

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6529733号  
(P6529733)

(45) 発行日 令和1年6月12日(2019.6.12)

(24) 登録日 令和1年5月24日(2019.5.24)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	5/04	(2006.01)	A 6 1 B	5/04	R
G 0 8 C	17/00	(2006.01)	G 0 8 C	17/00	A
A 6 1 B	5/00	(2006.01)	A 6 1 B	5/00	1 0 2 C
H 0 4 B	1/04	(2006.01)	H 0 4 B	1/04	
H 0 1 Q	13/08	(2006.01)	H 0 1 Q	13/08	

請求項の数 17 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2014-209217 (P2014-209217)  
 (22) 出願日 平成26年10月10日(2014.10.10)  
 (65) 公開番号 特開2015-77409 (P2015-77409A)  
 (43) 公開日 平成27年4月23日(2015.4.23)  
 審査請求日 平成29年3月31日(2017.3.31)  
 (31) 優先権主張番号 10-2013-0121675  
 (32) 優先日 平成25年10月14日(2013.10.14)  
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(73) 特許権者 390019839  
 三星電子株式会社  
 Samsung Electronics  
 Co., Ltd.  
 大韓民国京畿道水原市靈通区三星路129  
 129, Samsung-ro, Yeon  
 gtong-gu, Suwon-si, G  
 yeonggi-do, Republic  
 of Korea

(74) 代理人 110000051  
 特許業務法人共生国際特許事務所

(72) 発明者 洪 永 駿  
 大韓民国 京畿道 水原市 靈通区 三星  
 路 130 三星綜合技術院

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 人体センサ及びこれを含むセンシングシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

ウェアラブルな人体センサであって、  
 人体から生体信号を伝導する伝導性電極と、  
 前記生体信号に基づいたRF信号を生成するRF通信回路を含むメインボードと、  
 前記メインボードのRF通信回路の上部に積層され、前記RF信号を放射するアンテナ  
 と、

前記メインボードと前記伝導性電極との間に積層され、前記アンテナから前記人体に放  
 射される前記RF信号を反射する接地層と、を有し、

前記アンテナは、共振現象及びオッドモードを防止するための、第1エアブリッジ (air bridges (ARBs)) 及び第2エアブリッジと、前記接地層に接続さ  
 れる第1接地パターン及び第2接地パターンとを含み、

前記第1エアブリッジ及び前記第2エアブリッジの各々は、前記第1接地パターン  
 と前記第2接地パターンとを接続し、

前記第1エアブリッジ及び前記第2エアブリッジは、空間的に垂直に配置されるこ  
 とを特徴とする人体センサ。

【請求項2】

前記メインボードと前記接地層とを電気的に接続するための少なくとも1つの電気的な  
 素子をさらに有することを特徴とする請求項1に記載の人体センサ。

【請求項3】

前記アンテナと前記接地層とを電氣的に接続するための少なくとも1つの電氣的な素子をさらに有することを特徴とする請求項1に記載の人体センサ。

【請求項4】

前記生体信号を前記メインボードに送信するための電極インタフェースをさらに有することを特徴とする請求項1に記載の人体センサ。

【請求項5】

前記電極インタフェースと前記メインボードとを電氣的に接続するための少なくとも1つの電氣的な素子をさらに有することを特徴とする請求項4に記載の人体センサ。

【請求項6】

前記少なくとも1つの電氣的な素子は、貫通型ビアで実現されることを特徴とする請求項2、3、及び5のいずれか一項に記載の人体センサ。

10

【請求項7】

前記メインボードは、少なくとも1つ以上の分節構造を有し、複数のメインボードを含んで実現されることを特徴とする請求項1に記載の人体センサ。

【請求項8】

前記アンテナは、前記RF信号を放射するためのアンテナパターンを含むアンテナ層を含み、垂直に供給していくパーティカルフィーディング構造を用いて前記RF通信回路の上部に積層されることを特徴とする請求項1に記載の人体センサ。

【請求項9】

前記アンテナは、前記アンテナ層を支持するためのアンテナ担体をさらに含むことを特徴とする請求項8に記載の人体センサ。

20

【請求項10】

前記アンテナパターンは、共振アンテナで具現されることを特徴とする請求項8に記載の人体センサ。

【請求項11】

前記アンテナ層は、前記アンテナパターンと接続される接地面を含むことを特徴とする請求項8に記載の人体センサ。

【請求項12】

前記接地面は少なくとも1つの人工磁気導体(Artificial Magnetic Conductor: AMC)基本セルで実現されることを特徴とする請求項11に記載の人体センサ。

30

【請求項13】

前記アンテナパターンのアンテナフィードは、同軸ジャック、Cクリップ(C-clip)、又は、ポゴピン(pogo-pin)によって前記メインボードと接続されることを特徴とする請求項8に記載の人体センサ。

【請求項14】

前記人体センサは、前記人体の心電図、筋電図、体温、心拍数、電気伝導度、及び血圧の内の少なくとも1つを測定することを特徴とする請求項1に記載の人体センサ。

【請求項15】

センシングシステムであって、  
 人体にウェアラブルな人体センサと、  
 前記人体センサを制御するホスト装置とを有し、  
 前記人体センサは、前記人体から生体信号を伝導する伝導性電極と、  
 前記生体信号に基づいたRF信号を生成するRF通信回路を含むメインボードと、  
 前記RF通信回路の上段に積層し、前記RF信号を放射するアンテナと、  
 前記メインボードと前記伝導性電極との間に積層され、前記アンテナから前記人体に放射される前記RF信号を反射する接地層と、を有し、

40

前記アンテナは、共振現象及びオッドモードを防止するための、第1エアブリッジ及び第2エアブリッジと、前記接地層に接続される第1接地パターン及び第2接地パターンとを含み、

50

前記第 1 エアブリッジ及び前記第 2 エアブリッジの各々は、前記第 1 接地パターンと前記第 2 接地パターンとを接続し、

前記第 1 エアブリッジ及び前記第 2 エアブリッジは、空間的に垂直に配置されることを特徴とするセンシングシステム。

【請求項 16】

前記センシングシステムは、ゲートウェイをさらに有し、

前記ホスト装置は、前記ゲートウェイによって前記人体センサを制御することを特徴とする請求項 15 に記載のセンシングシステム。

【請求項 17】

前記ゲートウェイは、携帯用電子装置であることを特徴とする請求項 16 に記載のセンシングシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、人体センサ及びこれを含むセンシングシステムに関し、特に、アンテナから放射される信号が人体で吸収されない人体センサ及びこれを含むセンシングシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

高齢者人口の増加により心臓疾患、糖尿病などの発病患者数が増加しているため、これによる医療費負担が比例して増加している。

医療分野では患者の医療情報を収集するために収集装置が、体の外部に着用する形態、又は順次に体内に挿入する形態などで発展している。

例えば、収集装置は、人体センサ、検出装置、及びモニタリング装置などに言及される。

【0003】

外部に着用する、又は体内に挿入する収集装置は、患者の状態を持続的にモニタリングし、生体信号を測定して無線でデータを送信し、外部装置が無線でデータを受信する。

しかしながら、収集装置のアンテナから放射される信号が人体で吸収される減衰するという問題があった。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明は上記従来の収集装置における問題点に鑑みてなされたものであって、本発明の目的は、人体センサのアンテナから放射される信号が人体で吸収されないようにし、アンテナの放射効率を高めることができる人体センサ及びこれを含むセンシングシステムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記目的を達成するためになされた本発明による人体センサは、ウェアラブルな人体センサであって、人体から生体信号を伝導する伝導性電極と、前記生体信号に基づいた RF 信号を生成する RF 通信回路を含むメインボードと、前記メインボードの RF 通信回路の上部に積層され、前記 RF 信号を放射するアンテナと、前記メインボードと前記伝導性電極との間に積層され、前記アンテナから前記人体に放射される前記 RF 信号を反射する接地層と、を有し、前記アンテナは、共振現象及びオッドモードを防止するための、第 1 エアブリッジ (air bridges (ARBS)) 及び第 2 エアブリッジと、前記接地層に接続される第 1 接地パターン及び第 2 接地パターンとを含み、前記第 1 エアブリッジ及び前記第 2 エアブリッジの各々は、前記第 1 接地パターンと前記第 2 接地パターンとを接続し、前記第 1 エアブリッジ及び前記第 2 エアブリッジは、空間的に垂直に配置されることを特徴とする。

