

(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2018-501833

(P2018-501833A)

(43) 公表日 平成30年1月25日(2018.1.25)

| (51) Int.Cl.                | F I            | テーマコード (参考) |
|-----------------------------|----------------|-------------|
| <b>A61B 1/00 (2006.01)</b>  | A61B 1/00 621  | 2H040       |
| <b>G02B 6/04 (2006.01)</b>  | G02B 6/04 E    | 2H046       |
| <b>A61B 1/07 (2006.01)</b>  | A61B 1/07 731  | 4C161       |
| <b>A61B 1/018 (2006.01)</b> | A61B 1/018 515 |             |
| <b>A61B 1/307 (2006.01)</b> | A61B 1/00 511  |             |

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 29 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2017-525917 (P2017-525917)  
 (86) (22) 出願日 平成27年11月13日 (2015.11.13)  
 (85) 翻訳文提出日 平成29年7月10日 (2017.7.10)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2015/060547  
 (87) 国際公開番号 W02016/077678  
 (87) 国際公開日 平成28年5月19日 (2016.5.19)  
 (31) 優先権主張番号 62/079, 621  
 (32) 優先日 平成26年11月14日 (2014.11.14)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 506192652  
 ボストン サイエントフィック サイム  
 ド, インコーポレイテッド  
 BOSTON SCIENTIFIC S  
 CIMED, INC.  
 アメリカ合衆国 55311-1566  
 ミネソタ州 メープル グローブ ワン  
 シメッド プレイス (番地なし)

(74) 代理人 100094569  
 弁理士 田中 伸一郎

(74) 代理人 100088694  
 弁理士 弟子丸 健

(74) 代理人 100103610  
 弁理士 ▲吉▼田 和彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 手術レーザシステム及びレーザデバイス

## (57) 【要約】

手術レーザシステムは、レーザエネルギーを出力するように構成されたレーザダイオードのアレイと、ファイバ束と、送出ファイバと、管状シースとを含む。ファイバ束は、複数の光ファイバを含み、かつレーザダイオードのアレイからレーザエネルギーを受け入れるように構成された近位端を有する。送出ファイバは、ファイバ束の遠位端からレーザエネルギーを受け入れるように構成された近位端を含む。管状シースは、送出ファイバの少なくとも一部分が配置される内腔を定める。管状シースは、内視鏡又は膀胱鏡の作業チャンネルの中に挿入可能である。管状シースの遠位端は、送出ファイバから放出されたレーザエネルギーを患者の身体の中に送出するように構成される。

【選択図】 図1

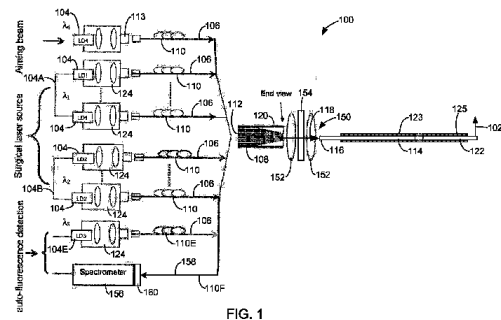


FIG. 1

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

レーザエネルギーを出力するように構成されたレーザダイオードのアレイと、  
複数の光ファイバを含み、かつ前記レーザダイオードのアレイからレーザエネルギーを受け入れるように構成された近位端を含むファイバ束と、  
前記ファイバ束の遠位端からレーザエネルギーを受け入れるように構成された近位端を含む送出ファイバと、  
前記送出ファイバの少なくとも一部分が配置される内腔を定める管状シースであって、該管状シースが、内視鏡又は膀胱鏡の作業チャンネルの中に挿入可能であり、該管状シースの遠位端が、該送出ファイバから放出されたレーザエネルギーを患者の身体の中に送出するように構成される前記管状シースと、  
を含むことを特徴とする手術レーザシステム。

10

## 【請求項 2】

前記レーザダイオードのアレイは、別々に作動可能である第 1 及び第 2 のサブアレイを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の手術レーザシステム。

## 【請求項 3】

前記第 1 のサブアレイの作動が、レーザエネルギーの第 1 のビームの前記放出をもたらし、前記第 1 及び第 2 のサブアレイの同時作動が、該第 1 のビームとは異なるサイズ又は形状を有するレーザエネルギーの第 2 のビームの該放出をもたらすことを特徴とする請求項 2 に記載の手術レーザシステム。

20

## 【請求項 4】

前記第 1 及び第 2 のサブアレイを作動させるためのユーザ起動式コントローラを更に含むことを特徴とする請求項 2 または請求項 3 に記載の手術レーザシステム。

## 【請求項 5】

前記アレイ内の前記レーザダイオードのうちの少なくとも 1 つが、532 nm の出力波長によって特徴付けられることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の手術レーザシステム。

## 【請求項 6】

前記第 1 のサブアレイは、前記第 2 のサブアレイの前記レーザダイオードとは異なるレーザ特性を有する 1 又は 2 以上のレーザダイオードを含み、

30

前記レーザ特性は、前記レーザダイオードによって出力された前記レーザエネルギーの波長、該ダイオードによって出力された該レーザエネルギーの強度レベル、該レーザダイオードから出力された該レーザエネルギーのパターン、該レーザダイオードから出力された該レーザエネルギーの負荷サイクル、及び該レーザダイオードの作動モードから構成される群から選択される、

ことを特徴とする請求項 2 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の手術レーザシステム。

## 【請求項 7】

前記ファイバ束の前記複数の光ファイバの各々が、前記レーザダイオードのうちの少なくとも 1 つに光学的に結合されることを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の手術レーザシステム。

40

## 【請求項 8】

前記送出ファイバから放出される前記レーザエネルギーの形状が、前記レーザダイオードの選択的アクティブ化及び非アクティブ化を通して調節可能であり、該形状は、円、リング、線、正方形、矩形、及び同心リングから構成される群から選択されることを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれか 1 項に記載の手術レーザシステム。

## 【請求項 9】

前記送出ファイバから放出される前記レーザエネルギーのサイズが、前記レーザダイオードの選択的アクティブ化及び非アクティブ化を通して調節可能であることを特徴とする請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の手術レーザシステム。

## 【請求項 10】

50

前記光ファイバのうちの少なくとも1つが、前記レーザダイオードの複数のものに光学的に結合されることを特徴とする請求項1から請求項9のいずれか1項に記載の手術レーザシステム。

【請求項11】

前記複数の光ファイバは、該光ファイバの複数のサブセット（ファイバサブセット）を含み、各ファイバサブセットが、他のファイバサブセットの光ファイバとは異なるファイバ特性を有する光ファイバを含み、

前記ファイバ特性は、前記光ファイバのコアのサイズ、該光ファイバの該コアの形状、及び該光ファイバの開口数から構成される群から選択される、

ことを特徴とする請求項1から請求項10のいずれか1項に記載の手術レーザシステム。

10

【請求項12】

前記送出ファイバは、

中心光送出媒体と、

前記中心光送出媒体を取り囲み、かつ第1の屈折率を有する第1の被覆材と、

前記第1の被覆材を取り囲む環状光送出媒体と、

前記環状光送出媒体を取り囲み、かつ第2の屈折率を有する第2の被覆材と、

を含む多重被覆ファイバを含む、

ことを特徴とする請求項2に記載の手術レーザシステム。

【請求項13】

前記レーザダイオードの前記第1のサブアレイから出力された前記レーザエネルギーは、前記中心光送出媒体に光学的に結合され、該レーザダイオードの前記第2のサブアレイから出力された該レーザエネルギーは、前記環状光送出媒体に光学的に結合されることを特徴とする請求項12に記載の手術レーザシステム。

20

【請求項14】

前記前記レーザダイオードのアレイは、励起スペクトル内の波長を有する励起レーザエネルギーを出力するように構成された励起レーザダイオードを含み、

前記励起レーザエネルギーは、前記ファイバ束の前記光ファイバ及び前記送出ファイバのうちの少なくとも一方を通してターゲットに送出され、

システムが、

前記送出ファイバの前記遠位端から捕捉され、かつ前記ファイバ束の前記光ファイバのうちの少なくとも1つを通じて伝達されるフィードバック電磁エネルギーを濾過するように構成された励起フィルタと、

前記励起フィルタからの前記濾過されたフィードバック電磁エネルギーを分析するように構成された分光計と、

を含む、

ことを特徴とする請求項1から請求項13のいずれか1項に記載の手術レーザシステム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明の実施形態は、一般的に、例えば、レーザシステム、レーザパー、及びレーザダイオードを含むレーザモジュールを含むレーザデバイスと、レーザデバイスを使用する方法とに関する。

【背景技術】

【0002】

レーザは、医療手術ツールとして益々採用されてきており、光ファイバは、通常は送出デバイスとして使用されてきている。従来の手術ツールと比べて、レーザ手術は、出血、疼痛、及び感染を低減することができる。これに加えて、患者は、多くの場合にレーザ手術後の入院時間がより短い。

50

## 【0003】

高電力及び高輝度ファイバ結合型ダイオードレーザは、それらの本質的に簡単な設計、低コスト、及び高い壁コンセント効率のために産業及び医療用途に益々採用されてきている。複数のレーザダイオードを含むレーザダイオードバーは、高電力レーザシステムのための共通構築ブロックになってきている、しかし、一部の波長範囲に対して、レーザダイオードバーは入手可能ではない。すなわち、これらの波長範囲に対して、単一半導体レーザダイオードエミッタ又は半導体レーザ（以下では「レーザダイオード」）のみを利用することが必要である。

## 【0004】

それらの低電力に起因して、複数のレーザダイオードからの出力レーザエネルギーを光ファイバ内に結合して望ましい電力レベルを与えることが必要である。しかし、個々のレーザダイオードからのレーザエネルギーを単一複合ビーム内に結合することは、特に低電力（例えば、1-3W）レーザダイオードを使用して高電力複合レーザエネルギービーム（例えば、100Wよりも高い）を有することが望ましい時に困難である可能性がある。

## 【0005】

異なる手術用途は、多くの場合に、異なる特性を有するレーザエネルギーを利用する。例えば、異なる手術用途は、異なる波長、異なるパルス幅及びパルス繰返し数、異なるビームサイズ及び形状、異なる電力強度、及び異なるフィードバックシステムを有するレーザエネルギーを必要とする場合がある。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0006】

【特許文献1】PCT/US14/61319

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0007】

本発明の実施形態は、これら及び他の問題へのソリューションを提供する。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0008】

実施形態は、複数のレーザダイオードを利用する手術レーザシステム及びレーザデバイスに関する。手術レーザシステムの一実施形態は、レーザエネルギーを出力するように構成されたレーザダイオードのアレイと、ファイバ束と、送出ファイバと、管状シースを含む。ファイバ束は、複数の光ファイバを含み、かつレーザダイオードのアレイからレーザエネルギーを受け入れるように構成された近位端を有する。送出ファイバは、ファイバ束の遠位端からレーザエネルギーを受け入れるように構成された近位端を含む。管状シースは、送出ファイバの少なくとも一部分が配置される内腔を定める。管状シースは、内視鏡又は膀胱鏡の作業チャネルの中に挿入可能である。管状シースの遠位端は、送出ファイバから放出されたレーザエネルギーを患者の身体の中に送出するように構成される。

## 【0009】

一部の実施形態は、上述の手術レーザシステムを使用して患者を治療する方法に関する。本方法の一実施形態において、管状シースは、患者の身体の中に挿入される。レーザダイオードの第1のサブアレイが作動されてレーザエネルギーの第1のビームを患者の組織に送出する。レーザダイオードの第1及び第2のサブアレイが同時に作動されて、第1のビームとは異なるサイズ又は形状を有するレーザエネルギーの第2のビームを患者の組織に送出する。

