

(19)日本国特許庁(JP)

## (12)特許公報(B2)

(11)特許番号  
特許第7026141号  
(P7026141)

(45)発行日 令和4年2月25日(2022.2.25)

(24)登録日 令和4年2月16日(2022.2.16)

(51)国際特許分類 F I  
A 6 1 N 1/362(2006.01) A 6 1 N 1/362

請求項の数 19 (全31頁)

(21)出願番号	特願2019-564081(P2019-564081)	(73)特許権者	595181449 ペースセッター、インコーポレイテッド P A C E S E T T E R , I N C . アメリカ合衆国 9 1 3 9 2 - 9 2 2 1 カリフォルニア シルマー ヴァレー ヴ イユー コート 1 5 9 0 0
(86)(22)出願日	平成30年4月19日(2018.4.19)	(74)代理人	110001379 特許業務法人 大島特許事務所
(65)公表番号	特表2020-520715(P2020-520715 A)	(72)発明者	キャロル、ケネス・ジェイ アメリカ合衆国カリフォルニア州9 1 3 4 2 ・シルマー・ヴァレー ビュー コー ト 1 5 9 0 0
(43)公表日	令和2年7月16日(2020.7.16)	審査官	白川 敬寛
(86)国際出願番号	PCT/US2018/028392		
(87)国際公開番号	WO2018/217340		
(87)国際公開日	平成30年11月29日(2018.11.29)		
審査請求日	令和1年11月19日(2019.11.19)		
(31)優先権主張番号	15/605,756		
(32)優先日	平成29年5月25日(2017.5.25)		
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 植込み型医療システムにおけるインプラント間通信のためのオフセット補正された常時オンの受信機

## (57)【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

植込み型医療機器（IMD）であって、

1以上のイネーブル信号と、1以上のオフセット補正信号とを生成するように構成されたプロセッサ及び/またはクロック回路と、

前記1以上のイネーブル信号によってそれぞれが選択的に有効化され、それぞれが差動入力を含み、かつそれぞれが出力を含む、第1の差動増幅器及び第2の差動増幅器を備えた受信機と、

前記植込み型医療機器の前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器を含む電気部品に、前記電気部品が有効化されている間に電力を供給するバッテリーとを含み、

前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の各々は、有効化されている間、ある周波数範囲内の、第2の植込み型医療機器または外部デバイスからの所定の信号をモニタリングするように構成され、

前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の各々は、有効化されている間、電流を排出し、それにより前記バッテリーから電力を供給し、

前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の各々は、有効化されていない間、電流を実質的に排出せず、したがって前記バッテリーから電力を実質的に供給せず、

前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の各々は、有効化されている間、前記1以上のオフセット補正信号によってオフセット補正フェーズに選択的に入ることができ、その間、前記所定の信号は差動増幅器によって検出不能であり、

前記プロセッサ及び/またはクロック回路が生成した前記イネーブル信号及び前記オフセット補正信号によって、任意の所与の時間において、前記受信機の前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の少なくとも1つが、前記オフセット補正フェーズに入ることなく有効化されて、前記周波数範囲内の前記所定の信号をモニタリングするために使用され、前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器が同時に有効化されている時間の少なくとも半分を超える時間、前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の一方が、前記オフセット補正フェーズに入れられず、他方が前記オフセット補正フェーズに入れられて、それにより、前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の少なくとも1つが前記周波数範囲内の前記所定の信号を常にモニタリングすることを特徴とする植込み型医療機器。

10

【請求項2】

請求項1に記載の植込み型医療機器であって、前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器は、前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の一方のみが有効化されている時間の20%未満の間、同時に有効化されることを特徴とする植込み型医療機器。

【請求項3】

請求項2に記載の植込み型医療機器であって、前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の一方のみが有効化されている時間の10%未満の間、前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器が同時に有効化されることを特徴とする植込み型医療機器。

20

【請求項4】

請求項1に記載の植込み型医療機器であって、第1の電極及び第2の電極をさらに含み、前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の各々の前記差動入力は、前記第1の電極及び前記第2の電極に連結されることを特徴とする植込み型医療機器。

【請求項5】

請求項4に記載の植込み型医療機器であって、前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器を備えた前記受信機は第1の受信機を含み、前記第1の受信機の前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の各々によってモニタリングされるように構成された前記所定の信号は、第1の周波数範囲内のウェイクアップ信号を含み、前記植込み型医療機器は、前記第1の電極及び前記第2の電極に連結された第2の受信機をさらに含み、前記第2の受信機は、前記第1の周波数範囲内で前記ウェイクアップ信号を検出する前記第1の受信機の前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の一方に応答して選択的に有効化され、前記第2の受信機は、前記第2の受信機が有効化されている間、前記第1の周波数範囲よりも高い第2の周波数範囲内で前記第2の植込み型医療機器から1以上のインプラント間(i2i)通信信号を受信するように構成され、前記第2の受信機が有効化されている間、前記第2の受信機は前記第1の受信機よりも多くの電力を消費することを特徴とする植込み型医療機器。

30

40

【請求項6】

請求項5に記載の植込み型医療機器であって、前記植込み型医療機器は、密閉型のハウジングを含むリードレスペースメーカを備え、前記密閉型のハウジングは前記第1の電極及び前記第2の電極を支持し、かつ前記密閉型のハウジングの中には前記第1の受信機及び前記第2の受信機と、前記バッテリーとが配置されていることを特徴とする植込み型医療機器。

【請求項7】

請求項5に記載の植込み型医療機器であって、

50

入力と出力とを有するORゲート回路をさらに含み、  
前記ORゲート回路の前記入力、前記第1の受信機の前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の前記出力に連結され、前記ORゲート回路の前記出力は、前記第2の受信機のイネーブル端子に連結されるか、または前記第2の受信機の前記イネーブル端子に接続されたパルス調整回路に連結されることを特徴とする植込み型医療機器。

【請求項8】

請求項1に記載の植込み型医療機器であって、  
前記第1の差動増幅器が有効化され、かつ前記オフセット補正フェーズに入っている間に、前記第2の差動増幅器は前記オフセット補正フェーズに入ることなく有効化され、  
前記第2の差動増幅器が有効化され、かつ前記オフセット補正フェーズに入っている間に、前記第1の差動増幅器は前記オフセット補正フェーズに入ることなく有効化されることを特徴とする植込み型医療機器。

10

【請求項9】

請求項1に記載の植込み型医療機器であって、  
前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の各々はオートゼロ差動増幅器を含み、  
前記オフセット補正フェーズはオートゼロフェーズを含むことを特徴とする植込み型医療機器。

【請求項10】

請求項1に記載の植込み型医療機器であって、  
前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の各々はチョッパ安定化差動増幅器を含み、  
前記オフセット補正フェーズはチョッパ安定化フェーズを含むことを特徴とする植込み型医療機器。

20

【請求項11】

第1の差動増幅器及び第2の差動増幅器を備えた受信機を含む植込み型医療機器の作動方法であって、  
前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の各々は差動入力及び出力を含み、  
前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の各々は、有効化されている間、ある周波数範囲内の、第2の植込み型医療機器または外部デバイスからの所定の信号をモニタリングするように構成され、

30

前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の各々は、有効化されている間、選択的にオフセット補正フェーズに入ることができ、

前記植込み型医療機器の作動方法は、

前記植込み型医療機器が、プロセッサ及び/またはクロック回路を用いて、1以上のイネーブル信号と、1以上のオフセット補正信号とを生成するステップと、

前記植込み型医療機器が、任意の所与の時間に、前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の少なくとも1つが有効化されているように、1以上のイネーブル信号を用いて、前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器を選択的に有効化するステップと、

前記植込み型医療機器が、前記第1の差動増幅器が有効化され、前記オフセット補正フェーズに入っている間に、前記第2の差動増幅器が前記オフセット補正フェーズに入ることなく有効化されるように、かつ、前記第2の差動増幅器が有効化され、前記オフセット補正フェーズに入っている間に、前記第1の差動増幅器が前記オフセット補正フェーズに入ることなく有効化されるように、1以上のオフセット補正信号を用いて、前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器を前記オフセット補正フェーズに選択的に入れるステップとを含み、

40

前記植込み型医療機器は、前記プロセッサ及び/またはクロック回路が生成した前記イネーブル信号及び前記オフセット補正信号によって、前記受信機の前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の少なくとも1つが、前記オフセット補正フェーズに入ることなく有効化されて、前記周波数範囲内の前記所定の信号をモニタリングするために使用されるとともに、前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器が同時に有効化されている

50

時間の半分を超える時間、前記第 1 の差動増幅器及び前記第 2 の差動増幅器の一方が、前記オフセット補正フェーズに入れられず、他方が前記オフセット補正フェーズに入れられて、それにより、前記周波数範囲内の、前記所定の信号をモニタリングするために、前記第 1 の差動増幅器及び前記第 2 の差動増幅器の少なくとも一方を常に使用することを特徴とする作動方法。

【請求項 1 2】

請求項 1 1 に記載の作動方法であって、

前記選択的に有効化するステップは、

前記植込み型医療機器が、前記第 1 の差動増幅器及び前記第 2 の差動増幅器の一方のみが有効化されている時間の 20% 未満の間、前記第 1 の差動増幅器及び前記第 2 の差動増幅器が同時に有効化されるように実行することを特徴とする作動方法。

10

【請求項 1 3】

請求項 1 1 に記載の作動方法であって、

前記第 1 の差動増幅器及び前記第 2 の差動増幅器の各々はオートゼロ差動増幅器を含み、前記オフセット補正フェーズはオートゼロフェーズを含むことを特徴とする作動方法。

【請求項 1 4】

請求項 1 1 に記載の作動方法であって、

前記第 1 の差動増幅器及び前記第 2 の差動増幅器の各々はチョッパ安定化差動増幅器を含み、

前記オフセット補正フェーズはチョッパ安定化フェーズを含むことを特徴とする作動方法。

20

【請求項 1 5】

請求項 1 1 に記載の作動方法であって、

前記第 1 の差動増幅器及び前記第 2 の差動増幅器を含む前記受信機は第 1 の受信機を含み、前記所定の信号は第 1 の周波数範囲内のウェイクアップ信号を含み、

前記作動方法はさらに、

前記植込み型医療機器が、前記第 1 の受信機の前記第 1 の差動増幅器及び前記第 2 の差動増幅器の一方によって検出されている前記第 1 の周波数範囲内の前記ウェイクアップ信号にตอบสนองして第 2 の受信機を有効化するステップと、

前記植込み型医療機器が、前記第 2 の受信機が有効化されている間、前記第 1 の周波数範囲よりも高い第 2 の周波数範囲内で第 2 の植込み型医療機器から 1 以上のインプラント間通信信号を受信するように、前記第 2 の受信機を使用するステップとを含み、

前記第 2 の受信機が有効化されている間、前記第 2 の受信機は前記第 1 の受信機よりも多くの電力を消費することを特徴とする作動方法。

30

【請求項 1 6】

請求項 1 に記載の植込み型医療機器であって、

前記プロセッサ及び/またはクロック回路が生成した前記イネーブル信号及び前記オフセット補正信号によって、前記第 1 の差動増幅器が有効化され、前記オフセット補正フェーズに入っている間に、前記第 2 の差動増幅器が前記オフセット補正フェーズに入ることなく有効化され、前記第 2 の差動増幅器が有効化され、前記オフセット補正フェーズに入っている間に、前記第 1 の差動増幅器が前記オフセット補正フェーズに入ることなく有効化されることを特徴とする植込み型医療機器。

40

【請求項 1 7】

植込み型医療機器であって、

1 以上のイネーブル信号と、1 以上のオフセット補正信号とを生成するように構成されたプロセッサ及び/またはクロック回路と、

各々が差動入力を含み、各々が出力を含む、1 以上のイネーブル信号によって選択的に有効化される第 1 の差動増幅器及び第 2 の差動増幅器を含む受信機とを含み、

前記第 1 の差動増幅器及び前記第 2 の差動増幅器の各々は、有効化されている間、ある周波数範囲内の、第 2 の植込み型医療機器または外部デバイスからの所定の信号をモニタリングするように構成され、

50

前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の各々は、有効化されている間、1以上のオフセット補正信号により選択的にオフセット補正フェーズに入ることができ、その間、前記所定の信号は差動増幅器によって検出不能であり、

前記プロセッサ及び/またはクロック回路が生成した前記イネーブル信号及び前記オフセット補正信号によって、任意の所与の時点において、前記受信機の前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の少なくとも1つが前記オフセット補正フェーズに入ることなく有効化されて、前記周波数範囲内の前記所定の信号をモニタリングするために使用され、前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器が同時に有効化されている時間の少なくとも半分を超える時間、前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の一方が、前記オフセット補正フェーズに入れられず、他方が前記オフセット補正フェーズに入れられて、それにより、前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の少なくとも1つが前記周波数範囲内の前記所定の信号を常にモニタリングすることを特徴とする植込み型医療機器。

10

【請求項18】

請求項17に記載の植込み型医療機器であって、

前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器は、前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の一方のみが有効化されている時間の20%未満の間、同時に有効化されることを特徴とする植込み型医療機器。

【請求項19】

請求項17に記載の植込み型医療機器であって、

前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器は、前記第1の差動増幅器及び前記第2の差動増幅器の一方のみが有効化されている時間の10%未満の間、同時に有効化されることを特徴とする植込み型医療機器。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本明細書に記載される実施形態は、概して、植込み型医療機器間の通信のための方法及びシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