10

20

30

40

50

## 【0006】

前記メインボードと前記接地層とを電氣的に接続するための少なくとも1つの電氣的な素子をさらに有することが好ましい。

前記アンテナと前記接地層とを電氣的に接続するための少なくとも1つの電氣的な素子をさらに有することが好ましい。

前記生体信号を前記メインボードに送信するための電極インタフェースをさらに有することが好ましい。

前記電極インタフェースと前記メインボードとを電氣的に接続するための少なくとも1つの電氣的な素子をさらに有することが好ましい。

前記少なくとも1つの電氣的な素子は、貫通型ビアで実現されることが好ましい。

前記メインボードは、少なくとも1つ以上の分節構造を有し、複数のメインボードを含んで実現されることが好ましい。

## 【0007】

前記アンテナは、前記RF信号を放射するためのアンテナパターンを含むアンテナ層を含み、垂直に供給していくパーティカルフィーディング構造を用いて前記RF通信回路の上部に積層されることが好ましい。

前記アンテナは、前記アンテナ層を支持するためのアンテナ担体をさらに含むことが好ましい。

前記アンテナパターンは、共振アンテナで具現されることが好ましい。

前記アンテナ層は、前記アンテナパターンと接続される接地面を含むことが好ましい。

前記接地面は少なくとも1つの人工磁気導体(Artificial Magnetic Conductor: AMC)基本セルで実現されることが好ましい。

前記アンテナパターンのアンテナフィードは、同軸ジャック、Cクリップ(C-clip)、又は、ポゴピン(pogo-pin)によって前記メインボードと接続されることが好ましい。

前記人体センサは、前記人体の心電図、筋電図、体温、心拍数、電気伝導度、及び血圧の内の少なくとも1つを測定することが好ましい。

## 【0008】

上記目的を達成するためになされた本発明によるセンシングシステムは、センシングシステムであって、人体にウェアラブルな人体センサと、前記人体センサを制御するホスト装置とを有し、前記人体センサは、前記人体から生体信号を伝導する伝導性電極と、前記生体信号に基づいたRF信号を生成するRF通信回路を含むメインボードと、前記RF通信回路の上段に積層し、前記RF信号を放射するアンテナと、前記メインボードと前記伝導性電極との間に積層され、前記アンテナから前記人体に放射される前記RF信号を反射する接地層と、を有し、前記アンテナは、共振現象及びオッドモードを防止するための、第1エアブリッジ及び第2エアブリッジと、前記接地層に接続される第1接地パターン及び第2接地パターンとを含み、前記第1エアブリッジ及び前記第2エアブリッジの各々は、前記第1接地パターンと前記第2接地パターンとを接続し、前記第1エアブリッジ及び前記第2エアブリッジは、空間的に垂直に配置されることを特徴とする。

## 【0009】

前記センシングシステムは、ゲートウェイをさらに有し、前記ホスト装置は、前記ゲートウェイによって前記人体センサを制御することが好ましい。

前記ゲートウェイは、携帯用電子装置であることが好ましい。

## 【発明の効果】

## 【0010】

本発明に係る人体センサ及びこれを含むセンシングシステム並びに生体信号送信方法によれば、接地層を有することによりRF通信回路経由でアンテナから放射される信号が人体で吸収されないようにすることでアンテナの放射効率を高めるといった効果がある。

## 【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明の一実施形態による人体センサを含むシステムの概略的なブロック図である。

【図2】本発明の一実施形態による人体センサの構成を示す分解斜視図である。

【図3】本発明の一実施形態による人体センサの概略的な回路構成を示すブロック図である。

【図4】図2に示した本発明の一実施形態による人体センサの積層構造を概略的に示す断面図である。

【図5】図2、4に示した本発明の一実施形態による伝導性電極の積層構造を概略的に示す断面図である。

10

【図6】図5に示す第1層の一実施形態を説明するための斜視図である。

【図7】図5に示す第2層の一実施形態を説明するための斜視図である。

【図8】図5に示す第2層の他の実施形態を説明するための上面図である。

【図9A】図5に示す伝導性電極の第2層が図7に示す第2層で実現された時の伝導性電極と接地層との関係を説明するためのグラフである。

【図9B】図5に示す伝導性電極の第2層が図8に示す第2層で実現された時の伝導性電極と接地層との関係を説明するためのグラフである。

【図10】図2、4に示した本発明の一実施形態によるメインボードを示す斜視図である。

20

【図11】図2に示した人体センサの他の実施形態による積層構造を部分概略的に示す断面図である。

【図12】図11に示した本発明の一実施形態によるアンテナを示す斜視図である。

【図13A】図12に示すアンテナの放射効率を説明するためのグラフである。

【図13B】図12に示すアンテナの放射効率を説明するためのグラフである。

【図14】図12に示したアンテナの他の実施形態を示す斜視図である。

【図15】図11に示したアンテナの他の実施形態を示す図である。

【図16】図15に示したアンテナの放射効率を説明するためのグラフである。

【図17】本発明の他の実施形態による人体センサを含むシステムを示すブロック図である。

30

## 【発明を実施するための形態】

【0012】

次に、本発明に係る人体センサ及びこれを含むセンシングシステムを実施するための形態の具体例を図面を参照しながら説明する。

【0013】

図1は、本発明の一実施形態による人体センサを含むシステムの概略的なブロック図である。

図1を参照すると、システム10は、人体センサ100、及びホスト装置300を含む。

システム10は、健康モニタリングシステムであってもよい。

40

【0014】

人体センサ100は、患者監視装置、ECG(electrocardiogram)装置、呼吸センサ、脈拍センサ、体温センサ、電気伝導センサ、又はメディカルイメージ装置などであってもよい。

【0015】

本発明の一実施形態による人体センサ100は、ユーザ(または、患者)にウェアラブル(Wearable)であり得る。

人体センサ100は、人体センサ100を付着させたユーザをモニタリングする。

【0016】

本発明の一実施形態による人体センサ100は、人体センサ100が付着した身体(人

50

体)から生体信号を検出(又は、測定)し、検出された生体信号を処理し、処理された結果によるRF(Radio Frequency)信号(又は、データ)をホスト装置300に送信する。

【0017】

例えば、「生体信号」は、連続的、間欠的、又は、一回ごとの方式で生物学的な存在より、測定されたり、モニターされたり、又は、検出されるすべてのタイプの信号であってもよい。

生体信号(biosignal:BS)は、心電図、筋電図、温度、脈拍数、呼吸率、生命兆候、湿度、気圧、及び運動量などであってもよい。

【0018】

また、他の実施形態に係る人体センサ100は、生体信号を処理し、処理された結果に応じて人体センサ100を装着したユーザ(患者)に直接/間接的に治療療法を提供してもよい。

【0019】

人体センサ100は、生体信号に基づいたRF信号をアンテナを介してホスト装置300に送信する。

ホスト装置300は、携帯用の電子装置で実現してもよい。

【0020】

携帯用電子装置は、ラップトップコンピュータ、移動電話機、スマートフォン、タブレットPC、モバイルインターネットデバイス(Mobile Internet Device(MID))、PDA(Personal Digital Assistant)、EDA(Enterprise Digital Assistant)、デジタルスチールカメラ、デジタルビデオカメラ、PMP(Portable Multimedia Player)、PND(Personal Navigation DeviceまたはPortable Navigation Device)、携帯用ゲームコンソール、又はe-ブック(e-book)などで実現してもよい。

【0021】

ホスト装置300は、人体センサ100を制御する。

ホスト装置300と人体センサ100は互いに通信を行う。

ホスト装置300は、人体センサ100を介して人体センサ100を装着(付着)したユーザの状態を持続的にモニタリングする。

【0022】

例えば、ユーザの状態は、健康状態、生理学的条件、又は、医療状態であってもよい。

例えば、ホスト装置300は、人体センサ100から出力される生体信号に基づいたRF信号を受信し、生体信号に基づくユーザの状態をホスト装置300のディスプレイに表示する。

【0023】

また、ホスト装置300は、モニタリング結果に応じて人体センサ100を装着(付着)ユーザにサービスを提供する。

例えば、ホスト装置300は、ユーザに直接的/間接的に生体信号に対応する治療療法を提供してもよい。

【0024】

図2は、本発明の一実施形態による人体センサの構成を示す分解斜視図である。

図1及び図2を参照すると、人体センサ100は、上位カバー110、中間ケース120、メインボード130、アンテナ140、接地層150、電極インタフェース160、下位カバー170、及び伝導性電極180を含む。

