

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号  
特許第7670059号  
(P7670059)

(45)発行日 令和7年4月30日(2025.4.30)

(24)登録日 令和7年4月21日(2025.4.21)

(51)国際特許分類	F I			
A 6 1 B	5/055(2006.01)	A 6 1 B	5/055	3 5 0
A 6 1 B	5/33 (2021.01)	A 6 1 B	5/33	2 1 0
		A 6 1 B	5/055	3 9 0
		A 6 1 B	5/055	3 6 6

請求項の数 13 (全11頁)

(21)出願番号	特願2022-537123(P2022-537123)	(73)特許権者	590000248
(86)(22)出願日	令和2年12月22日(2020.12.22)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65)公表番号	特表2023-506912(P2023-506912		ヴェ
	A)		Koninklijke Philips
(43)公表日	令和5年2月20日(2023.2.20)		N.V.
(86)国際出願番号	PCT/EP2020/087584		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(87)国際公開番号	WO2021/130203		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3年7月1日(2021.7.1)		High Tech Campus 5 2 ,
審査請求日	令和5年10月5日(2023.10.5)		5 6 5 6 AG Eindhoven, N
(31)優先権主張番号	19219362.1		etherlands
(32)優先日	令和1年12月23日(2019.12.23)	(74)代理人	100122769
(33)優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁(EP)		弁理士 笛田 秀仙
		(74)代理人	100163809
			弁理士 五十嵐 貴裕
		(72)発明者	リュスレール クリストフ ギュンター
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 バイタルサイン検出器内蔵RFコイル

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

磁気共鳴撮像システムのための高周波送受信コイルであって、前記高周波送受信コイルは、前記磁気共鳴撮像システム内の患者のバイタルサインの検出のためのバイタルサイン検出器を有し、前記バイタルサイン検出器は、前記高周波送受信コイル内に一体化された容量性バイタルサイン検出器であり、前記高周波送受信コイルの、対の導電性素子が、前記容量性バイタルサイン検出器を形成し、前記対の導電性素子が、患者身体と容量結合される容量性電極を形成し、前記容量性バイタルサイン検出器は、前記容量性電極を通じて容量性バイタルサイン信号を受信するように構成され、

前記容量性バイタルサイン検出器は、心電図信号を受信するように構成される心電図センサである、

高周波送受信コイル。

【請求項2】

前記容量性バイタルサイン検出器を形成する前記高周波送受信コイルの前記導電性素子の前記対は、高い誘電率を有する材料で覆われる、請求項1に記載の高周波送受信コイル。

【請求項3】

前記容量性バイタルサイン検出器及び前記高周波送受信コイルは、前記容量性バイタルサイン信号と前記高周波送受信コイルによって取得されるMRI信号とを異なる周波数空間で処理するように構成される、請求項1乃至2の何れか一項に記載の高周波送受信コイル。

【請求項4】

前記容量性バイタルサイン検出器は、磁気共鳴撮像システムの患者支持部の下に配置される、請求項 1 乃至 3 の何れか一項に記載の高周波送受信コイル。

【請求項 5】

磁気共鳴撮像システム内の患者のバイタルサインの検出のためのシステムであって、  
請求項 1 乃至 4 の何れか一項に記載の高周波送受信コイルと、  
前記容量性バイタルサイン信号を増幅するための出力前置増幅器であって、前記導電性素子の前記対が前記出力前置増幅器に結合されている、出力前置増幅器と、  
デジタル信号プロセッサであって、前記増幅される容量性バイタルサイン信号を処理するように構成されるデジタル信号プロセッサと、  
を有する、システム。

10

【請求項 6】

前記デジタル信号プロセッサはソフトウェア無線である、請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記容量性バイタルサイン信号検出のための緩和発振器及び/又はマイクロコントローラを有する、請求項 5 又は 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記容量性バイタルサイン検出器を形成する前記高周波送受信コイルの導電性素子の異なる対の間でスイッチングするためのマルチプレクサを有する、請求項 5 乃至 7 の何れか一項に記載のシステム。

