

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2020-8657

(P2020-8657A)

(43) 公開日 令和2年1月16日(2020.1.16)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
G02F 1/39 (2006.01)	G02F 1/39	2K102
G02F 1/37 (2006.01)	G02F 1/37	5F172
H01S 3/108 (2006.01)	H01S 3/108	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2018-127962 (P2018-127962)	(71) 出願人	318004361
(22) 出願日	平成30年7月5日(2018.7.5)		梅村 信弘
			北海道千歳市末広2-6-1 エトワール
			千歳206
		(71) 出願人	591108455
			株式会社オカモトオプティクス
			神奈川県横浜市磯子区原町8番34号
		(71) 出願人	502105085
			加藤 洸
			北海道札幌市中央区北五条東3丁目1-2
			O ライオンズ札幌クロスタウン309号
		(71) 出願人	503420833
			学校法人常翔学園
			大阪府大阪市旭区大宮五丁目16番1号

最終頁に続く

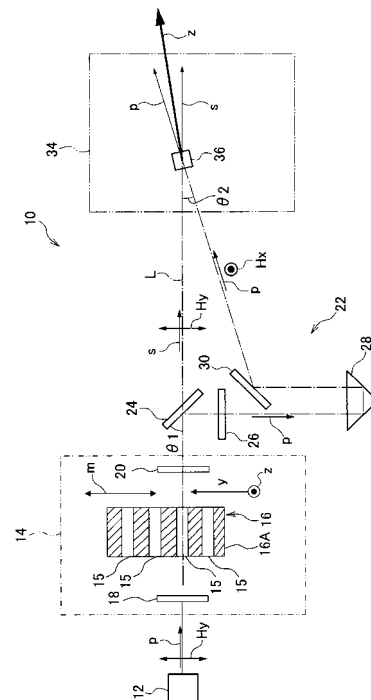
(54) 【発明の名称】 レーザ発生装置

(57) 【要約】

【課題】 光線力学的治療に用いられる波長範囲のパルスレーザー光を高効率かつ簡易に発生させ得るレーザー発生装置を提供する。

【解決手段】 波長1064.2nmで発振するNd:YAGレーザとされた励起光源12が発生する励起光pの光軸L上に、複数の相互に異なる特性を有する非線形光学素子15からなる波長変換デバイス16を有した光パラメトリック発振部14が位置する。波長変換デバイス16の複数の非線形光学素子15のいずれかに励起光pが透過されると共にシグナル光sを出射する。光分離集合部22のダイクロイックミラー24、 $\lambda/2$ プレート26、プリズム28及び反射鏡30により、励起光pがシグナル光sに対して分離され、斜め上方に送られる。光和周波発生部34内のKTP結晶により形成された非線形光学素子36内で励起光pとシグナル光sとが集光して、ノンコリニア位相整合としつつ光和周波発生して、出力光zを出射する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

パルス状にレーザ光を発生する Nd : Y A G レーザとされる励起光源と、

相互に特性の異なる複数の C K T A 結晶を備えた波長変換デバイスを該励起光源のレーザ光が通る入射光軸上に配置すると共に、該波長変換デバイスに該レーザ光が入射されて出射する他に、レーザ光より波長が長いシグナル光を少なくとも出射する光パラメトリック発振部と、

光パラメトリック発振部から出射されたレーザ光とシグナル光とを一旦分離すると共に相互に異なる方向から一点に集光させる光分離集合部と、

レーザ光とシグナル光との集光部分に K T P 結晶が配置され、これら 2 つの光より波長の短い出力光を発生する光和周波発生部と、

を含むことを特徴とするレーザ発生装置。

【請求項 2】

光パラメトリック発振部の前記波長変換デバイスが、前記入射光軸に対する交差方向に沿って前記 C K T A 結晶を複数並べて内部に設置可能なホルダーを外枠として有し、複数の C K T A 結晶が該ホルダーに対して一体的に備えられた構造とされる請求項 1 記載のレーザ発生装置。

【請求項 3】

光パラメトリック発振部が、前記波長変換デバイスを挟みつつ、励起光源側に入力ミラーが配置され、光分離集合部側に出力ミラーが配置された構造とされる請求項 1 または請求項 2 記載のレーザ発生装置。

【請求項 4】

光分離集合部がダイクロイックミラーと反射鏡を有し、ダイクロイックミラーがレーザ光とシグナル光とを分離し、これらの何れかの光を反射鏡で反射して、これらの光を相互に異なる方向から一点に集光させる請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載のレーザ発生装置。

【請求項 5】

光パラメトリック発振部の波長変換デバイスをレーザ光の入射光軸に対する交差方向に沿って移動することで、いずれの C K T A 結晶にレーザ光が入射されるかを選択し、光和周波発生部が 6 3 0 ~ 6 6 4 n m の波長範囲の出力光を発生する請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載のレーザ発生装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光線力学的治療 (PDT : Photodynamic Therapy) に用いられる波長範囲のパルスレーザ光を高効率かつ簡易に発生させるレーザ発生装置に関し、特に 6 3 0 ~ 6 6 4 n m の波長範囲の光線を発振するのに好適なものである。

