

(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2005-519714

(P2005-519714A)

(43) 公表日 平成17年7月7日(2005.7.7)

(51) Int. Cl.⁷A61B 5/145
A61B 5/0245

F I

A61B 5/14 310
A61B 5/02 321B
A61B 5/02 310A

テーマコード (参考)

4C017
4C038

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2004-500682 (P2004-500682)
 (86) (22) 出願日 平成15年3月12日 (2003.3.12)
 (85) 翻訳文提出日 平成16年11月9日 (2004.11.9)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2003/007674
 (87) 国際公開番号 W02003/092490
 (87) 国際公開日 平成15年11月13日 (2003.11.13)
 (31) 優先権主張番号 60/363,791
 (32) 優先日 平成14年3月13日 (2002.3.13)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 10/385,373
 (32) 優先日 平成15年3月10日 (2003.3.10)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (81) 指定国 EP (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), CN, IN, JP, NO

(71) 出願人 593063105
 シーメンス メディカル ソリューションズ ユーエスエー インコーポレイテッド
 Siemens Medical Solutions USA, Inc.
 アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マルヴァーン ヴァレー ストリーム パークウェイ 51
 51 Valley Stream Parkway, Malvern, PA 19355-1406, U. S. A.
 (74) 代理人 100106002
 弁理士 正林 真之

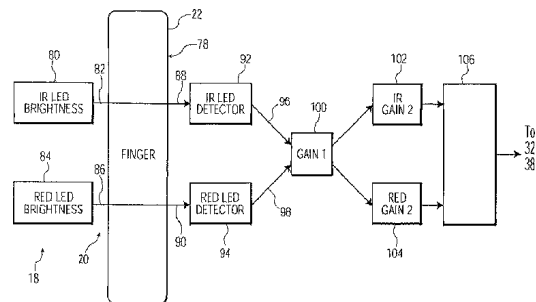
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 携帯用医療装置において信号を発生するための省電力順応型システム

(57) 【要約】

【課題】 患者のパラメータの測定のような医療用に使われる光放出装置により用いられる電力を調節するシステム及び方法である。

【解決手段】 このシステム又は装置は、光放出装置と、光放出装置の電源となる、光放出装置に結合された電源ユニットであって光放出装置に対して適用される電力を調整するための制御信号に応答する電源ユニットと、光放出装置によって生成される光を用いて測定される生理的なパラメータに関連付けられた信号の特徴に応答して決定される制御信号を供給するための制御ユニットであって前記電源ユニットに結合されている制御ユニットと、を含む。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療用の適用に対して使用される光放出装置（１８）により用いられる電力を調整するシステム（１０）であって、

光放出装置（１８）と、

光放出装置（１８）に適用される電力を調整するための制御信号（６０）に応答するものであって、光放出装置（１８）に電力供給するための前記光放出装置（１８）に結合される電源ユニット（６２）と、

この制御信号（６０）は、光放出装置（１８）によって作り出される光を用いて測定される生理的なパラメータ（２４）に関連付けられる信号の特徴に応答して決定されるが、この制御信号（６０）を供給するものであって電源ユニット（６２）に結合される制御ユニット（１４）と、を含むシステム。

10

【請求項 2】

その制御信号（６０）は、モニタされる患者パラメータ（２４）に応答して決定される、請求項 1 記載のシステム（１０）。

【請求項 3】

そのモニタされる患者パラメータ（２４）が、

血中酸素代表パラメータ（２４）と、

血中酸素代表パラメータ（２４）の変化と、

血中酸素代表パラメータ（２４）の変化の速度と、

脈拍数（２４）と、

脈拍数（２４）の変化と、

患者の体温（２４）と、

動脈圧（２４）と、

ヘマトクリットレベルと、

心係数（２４）、のうちの少なくとも 1 つを含む、請求項 2 記載のシステム（１０）。

20

【請求項 4】

測定される生理的なパラメータ（２４）に関連付けられる信号の特徴が、

信号変調特徴と、

前記光放出装置（１８）から受信される光の明るさに応答する信号強度特徴と、

測定される生理的なパラメータ（２４）の質を指示する質尺度を決定することから導かれるパラメータ、のうちの少なくとも 1 つを含む、請求項 1 記載のシステム（１０）。

30

【請求項 5】

制御信号（６０）が、モニタされる患者パラメータに応答して決定される、請求項 1 記載のシステム（１０）。

【請求項 6】

モニタ信号（１６）を放出する信号源（１８）と、パラメータ（２４）によって変調される放出されるモニタ信号（１６）を表す変調される信号（２６）を受信するためのセンサ（２８）と、を含む、患者パラメータ（２４）をモニタする装置（１０）において、

放出されるモニタ信号（１６）の信号の特徴を制御するための放出されるモニタ信号（１６）コントローラは、

40

変調される信号（２６）を受信する、及びパラメータ（２４）を表すパラメータ出力（３４）を生成する、パラメータ信号プロセッサ（３２）と、

変調される信号（２６）の受信される信号の特徴を測定する、信号質プロセッサ（３８）と、

パラメータ出力（３４）を生成するための変調される信号（２６）の要求される信号の特徴に対して、変調される信号（２６）の受信される信号の特徴を評価し、かつ、

受信される変調される信号（２６）が要求される信号の特徴を所有するように、放出されるモニタ信号（１６）の放出される信号の特徴を制御するための制御信号（６０）を生成する、

50

信号評価プロセッサ（５８）とを含む、放出されるモニタ信号（１６）コントローラ。

【請求項７】

放出されるモニタ信号（１６）の制御される放出される信号の特徴が、放出される信号パワー・レベルである、請求項６記載の放出されるモニタ信号コントローラ（１４）。

【請求項８】

変調される信号（２６）の受信される信号の特徴が、パラメータ出力（３４）の生成に対して要求される信号の特徴に勝るときは、放出される信号パワー・レベルが減少させられ、

変調される信号（２６）の受信される信号の特徴が、パラメータ出力（３４）の生成に対して要求される信号の特徴よりも低いときは、放出される信号パワー・レベルが増加させられる、

請求項７記載の放出されるモニタ信号コントローラ（１４）。

【請求項９】

患者状態をモニタし、かつ、パラメータ（２４）のモニタに影響を与える患者の環境状態（５２）を表す対応する環境状態出力（３０Ｅ）を生成する、患者環境プロセッサ４６を更に含み、

信号評価プロセッサ（４６、５８）が、それに応じて、変調される信号（２６）の要求される信号の特徴を変更する、環境状態出力（４８）に応答している、

請求項６記載の放出されるモニタ信号コントローラ（１４）。

【請求項１０】

そのモニタされる患者状態（３４Ｃ）が、

血中酸素代表パラメータ（２４）と、

血中酸素代表パラメータ（２４）の変化と、

血中酸素代表パラメータ（２４）の変化の速度と、

脈拍数（２４）と、

脈拍数（２４）の変化と、

患者の体温（２４）と、

動脈圧（２４）と、

ヘマトクリットレベルと、

心係数（２４）、のうちの少なくとも１つである、請求項９記載の放出されるモニタ信号コントローラ（１４）。

【請求項１１】

その変調される信号（２６）の受信される信号の特徴が、

信号変調特徴と、

前記光放出装置（１８）から受信される光の明るさに応答する信号強度特徴と、

測定される生理的パラメータ（２４）の質を指示する質尺度を決定することから導かれるパラメータ、のうちの少なくとも１つである、

請求項６記載の放出されるモニタ信号コントローラ（１４）。

【請求項１２】

光放出装置（１８）によって作り出される光を用いて測定される生理的なパラメータ（２４）に関連付けられる信号（２６）の特徴を決定するステップと、

その信号（２６）の特徴を表す制御信号（６０）を生成するステップと、

制御信号（６０）を光放出装置（１８）に接続される電源ユニット（６２）に供給するステップと、電力を光放出装置（１８）に供給するステップと、制御信号（６０）に従って、光放出装置（１８）へと供給される電力を調整するステップと、を含む、医療用に適用され、使用される光放出装置（１８）によって放出されるパワーを調整する方法。

【請求項１３】

制御信号（６０）がモニタされる患者パラメータに応答して決定される、請求項１２記載の方法。

【請求項１４】

10

20

30

40

50

そのモニタされる患者パラメータ（２４）が、
血中酸素代表パラメータ（２４）と、
血中酸素代表パラメータ（２４）の変化と、
血中酸素代表パラメータ（２４）の変化の速度と、
脈拍数（２４）と、
脈拍数（２４）の変化と、
患者の体温（２４）と、
動脈圧（２４）と、
ヘマトクリットレベルと、
心係数（２４）、のうちの少なくとも１つを含む、請求項１３記載の方法。

10

【請求項１５】

測定される生理的なパラメータ（２４）に関連付けられる信号（２６）の特徴が、
信号変調特徴と、
前記光放出装置（１８）から受信される光の明るさに応答する信号強度特徴と、
測定される生理的パラメータ（２４）の質を指示する質尺度を決定することから導かれるパラメータ、のうちの少なくとも１つを含む、請求項１２記載の方法。

【請求項１６】

モニタ信号（１６）を放出する信号源（１８）と、パラメータ（２４）によって変調される放出されるモニタ信号（１６）を表す変調される信号（２６）を受信するためのセンサ（２８）と、を含む、患者パラメータ（２４）をモニタする装置（１０）において、放出されるモニタ信号（１６）の信号の特徴を制御するための方法であって、
変調される信号（２６）の受信される信号の特徴を測定するステップと、
パラメータ出力（３４）を生成するための変調される信号（２６）の要求される信号の特徴に対して、変調される信号（２６）の受信される信号の特徴を評価するステップと、
受信される変調される信号（２６）が要求される信号の特徴を所有するように、放出されるモニタ信号（１６）の放出される信号の特徴を制御するステップとを、含む方法。