## 【0010】

別の実施形態は、手術レーザシステムを使用してレーザビームを生成する方法に関する。本方法では、レーザエネルギーのディスクリットビームが、レーザダイオードの第1のサブアレイの各々から出力される。ファイバ束の近位端は、レーザエネルギーのディスクリットビームに光学的に結合される。レーザエネルギーのディスクリットビームは、ファイバ束

10

20

30

40

50

の遠位端を通して放出される。送出ファイバの近位端は、ファイバ束の遠位端を通して放出されたレーザエネルギーのディスクリットビームに光学的に結合される。レーザエネルギーのディスクリットビームを含むレーザエネルギーの複合ビームは、送出ファイバの遠位端を通して放出される。一部の実施形態において、複合ビームの形状は、第1のサブアレイとは異なるレーザダイオードの第2のサブアレイからレーザエネルギーのディスクリットビームを出力することによって調節される。一部の実施形態において、本方法は、第1のサブアレイとは異なるレーザダイオードの第2のサブアレイからレーザエネルギーのディスクリットビームを出力することによって複合ビームのサイズを調節する段階を含む。

#### 【0011】

この「発明の概要」は、「発明を実施するための形態」に以下で更に説明する単純化形態での概念の選択を導入するために提供したものである。この「発明の概要」は、主張する主題の重要な特徴又は本質的な特徴を識別するように意図しておらず、主張する主題の範囲を決定する際の助けとして使用されるようにも意図していない。主張する主題は、「背景技術」に挙げたいずれか又は全ての欠点を解決する実施に限定されない。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0012】

【図1】本発明の実施形態によるレーザシステムの概略図である。

【図2】本発明の例示的实施形態によるファイバ束の簡易端面図である。

【図3】電力強度拡張性を示す本発明の例示的实施形態によるファイバ束の簡易端面図である。

【図4】図3の例示的ファイバ束を使用して生成することができる出力レーザビームの簡易断面図である。

【図5】線状ビームを示す本発明の例示的实施形態によるファイバ束の簡易端面図である。

【図6】本発明の実施形態による矩形コアを有する光ファイバの簡易端面図である。

【図7】図6の光ファイバから出力された線状ビームを示す図である。

【図8】リング又はドーナツ状レーザビームの生成を示す本発明の実施形態によるファイバ束の簡易端面図である。

【図9】本発明の実施形態による多重クラッド層光ファイバの簡易断面図である。

【図10】図9の光ファイバを使用して出力することができるドーナツ又は環状レーザビームを示す図である。

【図11】異なる作動モードを有するレーザダイオードによって生成されたレーザエネルギーのビームを搬送するレーザ束の光ファイバを示すファイバ束の簡易端面図である。

【図12】本発明の実施形態による例示的多重クラッド層光ファイバの簡易断面図である。

【図13】図12の光ファイバから出力された例示的レーザビームと共に示す図である。

【図14】本発明の実施形態により異なる波長を有するエネルギーの送出を示すファイバ束の簡易端面図である。

【図15】本発明の実施形態によるレーザフィードバックを示すファイバ束の簡易端面図である。

【図16】本発明の実施形態による簡易回路図である。

【図17】本発明の実施形態によりレーザダイオードの遅軸が位置合わせされたレーザパールの一部分の簡易図である。

【図18】図17の面1でのレーザエネルギービームの例示的プロファイルを示す図である。

【図19】図17の面2でのレーザエネルギービームの例示的プロファイルを示す図である。

【図20】図17の面3での例示的レーザエネルギービームプロファイルを示す図である。

【図21】本発明の実施形態によりレーザダイオードの遅軸が位置合わせされたレーザパールの簡易図である。

10

20

30

40

50

【図 2 2】図 2 1 の面 1 でのレーザエネルギービームプロファイルを示す図である。

【図 2 3】図 2 1 の面 2 でのレーザエネルギービームの例示的プロファイルを示す図である。

。

【図 2 4】図 2 1 の面 3 でのレーザエネルギービームの例示的プロファイルを示す図である。

。

【図 2 5】本発明の実施形態によるレーザモジュールの簡易側面図である。

【図 2 6】本発明の実施形態によるレーザモジュールの簡易上面図である。

【図 2 7】図 2 5 及び 2 6 の面 1 でのレーザエネルギーの例示的プロファイルを示す図である。

【図 2 8】図 2 5 及び 2 6 の面 2 でのレーザエネルギーの例示的プロファイルを示す図である。

10

【図 2 9】本発明の実施形態により矩形コアを有する光ファイバの簡易断面図である。

【図 3 0】図 2 9 の光ファイバから放出されたレーザエネルギーの例示的プロファイルを示す図である。

【図 3 1】本発明の実施形態による例示的レーザモジュールの図である。

【図 3 2】図 3 1 のシステムの面 2 でのレーザエネルギーの例示的プロファイルを示す図である。

【図 3 3】本発明の実施形態によるレーザシステムの簡易図である。

【図 3 4】本発明の実施形態によるレーザシステムの簡易図である。

【図 3 5】本発明の実施形態によるレーザシステムの簡易図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0013】

添付の図面を参照して以下により完全に本発明の実施形態を説明する。同じか又は類似の参照文字を使用して識別される要素は、同じか又は類似の要素を指す。しかし、本発明の様々な実施形態は、多くの異なる形態に具現化することができ、本明細書に示す実施形態に限定されるように解釈すべきではない。そうではなく、それらの実施形態は、本発明の開示が徹底かつ完全になり、本発明の範囲を当業者に完全に伝えるように提供するものである。

【0014】

具体的詳細は、実施形態の完全な理解を提供するように以下の説明に示されている。しかし、実施形態は、それらの具体的詳細なしに実施することができることは当業者によって理解される。例えば、回路、システム、ネットワーク、処理、フレーム、支持体、コネクタ、モータ、プロセッサ、及び他の構成要素は、不要な詳細で実施形態を曖昧にしないために示されず又はブロック図の形態に示す場合もある。

30

【0015】

本明細書に使用する専門用語は、特定の実施形態を説明する目的のためのみであり、本発明を限定するように考えられているものではない。本明細書に使用される場合に、単数形「a」、「an」、及び「the」は、それ以外の異なる指示がない限り複数形も含むことを意図している。用語「含む」及び／又は「含んでいる」は、本明細書に使用する時に、例示する特徴、整数、段階、作動、要素、及び／又は構成要素の存在を識別するが、1又は2以上の他の特徴、整数、段階、作動、要素、構成要素、及び／又はそれらの群の存在又は追加を排除しないことは更に理解されるであろう。

40

【0016】

要素が別の要素に「接続」又は「結合」されていることを指している時に、それは他の要素に直接に接続又は結合することができ、又は介在する要素が存在する場合があることは理解されるであろう。対照的に、要素が別の要素に「直接に接続」又は「直接に結合」されていることを指している場合に、介在する要素は存在しない。

【0017】

用語第1、第2などは、本明細書では様々な要素を説明するのに使用することができるが、それらの要素は、それらの用語に限定すべきではないことは理解されるであろう。そ

50

これらの用語を使用して一方の要素が別の要素から区別される。従って、第1の要素は、本発明の教示から逸脱することなく第2の要素と呼ぶことができる。

#### 【0018】

別途定めない限り、本明細書に使用する全ての用語（技術的及び科学的用語を含む）は、本発明が属する当業者が一般的に理解するものと同じ意味を有する。一般的に使用する辞書で定められた用語のような用語は、関連の技術分野との関連でそれらの意味と矛盾しない意味を有すると解釈しなければならず、本明細書で明示的に定めない限り、理想的又は過度に正式な意味に解釈されないことは更に理解されるであろう。

#### 【0019】

当業者によって更に理解されるように、本発明は、例えば、方法、システム、デバイス、及び／又はコンピュータプログラム製品として具現化することができる。従って、本発明は、完全ハードウェア実施形態、完全ソフトウェア実施形態、又はソフトウェア及びハードウェア態様を組み合わせた実施形態の形態を取ることができる。本発明のコンピュータプログラム又はソフトウェア態様は、コンピュータ可読媒体又はメモリに格納されたコンピュータ可読命令又はコードを含むことができる。1又は2以上のプロセッサ（例えば、中央演算処理ユニット）によるプログラム命令の実行は、1又は2以上のプロセッサが本明細書に説明する1又は2以上の機能又は方法段階を実施することをもたらす。例えば、ハードディスク、C R-R O M、光学ストレージデバイス、又は磁気ストレージデバイスを含むあらゆる適切な特許主題適格コンピュータ可読媒体又はメモリを利用することができる。そのようなコンピュータ可読媒体又はメモリは、一時的な波又は信号を含まない。

#### 【0020】

コンピュータ使用可能又はコンピュータ可読媒体は、例えば、以下に限定されるものではないが、電子、磁気、光、電磁、赤外線、又は半導体システム、装置、デバイス、又は伝播媒体とすることができる。コンピュータ可読媒体のより具体的な例（非包括的リスト）は、1又は2以上のワイヤを有する電気接続、携帯型コンピュータディスク、ランダムアクセスメモリ（R A M）、読み出し専用メモリ（R O M）、消去可能プログラマブル読み出し専用メモリ（E P R O M又はフラッシュメモリ）、光ファイバ、及び携帯コンパクトディスク読み出し専用メモリ（C R-R O M）を含むと考えられる。コンピュータ使用可能又はコンピュータ可読媒体は、更に、プログラムは、例えば紙又は他の媒体の光走査を通じて電子的に取り込まれ、次に、編集、解釈、又は他に必要に応じて適切な方式で処理され、次に、コンピュータメモリに格納することができるので、プログラムがその上に印刷される紙又は別の適切な媒体とすることができると考えられることに注意されたい。

#### 【0021】

本発明の実施形態はまた、流れ図及びブロック図を使用して説明することができる。流れ図は、順次処理として作動を説明することができるが、作動の多くは、並行して又は同時に実施することができる。これに加えて、作動の順序は、再編成することができる。処理は、その作動を完了する時に終了するが、図に含まれず又は本明細書に説明していない追加の段階を有することができると考えられる。

#### 【0022】

（流れ図及びブロック図の）ブロックのうちの1又は2以上は、コンピュータプログラム命令によって実施することができることは理解される。これらのプログラム命令は、プロセッサ及び対応するハードウェア構成要素によって実施される一連の作動段階を通して1又は複数のブロックに指定された機能を実施するために命令を実行するマイクロプロセッサ、マイクロコントローラ、又は他のプロセッサのようなプロセッサ回路に与えることができる。

#### 【0023】

図1は、本発明の実施形態による例示的レーザシステム100の概略図である。一部の実施形態において、レーザシステム100は、切断、融除、凝固、碎石術、又は他の手術

レーザ治療などの手術レーザ治療を患者の組織に実施するのに使用することができるレーザエネルギー102の出力ビームを発生させる手術レーザシステムとして作動するように構成される。

#### 【0024】

一部の実施形態において、システム100は、複数のレーザダイオード104を含み、その各々は、個別のレーザエネルギー106を出力するように構成される。一部の実施形態において、システム100は、ファイバ束108を含み、これは、図2のファイバ束108の簡易端面又は断面図に示すように複数の光ファイバ110を含む。ファイバ束108及び光ファイバ110は、レーザダイオード104から出力されたレーザエネルギー106にファイバコネクタ113によって結合された近位端112を有する。一部の実施形態において、システム100は、ファイバ束108の遠位端120を通して放出されたレーザエネルギー118に結合された（すなわち、光学的に結合された）近位端116を有する送出ファイバ114を含み、これは、アクティブ化レーザダイオード104から出力されたレーザエネルギー106を含む。一部の実施形態において、アクティブ化レーザダイオード104から出力されたレーザエネルギー106を含む複合又は出力レーザエネルギー102は、送出ファイバ114の遠位端122を通して放出される。

