

【公報種別】特許法第17条の2の規定による補正の掲載

【部門区分】第6部門第1区分

【発行日】平成19年6月21日(2007.6.21)

【公開番号】特開2003-139617(P2003-139617A)

【公開日】平成15年5月14日(2003.5.14)

【出願番号】特願2002-167719(P2002-167719)

【国際特許分類】

G 0 1 J	5/08	(2006.01)
G 0 1 J	5/58	(2006.01)
G 0 1 N	21/64	(2006.01)
G 0 2 B	6/42	(2006.01)
A 6 1 B	18/20	(2006.01)

【F I】

G 0 1 J	5/08	E
G 0 1 J	5/58	
G 0 1 N	21/64	Z
G 0 2 B	6/42	
A 6 1 B	17/36	3 5 0

【誤訳訂正書】

【提出日】平成19年4月24日(2007.4.24)

【誤訳訂正1】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】全文

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【書類名】明細書

【発明の名称】レーザシステム内の光ファイバ先端部の温度を測定して制御するシステム及び方法

【特許請求の範囲】

【請求項1】光ファイバの先端部の温度を検出する方法であって、

(a) 蛍光物質のスラグを前記光ファイバ先端部に隣接して位置決めする段階と、

(b) 前記光ファイバ先端部に光結合された少なくとも1本の光ファイバを通して第1の所定範囲内の波長を持つ光学的刺激をもたらして前記蛍光物質スラグからの第2の所定範囲内の波長を持つ所望の光学的蛍光応答を生じさせる段階と、

(c) 前記光学的刺激を表す信号を検出する段階と、

(d) 前記光学的蛍光応答を表す信号を検出する段階と、

(e) 前記光学的刺激信号及び前記光学的蛍光応答信号をデジタル的に処理し、これら信号間の位相差を求める段階と、

(f) 前記光ファイバ先端部の温度を前記位相差の関数として計算する段階とを有することを特徴とする方法。

【請求項2】レーザシステムであって、

(a) 第1の所定範囲内の波長を持つレーザビームを生じさせるレーザを有し、

(b) 前記レーザビームと光学的に連通している第1の端部及び前記レーザビームを伝送させる第2の端部を備えた少なくとも1本の光ファイバを有し、

(c) 前記光ファイバの前記第2の端部に隣接して位置決めされた蛍光物質のスラグを有し、

(d) 第2の所定範囲内の波長を持つ光学的刺激を前記蛍光物質スラグに与える光源を有し、前記蛍光物質スラグからの第3の所定範囲内の波長を持つ所望の光学的蛍光応答を

生じさせ、

- (e) 前記光学的蛍光応答を検出する検出器を有し、
- (f) 前記光学的刺激を表す第1の信号及び前記光学的蛍光応答を表す第2の信号を受け取る装置を有し、

(g) 前記第1の信号と前記第2の信号の位相差を求めるプロセッサを有し、前記光ファイバの第2の端部の温度は、前記位相差の関数として求められることを特徴とするレーザシステム。

【請求項3】 光学温度測定システムであって、

- (a) 光を受け取る第1の端部及び前記光を伝送する第2の端部を備えた光ファイバと、
- (b) 前記光ファイバの第2の端部に隣接して位置決めされた蛍光物質のスラグと、
- (c) 前記光ファイバを通して光学的刺激を前記蛍光物質スラグに与え、それにより蛍光物質スラグから所望の光学的蛍光応答を生じさせるための光源と、
- (d) 前記光学的蛍光応答を検出する検出器と、
- (e) 前記光学的刺激を表す第1の信号及び前記光学的蛍光応答を表す第2の信号を受け取る装置と、
- (f) 前記第1の信号と前記第2の信号の位相差を求めるプロセッサとを有していることを特徴とする光学温度測定システム。

【請求項4】 レーザシステム中の光ファイバ先端部の温度を所望温度に維持する方法であって、

- (a) 指定された光信号を処理して前記光ファイバ先端部の温度をその関数として求める段階と、
- (b) 前記光ファイバ先端部について求めた前記温度を前記所望温度と比較する段階と、
- (c) 前記求めた温度と前記所望温度の差の関数としてエラー信号を生じさせる段階と、
- (d) 前記レーザシステムのレーザダイオードへのパワー出力を前記エラー信号に従つて制御する段階とを有していることを特徴とする方法。

【請求項5】 レーザシステム中の光ファイバの先端部の温度を所望温度に維持するシステムであって、前記レーザシステムは、レーザビームを前記光ファイバ先端部にもたらすレーザダイオードを有し、前記温度維持システムは、

- (a) 前記光ファイバ先端部の温度を前記レーザシステムで検出された指定光信号の関数として求めるプロセッサと、

(b) パワーを前記レーザダイオードに供給するパワー増幅器と、

- (c) パワー出力信号を前記パワー増幅器に与えるコントローラとを有し、前記コントローラは、前記求めた温度と前記所望温度の比較により生じるエラー信号の関数である前記出力信号を計算するアルゴリズムを有していることを特徴とするシステム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、医学的治療手技の実施中にエネルギーを組織に伝えるレーザシステムに関し、特に、手術中、レーザ治療システム用の光ファイバ先端部の温度を測定かつ制御するシステム及び方法に関する。

【0002】

【従来技術及び発明が解決しようとする課題】

周知のように、レーザの形態のエネルギー発生器を利用して多くの病状を治療しており、かかる病状としては、癌、腫瘍及び良性前立腺過形成（BPH）が挙げられる。かかる治療の実施中、重要性の高い1パラメータは、治療中の組織の温度である。例えば、BPHの治療として前立腺中に改変部を形成する現行の推奨法は、少量の組織を約3分間かけて85まで加熱することである。これよりも低い温度で組織を加熱しても、結果的に不完