20

【請求項１７】

放出されるモニタ信号（１６）の制御される放出される信号の特徴が、放出される信号パワー・レベルである、放出されるモニタ信号（１６）の信号の特徴を制御するための請求項１６記載の方法。

30

【請求項１８】

変調される信号（２６）の受信される信号の特徴が、パラメータ出力（３４）の生成に対して要求される信号の特徴に勝るときは、放出される信号（１６）パワー・レベルを減少させるステップと、
変調される信号（２６）の受信される信号の特徴が、パラメータ出力（３４）の生成に対して要求される信号の特徴よりも低いときは、放出される信号（１６）パワー・レベルを増加させるステップと、を更に含む、放出されるモニタ信号（１６）の信号の特徴を制御する、請求項１７記載の方法。

【請求項１９】

患者状態（５２）をモニタし、パラメータ（２４）のモニタに影響する患者の環境状態（５２）を表す対応する環境状態出力（４８）を生成するステップと、
モニタされる患者環境状態（５２）に従って、変調される信号（２６）の要求される信号の特徴を変更するステップと、を更に含む、放出されるモニタ信号（１６）の信号の特徴を制御するための、請求項６記載の方法。

40

【請求項２０】

変調される信号（２６）の受信される信号の特徴が、
信号変調特徴と、
前記光放出装置（１８）から受信される光の明るさに応答する信号強度特徴と、
測定される生理的パラメータの質を指示する質尺度を決定することから導かれるパラメータ、のうちの少なくとも１つである、放出されるモニタ信号（１６）の信号の特徴を制

50

御する、請求項 19 記載の方法。

【請求項 21】

前記制御信号 (60) が、測定される患者パラメータ (24) をシステム (10) の既知のノイズの特徴 (52) と比較することにより決定される、請求項 1 記載のシステム (10)。

【請求項 22】

前記制御信号 (60) が、測定される患者パラメータ (24) を測定されるシステム・ノイズの特徴 (52) と比較することにより決定される、請求項 1 記載のシステム (10)。

【請求項 23】

制御信号 (60) が、患者データから導かれる波形の変調される部分の大きさを測定されるシステム・ノイズの特徴 (52) 及び既知のシステム・ノイズの特徴 (52) のいずれか 1 つと比較することにより決定される、請求項 1 記載のシステム (10)。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本願は、C. M. Kelley らによって、2002 年 3 月 20 日に出願された米国プロビジョナル特許出願シリアル番号 60/363,791 に関連し、また、その出願からの優先権の利益を主張するものである。

20

【0002】

本発明は、医療装置における電力消費のレベルを制御及び下げる方法及び装置に関し、特に、患者の生物的又は環境的パラメータを測定するために、又は、それらに関連する情報を交信するために、発信された信号又は反射された信号又はこれら両者を組合せたものを用いる、血中酸素測定装置等のような医療装置における電力消費のレベルを制御及び下げることに関する。

【背景技術】

【0003】

医療分野は共通して、患者の種々の生物的又は環境的パラメータをモニタ又は測定するために、信号の発信に依存した広い範囲の装置を用いる。その信号は、発信されてよく、例えば組織や器官から反射された又は組織や器官を透過した信号からなる測定、又は、その信号が、データを得るためというよりは、測定されたデータを交信するために用いられてよい。

30

【0004】

例えば、患者の 1 又はそれ以上の生物的又は環境的パラメータの測定において、信号の発信と受領を行う装置の共通の例は、種々の形態の血中酸素測定装置である。知られているように、血中酸素測定装置は、血管を含む身体の器官若しくは組織、又は組織若しくは器官の酸化的代謝における血液の酸素飽和度のレベルをモニタ又は測定するために、共通に用いられている。そのような装置は、しばしば、器官又は組織の中の血液フローの量及びパルス速度を決定することができ、そのために用いられる。

40

【0005】

血中酸素測定装置は、従来技術の問題をかなり説明しているように、利得するための信号又は交信情報の反射又は伝達を用いる典型的な医療装置として考慮されてよい。

【0006】

当業者によく知られているように、血中酸素測定装置は、患者のパルス速度又は血液量又は血中酸素レベルのような、1 又はそれ以上の生物的又は環境的パラメータを決定するために、組織又は器官から反射された又は組織又は器官を透過した、より多くの周波数のうちの 1 つの、1 又はそれ以上の信号の構成要素のレベルを測定する。血中酸素測定装置

50

はまた、直接接続された装置として、即ち、患者に直接され、望ましい情報を直接表す若しくはその情報を記録する装置として、解釈されてよい。しかしながら、血中酸素測定装置はまた、遠隔装置として、即ち、患者に取り付けられ若しくは埋め込まれた装置であって、遠隔ディスプレイ、モニタリング若しくはデータ収集装置に測定結果を発信する装置として、実施されてもよいことが、理解される。

【0007】

広い範囲の医療装置の代表及び例示としてより詳細に血中酸素測定装置を考慮すれば、血中酸素測定装置は、赤色又は近赤外範囲のような周波数範囲における電磁波を出すことにより、血中酸素レベル、パルス速度、及び血流量を測定する。ここで、組織又は器官を透過する電磁波の透過、又は、組織又は器官から反射される電磁波の反射率は、組織又は器官における血液の量及び酸素飽和レベルによって測定可能に影響される。そして、組織若しくは器官を通して透過される、又は組織若しくは器官から反射される、信号レベルの測定は、組織若しくは器官における酸素飽和レベルの測定結果若しくは指示表示を供給するであろう。

10

【0008】

透過若しくは反射される信号は、血液の種々のパラメータ、ファクタ、若しくは構成要素によって、測定可能に異なるやり方若しくは量において、典型的に影響される異なる周波数であってよい。周波数において近いであろう異なる周波数、又は波長での信号の合接使用は、順に、連結した血液における酸素レベル及び血中酸素レベル測定に対する参照値のような、密接に関連するであろうもう1つのものとは大変異なるであろう複数のファクタ又はパラメータの同時の表示を提供してよい。透過された若しくは反射された信号によって表されるファクタ若しくはパラメータは、受信された信号の異なる又は関係する若しくはしないパラメータによって表されてよいこともまた理解されるべきである。

20

例えば、血液酸素飽和若しくは血液流量を測定するための、組織若しくは器官を通過した若しくはから反射した信号は、例えば、その組織若しくは器官における血液の定常状態量により一定若しくは「直流」要素を持ってよく、身体の心拍によりその組織若しくは器官を通して流れる経時変化する血液量を表示する経時若しくは「交流」要素を持っていてよい。各信号要素は、異なる情報を与えてよく、更に別の情報を発生若しくは決定するために共に用いられてよい情報を与えてもよい。

【0009】

酸素測定装置の例は、器官を通して参照光及び測定光を交互に透過させることにより、その器官の酸化的代謝を継続的に測定する酸素測定システムを記述する、身体の器官の代謝をモニタする方法及び装置という名称のジョブシスに認可された米国特許番号4, 281, 645に記述される。その装置は、予め決定されたレベルでの参照信号の発信の間に光電子増倍管によって発生させられる出力信号レベルを維持するために受信する光電子増倍管の出力レベル若しくは利得を調整し、そして、測定信号の発信の間にこの増幅器利得レベルを維持する。その結果、光電子増倍管の利得は、その器官の血液量における変化に対して自動的に補償され、増幅器制御信号は、その器官における血液量の測定結果として使われて反映する。

30

【0010】

更に別の例において、パルス・オキシメータ・モニタという名称のニュー・ジュニアに認可された米国特許番号4, 653, 498は、参照信号と測定信号を発信するダイオードの出力レベルが、受信信号を測定指示値に変換するアナログ変換器へ、デジタルの受領可能な入力電圧範囲内における受信信号を提供するために、受信参照信号の測定値によって、調整されることを記述する。

40

【0011】

更なる例において、オキシメータ装置という名称のテイラーらに認可された米国特許番号4, 859, 057は、赤色信号及び赤外信号を発信し、反射された返信信号のパルス性要素、ここで、このパルス性要素は血中酸素のレベルを表すものであるが、及び直流要素を決定する、参照酸素計測装置を記述する。赤色及び赤外LEDの発光出力は、直流要

50

素の比較的安定なレベルを出すように制御される。

【0012】

フラッシュ反射率オキシメータという名称のサマラスらに認可された米国特許番号5, 069, 214は、衣類若しくは保護的な覆うもののようなバリアを通してオキシメータの測定を許すように、短時間の高強度の赤色及び赤外の測定及び参照パルスを用いるフラッシュ参照オキシメータを記載する。そのパルスの持続時間と強度は、そのものの異なる厚みに適応するようにユーザによって調整可能である。

【0013】

最後の例において、スリープ・モード付の医療用診断装置という名称のスウェドローらに認可された米国特許番号5, 924, 979及び5, 746, 697は、モニタされる生理的なパラメータが、予め決められた期間に対する選択範囲内であって安定しているときに、ここで、このパラメータは選択された期間の後に更に測定のために「起きている」が、電力を節約するために装置が「スリープ・モード」に入るという医療用診断装置を記述する。

