

(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2011-519684

(P2011-519684A)

(43) 公表日 平成23年7月14日(2011.7.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 E	4 C 1 1 7
	A 6 1 B 5/00 1 O 2 A	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 42 頁)

(21) 出願番号 特願2011-508612 (P2011-508612) (86) (22) 出願日 平成21年5月5日 (2009.5.5) (85) 翻訳文提出日 平成22年12月22日 (2010.12.22) (86) 国際出願番号 PCT/US2009/042902 (87) 国際公開番号 W02009/137524 (87) 国際公開日 平成21年11月12日 (2009.11.12) (31) 優先権主張番号 61/050, 476 (32) 優先日 平成20年5月5日 (2008.5.5) (33) 優先権主張国 米国 (US)	(71) 出願人 503426972 マシモ コーポレイション アメリカ合衆国 92618 カリフォル ニア州 アーバイン パーカー 40 (74) 代理人 110000729 特許業務法人 ユニアス国際特許事務所 (72) 発明者 テルフォート、ヴァレリー、ジー カナダ国 エイチ1エイチ-4ヴィ1、ケ ベック州、モントリオール、アパートメン ト 1、10050 ローレンティッド (72) 発明者 アル-アリ、アマー アメリカ合衆国 カリフォルニア州 92 782、タスチン、10880 フィリッ プ ストリート
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気切り離し回路を備えるパルス酸素濃度計システム

(57) 【要約】

医療患者への電気ショックの恐れを軽減するためのパルス酸素濃度計システムが、生理学的センサを含むことができ、生理学的センサの少なくとも1つが、患者の生体組織に光を衝突させることができる光放射体と、生体組織による減衰の後の光に応答する検出器とを有している。検出器が、患者の生理学的特徴を表わす信号を生成することができる。さらに、パルス酸素濃度計システムは、生理学的センサを生理学的監視装置へと接続できる分岐ケーブルを備えることができる。分岐ケーブルは、複数のケーブル部分を有することができ、各々のケーブル部分が、生理学的センサのうちの1つとやり取りすることができる1つ以上の電気導体を備えている。1つ以上の切り離し回路を、電気導体のうちの選択された電気導体に連絡させて、分岐ケーブルに配置することができる。1つ以上の切り離し回路は、生理学的センサを電気的に切り離すことができる。

【選択図】 図6A

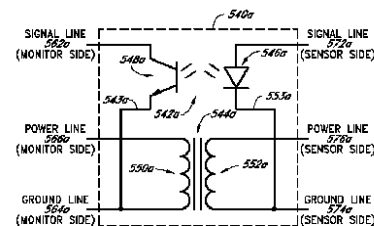


FIG. 5A

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

医療患者への電気ショックの恐れを軽減するためのパルス酸素濃度計システムであって、

複数の生理学的センサと、
分岐ケーブルと
を含んでおり、
前記生理学的センサのうちの少なくとも 1 つが、
脈動する血液を含んでいる患者の生体組織に光を衝突させるように構成された光放射体
と、
生体組織による減衰後の光に応答し、患者の生理学的特徴を表わす信号を生成するよう
に構成された検出器と
を含んでおり、
前記分岐ケーブルが、
生理学的監視装置へとつながるように機能する監視装置コネクタと、
各々が前記生理学的センサのうちの 1 つへとつながるように機能する複数のセンサコネ
クタと、
センサコネクタと監視装置コネクタとの間にそれぞれ配置された複数のケーブル部分と
、
1 つ以上の切り離し回路と
を含んでおり、
前記ケーブル部分の各々が、1 つ以上の電気導体を含んでおり、
前記ケーブル部分のうちの少なくともいくつかのケーブル部分の前記 1 つ以上の電気導
体が、
前記複数の生理学的センサのうちの 1 つ以上へと電力を供給するように構成された電源
線と、
前記生理学的センサのうちの 1 つ以上から前記生理学的監視装置へと生理学的信号を送
信するように構成された信号線と、
前記電源線に電気の流れ経路をもたらすように構成された接地線と
を含んでおり、
前記 1 つ以上の切り離し回路が、前記 1 つ以上の電気導体のうちの選択された電気導体
に連絡しており、前記生理学的センサのうちの 1 つ以上と前記生理学的監視装置との間で
生理学的信号を伝えるように構成されており、前記生理学的センサを電氣的に切り離すよ
うに機能し、前記接地線における接地ループの形成を実質的に防止するように構成されて
いるパルス酸素濃度計システム。

10

20

30

【請求項 2】

前記 1 つ以上の切り離し回路が、前記信号線に連絡したオプトカブラを含んでいる請求
項 1 に記載のパルス酸素濃度計システム。

【請求項 3】

前記 1 つ以上の切り離し回路が、前記電源線に連絡したフライバック変圧器を含んでい
る請求項 1 に記載のパルス酸素濃度計システム。

40

【請求項 4】

前記 1 つ以上の切り離し回路が、1 つ以上の情報素子に連絡したデジタル切り離し回路
を含んでいる請求項 1 に記載のパルス酸素濃度計システム。

【請求項 5】

前記複数の生理学的センサが、音響センサを含んでいる請求項 1 に記載のパルス酸素濃
度計システム。

【請求項 6】

パルス酸素濃度計とともに使用されるときに医療患者への電気ショックの恐れを軽減す
るための医療装置であって、

50

複数の生理学的センサと、

前記複数の生理学的センサを生理学的監視装置へと接続するように機能する分岐ケーブルと、

前記分岐ケーブルに配置された１つ以上の切り離し回路とを含んでおり、

前記生理学的センサのうちの少なくとも１つが、

脈動する血液を含んでいる患者の生体組織に光を衝突させるように構成された光放射体と、

生体組織による減衰後の光に応答し、患者の生理学的特徴を表わす信号を生成するように構成された検出器と

を含んでおり、

前記分岐ケーブルが、前記生理学的センサのうちの１つとやり取りするように構成された１つ以上の電気導体を各々が含んでいる複数のケーブル部分を含んでおり、

前記１つ以上の切り離し回路が、前記１つ以上の電気導体のうちの選択された電気導体に連絡しており、前記生理学的センサのうちの１つ以上と前記生理学的監視装置との間で生理学的信号を伝えるように構成されており、前記生理学的センサを電氣的に切り離すように機能する医療装置。

【請求項 7】

前記１つ以上の切り離し回路が、オプトカブラ、変圧器、および光ファイバのうちの１つ以上を含んでいる請求項 6 に記載の装置。

【請求項 8】

前記１つ以上の切り離し回路が、前記分岐ケーブルの監視装置コネクタに配置された１つの切り離し回路を含んでいる請求項 6 に記載の装置。

【請求項 9】

前記１つ以上の切り離し回路が、前記分岐ケーブルのセンサコネクタに配置された複数の切り離し回路を含んでいる請求項 6 に記載の装置。

【請求項 10】

前記複数の切り離し回路が、前記ケーブル部分のうちの１つを除くすべてのケーブル部分に配置されている請求項 6 に記載の装置。

【請求項 11】

前記複数の生理学的センサが、光学センサおよび音響センサを含んでいる請求項 6 に記載の装置。

【請求項 12】

前記センサのうちの１つの接続状態の知らせを該センサをポーリングすることなくもたらしように構成されたセンサ検出回路をさらに含んでいる請求項 6 に記載の装置。

【請求項 13】

前記ケーブル部分のうちの１つ以上が、前記生理学的センサのうちの１つへと電力を供給するように構成された電源線、前記生理学的センサから前記生理学的監視装置へと生理学的信号を送信するように構成された信号線、および前記電源線に電気の戻り経路をもたらしように構成された接地線を含んでいる請求項 6 に記載の装置。

【請求項 14】

前記１つ以上の切り離し回路が、前記接地線における接地ループの形成を実質的に防止するように構成されている請求項 13 に記載の装置。

【請求項 15】

パルス酸素濃度計が使用されるときに医療患者への電気ショックの恐れを軽減する方法であって、

医療患者の生体組織に光を衝突させるように構成された光放射体と、生体組織による減衰後の光に応答して、患者の生理学的特徴を表わす信号を生成するように構成された検出器と、を少なくとも１つが含んでいる複数の生理学的センサを用意するステップと、

前記複数の生理学的センサと生理学的監視装置との間の通信を可能にするように構成さ

10

20

30

40

50

れた 1 つ以上の電気導体を含んでおり、前記複数の生理学的センサから前記生理学的監視装置へと医療患者の生理学的情報を表わす信号をもたらすように機能する医療ケーブルアセンブリを用意するステップと、

前記医療ケーブルアセンブリに配置され、前記複数の生理学的センサおよび前記生理学的監視装置に連絡している 1 つ以上の切り離し回路を使用して、前記複数の生理学的センサを電氣的に切り離すステップと

を含んでいる方法。

【請求項 16】

前記 1 つ以上の切り離し回路が、オプトカブラを含んでいる請求項 15 に記載の方法。

【請求項 17】

前記 1 つ以上の切り離し回路が、変圧器を含んでいる請求項 15 に記載の方法。

【請求項 18】

前記センサのうちの 1 つの接続状態の知らせを、該センサをポーリングすることなくもたらすステップ

をさらに含んでいる請求項 15 に記載の方法。

【請求項 19】

前記医療ケーブルアセンブリを用意するステップが、

前記生理学的センサのうちの少なくとも 1 つに接続されるように構成された少なくとも 1 つのセンサケーブルと、該少なくとも 1 つのセンサケーブルおよび前記生理学的監視装置に接続されるように構成された少なくとも 1 つの機器ケーブルとを用意するステップ

をさらに含んでいる請求項 15 に記載の方法。

【請求項 20】

前記医療ケーブルアセンブリが、分岐ケーブルを含んでいる請求項 15 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本出願は、2008年5月5日付の「Medical Cable Assembly for Reducing the Risk of Electric Shock to a Patient」という名称の米国特許仮出願第61/050,476号の優先権を主張し、この米国特許仮出願の全体が、ここでの言及によって本明細書に援用される。

【背景技術】

【0002】

病院、福祉施設、および他の患者ケア施設は、典型的には、当該施設の 1 つ以上のベッドサイドに患者監視装置を備えている。患者監視装置は、一般的に、医療患者の生理学的パラメータを取得して分析するために、センサ、処理装置、および表示装置を備えている。生理学的パラメータとしては、例えば、呼吸数、酸素飽和度 (SpO_2) レベル、脈拍、血圧、などが挙げられる。医師、看護師、および他の特定の医療関係者などの臨床家が、医療患者から得られた生理学的パラメータを使用して病気を診断し、治療を処方する。また、臨床家は、さまざまな臨床の状況において患者を監視し、患者へと与える医療のレベルを高めるか否かを判断するために、生理学的パラメータを使用する。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

多数の監視装置が、パルス酸素濃度計センサ、音響センサ、などといった 1 つ以上のセンサから生理学的信号を受信する。センサへと取り付けられた医療ケーブルが、センサから監視装置へと信号を伝達する。

【課題を解決するための手段】

【0004】

10

20

30

40

50

医療患者への電気ショックの恐れを軽減するためのパルス酸素濃度計システムの特定の実施例が、複数の生理学的センサを含んでおり、生理学的センサの少なくとも１つが、患者の生体組織に光を衝突させることができる光放射体と、生体組織による減衰の後の光に応答する検出器とを有している。生体組織は、脈動する血液を含むことができる。検出器が、患者の生理学的特徴を表わす信号を生成することができる。この医療装置が、生理学的監視装置へとつながることができる監視装置コネクタと、各々が前記生理学的センサのうちの１つへとつながることができる複数のセンサコネクタと、センサコネクタと監視装置コネクタとの間にそれぞれ配置された複数のケーブル部分と、を有する分岐ケーブルをさらに備えることができ、各々のケーブル部分は、１つ以上の電気導体を備えている。ケーブル部分のうちの少なくともいくつかのケーブル部分の前記１つ以上の電気導体が、前記複数の生理学的センサのうちの１つ以上へと電力を供給することができる電源線、前記生理学的センサのうちの１つ以上から前記生理学的監視装置へと生理学的信号を送信することができる信号線、および前記電源線に電気の流れ経路をもたらしすることができる接地線を含むことができる。さらに、分岐ケーブルが、前記１つ以上の電気導体のうちの選択された電気導体に連絡した１つ以上の切り離し回路を有することができる。この１つ以上の切り離し回路は、前記生理学的センサのうちの１つ以上と前記生理学的監視装置との間で生理学的信号を伝えることができる。この１つ以上の切り離し回路は、前記生理学的センサを電氣的に切り離すことができ、前記接地線における接地ループの形成を実質的に防止するように構成されている。

10

20

30

40

50

【０００５】

特定の実施形態においては、パルス酸素濃度計とともに使用されるときに医療患者への電気ショックの恐れを軽減するための医療装置が、複数の生理学的センサを含んでいる。生理学的センサのうちの少なくとも１つが、脈動する血液を有する患者の生体組織に光を衝突させることができる光放射体を備えることができる。さらに、このセンサが、生体組織による減衰後の光に応答し、患者の生理学的特徴を表わす信号を生成することができる検出器を備えることができる。この医療装置が、前記複数の生理学的センサを生理学的監視装置へと接続することができる分岐ケーブルを備えることができる。分岐ケーブルは、前記生理学的センサのうちの１つとやり取りすることができる１つ以上の電気導体を各々が含んでいる複数のケーブル部分を含むことができる。１つ以上の切り離し回路を、分岐ケーブルに配置することができる。この１つ以上の切り離し回路が、前記１つ以上の電気導体のうちの選択された電気導体に連絡することができる。この１つ以上の切り離し回路が、前記生理学的センサのうちの１つ以上と前記生理学的監視装置との間で生理学的信号を伝えることができる。この１つ以上の切り離し回路が、前記生理学的センサを電氣的に切り離すことができる。

【０００６】

パルス酸素濃度計が使用されるときに医療患者への電気ショックの恐れを軽減する方法の種々の実施形態が、複数の生理学的センサを用意するステップを含むことができ、それら生理学的センサのうちの少なくとも１つが、医療患者の生体組織に光を衝突させることができる光放射体と、生体組織による減衰後の光に応答して、患者の生理学的特徴を表わす信号を生成することができる検出器とを備えている。この方法は、医療ケーブルアセンブリを用意するステップをさらに含むことができ、医療ケーブルアセンブリは、前記複数の生理学的センサと生理学的監視装置との間の通信を可能にする１つ以上の電気導体を有しており、前記複数の生理学的センサから前記生理学的監視装置へと医療患者の生理学的情報を表わす信号をもたらしすることができる。さらに、この方法は、医療ケーブルアセンブリに配置された１つ以上の切り離し回路を使用して、前記複数の生理学的センサを電氣的に切り離すステップを含むことができる。１つ以上の切り離し回路は、前記複数の生理学的センサおよび前記生理学的監視装置に連絡することができる。

【０００７】

本明細書の開示を要約する目的で、本発明の特定の態様、利点、および新規な特徴を説明した。本明細書に開示される本発明の任意の特定の実施形態において、必ずしもそのよ

うな利点のすべてを達成できなくてもよいことを、理解すべきである。すなわち、本明細書に開示される本発明を、本明細書に教示される１つの利点または一群の利点を達成または最適化するが、本明細書において教示または示唆されうる他の利点を必ずしも達成しないやり方で、具現化または実行してもよい。

【図面の簡単な説明】

【０００８】

以下で、さまざまな実施形態を、添付の図面を参照しつつ説明する。これらの実施形態は、あくまでも例として図示および説明され、本発明の技術的範囲を限定しようとするものではない。図面において、類似の要素は、類似の参照番号を有している。

