

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5403846号
(P5403846)

(45) 発行日 平成26年1月29日(2014.1.29)

(24) 登録日 平成25年11月8日(2013.11.8)

(51) Int. Cl.		F I			
A 6 1 B	5/0408	(2006.01)	A 6 1 B	5/04	3 0 0 R
A 6 1 B	5/0478	(2006.01)	H 0 1 B	7/00	3 0 1
H 0 1 B	7/00	(2006.01)	H 0 1 B	7/00	3 0 6
H 0 1 B	11/20	(2006.01)	H 0 1 B	11/20	

請求項の数 5 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2004-534465 (P2004-534465)	(73) 特許権者	303063621
(86) (22) 出願日	平成15年9月2日(2003.9.2)		ドレーガー メディカル システムズ インコーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2006-514774 (P2006-514774A)		Draeger Medical Systems Inc.
(43) 公表日	平成18年5月11日(2006.5.11)		アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 アンドーバー テック ドライブ 6
(86) 国際出願番号	PCT/US2003/027516	(74) 代理人	100114890
(87) 国際公開番号	W02004/023496		弁理士 アインゼル・フェリックス＝ラインハルト
(87) 国際公開日	平成16年3月18日(2004.3.18)	(74) 代理人	100099483
審査請求日	平成18年6月29日(2006.6.29)		弁理士 久野 琢也
審査番号	不服2012-9929 (P2012-9929/J1)	(72) 発明者	クリフォード マーク ケリー
審査請求日	平成24年5月29日(2012.5.29)		アメリカ合衆国 ニューパンプシャー州
(31) 優先権主張番号	60/408,018		ウィンダム シャムロックロード 1
(32) 優先日	平成14年9月4日(2002.9.4)		最終頁に続く
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	10/647,647		
(32) 優先日	平成15年8月25日(2003.8.25)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

(54) 【発明の名称】 E K Gワイヤリングシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検位置でなされる測定を表す信号を、前記被検位置から遠隔に位置する心電計に伝送するための E K Gワイヤリングハーネスであって、

前記心電計側端から終端まで一定の断面形状にて延在する、第 1 の直径を有する外鞘を含む、可撓性を有する第 1 のケーブルと、

前記第 1 のケーブルの前記外鞘内に互いに電氣的に絶縁されて配置され、前記心電計側端から終端まで延在する、外側の導電性シールド及び対応する内部導体を含み、前記第 1 の直径より実質的に小さい直径を有する、各々が同一の直径の複数の同軸ケーブルと、

前記複数の同軸ケーブルの各々の内部導体と電氣的に接続され、前記第 1 のケーブルの前記外鞘に配置されている複数の接点と、を含み、

前記複数の接点が患者と接触した電極に接続され、

前記複数の同軸ケーブルの各々の前記内部導体及び外側シールドは、前記心電計側端から終端までの間の対応する接点の位置で、互いに電氣的に絶縁される第 1 の部分及び第 2 の部分に裁断され、前記第 1 の部分の内部導体は前記心電計側端から前記対応する接点に結合し、前記第 2 の部分は、前記対応する接点とは電氣的に接続されずに、前記対応する接点の位置から前記終端までつながっており、前記心電計側端から終端まで前記第 1 のケーブルを同じサイズ及び形状に維持し、

前記接点がゼロ挿入力コネクタである E K Gワイヤリングハーネス。

【請求項 2】

10

20

前記同軸ケーブルの各々の外側のシールドは、外部の電気障害から前記内部導体上のいかなる信号も遮蔽するために、電氣的に接地可能とされた、請求項 1 記載の E K G ワイヤリングハーネス。

【請求項 3】

前記同軸ケーブルの各々の外側のシールドは、互いに電氣的に絶縁され、かつ、比較的高い電位まで電氣的に絶縁されている請求項 1 記載の E K G ワイヤリングハーネス。

【請求項 4】

前記接点の各々は、前記第 1 のケーブルの前記外鞘に沿って滑らかな膨らみを与える請求項 1 記載の E K G ワイヤリングハーネス。

10

【請求項 5】

被検位置でなされる測定を表す信号を、前記被検位置から遠隔に位置する心電計に伝送するための E K G ワイヤリングハーネスであって、

第 1 の直径を有する外鞘を有し、前記心電計側端から終端まで延在する、円筒形状で可撓性を有する第 1 のケーブルと、

前記第 1 のケーブルの前記外鞘内に互いに電氣的に絶縁されて配置され、前記心電計側端から終端まで延在する、外側の導電性シールド及び対応する内部導体を含み、前記第 1 の直径より実質的に小さい直径を有する、各々が同一の直径の複数の同軸ケーブルと、