10

#### 【0025】

一部の実施形態において、システム100は、送出ファイバ114を配置する内腔を有する管状シース123を含む。一部の実施形態において、管状シースは、内視鏡又は膀胱鏡の作業チャンネルの中に挿入可能である。管状シース123の遠位端125は、手術レーザ治療中に患者の身体の中への送出ファイバ114の遠位端122から放出されるレーザエネルギー102の送出を容易にするように構成される。

20

#### 【0026】

一部の実施形態において、レーザダイオード104の各々から出力されたレーザエネルギー106は、適切な光学系124を使用してファイバ束108のレーザファイバ110のうちの1又は2以上に光学的に結合される。一部の実施形態において、ファイバ束108の光ファイバ110のうちの少なくとも1つは、光学系124を使用する1又は2以上のレーザダイオード104を含むシステム100のレーザダイオード104のサブセット（レーザダイオードサブセット又はサブアレイ）に結合される。一部の実施形態において、光学系124は、1又は2以上の光学レンズを含む。一部の実施形態において、光学レンズは、単一非球面レンズ及び／又は二重レンズを含む。

30

#### 【0027】

一部の実施形態において、ファイバ束108の光ファイバ110は、異なるファイバサブセットを含むことができ、その各々は、他のファイバサブセットの光ファイバ110とは異なるファイバ特性を有する。ファイバ束108の光ファイバ110のファイバ特性は、例えば、光ファイバ110のコアのサイズ、光ファイバ110のコアの形状、及び光ファイバ110の開口数を含むことができる。図2に示す例示的ファイバ束108は、光ファイバ110Aを含む第1のファイバサブセットと、光ファイバ110Bを含む第2のファイバサブセットと、単一光ファイバ110Cを含む第3のファイバサブセットとの3つのファイバサブセットを含む。この例示的实施形態において、ファイバサブセット110A～110Cは、異なるサイズの光学コアを含む。

40

#### 【0028】

一部の実施形態において、レーザシステム100は、異なるレーザ手術治療のような異なる用途に適合するように異なる特性を有するレーザエネルギー102を放出するように構成される。例えば、レーザシステム100は、波長、電力レベル又は強度、作動モード（例えば、連続波又は変調／パルス式）、ビームプロファイルの形状、及び／又は出力レーザエネルギー102の他の特性を変化させるように構成することができる。

#### 【0029】

一部の実施形態において、光学系150は、図1に示すように、送出ファイバ114の近位端116をファイバ束108の遠位端120から放出されたレーザエネルギー118に

50



結合するように構成される。一部の実施形態において、光学系 150 は、1 又は 2 以上のレンズ 152 を含む。

#### 【0030】

一部の実施形態において、この可変出力レーザエネルギー 102 は、異なるレーザ特性を有するレーザダイオード 104 を使用して容易にされる。レーザ特性の例示的实施形態は、レーザダイオード 104 によって出力されたレーザエネルギー 106 の波長、レーザダイオード 104 によって出力されたレーザエネルギー 106 の強度レベル、レーザダイオード 104 から出力されたレーザエネルギー 106 のパターン、レーザダイオード 104 から出力されたレーザエネルギーの負荷サイクル、レーザダイオード 104 の作動モード、及び他のレーザ特性を含む。

10

#### 【0031】

一部の実施形態において、システム 100 は、レーザダイオード 104 の 1 又は 2 以上のサブセット又はサブアレイ（レーザダイオードサブセット）を含み、その各々は、同じか又は類似のレーザ特性を有するレーザダイオード 104 のうちの 1 又は 2 以上を含む。一部の実施形態において、各レーザダイオードサブセットの 1 又は 2 以上のレーザダイオード 104 のレーザ特性は、他のレーザダイオードサブセットのレーザダイオード 104 のレーザ特性とは異なる。その結果、各レーザダイオードサブセットは、他のレーザダイオードサブセットに対して固有の特性を有するレーザエネルギー 106 を生成することができる。一部の実施形態において、出力レーザエネルギー 102 の特性は、レーザダイオードサブセットのうちの 1 又は 2 以上の選択的アクティブ化及び非アクティブ化により調節される。

20

#### 【0032】

異なるレーザ手術治療のような出力レーザエネルギー 102 の異なる用途は、多くの場合に、レーザエネルギー 102 が異なる波長範囲を網羅することを必要とする。例えば、良性前立腺過形成（BPH）レーザ治療で組織を融除するのに使用するレーザエネルギーは、組織を切断し、組織を融除し、組織を蒸発させ、血液を凝固し、又は腎臓又は膀胱結石を崩壊するように選択されたものとは異なる場合がある。532 nm のような 300 ~ 600 nm の範囲の波長を有する緑色又は青色レーザエネルギーは、BPH を治療するのに使用するような組織融除治療を実施するのに有用である場合があるが、約 2000 nm の波長を有するレーザエネルギーは、腎臓又は膀胱結石を崩壊するための碎石治療において有用である。

30

#### 【0033】

一部の実施形態において、複合レーザエネルギー 102 の波長は、1 又は 2 以上のレーザダイオードサブセットのアクティブ化に基づいて設定される。例えば、一部の実施形態において、1 又は 2 以上のレーザダイオード 104（「LD1」としてラベルつけた）を含むレーザダイオードサブセット 104A は、第 1 の波長範囲（ $\lambda_1$ ）を有するレーザエネルギー 106 を出力するように構成されるが、レーザダイオードサブセット 104B は、第 1 の波長範囲とは異なる第 2 の波長範囲（ $\lambda_2$ ）を有するレーザエネルギー 106 を出力するように構成された 1 又は 2 以上のレーザダイオード 104（「LD2」としてラベルつけた）を含む。他のレーザダイオードサブセットも使用して、他の固有の波長範囲を有するレーザエネルギー 106 を出力することができる。出力レーザエネルギー 102 は、レーザダイオードサブセット 104A のアクティブ化による第 1 の波長範囲を含むように構成することができ、出力レーザエネルギー 102 は、レーザダイオードサブセット 104B のアクティブ化による第 2 の波長範囲を含むように構成することができる。従って、出力レーザエネルギー 102 は、レーザダイオードサブセット 104A 及び 104B のうちの 1 又は 2 以上の適切なアクティブ化によるレーザエネルギー 106 の第 1 及び第 2 の波長範囲の一方又は両方を含むように構成することができる。

40

#### 【0034】

一例示的手術用途では、第 1 のレーザダイオードサブセット 104A は、ヘモグロビンによって強く吸収される波長（例えば、532 nm のような 300 ~ 600 nm の波長）

50

を有するレーザエネルギー106を生成することができ、従って、より高い割合のヘモグロビンを含む組織を蒸発させるのに使用することができる。レーザダイオードサブセット104Bは、ヘモグロビンによって容易に吸収されない波長でレーザエネルギー106を生成することができ、より効率的に組織を凝固して出血を止めるのに使用することができる。従って、システム100を使用してレーザ手術治療を実施し、最初にレーザダイオードサブセット104Aをアクティブ化することにより、ターゲット組織を蒸発させて組織内のヘモグロビンによって強く吸収される出力レーザエネルギー102を生成することができる。次に、システム100は、レーザダイオードサブセット104Aを非アクティブ化してレーザダイオードサブセット104Bをアクティブ化し、組織を凝固して出血を止める上で有用なレーザエネルギー102を生成することができる。

10

#### 【0035】

出力レーザエネルギー102の強度又は電力レベルも、レーザダイオードサブセットのうちの1又は2以上の選択的アクティブ化及び非アクティブ化により調節することができる。例えば、レーザダイオードサブセットの各々が、1又は2以上のレーザダイオード104を含む時に、単一レーザダイオードサブセットのアクティブ化は、低電力を有する出力レーザエネルギー102を生成することができる。追加のレーザダイオードサブセットをアクティブ化して、アクティブ化されたレーザダイオード104の数の増加から生じる出力レーザエネルギー102の強度又は電力レベルの増加を行うことができる。その結果、出力レーザエネルギー102の強度又は電力レベルは、レーザダイオードサブセットのアクティブ化又は非アクティブ化を通してスケールアップすることができる。一般的に、システム100の電力容量は、システムのレーザダイオード104及び従ってレーザダイオードサブセットによって発生するレーザエネルギー106の電力の合計である。従って、比較的低い電力のレーザダイオード（例えば、1〜3W）を使用して、集合的にアクティブ化される時に実質的により高い電力のレーザビーム102を発生させることができる。

20

#### 【0036】

システム100のレーザダイオード104又はレーザダイオードサブセットはまた、レーザエネルギー106の異なるパターンを出力するように構成することができる。例えば、レーザダイオード104の1又は2以上は、レーザエネルギー106の強度レベルを変化させる（例えば、強度を上げ及び／又は下げる）周期パターン、レーザエネルギー106の出力をアクティブ化及び非アクティブ化する周期パターン、又は他の周期パターンのような特定の周期パターンを有するレーザエネルギー106を出力するように構成することができる。

30

#### 【0037】

レーザダイオード104又はレーザダイオードサブセットはまた、異なる作動モードで作動するように構成することができる。例えば、レーザダイオード104又はレーザダイオードサブセットは、連続波（CW）作動モード、パルス波又は変調作動モード、又は他の従来の作動モードで作動するように構成することができる。一部の実施形態において、レーザダイオード104を含むレーザダイオードサブセットは、各レーザダイオードサブセットが固有の負荷サイクルを有するように構成することができるパルス波作動モードで作動するように構成される。負荷サイクルは、一般的に、出力レーザエネルギー106の平均電力レベルを制御するように作動するが、負荷サイクルによって決定されたパルスの周波数も、レーザ碎石術のようなある一定のレーザ手術治療で有用である場合がある。その結果、システム100の一部の実施形態は、固有の作動モードで作動させてレーザエネルギー106を発生させ、固有の負荷サイクルを有するレーザエネルギー102を出力するレーザダイオード104及びレーザダイオードサブセットを含む。

40

#### 【0038】

従って、光ファイバ束108Aの異なる光ファイバ110により異なる特性を有するレーザエネルギー106を送出することができる。図3は、本発明の別の実施形態によるファイバ束108Aの簡易端面又は断面図であり、ここで、光ファイバ110の各々は、番号1〜5でラベル付けされてそれらを結合するレーザダイオードサブセット又はサブアレイ

50

を指定している。すなわち、「4」という番号がつけられた光ファイバ110各々は、1つのレーザダイオードサブセット又はサブアレイのレーザダイオード104から放出されたレーザエネルギー106に結合されるが、「5」という番号がつけられた光ファイバは、別のレーザダイオードサブセット又はサブアレイのレーザダイオード104から放出されたレーザエネルギー106に各々結合される。従って、レーザダイオード104のサブセットのうちの1又は2以上のアクティブ化は、出力レーザエネルギー102として、対応する光ファイバ110を通じて及び送出ファイバ114を通じて対応するレーザエネルギー106を送出する。

#### 【0039】

その結果、出力レーザエネルギー102の特性は、レーザダイオード104又はレーザダイオードサブセットのアクティブ化及び非アクティブ化によりカスタマイズされて調節することができる。例えば、システム100を作動させて、共有する光ファイバ110（光ファイバ1、2、3及び5）によって示すように、レーザダイオードサブセットをアクティブ化することができるが、光ファイバ4に対応するレーザファイバサブセットは、非アクティブ化される。これは、光ファイバ1～3及び5に対応するレーザダイオードサブセットによって発生するレーザエネルギー106を含む送出ファイバ114から放出される複合又は出力レーザエネルギー102をもたらす。

