

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) **公 開 特 許 公 報** (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003－61923

(P2003－61923A)

(43)公開日 平成15年3月4日(2003.3.4)

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テームコード [*] (参考)
A 6 1 B 5/04		A 6 1 B 5/04	R 4 C 0 2 7
5/00	102	5/00	C 5 K 0 2 2
H 0 4 B 7/26		H 0 4 B 7/26	E 5 K 0 6 7
// H 0 4 B 1/707		H 0 4 J 13/00	D

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 12数)

(21)出願番号 特願2002－151868(P2002－151868)

(22)出願日 平成14年5月27日(2002.5.27)

(31)優先権主張番号 09/864,213

(32)優先日 平成13年5月25日(2001.5.25)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 502189111

シーエムイー・テレメトリックス・アイエヌシー

CME TELEMETRIX INC

・
カナダ国, エヌ2エル 5ゼット4, オンタリオ,
ウォータールー, パークサイド
ドライブ 560

(74)代理人 100097216

弁理士 泉 和人

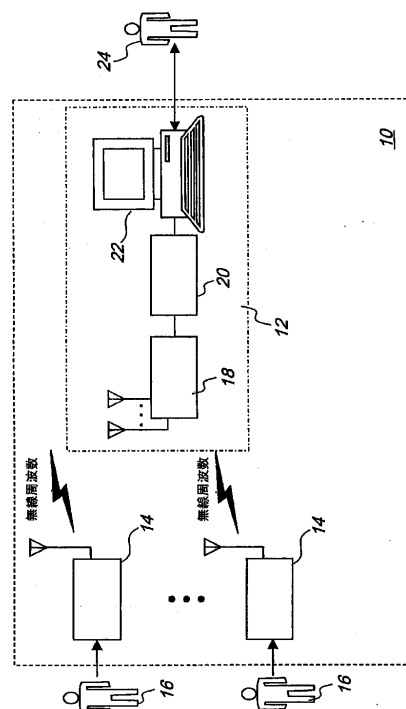
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 スペクトル拡散による生理信号の遠隔測定

(57)【要約】

【課題】 心電図、脳波図、筋電図および／または患者 I D のような 1 つあるいは複数の生理的な患者固有のパラメータを反映する信号のような、患者からの信号の、より電力効率が高く、自由度が高く、データ伝送効率に優れた無線送信、受信および解釈を実現するため装置、システムおよび方法を提供する。

【解決手段】 そのシステムは、所定の周波数帯域内の多数の周波数において、データ伝送速度を高めて信号を伝送するための電池駆動式のセンサ／送信機装置である、患者に取り付けるための移動送信機と、信号を受信するための受信機と、受信された信号を解釈するための表示、解析および／または記録装置とを含む。そのシステムは、送信された信号の検出との干渉を低減するスペクトル拡散伝送技術を用いて動作する。移動送信機および受信機は、全二重光リンクを確立し、伝送中に動作特性を変更できるようにするための、対応する光学構成要素を含む。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生理データを介して患者をモニタするためのシステムであって、

前記患者の体に備えられるセンサに接続され、そこから生理データを収集するためのセンサインタフェースと、前記センサインタフェースからのアナログデータのための入力と、前記アナログデータから導出されるシリアルデジタルデータのための出力と、双方向光リンクを確立し、移動送信機の動作中に移動送信機構成データを受信するための光受信機および送信機とを有するデジタルコントローラと、格納された前記移動送信機構成データに基づいて、前記シリアルデジタルデータを無線伝送するための無線周波数送信機とを含む移動送信機と、前記移動送信機からの無線伝送を受信するためのアンテナアレイと、前記アンテナアレイに接続される入力と、無線伝送から導出されるデジタルデータのための出力および移動送信機構成データの入力を有するインタフェースと、双方向光リンクを確立し、前記移動送信機構成データを隣接する前記移動送信機に送信するための光受信機および送信機とを含む受信機と、前記生理データを表示し、前記移動送信機の動作中に双方向光リンクを介して前記移動送信機構成データを転送するために、前記インタフェースに接続されるモニタとを含む基地局とを備えるシステム。

【請求項 2】 前記移動送信機構成データはパケット同期バイト値を含む請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】 前記移動無線機構成データはワード同期バイト値を含む請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】 前記移動送信機構成データは伝送周波数を含む請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】 前記移動送信機構成データは識別番号を含む請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】 前記移動送信機構成データはアナログチャネル数を含む請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】 前記移動送信機構成データは無線周波数送信機特性を含む請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】 前記無線周波数送信機特性はスクランブルパラメータを含む請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 9】 前記無線周波数送信機特性はデジタル符号系列を含む請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 10】 前記無線周波数送信機特性は送信機周波数を含む請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 11】 前記無線周波数送信機特性はデータ速度を含む請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 12】 前記無線周波数送信機は、差動 4 相位相シフトキーイング変調を用いる請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 13】 前記無線周波数送信機は、直接拡散スペクトル拡散信号を送信する請求項 1 に記載のシステム。

*【請求項 14】 前記信号は、約 902 ないし 928 MHz の無線周波数範囲内で送信される請求項 13 に記載のシステム。

【請求項 15】 前記信号は、約 2.4 ないし 2.5 GHz の無線周波数範囲内で送信される請求項 13 に記載のシステム。

【請求項 16】 前記信号は、約 5.725 ないし 5.785 GHz の無線周波数範囲内で送信される請求項 13 に記載のシステム。

【請求項 17】 生理データを介して患者をモニタするための移動送信機であって、前記患者の体に備えられるセンサに接続され、そこから前記生理データを収集するためのセンサインタフェースと、前記センサインタフェースからのアナログデータのための入力と、前記アナログデータから導出されるシリアルデジタルデータのための出力と、双方向光リンクを確立し、移動送信機の動作中に移動送信機構成データを受信するための光受信機および送信機とを有するデジタルコントローラと、格納された前記移動送信機構成データに基づいて、前記シリアルデジタルデータを無線伝送するための無線周波数送信機とを備える移動送信機。

