

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2013-530015

(P2013-530015A)

(43) 公表日 平成25年7月25日(2013.7.25)

(51) Int.Cl.

A 6 1 N 1/378 (2006.01)

F 1

A 6 1 N 1/378

テーマコード (参考)

4 C 0 5 3

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2013-518494 (P2013-518494)  
 (86) (22) 出願日 平成23年6月23日 (2011. 6. 23)  
 (85) 翻訳文提出日 平成25年2月27日 (2013. 2. 27)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2011/041606  
 (87) 国際公開番号 W02012/003131  
 (87) 国際公開日 平成24年1月5日 (2012. 1. 5)  
 (31) 優先権主張番号 61/360, 536  
 (32) 優先日 平成22年7月1日 (2010. 7. 1)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 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】 磁場及び電場を使用する埋め込み可能医療デバイスのための充電システム

## (57) 【要約】

患者の介入なしにインプラント内のバッテリーを受動的に再充電するための基地局を開示する。基地局は、手持ち式とすることができ、又はベッドの下、壁面又は壁の隣のような固定場所に配置されるように構成された機器を含むことができる。基地局は、インプラント内のアンテナ及び受信コイルと結合され、インプラントのバッテリーを充電するための充電電流を発生させる電場及び磁場（E 場及びB 場）を発生させることができる。患者側のいずれの取り扱い又は操作も必要なく、インプラントバッテリーは、患者が基地局によって発生する磁気充電場又は電気充電場のいずれかの範囲にいる時に常に受動的に充電される。B 場を用いた充電は、I P G が基地局から比較的短い距離の位置にある場合に発生し、それに対してE 場を用いた充電は、より長い距離の位置で発生する。インプラントからの逆方向テレメトリは、インプラントにより高い電力量を転送する機能の理由から、可能な場合にB 場充電又はE 場充電のいずれが示されてかつ好ましいかを通知することができる。

【選択図】 図 7

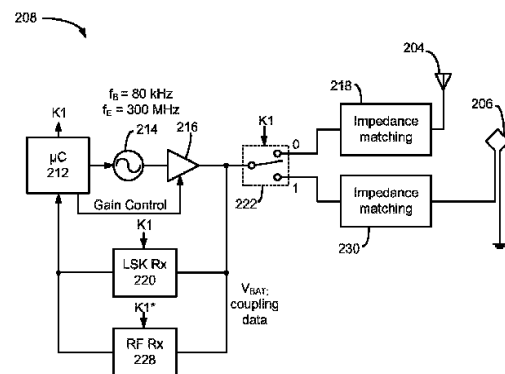


Figure 7

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

埋め込み可能医療デバイス内のバッテリーを充電するための外部デバイスであって、  
埋め込み可能医療デバイス内のバッテリーを充電するための電場を発生させるように選択的に有効にされる少なくとも 1 つの第 1 のアンテナと、  
前記埋め込み可能医療デバイス内の前記バッテリーを充電するための磁場を発生させるように選択的に有効にされる少なくとも 1 つの第 2 のアンテナと、  
を含むことを特徴とする外部デバイス。

**【請求項 2】**

前記少なくとも 1 つの第 1 のアンテナは、4 分の 1 波長モノポールアンテナ又は半波長ダイポールアンテナを含むことを特徴とする請求項 1 に記載のデバイス。

10

**【請求項 3】**

前記少なくとも 1 つの第 1 のアンテナは、ワイヤ、パッチ、又はスロットアンテナを含むことを特徴とする請求項 1 に記載のデバイス。

**【請求項 4】**

前記少なくとも 1 つの第 2 のアンテナは、コイルを含むことを特徴とする請求項 1 に記載のデバイス。

**【請求項 5】**

前記電場は、第 1 の周波数を含み、前記磁場は、該第 1 の周波数よりも低い第 2 の周波数を含むことを特徴とする請求項 1 に記載のデバイス。

20

**【請求項 6】**

外部デバイスが、床又は壁上に位置決め可能であることを特徴とする請求項 1 に記載のデバイス。

**【請求項 7】**

前記電場は、データによって変調されないことを特徴とする請求項 1 に記載のデバイス。

**【請求項 8】**

前記埋め込み可能医療デバイスから充電情報を受信するために前記第 1 のアンテナに結合可能な第 1 の復調回路と、該埋め込み可能医療デバイスから充電情報を受信するために前記第 2 のアンテナに結合可能な第 2 の復調回路とを更に含むことを特徴とする請求項 1 に記載のデバイス。

30

**【請求項 9】**

前記第 1 及び第 2 のアンテナのいずれか又は両方から該第 1 又は第 2 のアンテナのいずれかを有効にするのに使用される充電情報を受信するための復調回路を更に含むことを特徴とする請求項 1 に記載のデバイス。

**【請求項 10】**

前記電場又は磁場のいずれかの発生中に前記埋め込み可能医療デバイスから送信された充電情報を受信するための第 3 のアンテナを更に含むことを特徴とする請求項 1 に記載のデバイス。

**【請求項 11】**

前記第 1 及び第 2 のアンテナの一方のみが一度に有効にされることを特徴とする請求項 1 に記載のデバイス。

40

**【請求項 12】**

バッテリーと、  
前記バッテリーを充電するための電場を受信するように構成された第 1 のアンテナと、  
前記バッテリーを充電するための磁場を受信するように構成された第 2 のアンテナと、  
前記電場及び前記磁場のいずれか又は両方がそれぞれ前記第 1 又は第 2 のアンテナで受信されたか否かを判断し、かつ該電場又は該磁場のいずれかによる前記バッテリーの充電を有効にする少なくとも 1 つの制御信号を出すためのマイクロコントローラと、  
を含むことを特徴とする埋め込み可能医療デバイス。

50

## 【請求項 13】

第1のDC電圧を生成するために前記第1のアンテナに結合された第1の整流器と、第2のDC電圧を生成するために前記第2のアンテナに結合された第2の整流器とを更に含むことを特徴とする請求項12に記載のデバイス。

## 【請求項 14】

前記マイクロコントローラは、第1及び第2のDC電圧を用いて前記電場及び前記磁場のいずれか又は両方がそれぞれ前記第1又は第2のアンテナで受信されたか否かを判断することを特徴とする請求項13に記載のデバイス。

## 【請求項 15】

前記少なくとも1つの制御信号に応答して前記第1のDC電圧又は前記第2のDC電圧のいずれかを前記バッテリーを充電するための電源として選択する充電回路を更に含むことを特徴とする請求項13に記載のデバイス。

10

## 【請求項 16】

前記少なくとも1つの制御信号は、埋め込み可能医療デバイスから充電情報を送信するための送信機を有効にすることを特徴とする請求項12に記載のデバイス。

## 【請求項 17】

前記送信機は、前記第1又は第2のアンテナのいずれかから前記充電情報を送信することを特徴とする請求項16に記載のデバイス。

## 【請求項 18】

前記充電情報は、前記バッテリーの電圧を含むことを特徴とする請求項12に記載のデバイス。

20

## 【請求項 19】

前記第1のアンテナは、患者の組織に刺激を与えるために電極に結合された電極リードを含むことを特徴とする請求項12に記載のデバイス。

## 【請求項 20】

バッテリー、

前記バッテリーを充電するための電場を受信するための第1のアンテナ、及び

前記バッテリーを充電するための磁場を受信するための第2のアンテナ、

を含む埋め込み可能医療デバイスと、

前記バッテリーを充電するための前記電場を発生させるための第3のアンテナ、及び

30

前記バッテリーを充電するための前記磁場を発生させるための第4のアンテナ、

を含む外部デバイスと、

を含むことを特徴とする埋め込み可能医療デバイスシステム。

## 【請求項 21】

前記バッテリーを充電するために前記第2のアンテナで受信される磁場を発生させるための第5のアンテナを含み、前記外部デバイスとは別である外部充電器を更に含むことを特徴とする請求項20に記載のシステム。

## 【請求項 22】

前記第1のアンテナとデータを通信するための第6のアンテナを含み、前記外部デバイスとは別である外部コントローラを更に含むことを特徴とする請求項20に記載のシステム。

40

## 【請求項 23】

前記第2及び第4のアンテナは、コイルを含むことを特徴とする請求項20に記載のシステム。

## 【請求項 24】

前記第1及び第3のアンテナは、4分の1波長アンテナ又は半波長アンテナを含むことを特徴とする請求項23に記載のシステム。

## 【請求項 25】

前記第3又は第4のアンテナの一方のみが、一度にそれらのそれぞれの場を発生させることを特徴とする請求項20に記載のシステム。

50

**【請求項 26】**

前記第3のアンテナは、前記埋め込み可能医療デバイスがある一定の距離よりも大きく離れた時に前記電場を発生させ、

前記第4のアンテナは、前記埋め込み可能医療デバイスが前記距離よりも小さく離れた時に前記磁場を発生させる、

ことを特徴とする請求項25に記載のシステム。

**【請求項 27】**

外部デバイスを用いて埋め込み可能医療デバイス内のバッテリーを充電する方法であって、

埋め込み可能医療デバイス内のバッテリーを磁場を用いて外部デバイスによって充電することができるか否かを該外部デバイスにおいて電子的に判断する段階と、

前記埋め込み可能医療デバイス内の前記バッテリーを磁場を用いて前記外部デバイスによって充電することができる場合に、該バッテリーを充電するために該外部デバイスにおいて磁場を自動的に発生させる段階と、

前記埋め込み可能医療デバイス内の前記バッテリーを磁場を用いて前記外部デバイスによって充電することができない場合に、該バッテリーを充電するために該外部デバイスにおいて電場を自動的に発生させる段階と、

を含むことを特徴とする方法。

**【請求項 28】**

前記外部デバイスは、前記埋め込み可能医療デバイスから受信したデータに従って該埋め込み可能医療デバイス内の前記バッテリーを前記磁場によって充電することができるか否かを判断することを特徴とする請求項27に記載の方法。

**【請求項 29】**

前記データは、前記バッテリーの電圧、又は前記外部デバイスと前記埋め込み可能医療デバイスの間の結合を示すデータを含むことを特徴とする請求項28に記載の方法。

**【請求項 30】**

前記電場及び磁場は、前記外部デバイス内の別々のアンテナを用いて発生されることを特徴とする請求項27に記載の方法。

**【請求項 31】**

前記電場は、第1の周波数を含み、

前記磁場は、前記第1の周波数よりも低い第2の周波数を含む、

ことを特徴とする請求項30に記載の方法。

**【請求項 32】**

外部デバイスを用いて埋め込み可能医療デバイス内のバッテリーを充電する方法であって、

(a) 外部デバイスにおいて磁場を発生させる段階と、

(b) 埋め込み可能医療デバイスが前記磁場を受信しているか否かを前記外部デバイスにおいて判断する段階と、

(c) 前記埋め込み可能医療デバイスが前記磁場を受信している場合に、バッテリーを充電するために前記外部デバイスにおいて該磁場を発生させ続ける段階と、

(d) 前記埋め込み可能医療デバイスが前記磁場を受信していない場合に、前記バッテリーを充電するために前記外部充電器において電場を発生させる段階と、

を含むことを特徴とする方法。

**【請求項 33】**

(e) 段階(d)において前記外部デバイスが電場を発生させている場合に、該電場の該発生を周期的に中止して該外部デバイスにおいて磁場を発生させる段階と、

(f) 段階(b)から段階(e)を繰り返す段階と、

を更に含むことを特徴とする請求項32に記載の方法。

**【請求項 34】**

前記電場及び磁場は、前記外部デバイス内の別々のアンテナを用いて発生されることを

10

20

30

40

50

特徴とする請求項 3 2 に記載の方法。

【請求項 3 5】

前記電場は、第 1 の周波数を含み、  
前記磁場は、前記第 1 の周波数よりも低い第 2 の周波数を含む、  
ことを特徴とする請求項 3 4 に記載の方法。

【請求項 3 6】

段階 ( a ) は、前記外部デバイスが通電された時に自動的に発生することを特徴とする請求項 3 2 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