【請求項 9】

請求項 4 に記載の磁気共鳴撮像システム内の患者のバイタルサインの検出のためのシステムの作動方法であって、前記方法は、

バイタルサイン検出器を有する高周波送受信コイルを提供するステップであって、高周波送受信コイル及びバイタルサイン検出器は磁気共鳴撮像コイルアレイを形成する、ステップと、

前記バイタルサイン検出器から少なくとも1つのバイタルサイン信号を受信するステップと、

前記高周波送受信コイルから少なくとも1つのMRI信号を受信するステップと、

前記バイタルサイン信号に基づいて前記MRI信号の補正を実行するステップと  
を有する、方法。

20

30

【請求項 10】

前記バイタルサイン信号に基づいて前記MRI信号の補正を実行するステップは、深層学習アルゴリズムに基づく補正を有する、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

請求項 1 乃至 8 に記載の患者のバイタルサインの検出のためのシステムを有する、磁気共鳴撮像システム。

【請求項 12】

磁気共鳴撮像システムのためのソフトウェアパッケージであって、前記ソフトウェアパッケージは、請求項 9 乃至 10 に記載の方法により磁気共鳴撮像システム内の患者のバイタルサインの検出のためのシステムを制御するための命令を含む、ソフトウェアパッケージ。

40

【請求項 13】

磁気共鳴撮像システムをアップグレードするためのソフトウェアパッケージであって、前記ソフトウェアパッケージは、請求項 8 乃至 9 に記載の方法によるバイタルサイン検出器を有する高周波受信器システムを制御するための命令を含む、ソフトウェアパッケージ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は磁気共鳴(MR)撮像システム用の無線周波数(RF)送受信コイルの分野に関し、特に、一体形バイタルサイン検出器を備えたRF送受信コイルに関する。本発明はまた、磁気

50

共鳴(MR)撮像システム内の患者のバイタルサインを検出するためのシステム、磁気共鳴(MR)撮像システム内の患者のバイタルサインを検出するためのシステムを操作するための方法、磁気共鳴(MR)撮像システムのためのソフトウェアパッケージ、及び磁気共鳴(MR)撮像システムをアップグレードするためのソフトウェアパッケージに関する。

【背景技術】

【0002】

医用画像(特にMR)における高品質トリガリングは多数の検査、例えば、心臓、腹部、又は骨盤撮像のために極めて重要である。良好な品質のトリガ信号でのみ、撮像シーケンスは、心周期中に等しい呼吸状態又は等しい点で実行され得、優れた画質をもたらす。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、このセンサは高価であり、誤り及び誤配置の傾向がある。今日、心電図は、心拍を決定するために使用され、それによって撮像装置をトリガする。しかしながら、ECGは患者を準備する際にさらなる努力を必要とする(電極を取り付けてワイヤリングし、ワイヤレス送信機を活性化させる)。人体生体電位の評価のための容量性電極は特に、信号が布のような絶縁材料を通して測定されなければならない場合に、診断用途のための従来のガルバニック結合電極に対する非常に魅力的な代替であり、これは、現行の手順を大幅に単純化するのであろう。

10

【0003】

容量型電極は、毛髪及び衣服を通してさえ、センサと身体との間に明確なギャップを有する生体電位を検出することができる。規格導電型電極に比べて、これらの電極の表面は電気的に絶縁されているため、長期間のアプリケーションにおいても安定した状態を保っている。センサの金属電極と体表面が容量結合され、容量性Asを形成する。このように、容量性タイプの電極はJ. C. Maxwellによって位置付けられる、いわゆる変位電流IDを検出して、コンデンサの周りの磁場を説明する。この電流はECG信号に関連する電場の変化率に比例する。

