

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7664374号
(P7664374)

(45)発行日 令和7年4月17日(2025.4.17)

(24)登録日 令和7年4月9日(2025.4.9)

(51)国際特許分類		F I			
A 6 1 B	18/14 (2006.01)	A 6 1 B	18/14		
A 6 1 B	90/30 (2016.01)	A 6 1 B	90/30		
F 2 1 V	5/00 (2018.01)	F 2 1 V	5/00	5 1 0	
F 2 1 V	5/02 (2006.01)	F 2 1 V	5/02	3 5 0	
請求項の数 10 (全43頁)					
(21)出願番号 特願2023-515789(P2023-515789)		(73)特許権者 519273267			
(86)(22)出願日 令和3年9月9日(2021.9.9)				ストライカー・ユーロピアン・オペレー	
(65)公表番号 特表2023-541255(P2023-541255				ションズ・リミテッド	
A)				アイルランド国, ティー45エイチエッ	
(43)公表日 令和5年9月29日(2023.9.29)				クス08 カウンティー・コーク, キャ	
(86)国際出願番号 PCT/IB2021/000620				リグトヒル, アングローブ, アイディー	
(87)国際公開番号 WO2022/053870				エー・ビジネス・アンド・テクノロジー	
(87)国際公開日 令和4年3月17日(2022.3.17)				・パーク	
審査請求日 令和6年8月26日(2024.8.26)		(74)代理人 100099623			
(31)優先権主張番号 63/076,089				弁理士 奥山 尚一	
(32)優先日 令和2年9月9日(2020.9.9)		(74)代理人 100125380			
(33)優先権主張国・地域又は機関				弁理士 中村 綾子	
米国(US)		(74)代理人 100142996			
(31)優先権主張番号 63/211,876				弁理士 森本 聡二	
(32)優先日 令和3年6月17日(2021.6.17)		(74)代理人 100166268			
最終頁に続く		最終頁に続く			

(54)【発明の名称】 電気手術装置および使用方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

電気手術装置であって、
近位端部および遠位端部を有するハウジングと、
前記ハウジングの前記遠位端部から遠位方向に延びる電気手術電極と、
前記ハウジングにおける複数の光源であって、光を生成するように構成されている複数の光源と、
近位端部および遠位端部を有する光学レンズアセンブリと、
を備え、
前記光学レンズアセンブリが、（i）前記光学レンズアセンブリの前記遠位端部において互いに結合され、（ii）前記光学レンズアセンブリの前記近位端部において互いに離間した、複数の光学構成要素を含み、
各光学構成要素が、前記複数の光源のそれぞれの光源に光学的に結合されており、
各光学構成要素が、
前記光学構成要素に光学的に結合されたそれぞれの前記光源から遠位に延びる近位反射面であって、前記近位反射面が、それぞれの前記光源によって前記遠位端部に向かって放出された光を反射するように構成されており、前記近位反射面が、前記近位反射面によって反射された光を実質的にコリメートするように構成された非球面形状を有する、近位反射面と、
前記光学レンズアセンブリの前記遠位端部における遠位透過面であって、前記遠位透

過面が、前記光を前記光学構成要素から前記遠位方向に出力するように構成されている、
遠位透過面と、

を備え、

前記光学レンズアセンブリの前記近位端部において、各光学構成要素は、前記複数の光源
が前記光学レンズアセンブリの最も近位の面よりも遠位にあるように、前記複数の光源の
それぞれが配置されるキャビティを画定している、電気手術装置。

【請求項 2】

前記近位反射面が、内部全反射（TIR）反射器を含み、前記近位反射面および前記ハ
ウジングが、空隙が前記近位反射面を包囲するように互いに離間している、請求項 1 に記
載の電気手術装置。

【請求項 3】

各光学構成要素が、空隙によって、前記光学構成要素に光学的に結合されるそれぞれの前
記光源から離間している、請求項 1 または請求項 2 に記載の電気手術装置。

【請求項 4】

前記電気手術電極が、前記電気手術電極の近位端部と前記電気手術電極の遠位端部との間
に延びる長手方向軸線を有し、

前記複数の光源が、前記電気手術電極の前記長手方向軸線の周囲に周方向に配置され、
前記光学レンズアセンブリが、前記電気手術電極の前記長手方向軸線と同一線上にある中
心軸線を有する開口を画定している、

請求項 1 ～請求項 3 のいずれか 1 項に記載の電気手術装置。

【請求項 5】

各遠位透過面が、非球面レンズである、請求項 1 ～請求項 4 のいずれか 1 項に記載の電気
手術装置。

【請求項 6】

各遠位透過面が、フレネルレンズであり、

前記フレネルレンズが、遠位端部において平坦な面を有し、

前記遠位端部における前記平坦な面が、互いに同心の複数のリングを画定しており、

各リングが、それぞれの光学特性を有し、

前記複数のリングの前記光学特性が、前記遠位端部における前記平坦な面が、非球面レン
ズに近似する形式で光を透過するように互いに異なる、

請求項 1 ～請求項 4 のいずれか 1 項に記載の電気手術装置。

【請求項 7】

前記光学レンズアセンブリが、内面および外面を備え、

前記内面が貫通孔を画定しており、

前記近位反射面と前記遠位透過面との間において、前記光学レンズアセンブリの断面が、
前記内面における非円形状と、前記外面における円形状とを有する、請求項 1 ～請求
項 6 のいずれか 1 項に記載の電気手術装置。

【請求項 8】

前記複数の光学構成要素のうちの 1 つの光学レンズ構成要素からの光の約 10 %未満が、
前記複数の光学構成要素のうちの隣接する光学レンズ構成要素を通過し、

前記複数の光学構成要素のうちの 1 つによって放出される光の一部が、前記複数の光学構
成要素のうちの別の 1 つによって放出される光の一部と重なり合う、

請求項 1 ～請求項 7 のいずれか 1 項に記載の電気手術装置。

【請求項 9】

前記複数の光源が、プリント回路基板（PCB）に結合された複数の発光ダイオード（L
ED）を含み、

前記 PCB が、PCB 開口を有するリングを含み、

各 LED が、ダイおよび保護層を備える、

請求項 1 ～請求項 8 のいずれか 1 項に記載の電気手術装置。

【請求項 10】

前記電気手術電極の前記遠位端部の遠位側にある平面において、前記光学レンズアセンブリによって放出された光が、空間の各点で実質的に均一な光の強度を有し、
前記光学レンズアセンブリによって放出された光が、前記遠位端部の遠位側にある前記平面において光パターンを画定し、
前記光パターンの最も弱い部分における光の強度が、前記光パターンの最も強い部分における光の強度の少なくとも50パーセントである強度を有する、
請求項1～請求項9のいずれか1項に記載の電気手術装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の相互参照)

本願は、その内容の全体が参照により本明細書に組み込まれる、2020年9月9日に
出願された米国仮出願第63/076,089号および2021年6月17日に
出願された米国仮出願第63/211,876号の利益を主張する。

【0002】

本開示は、概して、電気手術装置に関し、より詳細には、電気手術処置中に手術部位を
照明するための電気手術装置および方法に関する。

【背景技術】

【0003】

電気手術は、電気手術処置中に生体組織を切断し、凝固させ、または修正するために生
体組織に高周波(RF)電流(電気手術エネルギーとも呼ばれる)を加えることを含む。
特に、電気手術発電機は、電流を発生させて活性電極に提供し、活性電極は、電流(ひい
ては、電力)を組織に加える。電流は、組織を通過し、対極板(「分散電極」とも呼ばれ
る)を介して発電機へ戻る。電流が組織を通過するとき、組織のインピーダンスが電流の
一部を熱エネルギーに変換し(例えば、抵抗加熱の原理を介して)、この熱エネルギーは
、組織の温度を上昇させ、組織に対して修正を誘発する(例えば、組織の切断、凝固、除
去および/または封止)。

【発明の概要】

【0004】

一実施例において、電気手術装置が説明される。電気手術装置は、近位端部および遠位
端部を有するハウジングを含む。電気手術装置は、ハウジングの遠位端部から遠位方向へ
延びる電気手術電極およびハウジング内の複数の光源をも含む。複数の光源は、光を発生
するように構成することができる。

【0005】

加えて、電気手術装置は、近位端部および遠位端部を有する光学レンズアセンブリを含
むことができる。光学レンズアセンブリは、(i)光学レンズアセンブリの遠位端部に
いて互いに結合され、(ii)光学レンズアセンブリの近位端部において互いに離間した
、複数の光学構成要素を含むことができる。各光学構成要素は、複数の光源のうちのそれ
ぞれの光源に光学的に結合されている。各光学構成要素は、光学構成要素に光学的に結合
されたそれぞれの光源から遠位に延びる近位反射面と、光学レンズアセンブリの遠位端部
における遠位透過面とを含む。近位反射面は、それぞれの光源によって放出された光を遠
位端部に向かって反射するように構成されている。近位反射面は、近位反射面によって反
射された光を実質的にコリメートするように構成された非球面形状を有することができる
。遠位透過面は、光を光学構成要素から遠位方向へ出力するように構成されている。

【0006】

別の実施例において、電気手術装置を操作するためのプロセスが説明される。このプロ
セスは、ブロック2410において電気手術装置を提供することを含む。電気手術装置は
、近位端部および遠位端部を有するハウジングを含むことができる。電気手術装置は、ハ
ウジングの遠位端部から遠位方向に延びる電気手術電極およびハウジングにおける複数の
光源をも含むことができる。複数の光源は、光を発生するように構成することができる。

10

20

30

40

50

【0007】

加えて、電気手術装置は、近位端部および遠位端部を有する光学レンズアセンブリを含むことができる。光学レンズアセンブリは、(i) 光学レンズアセンブリの遠位端部において互いに結合され、(ii) 光学レンズアセンブリの近位端部において互いに離間した、複数の光学構成要素を含むことができる。各光学構成要素は、複数の光源のうちのそれぞれの光源に光学的に結合されている。各光学構成要素は、光学構成要素に光学的に結合されたそれぞれの光源から遠位に延びる近位反射面と、光学レンズアセンブリの遠位端部における遠位透過面とを含む。近位反射面は、それぞれの光源によって放出された光を遠位端部に向かって反射するように構成されている。近位反射面は、近位反射面によって反射された光を実質的にコリメートするように構成された非球面形状を有することができる。遠位透過面は、光を光学構成要素から遠位方向へ出力するように構成されている。

10

【0008】

プロセスは、複数の光源によって光を放出することを含む。光を放出した後、プロセスは、(i) 光学構成要素の近位反射面によって光を実質的にコリメートした状態で遠位端部に向かって反射し、かつ、(ii) 光学構成要素の遠位透過面によって光を遠位方向へ出力する、ことによって、光を各光学構成要素に透過させることを含む。

【0009】

プロセスは、ハウジングに対する電気手術電極の対応する回転を生じるためにシャフトをハウジングに対して回転されることも含む。プロセスは、さらに、電気手術エネルギーをシャフトから電気手術電極に供給することを含む。

20

【0010】

例示的な実施例の新規の特徴であると考えられる特性が、添付の請求項に示されている。しかしながら、例示的な実施例およびその好ましい使用形態、さらなる目的および説明は、添付の図面に関連して読まれたときに本開示の例示的な実施例の以下の詳細な説明を参照することによって最も良く理解されるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】一実施例による、電気手術システムの簡略化されたブロック図である。

【図2】一実施例による、電気手術装置の断面図である。

【図3】一実施例による、電気手術装置の簡略化されたブロック図である。

30

【図4A】一実施例による、図3に示された光学レンズアセンブリおよび光源の実施態様を示す図である。

【図4B】一実施例による、図4に示された光学レンズアセンブリの光学構成要素の断面図である。

【図5A】別の実施例による、図3に示された光学レンズアセンブリおよび光源の実施態様を示す図である。

【図5B】一実施例による、図5に示された光学レンズアセンブリの光学構成要素の断面図である。

【図6】一実施例による、光源の簡略化されたブロック図である。

【図7A】一実施例による、シャフトがハウジングに対して第1の軸方向位置にある、図1の電気手術装置および図4A～図4Bの光学レンズアセンブリの実施態様の斜視図である。

40

【図7B】一実施例による、シャフトがハウジングに対して第2の軸方向位置にある、図7Aの電気手術装置の実施態様の斜視図である。

【図8】一実施例による、図7A～図7Bに示した電気手術装置のハウジングの部分的に分解された図である。

【図9】一実施例による、図7A～図7Bに示された実施例実施態様のためのハウジング、シャフトおよび電気手術電極の遠位部分の断面図である。

【図10】実施例による、電気接点の斜視図である。

【図11】一実施例による、図7A～図7Bに示された実施例実施態様のためのシャフト

50

の内側キャビティに配置された光学構成要素を示すために上側部分が排除された、シャフトの遠位部分を示す図である。

【図 1 2】一実施例による、電気手術電極、吸引スリーブ、図 4 A～図 4 B の光学レンズアセンブリ、および光源のアセンブリを示す図である。

【図 1 3】一実施例による、電力を光源に供給するための動態を示すために構成要素が排除された、図 7 A～図 1 2 の電気手術装置を示す図である。

【図 1 4】別の実施例による、図 1 の電気手術装置および図 5 A～図 5 B の光学レンズアセンブリの別の実施態様の斜視図である。

【図 1 5】実施例による、電気手術装置の長手方向軸線に沿って見た、図 1 4 に示された電気手術装置の断面図である。

10

【図 1 6】一実施例による、図 1 5 に示されたシャフトおよび電気手術電極の遠位端部の断面の拡大図である。

【図 1 7】一実施例による、図 1 4～図 1 6 に示された排煙チャンネルおよび電気手術装置のシャフトの斜視図である。

【図 1 8】一実施例による、図 1 4～図 1 6 に示された排煙チャンネルおよび電気手術装置のシャフトの側面図である。

【図 1 9】一実施例による、図 1 4～図 1 6 に示された電気手術装置の排煙チャンネルにおける光源、光学レンズおよびヒートシンクのアセンブリの部分的分解図である。

【図 2 0】一実施例による、図 5 A～図 5 B の光学レンズアセンブリおよび電気手術電極のアセンブリを示す図である。

20

【図 2 1】一実施例による、図 3 に示された光学レンズアセンブリの光学構成要素の断面図である。

【図 2 2】一実施例による、図 4 B～図 4 B に示した光学レンズアセンブリのための光学出力パターンを示す図である。

【図 2 3】一実施例による、図 5 A～図 5 B に示された光学レンズアセンブリのための光学出力パターンの一例を示す図である。

【図 2 4】一実施例による、電気手術装置を操作するためのプロセスの一例のフローチャートである。

【図 2 5】少なくとも図 2 4 に示されたプロセスとともに使用することができる電気手術装置を操作するためのプロセスの一例のフローチャートである。

30

【図 2 6】少なくとも図 2 4 に示されたプロセスとともに使用することができる電気手術装置を操作するためのプロセスの一例のフローチャートである。

【図 2 7】少なくとも図 2 4 に示されたプロセスとともに使用することができる電気手術装置を操作するためのプロセスの一例のフローチャートである。

【図 2 8】少なくとも図 2 4 に示されたプロセスとともに使用することができる電気手術装置を操作するためのプロセスの一例のフローチャートである。

【図 2 9】少なくとも図 2 4 に示されたプロセスとともに使用することができる電気手術装置を操作するためのプロセスの一例のフローチャートである。

【図 3 0】少なくとも図 2 4 に示されたプロセスとともに使用することができる電気手術装置を操作するためのプロセスの一例のフローチャートである。

40

【図 3 1】少なくとも図 2 4 に示されたプロセスとともに使用することができる電気手術装置を操作するためのプロセスの一例のフローチャートである。

【図 3 2】少なくとも図 2 4 に示されたプロセスとともに使用することができる電気手術装置を操作するためのプロセスの一例のフローチャートである。

【図 3 3】少なくとも図 2 4 に示されたプロセスとともに使用することができる電気手術装置を操作するためのプロセスの一例のフローチャートである。

【図 3 4】少なくとも図 2 4 に示されたプロセスとともに使用することができる電気手術装置を操作するためのプロセスの一例のフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0 0 1 2】

50

開示される実施例は、ここで、開示された実施例のうちの全てではないが幾つかが示されている添付の図面を参照して以下により完全に説明される。実際には、複数の異なる実施例が説明される場合があり、本明細書に示された実施例に限定されると解釈されるべきではない。むしろ、これらの実施例は、本開示が十分かつ完全であり、開示の範囲を当業者に完全に伝達するように説明される。

【0013】

本明細書において説明された量または測定値に関する「約」または「実質的に」という用語は、引用された特性、パラメータまたは値が正確に達成される必要はなく、例えば、公差、測定誤差、測定精度限界、および当業者に公知のその他の要因を含む偏差または変動が、当該特性が提供しようと意図した効果を排除しない量において生じ得ることを意味する。

10

【0014】

上記のように、電気手術装置は、電気手術エネルギーを電気手術電極から組織に加えるために電気手術発電機によって供給される電気エネルギーを使用することができる。実行者が、電気手術を行いながら手術部位をより良く視覚化することを助けるために、電気手術装置は、手術部位を照明するために光を遠位方向へ送信することを提供することを含むことができる。例えば、電気手術装置は、手術部位を照明するために電気手術電極に沿っておよび／または電気手術電極の周囲に光を送信する1つまたは複数の光学特徴を含むことができる。

