

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5923837号
(P5923837)

(45) 発行日 平成28年5月25日 (2016. 5. 25)

(24) 登録日 平成28年4月28日 (2016. 4. 28)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 N 1/08 (2006. 01)
 A 6 1 N 1/39 (2006. 01)
 A 6 1 N 1/372 (2006. 01)
 A 6 1 F 9/007 (2006. 01)

A 6 1 N 1/08
 A 6 1 N 1/39
 A 6 1 N 1/372
 A 6 1 F 9/007 1 9 0 A
 A 6 1 F 9/007 1 9 0 Z

請求項の数 8 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2013-524948 (P2013-524948)
 (86) (22) 出願日 平成23年8月17日 (2011. 8. 17)
 (65) 公表番号 特表2013-534173 (P2013-534173A)
 (43) 公表日 平成25年9月2日 (2013. 9. 2)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2011/048026
 (87) 国際公開番号 W02012/024362
 (87) 国際公開日 平成24年2月23日 (2012. 2. 23)
 審査請求日 平成25年2月18日 (2013. 2. 18)
 (31) 優先権主張番号 61/374, 357
 (32) 優先日 平成22年8月17日 (2010. 8. 17)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 507213592
 ボストン サイエントフィック ニュー
 ロモデュレイション コーポレイション
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 1
 3 5 5 ヴァレンシア ライ キャニオン
 ループ 2 5 1 5 5
 (74) 代理人 100092093
 弁理士 辻居 幸一
 (74) 代理人 100082005
 弁理士 熊倉 禎男
 (74) 代理人 100088694
 弁理士 弟子丸 健
 (74) 代理人 100103609
 弁理士 井野 砂里

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 治療ネットワーク内の埋め込み可能医療デバイスの遠隔測定ベースの起動

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の埋め込み可能医療デバイスと通信するための外部デバイスであって、
 コントローラ回路と、

前記コントローラ回路に結合されるか又はその一部を含み、複数の埋め込み可能医療デバイスの各々に対する固有の起動信号及び関連付けられた固有のアドレスを含み、各起動信号は「0」と「1」の両方のデータビットを含むデータビット部分が繰り返されるものである、メモリと、

前記コントローラ回路に結合され、前記複数の埋め込み可能医療デバイスのうちの選択された1つに対応する前記複数の起動信号のうちの第1の起動信号を前記メモリから送信するように構成された送信機と、

前記第1の起動信号に応答して前記選択された埋め込み可能医療デバイスからの確認応答を受信するように構成された受信機と、

を含み、

前記送信機は、前記確認応答の受信の後に前記コントローラ回路からのデータを前記選択された埋め込み可能医療デバイスに送信するように更に構成され、該データには、前記第1の起動信号に関連付けられた前記複数のアドレスのうちの第1のものが付随する、

ことを特徴とする外部デバイス。

【請求項 2】

前記第1の起動信号は、連続的に送信されることを特徴とする請求項1に記載の外部デ

10

20

バイス。

【請求項 3】

前記第 1 の起動信号の前記連続送信は、ギャップを含有し、

前記受信機は、前記ギャップのうちの 1 つのギャップ中に前記確認応答を受信するように更に構成される、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の外部デバイス。

【請求項 4】

前記送信機及び受信機は、共振タンク回路に結合されることを特徴とする請求項 1 に記載の外部デバイス。

【請求項 5】

前記送信機及び受信機は、スイッチによって前記共振タンク回路に結合され、

前記スイッチは、任意の所定の時点で前記送信機又は前記受信機のいずれかを前記共振タンク回路に結合する、

ことを特徴とする請求項 4 に記載の外部デバイス。

【請求項 6】

前記タンク回路は、コイル及びコンデンサーを含むことを特徴とする請求項 4 に記載の外部デバイス。

【請求項 7】

前記送信機及び受信機は、周波数シフトキーイングプロトコルに従って作動することを特徴とする請求項 1 に記載の外部デバイス。

【請求項 8】

前記複数の起動信号は、第 1 のビット数を含み、前記複数のアドレスは、前記第 1 のビット数よりも大きい第 2 のビット数を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の外部デバイス。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

〔関連出願への相互参照〕

この PCT (国際) 出願は、2010 年 8 月 17 日出願の米国特許仮出願番号第 61 / 374,357 号に対する優先権を請求する。

【0002】

本発明は、複数の埋め込み可能医療デバイスと、これらの埋め込み可能医療デバイスのうちの 1 つにデータを送信することを望む外部構成要素との間に通信を確立するための遠隔測定方式に関する。

【背景技術】

【0003】

埋め込み可能刺激デバイスは、不整脈を治療するためのペースメーカー、心細動を治療するための細動除去器、聴覚障害を治療するための蝸牛刺激器、視覚障害を治療するための網膜刺激器、協働する体肢運動を生成するための筋肉刺激器、慢性疼痛を治療するための脊髄刺激器、運動性及び心因性の障害を治療するための脳皮質及び脳深部刺激器、偏頭痛を治療するための後頭神経刺激器、並びに尿失禁、睡眠時無呼吸、肩関節亜脱臼などを治療するための他の神経刺激器のような様々な生物学的障害の治療のために電気刺激を発生させて神経及び組織に送出する。本発明は、全てのそのような用途及び他の埋め込み可能医療デバイスシステムにおいて適用性を見出すことができるが、以下に続く説明は、一般的に、2009 年 4 月 17 日出願の米国特許出願第 12 / 425,505 号明細書に開示されている種類の Bion (登録商標) マイクロ刺激器デバイスシステムにおける本発明の使用に着目することになる。

【0004】

通常、マイクロ刺激器デバイスは、望ましい刺激電流を生成するための電極を担持する小さくほぼ円柱のハウジングを含む。この種のデバイスは、様々な病状及び障害に対して

10

20

30

40

50

治療を加えるためにターゲット組織の近くに埋め込まれ、刺激電流がターゲット組織を刺激することを可能にする。通常、マイクロ刺激器は、患者の組織に接触することが意図された刺激電極を含むか又は担持するが、リード又は複数のリードを通じてデバイスの本体に結合された電極を有することができる。マイクロ刺激器は、2つ又はそれよりも多くの電極を有することができる。マイクロ刺激器は、単純性に利点を有する。その小さいサイズに起因して、マイクロ刺激器は、患者の治療を必要とする部位に直接に埋め込むことができる。

【0005】

図1は、例示的な埋め込み可能マイクロ刺激器100を示している。図示のように、マイクロ刺激器100は、バッテリーのような電源145と、プログラム可能メモリ146と、電気回路144と、コイル147とを含む。これらの構成要素は、通常は薄く細長い円柱であるが、望ましいターゲット組織の構造、埋め込み方法、電源145のサイズ及び場所、及び/又は外部電極142の個数及び配列によって判断されるいずれかの他の形状とすることができるカプセル202に収容される。一部の実施形態では、カプセル202は、3立方センチメートルに実質的に等しいか又はそれよりも小さい。

10

【0006】

バッテリー145は、電気回路144及びコイル147のようなマイクロ刺激器100内の様々な構成要素に電力を供給する。バッテリー145は、電極142から流出又は流入する治療刺激電流に向けても電力を供給する。電源145は、1次バッテリー、再充電可能バッテリー、コンデンサー、又は他の適切な電源とすることができる。再充電可能バッテリー145を充電するためのシステム及び方法に対しては更に以下に説明する。

20

【0007】

コイル147は、例を以下に説明する埋め込みマイクロ刺激器100を助ける1つ又はそれよりも多くの外部デバイスと通信するか又はそこから電力を受信するのに使用される磁場を受信及び/又は送信するように構成される。そのような通信及び/又は電力転送は、公知のように経皮的なものとすることができる。

【0008】

プログラム可能メモリ146は、特定の病状及び/又は特定の患者に対して安全で有効な電気刺激パラメータを含む1つ又はそれよりも多くのデータセットを格納するために少なくとも部分的に使用される。電気刺激パラメータは、刺激電流の周波数、パルス幅、振幅、バーストパターン（例えば、バースト作動時間及びバースト停止時間）、負荷サイクル又はバースト繰返し間隔、立ち上がり時間及び立ち下がり時間などを含むターゲット組織に印加される刺激電流の様々なパラメータを制御する。

30

【0009】

図示のマイクロ刺激器100は、カプセル202の外面上に電極142-1及び142-2を含む。電極142は、示すようにカプセル202のいずれかの端部に配置するか又はカプセルの長さに沿って配置することができる。カプセルの長さに沿ってアレイで配置される2つよりも多い電極を存在させることができる。電極142の一方を刺激電極と呼ぶことができ、他方は、刺激回路を完成させるのに使用される不関電極（基準ノード）として機能し、単極刺激が生成される。代替的に、一方の電極がカソードとして機能することができ、それに対して他方がアノードとして機能し、二重極刺激が生成される。代替的に、電極142は、短い可撓性のリードの端部に設置することができる。そのようなリードの使用は、取りわけ、デバイス100のバルクの外科固定箇所から短距離の位置にあるターゲット組織に電気刺激を誘導することを可能にする。

40

【0010】

電気回路144は、電極142を通じてターゲット神経に送出される電気刺激パルスを生成する。電気回路144は、メモリ146からの刺激パラメータを復号して、対応する刺激パルスを発生させるように構成された1つ又はそれよりも多くのマイクロプロセッサ又はマイクロコントローラを含むことができる。一般的に、電気回路144は、電流源回路、コイル147に結合された送信回路及び受信機回路147、電極出力コンデンサーの

50

ような他の回路も含むことになる。

【 0 0 1 1 】

マイクロ刺激器 1 0 0 の外面は、好ましくは、生体適合材料から構成される。例えば、カプセル 2 0 2 は、ガラス、セラミック、金属、又は水を排除するが、データ及びノイズ又は電力を送信するのに使用される磁場の通過を許すいずれかの他の材料で作成することができる。電極 1 4 2 は、周辺組織及びデバイスを損傷する可能性がある腐食又は電気分解を回避するために、プラチナ、イリジウム、タンタル、チタン、窒化チタン、ニオブ、又はこれらのうちのいずれかの合金のような貴金属又は高融点金属又はその化合物で作成することができる。

【 0 0 1 2 】

マイクロ刺激器 1 0 0 は、ターゲット組織への 1 つ又はそれよりも多くの薬剤の輸液を容易にする 1 つ又はそれよりも多くの輸液出口 2 0 1 を含むことができる。代替的に、マイクロ刺激器 1 0 0 の本体からある程度の距離の位置にあるターゲット組織に薬剤治療を送出するために、輸液出口 2 0 1 にはカテーテルを結合することができる。マイクロ刺激器 1 0 0 が、輸液出口 2 0 1 を用いて薬剤刺激を与えるように構成される場合には、マイクロ刺激器 1 0 0 は、1 つ又はそれよりも多くの薬剤を格納して滴出するように構成されたポンプ 1 4 9 を含むことができる。