【背景技術】

【0002】

近年、癌に対する光線力学的治療に半導体レーザやエキシマレーザ励起による色素レーザが用いられている。

この光線力学的治療は、腫瘍親和性光感受性物質を人体に投与する際に、腫瘍組織はこの光感受性物質の排出速度が健常組織と比べて遅く、腫瘍組織と健常組織との間に濃度差が生じることを前提としたものである。また、光感受性物質に対応した波長の赤色レーザ光を腫瘍組織に照射すると、腫瘍細胞に取り込まれたこの光感受性物質と光化学反応を起こして一重項酸素が発生する。この一重項酸素は酸化力が強く、健常組織に悪影響を与えることなく、腫瘍細胞のみが傷害を起こして壊死する。光線力学的治療はこのことを利用した治療である。

【0003】

そして、この光線力学的治療には複数種類の光感受性物質が薬剤として現在使用されて

10

20

30

40

50

いるが、この内の代表的なものを下記表 1 に示す。このうち、現在既に臨床で用いられているもの及び臨床応用への研究が進められているものは、表 1 のうち 1、2、及び 6 の光感受性物質である。但し、これらの光感受性物質は薬剤毎に使用する活性化波長（Activation wavelengths）が異なり、使用する光の波長もこれらの活性化波長に合わせる必要がある。

【0004】

【表 1】

No.	腫瘍親和性光感受性物質	活性化波長	活性化波長の発生に必要なシグナル光波長 λ_s
1	HPD porfimer sodium	630nm	1544nm
2	5-ALA	635nm	1574nm
3	Protoporphyrin IX	635nm	1574nm
4	m-THPC	652nm	1683nm
5	SnET2	664nm	1766nm
6	Talaporfin sodium	664nm	1766nm
7	HPPH	665nm	1773nm

【0005】

また、光線力学的治療のためのレーザを発生する装置として、半導体レーザを用いた装置やエキシマレーザ励起による色素レーザ装置が従来から知られている。

しかし、現在の治療装置に使用されている半導体レーザは、波長がほぼ固定されていると共に連続光発振である。このため、波長がほぼ固定されることで、複数種類の光感受性物質を対応することはできなかった。さらに、連続光発振なのでピークパワーを高くできないのに伴って、治療の際に身体の細胞組織の深部にレーザ光を到達させることができなかった。

【0006】

連続発振のレーザ光に対して、ピークパワーの高いパルスレーザ光を用いた場合、細胞組織の深部までレーザ光が到達することから、治療できる癌の範囲が拡大する。例えば、連続光では組織表面から光が到達する範囲は脳の場合で 5～10mm 程度との報告があるが、さらに細胞組織の深部にまで光を到達させることが期待できる。

【0007】

一方、エキシマレーザ励起を用いた色素レーザ装置はパルス発振が得られるものの、レーザ媒質であるガスや色素の定期的交換が必要とされると共に装置が大型化する欠点を有していた。そのため、非線形光学素子を用いた全固体システムによる 630～664nm の波長範囲のレーザ光源が必要とされている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献 1】特開平 11-95271 公報

【特許文献 2】特開 2016-65871 公報

【特許文献 3】特開平 6-222 公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

以上より、光線力学的治療のための赤色パルスレーザ光を発生する装置として、小型で

メンテナンス性が良いと共に簡易に波長の切り替えが可能であり、表1にある複数の光感受性物質の各活性化波長においてピークパワーの高いパルスレーザー光を得られる装置が求められているものの、従来の半導体レーザーを用いた装置やエキシマレーザー励起色素レーザーを用いた装置では十分な性能を得られなかった。

【0010】

これに対して、例えば光パラメトリック発振を用いたものとして、上記特許文献1～3が挙げられる。この内の特許文献1においては、2段式のパラメトリック発振器により、赤外線領域において広帯域で波長可変なレーザー光を出力する技術が開示されている。但し、特許文献1では可視光帯域外とされる赤外線領域でのレーザー光とされるので、本願発明の課題に対応していない。

10

【0011】

さらに、特許文献2では、1 μm 帯レーザーの第2高調波などの短波長レーザーの入力による光パラメトリック発振で約650～約1400 nmの波長範囲で連続的に同調可能なレーザー光発生技術が開示されている。但し、約650～約1400 nmの波長範囲では、表1に示す光感受性物質の一部にしか対応できていない。

【0012】

特許文献3では、励起光としてNd:YAGレーザーの第3高調波の入力による光パラメトリック発振で630 nm前後のシグナル光に変換される技術が開示されている。この方式は、励起光である波長1064.2 nmのレーザー光を第1段階としてまず第2高調波(SHG)に変換し、次に第2段階として変換に寄与しなかった励起光源と第2高調波の光和周波発生により第3高調波(THG)を発生させ、最後に第3段階として発生させた第3高調波で光パラメトリック発振(OPO)を励起してシグナル光を発生させることで、赤色パルスレーザー光を得ている。

20

【0013】

しかし、特許文献3のこの方式は3段階の波長変換プロセスのため、装置が大型化且つ複雑化するため、この装置は一時期同じ目的で実用化されていたが、現在製造は行われていない。

【0014】

以上のことから、これら特許文献1～3においても、光線力学的治療に用いられる波長範囲である630～664 nmにおける波長可変のパルスレーザー光を高効率かつ簡易に発生させ得るものは存在していなかった。

