

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4865713号
(P4865713)

(45) 発行日 平成24年2月1日(2012.2.1)

(24) 登録日 平成23年11月18日(2011.11.18)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 N 1/365 (2006.01)

A 6 1 N 1/39 (2006.01)

A 6 1 N 1/365

A 6 1 N 1/39

請求項の数 14 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2007-524861 (P2007-524861)	(73) 特許権者	505003528
(86) (22) 出願日	平成17年8月1日(2005.8.1)		カーディアック ペースメイカーズ, イ
(65) 公表番号	特表2008-508074 (P2008-508074A)		ンコーポレイテッド
(43) 公表日	平成20年3月21日(2008.3.21)		アメリカ合衆国 5 5 1 1 2 - 5 7 9 8
(86) 国際出願番号	PCT/US2005/026955		ミネソタ, セントポール, ハムライン
(87) 国際公開番号	W02006/017381		アベニュー ノース 4 1 0 0
(87) 国際公開日	平成18年2月16日(2006.2.16)	(74) 代理人	100078282
審査請求日	平成20年5月1日(2008.5.1)		弁理士 山本 秀策
(31) 優先権主張番号	10/909,740	(74) 代理人	100062409
(32) 優先日	平成16年8月2日(2004.8.2)		弁理士 安村 高明
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100113413
			弁理士 森下 夏樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 頻拍性不整脈のためのA T P 治療

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

心室内の電氣的活動を表す心電図信号を発生させるための感知チャンネルと、
抗頻拍ペーシング（A T P）を心室へ供給するためのペーシング・チャンネルと、
ショック治療を心室で行うためのショッキング・チャンネルと、
コントローラと
を備える心臓デバイスであって、
前記コントローラは、
現在の心室心拍数を決定するために、心室感知を検知し、心室感知の間の時間間隔（R
R 間隔）を測定し、
心室心拍数が特定の頻拍検知心拍数（T D R）を超えたとき、心室頻拍性不整脈を検知
し、
心室頻拍性不整脈が検知された場合において、心室心拍数が細動検知心拍数（F D R）
よりも下である場合に、抗頻拍ペーシング（A T P）治療を行い、
心室頻拍性不整脈が検知された場合において、心室心拍数が F D R を超えた場合に、頻
拍性不整脈中の特定の心拍数が、特定の心拍数安定性基準および特定の単形性形態基準を
満たすかどうかを判定し、
前記特定の心拍数安定性基準および前記特定の単形性形態基準の両方が満たされた場合
、抗頻拍ペーシング（A T P）治療を行い、
前記特定の心拍数安定性基準および前記特定の単形性形態基準の両方が満たされなかつ

た場合、ショック治療を行う

ようにプログラミングされている、心臓デバイス。

【請求項 2】

前記コントローラは、心室頻拍性不整脈が検知された場合において、前記特定の心拍数安定性基準および前記特定の単形性形態基準が満たされたかどうかを判定することなく、心室心拍数が F D R を超え、かつ、心室心拍数が特定の単形性心室頻拍上限 (M V T U L) を超えた場合に、ショック治療を行うようにプログラミングされている、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 3】

前記特定の心拍数安定性基準は、特定の数の頻拍性不整脈中の連続する心室感知の間の間隔が規則的であり、かつ、特定の量よりも多くの変動を示さないことを必要とする、請求項 1 または 2 に記載のデバイス。

10

【請求項 4】

前記コントローラは、連続する R R 間隔の変動または類似の統計値を計算し、前記統計値を特定の心拍数安定性限界値と比較することによって、前記特定の心拍数安定性基準が満たされるかどうかを判定するようにプログラミングされている、請求項 3 に記載のデバイス。

【請求項 5】

前記特定の単形性形態基準は、頻拍性不整脈中の心室心電図の Q R S 群が、心拍ごとにほとんど変化しないことを示すことを必要とする、請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載のデバイス。

20

【請求項 6】

前記コントローラは、特定の数の連続する心室心拍の心電図波形の間の類似性の程度を決定することによって、頻拍性不整脈の形態を解析するようにプログラミングされている、請求項 5 に記載のデバイス。

【請求項 7】

前記コントローラは、連続する心室心拍の心電図波形の間の相互相関をとることによって、特定の数の連続する心室心拍の心電図波形の間の類似性の程度を決定するようにプログラミングされている、請求項 6 に記載のデバイス。

