

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3566756号

(P3566756)

(45) 発行日 平成16年9月15日(2004.9.15)

(24) 登録日 平成16年6月18日(2004.6.18)

(51) Int. Cl.⁷

F I

A 6 1 B 5/145

A 6 1 B 5/14 3 1 0

G 0 1 N 21/27

G 0 1 N 21/27 A

請求項の数 23 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願平6-207284	(73) 特許権者	590004604
(22) 出願日	平成6年8月31日(1994.8.31)		石原 謙
(65) 公開番号	特開平7-308312		兵庫県宝塚市千種1丁目1番地の15
(43) 公開日	平成7年11月28日(1995.11.28)	(73) 特許権者	390014960
審査請求日	平成13年8月9日(2001.8.9)		シスメックス株式会社
(31) 優先権主張番号	特願平5-220147		神戸市中央区脇浜海岸通1丁目5番1号
(32) 優先日	平成5年9月3日(1993.9.3)	(74) 代理人	100065248
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 野河 信太郎
(31) 優先権主張番号	特願平6-56259	(72) 発明者	石原 謙
(32) 優先日	平成6年3月25日(1994.3.25)		兵庫県宝塚市千種1丁目1番15号
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	山本 博
			神戸市中央区港島中町7丁目2番1号 東 亜医用電子株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 非侵襲血液分析装置とその方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体の一部に含まれ血流を有する血管内の検出領域に照明光を照射する光照射手段と、検出領域への照明光の光路と異なる光路を通る検出領域からの反射光により検出領域を撮像する撮像手段と、撮像手段のピントを検出領域に対して安定化する安定化手段と、撮像手段によって撮像された画像を処理し、前記検出領域中に含まれる血球の特徴を解析する解析手段を備え、撮像手段が、検出領域からの光を集光する対物レンズを備え、光照射手段は、対物レンズの検出領域に対する開口角よりも大きい角度で検出領域を照明することを特徴とする非侵襲血液分析装置。

【請求項2】

安定化手段は生体の一部に接触する透光性部材を備え、撮像手段はその透光性部材を介して検出領域を撮像する請求項1記載の非侵襲血液分析装置。

【請求項3】

透光性部材が、透光性を有する板又は可撓性フィルムである請求項2記載の非侵襲血液分析装置。

【請求項4】

安定化手段は、透光性部材と、生体の一部との間に介在する液状又はゲル状の光媒体をさらに備える請求項2記載の非侵襲血液分析装置。

【請求項5】

撮像手段は検出領域に対するピントを調整するための調整手段をさらに備えてなる請求項

10

20

1 記載の非侵襲血液分析装置。

【請求項 6】

撮像手段が、検出領域からの反射光を集光する光学系と、集光された光を受光する撮像素子と、撮像素子によって撮像された画像を記録する画像記録手段からなることを特徴とする請求項 1 記載の非侵襲血液分析装置。

【請求項 7】

検出領域が、血球を個々に光学的に区別しうる体積領域を含むことを特徴とする請求項 1 記載の非侵襲血液分析装置。

【請求項 8】

検出領域が、血管の血流方向に垂直又は斜め方向の 1 組の断面で区画された領域であることを特徴とする請求項 1 記載の非侵襲血液分析装置。 10

【請求項 9】

撮像手段が、光照射手段による光照射方向と非平行方向に集光して撮像できるように構成されたことを特徴とする請求項 1 記載の非侵襲血液分析装置。

【請求項 10】

光照射手段と撮像手段が、検出領域が所定時間間隔で撮像されるように構成されたことを特徴とする請求項 1 記載の非侵襲血液分析装置。

【請求項 11】

撮像手段が、検出領域からの不要な散乱光成分を除去するための偏光手段を備えたことを特徴とする請求項 1 記載の非侵襲血液分析装置。 20

【請求項 12】

光照射手段が、検出領域を偏光で照明するための偏光手段を備えたことを特徴とする請求項 1 記載の非侵襲血液分析装置。

【請求項 13】

血球が赤血球と白血球を含み、解析手段が、赤血球および / 又は白血球の数を解析することを特徴とする請求項 1 記載の非侵襲血液分析装置。

【請求項 14】

解析手段が、ヘマトクリット値を算出することを特徴とする請求項 1 記載の非侵襲血液分析装置。

【請求項 15】

解析手段が、検出領域からの反射光強度を解析する光強度解析手段をさらに備え、それによってヘモグロビン量を算出することを特徴とする請求項 1 記載の非侵襲血液分析装置。 30

【請求項 16】

血球が赤血球を含み、解析手段が、赤血球を認識し、画像から各赤血球の面積を検出し、その面積の平均値に所定の定数を乗ずることにより平均赤血球体積を算出することを特徴とする請求項 1 記載の非侵襲血液分析装置。

【請求項 17】

血管が細動静脈もしくは毛細血管からなり、解析手段が、細動静脈もしくは毛細血管から得られた血球情報を中大動静脈に対応する血球情報に換算することを特徴とする請求項 1 記載の非侵襲血液分析装置。 40

【請求項 18】

血球が赤血球を含み、解析手段が、撮像された画像における一定領域内の赤血球像の占める面積の割合からヘマトクリット値を算出する手段を備えたことを特徴とする請求項 1 記載の非侵襲血液分析装置。

【請求項 19】

血球が赤血球を含み、解析手段が、ヘマトクリット値と赤血球数を算出し、次に、算出されたヘマトクリット値を赤血球数で除することにより平均赤血球容積を算出する手段と備えたことを特徴とする請求項 1 記載の非侵襲血液分析装置。

【請求項 20】

検出領域の被撮像面と撮像素子の撮像面とがアオリ撮影できるように配置された請求項 1 50

記載の非侵襲血液分析装置。

【請求項 2 1】

解析手段がヘモグロビン値を算出する請求項 1 記載の非侵襲血液分析装置。

【請求項 2 2】

解析手段が平均赤血球容積を算出する請求項 1 記載の非侵襲血液分析装置。

【請求項 2 3】

生体の一部に含まれる血管の領域へ光を照射する光照射手段と、照射光の第 1 部分を遮光して第 2 部分を第 1 光路に沿って前記領域に導く遮光手段と、前記領域から反射して第 1 光路と異なる第 2 光路を通る照射光の第 2 部分を受入れる撮像手段と、前記領域に対して撮像手段のピントを安定化する安定化手段と、撮像画像を処理して前記領域に含まれる血球の特徴を解析する解析手段を備え、撮像手段が、検出領域からの光を集光する対物レンズを備え、光照射手段は、対物レンズの検出領域に対する開口角よりも大きい角度で検出領域を照明することを特徴とする非侵襲血液分析装置。

10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】

この発明は、非侵襲で血液の分析を行う装置とその方法に関し、さらに詳しくは、生体の血管に流れる血液を光学的に計測し、血液検査に必要な血球成分を分析する装置およびその方法に関する。

【0002】

20

【従来の技術】

血液を分析することにより得られる、血球数、ヘマトクリット値、ヘモグロビン量、赤血球恒数（平均赤血球容積：M C V，平均血色素量：M C H，平均血色素濃度：M C H C）等の血液学上の検査項目は、診断、治療等のために極めて重要であり、また、臨床検査において最も頻繁に検査される項目の一つである。

【0003】

これらの血液検査は、生体から血液を採取（採血）し、その試料を分析装置で分析することにより行われている。しかし、この採血時には生体に少なからぬ苦痛を与える上、採取された血液は、分析装置が設置されている検査室に運ばれてから分析されるため、診断中にリアルタイムで血液検査を行うことができない。しかも、肝炎やエイズなどの感染症患者に用いた採血用注射針での誤刺事故の懸念は常につきまとうことである。

30

【0004】

そこで、生体から血液を採取することなく、全く非侵襲的に血液検査が行える装置の開発が長年にわたって要望されていた。また、そのような装置を、患者のベットサイドに持って行けば、病態をリアルタイムで把握することに有用となる。

【0005】

このような装置に関連する従来技術としては、生体表面の観察部位に光を照射して千分の 1 秒程度のシャッタ速度で周期的にビデオ撮像し、得られた各静止画像から血流の不連続点を識別し、各静止画像上を順次移動する血流不連続点の位置から血流速度を算出するようにしたビデオ顕微鏡や、眼球の結膜毛細血管の赤血球を撮像する高速シャッタ付のビデオカメラを備えた分析装置が知られている（例えば、特開平 4 - 1 6 1 9 1 5 号公報および特表平 1 - 5 0 2 5 6 3 号公報参照）。

40

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特表平 1 - 5 0 2 5 6 3 号公報に開示された分析装置は、眼球の結膜毛細血管をビデオカメラで撮影するようにしているが、眼球は本来微動する性質を有するため、ビデオカメラのピントが眼球の被撮像部分に対して常時相対的に移動するので、ビデオカメラは、被撮像部分の同一領域をくり返し撮影することが困難である。何か物体を眼球に密着させて眼球の微動を機械的に止めることは、眼球を傷つける危険性があるので、不可能である。