全な改変部の形成が起こるだけであり、これに対し、これよりも高い温度で組織を加熱すると組織の過剰の損傷が生じる場合があることが理解される。したがって、治療中、光ファイバ先端部の温度を正確に測定すると共に、レーザの出力を制御して温度を所望レベルに維持することができるようにすることは主要な関心事である。

【 0 0 0 3 】

レーザシステムのために温度モニター機能を実行する公知の方法としては幾つかあることが理解される。一方が、オハイオ州シンシナティ所在のエシコン・エンド・サーディエリィ・インコーポレイテッド（本発明の譲受人でもある）によって製造されている“*Indigo 830e Laseroptri Treatment System*”として知られているレーザ治療システムで利用されている。この方法のアプローチは光ファイバ先端部のところの蛍光物質スラグの蛍光応答の光刺激に対する温度依存性によることに関連する。具体的に説明すると、励起（ポンピング）エネルギーのパルスが、材料の温度に対応する時間間隔分遅延された蛍光パルスがアレクサンドライトスラグ中に生じさせる。正弦波の形態で刺激信号を与えると、応答信号も同様に正弦波であり、温度は、これら信号間の位相シフト又は位相差に関連付けられる。

【 0 0 0 4 】

830e レーザ治療システムで比較される信号は、アレクサンドライトスラグからの実際の応答又は蛍光信号、並びにその電気機器回路中にプログラムされている一対のタイミング信号（位相が 0° 及び 90° ずれている）である。このようにして、デジタルタイミング信号を用いて応答信号から位相情報を除くのが常であった。しかし、このアプローチでは、用いられる増幅器及びフィルタの連鎖に起因して数回の調整及び較正が必要であることが判明している。これは、かかるシステムの組立て及び保守の複雑さ及びコストを増大させるだけでなく、保守及び点検整備中に調整しなければならない各レーザ治療システム相互間の固有のばらつきを生じさせる。

【 0 0 0 5 】

したがって、治療中にレーザ装置に用いられる光ファイバ先端部の温度を測定し、そして、必要な調整及び較正を最小限に抑え、レーザ装置間の安定性及び再現性を向上させ、複雑さ及びコストを軽減するような仕方でかかる温度を制御するよう開発されたシステム及び方法を提供することが望ましい。

【 0 0 0 6 】

【課題を解決するための手段】

本発明の第 1 の特徴によれば、光ファイバ先端部の温度を検出する方法が、蛍光物質のスラグを光ファイバ先端部に隣接して位置決めする段階と、光ファイバ先端部に光結合された少なくとも 1 本の光ファイバを 通して第 1 の所定の範囲内の波長をもつ光学的刺激をもたらして 蛍光物質スラグからの第 2 の所定の範囲内の波長をもつ所望の光学的蛍光応答を生じさせる段階と、光学的刺激を表す信号を検出する段階と、光学的蛍光応答を表す信号を検出する段階と、光学的刺激信号及び光学的蛍光応答信号をデジタル的に処理し、これら信号間の位相差を求める段階と、光ファイバ先端部の温度を位相差の関数として計算する段階とを有するものとして開示される。光学的刺激信号と光学的蛍光応答信号の位相差を、基準信号と光学的刺激信号の位相差及び基準信号と光学的蛍光応答信号の位相差の関数として直接又は間接的に求めることができる。

【 0 0 0 7 】

本発明の第 2 の特徴によれば、レーザ治療システムが、第 1 の所定範囲内の波長を持つレーザビームを生じさせるレーザを有し、レーザビームと光学的に連通している第 1 の端部及びレーザビームを伝送させる第 2 の端部を備えた少なくとも 1 本の光ファイバを有し、光ファイバの第 2 の端部に隣接して位置決めされた蛍光物質のスラグを有し、第 2 の所定範囲内の波長を持つ光学的刺激を蛍光物質スラグに与える光源を有し、蛍光物質スラグからの第 3 の所定範囲内の波長を持つ所望の光学的蛍光応答を生じさせ、光学的蛍光応答を検出する検出器を有し、光学的刺激を表す第 1 の信号及び光学的蛍光応答を表す第 2 の信号を受け取る装置を有し、第 1 の信号と第 2 の信号の位相差を求めるプロセッサを有す

るものとして開示され、光ファイバの第2の端部の温度は、位相差の関数として求められる。

【0008】

本発明の第3の特徴によれば、光学温度測定システムが、光を受け取る第1の端部及び光を伝送する第2の端部を備えた光ファイバと、光ファイバの第2の端部に隣接して位置決めされた蛍光物質のスラグと、光ファイバを通して光学的刺激を蛍光物質スラグに与え、それにより蛍光物質スラグから所望の光学的蛍光応答を生じさせるための光源と、光学的蛍光応答を検出する検出器と、光学的刺激を表す第1の信号及び光学的蛍光応答を表す第2の信号を受け取る装置と、第1の信号と第2の信号の位相差を求めるプロセッサとを有するものとして開示される。

【0009】

本発明の第4の特徴によれば、レーザシステム中の光ファイバ先端部の温度を所望温度に維持する方法が、蛍光物質のスラグを光ファイバ先端部に隣接して位置決めする段階と、光ファイバ先端部に光結合された少なくとも1本の光ファイバを通して第1の所定範囲内の波長を持つ光学的刺激をもたらして蛍光物質スラグからの第2の所定範囲内の波長を持つ所望の光学的蛍光応答を生じさせる段階と、光学的刺激を表す信号を検出する段階と、光学的蛍光応答を表す信号を検出する段階と、光学的刺激信号及び光学的蛍光応答信号をデジタル処理してこれらの位相差を求める段階と、光ファイバ先端部について求めた温度を指定範囲と比較する段階と、必要に応じてレーザシステムのパワー出力を加減して光ファイバ先端部の温度を指定範囲内に維持する段階とを有するものとして開示される。