【請求項 18】 生理データを介して患者をモニタするための基地局であって、

移動送信機からの無線伝送を受信するためのアンテナアレイと、

前記アンテナアレイに接続される入力と、無線伝送から導出されるデジタルデータのための出力および移動送信機構成データの入力を有するインタフェースと、双方向光リンクを確立し、移動送信機構成データを隣接する移動送信機に送信するための光受信機および送信機とを含む受信機と、

前記生理データを表示し、前記移動送信機の動作中に前記双方向光リンクを介して前記移動送信機構成データを転送するために、前記インタフェースに接続されるモニタとを備える基地局。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は信号をモニタすることが有利な応用形態において用いるための遠隔測定分野に関し、より具体的には、特にスペクトル拡散伝送を用いて、患者の生理信号をモニタする際に用いられる遠隔測定に関する。

【0002】

【従来の技術】生理学的なモニタリングの分野において遠隔測定システムがよく知られている。何年かの間に、心電図 (ECG) あるいは脳波図 (EEG) 信号のような患者に関する複数の信号を無線で伝送するシステムが知られるようになった。モニタと患者に取り付けられる

検出装置との間を有線で接続することによる制約を受けずに、患者が自由に動くことができる点において、そのようなシステムの利点は明らかである。そのようなシステムによって、患者に取り付けられるユニットからナースステーションのような中央監視装置まで信号が伝送されるように、患者は歩き回ることができるようになる。

【0003】ある特定の医療施設では、通常は集中治療装置において、患者のベッドサイドに配置される送信機を用いて、ECG信号、血圧、呼吸数、脈拍数等を得るためにモニタされている患者からの信号を送信する。これらの信号は、到来信号がモニタされるナースステーションに送信される。このようにして多数の患者をモニタし、モニタされた信号のうちの1つあるいは複数の信号が懸念される際に、ソフトウェアによって駆動されるアラームを用いて、看護人の注意を喚起する。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、生理信号モニタリングの別の環境では、遠隔測定装置が用いられていない。この環境はストレス検査に関する。これらの検査は、これまで通りの方法でケーブルによってモニタに接続されるセンサのリードを患者の体に取り付け、その患者の心臓の働きを電気的にモニタする。遠隔測定を用いる装置を導入することが有利であることは明らかであるが、現在の装置はこの問題を解決することができない。

【0005】初期の遠隔測定システムはFM/FMアナログ変調を組み込んでいたが、これらのシステムは多量のDCドリフトの影響を受けやすく、その場合には誤ったアラームが発生する可能性が高かった。また、そのようなシステムでは、利用可能な帯域幅の利用効率もかなり悪く、送信に利用できるチャンネル数および送信チャンネルの周波数応答が制限される。これらの問題を解決するための1つのアプローチはアナログ信号をデジタル信号に変換することであり、たとえば、Flach等に付与された米国特許第5,205,294号およびCade11等に付与された米国特許第4,958,645号を参照されたい。遠隔測定装置が用いられる場合、そのシステムは、RF搬送波を変調する種々のデジタル変調方式によって動作する。ただし、これらのシステムは、チャンネルおよび帯域幅の制限に起因して、信号数がある限られた数に制限されるという問題がある。さらに、これらのシステムは、競合する信号からの干渉および雑音を受け、結果として理想的な性能から劣化する。

【0006】これらのうちのいくつかの制限を解消するために、Burrows（米国特許第5,381,798号）は、スペクトル拡散技術を用いて、患者から監視局に生理データを送信する装置を記載した。しかしながら、Burrowsによって教示されるシステムは多数の欠点を有する。たとえば、そのシステムは周波数変調を用いており、所定の帯域幅の場合のデータ伝送速度が

制限される。そのシステムを、多数の患者パラメータをモニタするように適応させる場合に、開示されるBurrowsのシステムでは不十分であった。さらに、Burrowsのシステムの場合、データスクランブラおよび周波数拡散器の特性の変更は、送信機がオフラインのときにのみに可能であろう。最後に、Burrowsに教示されるオーバサンプリングおよびDSP設計に起因して、記載される装置は、電池で駆動する装置として用いるには実用的ではないであろう。あまりに多くの電力を必要とするため、装置を頻繁に充電することになり、いずれにしても、部品の物理的な大きさの制約と、Burrowsによって教示されるシステムを達成するために必要とされる電力消費と結び付けて考えると、電池の大きさは現実的でないものになるであろう。これらの制約に鑑みて、より電力効率が高く、自由度が高く、データ伝送効率に優れた装置が必要とされる。

【0007】本発明の目的は、この分野における上記の問題点を解決し、より電力効率が高く、自由度が高く、データ伝送効率に優れた無線伝送を実現する生理信号の遠隔測定の方法および装置を提供することである。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明の一態様によれば、生理データを介して患者をモニタするための移動送信機が提供され、その移動送信機は、患者の体に備えられるセンサに接続され、そこから生理データを収集するためのセンサインタフェースと、センサインタフェースからのアナログデータのための入力と、アナログデータから導出されるシリアルデジタルデータのための出力と、双方向光リンクを確立し、移動送信機の動作中に移動送信機構成データを受信するための光受信機および送信機とを有するデジタルコントローラと、格納された移動送信機構成データに基づいて、シリアルデジタルデータを無線伝送するための無線周波数送信機とを備える。

【0009】本発明の別の態様によれば、生理データを介して患者をモニタするための基地局が提供され、その基地局は、移動送信機からの無線伝送を受信するためのアンテナアレイと、アンテナアレイに接続される入力と、無線伝送から導出されるデジタルデータのための出力および移動送信機構成データの入力を有するインタフェースと、双方向光リンクを確立し、移動送信機構成データを隣接する移動送信機に送信するための光受信機および送信機を含む受信機と、生理データを表示し、移動送信機の動作中に双方向光リンクを介して移動送信機構成データを転送するために、インタフェースに接続されるモニタとを備える。

【0010】本発明のさらに別の態様によれば、生理データを介して患者をモニタするためのシステムが提供され、そのシステムは、患者の体に備えられるセンサに接続され、そこから生理データを収集するためのセンサイ

