(19) **Bundesrepublik Deutschland**
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 695 31 588 T2** 2004.06.24

(12) # Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 0 712 602 B1**
(21) Deutsches Aktenzeichen: **695 31 588.9**
(96) Europäisches Aktenzeichen: **95 402 541.7**
(96) Europäischer Anmeldetag: **14.11.1995**
(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **22.05.1996**
(97) Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: **27.08.2003**
(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **24.06.2004**

(51) Int Cl.[7]: **A61B 5/00**

(30) Unionspriorität:
28093694 15.11.1994 JP

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

(73) Patentinhaber:
Sysmex Corp., Kobe, JP; Ishihara, Ken, Takarazuka, Hyogo, JP

(74) Vertreter:
HOFFMANN · EITLE, 81925 München

(72) Erfinder:
Ishihara, Ken, Takarazuka-shi, Hyogo 665, JP; Maekawa, Yasunori, Kobe-shi, Hyogo 651-22, JP; Asano, Kaoru, Kobe-shi, Hyogo 651-21, JP

(54) Bezeichnung: **Vorrichtung zum Messen der Haemoglobinkonzentration**

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

1. Gebiet der Erfindung

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung zum Analysieren von Blut auf nicht invasive Weise. Insbesondere bezieht sie sich auf eine Vorrichtung zum Messen einer Hämoglobinkonzentration im Blut, ohne dieses zu sammeln oder zu isolieren.

2. Beschreibung des Standes der Technik

[0002] Eine herkömmliche Vorrichtung zum Invivomessen einer Hämoglobinkonzentration wird durch Aufbringen von Lichtstrahlen, die jeweils eine unterschiedliche Wellenlänge besitzen, auf einen lebenden Körper, die so erhaltenen Werte in Bezug auf die jeweilige Wellenlänge werden in der Gleichung des modifizierten Lambert-Beer-Gesetzes wie unten angegeben ersetzt, um eine Hämoglobinkonzentration C oder einen Betrag ΔC der Veränderung der Hämoglobinkonzentration als Lösungen simultaner Gleichungen zu bestimmen (vergleiche beispielsweise WO-A-93/11701 oder die japanische ungeprüfte Patentveröffentlichung Nr. HEI 2(1990)-95262). Die Gleichung lautet:

$$\log(Io/I) = \varepsilon CD + S \quad (1)$$

wobei I_o eine Intensität einfallenden Lichts, I eine Intensität übertragenen Lichts (Intensität des Reflektionslichts), S einen Streuterm eines lebenden Körpers, ε einen Absorptionskoeffizienten und D eine Dicke einer Blutschicht darstellt.

[0003] Die obige herkömmliche Vorrichtung litt allerdings unter derartigen Problemen, dass eine Lichtquelle erforderlich ist, die eine Mehrzahl von Lichtstrahlen, die jeweils eine unterschiedliche Wellenlänge besitzen, einzeln auf einen ebenen Körper aufbringt, und dass die beim Messen erhaltenen Werte in Abhängigkeit von der Intensität des einfallenden Lichts kalibriert werden müssen.

DARSTELLUNG DER ERFINDUNG

[0004] Die vorliegende Erfindung wurde im Hinblick auf die obigen Umstände entwickelt. Somit ist es eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Vorrichtung zum Messen einer Hämoglobinkonzentration bereitzustellen, die eine Lichtquelle einsetzt, die eine Wellenlänge (oder ein Wellenlängenband) besitzt und die Notwendigkeit des Kalibrierens der Konzentration in Abhängigkeit von einer Intensität einfallenden Lichts beseitigt.

[0005] Die vorliegende Erfindung stellt eine Vorrichtung zum Messen einer Hämoglobinkonzentration nach Anspruch 1 bereit.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0006] **Fig.** 1 ist eine Ansicht, welche die Struktur einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt.

[0007] **Fig.** 2 ist ein Flussdiagramm, das den Betrieb der Ausführungsform zeigt.

[0008] **Fig.** 3 ist eine Ansicht, die ein Beispiel eines Lichtintensitätsbildes, das in der Ausführungsform erhalten ist, erläutert.

[0009] **Fig.** 4 ist eine Ansicht, die eine Schnittregion des in **Fig.** 3 gezeigten Bildes erläutert.

[0010] **Fig.** 5 ist ein Histogramm, das ein Beispiel einer Lichtintensitätsverteilung des in der Ausführungsform aufgenommenen Bildes zeigt.

[0011] **Fig.** 6 ist ein Graph, der die beim Messen in der Ausführungsform angezeigten Eigenschaften zeigt.

BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORMEN

[0012] Die vorliegende Erfindung wird ausführlich in Verbindung. mit einer bevorzugten Ausführungsform beschrieben, die nicht dazu vorgesehen ist, den Schutzbereich der vorliegenden Erfindung zu begrenzen.