50

さらに、特表平1-502563号公報には、RBC数、HCT、MCVおよびMCHCを測定することが記載されているが、その具体的な手順については何ら記載されていない。

【0008】

この発明は、このような事情を考慮してなされたもので、生体の血管内を移動する血球を精度よく撮像し、撮像した画像から血球の形態および/又は数を解析することにより、非侵襲で血液を分析することが可能な装置およびその方法を提供するものである。

【0009】

【課題を解決するための手段およびその作用】

この発明は、生体の一部に含まれ血流を有する血管内の検出領域に照明光を照射する光照射手段と、検出領域への照明光の光路と異なる光路を通る検出領域からの反射光により検出領域を撮像する撮像手段と、撮像手段のピントを検出領域に対して安定化する安定化手段と、撮像手段によって撮像された画像を処理し、前記検出領域中に含まれる血球の特徴を解析する解析手段を備え、撮像手段が、検出領域からの光を集光する対物レンズを備え、光照射手段は、対物レンズの検出領域に対する開口角よりも大きい角度で検出領域を照明することを特徴とする非侵襲血液分析装置を提供するものである。

10

【0010】

この分析装置は、非侵襲的に生体の血液を分析することを特徴とし、また、生体とはヒトを含む哺乳動物であるのが好ましい。

【0011】

生体的一部分に含まれる血管内の検出領域を照明する光照射手段における、生体的一部分とは、接触物によって損傷を受けにくい皮膚を有し、その皮下に血管を有する部分、例えば、口唇、指、耳たぶなどであり、外部からの光や接触物によって損傷を受けやすい部分、たとえば眼球は除外される。また、血管内の検出領域とは、生体にありのままに存在する血管内の所定領域を意味する。すなわち、この発明では、この所定領域を検出領域と称し、この領域は、血管内に存在する血球を個々に区別しうる体積を有する領域である。この領域は、血管の血流方向に対して、垂直又は斜め方向の二つの断面で区画された領域であってもよい。かかる検出領域の区画幅は、具体的には、10～20ミクロン程度が好ましい。

20

一方、対象とする血管の太さは特に限定されないが、再現性の良い結果を得るためには、なるべく細動静脈であることが好ましい。なお、細動静脈で得られた血球情報は、太い血管(中大動静脈)の情報に換算することができる。

30

【0012】

この発明の光照射手段には、光源として、レーザやハロゲンランプ又はタングステンランプのような連続的に光を照射する連続光源、又はパルスレーザ(例えば、Spectra-Physics社製、7000シリーズ)やマルチストロボ(例えば、(株)菅原研究所製、DSXシリーズ)のような断続的に光を照射する断続光源を用いることができる。連続光源には、通常、光シャッターを組合せて断続光源として用いることが好ましい。そして、光シャッターとしては、公知の音響光学効果素子(acousto-optic modulator)又は電気光学効果素子(electro-optic modulator)などを用いることができる。なお、これらの断続光源の光照射(閃光)時間は、1万分の1秒～10億分の1秒に設定することができる。

40

【0013】

また、光照射手段は上記光源に加えて、光ファイバー、各種反射鏡、偏光素子、各種レンズ、プリズム、スリットおよびフィルターなどを選択的に備え、それらの組合せによって、光源からの光を検出領域へ導出するようにしてもよい。とくに、光照射手段は、検出領域を偏光で照明するための偏光手段を備えることが好ましい。

【0014】

この発明の撮像手段には、一般的な可視光用、赤外光用又は紫外光用のCCD撮像素子を用いることができるが、特に、シャッタ速度が1万分の1秒以上の電子シャッタ機能を備

50

えたCCD撮像素子、例えばソニー(株)製のXC-73/CE,又はXC-75/75CE型(最大シャッタ速度50万分の1秒の可変シャッタ付)を用いることが好ましい。

【0015】

また、撮像手段は、上記CCD撮像素子に加えて、光ファイバー、各種反射鏡、偏光素子、各種レンズ、プリズム、スリット、フィルターおよびイメージンテンシファイアなどを選択的に備え、それらの組合せによって検出領域からの反射光をCCD撮像素子に導入するようにしてもよい。とくに、撮像手段は、検出領域からの不要な散乱光成分を除去するための偏光手段を備えることが好ましい。

【0016】

この発明においては、光照射手段又は撮像手段が1万分の1秒乃至10億分の1秒の光照射又は撮像の時間で1画像を形成するように構成される。例えば、血管中を秒速10mmで移動する赤血球は、1万分の1秒間に1ミクロンだけ移動するため、この発明の構成によって撮像された赤血球の画像ブレは赤血球の直径(10ミクロン)の10%になる。

10

【0017】

この程度の画像ブレであれば、血管内の血球の形態の解析および血球数の計数が可能であることは、実験的に確認した。さらに、これを、10万分の1秒の時間で1画像を形成するようにすれば、画像ブレは、その10分の1(1%)に、100万分の1秒の時間で形成すれば、100分の1(0.1%)に抑制され、1画像の形成時間が短いほど、血球の形態および数の解析精度は向上する。

【0018】

しかし、1画像の形成時間が短くなるほど、撮像手段の受光光量は少くなるため、光照射手段の光量や撮像手段の受光感度を増大させる必要が生じる。従って、1画像の形成時間は、1万分の1秒乃至10億分の1秒であることが好ましく、5万分の1秒乃至20万分の1秒であることがさらに好ましい。

20

【0019】

そして、1万分の1秒乃至10億分の1秒の光照射又は撮像の時間で1画像を形成するためには、断続光源を備えた光照射手段とCCD撮像素子を備えた撮像手段とを組合せるか、又は連続光源を備えた光照射手段と電子シャッタ付CCD撮像素子を備えた撮像手段とを組合せることが好ましい。

【0020】

また、光照射手段と撮像手段は、解析手段が複数の画像に基づいて血球の色調を含む形態/又は数を解析できるように、複数の画像を所定の時間間隔で撮像するように構成されることが好ましい。

30

【0021】

なお、撮像手段は、撮像した画像を記録するための記録手段、例えば画像メモリやビデオテープレコーダをさらに備えてもよい。

【0022】

一般に、血液検査項目としての血球数は、血液単位体積当たり存在する血球の個数として算出されるため、その算出には、検出領域の体積(容積)を知る必要がある。

【0023】

従って、この発明が対象とする血管内の検出領域は、その領域に存在する血球を個々に光学的に区別しうる3次元的な体積領域を含むものであり、その検出領域の体積(容積)の算出は、例えば次のような方法で行う。

40

(1)撮像された画像面積、撮像手段の撮像可能深さ(焦点深度)および撮像倍率から算出する。

(2)光照射手段により血管内の所定体積の領域のみを照明し、照明された領域を撮像する。

(3)撮像された血管壁の検出領域での内径を計測し、検出領域の体積を算出する。

【0024】

上記(2)の方法においては、光照射手段により血管の血流方向に垂直又は斜め方向から

50

スリット光を照射して血管をスリット光で輪切りするように照明し、スリット光で輪切りされた領域をその断面方向から撮像手段によって撮像するようにしてもよい。これによって血管中を流れる血球の動態を血管の血流方向から撮像することができ、検出領域の体積は血管断面の面積とスリット幅の積から算出される。

【0025】

なお、このような血管の断面の撮像では、撮像手段の撮像面が、被撮像面に対してアオリ撮影できるように配置されることが好ましい。それによって断面全体にピントを合わせることができる（アオリ撮影については、写真撮影技術の一つとして公知であるので説明を省略する）。

【0026】

この発明の解析手段は、撮像手段によって撮像された画像の前処理を行うため、各種フィルタ、補正、補間、ジッター補正、色調変換、カラーバランス補正、ホワイトバランス、シェーディング補正などの機能を選択的に有するアナログおよび/またはデジタル方式の画像処理手段を備えることが好ましい。

【0027】

さらに、解析手段は、赤血球および/又は白血球の数を算出する算出手段、ヘマトクリット値を算出するヘマトクリット算出手段、検出領域からの反射光強度を解析してヘモグロビン量（HGB）を算出するヘモグロビン量算出手段、血球の形態から平均赤血球体積（MCV）と平均血色素量（MCH）と平均血色素濃度（MCHC）を算出する手段、血球の形態を解析して分類する手段、および細動静脈もしくは毛細血管から得られた血球情報を中大動静脈に対応する血球情報に換算する手段などを備えることが好ましい。

【0028】

なお、この解析手段は、デジタルシグナルプロセッサ（DSP）、例えばテキサツインスツルメンツ社製のTMS320C30を用いて構成してもよい。

【0029】

この発明の非侵襲血液分析装置は、光照射手段から照射する光を血管内の検出領域に照射し、かつ、照明された検出領域からの反射光を正しく（撮像ブレなく）撮像するために、少なくとも生体の一部と、撮像手段とを、相対的に固定する固定手段と、撮影手段のピントを検出領域に対して安定化する安定化手段を備えることが望ましい。このような目的に対して、この装置は、それ自体に又は別体として固定手段と安定化手段を備えることが好ましい。このような手段の構造は、分析装置と検出領域との関係で適宜設計され、また、検出領域の存在する生体部位の形状と大きさに対応して決定される。たとえば、検出領域が口唇部の毛細血管である場合には、図17に示すような手段を用いることができる。また、検出領域が指の毛細血管である場合には図21に示すような手段を用いることができる。

