

(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2009-504357
(P2009-504357A)

(43) 公表日 平成21年2月5日(2009.2.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
A61B 5/00 (2006.01)	A61B 5/00 101M	4C017
A61B 5/0408 (2006.01)	A61B 5/04 300J	4C027
A61B 5/0478 (2006.01)	A61B 5/04 R	4C117
A61B 5/0492 (2006.01)	A61B 5/00 101H	
A61B 5/04 (2006.01)	A61B 5/02 331C	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全20頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2008-527278 (P2008-527278)
 (86) (22) 出願日 平成18年8月18日 (2006.8.18)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年4月17日 (2008.4.17)
 (86) 国際出願番号 PCT/CA2006/001358
 (87) 国際公開番号 W02007/022620
 (87) 国際公開日 平成19年3月1日 (2007.3.1)
 (31) 優先権主張番号 11/207,705
 (32) 優先日 平成17年8月22日 (2005.8.22)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

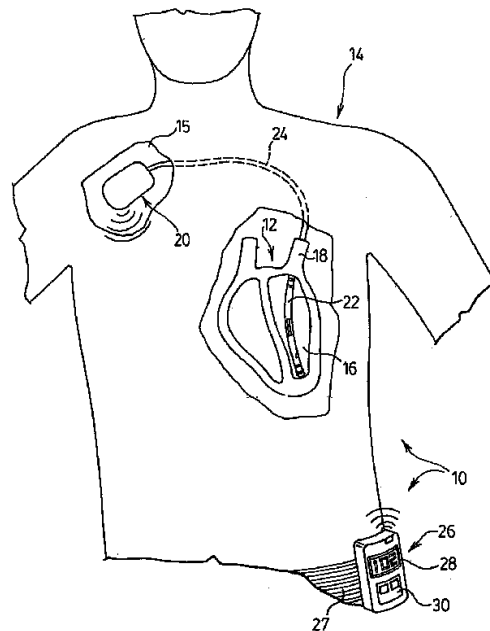
(71) 出願人 508054806
 サイセンス インコーポレイテッド
 SCISENSE INC.
 カナダ, エヌ6イー 3エー1 オンタリオ州, ロンドン, ホワイト オーク ロード 3397, ユニット 3
 Unit 3, 3397 White Oak Road, London, Ontario N6E 3A1, Canada
 (74) 代理人 110000338
 特許業務法人原謙三国際特許事務所
 (72) 発明者 ブラウフ, ピーター
 カナダ, エヌ5ズイー 4ビー1 オンタリオ州, ロンドン, デヴェロン クレセント 34

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 埋め込み型送信機

(57) 【要約】

観察システムは、心臓の心室、好ましくは左心室(LV)内の圧力および容積の両者を継続的に測定することによって、生物における心臓の観察を可能にすることを提供する。圧力および容積の測定値は、1つの感知チップを用いて取得され、受信装置へ無線で送信するために送信装置へと送信される。そこで、圧力および容積の測定値は、心臓を観察するために用いられる。また、システムには、観察するための更なるデータを提供するために、圧力および容積の測定値と共に送信することができる温度測定値を組み入れてもよい。また、システムは、圧力測定値から心電図(ECG)シグナルを抽出してもよい。これは、心拍出量の拍動状態による収縮および、病状または治療によってもたらされる変化を測定するために用いることができる4つのシグナルまでの観察を可能にする。また、システムは、コンパクト設計に加え、取得サイクル毎に供給される電力を減少し、且つ、送信装置の稼働寿命を延ばす、エネルギー節約タイミング構想を組み入れてもよい。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生物の心臓を観察する方法であって、

上記心臓の心室内に、圧力感知装置および容積感知装置を含んでいる感知チップを配置する工程と、

上記圧力感知装置および上記容積感知装置を用いて、上記心室内の圧力測定値および容積測定値をそれぞれ求める工程と、

上記測定値を送信装置へ伝える工程と、

上記心臓を観察するために用いられている、上記測定値の電気的表現を無線で受信装置へ送信する工程と、を含む方法。

【請求項 2】

上記送信装置は、上記心臓の外側に配置されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

上記心臓の健康状態を示すデータを生成するために、上記電気的表現を分析する工程をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

上記データは上記電気的表現に基づいて算出された指数であることを特徴とする請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

上記データは上記受信器に表示されることを特徴とする請求項 3 に記載の方法。

【請求項 6】

上記感知チップは、上記心室の長手方向軸の全長に沿って、実質的に伸びることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

上記圧力感知装置は、上記感知チップ上に配置されたピエゾ抵抗偏向センサを含んでおり、上記圧力測定値は上記センサの撓みによって感知されていることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

上記容積感知装置は、上記心室を介して電気的なシグナルを送信および受信する第 1 の電極対を備えており、上記第 1 の電極対は上記感知チップにおける反対側の端であり、上記圧力感知装置の側面に位置している装置であって、

内部電極対のうち少なくとも 1 つの電極は、上記容積測定値を得るための第 1 の電極対によって送信および受信上記電気的なシグナルを感知する電極であり、内部電極対のうち少なくとも 1 つの上記電極は、上記圧力感知装置の側面に位置し、上記第 1 の電極対の 1 つと、上記圧力感知装置との間に配置されていることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

上記送信装置は、上記生物の一部に埋め込まれることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

上記電気的表現をコンピュータデバイスに送信する工程をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

上記送信装置は、継続的な観察を可能にする供給エネルギーを得ることによって操作することを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 12】

温度感知装置を用いて内部温度測定値を得る工程と、上記温度測定値を上記送信装置へ伝える工程と、上記温度測定値の電気的表現を上記受信装置へ送信する工程と、を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 1 3】

上記容積測定値の伝導性部分から、上記心電図測定値を含んでいる上記容積測定値のノイズ部分を分離するために上記容積測定値を調節することによって、上記容積測定値から心電図測定値を得る工程と、上記ノイズ部分から上記心電図測定値を抽出する工程と、を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 1 4】

生物の心臓を観察するためのシステムであって、

圧力感知装置および容積感知装置を備え、上記心臓の心室内に配置されて心室中を伸びており、上記圧力感知装置は上記心室の圧力測定値を取得し、上記容積感知装置は上記心室の容積測定値を取得し、上記測定値を送信するように適応された感知チップと、

上記感知チップから上記測定値を受信し、当該測定値の電気的表現を無線で送信する送信装置と、

上記心臓を観察するために用いられる上記電気的表現を受信する受信装置と、を含むことを特徴とするシステム。

10

【請求項 1 5】

上記送信装置は、上記心臓の外側にあることを特徴とする請求項 1 4 に記載のシステム。

【請求項 1 6】

上記心臓の健康状態を示すデータを生成するために、上記電気的表現を分析する上記受信装置と接続する処理装置をさらに含むことを特徴とする請求項 1 4 に記載のシステム。

20

【請求項 1 7】

上記データは、上記電気的表現に基づいて上記処理装置によって算出された指数であることを特徴とする請求項 1 6 に記載のシステム。

【請求項 1 8】

上記受信装置は、上記データを表示するディスプレイを備えていることを特徴とする請求項 1 6 に記載のシステム。

【請求項 1 9】

上記感知チップは、上記心室の長手方向軸の全長に沿って伸びていることを特徴とする請求項 1 4 に記載のシステム。

【請求項 2 0】

上記圧力感知装置は、上記感知チップ上に配置されるピエゾ抵抗偏向センサを含んでおり、上記圧力測定値は上記センサの撓みによって感知されていることを特徴とする請求項 1 4 に記載のシステム。