[0013] Die Vorrichtung ist durch Messen einer Hämoglobinkonzentration in Blut, das in einem lebenden Körper vorhanden ist, auf nicht invasive Weise gekennzeichnet. Der lebende Körper ist derjenige von Säugetieren einschließlich menschlichen Körpern.

[0014] Mit Erfassungsregion, auf die in der Lichtaufbringeinrichtung zum Aufbringen von Licht auf die Erfassungsregion, welche das in dem lebenden Körper vorhandene Blutgefäß enthalt, Bezug genommen wird, ist eine vorbestimmte Region gemeint, die das Blutgefäß enthält, das so wie es ist in dem lebenden Körper vorhanden ist, und ist nicht ein Teil des lebenden Körpers gemeint, der chirurgisch in vitro entnommen ist.

[0015] Die Dicke des in einer betreffenden Region enthaltenen Blutgefäßes ist nicht begrenzt, jedoch sind kapillare oder kleine Arterien und Venen, die nahe an der Haut liegen, bevorzugt, um ein gutes Ergebnis bei der Reproduktion zu erzielen. Übrigens kann die mit kapillaren oder kleinen Arterien und Venen erzielte Blutinformation in Information für dicke Gefäße (mittelgroße oder große Arterien und Venen) überführt werden.

[0016] Mit Lichtintensität des Körpergewebes ist eine Lichtintensität gemeint, die von einem Abschnitt des Körpergewebes ausgestrahlt wird, die somit eine Lichtintensität ist, die durch oder von dem Körpergewebe übertragen wird, und mit Lichtintensität von Blut ist gleiches gemeint.

[0017] Als Lichtaufbringeinrichtung der vorliegenden Erfindung kann entweder eine kontinuierliche oder eine intermittierende Lichtquelle verwendet wer-

den; die kontinuierliche Lichtquelle, die kontinuierlich Licht auf die Erfassungsregion aufbringt, umfasst einen Laser, eine Halogenlampe oder eine Wolframlampe, während die intermittierende Lichtquelle, die Licht intermittierend auf die Erfassungsregion aufbringt, einen Pulslaser (beispielsweise 7000-er-Serie, hergestellt durch Spectra-Physics Co., Ltd.) und eine Flushlampe (beispielsweise DSX-Serie, hergestellt durch Sugawara Laboratories, Inc., Japan) einschließt.

[0018] Zusätzlich zu der obigen Lichtquelle kann die Lichtaufbringeinrichtung (1) eine optische Faser, (2) einen Reflektor, (3) eine Linse, (4) einen Schlitz oder dergleichen aufweisen, die alle ermöglichen, dass Licht von der Lichtquelle ordentlich zu der Erfassungsregion gerichtet wird. Alternativ können geeignete Kombinationen wie (1) und (2); (1) und (3); (1), (2) und (3); (1), (2), (3) und (4); (2) und (3); und (3), (3) und (4) in der Lichtaufbringeinrichtung eingeschlossen sein.

[0019] In diesem Falle kann der Reflektor durch ein Prisma ersetzt sein. Insbesondere kann die Lichtaufbringeinrichtung eine Polarisiereinrichtung zum Aufbringen polarisierenden Lichts auf die Erfassungsregion aufweisen.

[0020] Ein Beispiel der Abbildungseinrichtung der vorliegenden Erfindung ist ein allgemeiner CCD-Bildsensor.

[0021] In einem optischen System zum Ermöglichen, dass von der Erfassungsregion reflektiertes Licht zu dem CCD-Bildsensor gerichtet wird, kann die Abbildungseinrichtung eine optische Faser, verschiedene Arten von Reflektoren, ein polarisierendes Element, eine Linse jeder Art, ein Prisma, einen Schlitz oder einen Filter aufweisen, und umfasst bevorzugt, falls das Reflektionslicht von der Erfassungsregion schwach ist, einen Bildintensivierer. Die Abbildungseinrichtung kann ferner eine Polarisiereinrichtung zum Beseitigen unnötigen Streulichts, das von der Erfassungsregion ausgestrahlt wird, aufweisen.

[0022] Die Abbildungseinrichtung kann bevorzugt in ihrem Signalverarbeitungssystem eine Videosignal-Verarbeitungsschaltung zum Verarbeiten von Ausgangssignalen, wie Videosignalen, von jedem Pixel des CCD-Bildsensors, während Scansignale zu dem CCD-Bildsensor zugeführt werden, und einen Videorecorder oder einen Laserdiscrecorder zum Aufzeichnen der Videosignale aufweisen.

