



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 696 32 320 T2 2005.02.17**

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 0 831 738 B1**

(51) Int Cl.⁷: **A61B 5/00**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **696 32 320.6**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US96/08505**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **96 917 037.2**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 96/039926**

(86) PCT-Anmeldetag: **04.06.1996**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **19.12.1996**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **01.04.1998**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **28.04.2004**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **17.02.2005**

(30) Unionspriorität:

482071 07.06.1995 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

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

(73) Patentinhaber:

Masimo Corp., Irvine, Calif., US

(72) Erfinder:

**KIANI-AZARBAYJANY, Esmail, Laguna Niguel,
US; DIAB, Kheir, Mohamed, Mission Viejo, US;
LEPPER, M., James, Glendale, US**

(74) Vertreter:

Vossius & Partner, 81675 München

(54) Bezeichnung: **ANALYSE VON BLUTBESTANDTEILEN GESTEUERT DURCH AKTIVE IMPULSE**

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

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

Beschreibung

Hintergrund der Erfindung

Gebiet der Erfindung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft nicht-invasive Systeme zur Überwachung von Blutzucker und anderer schwer zu detektierender Blutbestandteilkonzentrationen, wie therapeutische Medikamente, Drogenmißbrauch, Carboxyhämoglobin, Methämoglobin, Cholesterin.

Beschreibung der verwandten Technik

[0002] In der Vergangenheit sind viele Systeme zur Überwachung von Bluteigenschaften entwickelt worden. Zum Beispiel sind Vorrichtungen entwickelt worden, die imstande sind, solche Bluteigenschaften wie die Blut-oxygenisation, Glukosekonzentration und andere Bluteigenschaften zu bestimmen.

[0003] WO-A-90/04353 betrifft ein Verfahren zur nicht-invasiven intermittierenden und/oder kontinuierlichen Bestimmung von Hämoglobin, des arteriellen Sauerstoffgehalts und von Hämatokrit. Das Verfahren weist das Messen von Änderungen und der Masse des gesamten Hämoglobins und Oxyhämoglobins und/oder reduzierten Hämoglobins und das Korrelieren dieser gemessenen Änderungen mit bekannten oder gemessenen Änderungen des Blutvolumen in einem spezifischen Abschnitt eines Tiers oder Menschen auf. Die Messung der Änderungen der Masse der Hämoglobinarten kann durchgeführt werden, indem ein Abschnitt eines Körpers einer elektromagnetischen Strahlung ausgesetzt wird und die Schwächung der Strahlung gemessen wird, die sich aus der Absorption der Strahlung durch den Körperabschnitt ergibt. Die Volumenänderung kann eine passive Volumenänderung sein oder kann aktiv durch äußere Mittel reduziert werden, z. B. durch eine mechanisch begrenzte und bekannte Änderung der Länge eines Volumens mit bekannter Querschnittsfläche.

[0004] US-A-4 883 055 betrifft einen künstlich induzierten Blutimpuls, der zur Messung der Sauerstoffsättigung in arteriellen Blut verwendet wird, der durch eine Manschette erzeugt wird, die um ein Körperglied gewickelt ist, das eine Arterie stromaufwärts von der Prüfungsseite aufweist, wenn ein zusammendrückender Impuls durch die Manschette auf das Körperglied ausgeübt wird. Es kann eine elektrische Stimulation verwendet werden, um Muskeln zur künstlichen Induzierung von Blutimpulsen zu kontrahieren.

[0005] Jedoch ist man auf beträchtliche Schwierigkeiten gestoßen, wenn versucht wurde, die Blutzuckerkonzentration unter Verwendung von nicht-invasiven Blutüberwachungssystemen, wie mittels einer spektroskopischen Messung genau zu bestimmen.

[0006] Die Schwierigkeit, die Blutzuckerkonzentration genau zu bestimmen, kann mehreren Gründen zugeschrieben werden. Einer der bedeutsamen Gründe ist, daß Blutzucker typischerweise in einer sehr niedrigen Konzentrationen im Blutstrom zu finden ist (z. B. in der Größenordnung von 100 bis 1000 mal niedriger als Hämoglobin), so daß solch niedrige Konzentrationen schwer nicht-invasiv zu detektieren sind und ein sehr hohes Signal-Rausch-Verhältnis erfordern. Zusätzlich sind bei spektroskopischen Verfahren die optischen Eigenschaften von Glukose sehr ähnlich zu denen von Wasser, das in einer sehr hohen Konzentration im Blut gefunden wird. Wo daher optische Überwachungssysteme verwendet werden, neigen die optischen Eigenschaften von Wasser dazu, die Eigenschaften von optischen Signalen zu verdecken, die auf Glukose im Blutstrom zurückzuführen sind. Da außerdem jede Person Gewebe, Knochen und einmalige Bluteigenschaften aufweist, erfordert jede Messung typischerweise eine Eichung für die bestimmte Person.

[0007] Bei einem Versuch, Blutzuckerspiegel im Blutstrom genau zu messen, sind verschiedene Verfahren verwendet worden. Zum Beispiel umfaßt ein Verfahren die Entnahme von Blut aus dem Patienten und die Trennung der Glukose von den anderen Bestandteilen im Blut. Obwohl es ziemlich genau ist, erfordert dieses Verfahren die Entnahme des Blutes des Patienten, was weniger wünschenswert als nicht-invasive Techniken ist, insbesondere für Patienten, wie kleine Kinder oder anämische Patienten. Wenn eine Blutzuckerüberwachung verwendet wird, um den Blutzuckerspiegel zu kontrollieren, muß außerdem drei bis sechsmal pro Blut entnommen werden, was sowohl physisch als auch psychologisch traumatisch für einen Patienten sein kann. Andere Verfahren beabsichtigen, die Blutzuckerkonzentration mittels einer Urinanalyse oder eines gewissen anderen Verfahrens zu bestimmen, das das Pumpen oder Diffundieren von Körperflüssigkeit aus dem Körper durch Gefäßwände oder die Verwendung anderer Körperflüssigkeiten, wie Tränen oder Schweiß umfaßt. Jedoch neigt eine solche Analyse dazu, weniger genau als eine direkte Messung der Glukose im Blut zu sein, da der Urin oder eine andere Körperflüssigkeit durch die Nieren (oder im Fall von Schweiß durch die Haut) gegangen ist.

Dieses Problem wird insbesondere bei Diabetikern ausgeprägter. Außerdem ist die Gewinnung von Urin und anderen Körperflüssigkeitsproben häufig unbequem.

[0008] Wie in der Technik wohlbekannt ist, weisen unterschiedliche Moleküle, die typischerweise als Bestandteile bezeichnet werden, die im Medium enthalten sind, unterschiedliche optische Eigenschaften auf, so daß sie bei unterschiedlichen Lichtwellenlängen mehr oder weniger absorbierend sind. Folglich kann durch eine Analyse der Eigenschaften des fleischigen Mediums, das Blut enthält, bei unterschiedlichen Wellenlängen eine Anzeige der Zusammensetzung des Bluts im fleischigen Medium bestimmt werden.

[0009] Eine spektroskopische Analyse beruht teilweise auf dem Lambert-Beer-Gesetz der optischen Eigenschaften für unterschiedliche Elemente. Kurz gesagt stellt das Lambert-Beer-Gesetz fest, daß die optische Intensität von Licht durch irgendein Medium, das eine einzelne Substanz enthält, proportional zum Exponenten des Produkts der Weglänge durch das Medium mal der Konzentration der Substanz im Medium mal den Extinktionskoeffizienten der Substanz ist. Das heißt,

$$I = I_0 e^{(-pl \cdot c \cdot \epsilon)} \quad (1)$$

wobei pl die Weglänge durch das Medium repräsentiert, c die Konzentration der Substanz im Medium repräsentiert, ϵ den Absorptions-(Extinktions-)Koeffizienten der Substanz repräsentiert, und I_0 die Anfangsintensität des Lichts aus der Lichtquelle ist. Für optische Medien, die mehrere Bestandteile aufweisen, ist die optische Intensität des Lichts, das aus dem beleuchteten Medium empfangen wird, proportional zum Exponenten der Weglänge durch das Medium mal der Konzentration der ersten Substanz mal den optischen Absorptionskoeffizienten, der mit der ersten Substanz verbunden ist, plus die Weglänge mal der Konzentration der zweiten Substanz mal den optischen Absorptionskoeffizienten, der mit der zweiten Substanz verbunden ist, usw. Das heißt,

$$I = I_0 e^{-(pl \cdot c_1 \cdot \epsilon_1 + pl \cdot c_2 \cdot \epsilon_2 + \text{usw.})} \quad (2)$$

wobei ϵ_n den optischen Absorptions-(Extinktions-)Koeffizienten des n -ten Bestandteils repräsentiert und c_n die Konzentration des n -ten Bestandteils repräsentiert.

Zusammenfassung der Erfindung

[0010] Das erfindungsgemäße System ist durch die Merkmale der Ansprüche definiert.

[0011] Infolge der Parameter, die durch das Lambert-Beer-Gesetz benötigt werden, rühren die Schwierigkeiten bei der Detektion der Glukosekonzentration aus der Schwierigkeit her, die exakte Weglänge durch ein Medium zu bestimmen (die sich aus der Transformation des Mehrwegesignals in ein äquivalentes Einwegesignal ergibt), als auch aus den Schwierigkeiten, die infolge der niedrigen Signalstärke angetroffen werden, die aus einer niedrigen Konzentration des Blutzuckers resultiert. Die Weglänge durch ein Medium, wie einer Fingerspitze oder einem Ohrläppchen ist sehr schwer zu bestimmen, da nicht nur die optischen Wellenlängen durch das fleischige Medium unterschiedlich absorbiert werden, sondern auch die Signale innerhalb des Mediums gestreut und über unterschiedliche Wege durchgelassen werden. Außerdem variiert die gemessene Signalintensität bei einer gegebenen Wellenlänge, wie durch die obige Gleichung (2) angegeben, nicht linear bezüglich der Weglänge. Daher führen Variationen der Weglänge mehrerer Lichtwege durch das Medium nicht zu einer linearen Durchschnittsbildung der mehreren Weglängen. Folglich ist es häufig sehr schwierig, eine exakte Weglänge durch eine Fingerspitze oder ein Ohrläppchen bei jeder Wellenlänge zu bestimmen.

[0012] In herkömmlichen spektroskopischen Blutbestandteilmessungen, wie einer Blutsauerstoffsättigung, wird Licht bei verschiedenen Wellenlängen durch das fleischige Medium gesendet. Das fleischige Medium (das Blut enthält) schwächt das einfallende Licht, und das detektierte Signal kann verwendet werden, um bestimmte Sättigungswerte zu berechnen. In herkömmlichen spektroskopischen Blutbestandteilmessungen liefert der Herzschlag eine minimale Modulation des detektierten abgeschwächten Signals, um eine Berechnung, die auf dem Wechselspannungsanteil des detektierten Signals beruht, bezüglich des Gleichspannungsanteils des detektierten Signals zuzulassen, wie im US-Patent Nr. 4,407,290 offenbart. Diese Wechselspannung/Gleichspannung-Operation normiert das Signal und berücksichtigt Variationen der Weglängen, wie in der Technik gut verstanden wird.

[0013] Jedoch liefert der natürliche Herzschlag im allgemeinen annähernd eine Modulation von 1–10% (Wechselspannungsanteil des Gesamtsignals) des detektierten Signals, wenn Licht durch den Finger eines

Patienten oder dergleichen durchgelassen wird. Das heißt, die Variation der Schwächung des Signals infolge des Bluts kann nur 1% der Gesamtschwächung ausmachen (wobei die andere Schwächung auf Muskeln, Knochen, Fleisch usw. zurückzuführen ist). Tatsächlich weisen Diabetespatienten typischerweise sogar noch eine niedrigere Modulation auf (z. B. 0,01–0,1%). Daher kann die Schwächungsvariation (Wechselspannungsanteil der Gesamtschwächung) infolge des natürlichen Impulses äußerst klein sein. Zusätzlich beträgt der Anteil der Impulsmodulation, die auf Glukose zurückzuführen ist, ungefähr nur 9% des Impulses (annähernd 1/11) bei einer Wellenlänge von 1330–1340 nm, wo Glukose effektiv absorbiert. Um außerdem Glukose von 5 mg/dl bis 1005 mg/dl in Zuwächsen oder Schritten von 5 mg/dl aufzulösen, ist eine Auflösung von 1/200 der 9% der Modulation erforderlich, die auf Glukose zurückzuführen ist. Folglich würde anhand dreier unterschiedlicher Beispiele – eines für eine gesunde Person, eines für einen Diabetiker mit einem starken Impuls, und eines für einen Diabetiker mit einem schwachen Impuls – für eine Absorption bei 1330 nm das System folgende Auflösungen benötigen.

Beispiel 1: Gesunde Personen, wo ein natürlicher Impuls eine Schwächungsmodulation von 1% bei 1330 nm liefert

- a. Natürliche Modulation infolge des Impulses beträgt annähernd 1% (1/100).
- b. Anteil der natürlichen Modulation, der auf Glukose zurückzuführen ist, beträgt annähernd 9% (1/11).
- c. Um Glukose von 5–1005 mg/dl aufzulösen, ist eine Auflösung von 1/200 erforderlich (d. h. es gibt 200 5 mg/dl-Schritte zwischen 5 und 1005 mg/dl).

[0014] Erforderliche Gesamtauflösung ist das Produkt von a–c:

$$1/100 \cdot 1/11 \cdot 1/200 = 1/220000$$

Beispiel 2: Diabetiker, wo der natürliche Impuls eine Schwächungsmodulation von 0,1% bei 1330 nm liefert

- a. Natürliche Modulation infolge des Impulses beträgt 0,1% (1/1000).
- b. Anteil der natürlichen Modulation, der auf Glukose zurückzuführen ist, beträgt annähernd 9% (1/11)
- c. Um Glukose von 5–1005 mg/dl aufzulösen, ist eine Auflösung von 1/200 erforderlich.

[0015] Erforderliche Gesamtauflösung ist das Produkt von a–c:

$$1/1000 \cdot 1/11 \cdot 1/200 = 1/2200000$$

Beispiel 3: Diabetiker, wo der natürliche Impuls eine Schwächungsmodulation von 0,01% liefert

- a. Natürliche Modulation infolge des Impulses beträgt annähernd 0,01% (1/10000).
- b. Anteil der natürlichen Modulation, der auf Glukose zurückzuführen ist, beträgt annähernd 9% (1/11).
- c. Um Glukose von 5–1005 mg/dl aufzulösen, ist eine Auflösung von 1/200 erforderlich.

[0016] Erforderliche Gesamtauflösung ist das Produkt von a–c:

$$1/10000 \cdot 1/11 \cdot 1/200 = 1/22000000$$

[0017] Wie aus den obigen drei Beispielen zu erkennen ist, die den Modulationsbereich liefern, der typischerweise bei menschlichen Patienten akzeptiert wird, liegen die Gesamtauflösungsanforderungen zwischen 1 in 220000 und 1 in 22000000, um die Schwächung, die auf Glukose zurückzuführen ist, beruhend auf dem natürlichen Impuls für die drei Beispiele zu detektieren. Dies ist ein so kleiner Anteil, daß eine genaue Messung sehr schwierig ist. In den meisten Fällen macht das Rauschen einen größeren Anteil des Wechselspannungsanteils (natürliche Modulation infolge des Impulses) des Signals als die Glukose aus, was die Glukose undetektierbar bleiben läßt. Selbst mit einer Rauschenminderungsverarbeitung des Stands der Technik, wie im US-Patent Nr. 5,482,036 beschrieben, können Signale bis zu einem Pegel von annähernd 1/250000 aufgelöst werden. Dies gilt für ein 18-Bit-System. Mit einem 16-Bit-System beträgt die Auflösung annähernd 1/65000. Zusätzlich sind LEDs häufig verrauscht, so daß selbst dann, wenn eine Auflösung im System bis 1/250000 zur Verfügung steht, das Rauschen aus den LEDs die Glukose undetektierbar bleiben läßt.

[0018] Um diese Hindernisse zu überwinden, ist festgestellt worden, daß durch aktives Induzieren einer Änderung im Blutstrom in dem zu prüfenden Medium, so daß der Blutstrom in einer kontrollierten Weise periodisch variiert, eine Modulation erhalten werden kann, so daß der Anteil des abgeschwächten Signals, der auf

das Blut zurückzuführen ist, einen größeren Anteil des Gesamtsignals einnimmt, als mit einer Modulation infolge des natürlichen Impulses. Dies führt dazu, daß der Anteil der Gesamtschwächung infolge der Glukose im Blut einen größeren Anteil des Gesamtsignals einnimmt. Zusätzlich kann das Signal normiert werden, um Faktoren zu berücksichtigen, wie Quellenhelligkeit, Detektoransprechempfindlichkeit, Gewebe- oder Knochenvariation. Änderungen des Blutstroms können auf verschiedene Arten induziert werden, wie durch eine physikalische Störung des zu prüfenden Mediums oder eine Änderung der Temperatur des zu prüfenden Mediums. In der vorliegenden Ausführungsform wird durch aktive Induzierung eines Impulses eine Modulation von 10% der Schwächung ($1/10$ der Gesamtschwächung) erhalten, die unabhängig von der natürlichen Impulsmodulation des Patienten ist (sei der Patient ein Diabetiker oder nicht). Folglich beträgt bei 1330 nm bei aktiv induzierten Änderungen des Blutstroms die erforderliche Auflösung $1/10 \cdot 1/11 \cdot 1/200$ oder $1/22000$ (wobei $1/10$ die Schwächungsmodulation durch den aktiven Impuls ist (die Modulation, die durch induzierte Blutstromänderungen erhalten wird), $1/11$ der Anteil der Modulation ist, der auf Glukose zurückzuführen ist, und $1/200$ die erforderliche Auflösung ist, um Glukose in 5 mg/dl-Schritten von 5–1005 mg/dl zu erhalten). Wie aus der obigen Erläuterung verstanden werden wird, kann eine solche Auflösung selbst in einem 16 Bit-System erhalten werden. Zusätzlich ist die Auflösung über dem Rauschteppich zu erhalten, wie hierin beschrieben wird.

[0019] In einer herkömmlichen Blutbestandteilmessung durch Spektroskopie ist eine Störung des zu prüfenden Mediums vermieden worden, da Sauerstoff (der für gewöhnlich am ehesten gewünschte Parameter) nicht gleichmäßig im arteriellen und venösen Blut verteilt ist. Daher verbirgt eine Störung die Fähigkeit, die arterielle Sauerstoffsättigung zu bestimmen, da das venöse und das arterielle Blut vermischt werden. Glukose ist jedoch gleichmäßig in den Blutflüssigkeiten verteilt, so daß die Mischung des venösen und arteriellen Bluts und der interstitiellen Flüssigkeiten keinen bedeutenden Effekt auf die Glukosemessungen haben sollte. Es sollte erkannt werden, daß diese Technik für jede Substanz effektiv sein wird, die gleichmäßig in den Körperflüssigkeiten verteilt ist (z. B. Blut, interstitielle Flüssigkeiten usw.).

[0020] Ein Aspekt der vorliegenden Erfindung betrifft ein System zur nicht-invasiven Überwachung einer Blutbestandteilkonzentration in einem Lebewesen. Das System weist eine Lichtquelle, die Strahlung mit mehreren Wellenlängen emittiert, und eine Vorrichtung zur Induzierung eines aktiven Impulses auf, die unabhängig vom natürlichen Blutstrom im fleischigen Medium eine periodische Änderung im Blutvolumen im fleischigen Medium bewirkt. Ein optischer Detektor, der angeordnet ist, um Licht zu detektieren, das sich durch das fleischige Medium ausgebreitet hat, ist konfiguriert, ein Ausgangssignal zu erzeugen, das für die Intensität der Strahlung nach einer Schwächung durch das fleischige Medium kennzeichnend ist. Ein Signalprozessor reagiert auf das Ausgangssignal, um das Ausgangssignal zu analysieren, um Anteile des Signals zu extrahieren, die auf die optischen Eigenschaften des Bluts zurückzuführen sind, um die Konzentration des Bestandteils innerhalb des Blutstroms der Person zu bestimmen.

[0021] In einer Ausführungsform weist das System ferner ein Behältnis auf, das das fleischige Medium aufnimmt, wobei das Behältnis ferner eine aufblasbare Blase aufweist.

[0022] In einer Ausführungsform weist das System ein Temperaturvariationselement in dem Behältnis auf, wobei das Temperaturvariationselement die Temperatur des fleischigen Mediums variiert (z. B. erhöht), um eine Änderung (z. B. Zunahme) des Blutstroms im fleischigen Medium zu induzieren.

[0023] Ein anderer Aspekt der vorliegenden Erfindung betrifft ein System zur nicht-invasiven Überwachung der Blutzuckerkonzentration im Blutstrom eines Patienten. Eine Lichtquelle emittiert optische Strahlung mit mehreren Frequenzen, und ein Sensor nimmt ein fleischiges Medium des Patienten auf, wobei das fleischige Medium fließendes Blut enthält. Eine Vorrichtung zur Induzierung einer Volumenänderung einer Flüssigkeit (z. B. Blut und interstitielle Flüssigkeit) bewirkt eine zyklische Änderung des Blutvolumens im fleischigen Medium. Ein optischer Detektor, der angeordnet ist, die optische Strahlung nach der Durchlassung durch einen Abschnitt des fleischigen Mediums zu empfangen, reagiert auf die Detektion der optischen Strahlung, um ein Ausgangssignal zu erzeugen, das für die Intensität der optischen Strahlung kennzeichnend ist. Ein mit dem Detektor gekoppelter Signalprozessor empfängt das Ausgangssignal und reagiert auf das Ausgangssignal, um einen Wert zu erzeugen, der für die Glukosekonzentration im Blut des Patienten repräsentativ ist.

[0024] Noch ein anderer Aspekt der vorliegenden Erfindung betrifft ein Verfahren zum nicht-invasiven Bestimmen einer Konzentration eines Blutbestandteils. Das Verfahren weist mehrere Schritte auf. Es wird optische Strahlung durch ein Medium gesendet, das eine fließende Flüssigkeit aufweist, wobei die Flüssigkeit eine Konzentration des Flüssigkeitsbestandteils aufweist. Es wird aktiv eine periodische Änderung des Volumens der Flüssigkeit im Medium induziert. Es wird die optische Strahlung nach der Durchlassung durch mindestens einen Abschnitt des Mediums detektiert, und es wird ein Signal erzeugt, das für die optischen Eigenschaften des

Mediums kennzeichnend ist. Das Signal wird analysiert, um die Konzentration des Blutbestandteils zu bestimmen. In einer Ausführungsform weist der Flüssigkeitsbestandteil Blutzucker auf.

[0025] Ein weiterer Aspekt der vorliegenden Erfindung betrifft ein Verfahren zum aktiven Variieren der Schwächung der optischen Strahlung, die auf das Blut in einem fleischigen Medium zurückzuführen ist. Das Verfahren weist mehrere Schritte auf. Es wird optische Strahlung durch das fleischige Medium gesendet. Es wird eine periodische Änderung des Blutvolumens im Medium aktiv beeinflusst. Die optische Strahlung wird nach der Schwächung durch das fleischige Medium detektiert, und es wird ein Ausgangssignal erzeugt, das für die Intensität des abgeschwächten Signals kennzeichnend ist.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

[0026] **Fig. 1** stellt eine Ausführungsform einer Blutzuckerüberwachungsvorrichtung der vorliegenden Erfindung dar.

[0027] **Fig. 2** stellt ein Beispiel einer physiologischen Überwachungsvorrichtung gemäß den Lehren der vorliegenden Erfindung dar.

[0028] **Fig. 2A** stellt ein Beispiel eines rauscharmen Strahlerstromtreibers mit einem damit verbundenen Digital-Analog-Wandler dar.

[0029] **Fig. 2B** stellt eine Ausführungsform der **Fig. 2** mit einer hinzugefügten Funktion zur Normierung von Instabilitäten der Strahler der **Fig. 2** dar.

[0030] **Fig. 2C** stellt einen Vergleich zwischen den Instabilitäten der ausgewählten Strahler dar.

[0031] **Fig. 3** stellt den Eingangs- bzw. Front-End-Analogsignal-Aufbereitungsschaltungskomplex und den Analog-Digital-Umwandlungsschaltungskomplex der physiologischen Überwachungsvorrichtung der **Fig. 2** dar.

[0032] **Fig. 4** stellt ein weiteres Detail des Digitalsignal-Verarbeitungsschaltungskomplexes der **Fig. 2** dar.

[0033] **Fig. 5** stellt zusätzliche Details der Operationen dar, die durch den Digitalsignal-Verarbeitungsschaltungskomplex der **Fig. 2** ausgeführt werden.

[0034] **Fig. 6** stellt zusätzliche Details hinsichtlich des Demodulationsmoduls der **Fig. 5** dar.

[0035] **Fig. 7** stellt zusätzliche Details hinsichtlich des Dezimierungsmoduls der **Fig. 5** dar.

[0036] **Fig. 8** stellt ein detaillierteres Blockdiagramm der Operationen des Glukose-Berechnungsmoduls der **Fig. 5** dar.

[0037] **Fig. 9** stellt den Extinktionskoeffizienten als Funktion der Wellenlänge für verschiedene Blutbestandteile dar.

[0038] **Fig. 10–12** stellen eine Ausführungsform einer Sonde dar, die verwendet werden kann, um einen aktiven Impuls gemäß den Prinzipien der vorliegenden Erfindung zu induzieren.

[0039] **Fig. 13** stellt ein Beispiel des aktiven Impulssignals dar, wo die Modulation 10% der gesamten Schwächung durch den Finger beträgt.

Detaillierte Beschreibung der Erfindung

[0040] **Fig. 1** stellt eine Ausführungsform eines Blutzuckerüberwachungssystems **100** gemäß den Lehren der vorliegenden Erfindung dar. Die Glukoseüberwachungsvorrichtung **100** der **Fig. 1** weist einen Strahler **110**, wie lichtemittierende Dioden oder eine Leuchte mit einer Filterscheibe auf.

[0041] Die Filterscheibe mit einer Breitbandleuchte wird in **Fig. 1** dargestellt. Diese Anordnung weist eine Filterscheibe **110A**, einen Motor **110B** und eine Breitbandlichtquelle **110C** auf. Vorteilhafterweise kann diese Einheit verhältnismäßig kostengünstig als eine austauschbare Einheit hergestellt werden. Die Filterscheibe ist vor-

teilhafterweise ein herkömmlicher dichroitischer Filter oder ein Filter, der gemäß der Erläuterung der Fig. 14–21 hergestellt ist.

[0042] Das Überwachungssystem **100** weist einen Detektor **140**, wie einen Photodetektor auf. Die Blutzuckerüberwachungsvorrichtung **100** weist außerdem eine druckinduzierende Manschette **150** auf, um physikalisch einen Finger **130** zusammenzudrücken, um periodisch einen „Impuls“ in der Flüssigkeit in einem Finger **130** (d. h. aktiv den Strom der Flüssigkeit zu variieren) zu induzieren. Mit anderen Worten beeinflusst eine Vorrichtung eine Änderung im Blutvolumen im Finger oder einem anderen fleischigen Medium. Es ist ein Fenster **111** angeordnet, um Licht aus dem Strahler **110** durch das Fenster **11** gehen zu lassen und durch den Finger **130** zu senden. Diese absichtliche aktive Störung des Bluts im Finger oder zu prüfenden Medium wird hierin ferner als ein aktiver Impuls bezeichnet. Die Blutzuckerüberwachungsvorrichtung weist außerdem eine Anzeige **160** auf, die verwendet werden kann, solche Parameter, wie die Glukosekonzentration und die Signalqualität, anzuzeigen. Vorteilhafterweise weist die Blutzuckerüberwachungsvorrichtung auch einen Stromschalter **154**, einen Startschalter **156** und einen Trenddatenschalter **158** auf.