植込み型医療機器及びシステムは、多くの場合、適切に動作するために適切な通信に依存する。例えば、デュアルチャンパースメーカーシステムでは、システムの適切な同期及び動作のためにインプラント間(i2i)通信が重要である。そのようなシステムは伝導性通信を利用することができ、これにより、ペーシング治療のセンシング及び/または送達に使用されるものと同じの電極を使用して、i2i通信信号が送受信される。伝導性通信がi2i通信のために利用される場合、受信信号は低振幅、例えば振幅が1mV未満である可能性がある。従来の差動増幅器の入力オフセット電圧は通常1mVを超え、例えば時間及び温度に応じてさらに変動して10mV以上になる可能性があるため、したがって、このようなシステムでは従来の差動増幅器を受信機として使用することは有用ではない。さらに、従来の差動増幅器は入力オフセット電圧ドリフトの影響を非常に受けやすく、低振幅のi2i信号を検出しようとする場合には望ましくない。

30

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0003】

本明細書では、植込み型医療機器(IMD)、及びその使用方法について説明する。このようなIMDは、これに限定しないが、心房または心室の壁の中または上に植込まれるように構成されたリードスペースメーカー(LP)であり得る。

【0004】

特定の実施形態によれば、IMDは、特に、受信機と、バッテリーとを含む。受信機は第1及び第2の差動増幅器を含み、各差動増幅器は、選択的に有効化され、差動入力及び出力

50

を含む。バッテリーは、第1及び第2の差動増幅器を含むIMDの電気部品に、電気部品が有効化されている間、電力を供給する。第1及び第2の差動増幅器の各々は、有効化されている間、周波数範囲内の所定の信号をモニタリングするように構成されている。所定の信号は、例えば、周波数範囲内のウェイクアップ信号であり得る。より具体的には、ウェイクアップ信号は、例えば1kHzから100kHzまでの低周波数範囲内の低周波数ウェイクアップパルスであり得る。第1及び第2の差動増幅器のそれぞれは、有効化されている間、電流を排出し、それによってバッテリーから電力を消費する。対照的に、第1及び第2の差動増幅器の各々は、有効化されていない間、電流を実質的に流出させず、したがって、バッテリーから電力を実質的に消費しない。本明細書で使用される場合、「電流が実質的にない」及び「電力が実質的にない」という語句は、差動増幅器が有効化されている場合に消費されるものよりも、少なくとも100倍少ない電流及び少なくとも100倍少ない電力をそれぞれ意味する。例えば入力オフセット電圧ドリフトに起因する望ましくない入力オフセット電圧を除去するために、第1及び第2の差動増幅器のそれぞれは、有効化されている間、差動増幅器によって所定の信号（例えば、ウェイクアップパルス）が検出されていない時間にオフセット補正フェーズに選択的に入れられ得る。本発明の特定の実施形態によれば、任意の所与の時点において、受信機の第1及び第2の差動増幅器の少なくとも一方はオフセット補正フェーズに入ることなく有効化され、第1及び第2の差動増幅器の少なくとも一方は周波数範囲内の所定の信号を常にモニタリングする。このように、受信機は、別のLPなどの別のIMDによって送信される、ウェイクアップ信号を含むメッセージをブラインドすることはない。

10

20

**【0005】**

本発明の特定の実施形態によれば、第1及び第2の差動増幅器は、第1及び第2の差動増幅器の一方のみが有効化されている時間の20%未満の間、同時に有効化される。さらに、第1及び第2の差動増幅器の一方は、第1及び第2の差動増幅器が同時に有効化されている時間の少なくとも大部分の間、オフセット補正フェーズに入っている。バッテリー電力をさらに節約するために、本技術の特定の実施形態によれば、第1及び第2の差動増幅器は、第1及び第2の差動増幅器の一方のみが有効化されている時間の10%未満の間、同時に有効化される。

**【0006】**

本技術の特定の実施形態によれば、IMDは、第1及び第2の差動増幅器のそれぞれの差動入力に連結された第1及び第2の電極も含む。このようにして、電極は、インプラント間(i2i)通信信号を受信するために使用され得る。電極は、i2i通信信号を送信するためにも使用され得る。同一の電極が、心臓刺激パルスの送達、及び内因性または誘発性の心臓活動のセンシングのためにも使用され得る。

30

**【0007】**

本技術の特定の実施形態によれば、第1及び第2の差動増幅器を含む受信機は第1の受信機であり、IMDは、電力を節約するために、使用されていないときに動作不能状態に名目上維持される第2の受信機も含む。そのような実施形態では、第1の受信機の第1及び第2の差動増幅器の各々によってモニタリングされるように構成された所定の信号は、第1の周波数範囲内（例えば、1kHzから100kHzまで）のウェイクアップ信号（例えば、ウェイクアップパルス）であり得る。同様に第1及び第2の電極にも連結された第2の受信機は、第1の周波数範囲内でウェイクアップ信号を検出する第1の受信機の第1及び第2の差動増幅器の一方に応答して選択的に有効化される。第2の受信機は、第2の受信機が有効化されている間、第1の周波数範囲よりも高い第2の周波数範囲内で1以上のi2i通信信号を受信するように構成される。第2の受信機が有効化されている間、第2の受信機は第1の受信機よりも多くの電力を消費するので、必要な場合を除き、第2の受信機を動作不能に維持するとよい。本技術の特定の実施形態によれば、IMDは、第1の受信機の第1及び第2の差動増幅器の出力に連結された入力と、第2の受信機のイネーブル端子に連結された出力とを有するORゲート回路を含む。パルス調整回路は、ORゲート回路の出力と第2受信機のイネーブル端子との間に任意選択で連結されている。

40

50

## 【 0 0 0 8 】

本技術の特定の実施形態によれば、IMDは、第1及び第2の電極を支持し、かつ、内部に第1及び第2の受信機と、バッテリーとが配置された密閉ハウジングを含むリードレスペースメーカ(LP)である。

## 【 0 0 0 9 】

本技術の特定の実施形態によれば、第1の差動増幅器が有効化され、かつオフセット補正フェーズに入っている間、第2の差動増幅器はオフセット補正フェーズに入ることなく有効化される。反対に、2番目の差動増幅器が有効化され、かつオフセット補正フェーズに入っている間、第1の差動増幅器はオフセット補正フェーズに入ることなく有効化される。このようにして、第1及び第2の差動増幅器の少なくとも一方は、オフセット補正フェーズに入ることなく常に有効化されるので、所定の信号(例えば、ウェイクアップ信号)を常にモニタリング及び検出することができる。これが、第1及び第2の差動増幅器を含む受信機が常時オンになっていると言える理由である。

10

## 【 0 0 1 0 】

本技術の特定の実施形態によれば、第1及び第2の差動増幅器の各々はオートゼロ差動増幅器であり、オフセット補正フェーズはオートゼロフェーズである。あるいは、第1及び第2の差動増幅器の各々は、チョッパ安定化差動増幅器であり得、その場合、オフセット補正フェーズはチョッパ安定化フェーズである。他の変形も可能であり、本明細書に記載の実施形態の範囲内である。

## 【 0 0 1 1 】

本技術の特定の実施形態は、第1及び第2の差動増幅器を含む受信機を有する植込み型医療機器(IMD)を使用する方法に関し、第1及び第2の差動増幅器はそれぞれ差動入力及び出力を含み、第1及び第2の差動増幅器のそれぞれは、有効化されている間、オフセット補正フェーズに選択的に入ることができる。そのような方法は、任意の所与の時間において第1及び第2の差動増幅器の少なくとも一方が有効化されているように、第1及び第2の差動増幅器を選択的に有効化するステップを含むことができる。そのような方法は、第1の差動増幅器が有効化され、オフセット補正フェーズに入っている間に、第2の差動増幅器がオフセット補正フェーズに入ることなく有効化されるように、かつ、第2の差動増幅器が有効化され、オフセット補正フェーズに入っている間に、第2の差動増幅器がオフセット補正フェーズに入ることなく有効化されるように、第1及び第2の差動増幅器をオフセット補正フェーズに選択的に入れるステップも含むことができる。加えて、そのような方法は、周波数範囲内の所定の信号(例えば、ウェイクアップ信号)をモニタリングするために、第1及び第2の差動増幅器の少なくとも一方を常に使用するステップも含むことができる。

20

30

## 【 0 0 1 2 】

ある実施形態によれば、電力を節約するために、第1及び第2の差動増幅器の一方のみが有効化されている時間の20%未満の間(より好ましくは、10%未満の間)、第1及び第2の差動増幅器が同時に有効化されるように、第1及び第2の差動増幅器の選択的な有効化が実行される。

## 【 0 0 1 3 】

第1及び第2の差動増幅器を含む受信機は第1の受信機であり得、所定の信号は第1の周波数範囲内のウェイクアップ信号であり得る。そのような実施形態では、本方法は、第1の受信機の第1及び第2の差動増幅器の少なくとも一方によって検出されている第1の周波数範囲内のウェイクアップ信号にตอบสนองして第2の受信機を有効化するステップも含むことができ、第2の受信機は、第2の受信機が有効化されている間、第1の受信機よりも多くの電力を消費する。本方法は、第2の受信機が有効化されている間、第1の周波数範囲よりも高い第2の周波数範囲内の1以上のインプラント間(i2i)通信信号を受信するために第2の受信機を使用するステップをさらに含むことができる。

40

## 【 0 0 1 4 】

この概要は、本技術の実施形態の完全な説明であることを意図していない。本技術の実施

50

形態の他の特徴及び利点は、添付の図面及び特許請求の範囲と併せて、好ましい実施形態が詳細に説明されている以下の説明から明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0015】

構造及び動作方法の両方に関する本技術の実施形態は、以下の説明及び添付の図面を参照することによって最もよく理解することができ、同様の参照符号は複数の図を通じて同様の要素を示す。

【0016】

【図1】心臓に植込まれた、本明細書の特定の実施形態にしたがって形成されたシステムを示す図である。

【図2A】本明細書の特定の実施形態による単一のLPのブロック図である。

【図2B】本技術の特定の実施形態による、図2Aを参照してもたらされたLPの受信機の1つの追加の詳細を提供する図である。

【図2C】本技術の特定の実施形態による、図2Bを参照して詳細が導入された受信機の各差動増幅器に提供されたイネーブル信号及びオフセット補正信号に関連する例示的なタイミング図である。

【図3】本明細書の特定の実施形態によるLPを示す図である。

【図4】ペーシングされたイベントについてのインプラント間(i2i)通信の一実施形態を示すタイミング図である。

【図5】センシングされたイベントについてのi2i通信の一実施形態を示すタイミング図である。

【図6】本技術の特定の実施形態による方法を要約するために使用される高レベルのフロー図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

上述のように、伝導性通信がi2i通信に利用される場合、受信信号の振幅は低振幅である可能性が高く、例えば、振幅は1mV未満である可能性が高い。したがって、そのようなシステムでは、集積増幅器の入力オフセット電圧は通常1mVを超え、例えば時間及び温度に応じてさらに変動して10mV以上になる可能性があるため、従来の差動増幅器の使用は有用でない。さらに、従来の差動増幅器は入力オフセット電圧ドリフトの影響を非常に受けやすく、低振幅のi2i信号を検出しようとする場合には望ましくない。

【0018】

差動増幅器を使用する代わりに、シングルエンド増幅器を使用してもよい。しかしながら、シングルエンドトポロジーの電源電圧変動除去比は非常に低いので、これには非常に静かな電源を受信機に使用する必要がある。このタイプの受信機は、電源ノイズに非常に敏感であり、電源及びその他のノイズ源に起因して誤ってトリガし得る。

【0019】

従来の差動増幅器またはシングルエンド増幅器を使用する代わりに、オートゼロ差動増幅器を使用して、入力オフセット電圧の問題を解決することができる。しかしながら、オートゼロ時間(オートゼロフェーズとも呼ばれる)の間、増幅器はi2iメッセージに対して「ブラインド」になり、これはオートゼロ差動増幅器がオートゼロ中にi2iメッセージを検出しないことを意味する。これにより、2つの植込み型医療機器間の同期が失われ、危険な状況が発生する可能性があるため、これは、デュアルチャンバペースメーカーシステムでは受け入れられない。

【0020】

本技術の特定の実施形態は、低入力オフセット電圧を組み合わせた並列冗長式の完全差動オートゼロシステムに関連し、したがって、オートゼロ機能に起因してシステムが「ブラインド」である期間以外の高感度の低オフセット差動システムに関連する。より一般的には、本発明の特定の実施形態は、1つの差動入力増幅器によって消費されるよりも若干だけ多くの電流を消費する方法で、逆相で選択的に有効化され、かつ選択的にオフセット補

10

20

30

40

50



正される一対の差動入力増幅器を利用する。

【 0 0 2 1 】

上述の本技術の特定の実施形態の追加の詳細を提供する前に、本技術の実施形態において使用され得る例示的なシステムを、図 1 - 5 を参照して最初に説明する。より具体的には、図 1 - 5 は、例示的な心臓ペースングシステムを説明するために使用され、ペースング及びセンシング動作は、1 以上のリードレス心臓ペースメーカー、皮下 I C D、及び/またはペースング及び/またはセンシング動作を確実に安全に調整するプログラマなどの I C D、を含み得る複数の医療デバイスによって実行可能である。

【 0 0 2 2 】

図 1 は、心臓 1 0 1 に植込まれるように構成された心臓ペースングシステム 1 0 0 を示す。心臓ペースングシステム 1 0 0 は、心臓の異なるチャンバに位置する 2 以上のリードレスペースメーカー ( L P ) 1 0 2、1 0 4 を含む。L P 1 0 2 は右心房に位置し、L P 1 0 4 は右心室に位置する。L P 1 0 2 及び L P 1 0 4 は、互いに通信することにより、ローカル固有イベント、ローカルペースイベントなどの様々なローカルな生理学的活動を互いに通知する。L P 1 0 2 及び L P 1 0 4 は同様の方法で構成されてもよいが、どのチャンバ L P ( L P 1 0 2 または L P 1 0 4 ) が配置されているかに基づいて異なるように動作してもよい。

