

(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2007-325866

(P2007-325866A)

(43) 公開日 平成19年12月20日(2007.12.20)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 J	4 C 0 3 8
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	4 C 0 6 1
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/07	

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2006-161450 (P2006-161450)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成18年6月9日(2006.6.9)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	宮原 秀治
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内
		(72) 発明者	中村 力
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内
		Fターム(参考)	4C038 CC03 CC09
			4C061 AA01 AA04 BB02 CC06 JJ19
			LL02 NN03 UU06 UU08 UU09

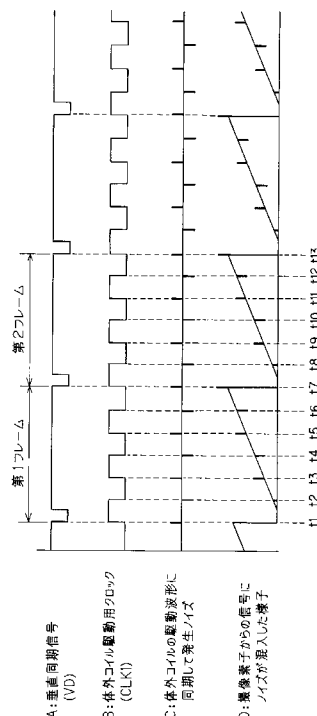
(54) 【発明の名称】 カプセル内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】体外コイルにより無線方式でカプセル内視鏡に無線給電するカプセル内視鏡システムにおいてビートノイズを抑制し良好な画質で観察画像を表示し得る無線給電制御方法を工夫したカプセル内視鏡システムを提供する。

【解決手段】生体内を照射する照明手段23と、照明手段により照射された部位を撮像する撮像素子21を含む撮像手段と、撮像手段から出力される画像信号の信号処理を行なう信号処理手段24と、信号処理手段によって信号処理された画像信号を送信する送信手段27と、無線送電された電力を受電する受電アンテナ12と、非常用バッテリー28を充電する充電手段とを有するカプセル内視鏡2と、カプセル内視鏡に無線送電を行なう体外コイル3aと、カプセル内視鏡が撮像した画像を表示するための表示手段5とを備え、体外コイルは、表示手段の同期信号の整数倍の周波数で駆動されるように構成する。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内を照射する照明手段と、上記照明手段により照射された部位を撮像する撮像素子を含む撮像手段と、上記撮像手段から出力される画像信号の信号処理を行なう信号処理手段と、上記信号処理手段によって信号処理された画像信号を送信する送信手段と、無線方式により送電された電力を受電する受電アンテナと、非常用バッテリーを充電するための充電手段と、を有するカプセル内視鏡と、

上記カプセル内視鏡に向けて無線方式による送電を行なう体外コイルと、

上記カプセル内視鏡が撮像した画像を表示するための表示手段と、

を備え、

10

上記体外コイルは、上記表示手段の同期信号の整数倍の周波数で駆動されることを特徴とするカプセル内視鏡システム。

【請求項 2】

生体内を照射する照明手段と、上記照明手段により照射された部位を撮像する撮像素子を含む撮像手段と、上記撮像手段から出力される画像信号の信号処理を行なう信号処理手段と、上記信号処理手段によって信号処理された画像信号を送信する送信手段と、無線方式により送電された電力を受電する受電アンテナと、非常用バッテリーを充電するための充電手段と、を有するカプセル内視鏡と、

上記カプセル内視鏡に向けて無線方式による送電を行なう体外コイルと、

上記カプセル内視鏡が撮像した画像を表示するための表示手段と、

を備え、

20

上記体外コイルは、上記撮像素子の走査用クロックの整数倍または整数分の一の周波数で駆動されることを特徴とするカプセル内視鏡システム。

【請求項 3】

上記照明手段，上記撮像手段，上記信号処理手段，上記送信手段が動作していないときには、上記体外コイルを駆動して上記充電手段を介して上記非常用バッテリーを充電し、

上記照明手段，上記撮像手段，上記信号処理手段，上記送信手段が動作しているときには、上記体外コイルの駆動を停止して上記非常用バッテリーの電力を用いて上記カプセル内視鏡を動作させることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載のカプセル内視鏡システム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、カプセル内視鏡システム、詳しくは体外から無線等により電力を供給する無線給電方式を用いたカプセル内視鏡システムに関し、特にその無線給電の制御に関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、体腔内等の検査等を行なうための医療用システムとして、例えばカプセル形状の筐体の内部に撮像光学系及び撮像手段からなる観察手段や照明手段や通信手段や電源や受電手段等を収納した小型の内視鏡であるいわゆるカプセル内視鏡と、このカプセル内視鏡との間で無線通信を行なう通信装置及び受信した信号を記録する記録手段や同カプセル内視鏡に対して体外から無線等により電力を供給する無線給電装置等によって構成されるカプセル内視鏡システムについては、例えば特開 2001-224551 号公報等によって種々の提案がなされている。

40

【0003】

上記特開 2001-224551 号公報によって開示されているカプセル内視鏡システムは、体外コイルを用いてカプセル内視鏡に対して無線給電方式により電力を供給し得るように構成されたものである。

【0004】

50

即ち、上記公報により開示されているカプセル内視鏡システムは、カプセル内視鏡と、体外コイル及び体外コイル駆動装置等からなる無線給電装置と、受信アンテナを有する受信装置と、画像表示装置等によって構成されている。

【0005】

このうち、カプセル内視鏡は、密閉カプセル部及び透明カバー部からなるカプセル型の筐体部材と、その内部に設けられる各種の構成部材等によって構成されている。筐体部材の内部の構成部材としては、例えば光電変換を行なう光電変換素子である撮像素子と、この撮像素子の駆動制御を行なう撮像素子駆動制御部と、観察部位からの光を撮像素子の受光面上に結像させる撮像光学系と、照明用発光ダイオード（LED）等からなる照明手段である照明部と、撮像素子からの信号を画像信号に変換する信号処理部と、この信号処理部にて処理された画像信号を変調し増幅するための変調送信アンプ部と、外部に向けて画像データ信号等を送信する送信アンテナ部と、非常用バッテリーと、体外に設置される無線給電装置から無線方式により供給される電力を受電するための受電アンテナ部と、ノイズ対策用のシールド部材と、各種の構成部材を電氣的に接続する電気基板等によって構成されている。

10

【0006】

このような構成からなるカプセル内視鏡システムにおいて、カプセル内視鏡は、例えば無線給電装置から無線給電方式により供給される電力を受電アンテナ部で受電し得るようになっている。そして、当該カプセル内視鏡は、受電アンテナ部で受電した電力によって動作するように構成されている。

20

【特許文献1】特開2001-224551号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところが、上記特開2001-224551号公報においては、例えばカプセル内視鏡に対して無線給電方式により電力を供給するための手段については、その詳細な記述がなされていない。