30

【請求項 2 1】

上記容積感知装置は、上記心室を介して電気的なシグナルを送信および受信する第 1 の電極対を備えており、上記第 1 の電極対が上記感知チップにおける反対側の端であり、上記圧力感知装置の側面に位置している装置であって、少なくとも内部電極対の 1 つは、上記容積測定値を得る上記第 1 の電極対によって送信および受信される上記電気的なシグナルを感知しており、上記第 1 の電極対の 1 つは上記圧力感知装置の側面に位置し、上記第 1 の電極対の 1 つと上記圧力感知装置との間に配置されていることを特徴とする請求項 1 4 に記載のシステム。

40

【請求項 2 2】

上記送信装置は、上記生物の一部に埋め込まれることを特徴とする請求項 1 4 に記載のシステム。

【請求項 2 3】

上記生物はヒトであり、上記送信装置は鎖骨近傍に埋め込まれることを特徴とする請求項 2 2 に記載のシステム。

【請求項 2 4】

上記電気的表現をアナログ・デジタルからアナログに変換するために用いられるアナログ・デジタル変換器を備えていることを特徴とする請求項 1 4 に記載のシステム。

50

【請求項 25】

上記受信装置から上記電氣的表現を受信するコンピュータデバイスをさらに備えていることを特徴とする請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 26】

上記送信装置は、継続的な観察を可能にする供給エネルギーを得ることを特徴とする請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 27】

内部温度測定値を得る温度感知装置を備えており、上記温度測定値を上記送信装置へ伝え、上記温度測定値の電氣的表現を上記受信装置へ送信していることを特徴とする請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 28】

上記処理装置は、上記伝導性シグナルの伝導性部分から心電図測定値を含んでいる上記伝導性シグナルのノイズ部分を分離するために上記容積測定値を調節し、上記ノイズ部分から上記心電図測定値を抽出することによって、上記容積測定値から上記心電図測定値を取得することを特徴とする請求項 15 に記載のシステム。

【請求項 29】

心臓内の心電図シグナルを取得する方法であって、
生物における心室から、上記心室の容積を示す伝導性シグナルを測定する工程と、
上記伝導性シグナルの伝導性部分から上記心電図シグナルを含む上記伝導性シグナルのノイズ部分を分離するための上記伝導性シグナルを調節する工程と、
上記ノイズ部分から上記心電図シグナルを抽出する工程と、を含むことを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、データ取得システムに関し、より詳しくは生物の心臓からデータを取得することに関する。

【0002】**〔背景技術〕**

心臓研究の分野において、心臓効率を測定するための標準試験として圧力容積グラフがある。この試験は、心収縮時および拡張時における左心室(LV)の室内圧力および室内容積に関するものである。圧力値および容積値は、ポンプシステムにおける効率を定量化するために重要であり、当該システムの容積効率を測定するために用いることも可能である。病気の進行の定量化、および治療の効果を測定することによって、心臓効率は心臓病を研究するための有用な測定となる。

【0003】

近年、心臓病の研究およびヒトの心臓病をモデル化するための手段として、一般的に、遺伝子組換えマウスが広く利用されている。主に、LVデータはLVに挿入されるカテーテルを用いて測定する。カテーテルとは、主に、血圧および血液量を測定するための分離装置を有している。麻酔を投与されたマウスから採取したデータを用いているためにいくつかの問題点があり、最も注目すべきは、麻酔を投与された検体から採取した心臓血管のデータは、自由に動き回っている検体から採取した心臓血管のデータとは明らかに異なるということである。

【0004】

自由に動き回っている検体から得られた心臓血管のデータを測定するためには、検体が活発であるときに操作可能であり、処理するために検体の体外へデータを送信することが可能である埋め込み装置が必要である。この要求にはいくつかの設計上の問題があり、とりわけ、サイズおよびバッテリーの寿命が問題となる。特に、縮小されたサイズでは、より少ない侵襲性装置を提供し、より長いバッテリー寿命では、装置を交換または再充電するために要求される外科手術の回数を減少させる。外科手術のための度重なる外傷および

10

20

30

40

50

手術費用を減らす必要性は、生体移植体におけるバッテリー寿命を延長させる必要性を駆り立てている。ヒトに利用を拡大する際に、これらの関心は高まる。

【0005】

生物試験において、生理的圧力を測定するために開発されている数多くの装置があり、例えば、このような装置として、米国特許第4,796,641号、第4,846,191号、および第6,033,366号に開示されている。これらの装置は、例えば、動脈のような生理的圧力を有する試験領域へ挿入される、圧力センサを有するカテーテルを含む。センサは、圧力送信流動体によって満たされた圧力送信カテーテルを含む。圧力変換器は、試験領域の外側へ送信可能な生理的圧力における変動を示す、電圧シグナルを供給するために液体と通じている。これらの装置は圧力測定に関するのみであり、カテーテルに満たされた液体の使用は好ましくない周波数特性を引き起こし、頭部圧力作用を示す可能性もある。

10

【0006】

その他の装置として、例えば、米国特許第6,409,674号では、生物検体におけるLV内壁へ固定されている埋め込み式センサを提供している。このセンサは、心臓内部からデータを取得し、外部データ受信機へ送信するものである。この装置は、単一パラメータを測定することのみに関連しており、具体的には、圧力測定を説明するものである。

【0007】

より広範囲な心臓血管のデータを取得するために、埋め込み可能なデータ取得装置の必要性があり、そのような装置は最低限の侵襲性であり、延長されたバッテリー寿命を有する必要がある。

20

【0008】

したがって、少なくとも上記課題の一つを防ぐか、または軽減することを本発明の目的とする。

【0009】

〔本発明の概要〕

一実施形態において、本発明は、心臓の心室内を通過して伸び、圧力感知装置および容積感知装置を備えている感知チップを配置する工程と、圧力感知装置および容積感知装置を用いて、心室内の圧力測定値および容積測定値をそれぞれ求める工程と、送信装置へ測定値を伝える工程と、心臓を観察するために用いている測定値の電気的表現を受信装置へ無線で送信する工程とを含んでいる、生物の心臓を観察するための方法を提供する。

30

【0010】

別の実施形態において、本発明は、心臓の心室内に配置され、それを通過して伸びている感知チップを含んでいる生物の心臓を観察するためのシステムを提供するものであり、感知チップは、心室内の圧力測定値を得るために導入された圧力感知装置、および心室内の容積測定値を得るために導入された容積感知装置を含み、これら測定値を送信するために備えられており、感知チップから測定値を受信し、測定値の電気的表現を無線で送信するために送信装置と、心臓を観察するために利用されている電気的表現を受信するための受信装置とを備えている。

【0011】

さらに別の実施形態において、本発明は、生物の心室から得られる心室内の容積を表わす伝導性シグナルを測定する工程と、伝導性シグナルの伝導性部分から、心電図シグナルを含む伝導性シグナルのノイズ部分を分離するために、伝導性シグナルを処理する工程と、ノイズ部分から心電図シグナルを抽出する工程とを含む、心臓内の心電図シグナルを求める方法を提供する。

