(19)日本国特許庁(JP)　　(12)公 開 特 許 公 報(A)　　(11)特許出願公開番号

特開2004-248819
(P2004-248819A)

(43)公開日　平成16年9月9日(2004.9.9)

(51) Int.Cl.7	F I		テーマコード (参考)
A61B 5/145	A61B 5/14	310	2G045
G01N 21/27	G01N 21/27	Z	2G059
G01N 33/49	G01N 33/49	K	4C038

審査請求 未請求　請求項の数 5　OL　(全 12 頁)

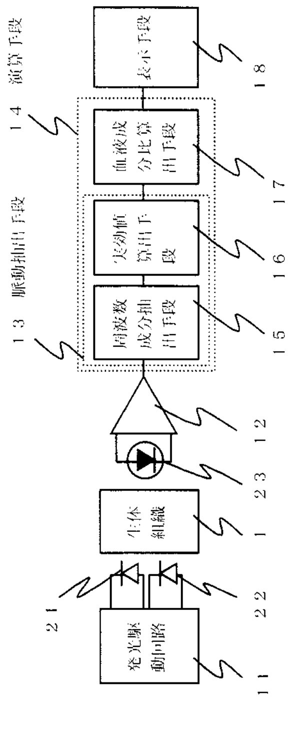
(21) 出願番号　特願2003-41349 (P2003-41349)
(22) 出願日　平成15年2月19日 (2003.2.19)

(71) 出願人　000001960
シチズン時計株式会社
東京都西東京市田無町六丁目１番１２号
(72) 発明者　相原　克好
東京都西東京市田無町六丁目１番１２号
シチズン時計株式会社内

Fターム(参考)　2G045 AA01 CA25 FA11 JA01 JA04
2G059 AA01 AA05 BB12 BB13 CC16 EE01 EE11 EE12 FF04 GG03 GG10 KK01 MM01 MM09 MM10 PP04
4C038 KK00 KK01 KL05 KL07 KM00 KM01 KX02

(54)【発明の名称】血液分析装置

(57)【要約】
【課題】生体信号は、アナログフィルタを通すことによってノイズを除去すると同時に、生体信号のもつ情報も加工することになり、血液成分比を計算する上で誤差の要因になっていた。さらに、脈波のように信号そのものが低周波である場合は、設定するアナログフィルタの時定数も大きくなり、フィルタを通した後の信号が安定になるまで時間がかかり、結果的に測定時間が長かった。
【解決手段】離散的にデジタル化した生体信号を、時間領域から周波数領域のデータに変換し、生体信号に含まれる基本周波数成分のパワースペクトル強度を求め、複数の脈動成分から求められるパワースペクトル強度からその比を算出することによって、生体信号のもつ情報を低下させることなく高速に脈動成分を測定し、しかも高精度で安定した再現性に優れた血液分析装置を提供するものである。
【選択図】　図１



【特許請求の範囲】
【請求項１】
２つ以上の発光素子と、前記発光素子から発せられたそれぞれの光を生体組織を通して受ける少なくとも１つの受光素子と、前記受光素子の受光量に応じてそれぞれの前記発光素子ごとに前記生体組織の脈動成分を取り出す脈動抽出手段と少なくとも１つの血液成分比を演算する血液成分比算出手段とからなる演算手段と、前記血液成分比算出手段の算出結果を表示する表示手段とを有する血液分析装置において、前記脈動抽出手段は、前記脈動成分に含まれる複数の周波数における周波数成分を抽出する周波数成分抽出手段と、該周波数成分抽出手段によって得られた各周波数成分の実効値を求める実効値算出手段とを有し、前記血液成分比算出手段は、２つ以上の前記発光素子から得られる前記実効値を用いて前記血液成分比を算出することを特徴とする血液分析装置。
【請求項２】
前記周波数成分抽出手段は、前記受光素子の受光量の時間的な変化を離散的な数値に変換するとともに、前記離散的な数値を用いて前記周波数成分を抽出することを特徴とする請求項１記載の血液分析装置。
【請求項３】
前記周波数成分抽出手段は、前記受光素子の受光量を所定の時間間隔でＡ／Ｄ変換するとともに、該Ａ／Ｄ変換された受光量に基づいて前記周波数成分を抽出することを特徴とする請求項１記載の血液分析装置。
【請求項４】
前記実効値算出手段は、前記周波数成分抽出手段によって２つ以上の前記発光素子のそれぞれから得られた複数の周波数成分のうち、基本波成分のみを抽出するとともに、前記血液成分比算出手段は、抽出された基本波成分を用いて前記血液成分比を演算することを特徴とする請求項１～３のいずれか１項に記載の血液分析装置。
【請求項５】
前記血液成分比算出手段は、２つ以上の前記発光素子から得られる前記実効値の比に基づいて前記血液成分比を演算することを特徴とする請求項１～４のいずれか１項に記載の血液分析装置。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【発明の属する技術分野】
本発明は、非侵襲で血液中の成分を分析する血液分析装置に関する。
【０００２】
【従来の技術】
従来から採血しないで血液成分を検査する装置としては、例えば動脈血の酸素飽和度を測定するパルスオキシメーターがある。これは動脈血中のヘモグロビンのうち酸素と結合したヘモグロビンの割合を非侵襲で測定するものであり、使いやすく装置の価格も妥当なことから、さまざまな医療現場で使われてきた。例えば、手術中や手術後、集中治療室では、患者の容体を連続的に監視している。また在宅酸素療法では患者の状態把握として使われてきた。救急医療では、輸送中に患者の容体を短時間で把握するために使われてきた。さらに、高所登山での健康状態のチェックにも使われている。
【０００３】
このパルスオキシメーターは、例えば、血流の脈動に起因する透過光量の変化分を、６３０ｎｍと９００ｎｍのふたつの異なる波長帯域において測定して、このふたつの変化分の比、つまり吸光度の比から動脈血の酸素飽和度を算出している。
【０００４】
【特許文献１】
特公昭５３－２６４３７号公報（第２－３頁、第４図）
【０００５】
次に、このようなパルスオキシメータの構成例を図６に示すブロック図を用いて説明する

