

(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2017-511204
(P2017-511204A)

(43) 公表日 平成29年4月20日(2017.4.20)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 M 1/12 (2006.01) A 6 1 M 1/12 1 0 0 4 C 0 7 7

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 41 頁)

(21) 出願番号 特願2016-562566 (P2016-562566)
 (86) (22) 出願日 平成27年4月14日 (2015. 4. 14)
 (85) 翻訳文提出日 平成28年12月13日 (2016. 12. 13)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2015/025748
 (87) 国際公開番号 WO2015/160806
 (87) 国際公開日 平成27年10月22日 (2015. 10. 22)
 (31) 優先権主張番号 61/979, 821
 (32) 優先日 平成26年4月15日 (2014. 4. 15)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 514286088
 ハートウェア、インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国フロリダ州33014、マ
 イアミ・レイクス、ノースウェスト・シッ
 クスティース・アヴェニュー 14420
 (74) 代理人 100099623
 弁理士 奥山 尚一
 (74) 代理人 100096769
 弁理士 有原 幸一
 (74) 代理人 100107319
 弁理士 松島 鉄男
 (74) 代理人 100114591
 弁理士 河村 英文
 (74) 代理人 100125380
 弁理士 中村 綾子

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 経皮エネルギー伝送システムの改良

(57) 【要約】

本願は、システムの使用の効率、安全性および全体的な利便性を維持しつつ、心臓ポンプを含む、1つまたは複数の埋込み装置(102)に給電するのに十分な量のエネルギーを生成およびワイヤレスで伝達する、改善された経皮エネルギー伝送(TET)システム(100)に関する。本願はさらに、改善されたシステムのための1つまたは複数の動作方法に関する。

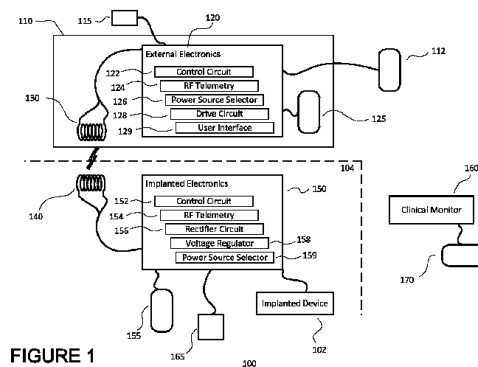


FIGURE 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

(a) 電力消費装置と該電力消費装置に電氣的に接続される内部コイルとを備える内部部品であって、動物の体内に装着するように適合されている、内部部品と、

(b) 前記体の外に装着するように適合される外部コイルと、

(c) 前記外部コイルが前記内部コイルに電磁的に結合されているか否かのインジケーションを提供するように動作する結合検出回路と、

(d) 前記外部コイルが前記内部コイルに電磁的に結合されているという前記結合検出回路からのインジケーションに応答して前記外部コイルに電力レベル交流電位を印加するように、かつ前記電力レベル交流電位を印加していないときに前記外部コイルに前記電力レベル交流電位未満の試験レベル交流電位を印加するように動作する駆動回路とを備えてなる、経皮エネルギー伝送システム。

10

【請求項 2】

前記駆動回路が、前記外部コイルが前記内部コイルに電磁的に結合されていないという前記結合検出回路からのインジケーションに応答して前記外部コイルへの前記電力レベル交流電位の印加を中止するように動作する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記駆動回路が、前記駆動回路が前記電力レベル交流電位を印加していないときに試験レベル交流電位を断続的に印加するように動作する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

(a) 動物の体内に装着するように適合される内部部品であって、内部コイルと、

前記内部コイルから電力を受けるために前記内部コイルに電氣的に接続される内部装置と、

前記内部部品の動作に関する 1 つまたは複数のパラメータを表すテレメトリ信号を送るように動作するテレメトリ送信機と、を含む内部部品と、

(b) 前記体の外に装着するように適合される外部部品であって、

外部コイルと、

前記テレメトリ送信機から前記テレメトリ信号を受信するように適合されるテレメトリ受信機と、

20

30

前記テレメトリ受信機が前記テレメトリ信号を受信するときに通常動作モードで、かつ前記テレメトリ受信機が前記テレメトリ信号を受信しないときにセーフ動作モードで動作する駆動回路であって、前記通常およびセーフ両モードで、前記外部コイルに印加される電力が前記内部コイルに結合されることになるように前記外部コイルに電力を印加するように動作し、前記通常モードで動作するときに、前記テレメトリ信号に少なくとも部分的に応答して前記外部コイルに印加される前記電力を制御するように動作する駆動回路と、を含む外部部品と

を備えてなる、経皮エネルギー伝送システム。

【請求項 5】

前記駆動回路が、前記セーフモードよりも前記通常モードにおいて、前記外部コイルにより多くの電力を印加するように動作する、請求項 4 に記載のシステム。

40

【請求項 6】

前記駆動回路が、前記通常モードにおいて、前記内部装置および前記テレメトリ送信機を作動させるのに十分な量の電力を前記外部コイルに印加するように動作する、請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記外部コイルが前記内部コイルに電磁的に結合されているか否かのインジケーションを提供するように動作する結合検出回路をさらに備え、前記駆動回路が、前記テレメトリ受信機が前記テレメトリ信号を受信せず、かつ前記結合検出回路が、前記外部コイルが前記内部コイルに電磁的に結合されていることを示すときにのみ前記セーフモードで動作す

50

るように構成されている、請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 8】

経皮エネルギー伝送システムのための駆動器であって、
一次コイルと、
前記一次コイルに電流を供給するように動作する駆動回路と、
前記駆動回路と関連づけられる電流および温度の一方を測定するように動作する 1 つまたは複数のセンサと、
前記測定された電流または温度を対応する閾温度または電流値と比較し、
前記測定された電流または温度が前記対応する閾値以上であれば、所定の条件が満たされるまで前記駆動回路の動作を停止するように動作する制御回路と
を備えてなる、駆動器。

10

【請求項 9】

前記測定された温度が前記対応する閾温度値を超えれば、前記制御回路が、前記測定された温度が所定の第 2 の閾温度値以下になるまで前記駆動回路の動作を停止するように動作する、請求項 8 に記載の駆動器。

【請求項 10】

前記測定された電流が前記対応する閾電流値を超えれば、前記制御回路が、所定量の時間の経過まで前記駆動回路の動作を停止するように動作する、請求項 8 に記載の駆動器。

【請求項 11】

請求項 8 に記載の駆動器と、
前記駆動器によって駆動される部品であって、
二次コイルと、
前記二次コイルに電氣的に接続される埋込み電力消費装置と、
前記電力消費装置および前記二次コイルに電氣的に接続され、かつ前記電力消費装置を作動させるのに十分な充電を蓄積するように構成される埋込み電源と、を含む、駆動される部品と
を備えており、
前記制御回路が、前記測定された電流または温度が前記対応する閾値以上であれば、前記埋込み電力消費装置に電力を供給するように前記埋込み電源に命令するようにさらに構成されている、経皮エネルギー伝送システム。

20

30

【請求項 12】

一次軸と該一次軸の周囲に螺旋状に延在する一次導体とを有する一次コイルであって、
前記一次導体が内端および外端を有し、前記一次導体の前記内端および外端が前記一次軸の共通の径方向の線上に実質的に配置されている、一次コイルと、
前記一次コイルの前記内端および外端に電氣的に接続され、前記一次コイルを駆動するように動作する駆動回路と
を備えてなる、ワイヤレスエネルギー伝送システムのための駆動器。

【請求項 13】

前記駆動回路が前記一次導体から略軸方向に配置されており、かつ前記一次導体の前記内端および外端が前記駆動回路に向かって前記一次導体から略軸方向に延在している、請求項 12 に記載の駆動器。

40

【請求項 14】

前記駆動回路が、プリント基板回路に配置され、かつ前記一次コイルと共振回路を形成するように接続された 1 つまたは複数のコンデンサを含むプリント基板回路を備える、請求項 12 に記載の駆動器。

【請求項 15】

前記一次コイルおよび前記駆動回路が共通のハウジング内に配置されている、請求項 8 に記載の駆動器を備えるワイヤレスエネルギー伝送モジュール。

【請求項 16】

前記共通のハウジングが、動物の体外に装着されるように適合される第 1 の面と、前記

50

第 1 の面の反対側の第 2 の曲面と、前記第 1 および第 2 の面間に一次軸の方向に延在する実質的に円形の側壁とを備える、請求項 15 に記載のワイヤレスエネルギー伝送モジュール。

【請求項 17】

前記側壁が前記一次軸の方向に 10 mm 延在している、請求項 16 に記載のワイヤレスエネルギー伝送モジュール。

【請求項 18】

前記一次コイルから略軸方向に配置される熱絶縁層をさらに備え、前記熱絶縁層が、前記一次コイルと前記ワイヤレスエネルギー伝送モジュールが装着される動物の皮膚との間に熱バリアを提供する、請求項 15 に記載のワイヤレスエネルギー伝送モジュール。

10

【請求項 19】

請求項 12 に記載の駆動器と、
前記駆動器によって駆動される部品と
を備えてなり、
前記駆動される部品が、
二次軸と該二次軸の周囲に螺旋状に延在する二次導体とを有する二次コイルと、
前記二次コイルに電氣的に接続される電力消費装置と
を含む、ワイヤレスエネルギー伝送システム。

【請求項 20】

前記二次導体が、前記二次軸に対して垂直な共通の径方向の線上に実質的に配置される内端および外端を有する、請求項 19 に記載のワイヤレスエネルギー伝送システム。

20

【請求項 21】

生体適合性外側面を有する埋込みコイルハウジングをさらに備え、前記ハウジングが、前記二次コイルを含み、かつ前側および後側を有し、前記二次コイルの前側が前記コイルハウジングの前記前側に向かって面し、前記コイルハウジングが、前記ハウジングの前記前側および後側を区別する 1 つまたは複数の視覚的に知覚可能なしるしを有する、請求項 19 に記載のワイヤレスエネルギー伝送システム。

【請求項 22】

(a) 一次コイルと該一次コイルを駆動するように動作する駆動回路とを含み、前記一次コイルが一次軸と該一次軸の周囲に実質的に平坦な螺旋状に延在する一次導体とを有する駆動器と、

30

(b) 二次軸と前記二次軸の周囲に実質的に平坦な螺旋状に延在する二次導体とを有する埋込み二次コイルと、

(c) 前記二次コイルに電氣的に接続される埋込みエネルギー消費装置と
を含んでなり、

前記一次コイルおよび前記二次コイルの各々が外径少なくとも 70 ミリメートルを有しており、前記駆動器が、前記エネルギー消費装置に少なくとも 5 ワットの電力を供給するように前記一次コイルを駆動するように動作する、経皮エネルギー伝送システム。

【請求項 23】

前記駆動器が、前記エネルギー消費装置に少なくとも 20 ワットの電力を供給するように前記一次コイルを駆動するように動作する、請求項 22 に記載のシステム。

40

【請求項 24】

(a) 二次コイルと、

(b) 前記二次コイルと回路状に接続されて共振回路を形成する 1 つまたは複数のコンデンサと、

(c) 前記共振回路に接続される整流器と、

(d) 前記整流器に接続される入力と出力とを有する DC - DC コンバータと、

(e) 前記 DC - DC コンバータの前記出力に接続される 1 つまたは複数の電力消費装置と、

(f) 前記電力消費装置による電力消費が増加するときに前記 DC コンバータの前記出

50

力での出力電圧または電流の一方が実質的に一定のままであるように前記DC-DCコンバータの特性を制御するように構築および配置される制御回路と

を備えてなる、ワイヤレスエネルギー伝送システムのための被駆動要素。

【請求項25】

前記制御回路が、前記電力消費装置による電力消費が増加するにつれて前記DCコンバータの入力電圧が増加するように前記DC-DCコンバータの特性を制御するように構築および配置されている、請求項24に記載の被駆動要素。

【請求項26】

前記制御回路が、前記電力消費装置による電力消費が増加するにつれて前記DCコンバータの入力インピーダンスが減少するように前記DC-DCコンバータの特性を制御するように構築および配置されている、請求項24に記載の被駆動要素。

10

【請求項27】

(a) 埋込みコイルハウジングと、

(b) 二次コイルと該二次コイルに接続される1つまたは複数のコンデンサを含む共振回路であって、前記コイルハウジング内に完全に配置されており、かつ一對の負荷端子を有する、共振回路と、

(c) 前記コイルハウジングと別の埋込み整流器ハウジングと、

(d) 整流器と該整流器に電氣的に接続される駆動回路とを含み、該整流器が前記整流器ハウジング内に配置されている内部コントローラ回路と、

(e) 前記コイルハウジングと前記整流器ハウジングとの間に延在する第1のケーブルであって、前記共振回路の前記負荷端子と前記整流器との間に電氣的に接続される導体を有しており、これによって前記共振回路から前記整流器に通る負荷電流のみが前記第1のケーブルの前記導体に沿って通過する、第1のケーブルと、

20

(f) 前記駆動回路に電氣的に接続されるポンプと

を備えてなる、埋込み血液ポンプシステム。

【請求項28】

前記駆動回路も前記整流器ハウジング内に配置されている、請求項27に記載の埋込み血液ポンプシステム。

【請求項29】

前記1つまたは複数のコンデンサが前記二次コイルから略軸方向に円形構成に配置されている、請求項27に記載の埋込み血液ポンプシステム。

30

【請求項30】

前記埋込み血液ポンプと別の埋込みコントローラハウジングと、

前記埋込みコントローラハウジング内に配置され、かつ第1の電気ケーブルを介して前記埋込みコイルにおよび第2の電気ケーブルを介して前記血液ポンプに電氣的に接続される内部コントローラ回路と

をさらに備える、請求項27に記載の埋込み血液ポンプシステム。

【請求項31】

動物の体内に埋め込まれる埋込み血液ポンプに電力を供給するための経皮エネルギー伝送システムであって、

40

請求項27に記載の埋込み血液ポンプと、

前記埋込みコイルハウジングに向き合って前記動物の体に装着するように適合される外部コイルと

を備えてなる、経皮エネルギー伝送システム。

【請求項32】

(a) 一次コイルと、

(b) 前記一次コイルを駆動するように動作する駆動回路と、

(c) 前記一次コイルと二次コイルとの間の結合度を決定するように、かつ前記一次コイルを再位置合わせ方向に並進させることが前記結合度を増加させることになる再位置合わせ方向を決定するように動作する検出器回路と、

50

(d) 前記検出器に接続され、かつ前記検出器回路によって決定される前記結合度および再位置合わせ方向を表す人間が知覚可能な信号を提供するように配置される信号出力要素と

を備えてなる、ワイヤレスエネルギー伝送システムのための駆動器。

【請求項 3 3】

前記検出器回路が、前記二次コイルへの電力伝送を示すテレメトリ信号を受信するように動作可能なテレメトリ受信機を含む、請求項 3 2 に記載の駆動器。

【請求項 3 4】

前記検出器回路が、前記一次コイルの移動方向を示す加速度計からの信号を受信するように、かつ前記一次コイルと二次コイルとの間の前記結合度の変化および前記加速度計から受信した信号に少なくとも部分的に基づいて前記再位置合わせ方向を決定するように動作可能である、請求項 3 2 に記載の駆動器。

10

【請求項 3 5】

(a) 実質的に平坦な二次コイルであって、反対方向に向く前側と後側とを有する二次コイルと、

(b) 前記二次コイルを含む埋込みコイルハウジングであって、前側および後側を有しており、前記二次コイルの前記前側が前記コイルハウジングの前記前側に向かって面しているコイルハウジングと、

(c) 前記二次コイルから電力を受けるために前記二次コイルに電気的に接続される血液ポンプであって、少なくとも 1 つの平坦端を有しており、前記埋込みコイルハウジングの前記後側が、前記血液ポンプの前記平坦端に装着するように適合されている血液ポンプと

