

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7330205号
(P7330205)

(45)発行日 令和5年8月21日(2023.8.21)

(24)登録日 令和5年8月10日(2023.8.10)

(51)国際特許分類	F I			
A 6 1 B 5/055(2006.01)	A 6 1 B	5/055	3 9 0	
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B	5/11	1 2 0	
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B	5/11	1 1 0	
A 6 1 N 5/10 (2006.01)	A 6 1 B	8/14		
	A 6 1 N	5/10		P
請求項の数 15 (全25頁)				

(21)出願番号	特願2020-554229(P2020-554229)	(73)特許権者	590000248
(86)(22)出願日	平成31年3月29日(2019.3.29)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65)公表番号	特表2021-520251(P2021-520251		ヴェ
	A)		Koninklijke Philips
(43)公表日	令和3年8月19日(2021.8.19)		N.V.
(86)国際出願番号	PCT/EP2019/057988		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイ
(87)国際公開番号	WO2019/192929		ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(87)国際公開日	令和1年10月10日(2019.10.10)		High Tech Campus 5 2 ,
審査請求日	令和4年3月24日(2022.3.24)		5 6 5 6 AG Eindhoven, N
(31)優先権主張番号	18165812.1		etherlands
(32)優先日	平成30年4月5日(2018.4.5)	(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
		(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
			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】 レーダ及び動き検出システムを用いた磁気共鳴撮像における動き追跡

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像ゾーンから磁気共鳴撮像データを取得するための磁気共鳴撮像システムを備える医療機器であって、前記医療機器はさらに：

前記撮像ゾーン内で被検体の少なくとも一部を支持する被検体支持体であって、前記被検体を受け入れるための支持面を含む被検体支持体と；

前記被検体からレーダ信号を取得するためのレーダシステムであって、前記支持面の下に埋め込まれたレーダアレイを含むレーダシステムと；

前記被検体から動き信号を取得する動き検出システムと；

機械実行可能命令およびパルスシーケンスコマンドを記憶するためのメモリと；

当該医療機器を制御するためのプロセッサと；

を有し、前記機械実行可能命令の実行は前記プロセッサに：

連続的に前記レーダシステムから前記レーダ信号を受信させ；

連続的に前記動き検出システムから前記動き信号を受信させ；

連続的に前記レーダ信号及び前記動き信号から合成運動信号を計算させ；及び

前記パルスシーケンスコマンドを用いて前記磁気共鳴撮像システムを制御して、前記磁気共鳴撮像データを取得させ、ここで、該磁気共鳴撮像データの取得が前記合成運動信号を用いて制御されるようにする；

医療機器。

【請求項 2】

前記合成運動信号が、心臓位相動き信号、呼吸位相動き信号、自発動き信号、およびこれらの組み合わせのうちのいずれか1つを含む、請求項1に記載の医療機器。

【請求項3】

前記合成運動信号が：

前記レーダ信号を前記動き信号と相互相関させて、類似の信号を識別すると共に偽信号を排除する動作；

前記レーダ信号と前記動き信号とが一致する場合を決定するために前記レーダ信号を前記動き信号と乗算する動作；及び

補正位相シフトを使用して前記レーダ信号と前記動き信号とを加算する動作；

のいずれか1つの動作によって計算される、請求項2に記載の医療機器。

10

【請求項4】

前記合成運動信号が、機械学習アルゴリズムを使用して連続的に計算される、請求項3に記載の医療機器。

【請求項5】

前記機械実行可能命令の実行が前記プロセッサに、さらに：

前記レーダシステムから予備レーダ信号を受信させ；

前記動き検出システムから予備動き信号を受信させ、ここで、前記予備動き信号は前記予備レーダ信号と同時に取得されるようにし；

心拍数信号を心拍数モニタから受信させ、ここで、該心拍数信号は前記予備レーダ信号と同時に取得されるようにし；

20

呼吸モニタから呼吸信号を受信させ、ここで、該呼吸信号は前記予備レーダ信号と同時に取得されるようにし；及び

前記予備レーダ信号、前記予備動き信号、前記心拍数信号、および前記呼吸信号を使用して前記機械学習アルゴリズムを訓練させる；

請求項4に記載の医療機器。

【請求項6】

前記機械学習アルゴリズムは教師なし統計学習アルゴリズムであり、前記機械実行可能命令の実行は前記プロセッサに、更に、前記機械学習アルゴリズムを前記レーダ信号および前記動き信号を受信されるにつれてオンザフライで訓練させる、請求項4に記載の医療機器。

30

【請求項7】

前記動き信号および前記レーダ信号の一方は心臓動き信号を供給し、前記動き信号および前記レーダ信号の他方は身体動き信号を供給し、前記機械実行可能命令の実行が前記プロセッサに、更に、前記心臓動き信号および前記身体動き信号を使用して運動ベクトル場を計算させ、前記心臓動き信号が該運動ベクトル場を使用してノイズ除去される、請求項2または3に記載の医療機器。

【請求項8】

前記動き信号が胸部運動を含み、前記動き検出システムが、前記胸部運動を検出するためのカメラを含む、請求項1に記載の医療機器。

【請求項9】

40

前記磁気共鳴撮像システムは前記カメラを遠隔的に指向させる遠隔制御可能なカメラマウントをさらに含み、前記機械実行可能命令の実行が前記プロセッサに、更に：

前記レーダ信号を使用して焦点位置を決定させ；及び

前記カメラを前記焦点位置に向けるように前記遠隔制御可能なカメラマウントを制御させる；

請求項8に記載の医療機器。

【請求項10】

前記動き検出システムが、超音波撮像システムを含む、請求項1に記載の医療機器。

【請求項11】

前記超音波撮像システムが前記支持面にわたって分布された超音波トランスデューサア

50

レイを備えるか、または前記超音波撮像システムが前記被検体支持体に取り付けられたHIFUシステムである、請求項10に記載の医療機器。

【請求項12】

超音波撮像システムは調節可能な視野を有し、前記機械実行可能命令の実行が前記プロセッサに、さらに：

前記レーダ信号を使用して焦点位置を決定させ；及び

前記焦点位置が前記調節可能な視野内に収まるように該調節可能な視野を制御させる；請求項10または11に記載の医療機器。

【請求項13】

当該医療機器は放射線治療システムをさらに含み、前記機械実行可能命令の実行は前記プロセッサに、更に：

前記被検体のターゲットゾーンを照射するように前記放射線治療システムを制御するための放射線治療命令を受信させ；及び

前記放射線治療命令及び前記合成運動信号を使用して前記ターゲットゾーンを照射するように前記放射線治療システムを制御させ、ここで、前記合成運動信号が前記放射線治療命令を修正し及び/又は前記放射線治療システムによる照射をゲーティングするために使用されるようにする；

請求項1から12の何れか一項に記載の医療機器。

【請求項14】

医療機器を制御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であって、前記医療機器は撮像ゾーンから磁気共鳴撮像データを取得するための磁気共鳴撮像システムを備え、前記医療機器は前記撮像ゾーン内の被検体の少なくとも一部を支持する被検体支持体を備え、前記被検体支持体は前記被検体を受けるための支持面を備え、前記医療機器は前記被検体からレーダ信号を取得するためのレーダシステムをさらに備え、前記レーダシステムは前記支持面の下に埋め込まれたレーダアレイを有し、前記医療機器は前記被検体から動き信号を取得する動き検出システムをさらに備え、前記機械実行可能命令の実行はプロセッサに：

連続的に前記レーダシステムから前記レーダ信号を受信させ；

連続的に前記動き検出システムから前記動き信号を受信させ；

連続的に前記レーダ信号及び前記動き信号から合成運動信号を計算させ；及び

パルスシーケンスコマンドを用いて前記磁気共鳴撮像システムを制御して、前記磁気共鳴撮像データを取得させ、ここで、該磁気共鳴撮像データの取得が前記合成運動信号を用いて制御されるようにする；

コンピュータプログラム。

【請求項15】

医療機器の作動方法であって、前記医療機器は撮像ゾーンから磁気共鳴撮像データを取得するための磁気共鳴撮像システムを含み、前記医療機器は前記撮像ゾーン内で被検体の少なくとも一部を支持する被検体支持体を含み、該被検体支持体は前記被検体を受けるための支持面を含み、前記医療機器は前記被検体からレーダ信号を取得するためのレーダシステムをさらに含み、該レーダシステムは前記支持面の下に埋め込まれたレーダアレイを含み、前記医療機器は、前記被検体から動き信号を取得する動き検出システムと、機械実行可能命令およびパルスシーケンスコマンドを記憶するためのメモリと、当該医療機器を制御するためのプロセッサとをさらに含み、当該方法が：

前記プロセッサが、連続的に前記レーダシステムから前記レーダ信号を受信するステップ；

前記プロセッサが、連続的に前記動き検出システムから前記動き信号を受信するステップ；

前記プロセッサが、連続的に前記レーダ信号及び前記動き信号から合成運動信号を計算するステップ；及び

前記プロセッサが、前記パルスシーケンスコマンドを用いて前記磁気共鳴撮像システムを制御して、前記磁気共鳴撮像データを取得するステップであって、該磁気共鳴撮像データの取得が前記合成運動信号を用いて制御されるステップ；

10

20

30

40

50

を有する、医療機器の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は磁気共鳴撮像（イメージング）に関し、特に、レーダ（RADAR）を用いた磁気共鳴イメージングの制御に関する。

【背景技術】

【0002】

患者の体内の画像を生成するための手順の一部として原子の核スピンを整列させるために、大きな静磁場が磁気共鳴イメージング（MRI）スキャナによって使用される。被検者の様々な量または特性は、MRIを使用して空間的に測定することができる。しかしながら、磁気共鳴イメージングデータの取得は瞬間的ではない。被検者はデータの取得中に動き、取得を損なう可能性がある。データ収集のゲーティングを含む、被検者の動きを補償するための様々な方法が存在する。