[0043] Andere Verfahren, einen Impuls zu induzieren, sind ebenfalls möglich. Zum Beispiel könnte das zu prüfende fleischige Medium, wie der Finger des Patienten, mit einer Druckvorrichtung **152** gestört werden (die in Fig. 1 mit gepunkteten Linien dargestellt ist). Es könnten andere Verfahren, einen Impuls zu induzieren, genutzt werden, wie Temperaturfluktuationen oder andere physiologische Änderungen, die zu einer Fluktuation (Modulation) des Blutvolumens durch das fleischige Medium führen. Alle äußeren Verfahren, die (im Gegensatz zum natürlichen Herzschlag) aktiv das Blutvolumen im zu prüfenden Medium variieren, werden hierin kollektiv als Induzierung eines „aktiven Impulses“ bezeichnet. In der vorliegenden Ausführungsform wird eine Modulation von 10% in der Gesamtschwächung durch die aktive Induzierung eines Impulses erhalten. Die 10%-Modulation wird als ein Pegel einer minimalen Störung des Systems ausgewählt. Eine zu große Störung des Mediums wird die optischen Eigenschaften des zu prüfenden Mediums ändern. Zum Beispiel könnte mit einer wesentlichen Modulation (z. B. 40–50%) die Störung die Streuung innerhalb des zu prüfenden Mediums für unterschiedliche Wellenlängen unterschiedlich beeinflussen, wobei folglich ungenaue Messungen verursacht werden.

[0044] Die Druckvorrichtung **152**, die Manschette **150** und die Verwendung von Temperatur, um einen Impuls im fleischigen Medium zu induzieren, sind darin vorteilhaft, daß sie mit einer minimalen oder keiner Bewegung des fleischigen Mediums in dem Bereich verwendet werden können, durch den Licht gesendet wird. Dies ist möglich durch Induzieren des Impulses an einer Stelle, die proximal oder distal von dem Bereich ist, der das einfallende Licht empfängt. Der Vorteil der minimalen Bewegung ist, daß eine Bewegung im Bereich des fleischigen zu prüfenden Mediums eine Variation des detektierten Signals bewirkt, die sich von der unterscheidet, die auf den variierenden Flüssigkeitsvolumenstrom (z. B. Blut und interstitielle Flüssigkeit) zurückzuführen ist. Zum Beispiel kann eine physikalische Störung im Bereich der Lichtdurchlassung Änderungen in der Kopplung des Lichts an das zu prüfende Medium bewirken, die zu Variationen der Schwächung führen, die nicht auf Änderungen des Flüssigkeitsvolumens im Bereich der Lichtdurchlassung zurückzuführen sind. Diese anderen Variationen weisen zusätzliches Rauschen auf, das für eine genaue Messung entfernt werden sollte.

[0045] Fig. 2–4 stellen ein schematisches Blockdiagramm des Blutzuckerüberwachungssystems **100** gemäß der Lehre der vorliegenden Erfindung dar. Fig. 2 stellt ein allgemeines Hardware-Blockdiagramm dar. Ein Sensor **300** weist mehrere Lichtstrahler **301–305**, wie LEDs auf. In der vorliegenden Ausführungsform emittiert jede LED **301–305** Licht bei einer anderen Wellenlänge.

[0046] Wie in der Technik gut verstanden wird, wird eine Wellenlänge für jeden Bestandteil vorgesehen, der berücksichtigt wird, da das Lambert-Beer-Gesetz einen Term für jeden Bestandteil enthält, der das Signal abschwächt. Für eine erhöhte Präzision werden die Wellenlängen an den Punkten gewählt, wo die Schwächung für jeden besonderen Bestandteil die größte ist und die Schwächung durch andere Bestandteile weniger bedeutend ist. Fig. 9 stellt den Extinktionskoeffizienten auf einer logarithmischen Skala als Funktion der Wellenlänge für Hauptbestandteile des Blutes dar. Die Kurve **162** repräsentiert den Extinktionskoeffizienten für Oxyhämoglobin; die Kurve **164** repräsentiert den Extinktionskoeffizienten für Hämoglobin; die Kurve **165** repräsentiert den Extinktionskoeffizienten für Carboxyhämoglobin; und die Kurve **166** repräsentiert den Extinktionskoeffizienten für Wasser. Auf derselben horizontalen Achse mit einer anderen vertikalen Achse wird eine Kurve **168** dargestellt, die den Extinktionskoeffizienten für Glukose in Körperflüssigkeiten repräsentiert. Es sollte beachtet werden, daß die Kurve **168** über den anderen Kurven angeordnet ist und beträchtlich verstärkt ist, und daher auf der graphischen Darstellung nicht maßstabsgerecht ist. Wenn die Glukosekurve im selben Maßstab wie die anderen Bestandteile dargestellt wäre, würde sie im Wellenlängenbereich von 900–1400 nm einfach als eine gerade Linie bei „0“ auf der vertikalen Achse erscheinen. Die Bereitstellung einer getrennten vertikalen

Achse sorgt für eine Verstärkung, um zu veranschaulichen, bei welchen Wellenlängen Glukose am meisten im interessierenden Bereich abschwächt. Die vertikale Achse für die Glukosekurve **168** repräsentiert auch einen anderen Wert. In **Fig. 9** liegt die vertikale Achse für die Kurve **168** bezüglich der absoluten Durchlassung im folgenden logarithmischen Maßstab vor:

$$[\log(\log(\text{Durchschnitt Wasser}))] - [\log(\log(6400 \text{ mg/dl Glukose}))]$$

[0047] Jedoch ist die Skala zum Zweck, geeignete Wellenlängen zu wählen, von geringerer Bedeutung als die Punkte, an denen Glukose und die anderen Bestandteile eine gute Schwächung zeigen und die Schwächung durch andere Bestandteile im Medium nicht völlig verborgen wird.

[0048] In der vorliegenden Ausführungsform sind vorteilhafte Wellenlängen für die Strahler **301–305** (oder die mit der Filterscheibe und einer Signalverarbeitung zu erhalten sind) 660 nm (gute Schwächung durch Hämoglobin), 905 nm (gute Schwächung durch Oxyhämoglobin), 1270 nm (gute Schwächung durch Wasser und geringe Schwächung durch andere Bestandteile) 1330–1340 nm (gute Schwächung durch Glukose im Bereich der mit A bezeichneten graphischen Darstellung der **Fig. 9**, die nicht völlig durch die Schwächung durch Wasser verborgen wird), und 1050 nm (ein zusätzlicher Punkt für eine gute Schwächung durch Glukose). Die Verwendung von zwei Wellenlängen, um die Schwächung durch Glukose zu berücksichtigen, liefert eine Überbestimmung der Gleichungen. Die Überbestimmung der Gleichungen, die im folgenden erläutert werden, erhöht die Auflösung. Zusätzliche Wellenlängen, um andere Bestandteile, wie Fette und Proteine oder anderes zu berücksichtigen, könnten ebenfalls enthalten sein. Zum Beispiel könnte eine zusätzliche Wellenlänge bei 1100 nm (gute Schwächung durch Proteine) und 920 nm (gute Schwächung durch Fette) hinzugefügt werden. Ein anderer Bestandteil, der häufig von Interesse ist, ist Carboxyhämoglobin. Eine Wellenlänge für Carboxyhämoglobin wird vorteilhafterweise bei 700–730 nm ausgewählt.

[0049] Zusätzlich dazu, mehrere präzise LEDs zu verwenden, kann ein optisches spektroskopisches System zur Erzeugung der optischen Eigenschaften über viele Wellenlängen verwendet werden.

[0050] Der Sensor **300** weist ferner einen Detektor **320** (z. B. einen Photodetektor) auf, der ein elektrisches Signal erzeugt, das den abgeschwächten Lichtenergiesignalen entspricht. Der Detektor **320** ist so angeordnet, daß er das Licht aus den Strahlern **301–305** empfängt, nachdem es sich durch mindestens einen Abschnitt des zu prüfenden Mediums ausgebreitet hat. In der in **Fig. 2** dargestellten Ausführungsform ist der Detektor **320** gegenüber den LEDs **301–305** angeordnet. Der Detektor **320** ist mit einem Front-End-Analogsignal-Aufbereitungsschaltungskomplex **330** gekoppelt.

[0051] Der Front-End-Analogsignal-Aufbereitungsschaltungskomplex **330** weist Ausgänge auf, die mit einer Analog-Digital-Umwandlungsschaltung **332** gekoppelt sind. Der Analog-Digital-Umwandlungsschaltungskomplex **332** weist Ausgänge auf, die mit einem Digitalsignal-Verarbeitungssystem **334** gekoppelt sind. Das Digitalsignal-Verarbeitungssystem **334** liefert den gewünschten Parameter als eine Ausgabe für eine Anzeige **336**. Die Anzeige **336** liefert eine Anzeige der Blutzuckerkonzentration.

[0052] Das Signalverarbeitungssystem stellt auch einen Strahlerstromsteuerausgang **337** für eine Digital-Analog-Wandlerschaltung **338** bereit, die Steuerinformationen für die Strahlertreiber **340** liefert. Die Strahlertreiber **340** sind mit den Strahlern **301–305** gekoppelt. Das Digitalsignal-Verarbeitungssystem **334** stellt auch einen Verstärkungssteuerausgang **342** für den Front-End-Analogsignal-Aufbereitungsschaltungskomplex **330** bereit.

[0053] **Fig. 2A** stellt eine bevorzugte Ausführungsform für die Strahlertreiber **340** und die Digital-Analog-Umwandlungsschaltung **338** dar. Der in **Fig. 2a** dargestellte Treiber ist für zwei LEDs dargestellt, die im Gegentakt gekoppelt sind. Jedoch können durch einen (nicht gezeigten) zusätzlichen Multiplexschaltungskomplex zusätzliche LEDs (die vorzugsweise im Gegentakt gekoppelt sind, um Verbindungen einzusparen) mit dem D/A-Wandler **325** gekoppelt sein. Wie in **Fig. 2A** dargestellt, weist der Treiber erste und zweite Eingangssignalspeicher **321**, **322**, einen Synchronisationssignalspeicher **323**, eine Spannungsreferenz **324**, eine Digital-Analog-Umwandlungsschaltung **325**, erste und zweite Schalterbänke **326**, **327**, erste und zweite Spannung-Strom-Wandler **328**, **329** und die LED-Strahler **301**, **302** auf, die den LED-Strahlern **301–302** der **Fig. 2** entsprechen.

[0054] Der in **Fig. 2A** dargestellte bevorzugte Treiber ist darin vorteilhaft, daß ein Großteil des Rauschens im Blutzuckersystem **100** der **Fig. 2** durch die LED-Strahler **301–305** verursacht wird. Daher ist die Strahlertreiberschaltung der **Fig. 2A** so gestaltet, daß sie das Rauschen aus den Strahlern **301–305** minimiert. Die ersten

und zweiten Eingangssignalspeicher **321**, **324** sind direkt mit dem DSP-Bus verbunden. Daher minimieren diese Signalspeicher die Bandbreite beträchtlich (die zu Rauschen führt), die auf dem DSP-Bus vorhanden ist, der durch den Treiberschaltungskomplex der **Fig. 2A** geht. Der Ausgang des ersten und zweiten Eingangssignalspeichers ändert sich nur, wenn diese Signalspeicher ihre Adresse auf dem DSP-Bus detektieren. Der erste Eingangssignalspeicher empfängt die Einstellung für die Digital-Analog-Wandlerschaltung **325**. Der zweite Eingangssignalspeicher empfängt Schaltsteuerdaten für die Schalterbänke **326**, **327**. Der Synchronisationssignalspeicher nimmt die Synchronisationsimpulse auf, die die Synchronisation zwischen der Aktivierung der Strahler **301**, **302** (und der anderen Strahler **303–305** aufrechterhält, die in **Fig. 2a** nicht dargestellt werden) und der Analog-Digital-Umwandlungsschaltung **332** aufrechterhalten.

[0055] Die Spannungsreferenz wird ebenfalls als eine rauscharme Gleichspannungsreferenz für die Digital-Analog-Umwandlungsschaltung **325** gewählt. Zusätzlich weist die Spannungsreferenz in der vorliegenden Ausführungsform einen Tiefpaß-Ausgangsfilter mit einer sehr niedrigen Eckfrequenz auf (z. B. 1 Hz in der vorliegenden Ausführungsform). Der Digital-Analog-Wandler **325** weist außerdem einen Tiefpaßfilter an seinem Ausgang mit einer sehr niedrigen Eckfrequenz auf (z. B. 1 Hz). Der Digital-Analog-Wandler stellt Signale für jeden der Strahler **301**, **302** bereit (und die restlichen Strahler **303–305**, die in **Fig. 2a** nicht dargestellt werden).

[0056] In der vorliegenden Ausführungsform wird der Ausgang der Spannungs-Strom-Wandler **328**, **329** so umgeschaltet, daß bei den Strahlern **301**, **302**, die in Gegentaktanordnung geschaltet sind, nur ein Strahler zur irgendeiner gegebenen Zeit aktiv ist. Es ist auch eine Abweisungsposition für den Schalter **326** vorgesehen, um es zuzulassen, daß beide Strahler **301** und **302** aus sind, wenn einer der anderen Strahler **303**, **305** mit einer ähnlichen Schalterschaltung an ist. Zusätzlich wird der Spannungs-Strom-Wandler für den inaktiven Strahler ebenfalls an seinem Eingang ausgeschaltet, so daß er vollständig deaktiviert ist. Dies reduziert das Rauschen vom Umschalten und vom Spannungs-Strom-Umwandlungsschaltungskomplex. In der vorliegenden Ausführungsform werden rauscharme Spannungs-Strom-Wandler ausgewählt (z. B. die Operationsverstärker Op 27), und die Rückkopplungsschleife ist so konfiguriert, daß sie einen Tiefpaßfilter aufweist, um das Rauschen zu reduzieren. In der vorliegenden Ausführungsform weist die Tiefpaßfilterungsfunktion des Spannungs-Strom-Wandlers **328**, **329** eine Eckfrequenz genau über der Schaltgeschwindigkeit für die Strahler auf. Folglich minimiert die bevorzugte Treiberschaltung der **Fig. 2a** das Rauschen der Strahler **301**, **302**.

[0057] Wie in **Fig. 2** dargestellt, emittieren die Lichtstrahler **301–305** jeweils Energie, die durch den Finger **310** absorbiert und durch den Detektor **320** empfangen wird. Der Detektor **320** erzeugt ein elektrisches Signal, das der Intensität der Lichtenergie entspricht, die auf den Photodetektor **320** trifft. Der Front-End-Analogsignal-Aufbereitungsschaltungskomplex **330** empfängt die Intensitätssignale und filtert und bereitet diese Signale zur weiteren Verarbeitung auf, wie im folgenden weiter beschrieben wird. Die resultierenden Signale werden an den Analog-Digital-Umwandlungsschaltungskomplex **332** geliefert, der die analogen Signale zur weiteren Verarbeitung durch das Digitalsignal-Verarbeitungssystem **334** in digitale Signale umwandelt. Das Digitalsignal-Verarbeitungssystem **334** nutzt die Signale, um eine Blutzucker Konzentration bereitzustellen. In der vorliegenden Ausführungsform liefert der Ausgang des Digitalsignal-Verarbeitungssystems **334** einen Wert zur Glukosesättigung an die Anzeige **336**. Vorteilhafterweise speichert das Signalverarbeitungssystem **334** auch Daten über eine Zeitspanne, um Trenddaten zu erzeugen und eine andere Analyse an den Daten über die Zeit auszuführen.

[0058] Das Digitalsignal-Verarbeitungssystem **334** stellt auch eine Steuerung zum Betreiben der Lichtstrahler **301–305** mit einem Strahlerstromsteuersignal am Strahlerstromsteuerausgang **337** bereit. Dieser Wert ist ein digitaler Wert, der durch die Digital-Analog-Umwandlungsschaltung **338** umgewandelt wird, die ein Steuersignal an die Strahlerstromtreiber **340** liefert. Die Strahlerstromtreiber **340** liefern den geeigneten Stromantrieb für die Strahler **301–305**.

[0059] In der vorliegenden Ausführungsform werden die Strahler **301–305** über den Strahlerstromtreiber **340** betrieben, um eine Lichtausstrahlung mit einer digitalen Modulation von 625 Hz bereitzustellen. In der vorliegenden Ausführungsform werden die Lichtstrahler **301–305** mit einem Leistungspegel betrieben, der eine annehmbare Intensität zur Detektion durch den Detektor und zur Aufbereitung durch den Front-End-Analogsignal-Aufbereitungsschaltungskomplex **330** bereitstellt. Sobald der Energiepegel für einen gegebenen Patienten durch das Digitalsignal-Verarbeitungssystem **334** bestimmt ist, wird der Strompegel für die Strahler konstant gehalten. Es sollte jedoch verstanden werden, daß der Strom auf Veränderungen des Umgebungsraumlichts und andere Änderungen eingestellt werden könnte, die die Spannung beeinflussen würden, die in den Front-End-Analogsignal-Aufbereitungsschaltungskomplex **330** eingegeben wird. In der vorliegenden Erfindung werden die Lichtstrahler wie folgt moduliert: für einen vollen 625 Hz-Zyklus für die erste Wellenlänge wird der erste Strahler **301** für das erste Zehntel des Zyklus aktiviert und ist für die restlichen neun Zehntel des Zy-

klus aus; für einen vollen 625 Hz-Zyklus für die zweite Wellenlänge wird der zweite Lichtstrahler **302** für das eine Zehntel des Zyklus aktiviert und ist für die restlichen neun Zehntel des Zyklus aus; für einen 625 Hz-Zyklus für die dritte Wellenlänge wird der dritte Lichtstrahler **303** für einen zehntel Zyklus aktiviert und ist für die restlichen neun Zehntel des Zyklus aus; für einen 625 Hz-Zyklus für die vierte Wellenlänge wird der vierte Lichtstrahler **304** für einen zehntel Zyklus aktiviert und ist für die restlichen neun Zehntel des Zyklus aus; und für einen 625-Hz Zyklus für die fünfte Wellenlänge wird der fünfte Lichtstrahler **305** für einen zehntel Zyklus aktiviert und ist für die restlichen neun Zehntel des Zyklus aus. Um nur ein Signal auf einmal zu empfangen, werden die Strahler abwechselnd hintereinander ein und aus geschaltet, wobei jeder nur für einen zehntel Zyklus pro 625 Hz-Zyklus aktiv ist und ein zehntel Zyklus die aktiven Zeiten trennt.

[0060] Das Lichtsignal wird durch das Blut (wobei sich das Blutvolumen durch den zyklischen aktiven Impuls in der vorliegenden Ausführungsform ändert) durch den Finger **310** (oder ein anderes Probenmedium) abgeschwächt (amplitudenmoduliert). In der vorliegenden Ausführungsform wird die Fingerspitze **130** physiologisch auf einer periodischen Basis durch die Druckvorrichtung **150** (oder die aktive Impulsvorrichtung) verändert, so daß eine Amplitudenmodulation von annähernd 10% erzielt wird. Das heißt, es wird ein ausreichender Druck auf die Fingerspitze **310** ausgeübt, um ein Volumen der Körperflüssigkeit herauszupumpen, so daß die Variation der Gesamtdifferenz der beobachteten optischen Schwächung zwischen der Fingerspitze **310**, wenn sie mit Blut gefüllt ist, und der Fingerspitze **310**, wenn das Blut herausgepumpt ist, annähernd 10% beträgt. Wenn zum Beispiel die Durchlassung optischer Strahlung durch die Fingerspitze **310** annähernd 0,4% beträgt, dann müßte die Fingerspitze **310** physiologisch geändert werden, um ausreichend Blut herauszupumpen, so daß die Schwächung durch die Fingerspitze, aus der die Flüssigkeit herausgepumpt ist, in der Größenordnung von 0,36 liegt. **Fig. 13** stellt ein Beispiel des aktiven Impulssignals dar, wo die Modulation 10% der Gesamtschwächung durch den Finger beträgt. Die 10% werden erhalten, indem das Blutvolumen ausreichend variiert wird, um die zyklische Modulation zu erhalten, die in **Fig. 13** dargestellt wird. Wie oben erläutert, wird die Modulation von 10% so ausreichend gewählt, daß Informationen hinsichtlich der Glukosekonzentrationen erhalten werden, jedoch eine minimale Störung des Systems bewirkt wird. Eine minimale Störung ist infolge der optischen Variationen vorteilhaft, die durch Stören des Systems bewirkt werden. Das Niveau der Störung liegt vorteilhafterweise unter einem Niveau, das bedeutende Variationen der optischen Eigenschaften im System bewirkt, wobei die Variationen unterschiedliche Wellenlängen unterschiedlich beeinflussen.

[0061] In einer vorteilhaften Ausführungsform wird eine physiologische Veränderung der Fingerspitze **310** durch Anwendung eines periodischen sanften Drucks auf den Finger des Patienten **310** mit der Druckmanschette **150** (**Fig. 1**) erreicht. Der Finger **310** könnte auch durch die Druckvorrichtung **152** (**Fig. 1**) oder mit der Temperatur gestört werden.

[0062] Die Modulation wird mit einer ausgewählten Rate durchgeführt. Es wird dann ein schmaler Bandpaßfilter eingesetzt, um die interessierende Frequenz zu isolieren. In der vorliegenden Ausführungsform findet die Modulation, die durch Ausüben eines aktiven Impulses erhalten wird, vorzugsweise mit einer Rate statt, die gerade über der normalen Herzfrequenz (zum Beispiel 4 Hz) liegt. In einer Ausführungsform prüft das System die Herzfrequenz und stellt die Rate des aktiven Impulses so ein, daß sie über der natürlichen Herzfrequenz und außerdem entfernt von den Oberwellen der natürlichen Impulsrate liegt. Dies läßt eine leichte Filterung mit einem sehr schmalen Bandpaßfilter mit einer Mittenfrequenz der ausgewählten aktiven Impulsrate (z. B. 4 Hz oder der Rate, die automatisch durch das System ausgewählt wird, damit sie von der natürlichen Grundherzfrequenz und irgendwelchen Oberwellen der Grundfrequenz entfernt liegt). Jedoch könnte auch eine Frequenz in oder unter dem Bereich der normalen Herzfrequenz verwendet werden. Tatsächlich folgt in einer Ausführungsform die Frequenz der Herzfrequenz, wobei in diesem Fall der aktive Impuls in Verbindung mit dem natürlichen Impuls arbeitet, um die Änderung des Volumens mit jedem Herzschlag zu erhöhen.

[0063] Das abgeschwächte (amplitudenmodulierte) Signal wird durch den Photodetektor **320** mit der Trägerfrequenz von 625 Hz für jeden Strahler detektiert. Da nur ein einziger Photodetektor verwendet wird, empfängt der Photodetektor **320** alle Strahlersignale, um ein zusammengesetztes Zeitaufteilungssignal zu bilden. In der vorliegenden Ausführungsform ist ein Photodetektor mit einem schichtförmigen Photodetektor versehen, mit einer ersten Schicht, die für Infrarotwellenlängen transparent ist, aber rote Wellenlängen detektiert, und einer zweiten Schicht, die Infrarotwellenlängen detektiert. Ein geeigneter Photodetektor ist eine K1713-05 Photodiode, die durch Hamamatsu Corp. hergestellt wird. Dieser Photodetektor sorgt für die Detektion eines verhältnismäßig breiten Spektrums von Infrarotwellenlängen durch die Infrarotschicht, als auch für die Detektion eines großen Spektrums von Wellenlängen im roten Bereich durch die Schicht, die rote Wellenlängen detektiert, mit einem einzigen Photodetektor. Alternativ könnten mehrere Photodetektoren für die Wellenlängen im System genutzt werden.

[0064] Das zusammengesetzte Zeitaufteilungssignal wird an den Front-End-Analogsignal-Aufbereitungsschaltungskomplex **330** geliefert. Zusätzliche Details hinsichtlich des Front-End-Analogsignal-Aufbereitungsschaltungskomplexes **330** und der Analog-Digital-Wandlerschaltung **332** werden in **Fig. 3** veranschaulicht. Wie in **Fig. 3** dargestellt, weist der Front-End-Schaltungskomplex **300** einen Vorverstärker **342**, einen Hochpaßfilter **344**, einen Verstärker **346**, einen Verstärker **348** mit programmierbarer Verstärkung und einen Tiefpaßfilter **350** auf. Der Vorverstärker **342** ist ein Transimpedanz-Verstärker, der das zusammengesetzte Stromsignal aus dem Photodetektor **320** in ein entsprechendes Spannungssignal umwandelt und das Signal verstärkt. In der vorliegenden Ausführungsform weist der Vorverstärker eine vorbestimmte Verstärkung auf, um die Signalamplitude zur Vereinfachung der Verarbeitung anzuheben. In der vorliegenden Ausführungsform betragen die Quellenspannungen für den Vorverstärker **342** -15 V Gleichspannung und $+15\text{ V}$ Gleichspannung. Wie verstanden werden wird, enthält das abgeschwächte Signal je nachdem im Takt eine Komponente, die das Umgebungslicht repräsentiert, als auch die Komponente, die das Licht jeder Wellenlänge repräsentiert, das durch jeden Strahler **301–305** ausgestrahlt wird. Wenn es anderes Licht in der Umgebung des Sensors **300** als das von den Strahlern **301–305** gibt, wird dieses Umgebungslicht durch den Photodetektor **320** detektiert. Folglich wird die Verstärkung des Vorverstärkers so ausgewählt, daß verhindert wird, daß das Umgebungslicht im Signal den Vorverstärker unter normalen und vernünftigen Betriebsbedingungen sättigt.

[0065] Der Ausgang des Vorverstärkers **342** ist als Eingang an den Hochpaßfilter **344** gekoppelt. Der Ausgang des Vorverstärkers stellt außerdem einen ersten Eingang **347** in die Analog-Digital-Umwandlungsschaltung **332** bereit. In der vorliegenden Ausführungsform ist der Hochpaßfilter ein einpoliger Filter mit einer Eckfrequenz von etwa $1/2\text{--}1\text{ Hz}$. Jedoch wird die Eckfrequenz in einer Ausführungsform leicht auf bis etwa 90 Hz angehoben. Wie verstanden werden wird, liegt die Trägerfrequenz von 625 Hz der Strahlersignale beträchtlich über einer Eckfrequenz von 90 Hz . Der Hochpaßfilter **344** weist einen Ausgang auf, der als Eingang an einen Verstärker **346** gekoppelt ist. In der vorliegenden Ausführungsform weist der Verstärker **346** einen Transimpedanz-Verstärker mit einer Verstärkung von eins auf. Jedoch ist die Verstärkung des Verstärkers **346** durch die Variation eines einzelnen Widerstands einstellbar. Die Verstärkung des Verstärkers **346** würde erhöht werden, wenn die Verstärkung des Vorverstärkers **342** gesenkt wird, um die Effekte des Umgebungslichts auszugleichen.

[0066] Der Ausgang des Verstärkers **346** liefert eine Eingabe in einen Verstärker **348** mit programmierbarer Verstärkung. Der Verstärker **348** mit programmierbarer Verstärkung nimmt außerdem auf einer Verstärkungssteuerungssignalleitung **343** eine Programmiereingabe aus dem Digitalsignal-Verarbeitungssystem **334** an. Die Verstärkung des Verstärkers **348** mit programmierbarer Verstärkung ist digital programmierbar. Die Verstärkung wird bei der Initialisierung oder der Sensoranordnung auf Änderungen im zu prüfenden Medium von Patient zu Patient dynamisch eingestellt. Zum Beispiel unterscheidet sich das Signal aus unterschiedlichen Fingern etwas. Daher wird ein dynamisch einstellbarer Verstärker durch den Verstärker **348** mit programmierbarer Verstärkung bereitgestellt, um ein Signal zu erhalten, das zur Verarbeitung geeignet ist.

[0067] Der Ausgang des Verstärkers **348** mit programmierbarer Verstärkung ist als Eingang an den Tiefpaßfilter **350** gekoppelt. Vorteilhafterweise ist der Tiefpaßfilter **350** in der vorliegenden Ausführungsform ein einpoliger Filter mit einer Eckfrequenz von annähernd 10 kHz . Dieser Tiefpaßfilter liefert in der vorliegenden Ausführungsform ein Anti-Aliasing.

