

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7319192号
(P7319192)

(45)発行日 令和5年8月1日(2023.8.1)

(24)登録日 令和5年7月24日(2023.7.24)

| (51)国際特許分類 | | F I | | |
|------------|----------------|---------|-------|---------|
| A 6 1 B | 5/055(2006.01) | A 6 1 B | 5/055 | 3 8 2 |
| A 6 1 B | 6/03 (2006.01) | A 6 1 B | 6/03 | 3 7 0 B |
| A 6 1 B | 5/11 (2006.01) | A 6 1 B | 5/11 | 1 2 0 |
| | | A 6 1 B | 5/055 | 3 9 0 |

請求項の数 15 (全22頁)

| | | | |
|-------------------|-----------------------------|----------|-------------------------|
| (21)出願番号 | 特願2019-549530(P2019-549530) | (73)特許権者 | 590000248 |
| (86)(22)出願日 | 平成30年3月16日(2018.3.16) | | コーニンクレッカ フィリップス エヌ |
| (65)公表番号 | 特表2020-511222(P2020-511222 | | ヴェ |
| | A) | | Koninklijke Philips |
| (43)公表日 | 令和2年4月16日(2020.4.16) | | N.V. |
| (86)国際出願番号 | PCT/EP2018/056672 | | オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン |
| (87)国際公開番号 | WO2018/167275 | | ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2 |
| (87)国際公開日 | 平成30年9月20日(2018.9.20) | | High Tech Campus 5 2 , |
| 審査請求日 | 令和3年3月11日(2021.3.11) | | 5 6 5 6 AG Eindhoven, N |
| (31)優先権主張番号 | 17161481.1 | | etherlands |
| (32)優先日 | 平成29年3月17日(2017.3.17) | (74)代理人 | 110001690 |
| (33)優先権主張国・地域又は機関 | 欧州特許庁(EP) | | 弁理士法人M&Sパートナーズ |
| 前置審査 | | (72)発明者 | セネガス ジュリアン |
| | | | オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン |
| | | | ドーフエン ハイ テック キャンパス 5 |
| | | | 最終頁に続く |

(54)【発明の名称】 光学画像から導出される心臓運動信号

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療装置であって、前記医療装置は、
対象者の心臓運動を表す一連の光学画像を取得する光学イメージングシステムと、
機械実行可能命令を記憶するためのメモリと、
前記医療装置を制御するためのプロセッサと

を備え、

前記機械実行可能命令を実行することによって、前記プロセッサは、
前記光学イメージングシステムを使用して一連の画像を取得することであって、前記一連の画像は、少なくとも10フレーム毎秒のレートで取得される、取得することと、
前記一連の画像から心臓運動信号を導出することであって、前記心臓運動信号は、前記一連の画像内で少なくともピクセルグループの動きを追跡することによって導出され、前記ピクセルグループの動きを追跡することは、前記一連の画像から、前記対象者の身体表面運動の前後方向の成分のみを抽出することによって実行される、導出することとを繰り返し行う、医療装置。

【請求項 2】

前記機械実行可能命令を実行することによって、前記プロセッサはさらに、前記心臓運動信号を使用して医療イメージングシステムによる医療画像データの取得を修正し、前記医療イメージングシステムは、イメージングゾーン内の対象者から前記医療画像データを取得する、請求項 1 に記載の医療装置。

【請求項 3】

前記医療イメージングシステムは、磁気共鳴イメージングシステムであり、前記メモリは、磁気共鳴イメージングプロトコルに従って磁気共鳴データを取得するように前記磁気共鳴イメージングシステムを制御するためのパルスシーケンスコマンドをさらに含む、請求項 2 に記載の医療装置。

【請求項 4】

前記磁気共鳴イメージングプロトコルは、動脈スピン標識磁気共鳴イメージングプロトコル、拡散画像磁気共鳴イメージングプロトコル、かん流画像磁気共鳴イメージングプロトコル、スピンエコー磁気共鳴イメージングプロトコル、高速スピンエコー磁気共鳴イメージングプロトコル、勾配エコー磁気共鳴イメージングプロトコル、エコープラナー磁気共鳴イメージングプロトコル、及び、定常自由歳差運動磁気共鳴イメージングプロトコルのうちのいずれか 1 つである、請求項 3 に記載の医療装置。

10

【請求項 5】

前記医療イメージングシステムは、X線マシン、CTマシン、PETマシン、SPECT、デジタルX線マシン、又は超音波マシンである、請求項 2 に記載の医療装置。

【請求項 6】

前記同期取得は、前記心臓運動信号の閾値、前記心臓運動信号の導関数、及び前記の組み合わせのうちのいずれか 1 つに従ってトリガされる、請求項 2 から 5 のいずれか一項に記載の医療装置。

【請求項 7】

前記光学イメージングシステムは、対象者の表面上に配置されている反射面をイメージングする、請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の医療装置。

20

【請求項 8】

前記光学イメージングシステムは、前記対象者の表面上に配置され、物体表面上のパターン又は線をイメージングする、請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の医療装置。

【請求項 9】

前記一連の画像は、少なくとも 15 フレーム毎秒のレートで取得される、少なくとも 20 フレーム毎秒のレートで取得される、及び、少なくとも 25 フレーム毎秒のレートで取得される、のうちのいずれか 1 つである、請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の医療装置。

30

【請求項 10】

前記光学イメージングシステムは、 m の等価拡大係数を有するレンズシステムを備え、前記光学イメージングシステムは、 r のピクセルサイズを有する光学センサアレイをさらに備え、前記レンズシステム及び前記光学センサアレイの相当焦点面の間の距離は s であり、前記光学イメージングシステムは、 L の距離において合焦され、 $(r \cdot L) / (s \cdot m)$ は、2 mm、1 mm、及び 0.5 mm のうちの任意の 1 つよりも小さい、請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載の医療装置。

【請求項 11】

前記医療装置はディスプレイをさらに備え、前記機械実行可能命令を実行することによって、前記プロセッサはさらに、前記心臓運動信号から導出される心拍数及び/又は前記心臓運動信号を前記ディスプレイ上に表示するようにされる、請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載の医療装置。

40

【請求項 12】

前記心臓運動信号は、前記一連の画像内の少なくともピクセルグループの動きを二次元的に追跡することによって導出される、請求項 1 から 11 のいずれか一項に記載の医療装置。

【請求項 13】

医療装置の作動方法であって、前記医療装置は、対象者の心臓運動を表す一連の光学画像を取得する光学イメージングシステムを備え、前記作動方法は、

前記光学イメージングシステムが一連の画像を取得するステップであって、前記一連の

50

画像は、少なくとも10フレーム毎秒のレートで取得される、取得するステップと、

前記一連の画像から心臓運動信号を導出するステップであって、前記心臓運動信号は、前記一連の画像内で少なくともピクセルグループの動きを追跡することによって導出され、前記ピクセルグループの動きを追跡することは、前記一連の画像から、前記対象者の身体表面運動の前後方向の成分のみを抽出することによって実行される、導出するステップとの繰り返しを有する、医療装置の作動方法。

【請求項14】

前記作動方法は、前記光学イメージングシステムを前記対象者の表面上に合焦させるステップをさらに有し、前記表面は、頸動脈の上方の表面、前記対象者の胸郭上の表面、及び前記対象者の心臓の上方の表面のうちいずれか1つである、請求項13に記載の医療装置の作動方法。

10

【請求項15】

医療装置を制御するプロセッサによって実行するための機械実行可能命令を含むコンピュータプログラムであって、前記医療装置は、対象者の心臓運動を表す一連の光学画像を取得する光学イメージングシステムを備え、前記機械実行可能命令を実行することによって、前記プロセッサは、

前記光学イメージングシステムを使用して一連の画像を取得することであって、前記一連の画像は、少なくとも10フレーム毎秒のレートで取得される、取得することと、

前記一連の画像から心臓運動信号を導出することであって、前記心臓運動信号は、前記一連の画像内で少なくともピクセルグループの動きを追跡することによって導出され、前記ピクセルグループの動きを追跡することは、前記一連の画像から、前記対象者の身体表面運動の前後方向の成分のみを抽出することによって実行される、導出することとを繰り返し行う、コンピュータプログラム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、心臓信号のモニタリングに関し、特に、医療イメージングデータの同期取得のための心臓信号のモニタリングに関する。

【背景技術】

【0002】

心臓信号は、心電図（ECG）又はフォトプレチスモグラム（PPG）信号を使用してモニタリングすることができる。そのような信号を使用して、心臓運動の影響を軽減するか、又は、心臓の動き位相に対して解像される画像をキャプチャするかのいずれかのために、医療イメージングデータの取得を同期させることもできる。

30

【0003】

学術論文Maclaren他「Contact-free physiological monitoring using a markerless optical system」Magnetic resonance in medicine 74.2（2015）：571-577は、8チャンネルヘッドコイルに搭載されたMR対応カメラを開示している。皮膚のビデオデータがオフラインで処理されて、ピクセル信号強度、及び、患者の頭部から足への方向における頭部の動きから心臓信号及び呼吸信号が導出される。これらの信号はその後、パルスオキシメータ及び呼吸ベルトから同時に取得されるデータと比較される。

