

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4862037号
(P4862037)

(45) 発行日 平成24年1月25日 (2012. 1. 25)

(24) 登録日 平成23年11月11日 (2011. 11. 11)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 N 1/39 (2006. 01)

A 6 1 N 1/39

A 6 1 N 1/362 (2006. 01)

A 6 1 N 1/362

A 6 1 N 1/368 (2006. 01)

A 6 1 N 1/368

請求項の数 27 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2008-505337 (P2008-505337)
 (86) (22) 出願日 平成18年3月21日 (2006. 3. 21)
 (65) 公表番号 特表2008-534217 (P2008-534217A)
 (43) 公表日 平成20年8月28日 (2008. 8. 28)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2006/010092
 (87) 国際公開番号 W02006/107578
 (87) 国際公開日 平成18年10月12日 (2006. 10. 12)
 審査請求日 平成21年2月25日 (2009. 2. 25)
 (31) 優先権主張番号 11/099, 226
 (32) 優先日 平成17年4月5日 (2005. 4. 5)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 505003528
 カーディアック ペースメイカーズ, インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国 55112-5798
 ミネソタ, セントポール, ハムライン
 アベニュー ノース 4100
 (74) 代理人 100078282
 弁理士 山本 秀策
 (74) 代理人 100062409
 弁理士 安村 高明
 (74) 代理人 100113413
 弁理士 森下 夏樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 A V 伝導型心室頻脈性不整脈を治療するためのシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

A V 伝導型心室頻脈性不整脈 (A V C V T) 事象の判定に使用するために 心房活性および心室活性を感知するための感知回路と、

下大静脈と左心房の間に位置する I V C - L A 脂肪パッドに神経刺激信号を選択的に加えるための神経刺激回路と、

少なくとも1つのプログラム可能な最低心拍数を維持するように除脈時支援ペーシングを供給するためのペーシング回路と、

前記感知回路と、前記神経刺激回路と、前記ペーシング回路とに接続された制御器とを含み、前記制御器が前記感知回路によって感知された前記心房活性と前記心室活性との比較を使用して前記 A V C V T 事象を検出し、前記心房活性が前記心室活性を追尾していることを決定するように、前記検出された A V C V T 事象にตอบสนองして前記 A V C V T 事象中に前記 I V C - L A 脂肪パッドに前記神経刺激信号を加えることで A V 伝導を遮断して前記 A V C V T 事象を終結させるように、および前記神経刺激信号が前記 I V C - L A 脂肪パッドに加えられるときに除脈時支援ペーシングを供給するように構成される埋込可能な医学機器。

【請求項 2】

前記神経刺激信号が約 10 ボルトの大きさ、約 30 Hz の周波数、約 0.05 ms の持続時間を備えた信号を含む請求項 1 に記載の機器。

【請求項 3】

10

20

前記制御器が、前記 I V C - L A 脂肪パッドへの最初の前記神経刺激信号の印加で前記 A V C V T 事象が終結させられない場合に前記神経刺激信号を調節するように構成される請求項 1 に記載の機器。

【請求項 4】

前記制御器が前記神経刺激信号の振幅を調節するように構成される請求項 1 に記載の機器。

【請求項 5】

前記制御器が前記神経刺激信号の周波数を調節するように構成される請求項 1 に記載の機器。

【請求項 6】

前記制御器が前記神経刺激信号のバースト周波数を調節するように構成される請求項 1 に記載の機器。

【請求項 7】

前記制御器が前記神経刺激信号の波形を調節するように構成される請求項 1 に記載の機器。

【請求項 8】

前記感知回路が、右心房から感知された固有の信号を使用して前記 A V C V T 事象の判定に使用するための心房レートを検知するように構成される請求項 1 に記載の機器。

【請求項 9】

前記感知回路が、前記心房レートとの比較に使用するためおよび前記 A V C V T 事象の判定に使用するために、右心室から感知された固有の信号を使用して心室レートを検知するように構成される請求項 1 に記載の機器。

【請求項 10】

前記ペースング回路が、固有の心室レートを検知するように、および少なくとも前記プログラム可能な最低心拍数を維持するための心室ペースングを供給するように構成される請求項 1 に記載の機器。

【請求項 11】

前記ペースング回路が、固有の右心室収縮を検知するように、および少なくとも前記プログラム可能な最低心拍数を維持するための前記右心室への除脈時支援ペースングを供給するように構成される請求項 1 に記載の機器。

【請求項 12】

前記制御器が、心室の不応期を認識するように、および前記神経刺激による心室組織の捕捉を避けるために前記心室不応期に基づいて前記神経刺激の供給を制御するように構成される請求項 1 に記載の機器。

【請求項 13】

右心房から固有の信号を検知するように配置される少なくとも 1 つの電極を備えた第 1 のリード線に接続するための第 1 のポートと、

右心室から固有の信号を検知して電気刺激を前記右心室に供給するように配置される少なくとも 1 つの電極を備えた第 2 のリード線に接続するための第 2 のポートと、

左心室から固有の信号を検知して電気刺激を前記左心室に供給するように配置された少なくとも 1 つの電極および下大静脈と左心房の間に位置する I V C - L A 脂肪パッドを刺激するように配置された少なくとも 1 つの電極を備え、冠状静脈洞を通して血管内挿入される少なくとも 1 つの第 3 のリード線に接続するための少なくとも 1 つの第 3 のポートと

を含むヘッダと、

A V 伝導型心室頻脈性不整脈 (A V C V T) 事象の判定に使用するために前記右心房からの固有の信号に基づいて心房レートを検知するように前記ヘッダの前記第 1 のポートに接続された右心房検出器と、

前記 A V C V T 事象の判定に使用するために前記右心室からの固有の信号に基づいて心室レートを検知するように前記ヘッダの前記第 2 のポートに接続された右心室検出器と、

10

20

30

40

50

前記心房レートと前記心室レートと比較し、そして前記心房レートと前記心室レートとの比較を使用して、前記 A V C V T 事象を検出するように構成された、A V C V T 検出器と、

A V 伝導を遅くするため、および前記 A V C V T 事象を終結させるために前記 A V C V T 事象の間にわたって前記 I V C - L A 脂肪パッドに神経刺激信号を選択的に加えるように前記ヘッダの前記少なくとも 1 つの第 3 のポートに接続された神経刺激装置と、

前記神経刺激信号が前記 I V C - L A 脂肪パッドに加えられるときに少なくともプログラム可能な最低心拍数を維持するため、および心臓再同期治療の一部として両心室ペーシングを供給するために除脈時支援ペーシングを供給するように前記第 2 のポートおよび前記少なくとも 1 つの第 3 のポートに接続された心臓ペーシング刺激装置とを含む埋込可能な医学機器。

10

【請求項 1 4】

少なくとも 1 つの第 3 のリード線に接続するための前記少なくとも 1 つの第 3 のポートが、前記冠状静脈洞を通して血管経路で挿入される 1 つのリード線に接続するための 1 つのポートを含み、前記 1 つのリード線が、左心室から固有の信号を感知するためと、電気刺激を前記左心室に供給するために配置された少なくとも 1 つの電極を有し、さらに、I V C - L A 脂肪パッドを刺激するために配置された少なくとも 1 つの電極を有する請求項 1 3 に記載の埋込可能な医学機器。

【請求項 1 5】

少なくとも 1 つの第 3 のリード線に接続するための前記少なくとも 1 つの第 3 のポートが、前記冠状静脈洞を通して血管経路で挿入される 2 つのリード線に接続するための 2 つのポートを含み、前記 2 つのリード線のうちの一方が左心室から固有の信号を感知するためと電気刺激を前記左心室に供給するために配置された少なくとも 1 つの電極を有し、前記 2 つのリード線のうちの他方が前記 I V C - L A 脂肪パッドを刺激するために配置された少なくとも 1 つの電極を有する請求項 1 3 に記載の埋込可能な医学機器。

20

【請求項 1 6】

前記神経刺激信号が約 1 0 ボルトの大きさ、約 3 0 H z の周波数、約 0 . 0 5 m s の持続時間を備えた信号を含む請求項 1 3 に記載の埋込可能な医学機器。

