

(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2014-534870

(P2014-534870A)

(43) 公表日 平成26年12月25日(2014.12.25)

(51) Int.Cl.
A61B 18/04 (2006.01)F I
A 6 1 B 17/38 3 1 0テーマコード (参考)
4 C 1 6 0

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2014-539399 (P2014-539399)
 (86) (22) 出願日 平成24年10月31日 (2012.10.31)
 (85) 翻訳文提出日 平成26年7月1日 (2014.7.1)
 (86) 国際出願番号 PCT/GB2012/052707
 (87) 国際公開番号 W02013/068724
 (87) 国際公開日 平成25年5月16日 (2013.5.16)
 (31) 優先権主張番号 1119134.3
 (32) 優先日 平成23年11月7日 (2011.11.7)
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)

(71) 出願人 514113544
 アサラス メディカル インストゥルメン
 ツ リミテッド
 イギリス国 カーディフ シーエフ14
 4 ユージェー, ヒースパーク, カーディフ
 メディセクター, スイート 18
 (74) 代理人 100087398
 弁理士 水野 勝文
 (74) 代理人 100067541
 弁理士 岸田 正行
 (74) 代理人 100103506
 弁理士 高野 弘晋

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 腹腔鏡器具に関連する改善

(57) 【要約】

身体の手術又は美容整形処置が実施されようとしている局所的な雰囲気電離するためのDC駆動電離装置を提供する。本電離装置は、短絡又は高電荷レベル状態等の危険状態が存在する場合を検出するための検出器手段と、スイッチ手段を作動させてDC電源をオフにし、その後、危険状態が矯正されるまでDC電源を周期的に再接続及び切断するための回路コントローラと、その後、次の危険状態の発生まで又は処置が完了するまで回路への連続的なDC供給をリセットするためのリセット手段と、を含む安全回路を有する。

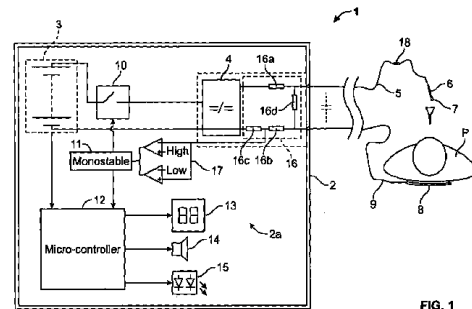


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

身体の手術又は美容整形処置が実施されようとしている局所的な雰囲気電離するための DC 駆動電離装置 (1) であって、

危険状態が存在する場合を検出するための検出手段 (16c、17) と、

スイッチ手段 (10) を作動させて DC 電源 (DC supply) (3) をオフにし、その後、前記危険状態が矯正されるまで前記 DC 電源を周期的に再接続及び切断するための回路コントローラ (12) と、

その後、危険状態の次の発生又は前記処置が完了するまで前記回路への連続的な DC 供給をリセットするリセット手段 (11) と、

を含む安全回路 (2a) を有する前記電離装置。

10

【請求項 2】

前記安全回路 (2a) は前記 DC 電源に結合された高電圧抵抗器の回路網 (16) を含む請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

2 つ以上の直列配線抵抗器 (series-wired resistor) (16a、16b) が電流出力を制限するために設けられる請求項 1 又は請求項 2 に記載の装置。

【請求項 4】

電流レベルを検出できるようにするために、1 つ以上の電流検出抵抗器 (16c) が設けられる請求項 1 から 3 のいずれか一つに記載の装置。

20

【請求項 5】

シグネチャーレベル負荷 (signature level load) を消費するために、1 つ以上の分路抵抗器 (16d) が設けられ、従って、安全監視制御 (safety monitoring controls) の完全性を保証する請求項 1 から 4 のいずれか一つに記載の装置。

【請求項 6】

1 つ以上の直列配線抵抗器 (18) が前記電離装置の出力電極 (7) に又は前記電離装置の前記出力電極 (7) の付近に設けられる請求項 1 から 5 のいずれか一つに記載の装置。

【請求項 7】

前記出力電極 (7) にある又は前記出力電極 (7) に隣接する前記直列配線抵抗器 (18) が前記抵抗回路網 (16) の前記配線抵抗器 (16a、16b) のインピーダンスより 2 オーダ以上小さい請求項 6 に記載の装置。

30

【請求項 8】

前記出力電極が患者の組織に近い時及びワンド (wand) のユーザによって知覚される時に望ましくない放電を回避するように、移動可能な前記ワンド (6) 及び前記出力電極 (7) の近くに配置された抵抗器 (18) を使用して出力電圧を周期的に中断することによって、過度に低い出力電極インピーダンスに応答するための手段が設けられる請求項 1 から 7 のいずれか一つに記載の装置。

【請求項 9】

前記電離装置 (1) の起動を粒子生成手術器具の起動とリンクするための手段 (12) が設けられる請求項 1 から 8 のいずれか一つに記載の装置。

40

【請求項 10】

図 1 又は図 3 又は図 6 を参照して実質的にここに前述された装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、WO 2011/010148 において述べられたタイプの電離器具等の腹腔鏡器具に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

腹腔鏡又は「キーホール」外科手術は、身体に挿入される器具を用いて外科医による患者に対する手術処置の実施を伴うが、これらの器具は、患者の外部に配置された手／ロボット（hand/robotic）の制御機器を用いて操作される。通常、外科医は、手術部位又はその付近に挿入される内視鏡を用いることによって、何が起きているかを理解する。手術部位にアクセスするために、また、器具用の空間を設けるために、通常、CO₂等の不活性ガスを適切に用いて膨張させて患者の身体内に空洞を開く。

