

(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2009-519786
(P2009-519786A)

(43) 公表日 平成21年5月21日(2009.5.21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/267 (2006.01)	A 6 1 B 1/26	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/273 (2006.01)	A 6 1 B 1/06	A
A 6 1 B 1/06 (2006.01)		

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 35 頁)

(21) 出願番号 特願2008-546028 (P2008-546028)
 (86) (22) 出願日 平成18年12月19日 (2006.12.19)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年8月7日 (2008.8.7)
 (86) 国際出願番号 PCT/AU2006/001935
 (87) 国際公開番号 W02007/070943
 (87) 国際公開日 平成19年6月28日 (2007.6.28)
 (31) 優先権主張番号 2005907148
 (32) 優先日 平成17年12月19日 (2005.12.19)
 (33) 優先権主張国 オーストラリア (AU)

(71) 出願人 508183036
 テックミン ピーティーワイ リミテッド
 オーストラリア国 ニューサウスウェールズ 2151, ノースロックス, ロイヤルティ ロード 18
 (71) 出願人 508153556
 シドニー ウェスト エリア ヘルス サービス
 オーストラリア国 ニューサウスウェールズ 2145, ウェストミード, ウェストミード ホスピタル, イースタン クラスタ エグゼクティブ オフィシズ, オフィス オブ コマーシャリゼイション
 (74) 代理人 100091683
 弁理士 ▲吉▼川 俊雄

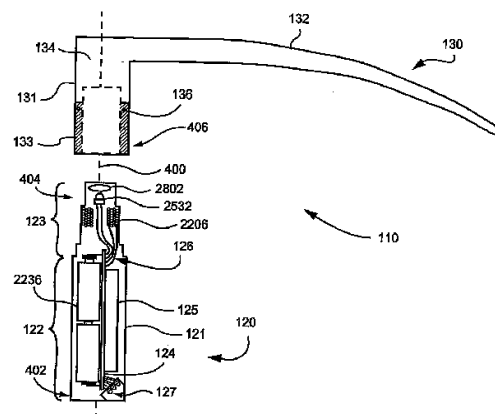
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 誘導コイル検出

(57) 【要約】

第2デバイス(130)へ解放可能に、かつ操作可能に結合されるように構成される第1デバイス(120)を備える装置(110)が開示される。第2デバイスは、第1デバイスの結合部(133)に関連する感知コイル(2206)を備える。第1デバイスは、第2デバイスの結合部と操作可能に関連する第1デバイスとの結合部(123)に配置される感知コイル(2206)を備える。本装置は第2デバイスの結合部と操作可能に関連する。本装置は、感知コイルに接続され、そして感知コイルに印加される電気信号と検出コイルの相互作用を介して、少なくとも第1デバイスの第2デバイスへの結合を検出するように構成される回路(125)も有する。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 2 デバイスに解放可能に、操作可能に結合されるように構成され、第 1 デバイスの結合部に配置される、感知コイルを備える第 1 デバイスと、第 2 デバイスの結合部と関連する検出コイルを備える第 2 デバイスと、前記第 2 デバイスの結合部と操作可能に関連する結合部と、そして前記感知コイルへ接続され、そして前記感知コイル上に印加される電気信号と前記検出コイルとの相互作用を介して、少なくとも前記第 1 デバイスの前記第 2 デバイスへの結合を検出するように構成される回路と、を備える装置。

【請求項 2】

前記第 1 デバイスの前記第 2 デバイスへの結合により、前記コイルをほぼ共軸にすることを特徴とする、請求項 1 に記載の装置。 10

【請求項 3】

前記電気信号が、前記感知コイルへ印加され、そして前記検出コイルとの電磁結合により修正される発振出力を有する発振からなることを特徴とする、請求項 1 または 2 に記載の装置。

【請求項 4】

前記第 2 デバイスは更に前記装置の動作中に力が加えられるほぼ細長い部分を備え、前記第 2 デバイスは更に前記細長い部分へ印加される決定可能な限界を超える力の検出に対応して、前記発振出力が更に修正される出力装置を備えることを特徴とする、請求項 3 に記載の装置。 20

【請求項 5】

前記出力装置はその出力消費を変更するため、前記検出コイルと電気的に関連する少なくとも 1 つのスイッチを備え、前記スイッチは前記力に対応して動作可能である、ことを特徴とする、請求項 4 に記載の装置。

【請求項 6】

前記スイッチは穿孔絶縁層により分離される 2 つの電気接触層を備え、前記接触層は力が加わると、前記穿孔層を介して互いに接触することを特徴とする、請求項 5 に記載の装置。

【請求項 7】

前記出力装置は前記検出コイルが形成される取り付け部を備え、前記取り付け部は前記力に応じて前記感知コイルに対し移動可能であることを特徴とする、請求項 4 に記載の装置。 30

【請求項 8】

前記検出装置は前記検出装置へ電気的に結合される少なくとも 1 つの接触スイッチと、前記力に応じて前記接触スイッチに対し移動可能である取り付け部とを備えることを特徴とする、請求項 5 に記載の装置。

【請求項 9】

前記回路は同調負荷を形成するため、前記感知コイルと並列に配置されるキャパシタ、前記同調負荷に前記電気信号を形成するように構成される発振装置、および発振の大きさを検出するように構成される検出装置を備えることを特徴とする、請求項 1 から 8 のいずれか 1 つに記載の装置。 40

【請求項 10】

前記発振装置は前記同調負荷へ出力し、そして少なくとも前記同調負荷により決定される大きさを有する発振回路を備えることを特徴とする、請求項 9 に記載の装置。

【請求項 11】

前記検出装置は前記コイル間の結合により消費される電力で変動する電圧を、対応する電圧基準値と比較するための少なくとも 1 つの比較器を備えることを特徴とする、請求項 5 または 6 に記載の装置。

【請求項 12】

前記検出装置は前記第 1 デバイスと前記第 2 デバイス間の動作可能な結合を表示するため 50

の第 1 比較器装置と、前記第 2 デバイスへ加えられる所定値を超える力を表示するための第 2 比較器装置とを備えることを特徴とする、請求項 1 1 に記載の装置。

【請求項 1 3】

前記発振装置は前記コイルを測定可能な値へ励起するため、電流を供給するように配置されるスイッチを備え、前記スイッチは前記同調負荷がこれにより発振し、減少する大きさを有する前記電気信号を形成するようにする前記電流の供給を中止するように動作可能であり、そして前記検出装置は前記電気信号の発振の大きさを決定するためのプロセッサ回路を備えることを特徴とする、請求項 9 に記載の装置。

【請求項 1 4】

前記プロセッサ回路は前記電気信号をサンプリングし、そして前記サンプルから前記大きさを測定するための手段と、前記第 1 デバイスと前記第 2 デバイス間の動作可能な結合を表示するため、前記測定された大きさを第 1 基準と比較するための、および前記第 2 デバイスへ加えられる所定値を超えた力を表示するため、前記測定された大きさを少なくとも第 2 基準と比較するための、比較器装置を備えることを特徴とする、請求項 1 3 に記載の装置。

10

【請求項 1 5】

前記力が前記第 2 基準を超過する場合を表示するための表示器を備える請求項 1 2 または 1 4 に記載の装置。

【請求項 1 6】

前記第 1 デバイスは、更に前記感知コイルへ接続される電源供給装置を備え、そしてこれにより、前記第 1 デバイスが充電器デバイスへ挿入される場合、前記感知コイルへ誘導される電流が受信され、整流され、そして前記第 1 デバイスの電池電源を充電するために使用されることを特徴とする、請求項 1 から 15 のいずれか 1 つに記載の装置。

20

【請求項 1 7】

前記第 1 デバイスは、更に前記電池電源により制御可能に活性化され、前記第 1 デバイスと前記第 2 デバイスの結合を検出すると動作可能になる少なくとも 1 つの電気負荷を備えることを特徴とする、請求項 1 6 に記載の装置。

【請求項 1 8】

前記負荷は、前記第 1 デバイスが前記第 2 デバイスへ結合される場合、光を前記第 2 デバイスから照射するように配置されるランプを備えることを特徴とする、請求項 1 7 に記載の装置。

30

【請求項 1 9】

前記器具の続続部と関連して設置される閉じた検出コイルを有する医療器具へ操作可能に接続可能なデバイスであって、

前記デバイスが前記器具へ少なくとも接続可能になる接続部；

前記ハンドルと前記器具が接続されると、前記感知コイルと前記検出コイルが磁氣的に結合されるように前記接続部と関連する感知コイル；

少なくとも前記感知コイルがその同調負荷の一部を形成する発振回路；

前記発振回路の発振の大きさを検出するための検出回路；及び

検出された大きさにおける少なくとも 1 つの変化にตอบสนองして動作する少なくとも 1 つの電気負荷を備える出力回路、を備えるデバイス。

40

【請求項 2 0】

前記デバイスは細長く、そして前記接続部はコイル間に空芯磁気結合を形成するため、前記器具の接続部へ少なくとも挿入するように構成され、これにより前記検出コイルは前記同調負荷の一部を形成することを特徴とする、請求項 1 9 に記載の装置。

【請求項 2 1】

前記検出回路は前記デバイスの前記器具への結合を検出するように動作し、これにより前記 1 つの電気負荷の動作を少なくとも可能にすることを特徴とする、請求項 1 9 または 2 0 に記載の装置。

【請求項 2 2】

50

前記検出回路は、前記検出コイルのインピーダンスの変化を検出するように動作し、これにより更なる電気負荷をかけることを特徴とする、請求項 19、20 または 21 に記載の装置。

【請求項 23】

前記検出回路は、前記検出コイルのインピーダンスの所定最低変化を検出するように動作し、これにより警報信号を発信するため、前記更なる電気負荷をかけることを特徴とする、請求項 22 に記載の装置。

【請求項 24】

前記出力デバイスは前記 1 つの電気負荷の電力消費を変更するため、大きさの前記検出される変化に反応することを特徴とする、請求項 19 に記載の装置。

10

【請求項 25】

前記デバイスはハンドルであり、そして前記 1 つの電気負荷はランプを備え、そして前記器具は前記ランプから照射される光を患者の体内へ運ぶため、患者に挿入可能であることを特徴とする、請求項 19 から 23 のいずれか 1 つに記載の装置。

【請求項 26】

前記ランプは少なくとも 1 つの電力出力で、そして前記デバイスが、前記ランプが少なくとも第 2 電力出力で光を照射するように、前記器具へ結合される場合に、光を照射するように動作可能であることを特徴とする、請求項 25 に記載の装置。

【請求項 27】

医療器具であって、

20

前記器具が操作のためハンドルデバイスへ接続可能になる接続部；

前記接続部と関連し、前記ハンドルに信号を前記器具へ少なくとも発するようにするため、そして前記ハンドル内のコイルと磁氣的に相互作用するように構成される金属線の閉じたコイル；を備える器具

【請求項 28】

前記器具は喉頭鏡ブレードを備え、そして前記信号は前記ブレードを介して患者の体内に伝送可能な光からなることを特徴とする、請求項 27 に記載の装置。

【請求項 29】

前記器具は内視鏡を備えることを特徴とする、請求項 27 に記載の装置。

【請求項 30】

30

喉頭鏡ハンドルが操作可能に接続可能である接続部と関連して形成される金属線コイルを有する喉頭鏡ブレードであって、前記コイルは前記ブレードから光を照射するように構成されるランプの動作を可能にするように動作可能である、喉頭鏡ブレード。

【請求項 31】

光照射の選択的動作を可能にするように動作可能に関連する第 1 と第 2 のコイルを備える装置であって、基本的に前記図の図 4 と 7 ~ 12、または図 4 と 15 ~ 24 を参照して明細書に記載した装置。

【請求項 32】

基本的に図の図 4 または図 29 A - 29 C、または図 31 または図 32 A 及び 32 B を参照して明細書に記載したような喉頭鏡ブレード。

40

【請求項 33】

基本的に図の図 4 と図 7 ~ 12、または図 4 と 15 ~ 24 を参照して明細書に記載したような喉頭鏡ハンドル。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、結合に適し、著しく異なる構造を有し、その内の 1 つが一回使用式使い捨てである、構成要素を有する電気装置に関する。特に、この発明はこのような装置の電氣的動作に関し、そしてそれにより結合は電氣的動作が可能になる。

【背景技術】

50

【0002】

喉頭鏡は、患者の咽喉へ挿入する構造の弓形ブレードへ解放可能に接続できる細長いハンドルを備える医療器具である。このようなデバイスは患者への挿管に役立つ。ブレードはハンドルに対し上向きにブレードを廻すことにより、ハンドルに接続される。ハンドルは中空で、ブレードの遠心端を照明するため、光源に電源を供給する電池を含む。光源は従来ブレードに配置される白熱ランプである。

【0003】

歴史的に、ハンドルとブレードは、患者の気道を開けるのに必要な剛性を備えるため、金属から形成されてきた。従って、これらの既知喉頭鏡は高い資本コストを有し、従ってこれらの耐用年数中、何回も殺菌され、かつ再使用されてきた。一般的洗浄方法は、それ自身費用のかかる加圧殺菌方法である。

10

【0004】

近年、喉頭鏡の洗浄と殺菌の妥当性についての関心が高まってきた。金属喉頭鏡のハンドルは、それらがしばしばギザギザを有し、これにより殺菌を妨げる細菌や他の汚染物に対する多くの場所を提供するので、洗浄は特に困難であることが注目される。この問題に対処する試みで、いくらかの使い捨てブレード式喉頭鏡が開発されてきた。しかし、既知の使い捨てブレード式喉頭鏡は、ブレードをハンドルに係合させるため、ブレードをハンドルに対して上方向へ回転することにおいて、古い完全再使用可能な金属喉頭鏡に関して、同一接続システムを維持してきた。使い捨てブレードがこのようにハンドルに接続される場合、ブレード先端はしばしばハンドルに接触し、従ってハンドル上に存在する汚染物はブレードの方へ移転し、その後患者へ移転する。

20

【0005】

既知の使い捨てブレードの別の問題は、それらがしばしばそれらの偶然の再使用を防止する手段を欠くことである。ブレードの再使用を防止する手段が備えられる場合、手にしたブレードは使用済みのブレードであることを認識し、このためユーザに不満や時間遅れを起こさせることが、ユーザがブレードをハンドルに何回か接続しようとした後に、しばしば明らかになることである。認識されるように、このような不満や遅れは、喉頭鏡が必要とされる多くの場合に、重大な問題となる

【0006】

1回使用式使い捨てブレードへの要望は、使い捨てブレードの製造コストを削減すると共に、ランプの適切な電源供給とそれへの電気接続を含む、より多くの問題を招く。

30

【発明の開示】

【0007】

この発明の目的は、従来デバイスの1つ以上の問題を本質的に克服し、又は少なくとも改良するか、又は有益な代案を少なくとも提供することである。

【0008】

記述する装置は、喉頭鏡には特に適する一方、他の装置やデバイスにも直ちに適する。このような例の一つは、医療用かどうかを問わず、内視鏡である。非医療用途は、上記の一回使用の結合を省略し、長さ方向ネジ結合のような、より伝統的結合が使用される。

