

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4112882号  
(P4112882)

(45) 発行日 平成20年7月2日(2008.7.2)

(24) 登録日 平成20年4月18日(2008.4.18)

(51) Int. Cl. F I  
**GO 1 N 21/17 (2006.01)** GO 1 N 21/17 6 2 5  
**A 6 1 B 10/00 (2006.01)** A 6 1 B 10/00 E

請求項の数 4 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2002-90000 (P2002-90000)	(73) 特許権者	000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(22) 出願日	平成14年3月27日(2002.3.27)	(72) 発明者	古園 栄治 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内
(65) 公開番号	特開2003-98071 (P2003-98071A)	(72) 発明者	川口 常昭 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内
(43) 公開日	平成15年4月3日(2003.4.3)	(72) 発明者	加賀 幹広 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内
審査請求日	平成17年3月11日(2005.3.11)	(72) 発明者	小野 塚智 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内 最終頁に続く
(31) 優先権主張番号	特願2001-220093 (P2001-220093)		
(32) 優先日	平成13年7月19日(2001.7.19)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

(54) 【発明の名称】 生体光計測装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

異なる周波数で変調された複数の波長の光を含む検査光を発生する光源部と、  
 前記光源部から発生して被検体を通過した複数の検査光を受光し、受光した検査光の強度に応じた異なる周波数を持った信号の合成信号を複数出力する受光部と、  
 前記変調時の周波数に対応した周波数の参照信号と同じ周波数の信号を前記合成信号の中から検出する検出手段とを備えた生体光計測装置において、  
 前記検出手段は、異なる周波数を持った前記合成信号をアナログ-デジタル変換して前記合成信号のデジタル化された合成信号データを出力するアナログ-デジタル変換手段と、  
 前記受光部から出力される前記合成信号の数に対応して設けられ、前記変調時の周波数に対応した複数の参照信号のデジタル化された参照信号データを記憶する記憶手段と、  
 前記アナログ-デジタル変換手段から出力された前記合成信号データと前記記憶手段から読み出された前記参照信号データとの間の位相差に応じて前記記憶手段から読み出された前記参照信号データを遅延させる遅延手段と、  
 前記アナログ-デジタル変換手段から出力された前記合成信号データと前記遅延手段によって遅延された前記参照信号データとを乗算して出力するデジタル信号処理手段と、  
 前記デジタル信号処理手段の出力から直流データを取り出すデジタル帯域制限手段と

を備えたことを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 2】

請求項 1 において、前記デジタル信号処理手段と前記デジタル帯域制限手段をデジタルシグナルプロセッサで構成したことを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 において、前記記憶手段と前記デジタル信号処理手段との間に、前記参照信号データを入力し、そのレベル変化点付近の前後で「0」となるような関数を発生する関数発生手段を設けたことを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 4】

請求項 1、2 又は 3 において、前記検出手段は、ロックインアンプ又は時分割照射受光手段の少なくとも一方で構成されることを特徴とする生体光計測装置。

10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体を通過した光を受光して生体内部を計測する生体光計測装置に係り、特に検査光の強度に応じた電気信号から特定の周波数の信号を検出するロックインアンプに改良を加えた生体光計測装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

臨床医学及び脳科学等の分野では、生体内部を簡便かつ生体に無害な方法で計測する装置が望まれている。このような要望に対し、生体を通過した光を受光して生体内部を計測する生体光計測装置として、例えば特開平 9 - 149903 号公報や特開 2000 - 300569 号公報に記載されたようなものが提案されている。これらの公報に記載された生体光計測装置は、異なる周波数で変調された複数の光からなる検査光を被検体に照射し、被検体を通過した検査光を受光して、その強度に応じた電気信号からロックインアンプにより特定の周波数の信号だけを検出する構成となっている。

20

【0003】

図 1 は、従来の生体光計測装置に採用されているロックインアンプの概略構成を示すブロック図である。受光素子 51 は、被検体を通過した検査光 50 を受光し、それを光 - 電気変換して、その光強度に応じた信号をアンプ 52 に出力する。アンプ 52 によって増幅された信号は、入力信号 531 ~ 53n としてそれぞれのロックインアンプに入力される。入力信号 531 ~ 53n は、異なる周波数を持った複数の信号の合成信号である。参照信号発生回路 551 ~ 55n は、検出したい信号の周波数と同じ周波数の参照信号を乗算器 541 ~ 54n に出力する。乗算器 541 ~ 54n は、入力信号 531 ~ 53n と参照信号発生回路 551 ~ 55n からの参照信号とを乗算してローパスフィルタ 561 ~ 56n に出力する。ローパスフィルタ 561 ~ 56n は、乗算器 541 ~ 54n の出力から直流分を取り出し、それを出力信号 571 ~ 57n として出力する。乗算器 541 ~ 54n、参照信号発生回路 551 ~ 55n 及びローパスフィルタ 561 ~ 56n は、検出したい信号の周波数分 n だけ設けられている。ローパスフィルタ 561 ~ 56n の出力は、図示していない A/D 変換器を介してパソコンなどの処理回路に取り込まれて信号処理される。

30

40

【0004】

図 6 は、図 1 のロックインアンプのさらに詳細な構成を示すブロック図である。受光素子 61 は、被検体を通過した検査光 60 を受光し、それを光 - 電気変換して、その光強度に応じた信号をアンプ 62 に出力する。アンプ 62 によって増幅された信号は、異なる周波数を持った複数の信号の合成信号であり、別々のアンプ 63, 64 に分岐出力される。アンプ 63 は、入力信号をそのまま増幅、すなわち +1 倍してスイッチ回路 65 の第 1 端子に出力する。アンプ 64 は、入力信号の極性を反転、すなわち -1 倍してスイッチ回路 65 の第 2 の端子に出力する。スイッチ回路 65 は、参照信号 F n に応じて第 1 及び第 2 端子を交互に切り換えて、アンプ 63 又はアンプ 64 からの出力をアンプ 66 に供給する。ここで、参照信号 F n は、検出したい信号の周波数と同じ周波数の信号である。アンプ 6

50

6は、スイッチ回路65から出力される信号を増幅して、ローパスフィルタ67に出力する。ローパスフィルタ67は、アンプ66の出力信号から直流分を取り出して出力する。ローパスフィルタ67の出力は、図示していないA/D変換器を介してパソコンなどの処理回路に取り込まれて信号処理される。