20

を備えてなる、埋込み血液ポンプ。

【請求項 3 6】

強磁性またはフェリ磁性材料で構成されるシールドをさらに備え、前記埋込みコイルハウジングが前記シールドを含んでおり、前記シールドが前記埋込みコイルハウジングの前記後側と前記二次コイルとの間に位置決めされている、請求項 3 5 に記載の埋込み血液ポンプ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

[関連出願の相互参照]

本願は、2014年4月15日出願の米国仮特許出願第61/979,821号の出願日の利益を請求し、その開示内容を引用することにより本明細書の一部をなすものとする。

【0002】

[発明の分野]

本発明は、経皮エネルギー伝送 (TET) システムおよびそのようなシステムのための動作方法に関する。

【背景技術】

40

【0003】

経皮エネルギー伝送 (TET) システムは、人体内で内部に埋め込まれるポンプなどの装置に電力を供給するために使用される。体外の送信コイルによって生成される磁界は、皮膚 (肌) バリアを横切って、体内に埋め込まれる磁気受信コイルに電力を伝達することができる。受信コイルは次いで受信電力を、埋め込まれたポンプまたは他の内部装置に、および体内に埋め込まれる 1 つまたは複数のバッテリーにそのバッテリーを充電するために伝送することができる。

【0004】

そのようなシステムは、システムの使用の効率、安全性および全体的な利便性を維持しつつ、1 つまたは複数の埋込み装置に給電するのに十分な量のエネルギーを効率的に生成

50

しワイヤレスで伝達するべきである。

【0005】

それらのシステムの効率に関して、現在のTETシステムが被る1つの欠点が、送信コイルによって生成される磁界の性質に起因する。その性質上、磁界は送信コイルからあらゆる方向に広がる(たとえば、球状パターンであり、コイル巻線パターンから径方向に広がる)。そのため、送信コイルによって発せられる電磁界からのエネルギーの多くは、受信コイルには有効にまたは最適に焦点されない。これはワイヤレスエネルギー伝送の効率(すなわち、結合係数)を制限する。別の課題が、埋込み装置の電力および/または電流要求が一定ではなく、むしろ変動しやすいという事実から生じる。そのため、埋込み装置に最も有効に給電するために、電力および/または電流需要のそのような変化に効率的に

10

【0006】

システムの利便性に関して、現在のTETシステム間の1つの課題は、送信コイルと受信コイルとの間の最適な軸方向位置合わせ(患者の皮膚の表面に近接して)および径方向位置合わせ(患者の皮膚の表面にわたって)を維持して、電力伝送効率を上昇させ、かつ加熱をもたらすことになる送信コイル損失を最小限にする困難から生じる。第一に、体の外側に着用される送信コイルは、着用者による動きによるなど、位置がずれやすい。その上、一旦送信コイルが所定の位置からずらされると、位置合わせを回復するためにコイルをどの方向に移動するべきかを決定することなど、コイルを再位置決めすることは、なんらかの形態の誘導なしでは困難となり得る。そのため、着用者が送信コイルを位置決めまたは再位置決めするのを援助するシステムの必要がある。

20

【0007】

さらに、体の外側に着用される送信コイルの位置のずれはまた、システムの着用者の健康および安全性に関して問題をもたらす。コイルが全出力で動作する間にその適切な位置合わせからずれば、電力伝送の結合係数が低減されることがあるだけでなく、それは着用者にとって望ましくない過熱を引き起こすことがあり、そのような過熱は皮膚または周辺組織に有害となり得る。

【0008】

したがって、改善された効率と、改善された安全性と、患者にとっての改善された快適さおよび/または利便性とのうちの1つまたは複数を提供するTETシステムの必要がある。

30

【発明の概要】

【0009】

本発明のある態様は、電力消費装置と電力消費装置に電気的に接続される内部コイルとを有する内部部品であって、動物の体内に装着するように適合されている内部部品と、体の外に装着するように適合される外部コイルと、外部コイルが内部コイルに電磁的に結合されているか否かのインジケーション(indication: 指示)であり、結合の効率または精度の程度を含んでもよいインジケーションを提供するように動作する結合検出回路と、外部コイルが内部コイルに電磁的に結合されているという結合検出回路からのインジケーションにตอบสนองして外部コイルに電力レベル交流電位を印加するように動作する駆動回路とを含む経皮エネルギー伝送システムを提供する。駆動回路はまた、電力レベル交流電位を印加していないときに外部コイルに電力レベル交流電位未満の試験レベル交流電位を印加するように動作してもよい。駆動回路はさらに、外部コイルが内部コイルに電磁的に結合されていないという結合検出回路からのインジケーションにตอบสนองして外部コイルへの電力レベル交流電位の印加を中止するように動作してもよい。駆動回路はさらに、駆動回路が電力レベル交流電位を印加していないときに試験レベル交流電位を断続的に印加するように動作してもよい。いくつかの例において、結合検出回路は、外部コイルの電流フローを測定するように動作する電流モニタを含んでもよく、電流モニタによって測定した電流フローに少なくとも部分的に基づいてインジケーションを提供するように動作してもよい。さらなる例において、結合検出回路は結合度を表す情報を提供するように動作してもよく、

40

50

駆動回路は結合度が閾値を超えるとときに電力レベル交流電位を印加するように動作してもよい。

【0010】

本発明の別の態様は、一次コイルと、一次コイルに電流を供給するように動作する駆動回路と、駆動回路と関連づけられる電流および/または温度を測定するように動作する1つまたは複数のセンサと、測定された電流または温度を対応する閾温度または電流値と比較し、測定された電流または温度が対応する閾値以上であれば、所定の条件が満たされるまで駆動回路の動作を停止する制御回路とを含む、経皮エネルギー伝送システムのための駆動器を提供する。いくつかの例において、測定された温度が対応する閾温度値を超えれば、制御回路は、測定された温度が所定の第2の閾温度値以下になるまで駆動回路の動作を停止する。いくつかの例において、測定された電流が対応する閾電流値を超えれば、制御回路は、所定量の時間の経過まで駆動回路の動作を停止する。

10

【0011】

駆動器は、駆動器によって駆動される部品をさらに含む経皮エネルギー伝送システムに含まれてもよい。被駆動部品は、二次コイルと、二次コイルに電氣的に接続される埋込み電力消費装置と、電力消費装置および二次コイルに電氣的に接続され、かつ電力消費装置を作動させるのに十分な充電を蓄積するように構成される埋込み電源とを含んでもよい。制御回路は、測定された電流または温度が対応する閾値以上であれば、埋込み電源に、埋込み医療装置に電力を供給するようにさらに命令してもよい。

20

【0012】

本発明の別の態様は、動物の体内に装着するように適合される内部部品と、体の外に装着するように適合される外部部品とを含む経皮エネルギー伝送システムを提供する。内部部品は、内部コイルと、内部コイルから電力を受けるために内部コイルに電氣的に接続される内部装置と、内部部品の動作に関する1つまたは複数のパラメータを表すテレメトリ信号を送るように動作するテレメトリ送信機とを含む。外部部品は、外部コイルと、テレメトリ送信機からテレメトリ信号を受信するように適合されるテレメトリ受信機と、テレメトリ受信機がテレメトリ信号を受信するときに通常動作モードで、かつテレメトリ受信機がテレメトリ信号を受信しないときにセーフ動作モードで動作する駆動回路とを含む。

30

【0013】

駆動回路は、通常モードおよびセーフモードの両モードで、外部コイルに印加される電力が内部コイルに結合されることになるように外部コイルに電力を印加するように動作してもよい。回路は、通常モードで動作するときに、テレメトリ信号に少なくとも部分的に応答して外部コイルに印加される電力を制御するように動作してもよい。駆動回路はさらに、セーフモードでより通常モードで外部コイルにより多くの電力を印加するように動作してもよい。駆動回路はさらに、または代替的に、通常モードで内部装置およびテレメトリ送信機を作動させるのに十分な量の電力を印加するように動作してもよい。駆動回路はなおいっそうさらに、通常モードで、内部装置およびテレメトリ送信機に給電するのに十分な量の電力を印加するように、そして1つまたは複数の埋込みバッテリーを充電するように動作してもよい。

40

【0014】

いくつかの例において、経皮エネルギー伝送システムは、外部コイルが内部コイルに電磁的に結合されているか否かのインジケーションを提供するように動作する結合検出回路をさらに含んでもよい。そのような例において、駆動回路は、テレメトリ受信機がテレメトリ信号を受信せず、かつ結合検出回路が、外部コイルが内部コイルに電磁的に結合されていることを示すときにのみセーフモードで動作するように構成されてもよい。さらなる例において、外部部品はさらに、外部コイルが内部コイルに電磁的に結合されているか否かのインジケーションを提供するように動作する結合検出回路を含んでもよく、駆動回路は、テレメトリ信号が受信されず、かつインジケーションが、外部コイルが内部コイルに電磁的に結合されていることを示すときにのみセーフモードで動作するように配置されてもよい。

50

【0015】

本発明のさらに別の態様は、ワイヤレスエネルギー伝送システムのための駆動器を提供する。駆動器は、一次軸と一次軸の周囲に螺旋状に延在する一次導体とを有する一次コイルであって、一次導体が内端および外端を有し、一次導体の内端および外端が一次軸の共通の径方向の線上に実質的に配置されている、一次コイルを含んでもよい。駆動器は、一次コイルの内端および外端に電氣的に接続される駆動回路であって、一次コイルを駆動するように動作する駆動回路をさらに含んでもよい。いくつかの例において、駆動回路は一次導体から略軸方向に配置されてもよく、一次導体の内端および外端は駆動回路に向かって一次導体から略軸方向に延在してもよい。また、駆動回路は、プリント基板回路に配置され、かつ一次コイルと共振回路を形成するように接続された1つまたは複数のコンデンサを含むプリント基板回路をさらに含んでもよい。

10

【0016】

上述の駆動器を含むワイヤレスエネルギー伝送モジュールも提供されてもよい。駆動器の一次コイルおよび駆動器回路は、ワイヤレスエネルギー伝送モジュールの共通のハウジング内に配置されてもよい。ワイヤレスエネルギー伝送モジュールは、一次コイルから略軸方向に配置される熱絶縁層をさらに含んでもよい。熱絶縁層は、一次コイルとワイヤレスエネルギー伝送モジュールが装着される動物の皮膚との間に熱バリアを提供してもよい。

【0017】

いくつかの例において、共通のハウジングは、動物の体外に装着されるように適合される第1の面と、第1の面の反対側の第2の曲面と、第1の面と第2の面との間に一次軸の方向に延在する実質的に円形の側壁とを含んでもよい。側壁は一次軸の方向に約10mm延在してもよい。

20

【0018】

いくつかの例において、駆動器は、一次軸に対して横断方向に延在する、強磁性またはフェリ磁性材料（たとえば、フェライト）で構成されるシールドを含んでもよい。シールドは、相互に隣接する区分の縁間にギャップをもって互いに略縁と縁を向き合わせて配置される複数の板状区分を含んでもよい。ギャップの少なくともいくつかは一次軸に関して実質的に径方向に延びてもよい。

【0019】

いくつかの例において、駆動器は、一次コイルに近接して一次軸に対して横断方向に延在する、磁化可能な電気絶縁材料で構成される主シールドと、一次軸の周囲に延在し、かつ一次コイルから反対側に面する主シールドの後面から突出する、磁化可能な電気絶縁材料で構成されるシールド壁とを含んでもよい。そのような例において、シールド壁および主シールドは略カップ状の構造を協働で画定し、駆動回路の少なくとも一部がシールド壁内に配置される。

30

【0020】

いくつかの例において、駆動回路は、一次コイルに近接して一次軸に対して横断方向に延在する、磁化可能な電気絶縁材料で構成される主シールドを含んでもよく、主シールドは一次軸と位置合わせされ、かつ主シールドを通して延びる穴を含んでもよい。穴は任意選択的に正方形にされてもよい。

40

【0021】

駆動器はワイヤレスエネルギー伝送システムに含まれてもよく、そのようなシステムは駆動器によって駆動される部品をさらに含む。被駆動部品は、二次軸と二次軸の周囲に螺旋状に延在する二次導体とを有する二次コイルと、二次コイルに電氣的に接続される電力消費装置とを含んでもよい。いくつかの例において、二次導体は、二次軸に対して垂直な共通の径方向の線上に実質的に配置される内端および外端を有してもよい。ワイヤレスエネルギー伝送システムは、生体適合性外側面を有する埋込みコイルハウジングをさらに含んでもよい。ハウジングは二次コイルを含んでもよく、かつ二次コイルの前側がコイルハウジングの前側に向かって面するように前側および後側を有してもよい。コイルハウジン

50

グは、ハウジングの前側および後側を区別する1つまたは複数の視覚的に知覚可能なしを任意選択的に含んでもよい。

【0022】

いくつかの例において、駆動器を含むそのようなワイヤレスエネルギー伝送システムは、二次軸と二次軸の周囲に螺旋状に延在する二次導体とを有する二次コイルであって、二次軸に沿って反対方向に向く前側と後側とを有する二次コイルも含んでもよい。システムは、二次コイルに、また二次コイルの後部に近接して二次軸に対して横断方向に延在する、磁化可能な電気絶縁材料で構成される二次シールドをさらに含んでもよい。いくつかの例において、二次シールドは、二次軸と位置合わせされ二次シールドを通して延びる丸穴を有してもよい。

10

【0023】

本発明のさらなる態様は、一次コイルと一次コイルを駆動するように動作する駆動回路とを有し、一次コイルが一次軸と一次軸の周囲に実質的に平坦な螺旋状に延在する一次導体とを有する駆動器と、二次軸と二次軸の周囲に実質的に平坦な螺旋状に延在する二次導体とを有する埋込み二次コイルと、二次コイルに電氣的に接続される埋込みエネルギー消費装置とを含む経皮エネルギー伝送システムを提供する。一次コイルおよび二次コイルの各々は少なくとも70ミリメートルの外径を有してもよい。駆動器は、エネルギー消費装置に少なくとも約5ワットの電力、少なくとも約10ワットの電力、少なくとも約15ワットの電力、少なくとも約20ワットの常時電力、少なくとも約25ワットの常時電力または少なくとも30ワットの常時電力を供給するように一次コイルを駆動するように動作してもよい。

20

【0024】

本発明のさらなる態様は、ワイヤレスエネルギー伝送システムのための被駆動要素も提供する。被駆動要素は、二次コイルと、二次コイルと回路状に接続されて共振回路を形成する1つまたは複数のコンデンサと、共振回路に接続される整流器回路と、整流器回路に接続される入力と出力とを有するDC-DCコンバータと、DC-DCコンバータの出力に接続される1つまたは複数の電力消費装置と、DC-DCコンバータの特性を制御するように構成および配置される制御回路との各々を含んでもよい。たとえば、制御回路は、電力消費装置による電力消費が増加するときにDCコンバータの出力での出力電圧または電流の一方が実質的に一定のままである（たとえば、電力消費装置による電力消費が増加するにつれてDCコンバータの入力電圧が増加し、電力消費装置による電力消費が増加するにつれてDCコンバータの入力インピーダンスが減少する）ようにコンバータを制御してもよい。

30

【0025】

本発明のいっそうさらなる態様は、埋込みコイルハウジングと、コイル内に完全に配置される共振回路（二次コイルと、二次コイルに接続される1つまたは複数のコンデンサと、一对の負荷端子とを含む）と、コイルハウジングと別の埋込み整流器ハウジングと、内部コントローラ回路（整流器ハウジング内に配置される整流器と、整流器に電氣的に接続される駆動回路とを含む）と、コイルハウジングと整流器ハウジングとの間に延在する第1のケーブルと、駆動回路に電氣的に接続されるポンプとを含む埋込み血液ポンプシステムを提供する。第1のケーブルは、共振回路の負荷端子と整流器との間に電氣的に接続される導体を含んでもよく、これによって共振回路から整流器に通る負荷電流のみが第1のケーブルの導体に沿って通過する。いくつかの例において、駆動回路も整流器ハウジング内に配置されてもよい。また、いくつかの例において、1つまたは複数のコンデンサは、二次コイルから略軸方向に円形パターンまたは構成に配置されてもよい。埋込み血液ポンプシステムは、埋込み血液ポンプと別の埋込みコントローラハウジングと、埋込みコントローラハウジング内に配置され、かつ第1の電気ケーブルを介して埋込みコイルに接続され、第2の電気ケーブルを介して血液ポンプに電氣的に接続される内部コントローラ回路とを任意選択的にさらに含んでもよい。

