

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5377488号
(P5377488)

(45) 発行日 平成25年12月25日 (2013.12.25)

(24) 登録日 平成25年10月4日 (2013.10.4)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 F 2/18 (2006.01)	A 6 1 F 2/18
A 6 1 F 11/00 (2006.01)	A 6 1 F 11/00 3 2 0
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 2 D

請求項の数 8 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2010-520141 (P2010-520141)	(73) 特許権者	507417101
(86) (22) 出願日	平成20年7月30日 (2008.7.30)		メドーエル エレクトロメディジニシェ
(65) 公表番号	特表2010-535582 (P2010-535582A)		ゲラテ ゲーエムペーハー
(43) 公表日	平成22年11月25日 (2010.11.25)		オーストリア国 アー—6 0 2 0 インス
(86) 国際出願番号	PCT/US2008/071520		ブルック, フュルステンヴェーク 7 7
(87) 国際公開番号	W02009/023435		アー
(87) 国際公開日	平成21年2月19日 (2009.2.19)	(74) 代理人	100078282
審査請求日	平成23年6月9日 (2011.6.9)		弁理士 山本 秀策
(31) 優先権主張番号	60/955,063	(74) 代理人	100062409
(32) 優先日	平成19年8月10日 (2007.8.10)		弁理士 安村 高明
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100113413
			弁理士 森下 夏樹
		(72) 発明者	バウムガートナー, ヨセフ
			オーストリア国 アー—6 1 7 5 ランゲ
			ン, オーベルドルフ 6 5
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 誘導リンクのためのパルス幅適合

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

移植された医療デバイスと通信するための信号プロセッサであって、
 該信号プロセッサは、外部プロセッサを備え、
 該外部プロセッサは、電磁場誘導リンクを使用して、該移植型医療デバイスからの正確なフィードバックテレメトリデータに¹⁰ 応答して、信号劣化を避け、信号検出口バスト性を最適化するために、所定のパルス幅持続時間の群から選択された調節可能なパルス幅持続時間を有する固定データビットレートにおいて、H I および L O W 論理状態のシーケンスを有する移植片データ信号を該移植された医療デバイスに伝送する、信号プロセッサ。

【請求項 2】

前記外部プロセッサは、伝送のために、3 M H z 乃至 3 0 M H z の高周波帯域無線周波数を使用する、請求項 1 に記載の信号プロセッサ。

【請求項 3】

前記移植片データ信号は、マンチェスターデータ符号化を使用する、請求項 1 に記載の信号プロセッサ。

【請求項 4】

前記移植された医療デバイスは、蝸牛移植デバイスである、請求項 1 に記載の信号プロセッサ。

【請求項 5】

移植された医療デバイスと通信するための方法であって、

10

20

該方法は、

電磁場誘導リンクを使用して、該移植型医療デバイスからの正確なフィードバックテレメトリデータに応答して、信号劣化を避け、信号検出口バスト性を最適化するために、所定のパルス幅持続時間の群から選択された調節可能なパルス幅持続時間を有する固定データビットレートにおいて、H IおよびL O W論理状態のシーケンスを有する移植片データ信号を該移植された医療デバイスに伝送すること

を備える、方法。

【請求項 6】

前記伝送することは、3 M H z 乃至 3 0 M H z の高周波帯域無線周波数においてである、請求項 5 に記載の方法。

10

【請求項 7】

前記移植片データ信号は、マンチェスターデータ符号化を使用する、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 8】

前記移植された医療デバイスは、蝸牛移植デバイスである、請求項 5 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本出願は、2007年8月10日に提出された米国仮特許出願第60/955,063号の優先権を主張し、それは本明細書に参考として援用される。

20

【0002】

(本発明の分野)

本発明は、移植型医療デバイスと併用するためのデジタルデータおよびエネルギー伝送方法に関し、より具体的には、ランダム変動および未知のパラメータに対してよりロバストにするためのデータ信号の信号調節に関する。

【背景技術】

【0003】

(背景技術)