。第１の発光素子２１と第２の発光素子２２は、発光駆動回路１１の出力を受けて、それぞれ、波長の異なる光を経時的に交互に点灯する。第１の発光素子２１が発する光の波長をλ１、第２の発光素子２２が発する光の波長をλ２とする。第１の発光素子２１と第２の発光素子２２が発する光は、例えば指である生体組織１に照射され、生体組織１を挟んで対向して配置された受光素子２３によって透過光として受光される。生体組織１に照射された光は、赤血球による散乱や、生体組織１の組織および各種血液成分による吸収などが起こっている。

【０００６】

受光素子２３は、第１の発光素子２１と第２の発光素子２２から発せられた光が、生体組織１を透過した後の透過光量に対応する光を受けている。増幅器１２は受光素子２３で受けた透過光量を電気信号に変換するとともにその電気信号を増幅している。なお、各波長における透過光量には、血管を流れる血液の脈動に相当する脈動成分の情報が含まれている。生体信号は、皮膚や筋肉などの組織、生体を構成する水分子などに相当する成分（直流信号成分）と血液の脈動に相当する脈動成分（交流信号成分）が加算されたものである。この脈動成分は、心拍によって生じる脈拍に同期した非周期的信号であると言える。

【０００７】

マルチプレクサ（ＭＰＸ）３１と呼ばれる分岐回路では、増幅器１２の出力信号が、λ１、λ２の波長ごとに振り分けられ、波長ごとに設けられた第１のバンドパスフィルタ（以後、ＢＰＦと表記する）３２と第２のバンドパスフィルタ（以後、ＢＰＦと表記する）３３と呼ばれる帯域制限フィルタに供給される。第１のＢＰＦ３２と第２のＢＰＦ３３は、各生体信号中に含まれる高周波のノイズ成分を除去し、さらに生体組織１における各波長λ１、λ２についての透過光の脈動成分に相当する振幅信号を出力する。

【０００８】

第１の脈動抽出手段（以後、ＤＥＴと表記する）３４と第２の脈動抽出手段（以後、ＤＥＴと表記する）３５は、第１のＢＰＦ３２と第２のＢＰＦ３３からの各出力信号により、波長ごとに生体組織１の脈動成分の振幅値に相当する信号を検出して取り出している。これら検出信号は、生体組織１での各波長λ１、λ２における透過光量、つまり脈動成分の変化分に対応したものであり、Ａ／Ｄ変換されたデータである。第１のＤＥＴ３４と第２のＤＥＴ３５の出力信号は、演算手段３６に送られ、全血液成分に対する各種血液成分比が演算される。そして、表示手段１８では演算結果である動脈血酸素飽和度の成分比を表示する。

【０００９】

【発明が解決しようとする課題】

前述の脈動抽出方法によれば、アナログ信号である生体信号がＭＰＸ３１によって波長ごとに分配され、まず波長ごとに設けた第１のＢＰＦ３２と第２のＢＰＦ３３であるアナログフィルタによって高周波のノイズ成分を除去する構成になっている。しかし、アナログフィルタを通すことによって高周波のノイズを除去すると同時に、生体信号のもつ情報も加工することになり、血液成分比を計算する上で誤差の要因になる。さらに、生体の脈動波形のように信号そのものが低周波である場合は、設定するアナログフィルタの時定数が大きくなり、フィルタを通した後の信号が安定するまで時間がかかり、結果的に測定時間が長くなるという問題がある。