【 0 0 1 3 】

図 2 に注意すると、マイクロ刺激器 1 0 0 を患者 1 5 0 内に埋め込まれるように例示しており、埋め込みマイクロ刺激器 1 0 0 を助けるのに使用することができる様々な外部構成要素を更に示している。マイクロ刺激器 1 0 0 を通信リンク 1 5 6 を通じてプログラムし、試験するのに外部コントローラ 1 5 5 を使用することができる。一般的に、そのようなリンク 1 5 6 は、マイクロ刺激器 1 0 0 が、そのステータス又は様々な他のパラメータを外部コントローラ 1 5 5 に報告することができるように、双方向リンクである。リンク 1 5 6 上の通信は、磁気誘導結合を通じて発生する。従って、データを外部コントローラ 1 5 5 からマイクロ刺激器 1 0 0 に送るべき場合には、外部コントローラ 1 5 5 内のコイル 1 5 8 が励振され、リンク 1 5 6 を構成する磁場がもたらされ、この磁場は、マイクロ刺激器内のコイル 1 4 7 において検出される。同じくデータをマイクロ刺激器 1 0 0 から外部コントローラ 1 5 5 に送るべき場合には、コイル 1 4 7 が励振され、リンク 1 5 6 を構成する磁場がもたらされ、この磁場は、外部コントローラ内のコイル 1 5 8 において検出される。一般的に、磁場は、データを符号化するのに、例えば、周波数シフトキーイング (F S K) 変調などで変調される。例えば、F S K を通じたデータ遠隔測定は、1 2 5 k H z の中心周波数の前後で行うことができ、1 2 9 k H z の信号が論理「1」の送信を表し、1 2 1 k H z が論理「0」を表している。

【 0 0 1 4 】

外部充電器 1 5 1 は、バッテリー 1 4 5 (図 1) を再充電するのに使用される電力を供給する。そのような電力転送は、外部充電器 1 5 1 内のコイル 1 5 7 を付勢し、リンク 1 5 2 を構成する磁場を生成することによって発生する。この磁場 1 5 2 は、患者 1 5 0 の組織を通じてコイル 1 4 7 を付勢し、コイル 1 4 7 は整流、フィルタリングされ、バッテリー 1 4 5 を再充電するのに使用される。リンク 1 5 2 は、リンク 1 5 6 と同様に、マイクロ刺激器 1 0 0 が、外部充電器 1 5 1 にステータス情報を報告し戻すのを可能にするように双方向のものとして行うことができる。例えば、電源 1 4 5 が完全に充電されたことをマイクロ刺激器 1 0 0 内の回路 1 4 4 が検出すると、コイル 1 4 7 は、充電を中止することができるように、これを外部充電器 1 5 1 に信号伝達し戻すことができる。充電は、毎夜のような患者 1 5 0 に対して好都合な間隔で行うことができる。

【 0 0 1 5 】

図 3 は、マイクロ刺激器 1 0 0 及び外部コントローラ 1 5 5 内のデータ遠隔測定回路をより詳細に示している。これらの 2 つのデバイスの間のリンク 1 5 6 に沿ったデータ遠隔測定は双方向のものであるので、各デバイスは、遠隔測定されるデータを変調するための送信回路 (T x) と、受信データを復調するための受信回路 (R x) の両方を含む。デバ

10

20

30

40

50

イスの各々におけるコイル（１５７、１５８）と同調コンデンサー（１８０、１８２）とを用いて共振タンク回路が形成される。コイル及びコンデンサーに対する値は、例えば、先に言及したＦＳＫ周波数におけるデータ通信に対応する１２０ｋＨｚから１３０ｋＨｚまでの通信に適する帯域幅内で共振を与えるように選択される。各デバイスにおけるスイッチ１６６及び１７６は、あらゆる所定の時点でデバイスが送信又は受信のいずれを行っているかに基づいて、タンク回路を送信回路又は受信回路のいずれかに結合する。

【００１６】

より少ない電力消費は、外部充電器１５７によるバッテリー１４５の充電の合間に刺激を与える上でマイクロ刺激器を使用することができるより長い期間に等しいので、マイクロ刺激器１００における電力消費は、好ましくは、最小限に保たれる。直前に説明したものの
10
のようなデータ遠隔測定手順は、電力消費に影響を及ぼす可能性がある。マイクロ刺激器１００は、現時点で患者に刺激を与えているか否かに関わらず、外部コントローラ１５５のような外部構成要素が、マイクロ刺激器１００と通信することを望む可能性に向けて準備が整っている必要があり、従って、外部構成要素からの関連の遠隔測定のために「聴取」すべきである。外部コントローラ１５５内の電力消費はそれ程決定的ではないことから（外部コントローラ１５５が患者に対して外部に存在し、接続するか又は充電したてのバッテリーを容易に準備するなどを行うことができることから）、外部コントローラ１５５は、マイクロ刺激器１００と通信する要求を繰返して同報通信することができ、次に、マイクロ刺激器にデータを送る前に、マイクロ刺激器１００が、確認応答を遠隔測定送信する
20
のを待つことができる。例えば、外部コントローラ１５５は、マイクロ刺激器１００からの確認応答を聴取する短い期間は別として、起動信号をほぼ連続的に同報通信することができる。この起動信号の同報通信は、外部コントローラ１５５によって開始される「ハンドシェイク」手順又は「起動」手順と考えることができる。外部コントローラ１５５によって同報通信される起動信号は、論理「１」と「０」との交替パターン（例えば、０１０１０１０．．．）を含むことができる。例えば、米国特許出願公開第２００７／００４９
991号明細書を参照されたい。

【００１７】

マイクロ刺激器１００は、そのような回路１７４が給電される時にしか外部コントローラ１５５からの起動信号を認識し、次に確認応答を遠隔測定送信し戻すことができないので、このハンドシェイク手法は、マイクロ刺激器１００、特に、その受信機回路１７４が
30
給電されることを必要とする。従って、理想的には、マイクロ刺激器１００が起動信号を即座に認識することができるように、受信機回路１７４は、マイクロ刺激器１００によって常時給電されることになる。しかし、特に、外部コントローラ１５５が、マイクロ刺激器１００と通信することを望む可能性がある頻度の比較的な低さを考慮すると、常時給電は実用的ではない。要するに、受信機回路１７４を常時給電状態に保つことは、マイクロ刺激器１００内のバッテリー１４５から過度に多くの電力を排出されるので、有効な方式ではない。

【００１８】

これを認識した上で、受信機回路１７４がマイクロ刺激器１００によって時折しか給電されない、例えば、時間窓において数秒に一度しか給電されない手順を使用することが
40
できる。そのような手法は、マイクロ刺激器１００の同報通信起動信号の認識における即時性を犠牲にするが、受信機回路１７４が、僅かな時間、例えば、数ミリ秒の「通電窓」中にしか給電されないことを可能にする。それによって電力が節約され、一方、外部コントローラ１５５の起動信号が、マイクロ刺激器１００によって時間と共に認識され、応答されることを依然として可能にする。

【００１９】

遠隔測定ベースの電力消費の問題は、図４に示すように、１つよりも多いマイクロ刺激器１００が患者内に埋め込まれる場合に悪化する。マイクロ刺激器１００の治療ネットワークの使用は、当業技術に説明されてきており、患者が比較的複雑な治療を必要とする場合、又は治療が患者の組織の大きい部分内に充てられる場合には、特に有利である。簡略
50

化のために、図4には2つのマイクロ刺激器100₁及び100₂しか示していないが、治療ネットワークは、更に多くのマイクロ刺激器を含むことができることを認めるであろう。

【0020】

公知のように、外部コントローラ155は、図4に示すように、ネットワーク内の特定のマイクロ刺激器100のアドレス、例えば、[ADDR1]又は[ADDR2]をデータに含めることにより、そのマイクロ刺激器100とデータを通信することができる。一般的に、アドレスは、ほぼデータに先行する通信「ヘッダ」内に含まれる。それによっていずれかの所定のマイクロ刺激器100は、外部コントローラ155からのどの通信が、このマイクロ刺激器100に向けられたものであるかを理解することが可能になり、別のマイクロ刺激器100に意図された通信を無視することができる。そのようなアドレスは数ビットのデータを含むことができ、例えば、各アドレスは、ヘッダ内に3つの8ビットバイトに分割された24個のビットを含むことができる。このアドレス指定方式は、マイクロ刺激器100が、外部コントローラ155と既に上述のように「ハンドシェイク」済みであり、すなわち、マイクロ刺激器100が、起動信号を既に受信しており、外部コントローラ155に確認応答を送ってしまっていると仮定している。言い換えれば、マイクロ刺激器100内の受信機回路174は給電され、外部コントローラ155から通信を受信する準備が整っている。

10

【0021】

直ぐ上に説明したように、外部コントローラ155は、一般的に、一度にネットワーク内の1つのマイクロ刺激器100だけと通信することを望むことになる。残念ながら、外部コントローラの起動信号を聴取するには、マイクロ刺激器100の全てが受信機回路174に給電する必要がある。例えば、マイクロ刺激器100₁と通信することを望む外部コントローラ155を考えられたい。従来技術によると、外部コントローラ155は、起動信号、例えば、上述のように0101010...を連続的に同報通信することになる。マイクロ刺激器100₁及び100₂の両方が、定期的に「通電窓」にわたってその受信機回路174を起動しなければならず、受信した起動信号を復調し、それが正しいことを確認し、外部コントローラ155に確認応答を送り返し、次に、着信する通信を給電状態で待つことになる。両方のマイクロ刺激器100において通信が受信されると、各々は、通信と共に送られたアドレス（例えば、[ADDR1]）を確認しなければならなくなる。この時点で、マイクロ刺激器100₂は、通信が自体に意図されたものではなかったことを認識することになり、その受信機回路174を断電することができる。

20

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0022】

【特許文献1】米国特許出願第12/425,505号明細書

【特許文献2】米国特許出願公開第2007/0049991号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0023】

本発明者は、これは、窓にわたって不要にマイクロ刺激器100₂を通電しなければならず、次に、役立つことなく更に給電状態に留めなければならないので非効率的であると見出している。仮に特定の治療ネットワーク内で2つよりも多いマイクロ刺激器100が使用されるとすれば、そのような不要な電力損失は、より多くのマイクロ刺激器に影響を及ぼすと考えられる。

40

【課題を解決するための手段】

【0024】

上述の理由から、本発明者は、埋め込み電力の浪費度が低く、外部構成要素と複数のマイクロ刺激器（又は他の医療デバイス）との間のハンドシェイク処理の改善された方法が必要であると考え、本明細書にその解決法を提供する。

50

【 0 0 2 5 】

本発明の上記及び他の態様は、以下の図面と関連して提供する本発明のより具体的な説明からより明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 6 】

【図 1】従来技術のマイクロ刺激器を示す図である。

【図 2】患者内に埋め込まれた従来技術のマイクロ刺激器を外部コントローラ及び外部充電器との関連に示す図である。

【図 3】従来技術のマイクロ刺激器及び外部コントローラ内の通信回路を示す図である。

【図 4】患者内に埋め込まれたマイクロ刺激器の治療ネットワークを外部コントローラとの関連に示す図である。

10

【図 5 A】各マイクロ刺激器に外部コントローラによって同報通信されることになる固有の起動信号が割り当てられる複数のマイクロ刺激器に対する起動手順及びそのような手順をマイクロ刺激器内に実施するための回路の第 1 の実施形態を示す図である。

【図 5 B】各マイクロ刺激器に外部コントローラによって同報通信されることになる固有の起動信号が割り当てられる複数のマイクロ刺激器に対する起動手順及びそのような手順をマイクロ刺激器内に実施するための回路の第 1 の実施形態を示す図である。