【0014】

患者の更に別の生物的又は環境的パラメータを検出、モニタ、又は測定するある形式の1つ若しくは複数の信号の発信及び受信に依存する、更に別の装置又はシステムの使用はまた、この技術分野の当業者によく知られている。例えば、多くの他のタイプの生物的又は環境的パラメータのモニタ若しくは測定の装置若しくはシステムは、種々の生物的又は環境的パラメータを検出し測定するために、組織若しくは器官を通して透過される若しくははから反射される信号を用いるか、又は、データ収集装置若しくはシステムへ、埋め込まれた若しくは遠隔の心臓モニタのようなデータ収集若しくはモニタ装置から、生物的又は環境的パラメータを発信してよい。更に、埋め込み若しくは遠隔の血中酸素測定装置のような、他の装置若しくはシステムは、血中酸素レベルのような生物的又は環境的パラメータを測定するために透過若しくは反射された信号を用いてよく、遠隔データ受信装置又はサイトへ情報を通信するために更に別の信号を用いてよい。しかしながら、そのような装置への及びそのような装置における本発明の適用及び有利な点は、本技術分野における当業者によって十分理解されるであろう。

【0015】

血液オキシメータのような、医療装置における、特に、医療モニタ装置、パラメータ測定装置、及びデータ収集若しくはモニタ装置における、より最近の発展は、より小さく、軽く、そしてよりポータブルな装置となる方向に向いてきた。そのような「小型化された」装置は、何人かのユーザ間で共用される装置としてよりもむしろ個々のユーザの装置として、又は例えば救急隊によるような遠隔若しくはポータブルな使用のために使われてよく、保管場所と使用時のスペースがより小さくてすむので、一般に、病院でのセッティングにおいてもより便利である。伴う傾向は、機能若しくは使用において何かしら特に関連する、異なるタイプの2又はそれ以上の装置の組合せを、1つの装置にするものであった。最近の発達した装置における更に別の傾向は、先進のアルゴリズム処理に対して要求されるようなデータの記憶容量や増加したデータ若しくは信号処理パワーの提供である。

【0016】

しかしながら、そのようなより小さくよりポータブルな装置の発達は、電線への接続ではなくバッテリーのような、装置を駆動する、より小さな、よりポータブルな、又はより便利な電力源に、より大きく依存することを意味してきた。この傾向は、言い換えれば、装置の電力消費及びバッテリー寿命に関するより大きな関心へと導かれてきた。例えば、典型的な血中酸素測定装置若しくはシステムにおいて、その装置の電力消費の50%若しくはそれ以上までは、組織若しくは器官における酸素レベルの測定のために、その組織若しくは器官を通過する若しくはその組織若しくは器官から反射される、赤色若しくは赤外信号を発生する典型的な発光ダイオード(LED)である、光源を駆動するのに使われている。

【0017】

しかしながら、最近まで、電力消費は、血中酸素測定装置を含むたいの医療用装置の設計において関心事ではなかったことが、血中酸素測定装置の上述の例から明らかであろう。例えば、従来の血中酸素測定装置は一般に、受領できるだけの高い信頼レベルを提供する解析を支持する信号対雑音比及び十分な大きさの受信信号を提供するように受信回路の増幅若しくは利得、又は透過された光の信号レベルを制御するように設計されることが、血中酸素測定装置の上述の例から留意されるであろう。上述の引用例に記述されるように、従来技術の酸素測定装置は、それゆえに、いずれも装置の電力消費を増加させる、受信信号の増幅若しくは利得の増加又は透過信号レベルの増加による受信信号レベルの増加に向っているのである。データ通信のための信号の発信と受信に依存するものを含む、更に別の装置又はシステムは、同様に、受信した信号の「信号対雑音」比及び受信した信号のレベルを増加するように設計及び最適化されているのである。 10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0018】

しかしながら、同じ若しくはより低い電力消費に対してより高い強度の明るさを提供する、NELLCORのOxiMaxセンサのような、より効率的なLEDを提供することにおいて、そして、装置が測定パラメータLEDの起こり得る変化の期間又は速度によって予見される期間「眠らされる」ような、スウェードローの979及び697特許において議論されるようなアプローチにおいて、ある程度の発展があった。しかしながら、LEDは、全ての装置に対して、好ましい又は使えるとは限らず、望ましい波長で光信号が発生できないかもしれない。また、パラメータの変化の前の予見される「安全期間」に基づいて「装置を眠らせる」方法は、全ての場合において受け入れられるとは限らないであろう。多くの場合において、継続するモニタは、パラメータにおいて反映若しくは表されるリスク又は測定若しくはモニタされるパラメータの重要性のために、必要又は望ましいであろうし、幾つかの場合においては、パラメータの変化の期間若しくは速度が、予見できない、又は「スリープ」期間を許すほど長くないかもしれない。電力減少に対する従来技術の更に別のアプローチは、サマラスの214特許における他の理由に対して暗示されているように、放たれる信号のレベルを下げることを含む。しかしながら、そのような電力減少は、サマラスの214特許にあるように、典型的に、患者を火傷させないような他の理由に対するものであり、放たれる信号のパワーの減少が、信号中の望ましい情報を環境及びシステム・ノイズの中に埋もれさせ、又は使用価値が無い若しくは危険となる点まで劣化させることとなるかもしれないので、リスクが高く又は受け入れられないものである、ということは留意しなければならない。 20 30

【課題を解決するための手段】

【0019】

本発明は、患者パラメータの測定のような医療用の応用に対して使用される光放出装置によって用いられる電力を調節するシステム及び方法に向いている。本発明のシステム若しくは装置は、光放出装置と、該光放出装置へ適用される電力を調整するための制御信号に応答して該光放出装置に電力を与えるための前記光放出装置に接続された電源ユニットと、該制御信号を供給するためのものであって該電源ユニットに接合されている制御ユニットと、を含むが、ここで、制御信号は、該光放出装置によって生成される光を使用して測定される生理的なパラメータと関連付けられた信号の特徴に応じて決定されるのである。 40

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

図1を参照すれば、本発明が実施される、組織若しくは器官のパラメータを測定若しくはモニタするために、組織若しくは器官を通過する若しくは組織若しくは器官から反射される1又はそれ以上の信号を用いる装置10の図表示が示されている。ここで上述のように、装置10のような例は、血中酸素測定装置であってよく、装置10は、自立型装置でもよく、また、異なるタイプの複数の装置10を含んでよいより大きなシステムの一部で 50

もよい。

【0021】

図1に示されるように、装置10は、組織若しくは器官を通過する又は、組織若しくは器官から反射される光を測定することによって、典型的に及び本発明において、その組織若しくは器官の1又はそれ以上のパラメータの測定を行うためのパラメータ測定ユニット12を含むであろう。本発明によれば、放出された信号パワー制御ユニット14は、装置10の部分として又は分離しているが関連付けられたユニットとして、パラメータ測定ユニット12と関連付けられ、該パラメータ測定ユニット12によって放出された信号のパワー・レベルをモニタ及び制御する。

【0022】

典型的な装置10は、対応する放出された信号20を生成するための1又はそれ以上の信号放出器18を含む信号源16を含むであろう。放出された信号20は、測定若しくはモニタされるべきパラメータ24を有する生物体又は身体部分の如何なる他のタイプ、器官、又は組織からなつてよい、パラメータ・ターゲット22を通過する又はから反射される。パラメータ・ターゲット22を通過する又はから反射される放出された信号20は、センサ28によって変調された信号26として受信されるが、ここで、該変調された信号26の要素又は特徴は、パラメータ24及びパラメータ・ターゲット22の他の特徴によって、オリジナルの放出された信号20から変調若しくは別様にして変更されてきたものである。センサ28は、順に、変調された信号26を表し及びに対応する受信信号30を、及び、パラメータ24により、放出された信号20において誘発され又はに対して課された変更及び変調によって、変調された信号26の特徴及び要素を、提供する。

【0023】

従って、変調された信号26及び受信信号30は、パラメータ・ターゲット22のパラメータ24に関係する情報を含み、情報は、適当な信号処理により受信信号30から抽出若しくはその他の方法で得られる。そのような処理は、例えば、放出された信号20の要素と、受信信号30によって表されるような、変調された信号26の要素を比較するステップと、1又は複数の信号の「直流」及び「交流」要素のような、受信信号30の要素を検出及び抽出するステップを含む。パラメータ24を含む若しくははに関連する望ましい情報を得るための受信信号30の処理は、もう1つの設備若しくはシステムに発信され、後に表示若しくは続く処理のために保存され、又は表示されるかもしれないものであって、パラメータ24を次に表すこととなる、パラメータ出力34を提供するところのパラメータ信号プロセッサ32によって、実行される。

【0024】

受信信号30が、パラメータ24に関する望ましい情報を表すパラメータ出力34を発生するために処理される特定の処理及びアルゴリズムは、そして、信号放出器18、放出された信号20、変調された信号26、センサ28、及び受信信号30等の数、振動数、波形、及び他の特徴は、関心のある特定のパラメータ24及びパラメータ・ターゲット24に依存する。しかしながら、これらのファクタ、要素、及び処理は、関連する技術分野における当業者によってよく知られ、理解されているが、本発明の異なるものへの適用やこれらのファクタ、要素、及び処理の異なる組合せは、関連する技術分野の当業者により、よく理解されるであろう。そのようなものとして、これらの要素は、ここにおいてより詳細には議論される必要が無く、そして、議論されないであろう。

【0025】

信号放出器18によって消費される電力がしばしば、装置10により消費される電力の50%又はそれ以上からなるので、装置10の電力消費における重要な潜在的削減は、放出された信号20の放出されたパワー・レベルにおける削減により実現できる、ことはここで上述されてきた。しかしながら、上で論じたように、信号の望ましい情報は、環境若しくはシステム・ノイズに埋もれているかもしれない、又は、使用価値が無い危険である点まで劣化若しくは変形されているかもしれない。

