

(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2010-518900

(P2010-518900A)

(43) 公表日 平成22年6月3日(2010.6.3)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0215 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 3 1 C	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/01 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 1 H	4 C 0 5 3
A 6 1 N 1/08 (2006.01)	A 6 1 N 1/08	4 C 1 1 7
A 6 1 N 1/37 (2006.01)	A 6 1 N 1/37	
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 3 1 D	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 21 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2009-549556 (P2009-549556)
 (86) (22) 出願日 平成20年1月29日 (2008.1.29)
 (85) 翻訳文提出日 平成21年10月7日 (2009.10.7)
 (86) 国際出願番号 PCT/SE2008/050111
 (87) 国際公開番号 W02008/100208
 (87) 国際公開日 平成20年8月21日 (2008.8.21)
 (31) 優先権主張番号 11/707,278
 (32) 優先日 平成19年2月16日 (2007.2.16)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 500109272
 ラディ・メディカル・システムズ・アクチ
 ヲボラーグ
 スウェーデン王国エスー754 50 ウ
 プサラ, パルムブラドスガタン 10
 (74) 代理人 100089118
 弁理士 酒井 宏明
 (72) 発明者 フビネット, ウルリック
 スウェーデン国, S-747 91 アル
 ンダ, ヴォソーメ 143
 Fターム(参考) 4C017 AA08 AA16 AB10 AC01 AC11
 BC01 BC07
 4C053 BB12 BB35 CC01 CC05 KK02
 4C117 XA01 XB01 XC18 XC26 XD40
 XE15 XE23 XE27 XH05
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 体内の生理的状態を測定する装置

(57) 【要約】

【解決手段】 測定システムは、患者体内の生理的状態を測定すると共に測定されたデータを外部装置に提供する生理的状態センサが遠位端に設けられるセンサワイヤを備え、前記測定システムは、前記センサワイヤの近位端に接続されるように構成される送受信部と、前記外部装置と接続して配置される通信部とを備える。前記送受信部は、測定されたデータを前記外部装置に転送するために、通信信号を用いて前記通信部と通信するように構成される。前記測定されたデータを含む前記通信信号は、前記送受信部によって生成され、出力信号として転送され、前記通信部は、前記外部装置の規格入出力コネクタに接続されると共に確立された規格または確立された規格の関連部、例えばB P 2 2またはU S B、に従って外部装置と通信するように配置される。前記測定システムは、前記送受信部と前記通信部との間に配置される物理光通信リンクを更に備え、前記通信信号は、前記光通信リンクによって転送される光信号である。前記送受信部は、前記状態センサと、前記送受信部と、更に前記光通信リンクの遠位部とに電圧を印加するように構成された

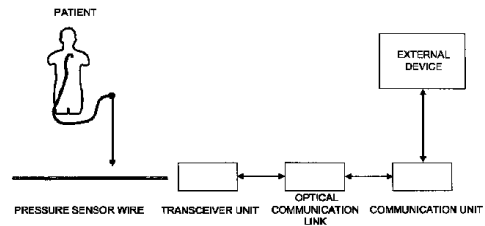


Fig. 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

患者体内の生理的状态を測定すると共に測定されたデータを外部装置に提供する生理的状态センサが遠位端に設けられるセンサワイヤを備える測定システムであり、

前記センサワイヤの近位端に接続されるように構成される送受信部と、

前記外部装置と接続して配置される通信部とを備え、

前記送受信部は、測定されたデータを前記外部装置に転送するために、通信信号を用いて前記通信部と通信するように構成され、前記測定されたデータを含む前記通信信号は、前記送受信部によって生成され、出力信号として転送され、前記通信部は、前記外部装置の規格入出力コネクタに接続されると共に確立された規格または例えば B P 2 2 または U S B などの確立された規格の関連部に従って外部装置と通信するように配置される測定システムにおいて、

前記送受信部と前記通信部との間に配置される物理光通信リンクを更に備え、

前記通信信号は、前記光通信リンクによって転送される光信号であり、

前記送受信部は、前記状態センサと、前記送受信部と、前記光通信リンクの遠位部とに電圧を印加するように構成されたエネルギー手段を備えることを特徴とする測定システム。

10

【請求項 2】

前記光通信リンクは、前記送受信部からの電気信号を光信号にまたはその逆に変換するために前記送受信部への通信および前記送受信部からの通信を取り扱う前記送受信部に電氣的に接続される第 1 の通信手段を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の測定システム。

20

【請求項 3】

前記光コネクタリンクは、光信号を電気信号にまたはその逆に変換するために前記通信部への通信および前記通信部からの通信を取り扱う前記通信部に電氣的に接続される第 2 の通信手段を備えることを特徴とする請求項 2 に記載の測定システム。

【請求項 4】

前記送受信部内の前記エネルギー手段は、前記光通信リンクの前記第 1 の通信手段に電圧を印加するように構成されることを特徴とする請求項 2 に記載の測定システム。

【請求項 5】

前記光通信リンクの前記第 2 の通信手段には、前記通信部から電圧が印加されることを特徴とする請求項 3 に記載の測定システム。

30

【請求項 6】

前記データストリームは、データパケットの形態であることを特徴とする請求項 1 に記載の測定システム。

【請求項 7】

前記送受信部と、前記通信部とには、前記光通信リンクを介した双方向通信を行う手段が設けられることを特徴とする請求項 1 に記載の測定システム。

【請求項 8】

前記通信信号は、赤外線信号であることを特徴とする請求項 1 に記載の測定システム。

40

【請求項 9】

前記光通信リンクは、発光ダイオードと、一体型高ゲイン光検知器とを備える光カプラであることを特徴とする請求項 1 に記載の測定システム。

【請求項 10】

前記送受信部は、起動手段によって起動され開始されることを特徴とする請求項 1 に記載の測定システム。

【請求項 11】

前記起動手段は、前記送受信部に配置される起動ボタンであることを特徴とする請求項 10 に記載の測定システム。

【請求項 12】

50

前記起動手段は、前記送受信部および前記センサワイヤの近位端の雌コネクタおよび雄コネクタの対応する電気接触面間にそれぞれ電氣的接続が確立された際、前記送受信部を起動すると共に開始させることを特徴とする請求項 10 または 11 に記載の測定システム。