〔関連出願への相互参照〕

本出願は、全体が引用によって本明細書に組み込まれている 2 0 1 0 年 7 月 1 日出願の米国特許出願番号第 6 1 / 3 6 0 , 5 3 6 号の国際 ( P C T ) 出願であり、この米国特許出願に対する優先権を請求するものである。

【0002】

本発明は、埋め込み可能医療デバイスのための改善されたバッテリー充電に関する。

【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、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身体の神経及び組織に送出するデバイスである。以下に続く説明は、一般的に、米国特許第 6 , 5 1 6 , 2 2 7 号明細書に開示されているような脊髄刺激 ( S C S ) システム内での本発明の使用に着目することになる。しかし、本発明は、あらゆる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。

20

【0004】

図 1 A 及び図 1 B に示すように、一般的に、S C S システムは、例えば、チタンのような導電材料で形成された生体適合デバイスケース 3 0 を含む「埋め込み可能パルス発生器 ( I P G )」1 0 0 を含む。一般的に、ケース 3 0 は、I P G が機能するのに必要な回路及びバッテリー 2 6 を保持するが、I P G は、外部 R F エネルギーによってバッテリーなしで給電することができる。I P G 1 0 0 は、各々がいくつかの電極 1 0 6 を含む 1 つ又はそれよりも多くの電極アレイを含む ( 2 つのそのようなアレイ 1 0 2 及び 1 0 4 を示す )。電極 1 0 6 は、可撓性本体 1 0 8 上に担持され、本体 1 0 8 は、各電極に結合された個別電極リード 1 1 2 及び 1 1 4 も収容する。図示の実施形態において、アレイ 1 0 2 上に E 1 ~ E 8 とラベル付けした 8 つの電極、及びアレイ 1 0 4 に E 9 ~ E 1 6 とラベル付けした 8 つの電極が存在するが、アレイ及び電極の個数は用途に特定のものであり、従って、変化する場合がある。アレイ 1 0 2、1 0 4 は、例えば、エポキシを含むことができる非導電性ヘッダ材料 3 6 内に固定されたリードコネクタ 3 8 a 及び 3 8 b を用いて I P G 1 0 0 に結合される。

30

40

【0005】

図 2 に示すように、一般的に、I P G 1 0 0 は、プリント回路基板 ( P C B ) 1 6 を P C B 1 6 に装着されたマイクロプロセッサ、集積回路、及びコンデンサのような様々な電子構成要素 2 0 と共に含む電子基板アセンブリ 1 4 を含む。一般的に、I P G 1 0 0 内には、外部コントローラ 1 2 へ / からデータを送信 / 受信するのに使用されるテレメトリコイル 1 3、及び外部充電器 5 0 を用いて I P G のバッテリー 2 6 を充電又は再充電するための充電コイル 1 8 という 2 つのコイル ( より一般的にはアンテナ ) が存在する。一般的

50

に、テレメトリコイル 13 は、図示のように I P G 100 のヘッダ 36 内に装着され、フェライトコア 13' の回りに巻くことができる。

【0006】

直ぐ上に説明したように、無線で I P G 100 にデータを送り、そこから受信するのに、手持ち式プログラム作成器又は臨床医のプログラム作成器のような外部コントローラ 12 が使用される。例えば、外部コントローラ 12 は、I P G 100 が患者に提供することになる治療を決めるためのプログラミングデータを I P G 100 に送ることができる。更に、外部コントローラ 12 は、I P G のステータスに対して報告する様々なデータのような I P G 100 からのデータの受信機として機能することができる。I P G 100 のような外部コントローラ 12 は、外部コントローラ 12 の作動を制御するための電子構成要素 72 が上に配置された P C B も含む。コンピュータ、セル電話、又は他の手持ち式電子デバイスに使用されるものと類似の例えばタッチ可能ボタン及びディスプレイを含むユーザインタフェース 74 は、患者又は臨床医が外部コントローラ 12 を操作することを可能にする。外部コントローラ 12 へ及びそこからのデータの通信は、コイル（アンテナ）17 によって可能になる。

10

【0007】

同じく一般的に手持ち式デバイスである外部充電器 50 は、I P G 100 に I P G のバッテリー 26 を再充電するのに使用することができる電力を無線伝達するのに使用される。外部充電器 50 からの電力の転送は、コイル（アンテナ）17' によって可能になる。当業者には理解されるように、本明細書における基本的な説明の目的で、外部充電器 50 を外部コントローラ 12 と類似の構造を有するように示すが、実際には、外部充電器 50 は、その機能に従って異なることになる。

20

【0008】

外部デバイス 12 及び 50 と I P G 100 の間の無線データテレメトリ及び電力転送は、誘導結合、特に、磁気誘導結合を通じて発生する。そのような機能を実施するために、I P G 100 と外部デバイス 12 及び 50 との両方は、互いに対として機能するコイルを有する。外部コントローラ 12 の場合には、関連するコイル対は、コントローラからのコイル 17 と I P G 100 からのコイル 13 とを含む。外部充電器 50 の場合には、関連するコイル対は、充電器からのコイル 17' と I P G 100 からのコイル 18 とを含む。

30

【0009】

例えば、データが外部コントローラ 12 から I P G 100 に送られる場合には、コイル 17 が交流（A C）によって通電される。データを転送するためのコイル 17 のそのような通電は、2007 年 7 月 19 日出願の米国特許出願番号第 11 / 780, 369 号明細書に開示されているような「周波数シフトキーイング（F S K）」を用いて行うことができる。コイル 17 を通電することによって磁場がもたらされ、次に、磁場は、I P G のコイル 13 内に電圧を誘導し、この電圧は、閉ループ経路が設けられた場合に対応する電流信号を生成する。次に、元のデータを回復するために、この電圧及び / 又は電流信号を復調することができる。I P G 100 から外部コントローラ 12 にデータを送信する段階は、基本的に同じ方式で発生する。

40

【0010】

電力が外部充電器 50 から I P G 100 に送信される場合には、ここでもまた、コイル 17' が交流で通電される。一般的に、そのような通電は、一定の周波数のものであり、データの転送中に使用されるものよりも大きいマグニチュードのものである場合があるが、係わる基本的な物理的過程は同様である。

【0011】

I P G 100 は、充電コイル 18 のインピーダンスを変調することによって外部充電器 50 にデータを通信し戻すことができる。このインピーダンス変化は、外部充電器 50 内のコイル 17' に反射して戻され、外部充電器 50 は、反射を復調して送信データを回復する。I P G 100 から外部充電器 50 にデータを送信するこの手段は、「負荷シフトキーイング（L S K）」として公知であり、バッテリーの容量、充電が完了して外部充電器を

50

停止することができるか否か、及び他の関連する充電変数のようなIPG100内のバッテリー26の充電中に関連のあるデータを通信するのに有利である。IPG100から外部充電器へのLSK通信は、2009年1月15日出願の米国特許出願番号第12/354,406号明細書により詳しく解説されている。

【0012】

公知のように、データ又は電力の誘導送信は、経皮的に、すなわち、患者の組織25を通して行うことができ、医療埋め込み可能デバイスシステムにおいて特に有利なものになっている。データ又は電力の送信中には、好ましくは、コイル17と13又は17'と18は、平行な平面に共線軸に沿って位置し、これらのコイルは互いに可能な限り近い。コイル17と13の間のそのような向きは、一般的に、これらのコイルの間の結合を改善することになるが、適度に信頼性の高いデータ転送又は電力転送において依然として理想的な向きからの逸脱がもたらされる場合がある。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0013】

【特許文献1】米国特許第6,516,227号明細書

【特許文献2】米国特許出願番号第11/780,369号明細書

【特許文献3】米国特許出願番号第12/354,406号明細書

【特許文献4】米国特許出願公開第2009/0069869号明細書

【特許文献5】米国特許出願公開第2008/0172109号明細書

20

【特許文献6】米国特許出願番号第12/575,733号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

IPGを充電する際の患者に対する負担はごく僅かであるように思われるが、本発明者は、患者母集団のうちのある程度の百分率が、充電器50を操作するのに必要な技量を持たないことを認めた。例えば、ある患者は身体障害を有し、従って、充電器50をIPG100の上の適切な場所に配置することができない場合がある。更に、健常な患者においてさえも、何処にIPG100が設けられているか、又は充電器50とIPG100の間に適切であるのはどのアラインメントであるかを知らせることは、これらの患者に対して困難である場合がある。要するに、充電過程における患者の介入の必要性は問題である場合があり、本発明者は、以下において、患者が自らのインプラントをいずれの介入もなく又は僅かな介入のみで再充電することを可能にすることができる解決法を紹介する。

30

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1A】従来技術の埋め込み可能医療デバイスと電極アレイがIPGに結合される方式とを示す図である。

【図1B】従来技術の埋め込み可能医療デバイスと電極アレイがIPGに結合される方式とを示す図である。

【図2】埋め込み可能医療デバイスと外部コントローラ及び外部充電器の間の関係を示す図である。

40

【図3】図2のシステムへの基地局充電器の追加を示す図である。

【図4A】本発明の実施形態によるE場を用いてIPGを充電する基地局を示す図である。

【図4B】本発明の実施形態によるB場を用いてIPGを充電する基地局を示す図である。

【図5A】図3の基地局の様々な物理的な実施形態のうちの1つを示す図である。

【図5B】図3の基地局の様々な物理的な実施形態のうちの1つを示す図である。

【図5C】図3の基地局の様々な物理的な実施形態のうちの1つを示す図である。

【図5D】図3の基地局の様々な物理的な実施形態のうちの1つを示す図である。

50

【図 5 E】図 3 の基地局の様々な物理的な実施形態のうちの 1 つを示す図である。

【図 6】本発明の実施形態による E 場受信のためのアンテナとして使用される I P G 電極を示す図である。

【図 7】本発明の実施形態による基地局内の回路図である。

【図 8 A】本発明の実施形態による基地局と相互接続するための I P G 内の回路図である。

【図 8 B】本発明の実施形態による基地局と相互接続するための I P G 内の回路図である。

【図 9】付加的な通信チャンネル及びハードウェアを有する基地局の代替概略図である。

【図 10】付加的な通信チャンネル及びハードウェアを有する I P G の代替概略図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下に続く説明は、脊髄刺激 ( S C S ) システム内での本発明の使用に関する。しかし、本発明は、そのように限定されず、あらゆる種類の埋め込み可能医療デバイスシステムに対して使用することができることを理解すべきである。

