

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5175177号

(P5175177)

(45) 発行日 平成25年4月3日(2013.4.3)

(24) 登録日 平成25年1月11日(2013.1.11)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 5/00 (2006.01) A 6 1 B 5/00 1 0 2 C

請求項の数 17 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2008-506625 (P2008-506625)	(73) 特許権者	507322436
(86) (22) 出願日	平成18年4月12日 (2006.4.12)		アイビー バイオメディカル システムズ
(65) 公表番号	特表2008-536564 (P2008-536564A)		, インコーポレイテッド
(43) 公表日	平成20年9月11日 (2008.9.11)		アメリカ合衆国 コネチカット 0640
(86) 国際出願番号	PCT/US2006/013616		5, ブランフォード, ビジネス パー
(87) 国際公開番号	W02006/113263		ク ドライブ 11
(87) 国際公開日	平成18年10月26日 (2006.10.26)	(74) 代理人	100078282
審査請求日	平成21年3月18日 (2009.3.18)		弁理士 山本 秀策
(31) 優先権主張番号	60/671, 935	(74) 代理人	100062409
(32) 優先日	平成17年4月15日 (2005.4.15)		弁理士 安村 高明
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100113413
(31) 優先権主張番号	60/672, 562		弁理士 森下 夏樹
(32) 優先日	平成17年4月18日 (2005.4.18)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 無線患者モニタリングシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

無線患者モニタリングシステムであって、該システムは、
 第1の患者モニタリングサブシステムと、
 プロセッサランシーバを備えている第1の臨床医表示サブシステムと
 を備えており、

該第1の患者モニタリングサブシステムは、

複数のセンサーおよびセンサーモジュールと、

該複数のセンサーおよびセンサーモジュールと通信するプロセッサランシーバと
 を備えており、

該第1の臨床医表示サブシステムの該プロセッサランシーバは、第1の予め決められた周波数で、該第1の臨床医表示サブシステムの該プロセッサランシーバが、該第1の患者モニタリングサブシステムの該プロセッサランシーバと通信するために用いる周波数を放送し、

該第1の患者モニタリングサブシステムの該プロセッサランシーバは、該第1の臨床医表示サブシステムの該プロセッサランシーバが、該第1の患者モニタリングサブシステムの該プロセッサランシーバと通信するために用いる周波数でデータを送受信し、

該第1の臨床医表示サブシステムの該プロセッサランシーバが、該第1の患者モニタリングサブシステムの該プロセッサランシーバと通信するために用いた周波数で、通信が中断された場合に、該第1の臨床医表示サブシステムおよび該第1の患者モニタリング

10

20

サブシステムの両方は、該第 1 の予め決められた周波数に戻ることににより、通信を再確立する、無線患者モニタリングシステム。

【請求項 2】

前記通信は、病院内の患者の移動が原因で失われる、請求項 1 に記載の無線システム。

【請求項 3】

プロセッサランシーバを備えている第 2 の臨床医表示サブシステムをさらに備え、該第 1 の患者モニタリングサブシステムの該プロセッサランシーバは、前記第 1 の臨床医表示サブシステムの前記プロセッサランシーバとの通信が失われたときには、該第 2 の臨床医表示サブシステムの該プロセッサランシーバとの通信を確立する、請求項 2 に記載の無線システム。

10

【請求項 4】

プロセッサランシーバを備えている第 1 の臨床医表示サブシステムを有する無線患者モニタリングシステムのための患者モニタリングサブシステムであって、該患者モニタリングサブシステムは、

複数のセンサーおよびセンサーモジュールと、

該複数のセンサーおよびセンサーモジュールと通信するプロセッサランシーバとを備えており、

該第 1 の臨床医表示サブシステムは、第 1 の予め決められた周波数で、該第 1 の臨床医表示サブシステムの該プロセッサランシーバが、該患者モニタリングサブシステムの該プロセッサランシーバと通信するために用いる周波数を放送し、

20

該患者モニタリングサブシステムの該プロセッサランシーバは、該第 1 の臨床医表示サブシステムの該プロセッサランシーバが、該患者モニタリングサブシステムの該プロセッサランシーバと通信するために用いる周波数でデータを送受信し、

該第 1 の臨床医表示サブシステムの該プロセッサランシーバが、該患者モニタリングサブシステムの該プロセッサランシーバと通信するために用いた周波数で、通信が中断された場合に、該第 1 の臨床医表示サブシステムおよび該患者モニタリングサブシステムの両方は、該第 1 の予め決められた周波数に戻ることににより、通信を再確立する、患者モニタリングサブシステム。

【請求項 5】

前記通信は、病院内の患者の移動が原因で失われる、請求項 4 に記載の無線システム。

30

【請求項 6】

プロセッサランシーバを備えている第 2 の臨床医表示サブシステムをさらに備え、前記患者モニタリングサブシステムの前記プロセッサランシーバは、前記第 1 の臨床医表示サブシステムの前記プロセッサランシーバとの通信が失われたときには、該第 2 の臨床医表示サブシステムの該プロセッサランシーバとの通信を確立する、請求項 4 に記載の無線システム。

【請求項 7】

プロセッサランシーバを備えている第 1 の患者モニタリングサブシステムを備えている無線患者モニタリングシステムのための臨床医表示サブシステムであって、該臨床医表示サブシステムは、

40

プロセッサランシーバを備えており、

該臨床医表示サブシステムの該プロセッサランシーバは、第 1 の予め決められた周波数で、該臨床医表示サブシステムの該プロセッサランシーバが、該第 1 の患者モニタリングサブシステムの該プロセッサランシーバと通信するために用いる周波数を放送し、

該第 1 の患者モニタリングサブシステムの該プロセッサランシーバは、該臨床医表示サブシステムの該プロセッサランシーバが、該第 1 の患者モニタリングサブシステムの該プロセッサランシーバと通信するために用いる周波数でデータを送受信し、

該臨床医表示サブシステムの該プロセッサランシーバが、該第 1 の患者モニタリングサブシステムの該プロセッサランシーバと通信するために用いた周波数で、通信が中断された場合に、該臨床医表示サブシステムおよび該第 1 の患者モニタリングサブシステム