【請求項 1 7】

前記神経刺激装置が前記神経刺激信号の振幅を調節するように構成される請求項 1 3 に記載の埋込可能な医学機器。

30

【請求項 1 8】

前記神経刺激装置が前記神経刺激信号の周波数を調節するように構成される請求項 1 3 に記載の埋込可能な医学機器。

【請求項 1 9】

前記神経刺激装置が前記神経刺激信号のバースト周波数を調節するように構成される請求項 1 3 に記載の埋込可能な医学機器。

【請求項 2 0】

前記神経刺激装置が前記神経刺激信号の波形を調節するように構成される請求項 1 3 に記載の埋込可能な医学機器。

40

【請求項 2 1】

前記神経刺激装置が前記神経刺激信号の振幅、周波数、バースト周波数、波形の 2 つ以上の組み合わせを調節するように構成される請求項 1 3 に記載の埋込可能な医学機器。

【請求項 2 2】

心房レートと心室レートとを比較して A V 伝導型心室頻脈性不整脈 (A V C V T) を検出するための手段を含む、心房性頻脈を感知するための手段と、

検出された A V C V T に応答して A V 伝導を遮断するため、および前記 A V C V T を終結させるために下大静脈と左心房の間に位置する I V C - L A 脂肪パッドを刺激するための手段と、

前記 I V C - L A 脂肪パッドが刺激されるときに除脈時支援ペーシングを供給するため

50

の手段と
を含む埋込可能な機器。

【請求項 2 3】

心房性頻拍を感知するための前記手段が、心拍数を感知するため、および前記心拍数が閾値をいつ超えるかを認識するための手段を含む請求項 2 2 に記載の機器。

【請求項 2 4】

I V C - L A 脂肪パッドを刺激するための前記手段が、冠状静脈洞の中に供給されるように構成された血管内リード線を含む請求項 2 2 に記載の機器。

【請求項 2 5】

前記血管内リード線が、前記冠状静脈洞から前記 I V C - L A 脂肪パッドを血管経由で刺激するための血管内 2 極電極を含む請求項 2 4 に記載の機器。

【請求項 2 6】

前記血管内リード線が、前記冠状静脈洞を貫通し、前記 I V C - L A 脂肪パッド内に固定される 2 極電極を含む請求項 2 4 に記載の機器。

【請求項 2 7】

I V C - L A 脂肪パッドを刺激するための前記手段が、前記 I V C - L A 脂肪パッド内に固定されるように構成された 2 極電極を備えた心外膜リード線を含む請求項 2 4 に記載の機器。

【発明の詳細な説明】

【関連出願】

【0 0 0 1】

2 0 0 5 年 4 月 5 日に提出され、本願明細書に参照で組入れられる米国特許出願第 1 1 / 0 9 9 2 2 6 号に対する優先権の恩典が本願明細書で権利主張される。

【技術分野】

【0 0 0 2】

本出願は概して医学機器に関し、さらに特定すると A V 伝導型心室頻脈性不整脈を治療するためのシステム、機器、および方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 3】

上室頻脈性不整脈 (S V T) は心房、洞結節、A V 結節、または A V 接合部などの上室領域に起源を発する不整脈である。S V T の実例は心房性頻脈性不整脈を含み、A V および A V 結節のリエントリー頻脈性不整脈 (A V N R T) を含む。心房性頻脈は心房粗動などの心房性頻拍を含み、さらに、例えば心房細動を含む。S V T は A V 結節を通じて伝導される可能性が高く、したがって結果として S V T に付随する心室性頻脈につながる。A V 結節を通る伝導を介して S V T によって引き起こされる心室性頻拍は本願明細書では A V 伝導型心室頻脈性不整脈 (A V C V T) と称される。

【0 0 0 4】

いくつかの S V T は事実上慢性であり、それに対してその他は慢性ではない。これらの非慢性 S V T の継続時間は 1 分未満の時間的期間から数日の時間的期間の範囲にわたる。非慢性 S V T の一例は発作性心房頻拍 (P A T) であり、これもやはり発作性の S V T 、A V N R T 、または A V リエントリー性頻拍と称されることがある。P A T は短時間の突然の始まり、および心房性頻拍のしばしば突然な終了によって特徴付けられる急速な心房不整脈のタイプである。頻拍の突然の始まりは A V 結節の中の微視的なリエントリーまたは A V 結節と側管との間の巨視的なリエントリーによって引き起こされ、目眩、胸痛、動悸、不安感、発汗、息切れなどの不愉快で厄介な症状を付随する可能性が高い。心房性頻拍はさらに深刻な不整脈類似の心室性頻拍に発展することもあり得る。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 5】

医学的治療を行うために心臓刺激装置などの長期持続性の電気刺激装置を埋め込む方法

10

20

30

40

50

が知られている。心臓刺激装置の実例はペースメーカーなどの埋込可能な心調律管理（CRM）機器、埋込可能な心臓除細動器（ICD）、ペースングと除細動機能の両方を実行することのできる埋込可能な機器を含む。しかしながら、PATなどのいくつかのSVTは、SVTに付随する急速な心室心拍数を阻止する除細動ショック治療または手術によるAV結節切除を保証するのに十分に致命的であると通常では考えられないので治療することが難しいと見込まれる。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本主題事項の様々な態様は埋込可能な医学機器に関する。様々な実施態様において、この機器は少なくとも1つのポート、感知回路、神経刺激回路、ペースング回路、制御器を含む。各々のポートは少なくとも1つの電極を有する少なくとも1つのリード線を接続するように構成される。感知回路はAV伝導型心室頻脈性不整脈（AVCVT）の事象の判定に使用するための少なくとも1つの固有の信号を感知するために少なくとも1つのポートに接続される。神経刺激回路はIVC-LA脂肪パッドに神経刺激信号を選択的に印加するために少なくとも1つのポートに接続される。ペースング回路は少なくとも1つのプログラム可能な最少心拍数を維持するための除脈時支援ペースングを供給するように少なくとも1つのポートに接続される。制御器は感知回路、神経刺激回路、ペースング回路に接続される。この制御器は感知回路によって感知された少なくとも1つの固有の信号からAVCVT事象を判定し、AVCVT事象の間にIVC-LA脂肪パッドに神経刺激信号を印加することでAV伝導を遮断してAVCVT事象を終結させ、神経刺激信号がIVC-LA脂肪パッドに印加されるときに除脈時支援ペースングを提供するように構成される。

10

20

【0007】

様々な実施態様において、この機器は、ヘッダ、右心房検出器、右心室検出器、神経刺激装置、心臓ペースング刺激装置を含む。ヘッダは右心房から固有の信号を感知するように配置される少なくとも1つの電極を備えた第1のリード線に接続するための第1のポートと、右心室から固有の信号を感知して右心室に電気刺激を供給するように配置される少なくとも1つの電極を備えた第2のリード線に接続するための第2のポートと、左心室から固有の信号を感知して左心室に電気刺激を供給するように配置される少なくとも1つの電極とIVC-LA脂肪パッドを刺激するように配置される少なくとも1つの電極を備えて冠状静脈洞を通して血管内に挿入される少なくとも1つの第3のリード線に接続するための少なくとも1つの第3のポートとを含む。右心房検出器はAV伝導型心室頻脈性不整脈（AVCVT）の事象の判定に使用するために右心房からの固有の信号に基づいて心房レートを検知するようにヘッダの第1のポートに接続される。右心室検出器はAVCVTの事象の判定に使用するために右心室からの固有の信号に基づいて心室レートを検知するようにヘッダの第2のポートに接続される。神経刺激装置はAVCVT事象の間にIVC-LA脂肪パッドに神経刺激信号を選択的に印加することでAV伝導を遅延させてAVCVT事象を終結させるようにヘッダの少なくとも1つの第3のポートに接続される。心臓ペースング刺激装置は、神経刺激信号がIVC-LA脂肪パッドに印加されるときに少なくとも1つのプログラム可能な最少心拍数を維持するため、および心臓再同期治療の一部として両心室ペースングを提供するための除脈時支援ペースングを提供するように第2のポートおよび少なくとも1つの第3のポートに接続される。

30

40

【0008】

本主題事項の様々な態様はAV伝導型心室頻脈性不整脈（AVCVT）を治療するための方法に関する。本方法の様々な実施態様によると、AVCVTが感知され、AVCVTが感知されるとAV伝導を遮断するためにIVC-LA脂肪パッドが刺激され、IVC-LA脂肪パッドが刺激される一方で除脈時支援ペースングが供給される。

【0009】

この概要は本出願の教示のうちのいくつかの概説であり、本主題事項の排他的または網羅的な処置であるように意図されていない。本主題事項についてのさらなる細部は「発明

50

を実施するための最良の形態」や添付の特許請求項に見出される。以下の「発明を実施するための最良の形態」を読んで理解し、その一部分を形成する図面を見ると他の態様は当業者に明らかになるであろう。本発明の範囲は添付の特許請求項およびその等価事項によって規定される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

