

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4495725号
(P4495725)

(45) 発行日 平成22年7月7日 (2010.7.7)

(24) 登録日 平成22年4月16日 (2010.4.16)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/0215 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 3 1 B
A 6 1 N 1/36 (2006.01)	A 6 1 N 1/36
A 6 1 N 1/39 (2006.01)	A 6 1 N 1/39

請求項の数 17 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2006-507934 (P2006-507934)	(73) 特許権者	500109272
(86) (22) 出願日	平成16年3月3日 (2004.3.3)		ラディ・メディカル・システムズ・アクチ ェボラーク
(65) 公表番号	特表2006-521872 (P2006-521872A)		スウェーデン王国エスー754 50 ウ ブサラ、パルムブラドスガタン 10
(43) 公表日	平成18年9月28日 (2006.9.28)		
(86) 国際出願番号	PCT/SE2004/000289	(74) 代理人	100089118
(87) 国際公開番号	W02004/087238		弁理士 酒井 宏明
(87) 国際公開日	平成16年10月14日 (2004.10.14)	(72) 発明者	スヴァネルド、ヨハン
審査請求日	平成19年1月26日 (2007.1.26)		スウェーデン国、S-756 43 ウブ サラ、エヴァ ラガーウォルスヴェグ 2 6
(31) 優先権主張番号	0300919-8		
(32) 優先日	平成15年3月31日 (2003.3.31)		
(33) 優先権主張国	スウェーデン (SE)	審査官	伊藤 幸仙
(31) 優先権主張番号	60/458,394		
(32) 優先日	平成15年3月31日 (2003.3.31)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 圧力測定に関する装置およびコンピュータプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

心臓の左心室内の圧力測定に適合した圧力センサと処理手段とを備えた圧力測定装置であって、前記圧力センサは前記センサから得られた圧力測定値が受け取られるように測定部に接続されていて、そして前記処理手段は、それぞれが複数の心周期を含む複数の測定期間中に、圧力値の組と前記圧力値の組から決定される1次の時間微分値の組とを決定するように適合され、

前記処理手段はまた、1つの測定期間中において前記心周期のそれぞれについて前記1次の時間微分値の最大値を計算し、かつ前記最大値の平均値又は中央値である所定の定義のパラメータを計算し、

前記圧力測定は、医療用インプラントにおける異なる所定の医療用インプラントセッティングに関連した測定期間中に実行されるように適合され、前記医療用インプラントは少なくとも心臓の左右の心室への刺激パルスの印加を制御し、

最適なインプラント装置セッティングが、前記所定の定義のパラメータが最大となるところの前記セッティングとして識別されること、

を特徴とする圧力測定装置。

【請求項 2】

前記装置は表示手段を備え、前記表示手段は、好適にはリアルタイムで、測定期間中に、前記圧力値の組と決定された前記1次の時間微分値の組を表す曲線を表示するためのものであること、

を特徴とする請求項 1 に記載の圧力測定装置。

【請求項 3】

前記装置は圧力測定ガイドワイヤを備え、前記圧力測定ガイドワイヤには前記圧力センサが配置されていること、

を特徴とする請求項 1 に記載の圧力測定装置。

【請求項 4】

前記圧力測定装置は、前記医療用インプラントに配置されていて、前記医療用インプラントは、例えば、ペースメーカ、除細動器、又は、電気除細動器のような心臓刺激装置であり、

前記圧力センサは心臓電極リードに配置されていて、前記心臓電極リードは前記心臓刺激装置に接続されていること、

を特徴とする請求項 1 に記載の圧力測定装置。

【請求項 5】

前記所定の定義のパラメータの値は、測定期間の測定セッションリストに加えられること、

を特徴とする請求項 1 に記載の圧力測定装置。

【請求項 6】

前記圧力測定は、他の所定の定義のインプラント装置セッティングについて繰り返されること、

を特徴とする請求項 1 に記載の圧力測定装置。

【請求項 7】

前記インプラント装置セッティングは、測定期間中に所定の定義の検索パターンに従って変化されるように適合されていること、

を特徴とする請求項 1 に記載の圧力測定装置。

【請求項 8】

前記所定の定義のパラメータの値は、3次元描画として表示されること、

を特徴とする請求項 2 に記載の圧力測定装置。

【請求項 9】

制御部内の処理手段のデータ記憶装置内へ直接ロード可能であり、

測定期間中に、ガイドワイヤにマウントされた圧力センサにおいて、少なくとも心臓の左右の心室に対する刺激パルスの印加を制御する医療用インプラントの所定の医療用インプラントセッティングであり、左心室内の刺激と右心室内の刺激との間の時間である第 1 の時間差を含む当該医療用インプラントセッティングを用いて当該測定期間中に測定された、心臓の左心室の圧力を連続的に受け取るステップと、

