

(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2006-504380

(P2006-504380A)

(43) 公表日 平成18年2月2日(2006.2.2)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
H02J 17/00 (2006.01)	H02J 17/00 B	4C117
A61B 5/00 (2006.01)	A61B 5/00 102C	4C341
A61G 12/00 (2006.01)	A61G 12/00 Z	5G003
H02J 7/00 (2006.01)	H02J 7/00 301D	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2004-546721 (P2004-546721)
 (86) (22) 出願日 平成15年9月6日(2003.9.6)
 (85) 翻訳文提出日 平成17年6月14日(2005.6.14)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2003/027714
 (87) 国際公開番号 W02004/038890
 (87) 国際公開日 平成16年5月6日(2004.5.6)
 (31) 優先権主張番号 10/279,958
 (32) 優先日 平成14年10月24日(2002.10.24)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 303063621
 ドレーガー メディカル システムズ インコーポレイテッド
 Draeger Medical Systems Inc.
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ ダンヴァーズ エレクトロニクス アヴェニュー 16
 16 Electronics Avenue Danvers Massachusetts 01923 U. S. A
 (74) 代理人 100106002
 弁理士 正林 真之

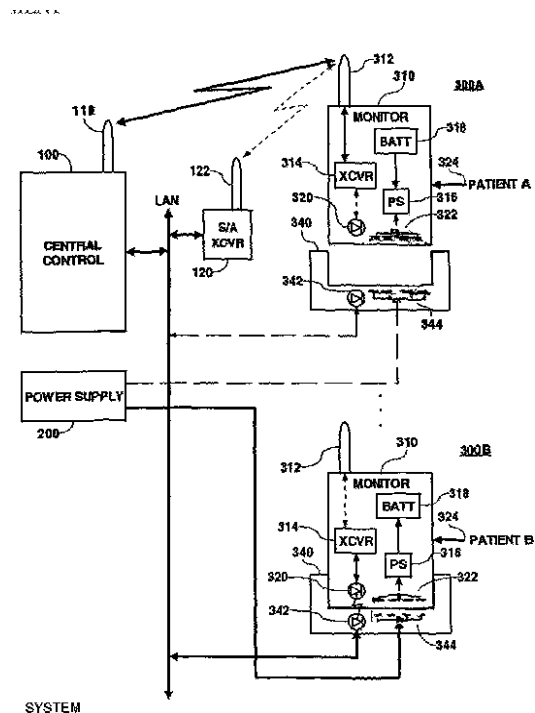
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 携帯に適した装置において電氣的に絶縁されたパワーカブラシステムおよびデータカブラシステム

(57) 【要約】

【課題】 医療環境において患者に接続される医療用携帯監視装置への応用に適し、かつ、電氣的に絶縁されたパワーカブラおよびデータカブラを提供すること。

【解決手段】 パワーカブラシステムは、物理的かつ電氣的な絶縁障壁によって隔てられた電力源と電力が供給される装置(310)について、電力源と電力が供給される装置との間を送電する。このシステムは、第1の装置(310)に含まれる第1の部分を含む磁気回路を含むパワーカブラからなり、第1の部分は、第1のコア部(322)と、この第1のコア部の上に設けられた第1のコイルとを含み、第1のコア部は、磁氣的に浸透する材質からなる断面を有し、かつ、絶縁障壁との境界において、第1のコイル内部の断面積よりも実質的に大きい。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

物理的かつ電氣的な絶縁障壁によって隔てられた電力源と電力が供給される装置について、前記電力源と前記電力が供給される装置との間を送電するパワーカプラシステムであって、

第 1 の装置に含まれる第 1 の部分と、第 2 の装置に含まれる第 2 の部分と、を有する磁気回路を含むパワーカプラからなり、

前記第 1 の部分は、第 1 のコア部と、この第 1 のコア部の上に設けられた第 1 のコイルとを含み、

前記第 1 のコア部は、透磁性材からなる断面を有し、かつ、絶縁障壁との境界において、前記第 1 のコイル内部の断面積よりも実質的に大きく、 10

ドッキングモードにおいて、前記磁気回路の第 1 の部分は、第 2 の装置に設けられた第 2 の部分と、近接して配置されて、完全な磁気回路を形成し、前記第 1 の装置と前記第 2 の装置との間で送電するのに用いられ、

前記磁気回路の第 2 の部分は、第 2 のコア部と、この第 2 のコア部に付随する第 2 のコイルとを含み、

前記第 2 のコイルは、前記ドッキングモードにおいて、前記送電のために、前記完成した磁気回路を介して前記第 1 のコイルと磁氣的に結合することを特徴とするパワーカプラシステム。

【請求項 2】

20

請求項 1 に記載のパワーカプラシステムにおいて、

前記第 1 のコア部は、前記絶縁障壁との境界において、略平らなコア断面を少なくとも 1 つ有し、

前記第 2 のコア部は、前記絶縁障壁との境界において、略平らなコア断面を有し、

前記第 1 のコア部のコア断面は、対応する前記第 2 のコア部のコア断面に隣接して、前記完全な磁気回路を形成することを特徴とするパワーカプラシステム。

【請求項 3】

請求項 2 に記載のパワーカプラシステムにおいて、

前記略平らな第 1 のコア部のコア断面は、この略平らな第 1 のコア部のコア断面の大部分を覆いかつ前記第 2 のコア部を含む装置を用いることなく、前記略平らな第 2 のコア部のコア断面に近接して配置可能であること特徴とするパワーカプラシステム。 30

【請求項 4】

請求項 1 に記載のパワーカプラシステムにおいて、

前記磁気回路の第 2 の部分は、透磁性材からなる第 2 のコア部を含み、

前記第 2 のコア部は、絶縁障壁との境界において、前記第 2 のコア部の上に設けられた第 2 のコイルの内部よりも実質的に大きな断面積を有することを特徴とするパワーカプラシステム。

【請求項 5】

請求項 1 に記載のパワーカプラシステムにおいて、

前記第 1 の装置、および、前記第 2 の装置は、それぞれ、 40

(a) 携帯装置、

(b) 前記携帯装置に対するドッキングステーション
であることを特徴とするパワーカプラシステム。

【請求項 6】

請求項 1 に記載のパワーカプラシステムにおいて、

前記透磁性材からなる第 1 のコア部は、複数のコアの断片を有し、

前記コアの断片の接合部のうち少なくとも 1 つには、柔軟な鋼鉄材が設けられることを特徴とするパワーカプラシステム。

【請求項 7】

請求項 1 に記載のパワーカプラシステムにおいて、 50

前記磁気回路の第 1 の部分と、前記磁気回路の第 2 の部分との間の物理的な境界は、略平らであることを特徴とするパワーカプラシステム。

【請求項 8】

請求項 1 に記載のパワーカプラシステムにおいて、

前記絶縁障壁との境界において、前記第 1 のコイル内部よりも実質的に大きい断面積は、少なくとも 1.5 倍以上大きいことを特徴とするパワーカプラシステム。

【請求項 9】

請求項 1 に記載のパワーカプラシステムにおいて、

前記透磁性材は、

- (a) フェライト材、
- (b) 複合材料、
- (c) 粉末状の鉄、
- (d) ケイ素鋼層、
- (e) アモルファス磁性材

のうち少なくとも 1 つを含むことを特徴とするパワーカプラシステム。

【請求項 10】

請求項 1 に記載のパワーカプラシステムにおいて、

前記物理的かつ電氣的な絶縁障壁は、少なくとも 0.01 インチであることを特徴とするパワーカプラシステム。

【請求項 11】

物理的かつ電氣的な絶縁障壁によって隔てられた電力源と電力が供給される装置について、前記電力源と前記電力が供給される装置との間を、電力とデータを伝送する携帯装置であって、

