

(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2018-191164

(P2018-191164A)

(43) 公開日 平成30年11月29日(2018.11.29)

(51) Int.Cl.

**H04L 7/033 (2006.01)**  
**A61B 1/00 (2006.01)**  
**A61B 1/045 (2006.01)**

F 1

H 04 L 7/033  
A 61 B 1/00  
A 61 B 1/00  
A 61 B 1/045

テーマコード(参考)

4 C 1 6 1  
5 K 0 4 7

6 8 2  
6 1 0

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号  
(22) 出願日特願2017-92837(P2017-92837)  
平成29年5月9日(2017.5.9)

(71) 出願人 000000376  
オリンパス株式会社  
東京都八王子市石川町2951番地  
(74) 代理人 100108855  
弁理士 蔵田 昌俊  
(74) 代理人 100103034  
弁理士 野河 信久  
(74) 代理人 100153051  
弁理士 河野 直樹  
(74) 代理人 100179062  
弁理士 井上 正  
(74) 代理人 100189913  
弁理士 鵜飼 健  
(74) 代理人 100199565  
弁理士 飯野 茂

最終頁に続く

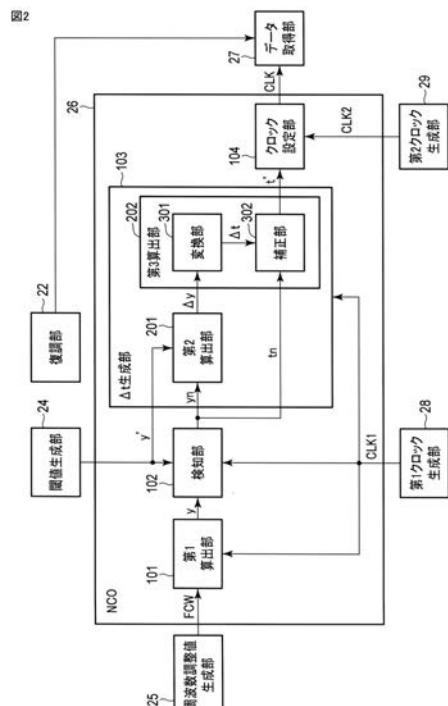
(54) 【発明の名称】タイミング検出装置、タイミング制御装置、無線信号の受信装置及びカプセル内視鏡のための無線信号の受信装置

## (57) 【要約】

【課題】動作周波数を抑制しつつ精度の高いタイミングの検出をすることができるタイミング検出装置、タイミング制御装置、無線信号の受信装置及びカプセル内視鏡のための無線信号の受信装置を提供すること。

【解決手段】タイミング検出装置は、デジタルの周波数調整値の累積加算値を所定の時間間隔で算出する第1算出部101と、累積加算値とこの累積加算値の閾値との差分を算出する第2算出部201と、累積加算値が算出された時刻である第1時刻と差分とに基づいて、累積加算値が閾値に対応し、所定の時間間隔の間に存在する第2時刻を算出する第3算出部202とを備える。

【選択図】図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

デジタルの周波数調整値の累積加算値を所定の時間間隔で算出する第1算出部と、前記累積加算値と前記累積加算値の閾値との差分を算出する第2算出部と、前記累積加算値が算出された時刻である第1時刻と前記差分とに基づいて、前記累積加算値が前記閾値に対応し、前記所定の時間間隔の間に存在する第2時刻を算出する第3算出部と、  
を備えるタイミング検出装置。

**【請求項 2】**

請求項1に記載のタイミング検出装置と、  
前記第2時刻をクロックの基準タイミングとして設定するクロック設定部、  
を備えるタイミング制御装置。

**【請求項 3】**

前記第1算出部と、前記第2算出部と、前記第3算出部とを動作させるための第1周波数のクロックを生成する第1クロック生成部と、

前記クロック設定部を動作させるための前記第1周波数よりも速い第2周波数のクロックを生成する第2クロック生成部と、

をさらに備える請求項2に記載のタイミング制御装置。

**【請求項 4】**

請求項1に記載のタイミング検出装置と、  
前記第2時刻をデータの取得の基準タイミングとして前記データを取得するデータ取得部、  
を備えるタイミング制御装置。

**【請求項 5】**

前記第1算出部と、前記第2算出部と、前記第3算出部とを動作させるための第1周波数のクロックを生成する第1クロック生成部と、

前記データ取得部を動作させるための前記第1周波数よりも速い第2周波数のクロックを生成する第2クロック生成部と、

をさらに備える請求項4に記載のタイミング制御装置。

**【請求項 6】**

請求項1に記載のタイミング検出装置と、  
前記第2時刻と、取得されたタイミングの異なる少なくとも2つのデータとに基づいて、前記少なくとも2つのデータの間のデータを補間するデータを算出するデータ算出部と、  
を備えるタイミング制御装置。

**【請求項 7】**

請求項2乃至6の何れか1項に記載のタイミング制御装置を備え、  
送信装置から送信された無線信号を受信し、前記無線信号に含まれるデータから前記周波数調整値を算出する無線信号の受信装置。

**【請求項 8】**

請求項2乃至6の何れか1項に記載のタイミング制御装置を備え、  
カプセル内視鏡から送信された無線信号を受信し、前記無線信号に含まれるデータから前記周波数調整値を算出するカプセル内視鏡のための無線信号の受信装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、タイミング検出装置、タイミング制御装置、無線信号の受信装置及びカプセル内視鏡のための無線信号の受信装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

10

20

30

40

50

カプセル内視鏡等の送信装置からの無線信号から受信装置においてデータを高精度に取得するためには、受信された無線信号におけるデータの部分のタイミングを高精度に検出できることが重要である。このようなデータの部分のタイミングを検出するための手法として、受信された無線信号からデータと同期したクロックを生成する手法が知られている。例えば、特許文献1において提案されているシンボルクロック生成回路は、数値制御発振器（NCO）を用いて無線信号からデータを取得するためのクロックを生成している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2009-033300号公報

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

NCOは、周波数調整値等と呼ばれる加算値の所定間隔毎の累積加算値を算出し、この累積加算値がオーバーフローしたことを検出し、この検出のタイミングを基準としてクロックを生成している。このため、NCOでは、動作周波数を高くすることによって、生成されるクロックの位相精度を高めることができる。しかしながら、動作周波数を高めると消費電力が高くなってしまう。特に、モバイル環境下ではバッテリによって供給できる電力が限られているため、消費電力を特に低く抑える必要がある。

【0005】

本発明は、前記の事情に鑑みてなされたものであり、動作周波数を抑制しつつ精度の高いタイミングの検出をすることができるタイミング検出装置、タイミング制御装置、無線信号の受信装置及びカプセル内視鏡のための無線信号の受信装置を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の第1の態様のタイミング検出装置は、デジタルの周波数調整値の累積加算値を所定の時間間隔で算出する第1算出部と、前記累積加算値と前記累積加算値の閾値との差分を算出する第2算出部と、前記累積加算値が算出された時刻である第1時刻と前記差分とに基づいて、前記累積加算値が前記閾値に対応し、前記所定の時間間隔の間に存在する第2時刻を算出する第3算出部とを備える。

30

【0007】

本発明の第2の態様のタイミング制御装置は、第1の態様に記載のタイミング検出装置と、前記第2時刻をクロックの基準タイミングとして設定するクロック設定部を備える。

【0008】

本発明の第3の態様のタイミング制御装置は、第1の態様に記載のタイミング検出装置と、前記第2時刻をデータの取得の基準タイミングとして設定するタイミング設定部を備える。

