

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3971178号

(P3971178)

(45) 発行日 平成19年9月5日(2007.9.5)

(24) 登録日 平成19年6月15日(2007.6.15)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 5/00 (2006.01) A 6 1 B 5/00 1 0 2 C

請求項の数 18 外国語出願 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2001-383394 (P2001-383394)	(73) 特許権者	598155324
(22) 出願日	平成13年12月17日(2001.12.17)		バイオセンス・インコーポレイテッド
(65) 公開番号	特開2002-224052 (P2002-224052A)		Biosense, Inc.
(43) 公開日	平成14年8月13日(2002.8.13)		アメリカ合衆国、08933-7003
審査請求日	平成16年12月17日(2004.12.17)		ニュージャージー州、ニューブランズウィック、ワン・ジョンソン・アンド・ジョンソン・プラザ(番地なし)
(31) 優先権主張番号	739571		One Johnson & Johnson Plaza, New Brunswick, NJ 08933-7003, U.S.A.
(32) 優先日	平成12年12月18日(2000.12.18)	(74) 代理人	100066474
(33) 優先権主張国	米国(US)		弁理士 田澤 博昭
		(74) 代理人	100088605
			弁理士 加藤 公延

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 遠隔通信型医療システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

遠隔通信型医療システムにおいて、

患者の体内のパラメータの計測のために患者の体内に埋め込まれる遠隔通信型医療センサと、

前記センサと通信するために患者の体外に配置されうる信号読取兼充電装置と、
 を備え、

前記センサは、ハウジングと、前記ハウジングの一端に配置されて前記パラメータに応じて変形しうる薄膜と、前記ハウジングの内部に配置され、前記薄膜に通じており、前記パラメータを示す信号を送信するためのマイクロチップを備えており、

前記信号読取兼充電装置は、ケーシングと、前記ケーシングの内部の回路とを備え、前記回路は論理制御ユニットと処理ユニットを有しており、前記論理制御ユニットは、前記センサに遠隔的に給電するために前記センサに給電信号を送信するとともに、前記センサから送信された信号を受信し、前記処理ユニットは、前記論理制御ユニットに作動的に接続されており、前記センサから送信された信号を測定パラメータに変換し、

前記マイクロチップが光電セルのアレイを備え、当該システムが、前記光電セルに光を送るLEDをさらに備え、前記センサが、前記薄膜に連結されて、前記薄膜の変形に応じて、前記光電セルと前記LEDの間を移動可能なシャッタをさらに備える、

遠隔通信型医療システム。

【請求項2】

10

20

前記センサによって送信される信号がデジタル信号である、請求項 1に記載のシステム。

【請求項 3】

前記マイクロチップに作動的に接続されたアンテナを前記センサがさらに備える、請求項 1 または 2に記載のシステム。

【請求項 4】

前記アンテナが前記ハウジングの外部に配置されている、請求項 3に記載のシステム。

【請求項 5】

前記信号読取兼充電装置が、前記給電信号を前記センサに送信して、前記センサから送信されたデジタル信号を受信するためのアンテナコイルを有する、請求項 2 ~ 4 のいずれかに記載のシステム。 10

【請求項 6】

前記信号読取兼充電装置が、前記測定パラメータを表示するための表示装置を有する、請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 7】

前記表示装置は、LCDスクリーンである、請求項 6に記載のシステム。

【請求項 8】

信号読取兼充電装置が、前記給電信号を前記センサに送信するために、前記論理制御ユニットに作動的に接続されたサイン波ドライバを有する、請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載のシステム。 20

【請求項 9】

前記給電信号は、4 MHz乃至6 MHzの正弦波信号である、請求項 8に記載のシステム。

【請求項 10】

前記処理ユニットは、前記送信された信号を復号する、請求項 1 ~ 9 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 11】

前記信号読取兼充電装置が、前記送信された信号を受信する深部検出器を有する、請求項 1 ~ 10 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 12】

前記信号読取兼充電装置が、前記回路に作動的に接続された電力供給部を有する、請求項 1 ~ 11 のいずれかに記載のシステム。 30

【請求項 13】

前記信号読取兼充電装置が、前記装置をオン・オフするための電力スイッチを有する、請求項 1 ~ 12 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 14】

前記光電セルは、千鳥足状の列になるように配置されている、請求項 1 ~ 13 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 15】

前記アレイは基準用の光電セルを有する、請求項 1 ~ 14 のいずれかに記載のシステム 40

【請求項 16】

前記基準用の光電セルは前記シャッタで覆い隠されない、請求項 15に記載のシステム。

【請求項 17】

前記マイクロチップは、前記光電セルに作動的に接続された複数のコンパレータをさらに備えている、請求項 1 ~ 16 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 18】

前記マイクロチップは、前記コンパレータに作動的に接続されて、前記デジタル信号を格納して送るためのバッファをさらに備える、請求項 17に記載のシステム。 50

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、おおまかにいえば遠隔通信型医療装置に関する。さらに具体的には、本発明は、患者の体内、特に臓器内におけるパラメータの計測を含む様々な医療的用途で有用な新規な遠隔通信型医療装置に関する。本発明の用途としては、例えば、植え込み可能な心臓内の圧力装置、それに付随する新規な部品およびそれらの新規な使用方法が挙げられる。

【0002】

【従来技術】

患者の体内に植え込み可能な医療センサは、一般に知られている。植え込み可能なセンサの一例が米国特許第4,815,469号(Cohen等)に開示されており、この米国特許の内容は参照されることによりこの出願の一部をなす。この米国特許で開示されているのは、血液中の酸素の含有量を判断する植え込み可能なセンサである。このセンサは小型の複合回路を有しており、この小型の複合回路は発光ダイオード手段、フォトランジスタ手段、および発光ダイオード手段とフォトランジスタ手段が所望の回路形態をなすように接続された基板を有する。この複合回路は、光をほとんど透過するガラスのような材料から形成された円柱形のボディの内部に密閉して封入されている。フィードスルー端子が複合回路への電氣的接続のための手段を提供する。発光ダイオード手段は、階段状の電流パルスによって駆動される。このセンサの用途は、分光測定解析のために血液のような体液の反射特性を検知することである。一つの実施の形態では、センサは二重管腔のペースメーカーのリード線に埋設され、そのリード線の先端側の電極の近傍に配置され、リード線が心臓の内部に挿入されると、センサが心臓内部に配置されるようになっている。これにより、心臓の内部の血液中の検知される酸素の含有量が、含有率に応答するペースメーカーの鼓動間隔を制御するのに使える生理学的パラメータとなりうる。

【0003】

米国特許第5,353,800号(Pahndorf等)は植え込み可能な圧力センサのリード線を開示する。このリード線は、患者の心臓の内部にねじ込まれるのに適した中空の針を有する。この圧力センサには、センサの導体を介して電力が供給される。

【0004】

このようなセンサの永久的な配置が必要な場合もある。その一例が、米国特許第5,404,877号(Nolan等)に開示されており、この米国特許の内容は参照されることによりこの出願の一部をなす。リードのない植え込み可能な心臓の不整脈警報器が開示されている。この警報器は、常に患者の心臓機能を評価し、平常な心臓の活動と異常な心臓の活動を識別し、異常状態を検知すると、患者警報信号を発生する。この警報器は、心臓のインピーダンス量、呼吸運動および患者の運動を検知することができ、これらの計測量が心臓の不整脈の発生を示すと、これらの計測量から警報信号を発生する。重要な注意すべきこととして、センサはアンテナシステムを有する。このアンテナシステムは、生体現象に関連するインピーダンスの変化を検知するために、組織内で電磁界を生じさせるコイル誘電子を有する。例えば、誘電子の寸法は、計測される組織または構造の寸法に合致するようにあらかじめ選択される。