40

【0026】

50

埋込み血液ポンプシステムは、動物の体内に埋め込まれる埋込み血液ポンプに電力を供給するための経皮エネルギー伝送システムに含まれてもよい。そのような経皮エネルギー伝送システムは、埋込みコイルハウジングに向き合って（たとえば、皮膚外で、かつ埋込みコイルハウジングと位置合わせされて）動物の体に装着するように適合される外部コイルをさらに含んでもよい。

【0027】

本発明のさらに別の態様は、ワイヤレスエネルギー伝送システムのための駆動器を提供する。駆動器は、一次コイルと、一次コイルを駆動するように動作する駆動回路と、一次コイルと二次コイルとの間の結合度を決定するように動作する検出器回路と、検出器に接続され、かつ検出器回路によって決定される結合度を表す人間が知覚可能な信号を提供するように配置される信号出力要素とを含んでもよい。いくつかの例において、検出器回路は、二次コイルへの電力伝送を示すテレメトリ信号を受信するように動作可能なテレメトリ受信機を含んでもよい。いくつかの例において、検出器回路は、一次コイルの電流フローを測定するように動作する電流モニタを追加的にまたは代替的に含んでもよい。さらなる例において、検出器回路は、一次コイルの移動方向を示す加速度計からの信号を受信するように動作可能でもよい。検出器回路は、監視した電流および一次コイルと二次コイルとの間の結合度の一方の変化に少なくとも部分的に基づいて、さらに加速度計から受信した信号に基づいて再位置合わせ方向を決定してもよい。

10

【0028】

本発明のさらに別の態様は、反対方向に向く前側と後側とを有する実質的に平坦な二次コイルと、二次コイルを含み、かつ前側および後側を有する（二次コイルの前側がコイルハウジングの前側に向かって面する）埋込みコイルハウジングと、二次コイルから電力を受けるために二次コイルに電氣的に接続される血液ポンプとを含む埋込み血液ポンプを提供する。血液ポンプは少なくとも1つの平坦端を含む。埋込みコイルハウジングの後側は、血液ポンプの平坦端に装着するように適合されてもよい。

20

【0029】

いくつかの例において、埋込み血液ポンプは、強磁性またはフェリ磁性材料で構成されるシールドをさらに含んでもよい。そのような例において、シールドは、埋込みコイルハウジングに含まれ、かつ埋込みコイルハウジングの後側と二次コイルとの間に位置決めされてもよい。

30

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】本発明の態様による経皮エネルギー伝送（TEET）システムの概要図である。

【図2】本発明の態様による図1のTEETシステムのための電力システム回路の概要図である。

【図3】本発明の態様による図1のTEETシステムのための通信システム回路の概要図である。

【図4】本発明の態様による図1のTEETシステムの例示外部モジュールの分解立体図である。

【図5A - 5C】本発明の態様による図4の外部モジュールに含まれるプリント回路基板、シールド要素および外部線コイルの上視図である。

40

【図6A】本発明の態様による図1のTEETシステムの外部モジュールの別の例の分解立体図である。

【図6B】本発明の態様による図1のTEETシステムの外部モジュールのなお別の例の分解立体図である。

【図7A】本発明の態様による図1のTEETシステムの外部部品の概要図である。

【図7B】本発明の態様による図1のTEETシステムの埋込み部品の概要図である。

【図8】本発明の態様による図1のTEETシステムの埋込みコイルモジュールの分解立体図である。

【図9A . 9B】本発明の態様による図8の埋込みコイルモジュールに含まれる回路基板

50

の実装の上視図である。

【図10】本発明の態様による埋込みコイルモジュールおよび補助人工心臓の斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0031】

図1は、体内の内部空洞における、すなわち患者104の皮膚下の埋込み治療電気装置102に電力を供給するために使用される経皮エネルギー伝送(TEET)システム100を概略的に例示する。埋込み電気装置102は、たとえば補助人工心臓(「VAD」)として血液を送り出す際に使用するなどのためのポンプを含むことができる。内部または埋込み電気装置102は制御回路を含み、たとえばポンプを制御することができる。

10

【0032】

図1に例示されるように、TEETシステム100は、患者104の体外に装着される外部電子機器120の他にも、患者104の体内に装着される内部または埋込み電子機器150も両方とも含む。外部電子機器は、たとえば外部バッテリー125および建物電源112(建物の電気コンセントから供給されるAC電力または変換されたDC電力など)を含む1つまたは複数の電源に電氣的に接続される。外部電源は約20Vと約250Vとの間あたりの入力電圧を供給してもよい。外部電子機器120は外部一次コイル130にも電氣的に接続され、埋込み電子機器150は内部または埋込み二次コイル140に電氣的に接続される。外部コイル130および埋込みコイル140は、その間でエネルギーをワイヤレスで伝送するために電磁界を通じて互いに誘導的に結合される。図1の例において、外部コイル130は外部電子機器120と共に共通の外部モジュール110に収容されるが、一方埋込みコイル140および埋込み電子機器150は共には収容されない。

20

【0033】

埋込み電子機器150は、埋込みバッテリー155に接続され、そして埋込み電気装置102に電氣的に接続される。埋込みコイル140で受信されるエネルギーは、埋込み電子機器150を介して、埋込みバッテリー155に蓄積されるか、埋込み医療装置102に提供されるか、またはその両方である。追加的に、埋込みバッテリーで蓄積されるエネルギーは、埋込み電子機器150を介して埋込み医療装置102に提供されてもよい。

【0034】

システム100の外部電子機器120は、制御回路122と、無線周波数(RF)テレメトリ回路124と、電源選択回路126と、駆動回路128と、ユーザインタフェース129とを含んでもよい。電源選択回路126は、外部コイル130に電力を提供する外部電源(たとえば、バッテリー125、壁電源112)を選択するように構成される。駆動回路128は、エネルギーが電磁界を通じて外部コイル130から埋込みコイルに伝送されるように外部コイル130を駆動するように構成される。制御回路122は、外部コイルと埋込みコイルとの間のエネルギーのワイヤレス伝送を制御するために電源回路126および駆動回路128を制御するための命令を決定および実行するように構成される。そのような制御はマイクロコントローラによって実行されてもよく、送信のパルス幅および/または周波数を設定すること、どの電源が電源回路126によって選択されるかを制御すること、駆動回路128に外部コイル130を駆動するように命令することなどを含んでもよい。制御回路122によってなされる決定は、テレメトリ回路124から受信される信号、外部センサ115から受信される情報、および/またはユーザインタフェース129からの入力に基づいてもよい。

30

40

【0035】

システム100の埋込み電子機器は、埋込み制御回路152およびRFテレメトリ154の他に、整流器回路156、電圧レギュレータ回路158および電源選択回路159を含んでもよい。整流器回路156は、埋込みコイル140で生成されるAC電力をDC電力に変換するように構成されてもよい。電圧レギュレータ回路は、埋込み医療装置102に提供される前の変換されたDC電力および埋込みバッテリー155からの電力の電圧レベルを調節するように構成される。埋込み電力切替回路159は、埋込み医療装置102が

50

埋込みバッテリー 155、埋込みコイル 140、または両方から給電されるかどうかを制御するように構成される。外部制御回路 122 の目的と同様で、埋込み制御回路 152 は、電圧レギュレータ回路 158 の電圧調整設定と、埋込み電力切替回路 159 によってなされる電源選択と、埋込み医療装置 102 への電力の全体的な送出手を制御するための命令とを決定および実行するために使用されてもよい。いくつかの例において、埋込み制御回路 152 は、埋込みコイル 140 における共振回路部品 145 の共振周波数の調節を命令することなどによって、外部コイル 130 と埋込みコイル 140 との間の誘導結合の効率をさらに制御してもよい。外部回路 120 と同様に、埋込み回路でのそのような決定は、RF テレメトリ 154 の信号の他に内部センサ 165 から受信される他の情報に基づいてもよい。

10

【0036】

TET システム 100 は、患者 104 によって、または病院臨床スタッフによってなど、監視されるべきシステムパラメータ（たとえば、埋込みバッテリー寿命、埋込みバッテリーに蓄積される充電、警報、ポンプデータ、患者健康データなど）を収集するための臨床モニタ 160 を任意選択的に含んでもよい。臨床モニタは、収集したパラメータを記憶するための他に、患者 104 の事象履歴（たとえば、低流動状態、無流動または吸込状態、遮断など）を記録するための、内部または外部であるメモリを含んでもよい。臨床モニタ 160 はさらに、患者の携帯時計もしくはスマートフォンに / から、または病院コンピュータデータベースに / からなど、TET システム以外のユニットに接続され、かつそれに / から情報を送受信してもよい。臨床モニタ 160 はまた、それ自身の専用の電源またはバッテリー 170 によって給電されてもよい。

20

【0037】

いくつかの例において、臨床モニタ 160 は、TET システム 100 のその他の部品からのデータを受信および監視することの他に、システム 100 の所望の動作に関連する設定値またはパラメータ（たとえば、流量）を送出してもよい。そのような設定値は、システム 100 を動作させるための命令として外部電子機器 120、埋込み電子機器 150 または両方に通信され、それによって、ワイヤレスエネルギー伝達を駆動して埋込み医療装置 102 に給電するためのパルス幅および / または周波数など、システムの動作のさらなるパラメータを設定する際に活用されてもよい。

【0038】

図 2 は、埋込み医療装置 102 に電力を供給するための図 1 の TET システム 100 の動力システム回路を概略的に例示する。図 2 に図示されるように、外部電子機器 120 の電源選択回路 126 は、それぞれの電源（たとえば、外部バッテリー 125 および建物電源 112 や 2 つの外部バッテリーなど）に電気的に接続される 2 つの入力を含む。制御回路 122 からの命令に基づいて、電源選択回路 126 は駆動回路 128 の入力に外部電源の一方からの電力を出力する。駆動回路 128 は出力電力を増幅する。増幅された電力は次いで外部コイル 130 に提供される。外部コイルは、外部コイルと共振回路を形成する 1 つまたは複数のコンデンサ 135 などの追加の回路に接続される。静電容量は約 20 nF と 200 nF との間でもよい。外部コイル 130 は、同調共振回路の共振周波数で埋込みコイル 140 に誘導的に結合する電磁界を生成する。

30

40

【0039】

上述されたように、外部電源選択回路 126 は外部制御回路 122 によって制御されてもよい。たとえば、外部電子機器 120 が建物電源 112 に接続されていないと外部制御回路 122 が判定すれば、外部制御回路 122 は外部電源選択回路 126 に外部バッテリー電源 125 から外部コイル 130 に電力を提供するように命令してもよい。さらなる例として、外部電子機器 120 が建物電源 112 に接続されていると外部制御回路 122 が判定すれば、外部制御回路 122 は外部電源選択回路 126 に代わりに建物電源 112 から外部コイル 130 に電力を提供するように命令してもよい。

【0040】

駆動器回路 128 も外部制御回路 122 によって制御されてもよい。たとえば、外部制

50

御回路 1 2 2 は、埋込み医療装置 1 0 2 が十分な量の電力を供給されてもよいほど埋込みコイル 1 4 0 で十分な電力を誘導的に生成するように外部コイル 1 3 0 が駆動されるべきである適切な設定（たとえば、電圧、電流、パルス幅）を決定してもよい。埋込み装置の電力要件は装置の性質に依存することになり、また装置の動作の間、変動し得る。たとえば、典型的な V A D と使用するためのシステムは、埋込み装置 1 0 2 に少なくとも 5 ワット、少なくとも 1 0 ワット、少なくとも 1 5 ワットまたは少なくとも 2 0 ワットの常時電力を伝達するように配置されてもよい。

【 0 0 4 1 】

埋込み電子機器 1 5 0 で、整流器回路 1 5 6 は埋込みコイル 1 4 0 で生成される A C 電力を受信し、A C 電力を整流して D C 電力を提供する。整流器回路 1 5 6 は、ダイオードブリッジ、同期整流器、または A C / D C 整流のために当該技術において既知の他の部品を含んでもよい。整流器回路 1 5 6 の D C 出力は次いで電圧レギュレータ回路 1 5 8 に入力され、そこでそれは電圧制限器、たとえばブレークダウンドायオードによって所定の電圧限界または閾値（たとえば、6 0 V）に制限される。電圧は、埋込み医療装置 1 0 2 に給電するために必要とされる電圧レベルおよび電流レベル（たとえば、約 1 8 V）に、降圧スイッチングコンバータ、単端一次インダクタコンバータ（S E P I C）、または当該技術において既知の他の部品などの遜降 D C / D C（D C - D C）コンバータ 2 5 2 を使用してさらに調節される。電圧レギュレータ回路 1 5 8 の出力は埋込み電源選択回路 1 5 9 の入力的一方に提供される。埋込み電源選択回路 1 5 9 の第 2 の入力には埋込みバッテリー 1 5 5 に電氣的に接続される。図 2 の例において、埋込みバッテリー 1 5 5 は、D C - D C 遜昇または昇圧コンバータ 2 5 4 の入力に結合される直流を出力する。遜昇コンバータ 2 5 4 は、埋込みバッテリー 1 5 5 による電力出力の電圧レベルおよび電流レベルを埋込み医療装置 1 0 2 に給電するために必要とされるレベルに調節する。たとえば、遜昇コンバータ 2 5 4 は、埋込みバッテリー 1 5 5 による電力出力の電圧を約 1 2 V から約 1 8 V に上昇させてもよい。埋込み電源選択回路 1 5 9 は、埋込み医療装置 1 0 2 に電氣的に接続される出力を含む。

10

20

【 0 0 4 2 】

埋込み電源選択回路 1 5 9 は、埋込みバッテリー 1 5 5 および埋込みコイル 1 4 0 の一方から埋込み医療装置 1 0 2 に電力を提供することの間で切り替わるように構成される。外部回路 1 2 0 の切替調整と同様に、そのような内部切替は、埋込み制御回路 1 5 2 に提供される入力に基づいて決定されてもよい。埋込み制御回路 1 5 2 への入力には、埋込みコイル 1 4 0 で受信される電圧量および埋込み電子機器 1 5 0 の温度も示してもよい。たとえば、十分でないエネルギーが埋込みコイル 1 4 0 で受信されると、または 1 つまたは複数の内部部品の温度が安全に動作するにはあまりに高いと埋込み制御回路 1 5 2 が判定すれば、埋込み制御回路 1 5 2 は埋込み電源選択回路 1 5 9 に埋込みバッテリー 1 5 5 から埋込み医療装置 1 0 2 に電力を供給するように命令してもよい。

30

【 0 0 4 3 】

埋込み医療装置に電力を供給するための回路に加えて、埋込み電子機器 1 5 0 は、生成したワイヤレスエネルギーを使用して埋込みバッテリー 1 5 5 を充電するための充電回路 2 5 6 も含む。充電回路は、ワイヤレスエネルギーが埋込み医療装置 1 0 2 に供給される間にさえ埋込みバッテリー 1 5 5 を充電することを可能にするように配置されてもよい。充電回路 2 5 6 は、埋込み制御回路 1 5 2 によって制御される 1 つまたは複数のスイッチを含んでもよい。

