

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6608806号
(P6608806)

(45) 発行日 令和1年11月20日 (2019. 11. 20)

(24) 登録日 令和1年11月1日 (2019. 11. 1)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 N 5/067 (2006. 01) A 6 1 N 5/067

請求項の数 14 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2016-511140 (P2016-511140)	(73) 特許権者	515298394
(86) (22) 出願日	平成26年4月30日 (2014. 4. 30)		メディカル コヒーレンス エルエルシー
(65) 公表番号	特表2016-516545 (P2016-516545A)		アメリカ合衆国, ニュージャージー州 O
(43) 公表日	平成28年6月9日 (2016. 6. 9)		7004, フェアフィールド, スイート
(86) 国際出願番号	PCT/IB2014/001638		336, 277 フェアフィールド ロード
(87) 国際公開番号	W02014/181196	(74) 代理人	100108453
(87) 国際公開日	平成26年11月13日 (2014. 11. 13)		弁理士 村山 靖彦
審査請求日	平成29年4月28日 (2017. 4. 28)	(74) 代理人	100110364
(31) 優先権主張番号	13/873, 602		弁理士 実広 信哉
(32) 優先日	平成25年4月30日 (2013. 4. 30)	(74) 代理人	100133400
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		弁理士 阿部 達彦
		(72) 発明者	ゲルリッツ, ヨナタン
			イスラエル国, 42835 レブ ハシャ
			ロン, 311 シャアー エフレイム
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 複数アパーチャのハンドヘルド型レーザ治療装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ハンドヘルド型となるよう適応されたケースと、

単色レーザ・ビームを生成するように構成されたレーザ・ダイオードを含む前記ケース内のベース組立体であって、発散するレーザ・ビームを放出するように構成された、ベース組立体と、

前記ベース組立体に対して着脱可能に係合することが可能である少なくとも2つのヘッド部組立体であって、それぞれのヘッド部組立体が、

軸方向寸法を有するレンズ・マウント、および

実質的にコヒーレントなコリメートされた最終ビームを作るように構成された、前記レンズ・マウント上のコリメーティング・レンズ

を含む、ヘッド部組立体と

を含む、治療用レーザ装置であって、

前記ヘッド部組立体のうちの第1ヘッド部組立体の前記レンズ・マウントの前記軸方向寸法が、前記ヘッド部組立体のうちの第2ヘッド部組立体の前記レンズ・マウントの前記軸方向寸法と異なり、前記ヘッド部組立体の前記第1ヘッド部組立体の前記コリメーティング・レンズのサイズが、前記ヘッド部組立体のうちの前記第2ヘッド部組立体の前記コリメーティング・レンズのサイズと異なり、

前記少なくとも2つのヘッド部組立体のうちの前記第1ヘッド部組立体が前記ベース組立体と係合するとき、前記第1ヘッド部組立体の前記コリメーティング・レンズが、前記

10

20

ベース組立体から放出された前記発散するビームを、前記ヘッド部組立体からの第1距離においてインターセプトし、前記少なくとも2つのヘッド部組立体のうちの前記第2ヘッド部組立体が前記ベース組立体と係合するとき、前記第2ヘッド部組立体の前記コリメーティング・レンズが、前記ベース組立体から放出された前記発散するビームを、前記第1距離と異なる前記ヘッド部組立体からの第2距離においてインターセプトし、

前記ベース組立体とともに使用されるとき、前記第1ヘッド部組立体が、横方向ビーム寸法を有するコリメートされた第1最終ビームを作り、前記横方向ビーム寸法が、前記ベース組立体とともに使用されるときに前記第2ヘッド部組立体により作られるコリメートされた第2最終ビームの対応する横方向ビーム寸法と異なる、治療用レーザー装置。

【請求項2】

10

前記最終ビームが前記最終ビームの伝搬方向に対して垂直な平面上に細長い照射エリアを形成し、前記照射エリアの長さは前記照射エリアの幅の少なくとも2倍である、請求項1に記載の装置。

【請求項3】

前記ベース組立体が、

前記レーザー・ダイオードから放出された発散する元のビームにおける非点収差を補正して、前記元のビームを修正して略円形のコヒーレント・ビームを作るように構成された、補正レンズと、

前記補正レンズにより作られた前記コヒーレント・ビームから、前記ベース組立体から放出された前記発散するレーザー・ビームを作るように構成された、発散レンズと

20

をさらに備え、
前記ベース組立体から放出された前記発散するレーザー・ビームが略円形の発散するビームである、請求項1に記載の装置。

【請求項4】

前記レンズ・マウント上の前記コリメーティング・レンズが略円形の最終ビームを放出する、請求項3に記載の装置。

【請求項5】

調節可能な有効レーザー・アパーチャを有する治療用レーザー装置であって、

ハンドヘルド型となるよう適応されたケースと、

前記ケース内のベース組立体であって、

30

単色レーザー・ビームを生成するように構成されたレーザー・ダイオード、

前記レーザー・ダイオードから放出された発散する元のビームを修正してビーム非点収差を補正し、コリメートされた略円形のコヒーレント・ビームを作るように構成された補正レンズ、および

前記補正レンズにより作られた前記コヒーレント・ビームから、前記ベース組立体から放出された前記発散するレーザー・ビームを作るように構成された発散レンズであって、前記ベース組立体から放出された前記発散するレーザー・ビームが略円形である、発散レンズ

を含む、ベース組立体と、

前記ベース組立体に対して着脱可能に係合することができ、且つ前記ベース組立体に対して相互交換可能である、少なくとも2つのヘッド部組立体であって、それぞれのヘッド部組立体が、

40

軸方向寸法を有するレンズ・マウント、および

実質的にコヒーレントなコリメートされた最終ビームを作るように構成された、前記レンズ・マウント上のコリメーティング・レンズ

を含む、ヘッド部組立体と

を含み、

前記ヘッド部組立体のうちの第1ヘッド部組立体の前記レンズ・マウントの前記軸方向寸法が、前記ヘッド部組立体のうちの第2ヘッド部組立体の前記レンズ・マウントの前記軸方向寸法と異なり、前記ヘッド部組立体の前記第1ヘッド部組立体の前記コリメーティ

50

ング・レンズのサイズが、前記ヘッド部組立体のうちの前記第2ヘッド部組立体の前記コリメーティング・レンズのサイズと異なり、

前記少なくとも2つのヘッド部組立体のうちの前記第1ヘッド部組立体が前記ベース組立体と係合するとき、前記第1ヘッド部組立体の前記コリメーティング・レンズが、前記ベース組立体から放出された実質的に全部の前記発散するビームを、前記ベース組立体からの第1距離においてインターセプトし、前記少なくとも2つのヘッド部組立体のうちの前記第2ヘッド部組立体が前記ベース組立体と係合するとき、前記第2ヘッド部組立体の前記コリメーティング・レンズが、前記ベース組立体から放出された実質的に全部の前記発散するビームを、前記第1距離と異なる前記ベース組立体からの第2距離においてインターセプトし、

10

前記ベース組立体とともに使用されるとき、前記ヘッド部組立体のうちの任意の1つのヘッド部組立体が、放射束を有する実質的にコヒーレントなコリメートされた最終ビームを放出し、前記放射束が、前記ベース組立体とともに使用されるときに前記ヘッド部組立体のうちの任意の他のヘッド部組立体から放出された放射束と異なる、治療用レーザー装置。

。

【請求項6】

ハンドヘルド型となるよう適応されたケースと、

単色レーザー・ビームを生成するように構成されたレーザー・ダイオードを含む、前記ケース内のベース組立体であって、発散するレーザー・ビームを放出するように構成された、ベース組立体と、

20

前記ベース組立体に対して着脱可能に係合することが可能である少なくとも2つのヘッド部組立体であって、それぞれのヘッド部組立体が、

軸方向寸法を有するレンズ・マウント、および

実質的にコヒーレントなコリメートされた最終ビームを作るように構成された、前記レンズ・マウント上のコリメーティング・レンズであって、前記最終ビームは前記最終ビームの伝搬方向に対して垂直な平面上に細長い照射エリアを画成し、前記照射エリアの長さは前記照射エリアの幅のサイズの少なくとも2倍である、コリメーティング・レンズ