30

【0015】

本発明は上記背景に鑑みてなされたもので、光線力学的治療に用いられる波長範囲のパルスレーザー光を高効率かつ簡易に発生させ得るレーザー発生装置を提供することを第1の目的とし、さらには630～664 nmの波長範囲で波長可変なパルスレーザー光を発生させ得るレーザー発生装置を提供することを第2の目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0016】

上記課題を解決した請求項1記載の発明は、パルス状にレーザー光を発生するNd:YAGレーザーとされる励起光源と、

40

相互に特性の異なる複数のCKTA結晶を備えた波長変換デバイスを該励起光源のレーザー光が通る入射光軸上に配置すると共に、該波長変換デバイスに該レーザー光が入射されて出射する他に、レーザー光より波長が長いシグナル光を少なくとも出射する光パラメトリック発振部と、

光パラメトリック発振部から出射されたレーザー光とシグナル光とを一旦分離すると共に相互に異なる方向から一点に集光させる光分離集合部と、

レーザー光とシグナル光との集光部分にKTP結晶が配置され、これら2つの光より波長の短い出力光を発生する光和周波発生部と、

を含むことを特徴とするレーザー発生装置である。

【0017】

50

請求項 1 に係るレーザ発生装置によれば、光パラメトリック発振部の波長変換デバイス中に相互に特性の異なる複数の C K T A 結晶 ($\text{Cs}_x\text{K}_{1-x}\text{TiOAsO}_4$; $0 \leq x \leq 1$) が組み込まれていて、Nd : Y A G レーザとされる励起光源で発生されたパルスレーザ光である励起光が、この内の一つの C K T A 結晶に入射される。そして、この光パラメトリック発振部の波長変換デバイスに組み込まれた複数の C K T A 結晶のいずれかが、励起光よりも波長の長いシグナル光と波長変換に寄与せず透過した該励起光を同軸に出射する。

【0018】

さらに、光分離集合部がこの光パラメトリック発振部から出射されたシグナル光と波長変換に寄与せず透過してきた励起光を一旦分離し、相互に異なる方向から光和周波発生部の非線形光学素子とされる K T P 結晶 (KTiOPo_4) に集光させることで、ノンコリニア位相整合が成立する。これに伴い、この光和周波発生部の非線形光学素子がこれら 2 つの光より波長の短い出力光である赤色パルスレーザ光を発生する。

【0019】

この際、光和周波発生部でノンコリニア位相整合となることで、励起光及びシグナル光からなる入射光と光和周波発生部で発生する光和周波光 (S F G) が自動的に異なる方向に出力されることから、光線力学的治療に必要な光和周波光である赤色パルスレーザ光のみを確実に分離することが可能となる。

【0020】

さらに、光和周波発生部においてノンコリニア位相整合特性を用いることで、K T P 結晶が有する光学特性を適切に利用することが可能となり、非臨界位相整合に近く非線形光学定数の大きくなる入射条件での波長変換が可能となる。その結果、高い変換効率を実現できると共に、相互に特性の異なる複数の C K T A 結晶を順次切り替えることで、通常は必要とされる K T P 結晶の角度調整をほとんど行うことなく、例えば 630 ~ 664 nm の波長範囲における波長の簡易な切り替えが可能となる。

【0021】

以上より、本実施の形態に係るレーザ発生装置によれば、Nd : Y A G レーザとされる励起光源がパルスレーザ光を発生し、これに合わせて非線形光学素子とされる複数の C K T A 結晶の内のいずれかが出射したシグナル光とレーザ光である励起光とを同時に異なる方向から同じく別の非線形光学素子とされる K T P 結晶に集光させて、ノンコリニア位相整合とするようにした。

【0022】

つまり、励起光源を Nd : Y A G レーザとしたことで、光パラメトリック発振部及び光和周波発生部を介して、光和周波発生部が必要な波長とされる光線力学的治療のための 630 ~ 664 nm の波長範囲の出力光である赤色パルスレーザを高出力レーザとして容易に得ることができる。

【0023】

この一方、パルス状のレーザ光を用いることでピークパワーを高くできるだけでなく、光線力学的治療の際に、身体の細胞組織の深部にレーザ光が到達可能となり、治療できる癌の範囲も拡大する。さらに、本実施の形態に係るレーザ発生装置は、必要な素子等が全て固体のシステムとされるので、小型化が図れるだけでなく、メンテナンスを殆ど必要としない装置ともなる。

【0024】

請求項 2 の発明は、光パラメトリック発振部の前記波長変換デバイスが、前記入射光軸に対する交差方向に沿って前記 C K T A 結晶を複数並べて内部に設置可能なホルダーを外枠として有し、複数の C K T A 結晶が該ホルダーに対して一体的に備えられた構造とされる請求項 1 記載のレーザ発生装置である。

つまり、光パラメトリック発振部のうちの波長変換デバイスの外枠を構成する例えば金属製とされたホルダー内に、複数の C K T A 結晶を複数並べてホルダーに対して一体的に備えられている。

【0025】

10

20

30

40

50

そして、これら複数の C K T A 結晶は相互に特性の異なる特性を有している。例えば光感受性物質に対応する活性化波長の赤色光を発生するための表 1 の右欄に示す活性化波長に必要なシグナル光波長を得べく、非臨界位相整合に近く、且つ非線形光学定数の大きくなる入射方向である $\theta = 90^\circ$ 、 $\phi = 0^\circ$ （ここで、 θ 及び ϕ は、C K T A 結晶の誘電主軸 x、y、z 軸に対する球面座標の角度を表す。以下、K T P 結晶においても同じものとする。）付近での波長変換を可能とする光学特性を有するように、C s と K の混晶比率 x が調整されている。このため、各 C K T A 結晶が高い変換効率で所望の波長のシグナル光を発生できるので、最終的に必要な光線力学的治療のため赤色パルスレーザを容易に得ることができる。