前記圧力を処理可能な信号に変換し、そして前記処理可能な信号を処理することができる処理手段へ前記処理可能な信号を送るステップと、

前記処理可能な信号を受け取るステップと、

前記信号を処理することによって、左心室の圧力の 1 次の時間微分を計算するステップと、

前記圧力と前記圧力の 1 次の時間微分とに相当する値の組を形成し表示するステップと

、
測定期間の間、前記 1 次の時間微分値の所定の定義のパラメータの値を計算するステップであって、前記所定の定義のパラメータは、1 つの測定期間中の各心周期に対する、前記 1 次の時間微分値の組の、最大値の平均値又は中央値であるステップと、

他の測定期間において計算された値を含みうる測定セッションリストにおいて、前記計算された値を表示するステップと、

を実行するためのソフトウェアコード手段を備えたこと、を特徴とするコンピュータプログラム。

【請求項 10】

コンピュータに使用可能な媒体に記憶されることができ、読取可能プログラムを備え、

10

20

30

40

50

前記プログラムによって、制御部内の処理手段が、

測定期間中に、ガイドワイヤにマウントされた圧力センサにおいて、少なくとも心臓の左右の心室に対する刺激パルスの印加を制御する医療用インプラントの所定の医療用インプラントセッティングであり、左心室内の刺激と右心室内の刺激との間の時間である第1の時間差を含む当該医療用インプラントセッティングを用いて当該測定期間中に測定された、心臓の左心室の圧力を連続的に受け取るステップと、

前記圧力を処理可能な信号に変換し、そして前記処理可能な信号を処理することができる処理手段へ前記処理可能な信号を送るステップと、

前記処理可能な信号を受け取るステップと、

前記信号を処理することによって、左心室の圧力の1次の時間微分を計算するステップと、

前記圧力と前記圧力の1次の時間微分とに相当する値の組を形成し表示するステップと、

測定期間の間、前記1次の時間微分値の所定の定義のパラメータの値を計算するステップであって、前記所定の定義のパラメータは、1つの測定期間中の各心周期に対する、前記1次の時間微分値の組の、最大値の平均値又は中央値であるステップと、

他の測定期間において計算された値を含みうる測定セッションリストにおいて、前記計算された値を表示するステップと、

の実行を制御すること、を特徴とするコンピュータプログラム。

【請求項11】

前記1次の時間微分値の前記所定の定義のパラメータの値を計算するステップに関し、前記1次の時間微分曲線の、特定の計算基準を満たしている部分のみ、前記所定の定義のパラメータの値の計算に算入され、これによって人為現象と外乱とが抑えられること、

を特徴とする請求項9または10に記載のコンピュータプログラム。

【請求項12】

前記測定セッションリストから、最適なインプラントセッティング基準を満たす前記インプラントセッティングを選ぶステップと、

を含むこと、を特徴とする請求項9または10に記載のコンピュータプログラム。

【請求項13】

前記最適なインプラントセッティング基準は、前記平均値の最大振幅を選ぶことであること、

を特徴とする請求項12に記載のコンピュータプログラム。

【請求項14】

前記インプラントセッティングは、さらに第2の時間差を含み、前記第2の時間差は、右心房内の刺激と右心室又は左心室内の刺激との間の時間であること、

を特徴とする請求項9または10に記載のコンピュータプログラム。

【請求項15】

前記インプラント装置セッティングは、所定の定義の検索パターンに準じて変化されること、

を特徴とする請求項9または10に記載のコンピュータプログラム。

【請求項16】

測定期間は、30秒より短く、好適には、約10秒であること、

を特徴とする請求項9または10に記載のコンピュータプログラム。

【請求項17】

前記測定セッションリストは、測定期間からの計算された値を含むことができ、前記測定期間は測定セッション中に得られたものであり、前記測定セッションは、60分より短く、好適には30分より短いこと、