#### 【0005】

図7は、図6のロックインアンプの動作を説明するための信号波形のタイミングチャートを示す図である。図7(A)は、検出したい信号がロックインアンプによってロックインされる場合を示し、図7(B)は、検出対象以外の信号がロックインされない場合を示す。検出したい信号は図7(A)の参照信号F<sub>n</sub>と同じ周波数の信号である。入力信号には参照信号F<sub>n</sub>と同じ周波数の信号が含まれている。アンプ62から出力される信号AMP1(I)が参照信号F<sub>n</sub>と同じ周波数の信号の場合、アンプ63から出力される信号AMP1(P)は、信号AMP1(I)と同じ信号であり、アンプ64から出力される信号AMP1(N)は、信号AMP1(I)を反転したものである。これらの信号AMP1(P), AMP1(N)がアンプ63, 64から出力されている場合に、参照信号F<sub>n</sub>によってスイッチ回路65が切り換えられる。これによって、アンプ65からは信号AMP1(O)が出力される。この信号AMP1(O)の直流成分がローパスフィルタ67を通過して検出信号LPF1として出力される。図7(B)のように、アンプ62から出力される信号AMP2(I)が参照信号F<sub>n</sub>とは異なる周波数の信号の場合、アンプ65からは信号AMP2(O)が出力される。この信号AMP2(O)の直流成分がローパスフィルタ67を通過して検出信号LPF2として出力されるが、周波数が異なるためにその直流成分はゼロである。このようにして、ロックインアンプは特定の周波数の信号だけを検出するようになっている。

#### 【0006】

##### 【発明が解決しようとする課題】

従来の生体光計測装置のロックインアンプは、乗算器、参照信号発生回路及びローパスフィルタを検出したい信号の周波数分だけ用意する必要があった。また、検出したい信号の周波数が変われば、別の参照信号発生回路を用意しなければならなかった。

#### 【0007】

図6に示すような生体光計測装置のロックインアンプにおいて、検出したい信号が参照信号F<sub>n</sub>に対して位相差を有する場合やその位相差が変化する場合には、ローパスフィルタ67から出力される検出信号が通常の場合よりも減衰してS/N比が劣化するという問題がある。図8は、検出したい信号が参照信号に対して位相差を有する場合及びその位相差が変化する場合における、図6のロックインアンプの動作を説明するための信号波形のタイミングチャートを示す図である。図8(A)は、検出したい信号が参照信号に対して位相差を有する場合を示し、図8(B)は、検出したい信号の位相差が参照信号に対して変化する場合を示す。図8(A)に示すように、参照信号F<sub>n</sub>に対してアンプ63から出力される信号AMP3(P)の位相が遅れている場合には、アンプ65からは信号AMP3(O)のような信号が出力されるようになるので、ローパスフィルタ67からは、レベルの低いS/N比の小さな検出信号LPF3が出力され、好ましくない。同様に、図8(B)に示すように、参照信号F<sub>n</sub>に対してアンプ63から出力される信号AMP4(P)の位相が種々変化する場合には、アンプ65からは信号AMP4(O)のような信号が出力されるようになるので、ローパスフィルタ67からは位相の変化によって検出信号のレベルが変化し、不安定なS/N比の検出信号LPF4が出力され、好ましくない。

#### 【0008】

本発明は、ロックインアンプの装置構成が少ない生体光計測装置を提供することを第1の目的とする。

本発明は、周波数の変更に対応することができる生体光計測装置を提供することを第2の目的とする。

本発明は、参照信号と検出したい信号との間に位相差が存在する場合でもS/N比を劣化させることなく検出することのできる生体光計測装置を提供することを第3の目的とする

10

20

30

40

50

。【0009】

【課題を解決するための手段】

本発明に係る生体光計測装置の第1の特徴は、異なる周波数で変調された複数の光を含む検査光を発生する光源部と、前記光源部から発生して被検体を通過した検査光を受光し、受光した検査光の強度に応じた電気信号を出力する受光部と、前記受光部の出力から参照信号と同じ周波数の信号を検出する検出手段とを備えた生体光計測装置において、前記検出手段は、入力信号をアナログ-デジタル変換して入力信号のデジタル化されたデータを出力するアナログ-デジタル変換手段と、複数の参照信号のデジタル化されたデータを記憶する記憶手段と、前記アナログ-デジタル変換手段から出力された入力信号のデジタル化されたデータと前記記憶手段から読み出された参照信号のデジタル化されたデータとを乗算して出力するデジタル信号処理手段と、前記デジタル信号処理手段の出力から直流データを取り出すデジタル帯域制限手段とを備えたことにある。記憶手段に複数の参照信号のデジタル化されたデータを記憶することにより、参照信号発生回路を検出したい信号の周波数分だけ用意する必要がない。また、検出したい信号の周波数が変わったときは、記憶手段のデータを書き換えて新たな周波数の参照信号のデジタル化されたデータを記憶すればよい。

10

【0010】

本発明に係る生体光計測装置の第2の特徴は、前記第1の特徴において、前記デジタル信号処理手段と前記デジタル帯域制限手段をデジタルシグナルプロセッサで構成したことにある。デジタルシグナルプロセッサを用いることによって、回路規模を大幅に縮小することができる。

20

【0011】

本発明に係る生体光計測装置の第3の特徴は、前記第1又は第2の特徴において、前記記憶手段と前記デジタル信号処理手段との間に、前記参照信号のデジタル化されたデータを遅延させる遅延手段を設けたことにある。これは、検出したい信号が参照信号に対して位相差を有する場合に、その位相差分を補正するようにしたものである。位相差分を補正することによって、検出信号のレベルが低下するのを防ぎ、十分な大きさのS/N比を確保することができる。

【0012】

本発明に係る生体光計測装置の第4の特徴は、前記第1、第2又は第3の特徴において、前記記憶手段と前記デジタル信号処理手段との間に、前記参照信号のデジタル化されたデータを入力し、そのレベル変化点付近の前後で「0」となるような関数を発生する関数発生手段を設けたことにある。検出したい信号と参照信号との間で位相差が発生し、それが変化するのは、参照信号のレベルが「0」から「1」に変化する付近又は「1」から「0」に変化する付近、いわゆるレベル変化点付近の前後である。そこで、参照信号に応じて所定の関数、すなわち、参照信号のレベル変化点付近の前後で「0」となるような関数として、例えば三角関数、ガウス分布関数又はハミングあるいはハニング等の窓関数を発生させ、それを検出したい信号に乗算し、それにフィルタリング処理を施すことによって、位相が変化した場合でもそれに応じて検出信号のレベルは変化しなくなり、比較的安定するようになる。