【０００９】

10

【図１】生理学的監視システムの実施形態の斜視図を示している。

【００１０】

【図２Ａ】分岐ケーブルを有する典型的な生理学的監視システムのブロック図を示している。

【図２Ｂ】分岐ケーブルを有する典型的な生理学的監視システムのブロック図を示している。

【００１１】

【図３】複数のケーブルを有する生理学的監視システムの別の実施形態のブロック図を示している。

【００１２】

20

【図４】複数のケーブルを有する生理学的監視システムのさらに別の実施形態のブロック図を示している。

【００１３】

【図５Ａ】切り離し回路の実施形態を示している。

【図５Ｂ】切り離し回路の実施形態を示している。

【図５Ｃ】切り離し回路の実施形態を示している。

【００１４】

【図６Ａ】典型的な分岐ケーブルの側面図を示している。

【００１５】

【図６Ｂ】図６Ａの典型的な分岐ケーブルの底面図を示している。

30

【００１６】

【図７】典型的なセンサおよびケーブルアセンブリの斜視図を示している。

【００１７】

【図８Ａ】１つ以上の情報素子を備えている典型的なケーブルのブロック図を示している。

【図８Ｂ】１つ以上の情報素子を備えている典型的なケーブルのブロック図を示している。

【００１８】

【図８Ｃ】１つ以上の情報素子およびセンサと通信するための回路の実施形態を示している。

40

【００１９】

【図９】情報素子に保存することができるデータの典型的な形態のブロック図を示している。

【００２０】

【図１０】ネットワーク化された複数の生理学的監視装置を有している生理学的監視システムの実施形態を示している。

【００２１】

【図１１】典型的なケーブル管理プロセスの流れ図を示している。

【図１２】典型的なケーブル管理プロセスの流れ図を示している。

【００２２】

50

【図 1 3】典型的な患者背景管理プロセスの流れ図を示している。

【図 1 4】典型的な患者背景管理プロセスの流れ図を示している。

【発明を実施するための形態】

【0023】

多くの場合に、多数のセンサが、患者についての生理学的情報を生理学的監視装置へもたらすために、医療患者へと取り付けられる。特定の光学センサおよび音響センサなど、一部のセンサは、電源、信号、および接地の配線またはワイヤを有しているケーブルを使用して、監視装置とやり取りをする。これらの配線の 1 つ以上が、多数のセンサが患者へと取り付けられるときに電気ショックの危険を引き起こす可能性がある。例えば、接地線に電位が存在すると、接地ループが患者または接地線において形成され、望ましくない電流が接地線を介して患者を通過する可能性がある。電源の変動や除細動器などからのサージが、潜在的に、患者を傷つける可能性があり、監視装置またはセンサを傷める可能性がある。

10

【0024】

本明細書の開示において、接地ループおよび他の電流ループの形成を防止または実質的に防止するために使用することができる切り離し回路が説明される。このやり方で切り離し回路を使用することを、センサの絶縁、患者の絶縁、患者の保護、センサの切り離し、などの提供と称することができる。単一のケーブルを使用して一度に 1 つのセンサへと接続される現時点において入手可能な生理学的監視装置は、この切り離し回路を有さなくてもよい。これらの監視装置を 2 つ以上のセンサを受け付けるように更新することで、これらの監視装置に保護回路が追加されない限り、上述の感電の危険が生じる可能性がある。既存の単一センサの監視装置において、この回路の追加は、高価につく監視装置の内部部品の更新を必要とする可能性がある。新規な単一センサの監視装置については、切り離し回路を製造時に追加することが可能である。しかしながら、この手法は、装置において 1 つのセンサを使用することしか望まない購入者にとって、費用対効果に劣ると考えられる。

20

【0025】

したがって、特定の実施形態においては、切り離し回路が、医療ケーブルアセンブリに設けられる。医療ケーブルアセンブリは、いくつかの実施形態においては、生理学的監視装置のただ 1 つのセンサポートによって複数の生理学的センサと取り合う分岐ケーブルを備えている。好都合なことに、特定の実施形態において、医療ケーブルアセンブリが、患者への感電の危険を低減しつつ、多数のセンサを監視装置へと接続できるようにする。

30

【0026】

図 1 に目を向けると、医療患者を監視するための生理学的監視システム 100 の実施形態が示されている。生理学的監視システム 100 は、ケーブル 130 によってセンサアセンブリ 150 に接続された生理学的監視装置 110 を備えている。監視装置 110 は、センサパラメータや警報などを表示するため、およびユーザの入力を受け付けるための種々の視覚表示およびユーザ制御部 105 を備えている。センサアセンブリ 150 は、さまざまな生理学的センサのうちのいずれかを備えることができる。例えば、センサアセンブリ 150 は、血液の成分および関連のパラメータの測定を可能にする 1 つ以上の光学センサ、音響式の呼吸センサ、心電計センサ、などを備えることができる。

40

【0027】

より一般的には、センサアセンブリ 150 が、酸素飽和度、一酸化炭素ヘモグロビン (HbCO)、メトヘモグロビン (HbMet)、分画酸素、総ヘモグロビン (HbT/SpHb)、脈拍数、かん流指数、心電図による電気的な心機能、および血圧などといったさまざまな生理学的パラメータのうちの 1 つ以上を測定する 1 つ以上のセンサを備えることができる。測定することができる生理学的パラメータの他の例として、呼吸数、吸気時間、呼気時間、吸気 - 呼気比、吸气流、呼气流、1 回換気量、呼気終末 CO₂ (ETCO₂)、CO₂、分時拍出量、無呼吸継続時間、呼吸音、水泡音、ラ音、喘鳴、音量の減少または気流の変化などの呼吸音の変化、心拍、心音 (例えば、S1、S2、S3、S4、

50

および心雑音)、ならびに正常音から心雑音への変化または体液過剰を示す分裂心音などの心音の変化が挙げられる。

【0028】

いくつかの実施形態においては、センサアセンブリ150が、発光ダイオードなどの1つ以上の放射体を有している光学センサであってよい。放射体が、指、足、耳、などといった患者の生体組織に衝突する複数の波長の光を放射することができる。放射体が、不可視の放射線を放射してもよい。センサアセンブリ150は、患者の生体組織によって減衰させられた光を受信することができる1つ以上の検出器をさらに備えることができる。検出器が、検出される光に応答して生理学的信号を生成することができる。センサアセンブリ150は、これらの生理学的信号を、1つ以上の生理学的パラメータ(上述のパラメータのうちの或るパラメータ、など)を割り出すべく処理するために監視装置110へと提供することができる。そのようなセンサアセンブリ150の例が、「Multiple Wavelength Sensor Emitters」という名称の2006年3月1日付の米国特許出願公開第2006/0211924号に記載されており、この米国特許出願公開の開示は、その全体がここでの言及によって本明細書に援用される。

10

【0029】

ケーブル130が、センサアセンブリ150および監視装置110へと接続されている。いくつかの実施形態においては、ケーブル130が、2つ以上のケーブルまたはケーブルアセンブリを含んでいるが、ケーブル130が、ただ1つのケーブル130であってもよいことに注意すべきである。図示の実施形態においては、ケーブル130が、センサケーブル112および機器ケーブル114を含んでいる。センサケーブル114が、コネクタ133、151を介してセンサアセンブリ150へと直接的に接続され、機器ケーブル114が、コネクタ131によって監視装置110へと直接的に接続される。センサケーブル112が、コネクタ135、137を介して機器ケーブル114へと接続されている。

20

【0030】

特定の実施形態においては、センサケーブル112が、ただ1人の医療患者について使用され、当該患者について使用された後で処分される軽量で柔らかいケーブルである。対照的に、特定の実施形態の機器ケーブル112は、多数の患者について使用され、センサケーブル112よりも高い耐久性であってよい。例えば、機器ケーブル112は、センサケーブル112と比べてより太く、より固く、あるいはより重くてよい。好都合なことに、特定の実施形態においては、軽量で柔らかいというセンサケーブル112の特徴が、センサケーブル112を患者へと取り付けるためにより快適なものにする。例えば、指にセンサアセンブリ150が取り付けられている患者が、軽量のセンサケーブル112がセンサアセンブリ150へと取り付けられた状態で、自身の手をより容易に動かすことができる。しかしながら、ケーブル130の一部またはすべてが軽量かつ柔らかいならば、ケーブルの耐久性が低くなる可能性がある。したがって、ケーブル130の一部(例えば、機器ケーブル114)が、より重くなり、柔軟性に乏しくなる可能性があるものの、より丈夫であり、より高い耐久性を有している。したがって、機器ケーブル114を複数の患者に使用することができる一方で、センサケーブル112は、ただ1人の患者など、より少数の患者について使用可能である。

30

40

【0031】

図1の生理学的監視装置110は、ただ1つのセンサアセンブリ150に接続されて図示されているが、特定の実施形態においては、異なる生理学的パラメータを監視するセンサなど、複数のセンサへの接続が好都合かもしれない。例えば、生理学的監視装置110を、パルス酸素濃度計センサならびに呼吸数、心音、および関連のパラメータを測定する音響センサへと接続することができる。生理学的監視装置110に複数センサの機能をもたらすための1つのやり方は、監視装置とケーブル130との間に分岐ケーブルを用意することである(図2および6を参照)。分岐ケーブルは、生理学的監視装置110のシャーシに第2のケーブル130を受け入れるための第2のケーブルポートを作り付ける必要

50

を少なくし、あるいは皆無にする。結果として、分岐ケーブルを使用することで、コストを下げるができる。さらに、分岐ケーブルを使用することで、センサからの単独の配線の間のクロストークノイズを低減することができる。

【0032】

しかしながら、上述のように、生理学的監視装置110を分岐ケーブルなどを使用して複数のセンサからの入力を受け付けるように更新すると、センサ、ケーブル、および患者を経由する導電経路が形成される可能性があるため、ユーザの感電の危険が生じる可能性がある。例えば、音響センサが胸部に配置され、除細動器のパドルが音響センサに触れた場合に、電流のサージが、音響センサと第2のセンサとの間で患者に形成される導電経路を通り、生理学的監視装置110を通して放電される可能性がある。この電流サージが、患者を負傷させる可能性があり、監視装置110を傷める可能性がある。

10

【0033】

したがって、ケーブル130または取り付けられる分岐ケーブルの種々の実施形態が、患者の感電の危険を少なくするための1つ以上の切り離し回路（図示されていない）を備えることができる。各々の切り離し回路が、センサアセンブリ150を監視装置110から電氣的に切り離すことができ、あるいは複数のセンサアセンブリ150を切り離すことができる。電氣的な切り離しは、その通常の意味に加えて、導電経路を経つ（例えば、2つの導体の間に絶縁体を設けることによる）こと、または導体間の抵抗を大きくすることを意味することができる。電氣的な切り離しを、後述されるように、変圧器および/またはオプトラを使用して達成することができる。切り離し回路の電氣的な切り離しによって、有害な電流サージによる患者への害を、防止または軽減することができる。典型的な切り離し回路が、図2～6に関して後述される。

20

【0034】

ケーブル130または取り付けられる分岐ケーブルに切り離し回路を備えるほかに、ケーブル130または分岐ケーブルに他の回路を備えることが望ましいかもしれない。例えば、ケーブル130、分岐ケーブル、および/またはセンサアセンブリ150が、EEPROMなどのメモリデバイスであってよい1つ以上の情報素子（図示されていない）を備えることができる。一実施形態においては、情報素子が、ケーブル管理情報、患者背景情報、および/または生理学的情報を保存する。典型的な情報素子が、図6～14に関して後述される。

30

【0035】

図2Aおよび2Bが、複数のセンサアセンブリ250とやり取りする生理学的監視システム200A、200Bの実施形態を示している。生理学的監視システム200A、200Bの各々が、生理学的監視装置210、分岐ケーブル220、2本のケーブル230、および2つのセンサアセンブリ250を含んでいる。生理学的監視システム200A、200Bは、上述した生理学的監視システム100の特徴のすべてを備えることができる。

【0036】

図2Aの生理学的監視システム200Aにおいては、患者切り離し回路240aが、一方のケーブル230bに設けられている。図2Bの生理学的監視システム200Bにおいては、患者切り離し回路240bが、分岐ケーブル220bに設けられている。これらの患者切り離し回路240a、240bは、患者および/または生理学的監視システム200における接地ループの形成を、軽減または防止することができる。図示されていないが、切り離し回路を、一方または両方のセンサアセンブリ250に設けてもよい。

40

【0037】

生理学的監視装置210が、センサアセンブリ250a、250bに備えられたセンサから受信される生理学的情報を処理および出力する。特定の実施形態の生理学的監視装置210は、電力切り離し回路215、処理基板217、およびコネクタ219を備えている。電力切り離し回路215は、電源（電気のコンセントなど）から受け取られる電力（例えば、AC電力）と生理学的監視装置210の回路とを切り離す変圧器などであってよい。電力切り離し回路215は、電流スパイクによる生理学的監視装置210の他の構成

50

部品の損傷または患者の負傷を防止または実質的に防止する。生理学的監視装置 2 1 0 が他の供給源（電池など）から電力を受け取る実施形態においては、電力切り離し回路 2 1 5 を備えなくてもよい。

【0038】

特定の実施形態のプロセッサ 2 1 7 は、マイクロプロセッサ、デジタル・シグナル・プロセッサ、これらの組み合わせ、などである。プロセッサ 2 1 7 は、電力切り離し回路 2 1 5 から電力を受け取る。いくつかの実施例においては、プロセッサ 2 1 7 が、センサ 2 5 0 から受信される生理学的信号を処理し、処理済みの信号を表示装置、ストレージ装置、などへと出力する。さらに、プロセッサ 2 1 7 は、ケーブルまたはセンサに備えられる情報素子（例えば、メモリデバイス）と通信することができる。情報素子は、図 6 ~ 1 4 10

【0039】

コネクタ 2 1 9 は、ケーブルアセンブリを生理学的監視装置 2 1 0 へと接続するための物理的なインターフェイスを備えている。図 2 A および 2 B に示した実施形態においては、ただ 1 つのコネクタ 2 1 9 が設けられている。いくつかの実施例においては、追加のコネクタ 2 1 9 を備えてもよい。追加のコネクタ 2 1 9 を有する生理学的監視装置の一実施形態が、図 3 に関して後述される。

【0040】

いくつかの実施形態においては、1 つのコネクタ 2 1 9 を有する生理学的監視装置 2 1 0 が複数のセンサ 2 5 0 とやり取りできるように、分岐ケーブル 2 2 0 が設けられる。分岐ケーブル 2 2 0 は、分岐ケーブル 2 2 0 の監視装置コネクタ 2 2 1 によってコネクタ 2 1 9 と取り合う。分岐ケーブル 2 2 0 が 2 つのセンサ 2 5 0 とやり取りをする図示の実施形態においては、2 つの部位へと分岐している分岐ケーブル 2 2 0 のケーブル部分 2 2 2 が、おおむね「Y」字形などを形成している。すなわち、分岐ケーブル 2 2 0 が、Y 字ケーブルなどであってよい。分岐ケーブル 2 2 0 が、「Y」字形を形成して図示されているが、分岐ケーブル 2 2 0 について、他の構成および形状も使用可能である。例えば、分岐ケーブル 2 2 0 が、3 つ以上のセンサ 2 5 0 とのやり取りのために 3 つ以上のケーブル部分 2 2 2 へと分岐してもよい。

【0041】

ケーブル部分 2 2 2 が、監視装置コネクタ 2 2 1 および 2 つのケーブルコネクタ 2 2 3 へと接続されて図示されている。いくつかの実施形態においては、ケーブル部分 2 2 2 が 3 つ以上の部分へと分岐しており、3 つ以上のケーブルコネクタ 2 2 3 へとつながっている。さらに、いくつかの実施形態においては、分岐ケーブル 2 2 0 が、2 つ以上のセンサ 2 5 0 に直接つながる。