【0008】

一般に無線給電方式を用いて機器に電力を供給する場合には、以下に述べるような問題が生ずる可能性がある。

30

【0009】

従来より種々提案されているカプセル内視鏡は、例えば被検体（患者ともいう）が嚥下する等により、その体腔内に挿入されて使用されるものである。そして、被検体の体腔内に挿入された後のカプセル内視鏡は、消化器官の蠕動運動等により体腔内を移動するようになっている。

【0010】

カプセル内視鏡の使用におけるカプセル内視鏡が被検体の体腔内の消化器官のどの位置にあるか、または、挿入直後（嚥下された直後）のカプセル内視鏡が正常に動作しているか等の確認を、その使用中に行ないたいという要望が、検査者（使用者ともいう）からなされている。

40

【0011】

このような要望に対しては、例えば当該カプセル内視鏡の送信アンテナ部から出力（送信）されるデータ信号を受信アンテナを介して受信装置にて受信し、その受信したデータ信号を画像表示装置によって画像として表示させ、その表示画像を観察することによって、当該使用中のカプセル内視鏡の体腔内における位置や、その動作確認を行なうことができるようになっている。

【0012】

上述のような使用状況において、カプセル内視鏡に無線給電方式を用いて電力を供給するシステムの場合には、次のような場合が考えられる。

【0013】

50

即ち、無線給電方式のカプセル内視鏡システムにおいては、体腔内のカプセル内視鏡と体外に設置される無線給電装置の体外コイルとの間の設置距離が所定の距離以上離れてしまうと、体外コイルはカプセル内視鏡に対して十分な電力を供給することが困難となる。カプセル内視鏡に対して十分な電力が供給されなかった場合、当該カプセル内視鏡は、動作するのに十分な電力を得ることができず、場合によっては、体腔内で使用中の当該カプセル内視鏡は、動作不可能な状態になってしまうことも考えられる。

【0014】

また、同カプセル内視鏡システムにおいて、体腔内のカプセル内視鏡と体外に設置される受信装置の受信用アンテナとの間の設置距離が所定の距離以上離れた場合にも、受信装置は、カプセル内視鏡によって取得され同カプセル内視鏡から送信出力されるデータ信号を確実に受信することが困難となってしまうことになる。カプセル内視鏡からのデータ信号を確実に受信することができない場合、画像表示装置は、画像を表示するのに必要なデータ信号を得ることができないことになる。したがって、このような場合には、当該画像表示装置は、画像を表示することが不可能な状態になってしまうことが考えられる。

10

【0015】

以上のことから、体腔内のカプセル内視鏡と、体外に配置される体外コイル（無線給電装置）や受信用アンテナ（受信装置）との間の距離は、所定の距離以内に設定し、互いに近接させて配置される必要がある。

【0016】

一方、体腔内のカプセル内視鏡と、体外コイル及び受信用アンテナとの間の距離を近接させて配置した場合には、体外コイルから放射された電磁波が、例えばカプセル内視鏡の内部の撮像素子から出力される信号や、この撮像素子の後段にある信号処理部において扱われる信号や、カプセル内視鏡の送信アンテナ部から出力（送信）されて受信用アンテナにて受信されるべき信号等、画像データを形成するのに寄与する信号（画像データ信号という）に対して各部位において悪影響を及ぼすことがある。

20

【0017】

具体的には、体外コイルからの電磁波が、これらの各部位における信号に混入した場合、同信号に基いて画像表示装置を介して表示される画像にビートノイズが発生してしまうことがある。

【0018】

ここで、ビートノイズとは、画像表示装置等の画面上において、例えば斜めの縞模様状に発生するノイズを指し、波打ちノイズもしくは妨害正弦波ともいわれるノイズをさす。このビートノイズによって生じる画面上の縞模様は、時間の経過と共に画面上における位置や模様の形状が変化する。このことから、表示画像の画質を著しく劣化させてしまうものであることが知られている。

30

【0019】

つまり、カプセル内視鏡により取得されるデータ信号に基づいて画像表示装置に表示される画像、即ち被検体の患部の画像を観察するのに際して、表示画面上に表示される画像に上述のようなビートノイズが発生していると、確実な観察又は正確な検査を実施することができないことになる。

40

【0020】

ところが、カプセル内視鏡システムにおいては、カプセル内視鏡にて取得される信号に基づいて画像表示装置に表示される観察画像は、ノイズの少ない良好な画質の画像が望まれるのは当然である。

【0021】

ここで、ビートノイズの発生メカニズムを概念的に説明する。

【0022】

図7は、従来のカプセル内視鏡システムにおける画像表示装置の（A）垂直同期信号（VD）と、（B）体外コイルの駆動用クロック（CLK1）と、（C）体外コイルの駆動波形に同期して発生するノイズ信号と、（D）カプセル内視鏡の撮像素子からの信号にノ

50

イズが混入した状態の撮像信号の様子と、をそれぞれ示すタイミングチャートである。

【0023】

図7において、(B)体外コイルの駆動波形(CLK1)の立ち上がり時点と立ち下がり時点との各タイミングに同期して(C)ノイズが発生するものと仮定する。

【0024】

この場合において、同図の符合t1～t7で示す期間、即ち画像信号の第1フレームの期間では、符合t2, t3, t4, t5, t6で示す各タイミングで(C)ノイズが撮像素子から出力される画像信号に重畳することになる。これにより、画像信号は、ノイズが混入した状態になる(図7D参照)。

【0025】

また、次の第2フレームの期間(符合t7～t13の期間)では、符合t8, t9, t10, t11, t12, t13で示す各タイミングで(C)ノイズが画像信号に重畳することになる(図7D参照)。

【0026】

以下同様に、(C)体外コイルの駆動波形に同期して発生するノイズが画像信号に重畳することになるが、(C)ノイズが重畳する箇所は各フレーム毎に異なる。

【0027】

このように、(B)体外コイルの駆動用クロック(CLK1)と(A)撮像素子の走査用クロックとは独立しており、かつ両者の周波数が異なっている場合には、時間の経過と共に(C)ノイズの発生箇所や、そのノイズパターンは少しずつ変化する。これによって

【0028】

一方、体外コイルを用いて無線方式によりカプセル内視鏡に電力を供給するカプセル内視鏡システムにおいては、カプセル内視鏡が動作しているとき、即ち照明手段と撮像手段と信号処理手段と送信手段とが動作しているときに、体外コイルを駆動させた場合、ビートノイズの発生を避けることはできない。上述したようにビートノイズは、表示される観察画像の画像信号に同期せず、時間の経過と共に、また体外コイルの駆動周波数によって、さまざまなノイズパターンとなって現われることになる。したがって、ビートノイズは画像表示装置に表示される観察画像上において非常に目立つ存在となり、観察画像の画質を劣化させる要因になるという問題点がある。

【0029】

本発明は、上述した点に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、体外コイルを用いて無線方式によりカプセル内視鏡に電力を供給するカプセル内視鏡システムにおいて、無線給電装置の駆動制御を工夫することによって、観察画像上のビートノイズの発生を抑制し常に良好な画質で観察画像を表示し得るようにしたカプセル内視鏡システムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0030】