【0010】

本発明の第5の特徴によれば、レーザシステム中の光ファイバ先端部の温度を所望温度に維持する方法が、指定された光信号を処理して光ファイバ先端部の温度をその関数として求める段階と、光ファイバ先端部について求めた温度を所望温度と比較する段階と、求めた温度と所望温度の差の関数としてエラー信号を生じさせる段階と、レーザシステムのレーザダイオードへのパワー出力をエラー信号に従って制御する段階とを有するものとして開示される。

【0011】

本発明の第6の特徴によれば、レーザシステム中の光ファイバの先端部の温度を所望温度に維持するシステムが開示され、レーザシステムは、レーザビームを光ファイバ先端部にもたらすレーザダイオードを有している。温度維持システムは、光ファイバ先端部の温度をレーザシステム中で検出された指定光信号の関数として求めるプロセッサと、パワーをレーザダイオードに供給するパワー増幅器と、パワー出力信号をパワー増幅器に与えるコントローラとを有し、コントローラは、求めた温度と所望温度の比較により生じるエラー信号の関数である出力信号を計算するアルゴリズムを有する。

【0012】

本明細書は、本発明を具体的に記載してその特徴を明確に示した特許請求の範囲を含むが、本発明の内容は、添付の図面を参照して以下の説明を読むと一層よく理解されると考えられる。

【0013】

【発明の実施の形態】

今、図面を詳細に参照すると（図中、同一の符号は、同一の要素を示している）、図1は、光ファイバ20からの光によりエネルギーを人の組織に伝えるレーザ治療システム10を示している。第1のレーザダイオード12は、病気の医学的治療に役立つ所定の出力（好ましくは、約2ワット乃至20ワットの範囲内にある）及び所定の波長（好ましくは、約800ナノメートル乃至850ナノメートルの範囲内にある）を有する第1のレーザビーム14を生じさせるためにレーザ治療システム10（図9参照）内に設けられている。さらに、図1で分かるように、接続ブロック16が、レーザ治療システム10用のハウジング18のフロント部内部に配置されている。接続ブロック16は、コネクタ24を介し

て第1のレーザビーム14を光ファイバ20の第1の端部22に光結合して第1のレーザビーム14を光ファイバ20の第2の端部(又は先端部)26から伝送できるようにするのに役立つ。

【0014】

図2は、コントローラボード28を露出するようにハウジング18を取り外した状態でレーザ治療システム10を示している。コントローラボード28は、構成部品としてとりわけ、メインプロセッサ30を有し、このメインプロセッサは、各種電気信号を受けかつ処理し、レーザ治療システム10の動作を制御することが理解される。もっぱら信号相互の位相差を計算するためにディジタル信号プロセッサ32をコントローラボード28上に搭載するのが好ましい(これについては、以下に詳細に説明する)。したがって、ディジタル信号プロセッサ32は、メインプロセッサ30と直列に接続されており、このディジタル信号プロセッサは、さらに光ファイバ先端部26の温度を求めるためにかかる位相差に関連した信号を処理するよう機能する。この場合、メインプロセッサ30とディジタル信号プロセッサ32が適当なレーザ動作モードにある間、協調動作して所要の出力をレーザダイオード12に与えて治療中、光ファイバ先端部26を所望の温度状態に維持するようになることが理解される。レーザ治療システム10は、手術中、第1のレーザビーム14を、光ファイバの第1の端部22と光学的に連通するよう向けるために、全体を参照符号34で示した光学ベンチを更に含む。

【0015】

図3は、好ましくは本発明の譲受人によって所有されている米国特許出願第09/785,571号(発明の名称:Optical Fiber Including A Diffuser Portion And Continuous Sleeve For The Transmission Of Light(ディフューザ部分及び連続スリーブを有する光伝送用光ファイバ))に従って構成された光ファイバ20の部分断面図であり、かかる米国特許出願の開示内容を本明細書の一部を形成するものとしてここに引用する。図3で分かるように、好ましくは中心にあるシリカ製コア36が設けられ、このコアは円周方向のフルオロポリマー製クラッド38及びこの周りを取り囲んで被着された外側バッファ層40(例えば、テフセル:Tefzel(登録商標)製)を有している。クラッド38及び外側バッファ層40はそれぞれコア36への機械的支持体となり、コア36よりも低い屈折率を有していることが理解される。このように、クラッド38及び外側バッファ層は、光がコア36から出ないようになることができる。光ファイバ20は、好ましくはペルフルオロアルコキシ(PFA)に硫酸バリウム粒子を配合したものから成るスリーブ42を更に有し、このスリーブ42は、UV硬化性光接着剤の層44によりコア36に光学的かつ機械的に結合されているが、このようにするかどうかは任意である。これは、クラッド38及び外側バッファ層40が除去された光ファイバ20のディフューザ部分46で最もよく分かり、医学的治療中、コア36を通って伝送された第1のレーザビーム14からの光を接着剤層44からスリーブ42を通って伝送し、そして組織中へ散乱させることができる。