【0017】

本発明者は、患者の介入なしにバッテリーを受動的に再充電することができる外部デバイスを提供することによってインプラント内のバッテリーを再充電する問題に対処する。この外部デバイスを基地局 200 と記し、図 3 に従来 of 外部コントローラ 12 及び外部充電器 50 との関連に示している。基地局 200 は、デバイス 12 又は 50 と同じく手持ち式のものとすることができるが、開示する実施形態において、ベッドの下、壁面又は壁の隣のような固定場所に配置されるように構成された機器として説明する。言い換えれば、通常、基地局 200 は、患者が、バッテリーを再充電するのに費やす可能性がある有意な時間量を費やすことが予想されることになるどこかに設けられることになる。基地局 200 は、バッテリー給電することができるが、壁のコンセントに接続される見込みがより高くなる。

20

【0018】

一実施形態における基地局 200 は、I P G 100 内のアンテナ及び受信コイルに結合され、I P G バッテリー 26 を充電するための充電電流を発生させる電場及び磁場 ( E 場及び B 場 ) を発生させることができる。患者側でのいずれの取り扱い又は操作も必要ではなく、インプラントバッテリーは、患者が基地局 200 によって発生する磁気充電場又は電気充電場のいずれかの範囲にいる時には常に受動的に充電される。B 場を用いた充電は、I P G が基地局 200 から比較的短い距離 (例えば、1 m よりも短い) の位置にある場合に発生し、それに対して E 場を用いた充電は、より長い距離 (例えば、> 1 m) の位置で発生する。充電を B 場又は E 場のいずれで行うべきかに対して基地局 200 に通知を行う上で、I P G 100 から基地局 200 への逆方向テレメトリを使用することができ、本明細書に説明するように、I P G 100 により大きい電力量を転送するその機能の理由から B 場充電が好ましい。

30

【0019】

図 4 A 及び図 4 B は、基地局 300 の E 場と B 場の両方の作動モードを示している。図 4 A は、放射 E 場 302 を発生させるためにアンテナ 204 を使用する基地局 200 を示している。E 場 302 は、I P G 100 内のアンテナ 150 によって感知されて交流が発生し、後でより詳細に説明するように、この交流は整流され、バッテリーを再充電する D C 電力が生成される。これらのアンテナ 204 及び 150 は、主に電磁場の電気成分と相互作用するので、図 4 A は E 場 302 のみを示している。図 4 B は、誘導 B 場 304 を発生させるためにコイル (アンテナ) 206 を使用する基地局 200 を示している。I P G 100 内のコイル 18 は B 場 304 と結合されて交流が発生し、この交流は、整流されて D C 電力が生成される。そのような B 場充電は、従来 of 外部充電器 50 内に実施された充電方式 (図 2) と同様であり、類似の回路を使用するが、基地局 302 内の回路は、本明細書に解説するように修正済みである。例えば、基地局の回路は、I P G 100 にエネルギー

40

50



を転送するのにE場302又はB場304の充電モードの選択を可能にする。下記で更に解説するように、B場304は、一般的に、E場302（例えば、1MHzから10GHz程度）よりも低い周波数（例えば、100kHz程度）である。

#### 【0020】

上述しかつ図4に示すように、E場充電は、長めの距離に使用されることになり、それに対してB場充電は、短めの距離に使用されることになる。E場302のようなE場の強度は、一般的に、送信アンテナ204と受信アンテナ150の間の距離の2乗に比例して低下する。それとは対照的に、B場304のような誘導磁場の強度は、一般的に、発生コイル206と受信コイル18の間の距離の3乗に比例して低下する。従って、大きい距離では、B場を使用するよりもE場を用いてエネルギーを転送する方がより有効である。

10

#### 【0021】

基地局200の回路及び作動を解説する前に、図5A～図5Eに示す基地局200の様々な物理的な実施形態を解説する。先に上述のように、基地局200は、壁面又は床上に位置決めすることができ、すなわち、ベッドの近くに、壁に接して、コーナに、又は予想される患者の場所にほぼ近いいずれかの好ましい場所に配置することができる。図5Aは、回路モジュール208に接続した蛇行ワイヤアンテナ204を有する基地局200を示している。後に解説するように、回路モジュール208は、マイクロコントローラ、増幅器、送受信機のような基地局200を作動させるための回路を含む。蛇行アンテナ204は、E場302を放射するために回路モジュール208によって通電される。代替的に、蛇行アンテナの代わりに、図5Bに示すような誘導性装荷アンテナを使用することができる。一般的に、図5Aと図5Bとに示す両方のアンテナ204が、4分の1波長モノポールアンテナになる。4分の1波長アンテナは、理想的には放射されているE場の波長の4分の1に等しい長さを有する。例えば、1メートルの波長（ほぼ300MHzの周波数に対応する）を送信するために、長さ0.25mの4分の1波長アンテナ204が使用されることになる。図5Aのアンテナの蛇行形状及び図5Bのアンテナの誘導装荷の理由から、これらのアンテナは、最適な4分の1波長の長さよりも小さく作成することができる。基地局200は、E場のエネルギーを望ましい方向に放射するか又は伝播させるために、アンテナ204の背後に配置されたパラボラ反射器（図示せず）を装備することができる。これは、放射E場を患者のIPG100に集中するのに特別な利点とすることができる。

20

#### 【0022】

基地局200は、B場304を発生させるためのコイル206も含み、このコイルは、回路モジュール208にも結合される。一般的に、コイル206は、生成される誘導場の強度を高めるために、フェライトコア（図示せず）上に巻かれる。

30

#### 【0023】

図5A及び図5Bのアンテナ204は垂直に向けられるので、アンテナ204から放射される電磁波も垂直に向けられ、すなわち、垂直に偏波される。IPGアンテナ150の向きが同じく垂直に定められる場合には、垂直に向けられたE場302との最大結合が発生することになる。最大結合は、最大E場電力転送をもたらし、従って、IPG100のバッテリー26を再充電するのにより大きなエネルギーを供給するので好ましいものである。そのような結合は、E場302の偏波と受信IPGアンテナ150の向きとの間の角度が増加する時に減少することになり、最部分結合は90度の角度にある。

40

#### 【0024】

図5Cは、回路モジュール208に結合されたパッチアンテナ204を含む基地局200の別の実施形態を示している。パッチアンテナ204は、付加的な金属板であって、それ自体が地面又は床に接続した付加的な金属板を含むことができる接地平面の上のある一定の距離の位置に配置された正方形又は矩形の金属板で作成される。一般的に、パッチアンテナは、ダイポール又は半波長アンテナとして作動し、これは、アンテナが、理想的には送信電磁波の波長の半分に計寸されることを意味する。例えば、300MHzのE場304を発生させる上でパッチアンテナ204が使用される場合には、パッチアンテナの長さは、理想的には0.5mに等しくなる。図5Cのパッチアンテナ204は、E場のエネ

50

ルギを上方に垂直に、すなわち、パッチアンテナの平面に対してほぼ直角な方向に、従って、例えば、患者が眠っている間のIPG充電を可能にする患者のベッドの下への配置に有利な方向に放射するか又は伝播させることになる。パッチアンテナが発生させるE場の偏波は、パッチアンテナが回路モジュール208に結合される場所である図5Cに示す接点210の場所によって判断される。上述の場合のように、パッチアンテナ204が発生させるE場とIPGアンテナ150の間の最大結合は、IPGアンテナ150の方向がE場の偏波方向と同じ場合に発生することになる。図5Cの基地局は、図5Dに示すように、垂直に配置することができることに注意されたい。そのような向きは壁面に取り付けることができ、例えば、近くにある椅子に座っている患者内のIPGを再充電するのに有利とすることができる。アンテナ204は、スロットアンテナを含むことができる。

10

#### 【0025】

図5Eは、図5Cに図示の実施形態と図5Dに図示の実施形態とを組み合わせ、従って、E場の水平偏波と垂直偏波の両方を与える基地局200の実施形態を示している。生成されるE場は2つの方向に偏波されるので、それは、IPG100内のアンテナ150に結合される見込みがより高くなり、アンテナ150の向きは、正確に把握することができず、又は患者が移動する時に変化する場合がある。この実施形態において、基地局200は、それぞれ水平平面及び垂直平面に配置された2つのパッチアンテナ204a及び204bを含み、E場のエネルギーを上方方向と横向き方向の両方に放射するか又は伝播させることを可能にする。パッチアンテナ204aは、基地局200が望ましい偏波を選択することを可能にする2つの接点210a及び210cも含む。一般的に、点210aと210cを90度異相で通電することによって円偏波E場を発生させるように、パッチアンテナ204aを両方の接点210aと210cとにおいて同時に通電することができる。そのような円偏波場は、最大結合におけるIPGアンテナ150の向きに対する制約条件を最小にする。パッチアンテナ204bも同じく2つの接点を含み、円偏波E場を生成することができるが、図5Eでは明瞭化のためにこれを示していない。

20

#### 【0026】

図5Eの基地局200は、2つのコイル206a及び206bも含む。アンテナ204a及び204bと同様に、コイル206aと206bとは直交し、直交するB場を生成し、それによってIPGコイル18(図4B)の向きに対する制約条件が最小にされる。2つのコイル206a及び206bを用いて、回転B場を生成することができる。例えば、全体が引用によって本明細書に組み込まれている米国特許出願公開第2009/0069869号明細書を参照されたい。

30

#### 【0027】

基地局200は、IPG100への最大電力転送を与えるアンテナ204a又は204b又はコイル206a又は206bを選択して、そのアンテナ又はコイルのみを使用することができる。この選択は、各アンテナ及びコイルの向きに対して結合情報を査定する段階に基づくことができ、これらの情報は、IPG100からテレメトリ送信することができる、又は基地局200におけるE場又はB場の生成に基づいて推定することができる。例えば、引用によって本明細書に組み込まれている米国特許出願公開第2008/0172109号明細書を参照されたい。

40

#### 【0028】

図6は、適切なE場アンテナ150の更なる詳細を示しており、この実施形態において、アンテナ150は、アレイ102内でアンテナ150として使用される電極リード112のうちの1つを含む。例えば、電極 $E_1$ へのワイヤ接続がアンテナ150として使用される。他の電極( $E_2$ 、 $E_3$ )へのワイヤを使用することができるが、最も長いワイヤを選択することによって送信周波数が有利に低下するので、電極 $E_1$ へのワイヤが選ばれた。(当然ながら、アレイ104上の電極への信号ワイヤ接続を選択することができる。)電極リード112及び114は、様々な長さの個別ワイヤを与えるので、特定のE場受信/送信周波数において理想的な長さに最も近い長さを有するワイヤを容易に選択することができる。アンテナ150によって受信又は送信されるE場302の周波数は、電極に送

50

られる信号の周波数よりも少なくとも数桁高いので、アンテナ 150 に電極リードを使用することにより、影響を受ける電極において生成される刺激は影響を受けないことに注意されたい。例えば、E 場 302 は、一般的に、1 MHz から 10 GHz 程度であり、それに対して信号ワイヤを通じて電極に送られるパルスの周波数は、数十 Hz から数百 Hz の範囲にある。更に、E 場の送信又は受信からもたらされる信号ワイヤ上の AC 信号のマグニチュードは、刺激パルスのマグニチュード（例えば、ボルト）と比較して一般的に非常に小さい（例えば、mV）。当然ながら IPG 100 は、E 場 302 を基地局 200 へ送信し、そこから受信するために、電極リード 112 及び 114 とは別の専用アンテナを含むことができる。そのようなアンテナは、IPG 100 のヘッダ 36 又は金属ケース 30 に配置することができる。