【 0 0 0 3 】

多くの腹腔鏡処置は、剥離、加熱、凍結等によって組織を切断し焼灼できるレーザ及び電熱療法装置等の熱切断器具の使用を伴う。或る状況では、外科医の視界は、煙、蒸気又は他の浮遊粒子によって覆い隠されてしまうことがあり、従って、手術箇所から煙、蒸気又は浮遊粒子を抽出するための手段を提供しなければならないことが多い。煙、蒸気及び浮遊粒子の抽出は、多くの方法で、例えば、空洞に過度の圧力を掛けることによって、また、フィルタを装着したガス抜き管を設けることによって、実現することができる。

10

【 0 0 0 4 】

本発明は、特に、WO 2 0 1 1 / 0 1 0 1 4 8 に述べた方法での電離を介した煙／蒸気除去に関し、その開示内容は、参照により本明細書に組み込まれるが、これは、絶縁ロッド又は「ワンド（wand）」の端部に配置された電離電極の手術部位への挿入を伴うものであり、この電極は、空気中の煙／蒸気粒子／液体粒子が電離され患者の身体に引きつけられるように、患者の身体を基準にした電位に維持される。このように、煙／蒸気は、周囲の雰囲気から移動されて表面に移され、そこで、その後、洗浄等によって定期的に除去できる。

20

【 0 0 0 5 】

そのような電離電極を用いる場合、器具故障又は短絡に至る恐れのある電氣的な接触が、空洞内において電極と他の手術器具との間で起こらないように、また、起こった場合、心房細動（AF）を生じさせる可能性のある危険な電荷レベルが患者内で蓄積しないように予防策を講じなければならない。更に、患者に接続されたあらゆる電気装置は、厳格な安全標準規格を満足し、患者に対する感電や危害のリスクを最小限に抑えるように、異なる装置間の干渉を確実に最小限に抑えなければならない。

30

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

本発明は、低電圧DC又は極性が反転するAC波形を患者に結合する手術器具とは異なり、高電圧DC波形を患者に結合する手術器具又は装置が、例えば、器具内に又は処置が実施されようとしている身体内に、コンデンサが電荷を蓄積するのと同様な方法で電荷を蓄積することによって、直接又は間接的に電荷を蓄積することが可能であり、その結果、帯電した器具又は身体と接地との間の電位差により、望ましくない放電のリスクがあるということの認識から導かれる。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本発明は、身体の手術又は美容整形処置が実施されようとしている局所的な雰囲気を電離するためのDC駆動電離装置を提供する。本電離装置は、安全回路を含む。安全回路には、短絡又は高電荷レベル状態等の危険状態が存在する場合を検出するための検出器手段と、スイッチ手段を作動させてDC電源をオフにし、その後、危険状態が矯正されるまで、DC電源を周期的に再接続及び切断するための回路コントローラと、その後、次の危険状態の発生まで又は処置が完了するまで、回路への連続DC供給をリセットするためのリセット手段と、が含まれる。

40

【 0 0 0 8 】

この構成において、意図せずに電離放電電極に接触することによる手術器具に対する偶発的損傷は、短絡の原因を見つけ矯正するのに十分な時間の間、高電圧DC電源を速やか

50

に遮断することによって未然に防ぐことが可能であり、また、例えば、外科医が電離電極から手術器具を遠ざけることなどによって矯正することが可能である。同様に、検出された危険状態が、容認できないほど高レベルの電荷の蓄積である場合、これは、身体又は手術器具及び関連する配線で静電容量の累積的な蓄積を含む多くの理由にもよるが、DC電源を切断し、要求された安全な最大レベル以下にそれが低下するまで、システム内における電荷を監視することによって、速やかなアクションを取ることができる。

【0009】

好都合なことに、安全回路には、DC電源に接続された高電圧抵抗器の回路網が含まれる。この回路には、出力電流を制限するための2つ以上の直列配線抵抗器と、電流のレベルを検出可能にするための1つ以上の電流検出抵抗器と、シグネチャーレベル負荷 (signature level load) を消費するように構成され、従って、安全監視制御 (safety monitoring controls) の完全性を保証する1以上の分路抵抗器と、を含み得る。本安全回路には、更に、電離装置の出力電極に又は電離装置の出力電極の付近にある1つ以上の直列配線抵抗器が含まれるが、これらは、電離器の機能的な有効性に影響を及ぼさないように、上述した直列配線抵抗器のインピーダンスより2オーダ以上小さいが、電離装置の出力電極と戻り電極との間に蓄積された電荷の放電を防止又は抑制することが可能である。

【0010】

上記の概念を用いて、高電圧DC電流は、印加電圧に関連する累積値を有する直列配線抵抗器を介して患者に結合することができ、この結果、通常、可能な最大電流は、5と50 μ Aとの間になり、好適には、10と50 μ Aの間になるが、この場合、抵抗器は、出力部と戻り部の接続部の双方に配置されている。更に、電流を最大10 μ Aに制限するための能動制御は、能動電流リミットの使用と抵抗電流リミットを組み合わせることによって、低出力電極インピーダンスで粒子除去を最大化でき、この場合、高電圧と合成抵抗との間の関係により、20と50 μ Aとの間の電流リミットが得られる。

【0011】

また、本発明では、出力電極が患者の組織に近い時及びワンドのユーザによって知覚される時に望ましくない放電を回避するように周期的に出力電圧を中断することによって、また、移動可能なワンド及び出力電極付近に配置された抵抗器を利用して、過度に低い出力電極インピーダンスに応答するための手段が提供される。