10

【0003】

米国特許出願公開第2005/0128123 A1号は、レーダ検出システムの動きによって導入される運動アーチファクトを抑制するためのシステムおよび方法を開示している。簡単に説明すると、アーキテクチャにおいて、該システムの一実施形態は、とりわけ、以下のように実施することができる。このシステムは物体の方へ向けられたマイクロ波信号を送信し、物体及び該物体の後方に位置する生きている被写体からの反射マイクロ波信号を受信するように構成されたドップラレーダモジュールを含む。また、該システムは基準信号を物体に向けて送信し、反射された基準信号を物体から受信するように構成された基準モジュールを含む。ドップラレーダモジュールと基準装置からの2つの反射信号を比較することにより、信号プロセッサが、ドップラレーダモジュールの移動によって生成される運動アーチファクトを抑制して、物体の背後における生きている被写体の存在を識別する。他のシステムおよび方法も提供される。

20

【0004】

米国特許出願公開US 2010/0271615 A1には、ライダシステムからの距離及びドップラ速度測定値並びにビデオシステムからの画像を用いて、ターゲットの6自由度軌道を推定するシステムが開示されている。このシステムはビデオシステムからの画像から得られた種々の特徴測定と共にライダシステムからのレンジおよびドップラ測定を用いてターゲットの第1段階運動側面（すなわち、ターゲットの軌道）を推定する第1段階と、ビデオシステムからの画像およびターゲットの第1段階運動側面を用いてターゲットの第2段階運動側面を推定する第2段階との2段階でこの軌道を推定する。ターゲットの第2段階の運動側面が推定されると、ターゲットの3次元画像が生成され得る。

30

【0005】

米国特許出願公開US 2014/0073908は、患者の動きを検出するための動きセンサユニットを備えたMRIシステムを開示している。既知の運動センサユニットを、RF受信機コイル内に一体化することができる。

【発明の概要】

40

【0006】

本発明は、独立請求項における医療機器、コンピュータプログラム製品、および方法を提供する。実施形態は従属請求項に記載されている。

【0007】

超広帯域レーダのようなレーダシステムは、磁気共鳴撮像（イメージング）のための被写体の動きを測定するために使用されてきた。しかしながら、磁気共鳴イメージングを誘導またはトリガするために使用されるレーダ信号は、乱されるか、またはノイズを含む可能性がある。実施形態はレーダ信号と結合および/または相関され得る動き信号を同時に測定するために、付加的な動き検出システムを使用することによって、これを改善することができる。例えば、カメラおよび/または超音波撮像システム（ドップラ超音波撮像シ

50

システムなど)からのデータを使用してもよい。これは、磁気共鳴撮像(イメージング)データの取得をトリガし、制御すること、または放射線治療装置の制御などのために使用することができる、よりロバストな合成運動信号をもたらすことができる。

【0008】

一態様では、本発明は撮像ゾーンから磁気共鳴撮像データを取得するように構成された磁気共鳴撮像システムを備える医療機器を提供する。該磁気共鳴撮像システムは、撮像ゾーン内で被検体(被検者)の少なくとも一部を支持するように構成された被検体支持体を備える。該被検者支持体は、被検者を受け入れるための支持面を含む。該被検体支持体は、特に支持面の下に埋め込まれたレーダアレイを含む。いくつかの例では、該レーダアレイは被検体支持体内に埋め込まれてもよい。他の実施形態では、支持面は、被検体支持体上に配置されるレーダアレイを備えるオーバーレイまたはアタッチメントによって形成される。

10

【0009】

当該磁気共鳴撮像システムはさらに、被検体からレーダ信号を取得するためのレーダシステムを備える。該レーダシステムは、レーダアレイを備える。当該医療機器は、被検者から動き信号を取得するように構成された動き検出システムをさらに備える。該動き検出システムは、異なる例では異なる形態をとることができる。一例では、動き検出システムは被検者の動き又は呼吸を測定するために使用される光学又はカメラシステムである。他の例では、動き検出システムは、例えば、超音波撮像システムであってもよい。

【0010】

当該医療機器は、機械(マシン)実行可能命令およびパルスシーケンスコマンドを記憶するためのメモリをさらに備える。パルスシーケンスコマンドは、磁気共鳴イメージングシステムを制御して磁気共鳴イメージングデータを取得するために使用することができる命令またはコマンドに変換することができる命令またはデータである。当該医療機器は、該医療機器を制御するためのプロセッサをさらに備える。前記機械実行可能命令の実行は、プロセッサにレーダシステムからレーダ信号を連続的に受信させる。該機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、動き検出システムから動き信号を連続的に受信させる。

20

【0011】

前記機械実行可能命令の実行により、プロセッサは、前記レーダ信号及び動き信号から合成運動信号を連続的に計算する。レーダ信号および動き信号は例えば、デジタル的にサンプリングされてもよい。このコンテキストにおいて、本明細書における連続的という言葉は、繰り返しと解釈されてもよい。例えば、レーダ信号および動き信号は、デジタル的にサンプリングされ、特定のデータレートで、またはデータのグループでプロセッサに転送されてもよい。レーダ信号および動き信号がプロセッサによって受信されると、プロセッサは、合成運動信号を計算することによって応答することができる。

30

【0012】

前記機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、磁気共鳴イメージングデータを取得するためのパルスシーケンスコマンドを用いて磁気共鳴撮像(イメージング)システムを制御させる。磁気共鳴画像データの取得は少なくとも部分的に、前記合成運動信号を使用して制御される。例えば、該合成運動信号は心臓または呼吸相などの特定の運動相に関する画像が作成され得るように、磁気共鳴撮像データの取得をゲート制御するために使用されてもよい。他の例では、前記動き信号または合成運動信号は医療機器の別の部分との動作中に磁気共鳴撮像データがどのように取得されるかを制御するために使用されてもよい。

40

【0013】

この実施形態はレーダ信号と動き信号との組み合わせが、より正確な運動信号を計算することを可能にし得るか、またはノイズの影響を受けにくい運動信号を可能にし得るので、有益であり得る。

【0014】

前記合成運動信号は例えば、心臓および/または呼吸信号の磁気共鳴取得をゲート制御

50

するために使用されてもよい。該合成運動信号はまた、無線治療システムをゲート制御するために有用であり得る。

【0015】

別の実施形態では、前記レーダシステムは超広帯域またはUWBレーダシステムである。他の例では、該レーダシステムはFMCWレーダシステムであってもよい。他の例では、該レーダシステムは狭帯域/デュアルバンド・レーダシステムであってもよい。

【0016】

別の実施形態では、前記合成運動信号は心臓位相動き信号、呼吸位相動き信号、自発動き信号、およびそれらの組み合わせのうちのいずれか1つを含む。該合成運動信号は、被検者の呼吸が心臓相の測定に影響を及ぼす可能性があるため、有益であると考えられる。前記動き信号とレーダ信号に存在する2つのデータ型の組み合わせは、複数のタイプの運動をデコンポリューションするのに役立つ可能性がある。自発動き信号は例えば、被検者の全体的な運動または位置を記述するものであってもよい。被検者は動くので、単一のモダリティが被検者の心臓相または呼吸相のような何かを正確に測定することは困難である。例えば、カメラをレーダ信号と組み合わせることによって、被検者が動いている間、または自身の位置を変えている間に、心臓位相動き信号および/または呼吸位相運動を測定することが可能であり得る。

【0017】

別の実施形態では、前記合成運動信号はレーダ信号を動き信号と相互相関させることによって計算され、類似の信号を識別し、誤った信号を拒絶する。この実施形態は、信号対雑音比を増加させるか、または当該合成運動信号を計算するときに誤差を減少させることができるので、有益であり得る。

【0018】

別の実施形態では、前記合成運動信号はレーダ信号と動き信号とを乗算して、レーダ信号と動き信号とがいつ一致するかを決定することによって計算される。これは、レーダ信号と動き信号の両方が、それぞれトリガとして別々に使用できる振幅を有するので、有益である。レーダ信号と動き信号との乗算は、2つの信号を結合する一貫した手段を提供する。2つの信号の間に位相差または遅延があってもよいが、この効果は一貫している。別の実施形態では、前記合成運動信号は補正位相シフトを使用して、レーダ信号に動き信号を加えることによって計算される。例えば、レーダ信号のドブラ周波数シフトで運動速度を求めることができる。これは、レーダ信号と動き信号の間の位相を補正する際に役立つ。

光学システムとRADARシステムの相関

【0019】

別の実施形態では、前記合成運動信号は機械学習アルゴリズムを使用して連続的に計算される。機械学習アルゴリズムは、異なる例では異なる形式をとることができる。例えば、取得されたレーダ信号および動き信号にモデルを適合させて作成することもできる統計学習方法が存在し得る。他の例では、例えば、畳み込みニューラルネットワークおよび/または深層学習を使用するニューラルネットワークを使用して、レーダ信号および動き信号を処理して、合成運動信号にすることができる。ニューラルネットワークの使用は、ニューラルネットワークがパターンの識別に優れているので、特に有益である。従って、レーダ信号及び動き信号の特定のパターンは、深層学習を用いて組み合わせることができる。

【0020】

別の実施形態では、機械実行可能命令がプロセッサに、レーダシステムから予備レーダ信号を受信させる。該機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、動き検出システムから予備動き信号を受信させる。予備動き信号は、予備レーダ信号と同時に取得される。機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに心拍数モニタから心拍数信号を受信させる。心拍数信号は、予備レーダ信号と同時に取得される。機械実行可能命令の実行は、プロセッサに呼吸モニタから呼吸信号を受信させる。呼吸信号は、予備レーダ信号と同時に取得される。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 1 】