【請求項 8】

前記相互相関の操作が、前記心電図の振幅に適用される、請求項 7 に記載のデバイス。

30

【請求項 9】

前記コントローラは、前記 A T P 治療が、前記頻拍性不整脈を終結させることに失敗した場合、ショック治療を行うようにプログラミングされている、請求項 1 から 8 のいずれか 1 項に記載のデバイス。

【請求項 10】

前記コントローラは、前記頻拍性不整脈がショック治療を行う前に終結されなかった場合、特定の時間の間 A T P 治療を繰り返すようにプログラミングされている、請求項 9 に記載のデバイス。

【請求項 11】

前記 F D R の値および前記 M V T U L の値は、それぞれ、約 200 b p m および 250 b p m である、請求項 2 に記載のデバイス。

40

【請求項 12】

前記コントローラは、最後の M 個の R R 間隔のうちの N 個が、1 / T D R 未満である場合に、頻拍性不整脈を検知するようにプログラミングされており、N、M は、特定の整数である、請求項 1 から 11 のいずれか 1 項に記載のデバイス。

【請求項 13】

前記コントローラは、A T P 治療が、V F ゾーンで行われたか V T ゾーンで行われたかに応じて、異なる基準で頻拍性不整脈を再検知するようにプログラミングされている、請求項 12 に記載のデバイス。

50

【請求項 14】

前記コントローラは、A T P が V T ゾーン内で投与された場合において、R R 間隔の最後の M 個のうちの N 個が $1 / T D R$ 未満である場合に頻拍性不整脈が検知され、A T P が V F ゾーンで行われた場合において、R R 間隔のより小さい数が $1 / T D R$ 未満である場合に頻拍性不整脈が検知されるようにプログラミングされている、請求項 13 に記載のデバイス。

【発明の詳細な説明】

【関連出願】

【0001】

(優先権の請求)

出願が参照によって本明細書に組み込まれる、2004年8月2日に提出された米国特許出願整理番号第10/909,740号に対して、本明細書で優先権が請求される。

【技術分野】

【0002】

本発明は、抗頻拍ペーシングを用いて心臓不整脈を治療するための方法およびシステムに関する。

【背景技術】

【0003】

頻拍性不整脈は、速い心拍数を特徴とする異常な心臓律動であり、毎分拍動 (b p m) の単位で通常表される。頻拍性不整脈の例は、洞頻拍、心房頻拍 (A T)、および心房細動 (A F) などの上室頻拍症 (S V T) を含む。しかし、最も危険な頻拍性不整脈は、心室頻拍性不整脈、すなわち、心室頻拍 (V T) および心室細動 (V F) である。異なる伝導特性を有する心室心筋の領域内で再分極化波面の再入が自続するようになるとき、または心室内の興奮性病巣が、洞房結節からの心拍数の制御を阻害するとき、心室律動が生じる。その結果は、心房との電気機械的同調のない心室の急速かつ非効果的な収縮である。大部分の心室律動は、正常な心室伝導システムを使用しないため、心電図で異常 Q R S 群を示し、それどころか興奮性病巣または再入点から心筋内へ直接脱分極化が拡張する。心室頻拍は通常、速い速度で生じる歪んだ Q R S 群を特徴とするが、心室細動は、心室が、識別可能な Q R S 群のない無秩序な方式で脱分極化するときに診断される。心室頻拍と心室細動は両方、血流力学的に危険であり、両方とも生命にかかわる。しかし、心室細動は、数秒内に循環停止を生じさせ、突然の心臓死の最も一般的な原因となっている。

【0004】

電氣的除細動 (V T を終結させるために Q R S 群と同調して心臓に与えられる電気ショック) と除細動 (V T を終結させるために Q R S 群との同調なしで与えられる電気ショック) が、S V T、V T、V F を含む大部分の頻拍性不整脈を終結させるために使用される。電気ショックは、心筋のすべてを同時に脱分極化させ、それを不応にすることによって頻拍性不整脈を終結させる。埋込み型除細動器 (I C D) として公知である、あるクラスの心臓律動管理デバイスは、デバイスが頻拍性不整脈を検知したときに心臓にショック・パルスを与えることによって、この種の治療を行う。