[0023] Die Lichtaufbringeinrichtung und die Abbildungseinrichtung können ein handelsüblich verfügbares Videomikroskopsystem sein.

[0024] Die Analyseeinrichtung kann ein handelsüblich verfügbarer Personalcomputer sein (beispielsweise Power Mac, hergestellt durch Apple Computer, Inc.).

[0025] Die Analyseeinrichtung weist ferner eine Erfassungseinrichtung für den Blutgefäßdurchmesser zum Erfassen eines Durchmessers des Blutgefäßes, das in dem aufgenommenen Bild erhalten ist, und eine Berechnungsreinrichtung zum Berechnen der Hämoglobinkonzentration basierend auf dem erfassten Durchmesser des Blutgefäßes auf.

[0026] Die Berechnungseinrichtung weist bevorzugt eine Einrichtung zum Berechnen der Hämoglobinkonzentration C anhand folgender Gleichung auf

$$C = K \cdot \log (I_T/I_B)$$

wobei C eine Hämoglobinkonzentration, I_T eine Lichtintensität eines Körpergewebes, I_B eine Lichtintensität von Blut und K eine Konstante darstellt.

[0027] Die Erfassungseinrichtung für die Lichtintensität kann bevorzugt eine Einrichtung zum Überprüfen einer Frequenzverteilung der Pixelintensität in dem aufgenommen Bild und eine Einrichtung zum Erfassen, wenn die Frequenzverteilung Peakwerte bei Intensität A und B (A < B) zeigt, der Luminanz A als Lichtintensität von Blut und der Intensität B als Lichtintensität des Körpergewebes.

[0028] Die Erfassungseinrichtung für die Lichtintensität der vorliegenden Erfindung erfasst die Lichtintensität I_T des Körpergewebes und die Lichtintensität I_B des Körpers von dem mit der Abbildungseinrichtung erhaltenen Bild.

[0029] Auf diese Weise wird C = 0 in Bezug auf einen Abschnitt des Körpergewebes erzielt. Dann ergibt die Gleichung (1) die folgende Gleichung:

$$\log (I_o/I_T) = S \quad (2).$$

[0030] In Bezug auf Blut ist die Gleichung gegeben:

$$\log (I_o/I_B) = \varepsilon CD + S \quad (3).$$

[0031] Subtrahieren der Gleichung (2) von der Gleichung (3) erzeugt die folgende Gleichung:

$$\log (I_T/I_B) = \varepsilon CD \quad (4).$$

[0032] Hier stellt D eine Dicke einer Blutschicht dar, die eine Konstante ist, welche durch den Durchmesser des Blutgefäßes bestimmt ist. Dieser Wert wird in Abhängigkeit von dem in dem Bild erhaltenen Durchmesser bestimmt. Zusätzlich ist ε eine Konstante, die in Abhängigkeit von der Wellenlänge von Licht, das auf die Erfassungsregion einfällt, bestimmt wird.

[0033] Dementsprechend kann die Berechnungseinrichtung die Hämoglobinkonzentration C von Gleichung (4) berechnen.

[0034] Diese und weitere Aufgaben der vorliegenden Anmeldung werden leichter anhand der nachfolgend gegebenen, ausführlichen Beschreibung ersichtlich.

[0035] **Fig.** 1 ist eine Ansicht, die einen wesentlichen Teil der Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt.

[0036] Licht, das von einer Lichtquelle **22** einer Halogenlampe ausgestrahlt wird, wird auf einen Diffuser **26** über eine optische Faser **24** und ein Filter **23** aufgebracht. Das Licht wird durch den Diffuser **26** zer-

streut und gleichmäßig auf eine Platte **28** aufgebracht. Somit dient die Platte **28** im wesentlichen als lichtausstrahlende Fläche, so dass ein wirkliches Bild darauf über ein optisches System mit Linsen **30** und **32** und einen dichroitischen Spiegel **34** gebildet wird, ein wirkliches Bild **36**, wobei das wirkliche Bild Blutgefäße **12** überspannt, die innerhalb einer Hautfläche **16** eines lebenden Körpers vorhanden sind. Der Filter **23** muss eine Mittenwellenlänge von 550 nm und eine Halbbreite von 40 nm besitzen. Die Platte **28** kann eine lichtzerstreuende Platte sein, beispielsweise eine vom Frosttyp, hergestellt durch Sigma Optical Materials Co., Ltd.

[0037] Die Region des wirklichen Bildes **36** auf der Platte **28** einschließlich der Blutgefäße **12** wird als Region V bezeichnet. Das Reflektionslicht von der Region V wird in einem CCD **40** über den Strahlsplitter **34** und eine Linse **38** empfangen.