40

【 0 0 4 4 】

いくつかの例において、埋込みバッテリー 1 5 5 に提供される電力は、たとえば埋込み医療装置 1 0 2 からの電力需要の変動による、T E T 給電 V A D システムのバッテリー寿命に影響を及ぼす、埋込みバッテリーの絶えず続く放電および再充電（「微小切断」と一般に称される）を回避するように制御されてもよい。たとえば、その開示内容を引用することにより本明細書の一部をなすものとする、所有者共通の米国特許第 8, 6 0 8, 6 3 5 号は、埋込み V A D の電力需要に基づいて送信コイルによって発せられるエネルギーを動的に

50

調節する T E T システムを記述する。

【 0 0 4 5 】

図 3 は、T E T システム 1 0 0 の電子部品間の通信を可能にするための通信回路を概略的に例示する。点線 3 1 2、3 1 4 および 3 1 6 の各々は、部品のうち 2 つの間のワイヤレス通信チャンネルを表す。実線 3 2 2、3 2 4 および 3 2 6 の各々は、有線通信チャンネルを表す。他の実施形態において、いくつかのワイヤレス通信チャンネルは有線と置き換えられてもよい（たとえば、チャンネル 3 1 2）か、または逆もまた同じである。

【 0 0 4 6 】

外部電子機器 1 2 0 から始めると、外部電子機器は、（チャンネル 3 2 2 を介して）外部コイル 1 3 0 と、（チャンネル 3 2 4 を介して）外部バッテリー 1 2 5 と、（チャンネル 3 1 2 を介して）臨床モニタ 1 6 0 と、（チャンネル 3 1 4 を介して）埋込み電子機器 1 5 0 との各々に通信可能に接続される。外部電子機器 1 2 0 は、それがハウジングを共有する部品（たとえば、本例において、モジュール 1 1 0 に共に収容される外部バッテリー 1 2 5）に配線されてもよく、かつ別々に収容される部品（たとえば、本例において、別々に収容される臨床モニタ 1 6 0）にワイヤレスで結合される。外部電子機器 1 2 0 と任意の埋込み部品（たとえば、埋込み電子機器 1 5 0）との間の通信はワイヤレスである。

【 0 0 4 7 】

図 3 の例において、外部電子機器と関連づけられるセンサ 1 1 5 は、壁電源 1 1 2 および外部バッテリー電源 1 2 5 を含む、接続される電源に対して供給電圧および供給電流の各々を測定するように構成される。追加のセンサが、外部電源選択回路（図 1 および 2 における 1 2 6）に供給される電流量の他に、外部コイル 1 3 0 および関連づけられる電子機器の温度を測定するように構成される。そのような温度センサは、たとえば、制御回路 1 2 2 のマイクロコントローラ内に設けられても、および / または外部モジュールのプリント回路基板 4 2 0 に位置付けられてもよく、これは図 4 に関連して以下さらに詳細に記述される。追加のセンサが含まれて、埋込み電子機器 1 5 0 に対する外部モジュール 1 1 0 の移動を監視し、そのような移動の方向および大きさを測定してもよい。そのようなセンサは、たとえば、加速度計を含んでもよい。これらの検知値に加えて、外部電子機器 1 2 0 は、埋込みコイル 1 4 0 の負荷での電圧および電流、埋込み整流器回路 1 5 6 での電圧などといった、T E T システム 1 0 0 と関連づけられる他の値を示す埋込み電子機器 1 5 0 からの情報信号を受信してもよい。

【 0 0 4 8 】

通信可能に接続される部品およびセンサ 1 1 5 / 1 6 5 からのデータを蓄積する以外に、外部電子機器 1 2 0 はまた、臨床モニタ 1 6 0 および埋込み電子機器 1 5 0 となど、T E T システム 1 0 0 の他の部品と集めたデータを共有してもよい。たとえば、外部電子機器 1 2 0 は、さらなる監視、記録、処理および / または分析のために臨床モニタ 1 6 0 にすべての受信および測定値を送信してもよい。臨床モニタへの通信は間欠的でもよい。

【 0 0 4 9 】

埋込み電子機器 1 5 0 は、T E T システム 1 0 0 の埋込み部品の測定センサ値およびデータを集めることに対して責任を負う。たとえば、埋込み電子機器 1 5 0 は、埋込みコイル 1 4 0 の負荷での電圧および電流に関する情報を受信してもよい。上述されたように、このデータは外部電子機器 1 5 0 および / または臨床モニタ 1 6 0 に中継されて、さらにシステム 1 0 0 の送信機（外部）および受信機（埋込み）側間の制御を整合および効率を最適化してもよい。

【 0 0 5 0 】

外部電子機器 1 2 0、埋込み電子機器 1 5 0 および臨床モニタ 1 6 0 はすべて、所有者共通の米国特許第 8, 6 0 8, 6 3 5 号に記述されるモジュールなど、R F 送信機および / または受信機を有する無線周波数テレメトリモジュールによって通信してもよい。たとえば、外部電子機器は、医療ブルートゥース（登録商標）通信チャンネルを使用して臨床モニタと（チャンネル 3 1 2 を介して）通信してもよい。埋込み電子機器は、医療インプラント通信サービス（MICS）を使用して外部電子機器と（チャンネル 3 1 4 を介して）および臨

10

20

30

40

50

床モニタと（チャンネル 3 1 6 を介して）通信してもよい。

【 0 0 5 1 】

モジュールなどの外部モジュール 1 1 0 の 1 つの構成が図 4 および図 5 A ~ 図 5 C に示される。図 4 は、外部モジュール 1 1 0 の分解立体図を例示する。外部モジュール 1 1 0 は、携行システムまたはハウジング 4 0 5 内に完全に配置される外部電子機器 1 2 0 および一次コイル（外部コイル 1 3 0）の各々を含む。外部モジュールの効率は、共通ハウジング内に電力電子機器および一次コイルを一体化することによって改善される。別々に収容される一次コイルおよび駆動電子機器を有する T E T システムにおいて、コイルと駆動電子機器との間の距離（しばしば 1 メートル）は、ケーブル損失およびシステムの全体的な脆弱性という結果になることがある。駆動電子機器および一次コイルを同じ位置に設けることは、そのようなケーブル損失を排除し、高い Q およびより高い効率が達成されることを可能にする。

10

【 0 0 5 2 】

図 4 の例において、ハウジング 4 0 5 は、プラスチックなどの耐久非導電材料で作られる。ハウジングは、モジュール 1 1 0 が使用中であるときに患者 1 0 4 から反対側に面する「外向き」キャップ 4 0 7 および患者 1 0 4 に向かって面する「内向き」ベース 4 0 6 の各々を含む。キャップ 4 0 7 およびベース 4 0 6 は、たとえば圧入、回転溶接、超音波溶接、接着剤などのような任意の適切な締結様式によって互いに締結してもよい。熱絶縁層 4 0 9 がハウジング 4 0 5 のベース 4 0 6 に一体化されるか、またはハウジング 4 0 5 の内向き側の表面に追加の層として追加されて、患者の皮膚毛穴のための通気性の表面を提供し、かつ一次コイルと患者の皮膚との間に追加の熱バリアを提供する。図 4 の例において、モジュール 1 1 0 は円形であるが、但しモジュールは、たとえば正方形、楕円形などといった異なる形状をとってもよい。

20

【 0 0 5 3 】

外部電子機器 1 2 0 は、モジュールの「外向き」端の近くに（たとえば、キャップ 4 0 7 内に）配置され、かつモジュール 1 1 0 の一次軸 A に対して横断方向にまたは垂直に延在するプリント回路基板 4 2 0（P C B）に配置される。一次軸 A は外側方向に、すなわちベース 4 0 6 の中心からキャップ 4 0 7 の中心に延びる。一次コイル 1 3 0 はモジュールの反対側の「内向き」端の近くに（たとえば、ベース 4 0 6 内に）配置される。そのような配置は、モジュールの電子部品が T E T システム 1 0 0 の外部コイル 1 3 0 と埋込みコイル 1 4 0 との間の誘導結合に干渉しないことを確実にする。

30

【 0 0 5 4 】

P C B 4 2 0 は、モジュール 1 1 0 のハウジング 4 0 5 に嵌まる形状にされてもよい。円形のモジュール 1 1 0 の例において、P C B 4 2 0 は形状が円形または環状でもよい。図 5 A は、一次軸 A 上にある、環形状にされた P C B 4 2 0 の中心に約 2 0 m m と約 3 5 m m との間の直径を有するギャップ 4 2 5 をもつ P C B 4 2 0 の上視図を示す。電子回路部品は、外部コイル 1 3 0 に接続されて共振回路を形成する 1 つまたは複数のコンデンサ 1 3 5 および他の部品を含んでもよく、P C B 4 2 0 の表面でギャップ 4 2 5 の周囲に配置される。P C B 4 2 0 の中心のギャップ 4 2 5 は、一次コイル 1 3 0 への電子回路部品の接続を可能にまたは少なくとも単純化するが、但しギャップ 4 2 5 は円形の P C B などから省略されてもよく、一次コイル 1 3 0 は異なる経路を介して接続されてもよい。また、以下さらに詳細に記述されるように、P C B 4 2 0 は接続点 4 3 6 および 4 3 8 を含んで一次コイル 1 3 0 をその他の電子回路部品に接続することを容易にする。

40

【 0 0 5 5 】

モジュール 1 1 0 のハウジング 4 0 5 は、直径 7 0 m m 以上をもつ一次コイル 1 3 0 を含むのに十分広くてもよい。たとえば、図 4 のハウジングによって囲まれる空洞は 7 0 m m より大きい直径を有する。いくつかの例において、ハウジング内の空洞の直径は、一次コイルの外周とハウジングとの間に過剰な空間があるように選択されてもよい。たとえば空洞の直径は約 8 0 m m 以上でもよい。一般に、（すなわち、ハウジングの厚さを含む）ハウジングの外径は、約 7 5 m m、約 8 0 m m、約 8 5 m m、約 9 0 m m 以上でもよい。

50

そのため、PCB420は、PCBに配置される他の部品上にまたは下に物理的にコンデンサを重ねなければならないことなく、ハウジング405内に嵌まるのに十分広くてもよい。図5Aに図示されるように、コンデンサ135はPCB上のその他の回路と並んで配置されてもよい。次いで、図4のハウジングは、同様の設計のより小さい直径のハウジングに対してより薄く（すなわち、一次軸に沿って）されてもよい。図4の例において、ハウジング405は約10mmと約20mmとの間（たとえば、約15mm）の厚さ（一次軸Aでの）を有してもよい。

【0056】

一次コイル430は、一次軸Aの周囲に平面螺旋パターンに巻かれる単一の連続導線（たとえば、リッツ線）から構成される実質的に平面コイルである。本明細書において使用されるように、用語「螺旋」は、一次軸から始まり、軸の周囲に巻きつく曲線の他にも、軸から径方向に離れた位置から始まって軸の周囲に巻きつき、それによってコイルの中心にギャップまたは開口を残す曲線も両方とも含むと理解されるべきである。コイル130は5および15巻の間あたりに巻かれてもよい。所与の値範囲に基づいて、かつ空芯インダクタを計算するための式 $L = (d^2 * n^2) / (18 * d + 40 * l)$ （式中、dはコイル直径であり、lはコイル長さであり、nはコイルの巻数である）に基づいて、コイル130は15μHと25μHとの間あたりのインダクタンスを有してもよい。

【0057】

図5Cは、一次コイル130の上視図を示す。一次コイルの導線は内端432および外端434を有する。図5Cの例において、線端432および434の各々は、一次軸Aから径方向に延びる共通の放射軸Bに実質的に配置される。図4に図示されるように、線端432および434の各々はコイル430の面から上方にかつ離れて、かつPCB420の方へ曲がってもよい。各線端は、PCB420上のそれぞれの接続点436および438にはんだ付けまたはその他接続されてもよい。

【0058】

一次コイル130によって生成される磁界からPCB420の電子機器をシールドするために、モジュール110は、PCB420と一次コイル130との間に配置されるシールド450を含む。シールド450は、各々一次軸Aに中心が置かれ、かつそれに対して横断方向に延在する第1の環状ディスク453および第2の環状ディスク455と、一次軸Aのまわりに回転面を有する壁を画定し、かつそれぞれ第2の環状ディスク455の内縁および外縁から外側方向に一次軸Aに平行に延在する一对の同心リング457および458とを含む。第2の環状ディスク455とリング457および458とは、接着によってなど、互いに取り付けられてもよく、それによってPCB420の周囲にカップ状のシールドを形成し、内外リング457および458の間に空間を形成する。

【0059】

リング457および458は、PCB420の電子機器（コンデンサを含む）がカップ状のシールドによって形成される半トロイダル空洞内に完全に配置されるように、電子機器の高さ以上の長さにならなくて一次軸Aに沿って延在してもよい。

【0060】

ディスク453および455もリング457および458も両方とも、約0.3×10⁶未満の電気伝導率および約2000と約12000との間の比透磁率を有する強磁性またはフェリ磁性材料（たとえば、フェライト）で構成される。第1のディスク453は約0.3mmと約2mmとの間の厚さ（一次軸A方向に）を有する剛体板でもよく、第2のディスク455およびリング457/458は、各々約0.5mmと約5mmとの間の厚さ（放射軸B方向に）を有する柔軟な箔で作られてもよい。他の例示モジュール（たとえば、ギャップのない円形のPCBを有するモジュール）は、中心に穴のない円形のシールド、およびディスクの外縁から延在する単一のリングを含んでもよい。そのような例において、PCB420の電子機器（コンデンサを含む）は、シールド450によって形成される一定形状にされた空洞内に完全に配置されてもよい。さらなる例は、強磁性またはフェリ磁性材料の単一片から作られ、かつモジュール110が円形のまたは環状のPC

10

20

30

40

50

Bを含むかどうかに応答して、それぞれ一定のまたは半トロイダル形状に成形されるシールドを含んでもよい。

【0061】

シールド450は、一次軸Aに沿ってPCB420と外部コイル130との間に配置される。シールド450の第1のディスク453は、一次コイルから発せられる磁界を患者内に埋め込まれる二次コイル140に向かって向け直すか、または焦束させる。この集束はTETシステム100の結合係数を増加させ、かつさらにPCB420の電子機器を望ましくない誘導結合から保護する。内外リング457および458はさらなる保護を提供し、環状のPCB420(を通過しての代わりに)周囲に磁界を効果的に誘導する。

【0062】

第1のディスク453は複数の区分または部分で構成されてもよい。図5Bは、4分の1区分502~508を有するディスク453の上視図を例示するが、但し他のディスクは異なる数の区分(たとえば、2つ~8つの区分)を有してもよい。各区分は約20mmと約40mmとの間の半径を有する。ギャップ512~518が、相互に隣接する区分の縁間に存在する。ギャップ512~518は、組立ての間にディスクを切ることによって形成されてもよく、ディスク453の中心の一次軸Aから実質的に径方向に延びてもよい。ギャップは0mmから0.5mmの範囲である。図5Bの例において、各区分は厚さ(すなわち、一次軸Aに沿って)約1mmである。上記方式でディスク453を区分することが、TETシステムの効率を改善する。ディスク453の中心には、内部穴525がある。図5Bの例において、内部穴525は正方形であるが、これはそのような形状が、一次コイル130と二次コイル140とを結合するための最適な散乱界特性を達成すると考えられるからである。内部穴525の大きさは約20mmから約40mmの範囲でもよく、いくつかの例において、異なる形状にされてもよい(たとえば、円形、矩形、三角形など)。

【0063】

リング457および458の各々は、一次コイル130の導線端432および434をPCB420のそれぞれの接続点436および438に接続するために、リングを貫く一次コイル線の通過を可能にするように小さいスリット(図示せず)を含んでもよい。一次コイル130の内周の内線端432は内接続点436まで内リング457のスリットを通過してもよく、一次コイル130の外周の外線端434は外接点438まで外リング458のスリットを通過してもよい。スリットは、線端がPCB420の実質的に同じ領域でPCB420に接続するように、互いに径方向に整列されてもよい。代替例において、リング457および458はスリットを含まなくてもよく、各線端432および434は、PCB420の接続点436および438に接続するためにそれぞれのリングをこえてかつその周囲に曲がってもよい。