【0025】

上位カバー110は、メインボード130及びアンテナ140の上部に配置してもよい。

人体センサ100のコンポーネントは、メインボード130上に付着又は実装したり、

10

20

30

40

50

挿入又は埋め込むことが可能である。

【0026】

本明細書で用いる「コンポーネント」は、人体センサ100で用いられる機能ブロックを意味する。

例えば、コンポーネントは、CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphic Processing Unit)、メモリ、USB (Universal Serial Bus)、PCI (Peripheral Component Interconnect)、デジタル信号プロセッサ (Digital Signal Processor; DSP)、ワイアードインタフェース (wired interface)、無線インタフェース、コントローラ、埋め込みソフトウェア、コーデック (codec)、ビデオモジュール (例えば、カメラインタフェース)、JPEG (Joint Photographic Experts Group) プロセッサ、ビデオプロセッサ、ミキサ、オーディオシステム、又は、ドライバなどであり得る。

10

【0027】

アンテナ140は、生体信号に基づいたRF信号をホスト装置300に向け放射 (または、送信) する。

アンテナ140は、メインボード130の上部に実現される。

一実施形態によれば、アンテナ140は、メインボード130上にアンテナ140を支持するためのアンテナ担体 (antenna carrier) をさらに含んでもよい。

20

【0028】

中間ケース120は、人体センサ100の物理的な支持構造を形成する。

中間ケース120の高さは、メインボード130上に実現される人体センサ100のコンポーネントの高さを考慮して決定される。

また、アンテナ140がアンテナ担体を含む場合、中間ケース120の高さはアンテナ担体の高さも考慮して決定される。

【0029】

接地層150は、メインボード130と伝導性電極180との間に積層される。

例えば、接地層150はメインボード130の下部に配置され、電極インタフェース160及び伝導性電極180の上部に配置される。

30

【0030】

接地層150は、遮蔽 (shielding) 機能を行う。

接地層150は、アンテナ140から人体の方向に放射されるRF信号を反射 (又は、遮蔽) する。

例えば、接地層150は、鏡効果を用いてRF信号を全反射してもよい。

【0031】

接地層150は、アンテナ140から放射されるRF信号が人体センサ100を着用したユーザの体で吸収されないように反射させ、アンテナ140の放射効率を高めることができる。

一実施形態によれば、接地層150は、PCB (Printed Circuit Board) で実現してもよい。また、例えば、接地層150は銅で実現してもよい。

40

【0032】

電極インタフェース160は、メインボード130と伝導性電極180を相互接合 (interfacing) させる。

一実施形態に係る電極インタフェース160はPCBで実現してもよい。また、例えば、電極インタフェース160は銅で実現してもよい。

【0033】

下位カバー170は、接地層150及び電極インタフェース160をその開口部に内包するようにしてもよい。

【0034】

50

伝導性電極 180 は、人体から発生する生体信号を受信する。

伝導性電極 180 は、受信した生体信号を電極インタフェース 160 を介してメインボード 130 に送信する。

伝導性電極 180 は、下位カバー 170 の下部に配置される。

一実施形態に係る伝導性電極 180 は、着脱式に実現されてもよい。

【0035】

上位カバー 110、中間ケース 120、及び下位カバー 170 は、メインボード 130、アンテナ 140、接地層 150、及び電極インタフェース 160 を実装して人体センサ 100 の形態をなすように実現される。

一実施形態によれば、上位カバー 110、中間ケース 120、及び下位カバー 170 は、金属及び/又は合成樹脂を含んで実現してもよい。

10

【0036】

図 3 は、本発明の一実施形態による人体センサの概略的な回路構成を示すブロック図である。

図 1 ~ 図 3 を参照すると、人体センサ 100 は、制御回路 131、信号処理回路 132、デジタル信号プロセッサ 133、RF 通信回路 134、電源供給装置 135、PMIC (Power Management Integrated Circuit) 136、及びアンテナ 140 を含む。

一実施形態によれば、人体センサ 100 はメモリ 137 をさらに含んでもよい。

各構成要素 (131 ~ 137) は、メインボード 130 の上に付着又は実装したり、挿入又は埋め込んでもよい。

20

【0037】

メインボード 130 は、マザーボード (mother board) のような印刷回路基板 (printed circuit board (PCB))、集積回路 (integrated circuit (IC))、又は SoC (system on chip) などを含んで実現してもよい。

一実施形態に係る PCB は、rigid PCB、及び FPCB (flexible PCB) などを含んでもよい。

【0038】

制御回路 131 は、人体センサ 100 の全般的な動作を制御する。

30

例えば、制御回路 131 は、各構成要素 (132 ~ 137) の動作を制御する。

制御回路 131 は、デジタル信号プロセッサ 133 から送信された検出信号 (P\_DS) を処理する。

一実施形態によれば、検出信号 (P\_DS) に対応する RF 信号 (RF\_S) がアンテナ 140 を介してホスト装置 300 に送信されるように、制御回路 131 は検出信号 (P\_DS) を RF 通信回路 134 に送信する。

【0039】

他の実施形態に係る制御回路 131 は、検出信号 (P\_DS) をメモリ 137 に格納してもよい。

検出信号 (P\_DS) に対応する RF 信号 (RF\_S) がアンテナ 140 を介してホスト装置 300 に送信されるよう、制御回路 131 は、メモリ 137 に格納された検出信号 (P\_DS) を読み込み、RF 通信回路 134 に送信する。

40

【0040】

信号処理回路 132 は、生体信号 (BS) を電極インタフェース 160 を介して受信し、受信した生体信号 (BS) を処理し、デジタル信号 (DS) に変換する。

例えば、信号処理回路 132 は、生体信号 (BS) に含まれた雑音を除去することもできる。信号処理回路 132 は、また、雑音が除去された生体信号 (BS) を増幅することもできる。

信号処理回路 132 は、AFE (Analog Front-End) を意味する。

信号処理回路 132 は、デジタル信号 (DS) を DSP 133 に送信する。

50

## 【0041】

デジタル信号プロセッサ133は、デジタル信号(DS)を受信し、デジタル信号(DS)を処理する。

デジタル信号プロセッサ133は、デジタル信号(DS)から生体信号(BS)に相應する病理学的イベントを検出し、検出結果に応じて検出信号(P\_DS)を生成する。

一実施形態に係る検出信号(P\_DS)は、生体信号(BS)を含んでもよい。デジタル信号プロセッサ133は、検出信号(P\_DS)を制御回路131に送信する。

## 【0042】

RF通信回路134は、検出信号(P\_DS)をRF信号(RF\_S)に変換し、RF信号(RF\_S)をアンテナ140を介して無線送信する。

10

## 【0043】

電源供給装置135は、人体センサ100に電力を供給する。

例えば、電源供給装置135は、メインボード130に電力を供給してもよい。

一実施形態に係る電源供給装置135は、バッテリーであってもよい。他の実施形態によれば、電源供給装置135は、無線電力伝送技術によって無線充電してもよい。

## 【0044】

PMIC136は、電源供給装置135によって供給される電力を制御する。

例えば、PMIC136は、人体センサ100のパワー状態を制御する。パワー状態は、パワーアップ(power-up)状態(又は、パワーオン状態)、又はパワーダウン(power-down)状態(又は、パワーオフ状態)を意味する。

20

パワーアップ状態は、人体センサ100のパワー(又は、電圧)が完全にパワーアップされた状態を意味する。パワーダウン状態は、人体センサ100のパワーがオフされた状態、又は低電力モードに進入した状態を意味する。

## 【0045】

メモリ137は、検出信号(P\_DS)を格納することができる。または、メモリ137は検出信号(P\_DS)に相應するデータを格納することができる。

メモリ137は、揮発性メモリ装置又は非揮発性メモリ装置で実現され得る。

## 【0046】

揮発性メモリ装置は、DRAM(Dynamic Random Access Memory)、SRAM(Static Random Access Memory)、T-RAM(Thyristor RAM)、Z-RAM(Zero capacitor RAM)、又はTTRAM(Twin Transistor RAM)で実現し得る。