前記機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、予備レーダ信号、予備動き信号、心拍数信号、および呼吸信号を使用して機械学習アルゴリズムを訓練させる。この実施形態は検査前に多数の被検者に対して実行されてもよいし、磁気共鳴撮像システムによって撮像されている特定の被検者の前に実行されてもよい。いずれの場合も、この例では機械学習アルゴリズムを直接訓練することができるように、レーダ信号および動き信号は心拍数信号および呼吸信号などの独立したデータと比較される。例えば、心拍数信号および呼吸信号は、ニューラルネットワークを訓練する際の出力に使用されてもよい。予備レーダ信号および予備動き信号は例えば、特定の被検者のためのものであってもよく、または、訓練プロセスのために使用される被検者のグループから取得されてもよい。

10

【 0 0 2 2 】

別の実施形態では、前記機械学習アルゴリズムは教師なし統計学習アルゴリズムである。前記機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、レーダ信号および動き信号が受信されると、オンザフライ (on the fly) で機械学習アルゴリズムを訓練させる。統計学習アルゴリズムは、モデルをデータにフィッティングすることを含むことができる。統計学習アルゴリズムは例えば、特定の被検者に、該被検者のためのレーダ信号及び動き信号の取得中に適応させることができる。

【 0 0 2 3 】

別の実施形態では、前記動き信号およびレーダ信号の一方が心臓動き信号を供給する。該動き信号とレーダ信号のもう一方は、身体動き信号を供給する。前記機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、心臓動き信号および身体動き信号を使用して運動ベクトル場を計算させる。心臓位相動き信号は、該運動ベクトル場を使用してノイズ除去される。この実施形態は身体動き信号によって記述される被検者の身体の全体的な動きが、心臓動き信号を改良、改善するために使用され得るので、有益であり得る。

20

【 0 0 2 4 】

別の実施形態では、前記動き信号は胸部運動を含む。前記動き検出システムは、胸部の動きを検出するためのカメラを備える。これは、カメラが非接触方式で被検者の呼吸を測定するために使用され得るため、有益であり得る。

【 0 0 2 5 】

使用できるカメラの例は例えば、赤外線カメラ、カラーカメラ、白黒カメラ、および三次元または3Dカメラである。

30

【 0 0 2 6 】

別の実施形態では、カメラが被検体上に表面コイルがあるかどうかを任意選択で検出することもできる。胸部の動きを検出する場合、胸部の動きは、被検者の直接的な動きを測定することによって、被検者によって着用されている衣類の位置の変化を測定することによって、または被検者上に置かれた表面コイルの位置の変化によってさえ、検出され得る。

【 0 0 2 7 】

別の実施形態では、前記磁気共鳴撮像システムはカメラを遠隔指向するように構成された遠隔制御可能なカメラマウントをさらに含む。前記機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサにレーダ信号を使用して焦点位置を決定させる。該機械実行可能命令の実行はプロセッサに、カメラを焦点位置に向けてように遠隔制御可能なカメラマウントを制御させる。この実施形態は、レーダシステムが被検体の全体的な又は広い動きを検出するのに有用であり得るため、有益であり得る。レーダシステムを使用すれば、カメラを狙うのに最適な位置を検出できる。次いで、カメラは、この焦点位置に向けられ、次いで、カメラからの動きデータを使用して、レーダ信号によって検出される運動をさらに改良することができる。

40

【 0 0 2 8 】

別の実施形態では、動き検出器システムは超音波撮像システムを含む。該超音波撮像システムの使用は、該超音波撮像システムによって取得されたデータがレーダシステムによって取得されたデータに対し補足的であるため、有益であり得る。

50

【 0 0 2 9 】

別の実施形態では、超音波撮像（イメージング）システムは前記支持面にわたって分布された超音波トランスデューサアレイを含む。例えば、超音波トランスデューサは、レーダアレイの要素の周囲または中央に配置されてもよい。

【 0 0 3 0 】

別の実施形態では、超音波撮像システムは前記被検体支持体に取り付けられたH I F Uシステムである。この実施形態は、H I F Uシステムが動き信号を取得することと、被検者内の位置で超音波処理を実行することとの両方に有用であり得るため、有益であり得る。前記合成運動信号は例えば、H I F Uシステムを使用して被検者の超音波処理の標的化またはゲーティングを調整するために有用であり得る。

10

【 0 0 3 1 】

別の実施形態では、前記超音波撮像システムは調節可能な視野を有する。前記機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、レーダ信号を使用して焦点位置を決定させ、焦点位置が調整可能な視野内にあるように該調整可能な視野を制御させる。例えば、前記支持面にわたって分散された多数の超音波トランスデューサが存在する場合、レーダシステムを使用して、まず、超音波撮像システムで動き信号を測定すべく、被検者を撮像するためにどのトランスデューサを使用すべきかを決定することができる。これは、前記合成運動信号がより少ないノイズを有し、被写体の動きを追跡するためのより関連性のある信号を含む可能性を増加させる効果を有し得る。

【 0 0 3 2 】

別の実施形態では、当該医療機器は放射線治療システムをさらに含む。前記機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、放射線治療システムを制御して被検者のターゲット（標的）ゾーンを照射するように構成された放射線治療命令を受信させる。該機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、放射線治療命令および前記合成運動信号を使用して、標的ゾーンを照射するように放射線治療システムを制御させる。前記合成運動信号は、放射線治療命令を修正し、及び/又は放射線治療システムによる照射をゲーティングするために使用される。この実施形態は、前記合成運動信号が放射線治療システムの標的決りを改善するために使用され得るので、有益であり得る。

20

【 0 0 3 3 】

別の実施形態では、当該磁気共鳴撮像システムは移動ベッド磁気共鳴撮像プロトコルを実行するように構成される。これは、ベッドが磁気共鳴撮像システム内に移動され、磁気共鳴イメージングが同時に又は段階的に実行されるプロトコルである。被検体支持体の移動中に、レーダ信号と動き信号の両方が検出され、測定され得る。これら信号は、フィルタリングされ、相関されてもよい。被検体（被検者）支持体の特定の位置では、信号の一方または他方で十分であり得る。これは、移動ベッド磁気共鳴撮像プロトコル中の追跡及び運動を改善するという利点を提供することができる。

30

【 0 0 3 4 】

別の態様では、本発明は医療機器を制御するプロセッサによって実行されるように構成された機械実行可能命令を備えるコンピュータプログラム製品を提供する。当該医療機器は、撮像ゾーンから磁気共鳴撮像データを取得するための磁気共鳴撮像システムを備える。該医療機器は、撮像ゾーン内で被検体の少なくとも一部を支持するように構成された被検体支持体を備える。該被検者支持体（サポート）は、被検者を受け取るための支持面を含む。被検者支持体は、支持面の下に埋め込まれたレーダアレイを備える。該医療機器は、被検体からレーダ信号を取得するためのレーダシステムをさらに備える。レーダシステムは、レーダアレイを備える。

40

【 0 0 3 5 】

当該医療機器は、被検者から動き信号を取得するように構成された動き検出システムをさらに備える。前記機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサにレーダシステムからレーダ信号を連続的に受信させる。該機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、動き検出システムから動き信号を連続的に受信させる。該機械実行可能命令の実行により

50

、プロセッサは、レーダ信号及び動き信号から合成運動信号を連続的に計算する。該機械実行可能命令の実行はさらに、プロセッサに、磁気共鳴イメージングデータを取得するためのパルスシーケンスコマンドを用いて磁気共鳴撮像システムを制御させる。磁気共鳴イメージングデータの取得は、前記合成運動信号を用いて制御される。この実施形態の利点は前述されている。

【 0 0 3 6 】

別の態様では、本発明は医療機器を動作させる方法を提供する。該医療機器は、撮像ゾーンから磁気共鳴撮像データを取得するための磁気共鳴撮像システムを備える。該医療機器は、撮像ゾーン内で被検体の少なくとも一部を支持するように構成された被検体支持体を備える。被検者支持体（被検体支持体）は、被検者を受け入れるための支持面を含む。該被検者支持体は、支持面の下に埋め込まれたレーダアレイを備える。該医療機器は、被検体からレーダ信号を取得するためのレーダシステムをさらに備える。レーダシステムは、レーダアレイを備える。

10

【 0 0 3 7 】

前記医療機器は、被検者から動き信号を取得するように構成された動き検出システムをさらに備える。この方法は、レーダシステムからレーダ信号を連続的に受信することを含む。本方法は、動き検出システムから動き信号を連続的に受信するステップをさらに含む。この方法は、レーダ信号及び動き信号から合成運動信号を連続的に計算するステップをさらに含む。本方法は磁気共鳴撮像データを取得するために、パルスシーケンスコマンドを用いて磁気共鳴撮像システムを制御するステップをさらに含む。磁気共鳴画像データの取得は、上記合成運動信号を用いて制御される。

20

【 0 0 3 8 】

本発明の前述の実施形態のうちの一つ以上は、組み合わせられた実施形態が相互に排他的でない限り、組み合わせられてもよいことが理解される。

【 0 0 3 9 】

当業者には理解されるように、本発明の態様は、装置、方法、またはコンピュータプログラム製品として実施することができる。したがって、本発明の態様は完全にハードウェアの実施形態、完全にソフトウェアの実施形態（ファームウェア、常駐ソフトウェア、マイクロコードなどを含む）、または本明細書ではすべて一般に「回路」、「モジュール」、または「システム」と呼ぶことができるソフトウェアおよびハードウェアの態様を組み合わせた実施形態の形態をとることができる。さらに、本発明の態様は、コンピュータ実行可能コードがその上に具現化された1つまたは複数のコンピュータ可読媒体に具現化されたコンピュータプログラム製品の形態をとることができる。