【0005】

また、遠隔通信を利用して、外部の装置とのデータの送受信を行う植え込み可能な装置が知られている。その装置の一例は、米国特許第6,021,352号(Christopherson等)に開示された装置である。この装置は、患者の呼吸の労力を検知するためのトランスデューサとして圧力センサを利用する。呼吸の波形情報は、トランスデューサから植え込み可能なパルス発生器(IPG)/シミュレータに受信され、このIPGによって呼吸と同期したシミュレーションが実行される。

【0006】

他の遠隔通信型の植え込み可能な装置が米国特許第5,999,857号(Weijand等)に開示されている。この文献は遠隔通信システムを開示しており、この遠隔通信システム

は、心臓ペースメーカ等のような植え込み可能な装置とともに使用されて、植え込まれた装置と外部のプログラマとの間の双方向遠隔通信を可能にする。このシステムは、データ符号の同期的送信のために発振器と符号化回路を使用し、データ符号が遠隔通信のキャリアになる。このシステムは、正弦波の符号を高密度データ符号化するための回路を備えており、高密度データ符号化としては、BPFK、FSKおよびASK符号化の組み合わせを使用する。植え込まれた装置および外部のプログラマの両方のための送信器の実施の形態ならびに変調回路および復調回路も開示されている。重要な注意すべきこととして、植え込まれる装置は、その内部の回路および構成部品の全てに給電するために、バッテリーの形態の自身用の電力供給源を備えている。

【0007】

10

【発明が解決しようとする課題】

また、重要な注意すべきこととして、現在のところ、患者の体内の計測されたパラメータに関する極めて正確な情報を提供しながら、部品とその使いやすさに起因する高効率を達成する遠隔通信型の医療システムは存在しない。

【0008】

本発明は、組織およびその機能の面で様々なタイプの臓器のために、医学的状態の監視または患者の体内のパラメータの計測といった様々な医療の用途で使用される新規な遠隔通信型医療システムを提供する。

【0009】

【課題を解決するための手段】

20

本発明は、患者の体内に植え込まれて体内のパラメータを計測するための遠隔通信型医療センサを備える遠隔通信型医療システムである。このセンサは、ハウジングと、前記ハウジングの一端に配置された薄膜を備え、前記薄膜は前記パラメータに応じて変形可能である。前記ハウジングの内部には、マイクロチップの形態のマイクロプロセッサが配置されており、このマイクロプロセッサは前記パラメータを示す信号を送信するために前記薄膜に作動的に通じている。

【0010】

患者の体の外部には、信号読取兼充電装置が配置可能であり、これがセンサと通信する。信号読取兼充電装置は、ケーシングとケーシングの内部の回路を有する。この回路は、論理制御ユニットと、論理制御ユニットに作動的に接続された処理ユニットを有する。論理制御ユニットは、センサから送信された信号を深部検出器を介して受信する。また、論理制御ユニットは、センサに遠隔的に給電するためにサイン波ドライバを介してセンサに給電信号を送信する。給電信号は約4MHz乃至6MHzの正弦波信号である。処理ユニットは、センサから受信した被送信信号を測定パラメータに変換するアルゴリズムを有する。さらに、信号読取兼充電装置は、前記回路に作動的に接続された電力供給部と、装置をオン・オフする電力スイッチを有する。

30

【0011】

信号読取兼充電装置は、センサに給電信号を送信したり、センサから被送信デジタル信号を受信したりするためのアンテナコイルをさらに有する。このアンテナコイルは、センサと誘導結合を起こす。また、信号読取兼充電装置は計測されたパラメータを表示するための表示装置を有しており、この表示装置はLCDスクリーンである。

40

【0012】

マイクロチップの形態のマイクロプロセッサは、光電セルのアレイを備え、光電セルは千鳥状の列になるように配置されている。また、このアレイは、アレイの一端に配置された基準用の光電セルを有する。発光ダイオード(LED)が光電セルおよび基準用の光電セルに光を送る。

【0013】

このセンサは、薄膜に連結されて、薄膜の変形に応じて、光電セルとLEDの間を移動可能なシャッタをさらに備える。基準用の光電セルがシャッタで覆い隠されないでLEDから発せられた光を受けると、センサは構成されている。

50

【0014】

さらにマイクロチップは、光電セルに作動的に接続された複数のコンパレータおよびコンパレータに作動的に接続されてデジタル信号を格納して送るためのバッファを備える。さらにセンサは、マイクロチップに作動的に接続されたコイル状のアンテナを備え、このアンテナはハウジングの外部に配置されている。あるいは、このアンテナはハウジングの内部に配置されている。好ましくは、アンテナコイルは銀およびプラチナ・イリジウムを含有するワイヤによって形成されている。さらにアンテナは20回乃至25回の撚りを有する。

【0015】

本発明に係るセンサは、センサを組織に定着させるために弾性的にハウジングに取り付けられた複数の定着用脚部をさらに備える。さらに、任意ではあるが、ハウジングは、その外面に配備を容易にするためのノッチを有する。さらに、任意ではあるが、ハウジングは、ノッチに配備を容易にするための周溝を有する。

10

【0016】

センサの他の実施の形態では、ハウジングはさらに先細の端部と、先細の端部に設けられた貫入端を有する。また、先細の端部は、センサのハウジングを組織内に直接的にねじ込むために、螺旋状の線条を有する。他の実施の形態は、センサのハウジングを組織内に直接的に定着させるために、先細の端部に複数の組織貫入鉤爪を有する。

【0017】

また本発明は、患者の体内のパラメータを遠隔的に計測する方法を有する。この方法は、遠隔通信型医療センサを設けるステップを有する。この遠隔通信型医療センサは、ハウジングと、ハウジングの一端に配置されてパラメータに応じて変形しうる薄膜と、ハウジングの内部に配置され、薄膜に作動的に通じており、パラメータを示す信号を送信するためのマイクロチップを備える。このセンサは、患者の体内のある箇所にも埋め込まれ、パラメータは信号読取兼充電装置によって患者の体外から遠隔的に計測される。また、この方法は信号読取兼充電装置によって患者の体外から遠隔的に給電することを有する。そして、計測されたパラメータは信号読取兼充電装置の表示装置に表示される。

20

【0018】

また、本発明に係る方法は、患者の心臓におけるパラメータを遠隔的に計測する方法を有する。この方法は、経食道超音波映像化の使用によって心臓を映像化するステップと、心臓中の植え込み箇所を認識するステップを有する。組織の植え込み箇所には開口を形成し、センサが設けられる。このセンサは、ハウジングと、ハウジングの一端に配置されてパラメータに応じて変形しうる薄膜と、ハウジングの内部に配置され、薄膜に作動的に通じており、パラメータを示す信号を送信するためのマイクロチップを備える。このセンサは開口に配置され、パラメータはセンサから送信される信号に基づいて患者の体外から遠隔的に計測される。

30

【0019】

また、この方法は、信号読取兼充電装置によって、患者の体外からセンサに遠隔的に給電することと、計測されたパラメータを表示することを有する。パラメータの計測は、信号読取兼充電装置によって1秒あたり複数回行われる。

40

【0020】

本発明によれば、例えば卵円窩のような隔壁を埋め込み箇所として利用してセンサは心臓の空間内に配置される。あるいは、センサは心臓ならびに他の臓器および組織における他の解剖学的箇所に配置してもよい。

【0021】

本発明に係るシステムおよび方法によって計測される一つのパラメータは、心臓の空間内の血流力学的な圧力である。従って、本発明に係る方法はさらに1秒あたり10回乃至20回のパラメータ計測を行うことを含む。

【0022】

さらに、この方法は、組織に針で開口を形成することを有する。本発明の一つの実施の形

50

態では、センサはセンサを組織に定着させるために複数の定着用脚部を有する。さらに、センサの植え込みに応じて心臓内部に血栓が生ずるのを防止するために、センサは血栓を生成しない薬剤で被覆される。