を含む、ヘッド部組立体と

を含む、治療用レーザー装置であって、

前記ヘッド部組立体のうちの第1ヘッド部組立体の前記レンズ・マウントの前記軸方向寸法が、前記ヘッド部組立体のうちの第2ヘッド部組立体の前記レンズ・マウントの前記軸方向寸法と異なり、前記ヘッド部組立体の前記第1ヘッド部組立体の前記コリメーティング・レンズのサイズが、前記ヘッド部組立体のうちの前記第2ヘッド部組立体の前記コリメーティング・レンズのサイズと異なり、

30

前記少なくとも2つのヘッド部組立体のうちの前記第1ヘッド部組立体が前記ベース組立体と係合するとき、前記第1ヘッド部組立体の前記コリメーティング・レンズが、前記ベース組立体から放出された前記発散するビームを、前記ベース組立体からの第1距離においてインターセプトし、前記少なくとも2つのヘッド部組立体のうちの前記第2ヘッド部組立体が前記ベース組立体と係合するとき、前記第2ヘッド部組立体の前記コリメーティング・レンズが、前記ベース組立体から放出された前記発散するビームを、前記第1距離と異なる前記ベース組立体からの第2距離においてインターセプトし、

40

前記ベース組立体とともに使用されるとき、前記第1ヘッド部組立体が、横方向ビーム寸法を有するコリメートされた第1最終ビームを作り、前記横方向ビーム寸法は、前記ベース組立体とともに使用されるときに前記第2ヘッド部組立体により作られるコリメートされた第2最終ビームの対応する横方向ビーム寸法と異なる、治療用レーザー装置。

【請求項7】

前記少なくとも2つのヘッド部組立体が、前記ベース組立体に対して相互交換可能である複数のヘッド部組立体を含み、

前記ヘッド部組立体のうちの任意の1つのヘッド部組立体が、前記ベース組立体とともに使用されるとき、放射束を有する実質的にコヒーレントな最終ビームを放出し、前記放

50

射束が、前記ベース組立体とともに使用されるときに前記ヘッド部組立体のうちの任意の他のヘッド部組立体から放出された放射束と異なる、請求項 1 又は 6 に記載の装置。

【請求項 8】

前記ベース組立体から放出された前記発散するレーザ・ビームが前記レーザ・ダイオードから直接に放出され、第 1 発散角度と、前記第 1 発散角度より大きい第 2 発散角度と、で伝搬し、

前記コリメーティング・レンズが、前記第 2 発散角度と位置合わせされた大きい方の寸法を有する長方形トロイダル・レンズである、請求項 1 又は 6 に記載の装置。

【請求項 9】

非点収差を有すると共にレーザ・パスに沿って伝搬する赤外線（I R）レーザ放射を生成するように構成された、レーザ・ダイオードと、

前記レーザ・パスに位置して、通過する I Rレーザ放射を受けるように構成された一つ以上の補正レンズであって、該一つ以上の補正レンズの単独あるいは併用で、前記 I Rレーザ放射の非点収差を修正して、前記 I Rレーザ放射をコリメートするように構成された一つ以上の補正レンズと、

前記一つ以上の補正レンズの後方の前記レーザ・パスに位置して、通過する前記 I Rレーザ放射を受けて、前記 I Rレーザ放射が前記一つ以上の補正レンズを通過した後に前記 I Rレーザ放射を発散させる発散レンズと、

前記発散レンズの後方の前記レーザ・パスに位置して、通過する I Rレーザ放射を受けて、前記 I Rレーザ放射が前記発散レンズを通過した後に、前記 I Rレーザ放射をコリメートするように構成されたフロント・レンズと、
を備えるハンドヘルド型低レベル・レーザ装置。

【請求項 10】

前記一つ以上の補正レンズがトロイダル・レンズである、請求項 9 に記載の装置。

【請求項 11】

前記レーザ・ダイオード、前記一つ以上の補正レンズおよび前記発散レンズは、ベース組立体によって備えられており、

前記フロント・レンズは、前記レーザ・パスに位置する前記フロント・レンズを提供するように前記ベース組立体と取り外し可能に結合するように構成されたフロント・レンズ組立体によって備えられている、請求項 9 に記載の装置。

【請求項 12】

前記フロント・レンズ組立体と交換可能に、前記ベース組立体と取り外し可能に結合するように構成された第 2 のフロント・レンズ組立体を更に備え、

前記第 2 のフロント・レンズ組立体が、該第 2 のフロント・レンズ組立体が前記ベース組立体と結合するとき、前記発散レンズの後方の前記レーザ・パスに位置する第 2 のフロント・レンズを含み、

前記第 2 のフロント・レンズが前記ベース組立体と結合するときにおける前記第 2 のフロント・レンズと前記発散レンズとの間の距離が、前記フロント・レンズが前記ベース組立体と結合するときにおける前記フロント・レンズと前記発散レンズとの間の距離と異なる、請求項 11 に記載の装置。

【請求項 13】

前記フロント・レンズ組立体及び前記第 2 のフロント・レンズ組立体と交換可能に前記ベース組立体と取り外し可能に結合するように構成された第 3 のフロント・レンズ組立体を更に備え、

前記第 3 のフロント・レンズ組立体は、該第 3 のフロント・レンズ組立体が前記ベース組立体と結合するとき、前記発散レンズの後方の前記レーザ・パスに位置する第 3 のフロント・レンズを含み、

前記第 3 のフロント・レンズが前記ベース組立体と結合するときにおける前記第 3 のフロント・レンズと前記発散レンズとの間の距離が、前記フロント・レンズが前記ベース組立体と結合するときにおける前記フロント・レンズと前記発散レンズとの間の距離、及び

10

20

30

40

50

前記第2のフロント・レンズが前記ベース組立体と結合するときにおける前記第2のフロント・レンズと前記発散レンズとの間の距離の両方と異なる、請求項12に記載の装置。

【請求項14】

レーザ・ダイオードが、非点収差を有する赤外線（IR）レーザ放射を生成して、レーザ・パスに沿ってIRレーザ放射を伝搬させるステップと、

前記レーザ・パスに位置する一つ以上の補正レンズが、通過するIRレーザ放射を受けて、一つ以上の補正レンズの単独あるいは併用で前記IRレーザ放射の非点収差を修正して、前記IRレーザ放射をコリメートするステップと、

前記一つ以上の補正レンズの後方の前記レーザ・パスに位置する発散レンズが、通過するIRレーザ放射を受けて、IRレーザ放射が前記一つ以上の補正レンズを通過した後に前記IRレーザ放射を発散させるステップと、

10

前記発散レンズの後方の前記レーザ・パスに位置するフロント・レンズが、通過するIRレーザ放射を受けて、前記IRレーザ放射が前記発散レンズを通過した後に前記IRレーザ放射をコリメートするステップと、を備える、低レベル・レーザ装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、全般的には、人または動物の患者を治療するためのハンドヘルド型低エネルギー・レーザ装置に関し、さらに詳細には、レーザの有効アパーチャの調節を可能にするための交換可能なレンズ・マウンティング組立体を有する、係る装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

人および動物を治療するためにレーザ光を使用することは周知である。人類史の黎明期から人は太陽の発する光を病気の治療を支援するために使用してきた。20世紀中頃には、第2次世界大戦中に負傷した兵士を治療するために、集められた光を使用することが試みられた。後に、誘導放出の量子現象に基づくレーザが、患者を治療するための集められたコヒーレント光の優れた供給源となった。レーザは、選択された強度の、単色且つ実質的にコヒーレントな光ビームを治療のために使用することを可能にする。係るコヒーレントな光ビームは、様々な病気に対して人を治療することに効果的であることが見出されてきた。