30

【 0 0 4 0 】

1つまたは複数のコンピュータ可読媒体の任意の組合せを利用することができる。コンピュータ可読媒体は、コンピュータ可読信号媒体またはコンピュータ可読記憶媒体であってもよい。本明細書で使用される「コンピュータ可読記憶媒体」は、コンピューティングデバイス（計算装置）のプロセッサによって実行可能な命令を記憶することができる任意の有形の記憶媒体を包含する。コンピュータ読み取り可能な記憶媒体は、コンピュータ読み取り可能な一時的でない（非一時的）記憶媒体と呼ばれる場合がある。コンピュータ可読記憶媒体はまた、実体のあるコンピュータ可読媒体と呼ばれることもある。ある実施形態では、コンピュータ読み取り可能な記憶媒体はコンピュータ装置のプロセッサによってアクセス可能なデータを記憶することも可能である。コンピュータで読み取り可能な記憶媒体の例としてはフロッピーディスク、磁気ハードディスクドライブ、ソリッドステートハードディスク、フラッシュメモリ、USBメモリ、RAM（Random Access memory）、読み取り専用メモリ（ROM）、光ディスク、光磁気ディスク、及びプロセッサのレジスタファイルが挙げられるが、これらに限定されない。光ディスクの例としては、CD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW、またはDVD-Rディスクなどのコンパクトディスク（CD）およびデジタル汎用ディスク（DVD）がある。コンピュータ可読記憶媒体という用語はまた、ネットワークまたは通信リ

40

50

リンクを介してコンピュータ装置によってアクセスされることが可能な様々なタイプの記録媒体を指す。例えば、データは、モデムを介して、インターネットを介して、またはローカルエリアネットワークを介して検索することができる。コンピュータ可読媒体上に具現化されたコンピュータ実行可能コードは無線、有線、光ファイバケーブル、RFなど、または前述のものの任意の適切な組合せを含むがこれらに限定されない、任意の適切な媒体を使用して送信され得る。

【0041】

コンピュータ可読信号媒体は例えば、ベースバンドで、または搬送波の一部として、コンピュータ実行可能コードがその中に具現化された伝搬データ信号を含むことができる。そのような伝播信号は電磁、光学、またはそれらの任意の適切な組み合わせを含むが、それらに限定されない、任意の様々な形態をとることができる。コンピュータ読み取り可能な信号媒体はコンピュータ読み取り可能な記憶媒体ではなく、命令実行システム、装置、またはデバイスによって、またはそれに関連して使用するために、プログラムを通信、伝播、または移送することができる、任意のコンピュータ読み取り可能な媒体であってもよい。

10

【0042】

「コンピュータメモリ」または「メモリ」は、コンピュータ読み取り可能な記憶媒体の一例である。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す。コンピュータメモリは、任意の揮発性または不揮発性のコンピュータ読み取り可能な記憶媒体であってもよい。

20

【0043】

本明細書で使用される「プロセッサ」は、プログラムまたはマシン実行可能命令またはコンピュータ実行可能コードを実行することができる電子コンポーネントを包含する。「プロセッサ」を含む計算装置への言及は、おそらく複数のプロセッサまたは処理コアを含むものとして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ってもよい。プロセッサは、単一のコンピュータシステム内の、または複数のコンピュータシステム間で分散されたプロセッサの集合を指す場合もある。コンピューティングデバイス（計算装置）という用語は、プロセッサまたはプロセッサを構成するそれぞれのコンピューティングデバイスの集合またはネットワークを指す可能性があるとして解釈されるべきである。コンピュータ実行可能コードは同一のコンピューティングデバイス内であってもよいし、複数のコンピューティングデバイスに分散されていてもよい複数のプロセッサによって実行されてもよい。

30

【0044】

コンピュータ実行可能コードは、マシン実行可能命令またはプロセッサに本発明の態様を実行させるプログラムを含むことができる。本発明の態様に対する処理を実行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）、C++等のオブジェクト指向プログラミング言語、およびCプログラミング言語または類似のプログラミング言語のような従来の手続き型プログラミング言語を含み、マシン実行可能命令にコンパイルされる、1つ以上のプログラミング言語の任意の組み合わせで書くことができる。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であってもよいし、事前にコンパイルされた形態であってもよく、その場で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。

40

【0045】

コンピュータ実行可能コードは、スタンドアロンのソフトウェアパッケージとして、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、部分的にユーザのコンピュータ上で且つ部分的にリモートのコンピュータ上で、または完全にリモートの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。後者のシナリオでは、遠隔（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）または広域ネットワーク（WAN）を含む任意のタイプのネットワークを介してユーザのコンピュータに接続されてもよく、または（例えば、インターネットサービスプロバイダを使用してインターネッ

50

トを介して)外部コンピュータに接続されてもよい。

【0046】

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)、およびコンピュータプログラム製品のフローチャート図および/またはブロック図を参照して説明される。フローチャート、図、および/またはブロック図の各ブロックまたはブロックの一部は、適用可能な場合には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することができることを理解されたい。さらに、相互に排他的ではない場合、異なるフローチャート、図、および/またはブロック図におけるブロックの組合せを組み合わせることができることを理解されたい。これらのコンピュータプログラム命令は、汎用コンピュータ、専用コンピュータ、または他のプログラマブルデータ処理装置のプロセッサに提供されて、コンピュータまたは他のプログラマブルデータ処理装置のプロセッサを介して実行される命令が流れ図および/またはブロック図の1つまたは複数のブロックで指定された機能/動作を実施するための手段を作成するように、マシンを生成することができる。

10

【0047】

これらのコンピュータプログラム命令はコンピュータ、他のプログラマブルデータ処理装置、または他のデバイスに特定の方法で機能するように指示することができるコンピュータ可読媒体に格納することもでき、その結果、コンピュータ可読媒体に格納された命令は、フローチャートおよび/またはブロック図の1つまたは複数のブロックで指定された機能/動作を実施する命令を含む製造品を生成する。

20

【0048】

コンピュータプログラム命令はまた、コンピュータ、他のプログラマブルデータ処理装置、または他のデバイスにロードされて、一連の動作ステップがコンピュータ、他のプログラマブル装置、または他のデバイス上で実行されて、コンピュータまたは他のプログラマブル装置上で実行される命令がフローチャートおよび/またはブロック図の1つまたは複数のブロックで指定された機能/動作を実施するためのプロセスを提供するように、コンピュータ実施プロセスを生成することも可能である。

【0049】

ここで使用される「ユーザインターフェース」は、ユーザまたはオペレータがコンピュータまたはコンピュータシステムと対話することを可能にするインターフェースである。「ユーザインターフェース」は、「ヒューマンインターフェース装置」とも呼ばれる。ユーザインターフェースは情報またはデータをオペレータに提供し、および/またはオペレータから情報またはデータを受信することができる。ユーザインターフェースはオペレータからの入力をコンピュータによって受け取ることができることを可能にし、コンピュータからユーザに出力を提供することができる。換言すれば、ユーザインターフェースはオペレータがコンピュータを制御または操作することを可能にし、インターフェースは、コンピュータがオペレータの制御または操作の効果を示すことを可能にしてもよい。ディスプレイまたはグラフィカル・ユーザ・インタフェース上のデータまたは情報の表示は、オペレータに情報を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、ポインティングスティック、グラフィックスタブレット、ジョイスティック、ゲームパッド、ウェブカメラ、ヘッドセット、ペダル、有線グローブ、リモートコントロール、および加速度計を介したデータの受信は、すべて、オペレータからの情報またはデータの受信を可能にするユーザインターフェース構成要素の例である。

30

40

【0050】

本明細書で使用される「ハードウェアインターフェース」は、コンピュータシステムのプロセッサが外部の計算装置および/または装置と対話および/または制御することを可能にするインターフェースを含む。ハードウェアインターフェースは、プロセッサが制御信号または命令を外部コンピュータデバイスおよび/または装置に送信することを可能にし得る。ハードウェアインターフェースはまた、プロセッサが外部の計算装置および/または装置とデータを交換することを可能にしてもよい。ハードウェアインターフェ

50

ースの例として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、Bluetooth（登録商標）接続、無線ローカルエリアネットワーク接続、TCP/IP接続、イーサネット（登録商標）接続、制御電圧インターフェース、MIDIインターフェース、アナログ入力インターフェース、およびデジタル入力インターフェースが挙げられるが、これらに限定されない。

【0051】

磁気共鳴（MR）データは、本明細書では磁気共鳴イメージングスキャン中に磁気共鳴装置のアンテナを用いた原子スピンによって放射される高周波信号の記録された測定値であると定義される。磁気共鳴データまたは磁気共鳴イメージングデータは、医用イメージングデータの一例である。磁気共鳴（MR）画像は、本明細書では磁気共鳴撮像データ内に含まれる解剖学的データの再構成された2次元または3次元視覚化として定義される。

10

【図面の簡単な説明】

【0052】

【図1】図1は、医療機器の一例を示す。

【図2】図2は、図1の医療機器を動作させる方法を示すフローチャートを示す。

【図3】図3は、医療機器のさらなる例を示す。

【図4】図4は、医療機器のさらなる例を示す。

【図5】図5は、医療機器のさらなる例を示す。

【図6】図6は、図5の医療機器を動作させる方法を示すフローチャートを示す。

20

【図7】図7は、医療機器のさらなる例を示す。

【図8】図8は、合成運動信号を計算する方法を示すフローチャートを示す。

【図9】図9は、医療機器のさらなる例を示す。

【図10】図10は、合成運動信号を計算するさらなる方法を示すフローチャートを示す。

【発明を実施するための形態】

【0053】

以下、本発明の好ましい実施形態を、単なる例として、図面を参照して説明する。

【0054】

これらの図における同様の番号が付された要素は、同等の要素であるか、または同じ機能を実行するかのいずれかである。前述した要素は、機能が同等である場合には必ずしも後の図で説明されない。