【0026】

請求項 3 の発明は、光パラメトリック発振部が、前記波長変換デバイスを挟みつつ、励起光源側に入力ミラーが配置され、光分離集合部側に出力ミラーが配置された構造とされる請求項 1 または請求項 2 記載のレーザ発生装置である。

従って、この光パラメトリック発振部がこのような入力ミラーと出力ミラーとで波長変換デバイスが挟まれた構造とされていることから、波長変換デバイス中の複数の C K T A 結晶によるレーザ光である励起光からシグナル光への変換効率を安定的に高めることが可能となる。

【0027】

請求項 4 の発明は、光分離集合部がダイクロイックミラーと反射鏡を有し、ダイクロイックミラーがレーザ光とシグナル光とを分離し、これらの何れかの光を反射鏡で反射して、これらの光を相互に異なる方向から一点に集光させる請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載のレーザ発生装置である。

光分離集合部においてダイクロイックミラーと反射鏡を用いるのに伴って、分離したレーザ光とシグナル光とを相互に異なる方向から一点に集光できるので、ノンコリニア位相整合が実現できる。

【0028】

請求項 5 の発明は、光パラメトリック発振部の波長変換デバイスをレーザ光の入射光軸に対する交差方向に沿って移動することで、いずれの C K T A 結晶にレーザ光が入射されるかを選択し、光和周波発生部が 630～664 nm の波長範囲の出力光を発生する請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載のレーザ発生装置である。

【0029】

波長変換デバイスをレーザ光の入射光軸に対する交差方向に沿って移動して、いずれの C K T A 結晶にレーザ光が入射されるかを選択することのみで、波長切り替え可能である。従って、出力光を簡易に本来必要とされる光線力学的治療のために最適な 630～664 nm の波長範囲で任意波長の光とすることができる。このことから複数の光感受性物質の活性化波長においてピークパワーの高いパルスレーザ光が 1 台の装置で得られることになる。

また、本請求項によれば、波長切り替えの際にいずれの C K T A 結晶にレーザ光が入射されるかを選択するという、1 カ所のみ操作をユーザーがするだけの安定的で簡易な装置ともなる。

【発明の効果】

【0030】

本発明によれば、光線力学的治療に用いられる波長範囲のパルスレーザ光を高効率かつ簡易に発生させ得るレーザ発生装置が提供されるという優れた効果を奏し、さらには 630～664 nm の波長範囲で波長可変なパルスレーザ光を発生させ得るレーザ発生装置が提供されるという優れた効果を奏する。

【0031】

また、上記のレーザ装置の発明を光線力学的治療に用いることにより、身体の細胞組織の深部にレーザ光が到達可能となり、治療できる癌の範囲も拡大する。さらに、本発明に係るレーザ発生装置は、必要な素子等が全て固体のシステムとされるので、小型化が図れ

10

20

30

40

50

るだけでなく、メンテナンスを殆ど必要としない装置ともなる。

【図面の簡単な説明】

【0032】

【図1】本発明のレーザ発生装置の一実施の形態を示す図である。

【図2】一実施の形態に適用される複数のCKTA結晶を一体構造とした波長変換デバイスを示す斜視図である。

【図3】一実施の形態に適用される複数のCKTA結晶を一体構造とした波長変換デバイスを示す正面図、平面図及び側面図である。

【発明を実施するための形態】

【0033】

本発明に係るレーザ発生装置の一実施の形態を、以下に図面を参照しつつ説明する。

図1に示すように、本実施の形態に係るレーザ発生装置10は、波長1064.2nm(1.0642μm)でパルス発振するNd:YAG(Nd³⁺:Y₃Al₅O₁₂)レーザとされた励起光源12を有している。この励起光源12の右隣の位置であって励起光pとされるレーザ光の入射光軸である光軸L上の位置には、光パラメトリック発振部14が位置している。尚、この励起光pは矢印のように図1の上下方向が偏光方向Hyとされる。

【0034】

この光パラメトリック発振部14内には、左からまず合成石英製の入力ミラー18が配置されていて、1064.2nmの波長において、この入力ミラー18の透過率は95%程度とされ、また、1544~1766nmの波長において反射率は90~98%程度とされている。これにより、この入力ミラー18が予め定められた1544~1766nmの波長の赤外線を反射し、1064.2nmの波長のレーザ光を透過できることになる。

【0035】

光軸L上におけるこの入力ミラー18の右側に隣り合った光軸L上の位置には、異なる混晶比率xを有して相互に特性の異なる複数の非線形光学素子15とされるCKTA結晶を備えた波長変換デバイス16が配置されている。

【0036】

これら複数の非線形光学素子15とされるCKTA結晶の長さは、10~15mm程度とそれぞれされている。また、波長変換デバイス16の外枠を構成するアルミニウムや銅等の金属製とされたホルダー16A内に、図2及び図3に示されるように複数の非線形光学素子15が光軸Lに対して直交する方向のy軸方向に並べられて、配置されている。