第 1 の装置に含まれる第 1 の部分、第 2 の装置に含まれる第 2 の部分、を有する磁気回路を含むパワーカプラと、電氣的に絶縁されたデータトランスデューサと、からなり、

前記第 1 の部分は、第 1 のコア部と、この第 1 のコア部の上に設けられた第 1 のコイルとを含み、

前記第 1 のコア部は、透磁性材からなる断面を有し、かつ、絶縁障壁との境界において、前記第 1 のコイル内部の断面積よりも実質的に大きく、

ドッキングモードにおいて、前記磁気回路の第 1 の部分は、第 2 の装置に設けられた第 2 の部分と、近接して配置されて、完全な磁気回路を形成し、前記第 1 の装置と前記第 2 の装置との間で送電するのに用いられ、

前記磁気回路の第 2 の部分は、第 2 のコア部と、この第 2 のコア部に付随する第 2 コイルとを含み、

前記第 2 のコイルは、前記ドッキングモードにおいて、前記送電のために、前記完成した磁気回路を介して前記第 1 のコイルと磁氣的に結合し、

前記データトランスデューサは、前記第 1 の装置のネットワークへの接続を担い、前記ドッキングモードにおいて、双方向的にデータを交換することを特徴とする携帯装置。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の携帯装置において、

前記携帯装置は、患者用携帯監視装置を含み、

前記双方向的に交換されるデータは、前記患者用携帯監視装置によって生成される患者監視パラメータと、前記患者用携帯監視装置の機能を制御する情報と、を含むことを特徴とする携帯装置。

【請求項 13】

請求項 11 に記載の携帯装置において、

前記携帯装置のネットワーク接続は、

- (a) インターネットプロトコル (IP) に準拠した接続、
- (b) ユニバーサルシリアルバス (USB) に準拠した接続、
- (c) ローカルエリアネットワーク (LAN) に準拠した接続、

(d) I. E. E. E. プロトコルに準拠した接続、
のうち少なくとも1つを含むことを特徴とする携帯装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療環境において患者に接続されるものとして設計された医療用携帯監視装置のパワーケーブルおよびデータケーブルに関する。

【背景技術】

【0002】

変圧器は、コイルおよび磁性材からなるコアを組み合わせて用い、電磁結合を利用することで、ある回路からもう一方の回路へ、両回路間が電氣的に絶縁された状態で電力を送電したり、電圧を増減させたりする。人と接触する状態にある装置を、感電を避け安全に駆動するには、電氣的な絶縁を施す必要がある。標準的な変圧器は、絶縁材に、絶縁電線や、コイルとコアとの間にプラスチック製のボビンなどを用いて、接触を防ぎ電氣的な絶縁を維持している。幾つかの業務用機器において、特に医療機器では、患者および医師の感電による危険が非常に大きいので、さらなる措置を施すことによって、電氣的な絶縁を確実にし、そして、例えば除細動器において発生する5 kV以上の高圧が存在する状況下においても、電気が放電されることを防いでいる。典型的には、非導電性材の絶縁障壁が、変圧器の中間に設けられる。入力側のコイルおよび出力側のコイルは、絶縁障壁を挟んで設けられ、好ましくはないが不可避の空隙が、磁気コアの中、すなわち磁束経路に組み入れられる。これにより、変圧器を、都合に応じて分離および結合可能な、電力源と、電力が供給される回路と、の2つに分割して構成することができる。この絶縁障壁を挿入する手法は、充電可能な患者監視装置、歯ブラシおよび髭剃りにおいて、外部に露出した電極に対する代替手法として用いられている。なぜなら、このような特に湿った環境においては、電極部分が腐食および短絡、しいては感電を引き起こす恐れがあるためである。

【0003】

従来の変圧器では、磁束を収容する透磁性のコアは、そのコアを最も効果的に利用するために、コアの全長にわたって略一様な断面積（磁束の方向に垂直な面）を備えるように設計された。また、磁気抵抗を増やすために、しばしば空隙が用いられていた。これは、コイルに加える広範囲の起磁力に対して、磁心の磁気飽和が起こらないようにするためであり、これにより、例えば磁心損失を減らしたり、もしくは、ひずみの影響があるフィルタにおいて、B-H曲線を線形化させたりしていた。絶縁障壁を挿入した従来の変圧器は、大きな空隙を含む場合には最適ではないが、従来の略一様な断面積を有したコアを用いていた。

【0004】

絶縁障壁を挿入した従来の変圧器は、一般的な変圧器と比較して非効率であり、従来のDC-DCコンバータが達成できる効率の80%を大きく下回る。電力を無駄にし、余分な熱を生成しているのである。このような無駄な電力は、例えば、標準的なコンピュータポートやUSB (Universal Synchronous Bus) といったインターフェースなどの、電力が制限されている用途において重要である。さらに、絶縁障壁を挿入した従来の変圧器の電力密度は、一般的な変圧器と比較して低いため、その用途は、歯ブラシや電気髭剃りといった低電力装置（充電電力は1ワットから3ワット程度）に制限されるか、もしくは、その代わりに、大きくて重い磁気部品を備えた変圧器を設ける必要がある。これらの欠点は、入力側と出力側のコイルとの結合が貧弱であることに起因する。

【0005】

変圧器を基本とし、かつ絶縁障壁を備えたパワーケーブルは、患者用携帯監視システムなどの多くの携帯装置に応用されている。このような患者用携帯監視システムはまた、この携帯装置が患者と共に移動中であっても、監視装置と中央部とのデータリンクは保持されている必要がある。移動中における監視装置の電力は、典型的には監視装置に取り付けら

10

20

30

40

50

れた電池で供給される。当業者には理解できるように、電池は充電される必要があり、しかも、患者はわずかの時間で移動する必要がある。現在の携帯監視装置は、手術室や診察室および患者の部屋などの、全ての適切な設置場所に配置されたドッキングステーションを備える。患者がこれらの設置場所の1つにいる時に、携帯監視装置は、これらのドッキングステーションに差し込まれる。これらのドッキングステーションは、上述の設置場所で交流電源に接続され、監視装置の電池に充電電流を供給する。これにより、監視装置の電池は、その電荷を保持できる。患者が移動する時は、監視装置ならびに充電された電池は、ドッキングステーションから取り外され、他の使用可能なドッキングステーションまで患者と共に運ばれる。