40

【発明の概要】

【0004】

本発明は、独立請求項において、医療装置、コンピュータプログラムプロダクト、及び方法を提供する。実施形態が従属請求項において与えられる。

【0005】

実施形態は、カメラを使用して心臓運動信号を測定する改善された手段を提供するシステムを提供する。実施例は、一連の画像を測定し、その後、一連の画像内のピクセルグル

50

ープの動きを追跡することによって、これを行う。これは、血液が出入りする皮膚の領域のイメージングに依拠しないため、ピクセル信号強度を見るなど、他の手法にまさる利点を有する。ピクセルグループ内のわずかな動きを検出することによって、心臓運動を検出するために、対象者内のわずかな動きを検出することが可能になる。胸部において、これは以下のように、胸郭の動きから区別される。

- 振幅：心臓によって誘発される動きの振幅は、少なくとも1桁又は2桁小さい。したがって、高解像度光学イメージング（レンズ、センサ、光）は、そのタイプの動きを捕捉するのに有用である可能性があり得、追跡アルゴリズムも、短い期間のごくわずかな動き（典型的にはピクセル単位未満）に対して感受性である可能性がある。

- 周波数：心臓によって誘発される動きの周波数は約60～100心拍毎分であり、一方で、呼吸は10～20サイクル毎分である。したがって、時間分解能のより高い光学カメラが、波形を捕捉するために必要とされる。10フレーム毎秒以上のレートにおいて測定することが、胸部において呼吸と心臓運動との間で区別するために有用である。

【0006】

胸郭は呼吸に起因して上下に動いていることはよく知られているが、心拍に起因するわずかな胸郭の振動が存在することは知られていない。対象者の胸部の一連の光学画像を使用した心臓運動信号の実験的測定が、本明細書において提供され、ECG及びPPG信号と比較される。この心臓運動信号の有用性は、磁気共鳴イメージングデータの取得を同期させるために心臓運動信号を使用して取得された同じ対象者の心臓の同期MRI画像によって示される。

【0007】

1つの態様において、本発明は、対象者の心臓運動を表す一連の光学画像を取得するように構成されている光学イメージングシステムを備える医療装置を提供する。対象者の心臓運動は、例えば、心臓活動によって誘発される身体運動である。種々の例において、カメラによって記録される心臓運動のタイプは異なる。いくつかの事例において、光学イメージングシステムは、胸郭若しくは胸部領域をイメージングし、又は、その画像が胸郭の運動によって転換されるようにする。他の例において、光学イメージングシステムは、動脈を通じて流れる血液によって動かされ又は振動させられる表面をイメージングする。

【0008】

医療装置は、機械実行可能命令を記憶するためのメモリを備える。医療装置は、医療装置を制御するためのプロセッサをさらに備える。機械実行可能命令を実行することによって、プロセッサは、光学イメージングシステムを使用して一連の画像を繰り返し取得するようにされる。一連の画像は、少なくとも10FPSのレートで取得される。機械実行可能命令を実行することによって、プロセッサはさらに、一連の画像から心臓運動信号を繰り返し導出するようにされる。心臓運動信号は、一連の画像内の少なくとも1つのピクセルグループの運動を追跡することによって導出される。例えば、アルゴリズムは、一連の画像内のエッジ又はピクセルグループを探す又は識別することができ、どのようにそれらが小さなスケール上で動くのかを調べる。例えば、画像内で識別されるピクセルグループ又はエッジは、1つの心周期内で例えば1つ又は複数のピクセル分だけ動く。この実施形態は、ワイヤ、電極又は他のセンサを対象者上に直接的に配置することを必要とせずに、心臓運動信号を決定することを可能にするため、有益である。

【0009】

別の実施形態において、機械実行可能命令を実行することによって、プロセッサはさらに、心臓運動信号を使用した医療イメージングシステムによる医療画像データの取得を修正するようにされる。医療イメージングシステムは、イメージングゾーン内で対象者から医療画像データを取得するように構成されている。この実施形態は、心臓の運動位相及び/又は心拍数を計上するために医療イメージングシステムの動作を修正することをより容易に可能にするため、有益である。

【0010】

別の実施形態において、機械実行可能命令を実行することによって、プロセッサはさら

10

20

30

40

50

に、心臓運動信号を使用した医療イメージングシステムによる医療画像データの同期取得をトリガするようにされる。本明細書において使用される場合、同期取得をトリガする、とは、医療イメージングシステムが心臓運動信号を使用して医療画像データをいつ取得するのかを制御することを意味する。医療イメージングシステムは、イメージングゾーン内で対象者から医療画像データを取得するように構成されている。この実施形態は、心位相に依存するか又は同期されるかのいずれかである心位相結果又は同期医療画像が、心臓運動が画像に影響を与えないように取得されることをより容易に可能にするため、有益である。

【0011】

別の実施形態において、医療装置は、医療イメージングシステムを備える。

10

【0012】

別の実施形態において、医療イメージングシステムは、磁気共鳴イメージングシステムである。メモリは、磁気共鳴イメージングシステムを、心同期磁気共鳴イメージングプロトコルに従って磁気共鳴データを取得するように制御するためのパルスシーケンスコマンドをさらに備える。磁気共鳴イメージングプロトコルは、本明細書において使用される場合、心臓をイメージングするために使用される磁気共鳴イメージングプロトコルを包含する。いくつかの例において、これはまた、複数の心臓運動位相のうちの特定の位相又はグループにおける心臓の周囲の領域をも含む。この実施形態は、電極又は他のセンサを対象者上に配置することを必要とせず、磁気共鳴イメージングの間に心臓運動信号を測定し、これを同期させる容易な手段を提供するため、有益である。また、心臓をモニタリングすることによって、心臓に対してより直接的な心臓運動の直接的な測定が行われるという利点をもたらされる。画像が脳内で処理されている場合のような他の事例においては、心臓運動信号が、ECGによって又は対象者の胸郭の上で直接的に測定される場合よりも、脳内の血流を代表するように、頸部の動脈のような異なる領域が標的とされ得る。他の応用形態においては、エコー時間(TE)又はパルス繰り返し時間のようなパラメータが、心拍数の値を計上するように調整される。心臓トリガ又は同期を使用せず、個々の心拍数測定について調整されるいくつかの磁気共鳴イメージングプロトコルが存在する。

20

【0013】

別の実施形態において、磁気共鳴イメージングプロトコルは、動脈スピン標識磁気共鳴イメージングプロトコル、拡散画像磁気共鳴イメージングプロトコル、及びかん流画像磁気共鳴イメージングプロトコル、スピンエコー磁気共鳴イメージングプロトコル、高速スピンエコー磁気共鳴イメージングプロトコル、勾配エコー磁気共鳴イメージングプロトコル、エコープラナー磁気共鳴イメージングプロトコル、並びに定常自由歳差運動磁気共鳴イメージングプロトコルのうちのいずれか1つである。上記プロトコルのいくつかについて、心臓運動信号は、対象者の頸動脈の上部の皮膚表面から取得することができる。

30

【0014】

別の実施形態において、医療イメージングシステムは、X線マシンである。

【0015】

別の実施形態において、医療イメージングシステムは、CTすなわちコンピュータ断層撮影機である。

40

【0016】

別の実施形態において、医療イメージングシステムは、陽子放出コンピュータ断層撮影すなわちPETマシンである。

【0017】

別の実施形態において、医療イメージングシステムは、単光子放出コンピュータ断層撮影すなわちSPECTマシンである。

【0018】

別の実施形態において、医療イメージングシステムは、デジタルX線マシンである。

【0019】

別の実施形態において、医療イメージングシステムは、超音波マシンである。

50

【 0 0 2 0 】

別の実施形態において、同期取得は、心臓運動信号の閾値、心臓運動信号の導関数、及びそれらの組み合わせのうちのいずれか1つに従ってトリガされる。この実施形態は、対象者の心臓の特定の位相又は運動に従って磁気共鳴データの取得をトリガする正確な手段を提供するため、有益である。

【 0 0 2 1 】

別の実施形態において、医療装置は、イメージングゾーン内で表面を照明するための照明源をさらに備える。例えば、照明は、赤外線光源又は任意の可視光である。いくつかの事例において、光学イメージングシステムはまた、赤外線イメージングシステムである。照明源の使用は、光学イメージングシステムのより良好な動作、及び、心臓運動信号のより正確な決定を可能にするため、有益である。