30

40

【0013】

本発明に係る生体光計測装置の第5の特徴は、前記第1、第2、第3又は第4の特徴において、前記検出手段は、ロックインアンプ又は時分割照射受光手段の少なくとも一方で構成されることにある。ロックインアンプと時分割照射受光手段を選択的に採用することによって、回路規模などがニーズに応じて変えられる。また、両方採用すれば確実な動作が保証され、信頼性が向上する。また、両方採用することにより、より蜜に配置された光源部と受光部での検査光の受光が容易となり、光計測に係る分解能を向上することができる。

【0014】

50

## 【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を添付図面に従って説明する。図2は、本発明の第1の実施の形態に係る生体光計測装置に使用されるロックインアンプのブロック構成を示す図である。入力信号1は、検査光の光強度に応じた信号であり、アンプによって増幅された信号であり、それぞれ異なる周波数を持った複数の信号の合成信号である。一例として、8種類の異なる周波数の信号が含まれているものとする。アンチエイリアシングローパスフィルタ2は、入力信号1に含まれる参照信号より高い周波数の信号、特にノイズやナイキスト周波数によって発生する信号を減衰し、A/D変換器3に出力する。A/D変換器3は、アンチエイリアシングローパスフィルタ2の出力をアナログ-デジタル変換してデジタル乗算器4に出力する。参照信号用メモリ5は、複数の参照信号のデジタル化されたデータを予め記憶している。例えば、入力信号1に対応した8種類の異なる周波数の参照信号のデジタル化されたデータを記憶しているものとする。デジタル乗算器4は、A/D変換器3から出力された入力信号のデジタル化されたデータと、参照信号用メモリ5から順次読み出された参照信号のデジタル化されたデータとを順次乗算して、その乗算信号をデジタルローパスフィルタ6に出力する。デジタルローパスフィルタ6は、デジタル乗算器4から出力される乗算信号から直流成分を取り出し、出力信号7として図示していないパソコンなどに出力する。デジタル乗算器4及びデジタルローパスフィルタ6は、デジタルシグナルプロセッサ(DSP)等の電子部品で構成してもよい。

10

## 【0015】

図3は、デジタルローパスフィルタの周波数特性とロックインされた後の信号との関係を示す説明図である。図3において、波形31は、デジタルローパスフィルタ6の周波数特性を示し、信号32, 33は、それぞれのデジタル乗算器4でロックインされた後の波形を示す。デジタル乗算器4でロックインされた後の信号32, 33からデジタルローパスフィルタ6で直流データを取り出す場合、図3に示すようにデジタルローパスフィルタ6には減衰域周波数 $f_a$ が設定されているので、デジタル乗算器4でロックインされた後の他の信号33は中心周波数 $f_p$ を持ち、ロックインされた後の信号32とロックインされた後の他の信号33との周波数ピッチは $f_p$ となる。デジタルローパスフィルタの減衰域周波数 $f_a$ は、ロックインされた後の他の信号33の中心周波数 $f_p$ に対して、 $f_p < 2 f_a$ の関係にある。他の検出しようとする信号も全て、互いに $f_p$ の周波数ピッチを持っている必要がある。これはロックインする信号に対して、ノイズ・他の

20

30

## 【0016】

図4は、アンチエイリアシングローパスフィルタの周波数特性と入力信号の周波数との関係を示す説明図である。図4において、波形41は、アンチエイリアシングローパスフィルタの周波数特性を示す。入力信号1に含まれる $n+1$ 個の信号の周波数をそれぞれ $f_s, f_s + f_p, f_s + 2 f_p, \dots, f_e (= f_s + n \times f_p)$ としたとき、アンチエイリアシングローパスフィルタ2の遮断周波数 $f_c$ は、 $f_c > f_e$ の関係にある。また、アンチエイリアシングローパスフィルタ2の減衰域周波数 $f_{a'}$ とナイキスト周波数 $f$ としたとき、検出しようとする信号の周波数は、 $f - (f_{a'} - f) > f_e$ の関係にある。

## 【0017】

図5は、図2のロックインアンプを用いて構成した生体光計測装置の概略構成を示す図である。この生体光計測装置は、ロックインアンプ部10、光源部11及び受光部12を含んで構成されている。本実施の形態のロックインアンプ部10は、図2に示したロックインアンプ2つ分の動作を行うものである。

40

## 【0018】

光源部11の各光源部は、異なる波長の2つの光、例えば780nm及び830nmの2つの波長の光を、複数の異なる周波数で変調する。一例として、780nmの波長のものが8種類、830nmの波長のものが8種類の合計で16種類の異なる周波数で変調するものとする。この場合、光源部11から発生される16の検査光はそれぞれ、16種類の異なる周波数で変調された各々8つの光が複合された16の光からなる(4方向から波長

50

の光を受けるので、 $4 \times 2 = 8$  信号)。受光部 12 は、光源部 11 から発生して被検体 20 を通過した 2 つの検査光をそれぞれ受光し、受光した 2 つの検査光の強度に応じた 2 つの電気信号を出力する。

【0019】

ロックインアンプ 10 は、アンチエリアシングローパスフィルタ 2、A/D 変換器 3、参照信号用メモリ 5、デジタルロックイン回路 8、及びバッファメモリ 9 を含んで構成されている。アンチエリアシングローパスフィルタ 2 及び A/D 変換器 3 は、入力される 2 つの電気信号に対応して、2 組設けられている。

【0020】

受光部 12 からの 2 つの電気信号はそれぞれ、異なる周波数を持った複数の信号の合成信号である。一例として、それぞれに 8 種類の異なる周波数の信号が含まれているものとする。アンチエリアシングローパスフィルタ 2 はそれぞれ、受光部 12 からの電気信号に含まれる参照信号より高い周波数の信号、特にノイズやナイキスト周波数によって発生する信号を減衰する。A/D 変換器 3 はそれぞれ、アンチエリアシングローパスフィルタ 2 の出力をアナログ - デジタル変換して出力する。バッファメモリ 9 は、2 組の A/D 変換器 3 から出力されたデータを一時記憶する。

10

【0021】

参照信号用メモリ 5 は、複数の参照信号のデジタル化されたデータ  $R_1 \sim R_n$  を記憶する。一例として、2 つの電気信号に対応した合計 16 種類の異なる周波数の参照信号のデジタル化されたデータが記憶されているものとする。光源部 11 で変調に用いる周波数を変更した場合は、参照信号用メモリ 5 のデータを書き換えて新たな周波数の参照信号のデジタル化されたデータを記憶する。

