

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2017 年 6 月 1 日(01.06.2017)

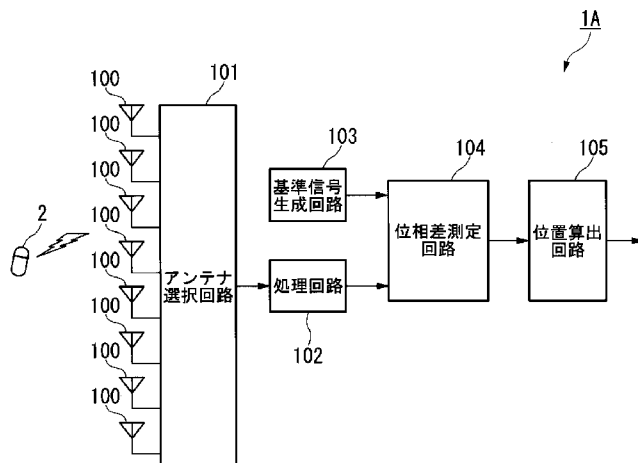


(10) 国際公開番号
WO 2017/090107 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/083015
- (22) 国際出願日: 2015 年 11 月 25 日(25.11.2015)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 池田 吉徳 (IKEDA Yoshinori); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 中島 慎一 (NAKAJIMA Shinichi); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 窪田 明広 (KUBOTA Akihiro); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 棚井 澄雄, 外 (TANAI Sumio et al.); 〒1006620 東京都千代田区丸の内一丁目 9 番 2 号 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: CAPSULE ENDOSCOPE POSITION MEASUREMENT DEVICE

(54) 発明の名称: カプセル内視鏡位置測定装置



- 101 Antenna selection circuit
102 Processing circuit
103 Reference signal generation circuit
104 Phase difference measurement circuit
105 Position calculation circuit

(57) Abstract: Disclosed is a capsule endoscope position measurement device wherein at least four antennas are disposed outside of a living body, and receive signals transmitted from a capsule endoscope in a wireless manner. An antenna selection circuit sequentially selects one antenna from among at least the four antennas. A processing circuit processes the signal received by the antenna selected by the antenna selection circuit. A reference signal generation circuit generates a reference signal. A phase difference measurement circuit measures a phase difference between the signal processed by the processing circuit, and the reference signal. A position calculation circuit calculates the position of the capsule endoscope on the basis of the phase differences measured with respect to at least the four antennas, said phase differences having been measured by the phase difference measurement circuit.

(57) 要約: カプセル内視鏡位置測定装置において、少なくとも 4 本のアンテナは、生体の外部に配置され、かつカプセル内視鏡から無線で送信された信号を受信する。アンテナ選択回路は、前記少なくとも 4 本のアンテナから 1 本の前記アンテナを順次選択する。処理回路は、前記アンテナ選択回路によって選択された前記アンテナによって受信された前記信号を処理する。基準信号生成回路は、基準信号を生成する。位相差測定回路は、前記処理回路によって処理された前記信号と前記基準信号との位相差を測定する。位置算出回路は、前記位相差測定回路によって測定された、前記少なくとも 4 本のアンテナの各々に対する前記位相差に基づいて、前記カプセル内視鏡の位置を算出する。

なくとも 4 本のアンテナの各々に対する前記位相差に基づいて、前記カプセル内視鏡の位置を算出する。

明 細 書

発明の名称：カプセル内視鏡位置測定装置

技術分野

[0001] 本発明は、カプセル内視鏡位置測定装置に関する。

背景技術

[0002] 生体の内部を観察するためのカプセル内視鏡が利用されている。カプセル内視鏡が撮影を行った位置は、治療のために参照される。このため、カプセル内視鏡の位置の測定が重要である。

[0003] カプセル内視鏡の位置を測定する方法が特許文献１に開示されている。特許文献１の段落００３５から００４３に開示された方法において、生体の内部の無線装置すなわちカプセル内視鏡からの信号が複数のアンテナによって受信される。受信された各信号の位相差に基づいてカプセル内視鏡の位置が測定される。

[0004] 特許文献１に開示された方法によりカプセル内視鏡の位置を測定するカプセル内視鏡位置測定装置の例を説明する。図１６は、従来技術のカプセル内視鏡位置測定装置９の構成を示している。図１６に示すように、カプセル内視鏡位置測定装置９は、複数のアンテナ９００と、アンテナ選択回路９０１と、処理回路９０２と、処理回路９０３と、位相差測定回路９０４と、位置算出回路９０５とを有する。

[0005] 複数のアンテナ９００は、生体の外部に配置され、かつカプセル内視鏡２から無線で送信された信号を受信する。例えば、図１６に示すように８本のアンテナ９００が配置される。アンテナ選択回路９０１は、複数のアンテナ９００から２本のアンテナ９００を順次選択する。処理回路９０２と処理回路９０３との各々は、アンテナ選択回路９０１によって選択された２本のアンテナ９００によって受信された信号の各々を処理する。例えば、処理回路９０２と処理回路９０３とは、フィルタとアンプとを有する。フィルタは、アンテナ９００によって受信された信号のうち所定の周波数帯域以外の周波

数を有する信号を除去する。アンプは、フィルタを通過した信号を増幅する。位相差測定回路904は、処理回路902によって処理された信号と、処理回路903によって処理された信号との位相差を測定する。位置算出回路905は、位相差測定回路904によって測定された位相差に基づいて、カプセル内視鏡2の位置を算出する。

[0006] 図17は、従来技術の方法によりカプセル内視鏡2の位置を測定する手順を示す。図17を参照し、カプセル内視鏡2の位置を測定する方法を説明する。

[0007] カプセル内視鏡2が無線で信号を送信する（ステップS1001）。カプセル内視鏡2から信号が送信された後、複数のアンテナ900は、カプセル内視鏡2からの信号を受信する（ステップS1002）。複数のアンテナ900が信号を受信した後、変数N1が1に設定され、かつ変数N2が2に設定される（ステップS1003）。変数N1と変数N2とは、図示していない制御回路によって管理される。ステップS1003の後、変数N1と変数N2とが同一である場合（ステップS1004）、変数N2が1増加する（ステップS1005）。その後、アンテナ選択回路901は、2本のアンテナ900を切り替える（ステップS1006）。位置測定が開始された直後は、ステップS1006において、最初の2本のアンテナ900が選択される。ステップS1006における処理が再度行われる場合、既に選択された2本のアンテナ900の組合せと異なる組合せが選択される。ステップS1003の後、変数N1と変数N2とが同一でない場合（ステップS1004）、アンテナ選択回路901は、2本のアンテナ900を切り替える（ステップS1006）。

[0008] 2本のアンテナ900が切り替えられた後、処理回路902と処理回路903との各々は、アンテナ選択回路901によって選択された2本のアンテナ900によって受信された信号の各々を処理する。位相差測定回路904は、処理回路902によって処理された信号と、処理回路903によって処理された信号との位相差を測定する（ステップS1007）。位置算出回路

905は、測定された位相差を示す位相差情報を保持する（ステップS1008）。

[0009] 位相差情報が保持された後、変数N2が8でない場合（ステップS1009）、変数N2が1増加する（ステップS1010）。変数N2が1増加した後、ステップS1004における判断が行われる。位相差情報が保持された後、変数N2が8である場合（ステップS1009）、以下の処理が行われる。変数N1が7でない場合（ステップS1011）、変数N1が1増加し、かつ変数N2が、変数N1よりも1大きい値に設定される（ステップS1012）。その後、ステップS1004における判断が行われる。変数N1が7である場合（ステップS1011）、位置算出回路905は、位相差情報に基づいて、カプセル内視鏡2の位置を算出する（ステップS1013）。

[0010] 2本のアンテナ900の組合せが少なくとも3組必要である。2本のアンテナ900の組合せの数が多い場合、算出精度が上がる。例えば、8本のアンテナ900が配置されている場合、2本のアンテナ900の組合せの最大数は28である。図17に示す方法では、最大で28通りの組合せに対して、位相差が測定される。

[0011] 位置算出回路905がカプセル内視鏡2の位置を算出する方法を説明する。位置算出回路905は、式（1）により距離 d_{nm} を算出することができる。式（1）において、距離 d_{nm} は、カプセル内視鏡2から2本のアンテナ900の各々までの距離の差である。 ϕ_{nm} は、2本のアンテナ900の各々によって受信された信号の位相差である。 f は、信号の周波数である。 V は、媒質内の信号の伝達速度である。

[0012] [数1]

$$d_{nm} = \frac{\phi_{nm} V}{2\pi f} \quad \dots (1)$$

[0013] 距離 d_{nm} は、式（2）を満たす。式（2）において、 (x, y, z) は、カプセル内視鏡2の位置座標である。 (x_m, y_m, z_m) と (x_n, y_n, z_n)

）とは、2本のアンテナ900の各々の位置座標である。

[0014] [数2]

$$\sqrt{(x-x_n)^2 + (y-y_n)^2 + (z-z_n)^2} - \sqrt{(x-x_m)^2 + (y-y_m)^2 + (z-z_m)^2} = d_{nm} \quad \dots (2)$$

[0015] 式(2)は、カプセル内視鏡2の位置座標(x, y, z)に関する1つの方程式である。式(2)において未知数は3である。式(2)が示す方程式を3つ以上含む連立方程式を解くことにより、位置算出回路905は、カプセル内視鏡2の位置を算出することができる。

先行技術文献

特許文献

[0016] 特許文献1：日本国特開2004-219329号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0017] カプセル内視鏡位置測定装置9は、2本のアンテナ900を順次切り替える。このため、アンテナ900の選択に要する処理量が多い。

[0018] 本発明は、処理量が削減されたカプセル内視鏡位置測定装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0019] 本発明の第1の態様によれば、カプセル内視鏡位置測定装置は、少なくとも4本のアンテナと、アンテナ選択回路と、処理回路と、基準信号生成回路と、位相差測定回路と、位置算出回路とを有する。前記少なくとも4本のアンテナは、生体の外部に配置され、かつカプセル内視鏡から無線で送信された信号を受信する。アンテナ選択回路は、前記少なくとも4本のアンテナから1本の前記アンテナを順次選択する。処理回路は、前記アンテナ選択回路によって選択された前記アンテナによって受信された前記信号を処理する。基準信号生成回路は、基準信号を生成する。位相差測定回路は、前記処理回

路によって処理された前記信号と前記基準信号との位相差を測定する。位置算出回路は、前記位相差測定回路によって測定された、前記少なくとも4本のアンテナの各々に対する前記位相差に基づいて、前記カプセル内視鏡の位置を算出する。

[0020] 本発明の第2の態様によれば、第1の態様において、前記カプセル内視鏡位置測定装置は、前記処理回路によって処理された前記信号の周波数を中間周波数にダウンコンバートするダウンコンバート回路をさらに有してもよい。

[0021] 本発明の第3の態様によれば、第2の態様において、前記カプセル内視鏡位置測定装置は、前記位相差測定回路によって測定された位相差に基づいて、前記中間周波数を調整する中間周波数調整回路をさらに有してもよい。

[0022] 本発明の第4の態様によれば、第2または第3の態様において、前記ダウンコンバート回路は、電圧制御発振器と、ミキサとを有してもよい。前記電圧制御発振器は、前記少なくとも4本のアンテナによって受信される前記信号の周波数と異なる周波数を有する信号を生成する。前記ミキサは、前記処理回路によって処理された前記信号と、前記電圧制御発振器によって生成された前記信号とを混合する。

[0023] 本発明の第5の態様によれば、第2から第4の態様のいずれか1つにおいて、前記カプセル内視鏡位置測定装置は、前記ダウンコンバート回路によってダウンコンバートされた前記信号の周波数帯域を制限する狭帯域フィルタをさらに有してもよい。

[0024] 本発明の第6の態様によれば、第2から第5の態様のいずれか1つにおいて、前記基準信号の周波数は、前記中間周波数と同一になるように設定されてもよい。

[0025] 本発明の第7の態様によれば、第1の態様において、前記基準信号の周波数は、前記少なくとも4本のアンテナによって受信される前記信号の周波数と同一になるように設定されてもよい。

[0026] 本発明の第8の態様によれば、第1から第7の態様のいずれか1つにおい

て、前記カプセル内視鏡位置測定装置は、前記位相差測定回路によって測定された位相差に基づいて、前記基準信号の周波数を調整する基準周波数調整回路をさらに有してもよい。

[0027] 本発明の第9の態様によれば、第1から第8の態様のいずれか1つにおいて、前記カプセル内視鏡位置測定装置は、時間変化測定回路と、第1の位相差補正回路とをさらに有してもよい。前記時間変化測定回路は、前記位相差測定回路によって測定された、前記少なくとも4本のアンテナの各々に対する前記位相差の時間変化を測定する。前記第1の位相差補正回路は、前記時間変化測定回路によって測定された前記時間変化に基づいて、前記位相差測定回路によって測定された、前記少なくとも4本のアンテナの各々に対する前記位相差を補正する。

[0028] 本発明の第10の態様によれば、第1から第9の態様のいずれか1つにおいて、前記基準信号生成回路は、電圧制御発振器であってもよい。

[0029] 本発明の第11の態様によれば、第1から第9の態様のいずれか1つにおいて、前記基準信号生成回路は、水晶発振器であってもよい。

[0030] 本発明の第12の態様によれば、第1から第7の態様のいずれか1つにおいて、前記基準信号生成回路は、前記少なくとも4本のアンテナのいずれか1つであってもよい。

[0031] 本発明の第13の態様によれば、第12の態様において、前記基準信号生成回路は、前記少なくとも4本のアンテナのうち受信強度が最も高い前記アンテナであってもよい。

[0032] 本発明の第14の態様によれば、第1から第13の態様のいずれか1つにおいて、前記カプセル内視鏡位置測定装置は、前記処理回路によって処理された前記信号の電圧と基準電圧とを比較し、かつ比較結果に応じて2値のいずれか1つを有する2値信号を出力する比較器をさらに有してもよい。前記位相差測定回路は、前記2値信号と前記基準信号との前記位相差を測定してもよい。

[0033] 本発明の第15の態様によれば、第14の態様において、前記位相差測定

回路は、TDC (Time to Digital Converter) であってもよい。

[0034] 本発明の第16の態様によれば、第14の態様において、前記位相差測定回路は、位相比較器と、チャージポンプとを有してもよい。前記位相比較器は、前記2値信号の位相と前記基準信号の位相とを比較する。前記チャージポンプは、前記位相比較器によって比較された前記2値信号の位相と前記基準信号の位相との差に応じた電圧信号を出力する。

[0035] 本発明の第17の態様によれば、第14の態様において、前記位相差測定回路は、カウンタであってもよい。

[0036] 本発明の第18の態様によれば、第14から第17の態様のいずれか1つにおいて、前記カプセル内視鏡位置測定装置は、強度測定回路と、第2の位相差補正回路とをさらに有してもよい。前記強度測定回路は、前記処理回路によって処理された前記信号の強度を測定する。前記第2の位相差補正回路は、前記強度測定回路によって測定された前記強度に基づいて、前記位相差測定回路によって測定された、前記少なくとも4本のアンテナの各々に対する前記位相差を補正する。

[0037] 本発明の第19の態様によれば、第14から第17の態様のいずれか1つにおいて、前記カプセル内視鏡位置測定装置は、可変ゲインアンプと、第1の制御回路とをさらに有してもよい。前記可変ゲインアンプは、前記処理回路によって処理された前記信号を増幅し、かつ増幅のゲインが可変である。前記第1の制御回路は、前記処理回路によって処理された前記信号の強度を測定し、かつ測定された前記強度に基づいて、前記可変ゲインアンプから出力される信号の強度が一定になるように前記可変ゲインアンプを制御する。前記比較器は、前記可変ゲインアンプから出力された前記信号の電圧と前記基準電圧とを比較し、かつ比較結果に応じて前記2値信号を出力してもよい。

[0038] 本発明の第20の態様によれば、第14から第17の態様のいずれか1つにおいて、前記カプセル内視鏡位置測定装置は、アッテネータと、第2の制

御回路とをさらに有してもよい。前記アッテネータは、前記処理回路によって処理された前記信号を減衰させ、かつ減衰量が可変である。前記第2の制御回路は、前記処理回路によって処理された前記信号の強度を測定し、かつ測定された前記強度に基づいて、前記アッテネータから出力される信号の強度が一定になるように前記アッテネータを制御する。前記比較器は、前記アッテネータから出力された前記信号の電圧と前記基準電圧とを比較し、かつ比較結果に応じて前記2値信号を出力してもよい。

[0039] 本発明の第21の態様によれば、第1から第13の態様のいずれか1つにおいて、前記カプセル内視鏡位置測定装置は、前記処理回路によって処理された前記信号と前記基準信号との各々をデジタル値に変換するAD変換器をさらに有してもよい。前記位相差測定回路は、前記処理回路によって処理された前記信号の前記デジタル値と前記基準信号の前記デジタル値とに基づいて、前記位相差を測定してもよい。

発明の効果

[0040] 上記の各態様によれば、カプセル内視鏡位置測定装置は、少なくとも4本のアンテナから検出対象の1本のアンテナを順次選択するアンテナ選択回路を有する。このため、処理量が削減される。