多くの移植型医療デバイスは、移植片のための電源としても作用し得る、外部から生成されたデータ信号を受信する。通常、データ信号は、電磁場誘導リンクを介して、高周波(H F)無線周波数(R F)帯域(3 - 3 0 M H z)内の近距離無線通信(N F C)を使用するようなシステムにおいて転送される。例えば、磁場誘導(M F I)リンクは、2つの整列されたコイル(1つは外部、1つは内部)間の変圧器型誘導に基づいて、外部信号プロセッサと移植されたデバイスとの間でデータを送受信可能である。

30

【0004】

そのような用途における外部信号プロセッサは、自己動力イニシエータ(例えば、バッテリーによって)として考えられ得、移植されたデバイスは、伝送されるR Fデータ信号から電気エネルギーを抽出することによって、M F Iリンクを通して遠隔に電力供給される、非自己動力標的デバイスである。移植されたデバイスは、外部コマンドにตอบสนองして、例えば、移植されたデバイスにより伝送される信号の負荷変調によって、テレメトリフィードバックデータを提供可能である。次いで、外部信号プロセッサ内のテレメトリ回路は、この負荷変調されたR Fフィードバック信号を復調可能である。

40

【0005】

デジタルデータ伝送は、概して、あるRビット/秒の固定データビットレートにおいて生じる。図1は、オン/オフ・キーイング(O O K)変調(振幅シフトキーイング(A S K)の特例)を使用して、イニシエータデバイスから標的デバイスに伝送される、論理O N EおよびZ E R O(おそらくは、符号化される)としてのデータビットの単純事例を示す。図1の下図に見られるように、R F搬送波信号は、通常、H F帯域内の基本周波数(f_c)を伴う正弦波である。データビットレートは、通常、1秒あたり $f_c/10$ ビット

50

以下である。低電力制約下、クラス E 増幅器等の非線形電力増幅器 (P A) は、図 1 の下図に示される波形を発生させるイニシエータデバイスにおいて、ベースバンド信号を変調および増幅する。変調された O O K 信号の復調および検出は、標的デバイスにおいて生じ、図 1 の上図に示される信号を発生させる。

【 0 0 0 6 】

低複雑度制約下、復調および検出は、非コヒーレントスキームを利用する。すなわち、比較的に実装が複雑である位相ロックループ (P L L) およびコスタスループに基づくコヒーレントスキームとは対照的に、非コヒーレントアプローチでは、復調は、R F 搬送波を回復させずに行なわれ、検出は、オリジナルタイミングを回復させずに行なわれる。図 1 に示される実施例では、ベースバンド信号は、プラス (マイナス) の過渡が論理 O N E (Z E R O) を示し、中央ビットにおける信号遷移が存在するように、マンチェスター方式で符号化される。ビットストリームとは無関係に、マンチェスター符号化方式に固有として、2 つの状態のみ可視である (倍幅 H I (倍幅 L O) または単幅 H I (単幅 L O)) ことに留意されたい。

【 0 0 0 7 】

非同期オーバーサンプリングおよびカウンティング (O & C) アルゴリズムに基づく、低複雑度検出方法が、一般的に使用されるが、これらは、変動に対してあまりロバストではない。非同期オーバーサンプリングでは、復調された信号は、エンコードクロックとは関連がないクロックによって、1 秒あたりある k R サンプル (k は、通常、3 を超える数) でサンプリングされる (クロック間の周波数または位相関係は課されない) 。カウンティングアルゴリズムは、H I (L O) 状態にあるサンプルをカウントし、固定決定間隔 (すなわち、整数の離散集合) に基づいて、現在のカウントが倍幅 H I (倍幅 L O) または単幅 H I (単幅 L O) を示すかどうか決定する。論理 O N E / Z E R O ストリーム (すなわち、非ゼロ復帰ストリーム (N R Z ストリーム)) への復号がすぐに続く。データ検出は、特許文献 1、特許文献 2、特許文献 3、および特許文献 4 に詳細に論じられており、その内容は、本明細書に参考として援用される。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【 特許文献 1 】 米国特許第 5 , 7 4 1 , 3 1 4 号明細書

【 特許文献 2 】 米国特許第 6 , 6 0 0 , 9 5 5 号明細書

【 特許文献 3 】 米国特許第 4 , 3 6 1 , 8 9 5 号明細書

【 特許文献 4 】 米国特許第 6 , 6 2 8 , 2 1 2 号明細書

【 発明の概要 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 9 】

(本発明の概要)