【0005】

頻拍のための別のタイプの電氣的治療は、抗頻拍ペーシング (A T P) である。心室 A T P では、心室が、頻拍を生じさせる再入回路を妨害するように、1つまたは複数のペーシング・パルスによって競合的にペーシングされる。最近の I C D は通常、V T が検知されたとき A T P 治療が行われるように A T P 能力を有するが、一方、V T と V F の両方に対してショック・パルスが供給される。電氣的除細動 / 除細動は心室頻拍を終結させるであろうが、バッテリーから大量の内蔵電力を消費し、ショック・パルスの高電圧による患者の不快感を結果として生じさせる。したがって、I C D が、可能な限りいつでも頻拍性不整脈を終結させるために A T P を使用することが望ましい。したがって、デバイスは、細動やある高心拍数の頻拍を終結させるために電氣的除細動 / 除細動ショックを使用し、低心拍数の頻拍を治療するために A T P を使用するようにプログラミングされている。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 6 】

A T P能力を有する大部分のI C Dでは、A T Pまたはショック治療が必要に応じて行われるように、心拍数ベースの基準のみを使用してV FがV Tと区別され、V FゾーンではA T P治療がない。心室心拍数は、連続するR波（すなわち心室の脱分極化）の間の時間を検知することによって、通常測定される。心拍数が、頻拍検知心拍数（T D R）を超えるが細動検知心拍数（F D R）を下回る心拍数の範囲として定義されたV Tゾーン内にあるとき、測定された心室心拍数が頻拍として分類される。他方、F D Rを超える測定された心室心拍数は、V Fゾーン内にあり、心室細動として分類される。通常のデバイスでは、頻拍ゾーン内の心拍数を有する頻拍性不整脈は、患者への不必要な苦痛のあるショックを回避するためにA T P治療によって治療され、ペーシングが頻拍性不整脈を終結させることができなかった場合、除細動ショックが与えられる。通常引用される効果尺度は、7 0 b p mの正常な洞律動を有する患者に対して、1 5 0 b p mの心拍数が頻拍、2 0 0 b p mを超える心拍数が細動とみなされる。頻拍検知ゾーン限界（すなわちT D R）と細動検知ゾーン限界（すなわち、F D R）もまた、頻拍が、故意に誘導され、その心拍数、心電図波形や治療の応答に基づいて特徴付けられる手法によって、個々の患者に対して決定される。

10

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 0 7 】

しかし、心室頻拍性不整脈をA T P治療によっておそらく終結可能であるものとして分類するために心拍数基準のみを使用することは、不十分であることがあり、頻拍性不整脈がA T P治療によってうまく治療される可能性があるとき、ショック治療の不必要な付加をもたらす。これは、心室頻拍が、同じ心拍数を有することがあるが、その分極化パターンと、A T P治療による終結しやすさが異なるからである。その一般的な変形形態がトルサード・ド・ポワントと呼ばれる多形性心室頻拍（P V T）は、Q R S群の形態が、心拍ごとに変動する心室頻拍である。P V TはV Fと同様の方式でA T P治療に応答すると考えられており、したがって通常ショック治療によって治療されなければならない。したがって、F D Rが、P V Tが生じると予想される最小心拍数以下の値に通常設定される。他方、単形性心室頻拍（M V T）は、Q R S群が歪んでいるが、一定の形態と安定した心拍数を示す心室頻拍である。M V Tは、A T P治療によってうまく治療可能であるとして公知である。P V TとM V Tが、同じ心室心拍数で起こるため、ショックを与えるかA T P治療を行うかを決定するために心拍数基準のみを採用することは、M V Tが、A T P治療でうまく終結される可能性があるときにショック治療で治療される場合があることを意味する。

20

30

【 0 0 0 8 】

本開示は、心室頻拍性不整脈を終結させるために、ショック治療を試行するかA T P治療を試行するかの決定を行う際に、心室心拍数に加えて他の基準を採用するようにプログラミングされたI C Dを記載している。例示的な実施形態では、デバイスが、検知された心室心拍数が特定のT T Rを超えると、心室頻拍性不整脈を検知する。心室心拍数が、これもF D Rを超えるが、M V T上限（M V T U L）と呼ばれる、M V Tが起こると考えられるいずれの心拍数よりも大きい別の特定の心拍数以下であるとき、デバイスは、A T P治療の試行を実施するかどうかを決定するために、心拍数安定性基準と単形性形態基準を採用する。この動作モードは、F D Pを超える心拍数を有するいかなる心室頻拍性不整脈も、A T P治療の先行する試行なしでショック治療によって治療される、以前のデバイスとは異なっている。この技術を実行するための例示的なハードウェアプラットフォームが以下で説明され、特定の実施アルゴリズムの説明によって追従される。