【0006】

10

監視装置が、無線周波数(RF)などの無線データリンクに結合されると、この無線データリンクにより、監視装置から中央部へ監視データが送信される。各監視装置は、それぞれRFトランシーバとRFアンテナとを備える。また、各ドッキングステーションも、それぞれ監視装置と対応するRFトランシーバとRFアンテナとを備える。これらに加えて、フリースタンディングアンテナおよびトランシーバが、病院内のいたる所、特に患者が移動する所(例えば、ホール)などに設けられる。ドッキングステーションやフリースタンディングアンテナの設置場所に設けられたトランシーバは、有線で中央部へ接続される。ドッキングステーションと監視装置との間で、RF通信を用いることにより、電気的な絶縁は、さらに促進される。

【0007】

20

患者がある設置場所において、監視装置がドッキングステーションに置かれると、このドッキングステーションは監視装置からRF信号を受信し、そして受信したデータを、有線接続を介して中央部に送信する。患者がある設置場所から他の設置場所へ移動するときは、フリースタンディングアンテナおよびトランシーバが、監視装置からRF信号を受信し、そして、受信したデータを中央部へ送信する。これにより、患者を連続的に監視できる。しかし、監視装置からの連続的なRF通信が、問題を引き起こすため、これに配慮して用いなければならない場所が存在する。例えば、手術室においては、RFエネルギーを利用する電気メスが、細胞組織や凝固血液を切断するために外科手術中に用いられる。こうした機器は、予想も付かないほどのRFエネルギーを発生するので、監視装置のRFリンクを妨害する恐れがある。しかし、このような場所こそ、監視データが損失、破損されて

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明の原理に基づくシステムは、上述したパワーカブラの問題、データリンクの問題、および、それらから派生する問題に取り組むものであり、医療環境において患者に接続される医療用携帯監視装置への応用に適し、かつ、電氣的に絶縁されたパワーカブラおよびデータカブラを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

40

パワーカブラシステムは、物理的かつ電氣的な絶縁障壁によって隔てられた電力源と電力が供給される装置について、電力源と電力が供給される装置との間を送電する。このシステムは、第1の装置に含まれる第1の部分を含む磁気回路を含むパワーカブラからなり、第1の部分は、第1のコア部と、この第1のコア部の上に設けられた第1のコイルとを含み、第1のコア部は、磁氣的に浸透する材質からなる断面を有し、かつ、絶縁障壁との境界において、第1のコイル内部の断面積よりも実質的に大きい。ドッキングモードにおいて、磁気回路の第1の部分は、第2の装置に設けられた第2の部分と、近接して配置されて、完全な磁気回路を形成し、第1の装置と第2の装置との間で送電するのに用いられる。磁気回路の第2の部分は、第2のコア部と、この第2のコア部に付随する第2のコイルとを含み、第2のコイルは、ドッキングモードにおいて、送電のために、完成した磁

50

気回路を介して第1のコイルと磁氣的に結合する。

【0010】

第1のコア部は、絶縁障壁との境界において、略平らなコア断面を少なくとも1つ有し、第2のコア部は、絶縁障壁との境界において、略平らなコア断面を有し、第1のコア部のコア断面は、対応する第2のコア部のコア断面に隣接して、完全な磁気回路を形成することを特徴とする。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

公知のパワーカプラシステムは、一様な磁気断面積を持つ従来の変圧器のコアを備える磁気部材を用いて、電力源および電力が供給される装置から成る2つの分離可能な要素間の境界を横断して送電する。この磁気部材は、例えば、二つのC型コアを互いに近くに配置して形成されるCC変圧器（CC変圧器の2つのギャップは、電力源と電力が供給される装置との境界に置かれる）や、他には、分割した従来のポット型コアで組み立てられる変圧器（合わせ面が境界に設けられる）などを含む。上述の2つの例で、境界における空隙は、プラスチックもしくは他の素材でできた、電力源および電力が供給される機器の筐体あるいはケースで占められており、以下これらをケースマテリアルと称する。

【0012】

従来の方法の大きな欠点は、コアの断面積を略一様にするることによって、境界における磁気断面積が、最適な大きさよりも、かなり小さくなることである。1つの問題は、機械的な理由により（例えば、携帯装置において）、ケースマテリアルもしくは筐体の厚みが、変圧器の設計に望まれるギャップの厚みよりも大きくなってしまい、ということである。したがって、このような磁気的な空隙による磁気抵抗は、要求されるものより大きくなり、しかも、フェライトやその他の透磁性材などにより構成される残りの閉磁気回路の磁気抵抗よりも大きくなる。よって、変圧器の磁気部材は、好ましいものより大きな磁気抵抗を持ち、その磁気インダクタンスは望まれるものよりも小さくなる。これは、変圧器のコイルに流れる電流、すなわち当業者に知るところの励磁電流を増加させる原因となる。この励磁電流によって、効果的に送電が行われる事は無く、しかも、変圧器を駆動する回路における余分な電力損失となる。

【0013】

さらに、必要以上のギャップは、より多くの漏れ磁束を引き起こす原因となり、しかもこの漏れ磁束は、変圧器の入力側および出力側コイルを結合させず、そのギャップから絶縁障壁の側面に沿って他のギャップへ流れる。図1、2は、理論上の変圧器の構成を、簡略化して示したものである。当業者は理解できるように、変圧器は、図1に示されるような相互インダクタンス L_m を持ち、1次側から2次側へ100%の結合を持つという意味で理想的な変圧器を原型とする。そして、1次側および2次側コイルのどちらかのみを通過する磁束による漏れインダクタンスは、これらのコイルのそれぞれと直列に存在する2つの集中インダクタ L_{lp} 、 L_{ls} により表現される。図2は、変圧器を簡略化したものであり、図1のモデルを理想化したものである。具体的には、図1は、絶縁障壁が取り払われ、1次側および2次側が接続された変圧器を示し、図2は、図1の変圧器の巻数比が1:1のモデル示している。 L_{lp} および L_m は、交流減衰器を形成するため、負荷電流 I_{load} が流れず、 L_{ls} の両端で電圧降下が無くとも、出力電圧は入力電圧よりも低くなる。

【0014】

一般的な変圧器での漏れインダクタンスは、励磁インダクタンス、もしくは相互インダクタンス L_m の1%程度である。したがって、入力電圧の減衰は0.99程度である。このような変圧器において、大きな絶縁障壁によるギャップを設けると、重大な問題が起き得る。なぜならば、これによって、 L_{lp} が、 L_m と同等か、もしくはそれより大きくなり、そのため、入力電圧から出力電圧への減衰が0.5を超えてしまうからである。さらに、負荷電流 I_{load} が流れると、 L_{ls} の両端で電圧降下が起き、また L_{lp} の両端での電圧降下はさらに増加する。このこともまた、変圧器の出力を制限することとなる。

さらに、 L_m を流れる励磁電流は、入力側から出力側への送電に寄与せず、コイルおよび駆動回路における抵抗性損失の原因となる。この問題は、コイルの巻き数を変化させることで著しく改善されることは無い。なぜなら、巻き数を変化させると、 L_{lp} および L_m は共に増減するため、これによって、電圧の減衰や、1次側、2次側コイルの結合の効率の悪さが低減されることはないからである。

