

【公報種別】特許公報の訂正

【部門区分】第 1 部門第 2 区分

【発行日】令和2年4月8日(2020.4.8)

【特許番号】特許第6665171号(P6665171)

【登録日】令和2年2月21日(2020.2.21)

【特許公報発行日】令和2年3月13日(2020.3.13)

【年通号数】特許・実用新案公報2020-012

【出願番号】特願2017-517214(P2017-517214)

【訂正要旨】特許権者中、ザ リージェンツ オブ ザ ユニバーシテイ オブ カリフォルニアの住所の誤載により下記のとおり全文を訂正する。

【国際特許分類】

A 6 1 B 5/0245 (2006.01)

A 6 1 B 5/11 (2006.01)

【F I】

A 6 1 B 5/0245 1 0 0 T

A 6 1 B 5/11

【記】別紙のとおり

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6665171号

(P6665171)

(45) 発行日 令和2年3月13日(2020.3.13)

(24) 登録日 令和2年2月21日(2020.2.21)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 5/0245 (2006.01) A 6 1 B 5/0245 I O O T
A 6 1 B 5/11 (2006.01) A 6 1 B 5/11

請求項の数 30 (全 34 頁)

(21) 出願番号	特願2017-517214 (P2017-517214)	(73) 特許権者	516370338
(86) (22) 出願日	平成27年6月11日 (2015.6.11)		カーディアック モーション, エルエル シー
(65) 公表番号	特表2017-523011 (P2017-523011A)		アメリカ合衆国 カリフォルニア 961 61-4838, トラッキー, ドナー パス ロード 10976
(43) 公表日	平成29年8月17日 (2017.8.17)		
(86) 国際出願番号	PCT/US2015/035405	(73) 特許権者	506115514
(87) 国際公開番号	W02015/191905		ザ リージェンツ オブ ザ ユニバーシ ティ オブ カリフォルニア
(87) 国際公開日	平成27年12月17日 (2015.12.17)		アメリカ合衆国, カリフォルニア州 94 607-5200, オークランド, フラン クリン ストリート 1111, 12番 フロア
審査請求日	平成30年6月8日 (2018.6.8)	(74) 代理人	100078282
(31) 優先権主張番号	62/145,649		弁理士 山本 秀策
(32) 優先日	平成27年4月10日 (2015.4.10)		最終頁に続く
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	62/010,653		
(32) 優先日	平成26年6月11日 (2014.6.11)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		

(54) 【発明の名称】 ポータブル心臓運動モニタ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象における不規則な心拍を検出するためのシステムであって、
 前記システムは、前記対象の胸骨の正面に直接に位置付けられるように構成された送信
 機含有のデバイスを備え、

前記送信機含有のデバイスは、前記対象と接触しており、前記送信機含有のデバイスは、
 共通の筐体内に、送信機と、回路基板と、アンテナと、受信機とを備え、

前記送信機は、ある波長の電磁放射線を前記対象の心臓に伝送するように構成されてお
 り、

前記受信機は、前記対象の心臓から反射された電磁信号を検出するように構成されてお
 り、

前記対象が前記不規則な心拍を有するかどうかは、前記対象の心臓から反射された前記
 電磁信号に基づいて判定され、

前記対象が前記不規則な心拍を有するかどうかの判定は、前記対象の心臓の他の一部と
 比較して前記対象の心臓の一部の相対的な位置を検出することによって判定される、シ
 ステム。

【請求項 2】

前記対象は、前記不規則な心拍のための介入を受けており、前記不規則な心拍のための
 介入が前記不規則な心拍を変調させているかどうかは、前記対象の心臓から反射された前
 記電磁信号に基づいて判定される、請求項 1 に記載のシステム。

10

20

【請求項 3】

前記対象は、不規則ではない心拍状態のための介入を受けており、前記不規則ではない心拍状態のための介入が前記不規則な心拍を誘発しているかどうかは、前記対象の心臓から反射された前記電磁信号に基づいて判定される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記対象が前記不規則な心拍を有するかどうかの判定は、前記心臓の一部の動きの分析によって判定される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記対象は、呼吸を止めた状態にある、請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記対象の心臓に伝送される前記波長の電磁放射線は、電波である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記不規則な心拍は、心房細動に関連付けられている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記不規則な心拍は、心房粗動に関連付けられている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記不規則な心拍は、心室細動に関連付けられている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記不規則な心拍は、心室粗動に関連付けられている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記不規則な心拍は、心不整脈に関連付けられている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記対象は、ヒトである、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 13】

方法であって、

a) コンピュータシステムが、対象の胸骨の正面に直接に位置付けられた受信機から、前記対象の心臓から反射された電磁信号に関連付けられたデータを受信することであって、前記受信機は、前記対象と接触している、ことと、

b) 前記コンピュータシステムのプロセッサが、前記対象の心臓から反射された前記電磁信号に関連付けられたデータと基準とを比較することであって、前記プロセッサは、前記受信機と共通の筐体内にある、ことと、

c) 前記コンピュータシステムが、前記対象の心臓から反射された前記電磁信号に関連付けられたデータと前記基準との比較に基づいて、前記対象が不規則な心拍を有するかどうかを判定することと、

d) 前記コンピュータシステムが、前記判定の結果を出力することと

を含み、

前記対象が前記不規則な心拍を有するかどうかの判定は、前記対象の心臓の残りと比較して前記対象の心臓の一部の相対的な位置を検出することによって判定される、方法。

【請求項 14】

前記対象は、前記不規則な心拍のための介入を受けており、前記方法は、前記コンピュータシステムが、前記対象の心臓から反射された前記電磁信号に基づいて、前記不規則な心拍のための介入が前記不規則な心拍を変調させているかどうかを判定することをさらに含む、請求項 13 に記載の方法。

【請求項 15】

前記対象は、不規則ではない心拍状態のための介入を受けており、前記方法は、前記コンピュータシステムが、前記対象の心臓から反射された前記電磁信号に基づいて、前記不規則ではない心拍状態のための介入が前記不規則な心拍を誘発しているかどうかを判定することをさらに含む、請求項 13 に記載の方法。

【請求項 16】

前記対象が前記不規則な心拍を有するかどうかの判定は、前記心臓の一部の動きの分析によって判定される、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 7】

前記不規則な心拍は、心房細動に関連付けられている、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 8】

前記不規則な心拍は、心房粗動に関連付けられている、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 9】

前記不規則な心拍は、心室細動に関連付けられている、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 2 0】

前記不規則な心拍は、心室粗動に関連付けられている、請求項 1 3 に記載の方法。

10

【請求項 2 1】

前記不規則な心拍は、心不整脈に関連付けられている、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 2 2】

前記対象は、ヒトである、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 2 3】

前記対象が前記不規則な心拍を有するかどうかの判定は、前記対象の心臓の速度を検出ことによって判定される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 2 4】

前記システムは、前記不規則な心拍の強度を判定する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 2 5】

20

前記システムは、前記対象が前記不規則な心拍を有する時間のパーセンテージを判定する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 2 6】

前記システムは、前記対象における心不整脈時間のパーセンテージを判定する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 2 7】

前記対象が前記不規則な心拍を有するかどうかの判定は、前記対象の心臓の速度を検出することによって判定される、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 2 8】

前記コンピュータシステムが、前記不規則な心拍の強度を判定することをさらに含む、請求項 1 3 に記載の方法。

30

【請求項 2 9】

前記コンピュータシステムが、前記対象が前記不規則な心拍を有する時間のパーセンテージを判定することをさらに含む、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 3 0】

前記コンピュータシステムが、前記対象における心不整脈時間のパーセンテージを判定することをさらに含む、請求項 1 3 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0 0 0 1】

40

(関連出願への相互参照)

本出願は、2014年6月11日に提出された米国仮特許出願番号第62/010,653号および2015年4月10日に提出された米国仮特許出願番号第62/145,649号に基づく優先権の利益を主張しており、これら仮特許出願の各々は、それらの全体が参考として本明細書によって援用される。

【0 0 0 2】

(連邦政府によって支援された研究または開発に関する陳述)

本発明は、米国国立科学財団による Small Business Technology Transfer Award 1449060の下、合衆国政府の支援でなされた。合衆国政府は、本発明において特定の権利を有し得る。

50

【 0 0 0 3 】

(背景)

家庭で使用され得る、心臓試験および監視デバイスの開発は、医療コストを削減し、患者コンプライアンスを増加させ、患者の生活の質を改善する潜在性を有する。高齢者、身障者、および医療設備への容易なアクセスを伴わない人は、家庭試験デバイスから大いに利益を享受し得る。しかしながら、現在の家庭試験デバイスは、多くの場合、不快であって、使用が困難であって、かつ高価である。いくつかの課題が、依然として、費用効果的であって、使用が単純であって、かつ正確な家庭試験の作成に存在する。

【 発明の概要 】

【 課題を解決するための手段 】

10

【 0 0 0 4 】

(発明の要旨)

いくつかの実施形態では、本発明は、対象における不規則な心拍を検出する方法であって、a) 電磁放射線の波長を対象の心臓に伝送するステップと、b) 対象の心臓から反射された電磁信号を検出するステップと、c) 対象の心臓から反射された電磁信号に基づいて、対象が不規則な心拍を有するかどうかを判定するステップとを含む、方法を提供する。

【 0 0 0 5 】

いくつかの実施形態では、本発明は、方法であって、a) コンピュータシステムによって、対象の心臓から反射された電磁信号と関連付けられたデータを受信するステップと、b) コンピュータシステムのプロセッサによって、対象の心臓から反射された電磁信号と関連付けられたデータと基準を比較するステップと、c) 対象の心臓から反射された電磁信号と関連付けられたデータと基準の比較に基づいて、対象が不規則な心拍を有するかどうかを判定するステップと、d) 判定の結果を出力するステップとを含む、方法を提供する。

20

【 0 0 0 6 】

いくつかの実施形態では、本発明は、デバイスであって、a) 電磁放射を対象の胸腔の中に伝送するように構成される、アンテナと、b) 対象の心臓から反射された電磁信号を検出するように構成される、受信機と、c) 対象の心臓から反射され、検出された電磁信号に基づいて、対象における不規則な心拍を識別するように構成される、プロセッサとを備える、デバイスを提供する。

30

【 0 0 0 7 】

いくつかの実施形態では、本発明は、デバイスであって、a) 電磁放射を対象の胸腔の中に伝送するように構成される、アンテナと、b) 対象の心臓から反射された電磁信号を検出するように構成される、受信機と、c) 対象の心臓から反射され、受信された電磁信号と関連付けられたデータを伝送するように構成される、送信機とを備える、デバイスを提供する。

【 0 0 0 8 】

いくつかの実施形態では、本発明は、方法であって、a) 不規則な心拍を有する対象に、不規則な心拍のための介入を投与するステップと、b) レーダデバイスを用いて対象を監視するステップと、c) 監視に基づいて、不規則な心拍のための介入が対象における不規則な心拍を変調させているかどうかを判定するステップとを含む、方法を提供する。

40

【 0 0 0 9 】

いくつかの実施形態では、本発明は、方法であって、a) 対象に介入を投与するステップと、b) レーダデバイスを用いて対象を監視するステップと、c) 監視に基づいて、介入が対象における不規則な心拍を誘発しているかどうかを判定するステップとを含む、方法を提供する。

本願明細書は、例えば、以下の項目も提供する。

(項目 1)

対象における不規則な心拍を検出する方法であって、

50

a) ある波長の電磁放射線を前記対象の心臓に伝送するステップと、
b) 前記対象の心臓から反射された電磁信号を検出するステップと、
c) 前記対象の心臓から反射された電磁信号に基づいて、前記対象が不規則な心拍を有するかどうかを判定するステップと、を含む、方法。

(項目2)

前記対象は、前記不規則な心拍のための介入を受けており、前記方法はさらに、前記対象の心臓から反射された電磁信号に基づいて、前記不規則な心拍のための介入が前記不規則な心拍を変調させているかどうかを判定するステップを含む、項目1に記載の方法。

(項目3)

前記対象は、不規則ではない心拍状態のための介入を受けており、前記方法はさらに、前記対象の心臓から反射された電磁信号に基づいて、前記不規則ではない心拍状態のための介入が前記不規則な心拍を誘発しているかどうかを判定するステップを含む、項目1に記載の方法。

(項目4)

前記対象が不規則な心拍を有するかどうかの判定は、前記心臓の一部の動きの分析によって判定される、項目1に記載の方法。

(項目5)

電磁放射線源を前記対象の身体に取り付けるステップをさらに含む、項目1に記載の方法。

(項目6)

前記電磁放射線源は、前記対象の心臓に近接して前記対象の身体に取り付けられる、項目5に記載の方法。

(項目7)

前記電磁放射線源は、前記対象の胸部に取り付けられる、項目5に記載の方法。

(項目8)

前記電磁放射線源は、前記対象の背中に取り付けられる、項目5に記載の方法。

(項目9)

前記対象は、呼吸を止めた状態にある、項目5に記載の方法。

(項目10)

前記対象の心臓に伝送される前記波長の電磁放射線は、電波である、項目1に記載の方法。

(項目11)

前記不規則な心拍は、心房細動と関連付けられる、項目1に記載の方法。

(項目12)

前記不規則な心拍は、心房粗動と関連付けられる、項目1に記載の方法。

(項目13)

前記不規則な心拍は、心室細動と関連付けられる、項目1に記載の方法。

(項目14)