【0042】

分岐ケーブル 2 2 0 のいくつかの実施形態は、1 つ以上の配線、導体、またはワイヤを、ケーブルコネクタ 2 2 3 ごとに備えている。1 本の配線を、例えば 1 つ以上の心電計（ECG）センサとのやり取りのために設けることができる。例えば、光学センサまたは音響センサとのやり取りのために、ケーブルコネクタ 2 2 3 ごとに 2 本または 3 本の配線を備えてもよい。例えば、電源線、信号線、および接地線を含む 3 本の配線を備えることができる（図 4 および 5 を参照）。電源線が、センサ 2 5 0 に電力を供給し、信号線が、センサ 2 5 0 から信号を受信し、接地線が、電源線および / または信号線のための電気の戻り経路として機能する。いくつかの実施形態においては、センサ 2 5 0 の間のクロストーク干渉を軽減するために、1 つのセンサ 2 5 0 a から到来する配線のうちの 1 つ以上が、別のセンサ 2 5 0 b から到来する配線のうちの 1 つ以上から所定の距離に配置される。さらに、1 つ以上の電磁シールド層および / または絶縁層を、クロストークの低減を助けるために設けることができる。異なるセンサからの配線を、監視装置 2 1 0 へと電氣的につながらる共有の配線へとまとめることができ、別々のセンサが共有の配線によって通信を行うことができるようにするために、何らかの形態の多重化を使用することができる。

【0043】

10

20

30

40

50

ケーブル 230 a、230 b は、図示の実施形態においては、ケーブルコネクタ 231 を介して分岐ケーブル 220 と取り合う。特定の実施形態においては、各々のケーブル 230 が、ケーブル部分 232 およびセンサ 250 へとつながるセンサコネクタ 233 をさらに備えている。ケーブル部分 232 は、いくつかの実施形態においては、センサ 250 との通信のための 1 つ以上の配線またはワイヤを備えている。例えば、上述の典型的な分岐ケーブル 220 の電源線、センサ線、および接地線に対応する電源線、センサ線、および接地線を備えることができる。

【0044】

一実施形態においては、ケーブル 230 のうちの 1 つが、切り離し回路 240 a を備えている。例えば、図 2 A においては、切り離し回路 240 a が、ケーブル 230 b のケーブル部分 232 に示されている。切り離し回路 240 a を、ケーブルコネクタ 231 またはセンサコネクタ 233 あるいはコネクタ 231、233 のうちの 1 つ以上および / またはケーブル部分 232 の組み合わせに配置してもよい。別の典型的な実施形態において、図 2 B が、切り離し回路 240 b を分岐ケーブル 220 b の一方のケーブル部分 222 に備えることができる旨を示している。切り離し回路 240 b を、監視装置コネクタ 221 またはセンサコネクタ 223 あるいはケーブル部分 222 および / またはコネクタ 221、223 のうちの 1 つ以上の組み合わせに配置してもよい。

【0045】

他の実施形態においては、複数の切り離し回路 240 を、ケーブル 230 のうちの 1 つ以上および / または分岐ケーブル 220 に設けてもよい。とくには、一実施形態において、N 本のケーブル 230 (あるいは、N 個のコネクタ 223 を有する 1 本の分岐ケーブル 220) が設けられる場合に、N - 1 個の切り離し回路 240 が、N - 1 本のケーブル 230 または分岐ケーブル 220 の種々の部分に設けられる。

【0046】

特定の実施形態の切り離し回路 240 は、センサ 250 を生理学的監視装置 210 から電氣的に切り離す。さらに、特定の実施形態において、切り離し回路 240 は、或るセンサ (例えば、センサ 250 b) を他のセンサ (例えば、センサ 250 a) から電氣的に切り離すことができる。切り離し回路 240 は、変圧器、オプトカブラ、DC - DC コンバータ、スイッチングコンバータ、などであってよく、あるいは上記の組み合わせであってよい。さらに、切り離し回路 240 は、1 つ以上の光ファイバを備えることができる。例えば、光ファイバを信号線の代わりに使用することができる。切り離し回路 240 のさらに詳細な実施形態が、図 4 および 5 に関して後述される。

【0047】

センサ 250 が、ケーブル 230 のセンサコネクタ 233 に接続される。一実施形態においては、センサ 250 のうちの 1 つが、複数波長の酸素濃度センサなどの光学センサである。一実施形態においては、他のセンサ 250 が音響センサである。さらに、センサ 250 は、2007 年 3 月 8 日付の「Multi-parameter Physiological Monitor」という名称の米国特許仮出願第 60 / 893,853 号 (その開示の全体が、ここでの言及によって本明細書に援用される) に記載のセンサなど、ECG 信号も監視する音響センサであってよい。多数の他の種類のセンサ 250 も、1 つ以上の生理学的パラメータを監視するために使用することができる。

【0048】

図 3 は、複数のケーブル 230 を有する生理学的監視システム 300 の他の実施形態を示している。生理学的監視システム 300 は、上述した生理学的監視システム 100、200 の特徴のうちの特定の特徴を有することができる。例えば、上述した生理学的監視システム 200 と同様に、生理学的監視システム 300 は、生理学的監視装置 310、2 本のケーブル 230、および 2 つのセンサ 250 を含んでいる。生理学的監視システム 300 においては、切り離し回路 240 が、一方のケーブル 230 b に設けられている。

【0049】

生理学的監視装置 210 と同様に、生理学的監視装置 310 は、電力切り離し回路 21

10

20

30

40

50

5 およびプロセッサ 2 1 7 を備えている。しかしながら、生理学的監視装置 2 1 0 と異なり、生理学的監視装置 3 1 0 は、分岐ケーブルを使用することなく 2 本のケーブルと直接的に取り合うために 2 つのコネクタ 3 1 9 を備えている。生理学的監視装置 3 1 0 においてセンサ 2 5 0 を 1 つだけしか使用しないユーザにとってコストを節約するために、切り離し回路 2 4 0 は、生理学的監視装置 3 1 0 には設けられない。代わりに、切り離し回路 2 4 0 を、生理学的監視装置 3 1 0 と一緒に使用することができる個別のケーブル 2 3 0 b に設けることができる。

【0050】

例えば、或る時点において、ユーザは、1 つのケーブル 2 3 0 a およびセンサ 2 5 0 a を生理学的監視装置 3 1 0 において使用することができる。1 つのセンサ 2 5 0 a しか使用されていないため、患者において接地または他の電流ループが形成される可能性は低い。後にユーザがさらなるセンサ 2 5 0 の使用を希望する場合に、ユーザは、切り離し回路 2 4 0 を有するケーブル 2 3 0 b を入手することができる。ケーブル 2 3 0 b を使用することで、ユーザは、有益なことに、生理学的監視装置 3 1 0 の内部部品の改修を行うことなく、生理学的監視装置 3 1 0 を使用し続けることができる。

10

【0051】

図 4 は、複数のケーブル 4 3 0 を有する生理学的監視システム 4 0 0 の別の実施形態を示している。生理学的監視システム 4 0 0 は、上述した生理学的監視システム 1 0 0、2 0 0、3 0 0 の特徴のうちの特定の特徴を有することができる。例えば、上述した生理学的監視システムと同様に、生理学的監視システム 4 0 0 は、生理学的監視装置 4 1 0、2 本のケーブル 4 3 0、および 2 つのセンサ 4 5 0 を含んでいる。図 4 に関して説明される特徴は、複数のケーブルの代わりに分岐ケーブルを有する監視システムにも適用可能である。

20

【0052】

図示の実施形態においては、ケーブル 4 3 0 が、生理学的監視装置 4 1 0 およびセンサ 4 5 0 へと接続されて示されている。生理学的監視装置 4 1 0 のコネクタ 4 1 9 が、ケーブル 4 3 0 のコネクタ 4 3 1 につながり、ケーブルのコネクタ 4 3 3 が、センサ 4 5 0 のコネクタ 4 5 1 につながる。ケーブル部分 4 3 2 が、各々のケーブルのコネクタ 4 3 1、4 3 3 の間を延びている。

【0053】

ケーブル 4 3 0 a が、コネクタ 4 3 1 からコネクタ 4 3 3 まで延びる電源線 4 6 2 a、接地線 4 6 4 a、および信号線 4 6 6 a を備えている。これらの線が、生理学的監視装置 4 1 0 のコネクタ 4 1 9 a およびセンサ 4 5 0 a のコネクタ 4 5 1 a の対応する電源、接地、および信号の各線との電気的な接続を形成する。同様に、ケーブル 4 3 0 b が、電源線 4 6 2 b、接地線 4 6 4 b、および信号線 4 6 6 b を備えている。これらの線が、生理学的監視装置 4 1 0 のコネクタ 4 1 9 b の対応する電源、接地、および信号の各線との電気的な接続を形成する。さらに、これらの線は、コネクタ 4 3 1 から切り離し回路 4 4 0 まで延びている。電源線 4 7 2、接地線 4 7 4、および信号線 4 7 6 が、切り離し回路 4 4 0 からコネクタ 4 3 1 まで延び、センサ 4 5 0 b のコネクタ 4 5 1 b の対応する電源、信号、および接地の各線との電気的な接続を形成している。さらに、ケーブル部分 4 3 2 は、1 つ以上の電気絶縁およびシールドの層、材料、またはフィラーを含むことができる。図示はされていないが、ケーブル 4 3 0 a、4 3 0 b のうちの 1 つ以上が、情報素子との通信のための 1 つ以上の通信線をさらに備えてもよい。

30

40

【0054】

図示の実施形態においては、接地線 4 6 4 a が、生理学的監視装置 4 1 0 において配線 4 6 4 c を介して接地線 4 6 4 b へと接続されている。両方のセンサ 4 5 0 が患者へと配置されたとき、接地線 4 6 4 a および 4 7 4 b も、破線 4 8 4 によって図示されているように、患者を介して電気的に連絡する可能性がある。ケーブル 4 3 0 のいずれかに切り離し回路 4 4 0 が存在しない場合、例えば線 4 6 4 a、4 6 4 b、4 6 4 c、および 4 7 4 における電位の差に起因して、線 4 6 4 a、4 6 4 b、4 6 4 c、4 7 4、および 4 8 4

50

を巡って接地ループ（太線で図示されている）が形成される可能性がある。太線では示していないが、場合によっては、電源線 4 6 2 a、4 6 2 b、4 7 2 または信号線 4 6 6 a、4 6 6 b、4 7 6 においても電流ループが形成される可能性がある。

【0055】

好都合なことに、特定の実施形態において、切り離し回路 4 4 0 が、電源線 4 6 2 b、4 7 2、信号線 4 6 4 b、4 7 4、あるいは接地線 4 6 4 b、4 7 4 の 1 つ以上を切り離すことによって、接地または他のループの形成の恐れを少なくする。どのように切り離し回路 4 4 0 によって 1 つ以上の配線を切り離すことができるのかを説明するさらに詳細な実施形態が、図 5 A ~ 5 C および図 8 C に関して後述される。

【0056】

切り離し回路が 1 つだけ示されているが、他の実施形態においては、1 つのケーブル 4 3 0 に複数の切り離し回路を設けることができる。例えば、第 1 の切り離し回路を、電源線 4 6 2 b および接地線 4 6 6 b へと接続することができ、第 2 の切り離し回路を、信号線 4 6 4 b および接地線 4 6 6 b へと接続することができる。さらには、特定の実施形態においては、各々のケーブル 4 3 0 a、4 3 0 b に切り離し回路が存在してもよい。

【0057】

図 5 A が、本明細書に記載の任意の実施形態において使用するために適した切り離し回路 5 4 0 a のより詳細な実施形態を示している。切り離し回路 5 4 0 a は、上述した切り離し回路 2 4 0、3 4 0、および 4 4 0 のすべての特徴を備えることができる。例えば、切り離し回路 5 4 0 a を、分岐ケーブルまたは医療ケーブルなどの医療ケーブルアセンブリに備えることができ、あるいはセンサアセンブリに備えることができる。切り離し回路 5 4 0 a は、電気信号を切り離し、接地または他の導電ループの形成を防止または軽減することができ、複数センサの生理学的監視システムにおいて電流サージに対する保護を達成することができる。

【0058】

切り離し回路 5 4 0 a が、破線の内側に示されている。種々の実施形態の切り離し回路 5 4 0 a が、信号線 5 6 2 a、電源線 5 6 6 a、および接地線 5 6 4 a を受け入れる。これらの線を、生理学的監視装置（図示されていない）へと接続することができる。さらには、切り離し回路 5 4 0 a は、センサ（図示されていない）へと接続することができる信号線 5 7 2 a、電源線 5 7 6 a、および接地線 5 7 4 a を受け入れる。

【0059】

一実施形態においては、電源線 5 6 6 a が、生理学的監視装置から切り離し回路 5 4 0 a へと電力を供給し、切り離し回路 5 4 0 a が、電源線 5 7 6 a を介してセンサへと電力をもたらす。信号線 5 7 2 a が、センサからの生理学的信号を切り離し回路 5 4 0 a へともたらし、切り離し回路 5 4 0 a が、生理学的信号を信号線 5 6 2 a を介して監視装置へともたらし、接地線 5 6 4 a および 5 7 4 a は、それぞれの信号線 5 6 2 a、5 7 2 a および電源線 5 6 6 a、5 7 6 a のための戻りの経路として機能する。

【0060】

切り離し回路 5 4 0 a は、いくつかの実施例においては、オプトカブラ 5 4 2 a および変圧器 5 4 4 a を備えている。オプトカブラ 5 4 2 a は、センサ線 5 7 2 a から生理学的信号を受信し、それらの信号を例えばフォトダイオード 5 4 6 a およびフォトランジスタ 5 4 8 a を使用して光学的にセンサ線 5 6 2 a へと供給する。信号が光学的に伝達されるため、特定の実施形態においては、信号線 5 6 2 a、5 7 2 a の間に電気的な接触が存在しない。同様に、変圧器 5 4 4 a は、電源線 5 6 6 a からの電力を電源線 5 7 6 a へと、線 5 6 6 a、5 7 6 a の間に電気的な接触を存在させずに供給する。相互のインダクタンスによって、電磁エネルギーが、変圧器 5 4 4 a の一方の巻線 5 5 0 a から他方の巻線 5 5 2 a へと移される。信号が相互のインダクタンスを使用して伝達されるため、電源線 5 6 6 a、5 7 6 a の間に電気的な接触が存在しない。

【0061】

特定の実施形態においては、電源線 5 6 6 a、5 7 6 a および信号線 5 6 2 a、5 7 2

10

20

30

40

50

aが電氣的に切り離されているため、接地線564a、574aも、電氣的に切り離すことができる。図示のとおり、オプ्टカブラ542aの監視装置側の接地線543aが、接地線564aへとつながり、オプ्टカブラ542aのセンサ側の接地線553aが、接地線574aへとつながっている。結果として、患者において接地ループが形成される恐れを、軽減または排除することができる。

【0062】

切り離し回路540aについて、多数の他の構成を使用することが可能である。例えば、第2のオプ्टカブラ542aを、変圧器544aの代わりに使用することができ、あるいは第2の変圧器544aを、オプ्टカブラ542aの代わりに使用することができる。加えて、或る種のDC-DCコンバータまたはスイッチングコンバータを、オプ्टカブラ542aまたは変圧器544aの代わりに使用してもよい。あるいは、1つ以上の光ファイバを使用してもよい。

10

【0063】

さらには、1つ以上の光ファイバを、オプ्टカブラ542aまたは変圧器544aの代わりに使用することができる。光ファイバは、電気信号ではなくて光信号を伝達するため、特定の実施形態において光ファイバを使用することは、有益なことに、患者における接地ループの形成の可能性を少なくする。一典型的な実施形態においては、図5Aのオプ्टカブラ542aが光ファイバで置き換えられるが、変圧器544aが、依然として切り離し回路540aに備えられる。光ファイバによれば、信号線を通して信号を伝達しつつ、信号線に電流を通さないようにすることができる。さらには、光ファイバが複数のセンサの信号線に使用される場合に、光ファイバは、信号線間のクロストーク干渉を少なくすることもできる。