本発明の実施形態は、移植された医療デバイスと通信するための信号プロセッサを対象とする。外部プロセッサは、固定データビットレートにおいて、H I および L O W 論理状態のシーケンスを有する移植片データ信号を移植された医療デバイスに伝送する。H I および L O W 論理状態のパルス幅持続時間は、移植型医療デバイスからのフィードバックテレメトリデータに応答して、調節可能である。

【 0 0 1 0 】

特定の実施形態では、外部プロセッサは、3 M H z 乃至 3 0 M H z の高周波帯域無線周波数を伝送するために、電磁場誘導リンクを使用してもよい。移植片データ信号は、マンチェスターデータ符号化方式を使用して符号化されてもよい。調節可能なパルス幅持続時間は、所定のパルス幅持続時間の群から選択されてもよい。

【 0 0 1 1 】

上述の実施形態のうちのいずれかにおいて、移植された医療デバイスは、蝸牛移植デバイスであってもよい。

本発明は、例えば、以下の項目も提供する。

(項目 1)

移植された医療デバイスと通信するための信号プロセッサであって、
該信号プロセッサは、該移植型医療デバイスからのフィードバックテレメトリデータに
応答して、データ転送を最適化するために、調節可能なパルス幅持続時間を有する固定デ
ータビットレートにおいて、H I および L O W 論理状態のシーケンスを有する移植片デー
タ信号を該移植された医療デバイスに伝送する外部プロセッサ
を備える、信号プロセッサ。

(項目 2)

前記外部プロセッサは、伝送のために、電磁場誘導リンクを使用する、項目 1 に記載の
信号プロセッサ。

10

(項目 3)

前記外部信号プロセッサは、伝送のために、3 M H z 乃至 3 0 M H z の高周波帯域無線
周波数を使用する、項目 1 に記載の信号プロセッサ。

(項目 4)

前記移植片データ信号は、マンチェスターデータ符号化方式を使用する、項目 1 に記載
の信号プロセッサ。

(項目 5)

前記調節可能なパルス幅持続時間は、所定のパルス幅持続時間の群から選択される、項
目 1 に記載の信号プロセッサ。

20

(項目 6)

前記移植された医療デバイスは、蝸牛移植デバイスである、項目 1 に記載の信号プロセ
ッサ。

(項目 7)

移植された医療デバイスと通信するための方法であって、
該方法は、該移植型医療デバイスからのフィードバックテレメトリデータに
データ転送を最適化するために、調節可能なパルス幅持続時間を有する固定データビット
レートにおいて、H I および L O W 論理状態のシーケンスを有する移植片データ信号を該
移植された医療デバイスに伝送すること
を備える、方法。

30

(項目 8)

前記伝送することは、電磁場誘導リンクを使用する、項目 7 に記載の方法。

(項目 9)

前記伝送することは、3 M H z 乃至 3 0 M H z の高周波帯域無線周波数においてである
、項目 7 に記載の方法。

(項目 10)

前記移植片データ信号は、マンチェスターデータ符号化方式を使用する、項目 7 に記載
の方法。

(項目 11)

前記調節可能なパルス幅持続時間は、所定のパルス幅持続時間の群から選択される、項
目 7 に記載の方法。

40

(項目 12)

前記移植された医療デバイスは、蝸牛移植デバイスである、項目 7 に記載の方法。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図 1】図 1 は、本明細書に記載される N F C システムにおける、データ伝送を示す。

【図 2】図 2 は、本発明の特定の実施形態による、システム内の種々の機能ブロックを示
す。

【図 3】図 3 は、特定の実施形態による、種々の波形デルタを使用するパルス幅適合を示
す。

50

【図 4】図 4 は、特定の実施形態による、波形デルタを最適化する際の種々のステップを示す。

【図 5】図 5 は、特定の実施形態における、種々の波形デルタを発生させるための回路論理の一実施例を示す。

【発明を実施するための形態】

【0013】

(特定の実施形態の詳細な説明)