本主題事項の以下の詳細な説明は、本主題事項が実践されることが可能である特定の態様および実施形態を例示の方式で示す添付図面を参照する。これらの実施形態は、当業者が本主題事項を実践することを可能にするために十分に詳しく述べられる。他の実施形態が利用されることも可能であり、本主題事項の範囲から逸脱することなく構造的、論理的、および電気的変更が為されることも可能である。この開示の「或る」、「1つの」、または「様々な」実施形態は必ずしも同一の実施形態ではなく、そのような引例は複数の実施形態を意図している。したがって以下の詳しい説明は限定する意味でとられるのではなく、その範囲は添付の特許請求項、ならびにそのような請求項が資格を与えられる法的な等価事項の全範囲によってのみ規定される。

【0011】

以下の開示はS V Tの例として発作性心房頻拍(P A T)とA V結節リエントリー性頻拍(A V N R T)に関する。この開示を読んで把握すると、当業者は様々なS V Tに付随するA V伝導型心室頻脈性不整脈(A V C V T)を治療する方法を理解するであろう。

【0012】

心臓生理

図1 A ~ 1 Cは心臓を例示しており、本主題事項の実施形態に従ってA V伝導を選択的に遮断してA V C V Tを終結させるためのI V C - L A脂肪パッドの電気刺激に関連する生理を例示するのに有用である。例示された心臓100は右心房102、右心室104、左心房106および左心室108を含む。例示された心臓100はまた、洞房(S A)結節110と房室性(A V)結節112も含む。図1 Aは心拍数を制御する心臓伝導系を例示する。この系は電気的インパルスが発生し、収縮して血液を送り出すように心臓を刺激するために心臓の筋肉全体にわたってこれらを伝導させる。心臓の伝導系は洞房結節110とA V結節112を含む。自律神経系は心臓周期の開始を引き起こすための洞房結節の起動を制御する。洞房結節は電気的インパルスが発生する右心房内の細胞群を含む。洞房結節によって発生した電気信号は心房と心室の間の心臓の中央部に位置する細胞群であるA V結節112に到達するまで心臓を通して細胞から下流の細胞へと移動する。A V結節は、心房からの電気信号がA V結節を通過して必ず心室に到達するように心房と心室の間の電気的中継ステーションとして機能する。A V結節は、心室が刺激される前に心房が完全に収縮することが可能となるように、信号が下方に通過して心室に至ることを許容される前の電流を遅延させる。A V結節を通過後、電流は心臓の下側部分の壁に埋め込まれる特殊な繊維114に沿って心室へと進む。

【0013】

心臓の律動を調節する神経系は、洞房結節に付随する脂肪パッドとA V結節に付随する脂肪パッドを含めたいくつかの神経節脂肪パッドを含む。洞房結節に付随する脂肪パッドの刺激はA V伝導時間の延長を伴わずに洞調律の延長に結果として結び付き、A V結節に付随する脂肪パッドの刺激は洞調律の遅延を伴わずにA V伝達時間を引き延ばす。本主題事項の実施形態はA V伝導の遮断を行うためにA V結節に付随する脂肪パッドを選択的に刺激する。A V伝導の遮断は、脂肪パッドが刺激される時間に相当する時間的期間についてこれが存在するので可逆的である。

【0014】

図1 B、1 Cは心臓の別の光景を例示しており、本主題事項の実施形態に従ってA V伝導を選択的に遮断するために電気刺激されるI V C - L A脂肪パッド116(下大静脈と左心房の間に位置する脂肪パッド)を含む。図1 Bと1 Cは心臓の右側と左側をそれぞれ例示している。図1 Bは右心房102、右心室104、洞房結節110、上大静脈118

、下大静脈 120、大動脈 122、右肺静脈 124、右肺動脈 126 を例示している。図 1B は上大静脈と大動脈の間の心臓脂肪パッド 128 もやはり例示している。図 1C は左心房 106、左心室 108、右心房 102、右心室 104、上大静脈 118、下大静脈 120、大動脈 122、右肺静脈 130、左肺静脈 132、右肺動脈 134、冠状静脈洞 136 を例示している。図 1C はまた、右心臓静脈の近傍に位置する心臓脂肪パッド 138 および下大静脈と左心房の接合部またはその近傍に位置する心臓脂肪パッド 116 (本願明細書では IVC-LA 脂肪パッドとも称される) も例示している。IVC-LA 脂肪パッド 116 で終結する神経はいくつかの実施形態では心外膜または血管内のリード線のどちらかを用いて脂肪パッドの中にねじ込まれた電極を使用して刺激され、いくつかの実施形態では、例えば、下大静脈 120 もしくは冠状静脈洞 136 などの血管内の脂肪パッドの近傍に位置する血管内電極または左心房 106 内のリード線を使用して血管経由で刺激される。

10

【0015】

A V 伝導型心室頻脈性不整脈の治療

以前に発表されたデータは、IVC-LA 脂肪パッドの 10V、30Hz、0.05ms の 2 極電気刺激が結果として洞周期長さと心房収縮性の最小限の影響を伴った A V 伝導時間の選択的な延長につながることを示している。本主題事項は IVC-LA 脂肪パッドを選択的に刺激することによって、A V 結節を通る伝導を自在にオフおよびオンに効果的に切り換える。本主題事項は、A V 結節を通る伝導を選択的に遮断し、かつ S V T に付随する速い心室レートを防ぐために A V 結節に付随する脂肪パッド内の自律神経節を刺激することを含む、A V 伝導型心室頻脈性不整脈 (A V C V T) の治療法を提供する。本主題事項の実施形態は P A T などの S V T によって誘発される A V C V T を感知する。これにตอบสนองして、A V 伝導を選択的に遮断するために電気刺激が IVC-LA 脂肪パッドに選択的に供給される。本主題事項の実施形態は心房性頻拍事象 (例えば約 160 ~ 200 bpm の心房レート) を感知し、A V C V T を終結させるように A V 伝導時間を選択的に遮断するために IVC-LA 脂肪パッドを選択的に刺激する。IVC-LA 脂肪パッドへの電気刺激の供給は、トリガとなる S V T が停止して正常な洞律動 (N S R) が感知されるまで A V 伝導遮断を続けるように制御される。トリガとなる S V T は独りで N S R へと戻ることが可能である。トリガとなる A V N R T は A V - 左心房脂肪パッド内の自律神経節の神経刺激によって供給される A V 伝導遮断で終結させられることが可能である。適切な心室律動を維持するために心室レート支援が A V 伝導遮断中に供給される。

20

30

【0016】

或る実施形態では、P A T が感知されると、感知された心臓の固有の信号を使用する閉ループ制御によって決定される大きさで IVC-LA 脂肪パッドが電気刺激されることで P A T を終結させる。様々な実施形態において、A V 伝導が阻止されるときにペースメーカーが右心室を適切にペースングすることによって心室レートを支える。心房頻脈性不整脈が終結させられたことを機器が確認するとその後、IVC-LA 脂肪パッドの電気刺激が停止し、このようにして閉ループのペースング系を提供する。

【0017】

様々な埋込可能な機器の実施形態が A V C V T を終結させるために単独で使用される。これらの実施形態は、A V 結節を通る伝導を介して心室性不整脈を誘発した心房性頻拍もしくは他の S V T の症状発現の間のみ刺激が供給されるので、機器に電力を供給するためには比較的小型の電池を使用することが可能である。本主題事項の様々な実施形態が、IVC-LA 脂肪パッドの神経を選択的に刺激するための埋込可能な刺激電極を備えたペースメーカーを使用する。様々な実施形態で、この電極は IVC-LA 脂肪パッドにおいて心臓の心外膜上に置かれる。様々な実施形態で、この電極は完全な経皮的埋込物の一部として血管経由で IVC-LA 脂肪パッドを刺激するために冠状静脈洞の中に設置される。したがって、除細動ショックと手術による切除とを比較すると、本主題事項は P A T のための一層侵襲が少なく効果的な治療を提供することができる。さらに、A V 手術切除に関して本主題事項は一時的で可逆性の A V 遮断を提供する。したがって本主題事項は一時的

40

50

な不整脈症状発現を一時的な A V 遮断で治療するのに十分に適している。付け加えると、迷走神経幹ではなく I V C - L A 脂肪パッドを刺激することは迷走神経幹が刺激されれば起こり得る他の不本意な結果を生じさせることなく A V 遮断を選択的に供給する。