20

【0064】

図5Bは、切り離し回路540bを含む回路500Bの実施形態を示している。切り離し回路540bは、上述した切り離し回路240、340、および440のすべての特徴を備えることができる。例えば、切り離し回路540bを、分岐ケーブルまたは医療ケーブルなどの医療ケーブルアセンブリに備えることができ、あるいはセンサアセンブリに備えることができる。

【0065】

切り離し回路540bが、監視装置へと接続された信号線562bをセンサへと接続された信号線572bから切り離すものとして示されている。図示の実施形態においては、切り離し回路540bが、アナログオプ्टカブラである。切り離し回路540bは、フィードバック制御のために、送信側フォトダイオード541および2つの受信側フォトダイオード545a、545bを備えている。

30

【0066】

送信側フォトダイオード541が、信号線572bからフィードバック回路557（後述）を介して生理学的信号を受信する。送信側フォトダイオード541は、生理学的信号を両方の受信側フォトダイオード545a、545bへと送信する。受信側フォトダイオード545bは、自身が送信側フォトダイオード541から受信する信号を、信号線562bによって監視装置へと送信する。受信側フォトダイオード545aは、自身が受信した信号をフィードバック回路557へと送信する。

40

【0067】

多くのダイオードは、ダイオードの非線形性およびドリフト性ゆえに、本質的に不安定である。そのような不安定の結果として、送信側フォトダイオード541によって生成される信号が、信号線572bによってセンサからもたらされる信号に対応しない可能性がある。そこで、受信側フォトダイオード545aを、受信した信号をフィードバック回路557へともたらすためのフィードバックダイオードとして使用することができる。

【0068】

フィードバック回路557は、送信側フォトダイオード541および受信側ダイオード545aの信号の間の差に少なくとも部分的にもとづいて送信側フォトダイオード541

50

へと供給される当該フィードバック回路の出力を調節する増幅器などを備えることができる。このようにして、フィードバック回路 557 は、フィードバックダイオードまたは受信側ダイオード 545 a からのフィードバックによって送信される信号の誤差を補正することができる。

【0069】

図 5 C は、切り離し回路 540 c を含んでいる回路 500 C の別の実施形態を示している。切り離し回路 540 c は、上述した切り離し回路 240、340、および 440 のすべての特徴を備えることができる。例えば、切り離し回路 540 c を、分岐ケーブルまたは医療ケーブルなどの医療ケーブルアセンブリに備えることができ、あるいはセンサアセンブリに備えることができる。

10

【0070】

切り離し回路 540 c が、監視装置へと接続された電源線 566 c をセンサへと接続された電源線 576 c から切り離すものとして示されている。切り離し回路 540 c を、いくつかの実施形態においては、図 5 B の切り離し回路 540 b と一緒に使用することができる。例えば、切り離し回路 540 b、540 c を、同じ回路基板上に設けることができる。切り離し回路 540 b と同様に、切り離し回路 540 c は、切り離し回路 540 c の出力を動的に補正または制御するために、フィードバックを使用する。

【0071】

図示の実施形態の切り離し回路 540 c は、2つの一次巻線 550 c、551 c と1つの二次巻線 552 c とを有するフライバック変圧器である。一次巻線 550 c が、電源線 566 c から電力 (VIN) を受け取る。スイッチング電源 560 も、電源線 566 c から電力 (VIN) を受け取る。一実施形態においては、スイッチング電源 560 が、DC-DC コンバータなどである。電源 560 のスイッチピン 562 を、電力 (VIN) が一次巻線 550 c を循環できるようにするために有効にし、あるいは他の方法で作動させることができる。スイッチピン 562 は、電力を所定のデューティサイクルに従ってオンオフすることができる。後述のように、安定または比較的安定なデューティサイクルを維持するために、フィードバックを使用することができる。

20

【0072】

一次巻線 550 c が通電されているとき、一次巻線 550 c は、自分自身および変圧器の鉄心 563 にエネルギーを蓄えることができる。誘導結合により、このエネルギーを、二次巻線 552 c および一次巻線 551 c へと放出することができる。巻線 552 c、551 c の極性 (巻線上の点で示されている) は、エネルギーの伝達を促進するために同じであってよい。同様に、巻線 552 c、551 c の極性が、巻線 550 c の極性と異なってもよい。

30

【0073】

上述したフィードバック用の受信側フォトダイオード 545 a と同様に、一次巻線 551 c が、特定の実施形態においてフライバック巻線として機能し、受け取った電力をフィードバック信号として送信する。整流器 565 が、一次巻線 551 c から受け取られる電力を整流し、電源 560 のフィードバックピン 566 へとフィードバック電力 VFB をもたらす。その結果、電源 560 が、受信されるフィードバック電力 VFB と送信電力 VIN との間の差を使用して、送信される電力の誤差を補償するために VIN を調節することができる。例えば、電源 560 は、誤差に少なくとも部分的にもとづいて、上述のデューティサイクルを調節することができる (例えば、VFB が低い場合にデューティサイクルを大きくし、あるいはその反対を行う)。このフライバック動作は、切り離し回路 540 c の負荷条件の変化にかかわらず、安定または実質的に安定な電力のデューティサイクルを好都合に維持することができる。

40

【0074】

二次巻線 550 c が、リニア電源 570 へと出力をもたらしことができ、リニア電源 570 が、いくつかの機能の中でもとりわけ、受け取った電力を整流することができる。リニア電源 570 は、センサへの伝達のための電源線 576 c へと電力を供給することがで

50

きる。

【0075】

図6Aおよび6Bが、典型的な分岐ケーブル620を示している。図6Aが、分岐ケーブル620の側面図を示している一方で、図6Bが、分岐ケーブル620の底面図を示している。分岐ケーブル620は、ハウジング607を備えており、ハウジング607が、想像線で示されている切り離し回路を有する回路基板640を備えている。さらにハウジング607は、やはり想像線で示されている配線642を、回路基板640ならびに分岐ケーブル620の第1のケーブル部分630a、630bおよび第2のケーブル部分622に連絡させて備えている。また、ハウジング607は、第2のケーブル部分622に接続されて図示されており、第2のケーブル部分622が、コネクタ621につながっている。一実施形態においては、コネクタ621が、分岐ケーブル620を生理学的監視装置へと接続するために使用される。

10

【0076】

さらに、分岐ケーブル620のハウジング607は、コネクタ631を介して一方の第1のケーブル部分630aへとつながる。もう一方の第1のケーブル部分630bは、図示の実施形態においては、分岐ケーブル620のハウジング607へと一体に結合させられている。一実施例においては、分岐ケーブル620およびケーブル630bが、ただ1つのセンサから生理学的情報入手するために使用され、ケーブル630aを、追加のセンサからの生理学的情報を得るために、分岐ケーブル620へと追加することができる。別の実施形態においては、第1のケーブル部分630bがハウジング607へと一体には取り付けられておらず、代わりに第2のコネクタを使用してハウジングへと取り付けられることに、注意すべきである。あるいは、両方の第1のケーブル部分630が、ハウジング607と一体であってよい。

20

【0077】

回路基板640が、両方の第1のケーブル部分630a、630bおよび第2のケーブル部分622と取り合う。回路基板640は、例えば、全体として切り離し回路として実現される1つ以上の集積回路またはディスクリートな回路部品を備えることができる。さらに、回路基板640は、種々の形態のデータを保存するための1つ以上の情報素子を備えることができる。

【0078】

30

図7に目を向け、ケーブルアセンブリ730のさらなる実施形態を説明する。図1に関して上述したように、いくつかの実施形態において、2つの別々のケーブルを有するケーブルアセンブリを用意することができる。それらの別々のケーブルは、センサケーブル712および機器ケーブル714を含むことができる。一実施形態においては、センサケーブル712が、医療患者へのセンサの快適な取り付けを促進するように構成された短くて軽量のケーブルである。特定の実施形態においては、機器ケーブル714が、センサケーブル712と監視装置との間の長持ちするインターフェイスとして機能するより重たくて頑丈なケーブルである。センサケーブル712および機器ケーブル714は定期的に交換することができる。特定の実施形態においては、定期的な交換が、幅広くさまざまな理由で好都合である。例えば、ケーブルが汚れたり、あるいは傷んだりして、ケーブルの不具合、不正確な結果、または患者の交差汚染を引き起こす可能性がある。

40

【0079】

さらには、1つ以上の切り離し回路または情報素子(図7および8を参照)を、特定の実施形態において、ケーブルアセンブリ730へと組み込むことができる。情報素子は、ケーブルアセンブリおよびケーブルアセンブリへと接続された装置の使用に関するケーブル管理情報を保存することができる。さらに、情報素子は、患者の特定および病院の部門間の患者の移動(フロー)に関する患者背景情報を保存することで、病院全体における患者の推移を追跡できるようにすることができる。患者背景情報の例は、2006年12月4日付の「Physiological Alarm Notification System」という名称の米国特許出願第11/633,656号にさらに詳しく説明され

50

ており、この米国特許出願の全体が、ここでの言及によって本明細書に援用される。さらには、情報素子が、いくつかの実施例においては、生理学的情報を保存することができる。

【0080】

再び図7を参照すると、センサケーブル712が、センサアセンブリ750へと接続されて示されている。センサケーブル712は、細長い形状を有している可撓なケーブル部分732と、センサアセンブリ750と取り合うためのコネクタ751と、機器ケーブル714と取り合うためのコネクタ737とを備えることができる。一実施形態において、ケーブル部分732の可撓な性質は、患者が可撓なセンサケーブル712が取り付けられた状態でより容易に動くことができるため、患者をより快適にできるように設けられている。

10

【0081】

図示の典型的な機器ケーブル714は、細長い形状を有している堅固または比較的剛である耐久性のあるケーブル部分734と、センサケーブル712と取り合うためのコネクタ735と、生理学的監視装置と取り合うためのコネクタ731とを備えている。種々の実施形態の機器ケーブル714は、患者へと直接接続されるわけではないため、機器ケーブルのケーブル部分734は、センサケーブルのケーブル部分732よりも低い可撓性（および、より高い耐久性）であってよく、機器ケーブル714の寿命を延ばすことができる。

【0082】

切り離し回路および/または情報素子を、センサケーブル712、機器ケーブル714、または両方に備えることができる。切り離し回路および/または情報素子を、コネクタ737、751、735、または731のいずれかに配置することができ、あるいはいずれかのケーブル部分732、734に配置することができる。他の実施形態においては、1つ以上の情報素子を、上述の分岐ケーブルのいずれかに備えることができる。別の実施形態においては、センサケーブル712が、分岐ケーブルであってよい。

20

【0083】

図8Aおよび8Bが、生理学的監視システム800の典型的なレイアウトを示している。図8Aおよび8Bが、種々の情報素子860、862、および864を示している。情報素子860、862、および864を、ケーブル管理情報、患者背景情報、および/または生理学的情報を保存するために使用することができる。図示はされていないが、情報素子860、862、および864を、上述した分岐ケーブルの実施形態において使用することも可能である。さらに、切り離し回路を、図8Aおよび8Bのケーブルに備えることができる。

30

【0084】

図8Aを参照すると、生理学的監視システム800Aが、機器ケーブル814およびセンサケーブル812を介してセンサ850と通信する生理学的監視装置810を備えている。情報素子860が、センサケーブル812に備えられている。

【0085】

生理学的監視装置810は、機器ケーブル814のコネクタ831と対をなすコネクタ819を使用して、機器ケーブル814と取り合う。次いで、機器ケーブル814は、機器ケーブル814のコネクタ835およびセンサケーブル812の対応するコネクタ837を介してセンサケーブル812と取り合う。次に、センサケーブル812は、コネクタ833およびセンサ850の対応するコネクタ851を介してセンサ850につながる。別の実施形態においては、センサケーブル812が、分岐ケーブルであってよい。

40

【0086】

図示の実施形態においては、情報素子860が、コネクタ837に位置している。情報素子860について、他の配置も可能である。例えば、情報素子860を、センサケーブルのケーブル部分832またはコネクタ833など、センサ850またはセンサケーブル812のどこかに配置することができる。さらに、情報素子860を、機器ケーブル81

50

4 に配置することも可能であり、あるいは各々のケーブル 8 1 2、8 1 4 に 1 つずつ、またはそれ以上など、2 つ以上の情報素子 8 6 0 を使用してもよい（例えば、図 8 を参照）。

【0087】

情報素子 8 6 0 は、幅広くさまざまな情報素子のうちの任意の 1 つ以上を含むことができる。一実施形態においては、情報素子 8 6 0 が、例えば消去可能なプログラマブル読み出し専用メモリ（「E P R O M」）など、不揮発性の情報素子である。本明細書において使用されるとき、「E P R O M」は、「E E P R O M」または「E P R O M」と一般的に称されるデバイスや、電力が加えられなくても自身の内容を保持することができる任意の種類の電子デバイスおよび／または再プログラミングが可能な種類のデバイスなど、当業者にとって公知のこの用語の幅広い通常の意味を含む。一実施形態においては、情報素子が、例えば抵抗値、インピーダンス値、インダクタンス値、および／または容量値、あるいはこれらの組み合わせなど、センサに関連付けられたインピーダンス値である。さらに、ケーブルの情報素子を、D a l l a s S e m i c o n d u c t o r などから市販されているものなど、多接点単線情報素子または他のデバイスなど、トランジスタネットワーク、メモリチップ、フラッシュデバイス、または他の識別デバイスなど、能動回路によってもたらすことができる。さらに、情報素子は、ランダムアクセスメモリ（R A M）、読み出し専用メモリ（R O M）、またはこれらの組み合わせであってよい。

10

【0088】

一実施形態においては、生理学的監視装置 8 1 0 が、シリアル伝送線 8 4 0 を介して情報素子 8 6 0 と通信する。一実施形態においては、シリアル伝送線 8 4 0 がマルチドロップバスであるが、他の実施形態においては、シリアル伝送線 8 4 0 が、単線バス、S C S I バス、または他の形態のバスである。生理学的監視装置 8 1 0 は、ひとたび自身がセンサケーブル 8 1 2 に接続されたと判断すると、情報素子 8 6 0 と信号の送受信を行い、ケーブル管理情報および／または患者背景情報にアクセスする。あるいは、生理学的監視装置 8 1 0 は、ユーザ（例えば、臨床家）から要求されるまでは、情報素子 8 6 0 へのアクセスを行わない。さらに、生理学的監視装置 8 1 0 は、情報素子 8 6 0 に自動的にアクセスしても、あるいはユーザの要求に応答して情報素子 8 6 0 にアクセスしてもよい。

20

【0089】

情報素子 8 6 0 に保存することができるケーブル管理情報として、ケーブルの使用、センサの使用、および／または監視装置の使用についての情報を挙げることができる。ケーブルの使用データとして、例えば、ケーブルのこれまでの使用時間についての情報（生理学的監視装置 8 1 0 が、センサケーブル 8 1 2 の寿命の終わりが近いかどうかを判断することができる）を挙げることができる。センサの使用データとしては、例えば、どのセンサがどれくらい長くセンサケーブル 8 1 2 に取り付けられているのかについての情報、などを挙げることができる。同様に、監視装置の使用データとして、例えば、どの監視装置がどれくらい長くセンサケーブル 8 1 2 に取り付けられているのかについての情報、などを挙げることができる。ケーブル管理情報のさらに詳しい例は、図 9 に関して後述される。