【0037】

そして、各非線形光学素子15間の間隔を5~10mm程度として非線形光学素子15の上部、下部及び側面部がこの波長変換デバイス16のホルダー16Aに保持されることで、各非線形光学素子15が波長変換デバイス16に一体的に備えられている。これに伴い、各非線形光学素子15の一方の入射面に励起光pが入射された場合に、他方の出射面から励起光p及びシグナル光sが透過する構造に、これら複数の非線形光学素子15はそれぞれなっている。

【0038】

さらに、図示しないもののモータ等の動力源に対して操作調整部から操作することで、この波長変換デバイス16を光軸Lに対して直交するy軸方向に平行移動mして、複数の非線形光学素子15のうちのいずれか1つに励起光pを入射するようにすることで、励起光pを入射する非線形光学素子15が選択できる。

【0039】

尚、図1から図3はy軸方向に平行移動mさせた場合を示すが、複数の非線形光学素子15を光軸Lに対して直交するz軸方向に並べて配置した場合、波長変換デバイス16をz軸方向に平行移動mすることになる。

【0040】

また、非線形光学素子15とされる各CKTA結晶は結晶のx軸に平行であって、y、z軸に直角に形成されていて、非臨界位相整合する状態の赤外波長変換素子とされている

10

20

30

40

50

。具体的には、図 1 及び図 3 に示す紙面に垂直方向を z 軸とし、この z 軸と垂直且つ光軸 L と直交する方向を図 1 及び図 3 の上下方向とした y 軸とすると共に、これら y 軸、z 軸と垂直且つ光軸 L に沿った方向を x 軸とするように、各 C K T A 結晶は配置されている。

【0041】

この非線形光学素子 15 は光パラメトリック発振 (O P O) をし、励起光 p が入射されて、該レーザ光より波長が長く且つ相互に異なる 2 つの波長のコヒーレントな赤外線を出力するが、波長変換デバイス 16 を光軸 L に垂直方向に平行移動 m して光パラメトリック発振をする C K T A 結晶を選択することにより、夫々の C K T A 結晶の光学特性に応じて射出する赤外線の波長が切り替わる特性を有している。

【0042】

尚、上記励起光 p、シグナル光 s 及びアイドラー光 i の間には、非線形光学論系に基づき次の数 1 に示す式の関係が成り立っている。但し、 λ_p は励起光 p の波長、 λ_s はシグナル光 s の波長、 λ_i はアイドラー光 i の波長である。

【0043】

(数 1)

$$1/\lambda_p = 1/\lambda_s + 1/\lambda_i$$

【0044】

ここで、励起光 p の波長は 1064.2 nm であり、シグナル光 s の波長範囲は 1544 ~ 1766 nm とされ、アイドラー光 i の波長範囲は 3424 ~ 2678 nm とされるが、このアイドラー光 i は使用しない。尚、非線形光学素子 15 の C K T A 結晶 ($\text{Cs}_x\text{K}_{1-x}\text{TiOAsO}_4$; $0 \leq x \leq 1$) について、シグナル光と混晶比率 x の関係は数 2 の式で表される。

【0045】

(数 2)

$$x = 1.181 \times 10^{-8} \lambda_s^3 - 6.602 \times 10^{-5} \lambda_s^2 + 0.1272 \lambda_s - 78.597$$

【0046】

なお、 λ_s の単位は nm であり、数 2 の式を用いることで表 1 に示す所望のシグナル光波長に対応する C K T A 結晶の Cs の混晶比率 x を ±0.01 程度の精度で求めることができる。

【0047】

そして、1064.2 nm の励起光 p が波長変換デバイス 16 の非線形光学素子 15 のいずれかに入射される。この場合、これら非線形光学素子 15 のいずれもが 2 つの波長の赤外線とされる 2 つのコヒーレントなシグナル光 s とアイドラー光 i を出射することになる。この際、励起光 p も非線形光学素子 15 を透過してそのまま出射される。

【0048】

また、光軸 L 上における波長変換デバイス 16 の右側に隣り合った光パラメトリック発振部 14 内の位置には、合成石英製の出力ミラー 20 が配置されている。但し、シグナル光 s と励起光 p の一部はこの出力ミラー 20 を透過するようになる。尚、1064.2 nm の波長において、この出力ミラー 20 の透過率は 70 ~ 90 % 程度とされ、また、1544 ~ 1766 nm の波長において、この出力ミラー 20 の反射率は 70 ~ 90 % 程度とされている。

【0049】

以上より、この光パラメトリック発振部 14 は、波長変換デバイス 16 を挟みつつ、励起光源 12 側に入力ミラー 18 が配置され、これと反対側に出力ミラー 20 が配置された構造とされるシングルパス形となって、少なくとも励起光 p 及びシグナル光 s がこの光パラメトリック発振部 14 から出力される。

【0050】

さらに、光軸 L 上には、波長毎に光線を分離するダイクロイックミラー 24 が光軸 L に対して 45° の角度 θ_1 で傾けて配置されていて、1544 ~ 1766 nm の波長範囲の