10

【 0 0 2 3 】

特定の実施形態では、L P 1 0 2、1 0 4 は、ペースング治療のセンシング及び/または送達に使用されるものと同じの電極を介した伝導性通信によって、相互に、及び/または I C D 1 0 6 と通信する。L P 1 0 2、1 0 4 はまた、伝導性通信を使用して、L P 1 0 2、1 0 4 が体内に植込まれた患者の皮膚上に配置された電極を有する外部デバイス、例えばプログラマ 1 0 9 と通信することができる。図示されていないが ( L P 1 0 2、1 0 4 のサイズが大きくなるので、好ましくない)、L P 1 0 2、1 0 4 は、相互通信、I C D 1 0 6 との通信、及び/または、R F または誘導通信を用いた外部デバイス通信を可能にするアンテナ及び/または遠隔測定コイルを含むことができる。

20

【 0 0 2 4 】

いくつかの実施形態では、1 以上のリードレス心臓ペースメーカー 1 0 2、1 0 4 は、植込み型除細動器 ( I C D ) 1 0 6 と同時に植込むことができる。各リードレス心臓ペースメーカー 1 0 2、1 0 4 は、ペースメーカーのハウジングの中、上、または数 c m 以内に位置する 2 以上の電極を使用して心腔でペースング及びセンシングを行い、プログラマ 1 0 9 及び I C D 1 0 6 と、相互に双方向通信を行う。

30

【 0 0 2 5 】

特定の実施形態によれば、異なる心臓のチャンバに位置するリードレスペースメーカー ( L P ) 間の動作を調整するためのデバイス及び方法が提供される。これらのデバイス及び方法により、ローカル L P は導電性通信を介してリモート L P から通信を受信することができる。

【 0 0 2 6 】

本明細書に記載の方法、デバイス、及びシステムは、主として L P に関連した例を含んでいるが、本明細書に記載の方法、デバイス、及びシステムは、様々な他の外部の植込み型のデバイスとともに利用できることを理解されたい。例として、本方法、デバイス、及びシステムは、L P だけでなく、ヒトの体内に植込まれた様々な植込み型医療機器 ( I M D ) 間の動作を調整することができる。特定の実施形態により、第 1 の I M D は、少なくとも第 1 のチャンネルを介した伝導性通信によって少なくとも第 2 の I M D から通信を受信することができる。また、本明細書で説明する実施形態は、複数の I M D 間の通信のために使用することができ、第 1 及び第 2 の I M D 間の通信のみに限定されるものではないことも理解されたい。本方法、デバイス、及びシステムは、同一のタイプの I M D であってもよく、異なるタイプの I M D であってもよい、同一のキャピティ内に植込まれた 2 以上の I M D 間の通信のためにも使用され得る。本方法、デバイス、及びシステムは、心腔内ではなく、例えば、心外膜上、経壁的、血管内 (例えば、冠状静脈洞)、皮下的 (例えば、

40

50

S - I C D ) に植込まれた少なくとも 1 つの I M D を含むシステム内の 2 以上の I M D 間通信のためにも使用され得る。

【 0 0 2 7 】

図 2 A を参照すると、ブロック図は、センシング / ペーシング電極を介した導電性通信を提供するように構成された L P 1 0 2、1 0 4 内の電子デバイスの部分の実施形態を示している。L P 1 0 2、1 0 4 の 1 以上は、心臓ペーシングパルスを送達し、誘発された心臓電気信号及び / または自然の心臓電気信号をセンシングし、一方向または双方向通信を行うように構成された少なくとも 2 つのリードレス電極 ( 電極 1 0 8 ) を含む。

【 0 0 2 8 】

L P 1 0 2、1 0 4 は、( 特に ) L P 1 0 2 と L P 1 0 4 との間に、別個の第 1 の通信チャンネル 1 0 5 及び第 2 の通信チャンネル 1 0 7 ( 図 1 参照 ) を全体として画定する第 1 の受信機 ( 受信機 1 2 0 ) 及び第 2 の受信機 ( 受信機 1 2 2 ) を含む。受信機 1 2 0 及び受信機 1 2 2 が示されているが、他の実施形態では、L P 1 0 2、1 0 4 は受信機 1 2 0 のみを含んでいてもよく、または受信機 1 2 0 及び受信機 1 2 2 以外の追加の受信機を含んでいてもよい。以下でさらに詳細に説明するように、パルス発生器 1 1 6 は、電極 1 0 8 を用いて i 2 i 通信信号を送信する送信機として機能することができる。特定の実施形態では、L P 1 0 2、1 0 4 は、第 1 の通信チャンネル 1 0 5 及び第 2 の通信チャンネル 1 0 7 以外のチャンネルを通して通信し得る。特定の実施形態では、L P 1 0 2、1 0 4 は、1 つの共通通信チャンネル ( 第 1 の通信チャンネル 1 0 5 ) を通じて通信し得る。より具体的には、L P 1 0 2、1 0 4 は、ペーシングパルスを送達するためにも使用される同一の電極 1 0 8 を介して、共通の物理チャンネルを通して導電的に通信することができる。通信のための電極 1 0 8 の使用により、1 以上のリードレス心臓ペースメーカ 1 0 2、1 0 4 は、アンテナなし及び遠隔測定コイルなしでの通信を実行することができる。

【 0 0 2 9 】

受信機 1 2 0 は比較的低い周波数範囲 ( 例えば、1 0 0 k H z 未満 ) 内の 1 以上の信号をモニタリングするように構成され、かつ受信機 1 2 2 は比較的高い周波数範囲 ( 例えば、1 0 0 k H z より高い ) 内の 1 以上の信号をモニタリングするように構成されるので、受信機 1 2 0、1 2 2 は、それぞれ、低周波 ( L F ) 受信機 1 2 0 及び高周波 ( H F ) 受信機 1 2 2 と呼ばれ得る。特定の実施形態では、受信機 1 2 0 ( より具体的には、少なくともその一部 ) は常に有効化され、特定の低周波数範囲 ( 例えば、1 k H z ~ 1 0 0 k H z の間 ) 内で、単なるウェイクアップパルスであり得るウェイクアップ通知をモニタリングし、受信機 1 2 2 は、受信機 1 2 0 によって選択的に有効化される。受信機 1 2 0 は、第 1 及び第 2 の受信機の両方が有効化されているとき、受信機 1 2 2 よりも少ない電力を消費するように構成される。したがって、受信機 1 2 0 は低電力受信機とも呼ばれ、受信機 1 2 2 は高電力受信機とも呼ばれる。本技術の特定の実施形態による受信機 1 2 0 の追加の詳細を、図 2 B 及び 2 C を参照して以下にさらに説明する。低電力受信機 ( 受信機 1 2 0 ) は、比較的高い周波数範囲 ( 例えば、1 0 0 k H z より高い ) 内の信号を受信することはできないが、高電力受信機 ( 受信機 1 2 2 ) よりも大幅に少ない電力しか消費しない。このように、低電力受信機は、L P のバッテリー ( 例えば、バッテリー 1 1 4 ) の蓄電容量を大幅に消耗させることなくウェイクアップ通知を常にモニタリングすることができる。特定の実施形態によれば、高電力受信機は、低電力受信機によるウェイクアップ通知の受信にตอบสนองして、低電力受信機によって選択的に有効化されるので、高電力受信機は高周波信号を受信することができ、これにより、L P のバッテリーの蓄電容量を不必要かつ急速に消耗させることなく、( 高電力受信機が常に有効化されている場合には ) 効果的な i 2 i 通信のために必要な、より高いデータスループットを扱うことができる。

【 0 0 3 0 】

特定の実施形態によれば、L P 1 0 2、1 0 4 の一方が内因性イベントをセンシングするか、またはペーシングされたイベントを送達すると、対応する L P 1 0 2、1 0 4 は、植込みイベントメッセージを他方の L P 1 0 2、1 0 4 に送信する。例えば、心房の L P 1 0 2 が心房イベントをセンシング / ペーシングすると、心房の L P 1 0 2 は、イベントの

10

20

30

40

50

性質を示すイベントマーカ（例えば、内因性／センシングされた心房イベント、ペースングされた心房イベント）を含む植込みイベントメッセージを送信する。心室のLP104が心室イベントをセンシング／ペースングすると、心室のLP104は、イベントの性質を示すイベントマーカ（例えば、内因性／センシングされた心室イベント、ペースングされた心室イベント）を含む植込みイベントメッセージを送信する。特定の実施形態では、LP102、104が実際のペースパルスに先行する植込みイベントメッセージを他方のLP102、104に送信することにより、リモートLPはそのリモートペースパルスを見越して（不適切なクロストークセンシングを防ぐために）そのセンシング入力をブランクすることができる。

#### 【0031】

植込みイベントメッセージは、様々な方法でフォーマット化され得る。一例として、各イベントメッセージは、イベントマーカに先行する先行トリガパルス（LPウェイクアップ通知、ウェイクアップパルスまたはウェイクアップ信号とも呼ばれる）を含み得る。通知トリガパルス（ウェイクアップ通知、ウェイクアップパルスまたはウェイクアップ信号とも呼ばれる）は、第1のチャンネルを通過して送信される（例えば、約10マイクロ秒から約1ミリ秒のパルス持続時間、及び／または約1kHzから約100kHzの基本周波数範囲内で）。通知トリガパルスは、イベントマーカが第2のチャンネルを通過して（例えば、より高い周波数範囲内で）送信されようとしていることを示す。イベントマーカは、その後、第2のチャンネルを通過して送信され得る。

#### 【0032】

イベントマーカには、1以上のイベント（例えば、心房に位置するLPについてセンシングされた内因性心房活性化、心室に位置するLPについてセンシングされた内因性心室活性化）を示すデータが含まれ得る。イベントマーカには、内因性イベント及びペースングイベントについての様々なマーカが含まれ得る。また、イベントマーカは、タイマーの開始時間または終了時間（例えば、AVインターバル、ブランクインターバルなど）を示し得る。任意選択で、インプラントイベントメッセージは、追加情報／二次情報を含むメッセージセグメントを含んでいてもよい。

#### 【0033】

任意選択で、別のLP（若しくは他のIMD）または外部デバイスからの、任意のインプラント間（i2i）通信を受信するLP（または他のIMD）は、受信LP/IMDによるi2i通信などの受信を示す受信確認を送信してもよい。

#### 【0034】

イベントメッセージによって、LP102、104は、同期された治療及び追加の補助的特徴（例えば、測定など）を送達することができる。同期療法を維持するために、LP102、104の各々は、他のLP102、104を含むキャピティ内でイベントが発生したときに（イベントメッセージを介して）認識する。本明細書に記載のいくつかの実施形態は、LP102とLP104との間の連続的な通信を維持することなく、LP102とLP104との間の同期を維持するための効率的かつ信頼できるプロセスを提供する。本明細書の特定の実施形態によれば、低電力イベントメッセージ／シグナリングは、LP102とLP104との間で同期的または非同期的に維持され得る。

#### 【0035】

同期イベントシグナリングの場合、LP102、104は同期を維持し、特定のインターバルで定期的に通信を行う。同期イベントシグナリングにより、各LP102、104は送信及び受信に関連してわずかな時間のみ電力を供給されるので、各LP102、104の送信機及び受信機は、限られた（または最小限の）電力を使用することができる。例えば、LP102、104は、送信／受信（Tx/Rx）タイムスロットが周期的に（例えば、10-20ミリ秒ごとに）発生する、持続時間が10-20マイクロ秒であるタイムスロットで、Tx/Rx通信を行ってもよい。

#### 【0036】

LP102、104は、同期イベントシグナリング方式においても同期性を失い得る。本

10

20

30

40

50

明細書で説明するように、デバイスの同期性を維持するためにLP102、104に特徴を含めてもよく、同期性が失われた場合、LP102、104は同期性を回復するための操作を受ける。また、同期イベントメッセージ/シグナリングは、受信LP(LP102、104)において反応ラグを引き起こす送信間の遅延をもたらす得る。したがって、反応ラグを解決する特徴を実装してもよい。

#### 【0037】

非同期イベントシグナリング中、LP102、104は通信同期を維持しない。非同期イベントシグナリング中、LP102、104の1以上の受信機120、122は、次に来る送信を探るために「常時オン」(常に覚醒)であり得る。しかしながら、LP受信機120、122を「常時オン」(常に覚醒)状態に維持すると、患者の解剖学的構造によって引き起こされる高いチャネル減衰に起因して受信信号レベルが低くなる場合が多いので、課題がもたらされる。さらに、受信機を覚醒状態に維持することにより、バッテリー114は望ましいより早く消耗する。

10

#### 【0038】

非同期イベントシグナリング方法は、デバイス間の同期性を失うことに関連するリスクを回避する。しかしながら、非同期イベントシグナル方法は、送信と送信との間に追加の受信機電流を利用する。例示のみを目的として、非限定的な例を以下に説明する。例えば、チャネル減衰は、 $1/500 - 1/10000$ のゲインを有すると推定され得る。ゲイン係数は $1/1000$ であり得る。受信機電流に加えて、送信電流は設計要素である。一例として、本システムは、インプラント通信電流の割り当ての半分を送信機に配分してもよい(例えば、各送信機について $0.5 \mu A$ )。LP102、104が送信機を連続オン状態に維持し、かつ電極負荷が500オームである場合、送信電圧は2.5Vであり得る。イベント信号が2.5Vで送信されると、イベント信号は伝播するにつれて減衰し、LP102、104の受信機において約0.25mVの振幅として現れる。

