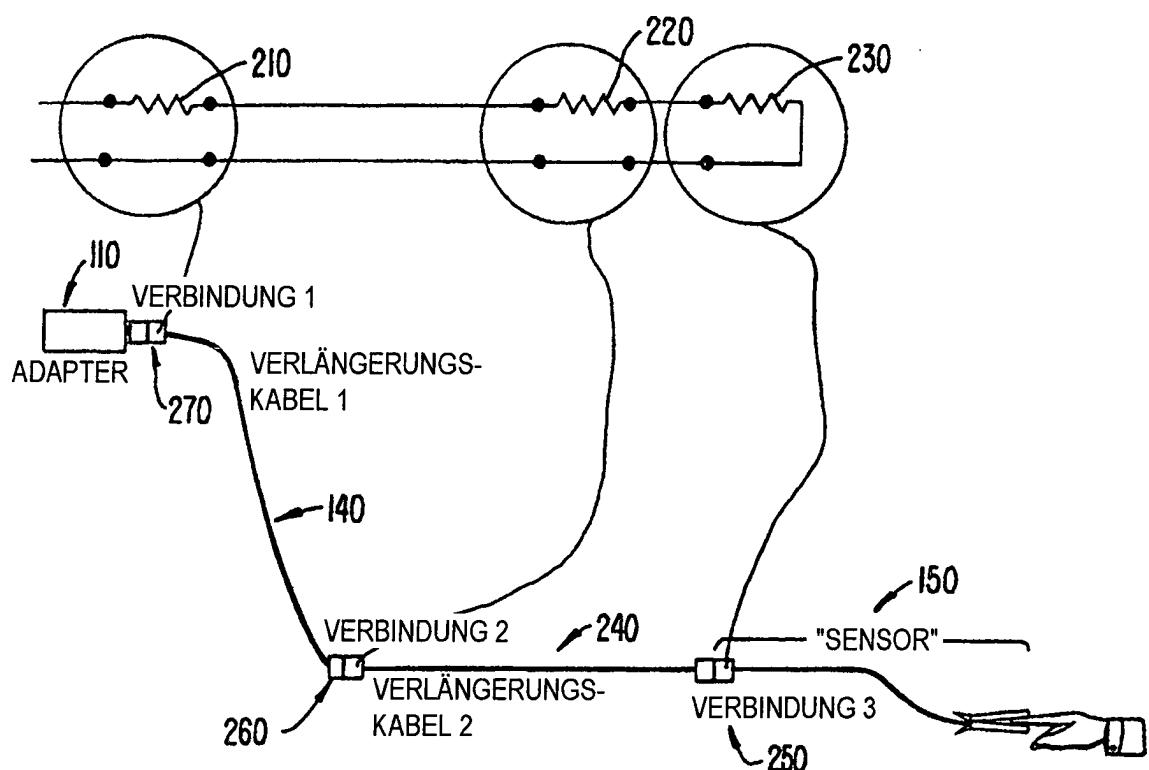


FIG. 3.

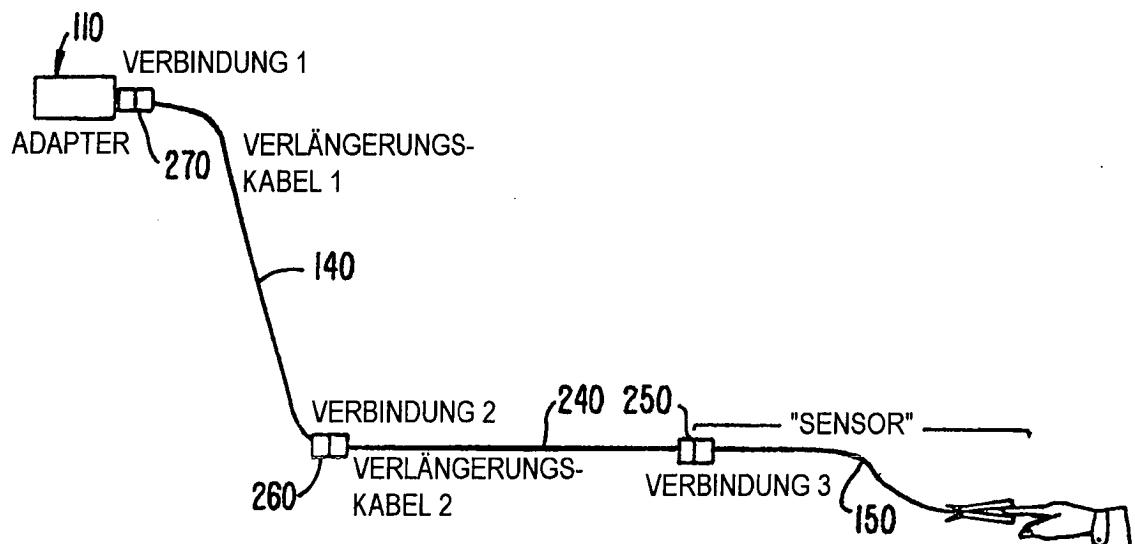


FIG. 3A.