【0026】

しかしながら、本発明によれば、パラメータ出力 3 4 が、測定又はモニタ処理の目的のために容認できる信頼水準及び信頼のレベルを持つ 1 又はそれ以上の信号から、抽出又はその他の方法で得られるように、受信信号 3 0 及び対応する受信された変調された信号 2 6 の関心のある信号要素の「質」が、ある限りは、放出された信号 2 0 の放出されたパワー・レベルは、最高又は通常のレベルから中間又は比較的低いレベルまで減少されていてよい。この点において、及び本発明の目的に対して、与えられた信号の「質」又は信号の要素は、信号の要素間の比、信号における信号要素とノイズの比、又は信号と種々の源からのノイズの間の比であるであろう「信号対雑音比」、大きさ若しくは「強度」、又は信号のパワーレベルのような信号の特徴によって決定される。信号の「質」に関連する信号の特徴の他の例は、信号の波形や周波数を含んでよく、即ち、受信されたままの信号の波形又は周波数が、発信されるような信号の周波数又は波形等に関して十分な程度に相互に関係する又は対応するかである。 10

【0027】

以下の記述の目的として、用語「受信した」信号の特徴又は受信信号 3 0 及び／又は対応する変調された信号 2 6 の特徴は、一般に、パラメータ出力 3 4 が意図した目的に対して容認可能な信頼水準及び信頼のレベルを持つ信号又はその要素から抽出又は他の方法で得られる確率を決定するであろう、受信パワー・レベル、信号要素とノイズの比等、信号自身のそれらのファクタに言及するであろう。用語「要求される」信号の 1 又はそれ以上の特徴は、そして、信号の特徴、即ち、意図された目的に対して容認できる信頼水準及び信頼のレベルを持つ信号又はその要素から抽出又はその他の方法で得られる受信信号 3 0 又は対応する変調された信号 2 6 という信号の特徴に言及されるであろう。受信信号 3 0 又は対応する変調された信号 2 6 の受信された信号の特徴と、受信信号 3 0 又は対応する変調された信号 2 6 の要求される信号の特徴との比較は、それによって、パラメータ出力 3 4 が、意図された目的に対して容認できる信頼水準及び信頼のレベルを持つ受信信号 3 0 及び対応する変調された信号 2 6 から、抽出又はその他の方法で得られる確率を示すであろう。 20

【0028】

例によって説明すれば、パラメータ出力 3 4 を生成するための関心のある信号の特徴は、受信信号及び対応する変調された信号 2 6 の要素の信号対雑音比であろう、そして、「受信した」信号の特徴、即ち、センサで受信されたときの信号対雑音比は、2 d b であろう。しかしながら、「要求される」信号の特徴は、容認できる信頼水準及び容認できる信頼の度合いを持つ望ましいパラメータ出力 3 4 を生成するために、3 d b の信号対雑音比であるであろう。2 d b の信号対雑音比を持つ受信信号 3 0 は、確かさ及び信頼性の要求される度合いを持つ信号からパラメータ出力 3 4 が生成される確率が比較的低くなるであろうから、比較的低い「質」であろう。しかしながら、もし受信信号 3 0 の特徴が 4 d b であるならば、要求される信頼性の度合いと確かさのレベルを持ってパラメータ出力 3 4 が生成され得る確率が比較的高いであろうから、その信号は比較的高い「質」を持つであろう。後者の場合、従って、装置 1 0 が対応する放出された信号 2 0 の放出されたパワー・レベルを減少させて、それによって、装置 1 0 の電力消費を従って減少させることができるであろう。 30 40

【0029】

従って、信号の「質」という用語で表現されれば、信号の「要求される質」は、要求される信頼性と確かさのレベルを持つパラメータ 2 4 を得るための必要な確率を提供するように、信号によって所有されなければならない、信号の大きさ又は信号対雑音レベルのような信号の特徴の最小の値によって表されると言えるであろう。信号の「質」は、従って、その信号の受信される信号の特徴が要求される信号の特徴に合致する度合いの指標である。

【0030】

本発明は、確かさの要求されるレベルを持つパラメータ出力 3 4 を提供する目的のために変調された信号 2 6 の要求される信号の特徴が、放出された信号 2 0 のパワー・レベル 50

又は対応する変調された信号 26 のパワー・レベルのいずれかに単に依存するのではないことを認識する。その代わり、本発明によれば、パラメータ出力 34 を生成する目的のために変調された信号 26 の要求される信号の特徴は、一般に固有の信号ファクタ及び環境ファクタとして分類されるであろう多くのファクタに依存し、かつ、によって決定される。

【0031】

固有のファクタは、変調された信号 26 自身内の受信した信号の特徴に、そして、受信信号 30 の信号の特徴に、更に、特に、受信信号 30 によって表されるように変調された信号 26 の受信された信号の特徴がパラメータ出力 34 をして要求される信頼性の度合い及び確かさのレベルを持つ受信信号 30 から生成又は抽出されるようになっているかどうかにかん、関係しかつ関連する。上述のように、パラメータ出力 34 を生成するのに用いられる受信した信号の特徴は、例えば、信号パワー・レベル、大きさ又は「強度」、「信号対雑音比」、ここで、「雑音（ノイズ）」は如何なる他の信号要素であってもよいが、信号の波形及び周波数、及びその変形又は変更等であろう。固有の信号ファクタは従って、信号放出器 18、パラメータ 24、センサ 28、及びパラメータ・プロセッサ 32 等のようなファクタを含む。

10

【0032】

変調された信号 26 の「要求される」信号の特徴、即ち、パラメータ出力 34 が必要な度合いの信頼性及び確かさのレベルを持つ受信信号 30 から得られることを許すために、変調された信号 26 が所有するように要求される信号の特徴を種々の度合いで決定するファクタ（それは患者の状態のようなものであるが）に、「環境」ファクタは関係する。例えば、患者が高度の医学的リスクを表す状態にある又はを有しているならば、患者を十分にモニタするために間違いの可能性を低くし、正確性と信頼のより高いレベルにまで、与えられた関連するパラメータ 24 を決定しモニタする必要があるであろう。必要なレベルの信頼と正確性は、パラメータ 24 及び対応するパラメータ出力 34 の測定結果が、必要な増された信頼性の度合いと確かさのレベルで、得られるであろう確率を適切に増すために、必要な信号の 1 又はそれ以上の特徴のより高いレベルを課することになるであろう。

20

【0033】

例えば、血中酸素測定において、基礎的な要求は、変調された信号 26 の受信信号レベル及びそのように対応する放出された信号 20 の放出された信号レベルが、必要な程度の正確性と信頼性を持つ血液の飽和酸素圧力（ SpO_2 ）及び脈拍数（PLS）の計算を許すのに十分でなければならないことである。しかしながら、 SpO_2 及び PLS における不安定性、PLS の変化の速度、 SpO_2 の進行する低下、 SpO_2 及び PLS の基礎レベルにおける変化によって示されるであろう、患者の安定性の悪化の場合には、変調された信号 26 の受信された信号の特徴は、その患者のモニタの十分で安全なレベルを保証するために、それに合わせて、増加又は改善されなければならない。

30

【0034】

要するに、それゆえに、環境ファクタは、パラメータ 24 が確かさの要求されるレベルにまで決定され得ることを保証するために、変調された信号 26 及び対応する受信信号 30 の要求される信号の特徴に影響し決定するファクタとして定義されてよい。そして、固有のファクタは、変調された信号 26 が実際、要求される信号の特徴に合致又はを超えるような受信された信号の特徴を所有しているかどうかを決定する。別の言い方をすれば、信号の環境ファクタは、変調された信号 26 及びそのような受信信号 30 によって満たされなければならない基準を、少なくとも一部、決定するが、一方、受信された信号の特徴ファクタは、変調された信号 26 及び対応する受信信号 30 がそれらの基準を満たしているかを決定する。

40

【0035】

本発明は、変調された信号 26 及び受信信号 30 の受信された信号の特徴が、典型的に、パラメータ出力 34 を生成するのに使用され得るパラメータ 24 の関連情報、及び、その変調された信号 26 の信号要素の、及びパラメータ出力 34 が生成されるところの受信

50

信号 30 の要素の、「質」を反映する情報、の両方を含むであろう。この点において、1 又はそれ以上のパラメータ出力 34 が、意図する目的に対して、確かさの容認されるレベルを持つ変調された信号 26 から得られるかどうかを決定する特徴であって、変調された信号 26 及び対応する受信信号 30 の受信された信号の特徴に、用語「質」は、相当するということが繰り返されなければならない。

【0036】

例えば、血中酸素測定において、望ましいパラメータ 24 の情報は典型的に、身体の組織における血液の静的な及び動的な量に関係するが、ここで、測定は典型的に組織を通過する光のビームによって行われるのであり、その組織を通過する経路における血液による光の吸収が組織の中の血液量によって変化するであろうからである。信号放出器 18 は、
10 従って、典型的に、発光ダイオード (LED) 又は低パワー・レーザであり、センサ 28 は、光電性の装置のある形態であろう。変調された信号 26 及び対応する受信信号 30 において関心のある受信された信号の特徴は、組織若しくは器官における血液の定常状態の量による要素のような、定常状態の若しくは経時変化しない、又は「直流」の要素、経時変化する又は「交流」の要素であって、その組織若しくは器官を通して流れる血液の変化量を示している要素、及び種々の源から生じる「ノイズ」要素を含むであろう。身体器官若しくは組織における血液の酸素飽和レベルを表すパラメータ出力 34 を発生させるために、変調された信号 26 及び受信信号 30 から抽出されるべく求められた情報は、それによって主に、その組織若しくは器官を通して流れる血液の変化する量を示すものである、
20 信号の「交流」要素である。そのようにして、「直流」及び「ノイズ」の両者又はどちらかは、これらの目的に対してより関心がないか、又は、関心のある情報の抽出に干渉するかもしれないものである。「交流」要素の大きさ若しくは信号強度は、それによって、パラメータ 24、即ち、酸素飽和レベル、を代表するものであり、他の信号要素に対する「交流」要素の大きさの比、即ち、「交流」要素の信号対雑音比は、変調された信号 26 及び受信信号 30 の「質」に関係する。