【図 5 C】各マイクロ刺激器に外部コントローラによって同報通信されることになる固有の起動信号が割り当てられる複数のマイクロ刺激器に対する起動手順及びそのような手順をマイクロ刺激器内に実施するための回路の第 1 の実施形態を示す図である。

20

【図 5 D】各マイクロ刺激器に外部コントローラによって同報通信されることになる固有の起動信号が割り当てられる複数のマイクロ刺激器に対する起動手順及びそのような手順をマイクロ刺激器内に実施するための回路の第 1 の実施形態を示す図である。

【図 6 A】外部コントローラがマイクロ刺激器のアドレスを起動信号として使用する複数のマイクロ刺激器に対する起動手順及びそのような手順をマイクロ刺激器内に実施するための回路の第 2 の実施形態を示す図である。

【図 6 B】外部コントローラがマイクロ刺激器のアドレスを起動信号として使用する複数のマイクロ刺激器に対する起動手順及びそのような手順をマイクロ刺激器内に実施するための回路の第 2 の実施形態を示す図である。

【図 6 C】外部コントローラがマイクロ刺激器のアドレスを起動信号として使用する複数のマイクロ刺激器に対する起動手順及びそのような手順をマイクロ刺激器内に実施するための回路の第 2 の実施形態を示す図である。

30

【図 6 D】外部コントローラがマイクロ刺激器のアドレスを起動信号として使用する複数のマイクロ刺激器に対する起動手順及びそのような手順をマイクロ刺激器内に実施するための回路の第 2 の実施形態を示す図である。

【図 7 A】非ターゲットマイクロ刺激器が自体の固有の起動信号の受信を確認することに失敗した時にその受信機回路を早めに断電することができる複数のマイクロ刺激器に対する起動手順及びそのような手順をマイクロ刺激器内に実施するための回路の第 3 の実施形態を示す図である。

【図 7 B】非ターゲットマイクロ刺激器が自体の固有の起動信号の受信を確認することに失敗した時にその受信機回路を早めに断電することができる複数のマイクロ刺激器に対する起動手順及びそのような手順をマイクロ刺激器内に実施するための回路の第 3 の実施形態を示す図である。

40

【図 7 C】非ターゲットマイクロ刺激器が自体の固有の起動信号の受信を確認することに失敗した時にその受信機回路を早めに断電することができる複数のマイクロ刺激器に対する起動手順及びそのような手順をマイクロ刺激器内に実施するための回路の第 3 の実施形態を示す図である。

【図 8 A】非ターゲットマイクロ刺激器が自体の固有の周期的な起動信号の受信を確認することに失敗した時にその受信機回路を早めに断電することができる複数のマイクロ刺激器に対する起動手順及びそのような手順をマイクロ刺激器内に実施するための回路の第 4

50

の実施形態を示す図である。

【図 8 B】非ターゲットマイクロ刺激器が自体の固有の周期的な起動信号の受信を確認することに失敗した時にその受信機回路を早めに断電することができる複数のマイクロ刺激器に対する起動手順及びそのような手順をマイクロ刺激器内に実施するための回路の第 4 の実施形態を示す図である。

【図 8 C】非ターゲットマイクロ刺激器が自体の固有の周期的な起動信号の受信を確認することに失敗した時にその受信機回路を早めに断電することができる複数のマイクロ刺激器に対する起動手順及びそのような手順をマイクロ刺激器内に実施するための回路の第 4 の実施形態を示す図である。

【図 8 D】非ターゲットマイクロ刺激器が自体の固有の周期的な起動信号の受信を確認することに失敗した時にその受信機回路を早めに断電することができる複数のマイクロ刺激器に対する起動手順及びそのような手順をマイクロ刺激器内に実施するための回路の第 4 の実施形態を示す図である。

【図 8 E】非ターゲットマイクロ刺激器が自体の固有の周期的な起動信号の受信を確認することに失敗した時にその受信機回路を早めに断電することができる複数のマイクロ刺激器に対する起動手順及びそのような手順をマイクロ刺激器内に実施するための回路の第 4 の実施形態を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0027】

開示する技術の実施形態では、マイクロ刺激器治療ネットワーク内の特定のマイクロ刺激器と通信を行おうとする外部コントローラは、マイクロ刺激器のうちの特定の 1 つに対応する固有の起動信号を同報通信する。各マイクロ刺激器は、メモリ内に自らの固有の起動信号を有し、各マイクロ刺激器に対する起動信号は、外部コントローラ内にも格納される。マイクロ刺激器は、通電窓の開始時点で起動信号を聴取するために自らの受信機回路を起動する。受信した起動信号を認識しない各マイクロ刺激器は（受信した起動信号が、このマイクロ刺激器のメモリに格納された起動信号に適合しないため）、通電窓の終了時点又はそれよりも早く、認識を確立することができなかった時点で自らの受信機を断電することになる。受信した起動信号を認識したマイクロ刺激器は（受信した起動信号が、このマイクロ刺激器のメモリに格納された起動信号に適合したため）、外部コントローラがこのマイクロ刺激器と通信を行おうとすることを認識し、外部コントローラに確認応答を送ることになり、次に、外部コントローラは、この時点で作動状態のマイクロ刺激器に望ましい通信を送ることになる。固有の起動信号の使用により、全てのマイクロ刺激器が起動することが阻止されるので、治療ネットワーク内での電力消費（すなわち、バッテリー減損）が最小にされる。

【0028】

図 5 A ~ 図 5 D は、開示する技術の第 1 の実施形態を示している。図 5 A から始めると、患者内の治療ネットワーク内に配備されることになるもののような複数の N 個のマイクロ刺激器 $200_1 \sim 200_N$ が、これらの各々と通信することができる外部コントローラ 202 と共に示されている。各マイクロ刺激器 200_x は、埋め込み体のマイクロコントローラ 160 に結合することができ、又はその一部分を含むメモリ 206 を含む。各マイクロ刺激器 200_x 内には、各々に固有のアドレス（[ADDR_x]）及び起動信号（[WS_x]）が格納される。各マイクロ刺激器 200_x に対するこれらのアドレス及び起動信号は、ここでもまた、コントローラのマイクロコントローラ 190 に結合することができ、又はその一部分を含むことができる、外部コントローラ 202 内のメモリ 208 内にも格納される。

【0029】

また図 5 A には、機能の中でも、外部コントローラ 202 及びマイクロ刺激器 200_x の各々と通信する上に使用することができる公知の臨床医又は製造業者のプログラム作成器（CP）204 も示されている。一般的に、そのような CP 204 は、外部コントローラ 202 及びマイクロ刺激器 200_x を初期化又は更新のデータ、又は新しい刺激のプロ

グラム又は設定を用いてプログラムするのに使用され、ここでの関連では、固有のアドレス及び起動信号をこれらのデバイスの各々内にプログラムするのに使用することができる。例えば、特定の患者が、3つのマイクロ刺激器(200₁~200₃)から構成される治療ネットワークを必要とする場合には、CP204は、固有のアドレス及び起動信号をマイクロ刺激器200₁内に([ADDR1],[WS1])、マイクロ刺激器200₂内に([ADDR2],[WS2])、マイクロ刺激器200₃内に([ADDR3],[WS3])内にプログラムすることができ、更に、これらの同じ値を外部コントローラ202内にもプログラムする。代替的に、マイクロ刺激器200_xの固有のアドレスは、製造業者によって各マイクロ刺激器200_xに対するソフトウェア内にハードコーディングすることができる。様々なアドレス及び起動信号が様々なデバイス内に如何にロードされるかは特に重要ではない。

10

【0030】

各固有の起動信号は、マイクロコントローラ190が、特定のマイクロ刺激器200_xと通信したいと望む場合にどの起動信号を使用すべきかを把握するように、外部コントローラ202のメモリ208内の特定のマイクロ刺激器アドレス([WSx]:[ADDRx])に関連付けられることに注意されたい。例えば、時に患者又は臨床医が、マイクロ刺激器200_i内で作動している刺激パラメータを変更しようと望むので、外部コントローラ202がこのデバイスと通信することが望ましい場合には、図5Bの流れ図の上段に示すように、このマイクロ刺激器のアドレス([ADDRi])に関連付けられていることを外部コントローラ202が把握している起動信号([WSi])を連続的に同報通信することになる。

20

【0031】

起動信号内のビットの持続時間及び個数は変化することができるが、一例では、各起動信号([WSx])は、各々持続時間が250マイクロ秒である12個のビットを含む。しかし、これらの数値は例示的なものに過ぎない。更に、起動信号の各同報通信中には、以下に更に解説するように、外部コントローラ202が、着目しているマイクロ刺激器200_iからの確認応答を聴取するギャップ([gap])も示されている。起動信号と同様に、ギャップは、任意の持続時間のものとしてすることができるが、好ましくは、起動信号ビットの送信と同期するように、ビット持続時間(250μs)の倍数である。

【0032】

30

図5Bの流れ図の下段は、治療ネットワーク内のマイクロ刺激器200_xの作動を示している。上述のように、各々は、通電窓にわたって、外部コントローラ202が各々と通信することを要求しているか否かを判断するために、1秒に1回程度の割合で各々の受信機174(図5A)を起動することになる。通電窓の持続時間は変化することができるが、一例では、通電窓は、起動信号の少なくとも1つの完全反復を受信して確認することができることを保証するために、好ましくは、起動信号の持続時間の2倍に1つのギャップを加えたものよりも長い。例えば、起動信号が12個のビットを含み、ギャップが3個のビットを含む場合には、通電窓は、少なくとも6.75ミリ秒の長さ(250μs*27)であり、好ましくは、受信機174が、給電された後に安定化するのに十分な時間を有することを保証するために若干長いことが必要になる。この点に関して、外部コントローラ202からの起動信号の同報通信の開始といずれかを特定のマイクロ刺激器200_xにおける通電窓の開始との間の同期を保証することができないことに注意されたい。従って、マイクロ刺激器200₁が、最初に12個の起動信号ビットの第3のものを受信し、マイクロ刺激器200₂が12個の起動信号ビットの8番目のものを受信する可能性がある。この同期欠如及び通電窓の長さに対処する段階を以下に更に解説する。

40

【0033】

図5Bを続けると、通電窓の終了時点において、各マイクロ刺激器200_xは、自体の起動信号を外部コントローラ202から受信したか否かを査定する。マイクロ刺激器200_xが、そのメモリ206(図5A)に格納されたものと同じ自体の特定の起動信号([WSx])の受信を確認することができない場合には、マイクロ刺激器200_xは、その

50

受信機 174 を断電し、次の通電窓の開始時点（例えば、1 秒後の）において再度起動されるのを待つ。自体の起動信号の受信を確かに確認した 1 つのマイクロ刺激器 200_x が、そのマイクロコントローラ 160 にその起動信号の正常な検出を通知する起動信号検出（WSD）信号を出す。WSD のアサートに応答して、マイクロコントローラ 160 は、次に、外部コントローラ 202 の同報通信におけるギャップ中に外部コントローラ 202 に確認応答を送信することができ、その後、以降に続く外部コントローラ 202 からのデータ送信を受信するために、その受信機 174 に完全に給電することになる。