20

#### 【0039】

前述の受信電力の制限を排するために、通信送信がイベントと相関して発生するパルス送信方式が利用され得る。例として、パルス送信方式は、選択されたパルス振幅及びパルス幅の単一パルスを各送信が構成するように、単純化され得る。

#### 【0040】

本明細書の特定の実施形態によれば、LP102、104は、信頼性を改善し、さらに電力効率を維持するために、段階的な受信機ウェイクアップ方式を実行する多段階の受信機を利用し得る。LP102、104の各々は、異なる第1及び第2の起動プロトコル、並びに異なる第1及び第2の受信チャネルで動作する第1の受信機(受信機120)及び第2の受信機(受信機122)を含み得る。例えば、受信機120には、「常時オン」(常に覚醒とも呼ばれる)であり、かつ、第2の受信チャネルに割り当てられた基本周波数範囲(例えば、100kHz超/パルスあたり10マイクロ秒未満)と比較して、より低い基本周波数範囲/パルス持続時間(例えば、1kHz - 100kHz/10マイクロ秒 - 約1ミリ秒)を有する第1の受信チャネルを有する、第1の活性化プロトコルが割り当てられ得る。

30

#### 【0041】

特定の実施形態によれば、受信機120は、リモートLPからのメッセージを待つために、第1のチャネルを常に(第2のチャネルが非アクティブ(スリープ)であるときを含む)アクティブ(覚醒)に維持し得る。受信機122には、トリガされたプロトコルである第2の活性化プロトコルが割り当てられ、第2の活性化プロトコルでは、第1の受信チャネルを通じたトリガイベントの検出に応じて受信機122がアクティブ(覚醒)になる(例えば、入力信号がLPウェイクアップ通知に対応する場合、ローカルLPの第2のチャネルを活性化する)。アクティブ、覚醒、及び有効化という用語は、本明細書では互換的に使用される。

40

#### 【0042】

図2Aをさらに参照すると、各LP102、104は、プロセッサまたはコントローラ1

50

12、及びパルス発生器116を含むものとして示されている。プロセッサまたはコントローラ112は、これに限定しないが、例えば、マイクロプロセッサ（または同等の制御回路）、RAM及び/またはROMメモリ、論理回路及びタイミング回路、ステートマシン回路、並びにI/O回路を含むことができる。プロセッサまたはコントローラ112は、例えば、刺激パルスのタイミング（例えば、ペーシングレート、房室（AV）遅延、心房相互伝導（A-A）遅延、または心室相互伝導（V-V）遅延）を制御するためのタイミング制御回路をさらに含むことができる。このようなタイミング制御回路は、不応期、ブランキングインターバル、ノイズ検出ウィンドウ、誘発応答ウィンドウ、アラートインターバル、マーカチャネルタイミングなどのタイミングについても使用され得る。プロセッサまたはコントローラ112は、患者の心臓の様々な状態のモニタリング及びペーシング療法の管理を補助する他の専用回路、及び/またはファームウェア/ソフトウェア部品をさらに含むことができる。プロセッサまたはコントローラ112及びパルス発生器116は、関連するキャピティが不応状態ではない場合などに、LP102、104が位置するキャピティ内で不注意に心臓をキャプチャしないように、電極108を介してイベントメッセージを送信するように構成され得る。加えて、イベントメッセージを受信するLP102、104は、イベントメッセージの受信後に「イベント不応」状態（すなわちイベントブランキング状態）に入り得る。受信LP102、104が、再トリガを引き起こし得るイベントメッセージとして別の信号を不注意にセンシングすることを回避するために、イベント不応/ブランキング状態は、イベントメッセージの受信後、所定の期間だけ延長するように設定されてもよい。例えば、受信LP102、104は、別のLP102、104またはプログラマ109からの測定パルスを検出し得る。

10

20

#### 【0043】

本明細書の特定の実施形態によれば、プログラマ109は、同一の通信方式を利用して、プログラマからLPへのチャネルを介してLP102、104と通信することができる。外部プログラマは、LP102と、LP104との間で送信されるイベントメッセージを待ち、インプラントからインプラントへのメッセージングシーケンスが完了するまでプログラマ109が通信信号113を送信しないように、プログラマを同期してインプラント通信を行う。

#### 【0044】

特定の実施形態によれば、LP102、104により、送信動作は治療と組み合わせられ得る。送信イベントマーカは、ペーシングパルスと同様の振幅及びパルス幅の特性を有するように構成され得、LP102、104は、イベントメッセージのエネルギーを使用して心臓のキャプチャを補助する。例えば、ペーシングパルスは、通常、2.5Vの振幅、500オームのインピーダンス、60bpmのペーシングレート、0.4ミリ秒のパルス幅、というペーシングパラメータで伝達され得る。前述のペーシングパラメータは、約1.9µAの電流の流れに対応する。同一のLP102、104には、送信のための約0.5µAの電流の流れに対応する振幅、パルス幅、パルスレートなどのイベント信号パラメータを利用したイベントメッセージが実装され得る。

30

#### 【0045】

LP102、104により、イベントメッセージ送信は、ペーシングパルスと組み合わせられてもよい。例えば、LP102、104は、500オームの電極負荷に対して250nC（ナノクーロン）を消費する、2.5Vの振幅を有する50マイクロ秒のウェイクアップ送信パルスを使用してもよい。送信イベントメッセージのパルスの後に、さらに80nCを消費する一連の短いパルス（例えば、16、2オン/オフビット）で符号化されたイベントメッセージが続いてもよい。イベントメッセージパルスの後に、公称0.4ミリ秒のペースパルスの等価電荷を達成するために必要な残りのパルス幅が続く。この場合、マーカを送信するために必要な電流は、必要なペースピングキャプチャを達成するために使用されたので、本質的には無い。この方法によると、電流の送信における節約が受信機に割り当てられるか、または電流の送信における節約によって寿命を長くすることができる。

40

#### 【0046】

50

LP102またはLP104が固有のイベントをセンシングすると、ペーシングパルスの残りを追加することなく、質的に類似したイベントパルスシーケンス（ただし、センシングされたイベントを示す）を送達することができる。LP102、104の寿命計算は、LP102、104が100%の時間でペーシング治療を行うという仮定に基づいて設計されているので、別のLP102、104への固有のイベントマーカの送信は、名目上の計算されたLPの寿命には影響を与えない。

#### 【0047】

いくつかの実施形態では、LP102、104は、比較的低い振幅でペーシングパルスを送達し得る。低振幅のペーシングパルスが使用される場合、イベントメッセージのための電力割り当ては、デバイス全体のエネルギー割り当ての大部分になるように変更され得る。ペーシングパルスの振幅が低下してイベントメッセージの振幅に近づくので、LP102、104は、LP102、104がペーシング療法の一部としてイベントメッセージを使用する範囲を拡大する（「キャプチャチャージ」及び「送信チャージ」の共有とも呼ばれる）。一例として、名目上のペーシング電圧を $< 1.25\text{ V}$ まで下げることができる場合、「供給を半分にする」ペーシングチャージ回路により、バッテリー電流の流れは約50%減少され得る。 $1.25\text{ V}$ のペースパルスにより、 $1.5\text{ }\mu\text{ A}$ のペーシング電流割り当てが節約される。より低いパルス振幅では、LP102、104によって、より大きなパルス幅が使用され得る。

10

#### 【0048】

イベントメッセージと低電力ペーシングとを組み合わせることにより、LP102、104は、さらに長い寿命を実現し得る。現在、長寿命の基準では、100%ペーシングで $2.5\text{ V}$ の振幅、 $0.4\text{ ms}$ のパルスを利用する治療に基づいて寿命が指定されると規定されている。必要に応じて、より低い振幅及び/またはより短いペーシングパルスを送達するペーシングパルスに基づいて、新しい基準が確立されてもよい。

20

#### 【0049】

図示されていないが、通信コンデンサをLP102、104に設けることができる。通信コンデンサは、LP102、104によるイベントメッセージの検出が困難である場合などに、通信を改善するべく、より高い電圧を有するイベント信号をイベントメッセージパルスに送信するために使用され得る。高電圧イベントシグナリングは、信号の減衰が大きいインプラントについて、またはARQ（自動再送要求）ハンドシェイク方式の再試行の場合について使用され得る。

30

#### 【0050】

いくつかの実施形態では、個々のLP102は、心腔の内側または外側に配置されるか、または取り付けられるように構成された密閉型のハウジング110と、ハウジング110に近接し、かつ、体内または体外の少なくとも1つの他のデバイス106と双方向通信するように構成された少なくとも2つのリードレス電極（電極108）とを備える。

#### 【0051】

図2Aは、単一のLP102（またはLP104）を示し、かつ、密閉型のハウジング110に実質的に囲まれたLPの機能的要素を示す。LP102（またはLP104）は、ペーシングパルスを伝達し、心腔の筋肉からの電気活動をセンシングするため、及び、体内または体外の少なくとも1つの他のデバイスとの双方向通信のための、ハウジング110の中、上、または近くに配置された少なくとも2つの電極108を有する。密閉フィードスルー130、131は、ハウジング110を介して電極信号を伝導する。ハウジング110はまた、ペーシング、センシング、及び通信のための電力を供給する一次電池（バッテリー114）を含む。ハウジング110はまた、電極108から心臓活動をセンシングする回路132と、電極108を介して少なくとも1つの他のデバイスから情報を受信する受信機120、122と、電極108を介して伝達するペーシングパルスを発生させ、かつ電極108を介して少なくとも1つの他のデバイスに情報を送信するパルス発生器116とを含む。ハウジング110は、デバイスの正常性をモニタリングするための回路、例えば、バッテリー電流モニタ136（バッテリー電流計）及びバッテリー電圧モニタ138（

40

50

バッテリー電圧計)をさらに含むことができ、かつ、所定の方法で動作を制御するための回路を含むことができる。

【0052】

電極108は、複数のリードレス心臓ペースメーカ及び/または植込み型のICD106の間で双方向に通信してメッセージを発信する個々のペースメーカと、メッセージを受信し、メッセージの発信元に応じてメッセージの指示にしたがって反応するペースメーカとにおいて、イベントを識別するメッセージを用いて、ペーシングパルス伝達、及び任意選択で他の治療または診断機能を調整するように構成され得る。イベントメッセージを受信するLP102、104は、メッセージの発信元または発信場所に応じて、イベントメッセージの指示にしたがって反応する。いくつかの実施形態または条件では、2以上のリードレス電極は、1以上のリードレス心臓ペースメーカ102及び/またはICD106の間で双方向に通信し、かつ個々のペースメーカによって検出または作成されたイベントについての指定コードを含むデータを送信するように構成され得る。個々のペースメーカは、イベントタイプ及び送信ペースメーカの位置に対応するユニークなコードを発行するように構成され得る。

10

【0053】

いくつかの実施形態では、個々のLP102、104は、ペースメーカの位置にしたがって割り当てられたコードとともに、イベントメッセージが符号化されたペーシングパルスを伝達するように構成され得、かつ、イベントメッセージが符号化されたペーシングパルスを介して、1以上の他のリードレス心臓ペースメーカにメッセージを送信するように構成され得る。メッセージを受信するペースメーカ(複数可)は、イベントのタイプ及び場所に応じて、所定の方法でメッセージに回答するように適合されている。

20

【0054】

さらに、着信チャンネルで通信される情報は、他のリードレス心臓ペースメーカが心拍をセンスしたこと、またはペーシングパルスを伝達したことを示す別のリードレス心臓ペースメーカからのイベントメッセージを含み、他のペースメーカの位置を識別することもできる。例えば、LP104は、LP102からプログラマへのイベントメッセージを受信して中継してもよい。同様に、発信チャンネルで通信される情報は、送信リードレス心臓ペースメーカが、心拍をセンスした、または送信ペースメーカの位置でペーシングパルスを伝達したという別のリードレス心臓ペースメーカ(複数可)またはICDへのメッセージを含み得る。

30

【0055】

再び図1及び図2を参照すると、心臓ペーシングシステム100は、心腔と電氣的に接触するように植え込まれ、かつ、植込み可能なICD106と協働して心臓律動管理機能を実行するように構成されたリードレス心臓ペースメーカ102、104に加えて、植え込み型除細動器(ICD)106を含むことができる。植込み可能なICD106、及び1以上のリードレス心臓ペースメーカ102、104は、本明細書の記載にしたがって、身体組織を介した情報伝導及び/または送信機と受信機との間の無線送信によるリードレス相互通信のために構成されている。

【0056】

さらなる実施形態では、心臓ペーシングシステム100は、心臓のチャンバと電氣的に接触して移植するように構成され、かつ、同時に植込まれた植込み型除細動器と協働して心臓ペーシング機能を実行するように構成された、少なくとも1つのリードレス心臓ペースメーカ102、104を備える。1以上のリードレス心臓ペースメーカ102は、心臓ペーシングパルスを伝達し、誘発された心臓電気信号及び/または自然の心臓電気信号をセンシングし、同時に植込まれたICD106に情報を送信するように構成された少なくとも2つのリードレス電極を備える。