【0023】

本発明に係る方法の他の実施の形態は、患者の心臓内のパラメータを遠隔的に計測する方法を有する。この方法は、経食道超音波映像化を用いて心臓を映像化するステップと、心臓中の植え込み箇所を認識するステップを有する。ハウジングと、ハウジングの一端に配置されてパラメータに応じて変形しうる薄膜と、ハウジングの他端に配置された先細の先端と貫入端を備えるセンサが設けられる。さらに、このセンサは、ハウジングの内部に配置され、薄膜に作動的に通じており、パラメータを示す信号を送信するためのマイクロチップを備える。このセンサは、センサの貫入端と先細の先端によってその箇所に埋め込まれる。パラメータはセンサから送信される信号に基づいて患者の体外から遠隔的に計測される。さらに、センサは患者の体外から遠隔的に給電される。パラメータの計測、センサへの給電および計測されたパラメータの表示のために、信号読取兼充電装置が患者の体外において使用される。従って、パラメータの計測は、信号読取兼充電装置によって1秒あたり複数回行われる。

10

【0024】

例えば卵円窩のような隔壁を埋め込み箇所として利用してセンサは心臓の空間内に配置される。本発明に係るシステムおよび方法によれば、計測される一つのパラメータは、心臓の空間内の血流力学的な圧力である。血圧の監視のために、本発明によれば、例えば1秒あたり10回乃至20回のパラメータ計測を行う。

20

【0025】

あるいは、センサはその先細の先端に螺旋状の線条を有しており、センサは埋め込み箇所の組織に先細の先端を直接的にねじ込むことによって組織に定着される。あるいは、センサは先細の先端に複数の組織貫入鉤爪を有しており、組織貫入鉤爪によって組織に定着される。

【0026】

下記の本発明の好適な実施の形態の詳細な説明および図面から本発明がさらに完全に理解されるだろう。

【0027】

【発明の実施の形態】

本発明は、図9に概略的に示されるような新規な遠隔通信型医療システム30に関する。また、本発明は、以下に説明して実証するように、その新規な部品および様々な医学的用途で有用な使用方法に関する。

30

【0028】

本発明のシステム30の一つの特徴は、完全にワイヤレスな新規な植え込み可能な遠隔通信型医療センサ50と、センサ50と作動的に通信する新規な信号読取兼充電装置140によって、患者の体内または患者の体内の臓器または組織の内部の特性すなわちパラメータを検知すなわち計測することにある。

【0029】

遠隔通信型センサ

図1に概略的に示されるように、遠隔通信型医療センサ50は、ポリシリコン(polysilicon)またはチタンのような生体適合性のある素材から形成されたハウジング52を備える。ハウジング52は好ましくは円柱形を有するが、あらゆる形状のハウジング52が使用可能である。ハウジング52は約4mm乃至5mmの長さを有しており、約2.5mm乃至3mmの直径を有する。またハウジング52は、例えば長さが3mm、外径が1mm乃至2mmのように、もっと小さくてもよい。ハウジング52は約250 μ mの厚さの円筒壁を有する。ハウジング52の一端には変形可能な素材から形成された可撓性を持った薄膜56が固定されている。ハウジング52の外面には、ノッチ58および周溝60が設けられており、センサ50の配送および植え込みを容易にする。

40

50

【0030】

薄膜56は、ポリシリコンゴムまたはポリウレタンのような柔軟な素材つまり変形可能な素材から形成されている。薄膜56は約20 μ mの厚さおよび約1.5mm乃至2mmの直径を有する。通常時は、薄膜56はハウジング52の内圧によってハウジング52から外側に変位させられている。ハウジング52の外圧がハウジング52の内圧を越えるたびに、薄膜56はハウジング52の内部に向けて強制的に変形させられる。

【0031】

薄膜56が変形可能で通常はハウジング52の外部に変位させられていることにより、特定の特性すなわちパラメータのために監視および/または計測される組織または臓器の環境に直接的に反応する。これらの特性すなわちパラメータの極めてわずかな変化でもあれば、変化に応じて薄膜56はハウジング52の内部に向けて変形する。従って、計測される特性すなわちパラメータの変化と、薄膜56の変形作用つまり移動の量(程度)の間には、直接的な関係(対応関係)がある。

10

【0032】

重要な注目すべきこととして、圧電センサまたは薄膜を利用した組立メモリチップのようなソリッドステートの薄膜素子に比べると、薄膜56は寸法的に比較的大きな面積を有する。従って、センサ50の電子工学的な要件は少なくて済む。さらに、薄膜56はソリッドステートの薄膜に比べて、非常に大きな変形を引き起こす。

【0033】

またセンサ50はアンテナコイル68を有しており、アンテナコイル68は、アンテナリード線70によりセンサ50の内部部品に接続されている。アンテナコイル68は、渦巻き状のコイル形状を有するインダクタンスコイルである。アンテナのワイヤに使用される素材は、約90%の含有量の銀と、約10%の含有量のプラチナ・イリジウムの被覆金属である。アンテナコイル68は、好ましくは30 μ mの太さのワイヤを20本乃至25本撚ることによって形成される。アンテナの外径は1.5cm乃至2cmである(図2)。

20

【0034】

従って、これらの特徴によって、アンテナコイル68は、非常に低い寄生キャパシタンスを有する。さらに、アンテナコイル68は、その銀/プラチナを成分とするワイヤによって、非常に高い導電性を有しており、極度に可撓性に富む。

【0035】

アンテナコイル68は、ハウジング52の外部にあるものとして説明されたが、ハウジング52の内部に收容されるアンテナのようにあらゆるタイプの適切なアンテナを本発明の外延が含まれていてもよい。

30

【0036】

センサ50は、さらに複数の定着用脚部64を有する。定着用脚部64はハウジング52の外方に向けて弾性的に変位させられている。定着用脚部64の数は、望まれる定着の程度およびセンサ50が配置されるべき解剖学的構造の形状に依存して変わりうる。定着用脚部64は、ニッケル・チタン合金(NiTiNoI)のような形状記憶合金を使用したワイヤから形成されている。定着用脚部64は、センサ50が定着されるべき組織または臓器の内部に曲がって進入する曲率を有する凹んだ形状を有する。定着用脚部64の他の適切な形状もここで考えられる。

40

【0037】

望ましい場合には、センサ50は、血栓や凝血等を防止するために、植え込みの前にヘパリン(Heparin)のような血栓を生成しない薬剤すなわち反凝血性薬剤で被覆される。

【0038】

図3は、センサ50の代替的な実施の形態を示す図である。このセンサ50は、ハウジング52に先細の端部54を有する。ハウジング52の先細の端部54を組織内に直接的にねじ込むことによって定着させるのを容易にするために、先細の端部54は、組織貫入端55と、先細の端部54の外面に配置された螺旋状の線条57を有する。

【0039】

50

図4は、センサ50の他の代替的な形態を示す図である。このセンサ50はハウジング52の先細の端部54に固定された複数の組織貫入鉤爪59を有する。これらの鉤爪59は、組織貫入端55から外側に曲がって離間した組織貫入端を有する。従って、組織貫入端55とともに、組織貫入鉤爪59は強固に組織を保持し、ハウジング52を組織に強固に定着させる。

【0040】

図5に示すように、ハウジング52の内部空間には、マイクロチップの形態のマイクロプロセッサ90が設けられており、このマイクロプロセッサ90は、ハウジング52の内壁の一つに固定されている。アンテナコイル68のリード線70は、マイクロプロセッサ90に作動的に接続されている。マイクロプロセッサ90は、複数の光電セル95からなるアレイ92を有する。光電セル95は、パターン化された形態、例えば、各列に8つの光電セル95を有する8つの千鳥状の列になるように配置されている。図8に示されるような全部で64個の光電セル95を有するアレイ92の一端部には、基準用の光電セル97が配置されている。光電セルアレイ92は、64の範囲の分解能を有する。光電セル95のピッチ距離は、光電セル95の寸法の約1/4である。また、基準用の光電セル97は、おおよそ光電セル95のピッチの寸法、例えば光電セル95の寸法の約1/4の寸法を有する。従って、光電セル95の寸法の1/4の移動に等しい分解能を基準用の光電セル97は有する。

