

(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2005-518255

(P2005-518255A)

(43) 公表日 平成17年6月23日(2005.6.23)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/20	A 6 1 B 17/36 3 5 0	4 C 0 2 6
A 6 1 B 17/42	A 6 1 B 17/42	4 C 0 6 0
A 6 1 N 5/06	A 6 1 N 5/06 E	4 C 0 8 2

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 32 頁)

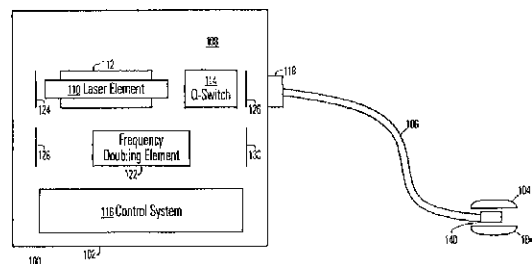
(21) 出願番号	特願2003-570932 (P2003-570932)	(71) 出願人	391011319
(86) (22) 出願日	平成15年2月21日 (2003. 2. 21)		レーザー스코プ
(85) 翻訳文提出日	平成16年8月23日 (2004. 8. 23)		L A S E R S C O P E
(86) 国際出願番号	PCT/US2003/005551		アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 5
(87) 国際公開番号	W02003/072189		1 3 4 サン ホセ オーチャード ドラ
(87) 国際公開日	平成15年9月4日 (2003. 9. 4)		イヴ 3 0 7 0
(31) 優先権主張番号	60/358, 356	(74) 代理人	100082005
(32) 優先日	平成14年2月22日 (2002. 2. 22)		弁理士 熊倉 禎男
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100067013
			弁理士 大塚 文昭
		(74) 代理人	100065189
			弁理士 穴戸 嘉一
		(74) 代理人	100082821
			弁理士 村社 厚夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 婦人科治療用の光選択性気化療法およびそのシステム

(57) 【要約】

子宮組織の光選択性気化療法は、例えば光ファイバーを介して治療すべき組織にレーザー放射線を搬送する工程を含んでおり、この場合、レーザー放射線により生じる残留凝固組織の体積よりも実質的に大きい体積の組織を気化するせいで、レーザー放射線は組織の表面上の治療領域では十分な波長と放射照度とを有している。レーザー放射線はネオジウムドープされた固相レーザーを利用して生成されるが、その具体例としては、60ワットを超える平均出力で第2調波出力、すなわち、より高い調波の出力を生成する光学系がある。搬送されるレーザー放射線は、少なくとも0.05平方ミリメートルのスポット寸法において、例えば、約200ナノメートルから1000ナノメートルの範囲の波長と約10キロワット/平方センチメートルの平均放射照度を有している。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

婦人科諸症状の治療を目的とした組織の光選択性気化療法であって、
女性生殖器官の組織の表面上の治療領域にレーザー放射線を搬送する工程を含んでおり、
レーザー放射線は表面から約 1 ミリメートルの範囲内の組織によって実質的に完全に吸収され、治療領域において平均放射照度が少なくとも約 0.05 平方ミリメートルのスポット寸法で 10 キロワット / 平方センチメートルを超えることを特徴とする、方法。

【請求項 2】

前記スポット寸法が治療領域において約 0.1 平方ミリメートルから 0.8 平方ミリメートルの間であることを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記放射照度は治療領域において少なくとも 30 キロワット / 平方センチメートルであることを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記レーザー放射線は波長が約 200 ナノメートルから約 700 ナノメートルの範囲であることを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記搬送されるレーザー放射線は波長が約 200 ナノメートルから約 700 ナノメートルの範囲にあり、治療領域における平均放射照度が 20 キロワット / 平方センチメートルを超えることを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記搬送されるレーザー放射線は波長が約 200 ナノメートルから約 700 ナノメートルの範囲であり、治療領域における平均放射照度が 30 キロワット / 平方センチメートルを超えることを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記組織の具体例としては、子宮組織を含むことを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

前記組織の具体例としては、子宮の角状突起に位置する子宮組織を含むことを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記搬送する工程は、光ファイバーが該ファイバーから治療領域へレーザー放射線を方向付けるようにされた子宮鏡を利用することを含んでことを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

前記搬送する工程は、光ファイバーの側面発射型光学素子が該ファイバーから治療領域へレーザー放射線を方向付ける子宮鏡を利用することと、治療領域から約 1 ミリメートルかそれ未満の範囲内に側面発射型光学素子を設置することとを含んでいることを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

前記搬送する工程は、端面発射型光ファイバーが該ファイバーから治療領域へレーザー放射線を方向付けるようにされた子宮鏡を利用することと、治療領域から約 1 ミリメートルかそれ未満の範囲内に端面発射型光学ファイバーを設置することとを含んでいることを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 12】

平均出力が 40 ワットを超える固相レーザーを使用して、前記レーザー放射線を生成する工程を含んでいることを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 13】

平均出力が 60 ワットを超える固相レーザーを使用して、前記レーザー放射線を生成する工程を含んでいることを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 14】

マクロパルス期間中の出力が約200ワットを越えるマクロパルス固相レーザーを使用して、レーザー放射線を生成する工程を含んでいることを特徴とする、請求項1に記載の方法。

【請求項 15】

前記搬送する工程は、レーザー放射線の一連のマクロパルス列から構成されるマクロパルスを搬送することを含んでおり、前記放射照度はマクロパルス期間中は50キロワット/平方センチメートルを越えることを特徴とする、請求項1に記載の方法。

【請求項 16】

ネオジムでドープされた固相レーザー媒体と、40ワットを越える平均出力の第2の調波周波数、すなわち、より高い調波の周波数を生成するための光学系とを使用して、前記レーザー放射線を生成することを含んでいることを特徴とする、請求項1に記載の方法。 10