40

【0057】

例示的な実施形態に示されるように、リードレス心臓ペースメーカ102、104は、心臓ペーシングパルスを伝達し、誘発された心臓電気信号及び/または自然の心臓電気信号

50

をセンシングし、同時に植込まれた I C D 1 0 6 と双方向通信するように構成された 2 以上のリードレス電極を含むことができる。

【 0 0 5 8 】

L P 1 0 2、1 0 4 は、製造時及び/または外部プログラマによるプログラミング時に、特定の場所及び特定の機能で動作するように構成され得る。複数のリードレス心臓ペースメーカー間の双方向通信は、センスされた心拍の通知を通信するように構成されるか、またはペースングパルスイベント、及び符号化タイプ、並びにイベントの場所を別の植込み型ペースメーカー（複数可）に伝達するように構成され得る。通信を受信する L P 1 0 2、1 0 4 は、情報を復号化し、受信ペースメーカーの位置、及び所定のシステム機能に応じて応答する。

10

【 0 0 5 9 】

いくつかの実施形態では、L P 1 0 2、1 0 4 は、心臓のチャンバ、すなわち心房（R A、L A）のいずれか、または心室（R V、L V）のいずれかに植込み可能に構成される。さらに、デュアルチャンバ（2腔）の構成では、複数の L P が同時に植込まれてもよい（例えば、1つは R A に、1つは R V に、または、1つは R V に、1つは L V に近い冠状静脈洞に）。特定のペースメーカーのパラメータ及び機能は、ペースメーカーが植込まれている（したがって、L P が相互作用している；例えば、ペースング及び/またはセンシングしている）チャンバの情報に依存する（または、チャンバの情報を仮定する）。いくつかの非限定的な例として、検知感度、誘発反応アルゴリズム、ローカルチャンバにおける A F 抑制の使用、ブランキング及び不応期などが含まれる。したがって、各 L P は、L P が植込まれているチャンバのアイデンティティを知る必要があり、各 L P に関連付けられたローカルチャンバを自動的に識別するように、プロセスが実装され得る。

20

【 0 0 6 0 】

チャンバの識別のためのプロセスは、リード線などを備えた皮下ペースメーカー、I C D にも適用され得る。1 以上のリード線が植込まれたデバイス、リード線が植込まれたチャンバの識別、及び/または確認は、いくつかの適切な場面において有用である可能性がある。例えば、D R または C R T デバイスの場合、自動識別及び確認により、臨床医が不注意に V リードを植込み型医療機器の A ポートに配置する可能性が軽減され、逆もまた同様である。別の例として、S R デバイスの場合、植込まれたチャンバの自動識別により、デバイス及び/またはプログラマはペースングモード（例えば、A A I または V V I）の適切なサブセットを選択及び提示することができ、I P G は設定及びアルゴリズム（例えば、V - A u t o C a p t u r e 対 A C a p - C o n f i r m、感度の検知など）の適切なセットを利用することができる。

30

【 0 0 6 1 】

図 2 A にも示されているように、バッテリー 1 1 4（一次電池）は、正端子 1 4 0 と、負端子 1 4 2 とを有する。一次電池の正端子 1 4 0 からの電流は、シャント 1 4 4 を通ってレギュレータ回路 1 4 6 に流れ、リードレス心臓ペースメーカー 1 0 2 の残りの回路に電力を供給するために適した正電圧供給 1 4 8 を生成する。シャント 1 4 4 により、バッテリー電流モニタ 1 3 6 は、バッテリー電流消費の表示及び間接的なデバイスの健全性をプロセッサ（コントローラ 1 1 2）に提供することができる。例示的な電源は、一次電池である。

40

【 0 0 6 2 】

様々な実施形態では、L P 1 0 2、1 0 4 は、電力消費を管理することにより、バッテリーから消費される電力を制限することができ、それによってデバイスの体積を低減させることができる。システムの各回路は、大きなピーク電流を回避するように設計され得る。例えば、心臓ペースングは、ペースング電極を越えてタンクコンデンサ（図示せず）を放電することによって達成することができる。タンクコンデンサの再充電は、典型的に、チャージポンプ回路によって制御される。特定の実施形態では、チャージポンプ回路は、バッテリーから一定電力でタンクコンデンサを再充電するために抑制される。

【 0 0 6 3 】

いくつかの実施形態では、1つのリードレス心臓ペースメーカー 1 0 2 のプロセッサまたは

50



コントローラ 112 は、電極 108 上の信号にアクセスすることができ、かつ、トリガ情報の有効性、及び所定の制限内に到着することを判断するためのシグネチャとして使用するために別のリードレス心臓ペースメーカーからの出力パルス持続時間を調べることができ、0 ミリ秒以上の所定の遅延後のペーシングパルスの伝達を促す。所定の遅延は、製造時に事前設定され得るか、外部プログラムを介してプログラムされ得るか、またはトリガ信号の認識及びノイズからのトリガ信号の識別を容易にするために適応モニタリングによって決定され得る。いくつかの実施形態またはいくつかの条件では、プロセッサまたはコントローラ 112 は、トリガ情報の有効性、及び所定の制限内に到着することを判断するためのシグネチャとして使用するために別のリードレス心臓ペースメーカーからの出力パルス波形を調べることができ、0 ミリ秒以上の所定の遅延後のペーシングパルスの伝達を促す。

10

**【0064】**

図 3 は、LP 102、104 を示す。LP は、その上に電極 108 a、108 b が配置された密閉型のハウジング 202 を含むことができる。図示のように、電極 108 a は、固定機構 205 と分離しているが固定機構 205 によって部分的に囲まれ得、電極 108 b は、ハウジング 202 に配置され得る。固定機構 205 は、固定らせん、複数のフック、返し (barb)、またはペースメーカを心臓組織などの組織に取り付けるように構成された他の取り付け機構であり得る。電極 108 a、108 b は、図 2 A に示され、かつ図 2 A を参照して前述された電極 108 の例である。

**【0065】**

ハウジングはまた、例えばパルス発生器、受信機、バッテリー、及び動作プロセッサを含む、ペースメーカーの動作に必要な電子部品を含む電子コンパートメント 210 をハウジング内に含むことができる。密閉型のハウジング 202 は、ヒトの心臓の上または中に植込まれるように適合することができ、例えば、円筒形、矩形、球形、または任意の他の適切な形状にすることができる。

20

**【0066】**

ハウジングは、チタン、316L ステンレス鋼、または他の同様の材料などの導電性、生体適合性、不活性、及び陽極的に安全な材料を含むことができる。ハウジングは、電極 108 a、108 b を分離するために導電性材料上に配置された絶縁体をさらに含むことができる。絶縁体は、電極間のハウジングの一部を覆う絶縁コーティングであり得、シリコン、ポリウレタン、パリレン、または植込み型医療機器のために一般的に使用される別の生体適合性電気絶縁体などの材料を含むことができる。図 3 の実施形態では、単一の絶縁体 208 は、電極 108 a と電極 108 b との間のハウジングの部分に沿って配置されている。いくつかの実施形態では、ハウジング自体は、アルミナセラミックまたは他の同様の材料などの導体の代わりに絶縁体を含むことができ、電極は、ハウジング上に配置することができる。

30

**【0067】**

図 3 に示されるように、ペースメーカーは、電極 108 a、108 b を絶縁するためのヘッダアセンブリ 212 をさらに含むことができる。ヘッダアセンブリ 212 は、PEEK、tecothane または別の生体適合性プラスチックから製造することができ、セラミックから金属へのフィードスルー、ガラスから金属へのフィードスルー、または当該技術分野で既知の他の適切なフィードスルー絶縁体を含むことができる。

40

**【0068】**

電極 108 a、108 b は、ペーシング/検知電極、または戻り電極を含むことができる。電極には、例えば焼結白金、白金イリジウム、イリジウム、酸化イリジウム、窒化チタン、炭素、または分極効果を低減するために一般的に使用される他の材料などの低分極コーティングを適用することができる。図 3 に示されるように、電極 108 a はペース/センス電極であり得、電極 108 b は戻り電極であり得る。電極 108 b は、絶縁体 208 を含まない導電性のハウジング 202 の一部であり得る。

**【0069】**

50

ハウジング 202 を心臓の内壁または外壁に取り付けるために、いくつかの技術及び構造を使用することができる。らせん状の固定機構 205 によって、ガイドカテーテルを通して心内膜または心外膜に対してデバイスを挿入することができる。トルクカテーテルを使用することにより、ハウジングを回転させ、固定デバイスを心臓組織に押し込むことができ、したがって、固定デバイス（及び図 3 の電極 108 a）を刺激可能な組織と接触するように固定することができる。電極 108 b は、センシング及びペーシングのための不関電極として機能することができる。固定機構は、電氣的絶縁のために部分的または完全にコーティングされていてもよく、従来のペーシング電極リードにおいて知られているように、線維化反応を最小限に抑えるためにステロイド溶出マトリックス（steroid-eluting matrix）がデバイス上またはデバイスの近くに含まれていてもよい。

10

【0070】

インプラント間イベントメッセージング

【0071】

LP102、104 は、イベントメッセージを介したインプラント間（i2i）通信を利用して、様々な方法で互いに動作を調整することができる。i2i 通信、i2i イベントメッセージ、及び i2i イベントマーカという用語は、植込まれたデバイスから送信され、別の植込まれたデバイスに導かれるイベント関連メッセージ及び IMD / IMD 動作関連メッセージを指すために、本明細書では互換的に使用されている（ただし、外部デバイス、例えばプログラマは i2i イベントメッセージも受信し得る）。特定の実施形態では、LP102 及び LP104 は、「マスター/スレーブ」動作構成を介して心拍間のデュアルチャンバ機能（beat-to-beat dual-chamber functionality）を維持する 2 つの独立したリードレスペースとして動作する。説明を目的として、心室の LP104 は「vLP」と呼ばれ、心房の LP102 は「aLP」と呼ばれる。マスターデバイス（例えば、vLP）として指定された LP102、104 は、すべて、またはほとんどのデュアルチャンバ診断及び治療決定アルゴリズムを実装し得る。以下の図では、vLP は「マスター」デバイスであり、aLP は「スレーブ」デバイスであると想定している。あるいは、aLP をマスターデバイスとして指定し、vLP をスレーブデバイスとして指定してもよい。マスターデバイスは、意思決定及びタイミングの決定（例えば、レート応答の変更を含む）のほとんどまたはすべてを調整する。

20

【0072】

特定の実施形態によれば、心臓の第 1 及び第 2 のチャンバ内に完全に植込まれるように構成された第 1 及び第 2 のリードレスペースメーカ（LP）間の動作を調整する方法が提供される。本方法は、第 1 の LP のハウジングに沿って配置された電極を介した伝導性通信によって、ローカルペーシングイベントまたはセンシングイベントの 1 つを示すイベントマーカを送信する。本方法は、センシングチャンネルを介して、第 2 の LP においてイベントマーカを検出する。本方法は、対象のイベントが離れたチャンバで発生したことを示すように構成された所定のパターンに基づいて、第 2 の LP においてイベントマーカを識別する。識別動作に反応して、本方法は、第 2 の LP において関連アクションを開始する。

30

【0073】

図 4 は、ペースイベントについての i2i 通信の一例を示すタイミング図 400 である。i2i 通信は、例えば、LP102 から LP104 に送信され得る。図 4 に示されるように、この実施形態では、送信 LP（例えば、LP102）によるペースパルス 404 の送達の前に i2i 送信 402 が送信される。これにより、受信 LP（例えば、LP104）は、ペースパルスの遠隔送達の準備をすることができる。i2i 送信 402 は、1 以上の個々のパルスを含み得るエンベロープ 406 を含む。例えば、この実施形態では、エンベロープ 406 は、高周波パルス列 410 が後に続く低周波パルス 408 を含む。低周波パルス 408 は期間  $T_{i2iLF}$  の間持続し、高周波パルス列 410 は期間  $T_{i2iHF}$  の間持続する。低周波パルス 408 の終了と高周波パルス列 410 の開始とは、ギャップ期間  $T_{i2iGap}$  によって隔てられている。

40

【0074】

50

図 4 に示すように、 $i2i$  送信 402 は期間  $T_{i2iP}$  の間続き、ペースパルス 404 は期間  $T_{pase}$  の間続く。 $i2i$  送信 402 の終了とペースパルス 404 の開始とは、遅延期間  $T_{delayP}$  によって隔てられている。遅延期間は、例えば、約 0.0 - 10.0 ミリ秒、特に約 0.1 ミリ秒から 2.0 ミリ秒、より具体的には約 1.0 ミリ秒であり得る。本明細書で使用される「約」という用語は、指定された値の + / - 10% を意味している。

#### 【0075】

図 5 は、検知されたイベントについての  $i2i$  通信の一例を示すタイミング図 500 である。 $i2i$  通信は、例えば、LP102 から LP104 に送信され得る。図 5 に示されるように、この実施形態では、送信 LP (例えば、LP102) は、センシングされた固有の活性化 502 がセンシング閾値 504 を超えると、センシングイベントを検出する。所定の遅延期間  $T_{delayS}$  の検出後、送信 LP は、所定の期間  $T_{i2iS}$  にわたって続く  $i2i$  送信 506 を送信する。遅延期間は、例えば、約 0.0 から 10.0 ミリ秒、特に約 0.1 ミリ秒から 2.0 ミリ秒、より具体的には約 1.0 ミリ秒であり得る。

10

#### 【0076】

$i2i$  送信 402 と同様に、 $i2i$  送信 506 は、1 以上の個々のパルスを含み得るエンベロープを含んでいてもよい。例えば、エンベロープ 406 と同様に、 $i2i$  送信 506 のエンベロープは、高周波パルス列が後に続く低周波パルスを含み得る。