[0068] Der Ausgang des Tiefpaßfilters **350** liefert eine zweite Eingabe **352** in die Analog-Digital-Umwandlungsschaltung **332**. **Fig. 3** stellt außerdem zusätzliche Details der Analog-Digital-Umwandlungsschaltung dar. In der vorliegenden Ausführungsform weist die Analog-Digital-Umwandlungsschaltung **332** einen ersten Analog-Digital-Wandler **354** und einen zweiten Analog-Digital-Wandler **356** auf. Vorteilhafterweise nimmt der erste Analog-Digital-Wandler **354** Signale vom ersten Eingang **347** zur Analog-Digital-Umwandlungsschaltung **332** an, und der zweite Analog-Digital-Wandler **356** nimmt Signale am zweiten Eingang **352** zum Analog-Digital-Umwandlungsschaltungskomplex **332** an.

[0069] In einer vorteilhaften Ausführungsform ist der erste Analog-Digital-Wandler **354** ein Diagnose-Analog-Digital-Wandler. Die Diagnoseaufgabe (die durch das Digitalsignal-Verarbeitungssystem ausgeführt wird) ist es, die Ausgabe des Detektors auszulesen, die durch den Vorverstärker **342** verstärkt wird, um festzustellen, ob das Signal den Eingang des Hochpaßfilters **344** sättigt. Wenn in der vorliegenden Ausführungsform der Eingang zum Hochpaßfilter **344** gesättigt wird, liefern die analogen Front-End-Signalaufbereitungsschaltungen **330** eine „0“-Ausgabe. Alternativ bleibt der erste Analog-Digital-Wandler **354** ungenutzt.

[0070] Der zweite Analog-Digital-Wandler **352** nimmt das aufbereitete zusammengesetzte analoge Signal aus dem Front-End-Analogsignal-Aufbereitungsschaltungskomplex **330** auf und wandelt das Signal in eine di-

gitale Form um. In der vorliegenden Ausführungsform weist der zweite Analog-Digital-Wandler **356** einen Einkanal-Delta-Sigma-Wandler auf. Dieser Wandler ist darin vorteilhaft, daß er kostengünstig ist und rauscharme Eigenschaften aufweist. Zusätzlich gibt es durch die Verwendung eines Einkanalwandlers keine Notwendigkeit, zwei oder mehr Kanäle aufeinander abzustimmen. Der Delta-Sigma-Wandler ist außerdem darin vorteilhaft, daß er eine Rauschformung zur verbesserten Rauschkontrolle aufweist. Ein exemplarischer Analog-Digital-Wandler ist ein Analog Devices AD1877JR. In der vorliegenden Ausführungsform tastet der zweite Analog-Digital-Wandler **356** das Signal mit einer Abtastrate von 50 kHz ab. Der Ausgang des zweiten Analog-Digital-Wandlers **356** liefert Datenabstastwerte mit 50 kHz an das Digitalsignal-Verarbeitungssystem **334** (Fig. 2).

[0071] Das Digitalsignal-Verarbeitungssystem **334** wird in Fig. 4 in zusätzlichen Details veranschaulicht. In der vorliegenden Ausführungsform weist das Digitalsignal-Verarbeitungssystem einen Mikrocontroller **360**, einen digitalen Signalprozessor **362**, einen Programmspeicher **364**, eine Abtastwertpuffer **366**, einen Datenspeicher **368**, einen Festwertspeicher **370** und ein Kommunikationsregister **372** auf. In der vorliegenden Ausführungsform ist der digitale Signalprozessor **362** ein Analog Devices AD 21020. In der vorliegenden Ausführungsform weist der Mikrocontroller **360** einen Motorola 68HC05 mit eingebautem Programmspeicher auf. In der vorliegenden Ausführungsform ist der Abtastwertpuffer **366** ein Puffer, der die 50 kHz-Abtastdaten aus der Analog-Digital-Umwandlungsschaltung **332** zur Speicherung im Datenspeicher **368** aufnimmt. In der vorliegenden Ausführungsform weist der Datenspeicher **368** 32 kWorte (wobei in der vorliegenden Ausführungsform ein Wort 40 Bit sind) eines dynamischen Direktzugriffsspeichers auf.

[0072] Der Mikrocontroller **360** ist mit dem DSP **362** über eine herkömmliche JTAG-Stichleitung verbunden. Der Mikrocontroller **360** überträgt den Bootlader für den DSP **362** über die Stichleitung zum Programmspeicher **364**, und läßt dann den DSP **362** vom Programmspeicher **364** starten. Der Bootlader im Programmspeicher **364** bewirkt dann die Übertragung der Betriebsbefehle für den DSP **362** aus dem Festwertspeicher **370** in den Programmspeicher **364**. Vorteilhafterweise ist der Programmspeicher **364** ein Hochgeschwindigkeitsspeicher für den DSP **362**.

[0073] Der Mikrocontroller **360** stellt die Strahlerstromsteuerungs- und Verstärkungssteuerungssignale über das Kommunikationsregister **372** bereit.

[0074] Die Fig. 5–8 stellen Funktionsblockdiagramme der Operationen des Glukoseüberwachungssystems **299** dar, die durch das Digitalsignal-Verarbeitungssystem **334** ausgeführt werden. Die unten beschriebenen Signalverarbeitungsfunktionen werden in der vorliegenden Ausführungsform durch den DSP **362** ausgeführt, wobei der Mikrocontroller **360** die Systemverwaltung bereitstellt. In der vorliegenden Ausführungsform wird die Operation durch Software/Firmware gesteuert. Fig. 5 stellt ein verallgemeinertes Funktionsblockdiagramm für die Operationen dar, die an den 50 kHz-Abtastdaten ausgeführt werden, die in das Digitalsignal-Verarbeitungssystem **334** eintreten. Wie in Fig. 5 veranschaulicht wird, wird zuerst eine Demodulation durchgeführt, wie in einem Demodulationsmodul **400** dargestellt. Es wird dann eine Dezimierung, wie in einem Dezimierungsmodul **402** dargestellt, an den resultierenden Daten durchgeführt. Dann wird die Glukosekonzentration bestimmt, wie in einem Glukose-Berechnungsmodul **408** dargestellt.

[0075] Im allgemeinen trennt die Demodulationsoperation jedes Strahlersignal vom zusammengesetzten Signal und entfernt die Trägerfrequenz von 625 Hz, wobei Rohdatenpunkte übrig bleiben. Die Rohdatenpunkte werden in 625 Hz-Intervallen für die Dezimierungsoperation bereitgestellt, die die Abtastwerte um eine Ordnung von 10 auf Abtastwerte von 62,5 Hz reduziert. Die Dezimierungsoperation stellt auch eine gewisse Filterung der Abtastwerte bereit. Die resultierenden Daten werden einer Normierung unterworfen (die im wesentlichen eine normiertes Wechselspannung/Gleichspannung-Signal erzeugt), und dann wird die Glukosekonzentration im Glukose-Berechnungsmodul **408** bestimmt.

[0076] Fig. 6 veranschaulicht die Operation des Demodulationsmoduls **400**. Das modulierte SignalfORMAT wird in Fig. 6 dargestellt. Die Impulse für die ersten drei Wellenlängen eines vollen Zyklus von 625 Hz des zusammengesetzten Signals werden in Fig. 6 dargestellt, wobei der erste zehntel Zyklus das Licht des aktiven ersten Strahlers plus das Umgebungslichtsignal ist, das zweite zehntel Zyklus ein Umgebungslichtsignal ist, der dritte zehntel Zyklus das Licht des aktiven zweiten Strahlers plus das Umgebungslichtsignal ist, und der vierte zehntel Zyklus ein Umgebungslichtsignal und so weiter für jeden Strahler ist. Die Abtastfrequenz wird mit 50 kHz so ausgewählt, daß der oben beschriebene einzelne volle Zyklus bei 625 Hz 80 Abtastwerte von Daten aufweist, wobei acht Abtastwerte die erste Strahlerwellenlänge plus Umgebungslicht betreffen, acht Abtastwerte das Umgebungslicht betreffen, acht Abtastwerte die zweite Strahlerwellenlänge plus Umgebungslicht betreffen, acht weitere Abtastwerte das Umgebungslicht betreffen und so weiter, bis es acht Abtastwerte jeder Strahlerwellenlänge gefolgt von acht Abtastwerten für Umgebungslicht gibt.

[0077] Da das Signalverarbeitungssystem **334** die Aktivierung der Lichtstrahler **301–305** steuert, ist das gesamte System synchron. Die Daten werden mit einer Zeitdemultiplexoperation, wie in einem Demultiplexmodul **421** dargestellt, synchron in die Pakete aus acht Abtastwerten dividiert (und dadurch demoduliert). Ein Paket **422** aus acht Abtastwerten repräsentiert die erste Strahlerwellenlänge plus ein Umgebungslichtsignal; ein zweites Paket **424** aus acht Abtastwerten repräsentiert ein Umgebungslichtsignal; ein drittes Paket **426** aus acht Abtastwerten repräsentiert das abgeschwächte zweite Strahlerwellenlängenlicht plus ein Umgebungslichtsignal; und ein viertes Paket aus acht Abtastwerten **428** repräsentiert das Umgebungslichtsignal. Wiederum wird dies fortgesetzt, bis es ein Paket aus acht Abtastwerten für jede aktive Strahlerperiode mit einem damit verbundenen Paket aus acht Abtastwerten für die entsprechende Umgebungslichtperiode gibt. Es Auswahlsignal steuert synchron die Demultiplexoperation, um das zusammengesetzte Zeitmultiplexsignal am Eingang des Demultiplexers **421** in seine repräsentativen Unterteilungen oder Pakete zu teilen.

[0078] Es wird dann eine Summe der vier letzten Abtastwerte aus jedem Paket berechnet, wie in den Summierungsoperationen **430, 432, 434, 436** der **Fig. 6** dargestellt. Es sollte beachtet werden, daß ähnliche Operationen an den restlichen Wellenlängen durchgeführt werden. Mit anderen Worten, werden in der vorliegenden Ausführungsform am Ausgang der Demodulationsoperation fünf Kanäle vorgesehen. Jedoch werden in **Fig. 6** zur Vereinfachung der Darstellung nur zwei Kanäle für zwei Wellenlängen dargestellt. Es werden die letzten vier Abtastwerte aus jedem Paket verwendet, da ein Tiefpaßfilter im Analog-Digital-Wandler **356** der vorliegenden Ausführungsform eine Ausschwingzeit aufweist. Folglich läßt es die Sammlung der letzten vier Abtastwerte aus jedem Paket aus acht Abtastwerten zu, daß das vorhergehende Signal gelöscht wird. Die Summierungsoperationen **430, 432, 434, 436** stellen eine Integration bereit, die die Rauschfestigkeit verbessert. Die Summe der jeweiligen Umgebungslichtabtastwerte wird dann von der Summe der Strahlerabtastwerte subtrahiert, wie in den Subtraktionsmodulen **438, 440** dargestellt. Die Subtraktionsoperation liefert eine gewisse Schwächung des Umgebungslichtsignals, das in den Daten vorhanden ist. In der vorliegenden Ausführungsform ist festgestellt worden, daß annähernd 20 dB Schwächung des Umgebungslichts durch die Operationen der Subtraktionsmodule **438, 440** geliefert wird. Die resultierenden Strahlerwellenlängen-Summenwerte werden durch vier geteilt, wie in den Dividiere-durch-vier-Modulen **442, 444** dargestellt. Jeder resultierende Wert liefert einen Abtastwert jedes der Strahlerwellenlängensignale bei 625 Hz.

[0079] Es sollte verstanden werden, daß die 625 Hz-Trägerfrequenz durch die Demodulationsoperation **400** entfernt worden ist. Die 625 Hz-Abtastdaten am Ausgang der Demodulationsoperation **400** sind Abtastdaten ohne die Trägerfrequenz. Um die Nyquist-Abtastungsanforderungen zu erfüllen, werden weniger als 10 Hz benötigt (mit einem aktiven Impuls von etwa 4 Hz in der vorliegenden Ausführungsform). Folglich wird die 625 Hz-Auflösung in der Dezimierungsoperation auf 62,5 Hz reduziert.

[0080] **Fig. 7** veranschaulicht die Operationen des Dezimierungsmoduls **402** für die ersten beiden Wellenlängen. Dieselben Operationen werden auch an den anderen Wellenlängendaten durchgeführt. Die Abtastdaten jedes Strahlers werden mit 625 Hz an jeweilige Puffer/Filter **450, 452** geliefert. In der vorliegenden Ausführungsform sind die Puffer/Filter **519** Abtastwerte tief. Vorteilhafterweise arbeiten die Puffer/Filter **450, 452** als kontinuierliche FIFO-Puffer. Die 519 Abtastwerte werden einer Tiefpaßfilterung unterzogen. Vorzugsweise weist die Tiefpaßfilterung eine Grenzfrequenz von annähernd 7,5 Hz mit einer Schwächung von annähernd –110 dB auf. Die Puffer/Filter **450, 452** bilden Filter mit endlicher Impulsantwort (FIR) mit Koeffizienten für 519 Anzapfungen. Um die Abtastfrequenz um zehn zu reduzieren, wird die Tiefpaßfilterberechnung alle zehn Abtastwerte durchgeführt, wie in den jeweiligen Modulen **454, 456** zur Wellenlängendezimierung um 10 dargestellt. Mit anderen Worten wird mit der Übertragung von allen neuen zehn Abtastwerten in die Puffer/Filter **450, 452** eine neue Tiefpaßfilterberechnung durchgeführt, indem die Impulsantwort (Koeffizienten) mit den 519 Filteranzapfungen multipliziert werden. Jede Filterberechnung liefert einen Ausgangsabtastwert für alle jeweiligen Strahlerwellenlängen-Ausgangspuffer **458, 460**. In der vorliegenden Ausführungsform sind auch die Ausgangspuffer **458, 460** kontinuierliche FIFO-Puffer, die 570 Abtastwerte Daten halten. Die 570 Abtastwerte stellen jeweilige Abtastwerte oder Pakete (die hierin auch als „Schnappschuß“ bezeichnet werden) von Abtastwerten bereit. Wie in **Fig. 5** dargestellt, liefern die Ausgangspuffer Abtastdaten für das Glukose-Berechnungsmodul **408** für zwei Wellenlängen.

[0081] **Fig. 8** stellt zusätzliche Details der funktionellen Operation des Glukose-Berechnungsmodul **408** dar. Wie in **Fig. 8** dargestellt, nimmt die Glukose-Berechnungsoperation Pakete von Abtastwerten für jede Wellenlänge (z. B. 570 Abtastwerte bei 62,5 Hz in der vorliegenden Ausführungsform) an, die die abgeschwächten Wellenlängensignale repräsentieren, wobei die Trägerfrequenz entfernt wird. Die jeweiligen Pakete für jedes Wellenlängensignal werden mit einer Logarithmusfunktion normiert, wie in den Logarithmusmodulen **480, 482** dargestellt. Wieder werden an dieser Stelle nur zwei Kanäle in **Fig. 8** dargestellt. Jedoch sind in der vorliegenden Ausführungsform fünf Kanäle vorgesehen, einer für jede Wellenlänge. Die Normierung erzeugt effektiv ein

normiertes Wechselspannung/Gleichspannung-Signal, wobei sich dieser Normierung die Entfernung des Gleichspannungsanteils der Signale anschließt, wie in den Gleichspannungsentfernungsmodulen **484**, **486** dargestellt. In der vorliegenden Ausführungsform umfaßt die Gleichspannungsentfernung die Ermittlung des Gleichspannungswertes des ersten der Abtastwerte oder den Mittelwert der ersten mehreren oder den Mittelwert eines gesamten Schnappschusses) aus jedem der jeweiligen Wellenlängenschnappschüsse, und die Entfernung des Gleichspannungswertes aus allen Abtastwerten in den jeweiligen Paketen.

[0082] Sobald das Gleichspannungssignal entfernt ist, werden die Signale einer Bandpaßfilterung unterworfen, wie in den Bandpaßfiltermodulen **488**, **490** dargestellt. In der vorliegenden Ausführungsform mit 570 Abtastwerten in jedem Paket sind die Bandpaßfilter mit 301 Anzapfungen versehen, um einen FIR-Filter mit einer linearen Phasenantwort und einer kleinen oder keiner Verzerrung bereitzustellen. In der vorliegenden Ausführungsform weist der Bandpaßfilter einen schmalen Durchlaßbereich von 3,7–4,3 Hz auf. Dies stellt einen schmalen Durchlaßbereich bereit, der das meiste Rauschen beseitigt und den Anteil des Signals übrig läßt, der auf den aktiven Impuls zurückzuführen ist. Die 301 Anzapfungen schieben sich über die 570 Abtastwerte, um 270 gefilterte Abtastwerte, die das gefilterte Signal der ersten Strahlerwellenlänge repräsentieren, und 270 gefilterte Abtastwerte zu erhalten, die das gefilterte Signal der zweiten Strahlerwellenlänge repräsentieren, wobei für jede Strahlerwellenlänge fortgefahren wird. In einem idealen Fall helfen die Bandpaßfilter **488**, **490** dabei, die Gleichspannung im Signal zu entfernen. Jedoch unterstützt auch die Gleichspannungsentfernungsoperation **484**, **486** die Gleichspannungsentfernung in der vorliegenden Ausführungsform.

[0083] Nach der Filterung werden die letzten 120 Abtastwerte aus jedem Paket (von nun 270 Abtastwerten in der vorliegenden Ausführungsform) zur weiteren Verarbeitung ausgewählt, wie in den Modulen Wähle letzte 120 Abtastwerte aus **492**, **494** dargestellt. Die letzten 120 Abtastwerte werden ausgewählt, um eine Ausschwingzeit für das System bereitzustellen.

[0084] Es wird dann der quadratische Mittelwert für die Abtastwerte für jedes der Pakete aus 120 Abtastwerten (für jede Wellenlänge) bestimmt. Der Prozeß, die gesamten quadratischen Mittelwerte zu erhalten, wird in den quadratischen Mittelwertmodulen **495–499** dargestellt.

[0085] Die resultierenden quadratischen Mittelwerte für jede Wellenlänge liefern normierte Intensitätswerte zur Bildung von Gleichungen nach dem Lambert-Beer-Gesetz. Mit anderen Worten für die Lambert-Beer-Gleichung,

$$I = I_0 e^{-(pl \cdot c_1 \cdot \epsilon_1 + pl \cdot c_2 \cdot \epsilon_2 + \text{usw.})}$$

wobei dann der Logarithmus der Operationen **480–482** genommen wird:

$$\ln(I) = \ln(I_0) - (pl \cdot c_1 \cdot \epsilon_1 + pl \cdot c_2 \cdot \epsilon_2 + \text{usw.}) \quad (4)$$

[0086] Wenn dann die Gleichspannungsentfernung durch die Gleichspannungsentfernungsoperationen **484**, **486** und Bandpaßfilteroperationen **488**, **490** durchgeführt wird, wird die normierte Gleichung:

$$I_{\text{norm}\lambda} = -pl \cdot c_1 \cdot \epsilon_1 + pl \cdot c_2 \cdot \epsilon_2 + \text{usw.} \quad (5)$$

[0087] Die quadratischen Mittelwerte (Blöcke **495–499**) für jede Wellenlänge liefern $I_{\text{norm}\lambda}$ für die linke Seite der Gleichung (7). Die Extinktionskoeffizienten sind für die ausgewählten Wellenlängen bekannt.

[0088] Wie verstanden werden wird, weist jede Gleichung mehrere Unbekannte auf. Insbesondere wird jede Gleichung einen unbekannten Term aufweisen, der das Produkt der Konzentration und der Weglänge für jeden der betreffenden Bestandteile ist (Hämoglobin, Oxyhämoglobin, Glukose und Wasser in der vorliegenden Ausführungsform). Sobald eine normierte Lambert-Beer-Gleichung für jeden quadratischer Mittelwert der Wellenlänge gebildet ist (wobei der quadratischer Mittelwert die normierte Intensität für jene Wellenlänge repräsentiert), wird eine Matrix gebildet wie folgt:

$$I_{norm\lambda_1} = -(\varepsilon_{1\lambda_1} C_1 + \varepsilon_{2\lambda_1} C_2 + \varepsilon_{3\lambda_1} C_3 + \varepsilon_{4\lambda_1} C_4 + \varepsilon_{5\lambda_1} C_5) pl \quad (6)$$

$$I_{norm\lambda_2} = -(\varepsilon_{1\lambda_2} C_1 + \varepsilon_{2\lambda_2} C_2 + \varepsilon_{3\lambda_2} C_3 + \varepsilon_{4\lambda_2} C_4 + \varepsilon_{5\lambda_2} C_5) pl \quad (7)$$

$$I_{norm\lambda_3} = -(\varepsilon_{1\lambda_3} C_1 + \varepsilon_{2\lambda_3} C_2 + \varepsilon_{3\lambda_3} C_3 + \varepsilon_{4\lambda_3} C_4) + \varepsilon_{5\lambda_3} C_5) pl \quad (8)$$

$$I_{norm\lambda_4} = -(\varepsilon_{1\lambda_4} C_1 + \varepsilon_{2\lambda_4} C_2 + \varepsilon_{3\lambda_4} C_3 + \varepsilon_{4\lambda_4} C_4 + \varepsilon_{5\lambda_4} C_5) pl \quad (9)$$

$$I_{norm\lambda_5} = -(\varepsilon_{1\lambda_5} C_1 + \varepsilon_{2\lambda_5} C_2 + \varepsilon_{3\lambda_5} C_3 + \varepsilon_{4\lambda_5} C_4 + \varepsilon_{5\lambda_5} C_5) pl \quad (10)$$

wobei

C_1 = Konzentration von Wasser

C_2 = Konzentration von Hämoglobin

C_3 = Konzentration von Oxyhämoglobin

C_4 = Konzentration von Glukose

C_5 = Konzentration von Glukose und

$\varepsilon_{1\lambda_n}$ = Extinktionskoeffizient für Wasser bei λ_n

$\varepsilon_{2\lambda_n}$ = Extinktionskoeffizient für Hämoglobin bei λ_n

$\varepsilon_{3\lambda_n}$ = Extinktionskoeffizient für Oxyhämoglobin bei λ_n

$\varepsilon_{4\lambda_n}$ = Extinktionskoeffizient für Glukose bei λ_n

$\varepsilon_{5\lambda_n}$ = Extinktionskoeffizient für Glukose bei λ_n

[0089] Die Gleichungen werden unter Verwendung herkömmlicher Matrixalgebra gelöst, um sie nach dem Produkt der Konzentration mal die Weglänge für jeden Bestandteil aufzulösen, wie im Matrixblock **489** dargestellt.

[0090] Um den Weglängenterm zu entfernen, wird in der vorliegenden Ausführungsform, wo Glukose erwünscht wird, eine Verhältnisbildung des Produkts der Weglänge mal die Konzentration für Glukose zum Produkt der Weglänge mal der Konzentration von Wasser durchgeführt, wie in einem Verhältnisblock **487** dargestellt. Da infolge der Normierung (d. h. indem Wechselspannung/Gleichspannung vorgenommen wird) und infolge einer minimalen Störung (z. B. 10%) die Weglänge im wesentlichen für jede Wellenlänge dieselbe ist, heben sich die Weglängenterme auf, und das Verhältnis zeigt die Konzentration von Glukose im Wasser (vorzugsweise wird diese auf mg/dl skaliert). Die Glukosekonzentration wird auf der Anzeige **336** bereitgestellt.

[0091] Es sollte beachtet werden, daß es auch möglich sein kann, eine empirische Tabelle durch ein Experiment aufzustellen, die Verhältnisse einer oder mehrerer Konzentrationen mal Weglängenterme mit der Blutzuckerkonzentration korreliert.

[0092] Selbst mit der Strahlertreiberschaltung der **Fig. 2A**, die oben erläutert wird, sind Infrarot-LEDs mit den längeren Wellenlängen ebenfalls von sich aus bezüglich ihrer Leistungsübertragung instabil. Folglich können

in einer vorteilhaften Ausführungsform die Instabilitäten für die Quellen-LEDs korrigiert werden, um die Instabilitäten auszugleichen, die in **Fig. 2C** dargestellt werden. Wie in **Fig. 2C** veranschaulicht wird, werden zwei Kurven dargestellt, die die übertragene Leistung über der Zeit repräsentieren. Eine erste Kurve, die mit AA bezeichnet wird, repräsentiert die Leistungsübertragung von LEDs, die Wellenlängen von 660 nm und 905 nm aufweisen. Wie dargestellt, weisen diese Strahler eine verhältnismäßig stabile Leistungsübertragung über die Zeit auf. Eine zweite Kurve, die mit BB bezeichnet wird, repräsentiert die Leistungsübertragung aus einem Strahler mit einer Wellenlänge von annähernd 1330 nm. Wie dargestellt, weisen typische Strahler dieser Wellenlänge eine instabile Leistungsübertragung über die Zeit auf.

[0093] Folglich werden in einer Ausführungsform die Strahler im Bereich von 1300 nm wie bei einem integrierten Photodetektor ausgewählt. Eine geeignete Laserdiode ist eine SCW-1300-CD, die durch Laser Diode, Inc. hergestellt wird. Eine geeignete LED ist eine Apitaxx ETX1300T. Mit einem solchen Strahler kann eine Anordnung verwendet werden, wie in **Fig. 2B** dargestellt, wodurch die innere Photodiode im Strahler ebenfalls abgetastet wird, um die anfängliche Intensität I_0 mal einer Konstanten (α) zu detektieren. Im allgemeinen wird das detektierte Signal nach der Durchlassung durch den Finger durch das αI_0 -Signal dividiert. Auf diese Weise kann die Instabilität normiert werden, da die im abgeschwächten Signal vorhandene Instabilität, die auf die Instabilität im Strahler zurückzuführen ist, auch im gemessenen αI_0 -Signal vorhanden ist.

[0094] **Fig. 2B** stellt eine solche Ausführungsform dar, wobei nur ein Strahler **301** (der Strahler **301–305**) dargestellt wird. Jedoch könnten alle oder einige der Strahler **301–305** Strahler sein, die eine innere Photodiode aufweisen. Wie in **Fig. 2B** dargestellt, weist der Strahler **301** eine innere Photodiode **301a** und seine LED **301b** auf. Wie in **Fig. 2B** dargestellt, wird aus der LED **301b** im Strahler **301** emittiertes Licht durch eine Photodiode **301a** detektiert. Das Signal aus der Photodiode **301a** wird an den Front-End-Analogsignal-Aufbereitungsschaltungskomplex **330A** geliefert. Der analoge Signalaufbereitungsschaltungskomplex **330A** ist ähnlich zum analogen Signalaufbereitungsschaltungskomplex **330**. Das jedoch die Photodiode **301a** (infolge der Schwächung durch das Gewebe) verglichen mit dem Detektor **320** eine sehr viel stärkere Intensität detektiert, kann eine unterschiedliche Verstärkung erforderlich sein.

[0095] Nach der analogen Signalaufbereitung im Front-End-Analogsignal-Aufbereitungsschaltungskomplex **330A** wird das Signal aus der Photodiode **301a** mit einer Analog-Digital-Umwandlungsschaltung **332a** in eine digitale Form umgewandelt. Wiederum sollte verstanden werden, daß die Analog-Digital-Umwandlungsschaltung **332a** dieselbe Konfiguration wie die Analog-Digital-Umwandlungsschaltung **332** aufweisen kann. Da jedoch das Signal aus der Photodiode **301a** und den Detektor **320** zur selben Zeit auftreten, sind zwei Kanäle erforderlich.

[0096] Das abgeschwächte Lichtsignal durch den Finger wird mit dem Detektor **320** detektiert und durch eine analoge Front-End-Signalaufbereitungsschaltung **330** geschickt, und wird in der Analog-Digital-Umwandlungsschaltung **332** in eine digitale Form umgewandelt, wie im folgenden in weiteren Details beschrieben wird. Das Signal, das die Intensität des Lichts repräsentiert, das durch den Finger **310** durchgelassen wird, wird, wie durch den Divisionsblock **333** dargestellt, durch das Signal dividiert, das die Intensität des Lichts aus der LED **301b** repräsentiert, das durch die Photodiode **301a** detektiert wird.

[0097] Auf diese Weise heben sich die Variationen oder die Instabilität der Anfangsintensität I_0 durch die Division auf, wobei eine korrigierte Intensität hinterlassen wird, die durch die Konstante α dividiert wird. Wenn das Logarithmieren durchgeführt wird, wie unten erläutert, und eine Bandpaßfilterung durchgeführt wird, wird der konstante α -Term entfernt, wobei ein reines Signal hinterlassen wird.