【請求項 17】

前記レーザー放射線は、100未満または100に等しい値のビーム特性 (M^2) を有していることを特徴とする、請求項1に記載の方法。

【請求項 18】

前記組織の具体例としては子宮組織を含んでおり、前記治療は、子宮平滑筋種、横紋筋腫、子宮内膜症、子宮内膜増殖症、子宮内膜嚢胞、子宮内膜ポリープ、過月経症、子宮中隔異常、子宮内癒着症、または、子宮頸管上皮内異常増殖症から選択される婦人科諸症状のための治療であることを特徴とする、請求項1に記載の方法。 20

【請求項 19】

女性生殖器官の組織の光選択性気化療法であって、

女性生殖器官の標的組織の表面上の治療領域にレーザー放射線と光透過性の灌注液の流れを搬送する工程を含んでおり、レーザー放射線は組織の残留凝固の体積よりも大きい体積の組織を気化させ、治療領域において平均放射照度が少なくとも約0.05平方ミリメートルのスポット寸法で10キロワット/平方センチメートルを越えることを特徴とする、方法。

【請求項 20】

前記スポット寸法が治療領域において約0.8平方ミリメートル未満であることを特徴とする、請求項19に記載の方法。 30

【請求項 21】

前記放射照度は治療領域において少なくとも30キロワット/平方センチメートルであることを特徴とする、請求項19に記載の方法。

【請求項 22】

前記レーザー放射線は波長が約200ナノメートルから約700ナノメートルの範囲であることを特徴とする、請求項19に記載の方法。

【請求項 23】

前記搬送されるレーザー放射線は波長が約200ナノメートルから約700ナノメートルの範囲にあり、治療領域における平均放射照度が20キロワット/平方センチメートルを超えることを特徴とする、請求項19に記載の方法。 40

【請求項 24】

前記搬送されるレーザー放射線は波長が約200ナノメートルから約700ナノメートルの範囲であり、治療領域における平均放射照度が30キロワット/平方センチメートルを超えることを特徴とする、請求項19に記載の方法。

【請求項 25】

前記灌注液の具体例としては、生理食塩水を含んでいることを特徴とする、請求項19に記載の方法。

【請求項 26】

前記灌注液の具体例としては、リンゲルラクトートを含んでいることを特徴とする、請求項19に記載の方法。 50

【請求項 27】

前記搬送する工程は、光ファイバーが該ファイバーから治療領域へレーザー放射線を方向付けるようにされた、可撓性先端部を設けた子宮鏡を利用することを含んでことを特徴とする、請求項 19 に記載の方法。

【請求項 28】

前記搬送する工程は、光ファイバーが該ファイバーから治療領域へレーザー放射線を方向付けるようにされた子宮鏡を利用することを含んでいることを特徴とする、請求項 19 に記載の方法。

【請求項 29】

前記搬送する工程は、光ファイバーの側面発射型光学素子が該ファイバーから治療領域へレーザー放射線を方向付ける子宮鏡を利用することと、治療領域から約1ミリメートルかそれ未満の範囲内に側面発射型光学素子を設置することとを含んでいることを特徴とする、請求項 19 に記載の方法。 10

【請求項 30】

前記搬送する工程は、端面発射型光ファイバーが該ファイバーから治療領域へレーザー放射線を方向付ける子宮鏡を利用することと、治療領域から約1ミリメートルかそれ未満の範囲内に端面発射型光学ファイバーを設置することとを含んでいることを特徴とする、請求項 19 に記載の方法。

【請求項 31】

平均出力が40ワットを越える固相レーザーを使用して、前記レーザー放射線を生成する工程を含んでいることを特徴とする、請求項 19 に記載の方法。 20

【請求項 32】

平均出力が60ワットを越える固相レーザーを使用して、前記レーザー放射線を生成する工程を含んでいることを特徴とする、請求項 19 に記載の方法。

【請求項 33】

マクロパルス期間中の出力が約200ワットを越えるマクロパルス固相レーザーを使用して、レーザー放射線を生成する工程を含んでいることを特徴とする、請求項 19 に記載の方法。

【請求項 34】

前記搬送する工程は、レーザー放射線の一連のマクロパルス列から構成されるマクロパルスを搬送することを含んでおり、前記放射照度はマクロパルス期間中は50キロワット/平方センチメートルを越えることを特徴とする、請求項 19 に記載の方法。 30

【請求項 35】

ネオジムでドープされた固相レーザー媒体と、40ワットを越える平均出力の第2の調波周波数、すなわち、より高い調波の周波数を生成するための光学系とを使用して、前記レーザー放射線を生成することを含んでいることを特徴とする、請求項 19 に記載の方法。

【請求項 36】

前記レーザー放射線は、100未満または100に等しい値のビーム特性 (M^2) を有していることを特徴とする、請求項 19 に記載の方法。

【請求項 37】

前記標的組織の具体例としては子宮組織を含んでおり、前記治療は、子宮平滑筋種、横紋筋腫、子宮内膜症、子宮内膜増殖症、子宮内膜嚢胞、子宮内膜ポリープ、過月経症、子宮中隔異常、子宮内癒着症、または、子宮頸管上皮内異常増殖症から選択される婦人科諸症状のための治療であることを特徴とする、請求項 19 に記載の方法。 40

【請求項 38】

婦人科諸症状の治療を目的とした組織の光選択性気化療法であって、

女性生殖器官の組織上の治療領域にレーザー放射線を搬送する工程を含んでおり、レーザー放射線治療領域における放射照度は、該レーザー放射線により生じる残留凝固組織の体積よりも実質的に大きい組織の体積を気化させるのに十分なレベルであることを特徴とする、方法。