【0009】

本発明の第4の態様のタイミング制御装置は、第1の態様に記載のタイミング検出装置と、前記第2時刻と、取得されたタイミングの異なる少なくとも2つのデータとに基づいて、前記少なくとも2つのデータの間のデータを補間するデータを生成するデータ生成部とを備える。

40

【0010】

本発明の第5の態様の無線信号の受信装置は、第2乃至第4の態様の何れか1つに記載のタイミング制御装置を備え、送信装置から送信された無線信号を受信し、前記無線信号に含まれるデータから前記周波数調整値を算出する。

【0011】

本発明の第6の態様のカプセル内視鏡のための無線信号の受信装置は、第2乃至第4の態様の何れか1つに記載のタイミング制御装置を備え、カプセル内視鏡から送信された無

50

線信号を受信し、前記無線信号に含まれるデータから前記周波数調整値を算出する。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、動作周波数を抑制しつつ精度の高いタイミングの検出をすることができるタイミング検出装置、タイミング制御装置、無線信号の受信装置及びカプセル内視鏡のための無線信号の受信装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明の一実施形態に係る無線信号の受信装置を含む通信システムの構成例を示すブロック図である。  
10

【図2】NCOの第1の例の構成を示すブロック図である。

【図3】第1算出部の動作を示す図である。

【図4】オーバーフローの検知のタイミングと実際に累積加算値 $y$ が閾値 $y'$ に達するタイミングとのずれを示す図である。

【図5】傾き $a$ を定数化できる条件について説明するための図である。

【図6】時刻 $t'$ からクロックの位相を決める処理について示す図である。

【図7】NCOの第2の例の構成を示すブロック図である。

【図8】時刻 $t'$ からデータの位相を決める処理について示す図である。

【図9】 $t$ と $y$ とを対応付けたテーブルの例を示す図である。

【図10】NCOに係る変形例3の構成を示すブロック図である。  
20

【図11A】データの線形補間の例を示す図である。

【図11B】データのデジタルフィルタによる補間の例を示す図である。

【図12A】 $t$ を考慮していない特性を有するデジタルフィルタのインパルス応答とフィルタ係数を示す図である。

【図12B】図12Aの特性のデジタルフィルタによって補間をしたときの入力データ $D_{IN}$ と出力データ $D_{OUT}$ との関係を示す図である。

【図13A】 $t$ を考慮した特性を有するデジタルフィルタのインパルス応答とフィルタ係数を示す図である。

【図13B】図13Aの特性のデジタルフィルタによって補間をしたときの入力データ $D_{IN}$ と出力データ $D_{OUT}$ との関係を示す図である。  
30

【図14】任意の2つの時刻における累積加算値から傾き $a$ を求める処理を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。図1は、本発明の一実施形態に係る無線信号の受信装置を含む通信システムの構成例を示すブロック図である。ここで、図1は、カプセル内視鏡の通信システムへの適用例である。図1に示す通信システム1は、カプセル内視鏡10と、受信装置20と、ディスプレイ30とを有している。

【0015】

カプセル内視鏡10は、通信システム1における送信装置である。カプセル内視鏡10は、カプセル型の筐体を有する。この筐体の内部には、撮像素子が設けられている。このようなカプセル内視鏡10は、例えば人の体内に導入され、体内の画像のデジタルデータ(以下、単にデータと言う)を取得する。そして、カプセル内視鏡10は、取得したデータを変調して無線信号を生成し、この無線信号を受信装置20に送信する。  
40

【0016】

受信装置20は、カプセル内視鏡10から送信される無線信号を受信し、受信した無線信号を復調する。そして、受信装置20は、復調したデータをディスプレイ30に出力する。この受信装置20は、アンテナ21と、復調部22と、処理部23とを有している。

【0017】

アンテナ21は、カプセル内視鏡10から送信された無線信号を受信するための素子で  
50

ある。復調部 22 は、アンテナ 21 を介して受信された無線信号を復調することで、カプセル内視鏡 10 で取得されたデータを復元する。

#### 【0018】

処理部 23 は、復調部 22 で得られた復調データをディスプレイ 30 に転送する。この際、処理部 23 は、復調部 22 から出力される復調データを、この復調データに基づいて生成されるクロックに同期してディスプレイ 30 に転送する。または、処理部 23 は、復調データに基づいて生成されるデータの取得タイミングを示す信号に基づいて復調部 22 から復調データを取得してディスプレイ 30 に転送する。この処理部 23 は、閾値生成部 24 と、周波数調整値生成部 25 と、NCO 26 と、データ取得部 27 と、第1クロック生成部 28 と、第2クロック生成部 29 とを有している。処理部 23 は、例えば FPGA によって構成される。処理部 23 は、CPU、ASIC 等で構成されていてもよい。また、処理部 23 は、処理部 23 の各ブロックの機能を実現する専用の電気回路によって構成されてもよい。

10

#### 【0019】

閾値生成部 24 は、NCO 26 において用いられる閾値を生成する。この閾値は、NCO 26 における累積加算値のオーバーフローを判断するための閾値である。本実施形態の例では、NCO 26 は、復調部 22 で得られた復調データに同期したクロック又は復調部 22 で得られた復調データに含まれる個々のデータの取得タイミングを示す信号を出力する。このようなクロック又は取得タイミングを示す信号を生成するため、閾値は、復調部 22 で得られた復調データに含まれる個々のデータの幅に基づいて生成される。例えば、閾値生成部 24 は、入力された復調データに含まれる個々のひとまとまりのデータの中心の位相を推定し、推定したデータの中心の位相から個々のデータの幅を特定する。そして、閾値生成部 24 は、特定したデータの幅（又はその平均値）に基づいて閾値を生成する。以下、閾値を閾値  $y'$  と記す。

20

#### 【0020】

周波数調整値生成部 25 は、周波数調整値を生成する。周波数調整値は、NCO 26 において用いられる累積加算器における加算値を決めるものである。例えば、周波数調整値生成部 25 は、復調部 22 で得られた復調データの周波数と、NCO 26 において用いられる累積加算器のビット幅と、この累積加算器の動作クロックである第1クロックの周波数とに基づいて周波数調整値を生成する。NCO 26 において生成すべきクロックの周波数（復調データの周波数）を  $f$ 、累積加算器のビット幅を  $N$ 、第1クロックの周波数を  $f_{c1k}$  としたとき、以下の（式1）の条件を満足するFCWが周波数調整値である。なお、累積加算器に入力する加算値としては、FCWを整数化した値である  $F$  を入力することが望ましい。また、 $F$  を  $2^N$  で正規化した  $F / 2^N$  を累積加算器に入力してもよい。

30

$$f = (FCW \times f_{c1k}) / 2^N \quad (式1)$$

)

#### 【0021】

NCO 26 は、閾値生成部 24 によって生成された閾値と、周波数調整値生成部 25 によって生成された周波数調整値とに基づいて復調部 22 で得られた復調データと同期したクロック又は復調データに含まれる個々のデータの取得タイミングを示す信号を生成する。したがって、本実施形態における NCO 26 は、タイミング検出装置又はタイミング制御装置として機能する。NCO 26 の詳細については後で説明する。