【0015】

図3は、絶縁障壁と、その絶縁障壁の両側に、非一様なコア断面積を持つ磁気コア部材とを備えた、電力源と電力が供給される装置との間を送電する変圧器を示したものである。図3に示された結合方式は、 L_m を流れる励磁電流、および漏れインダクタンス L_{lp} 、 L_{ls} の励磁インダクタンス L_m に対する比を有意に低減させ、そして、入力側から出力側への送電量を増加させる。これは、変圧器の磁気部材の磁気インダクタンスを増加させること、ならびに、変圧器の磁気部材を通過する磁束経路が、十分に非一様なコア断面積を持つように設計を変更することで実現できる。図3に示された結合方式において、このコア断面積は、電力源と電力が供給される装置との境界付近ではより大きく設けられ、コイル付近ではより小さく設けられている。

10

【0016】

図3に示す結合方式は、絶縁障壁の境界におけるコア断面積が、1次側、2次側コイルにおける断面積よりも十分に大きいことを有意に示している。このような結合方式によって、ギャップにおける磁気抵抗（ギャップの面積に反比例し、ギャップの長さに比例する）は低減される。コイルにおいて断面積を小さく設けることにより、コアの全周は低減され、したがって、コイルの長さおよび抵抗は減り、これによって、コイルを流れる電流による抵抗性の電力損失を減らすことができる。もう1つの利点は、全体的な寸法、ならびに、コイルの重量、体積が減ることで、コアの体積と磁場の強さに比例する磁心電力損失とを低減できることである。もし、境界におけるコア断面積が、従来技術で知られているように磁束の経路に沿って一定に保たれていれば、図3に示すコアの結合方式と比較して、コアおよび部材全体の体積はより大きくなり、重量はより重くなる。

20

【0017】

公知の平面的な形状を有する変圧器は、高さを低くするために、平らで幅広な形状を持つことで特徴付けられる。しかし、これら変圧器は、一般的に、磁束の経路（通常、小さいか無視できる程度の空隙を磁束経路に含む）に沿って略一様な磁気断面積を保っている。その他の公知の装置では、円筒、中空円筒、もしくは平らなパドルの形状などの突出部を有する装置と、これらの形状に対応した開口部を有するもう1つの装置と、からなる2つの分離可能な装置の間に、変圧器結合の境界を用いていた。この方法による問題としては、結果的に表面が近づけにくくなること、結合部の整備および清掃を難しくすること、塵の堆積による影響を受けやすいこと、などが挙げられる。また、2つの装置を一致させるためには、突出部と開口部の配置に注意を払う必要がある。さらに、従来の形状は、開口部に挿入する差込部（例えば、円柱形もしくは水かき形など）を備え、これが放熱性を低下させていた。差込部は、典型的に、その大部分が囲い込みによって包まれており、開口部の壁で包囲される。このような囲い込む形状は、放熱を妨げ、差込部の高熱を導く。

30

【0018】

これに対して、図3に示す装置は、2つに分離できる装置（例えば、携帯装置およびそのドッキングステーション）の間の境界が、略平らで平面的であることを示している。これによって、上述の結合方式を多種の装置にわたって使用することが可能となる。ここで、多種の装置とは、2つの対になる装置の構造が、平面的な形状に適したものであり、例えば、電話の受話器とそのクレイドル、小さな手持ちコンピュータや、何かその他の装置とそのドッキングステーション、もしくは、一方の装置が大きな平面を有するものなどである。図3に示す平面的な境界を有する結合方式のもう一つの利点は、このような形状が、対象となるホスト装置に要求される典型的な設計と調和するため、必要な再設計を最小に抑えられることである。また、このような結合方式によって、熱放散も改善される。

40

【0019】

50

図 3 に示す装置において、磁束の経路は、コイル（111、112）における断面積と比較して、空隙および絶縁障壁の境界において比較的大きな断面積を持つことを示している。磁束は、相対的に小さな断面積を、クロスバー105を介して導かれ、完全な磁束の経路を形成する。フェライトは、磁気コアとしては、20kHz以上でかつコアの寸法は5cmから10cmの範囲内での応用に、典型的に好まれる磁性材である。しかし、本発明の原理は、その他の仕様および寸法の透磁性材にも同じように適用できる。その他の透磁性材とは、例えば、複合材料、粉末状の鉄、および珪素鋼層などを含み、より低い周波数であったり、もしくは、寸法によってフェライトが高価であったり、脆かったり、その他の制限がある場合に、これらの透磁性材が用いられる。通常磁気コアは、その製造を容易にし、また、各々のスラブが接合部で破碎するのを防ぐため、個々の断片に分割されるが、機械的な圧力を考慮して、一片のフェライトとして成型してもよい。個々の断片に分割されたコアは、各磁性材の断面の間に、これらを接合し、衝撃を和らげるために柔軟な鋼鉄材を含み、これにより、振動および衝撃により破碎するのを防いでいる。適した材料としては、例えば、フェライト粒子とポリマーの混合物からなり、比透磁率が10～25程度の透磁性材が市販されている。

10

20

30

40

50

【0020】

図 3 に示す結合方式は、携帯装置の部分（要素101～105と、112～114とは、後述する図4～6のコア部322に対応する）と、この携帯装置が再充電のためにドッキングされるときに、この携帯装置の区分と対を成し、結合された磁気回路による変圧器を構成するドッキング装置の部分（要素106～111と、115と、116とは、図4ないし6に示すコア部344に対応する）と、両区分の間を介するプラスチックケース（および空隙）と、を含む。携帯装置の部分は、フェライトスラブ101～104およびクロスバー105から形成されるC型コアの配列を備える。ドッキング装置は、フェライトスラブ106～109と、クロスバー110と、から形成され、対になるC型コアを備える。入力交流電圧は、ドッキングステーションのコイル111にかけられ、転送された出力電圧は、携帯装置のコイル112から得られる。ドッキングステーションの上に携帯装置が置かれると、携帯装置のフェライトスラブ101～104は、それぞれ、対応するドッキングステーションのフェライトスラブ106～109と、1/10インチ以内の位置に置かれる。この1/10インチの空間は、携帯装置およびドッキングステーションのプラスチックケースと、空隙と、で占められる。透磁性の当て物113、114は、クロスバー105と、スラブ101と、を結合して、耐衝撃性を携帯装置に与えるために用いられる。同様に、透磁性の当て物115、116は、クロスバー110と、スラブ106～109と、の間に用いられる。

【0021】

図 4 は、中央部と、ドッキングステーションと、携帯監視装置と、を含む監視システムのブロック図である。図 4 は、複数（300A、300B）の携帯監視装置310およびドッキングステーション340がそれぞれ、中央制御装置100と、電力供給部200とに接続されている様子を示している。各々の監視装置310は、患者（患者A、患者B）に接続するための電極324を備える。