【請求項 39】

前記搬送されるレーザー放射線は治療領域における平均放射照度が少なくとも約0.05平方ミリメートルのスポット寸法で10キロワット/平方センチメートルを越えることを特徴とする、請求項 38 に記載の方法。

【請求項 40】

光ファイバーを利用して前記レーザー放射線を搬送することを含んでおり、該搬送されるレーザー放射線は波長が約200ナノメートルから約650ナノメートルの範囲であり、治療領域における平均放射照度が10キロワット/平方センチメートルを越えており、光ファイバーは治療領域においては少なくとも約0.05平方ミリメートルのスポット寸法を生じるようにされていることを特徴とする、請求項 38 に記載の方法。

10

【請求項 41】

前記搬送されるレーザー放射線は波長が約200ナノメートルから約650ナノメートルの範囲であり、治療領域における平均放射照度が20キロワット/平方センチメートルを越えており、光ファイバーは治療領域においては少なくとも約0.05平方ミリメートルのスポット寸法を生じるようにされていることを特徴とする、請求項 38 に記載の方法。

【請求項 42】

前記搬送されるレーザー放射線は波長が約200ナノメートルから約650ナノメートルの範囲であり、治療領域における平均放射照度が30キロワット/平方センチメートルを越えており、光ファイバーは治療領域においては少なくとも約0.05平方ミリメートルのスポット寸法を生じるようにされていることを特徴とする、請求項 38 に記載の方法。

20

【請求項 43】

前記スポット寸法は治療領域において約0.8平方ミリメートル未満であることを特徴とする、請求項 38 に記載の方法。

【請求項 44】

前記平均放射照度は治療領域において少なくとも30キロワット/平方センチメートルであることを特徴とする、請求項 38 に記載の方法。

【請求項 45】

前記レーザー放射線は波長が約200ナノメートルから約700ナノメートルの範囲にあることを特徴とする、請求項 38 に記載の方法。

【請求項 46】

治療領域に灌注液の流れを搬送することを含んでいることを特徴とする、請求項 38 に記載の方法。

30

【請求項 47】

前記組織の具体例としては、子宮組織を含むことを特徴とする、請求項 38 に記載の方法。

【請求項 48】

前記搬送する工程は、光ファイバーが該ファイバーから治療領域へレーザー放射線を方向付けるようにされた子宮鏡を利用することを含んでことを特徴とする、請求項 38 に記載の方法。

【請求項 49】

前記搬送する工程は、光ファイバーの側面発射型光学素子が該ファイバーから治療領域へレーザー放射線を方向付ける子宮鏡を利用することと、治療領域から約1ミリメートルかそれ未満の範囲内に側面発射型光学素子を設置することとを含んでいることを特徴とする、請求項 38 に記載の方法。

40

【請求項 50】

前記搬送する工程は、端面発射型光ファイバーが該ファイバーから治療領域へレーザー放射線を方向付ける子宮鏡を利用することと、治療領域から約1ミリメートルかそれ未満の範囲内に端面発射型光学ファイバーを設置することとを含んでいることを特徴とする、請求項 38 に記載の方法。

【請求項 51】

50

平均出力が40ワットを越える固相レーザーを使用して、前記レーザー放射線を生成する工程を含んでいることを特徴とする、請求項38に記載の方法。

【請求項52】

平均出力が60ワットを越える固相レーザーを使用して、前記レーザー放射線を生成する工程を含んでいることを特徴とする、請求項38に記載の方法。

【請求項53】

マクロパルス期間中の出力が約200ワットを越えるマクロパルス固相レーザーを使用して、レーザー放射線を生成する工程を含んでいることを特徴とする、請求項38に記載の方法。

【請求項54】

前記搬送する工程は、レーザー放射線の一連のマクロパルス列から構成されるマクロパルスを搬送することを含んでおり、前記放射照度はマクロパルス期間中は50キロワット/平方センチメートルを越えることを特徴とする、請求項38に記載の方法。

【請求項55】

ネオジウムドープされた固相レーザー媒体と、40ワットを越える平均出力の第2の調波周波数、すなわち、より高い調波の周波数を生成するための光学系とを使用して、前記レーザー放射線を生成することを含んでいることを特徴とする、請求項38に記載の方法。

【請求項56】

ダイオードポンピング励起式のネオジウムドープされた固相レーザー媒体と、40ワットを越える平均出力の第2の調波周波数、すなわち、より高い調波の周波数を生成するための光学系とを使用して、前記レーザー放射線を生成することを含んでいることを特徴とする、請求項38に記載の方法。

【請求項57】

前記レーザー放射線は、100未満または100に等しい値のビーム特性 (M^2) を有していることを特徴とする、請求項38に記載の方法。

【請求項58】

前記組織の具体例としては子宮組織を含んでおり、前記治療は、子宮平滑筋腫、横紋筋腫、子宮内膜症、子宮内膜増殖症、子宮内膜嚢胞、子宮内膜ポリープ、過月経症、子宮中隔異常、子宮内癒着症、または、子宮頸管上皮内異常増殖症から選択される婦人科諸症状のための治療であることを特徴とする、請求項38に記載の方法。

【請求項59】

婦人科組織の光選択性気化療法であって、

ネオジウムドープされた固相レーザー媒体と、40ワットを越える平均出力の第2の調波周波数、すなわち、より高い調波の周波数を生成するための光学系とを使用して、レーザー放射線を生成する工程と、

出力を可撓性先端部を設けた内視鏡内の光ファイバーに連結する工程とを含んでおり、光ファイバーは該ファイバーから組織の表面上の治療領域へレーザー放射線を搬送するようにされており、該方法は

治療領域に灌注液の流れを搬送する工程と、

光ファイバーを介して組織上の治療領域にレーザー放射線を搬送する工程とを更に含んでおり、レーザー放射線の波長と治療領域における放射照度とは、該レーザー放射線によって生じる残留凝固組織の体積よりも実質的に大きい体積の組織を気化させるのに十分であることを特徴とする、方法。