[0098] Mathematisch kann dies verstanden werden, indem das abgeschwächte Signal nach dem Lambert-Beer-Gesetz repräsentiert wird und das Signal aus der Photodiode **301a** αI_0 ist, wie oben erläutert:

[0099] Folglich ist das Signal, das aus der Analog-Digital-Umwandlungsschaltung **332** kommt, wie folgt:

$$I = I_0 e^{\Sigma(-\epsilon \cdot c \cdot p l)}$$

[0100] Dividieren der Gleichung 3 durch αI_0 und Vereinfachung liefert das Signal nach der Divisionsoperation **333**:

$$= \frac{e^{\sum -(\epsilon \cdot c \cdot p \lambda)}}{\alpha}$$

[0101] So wird ein normiertes Intensitätssignal zur Eingabe in die Digitalsignal-Verarbeitungsschaltung 334 bereitgestellt.

[0102] Fig. 10 stellt eine perspektivische Ansicht einer alternativen Ausführungsform eines Sensors 500 mit aufblasbarer Blase dar, der verwendet werden kann, um gemäß der Lehren der vorliegenden Erfindung einen aktiven Impuls zu induzieren. Dieser Sensor 500 mit aufblasbarer Blase ist für eine Blutzuckerüberwachungsvorrichtung am Krankenbett bestimmt. Der Sensor 500 mit aufblasbarer Blase weist elektrische Verbindungen 502 zur Kopplung der Vorrichtung an das Blutzuckersystem 299 auf. Typischerweise enthält die elektrische Verbindung 502 ausreichend Leiter, um die Strahler 301–305 zu versorgen, und um ein Detektorsignal vom Detektor 320 zu empfangen.

[0103] Der Sensor 500 mit aufblasbarer Blase weist eine gekrümmte Oberseite 504 und vertikale Seiten 506 auf. Der Sensor 500 mit aufblasbarer Blase weist außerdem ein Fluiddruckzufuhrrohr 508 auf. In einer vorteilhaften Ausführungsform bewegt das Zufuhrrohr zyklisch Luft in eine aufblasbare Blase innerhalb des Sensors 500 mit aufblasbarer Blase hinein und aus ihr heraus. Das Fluidzufuhrrohr 508 ist mit dem Glukoseüberwachungssystem am Krankenbett gekoppelt, das mit einer zyklischen Pumpe ausgestattet ist, um Druck zu induzieren und Druck aus dem Zufuhrrohr 508 wegzunehmen. In einer Ausführungsform ist ein Druckentlastungsventil 510 an der Oberseite 504 angeordnet, um das Ablassen von Druck in der aufblasbaren Blase zuzulassen.

[0104] Fig. 11 stellt eine Querschnittansicht längs des Sensors 500 der aufblasbaren Blase der Fig. 10 dar. Wie in Fig. 11 dargestellt, ist ein menschlicher Finger 512 innerhalb des Sensors 500 angeordnet. Der Finger 512 wird im Lichtdurchlaßbereich durch ein Polster 514 unterstützt. Eine flexible aufblasbare Blase 516 umgibt den Finger proximal vom Lichtdurchlaßbereich. Das Polster weist eine Öffnung 518 auf, um es den Strahlern 301–305 zu ermöglichen, eine unbehinderte optische Übertragung zur Oberfläche des Fingers 512 zu liefern.

[0105] Umgeben durch das Polster 514 und gegenüber den Strahlern 301–305 befindet sich der Detektor 320. Der Detektor 320 ist in einer Öffnung 520 im Polster 514 angeordnet, um sicherzustellen, daß der Photodetektor vom Finger 512 getrennt ist. Ein schlangenförmiger Pfeil wird gezeigt, der sich von den Lichtstrahlern 301–305 zum Detektor 320 erstreckt, um die Ausbreitungsrichtung der Lichtenergie durch den Finger 512 zu veranschaulichen.

[0106] Das Entlastungsventil 510 ermöglicht eine manuelles und automatisches Ablassen des Drucks in der aufblasbaren Blase 516. Das Entlastungsventil 510 weist einen Ventilteller 522 auf, der mit einer Feder vorgespannt ist, um eine Öffnung 524 abzudichten. Der Ventilteller ist mit einem Entspannungsventilschaft 526 verbunden. Ein Ventilknopf 530 ist an den Ventilschaft gekoppelt. Der Ventilschaft erstreckt sich durch ein Ventilgehäuse 530, das eine zylindrische Buchsenform bildet. Das Ventilgehäuse ist mit der Oberseite 504 des Sensors 500 gekoppelt. Das Ventilgehäuse weist eine Öffnung 523 auf, die es zuläßt, daß leicht Luft aus dem Entlastungsventil austritt. Vorzugsweise ist das Entlastungsventil dazu bestimmt sicherzustellen, daß der Druck nicht hoch genug ist, um eine Schädigung der Nerven zu verursachen. Wenn folglich der Druck über einen bestimmten Punkt hinaus zunimmt, läßt das Entlastungsventil das überschüssige Fluid austreten, wodurch der Druck auf die maximal zulässige Grenze reduziert wird. Solche Druckentlastungsventile werden in der Technik gut verstanden. Das Entlastungsventil 510 könnte auch ein federbelastetes Nadelventil sein.

[0107] Fig. 12 stellt eine Schnittansicht längs der Linie 12-12 der Fig. 11 dar, um den Zustand des Sensors 500 darzustellen, wenn die aufblasbare Blase 516 entleert ist. Fig. 12a stellt dieselbe Schnittansicht wie Fig. 12 dar, wobei die Blase 516 aufgeblasen ist.

[0108] Mit dieser Anordnung kann das Blutzuckersystem mit der ausgewählte Rate zyklisch Fluid in die aufblasbare Blase 516 hinein und aus ihr heraus bewegen, um aktiv einen Impuls mit ausreichender Größe zu induzieren, wie oben erläutert.

Zusätzliche Anwendung des aktiven Impulses

[0109] Wie in WO 96/12435 erläutert, kann eine Sättigungstransformation auf jedes Paket aus 120 Abtast-

werten angewendet werden. Es ist festgestellt worden, daß während der Bewegung des Patienten ein zweites Maximum, das die venöse Sauerstoffsättigung repräsentiert, in der Hauptleistungskurve vorhanden ist. In Hinblick darauf ist es möglich, die Induzierung eines Impulses, die hierin offenbart wird, durch physikalische Störung des zu prüfenden Mediums zu nutzen, um das zweite Maximum in der Hauptleistungskurve zu erhalten, und dadurch die venöse Sauerstoffsättigung zu erhalten, falls erwünscht. Die Modulation kann niedriger als 10% sein, da die Hämoglobin- und Oxyhämoglobin-Konzentrationen höher als Glukose sind und die Absorption bei 660 nm und 905 nm verhältnismäßig stark ist. Folglich kann eine Modulation von 1–5% adäquate Ergebnisse liefern.

Filterscheibe

[0110] Wie oben erwähnt, kann eine Filterscheibe **110A** ein herkömmlicher dichroitischer Filter sein oder ein Filter, der gemäß den folgenden Verfahren hergestellt wird.

[0111] **Fig. 14** zeigt einen exemplarischen dichroitischen Filter, der gemäß herkömmlicher Verfahren hergestellt wird. Früher eingesetzte Verfahren, um solche optische Filtern herzustellen, umfaßten es typischerweise, ein kreisförmiges Substrat auszubreiten und dann selektiv die Beschichtungsdicken auf der Oberfläche des kreisförmigen Substrats zu erhöhen.

[0112] Ein solcher Filter **1150** ist in **Fig. 14** so dargestellt, daß er Überzugsschichten **1152, 1154, 1156** usw. mit zunehmenden Dicken aufweist, um eine Spiralanordnung zu bilden, wenn der Filter **1150** gedreht wird. Es sollte verstanden werden, daß die in **Fig. 14** dargestellten Überzugsdicken zur Erleichterung der Darstellung übertrieben sind. Dieses Verfahren der optischen Beschichtung wird im wesentlichen um den gesamten Umfang des kreisförmigen Substrats ausgeführt, so daß wenn sich das Substrat dreht, die Dicke der optischen Beschichtung über die gesamte Umdrehung hinweg anwächst und dann plötzlich am Ende einer Umdrehung von der dicksten Beschichtung zur dünnsten Beschichtung abfällt.

[0113] Zusätzlich weisen herkömmliche Filter des Typs, der in **Fig. 14** dargestellt wird, im allgemeinen viele Schichten auf (z. B. sind 100 oder mehr Schichten üblich). Die Anzahl der Schichten in herkömmlichen Filtern ist vorgesehen, um sehr präzise Durchlaßbereiche (für einen Bandpaßfilter) bereitzustellen. **Fig. 18** stellt eine exemplarische Durchlaßcharakteristik für einen herkömmlichen dichroitischen Rotationsfilter als Funktion der Drehung für eine ausgewählte Wellenlänge dar. Wie in **Fig. 18** veranschaulicht wird, ist der Durchlaßbereich des Filters für die ausgewählte Wellenlänge sehr präzise, im allgemeinen ohne Nebenkeulen, und liefert außerdem außerhalb des Durchlaßbereiches im wesentlichen eine Durchlassung von null. Es ist eine sehr hohe Anzahl von Schichten erforderlich, um einen Filter mit dieser nahezu idealen Präzision zu erhalten. Es sollte verstanden werden, daß sich dieser sehr enge Durchlaßbereich für unterschiedliche Wellenlängen an unterschiedliche Rotationspositionen befindet. Mit anderen Worten kann ein herkömmlicher dichroitischer Filter als ein Monochrometer charakterisiert werden, das an unterschiedlichen Rotationspositionen eine andere Wellenlänge durchläßt.

[0114] Die Erzeugung jeder Schicht ist infolge der kontinuierlichen Rotationsvariation von dünn zu dicker kostspielig. Wenn viele Schichten erzeugt werden (für eine gute Präzision z. B. 100 oder mehr), sind folglich solche herkömmlichen Filter sehr kostspielig.

[0115] Erfindungsgemäß wird ein dichroitischer Filter offenbart, der sich deutlich von herkömmlichen dichroitischen Filtern unterscheidet. **Fig. 15** stellt einen Filter **1120** zusammen mit den Schritten dar, denen im Verfahren zum Herstellen eines Filters gefolgt wird.

[0116] Der dichroitische Filter wird in einer neuartigen Weise hergestellt, in der die mehreren optischen Schichten auf einem Substrat erzeugt werden, um ein keilförmiges Substrat zu bilden. Für einen Rotationsfilter wird das Substrat dann zerschnitten, um einen Rotationsplattenfilter zu bilden.

[0117] Zusätzlich weist der dichroitische Filter weniger Schichten als herkömmliche Filter auf. Dies sorgt für eine geringere Präzision der Durchlaßcharakteristik des Filters. **Fig. 4A–4C** stellen die optischen Durchlaßcharakteristiken für ausgewählte Wellenlängen eines exemplarischen Rotationsfilters dar, der nur 17 optischen Überzugsschichten aufweist. Wie in den **Fig. 17A–17C** veranschaulicht wird, ist die Durchlaßcharakteristik nicht so präzise wie die Durchlaßcharakteristik des Filters, die in **Fig. 18** dargestellt wird. Wie in den **Fig. 17A–17C** dargestellt, weist der dichroitische Filter mehrere Durchlaßbereiche für jede dargestellte Wellenlänge auf. Zusätzlich fällt die Durchlassung außerhalb der Durchlaßbereiche nicht völlig auf null, wie bei den herkömmlichen Präzisionsfiltern. Die reduzierte Präzision in den Durchlaßbereichen ist auf die reduzierte Anzahl von Schich-

ten im Filter zurückzuführen. Es sollte verstanden werden, daß die oben erläuterte Präzision nicht auf dichroitische Rotationsfilter beschränkt ist, sondern auch bei dichroitischen Filtern vorteilhaft sein kann, die in Schwingungen versetzt werden (z. B. durch eine Oszillation oder dergleichen), und für jeden anderen optischen Filter, der herkömmlicherweise eine hohe Präzision in den Durchlaßbereichen mit sich bringt. Die verminderte Präzision des Filters der vorliegenden Erfindung wird durch eine Signalverarbeitung ausgeglichen, wie im folgenden weiter erläutert wird, um die erforderliche Präzision zu erhalten. Auf diese Weise können die Kosten des Filters reduziert werden.

[0118] Wenn beide Aspekte des erfindungsgemäßen Filters verwendet werden (Schichtungsprozeß und reduzierte Anzahl der Schichten), ist der resultierende Filter sehr viel weniger kostspielig aufzubauen, als herkömmliche dichroitische Filter. Jedoch sollte beachtet werden, daß die Verwendung eines Aspekts der Kostenreduzierungen für sich genommen vorteilhaft ist. Zum Beispiel könnte ein herkömmlicher Rotationsfilter mit weit weniger Schichten hergestellt werden, jedoch unter Verwendung herkömmlicher Schichtungstechniken, so daß der Filter in seiner Dicke über die gesamte Umdrehung des Filters hinweg zunimmt. Alternativ könnte das hierin offenbarte Herstellungsverfahren verwendet werden, um einen Rotationsfilter mit herkömmlicher Präzision (z. B. viele Schichten) bei reduzierten Herstellungskosten infolge des verbesserten Herstellungsverfahrens zu bilden.

[0119] In dem Verfahren, das die Kosten der Schichtung des optischen Filters reduziert, wird ein ebenes Substrat **1110** (Fig. 15) mit optischen Schichten zunehmender Dicke beschichtet, um eine keilförmig beschichtete Schicht **1111** zu bilden. Es sollte beachtet werden, daß zum Zweck, die vorliegende Erfindung klar zu veranschaulichen, die Dicke des optischen Überzugs **1111** übertrieben worden ist, und in praktischen Anwendungen variiert die Dicke der optischen Schicht **1111** von grob 1,66 Mikrometern bis etwa 3,33 Mikrometern, mit einer durchschnittlichen Dicke von etwa 2,35 Mikrometern. Es sollte auch verstanden werden, daß diese Dicken ein Näherungswert sind und abhängig vom Brechungsindex der Schichtmaterialien variieren können. Daher werden die optischen Schichten, die den Filter definieren, eher quer über ein Substrat aufgetragen, als daß kontinuierlich Schichten in Umfangsrichtung aufgetragen werden, wobei folglich die Kosten des Filters beträchtlich reduziert werden. Der Filter stellt an diesem Punkt einen dichroitischen Filter bereit, der in Anwendungen mit oszillierendem Filter verwendet werden könnte.

[0120] Für einen Rotationsfilter wird, sobald die optischen Schichten **1111** auf das Substrat **1110** aufgetragen worden sind, ein zylindrischer Abschnitt **1112** von der keilförmigen Tafel abgeschnitten, die zusammen mit dem Substrat **1110** durch die optische Schicht **1111** gebildet wird. Es wird dann eine zylindrische Öffnung in der Mitte des zylindrischen Abschnitts **1112** gebildet, um ein Befestigungsloch zu bilden. In bestimmten Anwendungen ist es wünschenswert, einen optisch lichtundurchlässigen Streifen, wie einen Messingstreifen **1122** über einem Abschnitt der optischen Filterplatte **1120** zu bilden. Der Messingstreifen stellt einen Referenzabschnitt der Platte **1120** mit einer Durchlassung von null bereit, der in bestimmten Signalverarbeitungsanwendungen zur Rauschunterdrückung hilfreich sein kann.

[0121] Die obige Beschreibung stellt eine Erleichterung der Veranschaulichung zum Verständnis eines Aspekts der vorliegenden Erfindung bereit. Jedoch sollte verstanden werden, daß das Verfahren in der Praxis umfassen kann, zuerst das Substrat zu einer Platte zu schneiden. Danach werden die optischen Schichten auf die Platte aufgetragen, als ob die Platte noch quadratisch wäre, so daß der Überschuß auf die (nicht gezeigte) Plattform fällt, die die Platte im Vakuumtank hält. Auf diese Weise wird der Keil auf der Oberfläche der Platte **1120** gebildet, wie in Fig. 15 gezeigt.

[0122] Es wird verstanden werden, daß die Platte **1120** nicht kontinuierlich über den gesamten Umfang der Scheibe in ihrer Dicke zunimmt, sondern in ihrer Dicke zunimmt und dann in ihrer Dicke abnimmt. Jedoch können beide Hälften des Umfangs genutzt werden, wie im folgenden weiter beschrieben wird.

[0123] Zusätzlich zu den reduzierten Herstellungskosten des oben beschriebenen Filters ist eine minimale Anzahl optischer Überzugschichten angeordnet. In einer bevorzugten Ausführungsform sind 17 Schichten notwendig, um die gewünschte Auflösung zu erhalten.

[0124] Obwohl eine Reduzierung der Anzahl der Schichten zu weniger genauen Filtern führt, können solche Unvollkommenheiten in den digitalen Signalverarbeitungsschritten ausgeglichen werden. Zum Beispiel lassen herkömmliche dichroitische Filter, wie oben erläutert, typischerweise ein einziges Frequenzband auf einmal durch (Fig. 18), während es der Filter der bevorzugten Ausführungsform zulassen kann, daß mehrere Bänder durchgelassen werden, da dies berücksichtigt wird und durch die Signalverarbeitung kompensiert werden kann.

[0125] Es sollte hier beachtet werden, daß die Auflösung, die typischerweise für Anwendungen notwendig ist, die kostspieligere Interferometer oder Monochrometer umfassen, zur Analyse von Flüssigkeiten typischerweise nicht notwendig ist. Jedoch können zusätzliche Schichten mit größeren Abstandsintervallen hinzugefügt werden, um die Auflösung des Filters zu erhöhen.

Kompensierende digitale Signalverarbeitung

[0126] Wie oben kurz dargelegt, kann die Ungenauigkeit eines erfindungsgemäß hergestellten Filters, der eine minimale Anzahl optischer Schichten aufweist, durch eine Signalverarbeitung ausgeglichen werden.

[0127] **Fig. 19** ist ein Datenablaufplan, der das Verfahren detailliert darstellt, das verwendet wird, um die Ungenauigkeit des erfindungsgemäß hergestellten Filters zu kompensieren. Es sollte jedoch verstanden werden, daß vor der Laufzeit eine Initialisierung durchgeführt wird.

Vor-Laufzeit-Initialisierung

[0128] Die Initialisierung wird in der Fabrik oder zu einer anderen Zeit vor dem Gebrauch durchgeführt. Im allgemeinen wird eine Filtercharakteristikmatrix konstruiert, wie im folgenden unter Bezugnahme auf **Fig. 20** detaillierter beschrieben wird. Die Filtercharakteristikmatrix repräsentiert die Durchlaßcharakteristiken des dichroitischen Filters **1120** an unterschiedlichen Abschnitten des Filters **1120** und für verschiedene Lichtwellenlängen. Die Filtercharakteristikmatrix wird verwendet, um Anteile des elektrischen Signals zu extrahieren, das durch einen Detektor detektiert wird, die einfach auf die optische Schwächung zurückzuführen sind, die durch den Filter **1120** verursacht wird. Mit anderen Worten, kann durch Kenntnis der Filtereigenschaften die Ungenauigkeit des Filters berücksichtigt werden.

[0129] Die Filtercharakteristikmatrix ist eine zweidimensionale Matrix. Die Filtercharakteristikmatrix weist eine Spalte für jede Lichtwellenlänge auf, die charakterisiert wird, und eine Reihe für jede Position (Rotationsposition in der vorliegenden Erfindung) des Filters **1120**, an der die Charakterisierung (der Filtercharakteristik) durchgeführt wird. Folglich weist in einer Ausführungsform die Filtercharakteristikmatrix 16 Spalten und 256 Reihen auf, wenn 16 Wellenlängen charakterisiert werden und 256 Positionen des Filters **1120** definiert werden. Es sollte hier verstanden werden, daß es nicht notwendig ist, daß 16 unterschiedliche Wellenlängen verwendet werden; zur Erhöhung des Signal-Rausch-Verhältnisses ist die Verwendung von zusätzlichen Wellenlängen besonders vorteilhaft. Da etwa die Hälfte des einfallenden Lichts durch den Filter an jeder Position des Filters durchgelassen wird, wird dieselbe Wellenlänge mehrmals detektiert (obwohl jedesmal in einer eindeutigen Kombination mit anderen Wellenlängen), so daß die gesamte Signalintensität das 10 bis 100-fache der Intensität irgendeiner einzelnen Wellenlänge beträgt und sehr viel höher als der Rauschteppich ist. Dies wird für gewöhnlich als Felgate-Vorteil bezeichnet. Auf diese Weise wird die spektrale Antwort des gesamten Filters **1120** über die gemessenen Wellenlängen vollständig charakterisiert. Das Verfahren, das eingesetzt wird, um die Filtercharakteristikmatrix zu konstruieren, wie im folgenden unter Bezugnahme auf **Fig. 20** im Detail beschrieben.

Herleitung der Filtercharakteristikmatrix

[0130] **Fig. 17A–17D** veranschaulichen zusammen mit **Fig. 20** detaillierter das Verfahren, das eingesetzt wird, um die Filtercharakteristikmatrix zu erhalten. Die Herleitungsroutine wird in **Fig. 20** veranschaulicht und beginnt mit einem Anfangsblock **1800**.

[0131] Die Aktivitätsblöcke **1830–1845** veranschaulichten zusammen mit den **Fig. 17A–17D** das Verfahren, das erfindungsgemäß verwendet wird, um die Filtercharakteristikmatrix zu konstruieren.

[0132] Der Filter **1120** reflektiert und läßt in unterschiedliche Anteilen für unterschiedliche Wellenlängen an unterschiedlichen Stellen auf der Filterplatte **1120** optische Strahlung durch. Dies wird in **Fig. 17A–17C** deutlich veranschaulicht, wobei **Fig. 17A** die optischen Durchlassung von Licht bei einer Wellenlänge von 850 Nanometern repräsentiert, die als Funktion jeder der möglichen 256 Plattenrotationspositionen (für eine Ausführungsform) graphisch darstellt ist. Wie in **Fig. 17A** gezeigt, beträgt die Durchlassung von Licht bei 850 Nanometern, wenn sich die Platte **1120** an ihrer anfänglichen Startposition befindet (d. h. $\phi = 0$, wobei 0 die Rotationsposition des Filters **1120** repräsentiert), durch den Filter **1120** annähernd 10%, während dann, wenn die Platte **1120** gedreht wird, so daß $\phi = 32$, die optische Durchlassung von Licht bei 850 Nanometern durch den Filter **1120** annähernd 25% beträgt. Wiederum beträgt zwischen der Plattenrotationspositionen von $\phi = 128$ bis $\phi = 160$ die Durchlassung von Licht bei 850 Nanometern Wellenlänge durch den Filter **1120** annähernd 75%.

Folglich ist die optische Durchlassung für $\lambda = 850$ Nanometer über 256 Rotationspositionen des Plattenfilters **1120** vollständig charakterisiert, wie in **Fig. 17A** dargestellt.

[0133] **Fig. 17B** stellt die optischen Durchlaßcharakteristiken des Lichts bei 1150 Nanometern über dieselben 256 Rotationspositionen der Platte **1120** dar. Entsprechend stellt **Fig. 17C** eine graphische Darstellung der optischen Durchlassung des Lichts bei 1350 Nanometern durch den Plattenfilter **1120** bei jeder der 256 Rotationspositionen der Platte **1120** dar. In einer tatsächlichen Ausführungsform der Erfindung werden die optischen Durchlaßcharakteristiken des Filters **1120** für 256 Rotationspositionen bei jeder der 16 Wellenlängen zwischen 850 Nanometern und 1400 Nanometern beschrieben.

[0134] Folglich kann aus diesen Messungen eine Filtercharakteristikmatrix konstruiert werden, wie in **Fig. 17D** gezeigt. Die Filtercharakteristikmatrix, die in **Fig. 17D** als $F(\phi, \lambda)$ bezeichnet wird, weist 256 Reihen und 16 Spalten auf. Jede Spalte der Filtercharakteristikmatrix weist die spektralen Durchlaßcharakteristiken der Platte **1120** an jeder der 256 Rotationspositionen der Platte **1120** für die ausgewählte Wellenlänge für jene Spalte auf.

[0135] Um die Filtercharakteristikmatrix zu konstruieren, die in **Fig. 17D** dargestellt ist, wird der Filter **1120** an einer ersten Rotationsposition über alle 16 Wellenlängen beleuchtet, um die spektralen Durchlaßkoeffizienten für jede der 16 Wellenlängen zu erhalten, wie in einem Aktivitätsblock **1830** angegeben. Sobald die spektralen Durchlaßkoeffizienten für die erste Rotationsposition bestimmt worden sind, wie im Aktivitätsblock **1830** angegeben, wird der Filter an einer zweiten Rotationsposition (d. h. $\phi = 1$) über die 16 ausgewählten Wellenlängen bestrahlt, um spektrale Durchlaßkoeffizienten für die zweite Rotationsposition zu erhalten, wie in einem Aktivitätsblock **1835** dargestellt. Dieses Verfahren wird für jede der möglichen Rotationspositionen der Platte **1120** fortgesetzt, bis, wie in einem Aktivitätsblock **1840** angegeben, der Filter an der „m-ten“ oder letzten Rotationsposition (d. h. Position 256) des Plattenfilters **1120** über die 16 ausgewählten Wellenlängen beleuchtet wird, um die spektralen Durchlaßkoeffizienten für die letzte Rotationsposition zu erhalten. In einer bevorzugten Ausführungsform, wo ein Schrittmotor verwendet wird, werden die Rotationspositionen von Umdrehung zu Umdrehung der Platte **1120** präzise sein. Natürlich könnte ein Computer-Plattenmotor mit ausgeprägten Polen, der mit einer konstanten Drehzahl läuft, verwendet werden, vorausgesetzt, daß das Phasenzittern auf weniger als ein Teil von 256 minimiert wird.

[0136] Sobald spektrale Durchlaßkoeffizienten für alle 16 Wellenlängen aller 256 Rotationspositionen der Platte **1120** bestimmt worden sind, wird die Filtercharakteristikmatrix konstruiert, wie in einem Aktivitätsblock **1845** angegeben. Die Matrix wird durch Spalten und Reihen definiert, wobei Spalten Koeffizienten repräsentieren und Reihen die Wellenlänge durch Setzen von Koeffizienten repräsentieren. Sobald die Filtercharakteristikmatrix konstruiert wird, weist das System die notwendigen Randbedingungen zur Verarbeitung auf.

[0137] Es sollte verstanden werden, daß die Herleitung einer Filtercharakteristikmatrix für die Zwecke des Rotationsfilters **1120** beschrieben worden ist. Jedoch kann ein oszillierender Filter oder irgendein Filter mit definierten Positionen auf dem Filter, wie ein Fabry-Perot-Filter, und sogar feste Filter, wie jene, die in CCD-Anwendungen verwendet werden, gemäß der obigen Erläuterung charakterisiert werden.

Laufzeitverarbeitung

[0138] Eine Erläuterung der gesamten Verarbeitung, um die Ungenauigkeit des Filters durch die Verwendung der Filtercharakteristikmatrix zu berücksichtigen, wird unter Bezugnahme auf die **Fig. 16, 20** und **21** vorgenommen.

[0139] **Fig. 16** stellt die Verwendung des Filters **1120** in einem System zur Überwachung von Blutbestandteilen dar. **Fig. 6** stellt einen allgemeinen Ablaufplan für die Schritte der Berücksichtigung der Ungenauigkeit des Filters dar, um die Eigenschaften eines zu prüfenden Medium zu erhalten. **Fig. 20** stellt ein allgemeines Funktionsdiagramm des Prozesses zur Berücksichtigung der Filterungenauigkeit durch die Signalverarbeitung dar. Wie in **Fig. 19** dargestellt, wird der Start der Verarbeitung in einem Anfangsblock **1300** dargestellt. Zuerst werden Systemverwaltungs- und Selbsttestprozeduren ausgeführt, wie in einem Aktivitätsblock **1305** dargestellt. Kurz gesagt, beinhalten die Systemverwaltung und der Selbsttest Urladeoperationen und eine herkömmliche Initialisierung eines Selbsttests. Zum Beispiel stellt das System zuerst fest, ob es eine ausreichende Signalintensität gibt, um eine genaue Messung zu machen. Nachdem die Systemverwaltung und der Selbsttest abgeschlossen sind, wird die Lichtquelle **1110** (**Fig. 16** und **21**) aktiviert, um Licht **1115** durch den Filter **1120** zu senden, wie in einem Aktivitätsblock **1310** dargestellt. Anfänglich wird die Lichtquelle **1110** aktiviert, während kein Prüfmedium **1131** zwischen dem Filter **1120** und dem Detektor **1140** angeordnet ist. Folglich repräsentiert das

Licht, das durch einen Detektor **1140** (Fig. 16) detektiert wird, eine Grundlichtintensität (I_0), die als Test verwendet werden kann, um zum Beispiel sicherzustellen, daß keine Lampe, die zu dunkel oder zu hell ist, als Ersatzlampe eingesetzt wird. In einer Ausführungsform kann eine Linse **1117** (Fig. 21) zwischen der Lichtquelle und dem Filter **1120** vorgesehen werden, um fokussiertes Licht **1115** aus den Filter **1120** zu liefern.