蝸牛移植片等の移植型デバイスのために実装される近距離無線通信 (NFC) システムの場合、パラメータおよび条件の変動は、HF 信号の形状、したがって、HI および LO 論理状態の持続時間に大きく影響する。したがって、O & C アルゴリズムに基づく検出アルゴリズムのロバスト性は、オーバーサンプリング係数 (k) および決定間隔によって非常に制限される。k は、電力消費に大きく影響し (k が大きいほど、電力消費が大きくなる)、したがって、制限されるが、決定間隔は、自由設計パラメータである。ロバスト性を改善するために、決定間隔は、起動時の既知のトレーニングシーケンスが標的デコーダにおける最適間隔を設定する適合態様において、定義されてもよい。

【0014】

上述のように、通常の NFC システムは、以下によって特徴付けられ得る。

- ・ 受動的 NFC
- ・ イニシエータ
- ・ 誘導リンク
- ・ RF 正弦波の OOK 変調 (前方リンク)
- ・ 非コヒーレント復調および検出
- ・ 標的における負荷変調 (後方テレメトリリンク)

これらの制約下、コイル (D) 間の分離およびそれらの不整合が先験的に未知である場合 (ある既知間隔内において)、ロバスト検出アルゴリズムを実装する際の問題が困難となる。HF リンクの帯域幅 (B) および Q ファクター (Q) は、D に伴って変動し、したがって、伝送される HF 信号の形状も D に伴って変動する (振幅変動)。高 Q、したがって、低 B は、HF 信号の遷移時間を制限し、信号劣化をもたらす (符号間干渉を生じさせる)。加えて、電子構成要素、すなわち、離散構成要素による変動、または集積回路 (IC) 内のプロセス変動が考慮される場合、検出問題は、より困難となる。この種類の NFC システムは、とりわけ、医療移植片 (例えば、蝸牛移植片) 内のデータ伝送システム、非接触スマートカード、および、概して、RFID システムを含む。

【0015】

図 2 は、本発明の一特定の実施形態における、種々の機能ブロックを示す。外部プロセッサデバイスは、信号予調節器 201 を含み、起動時のイニシエータベースバンド信号の最適パルス幅を設定する。次いで、変調器 202 は、OOK 変調を使用して予調節されたベースバンド信号 (マンチェスター方式で符号化される) を符号化し、データ信号は、誘導リンク 203 によって、標的デバイスに伝送される。標的デバイス内では、受信された変調 OOK 信号は、復調器 204 および検出器 205 によって処理される。テレメトリフィードバックデータは、負荷変調器 206 によって符号化され、予調節器 201 内の制御クロック 208 による使用のために、テレメトリ回路 207 によって、イニシエータデバイス内で検出される。

【0016】

予調節器 201 では、「デルタ」と称される、HI 論理状態と LO 論理状態との間のパルス幅比は、図 3 に示されるように設定される。マンチェスター信号のビット持続時間は、同一のままであることに留意されたい。デルタは、制御クロック 208 によって、有限集合から選択される。デルタは、誘導リンク 203 を介して送信される、伝送される RF 信号の形状に直接影響し、したがって、決定間隔は、固定のままであることが可能である。

【0017】

制御クロック 208 内の状態機械は、図 4 に示されるように、PW デルタを設定するための特定の手順を実装する。システム起動後、制御クロック 208 は、第 1 のデルタを選択し、テストシーケンスを送信する（ステップ 401）。このトレーニングシーケンスは、標的の 1 つ以上のパラメータを設定してもよい。次いで、制御クロック 208 は、標的負荷変調器 206 によって送信される後方テレメトリ信号に基づいて、以前に設定されたパラメータを読み取るために、テレメトリコマンドを標的に送信する（ステップ 402）。ステップ 403 では、受信したパラメータが正確なものではない場合、標的における検出が失敗したと想定される（また、テレメトリチャネルがロバストなものであると想定される（通例である））。そうでなければ、検出は正確に機能し、このデルタは、格納されることが可能となり（ステップ 405）、テストシーケンスデルタが増加される（ステップ 405）。このプロセスは、テストシーケンス内のデルタのそれぞれに対し、繰り返される（ステップ 406）。全格納されたデルタから、1 つが、「最良」として選択される（おそらくは、任意に、例えば、最長間隔の中間のデルタ）。これによって、デルタ設定プロセスを完了し、システムは、通常動作モードに切り替わる（ステップ 408）。