#### 【0040】

一部の実施形態において、異なるレーザダイオードサブセットのアクティブ化及び非アクティブ化は、レーザファイバ114から放出される出力レーザエネルギー102のビームのサイズを制御する。例えば、光ファイバ1及び2（図3）に対応するレーザダイオードサブセットは、比較的小さい直径を有する出力レーザビーム102を生成することができ、それらは、図4に示すように、光ファイバ3～5に対応するレーザダイオードサブセットのような他のレーザダイオードサブセットをアクティブ化することによって増加させることができる。一部の実施形態において、レーザダイオード104から出力されるレーザエネルギー106が実質的に同じ強度レベルを有する時に、放出レーザエネルギー102の直径のサイズの増大により、レーザエネルギーの実質的に均等な分布を維持する。より大きい直径のビームを使用して、より迅速に組織を除去することができるが、より小さいサイズのビームを使用して、より正確に組織を除去することができる。

#### 【0041】

一部の実施形態において、送出ファイバ114から放出される出力レーザビーム102の形状は、選択レーザダイオードサブセットのアクティブ化及び／又は送出ファイバ114の構成により選択されるか又は調節することができる。一部の実施形態において、送出ファイバ114は、円形状ビーム102でレーザエネルギー102を放出する従来の光ファイバのような丸いコアを有する光ファイバを含む。

#### 【0042】

図5は、本発明の例示的实施形態によるファイバ束108Bの簡易端面又は断面図である。図5に示すように、レーザダイオードサブセット1及び2のアクティブ化は、一列に向けられた光ファイバ110を通じてレーザエネルギー106を送出する。一部の実施形態において、送出ファイバ114Aは、図6の簡易端面又は断面図に示すように、被覆材132によって取り囲まれた矩形コア130を有する光ファイバを含む。一部の実施形態において、コア130の屈折率( $n_1$ )は、被覆材132の屈折率( $n_2$ )よりも大きい。矩形コア130は、送出ファイバ114Aが線状出力ビーム102を望ましいターゲットに送出することを可能にする。図7は、ZEMAX（光学式シミュレーションソフトウェア）を使用して模擬した時の図6の光ファイバから放出することができる例示的線状出力ビーム102を示している。一部の実施形態において、線状レーザビーム102は、手術レーザ手順に使用して組織を摘出することができる。組織にわたって線状出力ビーム102を掃引する時に、それを使用して、円形状レーザビームよりも正確に組織を蒸発させることができる。

#### 【0043】

一部の実施形態において、システム 100 は、環状又はドーナツ状出力ビーム 102 を放出するように構成される。一部の実施形態において、これは、環状又はリングパターンを形成するファイバ束 108C の光ファイバ 110 に対応するレーザダイオードサブセットをアクティブ化することによって達成される。例えば、レーザエネルギー 106 をファイバ束 108C (図 8) の対応する光ファイバ 110 に送出するレーザダイオードサブセット 4 及び 5 のアクティブ化は、送出ファイバ 114 へのレーザエネルギー 118 の環状又はドーナツ状ビームの送出をもたらす。一部の実施形態において、送出ファイバ 114 は、環状、リング状、又はドーナツ状ビーム 102 としてこの環状レーザエネルギーを放出するように構成される。

#### 【0044】

一部の実施形態において、送出ファイバ 114B は、図 9 の簡易断面図に示すような多重被覆光ファイバを含むことができる。一部の実施形態において、多重被覆光ファイバ 133 は、環状光送出媒体 136 の屈折率 ( $n_2$ ) よりも低い屈折率 ( $n_1$ ) を有する中心被覆材 134 を含む。これに加えて、環状光送出媒体 136 の屈折率 ( $n_2$ ) は、外側被覆材 138 の屈折率よりも高い。一部の実施形態において、ファイバ束 108C から放出された環状形状エネルギー 106 は、送出ファイバ 114B の環状光送出媒体 136 に光学的に結合され、環状又はドーナツ状出力ビーム 102 として遠位端 122 を通して放出され、そのシミュレーションは、ZEMAX ソフトウェアを使用して図 10 に示されている。一部の実施形態において、環状形状出力ビーム 102 は、手術レーザ手順に使用されて組織を摘出する。

#### 【0045】

図 11 は、本発明の実施形態によるレーザエネルギーを送出するファイバ束 108D の簡易端面又は断面図である。一部の実施形態において、レーザダイオードサブセット 1、2、4、及び 5 はアクティブ化されるが、レーザダイオードサブセット 3 は非アクティブ化される。従って、サブセット 1、2、4、及び 5 によって発生するレーザエネルギー 106 は、ファイバ束 108D の対応する光ファイバ 110 を通じて送出される。

#### 【0046】

一部の実施形態において、送出ファイバ 114C は、多重被覆ファイバ 140 の形態であり、その簡易断面図は図 12 に示されている。一部の実施形態において、多重被覆光ファイバ 140 は、図 12 に示すように、中心光送出媒体 142、被覆材 144、環状光送出媒体 146、及び被覆材 148 を含む。一部の実施形態において、中心光送出媒体 142 及び環状光送出媒体 146 は、ガラスを含む。一部の実施形態において、被覆材 144 は、中心光送出媒体 142 を取り囲み、中心光送出媒体 142 の屈折率 ( $n_1$ ) よりも低い屈折率 ( $n_2$ ) を有する。環状光送出媒体 146 は被覆材 144 を取り囲み、被覆材 148 は、環状光送出媒体 146 を取り囲む。一部の実施形態において、被覆材 144 及び被覆材 148 の屈折率 ( $n_2$ ) は、環状光送出媒体 146 の屈折率よりも低い。

#### 【0047】

一部の実施形態において、図 11 に示すファイバ束 108D の実施形態からレーザエネルギーを送出するために、図 12 に示す送出ファイバ 114C を使用する。この実施形態において、レーザダイオードサブセット 1 及び 2 (図 11) に対応するファイバ束 108D の光ファイバ 110 によって送出されたレーザエネルギー 106 は、中心光送出媒体 142 に結合され、レーザダイオードサブセット 4 及び 5 に対応するファイバ束 108D の光ファイバ 110 によって送出されたレーザエネルギー 106 は、環状光送出媒体 146 に結合される。この構成は、図 13 に示すように、ZEMAX アプリケーションを使用して生成されたシミュレーションである中心円形部分及び環状部分を有するビーム 102 の形態で送出ファイバ 114C がレーザエネルギー 106 を送出することを可能にする。

#### 【0048】

上述のように、レーザダイオード 104 又はレーザダイオードサブセットを作動させて、異なる特性を有するレーザエネルギー 106 を生成することができる。例えば、1 又は 2 以上のレーザダイオードサブセットは、連続波モード又は高負荷サイクルで作動させて高

10

20

30

40

50

い強度又は高い平均出力レーザエネルギーを生成することができるが、他のレーザダイオード104又はレーザダイオードサブセットは、ある一定の周波数又は負荷サイクルで変調され、より低い平均電力又は強度を有するレーザエネルギー106を生成することができる。一部の実施形態において、レーザダイオードサブセット1及び2（図11）は、高電力モード（連続波又は高負荷サイクル）で作動させることができ、一方、レーザダイオードサブセット4及び5を変調して比較的低い出力レーザエネルギー106を生成することができる。その結果、高電力レーザエネルギーは、ファイバ束108Dの中心に位置するが、低電力レーザエネルギーは、ファイバ束108Dの周囲に位置する。図12の送出ファイバ114Cを使用する時に、高出力レーザエネルギー106は、中心光送出媒体142に結合されるが、低出力レーザエネルギー106は、環状光送出媒体146に結合される。得られる出力ビーム102は、中心ビームが組織を切断するか又は蒸発させる手術手順に使用することができるが、外側環状ビームは、同時に組織を凝固する。

10

#### 【0049】

一部の実施形態において、システム100は、本発明の実施形態による例示的ファイバ束108Eの簡易端面又は断面図である図14に示すように、組織を蒸発させるように構成された波長を有するレーザダイオード104のうちの1又は2以上のサブセットによって発生するレーザエネルギー106を送出するように構成されるが、光ファイバ110の内側クラスターは、組織を凝固するように構成された波長を有するレーザダイオード104の1又は2以上のサブセットからレーザエネルギー106を送出するように構成される。

#### 【0050】

20

一部の実施形態において、システム100は、識別、診断、又は他の目的のために電磁エネルギーフィードバックを提供するように構成される。一部の実施形態において、1又は2以上のレーザダイオード104は、本発明の実施形態によるファイバ束108Eの簡易端面又は断面図である図1及び図14に示すように、励起スペクトルである波長を有する励起レーザエネルギー106を出力するように構成された励起レーザダイオード104E（図1）を含む。レーザダイオード104Eによって発生する励起レーザエネルギー106は、図15に示すレーザファイバ110E及び送出ファイバ114のようなファイバ束108Eの光ファイバ110のうちの少なくとも1つを通じてターゲットに送出される。一部の実施形態において、励起レーザエネルギーは、レーザダイオード104のうちの1又は2以上の他のサブセットから発生するレーザエネルギーと組み合わせられ、送出ファイバ114からレーザエネルギー102として出力される。

30

#### 【0051】

一部の実施形態において、励起レーザダイオード104Eによって発生するレーザエネルギーは、バンドパスフィルタ154（図1）を通じて伝達され、励起レーザエネルギーが励起スペクトルの望ましい波長範囲にあることを保証する。一部の実施形態において、励起スペクトルは、300～420ナノメートルの範囲にある。

#### 【0052】

一部の実施形態において、励起レーザエネルギーは、組織又は物質を識別し、組織又は物質の状態を診断するのに使用されるか又は他の目的のために使用することができる励起レーザエネルギーへの露出に応答して、自己蛍光電磁エネルギー又はフィードバック電磁エネルギー158を発生する組織又は他の物質をターゲットにするように構成される。フィードバック電磁エネルギー158は、遠位端122で送出ファイバ114によって捕捉され、送出ファイバ114及び図15に示す光ファイバ110Fのようなファイバ束108Fの光ファイバ110のうちの少なくとも1つを通じて伝達される。その内容が全ての目的に対して全体的に引用によって本明細書に組み込まれている2014年10月20日出願の現在特許出願中の本出願人による国際出願番号PCT/US14/61319は、治療部位において状態を識別するために追加のデバイス及び方法を開示している。

40

#### 【0053】

一部の実施形態において、図2に示すように、システム100は、フィードバック電磁エネルギー158を分析するように構成された分光計156を含む。一部の実施形態におい

50

て、システム１００は、フィードバック電磁エネルギー１５８と、その後に分光計１５６によって分析されるフィルタ処理したフィードバック電磁エネルギー１５８とを濾過するように構成されたフィルタ１６０を含む。一部の実施形態において、フィルタ１６０は、励起スペクトルを除去し及び／又はフィードバック電磁エネルギー１５８の望ましい自己蛍光スペクトルを隔離するように構成される。

#### 【００５４】

図１６は、上述のシステム１００の１又は２以上の実施形態を容易にするのに使用する例示的回路図である。一部の実施形態において、レーザダイオード１０４は、１又は２以上のプロセッサを含むコントローラ１７４からの制御信号に応答する適切なスイッチ１７２（例えば、ＭＯＳＦＥＴ）を使用して個々の又は群のレーザダイオード（サブセット）を短絡させることにより、適切な電源１７１から電力を受け入れる電力供給部１７０からの電流を個々の又は群のレーザダイオード１０４に結合することによる個々の又は群のアクティブ化のために配置される。一部の実施形態において、光遮断器のようなＭＯＳＦＥＴ又はスイッチ１７２のための制御回路１７３を使用して、コントローラ１７４からの制御信号を処理することができる。