[0140] Sobald die Anfangsgrundlichtintensitätskonstante bestimmt worden ist, wird das zu prüfende Medium **1131** eingefügt, wie in einem Aktivitätsblock **1312** angegeben.

[0141] Wie in einem Aktivitätsblock **1315** angegeben, wird das Licht, das auf den Detektor **1140** auftrifft, in ein elektrisches Signal umgewandelt, und dieses Signal wird in einem (nicht gezeigten) Vorverstärker verstärkt, mit dem (nicht gezeigten) Bandpaßfilter gefiltert, und durch einen Analog-Digital-Wandler **1142** abgetastet. Da der Filter **1120** rotiert (in einer tatsächlichen Ausführungsform mit annähernd 78,125 Umdrehungen pro Sekunde, obwohl andere Drehzahlen vorteilhaft sein könnten, wenn es die besondere Anwendung erfordert), sind Abtastwerte des elektrischen Signals, das durch den Detektor **1140** ausgegeben wird, für die Lichtintensität kennzeichnend, die an verschiedenen Rotationspositionen des Filters **1120** detektiert wird. In einer vorteilhaften Ausführungsform entspricht eine vollständige Drehung (d. h. 360°) des Filters **1120** 512 digitalen Abtastwerten. Das heißt, es werden 512 Abtastwerte innerhalb der Periode genommen, die einer Umdrehung des Filters **1120** entspricht. Wenn sich folglich zum Beispiel der Filter **1120** mit 78,125 Umdrehungen pro Sekunde dreht, dann werden 512 Abtastwerte innerhalb von annähernd $1/78$ einer Sekunde genommen, so daß die Abtastrate des Analog-Digital-Wandlers **1142** annähernd 40000 Abtastwerte pro Sekunde betragen wird.

[0142] Wie beschrieben, weist der erfindungsgemäß aufgebaute Filter **1120** redundante Bereiche innerhalb einer ganzen Umdrehung auf. Insbesondere ist der Filter **1120** mit symmetrischen Schichten versehen, so daß die erste Halbumdrehung des Filters ein Spiegelbild des Signals der zweiten Halbumdrehung des Filters **1120** liefert. Das heißt, wie in Fig. 15 dargestellt, daß der Filter in einer Keilform ausgebildet ist, so daß die Dicke in eine Richtung konstant ist und die Dicke in die senkrechte Richtung linear zunimmt. Folglich ist die zweite Halbumdrehung des Filters **1120** redundant. Aus diesem Grund könnten digitale Abtastwerte, die für eine Hälfte der Umdrehung des Filters **1120** genommen werden, verworfen werden, so daß es in jeder Drehung des Filters **1120** 256 Abtastwerte gibt, die eher zum Zweck der digitalen Signalverarbeitung verwendet werden, als 512 Abtastwerte in der oben beschriebenen Ausführungsform. Alternativ können durch Durchschnittsbildung entsprechender Werte alle 512 Abtastwerte zur Verarbeitung verwendet werden. In noch einer alternativen Ausführungsform kann die redundante Hälfte des Filters zur Filter- und Quelleneichung verwendet werden. Jeder der 256 Abtastwerte (wenn nur die Hälfte verwendet wird) repräsentiert einen anderen Abschnitt des Filters **1120**, der andere optische Durchlaßcharakteristiken aufweist.

[0143] Vorteilhafterweise ist der Filter **1120** insbesondere so gestaltet, daß er einen lichtundurchlässigen Streifen (d. h. den Messingstreifen **1122**) aufweist. Der digitale Signalprozessor **1145** detektiert, wann sich der lichtundurchlässige Streifen **1122** des Filters **1120** zwischen dem Licht **1115** und dem Detektor **1140** befindet, indem er die Intensität überwacht, die vom Detektor **1140** ausgegeben wird. Diese Intensität ist effektiv null, wenn das Licht durch den lichtundurchlässigen Streifen **1122** blockiert wird. Da der lichtundurchlässige Streifen **1122** im wesentlichen die gesamte optische Strahlung sperrt, die von der Quelle **1110** gesendet wird, wird jedes Signal, das aus dem optischen Detektor **1140** ausgegeben wird, wenn das Licht gesperrt ist (z. B. aus Umgebungslicht, thermischen Effekten usw.), als elektrisches Rauschen interpretiert werden, das nicht auf entweder die spektralen Absorptionseigenschaften des zu prüfenden Mediums **1131** oder die spektralen Durchlaßcharakteristiken des Filters **1120** zurückzuführen ist. Folglich interpretiert der digitale Signalprozessor **1145** das Signal, das am Ausgang des optischen Detektors **1140** vorhanden ist, wenn der Messingstreifen **1122** zwischen der Lichtquelle **1110** und dem optischen Detektor **1140** liegt, als stochastisches Rauschen, das anschließend von allen Signalen abgezogen wird, die aus dem optischen Detektor **1140** ausgegeben werden. In einer Ausführungsform wird dies einfach erreicht, indem der digitale Wert, der dem detektierten Rauschpegel entspricht, von jedem der digitalen Werte subtrahiert wird, die dem detektierten Signalabtastwerten entsprechen, die im Aktivitätsblock **1315** erhalten werden. Alternativ könnte ein Verschlußmechanismus innerhalb des Lichtwegs angeordnet werden, oder die Lampe **1110** könnte vorübergehend ausgeschaltet werden, um denselben Effekt zu erzielen. Auf diese Weise wird das elektrische Rauschen, das dem System innewohnt, entfernt, so daß jene elektrischen Signale, die auf die optischen Durchlaßcharakteristiken des Filters **1120** (und des Prüfmediums **1130**) zurückzuführen sind, in den weiteren Verarbeitungsschritten berücksichtigt werden.

[0144] Sobald das stochastische Rauschen, das dem System innewohnt, extrahiert worden ist, geht die Kontrolle vom Aktivitätsblock **1315** an einen Aktivitätsblock **1323** über. Im Aktivitätsblock **1323** wird das Signal durch I_0 dividiert, um das Signal zu normieren. Das normierte Signal wird anschließend in einem Aktivitätsblock **1325** verarbeitet, um eine Signalintensitätsmatrix oder einen Vektor aus den Abtastwerten aufzubauen, die im

Aktivitätsblock **315** erhalten werden (wobei die Subtraktion des elektrischen Rauschens und die Signalnormierung berücksichtigt wird, die im Aktivitätsblock **1323** durchgeführt wird) **Fig. 21** stellt eine Signalintensitätsmatrix I_{ϕ_m} dar.

[0145] Die Signalintensitätsmatrix **1000** (**Fig. 21**) ist eine einspaltige Matrix (die manchmal als Vektor bezeichnet wird), die 256 Signalintensitätswerte enthält (in der vorliegenden Ausführungsform z. B. einen Wert für jede abgetastete Rotationsposition des Filters **1120**). Folglich wird der Signalintensitätsvektor **1000** durch direkte Messung des optischen Signals erhalten, das sowohl durch den Filter **1120** als auch das Prüfmedium **131** geht, und wird durch den optischen Detektor **1140** detektiert. Natürlich werden die Werte, die verwendet werden, um den Signalintensitätsvektor **1000** zu bilden, aus der Amplitude der Signale entnommen, die aus dem Detektor **1140** ausgegeben werden, nach der Subtraktion des Rauschens von jedem Abtastwert. Wenn jede Rotationsposition eines Filters **1120**, die durch den Analog-Digital-Wandler **1170** abgetastet wird, durch das Symbol ϕ bezeichnet wird, dann wird ϕ_1 der ersten Rotationsposition des Filters **1120** entsprechen, ϕ_2 wird der zweiten Rotationsposition des Filters **1120** entsprechen, bis ϕ_{256} , das der letzten Rotationsposition des Filters **1120** entspricht, bevor ϕ_1 erneut genommen wird. Bei Verwendung dieser Bezeichnung entspricht I_{ϕ_1} der Intensität des Lichts, das durch den optischen Detektor **1140** detektiert wird, wenn sich der Filter **1120** in der ersten Rotationsposition ϕ_1 befindet, I_{ϕ_2} entspricht der Intensität des Lichts, das durch den optischen Detektor **1140** detektiert wird, wenn sich der Filter **1120** in der zweiten Rotationsposition ϕ_2 befindet, usw. Folglich weist die Signalintensitätsmatrix eine einspaltige Matrix auf, die 256 digitale Werte von I_{ϕ_1} bis $I_{\phi_{256}}$ aufweist, die den optischen Intensitäten entsprechen, die an jeder der Rotationspositionen des Filters **1120** detektiert werden. In einer Ausführungsform wird von den Intensitätswerten für mehrere Umdrehungen der Durchschnitt genommen, um die Signalintensitätsmatrix zu bilden.

[0146] Sobald im Aktivitätsblock **1325** (**Fig. 19**) der Signalintensitätsvektor erhalten worden ist, der im folgenden als $I(\phi)$ bezeichnet wird, und die Filtercharakteristikmatrix, die im folgenden als $F(\phi, \lambda)$ bezeichnet wird, erhalten worden ist, wie oben erläutert, und als Dateneingabe in einen Block **1333** dargestellt wird, kann die Signalintensitätsmatrix zusammen mit der Filtercharakteristikmatrix verwendet werden, um eine Matrix zu erhalten, die nur für die optischen Absorptionseigenschaften des Prüfmediums **1131** kennzeichnend sind, wie in den Aktivitätsblöcken **1330**, **1331** dargestellt. Das heißt, da die gesamte optische Absorption bekannt ist, da sie in der Signalintensitätsmatrix $I(\phi)$ gemessen wird, und die optischen Durchlaßcharakteristiken des Filters **1120** bekannt sind, da sie durch die Filtercharakteristikmatrix $F(\phi, \lambda)$ repräsentiert werden, kann die optische Absorption des detektierten Lichts infolge der Eigenschaften des Prüfmediums **1131** bestimmt werden, indem die optischen Durchlaßcharakteristiken infolge des Filters aus dem kombinierten Intensitätsvektor $I(\phi)$ entfernt werden. Dies wird erreicht, indem zuerst die inverse Transformation der Filtermatrix genommen wird, wie im Aktivitätsblock **1331** dargestellt, und anschließend der Signalintensitätsvektor $I(\phi)$ durch die inverse Filtermatrix dividiert wird, wie im Aktivitätsblock **1330** dargestellt.

[0147] Wenn die Durchlassung durch das Prüfmedium **1131** als $T(\lambda)$ bezeichnet wird, wobei die Durchlassung von Licht durch das Prüfmedium **1131** als Funktion der Wellenlänge definiert wird, und die Durchlassung von Licht durch eine ausgewählte Rotationsposition (z. B. wenn $\phi = 0$, was 0° entspricht) eines Filters **1120** als Funktion der Wellenlänge erhalten wird und durch die Funktion $F(\phi, \lambda)$ bezeichnet wird, wird die Kombination, oder Faltung, der optischen Absorption infolge des Prüfmediums **1131** und des Filters **1120** über dieselben Wellenlängen durch die Funktion $I(\phi)$ bezeichnet. Um $T(\lambda)$ aus dem Intensitätsvektor $I(\phi)$ und der Filterdurchlaßmatrix $F(\phi, \lambda)$ zu erhalten, werden der Intensitätsvektor $I(\phi)$ und die Inverse $F^{-1}(\phi, \lambda)$ multipliziert.

[0148] Die Funktionen $I(\phi)$ und $F(\phi, \lambda)$ können durch die Signalintensitäts- bzw. Filtercharakteristikmatrizen repräsentiert werden. Folglich kann dann, da

$$I(\phi) = F(\phi, \lambda) \times T(\lambda) \quad (13)$$

und $I(\phi)$ eine einspaltige Matrix (Vektor) repräsentiert, die einen Intensitätswert für jeden Rotationspositions- wert ϕ enthält, während $F(\phi, \lambda)$ eine zweidimensionale Matrix repräsentiert, die einen Filterdurchlaßkoeffizien- tenwert für jeden Wert von ϕ und jeden Wert von λ (**Fig. 17D**) enthält, die Funktion $T(\lambda)$, die für die optische Durchlassung durch das Prüfmedium **1131** repräsentativ ist, als eine einspaltige Matrix dargestellt werden, die Werte für jeden der verschiedenen Wellenlängenwerte λ aufweist.

[0149] Gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung werden 16 Wellenlängen über den Bereich von 850 Nanometern bis 1400 Nanometern zu dem Zweck ausgewählt, die spektralen Eigenschaften des Prüf- mediums **1131** ebenso wie des Filters **1120** zu charakterisieren.

[0150] Die Matrixform der Gleichung (1) oben wird unten gezeigt:

$$\begin{array}{ccc}
 I(\phi) & F(\phi, \lambda) & T(\lambda) \\
 \begin{bmatrix} I_{\phi 1} \\ I_{\phi 2} \\ \vdots \\ I_{\phi m} \end{bmatrix} & = \begin{bmatrix} f_{\phi 1 \lambda 1} & f_{\phi 1 \lambda 2} & \cdots & f_{\phi 1 \lambda n} \\ f_{\phi 2 \lambda 1} & \ddots & \cdots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \cdots & \vdots \\ f_{\phi m \lambda 1} & \cdots & \cdots & f_{\phi m \lambda n} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} t_{\lambda 1} \\ t_{\lambda 2} \\ \vdots \\ t_{\lambda n} \end{bmatrix} & (14)
 \end{array}$$

[0151] Wie in Gleichung (2) gezeigt, ist die Signalintensitätsmatrix $I(\phi)$ gleich dem Produkt der zweidimensionalen Filtercharakteristikmatrix $F(\phi, \lambda)$ und der einspaltigen Prüfmediummatrix $T(\lambda)$. In dieser Gleichung sind zwei der Matrizen gegeben (d. h. $I(\phi)$ und $F(\phi, \lambda)$). Folglich kann die dritte Matrix $T(\lambda)$, die die optischen Durchlaßcharakteristiken des Prüfmediums **1131** für die 16 ausgewählten Wellenlängen zwischen 850 Nanometer und 1400 Nanometer repräsentiert, erhalten werden, indem einfach die Inverse der Filtercharakteristikmatrix, die als $F^{-1}(\phi, \lambda)$ bezeichnet wird, mit der Signalintensitätsmatrix $I(\phi)$ multipliziert wird, wobei herkömmliche Matrixinversions- und Multiplikationstechniken verwendet werden, wie unten gezeigt.

$$\begin{array}{ccc}
 T(\lambda) & F^{-1}(\phi, \lambda) & I(\phi) \\
 \begin{bmatrix} t_{\lambda 1} \\ t_{\lambda 2} \\ \vdots \\ t_{\lambda n} \end{bmatrix} & = \begin{bmatrix} f_{\phi 1 \lambda 1} & f_{\phi 2 \lambda 2} & f_{\phi 1 \lambda m} \\ f_{\phi 2 \lambda 1} & \ddots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ f_{\phi m \lambda 1} & \cdots & f_{\phi m \lambda n} \end{bmatrix}^{-1} \cdot \begin{bmatrix} I_{\phi 1} \\ I_{\phi 2} \\ \vdots \\ I_{\phi m} \end{bmatrix} & (15)
 \end{array}$$

[0152] Folglich wird, wie in einem Aktivitätsblock **1331** angegeben, die inverse Transformation der Filtercharakteristikmatrix, $F^{-1}(\phi, \lambda)$ vorgenommen, und dann wird diese inverse Matrix im Aktivitätsblock **1330** mit der Signalintensitätsmatrix, $I(\phi)$ multipliziert, um die Frequenzantwort des Prüfmediums **1131** zu erhalten, die durch die Prüfmedium-Charakteristikmatrix, oder den Durchlaßvektor $T(\lambda)$ ausgedrückt wird.

[0153] **Fig. 21** stellt diese Operation in bildlicher Form dar. Wie in **Fig. 21** gezeigt, emittiert die Lichtquelle **110** Licht, das durch die Linse **1117** und den Filter **1120** geht, um gefilterte optische Strahlung **1125** bereitzustellen. Die optische Strahlung **125** geht durch das zu untersuchende Medium **1131**, um ein optisches Signal bereitzustellen, das verwendet wird, um die Signalintensitätsmatrix **1000** zu erzeugen.

[0154] Die Signalintensitätsmatrix **1000** wird mit dem Inversen der Filtercharakteristikmatrix **1010** multipliziert, wie innerhalb eines Blocks **1005** angegeben. Wie in **Fig. 21** gezeigt, wird die Filtercharakteristikmatrix **1010** aus einer Analyse des Filters **1120** hergeleitet, wie oben beschrieben. Die inverse Transformation der Filtercharakteristikmatrix **1010** wird mit dem Signalintensitätsvektor **1000** multipliziert, um die optische Frequenzantwortmatrix, oder den Durchlaßvektor, **1015** zu erhalten.

[0155] Die weitere Verarbeitung hängt von der gewünschten Analyse des Prüfmediums ab.

Anwendungen, die die Blutzuckerüberwachung beinhalten

[0156] Wie oben erwähnt, könnte der Filter bei der Überwachung von Blutzuckerspiegeln in einem Patienten, wie einem Diabetiker, verwendet werden, ohne die Entnahme von Blut zu erfordern. Diese Anwendung wird im folgenden kurz beschrieben.

[0157] Fig. 3 stellt schematisch den Filter **1120** im Betrieb als einen optischen Filter in einer Blutzuckerüberwachungsvorrichtung dar. Optische Strahlung **1115**, die aus einer Lichtquelle **1110** emittiert wird, wird über einen Linsenaufbau **1117** fokussiert (der eine Faseroptik oder dergleichen aufweisen kann) und geht durch den Filter **1120**. Der dichroitische Filter **1120** weist ein optisch durchlässiges, drehbares Plattensubstrat auf, das mit optischen Beschichtungen überzogen ist, die unterschiedliche Dicken aufweisen, um die breitbandige optische Strahlung **1115** durch ein Spektrum vom nahen Infrarot (NIR) (z. B. 700 nm) zu Infrarot (IR) (z. B. 1400 nm) zu modulieren. Der Filter **1120** weist ferner den optisch lichtundurchlässigen Streifen **1122** auf, der zum Beispiel Messing oder ein gewisses anderes Metall aufweisen kann, der von der Mitte der Filterplatte **1120** radial nach außen angeordnet ist. Der lichtundurchlässige Streifen stellt einen „0“-Stellungsanzeige und eine optische Intensität von Null, oder elektrischen Offset bereit. Die Filterplatte **1120** wird in einer bevorzugten Ausführungsform durch einen ruhiglaufenden Plattenantriebsmotor in einer Kreisbewegung angetrieben; jedoch könnte wegen seiner bekannten Phasenbedingung vorteilhaft ein Schrittmotor verwendet werden. Die gefilterte optische Strahlung **1125** aus dem Filter **1120** geht durch ein fleischiges Medium, das mit Blut durchtränkt ist, wie eine Fingerspitze **1130**. In einigen Anwendungen kann es wünschenswert sein, zwischen dem Filter **1120** und dem Finger **1130** eine Fokussierlinse oder anderen optischen Kanal vorzusehen. Das Licht, das durch den Finger **1130** geht, wird durch einen Detektor **1140** detektiert. Im allgemeinen wird das Detektionssignal aufbereitet und in der Analog-Digital-Umwandlungsschaltung **1142** in eine digitale Form umgewandelt. Der digitale Signalprozessor **1145** nimmt die digitalen Signale auf und trägt der Ungenauigkeit des dichroitischen Filters Rechnung.

[0158] Wenn im Betrieb Licht **1115** aus der Breitband-Lichtquelle **1110** über einen Wellenlängenbereich von annähernd 700 Nanometer bis 1400 Nanometer emittiert wird, (oder 850–1700 Nanometer in einer anderen Ausführungsform, wo die oberen und unteren Wellenlängen ein Verhältnis von annähernd 2 : 1 aufweisen) strahlt dieses Breitband-Licht **1115** durch den rotierenden dichroitischen Filter **1120**. Es sollte beachtet werden, daß das Licht **1115** mittels einer Faseroptik, einem Linsenaufbau (z. B. die Linse **1117**), oder dergleichen auf einen Abschnitt des Filters **1120** fokussiert wird. Da sich der dichroitische Filter **1120** dreht, wird das Breitband-Licht **1115** durch einen Abschnitt des dichroitischen Filters **1120** gefiltert, wobei die gefilterte optische Strahlung **1125** erzeugt wird. Wie oben angegeben, ist der dichroitische Filter **1120** mit optischen Schichten veränderlicher Dicke überzogen, so daß unterschiedliche Anteile des dichroitischen Filters **1120** unterschiedliche Wellenlängen des Lichts durchlassen. Wenn sich folglich der Filter **1120** dreht, weist die optische Strahlung **1125**, die aus dem Filter abgegeben wird, optische Strahlung unterschiedlicher Wellenlängen auf. In einer Ausführungsform wird eine Faseroptik verwendet, um die optische Strahlung **1125**, die aus einem Abschnitt des Filters **1120** emittiert wird, in den Finger des Patienten **1130** zu koppeln. Es sollte hier angemerkt werden, daß, da die optischen Eigenschaften des Filters **1120** sorgfältig gemessen werden können und die Drehzahl des dichroitischen Filters **1120** bekannt ist, das zeitveränderliche Muster der optischen Strahlung **1125**, die aus dem Filter **1120** emittiert wird, um den Finger **1130** zu beleuchten, wohldefiniert ist, und daher während der Signalverarbeitung verwendet werden kann, um den Betrag der Schwächung zu bestimmen, der auf den optischen Filter **1120** zurückzuführen ist.

[0159] Die optische Strahlung **1125** die verwendet wird, um den Finger **1130** zu beleuchten, geht durch den Finger **1130**, um das detektierbare Licht **1135** zu erzeugen. Wie in der Technik wohlbekannt ist, geht etwas der optischen Strahlung **1125** ungehindert durch den Finger **1130**, etwas der optischen Strahlung **1125** wird im Finger **1130** reflektiert, um eine Streuung zu erzeugen. Die gestreute Strahlung, die durch den Finger **1130** durchgelassen wird, macht zusammen mit dem Licht, das ungehindert durch den Finger **1130** geht, das Licht **1135** aus. Etwas der optischen Strahlung **1125** wird durch Bestandteile innerhalb des Fingers **1130** absorbiert.

[0160] Es ist bekannt, daß der Finger **1130** einen Fingernagel, Haut, Knochen, Fleisch und Blut enthält. Das Blut selbst weist hauptsächlich Wasser, Oxyhämoglobin, Hämoglobin, Lipide, Protein und Glukose. Jeder dieser Bestandteile im Finger (z. B. Nerven, Muskelgewebe usw.) trägt zur Absorption und Streuung der optischen Strahlung **1125** durch den Finger **130** bei. Die Absorption der optischen Strahlung durch ein nichthomogenes Medium folgt typischerweise wohldefinierten Gesetzen in Bezug auf die für sich genommenen optischen Eigenschaften der Bestandteile. Näherungen dieser Gesetze werden in den Gleichungen für das Lambert-Beer-Gesetz ausgedrückt, wobei Anwendungen mit niedriger Streuung sehr eng den Lambert-Beer-Gleichungen folgen. Das Licht **1135**, das durch den Finger **1130** geht, fällt auf den optischen Detektor **1140**. Der

optische Detektor **1140** erzeugt ein elektrisches Signal, das proportional zur Gesamtintensität des Lichts **1135** ist.

[0161] Obwohl das Licht **1135** typischerweise bei unterschiedlichen Wellenlängen unterschiedliche Intensitäten aufweist, erzeugt der optische Detektor **1140** ein elektrisches Signal, das proportional zu der Fläche ist, die unter der spektralen Antwortkurve des Lichts **1135** innerhalb des optischen Bandes enthalten ist, das durch den Detektor **1140** detektiert wird. Das heißt, der optische Detektor **1140** empfängt Licht, das bei unterschiedlichen Wellenlängen unterschiedliche Intensitäten aufweist. Die detektierten Wellenlängen sind infolge der Eigenschaften des Detektors **1140** über ein Band von annähernd 850 nm bis 1700 nm beschränkt, so daß, wenn die Intensität als Funktion der Wellenlänge aufgetragen wird, um eine spektrale Antwortkurve zu erhalten, die Fläche unter der spektralen Antwortkurve für die durchschnittliche optische Strahlungsintensität kennzeichnend sein wird, die auf den Detektor **1140** fällt. Folglich ist das elektrische Signal, das durch den Detektor **1140** erzeugt wird, proportional zur gesamten (d. h. durchschnittlichen) Intensität des Lichts **1135**.

[0162] Der erfindungsgemäß aufgebaute Filter **1120** weist redundante Bereiche innerhalb einer ganzen Umdrehung auf. Insbesondere ist der Filter **1120** mit symmetrischen Schichten versehen, so daß die erste Halbumdrehung des Filters im wesentlichen symmetrisch zu dem Signal der zweiten Halbumdrehung des Filters **1120** ist. Das heißt, wie in Fig. 15 dargestellt, daß der Filter in einer Keilform ausgebildet ist, so daß die Dicke in eine Richtung konstant ist und die Dicke in die senkrechte Richtung linear zunimmt. Folglich ist die zweite Halbumdrehung des Filters **1120** redundant. Aus diesem Grund könnten digitale Abtastwerte, die für eine Hälfte der Umdrehung des Filters **1120** genommen werden, verworfen werden, so daß es in jeder Drehung des Filters **1120** 128 Abtastwerte gibt, die eher zu Zwecken der digitalen Signalverarbeitung verwendet werden, als 256 Abtastwerte in einer Ausführungsform. Natürlich wird erkannt werden, daß einige der Abtastwerte infolge des lichtundurchlässigen Streifens verloren gehen. Alternativ können durch Durchschnittsbildung entsprechender Werte alle 256 Abtastwerte zur Verarbeitung verwendet werden. In noch einer alternativen Ausführungsform kann die redundante Hälfte des Filters zur Filter- und Quelleneichung verwendet werden. Jeder der 128 Abtastwerte (wenn nur die Hälfte verwendet wird) repräsentiert einen anderen Abschnitt des Filters **1120**, der andere optische Durchlaßcharakteristiken aufweist.

Herstellungsspezifikationen für den optischen Filter

[0163] In einer vorteilhaften Ausführungsform zur Blutzuckermessung sind die Herstellungsspezifikationen für den Filter **1120** wie folgt:

Größe:	20 mm Breite × 20 mm Wellenlängenumfang, linearer Mehrschichtüberzug
Substrat:	25 mm OD-Glasplatte mit 7,5 mm Wellenloch in der Mitte
Durchlaßwellenlänge:	700–1400 Nanometer
Halbwertsbandbreite:	50 bis 200 Nanometer, Bänder können sich wiederholen
Sperrung:	keine
Umgebung:	Beständigkeit gegen kondensierende Feuchtigkeit, 0–70 °C

[0164] Die Durchlaßbereichskanten sind so hergestellt, daß sie eine Bandkante von 20 Nanometern unterscheiden.

[0165] Der Durchlaßbereich kann sich innerhalb des Fensters mit einem so kleinen Abstand wie 400 cm^{-1} oder 17–18 Perioden innerhalb des Fensters wiederholen. Die Durchlaßbereich-Mittendurchlässigkeit sollte 100% nahekommen, und der Bereich zwischen den Durchlaßbereichen sollte 100% Reflexion nahekommen.

[0166] Die Sperranforderungen außerhalb des Fensters sind nicht kritisch. Sie können durch Bandkantenmaterialien wie RG660, RG700, oder Halbleiter, oder O-H-Bänder begrenzt werden, die typischerweise in Glas unter 7100 cm^{-1} gefunden werden.