40

【0009】

この開示の一態様によると、第2デバイスへ解放可能に操作可能に結合される構造で、第1デバイスの結合部に配置される感知コイルを備える第1デバイスと、その結合部に関連する検出コイルを備える第2デバイスと、第2デバイスの結合部に操作可能に関連する結合部と、感知コイルへ接続され、そして感知コイルへ印加される電気信号と検出コイルの相互作用を介して、少なくとも第2デバイスへの第1デバイスの結合を検出するように構成される回路とを備える装置が提供される。

【0010】

この開示の一態様によると、以下を備える器具の接続部と関連して設置される閉じた検出コイルを有する医療器具へ操作可能に接続されるデバイスが提供される：

それにより前記デバイスが器具へ少なくとも接続可能な接続部；

50

ハンドルと器具が接続される場合、感知コイルと検出コイルが磁気結合するように、接続部と関連する感知コイル；

少なくとも前記感知コイルがその同調負荷の一部を形成する発振回路；

前記発振回路の発信の大きさを検出する検出回路；及び

検出された大きさの少なくとも1つの変化に対応して動作する少なくとも1つの電気負荷を備える出力回路。

【0011】

この開示の一態様によると、以下を備える医療器具が提供される：

それにより前記器具が操作用ハンドルデバイスへ接続可能な接続部；

前記接続部と関連し、そしてハンドルに器具へ信号を少なくとも発信させるハンドル内のコイルと磁氣的に相互作用するように構成される閉じた金属線コイル。

10

【0012】

この開示の一態様によると、喉頭鏡ハンドルが操作可能に接続可能な接続部と関連して形成され、ブレードから光を照射するように構成されるランプ動作を可能にするように動作する金属線コイルを有する喉頭鏡が提供される。

【0013】

多くの他の態様も開示される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

(喉頭鏡システム)

20

【0015】

この発明の少なくとも1つの実施例を、付属図面を参照して例としてのみ次に記述する。図1～3は、ハンドル120の電池充電モジュール150を始め、再使用可能なハンドルデバイス120を使い捨て可能なブレード器具130へ結合することにより形成される喉頭鏡110を内蔵する喉頭鏡システム100を示す。好ましくは、システム100は2つのハンドル120を含み、少なくとも1つのハンドル120の再充電を可能にする一方、もう1つのハンドル120をブレード130へ結合して使用される。

【0016】

図1は、図3に示す動作構成を示すため、その間にスナップ式係合を備えるため、ブレード130への少なくとも長さ方向の挿入により、そしてまたハンドル120の長さ方向軸の周りの回転により結合される。スナップ式係合は、好ましくはハンドル120の長さ方向軸の周りの更なる回転により解除される1つである。更なる回転は逆回転か、又はハンドル120とブレード130間の結合を形成したのと同方向の回転である。更なる回転は好ましくはブレード130内に使用できない結合要素を作り、ハンドル120の使用されたブレード130への再結合を妨げ、使用されたブレード130を廃棄することを要求する一方、各場合に新ブレード130で繰り返し使用されることを可能にする。そのようなことで、これにより患者間の交差感染を妨げることが望まれるブレードの一回使用構成を可能にする。

30

【0017】

図2は1つ又は2つのハンドル120が再充電、及び使用しない場合の再充電と保管のため、充電モジュール150の夫々のコンセント152と154へ挿入可能であることを示す。このコンセントはハンドル120の結合部123(図4参照)を簡単に挿入することにより受け入れるような形状である。ハンドル120は重力でコンセント内に納まり、係合を固定し、又は留める必要なく、直ちに挿入及び除去ができる。

40

(喉頭鏡ブレード)

【0018】

図4はブレード130の1つの形状をより詳細に示す。ブレード130は、患者の咽喉への挿入を容易にするため、一般に弓状延長部132を含むように見える。延長部132は延長部132へほぼ直角に配置される円筒部131で統一的に、又は一体的に形成される。ブレード130は、円筒部131にある円筒状近接端406から少なくとも延長部13

50

2の中まで伸びる、欧州特許公報NoEP1、433、413A2で開示される種類の内部ライトパイプ134で形成される。ブレード130は、好ましくは光のような電磁放射を伝導及び拡散の両方を行う鑄造プラスチック材料から製造する。光パイプ134は、好ましくは内部で反射し、パイプ134へ向けられる光を延長部132へ効率的に伝送し、これにより光が分散により患者の咽喉へ照射される。

【0019】

ブレード130は、上記の方法で、結合部133とハンドル120の結合部123（以下で論じる）の間の相互係合を介して、ブレード130のハンドル120への接続を促進するため、円筒部131の近接端406に構成される、一般的に円筒状、管状結合部133を含む。

10

【0020】

ブレード130は、その機能を以下で述べる、パイプ134に隣接して形成又は設置される自己終端の金属線閉コイル136を含む。好ましくは、検出コイルと称するコイル136は1（図4に示すように）と約150の間の巻き数を有し、そして好ましくは結合部133の一部として形成され、その結合部は円筒部131の近接端406の一部として鑄造される補助空洞へ挿入可能である。

（喉頭鏡ハンドル）

【0021】

尚、図4を参照して、ハンドル120は上記のような長手方向軸400を画定するため、一般に円筒状で細長い形状である。ハンドル120は、周辺管状結合部123、及び遠心端402へ伸びる円筒状本体部122を画定するため、遠心端404近辺で半径方向に内側へ階段状のケーシング121により形成される。

20

【0022】

ハンドル120は中空であり、プリント回路基板（PCB）124の片側に取り付けられた電子回路網125を保持するため、内部取り付け枠（表示なし）を含む。PCB124の反対側は電池2236を保持する。PCB124は表示器127へ接続され、そして接続線126を介して、各感知コイル2206、及びランプ2532へ接続される。ランプ2532は、好ましくは高輝度白色発行ダイオード（LED）により形成される。レンズ2802は、ハンドル120がブレード130へ結合される場合、ランプ2532により放射される光を光パイプ134へ集束させるため、遠心端404に配置される。コイル2206は結合部123内へ設置され、ハンドル120とブレード130が接続される場合、後に記述するように、その接続と、好ましくはブレード130へ加えられる過剰な物理的圧力を感知するように、コイル136と密着して磁氣的に結合されるように動作する。検出コイル136は、好ましくは図3と4から認識されるように、ハンドル120とブレード130が結合される場合、ほぼ最大電磁結合を提供するように、感知コイル2206とほぼ同軸に配置され、そしてこれとほぼ同一平面になるように、ブレード130内に設置される。

30

（充電モジュール）

【0023】

図5は図1及び2で見られる充電モジュール150の回路2000の概略ブロック図表示を示す。回路2000は、電源スイッチ2012の配置を介して、同調回路2040へ選択的に接続できる正電源2028と負電源2024を提供する電源2004へ接続される主電源入力2002から電力を導く。

40

【0024】

電源スイッチ2012は、電源スイッチ2021へ制御出力2032を提供するパルス幅変調器2010へ制御信号2030を出力する位相振幅制御回路2008を内蔵する電力発振器2006の一部を形成する。電源スイッチ2012は正電源2028又は負電源2024のいずれかへ同調回路を交互に接続するように動作する。同調回路2040は、図示のように第1同調キャパシタ2014、第1コイル2016、第2コイル2018及び第2同調キャパシタ2020からなる一連の装置を内蔵する。別の構成ではキャパシタ2

50

014と2020の内の1つだけが使用に必要である(1/2キャパシタンス値の)。フィードバックサンプル信号2022が第2コイル2018と第2同調キャパシタ2020の間の接続から導かれ、そして位相・振幅制御回路2008へフィードバック制御を提供する。

【0025】

図1と2から見られる、充電モジュール150は2つのコンセント152と154を含み、これにより図2に示すように、各コンセントに1つずつ、2つの喉頭鏡ハンドル120を受けることができる。この結果、充電モジュール150はハンドル0、1つ、又は2つを充電することができ、これによりこれらの変動を許容するように動作できなければならない。この点で、コイル2016と2018の各々は、各コンセント152と154に対応する夫々の空芯分割変圧器の夫々の一次巻き線を形成する。各分割変圧器の他の部分是对应するコンセントへ挿入される場合、対応するハンドル120のコイル2206により形成される。コイル2016と2018は直列に接続され、コイル2016と2018間の磁界が打ち消そうとするように反対極性に接続され、これが医療環境に重要な他のデバイスとの干渉を最小化することに役立つ。

10

【0026】

キャパシタ2020の電圧を監視するフィードバック信号2022は、同調回路2040のコイル2016、2018を通る電流を監視し、そしてパルス幅変調器2010が充電モジュール150へ挿入されるハンドル120の数に基づく電源印加を可能にする。

20

【0027】

充電回路2000は、好ましくは27.5kHzで作動し、この周波数は、より高い周波数(スキン効果)でのコイル電力損失、切替え損失、ハンドルコイル2206への十分な結合、及びハンドル120の感知動作(後で記述)を含む変動要件を満足するように経験的に選択される。回路2000は、フィードバック電圧2022を感知することにより、コイル2016と2018の電流をほぼ一定に保つことにより作動する。1つ又は2つのハンドルが充電されることにより負荷をかけられる場合、電圧2022は同一であるが、追加負荷は少量だけ共振周波数を上昇させる。回路2000は充電電流を提供する電流源のように作動し、ハンドル内の電池が利用可能な充電電流を受け入れる。これは1つ又は2つのハンドルが存在するかにより、そしてハンドル120内の制御回路(後に述べる)に必要とする電力により変動する。半波整流は、切れた電池(即ち0V)が、もう1つの半サイクルから導かれる補助電圧(後述する)を妨げないように、充電電流のために使用される。

30

【0028】

図6は充電モジュール回路2000のより詳細な概略表示を示す。見られるように、電源入力2002は、変圧器2104へ電源電圧を入力する前に回線フィルタ2102へ供給される。回線フィルタ2102は電源入力2002へ接続される充電器からの干渉信号を防ぎ、そして充電器に対する障害を防止するため、電源入力2002上の過渡信号を吸収する。変圧器2104は2つの二次巻き線を有し、その1つは比較的高電圧(約60VDC)を高電圧出力2028とアース接続2024へ提供するため主整流器とフィルタ装置2106へ供給される。変圧器2104の二次出力は低い電圧を補助整流器と、電源発信器2006と回路2000の残りの構成部品を形成する電子回路へ比較的低い電圧(例えば約10VDC)を供給する出力2110を提供する補助整流器2108へ提供される。図6に示す大部分の回路への出力2110の接続は、明確化のため省略されている。特に、検出器と制御増幅器2118への入力として基準電圧を出力する基準電圧調整器2112へ低い電圧電源2110が入力される。三角波発生器2116は同調回路2040からフィードバック制御信号2022を受信し、そして基準電圧2212を使用し、三角波出力2120を提供する。三角波2120はパルス幅変調器2010の入力へ提供される。パルス幅変調器2010の更なる入力は、検出器と制御増幅器2118から導かれ、その入力はフィードバック信号2022から供給される。

40

【0029】

50

検出器と制御増幅器 2 1 1 8 は、回路 2 1 1 8 への設定制御 2 1 3 2 により電力発信器 2 0 0 6 の電圧出力を設定するフィードバック信号のためのエンベロープ型検出器装置を内蔵する。これを使用して三角波 2 1 2 0 に対するパルス幅変調器 2 0 1 0 の感度を調節する。パルス幅変調信号 2 0 3 2 は、これにより形成され、スイッチ駆動回路 2 1 2 6 へ対の出力を生成する非重複ゲート駆動回路 2 1 2 4 へ提供され、これは夫々 M O S F E T スイッチ 2 1 2 8 と 2 1 3 0 へ夫々のゲート入力を供給する 2 つの出力 2 1 3 2、2 1 3 4 を有する。非重複ゲート駆動回路 2 1 2 4 は、M O S F E T スイッチ 2 1 2 8 と 2 1 3 0 のいずれも同時に O N にならず、これにより高電圧電源 2 0 2 8 の過負荷を回避し、スイッチ 4 2 1 2 8 と 2 1 3 0 の損傷を回避する。スイッチ駆動 2 1 2 6 への出力 2 0 3 4 からの局所フィードバックは M O S F E T スイッチ 2 1 2 8 のプッシュプル動作を可能にする。

10

【 0 0 3 0 】

回路 2 0 0 6 は同調回路 2 0 4 0 の共振周波数により制御される“線形”発振器として動作する。図示された回路装置は、正のフィードバックが効果的に継続することを保証することにより、そして大きなループゲインにより、発振が基本的発振器原理により立ち上がることを保証することにより必然的に開始する。一旦発振が開始すると、フィードバック（2 1 1 8 を介した）の大きさがそのレベルを安定させるフィードバック電圧 2 0 2 2 は制御増幅器 2 1 1 8 によりフィルタされ、P W M 動作を維持するのに十分にリップルを減少させ、そして安定化のため位相シフトを制御する。

20

【 0 0 3 1 】

図示の装置で、ハンドルが充電モジュール 1 5 0 へ挿入されていない場合、フィードバック信号 2 0 2 2 は比較的高く、従って変調器 2 0 1 0 からのパルス出力幅を狭め、これにより M O S F E T スイッチ 2 1 2 8 と 2 1 3 0 を駆動する。同調回路 2 0 4 0 への負荷が増加すると、1 つ以上のハンドル 1 2 0 及び最大充電を必要とするそれらのハンドルの挿入を介して、フィードバック回路はこれにより M O S F E T スイッチ 2 1 2 8、2 1 3 0 への駆動を増加させる。

（ハンドル回路）

【 0 0 3 2 】

図 7 は喉頭鏡 1 1 0 の電子的動作を提供するため、各ハンドル 1 2 0 へ内蔵される回路 2 2 0 0 の概略ブロック図表示を示す。図 7 から見られるように、回路 2 2 0 0 は図 4 の記述で上で述べたように、同調キャパシタ 2 2 0 4 とコイル 2 2 0 6 の並列配置を内蔵する同調回路 2 2 0 2 を含む。好適実施における同調回路 2 2 0 2 は、充電器周波数ではなく、記述する主として力センサ回路を最適化するため、約 4 0 k H z の周波数へ同調される。充電時は、同調キャパシタ 2 2 0 4 は負の半サイクルは充電し、電流が電池 2 2 3 6 へ流れ込む場合の正の半サイクルでは放電するので充電電流を増加させる。

30

【 0 0 3 3 】

同調回路 2 2 0 2 は、回路 2 2 0 0 の 3 部の各々への共通出力を表示する出力 2 2 0 8 を提供する。それらは充電中の動作のための補助電力回路 2 2 2 2、充電整流器とスイッチ 2 2 2 0 へ供給される出力 2 2 1 2、及びブレード感知と保護回路 2 2 1 6 へ提供される出力 2 2 1 0 への出力 2 2 1 4 を含む。

