

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2008-507335

(P2008-507335A)

(43) 公表日 平成20年3月13日(2008.3.13)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01) A 6 1 B 5/05 3 9 0 4 C 0 9 6

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2007-522557 (P2007-522557) (86) (22) 出願日 平成17年7月12日 (2005.7.12) (85) 翻訳文提出日 平成19年3月16日 (2007.3.16) (86) 国際出願番号 PCT/US2005/024652 (87) 国際公開番号 W02006/019727 (87) 国際公開日 平成18年2月23日 (2006.2.23) (31) 優先権主張番号 10/897,737 (32) 優先日 平成16年7月23日 (2004.7.23) (33) 優先権主張国 米国 (US)	(71) 出願人 500483817 メドラッド インコーポレーテッド Medrad, Inc. アメリカ合衆国 15051 ペンシルベ ニア, インディアナポリス, ワン メドラ ッド ドライブ (74) 代理人 100066728 弁理士 丸山 敏之 (74) 代理人 100100099 弁理士 宮野 孝雄 (74) 代理人 100111017 弁理士 北住 公一 (74) 代理人 100119596 弁理士 長塚 俊也
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共振イメージング用の無線による患者監視装置

(57) 【要約】

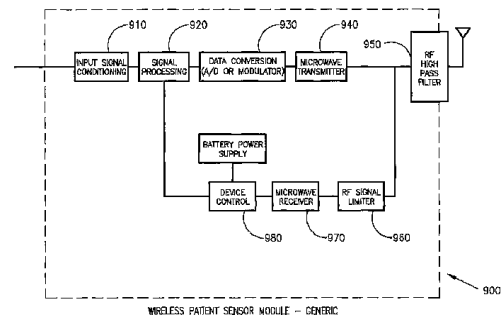
【課題】

【解決手段】本発明は、磁気共振イメージング(MRI)スイートのような、電磁的にノイズの多い環境下で、生理学的信号或いは他のデータを無線で通信するシステム、方法及び関連する装置に関する。それらによって、MRスキャナの穴の内に位置する間に患者に付けられたセンサモジュールから得られたデータを無線で通信することができる。

システムは第1のトランシーバ及び第2のトランシーバを含む。第1のトランシーバはセンサモジュールに繋がって、センサモジュールから受信されたデータを送信する。

第1のトランシーバから離れた装置に接続される第2のトランシーバは、第1のトランシーバから受信されたデータを装置に伝えるのに使用される。第1及び第2のトランシーバは、センサモジュールと装置を、MRシステムの動作に悪影響されず、又悪影響を与えることなく、一方向に或いは双方向に通信させることができる。

【選択図】図7



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁気共振(MR)システムのスキャナに晒された患者の状態を示す生理学的データを無線で通信するシステムであって、

- (a) 患者から前記生理学的データを得るセンサ機構と、
- (b) センサ機構に接続されて、センサ機構から受信した生理学的データを光学フォーマットから電氣的フォーマットに変換する第 1 の変換器回路と、
- (c) 第 1 の変換器回路に接続されて、該第 1 の変換器回路から受信した生理学的データを送信する第 1 の RF トランシーバ回路と、
- (d) 第 1 の RF トランシーバ回路から離れて、第 1 の RF トランシーバ回路によって送信された生理学的データを受信する第 2 の RF トランシーバ回路と、
- (e) 第 2 の RF トランシーバ回路に接続されて、第 2 の RF トランシーバ回路から受信した生理学的データを電氣的フォーマットから光学フォーマットに変換し、センサ機構から離れた装置に生理学的データを搬送する第 2 の変換器回路とを具え、

第 1 及び第 2 の RF トランシーバ回路を介したセンサ機構と装置との間の通信は、MR システムの動作に悪影響を与えず、又は悪影響が与えられることなく達成されるシステム。

【請求項 2】

第 1 の RF トランシーバ回路は、

- (a) 第 1 の変換器回路からの生理学的データがその中に受信される入力と、生理学的データがラジオ周波数(RF)フォーマットでそこから送信される出力を有する RF トランシーバモジュールと、
- (b) RF トランシーバモジュールの出力に接続されて、生理学的データを通過させるが、生理学的データを搬送する周波数の外側にある周波数を有効に減衰させるフィルタと、
- (c) フィルタに接続されて、フィルタから受信した生理学的データを放射するアンテナを有する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

フィルタは、バンドパスフィルタ、ハイパスフィルタ、及びノッチフィルタの 1 つである、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

第 2 の RF トランシーバ回路は、

- (a) 第 1 の RF トランシーバ回路によって送信された生理学的データを受信するアンテナと、
- (b) アンテナに接続されて、生理学的データを通過させるが、生理学的データを搬送する周波数の外側にある周波数を有効に減衰させるフィルタと、
- (c) フィルタからの生理学的データがその中に受信される入力と、そこから生理学的データが第 2 の変換器回路に搬送される出力を具える RF トランシーバモジュールを有する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

フィルタは、バンドパスフィルタ、ハイパスフィルタ、及びノッチフィルタの 1 つである、請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 6】

第 2 の変換器回路は、

- (a) 第 2 の RF トランシーバ回路の出力に接続された入力を有する駆動回路と、
- (b) 駆動回路の出力に接続されて、駆動回路から受信した生理学的データを電氣的フォーマットから光学フォーマットに変換し、生理学的データをセンサ機構から離れた装置に搬送する電気—光学変換器を具える、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

センサ機構は、生理学的データを心臓信号の形で得る心電図(ECG)モジュールである、請求項 1 に記載のシステム。

10

20

30

40

50

【請求項 8】

電磁気ノイズが多い環境下でデータを無線で通信するシステムであって、

- (a) 二手に分かれたシステムの第 1 の装置に接続されて、第 1 の装置から受信したデータを光学フォーマットから電氣的フォーマットに変換する第 1 の変換器回路と、
- (b) 第 1 の変換器に接続されて、第 1 の変換器から受信したデータを送信する第 1 の R F トランシーバ回路と、
- (c) 第 1 の R F トランシーバ回路から離れて、第 1 の R F トランシーバ回路によって送信されたデータを受信する第 2 の R F トランシーバ回路と、
- (d) 第 2 の R F トランシーバ回路に接続されて、第 2 の R F トランシーバ回路から受信したデータを電氣的フォーマットから光学フォーマットに変換し、二手に分かれたシステムの第 2 の装置にデータを搬送する第 2 の変換器回路とを具え、

10

第 1 及び第 2 の R F トランシーバに用いられる通信スキームによって、第 1 及び第 2 の装置は、環境内のノイズに悪影響を及ぼされずに、通信することができるシステム。

【請求項 9】

二手に分かれたシステムの第 1 の装置は、心電図 (E C G) モジュールを有して、患者から心臓信号の形でデータを得る、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

二手に分かれたシステムの第 1 の装置は、センサを有して、それによって得たデータは患者の状態を示す、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 11】

20

二手に分かれたシステムの第 2 の装置は、第 2 及び第 1 の R F トランシーバ回路を介して第 1 の装置と通信可能な監視装置を有する、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 12】

磁気共振 (M R) スイート内にてデータを無線で通信するシステムであって、

- (a) センサモジュールに接続されて、センサモジュールから受信したデータを送信し、送信されてきたデータをセンサモジュールに搬送する第 1 のトランシーバ回路と、
- (b) 監視装置に接続されて、第 1 のトランシーバ回路から受信したデータを監視装置に搬送し、監視装置から受信したデータを第 1 のトランシーバ回路に送信する第 2 のトランシーバ回路を具え、

第 1 及び第 2 のトランシーバ回路は、M R スイート内に位置する設備の動作範囲の外側の所定周波数を用いて、M R スイートの設備の動作に悪影響を与えることなく、通信するシステム。

30

【請求項 13】

第 1 のトランシーバ回路は、

- (a) センサモジュールからのデータが搬送される入力と、データがラジオ周波数 (R F) フォーマットにて送信される出力を有するトランシーバモジュールと、
 - (b) トランシーバモジュールの出力に接続されて、データを通過させるが、生理学的データを搬送する周波数の外側にある周波数を有効に減衰させるフィルタと、
 - (c) フィルタに接続されて、フィルタから受信したデータを放射するアンテナを具えた、
- 請求項 12 に記載のシステム。

40

【請求項 14】

第 2 のトランシーバ回路は、

- (a) 第 1 の R F トランシーバ回路によってラジオ周波数 (R F) フォーマットで送信されたデータを受信するアンテナと、
- (b) アンテナに接続されて、データを通過させるが、データを搬送する周波数の外側にある周波数を有効に減衰させるフィルタと、
- (c) フィルタからのデータがその中に受信される入力と、そこから生理学的データが監視装置に搬送される出力を具えるトランシーバモジュールを有する、請求項 12 に記載のシステム。

【請求項 15】

50

センサモジュールによって第 1 のトランシーバ回路に搬送されるデータは、

(i) 患者の状態を示す生理学的信号、及び

(ii) センサモジュールの状態を示す作動信号の少なくとも 1 つを含む、請求項 1 2 に記載のシステム。

【請求項 1 6】

監視装置によって第 2 のトランシーバ回路に搬送されるデータは、センサモジュールに命じて、多数のリードリードセットから生理学的信号を取り出す適当なリードを選択する制御信号を含む、請求項 1 5 に記載のシステム。

【請求項 1 7】

センサモジュールによって第 1 のトランシーバ回路に搬送されるデータは、

(i) 心臓の状態を示す心臓信号、及び

(ii) センサモジュールの状態を示す作動信号の少なくとも 1 つを含む、請求項 1 2 に記載のシステム。

【請求項 1 8】

監視装置によって第 2 のトランシーバ回路に搬送されるデータは、センサモジュールに命じて、多数のリードリードセットから心臓信号を引き出す適切なリードを選択する制御信号を含む、請求項 1 7 に記載のシステム。

【請求項 1 9】

画像スキャナ内に位置する患者に取り付けられたセンサモジュールから得られたデータを無線で通信するシステムであって、

(a) センサモジュールに繋がって、センサモジュールから受信したデータを送信する第 1 のトランシーバと、

(b) 第 1 のトランシーバから離れた装置に接続されて、第 1 のトランシーバから受信したデータを装置に搬送する第 2 のトランシーバとを具備、

第 1 及び第 2 のトランシーバによって、センサモジュールと装置は、画像スキャナの動作に悪影響を及ぼされず、又は悪影響を及ぼさずに通信することができるシステム。

【請求項 2 0】

更に、センサモジュールと第 1 のトランシーバとの間に第 1 の変換器回路を有して、該第 1 の変換器回路はセンサモジュールから光学フォーマットで受信したデータを、第 1 のトランシーバが用いる電氣的フォーマットに変換する、請求項 1 9 に記載のシステム。

【請求項 2 1】

更に、第 1 のトランシーバと装置との間に、第 2 の変換器回路を有して、該第 2 の変換器回路は第 2 のトランシーバから電氣的フォーマットで受信したデータを、装置が利用可能なフォーマットに変換する、請求項 1 9 に記載のシステム。

【請求項 2 2】

センサモジュールは、心電図 (ECG) モジュールを有して、心臓信号の形でデータを得る、請求項 1 9 に記載のシステム。

【請求項 2 3】

磁気共振 (MR) システムのスキャナに晒された患者の状態を少なくとも示すデータを無線で通信する方法であって、

(a) 患者に取り付けられたセンサからデータを得る工程と、

(b) 患者から得られたデータを光学フォーマットから電氣的フォーマットに変換する工程と、

(c) 電氣的フォーマットで受信したデータをラジオ周波数 (RF) フォーマットで送信する工程と、

(d) 送信工程で送信されたデータを受信する工程と、

(e) 受信工程で受信したデータを電氣的フォーマットから光学フォーマットに変換する工程と、

(f) データを患者から離れた装置に搬送する工程を具備、

データの通信は、MR システムの動作に悪影響を及ぼされず、又は悪影響を及ぼさずに

10

20

30

40

50

達成される方法。

【請求項 24】

データを得る工程は、心電図(E C G)モジュールを用いて、心臓信号の形でデータを得る、請求項 23 に記載の方法。

【請求項 25】

画像スイートにてデータを無線で通信する方法であって、

(a) センサに接続された第 1 のトランシーバを配備して、センサから受信したデータを送信し、第 1 のトランシーバに送信されたデータをセンサに搬送する工程と、

(b) 第 1 のトランシーバから離れた装置に接続された第 2 のトランシーバを配備して、第 1 のトランシーバから受信したデータを装置に搬送し、装置から受信したデータを第 1 のトランシーバに送信する工程とを具え、

第 1 と第 2 のトランシーバは、画像スイート内の装置の動作によって悪影響が与えられることなく、又は悪影響を与えることなく、通信する方法。

【請求項 26】

更に、センサと第 1 のトランシーバ間に第 1 の変換器回路を配備して、(i) センサから光学フォーマットで受信したデータを第 1 のトランシーバによって用いられる電氣的フォーマットに変換し、且つ(ii) 第 1 のトランシーバから電氣的フォーマットで受信したデータをセンサによって用いられる光学フォーマットに変換する工程を具える、請求項 25 に記載の方法。