40

【発明の詳細な説明】

【0012】

本発明に係る一実施形態について、図に基づいて詳細に説明する。

【0013】

図1によれば、無線心臓血管データ取得システムの一実施形態は、通常、番号10に示される。システム10は、身体14内に位置する心臓12の生理的パラメータを測定する

50

働きをする。心臓 1 2 および身体 1 4 は、例えば、遺伝子組換えマウスまたはヒトのような生物の一部を形成する。心臓 1 2 は心室を有しており、この図の例においては、心臓弁 1 8 を経由して身体 1 4 と通じる部分である左心室 (L V) 1 6 を示す。感知チップ 2 2 は、心臓弁 1 8 を介して挿入されることによって L V 1 6 内に配置されており、本実施形態においては心臓 1 2 の外側である身体 1 4 の部位 1 5 に埋め込まれる送信装置 2 0 と繋がる通信路 2 4 を有している。図 1 に示す例では、部位 1 5 は身体の鎖骨近傍にある。送信装置 2 0 が配置される位置は、特に限定されず、例えば、心臓 1 2 または心室 (例えば、 L V 1 6) 内に設計されるように配置してもよい。

【 0 0 1 4 】

本実施形態において、送信装置 2 0 は、身体 1 4 の外側のベルト 2 7 に取り付けられている受信装置 2 6 へ、無線でデータを送信する。受信装置 2 6 は、図 1 に示すようにスクリーン 2 8 にデータを表示してもよいし、いろいろなデータをスクロールするためにキーパッド 3 0 を具備してもよい。図 2 にはシステム 1 0 の概略図を示す。

10

【 0 0 1 5 】

図 2 に示すように、通信路 2 4 は、感知チップ 2 2 によって取得されたデータを、送信装置 2 0 内の送信処理モジュール 3 2 へ伝えている。送信装置 2 0 は、送信機 3 6 を備えており、バッテリー 3 4 からエネルギーを得ることによって電力が供給されている。バッテリー 3 4 の使用は、目的を説明するために過ぎず、送信装置 2 0 に電力を供給する手段としては、特に限定されるものではなく、例えば、パワースカベンジング (power scavenging) (環境エネルギーを電力に変換する) 、または R F 送電 (高周波シグナルを介して、外部の電源から送信装置 2 0 へ送信されるエネルギー) 等を用いてもよい。

20

【 0 0 1 6 】

送信処理モジュール 3 2 は、身体 1 4 に埋め込まれることが好ましい。そのため、送信機 3 6 を介するシグナル送信は、外気に到達する前に身体組織を通り抜けなくてはならない。様々な身体構成要素による R F シグナルの減弱化は、主として高周波数に依存している。したがって、送信機 3 6 は、自身が送信するシグナルの減弱化を最小限にするように選択する必要がある。一般的に、低周波数は、周波数を下げて、浸透深度を大きくしてからシグナルを送信することが好ましい。しかしながら、周波数を下げると、受信側においてより高い波長およびより長いアンテナを要する。したがって、送信機 3 6 は個々の用途に応じて、これら条件のバランスを保つように選択されればよい。このようなバランスを保つことができる周波数としては、40 MHz であることが好ましい。また、送信機 3 6 によって消費される電力は、受信側においてエネルギーを貯蔵すると同時に、消費電力を正確に検出することができるように考慮されてもよい。

30

【 0 0 1 7 】

送信装置 2 0 は、受信機 4 0 を介して受信装置 2 6 に無線で送信する。受信装置 2 6 は、送信装置 2 0 から受信したデータを処理するための、受信処理モジュール 3 8 を有している。受信装置 2 6 は、バッテリー 4 2 または、適用可能な A C および D C 電源 (図示しない) によって電力を供給される。受信装置 2 6 は、感知チップ 2 2 によって取得した測定値の電氣的表現を供給する一連のシグナル (4 4 ~ 5 0) を有しており、圧力シグナル 4 4 、容積シグナル 4 6 、温度シグナル 4 8 、および心電図 (E C G) シグナル 5 0 を含んでいる。

40

【 0 0 1 8 】

図 2 によれば、これらシグナルは受信処理モジュール 3 8 の外側にあるように示しており、このシグナルに接続されるアナログ・デジタル (A / D) コンバータ 5 4 を有している外部のコンピュータデバイス 5 2 と送信可能なように接続されている。しかしながら、A / D コンバータ 5 4 は、受信処理モジュール 3 8 または送信処理モジュール 3 2 のどちらかに内蔵されていてもよい。また、コンピュータデバイス 5 2 は、例えば、受信処理モジュール 3 8 によってもたらされる処理能力に相当するものと置き換えてもよい。受信装置 2 6 およびコンピュータデバイス 5 2 および / または A / D コンバータ 5 4 間の通信可能な繋がりには、例えば、ブルートゥーステクノロジーを用いるように、配線で接続しても

50

、無線でチャンネルを接続してもよい。

【0019】

受信装置26の内側または外側にあるコンピュータデバイス52としては、データを取得し、受信処理モジュール38と接続することができる装置である限り、特に限定されない。図2に示すように、本実施形態におけるコンピュータデバイス52は標準的なパーソナルコンピュータ(PC)であり、モニター、中央演算処理装置(CPU)、キーボード、およびマウスを備えている。

【0020】

図3では、感知チップ22をより詳細に示している。感知チップ22は、心臓弁18を通り抜けて配置し易くするために、末端70が丸みを帯びている。本実施形態において、感知チップ22の周囲を取り巻いている身体の基部に近い電極62および末端部の電極60は、内部電極対64,66、圧力感知装置68、および体温感知装置69の側面に位置している。電極60,62,64,および66は、LV16における血液量を測定するために用いられており、本明細書においては、容積感知装置67としてまとめて説明する。身体の基部に近い電極62はシグナルを送信し、末端部の電極はLV16の電界を作り出すために同じシグナルを受信する。内部電極64,66は、LV16の血液量を表示する伝導測定を行なうために電界を感知する。理論上は、内部電極64,66は“レジスター”のどちらかの側面上に測定プローブとしてモデル化することができる。この“レジスター”では、LV16における血液の抵抗性を表わしている。また、内部電極64,66は、“レジスター”全域で電位を測定するように配列される。容積測定値および/または容積シグナルは、伝導性測定値および/または伝導性シグナルそれぞれとしてみなされてもよく、この名称は置き換えてもよい。

10

20

【0021】

圧力感知装置68は、LV16における血圧を感知するために用いられる。また、身体14の体温は、実質的には全身一定に保たれているので、体温感知装置69はこの身体14の体温を感知するために用いられる。体温感知装置69は、サーミスタ(thermistor)または同等の構成から成ることが好ましい。容積感知装置67、圧力感知装置68および体温感知装置69は、通信路24を介して送信装置20へデータを送信している。そのため、一般的には、感知チップ22から送信装置20へデータを送信することができるように、通信路24は多数の配線を有している。通信路24の長さは、心臓12に対する送信装置20の位置によって決まる。

30

【0022】

図3では、体温感知装置69が感知チップ22の一部として示している。しかしながら、体温感知装置69は、身体14の内部温度を測定することが可能であるならば、配置される場所は特に限定されず、心臓12の内側であっても外側であってもよい。

【0023】

図4aおよび図4bでは、感知装置22の一実施形態を示す。感知装置22の相対方向は、説明の便宜のために強調して示しているに過ぎない。圧力感知装置68としては、圧力を感知することが可能である限り限定されるものではない。本実施形態においては、圧力感知装置は圧電抵抗偏向センサを含んでおり、具体的には、感知装置22の枠に取り付けられている基底部位82を有する片持ち梁式センサ梁80である。感知装置22における基底枠85では、片持ち梁式センサ梁80の基部が外圧を受ける可能性があり、チップ枠86では、片持ち梁式センサ梁80のチップが外圧を受けることがある。密封層88は、片持ち梁式センサ梁80を周囲の環境との直接的な接触から妨げている。しかしながら、密封層88は循環血液の圧力における変動によって、片持ち梁式センサ梁80に撓みをもたらすための外圧を受け入れる。図4bでは、感知装置67,68,69から通信路24へと通る電気配線を示す。