10

【 0 0 2 2 】

別の実施形態において、光学イメージングシステムは、対象者の表面をイメージングするように構成される。

【 0 0 2 3 】

この実施形態は、光学イメージングシステムが、対象者の表面を直接的にイメージングしているため、有益である。例えば、カメラは、胸郭の領域を見ているものであるか、又は、さらには胸郭若しくは頸静脈のような対象者の皮膚領域をイメージングしているものである。対象者の表面はまた、衣服又は対象者上に配置されている他の物体をも含む。例えば、磁気共鳴イメージングシステムの場合、対象者の胸郭又は胸部の上に表面コイルを配置することができ、光学イメージングシステムを使用して、表面コイルの表面をイメージングすることができる。

20

【 0 0 2 4 】

いくつかの例において、対象者の表面は、きめのある表面を有し得、又は、表面コイルも、その上にテクスチャを印刷することができ、これによって、心臓運動信号を導出するときに、ピクセルの動きをより容易に検出することができるようになる。例えば、容易に識別可能なパターン又は規則的なパターンを有する線画が、一連の画像内で識別され得、心臓運動信号のより正確な決定を可能にすることができる。

【 0 0 2 5 】

別の実施形態において、光学イメージングシステムは、対象者の表面上に配置されている反射面をイメージングするように構成される。例えば、小さい反射面又はミラーを、対象者の表面上に配置することができる。又は、他の例において、ミラー又は反射面を表面コイル上に配置することができ、表面コイルはその後、対象者上に配置される。カメラは、例えば、反射面によって反射される表面をイメージングするように構成することができる。これは、心臓に起因する対象者の動きが、ミラーによって反射される画像を、光学イメージングシステムによって検出されるのに十分に動くようにするため、有益である。驚くべきことに、対象者の心臓が鼓動するとき、心臓の実際の運動又は動脈を通じて脈動する血液によって引き起こされる動きに起因して、全身が小さく振動する。これは実質的に全身で作用することが実験で示されている。いくつかの箇所では、これは他の箇所よりも良好に作用する。特に、胸郭、喉、頭部、及び足は、心臓運動に起因する身体内の振動を測定するのに良好な箇所である。

30

40

【 0 0 2 6 】

別の実施形態において、医療イメージングシステムが磁気共鳴イメージングシステムである場合、医療装置は、対象者の表面上に配置するように構成されている表面コイルをさらに備えることができる。表面コイルは、ミラーを含む。上述したように、対象者の表面は自由に選択されるが、胸郭、喉、頭部、及び足が、心臓運動に起因する身体内の振動を測定するのに良好な箇所である。

【 0 0 2 7 】

別の実施形態において、光学イメージングシステムは、対象者の表面上に配置されるように構成される。この実施形態において、光学イメージングシステム自体が、対象者上に

50

配置される。光学イメージングシステムはその後、その光路内で任意の表面をイメージングするように、合焦させることができる。対象者の表面が心臓運動に起因してわずかな量だけ動くと、例えば、カメラの向きの変化を検出することができる。いくつかの例において、光学イメージングシステムが対象者の表面上に配置されるとき、カメラは、規則的な光学パターン又は線を有する物体に向けて方向付けられる。これによって、ピクセルグループの動きを検出するのが容易にすることができ、心臓運動信号をより正確に決定することを可能にする。上述したように、対象者の表面は自由に選択されるが、胸郭、喉、頭部、及び足が、心臓運動に起因する身体内の振動を測定するのに良好な箇所である。

【 0 0 2 8 】

別の実施形態において、機械実行可能命令を実行することによって、プロセッサはさらに、心臓運動信号にローパスフィルタを適用するようにされる。この実施形態は、心臓運動信号をよりロバストにすることが可能になるため、有益である。

10

【 0 0 2 9 】

別の実施形態において、機械実行可能命令を実行することによって、プロセッサはさらに、心臓運動信号にハイパスフィルタを適用するようにされる。ここでも、この実施形態は、心臓運動信号の決定をより正確にすることを可能にする。いくつかの事例において、ハイパスフィルタとローパスフィルタとの両方の組み合わせが使用される。この場合、フィルタは、心臓運動信号に関係付けられない大きい動きと小さい動きの両方をフィルタリング除外することができるように、選択することができる。

【 0 0 3 0 】

20

別の実施形態において、医療装置は、胸郭拡大信号を取得するための呼吸ベルトをさらに備える。機械実行可能命令を実行することによって、プロセッサはさらに、呼吸ベルトを使用して胸郭拡大信号を取得するようにされる。医療イメージングデータのトリガされる同期取得はさらに、胸郭拡大信号を使用して同期される。この実施形態は、医療イメージングが、心臓運動に関してだけでなく、対象者の呼吸又は呼吸に起因する胸郭位置にも応じて解像されることを可能にするため、有益である。

【 0 0 3 1 】

別の実施形態において、医療装置は、呼吸センサをさらに備える。機械実行可能命令を実行することによって、プロセッサはさらに、呼吸センサデータを取得するようにされる。医療イメージングデータのトリガされる同期取得はさらに、呼吸センサを使用して同期される。この実施形態は、医療イメージングが、心臓運動に関してだけでなく、対象者の呼吸又は呼吸に起因する胸郭位置にも応じて解像されることを可能にするため、有益である。呼吸センサは、異なる実施形態においては異なる形態をとる。例えば、呼吸センサは、MRIシステムによって、例えば、ナビゲータ、カメラ、又はさらには、心臓運動信号を測定するのに使用される同じ光学イメージングシステムを使用して、直接的に測定される。

30

【 0 0 3 2 】

別の実施形態において、機械実行可能命令を実行することによって、プロセッサはさらに、胸郭拡大信号を使用した医療イメージングデータのトリガされる同期取得を実施するようにされる。

40

【 0 0 3 3 】

別の実施形態において、機械実行可能命令を実行することによって、プロセッサはさらに、心臓運動信号から呼吸信号を差し引くようにされる。例えば、呼吸ベルトによって測定されるものとしての胸郭運動と、少なくとも1つのピクセルグループの位置との間には既知の関係があり得る。したがって、呼吸ベルトを使用して、呼吸の影響を差し引き、より正確な心臓運動信号を提供することができる。

【 0 0 3 4 】

別の実施形態において、一連の画像は、少なくとも15FPSのレートで取得される。

【 0 0 3 5 】

別の実施形態において、一連の画像は、少なくとも20FPSのレートで取得される。

50

【 0 0 3 6 】

別の実施形態において、一連の画像は、少なくとも 25 FPS のレートで取得される。上記 3 つのフレームレートはいずれも、心臓運動信号の改善された分解能を提供するため、有益である。

【 0 0 3 7 】

別の実施形態において、光学イメージングシステムは、対象者の表面上の動きを 1 mm 未満の空間分解能でイメージングするように構成されている。これは、対象者の心臓運動信号を直接的に測定する効果的な手段を提供するため、有益である。

【 0 0 3 8 】

別の実施形態において、カメラは、医療イメージングシステムのイメージングゾーンから少なくとも 0.5 m のところに搭載される。これは、対象者の心臓運動信号を遠隔的に測定する効果的な手段を提供するため、有益である。

10

【 0 0 3 9 】

別の実施形態において、光学イメージングシステムは、少なくとも 1 つの二次元カメラ、少なくとも 1 つの三次元カメラ、及びそれらの組み合わせのうちのいずれか 1 つである。三次元カメラについて、ピクセルグループの深度値をモニタリングする。

【 0 0 4 0 】

別の実施形態において、光学イメージングシステムは、 m の拡大係数を有する 1 つ又は複数のレンズを備えるレンズシステムを備える。光学イメージングシステムは、 r のピクセルサイズを有する光学センサアレイをさらに備える。レンズシステム及び光学センサアレイの相当焦点面の間の距離は s である。光学イメージングシステムは、 L の距離において合焦される。 $(r \cdot L) / (s \cdot m)$ は、2 mm、1 mm、及び 0.5 mm のうちの任意の 1 つよりも小さい。この実施形態は、心臓運動信号を導出するように一連の画像を取得するために使用される光学イメージングシステムを指定する手段を提供するため、有益である。

20

【 0 0 4 1 】

別の実施形態において、光学イメージングシステムは、相当焦点距離 f によって特徴付けられる。光学イメージングシステムは、 r のピクセルサイズを有する光学センサアレイをさらに備え、光学イメージングシステムは距離 L において合焦される。 $(r \cdot L) / f$ は、2 mm、1 mm、及び 0.5 mm のうちの任意の 1 つよりも小さい。この実施形態は、前述の実施形態の代替形態であり、光学イメージングシステムの 3D 又は 2D 投影特性を数学的に記述するためのピンホールモデルに関して定式化されている。この実施形態及び前述の実施形態においては、光学系全体の線形等価近似モデルが使用される。

30

【 0 0 4 2 】

別の実施形態において、医療装置は、ディスプレイをさらに備える。機械実行可能命令を実行することによって、プロセッサはさらに、心臓運動信号から導出される心拍数及び/又は心臓運動信号をディスプレイ上に表示するようにされる。この実施形態は、心臓運動信号をモニタリングする簡便な手段を提供するため、有益である。