を特徴とする請求項9または10に記載のコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

30

40

50

【0001】

本発明は、独立請求項のプリアンブルによる装置及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

両室ペーシングシステムは、少なくとも心臓の左右両心室に配置されたペーシング電極を備える。また、この種のシステムは、右心房に配置された心房電極を備えていることが多い。

【0003】

本発明は、医療用インプラント、例えば、ペースメーカ、除細動器 (defibrillators)、又は、電気除細動器 (cardioverters) 等、に接続された電極リード (電極リード線) の埋め込み手順の最中と、後に行われる心臓内の電極位置の評価のためのフォローアップ手順の際の双方において適用可能である。刺激パルスの所望の効果を達成するためには、電極の表面が心臓組織とよく接触し、それによって心臓組織を可能な限り低刺激エネルギーを有する刺激パルスによって刺激することができるようにすることが重要である。両室ペーシングシステムにおいて、刺激を心臓の固有リズムに可能な限り適合させるためには、左右の心室に適用される刺激パルス間のタイミング又は同期が非常に重要である。その同期は心拍出量と関連しているので、ペースメーカの一般的な課題は、可能な限り高い心拍出量を達成することである。

10

【0004】

特許文献1は、4チャンバペーシングシステムとして知られていて、それは心拍出量を最適化し心臓の状態を測定するためのものである。そのシステムは、最適なペーシングパラメータを決定するためにインピーダンスセンシングを利用している。例えば、左心室のペーシングに対し、左の心臓の出力が最大になるようにする。左の心臓におけるインピーダンスセンシングは、さらに自動的な収縮のタイミングを与え、そしてペースメーカは、ペーシングを制御して、最大の心拍出量を得るために調整された両室の自動的な同期を維持する。

20

【0005】

埋め込み可能な心臓刺激装置に関連して、心臓刺激装置の機能に関連した情報、特に刺激パルスによって所望の治療効果が達成されているか否かの情報を入手するために、心臓の左心室内の圧力を測定することが非常に有利であることが見いだされている。

30

【0006】

特許文献2に開示されている圧力センサアセンブリは、ガイドワイヤにマウントされそして血管内の圧力、特に心臓内の圧力、の測定に適用できる。その圧力センサアセンブリは、確立した埋め込みテクニックによって、特に心臓の左心室への冠状静脈洞を経由した挿入に適用可能である、

【0007】

特許文献3にはあるシステムに開示されているシステムは、双方向グラフィカルユーザインターフェースを備え、そのインターフェースは、ガイドワイヤにマウントされた圧力センサ、例えば、上記特許文献2に開示された種類のセンサ、を用いて得られた測定値及と測定値に基づいて計算された結果とのパフォーマンスを制御し、スクリーン上に表示するためのものである。

40

【0008】

【特許文献1】米国特許第6238420号明細書

【特許文献2】米国特許第5226423号明細書

【特許文献3】米国特許出願公開第2002/0072880号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明の全般的な目的は、医師が、埋め込み又はフォローアップの臨床の手順の間、左心室内の圧力測定によって得られた情報を用いて医療用インプラントにおける所定の医療

50

用インプラントセッティングを最適化することを簡単にするものであり、この医療用インプラントは、心臓の左右の心室への刺激パルスアプリケーションを制御するものである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上述した目的は、本発明の独立請求項によって達成される。好適な実施形態は、従属請求項に示される。

【0011】

このように、各刺激セッティングについて、左心室内における圧力値は連続的に測定され、好適には表示手段に表示される。測定された圧力値の1次の時間微分は同時に決定され、好適には、表示手段に同様に表示される。現在の測定期間について、圧力値の1次の時間微分の最大値の平均値又は中央値が決定される。