【請求項 27】

更に、第 2 のトランシーバと装置間に第 2 の変換器回路を配備して、(i) 第 2 のトランシーバから電氣的フォーマットで受信したデータを装置によって利用可能なフォーマットに変換し、且つ(ii) 装置から光学フォーマットで受信したデータを第 2 のトランシーバによって用いられる電氣的フォーマットに変換する工程を具える、請求項 25 に記載の方法。

、請求項 25 に記載の方法。

【請求項 28】

センサは、心電図(E C G)モジュールを用いて、心臓信号の形でデータを得る、請求項 25 に記載の方法。

【請求項 29】

ノイズが多い環境下に位置する患者から得られた心電図(E C G)信号を無線で通信する通信モジュールであって、

(a) 生体電氣的信号のセンサに繋がって、生体電氣的信号の搬送周波数の外側にある周波数を生体電氣的信号から除去する少なくとも 1 つの R F フィルタと、

(b) 制御信号に反応して、多数のリードリードセットから生体電氣的信号を取り出す適当なリードを選択するネットワークと、

(c) ネットワークを介して選択された生体電氣的信号から、E C G 信号を引き出す差動アンプと、

(d) 差動アンプから受信した E C G 信号を増幅するアンプ回路と、

(e) アンプ回路から受信した E C G 信号の状態を改善する信号処理回路と、

(f) 信号処理回路から受信した E C G 信号に従って、搬送信号をデジタル的に変調し、その上、変調信号を形成する変調回路と、

(g) 変調回路に接続されて、変調回路から受信した変調信号を送信する送信回路と、

(h) 送信回路に接続されて、変調信号を通し、且つ変調信号の外側にある周波数を有効に減衰するフィルタ回路を具えた通信モジュール。

【請求項 30】

送信回路は、電磁波帯域の周波数で変調された信号を送信する、請求項 29 に記載の通信モジュール。

【請求項 31】

更に、

(a) フィルタ回路に繋がって、アンテナによって離れた装置から取り出される制御信号の

10

20

30

40

50

振幅を制限するリミッタ回路と、

(b) リミッタ回路に接続されて、制御信号を受信する受信器回路と、

(c) ECG信号を(i)通信モジュールが利用可能な電力量、及び(ii)多数のリードリードセットのどのリードからECG信号が引き出されるかの少なくとも1つに関する情報に符号化する符号化回路を具える、請求項29に記載の通信モジュール。

【請求項32】

更に、通信モジュールと、通信モジュールが通信する離れた装置間の通信の完全な状態を確実にする手段を具える、請求項29に記載の通信モジュール。

【請求項33】

ノイズが多い環境下に位置する患者から得られた生理学的信号を無線で通信する通信モジュールであって、

(a) 生体電氣的信号のセンサに繋がって、センサから受信された生理学的信号をモジュールの使用に適合させる入力調整回路と、

(b) 入力調整回路から受信される生理学的信号の状態を改善する信号処理回路と、

(c) 信号処理回路から受信された生理学的信号を、対応するデジタル信号に変換する変換回路と、

(d) 変換回路に接続されて、変換回路から受信したデジタル信号を送信する送信回路と、

(e) 送信回路に接続されて、デジタル信号の外側の周波数を有効に減衰させるフィルタ回路を具えた通信モジュール。

【請求項34】

変換回路は、信号処理回路から受信した生理学的信号に従って、搬送信号をデジタル的に変調し、その上、デジタル信号を形成する変調器を含む、請求項33に記載の通信モジュール。

【請求項35】

送信回路は、電磁波帯域の周波数でデジタル信号を送信する、請求項33に記載の通信モジュール。

【請求項36】

更に、

(a) フィルタ回路に繋がって、アンテナによって離れた装置から取り出される制御信号の振幅を制限するリミッタ回路と、

(b) リミッタ回路に接続されて、制御信号を受信する受信器回路と、

(c) 離れた装置から受信した制御信号に従って、通信モジュールの動作を制御する制御回路を具える、請求項33に記載の通信モジュール。

【請求項37】

制御回路は、生理学的信号を、少なくとも通信モジュールが利用可能な電力量に関する情報に符号化することができる、請求項33に記載の通信モジュール。

【請求項38】

更に、通信モジュールと、通信モジュールが通信する離れた装置間の通信の完全な状態を確実にする手段を具える、請求項33に記載の通信モジュール。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願の相互参照

本特許出願は、2003年7月23日に提出された発明の名称が「磁気共振イメージング用の無線による患者監視装置」である米国仮特許出願第60/489,592号の利益を要求する。該仮出願は、以下の発明の譲受人に譲渡され、その開示は引用を持って本願の記載に組み込まれる。

【0002】

発明の分野

本発明は一般に、磁気共振(MR)イメージング及び分光手順時に用いられる通信システ

10

20

30

40

50

ム及び方法に関する。特に、本発明は、MRスイートの種々の部屋間及び／又は部屋内の無電通信に関する。更に特に、本発明はMRスキャナの穴内の患者とMRスイート内のどこかに患者の為に位置する監視装置間で生理学的データを無線で通信するシステム及び方法、及びそれらに関する装置に関する。

【0003】

以下の情報は、読み手が以下に示された発明、及びそれらが一般に用いられる環境を理解するのに支援するために提供される。

【0004】

磁気共振イメージング(MRI)は、人体の内部の高品質画像を生成する非侵入的方法である。それによって、外科手術又はX線のような有害な可能性のあるイオン化放射線を用いることなく、身体の内側(例えば器官、筋肉、神経、骨格及び他の構造)を医療関係者が見ることができる。

画像は、疾病及び他の病理学的な条件を、健康な組織からしばしば視覚的に識別することができるほど高解像度である。組織あるいは他の材料の化学的成分を確認することができる分光的分析を実行する磁気共振(MR)システム及び技術もまた、開発されている。

【0005】

MRイメージング及び分光器の手順は、MRスイートとして知られているものの中で実行される。図1Aで示されるように、一般的にはMRスイートには3部屋があり、それはスキャナ室(1)、制御室(2)及び装置室(3)である。

スキャナ室(1)は、MRスキャナ(10)を収容し、その中に患者がスライド可能なテーブル(11)によって運ばれ、スキャン手順を受ける。また、制御室(2)はコンピュータコンソール(20)を含み、そこから作業者はMRシステムの全体的な動作を制御する。

ドア(4)に加えて、窓(5)がスキャナと制御室を分離する壁に一般的に設定されて、作業者がそのような手順時に患者を観察することができる。装置室(3)はMRシステムを操作するのに必要な様々なサブシステムを含んでいる。

装置はパワーグラディエントコントローラ(31)、無線周波数(RF)アセンブリ(32)、分光計(33)、及び熱の上昇を抑える為の冷却サブシステム(34)を含み、該熱は放置されると、MRシステムの全体性能を阻害する。これらのサブシステムは、一般に個別のキャビネットに収容され、スキャナ(10)及びスライド可能な患者テーブル(11)のように、配電盤(12)によって電気を供給される。

【0006】

MRシステムは、身体内の全ての細胞内で豊富に見つけられる水素原子の基礎的な特性を利用することにより、そのような詳細なイメージ及び分光器の結果を得る。細胞内では、水素原子の核は生来、トップのように回るか、又はあらゆる方向に歳差運動をする。

しかし、強い磁界を受けると、水素原子核のスピン軸は一般にその磁界の方向に合わさる。これは、水素原子の核に大きな磁気モーメントと呼ばれるものがあり、磁気モーメントは基本的にそれがさらされる磁界の方向と並ぶ固有の傾向があるからである。MRスキャン中に、身体又はその部位はそのような磁界に露出される。これにより、露出した領域の水素原子の核は、磁界の方向に向けられ、集中して磁化の平均ベクトルを形成する。

【0007】

図1B及び図1Cに示すように、スキャナ(10)は主マグネット(101)、3つのグラディエントコイル(103a)-(104c)及び普通はRFアンテナ(104)(しばしば全身コイルと呼ばれる)を具える。生来、超伝導であるには、主マグネット(101)は一般に円筒形である。その円筒形の穴の中で、主マグネット(101)はしばしばB₀即ち主磁界と言及される均一で静的な(不変の)強い磁界をしばしば生成する。

スキャン手順が実行される為には、図1B及び図1Cに最も良く示されるように、一般に患者はテーブル(11)上で仰向けの間に、この円筒穴へ移動されなければならない。主な磁界はZ方向と呼ばれて、穴の軸芯に沿って向けられ、体内の水素原子核の磁化ベクターをその方向に並べることを強いる。この配列にて、水素原子の核は、RFコイル(104)から適切な周波数のRFエネルギーを受け取る準備ができている。

10

20

30

40

50

この周波数はラーモア(Larmor)周波数として知られており、式 $\omega = \gamma B_0$ で規定され、ここで ω はラーモア周波数であり(水素原子が歳差運動をする)、 γ はジャイロ磁気の定数であり、 B_0 は主磁界の強さである。

【0008】

R F コイル(104)は、R F エネルギーのパルスを送信し、かつそれによって水素原子核に引き起こされた磁気共振(M R)信号を受信するために一般的に使用される。

特に、その送信サイクル中に、コイル(104)は円筒穴へR F エネルギーを送信する。

このR F エネルギーは、R F B_1 フィールドとして知られている無線周波数磁界を作成し、その磁界ラインは、水素原子核の磁化ベクトルに垂直な方向を指す。

R F パルス(即ち、 B_1 フィールド)は水素原子核のスピン軸をメイン(B_0)磁界に対して傾け、それにより、正味の磁気ベクトルをZ方向から一定の角度だけ傾ける。しかしながら、R F パルスは、R F パルスの周波数にて、水素原子核の軸の回りで歳差運動をしている水素原子核だけに影響するだろう。換言すれば、その周波数で“共振する”核だけが影響され、また、そのような共振は、3つのグラディエントコイル(103a)-(103c)の動作と連動して、される。

【0009】

各3つの傾きコイルは、円筒穴内に3つの空間方向(x、y、z)のうちの1つだけに沿って主磁界(B_0)を直線的に変えるために使用される。図1Cにて示されるように、グラディエントコイル(103a)-(103c)は主磁石の内部に位置して、オン・オフが急速に切り換えられるときに、非常に局部的レベルの主磁界を変えることができる。このようにして、主磁石(101)について、グラディエントコイルは種々の画像技術に関連して、水素原子核—所定のポイントで、又は所定の一片、スライス、即ち容積単位の中で—適切な周波数のR F パルスが用いられる場合に、共振を達成することができるよう作動することができる。R F パルスに応じて、選択された領域の歳差運動をする水素原子核は、R F コイル(104)から送信されるR F エネルギーを吸収し、それにより、その磁化ベクトルを強化して、主磁界(B_0)の方向から傾ける。

R F コイル(104)がオフになる場合、さらに下記に説明されるように、水素原子核はそれらが磁気共振(M R)信号の形で吸収したばかりのR F エネルギーを解放し始める。

【0010】

画像を得るのに使用することができる周知技術の1つは、スピンエコー画像技術と呼ばれる。このM Rシーケンスに従って作動して、M Rシステムは最初に1つのグラディエントコイル(103a)を活性化し、Z軸に沿った磁界勾配を設定する。これは「スライス選択した勾配」と呼ばれる。また、R F パルスが加えられたときに設定され、R F パルスがオフのときに遮断される。それによって、イメージされる領域のスライス内に位置する水素原子核内内でのみ共振が生じることができる。

共振は、対象となる平面の何れかに位置する組織内では生じない。R F パルスが停止すると直ぐに、活性化されたスライス中の核は全て「位相が揃い」、即ち、それらの磁化ベクトルは全て、同じ方向を指す。それらの装置を出ると、スライス中のすべての水素原子核の正味の磁化ベクトルは緩み、それにより、Z方向で再整列されるだろう。

代わりに、しかしながら、第2のグラディエントコイル(103b)はY軸に沿った磁界勾配を作るために短時間活性化される。これは「位相符号化勾配」と呼ばれる。核の磁化ベクトルはこの傾斜の最弱と最強の端部間を移動するので、スライス内の各磁化ベクトルはますます異なる方向を指す。次に、R F パルス、スライス選択された傾斜及び位相符号化勾配がオフになった後、第3のグラディエントコイル(103c)はX軸に沿った傾斜を生成するために短時間活性化される。

最終的にM R信号が測定される場合のみ、加えられるので、これは“周波数符号化傾斜”又は“読み出された傾斜”と呼ばれる。それは緩む磁化ベクトルを差動的に再励磁し、傾斜の下端近傍の核は一層速く歳差運動をし始め、最高の磁化ベクトルは更なる速度を獲得する。これらの核が再び緩む時、最速のもの(勾配の最高にあったもの)が、電波の最高の周波数を放射し、また、最も遅いものが最低の周波数を放射するだろう。

【 0 0 1 1 】

従って、グラディエントコイル(103a) - (103c)は、これらの電波を空間的に符号化し、イメージされる領域の一部はそれぞれ、その共振信号の周波数及び位相によって独自に定義される。

特に、水素原子核が緩むにつれて、各グラディエントコイルは小型の無線送信機になり、時間とともに変化する特有のパルスを放ち、該パルスはそれが存在する局所的な微環境に依存する。例えば、脂肪中の水素原子核は水中の水素原子核とは異なっている微環境を有しており、このように異なるパルスを放射する。

組織が異なると水と脂肪の比が異なることに関連するこれらの違いにより、異なる組織は、異なる周波数の無線信号を放射する。その受信サイクル中に、R F コイル(104)はこ