50

の両方は、該第 1 の予め決められた周波数に戻ることにより、通信を再確立する、臨床医表示サブシステム。

【請求項 8】

前記通信は、病院内の患者の移動が原因で失われる、請求項 7 に記載の無線システム。

【請求項 9】

前記第 1 の患者モニタリングサブシステムの前記プロセッサトランシーバは、前記臨床医表示サブシステムの前記プロセッサトランシーバとの通信が失われたときには、別の臨床医表示サブシステムのプロセッサトランシーバとの通信を確立する、請求項 7 に記載の無線システム。

【請求項 10】

複数のセンサーおよびセンサーモジュールと該複数のセンサーおよびセンサーモジュールと通信するプロセッサトランシーバとを備えている第 1 の患者モニタリングサブシステムと、第 1 の臨床医表示サブシステムと、を備え、該第 1 の臨床医表示サブシステムは、プロセッサトランシーバを備えている、無線患者モニタリングシステムにおける通信の方法であって、該方法は、

第 1 の予め決められた周波数で該第 1 の臨床医表示サブシステムの該プロセッサトランシーバによって、該第 1 の臨床医表示システムの該プロセッサトランシーバが、該第 1 の患者モニタリングサブシステムの該プロセッサトランシーバと通信するために用いられる周波数を放送する、ステップと、

該第 1 の患者モニタリングサブシステムの該プロセッサトランシーバによって、該第 1 の臨床医表示サブシステムの該プロセッサトランシーバが、該第 1 の患者モニタリングサブシステムの該プロセッサトランシーバと通信するために用いる周波数でデータを送受信するステップと

を包含し、

該第 1 の臨床医表示サブシステムの該プロセッサトランシーバが、該第 1 の患者モニタリングサブシステムの該プロセッサトランシーバと通信するために用いた周波数で、通信が中断された場合に、該第 1 の臨床医表示サブシステムおよび該第 1 の患者モニタリングサブシステムの両方は、該第 1 の予め決められた周波数に戻ることにより、通信を再確立する、方法。

【請求項 11】

前記第 1 の臨床医表示サブシステムの前記プロセッサトランシーバとの通信が失われたときに、前記第 1 の患者モニタリングサブシステムの前記プロセッサトランシーバによって、第 2 の臨床医表示サブシステムのプロセッサトランシーバとの通信を確立するステップをさらに包含する、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記複数のセンサーおよびセンサーモジュールは、ECG モニターおよびオキシメータを含む、請求項 1 に記載の無線患者モニタリングシステム。

【請求項 13】

前記 ECG モニターは複数のリードを含み、該複数のリードは臨床医によって選択可能である、請求項 12 に記載の無線患者モニタリングシステム。

【請求項 14】

前記 ECG モニターは、スイッチマルチプレクサと通信する単一終端増幅器と通信する差動増幅器を含む、請求項 13 に記載の無線患者モニタリングシステム。

【請求項 15】

前記プロセッサトランシーバと通信するデジタル信号プロセッサをさらに含み、該デジタル信号プロセッサは、前記複数のセンサーおよびセンサーモジュールからの信号を処理し、該プロセッサトランシーバは、処理されたセンサーおよびセンサーモジュールのデータを送信する、請求項 4 に記載の患者モニタリングサブシステム。

【請求項 16】

前記第 1 の臨床医表示サブシステムは、表示機能を実行する、請求項 15 に記載の患者

10

20

30

40

50

モニタリングサブシステム。

【請求項 17】

前記第 1 の臨床医表示サブシステムの前記プロセッサトランシーバとの前記通信は、該第 1 の臨床医表示サブシステムから ACK が受信されない場合に、前記第 1 の患者モニタリングサブシステムの該プロセッサトランシーバによって失われたとして判断される、請求項 10 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、患者モニタリングの分野に関し、より具体的には、無線通信を用いる患者モニタリングの分野に関する。 10

【背景技術】

【0002】

患者健康パラメータのモニタリングは、医療的に重要な側面である。通常は、一部のデバイス（例えば、ECG モニター）は遠隔モニタリング能力を有し得るような、ローカルなデバイスに物理的に繋がれた患者で、このモニタリングは行われる。あるいは、モニターは、患者の部屋に位置する送受信装置のみと通信する無線モニターであり得る。

【0003】

この種類のシステムには問題がある。特に、x 線または内視鏡検査などの特別の検査のために病院内の他の位置に患者が移動することは、患者のモニタリングが、長期的になり得る期間に停止することを要求する。これは、患者にとって危険であり、特定の処置の開始に先立って、臨床医が、最新の患者の情報を有さないこととなる。要求されるものは、上述の関連する危険性を伴うことなく、患者が継続的にモニターされることを可能にする手段である。 20

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0004】

1 つの局面において、本発明は、無線患者モニタリングシステムに関し、一実施形態において、該無線患者モニタリングシステムは、第 1 の患者モニタリングサブシステムと第 1 の臨床医表示サブシステムを有し、該第 1 の患者モニタリングサブシステムは、複数のセンサーおよびセンサーモジュールと該複数のセンサーおよびセンサーモジュールと通信するプロセッサトランシーバとを含み、第 1 の臨床医表示サブシステムは、プロセッサトランシーバを含む。第 1 の臨床医表示サブシステムのプロセッサトランシーバは、第 1 の予め決められた周波数で、該第 1 の臨床医表示サブシステムの該プロセッサトランシーバが、該第 1 の患者モニタリングサブシステムの該プロセッサトランシーバと通信するために用いる該周波数を放送する。第 1 の患者モニタリングサブシステムのプロセッサトランシーバは、次いで第 1 の臨床医表示サブシステムのプロセッサトランシーバが、第 1 の患者モニタリングサブシステムのプロセッサトランシーバと通信するために用いると示した周波数でデータを送受信する。別の実施形態において、第 1 の臨床医表示サブシステムのプロセッサトランシーバとの通信が失われた場合には、第 1 の患者モニタリングサブシステムのプロセッサトランシーバは、第 1 の周波数に戻る。別の実施形態において、通信は、病院内の患者の移動が原因で失われる。 30 40

【0005】

さらに別の実施形態において、無線システムは、プロセッサトランシーバを含む第 2 の臨床医表示サブシステムを含む。第 1 の患者モニタリングサブシステムのプロセッサトランシーバは、第 1 の臨床医表示サブシステムのプロセッサトランシーバとの通信が失われたときには、第 2 の臨床医表示サブシステムのプロセッサトランシーバとの通信を確立する。一実施形態において、第 1 の予め決められた周波数と、第 1 および第 2 の臨床医表示サブシステムのプロセッサトランシーバが、第 1 の患者モニタリングサブシステムのプロセッサトランシーバと通信するために用いる周波数とは、異なる。 50