【0012】

また、本発明は、例えば、共通配線フットスイッチの使用によって、粒子生成手術器具からの無線信号送信によって、又は電気外科器具が用いられている場合、シグネチャー無線周波数放射の検出によって、電離装置の起動を粒子生成手術器具の起動にリンクする概念に拡張される。

【0013】

次に、本発明を一例として説明する。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】第1実施形態に係る電離装置の概略構成を示す図。

【図2】図1の装置を用いる際の仮想の短絡危険事象を示すグラフ。

【図3】図1を参照して示したものに対する他の概略構成であり、高電圧リレースイッチが含まれるものを示す図。

【図4】出力電極電圧及び電荷の時間に対する変化を示すグラフ。

【図5】粒子収集の効率に影響を及ぼす出力電圧特性対出力電極電流を示す図。

【図6】電離装置の他の実施形態の概略構成を示す図。

【図7】図6に示す実施形態に起因する電離器負荷曲線を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0015】

まず、図1を参照すると、全体的に1で示した電離装置には、電離装置1を動作するための安全回路2aが含まれる絶縁筐体2を含む。安全回路2aには、活性ケーブル5への

10

20

30

40

50

電圧を約 10 kV まで昇圧する DC スイッチモード電源 DC-DC 電圧変換器 4 に電力を供給するための DC 電源 (DC supply) バッテリ 3 が含まれる。ケーブル 5 の自由端には、非導電性ロッド又はワンド (wand) 6 があり、そこから活性ケーブル 5 の自由端が、出力電極 7 の形態で突き出ている。導電パッド 8 の形態の戻り電極が、バッテリ 3 への戻りケーブル 9 に接続されており、電極 7 及び 8 は、使用中、WO 2011/010148 に述べた方法で、その間の電離経路を提供する。

【0016】

筐体 2 は、何らかの影響のある電気経路が、その周辺環境と間接的に患者 P に対して確立される可能性を阻止するように、十分に絶縁されている。この間、電離ワンド 6 が例えば腹腔鏡処置の間等の電離ワンド 6 が体内で用いられる手術処置の間に、患者 P に印加されるものと同じオーダまでの電圧電位を筐体 2 の内部回路にかける。

10

【0017】

次に、内部回路構成要素を参照すると、これらには、変換器 4 用の遮断スイッチ 10 と、スイッチ 10 を再度有効状態にする単安定回路 11 と、マイクロコントローラ 12 と、が含まれる。マイクロコントローラ 12 は、それぞれ、デジタルディスプレイ 13、オーディオ出力スピーカ 14、及び LED 15 の形態のユーザインターフェイスに結合されている。これらは、装置 1 のユーザに対して、一括して、バッテリ 3 の充電状態と、変換器 4 や活性ケーブル 5 及びそれらに接続された関連する構成要素の状態に関する他のパラメータと、について通知する。

20

【0018】

変換器 4 からの出力は、全体的に破線輪郭で 16 に示す高電圧抵抗回路網を介して、活性ケーブル 5 及び戻りケーブル 9 に結合される。これには、0.4 と 1.2 G オームとの間で密に連結された 1 対の直列配線抵抗器 (series-wired resistor) 16a、16b と、3 乃至 5 オーダ低い抵抗の直列電流検出抵抗器 16c と、活性状態の外部へのケーブル 5 及び戻りケーブル 9 間で並列の分路抵抗器 16d であって、通常、直列配線抵抗器 16a、16b 及び 16c からの累積抵抗より 1 オーダ大きい抵抗を有する抵抗器 16d と、が含まれる。

【0019】

変換器 4 及び高電圧抵抗回路網 16 は、電離経路を提供しにくいエポキシ樹脂等の不活性媒体に適切に封止されるが、そうでなければ、この電離経路により抵抗回路網 16 の効果が回避されることがある。

30

【0020】

単安定回路 11 と戻りケーブル 9 との間及び抵抗器 16b と 16c との間には、安全な動作のための許容可能電流リミットを規定する窓比較器 (window comparator) 17 がある。

【0021】

本発明に基づき、活性ケーブル 5 及び戻りケーブル 9 を介した高電圧変換器 4 から患者 P への及び患者 P からの出力電流を制限するための多数の手段が提供される。第 1 の手段は、変換器 4 それ自体にあり、定常出力電流の最大電流が 30 μ A である設計によって適切に制限されている。

40

【0022】

出力電流を制限する第 2 の手段は、直列配線抵抗器 16a、16b の存在によって提供されるが、これらは、既知の最大高電圧を抵抗回路網 16 全体に結合する変換器 4 に依存する。この第 2 制限手段は、活性ケーブル 5 及び関連するワンド 6 と出力電極・戻りパッド 8 及び戻りケーブル 9 との間の低インピーダンス条件下で構成され、最大 10 μ A の瞬時電流リミットを提供するが、このリミットにより、心臓の正弦波のリズムとの干渉を引き起こすというリスクを無視することが出来ると考えられる。

【0023】

電離装置用の安全回路 2a が、直列配線の 2 つ以上の抵抗器を含む場合、1 つが故障して低インピーダンスになった場合でも、ある程度の保護が依然可能である。そのような状

50

況では、患者電流は、例えば、わずか $20\ \mu\text{A}$ に、又は2つ以上の抵抗器が直列に用いられている場合、 $20\ \mu\text{A}$ 未満に制限される。公認の安全性解析法では、 $20\ \mu\text{A}$ における患者正弦波リズムの干渉リスクのこのわずかな増加は、構成要素の故障の低い確率によって軽減されるため、正弦波のリズム干渉の総尤度は、無視できるほど小さいままである。更に、高インピーダンスに配置することが有益であり、これが無い場合、電気外科システム等の第三者装置からの高周波数電流が、浮遊容量を介して制御を経由し隣接する周辺環境に結合するリスクがあることも分かった。このねらいは、好都合なことに、適切に配置された直列配線の抵抗器 16 b によって実現し得る。