10

【0041】

マイクロプロセッサ90には発光ダイオード(LED)100が作動的に接続されており、このLED100は光電セルアレイ92の上方にアレイ92から間隔をおいて平行に配置されている。薄膜56の内面にはシャッタ62が連結されており、このシャッタ62は薄膜56からハウジング52の内部に長手方向に沿って延びている。シャッタ62はほぼD字状の形状を有しており、LED100とアレイ92との間に長手方向に延びている。シャッタ62は、アルミニウム合金によって形成され、シャッタ62の平坦な面がアレイ92に直に対面するように配置されている。シャッタ62は、薄膜56と連動するように薄膜56に連結されている。従って、監視すなわち計測されている組織または臓器のパラメータによって薄膜56がハウジング52の内部に向けて変位するとき、シャッタ62は薄膜56の変形に連れて薄膜56の内部への移動と直接的な関係をもって、アレイ92の複数の光電セル95にわたって長手方向に延びてゆく。同様に、薄膜56がハウジング52から外側に変形するとき、シャッタ62は薄膜56と一緒にハウジング52の端部から外側に長手方向に移動する。このようにして、シャッタ62は、薄膜56の移動の程度に従って複数の光電セル95を覆い隠す(遮る)。従って、シャッタ62が特定の数の光電セル95にわたって位置するとき、LED100からの光はこれらの光電セル95に到達することが妨げられ、これらの光電セル95からの信号の送信に影響する。この配置は、電力効率の高いアナログ/デジタル(A/D)変換を構成する。というのも、シャッタの運動の量に応じて、オンまたはオフされた光電セル95の個数を簡単に計数することができるからである。よって、アナログ/デジタル変換である。このようにしてマイクロプロセッサ90は薄膜56に作動的に通じている。

20

30

【0042】

基準用の光電セル97は、アレイ92のうち薄膜56から遠い方の端部に配置されているので、シャッタ62によって覆い隠されることはない。シャッタ62および薄膜56がハウジング52の内部に最も大きく変位したとしても、基準用の光電セル97が永久的にLED100に露出されてセンサ50の基準信号として使用することができるようにシャッタ62および薄膜56は調整される。さらに、この光電セルの電力消費は非常に低い。

40

【0043】

図6に最良に示されるように、マイクロプロセッサ90は、アンテナコイル68と共振キャパシタ102がセンサ50の共振発振器として動作する回路である。アンテナコイル68は、図9および図10に示された信号読取兼充電装置140から送信された被送信RF(高周波)信号を受信する。アンテナコイル68で受信されるRF信号は、マイクロプロ

50

セッサ 90 に給電する充電信号である。この RF 充電信号を受信すると、アンテナコイル 68 および共振キャパシタ 102 は共振してダイオード 116 を介して充電キャパシタ 114 を充電する。約 1.2 V の所定の電圧閾値に達すると、充電キャパシタ 114 は、制御ユニット 104 を介して LED 100 および論理回路 91 に給電する。充電キャパシタ 114 によって LED 100 が給電されると、LED 100 は負の電圧に維持されている光電アレイ 92 に向けて発光する。

【0044】

図 7 に示されるように、光電セルアレイ 92 は、それぞれ $P_1, P_2, \dots, P_{64}, P_{ref}$ で示される。各セル 95 (P_1 乃至 P_{64}) は、 C_1, C_2, \dots, C_{64} で示された複数のコンパレータ 120 に並列に接続されている。基準用の光電セル 97 は、各コンパレータ 120 (C_1 乃至 C_{64}) に作動的に接続されており、対応する各光電セル 95 から受信された信号と比較される基準信号を各コンパレータ 120 に供給する。論理回路 91 は、制御ユニット 104 およびクロック 106 によって給電されて制御される。制御ユニット 104 は各コンパレータ 120 に接続されている。

10

【0045】

これらのコンパレータ 120 には、複数のバッファセル 129 (コンパレータ C_1 乃至 C_{64} に対応して全部で 64 個のバッファセル) を有するバッファ 126 が作動的に接続されている。各バッファセル 129 は、フリップフロップすなわち記憶セルであり、対応するコンパレータ C_1 乃至 C_{64} からの信号を受信する。結果として、これらの信号は、64 桁の長さの二進数 (0 と 1 の数列) となる。一つのクロックサイクルの間、全てのバッファセル 129 は埋められ、各バッファセル 129 は 0 または 1 の数値をその内部に格納する。64 個の全てのバッファセル 129 がそれぞれの二進値で埋められた後、全ての 64 ビットを示すデジタル信号が制御ユニット 104 によって信号読取兼充電装置 140 に送信される。このデジタル信号の送信の後、制御ユニット 104 はクロック 106 によってリセットされ、信号読取兼充電装置 140 からさらに信号が入力されるのを待つ。二進数は、後に詳細に説明する信号読取兼充電装置 140 によって暗号化される。

20

【0046】

64 個のバッファセル 129 が埋められると、デジタル信号はバッファ 126 から送信されて、スイッチ 112 をオンする。これによって、アンテナコイル 68 から信号読取兼充電装置 140 のアンテナコイル 162 へとデジタル信号が送信される。

30

【0047】

本発明の遠隔通信型医療システム 30 の主要な特徴は、センサ 50 が、無線応答器であることと、その受動的な性質にもかかわらず、センサ 50 で利用されている例えば光電セルアレイ 92 のような固有のアナログ/デジタル (A/D) 変換機構に起因する高速更新速度の能力を持った低電力装置であることにある。このアレイ 92 は、薄膜 56 の変形をデジタル信号に直接的に変換し、従来の A/D 変換器で必要とされる電力消費を要しない。

【0048】

信号読取兼充電装置

図 9 に示されるように、本発明による信号読取兼充電装置 140 は、患者の体の外部または患者の体の外面に配置されて使用されるものである。信号読取兼充電装置 140 は、ハウジングであるケーシング 145 を有する。ケーシング 145 は、ケーシング 145 の開口部に取り付けられた液晶表示 (LCD) 表示スクリーン 172 を有する。また、信号読取兼充電装置 140 は、一般的には読取兼充電装置、読取器兼充電器または読取器兼充電器装置とも呼ばれ、ケーシング 145 から延出した電力スイッチ (toggle) 146 によって起動される。アンテナコイル 162 は、インダクタンス結合によって、センサ 50 のアンテナコイル 68 に作動的に通信する。

40

【0049】

図 10 に示されるように、論理回路 91 がセンサ 50 からセンサのアンテナコイル 68 を介してデジタル信号を送信すると、読取器兼充電器のアンテナコイル 162 の結合係数が変化し、読取器兼充電器のアンテナコイル 162 に作動的に接続された深部検出器 (deep

50

detector) 168によって結合係数が検出される。深部検出器168は、振幅の変化が0.01%程度の低さでも信号の振幅の変化を検知する感応性を有する。

【0050】

深部検出器168には、深部検出器168のための閾値を決定するために、読取/充電制御ユニット154が作動的に接続されている。また、この論理制御ユニット154は、信号読取兼充電装置140の部品に給電する電力供給部151を有する。

【0051】

信号読取兼充電装置の回路150はさらに処理ユニット170を有しており、この処理ユニット170は論理制御ユニット154に作動的に接続されている。処理ユニット170は、センサ50(図9)から受信したデジタル信号を埋め込まれたセンサ50で検知された医療パラメータ、体調または特性に関する測定パラメータに変換するアルゴリズムを有する。さらに、処理ユニット170は、排他的論理和(XOR)法、RSA法(RSA Security, Inc.)等の暗号化アルゴリズムを用いて、デジタル信号(64ビット信号)の暗号化を行うための暗号コードを有する。

10

【0052】

例えば、計測されたパラメータが心臓の空間のような臓器内の血流力学的な血圧である場合には、処理ユニット170がデジタル信号を受信すると、処理ユニット170はそのアルゴリズムによってデジタル信号(二進数)を圧力値に変換する。この変換では、ルックアップ比較テーブル、またはセンサ50のシャッタ62の変位と薄膜56にかかる外圧との関係を表す次の分析的数式(1)を使用する。