前記不規則な心拍は、心室粗動と関連付けられる、項目1に記載の方法。

(項目15)

前記不規則な心拍は、心不整脈と関連付けられる、項目1に記載の方法。

(項目16)

前記対象は、ヒトである、項目1に記載の方法。

(項目17)

方法であって、

a) コンピュータシステムによって、対象の心臓から反射された電磁放射線信号と関連付けられたデータを受信するステップと、

b) 前記コンピュータシステムのプロセッサによって、前記対象の心臓から反射された電磁信号と関連付けられたデータと基準を比較するステップと、

c) 前記対象の心臓から反射された電磁信号と関連付けられたデータと前記基準の比較に

10

20

30

40

50

基づいて、前記対象が不規則な心拍を有するかどうかを判定するステップと、
d) 前記判定の結果を出力するステップと、を含む、方法。

(項目 18)

前記対象は、前記不規則な心拍のための介入を受けており、前記方法はさらに、前記対象の心臓から反射された電磁信号に基づいて、前記不規則な心拍のための介入が前記不規則な心拍を変調させているかどうかを判定するステップを含む、項目 17 に記載の方法。

(項目 19)

前記対象は、不規則ではない心拍状態のための介入を受けており、前記方法はさらに、前記対象の心臓から反射された電磁信号に基づいて、前記不規則ではない心拍状態のための介入が前記不規則な心拍を誘発しているかどうかを判定するステップを含む、項目 17 に記載の方法。

10

(項目 20)

前記対象が不規則な心拍を有するかどうかの判定は、前記心臓の一部の動きの分析によって判定される、項目 17 に記載の方法。

(項目 21)

前記不規則な心拍は、心房細動と関連付けられる、項目 17 に記載の方法。

(項目 22)

前記不規則な心拍は、心房粗動と関連付けられる、項目 17 に記載の方法。

(項目 23)

前記不規則な心拍は、心室細動と関連付けられる、項目 17 に記載の方法。

20

(項目 24)

前記不規則な心拍は、心室粗動と関連付けられる、項目 17 に記載の方法。

(項目 25)

前記不規則な心拍は、心不整脈と関連付けられる、項目 17 に記載の方法。

(項目 26)

前記対象は、ヒトである、項目 17 に記載の方法。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図 1】図 1 は、本発明の代表的デバイスを描写する。

【図 2】図 2 は、心房細動および正常心拍に対する比較 ECG を示す。

30

【図 3】図 3 は、心房粗動に対する代表的 ECG である。

【図 4】図 4 は、心室細動に対する代表的 ECG である。

【図 5】図 5 は、本発明の例示的デバイスの機能を描写する。

【図 6】図 6 は、ヒト身体内の異なる組織の厚さを図示する。

【図 7】図 7 は、ヒト組織の内側の信号損失を描写する。

【図 8】図 8 は、本発明の例示的实施形態と併用され得る、コンピュータシステムの第 1 の例示的アーキテクチャを図示する、ブロック図である。

【図 9】図 9 は、本発明の例示的实施形態と併用され得る、コンピュータネットワークを図示する、略図である。

【図 10】図 10 は、本発明の例示的实施形態と併用され得る、コンピュータシステムの第 2 の例示的アーキテクチャを図示する、ブロック図である。

40

【図 11】図 11 は、本発明の産物を伝送することができる、グローバルネットワークを図示する。

【図 12】図 12 は、本発明の代表的デバイスを描写する。

【図 13】図 13 は、本発明の代表的デバイスを描写する。

【図 14】図 14 は、本発明の例示的デバイスの代表的実装を図示する。

【図 15】図 15 は、ヒト対象における対合 ECG および本発明の代表的デバイスを用いた測定である。

【図 16】図 16 は、ヒト対象における対合 ECG および本発明の代表的デバイスを用いた測定である。

50

【図 17】図 17 は、ヒト対象における対合 ECG および本発明の代表的デバイスを用いた測定である。

【図 18】図 18 は、ヒト対象における対合 ECG および本発明の代表的デバイスを用いた測定である。

【図 19】図 19 は、本発明の代表的デバイスおよび代表的レーダデバイスから測定される波形を描写する。

【図 20】図 20 は、本発明の例示的实施形態と併用され得る、監視方法を図示する。

【図 21】図 21 は、代表的レーダデバイスから測定される波形を描写する。

【発明を実施するための形態】

【0011】

10

(詳細な説明)

ポータブル試験デバイスは、医療コストを削減し、医療設備への即時または容易なアクセスを有していない患者への医療の送達を改善する潜在性を有する。ポータブル心臓運動モニタは、病院または医師のオフィスに出向くことを要求せずに、迅速かつ便利に、患者の心臓ステータスを判定することができる。この便宜性は、患者コンプライアンス増加に起因して、病院訪問の頻度を減少させ、診断率を改善することによって、コストを削減することができる。コンパクトかつポータブルな心臓運動モニタは、高齢者、身障者、または遠隔地域に住んでいる人、そうでなければ、適正な医療を受けるためにうんざりしながら出向く必要があるであろう、患者に、特に利益を提供する。本明細書に説明される発明は、患者の出先でも、患者の家庭でくつろぎながらも、任意の場所から患者の心臓につ

20

【0012】

本明細書に説明されるのは、対象における不規則な心拍を測定するための方法およびデバイスである。本発明のモバイルデバイスは、臨床介入を伴わずに、対象の家庭で使用されることができる。本明細書に説明されるデバイスは、継続的かつ非侵襲的に、対象における心臓運動を検出することができる。デバイスは、対象によって装着されるか、対象に取り付けられるか、搭載されるか、精緻されるか、または別様に外来使用に便利であり得る。

【0013】

30

心臓律動異常または不整脈としても知られる、不規則な心拍は、心臓の電気活動が、不規則であって、多くの場合、正常よりも速いまたは遅い任意の状態の群である。不規則な心拍は、より深部の下層の心臓状態の症状であり得る。不整脈のための標準的診断試験は、心電図検査 (ECG) である。 ECG は、心臓の電気活動の記録であって、その出力は、心電図 (また、 ECG) として知られる、心臓組織の分極および脱分極によって生成される電気インパルスに対応する一連の波形である。 ECG は、患者の心臓ステータスについての種々の情報を集めるための強力な方法であるが、試験は、相当量の臨床専門知識および医院または病院への訪問を要求する。本非便宜性は、特に、患者が、高齢者であるか、身障者であるか、または医院へのアクセスが困難であり得る地方に住んでいる場合、 ECG を得るプロセスを魅力的ではないものにする。

40

【0014】

デバイス

不規則な心拍の診断は、下層の心臓異常または疾患を判定する際に不可欠であり得る。例えば、心房細動を伴う対象は、血塊につながり得る、心房内の血液の貯留に起因して、より高い脳卒中のリスクを有し得る。したがって、心臓活動を迅速かつ容易に監視し得る、デバイスの開発は、心臓状態の効率的かつ効果的診断につながることもできる。遠隔で使用され得る、デバイスは、患者コンプライアンスを増加させ、それによって、診断成功率を改善することができる。

【0015】

本明細書に説明されるデバイスは、対象によって装着され、種々の環境において、心臓

50

活動を監視することができる。活動は、医院、病院、もしくは医師のオフィス等の医療環境において、または医院もしくは病院から離れた場所、例えば、家庭、学校、もしくはユーザがデバイスを装着を所望する任意の場所において監視されることができる。本明細書に説明されるデバイスはまた、日常の活動の間、例えば、車の運転、家事、運動、買物をしながら、または休憩もしくは睡眠中でも、使用されることができる。本明細書に説明されるデバイスは、例えば、電磁信号を使用して、対象の心臓の運動を判定し、不規則性に対して心臓を監視および診断することができる。

【0016】

本明細書に説明されるデバイスは、医院、病院、または医師のオフィスへの短時間訪問の際に使用されることができる。デバイスはまた、入院中の診察時、または対象が病院で回復中であるが、歩行する自由が必要な対象によって使用されることができる。

10

【0017】

図1は、対象の心臓の運動を判定するためのデバイス101を図示する。送受信機回路109の送信機102が、デュプレクサ104を介してアンテナ105にルーティングされる、信号を生成する。信号は、次いで、アンテナからその一部の心臓等の着目目的物106に伝搬108することができる。信号は、例えば、パルス状または連続であることができる。いくつかの実施形態では、信号は、電波、電磁信号、電磁スペクトルの波長もしくは周波数、光の波長、または光子等の電磁放射線である。信号の伝送後、信号は、心臓等の着目目的物106から反射107され得る。信号は、アンテナ105によって検出され、デュプレクサ104を介して、受信機103にルーティングされる。いくつかの実施形態では、デバイスは、レーダシステムを備える。デバイス内で使用され得る、レーダのタイプの非限定的な例として、超広帯域幅レーダ、連続波ドップラーレーダ、パルスドップラーレーダ、周波数変調連続波レーダ、または疑似ランダムコード変調連続波レーダが挙げられる。

20

【0018】

図12は、対象の心臓の運動を判定するためのデバイスの実施形態を図示する。パルス発生器1201が、パルス状正弦波発生器1203を通してルーティングされ、パルス波形1204を生成する、パルス1202を生成する。パルス波形1204は、次いで、デュプレクサ1205を介して、アンテナ1206にルーティングされる。パルス波形1204は、次いで、アンテナから1206から、その一部の心臓等の標的1207に伝搬することができる。いくつかの実施形態では、パルス波形1204は、電波、電磁信号、電磁スペクトルの波長もしくは周波数、光の波長、または光子等の電磁放射線である。パルス波形1204の伝送後、パルス波形1204は、心臓等の標的1207から反射され得る。パルス波形1204は、アンテナ1206によって検出され、デュプレクサ1205を介して、ミキサ1209にルーティングされ、これは、検出されたパルス波形を二重波形1208に変換する。二重波形1208は、ミキサ1209から増幅器およびフィルタ1210に伝搬され、フィルタ処理された波形1211を生成する。フィルタ処理された波形1211は、次いで、信号処理およびディスプレイユニット1212に伝搬される。いくつかの実施形態では、デバイスは、レーダシステムを備える。デバイス内で使用され得る、レーダのタイプの非限定的な例として、超広帯域幅レーダ、連続波ドップラーレーダ、パルスドップラーレーダ、周波数変調連続波レーダ、および疑似ランダムコード変調連続波レーダが挙げられる。

30

40

【0019】

いくつかの実施形態では、複数のレーダセンサが、心臓測定の正確度を増加させるために使用されることができる。複数のレーダセンサはまた、異なる視点位置から心臓運動プロファイルを測定し、2次元における心臓の運動を解法するために反転され得る、多次元データセットを生成する。本方法は、個々のレーダセンサのランダムな移動または誤整合の影響を低減させることによって、正確な測定を提供することができる。

【0020】

図13は、対象の心臓の運動を判定するためのデバイスの実施形態を図示する。印刷回

50

路基板 1301 内では、電圧制御式発振器 1302 が、波形を生成する。波形は、次いで、スプリッタ 1303 および第 1 の増幅器 1304 を通してサーキュレータ 1305 に伝搬される。波形は、次いで、サーキュレータ 1305 からアンテナ 1306 に搬送される。反射された波形が、次いで、アンテナ 1306 からサーキュレータ 1305 に搬送される。波形は、次いで、第 2 の増幅器 1307 に伝搬される。波形は、次いで、帯域通過フィルタ 1308 を通してフィルタ処理される。フィルタ処理された波形は、次いで、直交復調チップ 1309 を使用してデコードされる。デコードされた波形は、次いで、信号取得ユニット 1310 に伝送される。いくつかの実施形態では、デバイスは、レーダシステムを備える。デバイス内で使用され得る、レーダのタイプの非限定的な例として、超広帯域幅レーダ、連続波ドップラーレーダ、パルスドップラーレーダ、周波数変調連続波レーダ、および疑似ランダムコード変調連続波レーダが挙げられる。

10

【0021】

いくつかの実施形態では、本明細書に説明されるデバイスは、モノスタティックレーダアーキテクチャを備え、1つのみのアンテナが、伝送および受信の両方のために使用される。いくつかの実施形態では、本明細書に説明されるデバイスは、デュプレクサを備え、1つのアンテナが伝送および受信の両方のために使用されるとき、伝送および受信される信号を分離することができる。モノスタティックレーダシステムでは、生成される信号は、直接、アンテナに通過される一方、アンテナから受信された信号は、受信機部分にルーティングされる。デュプレクサは、伝送経路と受信経路との間に隔離を提供し、1つのアンテナが両機能を行うことを可能にすることができる。

20

【0022】

いくつかの実施形態では、本明細書に説明されるデバイスは、バイスタティックレーダアーキテクチャを備える。バイスタティックレーダアーキテクチャを備えるデバイスでは、2つのアンテナが、伝送および受信経路のために空間的に分離される。

【0023】

デバイス内で使用され得る、アンテナの非限定的な例として、等方性ラジエータ、ダイポールアンテナ、八木宇田アンテナ、ランダムワイヤアンテナ、ホーンアンテナ、パラボラアンテナ、およびパッチアンテナが挙げられる。いくつかの実施形態では、アンテナは、デバイスから着脱可能または取り外し可能であることができる。いくつかの実施形態では、アンテナは、異なるアンテナ、例えば、異なる強度のアンテナと相互交換または交換可能であることができる。アンテナは、例えば、デバイスの内側、その外側、それに近接して、それに隣接して、その上部、またはその下方に設置されることができる。