40

#### 【0022】

データ取得部 27 は、NCO 26 で生成されたクロック又はデータの取得タイミングを示す信号に基づいて、復調部 22 で得られた復調データを個々のデータの単位で取得（サンプリング）し、取得したデータを順次にディスプレイ 30 に転送する。

#### 【0023】

第1クロック生成部 28 は、例えば水晶発振器を含み、第1周波数を有する第1クロックを生成する。第2クロック生成部 29 は、例えば水晶発振器を含み、第1周波数よりも

50

高速の第2周波数を有する第2クロックを生成する。第1クロックは、NCO26に入力される。第2クロックは、NCO26とデータ取得部27とに入力される。

#### 【0024】

ディスプレイ30は、液晶ディスプレイ及び有機ELディスプレイといった表示装置である。ディスプレイ30は、受信装置20から入力されたデータに基づいて、カプセル内視鏡10で得られた体内的画像等の各種の画像を表示する。

#### 【0025】

図2は、本実施形態に係るNCO26の第1の例の構成を示すブロック図である。第1の例のNCO26は、復調部22で得られた復調データと同期したクロックをデータ取得部27に対して出力する構成を有している。この第1の例のNCO26は、第1算出部101と、検知部102と、t生成部103と、クロック設定部104とを有する。  
10

#### 【0026】

第1算出部101は、累積加算器を含む。この累積加算器は、第1クロック生成部28から入力される第1クロックCLK1に同期して動作する。この累積加算器は、第1クロックCLK1が入力される毎に、周波数調整値FCWをデジタル的に累積加算していく。すなわち、第1算出部101は、第1クロックCLK1が入力される所定の時間間隔(第1時間間隔)毎に、周波数調整値FCWの累積加算値yを算出する。

#### 【0027】

検知部102は、第1クロック生成部28から入力される第1クロックCLK1に同期して動作する。検知部102は、第1クロックCLK1が入力される毎に第1算出部101で算出された累積加算値yと閾値生成部24で生成された閾値y'を比較する。そして、検知部102は、第1算出部101の累積加算器がオーバーフローしたこと(又は累積加算値yが閾値y'を超えたこと)を検知したときに、その直前の時刻tnと時刻tnにおける累積加算値ynとを出力する。なお、検知部102が出力する時刻は、オーバーフローが検知された直前の時刻tnではなく、オーバーフローが検知された時刻tn+1であってもよい。

#### 【0028】

t生成部103は、第1クロック生成部28から入力される第1クロックCLK1に同期して動作する。累積加算値ynと閾値生成部24で生成された閾値y'との差分と時刻tnとに基づいて、累積加算値yが閾値y'に対応する値となる時刻t'を算出する。ここで、累積加算値yが閾値y'に対応する値となる時刻は、例えば累積加算値yが閾値y'と一致する時刻である。このt生成部103は、第2算出部201と、第3算出部202とを有している。第2算出部201は、累積加算値ynと閾値y'との差分yを算出する。第3算出部202は、差分yに基づいて、時刻t'を算出し、算出した時刻t'をクロック設定部104に出力する。tは、時刻t'と時刻tnとの時間差である。この第3算出部202は、変換部301と、補正部302とを有している。変換部301は、累積加算値の差分yを時間の差分tに変換する。補正部302は、第1時刻である時刻tnとtに従って第2時刻である時刻t'を算出する。  
30

#### 【0029】

クロック設定部104は、t'をクロック生成の基準タイミングとして復調データと同期したデジタルのクロックCLKを設定する。  
40

#### 【0030】

以下、本実施形態の通信システム1の動作を説明する。まず、カプセル内視鏡10は、被検体である人体内に導入される。カプセル内視鏡10は、例えば胃や小腸等の臓器の内部をその蠕動運動に従って移動しながら画像データを取得する。そして、カプセル内視鏡10は、取得した画像データ等のデータを無線信号として受信装置20に送信する。

#### 【0031】

受信装置20の復調部22は、カプセル内視鏡10から受信した無線信号を復調する。復調データは、閾値生成部24、周波数調整値生成部25、データ取得部27のそれぞれに入力される。閾値生成部24は、入力された復調データにおける基準の位相を検出する  
50

ことによって閾値  $y'$  を生成する。基準の位相は、例えばデータの中心の位相である。閾値  $y'$  は、検知部 102 と、第2算出部 201 とに入力される。周波数調整値生成部 25 は、復調データの周波数に基づいて周波数調整値 F C W を生成する。周波数調整値 F C W は、第1算出部 101 に入力される。

#### 【0032】

第1算出部 101 は、第1クロックの入力に同期して周波数調整値 F C W の累積加算値  $y$  を出力する。図3は、第1算出部 101 の動作を示す図である。図3の横軸は時間  $t$  を示し、図3の横軸は累積加算値  $y$  を示す。第1算出部 101 は、第1クロック C L K 1 の入力に応じて周波数調整値 F C W の累積加算値  $y$  を算出する。したがって、累積加算値  $y$  は、時間  $t$  の変化に対し、離散的に、かつ、直線的に増加する。このため、累積加算値  $y$  は、以下の(式2)で示す近似式で近似できる。10

$$y = a t + b \quad (\text{式2})$$

#### 【0033】

検知部 102 は、第1算出部 101 で算出された累積加算値  $y$  と閾値  $y'$  とを比較する。そして、検知部 102 は、第1算出部 101 がオーバーフローしたことを検知したときに、その直前の時刻  $t_n$  と時刻  $t_n$  における累積加算値  $y_n$  とを出力する。

#### 【0034】

ここで、検知部 102 は、第1クロック C L K 1 に同期して動作している。したがって、検知部 102 においてオーバーフローを検知できるタイミングも第1クロック C L K 1 の入力間隔である第1時間間隔と一致したタイミングに限られる。したがって、時刻  $t_n$  は、必ずしも累積加算値  $y$  が閾値  $y'$  となる時刻になるとは限らない。20

#### 【0035】

図4では、検知部 102 は、周波数が  $f_{c1k}$  (MHz) の第1クロック C L K 1 が累積加算器に入力される場合において、32クロック目に対応した時刻である  $t_{32}$  でオーバーフローを検知している。しかしながら、実際には、31クロック目に対応した時刻である  $t_{31}$  と32クロック目に対応した時刻である  $t_{32}$  との間の時刻  $t_{31} + t$  において累積加算値  $y$  が閾値  $y'$  に達している。時刻  $t_{31} + t$  は、復調データにおいて閾値を生成する際の基準とした位相、例えばデータの中心の位相に対応している。したがって、 $t$  を算出することができれば、データの中心の位相を精度よく検出することができるようになる。このような  $t$  の算出が  $t$  生成部 103 において行われる。以下、 $t$  の算出について説明する。30

#### 【0036】

前述のように累積加算値  $y$  は、 $y = a t + b$  で表すことができる。このため、時刻  $t'$  は、以下の(式3)の関係から算出することができる。

$$t' = (y' - b) / a \quad (\text{式3})$$

したがって、 $t$  は、以下の(式4)によって算出することができる。

$$t = t' - t_n = (y' - b) / a - (y_n - b) / a = y / a \quad (\text{式4})$$

ここで、 $a$  は、(式2)で表される直線の傾きを表す。この傾き  $a$  は、NCO26において要求される周波数の幅が大きくないときには定数とみなすことができる。つまり、図5に示すように、要求される周波数が最も高周波側になったときの直線の傾き  $a_H$  と要求される周波数が最も低周波側になったときの直線の傾き  $a_L$  との差が小さければ、 $a$  を定数とみなすことができる。例えば、本実施形態における通信システム1においては、NCO26において要求される周波数は、カプセル内視鏡10において用いられるクロックと受信装置20において用いられるクロックとによって決まる。これらのクロックは、カプセル内視鏡10と受信装置20の設計によって決まるものであって大きくばらつくことはないと考えることができる。したがって、通信システム1では、 $a$  を定数とみなすことができる。40