30

【0003】

人に向かって略コヒーレントに向けられた、注意深く選択された波長の使用は、生体細胞におけるプロセスを選択的に刺激するためのエネルギーを提供する。これにより、血流の増大化、細胞活性の励起、および細胞間通信の強化を支援することが可能となる。レーザ光治療は、様々な病気に適用されてきた。適用例としては、様々な骨格または組織の痛み、および障害（例えばリウマチによる関節炎および／または慢性の関節炎、スポーツ障害、外傷ならびに生々しい傷跡、腰ならびに上背の痛み、首の痛み、足底筋膜炎ならびに捻挫、テニス肘、アキレス腱の感染、手根管症候群、およびリンパ浮腫ならびに水腫など）が挙げられる。この治療は、座瘡、熱傷、瘢痕、痔疾、白斑（皮膚の変色）、および単純ヘルペスなどの皮膚科治療においても用いられてきた。レーザは、顔の加齢ならびに皮膚弛緩症、しわ、妊娠後、妊娠線、その他の治療を含むメディカル・エステティクスにおいても使用される。他の適用例としては獣医学、歯科学、刺鍼術、および他の可能性が挙げられる。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

治療に際してレーザ光を使用することにより、痛みが軽減されること、抗炎症活性が誘導されること、治療プロセスが誘導されること、および皮膚の若返りが誘導されること、が示されてきた。過去においては、光療法は大型で、高価で、且つ危険を伴う機材により行われてきた。係る機材は訓練を受けた要員による操作を要求する。したがって、家庭で

50

も使用可能な小型で且つユーザにとって安全なレーザ治療装置が望まれる。一方、周知のハンドヘルド型装置では、アパーチャ、処置エリア、および放射強度を変更することが不可能である。

【0005】

上述の背景技術を解決するために、本発明は開発された。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、ハンドヘルド型レーザ装置の有効アパーチャおよび放射強度を容易に変更する（この変更は消費者・ユーザにより行われることが可能である）ための低コストな解決策を提案する。

10

【0007】

特殊なオプト・メカニカル構造を有するハンドヘルド型治療用レーザ装置は、フロント・コリメーティング・レンズを交換し、それにより有効レーザ・アパーチャを異なるものとすることが可能である。より小さい有効アパーチャは、より高いエネルギー線量を必要とする、より小さいエリアの治療のために、比較的より高い放射束密度を有する一方で、より大きい有効アパーチャは、比較的低い放射強度で、より大きいエリアを治療することを支援する。

【0008】

このハンドヘルド型装置は眼に対して安全なレーザ装置であり、アパーチャを変更する過程において眼の安全性を保持する。これらの実施形態のうちの1つの実施形態では、このレーザ装置はレーザ・ダイオードの自然な発散を使用する。それにより、異なるサイズ、焦点距離、およびレーザ光源からの距離とともに、フロント・レンズの長さを変更することが可能となる。すべての場合において出力ビームは実質的にコヒーレントなビームである。別の実施形態によれば、レーザ・ダイオード・ビーム補正レンズがレーザ・ダイオードに取り付けられ、次に発散レンズを使用してビーム発散が作られ、次にフロント・レンズにより再び実質的にコヒーレントなビームが作られる。このコヒーレントなビームは、様々なアパーチャ、焦点距離、および発散レンズからの距離に変更することが可能である。後者の実施形態は、第1に述べた実施形態よりも複雑な装置を提案するが、出力ビームのコヒーレンスがより良好となる。眼の安全性は、フロント・レンズを変更する際に、すべてのレンズに関して（もちろんフロント・レンズがない場合も）保持される。

20

30

【0009】

添付の図面は、本明細書に組み込まれて本明細書の一部を形成し、本発明のいくつかの実施形態を例示し、説明とともに、本発明の原理を説明するよう貢献する。これらの図面は、本発明の好適な実施形態を例示することのみを目的とするものであって、本発明を限定するものとして解釈してはならない。さらに図面で見られるすべての寸法は代表的な寸法であり、本発明の範囲を限定しない。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】治療面（図面では、治療面は装置に対して回転された姿勢で示されている）上に照射エリアが画成されるよう装置から発せられたコリメートされた*の放射を示す、本開示に係るハンドヘルド型低レベル・レーザ治療装置の図である。

40

【図2A】本発明の好適な実施形態に係る、レーザ・ダイオードをマウントするベース組立体と係合するフロント・レンズを担持する第1レンズ・ヘッド部組立体の横断面図である。

【図2B】本発明の好適な実施形態に係る、図2Aに図示するベース組立体と係合することができる第2レンズ・ヘッド部組立体の横断面図である。

【図2C】本発明の好適な実施形態に係る、図2Aに図示するベース組立体と係合することができる第3レンズ・ヘッド部組立体の横断面図である。

【図3A】本発明の代替的な実施形態に係る、レーザ・ダイオードおよび他の光学部品をマウントするベース組立体と係合するフロント・レンズを担持する第1レンズ・ヘッド部

50

組立体の横断面図である。

【図 3 B】本発明の代替的な実施形態に係る、図 3 A に図示するベース組立体と係合することができる第 2 レンズ・ヘッド部組立体の横断面図である。

【図 3 C】本発明の代替的な実施形態に係る、図 3 A に図示するベース組立体と係合することができる第 3 レンズ・ヘッド部組立体の横断面図である。

【図 4 A】多方向に発散する出力ビームを放出するレーザ・ダイオードの前方における第 1 位置に配置された第 1 コリメーティング・レンズであって、出力ビームをインターセプトして、第 1 セットの横方向寸法および放射束密度を有する最終ビームを有効レーザ・アパーチャに提供する、第 1 コリメーティング・レンズを示す、本発明の好適な実施形態に係る光学システムの概略斜視図である。

10

【図 4 B】多方向に発散する出力ビームを放出するレーザ・ダイオードの前方における第 2 位置に配置された第 2 コリメーティング・レンズであって、出力ビームをインターセプトして、第 2 セットの横方向寸法および第 2 放射束密度を有する最終ビームを有効レーザ・アパーチャに提供する第 2 コリメーティング・レンズを示す、図 4 A の実施形態に係る光学システムの概略斜視図である。

【図 4 C】多方向に発散する出力ビームを放出するレーザ・ダイオードの前方における第 3 位置に配置された第 3 コリメーティング・レンズであって、出力ビームをインターセプトして、第 3 セットの横方向寸法および第 3 放射束密度を有する最終ビームを有効レーザ・アパーチャに提供する第 3 コリメーティング・レンズを示す、図 4 A の実施形態に係る光学システムの概略斜視図である。

20

【図 5 A】略円形の発散するビームを放出する光学サブシステムの前方における第 1 位置に配置された第 1 コリメーティング・レンズであって、発散するビームをインターセプトして、第 1 直径および放射束密度を有する略円形の最終ビームを有効レーザ・アパーチャに提供する第 1 コリメーティング・レンズを示す、本発明の代替的な実施形態に係る光学システムの概略斜視図である。

【図 5 B】略円形の発散するビームを放出する図 5 A の光学サブシステムの前方における第 2 位置に配置された第 2 コリメーティング・レンズであって、発散するビームをインターセプトして、第 2 直径および第 2 放射束密度を有する略円形の最終ビームを有効レーザ・アパーチャに提供する第 2 コリメーティング・レンズを示す、図 5 A の実施形態に係る光学システムの概略斜視図である。

30

【図 5 C】略円形の発散するビームを放出する図 5 A の光学サブシステムの前方における第 3 位置に配置された第 3 コリメーティング・レンズであって、発散するビームをインターセプトして、第 3 直径および第 3 放射束密度を有する略円形の最終ビームを有効レーザ・アパーチャに提供する第 3 コリメーティング・レンズを示す、図 5 A の実施形態に係る光学システムの概略斜視図である。

【図 6】本発明の追加的な特徴を示す、本開示に係り且つ図 1 の実施形態に類似したハンドヘルド型低レベル・レーザ治療装置の部分透視図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