30

【0024】

いくつかの実施形態では、デバイスは、対象が不規則な心拍と関連付けられた状態を有するかどうかを判定することができる。不規則な心拍と関連付けられた状態の非限定的実施例として、発作性心房細動、発作性心房粗動、心房細動、心房粗動、心室細動、心室粗動、上室性頻拍症、ウォルフ・パーキンソン・ホワイ特症候群、心室性期外収縮、心房性期外収縮、洞不全症候群、洞性不整脈、洞性頻脈、多源性心房頻拍、または徐脈が挙げられる。

【0025】

デバイスは、対象の心臓から反射する信号と関連付けられたデータを受信し得る、コンピュータシステムを備えることができる。コンピュータシステムによって受信されたデータは、次いで、コンピュータシステムのプロセッサによって、基準と比較され、対象が不規則な心拍を有するかどうかを判定することができる。コンピュータシステムによって使用され得る、基準の非限定的な例として、対象からの過去の測定、健康な対象からの測定、測定されている症状の統計的平均、および基準テキストが挙げられる。コンピュータシステムは、次いで、判定の結果を出力することができる。いくつかの実施形態では、プロセッサは、デバイス内の信号源と共通の筐体内に位置する。いくつかの実施形態では、プロセッサは、デバイス内の信号源と共通の筐体内に位置しない。

40

【0026】

50

いくつかの実施形態では、デバイスは、データをデバイスから遠隔場所、例えば、病院、医院、または医師のオフィスに伝送するように構成される、送信機に結合されるプロセッサを備える。送信機は、ワイヤレスで、例えば、Bluetooth（登録商標）、ワイヤレスネットワーク、携帯電話ネットワーク、クラウドネットワーク、またはインターネットを介して、データを伝送するように構成されることができる。例えば、デバイスは、Bluetooth（登録商標）を使用して、限定ではないが、携帯電話またはコンピュータシステムを含む、分析デバイスに接続することができる。いくつかの実施形態では、伝送は、有線である。プロセッサは、データを複数の地理的場所内の複数の受信機に伝送するように構成されることができる。いくつかの実施形態では、プロセッサは、約1マイル、約2マイル、約3マイル、約4マイル、約5マイル、約6マイル、約7マイル、約8マイル、約9マイル、または約10マイルの距離にわたって、データを伝送することができる。いくつかの実施形態では、プロセッサは、少なくとも10マイルの距離にわたって、データを伝送することができる。いくつかの実施形態では、プロセッサは、少なくとも50マイルの距離にわたって、データを伝送することができる。いくつかの実施形態では、デバイスは、全地球測位システム（GPS）を備える。

10

【0027】

本明細書に説明されるデバイスは、対象によって装着されることができるか、またはできない。デバイスは、例えば、胸部用ストラップ、胸部用ベスト、アームバンド、リストバンド、ヘッドバンド、ベルト、接着テープ、または糊を使用して、対象の身体に取り付けられることができる。本明細書に説明されるデバイスは、対象の衣服、例えば、肌着、ブラジャー、シャツ、ジャケット、またはセーター内に埋め込まれることができる。本明細書に説明されるデバイスは、例えば、腕時計、イヤリング、ネックレス、指輪、またはブレスレット内に埋め込まれることができる。デバイスはまた、対象の身体から取り外されることができる。本明細書に説明されるデバイスは、例えば、壁、ヘッドボード、ベッド、鏡、ナイトテーブル、椅子、または対象に近接する他の家具に取り付けられることができる。デバイスは、例えば、マットレス、枕、掛け布団、またはソファ内に埋め込まれることができる。

20

【0028】

本明細書に説明されるデバイスは、対象から距離を空けることができるか、またはできない。デバイスと対象との間の距離は、ゼロ、少なくとも約1センチメートル（cm）、少なくとも約2cm、少なくとも約3cm、少なくとも約4cm、少なくとも約5cm、少なくとも約6cm、少なくとも約7cm、少なくとも約8cm、少なくとも約9cm、少なくとも約10cm、少なくとも約11cm、少なくとも約12cm、少なくとも約13cm、少なくとも約14cm、少なくとも約15cm、少なくとも約16cm、少なくとも約17cm、少なくとも約18cm、少なくとも約19cm、少なくとも約20cm、少なくとも約21cm、少なくとも約22cm、少なくとも約23cm、少なくとも約24cm、少なくとも約25cm、少なくとも約26cm、少なくとも約27cm、少なくとも約28cm、少なくとも約29cm、少なくとも約30cm、少なくとも約31、少なくとも約32cm、少なくとも約33cm、少なくとも約34cm、少なくとも約35cm、少なくとも約36cm、少なくとも約37cm、少なくとも約38cm、少なくとも約39cm、少なくとも約40cm、少なくとも約41cm、少なくとも約42cm、少なくとも約43cm、少なくとも約44cm、少なくとも約45cm、少なくとも約46cm、少なくとも約47cm、少なくとも約48cm、少なくとも約49cm、少なくとも約50cm、少なくとも約60cm、少なくとも約70cm、少なくとも約80cm、少なくとも約90cm、少なくとも約1メートル（m）、少なくとも約2m、少なくとも約3m、少なくとも約4m、少なくとも約5m、少なくとも約6m、少なくとも約7m、少なくとも約8m、少なくとも約9m、少なくとも約10m、少なくとも約15m、または少なくとも約20mであることができる。

30

40

【0029】

デバイスと対象との間の距離は、多くても約1センチメートル（cm）、多くても約2

50

cm、多くても約3cm、多くても約4cm、多くても約5cm、多くても約6cm、多くても約7cm、多くても約8cm、多くても約9cm、多くても約10cm、多くても約11cm、多くても約12cm、多くても約13cm、多くても約14cm、多くても約15cm、多くても約16cm、多くても約17cm、多くても約18cm、多くても約19cm、多くても約20cm、多くても約21cm、多くても約22cm、多くても約23cm、多くても約24cm、多くても約25cm、多くても約26cm、多くても約27cm、多くても約28cm、多くても約29cm、多くても約30cm、多くても約31、多くても約32cm、多くても約33cm、多くても約34cm、多くても約35cm、多くても約36cm、多くても約37cm、多くても約38cm、多くても約39cm、多くても約40cm、多くても約41cm、多くても約42cm、多くても約43cm、多くても約44cm、多くても約45cm、多くても約46cm、多くても約47cm、多くても約48cm、多くても約49cm、多くても約50cm、多くても約60cm、多くても約70cm、多くても約80cm、多くても約90cm、多くても約1メートル(m)、多くても約2m、多くても約3m、多くても約4m、多くても約5m、多くても約6m、多くても約7m、多くても約8m、多くても約9m、多くても約10m、多くても約15m、または多くても約20mであることができる。

【0030】

本明細書に説明されるデバイスは、対象の皮膚と接触することができるか、またはできない。デバイスは、例えば、対象の胸部、胸骨、心臓、または胸腔に近接して留置されることができる。デバイスは、直接、例えば、対象の胸部、胸骨、または胸腔上に留置されることができる。いくつかの実施形態では、デバイスは、対象の胸部の中心、胸部の上側部分、胸部の下側部分、胸部の中心の左部分、または胸部の中心の右部分に留置されることができる。いくつかの実施形態では、デバイスは、対象の背中、例えば、胸骨と並んで、その上方、下方、左、または右に留置されることができる。いくつかの実施形態では、デバイスは、例えば、対象の胸部、胸骨、または胸腔の正面に留置されることができる。

【0031】

本明細書に説明されるデバイスは、呼吸を止めて、対象によって使用されることができる。いくつかの実施形態では、デバイスは、通常通り、呼吸しながら、対象によって使用されることができる。

【0032】

本明細書に説明されるデバイスは、毎時間、毎日、毎週、毎月、毎年、時々、頻繁に、継続的に、または慢性的に、対象によって使用されることができる。本明細書に説明されるデバイスは、必要に応じて、対象の状態に基づいて、医師の推奨に応じて、対象の所望に応じて、対象の状態を適切に監視するために要求されるときに、または診断もしくは研究目的のために、対象によって使用されることができる。

【0033】

いくつかの実施形態では、本発明のデバイスは、約1 μ W、約2 μ W、約3 μ W、約4 μ W、約5 μ W、約6 μ W、約7 μ W、約8 μ W、約9 μ W、約10 μ W、約20 μ W、約30 μ W、約40 μ W、約50 μ W、約60 μ W、約70 μ W、約80 μ W、約90 μ W、約100 μ W、約200 μ W、約300 μ W、約400 μ W、約500 μ W、約600 μ W、約700 μ W、約800 μ W、約900 μ W、約1mW、約2mW、約3mW、約4mW、約5mW、約6mW、約7mW、約8mW、約9mW、約10mW、約15mW、約20mW、約25mW、約30mW、約35mW、約40mW、約45mW、約50mW、約60mW、約70mW、約80mW、約90mW、または約100mWの平均出力電力を有する。

【0034】

本明細書に説明されるデバイスは、電磁波のパルスを生成することができる。パルスの持続時間は、約1ps、約2ps、約3ps、約4ps、約5ps、約6ps、約7ps、約8ps、約9ps、約10ps、約20ps、約30ps、約40ps、約50ps、約60ps、約70ps、約80ps、約90ps、約100ps、約110ps、約

120ps、約130ps、約140ps、約150ps、約160ps、約170ps、約180ps、約190ps、約200ps、約250ps、約300ps、約350ps、約400ps、約450ps、約500ps、約600ps、約700ps、約800ps、約900ps、約1ns、約2ns、約3ns、約4ns、約5ns、約6ns、約7ns、約8ns、約9ns、約10ns、約20ns、約30ns、約40ns、約50ns、約60ns、約70ns、約80ns、約90ns、約100ns、約200ns、約300ns、約400ns、約500ns、約600ns、約700ns、約800ns、約900ns、または約1μsであることができる。パルスの繰り返し率は、約0.1MHz、約0.2MHz、約0.3MHz、約0.4MHz、約0.5MHz、約0.6MHz、約0.7MHz、約0.8MHz、約0.9MHz、約1MHz、約2MHz、約3MHz、約4MHz、約5MHz、約6MHz、約7MHz、約8MHz、約9MHz、約10MHz、約15MHz、約20MHz、約25MHz、約30MHz、約35MHz、約40MHz、約45MHz、約50MHz、約60MHz、約70MHz、約80MHz、約90MHz、または約100MHzであることができる。

【0035】

デバイス形状の非限定的な例として、立方体、球体、円筒形、正方形、長方形、および円形が挙げられる。本明細書に説明されるデバイスは、それぞれ、独立して、約0.05インチ、約0.1インチ、約0.15インチ、約0.2インチ、約0.25インチ、約0.3インチ、約0.35インチ、約0.4インチ、約0.45インチ、約0.5インチ、約0.6インチ、約0.7インチ、約0.8インチ、約0.9インチ、または約1インチの高さ(H)、幅(W)、および奥行(D)を有することができる。いくつかの実施形態では、デバイスは、立方体である。いくつかの実施形態では、デバイスは、約1インチ高さ×約1インチ幅×約0.2インチ奥行の寸法を有することができる。

【0036】

デバイスの製造において使用され得る、材料の非限定的な例として、ポリ塩化ビニル、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリスチレン、ポリウレタン、テレフタル酸ポリエチレン、ポリカーボネート、シリコン、およびそれらの組み合わせが挙げられる。デバイスの製造において使用され得る、材料のさらなる非限定的な例として、鋼鉄、低炭素鋼、中炭素鋼、高炭素鋼、アルミニウム、真鍮、銅、鉛、マグネシウム、ニッケル、チタン、亜鉛、およびそれらの組み合わせが挙げられる。デバイスの製造において使用され得る、材料の付加的な非限定的である例として、銅ワイヤ、アルミニウムワイヤ、XHHWワイヤ、THWNワイヤ、およびTHHNワイヤが挙げられる。

【0037】

デバイスの製造において使用され得る、チップの非限定的な例として、ダイナミックランダムアクセスメモリチップ、マイクロプロセッサ、特定用途向け集積回路、デジタル信号プロセッサ、プログラマブルメモリチップ、およびそれらの組み合わせが挙げられる。

【0038】

デバイスの製造において使用され得る、半導体の非限定的な例として、ダイヤモンド、シリコン、ゲルマニウム、スズ、炭化ケイ素、セレンウム、テルル、窒化ホウ素、酸化亜鉛、酸化銅(Ⅰ)、およびそれらの組み合わせが挙げられる。

【0039】

いくつかの実施形態では、デバイスは、合計約100グラム未満の質量を有する。デバイスの合計質量は、約1グラム、約2グラム、約3グラム、約4グラム、約5グラム、約6グラム、約7グラム、約8グラム、約9グラム、約10グラム、約15グラム、約20グラム、約25グラム、約30グラム、約35グラム、約40グラム、約45グラム、約50グラム、約60グラム、約70グラム、約80グラム、約90グラム、約100グラム、約110グラム、約120グラム、約130グラム、約140グラム、約150グラム、約200グラム、約250グラム、約300グラム、約350グラム、約400グラム、約450グラム、約500グラム、約550グラム、約600グラム、約650グラム、約700グラム、約750グラム、約800グラム、約850グラム、約900グラ