[0038] Der Filter **23**, der Diffuser **26**, die Platte **28**, die Linsen **30**, **32** und **38**, der Strahlsplitter **34** und der CCD **40** sind alle in einem Taster **58** aufgenommen. Der Taster **58** besitzt eine Spitze **59**, der es ermöglicht wird, die Hautoberfläche **16** eng über eine transparente Platte **66** zu berühren, die aus Kunststoff oder Glas hergestellt ist, um ein stabiles Bild zu ergeben, das frei von Versatz ist. Der Bildsignalausgang von jedem Pixel des CCD **40** wird durch eine Videosignal-Verarbeitungsschaltung **46** verarbeitet. Die Videosignal-Verarbeitungsschaltung **46** bildet anschließend ein Rahmenbild pro dreizehntel Sekunde, und die so gebildeten Rahmenbilder werden nacheinander in einem Videorecorder (beispielsweise einem Laserdiskrecorder) **50** aufgezeichnet.

[0039] Bezugszeichen **70** bezeichnet eine Analyseeinrichtung zum Analysieren von durch die Blutgefäße **12**, die in der Erfassungsregion V enthalten sind, strömendem Blut durch Verarbeiten des aufgenommenen Bildes. Die Analyseeinrichtung **70** kann beispielsweise ein handelsüblich verfügbarer Personalcomputer sein.

[0040] Die Analyseeinrichtung **70** weist eine Trenneinrichtung **71** zum Trennen (Trimmen) einer vorbestimmten Region des Bildausgangs von einem Videorecorder **50**, eine Frequenzverteilungsbildungseinrichtung **72** zum Bilden einer Frequenzverteilungskurve (Histogramm) der Intensität jedes Pixels der herausgetrennten, vorbestimmten Region, eine Erfassungseinrichtung **73** für die Lichtintensität zum Erfassen, wenn eine Frequenzverteilungskurve Maximalwerte bei A und B (A < B) zeigt, der Intensität A als Lichtintensität I_B von Blut und der Intensität B als Lichtintensität I_T eines Körpergewebes, eine Erfassungseinrichtung **74** für den Blutgefäßdurchmesser zum Erfassen, mit den Lichtintensitäten, des Durchmessers D des in der vorbestimmten Region des herausgetrennten Bildes enthaltenen Blutgefäßes, eine Berechnungseinrichtung **75** für die Hämoglobinkonzentration zum Berechnen der Hämoglobinkonzentration basierend auf den Lichtintensitäten I_B und I_T und dem Durchmesser D des Blutgefäßes, und eine Korrigiereinrichtung **76** zum Korrigieren, falls erforderlich, der so berechneten Hämoglobinkonzentration. Jedes in der Analyseeinrichtung **70** gebildete Bild oder Histogramm wird durch einen Überwachungsbildschirm **80** überwacht.

[0041] Das Flussdiagramm aus **Fig.** 2 zeigt das Verfahren der Berechnung der Hämoglobinkonzentration unter Einsatz der Analyseeinrichtung **70**, das nachfolgend erläutert wird.

[0042] Die Analyseeinrichtung **70** verarbeitet eine Mehrzahl von Rahmen oder Feldern von Bildern, die in einer Zeitreihe in dem Videorecorder **50** aufgezeichnet sind, durch sequentielles Einlesen derselben.

[0043] Ein Rahmen eines Bildes IM, das ein Blutgefäß BL enthält, wird wie in **Fig.** 3 gezeigt, herausgetrennt (Schritt S1), gefolgt durch Heraustrennen einer vorbestimmten Region AR (die beispielsweise 10 × 100 Pixel besitzt), wie in **Fig.** 4 gezeigt (Schritt S2).

[0044] Eine Verteilung (ein Histogramm) der Frequenz der Pixelintensität der vorbestimmten Region AR wird wie in **Fig.** 5 gezeigt vorbereitet (Schritt S3), gefolgt durch Erfassen des unteren Intensitätswerts als Lichtintensität Ig von Blut und des höheren Intensitätswerts als Lichtintensität I_T des Körpergewebes an den zwei Extremwerten der Intensität (Schritt S4).

[0045] Die Berechnung von $r = \log (I_T/I_B)$ wird durchgeführt, (Schritt S5), gefolgt durch Bestimmen des Durchmessers D des Blutgefäßes BL von dem Bild (Schritt S6), Durchführen der Berechnung von $C = r/\varepsilon D$ (Schritt S7), und Addieren des Werts zu Ct, die bereits bereits berechnet ist (Schritt S8).