20

【0004】

欧州特許出願公開第2020916号明細書から、MRI用の無線患者モニタが知られており、可動テーブル上に支持される患者を磁石のボアの外側に配置して、リード線によって患者から信号を受信する無線患者モニタを受信することができる。次いで、患者は、患者の連続的な監視を可能にする無線患者モニタを用いて、磁石のボア内に移動されてもよい。無線患者モニタは、それ自体の電源を組み込んで、患者からのモニタされる信号を、無線送信信号などを介して、磁石の近くがボアの外側に位置する基地局に送信することができる。しかしながら、患者モニタは患者を準備する際に、例えば、電極を取り付け、配線し、無線送信機を接続する際に、さらなる努力を必要とする。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の目的は磁気共鳴(MR)撮像システム内の患者のバイタルサインを検出するための一体型バイタルサイン検出器を有する磁気共鳴(MR)撮像システムのための無線周波数(RF)送受信コイルを提供することであり、それによって、患者の身体に直接取り付けられた接触センサーが、バイタルサインを監視するための非接触システムに置き換えられ、それによって、患者のバイタルサインを測定することがはるかに容易になる。

40

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明によれば、この目的は、独立請求項の主題によって対処される。本発明の好ましい実施形態は、従属請求項に記載されている。

【0007】

したがって、本発明によれば、磁気共鳴(MR)撮像システム用の高周波(RF)送受信コイルが提供され、RF送受信コイルは磁気共鳴(MR)撮像システム内の患者のバイタルサインの検出のためのバイタルサイン検出器を備え、バイタルサイン検出器はRF送受信コイル内に一体化され、RF送受信コイルの一对の導電性コイル素子はバイタルサイン検出器を形成し

50

、バイタルサイン検出器は容量性バイタルサイン検出器であり、容量性バイタルサイン検出器は容量性バイタルサイン信号を受信するために適合される。提案したシステムは、リアルタイムバイタルサインモニタリング及び同時高分解能画像のための容量性バイタルサイン検出器を備えたRF送受信コイルの組合せから成る。容量性バイタルサイン検出器は、RF送受信コイルの導体によって形成される。したがって、この方法は身体の動き(特に、呼吸及び心臓活動)によって補正される局所電場の測定値を利用するので、完全に受動的である。さらに、RFコイル及び容量性バイタルサインセンサ技術を組み合わせることにより、システム間の相互相関、改善される較正スキーム、又は他方を使用する一方のシステムの(空間)ガイダンスを使用して、改善される信号品質が提供される。本発明の一実施形態では、磁気共鳴(MR)撮像システムがMR LINACのようなMR療法システムであってもよい。

10

**【0008】**

本発明の一実施形態では、容量性バイタルサイン検出器がECG信号を受信するように適合される心電図(ECG)センサである。

**【0009】**

本発明の一実施形態によれば、バイタルサイン検出器を形成するRF送受信コイルの対の導電性コイル素子は、高誘電率を有する材料で覆われている。人体に対する検出器の静電容量を増加させるために、電極は、セラミックのような、高い誘電率を有する材料で覆われてもよい。電極はコイルカバー(体表面に近い)に一体化されているため、ガルバニック接触がなく、人体に対してガルバニック絶縁されていない。キャパシタンス心電図はいくつかの因子に依存するが、通常は0.1乃至10pFの間の比較的小さい値に相当する。心電図のような低周波測定では、有限の入力抵抗が入力 $V_{in}$ を減衰させるので、このような弱い結合はセンサの高入力インピーダンスを必要とする。非常に高いインピーダンスノードは、環境からのあらゆる電磁干渉及び運動誘導アーチファクトの影響を非常に受けやすい。したがって、本発明の有利な実施形態では、干渉を抑制するために電極を能動的に遮蔽することができる。

20

**【0010】**

本発明の別の好ましい実施形態では、容量性バイタルサイン検出器及びRF送受信コイルが容量性バイタルサイン信号及びRF送受信コイルによって取得されるMRI信号を異なる周波数空間で処理するように適合されている。

30

**【0011】**

本発明の一実施形態では、バイタルサイン検出器が磁気共鳴(MR)撮像システムの患者支持体の下に配置される。患者支持体の下に検出器を配置することは、ECGをここで特に良好に受信することができるので有利である。この位置はまた、患者の動き及び位置を測定するために特に有利である。