インタフェースと、センサインタフェースからのアナログデータのための入力と、アナログデータから導出されるシリアルデジタルデータのための出力と、双方向光リンクを確立し、移動送信機の動作中に移動送信機構成データを受信するための光受信機および送信機とを有するデジタルコントローラと、格納された移動送信機構成データに基づいて、シリアルデジタルデータを無線伝送するための無線周波数送信機とを含む移動送信機と、移動送信機からの無線伝送を受信するためのアンテナアレイと、アンテナアレイに接続される入力と、無線伝送から導出されるデジタルデータのための出力および移動送信機構成データの入力を有するインタフェースと、双方向光リンクを確立し、移動送信機構成データを隣接する移動送信機に送信するための光受信機および送信機とを含む受信機と、生理データを表示し、移動送信機の動作中に双方向光リンクを介して移動送信機構成データを転送するために、インタフェースに接続されるモニタとを含む基地局とを備える。

【0011】本発明は、患者から生理信号を受信し、その後、その信号をスペクトル拡散信号を用いて伝送するのに適した形式に変換するシステムにおいて、より狭い帯域幅で、より多くのデータ伝送を達成するための方法を実現することにより、よりデータ伝送効率の高い遠隔測定システムを提供する。その後、スペクトル拡散信号に含まれるデータは復号化され、元の形式に戻される。続いて、元の形式に戻された生理信号は表示、記録、印刷、解析あるいは他の処理を施される。

【0012】また本発明は、同時に伝送される信号数を増加させるために、902～928MHz帯の周波数内で、多数の伝送周波数を実現する方法も提供する。

【0013】本発明は、患者から生理信号を受信し、その後、その信号をスペクトル拡散信号を用いて伝送するのに適した形式に変換する、必要とされる充電の頻度が少ない電池駆動式のシステムである。その後、スペクトル拡散信号に含まれるデータは復号化され、元の形式に戻される。続いて、元の形式に戻された生理信号は表示、記録、印刷、解析あるいは他の処理を施される。電池電源を使用することにより、患者に提供される動きの自由度が高められる。24時間電池交換が不要であるという要件を満足するために、かつ装置、すなわち送信機の大きさを制限するために、広範囲にわたる設計変更を実施し、電流を低減し、大きさを制限した。

【0014】また本発明は、患者から生理信号を受信し、その後、その信号をスペクトル拡散信号を用いて伝送するのに適した形式に変換し、スクランブル、デジタル系列符号、周波数およびデータ速度の特性を動作中に変更できるようにするシステムも提供する。その後、スペクトル拡散信号に含まれるデータは復号化され、元の形式に戻される。続いて、元の形式に戻された生理信号は表示、記録、印刷、解析あるいは他の処理を施され

る。

【0015】本発明の好ましい実施形態では、患者からの所望の生理データを検出し、そのデータに対応するアナログ信号を処理するための収集システムを含むデータ受信装置に、患者からの生理信号を伝送するためのシステムが提供される。またそのシステムは、データ収集システムに動作可能に関連するアナログ／デジタル変換装置も備える。この装置は、生理信号に対応するアナログ信号をシリアルデジタルデータストリームに変換する装置である。シリアルデジタルデータストリームは、送信装置によってデジタル符号系列と組み合わせられ、組み合わせられた送信信号が形成され、その信号は広範な周波数帯域幅にわたってスペクトル拡散伝送を介して送信装置によって送信される。組み合わせられた信号は受信装置によって受信され、データ信号復調装置が、デジタル符号系列からシリアルデジタルデータストリームを分離する。その後、復調装置からのシリアルデジタルデータストリームはデータ形式変更プロセッサ、および形式変更プロセッサからの出力を受信するための生理データ表示、記録および／または解析装置の出力によって処理される。

【0016】本発明の1つの好ましい実施形態では、そのシステムは、スペクトル拡散無線周波数(RF)技術を用いて、データの保全性を高め、範囲を拡張するように設計された、データを収集するための患者モニタ遠隔測定装置である。詳細には、そのシステムは、スペクトル拡散伝送において用いられる周知の帯域、すなわち大部分の国において許可なしに運用することが認められている902～928MHz、2.4～2.5GHzあるいは5.725～5.785GHzの産業科学医療(ISM)帯域のうちの任意の帯域を利用する。好ましい実施形態では、そのシステムは、周波数シンセサイザを用いる送信機を組み込み、それにより902～928MHz帯内で多数の伝送周波数を提供する。

【0017】さらに別の好ましい実施形態では、本発明のシステムは、多数の応用形態および変更要件に容易に適合させるために、モジュール式の設計に組み込まれる。そのシステムは高いデータスループットを有する。

【0018】さらに別の実施形態では、差動4相位相変調(DQPSK)を用いて、シリアルデジタルデータストリームのビット速度を低減し、それにより同等の帯域幅の場合のデータ伝送速度を高める。

【0019】さらに別の実施形態では、そのシステムの遠隔部分はエネルギー効率がよく、それにより電池寿命を延長できるようになり(好ましい実施形態では24時間まで)、必要とされる充電の頻度が低減される。

【0020】実際には、本発明のシステムは、同じ場所で同時に動作する多数の患者の送信機を許容することができる(3つのISM帯域では、その特定の帯域幅に応じて100まで、あるいはそれ以上が可能である)。そ

のシステムのセンサ／モニタおよび送信機は小型軽量で、機能的な要件に容易に適合させることができる。また本発明のシステムは、中央監視局への高速のダイレクトメモリアクセス（DMA）コンピュータインタフェースを有する、独立したプラットフォームである。

【0021】

【発明の実施の形態】図1を参照すると、本発明の一実施形態による患者モニタリングシステムのブロック図が示される。その患者モニタリングシステム10は、基地局12と、患者16の体に配置されるセンサに接続される複数の移動送信機14とを含む。基地局10は、アンテナネットワーク18と、受信機20と、モニタあるいはコンピュータ22とを含む。モニタ22によって、看護人が患者16のためのデータを視認できるようになる。