前記複数の同軸ケーブルの各々の内部導体と電氣的に接続され、前記第 1 のケーブルの前記外鞘に配置されている複数の接点と、を含み、

20

前記複数の接点が患者と接触した電極に接続され、

前記第 1 のケーブルの一端は複数の第 1 の末端部を有する中継ケーブルコネクタに終端し、

複数の同軸ケーブルの各々が、前記外鞘内を前記心電計側端から前記終端まで延在し、前記第 1 の末端部の各々は前記複数の同軸ケーブルの一つの内部コネクタにそれぞれ接続され、

前記心電計が、前記中継ケーブルコネクタの前記第 1 の末端部と協働するように構成された第 2 末端部を有する中継ケーブルコネクタレセプタクルを含み、当該レセプタクルの前記末端部及び前記中継ケーブルコネクタが電氣的に接続しているときは、前記接点において受信したいかなる電気信号も前記内部導体及び前記中継コネクタの前記末端部を經由して前記心電計に伝送され、

30

前記複数の同軸ケーブルの各々の前記内部導体及び外側シールドは、対応する第 2 末端部から終端までの間の対応する接点の位置で、互いに電氣的に絶縁される第 1 の部分及び第 2 の部分に裁断され、前記第 1 の部分の内部導体は、前記接点及び対応する第 2 末端部の間を結合し、前記第 2 の部分は、前記対応する接点とは電氣的に接続されずに、前記対応する接点の位置から前記終端までつながっており、前記心電計側端から終端まで前記第 1 のケーブルを同じサイズ及び形状に維持し、

前記接点がゼロ挿入入力コネクタである E K G ワイヤリングハーネス。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明は、第 1 の位置でなされる測定を表す電気信号を第 1 の位置から遠隔に位置する計器に伝達するワイヤリングハーネスに関する。

【背景技術】

【0002】

患者の健康状態を決定するために、長年人体の生理的機能を測定するのが一般的であった。体の特定の器官の機能を決定するために、この測定は、通常、電極を特定の領域に付けることによって達成される。例えば、体から心電図 (E K G) 信号を測定するのが一般的であった。

【0003】

50

心電図を構成するための読み取り値を得るための通常の実行法は、電極を体の異なる部分に接着し、EKG中継コネクタにおいて終端として接続する導線に各々の電極を結合することになっていた。コネクタは、それから遠隔測定電子機器に付けられる中継ケーブルに接続される。表示のための従来のEKG波形をつくる計器は、一对の電極間の電位差を増幅する。

【0004】

人体に付けられることができる電極の数は、変動する。それは、ハードウェアからの必要な情報の詳細に依存する。通常の医療において、3乃至10の電極が、体に付けられる。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、電極の量が増加するにつれて、EKG導線の量が扱いにくくなることは、明白である。この種の導線は、しばしばそれら自身もつれ合ったようになる。これはEKG導線が電子機器から患者へつながる多くの導線の1つのグループに過ぎないような、例えば病院の手術室又はICUのような重大なケア環境においてより悪くなる問題を引き起こす。この環境において、全てのケーブルは、互いにもつれる可能性がある。したがって、多くの熟練を要する看護の時間は、単にケーブルのもつれを解くだけのことに費やされる。

【0006】

もつれを最小化することによってEKGワイヤリングハーネスの扱いやすさを改善することのこれまでの試みは、ケーブルの幅が計器からの距離によって変化する平膜のようなマルチ・ワイヤケーブルに複数のワイヤを二次加工することを含む。この構成では、マルチ・ワイヤケーブルの各々の導線は、ただ壊れやすいコネクションを提供する電極を有し、患者の体上の正しい位置に電極の位置を決めることを複雑にする。

【0007】

又、電極の異なるタイプが、人体へのより良好な付着を得るために用いられる。この種の各々の電極は、モニター装置にその電極を結合するための手段を含まなければならない。例えば、吸盤が、金属電極を含んでいる糊付き布と同様に使われてきた。これらのケースの両方ともにおいて、EKG導線の接点は、それから、自己付着性エレメントに付けられる金属電極に付けられる。EKGワイヤリングハーネスに電極を付けたり、取り除いたりするのに要する力は、ハーネスの接続の失敗、及び/又はコネクタ自体への損害をもたらす可能性がある。