20

$$P = (KD^3 / A^2) X^2 \quad \dots (1)$$

ここでPは圧力値、Dは薄膜の厚さ、Aは薄膜の半径、Xは平衡状態からの変位、Kは定数である。

【0053】

LCD表示スクリーン172は、デジタル信号から変換された計測されたパラメータ(上記の例でいう血流力学的な血圧)をリアルタイムで表示するために、処理ユニット170に作動的に接続されている。

【0054】

患者の体の外部で信号読取兼充電装置140を使用することによって、振幅のようなパラメータの特性の判断のために、サンプリングされたパラメータの平均値および実効値(個々の値)の両方の連続的なパラメータ読取を得ることができる。

30

【0055】

血液のような体内液の特性を計測するとき、信号読取兼充電装置140は、センサ50の周囲における5cm乃至25cmのいずれかの範囲にある実効読取量、好ましくは、約10cm乃至15cmの範囲の実効読取量を維持する。さらに、センサ50と信号読取兼充電装置140を介する遠隔通信型医療システム30によって、一秒あたりに複数のサンプリングが可能である。好ましくは、本発明によれば一秒あたり約10回乃至20回の読取が可能である。

【0056】

心臓の空間の内部の圧力監視に利用される場合の本発明による他の特徴としては、±30mmHgの範囲の圧力の監視、±1mmHgの精度(5msecの積分で)、±1mmHgの反復性(5msecの積分で)が挙げられる。重要な特筆すべきこととして、圧力の限界は薄膜の幅のような大きさおよび寸法を変更することで簡単に変更することができ、これには電子機器の変更を要しない。このことは、同じデザインを用いながらも、本発明を様々な用途に適合させるのを許容することができるという点で重要である。

40

【0057】

制御ユニット154は、約4MHz乃至6MHzの正弦波信号を生成するサイン波ドライバ158に作動的に接続されている。正弦波信号は、サイン波ドライバ158で生成されて、キャパシタ160を介して信号読取兼充電装置のアンテナコイル162に供給され、上述のようにセンサ50を給電または充電するためにセンサ50のアンテナコイル68へ

50

送信される。

【0058】

医療手順

上述のように、本発明による遠隔通信型医療システム30は、体内のある位置、特に、関心が寄せられる組織または臓器にセンサ50を植え込むことが望まれるような医学的診断手順のうちほとんどあらゆるタイプで有用である。本発明による遠隔通信型医療システム30は、患者の体内の関心が寄せられる箇所におけるあらゆる身体的状況の様々なパラメータつまり変数を迅速にサンプリングすることが可能であるから、組織または臓器の状況の遠隔的な監視および診断を見込んでいる。遠隔通信型医療システム30が無線であることから、これらのタイプの処置は患者に最小の傷害しか与えない完全に非侵襲的な形式で行われる。

10

【0059】

本発明による遠隔通信型医療システム30の特定の例、その部品およびそれらの使用方法は、心不全(CHF)の分野にある。CHFは、心臓400(図11)が体内の他の臓器に血液を十分に送り込むことができなくなる状態として定義される。これは、冠状動脈の疾患に伴って心筋に血液を供給する動脈が細くなるか、過去の心臓発作、または心筋梗塞症によって生ずる。心筋梗塞症は、心筋の通常の働きを妨害する傷痕組織、高血圧、過去のリューマチ熱に伴う心臓弁膜(半月弁、三尖弁417または僧帽弁418のような弁膜)の疾患、または他の原因に起因する。他の原因には、肥大型心筋症と呼ばれる心筋自体の生まれつきの疾患、先天的な心臓疾患のような生まれつきの心臓の疾患、心臓弁膜および/または心筋自体の感染症(心内膜炎、心筋炎)がある。

20

【0060】

疾患を持った心臓400はその機能を維持するが、あるべき状態で効率的に維持するのではない。CHFの人は、息切れを起こし疲れやすいのでがんばれない。心臓400から流れ出る血液が遅くなると、静脈を経て心臓400へ戻る血液が停滞し、組織における鬱血を引き起こす。これによって、腫脹(浮腫)が生ずることがよくある。かかる浮腫が生ずるのは、最も普通には脚部および足首であるが、体の他の部分に発生することもありうる。しばしば肺の内部には液体が集まり、特に人が横たわった状態のときに呼吸を阻害する。また心臓の欠陥は、塩分と水分を処理するという腎臓の能力に悪影響を与える。たまった水は浮腫を増大させる。

30

【0061】

CHFは米国では最も普通的心臓疾患であり、これに苦しむ患者は500万人より多いと見積もられている。CHFの患者で測定され診断にさらに役立つ血流力学的なパラメータの一つは、左心房410の血圧、すなわち左心房(LA)圧である。現在まで、このパラメータは、スワン・ガンツ(Swan-Gantz)カテーテルのような特殊なバルーンカテーテルを用いた侵襲的な右心臓へのカテーテルの挿入によって計測されている。

【0062】

従って、CHFの影響を緩和するにあたって、本発明に係る遠隔通信型医療システム30を用いて、心臓400の特定の空間(右心房415、右心室419、左心房410および左心室420のいずれか)の内部の血圧を計測するのが望ましい。

40

【0063】

従って、本発明に係る好適な方法を行うにあたっては、心臓400の左心房410における血圧が直接的に監視されうる。従って、隔壁405の中の卵円窩407にセンサ50を植え込むのが望ましい。

【0064】

隔壁405の詳細な構造に関して述べると、標準的な個体群の約15%において、卵円窩407はあらかじめ存在する孔つまり開口を有する。この孔は開放されたままでいるか、通常は小さい組織弁で覆われている。標準的な個体群のうち85%では、卵円窩407は完全に塞がっており、隔壁405には孔がない。

【0065】

50

(1) カテーテルを用いる方法

本発明に係る方法によれば、卵円窩 4 0 7 にあらかじめ存在する孔をすでに有する患者群にとってはカテーテルを用いた方法が特に有用であることが分かった。従って、本発明に係るこの方法を行うにあたっては、まず、経食道超音波探査子（図示せず）を患者の口に挿入し、食道に配置する。たいていの場合、経食道超音波探査子は、口から約 3 0 c m 乃至 3 5 c m の位置、すなわち患者の胃の真上に配置される。

【 0 0 6 6 】

経食道超音波の案内によって、下大静脈 4 0 8 のような適切な血管を通して右心房 4 1 5 にワイヤ（図示せず）を挿入する。右心房 4 1 5 において、卵円窩 4 0 7 の開口から組織片を優しく持ち上げることにより、ワイヤを卵円窩 4 0 7 に通過させる。ワイヤを卵円窩 4 0 7 に挿入したなら、ワイヤを適切に配置して肺静脈 4 1 6 の開口部に定着させるために、すなわちワイヤの先端の配置のために、ワイヤを肺静脈 4 1 6 の一つに誘導する。従って、肺静脈 4 1 6 はワイヤにとって非常に信頼性の高い安定した定着箇所となる。

10

【 0 0 6 7 】

ワイヤを卵円窩 4 0 7 に適切に配置して肺静脈 4 1 6 に定着させたなら、カテーテルのシース（図示しないがワイヤを覆うタイプ（“over-the-wire” type））をワイヤによって右心房 4 1 5 および卵円窩 4 0 7 に誘導して、左心房 4 1 0、例えば肺静脈 4 1 6 の開口の非常に近くに配置する。

【 0 0 6 8 】

カテーテルのシースを適切に配置したなら、ワイヤを患者の心臓 4 0 0 から取り出して、図示しない多くの標準的なカテーテルによる配送装置の一つを用いて、カテーテルのシースによってセンサ 5 0 を配送する。従って、植え込み可能なペースメーカー、電極、心房隔膜欠陥（ASD）の閉塞装置等の配送に普通に使用される通常のカテーテルによる配送装置の一つでセンサ 5 0 は配送されうる。従って、遠隔通信型医療センサ 5 0 は、ミネソタ州、ゴールデンバレーに所在するAGA Medical Corporationで製造されたAmplatzer（登録商標）配送システムのような典型的な配送装置で配送されうる。