【0022】図1は、本発明の好ましい実施形態の全体的な概観である。それは、心電図（ECG）、脳波図（EEG）あるいは筋電図（EMG）のような生理信号をモニタするための特定の環境および用途に特化させることができる。以下に記載される詳細な説明はEEGをモニタするために用いられる実施形態に関連するが、本発明が、生理系の遠隔モニタが望まれるか、あるいは必要とされる任意の環境に適用できることは理解されたい。

【0023】動作時に、患者16は、センサによって移動送信機14に接続される。患者からの対象の生理信号は、スペクトル拡散技術によってアンテナネットワーク18に送信され、アンテナネットワーク18はその信号を受信機20に供給する。受信機20は、モニタ20に送られる出力を供給し、看護人24による入力の有無にかかわらず、データ解析あるいは画像作成が行われる。残りの図面は、図1の一般的なシステムの1つの特化した形態であるEEGシステムの実施形態の一例を詳細に示す。

【0024】図2を参照すると、図1の移動送信機の詳細なブロック図が示される。移動送信機14は3つの機能モジュール、すなわちセンサインタフェース／アナログコントローラ26と、デジタルプロセッサ／コントローラ28と、RF送信機30とを含む。センサインタフェース26は、コネクタ電極38と、増幅器（AMP）44、ローパスフィルタ（LPF）46およびマルチプレクサ（MUX）48を有するチャンネルアナログ増幅器／フィルタモジュールとを含む。デジタルプロセッサ／コントローラ28は、アナログ／デジタル変換器（A/D）50と、マイクロコントローラ（ μC ）52と、パラレル／シリアルフォーマッタ（P/S）56とを含む。全二重光リンク32が、LEDドライバ34およびフォトランジスタ36を介してマイクロプロセッサ52に対して設けられる。RF送信機30は、同相／直交（I/Q）変調器58と、周波数シンセサイザ60と、電力増幅器62とを含む。

【0025】動作時に、コネクタ電極38から受信されるアナログ信号は、最初にAMP44によって増幅され、その後LPF46に送られる。その後、信号はMUX48によって処理され、以下にさらに詳細に記載されるように、結果的に生成されたセンサインタフェースモジュール26から受信されるアナログ信号は、A/D50によって処理される。A/D50として、たとえば12ビット、500サンプル／秒／チャンネルのアナログ／デジタル変換器が用いられる場合があるが、この送信機装置において動作するためのデジタル信号を供給することができる任意のA/Dが利用可能であることは理解されよう。図2に示されるデジタルコントローラ28の μC 52は、センサインタフェース26からのアナログ信号を含む多数の信号源からの混合された信号入力を処理する。これらの他の信号は、何か起こった場合に患者によって用いられるデジタル信号「患者コール」ボタンと、入力「断線」時のデジタル信号と、電池からの低電圧アラームのための2つのデジタル信号とを含み、正確に刻時するためにタイマに関連付けられるデジタルタイミング検出線は全てデジタル入力40として集合的に示される。パルス式酸素濃度計、非観血式血圧モニタ、患者位置センサ、RS232装置等のような他のセンサ装置からのデジタル入力のためのコネクタを備えることもできる。アナログチャンネル帯域幅として、3dB帯域幅の点で0.1～120Hzの帯域幅を用いることができる。本実施形態では、アナログチャンネル帯域幅は0.1～120Hzである。

【0026】送信機装置14の特徴として、本実施形態では、8、16、24または32のグループ化されたチャンネル、あるいは個別の1～8チャンネルで32チャンネルを提供する能力を含んでおり、すなわち1～32チャンネルの任意の組み合わせ（64チャンネルまで可能）がサンプリングされ、パケット形式に設定され、送信されることができる。A/D入力帯域幅は最低限8kHzである。本装置の好ましい実施形態の入力雑音は、4 μV p-p（0.1～120Hz）等価入力雑音である。センサインタフェース／アナログコントローラ26の入力差動増幅器44およびローパスフィルタ46は2,000の固定された利得を有し、最大入力アナログレベルは2mVである。利得が固定されているので、このブロックの出力は4Vp-pの最大レベルを有する、この増幅器およびフィルタブロックにおいて許容される雑音の最大レベルは4mVp-pであり、入力端での最大差動オフセットは ± 300 mVである。利得が固定されているので、内部較正は不要である。外部較正は、入力フロントエンドブロックを較正器で置き換えることにより供給することができる。アナログ増幅器44、ローパスフィルタ46およびマルチプレクサ48は、デジタルコントローラ28によって、A/D50への入力のために32

チャンネルのうちの1つを選択するように指定される。

【0027】ディジタルプロセッサ／コントローラ28は最初に、A/D50内のアナログ信号を12ビットディジタルワードに変換する。この情報は、ディジタル入力（断線、電池、患者コール等）からのディジタル情報とともに、3パケット同期バイト、2ワード同期バイト、パケット長、チェックサムおよび送信機番号を含む1つのパケット形式に設定され、パラレル／シリアルフォーマッタ56を介してRF送信機30に送出される。コントローラ28は、受信機フォトリランジスタ36を用いて光リンク32を介してダウンロードされたパラメータ変更可能な情報を格納するための不揮発性メモリを有する。このパラメータの例には、パケット同期バイト値、ワード同期バイト値、伝送周波数、識別番号、アナログチャンネル数、I/Q変調器に直列に接続されるRFの送信機(Tx)関数の変更が含まれる。

【0028】LEDドライバ34の制御下で送信線を用いてμC52に与えられる全二重光リンクと、フォトリランジスタ36に接続される受信線とによって、本発明の一実施形態の移動送信機の構成を動作中に変更できるようになる。すなわち、スクランブル、ディジタル符号系列、周波数およびデータ速度の特性、さらには伝送周波数も「動作中に」変更することができる。この固有の特徴によって、ユーザ24は、送信機の動作中に変更を行うことができるようになり、それゆえ、システムの自由度が非常に高くなる。全二重光リンクは、移動送信機と受信機との間に物理的な接続が不要であること、静電放電(ESD)に対する保護を与えること、システムがさらに使い易くなることに関して、さらに利点を有する。作業員24は、モニタ22上に表示される送信機14の動作に対応して、送信機の動作中に、対応する光受信機および送信機を位置合わせし、モニタ上の構成メニューを用いて送信機14の構成変更が達成されるように、移動送信機14を受信機20に隣接して配置することもできる。その後、作業員24は、モニタ22上で構成変更の効果を確認することができる。