【0024】

第3の安全性の特徴は、第1の下限と第2の上限との間に存在するように窓比較器 17 によって要求される電流検出抵抗器 16 c の電圧を利用する。第1の下限は、可能な最小の負荷から引き出された電流から生じ、抵抗回路網 16 に印加される変換器4からの電圧 V_{hv} に対する分路抵抗器 16 d の効果によってもたらされる。また、 $10\ \mu\text{A}$ 及び $V_{hv} / (R_{16a} + R_{16b})$ の内の小さい方で達する第2の上限は、出力及び戻り電極 7、8 間の患者電流レベルである。ここで、 V_{hv} は、負荷電流が引き出されていない時の DC-DC 変換器からの高電圧出力の振幅である。検出抵抗器 16 c を流れる電流が、窓比較器 17 によって規定された許容リミットを外れる場合、バッテリー 3 と変換器 4 との間の接続は、単安定回路 11 によって規定された持続時間の間、遮断スイッチ 10 によって遮断される。この遮断と同時に、単安定回路 11 は、表示装置 13、スピーカ 14 及び LED 15 を介して、この事態の視聴覚表示を提供するように、ユーザインターフェイス・マイクロコントローラ 12 に信号を送る。

【0025】

遮断持続時間は、0.2 乃至 10 秒の間であってよいが、最適には、2 と 3 秒の間であり、これは、出力電極 7 と外科医によって用いられている第三者の器具との間の不慮の接触によって生じたり又は患者の身体の組織に容認できないほど近接することによって生じたりする危険状態に外科医が応答するのに十分なほど長いと見なされる。原因が何であれ、遮断の終わりには、単安定回路 11 は、遮断スイッチ 10 を再度有効 (re-enables) 状態にし、200 ms 等の比較的短い時間の間、許容出力電流を再確立しようとする。この時間は、高電圧回路における予想浮遊容量を抵抗回路網 16 からの出力によって充電するのに必要である。これらの静電容量は、浮遊容量のサイズ及び直列抵抗器 16 a、16 b の値の双方に依存して、10 pF 乃至 100 pF のオーダーであると推定することができ、従って、充電するのに 0.1 乃至 0.5 秒かかる。

【0026】

このタイミング構成の有用な特徴は、過電流状態が第三者手術機器からの患者接続部における大きな静電容量への接続によって生じる場合、無制御の電荷の蓄積レートが劇的に低減されることである。好適な実施形態において、第三者機器の静電容量に出力される出力電荷は、遮断スイッチ 10 の遮断無しで出力されたものと比較して、約 10 分の 1 に低減できる。

【0027】

コンデンサ危険要因の例として、単極電気外科発生器が、医療器具標準規格によって、 $5\ \mu\text{F}$ のコンデンサを介して患者に結合されるようになっている。一旦、ほんの数ボルトであっても帯電すると、活性電極が次に筋肉に接触した時、外科手術中の患者の筋肉の望ましくない痙攣であると見なされる無意識の運動神経の刺激を起こすのに十分なエネルギーが蓄積される。本改善は、第三者のコンデンサ電荷のそのような望ましくないレベルに達するのに必要な時間を約 2 秒から約 20 秒に延ばしつつ、外科医に警告を提供する。

【0028】

ユーザが認識する安全性の更なる改善点は、患者の組織と突然電氣的に接触した時に出力電極 7 から流れるピーク変位電流を制限する手段が更に設けられると、実現される。この接触は、直接であっても、あるいは、そうではなく、通常、第1電極 7 と患者の組織との間の長さが 2 ミリメートル未満の空中放電又はアーク放電 (arcing) の形態であっても

10

20

30

40

50

よい。そのような放電は、活性ケーブル 5 と戻りケーブル 9 との間の静電容量によってサポートされるが、この静電容量は通常、患者の組織塊自体等の共通に接続されたものを含み、 10 pF と 100 pF との間であってよい。そのような望ましくない放電は、ワンド 6 の近端部と活性ケーブル 5 の遠端部すなわち外側筐体 2 との間の直列配線抵抗器 18 を用いることによって防止し得る。直列出力抵抗器 16 a、16 b のインピーダンスより 2 オーダ以上小さいものであれば、そのような直列配線抵抗器 18 を配置すると、電離器 1 の機能的な有効性に影響を及ぼすことはなく、活性ケーブル 5 と戻りケーブル 9 との間に蓄積されたユーザ認識可能な電荷の放電を防止することができ、実際、抵抗器 18 の場合、 $1\text{ M}\Omega$ の値が有効であることが分かった。