#### 【0077】

第 1 の LP が心房に位置し、第 2 の LP が心室に位置している場合、任意選択で、第 1 の LP は、心房検知 (AS) イベントまたは心房ペースング (AP) が発生したこと、またはごく近い将来に発生することを示す AS / AP イベントマーカを生成する。例えば、AS 及び AP イベントマーカは、対応する AS または AP イベントに続いて送信され得る。あるいは、第 1 の LP は、心房ペースングパルスの伝達よりも若干前に AP イベントマーカを送信してもよい。あるいは、第 1 の LP が心房に位置し、第 2 の LP が心室に位置している場合、第 2 の LP は、第 1 の LP から AS または AP イベントマーカを受信した後に房室 (AV) インターバルを開始し、第 1 の LP から AP イベントマーカを受信した後に房室ブランキング後 (P AV B) インターバルを開始する。

20

#### 【0078】

任意選択で、第 1 及び第 2 の LP は、「純粋な」マスター/スレーブ関係において動作してもよく、マスター LP は、「イベント」マーカに加えて、または「イベント」マーカの代わりに、「コマンド」マーカを送達する。コマンドマーカは、ペースングパルスなどの伝達などのアクションを実行するようにスレーブ LP に指示する。例えば、スレーブ LP が心房に位置し、マスター LP が心室に位置している場合、純粋なマスター/スレーブ関係では、マスター LP から AP コマンドマーカを受信すると、スレーブ LP はペースングパルスを心房に迅速に伝達する。

30

#### 【0079】

いくつかの実施形態によれば、a LP と v LP との間の通信及び同期は、イベントメッセージ内のマーカ/コマンドの伝導通信を介して実施される ( $i2i$  通信プロトコルごとに)。上記で説明したように、伝導通信には、RF または Wi-Fi 周波数範囲外の周波数でセンシング/ペースング電極から送信されたイベントメッセージが含まれ得る。以下の図及び対応する説明は、イベントメッセージで送信され得るマーカの非限定的な例を示している。以下の図及び対応する説明には、マーカの説明、及びイベントメッセージを受信する LP で発生する結果の例も含まれている。表 1 は、a LP から v LP に送信される例示的なイベントマーカを表し、表 2 は、v LP から a LP に送信される例示的なイベントマーカを表す。マスター/スレーブ構成では、房室ブランキング後 (P V A B) のインターバル外、またはいくつかの他の代替的に定義された心房ブランキング期間外で心房イベントがセンシングされるたびに、AS イベントマーカが、a LP から送信される。AP イベントマーカは、a LP が心房にペースングパルスを伝達するたびに、a LP から送信される。a LP は AS マーカの送信を制限してもよく、それによって、心房イベントが P V

40

50

A Bのインターバル外と、房室不応期後（PVARP）外またはいくつかの他の代替的に定義された心房不応期外との両方でセンシングされると、aLPはASイベントマーカを送信する。あるいは、aLPは、PVARPに基づいてASイベントマーカの送信を制限しないが、代わりに心房イベントがセンシングされるたびにASイベントマーカを送信する。

【0080】

【表1】

「A2V」マーカ／コマンド(すなわち、aLPからvLP)		
マーカ	説明	vLPにおける結果
AS	心房においてセンシングされたイベントの通知 (PVABまたはPVARPでない場合)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• AVインターバルの開始 (PVABまたはPVARPでない場合)</li> </ul>
AP	心房においてペースングされたイベントの通知	<ul style="list-style-type: none"> <li>• PAVBの開始</li> <li>• AVインターバルの開始 (PVARPでない場合)</li> </ul>

10

20

【0081】

表1に示すように、aLPがASイベントマーカ（aLPが内因性心房イベントをセンスしたことを示す）を含むイベントメッセージを送信すると、vLPはAVインターバルタイマーを開始する。すべてのセンスされたイベントのASイベントマーカをaLPが送信する場合、vLPは、AVインターバルタイマーを開始する前に、PVABまたはPVARPインターバルがアクティブでないことを最初に判断することが好ましい。しかしながら、固有の信号がPVABまたはPVARPインターバルの外でセンスされた場合にのみaLPがASイベントマーカを送信する場合、vLPは、最初にPVABまたはPVARPステータスを確認することなくASイベントマーカを受信すると、AVインターバルタイマーを開始し得る。aLPがAPイベントマーカ（aLPがペースパルスを送信した、または伝達しようとしていることを示す）を送信すると、PVARPインターバルがアクティブでない場合、vLPはPVABタイマー及びAVインターバル時間を開始する。また、vLPは、aLPによって伝達されるリモートペースパルスのクロストークセンシングの可能性を防ぐために、センス増幅器をブランクにし得る。

30

【0082】

40

50

【表 2】

「V2A」マーカ―/コマンド(すなわち、vLPからaLP)		
マーカ―	説明	aLPにおける結果
VS	心室においてセンシングされたイベントの通知	•PVARPの開始
VP	心室においてペーシングされたイベントの通知	•PVABの開始 •PVARPの開始
AP	心房において即時ペースパルスを送信するように命令	•即時ペースパルスを心房に伝達

10

## 【0083】

表 2 に示すように、vLP が心室イベントをセンスすると、vLP は、VS イベントマーカ―を含むイベントメッセージを送信し、それに応答して、aLP は PVARP インターバルタイマーを開始し得る。vLP が心室にペースパルスを伝達するか、または伝達しようとする、vLP は VP イベントマーカ―を送信する。aLP が VP イベントマーカ―を受信すると、aLP は PVAB インターバルタイマーと PVARP インターバルタイマーを開始する。また、aLP は、vLP によって伝達されるリモートペースパルスのクロストークセンシングの可能性を防ぐために、センス増幅器をブランクにし得る。vLP は、AP コマンドマーカ―を含むイベントメッセージを送信して、命令を遅延なく受信すると、心房にペーシングパルスを即時に伝達するように aLP に命令し得る。

20

## 【0084】

前述のイベントマーカ―は、aLP 及び vLP が完全なデュアルチャンバ機能を維持できるようにするべく使用され得るマーカ―のサブセットの例である。一実施形態では、vLP はすべてのデュアルチャンバアルゴリズムを実行してもよく、一方、aLP は、aLP 内にローカルに実装された PVAB などの心房ベースのハードウェア関連機能を実行してもよい。この実施形態では、aLP は、遠隔の「ワイヤレス」心房ペース/センス電極として効果的に扱われる。別の実施形態では、vLP は、すべてではないがほとんどのデュアルチャンバアルゴリズムを実行してもよく、一方、aLP は、診断及び治療アルゴリズムのサブセットを実行してもよい。代替実施形態では、vLP 及び aLP は、診断及び治療アルゴリズムを等しく実行してもよい。特定の実施形態では、決定責任は、aLP または vLP の一方に別個に分けられてもよい。他の実施形態では、決定責任は、共同の入力及び責任を伴い得る。

30

## 【0085】

一実施形態では、より安全な治療を提供するために、心室ベースのペーシング及びセンシング機能は、i2i 通信に依存しない。例えば、LP から LP への (i2i) 通信が (長期または一時的に) 失われた場合、vLP デバイスがこれらの機能を独立して実現するために必要なアルゴリズムをすべて実行しているので、心臓ペーシングシステム 100 は安全な心室ベースのペーシング/センシング機能に自動的に戻り得る。例えば、vLP は心室ペーシング/センシングアクティビティを実行するために i2i 通信に依存しないので、vLP は VVI モードに戻り得る。i2i 通信が一旦回復すると、心臓ペーシングシステム 100 は、デュアルチャンバ機能を自動的に再開することができる。

40

## 【0086】

50

オフセット補正を備えた常時オンの受信機

【0087】

上述したように、図2Aの議論では、LP102、104のそれぞれは、LF受信機及びHF受信機、または低電力受信機及び高電力受信機ともそれぞれ呼ばれ得る第1の受信機（受信機120）及び第2の受信機（受信機122）を含む。特定の実施形態では、LF受信機（受信機120）は、比較的低い周波数範囲（例えば、100kHz未満）内のウェイクアップ信号をモニタリングするように構成され、受信機122（有効化されている場合）は、比較的高い周波数範囲（例えば、100kHzより高い）内のイベントメッセージ信号をモニタリングするように構成される。特定の実施形態では、受信機120（より具体的には、少なくともその一部）は常に有効化され、特定の低周波数範囲（例えば、1kHzから100kHz）内で、単なるウェイクアップパルスであり得るウェイクアップ通知をモニタリングし、受信機122は、受信機120によって選択的に有効化される。受信機120は、第1及び第2の受信機の両方が有効化されている場合、受信機122よりも少ない電力しか消費しないように構成される。例えば、受信機122は、有効化されている場合に約50µAを消費し、受信機120は平均して約0.3µAのみを消費してもよい。

10

【0088】

特定の実施形態によれば、受信機120がモニタリング及び検出するように構成されたウェイクアップ信号は、1mV未満であり得る低振幅を有する。従来の差動増幅器の入力オフセット電圧は通常1mVを超えるので（例えば、10mV以上、または時間及び温度に応じてさらに変動する可能性が高い）、したがって、従来の差動増幅器を用いて受信機120を実装することは有用ではない。さらに、従来の差動増幅器は入力オフセット電圧ドリフトの影響を非常に受けやすく、1mV以下の低振幅信号を検出しようとする場合には望ましくない。

20

【0089】

従来の差動増幅器を用いて受信機120を実装する代わりに、シングルエンド増幅器を使用することができる。しかしながら、シングルエンドトポロジーの電源除去比が非常に低いので、これは、受信機120に非常に静かな電源を使用することが不所望にも要求される。LP102、104などのIMD内にこのような静かな電源を実装することは困難である。

30

【0090】

別の選択肢は、オートゼロ化された差動増幅器を用いて受信機120を実装することであり、これにより、入力オフセット電圧の問題を取り除くことができる。しかしながら、オートゼロフェーズ中、オートゼロ差動増幅器は別のLPから送信された信号を検出することができないので、別のLP（または外部に設けられたプログラマ109）から送信されたウェイクアップ信号に対してブラインドされる。2つのLP102、104間の同期が失われ、潜在的に危険な状況が発生する可能性がもたらされるので、これは、デュアルチャンネルペースメーカーシステムでは許容できない。

【0091】

図2Bを参照して最初に説明される本技術の特定の実施形態によれば、2つのオートゼロ化差動増幅器（または、より一般的には、選択的にオフセット補正可能な差動増幅器）が、受信機120を動かすために、並列かつ逆フェーズで使用される。そのような実施形態は、以下の図23Bの説明からよりよく理解されるように、オートゼロフェーズ（または、より一般的には、オフセット補正フェーズ）中に受信機120がウェイクアップ信号に対してブラインドになることを回避する方法で、低入力オフセット電圧を提供し、したがって、高感度の低オフセット差動システムを提供する。

40

【0092】

図2Bを参照すると、受信機120は、それぞれが差動入力及び出力を含む2つの差動増幅器124a、124bを含むように示されている。差動増幅器124a、124bは、集合的に、または個別に差動増幅器124と呼ばれ得る。差動増幅器124の各々は、差

50

動増幅器 1 2 4 のそれぞれを選択的に有効化することができる、それぞれのイネーブル端子を含む。差動増幅器 1 2 4 の各々は、有効化されている間、電流（例えば、約 3 0 0 n A）を排出し、それによってバッテリーから電力を供給する。逆に、差動増幅器 1 2 4 の各々は、有効化されていない間、電流を実質的に排出せず（すなわち、1 0 n A 未満）、したがって、バッテリー 1 1 4 から電力を実質的に供給しない（すなわち、2 0 n A 未満）。差動増幅器 1 2 4 の各々は、（有効化されている間に）差動増幅器 1 2 4 の各々を選択的にオフセット補正することを可能にするそれぞれのオフセット補正端子も含み得る。実装に応じて、差動増幅器 1 2 4 の各々は、そのイネーブル端子における信号が HIGH であることに応答して（あるいは、そのイネーブル端子における信号が LOW であることに応答して）有効化されるように構成され得る。実装に応じて、差動増幅器 1 2 4 の各々は、（有効化されている間に）そのオフセット補正端子における信号が HIGH であることに応答して（または、そのオフセット補正端子における信号が LOW であることに応答して）オフセット補正されるように構成され得る。差動増幅器 1 2 4 が有効化されていない場合、差動増幅器 1 2 4 は無効化されているとも言える。差動増幅器 1 2 4 が有効化され、かつそのオフセット補正フェーズに入っていない（すなわち、オフセット補正されていない）場合、差動増幅器 1 2 4 は、その通常のセンシング及び増幅フェーズに入っていると

10

#### 【 0 0 9 3 】

特定の実施形態によれば、差動増幅器 1 2 4 の各々は、オートゼロ化差動増幅器として実装され、この場合、オフセット補正フェーズは、より具体的には、差動増幅器 1 2 4 がオートゼロ化されることにより入力オフセット電圧を除去する、オートゼロフェーズである。代替実施形態によれば、差動増幅器 1 2 4 の各々は、チョッパ安定化差動増幅器として実装され、この場合、オフセット補正フェーズは、より具体的には、チョッパ安定化フェーズである。他の変形が可能であり、本明細書で説明される本技術の実施形態の範囲内である。

20

#### 【 0 0 9 4 】

特定の実施形態によれば、差動増幅器 1 2 4 の各々は、有効化されている間、ウェイクアップ信号をモニタリングするように構成される。図 4 を参照して上述したように、ウェイクアップ信号は、低振幅（例えば、1 m V）の、（その後低振幅の高周波パルス列 4 1 0 が続く）低周波パルス 4 0 8 であり得る。より具体的な例として、ウェイクアップ信号は 2 0 マイクロ秒のパルス幅を有する 1 m V のパルスであり得、この場合、差動増幅器の各々は、2 0 マイクロ秒のパルス幅を有する 1 m V のウェイクアップパルスをモニタリング及び検出するように、特に調整され得る。