【 0 0 4 3 】

別の実施形態において、ピクセルグループは、 80×80 ピクセル、 40×40 ピクセル、 20×20 ピクセル、及び 10×10 ピクセルのうちのいずれか 1 つ又はそれ以下の寸法を有する。

40

【 0 0 4 4 】

別の実施形態において、心臓運動信号は、一連の画像内のピクセルグループの動きを二次元的に追跡することによって導出される。この実施形態は、心臓運動によって引き起こされる対象者の表面上のわずかな動きをより良好に検出する手段を提供するため、有益である。

【 0 0 4 5 】

本明細書において、一連の画像内のピクセルグループが参照される場合、これは、ピクセルグループが一連の画像の各々よりも小さい寸法を有することを示すことは理解された

50

い。ピクセルグループは、一連の画像の各々の中に収まるか、又は、一連の画像の各々よりも小さい。

【0046】

別の実施形態において、心臓運動信号は、ピクセルグループの二次元変位を計算することによって導出される。

【0047】

別の実施形態において、心臓運動信号は、ピクセルグループの初期位置からのスカラー変位を計算することによって導出される。例えば、一連の画像内のピクセルグループの位置は、二次元的に追跡することができる。一連の画像のうちの1つを使用して、ピクセルグループの初期位置を与えることができる。二次元変位全体を使用して、ピクセルグループから一連の画像の各々へのベクトル変位を計算することができる。その後、ベクトル変位の大きさを、心臓運動信号として利用することができる。

10

【0048】

別の実施形態において、心臓運動信号は、一連の画像内の複数のピクセルグループの運動を二次元的に追跡することによって導出される。例えば、心臓運動信号は、一連の画像内の複数のピクセルグループの二次元運動から導出される平均運動信号であってもよい。これは単一のピクセルグループと同様である。一連の画像のうちの1つを使用して、複数のピクセルグループの各々の初期位置を与えることができる。複数のグループの各々の二次元変位を使用して、一連の画像の各々のピクセルグループの各々のベクトル変位を計算することができる。その後、複数のグループの各々のベクトル変位の大きさを、心臓運動信号として利用することができる。いくつかの事例において、複数のグループの各々のベクトル変位の大きさに、重み付け係数が適用されてもよい。

20

【0049】

本明細書におけるピクセルグループへの参照は、複数のピクセルグループと置き換えられる。

【0050】

別の態様において、本発明は、医療装置を動作させる方法を提供する。医療装置は、対象者の心臓運動を表す一連の光学画像を取得するように構成されている光学イメージングシステムを備える。方法は、光学イメージングシステムを使用して一連の画像を繰り返し取得することを有する。一連の画像は、少なくとも10FPSのレートで取得される。方法は、一連の画像から心臓運動信号を繰り返し導出することをさらに有する。心臓運動信号は、一連の画像内の少なくとも1つのピクセルグループの運動を追跡することによって導出される。この実施形態の利点は、上述されている。

30

【0051】

別の実施形態において、方法は、対象者の表面にカメラを合焦させることをさらに有する。この実施形態は、表面から心臓運動信号を直接的に測定することを可能にするため、有益である。対象者の表面は、異なる例においては異なる形態をとる。

【0052】

別の実施形態において、対象者の表面は、皮膚パッチのような頸動脈の上方の表面、対象者の胸郭上の表面、及び、対象者の心臓の上方の表面のうちのいずれか1つである。

40

【0053】

別の態様において、本発明は、医療装置を制御するプロセッサによって実行するための機械実行可能命令を備えるコンピュータプログラムプロダクトを提供する。医療装置は、対象者の心臓運動を表す一連の光学画像を取得するように構成されている光学イメージングシステムを備える。機械実行可能命令を実行することによって、プロセッサは、光学イメージングシステムを使用して一連の画像を繰り返し取得するようにされる。一連の画像は、少なくとも10FPSのレートで取得される。機械実行可能命令を実行することによって、プロセッサはさらに、一連の画像から心臓運動信号を繰り返し導出するようにされる。心臓運動信号は、一連の画像内の少なくとも1つのピクセルグループの運動を追跡することによって導出される。

50

【 0 0 5 4 】

本発明の上述の実施形態のうちの1つ又は複数は、組み合わせられた実施形態が相互排他的でない限り、組み合わせられることを理解されたい。

【 0 0 5 5 】

当業者には理解されるように、本発明の態様は、装置、方法又はコンピュータプログラムプロダクトとして具体化され得る。したがって、本発明の態様は、全面的にハードウェア実施形態、全面的にソフトウェア実施形態（ファームウェア、常駐ソフトウェア、マイクロコード等を含む）又は本明細書において全て一般的に「回路」、「モジュール」若しくは「システム」と称され得るソフトウェア及びハードウェア態様を組み合わせた実施形態の形態をとり得る。さらに、本発明の態様は、コンピュータ可読媒体上で具現化されたコンピュータ実行可能コードを有する1つ又は複数のコンピュータ可読媒体において具体化されたコンピュータプログラムプロダクトの形態をとり得る。

10

【 0 0 5 6 】

1つ又は複数のコンピュータ可読媒体の任意の組み合わせが利用される。コンピュータ可読媒体は、コンピュータ可読信号媒体又はコンピュータ可読ストレージ媒体である。本明細書で使用される「コンピュータ可読ストレージ媒体」は、コンピューティングデバイスのプロセッサによって実行可能な命令を保存することができる任意の有形ストレージ媒体を包含する。コンピュータ可読ストレージ媒体は、コンピュータ可読非一時的ストレージ媒体と称される場合もある。コンピュータ可読ストレージ媒体はまた、有形コンピュータ可読媒体と称される場合もある。一部の実施形態では、コンピュータ可読ストレージ媒体はまた、コンピューティングデバイスのプロセッサによってアクセスされることが可能なデータを保存可能である。コンピュータ可読ストレージ媒体の例は、フロッピー（登録商標）ディスク、磁気ハードディスクドライブ、半導体ハードディスク、フラッシュメモリ、USBサムドライブ、ランダムアクセスメモリ（RAM）、読み取り専用メモリ（ROM）、光ディスク、磁気光学ディスク、及びプロセッサのレジスタファイルを含むが、これらに限定されない。光ディスクの例は、例えば、CD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW、又はDVD-Rディスクといったコンパクトディスク（CD）及びデジタル多用途ディスク（DVD）を含む。コンピュータ可読ストレージ媒体という用語は、ネットワーク又は通信リンクを介してコンピュータデバイスによってアクセスされることが可能な様々な種類の記録媒体も指す。例えば、データは、モデムによって、インターネットによって、又はローカルエリアネットワークによって読み出される。コンピュータ可読媒体上で具現化されたコンピュータ実行可能コードは、限定されることはないが、無線、有線、光ファイバケーブル、RF等を含む任意の適切な媒体、又は上記の任意の適切な組み合わせを用いて送信される。

20

30

【 0 0 5 7 】

コンピュータ可読信号媒体は、例えばベースバンドにおいて又は搬送波の一部として内部で具体化されたコンピュータ実行可能コードを備えた伝搬データ信号を含む。このような伝搬信号は、限定されることはないが電磁気、光学的、又はそれらの任意の適切な組み合わせを含む様々な形態のいずれかをとり得る。コンピュータ可読信号媒体は、コンピュータ可読ストレージ媒体ではない及び命令実行システム、装置、若しくはデバイスによって又はそれと関連して使用するためのプログラムを通信、伝搬、若しくは輸送できる任意のコンピュータ可読媒体である。

40

【 0 0 5 8 】

「コンピュータメモリ」又は「メモリ」は、コンピュータ可読ストレージ媒体の一例である。コンピュータメモリは、プロセッサに直接アクセス可能な任意のメモリである。「コンピュータストレージ」又は「ストレージ」は、コンピュータ可読ストレージ媒体のさらなる一例である。コンピュータストレージは、任意の揮発性又は不揮発性コンピュータ可読ストレージ媒体である。

【 0 0 5 9 】

本明細書で使用される「プロセッサ」は、プログラム、マシン実行可能命令、又はコン

50

コンピュータ実行可能コードを実行可能な電子コンポーネントを包含する。「プロセッサ」を含むコンピューティングデバイスへの言及は、場合により、2つ以上のプロセッサ又は処理コアを含むと解釈されるべきである。プロセッサは、例えば、マルチコアプロセッサである。プロセッサは、また、単一のコンピュータシステム内の、又は複数のコンピュータシステムの中へ分配されたプロセッサの集合体も指す。コンピュータデバイスとの用語は、各々が1つ又は複数のプロセッサを有するコンピュータデバイスの集合体又はネットワークを指してもよいと理解されるべきである。コンピュータ実行可能コードは、同一のコンピュータデバイス内の、又は複数のコンピュータデバイス間に分配された複数のプロセッサによって実行される。