20

【0022】

デジタルロックイン回路 8 は、デジタル乗算器 4、デジタルローパスフィルタ 6、及び図示しない制御回路を含んで構成されている。デジタルロックイン回路 8 は、デジタルシグナルプロセッサ等の電子部品で構成することもできる。図示しない制御回路は、バッファメモリ 9 へ制御信号 8a を送り、バッファメモリ 9 に記憶された 2 組の A/D 変換器 3 から出力されたデータのいずれかを読み出す。図示しない制御回路はまた、参照信号用メモリ 5 へ制御信号 8b を送り、参照信号用メモリ 5 に記憶された参照信号のデジタル化されたデータを順次読み出す。デジタル乗算器 4 は、バッファメモリ 9 から読み出されたデータと、参照信号用メモリ 5 から順次読み出された参照信号のデジタル化されたデータとを順次乗算して出力する。デジタルローパスフィルタ 6 は、デジタル乗算器 4 の出力から直流データを取り出し、出力信号として出力する。

30

【0023】

以上説明した実施の形態によれば、参照信号用メモリ 5 に複数の参照信号のデジタル化されたデータを記憶することにより、従来のように検出したい信号の周波数分だけ参照信号発生回路を用意する必要がなくなるので、ロックインアンプの装置構成を少なくすることができる。その一例として、従来アナログのロックイン回路が 16 個必要であったものが、1 つのデジタルロックイン回路で構成できるように成った。また、参照信号用メモリ 5 のデータを書き換えてデジタル化された新たな周波数の参照信号を記憶すればよいので、周波数の変更に対応することができる。なお、本実施の形態の一例では、異なる波長の 2 つの光をそれぞれ 8 種類の異なる周波数で変調していたが、本発明はこれに限らず、1 つ又は異なる波長の 2 つ以上の光を 2 つ以上の異なる周波数で変調する場合に適用される。

40

【0024】

図 9 は、本発明の第 2 の実施の形態に係る生体光計測装置に使用されるロックインアンプのブロック構成を示す図である。受光素子 91 は、被検体を通過した検査光 90 を受光し、それを光 - 電気変換して、その光強度に応じた信号をアンプ 92 に出力する。アンプ 92 によって増幅された信号は、それぞれの周波数成分のロックインアンプを構成する A/D 変換器 931, 932 に入力される。A/D 変換器 931, 932 は、アンプ 92 から

50

の出力をアナログ - デジタル変換してデジタル乗算器 941, 942 に出力する。デジタル乗算器 941, 942 は、A/D変換器 931, 932 からの出力に参照信号 F1, F2 を乗算し、その乗算結果を次段のデジタル乗算器 951, 952 に出力する。デジタル乗算器 951, 952 は、デジタル乗算器 941, 942 からの出力に係数 ROM 971, 972 に記憶されているローパスフィルタ係数を乗算し、その乗算結果を次段のデジタル加算器 961 に出力する。デジタル加算器 961, 962 は、デジタル乗算器 951, 952 からの出力と自身の加算結果をフィードバックして順次加算し、フィルタリング処理を行い、直流分を取り出し、その出力をラッチ回路 981, 982 に出力する。ラッチ回路 981, 982 は、デジタル乗算器 951, 952 によってフィルタリング処理された信号をラッチし、パソコン (PC) 99 に出力する。入力信号 531 ~ 53n は、異なる周波数を持った複数の信号の合成信号である。なお、図では、2 系統のロックインアンプのみを示したが、同様の構成のものが検出したい信号の周波数分 n だけ設けられる。

【0025】

図 10 は、図 9 のロックインアンプの変形例を示すブロック構成図である。図 10 において、図 9 と同じ構成のものには同一の符号が付してあるので、その説明は省略する。このロックインアンプが図 9 ものと異なる点は、図 9 のデジタル乗算器 941, 942, 951, 952 及びデジタル加算器 961, 962 を、デジタルシグナルプロセッサ (DSP) 101, 102 で構成した点である。

【0026】

図 11 は、図 9 のロックインアンプの変形例を示すブロック構成図である。図 11 において、図 9 と同じ構成のものには同一の符号が付してあるので、その説明は省略する。図 11 のロックインアンプが図 9 のものと異なる点は、一つの A/D変換器 93 でアナログ - デジタル変換を行うようにした点である。

【0027】

図 12 は、図 10 のロックインアンプの変形例を示すブロック構成図である。図 12 において、図 10 と同じ構成のものには同一の符号が付してあるので、その説明は省略する。図 12 のロックインアンプが図 10 のものと異なる点は、一つの A/D変換器 93 でアナログ - デジタル変換を行うようにした点である。

【0028】

図 13 は、図 12 のロックインアンプの変形例を示すブロック構成図である。図 13 において、図 12 と同じ構成のものには同一の符号が付してあるので、その説明は省略する。図 13 のロックインアンプが図 12 のものと異なる点は、一つのデジタルシグナルプロセッサ (DSP) 100 でデジタル信号処理を行い、その結果を複数のラッチ回路 981 ~ 98n にラッチするようにした点である。以上のように、図 9 から図 13 に示すようなロックインアンプの変形例が考えられるが、それぞれの使用目的や回路規模に応じて種々の回路を採用することが望ましい。

【0029】

図 14 は、図 12 のロックインアンプの変形例を示すブロック構成図である。図 14 において、図 12 と同じ構成のものには同一の符号が付してあるので、その説明は省略する。図 14 のロックインアンプが図 12 のものと異なる点は、デジタルシグナルプロセッサ (DSP) 101, 102 に供給される参照信号 F1, F2 を遅延回路 (DELAY) 141, 142 を介してデジタルシグナルプロセッサ 101, 102 に供給するようにした点である。これは、検出したい信号が参照信号 F<sub>n</sub> に対して位相差を有する場合に、その位相差分を補正して参照信号 F1, F2 をデジタルシグナルプロセッサ 101, 102 に供給するようにしたものである。このように、参照信号を位相差に応じて遅延することによって、図 8 (A) のように位相差によって検出信号のレベルが低下するのを防ぎ、十分な大きさの S/N 比を確保することができる。

【0030】

図 15 は、図 14 のロックインアンプの変形例を示すブロック構成図である。図 15 にお

10

20

30

40

50

いて、図14と同じ構成のものには同一の符号が付してあるので、その説明は省略する。図15のロックインアンプが図14のものと異なる点は、遅延回路(D E L A Y) 141, 142を介してデジタルシグナルプロセッサ(D S P) 101, 102に供給される参照信号F1, F2に応じて所定の関数波形を発生する関数発生回路42を設けた点である。これは、検出したい信号AMP5と参照信号Fnとの間で位相差が発生し、それが変化するのは、参照信号Fnのレベルが「0」から「1」に変化する付近又は「1」から「0」に変化する付近、いわゆるレベル変化点付近の前後である。そこで、参照信号Fnに応じて所定の関数、すなわち、参照信号Fnのレベル変化点付近の前後で「0」となるような関数Mn(三角関数、ガウス分布関数又はハミングあるいはハニング等の窓関数)を発生させ、それをデジタルシグナルプロセッサを用いて検出したい信号AMP5に乗算し、乗算波形DSP5形成し、それにフィルタリング処理を施して、検出信号LPF5を得るようにした。これによって、図15(B)に示す波形のように位相が変化した場合でもそれに依りて検出信号LPF5のレベルは変化しなくなり、比較的安定するようになる。なお、図15では、遅延回路141, 142が設けてあるが、検出したい信号と参照信号との間に一定の位相差が存在しない場合には、これらの遅延回路は省略してもよい。