【0029】RF送信機30は、パケット形式のシリアルデータを受信し、その後、チップ系列を加え、RF送信機30内のI/Q変調器58にこの組み合わせられた信号を供給する。その後、そのデータは、アンテナ42を介して、4相位相変調(DQPSK)で合成された周波数による、広帯域の直接拡散信号によって送信される。この方法は、シリアルデータストリームのビット速度を半分まで低減し、結果として、同じRF帯域幅内で2倍のデータ速度を実現する。DQPSKは、データ速度を2倍にする代わりに、同じ帯域幅内にディジタル符号チップ系列を2倍に増加し、それにより、さらに高い耐干渉性および耐雑音性を提供することができる。RF送信機30の増幅器62の出力電力レベルは13dBmである。

【0030】RF送信機30において周波数シンセサイザ60を用いることにより、たとえば、902~928MHz周波数帯内で多数の伝送周波数を提供することができる。結果として、好ましい実施形態の場合には、5つの個別の周波数が提供される。

【0031】図3を参照すると、図1の受信機の詳細なブロック図が示される。受信機（中央モニタインタフェース）12は4つの機能モジュール、すなわちRF受信機70と、逆拡散器72と、ディジタル受信機／プロセッサ74と、コンピュータインタフェースダイレクトメモリアクセス入力／出力(DMA I/O)76とを含む。その受信機のさらに詳細な図が図4に示される。無線周波数受信機(RFRX)70は、複数のアンテナ78と、アンテナ78に接続される無線周波数切替器(RFSW)80と、ミキサ82と、70MHzの中間周波数(IF)用の周波数シンセサイザ(FS)84と、バンドパスフィルタ(BPF)86と、ミキサ88と、5MHz IF用の水晶発振器(XTAL)90と、ローパスフィルタ(LPF)92と、自動利得制御装置(AGC)94とを含む。

【0032】動作時に、RF受信機70は、送信されたRF信号を5MHzの第2中間周波数(IF)までダウンコンバートし、この信号を、復調するために逆拡散器72に供給する。アンテナシステム18は、パーソナルコンピュータ(PC)22から152.4cm(5ft)以上離れて取り付けられる（標準的な条件下で）2つ以上のアンテナ78を含む。受信機ボックス20は、PC22の152.4cm(5ft)以内に配置されることになる。アンテナ切替器80はアンテナ空間ダイバーシティのために設けられる。RSSI（受信信号電界強度指示）信号は、ビット誤り率(BER)とともに、アンテナが切り替えられるようにするために供給される。好ましい実施形態では、AGC94O/Pは、広範な入力範囲にわたって、一定の制御レベルを提供するであろう。たとえば、標準的な動作中に、患者は移動するであろう（移動するかどうかにかかわらず、マルチパスの影響が支配的である）。RF送信機14からの出力信号は、受信機(18/20)に対して見通しで、かつ多数の反射経路で伝送されるであろう。特定の点における信号は互いに打ち消しあい、信号が現れない、すなわち消失した「無信号」地点を与える傾向があるであろう。これらの地点は多くの要因、たとえば、室内のレイアウト、移動する物体および人間、隣接する建物の場所および配置、金属物体等に依存する。これらの無信号の帯域幅は本質的に広帯域であり、数MHzに及ぶ可能性がある。これは、受信される信号の性能を劣化させ、RF信号を受信するために利用可能な時間を減少させる。この問題を解消するために、受信信号の劣化時に、受信機の判断によって受信機当たり2つ以上のアンテナが切り替わるようにするために、アンテナ78の空間ダイバーシ

ティが必要とされる。好ましい実施形態では、入力RF信号の減衰時に切り替えるためにRSSIが用いられるが、受信信号上のパケットチェックサムを用いて、アンテナ78を切り替えることもできる。さらに、空間ダイバーシティアンテナによって、特定の患者16が広範囲にわたって移動できるようになる。

【0033】RF受信機において用いられるFS84は、受信機の周波数を調整する。患者に送信機を取り付ける前に、その送信機は、患者の番号を提供し、全二重光リンク32を介して伝送周波数を設定するように、PCによって構成される。RF受信機FS84のための制御信号もPCから制御され、作業者24によって変更されることができる。これは、スペクトル拡散帯域制限内で一致する干渉者を回避すること、あるいは多数の患者を収容することが好ましい状況において、RF送信機周波数を変更する能力とともに自由度を与える。またPCは、パケットおよびワード同期が受信機データの構造とともに変更可能であるという点で、送信機と同様に受信機に関する制御も与える。いずれかのアンテナ78(RF切替器80によって制御される)から到来する受信信号は、周波数シンセサイザ84からのRF信号と混合される。70MHz IF(中間周波数)はバンドパスフィルタ86で帯域制限され、その後、第1の固定ミキサ88を通過して、5MHzの第2IFが与えられる。この信号はLPF92によって低域通過フィルタ処理され、AGC回路94に送られる。AGC回路94は、RSSIを用いて、逆拡散器72によって制御される。5MHz IF信号は逆拡散器72に進み、そこで、入力されたIFがデジタル復調され、シリアルデータおよび再生されたクロックが与えられる。

【0034】図5を参照すると、図3の逆拡散器のさらに詳細なブロック図が示される。逆拡散器72は、アナログ/デジタル変換器(A/D)96と、STEEL2000 98と、マイクロプロセッサ100とを備える。逆拡散器の素子のパラメータは受信機によって制御可能である。これにより、チップ系列、デジタルピーク検出およびデジタルフィルタを変更できるようになり、すなわち、信号品質を改善するために、受信信号(RF受信機に渡される)の周波数および他のパラメータを変更することができる。逆拡散器72から、シリアルパケット(拡散信号が除去されている)はデジタル受信機74に進む。