**【0012】**

本発明の別の態様では目的が磁気共鳴(MR)撮像システム内の患者のバイタルサインを検出するためのシステムによって達成され、システムは請求項1乃至4の何れかに記載のバイタルサイン検出器を備えた高周波送受信コイルを含み、システムはキャパシティブバイタルサイン信号を増幅するための出力前置増幅器をさらに含み、一对の導電性コイル素子は出力前置増幅器に結合され、システムはデジタル信号プロセッサをさらに含み、デジタル信号プロセッサは増幅されるキャパシティブバイタルサイン信号をさらに処理するために適合される、ことを特徴とする。

40

**【0013】**

好ましい実施形態によれば、デジタル信号プロセッサは、ソフトウェア無線機(SDR)である。SDRは、典型的にはアナログデジタル及びデジタルアナログ変換器、信号を送信及び/又は受信するためのRF構成要素、基本フィルタリング、信号ダウン及びアップコンバージョン、ならびに双方向無線又は光出力のためのFPGAを備える。ソフトウェアはコンピュータに存在し、そこで実行され、SDRに命令を送信する。受信信号は、例えばプリアンプによって増幅され、無線機に戻され、そこでさらに増幅又は減衰される。ADCは信号

50

をデジタル信号に変換し、FPGAとデジタル信号プロセッサ(DSP)はデジタル信号のダウンコンバートとフィルタリングを処理する。次いで、データストリームは、コンピュータ及びリアルタイム信号処理ソフトウェアに戻される。

【0014】

本発明の別の実施形態によれば、システムは、容量性バイタルサイン信号検出のための緩和発振器及び/又はマイクロコントローラを備える。

【0015】

本発明の別の好ましい実施形態では、システムがバイタルサイン検出器を形成するRF送受信コイルの異なる一対の導電性コイル素子間を切り替えるためのマルチプレクサを備える。

10

【0016】

本発明のさらなる態様では、この目的が以下のステップを含む、上述の磁気共鳴(MR)撮像システム内の患者のバイタルサインを検出するためのシステムを操作するための方法によって達成される。バイタルサイン検出器を備える高周波(RF)送受信コイルを提供し、高周波(RF)送受信コイル及びバイタルサイン検出器は磁気共鳴(MR)撮像コイルアレイを形成し、バイタルサイン検出器から少なくとも1つのバイタルサイン信号を受信し、高周波(RF)送受信コイルから少なくとも1つのMRI信号を受信し、バイタルサイン信号に基づいてMRI信号の補正を実行する。

【0017】

本発明の一実施形態によれば、バイタルサイン信号に基づいてMRI信号の補正を実行するステップは、深層学習アルゴリズムに基づく補正を含む。

20

【0018】

本発明のさらに別の態様では、この目的が上述のような患者のバイタルサインを検出するためのシステムを備える磁気共鳴(MR)撮像システムによって達成される。本発明のさらなる態様ではこの目的が磁気共鳴(MR)撮像システム用のソフトウェアパッケージによって達成され、このソフトウェアパッケージは上述の方法による磁気共鳴(MR)撮像システム内の患者のバイタルサインを検出するためのシステムを制御するための命令を含む。

【0019】

本発明の別の態様では目的が磁気共鳴(MR)撮像システムをアップグレードするためのソフトウェアパッケージによって達成され、それによって、ソフトウェアパッケージは上述した方法によるバイタルサイン検出器を含む高周波(RF)受信器システムを制御するための命令を含む。

30

【0020】

本発明の実施形態では、センサデータから容量性電極を選択し、システムで得られたトレーニングデータに基づいて例えばフィルタパラメータを構成するためのAIベースのソフトウェアアルゴリズムを予見することができる。データは、例えばカルマン又はSVDフィルタリングを用いて処理及びフィルタリングすることができる。データ処理は例えば、クラウド内で遠隔的に行うことができる。

【0021】

本発明のこれら及び他の態様は以下に記載される実施形態から明らかになり、それを参照して説明される。しかしながら、そのような実施形態は、必ずしも本発明の全範囲を表すものではなく、したがって、本発明の範囲を解釈するために特許請求の範囲及び本明細書を参照される。

40

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】本発明の一実施形態による、バイタルサイン検出器を備えた高周波送受信コイルを含むバイタルサインの検出のためのシステムを概略的に示す。