40

【 0 0 3 4 】

回路 2 2 0 0 の様々な構成要素は、最後に再充電可能な電池 2 2 3 6 の再充電及び、白い L E D 2 5 3 2 と、白いランプ L E D 2 5 3 2 を照明するのに使用されるランプドライバ 2 2 2 8 の動作管理、及び多くの L E D 表示器 2 2 2 6 に提供される。

【 0 0 3 5 】

最初に、ハンドル 1 2 0 を充電モジュール 1 5 0 へ挿入すると、同調回路 2 2 0 2 はコイル 2 0 1 6、2 0 1 8 から誘導される起電力に応答し、そして最初に再充電可能電池 2 2 3 6 の再充電動作中の消費のため電源電圧 2 2 4 6 を提供する補助電力回路 2 2 2 2 に電圧を加える。この消費は出力電圧 2 2 3 4 を再充電可能電池 2 2 3 6 へ提供するため、充電整流器とスイッチ 2 2 2 0 を起動するため、制御回路 2 2 5 0 の出力 2 2 4 4 を介して

50

提供される制御信号の発生を含む。再充電可能電池 2 2 3 6 は、制御回路 2 2 5 0 への温度制御信号 2 2 4 2 を形成する電池温度センサ 2 2 4 0 へ入力される温度出力 2 2 3 8 を有する。

【 0 0 3 6 】

揺動と転倒スイッチ 2 2 1 8 の配置は、ハンドル 1 2 0 のみが使用される低電力“ トーチ ”モードと、ハンドル 1 2 0 がブレード 1 3 0 へ結合される高電力喉頭鏡モードの両方で LED ランプ 2 5 3 2 の動作用制御回路 2 2 5 0 へ入力を提供する。

【 0 0 3 7 】

ブレード感知・保護回路 2 2 1 6 は、最初に充電中 (> 3 0 V ピーク) に存在する高電圧が検出回路を破損から防止するように動作する。又これらの回路はハンドル 1 2 0 のブレード 1 3 0 への結合を感知するように動作し、使用中ブレード 1 3 0 上へのたわみを感じるようにも動作する。たわみは同調回路 2 2 0 2 を介して感知され、喉頭鏡 1 1 0 のユーザからの反応を誘導するように、LED 表示器 2 2 5 2 を介して、警報信号を動作させるように動作する。回路 2 2 1 6 は、ハンドル 1 2 0 が充電器 1 5 0 へ挿入されていない場合、ハンドル 1 2 0 の充電回路がコイル 2 2 0 6 に負荷をかけることも防ぐ。

(ハンドル電力供給と充電)

【 0 0 3 8 】

図 8 へ戻って、同調回路 2 2 0 2 からの第 1 出力 2 2 1 4 は絶縁キャパシタ 2 3 0 4 を介して補助電源モジュール 2 2 2 2 へ供給される、コイル 2 2 0 6 から受信した電圧は平滑キャパシタ 2 3 0 8 と、電圧調整器 2 3 1 0 へ電圧を限定した電源を提供する整流器と制御器 2 3 0 6 へ提供され、その出力 2 2 4 6 は、回路 2 2 0 0 へ補助電圧 2 2 4 6 を提供する。従って、補助電圧 2 2 4 6 はハンドル 1 2 0 が充電モジュール 1 5 0 へ挿入される場合のみ印加され、充電信号はそれにより形成される空芯分割変圧器を介して受信される。図 8 に見られるような補助電圧 2 2 4 6 は、電池 2 2 3 6 の充電動作に対し、図 8 の下部に表示するように各回路へ補助電圧を提供する。明瞭化のため、全ての接続が図で示されているわけではない。図示のように第 1 接続は細粒充電パルス発生器 2 3 2 0 であり、これは比較器 2 3 2 4 へ一連のパルスを提供し、これは次に出力 2 2 4 4 を切替え、MOSFET 2 3 1 4 のゲートへ出力 2 2 4 4 を提供する。MOSFET 2 3 1 4 が ON になると、整流ダイオード 2 3 1 2 を介して、コイル出力 2 2 1 2 から電池電源ライン 2 2 3 4 への接続が可能となる。従ってコイルからの電圧出力が回路に対して正であり、電池電圧を上回る場合、充電電流は次に電池 2 2 3 6 へ流れ込む。

【 0 0 3 9 】

電池 2 2 3 6 は、好ましくは、4 つのニッケル金属ヒドライド (Ni、MH) セルの一連の接続により形成され、それが合計で 8 0 0 m A h r の貯蔵容量を提供する。これは約 8 時間のブレードランプの使用、及び公称 4 時間の“急速”充電を可能にする。温度変換器 2 2 4 0 (例えば、IC 型温度センサ、熱電対) は Ni MH セルの 1 つのケースと熱的接触で取り付けられ、これにより電池セル 2 2 3 6 の温度を検出するように構成される。変換器 2 2 4 0 は、充電動作中、高温が電池 2 2 3 6 上に感知されると、比較器 2 3 2 4 の切替えを調節するように動作可能な温度制限回路 2 3 1 6 へ温度出力 2 2 4 2 を提供する。典型的回路で、電池線 2 3 2 4 上の充電電圧の目標は 6 . 1 V であり、5 . 4 V 公称動作電圧と“放電”値として約 4 V になる。

【 0 0 4 0 】

図 8 の電池充電回路は、補助電圧 2 2 4 6 (明瞭化のため図示せず) を介して電源供給され、そして急速充電制御信号を充電ゲート回路 2 3 2 2 へ提供するため、電池電圧 2 2 3 4 を感知する負傾斜検出及び時間制限回路 2 3 1 8 も含む。充電ゲート回路 2 3 2 2 は、温度制限回路 2 3 1 6 のゲート出力と共に、MOSFET スイッチ 2 3 1 4 の動作を制御するため、ゲート信号 2 3 3 0 を比較器 2 3 1 4 の反転入力へ提供する。

【 0 0 4 1 】

回路 2 3 1 6 と 2 3 1 8 は、好ましくは MC 3 3 4 0 のような電池急速充電制御器を使用して実施され、そして感知された電池電圧が低い場合、電池 2 2 3 6 の急速充電を提供し

10

20

30

40

50

、温度制限がオーバする場合、又は電池電圧がその所望公称レベルへ到達する場合、電池の細流充電を提供するように、適切に構成される。充電制御回路により発生する制御信号が、各々が緑色LED 2334と橙色LED 2336へ結合する2つの出力2252aを提供する充電表示論理回路2332へ提供される。急速充電動作中、橙色LED 2336が点灯し、充電回路が細流充電モードに切替ると、橙色LED 2336が消灯し、緑色LED 2334が点灯する。

(ブレード検出と保護)

【0042】

図9は図7のブレード感知・保護回路2216の詳細概略図を示す。回路2216は、喉頭鏡操作中、ハンドル120がブレード130へ結合される場合、動作する。上記から分かるように、このような動作中は、電池充電電圧は同調回路2202へ供給されず、同調回路2202が図9の回路により形成されるフィードバック発振器出力を表示する接続2210へ結合される負荷を形成する。この点で、図9は、電池電圧2234を半分に分割し、これにより発振用基準電圧を形成する電圧分割器2402により、その非反転入力へ供給される比較器2404を示す。2つの抵抗器とキャパシタから形成されるT回路2406は、比較器2404を発振させるため、その反転入力へ比較器2404周りの同調局部フィードバックを提供する。比較器2404の出力は短形波をMOSFETトランジスタスイッチ2410のゲートへ提供し、これにより絶縁ダイオード2412を介して電池電圧をPNPトランジスタ2418のエミッタへ供給するため、可変抵抗器2414と固定抵抗器2416から形成される直列抵抗器回路へ選択的に供給することができる。トランジスタ2418のコレクタは接続2210を介して同調回路2202へ結合され、RC直列回路2404を介して、比較器2404の反転入力へ結合される。トランジスタ2418のベースはRC並列回路2422を介してグランドへ結合され、そして更なるPNPトランジスタ2420のベースへも結合される。

10

20

【0043】

図9の回路のこの部分の累積的効果は、同調回路2202がその一部を形成し、そして発振器の発振周波数を本質的に制御する発振器を形成することである。図9の回路は同調回路2202へ接続される場合、発振するだろう。

【0044】

ハンドル120のブレード130への挿入により、同調回路2202は結合装置133で形成される金属線136の検出コイルと相互作用を行うだろう。相互作用はコイル136と2206間の磁気結合による。コイル136は、コイル2206に電流が流れる場合、ハンドルコイル2206上に追加の電磁負荷を提供する。コイル136の直列抵抗器は、ハンドル120内のコイル2206を使用して形成される一次回路へ反射する所望負荷を与え、これによりハンドル120が、第1にブレード130の存在を、そして望ましくは使用中ブレード130へ加えられる力の大きさも検出することを可能にするため、特定巻き数を設定することにより調節される。相互作用は、ブレードコイル136によりハンドルコイル2206上へ設置される負荷を検出することにより各例で検出される。

30

【0045】

第1に、ブレード130の存在の検出のため、電力消費における量変化だけが引き起こされる。

40

【0046】

その小さな巻き線136の検出は同調回路2202の特性インピーダンスを少し変化させるように動作し、これは次に比較器2404を使用して形成される図9の発振回路上に、これにより形成される負荷を調節する。そのようなことで、同調回路2202上に印加される発振信号はコイル136により形成される追加負荷が増加するに伴い、振幅を消失する。ブレード130内にコイル136により形成される追加負荷は、約40KHzの中心周波数で、同調コイル2206の並列共振インピーダンスを僅かに減少させる。しかし回路2216の残りにより検出されるものは、一般に電力に比例する振幅の減少である。

【0047】

50

ハンドルコイル 2206 は抵抗器 2416 と 2414 の有効（抵抗性）インピーダンス電圧分割器と、MOSFET 2410 の無視できるインピーダンスで形成する。ダイオード 2412 は、充電サイクル中、発振器を保護するように備えられ、そしてそのインピーダンスは、ブレード感知動作中は無視される。トランジスタ 2418 は、キャパシタ 2422 を充電する負のピークコレクタ電圧で飽和する自己バイアス発振器として動作する。トランジスタ 2420 は発振を変形するためのレベル移動及び温度補正、及び重要なことには発振振幅を負荷抵抗器 2424 へ提供する。2つの更なる比較器 2428 と 2430 の配置を使用して、センサ発振器から論理信号を導く。第 1 に、抵抗分割器回路 2426 の直列接続は、各々が比較器 2428 と 2430 の非反転入力へ供給される多くの基準電圧を提供する。感知動作中、保護ダイオード 2412 のいかなる影響も補償する回路 2426 がダイオード 2425 を介して提供される。抵抗器 2432 とキャパシタ 2434 により形成されるフィルタ回路は、次に比較器 2428 と 2430 の各々の反転入力へフィルタした電圧を提供する。フィルタは、発振の大きさとその出力にほぼ比例する大きさの、より滑らか（ほぼ発振しない）電圧信号へ発振周波数を変換するように動作する。比較器 2428 は、ブレード 130 の結合の中で形成されるコイル 2206 のコイル 136 との直接相互作用から生じる“ブレード”出力 2224 を提供するため、ハンドル 120 の喉頭鏡ブレード 130 への挿入を検出するため、そのフィルタ電圧を比較的高い基準電圧と比較する。図 4 のブレード 130 の固定コイル 136 を使用して、ハンドル 120 とブレード 130 間の結合の検出だけを提供する。

【0048】

喉頭鏡 110 の挿入、または他の使用中、ブレード 130 へ加えられる力を更に検出したい場合、表面上は電力のより大きな消費を検出するため、より精巧な電力消費装置が必要である。回路 2216 は、ブレード 130 へ加えられる圧力の結果として、発振電圧における変化へより高感度を提供するため、分割器 2426 の低基準電圧へ結合される比較器 2430 を使用して、この付加的消費を検出する。分割器 2426 により設定される所定の大きさを超えて消費される電力への応答は比較器 2430 から“力”出力 2230 を提供する。

【0049】

図 29A ~ 29C は結合検出と力検出の両方のために構成されるブレード 160 の別の装置を示す。図 29A は、今述べたようなことを除き、多くの点でブレード 130 に類似のブレード 160 を示す。ブレード 160 は、ブレード延長部 132 の上部外面上に配置されるカススイッチ部へ 2 つのリード 162 と 163 により電氣的に結合される多巻きコイル 136a を含む。図 29B は、ブレード 160 の 1 つの実施例の電気回路図を示し、ここではスイッチ部 161 は通常“開”であり、“閉”の場合、抵抗器 164 を介してコイル 136a により形成される回路を閉じ、これによりそのインピーダンス及びこれによるハンドコイル 2206 とのその磁気結合の程度を変化させるように動作することが見られる。並列抵抗器 168 を使用して、信頼できる動作を可能にし、動作はコイル 136a の巻き線抵抗器にほぼ依存しないことを保証するため、スイッチ 161 により見られるように、コイル 136a のインピーダンスを調整する。抵抗器 164 と 168 の大きさは、所望の電気負荷効果を達成するように、0 ~ 5 k の間で変動する。スイッチ 161 が“開”の間、ブレード 160 とハンドル 120 の間の結合の検出は、コイル 136a と抵抗器 168 の負荷インピーダンスによる負荷における、比較的僅かであるが、にも拘らず検出可能な増加により達成される。スイッチ 161 が閉じると、抵抗器 164 は更にインピーダンスに並列する（下げる）。一般に、抵抗器 164 は抵抗器 168 のそれより低い値を有する。例えば抵抗器 168 は 5 k の値を有する一方、抵抗器 164 は 100 の値を有する。スイッチの構造は図 29C に示され、ここではスイッチ 161 が延長部 132 の上部外面に接着される金属化層 167 から形成される。絶縁メッシュ 166 は次に金属層 167 と伝導ポリマ層 165 に挟まれる。接続 162 と 163 は、夫々ポリマ層 165 と金属層 167 へ接続される。使用しない場合、又は力が加わらない場合、絶縁メッシュ 166 は、その間の電気接続を防止するため、層 165 と 167 の間の分離を維持する。例え

10

20

30

40

50

ば、挿入中ブレード 160 を飲み込む患者により、又は咽喉の壁へ不適切に押し付けられるブレードにより、過剰な力が加えられる場合、層 165 の部分がメッシュ 166 を通過し、金属層 167 と接触し、これによりスイッチ 161 を電氣的に閉じるように、層 165 がメッシュ 106 に対して力を加える。これが発生するとコイル 136a は、抵抗器 164 を介して閉じられ、ハンドルコイル 2206 上への負荷を増加させるより大きな磁気負荷が形成される。