[0167] Nur die Fähigkeit, Wellenzahlbänder nahe 200 cm^{-1} mit einer oder mehreren Bandkanten aufzulösen, sollte die Kosten begrenzen.

Eigenschaften der vorliegenden Ausführungsform

[0168] Vorzugsweise wird der Filter kein Fenster aufweisen, das enger als 8000 bis 11000 cm^{-1} oder etwa 910 bis 1250 nm ist. Die Bandbreite ist vorteilhafterweise breiter als 200 cm^{-1} , und die Bandkante ist vorteilhafterweise enger als 200 cm^{-1} . Das Durchlaßmaximum des Hauptbandes liegt vorteilhafterweise über 80% , und das Durchlaßminimum beträgt vorteilhafterweise weniger als 20% . Alle anderen Bänder sollten wiederholbar sein, Einheit für Einheit; wenn sie es jedoch nicht sind, könnte ein Eich-ROM entsprechend dem DSP verwendet werden, um die Anfangseichung der einzelnen Filter durchzuführen.

Mechanische Begrenzungen und Eigenschaften der vorliegenden Ausführungsform

[0169] Der lineare Filter wird für tragbare In-Vivo-Anwendungen vorteilhafterweise mit weniger als 4800 min^{-1} um seine Mitte gedreht (obwohl nahezu 48000 min^{-1} in bestimmten industriellen Anwendungen geeignet sein könnten), mit einer Öffnung; die an einem Radius von minimal 9 mm bis maximal 45 mm zentriert ist, mit einem lichten Öffnungsdurchmesser von 1 mm bis 3 mm und einer numerischen Apertur von $0,12$ bis $0,40$. Der Lichtweg geht durch einen kleinen kreisförmigen Abschnitt, wobei er sich längs eines ringförmigen Bereichs des rotierenden Filters bewegt, wobei er eine sinusförmige Abtastung der Wellenlängen bewirkt, obwohl sie linear angeordnet sind.

[0170] Für ein dynamisches Gleichgewicht und niedrige Turbulenzen ist der lineare Filter auf einem kreisförmigen Substrat angeordnet. Da das Zentrum optisch nicht verwendet wird, wird ein Wellenbefestigungsloch mit Standarddurchmesser bevorzugt; der größte Teil der gegenwärtigen Hardware in der Erfindung verwendet entweder einen Durchmesser von $0,5000-0,000$, $+0,0005$ ", oder $7,5-0,0 + 0,1\text{ mm}$. Für einen kleinen Filter, mit z. B. 20 mm Durchmesser, könnte eine Klebung auf der unbeschichteten Seite erwogen werden. Man beachte, daß die Filterfassung keine Speichen oder eine andere strukturelle Unterbrechung des Lichtwegs aufweist.

[0171] Obwohl oben die bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung beschrieben und veranschaulicht worden sind, werden Fachleute erkennen, daß verschiedene Änderungen und Modifikationen an der vorliegenden Erfindung den Rahmen der Erfindung nicht verlassen. Zum Beispiel könnten die Prinzipien und Verfahren der vorliegenden Erfindung verwendet werden, um Spurenelemente im Blutstrom zu detektieren (z. B. zur Arzneimittelpfprüfung usw.). Folglich ist der Rahmen der vorliegenden Erfindung nur durch den Rahmen der folgenden beigefügten Ansprüche begrenzt.

Patentansprüche

1. System (**100**), das dazu eingerichtet ist, nicht-invasiv einen Blutbestandteil im Gewebe eines Lebewesens zu überwachen, wobei das System (**100**) eine Lichtquelle (**301**), die angepaßt ist, mehrere Wellenlängen zu emittieren und angeordnet ist, um Strahlung durch ein Gebiet eines Beobachtungsbereichs des Gewebes zu senden, und einen optischen Detektor (**320**) aufweist, der angeordnet ist, um die gesendete Strahlung nach der Ausbreitung durch das Gewebe zu detektieren, wobei der optische Detektor (**320**) dazu eingerichtet ist, ein Ausgangssignal zu erzeugen, das für die Intensität der Strahlung nach einer Schwächung durch das fleischige Medium kennzeichnend ist, wobei das System ferner aufweist:

eine aktive Impulsvorrichtung (**150**), die angepaßt ist, eine periodische Änderung im Blutvolumen im fleischigen Medium mit einem Induzierungspegel zu induzieren, der so ausgewählt ist, daß er nicht mehr als eine minimale Störung der optischen Eigenschaften im Gewebe in dem Gebiet des Beobachtungsbereichs verursacht, wobei der Induzierungspegel ausreichend ist, eine Modulation im detektierten Signal zwischen etwa 1% und etwa 10% zu bewirken; und

einen Signalprozessor (**334**), der mit dem Detektor (**320**) gekoppelt ist und auf das Ausgangssignal reagiert, um das Ausgangssignal zu analysieren, um Anteile des Signals zu extrahieren, die auf die optischen Eigenschaften des Bluts zurückzuführen sind, um die Konzentration des Bestandteils im Blutstrom des Lebewesens zu bestimmen.

2. System nach Anspruch 1, wobei die aktive Impulsvorrichtung (**150**) angepaßt ist, eine periodische Änderung im Blutvolumen im fleischigen Medium zu bewirken, die unabhängig vom natürlichen Blutstrom im fleischigen Medium ist.

3. System nach Anspruch 1, wobei die aktive Impulsvorrichtung (**150**) angepaßt ist, eine periodische Änderung im Blutvolumen im fleischigen Medium in Verbindung mit dem natürlichen Blutstrom im fleischigen Medium zu bewirken.

4. System nach Anspruch 1, wobei der Bestandteil Blutzucker ist.

5. System nach Anspruch 1, das ferner ein Behältnis aufweist, das das fleischige Medium aufnimmt, wobei das Behältnis ferner eine aufblasbare Blase (**516**) aufweist.

6. System nach Anspruch 1, das ferner ein Behältnis aufweist, das das fleischige Medium aufnimmt, wobei das Behältnis ferner ein Temperaturvariationselement aufweist, wobei das Temperaturvariationselement zyklisch die Temperatur des fleischigen Mediums variiert, um eine Änderung im Blutstrom im fleischigen Medium zu induzieren.

7. System nach Anspruch 1, wobei die aktive Impulsvorrichtung (**150**) angepaßt ist, eine periodische Änderung im Blutvolumen im fleischigen Medium mit einem Induzierungspegel zu induzieren, der ausreicht, um eine Modulation im detektierten Signal von etwa 1% bis etwa 5% zu verursachen.