【００１０】

本発明の目的は上記課題を解決し、生体信号のもつ情報を低下させることなく高精度に測定でき、しかも高速な測定も可能とする血液分析装置を提供するものである。

【００１１】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するための本発明で用いる手段は、２つ以上の発光素子と、前記発光素子から発せられたそれぞれの光を生体組織を通して受ける少なくとも１つの受光素子と、前記受光素子の受光量に応じてそれぞれの前記発光素子ごとに前記生体組織の脈動成分を取り出す脈動抽出手段と少なくとも１つの血液成分比を演算する血液成分比算出手段とから

なる演算手段と、前記血液成分比算出手段の算出結果を表示する表示手段とを有する血液分析装置において、前記脈動抽出手段は、前記脈動成分に含まれる複数の周波数における周波数成分を抽出する周波数成分抽出手段と、該周波数成分抽出手段によって得られた各周波数成分の実効値を求める実効値算出手段とを有し、前記血液成分比算出手段は、２つ以上の前記発光素子から得られる前記実効値を用いて前記血液成分比を算出することである。

【００１２】

【発明の実施の形態】

以下、図面を用いて本発明の実施の形態を詳述する。

図１は、本発明の実施の形態による血液分析装置を示すブロック図、図２は、脈波の一例を示す波形図、図３は、図２に示す脈波を用いてＦＦＴ演算して得られるパワースペクトル強度を示す図、図４は、図２に示す脈波に正規乱数を重畳した波形図、図５は、図４に示す脈波を用いてＦＦＴ演算して得られるパワースペクトル強度を示す図である。ここでは、２つの異なる波長の光を用いる血液分析装置について説明する。まず、図１に示した血液分析装置の構成を説明する。図６に示した従来技術と同じ構成は同じ番号を付してその説明を省略する。

図１において、１は生体組織、１１は発光駆動回路、２１は第１の発光素子、２２は第２の発光素子、２３は受光素子、１８は表示手段であり、これらは図６に示した同一符号の構成要素と同じものである。１２は増幅回路であり、受光素子２３で受けた透過光量を電気信号に変換するとともに、その信号を増幅する。図６の増幅回路とは異なり、さらに、その信号をＡ／Ｄ変換することによって、連続した生体信号を離散的なデータ量として次段に出力する。

【００１３】

演算手段１４は生体組織１における脈動成分から、血液成分比を算出する演算手段であり、増幅回路１２の出力信号から脈動の周波数成分を分離する周波数成分抽出手段１５と、各周波数成分の実効値を求める実効値算出手段１６とからなる脈動抽出手段１３と、この脈動抽出手段１３の計算結果から、さらに血液成分比を求める血液成分比算出手段１７とから構成されている。

【００１４】

次に、図１に示した血液分析装置の動作を説明する。

まず、図６で説明したように、２つの異なる波長の光を発する第１の発光素子２１と第２の発光素子２２とが経時的に交互に点灯し、生体組織１に照射され、その透過光を受光素子２３が受ける。そして、増幅回路１２によって、受光素子２３で受けた透過光量が、離散的なデータ量に変換される。次に、周波数成分抽出手段１５によって、増幅回路１２の出力から脈動成分が取り出され、さらに、実効値算出手段１６では、周波数成分抽出手段１５の出力に基づいて、第１の発光素子２１と第２の発光素子２２から発せられて生体組織１を透過した異なる２つの波長の光に対応した脈動成分の実効値を算出する。その後、実効値算出手段１６で求めた実効値を用いて、血液成分比算出手段１７によって未知の血液成分比を算出し、その結果を表示手段１８に表示する。

【００１５】

次に図２～図５を用いて、本発明のポイントである脈動抽出手段１３について詳細に説明する。まず、脈動抽出手段１３が処理する増幅回路１２の出力について説明する。

図２は、実際に図１のブロック図に示す構成によって生体組織１を透過した光を電気信号に変換、増幅し、さらにＡ／Ｄ変換した、増幅回路１２の出力である離散化したデータによる生体からの脈動波形を示したものである。横軸は時間、縦軸は脈動信号をデジタル化した時の値を任意単位として示しており、１０００以下の値を省略し、１０００～１２５０の信号の変化する部分を拡大して示している。また、この時のサンプリング時間間隔は２０ｍｓである。波形４１は、第１の発光素子２１から発する波長λ１の光が生体組織１に照射された時、その透過光量に比例した受光素子２３の出力の値を、増幅回路１２によってデジタル化した脈動波形を示す一例である。同様に波形４２は、第２の発光素子２２