【0050】

図 30 は、延長部 132 と円筒部 131 は別々に製造され、そして例えばエポキシ接着又は超音波溶接により結合される更なるブレード 170 を示す。ブレード 170 で、延長部は鑄造され、結合部 133 と長手方向に並べられ、その周りにコイル 136b が形成される円筒状ポスト 172 を形成する。この装置で使用されるコイル 136b は結合と力の検出の両方に使用される。結合検出に対しては、その長手方向の位置決め、及び挿入時、ハンドルコイル 2206 が存在する場所に近接する観点で、前のように検出される磁気結合が形成される。その結合は、コイル 2206 と 136b を共に設置することから生じる空芯変圧器の定常電力“消費”を確立する。力が延長部 132 へ加えられると、延長部 132 と円筒部 131 間の比較的弾力的な動きが起こり、コイル 136b に隣接する図 30 に 2 つの矢印で図示するポスト 172 の僅かな物理的変位を起こす。その僅かな変位は、コイル 136b を長手方向軸から動かし、そしてコイル 2206 と 136b 間の磁気結合量を変化させるように動作し、これにより負荷を変化させる。一般にその変化は結合の減少となり、これにより負荷の減少となる。このように負荷におけるこの減少は“力”に対する負荷増加を検出するように動作する、図 9 に示すそれに類似の回路を使用して、検出することができる。この構成で、円筒部 131 (及びハンドル 120) と延長部 132 間の弾力的機械結合のたわみは力検出に十分な磁気結合を著しく変化させる。

10

20

【0051】

図 32A は延長部 132 に依存するポスト 172 も有する更なるブレード 180 を示す。この構成で、2 つの機械接触スイッチ 182 と 184 は、ポスト 172 に隣接する円筒部 131 内に配置され、巻き線 136a を内蔵する回路に平行に配線される。従ってこの構成は図 29 と 30 の組み合わせのようなものを表示する。再度図 32A で、円筒部 131 と延長部 132 間の弾性結合により、ポスト 172 は過剰な力がブレード 180 へ加えられた場合に移動する。その動きが十分大きいと、ポストは接触スイッチ 182、184 の 1 つと係合し、これが次に以前のようにハンドル 120 とブレード 180 間の磁気結合上の負荷を変化させるように動作する。この構成の電気回路を図 32B に示し、ここではスイッチ 182 と 184 は、各々が負荷の変化により必要な“力”表示を提供するように並列に接続される。コイル 136a とスイッチ 182、184 間の電氣的配線接続は、明確化のため図 32A には表示していない。

30

【0052】

ブレード 130、160、170 及び 180 の使用は簡単な“結合”検出ブレードと、喉頭鏡が結合と過剰な力の両方を検出できる更なるブレードを形成する能力を与える。このブレードは教育環境に最適である一方、結合ブレードはより安価で熟練者により、かつ大容量の場所(例えば手術室)での使用により適している。

40

(ランプドライバ)

【0053】

図 10 に戻って、“ランプ”入力 2502 は制御回路 2250 (図 11 を参照して後に記述) から誘導され、図 7 のモジュール 2228 の一部を形成する白色 LED ランプ 2532 を動作させるように使用される。ランプ入力 2502 は、図 9 のブレード信号 2224 が発生する場合に発生し、そしてランプ信号 2502 が発生すると、電池電圧 2234 をフラッシング発振器 2508 への入力を表示する電源供給線 2506 へ結合するように動作する電源スイッチ 2504 へ供給される。電源供給線 2506 は、電圧をその入力として図 9 に示す回路から誘導される力信号 2230 を受信する MOSFET トランジスタ 2514 へ供給される。更なる MOSFET トランジスタ 2516 は、更なる MOSFET

50

2534のゲートとLEDドライバ回路2510へ加えられるその出力制御のため、フラッシング発振器2508をONにするため、トランジスタ2514のドレイン上の電圧を検出する。MOSFET2514のドレインは、MOSFET2534と結合し、定電流シンク回路2530の制御を表示する制御信号2248を形成する。

【0054】

論理電源調整器2522は電池電圧2234で動作し、制御回路2250の動作に対し、調整された更なる低電圧を供給する。特に、論理電圧2524は、抵抗器2526と2528により形成される分割回路へ供給され、その間の接続が定電流シンク2530への制御信号2248を形成する。定電流シンク2530は、2つのモードの内の1つでその調整動作のため白色LED2532に電流シンクを提供する。

10

【0055】

この点で、ハンドル120と、そして特に白色LED2532は、ハンドル120がブレード130から分離された場合は、“タッチ”(1/2電力)モードで、そしてハンドル120がブレード130へ結合された場合は、喉頭鏡モード(高出力)でのいずれかで動作する。各々の場合、ランプ信号2502が発生する。

【0056】

喉頭鏡(高出力)モードで使用中の場合、そして図10での入力を提供する力信号2230が論理的低レベルにある(即ちブレード130に過剰力が加わっていない)と仮定すると、このような場合はMOSFET2514はOFFとなる。この効果は、MOSFET2518はそのゲートが電源2506のそれに接近する比較的高電圧に上昇することである。これにより各MOSFET2516と2518はONになる。MOSFET2516はフラッシング発振器2508をOFFにし、これによりLEDドライバ2510を介して赤色LED2512の動作を防止するため、またONになる。さらに、MOSFET2518は抵抗2520を介して、定電流シンク2230の制御信号2248に影響する。その結果、MOSFETがONになると、制御信号2248はシンク2530を介して、そしてこれにより白色LED2532を介して所定電流にするように低下する。これにより白色2532の高出力が得られる。

20

【0057】

タッチモードで使用中は、ハンドル120はブレード130へ結合されず、その結果、図9のブレード感知保護回路はブレード信号2224、又は力信号2230のいずれかを提供するように動作しない。同様に、図10の入力を提供する力信号2230は、MOSFET2514をOFFにする論理的低レベルにある。図11の制御回路は、図10の回路へ提供される“タッチ”信号2550を出力する。信号2550は、抵抗器2554を介して電流制御電圧2248へ結合する更なるMOSFET2554のゲートへ提供される。タッチ信号2550がONの場合、MOSFET2552はONとなり、次に抵抗器2526を介してより多くの電流を引き出し、これにより制御電圧2248を低下させる。抵抗器2554の適切な選定により、制御電圧2248を、電流シンク2530により引き出される電流を低下させるのに十分な値に低下させ、これにより白色LED2532の照明出力を、MOSFET2518のみがONの場合の照明出力の約半分の値に低下させる。

30

40

【0058】

高出力喉頭鏡モードに戻って、力入力2230上の電圧も、MOSFET2514をONにし、そしてフラッシング発振器2508をONにするMOSFET2516をOFFにするように動作する。これは、次にLEDドライバ2510を駆動し、赤色LED2512をONとOFFで点滅させ、これにより過剰力が加わっていることを視覚警報信号として使用者に提供する。MOSFET2534もONとOFFに動作する。MOSFET2534のドレイン接続は直接制御電圧2248へ接続されるので、ONになるMOSFET2534は、制御電圧2248をショートさせ事実上0Vとし、これにより電流シンク2530をOFFにし、白色LED2532をOFFにするように動作する。フラッシング発振器の動作は、これにより恐らく患者の咽喉内の過剰な力の更なる視覚的表示を提供

50

する白色LED 2532からの白色光出力を調整する。フラッシングの間、ピーク光出力は変動する。

(スイッチ制御)

【0059】

図11は、揺動及び転倒スイッチ2218、ブレード入力2224、補助電圧2246から入力を受信し、ランプ出力2502及びトーチ出力2550へ提供する制御回路2250の残りを示す。見られるように、揺動スイッチ2606は切替え入力をデバウンス回路2606へ提供する。揺動スイッチ2606は、例えばComus国際グループ社の一部である欧州Assem Techで発売される適切な装置である。スイッチ2606は、名目上一方向で軸方向に加速して一瞬に接触する。スイッチ2606は、接触からの分離を保持するため、粗製加速度計と考えられる小型ボールベアリングとバネを使用する。例えば水銀スイッチ、又は欧州Assem Techで発売の乾式接触装置により形成される転倒スイッチ2604も、入力に対応するデバウンス回路2608へ提供する。デバウンス回路2606と2608の各々は切換えインターフェース論理回路2610へ出力する。更に、転倒デバウンス回路2608の出力は転倒入力をランプ駆動デコーダ2620へ提供する。

10

【0060】

動作において、ハンドル120を単に振り、例えばテーブル上で水平位置からハンドル120を持ち上げることにより、又は約90度ハンドル120を傾斜させることにより、ハンドルがブレード130へ接続させているかどうかにより、揺動と転倒スイッチ2218はハンドル120の使用者がランプ2532をON、OFFすることを可能にする。傾斜は長手方向軸400と、又は側方傾斜と一致する。側方傾斜は、例えばブレード130が患者の咽喉内に設置され、患者の頭部が操作中、側方へ揺れる間に発生する。スイッチ2218はPCB124上に形成されるので、これらはハンドル120のケース121内に密封され、そしてそれら自身は汚染の危険を示さない。

20

【0061】

インターフェースロジック2610も補助電圧2246とブレード信号2224を受信し、多くの信号を、カウンタ2618と共にタイマ2612を形成するDフリップフロップ2614へ出力する。リップルカウンタ2618はフィードバック入力を切換えインターフェースロジックへ提供し、そしてこれらの装置は“M”入力をデコーダ2620へ集中的に提供する。補助電圧2246は“充電”入力をデコーダ2620へ提供し、ブレード信号2224は対応する“ブレード”入力をデコーダ2620へ提供する。デコーダ2620は最初に、ランプ動作をOFFにし、これにより充電動作中、ランプ信号2520をOFFにし、更にトーチ動作中、及びブレード130が接続時、ランプ2532の動作をOFFにするように動作する。デコーダ2620はランプ信号2502とトーチ信号2550を出力する。白色LED 2532の動作も図12を参照して述べたように、M入力を介してタイマ2612により制御される。

30

【0062】

図12は、充電中及びブレード130がそれに接続された喉頭鏡動作中、ハンドル120の動作を制御するため、制御回路2250の動作方法2700のフローチャートを示す。方法2700は、特に図11の制御回路により行われる論理を示す。図12の“ランプ”への言及、及び以下の記述は白色LED 2532により好ましくは形成される喉頭鏡ランプに関する参考である。

40

【0063】

方法2700は、思考に役立つ公称開始入口点2702を有する。第1動作ステップ2704で、もし補助電圧2246が存在すると、充電動作を明瞭に意図し、ステップ2706はランプをOFFにし、ステップ2708は電池電圧をチェックする。もし電池電圧が“低”であれば、充電を必要とし、ステップ2710は電池2236の温度が低いかをチェックする。もしそうであれば、橙色LED 2336はステップ2712でONになり、ハンドル120は急速充電モード2714へ入り、その時間中に電池2236が充電さ

50

れる。充電は、ステップ2704で補助電圧2246が検出される限り継続する。電池電圧がステップ2718で検出されるように、その適切な公称電圧に達すると、電池充電器は細流充電モード2716へ戻り、橙色LED2336が消灯し、そして緑色LED2334はステップ2718でONになる。同様に、もし高温をステップ2710で充電動作中に検出すると、充電器はステップ2716で細流充電モードへ戻る。

【0064】

もし、ステップ2704で、補助電圧2246が感知されなかった場合、ステップ2720はブレード信号2224が感知されたかどうかを検出する。もしブレードが感知されなかった場合、これは例えばハンドル120がタッチ用として保持されているか、又は例えばテーブル上に置かれているのと同じである。ステップ2722は、次に揺動スイッチ2602が動作しているかどうかを検出する。もしそうでなければ、ステップ2724は転倒スイッチ2604が動作しているかどうかを検出する。もしそうでなければ、更なる動作は起こらない。もしスイッチ2602、2604のいずれかがステップ2722又はステップ2724で動作しているならば、ランプ(白色LED)2532は、図10を参照して上で論じたように、その半出力モード動作でステップ2726でONになる。その時、タイマ2612はリセットされ、5分間タイマが開始する。喉頭鏡ハンドル120は次にLED2532から照射される白色光がレンズ2802を通過し、タッチとして使用される。ステップ2730はタイマ2612が時間切れになっているかどうかをチェックする。もしそうであれば、ランプ2532はステップ2732でOFFになり、制御は開始2702へ戻る。もしタイマ2612が時間切れでなければ、ステップ2734は次に揺動スイッチが動作しているかどうかをテストし、そしてステップ2736は揺動スイッチ2604が動作しているかどうかをテストする。もしそれらのスイッチ2602、2604のいずれかが動作していれば、ランプ2532はステップ2732で再度OFFになる。もしそうでなければ、方法2700は、タイマ2612が時間切れであるかどうかを決定するため、ステップ2730へ戻る。その結果、これはタッチモード動作で、ハンドルの動作を制御する。

【0065】

ブレードがステップ2720で感知される場合、ランプ2532はステップ2738で全出力に切替わる。ステップ2740は、次に10分間にタイマ2612をリセット・スタートする。これは、それが医師に、患者内で喉頭鏡110を適切に設置するため、いくらかの時間を取らせる場合の喉頭鏡動作に等価である。ステップ2742は、次にブレード130が感知されているかどうかをテストする。もしブレード130が除去されたならば、ランプはステップ2732でOFFになる。次にステップ2744は、タイマ2612が時間切れかどうかをテストする。もしそうであれば、ランプ2532はステップ2752でOFFになる。ステップ2754は、次に転倒スイッチ2604が動作しているかどうかをテストする。もしそうであれば、制御は、次にステップ2720へ戻り、ここでもしブレード130が再度感知されれば、ランプ2532は、次にステップ2738でONになり、そしてその手順はそれにより継続する。もし転倒スイッチがステップ2754で動作していない場合、制御は、ランプ2532がOFFに保たれるステップ2752へ戻る。この動作モードの結果、喉頭鏡は、ランプONで患者体内に適切に設置され、ある延長期間、手術中の場合、時にはそうであるように、患者体内に留まる。その期間中、ランプは5分後、OFFとなり、それにより電池電力を保存する。もし何時でもランプをONにしたい場合、転倒スイッチを患者の頭部を傾斜させることにより、ハンドルを転倒させることで動作させるだけでよい。このようにランプは次にONにして、必要に応じ更なる検査そして/又は再配置を可能にする。

【0066】

ステップ2704で10分タイマの動作中であれば、転倒スイッチはステップ2706で動作し、次にランプがOFFになる。もしそうでなければ、ステップ2748は過剰力がブレードに加えられているかどうかを検出する。もしそうであれば、ステップ2750は、次に赤色LED2512と白色LEDランプ2532を点滅する。制御は次にタイマ動