【0034】

図 5 B のフローの態様は、ソフトウェア内に、すなわち、各マイクロ刺激器 200_x 内のマイクロコントローラ 160（図 5 A）をプログラムすることによって実施することができる。従って、開示する技術を実施するのに、マイクロ刺激器において一般的に、既に存在するものを上回って超える特殊な回路（ハードウェア）は必要ではない。しかし、図 5 B のフローを更に深く理解するために、図 5 C 及び図 5 D は、使用することができる基本回路を開示している。実際のハードウェア実施は、言及しない他の回路特徴又は修正を有することができるが、当業者の理解の範囲のものになる。上述の場合のように、この回路内に示す論理機能の多くは、マイクロ刺激器のマイクロコントローラ 160 によって実施することができる。

【0035】

図 5 C では、受信機 174 は、マイクロコントローラ 160 から出される信号 R_x__E によって有効化される（例えば、給電される）。この有効化信号 R_x__E は、マイクロ刺激器 200_x が、外部コントローラ 202 から同報通信されている同報通信起動信号 [W S i] を聴取することになる（いずれかが存在する場合に）通電窓を開始するために定期的にアサートされることになる。先に説明したように、起動信号は、起動信号内の各論理状態が、論理「1」の送信を表す 129 kHz 信号及び論理「0」を表す 121 kHz のような特定の周波数によって表される FSK のような適切なプロトコルを用いて変調することができる。これらの周波数は、マイクロ刺激器のタンク回路（182 / 158）を共振させ、受信信号は、必要に応じて増幅及びフィルタリングされ、最終的にデータビットのデジタルストリーム R_x__Data に変調（175）し戻される。

【0036】

更に、復調器 175 が、クロック有効化信号 C L K__E をクロック発生回路 176 にアサートする。クロック有効化信号 C L K__E は、無共振期間の後に共振を感知すると直ちに、すなわち、ギャップの期間の後の同報通信起動信号内の先頭のビットを復調すると直ちに復調器 175 によってアサートされる。C L K__E に応答してクロック発生器 176 によって出されるクロック R_x__C L K は、送信データの周期と同じ周期を有することになり（すなわち、250 μs）、起動信号内にデータビットが存在するのと同数のサイクル、例えば、上述の例を続けるには 12 サイクルを有することになる。ギャップに続くデータの受信の後にのみクロック R_x__C L K を発生させるこのクロック制御方式は、上記に解説した外部コントローラ 202 とマイクロ刺激器 200_x の間の同期性の欠如に対処することに注意されたい。

【0037】

起動信号の受信ビット R_x__Data は、回復されたクロック R_x__C L K の制御下でシフトレジスタ 220 内にロードされる。この実施形態では、シフトレジスタ 220 は、起動信号内にビットが存在するのと同数のレジスタ（例えば、12）を有する。図 5 D により詳細に示すように、R_x__C L K の最初のサイクルは、受信起動信号の最上位ビット（R₁₂）をシフトレジスタ 220 内の先頭のレジスタ内にロードすることになり、その後のクロックサイクルは、受信起動信号内の他のビットをシフトレジスタを通じて移動する。クロック発生器 176 がその最後の（1 第 2 の）クロックサイクルを出力し終えた後に、全体の起動信号が、シフトレジスタ 220 内に入力済みになる。

【0038】

先に説明したように、起動信号が完全に取り込まれることを保証するために、この例に

10

20

30

40

50

おける通電窓は、少なくとも起動信号の持続時間の2倍にギャップを加えたものの中にアサートされることが必要である。例えば、外部コントローラ202から同報通信される起動信号の先頭（最上位）ビットの到着時に通電窓がアサートされる最悪の場合を仮定すべきである。この事例では、復調器175がギャップ（無変調状態）を依然として受信していないので、クロック発生器はクロック R_x_CLK を発生させることにはならず、起動信号のこの先頭ビットは、シフトレジスタ220内にロードされないことになり、いずれかのその後のビットもロードされないことになる。代替的に、復調器175はギャップを待ち、その後、起動信号の次の同報通信を取り込むためにクロックをアサートすべきである。全計で、この最悪の場合の例は、通電窓を取り込まれない起動信号同報通信全体、それに続くギャップ、更にそれに続く次の同報通信起動信号にわたって延びることを必要とし、こうして直前に解説した最短通電窓持続時間に達する。しかし、他の実施形態では、より大幅な節電に向けて通電窓を短縮することができるが、この短縮は、クロック発生回路176及び次の段落で解説するWS認識回路210への修正を必要とする可能性がある。

【0039】

受信起動信号がこのようにしてシフトレジスタ220内に完全にロードされた状態で、受信起動信号は、各マイクロ刺激器 200_x 内のメモリ206に格納された起動信号（ WS_x ）と起動信号（WS）認識回路210を用いて比較される。図5Dでは、WS認識回路210を各々が、格納された起動信号（ X_i ）内とシフトレジスタ220内にラッチされる受信起動信号（ R_i ）内とで対応するビットを比較する一連のANDゲートで表している。図5Dの最後のANDゲートによって判断されて全てのビットが適合した場合には、WS認識回路210は、起動信号検出（ WSD ）信号を出す。注意点として、治療ネットワーク内の1つのマイクロ刺激器 202_x だけが、受信起動信号と、このマイクロ刺激器 202_x の格納された起動信号との間の適合を確認することになり、従って、1つだけが WSD をアサートすることになる。 WSD を出さないマイクロ刺激器 200_x では、そのマイクロコントローラ160は、通電窓の終了時点で受信機有効化信号（ R_x_E ）を無効化することになり、従って、次の通電窓が開始されるまで（例えば、1秒程度の後に）受信機174を断電する。

【0040】

再度図5Cを参照すると、着目しているマイクロ刺激器 200_x のマイクロコントローラ160によって WSD 信号が受信された状態で、マイクロコントローラ160は、外部コントローラ202との通信に向けてマイクロ刺激器 200_x を準備することになる。最初にマイクロコントローラ160は、外部コントローラ202に確認応答を送るために、その送信機172（図5A）を起動することになる。必ずではないが、好ましくは、確認応答の送信は、外部コントローラ202の起動信号同報通信におけるギャップ中に行うことができる。 WSD は、起動信号の受信の終了時点、従って、ギャップの開始時点でアサートされるので、そのような確認応答同報通信は、基本的に WSD 信号のアサートを受けて即座に始めることができるが、時に送信機172を初期化するのにある程度の時間が必要になる。

【0041】

その後、着目しているマイクロ刺激器 200_x のマイクロコントローラ160は、例えば、外部コントローラ202のデータ送信を受信するために受信機174を給電状態に保つように有効化信号 R_x_E をアサートする（又はアサートし続ける）ことによって外部コントローラ202との通信に向けて準備する。その後、着目しているマイクロ刺激器 200_x と外部コントローラ202の間の通信を正常に行うことができ、外部コントローラ202は、先に解説したヘッダ（アドレス指定）方式を用いてデータをマイクロ刺激器 200_x に送る（図4を参照されたい）。マイクロ刺激器 200_x は、外部コントローラ202との通信における返信時に外部コントローラ202のアドレスを供給することができ、それによって正しい外部デバイスが、マイクロ刺激器 200_x の通信を受信することになることに注意されたい。（臨床医／製造業者のプログラム作成器CP204（図5A

10

20

30

40

50

）のような１つよりも多い外部デバイスが、マイクロ刺激器 200_xと双方向で通信することができ、従って、各マイクロ刺激器 200_xは、好ましくは、そのデータが正しい場所に到着することを保証するために、関連の外部デバイスのアドレスを含む）しかし、明瞭化のために、外部コントローラ（又は他の外部デバイス）のそのようなアドレス指定は示していない。

【0042】

図5A～図5Dの技術を完全に説明することで、その利点を理解することができるであろう。「背景技術」において解説したように、従来技術では、この送信におけるターゲットとしてマイクロ刺激器 200_xのうちの１つだけが意図されるのにも関わらず、治療ネットワーク内の全てのマイクロ刺激器 200_xが、共通の起動信号（例えば、1010101010101010）に応答することになり、従って、全てが、受信機 174を起動し、外部コントローラ 202からの着信するデータ送信に対して準備を整えることになる。この場合、各非ターゲットマイクロ刺激器 200_xは、送信が自体に意図されたものであるか否かを判断するために、アドレスを含む着信する送信のヘッダを不要に復調しなければならない。その後、アドレスが認識されなかった場合に断電することになる。従って、全計で、各非ターゲットマイクロ刺激器 200_xは、その受信機 174を少なくとも起動信号の持続時間及びヘッダ内のアドレスの持続時間にわたって起動しなければならない。12ビットの起動信号及び24ビットのアドレスが使用される場合に、250μsのビット持続時間を仮定すると、上述のことは、各非ターゲットマイクロ刺激器 200_xが、9ミリ秒（ $(12 + 24) \times 250 \mu s$ ）にわたって給電されることを必要とすることになることを意味する。それとは対照的に、開示する技術は、上述のように、非ターゲットマイクロ刺激器 200_xに6.75ミリ秒しか給電しないことを可能にする。各非ターゲットマイクロ刺激器 200_xにおけるこの節電は大きく、マイクロ刺激器 200_xの個数が増加する時に治療ネットワーク内での全体としての特に有意な節約を示している。

【0043】

更に、そのような節電は、各固有の起動信号のビット数を低減することによって更に改善することができる。例えば、8ビットの起動信号が使用される場合には、各非ターゲットマイクロ刺激器 200_xは、着信する送信が、自体に意図されたものでないことを認識する前に4.75ミリ秒にわたってしか通電する必要がないことになる。この点に関して、固有の起動信号内のビット数が、各治療ネットワーク内、すなわち、各患者内のマイクロ刺激器 200_xの個数によって判断されることに注意されたい。いずれか所定の患者内のマイクロ刺激器 200_xの個数は比較的小さいとすることができ、各固有の起動信号内の所要ビット数も同じく比較的小さいとすることができ、例えば、16個のマイクロ刺激器 200_xから構成されるネットワークは、16個の固有の起動信号（0000から1111まで）を符号化するのに4ビットしか必要としなくなり、それによって非ターゲットマイクロ刺激器 200_x内の電力消費が2.75ミリ秒まで更に低減することになる。しかしながら、そのような信号の受信における信頼性を改善するために、最小ビット数よりも多いビット数を有する固有の起動信号を使用するのを望ましいとすることができ、起動信号内のビット数が低減した場合には、シフトレジスタ 200内のレジスタ数、R×CLK内のクロックサイクル数等も低減することができることに注意されたい。

【0044】

図6A～図6Dは、マイクロ刺激器 200_xのアドレス（[ADDR_x]）が固有の起動信号として使用され、更に、ハンドシェイクが発生した場合にデータを特定のマイクロ刺激器に送るのに使用される開示技術の別の実施形態を示している。この実施形態では、治療ネットワーク内の特定のマイクロ刺激器 200_xを既に一意的に識別するデータが既に確立されている場合には、固有の起動信号を用いなくてもよいことが認識される。この修正は、特定の実施に依存して治療ネットワーク内の起動手順の電力を低減することができるが、既存のマイクロ刺激器アドレスを使用することによって起動手順を簡素化することが望ましい用途において示されることになる。