から発する波長λ２の光が生体組織１に照射されたとき、その透過光量に比例した受光素子２３の出力の値を、増幅回路１２によってデジタル化した時の脈動波形を示す一例である。２つの異なる波長の光を発する第１の発光素子２１と第２の発光素子２２とでは、生体組織１における吸光度が異なるため、脈動信号は図２に示すように振幅値が異なる。波形４１の方が波形４２よりも振幅が大きいことが判る。

【００１６】

図２に示すように、脈動に同期した基本周期とその数倍の周期の大きなうねりが認められる。すなわち、図２の例では測定時間が５秒から、波高値が下降傾向を示し、８秒前後で下降のピークとなり、それからふたたび波高値が上昇傾向を示し、１０〜１１秒で再び波高値が大きくなる。１０〜１１秒以降もこのようなうねりが続いている。この大きなうねり信号は、生体の筋肉の緊張、呼吸、生体組織１の微妙な動作が原因で生じる非周期関数である。さらに、基本周期の信号には高調波ノイズ、Ａ／Ｄ変換時の数値誤差が含まれている。高調波ノイズは、Ａ／Ｄ変換前のアナログ回路に起因したものであり、Ａ／Ｄ変換時の数値誤差は、デジタル化する最小分解能に起因しており、最小分解能以下の数値は、上下どちらかの数値に丸められることによって起こる。このような、Ａ／Ｄ変換時の数値誤差を量子化誤差という。

【００１７】

次に、そのＡ／Ｄ変換されたデータを用いて、周波数成分抽出手段１５と実効値算出手段１６とからなる脈動成分抽出手段１３による処理を説明する。まず、これらデジタル化された離散データから、周波数成分抽出手段１５によって直流信号成分と交流信号成分に分解し、交流信号成分は生体信号に含まれる各周波数成分に分解する。周波数成分抽出手段１５は、各周波数成分に分解するために、高速フーリエ変換（Ｆａｓｔ　Ｆｏｕｒｉｅ　Ｔｒａｎｓｆｏｒｍ、以後、ＦＦＴと明記する）と呼ばれる時間領域で表されるデータ列を周波数領域に変換するための数学的手法を用いる。連続したデータを扱うフーリエ変換に対して、デジタル化した離散データのフーリエ変換は、ＤＦＴ（Ｄｉｇｉｔａｌ　Ｆｏｕｒｉｅ　Ｔｒａｎｓｆｏｒｍ）と呼ばれ、このＤＦＴの計算回数を減らし高速演算する方法がＦＦＴと呼ばれる計算方法である。

【００１８】

ＦＦＴで得られる結果は、離散データのサンプリング周波数とＦＦＴ演算に必要なデータ数によって変わる。ＦＦＴ演算での最小周波数分解能は、１／（サンプリング時間間隔×データ数）で表される。また、分析される最大周波数は、１／（２×サンプリング時間間隔）で表される。

【００１９】

このように、ＦＦＴ演算の結果は、最小周波数分解能の刻みで、周波数領域が決まるので、最小周波数分解能以下の成分は丸められることになる。最小周波数分解能と最大周波数との関係は、例えば、同じデータ数でサンプリング時間間隔を２倍にすると、周波数分解能は２倍、最大周波数は１／２になる。また、サンプリング時間間隔を同じにしてデータ数を２倍にすると、最小周波数分解能は２倍になる。但し、この時最大周波数は変わらない。このサンプリング時間間隔を任意に設定することによって、高周波領域に関するフィルタを形成したのと同様の効果が得られる。

【００２０】

連続した数値を扱うフーリエ変換は、任意時間幅における波形を切り出した場合、その波形が無限に連続しているものとして計算する。一方、ＦＦＴの場合でも、切り出した任意時間幅が連続しているものとして計算する。しかし、連続関数は数学的な場合であって、生体を含め自然界では、その波形は非周期関数であるため、任意時間幅を切り出すとその任意時間幅の両端が不連続になり、演算結果に誤差を有するものとなる。両端が不連続とは、切り出した波形の両端部が、となりの波形ときれいに繋がらないことを意味する。その不連続性に起因する誤差をより小さくするため、窓関数と呼ばれる重み付け関数が利用されているが、本質的にその誤差をなくすことはできない。その結果、周波数軸における個々の周波数成分の値には、Ａ／Ｄ変換時、波形の切り出し、雑音など必ず何らかの誤差

が含まれる。

【００２１】

しかし、ここでは、分析した個々の周波数成分の値の正確さを問題にするのではなく、後述するように、異なる２つの発光素子から発せられた光に対応した、それぞれの周波数成分の実効値の相対値（実効値の比）を用いて血液成分を演算することにより、これらの実効値に同様に含まれている誤差の影響を除くことができる。また、脈動成分は、心拍に同期した信号であるので、個々人の脈拍数に応じて異なる周波数成分をもつ。しかし、本例では複数波長を一個体に照射したときのその一個体の脈動成分の比を見るので、個人差による周波数軸の絶対値差を考慮する必要がない。これについては、後で詳細を記述する。ＦＦＴ演算のもととなる離散フーリエ変換は、（１）式で表すことができる。