ポータブル型治療用レーザ装置について開示する。本開示に係る装置およびシステムは、小型医療装置における使用に対して周知であるレーザ・ダイオードにより放出されるレーザ・ビームの自然な発散を利用するよう適応されている。係るダイオードにより放出される赤外線ビームなどのレーザ・ビームは通常、ビーム伝達の軸方向に対して角度をなして発散する。例えばダイオードが、水平なビーム伝達の軸を有するビームが放出されるような方向に「向け」られている場合、最初に放出されたビームは、垂直面において垂直な発散角度と、水平面において水平な発散角度と、を有するであろう（なお、これらの垂直面および水平面はビーム伝達軸に沿って交差するように視認され得る）。発散角度のうちの一方は通常、他方の発散角度よりも実質的に大きい。垂直角度または水平角度のうちのいずれが大きいかはダイオードの空間的方位に依存する。ビーム伝達軸上でダイオードを回転させると発散角度も同様に回転する。

40

50

【0012】

本発明は、1つまたは複数のレンズを使用して発散ビームの範囲限定およびインターセプトを行うことにより、これらのビーム発散角度を利用する。両方（または全部）の主要な発散角度をインターセプトするような形状およびサイズを有するレンズが提供される。例えばいくつかの実施形態では、細長いトロイダル・レンズが用いられる。（トロイダルまたは円環状のレンズは、円環状表面の部分（単数または複数）を形成する表面を有する。）レンズは、レンズの大きい方の寸法がダイオードの大きい方の発散角度と位置合わせされ、レンズの小さい方の寸法が小さい方の発散角度と位置合わせされるよう、レーザ・ダイオードに対して配置される。したがってレンズは、たとえ発散ビームの全部ではないとしても少なくとも大部分をインターセプトし、それにより発散されたビームがコリメートされることと、治療適用領域に誘導されることと、が可能となるようなサイズを有する。最初に発散された後にコリメートされるビームは、寸法がより大きくなって、強度または放射フルエンスが比較的小さなり、その結果、治療の際の使用に対してより好適となる。

10

【0013】

本開示のハンドヘルド型治療用レーザ装置は、特殊なオプト・メカニカル構造を有する。係るオプト・メカニカル構造により、フロント・コリメーティング・レンズを交換し、それにより有効レーザ・アパーチャを異なるものとするのが可能である。より小さい有効アパーチャは、より高いエネルギー線量を必要とする、より小さいエリアの治療のために、比較的より高い放射束密度を有する一方で、より大きい有効アパーチャは、比較的低い放射強度で、より大きいエリアを治療することを支援する。ユーザは、レンズ・ヘッド部組立体を交換して、装置により放出される放射束を変更することによって有効レーザ・アパーチャを調節することにより、治療エリアに対するレーザ線量を加減することが可能である。

20

【0014】

図1は、本発明の代表的な実施形態に係る、レーザ治療を実行するためのハンドヘルド型低レベル・レーザ治療装置10の概略図である。本発明の代表的な実施形態では、装置10は、出力として、細長く単色の実質的にコヒーレントなレーザ・ビーム15を提供する。レーザ・ビーム15は、装置10内のレーザ・ダイオードにより放出された自然に発散するビームから直接的に、レンズ（図示せず）によりコリメートされる。図1はレーザ照射エリア19を示す。エリア19はビーム15の衝突により対象表面16（例えば患者の皮膚の一部）上に画成される。エリア19の形状は略楕円形または長方形である。先行技術に係る装置とは対照的に、レーザ・ダイオードからのレーザ・ビームを単一スポットへと集めて、より強力な照射を当該スポット上に提供することに代わって、本発明に係るシステムは、発散するビームを放出するレーザ・ダイオードの自然な傾向を利用して細長いビームを形成し、それにより、より大きいターゲット・エリア19をカバーする。

30

【0015】

図1の図示を明瞭化するために、対象表面16は最終ビーム15の伝搬方向軸に対して回転（例えば90度）された状態にある。それにも関わらず、好適な実施形態において、最終ビームが、ビーム15の伝搬方向に対して垂直な平面（例えば16）において細長い照射エリア19を画成する様子が図1により図示されている。なおここでは、照射エリアの長さは照射エリアの幅の少なくとも2倍となっている。

40

【0016】

医療装置で使用される標準的なレーザ・ダイオードは通常、その幅に沿って約5～10度の第1発散角度と、その長さに沿って約30～40度の第2発散角度と、を有する。ビームを補正してビームを狭めるためにレンズを使用することに代わって、本装置10では、コリメートされた細長いビーム15を形成して、より大きいエリア19（例えば約3cm～約6cm×約0.5～1cmの治療エリア）をカバーするために、レンズが用いられる。本発明の代表的な実施形態では、照射エリア19の長さは照射エリア19の幅の少なくとも2倍である。さらに結果的に生成される細長いビーム15は、実質的にコヒーレン

50

トであり、レーザ・ダイオードの放出について認められているように、位相が実質的に共通している光ビームを有する。

【0017】

比較的大きいエリア19を照射することにより、本システムは、より弱く且つより安全なレーザ・ビーム（例えば、人の眼に対して有害でない強度を有する、眼に対して安全なビーム）でターゲット対象エリア内のそれぞれの特定のポイント照射する。治療の際にユーザが装置10を移動させる必要はなく、照射時間を延長することにより、またはレーザ・ダイオードの強度を大きくすることにより、大きい出力が特定のエリアに対して、より正確に提供され得る。既知の単一スポット型レーザの対照的な使用では、単一のポイントが強力に照射され、治療のターゲットとなる対象エリアは、装置を動かしてビームをユーザの皮膚にわたって推移させ、そのようにして、ターゲット・エリア内のそれぞれの特定のポイントを強く（しかし推定上は、短く且つ周期的に）照射することにより、処置される。

10

【0018】

本発明の代表的な実施形態では、例えば図1に見られるように、光源および装置10に動力を供給するための電気回路は、ユーザの手にフィットするよう設計された人間工学的ケース11内に収納される。所望により、装置10はオン／オフ・スイッチ12を備え、オン／オフ・スイッチ12により、装置10はオン状態およびオフ状態にされる。装置10が「オン」状態にあるとき、装置10はケース11の側面上に配置された作動スイッチ13を押圧することにより、作動されてもよい。代替的にまたは追加的に、装置10は、装置10の使用時、装置10の遠位端部または突出端部17上に配置された、眼の安全のための1つまたは複数の作動スイッチを放射対象の人または対象物に対して押圧することにより、作動されてもよい。放射対象の人に対して押圧したときに作動されるため、装置の安全性が向上する。なぜならユーザが偶発的にユーザの眼に対して光を発することができないためである。

20

【0019】

本発明の好適な実施形態では、装置10は内部電源（例えばバッテリー53）により電源供給される。代替的にまたは追加的に、装置10は外部電源（例えば家庭用電気コンセントなど）に差し込まれた電源ケーブル（図示せず）を介して外部電源により電源供給されてもよい。所望により、装置が外部電源に差し込まれているとき、バッテリーは充電されてもよい。

30

【0020】

本発明のいくつかの実施形態では、装置10はディスプレイ51（例えばLCDディスプレイ）を備える。ディスプレイ51は様々な情報（例えばバッテリーの状態、および／またはタイマ／カウンタなど）を表示する。本発明の代表的な実施形態では、ディスプレイ51上のタイマは、任意の好適なタイプのセレクト・スイッチ42を使用して事前選択された値にユーザにより設定される。この値は、ユーザにより作動されたときに装置10が作動状態に保持される時間量を秒単位で表してもよい。装置10は、カウントダウン動作を行ってもよく、事前選択された時間量がカウントされたとき、ただちに作動を自動停止してもよい。例えばユーザが対象エリアを特定の時間量にわたって照射することを望むとき、ユーザはタイマを所望時間量にセットし、装置10を作動させる。当該時間が終了するまで装置10はターゲット対象エリアを照射する。

40

【0021】

したがって本開示に係る装置の基本的な実施形態は、発散する単色レーザ・ビームを生成するよう適応されたレーザ・ダイオードと、発散ビームをレーザ・ダイオードから直接に受け取り、レーザ・ダイオードの自然なビーム発散を利用して、実質的にコヒーレントな単色のコリメートされた出力ビーム15を形成するフロント・レンズであって、形成されたビームはビームの伝搬方向に対して垂直な平面上に細長い照射エリア19を画成し、照射エリアの長さ（エリア19の大きい方の寸法）は照射エリアの幅のサイズ（エリア19の短い方の寸法）の少なくとも2倍である、フロント・レンズと、を備えるハンドヘル