上記目的を達成するために、本発明によるカプセル内視鏡システムは、生体内を照射する照明手段と、上記照明手段により照射された部位を撮像する撮像素子を含む撮像手段と、上記撮像手段から出力される画像信号の信号処理を行なう信号処理手段と、上記信号処理手段によって信号処理された画像信号を送信する送信手段と、無線方式により送電された電力を受電する受電アンテナと、非常用バッテリーを充電するための充電手段と、を有するカプセル内視鏡と、上記カプセル内視鏡に向けて無線方式による送電を行なう体外コイルと、上記カプセル内視鏡が撮像した画像を表示するための表示手段と、を備え、上記体外コイルは、上記表示手段の同期信号の整数倍の周波数で駆動されることを特徴とする。

【発明の効果】

【0031】

本発明によれば、体外コイルを用いて無線方式によりカプセル内視鏡に電力を供給するカプセル内視鏡システムにおいて、無線給電装置の駆動制御を工夫することによって、観

10

20

30

40

50

察画像上のビートノイズの発生を抑制し常に良好な画質で観察画像を表示し得るようにしたカプセル内視鏡システムを提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0032】

以下、図示の実施の形態によって本発明を説明する。

【0033】

図1は、本発明の第1の実施形態のカプセル内視鏡システムの概略を示す全体構成図である。図2は、図1のカプセル内視鏡システムにおけるカプセル内視鏡の内部構成を断面で示す縦断面図である。図3は、図2の[III]-[III]線に沿う断面図である。なお、図3においては、図2のカプセル内視鏡の筐体部材及び受電アンテナ部とシールド部材の断面のみを示し、その他の内部構成部材の図示は省略している。 10

【0034】

図4は、本実施形態のカプセル内視鏡システムにおける画像表示装置の(A)垂直同期信号(VD)と、(B)無線給電装置の体外コイルの駆動用クロック(CLK1)と、(C)体外コイルの駆動波形に同期して発生するノイズ信号と、(D)カプセル内視鏡の撮像素子からの信号にノイズが混入した状態の撮像信号の様子と、をそれぞれ示すタイミングチャートである。

【0035】

まず、本実施形態のカプセル内視鏡システム1の全体的な概略構成と主要構成部材の詳細を、図1及び図2、図3を用いて以下に説明する。 20

【0036】

本実施形態のカプセル内視鏡システム1は、被検体100(図1参照)の体内にカプセル内視鏡2を挿入し、このカプセル内視鏡2に対して体外から無線給電方式によって送電することで、当該カプセル内視鏡2に電力を供給し得るように構成したものである。

【0037】

そのために、本実施形態のカプセル内視鏡システム1は、図1に示すようにカプセル内視鏡2と、体外コイル3a及び体外コイル駆動装置3b等からなり本カプセル内視鏡2に向けて無線方式による送電を行なう無線給電装置3と、カプセル内視鏡2から発信される画像データ信号等を受信する受信アンテナ4a等からなる受信装置4と、カプセル内視鏡2によって撮像された画像等を表示するための表示手段である画像表示装置5等によって 30

【0038】

カプセル内視鏡2は、図2に示すように密閉カプセル部10及び透明カバー部11からなるカプセル型の筐体部材と、その内部に設けられる各種の構成部材等によって構成されている。

【0039】

この筐体部材の内部に配設される構成部材としては、例えば被検体(生体)内を照射する照明手段であり照明用発光ダイオード(LED)等からなる照明部23と、この照明部23の照明光により照射された部位からの反射光を受けて光学像を形成し後述の撮像素子21の受光面上に被写体像を結像させる撮像光学系20と、この撮像光学系20により形成された光学的な被写体像を受けて電氣的な信号に変換する光電変換処理を行なう光電変換素子でありイメージセンサー等の撮像素子21と、この撮像素子21の駆動制御を行なう撮像素子駆動制御部22と、撮像素子21から出力される電気信号(画像信号)を受けて所定の信号処理を施す信号処理手段である信号処理部24と、この信号処理部24にて処理された信号を変調し増幅するための変調送信アンプ部25と、この変調送信アンプ部25からの出力信号(画像信号)を受けてこれを体外に向けて送信する送信アンテナ部27と、当該カプセル内視鏡2の電源部として機能する非常用バッテリー28と、体外に設置される無線給電装置3(図1参照)から無線給電方式により送電される電力を受電するためのアンテナ配線13等を含む受電アンテナ部12と、この受電アンテナ部12の内側に貼着されるノイズ対策用のシールド部材14と、撮像素子駆動制御部22、照明部2 40 50

3, 信号処理部 24, 変調送信アンブ部 25 等の間を電氣的に接続し、例えば硬質基板又はフレキシブルプリント基板等からなる電気基板 26 等がある。

【0040】

上記撮像素子 21 は、照明部 23 により照射された部位を撮像する機能を有し、この撮像素子 21 を含む撮像光学系 20, 撮像素子駆動制御部 22 等によって撮像手段が構成されている。つまり、この撮像手段は、体腔内の様子を画像表示装置 5 の観察画面上に観察画像として表わすための電氣的な画像信号を取得する機能を有するものである。

【0041】

また、変調送信アンブ部 25, 送信アンテナ部 27 等は、上記撮像手段により取得された画像信号を体外に設置される受信装置 4 へと送信する送信手段を構成している。この送信手段は、信号処理手段 (信号処理部 24) によって信号処理された画像信号を受けて所定の信号処理を施した後、その処理済みの画像信号を外部に向けて送信する機能を有している。 10

【0042】

さらに、図示は省略しているが、本カプセル内視鏡 2 においては、受電アンテナ部 12 により受電した電力を非常用バッテリー 28 に対して供給して、同非常用バッテリー 28 を充電するための充電手段等を有して構成されている。これにより、本カプセル内視鏡 2 は、受電した電力を非常用バッテリー 28 に蓄電することができるようにもなっている。なお、非常用バッテリー 28 としては、例えば電気二重層コンデンサー等や、ニッケル水素電池等の充電可能な電池等が適用される。 20

【0043】

筐体部材のうち密閉カプセル部 10 の内壁面には、例えば略全周にわたってアンテナ配線 13 を含む受電アンテナ部 12 が配設されている。また、この受電アンテナ部 12 の内側面には、これを覆うようにノイズ対策用のシールド部材 14 が貼着されている。そして、このシールド部材 14 の内側に形成される空間部分に、上述の各種構成部材が適宜配設されている。

【0044】

以上のように構成される本実施形態のカプセル内視鏡システム 1 において、カプセル内視鏡 2 は、無線給電装置 3 から無線給電方式によって供給される電力を受電アンテナ部 12 によって受けることができるようになっている。そして、同カプセル内視鏡 2 は、受電アンテナ部 12 を介して受電された電力によって動作するように構成されている。また、受電アンテナ部 12 を介して受電された電力は、非常用バッテリー 28 へと供給されて、同非常用バッテリー 28 を充電するようにもなっている。そして、この非常用バッテリー 28 に充電された電力は、例えば体外コイル 3a (図 1 参照) からの送電が途絶えた場合等の非常時、若しくは所定の時に、カプセル内視鏡 2 に対して供給され、同カプセル内視鏡 2 を動作させるようになっている。 30