Es folgen 24 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

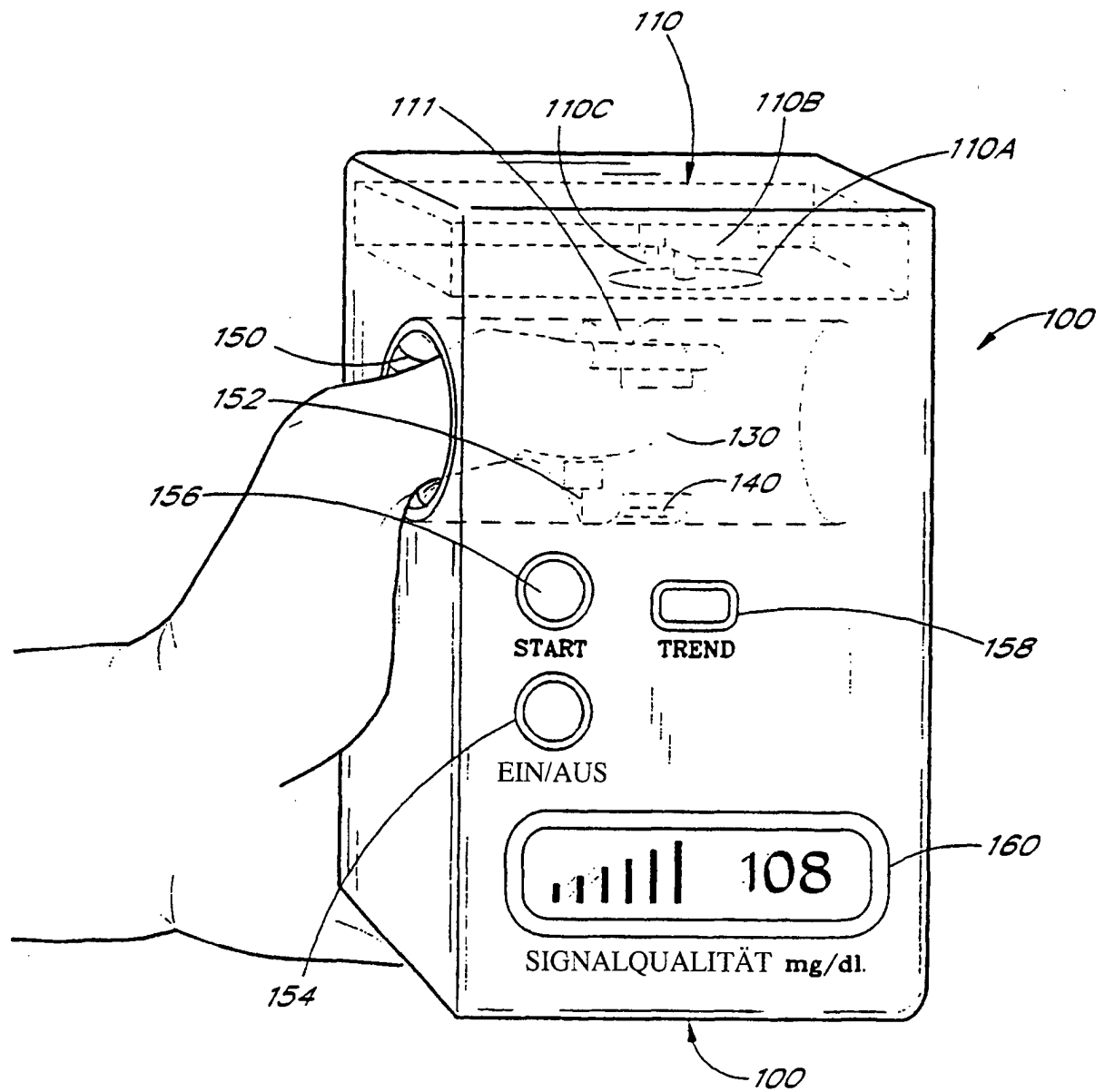


FIG. 1

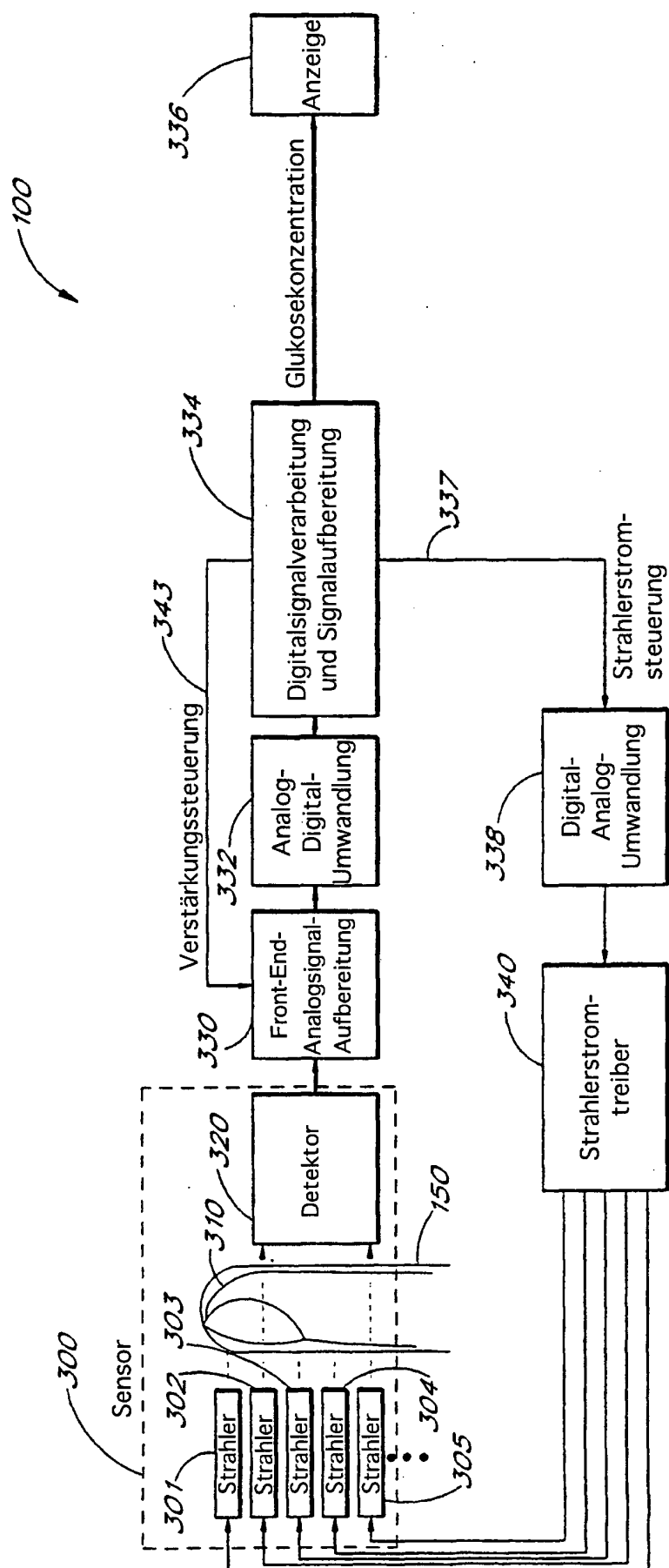


FIG. 2

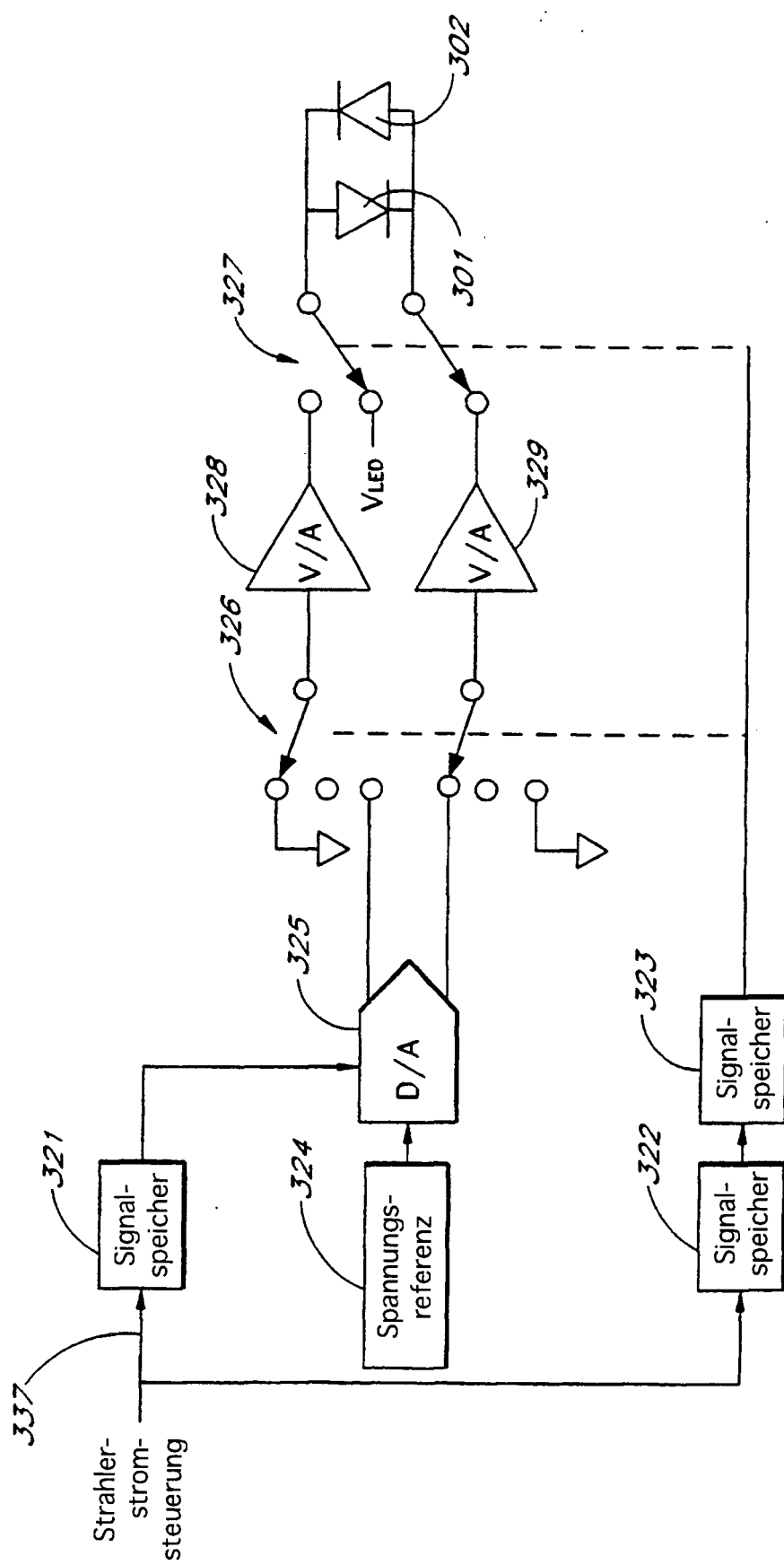


FIG. 2A

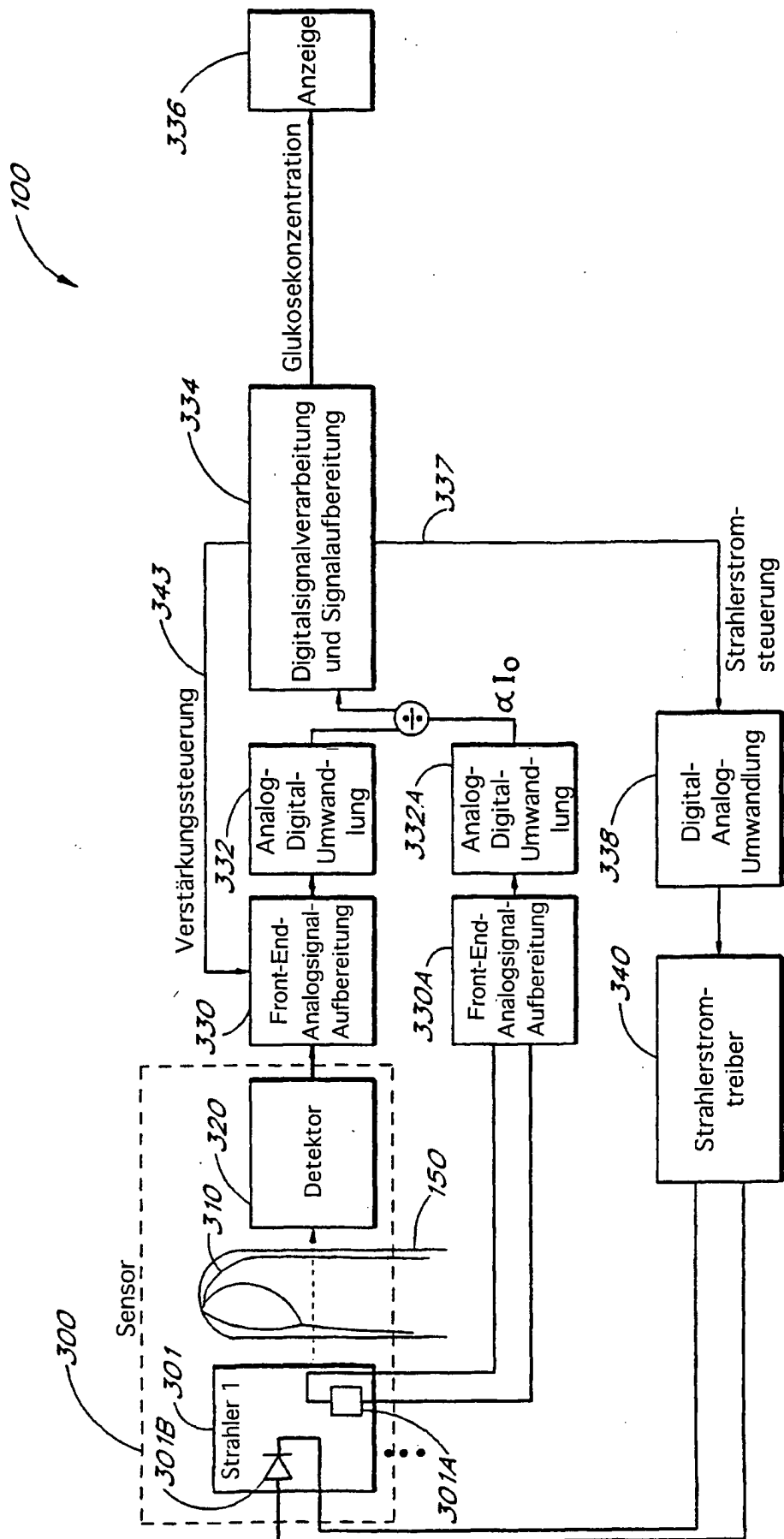


FIG. 2B

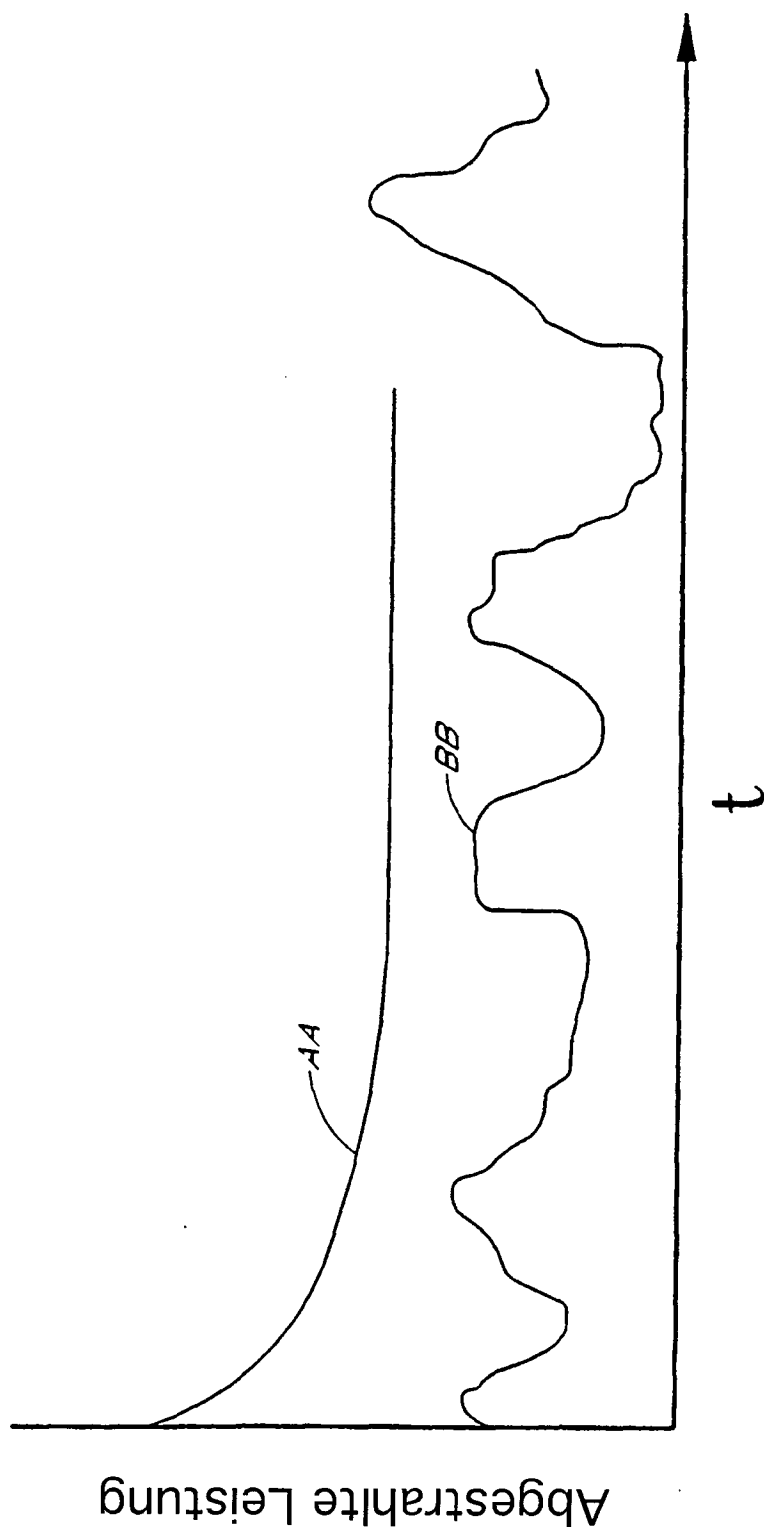


FIG. 2C

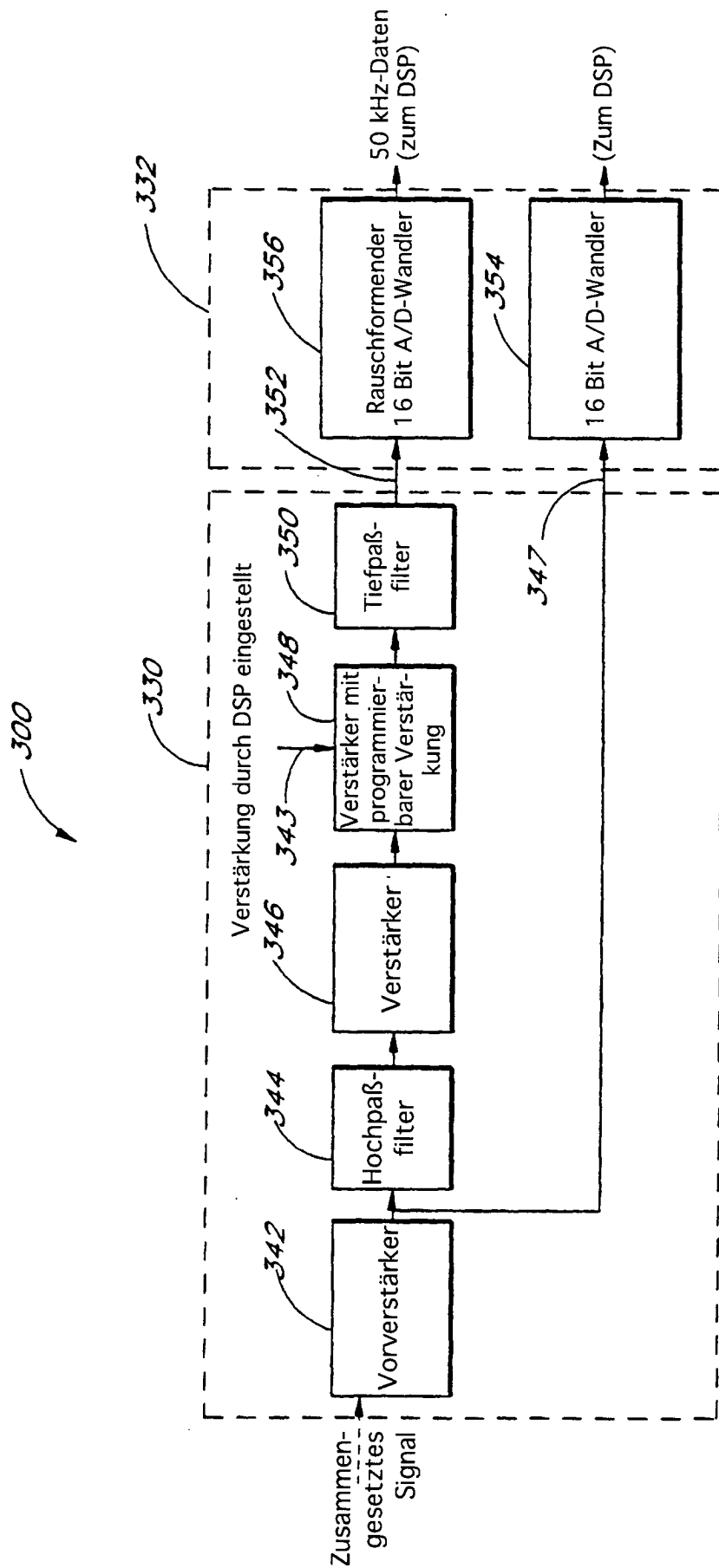


FIG. 3

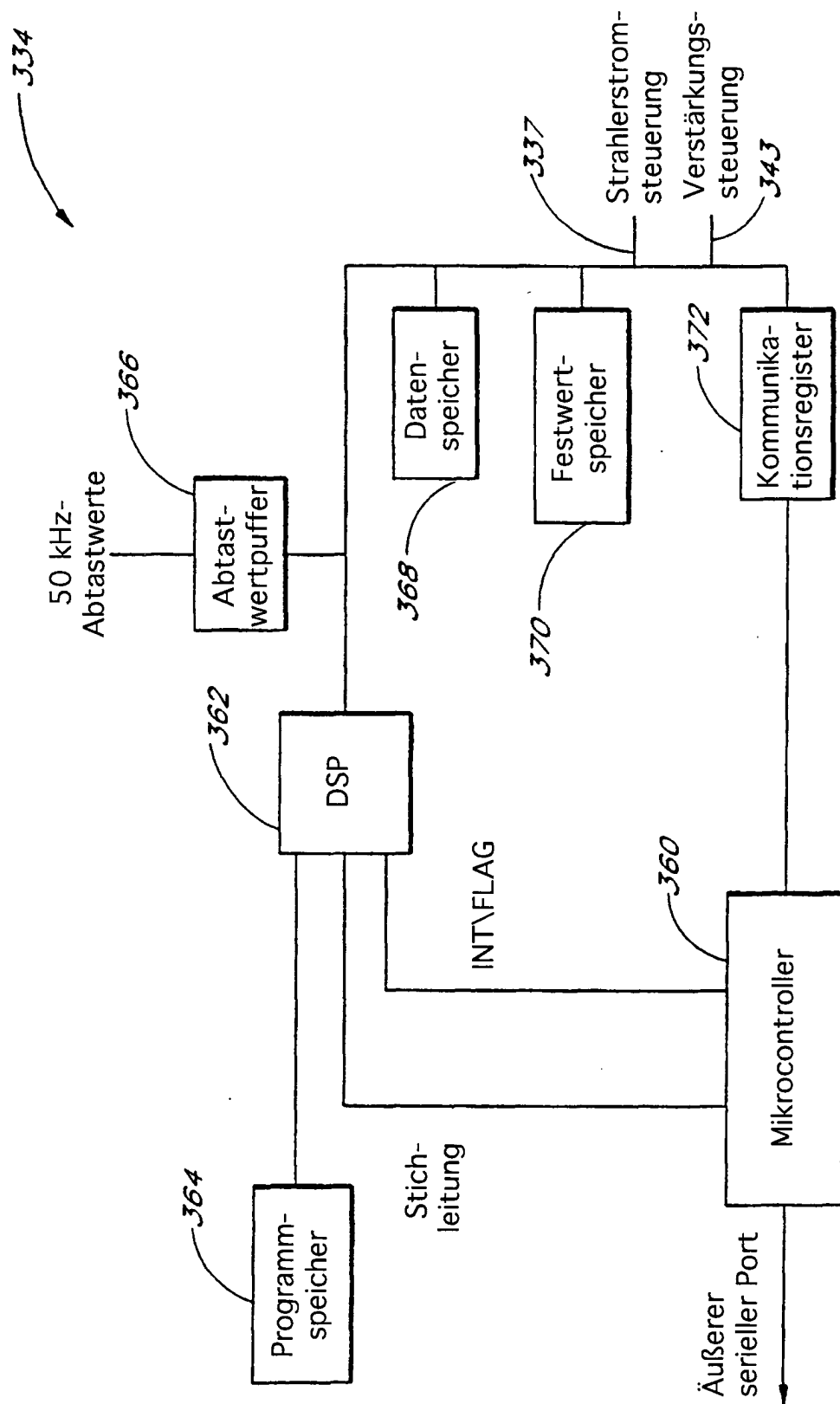


FIG. 4

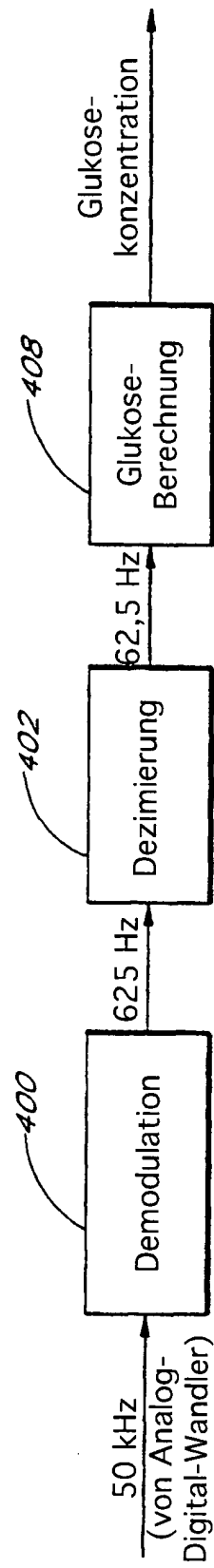


FIG. 5

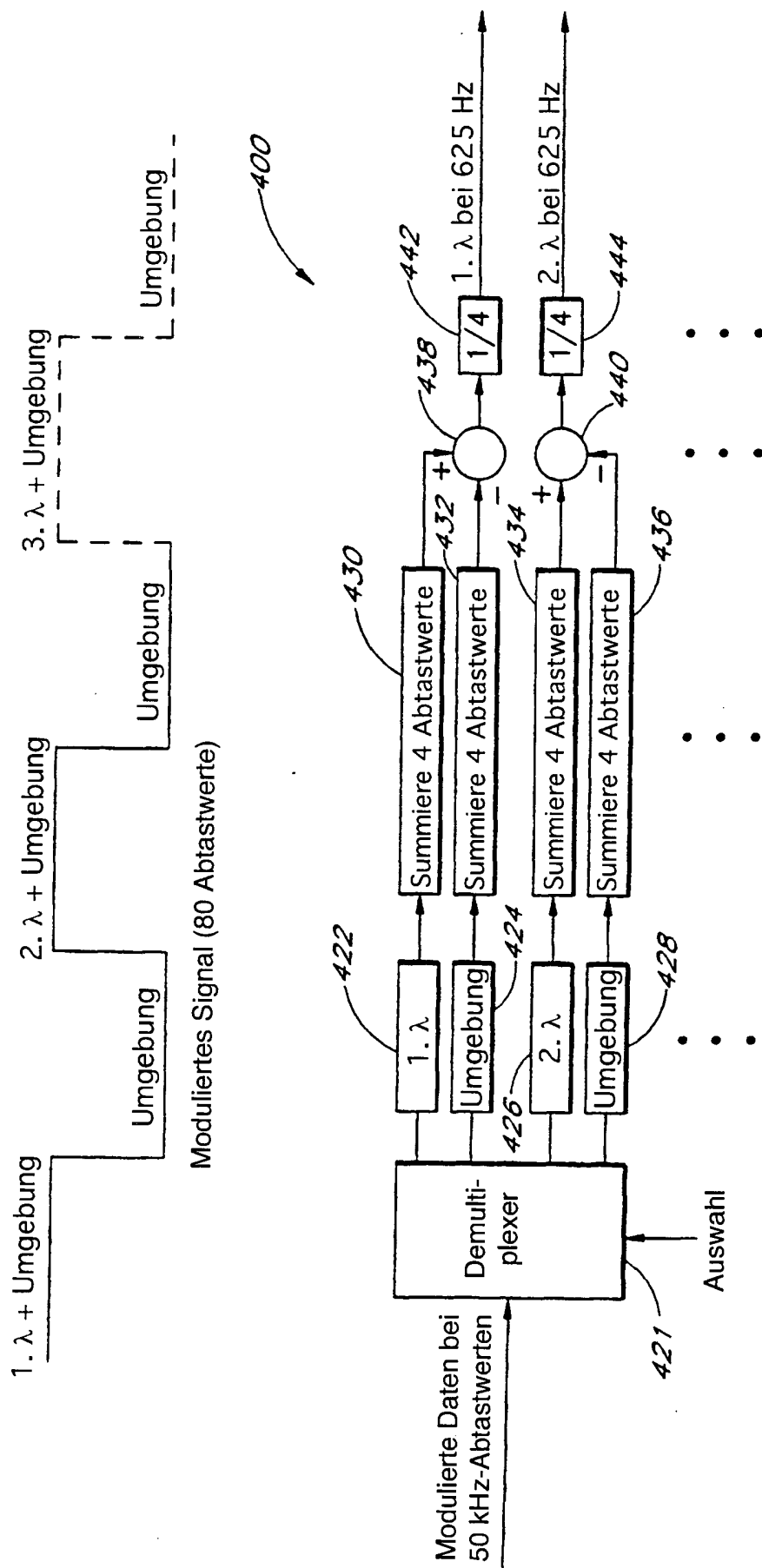


FIG. 6

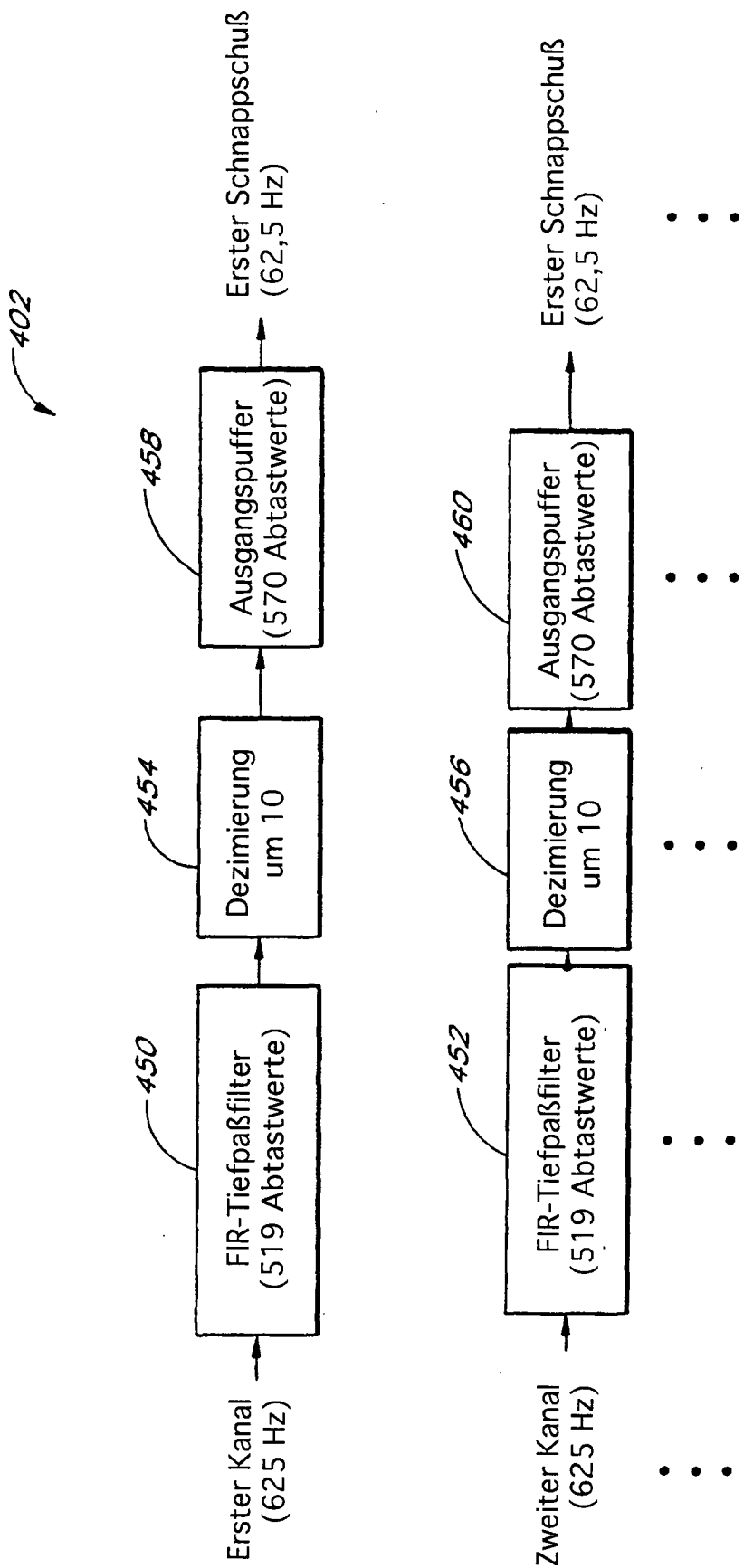
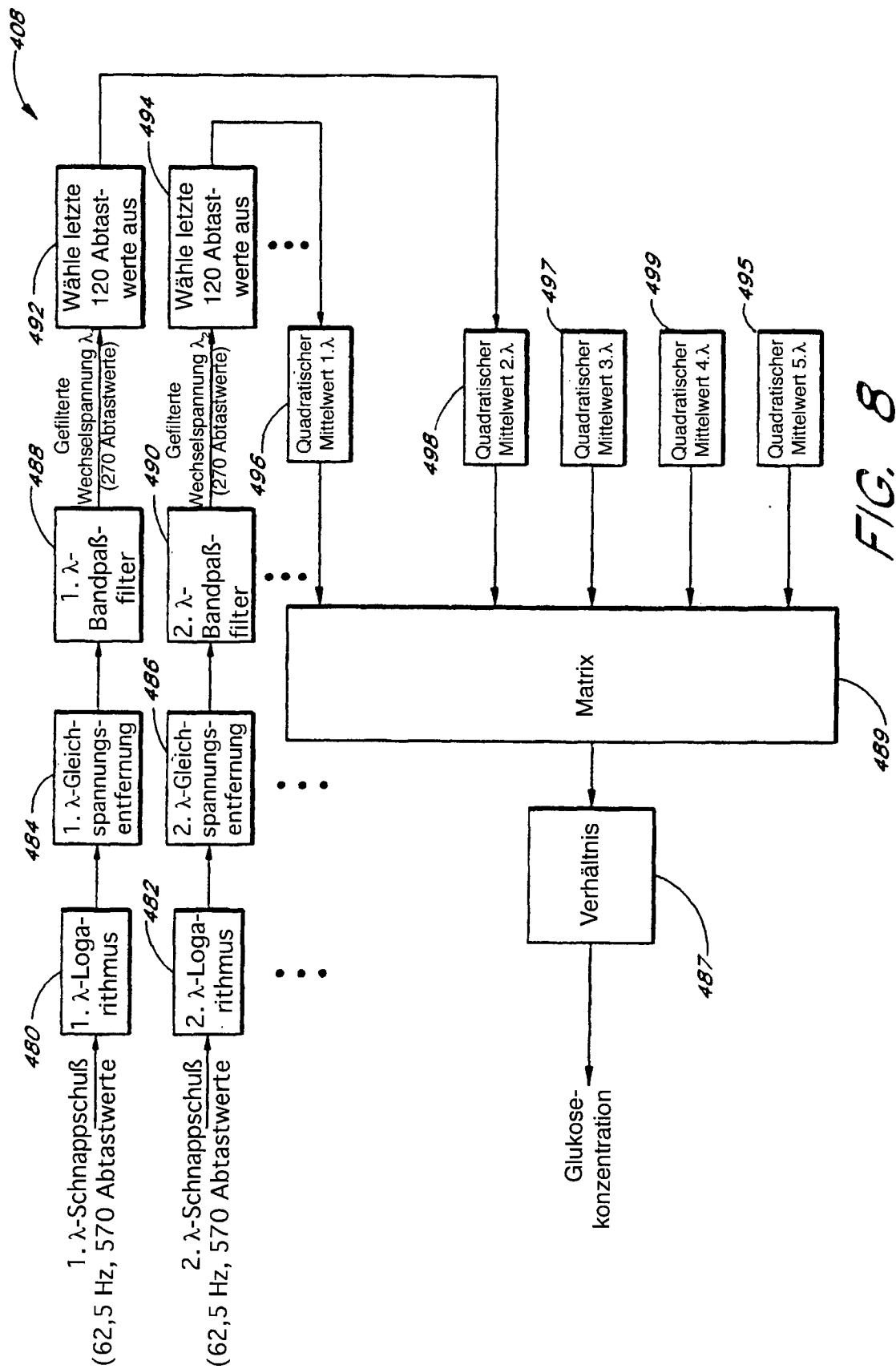
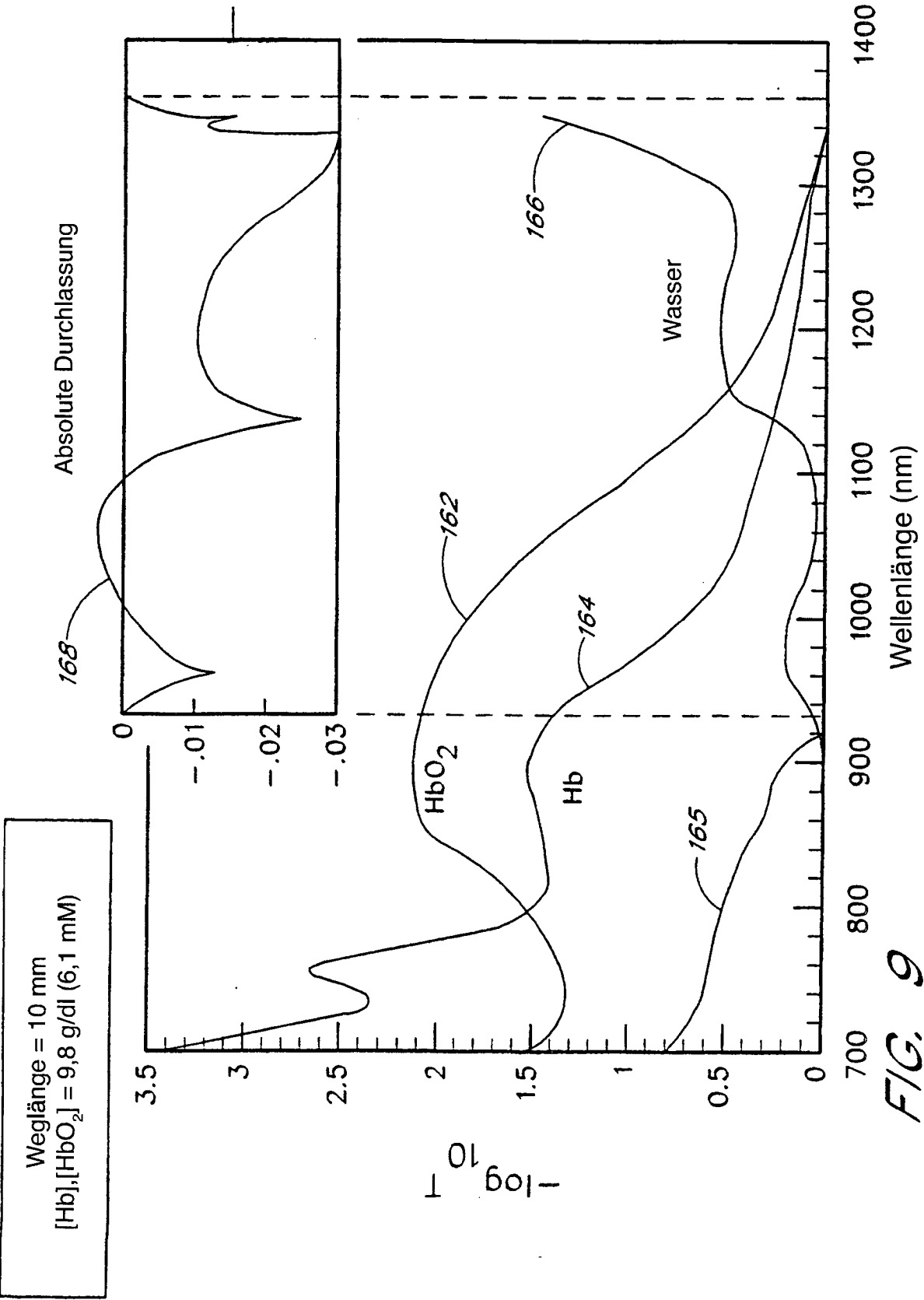


FIG. 7



$[\log(\log(\text{Durchschnitt Wasser})) - [\log(\log(6400 \text{ mg/dl Glukose}))]]$