【請求項 13】

前記送受信部は、前記センサワイヤの雄コネクタの導電面と接触する所定数の空洞接触面を含む絶縁空洞筐体を備える雌コネクタを備えることを特徴とする請求項 1 に記載の測定システム。

【請求項 14】

前記雌コネクタの遠位端に、前記雌コネクタ内に前記雄コネクタを固定するための固定手段が設けられることを特徴とする請求項 13 に記載の測定システム。 10

【請求項 15】

前記送受信部には、患者体内に挿入する間、前記センサワイヤを誘導する誘導手段が設けられることを特徴とする請求項 13 または 14 に記載の測定システム。

【請求項 16】

前記送受信部は、前記センサワイヤから受信した信号をフィルタリングし、処理し、形式を合わせるように構成されるセンサ信号適合回路を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の測定システム。

【請求項 17】

前記センサ信号適合回路は、プログラブルセンサ調節手段と、較正部と、エネルギー手段と、出力増幅部とを備えることを特徴とする請求項 16 に記載の測定システム。 20

【請求項 18】

前記プログラブルセンサ調節手段は、PGA309プログラブルアナログセンサ調節器であることを特徴とする請求項 17 に記載の測定システム。

【請求項 19】

前記エネルギー手段は、バッテリー手段またはキャパシタ手段であることを特徴とする請求項 1 に記載の測定システム。

【請求項 20】

前記通信手段は、「未加工 (raw)」の計測されたデータの形態のセンサ値を受信し、所定の規格形式に従って前記外部装置に供給される前記計測されたデータを処理し調節するために前記データを処理・調節手段に与えるように構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の測定システム。 30

【請求項 21】

前記状態センサは、圧力センサであることを特徴とする請求項 1 に記載の測定システム。

【請求項 22】

前記圧力センサは、ピエゾ抵抗センサ、ピエゾ容量センサ、圧電センサ、または光センサであることを特徴とする請求項 1 に記載の測定システム。

【請求項 23】

前記センサは、温度センサであることを特徴とする請求項 1 に記載の測定システム。 40

【請求項 24】

前記センサは、電流センサであることを特徴とする請求項 1 に記載の測定システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、独立請求項のプリアンブルにかかる、患者体内の生理的状態を測定するための送受信部および通信部を備えた測定システムに関する。

【背景技術】

【0002】

多くの医療処置では、医療従事者は患者の体腔内の様々な生理的状態を監視する必要が 50

ある。通常、これらの生理的状態は、圧力、温度、流速などの本質的に物理的なものであり、医師や医療技術者に患者の状態に関する重要な情報を提供するものである。明らかに、こうしたパラメータが測定され監視される方法は、安全、正確で信頼性のあるものでなければならない。

【 0 0 0 3 】

こうした状態を監視するために広く使われている装置の一つに血圧変換器がある。血圧変換器は、患者の血圧を感知し、それを示す電気信号へと変換する。その後、この電気信号は、患者の血圧を表示または記録、あるいは監視する患者用モニタに供給される。

【 0 0 0 4 】

元来、血圧変換器は、ホイートストンブリッジ型回路配列で接続されるピエゾ抵抗素子に機械的に結合される圧力応答ダイヤフラムにより構成される。このダイヤフラムが体腔（例えば動脈や静脈系内）と流動的に通じるように設置されると、ダイヤフラムの圧力に誘発されたたわみにより抵抗素子が伸びる（または、それらの配向によっては圧縮される）。周知の原理によると、これは印加圧力に比例するように素子の抵抗を変化させる。よって、印加圧力の大きさは、励起電力信号（通常は電圧の形態）をホイートストンブリッジ型回路の入力に与え、同時にブリッジ出力信号を監視することにより検知されることが可能である。この信号の大きさは、オームの法則によれば、ブリッジ抵抗が変化した量を反映している。

【 0 0 0 5 】

通常、電気ケーブルは、変換器センサのホイートストンブリッジ部を患者用モニタに含まれる変換器増幅回路に接続する。この増幅回路は、励起電力信号をホイートストンブリッジに供給し、同時にブリッジ出力信号を監視する。励起電力信号は、通常、電圧の形態であり、モニタの種類と製造元とによるが、時間依存（正弦曲線、矩形波、パルス波）および時間非依存（DC）のいずれであっても良い様々な大きさや形式であることが可能である。

【 0 0 0 6 】

従来のホイートストンブリッジ型変換器が作動する原理によると、多くの患者用モニタの変換器増幅回路は、励起電力信号の大きさに比例すると共に感知された圧力の大きさに比例する大きさのセンサ出力信号を求めるように設計されている。異なるモニタは、異なる大きさおよび/または周波数の励起電力信号を供給するので、基準比例定数が発展している。これらの基準比例定数により、いずれのセンサも、いずれの患者用モニタと共に容易に使用でき、比例基準に準拠するように調整されることが可能になる。

【 0 0 0 7 】

この互換性によりいくつかの利益が提供される。血圧変換器は、異なる製造元の患者用モニタを交換可能に使用することが可能である。そして、医療従事者は、特定のモニタと共に使用するための特定の変換器を選ぶ必要がない。更に、これまでの患者用モニタへの病院の投資は保たれるので、コストが削減できる。その結果、これらの比例基準に準拠する生体情報モニタ（vital signs monitor）は医療環境においてほぼ世界的に受け入れられている。

【 0 0 0 8 】

しかしながら、以前から使用されていた血圧変換器と、モニタと、発達してきた結果としての基準とには、欠点に伴わないわけではない。例えば、これらのシステムで使用されるセンサは、通常、患者の体外に位置し、流体で満たされたカテーテルラインを介して体腔と流体通信する。体腔内の圧力変動は、カテーテルラインと共に含まれる流体を經由してダイヤフラムに間接的に伝達される。そのため、こうしたシステムの精度は、静圧の変動と流柱に関連する他の不整合性によって崩れている。

【 0 0 0 9 】

この問題に応じて、高度な半導体技術を用いた小型センサが開発されてきた。こうした種類の変換センサは極めて精確で安価であると共に依然として公知のホイートストンブリッジ型の回路配置を利用しており、これは通常、少なくとも一部がシリコンダイヤフラム