【図2】本発明の別の実施形態による、バイタルサイン検出器を備えた無線周波数(RF)送受信コイルを含むバイタルサインの検出のためのシステムを概略的に示す。

【図3】本発明の別の実施形態による、バイタルサイン検出器を検出するためのシステム

50

の一部を概略的に示す。

【図4】本発明の一実施形態による、バイタルサイン検出器及びRF送受信コイルの信号ストリームのフローチャートを概略的に示す。

【図5】本発明の一実施形態による、バイタルサインを検出するためのシステムを動作させるための方法のフローチャートを示す。

【図6】本発明の一実施形態による、RF送受信コイル及びインピーダンス回路を備えたバイタルサイン検出器パッチを示す。

【図7】本発明の一実施形態によるコイル及びバイタルサイン検出器パッチ及び個々のハイブリッドRF送受信を備えたRFコイルアレイを示す。

【発明を実施するための形態】

【0023】

図1は、本発明の一実施形態による、バイタルサイン検出器3を備えた高周波送受信コイル1を含むバイタルサインを検出するためのシステムを概略的に示す。高周波(RF)送受信コイル1の導体4は、5乃至20pFのオーダーの身体への結合を有する容量性電極を形成する。誘導ECG信号は、キャパシタンスの変化として測定することができる。例えば、電圧信号がキャパシタンスにわたって測定され、高インピーダンスプリアンプ5を介して増幅される。付加的に、キャパシタンスは、身体の動きによって変調され得る。RFコイルアレイ18を有することにより、個々の測定信号は、局所的な動き及び局所的なECG信号に依存する。増幅される信号は、例えばFPGAユニット8を介してさらにデジタル処理される。RF送受信コイル1のMRI信号は共振コイル回路で受信され、RFプリアンプ2で増幅される。ECG前置増幅器5の高インピーダンスのために、RF信号は妨害されない。RF送受信コイル信号はさらにデジタル化され、例えば、運動誘導アーチファクトを除去するために、ECG信号の補正及び較正に使用することができる。

【0024】

容量性バイタルサイン信号及びMRI信号は、異なる周波数空間で処理される。したがって、本発明の一実施形態では、2つの別個のADCチャネル6、7を設けることができる。ADCの出力は、信号処理デバイス8に供給される。信号処理デバイス8は例えば、ソフトウェア無線(SDR)とすることができる。信号処理デバイス8は例えば、バイタルサイン信号によるMRI信号内の動きアーチファクトの補正のために使用することができる。インタフェース9、例えば光インタフェースは、信号処理デバイス8とMRIシステムの他の構成要素との通信を制御する。他の回路方式と同様に、1つの共通ADCのみで実現できる。本発明の別の実施形態では、容量性センサ信号をパイロットトーンに変換(又は変調)し、MRI受信器を介して、又は別個の受信器によって異なる周波数で受信することができる。

【0025】

例えば、呼吸又は心拍による動きの検出はバイタルサイン検出器3の1つの用途であり、さらに、容量性バイタルサイン信号は、カメラ又はRADARセンサなどの他のバイタルサイン検出器によって同時に処理することができる。

【0026】

図2は、本発明の別の実施形態によるバイタルサイン検出器3を備えた高周波送受信コイル1を含むバイタルサインを検出するためのシステムを概略的に示す。図2では、RF送受信コイル1が容量性バイタルサイン検出器3を形成する4つの容量性導体4と共に示されている。導体4はECG信号に対するキャパシタンスを増加させ、一方、MRIコイル共鳴はループ導体及び集中キャパシタによって決定される。MRI信号は、RF送受信コイル1の導電性コイル素子によって受信され、整合及び離調回路11に供給され、RF増幅器2によって増幅され、さらにAD変換器7に供給される。容量性バイタルサイン信号は、容量性導体によって受信され、2つのダイオード11を介して、緩和発振器12又は容量性バイタルサイン信号の検出のためのマイクロコントローラに送られる。

【0027】

図3は、本発明の別の実施形態による、生命徴候を検出するためのシステムの一部を概略的に示す。本発明の実施形態では、バイタルサイン検出器3を形成するRF送受信コイル1