図面の簡単な説明

[0041] [図1]本発明の第1の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置の構成を示すブロック図である。

[図2]本発明の第1の実施形態においてカプセル内視鏡の位置を測定する手順を示すフローチャートである。

[図3]本発明の第2の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置の構成を示すブロック図である。

[図4]本発明の第3の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置の構成を示すブロック図である。

[図5]本発明の第4の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置の構成を示すブロック図である。

[図6]本発明の第5の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置の構成を示すブロック図である。

[図7]本発明の第6の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置の構成を示すブロック図である。

[図8]本発明の第7の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置の構成を示すブロック図である。

[図9]本発明の第8の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置の構成を示すブロック図である。

[図10]本発明の第9の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置の構成を示すブロック図である。

[図11]本発明の第10の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置の構成を示すブロック図である。

[図12]本発明の第11の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置の構成を示すブロック図である。

[図13]本発明の第12の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置の構成を示すブロック図である。

[図14]本発明の第13の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置の構成を示すブロック図である。

[図15]本発明の第14の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置の構成を示すブロック図である。

[図16]従来技術のカプセル内視鏡位置測定装置の構成を示すブロック図である。

[図17]従来技術の方法によりカプセル内視鏡の位置を測定する手順を示すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0042] 図面を参照し、本発明の実施形態を説明する。

[0043] (第1の実施形態)

図1は、本発明の第1の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置1Aの構

成を示している。図 1 に示すように、カプセル内視鏡位置測定装置 1 A は、少なくとも 4 本のアンテナ 1 0 0 と、アンテナ選択回路 1 0 1 と、処理回路 1 0 2 と、基準信号生成回路 1 0 3 と、位相差測定回路 1 0 4 と、位置算出回路 1 0 5 とを有する。

[0044] 少なくとも 4 本のアンテナ 1 0 0 は、生体の外部に配置され、かつカプセル内視鏡 2 から無線で送信された信号を受信する。アンテナ選択回路 1 0 1 は、少なくとも 4 本のアンテナ 1 0 0 から 1 本のアンテナ 1 0 0 を順次選択する。処理回路 1 0 2 は、アンテナ選択回路 1 0 1 によって選択されたアンテナ 1 0 0 によって受信された信号を処理する。基準信号生成回路 1 0 3 は、基準信号を生成する。位相差測定回路 1 0 4 は、処理回路 1 0 2 によって処理された信号と基準信号との位相差を測定する。位置算出回路 1 0 5 は、位相差測定回路 1 0 4 によって測定された、少なくとも 4 本のアンテナ 1 0 0 の各々に対する位相差に基づいて、カプセル内視鏡 2 の位置を算出する。

[0045] カプセル内視鏡 2 は、生体の内部に配置される。アンテナ選択回路 1 0 1 は、選択されたアンテナ 1 0 0 によって受信された信号を処理回路 1 0 2 に出力する。例えば、処理回路 1 0 2 は、フィルタとアンプとを有する。フィルタは、アンテナ 1 0 0 によって受信された信号のうち所定の周波数帯域以外の周波数を有する信号を除去する。アンプは、フィルタを通過した信号を増幅する。つまり、処理回路 1 0 2 は、アンテナ 1 0 0 によって受信された信号のうち所定の周波数帯域以外の周波数を有する信号をフィルタによって除去し、かつフィルタを通過した信号をアンプによって増幅する。基準信号は、所定の周波数を有する信号である。

[0046] 図 2 は、第 1 の実施形態においてカプセル内視鏡 2 の位置を測定する手順を示す。図 2 を参照し、カプセル内視鏡 2 の位置を測定する方法を説明する。

[0047] カプセル内視鏡 2 が無線で信号を送信する（ステップ S 1 0 1）。例えば、カプセル内視鏡 2 が送信する信号は、カプセル内視鏡 2 が撮影した画像を含む信号、または位置測定のための信号である。カプセル内視鏡 2 から信号

が送信された後、少なくとも4本のアンテナ100は、カプセル内視鏡2からの信号を受信する（ステップS102）。少なくとも4本のアンテナ100が信号を受信した後、基準信号生成回路103は、基準信号を生成する（ステップS103）。基準信号が生成された後、変数nが1に設定される（ステップS104）。変数nは、図示していない制御回路によって管理される。ステップS104の後、アンテナ選択回路101は、1本のアンテナ100を切り替える（ステップS105）。位置測定が開始された直後は、ステップS105において、最初の1本のアンテナ100が選択される。ステップS105における処理が再度行われる場合、既に選択された1本のアンテナ100と異なるアンテナ100が選択される。

[0048] 1本のアンテナ100が切り替えられた後、処理回路102は、アンテナ選択回路101によって選択された1本のアンテナ100によって受信された信号を処理する。位相差測定回路104は、処理回路102によって処理された信号と、基準信号生成回路103から出力された基準信号との位相差を測定する（ステップS106）。位置算出回路105は、測定された位相差を示す位相差情報を保持する（ステップS107）。

[0049] 位相差情報が保持された後、変数nが8でない場合（ステップS108）、変数nが1増加する（ステップS109）。変数nが1増加した後、ステップS105における処理が行われる。位相差情報が保持された後、変数nが8である場合（ステップS108）、位置算出回路105は、位相差情報に基づいて、カプセル内視鏡2の位置を算出する（ステップS110）。

[0050] 後述する方法によりカプセル内視鏡2の位置を算出するためには、2本のアンテナ100の組合せが少なくとも3組必要である。2本のアンテナ100の組合せの数が多い場合、算出精度が上がる。図2に示す方法では、8本のアンテナ100の各々によって受信された信号と基準信号との位相差が測定される。その測定結果に基づいて、2本のアンテナ100の各々によって受信された信号の位相差が算出される。

[0051] 位置算出回路105がカプセル内視鏡2の位置を算出する方法を説明する

。位置算出回路105は、式(3)により、2本のアンテナ100の各々によって受信された信号の位相差 ϕ_{nm} を算出する。式(3)において、 ϕ_m と ϕ_n とは、2本のアンテナ100の各々によって受信された信号と基準信号との位相差である。

$$\phi_{nm} = \phi_n - \phi_m \quad \cdots (3)$$

[0052] 位置算出回路105は、式(3)に基づいて、2本のアンテナ100の各々によって受信された信号と基準信号との位相差の差を算出することにより、2本のアンテナ100の各々によって受信された信号の位相差 ϕ_{nm} を算出する。式(3)により、基準信号の位相に関する情報は除去される。位置算出回路105は、前述した式(1)において、式(3)により算出された位相差 ϕ_{nm} を使用することにより、距離 d_{nm} を算出することができる。

[0053] 基準信号の周波数は、少なくとも4本のアンテナ100によって受信される信号の周波数と同一になるように設定されてもよい。

[0054] 基準信号生成回路103は、水晶発振器であってもよい。水晶発振器は、温度補償水晶発振器(TCXO)であってもよい。水晶発振器を使用することにより、基準信号の周波数の精度が高まり、かつ基準信号が安定する。このため、位置測定の精度が向上する。

[0055] カプセル内視鏡位置測定装置9において、アンテナ選択回路901は2本のアンテナ900を選択する。一方、カプセル内視鏡位置測定装置1Aにおいて、アンテナ選択回路101は1本のアンテナ100を選択する。このため、アンテナ選択回路101をアンテナ選択回路901よりも小さくすることができる。アンテナ選択回路101が8本のアンテナ100を順次選択することにより、カプセル内視鏡位置測定装置1Aは、2本のアンテナ100に関する28通りの組合せに対する位相差を測定することができる。このため、アンテナ100の選択に要する処理量が削減される。

[0056] カプセル内視鏡位置測定装置9は、2つの処理回路すなわち処理回路902と処理回路903とを有する。2つの処理回路が必要であるため、回路規模が大きい。一方、カプセル内視鏡位置測定装置1Aは、アンテナ選択回路

101によって選択された1本のアンテナ100によって受信された信号を処理する処理回路102を有する。2つの処理回路を有するカプセル内視鏡位置測定装置9と比較して、処理回路の数が少ない。このため、回路規模が削減される。

[0057] カプセル内視鏡位置測定装置9により位置測定が行われる場合、2つの処理回路の構成のばらつきにより、2本のアンテナ900の各々によって受信された信号の位相差の測定値に誤差が含まれやすい。カプセル内視鏡位置測定装置1Aが位置測定を行うことにより、上記の誤差が低減される。

[0058] (第2の実施形態)

図3は、本発明の第2の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置1Bの構成を示している。図3に示すように、カプセル内視鏡位置測定装置1Bは、少なくとも4本のアンテナ100と、アンテナ選択回路101と、処理回路102と、基準信号生成回路103と、位相差測定回路104と、位置算出回路105と、ダウンコンバート回路106とを有する。図3に示す構成について、図1に示す構成と異なる点を説明する。

[0059] ダウンコンバート回路106は、処理回路102によって処理された信号の周波数を中間周波数にダウンコンバートする。ダウンコンバート回路106は、局部発振器1060と、ミキサ1061とを有する。局部発振器1060は、複数のアンテナ100によって受信される信号の周波数と異なる周波数を有する信号を生成する。ミキサ1061は、処理回路102によって処理された信号と、局部発振器1060によって生成された信号とを混合する。これによって、ミキサ1061は、中間周波数を有する信号を生成し、かつ生成された信号を出力する。ミキサ1061から出力される信号の周波数(中間周波数 F_i)は、少なくとも4本のアンテナ100によって受信される信号の周波数(F_r)と、局部発振器1060によって生成される信号の周波数(F_d)との差である。局部発振器1060が生成する信号の周波数(F_d)が、少なくとも4本のアンテナ100によって受信される信号の周波数(F_r)よりも低い場合、中間周波数 F_i は、($F_r - F_d$)である

。局部発振器 1060 が生成する信号の周波数 (F_d) が、少なくとも 4 本のアンテナ 100 によって受信される信号の周波数 (F_r) よりも高い場合、中間周波数 F_i は、($F_d - F_r$) である。

[0060] 位相差測定回路 104 は、ダウンコンバート回路 106 によって処理された信号と基準信号との位相差を測定する。基準信号の周波数は、中間周波数と同一になるように設定されてもよい。つまり、基準信号生成回路 103 は、中間周波数を有する基準信号を生成してもよい。

[0061] 上記以外の点については、図 3 に示す構成は、図 1 に示す構成と同様である。

[0062] 第 2 の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置 1 B において、少なくとも 4 本のアンテナ 100 によって受信される信号の周波数よりも低い周波数を有する信号に基づいて位相差が測定される。第 1 の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置 1 A における時間分解能と、カプセル内視鏡位置測定装置 1 B における時間分解能とが同一である場合、カプセル内視鏡位置測定装置 1 B における位相差の分解能は、カプセル内視鏡位置測定装置 1 A における位相差の分解能よりも高い。このため、位置測定の精度が向上する。

[0063] (第 3 の実施形態)

図 4 は、本発明の第 3 の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置 1 C の構成を示している。図 4 に示すように、カプセル内視鏡位置測定装置 1 C は、少なくとも 4 本のアンテナ 100 と、アンテナ選択回路 101 と、処理回路 102 と、基準信号生成回路 103 と、位相差測定回路 104 と、位置算出回路 105 と、ダウンコンバート回路 106 A と、中間周波数調整回路 107 とを有する。図 4 に示す構成について、図 3 に示す構成と異なる点を説明する。

[0064] ダウンコンバート回路 106 A は、電圧制御発振器 (VCO) 1060 A と、ミキサ 1061 とを有する。ダウンコンバート回路 106 A において、局部発振器 1060 は電圧制御発振器 1060 A である。電圧制御発振器 1060 A は、入力された電圧値が示す周波数設定値に対応する周波数を有す

る信号を出力する。ミキサ1061は、ダウンコンバート回路106におけるミキサ1061と同一である。

[0065] 中間周波数調整回路107は、位相差測定回路104によって測定された位相差に基づいて、ダウンコンバート回路106Aを制御する。具体的には、中間周波数調整回路107は、位相差測定回路104によって測定された位相差に基づいて、電圧制御発振器1060Aによって生成される信号の周波数設定値を制御する。これによって、中間周波数調整回路107は、位相差測定回路104によって測定された位相差に基づいて、中間周波数を調整する。中間周波数調整回路107は、位相差測定回路104によって測定された位相差が一定となるように周波数設定値を制御する。

[0066] 上記以外の点については、図4に示す構成は、図3に示す構成と同様である。

[0067] 第2の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置1Bにおいて、回路の個体差の影響により、ダウンコンバート回路106から出力される信号と基準信号との周波数を完全に同一にすることが難しい。このため、ダウンコンバート回路106から出力される信号と基準信号との位相差が時間の経過により変化する場合がある。位相差が、時間に依存する誤差を含むため、位置測定の精度が低下する場合がある。アンテナ選択回路101によって最後に選択されたアンテナ100を使用する位置測定により測定された位相差に含まれる誤差は、アンテナ選択回路101によって最初に選択されたアンテナ100を使用する位置測定により測定された位相差に含まれる誤差よりも大きくなりやすい。第3の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置1Cは、中間周波数を調整することにより、時間に依存する位相差の誤差を低減することができる。

[0068] (第4の実施形態)

図5は、本発明の第4の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置1Dの構成を示している。図5に示すように、カプセル内視鏡位置測定装置1Dは、少なくとも4本のアンテナ100と、アンテナ選択回路101と、処理回路

102と、電圧制御発振器（VCO）103Aと、位相差測定回路104と、位置算出回路105と、ダウンコンバート回路106と、基準周波数調整回路108とを有する。図5に示す構成について、図3に示す構成と異なる点を説明する。

[0069] 基準信号生成回路103は、電圧制御発振器（VCO）103Aである。電圧制御発振器103Aは、入力された電圧値が示す周波数設定値に対応する周波数を有する信号を出力する。基準周波数調整回路108は、位相差測定回路104によって測定された位相差に基づいて、電圧制御発振器103Aを制御する。具体的には、基準周波数調整回路108は、位相差測定回路104によって測定された位相差に基づいて、電圧制御発振器103Aによって生成される信号の周波数設定値を制御する。これによって、基準周波数調整回路108は、位相差測定回路104によって測定された位相差に基づいて、基準周波数を調整する。基準周波数調整回路108は、位相差測定回路104によって測定された位相差が一定となるように周波数設定値を制御する。

[0070] 上記以外の点については、図5に示す構成は、図3に示す構成と同様である。

[0071] 第1および第3の実施形態の少なくとも1つのカプセル内視鏡位置測定装置において、基準信号生成回路103は電圧制御発振器103Aであってもよい。第1から第3の実施形態の少なくとも1つのカプセル内視鏡位置測定装置は、基準周波数調整回路108を有してもよい。

[0072] カプセル内視鏡位置測定装置1Dは、基準信号の周波数を調整することにより、時間に依存する位相差の誤差を低減することができる。

[0073] （第5の実施形態）

図6は、本発明の第5の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置1Eの構成を示している。図6に示すように、カプセル内視鏡位置測定装置1Eは、少なくとも4本のアンテナ100と、アンテナ選択回路101と、処理回路102と、基準信号生成回路103と、位相差測定回路104と、位置算出

回路 105 と、ダウンコンバート回路 106A と、中間周波数調整回路 107 と、時間変化測定回路 109 と、第 1 の位相差補正回路 110 とを有する。図 6 に示す構成について、図 4 に示す構成と異なる点を説明する。

[0074] 時間変化測定回路 109 は、位相差測定回路 104 によって測定された、少なくとも 4 本のアンテナ 100 の各々に対する位相差の時間変化を測定する。第 1 の位相差補正回路 110 は、時間変化測定回路 109 によって測定された時間変化に基づいて、位相差測定回路 104 によって測定された、少なくとも 4 本のアンテナ 100 の各々に対する位相差を補正する。

[0075] 上記以外の点については、図 6 に示す構成は、図 4 に示す構成と同様である。

[0076] 前述したように、ダウンコンバート回路 106A から出力される信号と基準信号との位相差が時間の経過により変化する場合がある。時間変化測定回路 109 と第 1 の位相差補正回路 110 とは、時間に依存する位相差の誤差をより低減するための回路である。時間変化測定回路 109 と第 1 の位相差補正回路 110 とによる処理の例を説明する。

[0077] 第 1 の時刻において、位相差測定回路 104 は第 1 の位相差を測定する。第 1 の時刻よりも後の第 2 の時刻において、位相差測定回路 104 は第 2 の位相差を測定する。第 1 の時刻と第 2 の時刻とにおいて、アンテナ選択回路 101 は、少なくとも 4 本のアンテナ 100 のうち第 1 のアンテナを選択する。時間変化測定回路 109 は、第 1 の位相差と第 2 の位相差との差を第 1 の時刻から第 2 の時刻までの時間で除算することにより、位相差の時間変化を算出する。算出された位相差の時間変化は、単位時間当たりの位相差の変化量である。時間変化測定回路 109 は、算出された位相差の時間変化を第 1 の位相差補正回路 110 に出力する。第 1 のアンテナに対応する位相差は、第 1 の位相差である。