【0037】

従って、上述のように、パラメータ・プロセッサ 32 は、変調された信号 26 を代表する受信信号 30 の信号の特徴から、パラメータ 24 に関連する情報を抽出するであろうし、対応するパラメータ出力 34 を発生し提供するために抽出された情報を用いる又は別の処理を施すであろう。

【0038】

しかしながら、パラメータ・プロセッサ 32 はまた、受信信号 30 の信号の特徴から、受信信号 30 及び対応する変調された信号 26 の「質」に関係する情報を抽出してよく、その受信信号 30 及び対応する変調された信号 26 の「質」を表す 1 又はそれ以上の信号質出力 36 を発生してよい。信号質プロセッサ 38 はまた、パラメータ・プロセッサ 32 に加えて、又は、の代わりに、1 又はそれ以上の受信信号 30 から信号質情報を抽出してよく、1 又はそれ以上の受信信号 30 及び対応する変調された信号 26 の 1 又はそれ以上の信号の質を表す、1 又はそれ以上の対応する信号質出力 36 を発生してよい。また、パラメータ・プロセッサ 32 によって抽出された信号質情報は、信号質プロセッサ 38 によって信号質出力 36 の発生がされる際に用いられるために信号質プロセッサ 38 へと、
40 提供されてよい。

【0039】

パラメータ 24 を検出するために用いられる、広い範囲で多様なタイプの放出された信号 20 があってよいことが、更に、パラメータ 24 に再び依存して、検出され測定されてよい、広い範囲で多様な変調された信号 26 の信号の特徴があつてよいことが、認識されるであろう。パラメータ出力 34 を提供するために、パラメータ 24 を表す情報を含む変調された信号 24 及び受信信号 30 の信号の特徴を処理するための、対応する広い範囲で多様な方法もまたあつてよい。従って、パラメータ・プロセッサ 32 によって処理された受信信号の信号の特徴が、与えられたパラメータ 24 に依存し、対応する放出された信号 20、変調された信号 22、及びセンサ 28 の対応する形態や特徴に依存するであろうこ
50

とは、また、認識されるであろう。しかしながら、パラメータ出力 3 4 を発生するために存在し処理されてよい信号の特徴のタイプ、放出された信号 2 0 のタイプ、及びパラメータ 2 4 のタイプは、一般に、その分野における当業者によく知られるであろう、そのため、ここではより詳細に論じる必要はない。

【0040】

信号質プロセッサ 3 8 に再び言及すれば、示されるような信号質プロセッサ 3 8 は、パラメータ・プロセッサ 3 2 と同じ方法で受信信号 3 0 を受信し、1 又はそれ以上の信号質出力 3 6 を発生するが、ここで、各信号質出力 3 6 は、変調された信号 2 6 の「質」を表す、1 又はそれ以上の受信信号 3 0 の信号要素の、1 又はそれ以上の受信された信号の特徴から生成される値である。ちょうど論じたように、信号質出力 3 6 を発生するための情報又は、1 又はそれ以上の信号質出力 3 6 はまた、パラメータ・プロセッサ 3 2 によって生成され、提供されてよい。

10

【0041】

装置 1 0 に依存する、広い範囲の可能な信号質出力 3 6、関心のあるパラメータ 2 4、変調された信号 2 6 のタイプ及び性質、及び変調された信号 2 6 の信号の特徴があってよいことは、認識されるであろう。それに加えて、変調された信号 2 6 とそれらの要素の「質」の種々の面を代表する信号質出力 3 6 は、受信信号 3 0 から抽出されるべき情報、及び受信信号 3 0 及び変調された信号 2 6 の性質に基づいて、多様な方法で生成又は抽出されてよい。

【0042】

例えば、信号質 3 6 出力は、変調された信号 2 6 の変調レベル、即ち、信号の「交流」要素と「直流」要素の間の比、又は信号の 2 つの「交流」要素の比、又は 2 又はそれ以上の信号の要素間の比、を表す変調指数 4 0 を含んでよい。従って、変調指数 4 0 は、例えば、ノイズを含む、信号の望ましくない信号の要素に対する信号の情報の要素の比を一般に反映するであろう。変調指数 4 0 はまた、信号若しくは信号要素の「質」を同様に代表する、パラメータ出力 3 4 を生成する際に用いられてよい情報を提供してよいことが、また、認識されるであろう。

20

【0043】

更にもう 1 つの信号質 3 6 出力は、強度指数 4 2 I であってよく、これは、一般に、対応するセンサ 2 8 によって受信されたときの、変調された信号 2 2 又はその信号の要素の強度、レベル、大きさ、又はパワー・レベルを表すであろう。それによって、強度指数 4 2 は、受信された信号の大きさを表し、それは、信号又は信号の要素の大きさが、容認できる確かさのレベルを持つパラメータ 2 4 を供給できるように、信号が受信され、検出され、そして処理されるのに十分であるかどうかを決定する際に使用されてよい。再び、強度指数 4 2 値は、パラメータ出力 3 4 が生成されるところの信号の質を決定するのと同様に、パラメータ出力 3 4 を生成する際に使用されてよい。

30

【0044】

更にもう 1 つの可能な信号質 3 0 Q 出力は、信号質指数 4 4 であり、これは、その目的のために生成されたもう 1 つの信号と、その対応する放出された信号 2 0 と、又はそれ自身と、変調された信号 2 2 又は受信信号 3 0 又はその要素を相互に関係付けることにより生成されてよい。信号質指数 4 4 は、1 又はそれ以上の信号の要素の大きさとの相互関係結果を計測することにより規格化されてよく、計測は、相互関係の結果ができれば又は相互関係中に行ってよい。従って、信号質指数 4 4 は、例えば、信号がその放出から受信の間の経路において歪められ又は別様に変更されたかどうかを表すが、信号における変化の度合いと性質は、パラメータ出力 3 4 を生成する際に使用されてよい情報をしばしば提供するであろう。

40

【0045】

更に別の信号質 3 6 出力は、変調された信号 2 2 又は受信信号 3 0 又はその要素の受信された信号の特徴の他の指標を表してよく、多くのものは、関係する分野における当業者によってよく知られ、認識されるであろう。例えば、ある信号質 3 6 出力は、変調された

50

信号 2 2 又は受信信号 3 0 等の要素間で測定される、1 又はそれ以上の「信号対雑音」比を表してよい。

【0046】

パラメータ・プロセッサ 3 2 の例におけるように、パラメータ 2 4 を検出するために放出された、広い範囲で多様なタイプの信号 2 0 があることが、信号の質を決定するために検出され、計測されてよい、広い範囲で多様な変調された信号 2 6 又は受信信号 3 0 の信号の特徴があることが、対応するように広い範囲で多様な信号質出力 3 6 があることが、そして、信号質出力 3 6 を生成するために、受信信号 3 0 の信号の特徴を処理するための方法があることが、認識されるであろう。また、信号質プロセッサ 3 8 によって処理された受信信号 3 0 の信号の特徴が、与えられたパラメータ 2 4、対応する放出された信号 2 0 及び変調された信号 2 6 の対応する形態と特徴、及び望ましい信号質出力 3 6 の性質及びフォームに依存するであろうことは認識されるであろう。パラメータ 2 4 のタイプ、放出された信号 2 0 のタイプ、及び存在してよい信号の特徴のタイプは、そして、信号質出力 3 6 を生成するために信号の特徴を処理するための方法は、しかしながら、一般に、技術分野における当業者によく知られるであろう、そのため、更に詳しい説明はここでは不要である。

10

【0047】

最後に、信号質プロセッサ 3 8 及びパラメータ・プロセッサ 3 2 の操作及び機能が、パラメータ出力 3 4 及び信号質出力 3 6 を得るために処理される信号の特徴におけるように、及び、信号の特徴を処理する際に使用される方法のように、多くの場合に、部分的に又は全体的に重なってよい、ことは認識されるであろう。従って、これらの理由から、パラメータ・プロセッサ 3 2 及び信号質プロセッサ 3 8 の、少なくともあるメカニズムと要素は、共有され、統合されるであろうことは、認識されるであろう。また、少なくとも幾つかの場合において、パラメータ・プロセッサ 3 2 及び信号質プロセッサ 3 8 が、1 つのプロセッシング・ユニットを含んでよいことは、認識されるであろう。

20

【0048】

次に、環境ファクタを考慮すると、上述のように、環境ファクタは、変調された信号 2 6 の質要求レベルに関係し影響を与えるが、即ち、それらは、要求される確かさのレベルを持つパラメータ出力 3 4 を生成するために、変調された信号 2 6 の要求される信号の特徴を決定する。これらの理由及び目的のために、本発明の装置 1 0 は、それにより、更に、1 又はそれ以上の環境出力 4 8 を生成する、1 又はそれ以上の環境プロセッサ 4 6 を含む。各環境出力 4 8 は、装置 1 0 が作動する環境又は状態に関係し、変調された信号 2 6 の要求される信号の特徴を、少なくとも部分的に、決定するために使用されてよい。即ち、環境出力 4 8 は、変調された信号 2 6 の「質」を直接反映しておらず、しかし、その代わりに、変調された信号 2 6 の意図された目的のために変調された信号 2 6 の要求される「質」のレベルを決定する、患者の状態のような、ファクタを反映又は代表する。