【0045】

10

20

30

40

50

図 6 A は、マイクロ刺激器 200_x、外部コントローラ 202、及び臨床医 / 製造業者のプログラム作成器 204 を示しており、更に各マイクロ刺激器 200_x のメモリ 206 内及び外部コントローラ 202 のメモリ 208 に格納された各マイクロ刺激器に対する固有のアドレス ([A D D R x]) を示している。そのようなデータは、従来のマイクロ刺激器システムにおいて上述の方式で格納されるので、この実施形態は、格納されたマイクロ刺激器のアドレスを起動手順中に使用するようにマイクロ刺激器をプログラムすること以外の付加的なシステム準備を必要としない。上述の場合のように、外部コントローラ 202 は、マイクロ刺激器のアドレスを起動信号として使用することになり、これをメモリ 208 内に [W S x] = [A D D R x] で表している。

【 0046 】

10

図 6 B は、外部コントローラ 202 及びマイクロ刺激器 200_x の各々において作動する起動手順を示している。しかし、外部コントローラは、特定のマイクロ刺激器 200 と通信することが望ましい場合に、このマイクロ刺激器のアドレス ([A D D R i]) を連続的に同報通信することになる。各マイクロ刺激器 200_x は、通電窓を確立するために前と同じくその受信機 174 に定期的に通電し、そのアドレスを受信したか否かを判断する。判断が偽であった場合には、このマイクロ刺激器 200_x は、次の通電窓までその受信機 174 を断電する。判断が真であった場合、すなわち、受信された起動信号 ([A D D R i]) が、このマイクロ刺激器 200_x のメモリに格納されたアドレスに適合した場合には、このマイクロ刺激器 200_x は、確認応答を外部コントローラ 202 に送信し、以降に続く通信を受信するために、その受信機 174 に給電する (又は給電し続ける)。

20

【 0047 】

図 6 C 及び図 6 D 内の回路は、起動信号としてのマイクロ刺激器のアドレスの使用に対処するように図 5 C 及び図 5 D の対応物と比較して修正される。従って、図 6 C に示すように、メモリ 206 は、マイクロ刺激器のアドレス ([A D D R x]) を W S 認識回路 210 に供給する。シフトレジスタ 220 は、受信した起動信号 ([A D D R i]) を前と同じくラッチするが、アドレスが、先に考察した 12 ビット起動信号とは異なる長さのものである場合には、時に修正を有する。例えば、アドレスが 24 ビットであった場合には、シフトレジスタ 220 は、24 個のレジスタを含むことになり、R x _ C L K は 24 回のクロックサイクルを供給することになるという具合である。いずれにしても、図 6 D に示すように、起動信号は、R x _ D a t a としてシフトレジスタ 220 内に取り込まれ、格納されたマイクロ刺激器アドレスのビット (Y i) が、W S 認識回路 210 内の受信アドレス内の対応するビット (R i) と比較される。適合の際には既に解説したように、W S D がアサートされ、マイクロ刺激器 200_x は、外部コントローラとの通信に向けて準備する。適合しない場合には、次の通電窓まで R x _ E が無効化される。

30

【 0048 】

従来の位置、開示技術の実施形態は、マイクロ刺激器 200_x において全体の起動信号の受信及び確認を必要とし、従って、マイクロ刺激器 200_x が、通電窓の全体にわたってその受信機 174 に給電することを必要とした。しかし、これは厳密に必要とされるわけではなく、他の実施形態では、マイクロ刺激器 200_x が、その固有の起動信号の受信を確認するのに起動信号の一部分しか受信しなくてもよい。非ターゲットマイクロ刺激器 200_x が、その通電窓の一部分内で起動信号の一部分を確認することができない場合には、このマイクロ刺激器 200_x は、電力を節約するために、通電窓の失効の前にその受信機 174 を早めに断電する。続けて、そのような実施形態を解説する。

40

【 0049 】

図 7 A ~ 図 7 C では、受信起動信号の各ビットの査定からもたらされる付加的な信号「M a t c h」を出すように、起動認識回路 210 (図 7 C) が修正される。この実施形態では、外部コントローラ 202 によって同報通信される起動信号 [W S i] が、マイクロ

50

刺激器 200_xに対する固有のアドレスとは異なり、従って、図5A～図5Dの例と同様であると仮定する。しかし、図6A～図6Dにおけるものと同様に、マイクロ刺激器アドレスを起動信号に対して使用することができる。

【0050】

図7Aでは、受信起動信号[WS_i]の各ビットが復調された後に査定され、マイクロ刺激器200_xの各々におけるメモリ206に格納された固有の起動信号[WS_x]の対応するビットと比較される。先頭(最上位)ビットが適合した場合には、Matchがアサートされ(Match=1)、受信信号内の次の最上位ビットと記憶起動信号内の次の最上位ビットとが比較され、全てのビットを比較し終わるまで以降同じく続く。いずれかの時点で、受信起動信号内と記憶起動信号内とで対応するビットのうちのいずれかが適合しなかった場合には、Matchは無効化され(Match=0)、それによってマイクロコントローラ160は、信号R_x__Eを通じて受信機174を即座に無効化するように通知を受ける。これは、通電窓にわたってのいずれかの時点で行うことができ、従って、上述のように、受信機174に、窓の一部分中にしか給電しない場合がある。影響を受ける非ターゲットマイクロ刺激器200_xは、その受信機174が無効化された状態で、次の通電窓まで再度その受信機を有効化することにはならない。ビットの全てが適合した場合には、ここでもまた、WSDがアサートされ、影響を受けるターゲットマイクロ刺激器200_xは、外部コントローラ202に確認応答を出し、以降に続くデータを受信するためにその受信機174に給電する。

【0051】

図7B及び図7Cは、図7Aの起動手順を実施するための回路を示している。図7Bでは、起動信号(W_S)認識回路210が、WSDに加えて信号Matchを出し、これらの信号に対しては上記で言及した。図7Cは、信号Matchの発生に関する更なる詳細を示している。(信号WSDを発生させるための回路は、例えば、図5Dから変更しないままに保たれており、これに対しては再度説明しない)図7Cに新しいのは、メモリ206に格納された起動信号のビット<X_i:X₁>をR_X__CLKの制御下でシリアルに取り込むラッチ211の追加である。現実にはラッチは必要ではなく、その代わりに単純にクロックR_X__CLKと同期してビットを出力するようにメモリ206を制御することができる。記憶ビット<X_i:X₁>は、最初のクロックサイクル中にX_iがR_iと比較され、次に、次のクロックサイクルでX_{i-1}がR_{i-1}と比較され、以降同じく続くようにシフタレジスタ220内の先頭レジスタの出力を取得することによって受信起動信号内の対応するビットと比較される。いずれかの時点でそのような対応するビットが適合しなかった場合には、ANDゲートによって出力される信号Matchはゼロに等しくなる。マイクロコントローラ160(図7B)においてこの条件が受信されると、マイクロコントローラ160は、R_x__Eを無効化することになり、それによって受信機174が断電され、通電窓にわたって同報通信される起動信号[WS_i]内のいずれかの更に別のビットの復調が阻止されることになる。実際、非ターゲットマイクロ刺激器200_x内の通電窓は、条件Match=0によって短縮される。通電窓の終了時点でMatch=1かつWSD=1の場合にのみ、ターゲットマイクロ刺激器200_x内のマイクロコントローラ160が、自体の固有の起動信号全体を受信したことを把握し、以降に続く外部コントローラ202から着信する通信に向けてそのマイクロ刺激器を準備する。

【0052】

図8A～図8Eは、非ターゲットマイクロ刺激器200_xが、その受信機174を通電窓内で早期に断電することができる別の実施形態を示している。図8Aは、3つのマイクロ刺激器200₁、200₂、及び200₃を含む単純なネットワーク内に使用することができる固有の起動信号([WS₁],[WS₂],[WS₃])の3つの例である。図5Aにおけるものと同様に、これらの起動信号は、マイクロ刺激器200_x及び外部コントローラ202に格納され、外部コントローラ202内で各マイクロ刺激器200_xのアドレスに関連付けられるが、これを再度示してはいない。

【0053】

10

20

30

40

50

図 8 A の固有の 12 ビット起動信号の各々は周期的であり、各々内で 3 回繰り返す 4 ビット部分を有する。図 8 B ~ 図 8 E により詳細に示す下段の例では、最初の起動信号 ([WS1]) はシーケンス 1000 を繰り返す、第 2 の起動信号 ([WS2]) は 1100 を繰り返す、第 3 の起動信号 ([WS3]) は 1110 を繰り返す。そのような単純な周期的信号は、本技術の例示のための簡単な例を提供するが、厳密に必要とされるわけではない。

【0054】

図 8 B は、図 8 A の起動信号を用いて起動手順を実施するための回路を示している。図 8 B では、シフトレジスタ 220 が、起動信号内のビット (4) の周期性と適合するより少ない個数のレジスタのみを含むことに注意されたい。それによって 12 ビット起動信号の 4 ビット部分を連続して査定することが可能になり、これらの部分のうちのいずれかが、格納された固有の起動信号に適合しない場合には、受信機 174 は断電される。受信起動信号の先頭の 4 つのビットが、メモリ 206 に格納された起動信号の先頭の 4 つのビットと適合した場合には、受信機は給電され続け、次の 4 つの受信ビットが査定され、適合しなかった場合には、受信機 174 は、その 4 つのビットの部分の終了時点で、すなわち、通電窓内で早期に断電される。次の 4 つのビットが適合した場合には、受信機 174 は給電され続けて最後の 4 つのビットを受信し、適合しなかった場合には、受信機 174 は断電される。最後の 4 つのビットが適合した場合には、WSD がアサートされ、マイクロ刺激器は、ここでもまた、外部コントローラ 202 から着信する通信に向けて準備する。3 つのマイクロ刺激器例 200₁、200₂、及び 200₃ の各々におけるこれらのフローの作動を図 8 C ~ 図 8 E にそれぞれ例示している。図 7 A ~ 図 7 C の実施形態の場合と同様に、各非ターゲットマイクロ刺激器 200_x は、自体の対応する起動信号が外部コントローラ 202 から受信されなかったことが明らかになると、通電窓内の早期にその受信機 174 を断電することによって電力を温存する。

【0055】

本明細書に開示する本発明を特定のな実施形態及びその用途を用いて説明したが、特許請求内に開示する本発明の逐語的かつ同等の範囲から逸脱することなく、当業者は、本発明に多くの修正及び変形を加えることができる。

以下に本発明の実施態様を記載する。

(実施形態 1) 複数の埋め込み可能医療デバイスと通信するための外部デバイスであって、

コントローラ回路と、

前記コントローラ回路に結合されるか又はその一部を含み、複数の埋め込み可能医療デバイスの各々に対する固有の起動信号及び関連付けられた固有のアドレスを含むメモリと、

前記コントローラ回路に結合され、前記複数の埋め込み可能医療デバイスのうちの選択された 1 つに対応する前記複数の起動信号のうちの第 1 のものを前記メモリから送信するように構成された送信機と、

前記選択された埋め込み可能医療デバイスからの確認応答を受信するように構成された受信機と、を含み、

前記送信機は、前記確認応答の受信の後に前記コントローラ回路からのデータを前記選択された埋め込み可能医療デバイスに送信するように更に構成され、該データには、前記第 1 の起動信号に関連付けられた前記複数のアドレスのうちの第 1 のものが付随する、