【0030】

また、この発明は、別の観点によれば、血管内の検出領域を照明する工程と、照明された検出領域を撮像する工程と、撮像手段によって撮像された画像を処理し、前記検出領域中に含まれる血球の形態および/又は数を解析する工程を備え、前記光照射工程又は撮像工程が、1万分の1秒乃至10億分の1秒の光照射又は撮像の時間で、1画像を形成させることを特徴とする非侵襲血液分析方法を提供するものである。

【0031】

【実施例】

以下、図面に示す実施例に基づいてこの発明を詳述する。これによって、この発明が限定されるものではない。

実施例1

図1はこの発明の実施例1の構成を示す構成説明図である。図1に示すように、生体の皮膚面16の内部に存在する血管12の検出領域Vを照明するための光照射手段は、レーザ光源22、光ファイバ24およびスリット60から構成される。また、照明された検出領域Vを撮像するための撮像手段は、シャッタ速度が10万分の1秒の電子シャッタ付のC

10

20

30

40

50

ＣＤ４０、レンズ３８、偏光フィルタ６１およびビデオシステム４４から構成される。

【００３２】

そして、撮像手段に備えられたＣＣＤ４０によって撮像された画像を処理し、検出領域Ｖ中に含まれる血球の形態および／又は数を解析する解析手段は、画像処理回路４６、赤血球数算出手段４８、平均赤血球容積算出手段５０、ヘモグロビン量算出手段５２、ヘマトクリット値算出手段５４Ａ、平均血色素量算出手段５４Ｂ、平均血色素濃度算出手段５４Ｃ、白血球数算出手段５６Ａ、白血球分類手段５６Ｂおよび血流速算出手段５７を備える。

【００３３】

そして、ＣＣＤ４０は、レーザ光によって照明された検出領域Ｖを１０万分の１秒の撮像時間（シャッタ速度）で撮像する毎に１フレームの画像を形成する。この実施例では、図２に示されるように、光照射手段により、血管１２の血流方向１４に対して斜め方向の断面で輪切り状に断面積Ｓ、厚さＴの薄片状の検出領域Ｖを形成し、領域Ｖ中に存在する血球を撮像する。なお、図１では、皮膚面１６以下を便宜上、拡大して描いている。

【００３４】

光源２２は分析装置本体２０内に納められている。また、光ファイバ２４の先端部、スリット６０、ＣＣＤ４０、レンズ３８および偏光フィルタ６１はプローブ５８に納められている。光源２２の出射するレーザ光は、光ファイバ２４の先端を出てからスリット６０で規制されて、厚さＴの薄い帯状の光ビーム（スリット光）になって、生体を照射する。プラスチック又はガラスの透明板６６は、プローブ先端５９を皮膚面１６に密着させること

【００３５】

上記光ビーム（スリット光）が血管１２を横切ると、血管の特定領域だけが照射され、検出領域Ｖが形成される。領域Ｖからの反射光は、偏光フィルタ６１およびレンズ３８を介してＣＣＤ４０の受光面で受光され、撮像された画像は伝送路４２を介してビデオシステム４４に記録される。ここでは、領域Ｖからの反射光を輪切り状の断面６２の方向から撮像するために、カメラによる撮影技術として知られるアオリ撮影法を応用している。すなわち、断面６２と、レンズ３８と、ＣＣＤ４０の撮像面とを光軸に対してアオリ撮影のできる位置関係にしているので断面６２全体にピントの合った像が撮像される。

【００３６】

断面積Ｓは、撮像された断面の画像面積を撮像倍率の二乗で除算することにより求められる。厚さＴすなわち帯状光ビームの厚さは、スリット６０のスリット幅から既知であるから、領域Ｖの体積は計算で求められる。

【００３７】

また、撮像された断面の画像を所定面積のウインドウで切出し、そのウインドウ面積を撮像倍率の二乗で除した値に厚さＴを乗じて領域Ｖの体積としてもよい。

【００３８】

領域Ｖの厚さＴは、例えば１０ミクロン程度に薄く形成されるので、ＣＣＤで撮像される平面画像に血球が重なって写る確率は高くないが、仮に重なっていても、２つの血球が完全に上下に重なっていない限り、画像処理によって血球を一個ずつ画像上で識別していくことが容易である。

【００３９】

なお、一枚（１フレーム）の画像からだけでも上記のように血球数を算出することは可能であるが、この実施例では、解析精度を上げるために、十数枚ないし数百フレームの画像を連続撮影するようにしている。つまり、本来なら血管内の広い範囲の血球分布を求め、それに基づいて各指数を算出すべきであるが、ここでは、これに代り、血管内の同一検出領域を連続撮像した複数の画像から血球分布を求め、それに基づいて統計的に信頼しうる各指数を算出している。

【００４０】

撮像手段に高速ゲート付イメージインテンシファイヤを使用した場合には、血管への光照

10

20

30

40

50

射量が少なくても鮮明な画像が得られるので、生体への光照射による熱傷等の心配がなく、光源も低いパワーのものでよい。

【0041】

図1に示すように光学系を一体として一つのプローブ58中に納めることにより、コンパクトで取り扱いが容易となり、プローブ先端59を透明板66を介して皮膚面16に押し当てただけで測定が可能となる。

【0042】

図17はプローブ58を装着装置に装着して被験者に固定して口唇部の血管を測定する状態を示す説明図であり、100aは被験者の前額部にプローブ装着装置100を固定する額部固定部、100bは被験者の顎部にプローブ装着装置100を固定する顎部固定部である。図のようにプローブ装着装置を用いて、検出領域としての口唇部にプローブ58を安定化手段、たとえば、透明板66を介して密着させると、透明板66の摩擦作用により、プローブ58の先端が被験者の皮膚面に固着してプローブ58の先端と口唇部との相対的な微小振動が抑制されるため、撮像系のピントが安定すると共に、検出領域の機械的なブレが防止される。

10

【0043】

また、受光系に偏光フィルタ61を備えるようにすると、不要な散乱光成分が除去でき、さらにコントラストのよい画像が得られる。この際、照射系には偏光フィルタが無くても、受光系のフィルタだけでもコントラストはかなり改善されるが、照射系にも偏光フィルタを備えるか、直線偏光レーザーを偏波面保存ファイバーで導くなどの方法を用いること

20

【0044】

なお、図1、図2では、血管12の血流方向14に対して斜め方向の断面で輪切り状に、検出用体積領域Vを形成したが、図3に示すように、血管12の血流方向14に垂直な断面で輪切り状に、直径W、厚さTの薄片円柱状に領域Vを形成してもよい。この場合にも、図1と同様にアオリ撮影を行うと、血管の血流方向に垂直な断面の画像が撮像される。直径Wは、血管径により決まり、厚さTは、照射系のビーム幅で決まる。血管の輪切り状断面の画像の真円に近似している場合には、その断面積は直径Wから単純に計算される。断面形状が真円から外れている場合には、図2の場合と同様に断面積Sを、求めればよい。

30

【0045】

図2、図3いずれの場合にも、領域V全体が撮像画面中に納まらない場合もある。すなわち、図4に示すように、領域V中の一部の領域V'のみが撮像画面いっぱいに写し出される場合である。その場合には、撮像画面いっぱいに写った全体を改めて検出領域Vの拡大画像と考えればよい(V'を改めてVと考える)。

【0046】

このようにして、血管中を流れる血球の動態を血管の血流方向から撮像することが可能となる。

【0047】

図1において、ビデオシステム44はCCD40で撮像された画像を記録するためのビデオテープレコーダ(VTR)を備える。記録された画像は、画像処理回路46で処理された後、赤血球数算出手段48、平均赤血球容積算出手段50、ヘモグロビン量算出手段52、ヘマトクリット値算出手段54A、平均血色素量算出手段54B、平均血色素濃度算出手段54C、白血球数算出手段56A、白血球分類手段56Bおよび血流速度算出手段57に送られて、血球の色調を含む形態および/又は数が解析され、血液検査項目の各値が算出される。

40

【0048】

また、画像処理回路46は、各種フィルタ、補正、補間、ジッター補正、色調変換、カラーバランス補正、ホワイトバランス、シェーディング補正などの機能を選択的に備えて、画像の前処理を行う。