10

#### 【0029】

次に、エネルギーを IPG 100 に転送し、そこから受信するのに使用される基地局 200 内の回路モジュール 208 を解説する。図 7 に示すように、マイクロコントローラ 212 は、送信回路及び受信回路の作動を制御し、更に、本明細書では解説しない基地局 200 内の他の作動も制御する。一般的であるように、マイクロコントローラ 212 は、本明細書に説明する機能を記憶及び実施するために、揮発性メモリ（例えば、RAM）と不揮発性メモリ（例えば、フラッシュ、EEPROM）の両方を含むことができる。送信回路は、デジタル制御の信号発生器 214 及び電力増幅器 216 を含む。受信機回路は、2 つの受信機回路 LSK Rx 220 及び RF Rx 228 を含む。E 場充電又は B 場充電のいずれが選択されたかに基づいて、スイッチ 222 が、送信及び受信機回路をアンテナ 204 又はコイル 206 のいずれかに結合する。

20

#### 【0030】

コイル 206 を用いて B 場 304 を通じてエネルギーを転送するために、マイクロコントローラ 212 は、例えば、 $f_B = 80 \text{ kHz}$  の送信周波数を有する信号を発生させるように信号発生器 214 を制御する。信号発生器 214 は、一般的に、指定周波数で正弦波信号を発生させることになるが、変化する負荷サイクルを有する波形を発生させることができる。

#### 【0031】

アンテナ 204 を用いて E 場 302 を通じてエネルギーを転送するために、マイクロコントローラ 212 は、 $f_E$  という送信周波数を有する信号を発生させるように信号発生器を制御する。 $f_E$  は、約 1 MHz から 10 GHz までの範囲に及ぶとすることができ、 $f_E$  において高い周波数又は低い周波数のいずれが使用される場合にも妥協を有する。高い周波数で送信することにより、IPG 200 に高いエネルギーを長い距離の位置に送信することが可能になる。しかし、高周波数信号は、身体組織によって減衰される。低周波数はそれ程減衰を持たないが、最適な 4 分の 1 波長同調には IPG 100 内でより長いアンテナ 150 を必要とする場合がある。アンテナ長は、主に水である組織の誘電率によって若干緩和される。アンテナ 150 の長さは、組織（水）の誘電率の平方根に反比例して伸縮されることになり、アンテナ 150 の所要長さを大きく短縮することができ、それによって  $f_E$  を低くすることが可能になる。いずれにせよ正確な同調の欠如及び信号減衰の実在は、適正なアンテナ回路設計により、更に E 場送信の電力を調節することによって緩和することができ、IPG 100 内のアンテナ 150 が、 $f_E$  という波長の正確に 4 分の 1 であることが厳密に必要なわけではない。有利な実施形態において、 $f_E$  は、一例で「産業科学医療（ISM）」帯域から選択された周波数を含むことができ、13.56 MHz、27.12 MHz、又は 2.45 GHz という周波数を IPG 100 内のアンテナ 150 がそのような周波数において最適に共振するように計寸されない場合であっても含むことができる。

30

40

#### 【0032】

信号発生器 214 の出力は、電力増幅器 216 の入力に供給され、電力増幅器 216 は、その入力信号を利得制御信号を用いてマイクロコントローラ 212 が制御するマグニチュードだけ増幅する。実際には、選択される周波数（ $f_E$  又は  $f_B$ ）に依存して別々の増幅

50

器 2 1 6 を使用することができるが、簡略化のために図 7 にはこれを示していない。最初に、マイクロコントローラ 2 1 2 は、利得制御信号を通じて電力増幅器 2 1 6 におけるデフォルトの利得を設定することができ、利得制御信号は、必要に応じて高めることができる。

#### 【 0 0 3 3 】

最終的には、電力増幅器 2 1 6 の出力は、適切なインピーダンス整合回路 2 1 8 及び 2 3 0 を通じてアンテナ 2 0 4 又はコイル 2 0 6 のいずれかに送られる。インピーダンス整合回路は当業技術で公知であり、変圧器、受動的 R L C ネットワーク、多段伝達線などを含むことができる。アンテナ 2 0 4 又はコイル 2 0 6 のうちのいずれが選択されるかは、マイクロコントローラ 2 1 2 から出される制御信号 K 1 によって判断され、制御信号 K 1 は、B 場充電が使用される場合は論理「1」に等しく、E 場充電が使用される場合は論理「0」に等しい。K 1 = 1 である場合には、スイッチ 2 2 2 は、送信及び受信機回路をインピーダンス整合回路 2 3 0 を通じてコイル 2 0 6 に結合する。K 1 = 0 である場合には、スイッチ 2 2 2 は、この回路をそのインピーダンス整合回路を通じてアンテナ 2 0 4 に結合する。

#### 【 0 0 3 4 】

図 7 の実施形態において、基地局 2 0 0 は、I P G バッテリ 2 6 の再充電中に I P G 1 0 0 からの逆テレメトリデータを受信するための 2 つの受信回路を含む。L S K 受信機 2 2 0 は、コイル 2 0 6 を通じて負荷シフトキーイングデータを受信し、一方、R F 受信機 2 2 8 は、アンテナ 2 0 4 を通じて変調データを受信する。スイッチ 2 2 2 と同様に、これらの受信機 2 2 0 及び 2 2 8 は、基地局が B 場モード又は E 場モードのいずれにおいて作動しているかに基づいて、これらの受信機の一つのみが一度に有効にされるように K 1 によって制御される。L S K テレメトリは公知であり、図 8 A を参照して以下に更に説明するように、I P G 内の受信コイル 1 8 の抵抗を変調して、送信コイル 2 0 6 において検出可能な反射を生成する段階を含む。

#### 【 0 0 3 5 】

I P G 1 0 0 から逆方向テレメトリ送信される充電情報は、I P G のバッテリー電圧 ( $V_{BAT}$ ) と、基地局と I P G の間の結合を示すデータとを含むことができる。 $V_{BAT}$  は、マイクロコントローラ 2 1 2 に充電中の I P G バッテリ 2 6 の現在の電圧を通知し、マイクロコントローラ 2 1 2 が、充電エネルギーを輻射しているアンテナ 2 0 4 又はコイル 2 0 6 の電力を修正するか又はバッテリー 2 6 が一杯である場合に充電を全て停止させることを可能にする。

#### 【 0 0 3 6 】

I P G 1 0 0 から受信される結合データは、I P G が受信しているエネルギー量を示し、送信電力、基地局 2 0 0 と I P G 1 0 0 の間の距離、送信 / 受信要素 (アンテナ 2 0 4 及びアンテナ 1 5 0 又はコイル 2 0 6 及び 1 8) の相対的な向きのようないくつかのファクタに依存することになる。一実施形態において、図 8 A を参照して後に解説するように、結合データは、I P G 1 0 0 内の B 場整流器 1 5 4 及び E 場整流器 1 6 4 によってそれぞれ出力される電圧  $V_{DCE}$  及び  $V_{DCB}$  を含むことができる。別の実施形態において、結合データは、充電回路 1 5 6 (図 8 A) の両端の電圧降下を含むことができる。例えば、全体が引用によって本明細書に組み込まれている 2 0 0 9 年 1 0 月 8 日出願の米国特許出願番号第 1 2 / 5 7 5 , 7 3 3 号明細書を参照されたい。基地局 2 0 0 は、充電中にそのような結合データを受信すると、利得制御信号を通じて電力増幅器 2 1 6 の利得を制御することができる。例えば、I P G 1 0 0 内の整流器 1 5 4 又は 1 6 4 (図 8 A) の出力電圧  $V_{DC}$  又は  $V_{DCB}$  が所定の値を下回った場合には、マイクロコントローラ 2 1 2 は、生成される E 場 3 0 2 又は B 場 3 0 4 のマグニチュードが増大するように電力増幅器 2 1 6 の利得を高めることができる。結合データの特定の受信値に対して利得制御信号を如何に調節するかは、実験又はシミュレーションによって判断することができ、マイクロプロセッサ 2 1 2 に付随するメモリ内にルックアップテーブルとして格納することができる。

#### 【 0 0 3 7 】

図 8 A は、基地局 200 によって輻射される充電エネルギーを受信するためのかつ基地局 200 に充電情報を逆方向テレメトリ送信するための IPG 100 内の回路の実施形態を示している。図 6 に関して先に解説した信号ワイヤのうちの 1 つを前と同じく含むことができるアンテナ 150 は、インピーダンス整合回路 168 を通じて乗算器及び整流器 164 に結合され、基地局 200 が発生させる E 場 302 を受信する。整流器 164 は、バッテリー 26 を充電するのに使用される DC 電圧  $V_{DCE}$  を発生させる。図 8 B は、当業技術において半波直列増倍器又はビラードカスケードとして公知の整流器 164 に対して使用することができる回路例を示している。整流器 164 は、いくつかのコンデンサ - ダイオード段を含み、図 8 B には 4 つのそのような段を示している。段数は、DC 電圧  $V_{DCE}$  を生成するのに AC 入力電圧  $V_{in}$  に適用されることになる増倍率を決め、従って、4 つの段は、基本的に  $V_{in}$  のピーク電圧の 4 倍の  $V_{DCE}$  を生成することになる。好ましくは、ダイオード 174 ~ 177 は、ショットキーダイオードのようなゼロ閾値又は低閾値のダイオードであり、それによってアンテナ 150 の出力において生成される小さい AC 電圧  $V_{in}$  の整流及び増倍（数十 mV から数百 mV への）が可能になる。 $V_{DCE}$  は、バッテリー 26 の充電過程をモニタして制御する充電回路 156 に供給される。

#### 【0038】

再度図 8 A を参照すると、IPG 100 は、インピーダンス整合回路 152 を通じて整流器 154 に接続した充電コイル 18 を更に含む。このコイル 18 は、基地局 200 が発生させる B 場 304 を受信する。コイル 18 は、図 2 において解説したもののようにより従来の外部充電器 50 からの B 場を受信することができ、この点に関して、図 8 A の改善された回路は、そのような従来のシステム設計の使用を妨げない。インピーダンス整合回路 152 は、コイル 18 のインピーダンスを整流器 154 の入力インピーダンスと整合させ、最大電力転送を可能にする。整流器 154 は、単ダイオード半波整流器、全波ブリッジ整流器、又は当業技術で公知の他の整流器とすることができる。B 場によってコイル 18 上に供給される AC 電圧は、一般的に非常に大きいので（数ボルト程度）、整流器は、従来のダイオードを使用することができる。整流器 154 の出力  $V_{DCB}$  は、充電回路 156 に供給される。