#### 【００５５】

一部の実施形態において、モニタ回路１７６は、光学的に又はダイオード１０４にわたる電圧低下を測定することによってレーザダイオード１０４の各々の性能をモニタするように設けられる。これは、欠陥があるレーザダイオード１０４を検出して隔離することを可能にする。一部の実施形態において、回路１７６は、レーザダイオード１０４の性能に関するフィードバックとして、個々のレーザダイオード１０４又はレーザダイオード１０４の群にわたる電圧低下を測定する。

#### 【００５６】

一部の実施形態において、回路は、一連のレーザダイオード１０４を通じて電流を有効又は無効にすることができるように構成されたスイッチ１７８（例えば、ＭＳＦＥＴ）を含む。

#### 【００５７】

一部の実施形態において、システム１００は、電力供給部１７０を制御するための制御ループ回路１８０を含む。一部の実施形態において、制御ループ回路１８０は、アクティブ化レーザダイオード１０４を通る電流を決定するのに使用する４端子又は２端子抵抗器のような電流感知抵抗器１８２にわたる電圧低下を受け入れる。一部の実施形態において、制御ループ回路１８０は、光電力フィードバックを含み、これは、ターゲットに送出されたレーザエネルギー１０２の強度又は電力を示す光電力フィードバックを含む。一部の実施形態において、制御ループ回路１８０は、望ましい電力設定を示すコントローラ１７４からの設定値を含む。

#### 【００５８】

本発明の一部の実施形態は、本明細書に説明する１又は２以上の実施形態によるレーザシステム１００を使用してレーザビーム１０２を生成する方法に関する。本方法の一部の実施形態において、レーザエネルギー１０６のディスクリットビームは、システム１００の複数のレーザダイオード１０４の各々から出力される。ファイバ束１０８の近位端１１２は、レーザエネルギー１０６のディスクリットビームに光学的に結合される。レーザエネルギー１０６のディスクリットビームは、ファイバ束１０８（レーザエネルギー１１８）の遠位端１２０を通して放出される。送出ファイバ１１４の近位端１１６は、ファイバ束１０８の遠位端１２０を通して放出されたレーザエネルギー１０６のディスクリットビームに光学的に結合される。レーザエネルギー１０６のディスクリットビームを含むレーザエネルギー１０２の複合ビームは、送出ファイバ１１４の遠位端１２２を通して放出され、これは、ファイバ束１０８に光学的に結合される。

#### 【００５９】

一部の実施形態において、システム１００の複数のレーザダイオード１０４の各々からのレーザエネルギー１０６のディスクリットビームの出力又は発生は、レーザダイオード１

04の第1のサブセットからのレーザエネルギー106のビームの出力を含む。

【0060】

一部の実施形態において、複合ビーム102の強度は、レーザダイオード104の第1のサブセットとは異なるレーザダイオード104の第2のサブセットからレーザエネルギー106のディスクリットビームを出力又は発生させることによって調節される。本方法のこの段階により、システム100によってアクティブ化されてレーザエネルギー106のディスクリットビームを発生させるレーザダイオード104の総数を増加又は低減し、送出ファイバ114から放出されるレーザエネルギー102の複合ビームの合計電力レベルを調節することができる。この実施形態は、凝固モードから蒸発又は切断モードへ、又はレーザエネルギー102が患者の組織に損傷を与える十分な強度を欠く照準ビームモードからレーザエネルギー102が十分な強度を有して患者の組織を切断し、蒸発させ、又はそれに対して別のレーザ手順を行うアクティブモードへのような高及び低強度モード間で手術医がレーザエネルギー102を移行することを可能にする。

10

【0061】

本方法の一部の実施形態において、レーザエネルギー102の複合ビームの1又は複数の波長は、第1のサブセットとは異なる第2のセットのレーザダイオードからエネルギー106のディスクリットビームを出力又は発生させることによって調節される。この実施形態において、第1のレーザダイオードサブセットは、第1のセットの波長を張るレーザエネルギー102の複合ビームを生成することができるのに対して、第2のレーザダイオードサブセットのアクティブ化は、異なるセットの波長を張る複合レーザビーム102をもたらす。この実施形態は、例えば、一方のタイプのレーザ手順に有用な波長と別のタイプのレーザ手順を行う上で有用な波長の間で手術医がレーザエネルギー102を移行することを可能にする。例えば、レーザエネルギー102の一部の波長（例えば、532nm）は、組織を蒸発させる上で有用であるが、レーザエネルギー102の他の波長は、組織を融除又は切断するのにより有用である場合がある。

20

【0062】

本方法の一部の実施形態において、複合レーザビーム102のサイズは、第1のレーザダイオードサブセットとは異なるレーザダイオード104の第2のサブセットからレーザエネルギー106のディスクリットビームを出力することによって調節される。図3及び4を参照して上で考察したように、これは、複合レーザビーム102の直径に対してレーザシステム100を調節することを可能にする。送出ファイバ114から放出される複合レーザビーム102のサイズ及び形状を調節するための追加の技術は、放出複合レーザビーム102の望ましいサイズ及び形状をもたらす光ファイバを有する送出ファイバ114の選択を伴う。

30

【0063】

本方法の一部の実施形態において、複合レーザビーム102の形状は、第1のレーザダイオードサブセットとは異なるレーザダイオード104の第2のサブセットからレーザエネルギー106のディスクリットビームを出力することによって調節される。例えば、円（図3及び4）、リング（図8～10）、線（図5～7）、正方形、矩形、及び同心リング又は円（図11～13）の形状、又は複合レーザビーム102に対する他の望ましい形状を有する複合ビーム102は、レーザダイオード104のサブセットの選択されたアクティブ化又は非アクティブ化によって達成することができる。

40

【0064】

本方法の一部の実施形態において、複合レーザビーム102のパターンは、第1のレーザダイオードサブセットとは異なるレーザダイオードの第2のサブセットからレーザエネルギー106のディスクリットビームを出力することによって調節することができる。上で考察したように、これは、第2のレーザダイオードサブセットのレーザダイオード104と比べて第1のレーザダイオードサブセットのレーザダイオード104から放出されるレーザエネルギー106に対する周期的変動を伴う場合がある。

【0065】

50

本方法の一部の実施形態において、ファイバ束108の近位端112は、1又は2以上のレンズを含む光学系124を使用してレーザエネルギー106のディスクリットビームにファイバ束108の近位端112を光学的に結合することにより、レーザエネルギー106のディスクリットビームに光学的に結合される。本方法の一部の実施形態において、レーザエネルギー106のディスクリットビームは、ファイバ束108の光ファイバ110のうちの1又は2以上の遠位端120を通して放出される。

#### 【0066】

本方法の一部の実施形態において、ファイバ束108の遠位端120を通して放出されたレーザエネルギー106（レーザエネルギー118）のディスクリットビームに送出ファイバ114の近位端116を光学的に結合する段階は、1又は2以上のレンズ152を含む光学系150を使用してファイバ束108の遠位端120を通して放出されたレーザエネルギー106のディスクリットビームに送出ファイバ114の近位端116を光学的に結合する段階を含む。

#### 【0067】

本方法の一部の実施形態において、システム100の複数のレーザダイオード104の各々からレーザエネルギー106のディスクリットビームを出力する段階は、励起スペクトル内にある波長を有する励起レーザエネルギー106の1又は2以上のディスクリットビームを出力する段階を含む。一部の実施形態において、本方法は、励起スペクトル内にある波長を有するレーザエネルギー106の1又は2以上のディスクリットビームを出力する段階を含む。一部の実施形態において、レーザエネルギー106のディスクリットビームのうちの1又は2以上は、それらが励起スペクトル内にあるように、レーザエネルギー106のディスクリットビームのうちの1又は2以上を濾過するフィルタ154を通過する。一部の実施形態において、励起スペクトルは、300～420ナノメートルである。

#### 【0068】

本方法の一部の実施形態において、フィードバック電磁エネルギー158は、励起レーザエネルギーへの組織又は物質の露出に応答する送出ファイバ114及びファイバ束108を通じて送出ファイバ114の遠位端122から伝達される。一部の実施形態において、フィードバック電磁エネルギー158は、分光計156（図1）に送出される。一部の実施形態において、フィードバック電磁エネルギー158は、フィードバック電磁エネルギー158を分光計156に送出する前にフィルタ160を使用して濾過される。

#### 【0069】

図17及び21は、本発明の実施形態によるレーザバー200の簡易図である。レーザバー200は、複数のレーザダイオード204から放出されたレーザエネルギーから形成されたレーザエネルギー202の複合ビームを放出するように構成される。一部の実施形態において、レーザバー200は、複数の平行レンズ208を含み、その各々は、レーザダイオード204のうちの1つからレーザエネルギー210の平行ビームの中に出力されたレーザエネルギー206を平行にするように構成される。一部の実施形態において、平行レンズ208は、より大きい開口数（ $NA > 0.6$ ）を有する非球面レンズである。

#### 【0070】

一部の実施形態において、レーザバー200は、平行ビーム210を反射するように構成された少なくとも1つのミラー212を含む。一部の実施形態において、レーザバー200は、複合ビーム202の中に反射平行ビーム210を集めるように構成された光学系214を含み、これは、ターゲットに送出するためにレーザバー200から光ファイバに放出することができる。一部の実施形態において、少なくとも1つのミラー212は、図17及び21に示すように、対応する平行ビーム210を光学系214に向けて反射させるように構成された各レーザダイオード204に対する個々のミラーを含む。一部の実施形態において、ミラー212の各々は、対応する平行ビーム210に対して約45度で傾斜する。

#### 【0071】

一部の実施形態において、X方向（図で識別するように）の各レーザダイオード204



間の間隔はできるだけ小さくされ、一般的に、レーザダイオード 204 のパッケージによって決定される。一部の実施形態において、各レーザダイオード 204 のためのパッケージは、約 5.6 ミリメートルの直径を有し、個々のレーザダイオード 204 間の X 軸に沿った間隔は、約 6 ミリメートルである。

#### 【0072】

一部の実施形態において、レーザダイオード 204 及びそれらの対応するミラー 212 は、レーザダイオード 204 の各々から放出されたレーザエネルギー 206 がほぼ同じ合計距離だけレーザダイオード 204 から光学系 214 まで移動するように位置決めされる。一部の実施形態において、ミラー 212 は、図 17 及び 21 に示すように、Z 軸に沿ってレーザダイオード 204 から変位し、ミラー 212 は、Z 軸に垂直な X 軸に沿って光学系 214 から変位している。

10

#### 【0073】

一部の実施形態において、レーザダイオード 204 から出力されるレーザエネルギーは、非対称である。一部の実施形態において、各レーザダイオード 204 から放出されるレーザエネルギー 206 のビーム形状は、pn 接合に沿った速軸が pn 接合に垂直な遅軸と比べて遥かに大きい発散角を有するように楕円形である。

#### 【0074】

一部の実施形態において、レーザダイオードの速軸は、図 17 に示すように X-Z 平面に位置合わせされ、レーザダイオード 204 及び対応する平行ビーム 210 の各々から出力されたレーザエネルギー 206 は、実質的に X-Z 平面に位置合わせされる。これは、図 18 に示すように、面 215 において ZEMAX ソフトウェアを使用して生成されるビームプロファイルのシミュレーションである楕円形ビームプロファイルをもたらす。図 17 の面 217 内のビームプロファイルは、図 19 に示されている。