50

【 0 0 4 9 】

次に、赤血球数算出手段 4 8 について説明する。この手段 4 8 では、領域 V の画像中の赤血球数を計数することにより、単位体積中の赤血球数 (R B C) が算出される。その手順は図 1 0 のフローチャートに示す通りである。つまり、領域 V を撮像した画像をビデオシステム 4 4 から図 8 に示すように 1 フレームずつ読み出し (ステップ S 1 1)、読み出した画像を図 9 に示すように所定サイズのウインドウで切出して (ステップ S 1 2)、ウインドウ内の赤血球を認識し、ウインドウ内の赤血球数 a を求める (ステップ S 1 3)。この操作を所定のフレーム数 F だけくり返して、その都度得られた赤血球数 a の累計 n を求め (ステップ S 1 4、S 1 5)、単位体積当りの平均赤血球数 $N_0 = k_0 \cdot n / F$ を算出する (ステップ S 1 6)。ここで、 k_0 は、ウインドウサイズと撮像倍率と領域 V の厚さ T から求められた、単位体積当りの赤血球数を算出するための変換係数である。そして、必要であれば、得られた N_0 に補正計数 k_1 を乗じて、細動静脈 (毛細血管) データから中大動静脈などに対応する赤血球数 (R B C) に換算する (ステップ S 1 7)。なお、ステップ S 3 における赤血球の画像認識処理については公知の方法を用いる (例えば、橋詰明英他著「赤血球自動識別アルゴリズムとその評価」医用電子と生体工学、第 2 8 巻第 1 号 (1 9 9 0 年 3 月) 参照) こともできるし、赤血球が 0 . 1 ミクロン程度移動した 2 枚の連続撮像画像 (毎秒 1 0 m m の血流で 1 0 万分の 1 秒の時間差) どうしを減算処理して、動いている赤血球の辺縁のみが抽出強調された 2 次元差分画像から赤血球認識をより高速に行うこともできる。

10

【 0 0 5 0 】

次に、平均赤血球容積算出手段 5 0 について説明する。この手段 5 0 では、画像から赤血球 1 個毎の面積を求め、その平均値に所定の係数を乗じて体積値を算出し、平均赤血球容積 (M C V) を求めている。その手順は図 1 1 のフローチャートに示す通りである。つまり、ビデオシステム 4 4 から 1 フレームずつ画像を読み出し (ステップ S 2 1)、読み出した画像を所定サイズのウインドウで切出して (ステップ S 2 2)、ウインドウ内の赤血球を認識し、各赤血球の直径 d_i を求め、その平均値 b を算出する (ステップ S 2 3)。この操作を所定のフレーム数 F だけくり返して、その都度得られた平均値 b の累計 v を求め (ステップ S 2 4、S 2 5)、この累計 v をフレーム数 F で除して平均直径 v_0 を算出し (ステップ S 2 6)、直径から容積に換算する関数 f (実験的に求めた関数) を用いて、容積 V_0 を求める (ステップ S 2 7)。そして、得られた V_0 に補正係数 k_1 を乗じて、細動静脈や毛細血管のデータから、中大動静脈などに対応する平均赤血球容積 (M C V) を求める (ステップ S 1 8)。

20

30

【 0 0 5 1 】

次に、ヘモグロビン量算出手段 5 2 について説明する。この手段では、領域 V への入射光強度と領域 V からの反射光強度から、次の原理により単位体積あたりの総ヘモグロビン量 (H G B) を算出する。入射光強度を I_0 ()、反射光強度 I () とすると、

$$I () = I_0 () \cdot () \times \exp (() H g b O_2 + () H g b)) \dots (1)$$

【 0 0 5 2 】

ここで、

() : 散乱項 (波長依存性有り)

k_1 () : 酸素化型 H g b の吸収係数 (波長依存性有り)

k_2 () : 脱酸素化型 H g b の吸収係数 (波長依存性有り)

H g b O₂ : 酸素化型 H g b の濃度

H g b : 脱酸素化型 H g b の濃度

λ : 波長

であり、単位体積あたりの総ヘモグロビン量 H G B は、

$$H G B = H g b O_2 + H g b$$

で求められる。

【 0 0 5 3 】

40

50

(1)式の散乱項は、適当な波長を選択することにより、近似的に定数とみなせるので、これを I_0 とおくと(1)式は

$$\log(I(\lambda)/I_0(\lambda)) = \epsilon_1(\lambda) \text{HgbO}_2 + \epsilon_2(\lambda) \text{Hgb} + \log I_0$$

となる。

【0054】

ところで、 $I(\lambda)/I_0(\lambda)$ は測定によって得られる値である。 $\epsilon_1(\lambda)$ 、 $\epsilon_2(\lambda)$ は選択された波長に対して定数となり、未知量は HgbO_2 、 Hgb 、 I_0 の3つであるので、

(a)適当な3波長について $I(\lambda)/I_0(\lambda)$ を計測することにより、 HgbO_2 、 Hgb が求まる。 10

(b) I_0 が生体によらず一定と仮定できれば、 I_0 を予め実験的に求めておくことにより2波長について計測すれば HgbO_2 、 Hgb が求まる(実用上、 I_0 を一定としても問題はない)。

(c)さらに、吸光度が酸素化型および脱酸素化型 Hgb で等しい波長(例えば、525nm)を選べば、 $\epsilon_1(\lambda) = \epsilon_2(\lambda)$ となるから、単位体積あたりの総ヘモグロビン量を波長で求めることができる。

なお血液分析の分野では単位体積あたりの総ヘモグロビン量を単に(総)ヘモグロビン(量)と呼ぶので、以下これに従う。

【0055】

上記の原理に基づいて、ヘモグロビン量算出手段52は総ヘモグロビン量(HGB)を算出するが、それは図12~図14のフローチャートに示す3つの手順のうち、いずれかの手順で行う。 20

【0056】

まず、図12に示す手順は、画像の強度の総和から反射光強度 $I(\lambda)$ を求めることを特徴とする。つまり、ビデオシステム44から1フレームずつ画像を読み出し(HGB)を算出するが、それは図12~図14のフローチャートに示す3つの手順のうち、いずれかの手順で行う。

【0057】

まず、図12に示す手順は、画像の強度の総和から反射光強度 $I(\lambda)$ を求めることを特徴とする。つまり、ビデオシステム44から1フレームずつ画像を読み出し(ステップS31)、読み出した画像を所定サイズのウィンドウで切出して(ステップS32)、ウィンドウ内の赤血球を認識し、その赤血球像の強度 s を求める(ステップS33)。そして、画像の背景(バックグラウンド)の強度 b を求める(ステップS34)。 30

【0058】

以上の操作を所定のフレーム数 F だけくり返して、その都度得られた強度 s 、 b の各累計 S 、 B を求める(ステップS35、S36)。そして、 S と B との差から強度 $I(\lambda)$ を求める関数 g によって、強度 $I(\lambda)$ を算出する(ステップS37)。なお、関数 g は実験的に求めたものである。次に、 $I_0(\lambda)$ は既知として、(1)式より総ヘモグロビン量、HGBを求める(ステップ38)。 40

【0059】

次に、図13に示す手順は、赤血球の平均濃度から反射光強度 $I(\lambda)$ を求めることを特徴とする。つまり、ビデオシステム44から1フレームずつ画像を読み出し(ステップS41)、読み出した画像を所定サイズのウィンドウで切出して(ステップ42)、ウィンドウ内の赤血球を認識し、その赤血球像1つについての平均散乱光強度 c を求める(ステップS43)、以上の操作を所定フレーム数 F だけくり返して、その都度得られた強度 c の累計 C を求め(ステップS44、45)、赤血球1個の平均散乱光強度 C_a を算出する(ステップS46)。そして、平均強度 C_a と赤血球数 RBC とから $I(\lambda)$ を求める関数(実験的に求めたもの)を用いて、 $I(\lambda)$ を求め(ステップS47)、 $I_0(\lambda)$ を既知として、(1)式より総ヘモグロビン量HGBを算出する(ステップS48)。 50

【 0 0 6 0 】

なお、上記 2 つの手順（図 1 2 と図 1 3）の両方を実施して、フレーム間の差の少ない方を採用してもよい。また、光源 2 が 2 波長の光を照射する場合には、各波長につき図 1 2 の手順又は図 1 3 の手順を実施し、(1) 式に基づいてヘモグロビン量を求めるが、この場合には、酸素化ヘモグロビン量および脱酸素化ヘモグロビン量を各々求めることができる。

【 0 0 6 1 】

次に、図 1 4 に示す手順は、光源 2 2 が 3 波長あるいは、白色ないし広帯域スペクトルを有する光を照射する場合に、画像の色調よりヘモグロビン量を求めることを特徴とする。つまり、ビデオシステム 4 4 から 1 フレームずつ画像を読み出し、読み出した画像を所定サイズのウィンドウで切出して、ウィンドウ内の赤血球を認識すると共に、赤血球像の R（赤色）、G（緑色）、B（青色）の各成分 r 、 g 、 b を抽出する（ステップ S 5 1、S 5 2、S 5 3）。

10

【 0 0 6 2 】

以上の操作を所定フレーム数 F だけくり返して、その都度得られた成分 r 、 g 、 b の各累計 R 、 G 、 B を算出する（ステップ S 5 4、S 5 5）。そして、平均の原色成分 R_a 、 G_a 、 B_a を求め（ステップ S 5 6）、予め実験的に求めた関数 f を用いて、総ヘモグロビン量 HGB を算出する（ステップ S 5 7）。