【 0 0 0 6 】

本発明の別の局面は、プロセッサランシーバを含む第1の臨床医表示サブシステムを有する無線患者モニタリングシステムのための患者モニタリングサブシステムに関する。患者モニタリングサブシステムは、複数のセンサーおよびセンサーモジュールと、該複数のセンサーおよびセンサーモジュールと通信するプロセッサランシーバとを含む。第1の臨床医表示サブシステムは、第1の予め定義された周波数で、該第1の臨床医表示サブシステムのプロセッサランシーバが、第1の患者モニタリングサブシステムの該プロセッサランシーバと通信するために用いる該周波数を放送する。患者モニタリングサブシステムのプロセッサランシーバは、次いで第1の臨床医表示サブシステムの該プロセッサランシーバが、患者モニタリングサブシステムのプロセッサランシーバと通信する周波数でデータを送受信する。

10

【 0 0 0 7 】

一実施形態において、患者モニタリングサブシステムのプロセッサランシーバは、第1の臨床医表示サブシステムのプロセッサランシーバとの通信が失われた場合には、第1の周波数に戻る。別の実施形態において、通信は、病院内の患者の移動が原因で失われる。別の実施形態において、無線システムは、プロセッサランシーバを含む第2の臨床医表示サブシステムをさらに含む。患者モニタリングサブシステムのプロセッサランシーバは、第1の臨床医表示サブシステムのプロセッサランシーバとの通信が失われたときには、該第2の臨床医表示サブシステムのプロセッサランシーバとの通信を確立する。別の実施形態において、第1の予め決められた周波数と、第1および第2の臨床医表示サブシステムのプロセッサランシーバが、患者モニタリングサブシステムのプロセッサランシーバと通信するために用いる周波数とは、異なる。

20

【 0 0 0 8 】

別の局面において、無線システムは、無線患者モニタリングシステムのための臨床医表示サブシステムを含む。一実施形態におけるシステムは、プロセッサランシーバを含む第1の患者モニタリングサブシステムを含む。臨床医表示サブシステムは、プロセッサランシーバを含む。一実施形態において、臨床医表示サブシステムのプロセッサランシーバは、第1の予め決められた周波数で、臨床医表示サブシステムのプロセッサランシーバが、第1の患者モニタリングサブシステムのプロセッサランシーバと通信するために用いる周波数を放送する。別の実施形態において、第1の患者モニタリングサブシステムのプロセッサランシーバは、臨床医表示サブシステムの該プロセッサランシーバが、第1の患者モニタリングサブシステムのプロセッサランシーバと通信する該周波数でデータを送受信する。

30

【 0 0 0 9 】

別の実施形態において、第1の患者モニタリングサブシステムのプロセッサランシーバは、臨床医表示サブシステムのプロセッサランシーバとの通信が失われた場合には、第1の周波数に戻る。一実施形態において、通信は、病院内の患者の移動が原因で失われる。別の実施形態において、臨床医表示サブシステムのプロセッサランシーバとの通信が失われたときには、第1の患者モニタリングサブシステムのプロセッサランシーバは、第2の臨床医表示サブシステムのプロセッサランシーバとの通信を確立する。さらに別の実施形態において、第1の予め決められた周波数と、臨床医表示サブシステムのプロセッサランシーバが、患者モニタリングサブシステムのプロセッサランシーバと通信するために用いる周波数とは、異なる。

40

【 0 0 1 0 】

本発明のさらに別の局面は、無線患者モニタリングシステムにおける通信の方法であって、一実施形態において、無線患者モニタリングシステムは、複数のセンサーおよびセンサーモジュールと該複数のセンサーおよびセンサーモジュールと通信するプロセッサランシーバとを備えている第1の患者モニタリングサブシステムと、第1の臨床医表示サブシステムとを備えている。第1の臨床医表示システムは、プロセッサランシーバを含む。該方法は、第1の予め決められた周波数で該第1の臨床医表示サブシステムの該プロセ

50

ッサトランシーバによって、該第 1 の臨床医表示システムの該プロセッサトランシーバが、該第 1 の患者モニタリングサブシステムの該プロセッサトランシーバと通信するために用いられる該周波数を放送する、ステップと、該第 1 の患者モニタリングサブシステムの該プロセッサトランシーバによって、該第 1 の臨床医表示サブシステムの該プロセッサトランシーバが、該第 1 の患者モニタリングサブシステムの該プロセッサトランシーバと通信するために用いる該周波数でデータを送受信するステップとを含む。

【 0 0 1 1 】

一実施形態において、該方法は、第 1 の臨床医表示サブシステムのプロセッサトランシーバとの通信が失われた場合に、第 1 の患者モニタリングサブシステムのプロセッサトランシーバによって第 1 の周波数に戻すステップを含む。別の実施形態において、該方法は、第 1 の臨床医表示サブシステムのプロセッサトランシーバとの通信が失われたときに、第 1 の患者モニタリングサブシステムのプロセッサトランシーバによって、第 2 の臨床医表示サブシステムのプロセッサトランシーバとの通信を確立するステップを含む。

10

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 2 】

本発明のこれらおよびさらなる局面は、添付の明細書および図面を参照してより良く理解され得る。

【 0 0 1 3 】

簡潔な概観において、図 1 を参照すると、本発明の無線システムの実施形態は、患者モニタリングサブシステム 10 および臨床医表示サブシステム 20 を含む。患者モニタリングサブシステム 10 は、プロセッサトランシーバ 30、アンテナ 34、一連のセンサー 38、およびセンサーモジュール 42 を含む。センサーモジュール 42 は、センサー 38 ' と通信し、プロセッサトランシーバ 30 に、単に未処理のセンサー信号ではない信号を提供する。臨床医表示サブシステム 20 は、プロセッサトランシーバ 30 ' と通信するアンテナ 34 ' を含み、該プロセッサトランシーバは、次いで U A R T または遠位 I / O データポート 50 によってホストプロセッサ 46 に接続されている。ホストプロセッサ 46 によって処理されたデータは、ディスプレイ 54 上で臨床医に表示される。