【 0 0 1 8 】

機器の実施形態およびリード線の位置

図 2 A、2 B は S V T によって誘発される A V C V T を検出するため、S V T の間に A V 伝導を選択的かつ一時的に遮断することで A V C V T を終結および / または阻止するために I V C - L A 脂肪パッドに神経刺激を印加するためや、神経刺激が加えられ、かつ A V 伝導が阻止されるときに除脈時支援ペーシングを提供するために使用される埋込可能な医学機器とリード線の位置の様々な実施形態を例示している。

10

【 0 0 1 9 】

図 2 A では、例示された埋込可能な医学機器 2 4 0 A は 3 つのリード線を有する。第 1 のリード線 2 4 2 は心房レートの指標である固有の信号を検出するために右心房内またはその近傍に置かれ、これは P A T 事象などの S V T 事象を判定するために使用される。第 2 のリード線 2 4 4 は、右心室を心拍調整し、かつ心室レートの指標である固有の信号を検出するために右心室内またはその近傍に置かれ、これは A V C V T を判定するために使用される。第 3 のリード線 2 4 6 A は I V C - L A 脂肪パッドに神経刺激を加えるために I V C - L A 脂肪パッド 2 1 6 の近傍に置かれる。様々な実施形態が心外膜リード線を使用し、様々な実施形態が血管内に供給されるリード線を使用し、様々な実施形態が心外膜と血管内に供給されるリード線の様々な組み合わせを使用する。したがって、或る実施形態では、第 1、第 2、第 3 のリード線は末梢静脈を通して血管内に挿入されて右心房に入り、第 1 のリード線はそこで終結する。第 2 のリード線は右心房から三尖弁を通して心臓の右心室の中へと続き、右心室を心拍調整するためにそこで定位置に終結する。第 3 のリード線は冠状静脈洞に入ってその中に電極を血管内設置し、血管経由で I V C - L A 脂肪パッドを刺激する。

20

【 0 0 2 0 】

図 2 B は図 2 A に類似している。しかしながら図 2 B では、機器 2 4 0 B のための第 3 のリード線 2 4 6 B は電極を設置して左心室を心拍調整するためにさらに冠状静脈洞の中に延びる。様々な実施形態で、例示された第 3 のリード線などの 1 つのリード線が I V C - L A 脂肪パッドを刺激するためや、左心室を心拍調整するために使用される。様々な実施形態で、1 つのリード線が I V C - L A 脂肪パッドを刺激するために冠状静脈洞の中に挿入され、第 2 のリード線が左心室を心拍調整するために使用される。図 2 B に例示されるような系は心臓再同期治療 (C R T) を提供するために使用されることが可能であり、これは下記で検討される。

30

【 0 0 2 1 】

心臓のうちの選択された部屋に電気刺激を供給する埋込可能な心臓機器がいくつかの心不全を治療するために開発されてきた。例えばペースメーカーは時限ペーシング・パルスで心臓を心拍調整する機器であり、心室レートが遅過ぎる場合の除脈の治療のために最も一般的である。A V 伝導欠陥 (すなわち A V 遮断や洞不全症候群は永久ペーシングが必要とされる可能性の高い除脈の最も一般的な原因である。適切に機能していれば、最少心拍数を強制することによって代謝要求に合致するように適切なリズムで自体を心拍調整する心臓の能力の欠如をペースメーカーが補う。埋込可能な機器はまた、速過ぎる心調律を抗頻拍ペーシングまたは電気ショックの供給のどちらかで治療することで細動を終結させるために使用されることもあり得る。

40

【 0 0 2 2 】

血液の効率的な送出を促進するために心臓周期中に心臓の部屋が収縮する方式と程度に影響を及ぼす埋込可能な機器もやはり開発されてきた。各部屋が協調した方式で収縮するとき心臓はさらに効率的にポンプ作用し、結果は普通では心房と心室の両方の特化された伝導経路によって与えられ、これは心筋全体にわたる興奮 (すなわち脱分極) の高速伝導を可能にする。これらの経路は興奮性インパルスを洞房結節から心房心筋、A V 結節、

50

そこから心室心筋へと伝導することで結果として両心房と両心室の両方の協調した収縮に結び付く。これは各々の部屋の筋肉繊維の収縮を両方同期させ、各々の心房もしくは心室の収縮を反対側の心房もしくは心室と同期させる。普通に機能している特化された伝導経路によって与えられるこの同期を伴わないと心臓のポンプ効率は大幅に減殺される。これらの伝導経路の病変や、他の心室間または心室内の伝導欠損は心不全の病原因子になる可能性が高く、これは心臓機能の異常が、周辺組織の代謝要求に合致するために適切なレベルよりも下に心拍出量を低下させる原因となる臨床的症候群に関する。これらの課題を処理するために、心臓再同期治療（CRT）と称される心房および/または心室の収縮の協調を改善することを企図して1つまたは複数の心臓の部屋に適切に時限電気刺激を供給する埋込可能な、心臓機器が開発されてきた。心室の再同期は、直接変力性ではないが再同期は向上したポンプ効率および増大した心拍出量を伴った心室の一層協調した収縮に結果としてつながるので心不全の治療に有用である。現在、CRTの一般的な形態は同時に、または特定の両心室のオフセット間隔で分けられるかのどちらかで、および固有の心房収縮の検出または心房心拍調節の供給に対して特定のAV遅延間隔の後に、両方の心室に刺激パルスを加える。

10

【0023】

埋込可能な医学機器

図3は多部位刺激と感知のために構成された埋込可能な医学機器実施形態のシステム図を例示している。「A」から「C」で指定された3つの実例の感知およびペーシング・チャンネルはリング電極250A～Cと先端電極251A～Cを備えた2極リード線、感知用増幅器252A～C、パルス発生器253A～C、チャンネル・インターフェース254A～Cを含む。したがって各々のチャンネルは電極に接続されたパルス発生器で作られるペーシング・チャンネルと、電極に接続された感知用増幅器で作られる感知チャンネルを含む。チャンネル・インターフェース254A～Cはマイクロプロセッサ255と双方向で通信し、各々のインターフェースは感知用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/デジタル変換器を含み、さらにペーシング・パルスを出力するため、ペーシング・パルスの振幅を変えるため、感知用増幅器に関して利得と閾値を調節するためにマイクロプロセッサによって書き込み処理されるレジスタを含む。ペースメーカーの感知回路は、特定のチャンネルによって発生した電気記録図信号（すなわち電極によって感知され、心臓の電気活性を表わす電圧）が特定された検出閾値を超えると心房感知または心室感知のどちらかで部屋感知を検出する。特定のペーシング・モードに使用されるペーシング・アルゴリズムがそのような感知を使用することでペーシングを引き起こすかまたは阻止し、心房と心室の感知それぞれの間の時間間隔を測定することによって固有の心房レートおよび/または心室レートが検出されることが可能である。

20

30

【0024】

スイッチング回路網256は、固有の心臓活性を検出するために感知用増幅器の入力部へ、およびペーシング・パルスを供給するためにパルス発生器の出力部へと電極を切り換えるために使用される。このスイッチング回路網はまた、リード線のリング電極と先端電極の両方を使用する2極モード、またはリード線の電極のうち的一方のみと接地電極として役立つハウジングもしくは金属容器257または接地電極として役立つ他のリード線の他の電極とを使用する単極モードのどちらかで機器が感知または心拍調整を行うことを可能にする。ショックを与えてもよい頻脈を検出した場合に一对の衝撃電極259を経由して心房または心室へと除細動ショックを供給するために衝撃パルス発生器258も同様に制御器にインターフェース接続される。

40

【0025】

制御器すなわちマイクロプロセッサは、ペーシング・チャンネルを介して心拍調整の供給を制御する命令、感知用チャンネルから受信した感知信号を解釈する命令、補充収縮間隔と感覚不応期を規定するためにタイマーを実施する命令を含む、メモリ260に保存されたプログラムされた命令に従って機器のすべての動作を制御する。制御器は内因性の事象と心拍調整される事象の両方に関して不応期を決定することが可能である。制御器は、