【 0 0 6 3 】

次に、ヘマトクリット値算出手段 5 4 A について説明する。この手段は、次式を演算してヘマトクリット値 HCT を算出する。

20

$$HCT = \alpha \times (MCV) \times (RBC)$$

ここで、 MCV は平均赤血球容積算出手段 5 0 で、 RBC は赤血球数算出手段 4 8 でそれぞれ求めた値であり、 α は細動静脈から中大動静脈に対応して換算するための補正係数である。

【 0 0 6 4 】

次に、平均血色素量算出手段 5 4 B について説明する。この手段は、次式を演算して平均血色素量 MCH を算出する。

$$MCH = (HGB) / (RBC)$$

ここで、 HGB はヘモグロビン量算出手段 5 2 により、 RBC は赤血球数算出手段 4 8 により、それぞれ求めた値である。

30

【 0 0 6 5 】

次に、平均血色素濃度算出手段 5 4 c について説明する。この手段 5 4 c は、次式を演算して平均血色素濃度 $MCHC$ を算出する

$$MCHC = (HGB) / (HCT)$$

ここで、 HGB はヘモグロビン量算出手段 5 2 により、 HCT はヘマトクリット値算出手段 5 4 A により、それぞれ求めた値である。

【 0 0 6 6 】

次に、白血球数算出手段 5 6 A について説明する。この手段 5 6 A では、領域 V の画像中の白血球を認識し、その数を計数することにより、単位体積中の白血球数が算出される。その手順は、赤血球数（ RBC ）の算出手順（図 1 0）と同等であるので、説明を省略するが、白血球は赤血球に比べて少ない（約千分の一）ので、フレーム数 F を多くする必要がある。

40

【 0 0 6 7 】

次に、白血球分類手段 5 6 B について説明する。この手段 5 6 B では、形態学的特徴から白血球をリンパ球、単球、好中球、好酸球、好塩基球等に分類する。その手順は図 1 5 のフローチャートに示す通りである。つまり、ビデオシステム 4 4 から 1 フレームずつ画像を読み出し（ステップ S 6 1）、読み出した画像を所定サイズのウィンドウで切出して（ステップ S 6 2）、ウィンドウ内の白血球を、散乱光強度や色調などから認識する（ステップ S 6 3）。そして、個々の白血球の特徴パラメータ（大きさ、形状、核の大きさ、核の形

50

状等)を求め(ステップS64)、求めた特徴パラメータにより分類を行う(ステップS65)。以上の操作を所定フレーム数Fだけくり返し、各分類比率を算出する(ステップS65)。

【0068】

次に、血流速度算出手段57について説明する。この手段57は、図2、図3、図4に示すように、血管の断面画像が得られるようになったことによって、図16に示す原理(空間に拡張したゼロ・クロス法)により血流速度を算出するものである。つまり、図16の(a)に示すように間隔Tを有する平行な平面A、Bで区画された検出領域Vを粒子が矢印M方向に通過するとき、それを矢印N方向から観測するものとする。同図(b)のように時刻tにおいて、10個の粒子が観測され、時間t後において、平面Aに近い粒子(1)、(9)が領域Vから抜け出し、時刻tにおいて領域Vの外側で平面Bに近接していた粒子(11)が領域Vに入ると、領域Vに対して時間t内に新しく出没した粒子は、図16の(b)と図16の(c)との差をとれば、図16の(d)のように明瞭となる。そこで、粒子の分布密度が一定であるとすると、粒子の領域Vに対する出没の頻度は、粒子の速度に比例する。つまり、速度が高いと出没数が多く、低いと少ない。

10

【0069】

従って、観測される平均の粒子数を N_a 、時刻tと、 $t + \Delta t$ に観測される画像の差に現れる粒子数の平均を A_a とすると、 Δt 時間に $A_a / 2$ だけ領域Vから出て行くことになる。 N_a 個の粒子がすべて距離Tだけ動くのに要する時間は $2 \Delta t \cdot N_a / A_a$ であるから、粒子の平均速度 X_a は

20

$$X_a = T \cdot A_a / (2 \Delta t \cdot N_a) \dots \dots (2)$$

で与えられる。ここで、 Δt は予め設定される値であり、Tは既知である。

【0070】

この原理を用いて、手段57は、ビデオシステム44から画像を読み出して、撮像された赤血球について、 N_a 、 A_a を求め、(2)式により、血流速度を算出する。

【0071】

このようにして得られた各種血球情報(算出値)は、いずれも、実験的に求めた補正係数を乗ずることにより、従来臨床的に用いられてきた中大動静脈で採用した血液情報に換算することができる。

【0072】

30

実施例2

図5は、この発明の実施例2の要部を示す構成説明図であり、図6に示されるように、光照射手段により、血管12の血流方向14と並行に、幅W、長さL、厚さTの薄片状に検出領域Vを形成し、領域V中に存在する血球数を計数した場合の実施例を示すものである。図5でも、皮膚面16以下を便宜上、拡大して描いている。図5では、血管12の血流方向は、紙面に垂直である。分析装置本体20は、図1と同様であるから図示を省略する。

【0073】

分析装置本体20中の光源22から発せられた光は、光ファイバ24を介してディフューザ26を照射する。光はディフューザ26により拡散されプレート28を一様に照らす。プレート28は実質的に面発光体となり、レンズ30、32、ダイクロイックミラー34で形成される光学系を介して、プレート28の実像36が血管12を横切って形成される。なお、プレート28には光拡散板、例えば、シグマ光材(株)製のフロスト型拡散板を使用する。

40

【0074】

プレート28の実像36の厚さはTである。プレート28の実像36と血管12とが交わった領域が、検出領域Vである。

【0075】

実像36の明るさと実像36以外の明るさのコントラストを確保するためには、少なくとも皮膚面16から実像36までの照射の光路が急峻に絞られるようにすると良い。

50

【 0 0 7 6 】

領域Vの幅Wは、図5、図6の場合、血管の径と一致している。図5の領域Vの紙面方向の長さはLである（図6参照）。長さLは、光照射系の絞りの程度によって決まる。

【 0 0 7 7 】

領域Vからの反射光は、ダイクロイックミラー34、レンズ38aを介してCCD40aで受光される。CCD40aで撮像された画像を解析し、図1、図2の場合と同様に、領域Vの画像中の血球の形態および/又は数から血液検査の各項目の値が求められる。

【 0 0 7 8 】

なお、図5、図6では、プレートの実像36と血管12とが交わった場合を描いているが、血管径が太い場合には、図7に示すようにプレート28の実像36が完全に血管12の内部に形成されることもある。この場合には、プレートの実像36そのものが検出領域Vとなる。

10

【 0 0 7 9 】

また、図6の場合でも、図7の場合でも、撮像系の拡大倍率が高すぎて検出用体積領域Vの全体が撮像画面内に納まらないこともある。その際には、撮像画面いっぱいに写った全体を改めて検出領域Vの拡大画像と考えればよい。その場合の、領域Vの幅Wと長さLの実寸は、画面の横幅と縦幅をそれぞれ撮像系の拡大倍率で割って求められる。領域Vの厚さTは、プレート28の実像36の厚さであることは変わらない。

【 0 0 8 0 】

なお、図5に示す実施例では、プレート28の実像36を生体内に結像することにより検出領域Vを生成したが、そのほかにも、レーザー光を集束レンズや走査手段を介して異なる方向から生体に照射し、共に生体内のある深さで焦点を結ぶようにする（共焦点）と、図5と同じ領域Vを形成することができる。

20

【 0 0 8 1 】

何れにしても、生体内のある深さの領域だけが光照射されるので、生体の他の部位例えば測定対象の血管がある位置よりもさらに深い部位からの散乱光の影響は極めて少い。

【 0 0 8 2 】

実施例3

図18は、この発明の実施例3を示す構成説明図である。図18の構成は、図1の構成のヘマトリット値算出手段54Aと平均赤血球容積算出手段50をそれぞれヘマトクリット値算出手段100と平均赤血球容積算出手段101に置換したものであり、その他は図1の構成と同等である。

30

【 0 0 8 3 】

まず、この実施例におけるヘマトクリット値算出手段100について説明する。

このヘマトクリット値算出手段100では、ビデオシステム44で撮像され画像処理回路46で処理された画像における一定領域内の赤血球像の占める面積の割合からヘマトクリット値(HCT)が算出される。その手順は図19のフローチャートに示す通りである。つまり、領域Vを撮像した画像をビデオシステム44から図8に示すように1フレームずつ画像を読み出し(ステップS71)、読み出した画像を所定サイズのウィンドウで切出し(ステップS72)、そのウィンドウ内の画像を適当なしきい値で赤血球の部分だけ二値化し(ステップS73)、その赤血球像の占める面積比AR(%)を求める(ステップS74)。この操作を所定のフレーム数Fだけくり返して(ステップS76)、その都度得られたARの累積値hを求め、Fで除して平均値 \bar{h} を算出し(ステップS77)、赤血球の重なりを補正する関数f(理論的および実験的に求める)を用いてHを求める(ステップS78)。こうして得られたHに、補正係数を乗じて、細動静脈や毛細血管のデータから、中大動静脈などに対応するヘマトクリット値HCTを求める(ステップS79)。