#### 【0039】

$V_{DCE}$  と  $V_{DCB}$  の両方が比較回路 223 に供給され、閾値電圧  $V_{thE}$  及び  $V_{thB}$  それぞれと比較される。一般的には、比較回路 223 は、充電エネルギーがアンテナ 150 において受信されているか（E 場充電により）、又はコイル 18 において受信されているか（B 場充電により）のいずれかの場合に、マイクロコントローラ 158 に通知する。図示のように、比較回路 223 は、整流器 164 及び 154 の各々によって生成された DC 電圧  $V_{DCE}$  及び  $V_{DCB}$  を基準電圧  $V_{thE}$  及び  $V_{thB}$  と比較するための 2 つの比較器を含むことができる。いずれかの DC 電圧がそれに関連する基準電圧を超過した場合には、その比較器は、これを IPG 100 のマイクロコントローラ 158 に入力 X 及び Y において論理「1」としてデジタルに示すことになる。 $V_{thE}$  及び  $V_{thB}$  は実験によって判断することができ、調節可能にすることができるが、いずれの場合も、真の電力受信を単なるノイズから識別するために、一般的に有意なレベルに設定される。多くの場合に  $V_{DCE}$  は、 $V_{DCB}$  よりもかなり小さいので、一般的に、基準電圧  $V_{thE}$  も同じく  $V_{thB}$  よりもかなり小さくなることに注意されたい。別の構成において、マイクロコントローラ 158 が、アナログからデジタルへのコンバータを含むか又はそれに関連付けられる場合には、 $V_{DCE}$  及び  $V_{DCB}$  をそのようなアナログ入力に直接供給することができ、マイクロプロセッサ 158 がこれらの電圧のマグニチュードをデジタルに査定することが可能になる。

#### 【0040】

マイクロコントローラ 158 は、入力信号 X 及び Y を解釈し、それに応じて制御信号 B 及び E を出すことができ、これらの制御信号は、マイクロコントローラ 158 が、B 場受信又は E 場受信によってバッテリー 26 の充電が発生することを認識し、かつそれを可能にしているか否かを回路の残りの部分に対して示している。以下の真偽表は、入力信号 X 及び Y に基づくこれらの制御信号 B 及び E の発生を示しており、B 場受信によって充電を行

う経路が利用可能な場合の I P G 1 0 0 がこの充電を行うプリファレンスを示している。

【 0 0 4 1 】

( 表 )

X	Y	B	E
0	0	0	0
0	1	0	1
1	0	1	0
1	1	1	0

10

【 0 0 4 2 】

B 場受信によって生成される整流電圧  $V_{DCB}$  は、一般的に、E 場受信によって生成される整流電圧  $V_{DCE}$  よりもかなり大きくなるので、B 場充電を E 場充電に優先させることを可能にすること（すなわち、X がアサートされた場合に、Y に関わらず  $B = 1$ ）が好ましい。この場合、充電回路 1 5 6 が  $V_{DCE}$  に優先して  $V_{DCB}$  を選択することを可能にすることにより、そのような回路 1 5 6 がバッテリー 2 6 をより高速に充電することが可能になる。それとは逆に、更に下記で解説するように、 $V_{DCE}$  を用いたバッテリーの充電は、最後の手段として使用され、消極的に発生させることができる。充電回路 1 5 6 は当業技術で公知であり、 $V_{DCE}$  及び  $V_{DCB}$  によって供給することになるもののような異なる値の入力電圧を処理することができる。充電回路 1 5 6 への 2 つの異なる入力を含むように示すが、 $V_{DCE}$  及び  $V_{DCB}$  は、制御信号 B 及び E によって制御されるスイッチ（図示せず）を用いて、回路 1 5 6 への単一の入力として選択することができることを理解すべきである。当然ながら、制御信号 B 又は E のいずれもアサートしないことは、I P G 1 0 0 が基地局 2 0 0（又は外部充電器 5 0 のようないずれかの他の電源）からのいずれの充電場の受信も認識しておらず、それに応じて作用することになることを意味することになる。

20

【 0 0 4 3 】

先に解説したように、I P G 1 0 0 は、バッテリー電圧（ $V_{BAT}$ ）のような充電情報を基地局 2 0 0 に逆方向テレメトリ送信することができ、そのようなテレメトリは、制御信号 B 及び E を通じて制御することができる。この点に関して、図 8 A に示すように、I P G 1 0 0 は、制御信号 E によって有効にされる R F 送信機 / 受信機 1 6 6 と制御信号 B によって有効にされる L S K 送信機 1 6 0 とを含む。言い換えれば、I P G 1 0 0 は、受信した場に基づいて、既に確立されている手段（B 場又は E 場）を用いて基地局 2 0 0 に通信し戻すことが I P G 1 0 0 において信頼性が高いものであるとこの構成を通して判断する。L S K 送信機 1 6 0 は、制御信号 B を使用することを選択した場合には、テレメトリ送信される充電情報を用いて、コイル 1 8 と並列に接続したトランジスタ 1 6 8 を変調する。先に上述のように、それによって基地局において B 場 3 0 4 を生成するのに使用されるコイル 2 0 6 内に反射が生成され、次に、これらのデータは、基地局内の L S K 受信機 2 2 0（図 7）において充電情報を回復するために復調することができる。制御信号 E を通じて R F 送信機 / 受信機 1 6 6 が選択される場合には、充電情報は、周波数シフトキーイング（F S K）、位相シフトキーイング（P S K）、振幅シフトキーイング（A S K）のような E 場アンテナ 1 5 0 による輻射に適するプロトコルを用いて変調されることになる。次に、そのような R F 逆方向テレメトリ送信データは、基地局 2 0 0 内の R F 受信機 2 2 8（図 7）において受信されることになる。回路 1 6 6 は、基地局 2 0 0 からのデータを受信するための対応する復調回路を含むことができ、この点に関して、基地局 2 0 0 は、アンテナ 2 0 4 に結合された R F データ送信機を含むことができる。しかし、以下に更に説明するように、この技術の簡単な実施形態において、E 場アンテナ 2 0 4 は、I P G のバッテリー 2 6 を充電するためにのみ E 場を輻射するので、図 7 の基地局内には、そのような R F データ送信回路を示していない。

30

40

【 0 0 4 4 】

R F 送信機 / 受信機 1 6 6 は、E 場の送信周波数  $f_E$  とは異なる周波数  $f_E'$  で作動させ

50

ることができる。 $f_E'$ において異なる周波数を選択することにより、基地局から輻射されるE場302との干渉を防止することができ、基地局のE場アンテナ204において、そのような輻射と同時のデータ受信を可能にすることができる。逆方向テレメトリにおいて異なる $f_E'$ が選択される場合には、そのような周波数が $f_E$ から大幅には異ならないことを得策とすることができ、周波数 $f_E$ のE場がIPG100において正常に受信される場合には、若干異なる周波数 $f_E'$ における送信も同じく基地局において有意な減衰等なしに受信されることになる見込みが高くなる。しかし、これは厳密に必要なわけではなく、 $f_E$ は $f_E'$ から大きく異なるとすることができる。代替的に、E場302とRF送信機/受信機166からのデータ送信とを時間多重化することができ、この場合 $f_E$ は $f_E'$ に等しいとすることができる。

10

#### 【0045】

基地局200とIPG100の両方の充電回路を説明したので、次に、基地局200を用いてIPG100を充電するための例示的な方法を説明する段階に解説を移す。この例では、基地局200は、起動時に充電場を自動的に生成し、特に、マイクロコントローラ212(図7)は、最初にB場充電をデフォルトとして選択する。B場304を充電のデフォルト手段として使用することは、この充電が、それを提供することができる場合には、一般的により大きなエネルギーをIPG100に供給することができ、従って、バッテリー26をより高速に充電することができることから好ましい。従って、マイクロコントローラ212は、 $K1=1$ を出力して基地局をB場充電に向けて設定し、すなわち、 $f_E=80\text{kHz}$ の周波数を出力するように信号発生器214を設定し、送信回路をコイル206に結合するようにスイッチ222を作動させ、LSK受信機220を有効にする。この時点で、基地局200は、IPG100がB場304の輻射を受信することを予想しながらこの輻射を行っており、何らかの種類の確認応答又は先に解説した充電情報のいずれかを輻射することによって受信を認識することになる。それに応じて、マイクロコントローラ212は、LSK受信機220において逆方向テレメトリデータを受信するのをある一定の期間(例えば、1分)の間にわたって待つ。この「B期間」の間、基地局200は、最終的にIPG100が認識するのに十分に大きくなるB場304を生成することを予想して、利得制御信号を通じてB場304の強度を調節することができる。例えば、基地局は、利得制御をその最小設定で開始して、B期間の終了時点の近くで最大レベルに達するまで利得を増大させることができる。

20

30

#### 【0046】

IPG100が基地局200の範囲にある場合には、IPG100の充電コイル18(図8A)は、B場304を受信することになる。B場受信が十分に強いと仮定すると、すなわち、 $V_{DCB} > V_{thB}$ である場合には、IPGのマイクロコントローラ158への入力Xがアサートされることになる。先に解説したように、次に、マイクロコントローラ158は、B場充電が始まったことを認識し、制御信号BのアサートによってIPG100を充電に向けて構成し、それによって $V_{DCB}$ をその入力として選択するように充電回路156が有効にされ、LSK送信機160が有効にされることになる。その時点で、B場充電に向けて構成されたIPGにおいて一般的であるように、LSK送信機160は、コイル18を通じて充電情報( $V_{BAT}$ ; 結合データ等)を基地局200に逆方向テレメトリ送信し始めることになる。そのような充電情報は、基地局のコイル206内に反射を生成し、LSK受信機220において復号される。そのようなデータ(又はいずれかの他の形態の確認応答)の受信は、IPG100が、送信されたB場304を受信していること、及び基地局200が、 $K1=1$ をアサートし続けることによってB場デフォルトモードに留まるべきであることを基地局200に通知する。更に、基地局200は、受信した充電情報を解釈し始め、生成するB場304を必要に応じて、すなわち、利得制御信号を通じてそのマグニチュードを変更することにより、及び/又はその負荷サイクルを変更することによって修正することができる。例えば、上記で組み込んだ「733出願を参照されたい。

40

#### 【0047】

バッテリー26が完全に充電された場合には、マイクロコントローラ212は、 $V_{BAT}$ の

50

報告値に基づいて、B場を発生させるのを中止することができる。この時点で、基地局200は、以下に更に解説するようにデフォルトをE場充電にすることができる。IPG100のバッテリー26が使用中に消耗し始めた場合には、低電力E場充電を与えるのを有利とすることができる。しかし、IPG100のバッテリー26が一杯であるので、IPG100がE場充電から利益を得ることにはならない場合には、IPG100は、例えば、充電回路156を単純に無効にすることができる。

#### 【0048】

IPG100が基地局200の範囲外に出るか又は最初から範囲になかった場合には、IPG100における入力Xは「0」に等しくなる。その結果、IPG100内のマイクロコントローラ158はB場（又はこの時点ではE場）の受信を認識しなくなり、従って、IPG100がいずれの形式の確認応答も基地局200に送り返すことにならないように、制御信号B及びEは無効にされる。最終的に、例えば、1分のB期間が失効すると、基地局200内のマイクロコントローラ212は、B場充電を提供することができないと結論付けることになり、次に、デフォルトをE場充電にすることになる。それに応じて、次に、マイクロコントローラ212は $K_1 = 0$ をアサートし、それによって信号発生器214が $f_B = 300 \text{ MHz}$ の周波数を出力するように設定され、スイッチ222が、送信回路をアンテナ204に結合するように作動され、RF受信機228が有効にされる。