30

【0055】

図1は、磁石104を有する磁気共鳴撮像システム102である医療機器100の一例を示す。磁石104は、それを貫通するボア106を有する超伝導円筒型の磁石である。異なる種類の磁石の使用も可能である；例えば、分割円筒磁石といわゆる開放磁石の両方を使用することも可能である。分割円筒形磁石はクライオスタットが磁石の等平面へのアクセスを可能にするために2つのセクションに分割されていることを除いて、標準的な円筒形磁石と同様であり、このような磁石は例えば、荷電粒子ビーム治療と併せて使用されてもよい。開放磁石（オープンマグネット）は被検者を受け入れるのに十分な大きさの空間を間に有する上下2つのマグネット部分を有し、該2つの部分の配置はヘルムホルツコイルのものと類似している。オープンマグネットは、被写体が余り制限されないため、人気がある。円筒形磁石のクライオスタットの内部には、超伝導コイルの集合体がある。円筒状磁石104のボア106内には、磁気共鳴撮像（イメージング）を実行するのに十分な強さおよび均一性を有する撮像（イメージング）ゾーン108が存在する。関心領域109が撮像ゾーン108内に示されている。取得される磁気共鳴撮像データは、典型的には関心領域について取得される。被検体（被検者）118は被検体118の少なくとも一部が撮像ゾーン108および関心領域109内にあるように、被検体（被検者）支持体120によって支持されているように示されている。

40

【0056】

磁石のボア106内には勾配磁場コイル110の組も存在し、これは磁石104の撮像

50

ゾーン 108 内の磁気スピンを空間的に符号化することにより、予備的な磁気共鳴撮像データの取得のために使用される。勾配磁場コイル 110 は勾配磁場コイル電源 112 に接続される。勾配磁場コイル 110 は、代表的なものであることが意図されている。典型的には、勾配磁場コイル 110 は 3 つの直交する空間方向において空間的に符号化するための 3 つの別々のセットのコイルを含む。勾配磁場電源は、勾配磁場コイルに電流を供給する。勾配磁場コイル 110 に供給される電流は、時間の関数として制御され、ランプ状にされてもパルス状にされてもよい。

【0057】

撮像ゾーン 108 に隣接して、撮像ゾーン 108 内の磁気スピンの配向を操作し、また撮像ゾーン 108 内のスピンからの無線送信を受信するための無線周波数コイル 114 がある。該無線周波数アンテナは、複数のコイル要素を含んでもよい。該無線周波数アンテナは、チャンネルまたはアンテナと呼ばれることもある。無線周波数コイル 114 は、無線周波数トランシーバ 116 に接続される。無線周波数コイル 114 および無線周波数トランシーバ 116 は、別個の送信コイルおよび受信コイル、ならびに別個の送信機および受信機と置き換えてもよい。無線周波数コイル 114 および無線周波数トランシーバ 116 は、代表的であることが理解される。無線周波数コイル 114 は、専用の送信アンテナおよび専用の受信アンテナを表すことも意図されている。同様に、トランシーバ 116 も、別個の送信機及び受信機を表すことができる。また、無線周波数コイル 114 は複数の受信/送信要素を有してもよく、無線周波数トランシーバ 116 は複数の受信/送信チャンネルを有する可能性がある。例えば、SENSE のような並列撮像技術が実行される場合、無線周波数コイル 114 は、複数のコイル要素を有することができる。

【0058】

被検体支持体 120 は、撮像ゾーンにおいて被検体 118 を支持するものとして示されている。被検者支持体 120 は、被検者 118 を受け入れるように構成された支持面 121 を有する。被検者支持体 120 内に位置決めされているように示されているレーダシステム 124 がある。レーダシステム 124 はまた、支持面 121 の下にあり、被検体 118 に向けられたレーダアレイ 125 を含む。レーダアレイ 125 の複数の要素は、被写体 118 の動きの測定を可能にする。これは、被検者 118 の内部及び外部の両方の動きを含む。ボックス 122 は、動き検出システム 122 を表すことを意図している。動き検出システム 122 のさらなる例は、さらなる図で詳述される。

【0059】

傾斜磁場（勾配磁場）コイル電源 112、トランシーバ 116、動き検出システム 122 およびレーダシステム 124 は、コンピュータシステム 126 のハードウェアインターフェース 128 に接続されているように示されている。該コンピュータシステムはさらに、ハードウェアシステム 128、メモリ 134、およびユーザインターフェース 132 と通信するプロセッサ 130 を備える。メモリ 134 は、プロセッサ 130 にアクセス可能な任意の組み合わせのメモリであってもよい。これには、メイン・メモリ、キャッシュ・メモリなどのものや、フラッシュ RAM、ハード・ドライブ、またはその他の記憶装置などの不揮発性メモリも含まれる。いくつかの例では、メモリ 134 は一時的でない（非一時的）コンピュータ可読媒体であると考えられることができる。

【0060】

メモリ 134 は、機械実行可能命令 140 を含むものとして示されている。機械実行可能命令 140 は、プロセッサ 130 が磁気共鳴撮像（イメージング）システム 100 の動作および機能を制御することを可能にする。マシン実行可能命令 140 はまた、プロセッサ 130 が様々なデータ分析および計算機能を実行することを可能にしてもよい。コンピュータメモリ 134 は、パルスシーケンスコマンド 142 を含むものとしてさらに示されている。パルスシーケンスコマンドは、磁気共鳴イメージングプロトコルに従って、被検者 118 から一連の磁気共鳴イメージング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 100 を制御するように構成される。

【0061】

10

20

30

40

50

メモリ 134 は更に、レーダシステム 124 で取得されたレーダ信号 144 を含むものとして示されている。メモリ 134 はさらに、動き検出システム 122 によって記録された動き信号 146 を含むものとして示される。メモリ 134 は、レーダ信号 144 と動き信号 146 を使用して計算された結合動き信号 148 をさらに含むものとして示されている。合成運動信号 148 は例えば、異なる例において異なる形式をとることができる。これは、心臓信号、呼吸位相信号、又はこれら 2 つの組み合わせであってもよい。合成運動信号 148 はまた、被検者 118 の全体的な又は大きな動きについての詳細を含むことができる。

【0062】

メモリ 134 はさらに、パルスシーケンスコマンド 142 を用いて磁気共鳴撮像システム 102 を制御することによって取得された磁気共鳴撮像データ 150 を含むものとして示される。メモリ 134 はさらに、磁気共鳴画像データ 150 から再構成された磁気共鳴画像 152 を含むものとして示されている。磁気共鳴画像データ 150 は、合成運動信号 148 を使用して部分的に制御することができる。例えば、合成運動信号 148 は磁気共鳴画像データの制御をゲート制御するために、または他の方法で調整するために使用されてもよい。

10

【0063】

メモリ 134 は、レーダ信号 144 と動き信号 146 からの合成運動信号 148 を計算するために使用され得るオプションの機械学習アルゴリズム 154 を含むものとしてさらに示される。

20

【0064】

図 2 は、図 1 の医療機器 100 を動作させる方法を示すフローチャートを示す。図 2 に示す方法は、制御ループとして機能する。最初に、ステップ 200 において、レーダ信号 144 が受信される。次にステップ 202 で、動き信号 146 が受信される。ステップ 200 および 202 は同時に、またはいずれかの順序で実行されてもよい。レーダ信号 144 および動き信号 146 の受信は例えば、デジタルデータの形態であってもよい。この場合、レーダ信号 144 及び動き信号 146 は、離散的なデータ塊で取得することができる。それらは離散的に取得されるが、それらは規則的または反復的な方法で取得されてもよく、その場合、それらはデータの連続的な取得を構成する。次に、ステップ 204 で、合成運動信号 148 が、レーダ信号 144 および動き信号 146 から計算される。次に、ステップ 206 において、磁気共鳴撮像システム 102 は、パルスシーケンスコマンド 142 で制御されて、磁気共鳴撮像データ 150 を取得する。合成運動信号 148 は例えば、磁気共鳴撮像データ 150 の取得をゲート制御するために、または取得中にパルスシーケンスコマンド 142 を調整するために使用され得る。

30

【0065】

図 3 は、医療機器 300 のさらなる例を示す。図 3 に示す例は、図 1 に示す例と同様である。図 3 において、動き検出システムは、カメラ 322 である。このカメラは、オプションの遠隔制御可能なカメラマウント 324 に取り付けられているように示されている。遠隔で制御可能なカメラマウント 324 によって、カメラ 322 の焦点位置を遠隔で調節することができる。

40

【0066】

メモリ 134 は、画像データ 346 を含むものとして示されている。該画像データはカメラ 322 によって記録されたものであり、動き信号の一例である。レーダシステム 124 は例えば、カメラ 322 を使用して被写体 118 のどの部分を最良に測定することができるかを決定する際に有用であり得る。メモリ 134 は、レーダ信号 144 を用いて決定された焦点位置 350 を任意に含むものとして示されている。次いで、焦点位置 350 を使用して、遠隔操作可能なカメラマウント 324 にカメラ 322 の位置を調整させるコマンドを生成することができる。

【0067】

この例では、高周波コイル 114 は被検者 118 の胸部に配置された表面コイルである

50

。カメラ 3 2 2 は例えば、画像データ 3 4 6 を測定することができ、該データは、次いで、被検者 1 1 8 が呼吸するときの無線周波数コイル 1 1 4 の位置の変化に気付くことにより動き信号 1 4 6 に変換される。他の例では、カメラ 3 2 2 が被検者 1 1 8 の胸部を直接見ることができ、又は被検者 1 1 8 が着用している衣類の動きを追跡することができる。

【 0 0 6 8 】

図 4 は、医療機器 4 0 0 のさらなる例を示す。図 4 に示す例は、図 1 の医療機器の例と同様である。この例では、動き検出システムは超音波撮像（イメージング）システム 4 2 2 である。被検体支持体 1 2 0 内には超音波トランスデューサ 4 2 4 が散在している。超音波撮像システム 4 2 2 と超音波トランスデューサ 4 2 4 との間の接続は図示されていない。メモリ 1 3 4 は、ドップラ撮像超音波撮像システムなどの超音波撮像システム 4 2 2 を使用して取得された超音波データ 4 4 6 を含むものとして示されている。超音波データ 4 4 6 は、動き信号 1 4 6 の一例である。

【 0 0 6 9 】

どの超音波トランスデューサ 4 2 4 を超音波データの測定に使用すべきかを決定するために、レーダシステム 1 2 4 を用いて、最初に焦点位置 3 5 0 を決定することができる。焦点位置 3 5 0 は、超音波データ 4 4 6 を測定するためにどの超音波トランスデューサ 4 2 4 を使用するかを選択するために使用することができる。