40

【0024】

片持ち梁式センサ梁80の実装は図5に概略的に示す。この図に示すように、撓みゲージセンサ上に2つのレジスター R_{x1} および R_{x2} が実装されている。片持ち梁式センサ

50

梁 80 が圧力を受けることによって屈曲するとき、これらレジスタの抵抗は反対方向に変化する。すなわち、1つのレジスタの抵抗は、もう1つのレジスタの抵抗が減少すると同時に増加する。結果として、付随する電子回路は、シングルエンド構造と比較して、より高いノイズ比へのシグナル (SNR) を供給する全く異なる構造に設計してもよい。

【0025】

圧力感知装置 68 として好ましい形態を以下に示すが、これに限定されるものではない。すなわち、各レジスタ R_{x1} および R_{x2} の公称抵抗値は 10,000 オーム、70 ~ 80 のゲージファクター、レジスタ製作時の合計許容誤差は + / - 10 ~ 15 %、レジスタ間の最大抵抗値誤差は 2.4 %、抵抗の温度係数は + 5 % / 100 °F、および放電破壊電圧は 20 V である。

10

【0026】

これら模範的な規格は、主に、これらが圧力感知装置 68 にとって非理想的であってもよいことを説明する。圧力感知装置 68 はこれらの回路を設計するときに扱われるのが好ましい。例えば、プロセス変動のため、 R_{x1} および R_{x2} レジスタは、すべての算定において等しくはない。これは、出力時に補正を引き起こす可能性がある。さらに、 R_{x1} および R_{x2} レジスタの抵抗は温度依存性パラメータであるため、抵抗温度係数 (TCR) は誤差による補正を引き起こし得る。したがって、たとえ当該補正が或る温度において取り消されるとしても、それが他の温度においてゼロにならないこともある。最終的に、ゲージファクターの温度係数 (TCGF) は、圧力感知装置 68 の温度依存性を増加させる。

20

【0027】

上述のパラメータは、主に測定誤差に起因する。結果として、圧力感知装置 68 の出力には、いくつかの補正エラーがあり、温度に依存することになり得る。上述のパラメータの補正をするために、主にシグナル調節構想が利用される。図 5 において示される例、2つの電源 I_1 および I_2 によって抵抗変動を測定するために用いるホイートストン・ブリッジ構造を示す。

【0028】

上述したように、 R_{x1} および R_{x2} は心臓の収縮機能または、同等に血圧の機能のように反対方向に変化する。すなわち： $R_{x1} = R_{01} (1 + GF \cdot x)$ および、 $R_{x2} = R_{02} (1 + GF \cdot x)$ である。なお、式中 R_{01} および R_{02} は、ゼロ収縮時のセンサ抵抗であり、GF は圧力感知装置 68 のゲージファクターであり、 x は収縮である。2つの電源 I_1 および I_2 はブリッジを満たすものであり、図 5 に示すような送信処理モジュール 32 に組み込まれることが好ましい。抵抗の誤差、TCR、および TCGF を相殺するために、下記の数式を適用してもよい。すなわち： $R_{01} I_{02} - R_{01} I_{01} = 0$ ；および、 $TCI = - (TCR + TCGF)$ である。なお、式中 TCI は電源の温度係数を示すものであり、 R_{01} および R_{02} は基準温度における抵抗値を示す。また、 I_{01} および I_{02} は基準温度における2つの電源の電流を示す。送信処理モジュール 32 を実装するために用いられる技術としては、電源を実装することが可能であれば、温度係数は特に限定されない。また、電源は、最低限の供給電圧感度を有するように設計されることが

30

40

【0029】

図 6 は、送信処理モジュール 32 のブロック図を示す。送信処理モジュール 32 は、タイミング制御装置 94 に制御される感知ブロック 90 および送信ブロック 92 を含む。送信処理モジュール 32 と接続されるバッテリー 34 は、スイッチ 96 によって制御されてもよい。バッテリー 34 としては、適用可能なサイズの小型バッテリーであり、可能な限り長いバッテリー寿命があることが好ましい。適用可能なバッテリーとしては、180 mAh の寿命を有し、重量が 2.3 g、1.5 V dc、および容積が 0.57 cc である。スイッチ 96 としては、例えば、バッテリー 34 から送信処理モジュール 32 への主要電力供給を制御することが可能な装置を磁気または無線で制御されてもよい。タイミング制

50

御装置 94 とスイッチ 96 との間には電圧調整器があり、感知ブロック 90 および送信ブロック 92 を制御するためのタイミング制御装置 94 へ調節された電圧を供給する。上述のバッテリーの条件を有しているのであれば、適応可能な調節電圧は 1 V 出力である。

【0030】

感知ブロック 90 では理想的でないセンサの補正をするために、圧力感知装置 68 (上述の電源 I_1 および I_2 を有する) のための電源ブロック 100 を備えており、圧力感知装置 68 のための温度補正の基準である。また、感知ブロック 90 は、電極 60 および 62 を用いて電界を発生させる伝導電源 102、および温度感知装置 69 のためのサーミスタ電流供給 104 を含む。なお、サーミスタ電流供給 104 は、電流の流出を最小限にするために高抵抗サーミスタを含むことが好ましい。これら電源 (100 ~ 104) からの出力は、通信路 24 を通って感知チップ 22 に送られる。

10

【0031】

感知装置 67、68、および 69 によって取得された測定値は、通信路 24 を通って感知ブロック 90 へ送り返される。温度シグナルは、増幅器 106 を通って、抽出および保持部 112 によって、送信のために抽出および保持される。同様に、圧力シグナルは、増幅器 110 を通って抽出および保持部 116 によって抽出および保持され、容積シグナルは、増幅器 108 を通って抽出および保持部 114 によって抽出および保持される。増幅器 106、108、および 110 はシグナルの忠実度を促進するために用いられることが好ましい。抽出および保持部 112、114、および 116 では、タイミング制御装置 94 が感知ブロック 90 から送信ブロック 92 へと電力を切り替える間、シグナルサンプルを保持する。

20

【0032】

送信ブロック 92 はマルチプレクサ 118 および電圧制御発振器 (VCO) 120 を有する。マルチプレクサ 118 は、抽出および保持部 112 ~ 116 からサンプルを読み取り、VCO 120 によって送信のためのシグナルを配列する。例えば、マルチプレクサ 118 は、送信する順序にシグナルを配列してもよい。VCO 120 はアンテナ 121 と接続され、また図 2 に示す送信機 36 と共に構成される。VCO 120 としては、平均で $32 \mu A$ の電流を消費するコルピットタイプが適している。アンテナ 121 は、VCO 120 の周波数を決定する誘導原と平行して接続されることが好ましく、また、42 MHz の送信周波数を伴う FM 送信機のような役目を果たすことが好ましい。