【0029】

図 1 に示す回路の動作は、図 2 に仮想的に示すが、図 2 は、例えば、ワンド 6 の端部の出力電極 7 に対する第三者手術器具の偶発的な接触に類似した、サイクル開始後 0.5 秒で発生する短絡事象を表す。ゼロ秒での開始点から、出力電極 7 における電位は、その約 9 kV の所望の最大レベルまですぐに増加し、他方、同時に、出力電流は、許容可能な $10\text{ }\mu\text{A}$ のリミットからゼロ付近に急激に低下する。0.5 秒では、この時点で静電容量 300 nF を有するとみなし得る出力電極 7 と第三者器具との間の仮定的接触により、電荷は保存されるが、活性ケーブル 5 の静電容量と第三者器具の静電容量との間で分配されるため、電圧の急激な低下が生じる。従って、出力電流は、許容リミット $10\text{ }\mu\text{A}$ に上昇し、単安定回路 11 にトリガをかけて、2 秒間遮断スイッチ 10 を開くのに十分な程長くそこに留まり、変換器 4 からの出力電流がゼロになる。2 秒間の終わりには、遮断スイッチ 10 が、数十分の一秒の間、再度有効状態にされ、遮断スイッチ 10 が閉じられたままの間は出力電流が再び許容リミット $10\text{ }\mu\text{A}$ に増大し、そして、これにより単安定回路 11 にトリガがかかり、再度、遮断スイッチ 10 が開き、このサイクルが、その静電容量が 300 nF である第三者器具が出力電極 7 に接触している間、繰り返される。

【0030】

図 2 から分かるように、このサイクルの持続時間中、出力電極 7 の電圧は、低い状態に留まり、一方、第三者接触に起因する累積電荷は、2 秒毎に階段状に増大し、遮断スイッチ 10 が閉じられている間に出力電極 7 に追加された電荷が反映されるのが分かる。この場合、10 秒経過した直後で次の 2 秒のディスエーブル期間中、第三者器具と出力電極 7 との間の接触が中断し、マイクロコントローラ 12 によって発生した音声と映像の警告信号を受信した際に、外科医によるその近傍からの第三者器具の除去を表し、この後、出力電極 7 において電荷がすぐに低下する。この特定の 2 秒のディスエーブル期間の終わりに、出力電極 7 の電圧は、上昇してその動作レベルの約 9 kV に戻り、また、電流は、 $10\text{ }\mu\text{A}$ からゼロ付近に急激に低下し、サイクルの開始から約 11 秒を過ぎて通常の連続出力電圧になる。本例では、明瞭さのために、電極 6 と患者 P との間の腹腔鏡空間の電離に必要な独立の可変機能電流は、無視できるものとしている。

【0031】

図 3 において、電離装置 1 用の改善された安全回路を示す。電離装置 1 では、高電圧リレースイッチ 19 は、当然のことながら常時開接点を備えたリードタイプスイッチであってよいが、変換器 4 の高電圧出力に交差する分岐路に配置されている。この改善された構成において、容認できないほど高い患者電荷の検出に応じて遮断スイッチ 10 が開かれる時はいつでも、高電圧スイッチ 19 の接点は、出力及び戻り電極 7、8 間、従って、患者において比較的低いインピーダンスを発生するように閉じられる。本実施形態では、依然として、患者接続部 7、8 間のインピーダンスは、通常の心臓の正弦波のリズムとの干渉を起こす可能性があるとはみなされるレベルを超過するコンデンサとして機能する第三者器具から、放電電流が引き出されるリスクを回避するのに十分なほど低くなければならない。このことは、平衡状態を確立させ得る高電圧リレースイッチ 19 を設けた結果、直列抵抗器 16 a、16 b を介して保証される。この平衡状態では、遮断スイッチ 10 が閉じられている期間中に第三者器具に望ましくない状態で帯電した電荷は、遮断スイッチ 10 が開いている期間に高電圧リレースイッチ 19 を通して引き出される。その結果、第三者器

10

20

30

40

50

具と不慮の接触が起こる状態は、この事象中、接触が中断され電離装置 1 の通常動作が再開されるまで粒子除去が停止されること以外、改善される。

【0032】

図 2 のように、図 4 は、 $1\text{ G}\Omega$ 直列抵抗回路網 16 a、16 b 及び戻り電極 / パッド 8 (return electrode/pad8) への活性ケーブル 5 の 100 pF 静電容量を仮定して、出力電極 7 における電圧及び電荷の時間的な変動を示す。図 2 と対照的に、図 3 に示す高電圧リレー 19 の放電効果により、0.5 秒後の断続的な出力期間中、出力電極 7 に接触する電荷は、遮断スイッチ 10 が閉じられると、2 秒間隔の間、元の状態に戻ることが分かる。この時間軸には、平衡点への到達を説明する経過時間が含まれる。長期的結果は、平衡状態において、出力電極 7 の出力電圧は、遮断スイッチ 10 が閉じられた時の短い期間で等しい電荷が置き換えられるため、その電荷が高電圧リレー 19 の接点を通して除去される結果として、通常の 9 kV レベルと比較して低いままであることである。

10

【0033】

直列抵抗器 16 a、16 b によって提供される本発明に基づく第 2 電流リミット手段の存在の結果、出力電極電流 7 の増加に伴う発生器 8 の出力電圧特性は、図 5 に示す通りである。本例では、変換器 4 は、 10 kV を抵抗回路網 16 に結合するように設定されている。直列抵抗器 16 a、16 b は、 $1\text{ G}\Omega$ インピーダンスを提供するように累積的に設定され、分路抵抗 16 d は、 $10\text{ G}\Omega$ に設定される。

【0034】

通常の粒状物質除去動作下では、出力電極 7 と戻り電極 / パッド 8 との間の電離経路のインピーダンスは、粒状物質タイプと密度、出力電極と患者の組織塊との間の経路長、及び出力電極 7 の有効表面積と患者の周囲組織塊の関数である。

20

【0035】

実際、出力電極 7 に対する 3 kV を超える好適には 5 kV の電圧が、満足な粒状物質除去を実現するのに必要であることが分かったが、出力電極 7 が患者の組織塊に近過ぎるように配置された場合、粒状物質除去は、電離経路インピーダンスが $400\text{ M}\Omega$ 未満に低下するため、停止することができる。