40

【 0 0 0 9 】

1 . ハードウェアプラットフォーム

図1は、心室または心房のいずれかに、電氣的除細動/除細動ショックを与えるだけでなく、抗頻拍ペーシング治療を行う能力を有するマイクロプロセッサ・ベースの心臓律動管理デバイスのシステム図である。デバイスは、従来型の（たとえば徐脈）ペーシングを

50

同様に行うように構成されてもよい。このようなデバイスは通常、患者の胸に皮下的に埋め込まれ、上部静脈系の血管を通して心臓内に通された導線によって電極と接続される。電極は、電極部位での心臓の電氣的活動を示す電気記録信号を発生させる感知チャンネル内に組み込まれ、および／またはペーシングまたはショック・パルスとその部位に与えるためのペーシングまたはショッキング・チャンネルに組み込まれる。

【 0 0 1 0 】

埋込み可能な心臓律動管理デバイスのブロック図が、図 1 に示されている。デバイスのコントローラは、双方向データ・バスを介してメモリ 12 と連絡されたマイクロプロセッサ 10 で構成されており、ここで、メモリ 12 は、プログラム保管のための R O M (読み込み専用メモリ) やデータ保管のための R A M (ランダム・アクセス・メモリ) を通常備えている。コントローラは、状態機械タイプのデザインを使用した他のタイプの論理回路(たとえば、離散型部品またはプログラム可能な論理アレイ)によって実装されてもよいが、マイクロプロセッサ・ベースのシステムが好ましい。本明細書で使用されるとき、コントローラのプログラミングは、特定の機能を行うように構成された離散型論理回路、またはメモリまたはその他の保管媒体内に保管された実行可能なコードのいずれかを参照するようにされるべきである。コントローラは、検知された心臓活動に応答していくつかの異なる治療を行うようにデバイスを操作することができる。遠隔操作インターフェイス 80 もまた、無線遠隔操作リンクを介して外部プログラマまたはその他のデバイスと通信するようにコントローラを有効化することが可能である。

【 0 0 1 1 】

図 1 に示すデバイスは、2つの感知／ペーシング・チャンネルを有する。ここで、ペーシング・チャンネルは、電極と接続されたパルス発生器で構成され、一方、感知チャンネルは、電極と接続された感知増幅器で構成されている。マイクロプロセッサによって制御される M O S (酸化金属半導体) スイッチ・マトリクス 70 が、感知増幅器の入力からパルス発生器の出力へ電極を切り替えるために使用される。スイッチ・マトリクス 70 は、感知チャンネルとペーシング・チャンネルが、使用可能な電極の異なる組合せを備えるコントローラによって構成されるようにする。例示的な構成では、1つの感知／ペーシング・チャンネルが、両極性導線 43c のリング電極 43a とチップ電極 43b、感知増幅器 41、パルス発生器 42、チャンネル・インターフェイス 40 を備えるが、別の感知／ペーシング・チャンネルは、両極性導線 33c のリング電極 33a とチップ電極 33b、感知増幅器 31、パルス発生器 32、チャンネル・インターフェイス 30 を備える。チャンネルは、心房チャンネルまたは心室チャンネルのいずれかとして構成されてもよい。追加の感知／ペーシング・チャンネルが、たとえば、多部位または両心室ペーシングするために提供されてもよい。

【 0 0 1 2 】

チャンネル・インターフェイスが、マイクロプロセッサ 10 のポートと双方向通信し、感知増幅器からの感知信号入力をデジタル化するためのアナログ・デジタル変換器と、感知増幅器の利得と閾値を調節するための書込み可能であるレジスタと、ペーシング・パルスの出力を制御するおよび／またはペーシング・パルス振幅を変更するためのレジスタとを備えてもよい。ショッキング・チャンネルは、スイッチ・マトリクスによって選択されたときにショック電極とハウジングまたはカン 60 の間で除細動ショックを送るためにコントローラと接続されたショック・パルス発生器 90 を備える。図示された実施形態では、デバイスは、ペーシング・パルスを出力するおよび／または固有活性を感知するために使用される2つの電極を備える双極導線を備える。他の実施形態は、スイッチ・マトリクス 70 によってデバイス・ハウジングまたはカン 60 (または別の電極) に参照される感知とペーシングのための1つの電極を備える単極導線を使用してもよい。