30

【0033】

図 7 は、受信処理モジュール 38 のブロック図を示す。受信処理モジュール 38 は、受信装置 26 の受信機 40 と接続されるデマルチプレクサ 122 を備えている。デマルチプレクサ 122 は、送信機 36 によって送信され、受信機 40 によって受信されるシグナルを分離する。例えば、シグナルがアナログシグナルとして送信される場合には、デマルチプレクサ 122 は、受信したシグナルを個々のアナログシグナルに分離する。なお、本実施形態においては、3つの異なるシグナル、すなわち、温度シグナル 124、電圧シグナル 126、および容積シグナル 128 を備えている。温度シグナル 124 は、温度出力 48 として速やかに利用することが可能であり、電圧シグナル 126 は、コンピュータデバイス 52 へのさらなる処理および / または送信のために圧力出力 44 として速やかに利用することが可能である。また、受信処理モジュール 38 は、例えば、表示のために、シグナル 124、126、および 128 を処理および分析するための内部構成材をさらに備えてもよい。さらに、受信処理モジュール 38 は、心臓の健康状態の異常を携帯する受信装置 26 に知らせるために、警報装置またはその他の装置を含んでもよい。また、ディスプレイ 28 は、心臓のパラメータまたは心臓の健康状態を表わす算出された指数を出力するための付加的な処理と共に用いられてもよい。

40

【0034】

容積シグナル 128 は、緩衝装置 129 を通って送られ、容積出力 46 として利用することが可能である。また、容積シグナル 128 は、ECGシグナルを抽出する更なる処理をする ECG 処理ブロック 130 で保存されてもよい。ECG 処理ブロック 130 の予備

50

シグナルは、元のシグナルのインテグリティを保存している間、シグナルを操作することができるアナログ・デジタル(A/D)コンバータ132を用いて変換されることが好ましい。例えば、受信されたシグナルが既にデジタルシグナルに変換されている場合には、A/Dコンバータ132は必ずしも必要ではない。A/Dコンバータ132は、2つの同一の出力を有しており、その1つはデジタルシグナルプロセッサ(DSP)134にインプットされる。DSP134は、容積シグナルからECGシグナルを取り除くために用いられており、複雑なシグナル処理を可能にする。ECGシグナルの抽出については、後で詳細に説明する。

【0035】

DSP134から発生するシグナルは、変換器136によって変換される。また、変換器136はDSP134の一部であってもよい。A/Dコンバータ132から得られるその他の出力は、緩衝装置138によって一時的に蓄えられ、変換されたシグナルおよび緩衝されたシグナルは、ECG出力45として利用することが可能なECGシグナル142を生成するために、積算ブロック140において積算される。緩衝装置138は加工していない容積シグナルの共時性、およびデジタル処理で操作されるバージョン(例えば、DSP134によって)を維持するために用いられる。DSP134によって課された遅れは、積算ブロック140における合計値の結果を異なる作用をもたらすこともある。積算ブロック140では、2つの容積シグナルを積算しており、そのうちの1つのシグナルが変換されてから、容積シグナルの伝導性部分が取り除かれ、もう1つのシグナルはECGシグナル142に相当する。

10

20

【0036】

感知ブロック90および送信ブロック92は電力を保存するために、タイミング制御装置94を用いて選択的に電力が供給される。図8に示すタイミング図は、タイミング制御装置94における制御を説明している。区間Tは、測定および送信を含むシステム10の全体を観察するサイクルを示す。具体的に、 T_1 では必然的な測定、抽出、および保持シグナルを得るための電力が供給される感知ブロック90における区間を示し、 T_2 では送信装置20から受信装置26へデータの送信を行なうための電力が供給される送信ブロック92における区間を示す。

【0037】

例えば、2kHzの抽出率では、データを抽出および送信するために区間Tは500 μ sとなる。例えば、取得区間 T_2 が20 μ sであり、転送区間 T_3 が50 μ sである場合には、感知ブロック90または送信ブロック92が待機している各サイクルの間は430 μ sである。タイミング制御装置94では、感知ブロック90または送信ブロック92どちらかを選択的に電源をオフにするためにタイミング構想を用いている。すなわち、バッテリー寿命を延長させるために、待機電力を使用しないということである。

30

【0038】

このような電力節約タイミング構想を用いることによって生じるもう1つの利益とは、すなわち、ノイズの低減である。送信ブロック92が電力を供給されない間、感知ブロック90には電力が供給されるため、送信機36はシグナル調節によって発生したノイズに影響を受ける可能性が低い。反対に、感知回路(感知ブロック90)では、送信機36から発生するノイズの対象ではない。 T_3 として示す10 μ s区間では、1つの区間の終わりとの次の区間の始まりとの間に存在する区間であり、如何なる回路も必要な安定化を可能にする。

40

【0039】

したがって、主に送信ブロック92ではデータが集積できていないことからデータを送信することができないため、感知ブロック90が機能する間、電力を消費することになる。例えば、送信ブロック92において電力が必要でない間、電源が切られているのであれば、電力は消費されず、保存されることになる。同様に、主に感知ブロック90では送信機36が以前抽出したものを送信している間、如何なるデータも追加することがなく、その間電力を消費する必要がない。

50

【 0 0 4 0 】

図 9 は、サイクル T の全区間において、システム 1 0 によって行なわれる工程と、それに続く受信装置 2 6 による処理工程の一実施形態を示すフローチャートである。感知ブロック 9 0 では、電源が測定装置 6 7、6 8、および 6 9 に電力を供給し、また、測定値を求めることができるようにする電力を供給する。次に、これらの側定値を増幅し、抽出および保持する。その後、これらの工程間の時間差が上述した T₃ として示す区間にあるとき、感知ブロック 9 0 では電力を“オフ”にして、送信ブロック 9 2 では電力を“オン”にする。一度、送信ブロック 9 2 が電力を供給されれば、抽出および保持部 1 1 2 ~ 1 1 6 に貯蔵されるシグナルを取得することが可能となり、これら送信シグナルを組み合わせることもできる。本実施形態において、マルチプレクサ 1 1 8 は、特定の順次配列にシグナルを配列することによって操作することが好ましく、その配列とは、デマルチプレクサ 1 2 2 が受信側でシグナルを分離することを可能にするためのデマルチプレクサ 1 2 2 であることが知られている。

10

【 0 0 4 1 】

マルチプレクサ 1 1 8 は、“組み合わせられた”シグナルを受信装置 2 6 へ送信するためのアンテナ 1 2 1 を用いて、この“組み合わせられた”シグナルを V C O 1 2 0 へと送信する。この時点で、測定サイクルは一通り行なわれており、シグナルを、さらに処理および/または出力するために受信装置 2 6 へ続けて送信する。その後、送信装置 2 0 は、必要または要望に応じてこのサイクルを繰り返してよい。

20

【 0 0 4 2 】

受信装置 2 6 では、受信機 4 0 から“組み合わせられた”シグナルを受信する。シグナルは、その構成要素の中に分離される場であるデマルチプレクサ 1 2 2 へ送信される。温度シグナル 1 2 4 および電圧シグナル 1 2 6 は、それぞれ出力することも可能であり、受信処理モジュール 3 8 によるさらなる処理をしてもよい。容積シグナル 1 2 8 は緩衝され、容積出力 4 6 において出力されてもよく、また、E C G シグナル 1 4 2 を抽出し、E C G 出力を供給するために取得されてもよい。加工されていない容積シグナル 1 2 8 からの E C G シグナル 1 4 2 の抽出は、これと関連する図 7 において示すブロック図に基づいて、後で詳細に説明する。