#### 【0037】

本実施形態における  $t$  生成部 103 は、(式4)に基づいて  $t$  を算出する。具体的には、 $t$  生成部 103 の第2算出部 201 は、累積加算値  $y_n$  と閾値  $y'$  との差分  $y$

10

20

30

40

50

を算出する。そして、第3算出部202の変換部301は、(式4)に基づいて差分yを差分tに変換する。その後、第3算出部202の補正部302は、時刻 $t_n$ とtに基づいて時刻 $t'$ を算出する。時刻 $t'$ は、以下の(式5)から算出される。

$$t' = t_n + t \quad (\text{式5})$$

#### 【0038】

ここで、検知部102が時刻 $t_n$ の代わりに時刻 $t_{n+1}$ を出力する構成となっている場合には、第2算出部201は、累積加算値 $y_{n+1}$ と閾値 $y'$ との差分yを算出する。そして、第3算出部202の補正部302は、 $t_{n+1}$ からtを引くことによって時刻 $t'$ を算出する。

#### 【0039】

このようにして、 $t'$ を算出した後、t生成部103は、算出した $t'$ をクロック設定部104に入力する。クロック設定部104は、 $t'$ に基づいて復調データと同期したデジタルのクロックを生成する。一般的NCOは、累積加算値と振幅値とを対応付けたテーブルによって任意の周波数の波形を生成できるように構成されている。ここで、デジタルのクロックを生成するだけであれば、振幅値は0と1しか取り得ないので、累積加算値と波形の振幅とを対応付けたテーブルは必ずしもなくてもよい。すなわち、デジタルクロックを生成する場合には、復調データの所定の位相を精度よく決定することができれば、その位相を基準としてクロックCLKが生成される。

#### 【0040】

例えば、累積加算値yが閾値 $y'$ となる位相が復調データの中心の位相と対応しているときに、クロック設定部104は、図6に示すように、例えば中心の位相をクロックの立ち上がりのタイミングとなるようにクロックの立ち上がりのタイミングを決定する。そして、クロック設定部104は、この立ち上がりのタイミングを基準として周波数がf(MHz)のクロックCLKを生成する。

#### 【0041】

なお、クロック設定部104は、第1クロックCLK1よりも高速のクロックである第2クロックCLK2に従ってクロックCLKを生成する。これは、時刻 $t' = t_n + t$ が第1時間間隔の間に存在する時刻であるためである。図8の例では、第2クロックCLK2の周波数は、 $8 f_{clk1}$ (MHz)である。この場合、第1クロックCLK1に基づいてクロックCLKを生成する場合の8倍の分解能でクロックCLKを生成することができる。第2クロックCLK2の周波数を高くするほど、高精度のクロックCLKを生成することができる。

#### 【0042】

データ取得部27は、NCO26のクロック設定部104で生成されたクロックCLKに同期して動作する。このデータ取得部27は、NCO26のクロック設定部104で生成されたクロックCLKに基づいて、復調部22で得られた復調データの各データの境目の位相を認識してデータを取得する。そして、データ取得部27は、取得したデータを順次にディスプレイ30に転送する。このデータに基づいてディスプレイ30は、カプセル内視鏡10で得られた画像等を表示する。

#### 【0043】

図7は、本実施形態に係るNCO26の第2の例の構成を示すブロック図である。第2の例のNCO26は、復調部22で得られた復調データの取得タイミングを示す信号をデータ取得部27に対して出力する。この場合のNCO26は、第1算出部101と、検知部102と、t生成部103とを有していればよい。なお、第2の例における第1算出部101と、検知部102と、t生成部103の構成及び動作は、第1の例における第1算出部101と、検知部102と、t生成部103の構成及び動作と同一である。したがって、説明を省略する。

#### 【0044】

第2の例において、データ取得部27は、第2クロックCLK2に同期して動作する。このデータ取得部27は、NCO26から入力された $t'$ の値をデータ取得の基準タイミ

10

20

30

40

50

ングとして、復調部 2 2 で得られた復調データの各データの位相を決定してデータを取得する。例えば、データ取得部 2 7 は、図 8 に示すように、 $t'$  の値から復調部 2 2 で得られた復調データの中心の位相を認識してデータを取得する。データの取得後、データ取得部 2 7 は、取得したデータを順次にディスプレイ 3 0 に転送する。このデータに基づいてディスプレイ 3 0 は、カプセル内視鏡 1 0 で得られた画像等を表示する。データ取得部 2 7 は、第 2 クロック CLK 2 に同期して動作しているので、第 1 クロック CLK 1 に同期して動作する場合の 8 倍の精度でデータの取得を行うことができる。

#### 【 0 0 4 5 】

以上説明したように本実施形態では、NCO 2 6 における累積加算値  $y$  が閾値  $y'$  と対応した値となる時刻を線形補間によって算出している。これにより、NCO 2 6 の動作周波数を抑制したとしても、累積加算値  $y$  が閾値  $y'$  と対応した値となる時刻を高精度に算出することができる。NCO 2 6 の動作周波数を抑制することにより、NCO 2 6 における消費電力の抑制にも繋がる。

10

#### 【 0 0 4 6 】

また、クロック設定部 1 0 4 又はデータ取得部 2 7 は、NCO 2 6 の動作クロックよりも高速の第 2 クロック CLK 2 に基づいてデータを取得することにより、 $t'$  のタイミングを認識して復調データの取得を高精度に行うことができる。

#### 【 0 0 4 7 】

##### [ 变形例 1 ]

以下、本実施形態の変形例を説明する。例えば、第 2 クロック CLK 2 の周波数が十分に高速でないとき等では、累積加算値  $y$  が閾値  $y'$  と一致した時刻を基準としてクロック CLK を生成できないことも考えられる。この場合、時刻  $t'$  は、累積加算値  $y$  が閾値  $y'$  となる時刻の付近であって、かつ、第 2 クロック CLK 2 の入力間隔と同期した時刻となるように設定されてよい。すなわち、時刻  $t'$  は、累積加算値  $y$  が閾値  $y'$  となる時刻と必ずしも一致していなくてもよい。

20

#### 【 0 0 4 8 】

##### [ 变形例 2 ]

前述した実施形態では、 $t$  は、累積加算値の差分  $y$  を定数  $a$  で除することによって算出されている。ここで、周波数の取り得る幅が小さい、すなわち  $a$  を定数とみなせるのであれば、種々の  $y$  に対応した  $t$  を予め算出しておき、この  $y$  と  $t$  の関係をテーブルとして変換部 3 0 1 に記憶しておくこともできる。

30

#### 【 0 0 4 9 】

図 9 は、このようなテーブルの例である。図 9 のテーブルにおいて、複数の  $y$  ( $y_1$ 、 $y_2$ 、…、 $y_M$ ) と  $t$  が対応付けられている。ここで、それぞれの  $t$  は、 $T/M$  の整数倍の形式で表されている。 $T$  は、第 1 時間間隔の長さである。 $M$  は、第 1 時間間隔の分割数を表していて、例えば第 2 クロック CLK 2 の周波数に応じて設定される。