[0078] アンテナ選択回路 101 は、少なくとも 4 本のアンテナ 100 のうち第 1 のアンテナと異なる第 2 のアンテナを選択する。第 2 の時刻よりも後の第 3 の時刻において、位相差測定回路 104 は、第 2 のアンテナによって受信さ

れた信号に基づく第3の位相差を測定する。第1の位相差補正回路110は、位相差の時間変化と第1の時刻から第3の時刻までの時間とに基づいて、第3の位相差を補正する。具体的には、第1の位相差補正回路110は、位相差の時間変化と第1の時刻から第3の時刻までの時間とを乗算することにより、第3の位相差に含まれる誤差を算出する。第1の位相差補正回路110は、第3の位相差から、算出された誤差を減算することにより、第3の位相差を補正する。アンテナ選択回路101によって第2のアンテナが切り替えられる毎に、第1の位相差補正回路110は、上記の処理により位相差を補正する。

[0079] カプセル内視鏡位置測定装置1Eにおいて、基準信号生成回路103は、カプセル内視鏡位置測定装置1Dにおける電圧制御発振器103Aであってもよい。カプセル内視鏡位置測定装置1Eは、カプセル内視鏡位置測定装置1Dにおける基準周波数調整回路108を有してもよい。

[0080] 第1から第4の実施形態の少なくとも1つのカプセル内視鏡位置測定装置は、時間変化測定回路109と第1の位相差補正回路110とを有してもよい。

[0081] カプセル内視鏡位置測定装置1Eは、位相差の時間変化に基づいて位相差を補正することにより、時間に依存する位相差の誤差を低減することができる。

[0082] (第6の実施形態)

図7は、本発明の第6の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置1Fの構成を示している。図7に示すように、カプセル内視鏡位置測定装置1Fは、少なくとも4本のアンテナ100と、アンテナ選択回路101と、処理回路102と、位相差測定回路104と、位置算出回路105と、最大強度選択回路111と、処理回路112とを有する。図7に示す構成について、図1に示す構成と異なる点を説明する。

[0083] 基準信号生成回路103は、少なくとも4本のアンテナ100のいずれか1つである。具体的には、基準信号生成回路103は、少なくとも4本のア

ンテナ１００のうち受信強度が最も高いアンテナ１００である。最大強度選択回路１１１は、受信強度が最も高いアンテナ１００を選択し、かつ選択されたアンテナ１００によって受信された信号を処理回路１１２に出力する。処理回路１１２の構成は、処理回路１０２の構成と同一である。処理回路１１２は、最大強度選択回路１１１から出力された信号を処理する。位相差測定回路１０４は、処理回路１０２と処理回路１１２との各々によって処理された信号の位相差を測定する。

[0084] 上記以外の点については、図７に示す構成は、図１に示す構成と同様である。

[0085] 基準信号生成回路１０３は、受信強度が最も高いアンテナ１００以外のアンテナ１００であってもよい。つまり、基準信号生成回路１０３は、少なくとも４本のアンテナ１００の任意の１つであってもよい。

[0086] カプセル内視鏡位置測定装置１Ｆは、カプセル内視鏡位置測定装置１Ｅにおける時間変化測定回路１０９と第１の位相差補正回路１１０とを有してもよい。

[0087] 第１から第３の実施形態の少なくとも１つのカプセル内視鏡位置測定装置において、基準信号生成回路１０３は、少なくとも４本のアンテナ１００のいずれか１つであってもよい。

[0088] カプセル内視鏡位置測定装置１Ｆは、同一のカプセル内視鏡２から受信された２つの信号の位相差を測定する。２つの信号の周波数は同一であるため、測定される位相差の時間変化は発生しにくい。このため、カプセル内視鏡位置測定装置１Ｆは、位置測定をより高精度に行うことができる。

[0089] 受信強度が最も高いアンテナ１００が選択されることにより、カプセル内視鏡位置測定装置１Ｆは、信号対雑音比（Ｓ／Ｎ比）が高い信号を使用することができる。このため、カプセル内視鏡位置測定装置１Ｆは、位置測定をより高精度に行うことができる。

[0090] （第７の実施形態）

図８は、本発明の第７の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置１Ｇの構

成を示している。図8に示すように、カプセル内視鏡位置測定装置1Gは、少なくとも4本のアンテナ100と、アンテナ選択回路101と、処理回路102と、基準信号生成回路103と、位相差測定回路104と、位置算出回路105と、ダウンコンバート回路106Aと、中間周波数調整回路107と、狭帯域フィルタ113とを有する。図8に示す構成について、図4に示す構成と異なる点を説明する。

[0091] 狭帯域フィルタ113は、ダウンコンバート回路106Aによってダウンコンバートされた信号の周波数帯域を制限する。狭帯域フィルタ113は、ダウンコンバート回路106Aから出力される信号のうち中間周波数を含む所定の帯域の周波数を有する信号のみを通過させる。例えば、狭帯域フィルタ113の通過帯域の幅は、中間周波数の0.1%以下である。位相差測定回路104は、狭帯域フィルタ113から出力された信号と基準信号との位相差を測定する。

[0092] 上記以外の点については、図8に示す構成は、図4に示す構成と同様である。

[0093] カプセル内視鏡位置測定装置1Gにおいて、基準信号生成回路103は、カプセル内視鏡位置測定装置1Dにおける電圧制御発振器103Aであってもよい。カプセル内視鏡位置測定装置1Gは、カプセル内視鏡位置測定装置1Dにおける基準周波数調整回路108を有してもよい。カプセル内視鏡位置測定装置1Gは、カプセル内視鏡位置測定装置1Eにおける時間変化測定回路109と第1の位相差補正回路110とを有してもよい。カプセル内視鏡位置測定装置1Gにおいて、基準信号生成回路103は、少なくとも4本のアンテナ100のいずれか1つであってもよい。

[0094] 第2から第6の実施形態の少なくとも1つのカプセル内視鏡位置測定装置は、狭帯域フィルタ113を有してもよい。

[0095] カプセル内視鏡位置測定装置1Gは、狭帯域フィルタ113を有することにより、少なくとも4本のアンテナ100によって受信された信号の雑音を除去することができる。このため、カプセル内視鏡位置測定装置1Gは、位

置測定をより高精度に行うことができる。

[0096] 中間周波数が一定となるように中間周波数調整回路 107 が中間周波数を調整することにより、狭帯域フィルタ 113 の通過帯域をより狭くすることができる。つまり、狭帯域フィルタ 113 による雑音除去の効果がより向上する。このため、カプセル内視鏡位置測定装置 1G は、位置測定をより高精度に行うことができる。

[0097] (第8の実施形態)

図9は、本発明の第8の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置 1H の構成を示している。図9に示すように、カプセル内視鏡位置測定装置 1H は、少なくとも4本のアンテナ 100 と、アンテナ選択回路 101 と、処理回路 102 と、基準信号生成回路 103 と、TDC (Time to Digital Converter) 104A と、位置算出回路 105 と、ダウンコンバート回路 106A と、中間周波数調整回路 107 と、比較器 114 とを有する。図9に示す構成について、図4に示す構成と異なる点を説明する。

[0098] 比較器 114 は、処理回路 102 によって処理された信号の電圧と基準電圧とを比較し、かつ比較結果に応じて2値のいずれか1つを有する2値信号を出力する。位相差測定回路 104 は、2値信号と基準信号との位相差を測定する。位相差測定回路 104 は、TDC 104A である。

[0099] 例えば、カプセル内視鏡位置測定装置 1H は、基準電圧を生成する基準電圧生成回路を有する。基準電圧生成回路によって生成された基準電圧が比較器 114 に入力される。比較器 114 は、基準電圧生成回路を含んでもよい。例えば、処理回路 102 によって処理された信号の電圧が基準電圧以上である場合、比較器 114 は、High レベルの信号を出力する。処理回路 102 によって処理された信号の電圧が基準電圧未満である場合、比較器 114 は、Low レベルの信号を出力する。上記の最初の条件における High が Low に変更され、かつ上記の2番目の条件における Low が High に変更されてもよい。

- [0100] 例えば、基準信号は、2値信号である。TDC104Aは、比較器114から出力された2値信号のパルスが検出される第1の時刻と、基準信号のパルスが検出される第2の時刻との間の時間を測定することにより、位相差を測定する。TDC104Aによって測定された時間は、位相差に対応する。TDC104Aは、測定された時間をデジタル値として出力する。
- [0101] 位置算出回路105は、TDC104Aによって測定された位相差すなわち時間に基づいて、カプセル内視鏡2の位置を算出する。TDC104Aによって測定された時間が t_{nm} であり、かつ媒質内の信号の伝達速度が V である場合、前述した式(1)と式(2)とにおける距離 d_{nm} は、時間 t_{nm} と伝達速度 V との積である。
- [0102] 上記以外の点については、図9に示す構成は、図4に示す構成と同様である。
- [0103] カプセル内視鏡位置測定装置1Hにおいて、基準信号生成回路103は、カプセル内視鏡位置測定装置1Dにおける電圧制御発振器103Aであってもよい。カプセル内視鏡位置測定装置1Hは、カプセル内視鏡位置測定装置1Dにおける基準周波数調整回路108を有してもよい。カプセル内視鏡位置測定装置1Hは、カプセル内視鏡位置測定装置1Eにおける時間変化測定回路109と第1の位相差補正回路110とを有してもよい。カプセル内視鏡位置測定装置1Hにおいて、基準信号生成回路103は、少なくとも4本のアンテナ100のいずれか1つであってもよい。カプセル内視鏡位置測定装置1Hは、カプセル内視鏡位置測定装置1Gにおける狭帯域フィルタ113を有してもよい。
- [0104] 第1の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置1Aは、TDC104Aと比較器114とを有してもよい。
- [0105] カプセル内視鏡位置測定装置1HがTDC104Aと比較器114とを有することにより、構成が簡単となり、かつ消費電力が低減される。TDC104Aが位相差を測定することにより、カプセル内視鏡位置測定装置1Hは、位置測定をより高精度に行うことができる。

[0106] (第9の実施形態)

図10は、本発明の第9の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置1Iの構成を示している。図10に示すように、カプセル内視鏡位置測定装置1Iは、少なくとも4本のアンテナ100と、アンテナ選択回路101と、処理回路102と、基準信号生成回路103と、位相差測定回路104Bと、位置算出回路105と、ダウンコンバート回路106Aと、比較器114と、AD変換器115とを有する。図10に示す構成について、図4に示す構成と異なる点を説明する。

[0107] 比較器114は、カプセル内視鏡位置測定装置1Hにおける比較器114と同一である。位相差測定回路104Bは、位相比較器1040と、チャージポンプ1041と、ループフィルタ1042とを有する。位相比較器1040は、比較器114から出力された2値信号の位相と基準信号の位相とを比較する。チャージポンプ1041は、位相比較器1040によって比較された2値信号の位相と基準信号の位相との差に応じた電圧信号を出力する。ループフィルタ1042は、チャージポンプ1041から出力された電圧信号から、不要な周波数成分を除去する。ループフィルタ1042は、不要な周波数成分が除去された信号を出力する。例えば、ループフィルタ1042は、ローパスフィルタである。ループフィルタ1042から出力されるアナログ信号は、比較器114から出力された2値信号と、基準信号との位相差に応じた電圧を有する。位相比較器1040とチャージポンプ1041とループフィルタ1042とは、一般的なPLL (Phase Locked Loop) を構成する。位相差測定回路104Bは、ループフィルタ1042を有していなくてもよい。

[0108] AD変換器115は、ループフィルタ1042から出力された信号をデジタル値に変換する。電圧制御発振器1060Aによって生成される信号の周波数は、ループフィルタ1042から出力された信号に基づいて制御される。このため、カプセル内視鏡位置測定装置1Hは、カプセル内視鏡位置測定装置1Cにおける中間周波数調整回路107を有していない。

[0109] 上記以外の点については、図10に示す構成は、図4に示す構成と同様である。

[0110] カプセル内視鏡位置測定装置1Iにおいて、基準信号生成回路103は、カプセル内視鏡位置測定装置1Dにおける電圧制御発振器103Aであってもよい。カプセル内視鏡位置測定装置1Iは、カプセル内視鏡位置測定装置1Dにおける基準周波数調整回路108を有してもよい。カプセル内視鏡位置測定装置1Iは、カプセル内視鏡位置測定装置1Eにおける時間変化測定回路109と第1の位相差補正回路110とを有してもよい。カプセル内視鏡位置測定装置1Iにおいて、基準信号生成回路103は、少なくとも4本のアンテナ100のいずれか1つであってもよい。カプセル内視鏡位置測定装置1Iは、カプセル内視鏡位置測定装置1Gにおける狭帯域フィルタ113を有してもよい。

[0111] カプセル内視鏡位置測定装置1Iが、PLLで構成された位相差測定回路104Bを有することにより、回路規模が削減され、かつコストが低下する。

[0112] (第10の実施形態)

図11は、本発明の第10の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置1Jの構成を示している。図11に示すように、カプセル内視鏡位置測定装置1Jは、少なくとも4本のアンテナ100と、アンテナ選択回路101と、処理回路102と、基準信号生成回路103と、カウンタ104Cと、位置算出回路105と、ダウンコンバート回路106Aと、中間周波数調整回路107と、比較器114とを有する。図11に示す構成について、図4に示す構成と異なる点を説明する。

[0113] 比較器114は、カプセル内視鏡位置測定装置1Hにおける比較器114と同一である。位相差測定回路104は、カウンタ104Cである。カウンタ104Cは、比較器114から出力された2値信号のパルスが検出される第1の時刻と、基準信号のパルスが検出される第2の時刻との間の時間をカウントすることにより、位相差を測定する。例えば、カウンタ104Cは、

比較器 114 から出力された 2 値信号のパルスが検出されたときにカウントを開始し、かつ基準信号のパルスが検出されたときにカウントを終了する。カウンタ 104C は、基準信号のパルスが検出されたときにカウントを開始し、かつ比較器 114 から出力された 2 値信号のパルスが検出されたときにカウントを終了してもよい。これによって、カウンタ 104C は、比較器 114 から出力された 2 値信号と基準信号との位相差を測定する。

[0114] 上記以外の点については、図 11 に示す構成は、図 4 に示す構成と同様である。

[0115] カプセル内視鏡位置測定装置 1J において、基準信号生成回路 103 は、カプセル内視鏡位置測定装置 1D における電圧制御発振器 103A であってもよい。カプセル内視鏡位置測定装置 1J は、カプセル内視鏡位置測定装置 1D における基準周波数調整回路 108 を有してもよい。カプセル内視鏡位置測定装置 1J は、カプセル内視鏡位置測定装置 1E における時間変化測定回路 109 と第 1 の位相差補正回路 110 とを有してもよい。カプセル内視鏡位置測定装置 1J において、基準信号生成回路 103 は、少なくとも 4 本のアンテナ 100 のいずれか 1 つであってもよい。カプセル内視鏡位置測定装置 1J は、カプセル内視鏡位置測定装置 1G における狭帯域フィルタ 113 を有してもよい。

[0116] カプセル内視鏡位置測定装置 1J がカウンタ 104C を有することにより、回路規模が削減される。

[0117] (第 11 の実施形態)

図 12 は、本発明の第 11 の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置 1K の構成を示している。図 12 に示すように、カプセル内視鏡位置測定装置 1K は、少なくとも 4 本のアンテナ 100 と、アンテナ選択回路 101 と、処理回路 102 と、基準信号生成回路 103 と、TDC 104A と、位置算出回路 105 と、ダウンコンバート回路 106A と、中間周波数調整回路 107 と、比較器 114 と、強度測定回路 116 と、第 2 の位相差補正回路 117 とを有する。図 12 に示す構成について、図 9 に示す構成と異なる点を説

明する。

- [0118] 強度測定回路 116 は、処理回路 102 によって処理された信号の強度を測定する。第 2 の位相差補正回路 117 は、強度測定回路 116 によって測定された強度に基づいて、位相差測定回路 104 すなわち TDC 104 A によって測定された、少なくとも 4 本のアンテナ 100 の各々に対する位相差を補正する。
- [0119] カプセル内視鏡位置測定装置 1 K において、強度測定回路 116 は、ダウンコンバート回路 106 A によってダウンコンバートされた信号の強度を測定する。つまり、強度測定回路 116 は、ダウンコンバート回路 106 A から出力された信号の強度を測定する。強度測定回路 116 は、ダウンコンバート回路 106 A に入力される信号の強度を測定してもよい。
- [0120] 比較器 114 から出力される 2 値信号は、比較器 114 に入力される信号の強度に応じた特性を有する。具体的には、比較器 114 に入力される信号の強度に応じて、2 値信号の立ち上がりと立ち下がりとの各々の時間が変化する。比較器 114 に入力される信号の強度がより大きい場合、2 値信号の立ち上がりと立ち下がりとの各々の時間がより短い。2 値信号の立ち上がりと立ち下がりとの各々の時間が一定でない場合、TDC 104 A によって測定された位相差すなわち時間に誤差が含まれる。このため、第 2 の位相差補正回路 117 は、強度測定回路 116 によって測定された強度に基づいて、TDC 104 A によって測定された時間を補正する。例えば、第 2 の位相差補正回路 117 は、強度測定回路 116 によって測定された強度と基準強度との差に基づいて、時間補正值を算出する。時間補正值は、基準強度に対応する 2 値信号の立ち上がりまたは立ち下がりの時間と、強度測定回路 116 によって測定された強度に対応する 2 値信号の立ち上がりまたは立ち下がりの時間との差に基づく。第 2 の位相差補正回路 117 は、TDC 104 A によって測定された時間を時間補正值に基づいて補正する。
- [0121] 上記以外の点については、図 12 に示す構成は、図 9 に示す構成と同様である。