20

#### 【0075】

一部の実施形態において、レーザダイオード 204 の遅軸は、図 21 に示すように X-Z 平面に位置合わせされ、レーザエネルギー 206 及び対応する平行ビーム 210 は、実質的に X-Z 平面に位置合わせされる。これは、面 215 において図 22 に示すビームプロファイルと面 217 において図 23 に示すビームプロファイルとをもたらす。

#### 【0076】

一部の実施形態において、光組合せ光学系 214 は、ミラー 212 から反射する平行ビーム 210 の非対称性を低減するように作動する。一部の実施形態において、光組合せ光学系 214 は、円柱レンズ 216 及び 218 を含み、それらが作動されて各ビーム 210 の速軸ビーム発散角を低減し、それを遅軸ビーム発散角と同じにする。その結果、面 219 においてビーム収集光学系 214 から出力された個々のビームは、図 20 (図 17 の面 219 内のビームプロファイル) 及び図 24 (図 21 の面 219 内のビームプロファイル) に示すように、実質的に円形プロファイルを有する。

30

#### 【0077】

本発明の一部の実施形態は、本明細書に説明する実施形態のうちの 1 又は 2 以上によって形成されたレーザバー 200 のうちの 2 又はそれ以上を含むレーザモジュールに関する。図 25 及び 26 は、8 つのレーザバー 200 を含む本発明の実施形態による例示的レーザモジュール 300 のそれぞれ側面図及び上面図を示す。しかし、本発明の実施形態は、より多い又はより少ないレーザバー 200 を有するレーザモジュール 300 を含む。

40

#### 【0078】

一部の実施形態において、レーザモジュール 300 は、レーザバー 200 の複合ビーム 202 を反射するように構成された少なくとも 1 つのミラー 302 を含む。図 25 及び 26 の面 303 での各ビームバー 200 の反射複合ビーム 202 の例示的プロファイルは、図 17 に示されている。一部の実施形態において、少なくとも 1 つのミラー 302 は、図 26 に示すように、複合ビーム 202 のうちの 1 つを反射するように各々が構成された複数のミラー 302 を含む。一部の実施形態において、ミラー 302 の各々は、それらの対応する複合ビーム 202 に対して約 45 度で傾斜する。一部の実施形態において、各レー

50

ザバー 200 及び対応するミラー 302 の光学距離は、各レーザバー 200 から面 303 までの光学距離が同じになるように最適化される。

#### 【0079】

一部の実施形態において、ミラー 302 の各々は、X 方向に他のミラー 302 に対して変位している。好ましくは、ミラー 302 の各々のこの高さの差はできるだけ小さくされ、かつ一般的にバー 200 の直径によって決定される。一部の実施形態において、レーザバー 200 の各々は、約 1.2 ミリメートルの直径を有し、ミラー 302 は、約 1.4 ミリメートルだけ X 方向に互いに分離される。

#### 【0080】

一部の実施形態において、レーザモジュール 300 は、反射複合ビーム 202 を収束ビーム 306 の中に集束させるように構成された光集束光学系 304 を含む。一部の実施形態において、光集束光学系 304 は、図 25 及び 26 に示すように、単一球面レンズを含む。面 307 内の収束ビーム 306 の得られるプロファイルは、図 28 に示されている。収束ビーム 306 のプロファイルは、遅軸に沿ったものと比べてビーム 102 の速軸に沿ったレーザエネルギーのより広い分散角に起因して球面集束レンズ後では楕円形である。

#### 【0081】

一部の実施形態において、レーザモジュール 300 は、収束ビーム 306 に光学的に結合された近位端 310 を有する光ファイバ 308 を含む。光ファイバ 308 は、上で考察した送出ファイバ 114 と同様に作動させることができ、かつ収束ビーム 306 を放出する遠位端 312 を含む。本明細書に開示する送出ファイバの遠位端は、実施されているレーザ治療／手順に応じて端部点火構成又は側部点火構成（すなわち、斜角遠位端）を有することができる。

#### 【0082】

一部の実施形態において、光ファイバ 308 は、図 29 の簡易断面図に示すように、被覆材 322 によって取り囲まれた矩形コア 320 を有する。そのような光ファイバ 308 を使用して、ファイバ 308 の近位端 310 で光ファイバ 308 の送出端部から放出することができる楕円形の収束ビーム 306 を送出することができる。一部の実施形態において、矩形コア 320 は、 $750\text{ }\mu\text{m} \times 200\text{ }\mu\text{m}$  の直径を有する。矩形コア 320 を有する光ファイバ 308 から放出されるビームの例示的プロファイルは、図 30 に示されている。そのような矩形又は線状ビームは、組織切断に対して光学ナイフのように挙動することができる。更に、線状ビームを掃引することにより、それを使用して組織を蒸発させることができる。

#### 【0083】

一部の実施形態において、図 31 に示すように、光集束光学系 304 は、2 つの円柱レンズ 304A 及び 304B を含み、受光ファイバ 308 の前のビーム発射区域を増大させて、ビーム 306 を実質的に正方形又は矩形の形状にする。図 31 の面 307 内のビーム 306 の例示的プロファイルは、図 32 に示されている。一部の実施形態において、円形コア状光ファイバ 308 を使用して、近位端 310 でビーム 306 を受け入れ、光ファイバ 308 の出力端部において円形ビームを放出することができる。

#### 【0084】

本発明の一部の実施形態は、レーザモジュール 300 のうちの 2 又はそれ以上を組み合わせたレーザシステム 400 に関する。図 33 は、本発明の実施形態によるそのようなレーザシステム 400 の簡易図である。一部の実施形態において、レーザシステム 400 は、図 33 に示すように、モジュール 300 から複合出力ビーム 306 の各々を受け入れ、ビーム 306 の各々を含む複合ビーム 404 を出力する偏光ビーム組合せ立方体 402 を含む。一部の実施形態において、レーザモジュール 300 のうちの 1 又は 2 以上は、図 33 に示すように、Y 方向にそれらのビーム 306 を出力するように構成され、レーザモジュール 300 のうちの 1 又は 2 以上は、X 方向にそれらのビーム 306 を出力するように構成される。

#### 【0085】

一部の実施形態において、X方向ビーム306及びY方向ビーム306は、それらの間に90度の偏光方向差を有する直線偏光ビームである。これは、一方のセットのモジュール300が速軸ビーム位置合わせ式バー200を使用し、一方、他方の群のモジュール300が遅軸ビーム位置合わせ式バー200を使用することによって実施することができる。

#### 【0086】

一部の実施形態において、レーザシステム400は、ビーム404をその後に望ましいターゲットに放出することができる光ファイバ410の近位端408に複合ビーム404を結合するように構成された集束光学系406を含む。

#### 【0087】

レーザシステム400によって達成される自由空間光ビーム組合せは、モジュール方式デバイスを作るのに使用することができる。そのようなレーザシステムの例の簡易図は、図34及び35に示されている。例えば、図34に示すように、ビームアレイ(MxN)は、Mサブモジュール(各サブモジュールは、Nx1ビームバー200を有する)を使用して形成することができる。このシステム400を製造するために、Nx1ビームバー200(ここで、Nは、2、3、4...n)を有するサブモジュールが、顧客の要件に基づいて作られ、必要な出力電力(単一ダイオード電力のMxN倍)を得るために、Mサブモジュール(ここで、Mは、1、2、3...m)がレーザコンソールに差し込まれる。電力強度は、出力電力及び送出ファイバコア形状及びサイズに依存する。

#### 【0088】

図35に示すように、別のオプションは、レーザバー200のNxNサブモジュールを作り、出力電力要件に基づいてこのモジュールのM個をレーザコンソールに差し込むことである。全体電力は、単一レーザダイオード電力のMxNxN倍である。

#### 【0089】

上記に言及したように、上述のレーザシステム及びデバイスは、患者に対して手術レーザ治療を行うのに使用することができるレーザエネルギーを発生して送出するのに有用である。例示的手術レーザ治療は、切断、融除、凝固、碎石術、又は他の治療を含む。本発明の実施形態は、本明細書に説明するシステム又はデバイスの実施形態を使用した患者に対するそのような手術レーザ治療の実施を含む。