【請求項60】

前記平均出力は60ワットを超えることを特徴とする、請求項59に記載の方法。

【請求項61】

前記搬送されるレーザー放射線は治療領域における平均放射照度が10キロワット/平方センチメートルを超えており、光ファイバーは治療領域において少なくとも約0.05平方ミリメートルのスポット寸法を生じるようにされていることを特徴とする、請求項59に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 6 2】

前記搬送されるレーザー放射線は治療領域における平均放射照度が20キロワット/平方センチメートルを越えており、光ファイバーは治療領域において少なくとも約0.05平方ミリメートルのスポット寸法を生じるようにされていることを特徴とする、請求項 5 9 に記載の方法。

【請求項 6 3】

前記搬送されるレーザー放射線は治療領域における平均放射照度が30キロワット/平方センチメートルを越えており、光ファイバーは治療領域において少なくとも約0.05平方ミリメートルのスポット寸法を生じるようにされていることを特徴とする、請求項 5 9 に記載の方法。

【請求項 6 4】

前記搬送されるレーザー放射線は治療領域における平均放射照度が10キロワット/平方センチメートルを越えており、光ファイバーは治療領域において少なくとも約0.8平方ミリメートルのスポット寸法を生じるようにされていることを特徴とする、請求項 5 9 に記載の方法。

【請求項 6 5】

前記平均放射照度は治療領域において少なくとも30キロワット/平方センチメートルであることを特徴とする、請求項 5 9 に記載の方法。

【請求項 6 6】

前記光ファイバーは側面発射型先端部を有しており、前記方法は、治療領域から約1ミリメートルまたはそれより短い範囲内に側面発射型先端部を設置することを含んでいることを特徴とする、請求項 5 9 に記載の方法。

【請求項 6 7】

前記光ファイバーは端面発射型先端部を有しており、前記方法は、治療領域から約1ミリメートルまたはそれより短い範囲内に端面発射型先端部を設置することを含んでいることを特徴とする、請求項 5 9 に記載の方法。

【請求項 6 8】

前記方法は、レーザー媒体に入力を供与する間にマイクロパルスを生成するようにレーザー媒体をQスイッチ処理することと、レーザー媒体に入力を一連のパルス列で供与して出力放射線のマクロパルスを生成することとを更に含んでおり、前記出力はマクロパルス期間中は約200ワットを越えることを特徴とする、請求項 5 9 に記載の方法。

【請求項 6 9】

前記方法は、レーザー媒体に入力を供与する間にマイクロパルスを生成するようにレーザー媒体をQスイッチ処理することと、レーザー媒体に入力を一連のパルス列で供与して出力放射線のマクロパルスを生成することとを更に含んでおり、前記放射照度はマクロパルス期間中は50キロワット/平方センチメートルを越えることを特徴とする、請求項 5 9 に記載の方法。

【請求項 7 0】

前記レーザー放射線は100未満または100に等しい値のビーム特性 (M^2) を有していることを特徴とする、請求項 5 9 に記載の方法。

【請求項 7 1】

前記組織の具体例としては子宮組織を含んでおり、前記治療は、子宮平滑筋腫、横紋筋腫、子宮内膜症、子宮内膜増殖症、子宮内膜嚢胞、子宮内膜ポリープ、過月経症、子宮中隔異常、子宮内癒着症、または、子宮頸管上皮内異常増殖症から選択される婦人科諸症状のための治療であることを特徴とする、請求項 5 9 に記載の方法。

【請求項 7 2】

女性生殖器官の組織の光選択性気化療法を目的とした装置であって、
レーザー放射線を生成するレーザーと、
光ファイバーがレーザーに連結されており、該ファイバーからのレーザー放射線と、組織の表面上の治療領域に向かう灌注液の流れとを方向付けるようにした子宮鏡とを備えて

10

20

30

40

50

おり、

光ファイバーは、レーザー放射線によって生じる残留凝固組織の体積よりも実質的に大きい体積の組織を気化させるのに十分な波長と治療領域における放射照度とでレーザー放射線を搬送するようになっていることを特徴とする、装置。

【請求項 7 3】

前記レーザーはネオジムでドープされた固相レーザー媒体と、40ワットを越える平均出力の第2の調波出力、すなわち、より高い調波の出力を生成する光学系とから構成されていることを特徴とする、請求項 7 2 に記載の装置。

【請求項 7 4】

前記レーザーはネオジムでドープされた固相レーザー媒体と、60ワットを越える平均出力の第2の調波出力、すなわち、より高い調波の出力を生成する光学系とから構成されていることを特徴とする、請求項 7 2 に記載の装置。

【請求項 7 5】

前記レーザーおよび前記光ファイバーは、波長が約200ナノメートルから約700ナノメートルの範囲で治療領域の平均放射照度が10キロワット/平方センチメートルを越えるレーザー放射線を搬送するようにされており、光ファイバーは治療領域において少なくとも約0.05平方ミリメートルのスポット寸法を生じるようになっていることを特徴とする、請求項 7 2 に記載の装置。

【請求項 7 6】

前記レーザーおよび前記光ファイバーは、波長が約200ナノメートルから約700ナノメートルの範囲で治療領域の平均放射照度が20キロワット/平方センチメートルを越えるレーザー放射線を搬送するようにされており、光ファイバーは治療領域において少なくとも約0.05平方ミリメートルのスポット寸法を生じるようになっていることを特徴とする、請求項 7 2 に記載の装置。

【請求項 7 7】

前記レーザーおよび前記光ファイバーは、波長が約200ナノメートルから約700ナノメートルの範囲で治療領域の平均放射照度が30キロワット/平方センチメートルを越えるレーザー放射線を搬送するようにされており、光ファイバーは治療領域において少なくとも約0.05平方ミリメートルのスポット寸法を生じるようになっていることを特徴とする、請求項 7 2 に記載の装置。