ム、約 950 グラム、または約 1000 グラムであることができる。

【0040】

任意のツール、インターフェース、エンジン、アプリケーション、プログラム、サービス、コマンド、または他の実行可能アイテムは、コンピュータ実行可能コードにおいてコンピュータ可読媒体上にエンコードされたモジュールとして提供されることができる。いくつかの実施形態では、本発明は、本明細書に説明される任意の作用を行うための方法をエンコードする、コンピュータ実行可能コードである、その中にエンコードされたコンピュータ可読媒体を提供し、方法は、本明細書に説明される任意の数のモジュールを備えるシステムを提供するステップを含み、各モジュールは、本明細書に説明される任意の機能を行い、ユーザに出力等の結果を提供する。

10

【0041】

本発明のデバイスの用途

本明細書に説明されるデバイスは、対象の心臓活動を監視し、異常を検出するために使用されることができる。監視は、対象の心臓の運動を検出することができる。デバイスはまた、例えば、心臓の残りと比較した心臓の一部の相対的位置、左心房の移動、右心房の移動、左心室の移動、右心室の移動、心臓の寸法変化、心拍数、心拍数のパターン、心拍の規則性、心拍の不規則性、心拍の強度、心拍の激度、心筋の位置、心筋の速度、拡張期の相対強度、収縮期の相対強度、心房の洞調律、心室の洞調律、駆出率、心拍出量、および 1 回拍出量を検出することができる。

20

【0042】

本明細書に説明されるデバイスは、例えば、対象が、休息、運動、軽い運動、激しい運動、ウォーキング、ランニング、ジョギング、自転車、または睡眠中に、測定を得て、それを記録することができる。これらの時間の間に行われた測定は、他の時間の間に得られた読取値と比較され、対象の心臓活動を判定することができる。

【0043】

対象は、例えば、高齢者、成人、青年、子供、幼児、または乳児であることができる。対象は、例えば、心臓病を伴う個人または心臓病を伴わない個人であることができる。対象は、患者であることができる。

【0044】

本明細書に説明されるデバイスは、対象における不規則な心拍を検出するために使用されることができる。心臓律動異常または不整脈としても知られる、不規則な心拍は、異常心拍数または調律および心臓の電気活動の変化によって特徴付けられる。不規則な心拍は、例えば、冠動脈疾患、電解質平衡異常、以前の心臓発作からの心筋の瘢痕、心筋症、高血圧症、糖尿病、甲状腺機能亢進症、ストレス、喫煙、薬剤副作用（例えば、化学療法誘発心毒性）、アルコールの過剰摂取、カフェインの過剰摂取、または薬物乱用によって生じ得る。不規則な心拍の主な症状として、例えば、胸部に激しい鼓動を感じる、動悸、胸痛、息切れ、心拍数の低下、息切れ、目眩、および失神が挙げられる。

30

【0045】

心房細動は、米国では、年間、約 50 万人が診断されている、不規則な心拍と関連付けられた一般的状態である。本状態では、通常的心拍に対して心臓の洞結節によって生成される正常な電気インパルスが、心房および肺静脈の隣接する部分に生成された急激な放電によって圧倒される。これらの急激かつ不規則な異常放電は、350 放電/分を超え、心房の非効果的収縮を生じさせ、血液を心室の中に出すための心房の能力を低下させ得る。これらの合併症はさらに、不規則な心室収縮につながり、心房および心室における収縮速度に相違を生じさせる。

40

【0046】

図 2 は、正常心拍数を伴う対象および心房細動を伴う対象に対する ECG を示す。下の ECG における矢印は、正常心拍を伴う対象に見出される P 波を示す。ECG 上の P 波は、心房脱分極としても知られる、洞房結節を通して心房に拡散する、脱分極を表す。心房脱分極は、心臓周期の第 1 の段階であって、 Ca^{2+} イオンの流入が存在するときに生じ

50

、これは、心房内の収縮につながる。心房細動を伴う患者は、心房脱分極の欠如に起因して、ECG上にP波を有していない。P波の代わりに、電気活動における小さなスパイクが、上のECGにおける矢印によって示されるように、電気擾乱の証拠を提供する。心房細動の主な症状として、動悸、胸痛、息切れ、および失神が挙げられ得る。心拍数は、約100拍/分を超え得る。発作性心房細動は、発生し、次いで、停止し、持続的または一貫して起こらない、心房細動のエピソードであり得る。

【0047】

心房粗動は、心房内で生じる、異常心調律である。心房粗動は、最も一般的には、右心房内から始まり、局所自己永続ループ内で移動する、高速電気インパルスによって生じ得る。回路は、約300拍/分で心房の周囲を回り、順に、心室を非常に急速に拍動させ得る。自己永続ループは、右心房を循環し、下大静脈と三尖弁との間の低位心房内の線維組織の面積である、下大静脈 - 三尖弁輪間峡部を通して通過する。心房粗動を伴う患者の特徴的ECGは、図3に示される。心房の高速であるが、規則的拍動は、ECG上の鋸歯パターンにつながり得る。心房粗動の主な症状として、動悸、息切れ、高速心拍数、胸痛、意識朦朧、疲労、および低血圧が挙げられ得る。発作性心房粗動は、発生し、次いで、停止し、持続的または一貫して起こらない、心房粗動のエピソードであり得る。

【0048】

心室粗動は、心室を起源とする高速心拍によって特徴付けられ得る。心室粗動は、概して、心室細動に進行し、一時的である。心室細動は、心室内の非協調的収縮によって生じ、適切な収縮ではなく、震動を生じさせ得る。心拍は、350拍/分を超え得る。心室のこの不適切な収縮は、心室が血液を心臓を通して送出不能になることに起因して、多くの場合、心停止につながる。心室細動の最も一般的原因は、冠動脈疾患である。心室細動の最も瞬間的症状は、突然の卒倒または意識の喪失および気絶である。心室細動の早期の兆候として、目眩、吐き気、胸痛、高速心拍数、または動悸が挙げられ得る。概して、対象が、心室細動に起因する卒倒から5分以内に治療されない場合、対象は、心停止を被るであろう。心室細動の間に存在する異常心拍は、図4におけるECGに見られ得る。

【0049】

上室性頻拍症(SVT)は、房室結節内またはその上方を起源とする、高速心拍数である。SVTのエピソードは、数秒、数分、数時間、または数日間、続き得る。SVTの主な症状として、鼓動、息切れ、高速心拍、目眩、胸痛、および失神が挙げられる。

【0050】

ウォルフ・パーキンソン・ホワイト(WPW)症候群は、心房と心室との間の異常付随導電経路の存在によって生じる。この異常経路を辿って進行する電気信号は、心室を刺激し、期外収縮させ、房室回帰性頻拍と称される、独特なタイプの上室性頻拍症をもたらし得る。多くの場合、WPW症候群は、無症状であるが、症状として、動悸、息切れ、目眩、および失神が挙げられ得る。

【0051】

心室性期外収縮(PVC)は、心拍が、正常心拍が起源とする、洞房結節ではなく、心室のプルキンエ線維内で開始されるときに生じる。PVCは、比較的に一般的事象であって、概して、良性と見なされるが、心筋内に低酸素を示し得る。PVCは、最も一般的には、高齢者および男性で生じ、概して、無症状であって、ECGを用いずに検出することは困難である。PVC事象の可能性として考えられる兆候として、動悸、息切れ、目眩、心拍の認識の増加、および激しい拍動感が挙げられる。

【0052】

心房性期外収縮(PAC)は、心拍が、洞房結節ではなく、心房を起源とするときに生じる。PACは、下層の心臓異常を伴わない患者にも露見し得る、一般的事象であって、非常に良性であると見なされる。PACは、概して、無症状であるが、稀に、動悸が存在する。

【0053】

洞不全症候群(SSS)は、洞結節を起源とする、不整脈を含む。SSSは、多くの場

10

20

30

40

50

合、冠動脈疾患および弁病変と関連付けられる。ＳＳＳは、心房内の心臓外科手術を受けた高齢者および子供において最も一般的である。ＳＳＳの症状として、失神、目眩、息切れ、胸痛、疲労、頭痛、および吐き気が挙げられる。

【 0 0 5 4 】

洞性不整脈は、呼吸に伴って生じる、心拍における自然変動を指す。心拍数の緩やかな減速および加速が、呼吸に伴って生じる。洞性不整脈は、子供において最も顕著であって、徐々に、加齢に伴って減少する。

【 0 0 5 5 】

洞性頻脈は、１００拍／分を超え得る、心拍に伴う洞房結節を起源とする高速心調律である。洞性頻脈は、概して、運動およびストレス等の正常な生理学的状況に対する応答である。洞性頻脈の主な症状は、心拍数の増加である。

10

【 0 0 5 6 】

多源性心房頻拍は、慢性閉塞性肺疾患（ＣＯＰＤ）と関連付けられた心不整脈である。多源性心房頻拍は、洞房結節の外側の細胞群が心拍の制御を開始するときに生じ、心拍数は、１００拍／分を超える。症状として、胸部の圧迫感、意識朦朧、失神、動悸、息切れ、および目眩が挙げられ得る。

【 0 0 5 7 】

徐脈は、６０拍／分未満の安静時心拍数であって、概して、その率が５０拍／分を下回るまで、無症状のままである。徐脈の症状として、疲労、虚弱、目眩、および失神が挙げられる。徐脈は、娯楽用薬物の乱用、代謝またはホルモン平衡異常、電解質平衡異常、冠動脈疾患、血管心臓病、または弁心臓病によって生じ得る。概して、徐脈は、洞房結節または房室結節内で発生する問題によって生じ得る。

20

【 0 0 5 8 】

本明細書に説明されるデバイスは、対象における不規則な心拍の負担、すなわち、持続時間を判定、観察、記録、計時、追跡、または計算するために使用されることができる。デバイスは、規定された時間周期の間、測定を記録し、対象が不規則な心拍を有する時間のパーセンテージを判定することができる。デバイスは、約１分、約２分、約３分、約４分、約５分、約１０分、約１５分、約２０分、約２５分、約３０分、約４０分、約５０分、約１時間、約２時間、約３時間、約４時間、約５時間、約１０時間、約２０時間、約１日、約２日、約３日、約４日、約５日、約６日、約１週間、約２週間、約３週間、約１ヶ月、約２ヶ月、約３ヶ月、約４ヶ月、約５ヶ月、約６ヶ月、約１年、約２年、または約３年間、測定を記録することができる。負担が、データの分析によって、任意の時間周期にわたって判定され、不規則な心拍のエピソードと対象自身の通常の心拍または基準心拍を比較することができる。

30

【 0 0 5 9 】

本明細書に説明されるデバイスは、不規則な心拍のための介入を受けている対象における心臓活動を監視するために使用されることができる。介入は、薬理的物質、心拍を変調させるために対象に埋め込まれているか、またはそうではないデバイス、外科手術、およびそれらの組み合わせを伴うことができる。デバイスは、介入が、介入の投与前および後、または療法の過程にわたって、得られた読取値を比較することによって、不規則な心拍を変調させているかどうかを判定するために使用されることができる。本発明によって監視され得る、対象によって使用される介入の非限定的な例として、アミオダロン、ベプリジル塩酸塩水和物、ジソピラミド、ドフェチリド、ドロネダロン、フレカイニド、イブチリド、リドカイン、ロカインアミド、プロパフェノン、プロプラノロール、キニジン、ソタロール、トカイニド、アムロジピン、ジルチアゼム、フェロジピン、イスラジピン、ニカルジピン、ニフェジピン、ニモジピン、ニソルジピン、ベラパミル、アセプトロール、アテノロール、ベタキソロール、ピソプロロール、ヒドロクロロチアジド、カルテオロール、エスモロール、メトプロロール、ナドロール、ペンブトロール、ピンドロール、チモロール、ワルファリン、ダルテパリン、エノキサパリン、ヘパリン、チンザパリン、アスピリン、チクロピジン、クロピドグレル、ジピリダモール、ベナゼプリル、カプトリル

40

50

、エナラプリル、ホシノプリル、リシノプリル、モエキシプリル、ペリンドプリル、キナプリル、ラミプリル、トランドラプリル、カンデサルタン、エプロサルタン、イルベサルタン、ロサルタン、テミサルタン、バルサルタン、アミロライド、ブメタニド、クロロチアジド、クロルタリドン、フロセミド、インダパミド、スピロノラクトン、硝酸イソソルビド、ネシリチド、ヒドララジン、ミノキシジル、ラノキシリン、アトルバスタチン、フルバスタチン、ロバスタチン、ピタバスタチン、プラバスタチン、ロスバスタチン、シンバスタチン、クロフィブラート、ゲムフィプロジル、ジゴキシリン、アデノシン、高周波切除、経カテーテル切除、除細動、ペースメーカー、埋込型心臓除細動器、およびそれらの組み合わせが挙げられる。

【 0 0 6 0 】

10

本明細書に説明されるデバイスは、不規則ではない心拍状態のための介入を受けている対象における心臓活動を監視するために使用されることができる。介入として、薬理学的物質、外科手術、およびそれらの組み合わせが挙げられ得る。デバイスは、介入が、介入の投与前および後、または療法の過程にわたって、得られた読取値を比較することによって、不規則な心拍を誘発しているかどうかを判定するために使用されることができる。本発明によって監視され得る、対象によって使用される介入の非限定的な例として、ジフェンヒドラミン、クロルフェニラミン、クレマスチン、ブロムフェニラミン、ヒドロキシジン、セチリジン、フェキソフェナジン、ロラタジン、デキストロアンフェタミン、メタンフェタミン、メチルフェニデート、フェンフルラミン、デクスフェンフルラミン、MDMA、コカイン、プソイドエフェドリン、アルブテロール、イソプロテレノール、サルメテロール、イソエタリン、フェンサイクリジン、トラニルシプロミン、フェネルジン、テオフィリン、アミノフィリン、カフェイン、ノルトリプチリン、アミトリプチリン、イミプラミン、デシプラミン、スコボラミン、プロパンテリン、アトロピン、シサプリド、ラクトビオン酸エリスロマイシン、ペンタミジン、クロロキン、アマンタジン、およびそれらの組み合わせが挙げられる。