10

これらの微少の電波放出を検知し、それはしばしばM R 信号と総称される。これらの独自の共振信号はR F コイル(104)から、それらが数学的なデータに変換されるM R システムの受信器に伝えられる。良好な信号対雑音比(S N R)を有する画像を形成するために、全ての手順を複数回繰り返さなければならない。

多次元のフーリエ変換を使用して、M R システムはその後、数学的なデータを身体、即ちスキャンされた身体領域の平面的又は立体画像に変換する。

【 0 0 1 2 】

図 1 A 及び図 1 C に部分的に示すように、スキャナ室はシールドされて、電磁波が入り及び出ることを防ぐ。特に、その天井、床、壁、扉及び窓の材質及びデザインは、スキャン手順時に生成する電磁氣的信号(例えば、R F エネルギー)がスキャナ室(1)から漏れるこ

20

ことを防ぐバリア、即ちシールド(6)を有効に形成する。同様に、シールド(6)は外部の電磁気ノイズがスキャナ室(1)に入ることを防ぐように設計されている。シールド(6)は、一般的に銅シート材或いは他の適切な導電性の層から構成される。しかし、窓(5)は一般に、ガラスのシートの間にワイヤーメッシュ材料を挟むことにより、或いはシールドの連続性を維持すべく導体材料の薄層で、窓を覆うことにより形成される。

導電性の層は、さらに扉(4)まで及び、扉は開いているときはスキャン室(1)への入りを許し、閉じているときはシールド(6)に接地され、シールド(6)の一部を構成する。

シールド(6)の天井、床、扉及び壁は、M R スキャナの一般的な動作範囲(- 2 0 ~ 2 0 0 M H z)に対して、およそ 1 0 0 デシベル(d B)を減衰し、窓(5)はおよそ 8 0 d B を減衰する。バリア(6)は、このように電磁放射の好ましからぬ源(例えば無線信号、テレビジョン信号、及び局地的環境の中にある他の電磁気のノイズ)からM R システムの重要な要素(例えばスキャナ、プリアンプ、レシーバ、局地的なコイルなど)を保護する。

30

【 0 0 1 3 】

シールド(6)は、外部の電磁気ノイズがスキャナ(10)の動作を邪魔するのを防ぐのに役立ち、シールドが対処しなければ、スキャン手順時に得られた画像及び/又は分光結果の劣化に帰着するかもしれない。

しかしながら、スキャナ(10)が作動するためには、シールド(6)はなお、まだスキャナ室(1)と制御室(2)及び装置室(3)との通信を許さなければならず、そのような通信は浸透パネル(16)によって一般に実行される。

40

【 0 0 1 4 】

図 1 A で示されるように、浸透パネル(16)は一般に、スキャナ(1)と機器室(3)の間の壁に組み入れられる。それはいくつかのポートを特徴とし、該ポートを通して、制御室(2)と装置室(3)内のコンピューターコンソール(20)、及び制御サブシステムへのケーブルが、夫々スキャナ室(1)内のスキャナ(10)及び他の装置に接続される。

各ポートは一般にフィルタ処理されたB N C コネクタを含み、それは、不要な電磁気信号へのバリアを尚維持しつつ、データ及び/又は制御信号の通信を許す。

【 0 0 1 5 】

周知の如く、幾つかの補助システムがM R スイートでの使用の為に設計され、そのうちの幾つかは、隔離バリアを越えて通信を要求する。これらの補助のシステムは一般的に二

50

手に分けられる、即ち、それらは2ピースの装置を有し、1ピースはスキャン室に位置し、他方は制御室に位置する。幾つかのMRスイートは、更なるポートを具えた浸透パネルを提案し、又は該浸透パネルについて改良され、浸透パネルはこの付加的な機能性を利用する2つに分かれたシステムの開発を招来した。

そのような補助システムでは、シールドの両側に位置する設備の2ピースは、RFケーブルを介してポートを通して適切なコネクタによって堅く接続されている。ポートは同調され濾波れて、MRシステムの動作に悪影響を及ぼす可能性のある周波数の通過を防ぐ。RFケーブルは同様にシールドされ、接地され、及びフィルタ処理されて、外部ノイズがスキャナ室へ繋がらないことを保証し、このようにして隔離バリアの目的を無効にする。

【0016】

他の補助のシステムは、電磁気のシールドを通して通信する異なる方法を使用する。Uber、IIIらによる米国特許第5,494,036号に開示された二手に分かれたインジェクタシステムは、1つのそのような例であり、これは引用を持って本願への記載加入とする。それは、MR手順を経る患者の血液流れに造影剤が注入されることを可能にする。

(造影剤は、スキャンを経る身体領域の異なるタイプの組織のコントラストを増加させて、それによってスキャン手順時に得られた画像の解像度を高めるのに役立つ。)

この二手に分かれたシステムでは、患者に造影剤を注入するスキャナ室のインジェクタ制御ユニットはコントローラと通信し、そのために制御室に位置する。

'036号特許は、注入制御ユニット及びそのコントローラが、専用光ファイバーリンク或いは1ペアの調整されたトランシーバのいずれかによって、バリアを越えて通信することを開示する。好ましい実施例では、トランシーバは窓の両側に取り付けられており、窓を通して互いに対向する。

それらは、注入制御ユニット及びそのコントローラが、容易にシールドを通過するが、MRシステムの動作には悪影響を与えない周波数にて、好ましくは電磁スペクトルの赤外線或いは視覚的な部分の何れかの波長で、互いに通信することを許容する。

注入制御ユニット自体は、一般的にシールドされ、コントローラによって生成されたあらゆるスプリアス電磁気ノイズは、制御室内に於けるその絶縁によってスキャナからシールドされる。

【0017】

米国特許出願第2003/0058502号は、注入システムのような二手に分かれた装置システムの2つのトランシーバ間の隔離バリアを通して、無線で通信するシステムを開示し、引用を持って本願への記載加入とする。開示された通信システムは、2つのアンテナを有するアンテナ結合として明らかにされ、1つのアンテナはバリアの片側上のトランシーバ(注入制御ユニット用)と通信し、他方のアンテナはバリアの片側上のトランシーバ(コントローラ用)と通信する。

【0018】

'036号特許及び関連する技術は、MR環境を目標とする以前の通信システムを越える先進の構成であるが、そのような技術に固有の不利益を克服する通信システムの開発を求めるニーズがある。'036号特許に開示されたシステムの不利益の1つは、窓の片側のトランシーバを接続するのに用いられるケーブルは、スキャナ及び制御室の両方に於ける装置の移動を制限することが避けられないことである。公開された出願に開示された通信システムはバリアの片側上の装置を移動可能にするが、アンテナ結合された2つのアンテナは物理的に相互接続される。他の欠点は、そのアンテナ結合はバリアを通して通信することができることに制限され、このようにMRスイートに於けるデータ又は他の信号の室内通信のニーズを考慮していない。

【0019】

患者の生活機能を監視することはMR環境において、益々より一般的になる。一般に監視される生理学的機能の例は、パルス酸素測定を使用する動脈血酸素飽和度、及び脳波計(EEG)による脳の電氣的な活動を含む。監視され得る他の電気生理学的信号は

10

20

30

40

50

眼振図(E O G)、脳波図(E E G)及び筋電図(E M G)を含む。心電計(E C G)による心臓の電氣的な活動と同様に、呼吸と血圧は定期的に監視される他の2つの生理学的パラメータである。

【0020】

心臓はそもそも、身体の循環系によって血液を推進するために規則的に収縮し緩む筋組織から構成される。心臓の鼓動は、右心房の上部の右手隅に位置する小さな神経束から開始し、それは洞房(S A)のノード、即ちペースメーカーとして知られている領域である。

S A ノード中の細胞は毎分約60 - 70回の通常の間隔で電氣的インパルスを生成するが、その速度は、他の(化学的な)刺激と同様に身体の生理学的要求に反応する心臓の外の神経によって増加し、又は減少し得る。

これらのインパルスは、心臓の他の箇所を通り抜けて且つ同期させて、その筋肉の減極及びそれに続く再極化を開始し、このように、心臓を規則的で安定したビートで収縮させ緩める。この減極は、細胞から細胞に、心臓の筋肉及び所定の神経繊維による波の形で伝送される。

一旦減極が終了すると、心臓の細胞は再極化と呼ばれる工程を通じて、休止している極性を回復することができる。心臓の電氣的な活動は、皮膚に取り付けられた電極によって、表面で身体の導電性の組織を通して検知することができる。少量の導電性のゲルが、皮膚にしばしば塗布されて、それは、これらの信号が電極により容易に送信されることを可能にする。

各電極は一般的に、導電性のリードワイヤーが対応するクリップによって取り付けられている、金属の移動止めが接点点を有する。各リードワイヤーはその対応する電極から心電計として知られている器具、或いは他の適切な監視設備まで生体電氣信号の電圧を伝える。生じる心臓の信号は、2つのそのような電極間の時間の関数として測定された電圧差に由来する。心臓の信号が、心電図か信号(E C G)として知られているグラフィック画像内の山及び谷として現われる。

基本的なE C G監視については、3つのリードのリード組が一般に使用される。しかし、心奇形を広範囲に検知する可能性を増加させるために、より詳細(例えば心臓の鼓動の異なる相に関する)が必要で有れば、より多くの数のリード/電極を具えたリード組が用いられる。

【0021】

しかしながら、M Rスイート内の生理学的な監視は、スキャナ室内の電磁環境によって困難になる。これは、患者から監視設備へ信号電圧の形である生理学のデータを伝えるのに、導電性のワイヤが一般的に使用されるからである。R Fパルス及びM Rスキャン中に生成された変化する磁界は、信号電圧内に作為として出現するノイズとともに、そのようなワイヤ内のスプリアス電氣的ノイズを引き起こしがちである。

ファンと灯りのようにM Rスイートで一般的に見出される電子装置はまた、ワイヤー内のノイズを引き起こし得る電磁氣放射を放出する。更に、磁界内にてワイヤーが移動すると、信号電圧中の作為を引き起こしがちである。

これらのノイズと動作の作為に加えて、ノイズと動作の強さに依存するスキャナからのR Fパルスは、ワイヤーの加熱を引き起こすのに十分な大きさの電流を誘導することができ、それは、患者を火傷の危険にさらす虞れがある。

【0022】

ペンシルバニア州のインディアノーラにあるメドラッド社によって作られた9500多重ガスモニタが、光ファイバーリンクを使用して、スキャナの穴内の患者に接続されたセンサ装置と、しばしばスキャナ室であるM Rスイート内のどこかに位置する監視装置間でE C G及びパルス酸素測定データを通信する。これはモーリスS r.らによる米国特許第6,052,614号に開示されており、これは引用を持って本願への記載加入とする。

光ファイバケーブルは、ノイズと動作の作為に対しある程度の耐久性があり(immunity)、またM Rシステムによって生成された画像に悪影響を及ぼす監視装置によって放射されるノイズの量を減らす。

10

20

30

40

50

光ファイバケーブルはまた、スキャナによって生成されたＲＦエネルギーから患者を隔離して、導電性のケーブルの使用により生じるかもしれない火傷或いはショックの危険をこのように無くす。

このシステムの不利な点は、上記に引用されたケーブル依存型装置と同様に、光ファイバケーブルはスキャナ室の作業員へ障害をもたらすだけでなく、ＭＲスイート内の監視装置の可動性及び配置を制限することである。

【 0 0 2 3 】

更に、インビボリサーチ社からのマグニチュード(商標)患者監視装置のような、幾つかの二手に分かれたシステム、及びメドトロニクス医療システム社(サブリュッケン、ドイツ)からの注入システムがあり、その通信システムは高周波数にてＲＦ信号を用いて、シールドを通り、それによってデータがスキャナと制御室の間で伝えられることを可能にする。しかし、これらの製品は尚、スキャナの穴内の患者上のセンサ装置を接続するケーブルに依存し、そのために穴の外に置かれる。

従って、センサ装置(穴の内にある)と監視装置の間の無線接続をそのために(スキャナ又は制御室内にある)有することは望ましい。患者のセンサ装置からＭＲシステム(例えばＥＣＧ信号であり、心臓周期中に適切なポイントで心臓の画像を得るために、スキャナの動作を引き起こすために使用され得る))に信号を繋ぐために、そのような無線接続が使用され得る。

【 発明の開示 】

【 0 0 2 4 】

発明の要約

本発明の幾つかの目的及び利点は、種々の実施例、及び以下に要約した発明の関連する態様によって達成される。

【 0 0 2 5 】

好ましい本実施例に於いて、本発明はＭＲシステムのスキャナに晒された患者の状態を示す生理学的データを無線で通信するシステムを提供する。該システムは、センサ機構と、第１の変換器回路と、第１のＲＦトランシーバ回路と、第２のＲＦトランシーバ回路と、第２の変換器回路とを具える。センサ機構は患者から生理学的データを得るのに用いられる。第１の変換器回路はセンサ機構に接続されて、センサ機構から受信した生理学的データを光学フォーマットから電氣的フォーマットに変換する。第１のＲＦトランシーバ回路は、第１の変換器回路に接続されて、該第１の変換器回路から受信した生理学的データを送信する。第２のＲＦトランシーバ回路は第１のＲＦトランシーバ回路から離れて、第１のＲＦトランシーバ回路によって送信された生理学的データを受信するのに用いられる。第２の変換器回路は、第２のＲＦトランシーバ回路に接続されて、第２のＲＦトランシーバ回路から受信した生理学的データを電氣的フォーマットから光学フォーマットに変換し、センサ機構から離れた装置に生理学的データを搬送する。第１及び第２のＲＦトランシーバ回路を介したセンサ機構と装置との間の通信は、ＭＲシステムの動作に悪影響を与えず、又は悪影響が与えられることなく達成される。