50

感知された事象と時間間隔の満了にตอบสนองしてパルスが出力される方法を規定するいくつかのプログラムされたペースング・モードで機器を動作させることが可能である。除脈を治療するための殆どのペースメーカーは、所定の間隔の中で起こっている感知された心臓事象がペースング・パルスを誘発または阻止するいわゆるデマンド・モードで同期して動作するようにプログラムされる。阻止要求のペースング・モードは、部屋による内因性の拍動が検出されない所定の補充収縮間隔の満了後にのみ心臓周期の中でペースング・パルスが心臓の部屋に供給されるように、感知された固有の活性に従ってペースングを制御するために補充収縮間隔を利用する。心室ペースングのための補充収縮間隔は心室性または心房性の事象によって再開されることが可能であり、後者はペースングが固有の心房拍動を追尾することを可能にする。C R T は、除脈モードに従って心臓を心拍調整するため、および選択された部位に予備興奮を与えるための両方で、例えば多数の興奮刺激パルスが心臓周期の中で多数の部位に供給される除脈ペースング・モードと併せて最も好都合に供給される。遠隔測定インターフェース 2 6 1 もやはり供給され、これは制御器が外部プログラマーまたは遠隔モニタと通信することを可能にする。本主題事項の実施形態によると、埋込可能な医学機器は心房レートを追尾し、S V T が起こった場合に A V 伝導を遮断するために、および心室に除脈時生命維持ペースングを供給するためにモードを切り換える。

10

【 0 0 2 6 】

I V C - L A 脂肪パッドに神経刺激を供給するために神経刺激チャンネルが機器に組入れられ、ここでは 1 つのチャンネルがリング電極 2 6 2 と先端電極 2 6 3 を備えた 2 極リード線、パルス発生器 2 6 4、チャンネル・インターフェース 2 6 5 を含む。他の実施形態が単極のリード線を使用してもよく、このケースでは神経刺激パルスは金属容器または他の電極を基準にする。各々のチャンネルのためのパルス発生器は神経刺激パルス列を出力し、これらは振幅、周波数、デューティサイクルに関して制御器によって変えられることが可能である。いくつかの実施形態は、心筋の巻き添え刺激を避けるために心室の不応期（感知された内因性の拍動かまたは心拍調整された拍動のどちらか）で I V C - L A 脂肪パッドへの神経刺激の供給の時期を決める。神経刺激の供給は、神経刺激で心室組織を捕捉するのを避けるために心室の不応期に基づいて（削減されるかまたは終結させられるか）制御されることが可能である。

20

【 0 0 2 7 】

図 4 A、4 B は、A V C V T を検出するため、A V 伝導を選択的に遮断して A V C V T を終結させるように I V C - L A 脂肪パッドへの神経刺激を加えるため、および神経刺激が加えられるときに除脈時支援ペースングを供給するために使用される埋込可能な医学機器の様々な実施形態を概略で例示している。図 4 A ~ 4 B の例示された医学機器は図 3 に概して例示されたようにペースング・チャンネルと感知チャンネルを含むが、本主題事項をさらに具体的に示すために機能ブロックで例示される。

30

【 0 0 2 8 】

図 4 A は図 2 A、2 B に例示された機器のために使用され得るような埋込可能な医学機器を例示している。例示された機器 4 4 0 はパルス発生器 4 6 6 とヘッダ 4 6 7 を含む。ヘッダ 4 6 7 は少なくとも 1 つの電極を有する少なくとも 1 つのリード線 4 6 9 を受け入れるための少なくとも 1 つのポート 4 6 8 を含む。ヘッダ 4 6 7 は（複数の）リード線 4 6 9 とパルス発生器 4 6 6 の間のインターフェースとして機能する。例示されたパルス発生器はメモリ 4 6 0 に接続された制御器 4 7 0、および外部プログラマーと通信するための遠隔測定インターフェース 4 6 1 を含む。制御器 4 7 0 は S V T 検出器（A V 伝導を通じて V T を誘発した P A T、A T、A F などの S V T 事象を検出することが可能な検出器）として機能する感知回路 4 7 1 A、心室レート検出器として機能する感知回路 4 7 1 B、心室レート感知回路 4 7 1 B と協同し、かつ除脈時支援心拍調整器として機能する心臓刺激装置 4 7 2、I V C - L A 脂肪パッドの神経刺激装置として機能する神経刺激回路 4 7 3 に接続される。

40

【 0 0 2 9 】

様々な実施形態で、V T 検出器 4 7 1 B は心室レートのフィードバックを供給する。心

50

室レートのフィードバックはI V C - L A 脂肪パッドへの神経刺激の閉ループ制御を供給するために使用されることが可能である。検出器 4 7 1 A と協同した V T 検出器 4 7 1 B は A V 伝導を通じた S V T 事象によって V T が引き起こされる時を検出することが可能である。例えば、S V T 検出器 4 7 1 B は A V 伝導を遮断するように神経刺激治療を漸増するために使用される。A V 遮断時に起こるように固有の心室レートが最低閾値よりも下に落ちれば、除脈時支援ペーシング回路 4 7 2 が心室レートに関して少なくとも最低閾値を維持するための要求ペーシングを供給する。

【 0 0 3 0 】

加えられる神経刺激が心室組織を捕捉可能であると判定されるいくつかの実施形態では、制御器 4 7 0、神経刺激回路 4 7 3、除脈時支援ペーシング回路 4 7 2、感知回路 4 7 1 B が協同して心室の不応期が起こっている時を判定し、神経刺激の供給の時期を決めて不応期中の A V 伝導を遮断する。制御器 4 7 0 と神経刺激回路 4 7 3 は A V 伝導を選択的に開閉するように協同して神経刺激を加える。これらの実施形態によると、不応期が完了しているかまたは殆ど完了していることを制御器 4 7 0 と感知回路 4 7 1 B が判定すると、制御器 4 7 0 と神経刺激回路 4 7 3 は協同して神経刺激を一時的に減少させるかまたは終結させることで心室組織を捕捉するのを防止する。減少または終結した神経刺激は A V 結節を通る伝導を増大させる。A V 伝導の遮断を伴わない時間中に内因性の心室事象が検出されれば、これに続く不応期の期間を通して神経刺激が再び加えられる。それ以外では、補充収縮間隔の後に心室の心拍調整が除脈時支援ペーシング治療の一部として供給され、神経刺激は引き続く不応期の期間を通して加えられる。

【 0 0 3 1 】

S V T 検出器（例えば P A T センサ）、V T 検出器、除脈時支援心拍調整器、および I V C - L A 脂肪パッドの神経刺激装置は複数のスイッチ 4 5 6（例えば M O S スイッチ）を介して（複数の）リード線上の（複数の）電極と適切にインターフェース接続される。これらのスイッチは、回路 4 7 1 A、4 7 1 B、4 7 2、4 7 3 が所望のリード線上の所望の電極チャンネルにアクセスするために所望のポートに接続することを可能にする論理接続を提供する。図 4 A は制御器 4 7 0 と別々であるような回路 4 7 1 A、4 7 1 B、4 7 2、4 7 3 を例示している。この開示を読んで把握すると当業者によって理解されるであろうが、様々な実施形態において回路 4 7 1 A、4 7 1 B、4 7 2、4 7 3 に関連する様々な機能は制御器 4 7 0 と一体化されることが可能である。制御器 4 7 0 は、S V T 検出器 4 7 1 A によって感知された固有の信号から S V T（例えば P A T）事象を判定するように、S V T 事象中に神経刺激装置 4 7 3 を使用して I V C - L A 脂肪パッドに神経刺激信号を加えることで A V 伝導を遮断し、かつ S V T 事象中に A V C V T を終結させるように、および神経刺激信号が I V C - L A 脂肪パッドに加えられるときに心臓刺激装置 4 7 2 を使用して除脈時支援ペーシングを供給するように構成される。A V 伝導を遮断することは A V N R T / P A T を終結させることにもやはり役立つことが可能である。

【 0 0 3 2 】

図 4 B は、P A T を治療するためと C R T を供給するための、図 2 B に例示された機器のために使用され得るような埋込可能な医学機器 4 4 0 を例示している。明瞭化する目的で、図 4 B は回路 4 7 1 A、4 7 1 B、4 7 2、4 7 3 間の接続と、ポート 4 6 8 A、4 6 8 B、4 6 8 C への接続を例示している。スイッチ（S W）は概して、除脈時支援ペーシング回路 4 7 2 の近傍に例示される。例示されたスイッチは、下記で与えられる機能を遂行するために回路 4 7 1 B、4 7 2 とポート 4 6 8 B、4 6 8 C の間の所望の接続と切断を供給することが可能である。図 4 B は感知および刺激能力を有する C R T モジュール 4 7 4 を例示している。例示された実施形態では、C R T モジュールは P A T もしくは他の S V T の判定に使用するための右心房センサ 4 7 1 A、心室レートを検出することで P A T もしくは他の S V T によって引き起こされる A V C V T を判定するための右心室センサ、支援ペーシングを供給するために右心室センサと併せて使用される除脈時支援心拍調整器 4 7 2 を含む。様々な実施形態によると、P A T 検出器と除脈時支援心拍調整器は C R T モジュールによって使用されるセンサおよび刺激装置と一体化される。