[0046] Der obige Vorgang von S1 bis S8 wird über die Anzahl einer Mehrzahl von Rahmen wiederholt, d. h. über die Anzahl F von Rahmen (Schritt S9), gefolgt durch Berechnen des Mittelwerts Cav durch Dividieren von Ct durch die Anzahl F von Rahmen (Schritt S10), und Korrigieren des in kapillaren und kleinen Arterien und Venen erhaltenen Mittelwerts C_{av}, so dass er in den Wert entsprechend mittelgroßen und großen Arterien und Venen überführt wird, wobei die Hämoglobinkonzentration HGB berechnet wird (Schritt S11). In der Praxis wird dieser Vorgang basierend auf einer Korrekturfunktion, die experimentell erhalten ist, durchgeführt.

MESSAUSFÜHRUNGSFORM

[0047] Blutgefäße der Lippen einer menschlichen Person wurden unter Einsatz der in **Fig.** 1 gezeigten Vorrichtung abgebildet, gefolgt durch Messen einer Intensität gestreuten Lichts I_T eines Körpergewebes und einer Intensität gestreuten Lichts I_B von Blut.

[0048] Die Abbildung wurde derart durchgeführt, dass einfallendes Licht auf die in den Lippen derselben menschlichen Person enthaltenen Blutgefäß aufgebracht wurde, wobei die Menge des einfallenden Lichts in sechs Stufen variiert wurde.

[0049] **Fig.** 6 zeigt die Eigenschaften der Lichtintensität I_T von Blut und dieselbe Lichtintensität I_B des

Körpergewebes, wenn die Menge des auf das Blut aufgebrachten, einfallenden Lichts variiert wurde.

[0050] Anhand von **Fig.** 6 wird verständlich, dass die Lichtintensität I_B von Blut über die Lichtintensität I_T des Körpergewebes konstant ist, unabhängig von der Veränderung der Menge einfallenden Lichts, wodurch die Notwendigkeit beseitigt wird, die gemessene Hämoglobinkonzentration in Bezug auf die Intensität einfallenden Lichts zu kalibrieren.

[0051] Es wurde eine Untersuchung durchgeführt im Hinblick auf die Korrelation zwischen einem durch einen Blutanalysierer gemessenen Wert X der Hämoglobinkonzentration HGB und einem in Übereinstimmung mit der vorliegenden Erfindung berechneten Wert Y der Hämoglobinkonzentration HGB in Bezug auf neun Subjekte, die einen Hämoglobinwert von 14 bis 18 [g/dl] besitzen. Der Korrelationskoeffizient betrug 0,861, wodurch sichergestellt ist, dass die Vorrichtung der vorliegenden Erfindung ausreichend praktisch ist.

[0052] Gemäß der vorliegenden Erfindung kann die Hämoglobinkonzentration unter Einsatz einer Lichtquelle gemessen werden, die eine Wellenlänge (oder ein Wellenlängenband) besitzt, und es kann die Notwendigkeit des Kalibrierens einer Hämoglobinkonzentration in Abhängigkeit von einer Lichtintensität beseitigt werden.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Messen einer Hämoglobinkonzentration, mit.

– einer Lichtaufbringeinrichtung (**22**, **23**, **24**, **26**, **28**, **30**, **32**, **34**) zum Aufbringen von Licht auf eine Erfassungsregion (V), die ein in einem lebenden Körper vorhandenes Blutgefäß (**12**) enthält, wobei die Lichtaufbringeinrichtung einen Filter (**23**) aufweist, der eine vorbestimmte Wellenlänge oder ein Wellenlängenband besitzt,

– eine Abbildungseinrichtung (**38**, **40**) zum Aufnehmen eines Bildes der Erfassungsregion (V), auf welche das Licht aufgebracht wird, und

– eine Analyseeinrichtung zum Analysieren der Hämoglobinkonzentration in durch das Blutgefäß fließendem Blut durch Verarbeiten des aufgenommenen Bildes, wobei die Analyseeinrichtung (**70**) aufweist:

– eine Erfassungseinrichtung (**73**) für die Lichtintensit zum Erfassen einer Lichtintensität eines Körpergewebes und einer Lichtintensität von Blut unter Einsatz des aufgenommenen Bildes,

– eine Erfassungseinrichtung (**74**) für dem Blutgefäßdurchmesser zum Erfassen des Durchmessers des Blutgefäßes (**12**), das in dem aufgenommenen Bild erhalten ist,

– eine Berechnungseinrichtung (**75**) zum Berechnen der Hämoglobinkonzentration von einem Verhältnis der so erfassten Lichtintensität des Körpergewebes in Bezug auf die Lichtintensität des Bluts, den erfassten Blutgefäßdurchmesser und die Wellenlänge des auf die Erfassungsregion einfallenden Lichts.