【 0 0 2 6 】

関連する実施例に於いて、本発明は、電磁気ノイズが多い環境下でデータを無線で通信するシステムを提供する。システムは、第１の変換器回路と、第１のＲＦトランシーバ回路と、第１のＲＦトランシーバ回路と、第２のＲＦトランシーバ回路と、第２の変換器回路とを具える。第１の変換器回路は、二手に分かれたシステムの第１の装置に接続されて、第１の装置から受信したデータを光学フォーマットから電氣的フォーマットに変換する。

第１のＲＦトランシーバ回路は、第１の変換器に接続されて、第１の変換器から受信したデータを送信する。第２のＲＦトランシーバ回路は、第１のＲＦトランシーバ回路から離れて、第１のＲＦトランシーバ回路によって送信されたデータを受信するのに用いられる。

第２の変換器回路は、第２のＲＦトランシーバ回路に接続されて、第２のＲＦトランシー

バ回路から受信したデータを電氣的フォーマットから光学フォーマットに変換し、二手に分かれたシステムの第2の装置にデータを搬送する。第1及び第2のRFトランシーバに用いられる通信スキームによって、第1及び第2の装置は、環境内のノイズに悪影響を及ぼされずに、通信することができる。

【0027】

他の関連する実施例に於いて、本発明は、MRスイート内にてデータを無線で通信するシステムを提供する。該システムは、第1のトランシーバ回路と、第2のトランシーバ回路を具える。第1のトランシーバ回路は、センサモジュールに接続して、センサモジュールから受信したデータを送信し、送信されてきたデータをセンサモジュールに搬送する。第2のトランシーバ回路は、監視装置に接続されて、第1のトランシーバ回路から受信したデータを監視装置に搬送し、監視装置から受信したデータを第1のトランシーバ回路に送信するのに用いられる。第1及び第2のトランシーバ回路は、MRスイート内に位置する設備の動作範囲の外側の所定の周波数を用いて、MRスイートの設備の動作に悪影響を与えることなく、通信する。

10

【0028】

別の実施例に於いて、本発明は、画像スキャナ内に位置する患者に取り付けられたセンサモジュールから得られたデータを無線で通信するシステムを提供する。システムは、第1のトランシーバと、第2のトランシーバとを開示する。第1のトランシーバは、センサモジュールに繋がって、センサモジュールから受信したデータを送信する。第2のトランシーバは、第1のトランシーバから離れた装置に接続されて、第1のトランシーバから受信したデータを装置に搬送するのに用いられる。第1及び第2のトランシーバによって、センサモジュールと装置は、画像スキャナの動作に悪影響を及ぼされず、又は悪影響を及ぼさずに通信することができる。

20

【0029】

本発明はまた、MRシステムのスキャナに晒された患者の状態を少なくとも示すデータを無線で通信する方法を提供する。方法は、患者に取り付けられたセンサ機構からデータを得る工程と、データを光学フォーマットから電氣的フォーマットに変換する工程を含む。更に、電氣的フォーマットで受信したデータをラジオ周波数(RF)フォーマットで送信する工程と、次に送信工程で送信されたデータを受信する工程を必要とする。方法は更に、受信工程で受信したデータを電氣的フォーマットから光学フォーマットに変換する工程と、データを患者から離れた装置に搬送する工程を具える。方法は、データの通信は、MRシステムの動作に悪影響を及ぼされず、又は悪影響を及ぼさずに達成されることを必要とする。

30

【0030】

関連する態様に於いて、本発明はまた、画像スイートにてデータを無線で通信する方法を提供する。方法は、センサに接続された第1のトランシーバを配備して、センサから受信したデータを送信し、第1のトランシーバに送信されたデータをセンサに搬送する工程を含む。本発明はまた、第1のトランシーバから離れた装置に接続された第2のトランシーバを配備して、第1のトランシーバから受信したデータを装置に搬送し、装置から受信したデータを第1のトランシーバに送信する工程とを具える。方法は、第1と第2のトランシーバは、画像スイート内の装置の動作によって悪影響を与えられることなく、又は悪影響を与えることなく、通信することを必要とする。

40

【0031】

この好ましい実施例に於いて、本発明は、ノイズが多い環境下に位置する患者から得られた心電図(ECG)信号を無線で通信する通信モジュールを提供する。モジュールは、少なくとも1つのRFフィルタと、リードを選択するネットワークと、差動アンプと、アンプ回路と、信号処理回路と、変調回路と、送信回路と、フィルタ回路を具える。

RFフィルタは、生体電氣的信号のセンサに繋がって、生体電氣的信号の搬送周波数の外側にある周波数を生体電氣的信号から除去する。リードを選択するネットワークは、制御信号に反応して、多数のリードリードセットから生体電氣的信号を取り出す適当なリード

50

を選択するのに用いられる。差動アンプは、ネットワークを介して選択された生体電氣的信号から、ECG信号を引き出すのに用いられる。アンプ回路は、差動アンプから受信したECG信号を増幅するのに用いられ、信号処理回路は、アンプ回路から受信したECG信号の状態を改善するのに用いられる。変調回路は、信号処理回路から受信したECG信号に従って、搬送信号をデジタル的に変調し、その上、変調信号を形成する。送信回路は、変調回路に接続されて、変調回路から受信した変調信号を送信する。フィルタ回路は、送信回路に接続されて、変調信号を通し、その一方、好ましくない周波数を有効に減衰する。

【0032】

関連する実施例に於いて、本発明はまた、ノイズが多い環境下に位置する患者から得られた生理学的信号を無線で通信する通信モジュールを提供する。モジュールは、入力調整回路と、信号処理回路と、変換回路と、送信回路と、フィルタ回路を具える。入力調整回路は、生体電氣的信号のセンサに繋がって、センサから受信された生理学的信号をモジュールの使用に適合させるのに用いられる。信号処理回路は、入力調整回路から受信される生理学的信号の状態を改善し、変換回路は、信号処理回路から受信された生理学的信号を、対応するデジタル信号に変換する。送信回路は、変換回路に接続されて、変換回路から受信したデジタル信号を送信するのに用いられる。フィルタ回路は、送信回路に接続されて、変調信号を通し、好ましくない周波数を有効に減衰する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0033】

現在好ましい発明の詳細な記載及び本発明の代替実施例

ここで記載され、示された発明は主に、MR環境内及び周囲の生理学的データを無線で通信するシステム及び方法の文脈に提示されるが、読者は本発明が他のタイプのデータのみならず、種々の他の環境に応用され、適用されることが判るだろう。本発明の種々の実施例及び関連する態様は、添付の図面を参照して記載され、可能な類似の要素は同じ符号によって表す。

【0034】

図2 - 図7は、本発明、即ち電磁氣的にノイズの多い環境で無線で生理学的信号又は他のデータを通信するシステム、方法、及び関連する幾つかの装置の実施例を示す。

特に、これらの図は、MRスキャナの穴内の患者と患者の為にMRスイートのどこかに位置する監視装置との間のデータの双方向又は一方向の無線通信ができるシステムを示す。

以下に示された実施例から明白なように、本発明は、RF通信技術によって実行されるのが好ましいが、光通信スキームを使用して実行されてもよい。視野方向を制限する方が問題が少ないから、RF通信が好ましい。

穴が、より低い周波数範囲($< 500\text{ MHz}$)内にカットオフ周波数を具えたRF信号の導波路として有効に働くので、マイクロ波領域内のRF信号を用いて、穴からの生理学のデータを通信するのが最も良い。

【0035】

図2は、MRスイートのどこかに位置する、ECGモジュール(110)とモニタ(150)の間で無線通信する、符号(100)で定義されるシステムの第1の実施例を示す。

ECGモジュール(110)及びモニタ(150)は各々、それらの間で双方向が好ましい通信を可能にするトランシーバ及び関連するアンテナを含んでいる。

特にこの記載では、ECGモジュール(110)は一体化したトランシーバ及びアンテナアセンブリ(710)を含み、トランシーバ及びアンテナアセンブリ(750)を具えたモニタ(150)を含んでいる。

ECGモジュール(110)及びそのトランシーバアセンブリ(710)は、MRスキャナの穴の内部に見出される電磁氣的にノイズの多い環境に晒された時さえ、患者が使用できるように設計されている。以下に詳細に記載されるように、従って、この設計は、ECGモジュール(110)とモニタ(150)の間の信頼できる通信を保証するだけでなく、それが使用される周囲のMRシステムに邪魔することを避ける通信スキームの使用を要求する。

【 0 0 3 6 】

図 3 は、E C G モジュール(110)と離れて位置するモニタ(150)の間を無線通信する、符号(200)で略定義されるシステムの第 2 の実施例を示す。図 1 に示される実施例に近似しているが、この実施例は E C G モジュール(110)と一体ではないトランシーバアセンブリ(720)を使用する。

特に、E C G モジュール(110)及びトランシーバアセンブリ(720)は、図 2 によって考慮されたより直接の接続ではなく、光ファイバー通信リンク(725)によって接続される。通信リンク(725)は、図 6 及び図 7 について以下に示された通信スキームを使用して、実施されるのが好ましい。

【 0 0 3 7 】

図 6 及び図 7 は、本発明の実施例の中で、使用することができるか、使用に適した 2 つのトランシーバアセンブリの回路概略図を示す。

2 つのトランシーバアセンブリはともに、無線で患者のセンサモジュールと離れて位置する監視装置、あるいはより広範に、二手に分かれたシステムの任意の 2 つの装置の間のデータを通信するために使用することができるシステムの中央部として役立つ。好ましい実施例に於いて、符号(300)で略定義されるこのシステムは、センサ機構(310)、第 1 の変換器回路(320)、第 1 の R F トランシーバ回路(330)、第 2 の R F トランシーバ回路(340)、第 2 の変換器回路(350)、及び 2 つの電力調整回路(370)を含んでいる。システム(300)の一方或いは両方のトランシーバアセンブリはまた付随的に、リンク状態表示回路(380)を特徴としてもよい。

【 0 0 3 8 】

システム(300)のセンサ機構(310)は、生きた組織の表面からの電流を導くのに使用される、従来からあるタイプの電極/リードアセンブリの何れをも利用することができる。特にシステム(300)が、一般的な M R スイート(例えばスキャナの穴の内のセンサ機構(310))に見出されるようなノイズの多い環境の中で使用される場合、そのような電流で具体化され、リードセットのリードによって搬送される生体電気信号ができるだけ少ない雑音に伴うように対策がなされるべきである。

M R スイートで使用するために設計された E C G モジュールの意味でここに示されたが、センサ機構(310)は、E E G モジュール、E M G モジュールあるいは E O G モジュールなどのような他の形式で実施され得るのは明らかである。しかし、実施されるセンサ機構(310)は、患者の条件を示すデータを得るのに使用される装置である。

好ましい記載では、センサ機構(310)も、その作動状態に関係するデータを伝えることができ、さらにセンサ機構が受信する制御信号に作用することができるとされてもよい。このデータは、視覚的に示す、聴覚上の警告或いは他の適切なアクションの目的で、離れて位置する監視装置(360)に伝えられるように意図される。

通信モジュールの 2 つの好ましい実施例が、図 4 及び図 5 に関して以下に示され、1 つは E C G 状況に特有で、1 つは総括的であり、その中でセンサ機構(310)は少なくとも一部が組込まれる。

【 0 0 3 9 】

第 1 の変換器回路(320)はセンサ機構(310)から受信した光学的フォーマットから電氣的フォーマットに変換するために使用される。この光 - 電気変換器は、アジレント・テクノロジー社によって製造された H F B R - 2 5 2 3 の光ファイバー(F O)のトランシーバの形式である。アジレント出版 5 9 8 8 - 1 7 6 5 E N に示されるように、H F B R - 2 5 2 3 F O トランシーバは電磁妨害(E M I)及び無線周波数妨害(R F I)の源に対し、高い耐久性(immunity)があり、この内容は引用を持って本願への記載加入とする。従って、H F B R - 2 5 2 3 のトランシーバが、M R スイートでよく見られるノイズの多い環境での使用に適している。

図 6 に示されるように、H F B R - 2 5 2 3 トランシーバのピン(3)は、電源調整回路(370)に接続して、該回路から 5 V の直流パワーを受け取る。また、ピン(2)は接地される。H F B R - 2 5 2 3 トランシーバはセンサ機構(310)から光学的データを受け取

10

20

30

40

50

る。H F B R - 2 5 2 3 F O トランシーバによる電氣的なデータは、ピン(1)及び(4)を介して出力され、電氣的データを第 1 の R F トランシーバ回路(330)の入力に供給する。

【 0 0 4 0 】

第 1 の R F トランシーバ回路(330)は第 1 の変換器回路(320)に接続され、R F トランシーバ回路(330)は第 1 の変換器回路(320)から受信するデータを送信するために使用される。第 1 の R F トランシーバ回路(330)はトランシーバモジュール(331)、フィルタ(337)及びアンテナ(339)を含んでいる。