50

ド型レーザ装置である。この装置は制御器（例えばスイッチ13）を有する。制御器はレーザ・ダイオードの作動を制御するよう適応されている。ケース11はレーザ・ダイオードと、レンズと、制御器と、を収容し、ハンドヘルド型となるよう適応されている。この装置のオプティカル・メカニカル構造は、フロント・レンズの交換と、それによる出力ビーム15の有効アパーチャおよび放射強度の変更と、を可能にする。係る交換・変更を可能にする方法については、さらに説明する。

【0022】

本開示の装置のすべての実施形態では、ベース組立体が存在し、このベース組立体はレーザ・ダイオードと、所望により、他の光学構成要素（例えば選択された補正レンズおよび／または発散レンズなど）と、をマウントし、これ（ら）を備える。ベース組立体は装置ハウジングまたは装置ケースの突出端部に接続される。すべての実施形態は少なくとも1つの、好適には2つ以上の、レンズ・ヘッド部組立体も特徴として備える。それぞれのヘッド部組立体は、フロント・レンズまたはコリメーティング・レンズをマウントする構造組立体である。この構造組立体は、発散ビームの範囲を定め、治療対象のエリアに対して制御可能に向けられる治療用のコヒーレント・ビームを作る。ヘッド部組立体（単数または複数）は、ベース組立体と光学的に協働するために、ベース組立体に着脱可能に取り付けられる。

【0023】

図2a～図2cおよび図4a～図4cを参照すると、これらの図面では、本開示に係る本発明の第1の実施形態に係る機械的構成および光学的構成が説明されている。図2a～図2cは機械的組立体に関する情報を提供する一方で、図4a～図4cは光学的ビーム・パターンに関する情報を提供する。この第1の実施形態では、ハンドヘルド型レーザ装置10のレンズの交換および有効アパーチャの変更が可能である。

【0024】

本開示によれば、図1および図6において見られるように、ハンドヘルド型装置10の突出端部17に、突出端部17上に、または突出端部17の近位に、取り付け可能な機械的組立体が提供される。これらの組立体は、放出されるビーム15の寸法を、それによる装置10の有効アパーチャを、制御可能に変更するために、任意の好適な取付手段（ネジ接続またはクリップ）により、ケース11内にまたはケース11上に、取り外し可能に提供される。

【0025】

図4aを参照されたい。レーザ・ダイオード40は発散する出力ビーム35を有する。出力ビーム35は1つの方向に（すなわち図4a～図4cに示される垂直面において）およそ10°の第1発散角度を有し、第1方向に対して垂直な方向に（すなわち図4a～図4cに示される水平面において）およそ40°の第2発散角度を有する。元の発散する出力ビーム35の全般的な境界は、図4a～図4cにおいて、ダイオード40から垂直面内および水平面内で発散する2組の角度を有する仮想線を用いて示される。第1発散角度すなわち小さい方の発散角度は垂直面内にある一方で、大きい方の第2発散角度は水平面内にあり、レンズ34、34b、34cの主要寸法も水平面内に配置されている。発散により略楕円形状のビームが作られる。レンズ34は好適には、レーザの非点収差を補正するトロイダル・レンズであり、図4に見られるように（ビーム伝搬軸に対して垂直な断面において）略長方形の形状を有する。本発明の一実施形態において、トロイダル・レンズ34、34b、または34cは、レンズの小さい方の寸法が第1発散角度（小さい方の角度）に対しておよそ位置合わせされ、レンズの大きい方の寸法が第2発散角度（大きい方の角度）に対しておよそ位置合わせされるよう、ダイオード40に対して配向されている様子が、図4a～図4cで示されている。レンズ34は、元の放出された発散ビーム35をインターセプトし、これを修正して、略長方形の最終ビーム36を作る。修正済み最終ビーム36のサイズは、レンズ34をレーザ・ダイオード40に対してより近位に、またはより遠位に、移動させることにより、制御可能に変更することができる。レンズ34は周知の光学的原理にしたがって、装置10上のすべての動作位置においてレンズ34が発散

する元のビーム 3 5 をインターセプトまたはキャプチャするようなサイズを有するよう設計されている。

【0026】

図 4 a、図 4 b、および図 4 c では係る設計の事例が示されている。レンズ 3 4、3 4 b、3 4 c の寸法は順次大きくなり、それぞれの作られたコリメートされた最終ビーム (3 6、3 6 b、3 6 c) は、例えば 5、10、および 15 (例えばミリメートル) の第 1 垂直寸法および例えば 20、40、60 の第 2 (水平) 寸法の横方向寸法をあらわす。これらの図面により示唆されるように、大きい方のレンズ (例えば 3 4 b または 3 4 c) は通常、システム内において、ビーム伝達の主要軸に沿ってレーザ・ダイオード 4 0 から対応してより遠位に配置される (それぞれ、図 4 b ~ c)。装置 10 の有効アパーチャは、コリメーティング・レンズにより作られたコリメートされた最終ビーム 3 6、3 6 b、または 3 6 c の寸法 (ビーム伝達の主要軸に対して垂直である) により特徴付けられるものであり、加減または調節されることが可能である。ベース組立体上で異なる相互交換可能なヘッド部組立体と交換することにより、横方向ビーム寸法を有する第 1 最終ビームが生成され得る。この横方向ビーム寸法は、別のヘッド部組立体により作られる第 2 最終ビームの対応する横方向寸法と異なる。横方向ビーム寸法は、主要ビーム伝達軸に対して垂直な平面において測定されるビーム寸法 (例えば図 4 c ~ 図 4 c で示唆されるように垂直または水平のビーム寸法) である。

【0027】

図 2 a では、図 4 の光学部品に関する組立体の構成に関する詳細を含む、本開示に係るマルチ・アパーチャ・レーザ装置の一実施形態のための機械的アパーチャ交換組立体が図示される。機械的アパーチャ交換組立体では、レーザ・ダイオード 20 がベース 21 上にマウントされる。ベース 21 は相互交換可能なフロント・ヘッド部レンズ・マウント 22 のための機械的な基準またはベースとして作用する。次にレンズ・マウント 22 は組立体のためのフロント・レンズ 23 を備える。図 2 a ~ 図 2 c で見られるフロント・レンズ 23、23 b、および 23 c はそれぞれ、好適には図示のように形成されたトロイダル・レンズである。ベース 21 は装置 10 内に適切に配置される。例えば図 6 を参照すると、図 2 a のベース 21 は機能的にはベース 57 に対応し得、図 2 a のレンズ 23 は図 6 に見られるレンズ 56 に対応し得る。例示の実施形態では、ベース 21 は有益なヒートシンクとしても作用し得る。レーザ・ダイオード 20 (図 4 a ~ 図 4 c のダイオード 40 に、および図 6 のダイオード 55 に、ほぼ対応する) はベース 21 上に提供される。フロント・レンズ 23 (図 4 a のレンズ 3 4 に対応する) は交換可能なレンズ・マウント 22 上に配置される。

【0028】

図 2 a ~ 図 2 c を組み合わせて参照すると、相互交換可能な変更可能なフロント・ヘッド部組立体 (レンズ・マウント 22 およびフロント・レンズ 23 を備える) を用いると、コリメーティング・レンズのサイズと、レーザ光源 20 からコリメーティング・レンズまでの距離と、を制御可能に変更することにより、如何にしてハンドヘルド型レーザ装置 (例えば 10、50) の有効アパーチャを調節することが可能になるかについての事例が提供される。図 2 a では、選択された光学特性のフロント・レンズ 23 は、第 1 の選択された寸法を有し、レンズ・マウント 22 により担持される。交換可能なフロント・ヘッド部組立体がベース 21 上に係合されたとき、フロント・レンズ 23 がレーザ光源 20 から事前決定された距離に配置されるよう、レンズ・マウント 22 は構成される。レンズ・マウント 22 は、レンズ寸法を含む所望の光学特性を有する特定のフロント・レンズ 23 を受け取り、これを保持するよう、適応される。レンズ・マウント 22 は、レーザ・ダイオード 20 をマウントするヒートシンク・ベース 21 に対して着脱可能に係合 (単なる一例として、クリップまたは螺刻されたネジ接続により) することができる。最終ビーム (例えば図 1 にビーム 15 に対応する、図 4 a のビーム 3 6) のサイズおよび/または強度を変更することが望まれるとき、第 1 フロント・ヘッド部組立体はベース 21 から取り外され、図 2 b において見られる相互交換可能な第 2 フロント・ヘッド部組立体と置き換えら