10

20

30

40

50

のいくつかの導電性コイル素子4を予見することができる。種々のバイタルサイン検出器3の間を切り換えることができるようにするために、例えば、制御信号15によるマイクロコントローラ13の手段によって制御されるマルチプレクサー14が提供される。また、この実施形態では、バイタルサイン信号の検出のために緩和発振器12を設けることができる。

【0028】

図4は、本発明の一実施形態によるバイタルサイン検出器3及びRF送受信コイル1の信号ストリームのフローチャートを概略的に示す。バイタルサイン検出器3からのバイタルサイン信号は、ステップ400で分析される。ステップ410において、RF送受信コイル1からのMRI信号が解析される。ステップ420では、最良の信号がバイタルサイン検出器3又はRF送受信コイル1の何れかから識別される。その後、信号処理デバイス8、例えばソフトウェア定義無線(SDR)が、ステップ430で信号の相関を生成するために使用される。次いで、ステップ470において、例えば、両方の信号の相関を使用して、MRI信号の制御を改善するために、バイタルサイン信号450から改善されるトリガ信号を生成することができる。MRI信号440は、バイタルサイン信号を使用して改善することもできる。例えば、全体的な信号品質は関心のある範囲を設定することによって改善することができ、これはまた、ステップ460におけるMRI再構成を改善する。

10

【0029】

図5は、本発明の一実施形態による、バイタルサインを検出するためのシステムを動作させるための方法のフローチャートを示す。

20

【0030】

本方法はバイタルサイン検出器3を含む高周波送受信コイル1が提供されるステップ500から始まり、ここで、高周波送受信コイル1及びバイタルサイン検出器3は、磁気共鳴撮像コイルアレイを形成する。

【0031】

ステップ510において、少なくとも1つのバイタルサイン信号がバイタルサイン検出器3から受信される。

【0032】

ステップ520では、少なくとも1つのMRI信号が高周波(RF)送受信コイル1から受信される。

30

【0033】

ステップ530において、バイタルサイン信号に基づくMRI信号の補正が実行される。

【0034】

図6は、本発明の一実施形態によるRF送受信コイル1及びインピーダンス回路17を備えたバイタルサイン検出器パッチ16を示す。キャパシタンスを増加させるために、バイタルサイン検出器3を形成する追加の導電性コイル素子4をパッチ16として形成し、RF送受信コイル1と組み合わせることができる。パッチは例えば、心電図(ECG)センサを有するECGパッチとすることができ、センサは、ECG信号を受信するように適合される。幾つかのパッチ16は、コイル円周の内側又は部分的にコイルの下に配置することができる。パッチ16はMR身体送信コイルの励起磁界からのB1シールド効果を防止するために、互いに分離されている。個々のパッチ16はインピーダンス回路17を介して接続されている。インピーダンス回路17はMRI周波数で高インピーダンスを有し、ECG及び呼吸のための周波数で低インピーダンスを有するRFチョーク又は並列共振回路とすることができる。図6では、信号が異なる最適化される増幅器2、5、例えば低雑音増幅器(LNA)によって別々に増幅され、処理される。

40

【0035】

図7は、本発明の一実施形態による、個々のハイブリッドRF送受信コイル1及びバイタルサイン検出器パッチ16を有するRFコイルアレイ18を示す。各コイル1は、人体の個々の部分を見る。バイタルサイン検出器パッチ16の個々の信号は、例えばマルチプレクサを用いて選択することができる。

50

## 【 0 0 3 6 】

本発明は図面及び前述の説明において詳細に図示及び説明されてきたが、そのような図示及び説明は例示的又は例証的であり、限定的ではないと考えられるべきであり、本発明は開示される実施形態に限定されない。開示される実施形態に対する他の変形は図面、開示、及び添付の特許請求の範囲の検討から、特許請求される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、不定冠詞「a」又は「an」は複数を排除するものではない。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。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。さらに、明確にするために、図面中のすべての要素に参照符号を付しているわけではない。