【0035】図6を参照すると、図3のデジタル受信機のブロック図が示される。デジタル受信機74は、シリアル/パラレル変換器(S/P)102と、パラレルフォーマッタ104と、入力FIFO106と、マイクロプロセッサ(μ P)108と、出力FIFO108とを備える。デジタル受信機74では(その素子が図6に詳細に示される)、3パケットバイト(PCによって制御される値)を用いて、入力シリアルデータストリ

ームと同期させる。そのデータは、PCによって制御され、FIFO(先入れ先出し)メモリ106に格納される、ロードされたパラメータを用いて、8ビットバイト形式に変換される。マイクロプロセッサ108は、PCによって規定される2ワード同期バイトからの入力パラレルデータと同期し、パラレルデータからこれを取り除き、チェックサムが正確であることを保証し、これをPC22のDMA I/O76に転送する。受信機のマイクロプロセッサには、上記の全二重光リンクの受信機側112が接続される。送信機はLEDドライバ114によって設けられ、受信機はフォトトランジスタ116によって設けられる。

【0036】またPCは、パケット構造への変更(すなわち、1チャンネル、8チャンネル、32チャンネル等)をダウンロードすることができる。その後、そのデータはユーザに適した形式でPC上に表示される。

【0037】コンピュータ(中央監視局)インタフェース76は、DMA(たとえば、Keithley Metrabyte PDM A-32)を有する業界標準デジタルI/Oである。DMA I/Oはパーソナルコンピュータ22に導入され、最低限のソフトウェアオーバヘッドで、プラットフォームとは独立して高速データ転送を提供する。

【0038】図7を参照すると、図1および図2の移動送信機のさらに詳細なブロック図が示される。具体的には、RF送信機30がさらに詳細に示される。RF送信機30は、I/Q変調器58と、周波数シンセサイザ60と、出力電力増幅器62とを備える。周波数シンセサイザ60は、電圧制御発振器120と、方向性結合器122とを備え、シリアルクロック、シリアルデータおよびイネーブルのための入力を持つ。I/Q変調器は、I/Q直交変調器へのIおよびQ入力のための個別のローパスフィルタ124と、アイソレーション増幅器126とを備える。出力電力増幅器62は、第1段128、第2段130および第3段132の増幅器を有する3つの段を含む。

【0039】さらに移動送信機14について考えてみると、24時間電池交換が必要でないという要件を満足するために、かつ送信機の高さを制限するために、広範囲にわたる設計変更を実施し、電流を低減し、高さを制限した。図7は、これらの目的を満足できるようにする設計変更を示す。アナログ差動フロントエンド(チャンネル当たり1つ)が、個別の演算増幅器を用いて最小限の電流を確保するように設計される。現時点で設計されている差動増幅器は、そのような低い電流を供給することができない。より低速のスウィッチング速度、より低速のA/Dおよび低電流マイクロコントローラを用いて、電流消費を低減する。図7に示されるRF増幅器の設計は、受動直交変調器を用いながら、+13 dBmの線形出力を供給する。さらに、パラメータデータ転送を達成するために、RF受信機を追加するのではなく、光リン

クを用いることにより、移動送信機14の構成が簡単になり、その電力使用量が節約される。

【0040】図8(a)、図8(b)および図8(c)を参照すると、デジタル受信機74と移動送信機14との間の光チャネル信号形式を示すタイミング図が示される。図8(a)は、デジタル受信機がコンピュータ22によって起動された後の移動送信機14とデジタル受信機74のための出力信号を示しており、信号150は移動送信機14の出力光信号を表しており、信号152はデジタル受信機74の出力光信号を表す。移動送信機14は、2ms周期毎に一度、光送信機34からパルスを送出する。パルス持続時間は、信号150によって示されるように、50 μ s $\sim$ 100 μ sである。デジタル受信機74は、これらのパルスを受信し、信号152によって示されるように、1つの送信パルスの終了時点から次のパルスの開始時点まで安定している符号を出力する。移動送信機14はこの信号を受信し、所定のプリアンプル符号と一致するまで、その信号をシフトする。プリアンプルのための符号は11001100である。プリアンプル符号の8番目のビットを送信した後、デジタル受信機74は、第1のデータバイトの最初のビットを送出するための準備をする。移動送信機14は、154において示されるように、その信号を1ms間保持することにより、受信されたプリアンプルに肯定応答する。移動送信機の光信号がハイ状態を継続する時間が100 μ sより長い場合(プリアンプルが正確であるものと仮定する場合)には、デジタル受信機は、156において示されるように、コマンドの最初のデータビットを出力する。

【0041】図8(b)は、デジタル受信機74から移動送信機14までのデータの伝送中の移動送信機14およびデジタル受信機74のための出力信号のタイミング図を示す。信号160は、移動送信機14によって出力される光信号を表しており、信号162は、デジタル受信機によって出力される光信号を表す。信号160は、164において示されるように、50 $\sim$ 100 μ s間ロー状態に移行し、デジタル受信機74からのデータ信号162はその時間に安定しなければならない。信号160が166においてハイ状態に移行するとき、デジタル受信機によって送出されているビットは変化することができるが、168において信号160がロー状態に移行する時点までには安定しなければならない。170における信号160の立ち上がりエッジで、データビット172が移動送信機14において読み取られる。8番目のクロックパルス時に、デジタル送信機は1ms間ハイ状態に移行する。同時に、デジタル受信機74の信号16は、約500 μ s間ロー状態に移行する。その後、移動送信機信号が1ms後にロー状態に移行し、その後ハイ状態に移行する間に、デジタル受信機74は、第2のバイトの最初のビットのための出力を*50

*設定し、安定状態にとどまる。信号150および152は第2のバイトも表す。最後のバイトの最後のビットにおいて、デジタル受信機74の出力はハイ状態に移行し、そのまま500 μ s間ハイ状態にとどまり、その後1ms間ロー状態に移行する。これは、移動送信機がデータの送出を開始するように設定する。