【0060】

コンピュータ実行可能コードは、本発明の態様をプロセッサに行わせるマシン実行可能命令又はプログラムを含む。本発明の態様に関する動作を実施するためのコンピュータ実行可能コードは、Java（登録商標）、Smalltalk（登録商標）、又はC++等のオブジェクト指向プログラミング言語及びCプログラミング言語又は類似のプログラミング言語等の従来の手続きプログラミング言語を含む1つ又は複数のプログラミング言語の任意の組み合わせで書かれてもよいし、マシン実行可能命令にコンパイルされてもよい。場合によっては、コンピュータ実行可能コードは、高水準言語の形態又は事前コンパイル形態でもよいし、臨機応変にマシン実行可能命令を生成するインタプリタと共に使用されてもよい。

【0061】

コンピュータ実行可能コードは、完全にユーザのコンピュータ上で、部分的にユーザのコンピュータ上で、スタンドアロンソフトウェアパッケージとして、部分的にユーザのコンピュータ上で及び部分的にリモートコンピュータ上で、又は完全にリモートコンピュータ若しくはサーバ上で実行することができる。後者の場合、リモートコンピュータは、ローカルエリアネットワーク（LAN）若しくは広域ネットワーク（WAN）を含む任意の種類ネットワークを通してユーザのコンピュータに接続される、又はこの接続は外部コンピュータに対して（例えば、インターネットサービスプロバイダを使用したインターネットを通して）行われる。

【0062】

本発明の態様は、本発明の実施形態による方法、装置（システム）及びコンピュータプログラムプロダクトのフローチャート、図及び/又はブロック図を参照して説明される。フローチャート、図、及び/又はブロック図の各ブロック又は複数のブロックの一部は、適用できる場合、コンピュータ実行可能コードの形態のコンピュータプログラム命令によって実施され得ることが理解されよう。相互排他的でなければ、異なるフローチャート、図、及び/又はブロック図におけるブロックの組み合わせが組み合わせられてもよいことがさらに理解される。これらのコンピュータプログラム命令は、コンピュータ又は他のプログラム可能データ処理装置のプロセッサを介して実行する命令がフローチャート及び/又はブロック図の1つ又は複数のブロックにおいて指定された機能/行為を実施するための手段を生じさせるようにマシンを作るために、汎用コンピュータ、特定用途コンピュータ、又は他のプログラム可能データ処理装置のプロセッサへと提供される。

【0063】

これらのコンピュータプログラム命令はまた、コンピュータ可読媒体に保存された命令がフローチャート及び/又はブロック図の1つ又は複数のブロックにおいて指定された機能/行為を実施する命令を含む製品を作るように、コンピュータ、他のプログラム可能データ処理装置、又は他のデバイスにある特定の方法で機能するように命令することができるコンピュータ可読媒体に保存される。

【0064】

コンピュータプログラム命令はまた、コンピュータ又は他のプログラム可能装置上で実行する命令がフローチャート及び/又はブロック図の1つ又は複数のブロックにおいて指定された機能/行為を実施するためのプロセスを提供するように、一連の動作ステップがコンピュータ、他のプログラム可能装置又は他のデバイス上で行われるようにすることに

10

20

30

40

50

より、コンピュータ実施プロセスを生じさせるために、コンピュータ、他のプログラム可能データ処理装置、又は他のデバイス上にロードされる。

【0065】

本明細書で使用される「ユーザインタフェース」は、ユーザ又はオペレータがコンピュータ又はコンピュータシステムとインタラクトすることを可能にするインタフェースである。「ユーザインタフェース」は、「ヒューマンインタフェースデバイス」と称される場合もある。ユーザインタフェースは、情報若しくはデータをオペレータに提供することができる及び/又は情報若しくはデータをオペレータから受信することができる。ユーザインタフェースは、オペレータからの入力によって受信されることを可能にし、コンピュータからユーザへ出力を提供する。つまり、ユーザインタフェースはオペレータがコンピュータを制御する又は操作することを可能にし、インタフェースはコンピュータがオペレータの制御又は操作の結果を示すことを可能にする。ディスプレイ又はグラフィカルユーザインタフェース上のデータ又は情報の表示は、情報をオペレータに提供する一例である。キーボード、マウス、トラックボール、タッチパッド、指示棒、グラフィックタブレット、ジョイスティック、ゲームパッド、ウェブコム、ヘッドセット、ペダル、有線グローブ、リモコン、及び加速度計を介したデータの受信は、オペレータから情報又はデータの受信を可能にするユーザインタフェース要素の全例である。

10

【0066】

本明細書で使用される「ハードウェアインタフェース」は、コンピュータシステムのプロセッサが外部コンピューティングデバイス及び/又は装置とインタラクトする及び/又はそれを制御することを可能にするインタフェースを包含する。ハードウェアインタフェースは、プロセッサが外部コンピューティングデバイス及び/又は装置へ制御信号又は命令を送ることを可能にする。ハードウェアインタフェースはまた、プロセッサが外部コンピューティングデバイス及び/又は装置とデータを交換することを可能にする。ハードウェアインタフェースの例は、ユニバーサルシリアルバス、IEEE 1394ポート、パラレルポート、IEEE 1284ポート、シリアルポート、RS-232ポート、IEEE 488ポート、ブルートゥース(登録商標)接続、無線LAN接続、TCP/IP接続、イーサネット(登録商標)接続、制御電圧インタフェース、MIDIインタフェース、アナログ入力インタフェース、及びデジタル入力インタフェースを含むが、これらに限定されない。

20

30

【0067】

本明細書で使用される「ディスプレイ」又は「ディスプレイデバイス」は、画像又はデータを表示するために構成された出力デバイス又はユーザインタフェースを包含する。ディスプレイは、視覚、音声、及び/又は触覚データを出力する。ディスプレイの例は、コンピュータモニタ、テレビスクリーン、タッチスクリーン、触覚電子ディスプレイ、点字スクリーン、陰極線管(CRT)、蓄積管、双安定ディスプレイ、電子ペーパー、ベクターディスプレイ、平面パネルディスプレイ、真空蛍光ディスプレイ(VF)、発光ダイオード(LED)ディスプレイ、エレクトロルミネッセントディスプレイ(ELD)、プラズマディスプレイパネル(PDP)、液晶ディスプレイ(LCD)、有機発光ダイオードディスプレイ(OLED)、プロジェクタ、及びヘッドマウントディスプレイを含むが、これらに限定されない。

40

【0068】

医療画像データは、本明細書においては、医療イメージングスキャナを使用して取得されている二次元又は三次元データとして定義される。医療イメージングスキャナは、本明細書においては、患者の物理的構造に関する情報を取得し、二次元又は三次元医療画像データのセットを構築するように適合されている装置として定義される。医療画像データを使用して、医者による診断に有用である視覚化を構築することができる。この視覚化は、コンピュータを使用して実施することができる。

【0069】

磁気共鳴(MR)データは、本明細書においては、磁気共鳴イメージングスキャン中に

50

磁気共鳴装置のアンテナによって原子スピンにより発せられた無線周波数信号の記録された測定結果として定義される。磁気共鳴データは、医療画像データの一例である。磁気共鳴(MR)画像は、本明細書においては、磁気共鳴イメージングデータ内に含まれる解剖学的データの再構成された二次元又は三次元視覚化として定義される。

【0070】

以下において、本発明の好適な実施形態が、単なる例として次の図面を参照して説明される。

【図面の簡単な説明】

【0071】

【図1】医療機器の一例を示す図である。

10

【図2】医療機器のさらなる例を示す図である。

【図3】医療機器のさらなる例を示す図である。

【図4】図1、図2、又は図3の医療機器を動作させる方法の一例を示す流れ図である。

【図5】医療機器のさらなる例を示す図である。

【図6】測定されている心臓運動信号を、ECG信号及びPPG信号と比較している図である。

【図7】ECG信号と同期される心臓磁気共鳴画像の一例を示す図である。

【図8】ECG信号と同期される心臓磁気共鳴画像のさらなる例を示す図である。

【図9】心臓運動信号と同期される磁気共鳴画像の一例を示す図である。

【図10】心臓運動信号と同期される磁気共鳴画像のさらなる例を示す図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0072】

これらの図面の同様の符号を付された要素は、等価な要素であるか、又は、同じ機能を実施するかのいずれかである。機能が等価である場合、前述されている要素は必ずしも、後の図面において論じられるとは限らない。

【0073】

図1は、医療機器100の一例を示す。医療機器100は、医療イメージングシステム101を任意選択的に含有するものとして示されている。対象者102が、対象者支持体104上で横になっている。カメラ106が、対象者102の胸郭領域上に合焦される。対象者の胸郭は、対象者の心臓の鼓動に起因して方向110に動く。この動き110は、マークされている平面又は方向112内でイメージングすることができる。カメラ106は、対象者102から距離114のところにある。対象者の心臓が画像内でわずかに動くとき、画像内の差をピクセルレベルで検出し、心臓運動信号を導出するために使用することができる。医療イメージングシステムは、例えば、X線マシン、コンピュータ断層撮影(CT)マシン、陽子放出断層撮影(PET)マシン、単光子放出コンピュータ断層撮影(SPECT)マシン、デジタルX線マシン、及び超音波マシンのうちのいずれか1つを代表するように意図されており、そのいずれか1つとすることができる。