10

20

30

40

50

作中、ステップ 2742 へ戻る。

【0067】

その方法で記述した装置はマイクロコントローラ装置を使用して、実施することができることは、図 12 で認識されるだろう。この点で、図 7 の制御回路 2250 は図 7 で示し、そして上で記述した他の回路からの様々な入力を検出するように動作する適切にプログラムされるマイクロコントローラにより置換してもよい。マイクロコントローラを使用して、例えば電池充電制御装置のソフトウェア版を実施し、ここでは電池電圧と電池温度センサは A/D 変換器へ提供され、充電動作中、電池電圧と電池温度の直接測定を可能にするマイクロコントローラの一部を形成する。

【0068】

図 13A は、ほぼ円筒状で電池 2236 と、上記の電子回路を囲むハンドル 120 の外観を示す。ハンドル 120 のケース 121 は LED 表示器 2226 (2512、2336、2334) の各々と動作可能なように関連する表示窓 2804 を含む端部キャップ 2802 により近接端 402 で閉止する。側面図の図 13A と端部キャップ 2802 の端面図である図 13B とから見られるように、表示窓 2804 は隅の周りに伸び、これにより LED 表示器 2226 の多方向表示を提供するような形状である。

【0069】

表示窓 2804 の詳細は図 14A に見られ、ここでは窓はほぼ透明なプラスチック材料から鑄造され、そしてそれは端部キャップ 2804 の端部上に形成される 90 度の角度の周りに伸びる固いブロック部 2904 を内蔵し、そして LED 2512、2336 及び 2334 の設置用ソケット 2902 を含む。ソケット 2902 への LED の設置は図 14B に見られる。このように窓 2804 と赤色 LED 2512、橙色 LED 2336、及び緑色 LED 2334 の装置により形成される LED 表示器 2226 は、赤色、橙色及び緑色視覚表示の各々が窓 2804 を通して表示可能であるように、表示器 2226 の“信号灯”統一装置を提供する。従って喉頭鏡 110 として使用されている場合、窓はハンドル 120 の充電状態、又はブレード 130 に対する圧力の過剰供給のいずれかに関する明確な表示を使用者へ提供することができる。橙色 LED 2336 は黄色 LED によって置換してもよい。更に図には表示されないが、可聴警報を赤色 LED 2512 の代わりに、またはそれに加えて使用してよい。可聴警報の実施における 1 つの困難は音の放射を著しく減少させるケーシング密封であり、これにより、有益な音響レベルに対する電力消費を増加させる。更に、挿管揺動中、窓を内蔵するハンドル 120 の接近端は直ちに開業医の視線上にあり、従って赤色 LED 2512 は非常に見やすい。

【0070】

図 13A も端部キャップ 2804 から、その遠心端 404 で関連するハンドル 120 の動作部を図示する。注目すべきは、遠心端は、白色 LED 2532 から照射する光をブレード 130 内に形成される光学装置 135 上へ集束するように配置されるレンズ 2802 を内蔵する。白色 LED 2532 はハンドル 120 内、好ましくはレンズ 2802 を焦点に設置されることが図 14A から認識されるだろう。

【0071】

図 13A に図示し、透視で図 7 の同調回路 2202 のコイル 2206 を、又示す。このコイル 2206 は充電器モジュール 150 内のコイル 2016 / 2018 の両方と、ブレード 130 再使用防止結合装置 133 から形成されるコイル 136 と相互作用するように構成される。ハンドル 120 は、レバースイッチなどのような使用者の物理的に操作可能な、又は動作可能な開口部を内蔵しない密封装置である。ブレード 130 は使い捨てで、ハンドル 120 から取り外し可能である観点で、ハンドル 120 の汚染は伝統的に喉頭鏡ハンドル程激しくないようである。殺菌は費用のかかる損傷する可能性のある高圧蒸気殺菌法の必要なく、洗浄により実施される。

(更なる実施)

【0072】

図 19 はハンドル 120 の別の電子的構成 3400 を示す。装置 3400 は、この特定実

10

20

30

40

50

施で、D S P I C 3 0 F 3 0 1 1 マイクロコントローラのような、デジタル信号処理装置により形成されるマイクロコントローラ 3 4 0 2 の周りに集中する。このようなデバイスは、P W M 制御モジュールと A / D 変換器と共に、非常に多くのプログラマブル入出力ポートを特徴とする。マイクロコントローラ 3 4 0 2 の使用は、記述するように回路の他の部分における簡略化の実施を可能にする。しかし、図 1 9 では、参照番号が別の装置に対応して先に記述されたそれらに対して使用される場合、同一要素が使用され、それに対して同一記述が適用されることが観察される。更に、図 1 9 でマイクロコントローラ 3 4 0 2 への全ての接続が示されているわけではない。明確化のため省略されるそれらの接続は発振器及びクロック入力を含み、その使用は不使用入出力ポートを始め、当業者にはよく理解されるだろう。

10

【 0 0 7 3 】

図 7 の先の装置に関し、図 1 9 の回路 3 4 0 0 は、ブレードセンサ回路 3 4 0 4、補助電源 3 4 0 6、及び電池スイッチ 3 4 0 8 の各々へ結合される感知コイル 2 2 0 6 を含む。

【 0 0 7 4 】

最初に、図 1 7 を参照して、補助電源 3 4 0 6 が、抵抗器 3 2 1 2 を介してバイアスされ、そしてダーリントン構成トランジスタ 3 2 0 8 を介して、電流を平滑キャパシタへ通過させるチェナダイオード 3 2 1 2 により形成される簡単なレギュレータを供給するダイオード 3 2 0 2 と 3 2 0 6 の電圧逓倍構成へコイル 2 2 0 6 を結合するキャパシタ 3 2 0 2 を含む。これは電池母線 V B T Y を介して、電池 2 2 3 6 から電力を誘導する更なる（ショットキー）ダイオード 3 2 1 8 と並列に配置される（ショットキー）ダイオード 3 2 1 6 を始め、電池スイッチ 3 4 0 8 へ供給される電圧 V C C を提供する。図示の配置で、ショットキーダイオードは簡便な寸法及びパッケージのため、及び電池とレギュレータ間の電圧低下を減少させるため使用された。2 つのダイオード 3 2 1 6 と 3 2 1 8 の共通カソード接続は供給電圧を平滑キャパシタ 3 2 3 6 と、その出力電圧が抵抗器 3 2 2 2、3 2 2 6、キャパシタ 3 2 2 4、及び可変抵抗器 3 2 2 8 により形成される調節回路により調節可能な、低電流電圧レギュレータ 3 2 2 0 へ提供される。レギュレータ 3 2 2 0 は電圧出力 V C C を平滑キャパシタ 3 2 2 0 へ提供し、これは次にアナログ電源電圧 V A N を提供するため、抵抗器 3 2 3 2 とキャパシタ 3 2 3 4 から形成される抵抗器 キャパシタフィルタにより更に平滑される。アナログ電源電圧 V A N を使用して、マイクロコントローラ 3 4 0 2 内の A / D 変換器へ電力を供給する。

20

30

【 0 0 7 5 】

電池スイッチ 3 4 0 8 は図 1 6 で見られ、V D D、V C C、及びコイル 2 2 0 6 の各々から電源入力を誘導する。電池スイッチ 3 4 0 8 はマイクロコントローラ 3 4 0 2 のデジタル出力 R D 1 から切替え入力を受信する。出力 R D 1 はアクティブ・ローで、これを使用して、切替えトランジスタ 3 1 0 4 を O F F にし、次に一次切替えトランジスタ 3 1 1 2 を O N にし、コイル 2 2 0 6 からダイオード 3 1 1 0 を介して、電流を流すことを可能にし、これにより電池 2 2 3 6 を充電する。

【 0 0 7 6 】

図 1 9 へ戻って、電池電圧が充電動作中、絶えず監視されることを可能にし、そして電池が充分放電（約 4 V で）する前にハンドルを停止させるため、マイクロコントローラ 3 4 0 2 のアナログ入力 R B 2 を提供する抵抗分割器とフィルタを内蔵する電池電圧検出回路 3 4 1 2 が電池母線 V B T Y へ結合される。主リセット回路 3 4 1 0 がマイクロコントローラ 3 4 0 2 の V D D 線と M C L R 入力の間を結合する。

40

【 0 0 7 7 】

図 1 9 に見られるように、信号灯 L E D 2 5 1 2、2 3 3 6 及び 2 3 3 4 の各々は、ドライバトランジスタ 3 4 1 4 の列の対応する 1 つへのマイクロコントローラ 3 4 0 2 の夫々の出力 R E 0、R E 1 及び R E 2 が供給される。従って、出力 R E 0 ~ R E 2 の各々を有効にすることにより、対応する L E D が点灯する。この実施例で、赤色 L E D 2 5 1 2 は 2 つの役割りを有する。第 1 に、図 1 0 の装置におけるように、赤色 L E D は過剰力がブレードに加えられる場合に、点滅により点灯する。更にマイクロコントローラの実施例に

50

において、赤色LED 2512は、電池容量は更に20分の動作のような、有効期間中、全点灯(150mAドレイン)が維持できない場合、あるレベルへ低下する場合も点灯する。このような期間は多くの要因に基づき非常に変動し得る。そのようなことで、“信号灯”は、面倒な充電及び使用中、電池の状態を表示するように完全に動作する。白色LED 図15に見られるように、ランプドライバ3416で駆動され、マイクロコントローラ3402の2つの出力RD0とRE5により駆動される。特に、ランプドライバ3416の入力を供給する出力RD0は、その信号のマーク/スペース比率を変化させることにより、白色LED 2532の出力電力を直接変化させることができるパルス幅変調(PWM)信号である。従って、この機能は白色LEDから供給される広範囲の照明温度、特に喉頭鏡としての使用中は全出力照明モードで、及び上記例のようなトーチとしての使用中は半出力モードを可能にする。RP0からのPWM信号は、平滑キャパシタ3006と共に、抵抗器3002と3004から形成される抵抗分割器へ供給される。これは平滑された電圧値を演算増幅器3008の非反転入力へ供給するため、PWMを平滑化する。オペアンプ3008の出力は抵抗器3014と3016、及びキャパシタ3012から形成される抵抗器キャパシタ回路を介して、オペアンプ3008の安定化のため、トランジスタ3020と電流感知抵抗器3018へ結合される。演算増幅器3008の動作、及び抵抗器3014によりオペアンプ3008の反転入力へ提供される負のフィードバックの結果として、分割器3002/3004からの平滑電圧出力に比例する電流をランプ(白色LED) 2532を通して引き出す定電流源が形成される。

【0078】

演算増幅器3008は、ランプが使用されず、これにより電力の保存を助ける場合、演算増幅器の動作を停止するように使用される入力RE5も有する。

【0079】

図18に戻って、この装置のブレードセンサユニット3404は、先に記述した装置のそれより本質的に簡単であり、そして以下のように動作する。キャパシタ3302はコイル2206と並列に配置され、これにより抵抗器3304と直列に配置される同調回路を形成する。保護ダイオード3314は電流源から誘導される電流を抵抗器3304へ結合させる。電流源はVDD線からの抵抗器3308を介して供給されるトランジスタ3312と平滑キャパシタ3306により形成される。更なる抵抗器3310はトランジスタ3312に“OFF”バイアスをつけるため、アナログ電源電圧VANとトランジスタ3312のゲートの間を結合する。このように、マイクロコントローラ3402から出力される、アクティブ・ロー制御入力RE4は、トランジスタ3312をONに切替え、これにより電圧をダイオード3314へ供給し、これにより抵抗器3304を介して、コイル2206とキャパシタ3302により形成される同調回路へ電圧を供給するため、ブレード感知ユニット3404により使用される。そのようなことで、抵抗器3304の値は同調回路2206/3302を通過する電流の大きさを確立する。

【0080】

最初に、ダイオード3314、抵抗器3304を通過して、コイル2206とキャパシタ3302により形成される同調回路へ電流を流すことを可能にするトランジスタ3312をONにする入力RE4がONになる(アクティブ・ローになる)。キャパシタ3302は最初に放電するので、キャパシタ3302の電圧が定常DC電圧に安定するような時間迄、キャパシタ3302の電圧は上昇し、そして少しの変動要素さえ含む。この上昇は、変動なく時刻0~t1の間、図31で抵抗器3304の電圧プロットで見られる。t1~t2間の定常状態期間の後、入力RE4はトランジスタ3312をOFFに切替える時刻t2(論理的“高”値)でOFFになる。電圧は、キャパシタ3302が次にコイル2206へ放電を開始するにつれて急速に低下する。これが、時刻t1~t3の間、図31に図示するように同調回路を大きさが減少しながら変動させ、そして発振させる。変動し減少する大きさの信号は抵抗器3316を介して電圧フォロワ増幅器3322により感知され、マイクロコントローラ3402のアナログ入力RB0へ提供される。マイクロコントローラ3402は、次にその大きさを決定するため、減衰する発振信号を検査する。変動す

10

20

30

40

50

る大きさは、例えばブレード 130 又はブレード 160、170 又は 180 内のコイル 136 へ電磁的に結合される場合、同調回路 2206 / 3302 上加えられる負荷の大きさに応じて変動するだろう（より迅速に減衰する）。電圧フォロワ 3322 は、使用しない場合、そのデバイスを停止するために使用される更なる入力 RE4 を含む。

【0081】

図 20 ~ 28 は、図 19 の回路を使用してハンドル 120 を動作するため、マイクロコントローラ 3402 で実行される制御プログラムを表示する様々な状態図及びフローチャートを示す。一般に、制御プログラムは 100 msec 毎に 1 回走り、これにより使用しない場合、電池電力を保存するように構成される。プログラム全体は一般に実施される特定タスクにより、約 2 ~ 3 msec の間走る。

10

【0082】

図 20 は“開始”位置へ進む状態 1 におけるマイクロコントローラ 3402 のリセットを表示する状態プログラムを示す。もし充電電圧が検出されると、図 21 で見られるように状態 2 へ入る。充電電圧が除去される場合、図 21 にも見られるように、状態 3 から開始位置へも戻る。もし、充電電圧が存在しなければ、白色ランプ 2532 は OFF、“ランプ OFF”と見なされる。その後の揺動感知により“トーチタイマ”が動作する。これが指定期間トーチモードでランプを ON にする。もしブレードが感知されると、ランプは全出力モードで ON、“ランプ ON”になる。更に、過剰力が検出されると、ランプは点滅し“点滅 ON”となる。ブレードが感知され、ランプが点灯した後、喉頭鏡 110 の転倒により、ブレードタイマが終了し、これによりランプを消灯する。これは、例えば喉頭鏡が患者の気道へ挿入されたままであるが、照明を必要としない場合、長い動作中の場合である。図 20 で、ブレードタイマとトーチタイマに対する時間値は、好ましくは夫々 4 及び 5 分である。点滅速度は 100 msec である。これらの期間の各々はプログラムでき、最も望ましくは図 25 に関して論じるように、主ループ時間の整数倍である。