#### 【 0 0 5 0 】

変形例 2 における変換部 3 0 1 は、図 9 のテーブルを参照して、入力された  $y$  を  $t$  に変換する。 $y$  に対応した  $t$  が予め算出されているので、変換部 3 0 1 における除算は不要になる。除算は負荷のかかり易い演算であるので、除算を不要とすることによって変換部 3 0 1 における負荷を低減することができる。

40

#### 【 0 0 5 1 】

##### [ 变形例 3 ]

前述した実施形態において、タイミング検出装置としての NCO 2 6 は、データ取得部 2 7 におけるデータ取得のタイミングを決めるために用いられている。変形例 3 は、NCO 2 6 から出力される時刻  $t'$  ( $= t_n + t$ ) のデータを補間によって生成する例である。

#### 【 0 0 5 2 】

図 1 0 は、変形例 3 のブロック図である。変形例 3 の NCO 2 6 は、データ算出部 2 7 a に対して、時刻  $t'$  ( $= t_n + t$ ) を入力するように構成されている。データ算出部

50

27aは、第2クロック生成部29で生成された第2クロックCLK2に同期して動作する。このデータ算出部27aは、データ入力部22aから入力されるpビット(pは2以上の整数)のデータからqビット(qはpよりも大きい整数)のデータを生成する。

#### 【0053】

データ入力部22aは、例えば復調部22であり、無線信号を復調してpビットのデータをデータ算出部27aに入力する。ここで、データ入力部22aは、pビットのデータを入力できるように構成されていればよく、必ずしも無線信号の復調を行う機能を備えていなくてもよい。例えば、データ入力部22aは、アナログ信号をA/D変換してpビットのデータを生成するように構成されていてもよい。また、データ入力部22aは、例えば第1クロックCLK1に同期してデータを入力するものであるが、必ずしも第1クロックCLK1に同期してデータを入力するものでなくてもよい。

10

#### 【0054】

以下、変形例3の動作を説明する。NCO26は、前述した実施形態と同様にして第1クロックCLK1に同期して時刻 $t'$ ( $= t_n + t$ )をデータ算出部27aに入力する。一方、データ入力部22aは、第1クロックCLK1に同期してデータ算出部27aにデータを入力する。

20

#### 【0055】

データ算出部27aは、異なるタイミングで取得された少なくとも2ビットのデータの入力を受けて、その間のデータを補間する。補間は、線形補間又はアップサンプリングのデジタルフィルタを用いた補間によって行われる。

20

#### 【0056】

図11Aは、線形補間の例である。図11Aの横軸は時間を表している。図11Aの縦軸はデータの値を表している。また、図11Aの四角のプロットは、データ入力部22aから入力されたデータであることを示し、図11Aの丸のプロットは、補間によって得られたデータであることを示している。線形補間では、隣接する2つのデータ $D(t_{n-1})$ と $D(t_n)$ を結ぶ直線式からこれら2つのデータの間のデータ $D(t_{n-1} + t)$ が補間される。

30

#### 【0057】

図11Bは、デジタルフィルタによる補間の例である。図11Aと同様に、図11Bの横軸は時間を表している。図11Bの縦軸はデータの値を表している。また、図11Bの四角のプロットは、データ入力部22aから入力されたデータであることを示し、図11Bの丸のプロットは、補間によって得られたデータであることを示している。デジタルデータを用いた補間では、隣接する2つのデータ $D(t_{n-1})$ と $D(t_n)$ の間に値がゼロのデータ $D(t_{n-1} + t)$ が挿入されるアップサンプリングが行われる。そして、アップサンプリングされたデータに対してローパスフィルタ(LPF)処理が施されることによって補間が行われる。

30

#### 【0058】

変形例3では、NCO26で算出された時刻 $t'$ におけるデータを補間することにより、データを取得する間隔を短くしなくてもデータの再現度を高めることができる。このため、データ入力部22aを高速動作させる必要はない。また、補間するデータについてだけ計算すればよいので、前述した図2及び図7の構成に比べて第2クロックCLK2の周波数を遅くすることができる。

40

#### 【0059】

なお、図11Aと図11Bの比較から明らかなように、線形補間とデジタルフィルタを用いた補間とでは、デジタルフィルタを用いた補間のほうがデータの再現度は高い。一方で、計算の負荷は線形補間のほうが小さい。したがって、データ算出部27aにおいて線形補間とデジタルフィルタを用いた補間の何れの補間を採用するかは、データの再現度と計算負荷の何れを重視するかによって決定されることが望ましい。

#### 【0060】

また、デジタルフィルタを用いた補間によって時刻 $t_n + t$ のデータだけを取得する

50

場合、 $t$  を考慮していない特性を有するデジタルフィルタを用いて補間をした後で補間されたデータから時刻  $t_n + t$  のデータだけを取得することもできるし、 $t$  を考慮した特性を有するデジタルフィルタを用いて補間をすることで直接的に時刻  $t_n + t$  のデータだけを取得することもできる。これらの両方の特性のデジタルフィルタをデータ算出部 27a で生成できるようにしておき、必要に応じて使い分けできるようにしてもよい。

#### 【0061】

図 12A は、 $t$  を考慮していない特性を有するデジタルフィルタのインパルス応答とフィルタ係数を示している。 $t$  が考慮されていないので、多数のフィルタ係数が設定されている。

#### 【0062】

図 12A の特性のデジタルフィルタによって補間をしたときの入力データ  $D_{IN}$  と出力データ  $D_{OUT}$  との関係を図 12B に示す。 $t$  が考慮されていないので、補間にによって多数のデータが補間される。この中から時刻  $t_n + t$  のデータが取得される。

#### 【0063】

図 13A は、 $t$  を考慮した特性を有するデジタルフィルタのインパルス応答とフィルタ係数を示している。図 13A のインパルス応答は、図 12A のインパルス応答に対して  $t$  だけずらされている。また、フィルタ係数も入力データに対応したものだけが設定されている。

#### 【0064】

図 13A の特性のデジタルフィルタによって補間をしたときの入力データ  $D_{IN}$  と出力データ  $D_{OUT}$  との関係を図 13B に示す。 $t$  が考慮されているので、各入力データの  $t$  だけずれた位置だけデータが補間される。

#### 【0065】

##### [変形例 4]

前述した実施形態及びその変形例では、 $y$  から  $t$  を求めるのに際し、傾き  $a$  を定数とみなしている。前述したように、傾き  $a$  を定数とみなすことができるのは、NCO26 が取り得る周波数の幅が小さいときである。これに対し、変形例 4 は、NCO26 が取り得る周波数の幅が大きいときにおいて  $y$  から  $t$  を求める例である。

#### 【0066】

前述したように、時刻  $t$  と累積加算値  $y$  との間には、 $y = a t + b$  の関係が成立する。したがって、図 14 に示すように、閾値  $y'$  を超える前の任意の 2 つの時刻における累積加算値を得ることで傾き  $a$  を算出することができる。つまり、ある時刻  $t_1$  における累積加算値を  $y_1$ 、別の時刻  $t_2$  における累積加算値を  $y_2$  としたとき、傾き  $a$  は以下の(式 6)によって算出され得る。

$$a = (y_2 - y_1) / (t_2 - t_1) \quad (\text{式 } 6)$$

#### 【0067】

このような変形例 4 では、NCO26 が取り得る周波数の幅が大きくとも、累積加算値が閾値  $y'$  となる時刻  $t'$  を精度よく算出することができる。