[0122] カプセル内視鏡位置測定装置 1 K において、基準信号生成回路 1 0 3 は、カプセル内視鏡位置測定装置 1 D における電圧制御発振器 1 0 3 A であってもよい。カプセル内視鏡位置測定装置 1 K は、カプセル内視鏡位置測定装置 1 D における基準周波数調整回路 1 0 8 を有してもよい。カプセル内視鏡位置測定装置 1 K は、カプセル内視鏡位置測定装置 1 E における時間変化測定回路 1 0 9 と第 1 の位相差補正回路 1 1 0 とを有してもよい。カプセル内視鏡位置測定装置 1 K において、基準信号生成回路 1 0 3 は、少なくとも 4 本のアンテナ 1 0 0 のいずれか 1 つであってもよい。カプセル内視鏡位置測定装置 1 K は、カプセル内視鏡位置測定装置 1 G における狭帯域フィルタ 1 1 3 を有してもよい。カプセル内視鏡位置測定装置 1 K は、T D C 1 0 4 A の代わりにカプセル内視鏡位置測定装置 1 J におけるカウンタ 1 0 4 C を有してもよい。

[0123] カプセル内視鏡位置測定装置 1 K は、強度測定回路 1 1 6 と第 2 の位相差補正回路 1 1 7 とを有することにより、位置測定をより高精度に行うことができる。

[0124] (第 1 2 の実施形態)

図 1 3 は、本発明の第 1 2 の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置 1 L の構成を示している。図 1 3 に示すように、カプセル内視鏡位置測定装置 1 L は、少なくとも 4 本のアンテナ 1 0 0 と、アンテナ選択回路 1 0 1 と、処理回路 1 0 2 と、基準信号生成回路 1 0 3 と、T D C 1 0 4 A と、位置算出回路 1 0 5 と、ダウンコンバート回路 1 0 6 A と、中間周波数調整回路 1 0 7 と、比較器 1 1 4 と、可変ゲインアンプ (V G A) 1 1 8 と、第 1 の制御回路 1 1 9 とを有する。図 1 3 に示す構成について、図 9 に示す構成と異なる点を説明する。

[0125] 可変ゲインアンプ 1 1 8 は、処理回路 1 0 2 によって処理された信号を増幅し、かつ増幅のゲインが可変である。第 1 の制御回路 1 1 9 は、処理回路 1 0 2 によって処理された信号の強度を測定し、かつ測定された強度に基づいて、可変ゲインアンプ 1 1 8 から出力される信号の強度が一定になるよう

に可変ゲインアンプ 118 を制御する。比較器 114 は、可変ゲインアンプ 118 から出力された信号の電圧と基準電圧とを比較し、かつ比較結果に応じて 2 値信号を出力する。

[0126] カプセル内視鏡位置測定装置 1 L において、可変ゲインアンプ 118 は、ダウンコンバート回路 106 A によってダウンコンバートされた信号を増幅する。つまり、可変ゲインアンプ 118 は、ダウンコンバート回路 106 A から出力された信号を増幅する。可変ゲインアンプ 118 は、ダウンコンバート回路 106 A に入力される信号を増幅してもよい。

[0127] カプセル内視鏡位置測定装置 1 L において、第 1 の制御回路 119 は、ダウンコンバート回路 106 A によってダウンコンバートされた信号の強度を測定する。つまり、第 1 の制御回路 119 は、ダウンコンバート回路 106 A から出力された信号の強度を測定する。第 1 の制御回路 119 は、ダウンコンバート回路 106 A に入力される信号の強度を測定してもよい。

[0128] 前述したように、比較器 114 に入力される信号の強度に応じて、2 値信号の立ち上がりと立ち下がりとの各々の時間が変化する。可変ゲインアンプ 118 から出力される信号の強度が一定になることにより、2 値信号の立ち上がりと立ち下がりとの各々の時間が一定になる。

[0129] 上記以外の点については、図 13 に示す構成は、図 9 に示す構成と同様である。

[0130] カプセル内視鏡位置測定装置 1 L において、基準信号生成回路 103 は、カプセル内視鏡位置測定装置 1 D における電圧制御発振器 103 A であってもよい。カプセル内視鏡位置測定装置 1 L は、カプセル内視鏡位置測定装置 1 D における基準周波数調整回路 108 を有してもよい。カプセル内視鏡位置測定装置 1 L は、カプセル内視鏡位置測定装置 1 E における時間変化測定回路 109 と第 1 の位相差補正回路 110 とを有してもよい。カプセル内視鏡位置測定装置 1 L において、基準信号生成回路 103 は、少なくとも 4 本のアンテナ 100 のいずれか 1 つであってもよい。カプセル内視鏡位置測定装置 1 L は、カプセル内視鏡位置測定装置 1 G における狭帯域フィルタ 11

3を有してもよい。カプセル内視鏡位置測定装置1Lは、TDC104Aの代わりにカプセル内視鏡位置測定装置1Jにおけるカウンタ104Cを有してもよい。

[0131] カプセル内視鏡位置測定装置1Lは、可変ゲインアンプ118と第1の制御回路119とを有することにより、位置測定をより高精度に行うことができる。

[0132] (第13の実施形態)

図14は、本発明の第13の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置1Mの構成を示している。図14に示すように、カプセル内視鏡位置測定装置1Mは、少なくとも4本のアンテナ100と、アンテナ選択回路101と、処理回路102と、基準信号生成回路103と、TDC104Aと、位置算出回路105と、ダウンコンバート回路106Aと、中間周波数調整回路107と、比較器114と、アッテネータ(ATT)120と、第2の制御回路121とを有する。図14に示す構成について、図9に示す構成と異なる点を説明する。

[0133] アッテネータ120は、処理回路102によって処理された信号を減衰させ、かつ減衰量が可変である。第2の制御回路121は、処理回路102によって処理された信号の強度を測定し、かつ測定された強度に基づいて、アッテネータ120から出力される信号の強度が一定になるようにアッテネータ120を制御する。比較器114は、アッテネータ120から出力された信号の電圧と基準電圧とを比較し、かつ比較結果に応じて2値信号を出力する。

[0134] カプセル内視鏡位置測定装置1Mにおいて、アッテネータ120は、ダウンコンバート回路106Aによってダウンコンバートされた信号を減衰させる。つまり、アッテネータ120は、ダウンコンバート回路106Aから出力された信号を減衰させる。アッテネータ120は、ダウンコンバート回路106Aに入力される信号を減衰させてもよい。

[0135] カプセル内視鏡位置測定装置1Mにおいて、第2の制御回路121は、ダ

ウンコンバート回路 106A によってダウンコンバートされた信号の強度を測定する。つまり、第 2 の制御回路 121 は、ダウンコンバート回路 106A から出力された信号の強度を測定する。第 2 の制御回路 121 は、ダウンコンバート回路 106A に入力される信号の強度を測定してもよい。

[0136] 前述したように、比較器 114 に入力される信号の強度に応じて、2 値信号の立ち上がりと立ち下がりとの各々の時間が変化する。アッテネータ 120 から出力される信号の強度が一定になることにより、2 値信号の立ち上がりと立ち下がりとの各々の時間が一定になる。

[0137] 上記以外の点については、図 14 に示す構成は、図 9 に示す構成と同様である。

[0138] カプセル内視鏡位置測定装置 1M において、基準信号生成回路 103 は、カプセル内視鏡位置測定装置 1D における電圧制御発振器 103A であってもよい。カプセル内視鏡位置測定装置 1M は、カプセル内視鏡位置測定装置 1D における基準周波数調整回路 108 を有してもよい。カプセル内視鏡位置測定装置 1M は、カプセル内視鏡位置測定装置 1E における時間変化測定回路 109 と第 1 の位相差補正回路 110 とを有してもよい。カプセル内視鏡位置測定装置 1M において、基準信号生成回路 103 は、少なくとも 4 本のアンテナ 100 のいずれか 1 つであってもよい。カプセル内視鏡位置測定装置 1M は、カプセル内視鏡位置測定装置 1G における狭帯域フィルタ 113 を有してもよい。カプセル内視鏡位置測定装置 1M は、TDC 104A の代わりにカプセル内視鏡位置測定装置 1J におけるカウンタ 104C を有してもよい。

[0139] カプセル内視鏡位置測定装置 1M は、アッテネータ 120 と第 2 の制御回路 121 とを有することにより、位置測定をより高精度に行うことができる。アッテネータ 120 は、カプセル内視鏡位置測定装置 1L における可変ゲインアンプ 118 と比較して、信号に与える遅延が小さい。

[0140] (第 14 の実施形態)

図 15 は、本発明の第 14 の実施形態のカプセル内視鏡位置測定装置 1N

の構成を示している。図 15 に示すように、カプセル内視鏡位置測定装置 1 N は、少なくとも 4 本のアンテナ 100 と、アンテナ選択回路 101 と、処理回路 102 と、基準信号生成回路 103 と、位相差測定回路 104 と、位置算出回路 105 と、ダウンコンバート回路 106 A と、中間周波数調整回路 107 と、AD 変換器 122 とを有する。図 15 に示す構成について、図 4 に示す構成と異なる点を説明する。

[0141] AD 変換器 122 は、処理回路 102 によって処理された信号と基準信号との各々をデジタル値に変換する。位相差測定回路 104 は、処理回路 102 によって処理された信号のデジタル値と基準信号のデジタル値とに基づいて、位相差を測定する。

[0142] AD 変換器 122 は、周期的に AD 変換を行う。処理回路 102 によって処理された信号の第 1 のデジタル値列と基準信号の第 2 のデジタル値列とが AD 変換器 122 から出力される。第 1 のデジタル値列と第 2 のデジタル値列とは、互いに異なる時刻に生成された複数のデジタル値を含む。AD 変換器 122 は、処理回路 102 によって処理された信号をデジタル値に変換する第 1 の AD 変換器と、基準信号をデジタル値に変換する第 2 の AD 変換器とを含んでもよい。例えば、位相差測定回路 104 は、相互相関関数を使用して第 1 のデジタル値列と第 2 のデジタル値列との相関を算出する。第 1 のデジタル値列と第 2 のデジタル値列とにおいて、相関が高い位置の時間方向のずれが位相差である。位相差測定回路 104 は、第 1 のデジタル値列と第 2 のデジタル値列との時間方向のずれを算出することにより、位相差を算出する。

[0143] カプセル内視鏡位置測定装置 1 N において、AD 変換器 122 は、ダウンコンバート回路 106 A によってダウンコンバートされた信号をデジタル値に変換する。つまり、AD 変換器 122 は、ダウンコンバート回路 106 A から出力された信号をデジタル値に変換する。AD 変換器 122 は、ダウンコンバート回路 106 A に入力される信号をデジタル値に変換してもよい。

[0144] 上記以外の点については、図 15 に示す構成は、図 4 に示す構成と同様で

ある。

[0145] カプセル内視鏡位置測定装置 1 N において、基準信号生成回路 1 0 3 は、カプセル内視鏡位置測定装置 1 D における電圧制御発振器 1 0 3 A であってもよい。カプセル内視鏡位置測定装置 1 N は、カプセル内視鏡位置測定装置 1 D における基準周波数調整回路 1 0 8 を有してもよい。カプセル内視鏡位置測定装置 1 N は、カプセル内視鏡位置測定装置 1 E における時間変化測定回路 1 0 9 と第 1 の位相差補正回路 1 1 0 とを有してもよい。カプセル内視鏡位置測定装置 1 N において、基準信号生成回路 1 0 3 は、少なくとも 4 本のアンテナ 1 0 0 のいずれか 1 つであってもよい。カプセル内視鏡位置測定装置 1 N は、カプセル内視鏡位置測定装置 1 G における狭帯域フィルタ 1 1 3 を有してもよい。

[0146] 第 1 および第 2 の実施形態の少なくとも 1 つのカプセル内視鏡位置測定装置は、A/D 変換器 1 2 2 を有してもよい。

[0147] カプセル内視鏡位置測定装置 1 N は、デジタル値に基づいて位相差を測定することにより、位置測定をより高精度に行うことができる。

[0148] 以上、本発明の好ましい実施形態を説明したが、本発明はこれら実施形態およびその変形例に限定されることはない。本発明の趣旨を逸脱しない範囲で、構成の付加、省略、置換、およびその他の変更が可能である。また、本発明は前述した説明によって限定されることはなく、添付のクレームの範囲によってのみ限定される。

産業上の利用可能性

[0149] 本発明の各実施形態によれば、処理量が削減される。

符号の説明

[0150] 1 A, 1 B, 1 C, 1 D, 1 E, 1 F, 1 G, 1 H, 1 I, 1 J, 1 K,
1 L, 1 M, 1 N, 9 カプセル内視鏡位置測定装置
1 0 0, 9 0 0 アンテナ
1 0 1, 9 0 1 アンテナ選択回路
1 0 2, 1 1 2, 9 0 2, 9 0 3 処理回路

- 103 基準信号生成回路
- 103A, 1060A VCO
- 104, 104B, 904 位相差測定回路
- 104A TDC
- 104C カウンタ
- 105, 905 位置算出回路
- 106, 106A ダウンコンバート回路
- 107 中間周波数調整回路
- 108 基準周波数調整回路
- 109 時間変化測定回路
- 110 第1の位相差補正回路
- 111 最大強度選択回路
- 113 狭帯域フィルタ
- 114 比較器
- 115, 122 AD変換器
- 116 強度測定回路
- 117 第2の位相差補正回路
- 118 可変ゲインアンプ
- 119 第1の制御回路
- 120 アッテネータ
- 121 第2の制御回路
- 1040 位相比較器
- 1041 チャージポンプ
- 1042 ループフィルタ
- 1060 局部発振器
- 1061 ミキサ

請求の範囲

- [請求項1] 生体の外部に配置され、かつカプセル内視鏡から無線で送信された信号を受信する少なくとも4本のアンテナと、
前記少なくとも4本のアンテナから1本の前記アンテナを順次選択するアンテナ選択回路と、
前記アンテナ選択回路によって選択された前記アンテナによって受信された前記信号を処理する処理回路と、
基準信号を生成する基準信号生成回路と、
前記処理回路によって処理された前記信号と前記基準信号との位相差を測定する位相差測定回路と、
前記位相差測定回路によって測定された、前記少なくとも4本のアンテナの各々に対する前記位相差に基づいて、前記カプセル内視鏡の位置を算出する位置算出回路と、
を有するカプセル内視鏡位置測定装置。
- [請求項2] 前記処理回路によって処理された前記信号の周波数を中間周波数にダウンコンバートするダウンコンバート回路をさらに有する
請求項1に記載のカプセル内視鏡位置測定装置。
- [請求項3] 前記位相差測定回路によって測定された位相差に基づいて、前記中間周波数を調整する中間周波数調整回路をさらに有する
請求項2に記載のカプセル内視鏡位置測定装置。
- [請求項4] 前記ダウンコンバート回路は、
前記少なくとも4本のアンテナによって受信される前記信号の周波数と異なる周波数を有する信号を生成する電圧制御発振器と、
前記処理回路によって処理された前記信号と、前記電圧制御発振器によって生成された前記信号とを混合するミキサと、
を有する
請求項2または請求項3に記載のカプセル内視鏡位置測定装置。
- [請求項5] 前記ダウンコンバート回路によってダウンコンバートされた前記信

号の周波数帯域を制限する狭帯域フィルタをさらに有する

請求項 2 から請求項 4 のいずれか一項に記載のカプセル内視鏡位置測定装置。

[請求項6] 前記基準信号の周波数は、前記中間周波数と同一になるように設定される

請求項 2 から請求項 5 のいずれか一項に記載のカプセル内視鏡位置測定装置。

[請求項7] 前記基準信号の周波数は、前記少なくとも 4 本のアンテナによって受信される前記信号の周波数と同一になるように設定される

請求項 1 に記載のカプセル内視鏡位置測定装置。

[請求項8] 前記位相差測定回路によって測定された位相差に基づいて、前記基準信号の周波数を調整する基準周波数調整回路をさらに有する請求項 1 から請求項 7 のいずれか一項に記載のカプセル内視鏡位置測定装置。

[請求項9] 前記位相差測定回路によって測定された、前記少なくとも 4 本のアンテナの各々に対する前記位相差の時間変化を測定する時間変化測定回路と、

前記時間変化測定回路によって測定された前記時間変化に基づいて、前記位相差測定回路によって測定された、前記少なくとも 4 本のアンテナの各々に対する前記位相差を補正する第 1 の位相差補正回路と、