【0036】

除去される粒子が電気外科手術の結果である場合、電気外科煙粒子の密度が高ければ、電離経路インピーダンスが高くなることが分かった。このように、図 1 に示す基本的な構成は、最大粒子汚染の条件下における最高電離電位の状態で、出力電極 7 と戻り電極 / パッド 8 との間に最も高い電圧を提示するために最適化されている。粒子除去が完了すると、出力電極 7 と戻り電極 / パッド 8 との間の電離経路電流は、例えば、除去の開始時の $1.3\text{ }\mu\text{A}$ から完了時の $5\text{ }\mu\text{A}$ まで上昇することが分かる。

30

【0037】

図 6 では、出力電流が変わる場合の電離装置 1 の出力電圧の特性の観点において、図 1 で説明した回路に対する改善点を示す。この場合、図 1 で説明したように電流リミットの第 2 の手段を通常提供する直列抵抗器 16 a、16 b は、 $10\text{ }\mu\text{A}$ から $50\text{ }\mu\text{A}$ に増大する短絡状態では、電離装置 1 から出力可能な最大電流が代わりに最大 5 分の 1 まで低減されるが、これは、関係 $V_{hv} / (R_{16a} + R_{16b})$ によって支配される。 $10\text{ }\mu\text{A}$ 電流リミットを確保する直列抵抗器 16 a、16 b の代わりに、新たな制御回路を追加し、検出抵抗器 16 c の電流信号を取得し、要求される電流リミット $10\text{ }\mu\text{A}$ に近づくにつれて、DC-DC 変換器 4 からの電圧を急速に低減するための閉ループサーボ (closed loop servo) にそれを供給する。本例において電流加算接合点 20 は、検出抵抗器 16 c を流れる電流と $10\text{ }\mu\text{A}$ 等の許容リミット値との間の差を求める。その結果は、片側関数出力を備えた比例・積分・微分 (PID) 増幅器 21 に供給される。この場合、電流加算接合点 20 信号は、許容可能な出力電流の状態を示し、これにより、出力の振幅がゼロになるが、加算接合点 20 信号が過出力電流状態を示す場合、これにより、出力の振幅が急速に増加する。この信号は、窓比較器 17 の上限窓 17 a と、DC-DC 変換器 4 の電圧制御用の第 1 電圧加算接合点 22 との双方に供給される。信号の極性は、第 1 電圧制御加算

40

50

接合点 22 からの出力を減少させるような過出力電流を示す電流加算接合点 20 からの信号であり、そこからの出力は、第 2 電圧制御加算接合点 23 において実際の出力電圧と比較される。次に、第 2 電圧加算接合点 23 からの出力は、第 2 P I D 増幅器 24 に供給され、当業者にはよく知られている方法で D C - D C 変換器 4 の動作の強度を制御するために用いられる。

【 0 0 3 8 】

上述した直列抵抗器 16 a、16 b 及び閉ループ電流リミット回路によって提供された電流リミットの複合結果を図 7 に示す。この場合、出力電圧は、戻り電極 8 の出力電極 7 がゼロである時、最大値で始まり、そして、出力電流が増大するにつれて低下するが、図 1 に示す実施形態の場合よりもかなり深さは浅くなる。このことは、直列抵抗器 16 a、16 b の値の最大 5 分の 1 の低減の結果である。出力電極 7 と戻り電極 8 との間の雰囲気媒体のインピーダンスが更に減少し、また、 $10\ \mu\text{A}$ 等の所望の電流リミットに達するにつれて、出力電極 7 乃至戻り電極 8 総インピーダンスの更なる低下により出力電流が関数的に大きく増加することなく、出力電圧は、漸近的にゼロに下がる。

10

【 0 0 3 9 】

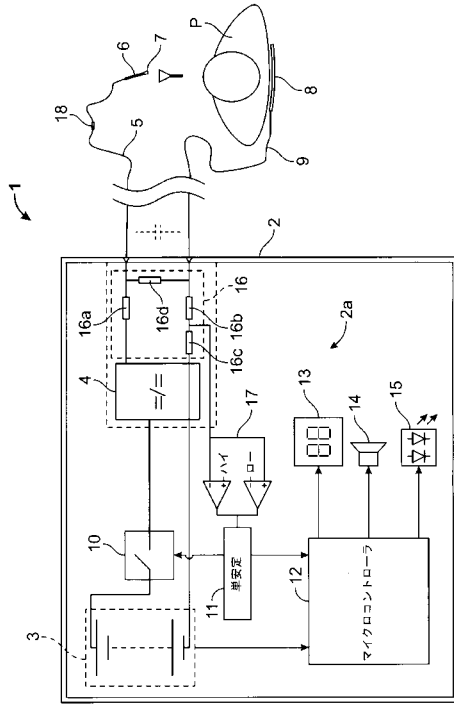
約 3 k V 以下の出力電圧において、出力電極 7 と戻り電極 8 との間の雰囲気媒体の電離により、粒状物質の析出は、大幅に少なくなり、この状態は、片側出力関数を備えた第 1 P I D 増幅器 21 からの信号の振幅に基づき、窓比較器 17 の上限 17 a によって検出される。図 1 に示す実施形態において実現されたものと同様に、窓比較器 17 における範囲外の信号により、単安定回路 11 のトリガが、2 乃至 3 秒の間かけられ、その間、遮断スイッチ 10 が開き、D C - D C 変換器 4 がディスエーブル状態になる。このようにして、出力電圧特性が、改善され、一方、出力電極 7 乃至戻り電極 8 インピーダンスにより、実効的な粒状物質除去電圧がそれらの間に確立される。しかしながら、インピーダンスが、実効的な粒状物質除去にとって低過ぎるか、又は人間の組織を介した、もしくは、第三者機器の静電容量による電極 7、8 間の短絡を示す場合、断続的動作へ戻ることとなる。