【 0 0 1 3 】

以下で説明するように、デバイスは、心室頻拍性不整脈を A T P 治療によっておそらく終結可能なものとして分類するために、心室心電図の形態を解析するようにプログラミングされてもよい。形態解析は、心室ペーシング電極からの心電図を用いて可能である。しかし、形態解析のための心電図信号は、好ましくは、全体的な心室動態を捕捉する信号を

10

20

30

40

50

記録する電極から得られる。このような電極は単極形状を有するとして説明されてもよく、したがって、電極が別の電極に参照され、数センチメートル電極が離れており、電極は心臓の大部分がそれらの間にあるように配置される。そのとき、電極が、心筋の大きな部分を「見て」、心室の脱分極化のパターンの変化が、より容易に心電図に反映されることになる。この目的のために便利な電極は、電気的除細動／除細動ショックを送るためにデバイスが通常使用するショック電極である。形態解析に適した心電図を生成するために使用できる別の電極は、デバイス・ハウジングに装着された皮下電極である。形態解析のための心電図を生成するために使用される感知チャンネルが、形態チャンネルとしてここで参照される。専用の形態チャンネルが、チャンネル・インターフェイス 20、感知増幅器 21、および電極 23 で構成されるとして示されている図 1 のデバイスのために提供される。電極 23 は、ショック電極、デバイス・ハウジング上に装着された電極、または静脈内導線に組み込まれた別の電極であってよい。スイッチ・マトリクスが、形態チャンネルの入力を、デバイス・ハウジング 60 に参照される電極 23 に、または使用可能な電極のいずれかに切り替える。

10

【0014】

コントローラ 10 はメモリ内に保管されたプログラミングされた命令に従って、デバイスの全体的な動作を制御する。その中には、ペーシング・チャンネルを介したペーシングを制御すること、感知チャンネルから受信された感知信号を判断すること、補充収縮間隔や間隔不応期を決めるためのタイマを実施することを含む。ペースメーカーの感知回路が、特定のチャンネルによって生成された心電図信号が特定の固有検知閾値を超えたとき、チャンバ感知を検知する。チャンバ感知は、心房感知チャンネル内で生じたか心室感知チャンネル内で生じたかに応じて、心房感知または心室感知のいずれかである。特定のペーシング・モードで使用されるペーシング・アルゴリズムが、ペーシングを起動させるまたは阻止するために、このような感知を使用する。徐脈および抗頻拍ペーシング・モードの両方が、コントローラによって実行されるコード内に実装されてもよい。

20

【0015】

コントローラが、抗頻拍ペーシングが行われる方式を決める、複数の選択可能な ATP ペーシング・プロトコルによってプログラミングされてもよい。マイクロプロセッサ・ベースのデバイスでは、ペーシング・パルスの出力が、様々なパラメータによって定義されるように選択されたペーシング・プロトコルを実施するペーシング・ルーチンによって制御される。メモリ内に保管されるデータ・ストラクチャは、使用可能なペーシング・プロトコルのそれぞれを定義するパラメータ・セットを含む。ATP 治療のためのペーシング・プロトコルは、ペーシング・パルスのバーストによって作成される波面を脱分極化することで、頻拍を生じさせる再入脱分極化波面をブロックしようとする。(バーストは、この用語が本明細書で使用されるとき、1 つまたは複数のペーシング・パルスから成る)。プロトコルは、与えられるパルスの数や採用される特定のタイミングを定義するパラメータに応じて様々であってよい。たとえば、プロトコルが、特定の時間の間、特定のペーシング間隔で(またはペーシング間隔を変化させることによって)、かつ最後に感知された脱分極化とバーストの最初のペーシング・パルスの間の特定の結合間隔で、与えられるパルスのバーストを定義してもよい。プロトコルはさらに、ペーシング・パルスの持続時間や振幅を定義してもよい。異なるプロトコルが、心拍数および/または脱分極化パターンに関して異なる特定の頻拍性不整脈を終結させることで、他のものよりも成功する傾向がある。この理由で、現代の心臓律動管理デバイスは、治療を行うためにいくつかの異なる ATP プロトコルを採用することが可能である。