20

【 0 0 1 4 】

さらなる詳細において、図 2 を参照すると、図 1 の患者モニタリングサブシステム 10 は、プロセッサトランシーバ 30、一連のセンサー 38、センサーモジュール 42、アンテナ 34、およびパワーサブシステム 60 を含む。示される実施形態において、プロセッサトランシーバ 30 は、Nordic Semiconductor ASA (Tiller, Norway) によって製造された nRF24E1 である。このデバイスは、埋込式 8051 マイクロコントローラ 70、マルチチャネル 12 ビット A / D コンバータ 74、U A R T 78 およびデジタル I / O ポート 82 を有する 2.4 GHz の RF トランシーバである。このデバイスは、クロックベースのプロセッサを有し、1.9 ボルトで動作し、外部バスは有さない。

30

【 0 0 1 5 】

チップのトランシーバ部分は、整合ネットワーク 84 に接続されることによって、アンテナ 34 とインピーダンス整合する。チップのトランシーバ部分は、2.4 GHz の ISM バンドにおいて 80 の周波数のうちの任意の 1 つで動作するように設定され得る。

40

【 0 0 1 6 】

パワーサブシステム 60 は、2.1 A アワーで 3.7 V を提供するリチウムポリマーの形状の非磁性バッテリー 88 とバッテリー充電をモニターするローバッテリー検出器 92 とを含む。2 つの 3.3 V レギュレータ 96 および 96 ' は、一定の電圧をプロセッサトランシーバ 70 およびセンサーモジュール 42 に提供する。5 V のレギュレータ 100 もまた、必要に応じてセンサーモジュール 42 にパワーを提供する。一体型デジタル I / O 部分 82 は、バッテリー電力低下検出器 92 から入力を受信し、かつ RF 周波数が検出されロックオンされている RF ロックインジケータ 104 への出力信号を生成する。

【 0 0 1 7 】

50

描写された実施形態は、3セットのセンサー38およびセンサーモジュール42について示されるが、他のセンサーも含まれ得る。示される実施形態は、2つの圧力トランスデューサ108および108'とECGリード110とパルスオキシメータ42とを含む。さらなる詳細において、2つの圧力トランスデューサ108および108'は、異なる出力を有し、 $5\mu\text{V}/\text{mmHg}$ の解像度を有する。トランスデューサ108および108'の出力ターミナルは、計測増幅器112および112'のそれぞれの差動入力ターミナルに接続される。計測増幅器112および112'のそれぞれの出力ターミナルは、それらのそれぞれのスケール増幅器116および116'の入力ターミナルに接続される。従って、トランスデューサ108および108'によってモニターされた差圧信号は、単一終端出力に変換され増幅される。増幅信号は、A/Dコンバータ74のそれぞれのチャネルへの入力信号である。

10

【0018】

同様に、ECGセンサーまたはリード110は、リード選択マルチプレクサ120に接続され、該リード選択マルチプレクサは、臨床医によって設定が可能なリード選択スイッチ124によって制御される制御リードを有する。リード選択スイッチ124は、3つのリード構成のうちの1つを選択する。第1の構成(リードI)は、右アームリードと左アームリードとの間の差動電圧である。第2の構成(リードII)は、左レッグリードと右アームリードとの間の差動電圧である。第3の構成(リードIII)は、左レッグリードと左アームリードとの間の差動電圧である。右レッグリード112は、常に参照リードとして用いられる。参照リードは、仮想的な接地として機能し、一定の電源の半分、つまり

20

は 1.65V である。

【0019】

選択されたリードからの出力信号は、差動増幅器128への差動入力信号である。差動増幅器128の差動出力は、第2の差動増幅器132によって単一終端出力に変換される。この単一終端出力信号は、A/Dコンバータ74への入力信号である。完全差動増幅器128の1つの出力は、リードオフ検出器136への入力信号である。リードオフ検出器136のデジタル出力は、デジタルI/Oポート82への入力信号である。この信号は、リードが患者に適切に配置されていないことを臨床医に知らせるために用いられる。

【0020】

さらなる詳細において、図2aを参照すると、リード110からリード選択マルチプレクサ120への接続部が、さらに詳細に示される。各リード110は、それぞれのバッファ増幅器(通常は114)への正の入力になる前に、除細動保護回路(通常は113)を通過する。各リード110は、正入力バッファ増幅器114に到達する前に、それぞれの $22\text{M}\Omega$ 抵抗器(通常は115)によって正のレールに引かれる。入力バッファの負の入力ターミナルは、高インピーダンスユニティゲイン増幅器であり、バッファ増幅器114の出力ターミナルに接続される。リード110が減少する場合には、入力がオープンとなり、バッファ増幅器114の正のターミナルにおける電圧は、正の電圧のレールにもたらされる。リード選択マルチプレクサ120内において、バッファ増幅器114の出力信号は、共にダイオードORされ(不図示)、これは、次いで電圧コンパレータ(不図示)に適用される入力信号になり、該電圧コンパレータは、入力電圧が参照電圧値の約80%に到達するときを検出する。この時点で、コンパレータの出力は移行し、電圧レベルの変化は、プロセッサランシーバ70のデジタルI/Oポート82において検出される。

30

40

【0021】

A/Dコンバータ74は、成人のECGデータを取り扱うには十分なデータ収集解像度を有する。A/Dコンバータ74のデジタル出力は、プロセッサランシーバ70への入力信号である。プロセッサ部分は、符号化された出力信号をランシーバ部分に提供することによって、プロセッサランシーバ70から整合ネットワーク84を介してアンテナ34に送信する。

【0022】

50

センサーモジュール42は、この実施形態においてN e l l c o r M P 100パルスオキシメータであり、センサー38'からのデータを処理し、該データをシリアルデータとしてプロセッサトランシーバ70に渡す。シリアルデータは、U A R T 78を介してプロセッサトランシーバ70に入る。

【0023】

図3を参照すると、臨床医表示サブシステム20が、より詳細に示される。この実施形態におけるプロセッサトランシーバ30'は、患者モニタリングサブシステム10において用いられるものと同じのN o r d i c n R F 2 4 E 1プロセッサトランシーバ30である。患者モニタリングサブシステム10におけるように、アンテナ34'は、整合ネットワーク84'を介してプロセッサトランシーバ30'に接続される。受信した信号は、プロセッサによって処理され、その結果は、U A R T 78'またはデジタルI/Oポート82'を用いることによってホストコンピュータ46に転送される。この実施形態において、プロセッサトランシーバ30'のU A R T 78'は、ホストプロセッサU A R T 150を介してホストプロセッサ46とデータを交換するために用いられる。このデータ交換は、ディスプレイ54上での表示のためにホストプロセッサ46によってアクセスされる前に、デジタル信号プロセッサフロントエンド(D S P)154によって予め処理される。示される実施形態において、オキシメータデータは、この方式で転送される。