30

## 【0047】

非揮発性メモリ装置は、EEPROM(Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory)、フラッシュメモリ、MRAM(Magnetic RAM)、スピン伝達トルクMRAM(Spin-Transfer Torque(STT)-MRAM)、Conductive Bridging RAM(CBRAM)、FeRAM(Ferroelectric RAM)、PRAM(Phase change RAM)、抵抗メモリ(Resistive RAM(ReRAM))、ナノチューブReRAM(Nanotube ReRAM)、ポリマーRAM(Polymer RAM(PoRAM))、ナノ浮遊ゲートメモリ(Nano Floating Gate Memory(NFGM))、ホログラフィックメモリ(holographic memory)、分子電子メモリ素子(Molecular Electronic Memory Device)、又は、絶縁抵抗変化メモリ(Insulator Resistance Change Memory)で実現し得る。

40

また、一実施形態に係るメモリ137は、制御回路131の内部に実現されてもよい。

## 【0048】

アンテナ140は、RF信号(RF\_S)をホスト装置300に向け放射(又は、送信

50

)する。

アンテナ140は、WBAN(Wireless Body Area Network)によりRF信号(RF\_\_S)を放射してもよい。

例えば、アンテナ140は、RF信号(RF\_\_S)を2.4GHz帯域でWBANによりRF信号(RF\_\_S)を放射してもよい。WBANは、medical WBAN又はnon-medical WBANであってもよいが、必ずこれに限定されることはない。

【0049】

図4は、図2に示した本発明の一実施形態による人体センサの積層構造を概略的に示す断面図である。

10

人体センサ100は、複数のレイヤを含む積層構造を含み得る。

図4では説明の便宜のために、メインボード130上には制御回路131とRF通信回路134のみを積層したものを例として示す。

【0050】

図1~図4を参照すると、下位カバー170は、伝導性電極180の上部に積層される。

下位カバー170は、電極インタフェース160と接地層150をその内側に内包するメインボード130は下位カバー170、例えば、接地層150の上部に積層される。

【0051】

アンテナ140は、メインボード130の上部に積層される。

20

例えば、アンテナ140は、パーティカルフィーディング(vertical feeding)構造を用いてRF通信回路134の上段に積層される。

【0052】

アンテナ140とRF通信回路134との間の媒質(medium)141は空間を満たす物質を示す。

例えば、空間は、アンテナ140とメインボード130上に位置するRF通信回路134によって定義される空間であってもよいが、必ずしもこれに限定されることはない。

空間は、メインボード130上に配置される各構成要素(131~137)の配列形態に応じてアンテナ140の下部に定義される空間をすべて含んでもよい。

空間は、例えば、空気で満たされている。

30

【0053】

媒質141は、誘電率(又は、誘電定数)及び/又は誘電損失率に基づいて選択される。

例えば、媒質141は、誘電率が適切であり、誘電損失率が低い物質であるのが好ましい。

例えば、媒質141は、空気(air)、ポリエチレン(polyethylene)、テフロン(登録商標)(Teflon)、ポリスチレン(polystyrene)、ナイロン(nylon)、及びパイレックス(登録商標)ガラス(pyrex(登録商標)glass)などを含み得る。

【0054】

40

図5は、図2、4に示した本発明の一実施形態による伝導性電極の積層構造を概略的に示す断面図である。

図1~図5を参照すると、伝導性電極180は、第1層(L1)及び第2層(L2)を含む。

一実施形態に係る伝導性電極180は、伝導性テープ(conductive tape; CT)をさらに含んでもよい。

第1層(L1)と第2層(L2)は図5に示すように積層され得る。伝導性電極180は積層構造であってもよい。

【0055】

伝導性電極180は、伝導性テープ(CT)を介して下位カバー170と接触し得る。

50

伝導性テープ（CT）は、エンボシング（embossing）効果を用いて伝導性電極180と下位カバー170との結合力を高めることができる。

また、伝導性テープ（CT）は、生体信号（BS）を下位カバー170に含まれた電極インタフェース160に伝達（又は、送信）する。

【0056】

図6は、図5に示す第1層の一実施形態を説明するための斜視図である。

図1～図6を参照すると、第1層（L1）は複数のドメイン（DM1及びDM2）を含み得る。

第1ドメイン（DM1）は、ヒドロゲル（hydrogel）で充填され得る。例えば、ヒドロゲルは人体から発生する電気的信号の生体信号（BS）を伝導する。

第2ドメイン（DM2）は、ポリエチレンフォーム（polyethylene foam）で実現してもよい。

【0057】

図7は、図5に示す第2層の一実施形態を説明するための斜視図である。

図1～図7を参照すると、第2層（L2）は、複数のドメイン（DM3及びDM4）と電極パターン（PAT）を含み得る。

【0058】

電極パターン（PAT）は、第1層（L1）の第1ドメイン（DM1）に対応する第4ドメイン（DM4）にも形成される。

一実施形態に係る電極パターン（PAT）は、塩化銀（silver chloride（AgCl））で実現してもよい。

【0059】

伝導性テープ（CT）は、第2層（L2）の中に配置される。

第4ドメイン（DM4）に形成された電極パターン（PAT）は、第2層（L2）の中に位置する伝導性テープ（CT）に接続される。

【0060】

電極パターン（PAT）が伝導性テープ（CT）に接続し、伝導性電極180の生体信号（BA）を送信するための電極が内側に集まっている形態で形成し得る。

第3ドメイン（DM3）は、ポリエチレンテレフタレートフィルム（polyethylene terephthalate film）で実現してもよい。

【0061】

図8は、図5に示す第2層の他の実施形態を説明するための上面図である。

図1～図6及び図8を参照すると、第2層（L2）は、複数のドメイン（DM3及びDM4）と電極パターンPATを含み得る。

【0062】

電極パターン（PAT）は、第1層L1の第1ドメイン（DM1）に対応する第4ドメイン（DM4）にも形成され得る。

一実施形態に係る電極パターン（PAT）は、塩化銀（AgCl）で実現してもよい。

【0063】

伝導性テープ（CT）は、第4ドメイン（DM4）に形成された電極パターン（PAT）上に位置する。

伝導性テープ（CT）が第4ドメイン（DM4）に形成された電極パターン（PAT）上に位置することで、伝導性電極180の生体信号（BA）を送信するための電極が散らばっている形で形成される。

第3ドメイン（DM3）は、ポリエチレンテレフタレートフィルム（polyethylene terephthalate film）で実現してもよい。

【0064】

図9A及び図9Bは、図5に示す伝導性電極の第2層が図7及び図8に示す第2層で実現された時の伝導性電極と接地層との関係を説明するためのグラフである。

図1～図9Bを参照すると、図7及び図8を参照して説明したように、伝導性電極18

10

20

30

40

50

0の電極は集まっている形態又は散らばっている形態に実現してもよい。

【0065】

図9A及び図9Bに示す各グラフのx軸は周波数を示し、y軸は反射係数( reflection coefficient)を示す。

伝導性電極180の第2層(L2)が図7に示す第2層(L2)で具現されて伝導性電極180の電極が集まっている形態のとき、伝導性電極180と接地層150との関係における接地層150の周波数対反射係数の関係は、図9Aに示すグラフのとおりである。

【0066】

伝導性電極180の第2層(L2)が図8に示す第2層(L2)で具現されて伝導性電極180の電極が散らばっている形態のとき、伝導性電極180と接地層150との関係における接地層150の周波数対反射係数の関係は、図9Bに示すグラフのとおりである。

10

【0067】

図9A及び図9Bに示した各グラフから分かるように、伝導性電極180の電極の形態に関係なく、接地層150の反射係数は実質的にほぼ同一である。

例えば、周波数が2.4GHz帯域で接地層150の反射係数は実質的に同一である。

【0068】

図10は、図2、4に示した本発明の一実施形態によるメインボードを示す斜視図である。

図1～図10を参照すると、メインボード130は、少なくとも1つ以上の分節構造で実現し得る。

20

例えば、メインボード130は、第1メインボード(130-1)、第2メインボード(130-2)、及び第3メインボード(130-3)を含み得る。

【0069】

各メインボード(130-1～130-3)は、マザーボードのような印刷回路基板(PCB)、集積回路(IC)、又はSoC(System on Chip)で実現することができる。