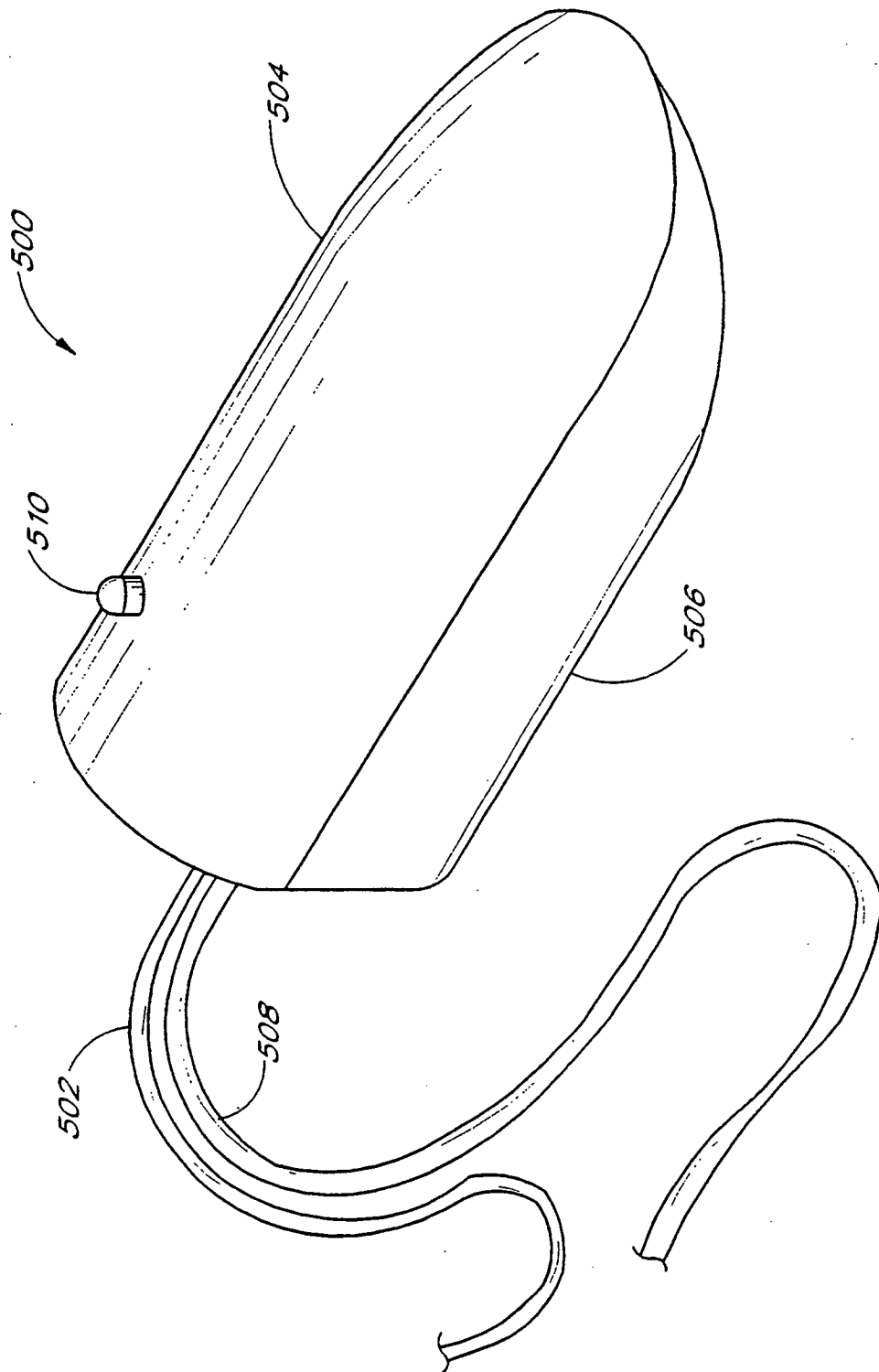


FIG. 10

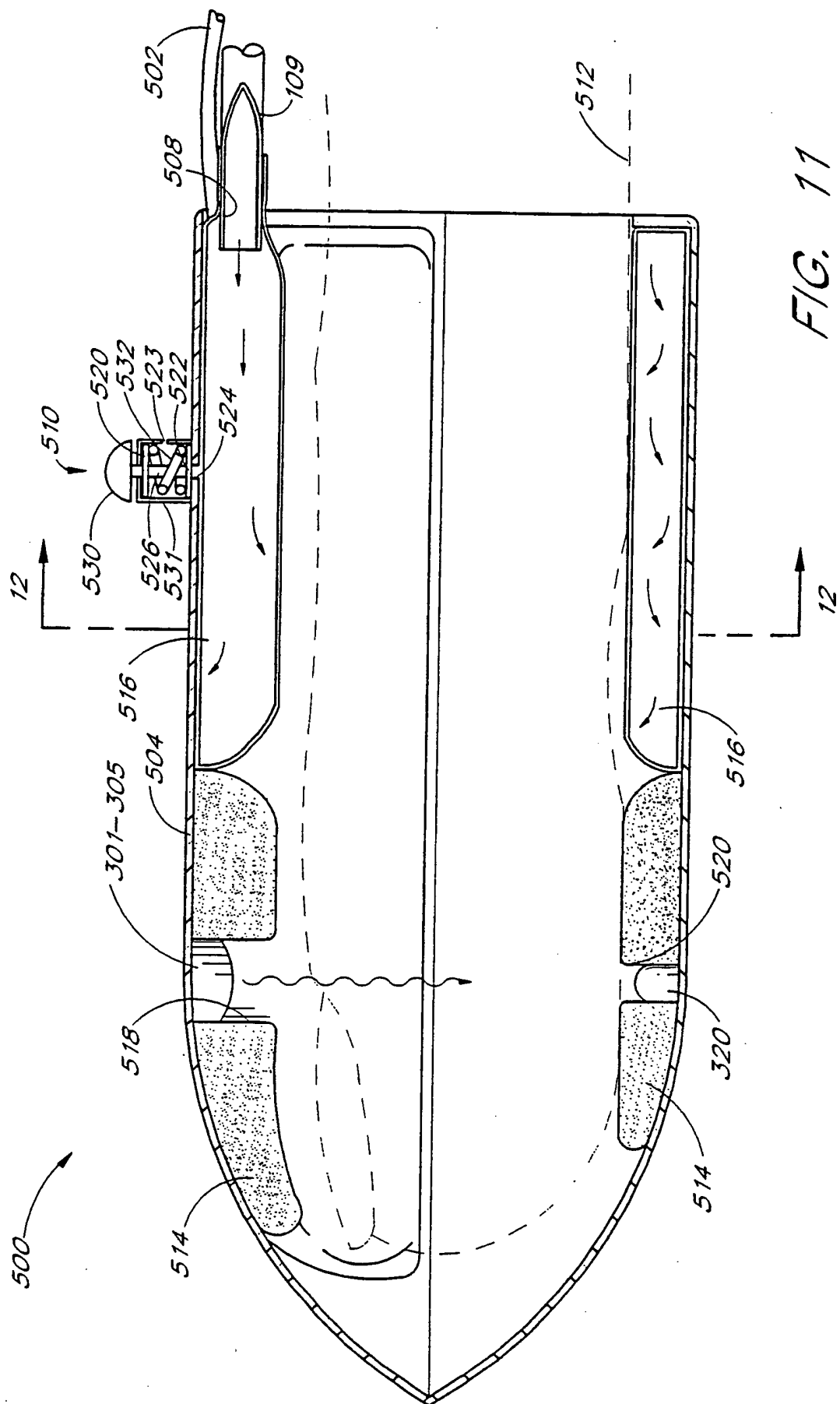


FIG. 11

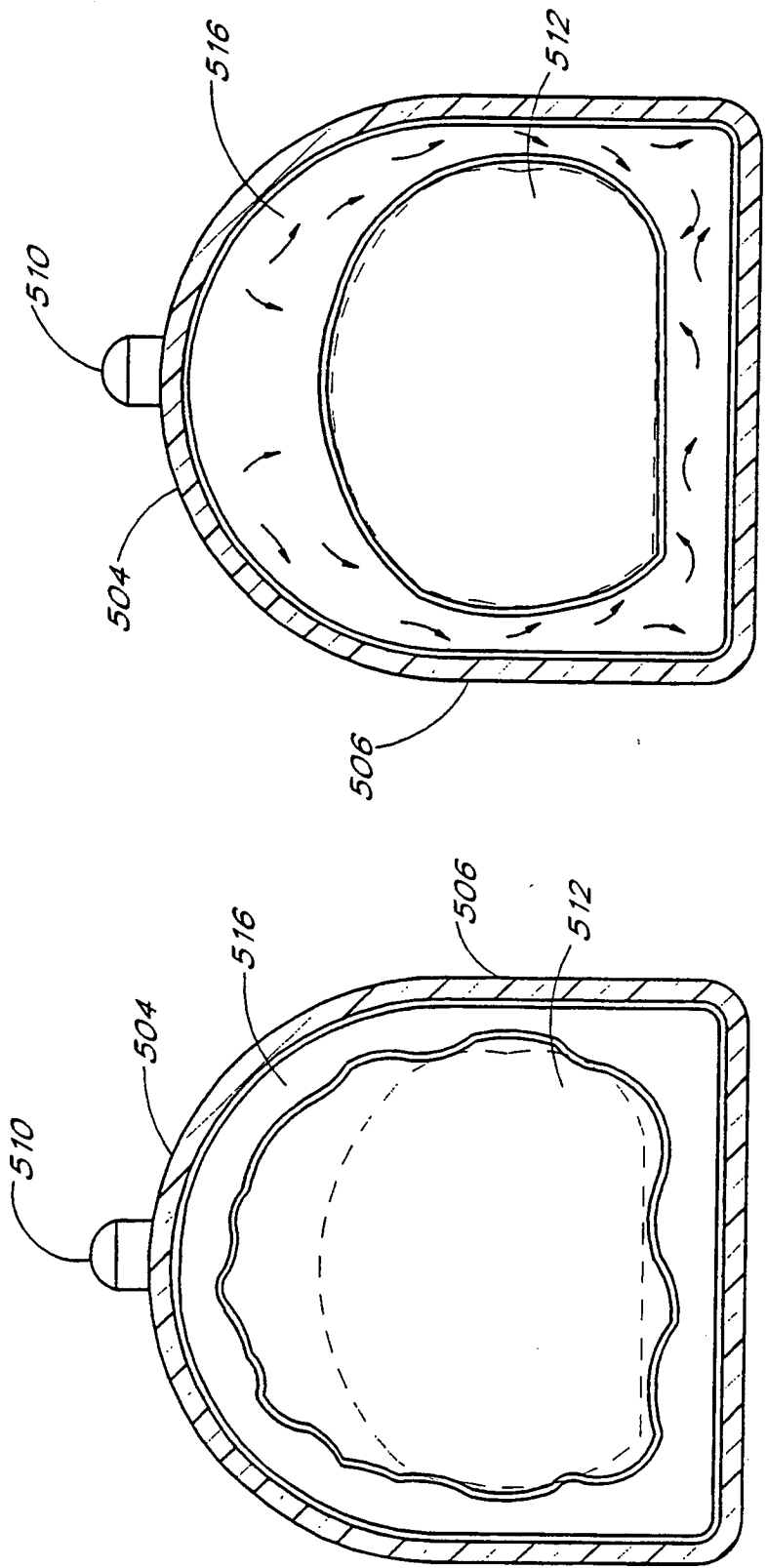


FIG. 12a

FIG. 12

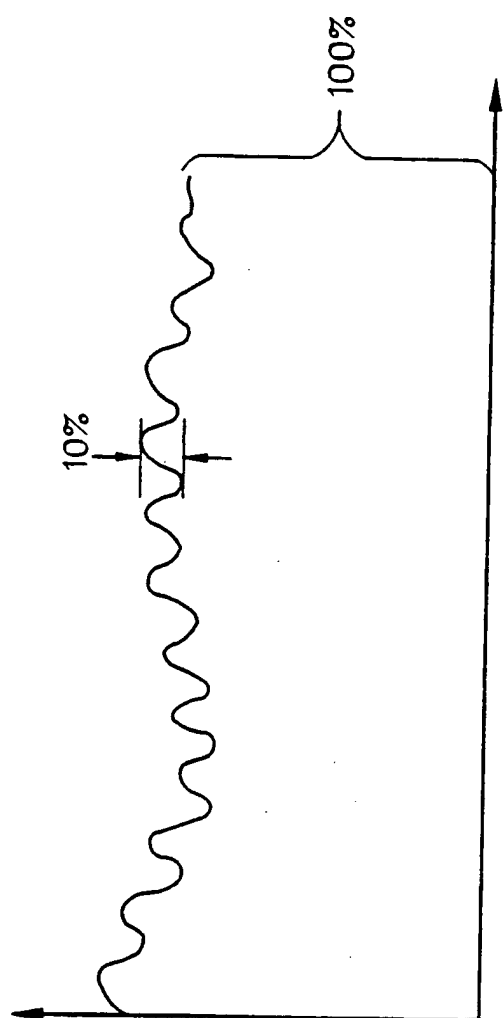


FIG 13

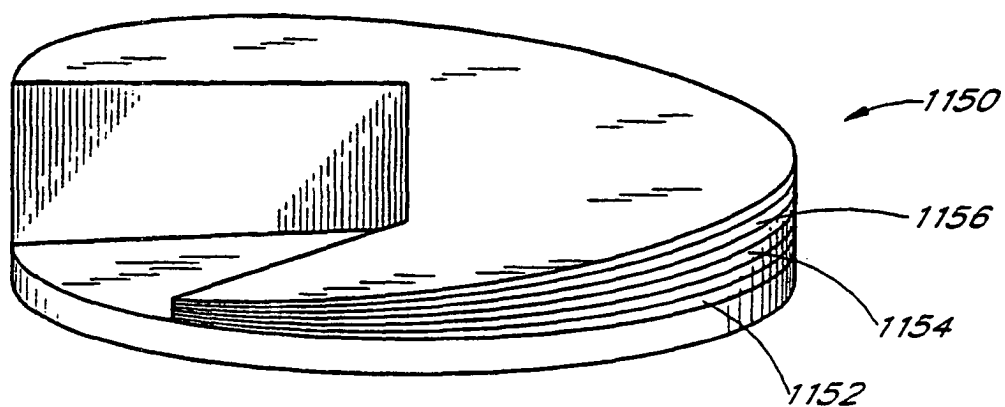


FIG. 14

(Stand der Technik)

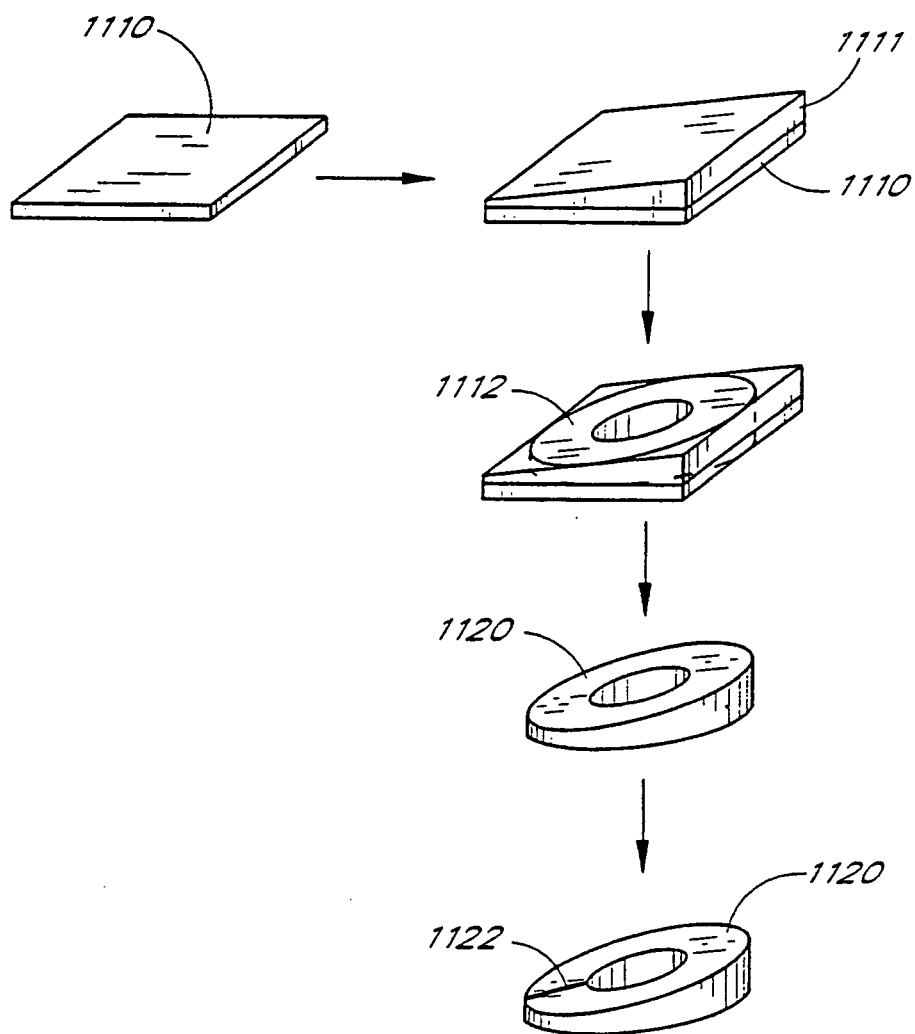


FIG. 15

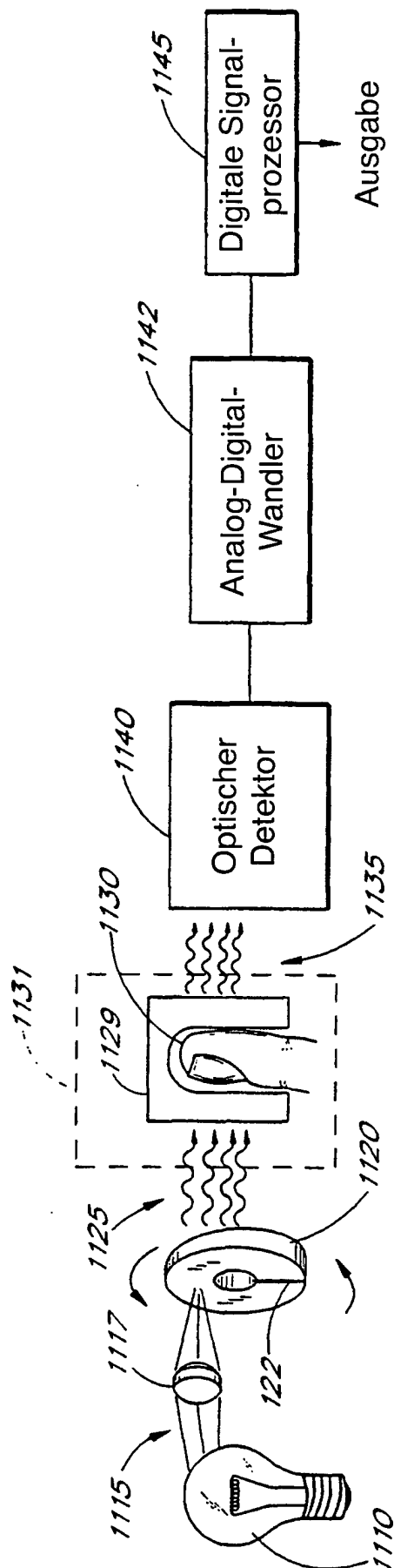
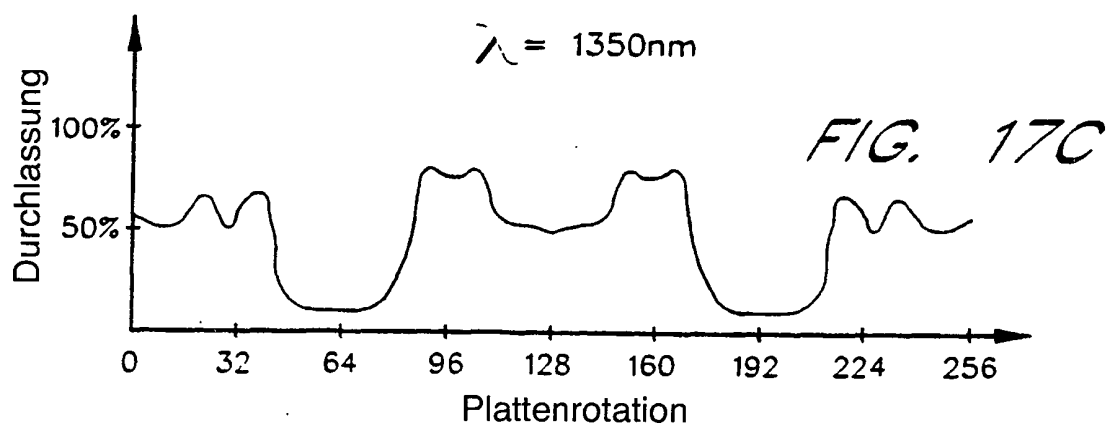
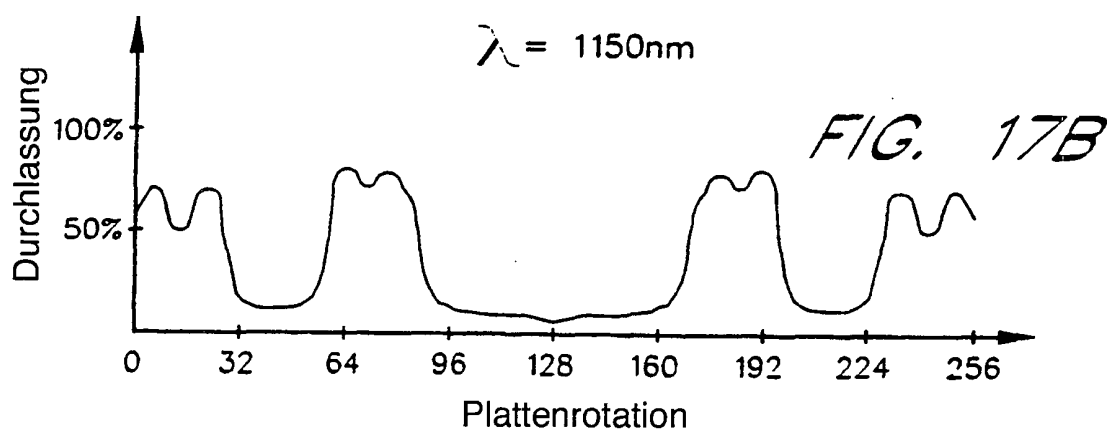
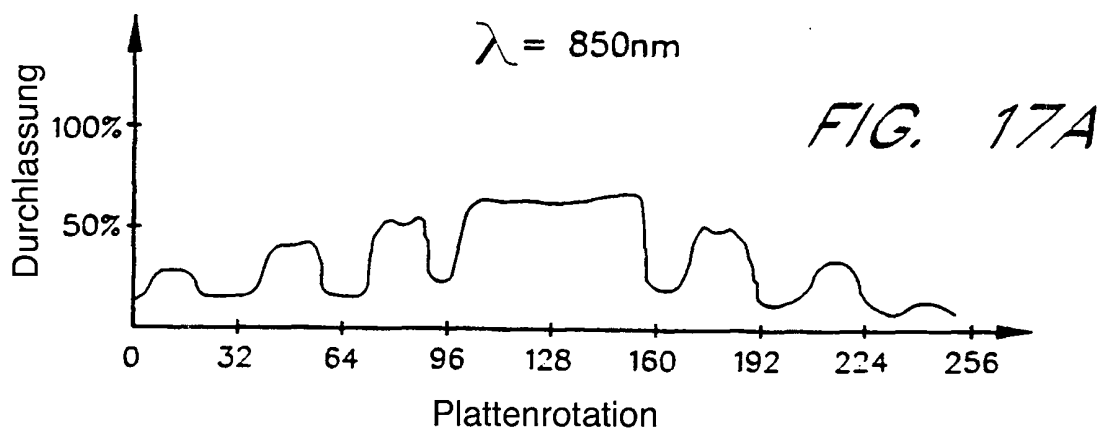


FIG. 16



$$\begin{bmatrix} f_{\rho_1 \lambda_1} & f_{\rho_1 \lambda_2} & \dots & f_{\rho_1 \lambda_n} \\ f_{\rho_2 \lambda_1} & f_{\rho_2 \lambda_2} & & \\ \vdots & & \ddots & \\ f_{\rho_m \lambda_1} & \dots & & f_{\rho_m \lambda_n} \end{bmatrix} \quad \text{FIG. 17D}$$

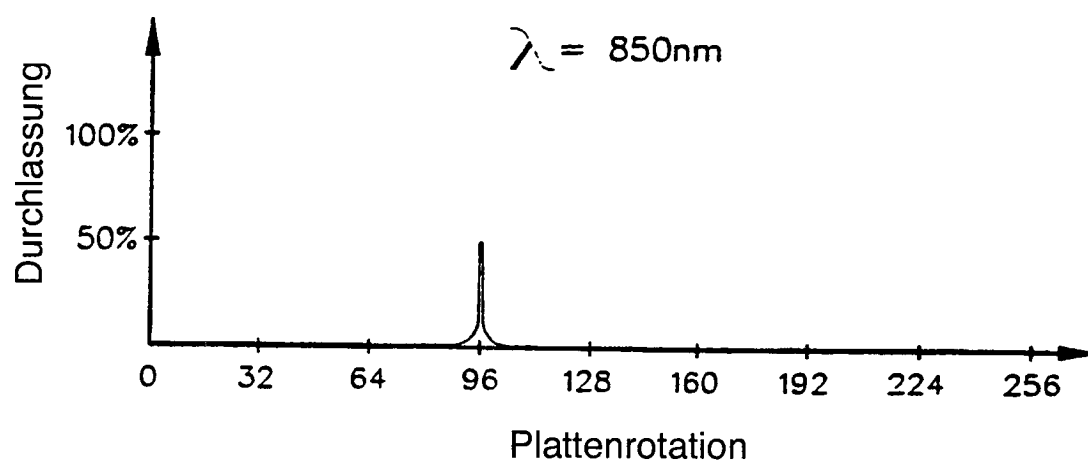


FIG. 18

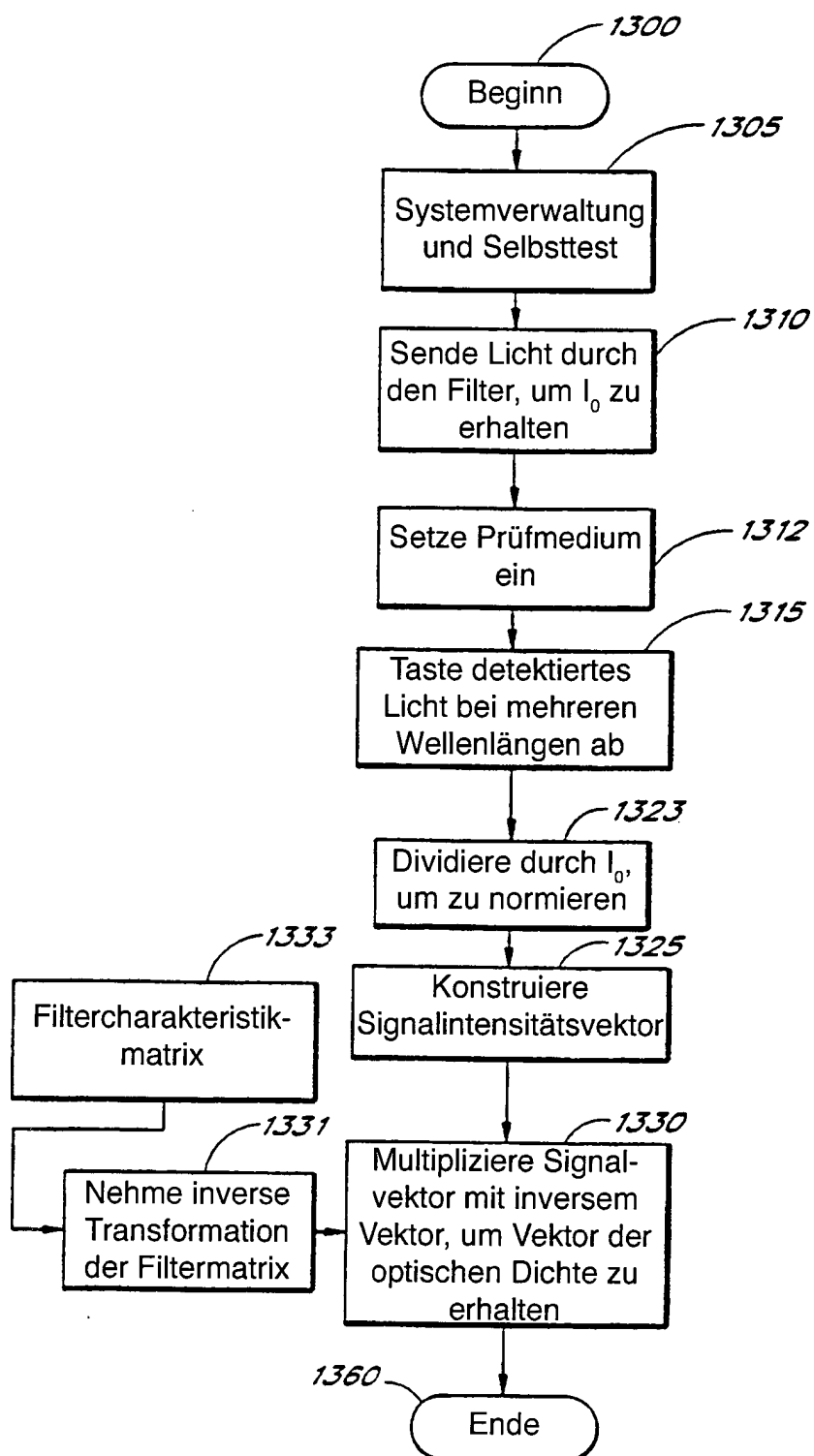


FIG. 19

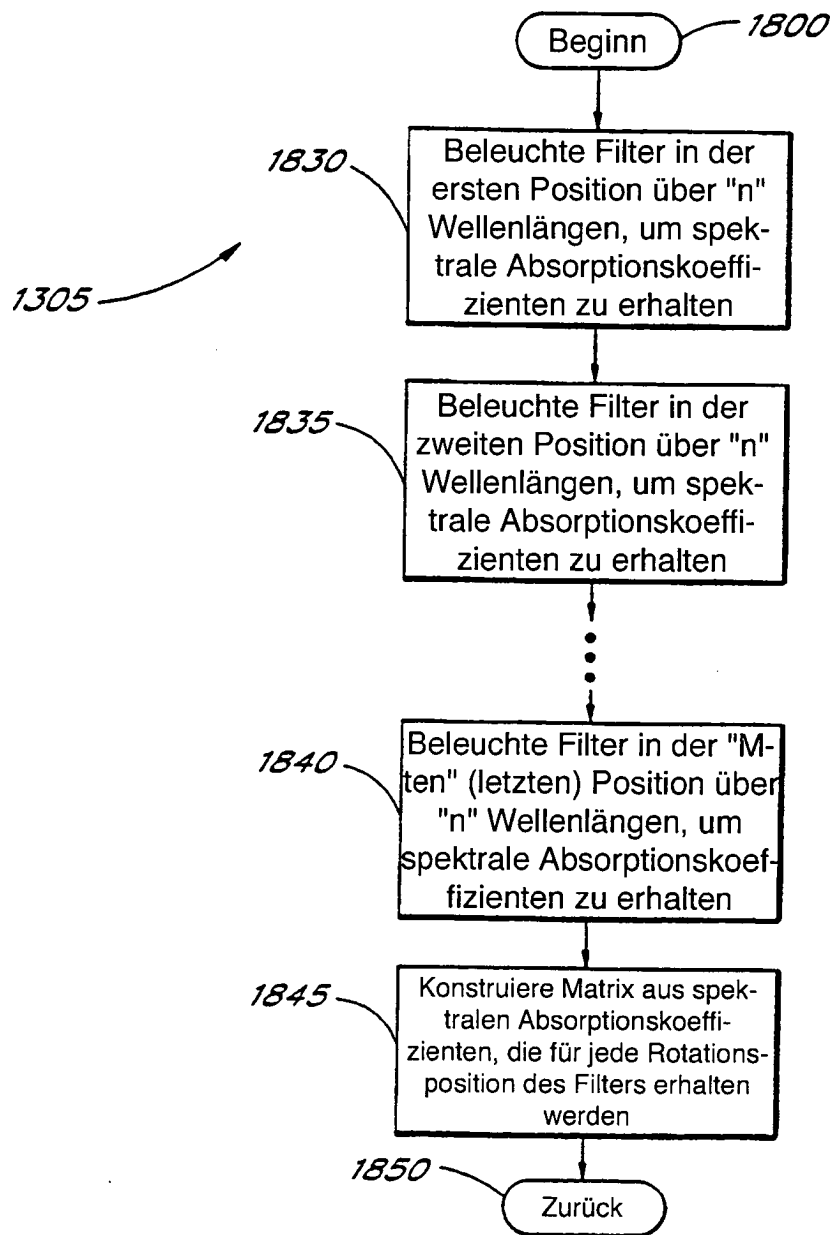


FIG. 20

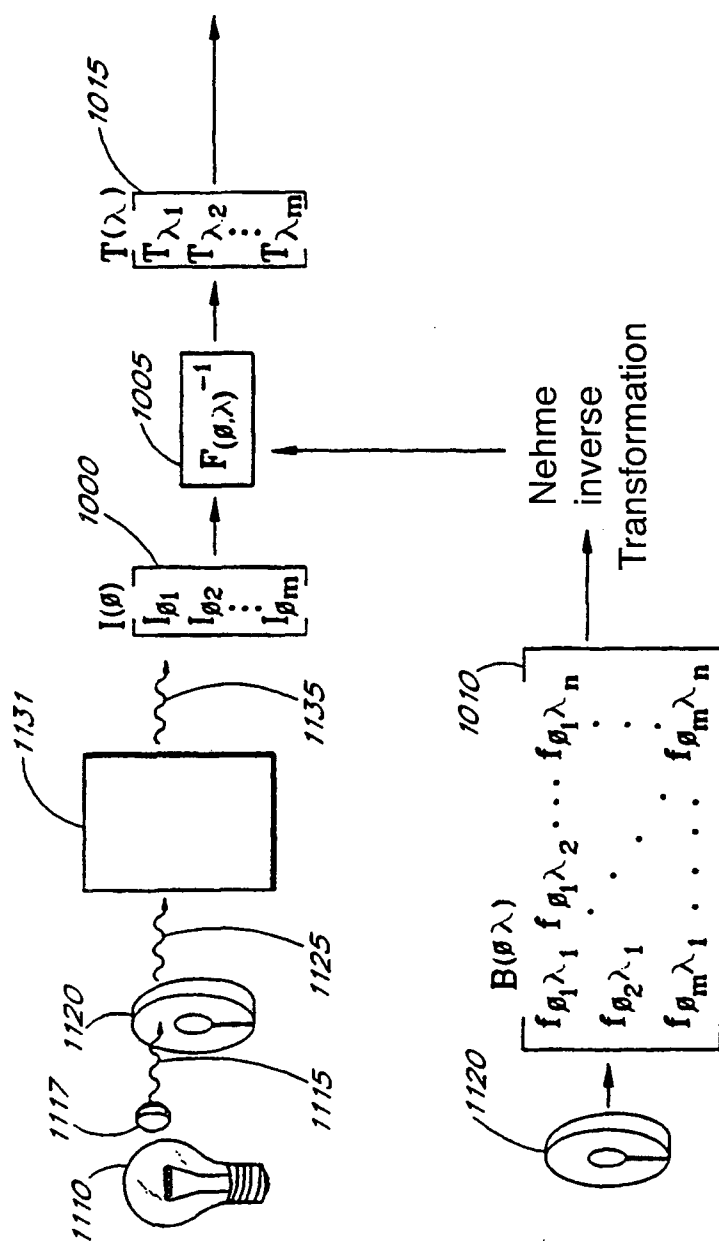


FIG 21