30

【0049】

環境状態 5 2 をセンシングし、環境プロセッサ 4 6 へ、環境状態 5 2 を測定し又は別様に表す、対応する環境信号 5 4 を提供するために、1 又はそれ以上の環境センサ 5 0 は、環境プロセッサ 4 6 に関連付けられている。記述されるように、各環境プロセッサ 4 6 は、順に、1 又はそれ以上の変調された信号 2 6 の要求される信号の特徴において、なされるべきであり、又はなされてよい、変更を表す、1 又はそれ以上の環境出力 4 8 を生成する。これまで論じてきたように、ある関係する状態は、患者のモニタリング・レベルを向上するために、1 又はそれ以上の変調された信号 2 6 の要求される信号の特徴において増加を推薦してよい。他の状態は、信号パワーのような、要求される信号の特徴が減少されることを許してよく、それによって、装置 1 0 の電力消費を減少させるのである。この点において、1 つの環境状態 5 2 のセンシングは、与えられた変調された信号 2 6 の要求される信号の特徴に対して、要求される又は許可される変更を決定するのに十分な情報を提供できないということを、留意しておかなければならない。この理由のため、ここで好ましい実施形態は、意図される目的のために、十分な情報を提供できるように、環境状態 5

40

50

2の集合体を測定し又はセンシングする。

【0050】

記述されるように、環境センサ50によってモニタされ、環境出力48において反映される環境状態52は、変調された信号26、即ち、信号放出器18及びセンサ28の間の通過経路に影響するファクタである、変調された信号26の発信及び受信に関係するファクタを含んでよい。しかしながら、特に、環境センサ50によってセンシングされ、環境出力48によって代表される環境状態52は、パラメータ24を決定することに対して関係性及び関心がある、患者に関係する、物理的特徴、状態、又はファクタを含むであろう。例えば、環境センサ50及び環境出力48は、対応する適切な環境センサ50によって、脈拍数、脈拍数の変化、患者の体温、患者の血圧、例えば排気CO₂レベルの呼吸数、ヘマトクリット・レベル、又は心係数を、検出し、表してよい。他の環境状態52は、例えば、種々のイメージ処理等の間に電氣的及び磁氣的場のレベルや配向を含んでよい。環境状態52及び環境出力48の他は、例えば、装置10の現在測定されるノイズの特徴、前に測定され又は記録されたノイズの特徴、予見されるノイズの特徴、又は別様に知られるノイズの特徴を含んでよく、装置10を取り込んだシステム、又は如何なるエレメント若しくはその要素を含む。環境出力48の幾らかは、また、パラメータ出力34の幾らかとして、又は、を生成する際に、又は、環境状態の効果に対するパラメータ・プロセッサ32によって生成されるパラメータ出力値34を訂正し、又は、補償する際に、用いられてよい。

10

【0051】

装置10は、1又は複数の環境プロセッサ46を含んでよい、又は、に関連付けられてよい。そして、1又はそれ以上の環境プロセッサ36及び環境センサ50は、装置10と一体的になってよく、他は分離した又は独立した装置でよい。例えば、血中酸素計測装置10は、患者の排気CO₂レベル、呼吸数、又は血圧を測定する適切な環境プロセッサ46回路及び一体的環境センサ50を含んでよい。例えば、マトクリット・レベル又は心係数のための環境センサ50及び対応する環境プロセッサ46は、分離した又は独立した装置であってよく、装置10は、装置の通常の出力として、これらの装置から直接、環境出力48の要求及び機能を満足することができる出力又は、環境出力48を備えていてよい。他の例において、環境出力48は、以前に記録又は測定されたノイズの特徴のような、以前に測定され又は決定されたファクタを表してよく、そして、対応する環境センサ50は、装置10が使用されるときに、装置10を組み込むシステム又は装置10に関連付けられてよくない。

20

30

【0052】

対応する環境出力48を発生するために、環境センサ50から、環境信号54に対して、供給される処理の複雑さやタイプは、その目的に対して用いられる環境センサ50及びセンシングされる環境状態に依存するであろう。例えば、与えられた環境センサ50のための環境プロセッサ46は、バッファ又はアイソレーション増幅器に過ぎないものでよい。一方、もう1つのケースにおいて、環境プロセッサ46は、装置10に関連付けられた、又は、に統合的に検出しモニタするための大変複雑な信号処理装置であってよい。

【0053】

本発明によれば、装置10は更に、パラメータ24が検出され、測定される信頼性、正確性、及び確かさのレベルを決定するために、放出された信号20の現在の信号の特徴を評価する信号評価プロセッサ58を含む。記述されるように、要求される信号の特徴56によって表されるように、かつ、現在の環境状態、特に、環境出力48によって表されるような、患者の状態によって調整されるように、変調された信号26の要求される信号の特徴との比較において、信号質出力36によって表されるように、変調された信号26及び受信信号30の受信された信号の特徴を基礎にして、この評価が実行される。

40

【0054】

血中酸素測定装置10において、例えば、信号評価プロセッサ58は、現在のSpO₂レベルをあらわす受信信号30及び変調された信号26に対する強度指数42I及び変調

50

指数 40 の 1 又はそれ以上を含む信号質出力 36 を受信してよい。信号評価プロセッサ 58 はまた、信号評価指数 44、及び、SpO₂ 変調された信号 26 及び受信信号 30 の要素の「信号対雑音」比の 1 又はそれ以上の測定を含む信号質出力 36 を受信してよい。要求される信号の特徴 56 は、そして、信号質出力 36 の各々に対して及び対応している、かつ、正確さと信頼性の要求されるレベルまでかつ確かさの必要なレベルまで、発生されるべきパラメータ出力 34 に要求される対応する変調された信号 26（受信信号 30 によって表されるように）の受信された信号の特徴を示す、信号の特徴 56 を典型的に含むであろう。最後に、信号評価プロセッサ 58 に与えられる環境出力 48 は、例えば、患者の脈拍数や血圧、呼吸数及び排気 CO₂ レベル、そして、多分マトクリット・レベル又は心係数を含んでよい。

10

【0055】

現在の環境状態の下でパラメータ出力 34 に対して望まれ若しくは要求される確かさのレベル、信頼性、及び必要な正確性を供給する 1 又はそれ以上の放出された信号 20 の放出されたパワーを制御するために選択されるアルゴリズムによれば、信号評価プロセッサ 58 は、そして、信号質出力 36、要求される信号の特徴 56、及び環境出力 48 から、1 又はそれ以上の信号パワー制御信号 60 を生成するのである。図 1 に示されるように、信号パワー制御信号 60 は、放出器 20 の放出されたパワー・レベルを直接制御してよく、又は、1 又はそれ以上の放出器 20 へパワーを供給するパワー・サプライ 62 を制御してよい。

【0056】

対応する受信信号 30 によって表されるように、対応する変調された信号 26 の受信された信号の特徴が、現在の患者の状態に対して変更されたように、変調された信号 26 に対して受信された信号の特徴に合致する、その特徴を超える、又は、その特徴に合致できないかどうかによって、本発明のこの好ましい実施形態において、信号評価プロセッサ 58 は、1 又はそれ以上の信号放出器 20 の放出パワーを制御し、かつ、調整しするのである。

20

【0057】

もし、対応する受信信号 30 を通して変調された信号 26 の評価は、変調された信号 26 の「質」が、予め決定された制限より大きい制限による現在の環境状態の下で、正確性のレベル、信頼性、確かさを持つパラメータ出力 34 を生成するだけの要求されるレベルを超えることを示すのであれば、変調された信号 26 の質が要求されるレベルの容認される範囲内であるが、そのレベルの下でないのであれば、信号評価プロセッサ 58 は、それに従って、対応する放出された信号 20 のパワー・レベルを、減少させてよい。その結果は、放出された信号パワー・レベルにおける減少となるであろうし、装置 10 の電力消費における減少となるであろう。

30

【0058】

もし、現在の環境状態の下で、正確性、信頼性、又は確かさの望ましいレベルを持つパラメータ出力 34 を生成するのに要求されるレベルに、変調された信号 26 の質を満足しないと、評価が示すならば、変調された信号 26 の質が要求されたレベルの容認できる範囲内であるまでは、信号評価プロセッサ 58 が、それに従って、対応する放出された信号 20 のパワー・レベルを増加させてよい。このケースの結果は、従って、装置 10 の電力消費における対応する増加及び放出された信号のパワー・レベルにおいて、増加になるであろうが、パラメータ出力 34 が生成される際の正確性、信頼性、及び確かさにおける増加にもなる。

40

【0059】

どっちにしても、パラメータ 24 の測定は、装置 10 に利用できる電力の最も効率的な使用を提供しつつ、与えられた患者に対して要求され又は要望される確かさ、正確性、信頼性のレベルを安全に満たすであろう。

【0060】

変調された信号 26 の評価が、本発明の多様な実施形態において、実行されてよいこと

50

は認識されるであろう。例えば、信号評価プロセッサ 58 は、要求される信号の特徴に対して、受信される信号の特徴を評価してよく、そして、最終出力を生成する現在の環境状態によって評価を調整してよい。択一的に、信号環境プロセッサ 58 は、現在の環境状態によって、要求される信号の特徴を調整してよく、そして、その結果によって、受信された信号の特徴を評価してよい。更に別の実施形態において、信号評価プロセッサ 58 は、全体に動的に、即ち、患者の各新しいモニタ又は測定に関して「ゼロから始める」ように信号の特徴の調整を実行してよく、又は、予め決定されてよい又は歴史的に導かれてよい最初の開始信号の特徴の 1 つのセットを保存してよい。更にもう 1 つの実施形態において、最初の信号の特徴は、「手によって」等で、セットされてよい。