30

40

【0016】

2. 抗頻拍性不整脈治療の実施

デバイスは、感知チャンネルからの感知された活動にตอบสนองして、マイクロプロセッサのプログラミングされた制御の下で、抗頻拍性不整脈治療(すなわち、ATP 治療または徐細動ショック)を行う。感知ルーチンが、頻拍性不整脈を検知するために感知チャンネルから受信された電気的活動を解析する。心室心拍数が、RR 間隔と呼ばれる、連続する心室感

50

知の間の時間間隔を測定することによって決定される。測定された心室心拍数が、頻拍検知心拍数 TDR を超える場合、心室頻拍性不整脈が検知される。頻拍性不整脈が検知される前の最後の M 個の RR 間隔のうちの N 個（たとえば最後の 10 個の RR 間隔のうちの 8 個）が速く（たとえば $1/TDR$ 未満）なければならないように、追加の基準が採用されてもよい。いったん頻拍性不整脈が検知された後、心拍数を細動検知心拍数 FDR と比較することによって、律動が、頻拍か細動ゾーンのいずれかに分類される。頻拍性不整脈が頻拍として分類された場合、マイクロプロセッサによって実行されるペーシング・ルーチンが、選択されたプロトコルのパラメータに従って ATP パルスを供給する。頻拍性不整脈が細動ゾーン内にあると分類された場合、デバイスが、律動が心拍数基準によって細動であると分類されているが、単形性 VT (MVT) に過ぎないかを決定するために、心拍数安定性と頻拍の形態を解析する。デバイスは、このようにして MVT の存在のために細動ゾーン内のすべての頻拍性不整脈を試験する、または、 MVT 上限すなわち $MVTUL$ と呼ばれる、 MVT が生じると考えられる最高心拍数以下の心拍数を有する頻拍性不整脈のみを試験してもよい。後者のオプションが、極めて高い心拍数の頻拍に対して遅延なくショック治療を行うことができるため、安全性の理由で好ましいと考えられる。 FDR と $MVTUL$ の例示的な値は、それぞれ 200 bpm と 250 bpm となる。 MVT が見出された場合、デバイスが、選択されたプロトコルに従って ATP 治療を行う。心拍数安定性と形態解析が、律動が VF または多形性 VT のいずれかであることを示した場合、デバイスがショック治療を行う。 ATP 治療が、頻拍性不整脈を終結させることができなかった場合、さらなる遅延なしでか、頻拍性不整脈が終結されることなく特定の時間が経過するまで ATP 治療を繰り返した後でか、のいずれかでショック治療が行われる。

【0017】

MVT を検知するために、デバイスは、心拍数安定性と単形性形態の両方の基準の満たされているかを判定しなければならない。心拍数安定性基準は、頻拍性不整脈中の心室心拍数の間の間隔が比較的規則的であり、特定の量以上の変動を示さないことを必要とする。頻拍性不整脈の心拍数が安定であるかどうか、特定の数（たとえば 5 ）の連続する RR 間隔の変動を、所定の安定性パラメータと比較することによって判定される。たとえば、間隔測定値の変化または同様の統計値が、数値計算され、心拍数安定性限界値と比較される。心拍数安定限界値を超えていない場合、安定性基準が満たされたと判断される。単形性形態基準は、頻拍性不整脈中の心室心電図の QRS 群が、心拍ごとに比較的一定であることを必要とする。頻拍性不整脈の形態が、特定の数（たとえば 5 ）の連続する心室心拍数の心電図波形の間の類似性の程度を判定することによって解析される。それによって心電図波形が比較される 1 つの手段は、連続する心室心拍の波形の間の相互相関をとることによる。ここで相互相関操作は、心電図の振幅またはその他の導出可能な特徴に付加される。心電図がうまく相関された場合、頻拍性不整脈の形態は一定であると判断される。

【0018】

図2は、上記で説明した手法を使用して、心室 ATP 治療のための特定のアルゴリズムで心臓律動管理デバイスによって行われるステップを示すフロー図である。ステップ $S1$ で、デバイスが RR 間隔を測定し、現在の心拍数 HR_{current} を保管する。ステップ $S2$ で、デバイスが、現在の心拍数を TDR と比較することによって、頻拍性不整脈が存在するかどうかを判定する。頻拍性不整脈が検知され（たとえば、前の 10 個の RR 間隔のうちの 8 個が速い、すなわち $(1/TDR)$ 未満）、かつ現在の心拍数がステップ3で判定されたとき FDR 未満であった場合、ステップ $S6$ で ATP 治療が行われる。ステップ $S7$ で心室頻拍性不整脈が再検知された場合、ショック治療が行われる前に特定の時間の間 ATP 治療がオプションで繰り返され、ステップ $S8$ でショック治療が行われる。ステップ $S7$ での頻拍性不整脈の再検知の異なる基準が、 ATP 治療が VF ゾーンで行われたか VT ゾーンで行われたかに応じて使用される。たとえば、 ATP が VT ゾーンで行われた場合、頻拍性不整脈検知基準は、最初の検知に対してステップ $S2$ で使用されたものと同じである（たとえば、 10 個の RR 間隔のうちの 8 個が速い）が、 ATP が VF ゾーンで行われた場合、再検知基準は、より少ない数の速い RR 間隔（たとえば、 3 個の RR 間隔