【0022】

各々の携帯監視装置310は、RFアンテナ312を備える。RFアンテナ312の双方向端子は、これに対応するトランシーバ314の端子に接続される。監視装置310の中で、トランシーバ314は、図示しないその他の回路と接続されている。また、各々の携帯監視装置310は、電池318も備える。この電池318は、電力供給部316に接続される。また、この電力供給部316は、監視装置310の中で、図示しないその他の回路に、公知の方法で全て接続されている。上述した設計、動作、および、その他の回路との相互の接続関係は、当業者にとっては良く知るところであり、しかも本発明と密接な関係は無いので、以下において詳細に述べることはしない。

【0023】

本実施形態に示されたオプティカルトランスデューサ320は、無線を用いた双方向全

二重通信が可能なオプティカルトランスデューサである。当業者には理解できるように、このオプティカルトランスデューサは、送信するための発光ダイオード（LED）と、送信と同時に、光信号を受信するためのフォトランジスタとを備える。オプティカルトランスデューサ 320 の双方向端子は、これに対応するトランシーバ 314 の端子に接続される。監視装置 310 の中で、トランシーバ 314 に設けられたデータ端子（図示せず）は、図示しないその他の回路に接続される。また、監視装置 310 は、図 3 において解説された分離変圧器の 2 次側 322 も備える。この 2 次側 322 は、電力供給部 316 の入力端子に接続される。

【0024】

各々のドッキングステーション 340 は、無線を用いた双方向全二重通信が可能なオプティカルトランスデューサであるオプティカルトランスデューサ 342 を備える。このオプティカルトランスデューサ 342 は、監視装置 310 に設けられたオプティカルトランスデューサ 320 と対応し、監視装置 310 がドッキングステーション 340 にドッキングされると、2 つのオプティカルトランスデューサ 320, 342 の間で全二重通信が行えるように配置されている。

【0025】

ドッキングステーション 340 は、分離変圧器の 1 次側 344 も備える。この 1 次側 344 は、監視装置 310 に設けられた分離変圧器の 2 次側 322 と対応し、監視装置 310 がドッキングステーション 340 にドッキングされると、完全な変圧器を形成し、送電が行われるように配置される。

【0026】

動作中に、携帯装置 310（図 4）がドッキングステーション 340 にドッキングされると、電力供給部 200 から、1 次側コイル 111（図 3）へ交流電流が供給される。この交流電流は、ドッキングステーションおよび携帯装置のコア部を含む磁気回路によって構成されるコアの中に、磁場を誘導する。その結果、2 次側電流が、携帯監視装置 310（図 4）に設けられた 2 次側コイル 112 に誘導される。この 2 次側電流は、電力供給部 316 に供給され、携帯装置 310 を駆動し、電池 318 を充電する。同時に、一列に配置された光学素子 320, 342 によって、監視装置 310 とドッキングステーション 340 との間の全二重通信が可能となる。コンパクトかつ能率的な構成が、上述した発明の原理によって実現される。

【0027】

図 4 には、中央制御装置 100 も示されている。この中央制御装置 100 は、ローカルエリアネットワーク（LAN）に接続された双方向データ端子を備える。この LAN は、病院内の各種ワークステーション（図示せず）や、インターネットなどのワイドエリアネットワーク（WAN）へのブリッジ（図示せず）に接続される。複数のドッキングステーション 340 に設けられたオプティカルトランスデューサ 342 は、双方向的に、LAN と接続される。このオプティカルトランスデューサ 342 は、LAN を介して中央制御装置 100 に接続されるものとして図示されているが、当業者には理解できるように、各々の双方向データ線は、複数のドッキングステーション 340 に設けられたオプティカルトランスデューサ 342 と、これらに対応する中央制御装置 100 に設けられた双方向データ端子と、の間に直接接続してもよい。この場合は、これらの双方向データ線で、ドッキングステーション 340 と中央制御装置 100 との間を直に通信できる。

【0028】

また、中央制御装置 100 は、RF アンテナ 110 も備える。この RF アンテナ 110 は、各々の監視装置 310 に設けられた RF アンテナ 312 と、無線を用いた公知の方法で通信ができる。この RF アンテナ 110 は 1 本であると図示されているが、当業者には理解できるように、病院中に配置された複数のアンテナが、中央制御装置 100 に接続される。例えば、スタンドアロントランシーバ 120 は、LAN に接続される。このスタンドアロントランシーバ 120 は、図 4 で破線として示したように、携帯装置 310 とデータ交換ができる RF アンテナ 122 を備える。上述したように、これらのスタンドアロン

10

20

30

40

50

トランシーバも、中央制御装置 100 に、各々を直接接続してもよい。このようなスタンドアロントランシーバは、移動中の状態ならびにドッキングされていない状態の携帯監視装置 310 と通信をするために、病院の至る所に置かれる。

【0029】

電力供給部 200 は、複数のドッキングステーション 340 に設けられた各々の 1 次側 344 と接続される。この電力供給部は、図 4 では、別個の要素として図示されているが、通常に配される交流電源で、複数のドッキングステーション 340 に設けられた各々の 1 次側 344 に、電力を供給できる。

【0030】

動作中、監視装置 310 は、ドッキングされた状態とドッキングされていない状態とのどちらかにある。図 4 の上部にて組を成す監視装置 310 とドッキングステーション 340 との組 300 A は、ドッキングされていない状態にあり、図 4 の下部にて組を成す監視装置 310 とドッキングステーション 340 との組 300 B は、ドッキングされている状態にある。一般に、監視装置 310 がドッキングされているとき、オプティカルトランスデューサ 320、342 を通じてデータ通信が行われ、また、分離変圧器 344、322 を通じて監視装置 310 に送電される。監視装置がドッキングされていないときは、RF アンテナ 312 を通じてデータ通信が行われ、また、電力は電池 318 から供給される。

【0031】

300 A (ドッキングされていない状態) において、オプティカルトランスデューサ 320 とトランシーバ 314 との接続は、これが不動作であることを表すために破線で示され、同時に、アンテナ 312 とトランシーバ 314 との接続は、動作中であることを表すために実線で示されている。中央制御装置 100 に設けられたアンテナ 110 と、監視装置 310 に設けられたアンテナ 312 との間のジグザグ線は、監視装置 310 と中央制御装置 100 との間の RF リンクが保持されていることを示している。同様に、分離変圧器の 2 次側 322 と、電力供給部 316 との間の接続は、これが不動作であることを表すために破線で示され、一方、電池 318 と電力供給部 316 との間の接続は、電池 318 から電力供給部 316 へ送電されていることを表すために実線矢印で示されている。ドッキングステーション 340 に設けられたオプティカルトランスデューサ 342 と LAN との間のデータ通信、ならびに、電力供給部 200 と分離変圧器の 1 次側 344 との間の電力結合は、これらが不動作であることを表すために細線で示されている。