【0015】

20

光を送信するための光学特徴を電気手術装置に提供することは有利である可能性があるが、光学特徴は、電気手術装置内または電気手術装置上でスペースを占める。これは、何らかの課題を生じる可能性がある。例えば、小さな手術キャビティへのより大きなアクセスを提供するためにおよび／または電気手術装置が電気手術電極および／または手術部位への見通し線を損なうことを軽減するために電気手術装置のサイズを制限するまたは減少させることが有利である可能性がある。これらのスペース制約についての熟慮は、電気手術装置が、例えば、手術部位からサージカルスモークを排出するための特徴などの、その他のスペースを占める特徴を含む実施態様においてより深刻となり得る。

【0016】

別の課題は、利用可能な比較的小さなスペースにおいて光放出の質を達成することである。実際、電気手術電極の周囲に光を提供することが望ましい場合がある。また、電気手術電極によって生じる影を減じつつそうすることが有利である場合がある。さらに、光源と、光が電気手術装置から出力されるポイントとの間の光伝達経路に沿った光損失を減じることが有利である可能性がある。例えば、光損失を減じることが、光源を作動させるための電力要求を減じかつ／または熱を減じる助けとなることができる。

30

【0017】

本願は、上述の課題のうちの1つまたは複数を解決するために電気手術装置に組み込むことができる光学レンズアセンブリを提供する。

【0018】

ここで図1を参照すると、一実施例による電気手術システム100が示されている。図1に示したように、電気手術システム100は、電気手術発電機110および電気手術装置112を含む。概して、電気手術発電機110は、患者において電気手術を行うのに適した電気手術エネルギーを発生することができる。例えば、電気手術発電機110は、グリッドパワーを、例えば、高周波(RF)出力電力などの電気手術エネルギーに変換することができる電極変換器回路114を含むことができる。一実施例として、電力変換器回路114は、電気手術エネルギーの電圧、電流および／または周波数を制御することができる1つまたは複数の構成要素(例えば、1つまたは複数の変圧器)を含むことができる。

40

【0019】

実施例において、電気手術発電機110は、ユーザから1つまたは複数の入力を受け取りかつ／またはユーザに1つまたは複数の出力を提供することができるユーザインターフ

50

エース 116 を含むことができる。実施例として、ユーザインターフェース 116 は、1 つまたは複数のボタン、1 つまたは複数のスイッチ、1 つまたは複数のダイヤル、1 つまたは複数のキーパッド、1 つまたは複数のタッチスクリーン、1 つまたは複数のディスプレイスクリーン、1 つまたは複数のインジケータライト、1 つまたは複数のスピーカ、および／または 1 つまたは複数の触覚出力装置を含むことができる。

【0020】

一実施例において、ユーザインターフェース 116 は、電気手術発電機 110 のための複数の動作モードの中から 1 つの動作モードを選択するために動作可能とすることができる。実施例として、動作モードは、切断モード、凝固モード、除去モード、および／または封止モードを含むことができる。これらの波形の組合せは、混合されたモードを生成するために形成することもできる。1 つの実施態様において、動作モードは、電気手術エネルギーのためのそれぞれの波形に対応することができる。したがって、この実施態様において、電気手術発電機 110 は、ユーザインターフェース 116 を使用して選択された動作モードに少なくとも部分的に基づいて複数の波形から選択された波形を有する電気手術エネルギーを生成することができる。

【0021】

電気手術発電機 110 は、電気手術エネルギーおよび／または標的組織に関連する 1 つまたは複数の状態を感知することができる 1 つまたは複数のセンサ 118 も含むことができる。実施例として、センサ 118 は、1 つまたは複数の電流センサ、1 つまたは複数の電圧センサ、1 つまたは複数の温度センサ、および／または 1 つまたは複数の生体インピーダンスセンサを含むことができる。実施例の中で、電気手術発電機 110 は、追加的または代替的に、センサ 118 によって感知された状態に関連する 1 つまたは複数のパラメータに基づいて、所定の量の電気手術エネルギー（例えば、電力）および／または複数の波形の中から選択された波形を有する電気手術エネルギーを生成することができる。

【0022】

1 つの実施例において、電気手術エネルギーは、標的組織の近くの筋肉および／または神経を刺激することを減じる（または回避する）ために約 100 キロヘルツ (kHz) よりも大きな周波数を有することができる。別の実施例において、電気手術エネルギーは、約 300 kHz ～ 約 500 kHz の周波数を有することができる。

【0023】

図 1 において、電気手術発電機 110 は、電気手術発電機 110 を電気手術装置 112 に結合することを容易にすることができるコネクタ 120 も含む。例えば、電気手術装置 112 は、プラグを有する電源コード 122 を含むことができ、プラグは、電気手術発電機 110 のコネクタ 120 のソケットに結合することができる。この配列において、電気手術発電機 110 は、電気手術発電機 110 のコネクタ 120 と電気手術装置 112 の電源コード 122 との間の結合を介して電気手術装置 112 に電気手術エネルギーを供給することができる。

【0024】

図 1 に示したように、電気手術装置 112 は、ハウジング 123 を含むことができる。ハウジング 123 は、その中および／または上に電気手術装置 112 の構成要素を配置することができる細長い構造とすることができる。幾つかの実施例において、ハウジング 123 は、一体的なモノリシック構造とすることができる。その他の実施例において、ハウジング 123 は、互いに結合された複数の構造を含むことができる。

【0025】

図 1 において、ハウジング 123 は、内部ボアを画定するハンドル 124 と、ハンドル 124 から遠位方向へ延びるシャフト 126 と、シャフト 126 に結合された電気手術電極 128 とを含む。概して、ハンドル 124 は、ユーザが電気手術を行いながら電気手術装置 112 を把持および操作することを容易にするように構成することができる。例えば、ハンドル 124 は、片手を使って電気手術装置 112 を操作することによってユーザが電気手術を行うことを容易にすることができる形状および／またはサイズを有することが

10

20

30

40

50

できる。1つの実施態様において、ハンドル124は、ユーザが筆記用具把持形式で電気手術装置122を保持することを容易にする形状および／またはサイズを有することができる（例えば、電気手術装置112は電気手術ペンシルとすることができる）。

【0026】

加えて、例えば、ハンドル124および／またはシャフト126は、電氣的絶縁体（例えば、プラスチック材料）である1つまたは複数の材料から構成することができる。これは、電気手術を行いながら、電気手術装置112を通流する電気手術エネルギーからユーザを絶縁することを容易にすることができる。

【0027】

幾つかの実施態様において、シャフト126は、固定された不動の形式でハンドル124に結合することができる。これは、例えば、さもなければ互いに対するシャフト126およびハンドル124の移動を補償することを必要とし得る電気接続を簡略化することによって、製造を簡略化しかつ製造コストを減じる場合がある（例えば、スリップリング電気接点および／または滑り電気接点を省略することによって）。1つの実施例において、シャフト126およびハンドル124が互いに対して固定されかつ不動であるように、ハンドル124およびシャフト126を単一のモノリシックな構造として形成することができる。別の実施例において、ハンドル124およびシャフト126は、溶接結合、接着剤結合、および／またはハンドル124とシャフト126との間の移動を阻止する別の結合によって互いに固定的に結合することができる。

【0028】

その他の実施態様において、シャフト126は、ハンドル124に対してテレスコープ式に可動とすることができる。例えば、シャフト126をハンドル124に対して遠位方向へ延長させかつシャフト126を近位方向へ収縮させるために、シャフト126は、ハンドル124によって画定された内部ボアにおいてテレスコープ式に可動とすることができる（例えば、電気手術装置112の長手方向軸線に沿って可動である）。幾つかの実施例において、電気手術電極128がシャフト126に結合されており、これにより、電気手術電極128は、シャフト126と一緒に、ハンドル124に対して長手方向軸線に沿って軸方向に移動することができる。これは、電気手術装置112の長さの調節を提供することができる、この調節は、組織内の複数の異なる深さにおいて（例えば、患者の異なる解剖学的形状および／またはサイズによる）および／または複数の異なる角度において電気手術を行うことを容易にすることができる。

【0029】

幾つかの実施態様において、電気手術電極128は、追加的または代替的に、電気手術装置112の長手方向軸線に対して平行な回転軸を中心に回転可能とすることができる。幾つかの実施例において、電気手術電極128は、ハンドル124およびシャフト126に対して回転可能とすることができる。その他の実施例において、電気手術電極128は、シャフト126に対して回転方向で固定することができ、これにより、シャフト126および電気手術電極128は、ハンドル124と、シャフト126によって画定された内部キャビティにおける少なくとも1つの追加的な構成要素とに対して一緒に回転可能である。ハンドル124に対して電気手術電極128を回転させることは、電気手術装置112の1つまたは複数のユーザ入力装置130に対する電気手術電極128の角度を調整することを容易にすることができる。この配列において、ユーザは、ユーザの指がユーザ入力装置130を快適に操作することができる位置においてハンドル124を快適に把持することができる一方、電気手術電極128は、例えば、ユーザが操作している手術部位の場所、サイズおよび／または形状に基づいてハンドル124に対する複数の回転位置の中から選択された回転位置にセットされる。

【0030】

1つの実施態様において、電気手術電極128は、ハンドル124に対して360度よりも大きく回転可能とすることができる。これは、オペレータが電気手術電極128を制限なく自由に回転させることを可能にすることにより使用の容易性を高めることができる

10

20

30

40

50

。しかしながら、その他の実施態様において、電気手術電極 128 は、360 度以下だけ回転可能とすることができる（例えば、180 度だけ回転可能または 360 度だけ回転可能）。これにより、依然として、オペレータは、所望の回転配列を達成し得るが、オペレータが第 1 の方向へ回転し、さらなる回転を制限する停止位置に達し、次いで、所望の回転配列を達成するために第 2 の方向に戻るよう回転する場合がある可能性がある。

【0031】

ハンドル 124 および／またはシャフト 126 に対する単極電気手術電極 128 の回転を提供することが有利である可能性があるが、幾つかの実施態様において単極電気手術電極 128 はハンドル 124 およびシャフト 126 に対して回転方向で固定され得る。これは、例えば、（例えば、スリップリング電気接点および／または滑り電気接点を省略することによって）さもなければ互いに対するシャフト 126 およびハンドル 124 の移動を補償する必要がある場合がある電気接続を簡略化することによって、例えば、製造を簡略化しかつ製造コストを削減する助けとなる場合がある。

【0032】

ユーザ入力装置 130 は、電気手術装置 112 および／または電気手術発電機 110 の動作モードのうちから選択することができる。例えば、1 つの実施態様において、ユーザ入力装置 130 は、切断動作モードおよび凝固動作モードのうちから選択するように構成することができる。電気手術装置 112 のユーザ入力装置 130 の作動に 응답して、電気手術装置 112 は、（i）ユーザ入力装置 130 を介して選択された動作モードに対応する電力レベルおよび／または波形を有する電気手術エネルギーを受け取り、（ii）電気手術エネルギーを電気手術電極 128 に供給することができる。

【0033】

図 1 において、電気手術装置 112 は、電気手術装置 112 が電気手術発電機 110 から受け取る電気手術エネルギーを電気手術電極 128 に供給することを容易にする、複数の電気構成要素を含む。例えば、電気手術装置 112 は、プリント回路基板 132（例えば、フレキシブルプリント回路基板）、ハウジング導体 134、および／または電気手術エネルギーを電源コード 122 から電気手術電極 128 へ伝導するための回路を提供することができるシャフト導体 136 を含む電気構成要素のグループから選択された少なくとも 1 つの電気構成要素を含むことができる。電気構成要素のうちの 1 つまたは複数は、ハンドル 124 によって画定された内部ボア 125 および／またはシャフト 126 によって画定された内部キャビティに位置決めすることができる。

【0034】

実施例において、ユーザ入力装置 130 は、ハンドル 124 の外面における 1 つまたは複数のボタンを含むことができる。ユーザ入力装置 130 の各ボタンは、プリント回路基板 132 の複数のスイッチ 138 のうちのそれぞれ 1 つを作動させるように動作可能とすることができる。概して、スイッチ 138 および／またはプリント回路基板 132 は、電気手術発電機 110 から電気手術電極 128 への電気手術エネルギーの供給を制御するように動作可能である。例えば、1 つの実施態様において、各ボタンが操作（例えば、押下）されると、ボタンに関連したそれぞれのスイッチ 138 を作動させることができ、これにより、プリント回路基板 132 は信号を電気手術発電機 110 に送信し、電気手術発電機 110 は応答してボタンに関連した動作モードに対応する電力レベルおよび／または波形を有する電気手術エネルギーを供給する。別の実施態様において、ボタンを操作し、これにより、ボタンに関連したそれぞれのスイッチ 138 を作動させることにより、スイッチ 138 を閉じることができ、これにより、電気手術発電機 110 への回路を完成させ、電気手術発電機 110 は応答してボタンに関連した動作モードに対応する電力レベルおよび／または波形を有する電気手術エネルギーを供給する。この実施態様の幾つかの実施例において、プリント回路基板 132 を省略することができる。

【0035】

両実施例実施態様において、電気手術発電機 110 によって供給される電気手術エネルギーは、ハウジング導体 134 およびシャフト導体 136 によって（i）電源コード 12

10

20

30

40

50

2、プリント回路基板132、および／またはスイッチ138から(ii)電気手術電極128へ供給することができる。これにより、図1に示したように、プリント回路基板132は電源コード122に結合することができ、ハウジング導体134はプリント回路基板132およびシャフト導体136に結合することができ、シャフト導体136は電気手術電極128に結合することができる。この配列において、ハウジング導体134は、電気手術エネルギー（プリント回路基板132を介してハウジング導体134に供給される）をシャフト導体136に伝導することができ、シャフト導体136は、電気手術エネルギーを電気手術電極128に伝導することができる。

【0036】

概して、ハウジング導体134およびシャフト導体136はそれぞれ、電気手術エネルギーを電気手術電極128に供給するための導電性バスを提供する1つまたは複数の導電性素子を含むことができる。より具体的には、ハウジング導体134は、電気手術エネルギーをシャフト導体136に供給することができるハンドル124の1つまたは複数の導電性素子を含むことができ、シャフト導体136は、電気エネルギーをハウジング導体134から電気手術電極128に供給することができるシャフト126の1つまたは複数の導電性素子を含むことができる。シャフト126がハンドル124に対して可動および／または回転可能である実施態様において、ハウジング導体134は、ハウジング導体134と、シャフト導体136と、電気手術電極128との間の電気結合を維持するためにシャフト導体136に係合することができる一方、(i)シャフト126および／または電気手術電極128はハンドル124に対してテレスコープ式に移動し、かつ／または(ii)電気手術電極128はハンドル124に対して回転する。

【0037】

電気手術装置112は、図1においてユーザ入力装置130を含むが、ユーザ入力装置130は、別の実施例では電気手術装置112とは別個のものとするすることができる。例えば、ユーザ入力装置130は、追加的または代替的に、上述のように電気手術装置112の動作を制御するために作動可能な1つまたは複数のフットペダルを含むことができる。フットペダルは、フットペダルの作動に応答して信号を提供するために電気手術発電機110に通信可能に結合され得る。

【0038】

図1に示したように、電気手術装置112は、追加的に、光を放出するように構成された1つまたは複数の光源140を含むことができる。光源140は、光レンズアセンブリ142に光学的に結合され得、光レンズアセンブリ142は、光源140によって放出された光を受信し、電気手術電極128を使用して電気手術を行いながら手術部位を照明するために光を遠位方向へ手術部位に向かって送信するように構成されている。図4A～図23に関して以下でさらに詳細に説明するように、光学レンズアセンブリ142は、光源140によって放出された光を遠位方向へ方向付け、これにより、手術部位を照明する光の質を高めることを助けることができる。

【0039】

図1において、光源140は、シャフト126に結合され得る。このように、光源140は、シャフト126とともにハンドル124に対してテレスコープ式に移動することもできる。しかしながら、その他の実施例において、光源140は、ハンドル124の内部ボアにあることができるおよび／またはハンドル124の外面に結合され得る。実施例として、光源140は、1つまたは複数の発光ダイオード(LED)、有機発光ダイオード(OLED)、光ファイバ、非ファイバ光導波路、および／またはレンズを含むことができる。追加的に、例えば、光源140は、1つまたは複数の光源(例えば、LED)を有する発光ダイオードプリント回路基板(LED PCB)を含むことができる。以下でさらに詳細に説明するように、LED PCBは、PCB開口を含むことができ、電気手術装置112の1つまたは複数のその他の構成要素(例えば、電気手術電極128)は、開口を通して延びることができる。

【0040】

光源 140 を含む実施態様において、ユーザ入力装置 130、プリント回路基板 132、スイッチ 138、ハウジング導体 134、および／またはシャフト導体 136 は、追加的に、直流（DC）電源 144 から光源 140 に電力を供給することができる。1つの実施例において、DC 電源 144 は、ハンドル 124 に配置されたバッテリ、電源コード 122 のプラグ、および／またはハンドル 124 とプラグとの間で電源コード 122 に沿って配置されたバッテリレセプタクルを含むことができる。電気手術装置 112 は、図 1 において DC 電源 144 を含むが、DC 電源 144 は、その他の実施例において電気手術装置 112 とは別個かつ異なるものとすることができる。例えば、別の実施例において、電気手術発電機 110 は、DC 電源 144 を含むことができる。