10

【0012】

多数の異なる刺激セッティング毎にこれが繰り返され、そして各セッティングの平均値／中央値は、識別データと共に表示される。識別データは、刺激セッティング（A V間隔及びV Vの間隔であり、A Vは心臓の心房と心室とに対して刺激パルスを適用する時間差を示し、V Vは心臓の右心室と左心室とに対して刺激パルスを適用する時間差を示す）を含む。この測定セッションリストに示された情報を用いて、医師は、最適なセッティングを簡単に識別できる。その最適なセッティングとは、平均値が最大となるところである。あるいは、その情報は、2次元又は3次元のグラフとして直接示されてもよい。

20

【0013】

圧力は、好適には、小型圧力センサを用いて測定され、このセンサは圧力検知ガイドワイヤの遠心端に配置され、このガイドワイヤは確立したテクニックによって、左心室に挿入される。測定された圧力と圧力の計算された1次の時間微分は、リアルタイムで表示手段に表示され、最大微分の平均値が決定される。異なる $V_{\text{right}} - V_{\text{left}}$ 値について、多数の測定が実行される。ここで V_{right} は、右心室内で刺激している時間であり、そして V_{left} は左心室内で刺激している時間である。このように、時間差 Δ は、好適には $-100 \sim 100 \text{ ms}$ の範囲内にある。時間差は、最大微分の平均値が最大であるところで決定される。同様に、ペースメーカに最適なセッティングを得るために、A V間隔、すなわち心臓右側の心房刺激と心室刺激との間の時間を、変化させてもよい（好適には 30 から 120 ms の間）。さらに計算を実行して、例えば圧力曲線の2次の時間微分値を決定し、プロセスで用いてもよい。

30

【0014】

本発明の別の実施形態によれば、圧力センサは代わって、左心室に挿入される心臓電極リードに配置され、そして得られた圧力値の上述した処理は、この電極リードが接続されている、埋め込まれた心臓刺激装置によって達成される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

添付された図面を参照して本発明を説明する。

【0016】

図1に、本発明に係る方法のフローチャートを例示する。

40

【0017】

試験対象の医療用インプラントのための適切な初期インプラントセッティングを決定することによって、測定セッションが開始される。試験対象のセッティングは、「View」表示スクリーンに入力され（図5の説明に関連して、以下を参照）、そして医療用インプラント（図2の符号20）は、医療用インプラントプログラマ（図2の符号22）によって、周知技術に従い、そのセッティングをもってプログラムされる。その後、測定期間が開始される（ステップ100）。

【0018】

インプラントセッティングは、第1の時間差 $\Delta 1$ を含み、これは左心室内の刺激と右心室内の刺激との間の時間である。心房の電極リードも埋め込まれた場合（図3参照）、イ

50

ンプラントセッティングはさらに第2の時間差 $\Delta 2$ を含み、これは右心房の刺激と右心室の刺激との間、あるいは右心房の刺激と左心室の刺激との間、の時間である。

【0019】

本発明の1つの分かりやすい使用例では、医師がインプラントセッティングを変化させる。医師は、表示スクリーンに異なる値を手動で入力し、そしてそ（れら）の値を用いて手動で医療用インプラントをプログラムする。ある自明な代替方法として、この「値の検索」を自動的に実行する。これは、医療用インプラントプログラマからの制御、又は、圧力測定装置からの制御のいずれかに基づいて行われることができる。いずれの場合も、そのインプラント装置セッティングは、所定の定義の検索パターンに従って変化され、AV一間隔とVV一間隔との全ての可能な組み合わせ、又は全ての可能な組み合わせの所定の部分集合が、測定された圧力と計算された dP/dt とに関してチェックされる。可能な限り反復を少なくしながら値の最良の組み合わせを識別するのに、多数の異なる検索方法を用いることができる。