#### 【0068】

本発明は、前記実施形態に限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々に変形することが可能である。また、各実施形態は適宜組み合わせて実施してもよく、その場合組み合わせた効果が得られる。更に、上記実施形態には種々の発明が含まれており、開示される複数の構成要件から選択された組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件からいくつかの構成要件が削除されても、課題が解決でき、効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

#### 【符号の説明】

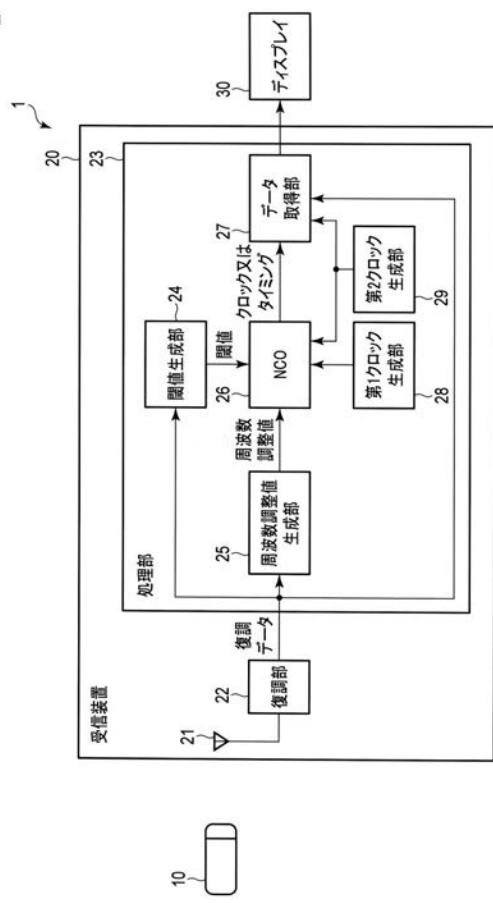
#### 【0069】

1 通信システム、10 カプセル内視鏡、20 受信装置、21 アンテナ、22 復調部、22a データ入力部、23 処理部、24 閾値生成部、25 周波数調整値

生成部、27 データ取得部、27a データ算出部、28 第1クロック生成部、29  
 第2クロック生成部、30 ディスプレイ、101 第1算出部、102 検知部、1  
 03 t生成部、104 クロック設定部、201 第2算出部、202 第3算出部  
 、301 変換部、302 補正部。