20

【 0 0 6 1 】

本明細書に説明されるデバイスは、癌、腫瘍、過剰増殖性疾患、または新生組織形成のための介入を受けている対象における心臓活動を監視するために使用されることができる。介入として、薬理学的物質、外科手術、およびそれらの組み合わせが挙げられ得る。デバイスは、介入が、介入の投与前および後、または療法の過程にわたって、得られた読取値を比較することによって、不規則な心拍を誘発させているかどうかを判定するために使用されることができる。本発明によって監視され得る、対象によって使用される介入の非限定的な例として、ドキソルビシン、アドリアマイシン、カペシタビン、ゲムシタビン、シタラビン、パクリタキセル、ドセタキセル、シスプラチン、カルボプラチン、オキサリプラチン、5 - フルオロウラシル、クロラムブシル、シクロホスファミド、プスルファン、メルファラン、三酸化二ヒ素、IL - 2、メトトレキサート、トラスツズマブ、スニチニブ、セツキシマブ、アレムツズマブ、リツキシマブ、サリドマイド、アムサクリン、ジベプチド、およびそれらの組み合わせが挙げられる。

30

【 0 0 6 2 】

本明細書に説明されるデバイスは、娯楽用薬物を使用している対象における心臓活動を監視するために使用されることができる。デバイスは、娯楽用薬物使用が、娯楽用薬物使用の存在および不在下、または娯楽用薬物使用の過程にわたって、得られた読取値を比較することによって、不規則な心拍を誘発しているかどうかを判定するために使用されることができる。本発明によって監視され得る、対象によって使用される娯楽用薬物の非限定的な例として、デキストロアンフェタミン、メタンフェタミン、メチルフェニデート、フェンフルラミン、デクスフェンフルラミン、MDMA、コカイン、フェンサイクリジン、リゼルグ酸ジエチルアミド、プシロシピン、モルヒネ、ヘロイン、揮発性吸入剤、大麻、およびそれらの組み合わせが挙げられる。

40

【 0 0 6 3 】

使用に好適な信号

50

本発明の検出システムは、送信機と、受信機と、アンテナとを備えることができる。送信機は、アンテナによって着目目的物を含む空間の中に照射される、信号を生成することができる。信号は、次いで、着目目的物から反射され得、反射された信号は、受信機によって検出されることができる。受信機は、例えば、視覚または聴覚データに変換するために、信号を増幅することができる。

【 0 0 6 4 】

超音波は、例えば、ヒト身体内の器官および系の画像を作成するためのヒトの聴力範囲外の高周波数音波の使用を伴う。医療超音波検査法は、身体内の器官を撮像する実践である。超音波画像（ソノグラム）は、超音波のパルスを超音波変換器を使用して組織の中に送信することによって生成される。音は、組織の部分から反射し、エコーを発し、そしてこのエコーは、記録され、オペレータに画像として表示される。

10

【 0 0 6 5 】

電磁（E M）スペクトルは、電磁放射の全ての可能性として考えられる周波数の連続体である。電磁放射線は、周波数、波長、およびエネルギーを含む、物理的特性によって説明されることができる。E Mスペクトルの異なる領域は、波長の減少する順序かつ周波数の増加する順序において、電波、マイクロ波、遠赤外線、近赤外線、可視、紫外線、X線、ガンマ線、および高エネルギーガンマ線を含む。

【 0 0 6 6 】

電波は、概して、アンテナの使用を介して伝搬され、数百キロメートル～1ミリメートルまで及び、波長を有することができる。電波は、通信衛星、ナビゲーションシステム、無線通信、ブロードキャスティング、およびレーダのために使用されることができる。

20

【 0 0 6 7 】

マイクロ波は、1メートル～数ミリメートルに及び、波長を有する。マイクロ波は、航空機通信およびレーダ技術において使用される。いくつかのテレビおよび電話通信は、地上局と通信衛星との間のマイクロ波によって、長距離にわたって伝送される。マイクロ波は、液体中で双極子モーメントを有する分子によって吸収されることができる。

【 0 0 6 8 】

赤外線放射は、約1ミリメートル～数百ナノメートルに及び、波長によって特徴付けられる。赤外線エネルギーは、回転振動移動を変化させるとき、分子によって放出または吸収される。赤外線エネルギーは、双極子モーメントの変化を通して分子内に振動モードを導き出し、赤外線を分子に対するこれらのエネルギー状態の研究のための有用周波数範囲とする。室温において目的物から放出される熱エネルギーの大部分は、赤外線である。

30

【 0 0 6 9 】

E Mスペクトルの可視領域は、ヒトの眼が最も敏感である、スペクトルの部分である。380～760ナノメートルの波長を伴う電磁放射は、ヒトの眼によって検出可能であって、可視光として知覚される。

【 0 0 7 0 】

紫外線（U V）放射は、典型的には、100～400ナノメートルの波長を有する。U V光は、太陽光において見出され得、化学結合を改変させるその能力に起因して、生物学的分子を損傷させる潜在性を有する。非常に短い波長を有する、U V光線は、分子をイオン化することができる。

40

【 0 0 7 1 】

X線は、約1～数十ナノメートルの範囲内の波長を有する。X線は、殆ど散乱または吸収せずに、比較的厚い目的物を通して透過する能力を有し、したがって、撮像視覚的に不透明な目的物を撮像するために有用であって、医療用X線撮影および空港用セキュリティスキャナにおいて広範に使用されている。

【 0 0 7 2 】

ガンマ線は、極度に短い波長および非常に高い周波数を有する。自然ガンマ線源として、天然に存在する放射性同位体からの減衰が挙げられる。ガンマ線はまた、超新星爆発の結果として、宇宙内に見出される。その高エネルギーに起因して、ガンマ線は、高度に透

50

過性であって、ヒト身体全体を通して拡散し、放射線障害を生じさせ得る。

【 0 0 7 3 】

レーダ（無線検出および測距）は、電波またはマイクロ波を使用して、目的物の範囲、高さ、スピード、および方向を判定することができる、システムである。電波は、電磁スペクトルの一部であって、低周波数および長波長によって特徴付けられる。レーダシステムは、電波を目的物の検出のための機構として使用することができる。

【 0 0 7 4 】

超広帯域（UWB）レーダシステムは、電波を使用して、例えば、500MHzを上回る、大帯域幅にわたって拡散される情報を伝送することができる。UWBレーダシステムは、UWB伝送が、大帯域幅にわたって具体的時間間隔において電波を生成することによって情報を伝送する、信号のパルス変調を介して、このタスクを遂行することができる。非UWB伝送は、時間間隔ではなく、波の周波数、電力レベル、または位相のみが変更される、連続信号伝達を採用することができる。

【 0 0 7 5 】

ドップラーレーダは、ドップラー効果を利用して、ある距離における目的物についての速度データを生成する。ドップラーレーダは、マイクロ波信号を所望の標的に向かって発し、反射をリッスンする。本プロセスは、目的物の運動が、どのように、返された信号運動の周波数を改変するのかの分析を可能にし、目的物の速度についてのデータを提供する。

【 0 0 7 6 】

連続波ドップラーレーダは、無線エネルギーの連続波を伝送し、任意の範囲または距離データを提供せずに、目的物の速度の判定を可能にする。周波数変調連続波（FMCW）ドップラーレーダは、伝送される信号の周波数が変動され、目的物の距離の測定を可能にし得るという点において、連続波ドップラーレーダと異なる。疑似ランダムコード変調連続波レーダの使用は、目的物の距離および範囲に関するさらなる精緻化を提供することができる。この精緻化は、着目目的物に対する周波数および範囲要件を満たす送信機のコードの変調を介して生じる。

【 0 0 7 7 】

パルスドップラーレーダは、パルスタイミング技法およびドップラー効果を使用して、目的物の距離を判定する。パルス状ドップラーシステムは、目的物への無線エネルギーの連続伝送ではなく、無線エネルギーの短パルスを送信することによって、連続波システムと異なる。目的物の範囲は、目的物に送信されたパルスとそこから反射されたパルスとの間の経過時間を測定することによって判定される。

【 0 0 7 8 】

図5は、本発明の例示的デバイスを描写する。デバイス502は、アンテナ503を備え、例えば、ヒト心臓501に近接して位置付けられることができる。アンテナは、信号504を心臓に伝送506することができる。信号504は、例えば、心臓の筋組織から反射し得る。反射された信号505は、次いで、デバイス502によって受信507され、分析のために処理されることができる。

【 0 0 7 9 】

（実施例）

実施例1：ヒト組織の内側の信号損失の分析

性能は、組織内での最小限の信号損失のために、デバイスを対象上に位置付けることによって最適化されることができる。図6は、ヒトの心臓の前方の皮膚、脂肪、筋肉、および骨の組織厚さ（インチ）を図示する。筋組織の量は、比較的少ない。レーダ信号が、皮膚、脂肪、筋肉、および骨を含む、種々の組織を通して放射されたとき、レーダ信号の最大損失が、図7に実証されるように、筋組織内で生じた。

【 0 0 8 0 】

信号強度の損失は、図7に示されるように、信号の周波数と正比例した。信号の周波数（GHz）が増加されたとき、信号（dB）の合計損失は、筋肉内で最も有意であった一

10

20

30

40

50

方、他の組織は、信号損失のわずかな部分のみを占めた。この分析はさらに、最小限の筋系を有する胸骨が、デバイスのために効果的場所となるはずであることを示した。本場所は、より少ない信号損失および分散を可能にする。

【0081】

実施例2：モデル化方法論

本明細書に説明されるデバイスによって生成され、伝送される信号と心筋の相互作用を計算するために、3次元全波シミュレーションが、採用された。このシミュレーションでは、心臓、すなわち、胸腔の3次元モデルが、使用された。最初に、移動しない、したがって、心臓の運動をモデル化するために関連しない胸腔の部分を除くことによって、モデルの複雑性が低減された。次に、心臓モデルは、波シミュレーションプログラムにインポートされ、磁気または電場分布の形態において、アンテナで受信された信号を判定した。最後に、抽出された波形は、回路シミュレータにフィードされ、出力信号と心臓の運動との間の相関を判定した。

【0082】

実施例3：コンピュータアーキテクチャ

種々のコンピュータアーキテクチャが、本発明とともに使用するために好適である。図8は、本発明の例示的实施形態に関連して使用することができる、コンピュータシステム800の第1の例示的アーキテクチャを図示する、ブロック図である。図8で描写されるように、例示的コンピュータシステムは、命令を処理するためのプロセッサ802を含むことができる。プロセッサの非限定的な例は、Intel Core i7™プロセッサ、Intel Core i5™プロセッサ、Intel Core i3™プロセッサ、Intel Xeon™プロセッサ、AMD Opteron™プロセッサ、Samsung 32ビットRISC ARM 1176JZ(F)-S v1.0™プロセッサ、ARM Cortex-A8 Samsung S5PC100™プロセッサ、ARM Cortex-A8 Apple A4™プロセッサ、Marvell PXA 930™プロセッサ、または機能的に同等のプロセッサを含む。複数の実行のスレッドを並列処理に使用することができる。いくつかの実施形態では、単一のコンピュータシステム内であろうと、クラスタ内であろうと、または複数のコンピュータ、携帯電話、タブレットコンピューティングデバイス、腕時計ベースのデバイス、リストバンドデバイス、アームバンドデバイス、および/または携帯用情報端末を備えるネットワークを経由してシステムにわたって分配されようと、複数のプロセッサ、または複数のコアを伴うプロセッサを使用することができる。

【0083】

データ取得、処理、および記憶

図8で図示されるように、プロセッサ802によって最近使用された、または頻繁に使用される、命令またはデータのための高速メモリを提供するように、高速キャッシュ801を、プロセッサ802に接続するか、またはそれに組み込むことができる。プロセッサ802は、プロセッサバス805によって、ノースブリッジ806に接続される。ノースブリッジ806は、メモリバス804によってランダムアクセスメモリ(RAM)803に接続され、プロセッサ802によるRAM803へのアクセスを管理する。ノースブリッジ806はまた、チップセットバス807によってサウスブリッジ808に接続される。サウスブリッジ808は、順に、周辺機器用バス809に接続される。周辺機器用バスは、例えば、PCI、PCI-X、PCI Express、または他の周辺機器用バスであり得る。ノースブリッジおよびサウスブリッジは、多くの場合、プロセッサチップセットと称され、プロセッサ、RAM、および周辺機器用バス809上の周辺構成要素間のデータ転送を管理する。いくつかのアーキテクチャでは、別個のノースブリッジチップを使用する代わりに、ノースブリッジの機能性をプロセッサに組み込むことができる。