【0032】

300 B (ドッキングされた状態) において、アンテナ 312 とトランシーバ 314 との間の接続は、これが不動作であることを表すために破線で示され、一方、オプティカルトランスデューサ 320 とトランシーバ 314 との間の接続は、動作中であることを表すために実線で示されている。ドッキングステーション 340 に設けられたオプティカルトランスデューサ 342 と、監視装置 310 に設けられたオプティカルトランスデューサ 320 との間のジグザグ線は、中央制御装置 100 と監視装置 310 との間のオプティカルリンクが保持されていることを示している。同様に、分離変圧器の 2 次側 322 と、電力供給部 316 との間の接続は、これが動作中であることを表すために実線で示されている。電池 318 と電力供給部 316 との間の接続は、電力供給部 316 から電池 318 へ充電電力が送電されていることを表すために実線矢印で示されている。LAN と、ドッキングステーション 340 に設けられたオプティカルトランスデューサ 342 との間の接続、ならびに、電力供給部 200 と、分離変圧器の 1 次側 344 との間の接続は、動作中であることを表すために実線で示されている。監視装置 310 に設けられたアンテナ 312 と、中央制御装置 100 に設けられたアンテナ 110 との間には、ジグザグ線は示されておらず、これは、RF 通信が行われていないを示している。

【0033】

当業者には理解できるように、中央制御装置 100 は、LAN や、監視装置 310 がドッキングされたドッキングステーション 340 に個々に接続された配線 (図示せず)、および、ドッキングされていない監視装置 310 への無線 RF リンクを介して、多数の監視

装置 310 と同時に通信をする。時分割多重方式、周波数分割多重方式、パケット通信、もしくはこれらを合わせた方法などの、同時通信を行うための公知のいかなる方法を、上述した同時通信のために用いることができる。例えば、各種のプロトコルが、多数のネットワークノード間のネットワーク通信で一般的に用いられる。具体的には、数あるプロトコル中で、インターネットプロトコル（IP）、ユニバーサルシリアルバス（USB）、I. E. E. E. ネットワークプロトコルなどがある。これら公知のプロトコルは、どれでも、多数の監視装置 310 と中央制御装置 100 と間の LAN を介した通信に用いることができる。これらと同じプロトコルが、ドッキングされていない監視装置 310 と、中央制御装置 110 に設けられたアンテナ 110 との無線 RF 通信にも用いられる。また、これらの間の通信は、直接か、あるいは、中央制御装置 100 に LAN もしくは個々の配線 10 で接続されたスタンドアロントランシーバ 120 を介するかで行われる。

【0034】

監視装置 310 およびドッキングステーション 340 に設けられた公知の回路は、監視装置 310 がドッキングステーション 340 にドッキングされると、それを感知する。本実施形態では、監視装置 310 がドッキングステーション 340 にドッキングされた時にのみ送電が行われるので、ドッキングステーション 340 に設けられたこのような回路は、1 次側 344 に接続された負荷（2 次側 322）を感知し、また、これに対応する監視装置 310 に設けられた回路は、2 次側 322 に電力が存在することを感知する。もう一つの例を挙げると、監視装置 310 がドッキングステーション 340 にドッキングされた時にのみ、オプティカルトランスデューサ 320、342 を通じてデータが交換されるので、ドッキングステーション 310 に設けられたこのような回路は、オプティカルトランスデューサ 320 からのデータの存在を感知し、また、これに対応するドッキングステーション 340 に設けられた回路は、オプティカルトランスデューサ 342 からのデータの存在を感知する。

【0035】

監視装置 310 がドッキングされたことをドッキングステーション 340 が感知すると、中央制御装置 100 は、LAN を介してドッキングステーション 340 に設けられたオプティカルトランスデューサ 342 と通信を始める。これと同時に、監視装置 310 は、自身がドッキングされていることを感知すると、トランシーバ 314 がオプティカルトランスデューサ 320 に接続され、一対のオプティカルトランスデューサ 320、342 を用い、LAN を介して中央制御装置 100 と通信を始める。具体的には、監視装置 310 に設けられたトランシーバ 314 は、LAN で使用されるネットワークプロトコルに則ったデータ、すなわち、IP パケットを生成する。パケットに変換されたデータは、一対のオプティカルトランスデューサ 320、342 を通過して LAN へ介される。中央制御装置 100 は、LAN から IP パケットを順々に受信し、データを復元する。その後、このデータは、中央制御装置 100 で処理される。例えば、患者の監視データが中央部に保存される。同時に、中央制御装置 100 から監視装置 310 へ向けられたデータは、パケットに変換され、LAN に置かれる。このパケットに変換されたデータは、一対のオプティカルトランスデューサ 342、320 を介して、監視装置 310 で受信される。トランシーバ 314 は、このデータを復元し、そして、受信したデータにより定められる方法で監視装置 310 の動作を制御する。例えば、中央制御装置 100 によって、監視パラメータが指定されたり、変更されてもよい。同時に、監視装置 310 がドッキングステーション 340 にドッキングされたことを感知すると、分離変圧器の 2 次側 322 からの電力は、電池 318 の充電も含めて、監視装置 310 の回路を駆動する。

【0036】

監視装置 310 がドッキングされていないことをドッキングステーション 340 が感知すると、そのことは中央制御装置 100 に通知され、中央制御装置 100 は、RF アンテナ 110 を介した通信を始める。同時に、監視装置 310 がドッキングされていないことを自身が感知すると、トランシーバ 314 は、RF アンテナ 312 に接続され、中央制御装置 100 と RF リンクを介した通信が開始される。上述したように、トランシーバ 31 50

4 は、選択されたネットワークプロトコルに則ったデータ、すなわち、IP パケットを生成する。このパケットに変換されたデータは、無線 RF アンテナ 110 を介して中央制御装置 100 に送信される。中央制御装置 100 は、この IP パケットを受信して、データに復元し、そして、患者の監視データを保存するなどの処理が行われる。中央制御装置 100 もまた、監視装置 310 に向けられたデータに対応する IP パケットを生成する。中央制御装置 100 は、このパケットに変換されたデータを、監視装置 310 に設けられたアンテナ 312 へ、無線 RF アンテナ 110 を介して送信する。監視装置 310 に設けられたトランシーバ 314 は、IP パケットを順々に受信して、データに復元し、そして、そのデータに応じて監視装置 310 の動作を制御する。

【0037】

あるいは、スタンドアロントランシーバ 120 が、監視装置 310 と、無線 RF 信号で通信してもよい。この場合、監視装置 310 に設けられたアンテナ 312 は、パケットに変換された患者の監視データを、スタンドアロントランシーバ 120 に設けられたアンテナ 122 へ、上述のように送信する。このスタンドアロントランシーバ 120 は、パケットに変換されたデータを受信し、そして、そのデータを LAN に置く。中央制御装置 100 は、LAN から IP パケットを受信して、データに復元し、そして、それを所望の方法で処理する。中央制御装置 100 は、監視装置 310 に向けられたデータに対応するパケットを LAN に順々に置く。スタンドアロントランシーバ 120 は、このパケットに変換されたデータを受信して、これを監視装置 310 に設けられたアンテナ 312 へ送信する。監視装置 310 に設けられたトランシーバ 314 は、このパケットを受信し、受信したパケットをデータに復元し、そして、そのデータに応じて監視装置の動作を制御する。さらに、監視装置がドッキングされていない時は、電池 318 の電力が、監視装置 310 の回路を駆動する。