【0064】

図4にはスペーサ440も図示され、第1のディスク453と第2のディスク455との間に配置される。スペーサ440は、第1のディスク453の伝導率による起こりうる短絡を防止するためにPCB420とディスク453との間に十分な距離を提供する。スペーサは、プラスチックなどの非導電、非磁性材料から好ましくは作られ、約1ミリメートルと約10ミリメートルとの間(たとえば、厚さ約6ミリメートル)、好ましくは厚さ約1ミリメートルと約5ミリメートルとの間(たとえば、厚さ約2ミリメートル)の厚さを有してもよい。図4の例示モジュールは4つのスペーサを示し、各スペーサは第1のディスク453のそれぞれの区分502~508上に変位される。他の例はより多くのまたはより少ないスペーサ(たとえば、1つのスペーサ、2つのスペーサ、8つのスペーサなど)を含んでもよい。

【0065】

図4にはキャップ407の外向き側に、複数の発光ダイオード(LED)481~486を含む視覚インジケータ480も図示される。後述されるように、LED481~486は、埋込み二次コイル140に対する外部一次コイル130の位置を示すように、かつ

10

20

30

40

50

外部一次コイル 130 が埋込みコイル 140 とよりよく整列するために移動されなければならない方向および / または距離をさらに示すように構成される。図 4 の例示モジュールは 6 つの LED の並びを示すが、しかし他の例は当該技術において既知の他の表示技術を使用しても、またより多くのまたはより少ないライト（たとえば、5 つの LED、8 つの LED など）も含んでもよく、ライトは他の構成（たとえば、格子、円形など）に配置されてもよい。図 6 A は、図 4 および図 5 A ~ 図 5 C に示されるモジュール 110 と比較される代替構成を有する外部モジュール 610 の構成を図示する。図 4 におけるように、図 6 A は、代替外部モジュール 610 の分解立体図を例示し、ベース 606 およびキャップ 607 を有するハウジング 605 内に完全に配置される PCB 620 上の外部電子機器および外部一次コイル 130 を図示する。代替モジュール 610 のハウジング 605 はハウジング 405 と同じ材料で作られてもよいが、しかし異なる寸法を有してもよい。詳細には、キャップ 607 の側壁はベース 606 の側壁に重なるように構成され、それによってモジュール 610 の全厚を（すなわち、一次軸 A の方向に）低減させる。キャップ 607 の側壁がまた、スリット 608 を含み、ベース 606 の側壁に組み込まれるポート 609 がベース 606 の側壁に重なる側壁キャップ 607 と干渉するのを防止する。追加的に、キャップ 607 の上部は丸くされ、モジュール 610 にドーム形状を与える。キャップは、モジュール 610 の厚さが、モジュールの中心で約 20 mm からモジュールの外周で（すなわち、キャップ / ベースの側壁で）約 10 mm にわたるよう丸くされてもよい。

10

【0066】

代替モジュール 610 において、一次コイル 130 および PCB 620 を分離するシールド 650 は、異なる高さ（すなわち、軸 A の方向に）を有する内リング 657 および外リング 658 を含む。外リング 658 は、ハウジングのドーム状のキャップ下に嵌合するのに十分低い、しかし PCB 620 の回路に一次コイル 130 の磁界からの十分な保護を提供するのに十分高い。図 6 A の例において、内リングは高さ約 7 mm であり、外リングは高さ約 4 mm である。

20

【0067】

内外リングの各々は、一次コイル 130 の線端 632 および 634 と径方向に位置合わせされるスリット 662 および 664 を含んでもよい。線端 632 および 634 は、一次コイル 130 を PCB 620 の接続点に接続するために、（図 4 の外部モジュール 110 におけるように、それぞれのリング 657 および 658 をこえてかつその周囲に延在する線端 632 / 634 と比較して）、シールド 650 の内外リングのそれぞれのスリット 662 および 664 を通って延在するように構成されてもよい。スリット 662 および 664 の各々は、一次コイルの線端の厚さにおよそ等しい幅（たとえば、約 2 mm）を有してもよく、それぞれのリングの全高に延びてもよい。

30

【0068】

ハウジング 605 の内径は、一次コイル 130 の直径におよそ等しいか、またはそれよりほんの僅かに大きくてもよい（たとえば、約 70 mm、またはそれより僅かに大きい）。この点で、ベース 606 の側壁も、外線端 634 と径方向に位置合わせされるスリット 666 を含んでもよい。追加的に、シールド 650 の第 1 のディスク 653 は、これも外線端 634 と径方向に位置合わせされるノッチ 668 を含んでもよい。一次コイル 130 から PCB 620 に一次軸 A に沿って延在する線端 634 の一部は、スリット 666 およびノッチ 668 の各々の空間を占有してもよい。

40

【0069】

図 6 A の例において、モジュール 610 は、第 2 のディスク 655 と PCB 620 との間に配置される単一組のスペーサ 640 を含む。代替的に、図 6 B に図示されるように、モジュール 610 は、第 1 のディスク 653 と第 2 のディスク 655 との間に配置される第 2 の組のスペーサ 642 を含むように構成されてもよい。第 1 のスペーサ 640 と第 2 のスペーサ 642 の両組は、ディスク 653 の伝導率による起こりうる短絡を防止するために PCB 620 と第 1 のディスク 653 との間に十分な距離を提供する。

【0070】

50

外部モジュール 610 は、キャップ 607 の表面に視覚インジケータ 680 も含む。LED の代わりに、外部モジュール 610 は、ユーザにモジュール 610 またはシステム 100 に関する情報を表示することができる円形ディスプレイを含む。ディスプレイは、ユーザが埋込み電子機器 150 と外部モジュール 610 を位置合わせまたは再位置合わせさせるのを援助することがさらにできてよい。たとえば、ディスプレイは、外部モジュール 610 と埋込み電子機器 150 との間の位置合わせずれの程度他に、位置合わせずれの方向または再位置合わせのための方向を示してもよい。他の例において、外部モジュールは、円形ディスプレイと LED との両方を含んでもよい。

【0071】

ここで TET システム 100 の埋込み部品に移ると、図 7A は、患者外に装着される部品の例示配置の概略図を例示し、図 7B は、患者 140 内に埋め込まれる部品の例示配置の概略図を例示する。

【0072】

図 7A に図示されるように、外部モジュール 110 および一次コイル 130 の各々は別々のハウジングに配置されてもよい。外部モジュール 110 は患者の腰部の周辺に（たとえば、患者のベルトに装着させて、患者の衣類のポケットに）設けられてもよく、一次コイル 130 は患者の胸部に設けられ、図 7A に図示される三角巾 705 など、患者によって着用される衣服によって適所に緊締されてもよい。外部モジュール 110 および一次コイル 130 は電線によって互いにさらに接続される。図 7A には臨床モニタ 160 も図示され、患者の手首に着用されてもよい。他の例において、臨床モニタ 160 は、外部モジュールに、または患者のスマートフォンに、または必ずしも患者にではなくなど、他の場所に設けられてもよい。

【0073】

図 7A の例において、外部バッテリーおよび外部電子機器は同じ外部モジュールハウジングに配置される。他の例において、外部バッテリーは別々のハウジングに配置され（たとえば、患者の外に別々に装着され）、外部モジュール 110 に配線されてもよい。

【0074】

図 7B に図示されるように、埋込みコイル 140、埋込み医療装置 102 および埋込み電子機器 150 の各々は、患者の解剖学的構造に適合するために、別々のハウジングに配置され、かつ患者の体にわたって分散されてもよい。たとえば、図 7B の例において、埋込みコイル 140 は患者の胸部に装着される。しかしながら、他の例において、埋込みコイル 140 は患者の肋骨、背部または腹部に装着されてもよい。

【0075】

埋込みコイル 140 および医療装置 102 の各々は、別々の電力ケーブルを介して埋込み電子機器 150 に電氣的に接続される。図 7B の例において、埋込みバッテリーは埋込み電子機器 150 のハウジングに含まれる。しかしながら、他の例において、埋込みバッテリーは別々に収容されてもよく、追加の電線が埋込み電子機器 150 を埋込みバッテリーに接続してもよい。

【0076】

上述されたように、二次コイル 140 は一次コイル 130 に誘導的に結合可能である。患者内での二次コイル 140 の位置決めは、二次コイル 140 に近接して外部モジュール 110（または 610）を装着することを患者にとって容易にするような方式で行われてもよい。たとえば、二次コイル 140 は患者の皮膚の近くに位置決めされてもよい。その上、二次コイル 140 は、患者の体の比較的平坦な部分の近くに位置決めされて、外部モジュールを装着することをより容易にしてもよい。図 7B の例において、二次コイル 140 は患者の胸部の正面の近くに位置決めされ、その結果患者の胸部に外部モジュールを装着することが容易であり、かつ外部モジュールを二次コイル 140 に隣接させる。埋込みコイル 140 が患者の肋骨、背部または腹部に装着される例において、コイル 140 は同じく患者の皮膚の近くに設けられてもよく、そうすると外部モジュールは隣接して装着されてもよい。特に、上記例のいずれかにおいて、図 6A および図 6B における外部モジ

10

20

30

40

50

ュールのドーム形状のハウジングは、ユーザの胸部、背部または胃に位置付けられつつも、ユーザにとって比較的快適であろう。

【0077】

図8は、二次コイル140を含む埋込みコイルモジュール800の分解立体図を例示する。二次コイル140は生体適合性材料を使用して作られてもよく、さらに、または代替的に、生体適合性被覆（たとえば、チタン合金、シリコン、コラーゲンなど）の1つまたは複数の層を含んでもよい。

【0078】

図7Bに図示されるように、二次コイル140は、嵌まり合うキャップ810およびベース820を有するモジュール800のハウジング805内に配置される。キャップ810およびベース820を嵌め合わせることは、外部モジュール110/610に関連して上述されたものなど、当該技術において既知の任意の適切な方式で達成されてもよく、外部モジュール110/610のキャップ407/607およびベース406/606を嵌めることと同じでもまたは異なってもよい。ハウジング805は、モジュール800または周辺組織を過熱することを回避するのに適切な散逸率をもつ生体適合性材料で作られてもよい。好ましくは、ハウジングは、一次コイル130と二次コイル140との間の誘導充電から生成される熱に起因して約2度(°C)を超えては上昇しない。

【0079】

1つまたは複数のコンデンサ845（たとえば、全体的に高圧バルクコンデンサとして作用する）を保持する回路基板840、シールド830、および二次線コイル140の各々は、ハウジング805内に完全に配置され、かつモジュール800の二次軸Cに対して横断方向にまたは垂直に延在する。二次軸Cは内側方向に、すなわちベース810の中心からキャップ820の中心に延びる。二次コイル140は好ましくは、患者の皮膚のより近くに（したがって外部モジュール110/610のより近くに）埋め込まれるように適合されているハウジング805のベース820に近接して配置され、コンデンサ845をもつ基板840は好ましくは、患者の皮膚からより遠いハウジング805のキャップ810に近接して配置される。付加的に、ハウジング805のキャップ810および/またはベース820は、1つまたは複数の視覚的に知覚可能なしるしを含み、ハウジング805のどちらの側が前向きである（すなわち、二次コイル140がその側に配置されている）かを、かつハウジング805のどちらの側が後向きである（すなわち、前向き側の反対）を示す、または区別してもよい。しるしは、二次コイルモジュール800のその適切な向きでの埋込みを補助して外部コイル130と二次コイル140との間の結合係数を最大化する。

【0080】

コンデンサ845は、より大きい、より統合された領域にわたって熱損失を分布させるために、回路基板840の周囲で均一に分布される。図9Aおよび図9Bは、回路基板およびコンデンサの代替配置を例示する。図9Aにおいて、コンデンサ845は、中心に開口920を有するリング形状にされた回路基板840の外周910で位置決めされる。コンデンサの各々はピン（たとえば、912、914）を介してリングに電氣的に接続される。図9Bにおいて、コンデンサ845は、中実の（中心に開口がない）回路基板840に円形パターンに位置決めされる。両配置は、熱損失がコンデンサの均一分布のために均一に分布されることを可能にする。

【0081】

シールド830は基板840と二次コイル140との間に配置される。外部モジュール110のシールド450/650のように、シールド830は、誘導結合から基板840をシールドするための他にも、一次コイル130で生成される磁界の焦束を改善するためにも共に有益であり、それによって一次コイル130と二次コイル140との間の結合係数を増加させる。

【0082】

図8の例において、埋込みコイル140は、二次軸Cの周囲に螺旋パターンに巻かれる

10

20

30

40

50

単一の連続導線（たとえば、リッツ線）から構成される実質的に平面コイルである。コイル140は5巻および15巻の間あたりに巻かれてもよく、かつ一次コイル130の直径、たとえば約70mm以上に実質的に等しい直径を有してもよい。導線は、内線端842および外線端844の各々でコンデンサ845に電氣的に接続されてもよい。線端842および844をコンデンサ845に接続するために、端は、コイル840の面（二次軸Cに対して横断方向である）から上方にかつ離れて、かつ基板840の方へ略軸方向に曲げられてもよい。線端842および844とコンデンサ845との間の電氣的接続は、コンデンサ845を保持する基板840上のそれぞれの接続点846および848に各線端をはんだ付けすることによって確立されてもよい。図8に図示されるように、線端842および844ならびに接続点846および848の各々は、二次軸Cから径方向に延びる共通の軸Dに実質的に配置されてもよい。

10

【0083】

基板840は、直径が約30mmと約70mmとの間（たとえば、17.5mm）の円形の内穴、および約1mmの厚さ（二次軸C方向に）を有して環形状にされてもよい。上述されたように、基板840は、二次コイル140に接続され、かつ約50nFと約150nFとの間の静電容量を有する1つまたは複数のコンデンサ845を含んでもよい。共に、二次コイル140およびコンデンサ845は共振回路を形成する。共振回路は、ハウジング805内に配置される一对の負荷端子（接続点946および948でもよい）を有する。いくつかの例において、基板は、たとえばコンデンサの選択的な接続を通して共振回路の共振周波数を調節するための追加の回路を任意選択的に含んでもよく、また埋込みコイルモジュール800の温度を監視するための1つまたは複数の温度センサを任意選択的に含んでもよい。図8の基板840は9つのコンデンサをリング状に保持して図示されるが、しかし同様な形状および大きさのものなど、他の例示基板はより多くの（たとえば、10の）またはより少ない（たとえば、2つまたは3つの）コンデンサに適合してもよく、コンデンサは異なって配置されてもよい（たとえば、格子状に）。

20

【0084】

付加的に図8には、ハウジング805のキャップ810およびベース820の両方に組み込まれるポート815が図示される。ポートは、ケーブルまたは線がハウジング805内に配置される部品を埋込み電子機器150に電氣的に接続するように、1つまたは複数の電力ケーブルまたは線（図示せず）が通過することを可能にするように適合される。たとえば、導体を有するケーブルが、ハウジング805に配置される負荷端子を埋込み電子機器150に電氣的に接続するためにポート815を通過してもよい。コンデンサ845をケーブルの埋込みコイル140側に（すなわち、埋込みコイルモジュール800に）含めて共振を改善し、かつ埋込みコイル140および負荷端子からの距離を減少させることが好ましい。これは次いでケーブルにわたる任意の電力損失を最小化する。図7Bに戻ると、埋込み電子機器150は埋込みコイル140に電氣的に接続されるが、しかしそれとは別々に収容される。埋込み電子機器150は、電圧整流器基板および制御基板などの2つ以上の回路基板間で分割されてもよい。電圧整流器基板は、図1および図2に関連して上述された、埋込みコイルで生成されるAC電力をDC電力に整流する電圧整流器回路156を含むものとする。電圧整流器基板はまた、埋込み医療装置102に供給される電圧を必要とされるレベルに調節する、上述された電圧レギュレータ回路158の他に、埋込みバッテリー155および埋込みコイル140から埋込み医療装置102に電力を提供することの間で切り替わるための埋込み電源選択回路159を含むものとする。