10

20

30

40

50

シグナル光 s はこのダイクロイックミラー 24 をそのまま透過する。これに対して、1064.2 nm の波長の励起光 p はダイクロイックミラー 24 で反射して図 1 の下方に送られる。このダイクロイックミラー 24 の下方には、位相を 90° 変更して偏光方向を変える $\lambda/2$ プレート 26 が配置され、さらにその下方に励起光 p の位置をずらしつつ図 1 の上方向に反射するためのプリズム 28 が配置されている。このプリズム 28 の上部右寄りの位置には、光軸 L に対して 10.2° の角度 θ_2 で傾いて反射されるように反射鏡 30 が配置されている。尚、プリズム 28 は励起光 p とシグナル光 s の非線形光学結晶 36 への入射のタイミングが最適化する位置である。

【0051】

そして、以上のダイクロイックミラー 24、 $\lambda/2$ プレート 26、プリズム 28 及び反射鏡 30 により、本実施の形態の光分離集合部 22 が構成される。従って、ダイクロイックミラー 24 が励起光 p とシグナル光 s とを分離し、この励起光 p が $\lambda/2$ プレート 26 で偏光方向が変更されつつ透過すると共にプリズム 28 で反射する。更に反射鏡 30 で反射して光軸 L に対して約 10.2° の角度となる斜め上方に、この励起光 p は送られる。ただし、この励起光 s の偏光方向 H_x は、図 1 の紙面に対して垂直方向となる。

【0052】

以上より、一旦分離された励起光 p と光軸 L に沿って直進するシグナル光 s とが相互に異なる方向から、この光分離集合部 22 の右隣に位置する光和周波発生部 34 内の一点に集光されることになる。

【0053】

この一方、この光和周波発生部 34 内には、KTP 結晶 ($KTiOPO_4$) により形成された長さ 10 mm 程度の非線形光学素子 36 が光軸 L に沿った位置に配置され、光和周波発生部 34 自体を構成している。尚、この非線形光学素子 36 の KTP 結晶は、励起光 p とシグナル光 s との中間的な傾きに軸方向になっているが、非線形光学定数が大きい θ がおよそ $85 \sim 90^\circ$ で、 ϕ が 0° とされている。さらに、前述の励起光 p とシグナル光 s とが一点に集光される際に、非線形光学素子 36 内で集光するようにして、ノンコリニア位相整合とする。このとき、この KTP 結晶とされる非線形光学素子 36 で SFG 光が発生する。

【0054】

他方、非線形光学論系に基づいたものとして上記の光パラメトリック発振と異なる光和周波発生もあるが、これは非線形光学素子の結晶に、例えばコヒーレントな励起光 p 及びシグナル光 s を同時に入力することにより、これらより短波長のコヒーレント光である SFG 光を出力光 z として出力するものである。尚、上記励起光 p 、シグナル光 s 及び出力光 z の間には、次の数 3 に示す式の関係が成り立っている。但し、 λ_p は励起光 p の波長、 λ_s はシグナル光 s の波長、 λ_z は SFG 光 z の波長である。

【0055】

(数 3)

$$1/\lambda_p + 1/\lambda_s = 1/\lambda_z$$

【0056】

つまり、励起光 p とシグナル光 s との集光部分に非線形光学素子 36 が配置され、これら 2 つの光より波長の短い 630 ~ 664 nm の出力光 z を発生することになる。

【0057】

次に、本実施の形態に係るレーザ発生装置 10 の作用を説明する。

本実施の形態に係るレーザ発生装置 10 によれば、光パラメトリック発振部 14 の波長変換デバイス 16 中に相互に特性の異なる複数の非線形光学素子 15 とされる CKTA 結晶 ($Cs_xK_{1-x}TiOAsO_4$; $0 \leq x \leq 1$) が組み込まれていて、Nd:YAG レーザとされる励起光源 12 で発生されたパルスレーザ光である励起光 p が、この内の一つの非線形光学素子 15 に入力ミラー 18 を介して入射される。これに伴い、この光パラメトリック発振部 14 の波長変換デバイス 16 に組み込まれた複数の非線形光学素子 15 のいずれかが出力ミラー 20 を介して、励起光 p よりも波長の長いシグナル光 s と波長変換に寄

10

20

30

40

50

与せず透過した該励起光 p を同軸に出射する。

【0058】

この際、波長変換デバイス 16 の外枠を構成するホルダー 16 A 内には、これら複数の非線形光学素子 15 とされる C K T A 結晶が、光軸 L に対する直交方向である y 軸方向に沿って複数並べられて、波長変換デバイス 16 に対して一体的に備えられている。

【0059】

これに伴い、操作調整部からモータ等の動力源を操作することで、波長変換デバイス 16 を光軸 L に対して直交する y 軸方向に平行移動 m して、相互に特性の異なる複数の非線形光学素子 15 のうちのいずれか 1 つに励起光 p を入射させることで、励起光 p を入射する非線形光学素子 15 を任意に選択することができる。

10

【0060】

さらに、光分離集合部 22 がこの光パラメトリック発振部 14 から出射された励起光 p とシグナル光 s とを波長毎に光線を分離するダイクロイックミラー 24 により一旦分離し、励起光 p が $\lambda/2$ プレート 26、プリズム 28 を介して反射鏡 30 に送られ、この反射鏡 30 で励起光 p が最終的に反射して、これら励起光 p とシグナル光 s とを相互に異なる方向から一点に集光させる。