【 0 0 7 0 】

図 5 は、医療機器 5 0 0 のさらなる例を示す。図 5 に示す例は、当該医療機器が放射線治療システム 5 0 2 をさらに備えることを除いて、図 3 に示す例と同様である。この特定の例では該放射線治療システムは L I N A C であるが、L I N A C システムの代わりに他の放射線治療システムを使用することもできる。

【 0 0 7 1 】

放射線治療システム 5 0 2 は、ガントリ 5 0 6 及び放射線治療源 5 0 8 を含む。ガントリ 5 0 6 は、ガントリ回転軸 5 4 0 の周りに放射線治療源 5 0 8 を回転させるためのものである。放射線治療源 5 0 8 に隣接してコリメータ 5 1 0 がある。

【 0 0 7 2 】

本実施形態に示す磁石 1 0 4 は、標準的な円筒状の超電導磁石である。磁石 1 0 4 は、その内部に超電導コイル 5 1 6 を有するクライオスタット 5 1 4 を有する。クライオスタット内には超伝導シールドコイル 5 1 8 も存在する。

【 0 0 7 3 】

図 1 と同様に、トランシーバ 1 1 6 に接続された磁気共鳴コイル 1 1 4 が存在する。また、図 5 には、トランシーバに取り付けられた任意のボディコイル 5 2 8 が示されている。

【 0 0 7 4 】

被検者支持体 1 2 0 は、任意の機械的位置決めシステム 5 3 7 によって位置決めされてもよい。被検体 1 1 8 内には、ターゲットゾーン 5 3 8 がある。ガントリ回転軸 5 4 0 は、この特定の実施形態では磁石 1 0 4 の円筒軸と同軸である。対象支持体 1 2 0 は、ターゲットゾーン 5 3 8 がガントリ回転の軸 5 4 0 上に位置するように配置されている。放射線源 5 0 8 は、コリメータ 5 1 0 を通過して標的ゾーン 5 3 8 を通過する放射線ビーム 5 4 2 を生成するものとして示される。放射線源 5 0 8 が軸 5 4 0 を中心に回転されると、ターゲットゾーン 5 3 8 は放射線ビーム 5 4 2 によって標的とされる。放射線ビーム 5 4 2 は、当該磁石のクライオスタット 5 1 4 を通過する。

【 0 0 7 5 】

機械的位置決めシステム 5 3 7 および放射線治療システム 5 0 2 は、コンピュータシステム 1 2 6 のハードウェアインターフェース 1 2 8 にさらに接続されているように示されている。

【 0 0 7 6 】

コンピュータメモリ 1 3 4 は、放射線治療命令 5 6 0 を含むものとしてさらに示されている。該放射線治療命令は、標的ゾーン 5 3 8 を照射するように放射線治療システム 5 0 2 を制御することができるようなコマンドに変換することができる命令またはコマンドで

10

20

30

40

50

ある。放射線治療命令560の実行は、合成運動信号148を使用して修正またはゲート制御されてもよい。

【0077】

図6は、図5の医療機器500を動作させる方法を示すフローチャートを示す。最初に、ステップ600において、放射線治療命令560が受信される。次に、この方法は図2に示すように、ステップ200~206に進む。ステップ206が実行された後、本方法はステップ602に進み、該放射線治療システムは、放射線治療命令560及び合成運動信号148を用いてターゲットゾーン538を照射するように制御される。例えば、合成運動信号148はターゲットゾーン538の照射をゲーティングするために使用することができ、または被検者118が自発的にまたは非自発的に動くときにターゲットゾーン538の位置を調整するために使用することもできる。

10

【0078】

医療撮像（特にMR）における高品質の起動（トリガリング）は、心臓、腹部または骨盤イメージングのような多数の検査に有用である。撮像シーケンス（パルスシーケンスコマンド）のためのトリガ信号（合成運動信号）は、等しい呼吸状態または心周期中の等しい点で実行され、優れた画質をもたらすことができる。典型的には、バイタルサインが専用のセンサを使用して記録されるが、このセンサは高価であり、誤りおよび誤配置の傾向がある。さらに、患者のバルク運動はしばしば問題となり、特にスキャンが最長で数分間続き、1時間までの検査が可能なMRイメージング中に問題となる。

20

【0079】

いくつかの例は心臓監視のための呼吸ベルトまたはPPUセンサなどの接触センサを取り除き、バイタルサイン検出のための2つの非接触方法に置き換える。非接触方式は少なくとも従来センサと同等であるが、より安価で信頼性が高いことが以前に実証されている。さらに、レーダと光学的検出技術を組み合わせることにより、システム間の相互相関を使用した改良された信号品質、改良された較正方式、または他方を使用する一方のシステムの（空間）誘導が得られる。例えば、レーダは体内に侵入することができ、カメラよりも内部器官の動きを感知するのにより適している。一方、カメラは、レーダ信号が信頼できない全体的な患者の動きのような例外的な事象を検知するのにより適している。

【0080】

例としては、撮像マシンの患者ベッド内またはその下の安価な（超広帯域）レーダセンサのレイ、及び撮像中に患者を観察するポアに近い光学カメラまたは赤外線カメラを挙げることができる。

30

【0081】

両方のシステムは、生データから呼吸および/または心臓信号を導出するコンピュータに接続される。光学部及びレーダ部のために適当なアルゴリズムが利用可能である。

【0082】

両主体は、かくして、バイタルサインデータ（レーダ信号と動き信号）を生成することができるが、これらの信号を組み合わせ、例えば、より良い信号対雑音比を引き出すことができ、または例えば、レーダレイは光学システムのために関心領域を提供することができる。該光学システムは、次いで、相対的に小さい信号でより大きな面積をモニタリングする代わりに、可能な限り最高の出力を生成するためにズームすることができる。

40

【0083】

バイタルサイン検出のための光学システム及び超広帯域（UWB）レーダの両方が、このようなシステムの実現可能性を示す異なるグループによって提示された。光学側の場合、該システムは、ポアの近くに配置された適切な光学系を有するカメラと、ビデオストリーム内の特徴部の動きから呼吸信号を、又はビデオ内の患者の皮膚色の变化から心臓信号を計算するソフトウェアアルゴリズムとを含むことができる。

【0084】

前記レーダレイシステムは患者の上半身を広範囲にカバーすることができるように、患者ベッド内または患者ベッドの下に都合よく配置することができる。GHz範囲の異な

50

る周波数で動作するシステムが、超広帯域ソリューションと同様に実証されている。呼吸または心臓信号は体内の反射から、または飛行時間測定から計算することができる。

【 0 0 8 5 】

改善された呼吸トリガを導出するために、当該システムは、以下のように動作することができる：

例 1：

- 両方のシステムは、ビデオ及びレーダ測定値から導出された呼吸曲線及びトリガ点を提供する。
- 次いで、独立した測定値が相関され、改善されたトリガが生成される。

例 2：

- 両方のシステムは、ビデオ及びレーダ測定値から導出された呼吸曲線及びトリガ点を提供する。
- 空間的に分解されたレーダデータにおいて、最良の S N 比を持つ領域が決定され、座標が光学系に引き渡される。
- カメラビューは、この R O I (視野角、ズーム、露出・・・) に調整され、より高品質の呼吸曲線を生成することができる。

【 0 0 8 6 】

図 7 は、医療撮像システム 3 0 0 のさらなる図を示す。図 7 に示す例では、レーダセンサ 1 2 5 が被検体支持体 1 2 0 内又はその下にアレイ状に配置されている。さらに、1つまたは複数のカメラ 3 2 2 が、磁石 1 0 4 のボア 1 0 6 内の患者または被検者 1 1 8 を観察することができる。

【 0 0 8 7 】

図 8 は、前記合成運動信号を計算するための信号流のフローチャートを示す。当該動きは、カメラ 3 2 2 から受信したカメラ画像 8 0 0 のストリングと、アレイ内の各センサ 1 2 5 のレーダ測定値 8 0 2 とを示す。次いで、これら信号は例えば、コンピュータ 1 2 6 又はレーダ信号及びビデオ解析のためのワークステーションによって処理される。この処理の結果は、動き信号、画像データ 3 4 6 又はビデオストリームである。レーダデータ 1 4 4 も生成される。ブロック 8 0 4 は、信号 3 4 6 および 1 4 4 が相関され、結合されることを示す。ブロック 8 0 4 の出力は、合成運動信号 1 4 8 である。図 8 では、両方の個々のシステムからの入力分析されている。次に、改善されたトリガ信号が例えば、信号の相関を使用して生成されるか、又は一方のシステムからの出力が、他方の装置の関心領域を設定するために使用され、かくして、全体的な信号品質が改善される。前記レーダ信号およびビデオ分析のためのワークステーションは、MR ボア内若しくは MR ボアの近くにある、または患者ベッド内に一体化されたローカル D S P 処理ユニットによって置き換えることもできる。

【 0 0 8 8 】

カメラのような光学センサの代替として、超音波システムを使用することもできる。バイタルサイン検出のためのドブラ超音波 (D U S) (超音波撮像システム) 及び (U W B) レーダの両方が、このようなシステムの実現可能性を示す異なるグループによって提示された。超音波センサは音響信号を発生し、戻ってきた信号も検出する。ドブラ超音波 (D U S) は血流および心臓壁運動の観点から心臓の生理学的活動を反映し、従って、心臓周期をリアルタイムで直接監視する。さらに、トランスデューサの位置に応じて、D U S 信号は心周期の別個の時間に対応し、従来の E C G よりも心臓トリガのためのより正確な情報を潜在的に提供する。両方の方法は同時に使用することができ、より良好なバイタルサイン記録およびトリガ信号を提供することができる。