10

【0024】

圧力トランスデューサ108および108'ならびにE C Gリード110からの残りのデータは、デジタルI/Oポート82'を介してホストプロセッサ46に転送される。この実施形態において、デジタルI/Oポート82'は、データ、クロックおよびチップ選択信号を3つのデジタル-アナログコンバータ(D A C)158、158'および158''(通常は158)に提供する。チップ選択は、いずれのD A C 158がデジタルからアナログへの変換を行うかを選択するために、プロセッサトランシーバ30'のデジタルI/Oポート82'によって用いられる。D A C 158のそれぞれからの出力信号は、それぞれのスケール増幅器160、160'および160''(通常は160)への入力信号である。増幅器160のそれぞれからのアナログ出力信号は、ホストプロセッサ46と関連付けられたA/Dコンバータ168への入力信号である。従って、E G Cおよび圧力信号は、デジタル形式からアナログ形式に変換され、そしてD S P 154およびホストプロセッサ46による処理のためのデジタル形式に戻る。処理された出力データは、ディスプレイ54を駆動させるために用いられる。

20

30

【0025】

プロセッサトランシーバ30'からの全てのデータが、ホストシステム上のデジタルポートを介してホストプロセッサ46に転送される別の実施形態が、考慮される(不図示)。別の好適な実施形態は、患者モニタリングサブシステム10にD S Pチップを配置し、その結果として、D S Pチップとプロセッサトランシーバ30のプロセッサ部分とは、センサー42センサーモジュール42'からのデータで、臨床医表示サブシステム20に低減された量のデータのみ、例えば低減された解像度グラフィカルディスプレイデータを送信する前に動作する。この様にして、より少ない帯域幅が送信において用いられ、臨床医表示サブシステム20において、計算は、より少なく発生する。

40

【0026】

動作において、患者モニタリングサブシステム10は、最初に所定の周波数においてリスンモード(l i s t e n m o d e)にあるプロセッサトランシーバ30を有する。臨床医表示サブシステム10は、それ自体のプロセッサトランシーバ30'を有し、該プロセッサトランシーバは、この所定の周波数上で、それが送受信を期待しているのがどの周波数であるかを放送する。ゼロ時間において、患者モニタリングサブシステム10のプロセッサトランシーバ30は、0チャンネル上で受信モードにおいて動作し、応答を探す。臨床医表示サブシステム20のプロセッサトランシーバ30'から信号が検出されるまでは、プロセッサトランシーバ30は、あらゆるチャンネル上で決して送信を行わない。患者モニタリングサブシステム10のプロセッサトランシーバ30は、次いで臨床医表示サブシ

50

ステム 20 のプロセッサランシーバ 30 ' によって期待されている送受信の周波数に、それ自体を切り替える。この時点で、臨床医のプロセッサランシーバ 30 ' は、患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサランシーバ 30 に、データを収集および送信するように命令する。患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサランシーバ 30 からの各送信の後に、臨床医表示サブシステム 20 のプロセッサランシーバ 30 ' は、受信通知 (ACK) を発行する。患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサランシーバ 30 が、ACK を受信し損なった場合には、リスンモードに戻り、臨床医表示サブシステム 20 のプロセッサランシーバ 30 が、送信周波数を変更したかどうかを決定する。

【0027】

動作をより詳細に見てみると、プロトコルは、患者用 (on-patient) 計測デバイスから単一の受信および送信デバイスへの生理学的データの、短距離 (30メートル未満) の高決定論的送信のために設計された、微量パワー 2.4 GHz プロトコルである。留意されるべきは、これは、患者モニタリングサブシステムから臨床医表示サブシステムへのデータの送信は、ポイントツーポイントであり、任意の追加的なネットワーキングが、ホストプロセッサ 46 を介して行われるということである。他の ISM バンドプロトコルとは異なり、このプロトコルは、ネットワーク内で動作するのではなく、ポイントツーポイントの構成において動作するように設計されている。上述のように、データを表示し、ホスト 46 のために、ネットワーク送信が望まれる場合に 10 Base T ネットワークまたは 802.11 ネットワークなどの従来のネットワークへのブリッジを提供することは、臨床医表示サブシステム 20 のプロセッサランシーバ 30 ' の機能である。ネットワーク内で動作する必要性からプロトコルを理解することによって、より大きな頑強性および絶対的なタイミングの再現性が達成される。

【0028】

プロトコルの特徴は、任意の数の患者モニタリングサブシステム 10 および画定された動作環境内の 79 台までの臨床医表示サブシステム 20 の自動的な発見である。8051 マイクロコントローラが埋め込まれた nRF24E1 2.4 GHz トランシーバのチップは、1 MB のバーストを生成することによって、20 バイトまでのデータをパケットで送信する。チップは、改良されたデータの完全性のために 16 ビットの CRC を利用する。チップは、2.4 GHz の ISM バンド内に 80 の離散的なチャネルを提供し、患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサランシーバ 30 が最初に周波数中性となることを可能にし、あらゆる臨床医表示サブシステム 20 のプロセッサランシーバ 30 ' の周波数に適合する。この能力によって、患者は、1 つのモニタリング環境から別のモニタリング環境へと移動し得、患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサランシーバ 30 は、自動的に最も近い未使用の臨床医表示サブシステム 20 にロックオンする。

【0029】

例えば、手術室に入ることに先立って、患者の準備は、専用の部屋において行われ得、患者にセンサーおよび送信機を装着する。この部屋において、臨床医表示サブシステム 20 が存在し得、このサブシステム 20 は、特定の予め決められた周波数を送受信するように構成され得る。患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサランシーバ 30 は、パワーアップ時に、所定の周波数 (中性の周波数) を傾聴し、次いで臨床医表示サブシステム 20 の実際の送信周波数を発見し、それを受信するために切り替わり得る。これは、任意の投薬が与えられる間に、臨床医がデータ信号の質を検証することを可能にする。患者は、次いで準備室を退室し、手術室に移動することによって、準備室の臨床医表示サブシステム 20 との通信能力を失う。患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサランシーバ 30 は、次いでその受信周波数を中性の周波数に再びリセットする。手術室において、別の臨床医表示サブシステム 20 が存在し得る。ここで再び、患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサランシーバ 30 は、この新たな臨床医表示サブシステム 20 の送信周波数を発見し、この周波数を受信しデータを送信するように自体を設定し得る。