10

20

30

40

50

上に直接組み立てられる。更に、センサは、挿入可能なガイドワイヤやカテーテルの先端に実際に設置できるように十分に小さく、患者の動脈、組織、または臓器内部に直接存在する。これにより、流体圧が変換器ダイヤフラムに伝達されるので、流体ラインが不要となる。この結果、先端変換器や先端カテーテル変換器とよく称されるこれらのセンサは、より精確な患者の血圧測定を提供する。

【0010】

残念ながら、こうした小型半導体センサの電気構成に、必ずしも既存の患者用モニタ内の変換増幅器との互換性があるわけではない。例えば、小型センサは、様々な種類の患者用モニタに見られる励起信号の大きさおよび周波数全域で作動することができない場合が多い。このため、小型センサは、既に使用されている患者用モニタの多くに直接接続できない。こうした既存のモニタと共に使用されるには、特別なインターフェースがセンサとモニタとの間に設置されなければならない。こうした配置は、インターフェース上に追加の回路を必要とし、また、既存のモニタは限られた量の電力のみを供給するように設計されているので、追加の回路は独立の電源を必要とする。この結果、新型小型センサの使用によりシステム全体のコストと複雑さが増す場合が多い。

10

【0011】

更に、上記の制限により、これらのセンサは、感知された圧力に比例する出力信号を生成するように構成されなければならない場合が多いが、この出力信号は、例えば異なる感度で、生理学的モニタによって直接使用できるように、モニタがセンサに供給する励起信号には関係しない。論じたように、これは、市販され広く使用されているモニタの多くに求められる電気的形式に適合していない。したがって、新型センサは、ただ特定のモニタタイプと共にのみ使用可能であるので、追加の、多くの場合重複する機器の購入が求められる。これは、今日の医療環境に広く普及する価格重視性を考えると、特に望ましくないものである。

20

【0012】

Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI) は、生理学的モニタの電力要件を規定しており、特に、センサワイヤセンプリに対する入出力コネクタは American National Standards Institute (ANSI) / AAMI B P 22 1994 (以下「BP22」と称す) に準拠しなければならない。

30

【0013】

BP22規格によると、5本線コネクタケーブルの近位端に配置された入出力コネクタは、一对の差動出力信号線を備える。これらの出力信号線は、回路の出力デジタル/アナログコンバータを採用するセンサにより駆動される。差動出力信号線は、一例として、 $5 \mu V / mmHg / V_{EXC}$ で作動する。よって、 $150 \mu V / V \sim 1650 \mu V / V$ の作動範囲は、感知された圧力範囲 $30 \sim 330 mmHg$ を表す。差動出力信号の典型分解能 (最小ステップ) は $0.2 mmHg$ である。

【0014】

特許文献1は、センサを患者用モニタにインターフェース接続するためのインターフェース回路を開示している。このインターフェース回路は、患者用モニタによって生成される励起電力信号を受信し、インターフェース回路上の電気素子によって使用される規制された供給電圧および非規制の供給電圧を励起電力信号から導き出す電源供給回路を備える。更に、電源供給回路は、適切なセンサ励起信号を生成する。インターフェース回路は、センサによって生成されたセンサ出力信号を受信するための受信回路を更に備える。スケール回路は、そのセンサ出力信号を、センサが検知した生理的状态および患者用モニタが生成する励起電力信号に比例するパラメータ信号へ増減する。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0015】

【特許文献1】米国特許第5,568,815号明細書

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0016】

しかしながら、特許文献1の装置の明らかな欠点は、センサをモニタに接続するために、インターフェース回路の形態で分離した追加ユニットが必要となることである。

【0017】

更に、特許文献1では、患者と電子監視装置機器との両方に接続された圧力変換器のような電気伝導装置を有する場合について論議されている。電流が、標準電力線の周波数で、患者から変換器の接続部を通してアースに流れないことを保証するために、十分な注意を払わなければならない。取り付けられた導電性の変換器を有し、除細動が行われる特許には、更なるリスクがある。

10

【0018】

上記に参照した米国特許では、監視装置への計測データの転送を達成するため絶縁の問題を知らせる光遮断機を備えることを推奨している。センサによって使用されるエネルギーは、モニタ側からセンサへ、例えばDC/DC接続によって、転送される。

【0019】

本発明は、現在利用可能なシステムよりも小型であり軽量であると共にユーザーが使い易く、更に、除細動手順が行われる際に共に用いられる今日のシステムよりも安全な、改良型の装置を実現することを主な目的とする。

【課題を解決するための手段】

20

【0020】

上記目的は、独立請求項に係る本発明によって達成される。

【0021】

好ましい実施形態は、従属請求項で説明される。

【0022】

特に、本発明は、扱いやすい送受信部と通信部との間の物理光リンク接続部を配置することにより、患者と監視装置との間の物理的な電気的(galvanic)接続の必要性を取り除き、特に、計測された圧力データは送受信部に受信され、圧力データが処理されその後出力信号として通信部に転送されることが好ましい。送受信部は内蔵型であり、圧力センサから圧力センサデータを受信した際またはその後で、通信装置に対するデータ光伝送を生成する。送受信部には、センサと、送受信部と、光通信リンクとも電圧を印加するように構成されるエネルギー手段が設けられ、通信部から送受信部へのエネルギー転送の必要性を除去する。従って、光通信リンクは、送受信部が通信部から電気的に完全に独立することを保証する。

30

【0023】

通信部は、背景技術の部分で簡単に論じたように、確立された規格に準拠または確立された規格の関連部分、例えばB P 2 2やU S B、に応じた規格入出力コネクタによって外部装置に接続されるように構成される。

【0024】

生体測定に使用される機器は、その機器は体外除細動の間患者内部で安全に使用され、外部装置(例えば、モニタ)は除細動ショックから保護されると考えられる。したがって、除細動ショックが体外除細動器によって起こされ、患者は体内、例えば心臓に、ガイドワイヤを有する場合、ガイドワイヤは外部モニタ(機器)から電気的に絶縁されている。