【0041】

追加的に、光源 140 を含む実施態様において、ユーザ入力装置 130 は、光源 140 に光を放出させるように動作可能とすることができる。1つの実施例において、ユーザ入力装置 130 は、電気手術装置 112 の電気手術動作モードを制御するボタンとは別個の、光源 140 を独立して制御するボタンを含むことができる。別の実施例において、ユーザ入力装置 130 およびプリント回路基板 132 は、電気手術動作モードを制御するボタンの動作が光源 140 の動作を同時に制御するように構成することができる（例えば、電気手術電極 128 において電気手術エネルギーを加えるようにボタンが操作されると、光源 140 は光を放出するように自動的に作動され得る）。

【0042】

図 1 に示したように、光源 140 を作動させるためのユーザ入力装置 130 の操作にตอบสนองして、DC 電源 144 は、プリント回路基板 132、ハウジング導体 134、および／またはシャフト導体 136 を介して光源 140 に電力（例えば、DC 電圧）を供給することができる。この実施態様において、ハウジング導体 134 の導電性素子のうちの 1 つまたは複数は、DC 電源 144 から光源 140 へ電力を供給しかつ／または光源 140 から DC 電源 144 へ電力を戻すように構成することができる。したがって、ハウジング導体 134 は、追加的または代替的に、シャフト 126 および光源 140 がハンドル 124 に対してテレスコープ式に移動するときに DC 電源 144 と光源 140 との間に電気通信を提供することを支援することができる。

【0043】

上述の実施例において、ハンドル 124 におけるユーザ入力装置 130 は、光源 140 の動作を制御するように操作することができるが、光源 140 は、追加的または代替的に、電気手術発電機 110 における（例えば、ユーザインターフェース 116 を介して）および／または電源コード 122 のプラグにおける 1 つまたは複数のユーザ入力装置によって操作することができる。

【0044】

上記のように、電気手術装置 112 は、追加的に、標的組織からのサージカルスモークを手術部位の外部の場所へ排出することを提供する特徴を含むことができる。サージカルスモークは、様々な手術処置の副産物である。例えば、手術処置の間、サージカルスモークは、電気手術ユニット（ESU）、レーザ、電気焼灼装置、超音波装置、および／またはその他の電力手術器具（例えば、骨のこぎりおよび／またはドリル）の副産物として生成される場合がある。幾つかの例において、サージカルスモークは、組織の破壊により生じる有毒ガスおよび／または生物学的産物を含有する場合がある。追加的に、サージカルスモークは、不快な臭いを有する場合がある。これらの理由およびその他の理由から、多くのガイドラインは、外科医がサージカルスモークに曝されることが減じられるまたは最小限に抑えられるべきであることを示している。

【0045】

サージカルスモークに曝されることを減じる（または最小限に抑える）ために、手術処置中に排煙システムが使用されてよい。概して、排煙システムは、手術部位からサージカルスモークを吸い出すための十分な吸引および／または真空圧力を生じることができる吸引ポンプ 146 を含んでよい。幾つかの実施態様において、排煙システムは、手術室から

10

20

30

40

50

サージカルスモークを排出する排気システム（例えば、壁埋込み型排気システム）に結合されてよい。その他の実施態様において、排煙システムは、サージカルスモークを含んだ空気を濾過し、空気を手術室へ戻してもよい。実施例において、吸引ポンプ 146 および電気手術発電機 110 は、別個の装置として提供されるかまたは 1 つの装置において（例えば、共通のハウジングにおいて）一体化され得る。

【0046】

図 1 に示したように、シャフト 126 は、シャフト 126 の内部キャビティにおいて排煙チャンネル 148 を含むことができる。排煙チャンネル 148 は、電気手術電極 128 の遠位部分の中心軸線の周囲に円周方向に延びることができるスモーク入口も含むことができる。この配列において、排煙チャンネルのスモーク入口は、ハンドル 124 に対する電気手術電極 128 および／または標的組織に対する電気手術装置 112 の全ての回転整列位置においてサージカルスモークを排煙チャンネル 148 に受け入れることを助けることができる。しかしながら、別の実施例において、排煙チャンネル 148 は、電気手術電極 128 の周囲に円周方向に延びていない 1 つまたは複数のスモーク入口を含むことができる。

【0047】

一実施例において、排煙チャンネル 148 は、光学レンズアセンブリ 142 から空隙によって離間した外側管を含むことができる。例えば、シャフト 126 は、外側管と光学レンズアセンブリ 142 との間に空隙を提供するために、光学レンズアセンブリ 142 と、排煙チャンネル 148 の外側管との間に延びる複数のスタンドオフを含むことができる。1 つの実施態様において、光学レンズアセンブリ 142 は、光学レンズアセンブリ 142 およびスタンドオフが単一のモノリシック構造として形成されるようにスタンドオフを含むことができる。別の実施態様において、スタンドオフは、排煙チャンネル 148 の外側管と単一のモノリシック構造として形成することができる。別の実施態様において、スタンドオフは、排煙チャンネル 148 の外側管および光学レンズアセンブリ 142 とは別個のものとすることができる。

【0048】

一実施例において、シャフト 126 の排煙チャンネル 148 は、スモーク流路の第 1 の部分を画定しており、ハンドル 124 の内部ボアは、スモーク流路の第 2 の部分を画定している。図 2 は、この実施例の実施態様による電気手術装置 112 の部分的な断面図を示している。この配列において、サージカルスモークは、手術部位からシャフト 126 の排煙チャンネル 148 へ受け入れられ、排煙チャンネル 148 に沿って近位方向にハンドル 124 の内部ボア 125 へ流れ得る。ハンドル 124 の内部ボア 125 において、スモークは、さらに、ハンドル 124 の近位端部に結合されかつスモークをハンドル 124 から吸引ポンプ 146 へ搬送するように構成されたスモーク管 150 へ流れ得る。

【0049】

上記のように、光学レンズアセンブリ 142 は、光源 140 によって放出された光を遠位方向へ方向付け、これにより、手術部位を照明する光の質を高めることを助けることができる。光学レンズアセンブリ 142 は、シャフト 126 の遠位端部に設けられていることができる。幾つかの実施例において、光学レンズアセンブリ 142 は、電気手術電極 128 の全ての側の周囲に光を遠位に放出するように電気手術電極 128 の周囲に円周方向に配置することができる。これは、影を低減し、ハンドル 124 に対するシャフト 126 および／または標的組織に対する電気手術装置 112 の全ての回転方向整列位置における照明のより高い均一性を提供することを助けることができる。

【0050】

幾つかの実施態様において、排煙チャンネル 148 および光学レンズアセンブリ 142 は、同軸とすることができる。例えば、排煙チャンネル 148 および光学レンズアセンブリ 142 はそれぞれ、シャフト 126 の中心軸線と一致した長手方向軸線を有することができる。排煙チャンネル 148 の中心軸線がシャフト 126 の中心軸線と一致するように排煙チャンネル 148 を配置することは効率的な吸引性能のために有利である可能性がある。同様に、例えば、全ての回転整列位置におけるより良い見通し線および／またはより直感的な

10

20

30

40

50

ハンドリングを提供するために、シャフト 126 の中心軸線と整列するように電気手術電極 128 を配置することが有利である可能性がある。

【0051】

実施例において、光学レンズアセンブリ 142 は、貫通ボアを画定することができ、排煙チャンネル 148 および／または電気手術電極 128 は貫通ボアを通して延びていることができる。このような配列において、電気手術電極 128 はシャフト 126 に中心合わせさせることができ、排煙チャンネル 148 は、電気手術電極 128 の円周の周囲に延びかつスモークを受け取ることができ、光学レンズアセンブリ 142 は、光を放出して電気手術電極 128 の周囲に延在させることができる。

【0052】

図 3 は、図 1 に示された、一実施例による光学レンズアセンブリ 142 の追加的な特徴を含む電気手術装置 112 の簡略化されたブロック図を示す。図 3 において、電気手術システム 100 は、ハウジング 123 と、電気手術電極 128 と、ハウジング 123 における複数の光源 140 と、光学レンズアセンブリ 142 とを含む。ハウジング 123 は、近位端部および遠位端部を有し、電気手術電極 128 は、ハウジング 123 の遠位端部から遠位方向へ延びている。

【0053】

また、図 3 に示したように、光学レンズアセンブリ 142 は、近位端部および遠位端部を有する。光学レンズアセンブリ 142 は、(i) 光学レンズアセンブリ 142 の遠位端部において互いに結合され、(ii) 光学レンズアセンブリ 142 の近位端部において互いに離間した、複数の光学構成要素 301 を含む。実施例において、複数の光学構成要素 301 は、互いに有効な光の伝達を行っていない（例えば、1つの光学構成要素 301 からの光の約 10% 未満が、隣接する光学構成要素 301 を通過する）。これは、比較的狭い光のビームを提供することを助けることができる。しかしながら、光学構成要素 301 のうちの 1つによって放出された光の部分は、別の光学構成要素 301 によって放出された光の部分と重なり合うことができる。これは、光学構成要素 301 が光の相互伝達を行っていない実施態様と比較して広い光のビームを提供することができる。

【0054】

図 3 において、光学レンズアセンブリ 142 は、2つ以上の光学構成要素 301 を含むことができる。より具体的には、光学レンズアセンブリ 142 は、N に等しい光学構成要素の量を含むことができ、N は、1 よりも大きい整数値である。図 3 に示したように、各光学構成要素 301 は、複数の光源 140 のうちのそれぞれの光源 140 に光学的に結合されている。これにより、光源 140 も、N に等しい光源の量を含むことができる。1つの実施態様において、光学レンズアセンブリ 142 は、3つ以上の光学構成要素 301 および 3つ以上の光源 140 を含むことができる。これは、シャフト 126 の長手方向軸線の周囲に光学構成要素 301 を分散させることを助けることができ、これにより、光学レンズアセンブリ 142 は、遠位方向へかつ電気手術電極 128 の周囲に光を放出することができ、これにより (i) 影の形成を低減し、(ii) ハンドル 124 に対する電気手術電極 128 および／または標的組織に対する電気手術装置 112 の全ての回転整列位置において照明のより高い均一性を提供する。

【0055】

以下にさらに詳細に説明するように、光学レンズアセンブリ 142 の近位端部において、各光学構成要素 301 はキャビティを画定することができ、このキャビティに、光源 140 が光学レンズアセンブリ 142 の最も近位の面よりも遠位になるようにそれぞれの光源 140 が配置されている。これは、光源が光学レンズアセンブリの最も近位の面よりも近位に配置されているその他の光学レンズと比較して、光源 140 によって放出される広角の光線をより良く捕捉および送信することを助けることができる。しかしながら、幾つかの実施態様において、光源は、光学レンズアセンブリ 142 の最も近位の面の近位に配置することができる。

【0056】

各光学構成要素 301 は、近位反射面 303 および遠位送信面 305 を含む。近位反射面 303 は、光学構成要素 301 に光学的に結合されたそれぞれの光源 140 から遠位に延びている。近位反射面 303 は、それぞれの光源 140 によって放出された光を光学構成要素 301 の遠位端部に向かって反射するように構成されている。幾つかの実施例において、近位反射面 303 は、近位反射面 303 によって反射された光を実質的にコリメートするように構成された球面形状または放物線形状を有することができる。

【0057】

その他の実施例において、近位反射面 303 は、近位反射面 303 によって反射された光を実質的にコリメートするように構成された非球面形状を有する。近位反射面 303 の非球面形状は、より大きな効率を提供し、放物線反射面または球面反射面の場合に可能であるよりも高いレベルの光のコリメーションを達成することができる。1つの実施例において、近位反射面 303 の非球面形状は、以下の式 1 によって定義することができる：

$$z(r) = C \cdot r^2 / (1 + \sqrt{1 - C^2 \cdot (K+1) \cdot r^2}) + a_4 \cdot r^4 + a_6 \cdot r^6 + a_8 \cdot r^8 \quad (\text{式 1})$$

ここで、C は曲率、K は円錐定数、 a_4 、 a_6 および a_8 は非球面係数である。さらに、実施態様において、近位反射面 303 の近位部分は放物線形状を有することができ、近位反射面 303 の遠位部分は非球面形状を有することができ、これも、比較的広角の光線をコリメートすることを助ける場合がある。

【0058】

実施例において、近位反射面 303 は、内部全反射 (TIR) 反射器とすることができる。例えば、近位反射面 303 およびハウジング 123 は、空隙が近位反射面 303 を包囲するように互いに離間し得る。近位反射面 303 を TIR 反射器として配置することは、追加的な製造コストおよび／または多くの従来の光装置 (例えば、懐中電灯) に典型的に組み込まれる金属反射器に関連した生体適合性要求を軽減することを助けることができる。

【0059】

遠位透過面 305 は、光学レンズアセンブリ 142 の遠位端部にある。遠位透過面 305 は、光を光学構成要素 301 から遠位方向へ出力するように構成されている。光学レンズアセンブリ 142 の各遠位透過面 305 は、光学レンズアセンブリ 142 からの光の出力を制御するための 1 つまたは複数の特徴を含むことができる。実施例において、電気手術電極 128 の遠位端部の遠位側にある平面において、光学レンズアセンブリ 142 によって放出された光は、空間における各点において実質的に均一な光の強度を有することができる。例えば、光学レンズアセンブリ 142 によって放出された光は、電気手術電極 128 の遠位端部の遠位側にある平面において光パターンを画定することができ、光パターンの最も弱い部分における光の強度は、光パターンの最も強い部分における光の強度の少なくとも 50 パーセントの強度を有することができる。

【0060】

幾つかの実施例において、各遠位透過面 305 は、実質的に均一な形式で光を提供するように構成された非球面レンズとすることができる。1つの実施態様において、各遠位透過面 305 は、複数のゾーンに区分され得、光線は、各ゾーンから標的平面までトレースされ得る。非球面は、光線の分散が、標的平面の画定された領域内でほぼ均一な放射照度レベルを提供するように構成することができる。例えば、非球面レンズは、スネルの法則および光線のトレースを用いて、各ゾーンのためのレンズ面角度を決定し、次いで、連続的な非球面を決定するために非球面垂下式 (例えば、上記の式 1) に角度を曲線適合することによって設計することができる。

【0061】

別の実施例において、各遠位透過面 305 は、フレネルレンズとすることができる。例えば、フレネルレンズは、遠位端部に平坦な面を有することができる。遠位端部における平坦な面は、互いに同心の複数のリングを画定することができ、各リングは、それぞれの光学的特性 (例えば、ピッチ、深さ、角度、および／または曲率によって定義されるフレネル溝) を有することができ、複数のリングの光学的特性は、互いに異なることができ、

10

20

30

40

50

これにより、遠位端部における平坦な面は、非球面レンズに近似する形式で光を透過する（例えば、異なるリングは、フレネル溝のピッチ、深さ、角度、および／または曲率のうちの少なくとも1つにおいて異なることができる）。これは、比較的平坦かつコンパクトな形状を維持しながら遠位透過面305に光を集束させることを改善することを助けることができる。

【0062】

別の実施例において、遠位透過面305は、球面レンズ、非球面レンズおよびフレネルレンズから成るレンズタイプのグループの中から選択されたレンズの1つのタイプにおいて遠位端部に複数のレンズレットを含むことができる。レンズレットは、光強度の均一性を高めることをさらに助けることができる。例えば、レンズレットは、規則的なパターンで配置された複数の小さな球面レンズを含むことができる。例えば、パターンは、六角形（例えば、各レンズレットは6つの側部を有する）または矩形（例えば、各レンズレットは4つの側部を有する）であることができ、隣接するレンズレットは互いに当接している。それぞれの小さな球面レンズレットは、ソースのイメージを生成する。したがって、レンズレットアレイは、ソースの複数のイメージを生成する。レンズレットは、互いに接近して配置された複数のレンズを含むので、イメージは、少なくとも部分的に互いの上に重なり合い、人間の目が1つのイメージを識別することを困難にしている。その結果、光のビームは均一かつ均質に見える。

【0063】

図4A～図5Bは、実施例による図3の光学レンズアセンブリ142の2つの実施態様を示している。特に、図4Aおよび図5Aは、それぞれ第1および第2の実施例実施態様による光学レンズアセンブリ142および光源140のアセンブリを示しており、図4Bおよび図5Bは、それぞれ図4Aおよび図5Aにおける光学レンズアセンブリ142および光源140の1つの光学構成要素301を通過する断面図を示している。

【0064】

図4A～図5Bに示したように、光学レンズアセンブリ142は、近位端部142Aおよび遠位端部142Bを有する。光学レンズアセンブリ142は、(i) 光学レンズアセンブリ142の遠位端部142Bにおいて互いに結合され、(ii) 光学レンズアセンブリ142の近位端部142Aにおいて互いに離間した光学構成要素301も含む。これらの実施例において、光学構成要素301は、互いに光の伝達を行っていない。しかしながら、光学構成要素301のうちの1つによって放出された光の部分は、電気手術電極128の遠位端部の遠位側の平面において光をより均一に分散させるために、別の光学構成要素によって放出された光の部分と重なり合うことができる。一実施例において、光学レンズアセンブリ142は、成形プロセスによって形成することができる。

【0065】

図4A～図5Bにおいて、光学レンズアセンブリ142は、3つの光学構成要素301および3つの光源140を含む。上記のように、これは、シャフト126の長手方向軸線413の周囲に光学構成要素301を分配することを助けることができ、これにより、光学レンズアセンブリ142は、影の形成を低減するように光を遠位方向および電気手術電極128の周囲に放出することができる。追加的に、例えば、3つの光学構成要素301および3つの光源140は、異なる量の光学構成要素301および光源140を含むその他の実施態様よりもよりコンパクトな配列かつより低い電力要求で、光の所望の質を提供することができる。しかしながら、その他の実施例において、光学レンズアセンブリ142は、異なる量の光学構成要素301および光源140を含むことができる。