【0084】

いくつかの実施形態では、システム800は、周辺機器用バス809に取り付けられたアクセラレータカード812を含むことができる。アクセラレータは、フィールドプログ

ラマブルゲートアレイ (F P G A)、またはある処理を加速するための他のハードウェアを含むことができる。

【 0 0 8 5 】

ソフトウェアインターフェース

ソフトウェアおよびデータは、外部記憶装置 8 1 3 に記憶され、プロセッサによる使用のために、R A M 8 0 3 および / またはキャッシュ 8 0 1 にロードすることができる。システム 8 0 0 は、システムリソースを管理するためのオペレーティングシステムを含み、オペレーティングシステムの非限定的実施例は、L i n u x (登録商標)、W i n d o w s (登録商標) T M、M A C O S T M、B l a c k B e r r y O S T M、i O S T M、A n d r o i d T M および他の機能的に同等なオペレーティングシステム、ならびにオペレーティングシステムの上で作動するアプリケーションソフトウェアを含む。

10

【 0 0 8 6 】

本実施例では、システム 8 0 0 はまた、ネットワークアタッチトストレージ (N A S) および分散型並列処理に使用することができる他のコンピュータシステム等の外部記憶装置にネットワークインターフェースを提供するための周辺機器用バスに接続されたネットワークインタフェースカード (N I C) 8 1 0 および 8 1 1 も含む。

【 0 0 8 7 】

コンピュータシステム

図 9 は、複数のコンピュータシステム 9 0 2 a および 9 0 2 b、複数の携帯電話および携帯用情報端末 9 0 2 c、ならびにネットワークアタッチトストレージ (N A S) 9 0 1 a および 9 0 1 b とともに、ネットワーク 9 0 0 を示す略図である。いくつかの実施形態では、システム 9 0 2 a、9 0 2 b、および 9 0 2 c は、データ記憶を管理し、ネットワークアタッチトストレージ (N A S) 9 0 1 a および 9 0 2 b に記憶されたデータのためにデータアクセスを最適化することができる。数学的モデルをデータに使用し、コンピュータシステム 9 0 2 a および 9 0 2 b、ならびに携帯電話および携帯用情報端末システム 9 0 2 c にわたって分散型並列処理を使用して評価することができる。コンピュータシステム 9 0 2 a および 9 0 2 b、ならびに携帯電話および携帯用情報端末システム 9 0 2 c はまた、ネットワークアタッチトストレージ (N A S) 9 0 1 a および 9 0 1 b に記憶されたデータの適応データ再構成のための並列処理を提供することもできる。図 9 は、例示のみを図示し、多種多様の他のコンピュータアーキテクチャおよびシステムを、本発明の種々の実施形態と併せて使用することができる。例えば、並列処理を提供するために、ブレードサーバを使用することができる。並列処理を提供するように、バックプレーンを通してプロセッサブレードを接続することができる。記憶装置もまた、バックプレーンに、または別個のネットワークインターフェースを通してネットワークアタッチトストレージ (N A S) として接続することができる。

20

30

【 0 0 8 8 】

いくつかの実施形態では、プロセッサは、別個のメモリ空間を維持し、他のプロセッサによる並列処理のために、ネットワークインターフェース、バックプレーン、または他のコネクタを通してデータを伝送することができる。いくつかの実施形態では、プロセッサのうちのいくつかまたは全ては、共有仮想アドレスメモリ空間を使用することができる。

40

【 0 0 8 9 】

仮想システム

図 1 0 は、共有仮想アドレスメモリ空間を使用する、マルチプロセッサコンピュータシステムのブロック図である。このシステムは、共有メモリサブシステム 1 0 0 2 にアクセスすることができる、複数のプロセッサ 1 0 0 1 a - f を含む。本システムは、複数のプログラマブルハードウェアメモリアルゴリズムプロセッサ (M A P) 1 0 0 3 a - f をメモリサブシステム 1 0 0 2 に組み込む。各 M A P 1 0 0 3 a - f は、メモリ 1 0 0 4 a - f と、1 つまたはそれを上回るフィールドプログラマブルゲートアレイ (F P G A) 1 0 0 5 a - f とを備えることができる。M A P は、構成可能な機能単位を提供し、特定のアルゴリズムまたはアルゴリズムの部分を、それぞれのプロセッサと密接に協調して処理す

50

るためにFPGA1005a-fに提供することができる。この例では、各MAPは、これらの目的でプロセッサの全てによって大域的にアクセス可能である。1つの構成では、各MAPは、関連メモリ1004a-fにアクセスするためにダイレクトメモリアクセス(DMA)を使用することができ、それぞれのマイクロプロセッサ1001a-fから独立し、かつそれらとは非同期的に、タスクを実行することを可能にする。この構成では、MAPは、アルゴリズムのパイプライン化および並列実行のために、結果を別のMAPに直接供給することができる。

【0090】

上記のコンピュータアーキテクチャおよびシステムは例示にすぎず、一般プロセッサ、コプロセッサ、FPGAおよび他のプログラマブル論理デバイス、システムオンチップ(SOC)、特定用途向け集積回路(ASIC)、ならびに他の処理および論理要素の任意の組み合わせを使用するシステムを含む、多種多様の他のコンピュータ、携帯電話、および携帯用情報端末アーキテクチャおよびシステムを、例示的实施形態に関連して使用することができる。ランダムアクセスメモリ、ハードドライブ、フラッシュメモリ、テープドライブ、ディスクアレイ、ネットワークアタッチトストレージ(NAS)、ならびに他のローカルまたは分散型データ記憶デバイスおよびシステムを含む、任意の種々のデータ記憶媒体を、例示的实施形態に関連して使用することができる。

【0091】

例示的实施形態では、コンピュータシステムは、上記または他のコンピュータアーキテクチャおよびシステムのうちのいずれかで実行する、ソフトウェアモジュールを使用して実装することができる。他の実施形態では、システムの機能は、部分的または完全に、ファームウェア、図10で参照されるようなフィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)等のプログラマブル論理デバイス、システムオンチップ(SOC)、特定用途向け集積回路(ASIC)、または他の処理および論理要素で実装することができる。例えば、図8で図示されるアクセラレータカード812等のハードウェアアクセラレータカードの使用を通じたハードウェア加速を伴って、セットプロセッサおよびオプティマイザを実装することができる。

【0092】

本明細書に説明される本発明の任意の実施形態は、例えば、同一の地理的場所内でユーザによって生産および伝送されることができる。本発明の製品は、例えば、ある国内の地理的場所から生産および/または伝送されることができ、本発明のユーザは、異なる国に存在することができる。いくつかの実施形態では、本発明のシステムによってアクセスされるデータは、複数の地理的場所1101のうちの1つからユーザ1102に伝送され得る、コンピュータプログラム製品である(図11)。本発明のコンピュータプログラム製品によって生成されるデータは、例えば、ネットワーク、セキュアネットワーク、非セキュアネットワーク、インターネット、またはイントラネットによって、複数の地理的場所間でやりとりされることができる。いくつかの実施形態では、本発明によって提供される存在論階層は、物理的かつ有形の製品上にエンコードされる。

【0093】

本明細書に説明される本発明の任意の実施形態は、エンコードされた形態、例えば、無線周波数識別タグまたはバーコードで生成および/または伝送されることができる。いくつかの実施形態では、本発明のシステムによってアクセスされるデータは、直接または健康記録の一部としてのいずれかとして、エンコードされた形態からアクセスされることができる。いくつかの実施形態では、健康記録は、電子健康記録またはデジタル健康記録であることができる。いくつかの実施形態では、健康記録は、対象または対象のための医療介護提供者によってアクセスされることができる。

【0094】

実施例4：デバイスの実装

本明細書に説明される本発明の一実施形態は、図14のパネルAに示される。ヒト対象は、その身体が揺動することを回避し得るように、立位または座位にある。対象は、その

10

20

30

40

50

手または胸部用ストラップのいずれかを使用して、その身体に取り付けられたレーダデバイスを保持する。ECGは、同時に、手首ならびに左および右足首に取り付けられた3つの電極を伴う3電極ECG回路によって記録される。デバイスおよびECG回路は、信号処理および波形表示を行う、コンピュータに接続される。

【0095】

図14のパネルBに示されるように、デバイスは、対象の胸部上の種々の位置に配置され、有効性および出力に差異をもたらす得る。デバイスはまた、ヒト対象の背中に付けられ、データを記録することができる。

【0096】

ヒト対象は、快適かつ温暖な環境内に居て、リラックスしている。対象は、立つ、座る、歩く、またはベッドに横になることができる。デバイスは、皮膚に接触するように位置付けられることができるか、または対象の衣服の外側に設置されることことができる。着衣設定では、デバイスは、対象の胸部に対してしっかり設置されることことができる。

【0097】

実施例5：代表的対象測定

3名の対象が、本発明のデバイスを使用して監視された。全データは、対象が呼吸を止めた状態で得られた。図15のパネルAは、健康な若い男性において検出されたECG信号（上のグラフ）およびレーダ信号（下のグラフ）を示す。図15のパネルBは、健康な高齢男性において検出されたECG信号（上のグラフ）およびレーダ信号（下のグラフ）を示す。図15のパネルCは、心房細動状態にある不規則な心拍を伴う、高齢男性において検出されたECG信号（上のグラフ）およびレーダ信号（下のグラフ）を示す。パネルAおよびBでは、小さい第1のパルスが、心房の運動によって生成され、より大きい第2のパルスが、心室の運動によって生成された。パネルAおよびBでは、本発明からのレーダ信号は、ECG信号と相関し、ECG信号と同一周期的性であった。パネルCでは、レーダ信号は、ECG信号と相関したが、心房運動の証拠を殆ど示さなかった。

【0098】

実施例6：呼吸中の対象測定

図16は、呼吸中の実施例5における健康な若い男性において検出されたECG信号（上のグラフ）およびレーダ信号（下のグラフ）を示す。レーダ心臓運動信号上に重畳された付加的低周波数信号は、呼吸の結果としての胸腔の運動を表す。

【0099】

実施例7：異なる胸部位置における対象測定

実施例4に説明されるように、図17は、本発明の代表的デバイスが実施例5からの健康な若い男性の胸部上の異なる場所に位置付けられるときの、ECG信号（上のグラフ）およびレーダ信号（下のグラフ）を示す。パネルAは、胸部の中心で測定されたECGおよびレーダ信号を図示する。パネルBは、胸部の中心の上方で測定されたECGおよびレーダ信号を図示する。パネルCは、胸部の中心の下方で測定されたECGおよびレーダ信号を図示する。パネルDは、胸部の中心の左で測定されたECGおよびレーダ信号を図示する。パネルEは、胸部の中心の右で測定されたECGおよびレーダ信号を図示する。これらのグラフは、胸部上の種々の場所におけるデバイスの位置付けが、心臓の異なる部分のビューを可能にしたことを示す。心臓の異なる部分の視認は、種々の心臓異常の評価を補助することができる。

【0100】

実施例8：背中からの対象測定

図18は、本発明のデバイスが実施例5からの健康な若い男性の背中に位置付けられたときに得られた、ECG信号（上のグラフ）およびレーダ信号（下のグラフ）を示す。これらのデータは、デバイスを対象の背中に位置付けることによる、心房運動の測定を表す。

【0101】

実施例9：ある距離における対象測定

図 21 は、異なる距離における健康な男性対象から得られた 3 つの測定を示す。これらのデータは全て、対象が呼吸を止めた状態で得られた。これらのデータは、本発明の実施形態を対象からある距離に位置付けることによる、心房運動の測定を表す。

【0102】

実施例 10：直交復調によるデータ品質の改善

図 19 のパネル A は、対象の心臓の運動を判定するためのデバイスの実施形態を図示する。アンテナ 1902 に接続されるレーダシステム 1901 は、標的 1904、例えば、対象の心臓に向かって伝送される波形 1903 を伝搬する。反射された波形 1905 が、次いで、アンテナ 1902 によって受信される。アンテナ 1902 と標的 1904 との間の距離は、関数 $1906 d - x(t)$ によって定義され、式中、 d は、アンテナ 1902 と標的 1904 との間の一定の距離であって、 $x(t)$ は、標的 1904 の運動機能、例えば、対象の心臓の元々の運動である。パネル B - D は、アンテナ 1902 と標的 1904 との間の 3 つの異なる距離において測定された波形を表す。

10

【0103】

レーダシステム 1901 は、以下のように書かれる余弦信号を伝送する。

【数 1】

$$T(t) = A \cdot \cos(2\pi ft);$$

式中、 A は、伝送される波形 1903 の振幅であって、 f は、伝送される波形 1903 の周波数であって、 t は、時間である。

20

【0104】

反射される信号は、以下のように書かれる。

【数 2】

$$R(t) = B \cdot \cos\left(2\pi ft - \frac{4\pi d}{\lambda} - \frac{4\pi \cdot x(t)}{\lambda}\right);$$

式中、 B は、反射された波形 1905 の振幅であって、 λ は、反射される波形 1905 の波長である。

30

【0105】

変調後、2 つの出力信号が、存在し得る。一方は、同相信号 (I) と呼ばれ、他方は、直交信号 (Q) と呼ばれる。同相信号は、以下のように書かれる。

【数 3】

$$I(t) = C \cdot \cos\left(\frac{4\pi d}{\lambda} + \frac{4\pi \cdot x(t)}{\lambda}\right);$$

そして、直交信号は、以下のように書かれる。

【数 4】

$$Q(t) = C \cdot \sin\left(\frac{4\pi d}{\lambda} + \frac{4\pi \cdot x(t)}{\lambda}\right);$$