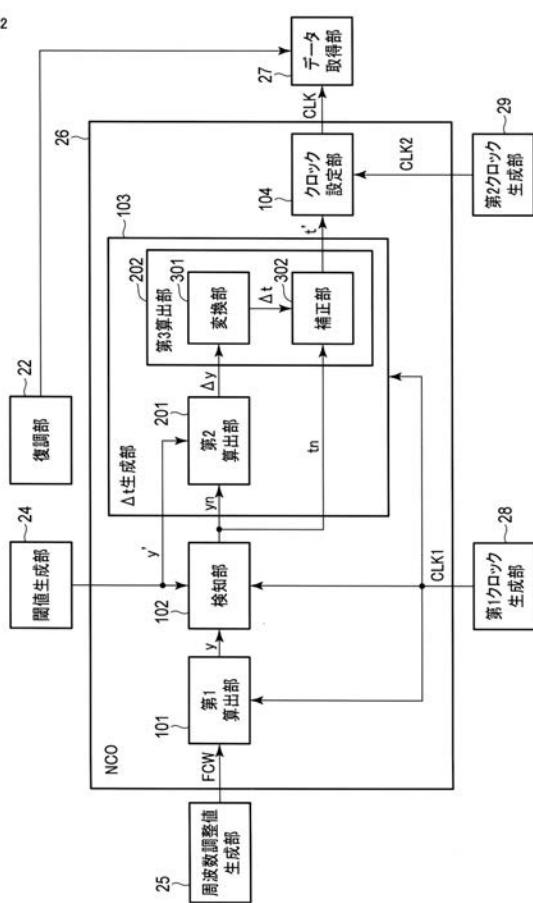
【図1】

図1



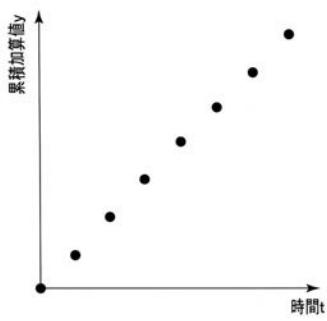
【図2】

図2



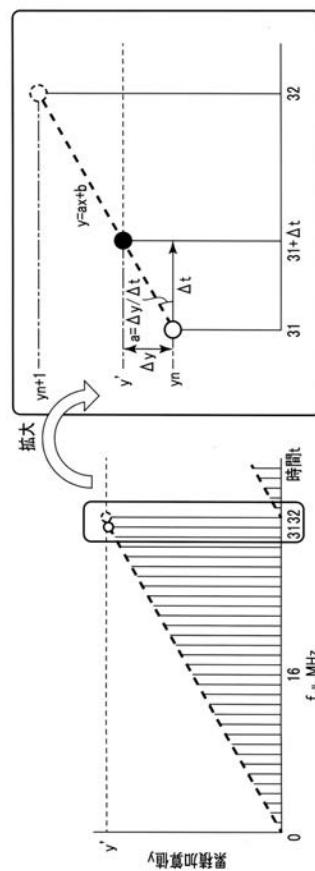
【図3】

図3



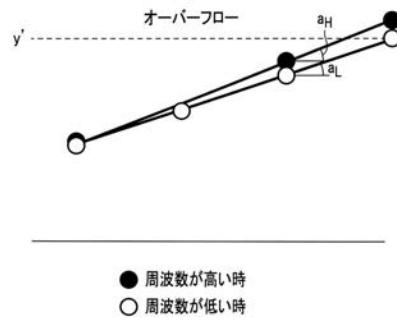
【図4】

図4



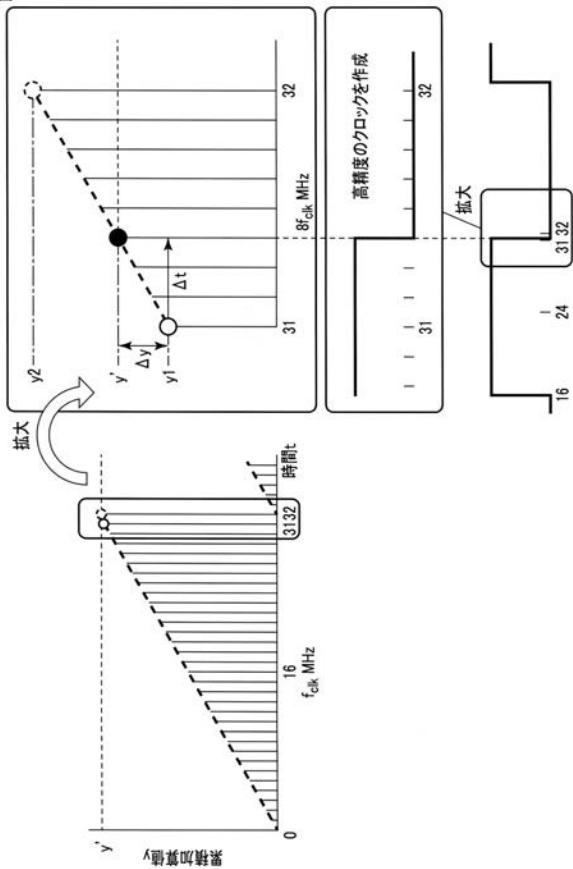
【図5】

図5

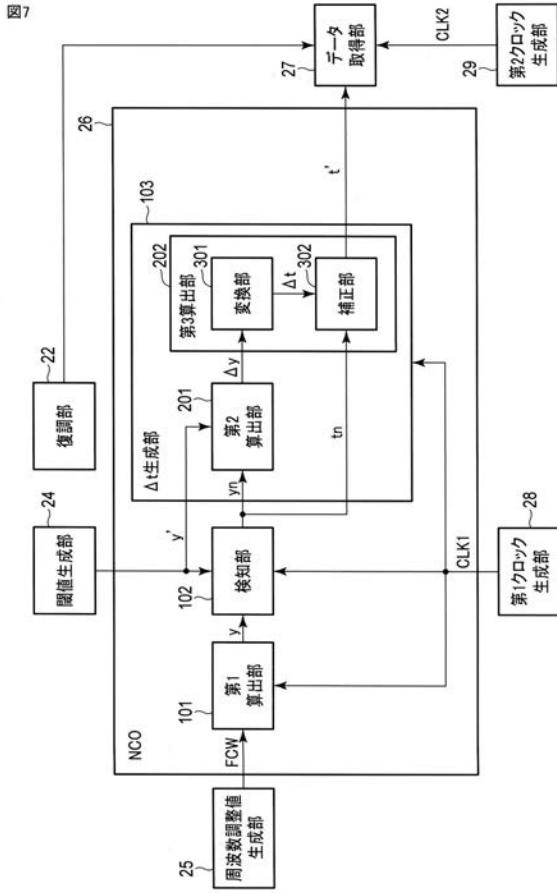


【図6】

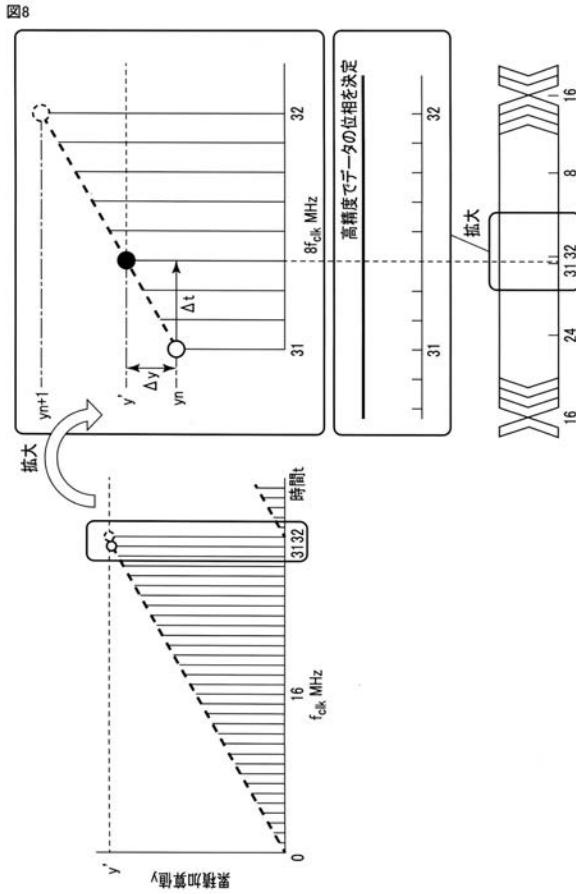
図6



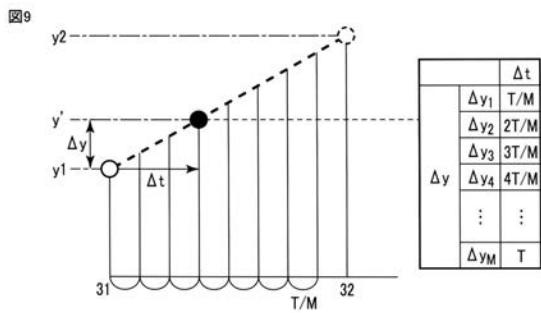
【図 7】



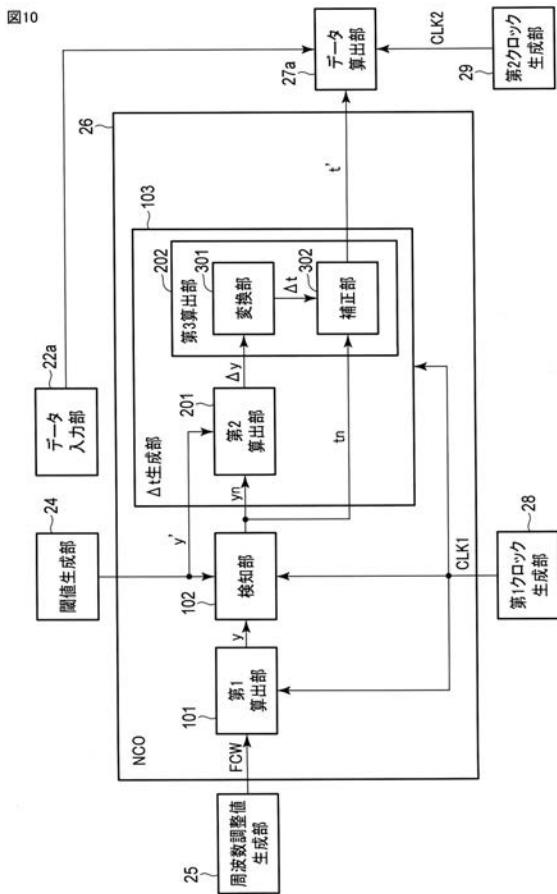
【図 8】



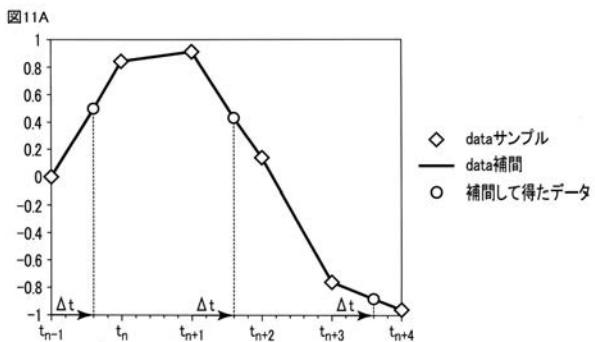
【図 9】



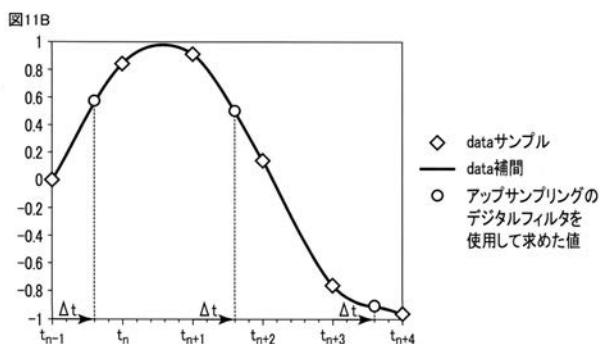
【図 10】



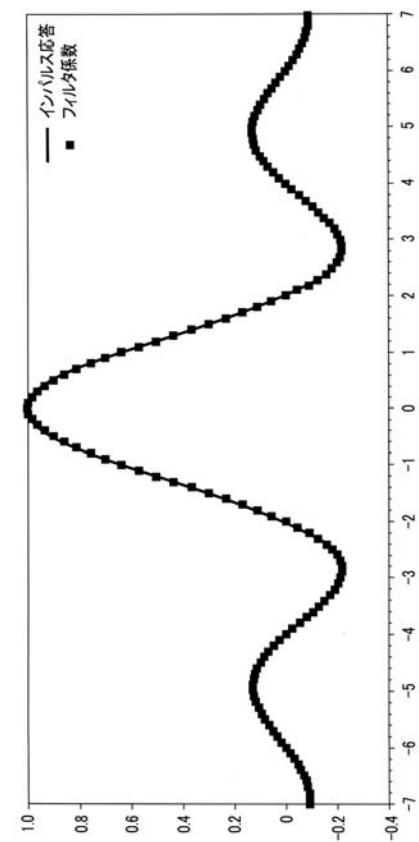
【図 1 1 A】



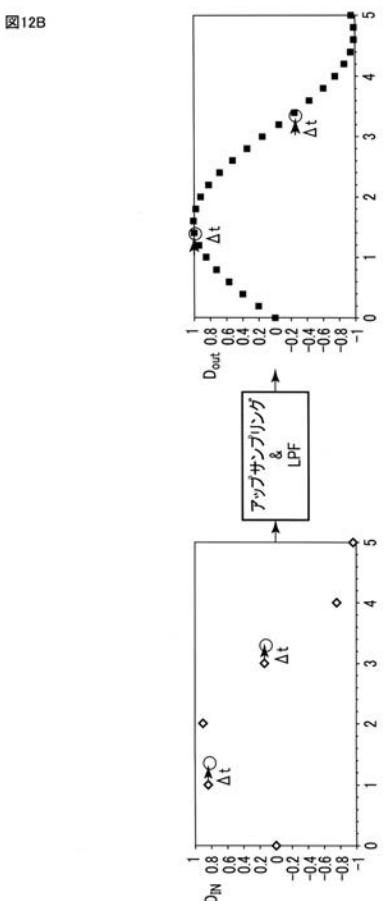
【図 1 1 B】



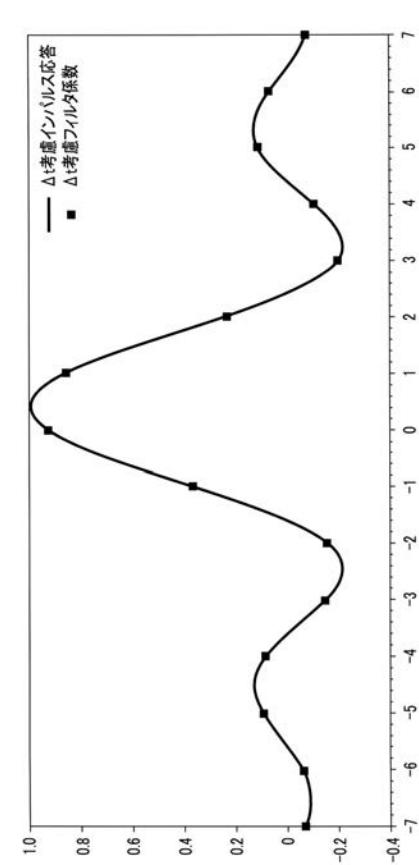
【図 1 2 A】



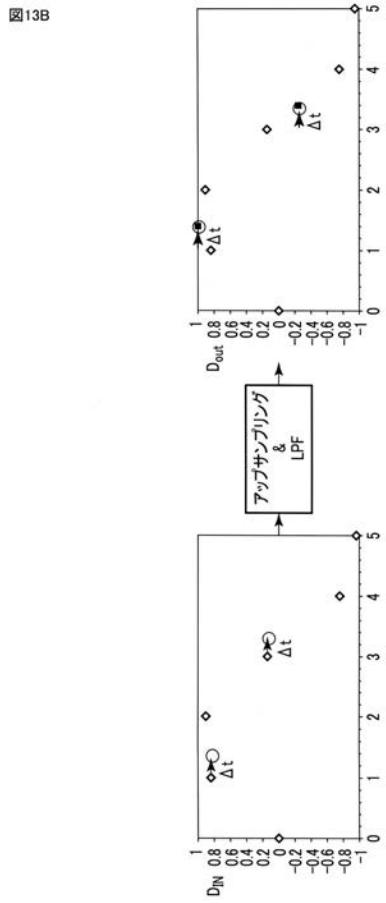
【図 1 2 B】



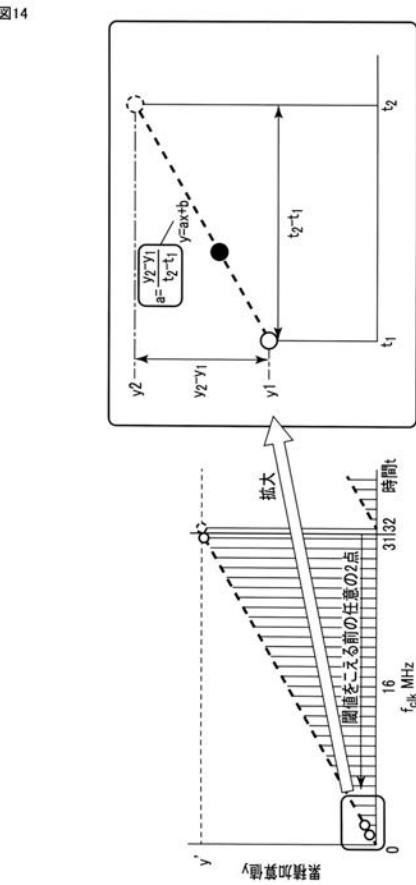
【図 1 3 A】



【図 13B】



【図 14】



---

フロントページの続き

(72)発明者 八木 翼

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