トランシーバモジュール(331)は、L i n x テクノロジー社によって販売される T R - 9 1 6 - S C - P A R F トランシーバモジュールの形で実行することができる。

10

図 6 に示すように、及び L i n x 社によって公表された SC-PA SERIES TRANSCEIVER MODULE DESIGN GUIDE に開示されているように、T R - 9 1 6 - S C - P A モジュールは、その T X D A T A 端子で H F B R - 2 5 2 3 F O トランシーバのピン(1)(4)から電氣的なデータ信号出力を受信し、この内容は引用を持って本願への記載加入とする。

T X E N と R X E N の端子に夫々高く及び低いロジックレベルを印加することにより、及び P D N ピンにバイアスをかけることによって開くことにより、送信モードに切り替えられた時、T R - 9 1 6 - S C - P A モジュールは、A N T ピンから、周波数変調された信号を送信し、該 A N T ピンに T X D A T A ピンへ印加されたデータ信号が運ばれる。

T R - 9 1 6 - S C - P A モジュール(331)は 3 3 . 6 K b p s の高いデータ転送速度で 9 1 6 . 4 8 M H z の中心周波数で変調された信号を送信することができる。

20

【 0 0 4 1 】

フィルタ(337)は、トーコ社によって作られた T K S 2 6 0 6 C T - N D の誘電性フィルタとして実施されるのが好ましい。データシート(T 0 4 2) 7 4 9 に示されるように、T K S 2 6 0 6 C T - N D フィルタは 9 1 5 M H z の中心周波数及び $\pm 1 3 . 0$ M H z の帯域幅を持っており、この内容は引用を持って本願への記載加入とする。

トランシーバモジュール(331)の A N T ターミナルにその入力を接続した状態で、フィルタ(337)は、不要な信号及びスプリアスノイズを除去しつつ、受信された変調信号がアンテナ(339)に通過することを許す。T K S 2 6 0 6 C T - N D モデルはバンドパスフィルタであるが、ローパス、高いパス及びノッチ・フィルタが、搬送された受当なデータの外側の周波数を減衰するのに使用されてもよい。

30

【 0 0 4 2 】

第 1 の R F トランシーバ回路(330)用のアンテナ(339)は、市販のアンテナのあらゆる形をとることができる。受信可能なアンテナの一例は、L i n x テクノロジー社によって作られた A N T - 9 1 6 - C W - Q W アンテナである。この種のアンテナを、第 2 の R F トランシーバ回路(340)のアンテナ(349)に使用してもよい。

【 0 0 4 3 】

第 2 の R F トランシーバ回路(340)は、アンテナ(339)を介して第 1 の R F トランシーバ回路(330)によって送信されたデータを受信するように構成されて、トランシーバモジュール(341)、フィルタ(347)及びアンテナ(349)を含んでいる。

第 1 のトランシーバ回路(330)のアンテナ(339)によって放射された変調済みの信号は、アンテナ(349)によって最初に受信され、次に、フィルタ(347)を通過する。第 1 のトランシーバ回路での対応物のように、フィルタ(347)は T K S 2 6 0 6 C T - N D バンドパスフィルタ、あるいはローパス、ハイパス即ちノッチ・フィルタで実施することができる。その後、フィルタ(347)によつてろ過された変調済みの信号出力は、トランシーバモジュール(341)の A N T 端子に伝えられる。

40

【 0 0 4 4 】

トランシーバモジュール(331)と同様に、トランシーバモジュール(341)は、T R - 9 1 6 - S C - P A R F トランシーバユニットの形で実施することができる。

T X E N と R X E N の端子に夫々ロー及びハイロジックレベルを加えることにより、及び P D N 端子を開くことにより、受信モードに切り換えられると、T R - 9 1 6 - S C - P A

50

モジュールはそのANTピンで第1のRFトランシーバ回路330によって送信された周波数変調された信号を受信することができる。

TR-916-SC-PAモジュール(341)はその後、変調された信号を復調し、そのRXDATA端子を介して生じたデータ信号を第2の変換器回路(350)に伝える。

【0045】

第2の変換器回路(350)は、トランシーバモジュール(341)から受信される電氣的なデータ信号を光学的フォーマットに変換するために使用される。第2の変換器回路(350)は、ドライバ回路(351)及び電気-光学変換器(357)を含む。ドライバ回路は、電気-光学変換器(357)を駆動する十分な力があると保証する、特に変換器(357)及び離れた装置(360)を相互連結するのに長い光ファイバケーブルを使用することが予想されるときに、主として推奨される。

10

駆動回路(351)は、2001年7月16日にビシェイ・インターテクノロジーによって出版されたドキュメント番号70213 S-04279-Revに開示されたVN2222LチップのようなN-チャンネルMOSFETとして明示される。

電気-光学変換器(357)は、アジレント出版5988の1765ENに開示されたようなアジレント・テクノロジー社によって製造されたHFB R-1523FOトランシーバの形を取ることができる。

図7に示されるように、MOSFETのゲートはトランシーバモジュール(341)のRXDATAターミナルから電氣的なデータ信号を受信する。ドライバ回路(351)のソースとドレインの端子は、HFB R-1523 FOトランシーバの端子(2)(4)に増幅された電氣的な出力を供給する。HFB R-1523 FOトランシーバによって生じる光学的データ信号は、その後、光ファイバケーブル或いは他の適切な導波路によって離れた装置(360)に付与(route)される。

20

【0046】

調整ステージ(490)は、電気/電子技術の中で公知の、種々の調整回路のどれを使用しても実施され得る。図6Aに示された調整装置は例えば、ノーウッド、マサチューセッツ州のアナログ・デバイス社にて生産され販売されるモデル番号REF02の精密基準電圧装置である。

その仕様書のRev.C(2002)に示されるように、REF02調整装置(490)は、直流電源コード(130)を介してGLM65-15電源(120)から受け取られた15Vの直流入力から、約±1%で規制された安定した5Vの直流出力を提供することができ、この内容は引用を持って本願への記載加入とする。この5Vの直流基準電圧は、出力セレクトステージ(410)及び表示ステージ(480)の両方に供給される。

30

【0047】

システム(300)に於いて、各トランシーバアセンブリについての電力調整回路(370)は、電気/電子技術の中で公知の種々の調整回路のどの形をも採り得る。そのような調整装置の1つは、フェアチャイルド・セミコンダクタ社によって作られたLM7805調整装置である。

2001年7月2日に公表されたMC78XX/LM78XX/MC78XXAデータシートに示されるように、LM7805調整装置は9Vの直流入力から安定した5Vの直流出力を提供することができ、この内容は引用を持って本願への記載加入とする。

40

第1のトランシーバアセンブリは1つの調整回路(370)を有し、該調整回路は5Vの直流基準電圧をHFB R-2523 FOトランシーバ320及びTR-916-SC-PAトランシーバモジュール(331)の両方に供給する。

同様に、別のトランシーバアセンブリには駆動回路(351)、HFB R-1523 FOトランシーバ(357)及びTR-916-SC-PAトランシーバモジュール(341)に5Vの直流基準電圧を供給する調整回路(370)がある。

【0048】

システム(300)のリンク状態表示回路(380)は、好ましくは第2のトランシーバ回路(340)にのみ組み入れられて、VN2222LチップのようなN-チャンネルMOSFET及

50

び発光ダイオード(ＬＥＤ)を用いて実施される。

図 7 に示されるように、ＬＥＤは、その陽極が調整回路(370)により提供される 5 V の直流電圧に接続され、その陰極はＭＯＳＦＥＴのドレインに接続される。

ＭＯＳＦＥＴのゲートは、トランシーバモジュール(341)のＲＳＳＩ(即ち“受信信号強さ表示”)端子へ接続し、モジュール(341)が送信又は受信時には、ＭＯＳＦＥＴのゲートは、ＲＳＳＩ端子からバイアス信号を受け取る。

ゲートにバイアスがかけられるときはオンとなり、このようにしてドレインをソースに接続し、それによってグラウンドへ経路を供給してＬＥＤに電力を供給する。表示回路(380)の主たる目的は、データがセンサ機構(310)と離れた装置(360)の間で送信されているときに、使用者に視覚的な表示を供給することである。

10

【 0 0 4 9 】

センサ機構(310)によって通信されるデータを、もっぱら生理学的データに制限する必要はない。さらに、センサ機構(310)は、センサ機構(310)自体の動作及び状態に関するデータを含むことができる。

通信され得る作動データのタイプの例は、(i)調整回路(370)に電力を供給するバッテリーの充電状態、及び適用可能ならば(ii)多重リードのリード組のどのリードから基本的な生理学的信号が得られるかに関する情報を含む。

【 0 0 5 0 】

前記の記載は、一方向の通信スキームに焦点を当てているが、システム(300)は双方向通信ができる。2つの変換器回路(320)(350)、2つのＴＲ- 9 1 6 - ＳＣ- ＰＡトランシーバモジュール(331)(341)、及び2つのフィルタ(337)(347)は全て双方向通信用に設計されている。従って、本発明はまた、離れた装置(360)からセンサ機構(310)までのデータ送信を可能にする。センサ機構(310)に戻し通信されるデータのタイプの例は、制御信号を含む。

20

そのような制御信号は、基本的な生理学的信号を得る多重リードのリード組の或るリードのみを選択すべく、センサ機構(310)に命令するのに用いられる。例えばその中で3つのリード、リード組が使用されるＥＣＧ状況に於いて、制御信号は、それらの3つのリードから生体電気信号を得る2つを選ぶようにセンサ機構(310)に命令し、このようにして、2つの生体電気信号から引き出されるＥＣＧ信号を送信する。

【 0 0 5 1 】

30

本発明は、更にＭＲシステムのスキャナに晒される患者の条件を示す生理学的信号のようなデータを無線で通信する方法を考慮する。好ましい本実施例では、方法は、患者に付けられたセンサモジュール(例えばＥＣＧモジュール(110))からデータを獲得し、該データを光学的フォーマットから電氣的フォーマットに変換する工程を含む。

その後、電氣的なデータ信号はセンサモジュールに関連した第1のトランシーバアセンブリによってＲＦフォーマットで送信される。

方法は、更にセンサモジュールから離れた第2のトランシーバアセンブリを用いて、第1のトランシーバアセンブリによって送信されたＲＦデータ信号を受信し、次に、そのデータ信号を電氣的フォーマットから光学的フォーマットに変換する工程を含む。

その後、光学的データ信号は、第2のトランシーバアセンブリから離れて位置し、第2のトランシーバアセンブリに繋がった装置(例えばモニタ(150))まで伝えられる。

40

【 0 0 5 2 】

更に、方法はまた遠隔装置からセンサモジュールへの通信を可能にするのが好ましい。この好ましい本実施例では、遠隔装置から受信されたデータを光学的フォーマットから電氣的フォーマットに変換し、該電氣的なデータ信号を第2のトランシーバアセンブリに伝えて、それを第1の受信器アセンブリにＲＦフォーマットで送信する工程を含む。

次の工程は、第1のトランシーバアセンブリを用いて、送信されたＲＦデータ信号を受信し、次に、搬送用及びセンサモジュールによる使用の為に、電氣的なフォーマットから光学的フォーマットに変換する工程を含む。

センサモジュールに戻し通信され得るタイプのデータの例は、好ましいシステムの実施

50

例に関して記述された前述の制御信号を含んでいる。

[[より詳細に以下に開示されるように、センサモジュールと離れた装置の間の通信は、MRシステムの動作に悪影響を及ぼされず、又は悪影響を及ぼすことなく、達成されなければならない]]。

【0053】

本発明は更に、通信モジュールの2つの好ましい実施例を提供し、1つはECG事象に特有で、1つは総括的であり、離れて位置する監視装置(150)/(360)と通信することができる。図4は、スキャナの穴内に見出されるようなノイズの多い環境内に位置する患者から得られたECG信号を無線で通信するECG電極/リードセットアセンブリに適した通信モジュールを示す。

10

その好ましい実施例の中で、符号(800)で略定義される通信モジュールは、RFフィルタ(805)、リード選択ネットワーク(810)、差動アンプ(815)、アンプ回路(820)、信号処理回路(825)、変調回路(830)、送信回路(840)、フィルタ回路(850)及びアンテナ(855)を含む。RFフィルタ(805)はECG電極/リードセットセンサに繋がり、該センサからRFフィルタ(805)は各リードからの生体電気の信号を受信する。フィルタは、生体電気の信号を運ぶ周波数の外側の周波数が除去されるように、調整される。

リード選択ネットワーク(810)は、離れた装置(150)/(360)から送信される制御信号に応じて、そこから生体電気信号が取り出される特定の電極/リードセットセンサを選択するのに使用される。

差動アンプ(815)はネットワーク(810)によって選択された生体電気信号からECG信号を引き出す。アンプ回路(820)は差動アンプから受信したECG信号を増幅するのに用いられる。信号処理回路(825)はアンプ回路から受信されたECG信号の条件を改善するのに用いられるのが好ましい。