をさらに有する請求項 1 から請求項 8 のいずれか一項に記載のカプセル内視鏡位置測定装置。

[請求項10] 前記基準信号生成回路は、電圧制御発振器である

請求項 1 から請求項 9 のいずれか一項に記載のカプセル内視鏡位置測定装置。

[請求項11] 前記基準信号生成回路は、水晶発振器である

請求項 1 から請求項 9 のいずれか一項に記載のカプセル内視鏡位置

測定装置。

[請求項12] 前記基準信号生成回路は、前記少なくとも4本のアンテナのいずれか1つである

請求項1から請求項7のいずれか一項に記載のカプセル内視鏡位置測定装置。

[請求項13] 前記基準信号生成回路は、前記少なくとも4本のアンテナのうち受信強度が最も高い前記アンテナである

請求項12に記載のカプセル内視鏡位置測定装置。

[請求項14] 前記処理回路によって処理された前記信号の電圧と基準電圧とを比較し、かつ比較結果に応じて2値のいずれか1つを有する2値信号を出力する比較器をさらに有し、

前記位相差測定回路は、前記2値信号と前記基準信号との前記位相差を測定する

請求項1から請求項13のいずれか一項に記載のカプセル内視鏡位置測定装置。

[請求項15] 前記位相差測定回路は、TDC (Time to Digital Converter) である

請求項14に記載のカプセル内視鏡位置測定装置。

[請求項16] 前記位相差測定回路は、
前記2値信号の位相と前記基準信号の位相とを比較する位相比較器と、

前記位相比較器によって比較された前記2値信号の位相と前記基準信号の位相との差に応じた電圧信号を出力するチャージポンプと、
を有する

請求項14に記載のカプセル内視鏡位置測定装置。

[請求項17] 前記位相差測定回路は、カウンタである

請求項14に記載のカプセル内視鏡位置測定装置。

[請求項18] 前記処理回路によって処理された前記信号の強度を測定する強度測

定回路と、

前記強度測定回路によって測定された前記強度に基づいて、前記位相差測定回路によって測定された、前記少なくとも4本のアンテナの各々に対する前記位相差を補正する第2の位相差補正回路と、

をさらに有する

請求項14から請求項17のいずれか一項に記載のカプセル内視鏡位置測定装置。

[請求項19]

前記処理回路によって処理された前記信号を増幅し、かつ増幅のゲインが可変である可変ゲインアンプと、

前記処理回路によって処理された前記信号の強度を測定し、かつ測定された前記強度に基づいて、前記可変ゲインアンプから出力される信号の強度が一定になるように前記可変ゲインアンプを制御する第1の制御回路と、

をさらに有し、

前記比較器は、前記可変ゲインアンプから出力された前記信号の電圧と前記基準電圧とを比較し、かつ比較結果に応じて前記2値信号を出力する

請求項14から請求項17のいずれか一項に記載のカプセル内視鏡位置測定装置。

[請求項20]

前記処理回路によって処理された前記信号を減衰させ、かつ減衰量が可変であるアッテネータと、

前記処理回路によって処理された前記信号の強度を測定し、かつ測定された前記強度に基づいて、前記アッテネータから出力される信号の強度が一定になるように前記アッテネータを制御する第2の制御回路と、

をさらに有し、

前記比較器は、前記アッテネータから出力された前記信号の電圧と前記基準電圧とを比較し、かつ比較結果に応じて前記2値信号を出力

する

請求項 1 4 から請求項 1 7 のいずれか一項に記載のカプセル内視鏡位置測定装置。

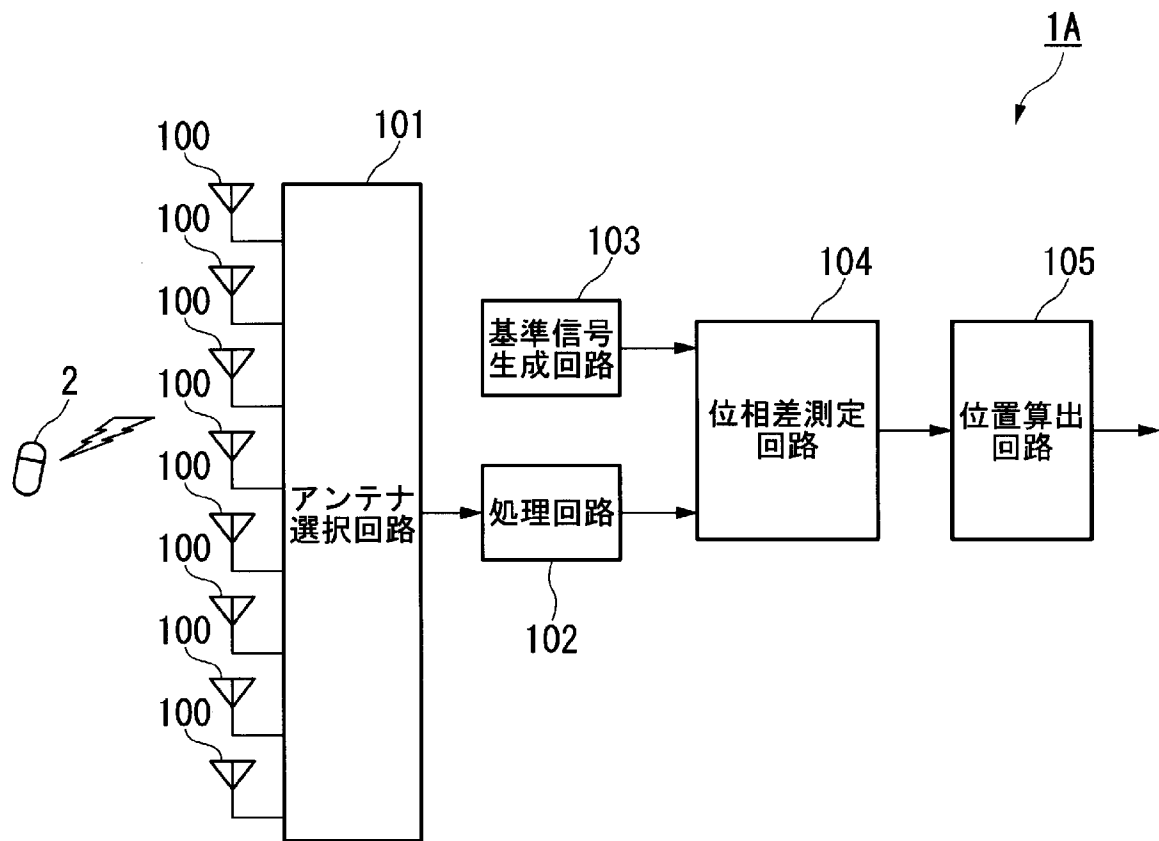
[請求項21]

前記処理回路によって処理された前記信号と前記基準信号との各々をデジタル値に変換する A/D 変換器をさらに有し、

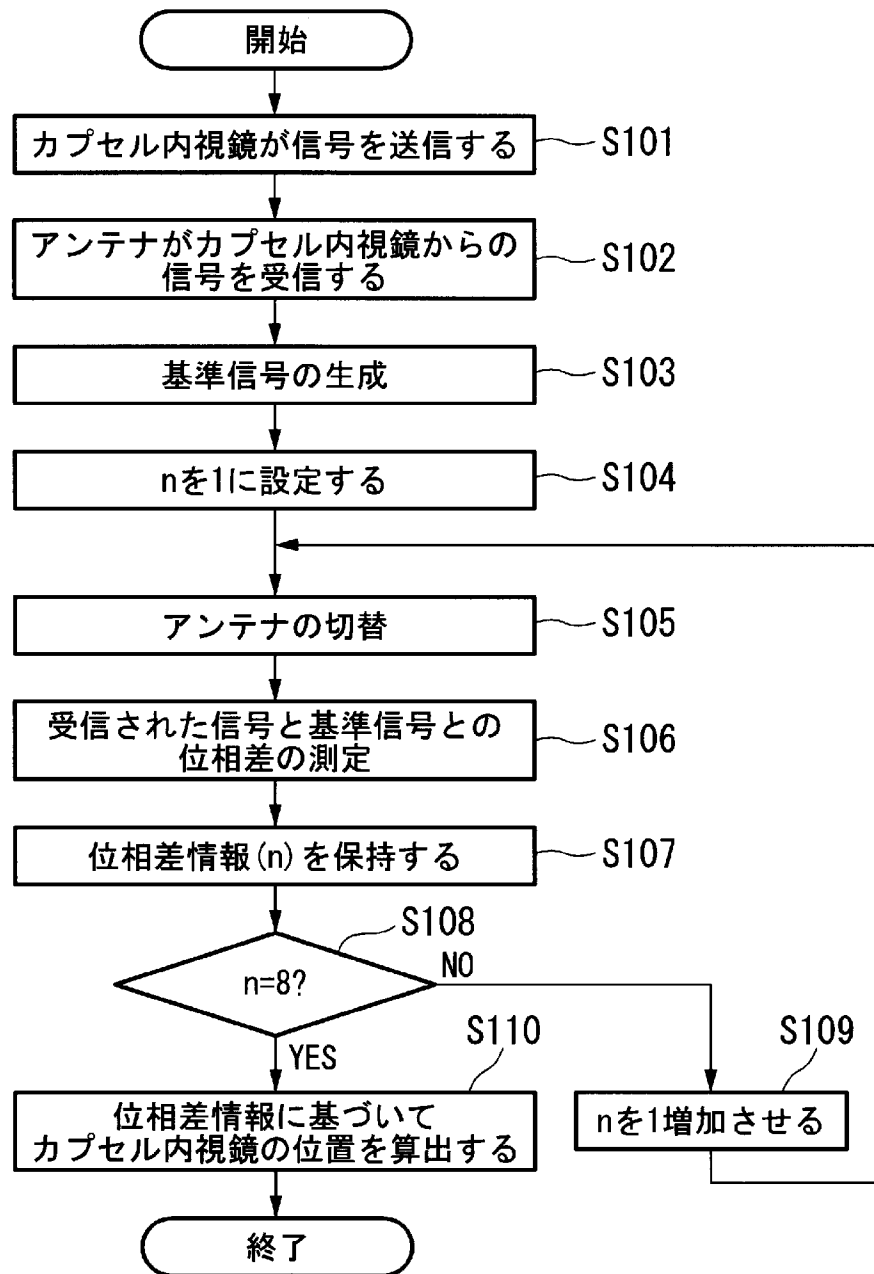
前記位相差測定回路は、前記処理回路によって処理された前記信号の前記デジタル値と前記基準信号の前記デジタル値とに基づいて、前記位相差を測定する

請求項 1 から請求項 1 3 のいずれか一項に記載のカプセル内視鏡位置測定装置。

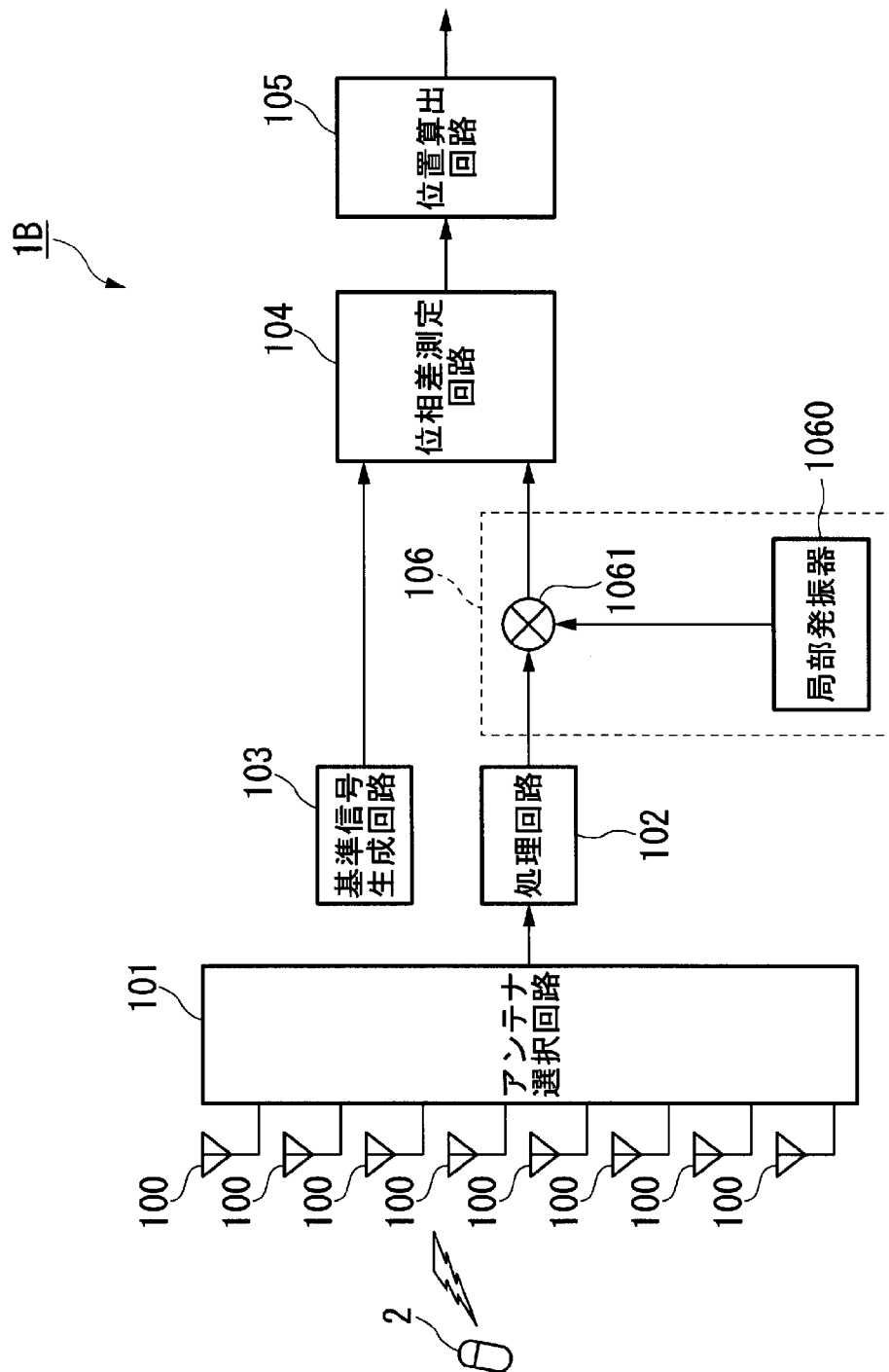
[図1]



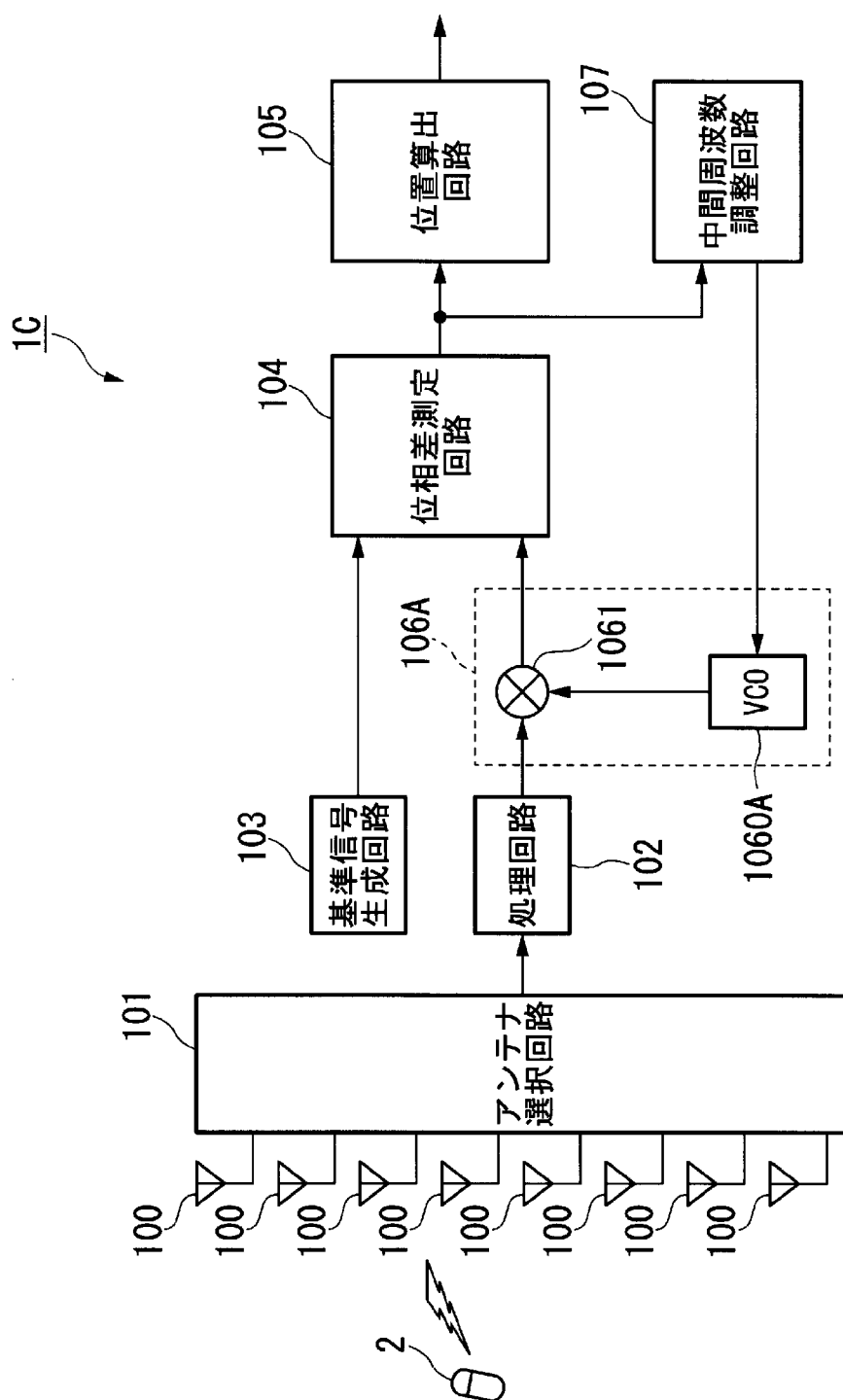
[図2]