【0066】

例示された実施例において、光源140は、LED PCB 407に結合された複数のLEDを含む。LED PCB 407は、完全にLED PCB 407を通して延びるPCB開口409を有するリングの形態とすることができる。光学レンズアセンブリ142は、光学レンズアセンブリ142を通過して貫通ボアを画定するレンズ開口411も含むことができる。LED PCB 407のPCB開口409は、光学レンズアセンブリ142

のレンズ開口４１１と整列していることができ、これにより、電気手術装置１１２の１つまたは複数のその他の構成要素（例えば、電気手術電極１２８および／または排煙チャネル１４８）が、ＬＥＤが構成要素の周囲に配置されながら、ＬＥＤ ＰＣＢ４０７および光学レンズアセンブリ１４２を通して延びることができる。

【００６７】

例えば、光源１４０は、電気手術電極１２８の長手方向軸線４１３の周囲に円周方向に配置することができ、長手方向軸線４１３は、電気手術電極１２８の近位端部と電気手術電極１２８の遠位端部との間に延びている。図４Ａ～図５Ｂにおいて、３つの光源１４０は、電気手術電極１２８の長手方向軸線４１３の周囲に等間隔で配置されており、光学レンズアセンブリ１４２によって画定されたレンズ開口４１１は、電気手術電極１２８の長手方向軸線４１３と同一線上にある中心軸線を有する。これは、電気手術電極１２８の周囲の光の均一性を高めることを助けることができる。

【００６８】

追加的に、例えば、排煙チャネル１４８を画定する吸引管が、ＬＥＤ ＰＣＢ４０７におけるＰＣＢ開口４０９および光学レンズアセンブリ１４２におけるレンズ開口４１１を通して延びていることができる。この配列において、光源１４０は、吸引管の周囲に配置することができ、光学レンズアセンブリ１４２の遠位端部１４２Ｂは、吸引管の周囲に延びていることができる。これにより、スモークを排出し、電気手術電極１２８の周囲に光を放出することができる。

【００６９】

図４Ａおよび図５Ａに示したように、光学レンズアセンブリ１４２は、内面および外面を含む。内面は、光学レンズアセンブリ１４２のレンズ開口４１１および貫通ボアを画定している。一実施例において、近位反射面３０３と遠位透過面３０５との間において、光学レンズアセンブリ１４２の断面は、内面において円形であり、外面において非円形である。これにより、外面に隣接する構成要素に対する光学レンズアセンブリ１４２の回転を阻止しながら、光学レンズアセンブリ１４２が、光学レンズアセンブリ１４２の貫通ボアを通して延びる構成要素に対して回転することができる。実施例として、非円形は、楕円形、多角形、および／または非多角形とすることができる。

【００７０】

別の実施例において、周囲に配置された構成部材の回転を許容しかつ光学レンズアセンブリ１４２に対する内部に配置された構成要素の回転を阻止するために、内面は非円形の断面形状を有することができるのに対し、外面は円形である。別の実施例において、隣接する構成要素の回転を許容するために内面および外面の両方が円形の断面形状を有することができるか、または隣接する構成要素の回転を阻止するために内面および外面の両方が非円形とすることができる。

【００７１】

図４Ｂおよび図５Ｂに示したように、光学レンズアセンブリ１４２の近位端部１４２Ａにおいて、各光学構成要素３０１はキャビティ４１５を画定することができ、このキャビティ４１５には、光源１４０が光学レンズアセンブリ１４２の最も近位の面の遠位に位置するようにそれぞれの光源１４０が配置されている。追加的に、各光学構成要素３０１は、空隙によって、光学構成要素３０１に光学的に結合されたそれぞれの光源１４０から離間している。これは、光源が光学レンズアセンブリ１４２の最も近位の面の近位に配置されているその他の光学レンズと比較して、光源１４０によって放出された広角の光線をより良く捕捉しかつ送信することを助けることができる。

【００７２】

図４Ａ～図５Ｂに示したように、各光学構成要素３０１は、近位反射面３０３および遠位透過面３０５を含む。近位反射面３０３は、光学構成要素３０１に光学的に結合されたそれぞれの光源１４０から遠位に延びている。近位反射面３０３は、それぞれの光源１４０によって放出された光を光学構成要素３０１の遠位端部に向かって反射するように構成されている。

【0073】

また、図4A～図5Bにおいて、近位反射面303は、近位反射面303によって反射された光を実質的にコリメートするように構成された非球面形状を有する。近位反射面303の非球面形状は、放物線反射面または球面反射面によって可能であるよりも高い効率を提供しかつより高いレベルの光のコリメーションを達成することができる。さらに、実施態様において、近位反射面303の近位部分は放物線形状を有することができ、近位反射面303の遠位部分は非球面形状を有することができる。これも、比較的広角の光線をコリメートすることを助ける場合がある。

【0074】

上記のように、近位反射面303は、TIR反射器とすることができる。例えば、近位反射面303およびハウジング123は、空隙が近位反射面303を包囲するように互いに離間し得る。近位反射面303をTIR反射器として配置することは、追加的な製造コストおよび／または金属反射器に関連する生体適合性要求を軽減することを助けることができる。

【0075】

遠位透過面305は、光学レンズアセンブリ142の遠位端部142Bに位置する。遠位透過面305は、光を光学構成要素301から遠位方向へ出力するように構成されている。上記のように、光学レンズアセンブリ142の各遠位透過面305は、光学レンズアセンブリ142からの光の出力を制御するための1つまたは複数の特徴を含むことができる。例えば、各遠位透過面305は、図4A～図4Bにおけるフレネルレンズであり、各遠位透過面305は、図5A～図5Bにおいて非球面である。

【0076】

図6は、一実施例による、光源140の簡略化されたブロック図を示す。図4B、図5Bおよび図6において、各光源140は、ダイ619および保護層621を含むLED617である。保護層621は、例えば、シリコン材料の層などの光学的に透明な材料の層とすることができる。保護層621は、従来のLEDにおいて下に位置するダイオード構造を保護する剛性のシリコンレンズとは対照的に、非剛性構造（例えば、コーティング）とすることができる。これは、少なくとも部分的に、光学構成要素301がダイ619を保護することができるように光源140が光学構成要素301のキャビティ415に配置されているために可能である。

【0077】

剛性のシリコンレンズの代わりに非剛性の保護層621を使用することによって、各LED617の全体的なサイズを減じることができる。これは、光学直径とLED直径との比を維持しながら光学レンズアセンブリ142のサイズを減じることができる。例えば、従来のLEDにおいて、剛性シリコンレンズは、典型的には、ダイ619の直径よりも約200%大きい。対照的に、上述の非剛性保護層621を有するLEDは、ダイ619の直径よりも約10%～約50%大きい直径を有することができる。一実施例として、各LED617は、約1ミリメートル（mm）～約2mmの直径を有することができる。したがって、上述の光源140は、空間制約の課題を解決し、広いランバート光学パターンを有する光源からの光捕捉を改善することを助けることができる。

【0078】

図7A～図13は、一実施例による図4A～図4Bに示された光学レンズアセンブリ142を含む図1に示された電気手術装置112の実施態様を示す。図7A～図7Bに示したように、電気手術装置112のハウジング123は、近位端部および遠位端部を有するハンドル124と、ハンドル124の遠位端部から延びるシャフト126とを含む。電気手術電極128は、シャフト126の遠位端部から延びており、複数の光源140がシャフト126に設けられている。ハンドル124は内部ボア125を画定しており、シャフト126は、ハンドル124の内部ボア125から遠位に延びている。また、図7A～図7Bにおいて、電気手術電極128の遠位部分128Aは、シャフト126から遠位に延びている。実施例において、電気手術電極128の遠位部分128Aは、電気手術エネル

ギーを組織に加えるように構成された作業端部を画定している。

【0079】

図7A～図7Bにおいて、ハンドル124に対する電気手術電極128の最も遠位の先端部の距離を調節するために、シャフト126はハンドル124の内部ボア125においてテレスコープ式に可動である。例えば、図7Aは、電気手術装置112の長手方向軸線に沿ったハンドル124に対する第1の位置におけるシャフト126を示しており、図7Bは、電気手術装置112の長手方向軸線に沿ったハンドル124に対する第2の位置におけるシャフト126を示している。図7A～図7Bにおいて、第1の位置は第2の位置よりも近位にあり、これにより、シャフト126は、第1の位置においてハンドル124内の収縮位置にあり、シャフト126は、第2の位置においてハンドル124から延長した位置にある。上記のように、ハンドル124に対してシャフト126をテレスコープ式に移動させることは、異なるサイズおよび／または形状の標的組織を処置するために電気手術装置の長さを調節することを容易にすることができる。しかしながら、上述のように、その他の実施例において、シャフト126は、シャフト126がハンドル124に対して可動でないようにハンドル124に固定して結合され得る。

【0080】

幾つかの実施例において、電気手術装置112は、ハンドル124の近位端部にカラー762を含むことができる。カラー762は、シャフト126の外面とカラー762の内面との間の摩擦を増大および／または低減するためにハンドル124に対して回転可能とすることができる。これにより、カラー762は、ハンドル124に対するシャフト126の軸方向テレスコープ式移動を許容および／または阻止する。

【0081】

追加的に、図7A～図7Bにおいて、シャフト126はハンドル124に対して回転方向で固定されており、電気手術電極128はハンドル124およびシャフト126に対して回転可能である。これは、設計を簡略化し、電気手術装置112の製造コストを削減することができる。例えば、ハンドル124、シャフト126および電気手術電極128のこの配列は、ハウジング導体134と、シャフト導体1236と、電気手術電極128との間の電気接続を簡略化することができる。追加的に、この配列は、ハンドル124に対するシャフト126のテレスコープ式移動中、および／またはシャフト126およびハンドル124に対する電気手術電極128の回転中の電気接続に対する損傷を軽減することを助けることができる。

【0082】

図8～図13は、上述のテレスコープ式移動および回転移動を容易にすることができる電気手術装置112の追加的な態様を示す。図8は、ハンドル124の部分的に分解された図を示す。図8に示したように、ハンドル124は、上側部分864Aと下側部分864Bとの間に内部ボア125を画定するように下側部分864Bに結合することができる。上側部分864Aを含むことができる。概して、内部ボア125は、電気手術装置112の1つまたは複数の構成要素を収容可能な、ハンドル124内の空間とすることができる。

【0083】

ハンドル124の内部ボア125において、電気手術装置112は、ハンドル124の長手方向軸線に対して平行な方向（例えば、ハンドル124の近位端部124Aとハンドル124の遠位端部124Bとの間に延びる方向）に沿って延びるシャフトガイド866を含む。シャフトガイド866は、シャフト126の内部キャビティ868において延びるように構成されている。シャフト126の内部キャビティ868は、シャフト126の近位端部126Aとシャフト126の遠位端部126B（図7A～図7Bに示されている）との間に延びるボアとすることができる。これにより、内部キャビティ868は、シャフト126の内面によって画定することができる。

【0084】

図8に示したように、シャフトガイド866は、シャフト126とハンドル124との間の回転を防止することを助けるために非円形の断面形状を有することができる。例えば

、シャフト１２６の内部キャビティ８６８において延びるシャフトガイド８６６の外表面は、シャフト１２６の内部キャビティ８６８においてシャフト１２６の内面の非円形形状に係合する非円形形状を有することができる。この配列において、シャフト１２６は、シャフトガイド８６６上を近位方向および遠位方向に（例えば、ハンドル１２４の長手方向軸線に沿って）摺動することができるが、シャフト１２６は、（i）シャフト１２６の内部キャビティ８６８の内面と、（ii）シャフトガイド８６６の外表面との間の係合によりシャフトガイド８６６に対して回転することを防止されている。

【００８５】

また、図８に示したように、シャフトガイド８６６は、ハンドル１２４に対して回転方向で固定されている。例えば、シャフトガイド８６６の一部は、対応する形状を有するハンドル１２４における構造に係合することができる非円形形状を有することができる。図８において、例えば、シャフトガイド８６６の近位部分は、シャフトガイド８６６とハンドル１２４との間の回転を防止するためにハンドル１２４の内壁（例えば、ハンドル１２４の上側部分８６４Ａおよび／または下側部分８６４Ｂの内壁）に形成された六角形のソケットに係合する六角形特徴を有する。この配列において、シャフト１２６は、シャフト１２６とシャフトガイド８６６との間の第１の非回転係合およびシャフトガイド８６６とハンドル１２４との間の第２の非回転係合の結果、ハンドル１２４に対して回転方向で固定されている。

【００８６】

上記のように、電気手術電極１２８はシャフト１２６に結合されており、電気手術電極１２８は、ハンドル１２４およびシャフト１２６に対して回転可能である。電気手術電極１２８のこのような回転を許容する形式で電気手術電極１２８をシャフト１２６に結合するための例示的な配列は、図９～図１０に示されている。図９は、図７Ａ～図７Ｂに示された実施例実施態様のためのハンドル１２４、シャフト１２６および電気手術電極１２８の遠位部分の断面図を示す。図９は、ハウジング導体１３４の一部および実施例によるシャフト導体１３６の電気接点９７０も示す。図１０は、図９に示された電気接点９７０の斜視図を示す。

【００８７】

図９に示したように、シャフト１２６は、電気手術電極１２８の近位部分１２８Ｂに結合された電気接点９７０を含むことができる。特に、電気接点９７０は、電気手術電極１２８が電気接点９７０に対して回転可能であるように電気手術電極１２８の近位部分１２８Ｂに結合されている。この実施例において、電気手術電極１２８および電気接点９７０は、電気接点９７０に対する電気手術電極１２８の全ての回転位置において電氣的に結合されている。

【００８８】

実施例において、電気接点９７０は、電気手術電極１２８の近位部分１２８Ｂに摩擦式に係合することができ、これにより、（i）しきい値力よりも小さい力が電気手術電極１２８に加えられたときには電気接点９７０が電気接点９７０に対する電気手術電極１２８の回転を阻止し、（ii）しきい値力よりも大きい力が電気手術電極１２８に加えられたときには電気接点９７０が電気接点９７０に対する電気手術電極１２８の回転を許容する。しきい値力は、重力下のみでは電気手術電極１２８が自由に回転することを防止し、および／または組織を切断するおよび／または凝固させるために電気手術電極１２８が使用されるときに電気手術電極１２８が回転することを防止するように十分に大きい力の量とすることができる。しきい値力は、追加的または代替的に、別個の工具または器具を使用することなく使用者がハンドル１２４に対して電気手術電極１２８を手動で回転させることができるように十分に低い力の量とすることができる。

【００８９】

電気手術電極１２８の近位部分１２８Ｂと電気接点９７０との間の摩擦係合を提供することを支援するために、電気接点９７０は、電気手術電極１２８の近位部分１２８Ｂの周囲の少なくとも半分にわたって延びていることができる。例えば、図１０において、電気

10

20

30

40

50

接点 970 は、電気手術電極 128 の近位部分 128B の周囲の半分よりも多くにわたって延びておりかつ電気手術電極 128 の近位部分 128B に力を加えるように内方へ偏らされている一対のアーム 971 を含む。これにより、電気接点 970 によって加えられる力は、シャフト 126 およびハンドル 124 に対する電気手術電極 128 の回転を制御することを助けることができる。追加的に、この配列では、電気接点 970 のアーム 971 は、回転軸線（例えば、電気手術電極 128 の中心軸線）を中心に電気手術電極 128 が 360 度よりも多く回転することを許容することができる。

【0090】

電気接点 970 は、電気手術電極 128 をシャフト 126 の内部キャビティ 868 において軸方向で保持することを支援することもできる。例えば、電気手術電極 128 の近位部分 128B は、遠位方向へのシャフト 126 に対する電気手術電極 128 の軸方向移動を阻止または防止するように電気接点 970 に係合することができる第 1 の肩部 972A を含むことができる。追加的に、例えば、電気手術電極 128 の近位部分 128B は、近位方向へのシャフト 126 に対する電気手術電極 128 の軸方向移動を阻止するようにシャフト 126 のストッパ 973 に係合することができる第 2 の肩部 972B を含むことができる。

【0091】

幾つかの実施例において、第 1 の肩部 972A と電気接点 970 との間の係合は、電気手術電極 128 がシャフト 126 に固定して結合されるようにシャフト 126 からの電気手術電極 128 の取外しを阻止または防止することができる。代替的な実施例において、第 1 の肩部 972A と電気接点 970 との間の係合は、電気手術電極 128 が取り外され、別の電気手術電極 128 と交換されることを許容することができる。

【0092】

追加的に、図 9 - 図 10 に示したように、電気接点 970 は、電気手術電極 128 の近位部分 128B に結合された第 1 の端部 970A と、ハンドル 124 内へ延びる第 2 の端部 970B とを含むことができる。図 9 に示したように、第 2 の端部 970B は、ハンドル 124 の長手方向軸線に対して平行な方向にハンドル 124 に沿って延びるハウジング導体 134 に係合する。この実施例において、電気接点 970 の第 2 の端部 970B はハウジング導体 134 と係合させられたままであるように構成されているのに対し、シャフト 126 はハンドル 124 に対してテレスコープ式に移動する。例えば、電気接点 970 は、電気接点 970 がシャフト 126 とともにハンドル 124 に対して移動するようにシャフト 126 に固定して結合されている。この配列において、電気接点 970 の第 2 の端部 970B はハウジング導体 134 に連続的に係合および電氣的に結合することができるのに対し、第 2 の端部 970B は、シャフト 126 がハンドル 124 に対して軸方向に移動することに応答してハウジング導体 134 に沿って摺動する。これにより、電気接点 970 は、ハンドル 124 に対する電気手術電極 128 のあらゆる回転位置および／またはあらゆる軸方向位置において電気手術電極 128 に電気手術エネルギーを供給することを容易にすることができる。