30

40

【0085】

制御基板は、埋込み医療装置102を駆動することに対して責任を負う、1つまたは複数のMOSFET（たとえば、MOSFETインバータを含む）などの回路の他に、埋込み電源選択回路159の電源選択を命令することに対して責任を負う制御回路152を含むものとする。制御回路152は、埋込みコイル140の適切な動作パラメータ（たとえば、共振周波数）を、および埋込みコイル140からの、埋込みバッテリー155からの、または両方のエネルギーを使用して埋込み医療装置102に給電するべきかを決定しても

50

よい。制御基板はTETシステム100についての様々なデータを付加的に収集および通信してもよい。たとえば、制御基板は、電源選択回路159の温度に関する情報を受信、解釈、記憶および/または中継するように構成されてもよい。さらなる例として、埋込み医療装置102が、図7BのVADなどの埋込みポンプである場合、制御基板は、ポンプでの逆EMFを示す電圧およびポンプのステータでの電流など、ポンプでセンサ165から送信される情報を処理するように構成されてもよい。そのような情報の記憶は制御基板に含まれるメモリになされてもよく、情報は上述されたRFテレメトリ回路154を使用して、外部電子機器120および臨床モニタ160など、TETシステム100の他の部品に通信されてもよい。

【0086】

10

代替実施形態において、電圧整流器基板および制御基板は別々に収容されてもよい。そのような例において、埋込みコイルモジュール800(図8に関連して上述された)のハウジング805から延在するケーブルは、整流器ハウジングの入力端子に電氣的に接続し、そこから整流器回路156の入力端子に接続する。そのため、整流器回路は、コンデンサ845から通る負荷電流のみが整流器回路156へのケーブルの導体に沿って埋込み医療装置102へと通過するように、埋込みコイル140と埋込み医療装置102との間に電氣的に接続される。他の例において、電圧整流器基板および制御基板は、埋込みコイル140のハウジング805から延在するケーブルが共通のハウジングの入力端子に電氣的に接続して、共に収容されてもよい。

【0087】

20

埋込みバッテリー155は、チタンまたは医療グレードプラスチックケーシング内に収容されるセルリチウムイオンセル/バッテリーでもよい。VADに給電する場合、バッテリーは約12ボルトと約16.8ボルトとの間の充電を蓄積するように構成されてもよい。上記されたように、埋込みバッテリーは、埋込み制御回路152による判定に基づいて応答して埋込み医療装置102に給電するために、埋込み医療装置102に接続される。埋込みバッテリー155は、埋込み医療装置102で必要とされる電力を上回る埋込みコイル140で生成される電力を一時的に蓄積するために、埋込み回路150の電圧整流器基板を通して埋込みコイル140にも電氣的に接続されてもよい。その余剰電力は、埋込み医療装置102を動作させる際に後に使用するために埋込みバッテリー155を充電するために使用されてもよい。

30

【0088】

図7Bの例示配置に対する別の代替実施形態において、埋込みコイルは、埋込み医療装置に装着されるハウジングに配置されてもよい。たとえば、図10は、埋込み医療装置102(この例では、患者の心機能を補助するための補助人工心臓、すなわちVADである)の平坦端1002に装着される埋込みコイルハウジングおよび埋込み電子機器1005を有するVAD102の斜視図を例示する。VAD102の平坦端1002は好ましくは、心臓から離れてかつ患者の胸部に向かって面して位置決めされ、その結果埋込みコイルは患者の皮膚の近くに位置決めされる。さらに、埋込みコイルハウジングおよび埋込み電子機器1005は好ましくは、そこに配置される埋込みコイル140が患者の胸部に向かって面して、その結果コイルシールドが埋込みコイルとVAD102との間に位置決めされるように装着される。これは埋込みコイル140が患者の胸部に装着される外部モジュール110に近接して位置決めされることを可能にし、外部コイルと埋込みコイルとの間の結合を最大化する一方で、さらに電磁TET界からVADの磁気部品および導電面をシールドする。図9の代替配置は、VADにヒートシンクを提供するためにも有利である。この配置は、VADおよびTETシステムの埋込みが大幅により単純にされ、追加の装置ポケットもなく、かつ埋込みコイルハウジングおよび埋込み電子機器とVADとの間のケーブルもないという点でさらに有利である。

40

【0089】

全体的に上述されたTETシステムは、システムの動作のいくつかの態様をさらに改善する追加の特徴を含んでもよい。1つのそのような特徴は、動作のための通常、始動、一

50

時停止およびセーフモードルーチンの他に、どのモードで動作するべきかを決定するための試験ルーチンの実装である。試験ルーチンは、TETシステム100が異なる電流量を使用して外部コイル130を駆動するために備える。通常モード動作下で、TETシステム100の外部部品が埋込み部品と適切な通信状態にあるときに、駆動回路128は電力レベル交流電位（たとえば、最大電流量）を印加して外部コイル130を駆動する。上述されたように、通常作動下で、TETシステムは少なくとも5ワット、少なくとも10ワット、少なくとも15ワットまたは少なくとも20ワットの常時電力を生成してもよい。この電力は、埋込み医療装置の電力需要、RFテレメトリ要求、主およびバックアップ電子システム所要量のすべてを作動させるために、かつさらに給電して埋込みバッテリーを再充電するために使用されてもよい。しかしながら、ワイヤレスエネルギー伝送コイルまたはRFテレメトリコイルなどの外部部品の1つまたは複数、または複数の対応する埋込み部品と適切に結合されていないと、より少ない電流が印加されて外部コイル130を駆動することになる。電流の減少量は、適切に結合されていない1つまたは複数の特定の部品に基づいてもよい。

10

20

30

40

50

【0090】

始動ルーチンは、始動モードおよび通常モードの一方でTETシステム100を動作させることの間で決定してもよく、かつ外部制御回路122によって制御されてもよい。始動ルーチンにおいて、TETシステム100は、外部コイル130と埋込みコイル140との間の結合度を試験するために、試験レベル交流電位を印加して外部コイル130を駆動することによって始動モードを開始してもよい。試験レベル交流電位は、埋込み装置を作動させるのに十分な電力ではなく、埋込みシステムまたはコイルを検知するのに十分な電力を生成する。たとえば、試験レベル交流電位は約250mW以下を生成してもよい。外部制御回路122のセンサ115は、外部コイル130と埋込みコイル140との間の誘導結合度を検出するように動作する結合検出回路を含んでもよい。この検出は、少なくとも部分的に電流モニタを使用して外部コイル130の電流フローを測定して行われてもよい。検出した結合に関する情報が次いで、結合検出回路から外部制御回路122に提供されてもよい。外部制御回路122は次いで、始動モードにとどまるべきかまたは通常モードに遷移するべきかを、提供された結合情報に基づいて決定してもよい。

【0091】

外部制御回路122が通常モードにあり、かつ外部コイル130および埋込みコイル140が適切に結合されているというインジケーションを受信（またはその他そのように判定）しなければ、外部制御回路122は駆動回路128に、電力レベル交流電位を印加して外部コイル130を駆動することを中止するように命令してもよく、さらに始動モードに遷移し、かつ外部コイル130に試験レベル交流電位を印加してもよい。試験レベル交流電位は、外部コイル130および埋込みコイル140が適切にまたは十分に結合されているかどうかを決定するために断続的に印加されてもよい。試験レベル交流電位は、外部コイル130と埋込みコイル140との間の誘導結合の欠如にもかかわらず患者を傷つける（患者の皮膚または組織を過熱することなど）のに十分強い電磁界を生成することなく誘導結合の存在を決定するのに十分な電流を提供してもよい。付加的に、試験レベル交流電位は電力の望ましくない消費を回避する一方で、外部制御回路122がコイル130と140との間の結合を監視および評価し続けることを依然可能にする。

【0092】

一時停止ルーチンにおいて、送信されるワイヤレス電力は、測定される電流または測定される温度の一方に基づいて一時的に停止されてもよい（たとえば、電力信号のパルス幅が0まで低下される）。過剰な電流が一次コイル130で検知される場合、一時停止ルーチンは、外部モジュールが過剰な電流によって損傷を受けるのを防止してもよい。過剰な熱が外部モジュールにおいて検知される場合、一時停止ルーチンは、外部モジュールの回路120が過熱するのを防止してもよい。

【0093】

測定された電流の場合、外部制御回路122は、一次コイル130で測定される電流量

と最大電流レベル（たとえば、6 A、10 A、16 A）などの閾電流値との間の比較に基づいて一次コイルで電流を生成することを一時的に停止するようにプログラムされてもよい。いくつかの例において、測定された電流は閾電流値および閾期間（たとえば、250 ms）の組合せと比較されてもよく、一時停止を起動させるには、測定された電流が閾期間の間閾値電流レベルを超えなければならない。なお他の例において、各心拍に対する測定された電流の移動平均（たとえば、閾期間にわたって平均される）が保持され、かつ最大電流レベルと比較されてもよい。閾電流値（いくつかの場合、閾期間）が満たされる、または越えられれば、外部制御回路122は、予め設定された時間（たとえば、5秒）の経過などの別の条件が満たされるまで電力送信を止めてもよい。本時間の後、制御回路は、埋込み装置102に電力を提供し続けるために、外部モジュールを再起動してもよい。

10

【0094】

測定された温度の場合、外部制御回路122は、測定された温度と閾温度値との間の比較に基づいて一次コイル130で電流を生成することを一時的に停止するようにプログラムされてもよい。測定された温度は、制御回路のマイクロコントローラ内に設けられる温度センサか、または外部モジュールのプリント回路基板420（または620）に位置付けられる温度センサかによって測定されてもよい。閾温度値が満たされる、または越えられれば、外部制御回路122は、測定された温度が閾冷却レベルに低下するなどの別の条件が満たされるまで電力送信を止めてもよい。各温度センサはそれぞれの閾温度値およびそれぞれの閾冷却レベルと関連づけられてもよい。たとえば、制御回路122のマイクロコントローラ内に設けられる温度センサは約50°Cの閾温度レベルおよび約48°Cの閾冷却レベルを有してもよい一方、プリント回路基板420/620に位置付けられる温度センサは約60°Cの閾温度レベルおよび約58°Cの閾冷却レベルを有してもよい。

20

【0095】

セーフモートルーチンにおいて、送信されるワイヤレス電力のレベルは、外部電子機器124と埋込み電子機器154のRFテレメトリ回路とが互いに適切に通信しているかどうかに基づいて決定されてもよい。外部電子機器124および埋込み電子機器154が互いに適切に通信していないと判定することは、外部制御回路122が、外部RFテレメトリ回路124の受信機が埋込みRFテレメトリ回路154の送信機からRFテレメトリ信号を受信していないと判定することを必要としてもよい。代替的に、外部電子機器124および埋込み電子機器154が互いに適切に通信していないと判定することは、外部制御回路122が、外部モジュールの加速度計からのフィードバックに基づいて外部モジュールの位置の変化を検出することを必要としてもよい。そのような判定に基づいて、外部制御回路122は駆動回路128に、外部コイル130に比較的低い電力レベル交流電位を印加するように命令してもよい。換言すれば、駆動回路128は、通常動作モードと比較してセーフモードにおいては外部コイル130により少ない電流（より短いパルス幅）を印加するものである。低電力レベル交流電位は、外部コイル130を駆動して埋込み医療装置102を作動させるのに十分な電力を生成するのに十分強いものである。たとえば、VADに関して、VADの電力要求は、患者の血流要求（これはさらに臨床スタッフによってプログラムされてもよい）によって定められてもよい。そのような電力要求は約2ワットから約5ワットの範囲であることができる。

30

40

【0096】

外部制御回路は、始動モートルーチンおよびセーフモートルーチンの両方を実装するように構成されてもよい。そのような条件下で、駆動回路128は、コイルが適切に結合されていると結合検出回路が判定し、かつ外部RFテレメトリ回路124が埋込み電子機器からRFテレメトリ信号を受信していないと外部制御回路が判定する場合のみ、外部コイル130に低電力レベル交流電位を印加するように動作してもよい。

【0097】

いくつかの例示システムにおいて、外部制御回路は、外部コイルに流れている電流を監視することなく、埋込みコイルと外部コイルとが結合されているかどうか、および結合度を決定することができてもよい。たとえば、外部制御回路は、外部コイルの電圧量を示す

50

電圧検出器からの情報を受信することができ、検出された電圧に基づいてコイル間の結合を決定してもよい。代替的に、外部制御回路は、コイル間の結合効率を示す電流、電圧または他の基準を示す埋込み電子機器からのテレメトリ信号を受信することができる。外部制御回路は次いで、テレメトリ信号に基づいてコイル間の結合を決定することができる（テレメトリ信号が受信されていない例を除いて）。

【0098】

TETシステムの別の特徴は、ユーザが外部コイルと埋込みコイルとの間のエネルギー伝送の効率を最大化するためにそれらを適切に整列させるのを援助するための位置合わせプロトコルである。

【0099】

外部制御回路122は、センサ115からの受信情報に基づいて外部コイル130と埋込みコイル140との間の当面の結合度を決定してもよい。情報は入力信号の形態で受信されてもよい。1つのそのような信号は外部コイル130に接続される電圧または電流モニタによって提供されてもよく、外部コイル130での電圧量および/または電流量を示してもよい。別のそのような信号は、外部RFテレメトリ回路124によって提供されてもよく、コイル間の電力伝送（たとえば、結合係数または電流効率）を示してもよい。テレメトリ信号は、それ自体埋込みコイル140の電流を測定する埋込みセンサ165に接続されている埋込みRFテレメトリ回路154から受信されてもよい。なお別の信号が外部電子機器に含まれる加速度計によって提供されてもよく、かつ外部電子機器の移動方向を示してもよい。

【0100】

外部制御回路122は、外部コイル130と埋込みコイル140との間の結合度に関しての他に、外部コイル130が結合度を改善するために移動されるべき方向に関して患者に警告する。外部コイル130が移動されるべき方向は、コイル間の結合の変化（検知された電圧、検知された電流および/またはテレメトリ信号によって示されるような）およびそのような結合の変化の間の電子機器の移動方向に基づいて決定されてもよい。たとえば、外部コイルが患者の左に移動され、結果として外部コイルと埋込みコイルとの間の結合度が低下されれば、外部コイルは結合度を回復または増加させるために患者の右に移動されるべきであると判定されてもよい。外部制御回路122は次いで、その患者に当面の結合度および外部コイルが患者の右に移動されるべきであると警告する。さらなる例として、外部コイルを患者の左に移動する結果として結合度が増加されれば（しかし最大結合度までではない）、外部コイルはさらに患者の左に移動されて結合度をさらに増加させるべきであると判定されてもよい。外部制御回路122は次いで、その患者に当面の結合度および外部コイルが患者の左に移動されるべきであると警告する。

【0101】

そのような警告は、視覚または聴覚インジケータでなど、人間が知覚可能な信号を起動させることによってなど、視覚的に伝達されてもよい。視覚インジケータの例において、インジケータは、いくつかのライトまたはLED（たとえば、図4の外部モジュール420の外向きキャップ407上のLED481~486）を含んでもよい。たとえば、起動されるライトの数が結合度を示してもよい。任意の所与の結合度に対して起動されるライトの数は、たとえば結合度が強いほど、起動されるライトが多い（または代替的に、少ない）ように、予め設定されてもよい。外部制御回路122は、判定した再位置合わせ方向、すなわち外部コイル130が外部コイルと内部コイルとの間の位置合わせを改善するために移動されるべき方向に応答して一定のライトを起動させるようにもプログラムされてもよい。たとえば、外部コイル130が患者の右に移動されるべきであれば、最も左の（または代替的に、最も右の）ライトが起動されてもよい。