【数１】

$$g(k)=\sum_{n=0}^{N-1} f(nt)e^{-j\omega kt} \qquad \cdots\cdots(1)$$

さらに、（１）式のｅｘｐｏｎｅｎｔｉａｌ部分は複素数をべきにもつ指数関数であるので、それをオイラー展開して、（２）式を得る。

【数２】

$$g(k)=\sum_{n=0}^{N-1} f(nt)(\cos\omega kt - j\sin\omega kt) \qquad \cdots\cdots(2)$$

（２）式は、ｋ番目（ｋは整数）の周波数成分を求める式で、このｋに最小分解能を乗じた値が周波数となる。ｆ（ｎｔ）は、フーリエ変換する対象波形を表し（本実施の形態では、図４に示した４５や４６）、Ｎはデータ数、ｎは整数、ｔはサンプリング時間間隔、ωは各周波数を表す。（２）により、フーリエ変換する対象波形に、どのくらいの波長のｃｏｓ波、ｓｉｎ波がどのくらいの振幅で含まれているかを計算する。例えば、各周波数成分は、サンプリング時間間隔２０ｍｓで２５６個のデータでフーリエ変換を実行すると、ωｎｔはω＝（３６０°／２５６）にサンプリング時間間隔２０ｍｓの整数倍を順じ、ｃｏｓ波、またはｓｉｎ波と同じ時間での対象波形データとを乗じていき、そこで得られた波形の面積を求める。その計算された各周波数成分は、ａ±ｊｂの形をとる。ここで、ａは、ｃｏｓ波成分で実数を表し、ｂはｓｉｎ波成分で虚数を表す。対象波形をどこで切り出すかで、このｃｏｓ波成分とｓｉｎ波成分が異なるため、周波数成分は、実効値つまり、実数の二乗と虚数の二乗の平方根をとったものをパワースペクトル強度として表し、最小周波数分解能刻みで表す。この演算は、実効値算出手段１６によって行われる。

【００２２】

つまり、このパワースペクトル強度は、生体組織１を透過した透過光量に比例して増減し、脈動成分に含まれる周波数成分を分解し、脈動成分に、それぞれの周波数成分がどの程度の割合で含まれているかを表している。脈動成分は、ＦＦＴで得られた全ての周波数成分によって表されるが、そのうちの基本波成分に着目する。通常脈拍を３６回／分から１２０回／分を想定すると、その信号は０．６Ｈｚから２Ｈｚとなる。また、生体における脈動成分は、一般に１０Ｈｚ程度までの合成信号と考えられる。この１０Ｈｚまでの個々の周波数成分は、それぞれが脈動成分を反映しているため、全ての周波数成分を用いなくてもいずれかの周波数成分を用いることで、後述する方法により血液成分比を求めることができる。しかし、パワースペクトル強度の値の大きな基本波成分を用いることで、比較的誤差の影響をうけずに血液成分比を求めることができる。ここでいう基本波成分とは、周波数成分抽出手段１５で得られた直流信号成分を除く周波数成分のうち、最も実効値が大きい周波数成分とする。