【0018】

図 5 は、デルタを設定する、予調節ブロック 201 の可能な実装の一実施例を示す。ここでは、ビット信号 C1 および C2 は、現在のデルタを定義する。DATA IN は、マンチェスター信号によって与えられ、DATA OUT は、既に調節された信号である。DATA IN またはその反転バージョンは、C1 によって、マルチプレクサを通して選択される。この信号は、シフトレジスタ内に格納される。シフトレジスタ出力は、C2 によって、マルチプレクサを通して選択される。選択された信号は、オリジナル信号またはその反転バージョンによって、論理和処理される。OR ゲートの出力は、再び、C1 によって多重化される。

【0019】

本発明の実施形態は、任意の従来のコンピュータプログラミング言語で実装されてもよい。例えば、好ましい実施形態は、手続きプログラミング言語（例えば、「C」）またはオブジェクト指向プログラミング言語（例えば、「C++」、Python）で実装されてもよい。本発明の代替実施形態は、前もってプログラムされたハードウェア要素（例えば、ASIC または FPGA）、他の関連構成要素、あるいはハードウェアおよびソフトウェア構成要素の組み合わせとして、実装されてもよい。

【0020】

実施形態は、コンピュータシステムとの併用のためのコンピュータプログラム製品として実装可能である。そのような実装は、コンピュータ可読媒体（例えば、ディスク、CD-ROM、ROM、または固定ディスク）等の有形的表現媒体上に固定される、あるいは媒体を介してネットワークに接続される通信アダプタ等のモデムまたは他のインターフェースデバイスを経由してコンピュータシステムに伝送可能な、一連のコンピュータ命令を含んでもよい。媒体は、有形的表現媒体（例えば、光またはアナログ通信回線）、あるいは無線技術（例えば、マイクロ波、赤外線、または他の伝送技術）によって実装される媒体であってもよい。一連のコンピュータ命令は、システムに関連して本明細書に上述の機能の全部または一部を具現化する。当業者は、そのようなコンピュータ命令が、多くのコンピュータアーキテクチャまたはオペレーティングシステムとの併用のためのいくつかのプログラミング言語で書き込み可能であることを理解されたい。さらに、そのような命令は、半導体、磁気、光、または他のメモリデバイス等の任意のメモリデバイス内に格納されてもよく、光、赤外線、マイクロ波、または他の伝送技術等の任意の通信技術を使用して伝送されてもよい。そのようなコンピュータプログラム製品は、付属の印刷文書または電子文書（例えば、市販のソフトウェア）とともにリムーバブル媒体として流通される、コンピュータシステム（例えば、システム ROM または固定ディスク上）にあらかじめ搭載されている、あるいはネットワーク（例えば、インターネットまたはワールドワイドウェブ）を介して、サーバまたは電子掲示板から流通されてもよいことが期待される。当然ながら、本発明のいくつかの実施形態は、ソフトウェア（例えば、コンピュータプロ

10

20

30

40

50

グラム製品)およびハードウェアの両方の組み合わせとして実装されてもよい。本発明のさらに他の実施形態は、完全にハードウェアまたは完全にソフトウェア(例えば、コンピュータプログラム製品)として実装される。

【0021】

本発明の種々の例示的实施形態が開示されたが、種々の変更および修正が、本発明の真の範囲から逸脱することなく、本発明の利点の一部を達成するように成され得ることは、当業者には明白である。

(項目1)

移植された医療デバイスと通信するための信号プロセッサであって、

該信号プロセッサは、該移植型医療デバイスからのフィードバックテレメトリデータに
10 応答して調節可能なパルス幅持続時間を有する固定データビットレートにおいて、HIおよびLOW論理状態のシーケンスを有する移植片データ信号を該移植された医療デバイスに伝送する外部プロセッサ

を備える、信号プロセッサ。

(項目2)

前記外部プロセッサは、伝送のために、電磁場誘導リンクを使用する、項目1に記載の信号プロセッサ。

(項目3)

前記外部信号プロセッサは、伝送のために、3MHz乃至30MHzの高周波帯域無線
20 周波数を使用する、項目1に記載の信号プロセッサ。

(項目4)

前記移植片データ信号は、マンチェスターデータ符号化方式を使用する、項目1に記載の信号プロセッサ。

(項目5)

前記調節可能なパルス幅持続時間は、所定のパルス幅持続時間の群から選択される、項目1に記載の信号プロセッサ。

(項目6)