20

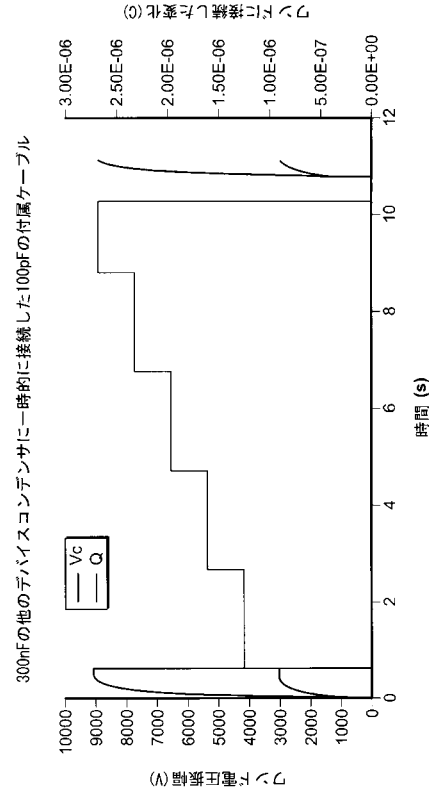
【 0 0 4 0 】

本発明の幾つかの実施形態について述べたが、本発明は、更に、実施形態の組合せと当業者には明白な変形例とを含む、これらの実施形態に対する変形例にも拡張されることを理解されたい。