【００２３】
図３は、図２で示すＡ／Ｄ変換後のデータを用いて、データ数２５６個としてＦＦＴ演算を行い、各周波数における実効値を算出した結果である。前述したように、サンプリング時間間隔２０ｍｓで、データ数２５６とすると、サンプリング時間は、５．１２ｓ、最小周波数分解能は０．１９５Ｈｚ、分析される最大周波数は２５Ｈｚとなる。つまり、分析できる周波数成分は、最小分解能０．１９５Ｈｚの整数倍の周波数に展開でき、その最大周波数が２５Ｈｚであるということが判る。但し、図３では、横軸の周波数は０から１０Ｈｚに拡大し記載した。
ここまでが、周波数成分抽出手段１５を示すものである。
【００２４】
周波数成分抽出手段１５によって分解された各周波数成分は、すべて生体信号の情報であるが、基本周波数成分に着目して１Ｈｚ近傍のパワースペクトル強度を求める。この場合、直流信号成分及び前述した大きなうねり（０．５Ｈｚ以下の低周波信号）を除外するため、例えば、最小周波数分解能０．１９５Ｈｚ×３＝０．５８５Ｈｚ以上の周波数での最大パワースペクトル強度を求める。図３から波長１による波形４３の最大パワースペクトル強度が７１７２、波長２による波形４４の最大パワースペクトル強度が４９３２である。ここから、両者の比を求めると、波長１に対する波長２の比は、０．６８７となる。このように、実効値算出手段１６は、基本波周波数成分の最大パワースペクトル強度（実効値）を求める。そして（後述する）血液成分比算出手段１７が、この複数の波長に対する実効値の比を求め、この比の値を用いて血液成分比を演算する。
【００２５】
次にこの方法がランダムノイズに有利である例を示す。
図４は、図２に示すように波長λ１と波長λ２によって透過光量に比例した数値をデジタル化した脈動信号に、それぞれ別の正規乱数を重畳したものである。図２の波形４１に正規乱数を重畳したものが波形４５、同様に波形４２に正規乱数を重畳したものが波形４６である。これは、生体信号にノイズ成分を増加させた場合の信号を示している。ここでのノイズは、電源ノイズ、測定器からの放射ノイズを想定している。この信号を図２の信号と同様にＦＦＴ演算をして、基本周波数成分におけるパワースペクトル強度を求め、両者の比を求めてみる。
【００２６】
図５は、図４の信号をＦＦＴ演算した結果を示したものである。ＦＦＴ演算の条件は、図３の場合と同様にデータ数２５６で計算した。波形４５を上記の条件でＦＦＴ演算した結果が図５の波形４７、波形４６をＦＦＴ演算した結果が波形４８である。ここから、基本波周波数におけるパワースペクトル強度を求めると、波形４７から７１２６、波形４８から４９２２を得る。ここで、両者の比を求めると、０．６９０となり、正規乱数重畳しない場合との誤差は約０．５％とランダムノイズの影響を受けないことが判る。このように、ＦＦＴ演算することによってランダムノイズにも強く、また生体信号に含まれる周波数成分のうち基本周波数成分の実効値を求めることは、源信号の情報を低下させることなく、脈動成分を抽出していることに他ならない。
【００２７】
その後は、所定の計算式に則って、血液成分比算出手段１７によって血液成分比を算出し、測定計算結果を表示手段によって表示する。例えば、異なる２波長により血液成分を求める。吸光度は濃度とセルの厚さに比例するというＬａｍｂｅｒｔ－Ｂｅｅｒの法則によれば、以下の（３）式が成り立つ。
【数３】

$$\begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \end{pmatrix} \quad \cdots\cdots(3)$$

ｘ、ｙは、各々異なる血液成分の濃度、ｂ１、ｂ２は、各々異なる波長λ１およびλ２での吸光度、ａ１１は血液成分ｘにおける波長λ１の吸光係数、ａ１２は血液成分ｙにおける波長λ１の吸光係数、ａ２１は血液成分ｘにおける波長λ２の吸光係数、ａ２２はは血液成分ｙにおける波長λ２の吸光係数を示す。（３）式に示すＬａｍｂｅｒｔ－Ｂｅｅｒの法則は、光散乱がない場合の関係を示すものであるが、実際の生体組織は光散乱性物質であると考えられ、光散乱の影響を受ける。本願は、説明を簡単にするため光散乱を除いた式で説明する。この式を濃度について変形すると、（４）式のようになる。

【数４】

$$\begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = \frac{1}{|A|} \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \end{pmatrix} \quad \cdots\cdots(4)$$

但し、｜Ａ｜は、吸光係数を表すａ１１～ａ２２の２行２列行列の行列式を表す。（４）式により、吸光係数が既知であるので、吸光度ｂ１、ｂ２を求めることによりｘ、ｙの濃度を求めることができる。ＦＦＴ演算によって求めたパワースペクトル強度は、次に説明するように吸光度ｂ１、ｂ２に対応する値である。

【００２８】

生体組織１を通過する光は、動脈血層、静脈血層、血液以外の組織の３つのブロックで吸収される。そのうち、静脈血層と血液以外の組織は、直流信号成分として出力され、動脈血層は、脈動に応じた交流信号成分として出力される。この直流信号成分と交流信号成分は、発光素子から発せられる光量、生体組織１への照射角度などによって変化する。そして、これらの成分の間には、直流信号成分が増加すれば、それに応じて交流信号成分も増加し、また、直流信号成分が減少すれば、それに応じて交流信号成分も減少するという関係がある。したがって、それらの吸収は、交流信号成分と直流信号成分との比、つまり交流信号成分／直流信号成分を求めることによって、吸光度に比例した相対的な交流信号成分量を求めることができる。そして、複数波長の各発光素子から発せられた光に基づいて求められた、相対的な交流信号成分量の比を求めることによって血液成分比を求めることができる。

【００２９】

血液成分比Ｘ（血液成分がｘ及びｙから構成されるとした場合に血液成分ｘが占める割合）およびＹ（血液成分がｘ及びｙから構成されるとした場合に血液成分ｙが占める割合）は、（５）式のように表される。