【0093】

図 9 に示したように、シャフト 126 は、シャフト 126 の近位端部 126A からシャフト 126 の遠位端部 126B まで延びる排煙チャネル 148 を含むこともできる。例えば、図 7A、図 7B および図 9 において、電気手術電極 128 は、排煙チャネル 148 が電気手術電極 128 とシャフト 126 の内面との間に画定された間隙を含むことができるように、シャフト 126 の内部キャビティ 868 を通って延びている。例示された実施例において、シャフト 126 は、近位端部 126A と遠位端部 126B との間に延びる中心軸線を有し、電気手術電極 128 は、シャフト 126 の中心軸線と同一線上にある中心軸線を有する。この配列において、排煙チャネル 148 は、電気手術電極 128 の周囲にわたって実質的に一定のサイズを有することができる。これは、電気手術電極 128 の周囲の各点において比較的一定の吸引を提供することを助けることができる。しかしながら、その他の実施例において、電気手術電極 128 およびシャフト 126 の中心軸線は、互い

に対してずれておりかつ平行とすることができる。

【0094】

図8を参照すると、シャフト126の近位端部126Aにおける内部キャビティ868は、排煙チャンネル148（図9に示されている）の近位端部を提供することができる。排煙チャンネル148の近位端部は、ハンドル124の排煙チャンバ152と流体連通していることができる。例えば、図8において、排煙チャンバ152は、シャフトガイド866におけるボア874およびシャフトガイド866の近位にあるハンドル124の内部ボア125の部分を含むことができる。

【0095】

再び図9を参照すると、電気手術装置122は、シャフト126における排煙チャンネル148に流体結合することができる吸引スリーブ975を含むこともできる。図9に示したように、吸引スリーブ975の遠位部分はシャフト126の遠位端部126Bから遠位に延びていることができ、電気手術電極128は吸引スリーブ975を通して延びていることができる。特に、吸引スリーブ975は、電気手術電極128の遠位部分128Aの中心軸線の周囲に周方向に延びることができる煙入口を画定するように、電気手術電極128から間隔を置かれていることができる。

【0096】

一実施例において、吸引スリーブ975は、シャフト126に対する吸引スリーブ975の回転がシャフト126およびハンドル124に対する電気手術電極128の対応する回転を生じるように、電気手術電極128に対して回転方向で固定され得る。この配列において、ユーザは、ハンドル124に対して電気手術電極128を回転させるために吸引スリーブ975を使用することができる。これにより、有利には、ユーザが電気手術電極128に直接接触れることを回避することができる。なぜならば、電気手術電極128は、使用後および使用中、比較的高温である場合があるからである。追加的に、電気手術電極128に直接接触れることは、電気手術電極128のコーティングに悪影響を及ぼす場合があるため、吸引スリーブ975は、電気手術電極128の構造的一体性および動作的性能を維持することを助けることができる。

【0097】

図9において、吸引スリーブ975は1つまたは複数の歯976を含み、電気手術電極128は1つまたは複数のスロット977を含む。吸引スリーブ975の1つまたは複数の歯976のそれぞれは、吸引スリーブ975の回転に応答して電気手術電極128を回転させるために1つまたは複数の歯976が1つまたは複数のスロット977に係合するように、1つまたは複数のスロット977のそれぞれ1つに入っている。しかしながら、別の実施例において、吸引スリーブ975が1つまたは複数のスロット977を含むことができ、電気手術電極128が1つまたは複数の歯976を含むことができる。

【0098】

幾つかの実施例において、吸引スリーブ975は、吸引スリーブ975と電気手術電極128の最も遠位の先端部との間の距離を調整するためにシャフト126の内部キャビティ868においてテレスコープ式に可動とすることができる。例えば、1つまたは複数の歯976のそれぞれは、吸引スリーブ975がシャフト126および／または電気手術電極128に対してテレスコープ式に移動することに応答して1つまたは複数のスロット977のそれぞれ1つにおいて長手方向に摺動するように構成することができる。このテレスコープ式配列において、吸引スリーブ975は、露出させられる電気手術電極128の遠位部分128Aの範囲を調整するためにシャフト126および電気手術電極128に対して移動することができる。特に、吸引スリーブ975は、(i) 電気手術電極128のより大きな範囲を露出させかつ手術部位における視認性を高めるためにシャフト126の遠位端部126Bに向かって移動させられ、(ii) 電気手術電極128のより少ない範囲を露出させかつ手術部位において比較的より大きい量の煙を捕捉するようにシャフト126の遠位端部126Bから離れるように移動させられ得る。

【0099】

10

20

30

40

50

吸引スリーブ 975 がシャフト 126 および／または電気手術電極 128 に対してテレスコープ式に可動であることは有利である可能性があるが、その他の実施例では吸引スリーブ 975 はシャフト 126 および／または電気手術電極 128 に対して軸方向に固定され得る。これは、製造を簡略化し、製造コストを削減することができる。

【0100】

一実施例において、吸引スリーブ 975 は、電気手術電極 128 が吸引スリーブ 975 を通して見えるように実質的に透明とすることができる。これは、電気手術電極 128 の可視性を高めることを助けることができる。しかしながら、その他の実施例において、吸引スリーブ 975 は不透明材料から形成することができる。

【0101】

図 11 は、シャフト 126 の内部キャビティ 868 に配置された光学構成要素を示すために上側部分が取り外されたシャフト 126 の遠位部分を示す。図 12 は、図 4A～図 4B に示された光学レンズアセンブリ 142 を示しており、電気手術電極 128 と、排煙チャネル 148 の部分を画定する吸引スリーブ 975 とが、光学レンズアセンブリ 142 のレンズ開口 411 および LED PCB 407 の PCB 開口 409 を通って延びている。

【0102】

図 9 および図 11～図 12 に示したように、電気手術装置 112 は、シャフト 126 の内部キャビティ 868 において光源 140 および光学レンズアセンブリ 142 を含むことができる。上記のように、光源 140 は、光学レンズアセンブリ 142 内へ光を放出するように構成されており、光学レンズアセンブリ 142 は、光源 140 から遠位方向へ光を透過し、シャフト 126 の遠位端部 126B から光を放出するように構成されている。

【0103】

図 12 に示したように、電気手術電極 128 および吸引スリーブ 975 は、LED PCB 407 の PCB 開口 409 および光学レンズアセンブリ 142 においてレンズ開口 411 によって画定された貫通ボアを通して延びていることができる。追加的に、図 12 に示したように、光源 140 は、電気手術電極 128 の周囲に配置することができる。この配列において、電気手術装置 112 は、電気手術電極 128 の周囲に照明および吸引を提供することができる。さらに、この配列において図 3～図 4B の光学レンズアセンブリ 142 を一体化することは、照明の質を高め、電気手術装置の遠位端部のサイズを減じ、手術部位への見通し線を高めることができる。

【0104】

図 11 に示したように、電気手術装置 112 は、光源 140 の近位側に結合されたヒートシンク 1180 を含むこともできる。これは、光源 140、ひいては電気手術装置 112 の温度を低下させることを助けることができる。

【0105】

一実施例において、光源 140、光学レンズアセンブリ 142 および／またはヒートシンク 1180 は、シャフト 126 に固定して結合することができる。この配列において、電気手術電極 128 および吸引スリーブ 975 は、光源 140、光学レンズアセンブリ 142 および／またはヒートシンク 1180 に対して回転可能とすることができる。例えば、光源 140、光学レンズアセンブリ 142 および／またはヒートシンク 1180 における開口は、電気手術電極 128 および吸引スリーブ 975 が開口において回転することを許容するサイズおよび／または形状（例えば、円形状）を有することができる。追加的に、この配列において、光源 140、光学レンズアセンブリ 142 およびヒートシンク 1180 は、シャフト 126 と一緒にハンドル 124 に対してテレスコープ式に可動とすることができる。

【0106】

上記のように、ハウジング導体 134 およびシャフト導体 136 は、光源 140 を DC 電源 144 に電氣的に結合することを提供することができる。図 13 は、一実施例による、DC 電力を光源 140 に供給するためのハウジング導体 134 およびシャフト導体 136 を示すために構成要素が除去された、図 7A～図 12 の電気手術装置 112 を示す。図

10

20

30

40

50

13に示したように、シャフト126は、シャフト126がハンドル124に対して軸方向にテレスコープ式に移動する間にハンドル124における対応する導電体1334A、1334Bと摺動可能に係合する、正一光導電体1336Aおよび負一光導電体1336Bを含むことができる。

【0107】

図7A～図8および図13に示したように、ユーザ入力装置130は、ハンドル124の外面に第1のボタン730Aおよび第2のボタン730Bを含む。1つの実施態様において、第1のボタン730Aは、電気手術装置122を切断動作モードで動作させるように作動させることができ、第2のボタン730Bは、電気手術装置122を凝固動作モードで動作させるように作動させることができる。この実施例において、第3のボタン（図示せず）を電源コード122のプラグおよび／または電気手術発電機110に設けることができ、第3のボタンは、光源140を動作させるために（すなわち、光源140に光を放出させるまたは光の放出を停止させるために）作動させることができる。上述のように、ユーザ入力装置130は、その他の実施例では異なるように構成することができる。例えば、電気手術装置112は、より少ない量の動作モードにおいて、より多い量の動作モードにおいて、および／またはその他の実施例における異なるタイプの動作モード（例えば、上述の例示的な動作モードなど）において動作可能とすることができる。追加的に、例えば、少なくとも1つのユーザ入力装置130は、追加的または代替的に、電気手術発電機110のユーザインターフェース116および／または1つまたは複数の動作モードにおいて電気手術装置112を動作させるための別の外部装置（例えば、フットスイッチ）を含むことができる。また、例えば、ハンドル124におけるユーザ入力装置130は、光源140を動作させるための第3のボタンを含むことができる。

【0108】

図14～図20は、別の実施例による、図1の電気手術装置112および図5A～図5Bの光学レンズアセンブリ142の実施態様を示す。図14は、実施例による電気手術装置112の斜視図を示す。図15は、実施例による電気手術装置の長手方向軸線1482に沿って見た電気手術装置112の断面図を示す。

【0109】

図14～図15に示したように、電気手術装置112は、内部ボア125を画定するハンドル124と、ハンドル124の内部ボア125から遠位に延びるシャフト126と、シャフト126の内部キャビティ1468における排煙チャンネル148とを含む。シャフト126は、シャフト126の近位端部126Aとシャフト126の遠位端部126Bとの間に延びる長手方向軸線1482を有する。追加的に、電気手術電極128は、シャフト126の遠位端部126Bから遠位に延びている。

【0110】

一実施例において、シャフト126は、ハンドル124に対する電気手術電極128の最も遠位の先端部の距離を調節するためにハンドル124の内部ボア125においてテレスコープ式に可動とすることができる。上記のように、ハンドル124に対してシャフト126をテレスコープ式に移動させることは、異なるサイズおよび／または形状の標的組織を処置するために電気手術装置の長さを調節することを容易にすることができる。しかしながら、上述のように、その他の実施例において、シャフト126は、シャフト126がハンドル124に対して可動ではないようにハンドル124に固定して結合することができる。

【0111】

幾つかの実施例において、電気手術装置112は、ハンドル124の近位端部にカラー1462を含むことができる。カラー1462は、シャフト126の外表面とカラー1462の内面との間の摩擦を増大および／または減少させるためにハンドル124に対して回転可能とすることができる。これにより、カラー1462は、ハンドル124に対するシャフト126の軸方向テレスコープ式移動を許容および／または阻止することができる。

【0112】

追加的に、図 1 4～図 1 5において、シャフト 1 2 6 はハンドル 1 2 4 に対して回転可能であり、排煙チャンネル 1 4 8 はハンドル 1 2 4 に対して回転方向で固定されている。追加的に、以下でさらに詳細に説明するように、電気手術装置 1 1 2 は、図 5 A～図 5 B の光源 1 4 0 および光学レンズアセンブリ 1 4 2 をさらに含むことができ、これらは両方ともハンドル 1 2 4 に対して回転方向で固定され得る。排煙 1 4 8、光源 1 4 0 および／または光学レンズアセンブリ 1 4 2 を回転方向で固定しながらシャフト 1 2 6 と一緒に電気手術電極 1 2 8 の回転を提供することは、設計を簡略化しかつ／または電気手術装置 1 1 2 の製造コストを削減することを助けることができる。

【0 1 1 3】

電気手術装置 1 1 2 のこれらの構成要素の回転配列は、少なくとも部分的に、(i) シャフト 1 2 6 が電気手術エネルギーを電気手術電極 1 2 8 に伝導し、(ii) ハンドル 1 2 4 に対するシャフト 1 2 6 の回転がハンドル 1 2 4 に対する電気手術電極 1 2 8 の対応する回転を生じるように、電気手術電極 1 2 8 がシャフト 1 2 6 の遠位端部 1 2 6 B から遠位に延びている結果として達成することができる。例えば、少なくともシャフト 1 2 6 の一部は、シャフト 1 2 6 が、電気手術エネルギーを電気手術電極 1 2 8 に供給するためのシャフト導体 1 3 6 (例えば、少なくとも部分的に内部キャビティ 1 4 6 8 を画定する伝導管) であるように、導電性材料から形成することができる。

【0 1 1 4】

一実施例において、電気手術電極 1 2 8 およびシャフト 1 2 6 は、単一部分のモノリシック構造として形成されている。これは、電気手術電極 1 2 8 を別の電気手術電極 1 2 8 と交換することができないように電気手術電極 1 2 8 がシャフト 1 2 6 に永久に固定されている実施態様において有利である可能性がある。別の実施例において、電気手術電極 1 2 8 およびシャフト 1 2 6 は、(例えば、溶接、はんだ付けおよび／または摩擦ばめ結合によって) 互いに結合された別個の構成要素とすることができる。電気手術電極 1 2 8 およびシャフト 1 2 6 が別個の構成要素である幾つかの実施態様において、電気手術電極 1 2 8 はシャフト 1 2 6 から取外し可能であり、別の電気手術電極 1 2 8 と交換することができる。その他の実施態様において、電気手術電極 1 2 8 は、電気手術電極 1 2 8 を別の電気手術電極 1 2 8 と交換することができないようにシャフト 1 2 6 に永久に固定することができる。

【0 1 1 5】

図 1 4～図 1 5において、シャフト 1 2 6 は、導電性部分 1 2 6 C および絶縁体部分 1 2 6 D を含む。上記のように、電気手術電極 1 2 8 は、シャフト 1 2 6 の導電性部分 1 2 6 C から延びていることができる。シャフト 1 2 6 の絶縁体部分 1 2 6 D は、電気手術電極 1 2 8 とシャフト 1 2 6 の導電性部分 1 2 6 C との間のインターフェースを覆うスリーブ構造とすることができる。この配列において、絶縁体部分 1 2 6 D は、アーク放電を軽減することを助けかつ／または電気手術電極 1 2 8 に電気手術エネルギーを供給することを助けることができる。追加的に、シャフト 1 2 6 は、アーク放電を軽減しかつ／または電気手術電極 1 2 8 に電気手術エネルギーを供給することを助けるためにシャフト 1 2 6 の導電性部分 1 2 6 C の残り (例えば、シャフト 1 2 6 の絶縁体部分 1 2 6 D によって覆われていない部分) を覆う絶縁体材料 1 2 6 E (例えば、ヒートシュリンク材料) の層を含むことができる。

【0 1 1 6】

ここで図 1 6 を参照すると、一実施例による、長手方向軸線 1 4 8 2 に沿って見たシャフト 1 2 6 の遠位端部 1 2 6 B および電気手術電極 1 2 8 の断面の拡大図が示されている。図 1 6 に示したように、電気手術電極 1 2 8 の遠位部分 1 2 8 A は、組織に電気手術エネルギーを加えるように構成された作業端部を画定していることができる。電気手術電極 1 2 8 の近位部分 1 2 8 B は、シャフト 1 2 6 の遠位端部 1 2 6 B から延びる第 1 の脚部 1 6 8 4 A と、シャフト 1 2 6 の伝導性部分 1 2 6 C の遠位端部から延びる第 2 の脚部 1 6 8 4 B とを含むことができる。

【0 1 1 7】

図16において、第1の脚部1684Aおよび第2の脚部1684Bは、シャフト126の遠位端部126Bの周囲に沿って互いに直径方向で向き合っている。追加的に、電気手術電極128の近位部分128Bの近位に面した面1685は、近位に面した面1685とシャフト126の最も遠位の端部における平面1687との間に間隙1686を画定するように、遠位方向に沿ってシャフト126の中心軸線に向かって先細りになっていることができる。間隙1686は、シャフト126の遠位端部126Bにおける空気流および吸引を高めることを助けることができる。