【請求項 7 8】

前記レーザーおよび前記光ファイバーは、波長が約200ナノメートルから約700ナノメートルの範囲で治療領域の平均放射照度が10キロワット/平方センチメートルを越えるレーザー放射線を搬送するようにされており、光ファイバーは治療領域において少なくとも約0.8平方ミリメートルのスポット寸法を生じるようになっていることを特徴とする、請求項 7 2 に記載の装置。

【請求項 7 9】

前記レーザーおよび前記光ファイバーは、治療領域の平均放射照度が少なくとも30キロワット/平方センチメートルのレーザー放射線を搬送するようになっていることを特徴とする、請求項 7 2 に記載の装置。

【請求項 8 0】

前記光ファイバーは側面発射型先端部を備えており、更に、治療領域から約1ミリメートルかそれ未満の範囲内に側面発射型先端部を設置するようになっていることを特徴とする、請求項 7 2 に記載の装置。

【請求項 8 1】

前記光ファイバーは端面発射型先端部を備えており、更に、治療領域から約1ミリメートルかそれ未満の範囲内に端面発射型先端部を設置するようになっていることを特徴とする、請求項 7 2 に記載の装置。

【請求項 8 2】

前記レーザーは、レーザー媒体に入力を供与する間にマイクロパルスを生成するための

10

20

30

40

50

Qスイッチと、レーザー媒体に入力を一連のパルス列で供与して出力放射線のマクロパルス生成するようにした電源とを備えており、前記出力はマクロパルス期間中は約200ワットを超えることを特徴とする、請求項72に記載の装置。

【請求項83】

前記レーザーは、レーザー媒体に入力を供与する間にマイクロパルス生成するためのQスイッチと、レーザー媒体に入力を一連のパルス列で供与して出力放射線のマクロパルス生成するようにした電源とを備えており、前記放射照度はマクロパルス期間中は50キロワット/平方センチメートルを超えることを特徴とする、請求項72に記載の装置。

【請求項84】

前記レーザー放射線は100未満または100に等しい値のビーム特性 (M^2) を有していることを特徴とする、請求項72に記載の装置。 10

【請求項85】

前記組織の具体例としては子宮組織を含んでおり、前記治療は、子宮平滑筋腫、横紋筋腫、子宮内膜症、子宮内膜増殖症、子宮内膜嚢胞、子宮内膜ポリープ、過月経症、子宮中隔異常、子宮内癒着症、または、子宮頸管上皮内異常増殖症から選択される婦人科諸症状のための治療であることを特徴とする、請求項72に記載の装置。

【請求項86】

女性生殖器官の組織の光選択性気化療法を目的とした装置であって、波長が約200ナノメートルから約700ナノメートルの範囲のレーザー放射線を生成するレーザーと、 20

光ファイバーがレーザーに連結されており、該ファイバーからのレーザー放射線と、組織の表面上の治療領域に向かう灌注液の流れとを方向付けるようにした内視鏡とを備えており、

レーザーおよび光ファイバーは、治療領域における平均放射照度が10キロワット/平方センチメートルを超えており、更に、光ファイバーは治療領域において少なくとも約0.05平方ミリメートルのスポット寸法を生じるようになっていることを特徴とする、装置。

【請求項87】

前記レーザーはネオジムでドープされた固相レーザー媒体と、40ワットを超える平均出力の第2の調波出力、すなわち、より高い調波の出力を生成する光学系とから構成されていることを特徴とする、請求項86に記載の装置。 30

【請求項88】

前記レーザーはネオジムでドープされた固相レーザー媒体と、60ワットを超える平均出力の第2の調波出力、すなわち、より高い調波の出力を生成する光学系とから構成されていることを特徴とする、請求項86に記載の装置。

【請求項89】

前記レーザーおよび前記光ファイバーは、治療領域の平均放射照度が20キロワット/平方センチメートルを超えるレーザー放射線を搬送するようにされていることを特徴とする、請求項86に記載の装置。

【請求項90】

前記レーザーおよび前記光ファイバーは、治療領域の平均放射照度が30キロワット/平方センチメートルを超えるレーザー放射線を搬送するようにされていることを特徴とする、請求項86に記載の装置。 40

【請求項91】

前記レーザーおよび前記光ファイバーは、スポット寸法が治療領域において少なくとも約0.8平方ミリメートルであるレーザー放射線を搬送するようになっていることを特徴とする、請求項86に記載の装置。

【請求項92】

前記光ファイバーは側面発射型先端部を備えており、更に、治療領域から約1ミリメートルかそれ未満の範囲内に側面発射型先端部を設置するようになっていることを特徴とする、請求項86に記載の装置。 50

【請求項 9 3】

前記光ファイバーは端面発射型先端部を備えており、更に、治療領域から約 1 ミリメートルかそれ未満の範囲内に端面発射型先端部を設置するようになっていることを特徴とする、請求項 8 6 に記載の装置。

【請求項 9 4】

前記レーザーは、レーザー媒体に入力を供与する間にマイクロパルス生成するための Q スイッチと、レーザー媒体に入力を一連のパルス列で供与して出力放射線のマクロパルス生成するようにした電源とを備えており、前記出力はマクロパルス期間中は約 200 ワットを超えることを特徴とする、請求項 7 2 に記載の装置。

【請求項 9 5】

前記レーザーは、レーザー媒体に入力を供与する間にマイクロパルス生成するための Q スイッチと、レーザー媒体に入力を一連のパルス列で供与して出力放射線のマクロパルス生成するようにした電源とを備えており、前記放射照度はマクロパルス期間中は約 50 キロワット/平方センチメートルを超えることを特徴とする、請求項 8 3 に記載の装置。