40

【 0 0 8 4 】

次に、平均赤血球容積算出手段101について説明する。この手段は、次式を演算して平均赤血球容積(MCV)を算出する。

50

$$M C V = (H C T) / (R B C)$$

ここで、H C Tはヘマトクリット値算出手段100により、R B Cは赤血球数算出手段48により、それぞれ求めた値である。

【0085】

図1の実施例のヘマトクリット値算出手段54Aでは、平均赤血球容積(M C V)と赤血球数(R B C)からヘマトクリット値H C Tを算出するようにしている。この場合、M C Vを求めるために、赤血球1個1個を認識し、その形状を分析する必要があるため、算出時間が比較的長くなる。しかし、図18に示す実施例のヘマトクリット値算出手段100では、赤血球を個々に認識する必要がなく、画像から直接H C Tが得られるので、H C Tの算出時間がきわめて短縮される。そして、算出時間が短縮されると多画面についての解析が可能となりH C Tの算出精度も向上する。

10

【0086】

実施例4

図20は、この発明の実施例4を示す構成説明図である。図1と同じ要素については、同じ参照番号を付している。図20において、分析装置本体20中の光源から発せられた光は、光ファイバ24を介してプローブ58内へ導びかれディフューザ26を照射する。光はディフューザ26により拡散されコリメートレンズ30によって平行光に変換される。

【0087】

平行光の中央部は円盤状の遮光板67によって遮光され、平行光の周縁部はリング状ミラー34aと34bを介してプローブ先端59から出射される。プローブ先端59から出射した光は透明板66および皮膚面16を介して血管12の中の検出領域Vを照射する。領域Vからの反射光は、透明板66および対物レンズ38bを介してC C D 40aで受光される。C C D 40aで撮像された画像は分析装置本体20で解析される。分析装置本体20については実施例1ですでに説明したので、ここでの説明を省略する。

20

【0088】

実施例4の特徴は、検出領域を限外照明つまり暗視野照明(d a r k f i e l d i l l u m i n a t i o n)によって照明し、撮像される画像のコントラストを向上させる点である。

ここにおける暗視野照明とは、図23に示すように、照明光を対物レンズ38bの外側から検出領域Vに照射する照明方式である。つまり、照明光は対物レンズ38bの検出領域Vに対する開口角よりも大きな角度 θ_1 、 θ_2 で領域Vを照明する。従って、照明光のうち皮膚面16で反射された光は、対物レンズ38bの外側に反射され、C C D 40aには到達しないので、C C D 40aで撮像される画像のコントラストが向上する。

30

【0089】

図21は図20に示すプローブ58と被験者の1部(ここでは指の爪郭部)とを相対的に固定する状態を示す説明図であり、L字状の支持台71がプローブ58に取付けられている。プローブ先端59は、プローブ58から延出する筒59aと、筒59aの先端外周に矢印aおよびb方向に摺動可能に装着された摺動筒59bを備える。摺動筒59bの先端には透明板66が固定されている。

筒59aの先端には摺動筒59bを矢印b方向に付勢するスプリング72a、72bが設けられている。内筒73aは対物レンズ38bとリングミラー34bを内蔵し、微動素子74を介してプローブ58に固定されている。

40

ここで、支持台71は筒59a、摺動筒59a、スプリング72a、72bおよび透明板66と共に固定手段を構成し、摺動筒59b、スプリング72a、72bおよび透明板66は安定化手段をも構成する。

【0090】

被験者の指75が図21のように支持台71と透明板66との間に挿入されると、スプリング72a、72bは、適度な圧力で透明板66を指75の爪郭部に押圧する。それによって爪郭部の血管内の検出領域がC C D 40aの視野の中に固定され、指75の微小振動による検出領域のブレが防止される。

50

【0091】

また、CCD40aのピントの調整は、微動素子74によりレンズ38bを光軸方向（矢印a又はb方向）に移動させることにより行うことができる。なお、微動素子74には、例えば、 piezo素子を用いた素子P-720/P-721（Physik Instrumente製）超音波モータを用いた素子などを適用することができる。

【0092】

なお、透明板66は被験者ごとに取り換えが可能ないようにプローブ先端59に着脱可能に取り付けられる。このように透明板66が取り換え可能であるのは衛生上の理由からである（被験者を病気の感染等から守るため）。

透明板66としてはガラス板、樹脂製の可撓性フィルムなどが使用可能である。

10

あるいは、透明板66自体は交換せず、指75に交換可能なフィルムを密着させるようにしてもよい。

【0093】

さらに、皮膚面16の乱反射を防止し、より鮮明な画像を得るため、図22に示すように液状あるいはゲル状の、生体に安全な光媒体76を皮膚面16と透明板66との間に介在させることが、より好ましい。

光媒体76としてはオイルやクリームが使用できる。本実施例では生体に透明板66を接触させたが、中央部分に光が通過できる孔（光路）を有していれば、不透明板であってもも検出領域のブレを防止することができるので使用可能である。

【0094】

20

【発明の効果】

本発明によれば、生体から血液を採取することなく、血管内の所定体積の血液を非侵襲的に血液像を撮像することができ、その像を解析することにより単位体積当たりの血球数を計数することができ、ヘマトクリット値、ヘモグロビン量、赤血球恒数も算出することができる。さらに、生体外からの撮像であるにもかかわらず得られる画像が鮮明であるため白血球分類も可能である。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の実施例1を示す構成説明図である。

【図2】検出領域の例を示す説明図である。

【図3】検出領域の例を示す説明図である。

30

【図4】検出領域の例を示す説明図である。

【図5】この発明の実施例2の要部を示す構成説明図である。

【図6】検出領域の例の示す説明図である。

【図7】検出領域の例の示す説明図である。

【図8】撮像された画像を示す説明図である。

【図9】画像をウィンドウで切出した状況を示す説明図である。

【図10】赤血球数算出手順を示すフローチャートである。

【図11】平均赤血球容積算出手順を示すフローチャートである。

【図12】ヘモグロビン算出手順を示すフローチャートである。

【図13】ヘモグロビン算出手順を示すフローチャートである。

40

【図14】ヘモグロビン算出手順を示すフローチャートである。

【図15】白血球分類手順を示すフローチャートである。

【図16】血流速算出原理を示す説明図である。

【図17】実施例におけるプローブの装着例を示す説明図である。

【図18】この発明の実施例3を示す構成説明図である。

【図19】図18に示す実施例のヘマトクリット値算出手順を示すフローチャートである。

【図20】この発明の実施例4を示す構成説明図である。

【図21】図20に示す実施例の変形例を示す説明図である。

【図22】図21の要部を示す説明図である。

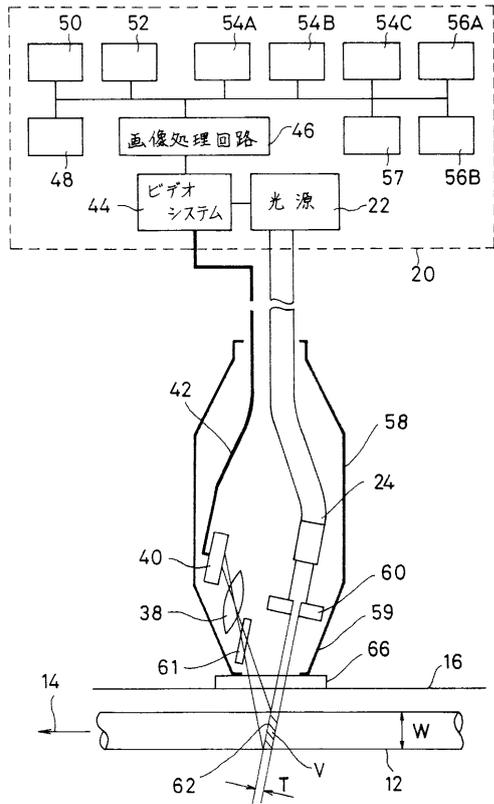
50

【図23】図20の部分拡大図である。

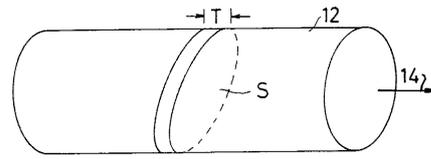
【符号の説明】

1 2	血管	
1 4	血流方向	
1 6	皮膚面	
2 0	分析装置本体	
2 2	光源	
2 4	光ファイバ	
3 8	レンズ	
4 0	C C D	10
4 2	伝送路	
4 4	ビデオシステム	
4 6	画像処理回路	
4 8	赤血球数算出手段	
5 0	平均赤血球容積算出手段	
5 2	ヘモグロビン量算出手段	
5 4 A	ヘマトクリット値算出手段	
5 4 B	平均血色素量算出手段	
5 4 C	平均血色素濃度算出手段	
5 6 A	白血球数算出手段	20
5 6 B	白血球分類手段	
5 7	血流速度算出手段	
5 8	プローブ	
6 0	スリット	
6 1	偏光フィルタ	
6 6	透明板	