#### 【0049】

一実施形態において、基地局200は、この時点で電源が入っている限り、IPG100からのいずれの通信もないままに、すなわち、IPG100が充電に向けてE場を認識して使用することができるか否かに関わらず、単純にE場302を輻射し続けることになる。この実施形態は、E場充電を与える単純な受動的手法と見なすことができ、すなわち、低電力E場302が生成され、E場がIPG100に対して有利なものであることが予想されるが、それが有利であるか否かは最終的に不明である。そのような実施形態は、IPG100から基地局へのいずれの通信も必要としないことから単純である。従って、IPG100内のRF送信機/受信機166及び基地局200内のRF受信機228を不要にすることができる。しかし、この通信経路は有利であり、発生するE場を調整するのに付加的な柔軟性を与えるので、これを以下に更に解説する。

#### 【0050】

IPG100がE場302の範囲にあるが、B場304の範囲外にある場合には、E場受信が十分に強いと仮定し、すなわち、 $V_{DCE} > V_{thE}$ である場合には、IPGのマイクロコントローラ158における信号入力Yは、「1」に設定されることになる。この時点で、マイクロコントローラ158は、制御信号EのアサートによってIPG100を充電に向けて構成することになり、それによって $V_{DCE}$ をその入力として選択するように充電回路156が有効にされ、RF送信機/受信機166が有効にされることになる。次に、バッテリー26は充電し始めることになるが、上述のように比較的 $V_{DCE}$ 値に起因して低速で充電し始めることになる。次に、RF送信機/受信機166は、充電情報をそのアンテナ150を通じて基地局200に送信し戻すことができる。基地局200では、そのような充電情報がアンテナ204において受信され、RF受信機228において復号され、マイクロコントローラ212によって適切に使用される。例えば、マイクロコントローラ212は、発生するE場302の強度を例えば利得制御信号を通じて修正するのに充電情報を使用することができる。代替的に、マイクロコントローラ212は、バッテリー26が完全に充電されたことを $V_{BAT}$ が通知した場合には、E場302の発生を停止することができる。しかし、上述のように、別の実施形態において、基地局200は、バッテリーが現時点で完全に充電されている場合であっても、万が一バッテリー26が枯渇した場合のために低電力E場200を単純に発生させ続けることができ、最終的に再度充電においてE場を使用することができるようになる。

#### 【0051】

E場による患者のIPGバッテリー26の充電は、その比較的長い有効性（例えば、 $> 1 \text{ m}$ ）に起因して有意な利点であり、この充電はIPG100に比較的低い電力量しか与え

10

20

30

40

50



ないが、患者がE場の近くにいる場合には、たとえそれが通過中であつたとしても、そのような電力は、依然としてバッテリー26を再充電するのに利用することができる。

【0052】

好ましい実施形態において、基地局200は、B場充電が利用可能であるか否かを周期的に査定し、利用可能である場合はこのモードに切り換えることができる。患者が移動して現時点でベッドに横になっているなどにより、最初に基地局200の外側にあったIPG100は、範囲に入る場合があるので、上述のことは妥当である。それに応じて、周期的、例えば、ほぼ15分毎に、基地局200は、上記に解説したB期間に復帰することができ、それは、B場充電を有効にするためにある一定の期間の間 $K1 = 1$ をアサートし、かつB場304の強度を調節してIPG100がB場受信を認識するか否かを調べることができる。IPG100がB場受信を認識した場合には、基地局200は、高電力B場304の生成を続けることができる。IPG100がB場受信を認識しなかった場合には、基地局200は、B期間の失効時に再度低電力E場302を発生させ始めることができる。

【0053】

図9及び図10は、逆方向テレメトリが、IPGを充電するのに使用されるものとは別のハードウェア及び通信チャンネルを用いて実施される基地局200及びIPG100のための代替実施形態をそれぞれ示している。従って、図9は、付加的なアンテナ232を有する基地局を示しており、図10は、付加的なアンテナ13を有するIPGを示している。この例では、アンテナ232及び13をコイルとして示しており、これらのアンテナは磁気誘導によって通信を行う。「背景技術」で解説したように、アンテナ13はIPG100内に既に存在しており、外部コントローラ12(図2)と通信を行う上で従来使用されているので、上述のことは好ましく、従来のシステム設計を考慮したものである。上述のように、アンテナ232と13の間のそのような通信は、FSKプロトコルを用いて行うことができ、従って、FSK送受信機221及び124をアンテナ232及び13に結合されるように示している。そのような通信は、双方向のもの又は充電情報をテレメトリ送信するためにIPG100から基地局への一方向のものとすることができる。IPG100内に既存のコイル13を用いて充電中に基地局200と更に通信を行うことにより、IPG100内の既存の通信回路を修正する必要なく、システムの機能を拡張することができる。しかし、厳密にはIPG内の既存の通信コイル13を使用する必要はなく、代わりに、個別の専用RFアンテナ又は磁気誘導アンテナをIPG100及び基地局200に追加することができる。IPG100と基地局の間のこの送信手段は、充電に使用される通信チャンネルには束縛されないもので、これらのデバイスがB場又はE場のいずれにおいて作動しているかを示す基地局200又はIPG100内に使用される制御信号には、いずれの関連性も持たない制御信号(FSK)を用いてFSK送受信機221及び124を有効にすることができることに注意されたい(すなわち、FSKは、基地局内の制御信号K1又はIPG100内の制御信号B及びEには関係ない)。

【0054】

本発明の特定のな実施形態を図示して説明したが、以上の解説は、本発明をこれらの実施形態に限定するように意図したものではないことを理解すべきである。本発明の精神及び範囲から逸脱することなく様々な変形及び修正を加えることができることは、当業者には明らかであろう。従って、本発明は、特許請求の範囲に定められる本発明の精神及び範囲に該当することができる代替物、修正物、及び均等物を網羅するように意図している。

【符号の説明】

【0055】

- 204 アンテナ
- 206 コイル
- 208 回路モジュール
- 212 マイクロコントローラ
- 214 信号発生器

10

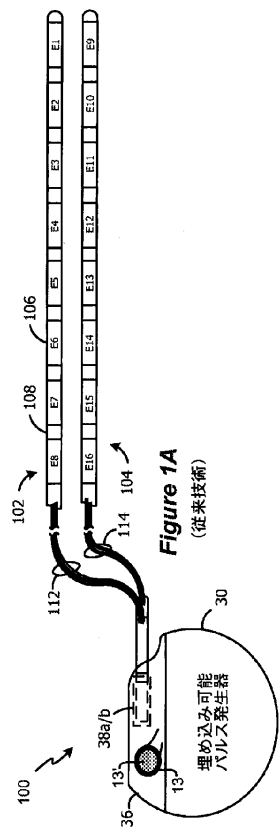
20

30

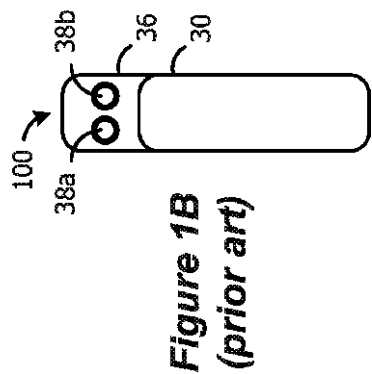
40

50

【図 1 A】



【図 1 B】



【図 2】

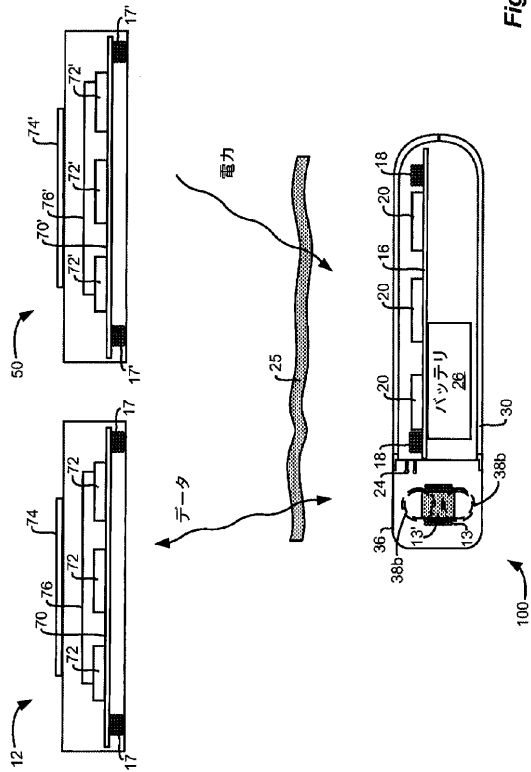


Figure 2  
(従来技術)

【図 3】

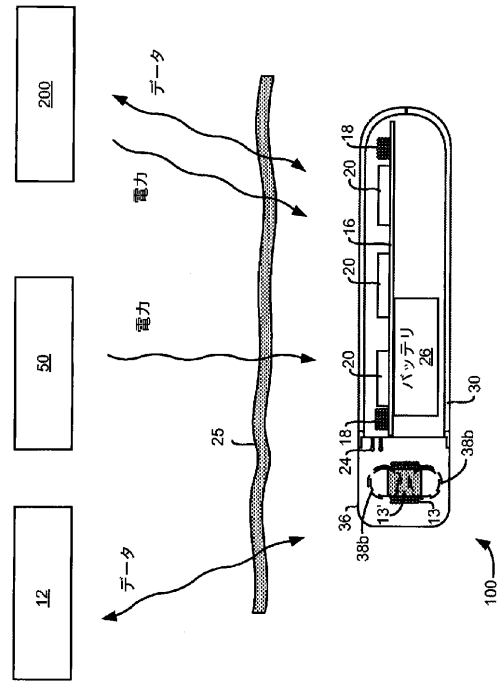


Figure 3

【図 4 A】

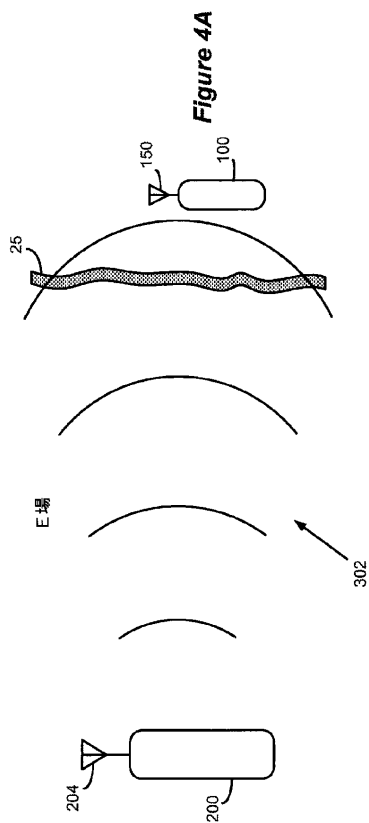


Figure 4A

【図 4 B】

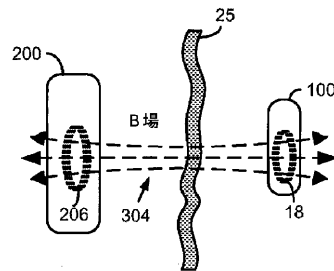
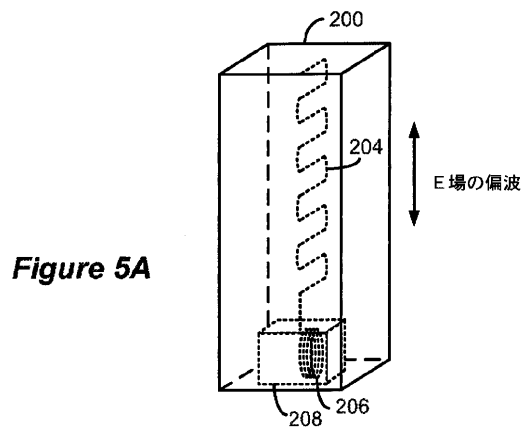
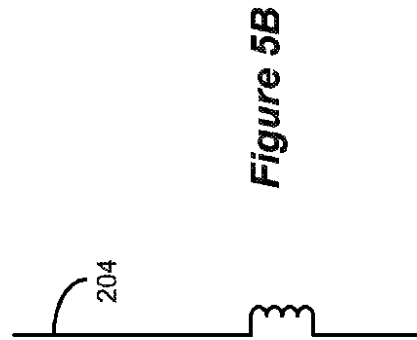