20

【0083】

図 21 は充電電圧が存在する場合、電池充電が開始し、その時刻に電池電圧が温度と共にチェックされる場合の電池充電ルーチンを示す。充電電圧が存在した場合は何時でも、回路は停止し、図 20 の状態 3 へ戻る。一旦電池温度と電圧が範囲内に入ると、初期充電が開始する。電池充電は、次に電池電圧と温度の監視が継続する 2 つの段階を経由して進行する。電池電圧の低下が開始し、温度が上昇し始める時、電池は充電完了と見なされ、充電器は細流充電モードへ入る。

30

【0084】

図 22 はマイクロコントローラ 3402 で使用されるようなあらゆる状態に対する一般的なフローチャートを示す。この形体のサブルーチンをあらゆる型の物理的状态、及びその状態に必要な試験方法へ適用することができる。例えば点滅速度を図 22 のコードの動作速度により設置するように、100 msec 毎に、これに入る。

【0085】

図 23 はブレード感知に対する手順 3800 のフローチャートを示す。ステップ 3802 において、制御ポートを初期化し、そしてステップ 3806 でマイクロコントローラ 3402 内の A/D 変換器を初期化する。データ列も次にステップ 3810 において初期化し、そしてステップ 3810 において、マイクロコントローラ 3402 内の A/D 変換器はポート RB0（図 18 と 19）でゼロレベルを測定する。これは参照目的のために実施される。この段階で、コイル 2206 の電流は、次に上記のように、ポート RE4 を介して、トランジスタ 3312 を ON にすることにより流れる。一旦回路を通る電流が安定すると、ステップ 3814 で最大パルスレベルを表示する RB0 の値を測定する。ステップ 3816 で、DE4 を OFF にすることにより電流が OFF になり、次に同調回路を振動させ、その電圧出力は次にステップ 3818 で PB0 を介して測定される。一旦波形が安定すると、A/D 制御はステップ 3820 で終了し、手順 3800 はステップ 3822 で終了する。

40

【0086】

50

図 2 4 は、ステップ 3 8 1 8 で実施されるようなブレード感知ユニット 3 4 0 4 からの P B 0 上の波形出力を測定するため、マイクロコントローラ 3 4 0 2 内で実施される手順 3 9 0 0 を示す。手順 3 9 0 0 は開始ステップ 3 9 0 2 と第 1 ループリターン 3 9 0 4 を有する。最初に、A / D 変換器がステップ 3 9 0 6 で O N になり、それが次にステップ 3 9 0 8 でサンプリングを開始する。典型的サンプル点を図 3 0 に示し、サンプリングは 2 0 0 K サンプル / 秒より速い速度で、好ましくは 3 0 0 K サンプル / 秒で起こる。A / D 割り込みの試験がステップ 3 9 1 2 で行われ、そしてそのような割り込みがなければ、制御はステップ 3 9 0 8 と 3 9 1 2 間のループノード 3 9 1 0 へ戻り、サンプリングが継続する。割り込みが発生し、ステップ 3 9 1 2 で検出される場合、割り込みは、次にステップ 3 9 1 4 で消去され、第 1 バッファのステータスはステップ 3 9 1 6 でテストされる。もし第 1 バッファが有効メモリを有するならば、サンプルはステップ 3 9 1 8 で様々な A D C バッファ 0 ~ 7 へ設置される。そのバッファの第 1 シリーズが満杯である場合、ステップ 3 9 1 6 はステップ 3 9 2 0 でメモリを A D C 8 ~ 1 5 へ振り向け、次に使用する。一旦 1 6 サンプルが測定から得られると、制御はノード 3 9 2 2 を介してステップ 3 9 2 4 へ戻り、ここで A D C バッファからのデータはデータ列へコピーされる。ステップ 3 9 2 6 は測定が終了したかどうかをテストする。もしそうでなければ、ノード 3 9 0 4 へ戻る。ステップ 3 9 2 6 で終了していれば、A D C はステップ 3 9 2 8 で O F F になり、測定手順 3 9 0 0 はステップ 3 9 3 0 で終了する。

10

【 0 0 8 7 】

ゼロの測定値 (ステップ 3 8 1 0)、定常状態パルスレベル (ステップ 3 8 1 4)、及び測定振動値 (ステップ 3 8 2 0 / 3 9 0 0) を使用して、列のデータは次に振動波形の大きさを決定するため、例えば内挿により分析される。特定の試みは、サンプルの絶対値を集計し、平均を決定する波形の全波型流を含む。マイクロコントローラ 3 4 0 2 は図 1 9 の前の装置の“ブレード” 1 3 0 と“力”信号の等価を決定するため、接続のない閾値力と接続するため、その測定電力を予め記録された値と比較できる。

20

【 0 0 8 8 】

図 2 5 は回路 3 4 0 0 の主動作ループ用フローチャートを示す。最初にスリープモード用タイマ時計が動作し、時計の動きの時間が感知される迄、ループを走る。この段階で主ループに埋め込まれた状態機械が図 2 0 の全状態の機械の様々な段階の各々を実行する。全ての状態が処理されると、次にタイミングモードが開始される。主ループは、これにより主ループサイクルのカウンタにより実行される、様々なタイマに便利な期間となる 1 0 0 m s e c 毎に繰り返される。図 2 5 に完全を期して U A R T のみを示し、これは通常の動作では使用されない。

30

【 0 0 8 9 】

図 2 6 は、トーチとブレードタイミング遅れの状態フローチャートを示す。最初に、状態に入ったかどうかのテストを決定し、もしそうであれば、タイマをリセットする。タイマは次にカウントを自動的に開始する。もしタイマが時間切れならば、次の状態が次に処理される。もしタイマがまだ時間切れでなければ、制御フローは次の状態へ戻る。

【 0 0 9 0 】

図 1 9、2 7 及び 2 8 で見られるように、揺動及び転倒スイッチ 2 6 0 2 と 2 6 0 4 は、各々夫々入力 R B 4 と R B 5 へ直接入力する。図 2 7 と 2 8 は、先に記述した装置のデバウンス機能を効果的に達成するため、それらの入力の各々を処理するために使用される。図 2 7 に見られるように、スイッチを初期化し、タイマをリセットする状態に入る。これは次にスイッチの動作テストを行う。もし、スイッチが時間切れであれば、スイッチは次に一定時間遅れの後、待機する。もしスイッチが動作すれば、次の状態が次に動作する。もしスイッチの動作が待機期間中に発生しないならば、ルーチンは次の状態へ戻る。

40

【 0 0 9 1 】

図 2 8 は、割り込みベクトルを受信する場合、割り込みはクリアされ次に O F F にする揺動スイッチ用割り込みサービ斯拉ーチンを示す。夫々のスイッチフラグは次に設定され、割り込みから戻る。従って図 2 7 と 2 8 の装置で、図 1 9 の装置におけるスイッチ 2 6 0

50

2と2604の各々が、適切なフラグ動作時に設定され、効果的にデバウンスする。

【0092】

図19の装置は、要素数と回路の複雑さでの削減を始め、プログラミングのより高いレベルを介しての全体制御の点で、図7～12で先に述べたそれらの代案を提供する。機能性もブレードセンサの簡略化、電池管理と白色ランプ出力の全プログラム制御に対するソフトウェアルーチンを実行する能力により改良されている。

【0093】

上記は本発明の多くの実施例のみ記述したので、修正はこの発明の範囲からはなれることなく、それに対して実施される。

【0094】

例えば、記述した実施例は喉頭鏡に関する一方、同一原理は他のデバイスへ適用でき、医療デバイスだけではない。例えばブレード130は体内の検査又は装置の検査で役立つ内視鏡で置換できる。記述した装置は、医療分野のような、ハンドルへ結合される装置の使用が望まれる場合、著しい有効性を有する。別の用途は、癌などの治療のため、電磁放射を患者の体内へ運ぶための医療波誘導の使用においてである。

【図面の簡単な説明】

【0095】

【図1】この開示による喉頭鏡システムの概略斜視図である。

【図2】如何に喉頭鏡ハンドルが電池充電モジュール上に取り付けられるかを示す概略図である。

【図3】喉頭鏡ブレードとハンドルが使用のため接続される、図1に示す喉頭鏡の概略図である。

【図4】図1～3の喉頭鏡の展開断面図である。

【図5】充電モジュール回路の概略ブロック図表示を示す。

【図6】充電モジュール回路のより詳細な概略表示を示す。

【図7】喉頭鏡ハンドルへ組み込まれた回路の概略ブロック図表示を示す。

【図8】図7の回路の充電部のより詳細な概略表示を示す。

【図9】図7のブレードの感知と保護回路の詳細概略図を示す。

【図10】図7のランプドライバのより詳細な概略を示す。

【図11】図7の制御回路の残りを示す。

【図12】充電中と喉頭鏡操作中のハンドル操作を制御するため、制御回路の動作方法のフローチャートを示す。

【図13A】喉頭鏡ハンドルの側面図を示す。

【図13B】ハンドルの端部キャップの端面図を示す。

【図14A】喉頭鏡ハンドルの表示窓の図を示す。

【図14B】表示LEDの信号灯配置を示す。

【図15】図19の配置で使用される白色ランプドライバの概略回路図である。

【図16】図19の装置で使用される電池スイッチの概略回路図である。

【図17】図19の装置で使用される補助電源の概略回路図である。

【図18】図19の装置で使用されるブレードセンサの概略回路図である。

【図19】記述された喉頭鏡に有益な代替りの回路の概略ブロック図表示である。

【図20】図19の装置の一般的動作に対する状態変数図である。

【図21】図19の装置の電池充電動作の状態変数図である。

【図22】図19の装置の開発において有用なフローチャートである。

【図23】ブレード感知圧力測定の第1段階のフローチャートである。

【図24】図23の第1段階に対応する測定のフローチャートである。

【図25】図19の装置に対する主動作ループのフローチャートである。

【図26】図19の装置における様々な工程の動作のフローチャートを示す。

【図27】図19の装置における様々な工程の動作のフローチャートを示す。

【図28】図19の装置における様々な工程の動作のフローチャートを示す。

10

20

30

40

50

【図 2 9 A】代わりの喉頭鏡ブレード配置を示す。

【図 2 9 B】代わりの喉頭鏡ブレード配置を示す。

【図 2 9 C】代わりの喉頭鏡ブレード配置を示す。

【図 3 0】更なる喉頭鏡ブレードを示す。

【図 3 1】図 1 8 の回路を使用して開発され、そして図 2 3 のフローチャートにより検出された電圧波型のプロットである。

【図 3 2 A】また更なる喉頭鏡ブレードを示す。

【図 3 2 B】また更なる喉頭鏡ブレードを示す。

【符号の説明】

【 0 0 9 6 】

100：喉頭鏡システム

110：喉頭鏡

120：ハンドル

121：ケーシング

122：円筒状本体部

123：結合部

124：P C B

125：電子回路

126：接続線

127：表示器

130、160、170、180：ブレード

131：円筒部

132：延長部

133：結合部

134：光パイプ

135：光学装置

136、136 a、136 b：コイル

150：充電器モジュール

152、154：コンセント

161、182、184：スイッチ

162、163：リード

164：抵抗器

165：層

166：絶縁メッシュ

167：金属層

168：抵抗器

172：ポスト

200：回路

400：長手方向軸

402：遠心端

404：近接端

406：円筒部近接端

10

20

30

40

【 図 1 】

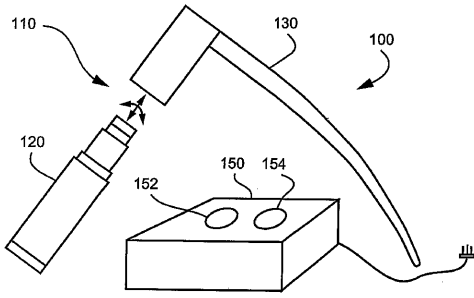


Fig. 1

【 図 2 】

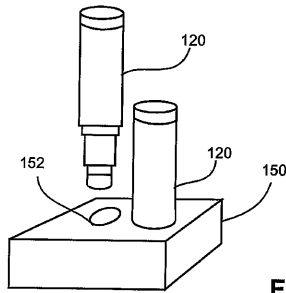


Fig. 2

【 図 4 】

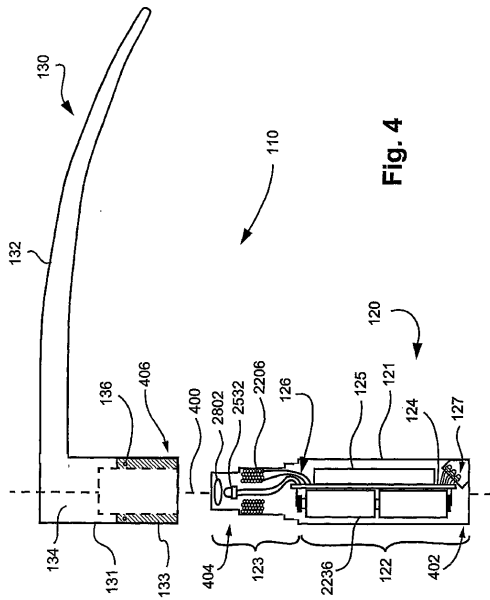


Fig. 4

【 図 3 】

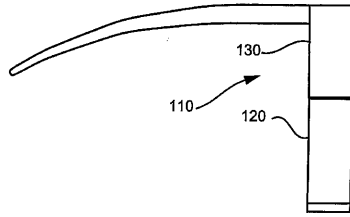
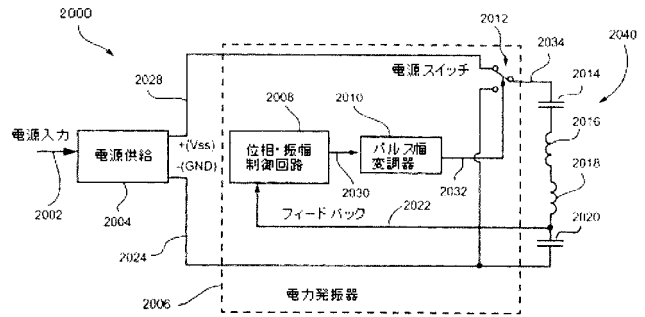
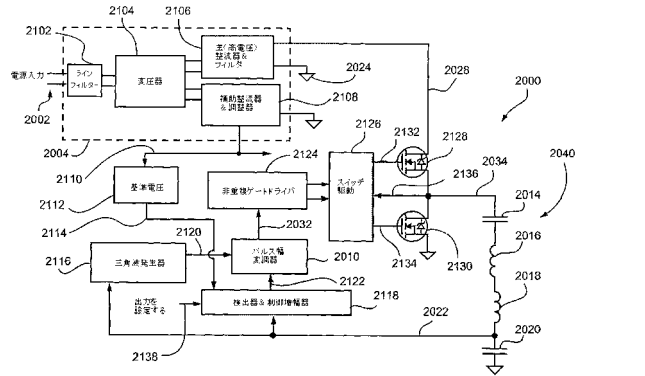