2. Vorrichtung zum Messen der Hämoglobinkonzentration nach Anspruch 1, worin die Berechnungseinrichtung (**70**) eine Einrichtung (**75**) zum Berechnen einer Hämoglobinkonzentration C anhand folgender Gleichung aufweist:

$$C = K \cdot \mathrm{Log}(IT/IB)$$

wobei C eine Hämoglobinkonzentration, IT eine Lichtintensität eines Körpergewebes, IB eine Lichtintensität von Blut und K eine durch den Durchmesser des Blutgefäßes und die Wellenlänge oder das Wellenlängenband des Filters (**23**) bestimmte Konstante darstellt.

3. Vorrichtung zum Messen der Hämoglobinkonzentration nach Anspruch 1, worin die Erfassungseinrichtung(**73**) für die Lichtintensität einer Einrichtung(**72**) zum Überprüfen einer Frequenzverteilung der Intensität von Pixels in dem aufgenommenen Bild und eine Einrichtung zum Erfassen einer Intensität A als Lichtintensität von Blut und einer Intensität B als Lichtintensität des Körpergewebes, wenn die Frequenzverteilung Peakwerte an den Intensitäten A und B, wobei $A < B$, zeigt, aufweist.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG. 1

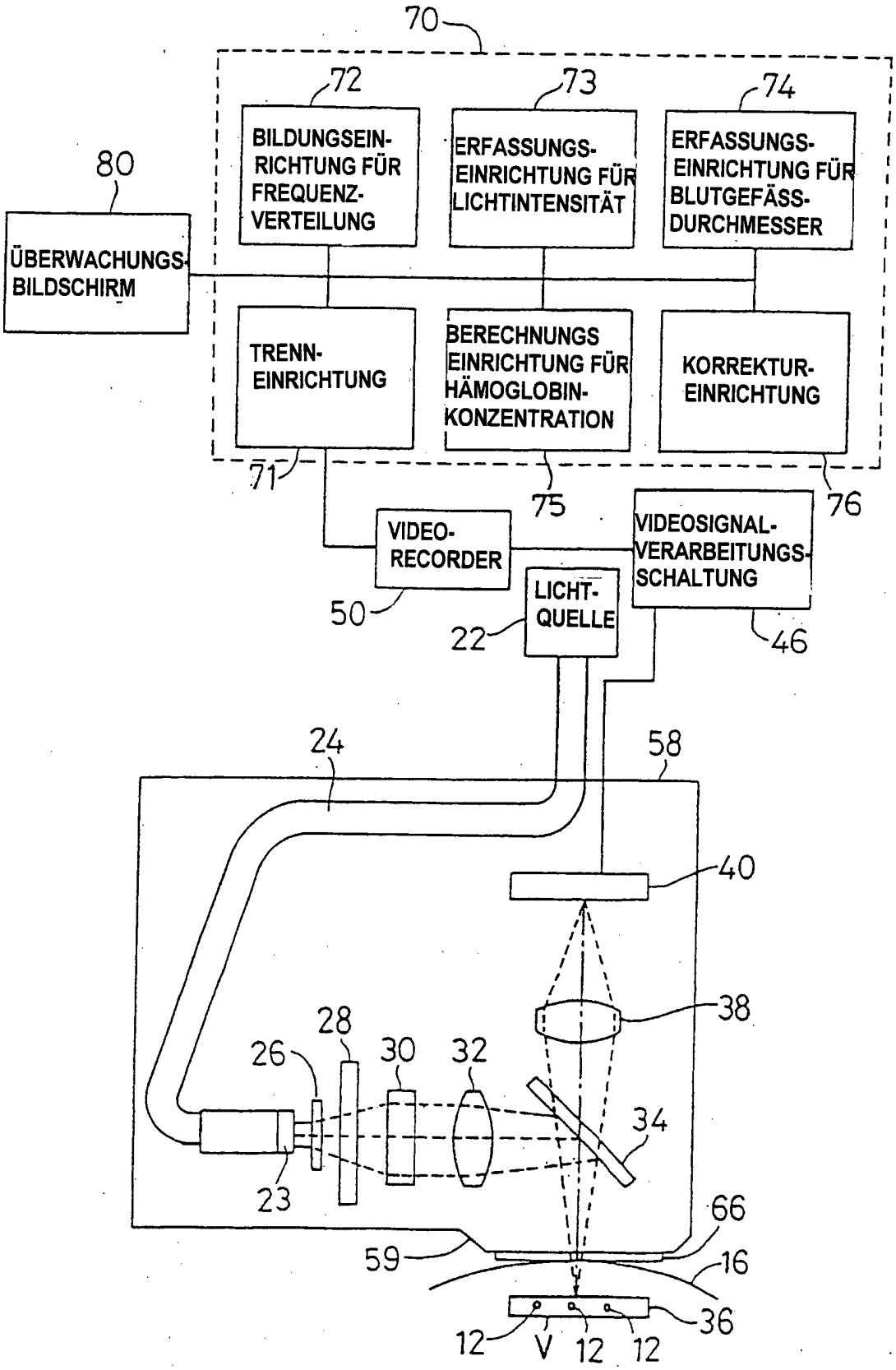

FIG. 2

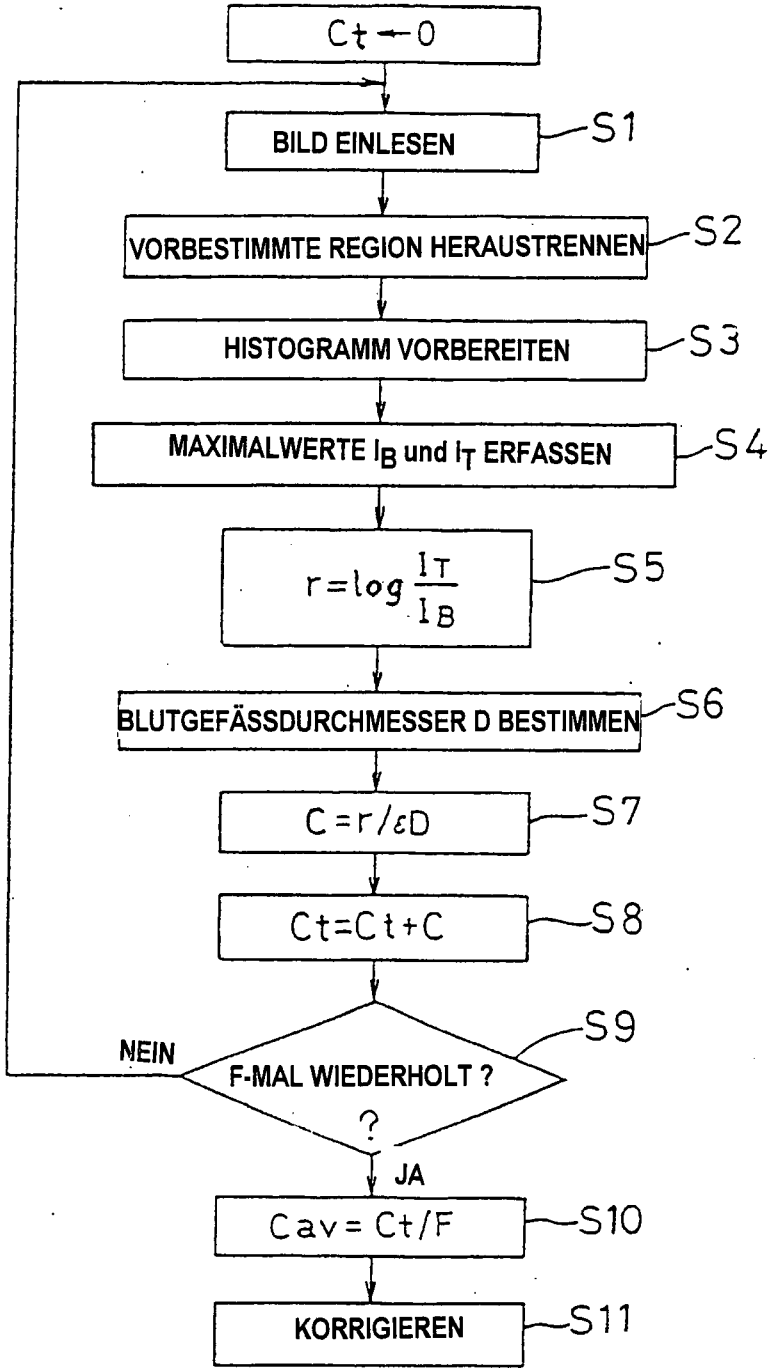
Ct←0
BILD EINLESEN
S1
VORBESTIMMTE REGION HERAUSTRENNEN
S2
HISTOGRAMM VORBEREITEN
S3
MAXIMALWERTE I_B und I_T ERFASSEN
S4
$r=\log \frac{I_T}{I_B}$
S5
BLUTGEFÄSSDURCHMESSER D BESTIMMEN
S6
C=r/εD
S7
Ct=Ct+C
S8
NEIN
F-MAL WIEDERHOLT ?
S9
JA
Cav=Ct/F
S10
KORRIGIEREN
S11