【0016】

さらに、蛍光物質のスラグ(以下、「蛍光スラグ」という場合がある)48がディフューザ部分46の下流側端部に隣接して設けられたアニュラス部50内に設けられ、ディフューザ部分46から出ない第1のレーザビーム14からの光がコア36の端部から出てから散乱かつ反射してコア36内へ戻されることが分かる。蛍光スラグ48は、さらに光学温度センサとしての機能を発揮し、好ましくは、クロムをドープしたザクロ石(例えば、アレキサンドライト、ルビー及びエメラルド)、半導体をドープしたガラス(例えば、ニューヨーク州ヨンカーズ所在のスコット・グラス・カンパニーによって製造販売されているスコットRG665フィルタガラス)、蛍光体又は他の温度依存性蛍光物質から成る材料の等級に属する。このように、蛍光スラグ48は、第1の波長を持つ光源からの光学的刺激を受け取り、第2の波長で光学的蛍光応答を生じさせることができ、この場合、光学的刺激の波長と光学的蛍光応答の波長は、第1のレーザビーム14の波長とは異なっている。この点に関し、蛍光物質スラグ48は、組織治療の際のレーザダイオード12からの

第1のレーザビーム14の利用方法に悪影響を及ぼさないように、かかる第1のレーザビーム14の波長に対して実質的に透明であることが好ましい。この際、医学的治療を助けるために穿通先端部52がアニュラス部50に取り付けられている。

【0017】

光学ベンチ34に着目すると、図4及び図5から分かるように、第1のレーザビーム14の経路は、第1のレーザダイオード12と光学的に連通している光ファイバ13から光学ベンチ34に入る。光ファイバ13は、適切な位置決め（アラインメント）状態が得られるように光学ベンチ34内に設けられたコネクタ35内に配置されている。第1のレーザビーム14は、レンズ56を有するビームコリメータ54を介して伝送され、そして好ましくは、光学ベンチ34用のハウジング60を取り付けられた全反射（TIR）プリズム58の方へ向けられる。第1のレーザビーム14は、好ましくはTIRプリズム58で反射して第1のビームスプリッタ62によって受け取られる。このビームスプリッタは、第1のレーザビーム14を反射して第2のビームレンズ組立体66を介して、第2のビームスプリッタ64から反射し、それにより、第1のレーザビーム14がコネクタ24を介して光ファイバの第1の端部22と光学的に連通する。第1のレーザビーム14のうちの僅かな割合の部分（これは、参照符号15で示されている）が、好ましくは回転ミラー72を用いることにより第1のビームスプリッタ62によってレーザ出力検出器70へ伝送され、第1のレーザビーム14の出力をモニターすることができるようになっていることが理解される。第1のビームスプリッタ62、レーザ出力検出器70及びレーザビーム15についての詳細な説明は、本願と同日に出願された関連の米国特許出願（発明の名称：Apparatus And Method Of Monitoring And Controlling Power Output Of A Laser System（レーザビームの出力をモニターして制御する装置及び方法）、なお本願出願時においては出願番号が未付与である）に記載されている。この関連出願も本発明の譲受人によって所有されており、かかる米国特許出願の開示内容は参照することにより本明細書の一部を形成する。勿論、第1のレーザビーム14によって与えられる光の波長を一層よく隔離して減衰させるために、フィルタ74、補正フィルタ76及びND（中性濃度）フィルタ78によって例示されているように種々のフィルタが用いられる。

【0018】

これと同様に、第2のレーザダイオード80（図9参照）が好ましくは、第2のマーカーレーザビームとも呼ばれているレーザビーム82を光ファイバ81によって光学ベンチ34へ供給する。光ファイバ81は、好ましい位置合わせを確かなものにするように光学ベンチ34内に設けられたコネクタ85内部に配置されている。第2のレーザビーム82は、光学ベンチハウジング60を取り付けられたマーカービームコリメータ84、マーカーレンズ86及びマーカーフィルタ87を介して伝送される。マーカーレーザビーム82は、好ましくは所定の出力（好ましくは、約0.5～2ミリワットの範囲内にある）及び所定の波長（好ましくは、約600～650ナノメートルの範囲内にある）を有する。好ましくは正弦波信号として時変調されるマーカーレーザビーム82は、光ファイバ20内の蛍光スラグ48を光学的に刺激して、そこから所望の光学的蛍光応答を生じさせる光源として用いられることが理解される。コネクタ24を介してマーカーレーザビーム82を光ファイバの第1の端部22と光学的に連通するためには、マーカーレーザビームを第1のレーザ回転ミラー88に向ける。この回転ミラー88は、これを第2のレーザ回転ミラー90へ反射する。次に、マーカーレーザビーム82は、第1のビームスプリッタ62に当たり、この第1のビームスプリッタは、マーカーレーザビーム82の大部分を（その波長の関数として）透過させて、これが第1のビームスプリッタを介して第2のビームスプリッタ64へ進む。マーカーレーザビーム82は、次に第2のビームスプリッタ64で反射し、出力レンズ68付きの出力ビームレンズ組立体66を通る。したがって、第1（治療）レーザビーム14と第2（マーカー）レーザビーム82の両方は、レーザ治療システム10の通常の動作中、参照符号92で示すように、第1のビームスプリッタ62から第2のビームスプリッタ64に向けられ、そして光ファイバ20の第1の端部22へと向け