【0102】

TETシステム100のなお別の特徴は、供給される電力を調節しつつ埋込み医療装置102に安定した電圧または電流量を提供するための一組のルーチンである。埋込み医療装置102の電力消費および/または電流引き込みは時間とともに増減しやすいので、埋

10

20

30

40

50

込み電子機器 150 の出力を調節して埋込み医療装置 102 の電力消費要求に対処することがしばしば必要である。電力が埋込みコイル 140 から供給される場合、そのような調節は逡降コンバータ 252 でなされてもよい。代替的に、電力が埋込みバッテリー 155 から供給される場合、そのような調節は逡昇コンバータ 254 でなされてもよい。

【0103】

埋込み電子機器 150 が一定の電圧（たとえば、18ボルト）で動作するように構成されるので、コンバータ 252 / 254 の出力電圧に影響を及ぼすことなく埋込み電子機器の出力電力を調節することが望ましい。本明細書の 1 つのルーチンにおいて、埋込み医療装置 102 での上昇した電力需要は、実質的に定出力電圧を維持しつつ入力電圧を増加させることによって満たされる。そのようなルーチン下で、コンバータの出力電流は対応して増加される。逆に、低下した電力需要は入力電圧を低下させることによって満たされてもよく、その結果出力電流は対応して減少する。

10

【0104】

代替的に、供給される電力を調節して埋込み医療装置 102 の電力需要に対処しつつ、埋込み医療装置 102 を定電流で動作させることが望ましくてもよい。これは、逡降コンバータ 252 の入力端子の入力インピーダンスも増加させつつ、外部コイル 130 を駆動するために使用される電圧を増加させる（それによって電磁誘導のために埋込みコイル 140 で生成されるより大きい電力量という結果になる）ことによって達成されてもよい。逡降コンバータ 252 でのインピーダンスの急増は、埋込み電子機器 150 を埋込みコイル 140 に接続するケーブルにわたって反映されてもよく、それによってケーブルにわたる上昇したインピーダンスという結果になる。この上昇したインピーダンスは、上昇した電力が外部コイル 130 から埋込み医療装置 102 に供給されることを依然可能にしつつ、埋込みコイル 140 で生成される電力が増加されるときにさえ、ケーブルに沿って安定した電流を維持する。逆に、埋込み医療装置 102 に供給される電力の減少は、入力インピーダンスを低下させることによって対処されてもよい。

20

【0105】

上述の一組のルーチンは埋込み制御回路 152 によって制御されてもよい。前述されたように、制御回路はセンサ、モニタおよび他の電子機器からの入力信号を介して TET システム 100 に関する情報を受信することができる。本例において、制御回路は、埋込み医療装置 102 の入力に接続される電流モニタから受信される入力信号に基づいて埋込み医療装置 102 の当面の電力消費を決定してもよい。コンバータの出力端子での電圧、埋込み医療装置 102 での入力電圧および / または埋込み医療装置 102 で測定される電流のようなパラメータに基づいて、埋込み制御回路 152 は、逡降コンバータ 252 が設定されるべき適切な入力インピーダンスまたは入力電圧を決定してもよい。埋込み制御回路 152 は次いで、逡降コンバータ 252 をそれに応答して調節してもよい。

30

【0106】

上記開示は全体的に、埋込み VAD を有するユーザに使用するための TET システムを記述する。それでいて、本発明は、ワイヤレス電力送達の経皮段階を有する任意のシステムに同様に適用できる。そのため、本発明は、任意の人間または他の動物に埋め込まれる任意の電力消費装置（たとえば、センサ、補聴器、ペースメーカー、人工心臓、刺激器、除細動器など）を駆動するために同様に適用できる。

40

【0107】

同様の点で、上記開示は、埋込みコイル、埋込み電子機器、埋込みバッテリー、埋込みセンサおよび埋込み装置の各々を含む TET システムを全体的に記述する。それでいて、本発明の多くの態様は、上記部品の任意の部分集合組合せ（たとえば、埋込み電子機器および埋込み装置、埋込み電子機器、埋込みバッテリーおよび埋込み装置、埋込み電子機器および埋込みバッテリー、埋込み電子機器および埋込みセンサなど）に同様に適用できる。

【0108】

別の点において、上記開示は、外部電源から埋込み装置にワイヤレスで電力を提供するように設計される TET システムを全体的に記述する。それでいて、本発明の多くの態様

50

(たとえば、一時停止ルーチン、セーフモードルーチン、位置合わせプロトコル、安定した電圧または電流量を提供するためのルーチン、など)は、所有者共通の同時係属中の米国特許出願第14/151,720号に記述されるシステムなどの有線TETシステムに同様に適用でき、その開示内容を引用することにより本明細書の一部をなすものとする。

【0109】

本発明が特定の実施形態を参照しつつ記述されてきたが、これらの実施形態は単に本発明の原理および応用の例証を示すのみであることが理解されるべきである。したがって、例証的な実施形態に数多くの修正がなされてもよいこと、かつ添付の請求項によって定められるような本発明の趣旨および範囲から逸脱することなく他の配置が考案されてもよいことが理解されるべきである。