30

#### 【 0 0 9 5 】

差動増幅器 1 2 4 の各々から出力される信号は、増幅された差動信号と呼ぶことができる。実装に応じて、差動増幅器 1 2 4 の各々は、（ウェイクアップパルスが検出されない場合に）LOW 増幅差動信号を名目上出力し、検出されたウェイクアップパルスに

応答して HIGH 増幅差動信号を出力するように構成され得る。あるいは、可能性は低い

が、差動増幅器 1 2 4 の各々は、（ウェイクアップパルスが検出されない場合に）HIGH 増幅差動信号を名目上出力し、検出されたウェイクアップパルスに

応答して LOW 増幅差動信号を出力するように構成できる。この議論の残りの部分では、差動増幅器 1 2 4 の各々は、（ウェイクアップパルスが検出されない場合に）LOW 増幅差動信号を名目上出力し、検出されたウェイクアップパルスに

応答して HIGH 増幅差動信号を出力するように構成されると想定される。

40

#### 【 0 0 9 6 】

オフセット補正フェーズ（例えば、オートゼロフェーズ、またはチョッパ安定化フェーズ）の間、差動増幅器 1 2 4 は、差動増幅器 1 2 4 がモニタリングするように構成された信号（例えば、ウェイクアップパルス）を検出することはできず、したがって、差動増幅器 1 2 4 の出力で生成される増幅差動信号は、所定の信号（例えば、ウェイクアップパルス）が差動増幅器 1 2 4 によって検出されるかどうかを示さない。例えば、差動増幅器 1 2

50

4 がそのオフセット補正フェーズに入っている間、差動増幅器 1 2 4 によって出力される増幅差動信号は、LOW 出力レベルと HIGH 出力レベルとのほぼ中間にあり得る。したがって、特定の実施形態によれば、差動増幅器 1 2 4 によって出力される増幅差動信号は、差動増幅器 1 2 4 がそのオフセット補正フェーズ（例えば、そのオートゼロフェーズ、またはそのチョッパ安定化フェーズ）に入っている場合に無視される。換言すれば、特定の実施形態によれば、差動増幅器 1 2 4 の出力は、差動増幅器 1 2 4 がそのオフセット補正フェーズに入っている場合に無視される。

【 0 0 9 7 】

さらに図 2 B を参照すると、差動増幅器 1 2 4 a、1 2 4 b の出力は、差動増幅器 1 2 4 a、1 2 4 b の出力を組み合わせるために使用される OR ゲート回路 1 2 6 のそれぞれの入力に提供されるように示されている。より具体的には、OR ゲート回路 1 2 6 への入力の少なくとも 1 つが HIGH になることに応答して、OR ゲート回路 1 2 6 の出力が HIGH ハイになる。差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b の一方が、差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b がそれぞれモニタリングしているウェイクアップ信号（例えば、ウェイクアップパルス）を検出すると、OR ゲート回路 1 2 6 への入力の一方が HIGH になる。したがって、差動増幅器 1 2 4 a、1 2 4 b がモニタリングしているウェイクアップ信号を差動増幅器 1 2 4 a、及び差動増幅器 1 2 4 b の一方が検出したことに応答して、OR ゲート回路 1 2 6 の出力は HIGH になり、受信機 1 2 2 を有効化する。OR ゲート回路 1 2 6 の出力は、受信機 1 2 2 のイネーブル端子に直接提供され得る。あるいは、オプションのパルス調整回路 1 2 8 が、OR ゲート回路 1 2 6 の出力と受信機 1 2 2 のイネーブル端子との間に配置される。パルス調整回路 1 2 8 は、例えば、OR ゲート回路 1 2 6 によるパルス出力を所望のパルス幅に引き伸ばすことができる。あるいは、パルス調整回路 1 2 8 は、パルス調整回路 1 2 8 の入力 LOW から HIGH になり、少なくとも所定の期間の間 HIGH のままであることに応答して、特定の振幅及びパルス幅のパルスを出力するように構成され得る。他の変形も可能であり、本技術の実施形態の範囲内である。より一般的には、OR ゲート回路 1 2 6 を使用することに加えて、差動増幅器 1 2 4 a、1 2 4 b の出力を 1 つの信号に組み合わせる他の方法が可能であり、本明細書に記載の本技術の実施形態の範囲内である。

【 0 0 9 8 】

本技術の特定の実施形態によれば、任意の所与の時間に、受信機 1 2 0 の差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b の少なくとも一方は、オフセット補正フェーズ（例えば、オートゼロフェーズ、またはチョッパ安定化フェーズ）内に入ることなく有効化される。これにより、差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b の少なくとも一方が、予想される低周波数範囲内でウェイクアップ信号を常にモニタリングすることができるという利点がある。より具体的には、本技術の特定の実施形態によれば、差動増幅器 1 2 4 a、1 2 4 b の各々は周期的にオフセット補正され、その間、差動増幅器 1 2 4 a、1 2 4 b の他方は有効化され、オフセット補正されず、それによってウェイクアップ信号をモニタリングする。したがって、差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b の両方が同時に有効化される場合があるので、差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b の両方が電流を排出し、それによってバッテリー 1 1 4 から電力を消費する場合があることを理解されたい。

【 0 0 9 9 】

受信機 1 2 0 がバッテリー 1 1 4 から消費する電力を実質的に最小限に抑えるために、差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b が両方とも有効化される時間量は小さく保たれ、好ましくは最小化されるべきである。特定の実施形態によれば、両方の差動増幅器 1 2 4 a、1 2 4 b が両方とも有効化されている時間のうち少なくとも半分を超える時間、差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b の一方はオフセット補正されている。例えば、オフセット補正フェーズが完了するまでに 3 ミリ秒かかると仮定する。差動増幅器 1 2 4 a、1 2 4 b が両方とも有効化されている時間量がサイクル期間ごとに（例えば、1 0 0 ミリ秒ごとに）4 ミリ秒である場合、両方の差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b が有効化されている時間の少なくとも半分を超える時間、差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅

10

20

30

40

50



器 1 2 4 b の一方はオフセット補正されている。好ましくは、差動増幅器 1 2 4 a、1 2 4 b を含む受信機 1 2 0 によって消費される電力を実質的に最小化するために、両方の差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b が、いずれもオフセット補正されることなく有効化されている時間は、実質的に最小化される。特定の実施形態によれば、差動増幅器 1 2 4 a、1 2 4 b は、差動増幅器 1 2 4 a、1 2 4 b の一方のみが有効化されている時間の 2 0 % 未満（好ましくは 1 0 % 未満）の間、同時に有効化される。

#### 【 0 1 0 0 】

一例として、各 6 4 ミリ秒のサイクル期間中に、差動増幅器 1 2 4 a、1 2 4 b の各々が 3 6 ミリ秒の間選択的に有効化されると仮定する。また、差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b の一方のみが各 6 4 ミリの秒サイクル期間中に 2 8 ミリ秒の間有効化され、両方の差動増幅器が各 6 4 ミリ秒のサイクル期間中に 4 ミリ秒の間有効化されると仮定する。この例では、各 6 4 ミリ秒のサイクル期間中に、差動増幅器 1 2 4 a、1 2 4 b は、差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b の一方のみが有効化されている時間の約 1 4 % の間、同時に有効化される（すなわち、4 ミリ秒 / 2 8 ミリ秒 = 0 . 1 4 2 8 6）。これは、差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b の一方のみが有効化されている時間の 2 0 % 未満の間、差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b が同時に有効化されるという要件を満たす。

#### 【 0 1 0 1 】

図 2 C は、差動増幅器 1 2 4 a のイネーブル端子及びオフセット補正端子にそれぞれ提供されるイネーブル A 信号及びオフセット補正 A 信号、並びに差動増幅器 1 2 4 b のイネーブル端子及びオフセット補正端子にそれぞれ提供されるイネーブル B 信号及びオフセット補正 B 信号についての例示的なタイミング図である。この例では、各 1 0 0 ミリ秒のサイクル期間中に差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b のそれぞれが 5 4 ミリ秒の間選択的に有効化され、各 1 0 0 ミリ秒のサイクル期間中に差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b の一方のみが 4 6 ミリ秒の間有効化され、かつ、各 1 0 0 ミリ秒のサイクル期間中に両方の差動増幅器が 4 ミリ秒の間有効化される。したがって、この例では、各 1 0 0 ミリ秒のサイクル期間中、差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b の一方のみが有効化されている時間の約 8 . 7 % の間、差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b は同時に有効化される（すなわち、4 ミリ秒 / 4 6 ミリ秒 = 0 . 0 8 6 9 6）。これは、差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b の一方のみが有効化されている時間の 2 0 % 未満の間、差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b が同時に有効化されるという要件を満たす。実際に、この例では、差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b は、差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b の一方のみが有効化されている時間の 1 0 % 未満の間、同時に有効化される。好ましくは、差動増幅器 1 2 4 a 及び差動増幅器 1 2 4 b の両方が同時に有効化される時間量は、実質的に最小化され、差動増幅器 1 2 4 がオフセット補正され得る速さ及びサイクル期間の長さになくとも部分的に依存する。プロセッサまたはコントローラ 1 1 2（図 2 A 参照）を用いて、図 2 に示される信号を生成することができる。追加的または代替的に、クロック回路（特に図示せず）を用いて、図 2 に示される信号を生成することができる。他の変形も可能であり、本明細書に記載の実施形態の範囲内である。

#### 【 0 1 0 2 】

本技術の特定の実施形態によれば、（受信機 1 2 0 のウェイクアップ信号の検出にตอบสนองして、受信機 1 2 0 によって）受信機 1 2 2 が有効化された後、受信機 1 2 2 は、受信機 1 2 0 がウェイクアップ信号を受信した周波数範囲よりも高い周波数範囲内で 1 以上の  $i 2 i$  通信信号を受信することができる。より一般的には、一度有効化された受信機 1 2 2 は、受信機 1 2 0 が信号を受信することができる周波数範囲よりも高い周波数範囲内で信号を受信できる。受信機 1 2 2 によって受信された  $i 2 i$  通信信号（複数可）は、プロセッサまたはコントローラ 1 1 2 に提供され、プロセッサまたはコントローラ 1 1 2 によって使用されることによって、電極 1 0 8 を介したペーシングパルスの伝達をトリガするために使用されるインターバルタイマー（例えば、A V インターバルタイマー）を開始するこ

10

20

30

40

50

とができる。そのようなペーシングパルスは、パルス発生器 116 によって生成することができる。他の変形も可能であり、本明細書に記載の実施形態の範囲内である。

【0103】

図6は、本技術の特定の実施形態による方法を要約するために使用される高レベルのフロー図である。そのような方法は、第1及び第2の差動増幅器を含む受信機を有する植込み型医療機器(IMD)によって使用可能であり、第1及び第2の差動増幅器の各々は差動入力及び出力を含み、第1及び第2の差動増幅器の各々は、有効化されている間に、オフセット補正フェーズに選択的に置かれ得る。そのような方法を実行することができるIMDの例は、図2A-2Cを参照して上述したLP102、104である。より具体的には、上述の図2Bは、差動入力及び出力を含み、かつ、有効化されている間にオフセット補正フェーズに選択的に置かれ得る2つの差動増幅器124a、124bを含む受信機120の例示的な詳細を提供する。

10

【0104】

図6を参照すると、ステップ602は、任意の所与の時間に、第1及び第2の差動増幅器の少なくとも一方が有効化されているように、第1及び第2の差動増幅器を選択的に有効化するステップを含む。その例を上述した特定の実施形態によれば、ステップ602は、第1及び第2の差動増幅器の一方のみが有効化されている時間の20%未満の間、第1及び第2の差動増幅器が同時に有効化されるように、実行される。

【0105】

図6をさらに参照すると、ステップ604は、第1の差動増幅器が有効化され、オフセット補正フェーズに入っている間に、第2の差動増幅器がオフセット補正フェーズに入ることなく有効化されるように、かつ、第2の差動増幅器が有効化され、オフセット補正フェーズに入っている間に、第1の差動増幅器がオフセット補正フェーズに入ることなく有効化されるように、第1及び第2の差動増幅器をオフセット補正フェーズに選択的に入れるステップを含む。ステップ604及びステップ602を実行するために使用され得る例示的なタイミング図は、図2Cを参照して示され、上述されている。特定の実施形態によれば、第1及び第2の差動増幅器の各々は、オートゼロ差動増幅器であり、この場合、オフセット補正フェーズはオートゼロフェーズである。他の実施形態によれば、第1及び第2の差動増幅器の各々は、チョッパ安定化差動増幅器であり、この場合、オフセット補正フェーズはチョッパ安定化フェーズである。

20

【0106】

ステップ606は、周波数範囲内の所定の信号をモニタリングするために、第1及び第2の差動増幅器の少なくとも一方を常に使用するステップを含む。特定の実施形態によれば、所定の信号はウェイクアップ信号であり、より具体的には、ウェイクアップパルスであり得る。特定の実施形態によれば、ウェイクアップ信号がモニタリングされる周波数範囲は、これに限定しないが、例えば1kHzから100kHzの間であり得る低周波数範囲内である。

30

【0107】

ステップ608は、受信機の第1及び第2の差動増幅器の一方を使用する周波数範囲(例えば、第1の周波数範囲)内の所定の信号(例えば、ウェイクアップ信号)を検出するステップを含む。