ことを特徴とする外部デバイス。

(実施形態 2) 前記第 1 の起動信号は、連続的に送信されることを特徴とする実施形態 1 に記載の外部デバイス。

(実施形態 3) 前記第 1 の起動信号の前記連続送信は、ギャップを含有し、

前記受信機は、前記ギャップのうちの 1 つギャップ中に前記確認応答を受信するように更に構成される、ことを特徴とする実施形態 2 に記載の外部デバイス。

(実施形態 4) 前記送信機及び受信機は、共振タンク回路に結合されることを特徴とする実施形態 1 に記載の外部デバイス。

(実施形態5) 前記送信機及び受信機は、スイッチによって前記共振タンク回路に結合され、

前記スイッチは、任意の所定の時点で前記送信機又は前記受信機のいずれかを前記共振タンク回路に結合する、ことを特徴とする実施形態4に記載の外部デバイス。

(実施形態6) 前記タンク回路は、コイル及びコンデンサーを含むことを特徴とする実施形態4に記載の外部デバイス。

(実施形態7) 前記送信機及び受信機は、周波数シフトキーイングプロトコルに従って作動することを特徴とする実施形態1に記載の外部デバイス。

(実施形態8) 複数の埋め込み可能医療デバイスと通信するための外部デバイスであって、

コントローラ回路と、

前記コントローラ回路に結合されるか又はその一部を含み、前記複数の埋め込み可能医療デバイスの各々に対する固有のアドレスを含むメモリと、

前記コントローラ回路に結合され、前記複数の埋め込み可能医療デバイスのうちの選択された1つに対応する前記複数のアドレスのうちの第1のものを前記メモリから送信するように構成された送信機と、

前記選択された埋め込み可能医療デバイスからの確認応答を受信するように構成された受信機と、を含み、

前記送信機は、前記確認応答の受信の後に前記コントローラ回路からのデータを前記選択された埋め込み可能医療デバイスに送信するように更に構成され、該データには、前記第1のアドレスが付随する、ことを特徴とする外部デバイス。

(実施形態9) 前記第1のアドレスは、連続的に送信されることを特徴とする実施形態8に記載の外部デバイス。

(実施形態10) 前記第1のアドレスの前記連続送信は、ギャップを含有し、

前記受信機は、前記ギャップのうちの1つのギャップ中に前記確認応答を受信するように更に構成される、ことを特徴とする実施形態9に記載の外部デバイス。

(実施形態11) 前記送信機及び受信機は、共振タンク回路に結合されることを特徴とする実施形態8に記載の外部デバイス。

(実施形態12) 前記送信機及び受信機は、スイッチによって前記共振タンク回路に結合され、

前記スイッチは、任意の所定の時点で前記送信機又は前記受信機のうちのいずれかを前記共振タンク回路に結合する、ことを特徴とする実施形態11に記載の外部デバイス。

(実施形態13) 前記タンク回路は、コイル及びコンデンサーを含むことを特徴とする実施形態11に記載の外部デバイス。

(実施形態14) 前記送信機及び受信機は、周波数シフトキーイングプロトコルに従って作動することを特徴とする実施形態8に記載の外部デバイス。

(実施形態15) 複数の埋め込み可能医療デバイスを含む治療ネットワーク内の埋め込み可能医療デバイスと通信する方法であって、

埋め込み可能医療デバイスのうちの第1のものに通信を送ることを望む外部デバイスから、該第1の埋め込み可能医療デバイスに対応する起動信号を同報通信する段階と、

各埋め込み可能医療デバイスにおいて前記起動信号を受信するために該埋め込み可能医療デバイスの各々における受信回路を給電する段階と、

各埋め込み可能医療デバイスにおいて前記起動信号の妥当性を査定する段階と、

所定の埋め込み可能医療デバイスにおいて前記起動信号が妥当であると査定された場合に、該埋め込み可能医療デバイスから前記外部デバイスに確認応答を送り、その後、その埋め込み可能医療デバイスにおいて該外部デバイスからの前記通信を受信する段階と、

所定の埋め込み可能医療デバイスにおいて前記起動信号が妥当であると査定されなかった場合に、その埋め込み可能医療デバイスにおける前記受信回路を断電する段階と、

を含むことを特徴とする方法。

(実施形態16) 前記起動信号は、前記第1の埋め込み可能医療デバイスに対するアドレ

10

20

30

40

50

スを含むことを特徴とする実施形態 15 に記載の方法。

(実施形態 17) 前記通信は、前記第 1 の埋め込み可能医療デバイスに対する前記アドレスを有することを特徴とする実施形態 16 に記載の方法。

(実施形態 18) 前記起動信号は、前記通信に含まれる前記第 1 の埋め込み可能医療デバイスに対するアドレスとは異なることを特徴とする実施形態 15 に記載の方法。

(実施形態 19) 前記埋め込み可能医療デバイスの各々における前記受信回路を給電する段階は、通電窓にわたって該受信回路を給電する段階を含むことを特徴とする実施形態 15 に記載の方法。

(実施形態 20) 前記埋め込み可能医療デバイスの各々における前記受信回路を給電する段階は、通電窓にわたって該受信回路を定期的に給電する段階を含むことを特徴とする実施形態 15 に記載の方法。

10

(実施形態 21) 前記埋め込み可能医療デバイスの各々における前記受信回路を給電する段階は、前記起動信号の前記同報通信と同期化されないことを特徴とする実施形態 15 に記載の方法。

(実施形態 22) 前記埋め込み可能医療デバイスにおける前記受信回路は、同時には給電されないことを特徴とする実施形態 15 に記載の方法。

(実施形態 23) 前記起動信号は、連続的に同報通信されることを特徴とする実施形態 15 に記載の方法。

(実施形態 24) 前記起動信号の前記連続同報通信は、前記確認応答を受信するためのギャップを含有することを特徴とする実施形態 23 に記載の方法。

20

(実施形態 25) 前記埋め込み可能医療デバイスの各々が、固有の起動信号を有し、

各固有の起動信号が、前記外部デバイスにおけるメモリに格納され、

外部デバイスから前記起動信号を同報通信する段階は、前記第 1 の埋め込み可能医療デバイスに対する前記固有の起動信号を前記メモリから読み取る段階を含む、

ことを特徴とする実施形態 15 に記載の方法。

(実施形態 26) 複数の埋め込み可能医療デバイスを含む治療ネットワーク内の埋め込み可能医療デバイスと通信する方法であって、

埋め込み可能医療デバイスのうちの第 1 のものに通信を送ることを望む外部デバイスから、該第 1 の埋め込み可能医療デバイスに対応する起動信号を同報通信する段階と、

各埋め込み可能医療デバイスにおいて前記起動信号のうちの第 1 の部分を受信するために該埋め込み可能医療デバイスの各々における受信回路を給電する段階と、

30

各埋め込み可能医療デバイスにおいて前記第 1 の部分の妥当性を査定する段階と、

所定の埋め込み可能医療デバイスにおいて前記第 1 の部分が妥当であると査定された場合に、前記起動信号のうちの少なくとも第 2 の部分を受信するためにその埋め込み可能医療デバイスにおける前記受信機回路を給電し続ける段階と、

所定の埋め込み可能医療デバイスにおいて前記第 1 の部分が妥当であると査定されなかった場合に、その埋め込み可能医療デバイスにおける前記受信回路を断電する段階と、

を含むことを特徴とする方法。

(実施形態 27) 所定の埋め込み可能医療デバイスにおいて前記第 2 の部分が妥当であると査定された場合に、前記起動信号のうちの少なくとも第 3 の部分を受信するためにその埋め込み可能医療デバイスにおける前記受信機回路を給電し続け、該所定の埋め込み可能医療デバイスにおいて該第 2 の部分が妥当であると査定されなかった場合に、該埋め込み可能医療デバイスにおける該受信回路を断電する段階を更に含むことを特徴とする実施形態 26 に記載の方法。

40

(実施形態 28) 所定の埋め込み可能医療デバイスにおいて前記起動信号全体が妥当であると査定された場合に、該埋め込み可能医療デバイスから前記外部デバイスに確認応答を送り、その後、その埋め込み可能医療デバイスにおいて該外部デバイスからの前記通信を受信する段階を更に含むことを特徴とする実施形態 26 に記載の方法。

(実施形態 29) 前記起動信号は、前記第 1 の埋め込み可能医療デバイスに対するアドレスを含むことを特徴とする実施形態 26 に記載の方法。

50

(実施形態 30) 前記通信は、前記第 1 の埋め込み可能医療デバイスに対する前記アドレスを有することを特徴とする実施形態 29 に記載の方法。

(実施形態 31) 前記起動信号は、前記通信に含まれる前記第 1 の埋め込み可能医療デバイスに対するアドレスとは異なることを特徴とする実施形態 26 に記載の方法。

(実施形態 32) 前記埋め込み可能医療デバイスの各々における前記受信回路を給電する段階は、通電窓の開始時に該受信回路を給電する段階を含むことを特徴とする実施形態 26 に記載の方法。

(実施形態 33) 前記埋め込み可能医療デバイスの各々における前記受信回路を給電する段階は、通電窓の開始時に該受信回路を定期的に給電する段階を含むことを特徴とする実施形態 26 に記載の方法。

10

(実施形態 34) 前記埋め込み可能医療デバイスの各々における前記受信回路を給電する段階は、前記起動信号の前記同報通信と同期化されないことを特徴とする実施形態 26 に記載の方法。

(実施形態 35) 前記埋め込み可能医療デバイスにおける前記受信回路は、同時には給電されないことを特徴とする実施形態 26 に記載の方法。

(実施形態 36) 前記起動信号は、連続的に同報通信されることを特徴とする実施形態 26 に記載の方法。

(実施形態 37) 前記起動信号の前記連続同報通信は、前記確認応答を受信するためのギャップを含有することを特徴とする実施形態 36 に記載の方法。

(実施形態 38) 前記埋め込み可能医療デバイスの各々が、固有の起動信号を有し、各固有の起動信号が、前記外部デバイスにおけるメモリに格納され、

20

外部デバイスから前記起動信号を同報通信する段階は、前記第 1 の埋め込み可能医療デバイスに対する前記固有の起動信号を前記メモリから読み取る段階を含む、

ことを特徴とする実施形態 26 に記載の方法。

(実施形態 39)

前記第 1 及び第 2 の部分は、単一のビットを含むことを特徴とする実施形態 26 に記載の方法。

(実施形態 40) 前記起動信号は、等しい周期的部分を含み、

前記第 1 及び第 2 の部分の各々が、前記周期的部分を含む、

ことを特徴とする実施形態 26 に記載の方法。

30

【符号の説明】

【0056】

157、158 コイル

166、176 スイッチ

180、182 同調コンデンサー

190 マイクロコントローラ

202 外部コントローラ

206、208 メモリ

【図 1】

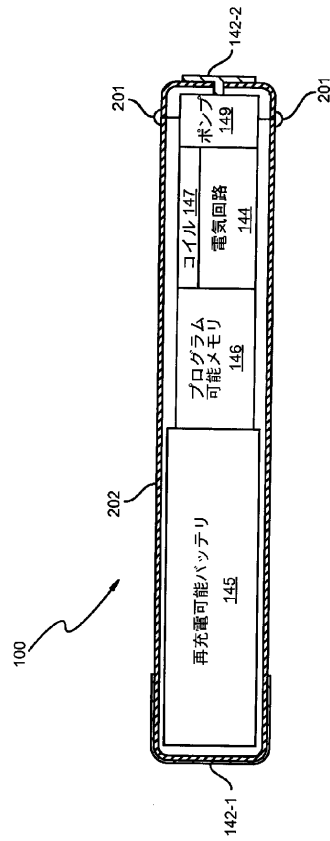


Figure 1
(従来技術)