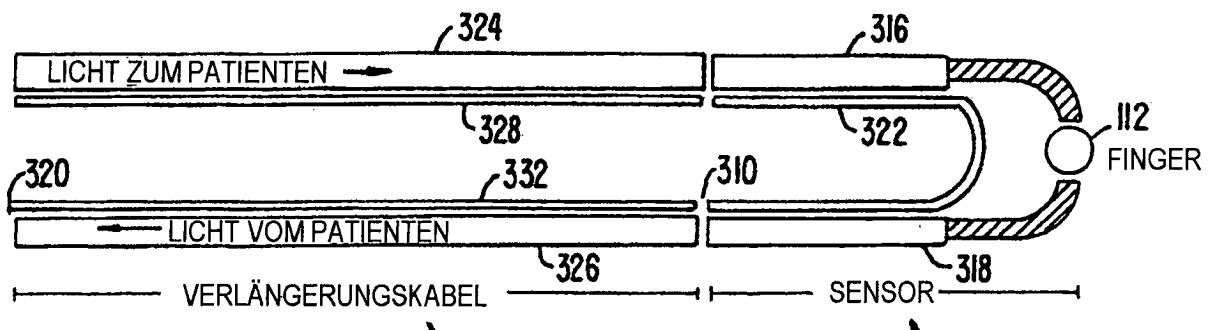


FIG. 3B.

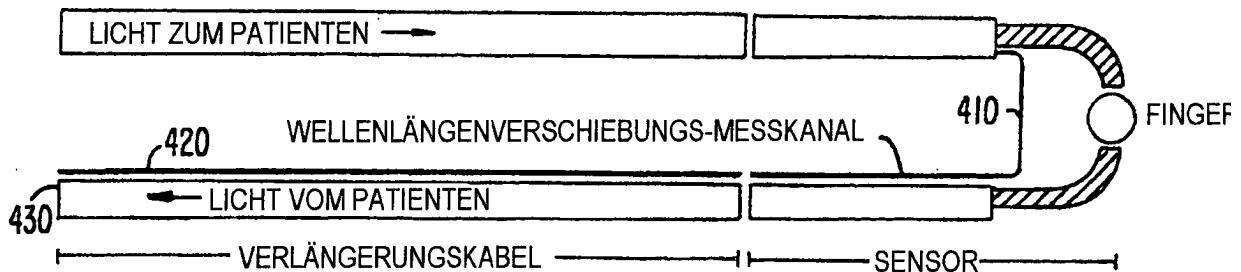


FIG. 4.

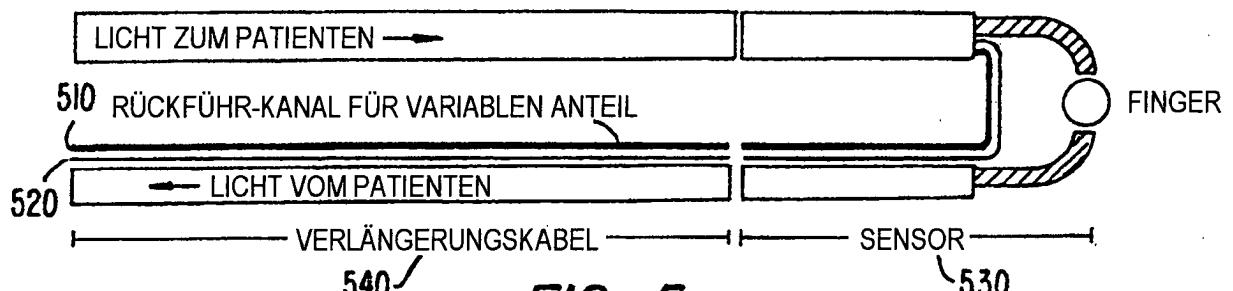


FIG. 5.