【 0 0 3 3 】

例示された実施形態では、右心房センサ／検出器 4 7 1 A は右心房内に置かれる右心房リード線 4 6 9 A を受け入れるために右心房ポート 4 6 8 A に論理接続される。この右心房センサ／検出器は右心房リード線上の電極によって受信された固有の信号から心房レートを判定するように構成される。この心房レートは S V T 事象が起こったかどうか判定するために使用される。右心室センサ／検出器 4 7 1 B は右心室内に置かれる右心室リード線 4 6 9 B を受け入れるために右心室ポート 4 6 8 B に論理接続される。この右心室センサ／検出器は右心室リード線上の電極によって受信された固有の信号から心室レートを判定するように構成される。いくつかの実施形態は、心室性頻脈が A V 結節を通して伝導された S V T に起因することを確認するために心室レートを心房レートと比較する。様々な実施形態において、心室レートは A V 伝導を遮断するように神経刺激回路の閉ループ制御を供給するために使用され、さらに、除脈時支援ペーシングの一部として右心室を心拍調整するためのフィードバックを供給するために使用される。図 4 B は右心室ポート 4 6 8 B と少なくとも 1 つの冠状静脈洞ポート 4 6 8 C の両方に接続された除脈時支援心拍調整器 4 7 2 を例示しており、さらに、(複数の)冠状静脈洞ポート 4 6 8 C に接続された I V C - L A 脂肪パッド神経刺激装置 4 7 3 を例示している。右心室ポート 4 6 8 B は右心室を感知し心拍を調整するために少なくとも 1 つの電極を備えたリード線 4 6 9 B を受け入れるように構成される。(複数の)冠状静脈洞ポート 4 6 8 C は冠状静脈洞を通して供給される少なくとも 1 つの電極を備えた少なくとも 1 つのリード線 4 6 9 C を受け入れるように、および I V C - L A 脂肪パッドに神経刺激信号を加えるように、および左心室を感知および心拍調整するように構成される。様々な実施形態が、冠状静脈洞の中に血管内供給される 1 つのリード線を受け入れるための 1 つの冠状静脈洞ポートを含み、様々な実施形態が、I V C - L A 脂肪パッドに神経刺激信号を加えることに使用するために冠状静脈洞の中に血管内供給される 1 つのリード線、および左心室を感知および心拍調整するために使用するために冠状静脈洞の中に血管内供給される別のリード線を受け入れるための 2 つの冠状静脈洞ポートを含む。

【 0 0 3 4 】

図 5 は、図 4 A、4 B の 4 7 3 で実施されるような神経刺激装置 5 7 3 の実施形態を概略で例示している。例示された神経刺激装置の実施形態は I V C - L A 結節に印加される神経刺激の強度を調節するように、さらに、A V C V T に対して適切であれば A V 結節の伝導を阻止するように、およびいくつかの実施形態では A V N R T を終結させるように構成される。したがって、例えば 1 0 V、3 0 H z、0.5 m s の神経刺激信号が S V T を終結させることに成功しなければ、神経刺激信号は調節される。様々な実施形態が、神経刺激を高めるように信号の振幅を調節し、さらに、A V 結節の伝導を阻止する。様々な実施形態が、神経刺激を高めるように信号の周波数を調節し、さらに、A V 結節の伝導を阻止する。様々な実施形態が、神経刺激を高めるように信号のバースト周波数を調節し、さらに、A V 結節の伝導を阻止する。様々な実施形態が、神経刺激を高めるように信号の波形(例えば三角波、正弦波、矩形波、白色ノイズ)を調節し、さらに、A V 結節の伝導を阻止する。様々な実施形態が、神経刺激を高めるように信号の振幅、周波数、バースト周波数、波形の 2 つ以上の組み合わせを調節し、さらに、A V 結節の伝導を阻止する。神経刺激装置に付随する機能は制御器と一体化されてもよい。

【 0 0 3 5 】

図 6 は本主題事項の様々な実施形態による、図 4 A、4 B の 4 7 1 A で概して例示されるように実施されるような S V T 検出器に付随する論理を概略で例示しており、さらに、図 4 A、4 B の 4 7 1 B で概して例示されるように実施されるような S V T 検出器に付随する論理を概略で例示している。

【 0 0 3 6 】

本主題事項の実施形態は、I V C - L A 脂肪パッド内の自律神経節の選択的な刺激を通じて A V 伝導を選択的にオフやオンに切り換えることが可能である。いくつかの実施形態は心外膜で脂肪パッドに神経刺激を供給し、いくつかの実施形態は血管経由刺激を使用し

10

20

30

40

50

て脂肪パッドに神経刺激を供給する。

【 0 0 3 7 】

例示された P A T 検出器 6 7 1 A は心房レート検出器 6 7 5、心室レート検出器、プログラム可能な P A T 心房レート閾値に相当する値を保存するために使用するメモリまたはレジスタ 6 7 6 を含む。例示された検出器は検出された心房レートを保存された閾値と検出された心室レートとを比較し、この比較に基づいてレートが閾値よりも高ければ、かつ心室レートが心房レートに追隨していれば P A T 事象の表示 6 7 7 を供給する。様々な実施形態において、P A T 心房レート閾値は 1 6 0 から 2 0 0 ビート / 分の範囲内である。P A T 検出器に付随する機能が制御器と一体化されてもよい。

【 0 0 3 8 】

例示された V T 検出器 6 7 1 B は心室レート検出器 6 9 0 を含み、さらに、プログラム可能な V T 閾値に相当する値を保存するために使用するメモリまたはレジスタ 6 9 1 を含む。例示された V T 検出器は検出された心室レートを保存された閾値と比較し、この比較に基づいて V T 事象の表示を供給する。V T 検出器に付随する機能が制御器と一体化されてもよい。様々な実施形態において、P A T 事象の発生を判定するためと、神経刺激治療の効能を判定するために、右心房と右心室の両方から固有の信号が感知されるように V T 検出器と S V T / P A T 検出器が一体化される。この図は S V T / P A T 検出器 6 7 1 A と V T 検出器 6 7 1 B によって共有された心室レート検出器 6 9 6 を例示している。

【 0 0 3 9 】

図 7 は本主題事項の様々な実施形態による、図 4 A、4 B の 4 7 2 で実施されるような除脈時支援ペーシング回路 7 7 2 に付随する論理を概略で例示している。例示された回路は内因性事象または事象群センサ 7 7 8 を含み、さらに、プログラム可能な最低心室心拍数または補充収縮間隔に相当する値を保存するために使用するメモリまたはレジスタ 7 7 9 を含む。例示された回路は検出された心室レートを、プログラム可能な最低心室心拍数または補充収縮間隔と比較することで表示 7 8 0 を供給し、ペーシング・パルスを印加する。除脈時支援ペーシング回路に付随する機能が制御器と一体化されても良い。

【 0 0 4 0 】

図 8 は、本主題事項の様々な実施形態に従って A V 伝導型心室頻脈性不整脈 (A V C V T) を治療するための方法を例示している。例示された方法はメモリ 4 6 0 内にコンピュータで読み取り可能な命令として保存され、例えば図 4 A ~ 4 B の回路 4 7 1、4 7 2、4 7 3 を使用して制御器 4 7 0 によって実行されることが可能である。8 8 1 で、P A T 事象 (または他の A V C V T 事象) が起こっているかどうか判定される。P A T 事象が起こっていれば処理は I V C - L A 脂肪パッドに神経刺激を供給するための 8 8 2、および I V C - L A 脂肪パッドが刺激されている間に起こる A V 伝導の遮断中に除脈時支援ペーシングを供給するための 8 8 3 へと進む。いくつかの実施形態は、神経刺激に伴う心室組織の捕捉を避けるために心室の不応期に基づいて神経刺激の供給を制御する。心室の不応期は内因性の拍動または心室の心拍調整によって引き起こされることもあり得る。様々な実施形態によると、P A T に付随する V T が終結したかどうか 8 8 4 で判定される。V T が終結していなければ、処理は神経刺激治療を調節 (例えば振幅、周波数、バースト周波数、および / または波形) するために 8 8 5 に進み、I V C - L A 脂肪パッドに神経刺激を供給するために 8 8 2 に戻り、I V C - L A 脂肪パッドが刺激されている間に起こる A V 伝導の阻止の間にわたって除脈時支援ペーシングを供給するために 8 8 3 に進む。V T が終結されていれば、処理は P A T が終結したかどうか判定するために 8 8 4 から 8 8 6 へと進む。P A T は独りでに元に戻ることが見込まれる。A V N R T については、P A T は神経刺激に基づいて終結することが可能であり、これは A V 結節を通り抜けるフィードバック経路を通る伝導を遅らせる。P A T が終わっていなければ、処理は V T が終結したかどうか判定するために 8 8 6 から 8 8 4 へと戻る。P A T が終わっていれば、処理は神経刺激と支援ペーシングを終了するために 8 8 6 から 8 8 7 へと進み、P A T が起こったかどうか判定するために 8 8 1 へと戻る。