【0045】

一方、体外に設置される無線給電装置 3 は、カプセル内視鏡 2 に対して送電する体外コイル 3a と、この体外コイル 3a を駆動制御する体外コイル駆動装置 3b 等によって構成されている。 40

【0046】

また、体外に設置される受信装置 4 は、カプセル内視鏡 2 の送信手段 (変調送信アンブ部 25, 送信アンテナ部 27 等) から送信される画像データ信号を受信する受信アンテナ 4a 等によって構成される。

【0047】

即ち、上記カプセル内視鏡 2 の撮像手段の撮像動作により取得された画像信号は、信号処理部 24 によってデータ化された後、送信手段 (変調送信アンブ部 25 及び送信アンテナ部 27) を介して体外へと送信される。これを受けて、体外に設置される受信装置 4 は受信アンテナ 4a を介して同画像データ信号を受信する。

【0048】

受信アンテナ 4 a によって受信された画像データ信号は、受信装置 4 から画像表示装置 5 へと伝送される。そして、同画像データ信号は、画像表示装置 5 において、表示するのに最適な形態の画像信号とするための所定の信号処理が施される。そして、画像表示装置 5 の表示部に画像として表示されるようになっている。

【 0 0 4 9 】

このように構成される本実施形態のカプセル内視鏡システム 1 において、体外コイル 3 a の駆動周波数 ϕ (C L K 1) は、図 4 のタイミングチャートで示すように画像表示装置 5 の垂直同期信号の周波数 ϕ (V D) の整数倍の周波数で駆動されるように設定されている。

【 0 0 5 0 】

即ち、本実施形態のカプセル内視鏡システム 1 においては、例えば図 4 の符合 t 1 で示す時点のタイミング、即ち画像表示装置 5 の (A) 垂直同期信号 V D の立ち下がりタイミングに同期させて (B) 体外コイル 3 a の駆動クロック C L K 1 の立ち上がりタイミングが設定されている。そして、図 3 の符合 t 1 ~ t 7 で示す期間、即ち画像信号の第 1 フレームの期間では、(B) 体外コイル 3 a の駆動用クロック C L K 1 は、ハイ (H i g h) とロー (L o w) とをそれぞれ複数回繰り返し、同図符合 t 7 の時点で (A) 垂直同期信号 V D (A) が立ち下がるタイミングと (B) 体外コイル 3 a の駆動用クロック (C L K 1) の立ち上がりタイミングとが再度一致するように設定されている。

【 0 0 5 1 】

したがって、本実施形態においては、次に示す (1) 式の関係が成立するように、(B) 20 体外コイル 3 a の駆動周波数 ϕ C L K 1 が設定されている。

【 0 0 5 2 】

$$\phi \text{ C L K } 1 = n \times \phi \text{ V D } \quad \dots \dots (1)$$

なお、上記 (1) 式において、n = 整数である。

【 0 0 5 3 】

ここで、(B) 体外コイル 3 a の駆動用クロック C L K 1 の立ち上がり時と立ち下がり時の各タイミングに同期して (C) ノイズが発生するものと仮定する。

【 0 0 5 4 】

この場合、図 4 の符合 t 1 ~ t 7 で示す期間、即ち画像信号の第 1 フレームの期間においては、符合 t 1 , t 2 , t 3 , t 4 , t 5 , t 6 , t 7 で示す各タイミングで (C) ノ 30 イズが画像信号に重畳することになる。これにより、撮像素子 2 1 からの信号 (画像信号) はノイズが混入した状態になる (図 4 D 参照) 。

【 0 0 5 5 】

ここで、上述の (1) 式で示す関係が成立するような設定がなされていると、(C) ノイズは、(A) 垂直同期信号 V D に対して常に同じ位置で発生する固定パターンノイズとなる。

【 0 0 5 6 】

同様に、次の第 2 フレームの期間 (符合 t 7 ~ t 1 3 で示す期間) では、符合 t 8 , t 9 , t 1 0 , t 1 1 , t 1 2 , t 1 3 で示す各タイミングで (C) ノイズが画像信号に重 40 畳することになる。これにより、撮像素子 2 1 からの画像信号はノイズが混入した状態になる (図 4 D 参照) 。

【 0 0 5 7 】

以下同様に、(B) 体外コイル 3 a の駆動波形に同期して (C) ノイズ C が発生し、これが画像信号に重畳することになる。この場合の (C) ノイズは、各フレーム毎に常に同じ位置に発生する。

【 0 0 5 8 】

このように、本実施形態においては、上述の (1) 式による設定を行なうことで、例えば個々のフレームにおいてビートノイズが発生したとしても、個々の発生ノイズは、(A) 垂直同期信号 V D に同期していることから、各フレーム内におけるノイズの位置は、常に同じ位置となる。したがって、この場合においては、ノイズは目立ち難いものとなって 50

いる。したがって、観察画像に対するノイズの悪影響は抑止されていることになる。

【0059】

上述の例では、(B)体外コイル3aの駆動周波数 $\phi CLK1$ を、画像表示装置5の(A)垂直同期信号の駆動周波数 ϕVD の整数倍に設定することによって、ビートノイズの悪影響を低減するようにしている。

【0060】

これとは別の例としては、例えば(B)体外コイル3aの駆動周波数 $\phi CLK1$ を、画像表示装置5の水平同期信号HDの駆動周波数 ϕHD 又は水平同期信号HDの駆動周波数 ϕHD と垂直同期信号VDの駆動周波数 ϕVD との最小公倍数の整数倍になるように設定しても、全く同様にビートノイズの悪影響を低減させるという効果を得られるのは明白である。 10

【0061】

以上説明したように上記第1の実施形態によれば、カプセル内視鏡2に電力を供給するための体外コイル3aの駆動周波数を、画像表示装置5の同期信号の整数倍に設定することによって、撮像手段による撮像動作中に体外コイル3aを駆動させた場合でも、ビートノイズの悪影響を低減することができる。したがって、これにより、高画質の観察画像を得ることができ、よって信頼性の高いカプセル内視鏡システム1を実現することができる。

【0062】

また、体腔内に挿入されて使用中のカプセル内視鏡2に対して無線給電方式で電力を供給する体外コイル3aの駆動周波数を、画像表示装置5の水平同期信号HD又は水平同期信号HDの駆動周波数 ϕHD と垂直同期信号VDの駆動周波数 ϕVD との最小公倍数の整数倍に設定することによっても、同様にビートノイズの悪影響を低減することができ、よって同様の効果を得ることができる。 20