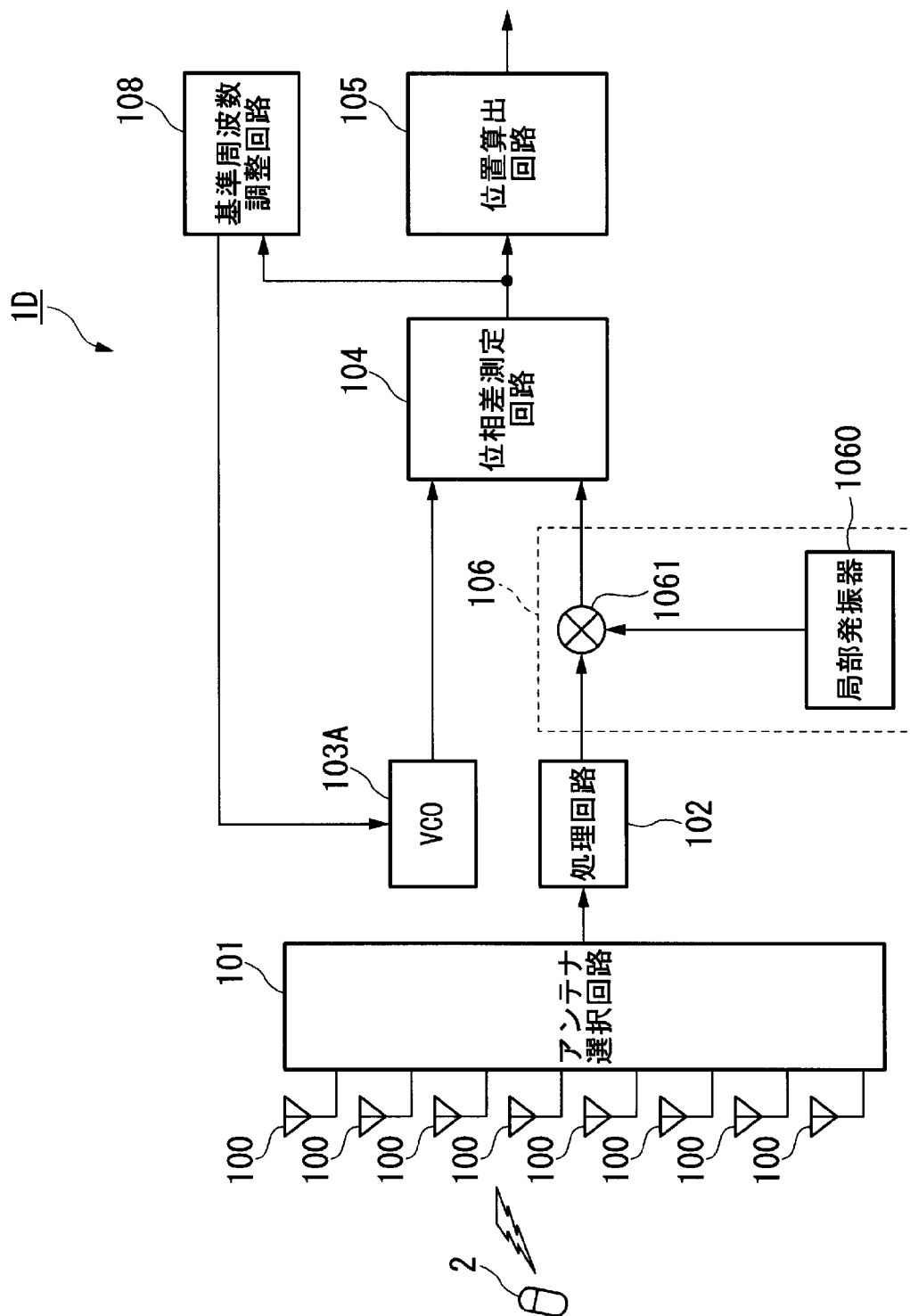
[図3]



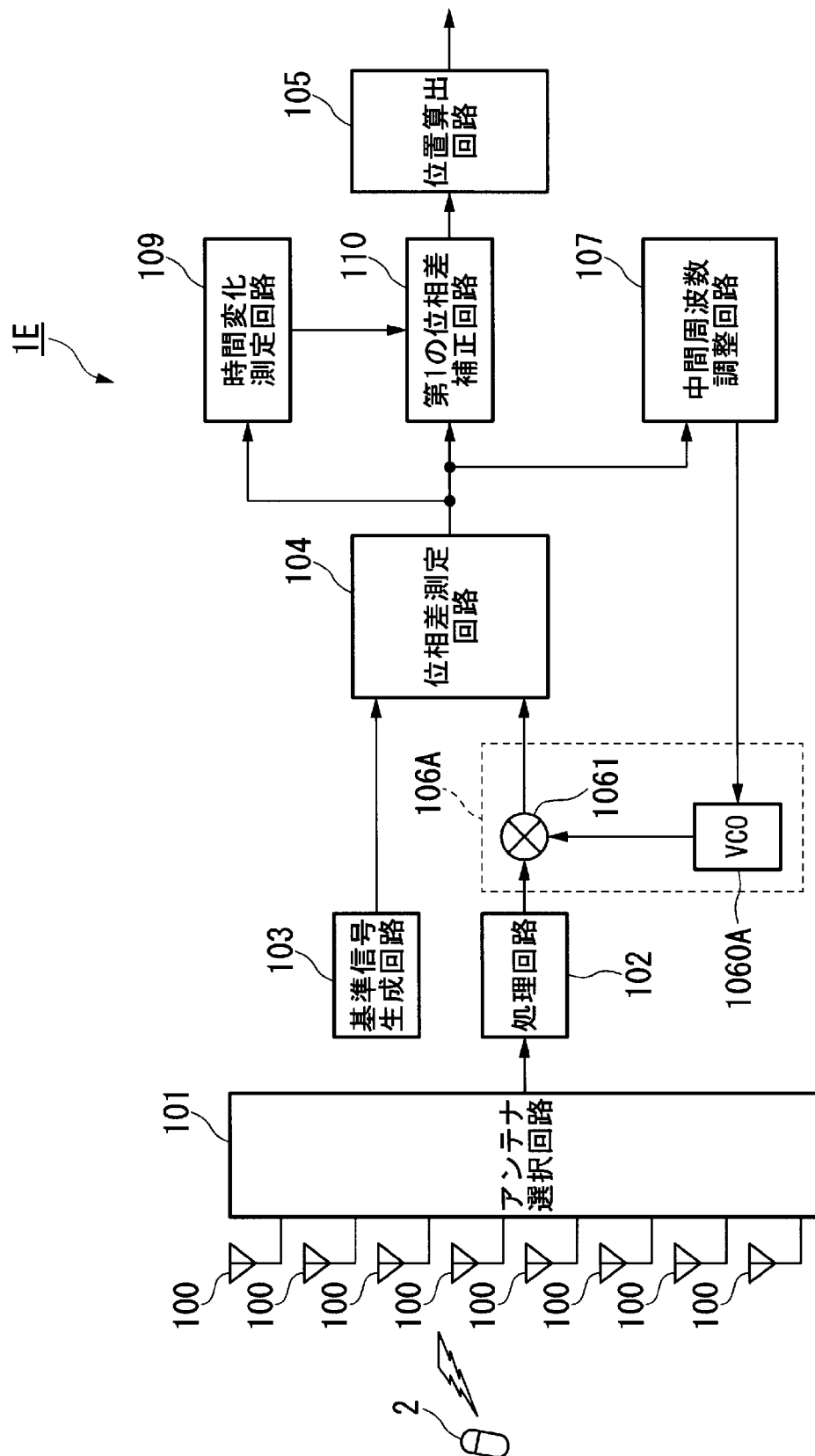
[図4]



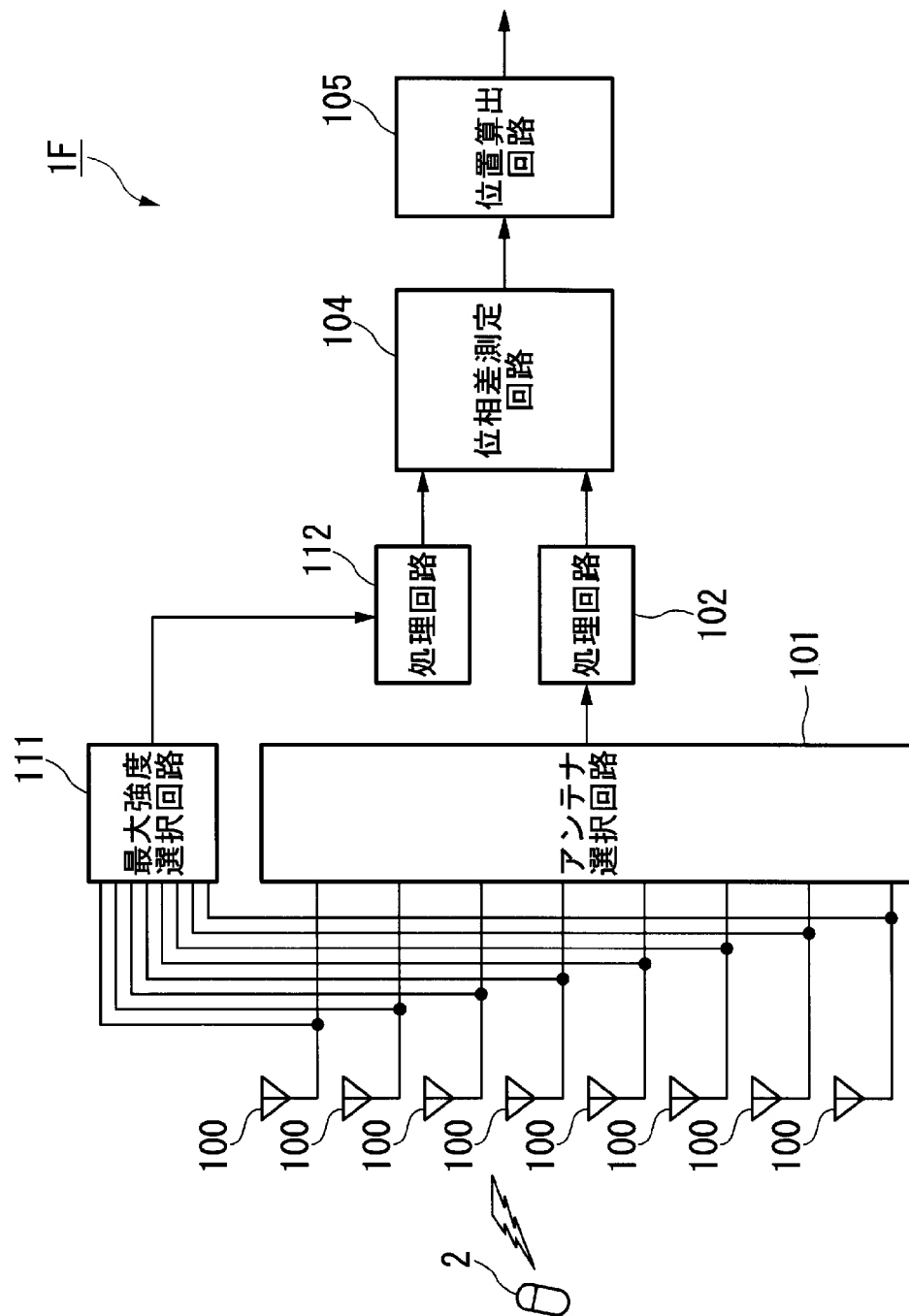
[図5]



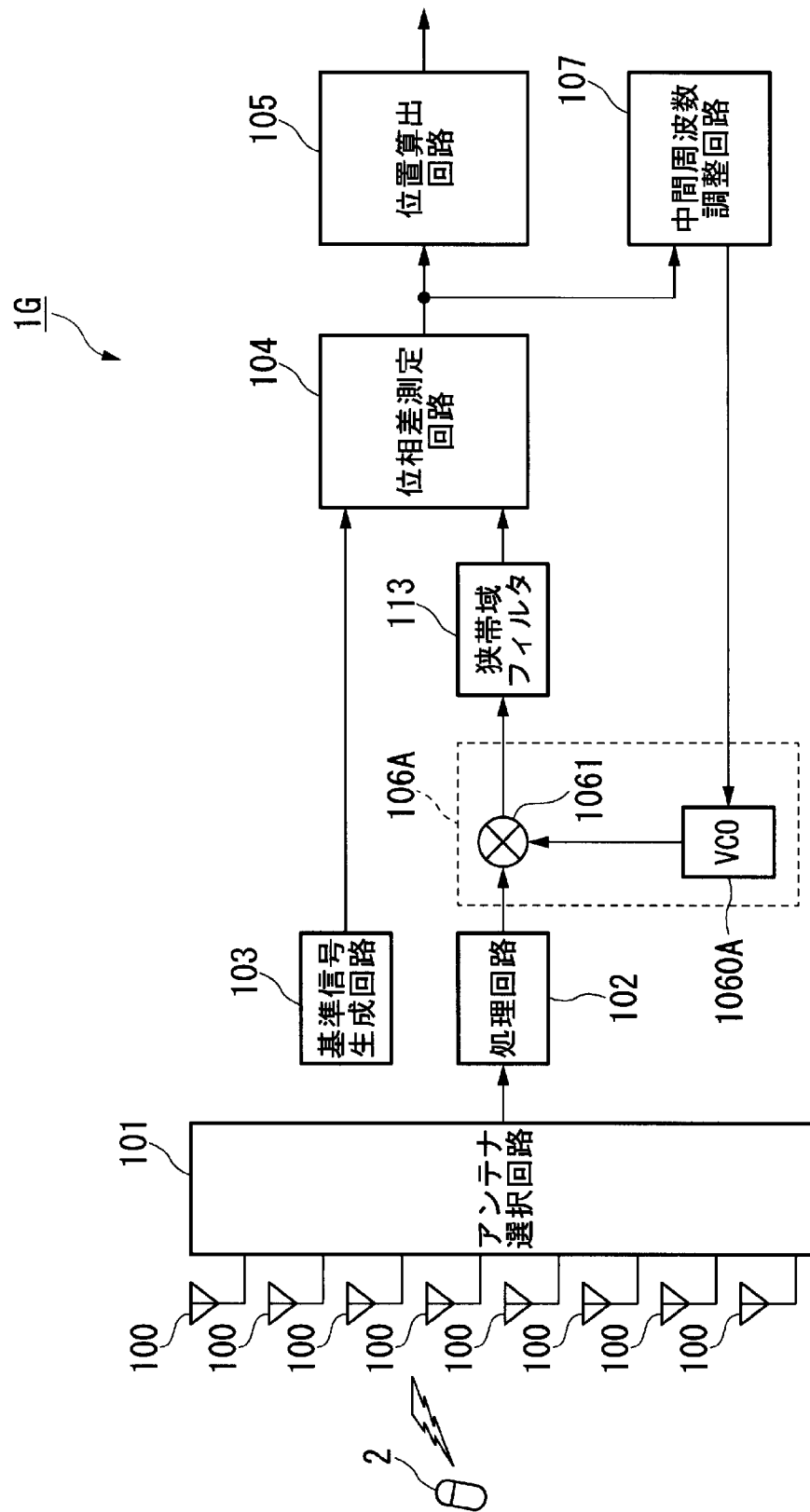
[図6]