【数５】

$$X = \frac{x}{x+y}, \qquad Y = \frac{y}{x+y} \quad \cdots\cdots(5)$$

【００３０】

（４）式から、各血液成分ｘ，ｙについて解くと次のようになる。

【数６】

$$x = \frac{a_{12}b2 - a_{22}b1}{a_{12}a_{21} - a_{11}a_{22}}, \qquad y = \frac{a_{21}b1 - a_{11}b2}{a_{12}a_{21} - a_{11}a_{22}} \quad \cdots\cdots(6)$$

【００３１】
この血液成分ｘ，ｙを（５）式に代入して整理すると、血液成分比ＸとＹは次のように表される。
【数７】

$$X = \frac{a_{12}b2 - a_{22}b1}{(a_{12} - a_{11})b2 + (a_{21} - a_{22})b1}$$

$$Y = \frac{a_{21}b1 - a_{11}b2}{(a_{12} - a_{11})b2 + (a_{21} - a_{22})b1} \quad \cdots\cdots(7)$$

【００３２】
吸光度ｂ１、ｂ２は、前述の相対的な交流成分に比例するから、それぞれ次のように表すことができる。
【数８】

$$b1 = \alpha\frac{AC_1}{DC_1}, \qquad b2 = \beta\frac{AC_2}{DC_2} \quad \cdots\cdots(8)$$

ここで、ＡＣ１，ＡＣ２は、波長λ１，λ２の波長の光を生体に照射したときの脈動成分のうちの基本波成分の実効値、ＤＣ１，ＤＣ２は、波長λ１，λ２の光を生体に照射したときの直流成分の値、α，βは、比例定数である。
【００３３】
（７）式に（８）式のｂ１，ｂ２を代入して整理すると、次のように表される。
【数９】

$$X = \frac{-\alpha a_{22}\left(\frac{AC_1}{AC_2}\right) - \beta a_{12}\left(\frac{DC_1}{DC_2}\right)}{\alpha(a_{21} - a_{22})\left(\frac{AC_1}{AC_2}\right) + \beta(a_{12} - a_{11})\left(\frac{DC_1}{DC_2}\right)}$$

$$Y = \frac{\alpha a_{21}\left(\frac{AC_1}{AC_2}\right) - \beta a_{11}\left(\frac{DC_1}{DC_2}\right)}{\alpha(a_{21} - a_{22})\left(\frac{AC_1}{AC_2}\right) + \beta(a_{12} - a_{11})\left(\frac{DC_1}{DC_2}\right)}$$

・・・・・(９)

（９）式の、血液成分比Ｘ，Ｙには、AC_1/AC_2の項が含まれている。このように、血液の成分比は、異なる波長の光から得られた脈動成分から抽出した基本波成分の実効値の比を用いて演算することができる。（９）式は、２波長の光で２つの血液成分を分析した例であるが、これに限らず、複数波長の光で複数の血液成分を分析する場合には、その成分比の式には、基本波成分の実効値の比の値が含まれる。

【００３４】

以上説明したように、血液成分比は、複数の波長で得られたパワースペクトル強度の比として求めるので、脈動信号全ての周波数成分を用いる必要がなく基本波成分のみで計算することができる。これは、演算回数や、データメモリ消費量を削減するために有効である。

【００３５】

本例は、発光素子の発する光が生体組織１を透過する場合について詳述したが、生体組織１に対して反射する光を受光する場合にも適用できる。さらに、本例は使用する波長が異なる２波長であったが、３波長以上の複数の波長を利用する場合でも同様の手段で、血液成分比を求めることができる。具体的には、分光分析によって、血液中のグルコース濃度を非侵襲で計測する技術が開発されている。このような血糖値測定装置にも利用できる。さらに、血液中の脂質などの血液分析装置にも利用できる。

【００３６】

従来は、脈動抽出はアナログ回路が受け持っていたが、本例は脈動抽出を含めて演算手段１４が担う。これは、生体信号をＡ／Ｄ変換してその後の処理は、すべてデジタル処理をしているということである。

【００３７】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明の構成によれば、アナログフィルタを通さずに演算できるため、生体信号のもつ情報を低下させることなく高速に脈動成分を測定し、しかも高精度で安定した再現性に優れた血液成分比を算出する血液分析装置を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の実施の形態によるブロック図を示すものである。