【0030】

各臨床医表示サブシステム20のプロセッサトランシーバ30に16ビットのアドレス割当てを含めること(79チャンネル掛ける65,536に等しい)によって、所定の医療ゾーン内で動作し得るデバイスの数を、79台から約500万台に拡張することが可能である。そのような実施形態において、複数の臨床医表示サブシステム20が、同一のチャンネル上で動作し得るが、それらの16ビットアドレスによって区別され得る。そのようなアプローチは、低データ速度を必要とする実装には妥当である。これは、アドレスの区別には、再送信に対する必要性を要求する特定数の無線パケット衝突が存在するという事実によるものである。さらに、トランシーバは、パケットを復号し、アドレスが割当てと整合しているかどうかを決定するための追加の時間を必要とする。正味の効果(n e t e f f e c t)は、帯域幅における実行可能な削減である。

10

【0031】

プロトコルとハードウェアの特徴の組み合わせは、極めて低いパワー消費をもたらし、送信時は約13mWのパワーの消費となる。トランシーバは、3mSの実時間の遅延で、一方向に約100Kボアのデータを送信し得、これは、6つの生理学的なパラメータに対して十分なものである。プロトコルは、落ちた場合には、各パケットに対して1度の再送信を可能にする。プロトコルはまた、信号の強さ、患者モニタリングサブシステム10のプロセッサトランシーバ30に関するシリアル番号およびバッテリー寿命についての情報を含む。プロトコルはまた、約50キロボアの情報が、臨床医表示サブシステム20から患者モニタリングサブシステム10のプロセッサトランシーバ30に戻されることを可能にする。

20

【0032】

さらに詳細には、プロセッサトランシーバ30および30'は、4つの動作状態を有する。第1の状態であるState__0において、プロセッサトランシーバ30は、中性の周波数に設定されており、該周波数は、患者モニタリングサブシステム10のプロセッサトランシーバ30が、臨床医表示サブシステム20の存在を確認するために傾聴するものである。この時点での臨床医表示サブシステム20のプロセッサトランシーバ30'は、中性の周波数(0チャンネル)において10mS毎に低パワーRF信号(ビーコンと呼ばれる)を放送しており、臨床医表示サブシステム20のプロセッサトランシーバ30'が、0から79までのどのチャンネルに割り当てられ、受信するかを示す。動作環境内の各臨床医表示サブシステム20のプロセッサトランシーバ30'は、固有のチャンネルの割当てを有する。ビーコンの送信後に、臨床医のプロセッサトランシーバ30'は、割り当てられたチャンネルに切り替え、患者モニタリングサブシステム10のプロセッサトランシーバ30から応答を傾聴する。応答が受信されない場合には、臨床医のトランシーバ30'は、再びビーコンを送信し、再び応答を傾聴する。これは、応答が見つかるまで継続する。全てのビーコンは、-20dBmにおいて起こり、これは、カバレッジエリアを約3メートルに限定するためである。

30

【0033】

臨床医表示サブシステム20のプロセッサトランシーバ30'と患者モニタリングサブシステム10のプロセッサトランシーバ30とが送受信の周波数を確立すると、トランシーバ30および30'は、State__1に入る。この状態において、患者モニタリングサブシステム10のプロセッサトランシーバ30は、臨床医表示サブシステム20のプロセッサトランシーバ30'からのビーコンメッセージによって示された動作チャンネルに切り替えら得る。患者モニタリングサブシステム10のプロセッサトランシーバ30は、「ACK」、つまりは受信通知メッセージを送信する。臨床医のトランシーバ30'は、患者モニタリングサブシステム10のプロセッサトランシーバ30に、「RFD」、つまりは記述子に対する要求を送信する。患者モニタリングサブシステム10のプロセッサトランシーバ30は、別の「ACK」を用いて応答する。この地点から、両方向におけるあらゆる受信メッセージは、「ACK」を伴って応答される。

40

【0034】

この地点において、トランシーバ30および30'は、State__2に入る。これは

50

、システムの発見状態 (discovery state) である。患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサトランシーバ 30 は、ここで臨床医表示サブシステム 20 のプロセッサトランシーバ 30' に、それ自体のことを告げる。各患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサトランシーバ 30 は、ハードコード化された固有の 32 ビットのシリアル番号を読み取り専用メモリに有し、患者モニタリングサブシステム 10 のエンクロージャにも 6 つの 10 進数字の値として表示される。患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサトランシーバ 30 は、ここでこのシリアル番号を臨床医表示サブシステム 20 に表示のために送信し、臨床医のトランシーバ 30' から「ACK」のメッセージを待つ。全ての通信は、ここで完全な RF パワー、すなわち 0 dBm で発生する。患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサトランシーバ 30 から受信した全てのメッセージは、
10 「ACK」のメッセージを用いて臨床医のトランシーバ 30' によって受信通知がなされる。この状態において、患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサトランシーバ 30 が、臨床医のトランシーバ 30' から何も「ACK」のメッセージを受信しない場合には、該トランシーバ 30 の以前のメッセージを 32 回送信し、その後は、接触していた臨床医のトランシーバ 30' とはもはや通信していないとみなし、State__0 に戻ることによって、別の臨床医のトランシーバ 30' を探す。