前記移植された医療デバイスは、蝸牛移植デバイスである、項目1に記載の信号プロセッサ。

(項目7)

移植された医療デバイスと通信するための方法であって、

該方法は、該移植型医療デバイスからのフィードバックテレメトリデータに
30 応答して調節可能なパルス幅持続時間を有する固定データビットレートにおいて、HIおよびLOW論理状態のシーケンスを有する移植片データ信号を該移植された医療デバイスに伝送すること

を備える、方法。

(項目8)

前記伝送することは、電磁場誘導リンクを使用する、項目7に記載の方法。

(項目9)

前記伝送することは、3MHz乃至30MHzの高周波帯域無線周波数においてである
40 、項目7に記載の方法。

(項目10)

前記移植片データ信号は、マンチェスターデータ符号化方式を使用する、項目7に記載の方法。

(項目11)

前記調節可能なパルス幅持続時間は、所定のパルス幅持続時間の群から選択される、項目7に記載の方法。

(項目12)

前記移植された医療デバイスは、蝸牛移植デバイスである、項目7に記載の方法。

【図 1】

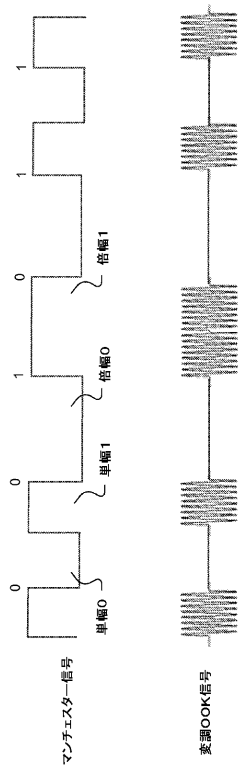


FIG. 1

【図 2】

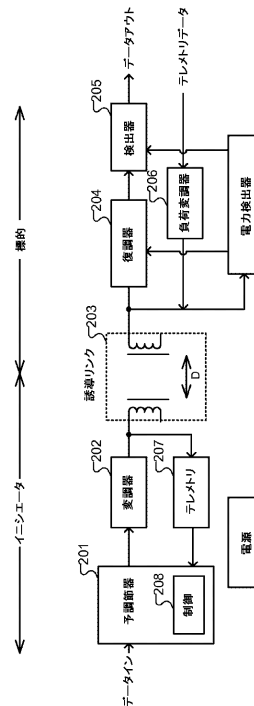


Fig. 2

【図 3】

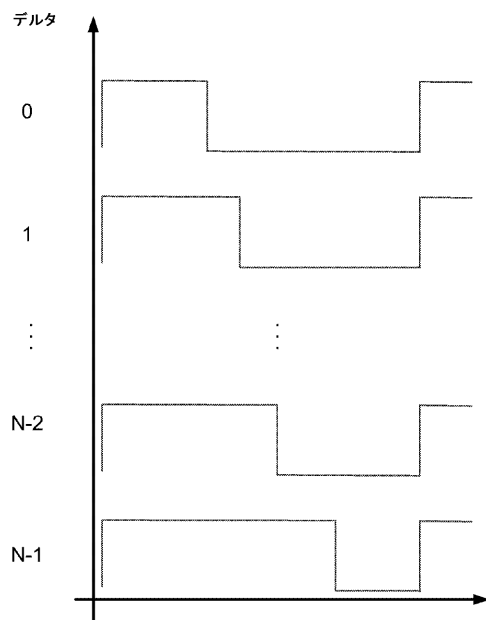


Fig. 3

【図 4】

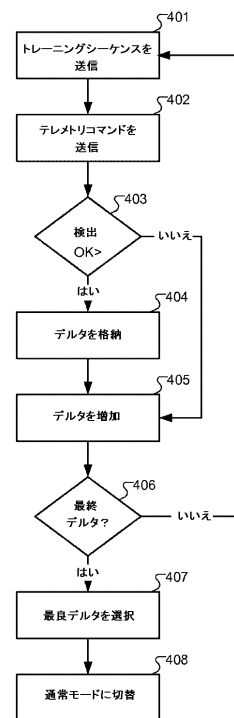
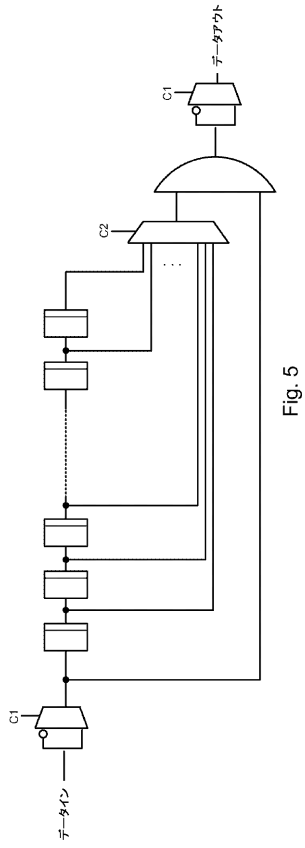


Fig. 4

【図 5】



フロントページの続き

- (72)発明者 ロドリゲス - ナヴァロ, ホセ
オーストリア国 アー - 6 5 3 4 セルフハウス, ウンテルガッセ 1 2
- (72)発明者 ストファネッラ, マルティン
オーストリア国 アー - 6 0 2 0 インスブルック, ロッサーハシュトラーセ 5
- (72)発明者 ミッテラー, アンドレアス
オーストリア国 アー - 6 0 2 0 インスブルック, シュレーンガッセ 1 アー

審査官 沖田 孝裕

- (56)参考文献 米国特許第0 6 0 7 3 0 5 0 (U S , A)