30

【0074】

図2は、医療機器200の代替の例を示す。この例において、カメラ106は、対象者102の胸郭上に配置されるものとして示されている。対象者の心臓が鼓動すると、カメラ106はわずかな量だけ動く。カメラ106は、この対象者においては壁202である異なる表面上に合焦される。例えば、壁202上には、エッジ検出又は他の画像解析アルゴリズムによって容易に検出することができるパターン又は線があり得る。対象者102の心臓が鼓動すると、カメラ106はわずかな量だけ動き、一連の画像のピクセルのわずかな差を検出することができる。

40

【0075】

図3は、医療機器300のさらなる例を示す。この例においては、対象者102の胸郭上に配置される反射面302が存在する。このとき、カメラ106は、壁202の一部分がイメージングされるように、反射面302に向けられる。対象者の心臓が鼓動すると、ミラー302内のわずかな動きによって、カメラ106によってイメージングされる領域

50

がずれることになる。ピクセルのわずかな差が一連の画像内で検出されて、心臓運動信号を導出することができる。例えば、これを容易にするために、壁 202 上にパターン又は線を配置することができる。

【0076】

図4は、図1、図2又は図3に示す医療装置のいずれかを動作させる方法を示す。最初に、ステップ400において、光学イメージングシステム106を使用して一連の画像が取得される。次に、ステップ402において、一連の画像から心臓運動信号が導出される。心臓運動信号は、一連の画像内の少なくとも1つのピクセルグループの運動を追跡することによって導出される。

【0077】

図5は、医療機器500のさらなる例を示す。この例において、医療機器500は、磁気共鳴イメージングシステム502を備える。磁気共鳴イメージングシステム502は、磁石504を備える。磁石504は、磁石を貫通する孔506を有する超伝導円筒型磁石である。異なるタイプの磁石を使用することも可能であり、例えば、分割円筒磁石といわゆる開放型磁石の両方を使用することも可能である。分割円筒磁石は、磁石のアイソ面へのアクセスを可能にするためにクライオスタットが2つのセクションに分離されていることを除いて、標準的な円筒磁石と同様であり、そのような磁石は例えば、荷電粒子ビーム療法に関連して使用される。開放型磁石は一方が他方の上方にある2つの磁石セクションを有し、その間の空間は対象者を受け入れるのに十分大きく、2つのセクションの配置はヘルムホルツコイルと同様である。開放型磁石は、対象者が閉じ込められた感じを受けにくいため、人気がある。円筒型磁石のクライオスタット内部には、超伝導コイルの集合がある。円筒型磁石504の孔506内には、磁場が磁気共鳴イメージングを実行するために十分強かつ一様であるイメージングゾーン108がある。関心領域509が、イメージングゾーン508内に示されている。対象者518は、対象者518の少なくとも一部分がイメージングゾーン508及び関心領域509内にあるように、対象者支持体520によって支持されるものとして示されている。

【0078】

磁石の孔506の中にはまた、磁石504のイメージングゾーン508内の磁気スピンの空間符号化するために磁気共鳴データの取得のために使用される磁場勾配コイル510のセットもある。磁場勾配コイル510は、磁場勾配コイル電源512に接続される。磁場勾配コイル510は代表的なものであることが意図される。一般的に、磁場勾配コイル510は、3つの直交空間方向で空間的に符号化するためのコイルの3つの別個のセットを含む。磁場勾配電源は、電流を磁場勾配コイルに供給する。磁場勾配コイル510に供給される電流は、時間の関数として制御され、傾斜化されるか又はパルス化される。

【0079】

イメージングゾーン508に隣接するのは、イメージングゾーン508内の磁気スピンの配向を操作するため及び同じくイメージングゾーン508内のスピンから無線伝送を受信するための無線周波数コイル又は表面コイル514である。無線周波数アンテナは、複数のコイル素子を含む。無線周波数アンテナは、チャンネル又はアンテナとも呼ばれる。無線周波数コイル514は、無線周波数トランシーバ516に接続される。無線周波数コイル514及び無線周波数トランシーバ516は、別個の送信及び受信コイル並びに別個の送信機及び受信機と置き換えられる。無線周波数コイル514及び無線周波数トランシーバ516は代表的なものであることを理解されたい。無線周波数コイル514は、専用送信アンテナ及び専用受信アンテナをも表すように意図される。同様に、トランシーバ516は、別個の送信機及び受信機をも表す。無線周波数コイル514は、複数の受信/送信素子をも有し、無線周波数トランシーバ516は、複数の受信/送信チャンネルを有し得る。例えば、SENSEのような並列イメージング技法が実施される場合、無線周波数コイル514は複数のコイル素子を有することになる。

【0080】

この例において、カメラ106は、磁石504のフランジ上に搭載されるものとして考

10

20

30

40

50

えることができる。対象者の胸郭上の表面コイル 5 1 4 が、光学イメージングシステム 1 0 6 によってイメージングされる。対象者 5 1 8 の心臓が鼓動すると、表面コイル 5 1 4 はわずかな量だけ上に動く。他の例において、表面コイルがない場合、カメラは、心臓運動又は心臓によって誘発される動きに起因して動くときに、皮膚パッチ又は衣服の動きをイメージングし得る。

【 0 0 8 1 】

トランシーバ 5 1 6、勾配コントローラ 1 1 2 及びカメラ 1 0 6 は、コンピュータシステム 5 2 6 のハードウェアインタフェース 5 2 8 に接続されるものとして示される。コンピュータシステムはさらに、ハードウェアシステム 5 2 8 と通信しているプロセッサ 5 3 0 と、メモリ 5 3 4 と、ユーザインタフェース 5 3 2 とを備える。メモリ 5 3 4 は、プロセッサ 5 3 0 にとってアクセス可能であるメモリの任意の組み合わせである。これは、フラッシュ R A M、ハードドライブ、又は他のストレージデバイスなど、メインメモリ、キャッシュメモリ、さらには不揮発性メモリなどのようなものを含む。いくつかの例では、メモリ 5 3 0 は、非一時的コンピュータ可読媒体であると見なされる。

10

【 0 0 8 2 】

コンピュータメモリ 5 3 4 は、機械実行可能命令 5 4 0 を含むものとして示されている。機械実行可能命令は、プロセッサ 5 3 0 が、磁気共鳴イメージングシステム 5 0 2 の動作及び機能を制御することを可能にするコマンド又は命令を含む。コンピュータメモリ 5 3 4 は、パルスシーケンスコマンド 5 4 2 をさらに含むものとして示されている。パルスシーケンスコマンド 5 4 2 は、プロセッサ 5 3 0 が、磁気共鳴データを取得するように磁気共鳴イメージングシステム 5 0 2 を制御することを可能にする命令又は命令に変換されるデータのいずれかである。

20

【 0 0 8 3 】

コンピュータメモリ 5 3 4 は、光学イメージングシステム 1 0 6 を用いて取得される一連の画像 5 4 4 を含むものとして示されている。一連の画像 5 4 4 内の様々な画像は、同じくメモリ 5 3 4 内に記憶されるものとして示されている心臓運動信号 5 4 6 を導出するために動いているピクセルグループを識別するために比較することができる。例えば、図 4 に示す方法は、パルスシーケンスコマンド 5 4 2 を使用して磁気共鳴データ 5 4 8 の取得をトリガするために使用することができる心臓運動信号 5 4 6 を生成するために繰り返し実施することができる。磁気共鳴データ 5 4 8 はその後、再構築して磁気共鳴画像 5 5 0 にすることができる。

30

【 0 0 8 4 】

医療イメージング試験 (M R I / C T / P E T / . . .) 中の、特にスキャン取得中のトリガ又は同期のための心臓活動のモニタリングは従来、例えば、 E C G 又は P P G など、患者に被着されるセンサを使用して行われてきた。

【 0 0 8 5 】

例は、光学イメージングシステム (例えばビデオカメラ) を使用し、画像処理によって、心収縮又は周期の結果として生じる身体部分 (例えば、胸郭) の微妙な動きを検出及び追跡する。これは、例えば、ビデオカメラを用いて心臓パルスを測定するために使用される皮膚色の強度変動を使用する新規の手法である。

40

【 0 0 8 6 】

例は、以下の特徴のうちの 1 つ又は複数を含む。

- 標的身体部分の動きを検出できるように位置決めされた光学イメージングシステム (ビデオカメラ)。赤外線 (I R) スペクトルをイメージングすることができる光学イメージングシステム (I R 光源及び I R センサ) が有利であるが、必須ではない。 R F コイル又は M R I の表面コイルのような、例えば、胸郭上に配置された物体の動きを代理として使用することもできる。
- 光路 (物体とカメラとの間の距離、光学ズーム、センサ分解能、光条件) は、例えば、 1 0 又はさらには可能であれば 2 0 フレーム毎秒以上の速度で 0 . 1 m m 以上の運動振幅を検出及び追跡できるように、設計することができる。