【0038】

図 4 で図示され、また、上述した実施形態において、通信媒体は、監視装置 310 がドッキングされている時の光から、ドッキングされていない時の無線へと変化する。しかし、当業者には理解できるように、両方の形態においても、同じ通信媒体を共有することはできる。図 5 は、ドッキングされた時において、中央制御装置 100 と通信をするための別の手段を備えた監視装置 310 を示している。図 5 に示すように、監視装置 310 に設けられたトランシーバ 314 は、ドッキングされた時にドッキングステーション 340 と隣接するように配置された RF アンテナ 326 に接続される。これに対応して、ドッキングステーション 340 は、ドッキングされた時に、監視装置 310 に設けられた RF アンテナ 326 と隣接するように配置された RF アンテナ 346 を備える。これらのアンテナ 326、346 は、小さく、そして、互いに近接して配置される。点線として図示されたシールド 328 が、監視装置 310 に設けられ、アンテナ 326 を取り囲み、そして、これに対応するシールド 348 が、ドッキングステーション 340 に設けられ、アンテナ 346 を取り囲む。シールド 328、348 は、監視装置 310 がドッキングステーション 340 にドッキングされた時に、完全にアンテナ 326、346 をシールドするように、共同して配置されている。これは、アンテナ 326、346 から周囲に放射しないようにするためであり、また、手術用機器などによる RF 干渉が、これらの通信を妨害しないようにするためである。

【0039】

このようにして、中央制御装置 110 は、監視装置 310 がドッキングされた状態およびドッキングされていない状態の両方に対して、共通の RF トランシーバを用いることができる。ドッキングされた時には、一对の RF アンテナ 326、346 が用いられ、ドッキングされていない時には、一对の RF アンテナ 110、312 が用いられる。当業者には理解できるように、ドッキングステーション 340 に設けられた RF アンテナ 346 からの信号レベルは、アンテナ 110 からの信号レベルよりも強い。当業者には理解できるように、中央制御装置 100 に設けられた RF トランシーバを通常のダイナミックレンジで用いるには、減衰器、もしくはアンプが必要となるであろう。

10

20

30

40

50

【0040】

図6は、ドッキングされている時、もしくはドッキングされていない時において、中央制御装置100との別の通信手段を有する監視装置310を示している。図6に示すように、監視装置310は、図4や図5に示されているようなアンテナ312を備えていない。その代わりに図6において、内蔵されたアンテナ326が、監視装置310がドッキングされている時は、図4に示されているように、RFアンテナとして動作し、また、監視装置310がドッキングされていない時も、図6に細いジグザグ線として示されているように、RFアンテナとして動作する。図5に示されているように、監視装置310がドッキングされている時は、シールド326、346が共同して、周囲からアンテナ326、346をシールドする。しかし図6では、監視装置310がドッキングされていない時には、シールド328、348は分かれ、そして、アンテナ326は周囲に発信できる。すなわち、アンテナ326は、中央部に設けられたアンテナ110や、病院に設けられた複数のフリースタANDINGアンテナへ、上述のように発信できる。さらに、ドッキングステーション340に設けられたアンテナ346は、監視装置310に設けられたアンテナ326からのRF信号を受信するスタンドアロンアンテナ（例えば、図4の122）の一つとして用いることができる。したがって、監視装置310に設けられたアンテナ326は、ドッキングされていない時であっても、ドッキングステーション340に設けられたアンテナ346と、通信することができる。このことは、図6において、細いジグザグ線として示されている。

10

【0041】

当業者には理解できるように、余剰の通信媒体を用いることで、さらなる信頼性が得られる。例えば、監視装置310およびドッキングステーション340は、図4に示されているようなオプティカルトランスデューサ320、342と、図5および図6に示されているようなRFアンテナ326、346と、の両方を備えてもよい。動作中は、両方の通信媒体は、監視装置310とドッキングステーション340とのデータ送信に、同時に用いられる。

20

【0042】

ドッキングステーション346に設けられたオプティカルトランスデューサ342は、ライトエミッティングダイオード(LED)によるオプティカルトランスミッターと、フォトランジスタによるオプティカルレシーバとを備える。監視装置310に設けられたオプティカルトランスデューサ320もまた、ライトエミッティングダイオード(LED)によるオプティカルトランスミッターと、フォトランジスタによるオプティカルレシーバとを備える。これらLEDおよびフォトランジスタは、供給される電気的な信号に応じて、既知の方式で動作する。ドッキングステーションに設けられたLEDは、その発光による光が、監視装置310に設けられたフォトランジスタのみに受信されるように配置され、また、監視装置310に設けられたLEDは、監視装置310がドッキングステーション340にドッキングされた時に、その発光による光が、ドッキングステーション340に設けられたフォトランジスタのみに受信されるように配置される。オプティカルトランスデューサ320、342を用いると、上述のように、手術室などにおいて起こりえるRF干渉による悪影響は解消される。

30

40

【0043】

図4に関連して上述したように、LEDおよびフォトランジスタは、公知の方法でシールドされたストリップ線による小さなRFアンテナで、置き換えるか、もしくは補強できる。このRFリンクを用いると、中央制御装置100は、RFトランシーバとオプティカルトランスデューサとの両方ではなく、RFトランシーバのみ要求されるので、中央制御装置100に必要とされる回路は簡素化される。適当なシールドを施すことで、RF信号を妨害する悪影響は最小化される。

【図面の簡単な説明】

【0044】

【図1】簡略化された理論上の変圧器の構成を示したものである。

50

【図 2】簡略化された理論上の変圧器の構成を示したものである。

【図 3】絶縁障壁と、その絶縁障壁の両側に設けられた非一様な磁心断面積を有する磁心部材とを備え、電力源と電力が供給される装置との間を送電する本発明の原理に基づく変圧器を示したものである。

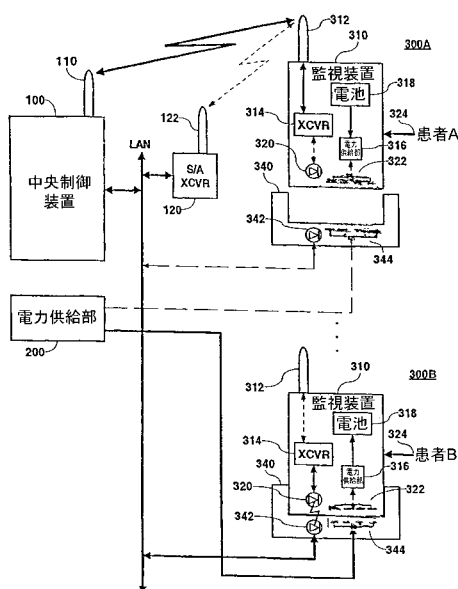
【図 4】中央部と、ドッキングステーションと、携帯監視装置とを含む本発明の原理に基づく監視システムのブロック図である。

【図 5】代替となる伝達媒体を用いる場合の配置を示す携帯監視装置のブロック図であり、図 4 に示された監視システムに対する、本発明の原理に基づく電力およびデータの伝送装置を示したものである。