【0118】

追加的に、図16に示したように、絶縁体部分126Dのスリーブ構造は、光学レンズアセンブリ142の周囲に延びることができる。スリーブ構造は、光学的に不透明の材料であってよい。光学レンズアセンブリ142から放出された光の強度を高めるために、光学レンズアセンブリ142のそれぞれの遠位透過面の少なくとも一部は、絶縁体部分126Dのスリーブ構造の最も遠位の端部よりも遠位の位置まで延びていることができる。

【0119】

再び図15を参照すると、シャフト126は、ハンドル124の（図14に示したような）長手方向軸線1482に対して平行な方向にハンドル124に沿って延びるハウジング導体134に係合する電気接点1570を含むことができる。電気接点1570は、シャフト126がハンドル124に対してテレスコープ式に移動する間、ハウジング導体134と係合したままであるように構成することができる。例えば、電気接点1570は、電気接点1570がシャフト126とともにハンドル124に対して移動するようにシャフト126に固定して結合されている。この配列において、電気接点1570は、シャフト126がハンドル124に対して軸方向に移動することに応答して電気接点1570がハウジング導体134に沿って摺動する間、ハウジング導体134に連続的に係合しかつ電氣的に結合することができる。

【0120】

追加的に、電気接点1570は、電気接点1570が、ハンドル124に対するシャフト126および電気手術電極128の全ての回転位置においてハウジング導体134と係合したままとすることができるように、シャフト126の周囲に沿って延びていることができる。これにより、電気接点1570は、ハンドル124に対する電気手術電極128のあらゆる回転位置および／またはあらゆる軸方向位置において電気手術電極128に電気手術エネルギーを供給することを容易にすることができる。

【0121】

一実施例において、シャフト126および電気手術電極128は、ハンドル124に対して360度よりも大きく回転可能とすることができる。この実施例において、電気接点1570は、シャフト126の周囲にわたって全体的に延びていることができる。別の実施例において、シャフト126および電気手術電極128は、ハンドル124に対して360度未満だけ回転可能とすることができる。このような実施例において、電気接点1570は、シャフト126および電気手術電極128がハンドル124に対して位置することができる回転位置の全範囲にわたってシャフト126とハウジング導体134との間の電気結合を維持するために十分なシャフト126の周囲の少なくとも一部にわたって延びていることができる。

【0122】

上記のように、電気手術電極128は、シャフト126の遠位端部から延びる近位部分128Bと、組織に電気手術エネルギーを加えるように構成された作業端部を備える遠位部分128Aとを含むことができる。図14～図16において、電気手術電極128の遠位部分128Aの中心軸線および排煙チャネル148の中心軸線は、同一線上にある。この配列において、排煙チャネル148は、電気手術電極128の周囲に沿って実質的に一定のサイズを有することができる。これは、電気手術電極128の周囲の各点において比較的一定の吸引を提供することを助けることができる。しかしながら、その他の実施例において、電気手術電極128およびシャフト126の中心軸線は、互いに対してずれてお

10

20

30

40

50

りかつ平行とすることができる。

【0123】

追加的に、図14～図16に示したように、排煙チャンネル148は、排煙チャンネル148の近位端部148Aと排煙チャンネル148の遠位端部148Bとの間にあらゆるその他の構造を欠いた空間を画定することができる。これは、電気手術電極128および／またはその他の構成要素が排煙チャンネル148に配置されているその他の実施態様と比較して、排煙チャンネル148を介した吸引を高めるために比較的制限されたサイズの内部キャビティ1468をより効率的に使用することを提供することができる。

【0124】

追加的に、上記のように、排煙チャンネル148は、シャフト126および電気手術電極128が排煙チャンネル148に対して回転可能であるようにハンドル124に対して回転方向で固定され得る。図17～図18は、一実施例による排煙チャンネル148およびシャフト126を示す。図15および図17～図18に示したように、排煙チャンネル148の少なくとも一部は、シャフト126および電気手術電極128がハンドル124に対して回転する間、ハンドル124に対する排煙チャンネル148の回転を阻止するために非円形形状を有することができる。

【0125】

例えば、排煙チャンネル148の近位端部148Aは、ハンドル124における対応した形状の構造と係合するように構成された非回転フィッティングを含むことができ、非回転フィッティングは、非円形の断面形状を有することができる。図15および図17において、例えば、排煙チャンネル148の近位端部148Aは、排煙チャンネル148とハンドル124との間の回転を防止するために、ハンドル124の内壁に形成された六角形のソケットに係合する六角形の特徴を有する。追加的に、図18に示したように、排煙チャンネル148に対するシャフト126の回転を提供するためにシャフト126と排煙チャンネル148との間に間隙を画定することができる。

【0126】

図17に示したように、排煙チャンネル148の近位端部148Aにおける非回転フィッティングは、非回転フィッティングの近位にある、排煙チャンネル148のボディ148Cの断面積よりも小さい断面積を有する貫通ボア1774を含むことができる。貫通ボア1774の比較的より小さなサイズは、煙が排煙チャンネル148の近位端部148Aから出る時に煙を比較的より小さな体積の空間内へ方向付けることを支援することができる。これは、有利には、ハンドル124の内部ボア125における電気構成要素を煙に曝すことを低減または防止することを助けることができる。

【0127】

図19は、一実施例による、排煙チャンネル148における、光源140と、図5A～図5Bの光学レンズアセンブリ142と、ヒートシンク1580とのアセンブリの部分的に分解された図を示す。図20は、図5A～図5Bに示された光学レンズアセンブリ142および電気手術電極128のアセンブリを示す。

【0128】

図15～図16および図19～図20に示したように、電気手術装置112は、ハウジング123のシャフト126において光源140および光学レンズアセンブリ142を含むことができる。上記のように、光源140は、光学レンズアセンブリ142内へ光を放出するように構成されており、光学レンズアセンブリ142は、光を光源140から遠位方向へ透過させ、光をシャフト126の遠位端部126Bから放出するように構成されている。

【0129】

図20に示したように、電気手術電極128は、電気手術電極128の近位端部と電気手術電極128の遠位端部との間に延びる長手方向軸線2031を有する。光源140は、電気手術電極128の長手方向軸線2031の周りに周方向に配置されている。例えば、図20に示したように、レンズ開口411は、電気手術電極128の長手方向軸線20

10

20

30

40

50

31と同一線上にある中心軸線を有することができる。光源140を電気手術電極128の周囲に配置することは、電気手術電極128の全周にわたって光を分散させることを助けることができ、これは、ハンドル124に対する電気手術電極128および／または標的組織に対する電気手術装置112の全ての回転整列位置において影を軽減しかつより大きな照明均一性を提供することを助けることができる。

【0130】

追加的に、排煙チャンネル148は、光学レンズアセンブリ142におけるレンズ開口411およびLED PCB 407におけるPCB開口409を通して延びていることができる。これは、排煙チャンネル148をシャフト126の中心に配置することを助けることができ（例えば、排煙チャンネル148の中心軸線およびシャフト126の中心軸線は同一線上にあることができる）、これは、手術部位における吸引を高めることができる。この配列において、電気手術装置112は、電気手術電極128の周囲に照明および吸引を提供することができる。さらに、図3および図5A～図5Bの光学レンズアセンブリ142をこの配列に一体化することは、照明の質を改善し、電気手術装置の遠位端部のサイズを減じ、かつ手術部位への見通し線を改善することができる。

【0131】

一実施例において、光源140、光学レンズアセンブリ142および／またはヒートシンク1580は、ハンドル124に固定して結合することができる。この配列において、シャフト126および電気手術電極128は、光源140、光学レンズアセンブリ142および／またはヒートシンク1580を中心に回転することができる。例えば、光源140、光学レンズアセンブリ142および／またはヒートシンク1580は、シャフト126および電気手術電極128がハンドル124に対して回転する間にハンドル124に対する光源140、光学レンズアセンブリ142および／またはヒートシンク1580の回転を阻止するために、排煙チャンネル148のボディ148Cの非円形状と係合することができる非円形状を有することができる。図19～図20において、非円形状は楕円形である。しかしながら、光源140、光学レンズアセンブリ142、ヒートシンク1580および／または排煙チャンネル148は、その他の実施例においてその他の非円形状を有することができる。

【0132】

追加的に、この配列において、光源140、光学レンズアセンブリ142およびヒートシンク1580は、シャフト126と一緒にハンドル124に対してテレスコープ式に可動とすることができる。上記のように、ハウジング導体134およびシャフト導体136は、このようなテレスコープ式移動の間に光源140をDC電源144に電氣的に結合することを提供することができる。図19に示したように、シャフト126は、シャフト126がハンドル124に対して軸方向にテレスコープ式に移動する間にハンドル124における対応する導電体と摺動可能に係合する、正－光導電体1536Aおよび負－光導電体1536Bを含むことができる。

【0133】

ここで図21を参照すると、一実施例による図3に示された光学レンズアセンブリ142の光学構成要素301の断面図が示されている。図21に示したように、光学レンズアセンブリ142は、非球面形状を有する近位反射面303および遠位透過面305を含む。追加的に、図21は、近位端部142Aにおいて光学構成要素301のキャビティ415に収容された光源140を示す。図21は、さらに、光線が遠位透過面305へ伝播するときに近位反射面303によって反射およびコリメートされた、光源140によって放出された例示的な光線を示す光線軌跡を示す。

【0134】

図22は、図4A～図4Bに示された光学レンズアセンブリ142のための例示的な光学出力パターンを示し、図23は、実施例による、図5A～図5Bに示された光学レンズアセンブリ142のための例示的な光学出力パターンを示す。

【0135】

ここで図24を参照すると、実施例による電気手術装置を操作するプロセス2400のフローチャートが示されている。図24に示したように、プロセス24は、ブロック2410において電気手術装置を提供することを含む。電気手術装置は、近位端部および遠位端部を有するハウジングを含むことができる。電気手術装置は、ハウジングの遠位端部から遠位方向へ延びる電気手術電極と、ハウジングにおける複数の光源とを含むこともできる。複数の光源は、光を発生するように構成することができる。

【0136】

追加的に、電気手術装置は、近位端部および遠位端部を有する光学レンズアセンブリを含むことができる。光学レンズアセンブリは、(i) 光学レンズアセンブリの遠位端部において互いに結合され、(ii) 光学レンズアセンブリの近位端部において互いに離間した、複数の光学構成要素を含むことができる。各光学構成要素は、複数の光源のそれぞれの光源に光学的に結合されている。各光学構成要素は、光学構成要素に光学的に結合されたそれぞれの光源から遠位に延びる近位反射面と、光学レンズアセンブリの遠位端部における遠位透過面とを含む。近位反射面は、遠位端部に向かってそれぞれの光源によって放出された光を反射するように構成されている。近位反射面は、近位反射面によって反射された光を実質的にコリメートするように構成された非球面形状を有することができる。遠位透過面は、光を光学構成要素から遠位方向へ出力するように構成されている。

【0137】

ブロック2412において、プロセス2400は、複数の光源によって光を放出することを含む。ブロック2412において光を放出した後、プロセス2400は、ブロック2414において、(i) ブロック2416において光学構成要素の近位反射面によって光を実質的にコリメートした状態で遠位端部に向かって反射し、(ii) ブロック2418において光学構成要素の遠位透過面によって光を遠位方向へ出力することによって、各光学構成要素を通して光を透過することを含む。

【0138】

図25～図30は、別の実施例によるプロセス2400の追加的態様を示す。図25に示したように、プロセス2400は、ブロック2420において電気手術電極に電気手術エネルギーを供給することを含むこともできる。一実施例において、ブロック2420において電気手術電極に電気手術エネルギーを供給することは、ブロック2412において光を放出しながら行うことができる。

【0139】

図26に示したように、ブロック2416において近位反射面によって光を反射することは、ブロック2422において内部全反射によって光を反射することを含むことができる。図26に示された実施例において、近位反射面は、内部全反射(TIR)反射器とすることができる。

【0140】

図27に示された実施例において、光学レンズアセンブリの近位端部において、各光学構成要素はキャビティを画定しており、このキャビティにおいて、それぞれの光源が、複数の光源が光学レンズアセンブリの最も近位の面の遠位にあるように配置されている。図27に示したように、ブロック2412において光を放出することは、ブロック2424において光学レンズアセンブリの最も近位の面の遠位の場所において複数の光源から光を放出することを含むことができる。

【0141】

図28に示したように、ブロック2412において光を放出することは、ブロック2426において光を複数の光源から空隙を横切って近位反射面へ放出することを含むことができる。

【0142】

図29に示したように、ブロック2412において光を放出することは、ブロック2428において電気手術電極の長手方向軸線の周囲に等しく間隔を置かれた複数の光源から光を放出することを含むことができる。

【0143】

図30に示したように、ブロック2418において遠位透過面によって光を遠位方向へ出力することは、ブロック2430において各遠位透過面の非球面レンズを通じて光を透過することを含むことができる。

【0144】

図31に示したように、ブロック2418において遠位透過面によって光を遠位方向へ出力することは、ブロック2432において各遠位透過面のフレネルレンズを通じて光を透過することを含むことができる。

【0145】

図32に示した実施例において、複数の光源は、プリント回路基板（PCB）に結合された複数の発光ダイオード（LED）を含むことができる。また、PCBは、PCB開口を有するリングを含むことができる。電気手術装置は、PCBにおけるPCB開口および光学レンズアセンブリにおける開口を通して延びる吸引管を含むことができる。複数の光源は、吸引管の周囲にわたって配置することができる。光学レンズアセンブリの遠位端部は、吸引管の周囲にわたって延びていることができる。図32に示したように、プロセス2400は、ブロック2434において吸引管に吸引力を加えることを含むこともできる。

10

【0146】

図33に示したように、ブロック2418において光を出力することは、ブロック2436において、電気手術電極の遠位端部の遠位側にある平面において、光学レンズアセンブリによって放出された光が空間における各点において実質的に均一な強度の光を有するように光を出力することを含むことができる。

20

【0147】

図34に示したように、ブロック2418において光を出力することは、ブロック2438において、光が遠位端部の遠位側にある平面において光パターンを画定し、光パターンの最も弱い部分における光の強度が、光パターンの最も強い部分における光の強度の少なくとも50パーセントである強度を有するように光を出力することを含むことができる。

【0148】

異なる有利な配列の説明は、例示および説明の目的で提示されており、包括的であることまたは開示された形態における実施例に限定されることは意図されていない。多くの修正および変更が当業者に明らかになるであろう。さらに、異なる有利な実施例は、その他の有利な実施例と比較して異なる利点を説明する場合がある。選択された1つまたは複数の実施例は、実施例の原理、実用的な用途を説明し、考えられる特定の使用に適したものとして様々な修正を備える様々な実施例のための開示を他の当業者が理解することができるように、選択および説明されている。

30

【0149】

また、説明された本発明の変化態様のあらゆる選択的な特徴は、独立して、または本明細書に説明された特徴のうちのいずれか1つまたは複数と組み合わせて示されかつ請求される場合があると考えられる。同様に、単数形のアイテムに言及することは、複数の同じアイテムが存在する可能性を含む。より具体的には、本明細書および添付の請求項において使用される場合、単数形の「a」、「および」、「前記」および「the」は、文脈が明らかにそうでないことを規定しない限り複数の引用物を含む。さらに、請求項は、あらゆる選択的な要素を排除するように書かれる場合があることに留意されたい。これにより、この記述は、請求項要素の引用に関連した「solely」、「only」などのこのような排他的用語の使用、または「負の」限定の使用のための先行詞として機能することが意図されている。本明細書において別段の定めがない限り、本明細書において使用される全ての技術的および化学的用語は、本発明が属する技術分野の当業者によって一般的に理解されるものと同じ意味を有する。本願の広さは、主題明細書によって限定されるのではなく、採用された請求項用語の単純な意味によってのみ限定される。

40

なお、上記実施形態から把握し得る技術的思想について、その態様を以下に記載する。

【態様1】

50

電気手術装置であって、
近位端部および遠位端部を有するハウジングと、
前記ハウジングの前記遠位端部から遠位方向に延びる電気手術電極と、
前記ハウジングにおける複数の光源であって、光を生成するように構成されている複数の光源と、
近位端部および遠位端部を有する光学レンズアセンブリと、
を備え、
前記光学レンズアセンブリが、(i) 前記光学レンズアセンブリの前記遠位端部において互いに結合され、(i i) 前記光学レンズアセンブリの前記近位端部において互いに離間した、複数の光学構成要素を含み、
各光学構成要素が、前記複数の光源のそれぞれの光源に光学的に結合されており、
各光学構成要素が、
前記光学構成要素に光学的に結合されたそれぞれの前記光源から遠位に延びる近位反射面であって、前記近位反射面が、それぞれの前記光源によって前記遠位端部に向かって放出された光を反射するように構成されており、前記近位反射面が、前記近位反射面によって反射された光を実質的にコリメートするように構成された非球面形状を有する、近位反射面と、
前記光学レンズアセンブリの前記遠位端部における遠位透過面であって、前記遠位透過面が、前記光を前記光学構成要素から前記遠位方向に出力するように構成されている、遠位透過面と、
を備える、電気手術装置。

10

20

〔態様 2〕

前記近位反射面が、内部全反射 (T I R) 反射器を含む、態様 1 に記載の電気手術装置。

〔態様 3〕

前記近位反射面および前記ハウジングが、空隙が前記近位反射面を包囲するように互いに離間している、態様 2 に記載の電気手術装置。

〔態様 4〕

前記光学レンズアセンブリの前記近位端部において、各光学構成要素は、前記複数の光源が前記光学レンズアセンブリの最も近位の面よりも遠位にあるように、前記複数の光源のそれぞれが配置されるキャビティを画定している、態様 1 ～ 態様 3 のいずれか 1 つに記載の電気手術装置。