れる。第2フロント・ヘッド部組立体はレンズ・マウント22bを有し、レンズ・マウント22bは第1レンズ・マウント22と同様の様式でベース21に対して着脱可能に係合することができる。一方、第2レンズ・マウント22bは、フロント・レンズ23bがレーザ・ダイオード20から比較的（事前決定された）より大きい距離D_bに配置されるよう、軸方向寸法がより大きくなっている（図2b）。さらに図2bに示されるように、第2レンズ・マウント22bは通常、光学特性（例えば主要寸法）を有する第2フロント・レンズ23bをマウントする。この光学特性は、図2aの第1フロント・レンズ23の特性と異なる。図2cは本発明の特長に関する追加的な情報を提供する。図2cに見られる第3フロント・ヘッド部組立体もベース組立体21に対して着脱可能に接続できる。例えば図2a～図2cを組み合わせて参照すると、第1、第2、および第3のフロント・ヘッド部組立体が示される。これらのフロント・ヘッド部組立体の全部は、内径が実質的に等しいベース・バレル部分を有する。その内径は、ベース組立体21の外径よりわずかに大きい。したがってこれらのフロント・ヘッド部組立体はベース組立体21に対して実質的に相互交換可能であり、それによりフロント・ヘッド部組立体のいずれもが置き換え可能で、ベース21と着脱可能に係合することができる。図2cでは、第3レンズ・マウント22cは、比較的さらに大きいサイズの第3フロント・レンズ23cをレーザ・ダイオード20から比較的より大きい距離D_cに配置する。レーザ・ダイオード20はベース21において不変の場所および位置に留まる。

10

【0029】

レンズ・マウント（22、22b、22c）を含むヘッド部組立体をベース組立体に対して着脱可能に接続するための任意の好適な手段が本発明を実施する際に利用され得ることが理解される。

20

【0030】

前述の内容から、ハンドヘルド型治療用レーザ装置の有効アパーチャは、最終的なコリメートされたビーム36（すなわち図1のビーム15）の実際のサイズ（および放射束）が制御可能に調節されるよう、選択可能に変更されることが可能であることは明らかである。レンズ23は、ダイオードから元々放出されたビームの発散特性により、より大きいレンズへの変更が可能であり、レーザ・ビーム光源からより遠位に配置されることが可能である。したがって対象表面16上に照射されるエリア19のサイズは、2つ以上の相互交換可能なフロント・ヘッド部組立体を用いることにより、ユーザによる加減が可能である。

30

【0031】

このように、および同時係争中の米国特許出願整理番号第12/534,878号においてより詳細に開示されているように、単色レーザ・ビーム（赤外線レーザであり得る）を生成するよう適応されたレーザ・ダイオードが本装置システムにおいて提供される。このシステム内の少なくとも1つのレンズは元のビームをレーザ・ダイオードから直接に受け取るよう適応され、ダイオードから放出されたビームの自然な発散を利用して、放射束密度が小さい実質的にコヒーレントな単色のコリメートされたビームが形成されるように、サイズを有し、配置され、形状を有する。少なくとも1つのレンズにより形成されたビーム（例えばビーム15）は、細長い照射エリア（例えばエリア19）を、ビーム伝搬方向に対して略垂直な平面（例えば表面16）上に形成するよう適応される。細長い照射（楕円形／長方形）エリアの長さは好適には照射エリアの幅のサイズの少なくとも2倍である。

40

【0032】

ケースはレーザ・ダイオードと、フロント・コリメーティング・レンズと、レーザ・ダイオードの作動を制御するよう適応された制御器またはスイッチと、の大部分を収容する。ケースは、ユーザによるハンドヘルドが可能となるよう適応されている。このレンズは、それぞれ、照射エリアの長さを生成する方向、および照射エリアの幅を生成する方向において、異なるまたは変わるレンズ半径を有するトロイダル・レンズであり得る。本発明の光学システムの1つの態様では、フロント・レンズのサイズ、形状、および位置は、発

50

散する放出されたビームの実質的に大部分または全部を受け取って、これをインターセプトし、それにより発散するビームがコリメートされ、コリメートされたビームが対象となるエリア19に誘導されるよう、構成される。

【0033】

図3および図5を参照すると、図3および図5はそれぞれ、本開示に係るシステムに関する可能な第2の実施形態の機械的構成および光学的構成である。この実施形態ではレーザ補正レンズが、レーザ・ダイオードから放出された発散するビームをコリメートし、結果的に生成されたコヒーレント・ビームを発散レンズに誘導するために、用いられる。発散レンズからのビーム伝搬は比較的小さい放射束を有し、それにより、対象表面へのコヒーレントな伝達が行なわれるよう、フロント・コリメーティング・レンズによりインターセプトされる。レーザ・ダイオード、レーザ補正レンズ、および発散レンズは好適にはベース内に配置され、フロント・コリメーティング・レンズはベースに着脱可能に取り付けられたヘッド部組立体内に配置される。この代替的な実施形態では、これらのレンズは、楕円長方形よりもむしろ略円形の最終的な実質的にコヒーレントなビームを生成するよう構成され得る。

【0034】

この代替的な実施形態の光学部品に関して、図5aのレーザ・ダイオード61は、例えば第1（平行）方向および第2（垂直）方向において約1：4の寸法比を有するビームを放出する。レンズ62は、レーザ・ダイオードの非点収差と、その生成された元のビームと、を補正するレーザ補正レンズである。この補正レンズは略平行な第1コヒーレント・ビーム65を放出する。好適な係るレーザ補正レンズ62は、アメリカ合衆国、アルバカーキ、NM87123のCVI Melles Griot社から商業的に入手可能である。この補正レンズの前方に位置するレンズ63は、好適には略円形の第2発散ビーム66を作る発散レンズである。図5aのフロント・コリメーティング・レンズ64は第2発散ビーム66を修正し、略コヒーレントな最終ビーム67を作る。図5a～図5cにより示唆されるように、フロント・コリメーティング・レンズ64は異なるサイズで提供されることができ、発散レンズ63から異なる距離に配置されることができる。各配置距離におけるコリメーティング・レンズ64のサイズは、発散レンズ63から放出された第2発散ビーム66の実質的に全部をキャプチャするよう設計される。係る構成（係る構成により第2発散ビーム66の大部分または全部がインターセプトされコリメートされる）を用いることにより、コリメーティング・レンズ64は、所望の治療エリア（例えば図1の照射エリア19）に応じて、より小さい、またはより大きい（すなわち最終的に作られた略コヒーレントなビーム67の直径に対応する）、有効アパーチャが作られるよう慎重な手法で変更される（およびコリメーティング・レンズ64の位置が変更される）ことが可能となる。

【0035】

図3は図5a～図5cの光学部品についてのシステムの機械的構成に関する詳細を供給する。レーザ・ダイオード30（図5aのダイオード61に全般に対応する）、補正レンズ32（図5aの補正レンズ62に全般に対応する）、および発散レンズ33（例えば図5aのレンズ63に対応する）は機械的ベース組立体31において一緒に組み立てられている。このベース組立体は例えば装置10の突出端部17の付近で図1のケースと同様のケース11内に配置され得る。ヘッド部組立体は交換可能なレンズ・マウント38上に配置されたフロント・コリメーティング・レンズ37（例えば、図1の装置10と同様の装置10内のレンズに機能的に対応する、図5aのレンズ64）を備える。