10

【0020】

この発明の方法は、血圧に関連した生理的な変数の監視、測定と計算による決定、及び、図式的表示のための方法であり、少なくとも以下のステップを含む。

a) 測定期間中に、ガイドワイヤにマウントされた圧力センサから得られる心臓の左心室の圧力(P_{LV})を連続的に検出すること。

b) その圧力を処理可能な信号に変換すること、及びその処理可能な信号を処理することができる処理手段へその処理可能な信号を送ること。

20

c) その処理可能な信号を受け取ること。

d) その信号を処理することによって、左心室の圧力の1次の時間微分(dP_{LV}/dt)を計算すること。

e) 圧力値(P_{LV})とその圧力の1次の時間微分(dP_{LV}/dt)とを表すデータを形成し表示すること。

これらのステップa)～e)は、図1のステップ102に含まれる。

【0021】

この方法は、ステップ104

f) 測定期間の間、1次の時間微分値の所定の定義のパラメータの値を計算すること、およびステップ106

30

g) 他の測定期間において計算された値を含みうる測定セッションリストにおいて、その計算された値を表示すること

に続く。測定セッションリストについては、以下に、図5に関連してさらに説明する。

【0022】

所定の定義のパラメータは、平均値又は中央値であり、これらの値は、ある測定期間中における、1次の微分値の集合のピーク値の平均値又は中央値である。

【0023】

人為現象と外乱とが抑えられなければならない状況下では、所定の定義のパラメータの値を計算するとき、1次の時間微分曲線の、特定の計算基準を満たしている1部分(部分)のみが算入される。この基準は、ピーク値のための特定の最大及び最小限界であってもよく、それによって、ピーク値が平均値/中央値の計算に含められるようにする。

40

【0024】

最初に述べたように、圧力測定は、測定期間中に医療用インプラントの所定の医療用インプラントセッティングを用いて実行され、その医療用インプラントは、少なくとも心臓の左右の心室に対する刺激パルスのアプリケーションを制御する。全ての異なるセッティングについて測定が実行される場合、好適な実施形態に係る方法は、さらに、リストから、ある最適なインプラントセッティング基準を満たすインプラントセッティングを選ぶステップを含む。最適なインプラントセッティング基準とは、そのリスト内から、平均値又は中央値が最大振幅であるインプラントセッティングを選ぶことである。

【0025】

50

上述の測定期間は、30秒より短く、好適には、約10秒である。測定セッションリストは、測定期間からの計算された値を含み得る。測定期間は、測定セッション中に得られたものであり、測定セッションは、60分より短く、好適には30分より短い。

【0026】

本発明は、また、コンピュータプログラム製品に関する。このコンピュータプログラム製品は、圧力測定装置内に配置された制御部内の処理手段のデータ記憶装置（図3の符号16）内へ直接ロード可能である。このコンピュータプログラム製品は、添付の方法請求項のいずれか一項に記載のステップを実行するためのソフトウェアコード手段を備える。本発明は、さらに、コンピュータに使用可能な媒体に記憶することが可能であり、読取可能なプログラムを備えるコンピュータプログラム製品であって、そのプログラムによって、制御部内の処理手段が添付の方法請求項のいずれか一項に記載のステップの実行を制御するようにするコンピュータプログラム製品である。

10

【0027】

本発明の圧力測定装置ロック図を示す図2及び3を参照し、本発明をさらに説明する。

【0028】

圧力測定装置2は、圧力センサ6がついた圧力測定ガイドワイヤ4を備え、圧力センサ6は、心臓8の左心室内の圧力測定を行うように適合されている。そのワイヤは測定部10に接続されていて、センサから得られた圧力測定値を受け取り、そして圧力値を決定するために処理手段12に接続されている。そしてその測定装置は、好適には、測定期間中に圧力値を表示するための表示手段14を同様に備える。この表示は、好適には、リアルタイムで実行されてもよい。処理手段は、それから、圧力値から決定される一組の1次の時間微分値を決定し、表示手段14（もしあれば）は、決定された1次の時間微分値を表示し、処理手段は、その測定期間中に、1次の時間微分値の所定の定義のパラメータの値を同様に計算し表示する。圧力測定装置の外部パーツは、この用途のためだけに仕立てられた専用装置として提供されてもよく、又は、一般的な目的のための装置として、例えば、PC、ラップトップ型PC、又は、その他の装置、例えば圧力センサのような他の装置との通信に必要な装備が備えられた装置として提供されてもよい。

20

【0029】

圧力測定装置は、その方法の説明において与えられている全ての詳細に関連して、上述した方法を実施するように適合されている。圧力測定装置2と医療用インプラントプログラマ22との間の双方向矢印は、それらのユニットの間の通信を指し示す。これは、医師によるプログラマの手動のプログラミング、又は、もし自動的な値の検索が実行される場合は自動のプログラミング、のいずれであってもよい。医療用インプラントとプログラマ22との間の矢印は、通常の双方向テレメトリー通信を指し示す。