#### 【0090】

本発明は、好ましい実施形態を参照して説明したが、当業者は、本発明の精神及び範囲から逸脱することなく形態及び詳細の変更を行うことができることを認識するであろう。

10

20

30



【図 7】

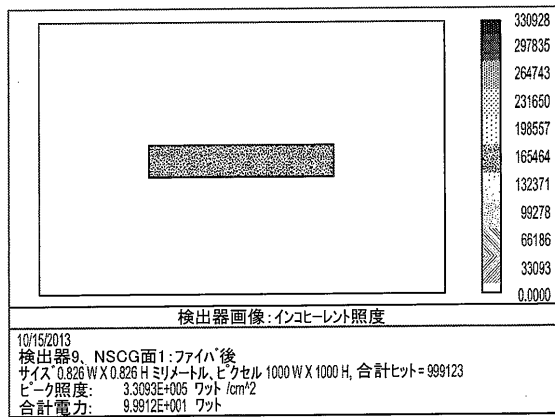


FIG. 7

【図 8】

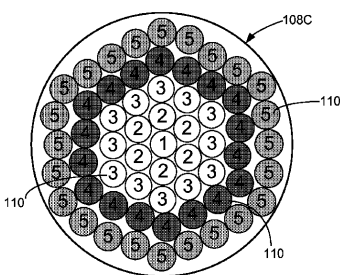


FIG. 8

【図 10】

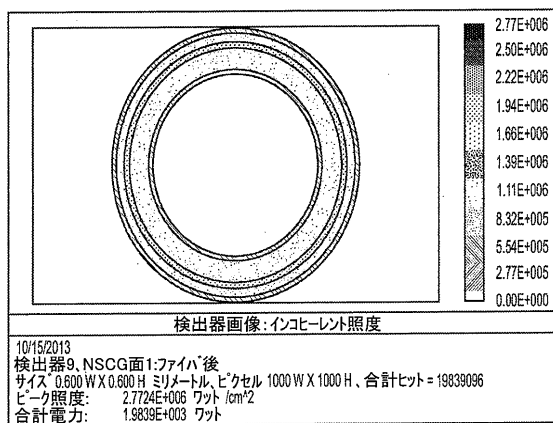


FIG. 10

【図 11】

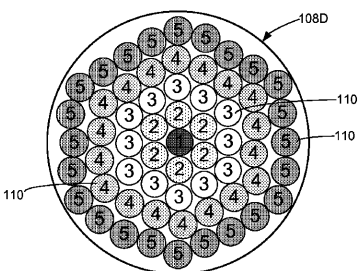


FIG. 11

【図 9】

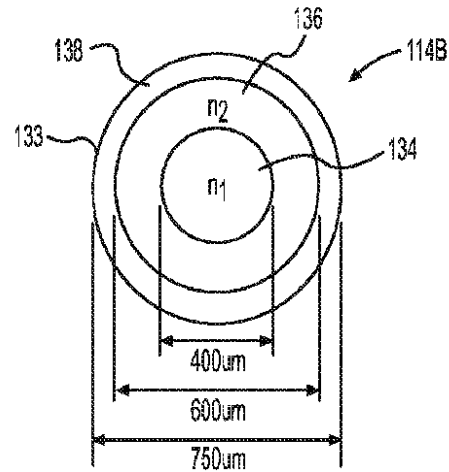


FIG. 9

【図 12】

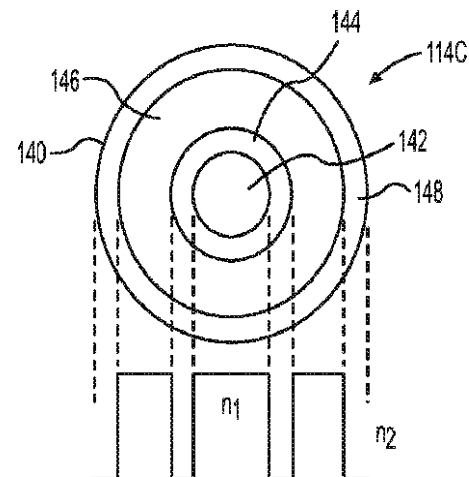


FIG. 12

【図 13】

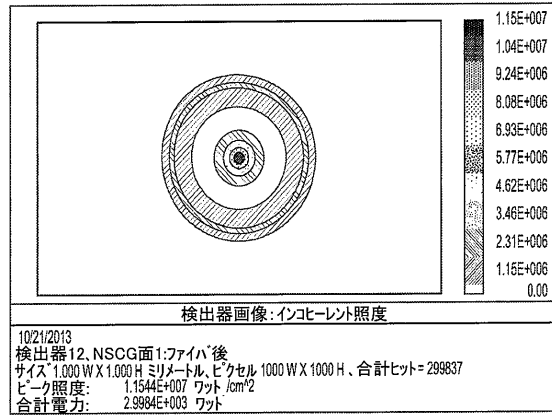


FIG. 13

【図 15】

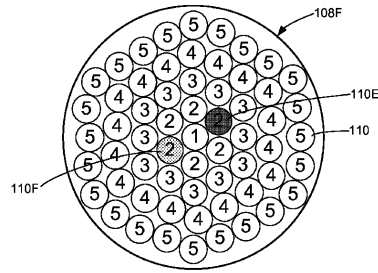


FIG. 15

【図 14】

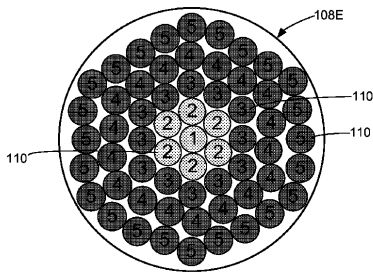


FIG. 14

【図 16】

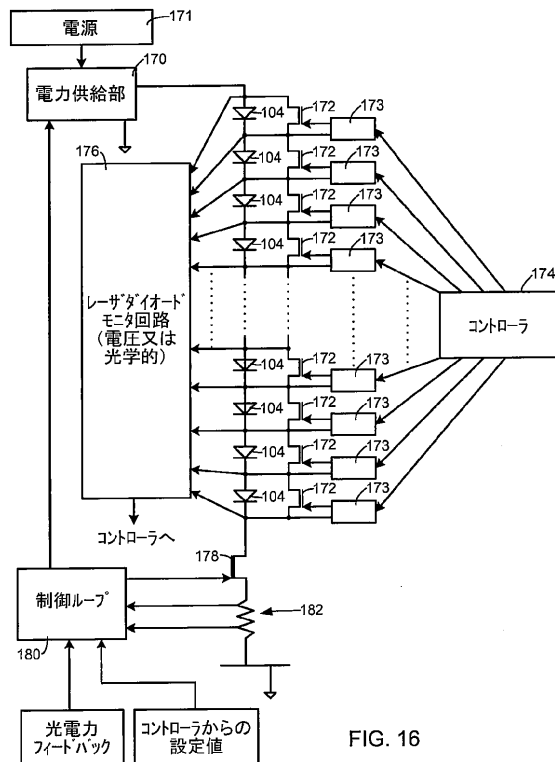


FIG. 16

【図 17】

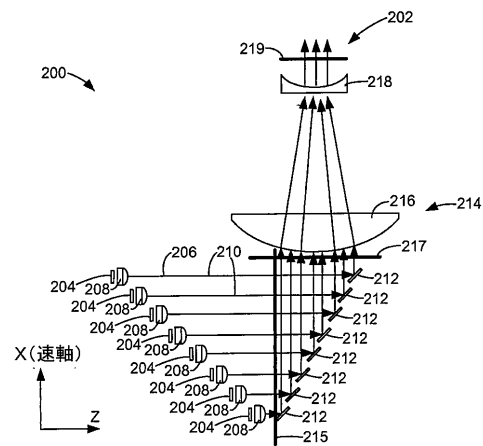


FIG. 17

【図 18】

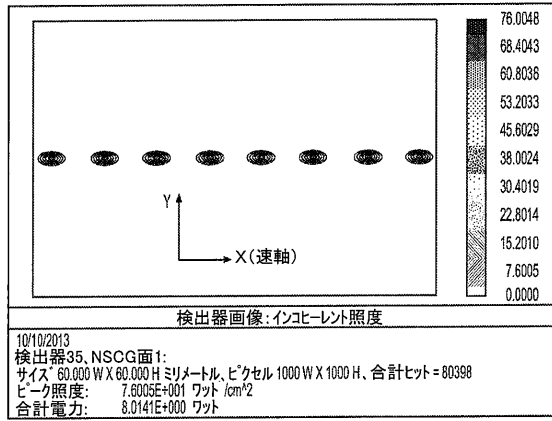


FIG. 18

【図 19】

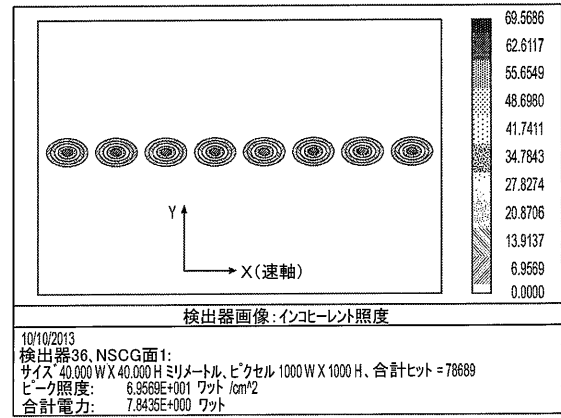


FIG. 19

【図 20】

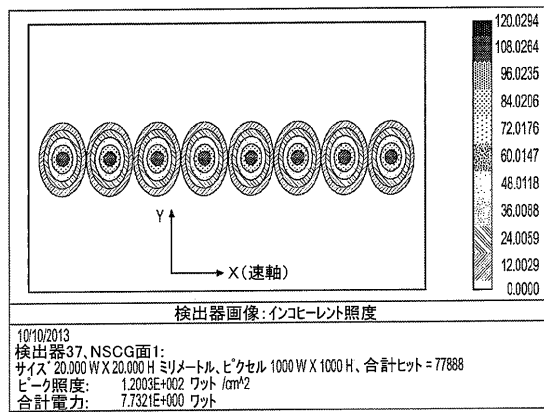


FIG. 20

【図 21】

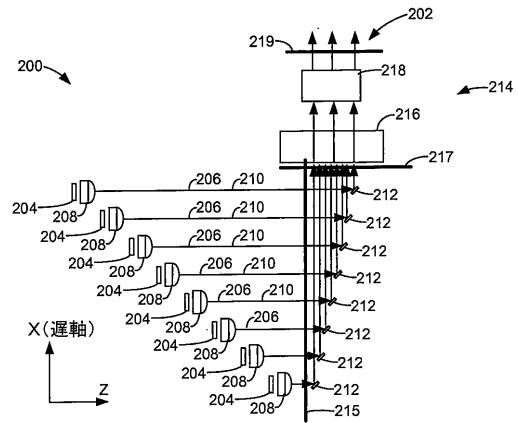


FIG. 21

【図 2 2】

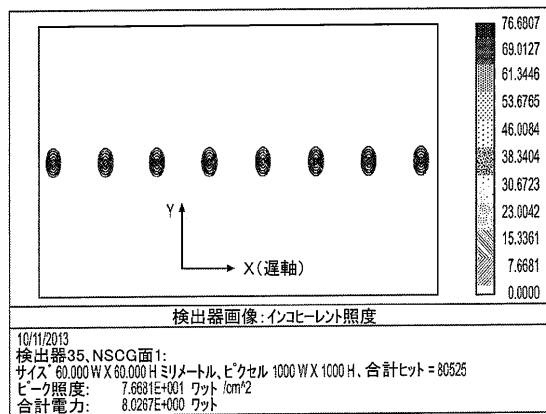


FIG. 22

【図 2 3】

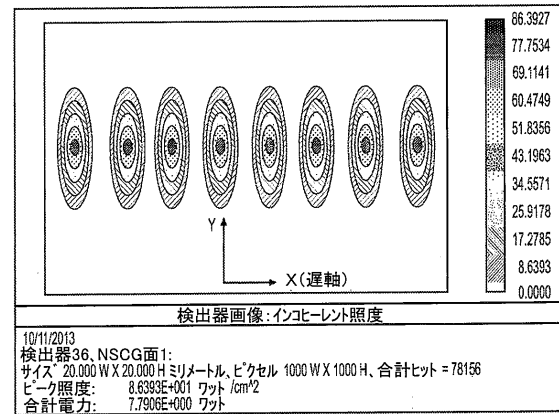


FIG. 23

【図 2 4】

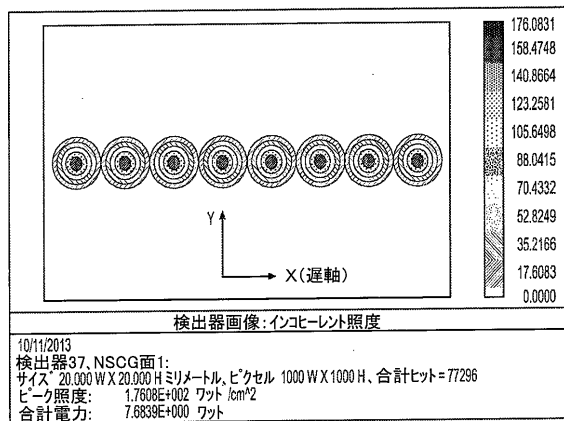


FIG. 24

【図 2 6】

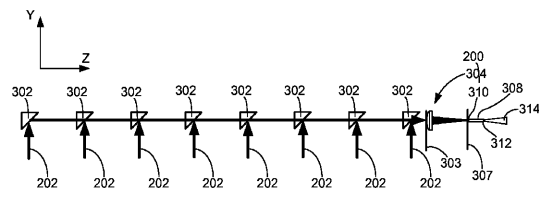


FIG. 26

【図 2 7】

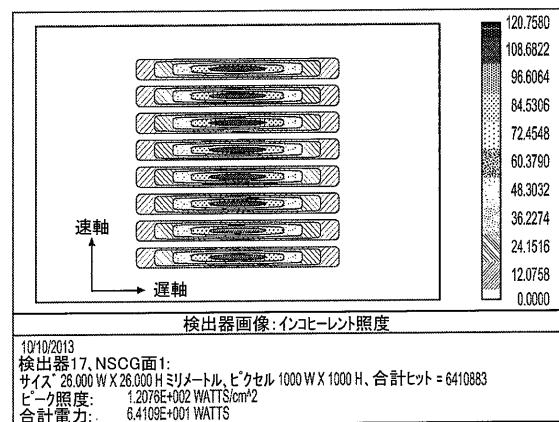


FIG. 27

【図 2 5】

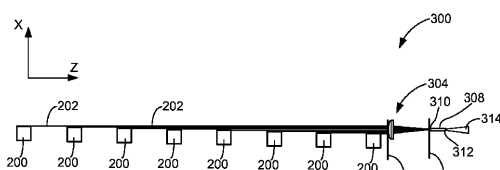


FIG. 25



【図 28】

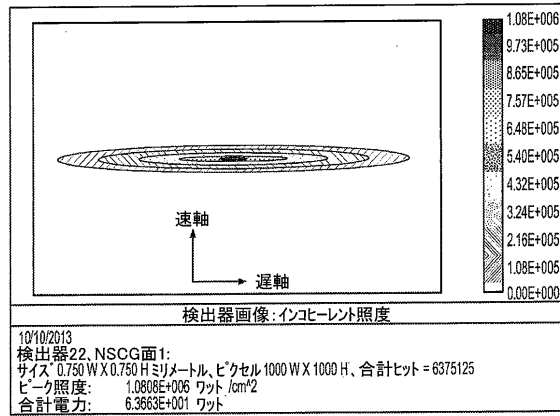


FIG. 28

【図 29】

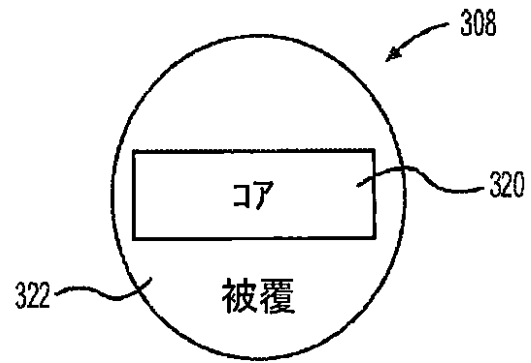


FIG. 29

【図 30】

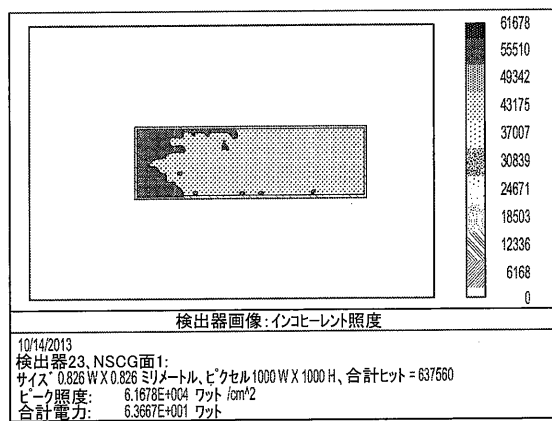


FIG. 30

【図 32】

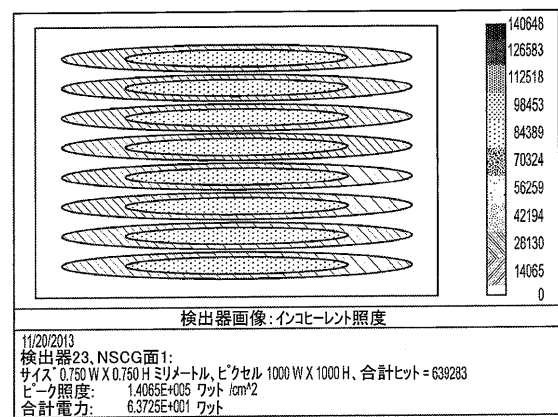


FIG. 32

【図 31】

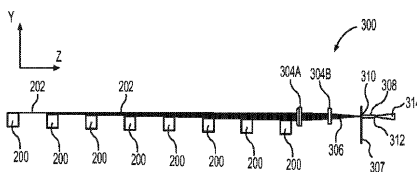


FIG. 31

【図 33】

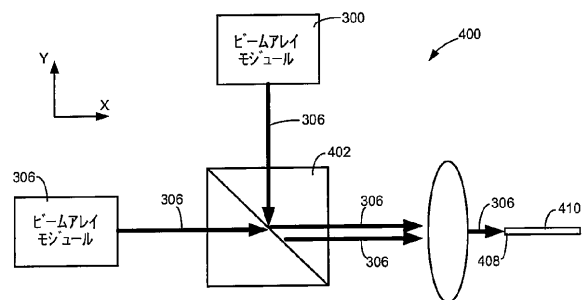
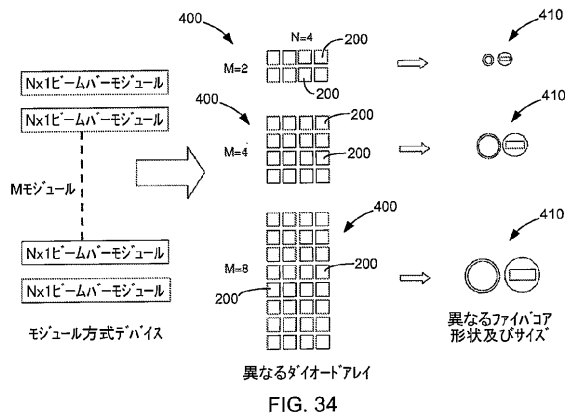
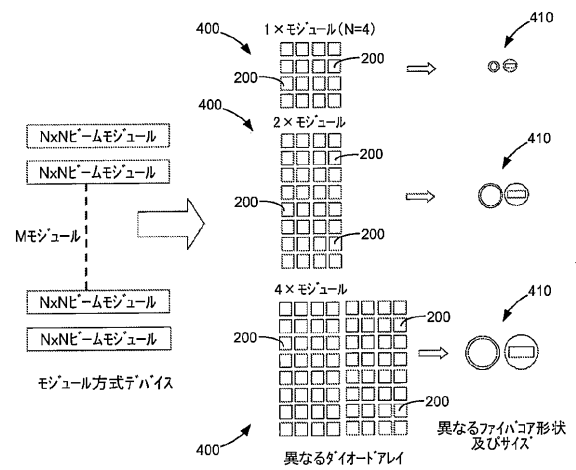


FIG. 33

【図 34】



【図 35】



## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/US2015/060547

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B18/20 A61B1/00 A61B18/22  
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)  
A61N

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         | US 2007/060984 A1 (WEBB JAMES S [US] ET AL) 15 March 2007 (2007-03-15)                         | 1-4, 6-14             |
| Y         | paragraphs [0064], [0077], [0093], [0094], [0154], [147207], [0238]; claims 6, 27; figures 1-9 | 5                     |
| Y         | EP 2 241 280 A2 (LUMENIS LTD [IL]) 20 October 2010 (2010-10-20) paragraphs [0066], [0067]      | 5                     |
| A         | US 2003/233138 A1 (SPOONER GREG [US]) 18 December 2003 (2003-12-18) the whole document         | 1-14                  |



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

"Z" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

3 March 2016

Date of mailing of the international search report

14/03/2016

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

Gentil, Tamara

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/US2015/060547

| Patent document<br>cited in search report | Publication<br>date | Patent family<br>member(s)                                                | Publication<br>date                                  |
|-------------------------------------------|---------------------|---------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------|
| US 2007060984 A1                          | 15-03-2007          | US 8985119 B1<br>US 2007060984 A1                                         | 24-03-2015<br>15-03-2007                             |
| EP 2241280 A2                             | 20-10-2010          | EP 2241280 A2<br>US 2011087202 A1<br>US 2012316549 A1<br>US 2015057649 A1 | 20-10-2010<br>14-04-2011<br>13-12-2012<br>26-02-2015 |
| US 2003233138 A1                          | 18-12-2003          | NONE                                                                      |                                                      |

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード (参考)  
**G 0 2 B 23/24 (2006.01)** A 6 1 B 1/307  
 G 0 2 B 23/24 A