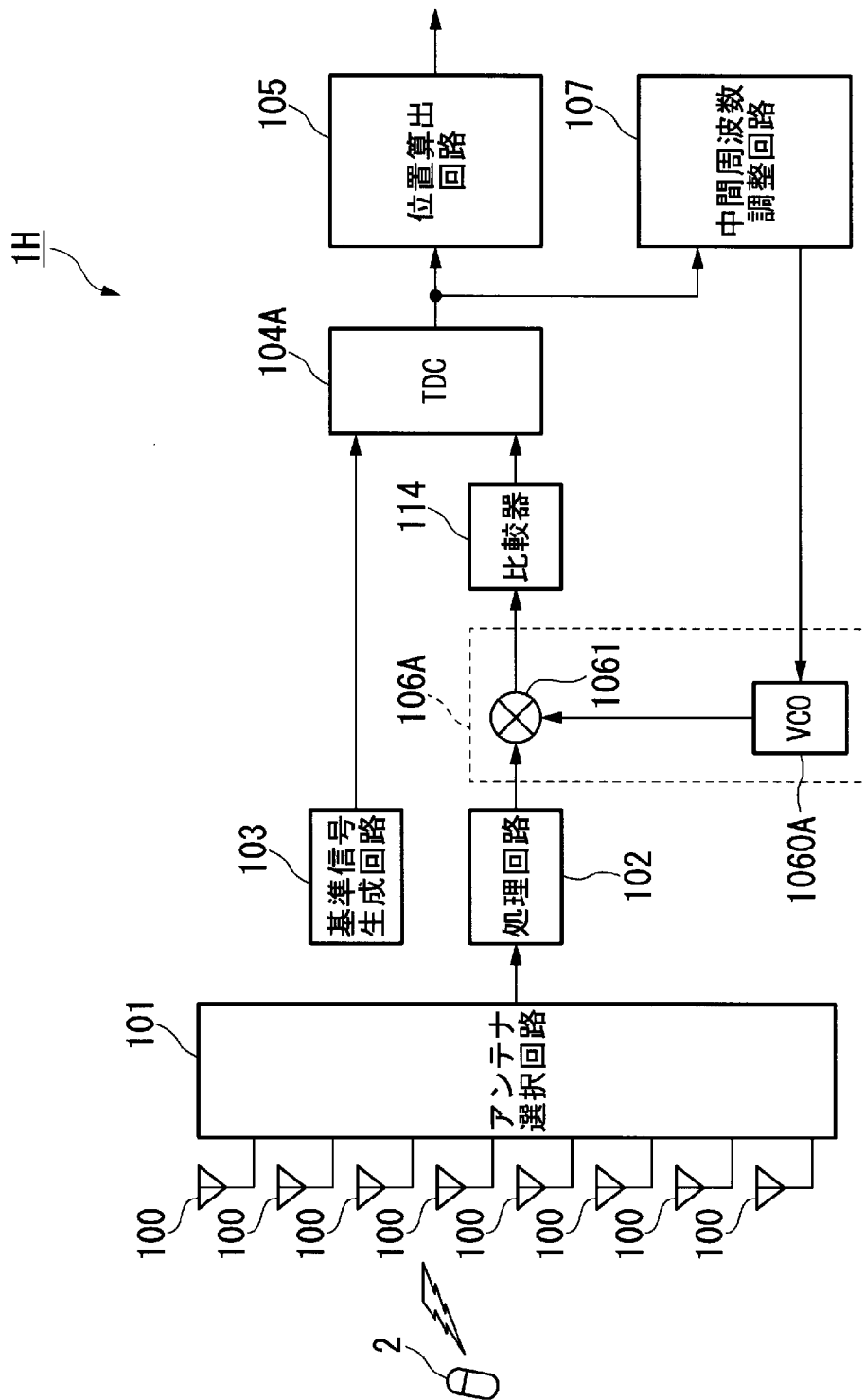
[図7]



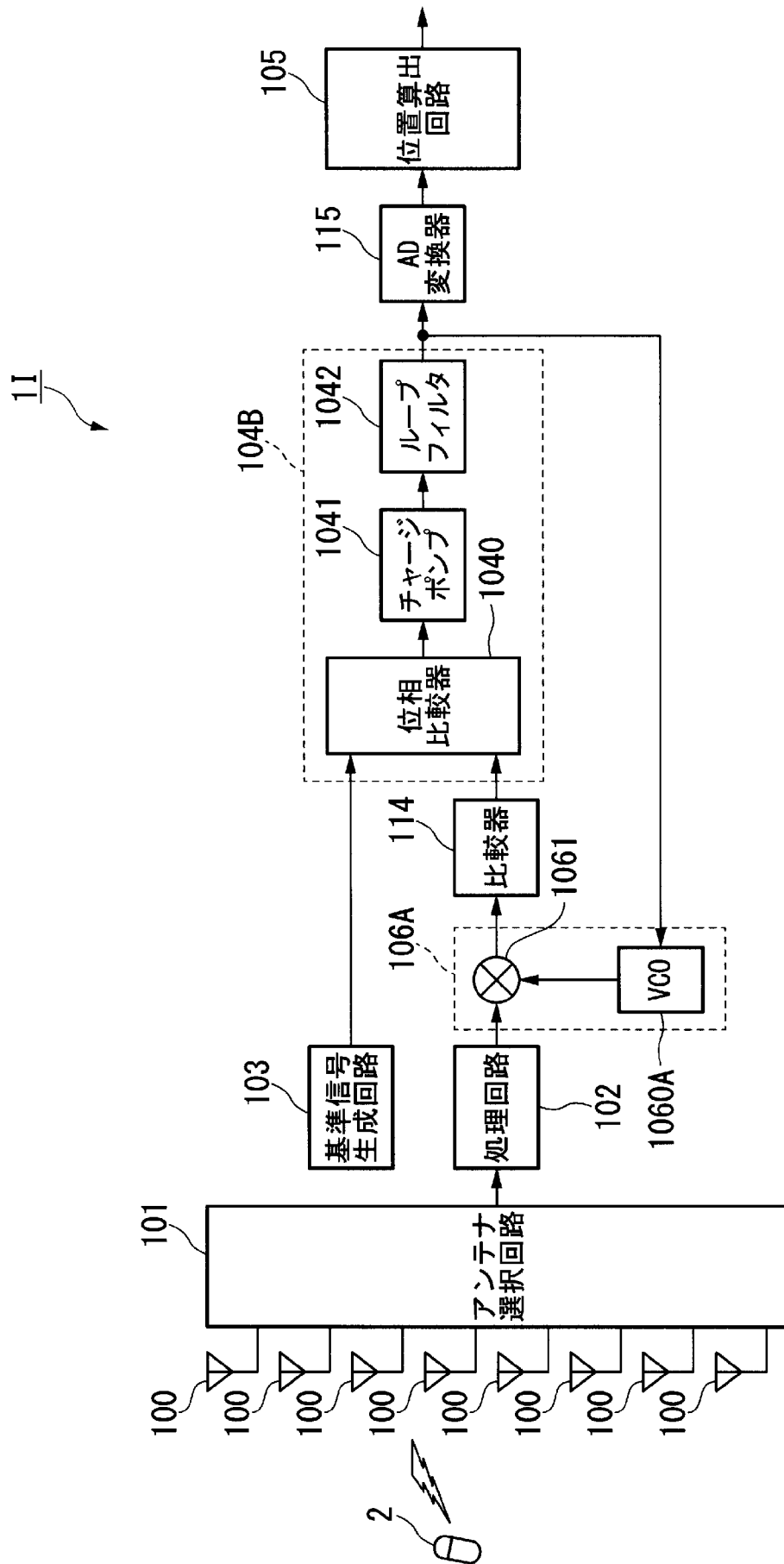
[図8]



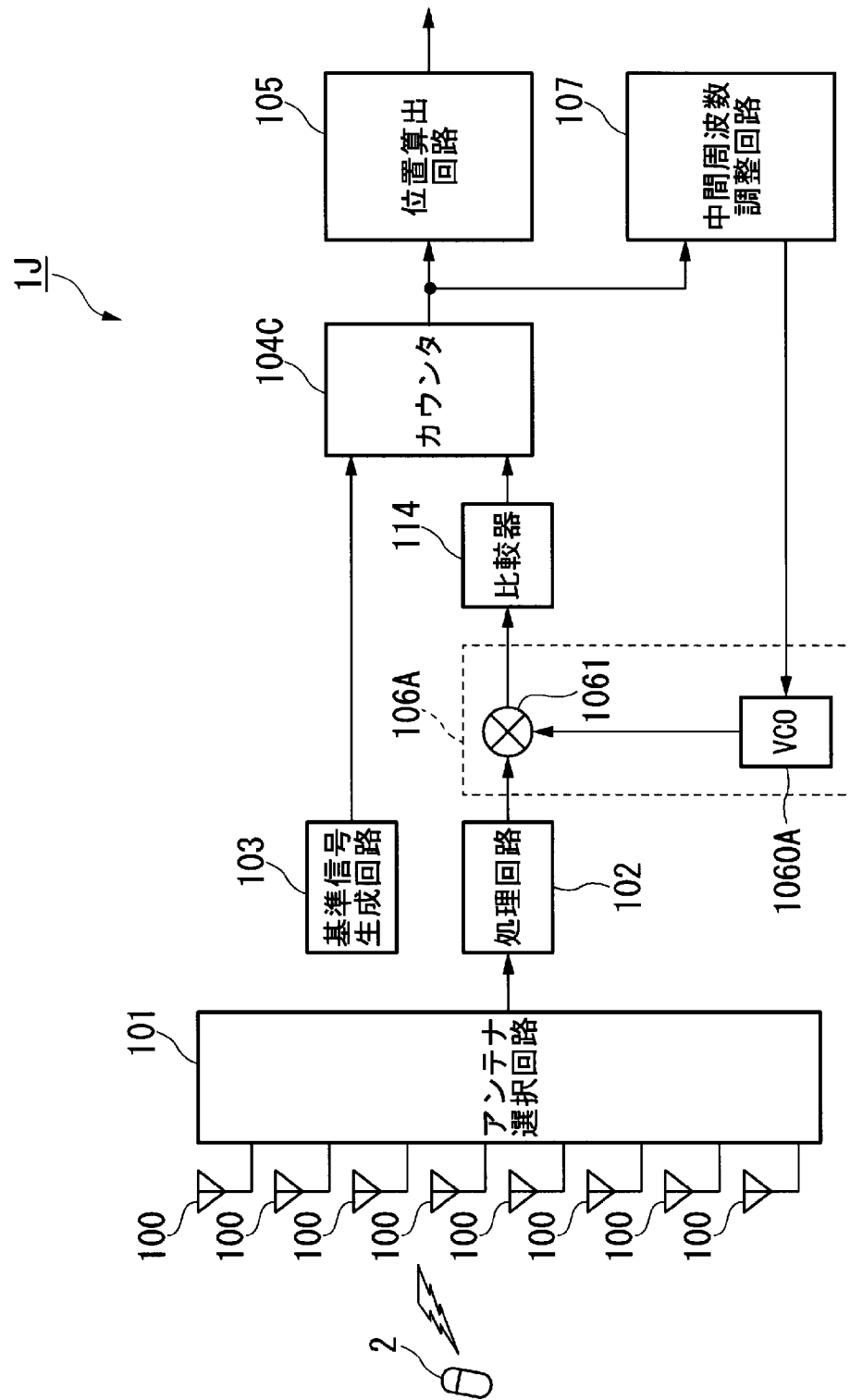
[図9]



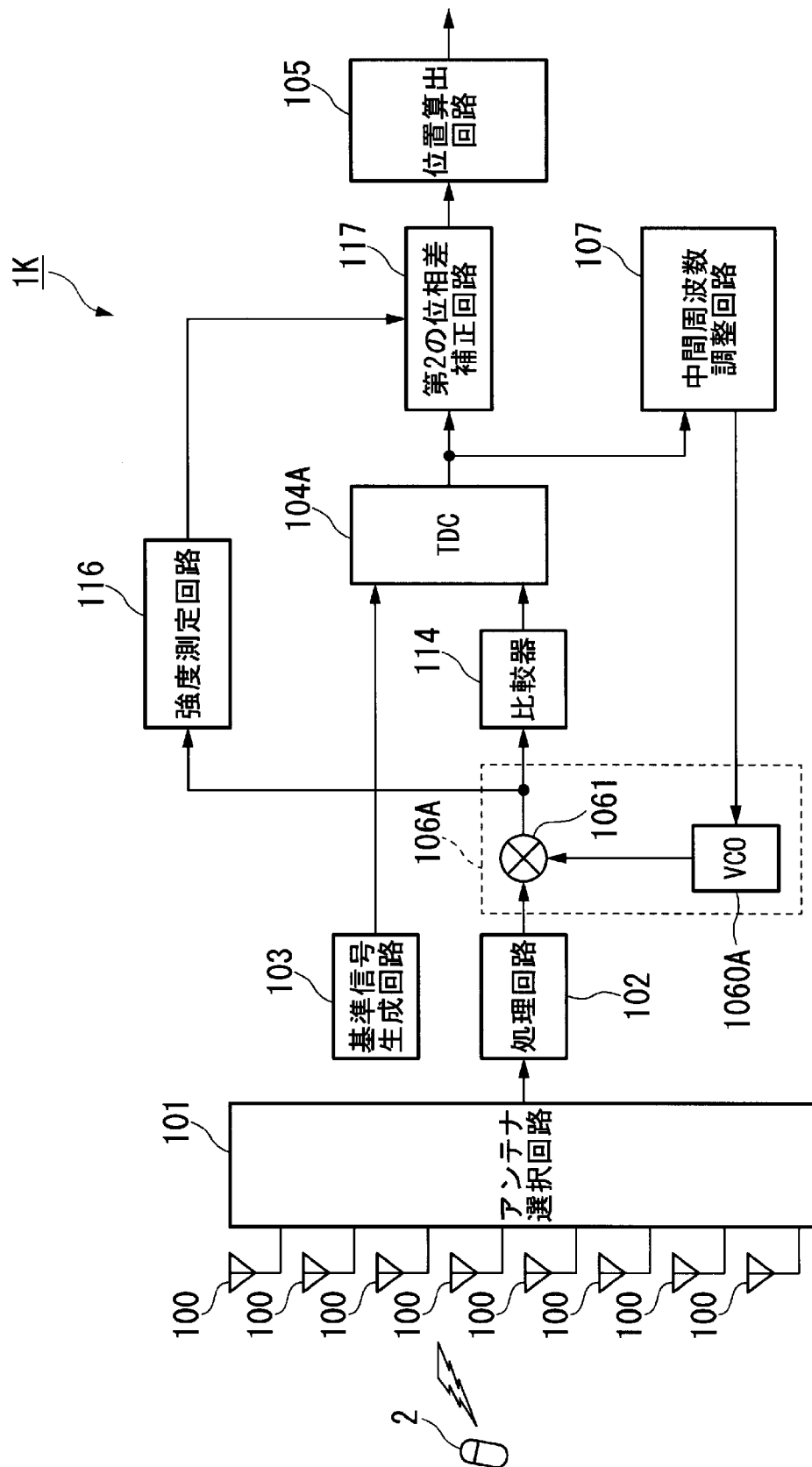
[図10]



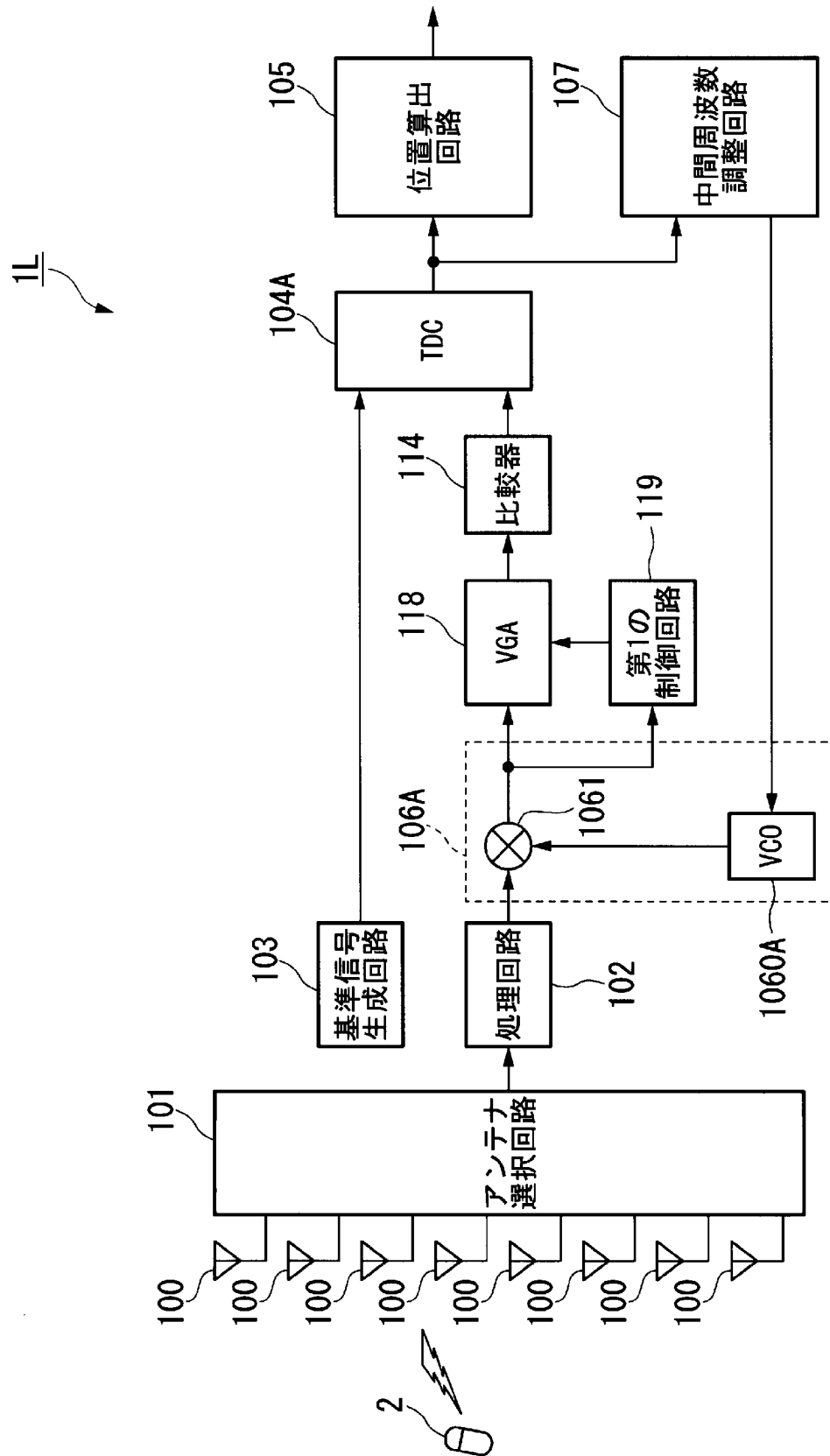
[図11]