40

【0025】

更に、本発明の主たる利点は、システムを使用するためにユーザー入力が必要とされることがなく、代わりに、プラグ接続が出来る状態で直接使用でき、センサ信号適合回路が自動的に出力を印加センサ信号に適合する点にある。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】図1は、先行技術に係る、応用可能なガイドワイヤに取付けられる例示的なセン

50

サを示す。

【図 2】図 2 は、本発明に係る測定システムを模式的に表す。

【図 3】図 3 は、本発明の好適な一実施形態に係る送受信部を模式的に表すブロック図を示す。

【図 4】図 4 は、本発明の好適な一実施形態に係るセンサ信号適合回路を備える送受信部を模式的に表すブロック図を示す。

【図 5】図 5 は、本発明に係る光通信リンクを模式的に表すブロック図を示す。

【図 6】図 6 は、本発明の代替実施形態に係る通信部を模式的に表すブロック図を示す。

【発明を実施するための形態】

【0027】

10

先行技術では、センサをガイドワイヤに取り付け、生体血管内でガイドワイヤを介してセンサの位置決めを行い、圧力や温度等の生理的パラメータを検知することは周知である。センサは、パラメータを直接的または間接的に感知する素子を備える。生理的パラメータ測定用の各種センサについて記載された数々の特許が、本出願人により所有されている。例えば、米国特許第 6,615,067 号明細書に記載されるように、温度反応型抵抗を有する導体の抵抗を観察することにより温度測定が可能になる。別の例示的なセンサが米国特許第 6,167,763 号明細書に見られ、これは、血流がセンサ上に圧力を及ぼし、及ぼされた圧力を示す信号を伝達する。センサに電力を印加し、計測された生理的変量を表す信号を外部の生理学的モニタへ通信させるには、これらの信号を伝達するための一以上のケーブルまたはリード線をセンサに接続し、従来は物理ケーブルを介して、ガイドワイヤに沿って血管から外部生理学的モニタへと通される。更に、ガイドワイヤには、通常、センサの支持部および（任意で）センサへの電気接続部として、軸心金属ワイヤ（コアワイヤ）と、リードと、保護チューブとが設けられる。

20

【0028】

図 1 は、本発明に応用可能な従来設計に従ったガイドワイヤに取り付けられる例示的なセンサを示す。センサガイドワイヤ 101 は、空洞チューブ 102 と、コアワイヤ 103 と、第 1 の螺旋部 104 と、第 2 の螺旋部 105 と、ジャケットスリーブ 106 と、ドーム型先端部 107 と、センサ素子または先端 108 と、一以上の電気リード線 109 とを備える。チューブ 102 は、通常、センサガイド構成に摩擦の少ないなめらかな外表面を与えている。第 1 の螺旋部 104 の近位端は空洞チューブ 102 の遠位端に取り付けられる一方で、第 1 の螺旋部 104 の遠位端はジャケット 106 の近位端に取り付けられる。第 2 の螺旋部 105 の近位部は、ジャケット 106 の遠位端に接続され、ドーム型先端 107 は、第 2 の螺旋部 105 の遠位端に取り付けられる。コアワイヤ 103 は、少なくとも一部が、コアワイヤ 103 の遠位部が空洞チューブ 102 を抜けて第 2 の螺旋部 105 内部へと伸びるように、空洞チューブ 102 の内部に配置される。センサ素子 108 は、コアワイヤ 103 にジャケット 106 の位置で取り付けられ、外部生理学的モニタ（図 1 には不図示）に電気リード線 109 を介して接続される。センサ素子 108 は、薄膜（図 1 には不図示）の形態の圧力反応装置を備え、圧力反応装置は、センサガイドワイヤ 101 の遠位部周辺の血液等の媒体にジャケット 106 の開口 110 を介して接触する。

30

【0029】

40

図 2 は、本発明の応用例を説明する概略外観図である。本発明にかかる測定システムは、患者体内の生理的状态であって例えば圧力を測定し、外部装置に測定したデータを提供するセンサを有するセンサワイヤを備える。センサワイヤは、その近位端で送受信部に接続されるように構成され、送受信部は、測定したデータを転送するために、外部装置（外部生理学的モニタとも称する）に接続して配置される通信部と光信号を介して光学的に通信するように構成される。

【0030】

外部装置は、モニタを設けることが好ましい専用装置、すなわち患者監視装置、または測定システムから測定されたデータを受信し処理する対応ソフトウェアと外部接続部とを設けた PC であってもよい。ここで応用できる専用装置の一例が米国特許第 6,565,

50

514号明細書に開示されている。

【0031】

図3は、本発明にかかる送受信部を模式的に表すブロック図を示す。図2に示すように、送受信部は、患者体内の生態状態であって例えば圧力を測定するセンサが遠位端に設けられたセンサワイヤの近位端に接続されるように構成される。送受信部は、以下に詳述するセンサ信号適応回路2と、センサ信号適応回路2に接続され、通信部との通信を取り扱う通信モジュール4とを備える。一方向通信および双方向通信の両方が使用されてもよい。

【0032】

以下に更に論じるが、測定されたデータは、送受信部によって独立して生成され、出力信号として規定の形式で通信部に転送される。

10

【0033】

出力信号は、デジタル、つまりデータパケット、であることが好ましく、データは、測定値を取り出し可能に、また外部装置が利用可能に、さらに外部装置が提示可能に暗号化される。

【0034】

他の伝送として、アナログデータ伝送でもよい。

【0035】

センサワイヤは、送受信部の細長い開口8に挿入されるように構成される。開口の内面には、センサワイヤが開口8に挿入された際にセンサワイヤの近位端で電極面に接続される多数の電気接続面（不図示）が設けられる。送受信部には、ワイヤが開口に正確に挿入された際にワイヤをしっかりと固定するワイヤ固定手段（不図示）が更に設けられる。

20

【0036】

好ましい実施形態によると、送受信部は、外径0.35mmのセンサワイヤの近位端を支持するように構成される。すなわち、細長い開口8の内径は0.35mmより若干大きくなければならない。

【0037】

米国特許第5,938,624号明細書は、ガイドワイヤ用の連続表面を有する雄コネクタに関し、雄コネクタは、本発明に係る送受信部に接続されるセンサワイヤの近位端用の雄コネクタとして応用されることが好ましい。雄コネクタは、コアワイヤと、コアワイヤに沿って縦方向に離間した導電部材とを備える。連続する絶縁材料は、ガイドワイヤと導電部材との間に配置され、絶縁部材は、導電部材の外面と同延の外面を有する。