【請求項 9 6】

前記レーザー放射線は 100 未満または 100 に等しい値のビーム特性 (M^2) を有していることを特徴とする、請求項 8 6 に記載の装置。

【請求項 9 7】

前記組織の具体例としては子宮組織を含んでおり、前記治療は、子宮平滑筋種、横紋筋腫、子宮内膜症、子宮内膜増殖症、子宮内膜嚢胞、子宮内膜ポリープ、過月経症、子宮中隔異常、子宮内癒着症、または、子宮頸管上皮内異常増殖症から選択される婦人科諸症状のための治療であることを特徴とする、請求項 8 6 に記載の装置。

【請求項 9 8】

婦人科諸症状の治療法であって、

波長が 200 ナノメートルから 1000 ナノメートルである光を発射し、レーザー素子がポンプ放射源からポンプ放射線を受光するように位置決めされた固相レーザーを設ける工程と、

ポンプ放射線を変調して、レーザー素子にパルス持続時間が 0.1 ミリ秒から 500 ミリ秒の間でパルス周波数が 1 ヘルツから 500 ヘルツの間であるレーザー光を発射させるようにする工程と、

女性生殖器官の標的組織にレーザー光を搬送する工程とを含んでいることを特徴とする、方法。

【請求項 9 9】

前記光の波長は、組織と該組織にレーザー光を搬送するために使用される装置との間の中間位置にある物質によって吸収されるよりも、標的組織によってより良好に吸収されるレベルであることを特徴とする、請求項 9 8 に記載の方法。

【請求項 1 0 0】

標的組織に搬送される前記光の出力密度は、組織を気化するのに十分なだけ高いことを特徴とする、請求項 9 8 に記載の方法。

【請求項 1 0 1】

前記レーザー光の反復率は 1 ヘルツから 500 ヘルツの間であることを特徴とする、請求項 9 8 に記載の方法。

【請求項 1 0 2】

前記搬送する工程は光ファイバーを利用することを含んでおり、光ファイバーはその端部からレーザー光を発射する端面発射型探針で終端していることを特徴とする、請求項 9 8 に記載の方法。

【請求項 1 0 3】

前記搬送する工程は光ファイバーを利用することを含んでおり、光ファイバーはその長軸線に対して横断方向にレーザー光を発射する側面発射型探針で終端していることを特徴とする、請求項 9 8 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 104】

前記レーザーは周波数倍化素子を備えていることを特徴とする、請求項 98 に記載の方法。

【請求項 105】

レーザー光を搬送する前記工程は、光ファイバーを介してレーザー光を透過させることを更に含んでいることを特徴とする、請求項 98 に記載の方法。

【請求項 106】

前記レーザー素子はネオジムでドープされた YAG (Nd:YAG) から製作されることを特徴とする、請求項 98 に記載の方法。

【請求項 107】

前記方法は、一連のマイクロパルス列を生成するようにレーザーを Q スイッチ処理する工程を更に含んでおり、各マイクロパルス列が集合的に 1 つのパルスを形成することを特徴とする、請求項 98 に記載の方法。

【請求項 108】

前記ポンプ放射源はレーザーダイオードであることを特徴とする、請求項 98 に記載の方法。

【請求項 109】

前記ポンプ放射源はアークランプであることを特徴とする、請求項 98 に記載の方法。

【請求項 110】

前記ポンプ放射源はフラッシュランプであることを特徴とする、請求項 98 に記載の方法。

【請求項 111】

前記レーザー放射線は、100未満または100に等しい値であるビーム特性 (M^2) を有していることを特徴とする、請求項 98 に記載の方法。

【請求項 112】

前記組織の具体例としては子宮組織を含んでおり、前記治療は、子宮平滑筋種、横紋筋腫、子宮内膜症、子宮内膜増殖症、子宮内膜嚢胞、子宮内膜ポリープ、過月経症、子宮中隔異常、子宮内癒着症、または、子宮頸管上皮内異常増殖症から選択される婦人科諸症状のための治療であることを特徴とする、請求項 98 に記載の方法。

【請求項 113】

婦人科諸症状の治療法であって、

波長が200ナノメートルから700ナノメートルである光を発射し、レーザー素子がポンプ放射源からポンプ放射線を受光するように位置決めされた固相レーザーを設ける工程を含んでおり、

レーザーは、100未満または100に等しい値であるビーム特性 (M^2) を有しており、該方法は、

女性生殖器官の標的組織にレーザー光を搬送する工程を更に含んでいることを特徴とする、方法。

【請求項 114】

前記光の波長は、組織と該組織にレーザー光を搬送するために使用される装置との間の中間位置にある物質によって吸収されるよりも、前記組織によってより良好に吸収されるレベルであることを特徴とする、請求項 113 に記載の方法。

【請求項 115】

標的組織に搬送される前記光の出力密度は、組織を気化するのに十分なだけ高いことを特徴とする、請求項 113 に記載の方法。

【請求項 116】

レーザー光を搬送する前記工程は、光ファイバーを介してレーザー光を透過させることを含んでいることを特徴とする、請求項 113 に記載の方法。

【請求項 117】

前記レーザー光の反復率は1ヘルツから500ヘルツの間であることを特徴とする、請求

10

20

30

40

50

項 1 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 1 8】

前記光ファイバーはその端部からレーザー光を発射する端面発射型探針で終端していることを特徴とする、請求項 1 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 1 9】

前記光ファイバーはその長軸線に対して横断方向にレーザー光を発射する側面発射型探針で終端していることを特徴とする、請求項 1 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 2 0】

前記レーザーは周波数倍化素子を更に備えていることを特徴とする、請求項 1 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 2 1】