【 0 0 4 1 】

本願明細書に示されて説明されたモジュールや他の回路がソフトウェア、ハードウェア、およびソフトウェアとハードウェアの組合わせを使用して実践され得ることを当業者は理解するであろう。したがって、モジュールという用語はソフトウェア実装、ハードウェア実装、ソフトウェアとハードウェア実装を包含すると意図される。

【0042】

この開示に例示された方法は本主題事項の範囲内にある他の方法に排他的であるように意図されていない。この開示を読んで把握すると当業者は本主題事項の範囲内にある他の方法を理解するであろう。上記に特定された実施形態や例示された実施形態の複数の部分は相必ずしも互に排他的ではない。これらの実施形態、またはその複数の部分は組合わされてもよい。様々な実施形態において、上記に与えられた方法は一連の命令を表す搬送波または伝搬信号内に具現されるコンピュータ・データ信号として実施され、この信号はプロセッサによって実行されるとプロセッサにそれぞれの方法を遂行させる。様々な実施形態において、上記に与えられた方法は、それぞれの方法を遂行するようにプロセッサに指示することが可能であってコンピュータでアクセス可能な媒体に含まれる命令のセットとして実践される。様々な実施形態において、この媒体は磁気媒体、電子媒体、または光媒体である。

10

【0043】

特定の実施形態が本願明細書に例示されて説明されてきたが、同じ目的を達成するように企図されるいずれの構成も示された特定の実施形態と置き換え可能であることは当業者によって理解されるであろう。本出願は本出願事項の改作または変形例を範囲内に含むように意図される。上記の説明が具体的例示であることを意図されており、限定ではないことは理解されるべきである。上記の実施形態の組合わせ、ならびに他の実施形態における上記の実施形態の複数部分の組合わせは上記の説明を精査すると当業者に明らかであろう。本主題事項の範囲は添付の特許請求項、ならびにそのような請求項が資格を与えられる等価事項の全範囲によって決定されるべきである。

20

【図面の簡単な説明】

【0044】

【図1A】心臓を例示し、本主題事項の実施形態に従ってA V伝導を選択的に遮断するためおよびA V伝導型心室頻脈性不整脈(A V C V T)を終結させるためのI V C - L A脂肪パッドの電気刺激に付随する生理を例示するために有用な図である。

30

【図1B】心臓を例示し、本主題事項の実施形態に従ってA V伝導を選択的に遮断するためおよびA V伝導型心室頻脈性不整脈(A V C V T)を終結させるためのI V C - L A脂肪パッドの電気刺激に付随する生理を例示するために有用な図である。

【図1C】心臓を例示し、本主題事項の実施形態に従ってA V伝導を選択的に遮断するためおよびA V伝導型心室頻脈性不整脈(A V C V T)を終結させるためのI V C - L A脂肪パッドの電気刺激に付随する生理を例示するために有用な図である。

【図2A】S V Tによって誘発されるA V C V Tを検出するため、S V Tの間のA V伝導を選択的および一時的に遮断することでA V C V Tを終結および/または防止するように神経刺激をI V C - L A脂肪パッドに印加するため、および神経刺激が印加され、かつA V伝導が阻止されるときに除脈時支援ペーシングを供給するために使用される埋込可能な医学機器とリード線の位置の様々な実施形態を例示する図である。

40

【図2B】S V Tによって誘発されるA V C V Tを検出するため、S V Tの間のA V伝導を選択的および一時的に遮断することでA V C V Tを終結および/または防止するように神経刺激をI V C - L A脂肪パッドに印加するため、および神経刺激が印加され、かつA V伝導が阻止されるときに除脈時支援ペーシングを供給するために使用される埋込可能な医学機器とリード線の位置の様々な実施形態を例示する図である。

【図3】多部位の刺激と感知のために構成された埋込可能な医学機器を例示するシステム図である。

【図4A】A V C V Tを検出するため、A V伝導を選択的に遮断し、かつA V C V Tを終結させるようにI V C - L A脂肪パッドに神経刺激を印加するため、および神経刺激が加

50

えられるときに除脈時支援ペーシングを供給するために使用される埋込可能な医学機器の様々な実施形態を概略で例示する図である。

【図４Ｂ】ＡＶＣＶＴを検出するため、ＡＶ伝導を選択的に遮断し、かつＡＶＣＶＴを終結させるようにＩＶＣ－ＬＡ脂肪パッドに神経刺激を印加するため、および神経刺激が加えられるときに除脈時支援ペーシングを供給するために使用される埋込可能な医学機器の様々な実施形態を概略で例示する図である。

【図５】図４Ａ、４Ｂの４７３で実施され得るような神経刺激装置の実施形態を概略で例示する図である。

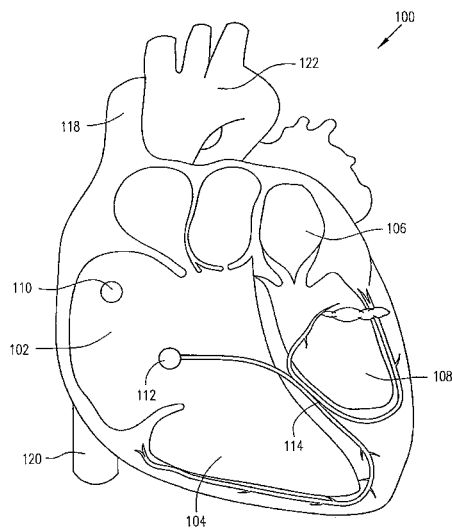
【図６】本主題事項の様々な実施形態による、図４Ａ、４Ｂの４７１Ａで概略的に例示されるように実施され得るようなＳＶＴ検出器に付随する論理を概略で例示し、さらに、図

10

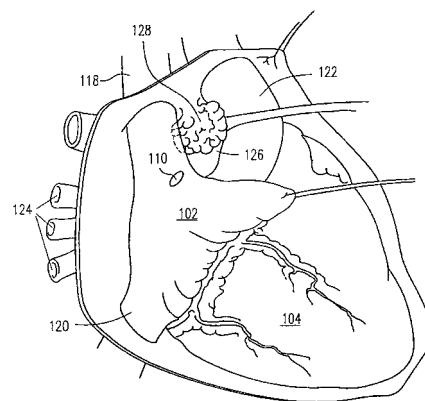
４Ａ、４Ｂの４７１Ｂで概略的に例示されるように実施され得るようなＳＶＴ検出器に付随する論理を概略で例示する図である。