【0035】

臨床医表示サブシステム 20 が、互換性のある患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサトランシーバ 30 から応答を受信した場合には、臨床医表示サブシステム 20 のプロセッサトランシーバは、「GTD」、つまりはゴートゥデータ (go-to-data) メッセージを送信し、患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサトランシーバ 30 は、「ACK」を送り返す。全ての患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサトランシーバ 30 は、2 色の、赤と緑の LED 104 を含み、それが動作している状態を示す。赤は、臨床医のトランシーバ 30' との通信 (「ノーロック」と呼ばれる) を示し、
20 緑は、臨床医のトランシーバ 30' との通信 (「ロック」と呼ばれる) を示す。この時点で、患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサトランシーバ 30 は、緑の LED を点灯させ、トランシーバ 30 および 30' は、State__3 に入る。患者データ送信が始まる。臨床医のトランシーバ 30' が、患者モニタリングサブシステム 10 の送信中のプロセッサトランシーバ 30 との通信を予期していない場合には、臨床医のトランシーバ 30' は、「DNC」、つまりはデバイス互換性無し (device-not-compatible) メッセージを送信する。患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサトランシーバ 30 は、次いで「ACK」を送信し、両方のデバイスは、State__0 に戻る。患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサトランシーバ 30 は、「DNC」を受信すると、State__0 に入る前に 15 秒間遅れることによって、別のローカルな患者モニタリングサブシステム 10 が存在する場合には、それが臨床医のトランシーバ 30' にロックオンする機会を与える。
30

【0036】

State__3 において、継続的なデータ転送が行われる。基本的なサイクル時間は、3 ms であり、19 バイトまでのデータパケットが患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサトランシーバ 30 から臨床医のトランシーバ 30' に送信され、「ACK」が
40 臨床医のトランシーバ 30' から患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサトランシーバ 30 に送信される。この全ては、約 1.2 ms を要し、パケット送信の 500 μs 内に何も「ACK」が受信されない場合には、患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサトランシーバ 30 が、最後のパケットを再送信するには十分な時間が残っている。このデータ送信のシーケンスは、患者モニタリングサブシステム 10 のプロセッサトランシーバ 30 が「ACK」を受信するまで繰り返され、システムは、1 つの抜けたパケットの再送信を可能にする。送信される信号の実時間の性質、およびシステムは決定的でなくてはならないという事実のために、抜けたパケットの再送信の後に再送信されたパケットも失われた場合には、システムは、次のデータ地点まで進まなくてはならない。臨床医のモニタリングにおいて、失われたデータ地点は、補間される。たいていの場合においては
50

、連続した2つまたは3つの失われたデータ地点では、信号を処理する能力に影響を及ぼすことはない。臨床医の表示トランシーバ30が、「ACK」を受信することなく5秒を上回る場合には、State_0に戻る。

【0037】

図4を参照すると、手術室に適している患者用(on-patient)モニタリングに対するデータ構造が、示されており、ここでは4つのパラメータが送信され、3mSのサンプリング期間における1つの12ビットのECGベクトル、25mSのサンプリングレートにおける2~12ビットの侵襲的圧力信号、およびNellcor MP-100モジュールからのデジタルストリームである。

【0038】

示されたプロトコルとともに、追加的なモジュールおよびセンサーが、臨床医のニーズに応えるために加えられ得る。

【0039】

示された実施形態は、例示的であり、本発明の精神から逸脱することなく、修正および変更がなされ得ることが、当業者には認識される。本発明は、添付の特許請求の範囲の範囲によってのみ限定されることが意図される。

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図1】図1は、本発明の患者モニタリングサブシステムの実施形態の概略ブロック図である。