30

【0038】

上述したように、本発明に係る送受信部には、ワイヤの近位端を送受信部に固定する固定手段が設けられる。固定手段は、米国特許第6,428,336号明細書に開示される種類の雌コネクタであってもよく、雄コネクタの接触面との電氣的接触を提供するために、上記した種類の雄コネクタがこの雌コネクタに挿入され固定される。雌コネクタは、雄コネクタの導電部材と接触する3つの空洞接触部材を入れる絶縁空洞筐体を備える。雌コネクタの遠位端には、雌コネクタ内で雄コネクタを固定するための固定手段が設けられる。

40

【0039】

本発明に関して使用されるセンサワイヤの雄コネクタは、米国特許第6,428,336号明細書に開示される雌コネクタと互換性があることが好ましい。

【0040】

センサワイヤが送受信部に固定された場合、送受信部は、患者にセンサワイヤを挿入する間、センサワイヤを誘導する「ハンドル」として使用されることができ、送受信部には誘導手段10が設けられることが好ましく、誘導手段10は、例えば、送受信部の外面の多数の伸長リップの形態であってもよいし、送受信部の表面部を粗くしてもよい。

【0041】

センサワイヤは、送受信部がその縦軸に沿って回転しながらセンサワイヤも回転するよ

50

うに、送受信部に固定されてもよく、これは挿入過程でセンサワイヤを誘導するために必要である場合が多い。また、センサワイヤは、センサワイヤが送受信部に対して回転できるように送受信部に固定されても良い。そして、片手で送受信部をしっかりと保持し、もう一方でセンサワイヤを回転させることにより、センサワイヤを回転させることができる。

【0042】

送受信部は、送受信部の筐体に配置された起動ボタン12を介して起動され開始されることが好ましい。起動ボタンは、機械的に起動されることが好ましい。

【0043】

別の実施形態によれば、送受信部は、センサワイヤの近位端が正確に送受信部に挿入された場合に起動され開始される。これは、例えば、ワイヤが挿入される空洞の底部にプッシュボタンを配置することにより達成されてもよい。

【0044】

別の実施形態によれば、送受信部は、対応する雄コネクタと雌コネクタの各電気接触面間で電氣的接続が確立された場合に、起動され開始される。

【0045】

更に別の実施形態によれば、送受信部は、監視装置からの命令に応じて通信部から生成された遠隔信号によって起動され開始される。

【0046】

送受信部は、送受信部に電圧を印加するエネルギー手段と、接続されたセンサワイヤの回路と、光通信リンク、より正確には光通信リンクの遠位部、とを備える。エネルギー手段は、例えばセンサ信号適合回路に含まれるバッテリーやキャパシタであることが好ましい。

【0047】

センサワイヤも、送受信部同様、使い捨てのユニットであることが好ましく、使用前に殺菌できるものでなければならない。

【0048】

図4は、本発明に係る送受信部を模式的に表すブロック図を示す。

【0049】

図1および図2を参照すると、センサワイヤは、変量計測用であると共にこの変量に応じてセンサ信号を生成するセンサ素子と、好ましくは遠位端に近い遠位部にセンサ素子を有し、体内でセンサ素子を位置決めするために体内に挿入されるように構成されたガイドワイヤと、を備える。送受信部は、センサ信号適合回路(図4)を備え、センサ信号は、計測された変量が外部装置によって取り出せる形式でセンサ信号に関連する出力信号を生成するように構成された適合回路に印加される。好ましい実施形態によると、センサ信号適合回路は、プログラマブルセンサ調節手段と、校正データが供給され、保存され、変更される記録手段である校正手段、例えば、electrically erasable programmable read only memory (EEPROM)と、エネルギー手段と、出力増幅手段と、を備える。

【0050】

プログラマブルセンサ調節手段は、特にブリッジセンサ用に設計されたPGA309プログラマブルアナログセンサ調節器(テキサスインスツルメンツ社から入手可)であることが好ましい。

【0051】

本発明の好ましい実施形態によると、外部装置は、センサ信号適合回路に光学コネクタリンクを介して参照電圧値を供給し、対応する電圧は、送受信部でエネルギー手段から印加される。外部装置が準拠し参照電圧を用いて適合回路に示される信号規格と、センサ素子によって測定される物理パラメータの実際の値とを考慮することにより、信号適合回路は、モニタによって期待された規格に従った適合信号が選択的に外部装置に送り戻されるようにセンサ素子からの信号を処理する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 2 】

送受信部は同様に通信部に接続される光コネクタリンクに接続される。

【 0 0 5 3 】

光コネクタリンクは、送受信部へのまたは送受信部からの通信を取り扱う、つまり、送受信部からの電気信号を光信号にまたはその逆に変換する送受信部に電氣的に接続された第1の通信手段を備える。

【 0 0 5 4 】

また、光コネクタリンクは、通信部へのまたは通信部からの通信を取り扱う、つまり、送受信部からの光信号を電気信号にまたはその逆に変換する通信部に電氣的に接続された第2の通信手段を備える。

【 0 0 5 5 】

第1の通信手段には、送受信部内に配置されるエネルギー手段によって電圧が印加される。

【 0 0 5 6 】

光コネクタリンクは、少なくとも一つの市販の光カブラ、例えばヒューレット・パッカード社 (Hewlett Packard) 製の GaAsP 発光ダイオードと高ゲイン光検出器を一体化する光結合ゲートである商品番号 6N137、HCPL 26XX/06XX/4661 または HCNW137/26X1、により実現される。

【 0 0 5 7 】

上記したように、アナログ光伝送が使用されてもよい。利用可能なアナログ光カブラの例として、例えば、アジレント・テクノロジー社 (Agilent Technologies) 製の 6N135、HCPL 0500 や CNW135 がある。これらの種類の光カブラを用いる場合における回路変更は、当業者にとって自明である。