【0063】

なお、上述の第1の実施形態においては、体外コイル3aの駆動周波数 $\phi CLK1$ と画像表示装置5の垂直同期信号VDの駆動周波数 ϕVD とを同期させた場合の例を示しているが、同様の効果を得るためには、必ずしも両者($\phi CLK1$ と ϕVD)を同期させる必要は無く、例えば駆動周波数 $\phi CLK1$ と駆動周波数 ϕVD との間に、上記(1)式で示す関係が成立する設定となっていればよい。 30

【0064】

また、上述の第1の実施形態において示すように、上記(1)式に基いて体外コイル3aの駆動周波数を設定すると、各フレーム毎の同じ位置にビートノイズが発生し、その結果、固定パターンノイズが生じることになる。

【0065】

そこで、この固定パターンノイズを除去するために、例えば照明部23を動作させる前の段階で撮像手段による撮像動作を実行してビートノイズ成分に相当する信号を取得した後、これを例えば信号処理部24等が有する内部メモリ等(特に図示せず)に一時的に記憶させておいて、通常の撮像動作を実行する。そして、通常の撮像動作により取得した画像信号から予め取り込んでおいたノイズ信号を差し引く信号処理を信号処理部24において行なう。このような信号処理を実行することによって、ビートノイズを完全に排除した形態の画像信号を生成することも可能である。 40

【0066】

次に、本発明の第2の実施形態のカプセル内視鏡システムについて、以下に説明する。

【0067】

図5は、本実施形態のカプセル内視鏡システムにおける画像表示装置の(A)垂直同期信号(VD)と、(B)撮像素子の走査用クロックCLK2と、(C)無線給電装置の体外コイルの駆動用クロックCLK1と、(D)体外コイルの駆動波形に同期して発生するノイズ信号と、(E)カプセル内視鏡の撮像素子からの信号にノイズが混入した状態の撮像信号の様子と、をそれぞれ示すタイミングチャートである。 50

【 0 0 6 8 】

本実施形態のカプセル内視鏡システムにおいては、その全体構成及びこれに適用されるカプセル内視鏡の内部構成等、各構成部材の詳細は、上述の第 1 の実施形態と全く同様の構成であって、電気的な制御のみが異なるものである。したがって、本実施形態を説明するのに際しては、上述の第 1 の実施形態で用いた図 1 ~ 図 3 を参照し、各構成部材を示す際には、上述の第 1 の実施形態と同じ符号を用いるものとする。

【 0 0 6 9 】

本実施形態においては、図 5 に示すように、(C) 体外コイル 3 a の駆動用クロック C L K 1 は、撮像素子 2 1 から出力される信号を順次読み出すための (B) 撮像素子走査用クロック C L K 2 の整数分の 1 によって駆動するように設定されている。

10

【 0 0 7 0 】

即ち、本実施形態において、(C) 体外コイル 3 a の駆動用周波数 ϕ C L K 1 と撮像素子 2 1 の各画素からの信号を読み出す (B) 撮像素子走査用クロックの周波数 ϕ C L K 2 との間には、次に示す (2) 式の関係が成立するように設定されている。

【 0 0 7 1 】

$$\phi \text{ C L K } 1 = \phi \text{ C L K } 2 \times (1 / n) \quad \dots \dots (2)$$

なお、上記 (2) 式において、 n = 整数である。

【 0 0 7 2 】

図 5 に示す例は、 $n = 2$ の場合を示している。つまり、本例は、無線給電装置 3 の (C) 体外コイル 3 a の駆動用クロックの周波数 ϕ C L K 1 は、カプセル内視鏡 2 の (B) 撮像素子 2 1 の走査用クロック ϕ C L K 2 の二分の一 ($1 / 2$) となる場合の例示である。

20

【 0 0 7 3 】

換言すれば、カプセル内視鏡 2 の (B) 撮像素子 2 1 の走査用クロック ϕ C L K 2 が、(C) 体外コイル 3 a の駆動用クロックの周波数 ϕ C L K 1 (C) の 2 倍となる場合の例示である。

【 0 0 7 4 】

本実施形態においては、図 5 の符合 t_1 で示す時点で、(B) 撮像素子 2 1 の走査用クロック C L K 2 の立ち上がりタイミングと (C) 体外コイル 3 a の駆動用クロック C L K 1 の立ち上がりタイミングとが一致するように設定されている。

【 0 0 7 5 】

そして、(C) 体外コイル 3 a の駆動周波数 ϕ C L K 1 は、(B) 撮像素子 2 1 の走査用クロック周波数の二分の一の周波数であることから、図 5 の符合 t_3 で示す時点において、(B) 撮像素子 2 1 の走査用クロック C L K 2 の立ち上がりタイミングと (C) 体外コイル 3 a の駆動用クロックの周波数 C L K 1 の立ち上がりタイミングとが再度一致するようになっている。

30

【 0 0 7 6 】

以降、同様に図 5 の符合 t_5 , t_7 の各時点で (C) 体外コイル 3 a の駆動用クロック C L K 1 と (B) 撮像素子 2 1 の走査用クロック C L K 2 のクロック周波数の立ち上がり時期 (タイミング) が一致するように設定されている。

【 0 0 7 7 】

図 5 において、体外コイル 3 a の駆動波形における立ち上がり時及び立ち下がり時の各タイミングに同期して (D) ノイズが発生するものと仮定する。

40

【 0 0 7 8 】

このとき、図 5 の符合 $t_1 \sim t_7$ の期間、即ち画像信号の第 1 フレームの期間においては、符合 t_1 , t_2 , t_3 , t_4 , t_5 , t_6 , t_7 で示す各タイミングで (D) ノイズが撮像素子からの画像信号に重畳することになる。これにより、撮像素子 2 1 からの画像信号には、ノイズが混入した状態になる (図 5 の符合 E 参照) 。なお、この場合においては、各タイミング時に発生する各ノイズの大きさは異なる。

【 0 0 7 9 】

同様に、次の第 2 フレームの期間 (符合 $t_7 \sim t_{13}$ の期間) では、符合 t_8 , t_9 ,

50

t 1 0 , t 1 1 , t 1 2 , t 1 3 で示す各タイミングで (D) ノイズが撮像素子 2 1 からの画像信号に重畳する。これにより、撮像素子 2 1 からの画像信号には、ノイズが混入した状態になる (図 5 の符号 E 参照) 。

【 0 0 8 0 】

以下同様に、(D) 体外コイル 3 a の駆動波形に同期して発生するノイズが撮像素子 2 1 からの画像信号に重畳することになる。この場合の (D) ノイズは、各フレームで同じ位置に発生する。

【 0 0 8 1 】

このように、上記 (2) 式の関係が成立するように体外コイル 3 a の駆動周波数を設定すると、体外コイル 3 a から放射されるノイズは、撮像素子 2 1 から出力される画像信号の特定の同じ箇所に発生する。このように発生するノイズは、画像信号に同期せずに発生するビートノイズに比べて目立たないものである。したがって、ビートノイズの発生した状態の観察画像に比べてノイズの悪影響を低減させた観察画像を得ることができる。