30

【0030】

図3のブロック図は一つの好適な実施形態を例示する。そこには測定装置2のさらなる詳細が例示されている。ここで、ペースメーカ20は、図2に示すリード（リード線）にさらに加えて、心房電極リードを備える。矢印は、本発明の方法を実施する場合の典型的な手順を指し示す。すなわち、インプラントセッティングは、表示手段14の表示スクリーンに入力され、そしてこれらのセッティングは、ペースメーカ制御部22によって、ペースメーカ20に伝達され、ペースメーカ20はこのセッティングを適用する。圧力センサは、すでに説明された方法に応じて測定期間中に圧力を測定する。

40

【0031】

本発明の別の実施形態によれば、圧力センサは、代わりに、左心室に挿入された心臓電極リードに配置されていて、得られた圧力値の上述の処理は、埋め込まれ電極リードが接続された心臓刺激装置によって達成される。この実施形態では、この処理を自動的に実行してインプラントセッティングを連続的に最適化することができる。その値は、インプラントによって記憶され、かつプログラマに送られて表示されさらに分析されるようにすることも可能である。

【0032】

50

図4は、本発明を例示する第1のスクリーン表示の画像を示す。圧力測定装置は、表示手段を備える。この表示手段はインターフェースであり、圧力測定を制御し曲線や値を表示するためのものである。図4において、第1のスクリーン表示が示されていて、この表示はライブ(Live)表示であり、測定中の圧力の曲線と計算された微分の曲線とを示している。縦軸は、それぞれ圧力(mmHg)と dP/dt (mmHg/s)とを示す。横軸は、約7秒間の測定期間をカバーする。測定は、スクリーン下部中央にあるMEASUREボタンを押すことによって開始され、(図示されていない)ストップボタン押すことによって終了される。スクリーンの右側にある数字は、その測定期間における1次の時間微分値の、最大値及び最小値を示す。

【0033】

10

測定が実行されると、「View」ボタンを押してもよく、それによって図5に示すスクリーン表示が現れる。上方の曲線は、測定期間中に得られた圧力の圧力曲線を示し、下方の曲線は、圧力曲線の1次の微分曲線を示す。これらの曲線の軸は、図4の曲線のそれと同じ名称を有する。

【0034】

上方の曲線において、約3.10秒の位置に、垂直カーソル線がある。このカーソル線は、何らかのポインタ手段、例えばマウス、を用いて動かすことができ、表示スクリーンの右上部には、カーソル線の位置における圧力値が示され、本例では10mmHgである。下方の曲線において、この曲線は微分曲線を示し、極限值が白いマーキングで指し示されている。破線カーソル線は、約3.20秒の位置にあり、そして dP/dt 値は右側に本例では2(2カーソル(Cursor) dP/dt)が示されている。この上方に、最大及び最小の dP/dt それぞれについて計算された平均値が示されていて、本例では(2279)/(−1929)である。その下方には、カーソルが位置する心周期(heart cycle)の最大及び最小の値が示され、本例では2226/−1902である。測定セッションリストは、スクリーン表示の下部にテーブルとして示されている。このテーブルは、なかんずく、患者ID(PATIENT ID)、日付(DATE)、時間(TIME)、電極のタイプ(RA、RV、CS)、状態(STATE)(ここでは、両室刺激)、AV-間隔とVV-間隔、レート(Rate)、計算された dP/dt 、及び、コメントフィールド(Comment)を含む。テーブルの上方には、バーが示されていて、ここでパラメータの値が入力されてもよい。これらのパラメータは、医療用インプラントのセッティングに主に関連している。バーの左から右へ説明すると、RAリード(右心房リード)はCSO(冠状静脈口)位置にあり、RVリード(右心室リード)はRVO(右心室流出路)位置にあり、CSリード(冠状静脈リード)はApex(頂点位)位置(上位-下位位置)にあり、STATEはBiV(両室ペーシング)であり、Pace/Sensはペーシングモードかセンシングモードかを指し示し、AV(ms)はペースメーカによって現在用いられているAV-期間の値を示し、VV(ms)はペースメーカによって現在用いられているVV-期間の値を示し、Rate(bpm)は現在用いられている刺激レートを示す。ここで、全てのフィールドを用いる必要はないことに注意すべきであり、例えば、AV-間隔が入手できない場合には心房電極を用いない。