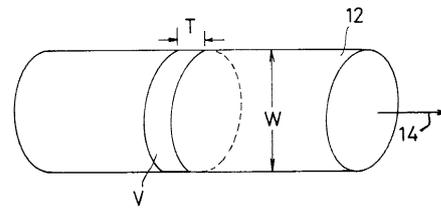
【 図 1 】



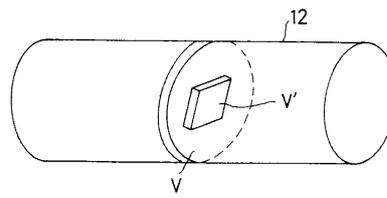
【 図 2 】



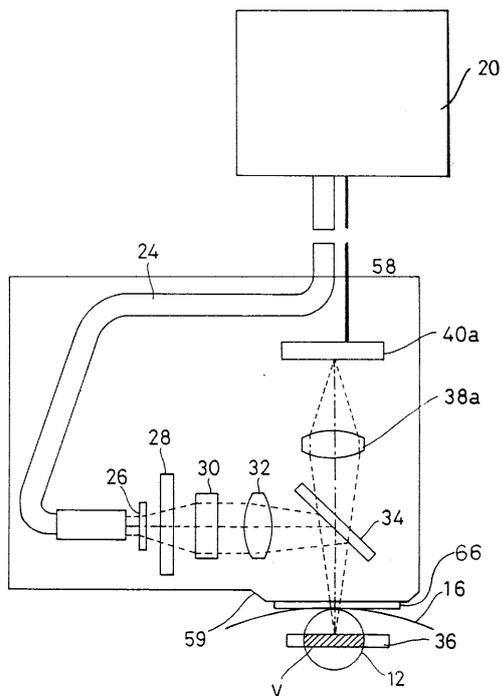
【 図 3 】



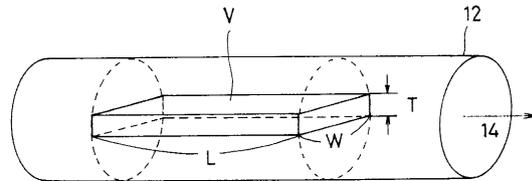
【 図 4 】



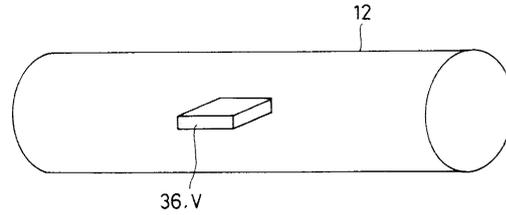
【 図 5 】



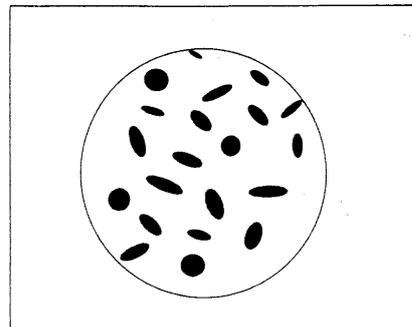
【 図 6 】



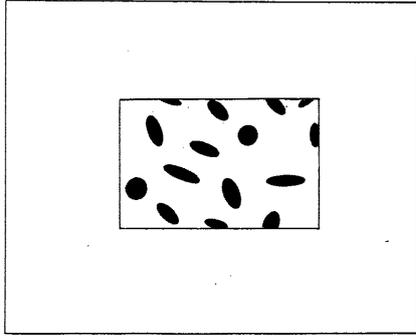
【 図 7 】



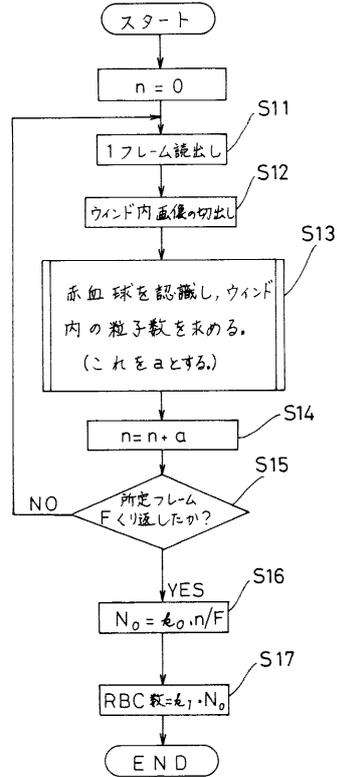
【 図 8 】



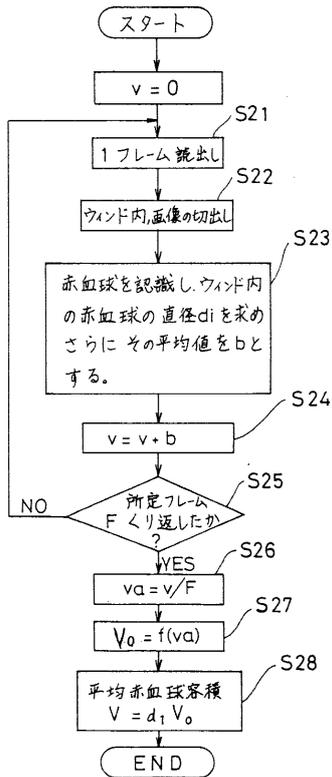
【 図 9 】



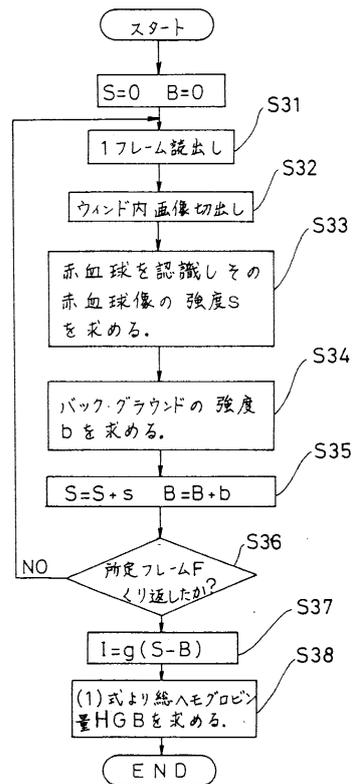
【 図 10 】



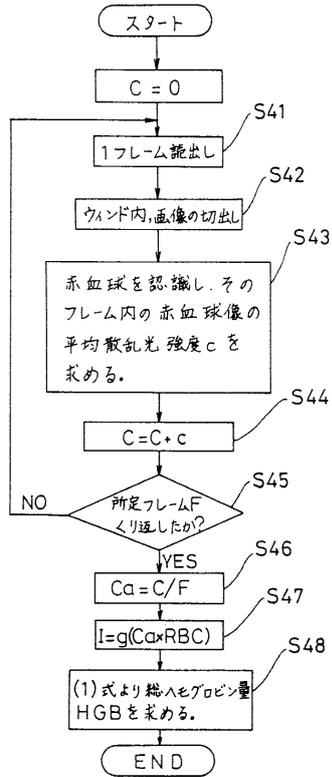
【 図 11 】



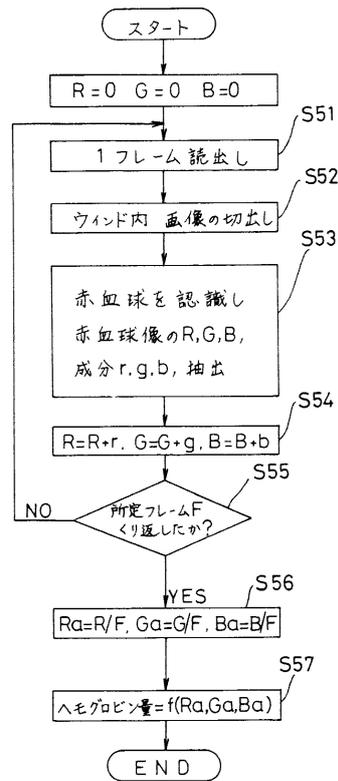
【 図 12 】



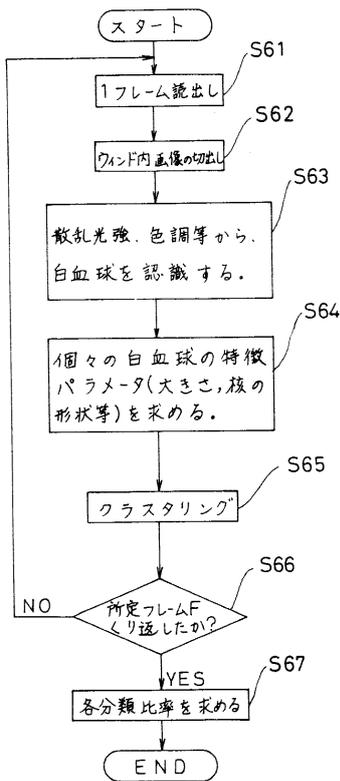
【 図 1 3 】



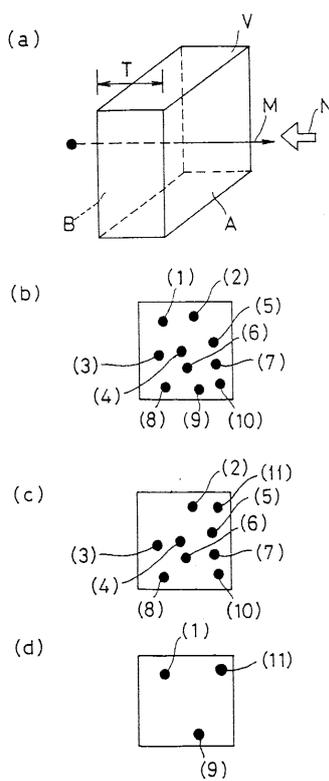
【 図 1 4 】



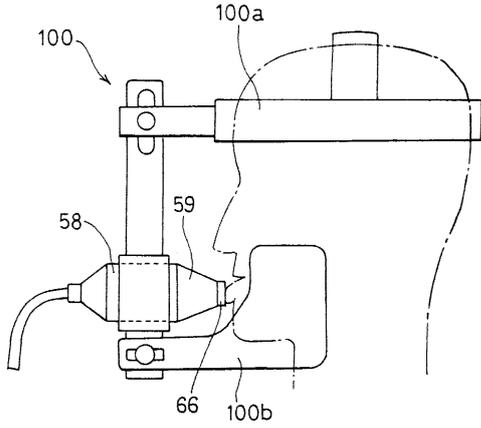