20

変調回路(830)は、信号処理回路から受信したECG信号に従って搬送信号をデジタル的に調整して、ECG信号とともに調整された信号を形成する。

マイクロ波バンドで送信するように構成されるのが好ましい送信回路(840)は、変調回路に接続されて、変調回路から受信された調整済みの信号を送信する。

フィルタ回路(850)は、送信回路から受信された調整済み信号を通し、更にまだ受け取られた、調整された信号を通る、外来のノイズ及び他の不要な周波数を減ずる。

その後、調整された信号は、適切なアンテナによって放射される。

30

【0054】

双方向通信を可能にするために、通信モジュールはさらにリミッタ回路(860)、受信回路(870)及び符号化回路(880)を含む。リミッタ回路(860)はフィルタ回路(850)に繋がって、アンテナによって離れた装置(150)/(360)から拾い上げられた制御信号の振幅を制限する。

受信回路(870)は、リミッタ回路に接続されて、該リミッタ回路から制御信号を受信する。

付随的に制御信号に反応する符号化回路(880)は、種々の動作上のパラメータに関する情報を具えた出力されるECG信号を符号化するのに使用される。

そのようなパラメータの例は、通信モジュールが利用可能な電力の量、及びそこから生体電気信号が取り出される特定の電極/リードセットセンサに関する情報を含む。

40

【0055】

図5は、EEGモジュール、EMGモジュール又はEOGモジュールのようなより総括的な形の患者センサに適した通信モジュールを示す。

この通信モジュール(900)は入力条件回路(910)、信号処理回路(920)、変換回路(930)、送信回路(940)、フィルタ回路(950)、リミッタ回路(960)、受信回路(970)及び制御回路(980)を含む。この回路構成は全体として、通信モジュール(800)に関して記述されたものと大部分は同じ機能を行ない、異なるタイプの患者センサ用に作られた収容設備を有して、収容設備は患者センサとともに用いられる。

【0056】

50

信号を獲得し及び処理する回路構成に加えて、通信モジュール(800)及び(900)の各々は、モジュール自体と、モジュールが通信する遠隔装置間の完全な通信状態を保証する手段を含んでいるのが好ましい。

例えば、通信モジュールはCRC(周期的な余剰チェック)又は確認試験のようなものを使用して、モジュール自体と遠隔装置の間の送信における誤りの割合を決定する。

【0057】

開示された実施例に於いて、データ通信は、その環境内にて通信が生じる装置の動作に悪影響を及ぼさず、又悪影響を及ぼされることなく、達成されなければならない。

例えば、MRスイート内で使用された時、ここに示されたトランシーバアセンブリ及び通信モジュールはスキャナの電磁気の周波数スペクトルの聴覚的に敏感な領域内(ラーモア周波数の近くの)にて、RFノイズから画像中の作為が生じる可能性を減らさなければならない。そうでなければ、そのようなノイズは、スキャン手順中に得られた画像内に作為を引き起こすかもしれない。

トランシーバアセンブリ及び通信モジュールも、スキャンが進行中である時、スキャナから放射された高エネルギーRF信号から保護されなければならない。

マイクロ波通信方式は、産業上、科学上、及び医療用(ISM)の通信帯域である915MHz、2.4GHz又は5.8GHzを使用して許可無しに実行される。

さらに、上記で引用した米国特許公開公報第2003/0058502号で記載されたように、他の許可されたマイクロ波周波数帯域も使用されてもよい。

これらのより高い周波数では、より小さなアンテナが用いられ、該アンテナは、用いられるスキャナ波長 $\lambda/10$ に比してアンテナ長さが非常に短いことにより、スキャナから受信したRF信号エネルギーを有効に削減する。

スキャナの穴に設置されたあらゆるタイプの設備と同様に、非磁性材料がアンテナ及び他のすべての電子部品の構成に使用されるべきである。シールドも、通信モジュールの感受性をスキャナによって発散させられた電磁エネルギーにまで減じるために使用されるべきである。

【0058】

2.4GHzのISMバンド(例えば802.11b、Bluetooth(商標))内のように、マイクロ波周波数を使用する通信スキームに対して、フィルタは、マイクロストリップラインフィルタ、導波路フィルタ、表面弾性波(SAW)フィルタ、或いは誘電性フィルタとして構成され得る(2.4GHzによく作動する誘電性フィルタの一例は、トーコー社のモデル番号TFM1B-2450T-10である。装置は、通過帯域幅が50MHz及び最大通過帯域挿入損失が2.3dBで2.450GHzの中心周波数を有する)。さらに、連邦通信委員会(FCC)によって最近承認された、提案されたウルトラワイドバンド(UWB)技術を使用することも可能である。

UWB無線システムは、一般的にはパルス変調を使用し、それによって非常に狭いパルスが変調され放射されて、情報を伝えるか受信する。放射帯域幅は一般に1ギガヘルツを超える。ある場合には、パルスがキャリアを変調しないところで、「インパルス」送信器が用いられる。これに代えて、パルスによって生成された無線周波数放出は、アンテナに適用され、その共振周波数は、放射の中心周波数を決定する。

アンテナの帯域幅特性はローパスフィルタとして働き、放射された信号の形にさらに影響を及ぼす。

【0059】

そのような通信に使用される高周波信号は、大体スキャナのラーモア周波数以上にあり、MRシステムに妨害を引き起こさず、又はMRシステムに悪影響を及ぼされることはないだろう。

ラーモア周波数以上のカットオフ周波数及び十分な拒絶帯域減衰(例えば、80~100dBの信号損失)を具えたハイパスフィルタは、データ信号が通過することを許すが、MRスキャンを妨害し又は画像の作為を生成する可能性がある如何なる低域周波数信号を減らすだろう。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 0 】

電子部品を保護するために、通信モジュール(800)/(900)は、リミッタ回路(860)/(960)を含んで、スキャナからのアンテナに繋がれるあらゆる過度の R F エネルギーも阻止する。

P I N - P I N ダイオード・リミッタか P I N - ショットキー・ダイオード・リミッタのような装置は、アンテナの近傍に繋がれたスキャナからの、或る限界(一般に 1 0 d B m 以下)以上の R F エネルギーを阻止するのに用いられるのが好ましいが、生理学的データを送信する場合、十分なエネルギーが通過することを可能にする。マイクロ波 P I N ダイオードは、R F 及びマイクロ波周波数で可変抵抗器として働く電流制御型の半導体装置である。

10

装置がアンテナ入力を横切る分流器として使用される場合、装置は入力信号が過度になる場合に、有効に入力信号を制限することができる。

2 つの P I N ダイオードを組みあわせて、受信器入力を保護するのに使用することができる、及びアンテナ送信受信スイッチとして使用することができる(即ち、それらは、送信器が動的な場合、送信器から受信器を隔離する回路内で使用される)。

【 0 0 6 1 】

スキャン手順時に、R F 信号かスキャナのグラディエントコイルが不活性な場合に、短い時間で通信モジュールからデータ信号を送信することも可能である。これにより、よりノイズがなくなり、信頼できる通信が可能となる。

E C G の適用については、スキャナのこれらの“オフタイム”ウィンドウの検知は、これらの R F 信号及びスキャナから傾斜誘発された信号の特性署名(signature)について、電極/リードセットアセンブリのリードを監視することにより行なうことができる。

20

【 0 0 6 2 】

図 2 に示されたシステム(100)については、E C G モジュール(110)は光ファイバーリンクを介してトランシーバアセンブリ(710)に接続し、トランシーバアセンブリは、患者テーブルの近くに位置しているか、そのテーブル上か、あるいはスキャナハウジングの表面上に位置しているかもしれない。

このアプローチにより、通信に非マイクロ波 R F 信号を使用することができる。さらに、非マイクロ波 R F 信号はそれほど方向性がないので、このアプローチにより監視設備(例えばディスプレイ)をより柔軟に配置することができる。

30

この方法にはまた、トランシーバに別個のより大きなバッテリー電力源をトランシーバに使用して、システムが長い距離及びより長い作動時間だけ通信ができる可能性があるとの利点がある。

或る変調手段を通して光学的又は電氣的な信号を R F 信号に変換することにより、既存の光ファイバ、即ち有線接続を無線接続に置き換えることが可能であることに注目されたい。パルス位置変調又は他の高い出力効率変調スキームがバッテリー駆動設備には好ましい。

【 0 0 6 3 】

設備を最も柔軟に配置するために、ここで開示されたアンテナは、螺旋、即ちヘリカルアンテナの構成を使用することによって、循環的に極性化されるのが好ましい。

40

各アンテナについて名目上の 3 d B の利得を失っている可能性がある一方、これにより通信装置上のアンテナの向き、極性化及び配置がより一層柔軟になることができる。

トランシーバアセンブリ/通信モジュールが作動環境内の固定位置にありそうな場合、パラボリック、ホーン又は八木アンテナ構成のようなより大きな利得/方向性を備えたアンテナ構成が信号強度カップリング及びシステム信号対ノイズ比(S N R)を最適化するために使用されてもよい。

【 0 0 6 4 】

更に、広帯域のアンテナ又は周波数の倍数で作動するアンテナを使用して、幾つかの周波数で通信することを許すことは可能である。螺旋状のアンテナ構成は例えば、本来広帯域で、1 つの周波数範囲以上で作動するのに使用されることができる。

50

多数のアンテナは更に、特にスキャナ室で、多重経路の信号送信の影響を取り扱う方法としてアンテナダイバシティに有用であり、スキャナ室は、金属シールド及び一般にその中に位置する設備故に、非常に反射的な環境であろう。

制御室内で増加した信号利得用に指向性アンテナを置くことが好ましく、制御室では多重経路の効果はスキャナ室よりも小さいだろう。

【 0 0 6 5 】

トランシーバアセンブリ(710)/(720)及び通信モジュール(800)の場合には、アンテナとして電極/リードセットアセンブリのリードを使用することが可能である。アンテナはリードセットを備えた追加の導電体として実施されてもよい。或いは、リードセットの一部であるワイヤーが使用されてもよい。

10

適切な帯域停止型フィルタリングが含まれていなければならず、スキャナからRFエネルギーが入ってくるのを除去するが、RF通信用のより高い周波数信号の出力ができる。リードセットアセンブリがアンテナとして使用される場合、リードは適切な長さでなければならないし、それらが効率的なアンテナであることを確実にすべく、適当に調整されなければならない。更に、トランシーバアセンブリ/通信モジュールからのRF送信電力は、安全なレベルに制限されなければならない。

【 0 0 6 6 】

トランシーバアセンブリ/通信モジュールが、バッテリーから電力供給されるので、電力管理手段にはこれらの装置のために作動時間を維持することを手助けするのに有用なものがある。これは多くの方法で行うことができる。第1は、トランシーバアセンブリ/モジュールは、データ信号が離れて位置するトランシーバから受信されている場合、監視可能にならしめる。

20

データ信号が受信される場合、システムの残り部分は電力供給される。スキャナの穴の外部に位置する装置からの信号が、暫くの間存在しないと、システムの残り部分の電源は落とされる。

第2に、トランシーバアセンブリ/モジュールは、動作を監視し、運動が検知された後に、暫くの間、パワーアップすることができる。

最後に、トランシーバアセンブリ/モジュールは、スキャナからのRFエネルギーを監視して、スキャナの動作が起こっていることを示して、暫くの間、パワーアップする。さらに、電力管理の一部として、トランシーバアセンブリ/モジュールはバッテリーが低い警告を送信するか、或いは低速でデータを送信し、残りのバッテリーの作動時間が延びているが、バッテリーが少ないことを表示することができる。

30

【 0 0 6 7 】

ここに示された無線リンクも、生理学的データの監視以外の用途に適している場合がある。例えば、使用された無線技術を適用して、患者に接続された輸液用器具を制御することができる。例えば、無線技術を使用して、別の装置に注入状況を伝えと同様に注入をプログラムし、開始し、かつ止めることができる。

別の可能性のある適用は、顎関節(TMJ)の測定に使用された頭及び首コイルのようなMRIのための調整可能な身体コイルの制御である。

本発明の概念も、機能的なMRI研究時に、患者の反応を監視するのに使用されるタイプの二手に分かれたシステムに適用することができる。

40

同様に、本発明は、さらに無線のビデオ及び/又は音を患者に及び患者から供給することができるシステム(例えばヘッドホーン又はビデオ装置)に等しく適用可能である。

【 0 0 6 8 】

本発明を実施する現在の好ましい及び他の実施例は、特許法に従って詳細に述べられた。それにも拘わらず、本発明が関係する技術分野の通常の知識を有する人間は、添付の請求の範囲の精神から外れずに、発明を実行する代替的方法を認識してもよい。

従って、請求の範囲の文字通りの意味及び同等の範囲以内にある変化及び変更は全て、それらの範囲内に包含される。

そのような技術分野の人は、先の記載で述べられたか示された、任意の特別の例或いは実

50

施例よりも、発明の範囲が請求の範囲によって示されることが判るだろう。

【 0 0 6 9 】

従って、科学及び有用な技術の進歩を促進するために、特許法によって規定された以下の現在の請求の範囲に包含されたすべての事項への特許の独占排他権によって安全にする。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 7 0 】

本発明及び種々の実施例は、以下の詳細な説明及び添付の図面を参照することによって、より良く理解されるだろう。

【図 1 A】図 1 A は、スキャナと患者が位置するスキャナ室、スキャナを制御するコンピュータコンソールが設置された制御室、スキャナ用の種々の制御サブシステムが設置された装置室を含む M R スイートのレイアウトを示す。 10