【 0 0 5 8 】

デジタルであってもアナログであっても、光カブラの種類を選択する際、光カブラのエネルギー消費は考慮すべき重要なパラメータである。

【 0 0 5 9 】

光カブラは、測定システムの遠位部と近位部との電氣的接続がないことを保証する。

【 0 0 6 0 】

第1の実施形態によると、通信は送受信部（およびセンサ）から通信部（および外部装置）への一方向通信である。本実施形態では、発光ダイオードは、送受信部に対向する側に配置され、光検知部は通信部に対向する。

【 0 0 6 1 】

本発明の第2の実施形態では、通信は双方向通信であり、この場合、2つの光カブラが配置されて双方向の通信を可能にしている。

【 0 0 6 2 】

両実施形態に対し、一以上の光カブラがどちらの方向にも配置されて光通信リンクの冗長性を両方向に提供する。

【 0 0 6 3 】

センサワイヤが送受信部に挿入されており、通信部が外部装置に接続されると、システムが使用できる状態になる。例えば、起動ボタンをオンにして、または別の方法で送受信部を起動することにより、送受信部が起動されて光コネクタリンクを介して通信部との光通信を確立しようとする。これは、送受信部を特定する従来のハンドシェイク手順によって行われることが好ましい。こうして、システムは計測されたセンサデータを受信できる状態になる。

【 0 0 6 4 】

センサ値は、A/D変換され、パルス列として光通信リンクに供給されることが好ましい。

【 0 0 6 5 】

プログラマブルセンサ調節手段は、PGA309プログラマブルアナログセンサ調節部

10

20

30

40

50

により実装されることが好ましい。PGA309は、特に、抵抗ブリッジセンサの応用に設計されており、差動入力ブリッジセンサ信号をスケーリングするための3つの主なゲインブロックを含む。従って、上述したように、計測した生理的変量を表す信号は、モニタによって期待された形式の信号が提供されるように適合されてもよい。この信号形式は、センサ信号適合回路に供給される参照電圧とセンサによって測定される信号の実際の値とによって決定される。PGA309は、内部または外部参照電圧と共に使用されるように構成される。本発明によると、例えば、+2.5Vの内部参照電圧がエネルギー手段からPGA309に供給される。

【0066】

このため、調節手段は、計測された生理的変量、すなわち圧力が外部装置によって取り出されるように、センサ信号に関連したアナログ出力電圧信号を生成する。

10

【0067】

各センサ素子は独自の特徴を持った個別のものであるので、各センサセンブリは、較正手段、好ましくは、各個別センサワイヤセンブリに対して実施されるセンサ素子の較正中に得られる個別の較正データを含むEEPROM (electrically erasable programmable read only memory)、を備える。較正は、センサワイヤの製造に関連して行われる。較正データには、電圧オフセットや温度ドリフト等のパラメータが考慮される。

【0068】

ブリッジセンサには、PGA309回路により生成される励起電圧 V_{EXC} を介してPGA309から電圧が印加されるのが好ましく、今度は電圧供給源によって電圧が印加される。代わりに、別の電圧供給源、例えば、送受信部内に配置されたバッテリーやキャパシタ手段、によってセンサに電圧が印加されてもよい。

20

【0069】

例えば、PGA309回路によって生成される所定の励起電圧 V_{EXC} に関し、ブリッジの出力電圧($V_{IN1} - V_{IN2}$)は生理的状態、例えばセンサに印加される圧力、に比例する。従って、ブリッジのセンサ出力電圧($V_{IN1} - V_{IN2}$) (図4のセンサ信号)は、例えば、所定の電圧に対し印加される励起電圧に伴い変化しセンサに印加される圧力に比例する。このセンサ出力電圧は、センサの場所での温度変化を補償され、PGA309回路に印加されるのが好ましい。PGA309回路は、上記した出力増幅手段に加えて使用されるPGA309回路からの出力信号を調整するためのゲインブロックを備える。

30

【0070】

別の好ましい実施形態によると、処理手段、好ましくはマイクロプロセッサ(例えば、図4に点線で示すPIC16C770やRF24E1)が調節されたセンサのアナログ出力電圧 V_{OUT} を処理し適合させるために更に採用され、この出力電圧はPGA309プログラマブルアナログセンサ調節部を介して供給される。PGA309回路からのアナログ出力信号は、処理手段に印加される前にA/D変換される。センサ信号をBP22信号規格に適合させるには、センサ信号が生理学的モニタに印加されるより更に前にセンサ信号を処理する必要がある。例えば、可能であれば処理手段が備える多重DAC (digital analog converter) には、センサ素子が測定した信号および参照電圧を示すデジタルデータ(例えば、12ビットワード)が供給される。その結果得られたものは、光通信リンクと、通信部とを介して外部装置へ送信され、測定されたセンサ信号と基準電圧とに比例する。

40

【0071】

ここで説明した好ましい実施形態では、センサ信号を例えばBP22信号規格といった規格に適合することは、送受信部内、特にセンサ信号適合回路で行われる。しかし、この適合は、全体または一部を、通信部に配置される対応する回路により代わりに行われてもよい。この実施形態は、図6に模式的に表される。伝送されるセンサ値は、「未加工(raw)」の計測データの形態でもよく、このデータは、正しい形式で前述の規格形式に従

50

って供給されるために通信部内の調節手段によって調整されてもよい。

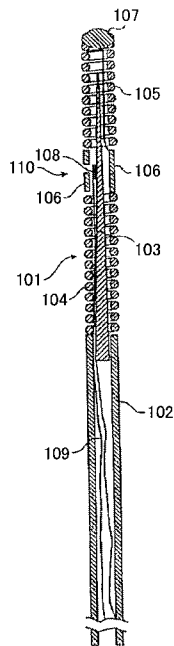
【0072】

送受信部と、光通信リンクと、通信部とは、例えば、プラスチック材料から成る共通の筐体内に配置されることが好ましく、電気ワイヤ接続部は、通信部を外部装置に接続する。

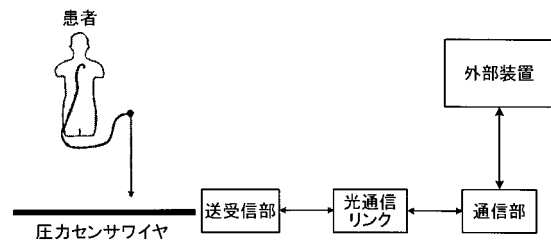
【0073】

本発明は、上述の好ましい実施形態に限定されない。様々な代替例、変形例、および同等例が使用されてもよい。よって、上記の実施形態は添付の請求項により定義される本発明の範囲を制限するものとみなされるべきではない。