【0036】

図3a～図3cを組み合わせて参照すると、相互交換可能なフロント・ヘッド部組立体（レンズ・マウント38およびフロント・コリメーティング・レンズ37を備える）を用いると、如何にしてコリメーティング・レンズのサイズと、発散レンズ33からコリメーティング・レンズまでの距離と、が調節可能となるかについての事例が提供される。図3aではフロント・コリメーティング・レンズ37は第1の選択された直径を有し、レンズ

・マウント 38 により担持される。レンズ・マウント 38 は、例えば直径を含む所望の光学特性を有する特定のなコリメーティング・レンズ 37 を受け取り、これを保持するよう、適応される。レンズ・マウント 38 は、本装置の他の光学要素を含む機械的ベース組立体 31 に対して着脱可能に係合（単なる一例として、クリップもしくは摩擦接続により、または螺刻されたネジ係合により）することができる。最終の実質的にコヒーレントなビーム（例えば図 5 a のビーム 67）のサイズおよび／または強度を変更することが望まれるとき、第 1 ヘッド部組立体はベース組立体 31 から取り外され、図 3 b に見られる相互交換可能な第 2 フロント・ヘッド部と置き換えられる。第 2 フロント・ヘッド部はレンズ・マウント 38 b を有し、レンズ・マウント 38 b は第 1 レンズ・マウント 38 と同様の様式で機械的組立体に対して着脱可能に係合することができる。一方、第 2 レンズ・マウント 38 b は、図 3 b の事例において、コリメーティング・レンズ 37 b が発散レンズ 33（図 3 b）から（したがって光源レーザ・ダイオード 30 から）比較的により大きい距離 D に配置されるよう、より大きい軸方向寸法を有する。さらに図 3 b に示されるように、第 2 レンズ・マウント 38 b は第 2 コリメーティング・レンズ 37 b をマウントする。第 2 コリメーティング・レンズ 37 b は通常、図 3 a の第 1 フロント・コリメーティング・レンズ 37 の特性と異なる光学特性（例えば直径）を有する。図 3 c はこの点に関して追加的な情報を提供する。図 3 c に見られる第 3 フロント・ヘッド部組立体もベース組立体 31 に対して着脱可能に接続できる。例えば図 3 a ～図 3 c を組み合わせて参照すると、第 1、第 2、および第 3 のヘッド部組立体が示される。これらのヘッド部組立体の全部は、内径が実質的に等しいベース・バレル部分を有する。その内径は、ベース組立体 31 の外径よりわずかに大きい。したがってこれらのヘッド部組立体はベース組立体 31 に対して実質的に相互交換可能であり、それによりヘッド部組立体のいずれもが置き換え可能で、ベース組立体 31 と着脱可能に係合することができる。図 3 c では、第 3 レンズ・マウント 38 c は、（例えば）比較的にさらに大きい直径を有する第 3 コリメーティング・レンズ 37 c を、発散レンズ 33 から比較的により大きい第 3 距離 D' に配置する（発散レンズ 33 はベース組立体 31 に対して不変の場所および位置に留まる）。

【0037】

したがって、ベース組立体上で異なる相互交換可能なヘッド部組立体を取り外して置き換えることにより、横方向ビーム寸法を有する第 1 最終ビーム 67 が生成され得ることが観察される。この横方向ビーム寸法は、別のヘッド部組立体により作られる第 2 最終ビームの対応する横方向寸法と異なる。図 5 a ～図 5 c では、例えば 20 mm、28 mm、および 35 mm の調節された最終ビーム直径が、それぞれのコリメーティング・レンズ（それぞれのサイズと、ベース組立体からの距離と、は対応してより大きくなる）により生成されたことが示されている。

【0038】

レンズ・マウント（38、38 b、38 c）を含むヘッド部組立体をベース組立体に対して着脱可能に接続するための任意の好適な手段が本発明を実施する際に利用され得る。

【0039】

したがって、ハンドヘルド型治療用レーザ装置の有効アパーチャは、最終のコリメートされたビーム 67（すなわち図 1 のビーム 15）の実際のサイズ（および放射エネルギー束）が制御可能に調節されるよう、選択可能に変更されることができる。フロント・コリメーティング・レンズ 37 は、発散レンズ 63 から受け取られた発散するビーム 66 の特性により、より大きいレンズへと変更することが可能であり、レーザ・ビーム光源からより遠位に配置されることが可能である。したがって対象表面 16 上に照射されるエリア 19 のサイズは、2 つ以上の相互交換可能なフロント・ヘッド部組立体を用いることにより、ユーザによる加減が可能である。

【0040】

図 6 は全般に、上述の実施形態に係る完全なハンドヘルド型レーザ装置 50 を図示する。レーザ装置 50 は、レーザ・ダイオードを駆動しレーザ装置の動作を制御するにあたり必要な電子機器（当該技術分野において周知である）を有するプリント電子回路基板 54

をその内部に組み込む。レンズ56（例えば図4a～図4cのレンズ34に対応する）がレーザ・ダイオード55の前方に配置される。レーザ・ダイオード55はヒートシンク・ベース57上にマウントされる。

【0041】

レーザ装置50は好適には、容易に目視可能なLCDディスプレイ51をレーザ装置51上に備える。LCDディスプレイ51は、装置の累計動作時間または特定時刻における動作時間と、レーザおよびバッテリー53の状態に関するユーザ警告と、を表示する。装置50は好適には、内部に収容された充電式バッテリー53により電源供給される。装置50は所望により、スピーカまたはブザー52により利用可能な音響警告または表示器表示も備える。

10

【0042】

前述の内容をまとめると、ハンドヘルド型となるよう適応されたケース11を有する治療用レーザ装置10および50が説明されている。ケース内にはベース組立体が存在し、ベース組立体は、単色レーザ・ビームを生成するためのレーザ・ダイオード（20、30、40、55、または61）を備え、それにより発散するレーザ・ビームがベース組立体から放出される。

【0043】

少なくとも2つのヘッド部組立体がベース組立体に対して着脱可能に係合することができ、それぞれのヘッド部組立体は、軸方向寸法を有するレンズ・マウント（22、22b、22c、38、38b、または38c）と、略コヒーレントな最終ビームを作るための、レンズ・マウント上のコリメーティング・レンズ（23、23b、23c、34、34b、34c、37、37b、37c、64、64b、または64c）と、を特徴として備える。好適な実施形態では、これらのヘッド部組立体のうちの第1ヘッド部組立体の任意の特定のレンズ・マウントの軸方向寸法は、これらのヘッド部組立体のうちの任意の所与の第2ヘッド部組立体のレンズ・マウントの軸方向寸法と異なり、同様に当該第1ヘッド部組立体のコリメーティング・レンズのサイズは第2ヘッド部組立体のコリメーティング・レンズのサイズと異なる。結果として、これらのヘッド部組立体のうちの第1ヘッド部組立体がベース組立体に対して係合するとき、第1ヘッド部組立体のコリメーティング・レンズは、ベース組立体から放出された発散するビームを第1距離（例えば図2bにおける距離 D_b 、または図3bにおける距離 D ）においてインターセプトする。第2ヘッド部組立体がベース組立体に対して係合するとき、第2ヘッド部組立体のコリメーティング・レンズは、ベース組立体から放出された発散するビームを第2距離（例えば図2cにおける距離 D_c 、または図3cにおける距離 D' ）においてインターセプトする。結果として、第1ヘッド部組立体は、ベース組立体とともに使用されるとき、横方向ビーム寸法を有する第1最終ビーム（例えばビーム36bまたはビーム67b）を作る。この横方向ビーム寸法は、ベース組立体とともに使用されたときに第2ヘッド部組立体により作られる第2最終ビーム（例えばビーム36c、またはビーム67c）の対応する横方向寸法と異なる。

20

30

【0044】

これらのヘッド部組立体は好適には、特定のベース組立体に対して相互交換可能である複数のヘッド部組立体である。これらのヘッド部組立体のうちの任意の1つのヘッド部組立体は、ベース組立体とともに使用されるとき、好適には、放射束を有するコヒーレントな最終ビームを放出する。この放射束は、当該ベース組立体とともに使用されたときにヘッド部組立体のうちの任意の選択された他のヘッド部組立体から放出された放射束と異なる。