30

〔態様 5〕

各光学構成要素が、空隙によって、前記光学構成要素に光学的に結合されるそれぞれの前記光源から離間している、態様 4 に記載の電気手術装置。

〔態様 6〕

前記電気手術電極が、前記電気手術電極の近位端部と前記電気手術電極の遠位端部との間に延びる長手方向軸線を有し、
前記複数の光源が、前記電気手術電極の前記長手方向軸線の周囲に周方向に配置されている、態様 1 ～ 態様 5 のいずれか 1 つに記載の電気手術装置。

〔態様 7〕

前記複数の光源が、前記電気手術電極の前記長手方向軸線の周囲に等しい間隔で置かれた 3 つの光源から成る、態様 6 に記載の電気手術装置。

40

〔態様 8〕

前記光学レンズアセンブリが、前記電気手術電極の前記長手方向軸線と同一線上にある中心軸線を有する開口を画定している、態様 6 に記載の電気手術装置。

〔態様 9〕

各遠位透過面が、非球面レンズである、態様 1 ～ 態様 8 のいずれか 1 つに記載の電気手術装置。

〔態様 10〕

各遠位透過面が、フレネルレンズである、態様 1 ～ 態様 8 のいずれか 1 つに記載の電気手

50

術装置。

〔態様 1 1〕

前記フレネルレンズが、遠位端部において平坦な面を有し、
前記遠位端部における前記平坦な面が、互いに同心の複数のリングを画定しており、
各リングが、それぞれの光学特性を有し、
前記複数のリングの前記光学特性が、前記遠位端部における前記平坦な面が、非球面レンズに近似する形式で光を透過するように互いに異なる、態様 1 0 に記載の電気手術装置。

〔態様 1 2〕

前記遠位端部における前記平坦な面が、複数のレンズレットを含む、態様 1 1 に記載の電気手術装置。

〔態様 1 3〕

前記光学レンズアセンブリが、内面および外面を備え、
前記内面が貫通孔を画定しており、
前記近位反射面と前記遠位透過面との間において、前記光学レンズアセンブリの断面が、
前記内面における非円形形状と、前記外面における円形形状とを有する、態様 1 ～態様 1 2 のいずれか 1 つに記載の電気手術装置。

〔態様 1 4〕

前記非円形形状が、楕円形である、態様 1 3 に記載の電気手術装置。

〔態様 1 5〕

前記複数の光学構成要素のうちの 1 つの光学レンズ構成要素からの光の約 1 0 % 未満が、
前記複数の光学構成要素のうちの隣接する光学レンズ構成要素を通過する、態様 1 ～態様 1 4 のいずれか 1 つに記載の電気手術装置。

〔態様 1 6〕

前記複数の光学構成要素のうちの 1 つによって放出される光の一部が、前記複数の光学構成要素のうちの別の 1 つによって放出される光の一部と重なり合う、態様 1 5 に記載の電気手術装置。

〔態様 1 7〕

前記ハウジングが、
近位端部および遠位端部を有するハンドルと、
前記ハウジングの前記遠位端部から延びるシャフトと、
を備え、
前記電気手術電極が前記シャフトの前記遠位端部から延び、前記複数の光源が前記シャフト内にある、態様 1 ～態様 1 6 のいずれか 1 つに記載の電気手術装置。

〔態様 1 8〕

前記シャフトが、管と、前記管から遠位に延びるスリーブ構造と、を備え、
前記スリーブ構造が、前記光学レンズアセンブリの周囲に延びており、
各遠位透過面が、前記スリーブ構造の最も遠位の端部よりも遠位にある、態様 1 7 に記載の電気手術装置。

〔態様 1 9〕

前記複数の光源が、プリント回路基板（PCB）に結合された複数の発光ダイオード（LED）を含み、
前記 PCB が、PCB 開口を有するリングを含む、態様 1 7 に記載の電気手術装置。

〔態様 2 0〕

各 LED が、ダイおよび保護層を備える、態様 1 9 に記載の電気手術装置。

〔態様 2 1〕

各 LED が、約 1 ミリメートル（mm）～約 2 mm の直径を有する、態様 1 9 に記載の電気手術装置。

〔態様 2 2〕

前記 PCB における前記 PCB 開口および前記光学レンズアセンブリにおける開口を通して延びる吸引管をさらに備え、

10

20

30

40

50

前記複数の光源が、前記吸引管の周囲に配置されており、
前記光学レンズアセンブリの前記遠位端部が、前記吸引管の周囲に延びている、態様 19
に記載の電気手術装置。

〔態様 23〕

前記電気手術電極の前記遠位端部の遠位側にある平面において、前記光学レンズアセンブリによって放出された光が、空間の各点で実質的に均一な光の強度を有する、態様 1～態様 22 のいずれか 1 つに記載の電気手術装置。

〔態様 24〕

前記光学レンズアセンブリによって放出された光が、前記遠位端部の遠位側にある前記平面において光パターンを画定し、

前記光パターンの最も弱い部分における光の強度が、前記光パターンの最も強い部分における光の強度の少なくとも 50 パーセントである強度を有する、態様 23 に記載の電気手術装置。

〔態様 25〕

近位端部および遠位端部を有するハウジングと、

前記ハウジングの前記遠位端部から遠位方向に延びる電気手術電極と、

前記ハウジングにおける複数の光源であって、光を生成するように構成されている複数の光源と、

近位端部および遠位端部を有する光学レンズアセンブリと、

を備え、

前記光学レンズアセンブリが、(i) 前記光学レンズアセンブリの前記遠位端部において互いに結合され、(ii) 前記光学レンズアセンブリの前記近位端部において互いに離間した、複数の光学構成要素を含み、

各光学構成要素が、前記複数の光源のそれぞれの光源に光学的に結合されており、

各光学構成要素が、

(a) 前記光学構成要素に光学的に結合されたそれぞれの前記光源から遠位に延びる近位反射面であって、前記近位反射面が、それぞれの前記光源によって放出された光を前記遠位端部に向かって反射するように構成されており、前記近位反射面が、前記近位反射面によって反射された光を実質的にコリメートするように構成された非球面形状を有する、近位反射面と、

(b) 前記光学レンズアセンブリの前記遠位端部における遠位透過面であって、前記遠位透過面が、前記光を前記光学構成要素から前記遠位方向に出力するように構成されている、遠位透過面と、

を備える電気手術装置を使用する方法であって、

前記電気手術装置を提供することと、前記複数の光源によって光を放出することと、

前記光を放出した後、

前記光学構成要素の前記近位反射面によって前記光を実質的にコリメートした状態で前記遠位端部に向かって反射し、かつ、

前記光学構成要素の前記遠位透過面によって前記光を前記遠位方向に出力する、

ことによって、各光学構成要素を通じて前記光を透過させることと、

を含む、方法。

〔態様 26〕

前記電気手術電極に電気手術エネルギーを供給することをさらに含む、態様 25 に記載の方法。

〔態様 27〕

前記電気手術電極に電気手術エネルギーを供給することが、前記光を放出しながら行われる、態様 26 に記載の方法。

〔態様 28〕

前記近位反射面が、内部全反射 (TIR) 反射器を含み、

前記近位反射面によって前記光を反射することが、内部全反射によって前記光を反射する

10

20

30

40

50

ことを含む、態様 2 5 ～態様 2 7 のいずれか 1 つに記載の方法。

〔態様 2 9〕

前記光学レンズアセンブリの前記近位端部において、各光学構成要素が、前記複数の光源が前記光学レンズアセンブリの最も近位の面よりも遠位にあるようにそれぞれの前記光源が配置されるキャビティを画定しており、

前記光を放出することが、前記光学レンズアセンブリの最も近位の面よりも遠位にある場所において前記複数の光源から光を放出することを含む、態様 2 5 ～態様 2 8 のいずれか 1 つに記載の方法。

〔態様 3 0〕

前記光を放出することが、前記複数の光源から空隙を横切って前記近位反射面へ前記光を放出することを含む、態様 2 9 に記載の方法。

〔態様 3 1〕

前記光を放出することが、前記電気手術電極の前記長手方向軸線の周囲に等しい間隔で置かれた前記複数の光源から前記光を放出することを含む、態様 2 5 ～態様 3 0 のいずれか 1 つに記載の方法。

〔態様 3 2〕

前記遠位透過面によって前記光を前記遠位方向に出力することが、各遠位透過面の非球面レンズを通じて前記光を透過させることを含む、態様 2 5 ～態様 3 1 のいずれか 1 つに記載の方法。

〔態様 3 3〕

前記遠位透過面によって前記光を前記遠位方向に出力することが、各遠位透過面のフレネルレンズを通じて前記光を透過させることを含む、態様 2 5 ～態様 3 1 のいずれか 1 つに記載の方法。

〔態様 3 4〕

前記複数の光源が、プリント回路基板（P C B）に結合された複数の発光ダイオード（L E D）を含み、

前記 P C B が、P C B 開口を有するリングを含み、前記電気手術装置が、前記 P C B における前記 P C B 開口および前記電気光学レンズアセンブリにおける開口を通して延びる吸引管を含み、

前記複数の光源が、前記吸引管の周囲に配置されており、

前記光学レンズアセンブリの前記遠位端部が、前記吸引管の周囲に延びており、

前記方法が、前記吸引管に吸引力を加えることをさらに含む、態様 2 5 ～態様 3 3 のいずれか 1 つに記載の方法。

〔態様 3 5〕

前記光を出力することが、前記電気手術電極の前記遠位端部の遠位側にある平面において、前記光学レンズアセンブリによって放出された光が空間の各点で実質的に均一な光の強度を有するように、前記光を出力することを含む、態様 2 5 ～態様 3 4 のいずれか 1 つに記載の方法。

〔態様 3 6〕

前記光を出力することが、前記遠位端部の遠位側にある前記平面において前記光が光パターンを画定し、前記光パターンの最も弱い部分における光の強度が、前記光パターンの最も強い部分における光の強度の少なくとも 5 0 パーセントである強度を有するように前記光を出力することを含む、態様 3 5 に記載の方法。