【0008】

他の課題は、EKGワイヤリングハーネスの付近にある、付随する導線及びセンサを有する他の電子機器の存在である。この種の器材によって、高度の電磁気干渉(EMI)が生じる可能性がある。周知の構成において、センサにEKGモニターを結合するために、EMIは、例えば同軸ケーブルのような遮蔽線を用いて最小化される。

【0009】

更に、手術室は、電気メス装置が、典型的に用いられる。電気メス装置は、血管及び他の組織を、切断時にすぐ焼灼して封止するために、比較的高いレベルの無線周波数(RF)電流が供給される外科的なナイフである。RF電流は、ケーブル・キャパシタンスを介してそのセンサ線のシールドに結合され、それから、共通の接続ポイントで他のセンサ線の他のシールドに結合される、1台のEKGセンサによってピックアップされることがある。その後、RF電流で比較的高水準ものは、それがEKGセンサ・サイトで患者の熱傷を引き起こす可能性がある他のEKGセンサに供給される。従来の技術構成は、EKGセンサのそれぞれのシールド間の少なくともRF周波数において、高電位に対して電氣的に絶縁(数千ボルトのオーダーで)を提供することによって、EKGセンサ線シールドを介したRFエネルギーの伝導を最小化する。

【0010】

10

20

30

40

50

電極にワイヤリングハーネスを結合したり、分離したりすることによる損害の可能性を最小化し、EM I保護を提供して、電気メス装置の使用によるRF熱傷を防止し、それ自体あるいは他のワイヤリングハーネスともつれる可能性を最小化するワイヤリングハーネスを提供できる、配線システムが望まれる。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の原理を取り入れている装置は、第1の直径を備えた外鞘を有する第1のケーブルを含んでもよい。複数の同軸ケーブルが、提供される。同軸ケーブルの各々は、外鞘の直径より実質的に小さい直径を有するそれぞれの外側のシールド及びそれぞれの内部導体を有する。同軸ケーブルは、第1のケーブルの外鞘の中で、お互いに実質的に平行して配置される。又、第1のケーブルの外鞘に配置された複数の第1の接点を提供される。第1の接点の各々は、複数の同軸ケーブルのうちの1つのそれぞれの内部導体に、電氣的に接続している。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

他の機能及び本発明の目的は、添付図面に関連してなされる以下の好ましい実施例の詳細な説明から明白になるであろう。

【0013】

図面、特に、図1(A)及び図1(B)に記載のとおり、ワイヤリングハーネス10は、複数の末端部12を有する中継ケーブル・コネクタ11を有する。ハーネス10は、外鞘13を有する。末端部12は、ワイヤリングハーネスの外鞘13の中で保持される複数の同軸ケーブル14(図2及び図3)のそれぞれの内部導体に、電氣的に接続している。これは、図1(A)の線III-IIIに沿っての横断面図である図3において、より明確に示すことができる。

20

【0014】

図3の横断面図から、本実施例において、ワイヤリングハーネスは、例えば符号番号14によって示されるような、ワイヤリングハーネスの外鞘13の中を通る、複数の同軸ケーブルを含むことが分かる。同軸ケーブルの各々は、電氣的に接地する事が可能な外側の金属導体から絶縁される内部導体を有する。そして、6つの同軸ケーブルを用いる好ましい実施例において、人の体の6つの別々の位置からの返答をモニターすることが可能なことが分かる。もちろん、ワイヤリングハーネスが、実施される測定の種類に従って実質的に円筒状の外鞘の中でより多くのあるいはより少しの同軸ケーブルを含むことが可能であることは、明らかである。

30

【0015】

複数の接点20は、ハーネス14の外鞘13に沿って間隔を置かれて配置される。接点20の各々は、それぞれ同軸ケーブル14のそれぞれの一つの内部導体に接続している。好ましい実施例において、接点は、ゼロ挿入力(ZIF)ソケットであってもよい。ZIFソケットは、集積回路用として開発された。この種のソケットは、レバー或いはねじによって開閉されることができる。好ましい実施例のこの種のソケットを利用することの効果は、それらはほとんどスペースを取らず、ほとんど付加的な力を加えることなく確実な接続を行う外部の電極のリード線に接続させることが可能で、そして、又、ほとんど力を加えることなく接続をはずすことができることである。本発明の原理に従って、各々のZIFソケットは、ニコレイによって開発された同軸ケーブル14のそれぞれの一つの内部導体に、ケーブル13の外鞘を介して接続される。