10

【 0 0 8 2 】

以上説明したように上記第 2 の実施形態によれば、カプセル内視鏡 2 に電力を供給するための無線給電装置 3 の (C) 体外コイル 3 a の駆動周波数が、カプセル内視鏡 2 の (B) 撮像素子 2 1 の走査用クロックの整数分の一 ($1/n$: $n =$ 整数) となるように設定することによって、撮像手段による撮像動作中に体外コイル 3 a を駆動させた場合でも、ビートノイズの悪影響を低減することができる。したがって、これにより、高画質の観察画像を得ることができ、信頼性の高いカプセル内視鏡システム 1 を実現できる。

20

【 0 0 8 3 】

なお、本実施形態においては、 $n = 2$ とした場合を例に挙げて説明しているが、これに限ることはなく、上記 (2) 式の関係が成立する整数 n を設定することで、ビートノイズの発生を抑えることができ、全く同様の効果を得ることができる。

【 0 0 8 4 】

また、本実施形態においては、体外コイル 3 a の駆動用クロック C L K 1 の立ち上がり時及び立ち下がり時と撮像素子 2 1 の走査用クロック C L K 2 の立ち上がり時とが一致するようなタイミングを設定した場合の例を説明しているが、これに限ることはない。

【 0 0 8 5 】

即ち、(C) 体外コイル 3 a の駆動用クロック C L K 1 の立ち上がり時及び立ち下がり時と (B) 撮像素子 2 1 の走査用クロック C L K 2 の立ち上がり時との両者のタイミングが立ち上がり時点で一致する設定とする必要は必ずしもなく、上記 (2) 式に示す関係が成立するように (C) 体外コイル 3 a の駆動周波数 ϕ C L K 1 の設定を行なうことで、同様の効果を得ることができる。

30

【 0 0 8 6 】

さらに、上述の第 1 の実施形態と同様に、固定パターンノイズとなったビートノイズを一旦メモリに取り込んだ後、観察画像信号からビートノイズ成分を差し引く信号処理を施すことによって、ビートノイズの影響を完全に排除することも可能である。

【 0 0 8 7 】

そして、本実施形態においては、(C) 体外コイル 3 a の駆動周波数 ϕ C L K 1 が (B) 撮像素子 2 1 の走査用周波数の二分の一となる設定例を示しているが、これに限らず、例えば、(C) 体外コイル 3 a の駆動周波数 ϕ C L K 1 が (B) 撮像素子 2 1 の走査用周波数の整数倍となるような設定としても、同様の効果を得ることができる。

40

【 0 0 8 8 】

次に、本発明の第 3 の実施形態のカプセル内視鏡システムについて、以下に説明する。

【 0 0 8 9 】

本実施形態のカプセル内視鏡システムにおいては、その全体構成及びこれに適用されるカプセル内視鏡の内部構成等、各構成部材の詳細は、上述の第 1 の実施形態と全く同様の構成であって、電気的な制御のみが異なるものである。したがって、本実施形態を説明するのに際しては、上述の第 1 の実施形態で用いた図 1 ~ 図 3 を参照し、各構成部材を示す

50

際には、上述の第 1 の実施形態と同じ符合を用いるものとする。

【0090】

本発明の第 3 の実施形態のカプセル内視鏡システム 1 は、カプセル内視鏡 2 が動作している期間、即ち照明手段である照明部 23（符合 A；照明用 LED）と、撮像手段である撮像素子 21（符合 B）と、信号処理手段である信号処理部 24（符合 C）と、送信手段の一部である送信アンテナ部 27（符合 D）とが動作している間は、非常用バッテリー 28 の電力を用いてカプセル内視鏡 2 を動作させる。その一方で、カプセル内視鏡 2 が動作していない期間には、受電アンテナ部 12（符合 E）と充電手段のみを動作させ、これに連動して、体外コイル 3a（符合 G）を駆動させることで、カプセル内視鏡 2 の側では、充電手段を用いて非常用バッテリー 28 の充電を行なうような制御を実行するようにしている。 10

【0091】

図 6 は、本発明の第 3 の実施形態のカプセル内視鏡システムにおける主要構成部の動作タイミングチャートである。この図 6 において、各線図（A～G）に示されるハイ（High）の期間で、カプセル内視鏡 2 の各構成部が動作することを示している。

【0092】

本実施形態のカプセル内視鏡システム 1 の動作は、まず、図 6 の符合 t1 で示す時点において、カプセル内視鏡 2 の撮像素子 21（B）が撮像動作を開始する。続いて、照明部 23（A：照明用 LED）が発光動作を開始する。

【0093】

すると、図 6 の符合 t2～t4 の期間に信号処理部 24（C）は、撮像素子 21（B）からの信号を受けて、所定の信号処理動作を実行した後、生成された画像データ信号を出力する。 20

【0094】

これを受けて送信アンテナ部 27（D）は、体外に設置された受信装置 4 の受信アンテナ 4a（F）に向けて画像データ信号を送信する送信動作を実行する。

【0095】

受信装置 4（F）は、これを受けて図 6 の符合 t4～t5 の期間において当該画像データ信号の受信動作を行なう。そして、受信装置 4（F）は、受信アンテナ 4a（F）を介して受信した画像データ信号の復調処理等の信号処理を行なった後、画像表示装置 5 へと伝送する。これを受けて、画像表示装置 5 は表示動作を実行する。 30

【0096】

次に、図 6 の符合 t6 の時点で、撮像素子 21（B）は、同様の撮像動作を開始し、以下、上述の流れによって画像表示装置 5 への観察画像の表示が行なわれる。これにより、画像表示装置 5 には観察画像が表示され続ける。

【0097】

一方、図 6 の符合 t5 の時点で、受信装置 4 は受信動作を終了すると同時に、体外コイル 3a（G）は、体内のカプセル内視鏡 2 に対して無線給電方式による電力の供給動作、即ち無線給電動作を実行する。この体外コイル 3a（G）による給電動作は、図 6 の符合 t6 で示す時点で撮像素子 21（B）が次の撮像動作を開始するまでの期間継続して実行される。 40

【0098】

この体外コイル 3a（G）の無線給電動作中には、カプセル内視鏡 2 の受電アンテナ部 12（E）による受電動作と、この受電動作による受電した電力を非常用バッテリー 28 へと供給し充電手段によって充電する充電動作が実行される。これにより、体外コイル 3a から供給された電力が、受電アンテナ部 12（E）を介して非常用バッテリー 28 へと供給され、これにより非常用バッテリー 28 は充電される。

【0099】

そして、体外コイル 3a は、図 6 の符合 t6～t7 で示す期間において動作を停止する。この符合 t6～t7 で示す期間は、非常用バッテリー 28 に充電されている電力がカプ 50