10

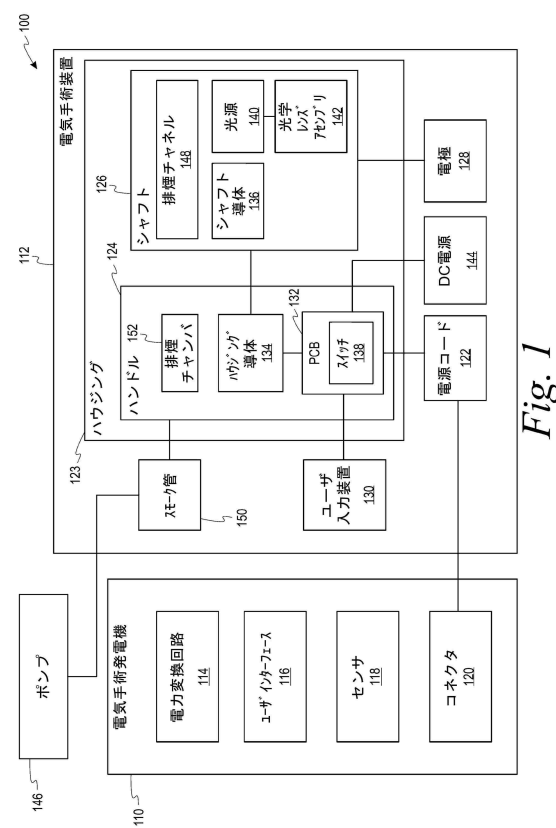
20

30

40

50

【図面】
【図 1】



【図 2】

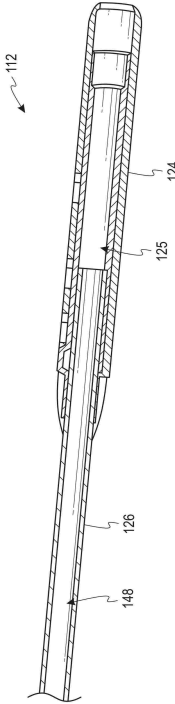


Fig. 2

10

20

30

40

50

【図 3】

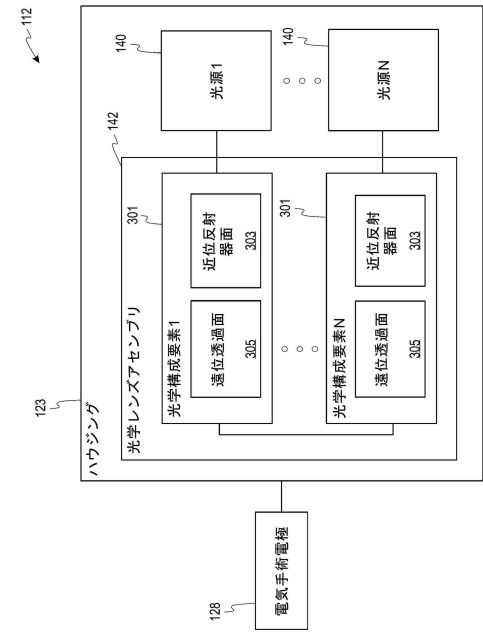


Fig. 3

【図 4 A】

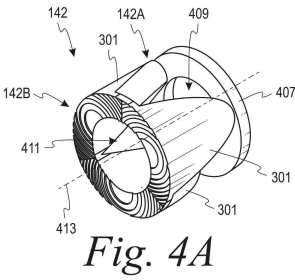


Fig. 4A

10

20

【図 4 B】

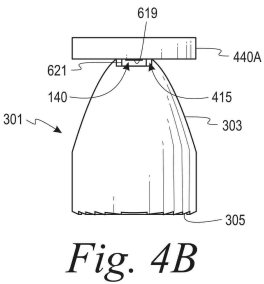


Fig. 4B

【図 5 A】

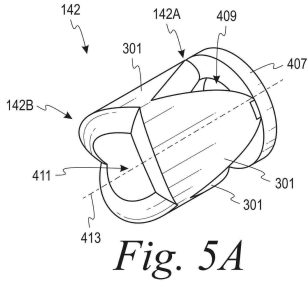


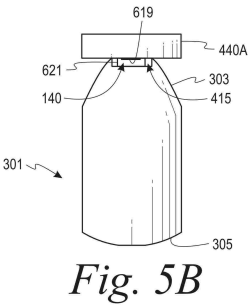
Fig. 5A

30

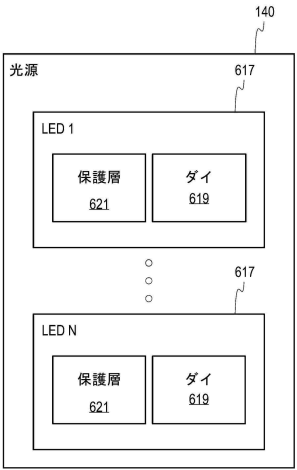
40

50

【図 5 B】



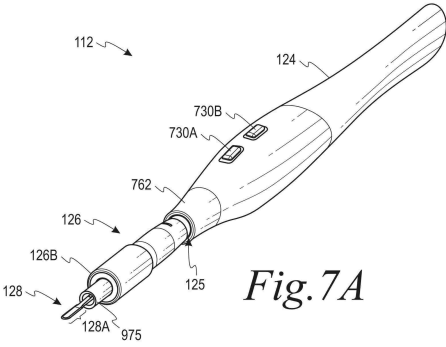
【図 6】



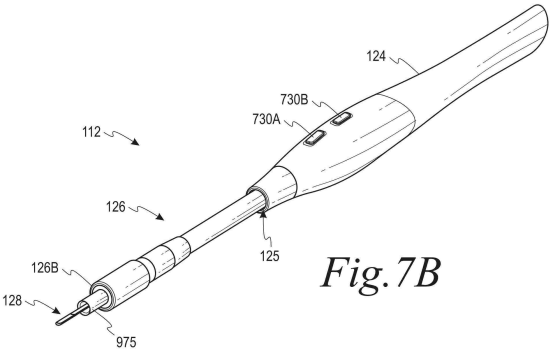
10

20

【図 7 A】



【図 7 B】



30

40

50

【図 8】

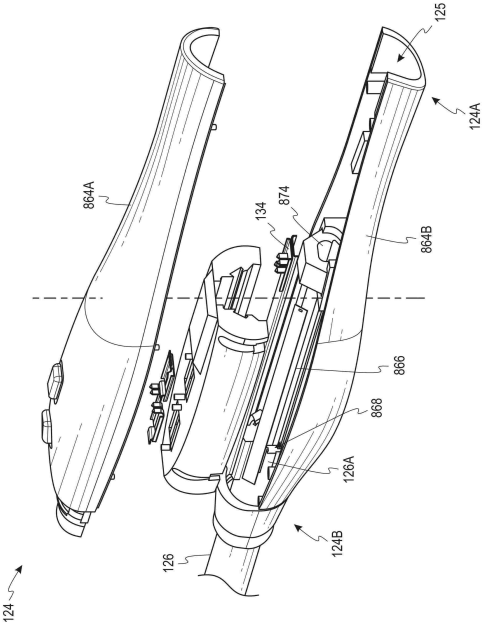


Fig. 8

【図 9】

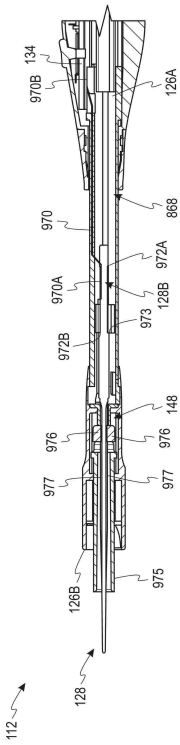


Fig. 9

【図 10】

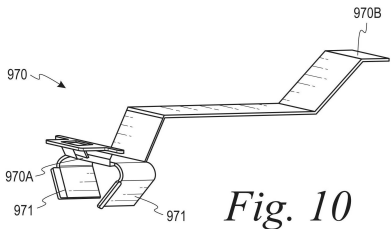


Fig. 10

【図 11】

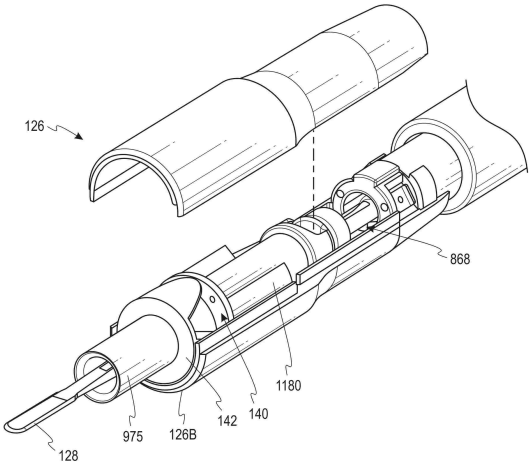


Fig. 11

10

20

30

40

50

【図 1 2】

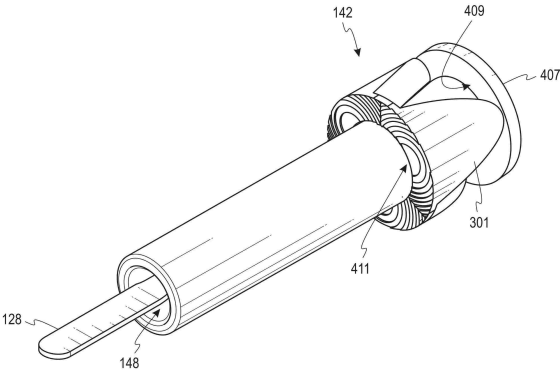


Fig. 12

【図 1 3】

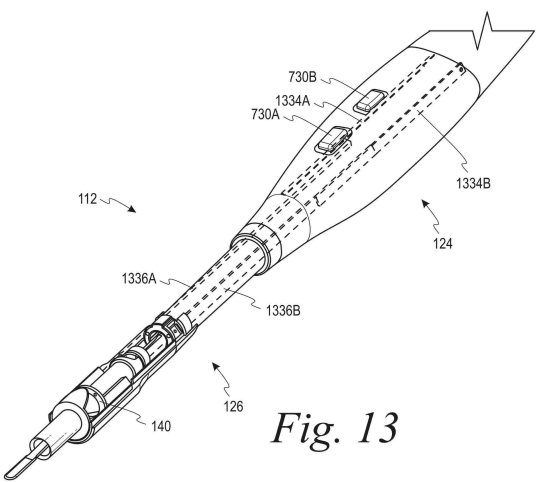


Fig. 13

【図 1 4】

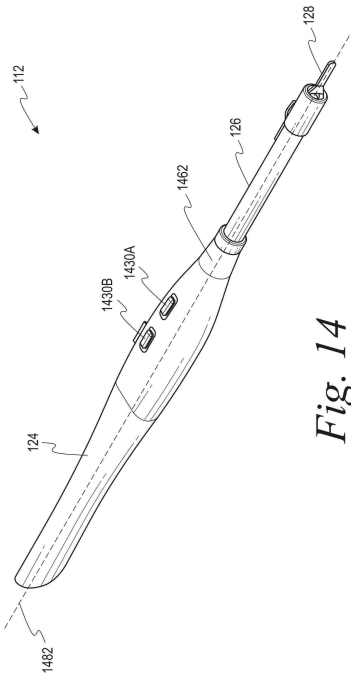


Fig. 14

【図 1 5】

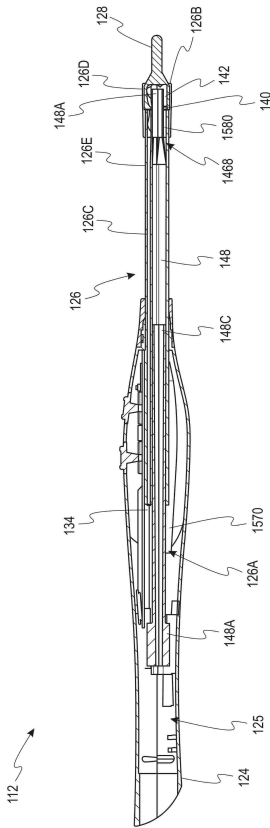


Fig. 15

10

20

30

40

50

【図 1 6】

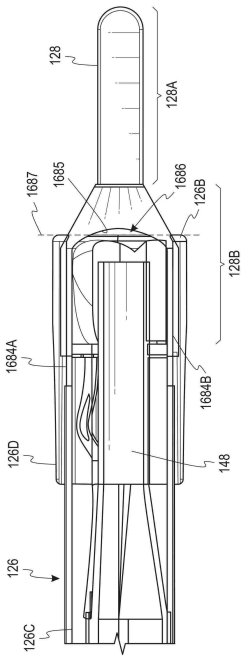


Fig. 16

【図 1 7】

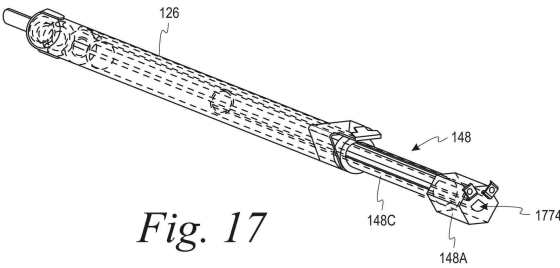


Fig. 17

10

20

【図 1 8】

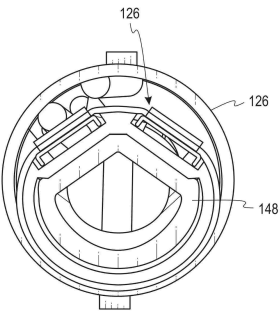


Fig. 18

【図 1 9】

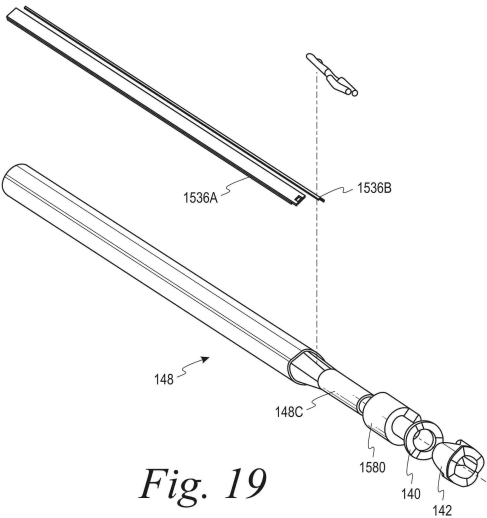


Fig. 19

30

40

50

【図 2 0】

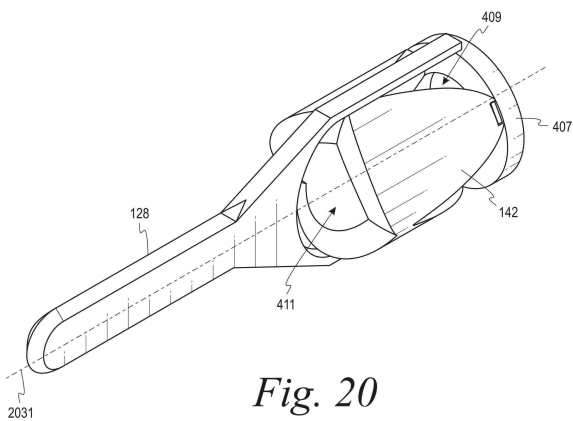


Fig. 20

【図 2 1】

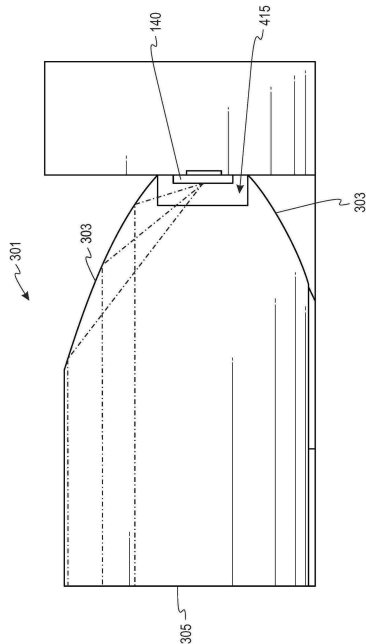
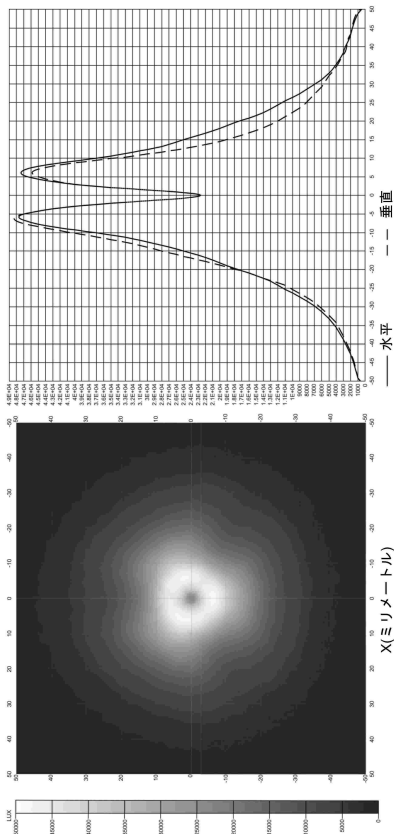


Fig. 21

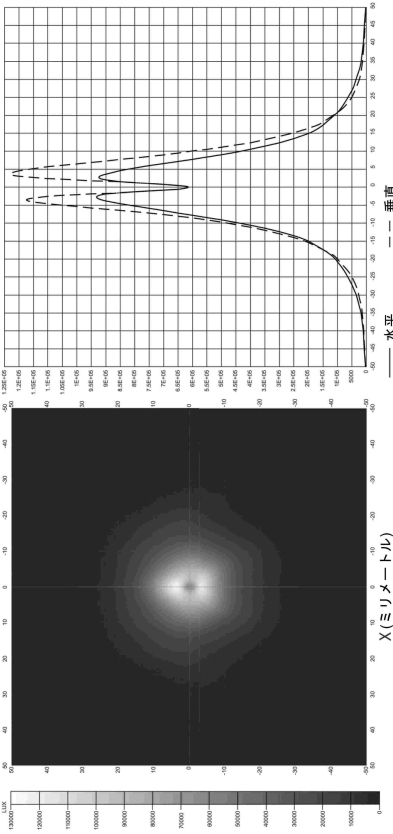
【図 2 2】



最小:9.1507E-16, 最大:48363, 平均:8382.5
全光束:65.836 IM, 光束/放射された光束:0.63599,
10685828 入射光線

Fig. 22

【図 2 3】



最小:9.9886E-15, 最大:1.2307E+05, 平均:7498.4
全光束:58.892 IM, 光束/放射された光束:0.56891,
6127858 入射光線

Fig. 23

【図 2 4】

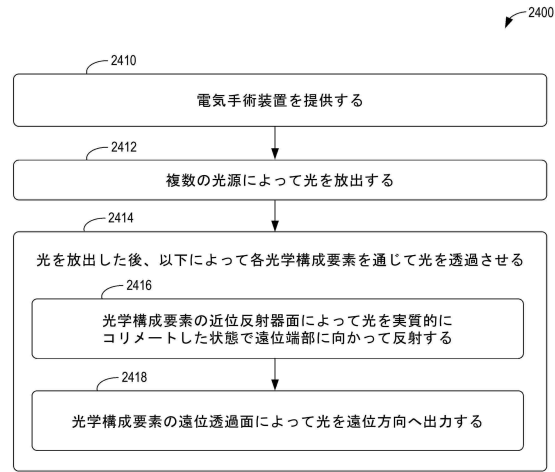


Fig. 24

【図 2 5】

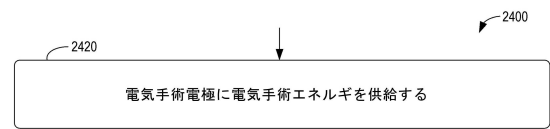


Fig. 25

【図 2 6】

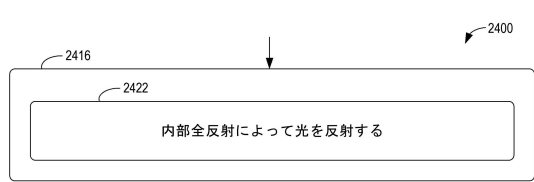


Fig. 26

【図 2 7】

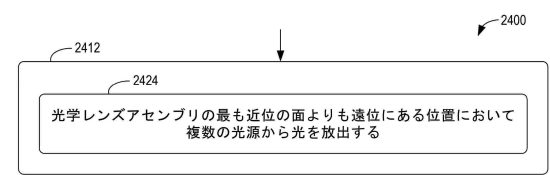


Fig. 27

【図 2 8】

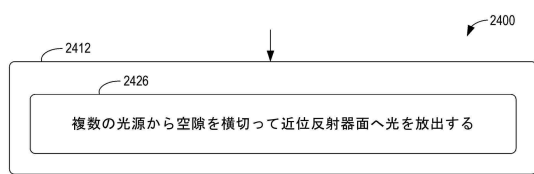


Fig. 28

【図 2 9】

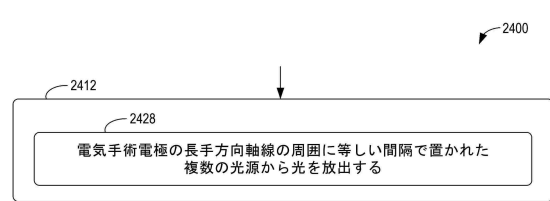


Fig. 29

10

20

30

40

50

【図 3 0】

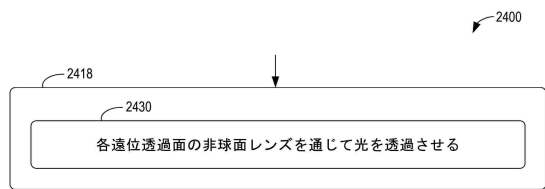


Fig. 30

【図 3 1】

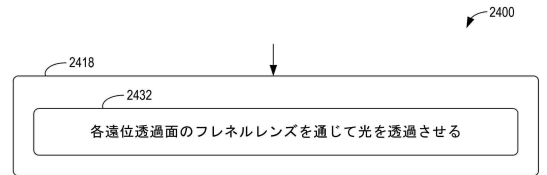


Fig. 31

【図 3 2】

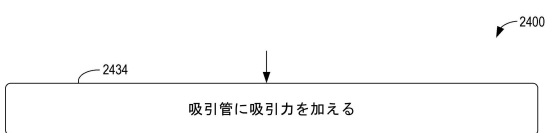


Fig. 32

【図 3 3】

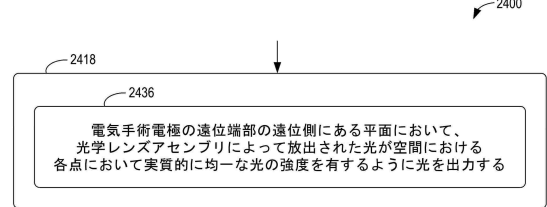


Fig. 33

【図 3 4】

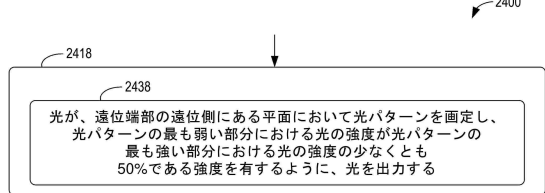


Fig. 34

10

20

30

40

50

フロントページの続き

(33)優先権主張国・地域又は機関

米国(US)

弁理士 田中 祐

(74)代理人 100168642

弁理士 関谷 充司

(74)代理人 100169018

弁理士 網屋 美湖

(72)発明者 フレイ, ローラ, コンスタンス

アイルランド国, ベルファスト, シャーマン・ガーデンズ 16

(72)発明者 マクファーランド, スコット

アイルランド国, グリーンアイランド, カウンティー・アントリム, ベルファスト, キャリックファ
ーガス, ファーム・ロッジ・パーク 60

(72)発明者 シェリダン, ポール

アイルランド国, ウェックスフォード, エニスコシー, テンプルスコビー

(72)発明者 バーク, マイケル

アイルランド国, コーク, コーブ, バリーモア, ローズ・コテージ

(72)発明者 エリスマン, フェルナンド

アメリカ合衆国, カリフォルニア州, サクラメント, ディフォレスト・ウェイ 3308

審査官 槻木澤 昌司

(56)参考文献 米国特許出願公開第2019/0321093 (US, A1)

特開2014-182994 (JP, A)

特開2012-164578 (JP, A)

米国特許出願公開第2019/0380805 (US, A1)

特表2019-528897 (JP, A)

特表2018-501848 (JP, A)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

A61B 18/14

A61B 90/30

F21V 5/00

F21V 5/02