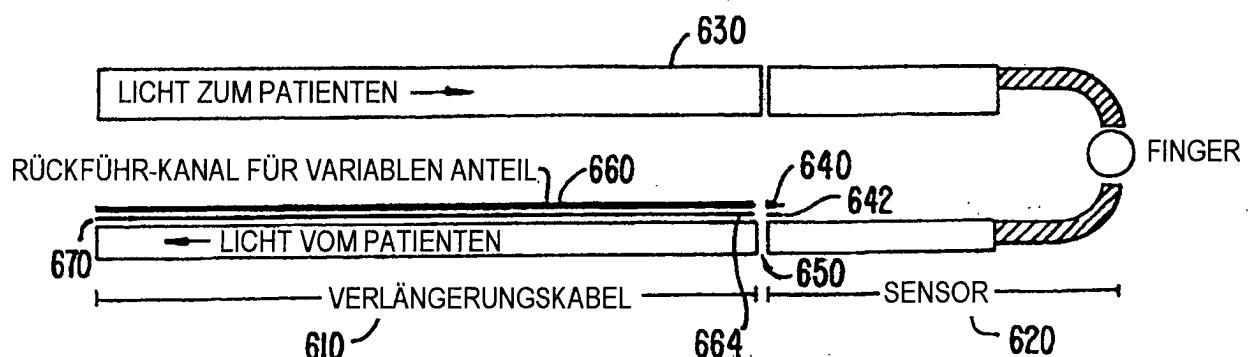


FIG. 6.

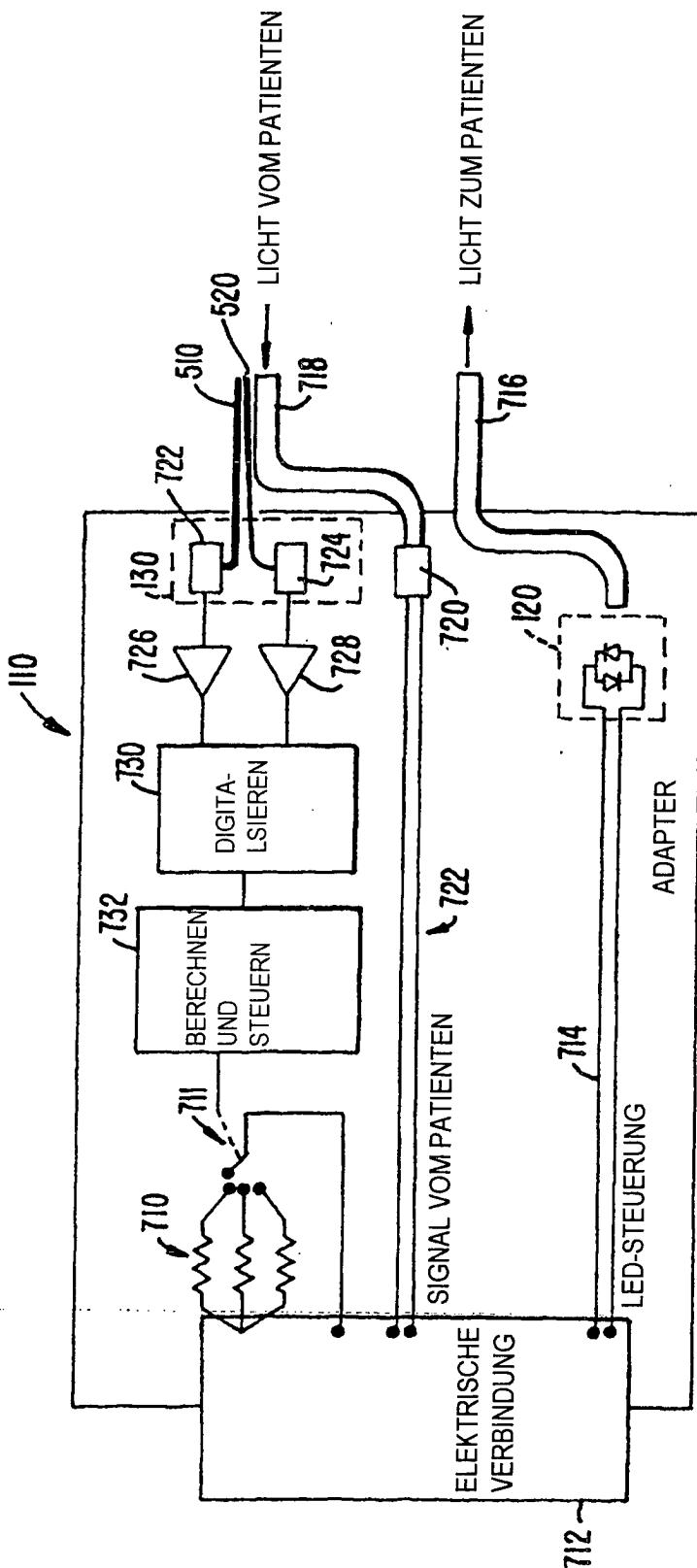


FIG. 7.