られる。

【 0 0 1 9 】

マーカーレーザビーム 8 2 は、光学的刺激を蛍光スラグ 4 8 へ供給する。この蛍光スラグは、マーカーレーザビーム 8 2 のエネルギーを吸収し、これに応答した蛍光を発する。マーカーレーザビーム 8 2 による蛍光物質スラグ 4 8 の刺激から蛍光物質スラグ 4 8 の蛍光発生までの時間の遅れは、光ファイバの第 2 の端部 2 6 の温度の関数であり、これを測定して用いると、かかる温度を計算することができる。参照符号 9 4 で示される光学的蛍光応答は光ファイバ 2 0 へ戻されて、光ファイバの第 1 の端部 2 2 から出て光学ベンチ 3 4 へ入る。光学的蛍光応答 9 4 は、好ましくは極めて低い出力（約 5 ナノワット乃至 1 0 0 ナノワットの範囲内にある）を有し、約 6 8 0 ナノメートル乃至 7 8 0 ナノメートルの好ましい波長を有する。次に、光学的蛍光応答 9 4 は、出力レンズ 6 8 及び出力ビームレンズ組立体 6 6 を通って第 2 のビームスプリッタ 6 4 へ進む。第 2 のビームスプリッタ 6 4 は、光学的蛍光応答 9 4 がこれを通って信号フィルタセット 9 6 へ伝えられるように構成されている。この信号フィルタセットは、反射マーカー及び治療光のうち大部分を遮断するよう機能する。蛍光波長及び黒体波長だけを通過するよう濾波された残りの信号は、信号光学組立体 9 9 内に信号フィルタセット 9 6 と共に保持された合焦レンズ 9 8 を介して蛍光 / 黒体検出器 1 0 0 へ進む。

【 0 0 2 0 】

蛍光 / 黒体検出器 1 0 0 とレーザ出力検出器 7 0 とが接続するようにセンサボード 1 0 2 が光学ベンチハウジング 6 0 に隣接して設けられていることが理解される。特に、センサボード 1 0 2 上に設けられた回路構成が、検出器 7 0 , 1 0 0 からの出力を増幅かつ調整することが理解される。光ファイバの第 2 の端部 2 6 の温度を計算し、黒体信号を検出し、そして第 1 のレーザビーム 1 4 の光出力を測定するために、センサボード 1 0 2 は、さらにコントローラボード 2 8 に接続されており、これと情報のやりとりをする。

【 0 0 2 1 】

光ファイバの第 2 の端部 2 2 の温度を検出してこれを維持するために、本発明の光学温度測定システムがレーザ治療システム 1 0 の一部として設けられている。具体的に説明すると、図 6 は、正弦波基準信号 1 0 6 （図 7 参照）を第 2 のレーザダイオード 8 0 用のマーカー駆動装置 1 0 8 に与えて、マーカーレーザビーム 8 4 によって供給される光学的刺激及び蛍光スラグ 4 8 からの光学的蛍光応答 9 4 が実質的に同一の周波数を持つ正弦波であるようにするために利用されるものとしてコントローラボード 2 8 上に設けられた装置 1 0 4 、例えばコーダ / デコーダ（C O D E C ）を示している。勿論、装置 1 0 4 は、マーカー駆動装置 1 0 8 に適当な信号を与えるのに必要なデジタル - アナログ（D - A ）変換器を有する。

【 0 0 2 2 】

装置 1 0 4 は、さらにマーカーレーザビーム 8 2 からの光学的刺激及び検出器 1 0 0 からの光学的蛍光応答 9 4 を表すアナログ信号 1 1 0 , 1 1 2 を受け取ることが理解される。装置 1 0 4 は、さらに信号 1 1 0 , 1 1 2 を変換するアナログ - ディジタル（A - D ）変換器を収納状態で有している。コントローラボード 2 8 には、第 2 のレーザダイオード 8 0 の出力を制御し、その結果、信号 1 1 0 を実質的に一定に保つ回路構成が設けられている。具体的に説明すると、電位差計 1 1 4 及び増幅器 1 1 6 は、マーカーレーザビーム 8 2 の光出力を設定して信号 1 1 0 に関するレベルを特定範囲内に制御するよう機能する。同様に、信号 9 4 は、デジタル信号プロセッサ 3 2 による信号 1 1 2 の処理を容易にするためにセンサボード 1 0 2 上に設けられた増幅器 1 1 8 及びフィルタ 1 2 0 によりそれぞれ増幅及び濾波が行なわれる。第 2 の増幅器 1 2 2 も好ましくは、コントローラボード 2 8 上に設けられ、この増幅器は、装置 1 0 4 による受け取りに先立って、濾波された信号を一段と増幅するのに役立つ。

【 0 0 2 3 】

蛍光スラグ 4 8 以外の要素（即ち、増幅器 1 1 8 、フィルタ 1 2 0 及び増幅器 1 2 2 ）は、光学的蛍光信号 1 1 2 及び光学的刺激信号 1 1 0 に対するその位相シフト 1 2 8 に影

響を及ぼす場合があることが理解される。位相シフト 128 は、図中、同一周波数の 2 つの正弦波相互間の時間の変化として示されている。したがって、光学蛍光信号 112 に対する影響を計算するために較正方式を開発した。特に、図 8 では、ポート 130 が光学ベンチハウジング 60 の頂部 132 に設けられていることが分かる。これにより、光ファイバをコネクタ 24 経由でマーカーレーザビーム 82 と光学的に連通しつつポート 130 に挿入することができる。このようにして、マーカーレーザビーム 82 を、信号フィルタセット 96 に通過させないで検出器 100 に向けて上述の要素の固有の位相シフトを測定してこれを光学的蛍光信号 112 から差し引くことができるようになる（これについては、図 7 に示す較正信号 111 及び符号 125 で示す光学的刺激信号 110 との固有の位相シフトを参照されたい）。これはまた、フィードバックループ 138 により図 6 に概略的に示されており、かかるフィードバックループでは、光学刺激信号 110 は蛍光スラグ 48 をバイパスし、検出器 100 に直接、供給される。このようにすると、全てのレーザ治療システム 10 の作動を構成部品相互間のばらつきとは無関係に標準化することができる。