一実施形態に係る上記PCBは、rigid PCB、及びFPCB(flexible PCB)などを含み得る。

【0070】

電源供給装置135とPMIC136は、第1メインボード(130-1)上に付着又は実装するか、挿入又は埋め込んでもよい。

30

制御回路131、信号処理回路132、及びデジタル信号プロセッサ133は、第2メインボード(130-2)上に付着又は実装するか、挿入又は埋め込んでもよい。

RF通信回路134は、第3メインボード(130-3)上に付着又は実装するか、挿入又は埋め込んでもよい。

【0071】

アンテナ140は、第3メインボード(130-3)の上部に積層される。

例えば、アンテナ140は、RF通信回路134の上部に積層される。

【0072】

図11は、図2に示した人体センサの他の実施形態による積層構造を部分概略的に示す断面図である。

40

図1～図11を参照すると、電極インタフェース160は、伝導性電極180の上部に積層される。

【0073】

電極インタフェース160とメインボード130とは、少なくとも1つの電氣的な素子によって電氣的に接続される。

電極インタフェース160は、少なくとも1つの電氣的な素子によって伝導性電極180から送信(又は、伝送)される生体信号(BS)をメインボード130の信号処理回路132に送信する。

50

例えば、少なくとも1つの電氣的な素子は、貫通型ビア (Through-hole via) で実現し得る。

【0074】

接地層150は、電極インタフェース160の上部に積層される。

メインボード130は、接地層150の上部に積層される。

例えば、接地層150は、伝導性電極180とメインボード130との間に積層される。

【0075】

メインボード130と接地層150とは、少なくとも1つの電氣的な素子によって電氣的に接続される。

メインボード130は、少なくとも1つの電氣的な素子によって接地層150に接地される。

例えば、少なくとも1つの電氣的な素子は、貫通型ビア (Through-hole via) で実現し得る。

【0076】

アンテナ140は、メインボード130の上部に積層される。

例えば、アンテナ140は、パーティカルフィーディング構造を用いてRF通信回路134の上部に積層される。

アンテナ140は、アンテナ層143、アンテナ担体145、及びアンテナフィーダ (antenna feeder) 147を含み得る。

【0077】

アンテナ層143は、RF信号 (RF\_S) を放射 (または、送信) するためのアンテナパターンを含む。

例えば、アンテナパターンは、RF信号 (RF\_S) を放射するための信号パターンと接地するための接地パターンを含む。

【0078】

アンテナ担体145は、アンテナ層143を支持する。

アンテナ層143がアンテナ担体145を用いて人体センサ100の最も上部に位置することでアンテナ層143は人体から最大に隔離される。

したがって、人体センサ100は、アンテナ層143から送信されるRF信号 (RF\_S) が人体で吸収される現象を防止し、アンテナ140の放射効率 (又は、送信効率) を高めることができる。

【0079】

アンテナ140は、アンテナパターンのアンテナフィーダ147を介してRF通信回路134から送信されるRF信号 (RF\_S) を受信する。

アンテナ140がRF通信回路134の上部にパーティカルフィーディング構造で積層されるため、人体センサ100は、RF通信回路134から送信されるRF信号 (RF\_S) の損失を防止することができる。

【0080】

アンテナ140と接地層150は、少なくとも1つの電氣的な素子によって電氣的に接続される。

アンテナ140は、少なくとも1つの電氣的な素子によって接地層150に接地される。

例えば、アンテナ140は、アンテナパターンのアンテナフィーダ147と少なくとも1つの電氣的な素子によって接地層150に接地される。

【0081】

より具体的には、メインボード130と接地層150が少なくとも1つの電氣的な素子によって接続され、アンテナ140がアンテナフィーダ147を介してメインボード130と接続されることで、アンテナ140は接地層150に接地される。

例えば、少なくとも1つの電氣的な素子は、貫通型ビアで実現し得る。

10

20

30

40

50

## 【0082】

一実施形態に係るアンテナフィード147は、同軸ジャック(coaxial jack)、Cクリップ(C-clip)、又は、ポゴピン(pogo-pin、又は、スプリングピン)を用いてメインボード130と接続することができる。

## 【0083】

図12は、図11に示した本発明の一実施形態によるアンテナを示す斜視図である。

図1～図12を参照すると、図12に示すアンテナ(140-1)は、図11に示すアンテナ140の一実施形態である。

## 【0084】

アンテナ(140-1)は、アンテナ層143、及びアンテナ担体145を含む。

アンテナ層143は、アンテナパターン(143-1、143-3、143-5)、及びアンテナフィード147を含む。

## 【0085】

アンテナパターン(143-1、143-3、143-5)は、RF信号(RF\_S)を放射(又は、送信)する。

例えば、アンテナパターン(143-1、143-3、143-5)は、RF信号(RF\_S)を水平方向に放射してもよい。

例えば、アンテナ(140-1)は、共振アンテナ(Zeroth Order Resonator(ZOR) antenna)であってもよい。

## 【0086】

アンテナパターン(143-1、143-3、143-5)は、信号パターン(143-1)と複数の接地パターン(143-3、143-5)を含む。

一実施形態に係るアンテナパターン(143-1、143-3、143-5)は、金、銀、又は、銅で実現し得る。

## 【0087】

信号パターン(143-1)は、RF信号(RF\_S)を放射するためのパターンである。

各接地パターン(143-3、143-5)は、接地層150と接地するための接地パターンである。

## 【0088】

アンテナフィード147は、信号フィード(147-1)と複数の接地フィード(147-3、147-5)を含む。

信号パターン(143-1)は、信号フィード(147-1)によってRF通信回路134から送信されるRF信号(RF\_S)を受信し、受信されたRF信号(RF\_S)を放射する。

## 【0089】

各接地パターン(143-3、143-5)は、対応する接地フィード(147-3)及び接地フィード(147-5)を介して接地層150と電氣的に接続する。

例えば、接地パターン(143-3)は、対応する接地フィード(147-3)を介して接地層150と接地され、接地パターン(143-5)は、対応する接地フィード(147-5)を介して接地層150と接地される。

## 【0090】

図13A及び図13Bは、図12に示すアンテナの放射効率を説明するためのグラフである。

図1～図13Bを参照すると、アンテナ(140-1)は、RF信号(RF\_S)を水平方向に放射(又は、送信)する。

## 【0091】

各グラフのx軸は周波数を示し、y軸はアンテナ(140-1)の全体放射効率(total radiation efficiency)を示す。

## 【0092】

10

20

30

40

50

図13Aに示すグラフは、人体センサ100が人体に着用されていない状態のアンテナ(140-1)の全体の放射効率を示す。

第1点線191は、アンテナ(140-1)のアンテナフィード147の構造を反映しないものであり、第1実線192はアンテナ(140-1)のアンテナフィード147の構造を反映したものである。

人体センサ100が人体に着用されない状態のとき、周波数が2.4GHzの帯域でアンテナ(140-1)の放射効率は、図13Aに示すグラフに対応する。

【0093】

図13Bに示すグラフは、人体センサ100が人体に着用された状態のアンテナ(140-1)の全体の放射効率を示す。

第2点線193は、アンテナ(140-1)のアンテナフィード147の構造を反映しないものであり、第2実線194はアンテナ(140-1)のアンテナフィード147の構造を反映したものである。

人体センサ100が人体に着用された状態のとき、周波数が2.4GHzの帯域でアンテナ(140-1)の放射効率は、図13Bに示すグラフに対応する。

【0094】

図14は、図12に示したアンテナの他の実施形態を示す斜視図である。

図1~図14を参照すると、アンテナ(140-1)は、エアブリッジ(air bridge)144をさらに含む。

【0095】

エアブリッジ144は、各接地パターン(143-3、143-5)を電氣的に接続する。

接地パターン(143-3)と接地パターン(143-5)は、エアブリッジ144を用いて接続される。

各接地パターン(143-3、143-5)が互いにエアブリッジ144を用いて接続されることで、アンテナ(140-1)は、RF信号(RF\_S)の動作周波数(又は、共振周波数)とメインボード130の長さが近似することにより発生する共振現象を防止することができる。