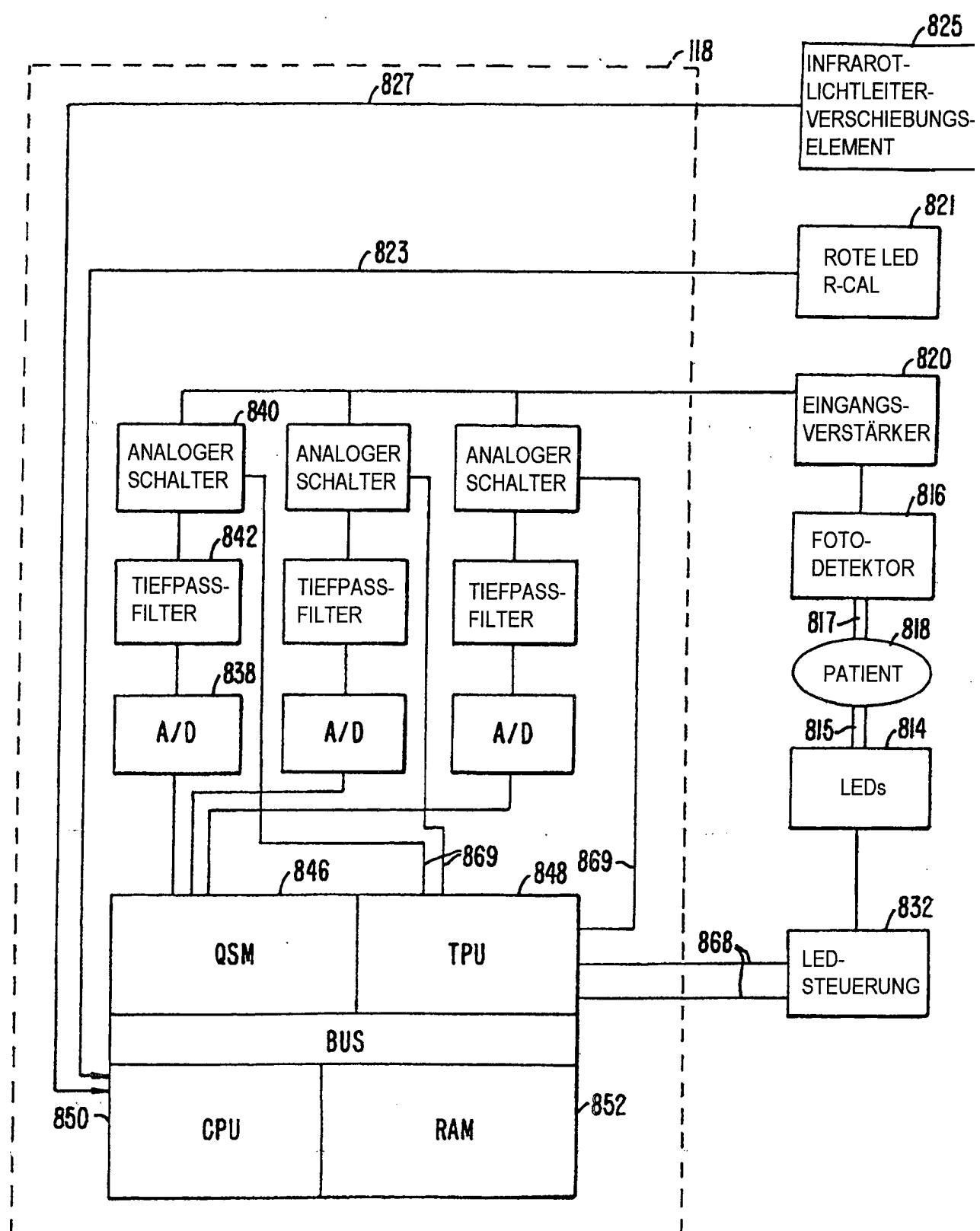


FIG. 8.