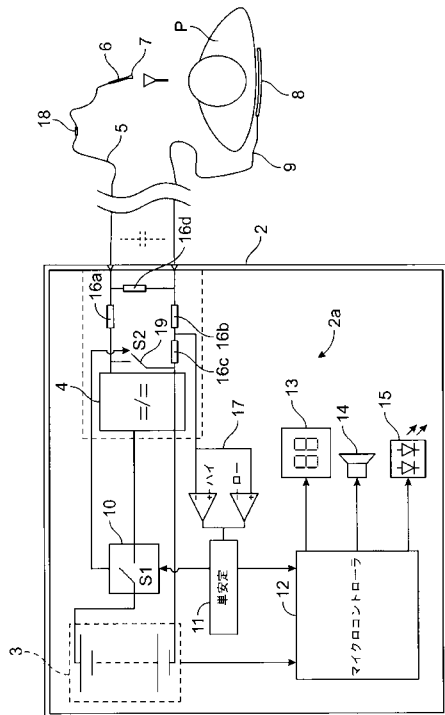
【図 1】



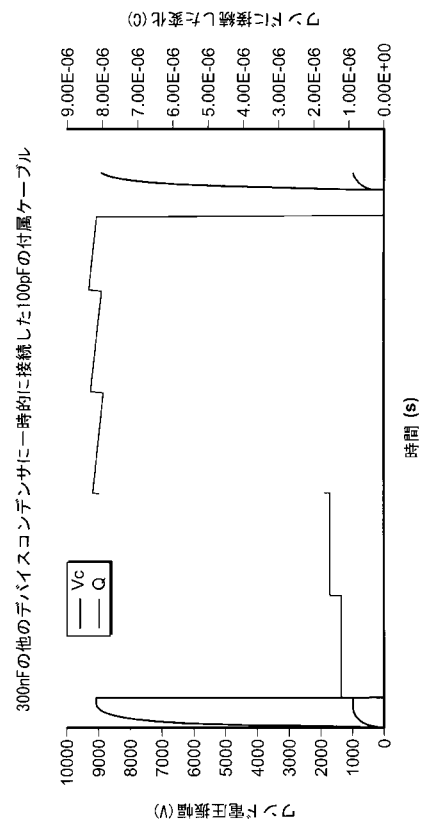
【図 2】



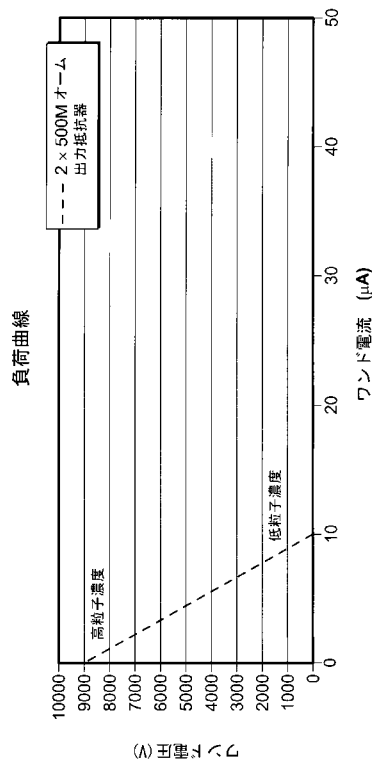
【図 3】



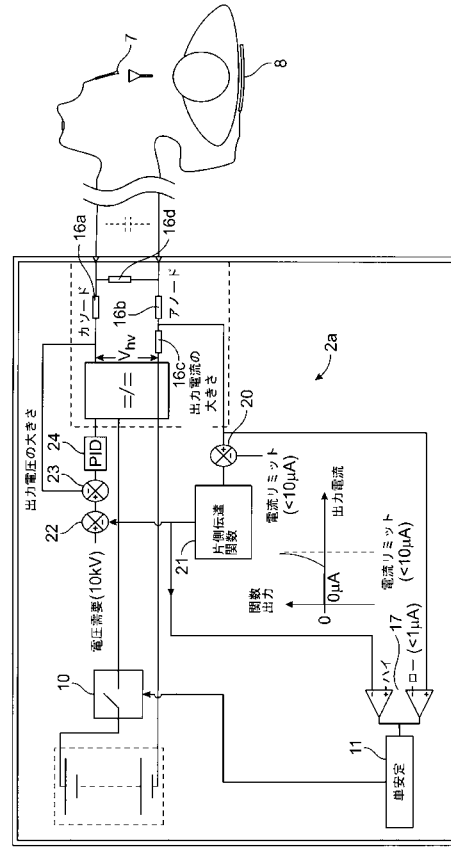
【図 4】



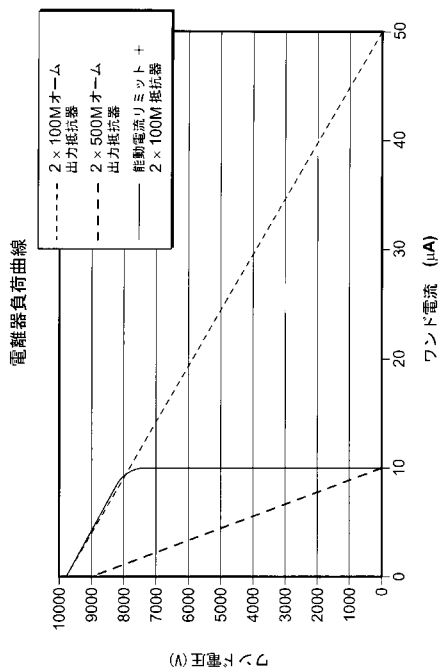
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/GB2012/052707

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. B03C3/68 A61B18/00 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B B03C		
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) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2011/010148 A2 (ASALUS MEDICAL INSTR LTD [GB]; WARREN NEIL [GB]; CROSSLEY ROBIN [GB];) 27 January 2011 (2011-01-27) cited in the application the whole document	1-10
A	WO 2004/062516 A1 (GYRUS MEDICAL LTD [GB]) 29 July 2004 (2004-07-29) page 3, line 30 - page 5, line 18 page 14, line 32 - page 16, line 9; figure 3	1-10
A	EP 0 558 318 A2 (G2 DESIGN LTD [GB] G2 DESIGN LTD [FR]) 1 September 1993 (1993-09-01) column 11, line 5 - line 38; figure 5	1-10
-/--		
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent 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 "A" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
5 March 2013		13/03/2013
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Skaropoulos, N

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/GB2012/052707

Q(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	W0 2006/059067 A1 (GYRUS MEDICAL LTD [GB]) 8 June 2006 (2006-06-08) page 7, line 29 - page 9, line 16 page 17, line 26 - page 18, line 9; figure 3 -----	1-10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/GB2012/052707

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2011010148 A2	27-01-2011	AU 2010274761 A1 CA 2768603 A1 CN 102470009 A EP 2456379 A2 GB 2492862 A JP 2012533380 A KR 20120039684 A US 2012067212 A1 WO 2011010148 A2	09-02-2012 27-01-2011 23-05-2012 30-05-2012 16-01-2013 27-12-2012 25-04-2012 22-03-2012 27-01-2011
WO 2004062516 A1	29-07-2004	AT 363236 T AU 2003290301 A1 CA 2512904 A1 CN 1735383 A DE 60314184 T2 EP 1581128 A1 EP 1782741 A2 ES 2286487 T3 JP 4463113 B2 JP 2006512959 A US 2004138654 A1 US 2007173808 A1 WO 2004062516 A1	15-06-2007 10-08-2004 29-07-2004 15-02-2006 24-01-2008 05-10-2005 09-05-2007 01-12-2007 12-05-2010 20-04-2006 15-07-2004 26-07-2007 29-07-2004
EP 0558318 A2	01-09-1993	EP 0558318 A2 JP 5337129 A US 5451224 A	01-09-1993 21-12-1993 19-09-1995
WO 2006059067 A1	08-06-2006	NONE	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

(72)発明者 アモア, フランシス クウェク エジニン
イギリス国 パークシャー アールジー 2 9 ビーイー, レディング, シンフィールド, シンフィールド ロード, ウッドサイド
Fターム(参考) 4C160 KK47 KL03 KL06

专利名称(译)	与腹腔镜器械相关的改进		
公开(公告)号	JP2014534870A	公开(公告)日	2014-12-25
申请号	JP2014539399	申请日	2012-10-31
[标]申请(专利权)人(译)	阿萨卢斯医疗器械有限公司		
申请(专利权)人(译)	Asarasu医疗器械有限公司		
[标]发明人	アモアフランシスクウェクエジン		
发明人	アモア,フランシス クウェク エジン		
IPC分类号	A61B18/04		
CPC分类号	A61B18/18 A61B18/1233 A61B2018/00827 A61B2018/1266 A61B2218/008 B03C3/38 B03C3/68 B03C2201/26		
FI分类号	A61B17/38.310		
F-TERM分类号	4C160/KK47 4C160/KL03 4C160/KL06		
优先权	2011019134 2011-11-07 GB		
其他公开文献	JP6084230B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种DC驱动电离装置，用于电离局部气氛，对其进行身体的外科手术或整容外科手术。电离装置包括用于检测诸如短路或高充电水平状况的危险状况的存在的检测器装置，用于激活开关装置以关闭DC电源的开关装置，此后直到危险状况被校正一种电路控制器，用于周期性地重新连接和断开直流电源，然后复位装置，用于将连续直流电源复位到电路，直到下一次危险情况或治疗的发生完成为止包括安全电路在内。