20

【 0 0 6 9 】

カテーテルのシースを配置した後、図 1 2 に最良に示されるように、センサ 5 0 はカテーテルシースから卵円窩 4 0 7 へ配備される。この配備が済んだなら、センサ 5 0 は定着用脚部 6 4 を使用して、隔壁 4 0 5 にセンサ 5 0 を定着させて卵円窩 4 0 7 の開口を塞ぐ。

30

【 0 0 7 0 】

(2) 前進方法

卵円窩 4 0 7 にあらかじめ存在する開口を有しない患者のためには、前進方法（anterograde approach）の手段によってセンサ 5 0 を卵円窩 4 0 7 に配置する。ここでも、上述したように患者の食道に経食道超音波探査子を配置する。経食道超音波の映像化の案内の下、卵円窩 4 0 7 の隔壁 4 0 5 に、センサ 5 0 を配置して収容するために開口を形成する。例えば、この開口は、ミネソタ州、セントポールに所在するSt. Jude Medical, Incで製造されるBRK（商標）シリーズの経隔膜針（Transseptal Needle）のような標準的なニードルカテーテル（図示せず）で形成される。従って、経食道超音波の案内の下、ニードルカテーテルをまず右心房 4 1 5 に配置して、さらに卵円窩 4 0 7 に配置する。この場所で、ニードルカテーテルの針の先端が卵円窩 4 0 7 を突き抜け、ニードルカテーテルによって新たに卵円窩 4 0 7 に形成された開口をカテーテルが通って左心房 4 1 0 に挿入される。卵円窩 4 0 7 の開口を形成したなら、上述した配送装置のような配送装置によって、図 1 2 に示されるような卵円窩の開口にセンサ 5 0 を挿入して配置する。定着用脚部 6 4 の配備が済んだら、卵円窩 4 0 7 の開口は隔壁 4 0 5 に強固に固定されたセンサのハウジング 5 2 およびセンサ 5 0 で塞がれる。

40

【 0 0 7 1 】

重要な特筆すべきこととして、本発明の各方法のステップによれば、上述したようにカテーテルを用いる方法および前進方法の両方において経食道超音波による映像化が利用される。本発明に係るいずれの方法も経食道超音波による案内とともに使用されるので、X線

50

透視法のような他の映像化方法を排除することができる。本発明による方法自体は、外来科の診療所または医者事務所で臨床処置として行うことが可能である。X線透視法の必要性を排除したことによって、本発明に係る方法は、処置の時間および費用を増大させて患者にとって時間と不便さを与えるだけのカテーテル研究室で処置を行う必要性も排除する。

【0072】

センサ50を患者の隔壁405に埋め込んだ後、余計な凝血や内皮形成を防止するための標準的な処置が患者に施される。例えば、ヘパリンのような抗凝血剤およびアスピリンの少なくともいずれかを6ヶ月などの期間にわたって処方するのが通常のやり方である。

【0073】

リアルタイムで左心房410の圧力の監視を行うために、上述したいずれかの方法によって、センサ50は隔壁405に固定される。センサ50は無線応答器であってバッテリーによる低電力受信器であるので、センサ50は心臓400の自然な働きを妨害せず、本当に最小侵襲的である。

【0074】

患者の体外にある信号読取兼充電装置140を使用することにより、センサ50によって提供される左心房410の圧力の平均値および振動値の両方の連続的な圧力読取を得ることができる。

【0075】

遠隔通信型医療システム30によれば、信号読取兼充電装置140は5cm乃至25cmのいずれかの範囲にあるセンサ50の周囲の実効読取量、好ましくは、約10cm乃至15cmの範囲の実効読取量を維持する。さらに、センサ50と信号読取兼充電装置140によって、一秒あたりに複数のサンプリングが可能である。好ましくは、本発明によれば一秒あたり約10回乃至20回の読取が可能である。

【0076】

心臓の空間の内部の圧力監視に利用される場合の本発明による他の特徴としては、 ± 30 mmHgの範囲の圧力の監視、 ± 1 mmHgの精度(5 msecの積分で)、 ± 1 mmHgの反復性(5 msecの積分で)が挙げられる。

【0077】

以上、医療システム、装置、部品およびその使用方法について、好ましい実施の形態を説明したが、本発明の原理が他の種類の対象にも使用できることが理解できるであろう。好ましい実施の形態は、例示のために説明したに過ぎず、本発明の外延は請求の範囲のみによって限定される。

【0078】

この発明の具体的な実施態様は次の通りである。

(1) 前記センサによって送信される信号がデジタル信号であることを特徴とする請求項1に記載のシステム。

(2) 前記マイクロチップが光電セルのアレイを備えることを特徴とする実施態様(1)に記載のシステム。

(3) 前記光電セルに光を送るLEDをさらに備えることを特徴とする実施態様(2)に記載のシステム。

(4) 前記薄膜に連結されて、前記薄膜の変形に応じて、前記光電セルと前記LEDの間を移動可能なシャッタを前記センサがさらに備えることを特徴とする実施態様(3)に記載のシステム。

(5) 前記光電セルは、千鳥状の列になるように配置されていることを特徴とする実施態様(4)に記載のシステム。

【0079】

(6) 前記アレイは基準用の光電セルを有することを特徴とする実施態様(5)に記載のシステム。

(7) 前記基準用の光電セルは前記シャッタで覆い隠されないことを特徴とする実施態様

10

20

30

40

50

(6)に記載のシステム。

(8)前記マイクロチップは、前記光電セルに作動的に接続された複数のコンパレータをさらに備えていることを特徴とする実施態様(7)に記載のシステム。

(9)前記マイクロチップは、前記コンパレータに作動的に接続されて、前記デジタル信号を格納して送るためのバッファをさらに備えることを特徴とする実施態様(8)に記載のシステム。

(10)前記マイクロチップに作動的に接続されたアンテナを前記センサがさらに備えることを特徴とする実施態様(1)に記載のシステム。

【0080】

(11)前記アンテナが前記ハウジングの外部に配置されていることを特徴とする実施態様(10)に記載のシステム。 10

(12)前記信号読取兼充電装置が、前記給電信号を送信して、前記センサから送信された信号を受信するためのアンテナコイルを有することを特徴とする実施態様(1)に記載のシステム。

(13)前記信号読取兼充電装置が、前記測定パラメータを表示するための表示装置を有することを特徴とする実施態様(12)に記載のシステム。

(14)信号読取兼充電装置が、前記給電信号を前記センサに送信するために、前記論理制御ユニットに作動的に接続されたサイン波ドライバを有することを特徴とする実施態様(13)に記載のシステム。

(15)前記給電信号は、約4MHz乃至6MHzの正弦波信号であることを特徴とする実施態様(14)に記載のシステム。 20

【0081】

(16)前記表示装置は、LCDスクリーンであることを特徴とする実施態様(13)に記載のシステム。

(17)前記処理ユニットは、前記センサから送信された信号を復号することを特徴とする実施態様(12)に記載のシステム。

(18)前記信号読取兼充電装置が、前記センサから送信された信号を受信する深部検出器を有することを特徴とする実施態様(17)に記載のシステム。

(19)前記信号読取兼充電装置が、前記回路に作動的に接続された電力供給部を有することを特徴とする実施態様(18)に記載のシステム。 30

(20)前記信号読取兼充電装置が、前記信号読取兼充電装置をオン・オフするための電力スイッチを有することを特徴とする実施態様(19)に記載のシステム。

【0082】

(21)患者の体外から前記センサに遠隔的に給電することを備えることを特徴とする請求項2に記載の方法。

(22)信号読取兼充電装置によって、前記パラメータを遠隔的に計測することと、前記センサを遠隔的に給電することを備え、前記信号読取兼充電装置は、ケーシングと、前記ケーシングの内部の回路とを備え、前記回路は論理制御ユニットと処理ユニットを有しており、前記論理制御ユニットは、前記センサに遠隔的に給電するために前記センサに給電信号を送信するとともに、前記センサから送信された信号を受信し、前記処理ユニットは、前記論理制御ユニットに作動的に接続されており、前記センサから送信された信号を測定パラメータに変換することを特徴とする実施態様(21)に記載の方法。 40