【図1】

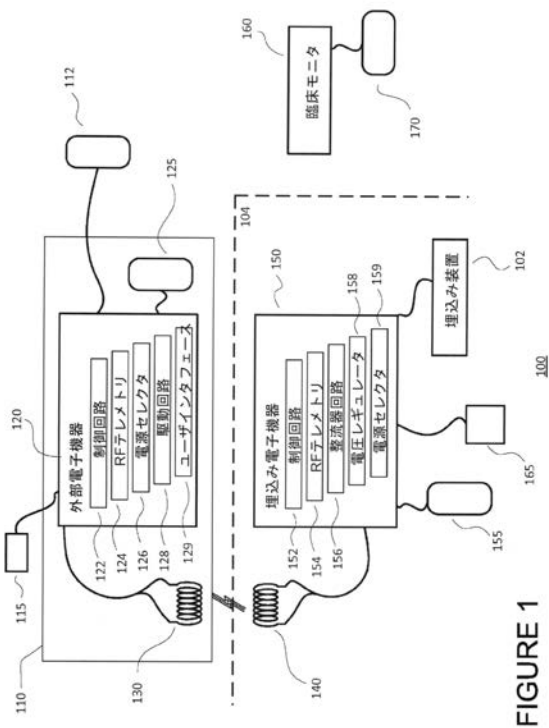


FIGURE 1

【図2】

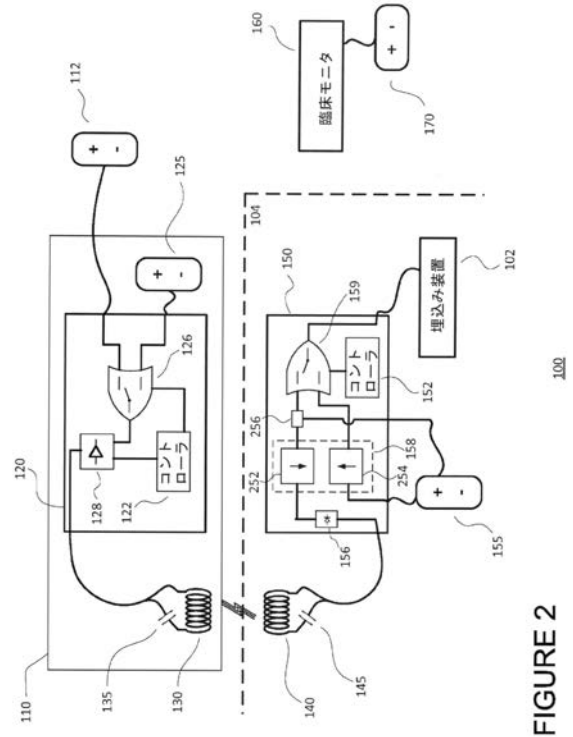


FIGURE 2

【 図 3 】

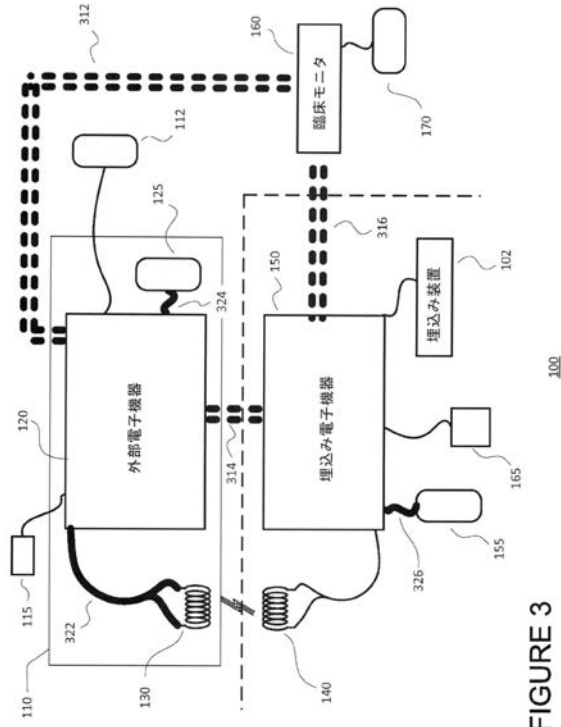


FIGURE 3

【 図 4 】

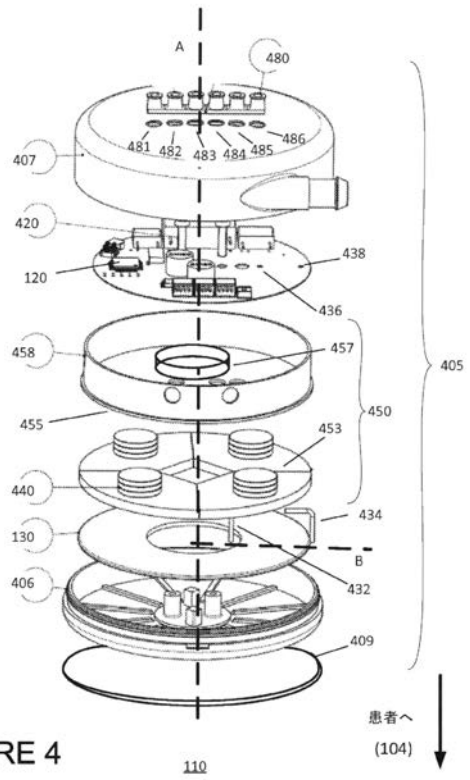


FIGURE 4

【 図 5 A - 5 C 】

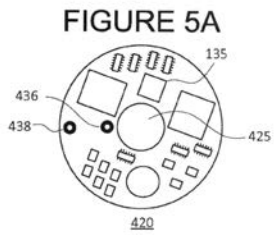


FIGURE 5A

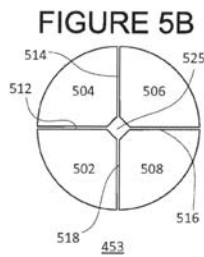


FIGURE 5B

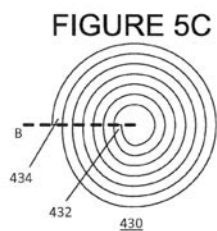


FIGURE 5C

【 図 6 A 】

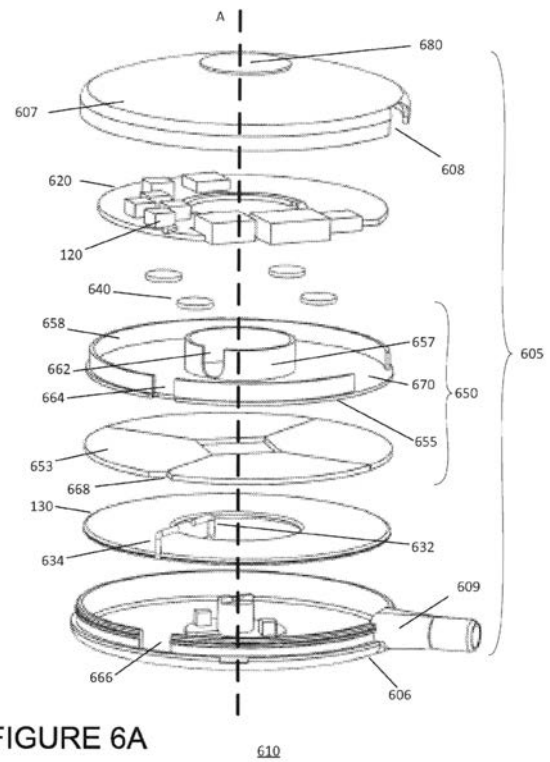


FIGURE 6A

【 図 6 B 】

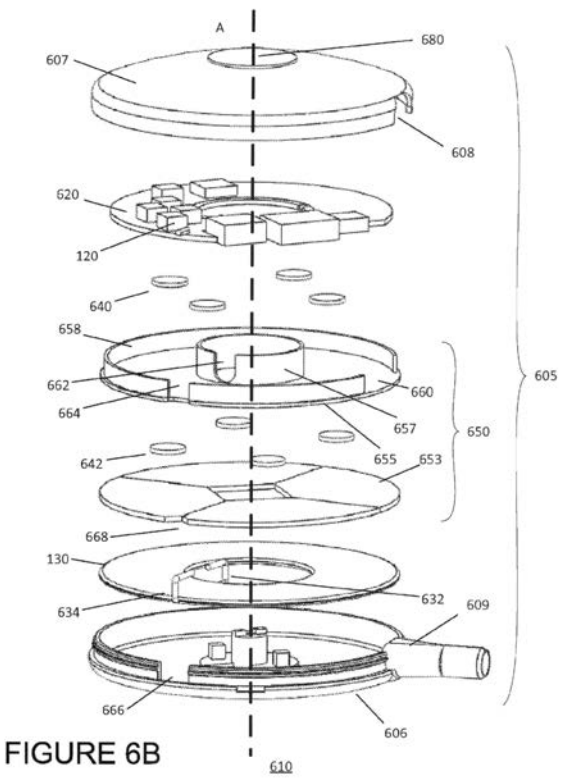


FIGURE 6B

【 図 7 A 】

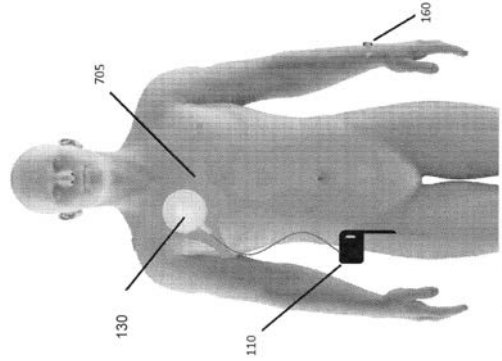


FIGURE 7A

【 図 7 B 】

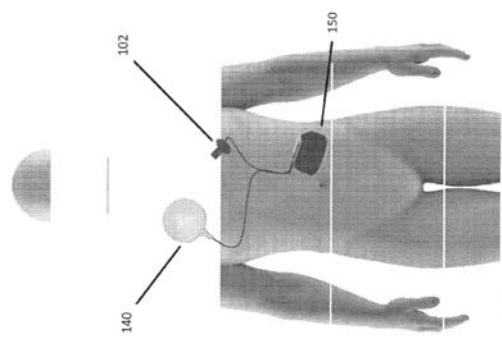


FIGURE 7B

【 図 8 】

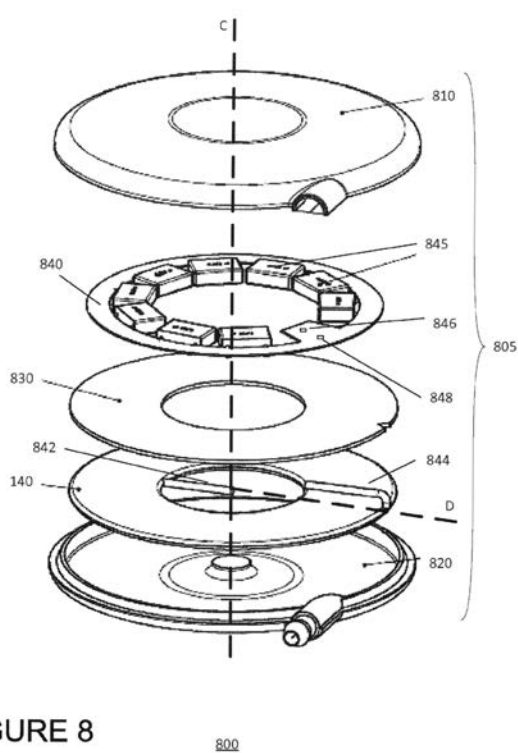


FIGURE 8

【 図 9 A . 9 B 】

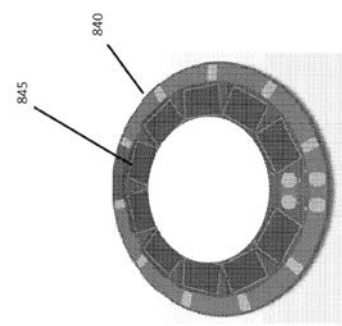


FIGURE 9B

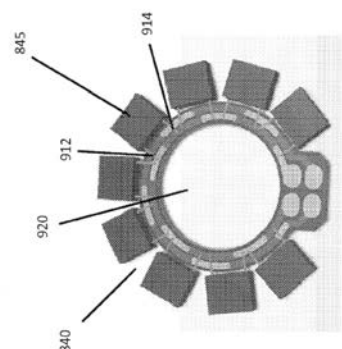


FIGURE 9A

【図 10】

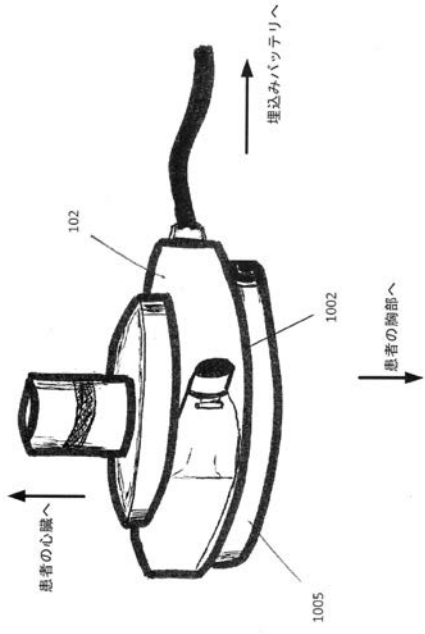


FIGURE 10

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/US2015/025748

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61M1/12 A61N1/378 H02J5/00 H02J7/02 A61M1/10 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61M A61N		
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 practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2013/109605 A1 (BOSTON SCIENT NEUROMODULATION [US]) 25 July 2013 (2013-07-25)	1-6
A	IPG 100 ; charging coil 38 ; coil 52 ; current is rectified 82 ; battery protection circuit 84 ; paragraphs [0031] - [0035] ; figures 3,6 -----	7
X	WO 2013/164831 A1 (POWERMAT TECHNOLOGIES LTD [IL] ; BEN-SHALOM AMIR [IL] ; GREENWALD OOLA []) 7 November 2013 (2013-11-07) paragraphs [0120] - [0123] -----	1-3
	-/--	
<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 application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 30 May 2016		Date of mailing of the international search report 03/06/2016
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 Van Veen, Jennifer

4

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2015/025748**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 fees, 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.:

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

International application No

PCT/US2015/025748

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	<p>US 2013/096652 A1 (OZAWA ROBERT [US] ET AL) 18 April 2013 (2013-04-18)</p> <p>coupling detector 160; paragraphs [0017], [0027], [0034] temperature sensor 103; paragraph [0036]; figure 5</p> <p>-----</p>	<p>1-3, 8-11, 15-18</p>
X	<p>US 2011/071597 A1 (AGHASSIAN DANIEL [US]) 24 March 2011 (2011-03-24)</p> <p>An improved external charger for charging the battery within or providing power to an implantable medical device is disclosed. The improved external charger includes circuitry for detecting the temperature of the external charger and for controlling charging to prevent exceeding a maximum temperature.; paragraphs [0011] - [0012], [0034] - [0036]; figures 6,6A</p> <p>-----</p>	<p>8-11, 15-18</p>
X,P	<p>WO 2014/059962 A1 (EM TEC GMBH [DE]; HUBER ELMAR [DE]) 24 April 2014 (2014-04-24)</p> <p>the whole document Wicklung (32); Leiterenden (43,44); Treiber- oder Empfangselektronik (52); "Spiralform"; paragraphs [0001], [0022] - [0023], [0062] - [0063]; claim 1; figures 1a-6a das Spulenpaar Leistungen in der Größenordnung von 5 - 50 Watt, insbesondere von 5 - 40 Watt, insbesondere von 10 - 30 Watt überträgt.; paragraphs [0049], [0052], [0068]; claims 31,35</p> <p>-----</p>	<p>12</p>
X	<p>US 2013/127253 A1 (STARK JOSEPH [US] ET AL) 23 May 2013 (2013-05-23)</p> <p>paragraphs [0035], [0036], [0052]; figures 5,6,7A-B the transmitter unit delivers power in a range of 5 Watts to 20 Watts; claim 6</p> <p>-----</p> <p style="text-align: center;">-/--</p>	<p>12,19-23</p>

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2015/025748

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	US 2012/146575 A1 (ARMSTRONG RANDOLPH K [US] ET AL) 14 June 2012 (2012-06-14) start and end 60,65; paragraph [0045]; figures 2-6A In such cases the rectifier 75 may be placed adjacent to or inside power pick-up coil 40 ...Similarly, some or all DC filter components 80, such as capacitors and inductors for a type filter, may be placed adjacent to or inside power pick-up coil 40; paragraph [0051]; claim 22; figure 8 -----	12-14, 19-21 27-31
X	US 2013/208390 A1 (SINGH VINIT [US] ET AL) 15 August 2013 (2013-08-15) paragraphs [0117], [0118]; figures 1,2C -----	12-14, 19-21
X	US 2013/310629 A1 (LAFONTAINE DANIEL M [US]) 21 November 2013 (2013-11-21) the internal coil can have a circular shape or any other known shape for a resonant coil. Regardless of the shape, in certain embodiments the self-expanding coil 32 will generally expand to substantially match the ribs (or the interior wall of any target cavity) in shape and size. The power requirements for heart assist devices is in the range 1 to 10 watt average.; paragraphs [0051] - [0053], [0080]; claims 2,17; figures 1,2,3A -----	22,23
X A	US 2003/171792 A1 (ZARINETCHI FARHAD [US] ET AL) 11 September 2003 (2003-09-11) conversion electronics incorporated within secondary coil module; paragraphs [0024] - [0028], [0040]; figures 1A,3A,3B -----	22-26 27-31
X	US 2012/119698 A1 (KARALIS ARISTEIDIS [US] ET AL) 17 May 2012 (2012-05-17) Acoustic, pressure, contact, inductive, capacitive, and the like sensors may be located in or around the vehicle to determine the vehicles position and guide the user of operator of the vehicle to establish the best alignment. Various bumpers, lasers, balls, whistles, scrapers, strings, bells, speakers, and the like may also be used as indicators to the users or operators for proper alignment positioning.; paragraphs [0632], [0633], [0859] -----	32-34
	-/--	

4

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/US2015/025748

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 279 292 A (BAUMANN JOACHIM [DE] ET AL) 18 January 1994 (1994-01-18) a telemetry circuit 38 that externally delivers a signal indicating the mutual alignment of coils 15, 17 can be allocated to charging electronic device 30.; column 3, lines 42-64; figure 2 -----	32,33
X	US 5 690 693 A (WANG XINTAO [US] ET AL) 25 November 1997 (1997-11-25) the whole document -----	32
X	US 5 314 453 A (JEUTTER DEAN C [US]) 24 May 1994 (1994-05-24) the whole document -----	32
X	US 2013/310630 A1 (SMITH JOSHUA R [US] ET AL) 21 November 2013 (2013-11-21) implant 110 includes the Rx resonator 106; VAD 108; paragraphs [0035] - [0040]; figures 2,3 -----	35,36

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2015/025748

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2013109605 A1	25-07-2013	AU 2013209857 A1	24-07-2014
		EP 2804666 A1	26-11-2014
		ES 2561030 T3	24-02-2016
		JP 2015503991 A	05-02-2015
		US 2013184785 A1	18-07-2013
		US 2016030754 A1	04-02-2016
		WO 2013109605 A1	25-07-2013
WO 2013164831 A1	07-11-2013	EP 2845290 A1	11-03-2015
		US 2015054355 A1	26-02-2015
		WO 2013164831 A1	07-11-2013
US 2013096652 A1	18-04-2013	AU 2012321245 A1	29-05-2014
		CA 2848419 A1	18-04-2013
		EP 2766091 A1	20-08-2014
		JP 2014528817 A	30-10-2014
		US 2013096652 A1	18-04-2013
		WO 2013055527 A1	18-04-2013
US 2011071597 A1	24-03-2011	AU 2010295932 A1	12-04-2012
		CA 2774485 A1	24-03-2011
		EP 2477694 A1	25-07-2012
		ES 2546664 T3	25-09-2015
		JP 5663026 B2	04-02-2015
		JP 2013505063 A	14-02-2013
		US 2011071597 A1	24-03-2011
		US 2013053925 A1	28-02-2013
		US 2014046403 A1	13-02-2014
		WO 2011034681 A1	24-03-2011
WO 2014059962 A1	24-04-2014	DE 112013005823 A5	17-09-2015
		DE 202012009867 U1	26-11-2012
		EP 2908908 A1	26-08-2015
		US 2015283313 A1	08-10-2015
		WO 2014059962 A1	24-04-2014
US 2013127253 A1	23-05-2013	AU 2012340918 A1	12-06-2014
		CA 2856283 A1	30-05-2013
		EP 2782641 A1	01-10-2014
		JP 2014534804 A	18-12-2014
		US 2013127253 A1	23-05-2013
		US 2016067396 A1	10-03-2016
		WO 2013078092 A1	30-05-2013
US 2012146575 A1	14-06-2012	AU 2011338944 A1	04-07-2013
		AU 2016202366 A1	05-05-2016
		EP 2648803 A1	16-10-2013
		US 2012146575 A1	14-06-2012
		US 2012150291 A1	14-06-2012
		US 2013345493 A1	26-12-2013
		US 2015061591 A1	05-03-2015
		WO 2012078230 A1	14-06-2012
US 2013208390 A1	15-08-2013	EP 2406655 A1	18-01-2012
		US 2012095531 A1	19-04-2012
		US 2013067737 A1	21-03-2013
		US 2013067738 A1	21-03-2013
		US 2013069749 A1	21-03-2013

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2015/025748

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
		US 2013069750 A1	21-03-2013
		US 2013199028 A1	08-08-2013
		US 2013200070 A1	08-08-2013
		US 2013200722 A1	08-08-2013
		US 2013200968 A1	08-08-2013
		US 2013200969 A1	08-08-2013
		US 2013200976 A1	08-08-2013
		US 2013201589 A1	08-08-2013
		US 2013207744 A1	15-08-2013
		US 2013208389 A1	15-08-2013
		US 2013208390 A1	15-08-2013
		WO 2010104569 A1	16-09-2010
US 2013310629	A1 21-11-2013	AU 2013203810 A1	03-10-2013
		CA 2871043 A1	19-09-2013
		CN 104487131 A	01-04-2015
		EP 2825251 A1	21-01-2015
		JP 2015525084 A	03-09-2015
		US 2013310629 A1	21-11-2013
		WO 2013138451 A1	19-09-2013
US 2003171792	A1 11-09-2003	US 2003171792 A1	11-09-2003
		US 2013304158 A1	14-11-2013
US 2012119698	A1 17-05-2012	NONE	
US 5279292	A 18-01-1994	DE 4104359 A1	20-08-1992
		DE 59200351 D1	15-09-1994
		DK 0499939 T3	26-09-1994
		EP 0499939 A1	26-08-1992
		US 5279292 A	18-01-1994
US 5690693	A 25-11-1997	CA 2219329 A1	19-12-1996
		EP 0836515 A1	22-04-1998
		JP H11506646 A	15-06-1999
		US 5690693 A	25-11-1997
		WO 9640367 A1	19-12-1996
US 5314453	A 24-05-1994	NONE	
US 2013310630	A1 21-11-2013	EP 2853016 A1	01-04-2015
		US 2013310630 A1	21-11-2013
		US 2014378743 A1	25-12-2014
		WO 2013177205 A1	28-11-2013

International Application No. PCT/ US2015/ 025748

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

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

1. claims: 1-3

A transcutaneous energy transfer system with a coupling detection circuit and a drive circuit operative to apply a power-level alternating potential to the external coil responsive to an indication from the coupling detection circuit that the external coil is electromagnetically coupled to the internal coil, and to apply a test-level alternating potential less than the power-level alternating potential to the external coil when the not applying the power-level alternating potential.

2. claims: 4-7

A transcutaneous energy transfer system configured to control power in response to telemetry signals transmitted from the internal device.

3. claims: 8-11, 15-18

A driver for a transcutaneous energy transfer system, the driver comprising one or more sensors operative to measure one of an electrical current and a temperature associated with the drive circuit.

4. claims: 12-14, 19-21

A driver for a wireless energy transfer system comprising a primary coil having a primary axis and with a primary conductor extending in a spiral around the primary axis, the primary conductor having an inner end and an outer end, the inner and outer ends of the primary conductor being disposed substantially on a common radial line of the primary axis; and a drive circuit electrically connected to the inner and outer ends of the primary coil, and operative to drive the primary coil.

5. claims: 22, 23

A transcutaneous energy transfer system including primary and secondary coils, and with each of the primary and secondary coils having an outer diameter at least about 70 millimeters, the driver being operative to drive the primary coil so as to supply at least about 5 watts of power to the energy-consuming device.

6. claims: 24-26

International Application No. PCT/ US2015/ 025748

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

A driven element for a wireless energy transfer system with a secondary coil; one or more capacitors; a rectifier; a DC-DC converter; one or more power-consuming devices ; and with a control circuit constructed and arranged to control a characteristic of the DC-DC converter so that as power consumption by the power-consuming devices increases, one of an output voltage or current at the output of the DC converter remains substantially constant.

7. claims: 27-31

An implantable blood pump system with an implantable coil and an implantable rectifier housing; and with a first cable extending between the coil housing and the rectifier housing.

8. claims: 32-34

A driver for a wireless energy transfer system with a detector circuit operative to determine a degree of coupling between a primary and secondary coil, and to determine a realignment direction for which translating the external coil in the realignment direction would increase the degree of coupling.

9. claims: 35, 36

An implantable blood pump comprising a substantially flat secondary coil having a front side and a rear side; an implantable coil housing containing the secondary coil and having front and rear sides; and a blood pump receiving power from the secondary coil, the blood pump having at least one flat end, wherein the rear side of the implantable coil housing is adapted to mount to the flat end of the blood pump.

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, 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, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(74)代理人 100142996
弁理士 森本 聡二

(74)代理人 100166268
弁理士 田中 祐

(74)代理人 100170379
弁理士 徳本 浩一

(74)代理人 100180231
弁理士 水島 亜希子

(72)発明者 ルドサー, ジョン
アメリカ合衆国フロリダ州33137, マイアミ, ノースイースト・27th・ストリート 600, アパートメント #3503

(72)発明者 ラローズ, ジェフリー・エイ
アメリカ合衆国フロリダ州33323, サンライズ, ノース・フラミンゴ・ロード 2641, アパートメント 1804

(72)発明者 ゴメス, ラミロ
アメリカ合衆国フロリダ州33025, ミラマー, サウスウエスト・120・アヴェニュー 2081

Fターム(参考) 4C077 AA04 DD01 DD30 EE01 HH20