FIG. 3

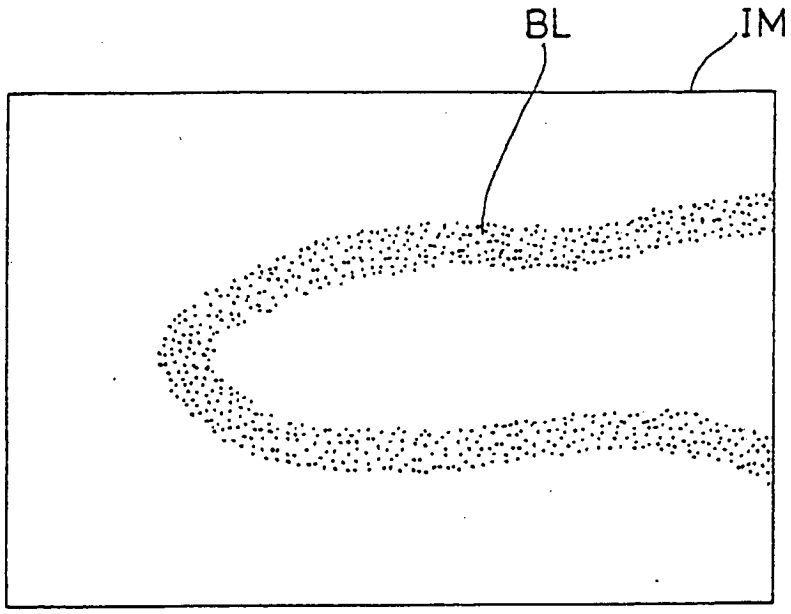

FIG. 4

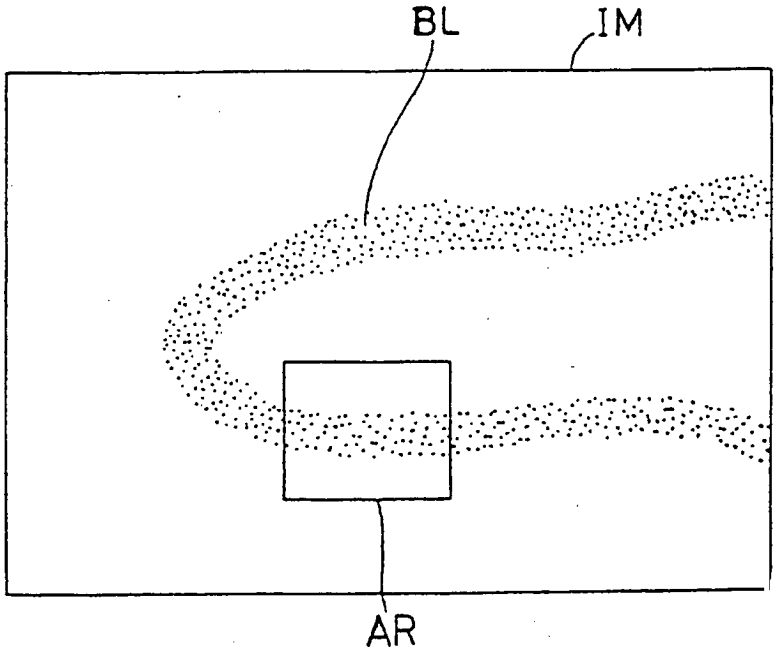

FIG. 5

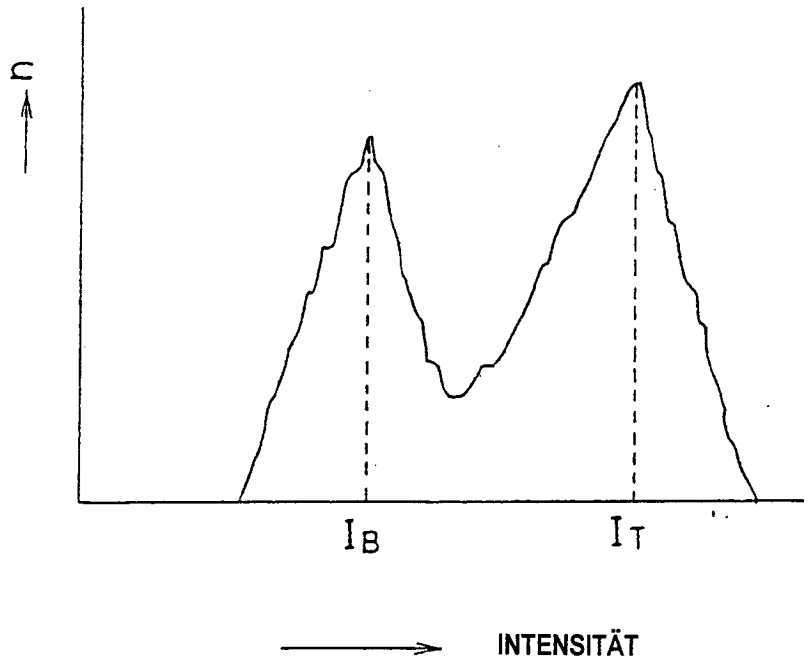

FIG. 6