10

20

30

40

50

【 0 0 1 9 】

10

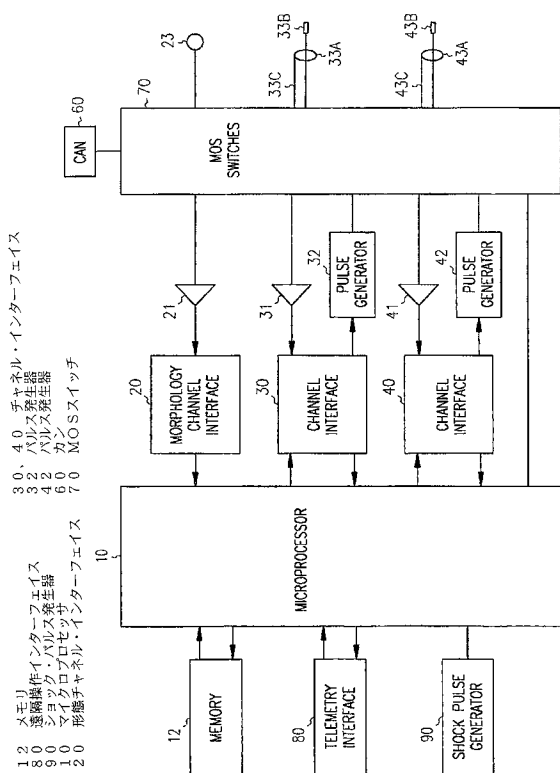
【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 0 】

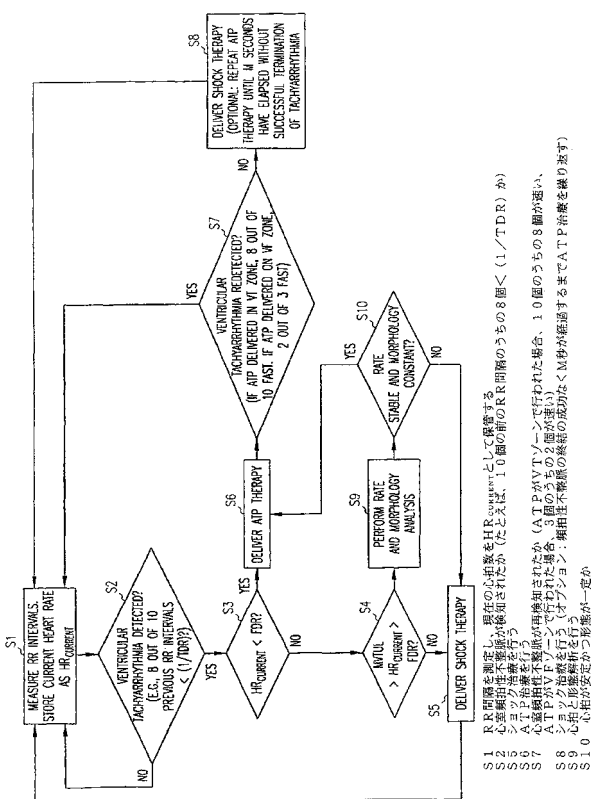
【図 1】 A T P と電氣的除細動 / 除細動能力を有する心臓律動管理デバイスのブロック図である。

【図 2】特定の例で行われるステップを示すフロー図である。

【 ㄨ 1 】



【 図 2 】



フロントページの続き

(72)発明者 ツァン, ユンロン

アメリカ合衆国・55112・ミネソタ州・マウンズ ビュー・グリーンウッド ドライブ・82
50

審査官 松永 謙一

(56)参考文献 国際公開第2004/050185(WO, A1)

国際公開第2003/011391(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61N 1/365

A61N 1/39