また、アンテナ(140-1)は、オッドモード(odd mode)によって動作することができないことがある。

【0096】

したがって、アンテナ(140-1)は、エアブリッジ144による結合によって共振現象とオッドモードを防止し、アンテナ(140-1)の放射効率を高めることができる。

【0097】

図15は、図11に示したアンテナの他の実施形態を示す図である。

図1~図11及び図15を参照すると、図15に示すアンテナ(140-2)は、図11に示すアンテナ140の他の実施形態である。

【0098】

アンテナ(140-2)は、メタマテリアル(meta material)構造を用いたアンテナである。

例えば、アンテナ(140-2)は、AMC(Artificial Magnetic Conductor)アンテナである。

【0099】

アンテナ(140-2)は、アンテナ層143、アンテナ担体145を含んでもよい。図15では説明の便宜のためにアンテナ担体145を示していない。

【0100】

アンテナ層143は、アンテナパターン(PAT2)を含む。

アンテナパターン(PAT2)は、信号パターンと接地パターンを含み得る。

例えば、アンテナパターン(PAT2)は、PIFA(Planar Inverte

10

20

30

40

50

d F Antenna)又はパッチアンテナ(Patch Antenna)であってもよい。

【0101】

アンテナ層143は、接地面149をさらに含んでもよい。

接地面149は、接地パターン(PAT3)を含む。

一実施形態による、接地パターン(PAT3)は、少なくとも1つのAMC基本セルで実現され得る。

パターン(PAT2、PAT3)は金、銀、又は、銅で実現してもよい。

【0102】

アンテナ(140-2)は、接地面149を介してアンテナ(140-2)の下部に位置するRF通信回路134の影響を遮断することで、放射効率を高めることができる。

10

【0103】

図16は、図15に示したアンテナの放射効率を説明するためのグラフである。

図1~図11、図15、及び図16を参照すると、図16に示すグラフのx軸は周波数を示し、y軸はアンテナ(140-2)の全体放射効率を示す。

【0104】

図16に示すグラフは、人体センサ100が人体に着用された状態のアンテナ(140-2)の全体の放射効率を示す。

アンテナ(140-2)の接地面149がある状態のとき、周波数が2.4GHz帯域でアンテナ(140-2)の放射効率は、第3点線195のとおりである。

20

アンテナ(140-2)の接地面149は、少なくとも1つのAMC基本セルで具現され得る。

アンテナ(140-2)の接地面149がない状態のとき、周波数が2.4GHz帯域でアンテナ(140-2)の放射効率は、第3実線196のとおりである。

【0105】

図17は、本発明の他の実施形態による人体センサを含むシステムを示すブロック図である。

図17を参照すると、システム20は、人体センサ100、ゲートウェイ(gateway)400、及びホスト装置300を含む。

システム20は、健康モニタリングシステム(health monitoring system)であってもよい。

30

【0106】

人体センサ100とホスト装置300はゲートウェイ400を介して通信してもよい。

ゲートウェイ400は、携帯用電子装置で実現してもよい。

【0107】

携帯用電子装置は、ラップトップ(laptop)コンピュータ、移動電話機、スマートフォン(smart phone)、タブレット(tablet)PC、モバイルインターネットデバイス(mobile internet device(MID))、PDA(personal digital assistant)、EDA(enterprise digital assistant)、デジタルスチールカメラ(digital still camera)、デジタルビデオカメラ(digital video camera)、PMP(portable multimedia player)、PND(personal navigation device又はportable navigation device)、携帯用ゲームコンソール(hand held game console)、またはe-ブック(e-book)で実現してもよい。

40

【0108】

ホスト装置300は、医療機関の医療システムであってもよい。

【0109】

本実施形態に係る方法は、多様なコンピュータ手段を介して様々な処理を実行すること

50

ができるプログラム命令の形態で実現され、コンピュータ読取可能な記録媒体に記録される。

コンピュータ読取可能な媒体は、プログラム命令、データファイル、データ構造などの内の1つ又はその組み合わせを含み得る。

媒体に記録されるプログラム命令は、本発明の目的のために特別に設計されて構成されたものでもよく、コンピュータソフトウェア分野の技術を有する当業者にとって公知のものであり、使用可能なものであってもよい。

#### 【0110】

コンピュータ読取可能な記録媒体の例としては、ハードディスク、フロッピー（登録商標）ディスク及び磁気テープのような磁気媒体、CD-ROM、DVDのような光記録媒体、光ディスクのような光磁気媒体、及びROM、RAM、フラッシュメモリなどのようなプログラム命令を保存して実行するように特別に構成されたハードウェア装置が含まれる。

10

プログラム命令の例には、コンパイラによって作られるような機械語コードだけでなく、インタープリタなどを用いてコンピュータによって実行できる高級言語コードが含まれる。上記したハードウェア装置は、本発明の動作を行うために1つ以上のソフトウェアモジュールとして作動するように構成されてもよく、その逆も同様である。

#### 【0111】

尚、本発明は、上述の実施形態に限られるものではない。本発明の技術的範囲から逸脱しない範囲内で多様に変更実施することが可能である。

20

#### 【符号の説明】

#### 【0112】

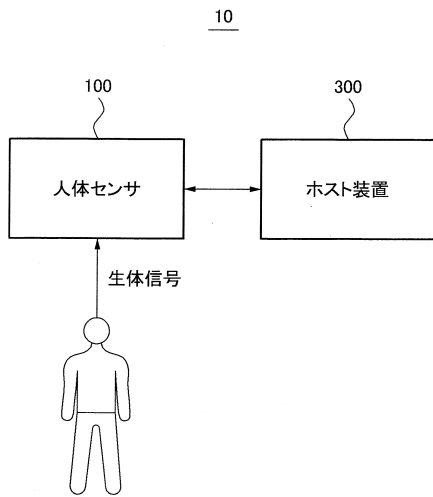
- 10 システム
- 100 人体センサ
- 120 中間ケース
- 130 メインボード
- 130 - 1 ~ 130 - 3 (第1 ~ 第3)メインボード
- 131 制御回路
- 132 信号処理回路
- 133 デジタル信号プロセッサ
- 134 RF通信回路
- 135 電源供給装置
- 136 PMIC
- 137 メモリ
- 140、140 - 1、140 - 2 アンテナ
- 141 媒質
- 143 アンテナ層
- 143 - 1 ~ 143 - 5 アンテナパターン  
(143 - 1 信号パターン、143 - 3、143 - 5 接地パターン)
- 144 エアブリッジ
- 145 アンテナ担体
- 147 アンテナフィード  
(147 - 1 信号フィード、147 - 3、147 - 5 接地フィード)
- 149 接地面
- 150 接地層
- 160 電極インタフェース
- 170 下位カバー
- 180 伝導性電極
- 300 ホスト装置
- 400 ゲートウェイ