40

【0108】

ステップ610は、第1及び第2の差動増幅器の一方によって周波数範囲内で検出された所定の信号にตอบสนองして、IMDの別の構成要素を有効化するステップを含む。特定の実施形態によれば、第1及び第2の差動増幅器を含む受信機は、第1の受信機(例えば、図2A及び2Bの受信機120)であり得る。さらに、上記のように、差動増幅器がモニタリング及び検出するように構成されている所定の信号は、第1の周波数範囲内のウェイクアップ信号であり得る。そのような実施形態では、ステップ610は、第1の受信機の第1及び第2の差動増幅器の少なくとも一方によって検出された第1の周波数範囲内のウェイクアップ信号にตอบสนองして、第2の受信機(例えば、図2Aの受信機122)を有効化する

50

ステップを含み得る。

【0109】

ステップ612は、所定の機能を実行するために、ステップ610で有効化された他の部品を使用するステップを含む。例えば、ステップ612は、第2の受信機が有効化されている間、第1の周波数範囲よりも高い第2の周波数範囲内の1以上のインプラント間(i2i)通信信号を検出するために、第2の受信機(例えば、図2Aの受信機122)を使用するステップを含む。上記で説明したように、そのような第2の受信機(例えば、受信機122)は、第2の受信機が有効化されている間、第1の受信機(例えば、受信機120)よりも多くの電力を消費する。

【0110】

ステップ614は、所定の機能を実行するために、ステップ612において使用された後の他の部品(例えば、図2Aの受信機122)を無効化するステップを含む。ステップ614におけるこのような無効化は、第1の受信機の第1及び第2の差動増幅器を特に含み得るIMDの電気部品に電力を供給するため、及び、第2の受信機が有効化されている間に第2の受信機に電力を供給するために、使用されているIMD内のバッテリーの電力を節約するために実行される。

【0111】

図6を参照して説明されるステップは、1つのステップの結果が、別のステップで使用されているか、または別のステップの開始をトリガするために使用されている場合を除き、説明した正確な順序で実行される必要はない。例えば、ステップ602、604、及び606、または少なくともその一部は並行して実行することができる。対照的に、ステップ610はステップ608が実行されていることに応答して実行されるので、ステップ610は必然的にステップ608の後に発生する。

【0112】

上述の本技術の実施形態の多くは、LPタイプのIMDを使用するためのものとして説明されているが、本技術の実施形態は、LP以外の他のタイプのIMDを使用することもできる。したがって、LPでの使用に特に限定されない限り、特許請求の範囲はLPタイプのIMDの使用に限定されるべきではない。

【0113】

本明細書で説明される主題は、その用途において、本明細書に記載されるか、または図面に示される構成の詳細及び構成要素の配置に限定されないことを理解されたい。本明細書で説明される主題は、他の実施形態が可能であり、様々な方法で実施または実行することができる。また、本明細書で使用される表現及び用語は説明目的のものであり、限定と見なされるべきではないことを理解されたい。本明細書における「含む」、「備える」、または「有する」、及びその変形の使用は、その後列挙される項目及びその均等物、並びに追加の項目を包含することを意味する。さらに、本明細書で使用される「基づく」という用語は、特に明記しない限り、少なくとも部分的に基づくことを意味し、決定などが行われる1以上の追加要因が存在する可能性があることを意味するものとして解釈されるべきであることに留意されたい。例えば、決定が比較の結果に基づいている場合、その決定は、比較の結果に基づいていることに加えて、1以上の他の要因にも基づいている可能性がある。

【0114】

上述の説明は例示的であり、限定的ではないことを意図していることを理解されたい。例えば、上述の実施形態(及び/またはその態様)は、互いに組み合わせて使用され得る。加えて、その範囲から逸脱することなく、本技術の実施形態の教示に特定の状況または材料を適合させるために、多くの修正が行われ得る。本明細書に記載の寸法、材料の種類及びコーティングは、本発明の実施形態のパラメータを定義することを意図しているが、それらは決して限定するものではなく、例示的な実施形態である。上記の説明を検討すると、他の多くの実施形態が当業者には明らかであろう。したがって、本技術の実施形態の範囲は、添付の特許請求の範囲を参照し、そのような特許請求の範囲によって権利が与えら

10

20

30

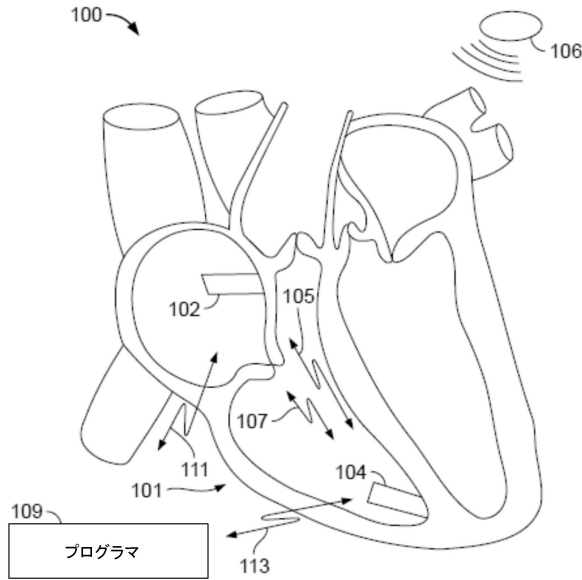
40

50

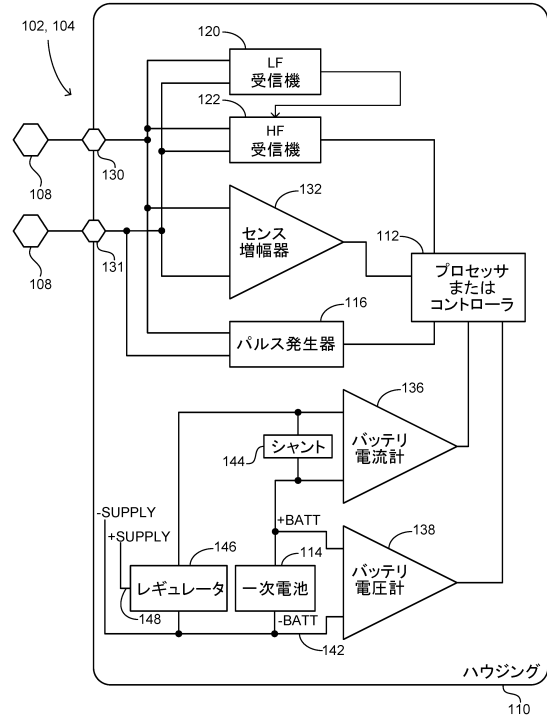
れる均等物の全範囲とともに決定されるべきである。添付の特許請求の範囲では、「含む」及び「そこで」という用語は、「備える」及び「ここで」というそれぞれの用語の平易な英語の同等物として使用される。さらに、以下の特許請求の範囲では、「第1」、「第2」、及び「第3」などの用語は単にラベルとして使用され、それらの対象に数値要件を課すことを意図していない。さらに、以下の特許請求の範囲の制限は、そのようなクレームの制限が明示的に「～ための手段」という語句を使用した後に、さらに構造のない機能の記載が続く場合を除いて、ミーンズ・プラス・ファンクション形式では書かれておらず、米国特許法第112条(f)に基づいて解釈されることを意図したものではない。

【図面】

【図1】



【図2A】



10

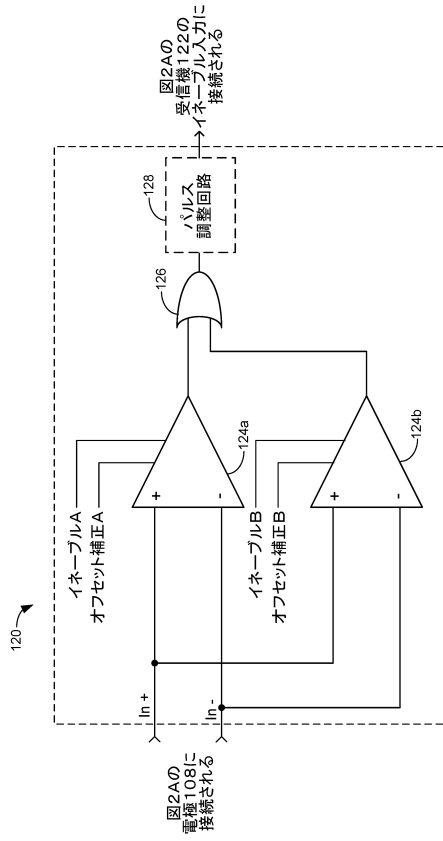
20

30

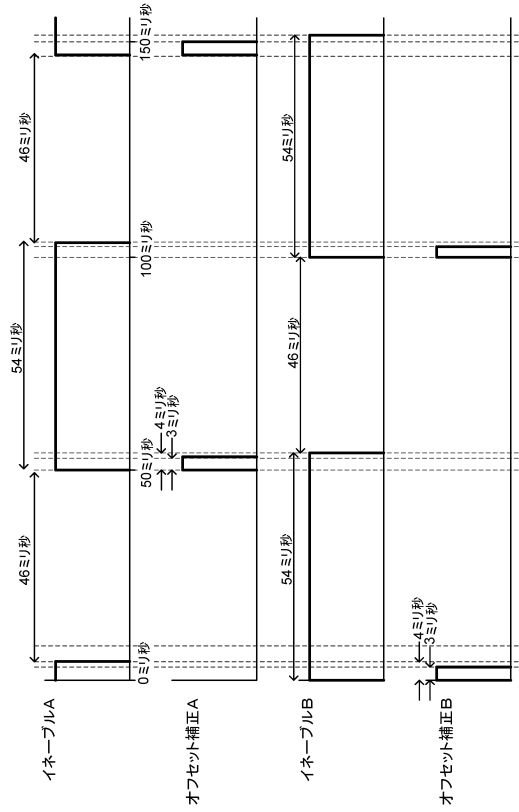
40

50

【図 2 B】



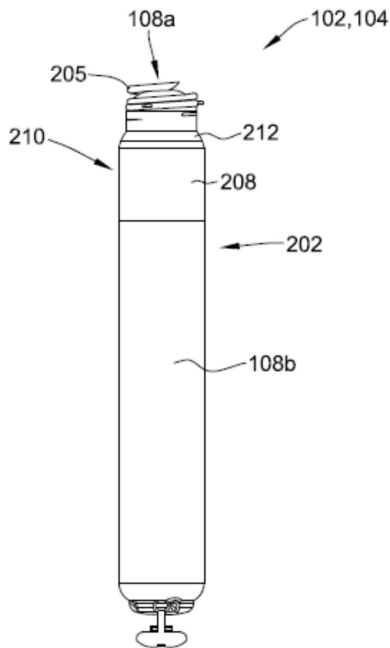
【図 2 C】



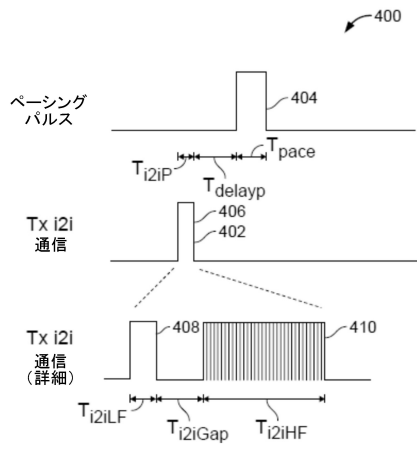
10

20

【図 3】



【図 4】

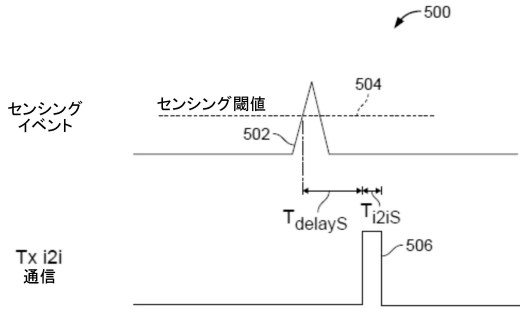


30

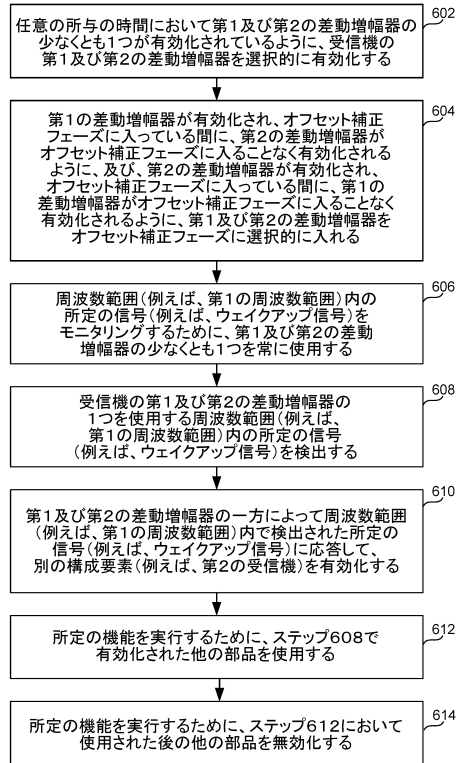
40

50

【 図 5 】



【 図 6 】



10

20

30

40

50

---

フロントページの続き

- (56)参考文献 国際公開第2005/067563(WO, A2)  
国際公開第2012/101467(WO, A1)  
特表2014-530713(JP, A)  
特表2015-503397(JP, A)  
特開平09-122251(JP, A)  
特開平06-063161(JP, A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)  
A61N 1/36 - 1/39  
H03F 3/45, 3/68