#### 【0031】

図16は、ロックインアンプを用いることなく光源部(発光プローブ)から順次光を照射し、それを受光部(受光プローブ)で受光して計測位置を特定する時分割照射受光手段備えた生体光計測装置を示す図であり、図16(A)は、その回路構成を示す、図16(B)はその動作例のタイミングチャートを示す。すなわち、上述の生体光計測装置は、光源部11の各光源部から複数の周波数の光を常時照射しつつ、受光部で検出された複数の周波数の光の中からロックインアンプを用いて所望の周波数の光を検出しているが、図16(A)の生体光計測装置は、光源部の各光源から時分割的に順次光を照射し、受光部で検出された光の中から特定のタイミングにおける信号のみを検出している。受光素子161は、被検体を通過した検査光160を受光し、それを光-電気変換して、その光強度に応じた信号をアンプ162に出力する。アンプ162によって増幅された信号は、A/D変換器163に入力される。A/D変換器163は、アンプ162からの出力をクロック信号CLOCKに同期したタイミングでアナログ-デジタル変換してパソコン(PC)169に出力する。図16(B)において、信号S1~S5は、各光源の照射タイミングを示すものであり、各光源毎に時分割された所定のタイミングで出力されている。これらの各信号S1~S5は、合成された一つの信号Dとして、アンプ162からA/D変換器163に出力される。A/D変換器163では、クロック信号CLOCKのタイミングでアナログ-デジタル変換し、そのデジタル信号を検出信号として出力している。

#### 【0032】

図17は、図16の生体光計測装置のS/N比を高めるための改良の加えられた変形例を示す図である。図16の生体光計測装置では、受光部で検出される信号は、光源部から射出された光の中で被検体を通過したものであり、その光強度レベルは極めて小さいものである。そこで、受光部で検出された信号のS/N比を高めるために、図17に示すように、A/D変換器163の前に積分器170を設けるようにした。この積分器170は、クロック信号CLOCKに同期したタイミングでリセットされ、A/D変換器163は、クロック信号CLOCKに同期したタイミングでアナログ-デジタル変換を行う。この積分器170を設けることによって、図17(B)に示すようにA/D変換器163がアナログ-デジタル変換を行うタイミングにおける検出信号IntDのレベルは、信号Dよりも大きなものとなり、S/N比を十分に大きくすることができる。

#### 【0033】

図18は、図17の生体光計測装置のサンプリング周波数を高速化する場合の一例を示す図である。図17の生体光計測装置において、サンプリング周波数の高速化を行う場合は、図18に示すように信号S1~Snのタイミングを近接すればよい。検出信号IntDのレベルが信号Dのレベルでいいのであれば、サンプリング周波数を高速化することができる。ただし、高速化すると、信号Dのように位相が変化した場合に、リセットのタイミ

10

20

30

40

50



ングによっては十分に積分器のリセット処理が行われずに後の検出信号  $I_{ntD}$  に前の信号のレベルが影響してしまうことがある。そこで、図 19 に示すような回路構成にすることによって、位相変化による誤差を除去することができる。

#### 【0034】

図 19 は、サンプリング周波数を高速化した場合でも位相の変化に対応することのできる生体光計測装置の一例を示す図である。受光素子 191 は、被検体を通過した検査光 190 を受光し、それを光 - 電気変換して、その光強度に応じた信号をアンプ 192 に出力する。アンプ 192 によって増幅された信号は、A/D変換器 193 に入力される。A/D変換器 193 は、アンプ 192 からの出力をアナログ - デジタル変換してデジタル乗算器 195 に出力する。重み ROM 194 は、図 15 の関数発生回路 151 と同様の重み関数 10 を発生する。重み関数は、サンプリングタイミングの前後で「0」となるようなもの（三角関数、ガウス分布関数又はハミング・ハニング等の窓関数）である。乗算器 195 は、A/D変換器 193 からの出力と重み ROM からの重み関数とを乗算し、その乗算結果を次段のデジタル加算器 197 に出力する。デジタル加算器 197 は、デジタル乗算器 195 からの出力と自身の加算結果をフィードバックして順次加算し、積分処理を行い、その積分出力をラッチ回路 198 に出力する。ラッチ回路 198 は、デジタル加算器 197 によって積分処理された信号をサンプリングタイミング  $CLOCK$  でラッチし、パソコン (PC) 199 に出力する。これによって、図 18 (B) に示す波形 D のように位相が変化した場合でもそれに応じて検出信号  $I_{ntD}$  のレベルは変化しなくなる。

#### 【0035】

上述の実施の形態では、ロックインアンプと時分割照射受光手段を採用した生体光計測装置を別々に説明したが、これらを両方採用することによって生体光計測装置を構成してもよい。両方採用すれば確実な動作が保証され、信頼性が向上する。また、両方採用することにより、より密に配置された光源部と受光部での検査光の受光が容易となり、光計測に係る分解能を向上することができる。

#### 【0036】

##### 【発明の効果】

本発明の生体光計測装置によれば、記憶手段に複数の参照信号のデジタル化されたデータを記憶することにより、参照信号発生回路を検出したい信号の周波数分だけ用意する必要がなくなるので、ロックインアンプの装置構成を少なくすることができる。また、本発明の生体光計測装置によれば、記憶手段のデータを書き換えてデジタル化された新たな周波数の参照信号を記憶すればよいので、周波数の変更に対応することができる。さらに、本発明の生体光計測装置によれば、参照信号と検出したい信号との間に位相差が存在する場合でも S/N 比を劣化させることなく検出することができる。

##### 【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の一実施の形態による生体光計測装置の構成図である。

【図 2】 本発明の一実施の形態による生体光計測装置のロックインアンプのブロック図である。

【図 3】 デジタルローパスフィルタの周波数特性とロックインされた後の信号を示す説明図である。

【図 4】 アンチエリアシングローパスフィルタの周波数特性と入力信号の周波数を示す説明図である。

【図 5】 従来の生体光計測装置のロックインアンプのブロック図である。

【図 6】 図 1 のロックインアンプのさらに詳細な構成を示すブロック図である。

【図 7】 図 6 のロックインアンプの動作を説明するための信号波形のタイミングチャートを示す図である。

【図 8】 検出したい信号が参照信号に対して位相差を有する場合及びその位相差が変化する場合における、図 6 のロックインアンプの動作を説明するための信号波形のタイミングチャートを示す図である。