30

【0090】

情報素子 8 6 0 に保存することができる患者背景情報として、患者識別データおよび患者フローデータを挙げることができる。一典型的な実施形態においては、患者識別データが、少なくとも患者の名前および 1 つ以上の識別番号を含んでいる。患者フローデータは、例えば、患者が滞在した部門、各部門での滞在時間、および患者へと接続された装置に関する詳細を含むことができる。患者背景情報のさらに詳しい例も、やはり図 9 に関して後述される。

40

【0091】

好都合なことに、特定の実施形態においては、生理学的監視装置 8 1 0 が、種々の実施形態のケーブル管理情報を、ケーブルの不具合を防止するためにいつケーブルを交換するかを判断するために使用する。また、生理学的監視装置 8 1 0 は、センサ 8 5 0 および生

50

理学的監視装置 8 1 0 の使用を追跡記録するために情報素子 8 6 0 を使用することができる。生理学的監視装置 8 1 0 のいくつかの実施例が、図 9 に関してさらに詳しく後述されるように、生理学的監視装置 8 1 0 によってケーブル管理情報の一部またはすべてを中央の看護師室または臨床家のエンドユーザデバイスへと送信することを可能にする。いくつかの実施例においては、生理学的監視装置 8 1 0 または中央の看護師室が、ケーブルの不具合に近いことをユーザに知らせる警報を、エンドユーザデバイスへと送信する。例えば、臨床家が、携帯情報端末 (P D A)、ポケットベル、などにて警報の通知を受け取ることができ、これによって臨床家が、不具合の発生前にケーブルを交換することができる。また、臨床家がケーブルを患者について識別するうえで助けとなるように、識別情報を含む患者背景情報も警報とともに提供することができる。

10

【 0 0 9 2 】

さらに、生理学的監視装置 8 1 0 は、ケーブル管理情報および / または患者背景情報の一部またはすべてを、中央のサーバ (例えば、図 1 0 を参照) へと送信することができる。中央のサーバ上の在庫管理ソフトウェアが、この情報を使用し、ケーブルの在庫が少なくなった時点または他の時点で、新しいケーブルを前もって注文することができる。

【 0 0 9 3 】

さまざまなセンサ 8 5 0 および生理学的監視装置 8 1 0 を、同じセンサケーブル 8 1 2 へと取り付けることができる。したがって、ケーブル管理情報は、どのセンサ 8 5 0 および生理学的監視装置 8 1 0 がケーブル 8 1 2 へと取り付けられたか、どれくらい長く取り付けられたか、などについてのリストを含むこともできる。また、生理学的監視装置 8 1 0 が、この情報を追跡記録し、あるいは日誌化するために、この情報を中央のサーバへと提供してもよい。このように、いくつかの実施形態においては、ケーブル管理情報が、患者の監視の数的指標を導出するために使用され、これらの数的指標を病院の作業の監視または改善のために分析することができる。例えば、病院は、ケーブルの交換時期を判断し、あるいはケーブルの不適切な使用がないかどうかを判断し、あるいは不適切な使用によってケーブルを傷めていないかどうかを判断するために、これらの数的指標を使用することができる。

20

【 0 0 9 4 】

いくつかの実施形態において、患者背景情報は、センサケーブル 8 1 2 を特定の患者に特定することも可能にする。いくつかの実施形態のセンサケーブル 8 1 2 は、患者が病院内を移動するときに患者とともに移動する可能性があるため、センサケーブル 8 1 2 が異なる監視装置 8 5 0 へと取り付けられたときに、情報素子 8 6 0 に保存されたデータを、新しい監視装置 8 5 0 へと転送することができる。このようにして、患者が病院にとどまり、あるいは退院しているときに、特定の実施形態の情報素子 8 6 0 は、病院が作業の監視または改善に使用することができる患者フローデータを有することができる。複数の患者のフローデータを、例えば、所与の時点において特定の部門に滞在している患者の数ならびにそれらの患者の滞在中に使用される設備を割り出すために使用することができる。この情報を知ることによって、病院は、病院のリソースを種々の部門間により効率的に割り振るために、設備の在庫および人員の割り当てを調節することができる。

30

【 0 0 9 5 】

図 8 B は、監視システム 8 0 0 B の別の実施形態を示している。監視システム 8 0 0 B は、好ましくは、監視システム 8 0 0 A のすべての特徴を備えており、さらに機器ケーブル 8 1 4 の情報素子 8 6 2 およびセンサ 8 5 0 の情報素子 8 6 4 を備えている。情報素子 8 6 2、8 6 4 は、同じまたは異なるメモリ種類、容量、レイテンシ、またはスループットなど、情報素子 8 6 0 と同じまたは異なる特性を有することができる。

40

【 0 0 9 6 】

一実施形態においては、シリアル伝送線 8 4 0 が、上述のように生理学的監視装置 8 1 0 をセンサケーブル 8 1 2 内の情報素子 8 6 0 へと接続している。しかしながら、シリアル伝送線 8 4 0 は、情報素子 8 6 2、8 6 4 にもつながっている。したがって、生理学的監視装置 8 1 0 は、おおむね少数の伝送線 8 4 0 にて情報素子 8 6 0、8 6 2、8 6 4 に

50

アクセスすることができる。

【0097】

情報素子862、864は、情報素子860の機能のすべてまたは一部を有することができる。一実施形態においては、同じデータが情報素子860、862、864の各々に保存され、データの冗長性をもたらす。さらには、そのような実施形態においては、機器ケーブル814が、センサケーブル812に代わり、あるいはセンサケーブル812とともに、患者が或る部門から他の部門へと異動するときに患者に付き添うことができる。さらには、一実施形態においては、機器ケーブル814またはセンサアセンブリ850だけが情報素子862または864を有し、センサケーブル812が情報素子860を有さない。

10

【0098】

情報素子862、864の配置は、さまざまな位置のいずれかであってよい。例えば、情報素子862を、コネクタ831、835のいずれかに配置することができ、あるいは機器ケーブルのケーブル部分834に配置することができる。同様に、センサ850の情報素子864を、コネクタ851またはセンサ850の他の部分に配置することができる。

【0099】

図示はされていないが、センサケーブル812および/または機器ケーブル814は、いくつかの実施形態においては、複数の情報素子を有することができる。複数の情報素子が使用される場合、特定のデータを一部の情報素子に保存でき、他のデータを他の情報素子に保存することができる。例えば、ケーブル管理情報を、患者背景情報とは別の情報素子に保存することができ、生理学的情報を、さらに別の情報素子に保存することができる。

20

【0100】

図8Cが、監視装置と1つ以上の情報素子890との間の通信を容易にするための回路800Cの実施形態を示している。回路800Cを、分岐ケーブル、非分岐ケーブル、機器ケーブル、センサケーブル、センサアセンブリ、およびこれらの組み合わせなど、上述したケーブルまたはセンサアセンブリのいずれかに備えることができる。さらに、回路800Cを、例えば同じ回路基板上で単一のケーブルの回路500Bおよび500Cとともに使用することができ、あるいは複数のセンサケーブルおよび/またはセンサアセンブリとの組み合わせにおいて使用することができる。

30

【0101】

好都合には、特定の実施形態において、回路800Cが、監視装置と1つ以上の情報素子との間の通信を提供する通信線877、879、882、および883について、電気的な切り離しを提供する。さらには、回路800Cは、センサの接続状態をセンサ検出回路872を介して監視装置へともたすことができる。

【0102】

図示の切り離し回路540dは、1つ以上の情報素子および1つ以上のセンサを監視装置から電気的に切り離すために、デジタル切り離し論理回路を備えている。切り離し回路540dは、デジタル的な切り離しを実行するチップ上の変圧器および関連の論理回路を備えている。一実施形態においては、切り離し回路540dが、Analog Devices社のADUM130xシリーズのチップである。他の実施形態においては、オプトラブラおよび/または他の変圧器が使用される。

40

【0103】

通信線882、883によって、監視装置は、1つ以上の情報素子890とデータの送受信を行うことができる。線882が、監視装置送信線882であり、線883が、監視装置受信線883である。これらの線882、883の各々は、切り離し回路540dによって通信線877から電気的に切り離されている。通信線877、879を、1つ以上の情報素子890に電気的に接続することができる。

【0104】

50

一実施形態においては、通信線 877 が、単線バスなどのバスである。通信線 877 を、監視装置へのデータの送信および監視装置からのデータの受信の両方に使用することができる。通信線 879 を、監視装置からデータを受信するために使用することができる。MOSFET スイッチ 876 などが、1 つ以上の情報素子 890 へと選択的に信号を送信する図示の通信線 879 に連絡している。

【0105】

監視装置受信線 883 は、図 5C に関して上述したフィードバック電力 VFB が十分に高いか否かを判断する電力検証回路 878 に連絡している。フィードバック電力 VFB が低すぎる場合、情報素子 890 から受信されるデータを、データが損なわれている可能性があるため使用しなくてもよい。

【0106】

図示の実施形態において、電力検証回路 878 は、フィードバック電力 VFB を基準電圧と比較する比較器 889 を備えている。フィードバック電力 VFB が基準電圧に等しく、あるいは基準電圧よりも高い場合、比較器 889 は、高い電圧を出力することができる。この高い電圧を、情報素子 890 から受信される通信に応答して、MOSFET スイッチ 887 によって選択的に上書きすることができる。フィードバック電力 VFB が基準電圧よりも低い場合、比較器 889 は、低い電力を出力することができる。この低い電圧を、情報素子 890 からの通信が監視装置へと送られることがないように、MOSFET スイッチ 887 によって上書きすることができる。

【0107】

図示の実施形態においては、センサの接続状態が、センサ検出回路 872 によって監視装置へともたらされる。センサ検出回路 872 は、センサ検出線 875 をプルアップ抵抗器 873 に連絡させて備えている。センサ 885 が線 875 に接続されていない場合、線 875 をプルアップすることができる。この高い電圧を、MOSFET スイッチ 874 によって反転させて、センサ接続線 881 を介して監視装置へと低い電圧をもたすことができる。いくつかの実施形態においては、スイッチ 874 を省略してもよい。

【0108】

センサ 885 がセンサ検出線 875 へと接続されると、センサ 885 内の短絡線 886 (または、低抵抗線) が、線 875 をプルダウンすることができる。このロー (low) の値をスイッチ 874 によって反転させ、監視装置へとハイ (High) の信号をもたすことができる。この信号が、センサ 885 が接続された旨を知らせることができる。対照的に、センサ 885 が取り外されると、線 875 が再びプルアップされ、結果としてスイッチ 874 の出力がロー (low) になる。結果として、監視装置が、センサ 885 が取り外された旨の知らせを、迅速またはほぼ瞬時に受け取ることができる。

【0109】

センサ検出回路 872 は、図示の実施形態においては、センサ 885 からの接触の振動の平滑化または跳ね返りの抑制のために、キャパシタ 891 などの受動素子をさらに備えている。このように、センサ検出回路 872 を、跳ね返り抑制回路と考えることもできる。他の実施形態においては、センサ検出回路 872 を、他の形態の跳ね返り抑制回路で置き換えることができる。

【0110】

好都合なことに、特定の実施形態においては、センサ 885 が接続されたか否かを判断するために、1 つ以上の情報素子 890 を頻繁にポーリングする代わりに、センサ検出回路 872 を使用することができる。あるいは、1 つ以上の情報素子 890 のポーリングサイクルを、少なくすることができる。ポーリングサイクルを少なくし、あるいは皆無にすることによって、回路 800C の電力消費を減らすことができる。

【0111】

センサ検出回路 872 を、センサの接続の検出に加え、あるいはセンサの接続の検出に代えて、分岐ケーブルなどのケーブルの接続を検出するために使用してもよい。いくつかの実施形態においては、センサ検出線 875 を、複数センサのシステムの各々のセンサ、

10

20

30

40

50

各々のケーブル、などについて設けることができる。さらに、センサ検出回路 872 を、切り離し回路を持たないケーブルとともに使用してもよい。

【0112】

図 9 は、情報素子に保存することができるデータの典型的な形態のブロック図を示している。図示の実施形態においては、患者背景情報 920、ケーブル管理情報 930、生理学的情報 940 が示されている。患者背景情報は、患者識別データ 922 および患者フローデータ 924 を含むことができる。ケーブル管理情報 930 は、ケーブル使用データ 932、センサ使用データ 934、および機器使用データ 936 を含むことができる。しかしながら、図 9 に示されているデータは個別の分類を含むものとして示されているが、或る分類からのデータが、他の分類に含まれてもよい。1 つ以上の分類からのデータが、含まれなくてもよく、あるいは上述した情報の分類以外のさらなる情報の分類が含まれてもよい。

10

【0113】

さらに具体的な例に目を向けると、一実施形態において、患者識別データ 922 は、患者の名前、病院における患者の一意の識別番号、患者または生体組織の種類、患者の年齢、性別、投薬、および医療の履歴についての情報、ならびに警報の設定の精度および検出感度などにとって有用となりうる他の情報を含むことができる。さらに、患者識別データ 922 は、パルス酸素濃度計によって割り出された SpO_2 フィンガープリントを含むことができる。そのような一実施形態においては、 SpO_2 フィンガープリントが、赤外線検出波長と赤色光検出波長との比を計算することによって割り出される。 SpO_2 フィン

20

【0114】

患者フローデータ 924 は、患者が訪れた部門の記録、それらの部門における滞在の長さ (LOS)、病院における全体としての LOS、入院日時、退院日時、病院において生じる事象の時刻スタンプ、などを含むことができる。これらの情報の一部またはすべてが、患者識別データと併せて、患者フロープロフィールを構成する。

【0115】

ケーブル使用データは、購入者または製造者情報、ケーブルの種類、ケーブルのシリアル番号、購入データ、使用時間、ならびにケーブル寿命監視関数 (CLM) (期限切れ接近割合、更新期間、期限切れ限界、および関数の指数など) を含むことができる。さらに、ケーブル使用データ 932 は、ケーブルを監視システムへと接続した回数、ケーブルを上手く較正できた回数、監視システムへの接続の総経過時間、1 つ以上のセンサへとケーブルを接続した回数、患者生体パラメータの処理に要した総時間、ケーブルへと加えられた累積の電流、電圧、または電力、ケーブルの積算温度、およびケーブルの期限切れ情報など、多数の読み書きパラメータを含むことができる。

30

【0116】

一実施形態においては、ケーブルを患者へと配置した回数または患者から取り外した回数が監視され、示度がメモリに保存される。ケーブルへと接続されたセンサを患者へと配置した回数または患者から取り外した回数を、検出されるプローブ外れ状態の回数を監視することによって監視することができ、あるいはケーブル上に別途の検出装置を配置し、あるいはセンサクリップの押し下げ、開放、除去、交換、取り付け、などを検出するためのセンサを配置することによって、監視することができる。

40

【0117】

一実施形態においては、ケーブルの平均動作温度が監視され、示度が保存される。これを、例えば、バルクマス (bulk mass) を使用することによって行うことができる、あるいはケーブルの温度またはケーブルのコネクタの温度を直接的に監視することによって行うことができる。一実施形態においては、ケーブルへと接続された異なる監視装置の数が追跡記録され、示度がメモリに保存される。一実施形態においては、ケーブルの較正の回数が監視され、示度がメモリに保存される。一実施形態においては、ケーブルを使

50

用したユーザの数が監視され、示度が保存される。これを、例えば、検出または互いに入力された患者についての情報を保存し、この情報をケーブルの立ち上げ、切り離し、および/または再接続の際に得られ、他の重要な出来事の際に取得され、あるいは定期的に取得される新たな情報と比較し、ケーブルが同じ患者または新たな患者のいずれに接続されたのかを判断することによって、行うことができる。一実施形態においては、ユーザが、患者についての情報を入力するように要求され、この情報がメモリに保存され、有用なケーブルの寿命を判断するために使用される。一実施形態においては、ユーザが、ケーブルの清掃および殺菌についての情報を入力するように要求され、示度がメモリに保存される。特定のパラメータの特定のやり方での測定に関して説明したが、種々の他の電気的および機械的測定を、ケーブルの有用な寿命の測定において任意の有用なパラメータを割り出すために使用することができる。