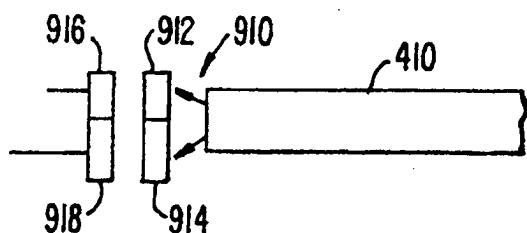


FIG. 9.

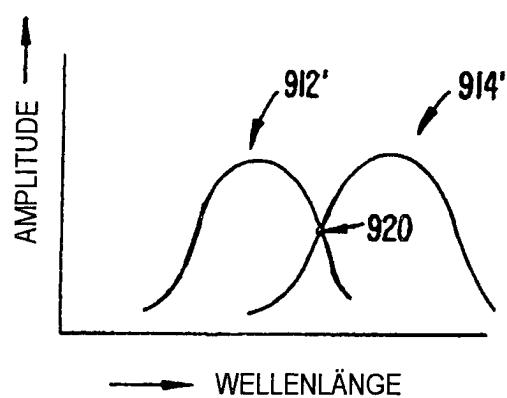


FIG. 10A.

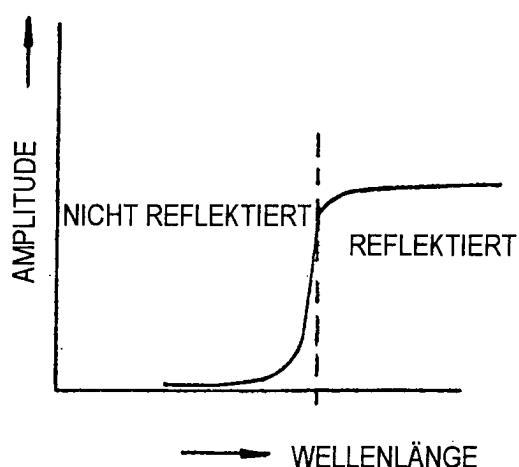


FIG. 10B.

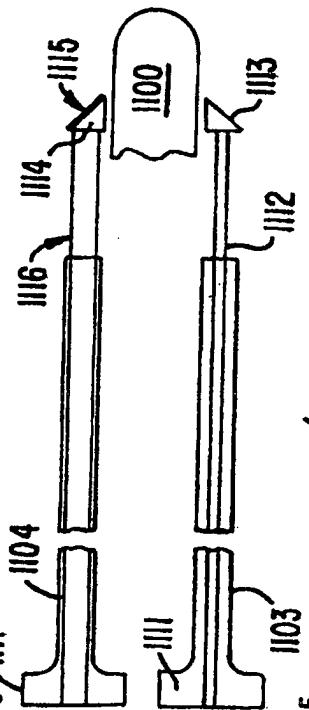
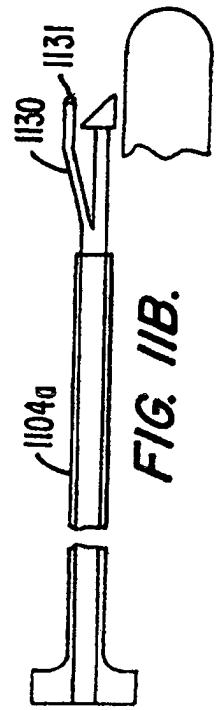
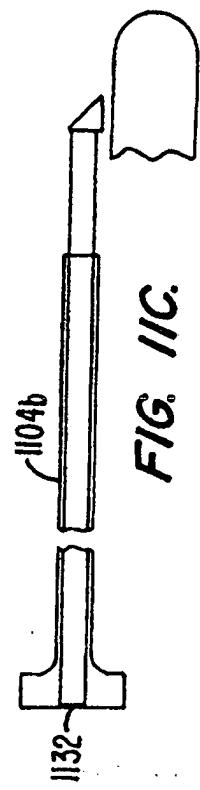
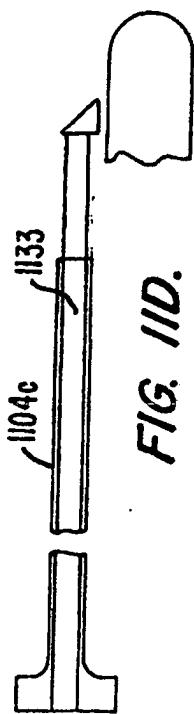


FIG. III A.