Fig. 3

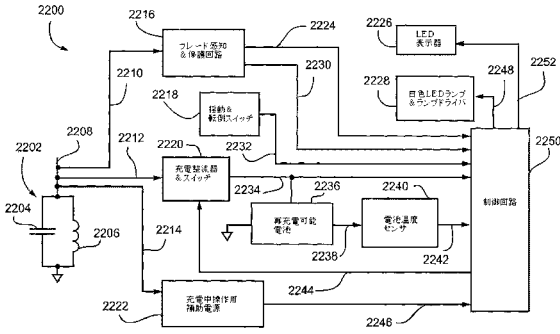
【 図 5 】



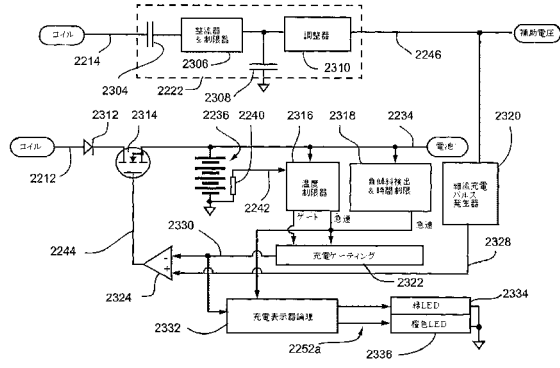
【 図 6 】



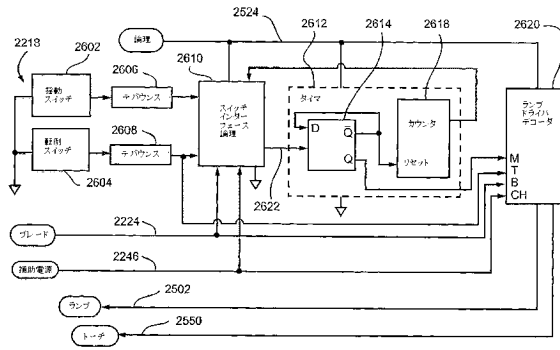
【図7】



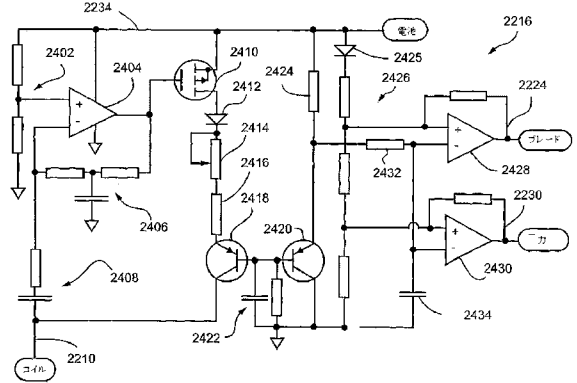
【図8】



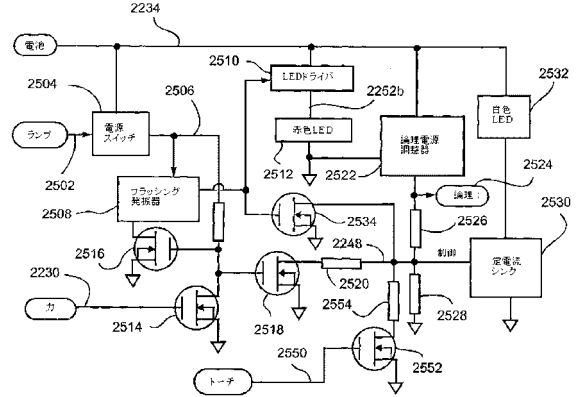
【図11】



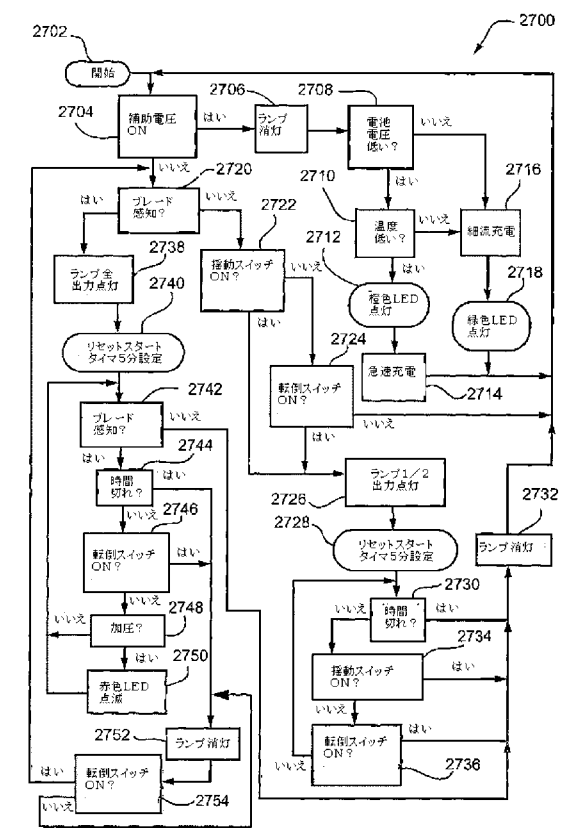
【図9】



【図10】



【図12】



【図13A】

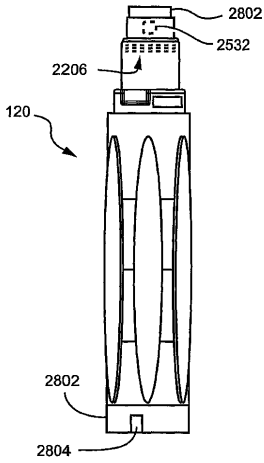


Fig. 13A

【図13B】

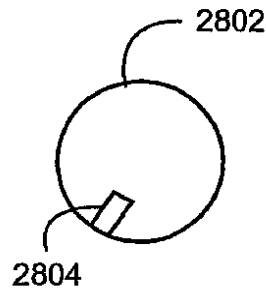


Fig. 13B

【図14A】

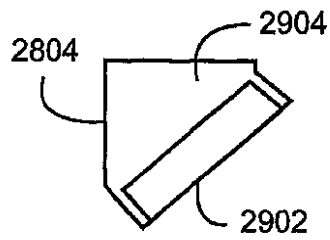


Fig. 14A

【図14B】

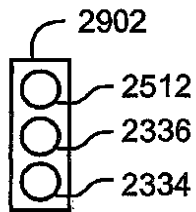
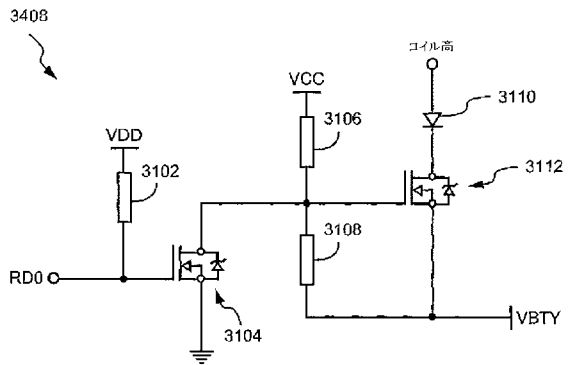
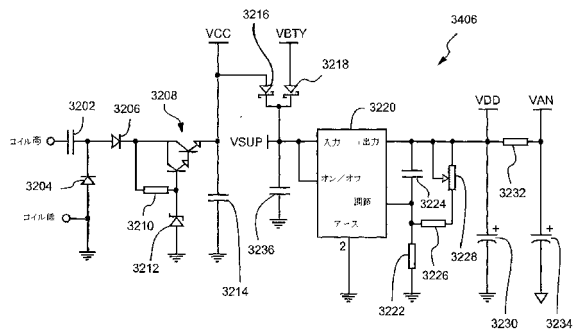


Fig. 14B

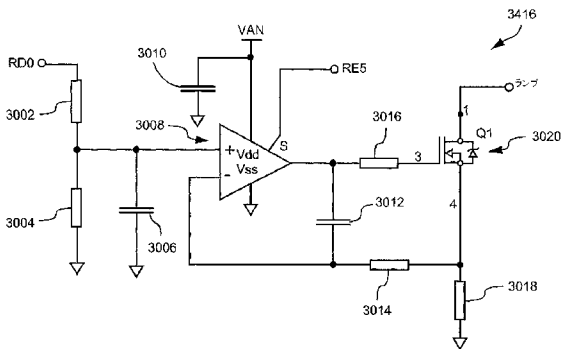
【図16】



【図17】



【図15】



【 図 18 】

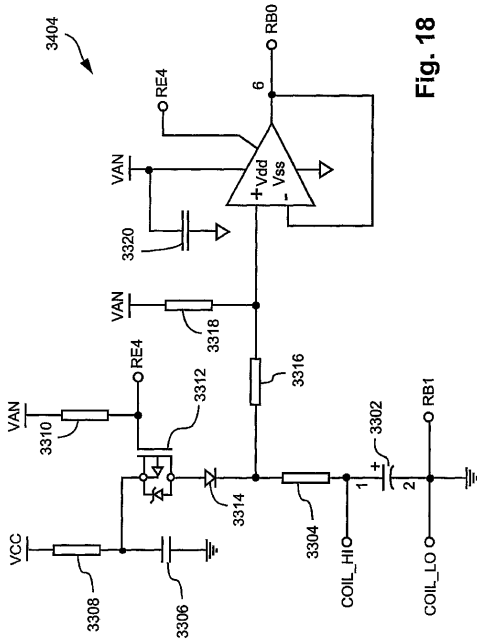
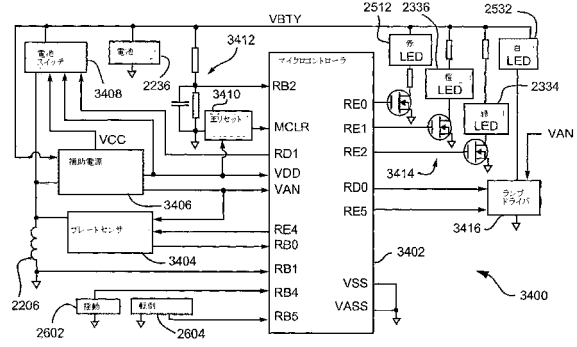
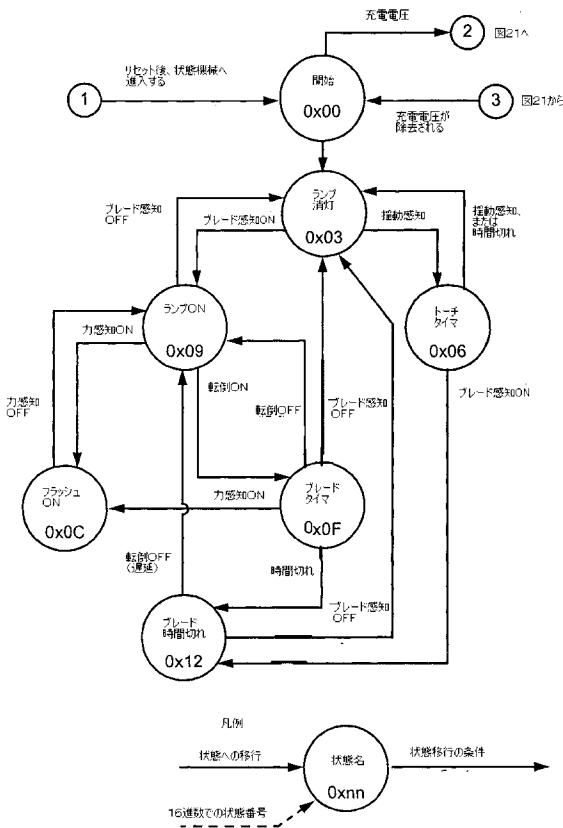