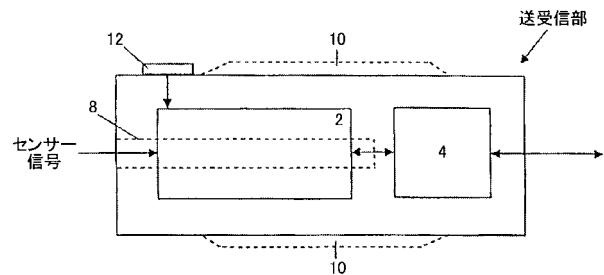
【図1】



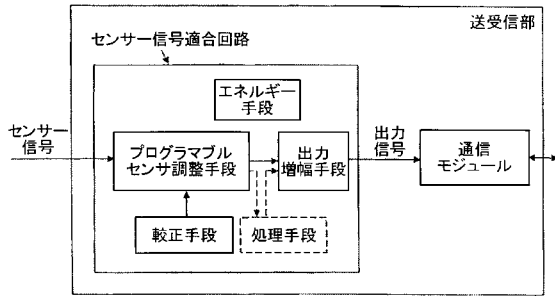
【図2】



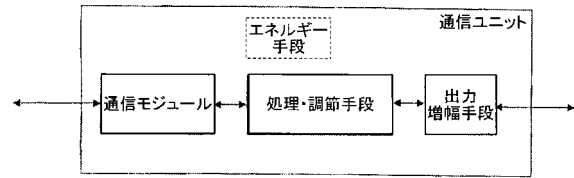
【図3】



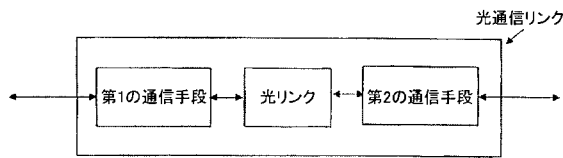
【 図 4 】



【 図 6 】



【 図 5 】



【 手続 補正書 】

【 提出日 】 平成21年11月13日 (2009.11.13)

【 手続 補正 1 】

【 補正対象書類名 】 特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】 全文

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 特許請求の範囲 】

【 請求項 1 】

患者体内の生理的状态を測定すると共に測定されたデータを外部装置に提供する生理的状态センサが遠位端に設けられるセンサワイヤを備える測定システムであり、

前記センサワイヤの近位端に接続されるように構成される送受信部と、

前記外部装置と接続して配置される通信部とを備え、

前記送受信部は、測定されたデータを前記外部装置に転送するために、通信信号を用いて前記通信部と通信するように構成され、前記測定されたデータを含む前記通信信号は、前記送受信部によって生成され、出力信号として転送され、前記通信部は、前記外部装置の規格入出力コネクタに接続されると共に確立された規格または例えばB P 2 2またはU S Bなどの確立された規格の関連部に従って外部装置と通信するように配置される測定システムにおいて、

前記送受信部と前記通信部との間に配置される物理光通信リンクを更に備え、

前記通信信号は、前記光通信リンクによって転送される光信号であり、

前記送受信部は、前記状態センサと、前記送受信部と、前記光通信リンクの遠位部とに電圧を印加するように構成されたエネルギー手段を備えることを特徴とする測定システム

。

【 請求項 2 】

前記光通信リンクは、前記送受信部からの電気信号を光信号にまたはその逆に変換するために前記送受信部への通信および前記送受信部からの通信を取り扱う前記送受信部に電氣的に接続される第1の通信手段を備えることを特徴とする請求項1に記載の測定システム。

【請求項3】

前記光通信リンクは、光信号を電気信号にまたはその逆に変換するために前記通信部への通信および前記通信部からの通信を取り扱う前記通信部に電氣的に接続される第2の通信手段を備えることを特徴とする請求項2に記載の測定システム。

【請求項4】

前記送受信部内の前記エネルギー手段は、前記光通信リンクの前記第1の通信手段に電圧を印加するように構成されることを特徴とする請求項2に記載の測定システム。

【請求項5】

前記光通信リンクの前記第2の通信手段には、前記通信部から電圧が印加されることを特徴とする請求項3に記載の測定システム。

【請求項6】

前記データのストリームは、データパケットの形態であることを特徴とする請求項1に記載の測定システム。

【請求項7】

前記送受信部と、前記通信部とは、前記光通信リンクを介した双方向通信を行う手段が設けられることを特徴とする請求項1に記載の測定システム。

【請求項8】

前記通信信号は、赤外線信号であることを特徴とする請求項1に記載の測定システム。

【請求項9】

前記光通信リンクは、発光ダイオードと、一体型高ゲイン光検知器とを備える光ケーブルであることを特徴とする請求項1に記載の測定システム。

【請求項10】

前記送受信部は、起動手段によって起動され開始されることを特徴とする請求項1に記載の測定システム。

【請求項11】

前記起動手段は、前記送受信部に配置される起動ボタンであることを特徴とする請求項10に記載の測定システム。

【請求項12】

前記起動手段は、前記送受信部および前記センサワイヤの近位端の雌コネクタおよび雄コネクタの対応する電気接触面間にそれぞれ電氣的接続が確立された際、前記送受信部を起動すると共に開始させることを特徴とする請求項10または11に記載の計測システム。

【請求項13】

前記送受信部は、前記センサワイヤの雄コネクタの導電面と接触する所定数の空洞接触面を含む絶縁空洞筐体を備える雌コネクタを備えることを特徴とする請求項1に記載の計測システム。

【請求項14】

前記雌コネクタの遠位端に、前記雌コネクタ内に前記雄コネクタを固定するための固定手段が設けられることを特徴とする請求項13に記載の計測システム。

【請求項15】

前記送受信部には、患者体内に挿入する間、前記センサワイヤを誘導する誘導手段が設けられることを特徴とする請求項13または14に記載の計測システム。

【請求項16】

前記送受信部は、前記センサワイヤから受信した信号をフィルタリングし、処理し、形式を合わせるように構成されるセンサ信号適合回路を備えることを特徴とする請求項1に記載のシステム装置。