米国特許出願公開第2 0 0 4 / 0 0 3 9 4 2 3 (U S , A 1)
米国特許第0 6 1 6 7 3 1 0 (U S , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
- | | |
|---------|-----------|
| A 6 1 F | 2 / 1 8 |
| A 6 1 F | 1 1 / 0 0 |
| A 6 1 B | 5 / 0 0 |

专利名称(译)	用于感应链路的脉冲宽度适配		
公开(公告)号	JP5377488B2	公开(公告)日	2013-12-25
申请号	JP2010520141	申请日	2008-07-30
[标]申请(专利权)人(译)	MED-EL 电气医疗器械有限公司		
申请(专利权)人(译)	梅德福 - 厄尔尼诺电介质基尼切斯GERATE有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	梅德福 - 厄尔尼诺电介质基尼切斯GERATE有限公司		
[标]发明人	バウムガートナーヨセフ ロドリゲスナヴァロホセ ストファネツラマルティン ミッテラーアンドレアス		
发明人	バウムガートナー, ヨセフ ロドリゲス-ナヴァロ, ホセ ストファネツラ, マルティン ミッテラー, アンドレアス		
IPC分类号	A61F2/18 A61F11/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61N1/37211 A61N1/372 A61N1/37223 A61N1/3727		
FI分类号	A61F2/18 A61F11/00.320 A61B5/00.102.D		
代理人(译)	夏木森下		
优先权	60/955063 2007-08-10 US		
其他公开文献	JP2010535582A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

描述了一种用于与植入的医疗设备通信的信号处理器。外部处理器以固定的数据比特率向植入的医疗设备发送具有HI和LOW逻辑状态序列的植入数据信号。HI和LOW逻辑状态的脉冲宽度持续时间可响应于来自可植入医疗设备的反馈遥测数据而调整。

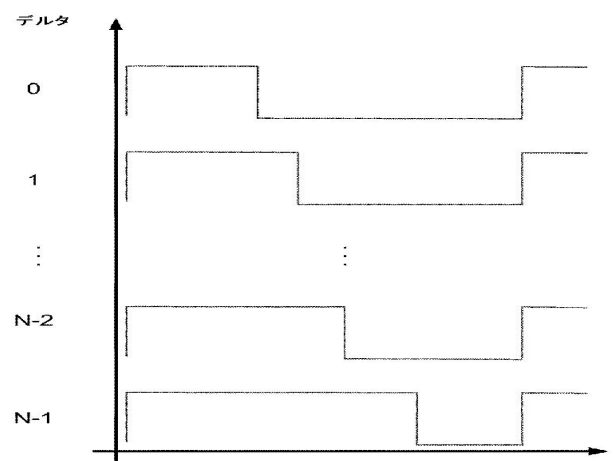


Fig. 3