【 0024 】

別の較正方式は、蛍光部品（図示せず）付きの光ファイバ差込み手段を提供することであり、この場合、蛍光部品は光学蛍光信号 112 と実質的に同一の波長で非常に短時間の蛍光の発生機能を有し、これを光ファイバ 20 に代えてコネクタ 24 へ差し込むことができる。例示の蛍光部品は、ニューハンプシャー州ノースサットン所在のラブスフィア・インコーポレイテッド（Labsphere, Inc.）を介して入手できることが理解される。したがって、マーカーレーザビーム 82 は、蛍光部品に当てられ、蛍光スラグ 48 に関して上述したように光学蛍光応答信号が蛍光部品から出て検出器 100 に送られる。次に、この信号は定量化され、そして装置 100 によって受け取られた光学蛍光応答信号 112 中の固有の位相シフトを除くのに利用される。

【 0025 】

信号 110, 112 の位相差処理は、好ましくはディジタル信号プロセッサ 32 によって行なわれ、このディジタル信号プロセッサ 32 は、適当な信号をメインプロセッサ 30 に送って、光ファイバの第 2 の端部 26 についての温度をかかる位相の関数として計算できるようになる（即ち、少なくとも第 3 次、好ましくは第 5 次の多項式アルゴリズムによって）。勿論、かかる信号 110, 112 は、レーザ治療システム 10 の較正及び上述の固有位相シフト 145 を考慮に入れることになる。信号 110, 112 相互の位相差を直接求めることができると、装置 104 によって駆動装置 108 に与えられる基準信号 106 を利用するのが好ましいことが判明している。したがって、図 7 で分かるように、基準信号 106 と光学刺激信号 110 の第 1 の位相差 124 及び基準信号 106 と光学的蛍光信号 112 の第 2 の位相差 126 を求めるが、第 1 の位相差 124 と第 2 の位相差 126 の差は、光学的刺激信号 110 と光学的蛍光信号 112 の総位相差 128 と等価である。

【 0026 】

光ファイバの第 2 の端部 26 の温度を単に計算することに加えて、レーザ治療システム 10 は、またその場所及び隣の組織の所望の温度を維持するためにかかる情報を利用するよう機能する。これは、かかる温度をモニターし、必要に応じて所要の出力調整を第 1 のレーザビーム 14 に対して供給することにより達成される。図 9 で分かるように、所望温度を表す温度設定値 140 を加算器 142 に供給する場合、メインプロセッサ 30 からのフィードバック信号 144 も、光ファイバの第 2 の端部 26 の現在の検出温度を示す加算器 142 に与え、それにより温度設定値 140 との不一致をエラー（誤り）信号 146 によって反映させる。エラー信号 146 は、符号を変更する。即ち、検出温度 144 が所望温度 140 よりも低い場合は正、検出温度 144 が所望温度 140 よりも高い場合は負であるとみなされる。エラー信号 146 をコントローラ 148 に供給するとこのコントローラがレーザダイオード 12 への出力を調整する信号 150 をパワーアンプ 152 に供給することが理解される。好ましい実施形態では、温度設定値 140 及びフィードバック信号 146 に基づく第 1 のレーザビーム 14 用のパワーの制御は、メインプロセッサ

30に格納されているソフトウェアを介して行なわれる。

【0027】

より詳細には、図10から理解されるように、コントローラ148は、好ましくは比例成分及び積分成分を含む比例積分(PI)制御アルゴリズムを利用する。比例成分は、エラー信号146からなり、この信号はボックス154で示された倍率 K_p が乗じられている。積分成分は、積分器156に供給されるエラー信号146(これはさらにE(t)として数学的に表される)にボックス158で示すような倍率 K_i が乗じられる。倍率 K_p , K_i は、応答時間、温度の最終値のオーバーシュート及び精度、関連の組織の動的条件相互間のバランスをもたらすと共にワット/°の単位をもつよう選択される定数であることが当業者に理解される。次に、比例成分及び積分成分からのそれぞれの出力信号160, 162を加算器164で加算して出力信号150を提供する。その結果、出力信号150を次のように数学的に表すことができる。

【0028】

【数1】

$$P(t) = K_p \times E(t) + K_i \int E(t) dt.$$

【0029】

制御アルゴリズムの過去の動作からの全てのエラーを合計する積分成分は、好ましくはメインプロセッサ30によって計算された検出温度144が、規定の制御帯域(例えば、所望温度140±5)に収まっている場合にのみ利用されることが理解される。したがって、検出温度144が制御帯域よりも低い場合(即ち、所望温度140-5よりも低い温度)、コントローラ148からの信号150は、パワー増幅器152が最大出力(例えば、15ワット)をレーザダイオード12へ供給して治療中の組織を温かくする。これとは対照的に、検出温度144が制御帯域よりも高い場合(即ち、所望温度140+5よりも高い温度)、コントローラ148からの信号150が、パワー増幅器152へ最小出力(例えば、0ワット)をレーザダイオード12に供給するようにさせる。このように、治療中の組織は、冷えて制御帯域内の温度に戻ることができる。レーザダイオード12は約2ワット未満のコヒーレントなレーザ出力を信頼性をもって生じさせることはできない。したがって、2ワット未満の出力を得るためにには好ましい実施形態においては、レーザダイオード12への出力を瞬間に遮断され得ることが判明している。この場合、制御アルゴリズムの積分成分は、検出温度144が所望温度140に近づくにつれ効果が大きくなり、エラー信号146を0へ駆動する能力を制御アルゴリズムに与えるものであることは注目される。