【0061】

この際、相互に異なる方向から光和周波発生部 34 の非線形光学素子 36 とされる K T P 結晶に集光させることで、ノンコリニア位相整合となる。これに伴い、この光和周波発生部 34 の非線形光学素子 36 がこれら 2 つの光より波長の短い出力光 x とされる必要な波長の赤色パルスレーザを発生する。

20

【0062】

以上より、本実施の形態に係るレーザ発生装置 10 によれば、N d : Y A G レーザとされる励起光源 12 がパルス状のレーザ光である励起光 p を発生し、これに合わせて非線形光学素子 16 とされる K T A 結晶が出射したシグナル光 s と励起光 p とを相互に異なる方向から非線形光学素子 36 とされる K T P 結晶に集光させて、ノンコリニア位相整合となるようにした。

【0063】

このように光和周波発生部 34 でノンコリニア位相整合としたことで、非線形光学素子 36 とされる K T P 結晶のダメージ防止や変換効率の最適化を図ることができる。また、プリズム 28 の位置を予め調整することで励起光 p とシグナル光 s のパルスの入射タイミングが調整可能となり、ピコ秒などの超短パルス化に対応可能となる。そして、ノンコリニア位相整合を採用することで、光和周波発生部 34 で発生する出力光 z は、励起光 p 及びシグナル光 s の入射光とは別方向に発生する。そのため、S F G 光である赤色パルスレーザ光のみを光学素子を用いることなく確実に分離することが可能となる。

30

【0064】

さらに、非線形光学素子 36 とされる K T P 結晶において、ノンコリニア位相整合特性を用いることで、光の入射方向が非線形光学定数の大きな x 軸 ($\theta = 90^\circ$ 、 $\phi = 0^\circ$) 方向付近になり、630~664 nm の波長範囲で高い変換効率での S F G 光発生が期待できると共に K T P 結晶の角度調整もほとんど不要となるため、操作性に優れた装置となる。

40

【0065】

この一方、本実施の形態のようにピークパワーを高くすることができるパルス状のレーザ光を用いることで、光線力学的治療の際に、身体の細胞組織の深部にレーザ光が到達可能となり、治療できる癌の範囲も拡大が期待できる。

【0066】

つまり、励起光 p の光軸 L に対するこの波長変換デバイス 16 を光軸 L に対して垂直方向に平行移動の操作のみで、波長切り替えが可能であって、出力光 z を本来必要とされる光線力学的治療のために最適な 630~664 nm の波長範囲において発振波長を簡易に切り替えることができる。このことから複数の光感受性物質に対応するピークパワーの高

50

い赤色パルスレーザ光が1台のレーザ装置で得られることになる。

【0067】

さらに、本実施の形態に係るレーザ発生装置10は、励起光源12を固体のNd:YAGレーザとし、光パラメトリック発振部14の波長変換デバイス16及び光和周波発生部34の非線形光学素子36の素子もそれぞれ固体の結晶であり、必要な素子等が全て固体のシステムのため、メンテナンスを殆ど必要としない装置ともなる。

【0068】

そして、波長変換デバイス16の外枠を構成するホルダー16A内に、複数のCKTA結晶が複数並べられて、波長変換デバイス16に対して一体的に備えられている。このため、この波長変換デバイス16を平行移動mすることで、光感受性物質に対応する活性化波長の赤色光を発生するための表1のような活性化波長に必要なシグナル光波長 λ_s がそれぞれ得られることになる。

10

【0069】

具体的には、例えば4つの非線形光学素子15を1544nm、1574nm、1683nm、1766nmにシグナル光波長 λ_s を設定すれば、表1の「腫瘍親和性光感受性物質」のNo. 1～6までに対応可能となる。但し、非線形光学素子15を5つとして、5つめを1773nmにシグナル光波長 λ_s を設定すれば、表1の全てに対応可能となる。

【0070】

以上より、非線形光学素子15とされる各CKTA結晶が高い変換効率で所望の波長のシグナル光を発生できるので、最終的に必要な光線力学的治療のため赤色パルスレーザを容易に得ることができる。

20

【0071】

尚、本実施の形態では、非線形光学素子15としてCKTA結晶を用いているが、KTP同類体(KTiOPO₄、RbTiOPO₄、RbTiOAsO₄)又は分極周期反転に加工された公知の非線形光学結晶に置き換えても良い。

【0072】

さらに、本実施の形態では、ホルダー16A内に複数の非線形光学素子15が光軸Lに対して垂直方向あるいは直交方向に波長変換デバイス16が並べられているが、単に光軸Lに対して交差方向に並べても良い。これに伴い、波長変換デバイス16を光軸Lに対して垂直あるいは直交するy軸方向に平行移動mする代わりに、単に光軸Lに対して交差方向に移動してもよい。

30

【0073】

また、上記実施の形態では、入力ミラーや出力ミラーを合成石英製としたが、他の公知な材質を用いても良い。さらに、光軸Lに対しての励起光pの傾きである角度 θ_2 を10.2°とし、ノンコリニア位相整合の際の角度も10.2°となるが、これらの角度は他の角度としても良い。

【0074】

図1～3の波長変換デバイス16は、相互に特性の異なる4つの非線形光学素子15で構成されているが、非線形光学素子15の数量は使用者が想定する複数の光感受性物質の数量に応じたものでもよい。

40

【0075】

以上、本発明に係る実施の形態を説明したが、本発明は係る実施の形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲で種々変形して実施することができる。