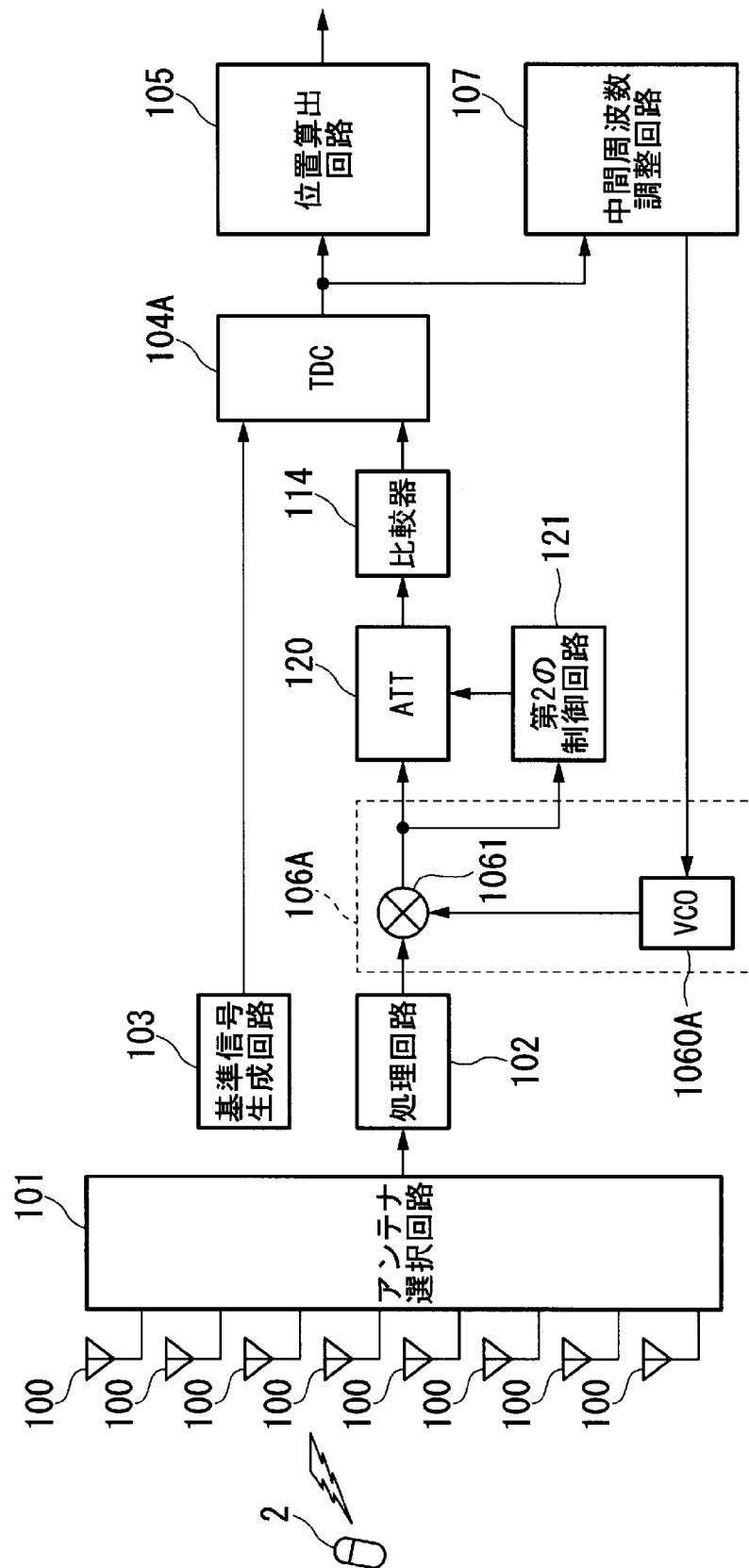
[図12]



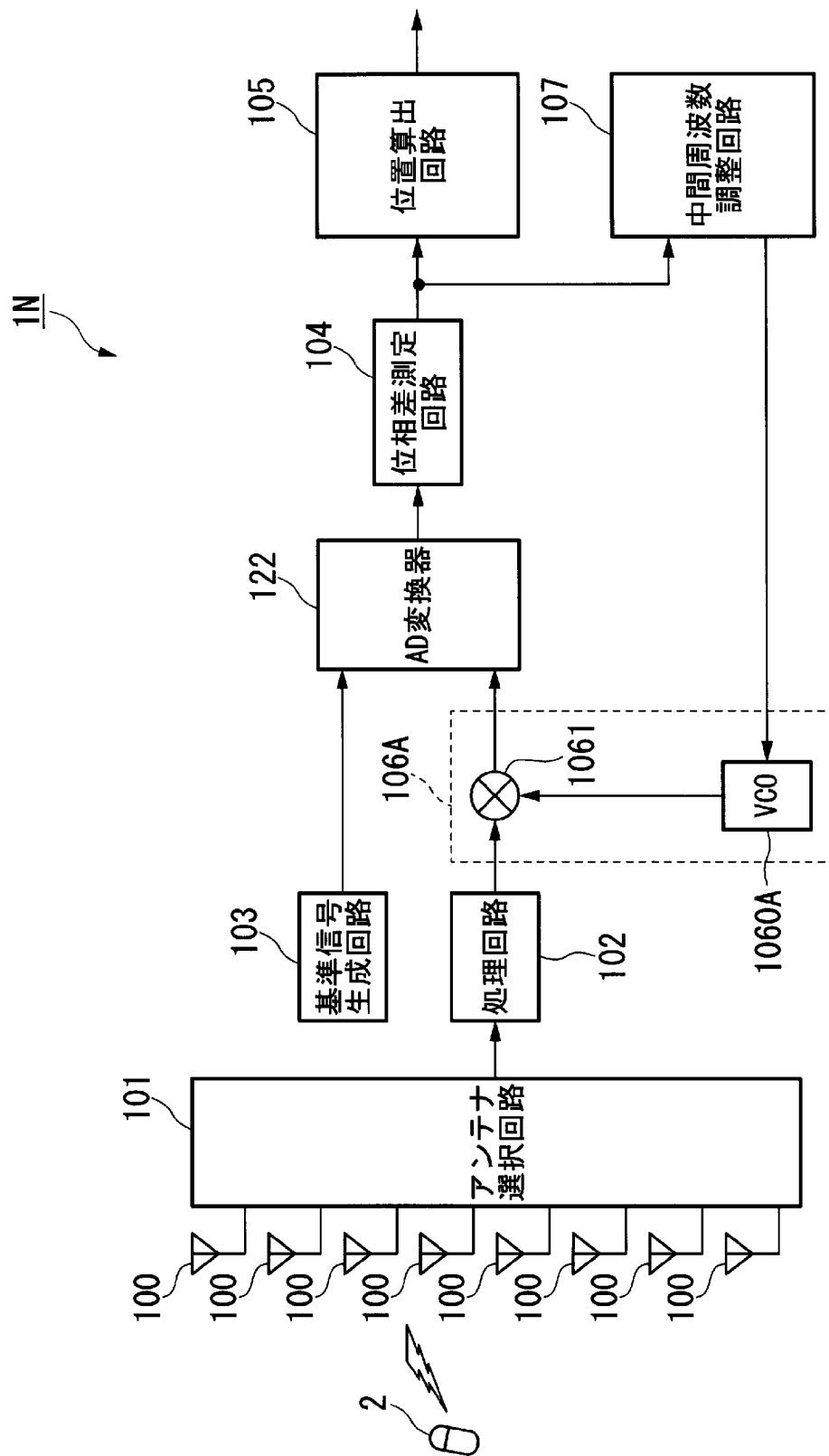
[図13]



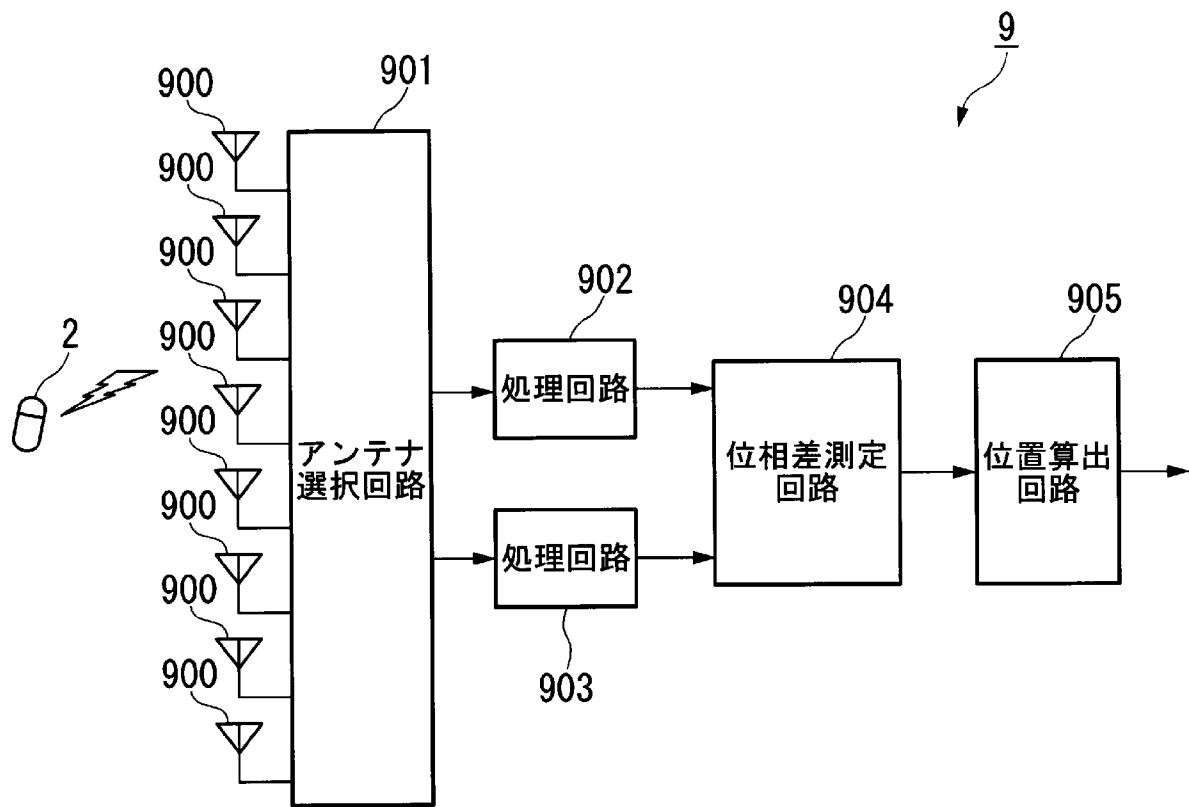
1M 



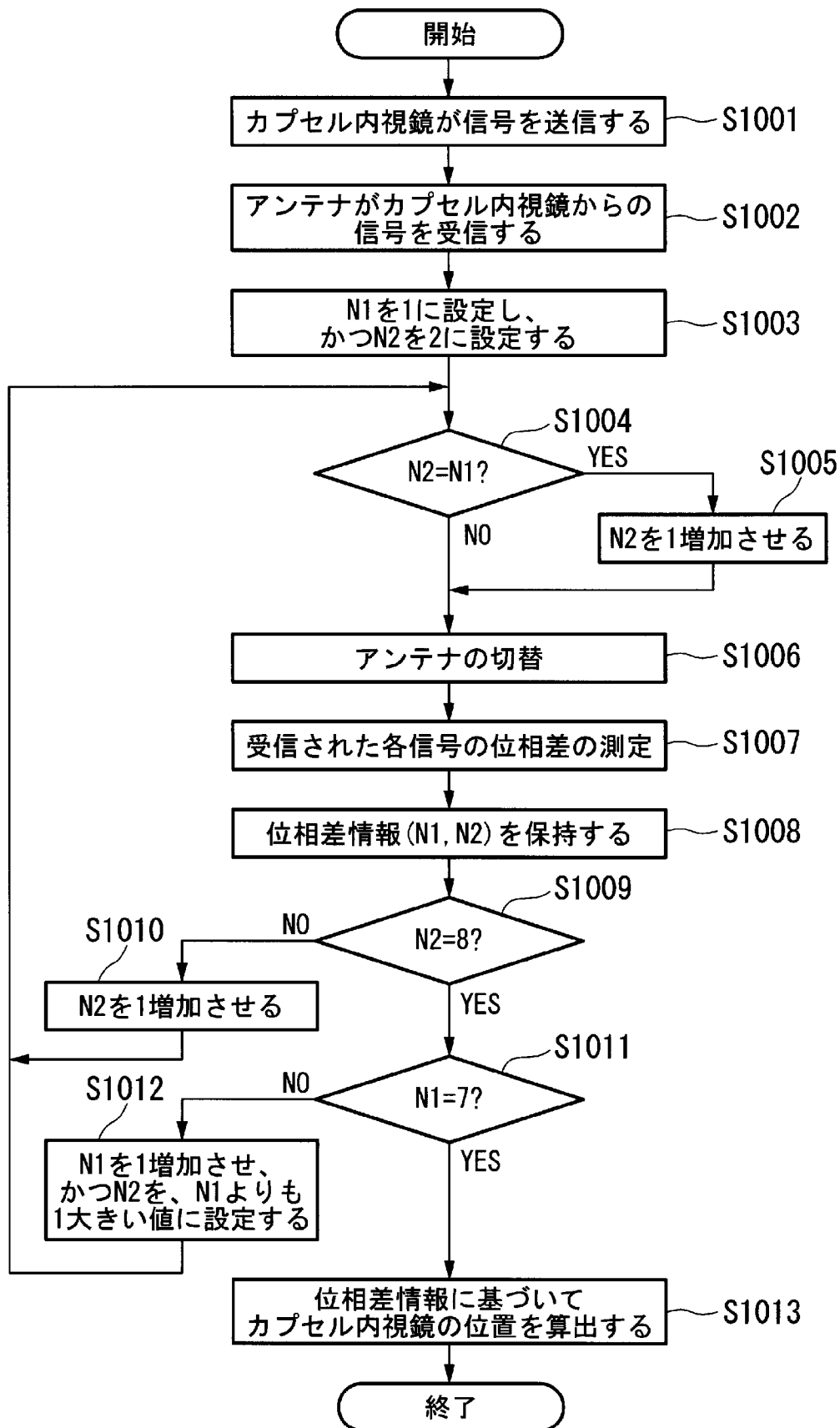
[図15]



[図16]



[図17]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/083015

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2004-219329 A (NTT Docomo Inc.), 05 August 2004 (05.08.2004), paragraphs [0043] to [0044]; fig. 4 to 5 & US 2004/0210131 A1 paragraphs [0057] to [0058] & DE 602004028771 D & CN 1517717 A	1-21
Y	JP 2007-10639 A (RCS Ltd.), 18 January 2007 (18.01.2007), paragraph [0011] (Family: none)	1-21
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 15 February 2016 (15.02.16)		Date of mailing of the international search report 23 February 2016 (23.02.16)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/083015

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2013-540261 A (Amedo Smart Tracking Solutions GmbH), 31 October 2013 (31.10.2013), paragraph [0014] & US 2013/0257595 A1 paragraph [0013] & DE 102010035155 A1 & CN 103201646 A	1-21

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016年

国際調査で利用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2004-219329 A（株式会社エヌ・ティ・ティ・ドコモ）2004.08.05 [0043]-[0044]、図4-5 & US 2004/0210131 A1, [0057]-[0058] & DE 602004028771 D & CN 1517717 A	1-21
Y	JP 2007-10639 A（有限会社アール・シー・エス）2007.01.18 [0011] （ファミリーなし）	1-21

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

15.02.2016

国際調査報告の発送日

23.02.2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

右▲高▼孝幸

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

9808

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2013-540261 A (アメド スマート トラッキング ソリューシ ョンズ ゲゼルシャフト ミット ベシュレンクテル ハフツン グ) 2013.10.31 [0014] & US 2013/0257595 A1, [0013] & DE 102010035155 A1 & CN 103201646 A	1-21