10

【0118】

センサ使用データ934は、ケーブル使用データと同じ情報であるが、ケーブルへと取り付けられたセンサに当てはまる情報の一部またはすべてを含むことができる。さらに、センサ使用データ934は、センサの種類または動作、センサ購入者の種類または識別子、センサ製造者情報、放射することができる波長の数などのセンサ特性、放射体の仕様、放射体の駆動の要件、復調データ、計算モードデータ、校正データ、スクリプトまたは実行可能コードなどのソフトウェア、センサ電子素子、センサの一部またはすべてのコンポーネントについて期限切れおよび交換の可否を示すセンサ寿命データ、暗号化情報、監視装置またはアルゴリズムの更新指示またはデータ、などについての情報を含むことができる。一実施形態において、センサ使用データ934は、放射体の波長補正データも含むことができる。

20

【0119】

さらに、センサ使用データ934は、放射装置の数、放射の波長の数、放射の中心に関するデータ、温度変化にもとづく放射特性の変化に関するデータ、センサの温度、電流、または電圧の履歴、放射体の仕様、放射体の駆動の要件、復調データ、計算モードデータ、測定すべきパラメータ（例えば、HbCO、HbMet、など）の校正データ、スクリプトまたは実行可能コードなどのソフトウェア、センサ電子素子、使い捨て、再使用可能、あるいは多部位の一部再使用・一部使い捨てのいずれのセンサであるか、接着式または非接着式のいずれのセンサであるか、反射または透過のいずれのセンサであるか、指、手、足、額、または耳のいずれのセンサであるか、ステレオセンサまたは双頭（two-headed）センサであるか否か、センサの一部またはすべてのコンポーネントについて期限切れおよび交換の可否を示すセンサ寿命データ、暗号化情報、鍵、鍵への索引あるいは関数など、監視装置またはアルゴリズムの更新指示またはデータ、ならびにパラメータ方程式の一部またはすべてを含むことができる。

30

【0120】

機器使用データ936は、購入者または製造者情報、当該ケーブルが接続された監視装置の種類についての情報、当該ケーブルが接続された監視装置の数、監視装置へのケーブル接続の継続時間、監視装置の使用の継続時間、傾向の履歴、警報の履歴、センサ寿命、個々の監視装置の識別番号、などを含むことができる。さらには、機器使用データ936は、上述のすべてのケーブルおよびセンサ使用データのすべてまたは一部を含むことができる。

40

【0121】

生理学的情報940は、情報素子960に取り付けられたセンサまたは監視装置から得られる上述の任意の生理学のパラメータを含むことができる。一実施例においては、情報素子960が、生理学的情報940の生理学の監視装置間での転送を可能にする。結果として、患者の生理学のパラメータの履歴の閲覧を、病院全体の種々の監視装置へと提供することができる。したがって、異なる部門の臨床家が、先の部門において得られた患者の生理学的情報を観察することができ、より高品質な医療を提供することができる。

【0122】

50

図 10 が、病院、介護施設、または医療サービスの提供が行われる他の場所（まとめて、「病院」）において使用することができる生理学的監視システム 1000 の実施形態を示している。生理学的監視システム 1000 の特定の態様が、2006 年 12 月 4 日付の「Physiological Alarm Notification System」という名称の米国特許出願第 11/633,656 号にさらに詳しく記載されており、この米国特許出願の全体が、ここでの言及によって本明細書に援用される。

【0123】

特定の実施形態の生理学的監視システム 1000 は、患者監視装置 1002 を含んでいる。種々の実施形態の患者監視装置 1002 が、センサ 1050、1 つ以上の生理学的監視装置 1010、センサ 1050 を監視装置 1010 へと取り付けるケーブル 1030、および 1 つ以上の生理学的監視装置 1010 へと接続されたネットワーク・インターフェイス・モジュール 1006 を備えている。各々の患者監視装置 1002 は、いくつかの実施形態においては、患者監視装置 1002 のネットワーク 1020 の一部である。したがって、これらの実施形態における患者監視装置 1002 は、生理学的情報および警報を、病院の無線ネットワーク（WLAN）1026 またはインターネット 1050 を介して、臨床家のエンドユーザデバイス 1028、1052 へと通信することができる。

10

【0124】

特定の実施形態のネットワーク・インターフェイス・モジュール 1002 は、求めに応じ、あるいは警報の事象の場合に、生理学的情報をエンドユーザデバイス 1028、1052 へと送信し、さらには / あるいは警報を中央の看護師室へと送信する。あるいは、ネットワーク・インターフェイス・モジュール 1002 は、情報および警報をサーバ 1036 へと送信する。サーバ 1036 は、データクローゼットに収容されたアプライアンスサーバや中央の看護師室に位置するワークステーションなどのコンピュータ装置である。サーバ 1036 は、情報または警報をエンドユーザデバイス 1028、1052 または中央の看護師室へと渡す。警報を、特定の生理学的パラメータが安全しきい値を超えるとときに生じさせ、生じうる生命の脅威の状況に臨床家が速やかに対応できるようにすることができる。警報を生じさせる状況として、例えば、心拍数または呼吸数の減少、低い SpO_2 レベル、または異常範囲にある他の任意の生理学的パラメータを挙げることができる。

20

【0125】

さらに、一実施形態において、ネットワーク・インターフェイス・モジュール 1002 は、ケーブル 1030 のうちの 1 つが寿命の終わりに近付くときに警報を生成することによって、ケーブルの管理を実行する。ネットワーク・インターフェイス・モジュール 1002 は、例えば図 9 に関して上述したデータの一部またはすべてを分析することによって、ケーブル 1030 の寿命が近いかな否かを判断する。一実施形態においては、ネットワーク・インターフェイス・モジュール 1002 がケーブルの寿命が近いと判断する場合に、警報として期限切れメッセージをもたらす。

30

【0126】

一実施形態においては、サーバ 1036 が、この期限切れメッセージを受信する。次いで、サーバ 1036 は、データベース 1038 に保存された在庫をチェックし、交換用のケーブルが利用可能であるかな否かを確認する。交換用のケーブルが在庫に存在しない場合、サーバは、インターネット 1050（または、WAN、専用回線、など）を介して供給者 1070 へとメッセージを送信することができる。一実施形態においては、サーバ 1036 が、ケーブルの場所、ケーブルの状態、および / または他のケーブル使用データを示す電子メールメッセージを供給者 1070 へと送信する。供給者 1070 は、一実施形態においては、ケーブルの販売者である。メッセージを受信したとき、供給者 1070 は、新たなケーブルを病院へと自動的に出荷することができる。結果として、この実施例においては、最小限のユーザの介在またはユーザの介在をまったく必要とせずに、ケーブル 1030 の在庫を維持することができ、ケーブル 1030 を、ケーブルの不具合に先立って前もって交換することができる。

40

【0127】

50

さらなる実施形態においては、ネットワーク・インターフェイス・モジュール 1006 が、センサの使用（患者の滞在の最中に使用されたセンサの数など）、センサの種類、および交換までの使用時間を監視することができる。そのようなデータを、病院が、在庫補充を前もって計画するために使用することができ、部門ごとの在庫レベルを設定するために使用することができる。さらには、供給者がこのデータを使用して、病院の在庫補充またはジャストインタイムの在庫管理計画を実行することができる。さらに、このような情報を、供給者がケーブルの全体としての信頼性の改善に使用することができ、病院が消耗品をより良好に計画および管理するために使用することができる。

【0128】

さらに、種々の実施例のネットワーク・インターフェイス・モジュール 1006 は、背景管理を実行する。一実施形態においては、背景管理が、背景情報を生理学的情報へと関連付けて背景データパッケージを形成することを含んでいる。上述のように、背景情報は、患者識別データおよび患者フローデータを含むことができる。さらに、背景情報は、ネットワーク・インターフェイス・モジュール 1006 の使用に関する背景情報およびネットワークに関する背景情報を含むことができる。例えば、この追加の背景情報は、ネットワーク・インターフェイス・モジュール 1006 の識別番号、生理学監視システム 1000 において生じる出来事の時刻スタンプ、ネットワークの状態の変化およびネットワーク・インターフェイス・モジュール 1006 の使用の統計などの環境条件、ならびにネットワークに対応する識別情報（例えば、ネットワーク接続が Wi-Fi またはイーサネット（登録商標）のいずれであるか）を含むことができる。

【0129】

ネットワーク・インターフェイス・モジュール 1006 は、一実施形態においては、看護師がネットワーク・インターフェイス・モジュール 1006 において情報を入力し、あるいはサーバ 1036 から情報を入力することによって、背景情報を受信する。ネットワーク・インターフェイス・モジュール 1006 は、警報時、臨床家の要求時、またはスケジュールにもとづいて、臨床家へと背景データパッケージを送信または通信する。さらに、ネットワーク・インターフェイス・モジュール 1006 は、背景情報の連続的なストリームを臨床家へと送信することができる。

【0130】

サーバ 1036 が、複数のネットワーク・インターフェイス・モジュール 1006 から背景データパッケージを受信し、背景データパッケージをストレージデバイス 1038 に保存する。したがって、特定の実施形態においては、このストレージデバイス 1038 が、長期にわたる患者データを保管する。この患者データを、患者の退院の後でも維持することができる。これにより、背景情報を、例えば患者の介護の数的指標を作成し、病院の作業を改善するための後の分析のために保存することができる。患者データを、患者のプライバシーを守るために、介護の数的指標を作成した後で削除することができる。

【0131】

ケーブル管理および背景管理の機能を、ネットワーク・インターフェイス・モジュール 1006 によって実行されるものとして説明したが、特定の実施形態においては、これらの機能の一部またはすべてを、生理学監視装置 1010 によって実行してもよい。さらに、生理学監視装置 1010 およびネットワーク・インターフェイス・モジュール 1006 の両者が、ケーブル管理および / または背景管理の機能を実行してもよい。

【0132】

図 11 は、医療ケーブルの寿命を追跡記録するための使用トラッキング方法 1100 の実施形態を示している。一実施形態において、使用トラッキング方法 1100 は、ネットワーク・インターフェイス・モジュールおよび / または上述の生理学監視装置のうちの 1 つにおいて実行される。より一般的には、使用トラッキング方法 1100 を、1 つ以上のプロセッサを有するマシンによって実行することができる。好都合なことに、特定の実施形態においては、使用トラッキング方法 1100 が、ケーブルの不具合に先立つ交換を容易にする。

10

20

30

40

50

【 0 1 3 3 】

使用トラッキング方法 1 1 0 0 は、ブロック 1 1 0 2 においてセンサからセンサパラメータを取得することによって始まる。ブロック 1 1 0 4 において、情報素子に保存されたケーブル使用情報が確認される。ケーブル使用情報を、センサからのセンサパラメータの取得と同時にまたは実質的に同時に確認することができる。あるいは、ケーブル使用情報を、監視（例えば、センサパラメータの取得）の開始時または終了時あるいは監視の間中ずっと定期的に、ケーブルの使用を判断することによって確認することができる。さらには、ケーブル使用情報を、例えば監視装置が現時点においてはセンサからパラメータを取得していない場合など、たとえブロック 1 1 0 2 が実行されなくても確認することができる。

10

【 0 1 3 4 】

判定ブロック 1 1 0 6 において、ケーブルの寿命が近いかな否か（あるいは、実際にケーブルの期限が切れたかな否か）が判断される。この判断を、図 9 に関して上述したデータを使用して行うことができる。さらに、この判断を、ケーブルの寿命にも同様に適用されるセンサ寿命関数を使用して行ってもよい。

【 0 1 3 5 】

ケーブルの寿命が近い（あるいは、寿命が尽きた）と判断される場合、ブロック 1 1 0 8 において期限切れメッセージがもたらされる。一実施形態においては、このメッセージが、監視装置または中央の看護師室において警報としてもたらされる。メッセージを、病院または遠方の場所に位置してよい臨床家のエンドユーザデバイスへもたらすことも可能である。さらには、メッセージをサーバへもたらすことができ、サーバがメッセージを供給者へと転送し、供給者が新しいケーブルを出荷してもよい。一実施形態においては、メッセージが、ケーブルの場所、ケーブルの状態、および / または他のケーブル使用データを示す電子メールである。他方で、ケーブルの寿命が近くない（または、未だ尽きていない）と判断される場合には、使用トラッキング方法 1 1 0 0 はブロック 1 1 0 2 へと戻り、監視が続けられる。実際に、使用トラッキング方法 1 1 0 0 は、ケーブルの寿命が近付き、あるいは尽きるまで、監視および / またはケーブル使用情報の確認を続けることができる。

20

【 0 1 3 6 】

図 1 2 は、ケーブルの在庫を管理するためのケーブル在庫方法 1 2 0 0 の実施形態を示している。ケーブル在庫方法 1 2 0 0 を、上述のサーバ 1 0 3 8 などのサーバによって実行することができる。より一般的には、ケーブル在庫方法 1 2 0 0 を、1 つ以上のプロセッサを有するマシンによって実行することができる。一実施形態においては、方法 1 2 0 0 が、ステップ 1 1 0 8 において期限切れメッセージを提供する方法 1 1 0 0 に応答して実行される。

30

【 0 1 3 7 】

ブロック 1 2 0 2 において、ケーブルの寿命が近いことを知らせ、あるいはケーブルの寿命が尽きたことを知らせる期限切れメッセージが、監視装置から受信される。ブロック 1 2 0 4 において、交換用のケーブルの在庫が確認される。この在庫は、病院の在庫であってよく、その記録を、病院のデータベースなどに保持することができる。

40

【 0 1 3 8 】

判定ブロック 1 2 0 6 において、交換用のケーブルの在庫がないと判断される場合、ブロック 1 2 0 8 において、新たなケーブルが自動的に注文される。一実施形態においては、このブロック 1 2 0 8 が、例えばインターネットなどのネットワークを介して要求を送信することによって、ケーブルを注文すべく供給者に電子的に連絡することによって実行される。このようにして、特定の実施形態においては、ケーブル在庫方法 1 2 0 0 が、ケーブルの不具合の前にケーブルを前もって交換できるようにする。一方、交換用のケーブルが在庫に存在する場合、ケーブル在庫方法 1 2 0 0 は終了する。しかしながら、他の実施形態においては、ケーブル在庫方法 1 2 0 0 が、ケーブルの在庫が所定のレベルに保たれるように、在庫があっても交換用のケーブルを注文する。

50

【 0 1 3 9 】

さらなる実施形態においては、ケーブル在庫方法 1 2 0 0 が、患者の滞在の最中に使用されたセンサの数、センサの種類、および交換前の使用時間など、センサの利用を監視することができる。そのようなデータを、病院が、在庫補充を前もって計画するために使用することができ、さらには部門ごとの在庫レベルを設定するために使用することができる。さらには、供給者がこのデータを使用して、病院の在庫補充またはジャストインタイムの計画を実行することができる。さらに、そのような情報を、供給者がケーブルの全体としての信頼性の改善に使用することができ、病院が消耗品をより良好に計画および管理するために使用することができる。

【 0 1 4 0 】

10

図 1 3 が、患者の背景を管理するための典型的な背景管理方法 1 3 0 0 を示している。一実施形態において、背景管理方法 1 3 0 0 は、上述した監視装置のいずれかなど、生理学的監視装置によって実行される。より一般的には、背景管理方法 1 3 0 0 の特定のブロックを、1 つ以上のプロセッサを有するマシンによって実行することができる。特定の実施形態において、背景管理方法 1 3 0 0 は、ケーブルを患者または監視装置へと最初に接続するとき、患者に一意の識別子を有するケーブルを割り当てることを好都合に可能にする。