【0042】図8(c)は、それぞれ信号180および182のような、デジタル受信機74と移動送信機14とによって出力される光信号を示すタイミング図である。ここでは、上記の2つの図8(a)および図8(b)とは役割が入れ替わる。デジタル受信機光出力が1ms間ロー状態に移行する。移動送信機14によって送出されるデータ信号180は、184において示されるように、デジタル受信機光信号がハイ状態に移行するときに、安定していなければならない。ハイ状態中に、データ信号182は変化することができるが、186の場合のように、デジタル受信機光出力信号が再びロー状態に移行する前に安定しなければならない。8番目のデータビットの最後の時点で、188の場合のように、デジタル受信機光出力信号は1ms間ハイ状態に移行する。移動送信機光出力信号は500 μ s間ロー状態に移行するが、そうしない場合には誤りを指示することになり、デジタル受信機74は、プリアンプルを再送し始めるようになる。

【0043】本発明はある特定の実施形態を参照しながら具体的に図示および説明されてきたが、本発明の精神および範囲から逸脱することなく、形態および細部において種々の他の改変がなされる場合があることは当業者には理解されよう。

【0044】

【発明の効果】上記のように、本発明によれば、この分野における上記の問題点を解決し、より電力効率が高く、自由度が高く、データ伝送効率に優れた無線伝送を実現する生理信号の遠隔測定の方法および装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の一実施形態による患者モニタリングシステムのブロック図である。