40

【0016】

好ましい実施例においては、ワイヤリングハーネス13の外鞘が実質的に円筒状であり、その中に含まれる同軸ケーブル14が互いに実質的に平行であることが分かる。しかしながら、他の実施形態で、ワイヤリングハーネス13は、異なる鞘及び導体空間配置を有することができる。例えば、同軸ケーブル14は、ねじり形状或いはつるまき線形状に構成してもよい。或いは、ワイヤリングハーネスは平らな形状或いは、楕円断面形状を有す

50

るように構成してもよい。

【0017】

図2を参照すると、電気接続図は、それぞれ同軸ケーブル14のうちの1つの内部導体に接続している各々の接点20を示す。一実施例において、同軸ケーブル14の外側のシールドは、基準電位(グラウンド)源と結合されてもよい。もう一つの実施例では、しかしながら、それらは、お互いに電氣的に絶縁されて維持されることができて、比較的高電位で電氣的に絶縁されることができ、この実施形態は、上記の通りの電気メス装置の使用の結果として、一方の同軸ケーブルの外側のシールドから他方の同軸ケーブルの外側のシールドに比較的高レベルのRF電流が流れるのを防止するために、独立型フィルタユニットの構成あるいはモニター内の回路の構成として、EMIフィルタリング、更にはRF

10

【0018】

図2において、各々の同軸ケーブル14は、その対応する接点20の位置において、第1部分及び第2部分に裁断されている(内部導体及びシールド)ことが例示されている。第1部分の内部導体は、その接点20と、コネクタ11において対応する末端部12と、の間で繋がっている。その同軸ケーブル14の第2部分は、ワイヤリングハーネス13のサイズと形状をコネクタ11から反対側の端まで一定に保つために、接点20の位置からワイヤリングハーネス13の端まで、スタブとして繋がっている。

【0019】

当業者は、しかしながら、各々の同軸ケーブル14の内部導体及びシールドが、コネクタ11からワイヤリングハーネス13の他端まで電氣的に連続していることを理解するであろう。本実施例において、図2の円形の挿入部分として図示されているように、接点20は、タップとして、それに対応する同軸ケーブル14の内部コネクタに接続している。

20

【0020】

他の実施形態においては、同軸ケーブル14のシールドが、図2の円形の挿入部分において例示された方法において、ワイヤリングハーネス13の一端から他端まで電氣的に連続的であれば、図2の主たる部分において例示される方法において、接点20の位置で同軸ケーブル14の内部導体を裁断することを含むことが可能であり、その逆も可能であり、そして/又は、対応する同軸ケーブル14において、いくつかの接点を裁断として構成し、その他の接点はタップとして構成することもできる。

30

【0021】

同軸ケーブル14によって送信される信号が低域周波数だけを有するときに、更なる信号処理は必要でない。しかしながら、信号周波数がより高いときには、インピーダンスを整合する終端を設けることが必要である。図2の主たる部分において、内部導体を伝わる信号は、接点20からコネクタ11の末端部12まで、同軸ケーブル14の第1部分を通り抜ける。より高い信号周波数のために、図2に透視的に描かれた右端の接点20のように、一つ以上の接点20は、対応する同軸ケーブル14にインピーダンスを整合する終端を提供するために、対応する終端ネットワーク19によって構成してもよい。それらの対応する接点20の位置から末端部12の反対側のワイヤリングハーネス13の端まで、同軸ケーブル14の第2部分によって形成されるスタブは、コネクタ11にも、従って、計

40

【0022】

上述の、そして図2の挿入部分において例示される実施形態において、接点20は、それらの対応する同軸ケーブル14の内部導体と、コネクタ11からワイヤリングハーネス13の対向端まで電氣的に連続的につながる同軸ケーブル14の内部導体及びシールドと、にタップとして結合される。より高い信号周波数のために、透視的に描かれた終端ネットワーク19'は、同軸ケーブル14の一つ以上の末端と結合される。終端ネットワーク19は、インピーダンス整合をとる終端をワイヤリングハーネス13における同軸ケーブ

50

ル 1 4 のいずれか又は全てに提供する。

【 0 0 2 3 】

上述の全てのケースにおいて、終端ネットワークは、インピーダンス不整合による信号反射を防止し、特に高い信号周波数で重要である。当業者は、どのように同軸ケーブル 1 4 の特性インピーダンスを決定するか、どのように適切な終端ネットワークを設計するか、及びどのように同軸ケーブル 1 4 の末端に終端ネットワークを結合するか、を理解するであろう。当業者は、又、この種の終端ネットワークが切断中のネットワークでも接続中のネットワークでもよいことを理解するであろう。