30

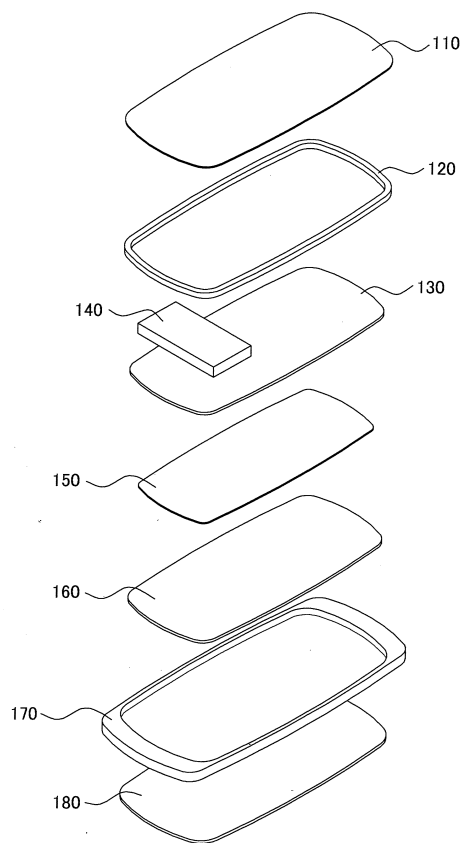
40

50

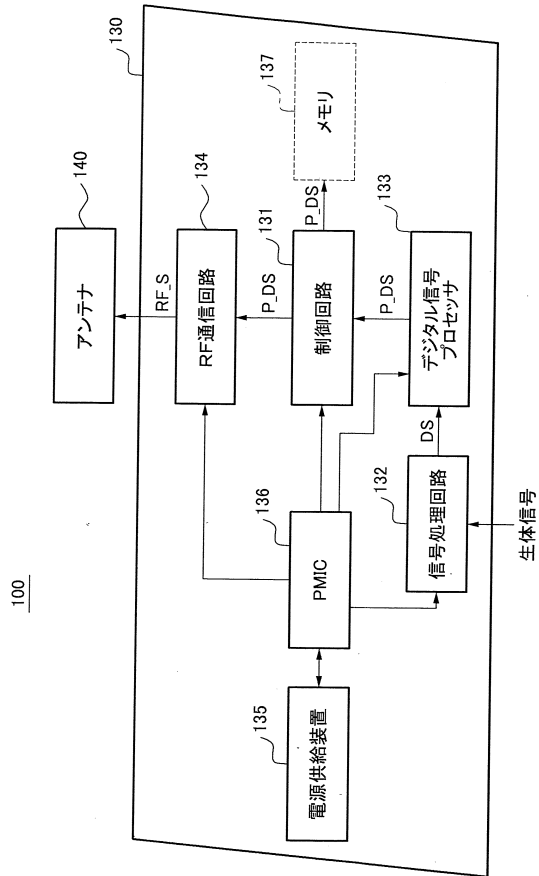
【図 1】



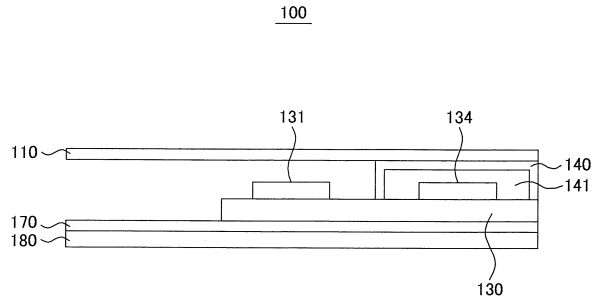
【図 2】



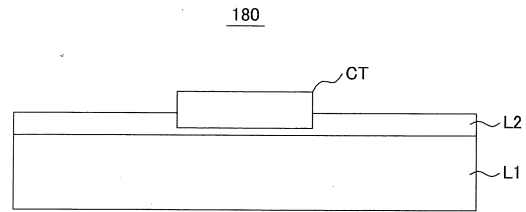
【図3】



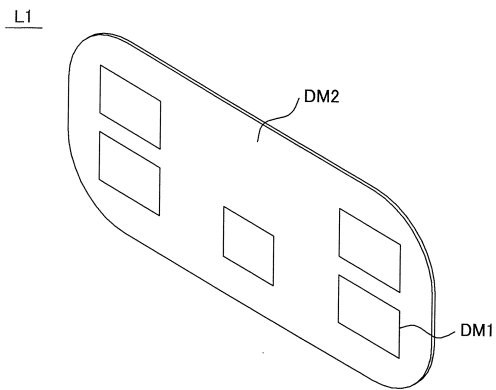
【図4】



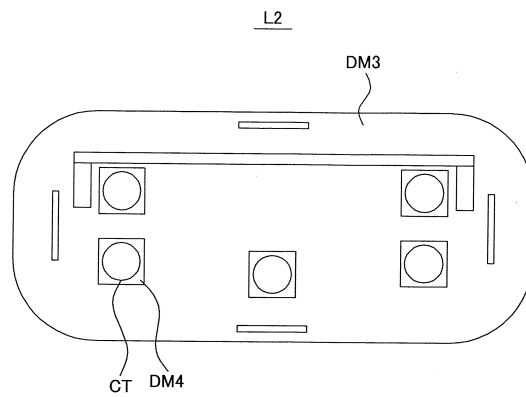
【図5】



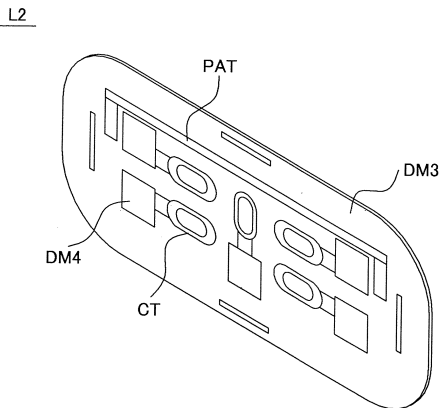
【図6】



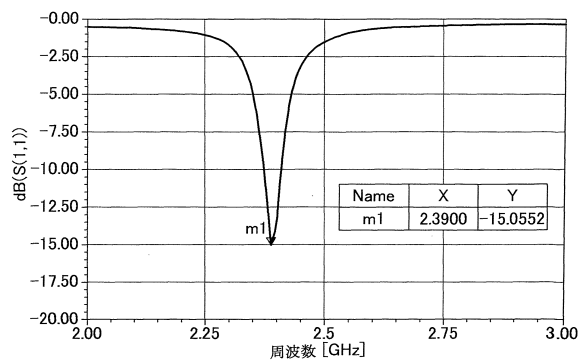
【図8】



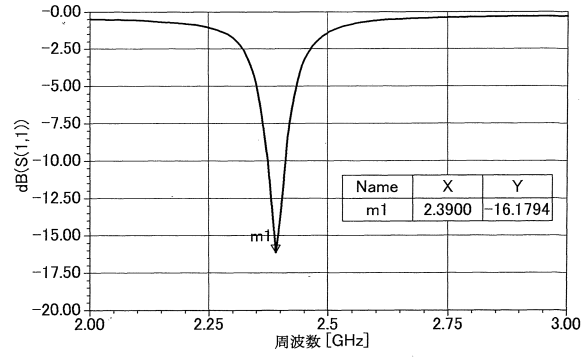
【図7】



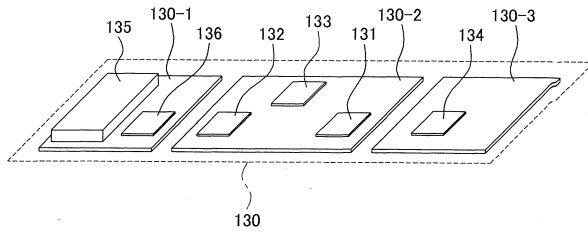
【図9A】



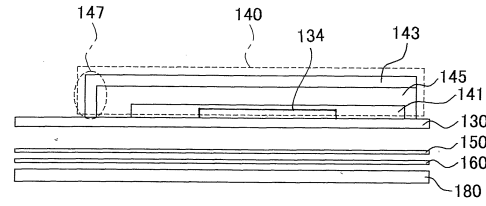
【图 9 B】



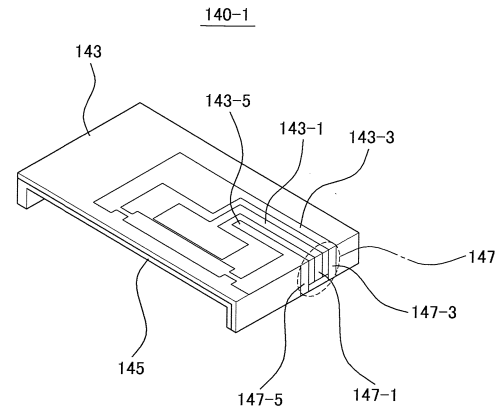
【图 10】



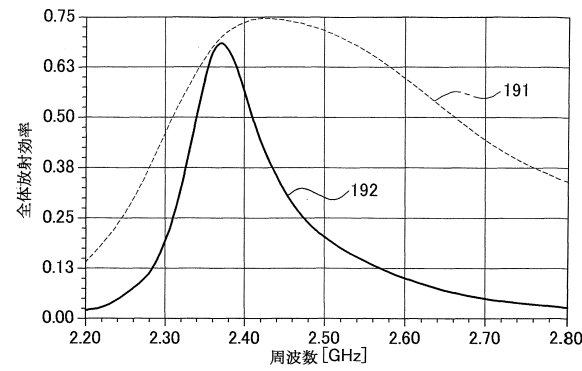
【图 11】



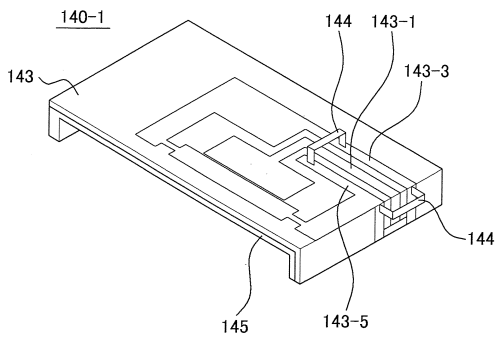
【图 12】



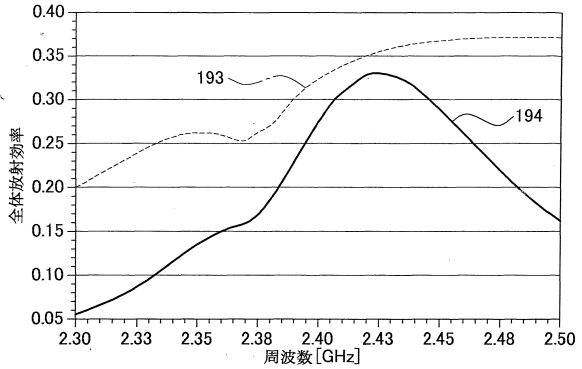
【图 13 A】



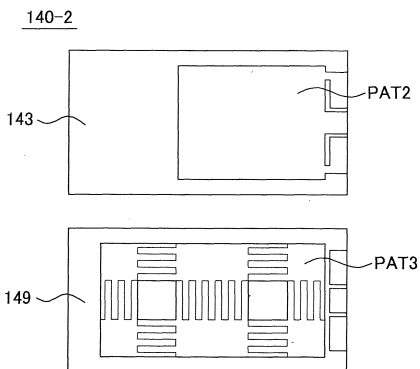
【图 14】



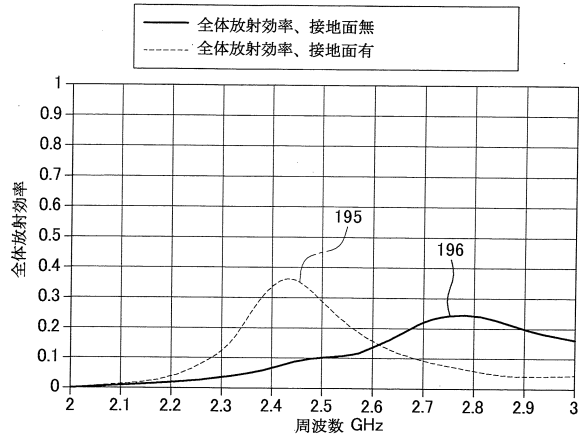
【图 13 B】



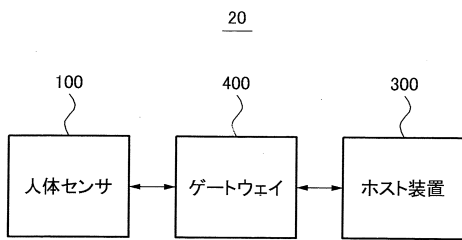
【图 15】



【図16】



【図17】



## フロントページの続き

- (72)発明者 洪 源 斌  
大韓民国 京畿道 水原市 霊通区 三星路 1 3 0 三星綜合技術院
- (72)発明者 高 秉 勳  
大韓民国 京畿道 水原市 霊通区 三星路 1 3 0 三星綜合技術院
- (72)発明者 金 炳 チョル  
大韓民国 京畿道 水原市 霊通区 三星路 1 3 0 三星綜合技術院
- (72)発明者 金 泳 秀  
大韓民国 京畿道 水原市 霊通区 三星路 1 3 0 三星綜合技術院
- (72)発明者 金 潤 建  
大韓民国 京畿道 水原市 霊通区 三星路 1 3 0 三星綜合技術院
- (72)発明者 李 永 周  
大韓民国 京畿道 水原市 霊通区 三星路 1 3 0 三星綜合技術院
- (72)発明者 李 在 天  
大韓民国 京畿道 水原市 霊通区 三星路 1 3 0 三星綜合技術院

審査官 清水 裕勝

- (56)参考文献 特表2007-525269(JP,A)  
特開平11-220324(JP,A)  
特表2013-512067(JP,A)  
米国特許第06577893(US,B1)  
特開平07-235826(JP,A)  
特開2005-020183(JP,A)  
特表2010-512713(JP,A)  
特表昭57-500956(JP,A)  
特開昭57-152202(JP,A)  
特表2002-533052(JP,A)  
特開2002-204123(JP,A)  
特開平11-188014(JP,A)  
特開2004-147994(JP,A)  
特開2004-089356(JP,A)  
国際公開第2013/088747(WO,A1)  
特表2010-508753(JP,A)

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 5 / 0 0 - 5 / 2 2  
G 0 8 C 1 7 / 0 0  
H 0 1 Q 1 / 2 7 - 1 / 5 2  
H 0 1 Q 1 3 / 0 8  
H 0 4 B 1 / 0 4

专利名称(译)	人体传感器和包括其的传感系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP6529733B2</a>	公开(公告)日	2019-06-12
申请号	JP2014209217	申请日	2014-10-10
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
[标]发明人	洪永駿 洪源斌 高秉勳 金炳子ヨル 金泳秀 金潤建 李永周 李在天		
发明人	洪永駿 洪源斌 高秉勳 金炳子ヨル 金泳秀 金潤建 李永周 李在天		
IPC分类号	A61B5/04 G08C17/00 A61B5/00 H04B1/04 H01Q13/08		