【 0 0 8 9 】

例は、患者ベッド内または患者ベッドの下にある、または撮像マシンの R F コイルに一体化された、安価な (超広帯域) レーダセンサのアレイ、及び超音波検出システム (D U S) を含むことができる。両方のシステムは、生データから呼吸および / または心臓信号を導出するコンピュータに接続される。D U S 及びレーダ部分に適したアルゴリズムが利

10

20

30

40

50

用可能である。

【 0 0 9 0 】

両方の主体がバイタルサインデータを生成することができるが、これらの信号を組み合わせ、例えば、より良い信号対ノイズ比を導出することや、ステアリング目的に使用することができる。したがって、レーダアレイはDUSシステムのための関心領域を提供ことができ、該DUSシステムは相対的に小さい信号でより広い領域を監視する代わりに、可能な限り最良の出力または改善された出力を生成するために、臓器固有の動き（心臓、肺、肝臓）の検出のためにズームインすることができる。

【 0 0 9 1 】

超音波（US）部分の場合、センサは、患者の皮膚との接触を提供するゲルパッドに一体化された、USセンサのローカルアレイと、ビデオストリームの特徴運動から呼吸信号を、またはビデオの患者の皮膚色変化から心臓信号を計算するソフトウェアアルゴリズムとからなる。

10

【 0 0 9 2 】

レーダアレイシステムは、好都合にはUSセンサに隣接して又は患者ベッド内もしくは患者ベッドの下に配置されるか、またはRFコイル内に一体化されて、患者の上半身の大きなカバレッジを可能にすることができる。GHz範囲の異なる周波数で動作するシステムが、超広帯域ソリューションと同様に実証されている。呼吸、臓器運動、または心臓信号は体内の反射から、または飛行時間測定から計算することができる。

【 0 0 9 3 】

改善された呼吸トリガを導出するために、当該システムは、以下のように動作することができる：

20

例 1：

- 両方のシステムは、超音波およびレーダ測定から導出された呼吸曲線およびトリガ点を提供する。
- 次いで、独立した測定値が相関され、改善されたトリガが生成される。

例 2：

- 両方のシステムは、超音波およびレーダ測定から導出された呼吸曲線およびトリガ点を提供する。
- 空間的に分解されたレーダデータにおいて、最良のSN比を持つ領域が決定され、座標が超音波システムに引き渡され、次いで、該システムが高SN比でバイタルサインを局所的に検出する。

30

【 0 0 9 4 】

RFコイル内に配置されている場合、USセンサデータのデータ処理だけでなく電源も、すでにコイル内に存在するデジタルRXEモジュールで処理することができる。

【 0 0 9 5 】

図9は、医療機器400のさらなる図を示す。被検者118が被検者支持体120上に置かれた状態の上面図が示されている。レーダ素子125のアレイがある。この例では、レーダ素子125のそれぞれの上および内部に位置する超音波トランスデューサ424がある。レーダセンサおよびUSセンサは、アレイ状に患者支持体内若しくはその下に配置されるか、またはRFコイル内に一体化される。

40

【 0 0 9 6 】

図10は、合成運動信号148を形成するプロセスにおける信号の流れを示すフローチャートを示す。入力1は、超音波トランスデューサごとに測定される超音波データ1000である。また、入力2は、レーダ要素125当たりのレーダ測定値である。これらは、次に、ローカルDSPプロセッサまたはコンピュータ126に投入される。これの出力は、超音波データ446およびレーダ信号144である。次に、これらはブロック804で相関される。出力は、合成運動信号148である。両方の個々のシステムからの入力が分析される。次に、改善されたトリガ信号が例えば、信号の相関を使用して生成されるか、又は一方のシステムの出力が、他方の装置の関心領域を設定するために使用され、かくして、

50

全体的な信号品質が改善される。レーダ信号および超音波の分析のためのワークステーションは、MRボア内若しくはMRボアの近くの、または患者ベッド内に組み込まれたローカルDSP処理ユニットによって置き換えることもできる。

【0097】

幾つかの例では、当該医療機器は検知されたRADAR及び光学動き信号を受信するように適合されたディープラーニング機能を有する機械学習モジュールを更に含む。深層学習方法は、より低いレベルの特徴の合成によって形成される階層のより高いレベルの特徴により特徴階層を学習することを目的とする。それらは、隠れ層を有するニューラルネットワーク、および隠れ変数のレベルを有するグラフィカルモデルを含む、広範な深いアーキテクチャのための学習方法を含むことができる。

10

【0098】

教師なし事前訓練は、深いアーキテクチャの学習をより効果的にする。このような事前訓練（プリトレーニング）は一種のネットワークプリコンディショナとして働き、さらなる教師ありレーニングのためにパラメータ値を適切な範囲に置き、経験的コスト関数のより低い最小値を達成するという意味で、最適化プロセスをより効果的にするパラメータ空間内の点にモデルを初期化する。

【0099】

一例では、レーダ信号と光学信号とが同時に取得される。これにより、リアルタイム相関が可能になり、もう一方を使用した一方の信号の補正も可能になる。

【0100】

一例では、レーダシステム及び動き検出システム的一方（好ましくはレーダ装置）は、空間的に何処に焦点を合わせるかの情報が送信されるように、光学システムに結合される。光学系は、コイルが配置されているか否かをチェックするための情報を追加的に生成することができる。

20

【0101】

1つの例では移動ベッド信号が両方のセンサによって同時に検出され、フィルタリングされ、相関されるが、特定の領域では信号のうちの1つだけで十分であり得る。

【0102】

一例ではレーダシステムおよび動き検出システム的一方が動き検出を送出し、他方は心臓信号を供給する。同時検出および相関は、心臓トリガ信号をノイズ除去するために使用され得る動きベクトル場を生成することを可能にする。

30

【0103】

別の例では内部臓器の動きはレーダから推定することができ、表面の動き（皮膚、布、コイルなど）はカメラなどの光学デバイスによって検出される。

【0104】

いくつかの例では、レーダ信号と動き信号との間の可能な相関メカニズムが以下のうちの1つまたは複数を含むことができる：

- 信号の類似性をチェックし、誤った肯定/否定を見つけるための、レーダと光学信号との相互相関；
- 両方のソースから生成されたトリガ曲線の乗算。信号が（時間的に）一致するとき、顕著な最大値および最小値を有する曲線を生じる。システム間の可能性のある遅延を測定するために使用することができる（各システムが対処している身体の領域に依存する）。
- 信号ゼロ化： 残りの信号が本質的にゼロになるように、信号と時間シフトの両方のスケールリングされたバージョンを減算する。これは、遅延測定にも使用することができる。遅延が分かると、SNRを改善するために、両方の信号は決定された時間シフトで加えることができる。

40

【0105】

本発明は図面および前述の説明において詳細に図示および説明されてきたが、そのような図示および説明は図例的または例示的であり、限定的ではないと考えられるべきであり、本発明は開示された実施形態に限定されない。

50

【 0 1 0 6 】

開示された実施形態に対する他の変形は図面、開示、および添付の特許請求の範囲の検討から、特許請求された発明を実施する際に当業者によって理解され、実施されることができる。特許請求の範囲において、単語「有する」は他の要素又はステップを排除するものではなく、単数形は複数を排除するものではない。単一のプロセッサまたは他のユニットは、特許請求の範囲に列挙されるいくつかのアイテムの機能を満たすことができる。特定の手段が相互に異なる従属請求項に記載されているという単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されることができ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一緒に、またはその一部として供給される光記憶媒体またはソリッドステート媒体などの適切な媒体上に記憶/配布することができるが、インターネットまたは他の有線もしくは無線電気通信システムなどを介して、他の形態で配布することもできる。特許請求の範囲におけるいかなる参照符号も、範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。

10

【符号の説明】

【 0 1 0 7 】

1 0 0	医療機器	
1 0 2	磁気共鳴撮像システム	
1 0 4	磁石 (マグネット)	
1 0 6	磁石のボア	
1 0 8	撮像ゾーン	20
1 0 9	関心領域	
1 1 0	勾配磁場コイル	
1 1 2	勾配磁場コイル電源	
1 1 4	高周波コイル	
1 1 6	トランシーバ	
1 1 8	被検者	
1 2 0	被検者支持体	
1 2 1	支持面	
1 2 2	動き検出システム	
1 2 4	レーダシステム	30
1 2 5	レーダアレイ	
1 2 6	コンピュータシステム	
1 2 8	ハードウェアインターフェース	
1 3 0	プロセッサ	
1 3 2	ユーザインターフェース	
1 3 4	コンピュータメモリ	
1 4 0	機械実行可能命令	
1 4 2	パルスシーケンスコマンド	
1 4 4	レーダ信号	
1 4 6	動き信号	40
1 4 8	合成運動信号	
1 5 0	磁気共鳴撮像データ	
1 5 2	磁気共鳴画像 (MRI)	
1 5 4	機械学習アルゴリズム	
2 0 0	レーダ信号をレーダシステムから連続的に受信する	
2 0 2	動き検出システムからの動き信号を連続的に受信する	
2 0 4	レーダ信号と動き信号から合成運動信号を連続的に計算する	
2 0 6	磁気共鳴撮像データを取得するためにパルスシーケンスコマンドにより磁気共鳴撮像システムを制御する	
3 0 0	医療機器	50

3 2 2	カメラ	
3 2 4	遠隔制御可能なカメラマウント	
3 4 6	画像データ	
3 5 0	焦点位置	
4 0 0	医療撮像システム	
4 2 2	超音波撮像システム	
4 2 4	超音波トランスデューサ	
4 4 6	超音波データ	
5 0 0	医療機器	
5 0 2	放射線治療システム	10
5 0 6	ガントリ	
5 0 8	放射線治療源	
5 1 0	コリメータ	
5 1 4	クライオスタット	
5 1 6	超電導コイル	
5 1 8	超電導シールドコイル	
5 2 8	ボディコイル	
5 3 7	機械式位置決め装置	
5 3 8	ターゲットゾーン	
5 4 0	ガントリ回転軸	20
5 4 2	放射線ビーム	
5 6 0	放射線治療命令	
6 0 0	被検体のターゲットゾーンを照射するように放射線治療システムを制御するよう に構成された放射線治療命令を受信する	
6 0 2	放射線治療命令と合成運動信号を使用して、標的ゾーンを照射するように放射線 治療システムを制御する	
8 0 0	カメラ画像	
8 0 2	レーダ測定	
8 0 4	信号の相関および/または組み合わせ	
1 0 0 0	超音波測定	30