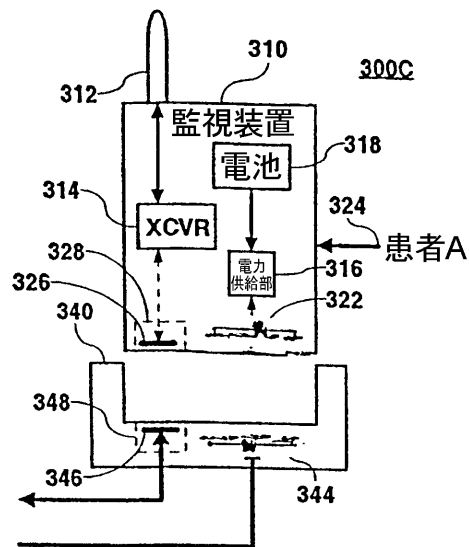
【図 6】代替となる伝達媒体を用いる場合の配置を示す携帯監視装置のブロック図であり、図 4 に示された監視システムに対する、本発明の原理に基づく電力およびデータの伝送装置を示したものである。

10

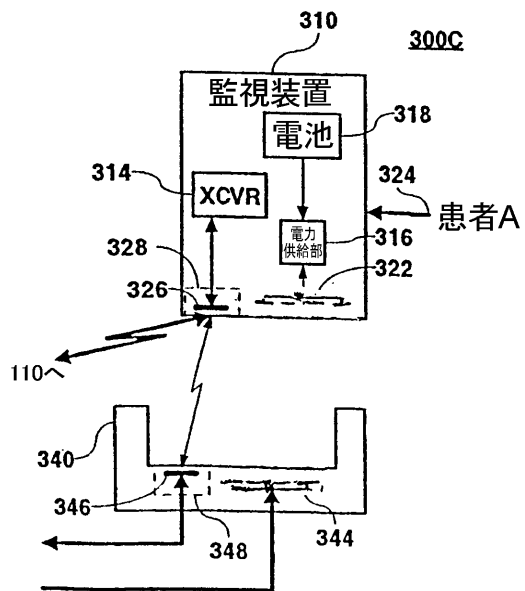
【図 1】



【図 2】



【図 3】



【図 4】

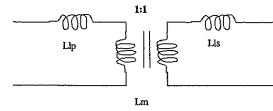
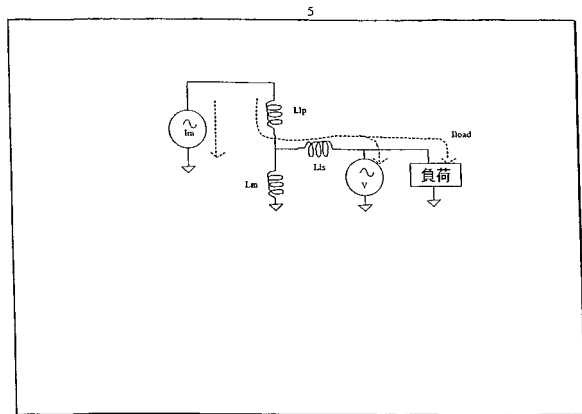
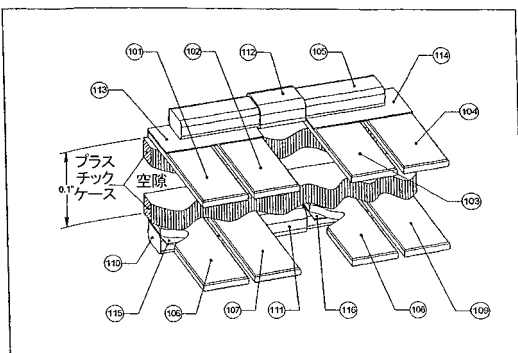


Figure 4

【図 5】



【図 6】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/US 03/27714

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 H02J7/02		
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) IPC 7 H02J A61B H01F		
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) PAJ, EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	BB 2 262 634 A (APPLE COMPUTER) 23 June 1993 (1993-06-23) page 6 -page 7 figure 2	1-5,7-13
X	US 6 057 668 A (CHAO WEN-CHUNG) 2 May 2000 (2000-05-02) column 3 -column 4 figure 3	1-3,5-10
X	DE 100 09 591 A (MEDEX HOLDING GMBH) 6 September 2001 (2001-09-06) abstract column 5, line 37 - line 42 figure 1	1-13
-/--		
☒ Further documents are listed in the continuation of box C. ☒ Patent family members are listed in 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 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. *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 17 February 2004		Date of mailing of the international search report 25/02/2004
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Marannino, E.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/US 03/27714

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 5 734 254 A (STEPHENS CHARLES S) 31 March 1998 (1998-03-31) the whole document ---	11-13
A	US 5 865 733 A (HOJAIBAN GEORGE ET AL) 2 February 1999 (1999-02-02) abstract ---	11-13
A	FR 2 601 161 A (CROUZET SA) 8 January 1988 (1988-01-08) the whole document ---	1-13
A	US 6 459 882 B1 (BUTLER NEAL R ET AL) 1 October 2002 (2002-10-01) column 4 figures 1,2 ---	11-13
A	GB 2 330 461 A (NIPPON ELECTRIC CO) 21 April 1999 (1999-04-21) the whole document -----	1-13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/US 03/27714

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
GB 2262634	A	23-06-1993	US 5455467 A	03-10-1995
US 6057668	A	02-05-2000	DE 29816725 U1	14-01-1999
DE 10009591	A	06-09-2001	DE 10009591 A1	06-09-2001
US 5734254	A	31-03-1998	JP 10174300 A	26-06-1998
US 5865733	A	02-02-1999	AU 6675598 A	18-09-1998
			EP 1005287 A1	07-06-2000
			WO 9837807 A1	03-09-1998
FR 2601161	A	08-01-1988	FR 2601161 A1	08-01-1988
US 6459882	B1	01-10-2002	US 5771438 A	23-06-1998
			US 2003050011 A1	13-03-2003
			AT 255300 T	15-12-2003
			CA 2221364 A1	21-11-1996
			CN 1190506 A	12-08-1998
			DE 69630894 D1	08-01-2004
			EP 0872032 A1	21-10-1998
			JP 11505395 T	18-05-1999
			WO 9637052 A1	21-11-1996
			US 5912925 A	15-06-1999
			US 5982764 A	09-11-1999
GB 2330461	A	21-04-1999	JP 2671809 B2	05-11-1997
			JP 8019185 A	19-01-1996
			AU 691909 B2	28-05-1998
			AU 2184495 A	18-01-1996
			GB 2291291 A ,B	17-01-1996
			US 5600225 A	04-02-1997

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA, GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ, EC,EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,M W,MX,MZ,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA ,ZM,ZW

(72)発明者 ジョン ケネス フィッチ

アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 ニュートン クラフツストリート 459

(72)発明者 クリフォード マーク ケリー

アメリカ合衆国 ニューハンプシャー州 ウィンダム シャムロックロード 1

Fターム(参考) 4C117 XA07 XB04 XC19 XC20 XE60 XE62 XE64 XH02 XH12 XH16

XL10 XP10 XQ07

4C341 LL30

5G003 AA01 BA01 FA03 GB08