セル内視鏡 2 の各構成部材へと供給される。

【0100】

このように本実施形態におけるカプセル内視鏡システム 1 は、カプセル内視鏡 2 が動作する期間は、非常用バッテリー 28 の電力のみを用いてカプセル内視鏡 2 を動作させる一方、カプセル内視鏡 2 の各構成部が動作していない期間には、体外コイル 3a を駆動して無線給電動作を行ない非常用バッテリー 28 の充電動作を行なうような制御がなされる。

【0101】

したがって、これにより、上記第 3 の実施形態によれば、体外コイル 3a の動作中には、撮像手段による撮像動作が行なわれないので、カプセル内視鏡 2 の撮像手段により取得される画像データ信号に基いて表示される観察画像にビートノイズが発生することを抑止

10

【0102】

換言すれば、カプセル内視鏡 2 に対して無線給電方式により電力を供給する体外コイル 3a は、カプセル内視鏡 2 が動作していない期間にのみ動作するように設定されていることによって、カプセル内視鏡 2 の撮像手段によって取得される画像データ信号にノイズが混入することを抑止することができる。よって、当該画像データ信号に基づいて表示される観察画像にビートノイズが発生すること低減することができる。したがって、本実施形態によれば、常に良好な画質の観察画像を得ることができると同時に、信頼性の高いカプセル内視鏡システムを実現することができる。

【0103】

以上説明したように、本発明によれば、体内に嚥下したカプセル内視鏡に対して体外コイルを用いて無線給電方式により電力を供給するカプセル内視鏡システムにおいて、体外コイルの駆動周波数をカプセル内視鏡の撮像素子の走査用クロックの周波数の整数分の 1 に設定することにより、または、体外コイルの駆動周波数を画像表示装置の同期信号の整数倍に設定することによって、カプセル内視鏡の撮像動作により取得された画像信号に対してノイズが混入することを抑止することで、カプセル内視鏡の撮像動作によって取得された画像データ信号に基いて表示される観察画像に対するビートノイズの悪影響を低減することができる。

20

【0104】

また、カプセル内視鏡が動作していない期間にのみ、体外コイルを駆動させるようにして、この期間に充電手段を用いて非常用バッテリーに対する充電動作を行なう一方、カプセル内視鏡が動作している期間には、非常用バッテリーに充電済みの電力を用いてカプセル内視鏡を動作させることにより、ビートノイズの発生を防ぐことができる。

30

【0105】

したがって、高画質の撮影画像を得ることができると共に、高い信頼性を確保したカプセル内視鏡システムを実現することができる。

【0106】

なお、本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能であることは勿論である。

【図面の簡単な説明】

40

【0107】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態のカプセル内視鏡システムの概略を示す全体構成図。

【図 2】図 1 のカプセル内視鏡システムにおけるカプセル内視鏡の内部構成を断面で示す縦断面図。

【図 3】図 2 の [11] - [11] 線に沿う断面図。

【図 4】図 1 のカプセル内視鏡システムにおいて、画像表示装置の垂直同期信号 VD (A) と無線給電装置の体外コイルの駆動用クロック CLK1 (B) と体外コイルの駆動波形に同期して発生するノイズ信号 (C) とノイズが混入した状態の撮像信号 (D) との各信号の出力タイミングをそれぞれ示すタイミングチャート。

【図 5】本発明の第 2 の実施形態のカプセル内視鏡システムにおけるタイミングチャート

50

。

【図 6】本発明の第 3 の実施形態のカプセル内視鏡システムにおけるタイミングチャート

。

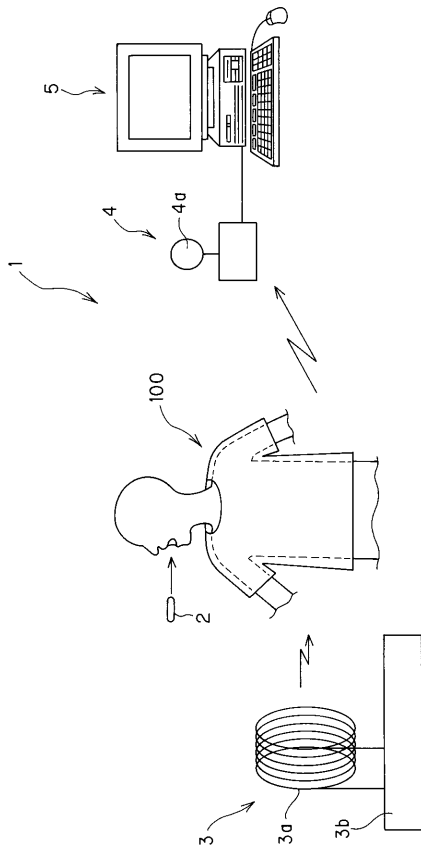
【図 7】従来のカプセル内視鏡システムにおける観察画像に対するノイズ発生のメカニズムを説明する図。

【符号の説明】

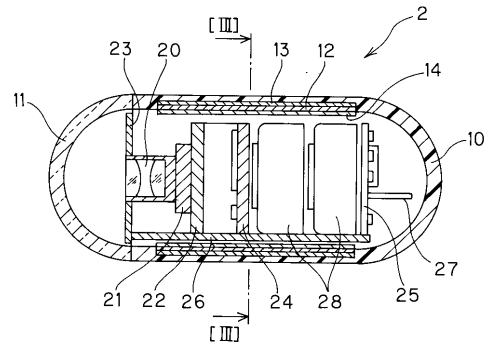
【 0 1 0 8 】

1	カプセル内視鏡システム	
2	カプセル内視鏡	
3	無線給電装置	10
3 a	体外コイル	
3 b	体外コイル駆動装置	
4	受信装置	
4 a	受信アンテナ	
5	画像表示装置	
1 0	密閉カプセル部	
1 1	透明カバー部	
1 2	受電アンテナ部	
1 3	アンテナ配線	
1 4	シールド部材	20
2 0	撮像光学系	
2 1	撮像素子	
2 2	撮像素子駆動制御部	
2 3	照明部	
2 4	信号処理部	
2 5	変調送信アンブ部	
2 6	電気基板	
2 7	送信アンテナ部	
2 8	非常用バッテリー	
1 0 0	被検体	30