50

- 以下の特性のうちの1つ又は複数を有する、ビデオストリームから心臓運動信号を抽出する処理アルゴリズム。

- 身体表面運動の優勢な(例えば、前後方向の)成分が抽出される。

- 心臓活動に起因しない運動は、低帯域周波数カットフィルタのようなフィルタリング技法を使用して、又は、そろった運動と呼吸運動とを並列に測定し、得られた信号を合成することによって、抑制される。

- スキャン取得をトリガ又は同期させるための抽出された心臓波形の特定の形状に起因して各心周期の始まりを検出するトリガリング処理アルゴリズム。

例は、以下の利点のうちの1つ又は複数を有する。

- ワークフロー改善、センサを患者上に配置する必要がない。ECGとは逆に、専用の技術/医療専門知識は必要ない。

- ロバストな信号取得、

- 心電図(ECG)信号は、MRI環境、特に3Tにおいては大きく損なわれることが非常に多く、これらの事例においては完全に無用になる。

- フォトプレチスモグラム(PPG)信号の品質(SNR)は患者に大きく依存し、例えば取り付け位置におけるデバイスの持続する圧力の結果として、末端循環が低減すると、経時的に消滅する可能性がある。これは、デバイスの動きにも非常に感受性が高い。

・ 本当の心収縮に対する遅延がPPGよりも短く、患者依存性が低い。

多くの医療イメージング用途について、特に心臓スキャンについて、例えば、同期又はトリガのために、心臓活動のモニタリングが必要である。

心臓運動は、心臓電気活性を記録するために患者の胸郭上に配置される電極を使用するECGセンサによって測定されることが多い。

MR用途におけるECGセンサに対する既知の代替技法は、フィンガクリップを使用して心拍動をモニタリングするPPGセンサである。

【0087】

例は、以下の問題のうちの1つ又は複数を解決する。

- ハードウェア信頼性、コスト、デバイスの誤った位置決め、ワークフローの阻害などに起因するエラー又は不正確性のような、通常の生理学的センサの使用と関連付けられる既知の問題。

- ECG信号は、MRI環境、特に3Tにおいては大きく損なわれることが非常に多く、これらの事例においては完全に無用になる。

- PPG信号の品質(SNR)は患者に大きく依存し、例えば取り付け位置におけるデバイスの持続する圧力の結果として、末端循環が低減すると、経時的に消滅する可能性がある。これは、デバイスの動きにも非常に感受性が高い。

- PPGにおいては本当の心収縮に対する遅延が患者に依存し、相対的に長く(数百ms程度)、MRシーケンスの不正確なトリガをもたらす可能性がある。

- ビデオカメラに基づく他の心臓パルスモニタリング手法とは対照的に、皮膚の位置をイメージングする必要がある。

【0088】

前述のように、例は、ビデオカメラ及び専用の処理を使用して、心収縮及び身体内の機械的圧力波の結果として生じる身体表面(例えば、胸郭)の微妙な動きを検出及び追跡する。

【0089】

これは、ビデオカメラを用いて心臓パルスを測定するために使用される皮膚強度変動に基づく既知の技法とは異なる手法である。例の構成要素は、以下の特徴のうちの1つ又は複数を含む。

- 胸郭又は咽喉のような他の表面の動きを検出することができるように位置決めされているビデオカメラ。IRスペクトル(IR光源及びIRセンサ)が有利であるが、必須ではない。

- 光路(物体とカメラとの間の距離、光学ズーム、センサ分解能、光条件)は、例えば

10

20

30

40

50

20フレーム毎秒以上の速度で0.1mm以上の運動振幅を検出及び追跡するように、設計される。

- 以下の特性を有する、ビデオストリームから心臓運動信号を抽出する処理アルゴリズム。

○ 身体表面運動の優勢な（例えば、前後方向の）成分のみが抽出される。

○ 心臓活動に起因しない運動は、低帯域周波数カットフィルタのようなフィルタリング技法を使用して、又は、そろった運動と呼吸運動とを並列に測定し、得られた信号を合成することによって、抑制される。

・ 心臓波形の特定の形状に起因して各心周期の始まりを検出するトリガリング処理アルゴリズム。

【0090】

図6は、図5に示すものと同様の設定を使用して取得される心臓運動信号546の例を示し、ECG信号600及びPPG信号602が同時にプロットされている。この図から、一連の画像544から導出される心臓運動信号546が、ECGセンサ600とPPGセンサデータ602の両方のデータと比較可能であることが分かる。

【0091】

図7～図10は、ECG信号と同期されたMRI（図7及び図8）と、図5に示すシステムを使用して取得されたもののような心臓運動信号546（図9及び図10）との間の比較を示すために使用される。図7及び図8は、磁気共鳴イメージングのためのECG同期によって得られる心臓の収縮末期（図7）及び拡張末期（図8）の長軸ビューを示す。

【0092】

図9及び図10は、心臓運動信号546を使用して得られる心臓の収縮末期（図9）及び拡張末期（図10）の長軸ビューを示す。図7は、図9と直接的に比較することができ、図8は、図10と直接的に比較することができる。心臓運動信号546を使用することによって、ECG信号600を使用して生成されるものと比較することができ、同じ品質である心臓の同期磁気共鳴画像が生成されることが分かる。図7～図10において、同じ心臓位相が両方のセンサによって識別されており、両方の事例において、大動脈弁の同様の描写が得られており、これは、心臓セイスモグラフィセンサ（心臓運動センサ）がECGと比較することができる同期性能をもたらすことを示す。

【0093】

本発明は、図面及び前述の記載において詳細に図示及び説明されたが、このような図示及び記載は、説明的又は例示的であって限定するものではないと見なされるべきである。すなわち本発明は、開示された実施形態に限定されるものではない。

【0094】

開示された実施形態のその他の変形が、図面、本開示及び添付の請求項の検討から、請求項に係る発明を実施する当業者によって理解されて実現され得る。請求項において、「comprising（含む、備える）」という単語は、他の要素又はステップを除外するものではなく、不定冠詞「a」又は「an」は、複数を除外するものではない。単一のプロセッサ又は他のユニットが請求項に記載されたいくつかのアイテムの機能を果たす。特定の手段が相互に異なる従属請求項に列挙されているという単なる事実は、これらの手段的組み合わせが有利に用いられないことを示すものではない。コンピュータプログラムは、他のハードウェアと共に若しくは他のハードウェアの一部として供給される光記憶媒体又はソリッドステート媒体等の適当な媒体に保存/分配されてもよいが、インターネット又は他の有線若しくは無線の電気通信システムを介して等の他の形式で分配されてもよい。請求項における任意の参照符号は、本発明の範囲を限定するものと解釈されるべきではない。