【 図 1 5 】



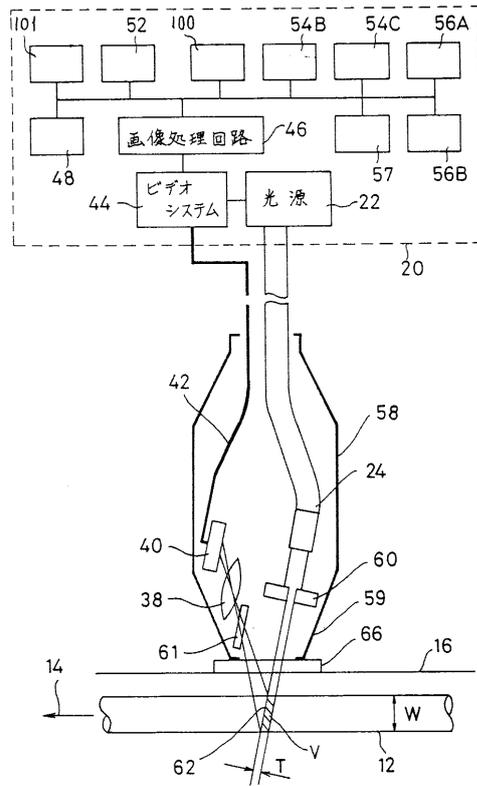
【 図 1 6 】



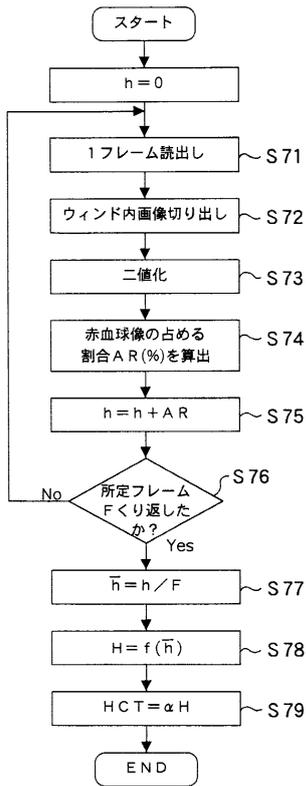
【図17】



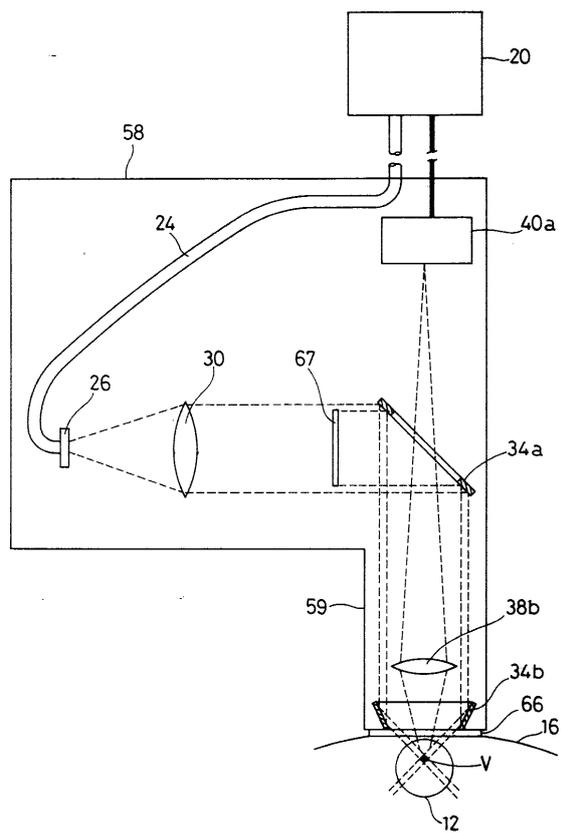
【図18】



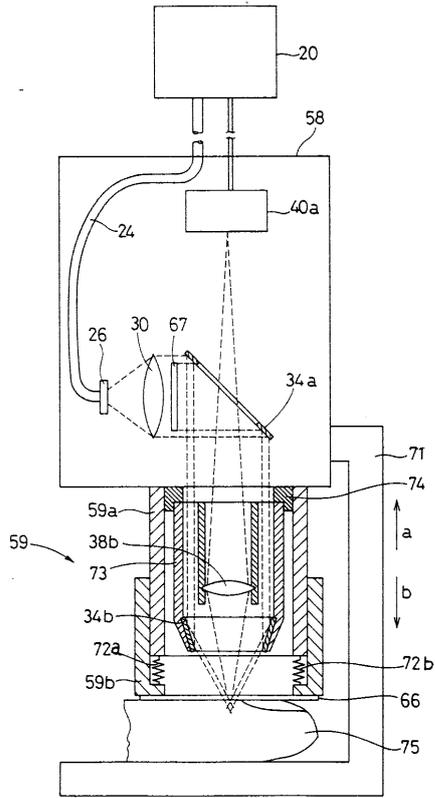
【図19】



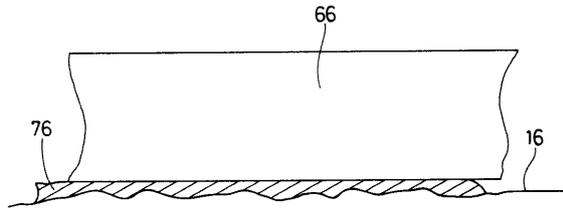
【図20】



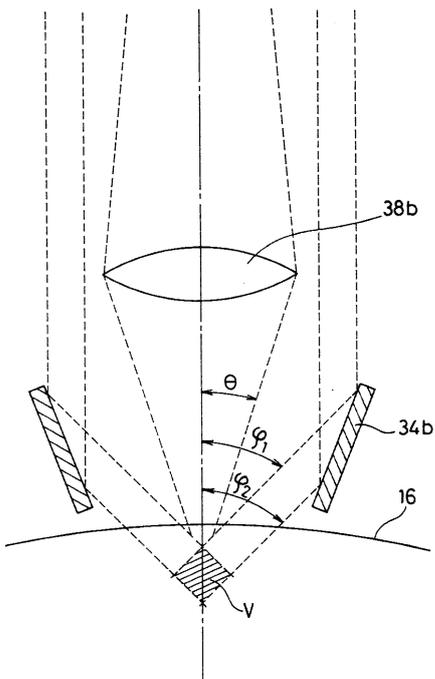
【 図 2 1 】



【 図 2 2 】



【 図 2 3 】



フロントページの続き

- (72)発明者 渡辺 充
神戸市中央区港島中町7丁目2番1号 東亜医用電子株式会社内
- (72)発明者 浅野 薫
神戸市中央区港島中町7丁目2番1号 東亜医用電子株式会社内
- (72)発明者 鈴木 明男
神戸市中央区港島中町7丁目2番1号 東亜医用電子株式会社内
- (72)発明者 前川 泰範
神戸市中央区港島中町7丁目2番1号 東亜医用電子株式会社内

審査官 上田 正樹

- (56)参考文献 特開平04 - 161915 (JP, A)
特開平03 - 115958 (JP, A)
特開昭61 - 258167 (JP, A)
特開平01 - 167664 (JP, A)
特表平05 - 502563 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)

A61B 5/145

G01N 21/27