【 0 1 4 1 】

ブロック 1 3 0 0 において、ケーブルが、例えば看護師などの臨床家によって監視装置へと接続される。その後、一時的な患者 ID が、ブロック 1 3 0 4 においてケーブルに割り当てられる。一時的な ID を、ケーブル内の情報素子へと電力が供給されたときに自動的に割り当てることができ、あるいは ID を割り当てるように臨床家を促してもよい。さらに、一時的な ID を、前もってケーブルに保存してもよい。一時的な患者 ID は、患者の識別情報がケーブルへもたらされる前に、ケーブルを患者に一意に関係するものとして特定することを可能にする。一時的な患者 ID を、ケーブルの情報素子に保存することができる。

20

【 0 1 4 2 】

ブロック 1 3 0 6 において、患者フローデータが、情報素子に保存される。患者フローデータは、図 9 に関して上述したフローデータを含むことができる。例えば、患者フローデータは、接続された装置に関する情報、ケーブルに関する部門 ID、およびケーブルが各部門において過ごした時間を含むことができる。患者フローデータを保存することによって、背景管理方法 1 3 0 0 は、ケーブルが監視装置へと接続されたときに患者の流れを監視できるようにすることができる。このようにして、介護師がケーブルを患者に関連付けることを忘れても、ケーブルが、同じ患者または別の患者においていつ使用されたかを示すデータを有することができる。

30

【 0 1 4 3 】

判定ブロック 1 3 0 8 において、実際の患者 ID がもたらされたか否かが判断される。実際の患者 ID がもたらされたならば、ブロック 1 3 1 0 において、一時的な ID が実際の患者 ID によって置き換えられる。実際の患者 ID は、図 1 3 に関して上述した患者識別情報のいずれかを含むことができる。一方で、実際の患者 ID がもたらされていないと判断される場合、背景管理方法 1 3 0 0 はブロック 1 3 0 6 へと戻り、情報素子への患者フローデータの保存を続ける。

40

【 0 1 4 4 】

図 1 4 は、患者の背景を管理するための背景管理方法 1 4 0 0 の別の例を示している。一実施形態において、背景管理方法 1 4 0 0 は、上述した監視装置のうちのいずれかなど、1 つ以上の監視装置によって実行される。より一般的には、背景管理方法 1 4 0 0 の特定のブロックを、1 つ以上のプロセッサを有するマシンによって実行することができる。

【 0 1 4 5 】

ブロック 1 4 0 2 において、ケーブルが監視装置へと接続される。一実施形態においては、このブロックが、看護師などの臨床家によって実行される。次いで、ブロック 1 4 0

50

4において、患者フローデータが、情報素子に保存される。患者フローデータは、図9に関して上述したフローデータを含むことができる。

【0146】

判定ブロック1406において、ケーブルが新しい監視装置へと接続されたか否かが判断される。新しい監視装置へと接続された場合、ブロック1408において、患者フローデータを、ケーブルから新しい監視装置へと転送される。一実施形態においては、新しい監視装置が、ケーブルが新しい監視装置へと接続されたのか否かを判断する。あるいは、ケーブルがこの判断を行う。患者フローデータを新しい監視装置へと転送することは、特定の実施形態において、患者が病院のどこに、どの程度の長さにわたって存在したのかを、監視装置が知ることができるという利点をもたらす。新しい監視装置が接続されたのではない場合、背景管理方法1400は終了する。

10

【0147】

当業者であれば、情報および信号を、種々さまざまな技術および技法の任意のいずれかを使用して表わすことができることを、理解できるであろう。例えば、上述の説明の全体において言及されるデータ、インストラクション、コマンド、情報、信号、ビット、シンボル、およびチップを、電圧、電流、電磁波、磁界または磁性粒子、光場または光粒子、あるいはこれらの任意の組み合わせによって表わすことができる。

【0148】

さらに、当業者であれば、本明細書に開示の実施形態に関して説明された種々の例示の論理ブロック、モジュール、回路、およびアルゴリズムの各段階を、電子ハードウェア、コンピュータソフトウェア、または両者の組み合わせとして実現できることを、理解できるであろう。このハードウェアおよびソフトウェアの互換性を明確に示すために、種々の例示のコンポーネント、ブロック、モジュール、回路、および段階は、おおむねそれらの機能に関して上述されている。そのような機能がハードウェアまたはソフトウェアのどちらで実現されるかは、個々の用途および全体としてのシステムに課せられる設計の制約に依存して決まる。当業者であれば、上述の機能を、個々の用途の各々に合わせてさまざまなやり方で実現できるが、そのような実現における決定を、本明細書の開示の技術的範囲からの逸脱を生じるものと解釈してはならない。

20

【0149】

本明細書に開示の実施形態に関して説明された種々の例示の論理ブロック、モジュール、および回路を、汎用プロセッサ、デジタル・シグナル・プロセッサ(DSP)、特定用途向け集積回路(ASIC)、フィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)または他のプログラマブル論理デバイス、ディスクリートなゲートまたはトランジスタ論理回路、ディスクリートなハードウェアコンポーネント、またはこれらの任意の組み合わせなど、本明細書に記載の機能を実行するように設計されたマシンによって実現または実行することができる。汎用のプロセッサは、マイクロプロセッサ、プロセッサ、コントローラ、マイクロコントローラ、状態機械、などであってよい。プロセッサを、例えばDSPとマイクロプロセッサとの組み合わせ、複数のマイクロプロセッサ、DSPコアと連動する1つ以上のマイクロプロセッサ、または他の任意のそのような構成など、コンピュータ装置の組み合わせとして実現することもできる。さらに、用語「処理」は、例えばプログラムコードの実行、インストラクションの実行、信号の操作、フィルタ処理、算術演算の実行、などを含むいくつかの意味を包含するように意図された広い用語である。

30

40

【0150】

本明細書に開示の実施形態に関して説明された方法またはアルゴリズムの各段階を、ハードウェアにて直接的に具現化でき、プロセッサによって実行されるソフトウェアモジュールにて具現化でき、あるいは二者の組み合わせにて具現化することができる。ソフトウェアモジュールは、RAMメモリ、フラッシュメモリ、ROMメモリ、EPROMメモリ、EEPROMメモリ、レジスタ、ハードディスク、リムーバブルディスク、CD-ROM、DVD、またはこの技術分野において公知の任意の他の形態の記憶媒体に存在することができる。コンピュータにとって読み取り可能な記憶媒体が、プロセッサに組み合わせ

50

られ、プロセッサが記憶媒体から情報を読み出すことができ、記憶媒体へと情報を書き込むことができる。あるいは、記憶媒体が、プロセッサと一体であってよい。プロセッサおよび記憶媒体が、ASICに存在することができる。ASICは、ユーザ端末に位置することができる。あるいは、プロセッサおよび記憶媒体が、個別のコンポーネントとしてユーザ端末に存在することができる。

【0151】

モジュールは、これらに限られるわけではないが、以下のいずれかを含むことができ、すなわちソフトウェアオブジェクト指向のソフトウェアコンポーネント、クラスコンポーネントおよびタスクコンポーネント、プロセス、方法、関数、属性、手順、サブルーチン、プログラムコードの各部分、ドライバ、ファームウェア、マイクロコード、回路、データ、データベース、データ構造、テーブル、アレイ、および/または変数などのソフトウェアまたはハードウェアコンポーネントのいずれかを含むことができる。

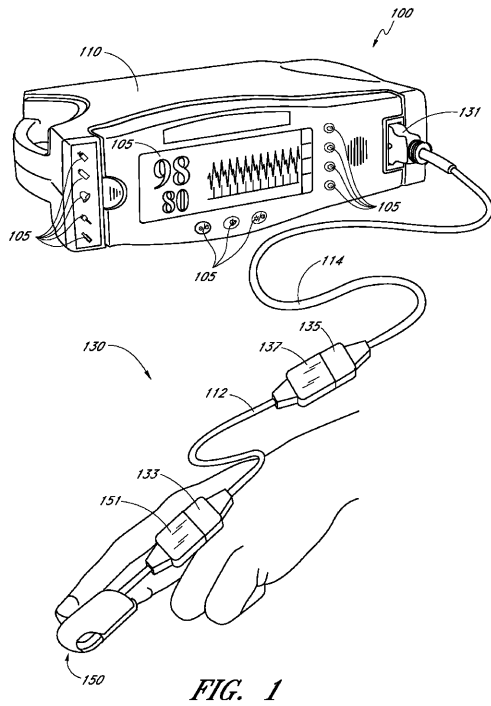
10

【0152】

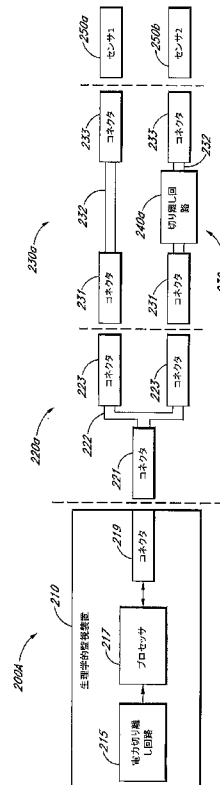
さらに、特定の発明を特定の実施形態の文脈において開示したが、本明細書に開示された発明が、具体的に開示された実施形態を超えて、本発明の他の代替の実施形態および/または用途ならびに具体的に開示された実施形態の自明な変更および均等物まで広がることを、当業者であれば理解できるであろう。とくには、システムおよび方法を、特定の実施形態の文脈において説明したが、当業者であれば、本明細書の開示に鑑みて、音響信号処理システム、装置、および方法の特定の利点、特徴、および態様を、さまざまな他の用途およびソフトウェアシステムにおいて実現できることを、理解できるであろう。さらに、本明細書に開示された本発明の種々の態様および特徴を、個別に実施でき、一体に組み合わせることができ、あるいは互いに置換できると考えられ、それらの特徴および態様について、さまざまな組み合わせおよび部分的組み合わせが可能であり、それらは依然として本明細書に開示の本発明の技術的範囲に包含されると考えられる。さらに、上述のシステムは、必ずしも特定の実施形態において説明されたモジュールおよび機能のすべてを含む必要はない。すなわち、本明細書に開示された本発明の技術的範囲は、上述した特定の開示の実施形態に限定されず、以下の特許請求の範囲によってのみ決定されなければならない。

20

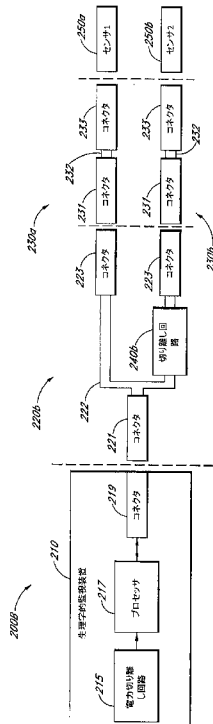
【図 1】



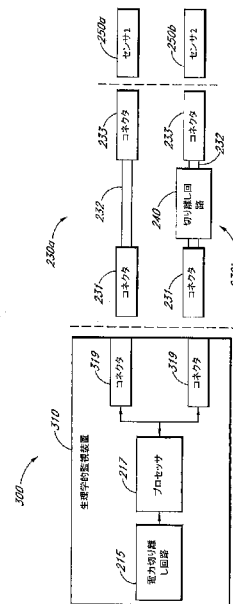
【図 2 A】



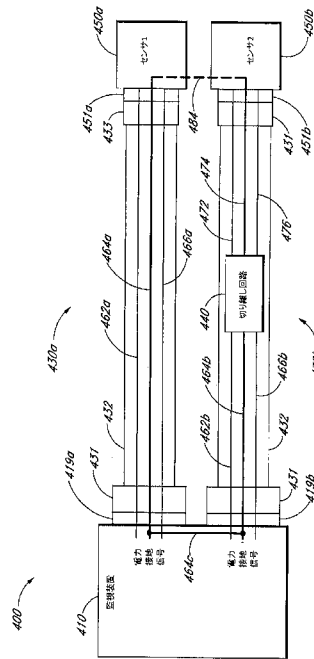
【図 2 B】



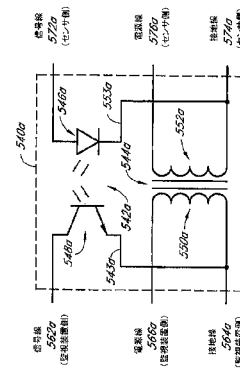
【図 3】



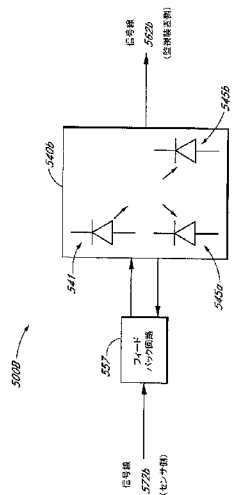
【図 4】



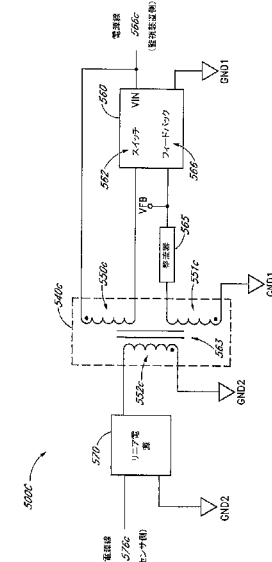
【図 5 A】



【図 5 B】



【図 5 C】



【図 6 A】

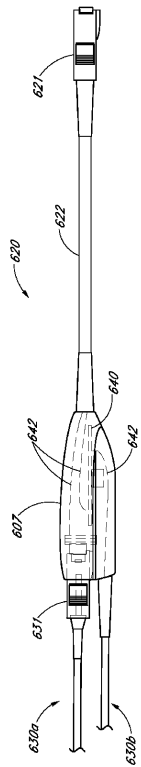


FIG. 6A

【図 6 B】

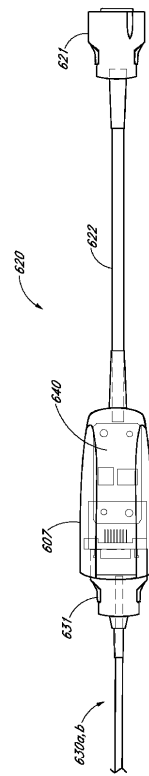
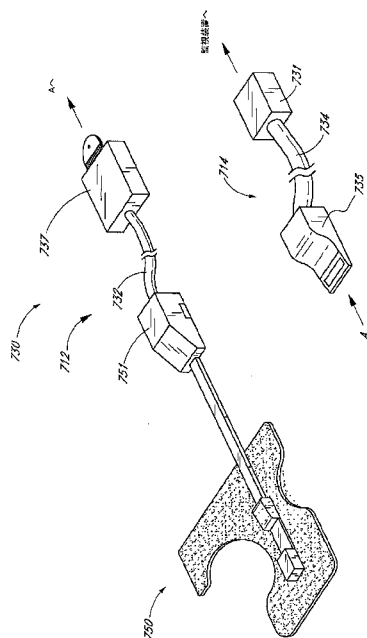
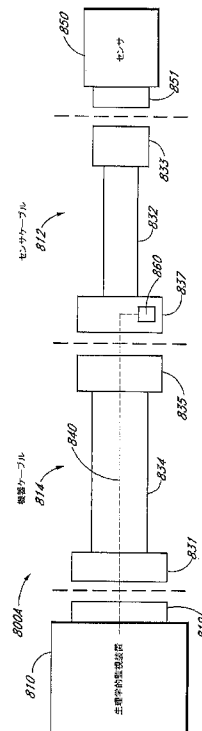