【請求項 17】

前記センサ信号適合回路は、プログラブルセンサ調節手段と、較正部と、エネルギー手段と、出力増幅部とを備えることを特徴とする請求項 16 に記載の計測システム。

【請求項 18】

前記プログラブルセンサ調節手段は、PGA309プログラブルアナログセンサ調節器であることを特徴とする請求項 17 に記載の計測システム。

【請求項 19】

前記エネルギー手段は、バッテリー手段またはキャパシタ手段であることを特徴とする請求項 1 に記載の計測システム。

【請求項 20】

前記通信手段は、「未加工 (raw)」の計測されたデータの形態のセンサ値を受信し、所定の規格形式に従って前記外部装置に供給される前記計測されたデータを処理し調節するために前記データを処理・調節手段に与えるように構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の計測システム。

【請求項 21】

前記状態センサは、圧力センサであることを特徴とする請求項 1 に記載の計測システム。

【請求項 22】

前記圧力センサは、ピエゾ抵抗センサ、ピエゾ容量センサ、圧電センサ、または光センサであることを特徴とする請求項 1 に記載の計測システム。

【請求項 23】

前記センサは、温度センサであることを特徴とする請求項 1 に記載の計測システム。

【請求項 24】

前記センサは、電流センサであることを特徴とする請求項 1 に記載の計測システム。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0053

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0053】

光通信リンクは、送受信部へのまたは送受信部からの通信を取り扱う、つまり、送受信部からの電気信号を光信号にまたはその逆に変換する送受信部に電氣的に接続された第 1 の通信手段を備える。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0054

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0054】

また、光通信リンクは、通信部へのまたは通信部からの通信を取り扱う、つまり、通信部からの光信号を電気信号にまたはその逆に変換する通信部に電氣的に接続された第 2 の通信手段を備える。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0056

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0056】

光通信リンクは、少なくとも一つの市販の光カプラ、例えばヒューレット・パッカード社 (Hewlett Packard) 製の GaAsP 発光ダイオードと高ゲイン光検出

器を一体化する光結合ゲートである商品番号 6 N 1 3 7、H C P L 2 6 X X / 0 6 X X / 4 6 6 1 または H C N W 1 3 7 / 2 6 X 1、により実現される。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/SE2008/005011
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
IPC: see extra sheet 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: A61B, A61M, A61N		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
SE,DK,FI,NO classes as above		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
EPO-INTERNAL, WPI DATA, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP 1616521 A1 (RADI MEDICAL SYSTEMS AB), 18 January 2006 (18.01.2006), abstract --	1-24
A	US 20020173724 A1 (D.DORANDO ET AL), 21 November 2002 (21.11.2002), abstract --	1-24
A	EP 0712603 A2 (BECTON DICKINSON AND COMPANY), 22 May 1996 (22.05.1996), abstract --	1-24
A	US 20010021799 A1 (T.OHLSSON), 13 Sept 2001 (13.09.2001), abstract --	1-24
<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 "B" 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 29 April 2008		Date of mailing of the international search report 05 -05- 2008
Name and mailing address of the ISA/ Swedish Patent Office Box 5055, S-102 42 STOCKHOLM Facsimile No. +46 8 666 02 86		Authorized officer Lars Jakobsson /itw Telephone No. +46 8 782 25 00

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No. PCT/SE2008/050111
--

International patent classification (IPC)**A61B 5/0215** (2006.01)**A61M 25/01** (2006.01)**A61M 25/09** (2006.01)**Download your patent documents at www.prv.se**

The cited patent documents can be downloaded at www.prv.se by following the links:

- In English/Searches and advisory services/Cited documents (service in English) or
- e-tjänster/anförda dokument (service in Swedish).

Use the application number as username.

The password is **POILLBZOOO**.

Paper copies can be ordered at a cost of 50 SEK per copy from PRV InterPat (telephone number 08-782 28 85).

Cited literature, if any, will be enclosed in paper form.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No. PCT/SE2008/005011
--

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 0118835 A1 (ENDOSONICS CO.), 15 March 2001 (15.03.2001), abstract --	1-24
A	WO 9842253 A1 (RADI MEDICAL SYSTEMS AB), 1 October 1998 (01.10.1998), abstract -- -----	1-24

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

26/01/2008

International application No.

PCT/SE2008/005011

EP	1616521	A1	18/01/2006	SE	1616521	T3	
				DE	602004010245	D	00/00/0000
				JP	2006026406	A	02/02/2006
US	20020173724	A1	21/11/2002	CA	2446986	A	28/11/2002
				EP	1392160	A	03/03/2004
				EP	1800597	A	27/06/2007
				JP	2004528920	T	24/09/2004
				US	6585660	B	01/07/2003
				WO	02094339	A,B	28/11/2002
EP	0712603	A2	22/05/1996	CA	2159854	A,C	22/05/1996
				JP	3782494	B	07/06/2006
				JP	8299286	A	19/11/1996
				US	5568815	A	29/10/1996
US	20010021799	A1	13/09/2001	AU	4446200	A	17/11/2000
				EP	1163876	A	19/12/2001
				JP	2001309897	A	06/11/2001
				SE	0000778	D	00/00/0000
				US	6488530	B	03/12/2002
WO	0118835	A1	15/03/2001	CA	2384160	A	15/03/2001
				EP	1221170	A	10/07/2002
				JP	2003509092	T	11/03/2003
				US	6265792	B	24/07/2001
WO	9842253	A1	01/10/1998	AU	3366797	A	14/01/1998
				DE	69820043	D,T	26/08/2004
				EP	0907313	A	14/04/1999
				EP	0973438	A,B	26/01/2000
				ES	2212276	T	16/07/2004
				IL	127734	D	00/00/0000
				JP	3679419	B	03/08/2005
				JP	2000512847	T	03/10/2000
				JP	2001517993	T	09/10/2001
				SE	9701107	D	00/00/0000
				US	6248083	B	19/06/2001

フロントページの続き

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 5/00 1 0 1 M

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, 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, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, 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, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

【要約の続き】

エネルギー手段を更に備える。