【産業上の利用可能性】

【0076】

本発明は、高出力のレーザが必要なさまざまな技術分野に適用でき、医療用だけでなく産業用等の他の技術分野にも適用可能なものである。

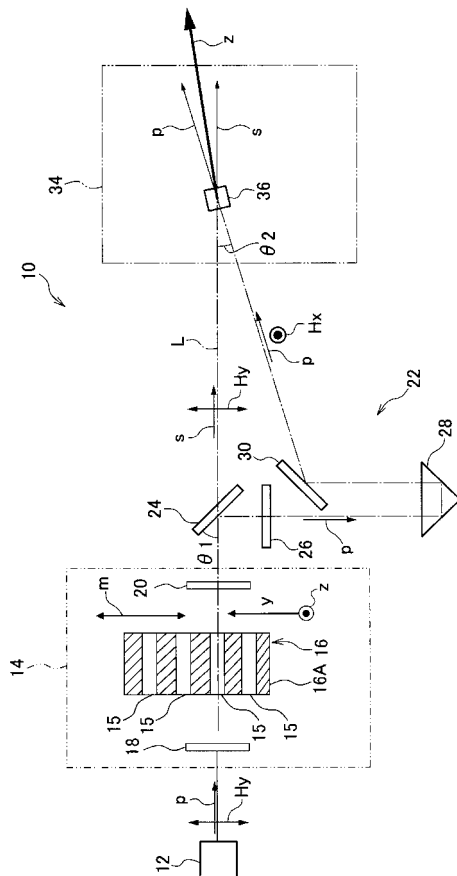
【符号の説明】

【0077】

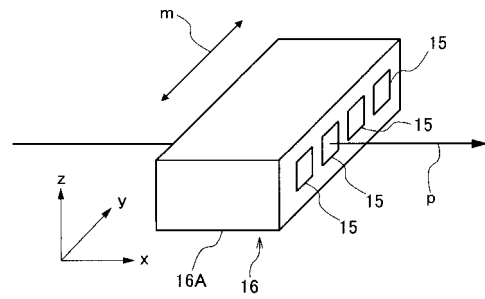
50

- 1 0 レーザ発生装置
- 1 2 励起光源
- 1 4 光パラメトリック発振部
- 1 5 非線形光学素子（C K T A 結晶）
- 1 6 波長変換デバイス
- 1 6 A ホルダー
- 1 8 入力ミラー
- 2 0 出力ミラー
- 2 4 ダイクロイックミラー
- 2 6 $\lambda/2$ プレート
- 2 8 プリズム
- 3 0 反射鏡
- 2 2 光分離集合部
- 3 4 光和周波発生部
- 3 6 非線形光学素子（K T P 結晶）
- p 励起光
- s シグナル光
- z 出力光

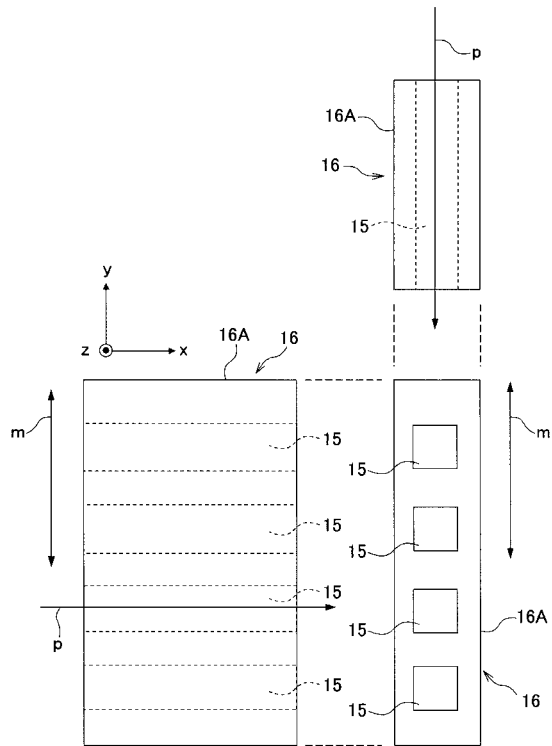
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

- (74)代理人 100101269
弁理士 飯塚 道夫
- (72)発明者 梅村 信弘
北海道千歳市美々 7 5 8 番地 6 5 千歳科学技術大学内
- (72)発明者 加藤 洸
北海道千歳市美々 7 5 8 番地 6 5 千歳科学技術大学内
- (72)発明者 岡本 隆幸
神奈川県横浜市磯子区原町 8 番 3 4 号 有限会社岡本光学加工所 内
- (72)発明者 岡本 拓也
神奈川県横浜市磯子区原町 8 番 3 4 号 有限会社岡本光学加工所 内
- (72)発明者 三上 拓哉
神奈川県横浜市磯子区原町 8 番 3 4 号 有限会社岡本光学加工所 内
- (72)発明者 神村 共住
大阪府大阪市旭区大宮五丁目 1 6 番 1 号 大阪工業大学内
- Fターム(参考) 2K102 AA06 AA07 AA33 BA18 BB02 BC02 BD00 CA20 CA23 CA26
DA01 DA10 DA20 DB01 DC07 DD10 EB02 EB06 EB11 EB14
EB20 EB26 EB30
5F172 EE12 NN05 NQ64 NR24