FIG. 6B

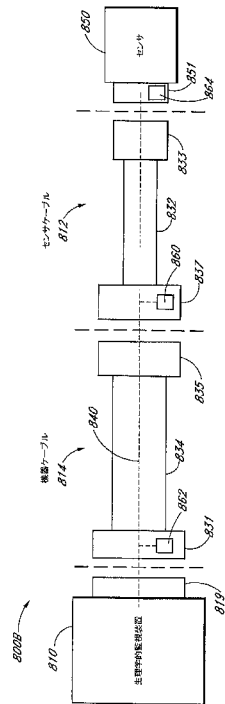
【図 7】



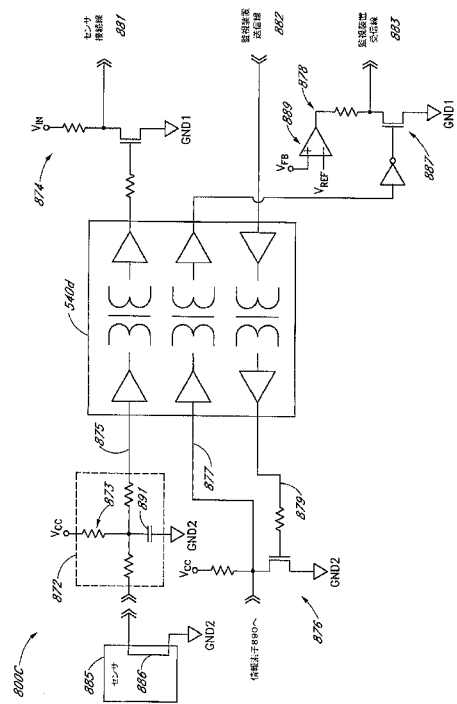
【図 8 A】



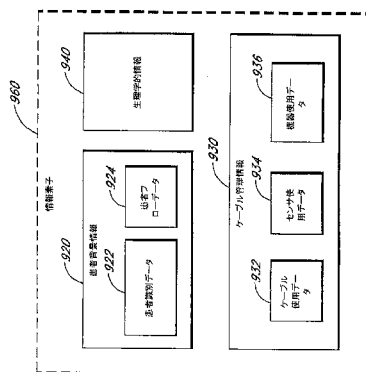
【 図 8 B 】



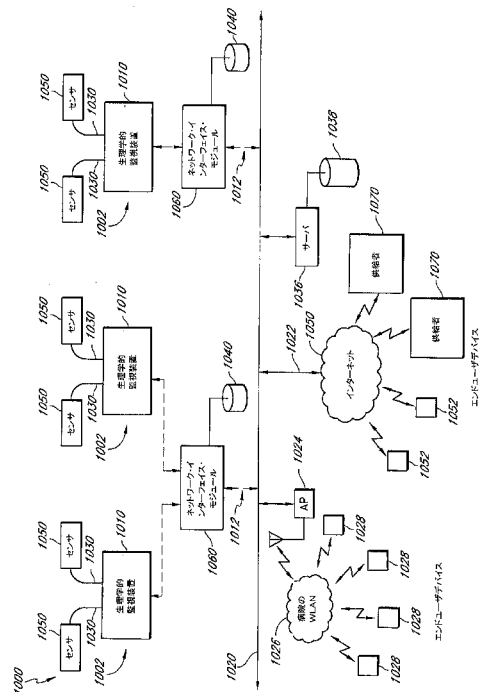
【 図 8 C 】



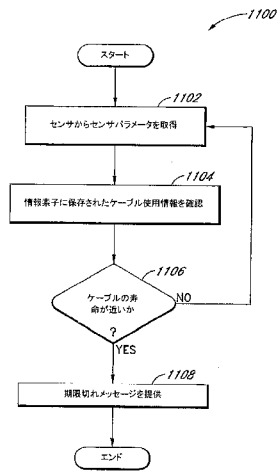
【 図 9 】



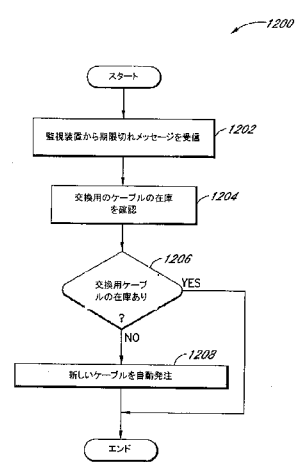
【 ㊦ 1 0 】



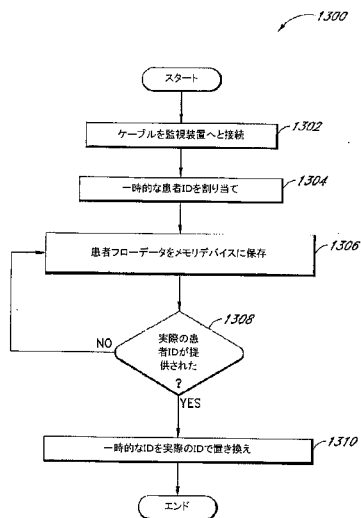
【図 1 1】



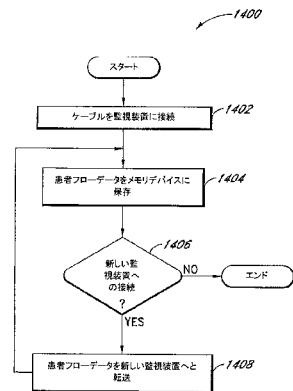
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



【手続補正書】

【提出日】平成23年1月26日(2011.1.26)

【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】

医療患者への電気ショックの恐れを軽減するための医療装置であって、
複数の生理学的センサと、
前記複数の生理学的センサを生理学的監視装置のポートへと接続するように機能する分岐ケーブルと、
前記分岐ケーブルに配置された 1 つ以上の切り離し回路と
を含んでおり、
前記生理学的センサのうちの少なくとも 1 つが、
脈動する血液を含んでいる患者の生体組織に光を衝突させるように構成された光放射体と、
生体組織による減衰後の光に応答し、患者の生理学的特徴を表わす信号を生成するように構成された検出器と
を含んでおり、
前記分岐ケーブルが、前記生理学的センサのうちの 1 つとやり取りするように構成された 1 つ以上の電気導体を各々が含んでいる複数のケーブル部分を含んでおり、
前記 1 つ以上の切り離し回路が、前記 1 つ以上の電気導体のうちの選択された電気導体に連絡しており、
前記 1 つ以上の切り離し回路の少なくとも 1 つが、前記生理学的センサのうちの 1 つ以上と前記生理学的監視装置との間で生理学的信号を伝えるように構成されており、
前記 1 つ以上の切り離し回路が、前記生理学的センサを少なくとも互いに電氣的に切り離すように機能する医療装置。

【請求項 2】

前記 1 つ以上の切り離し回路が、オプトカブラ、変圧器、および光ファイバのうちの 1 つ以上を含んでいる請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記 1 つ以上の切り離し回路が、前記分岐ケーブルの監視装置コネクタに配置された 1 つの切り離し回路を含んでいる請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

前記 1 つ以上の切り離し回路が、前記分岐ケーブルのセンサコネクタに配置された複数の切り離し回路を含んでいる請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5】

前記複数の切り離し回路が、前記ケーブル部分のうちの 1 つを除くすべてのケーブル部分に配置されている請求項 4 に記載の装置。

【請求項 6】

前記複数の生理学的センサが、光学センサおよび音響センサを含んでいる請求項 1 に記載の装置。

【請求項 7】

前記ケーブル部分のうちの 1 つ以上が、前記生理学的センサのうちの 1 つへと電力を供給するように構成された電源線、前記生理学的センサから前記生理学的監視装置へと生理学的信号を送信するように構成された信号線、および前記電源線に電気の戻り経路をもたらすように構成された接地線を含んでいる請求項 1 に記載の装置。

【請求項 8】

前記 1 つ以上の切り離し回路が、前記信号線に連絡したオプトカブラおよび前記電源線に連絡した変圧器を含んでいる請求項 7 に記載の装置。

【請求項 9】

前記 1 つ以上の切り離し回路が、前記接地線における接地ループの形成を実質的に防止するように構成されている請求項 7 に記載の装置。

【請求項 10】

医療患者への電気ショックの恐れを軽減する方法であって、

医療患者の生体組織に光を衝突させるように構成された光放射体と、生体組織による減衰後の光に応答して、患者の生理学的特徴を表わす信号を生成するように構成された検出器と、を少なくとも 1 つが含まれている複数の生理学的センサを用意するステップと、

前記複数の生理学的センサと生理学的監視装置との間の通信を可能にするように構成された 1 つ以上の電気導体を含んでおり、前記複数の生理学的センサから前記生理学的監視装置へと医療患者の生理学的情報を表わす信号をもたらしように機能する医療ケーブルアセンブリを用意するステップと、

前記医療ケーブルアセンブリに配置され、前記複数の生理学的センサの少なくともいくつかおよび前記生理学的監視装置に連絡している 1 つ以上の切り離し回路を使用して、前記複数の生理学的センサを少なくとも互いに電氣的に切り離すステップとを含んでいる方法。

【請求項 11】

前記 1 つ以上の切り離し回路が、オプトカブラを含んでいる請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記 1 つ以上の切り離し回路が、変圧器を含んでいる請求項 10 に記載の方法。

【請求項 13】

前記変圧器が、前記複数の生理学的センサのうちの 1 つ以上へと電力を供給するように構成された電源線に連絡しているフライバック変圧器を含んでいる請求項 12 に記載の方法。

【請求項 14】

前記医療ケーブルアセンブリを用意するステップが、

前記生理学的センサのうちの少なくとも 1 つに接続されるように構成された少なくとも 1 つのセンサケーブルと、該少なくとも 1 つのセンサケーブルおよび前記生理学的監視装置に接続されるように構成された少なくとも 1 つの機器ケーブルとを用意するステップをさらに含んでいる請求項 10 に記載の方法。

【請求項 15】

前記医療ケーブルアセンブリが、前記生理学的監視装置のポートにて前記複数の生理学的センサとやり取りするように構成された分岐ケーブルを含んでいる請求項 10 に記載の方法。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2009/042902

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B5/00 A61B5/1455

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2005/283059 A1 (IYER VIJAY K [US] ET AL CUTLER CHRISTOPHER A [US] ET AL) 22 December 2005 (2005-12-22) paragraphs [0001] - [0004], [0010], [0014], [0169], [0179] - [0182], [0188] - [0191] figures 13,16,17	1-3, 6-10, 13-17, 19,20
Y	WO 02/24067 A (MALLINCKRODT INC [US]) 28 March 2002 (2002-03-28) figures 1-4 page 1, lines 5-8 page 3, line 19 - page 5, line 31 ----- -/--	1-3, 6-10, 13-17, 19,20

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

E earlier document but published on or after the international filing date

L document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

O document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

P document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

T later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

X document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

Y document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

Z document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

11 August 2009

Date of mailing of the international search report

08/12/2009

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Olapinski, Michael

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2009/042902

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2007/149864 A1 (LAAKKONEN MARKO [FI]) 28 June 2007 (2007-06-28) paragraphs [0001], [0006], [0007], [0012], [0013], [0027] - [0029]; figures 1,2	1-3, 6-10, 13-17, 19,20
Y	US 5 086 776 A (FOWLER JR FRANKLIN S [US] ET AL) 11 February 1992 (1992-02-11) figures 1,2,7-12,21 column 6, lines 13-62 column 7, lines 12-46 sentence 8, paragraph 9-13 column 10, lines 25-33 column 10, lines 48-53 claim 24	1-3, 6-10, 13-17, 19,20
Y	US 6 188 470 B1 (GRACE ROBERT JOHN [AU]) 13 February 2001 (2001-02-13) figures 1-3,13 column 2, lines 38-58 column 3, lines 32-39 column 4, lines 20-51 column 7, lines 42-58	1-3, 6-10, 13-17, 19,20
Y	US 5 786 592 A (HOEK BERTIL [SE]) 28 July 1998 (1998-07-28) the whole document	1-3, 6-10, 13-17, 19,20
Y	US 2007/185393 A1 (ZHOU ZHOU [US] ET AL) 9 August 2007 (2007-08-09) paragraphs [0001], [0007], [0025], [0027] - [0029], [0035] - [0037], [0041] figures 1,2,5	1-3, 6-10, 13-17, 19,20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 international application No.
PCT/US2009/042902
Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.

3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

see annex

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/US2009 /042902

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-3,6-10,13-17,19,20

directed to advantageous configurations of a decoupling circuit within a cable assembly

2. claims: 4,6

directed to a cable assembly comprising storage/information capabilities

3. claims: 5,6,11

directed to combining an acoustical sensor with pulse oximetry

4. claims: 6,12,18

directed to providing an indication of the sensor connection status

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2009/042902

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2005283059 A1	22-12-2005	AU 756187 B2 AU 7966598 A BR 9810143 A CA 2303803 A1 CN 1260696 A EP 2087839 A2 EP 0998214 A1 JP 4073970 B2 JP 2002512549 T JP 4267048 B2 JP 2008110213 A WO 9857577 A1	09-01-2003 04-01-1999 27-11-2001 23-12-1998 19-07-2000 12-08-2009 10-05-2000 09-04-2008 23-04-2002 27-05-2009 15-05-2008 23-12-1998
WO 0224067 A	28-03-2002	AT 320753 T CA 2421607 A1 DE 60118229 T2 EP 1318749 A1 JP 2004508872 T US 6571113 B1	15-04-2006 28-03-2002 08-03-2007 18-06-2003 25-03-2004 27-05-2003
US 2007149864 A1	28-06-2007	US 2007149865 A1	28-06-2007
US 5086776 A	11-02-1992	AU 7463891 A WO 9113589 A1	10-10-1991 19-09-1991
US 6188470 B1	13-02-2001	WO 9724980 A1	17-07-1997
US 5786592 A	28-07-1998	DE 19703220 A1 SE 9600322 A	31-07-1997 31-07-1997
US 2007185393 A1	09-08-2007	NONE	

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, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, 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, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 マーテック、ポール

カナダ国 エイチ９ケー １ケー７、ケベック州、ピエルフOND、 １ ８ ７ ２ ７ ヴェンヌ
Fターム(参考) 4C117 XA04 XB04 XD05 XE05 XE29 XE37 XE57

专利名称(译)	脉冲血氧仪系统带电气隔离电路		
公开(公告)号	JP2011519684A	公开(公告)日	2011-07-14
申请号	JP2011508612	申请日	2009-05-05
[标]申请(专利权)人(译)	梅西莫股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	Masimo公司		
[标]发明人	テルフォートヴァレリー アルアリアマー マーテックポール		
发明人	テルフォート、ヴァレリー、ジー アル-アリ、アマー マーテック、ポール		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/14552 A61B5/7225 A61B2560/0276 A61B2560/0443 A61B2560/045 A61B2560/06 A61B2562/08 A61B2562/222 A61B2562/227 G02B6/42 G02B6/43 H01R24/22 H04B10/802		
FI分类号	A61B5/00.E A61B5/00.102.A		
F-TERM分类号	4C117/XA04 4C117/XB04 4C117/XD05 4C117/XE05 4C117/XE29 4C117/XE37 4C117/XE57		
优先权	61/050476 2008-05-05 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于降低对医疗患者的电击风险的脉搏血氧测量系统可以包括生理传感器，并且生理传感器中的至少一个可以包括能够将光照射到患者的生物组织散热器和检测器在被活组织衰减后对光进行响应。检测器可以生成表示患者的生理特征的信号。另外，脉搏血氧计系统可包括能够将生理传感器连接到生理监测装置的发散电缆。分支电缆可以具有多个电缆部分，并且每个电缆部分包括可以与一个生理传感器通信的一个或多个电导体。一个或多个去耦电路可以放置在分支电缆中，与选定的一个电导体连通。一个或多个去耦电路可以电分离生理传感器。发明背景