20

30

【0035】

40

「Result」ボタンを押すと表示される第3の表示スクリーン(図示されない)において、そのテーブルが図式で表示される。これは2次元曲線であってもよく、その曲線は、x-軸沿いにVV-値を有し、y-軸沿いに dP/dt を有する。ここで曲線のピーク値が、医療用インプラント用のある最適なセッティングを指し示す。

【0036】

別の表示スクリーンでは、AV-値も用いられ、z-軸沿いにプロットされる。表示スクリーンは、次いで計算結果の3次元描画を示す。最適なセッティングは、3D-曲線が最大になる場所において見出される。

【0037】

本実施形態は、上述した好適な実施形態に限定されるものではない。様々な代替りのも

50

の、変更されたもの、同等なものが用いられてもよい。従って、上述した実施形態を、発明の範囲を限定するものと考えしてはならず、発明の範囲は、添付の特許請求の範囲によって定義される。

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】 本発明に係る方法を示すフローチャートである。

【図2】 本発明に係る圧力測定装置を含むブロック図である。

【図3】 本発明に係る好適な実施形態の圧力測定装置を含むブロック図である。

【図4】 本発明を例示する第1のスクリーン表示の画像を示す図である。

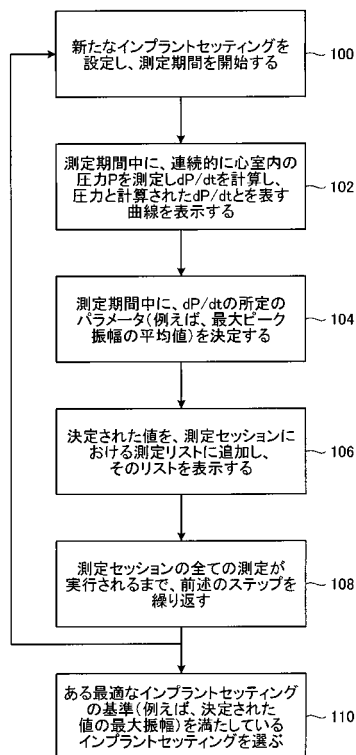
【図5】 本発明を例示する第2のスクリーン表示の画像を示す図である。

【符号の説明】

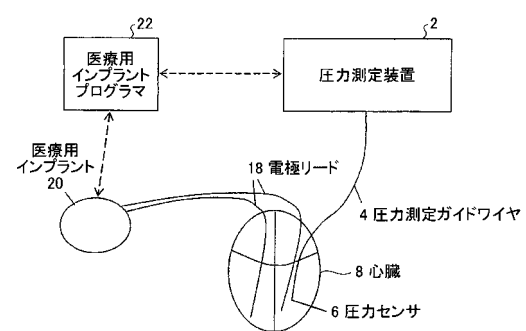
【0039】

- 2 圧力測定装置
- 4 圧力測定ガイドワイヤ
- 6 圧力センサ
- 8 心臓
- 10 測定部
- 12 処理手段
- 14 表示手段
- 16 データ記憶装置
- 18 電極リード
- 20 医療用インプラント、ペースメーカ
- 22 医療用インプラントプログラマ、ペースメーカ制御部