【符号の説明】

【0095】

100 医療機器

101 医療イメージングシステム

10

20

30

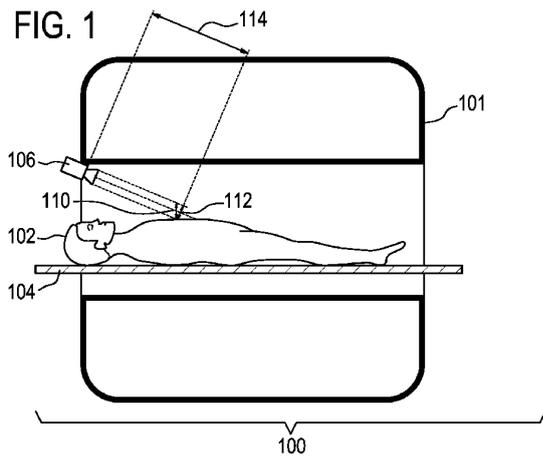
40

50

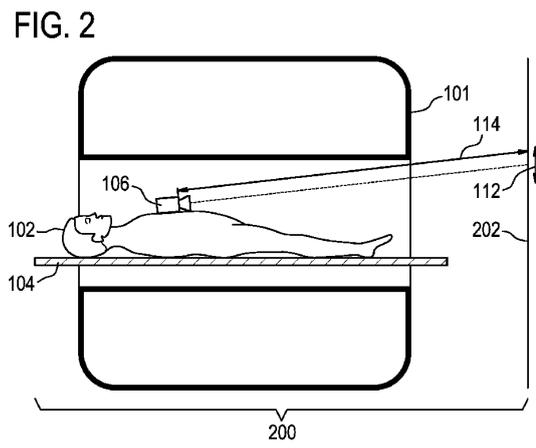
| | | |
|-------|-----------------------------|----|
| 1 0 2 | 対象者 | |
| 1 0 4 | 対象者支持体 | |
| 1 0 6 | 光学イメージングシステム | |
| 1 0 8 | 対象者 | |
| 1 1 0 | 心臓運動によって引き起こされる動き | |
| 1 1 2 | 動きの画像 | |
| 1 1 4 | レンズまでの距離 | |
| 2 0 0 | 医療機器 | |
| 2 0 2 | 壁 | |
| 3 0 0 | 医療機器 | 10 |
| 3 0 2 | 反射面 | |
| 4 0 0 | 光学イメージングシステムを使用して一連の画像を取得する | |
| 4 0 2 | 一連の画像から心臓運動信号を導出する | |
| 5 0 0 | 医療機器 | |
| 5 0 2 | 磁気共鳴イメージングシステム | |
| 5 0 4 | 磁石 | |
| 5 0 6 | 磁石の孔 | |
| 5 0 8 | イメージングゾーン | |
| 5 0 9 | 関心領域 | |
| 5 1 0 | 磁場勾配コイル | 20 |
| 5 1 2 | 磁場勾配コイル電源 | |
| 5 1 4 | 無線周波数コイル | |
| 5 1 6 | 送受信機 | |
| 5 1 8 | 対象者 | |
| 5 2 0 | 対象者支持体 | |
| 5 2 6 | コンピュータシステム | |
| 5 2 8 | ハードウェアインタフェース | |
| 5 3 0 | プロセッサ | |
| 5 3 2 | ユーザインタフェース | |
| 5 3 4 | コンピュータメモリ | 30 |
| 5 4 0 | 機械実行可能命令 | |
| 5 4 2 | パルスシーケンスコマンド | |
| 5 4 4 | 一連の画像 | |
| 5 4 6 | 心臓運動信号 | |
| 5 4 8 | 磁気共鳴データ | |
| 5 5 0 | 磁気共鳴画像 | |
| 6 0 0 | E C G 信号 | |
| 6 0 2 | P P G 信号 | |

【 図面 】

【 図 1 】

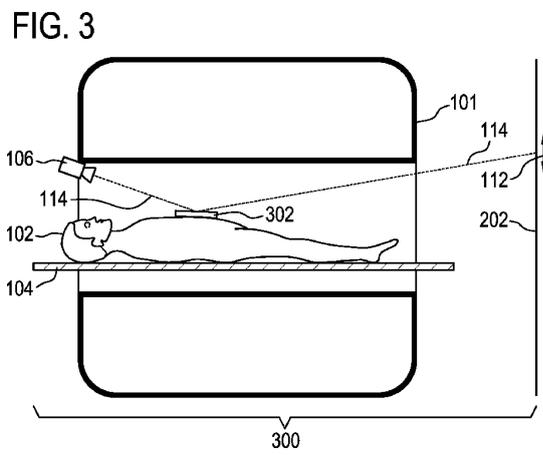


【 図 2 】

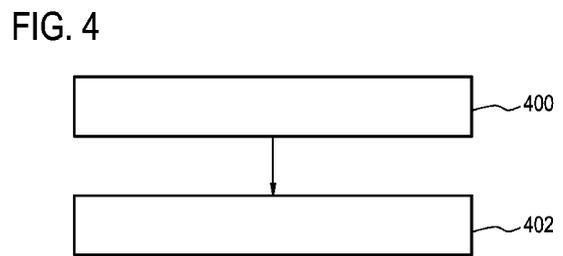


10

【 図 3 】



【 図 4 】



20

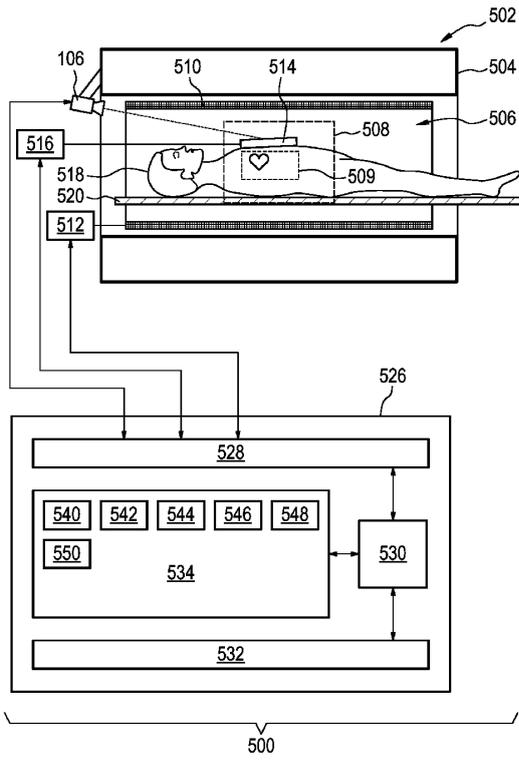
30

40

50

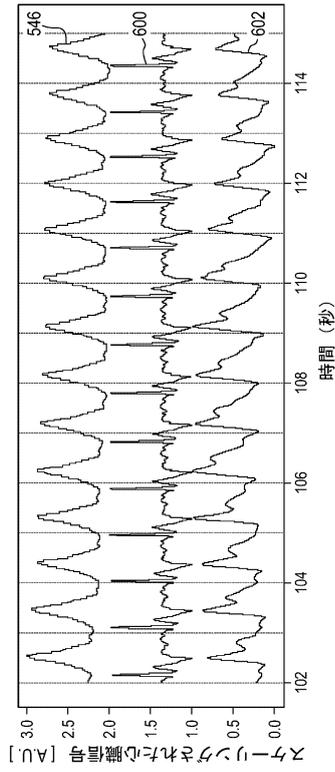
【図5】

FIG. 5



【図6】

図6

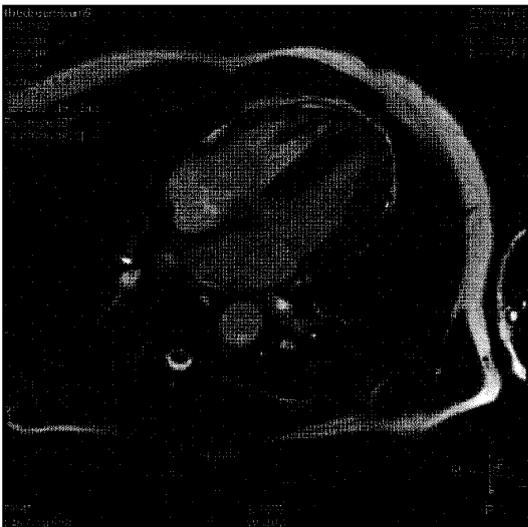


10

20

【図7】

FIG. 7



【図8】

FIG. 8



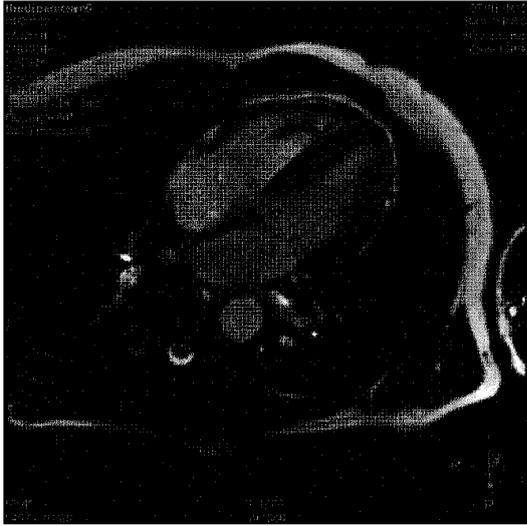
30

40

50

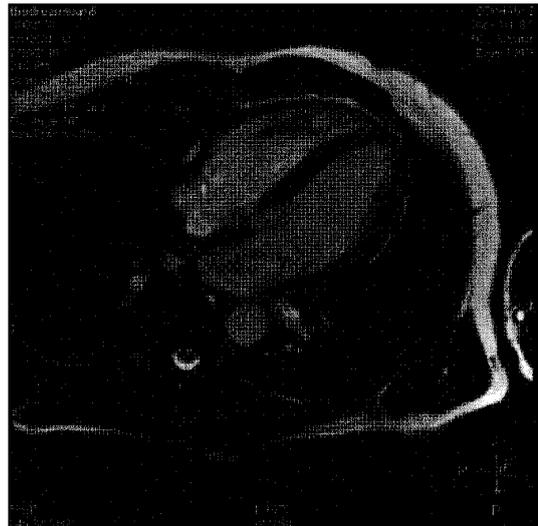
【 9 】

FIG. 9



【 1 0 】

FIG. 10



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (72)発明者 クルーガー サシャ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
- (72)発明者 ウィルツ ダニエル
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
- (72)発明者 シュテナーニグ クリスティアン
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
- 審査官 松岡 智也
- (56)参考文献 特表 2 0 0 9 - 5 1 7 1 6 6 (J P , A)
特表 2 0 1 5 - 5 2 3 1 3 2 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 6 / 1 4 7 6 7 8 (W O , A 1)
酒井 啓之 他 5 名, ミリ波レーダーを用いた非接触心拍センシング技術, Panasonic Technical Journal, Vol.63, No.1, 2017年05月, epp.40-44
- (58)調査した分野 (Int.Cl., D B 名)
A 6 1 B 5 / 0 5 5、5 / 0 2 - 5 / 0 3、6 / 0 0 - 6 / 1 4