40

式中、 C は、信号の振幅である。

【0106】

$Q(t)$ を $I(t)$ で除算することによって、信号比 Y が、求められ、これは、以下のように書かれる。

【数 5】

$$Y(t) = \tan\left(\frac{4\pi d}{\lambda} + \frac{4\pi \cdot x(t)}{\lambda}\right).$$

【0107】

したがって、信号比の観点からの標的の運動機能についての解答が可能となり、 $x(t)$ は、以下のように書かれる。

【数 6】

$$x(t) = \frac{\lambda}{4\pi} \cdot \tan^{-1}(Y(t)) - d.$$

10

【0108】

本明細書に説明されるような直交復調は、標的 1904 の運動が、反射される波形 1905 の波長と比較して、非常に小さいため、標的 1904 の運動機能の精密な計算を可能にすることができる。

【0109】

実施例 11：介入に関する意思決定を知らせるための連続監視

図 20 は、本発明に説明される連続監視の方法の実施形態を図示する。例えば、対象は、長期監視 2001 のために、デバイスを継続的に装着し、心不整脈時間 2002 のパーセンテージを判定することができる。これらのデータは、長期間、例えば、数時間、数日、数週間、または数ヶ月にわたって、記録および記憶される。信号認識ソフトウェアが、医療介護提供者による精査のために、重要な事象を検出およびハイライトする。医療介護提供者は、心不整脈時間 2002 のパーセンテージを使用して、適切な医療介入 2003 を判定する。医療介入の非限定的な例として、継続監視、具体的医薬品の有無を問わない電氣的除細動、具体的医薬品の有無を問わない心臓切除、およびペースメーカーの導入の有無を問わない心臓切除が挙げられる。

20

【0110】

(実施形態)

以下の非限定的実施形態は、本発明の例証的实施例を提供するが、本発明の範囲を限定するものではない。

30

【0111】

実施形態 1 . 対象における不規則な心拍を検出する方法であって、a) 電磁放射線の波長を対象の心臓に伝送するステップと、b) 対象の心臓から反射された電磁信号を検出するステップと、c) 対象の心臓から反射された電磁信号に基づいて、対象が不規則な心拍を有するかどうかを判定するステップとを含む、方法。

【0112】

実施形態 2 . 対象は、不規則な心拍のための介入を受けており、方法はさらに、対象の心臓から反射された電磁信号に基づいて、不規則な心拍のための介入が不規則な心拍を変調させているかどうかを判定するステップを含む、実施形態 1 に記載の方法。

40

【0113】

実施形態 3 . 対象は、不規則ではない心拍状態のための介入を受けており、方法はさらに、対象の心臓から反射された電磁信号に基づいて、不規則ではない心拍状態のための介入が不規則な心拍を誘発しているかどうかを判定するステップを含む、実施形態 1 に記載の方法。

【0114】

実施形態 4 . 対象が不規則な心拍を有するかどうかの判定は、心臓の一部の動きの分析によって判定される、実施形態 1 - 3 のいずれかに記載の方法。

【0115】

実施形態 5 . 電磁放射線源を対象の身体に取り付けるステップをさらに含む、実施形態 1 - 4 のいずれかに記載の方法。

50

【 0 1 1 6 】

実施形態 6 . 電磁放射線源は、対象の心臓に近接して対象の身体に取り付けられる、実施形態 5 に記載の方法。

【 0 1 1 7 】

実施形態 7 . 電磁放射線源は、対象の胸部に取り付けられる、実施形態 5 に記載の方法。

【 0 1 1 8 】

実施形態 8 . 電磁放射線源は、対象の背中に取り付けられる、実施形態 5 に記載の方法。

【 0 1 1 9 】

実施形態 9 . 対象は、呼吸を止めた状態にある、実施形態 1 - 8 のいずれかに記載の方法。

10

【 0 1 2 0 】

実施形態 1 0 . 対象の心臓に伝送される電磁放射の波長は、電波である、実施形態 1 - 9 のいずれかに記載の方法。

【 0 1 2 1 】

実施形態 1 1 . 不規則な心拍は、心房細動と関連付けられる、実施形態 1 - 1 0 のいずれかに記載の方法。

【 0 1 2 2 】

実施形態 1 2 . 不規則な心拍は、心房粗動と関連付けられる、実施形態 1 - 1 0 のいずれかに記載の方法。

20

【 0 1 2 3 】

実施形態 1 3 . 不規則な心拍は、心室細動と関連付けられる、実施形態 1 - 1 0 のいずれかに記載の方法。

【 0 1 2 4 】

実施形態 1 4 . 不規則な心拍は、心室粗動と関連付けられる、実施形態 1 - 1 0 のいずれかに記載の方法。

【 0 1 2 5 】

実施形態 1 5 . 不規則な心拍は、心不整脈と関連付けられる、実施形態 1 - 1 0 のいずれかに記載の方法。

30

【 0 1 2 6 】

実施形態 1 6 . 対象は、ヒトである、実施形態 1 - 1 5 のいずれかに記載の方法。

【 0 1 2 7 】

実施形態 1 7 . 方法であって、a) コンピュータシステムによって、対象の心臓から反射された電磁信号と関連付けられたデータを受信するステップと、b) コンピュータシステムのプロセッサによって、対象の心臓から反射された電磁信号と関連付けられたデータと基準を比較するステップと、c) 対象の心臓から反射された電磁信号と関連付けられたデータと基準の比較に基づいて、対象が不規則な心拍を有するかどうかを判定するステップと、d) 判定の結果を出力するステップとを含む、方法。

【 0 1 2 8 】

実施形態 1 8 . 対象は、不規則な心拍のための介入を受けており、方法はさらに、対象の心臓から反射された電磁信号に基づいて、不規則な心拍のための介入が不規則な心拍を変調させているかどうかを判定するステップを含む、実施形態 1 7 に記載の方法。

40

【 0 1 2 9 】

実施形態 1 9 . 対象は、不規則ではない心拍状態のための介入を受けており、方法はさらに、対象の心臓から反射された電磁信号に基づいて、不規則ではない心拍状態のための介入が不規則な心拍を誘発しているかどうかを判定するステップを含む、実施形態 1 7 に記載の方法。

【 0 1 3 0 】

実施形態 2 0 . 対象が不規則な心拍を有することの判定は、心臓の一部の動きの分析に

50

よって判定される、実施形態 17 - 19 のいずれかに記載の方法。

【0131】

実施形態 21 . 不規則な心拍は、心房細動と関連付けられる、実施形態 17 - 20 のいずれかに記載の方法。

【0132】

実施形態 22 . 不規則な心拍は、心房粗動と関連付けられる、実施形態 17 - 20 のいずれかに記載の方法。

【0133】

実施形態 23 . 不規則な心拍は、心室細動と関連付けられる、実施形態 17 - 20 のいずれかに記載の方法。

10

【0134】

実施形態 24 . 不規則な心拍は、心室粗動と関連付けられる、実施形態 17 - 20 のいずれかに記載の方法。

【0135】

実施形態 25 . 不規則な心拍は、心不整脈と関連付けられる、実施形態 17 - 20 のいずれかに記載の方法。

【0136】

実施形態 26 . 対象は、ヒトである、実施形態 17 - 25 のいずれかに記載の方法。

【0137】

実施形態 27 . デバイスであって、a) 電磁放射線を対象の胸腔の中に伝送するように構成される、アンテナと、b) 対象の心臓から反射された電磁信号を検出するように構成される、受信機と、c) 対象の心臓から反射され、検出された電磁信号に基づいて、対象における不規則な心拍を識別するように構成される、プロセッサとを備える、デバイス。

20

【0138】

実施形態 28 . 電磁放射線を対象の胸腔の中に伝送するように構成される、アンテナと、対象の心臓から反射された電磁信号を検出するように構成される、受信機と、対象の心臓から反射され、検出された電磁信号に基づいて、対象における不規則な心拍を識別するように構成される、プロセッサとが、共通の筐体内に含まれる、実施形態 27 に記載のデバイス。

【0139】

30

実施形態 29 . アンテナによって対象の胸腔の中に伝送するために好適な信号を生成するように構成される、回路をさらに備える、実施形態 27 - 28 のいずれかに記載のデバイス。

【0140】

実施形態 30 . プロセッサは、対象の心臓からの反射後に受信された信号間の時間間隔を測定することによって、対象における不規則な心拍を検出するように構成される、実施形態 27 - 29 のいずれかに記載のデバイス。

【0141】

実施形態 31 . アンテナは、電波である電磁放射線を伝送するように構成される、実施形態 27 - 30 のいずれかに記載のデバイス。

40

【0142】

実施形態 32 . デバイスは、対象の心臓に近接して対象に取り付けられるように構成される、実施形態 27 - 31 のいずれかに記載のデバイス。

【0143】

実施形態 33 . デバイスは、対象の胸部において対象に取り付けられるように構成される、実施形態 27 - 32 のいずれかに記載のデバイス。

【0144】

実施形態 34 . デバイスは、対象の背中において対象に取り付けられるように構成される、実施形態 27 - 32 のいずれかに記載のデバイス。

【0145】

50

実施形態 35 . プロセッサは、心房細動と関連付けられた不規則な心拍を識別するように構成される、実施形態 24 - 34 のいずれかに記載のデバイス。

【 0 1 4 6 】

実施形態 36 . プロセッサは、心房粗動と関連付けられた不規則な心拍を識別するように構成される、実施形態 24 - 34 のいずれかに記載のデバイス。

【 0 1 4 7 】

実施形態 37 . プロセッサは、心室細動と関連付けられた不規則な心拍を識別するように構成される、実施形態 24 - 34 のいずれかに記載のデバイス。

【 0 1 4 8 】

実施形態 38 . プロセッサは、心室粗動と関連付けられた不規則な心拍を識別するように構成される、実施形態 24 - 34 のいずれかに記載のデバイス。

10

【 0 1 4 9 】

実施形態 39 . プロセッサは、心不整脈と関連付けられた不規則な心拍を識別するように構成される、実施形態 24 - 34 のいずれかに記載のデバイス。

【 0 1 5 0 】

実施形態 40 . デバイスであって、 a) 電磁放射を対象の胸腔の中に伝送するように構成される、アンテナと、 b) 対象の心臓から反射された電磁信号を検出するように構成される、受信機と、 c) 対象の心臓から反射され、受信された電磁信号と関連付けられたデータを伝送するように構成される、送信機とを備える、デバイス。

【 0 1 5 1 】

20

実施形態 41 . 電磁放射線を対象の胸腔の中に伝送するように構成される、アンテナと、対象の心臓から反射された電磁信号を検出するように構成される、受信機と、対象の心臓から反射され、受信された電磁信号と関連付けられたデータを伝送するように構成される、送信機とが、共通の筐体内に含まれる、実施形態 40 に記載のデバイス。

【 0 1 5 2 】

実施形態 42 . アンテナによって対象の胸腔の中に伝送するために好適な信号を生成するように構成される、回路をさらに備える、実施形態 40 - 41 のいずれかに記載のデバイス。

【 0 1 5 3 】

実施形態 43 . 送信機は、遠隔プロセッサにワイヤレスで伝送するように構成される、実施形態 40 - 42 のいずれかに記載のデバイス。

30

【 0 1 5 4 】

実施形態 44 . アンテナは、電波である電磁放射を伝送するように構成される、実施形態 40 - 43 のいずれかに記載のデバイス。

【 0 1 5 5 】

実施形態 45 . デバイスは、対象の心臓に近接して対象に取り付けられるように構成される実施形態 40 - 44 のいずれかに記載のデバイス。

【 0 1 5 6 】

実施形態 46 . デバイスは、対象の胸部において対象に取り付けられるように構成される、実施形態 40 - 45 のいずれかに記載のデバイス。

40

【 0 1 5 7 】

実施形態 47 . デバイスは、対象の背中において対象に取り付けられるように構成される、実施形態 40 - 45 のいずれかに記載のデバイス。

【 0 1 5 8 】

実施形態 48 . 方法であって、 a) 不規則な心拍を有する対象に、不規則な心拍のための介入を投与するステップと、 b) レーダデバイスを用いて対象を監視するステップと、 c) 監視に基づいて、不規則な心拍のための介入が対象における不規則な心拍を変調させているかどうかを判定するステップとを含む、方法。

【 0 1 5 9 】

実施形態 49 . レーダデバイスは、対象の心臓の一部の動きを監視する、実施形態 48

50

に記載の方法。

【0160】

実施形態50．プロセッサは、心房細動と関連付けられた不規則な心拍を識別するように構成される、実施形態48 - 49のいずれかに記載の方法。

【0161】

実施形態51．プロセッサは、心房粗動と関連付けられた不規則な心拍を識別するように構成される、実施形態48 - 49のいずれかに記載の方法。

【0162】

実施形態52．プロセッサは、心室細動と関連付けられた不規則な心拍を識別するように構成される、実施形態48 - 49のいずれかに記載の方法。

10

【0163】

実施形態53．プロセッサは、心室粗動と関連付けられた不規則な心拍を識別するように構成される、実施形態48 - 49のいずれかに記載の方法。

【0164】

実施形態54．プロセッサは、心不整脈と関連付けられた不規則な心拍を識別するように構成される、実施形態48 - 49のいずれかに記載の方法。

【0165】

実施形態55．方法であって、a)対象に介入を投与するステップと、b)レーダデバイスをを用いて対象を監視するステップと、c)監視に基づいて、介入が対象における不規則な心拍を誘発しているかどうかを判定するステップとを含む、方法。