【図 9】 本発明の第 2 の実施の形態に係る生体光計測装置に使用されるロックインアンプ

10

20

30

40

50

プのブロック構成を示す図である。

【図10】 図9のロックインアンプの変形例を示すブロック構成図である。

【図11】 図9のロックインアンプの変形例を示すブロック構成図である。

【図12】 図10のロックインアンプの変形例を示すブロック構成図である。

【図13】 図12のロックインアンプの変形例を示すブロック構成図である。

【図14】 図12のロックインアンプの変形例を示すブロック構成図である。

【図15】 図14のロックインアンプの変形例を示すブロック構成図である。

【図16】 ロックインアンプを用いることなく光源部（発光プローブ）から順次光を照射し、それを受光部（受光プローブ）で受光して計測位置を特定するようにした生体光計測装置の従来技術を示す図である。

10

【図17】 図16の生体光計測装置のS/N比を高めるための改良の加えられた変形例を示す図である。

【図18】 図17の生体光計測装置のサンプリング周波数を高速化する場合の一例を示す図である。

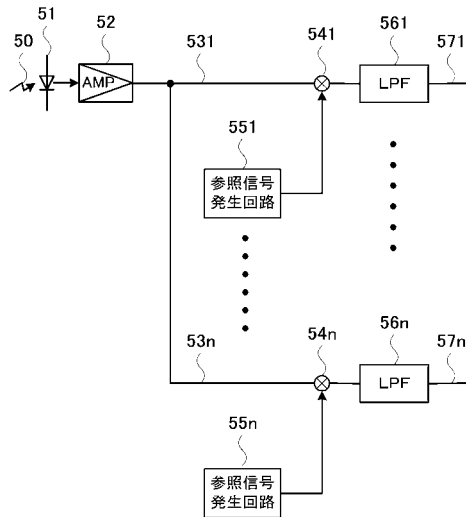
【図19】 サンプリング周波数を高速化した場合でも位相の変化に対応することのできる生体光計測装置の一例を示す図である。

【符号の説明】

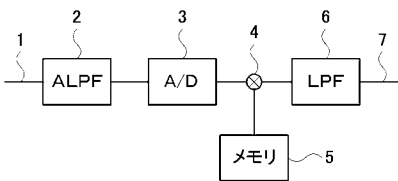
1 ... 入力信号、2 ... アンチエリアシングローパスフィルタ、3 ... A/D変換器、4 ... デジタル乗算器、5 ... 参照信号用メモリ、6 ... デジタルローパスフィルタ、7 ... 出力信号、8 ... デジタルロックイン回路、8 a , 8 b ... 制御信号、9 ... バッファメモリ、10 ... ロックインアンプ、11 ... 光源部、12 ... 受光部、20 ... 被検体、31 ... ローパスフィルタの周波数特性、32 , 33 ... ロックインされた後の信号、41 ... アンチエリアシングローパスフィルタの周波数特性、60 , 90 ... 検査光、61 , 91 ... 受光素子、62 , 63 , 64 , 66 , 92 ... アンプ、65 ... スイッチ回路67 ... ローパスフィルタ、931 ... A/D変換器、941 , 942 , 951 , 952 ... 乗算器、961 , 962 ... 加算器、971 , 972 ... 係数ROM、981 , 982 ... ラッチ回路、99 ... パソコン(PC)、100 , 101 ... デジタルシグナルプロセッサ(DSP)