Figure 4B

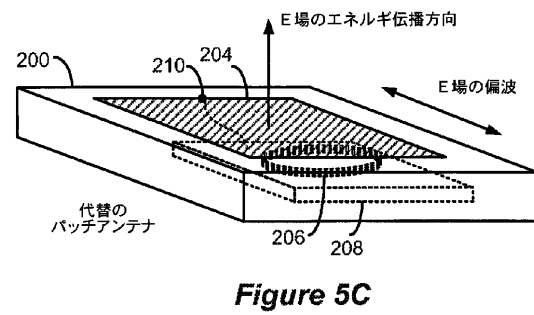
【図 5 A】



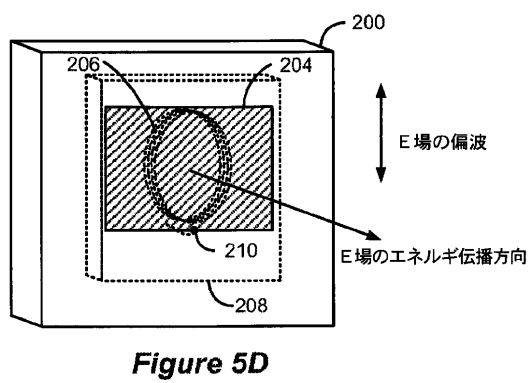
【図 5 B】



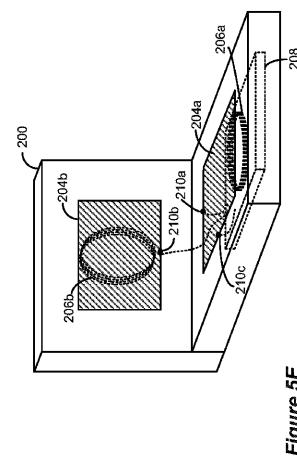
【図 5 C】



【図 5 D】



【図 5 E】



【図 6】

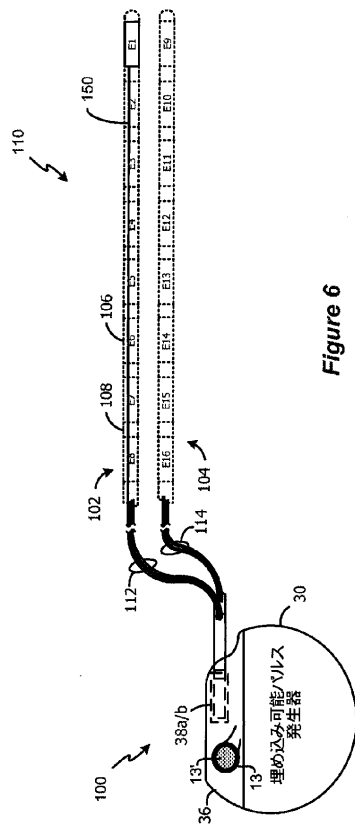


Figure 6

【図 7】

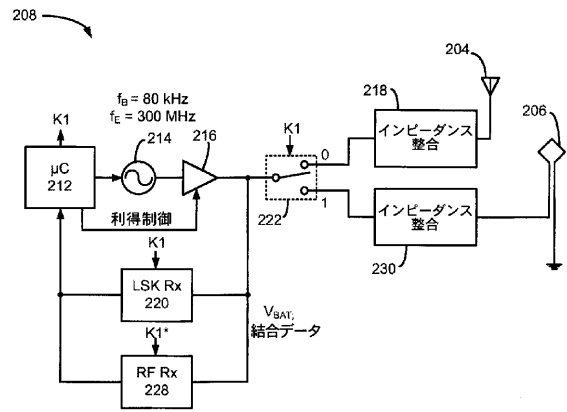


Figure 7

【図 8 A】

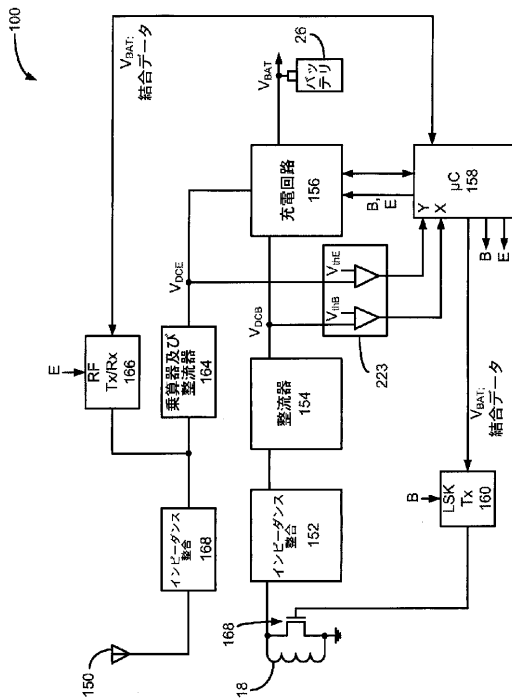


Figure 8A

【図 8 B】

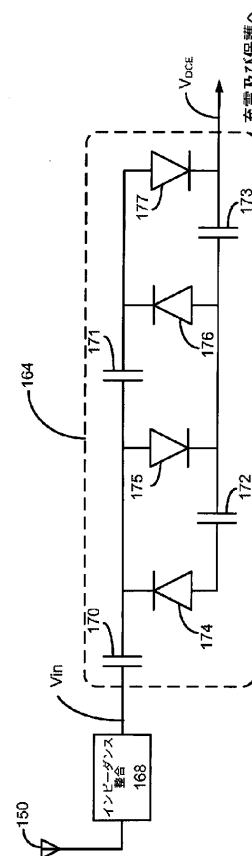


Figure 8B

【図 9】

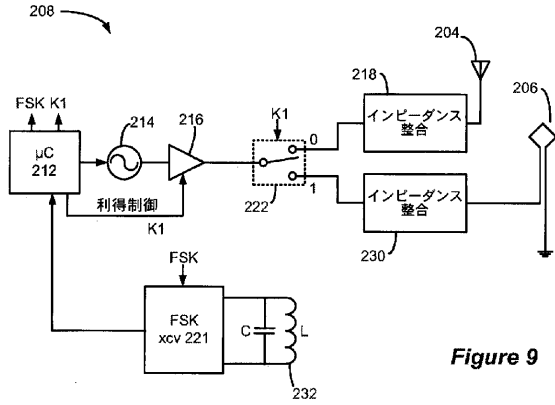


Figure 9

【図 10】

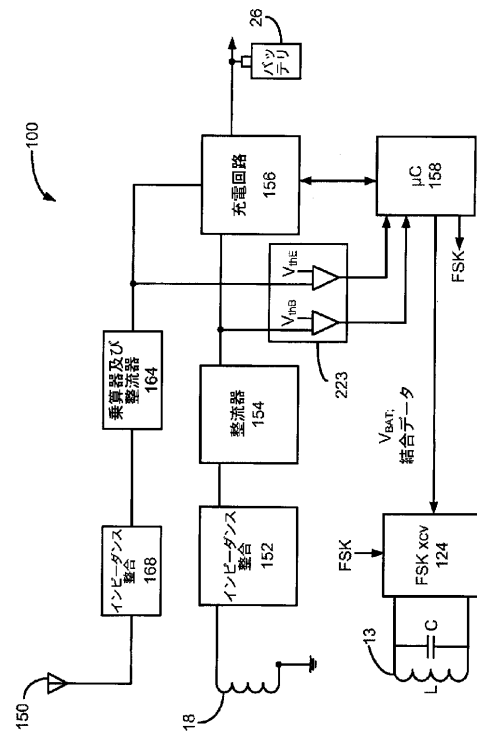


Figure 10

## 【手続補正書】

【提出日】平成25年2月27日(2013.2.27)

## 【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

埋め込み可能医療デバイス内のバッテリーを充電するための外部デバイスであって、  
 埋め込み可能医療デバイス内のバッテリーを充電するための電場を発生させるように選択的に有効にされる少なくとも1つの第1のアンテナと、  
 前記埋め込み可能医療デバイス内の前記バッテリーを充電するための磁場を発生させるように選択的に有効にされる少なくとも1つの第2のアンテナと、  
 前記埋め込み可能医療デバイスからテレメトリ送信された充電情報に基づいて前記第1のアンテナ又は第2のアンテナのいずれかを選択的に有効にするための制御回路と、  
 を含むことを特徴とする外部デバイス。

【請求項 2】

前記少なくとも1つの第1のアンテナは、4分の1波長モノポールアンテナ又は半波長ダイポールアンテナを含むことを特徴とする請求項1に記載のデバイス。

【請求項 3】

前記少なくとも1つの第1のアンテナは、ワイヤ、パッチ、又はスロットアンテナを含むことを特徴とする請求項1に記載のデバイス。

【請求項 4】

前記少なくとも1つの第2のアンテナは、コイルを含むことを特徴とする請求項1に記

載のデバイス。

【請求項 5】

前記電場は、第 1 の周波数を含み、前記磁場は、該第 1 の周波数よりも低い第 2 の周波数を含むことを特徴とする請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 6】

外部デバイスが、床又は壁上に位置決め可能であることを特徴とする請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 7】

前記電場は、データによって変調されないことを特徴とする請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 8】

前記埋め込み可能医療デバイスから充電情報を受信するために前記第 1 のアンテナに結合可能な第 1 の復調回路と、該埋め込み可能医療デバイスから充電情報を受信するために前記第 2 のアンテナに結合可能な第 2 の復調回路とを更に含むことを特徴とする請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 9】

前記第 1 及び第 2 のアンテナのいずれか又は両方から充電情報を受信するための復調回路を更に含むことを特徴とする請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 10】

前記電場又は磁場のいずれかの発生中に前記埋め込み可能医療デバイスから送信された前記充電情報を受信するための第 3 のアンテナを更に含むことを特徴とする請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 11】