20

【0166】

実施形態56．レーダデバイスは、対象の心臓の一部の動きを監視する、実施形態55に記載の方法。

【0167】

実施形態57．プロセッサは、心房細動と関連付けられた不規則な心拍を識別するように構成される、実施形態55 - 56のいずれかに記載の方法。

【0168】

実施形態58．プロセッサは、心房粗動と関連付けられた不規則な心拍を識別するように構成される、実施形態55 - 56のいずれかに記載の方法。

【0169】

実施形態59．プロセッサは、心室細動と関連付けられた不規則な心拍を識別するように構成される、実施形態55 - 56のいずれかに記載の方法。

30

【0170】

実施形態60．プロセッサは、心室粗動と関連付けられた不規則な心拍を識別するように構成される、実施形態55 - 56のいずれかに記載の方法。

【0171】

実施形態61．プロセッサは、心不整脈と関連付けられた不規則な心拍を識別するように構成される、実施形態55 - 56のいずれかに記載の方法。

【0172】

実施形態62．対象は、不規則ではない心拍状態を有し、介入は、不規則ではない心拍状態のためのものである、実施形態55 - 61のいずれかに記載の方法。

40

【0173】

実施形態63．方法であって、a)電磁放射線の波長を対象の心臓に伝送するステップと、b)対象の心臓から反射された電磁信号を検出するステップと、c)対象の心臓から反射された電磁信号に基づいて、対象の心臓の体積変化を判定するステップとを含む、方法。

【0174】

実施形態64．対象の心臓の体積変化に基づいて、対象の心臓から出力される血液の体積を判定するステップをさらに含む、実施形態63に記載の方法。

【0175】

50

実施形態 6 5 . 対象の心臓の体積変化は、対象の心臓の単一心腔内で判定される、実施形態 6 3 - 6 4 のいずれかに記載の方法。

【図 1】

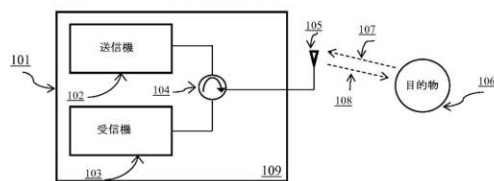


FIGURE 1

【図 2】

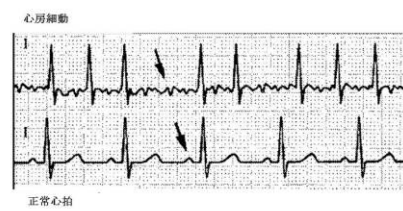


FIGURE 2

【図 3】

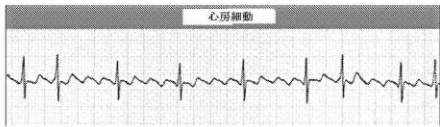


FIGURE 3

【図 4】

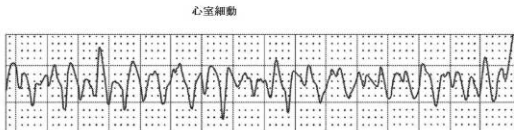


FIGURE 4

【図 5】

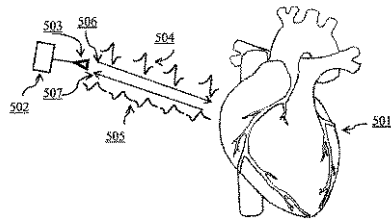


FIGURE 5

【図 6】

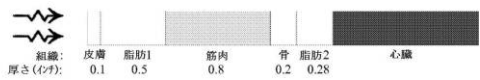


FIGURE 6

【図 7】

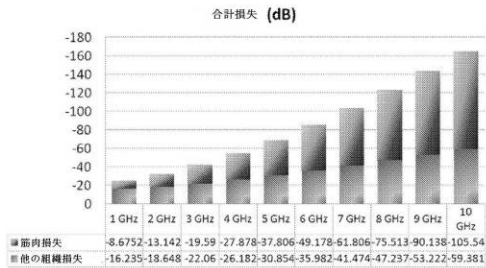


FIGURE 7

【図 8】

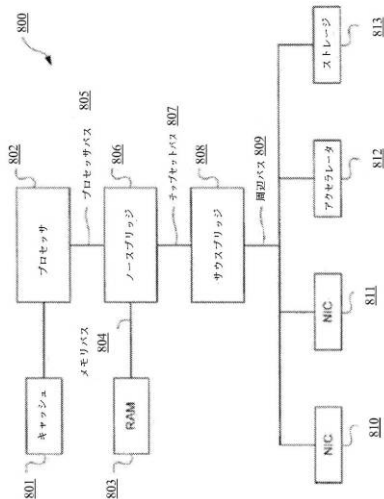


FIGURE 8

【図 9】

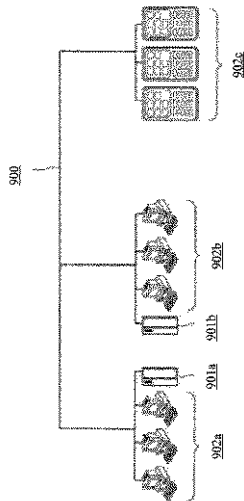


FIGURE 9

【図 10】

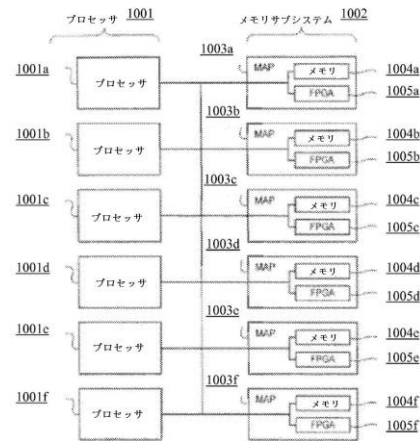


FIGURE 10

【図 11】

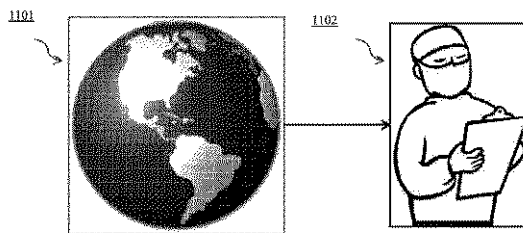


FIGURE 11

【図 13】

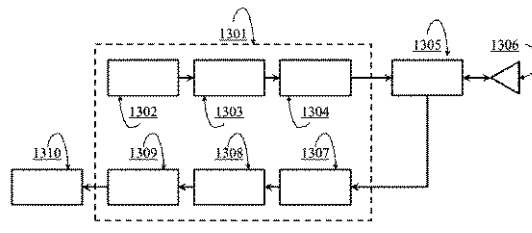


FIGURE 13

【図 12】

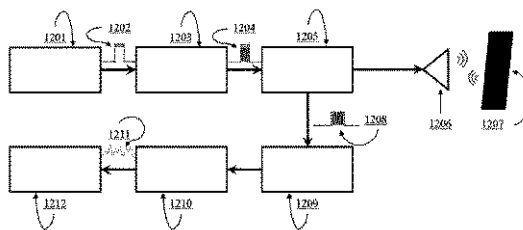


FIGURE 12

【図 14】

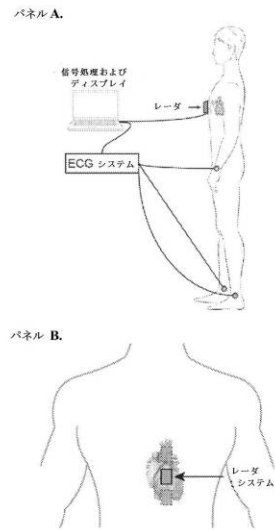


FIGURE 14

【図 15】

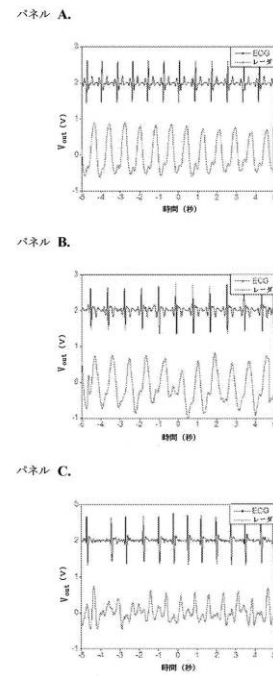


FIGURE 15

【図 16】

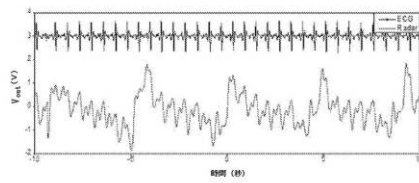


FIGURE 16

【図 17】

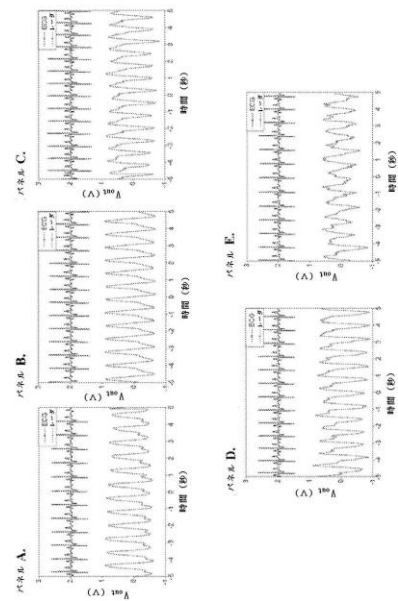


FIGURE 17

【図 18】

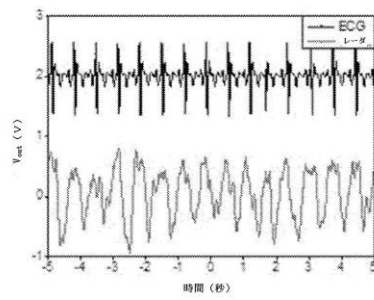


FIGURE 18

【図 19】

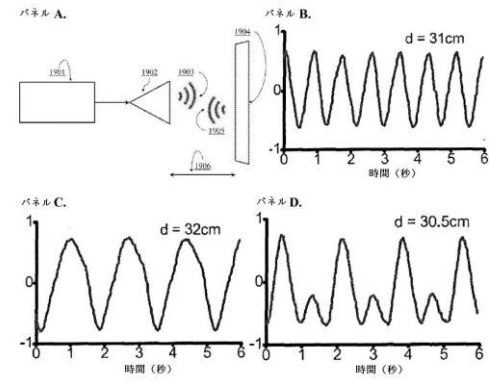


FIGURE 19

【図 20】

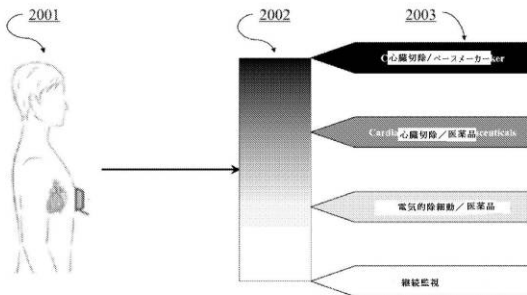


FIGURE 20

【図 21】

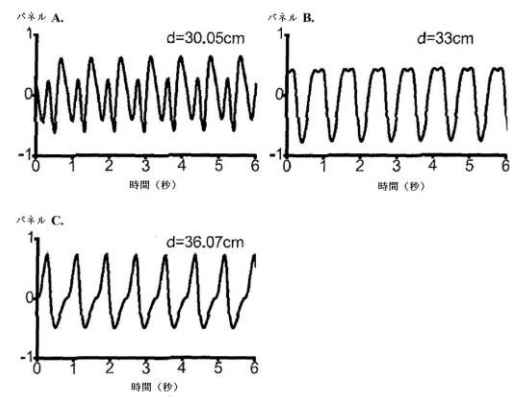


FIGURE 21

フロントページの続き

(74)代理人 100113413

弁理士 森下 夏樹

(72)発明者 マシューズ, デニス

アメリカ合衆国 カリフォルニア 9 6 1 6 1, トラッキー, ラインランド アベニュー 1
1 6 4 8

(72)発明者 リウ, シャオグアン

アメリカ合衆国 カリフォルニア 9 5 6 1 8, デイビス, コーウェル ブールバード 4 1
4 1, アpartment ナンバー 2 0

(72)発明者 ビ, ソンジェ

アメリカ合衆国 カリフォルニア 9 5 6 1 6, デイビス, ラッセル パーク 4 0 3, ア
partment 6

審査官 亀澤 智博

(56)参考文献 特表 2 0 1 0 - 5 0 2 2 5 7 (J P , A)

特表 2 0 0 9 - 5 3 2 0 7 2 (J P , A)

国際公開第 2 0 1 3 / 1 6 0 5 3 8 (W O , A 1)

特表 2 0 1 0 - 5 4 0 1 4 8 (J P , A)

特表 2 0 0 9 - 5 1 7 1 6 6 (J P , A)

特表 2 0 1 0 - 5 0 8 1 2 8 (J P , A)

特表 2 0 0 9 - 5 0 1 0 4 1 (J P , A)

特表 2 0 1 3 - 5 1 2 0 6 7 (J P , A)

特表 2 0 1 1 - 5 0 7 5 8 3 (J P , A)

特表 2 0 1 0 - 5 0 0 0 7 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl., D B 名)

A 6 1 B 5 / 0 0 - 5 / 2 2