(23)前記計測されたパラメータを表示することを備えることを特徴とする実施態様(22)に記載の方法。

【0083】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、様々なタイプの臓器のために、医学的状態の監視または患者の体内のパラメータの計測といった様々な医療の用途で使用される遠隔通信型医療システムが提供される。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明に係る遠隔通信型医療センサを示す概略図である。

【図 2】図 1 のセンサの上面図である。

【図 3】螺旋状の線条と組織に定着するための組織貫入端を持つ先細の先端を有する図 1 のセンサの代替的な実施の形態を示す概略図である。

【図 4】組織貫入端と複数の組織貫入鉤爪を持つ先細の先端を有する図 1 のセンサの他の代替的な実施の形態を示す概略図である。

【図 5】センサの内部の部品を露わにするためにいくつかの部品を取り除いた図 1 のセンサの部分斜視図である。

【図 6】本発明に係るセンサのためのマイクロプロセッサ回路を示す概略図である。

【図 7】図 6 のマイクロプロセッサ回路の論理回路を示す概略図である。

10

【図 8】本発明に係るセンサのための光電セルのアレイを示す概略図である。

【図 9】図 1 のセンサ、およびこのセンサから離れて配置されてセンサと通信する信号読取兼充電装置を有する本発明に係る遠隔通信システムを示す概略図である。

【図 10】図 9 の信号読取兼充電装置の読取 / 充電回路を示す概略図である。

【図 11】患者の心臓の概略図である。

【図 12】本発明に従って組織の開口内部に完全に配備されたセンサを示す概略図である。

【符号の説明】

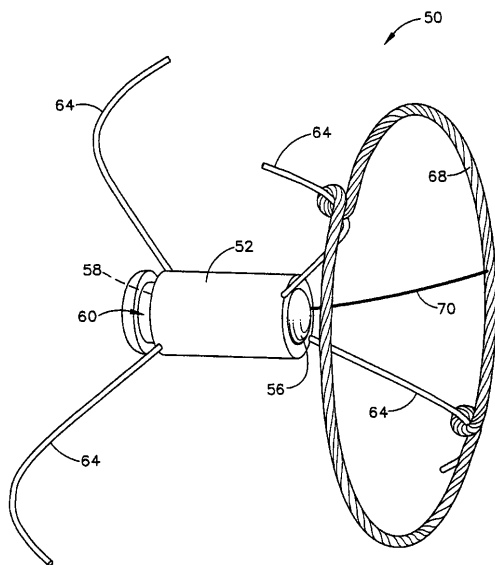
30	遠隔通信型医療システム	
50	遠隔通信型医療センサ	20
52	ハウジング	
54	先細の端部	
55	組織貫入端	
56	薄膜	
57	螺旋状の線条	
58	ノッチ	
59	組織貫入鉤爪	
60	周溝	
62	シャッタ	
64	定着用脚部	30
68	アンテナコイル	
70	アンテナリード線	
90	マイクロプロセッサ	
91	論理回路	
92	アレイ	
95	光電セル	
97	基準用の光電セル	
100	LED	
102	共振キャパシタ	
104	制御ユニット	40
106	クロック	
112	スイッチ	
114	充電キャパシタ	
116	ダイオード	
120	コンパレータ	
126	バッファ	
129	バッファセル	
140	信号読取兼充電装置	
145	ケーシング	
146	電力スイッチ	50

- 150 回路
- 151 電力供給部
- 154 読取/充電制御ユニット
- 158 サイン波ドライバ
- 160 キャパシタ
- 162 アンテナコイル
- 168 深部検出器
- 170 処理ユニット
- 172 LCD表示スクリーン
- 400 心臓
- 405 隔壁
- 407 卵円窩
- 408 下大静脈
- 410 左心房
- 410 左心房
- 415 右心房
- 416 肺静脈
- 417 三尖弁
- 418 僧帽弁
- 419 右心室
- 420 左心室