【 0 0 2 4 】

図 1 (A) 及び図 1 (B) に描かれているように、小さい滑らかな膨らみだけがワイヤリングハーネスに現れるように、物理的構成のネットワークは、複数の接点 2 0 がワイヤリングハーネスの外鞘に沿って間隔をあけて置かれる。又、図 2 は、各々の同軸ケーブル 1 4 がハーネス 1 3 の一端から他端までつながっていることを示している。すなわち、あらゆる同軸ケーブル 1 4 はケーブルの一端で中継コネクタ 1 1 に接続しており、そして、あらゆる同軸ケーブル 1 4 は、ハーネス 1 3 の対向端に向かって、終端 1 9 が含まれる場合は終端 1 9 に向かってつながっている。その結果、ハーネス 1 3 の一端から、他端まで実質的に一定の横断面幅 (Z I F コネクタ 2 0 の位置の滑らかな膨らみを除いて) をワイヤリングハーネス 1 3 が有することとなる。

【 0 0 2 5 】

使用中、ワイヤリングハーネス 1 0 は、被試験患者の身体に沿って位置付けられ、そして、それぞれの電極はケーブルに沿って間隔をあけて配置される接点 2 0 に接続している。全ての接続がなされるときに、中継ケーブル・コネクタ 1 1 の末端部 1 2 は試験中の患者の身体上の適切な位置に付けられた電極に電氣的に接続している。

【 0 0 2 6 】

ブロック図形式で、図 4 に示されるように、中継ケーブル・コネクタレセプタクル 3 1 を含む計器 3 0 は、図 1 (A) 及び図 1 (B) に示される中継ケーブル・コネクタ 1 1 の末端部 1 2 と協動するのに適している。適切な試験が患者に実行できて、記録することができるように、中継ケーブル・コネクタ 1 1 を中継ケーブル・コネクタレセプタクル 3 1 に接続したときに、計器 3 0 は必要な電気信号を受信する。当業者は、上記の通りに、中間のフィルタリングモジュールが、 E M I 及び高帯域 R F のフィルタリングを保証するために、中継ケーブル・コネクタ 1 1 と中継ケーブル・コネクタレセプタクル 3 1 の間を結合してもよいことを理解できるであろう。あるいは、この種のフィルタリングは、計器 3 0 内の回路によって提供されてもよいことを理解できるであろう。測定回路 3 0 内で設けられる場合、フィルタリング回路はスイッチで切り替えられてもよい。

【 0 0 2 7 】

本発明の原理を組み込んでいる装置は、患者からモニター 3 0 までを結合する単一ケーブル 1 3 を使用する。ケーブル 1 3 は、複数の同軸ケーブル 1 4 からなり、この種のケーブルの各々は患者に付けられるためのそれぞれの電極に用いられている。インピーダンス整合をとる終端ネットワークは、同軸ケーブルと結合されることを可能としてよい。同軸ケーブルの性質のため、この種の各々のケーブルの外側の導線は、内部導体に現れ、そして、患者から計器 3 0 まで流れるいかなる電気信号からも遮蔽できることは、明白である。同軸ケーブルのシールドが互いに分離されたままであるので、電気メス装置によって発生する高水準 R F 電力が電極位置に現れるのを防止するためのフィルタリング回路は、 E K G システムに含まれていてもよい。患者に付けられる電極への接続が容易になされるように、ゼロ挿入力コネクタ 2 0 はケーブル 1 3 に沿って異なる位置に配置される。ケーブル 1 3 が各々の電極位置まで体のまわりを蛇行することができるように、これらの Z I F コネクタ 2 0 は、体の一端から始まり、他端で終わっている電極に付けられる。このような方法で、単一のワイヤリングハーネス・ケーブル 1 3 が、各々の電極のための個別の導線の代わりに用いられる。

【 0 0 2 8 】

10

20

30

40

50

図面に描かれたように、それらがケーブルの滑らかな膨らみになるというような方法で、電極用のZIFコネクタ20は、設計される。上記の如く、EKGケーブルがパルス酸素測定ケーブルのような他のケーブルともつれ合い始めたとき、ケーブルとケーブルを単に引き離すことによって、容易にもつれを解くことができることは重要である。滑らかな膨らみは、他のケーブルのもつれを容易に通過する。患者に実施される試験により、電極の必要数が増減されることは、明らかであるので、ワイヤリングハーネス13の外径が、同時に患者に付けられる他のケーブルとの干渉の可能性を回避するための最小直径を維持するために、本発明の原理を組み込んで、適切なワイヤリングハーネスを配置できる。