【 0 0 4 3 】

上述したように、容積感知装置 6 7 を用いて得られた、伝導性または容積シグナル 1 2 8 は、E C G シグナル 1 4 2 を抽出するために用いられる。

30

【 0 0 4 4 】

容積感知装置 6 7 の電極を用いて得られた伝導性シグナルは、L V 1 6 における血液の伝導値、システムまたは条件において発生されるノイズ、および周囲の構成要素として取得される E C G シグナル 1 4 2 とから構成される。上述したように、本実施形態において加工されていないシグナルは、例えば、如何なるシグナル調節も受けていない、組み合わせられたアナログ波形として受信装置 2 6 へ集められ、送信される。組み合わせられたシグナルが受信装置 2 6 によって受信されるとき、個々の圧力、容積、および温度シグナル (1 2 4、1 2 6、および 1 2 8) は分離され、例えば、E C G 処理ブロック 1 3 0 における工程において、容積シグナル 1 2 8 を様々な要素に分離し始める。

40

【 0 0 4 5 】

伝導性の容積シグナル 1 2 8 は、電極 6 0、6 2 を用いて、心臓の尖端から頸動脈まで生成された電界の結果である。伝導性リングが心筋に接触するため、結果として生じた伝導性シグナルは E C G シグナルも運ぶ。シグナル調節、および周囲のノイズと E C G ノイズとを除去するためのフィルタリングを用いるためには、通常の方法をもちいればよく、伝導性の容積シグナルを抽出するため構成される。本実施形態において、シグナル調節は、伝導性シグナルを抽出するために E C G シグナルのノイズを除去するだけでなく、当該シグナルの導電性部分を取り除くために E C G シグナル 1 4 2 だけを個別に調節するために用いてもよい。その結果、E C G シグナル 1 4 2 は、L V 1 6 に追加装置を導入せずに集積することができる。したがって、感知チップ 2 2 は 1 つの装置によって、より詳細な

50

心臓病の評価を提供するために用いることができる。

【0046】

一旦、シグナルがECG処理ブロック130で取得されれば、受信処理モジュール38におけるA/Dコンバータ132は、加工されていないシグナルをデジタルシグナルへ変換し、ECGデジタルシグナルプロセッサ(DSP)および緩衝装置138のそれぞれへシグナルを送信する。一旦、それぞれのシグナルが処理されれば、それらは積算され、最終的にECGシグナル142が生成される。

【0047】

別の実施形態において、容積感知装置67は複数の内部電極リングを含んでおり、例えば、図10において示すように4つであってもよい。伝導性測定はLV16の全長に沿って送信することによって行なわれ、また各生物は異なるサイズの心臓12を有するため、最適な伝導性測定としては、多様な内部電極対を内蔵することが好ましい。図10は、図3において示したLV16を示す図である。この図では、破線によって示す、より小さな生物から得られたLV1016も同様に示す。電極164、166の対は、上述した内部電極対64,66と類似している。しかしながら、ここでは、感知チップ22は、電極対168,170,172,174、および176,178を含んでおり、これらは互いに徐々に近くなるように配置され、最も外側の電極対60,62の間に配置される。

10

【0048】

上述の実施形態において、電極リングとしては、送信リングとして選択的に操作する可能であればよいが、一般的に電極60は受信電極として維持されることがある。図10に示す実施形態において、電極170はLV1016のための送信電極として最適であるものが選択されていればよく、内部感知電極対は電極164および174を含んでいればよい。したがって、受信および感知電極の多様な構造は、例えば、LV16またはLV1016のような、LVのサイズに依存する最適な伝導性シグナル得るために選択的に選ぶことができる。

20

【0049】

したがって、システム10は心臓の心室、より好ましくはLV16における圧力および容積の両方を測定することによって、生物の心臓を観察することができる。圧力および容積の測定値は、1つの感知チップ22によって取得され、心臓を観察するために用いられる受信装置26へ無線で送信されるように送信装置20に伝えられる。また、システム10には、温度測定値を組み入れてもよく、容積および圧力測定値と共に送信することができる温度測定値は、心臓を観察するための更なるデータを提供する。また、システム10は、容積測定値からECGシグナルを抽出してもよい。これは、心臓の健康状態を判断するために用いることができる4つのシグナルまで観察することを可能にする。

30

【0050】

また、システム10は、コンパクト設計に加えて取得サイクル毎に必要なとされる電力を削減し、送信装置20の使用可能な寿命を増加させるエネルギー節約タイミング構想を取り入れてもよい。

【0051】

本発明は、特定の実施形態に基づいて説明しているが、様々な変更は、本発明の特許請求の範囲における趣旨として、本発明の精神と範囲から逸脱することのない技術的分野に見られる。