【図2】図2は、本発明の患者モニタリングサブシステムの実施形態のブロック図である。

【図2a】図2aは、リードとリード選択マルチプレクサとの間の接続の実施形態の模式的なブロック図である。

【図3】図3は、本発明の臨床医表示サブシステムの実施形態のブロック図である。

【図4-I】図4は、本発明のプロトコルの実施形態に従った、データ構造送信データの実施形態である。

【図4-II】図4は、本発明のプロトコルの実施形態に従った、データ構造送信データの実施形態である。

10

20

【図1】

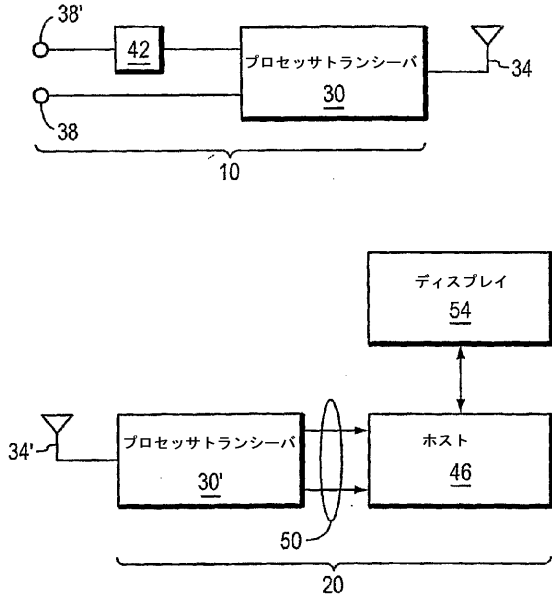


FIG. 1

【図2】

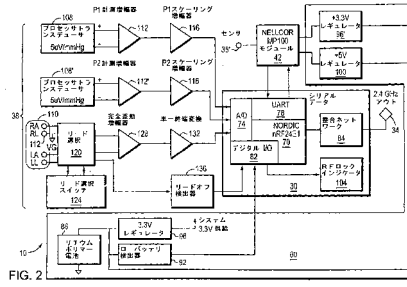


FIG. 2

【図2 a】

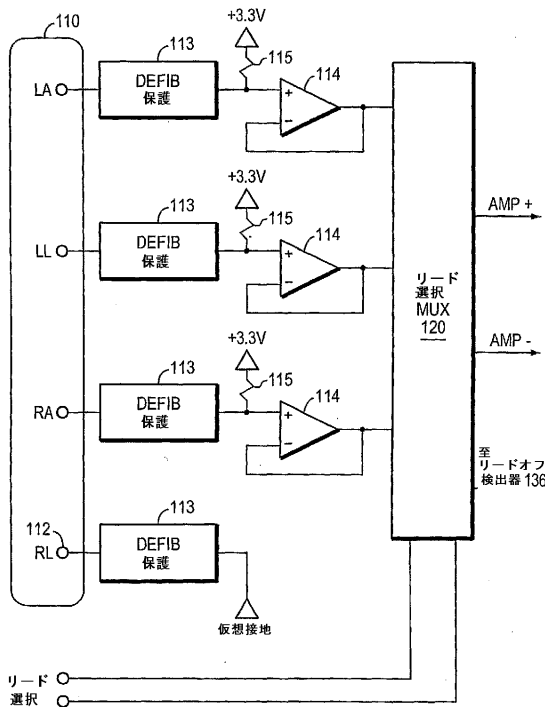


FIG. 2A

【図3】

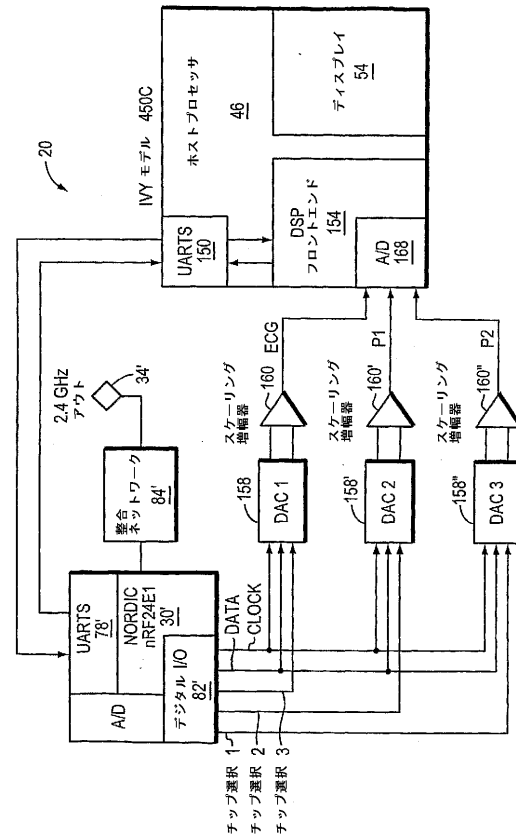


FIG. 3

【 4 - I 】

```

struct wordorbyte
(
union (
    unsigned int word;
    struct (
        unsigned char h;
        unsigned char l;
    )bytes;
    )dat;
);
struct tdbuf_struct
(
unsigned int ecg; // 2 ecg
unsigned char key; // 1 byte for ident id
struct wordorbyte payload; // 2
); // 5bytes TX total

const struct descriptor_struct code descriptor_msg =
(
// SERIAL NUMBER
// 4 bytes (long)
// 0x00, 0x00, 0x00, 0x01,
// DEVICE TYPE
// 1 byte ? 0=RX, 1=TX
// 0x01,
// DEVICE ID
// 1 byte:
// 0x00: TEST
// 0x01: 1 channel ECG
// 0x02: 2 channel ECG, SPO2
// 0x03: 3 channel ECG, P1
// 0x04: 4 channel ECG, P1, P2, SPO2
// 0x05 - 0xff: TBD
// 0x04, // 4 channel ECG, P1, P2, SPO2
// FIRMWARE VERSION
// 4 byte string: "1.00" or any 4 byte ascii chars
// '1', '.', '0', '0',
// Report Interval

```

TO FIG. 4 - II

FIG. 4 - I

【 4 - II 】

```

FROM FIG. 4 - I
// 00: Reports only when new data available (not allowed in current
firmware)
// xx: Number of MS
// 3,
// data_protocol
// 00: NO ACK
// 01: ACK with retry
// 0x01,
// REPORT BYTES
// Number of bytes in data report
// 5,
// REPORT DESCRIPTOR IDs
// ID bytes will be used for each byte in the report
// 0x00 - ECG HIGH BYTE (vector 1)
// 0x01 - ECG LOW BYTE (vector 1)
// 0x02 - Pressure Channel 1 HIGH byte
// 0x03 - Pressure Channel 1 LOW byte
// 0x04 - Pressure Channel 2 HIGH byte
// 0x05 - Pressure Channel 2 LOW byte
// 0x06 - Pressure Channel 3 HIGH byte
// 0x07 - Pressure Channel 3 LOW byte
// 0x08 - Pressure Channel 4 HIGH byte
// 0x09 - Pressure Channel 4 LOW byte
// 0x0a - ECG HIGH BYTE (vector 2)
// 0x0b - ECG LOW BYTE (vector 2)
// 0x0c - Combo: RETRY upper nibble, Packet Count lower nibble
// Dx- RESERVED FOR FUTURE USE
// 0xf9 - round robin ID byte
// 0xfa - Packet retry num
// 0xfb - checksum byte high
// 0xfc - checksum byte low
// 0xfd - LENGTH byte
// 0xfe - Packet number byte
// 0xff - mixed DATA type : used in round robin packets
// 0x00, // ECG1 HIGH
// 0x01, // ECG1 LOW
// 0xf9, // Round Robin ID byte
// 0xff, // Mixed data type
// 0xff, // Mixed data type
);

```

FIG. 4 - II

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 11/206,278

(32)優先日 平成17年8月12日(2005.8.12)

(33)優先権主張国 米国(US)

(72)発明者 トウッチロ, マーク ジョセフ

アメリカ合衆国 コネチカット 06489, サジントン, カンタベリー レーン 49

審査官 田中 秀直

(56)参考文献 米国特許出願公開第2003/0174049(US, A1)

米国特許出願公開第2002/0013518(US, A1)

特開平08-140946(JP, A)

特開平09-019409(JP, A)

特開平10-336075(JP, A)

国際公開第2004/086801(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00

专利名称(译)	无线病人监护系统		
公开(公告)号	JP5175177B2	公开(公告)日	2013-04-03
申请号	JP2008506625	申请日	2006-04-12
[标]申请(专利权)人(译)	IVY生物医学SYST		
申请(专利权)人(译)	常春藤生物医学系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	常春藤生物医学系统有限公司		
[标]发明人	トゥッチロマークジョセフ		
发明人	トゥッチロ, マーク ジョセフ		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	G01R33/3692		
FI分类号	A61B5/00.102.C		
代理人(译)	夏木森下		
审查员(译)	田中秀直		
优先权	60/671935 2005-04-15 US 60/672562 2005-04-18 US 11/206278 2005-08-12 US		
其他公开文献	JP2008536564A JP2008536564A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种磁场容限放大器，具有放大器级，差分至单端输出放大器级以及第一和第二延迟线。在另一个实施例中，本发明涉及磁梯度消除延迟线，其包括在结处串联连接的两个线圈，并且非感应地缠绕以消除来自磁梯度的感应电流。在另一个实施例中，本发明涉及一种包括RF消除延迟线的无线收发器系统；差分放大器级；差分至单端输出放大器级；A/D转换器；RF收发器和天线。

【图2a】