前記方法は、一連のマイクロパルス列を生成するようにレーザーをQスイッチ処理する工程を更に含んでおり、各マイクロパルス列が集合的に1つのパルスを形成することを特徴とする、請求項 1 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 2 2】

前記ポンプ放射源はレーザーダイオードであることを特徴とする、請求項 1 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 2 3】

前記ポンプ放射源はアークランプであることを特徴とする、請求項 1 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 2 4】

前記ポンプ放射源はフラッシュランプであることを特徴とする、請求項 1 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 2 5】

レーザー光を搬送する前記工程は、光ファイバーを介してレーザー光を透過させることを含んでいることを特徴とする、請求項 1 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 2 6】

一連のマイクロパルス列を生成するようにレーザーをQスイッチ処理することを更に含んでいることを特徴とする、請求項 1 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 2 7】

前記光は表面から約1ミリメートルの範囲内で組織によって実質的に完全に吸収され、治療領域における平均放射照度が少なくとも約0.05平方ミリメートルのスポット寸法では10キロワット/平方センチメートルを越えることを特徴とする、請求項 1 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 2 8】

前記光は表面から約1ミリメートルの範囲内で組織によって実質的に完全に吸収され、治療領域における平均放射照度が約0.1平方ミリメートルから0.8平方ミリメートルの間のスポット寸法では10キロワット/平方センチメートルを越えることを特徴とする、請求項 1 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 2 9】

前記光は、治療領域においては、少なくとも約0.05平方ミリメートルのスポット寸法では放射照度が少なくとも30キロワット/平方センチメートルであることを特徴とする、請求項 1 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 3 0】

前記光は波長と治療領域における放射照度とが、レーザー放射線によって生じる残留凝固組織の体積よりも実質的に大きい体積の組織を気化させるのに十分なレベルであることを特徴とする、請求項 1 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 3 1】

前記組織の具体例としては子宮組織を含んでおり、前記治療は、子宮平滑筋腫、横紋筋腫、子宮内膜症、子宮内膜増殖症、子宮内膜嚢胞、子宮内膜ポリープ、過月経症、子宮中

10

20

30

40

50

隔異常、子宮内癒着症、または、子宮頸管上皮内異常増殖症から選択される婦人科諸症状のための治療であることを特徴とする、請求項 1 1 3 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、広義には、組織のレーザー治療に関するものであり、特に、婦人科諸症状の治療に適用されるような、例えば子宮組織などの組織の光選択性気化療法に関連している。

【背景技術】

【0002】

婦人科諸症状の治療において組織を除去することを目的として広く採用されている処置手順として、子宮鏡や、高周波エネルギーによってエネルギー投与されて組織を切断するよう図られた小型のワイヤループを使用することがある。

【0003】

子宮内膜の切除のような婦人科諸症状の治療を目的として、1064ナノメートルの波長で出力を搬送するNd:YAGレーザーが使用されている。1064ナノメートルの光は高出力レベルで止血作用があるが、血液や子宮組織中への吸収率の低さのせいで、切除が非効率であったり、熱変成した組織が数ミリメートルの厚さの大型残留層となったりする。

【0004】

迅速かつ効率的な組織の気化には高出力密度が必要とされる。より高い平均出力密度を達成することの難点は、アークランプのような励起源に由来するレーザー要素に高入力供給電されると、大量の熱がレーザー発生要素で生成される点である。この熱はレーザー発生要素に多様な有害効果を誘発する。特に、冷却剤と高温レーザー発生要素との間の温度差が、熱誘導型の勾配屈折率のレンズを生じるが、このレンズはレーザーのビーム特性を低下させるとともに、他の場合に比較してレーザーの動作をより横型光モードで実現させる。

【0005】

M^2 パレメータは、レーザーのビーム特性を限定するのに良好に確定された決まりであり、オラジオ・スヴェルト (Orazio Svelto) およびデイヴィッド・シー・ハンナ (David C. Hanna) 共著のニューヨークプレス (ニューヨーク市) により1998年刊行された「レーザーの原理 (Principles of Lasers)」の480頁から482頁に論じられており、その内容は引例に挙げて本件の一部となっている。ビーム特性とは強度分布がガウス分布にどの程度近いかを評価した値である。量 M^2 は、ビーム特性ではなくて逆ビーム特性と呼ばれることがあるが、本願ではビーム特性と呼ぶことにする。 M^2 は次のように定義される。

$$M^2 \equiv \frac{(\sigma_x \sigma_f)_{NG}}{(\sigma_x \sigma_f)_G} = 4\pi (\sigma_x \sigma_f)_{NG}$$

【0006】

上述の公式では、 π は数字3.14のことであり、 σ はスポット寸法を表すために使われており、下付き文字の x と f はX軸に関する空間変域および周波数変域をそれぞれに表しており、下付き文字の G と NG はガウス定数および非ガウス定数をそれぞれに表記したものである。X軸はビームの伝播方向に対して交差している。ビームに交差するのであればどの方向のビーム特性も、本質的に同一となることがある。よって、下付き文字の x は本件明細書中の他の部分では M^2 に付記されていない。ビーム幅すなわち σ は位置の標準偏差に基づいて決まるが、この場合、各位置の偏差の二乗の加重値を得るにはその点における強度を使う。周波数変域 f におけるビーム幅はフーリエ変換された後のビームのビーム幅である。

【0007】

波長 λ の光のビームの角発散 θ を算出するために通常使用される公式は、厳密には、ガウス強度分布を呈するビームについてのみ有効である。ビーム特性の概念は非ガウス強度

10

20

30

40

50

分布を呈するビームについての角発散 を導くのを容易にするが、その拠所となる公式は以下のとおりである。

$$\theta = M^2 \left(\frac{2\lambda}{\pi \sigma_x} \right)$$

【 0 0 0 8 】

例えば、TEM00レーザービームは、 M^2 が1である、高いビーム特性を有しているが、これと比較すると、高出力外科手術用レーザーが動作する時には M^2 値が100を超える。