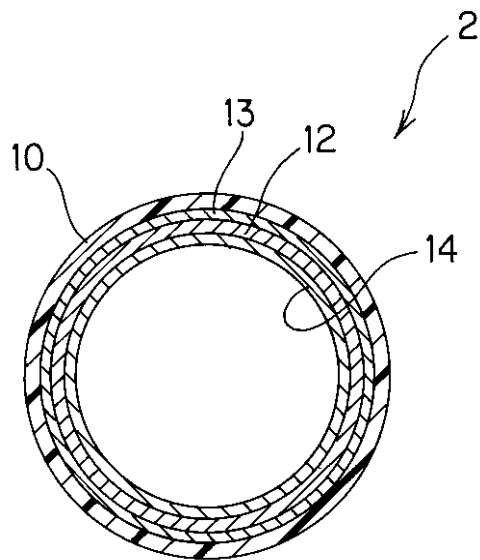
【図 1】



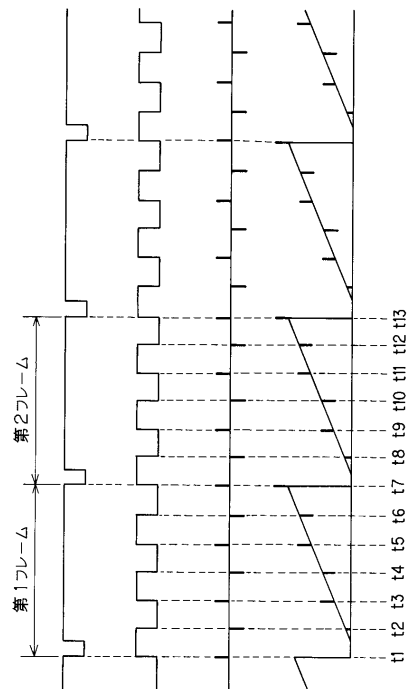
【図 2】



【図 3】

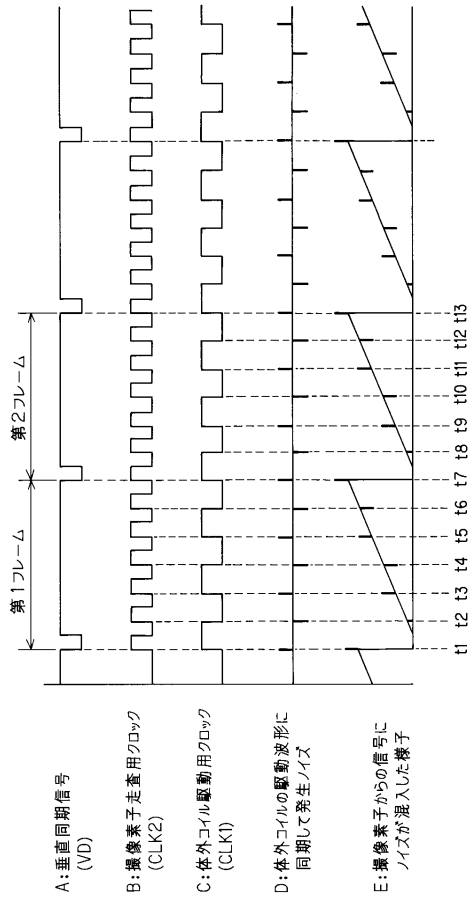


【図 4】

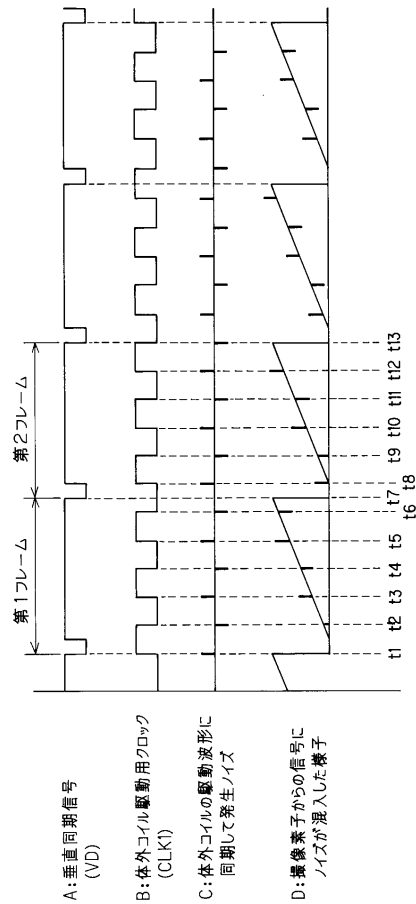


- A: 垂直同期信号 (VD)
- B: 体外コイル駆動用クロック (CLKI)
- C: 体外コイルの駆動波形に同期して発生ノイズ
- D: 撮像素子からの信号にノイズが混入した様子

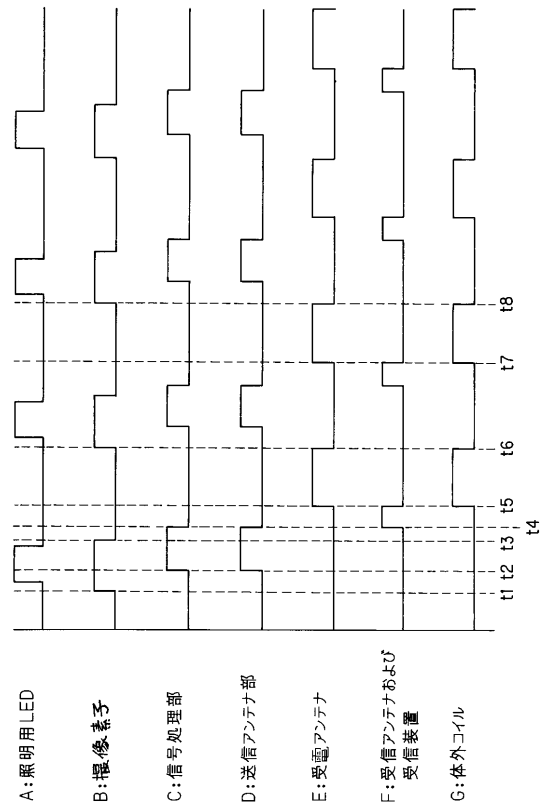
【図 5】



【図 7】



【図 6】



专利名称(译)	胶囊内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2007325866A	公开(公告)日	2007-12-20
申请号	JP2006161450	申请日	2006-06-09
[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	宫原秀治 中村力		
发明人	宫原 秀治 中村 力		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00016 A61B5/073 A61B5/7203 A61B2562/162		
FI分类号	A61B1/04.362.J A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.610 A61B1/00.680 A61B1/00.683 A61B1/045.611 H02J17/00.B H02J17/00.X H02J50/10		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC09 4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/NN03 4C061/UU06 4C061/UU08 4C061/UU09 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/GG28 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/NN03 4C161/UU06 4C161/UU07 4C161/UU08 4C161/UU09		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4948049B2		

摘要(译)

通过无线方式的胶囊型内窥镜系统中的外部线圈设计无线电电源控制方法，用于抑制差拍噪声的胶囊型内窥镜系统用于以无线方式将电力供应到胶囊型内窥镜可以显示与良好的图像质量的观察图像提供。一种图像拾取装置，包括：图像拾取装置，用于拾取由照明单元照射的部分的图像;信号处理单元，用于对从图像拾取单元输出的图像信号进行信号处理当一个发射装置27，用于发送由所述信号处理装置所处理的图像信号，电力接收单元，接收功率的天线12无线发送的胶囊型内窥镜和充电装置，用于将备用电池28 2进行充电时，与用于向胶囊型内窥镜进行无线传输的外部线圈3a，以及用于使胶囊型内窥镜到显示捕捉的图像和外部线圈的显示单元5中，同步信号是在显示单元的频率的整数倍如图1所示。点域4