【0030】

積分器のワインドアップを阻止し、一方でシステムパフォーマンスを最適化するためには、コントローラ148の積分成分を制御帯域の各端における移行点を認識するときに、事前にロード又は事前にチャージし、出力信号150が制御アルゴリズムの一反復について連続した状態のままであることが好ましい。これは上述の数学の方程式を変形すると次式として得られる。

【0031】

【数2】

$$\int E(t) dt = P(t) - K_p/K_i \times E(t).$$

このように、出力の変動は、例えば制御帯域の下端へ移行する際の過渡時の間で回避される。その結果、出力信号150の滑らかな減少が、所望温度140を僅かにオーバーシュートし(制御帯域内に留まるが)、次にかかる所望温度140に維持される検出温度144を伴った状態で生じるようになる。このようにしてレーザ治療システム10の動作が

円滑になるだけでなく、所望温度 140 で定常状態に達するのに要する時間が減少する。

【 0 0 3 2 】

本発明の好ましい実施形態を開示してきたが、本発明の範囲から逸脱することなく適当な改造を施すことによりレーザ治療システムによる治療中、光ファイバの先端部の温度を測定してこれを制御するシステム及び方法の別の変形例を当業者であれば想到できよう。

【 0 0 3 3 】

本発明の具体的な実施形態は、以下の通りである。

(1) 前記蛍光物質スラグは、クロムをドープしたザクロ石、半導体をドープしたガラス及び蛍光体を含む等級の温度依存性蛍光物質で構成されていることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

(2) 前記光学的刺激信号及び前記光学的蛍光応答信号は、所定周波数の正弦波信号であることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

(3) 前記計算段階の実施に先立って前記位相差を較正する段階を更に有していることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

(4) 前記較正段階は、(a) 前記光学的刺激を直接検出してその正規化信号を決定する段階と、(b) 前記検出された光学的刺激信号を前記正規化信号に従って調整する段階とを更に含むことを特徴とする実施態様 (3) 記載の方法。

(5) 前記第 2 の所定波長範囲内の前記光学的蛍光応答を濾波する段階を更に有していることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

【 0 0 3 4 】

(6) 前記光ファイバ先端部の温度を指定範囲内に維持する段階を更に有していることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

(7) 前記光学的刺激信号と前記光学蛍光応答信号を比較してこれらの位相差を求める段階を更に有していることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

(8) 前記方法は、(a) 基準信号を生じさせる段階と、(b) 前記基準信号と前記光学的刺激信号の第 1 の位相差を求める段階と、(c) 前記基準信号と前記光学的蛍光応答信号の第 2 の位相差を求める段階と、(d) 前記第 1 の位相差と前記第 2 の位相差の差を求める段階とを更に有していることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

(9) 前記蛍光物質スラグは、クロムをドープしたザクロ石、半導体をドープしたガラス及び蛍光体を含む等級の温度依存性蛍光物質で構成されていることを特徴とする請求項 2 記載のレーザシステム。

(10) 正弦波入力を前記光源に与える装置を更に有し、前記第 1 及び第 2 の信号は、これに対応した正弦波の形態を有していることを特徴とする請求項 2 記載のレーザシステム。

【 0 0 3 5 】

(11) 前記第 3 の所定波長範囲内の前記光学的蛍光応答を濾波する装置を更に有していることを特徴とする請求項 2 記載のレーザシステム。

(12) 前記プロセッサは、前記レーザからの出力を制御して前記光ファイバの第 2 の端部の前記温度を指定範囲内に維持するようになっていることを特徴とする請求項 2 記載のレーザシステム。

(13) 前記蛍光物質スラグは、前記第 1 の所定波長範囲内の光に対して実質的に透明であることを特徴とする請求項 2 記載のレーザシステム。

(14) 前記レーザシステム用のハウジングに設けられたポートを更に有し、前記光源は、較正を目的として前記検出器と直接的に光学的に連通することができることを特徴とする請求項 2 記載のレーザシステム。

(15) 前記光学的刺激信号及び前記光学的蛍光応答信号は、正弦波信号であることを特徴とする請求項 3 記載の光学温度測定システム。

【 0 0 3 6 】

(16) 前記装置は、基準信号を更に生じさせ、前記光学的刺激信号と前記光学的蛍光応答信号の前記位相差は、前記基準信号と前記光学的刺激信号の第 1 の位相差及び前記基

準信号と前記光学的蛍光応答信号の第2の位相差の関数であることを特徴とする請求項3記載の光学温度測定システム。

(17) 前記蛍光物質スラグは、クロムをドープしたザクロ石、半導体をドープしたガラス及び蛍光体を含む等級の温度依存性蛍光物質で構成されていることを特徴とする請求項3記載の光学温度測定システム。

(18) 前記レーザシステム用のハウジングに設けられたポートを更に有し、前記光源は、較正を目的として前記検出器と直接的に光学的に連通することができる特徴とする請求項3記載の光学温度測定システム。

(19) 前記求めた温度が、前記所望温度に関して上限及び下限を持つ特定の制御帯域内にあるかどうかを判定する段階を更に有していることを特徴とする請求項4記載の方法。

(20) 前記求めた温度が前記制御帯域の前記下限よりも低い場合、最大パワー出力を前記レーザダイオードに与えることを特徴とする実施態様(19)記載の方法。

【0037】

(21) 前記求めた温度が前記制御帯域の前記上限よりも高い場合、最小パワー出力を前記レーザダイオードに与えることを特徴とする実施態様(19)記載の方法。

(22) 前記レーザダイオードへの前記パワー出力は、前記求めた温度が前記制御帯域内にある場合に比例成分及び積分成分の関数であることを特徴とする実施形態(19)記載の方法。