20

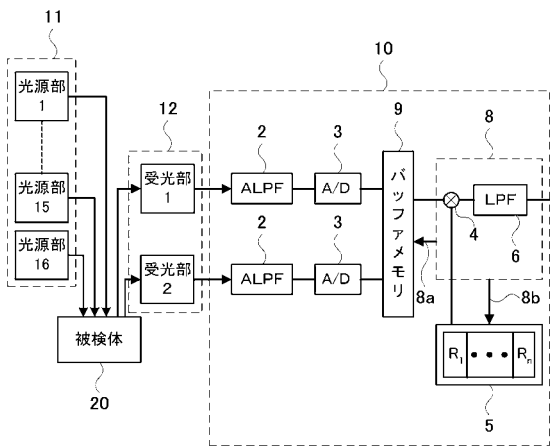
【図1】



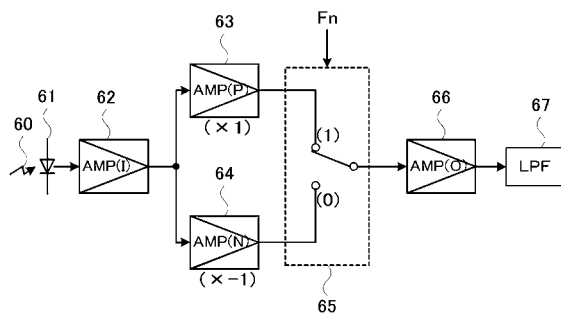
【図2】



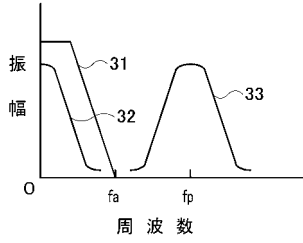
【図5】



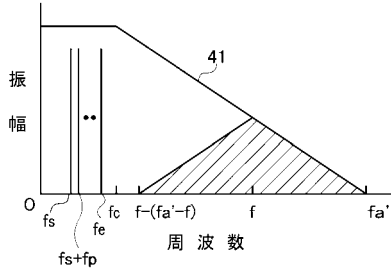
【図6】



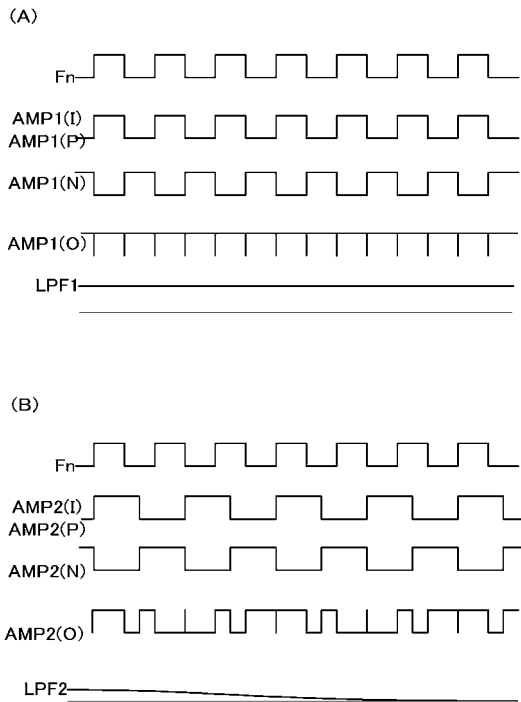
【図3】



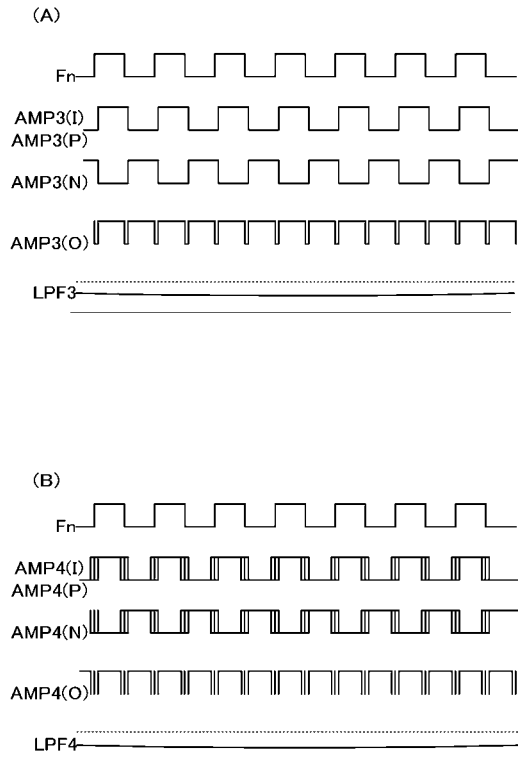
【図4】



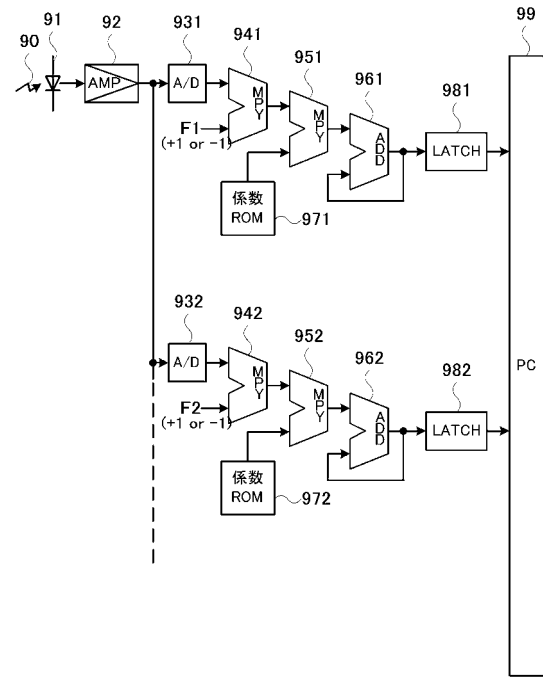
【図7】



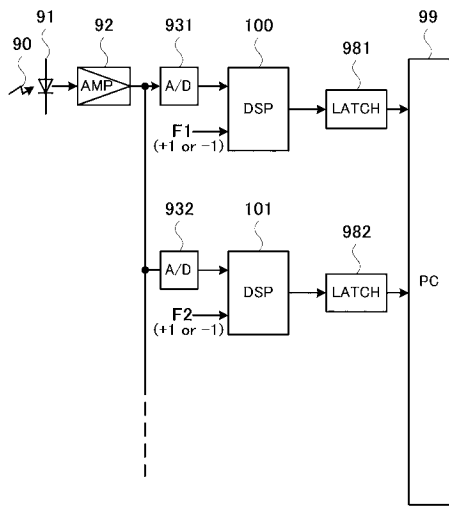
【 8 】



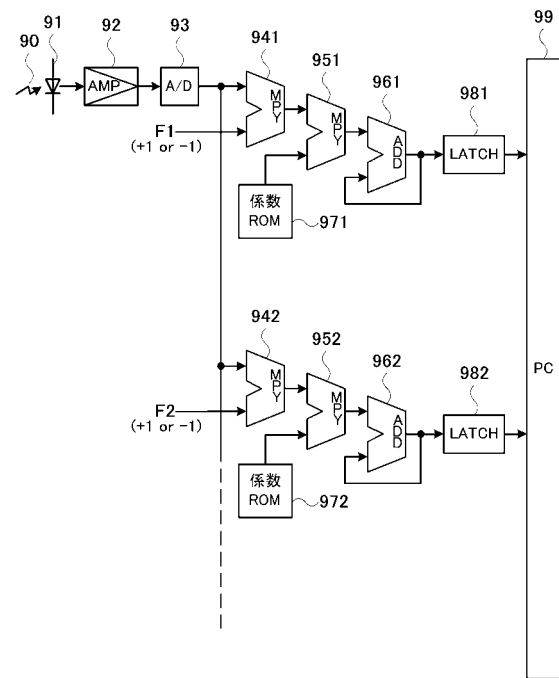
【 9 】



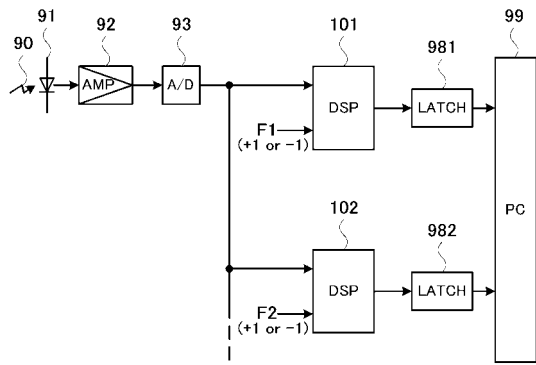
【 10 】



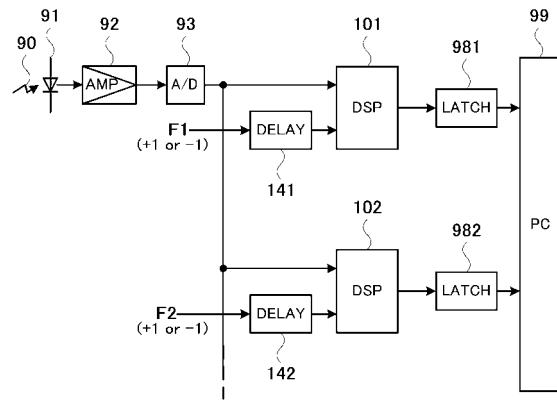
【 11 】



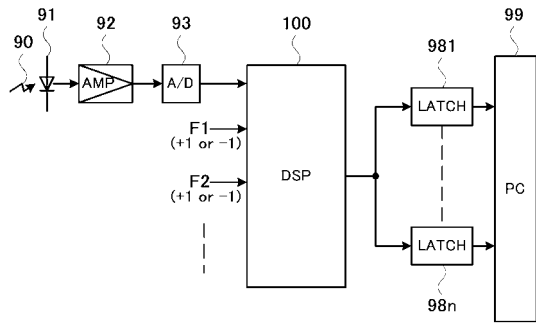
【 図 1 2 】



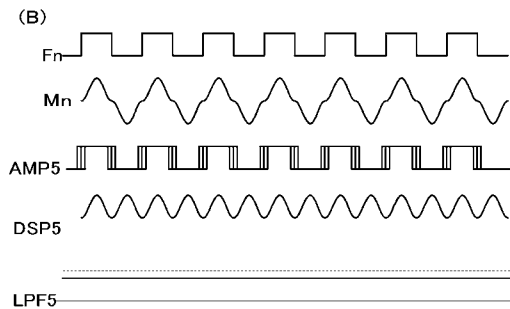
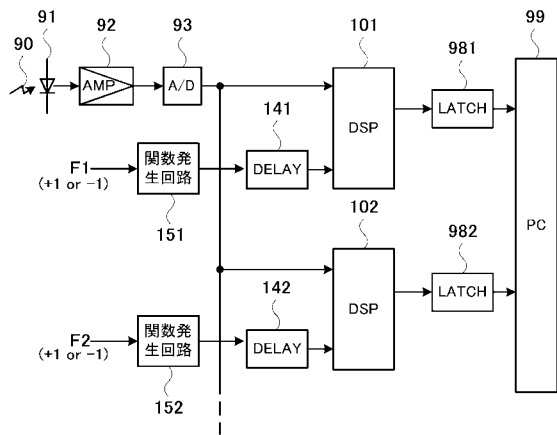
【 図 1 4 】



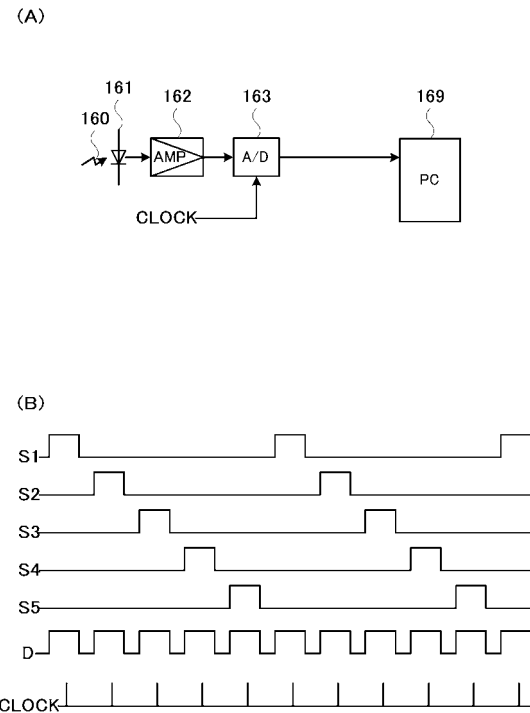
【 図 1 3 】



【 図 1 5 】

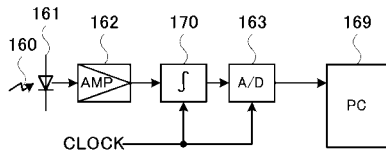


【 図 1 6 】

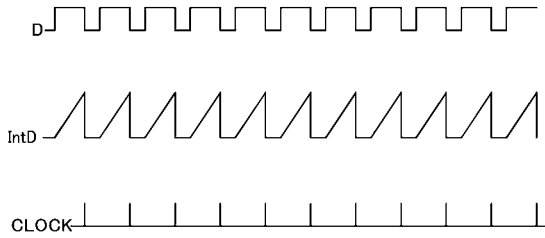