【0061】

本発明の方法は、放出された信号 20 の放出されたパワー・レベルが最もしばしば制御されるファクタであるであろうが、放出された信号 20 及び変調された信号 26 の多様な信号の特徴を制御するために使用されてよい。例えば、信号評価プロセッサ 58 は、選択的に、信号パワーよりはむしろ、放出された信号 20 の波形、パルス幅、パルス速度、振動数を制御してよい。別の実施形態において、例えば、パラメータ出力 34 等を生成する情報を得る受信信号 30 及び変調された信号 26 を処理するためのプロセスの範囲を提供することにより、又は、センサ 28 又は関係付けられた回路の感度又は利得の調整によって、変調された信号 26 の検出を制御することは、有利であるかもしれない。しかしながら、全ての場合に、実施形態の目的は、十分な若しくは改善された信号の質及び改善された結果を保証し、システム電力の使用における効率性の向上であるであろう。

【0062】

従って、要するに、本発明は、信号源から、ターゲットへ若しくはを通して、モニタ信号を発信することによって、患者のパラメータ又はある他の生物的若しくは生理的若しくは化学的パラメータをモニタする方法に言及するが、ここで、モニタされるパラメータはターゲットの特徴である。そのパラメータによって変調されたように、放出されたモニタ信号を表す変調された信号は、適切なセンサによって受信され、そして、そのモニタされたパラメータは、変調された信号の特徴から決定される。特に、本発明は、受信された変調された信号の特徴がモニタされるパラメータの満足な決定を許すようになることを保証しつつ、信号パワーのような、放出されたモニタ信号の特徴を制御するために放出されたモニタ信号の信号の特徴を制御する方法に向いている。

【0063】

従って、本発明によれば、そして、図 2 に示されているように、本発明の方法は、それによって、次のステップを含む。

ステップ 64：変調された信号（26）の受信された信号の特徴を測定するステップ、

ステップ 66：パラメータ出力（34）を生成するための変調された信号（26）の要求された信号の特徴に対して、変調された信号（26）の受信された信号の特徴を評価するステップ、

ステップ 68：受信された変調された信号（26）が要求された信号の特徴を所有するように、放出されたモニタ信号（16）の放出された信号の特徴を制御するステップ。

【0064】

ステップ 68 は、そして、次のステップを含んでよい。

ステップ 70：変調された信号（26）の受信された信号の特徴が、パラメータ出力（34）の生成のために要求された信号の特徴に勝るときに、放出された信号（16）のパワー・レベルを減少させるステップ、

ステップ 72：変調された信号（26）の受信された信号の特徴が、パラメータ出力（34）の生成のために要求された信号の特徴よりも低いときに、放出された信号（16）のパワー・レベルを増加させるステップ、そして、

患者の状態をモニタするための実施において、本発明の方法は、

ステップ 74：患者の状態をモニタし、そして、パラメータ（24）のモニタに影響する患者の環境状態（52）を表す対応する環境状態出力（48）を生成するステップ、お

10

20

30

40

50

よび、

ステップ76：モニタされる患者の環境状態（52）によって、変調された信号（26）の要求される信号の特徴を変更するステップを含んでよい。

【0065】

最後に、図3は、2つの信号放出器18によって生成される放出された信号20が、患者の指78の組織からなるパラメータ・ターゲット22を通して導かれる、パルス酸素測定 SpO_2 システムに対して実施された様子として、本発明の作動の例を示す。示されるように、信号放出器18は、赤外LED80として示される赤外光放出LEDと、赤色LED84として示される赤色光LEDとを含む。

【0066】

赤外放出信号82及び赤色放出信号86はそれぞれ、赤外変調信号88及び赤色変調信号90として、それぞれ、指78の組織を通過した後に、赤外センサ92及び赤色センサ94によって、受信される。赤外受信信号96及び赤色受信信号98は、それぞれ、赤外センサ92及び赤色センサ94によって生成され、赤外受信信号96及び赤色受信信号98の各々は、パラメータ信号プロセッサ32及び信号質プロセッサ38に提供される前に、信号増幅の2つのステージが与えられる。示されるように、信号増幅の最初のステージは、利得1（100）であり、赤外受信信号96及び赤色受信信号98の両者に共通する、一方、赤外利得2（102）及び赤色利得2（104）と名付けられた増幅の第2のステージは、赤外受信信号96及び赤色受信信号98のそれぞれに個別のものである。信号評価プロセッサ58からの制御信号60出力に関して以前に論じたように、赤外LED80及び赤色LED84の明るさ制御を含んで、図3に示される実施は、システムが、赤外受信信号96及び赤色受信信号98の信号の質、即ち、信号のレベル、明るさ、又は、赤外LED80及び赤色LED84と利得1（100）と赤外利得2（102）と赤色利得2（104）を最適化するように調整してよい5つのパラメータを提供する。本発明の方法及びシステムの目的は、赤外受信信号96及び赤色受信信号98が、赤外受信信号96及び赤色受信信号98を表す最終信号出力をパラメータ信号プロセッサ32及び信号質プロセッサ38へと生成するアナログーデジタル（A/D）コンバータ106の望ましい信号入力範囲内にあるように、これらのパラメータを選択することである。これらのパラメータの選択は、特に重要であり、パラメータ信号プロセッサ32及び信号質プロセッサ38に対しての最終出力信号における最も高い分解能を達成するために、A/Dコンバータ106の入力範囲内で、最も高い可能なレベルに、信号のレベルを置くことがまた、目的である。

【0067】

SpO_2 センサが足の周りに置かれるような、新生児、即ち、新産児において、センサ28によって受信される信号が十分に信号対雑音比を持つようにするために、信号利得が最大化され、LEDが最大放出信号レベルのために調整されることがしばしば必要である。しかしながら、たいていの他の応用では、LEDの放出信号レベル、即ち、LEDの明るさは、電力を節約するために減少され得るが、このことは、そのシステムから電力の多くの量をLEDが引き出すので、有利である。しかしながら、LED信号レベルにおけるそのような減少は、LED放出信号パワーが生理的なパラメータから導かれるフィードバックによって、順応して制御されるインテリジェント・システムを要求する。記述されるように、最も関心の高い信号パラメータの1つは、 SpO_2 が赤外信号及び赤色信号間の変調レベル（MOD）の比に基づく経験的に導かれたパラメータであるので、信号のAC-DC変調レベル（MOD）である。十分なMODレベルは、分解能エラーやシステム・ノイズから、 SpO_2 の派生を守るが、LEDの明るさを増すことは電力要求パワーを増加すし、一方、LEDの放出信号パワー・レベルを減少させることは、信号増幅レベルを増加させることにより補償され、エラー比又はレベルにおける起こりえる増加の犠牲の下に、望ましいMODレベルを維持するであろう。

【0068】

信号増幅の適応及びAC-DC変調（MOD）レベルに依存する放出信号パワーの例は

10

20

30

40

50

、以下の表 A 及び表 B に表されているが、ここで、表 A 及び B は各々、対象 1 及び対象 2 として名付けられる 2 人の患者に対して、本発明のオペレーションを示している。

【0069】

表 1 は、本発明による、放出された信号パワー及びシステム増幅の順応的なレギュレーションの有効化の前の例を示している。これに対して、表 B は、本発明による、放出された信号パワー及び信号増幅の順応的なレギュレーションの有効化、実行、及び完了の後の例を示している。

【0070】

それらの例の各々において、即ち、表 A 及び B の各々において、対象 1 の関心のあるパラメータは、A D－D C 変調 (MOD) の非常に高いレベルを提供する。従って、対象 1 の場合において、また、赤外変調信号 8 8 及び赤色変調信号 9 0 の相対的に高い MOD レベルのために、赤外放出信号 8 2 及び赤色放出信号 8 6 の放出パワーレベルは、減少させられ、放出信号レベルにおけるその減少は、利得 1 (100)、赤外利得 2 (102)、及び赤色利得 2 (104) によって補償される。

【0071】

それとは対照的に、表 A 及び B の各々における対象 2 に対して、関心のあるパラメータは、A D－D C 変調 (MOD) の非常に低いレベルとなっている。従って、対象 2 に対する赤外変調信号 8 8 及び赤色変調信号 9 0 の相対的に低い MOD のために、赤外放出信号 8 2 及び赤色放出信号 8 6 の放出パワー・レベルは、赤外受信信号 9 6 及び赤色受信信号 9 8 の信号対雑音比を高めるために増される。

【0072】

【表 1】

表A 順応レギュレーションが有効化される前							
	赤外MOD	赤色MOD	赤外LED	赤色LED	利得1	赤外利得2	赤色利得2
対象1	8.65	9.25	125	130	100	135	135
対象2	0.35	0.45	125	130	100	135	135

【0073】

表 A → 順応レギュレーション → 表 B

【0074】

【表 2】

表B 順応レギュレーションが有効化される後							
	赤外MOD	赤色MOD	赤外LED	赤色LED	利得1	赤外利得2	赤色利得2
対象1	8.65	9.25	95	100	118	150	149
対象2	0.35	0.45	150	157	82	137	136

【0075】

赤外放出信号 8 2 及び赤色放出信号 8 6 の放出パワーレベルが減少される又は増加される程度を、及び、信号増加ファクタの利得 1 (100)、赤外利得 2 (102)、及び赤色利得 2 (104) が適合される程度を決定するための方法は、本発明のクローズド・ループのフィードバック・システムに基づいており、更に、記述されるように、MOD レベルに基づいている。本発明によれば、放出された信号及び増幅レベルの適合は、表 A に示される適合プロセスを実行してよく、又は、表 B に示される結果の完了まで適合プロセスを継続させてよい。

【0076】

上述されてきたように、現在の S p O₂、その変化の速度、又は単に酸素計測の信号の安定性のような、MOD に加える、他の生理的なパラメータを含むために、本技術分野の当業者が、このフィードバック・パラメータへと広げることができるであろうことは、明白であろう。本発明の方法及び装置は、E K G、非侵襲性の血圧、E t C O₂、又は侵襲性の動脈血圧システム及び処理のような、他の方法手段からのパラメータを含むように実