F ター&ム(参考) 4C161 AA01 AA04 BB01 CC06 DD07 JJ17 JJ19 NN03 NN05 SS21

TT07 TT15 UU06 UU07 UU09

5K047 AA05 BB01 DD02 GG43

专利名称(译)	定时检测装置，定时控制装置，无线电信号接收装置和无线电信号接收装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2018191164A</a>	公开(公告)日	2018-11-29
申请号	JP2017092837	申请日	2017-05-09
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	八木翼		
发明人	八木 翼		
IPC分类号	H04L7/033 A61B1/00 A61B1/045		
FI分类号	H04L7/033 A61B1/00.C A61B1/00.682 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/TT07 4C161/TT15 4C161/UU06 4C161/UU07 4C161/UU09 5K047/AA05 5K047/BB01 5K047/DD02 5K047/GG43		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯·鹈饲 饭野滋		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

要解决的问题提供用于胶囊内窥镜的定时检测装置，定时控制装置，无线电信号接收装置和无线电信号接收装置，其能够在抑制工作频率的同时高精度地检测定时。解决方案：定时检测装置包括：第一计算单元101，用于以预定时间间隔计算数字频率调整值的累积相加值;第一计算单元101，用于计算累积相加值与累积相加值的阈值之间的差值2计算单元201，第一次是计算累积相加值的时间，并且该差值，累积相加值对应于阈值，并且预定第三计算单元202，用于计算第一时间和第二时间的时间间隔之间存在的第二时间。