【図2】 図1の移動送信機の詳細なブロック図である。

【図3】 図1の受信機の詳細なブロック図である。

【図4】 図3のRF受信機の詳細なブロック図である。

【図5】 図3の逆拡散器の詳細なブロック図である。

【図6】 図3のデジタル受信機および光送受信機の詳細なブロック図である。

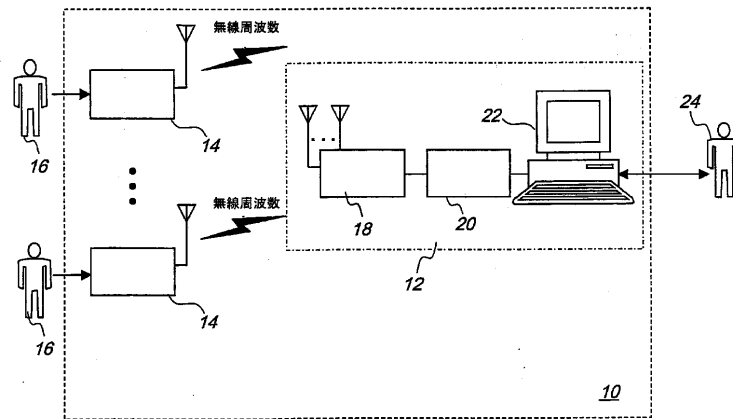
【図7】 図1および図2の移動送信機のさらに詳細なブロック図である。

【図8】 (a)ないし(c)よりなり、図3のデジタル受信機と図2の移動送信機との間で交換される光信

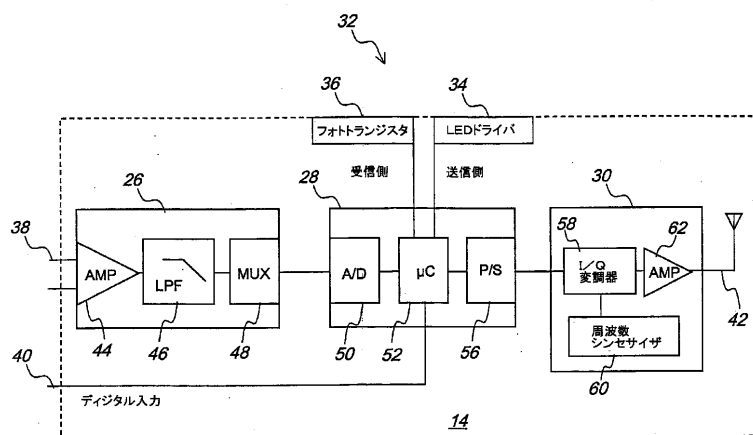
15

号のタイミング図である。

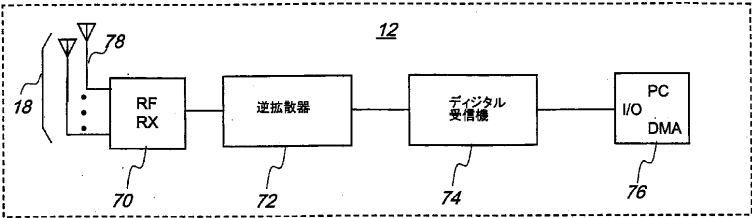
【図1】



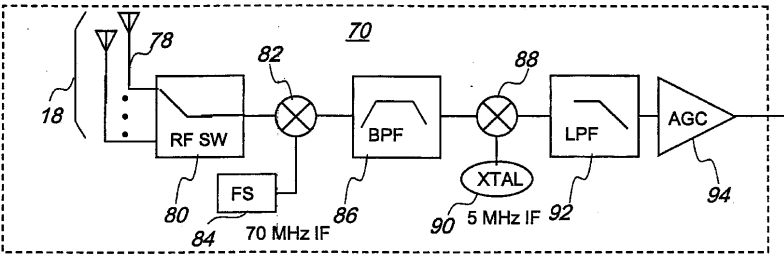
【図2】



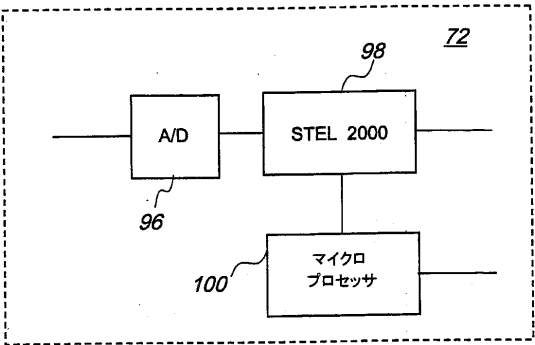
【図 3】



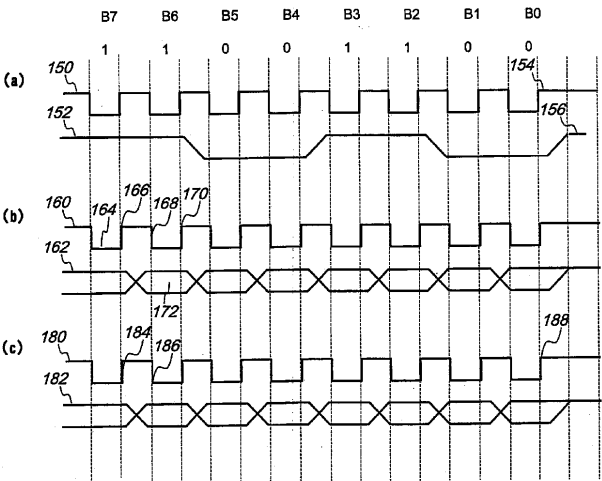
【図 4】



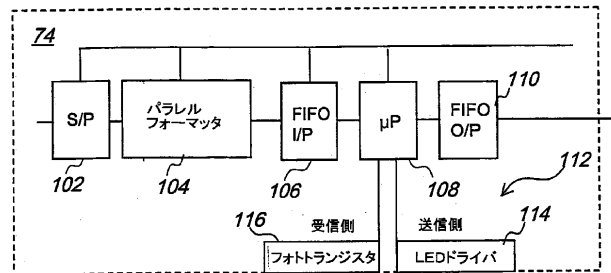
【図 5】



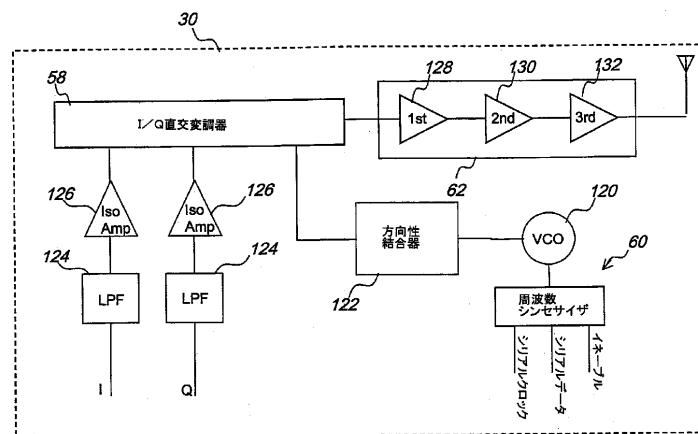
【図 8】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 セオドア・シー・カデル
カナダ国、 エヌ2ケー 2シー2, オ
ンタリオ, ウォータールー, サンダウ
ン ドライブ 290

(72)発明者 デニス・メッジャー
カナダ国、 エヌ2エヌ 1シー7, オ
ンタリオ, キッチナー, フォーレスト
グレン クレッシェント 105

F ターム(参考) 4C027 AA02 AA03 AA04 BB03 CC00
EE01 FF01 FF02 FF15 GG00
GG15 HH02 HH03 JJ03 KK03
5K022 EE02 EE14
5K067 AA34 BB21 CC10 DD51 EE02
EE10 EE16 FF02 LL05

专利名称(译)	通过扩频遥测生理信号		
公开(公告)号	JP2003061923A	公开(公告)日	2003-03-04
申请号	JP2002151868	申请日	2002-05-27
[标]申请(专利权)人(译)	海ME远程量度眼球Enushi CME TELEMETRIX		
申请(专利权)人(译)	海ME长焦度量眼Enushi		
[标]发明人	セオドアシーカデル デニスメッジャー		
发明人	セオドア・シー・カデル デニス・メッジャー		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/0496 G08C13/00 G08C17/02 G08C23/04 H04B7/26 H04B10/12 H04K1/00 H04B1/707		
CPC分类号	A61B5/0017 A61B5/0006 A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/0496 H04B10/25759		
FI分类号	A61B5/04.R A61B5/00.102.C H04B7/26.E H04J13/00.D H04B1/707 H04J13/00.400 H04Q7/00.113 H04W4/04.190		
F-TERM分类号	4C027/AA02 4C027/AA03 4C027/AA04 4C027/BB03 4C027/CC00 4C027/EE01 4C027/FF01 4C027/FF02 4C027/FF15 4C027/GG00 4C027/GG15 4C027/HH02 4C027/HH03 4C027/JJ03 4C027/KK03 5K022/EE02 5K022/EE14 5K067/AA34 5K067/BB21 5K067/CC10 5K067/DD51 5K067/EE02 5K067/EE10 5K067/EE16 5K067/FF02 5K067/LL05 4C117/XB04 4C117/XB06 4C117/XE15 4C117/XE17 4C117/XE18 4C117/XE19 4C117/XE37 4C117/XH04 4C117/XH05 4C117/XH12 4C117/XH25 4C117/XJ07 4C127/AA02 4C127/AA03 4C127/AA04 4C127/BB03 4C127/CC00 4C127/EE01 4C127/FF01 4C127/FF02 4C127/FF15 4C127/GG00 4C127/GG15 4C127/HH02 4C127/HH03 4C127/JJ03 4C127/KK03		
优先权	09/864213 2001-05-25 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

甲心电图，脑电图，诸如一个或多个生理患者特异性信号反射参数，如肌电图和/或患者ID，从患者的信号，更节能的，一种用于实现无线传输，接收和解释的装置，系统和方法，具有高自由度和优异的数据传输效率。 解决方案：该系统是电池驱动传感器/发射器设备，用于在预定频带内以多个频率发送具有高数据传输速率的信号，用于附接到患者的移动传输用于接收信号的接收器，用于解释接收信号的显示器，分析和/或记录设备。该系统使用扩频传输技术进行操作，该技术减少了对传输信号的检测的干扰。移动发射器和接收器包括相应的光学部件，用于建立全双工光学链路并允许在传输期间改变操作特性。