Fig. 18

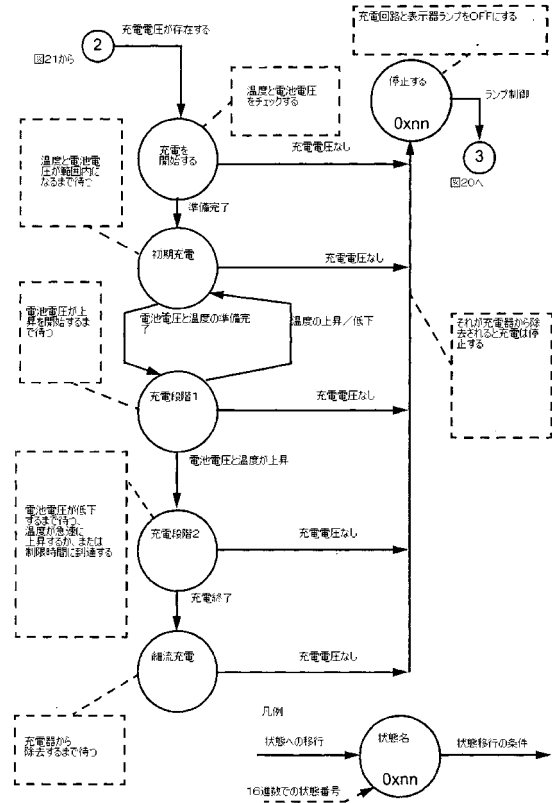
【 図 19 】



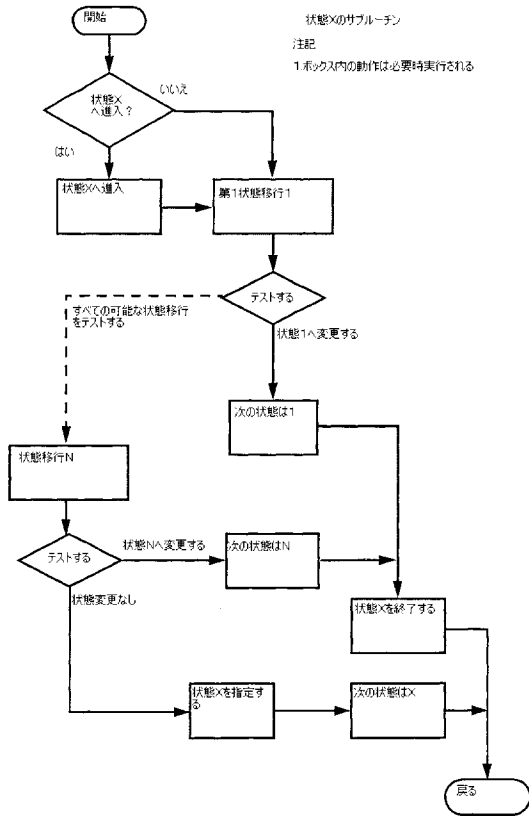
【 図 20 】



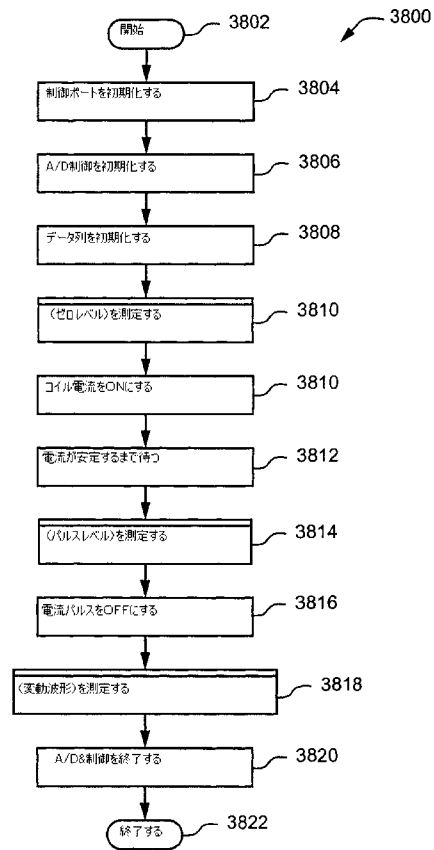
【 図 21 】



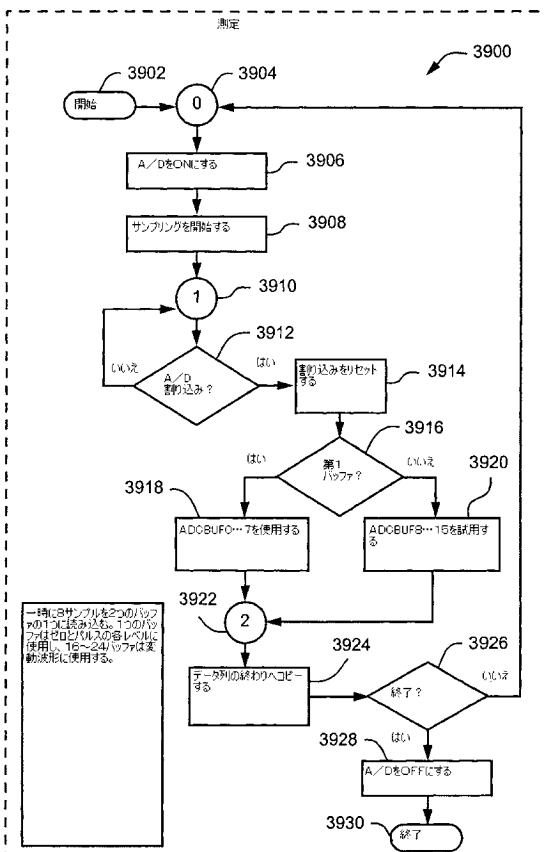
【 図 2 2 】



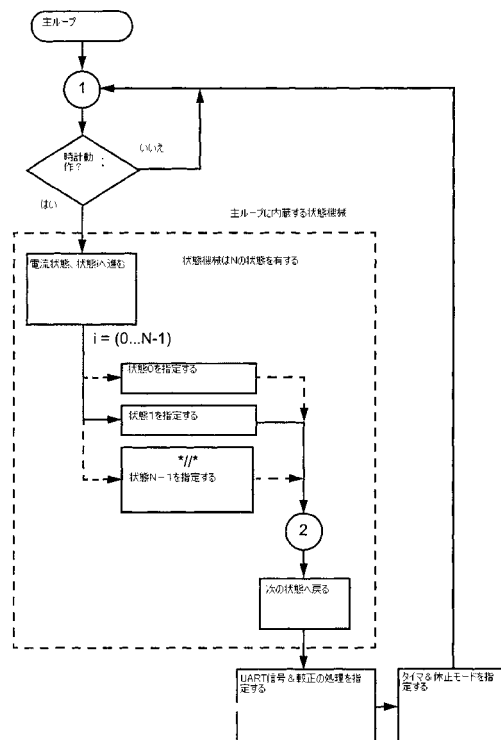
【 図 2 3 】



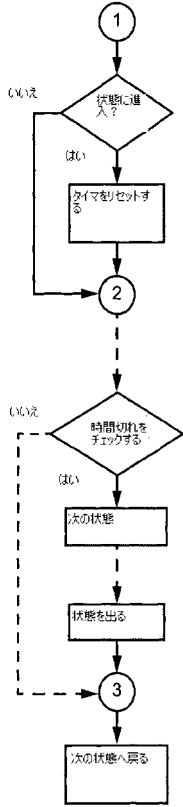
【 図 2 4 】



【 図 2 5 】

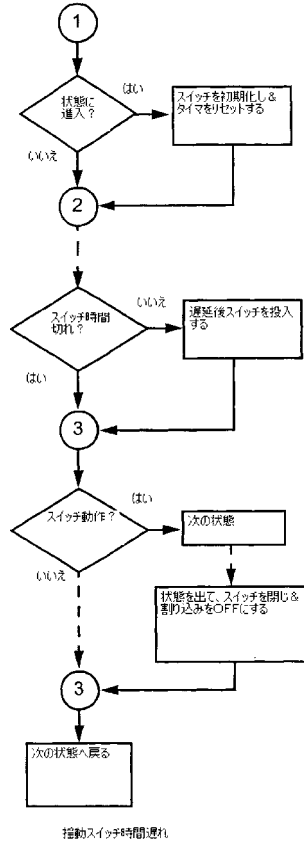


【 図 2 6 】



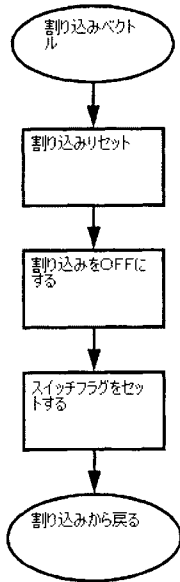
トーチとブレードの時間遅れ

【 図 2 7 】



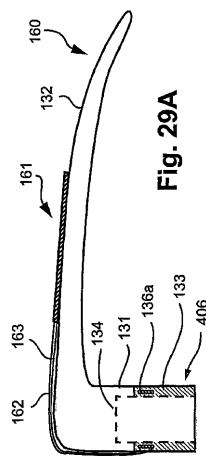
揺動スイッチ時間遅れ

【 図 2 8 】



揺動スイッチ割り込みサービスルーチン

【 図 2 9 A 】



【 図 2 9 B 】

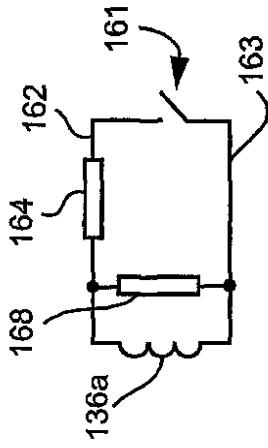


Fig. 29B

【 図 2 9 C 】

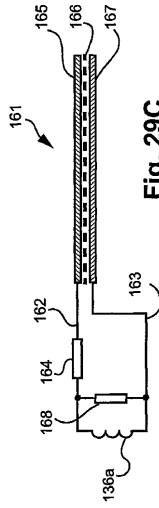


Fig. 29C

【 図 3 0 】

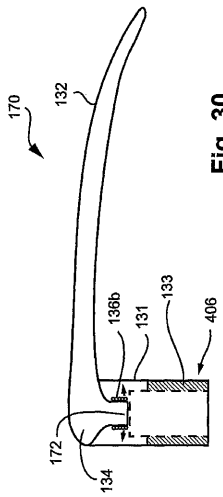


Fig. 30

【 図 3 1 】

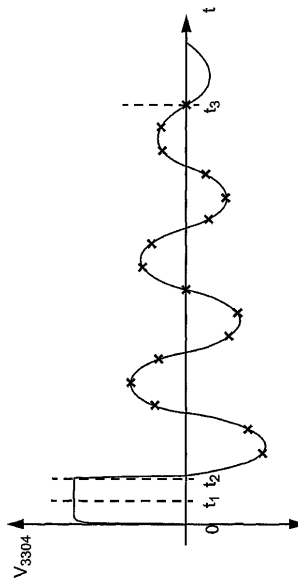


Fig. 31

【 図 3 2 A 】

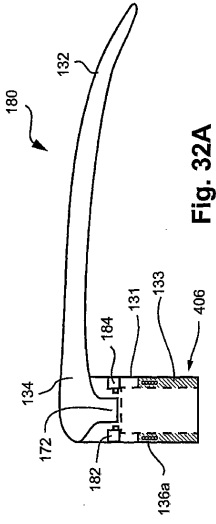


Fig. 32A

【 図 3 2 B 】

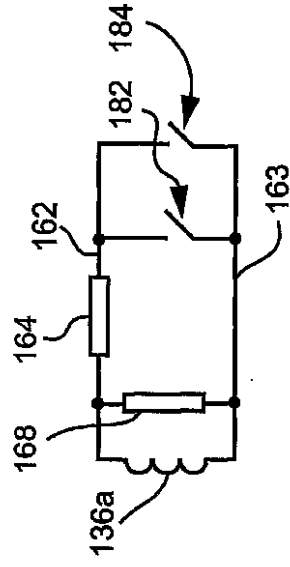


Fig. 32B

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/AU2006/001935
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int. Cl. A61B 1/267 (2006.01) H01R 4/00 (2006.01) 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) 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 practicable, search terms used) DWPI: IPC H01R 4/-, A61B 1/-, and keywords (coil, loop, winding, inductive, coupling, connect, match, releasable, removable, magnetic, laryngoscope) and similar terms.		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 1 433 413 A2 (TECHMIN ET AL) 30 June 2004 See [para0049-55]; [para0077]; columns 12-15.	1-11, 13, 15-18 and 27-30
X	WO 2003/042499 A1 (ABB RESEARCH LTD.) 22 May 2003 See Abstract (page 3, line 24 - page 4, line 31; page 6, lines 5-28); Figures 1-3.	1-4
X	US 4605268 A (MEADOR) 12 August 1986 See Abstract; Figures 1-4; (column 1, lines 57- column 2, line 28).	1-4
X	WO 2000/010456 A1 (SUPER DIMENSION LTD.) 02 March 2000 See Abstract; pages 14-18, pages 33-34.	1, 3-4
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C <input checked="" type="checkbox"/> 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 "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 "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "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 "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) "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 "Q" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "&" document member of the same patent family "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 15 February 2007		Date of mailing of the international search report - 1 MAR 2007
Name and mailing address of the ISA/AU AUSTRALIAN PATENT OFFICE PO BOX 200, WODEN ACT 2606, AUSTRALIA E-mail address: pct@ipausttralia.gov.au Facsimile No. (02) 6285 3929		Authorized Officer A. ALI TELEPHONE NO. (02) 6283 2607

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No. PCT/AU2006/001935
--

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2003/0200814 A1 (OH ET AL.) 30 October 2003 See Figure 7, [para0038] and [para0072-80]	1, 3-4, 9-10
X	DE 10065705 A1 (KALTENBACH & VOIGT GMBH & CO.) 24 January 2002 Abstract, Figures 1-6.	1-2
X	DE 10066004 A1 (KALTENBACH & VOIGT GMBH & CO.) 20 December 2001 Abstract, Figures 1-3.	1-2
X	EP 1197186 A1 (KALTENBACH & VOIGT GMBH & CO.) 17 April 2002 Abstract, Figures 1-5.	1-2
A	WO 2002/071930 A1 (WESTERN SYDNEY AREA HEALTH SERVICES) 19 September 2002 See entire document.	27-30
A	US 6676598 B2 (RUDISCHHAUSER ET AL.) 13 January 2004 See entire document; Figures 1-9.	27-30

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/AU2006/001935

This Annex lists the known "A" publication level patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned international search report. The Australian Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information.

Patent Document Cited in Search Report		Patent Family Member					
EP	1433413	AU	2003255212	EP	1377201	NZ	528895
		US	2004122292	US	2005187434	WO	02071930
WO	03042499	BR	0214071	EP	1451445	NO	20015521
		US	7083452	US	2005070143		
US	4605268						
WO	0010456	AU	46447/99	EP	1100373	JP	2005128035
		JP	2005161076	JP	2005161077	JP	2005185845
		US	6593884	US	6833814	US	6947788
		US	2001047133	US	2002005719	US	2002042571
		US	2003160721	US	2003216639		
US	2005200814						
DE	10065705	DE	20020124	DE	20011220		
DE	10066004	DE	20020124	DE	20011220		
EP	1197186	DE	20020321	DE	20020417	JP	20020508
WO	02071930	AU	2003255212	EP	1377201	EP	1433413
		NZ	528895	US	2004122292	US	2005187434
US	6676598	DE	19955180	EP	1179988	US	2002087050
		WO	0071018				
Due to data integration issues this family listing may not include 10 digit Australian applications filed since May 2001.							
END OF ANNEX							

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, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, 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, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, 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, LV, LY, MA, MD, 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, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ニールセン, パー, ゴーム, ゲンター
オーストラリア国 ニューサウスウェールズ 2151, ノースロックス, ロイヤルティ ロード
18

(72)発明者 ニールセン, マイケル, ゲンター
オーストラリア国 ニューサウスウェールズ 2151, ノースロックス, ロイヤルティ ロード
18

(72)発明者 リ ストレンジ, ロス
オーストラリア国 ニューサウスウェールズ 2151, ノースロックス, ロイヤルティ ロード
18

Fターム(参考) 4C061 AA13 DD00 FF11 FF41 HH51 JJ06 JJ17 NN01 QQ02 QQ09
RR03 RR24

专利名称(译)	感应线圈检测		
公开(公告)号	JP2009519786A	公开(公告)日	2009-05-21
申请号	JP2008546028	申请日	2006-12-19
[标]申请(专利权)人(译)	闽科技私人有限公司 悉尼西区健康服务		
申请(专利权)人(译)	Tekkumin私人有限公司 悉尼西区健康服务		
[标]发明人	ニールセンパーゴームグンター ニールセンマイケルグンター リストレンジロス		
发明人	ニールセン,パー,ゴーム,グンター ニールセン,マイケル,グンター リストレンジ,ロス		
IPC分类号	A61B1/267 A61B1/273 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/267 A61B1/00006 A61B1/00034 A61B1/00055 H01F38/14		
FI分类号	A61B1/26 A61B1/06.A		
F-TERM分类号	4C061/AA13 4C061/DD00 4C061/FF11 4C061/FF41 4C061/HH51 4C061/JJ06 4C061/JJ17 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ09 4C061/RR03 4C061/RR24		
优先权	2005907148 2005-12-19 AU		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种装置 (110)，包括适于可释放地可操作地连接到第二装置 (130) 的第一装置 (120)。第二装置包括与第二装置的耦合装置 (133) 相关联的检测线圈 (136)。第一装置包括布置在第一装置的耦合区域 (123) 处的感测线圈 (2206)，耦合区域可操作地与第二装置的耦合布置相关联。该装置还具有连接到感测线圈的电路 (125)，并且被配置为通过检测线圈与施加在感测线圈上的电信号的相互作用来至少检测第一装置与第二装置的耦合。