【図７】本主題事項の様々な実施形態による、図４Ａ、４Ｂの４７２で実施され得るような除脈時支援ペーシング回路に付随する論理を概略で例示する図である。

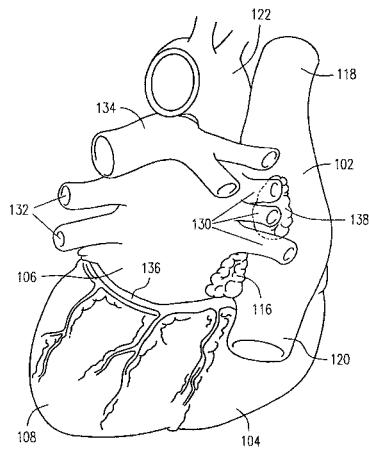
【図１Ａ】



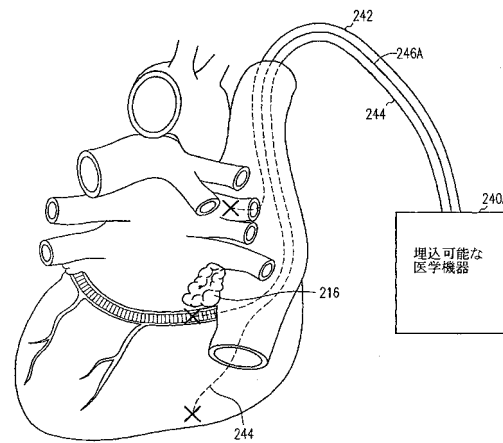
【図１Ｂ】



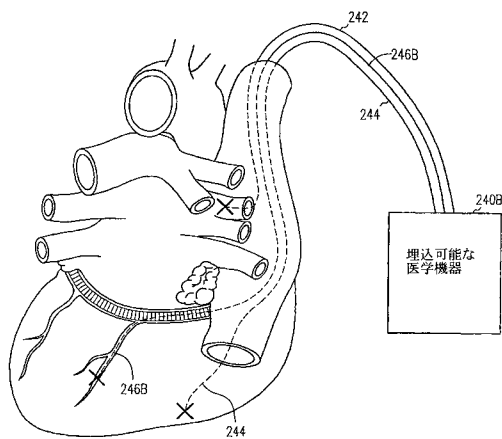
【図 1 C】



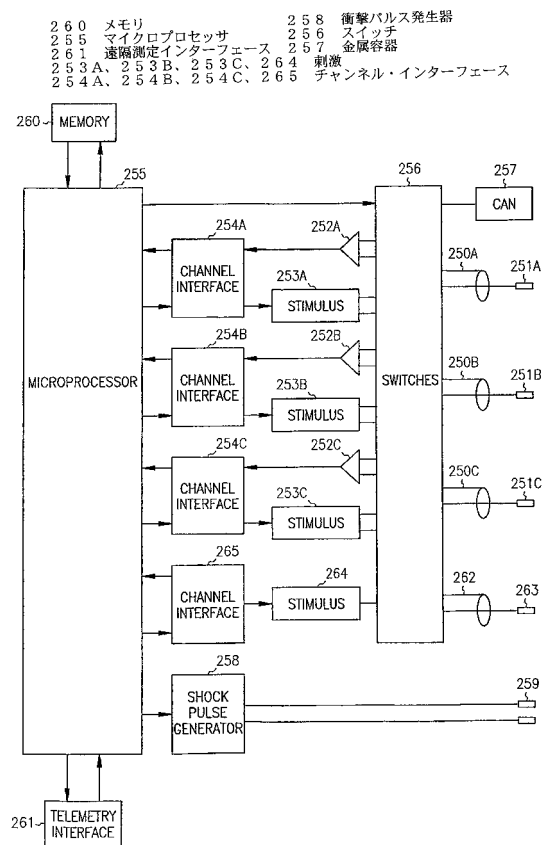
【図 2 A】



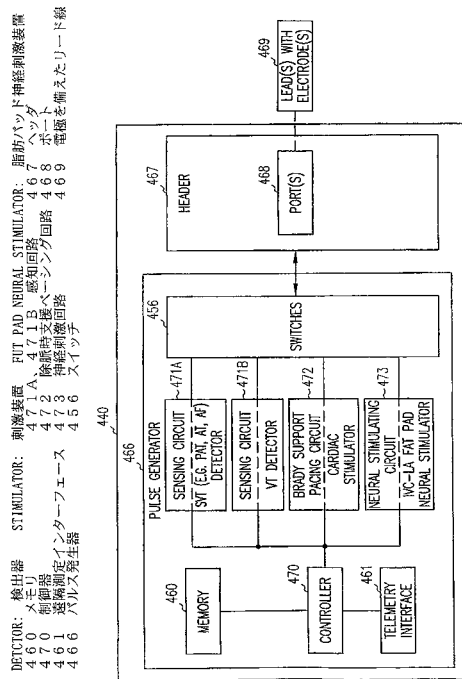
【図 2 B】



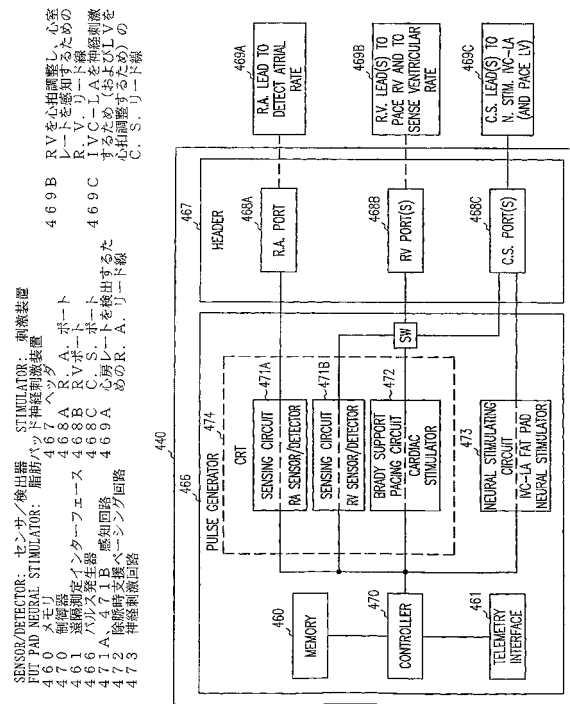
【図 3】



【図 4 A】

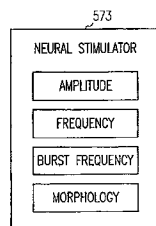


【図 4 B】



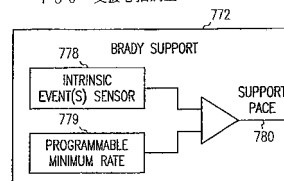
【図 5】

NEURAL STIMULATOR: 神経刺激装置
AMPLITUDE: 振幅
FREQUENCY: 周波数
BURST FREQUENCY: バースト周波数
MORPHOLOGY: 形態



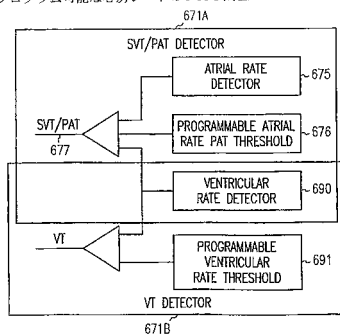
【図 7】

772 除脈時支脈
778 固有現象センサ
779 プログラム可能な最低レート
780 支援心拍調整

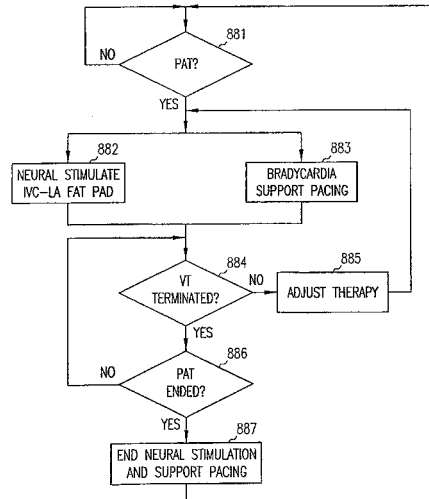


【図 6】

671A SVT/PAT検出器
675 心室レート検出器
676 プログラム可能な心室レートのPAT閾値
677 プログラム可能な心房レートのPAT閾値
690 心室レート検出器
691 プログラム可能な心室レートのPAT閾値
671B VT検出器



【図 8】



881 PATがあるか？
 882 神経刺激する（IVC-LA脂肪パッド）
 883 除脈時支援ペースティング
 884 VTが終結したか？
 885 治療を調節する
 886 PATは終わったか？
 887 神経刺激および支援ペースティングを終了する

フロントページの続き

- (72)発明者 モフィット, ジュリア
アメリカ合衆国・52317・アイオワ州・ノース リバティー・ペン リッジ ディーアール・
375
- (72)発明者 クラマー, アンドリュー・パイ
アメリカ合衆国・55082・ミネソタ州・スティルウォーター・サウス 6ティエイチ ストリ
ート・418
- (72)発明者 リバス, イマッド
アメリカ合衆国・55105・ミネソタ州・セント ポール・スタンフォード アベニュー・172
6

審査官 松永 謙一

- (56)参考文献 特表平9-504704(JP, A)
特表平7-504596(JP, A)
特表2001-517504(JP, A)
特開平6-205749(JP, A)
欧州特許出願公開第1486232(EP, A2)
米国特許第5411531(US, A)
欧州特許出願公開第547734(EP, A2)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61N 1/00-1/40