CPC分类号	A61B5/0006 A61B5/0008 A61B5/0015 A61B5/01 A61B5/02 A61B5/02438 A61B5/0402 A61B5/0488 A61B5/053 A61B5/683 A61B2562/0271 A61B2562/166 G08C17/00 H01Q1/273 H01Q1/48 H04B13/005		
FI分类号	A61B5/04.R G08C17/00.A A61B5/00.102.C H04B1/04 H01Q13/08 A61B5/04.300.R G01D21/00.A G08C17/02		
F-TERM分类号	2F073/AA33 2F073/AB04 2F073/AB08 2F073/AB11 2F073/BB02 2F073/BC02 2F073/CC02 2F073/CC15 2F073/CD04 2F073/DD01 2F073/FF02 2F073/FF13 2F073/FG01 2F073/FG02 2F073/GG01 2F073/GG04 2F073/GG06 2F073/GG07 2F076/BA01 2F076/BB01 2F076/BC01 2F076/BD01 2F076/BD07 2F076/BD11 2F076/BE01 2F076/BE02 2F076/BE04 2F076/BE05 2F076/BE10 2F076/BE18 2F076/BE19 4C117/XB02 4C117/XB04 4C117/XC15 4C117/XE13 4C117/XE15 4C117/XE17 4C117/XE19 4C117/XE23 4C117/XE52 4C117/XE54 4C117/XE62 4C117/XE64 4C117/XR01 4C127/LL19 5J045/AA05 5J045/DA10 5J045/EA07 5J045/HA05 5J045/MA04 5J045/NA03 5K060/AA01 5K060/AA02 5K060/AA10 5K060/AA12 5K060/BB07 5K060/CC04 5K060/DD09 5K060/HH31 5K060/HH32 5K060/JJ21		
优先权	1020130121675 2013-10-14 KR		
其他公开文献	JP2015077409A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		
摘要(译)			

本发明提供一种人体传感器和包括该人体传感器的传感系统，该人体传感器能够防止从人体传感器的天线发射的信号被人体吸收并提高天线的辐射效率。根据本发明的人体传感器是可佩戴的人体传感器，包括：用于从人体传输生物信号的导电电极；以及主板，包括用于基于生物信号产生RF信号的RF通信电路。并且天线堆叠在主板的RF通信电路的顶部并发射RF信号。 [选定图]图11

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6529733号 (P6529733)
(45) 発行日 令和1年6月12日 (2019. 6. 12)	(24) 登録日 令和1年5月24日 (2019. 5. 24)	
(5) Int. Cl.	F I	
A 6 1 B 5/04 (2006. 01)	A 6 1 B 5/04 R	
G 0 8 C 17/00 (2006. 01)	G 0 8 C 17/00 A	
A 6 1 B 5/00 (2006. 01)	A 6 1 B 5/00 I O 2 C	
H 0 4 B 1/04 (2006. 01)	H 0 4 B 1/04	
H 0 1 Q 13/08 (2006. 01)	H 0 1 Q 13/08	
請求項の数 17 (全 22 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-209217 (P2014-209217)	(73) 特許権者 390019839	三星電子株式会社 Samsung Electronics Co., Ltd. 大韓民国京畿道水原市靈通区三星路 129 129, Samsung-ro, Yeon gtong-gu, Suwon-si, G yeonggi-do, Republic of Korea
(22) 出願日 平成26年10月10日 (2014. 10. 10)	(74) 代理人 110000051	
(65) 公開番号 特開2015-77409 (P2015-77409A)	特許業務法人共生国際特許事務所	
(43) 公開日 平成27年4月23日 (2015. 4. 23)	洪水 駿	
審査請求日 平成29年3月31日 (2017. 3. 31)	(72) 発明者	
(31) 優先権主張番号 10-2013-0121675	大韓民国 京畿道 水原市 靈通区 三星 路 130 三星綜合技術院	
(32) 優先日 平成25年10月14日 (2013. 10. 14)		
(33) 優先権主張国 韓国 (KR)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 人体センサ及びこれを含むセンシングシステム		