【図 2】

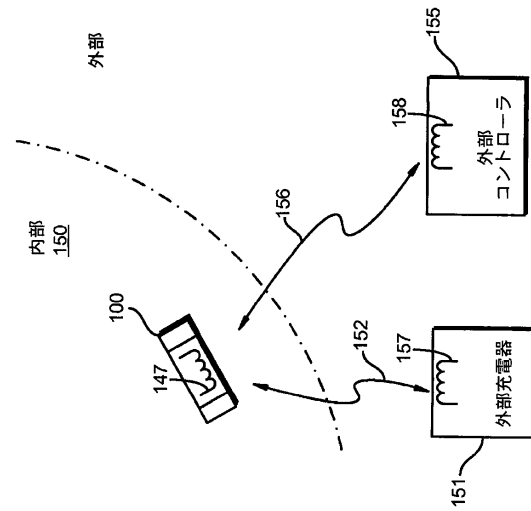


Figure 2
(従来技術)

【図 3】

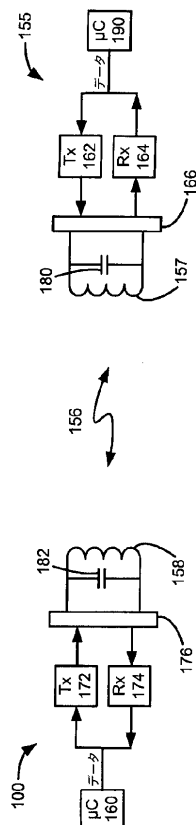


Figure 3
(従来技術)

【図 4】

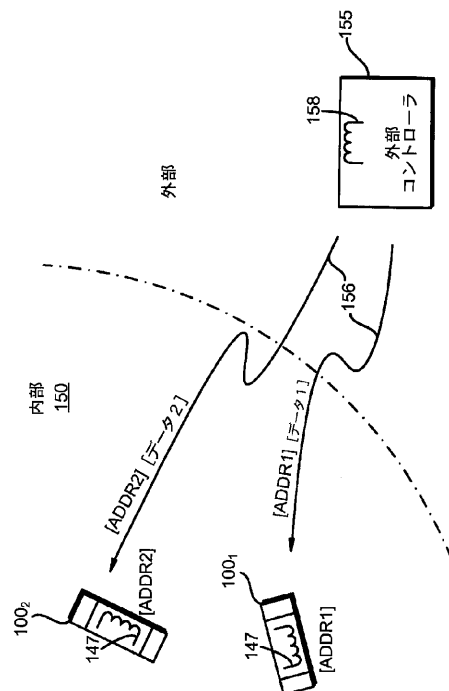


Figure 4
(従来技術)