【図 1 B】図 1 B は、スキャナと患者が位置するスキャナ室、スキャナを制御するコンピュータコンソールが設置された制御室、スキャナ用の種々の制御サブシステムが設置された装置室を含む M R スイートのレイアウトを示す。

【図 1 C】図 1 C は、スキャナと患者が位置するスキャナ室、スキャナを制御するコンピュータコンソールが設置された制御室、スキャナ用の種々の制御サブシステムが設置された装置室を含む M R スイートのレイアウトを示す。

【図 2】図 2 は、M R スイート内に位置する患者と監視装置間で、E C G データを無線で通信するシステムの第 1 の好ましい実施例である。 20

【図 3】図 3 は、M R スイート内に位置する患者と監視装置間で、E C G データを無線で通信するシステムの第 2 の好ましい実施例である。

【図 4】図 4 は、図 2 及び図 3 に示すタイプの無線 E C G センサモジュールの好ましい実施例のブロック図である。

【図 5】図 5 は、M R スイート内に位置する患者と監視装置間であらゆるタイプのデータを基本的に通信することができる無線患者センサモジュールの好ましい実施例のブロック図である。

【図 6】図 6 は、本発明の第 2 の好ましい実施例に従って、患者モジュールから得られる生理学的データを光学信号から R F 信号に変換するトランシーバアセンブリの概略図である。 30

【図 7】図 7 は、本発明の第 2 の好ましい実施例に従って、R F 信号として受信された生理学的データを光学信号に戻し変換するトランシーバアセンブリの概略図である。

【図 1 A】

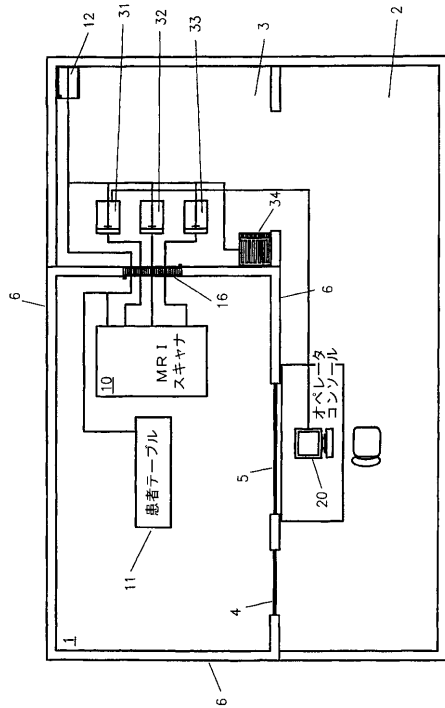


FIG. 1A

【図 1 B】

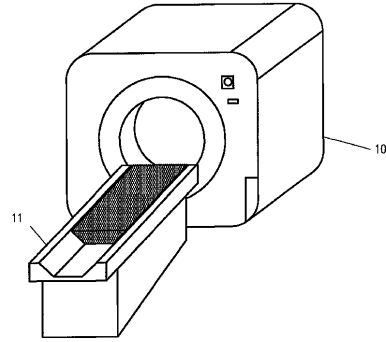


FIG. 1B

【図 1 C】

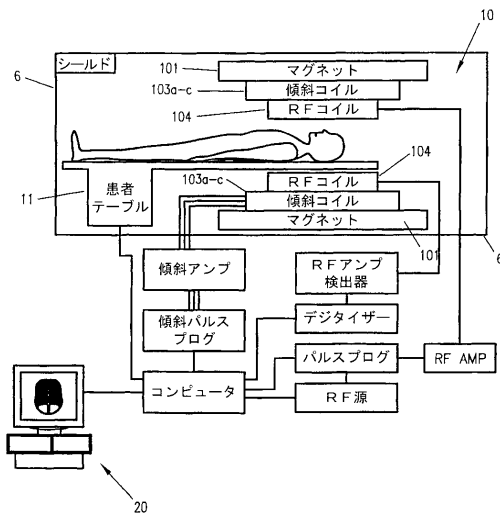


FIG. 1C

【図 2】

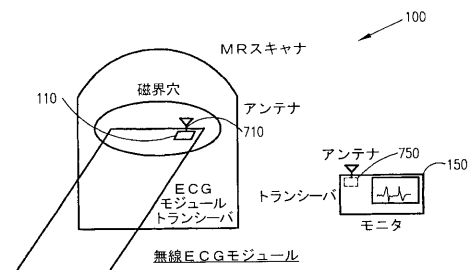
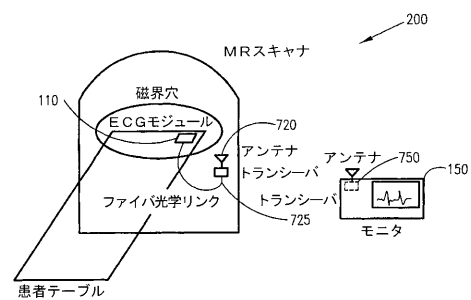


FIGURE 2

【図 3】



無線ECGモジュール

FIGURE 3

【 図 4 】

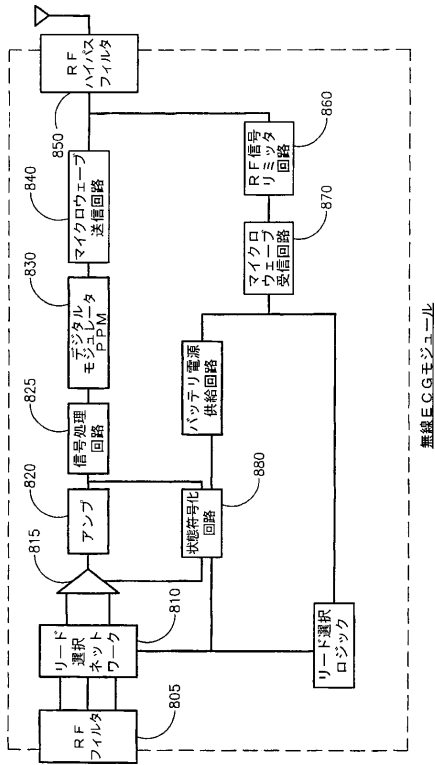


FIG. 4

【 図 5 】

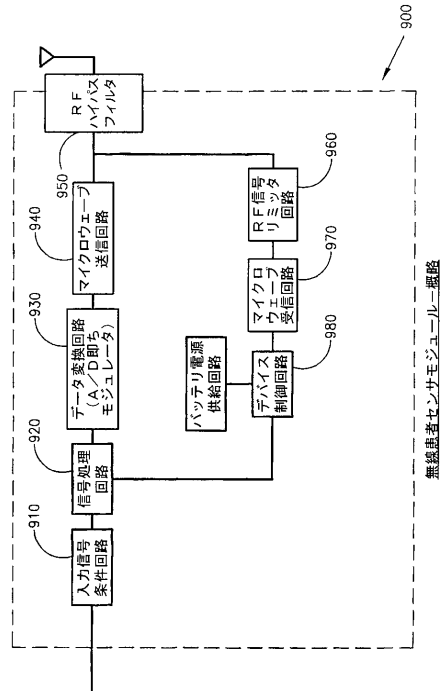


FIG. 5

【 図 6 】

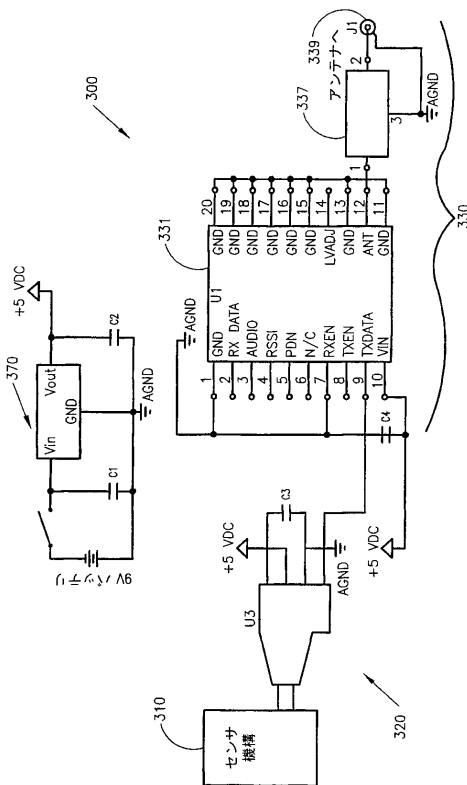


FIG. 6

【 図 7 】

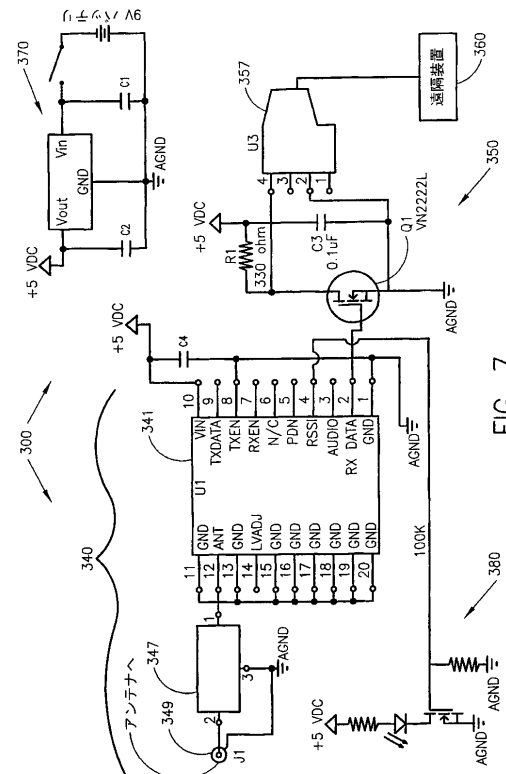


FIG. 7

【手続補正書】

【提出日】平成19年11月20日(2007.11.20)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁気共振(MR)システムのスキャナに晒された患者の状態を示す生理学的データを無線で通信するシステムであって、

- (a) 患者から前記生理学的データを得るセンサ機構と、
- (b) センサ機構に接続されて、センサ機構から受信した生理学的データを光学フォーマットから電氣的フォーマットに変換する第1の変換器回路と、
- (c) 第1の変換器回路に接続されて、該第1の変換器回路から受信した生理学的データを送信する第1のRFトランシーバ回路と、
- (d) 第1のRFトランシーバ回路から離れて、第1のRFトランシーバ回路によって送信された生理学的データを受信する第2のRFトランシーバ回路と、
- (e) 第2のRFトランシーバ回路に接続されて、第2のRFトランシーバ回路から受信した生理学的データを電氣的フォーマットから光学フォーマットに変換し、センサ機構から離れた装置に生理学的データを搬送する第2の変換器回路とを具え、

第1及び第2のRFトランシーバ回路を介したセンサ機構と装置との間の通信は、MRシステムの動作に悪影響を与えず、又は悪影響が与えられることなく達成されるシステム。

【請求項 2】

第1のRFトランシーバ回路は、

- (a) 第1の変換器回路からの生理学的データがその中に受信される入力と、生理学的データがラジオ周波数(RF)フォーマットでそこから送信される出力を有するRFトランシーバモジュールと、
- (b) RFトランシーバモジュールの出力に接続されて、生理学的データを通過させるが、生理学的データを搬送する周波数の外側にある周波数を有効に減衰させるフィルタと、
- (c) フィルタに接続されて、フィルタから受信した生理学的データを放射するアンテナを有する、請求項1に記載のシステム。

【請求項 3】

フィルタは、バンドパスフィルタ、ハイパスフィルタ、及びノッチフィルタの1つである、請求項2に記載のシステム。

【請求項 4】

第2のRFトランシーバ回路は、

- (a) 第1のRFトランシーバ回路によって送信された生理学的データを受信するアンテナと、
- (b) アンテナに接続されて、生理学的データを通過させるが、生理学的データを搬送する周波数の外側にある周波数を有効に減衰させるフィルタと、
- (c) フィルタからの生理学的データがその中に受信される入力と、そこから生理学的データが第2の変換器回路に搬送される出力を具えるRFトランシーバモジュールを有する、請求項1に記載のシステム。

【請求項 5】

フィルタは、バンドパスフィルタ、ハイパスフィルタ、及びノッチフィルタの1つである、請求項4に記載のシステム。

【請求項 6】

第2の変換器回路は、

- (a) 第 2 の R F トランシーバ回路の出力に接続された入力を有する駆動回路と、
(b) 駆動回路の出力に接続されて、駆動回路から受信した生理学的データを電氣的フォーマットから光学フォーマットに変換し、生理学的データをセンサ機構から離れた装置に搬送する電気—光学変換器を具える、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

センサ機構は、生理学的データを心臓信号の形で得る心電図(E C G)モジュールである、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

電磁気ノイズが多い環境下でデータを無線で通信するシステムであって、

- (a) 二手に分かれたシステムの第 1 の装置に接続されて、第 1 の装置から受信したデータを光学フォーマットから電氣的フォーマットに変換する第 1 の変換器回路と、
(b) 第 1 の変換器に接続されて、第 1 の変換器から受信したデータを送信する第 1 の R F トランシーバ回路と、
(c) 第 1 の R F トランシーバ回路から離れて、第 1 の R F トランシーバ回路によって送信されたデータを受信する第 2 の R F トランシーバ回路と、
(d) 第 2 の R F トランシーバ回路に接続されて、第 2 の R F トランシーバ回路から受信したデータを電氣的フォーマットから光学フォーマットに変換し、二手に分かれたシステムの第 2 の装置にデータを搬送する第 2 の変換器回路とを具え、