40

【0045】

この装置の代替的な実施形態では、ベース組立体は補正レンズ（32、62）を備える。補正レンズ（32、62）は、レーザ・ダイオード（40、61）から放出された発散する元のビームの非点収差を補正し、元のビームを修正して実質的に円形のコヒーレント・ビーム65を作る。補正レンズにより作られた略コヒーレントなビーム65から、ベー

50

ス組立体から放出された発散するレーザ・ビーム 6 6 を作るための発散レンズ（3 3、6 3）が補正レンズの前方に配置される。それにより、ベース組立体から放出された発散するレーザ・ビームは略円形の発散するビームとなる。

【0046】

全部の実施形態において、これらのヘッド部組立体のうちの任意の 1 つのヘッド部組立体は、ベース組立体とともに使用されるとき、放射束を有するコヒーレントな最終ビームを放出する。この放射束は、ベース組立体とともに使用されたときにこれらのヘッド部組立体のうちの任意の他のヘッド部組立体から放出された放射束と異なる。これは、第 1 ヘッド部組立体は、第 1 ヘッド部組立体がベース組立体とともに使用されるとき、横方向ビーム寸法を有する第 1 最終ビームを作り、この横方向ビーム寸法が、ベース組立体とともに使用されたときに別の異なるヘッド部組立体により作られる任意の他の第 2 の最終ビームの対応する横方向寸法と異なるためである。

【0047】

これらの好適な実施形態を特に参照して、本発明について詳細に説明してきたが、他の実施形態が同一の結果を達成することも可能である。前述の内容から、当業者は関連する技術分野における本発明の利点を認識するであろう。本発明については添付の図面に示される本発明の好適な実施形態に関して説明してきたが、係る実施形態では、本発明から逸脱することなく変更、改変、および均等物による代替が容易に許容されることが認識されるであろう。このシステムおよび装置は、以下に添付する請求項に現れる場合を除き、前述の内容により限定されることを意図せず、請求項では、全部の係る変更および均等物を含むことを意図する。

【図 1】

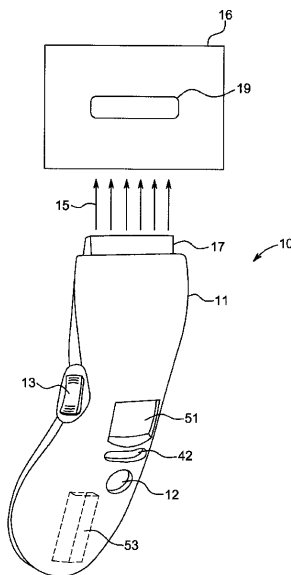


FIG. 1

【図 2 a】

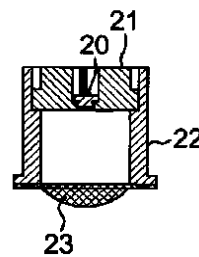


FIG. 2a

【図 2 b】

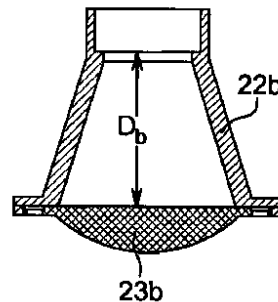


FIG. 2b

【図 2 c】

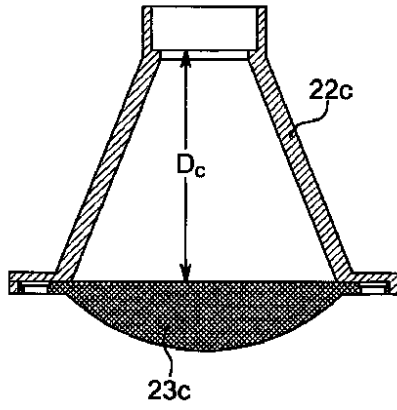


FIG. 2c

【図 3 a】

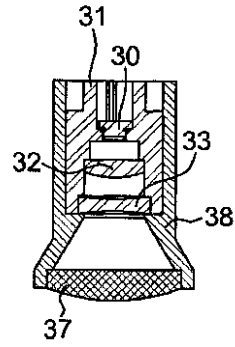


FIG. 3a

【図 3 b】

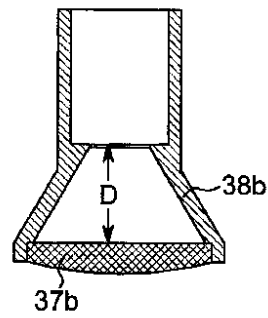


FIG. 3b

【図 3 c】

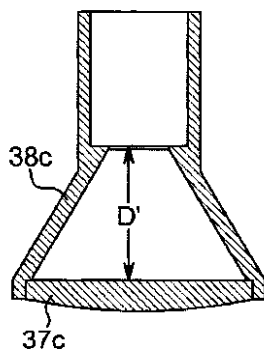


FIG. 3c

【図 4 b】

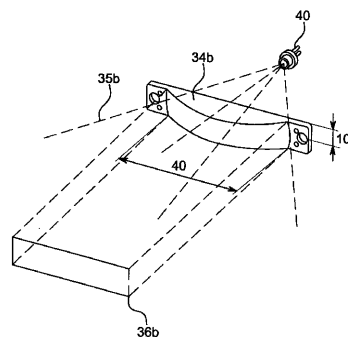


FIG. 4b

【図 4 c】

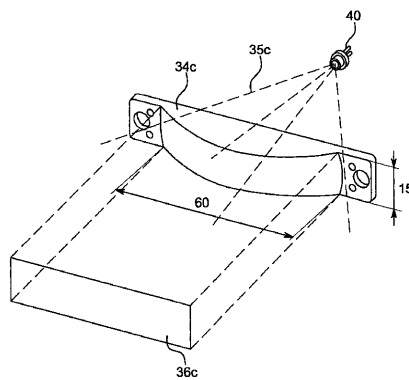


FIG. 4c

【図 4 a】

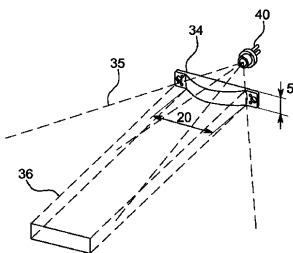


FIG. 4a

【図 5 a】

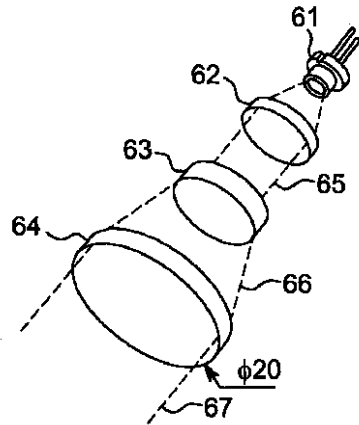


FIG. 5a

【図 5 b】

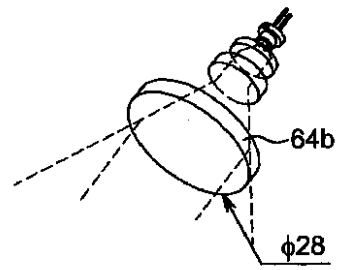


FIG. 5b

【図 5 c】

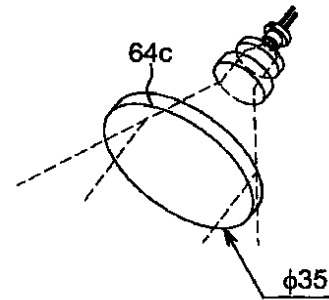


FIG. 5c

【図 6】

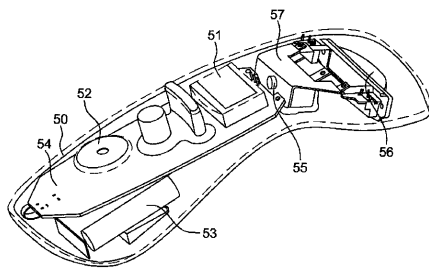


FIG. 6

フロントページの続き

審査官 小原 一郎

- (56)参考文献 米国特許第04979180 (US, A)
米国特許出願公開第2011/0032960 (US, A1)
米国特許出願公開第2005/0131499 (US, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61N 5/067