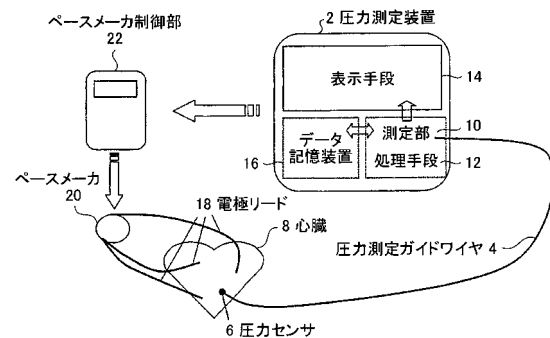
【図1】



【図2】

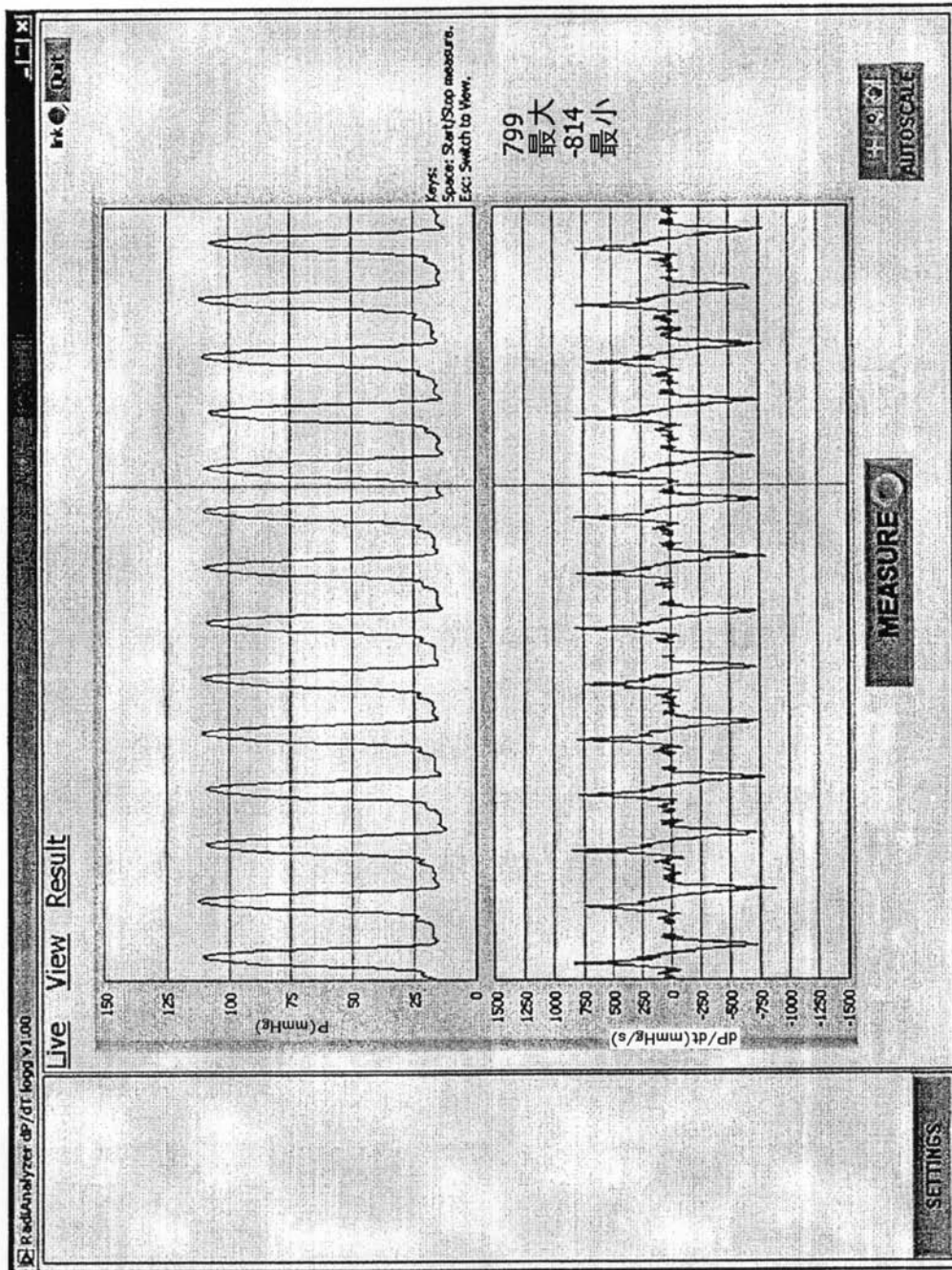


【図3】



[illegible]

【図 4】



フロントページの続き

- (56)参考文献 国際公開第2004/084991 (WO, A1)
国際公開第02/053228 (WO, A1)
国際公開第02/053026 (WO, A2)
欧州特許第1608418 (EP, B1)
米国特許第7450989 (US, B2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/0215

A61N 1/36

A61N 1/39