【 図面 】

【 図 1 】

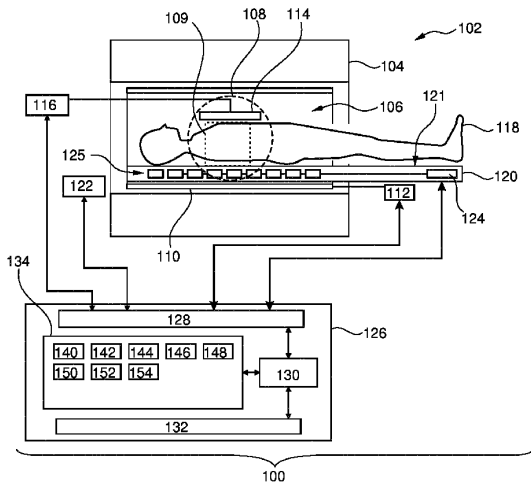


Fig. 1

【 図 2 】

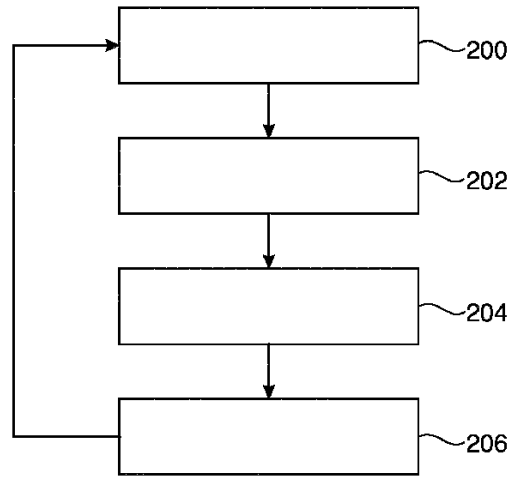


Fig. 2

【 図 3 】

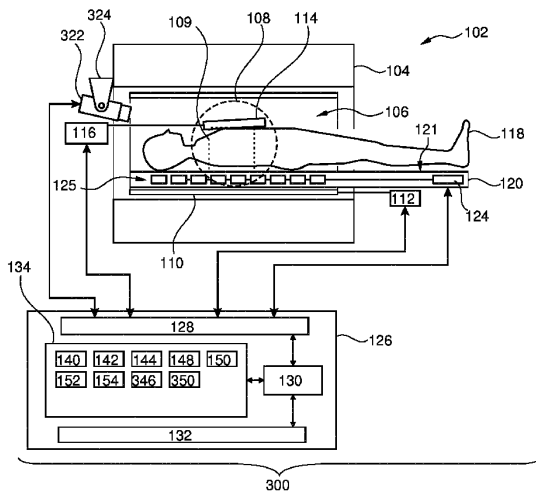


Fig. 3

【 図 4 】

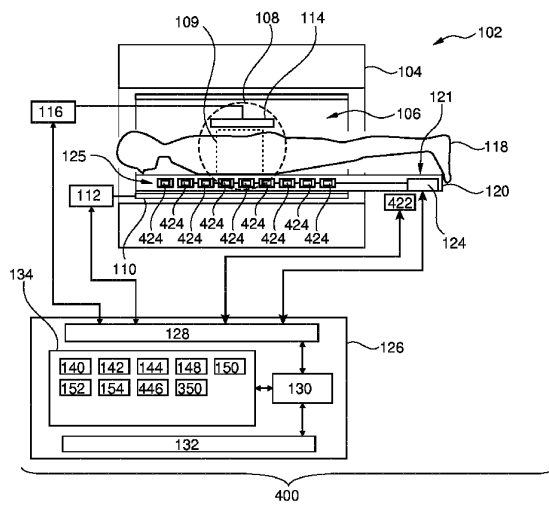


Fig. 4

10

20

30

40

50

【 図 5 】

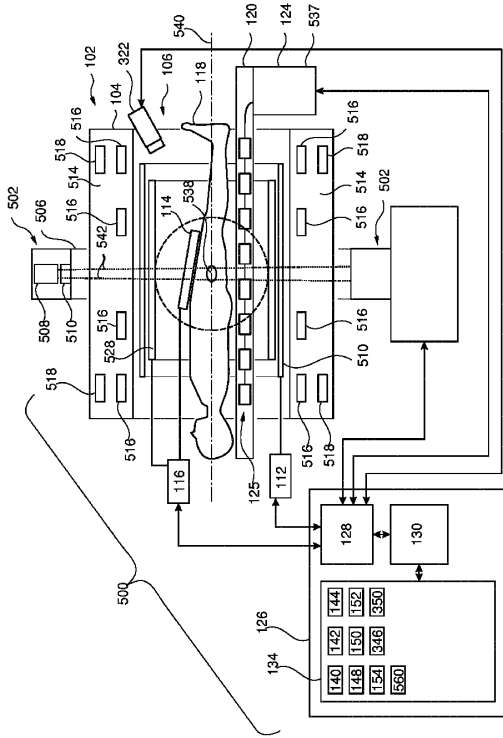


Fig. 5

【 図 6 】

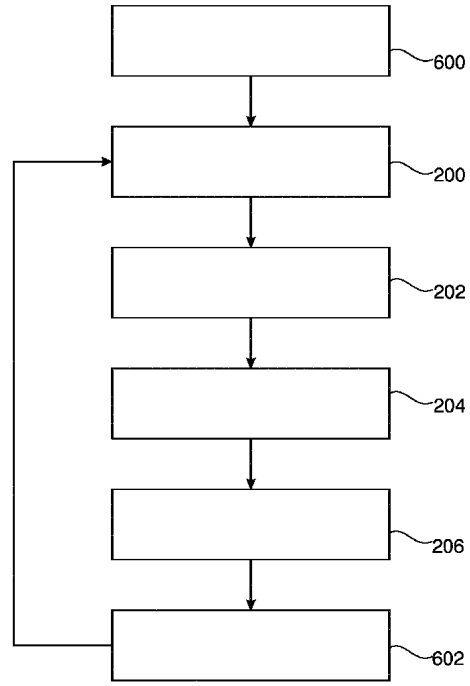


Fig. 6

【 図 7 】

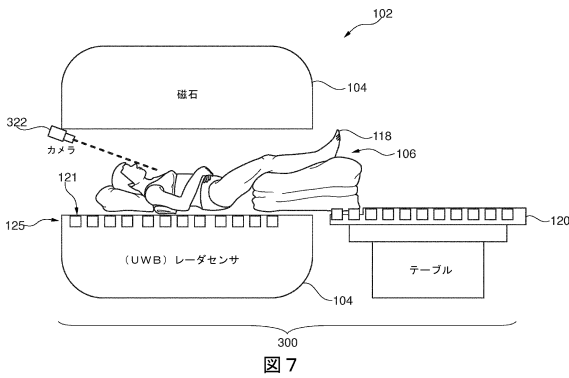


図 7

【 図 8 】

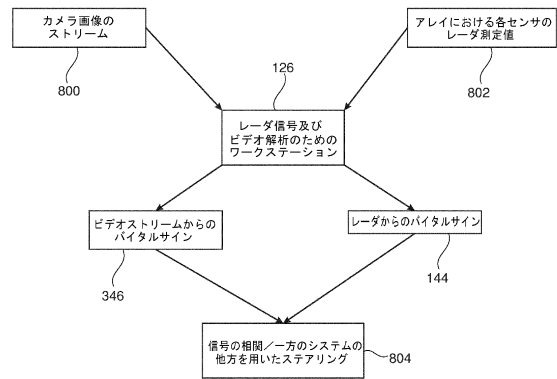


図 8

10

20

30

40

50

【 図 9 】

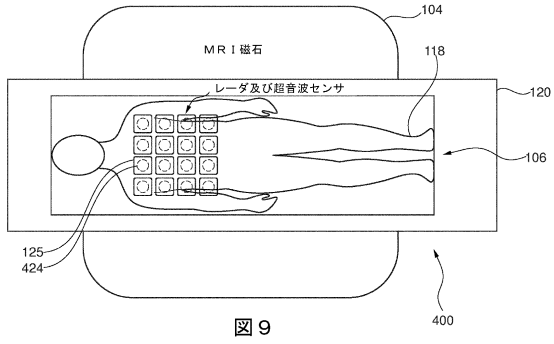


図 9

【 図 10 】

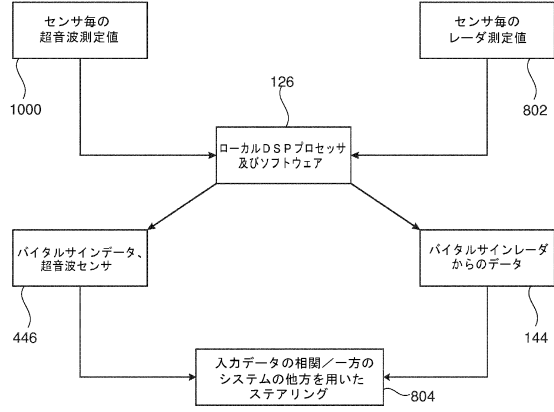


図 10

10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (72)発明者 ニールセン ティム
オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5
- (72)発明者 リュースラ クリストフ
オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5
- 審査官 佐々木 創太郎
- (56)参考文献 米国特許出願公開第2014/0073908(US, A1)
米国特許出願公開第2015/0320342(US, A1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
- A61B 5/055 - 5/22
A61B 8/00 - 8/15
A61M 36/10 - 36/14
A61N 5/00 - 5/10