【図 5 A】

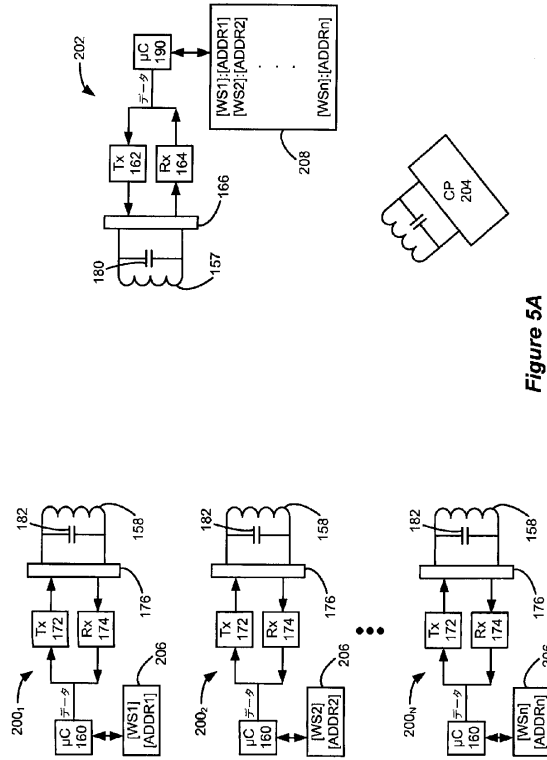


Figure 5A

【図 5 B】

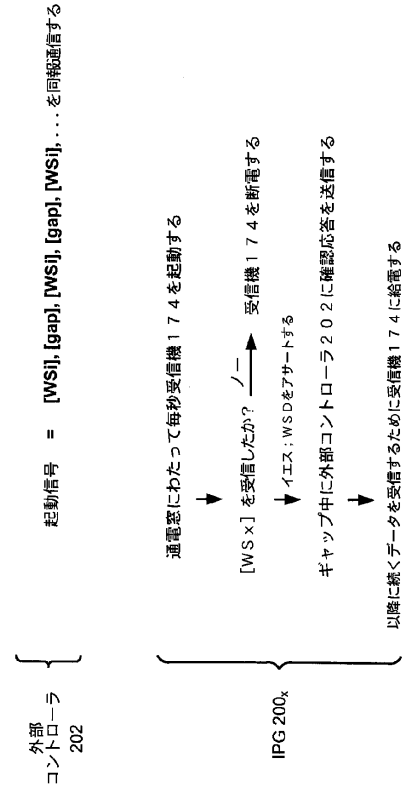


Figure 5B

【図 5 C】

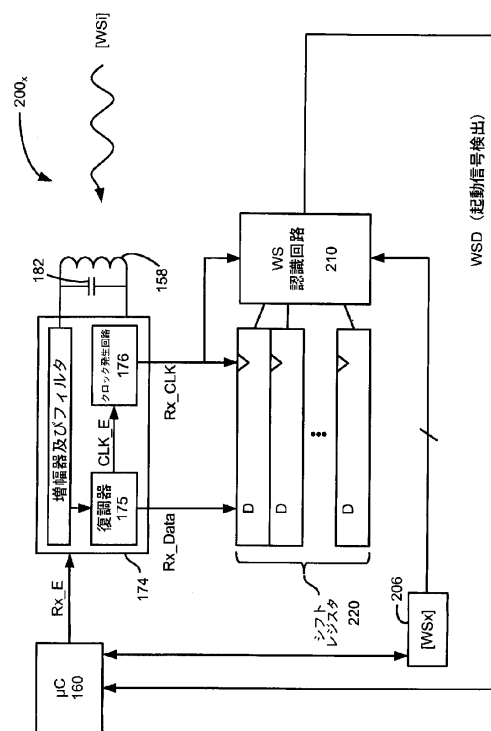


Figure 5C

【図 5 D】

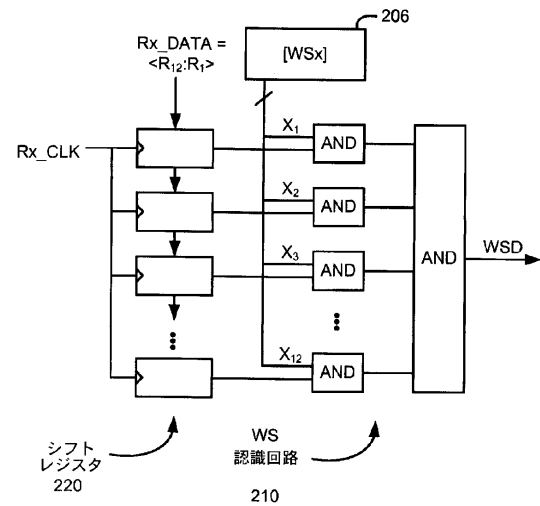


Figure 5D

【図 6 A】

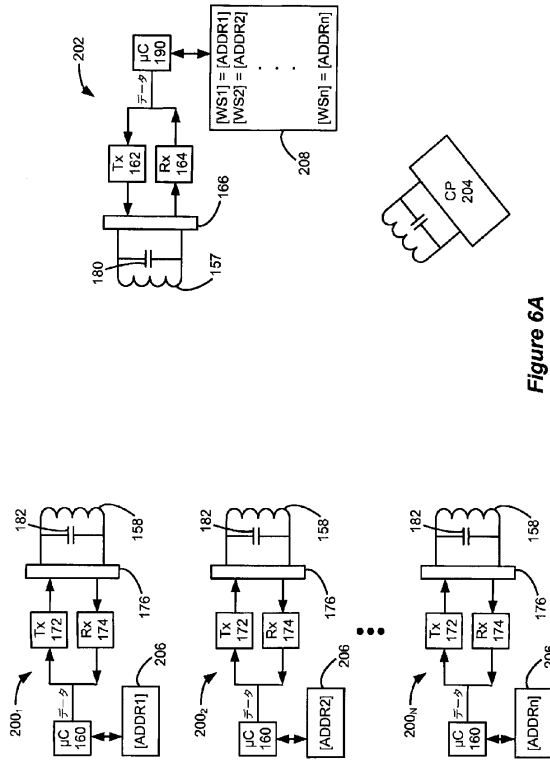


Figure 6A

【図 6 B】

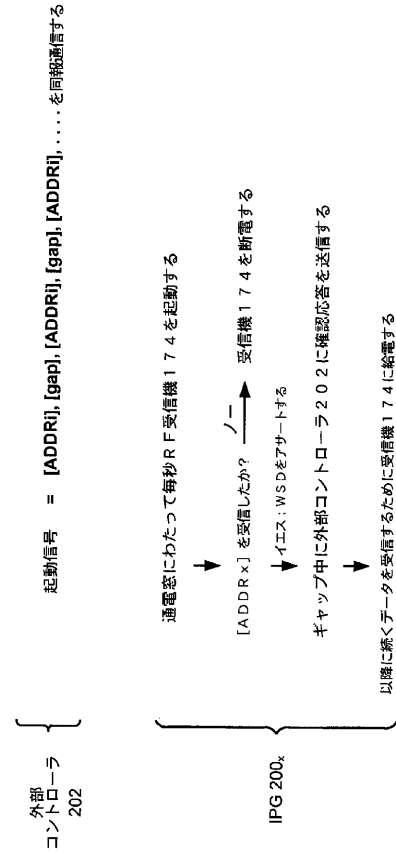


Figure 6B

【図 6 C】

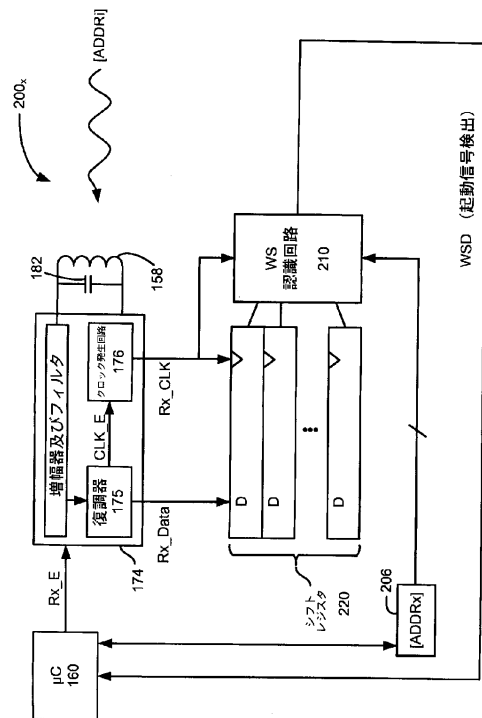


Figure 6C

【図 6 D】

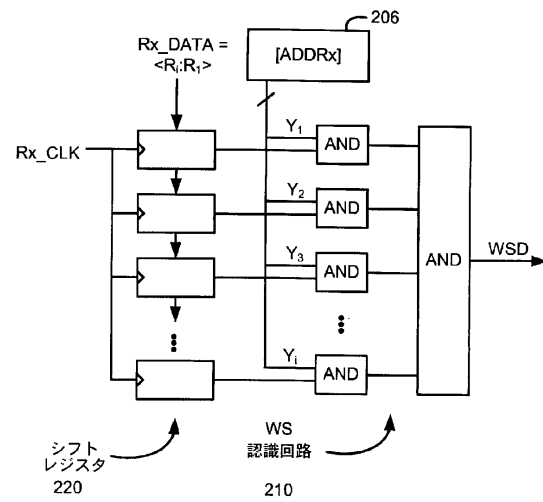


Figure 6D

【図 7 A】

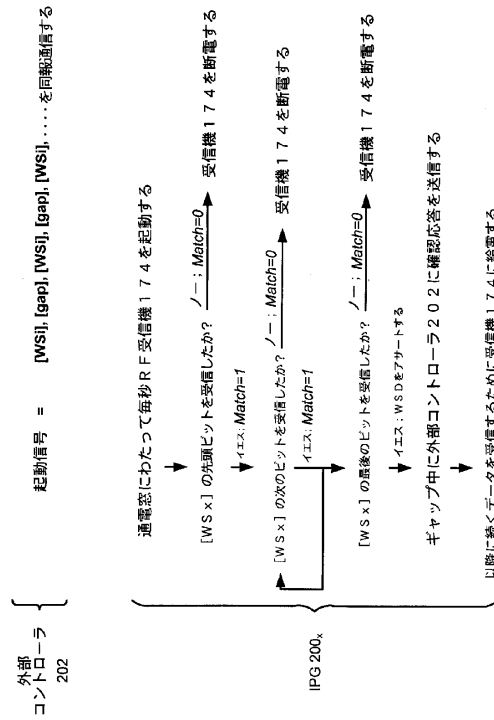


Figure 7A

【図 7 B】

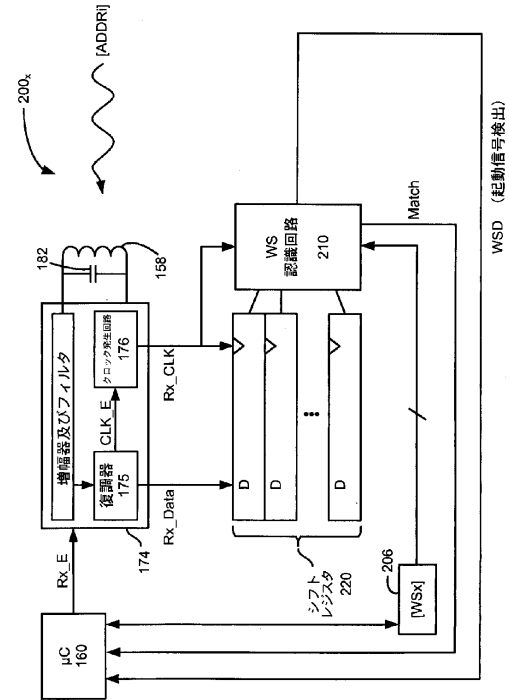


Figure 7B

【図 7 C】

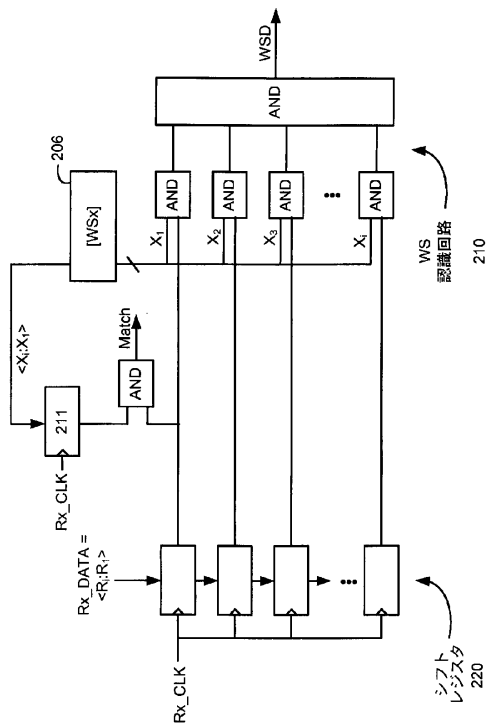


Figure 7C

【図 8 A】

WS1 = 101010101010
 WS2 = 110011001100
 WS3 = 111000111000

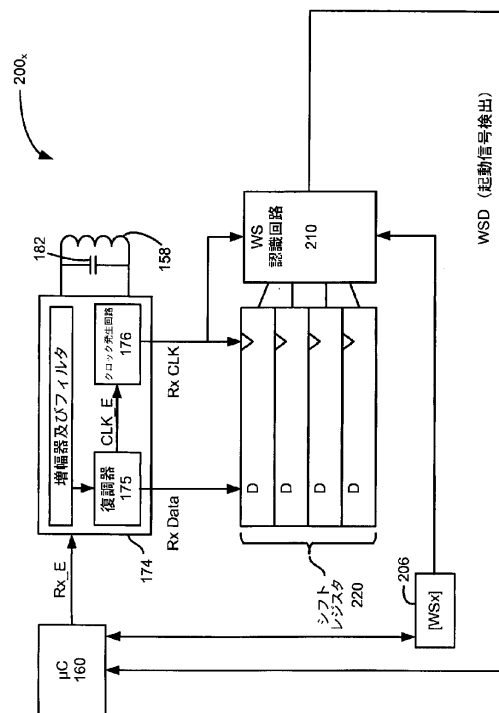
WS1 = 101010101010
 WS2 = 110110110110
 WS3 = 111011101110

WS1 = 100010001000
 WS2 = 110011001100
 WS3 = 111011101110

図 8 B ~ 図 8 E

Figure 8A

【 図 8 B 】



【 図 8 C 】

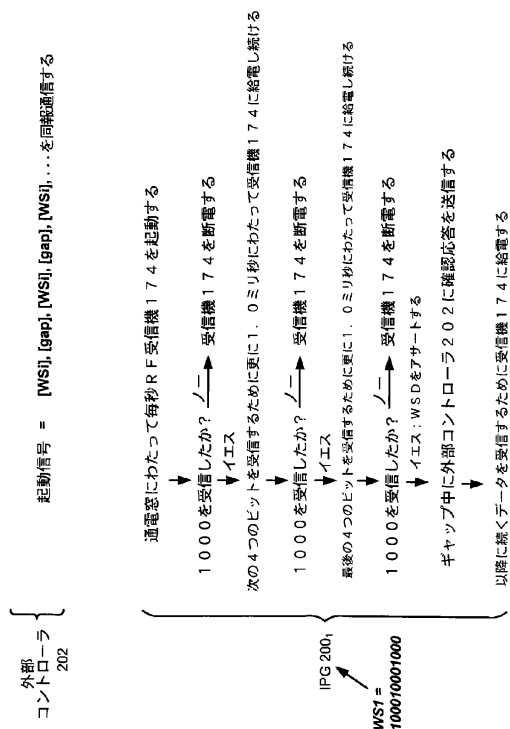


Figure 8C

【 図 8 D 】

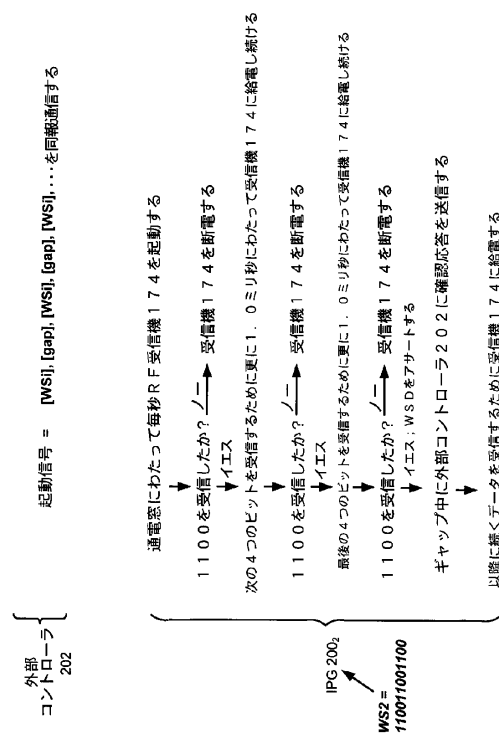


Figure 8D

【 図 8 E 】

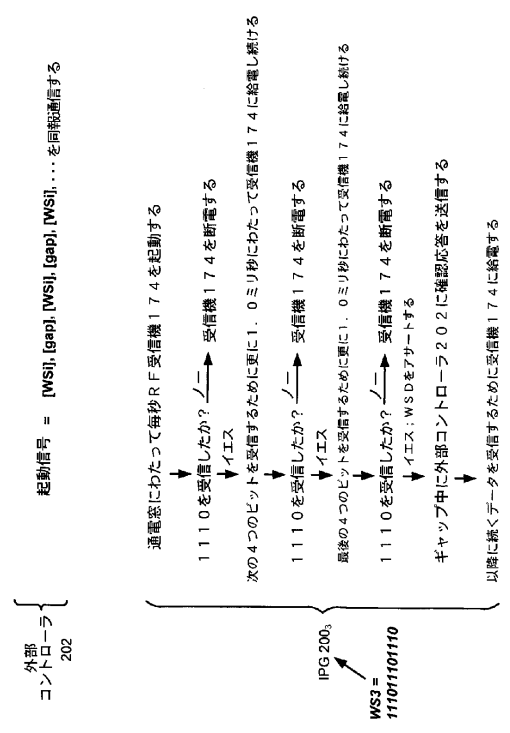


Figure 8E

フロントページの続き

(74)代理人 100095898

弁理士 松下 満

(74)代理人 100098475

弁理士 倉澤 伊知郎

(74)代理人 100144451

弁理士 鈴木 博子

(72)発明者 ラフマーン エムディー ミザヌール

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 1 3 8 1 スティーヴンソン ランチ ビショップ コー
ト 2 5 2 1 3

審査官 胡谷 佳津志

(56)参考文献 特表2008-508081(JP,A)

特表2009-544369(JP,A)

米国特許出願公開第2003/0114897(US,A1)

特表2012-510340(JP,A)

特開2010-063880(JP,A)

特表2009-544370(JP,A)

米国特許出願公開第2011/0112611(US,A1)

米国特許出願公開第2007/0153705(US,A1)

米国特許出願公開第2003/0229383(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 N 1 / 0 8

A 6 1 F 9 / 0 0 7

A 6 1 N 1 / 3 7 2

A 6 1 N 1 / 3 9