10

20

30

40

50

行されてよい。患者のステータスが悪化していることや、電力節約手段がリスクの好ましくないレベルになっているかもしれないことを、そのシステム又はオペレータが、決定するならば、本発明の適合できるシステムは、電力節約オプションを実行しないように選択し又は導かれるであろうことは、本技術分野の当業者はまた、理解するであろう。

【0077】

ここに含まれる発明の精神及び範囲から離れることなく、上述の発明において、ある変化や変更が、なされてよいのであるから、上記記述又は添付される図面に示される対象の全てが、ここで発明のコンセプトを示している単なる例として解釈されるべきであり、本発明を限定するものとして解釈されるべきではない。

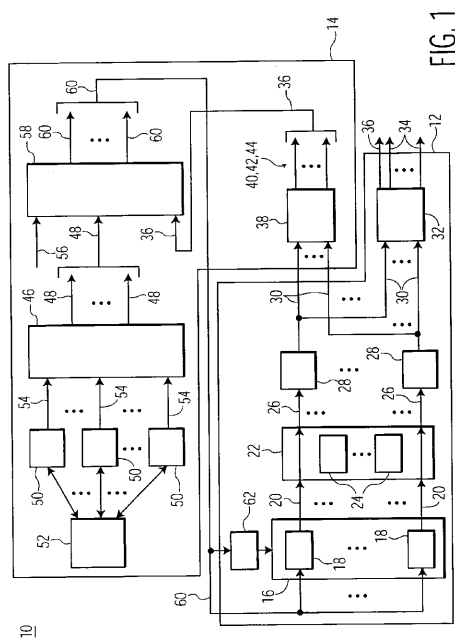
【図面の簡単な説明】

【0078】

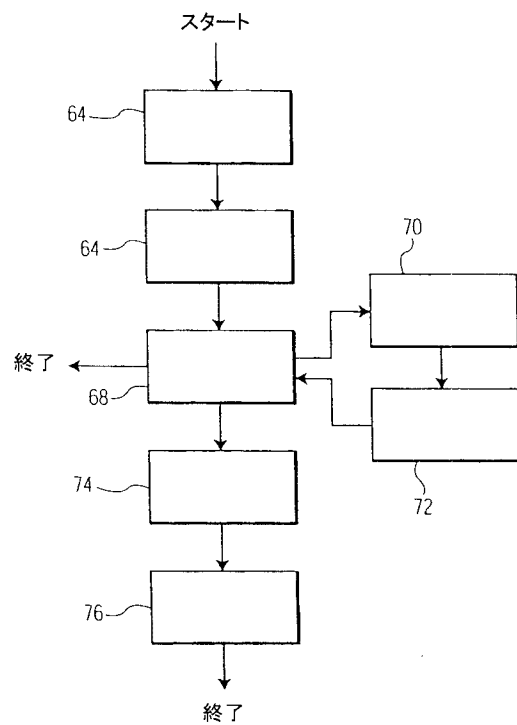
【図1】例として添付する図面を参照しつつ、本発明が説明されるであろう。ここで、図1は、患者パラメータをモニタする装置、及び放出されたパラメータのモニタ信号の信号の特徴を制御するための放出信号制御装置の図表示である。

10

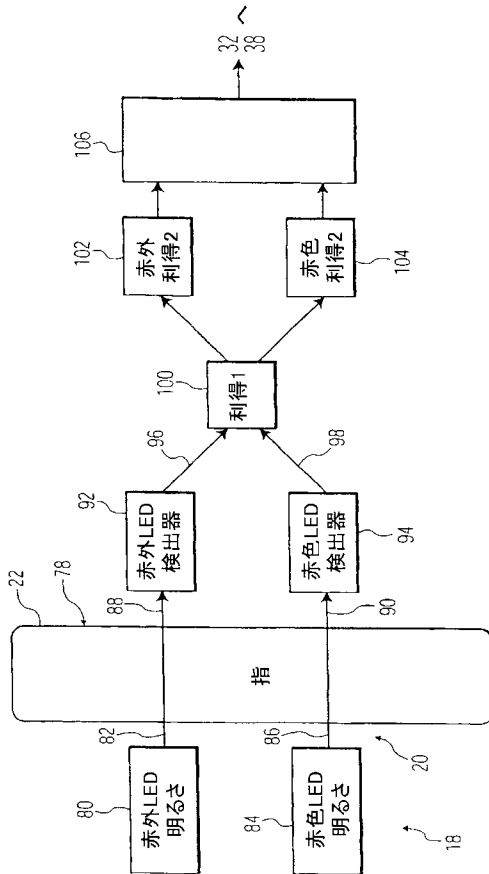
【図1】



【図2】



【図 3】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/US 03/07674

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B5/00		
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) IPC 7 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		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 924 979 A (BERNSTEIN MICHAEL J ET AL) 20 July 1999 (1999-07-20) cited in the application column 2, line 65 -column 8, line 26; figures 1,2	1-23
X	EP 0 102 816 A (NELLCOR INC) 14 March 1984 (1984-03-14) page 4, line 1 -page 8, line 16 page 10, line 19 -page 15, line 37 page 19, line 4 -page 20, line 15	1-23
X	WO 99 63883 A (S P O MEDICAL EQUIPMENT LTD ; SARUSSI ISRAEL (IL)) 16 December 1999 (1999-12-16) page 7, line 1 -page 10, line 2 page 31, line 11 -page 34, line 6	1, 6, 12, 16
-/-		
☒ Further documents are listed in the continuation of box C. ☒ Patent family members are listed in 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 *&* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 2 December 2003		Date of making of the international search report 11/12/2003
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2 NL- 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Artikis, T

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/US 03/07674

C. (Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 4 892 101 A (CHEUNG PETER W ET AL) 9 January 1990 (1990-01-09) column 4, line 40 -column 5, line 56 -----	1,6,12, 16
A	WO 00 61000 A (MALLINCKRODT INC) 19 October 2000 (2000-10-19) page 3, line 30 -page 8, line 2 -----	1,6,12, 16

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.

PCT/US 03/07674

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5924979	A	20-07-1999	US 5746697 A	05-05-1998
			AU 1849697 A	28-08-1997
			CA 2241964 A1	14-08-1997
			DE 69700622 D1	18-11-1999
			DE 69700622 T2	08-06-2000
			EP 0879014 A1	25-11-1998
			JP 2000504599 T	18-04-2000
			WO 9728739 A1	14-08-1997
EP 0102816	A	14-03-1984	EP 0102816 A2	14-03-1984
			JP 59160445 A	11-09-1984
WO 9963883	A	16-12-1999	WO 9963883 A1	16-12-1999
			AU 7672698 A	30-12-1999
			CA 2334964 A1	16-12-1999
			EP 1083822 A1	21-03-2001
			US 6553242 B1	22-04-2003
US 4892101	A	09-01-1990	US 4819646 A	11-04-1989
			AT 87449 T	15-04-1993
			AU 606830 B2	14-02-1991
			AU 7718587 A	25-02-1988
			CA 1300397 C	12-05-1992
			DE 3785123 D1	06-05-1993
			DE 3785123 T2	30-09-1993
			EP 0261789 A1	30-03-1988
			JP 1502237 T	10-08-1989
			WO 8801147 A1	25-02-1988
WO 0061000	A	19-10-2000	CA 2369037 A1	19-10-2000
			EP 1168959 A1	09-01-2002
			JP 2002540879 T	03-12-2002
			WO 0061000 A1	19-10-2000

フロントページの続き

- (72)発明者 ジョニー ダブリュー ホアン
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 ヒルズボロー トーナメントドライブ 1 2 3 5
- (72)発明者 マイケル ジェイ バーンスタイン
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 サンラモン シルビアドライブ 2 7 1 3
- (72)発明者 クリフォード マーク ケリー
アメリカ合衆国 ニューハンプシャー州 ウィンダム シャムロックロード 1
- (72)発明者 マシュー モズール
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 デンバーズ プリンスプレイス 8
- (72)発明者 マイケル ジョセフ リレイ
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 グローブランド センターストリート 3 0 3
- Fターム(参考) 4C017 AA08 AA10 AA12 AA16 AA19 BC01 BC11 DD07
4C038 KK00 KK01 KL05 KL07 KX04

专利名称(译)	用于在便携式医疗设备中生成信号的节能自适应系统		
公开(公告)号	JP2005519714A	公开(公告)日	2005-07-07
申请号	JP2004500682	申请日	2003-03-12
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
[标]发明人	ジョニーダブリューホアン マイケルジェイバーンスタイン クリフォードマークケリー マシューモズール マイケルジョセフリレイ		
发明人	ジョニー ダブリュー ホアン マイケル ジェイ バーンスタイン クリフォード マーク ケリー マシュー モズール マイケル ジョセフ リレイ		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/00 A61B5/145 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/7221 A61B2560/0209		
FI分类号	A61B5/14.310 A61B5/02.321.B A61B5/02.310.A		
F-TERM分类号	4C017/AA08 4C017/AA10 4C017/AA12 4C017/AA16 4C017/AA19 4C017/BC01 4C017/BC11 4C017/DD07 4C038/KK00 4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07 4C038/KX04		
代理人(译)	Seihayashi正幸		
优先权	60/363791 2002-03-13 US 10/385373 2003-03-10 US		
其他公开文献	JP2005519714A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于调节用于医疗目的的发光装置所使用的电力的系统和方法，例如患者参数的测量。一该系统或装置包括发光装置和耦合到发光装置的电源单元，该发光装置是用于发光装置的电源，响应于用于调节施加到发光装置的电力的控制信号。与使用由发光装置产生的光测量的生理参数相关联的电源单元并且控制单元耦合到电源单元，用于提供响应于信号特性而确定的控制信号。