【 図 17 】

(A)

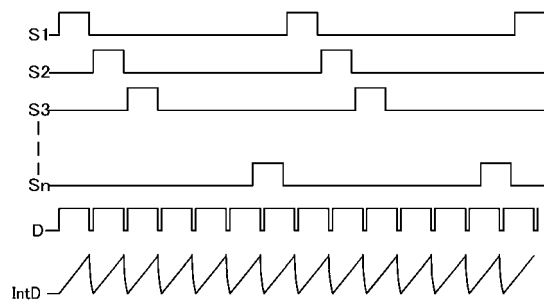


(B)

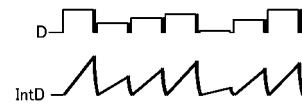


【 図 18 】

(A)

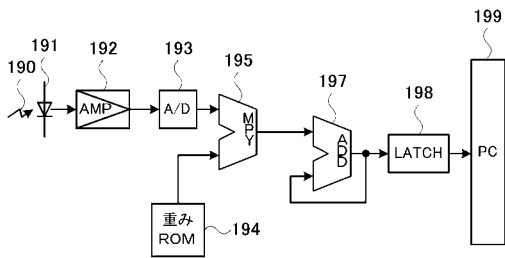


(B)

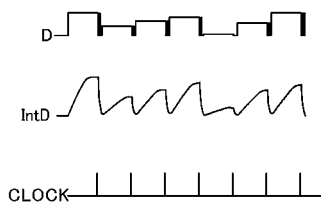


【 図 19 】

(A)



(B)



---

フロントページの続き

審査官 横尾 雅一

- (56)参考文献 特開2000-300569(JP,A)  
実開平04-030404(JP,U)  
特開2000-304695(JP,A)  
特開平02-257929(JP,A)  
特開平06-034681(JP,A)  
特開平08-278250(JP,A)  
和久津 隆司、 芹澤 睦、パイロットシンボルにおけるサブキャリアの電力差を利用したOFDMキャリア周波数オフセット量検出法、電子情報通信学会技術研究報告、日本、1999年8月26日、第99巻、第271号、第35頁-第40頁、整理番号99A0912211  
D.Kang, et.al., PHASE DIFFERENCE CORRECTION METHOD FOR PHASE AND FREQUENCY IN SPECTRAL ANALYSIS, Mechanical System and Signal Processing, 2000年9月, Vol.14, No.5, p835-843, 整理番号01A0017692

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01N21/00-21/61  
G01D1/00-1/18  
G01R23/00-23/20  
JSTPlus(JDream2)