【図２】本発明の実施の形態による生体信号の一例を示すものである。

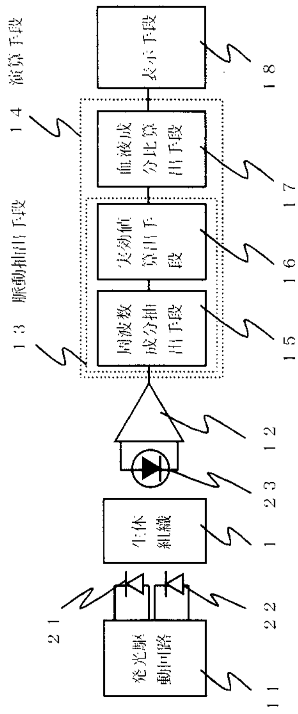
【図３】本発明の実施の形態による脈動抽出の一例を示すものである。

【図４】本発明の実施の形態による生体信号の一例を示すものである。
【図５】本発明の実施の形態による脈動抽出の一例を示すものである。
【図６】従来における血液分析装置の一例を示すブロック図である。

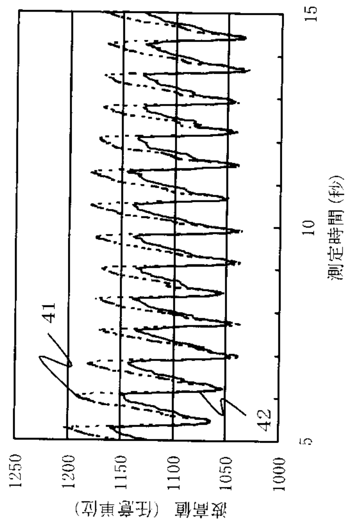
【符号の説明】

１　生体組織
１１　発光駆動回路
１２　増幅回路
１３　脈動抽出手段
１４　演算手段
１５　周波数成分抽出手段
１６　実効値算出手段
１７　血液成分比算出手段
１８　表示手段
２１　第１の発光素子
２２　第２の発光素子
２３　受光素子

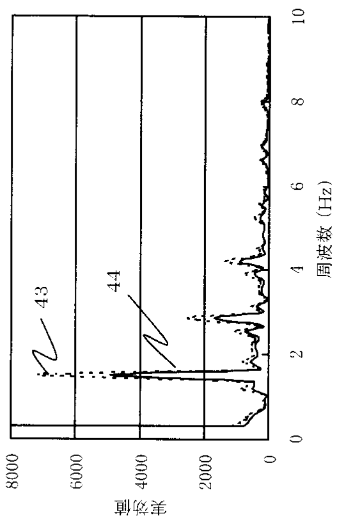
【図１】



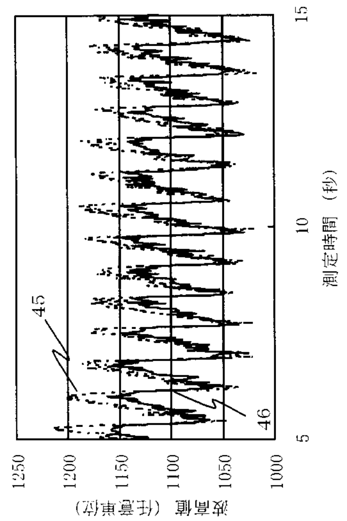
【図２】



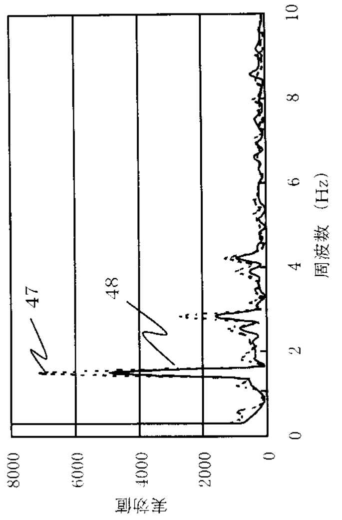
【図３】


8000
6000
4000
2000
0
実効値
0
2
4
6
8
10
周波数 (Hz)
43
44

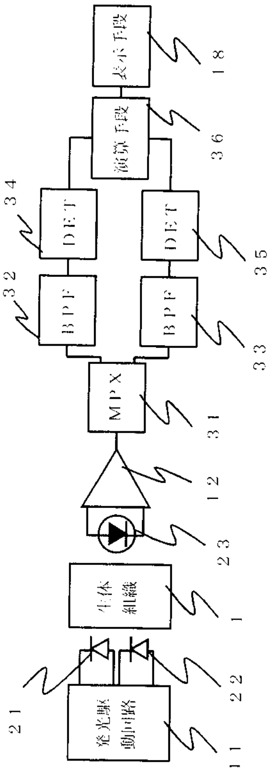
【図４】


1250
1200
1150
1100
1050
1000
波高値（任意単位）
5
10
15
測定時間（秒）
45
46

【図５】


8000
6000
4000
2000
0
実効値
0
2
4
6
8
10
周波数 (Hz)
47
48

【図６】


発光駆動回路
生体組織
MPX
BPF
BPF
DET
DET
演算手段
表示手段
11
21
22
1
23
12
31
32
33
34
35
36
18