【0029】

本発明は、具体例及び特定の図示された実施例について記載しており、本発明の原理が以下に記載の本発明の範囲内において、他の構成において具現化されることができるとは、明白である。

10

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】図1(A)は、本発明の機能を組み込んでいる好ましい実施例のワイヤリングハーネスの側面図である。図1(B)は、図1(A)に示されるワイヤリングハーネスの平面図である。

【図2】電氣的接続がワイヤリングハーネスに作られる方法を示している概略図である。

【図3】図1(A)の線III-IIIに沿ってのワイヤリングハーネスの断面図である。

20

【図4】図1(A)と図1(B)のワイヤリングハーネスが使用される計器のブロックダイヤグラムである。

【図1】

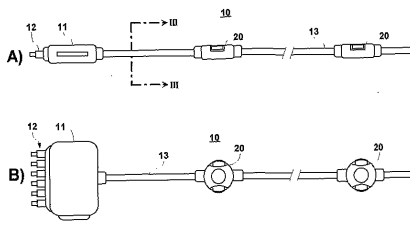
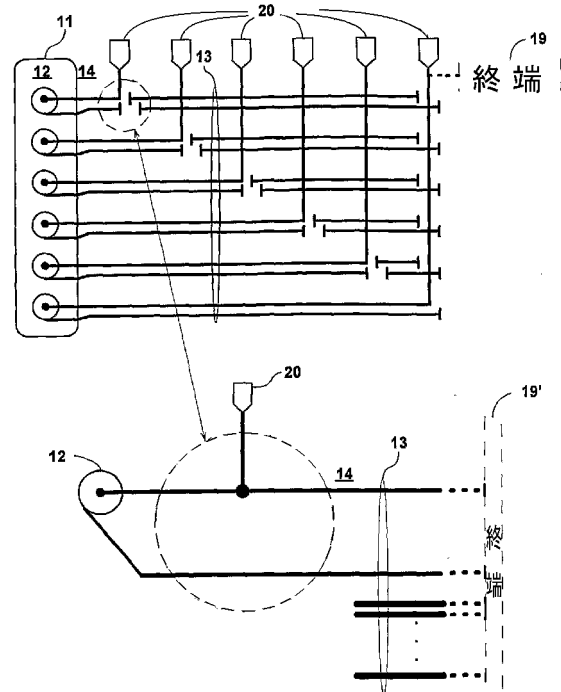


Fig. 1

【図2】



【 図 3 】

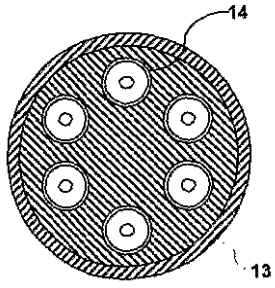
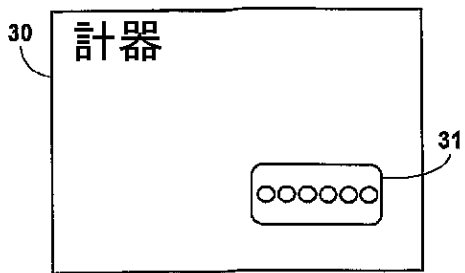


Fig. 3

【 図 4 】



フロントページの続き

(72)発明者 ベルント ローゼンフェルト

アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 ハミルトン サガモアストリート 191

合議体

審判長 岡田 孝博

審判官 三崎 仁

審判官 信田 昌男

- (56)参考文献 実開昭60-23009(JP,U)
特開2001-126552(JP,A)
特開平6-237907(JP,A)
特開2000-306439(JP,A)
実開平5-9508(JP,U)
米国特許第2849693(US,A)
特表2002-512545(JP,A)
国際公開第02/03395(WO,A1)
実開昭62-67416(JP,U)
実公平3-10965(JP,Y2)
実開昭64-5313(JP,U)
特開昭61-249438(JP,A)
米国特許第4251794(US,A)
米国特許第4967040(US,A)
特開平9-192239(JP,A)
特公昭53-11066(JP,B2)
特開平9-10185(JP,A)
実開昭63-165716(JP,U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

H01B 7/00

H01B11/20

H02G15/08

A61B 5/04

H01R23/00