(23) 前記パワー出力の前記比例成分は、前記エラー信号と比例倍率の積であることを特徴とする実施態様(22)記載の方法。

(24) 前記パワー出力の前記積分成分は、積分倍率と経時的に積分される各前記エラー信号の積であることを特徴とする実施態様(22)記載の方法。

(25) 前記積分成分は、前記求めた温度が前記制御帯域内に移行すると事前ロードされ、前記レーザダイオードへの前記出力が前記移行中、連続状態のままであるようになっていることを特徴とする実施態様(24)記載の方法。

【0038】

(26) 前記コントローラは、前記求めた温度が前記所望温度についての特定の制御帯域の下限よりも低い場合、前記パワー増幅器によって最大パワーが前記レーザダイオードに供給されるようにパワー出力信号を生じさせることを特徴とする請求項5記載のシステム。

(27) 前記コントローラは、前記求めた温度が前記所望温度についての特定の制御帯域の上限よりも高い場合、前記パワー増幅器によって最小パワー出力が前記レーザダイオードに供給されるようにパワー出力信号を生じさせることを特徴とする請求項5記載のシステム。

(28) 前記アルゴリズムは、前記求めた温度が前記所望温度についての特定の制御帯域内にあるときに、比例成分及び積分成分の関数であることを特徴とする請求項5記載のシステム。

(29) 前記アルゴリズムの前記比例成分は、前記エラー信号と比例倍率の積であることを特徴とする実施態様(28)記載のシステム。

(30) 前記アルゴリズムの前記積分成分は、積分倍率と、経時的に積分される各前記エラー信号の積であることを特徴とする実施態様(28)記載のシステム。

(31) 前記積分成分は、前記求めた温度が前記制御帯域内に移行すると事前ロードされ、前記レーザダイオードに供給されるパワーが前記移行中、連続状態のままであるようになっていることを特徴とする実施態様(30)記載のシステム。

【0039】

【発明の効果】

請求項1及び請求項2の発明は、光ファイバ先端部のところの蛍光物質スラグの蛍光応答の光刺激に対する温度依存性を利用してあり、かかる発明によれば、所定波長の光学的刺激信号とかかる光学的刺激により蛍光物質スラグから生じた光学的蛍光応答信号の位相

差を、基準信号と光学的刺激信号の位相差及び基準信号と光学的蛍光応答信号の位相差の関数として直接又は間接的に求めることができるので、かかる位相差に関連付けられたレーザ治療中における光ファイバ先端部のところの温度を迅速且つ正確に求めることができる。

【0040】

請求項3の発明によれば、光学的刺激信号とかかる光学的刺激により蛍光物質スラグから生じた光学的蛍光応答信号の位相差（これは上述のように、レーザ治療中における光ファイバ先端部のところの温度に関連付けられている）を、基準信号と光学的刺激信号の位相差及び基準信号と光学的蛍光応答信号の位相差の関数としてプロセッサにより迅速且つ正確に求めることができる。

【0041】

請求項4及び請求項5の発明によれば、上述したようにレーザ治療中における光ファイバ先端部のところの温度を迅速且つ正確に求めた上で、かかる温度と所望温度を比較し、それに応じてレーザ治療システムのレーザダイオードへの電力出力を制御するようになっているので、レーザ治療中における光ファイバ先端部のところの温度を所望レベルに維持することができ、しかも、従来技術で必要であった多数回にわたる調整及び較正が最小限に抑えられ、レーザ装置相互の安定性及び再現性が向上し、構成の複雑さ及びコストが減少する。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明のレーザ治療システムの等角図である。

【図2】

コントローラボード及びこの中に収納された光学ベンチの外部が見えるようにハウジングを取り外した状態の図1に示すレーザ治療システムの等角図である。

【図3】

図1に概略的に示すレーザ治療システムに用いられる光ファイバの拡大部分端面図である。

【図4】

図2に示す光学ベンチの断面図であり、光学ベンチ内に設けられたかじ取り光学系が、1対のレーザビームを光学ベンチに通して光ファイバ内へ導くことができるよう配置された状態を示す図である。

【図5】

図2及び図4に示す光学ベンチの等角図であり、接続ブロック及びセンサボードが光学ベンチとインターフェースをとるものとして示されている状態を示す図である。

【図6】

本発明に従って図1に示すレーザ治療システムによって利用される光学温度測定システムの回路図である。

【図7】

図6に示す基準信号、刺激信号、応答信号及び較正信号のタイミング図である。

【図8】

図2、図4及び図5に示す光学ベンチの平面図である。

【図9】

本発明に従って光ファイバ先端部の所望の温度を維持するよう利用されるレーザ治療システムの回路の概略ブロック図である。

【図10】

光ファイバを所望の温度範囲内に維持するよう図9に示すメインプロセッサに利用されるコントローラの概略ブロック図である。

【符号の説明】

10 レーザ治療システム

14 第1の（治療）レーザビーム

2 0 光ファイバ
2 4 コネクタ
3 0 メインプロセッサ
3 2 ディジタル信号プロセッサ
3 4 光学ベンチ
4 8 蛍光物質スラグ
6 2 , 6 4 ビームスプリッタ
6 6 出力レンズ組立体
8 2 第2の(マークー)レーザビーム
1 0 0 萤光 / 黒体検出器
1 0 4 コーダ / デコーダ (C O D E C)