前記第 1 及び第 2 のアンテナの一方のみが一度に有効にされることを特徴とする請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 12】

バッテリーと、  
前記バッテリーを充電するための電場を受信するように構成された第 1 のアンテナと、  
前記バッテリーを充電するための磁場を受信するように構成された第 2 のアンテナと、  
前記電場及び前記磁場のいずれか又は両方がそれぞれ前記第 1 又は第 2 のアンテナで受信されたか否かを判断し、かつ該電場又は該磁場のいずれかによる前記バッテリーの充電を有効にする少なくとも 1 つの制御信号を出すためのマイクロコントローラと、  
を含むことを特徴とする埋め込み可能医療デバイス。

【請求項 13】

第 1 の DC 電圧を生成するために前記第 1 のアンテナに結合された第 1 の整流器と、第 2 の DC 電圧を生成するために前記第 2 のアンテナに結合された第 2 の整流器とを更に含むことを特徴とする請求項 12 に記載のデバイス。

【請求項 14】

前記マイクロコントローラは、第 1 及び第 2 の DC 電圧を用いて前記電場及び前記磁場のいずれか又は両方がそれぞれ前記第 1 又は第 2 のアンテナで受信されたか否かを判断することを特徴とする請求項 13 に記載のデバイス。

【請求項 15】

前記少なくとも 1 つの制御信号に応答して前記第 1 の DC 電圧又は前記第 2 の DC 電圧のいずれかを前記バッテリーを充電するための電源として選択する充電回路を更に含むことを特徴とする請求項 13 に記載のデバイス。

【請求項 16】

前記少なくとも 1 つの制御信号は、埋め込み可能医療デバイスから充電情報を送信するための送信機を有効にすることを特徴とする請求項 12 に記載のデバイス。

【請求項 17】

前記送信機は、前記第 1 又は第 2 のアンテナのいずれかから前記充電情報を送信するこ

とを特徴とする請求項 16 に記載のデバイス。

【請求項 18】

前記充電情報は、前記バッテリーの電圧を含むことを特徴とする請求項 12 に記載のデバイス。

【請求項 19】

前記第 1 のアンテナは、患者の組織に刺激を与えるために電極に結合された電極リードを含むことを特徴とする請求項 12 に記載のデバイス。

【請求項 20】

バッテリー、

前記バッテリーを充電するための電場を受信するための第 1 のアンテナ、及び

前記バッテリーを充電するための磁場を受信するための第 2 のアンテナ、

を含む埋め込み可能医療デバイスと、

前記バッテリーを充電するための前記電場を発生させるための第 3 のアンテナ、及び

前記バッテリーを充電するための前記磁場を発生させるための第 4 のアンテナ、

を含む外部デバイスと、

を含むことを特徴とする埋め込み可能医療デバイスシステム。

【請求項 21】

前記バッテリーを充電するために前記第 2 のアンテナで受信される磁場を発生させるための第 5 のアンテナを含み、前記外部デバイスとは別である外部充電器を更に含むことを特徴とする請求項 20 に記載のシステム。

【請求項 22】

前記第 1 のアンテナとデータを通信するための第 6 のアンテナを含み、前記外部デバイスとは別である外部コントローラを更に含むことを特徴とする請求項 20 に記載のシステム。

【請求項 23】

前記第 2 及び第 4 のアンテナは、コイルを含むことを特徴とする請求項 20 に記載のシステム。

【請求項 24】

前記第 1 及び第 3 のアンテナは、4 分の 1 波長アンテナ又は半波長アンテナを含むことを特徴とする請求項 23 に記載のシステム。

【請求項 25】

前記第 3 又は第 4 のアンテナの一方のみが、一度にそれらのそれぞれの場を発生させることを特徴とする請求項 20 に記載のシステム。

【請求項 26】

前記第 3 のアンテナは、前記埋め込み可能医療デバイスがある一定の距離よりも大きく離れた時に前記電場を発生させ、

前記第 4 のアンテナは、前記埋め込み可能医療デバイスが前記距離よりも小さく離れた時に前記磁場を発生させる、

ことを特徴とする請求項 25 に記載のシステム。

【請求項 27】

外部デバイスを用いて埋め込み可能医療デバイス内のバッテリーを充電する方法であって、

埋め込み可能医療デバイス内のバッテリーを磁場を用いて外部デバイスによって充電することができるか否かを該外部デバイスにおいて電子的に判断する段階と、

前記埋め込み可能医療デバイス内の前記バッテリーを磁場を用いて前記外部デバイスによって充電することができる場合に、該バッテリーを充電するために該外部デバイスにおいて磁場を自動的に発生させる段階と、

前記埋め込み可能医療デバイス内の前記バッテリーを磁場を用いて前記外部デバイスによって充電することができない場合に、該バッテリーを充電するために該外部デバイスにおいて電場を自動的に発生させる段階と、



を含むことを特徴とする方法。

【請求項 28】

前記外部デバイスは、前記埋め込み可能医療デバイスから受信したデータに従って該埋め込み可能医療デバイス内の前記バッテリーを前記磁場によって充電することができるかを判断することを特徴とする請求項 27 に記載の方法。

【請求項 29】

前記データは、前記バッテリーの電圧、又は前記外部デバイスと前記埋め込み可能医療デバイスの間の結合を示すデータを含むことを特徴とする請求項 28 に記載の方法。

【請求項 30】

前記電場及び磁場は、前記外部デバイス内の別々のアンテナを用いて発生されることを特徴とする請求項 27 に記載の方法。

【請求項 31】

前記電場は、第 1 の周波数を含み、

前記磁場は、前記第 1 の周波数よりも低い第 2 の周波数を含む、

ことを特徴とする請求項 30 に記載の方法。

【請求項 32】

外部デバイスを用いて埋め込み可能医療デバイス内のバッテリーを充電する方法であって、

、

(a) 外部デバイスにおいて磁場を発生させる段階と、

(b) 埋め込み可能医療デバイスが前記磁場を受信しているかを前記外部デバイスにおいて判断する段階と、

(c) 前記埋め込み可能医療デバイスが前記磁場を受信している場合に、バッテリーを充電するために前記外部デバイスにおいて該磁場を発生させ続ける段階と、

(d) 前記埋め込み可能医療デバイスが前記磁場を受信していない場合に、前記バッテリーを充電するために前記外部充電器において電場を発生させる段階と、

を含むことを特徴とする方法。

【請求項 33】

(e) 段階 (d) において前記外部デバイスが電場を発生させている場合に、該電場の該発生を周期的に中止して該外部デバイスにおいて磁場を発生させる段階と、

(f) 段階 (b) から段階 (e) を繰り返す段階と、

を更に含むことを特徴とする請求項 32 に記載の方法。

【請求項 34】

前記電場及び磁場は、前記外部デバイス内の別々のアンテナを用いて発生されることを特徴とする請求項 32 に記載の方法。

【請求項 35】

前記電場は、第 1 の周波数を含み、

前記磁場は、前記第 1 の周波数よりも低い第 2 の周波数を含む、

ことを特徴とする請求項 34 に記載の方法。

【請求項 36】

段階 (a) は、前記外部デバイスが通電された時に自動的に発生することを特徴とする請求項 32 に記載の方法。

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/US2011/041606

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. A61N1/378 ADD. A61N1/372		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61N A61F		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EP0-Internal, WPI Data		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2007/098367 A2 (UNIV PITTSBURGH [US]; JACOB DOREEN K [US]; STEFKO SUSAN TONYA [US]; HA) 30 August 2007 (2007-08-30)	1,4-7, 21,22
Y	figure 1 paragraphs [0042], [0043], [0049], [0051]	2,3
X	US 6 430 444 B1 (BORZA MICHAEL A [CA]) 6 August 2002 (2002-08-06)	1,4, 6-11, 20-23, 25,26 24
A	abstract; figures 4, 5, 6a column 1, lines 15-17 column 5, lines 44-45 column 6, lines 40-66 column 7, lines 12-14, 39-45 column 8, lines 27-33, 47-50 ----- -/-	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubt 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		Date of mailing of the international search report
26 September 2011		19/12/2011
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer  Pfeiffer, Uwe

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/US2011/041606

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 00/13585 A1 (WOLFE RESEARCH PTY LTD [AU]; SORMANN GERARD WOLFE [AU]; WEST SIMON MIC) 16 March 2000 (2000-03-16) claim 4	2,3
A	----- US 2006/184209 A1 (JOHN CONSTANCE M [US] ET AL) 17 August 2006 (2006-08-17) abstract; figures 8A,8B paragraph [0063]	1-11, 20-26
X	----- US 5 769 877 A (BARRERAS SR FRANCISCO JOSE [US]) 23 June 1998 (1998-06-23) abstract; figure 1 column 10, lines 7-15 -----	1

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 International application No.  
 PCT/US2011/041606
**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
  
2. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
  
3. ☐ Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
  
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of additional fees.
  
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
  
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:  
 1-11, 20-26

**Remark on Protest**

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/US2011/041606

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2007098367 A2	30-08-2007	US 2007191908 A1 WO 2007098367 A2	16-08-2007 30-08-2007
US 6430444 B1	06-08-2002	NONE	
WO 0013585 A1	16-03-2000	BR 9913610 A CA 2341708 A1 CN 1315846 A EP 1109490 A1 IL 141755 A JP 2002524124 A NZ 510107 A RU 2226358 C2 US 2006161225 A1 WO 0013585 A1	09-10-2001 16-03-2000 03-10-2001 27-06-2001 10-04-2006 06-08-2002 28-03-2003 10-04-2004 20-07-2006 16-03-2000
US 2006184209 A1	17-08-2006	US 2006184209 A1 WO 2006029007 A2	17-08-2006 16-03-2006
US 5769877 A	23-06-1998	AU 691778 B2 AU 2837697 A AU 4652996 A CA 2209179 A1 DE 69634689 D1 DE 69634689 T2 EP 0802816 A1 JP 3154062 B2 JP H10509901 A US 5591217 A US 5769877 A US 5807397 A WO 9620754 A1	21-05-1998 04-09-1997 24-07-1996 11-07-1996 09-06-2005 23-02-2006 29-10-1997 09-04-2001 29-09-1998 07-01-1997 23-06-1998 15-09-1998 11-07-1996

International Application No. PCT/ US2011/ 041606

**FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210**

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-11, 20-26

External device for charging an IMD

---

2. claims: 12-19

Implantable medical device comprising two antennas for charging.

---

3. claims: 27-36

Method of charging an IMD, comprising the step of determining if the IMD can be charged by a magnetic field.

---

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(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), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, 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

(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 100130937

弁理士 山本 泰史

(72)発明者 チェン ジョーイ

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 アヴェニダ プレシディオ 2  
4 8 1 1

(72)発明者 オザワ ロバート

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 1 3 6 4 ウッドランド ヒルズ ロペス ストリート  
2 1 8 1 9

(72)発明者 ヒュン ジュンホ

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 ミラ ヴィスタ ストリート  
2 4 4 0 9

(72)発明者 ドロノフ ヴァシリー

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 5 1 2 5 サン ホセ アルマデン ウォーク ループ  
6 2 6

Fターム(参考) 4C053 KK02