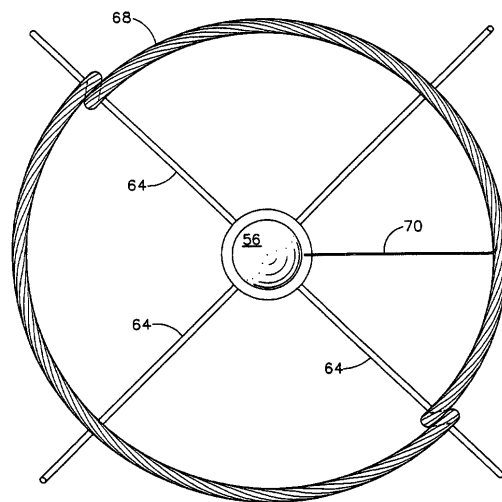
10

20

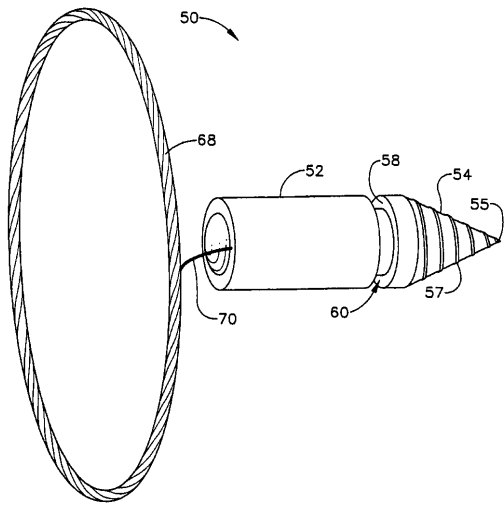
【図1】



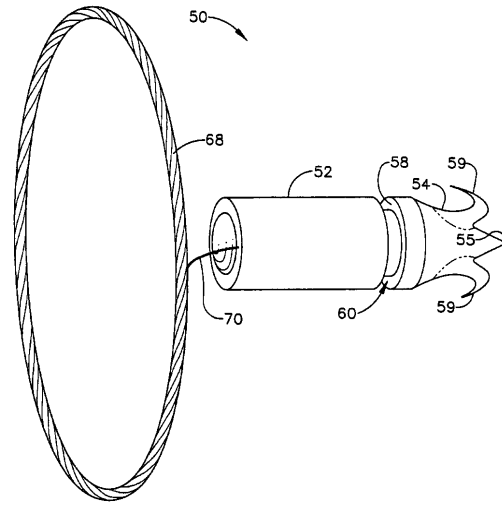
【図2】



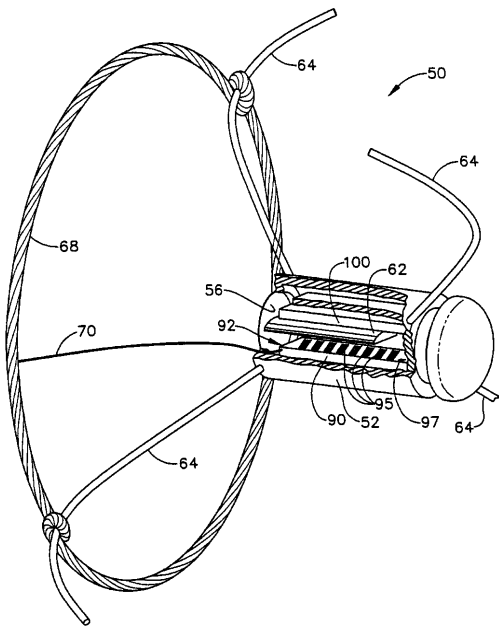
【 図 3 】



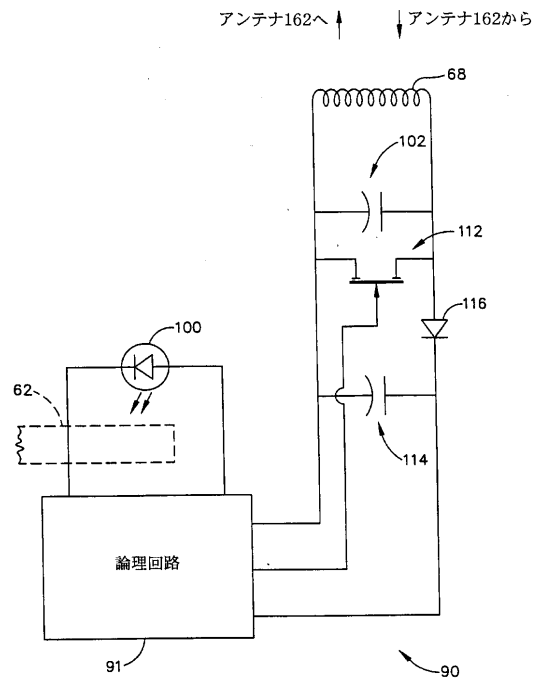
【 図 4 】



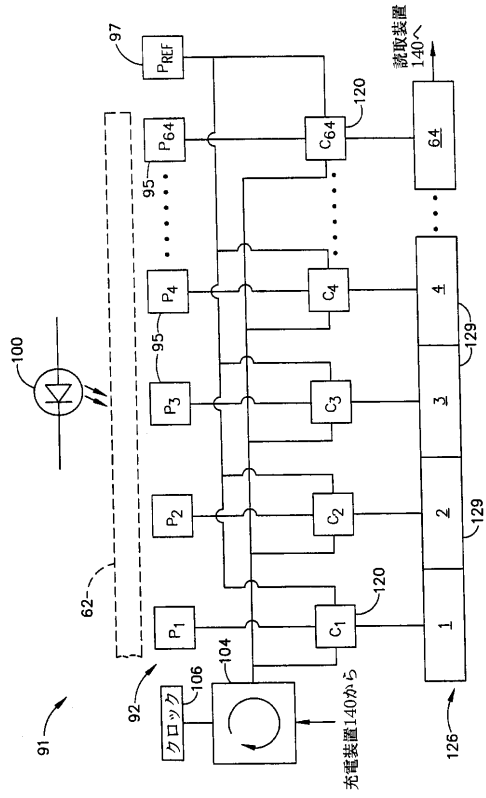
【 図 5 】



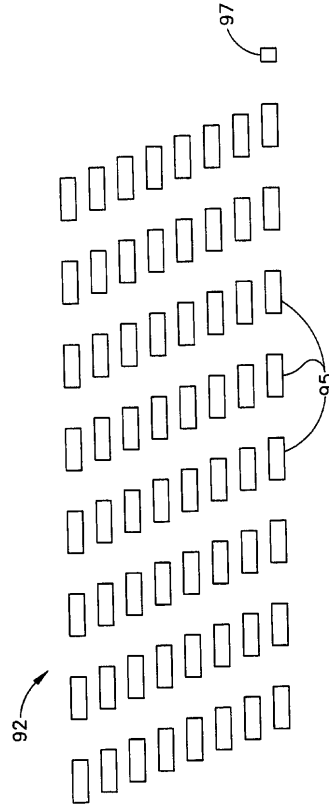
【 図 6 】



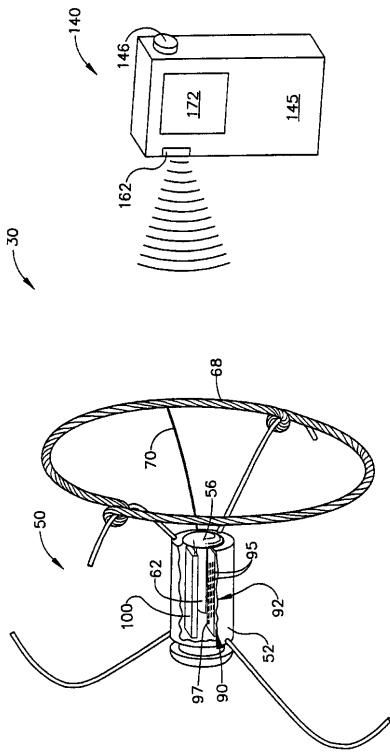
【 図 7 】



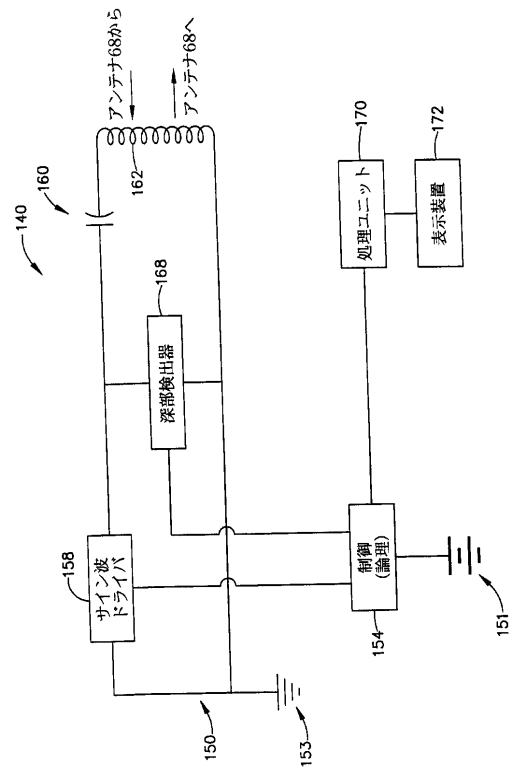
【 図 8 】



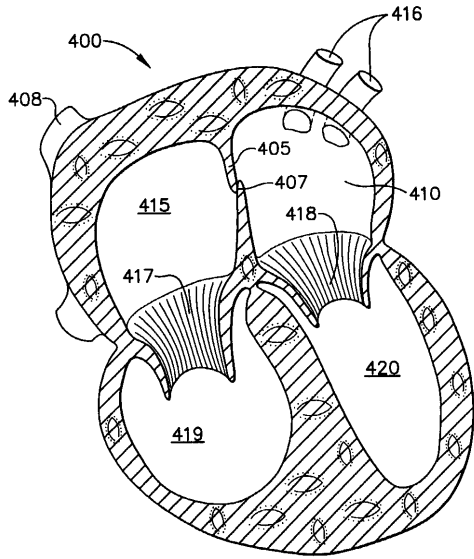
【 図 9 】



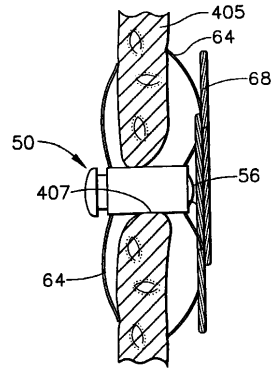
【 図 10 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



フロントページの続き

- (72)発明者 イツハック・シュワルツ
イスラエル国、3606 ハイファ、ハンケ・ストリート 26
- (72)発明者 アッサフ・ゴバリ
イスラエル国、3400 ハイファ、ピッツ 1
- (72)発明者 シュロモ・ベン-ハイム
イスラエル国、34454 ハイファ、イエツフェ・ノフ・ストリート 101
- (72)発明者 ジョエル・ジルバースタイン
イスラエル国、34671 ハイファ、ゼルバベル・ストリート 13
- (72)発明者 ルイス・ジェイ・カベッツト
アメリカ合衆国、08831 ニュージャージー州、モンロー、ハンプシャー・プレイス 6

審査官 本郷 徹

- (56)参考文献 特開昭57-177735(JP,A)
特開2000-005136(JP,A)
実開昭50-119488(JP,U)
国際公開第98/031276(WO,A1)
米国特許第05704352(US,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/00