40

【図面の簡単な説明】

【0052】

【図1】図1は、無線心臓血管データ取得システムを示す図である。

【図2】図2は、図1のシステムを説明する概略図である。

【図3】図3は、図1において示す心臓部の拡大図である。

【図4a】図4aは、図2の圧力感知装置の一部を示す平面図である。

【図4b】図4bは、図4aに示す感知装置の線分B-Bにおける断面図である。

【図5】図5は、圧力感知装置の電気回路図である。

50

【図6】図6は、図2の送信処理モジュールの概略図である。

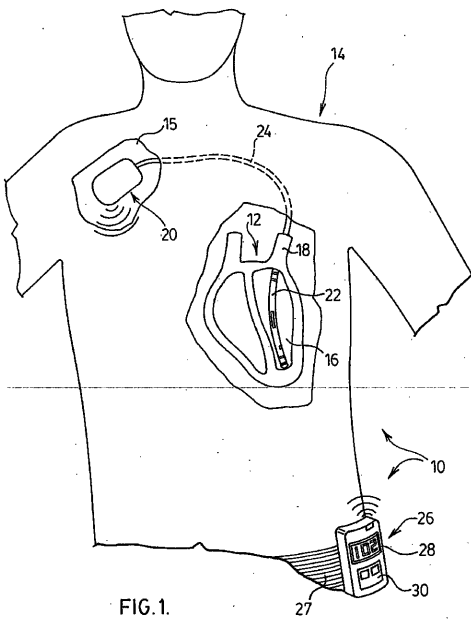
【図7】図7は、図2の受信処理モジュールの概略図である。

【図8】図8は、図6のタイミング制御装置のタイミング図である。

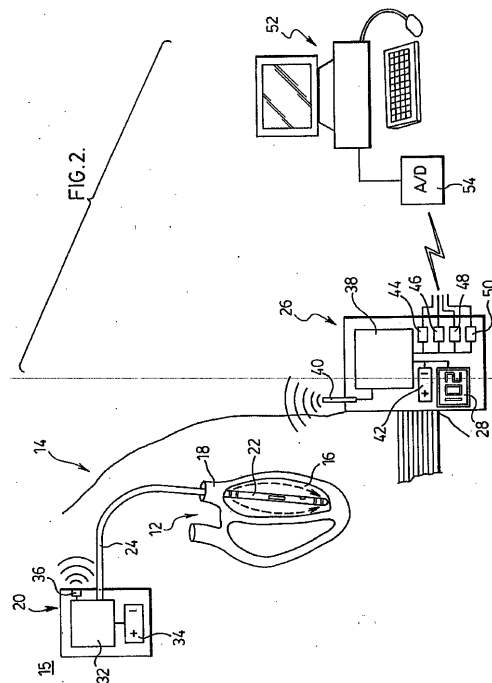
【図9】図9は、取得および送信サイクルを示すフローチャートである。

【図10】図10は、図3に示す感知チップにおける別の実施形態を示す図である。

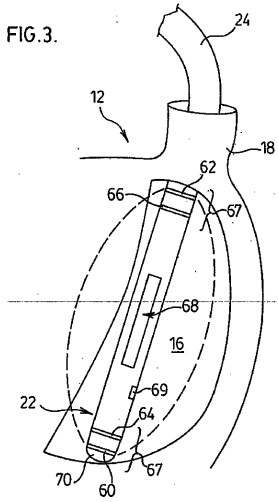
【図1】



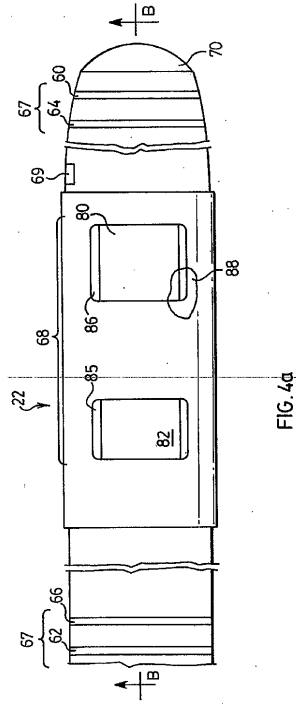
【図2】



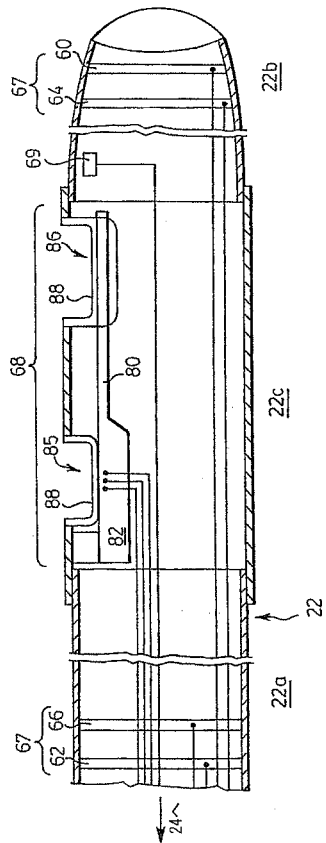
【 図 3 】



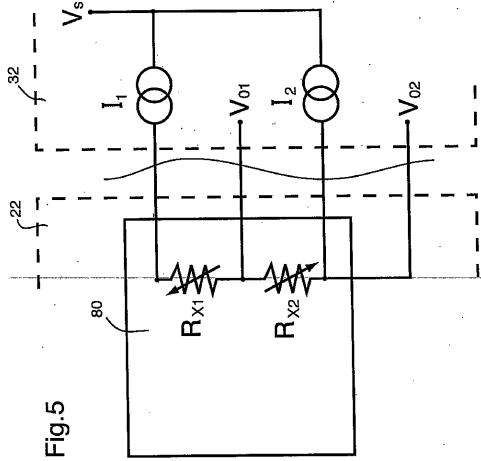
【 図 4 a 】



【 図 4 b 】



【 図 5 】



【 図 1 0 】

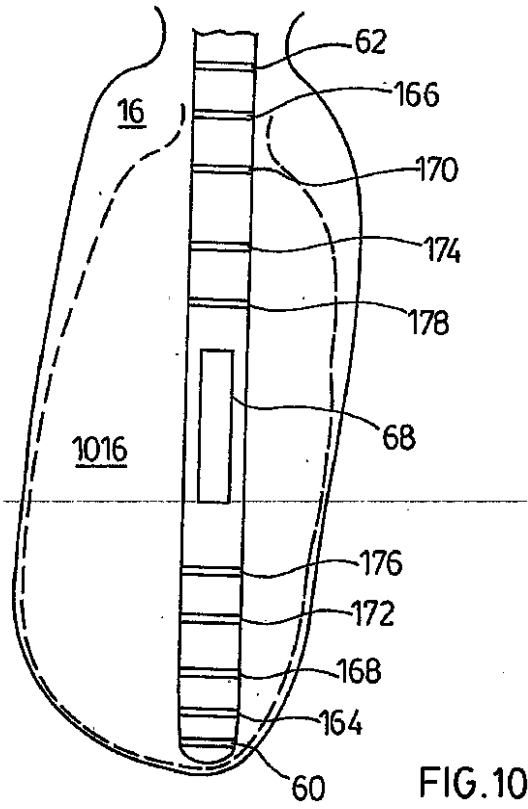


FIG.10.

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/CA2006/001358																					
<p>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC: <i>A61B 5/0215</i> (2006.01), <i>A61B 5/01</i> (2006.01), <i>A61B 5/02</i> (2006.01), <i>A61B 5/0402</i> (2006.01), <i>A61B 5/042</i> (2006.01) According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC</p>																							
<p>B. FIELDS SEARCHED</p> <p>Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC(7): <i>A61B 5/0215</i>, <i>A61B 5/01</i>, <i>A61B 5/02</i>, <i>A61B 5/0402</i>, <i>A61B 5/042</i></p> <p>Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched</p> <p>Electronic database(s) consulted during the international search (name of database(s) and, where practicable, search terms used) Databases: CPD (Canadian Patent Database), Delphion, Pluspat, Google Keywords: monitoring of heart, volume, pressure, temperature, measurement, ECG signal, left ventricle (L.V), diagnosis</p>																							
<p>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</p> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="width: 10%;">Category*</th> <th style="width: 60%;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="width: 30%;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="text-align: center;">Y</td> <td>US 6 409 674 (B1) 25 June 2002 (25-06-2002) Brockway et al. ** see Abstract, Figures 1-9**</td> <td style="text-align: center;">14-28</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">Y</td> <td>US 6 926 674 (B2) 09 August 2005 (09-08-2005) Tenez et al. ** see Abstract and whole document**</td> <td style="text-align: center;">14-28</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">---</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">Y</td> <td>US 6 865 419 (B2) 8 March 2005 (08-03-2005) Mulligan et al. ** see Abstract, whole document**</td> <td style="text-align: center;">29</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">A</td> <td>US 5 218 965 15 June 1993 (15-06-1993) Ring** see whole document**</td> <td style="text-align: center;">1-29</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">A</td> <td>US 6 740 033 (B1) 25 May 2004 (25-05-2004) Olejniczak et al. ** see whole document**</td> <td style="text-align: center;">1-29</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	Y	US 6 409 674 (B1) 25 June 2002 (25-06-2002) Brockway et al. ** see Abstract, Figures 1-9**	14-28	Y	US 6 926 674 (B2) 09 August 2005 (09-08-2005) Tenez et al. ** see Abstract and whole document**	14-28	---			Y	US 6 865 419 (B2) 8 March 2005 (08-03-2005) Mulligan et al. ** see Abstract, whole document**	29	A	US 5 218 965 15 June 1993 (15-06-1993) Ring** see whole document**	1-29	A	US 6 740 033 (B1) 25 May 2004 (25-05-2004) Olejniczak et al. ** see whole document**	1-29
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.																					
Y	US 6 409 674 (B1) 25 June 2002 (25-06-2002) Brockway et al. ** see Abstract, Figures 1-9**	14-28																					
Y	US 6 926 674 (B2) 09 August 2005 (09-08-2005) Tenez et al. ** see Abstract and whole document**	14-28																					