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, 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, KM, 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, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(74)代理人 100095898

弁理士 松下 満

(74)代理人 100130937

弁理士 山本 泰史

(74)代理人 100144451

弁理士 鈴木 博子

(72)発明者 ユ ホンガン

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 5 1 2 9 サン ホセ コロナド ドライヴ 7 1 9 1

(72)発明者 シュアン ロンウェイ ジェイソン

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 5 3 8 フリーモント キャロル アヴェニュー 4 5 3 5

(72)発明者 チャン ジェン ジェームズ

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 5 0 5 1 サンタ クララ カイリー ブールヴァード 9 8 0 ユニット 2 2 0

(72)発明者 ホーン デイヴィッド エヌ

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 5 1 2 7 サン ホセ ホルムズ レーン 8

(72)発明者 ヤン シロン

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 5 3 9 フリーモント エリスワース ストリート 4 3 6 7 6

(72)発明者 ハーゼンバーグ トーマス

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 5 0 0 8 キャンベル カプリ ドライヴ 1 2 5 0

Fターム(参考) 2H040 DA51

2H046 AA01 AA42 AB10 AD18

4C161 AA15 BB08 CC07 FF43 FF46 GG15 HH56 QQ04

|                |                                                                                                                                                         |         |            |
|----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 手术激光系统和激光装置                                                                                                                                             |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2018501833A</a>                                                                                                                           | 公开(公告)日 | 2018-01-25 |
| 申请号            | JP2017525917                                                                                                                                            | 申请日     | 2015-11-13 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 波士顿科学西美德公司                                                                                                                                              |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 波士顿科学Saimudo公司                                                                                                                                          |         |            |
| [标]发明人         | ユホンガン<br>シュアンロンウェイジェイソン<br>チャンジエンジェームズ<br>ホーンデイヴィッドエヌ<br>ヤンシロン<br>ハーゼンバーグトーマス                                                                           |         |            |
| 发明人            | ユ ホンガン<br>シュアン ロンウェイ ジェイソン<br>チャン ジエン ジェームズ<br>ホーン デイヴィッド エヌ<br>ヤン シロン<br>ハーゼンバーグ トーマス                                                                  |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/00 G02B6/04 A61B1/07 A61B1/018 A61B1/307 G02B23/24                                                                                                |         |            |
| CPC分类号         | A61B18/20 A61B18/22 A61B18/24 A61B2018/00172 A61B2018/00642 A61B2018/00982 A61B2018/2035 A61B2018/2211 A61B2018/2244 A61B5/0075 A61B5/0084 A61B2018/208 |         |            |
| FI分类号          | A61B1/00.621 G02B6/04.E A61B1/07.731 A61B1/018.515 A61B1/00.511 A61B1/307 G02B23/24.A                                                                   |         |            |
| F-TERM分类号      | 2H040/DA51 2H046/AA01 2H046/AA42 2H046/AB10 2H046/AD18 4C161/AA15 4C161/BB08 4C161/CC07 4C161/FF43 4C161/FF46 4C161/GG15 4C161/HH56 4C161/QQ04          |         |            |
| 代理人(译)         | 田中真一郎<br>▲▼吉尔场和彦<br>山本泰史<br>铃木裕子                                                                                                                        |         |            |
| 优先权            | 62/079621 2014-11-14 US                                                                                                                                 |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                               |         |            |

#### 摘要(译)

外科手术激光系统包括配置成输出激光能量的激光二极管阵列，纤维束，输送纤维和管状护套。光纤束包括多根光纤，并且具有配置成从激光二极管阵列接收激光能量的近端。输送纤维包括配置为从纤维束的远端接收激光能量的近端。管状护套限定管腔，输送纤维的至少一部分位于管腔中。管状护套可以插入内窥镜或膀胱镜的工作通道中。管状护套的远端构造成将从输送光纤发射的激光能量输送到患者体内。[选型图]图1

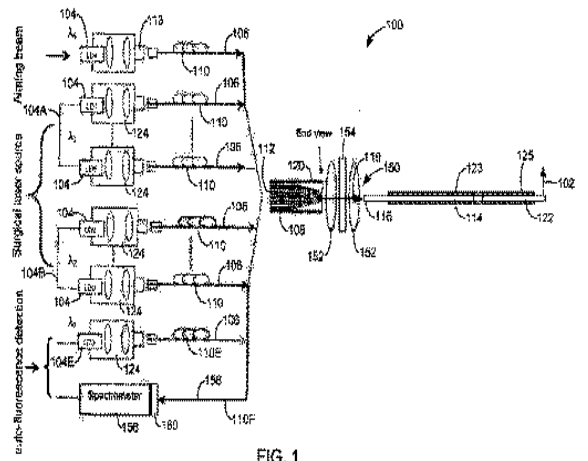


FIG. 1