10

## 【符号の説明】

## 【 0 0 3 7 】

- 1 高周波(RF)送受信コイル
- 2 RF増幅器
- 3 容量性バイタルサイン検出器
- 4 導電性コイル素子
- 5 容量性バイタルサインセンサ増幅器
- 6 バイタルサイン信号のためのADC
- 7 MRI信号用のためのADC
- 8 信号処理回路
- 9 インタフェース
- 10 整合及び離調回路
- 11 ダイオード
- 12 緩和発振器
- 13 マイクロコントローラ
- 14 マルチプレクサ
- 15 制御信号
- 16 バイタルサイン検出器パッチ
- 17 インピーダンス回路
- 18 RFコイルアレイ

20

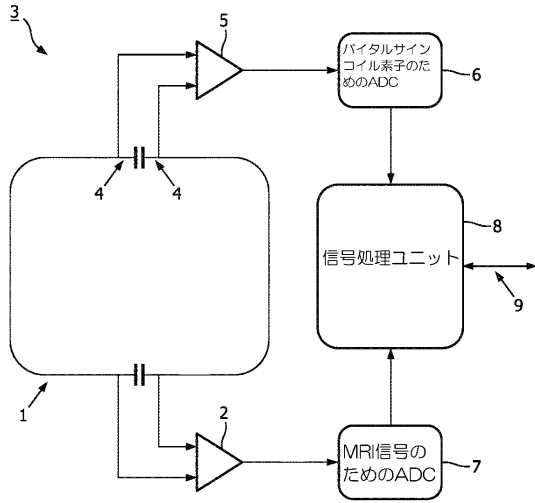
30

40

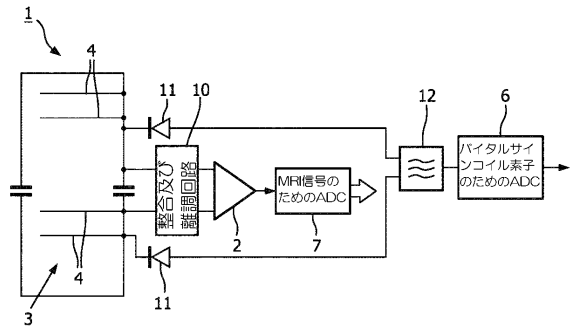
50

【図面】

【図 1】

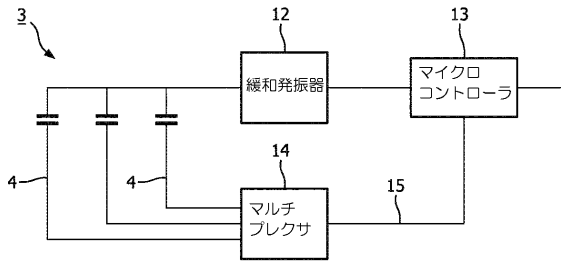


【図 2】

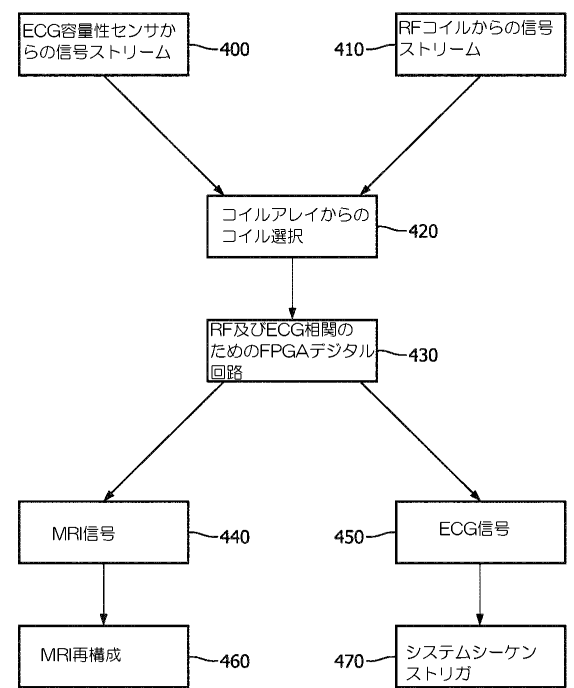


10

【図 3】



【図 4】



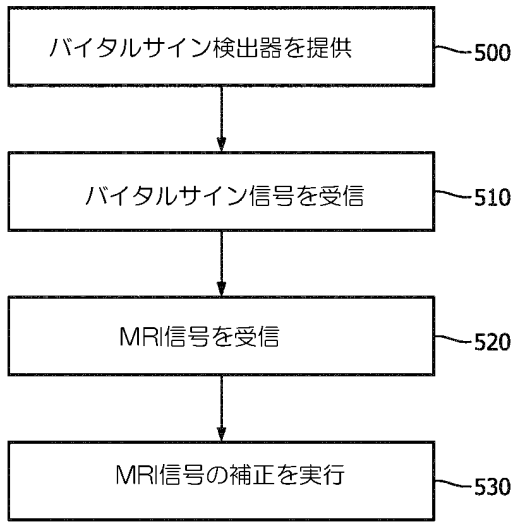
20

30

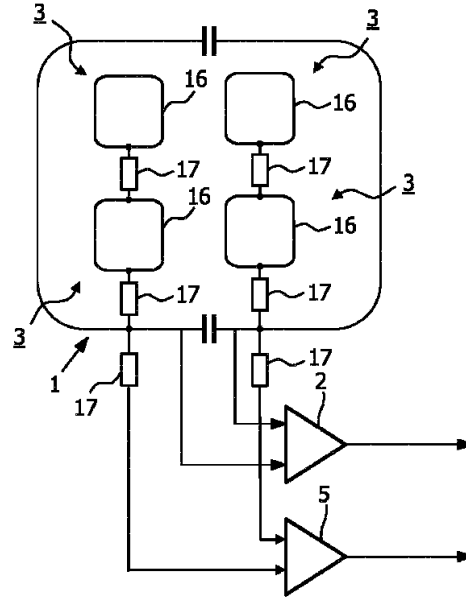
40

50

【 図 5 】



【 図 6 】



10

20

FIG. 6

【 図 7 】

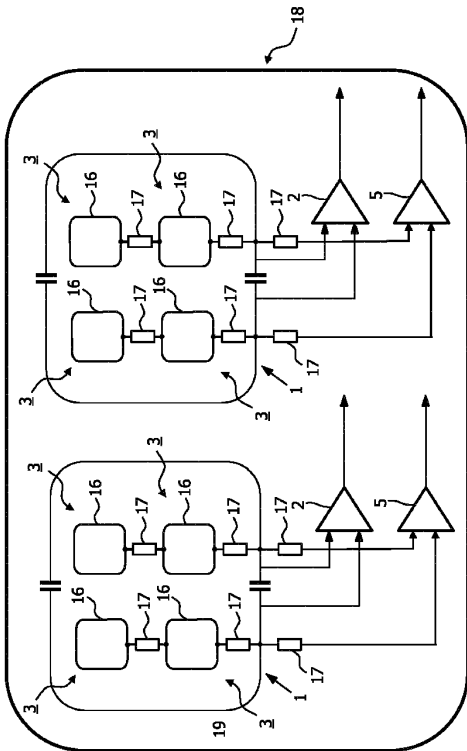


FIG. 7

30

40

50

## フロントページの続き

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 フィリップス インターナショナル ベー ヴェ インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ

(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 アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5 フィリップス インターナショナル ベー ヴェ インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ

(72)発明者 セネガス ジュリエン トマス

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 フィリップス インターナショナル ベー ヴェ インテレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ

審査官 永田 浩司

(56)参考文献 特開 2 0 0 9 - 1 0 6 5 7 3 ( J P , A )

特開 2 0 0 2 - 0 5 2 0 0 6 ( J P , A )

特開 2 0 0 0 - 1 5 7 5 0 7 ( J P , A )

特開昭 6 1 - 0 2 5 5 4 3 ( J P , A )

米国特許出願公開第 2 0 1 0 / 0 1 0 6 0 0 8 ( U S , A 1 )

Sandra K. R., et al., Simulation Study of a Contactless, Capacitive ECG System, IEEE Region 10 International Conference TENCON, 2014年

(58)調査した分野 (Int.Cl., D B 名)

A 6 1 B 5 / 0 5 5

A 6 1 B 5 / 2 4