Y	US 6 865 419 (B2) 8 March 2005 (08-03-2005) Mulligan et al. ** see Abstract, whole document**	29																					
A	US 5 218 965 15 June 1993 (15-06-1993) Ring** see whole document**	1-29																					
A	US 6 740 033 (B1) 25 May 2004 (25-05-2004) Olejniczak et al. ** see whole document**	1-29																					
<p><input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.</p>																							
<p>* Special categories of cited documents :</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"B" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"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)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>																							
<p>Date of the actual completion of the international search 4 January 2007 (04-01-2007)</p>		<p>Date of mailing of the international search report 8 January 2007 (08-01-2007)</p>																					
<p>Name and mailing address of the ISA/CA Canadian Intellectual Property Office Place du Portage I, C114 - 1st Floor, Box PCT 50 Victoria Street Gatineau, Quebec K1A 0C9 Facsimile No.: 001-819-953-2476</p>		<p>Authorized officer Karen Oprea 819- 934-2668</p>																					

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No. PCT/CA2006/001358
--

Box No. II	Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of the first sheet)
<p>This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons :</p> <p>1. <input checked="" type="checkbox"/> Claim Nos. : 1-13 because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely :</p> <p style="padding-left: 40px;">a method of treatment of the human body by an invasive procedure, more specifically the insertion of a sensing tip into a chamber of the heart as well as a the implantation of a transmitting device into a portion of a said living organism</p> <p>2. <input type="checkbox"/> Claim 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 :</p> <p>3. <input type="checkbox"/> Claim Nos. : because they are dependant claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).</p>	
Box No. III	Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)
<p>This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows :</p> <p>Claims 1-28 are directed to a method and system for monitoring a heart of a living organism</p> <p>Claim 29 is directed to a method for obtaining an intracardiac electrocardiogram signal</p> <p>1. <input type="checkbox"/> As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.</p> <p>2. <input checked="" type="checkbox"/> As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.</p> <p>3. <input type="checkbox"/> 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 claim Nos. :</p> <p>4. <input type="checkbox"/> 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 claim Nos. :</p> <p>Remark on Protest <input type="checkbox"/> The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee. <input type="checkbox"/> 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. <input type="checkbox"/> No protest accompanied the payment of additional search fees.</p>	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CA2006/001358

Patent Document Cited in Search Report	Publication Date	Patent Family Member(s)	Publication Date
US6409674	25-06-2002	AU9790098 A	03-05-1999
		AU2002251973 A1	04-09-2002
		AU2002343352 A1	14-04-2003
		CA2305998 A1	22-04-1999
		CA2345389 A1	30-03-2000
		CA2438394 A1	29-08-2002
		DE69829399D D1	21-04-2005
		DE69829399T T2	11-05-2006
		DE69929448D D1	06-04-2006
		DE69929448T T2	21-09-2006
		EP1022983 A1	02-08-2000
		EP1115329 A2	18-07-2001
		EP1367934 A2	10-12-2003
		JP2004532052T T	21-10-2004
		US6033366 A	07-03-2000
		US6296615 B1	02-10-2001
		US6379308 B1	30-04-2002
		US6409674 B1	25-06-2002
		US6659969 B2	09-12-2003
		US6947795 B2	20-09-2005
		US7025727 B2	11-04-2006
		US7097618 B1	29-08-2006
		US2002120200 A1	29-08-2002
		US2002138009 A1	26-09-2002
		US2003195428 A1	16-10-2003
		US2005159789 A1	21-07-2005
		US2005182330 A1	18-08-2005
		US2005261749 A1	24-11-2005
		US2006064135 A1	23-03-2006
		US2006094966 A1	04-05-2006
		US2006253160 A1	09-11-2006
		W00016686 A2	30-03-2000
		W09918850 A1	22-04-1999
W002065894 A2	29-08-2002		
W003030581 A2	10-04-2003		
W02006029186 A2	16-03-2006		
US6926674	09-08-2005	US6926674 B2 W002085442 A1	09-08-2005 31-10-2002
US6865419	08-03-2005	CA2430748 A1 DE60106645D D1 DE60106645T T2 EP1341439 A2 JP2004538035T T US6865419 B2 W00243584 A2	06-06-2002 25-11-2004 24-03-2005 10-09-2003 24-12-2004 08-03-2005 06-06-2002
US5218965	15-06-1993	AT141479T T AU651147B B2 AU8772591 A CA2055394 A1 DE69121538D D1 DE69121538T T2 EP0492837 A1 ES2095304T T3 JP2736195B2 B2 NO914635 A NZ240526 A US5218965 A	15-09-1996 14-07-1994 04-06-1992 04-06-1992 26-09-1996 13-02-1997 01-07-1992 16-02-1997 02-04-1998 04-06-1992 24-02-1995 15-06-1993
US6740033	25-05-2004	EP1060704 A2 JP2001023071 A US6740033 B1	20-12-2000 26-01-2001 25-05-2004

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 5/01 (2006.01)
A 6 1 B 5/0215 (2006.01)

(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, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, 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, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, 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

(72) 発明者 ペトシュッケ, ブレア
 カナダ, エヌ 6 ケイ 1 イー 7 オンタリオ州, ロンドン, ジャマイカ ストリート 5 7 6

(72) 発明者 プラッコ, ミラン
 カナダ, エヌ 6 ケイ 1 エヌ 2 オンタリオ州, ロンドン, ジャマイカ コート 5 8 3

(72) 発明者 ウッド, キム
 カナダ, エヌ 6 ジェイ 4 ティー 4 オンタリオ州, ロンドン, モッキンバード レーン 2 3

F ターム(参考) 4C017 AA01 AA16 AA19 AB04 AC04 AC11 AC15 FF17
 4C027 AA02 EE01 GG00 JJ03
 4C117 XB06 XC19 XC21 XD24 XE15 XE16 XE23 XE27 XE57 XE62
 XG32 XH02 XH15

专利名称(译)	嵌入式变送器		
公开(公告)号	JP2009504357A	公开(公告)日	2009-02-05
申请号	JP2008527278	申请日	2006-08-18
申请(专利权)人(译)	Saisensu公司		
[标]发明人	プラウフピーター ペトシュッケブレア プラッコミラン ウッドキム		
发明人	プラウフ,ピーター ペトシュッケ,ブレア プラッコ,ミラン ウッド,キム		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0408 A61B5/0478 A61B5/0492 A61B5/04 A61B5/01 A61B5/0215		
CPC分类号	A61B5/042 A61B5/0031 A61B5/0215 A61N1/3655 A61N1/36564		
FI分类号	A61B5/00.101.M A61B5/04.300.J A61B5/04.R A61B5/00.101.H A61B5/02.331.C		
F-TERM分类号	4C017/AA01 4C017/AA16 4C017/AA19 4C017/AB04 4C017/AC04 4C017/AC11 4C017/AC15 4C017/FF17 4C027/AA02 4C027/EE01 4C027/GG00 4C027/JJ03 4C117/XB06 4C117/XC19 4C117/XC21 4C117/XD24 4C117/XE15 4C117/XE16 4C117/XE23 4C117/XE27 4C117/XE57 4C117/XE62 4C117/XG32 4C117/XH02 4C117/XH15		
优先权	11/207705 2005-08-22 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

观察系统通过连续测量心室中的压力和体积，优选心脏的左心室（LV），使得能够观察生物体中的心脏。使用一个传感芯片获取压力和体积测量值，并将其传输到发送设备，以便无线传输到接收设备。因此，压力和体积测量用于观察心脏。该系统还可以结合温度测量值，该温度测量值可以通过压力和体积测量值发送，以提供用于观察的附加数而且，系统可以从压力测量中提取心电图（ECG）信号。这允许观察多达四个信号，这些信号可用于测量由于心输出量的脉动状态和由状况或治疗引起的变化引起的收缩。此外，除了紧凑的设计外，该系统还可以采用节能定时概念，该概念可以降低每个采集周期的功率并延长变送器的使用寿命。