第 1 及び第 2 の R F トランシーバに用いられる通信スキームによって、第 1 及び第 2 の装置は、環境内のノイズに悪影響を及ぼされずに、通信することができるシステム。

【請求項 9】

二手に分かれたシステムの第 1 の装置は、心電図(E C G)モジュールを有して、患者から心臓信号の形でデータを得る、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

二手に分かれたシステムの第 1 の装置は、センサを有して、それによって得たデータは患者の状態を示す、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 11】

二手に分かれたシステムの第 2 の装置は、第 2 及び第 1 の R F トランシーバ回路を介して第 1 の装置と通信可能な監視装置を有する、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 12】

磁気共振(M R)スイート内にてデータを無線で通信するシステムであって、

- (a) センサモジュールに接続されて、センサモジュールから受信したデータを送信し、送信されてきたデータをセンサモジュールに搬送する第 1 のトランシーバ回路と、
(b) 監視装置に接続されて、第 1 のトランシーバ回路から受信したデータを監視装置に搬送し、監視装置から受信したデータを第 1 のトランシーバ回路に送信する第 2 のトランシーバ回路を具え、

第 1 及び第 2 のトランシーバ回路は、M R スイート内に位置する設備の動作範囲の外側の所定周波数を用いて、M R スイートの設備の動作に悪影響を与えることなく、通信するシステム。

【請求項 13】

第 1 のトランシーバ回路は、

- (a) センサモジュールからのデータが搬送される入力と、データがラジオ周波数(R F)フォーマットにて送信される出力を有するトランシーバモジュールと、
(b) トランシーバモジュールの出力に接続されて、データを通過させるが、生理学的データを搬送する周波数の外側にある周波数を有効に減衰させるフィルタと、
(c) フィルタに接続されて、フィルタから受信したデータを放射するアンテナを具えた、請求項 12 に記載のシステム。

【請求項 14】

第 2 のトランシーバ回路は、

- (a) 第 1 の R F トランシーバ回路によってラジオ周波数(R F)フォーマットで送信された

データを受信するアンテナと、

(b) アンテナに接続されて、データを通させるが、データを搬送する周波数の外側にある周波数を有効に減衰させるフィルタと、

(c) フィルタからのデータがその中に受信される入力と、そこから生理学的データが監視装置に搬送される出力を具えるトランシーバモジュールを有する、請求項 12 に記載のシステム。

【請求項 15】

センサモジュールによって第 1 のトランシーバ回路に搬送されるデータは、

(i) 患者の状態を示す生理学的信号、及び

(ii) センサモジュールの状態を示す作動信号の少なくとも 1 つを含む、請求項 12 に記載のシステム。

【請求項 16】

監視装置によって第 2 のトランシーバ回路に搬送されるデータは、センサモジュールに命じて、多数のリードリードセットから生理学的信号を取り出す適当なリードを選択する制御信号を含む、請求項 15 に記載のシステム。

【請求項 17】

センサモジュールによって第 1 のトランシーバ回路に搬送されるデータは、

(i) 心臓の状態を示す心臓信号、及び

(ii) センサモジュールの状態を示す作動信号の少なくとも 1 つを含む、請求項 12 に記載のシステム。

【請求項 18】

監視装置によって第 2 のトランシーバ回路に搬送されるデータは、センサモジュールに命じて、多数のリードリードセットから心臓信号を引き出す適切なリードを選択する制御信号を含む、請求項 17 に記載のシステム。

【請求項 19】

画像スキャナ内に位置する患者に取り付けられたセンサモジュールから得られたデータを無線で通信するシステムであって、

(a) センサモジュールに繋がって、センサモジュールから受信したデータを送信する第 1 のトランシーバと、

(b) 第 1 のトランシーバから離れた装置に接続されて、第 1 のトランシーバから受信したデータを装置に搬送する第 2 のトランシーバとを具え、

第 1 及び第 2 のトランシーバによって、センサモジュールと装置は、画像スキャナの動作に悪影響を及ぼされず、又は悪影響を及ぼさずに通信することができるシステム。

【請求項 20】

更に、センサモジュールと第 1 のトランシーバとの間に第 1 の変換器回路を有して、該第 1 の変換器回路はセンサモジュールから光学フォーマットで受信したデータを、第 1 のトランシーバが用いる電氣的フォーマットに変換する、請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 21】

更に、第 1 のトランシーバと装置との間に、第 2 の変換器回路を有して、該第 2 の変換器回路は第 2 のトランシーバから電氣的フォーマットで受信したデータを、装置が利用可能なフォーマットに変換する、請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 22】

センサモジュールは、心電図 (ECG) モジュールを有して、心臓信号の形でデータを得る、請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 23】

磁気共振 (MR) システムのスキャナに晒された患者の状態を少なくとも示すデータを無線で通信する方法であって、

(a) 患者に取り付けられたセンサからデータを得る工程と、

(b) 患者から得られたデータを光学フォーマットから電氣的フォーマットに変換する工程と、

- (c) 電氣的フォーマットで受信したデータをラジオ周波数(RF)フォーマットで送信する工程と、
- (d) 送信工程で送信されたデータを受信する工程と、
- (e) 受信工程で受信したデータを電氣的フォーマットから光学フォーマットに変換する工程と、
- (f) データを患者から離れた装置に搬送する工程を具え、

データの通信は、MRシステムの動作に悪影響を及ぼされず、又は悪影響を及ぼさずに達成される方法。

【請求項 2 4】

データを得る工程は、心電図(ECG)モジュールを用いて、心臓信号の形でデータを得る、請求項 2 3 に記載の方法。

【請求項 2 5】

画像スイートにてデータを無線で通信する方法であって、

- (a) センサに接続された第 1 のトランシーバを配備して、センサから受信したデータを送信し、第 1 のトランシーバに送信されたデータをセンサに搬送する工程と、
- (b) 第 1 のトランシーバから離れた装置に接続された第 2 のトランシーバを配備して、第 1 のトランシーバから受信したデータを装置に搬送し、装置から受信したデータを第 1 のトランシーバに送信する工程とを具え、

第 1 と第 2 のトランシーバは、画像スイート内の装置の動作によって悪影響が与えられることなく、又は悪影響を与えることなく、通信する方法。

【請求項 2 6】

更に、センサと第 1 のトランシーバ間に第 1 の変換器回路を配備して、(i)センサから光学フォーマットで受信したデータを第 1 のトランシーバによって用いられる電氣的フォーマットに変換し、且つ(ii)第 1 のトランシーバから電氣的フォーマットで受信したデータをセンサによって用いられる光学フォーマットに変換する工程を具える、請求項 2 5 に記載の方法。

【請求項 2 7】

更に、第 2 のトランシーバと装置間に第 2 の変換器回路を配備して、(i)第 2 のトランシーバから電氣的フォーマットで受信したデータを装置によって利用可能なフォーマットに変換し、且つ(ii)装置から光学フォーマットで受信したデータを第 2 のトランシーバによって用いられる電氣的フォーマットに変換する工程を具える、請求項 2 5 に記載の方法。

【請求項 2 8】

センサは、心電図(ECG)モジュールを用いて、心臓信号の形でデータを得る、請求項 2 5 に記載の方法。

【請求項 2 9】

ノイズが多い環境下に位置する患者から得られた心電図(ECG)信号を無線で通信する通信モジュールであって、

- (a) 生体電氣的信号のセンサに繋がって、生体電氣的信号の搬送周波数の外側にある周波数を生体電氣的信号から除去する少なくとも 1 つの RF フィルタと、
- (b) 制御信号に反応して、多数のリードリードセットから生体電氣的信号を取り出す適当なリードを選択するネットワークと、
- (c) ネットワークを介して選択された生体電氣的信号から、ECG 信号を引き出す差動アンプと、
- (d) 差動アンプから受信した ECG 信号を増幅するアンプ回路と、
- (e) アンプ回路から受信した ECG 信号の状態を改善する信号処理回路と、
- (f) 信号処理回路から受信した ECG 信号に従って、搬送信号をデジタル的に変調し、その上、変調信号を形成する変調回路と、
- (g) 変調回路に接続されて、変調回路から受信した変調信号を送信する送信回路と、
- (h) 送信回路に接続されて、変調信号を通し、且つ変調信号の外側にある周波数を有効に

減衰するフィルタ回路を具えた通信モジュール。

【請求項 30】

送信回路は、電磁波帯域の周波数で変調された信号を送信する、請求項 29 に記載の通信モジュール。

【請求項 31】

更に、

(a) フィルタ回路に繋がって、アンテナによって離れた装置から取り出される制御信号の振幅を制限するリミッタ回路と、

(b) リミッタ回路に接続されて、制御信号を受信する受信器回路と、

(c) ECG 信号を (i) 通信モジュールが利用可能な電力量、及び (ii) 多数のリードリードセットのどのリードから ECG 信号が引き出されるかの少なくとも 1 つに関する情報に符号化する符号化回路を具える、請求項 29 に記載の通信モジュール。

【請求項 32】

更に、通信モジュールと、通信モジュールが通信する離れた装置間の通信の完全な状態を確実にする手段を具える、請求項 29 に記載の通信モジュール。

【請求項 33】

ノイズが多い環境下に位置する患者から得られた生理学的信号を無線で通信する通信モジュールであって、

(a) 生体電氣的信号のセンサに繋がって、センサから受信された生理学的信号をモジュールの使用に適合させる入力調整回路と、

(b) 入力調整回路から受信される生理学的信号の状態を改善する信号処理回路と、

(c) 信号処理回路から受信された生理学的信号を、対応するデジタル信号に変換する変換回路と、

(d) 変換回路に接続されて、変換回路から受信したデジタル信号を送信する送信回路と、

(e) 送信回路に接続されて、デジタル信号の外側の周波数を有効に減衰させるフィルタ回路を具えた通信モジュール。

【請求項 34】

変換回路は、信号処理回路から受信した生理学的信号に従って、搬送信号をデジタル的に変調し、その上、デジタル信号を形成する変調器を含む、請求項 33 に記載の通信モジュール。

【請求項 35】

送信回路は、電磁波帯域の周波数でデジタル信号を送信する、請求項 33 に記載の通信モジュール。

【請求項 36】

更に、

(a) フィルタ回路に繋がって、アンテナによって離れた装置から取り出される制御信号の振幅を制限するリミッタ回路と、

(b) リミッタ回路に接続されて、制御信号を受信する受信器回路と、

(c) 離れた装置から受信した制御信号に従って、通信モジュールの動作を制御する制御回路を具える、請求項 33 に記載の通信モジュール。

【請求項 37】

制御回路は、生理学的信号を、少なくとも通信モジュールが利用可能な電力量に関する情報に符号化することができる、請求項 33 に記載の通信モジュール。

【請求項 38】

更に、通信モジュールと、通信モジュールが通信する離れた装置間の通信の完全な状態を確実にする手段を具える、請求項 33 に記載の通信モジュール。

【請求項 39】

磁気共振 (MR) スイート内の生理学的データを無線で通信するシステムであって、

(a) 患者に取付け可能で、MR スキャナ内に位置決め可能で、患者からの生理学的データを受信するセンサモジュールであって、該生理学的データをデジタル化して送信する第 1

の送受信回路を含むセンサモジュールと、

(b) 遠隔装置に接続されて、第 1 の送受信回路から受信された生理学的データを遠隔装置に伝達する第 2 の送受信回路とを具え、

センサモジュールと遠隔装置は、MR スキャナの動作によって影響を及ぼされず、又は影響を及ぼすことなく、多数の周波数の少なくとも 1 つを用いて第 1 及び第 2 の送受信回路を介して、無線で通信するシステム。

【請求項 40】

第 1 及び第 2 の送受信回路を介したセンサモジュールと遠隔装置間の通信は、双方向で生じる、請求項 39 に記載のシステム。

【請求項 41】

生理学的データは、患者の血液の酸素飽和度を含む、請求項 39 に記載のシステム。

【請求項 42】

生理学的データは、患者の呼吸を含む、請求項 39 に記載のシステム。

【請求項 43】

生理学的データは、患者の体温を含む、請求項 39 に記載のシステム。

【請求項 44】

生理学的データは、患者の心電信号を含む、請求項 39 に記載のシステム。

【請求項 45】

生理学的データは、患者の血圧を含む、請求項 39 に記載のシステム。

【請求項 46】

生理学的データは、患者の心拍を含む、請求項 39 に記載のシステム。

【請求項 47】

生理学的データは、患者の脳波信号を含む、請求項 39 に記載のシステム。

【請求項 48】

生理学的データは、患者の眼電信号を含む、請求項 39 に記載のシステム。

【請求項 49】

生理学的データは、患者の筋電信号を含む、請求項 39 に記載のシステム。

【請求項 50】

遠隔装置は、監視装置を含む、請求項 39 に記載のシステム。

【請求項 51】

遠隔装置は、MR スキャナを含む、請求項 39 に記載のシステム。

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(74)代理人 100141841

弁理士 久徳 高寛

(72)発明者 グリフィス, デビッド エム.

アメリカ合衆国 1 5 2 0 8 ペンシルベニア, ピッツバーグ, カートランド ストリート 6 2 9

Fターム(参考) 4C096 AA18 AB46 AB47 AD19 FB10 FC09 FC10