【 0 0 0 9 】

本願は、高出力レーザーが通例は $M^2 > 144$ であると認識している。モード数が多いほどの M^2 値は大きくなり、光を小さい低開口数のファイバーに集束させるのが困難となり、更に、高出力密度の光を組織上に投射する能力を低減してしまう。その結果、CWアークランプからポンピング励起される532ナノメートルレーザーの気化効率は相当に低減される。

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 0 】

子宮内の外科手術処置は特有の危険を伴う。例えば、術後も子供をもうけたい患者には精度の高い外科手術が大いに重要となる。子宮内外科手術はいずれも子宮壁の脆弱化を回避しなければならないが、かかる脆弱化により妊娠中に合併症が生じることがある。また、子宮の生理学的多様性が子宮内手術の困難さを増大させる。子宮の角状突起領域は子宮の脆弱な部分を代表している。角状突起の筋腫の症例では、子宮壁は筋腫により更に薄くなっているが、これにより、術中に子宮壁に穴をあけてしまう危険が増大する。壁に穴が開かなかったとしても、子宮壁が薄いままであることで患者が腹部損傷に罹患する素因となり得る。インドマン (Indman) が1991年刊行の生殖医学ジャーナルで陳述しているように、子宮壁の最小限の厚さについての厳密な知識を欠いていることが、子宮内膜の切除を目的として1064ナノメートルのNd:YAGレーザーを使用する安全性を判断する際の制限要因となることがある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 1 】

婦人科諸症状の治療のために組織除去対象などとしての組織の光選択性気化療法は、組織に高強度放射線を供与するにあたり、組織への吸収性は大いに富むが手術中は水または他の灌注剤によっては無視し得る程度までに少量しか吸収されない放射線を利用することを基本としているため、エネルギーの大半が組織の気化のために変換され、隣接組織の顕著な残留凝固が無い。

【 0 0 1 2 】

本発明は、子宮壁内筋腫および子宮洞内筋腫、子宮平滑筋種、横紋筋腫、子宮内膜症、子宮内膜増殖症、子宮内膜嚢胞、子宮内膜ポリープ、過月経症、子宮中隔異常、子宮内癒着症、或いは、子宮頸管上皮内異常増殖症のような、子宮組織に関与する諸症状などの婦人科諸症状の治療法を提供する。本発明によれば、ファロピオ管、卵巣、および、膣のような女性生殖器官に関与する上記以外の婦人科諸症状も治療できる。本発明の実施形態による治療は、子宮組織のような組織の気化療法、切開術、または、凝固療法を40ワットを越える平均出力と300ナノメートルから700ナノメートルの間の波長を有する光を生成するレーザーを利用することにより実行されるが、その場合、レーザーの出力ビームは、前方（端面発射型）または側方（側面発射型）に光を放出する光ファイバーのような光学導波路を通して標的組織に搬送されるが、この場合、「側方」とはファイバー軸線に関して10度から170度の角度にあることを意味し、「導波路」は子宮鏡を用いて膣または子宮洞に導入される。本発明の実施形態では、子宮鏡は剛性先端が装備されている。本発明の他の実施形態では、子宮鏡は可撓性先端が装備されており、これは外科医により操作されて処置の間中、より優れた制御を許容するとともに、標的組織のより多数の区域への接近を可能にしている。

【 0 0 1 3 】

また別な実施形態では、搬送放射線の波長は1100ナノメートルから1800ナノメートルの間であるか、或いは、標的組織により効率よく吸収される上記以外の帯域にある。

【 0 0 1 4 】

また別な実施形態は2種の波長の光を発生するレーザーシステムを採用しているが、例えば、2つのレーザーが配置されてビーム搬送システムに光を供与し、第1の波長の光は40ワットを越える平均出力（或る実施形態では60ワットを越える平均出力である）と300ナノメートルから700ナノメートルまでの間の波長（例えば、532ナノメートルの波長）とを有しており、第2の波長の光は1064ナノメートルの波長を有している。代替の1波長システムまたは2波長システムでは、搬送光は1100ナノメートルと1800ナノメートルの間の波長である。

10

【 0 0 1 5 】

本発明の一実施形態によれば、婦人科諸症状の治療法は、レーザー素子が励起源から励起放射線を受光するように設置された固相レーザーを設ける工程と、場合によっては、励起源を変調してレーザーにパルス式レーザー光を放出させる工程と、標的組織にレーザー光を搬送する工程とを含んでいる。多様な固相レーザーが上述の目的で 사용할 ことができるが、その具体例として、チタン磷酸カリウム（KTP）のような周波数倍化結晶を利用したQスイッチ型レーザーや、ダイオード配列、アークランプ、または、フラッシュランプを利用したポンピング励起型レーザーがある。Qスイッチ動作は短い「マイクロパルス」を誘発するが、レーザー光の「マクロパルス」持続期間は0.1ミリ秒から500ミリ秒の間の範囲にあるのが好ましく、マクロパルスは、例えば、所望のマクロパルス長でポンプエネルギーを変調することにより誘発される。レーザー光の波長は200ナノメートルから1000ナノメートルの間であるのが好ましく、300ナノメートルから700ナノメートルの間であるのがより好ましい。レーザー光は、側面放射型探針または端面放射型探針の遠位端またはその付近で終端している光ファイバーにより標的組織に搬送されるのが好ましい。

20

【 0 0 1 6 】

「マクロパルス」モードの固相レーザーの動作は同一平均出力のCWレーザーよりも組織の気化効率がより高い。これは原因の一部は、表面組織層で生成された熱が各マクロパルスごとの期間に組織層の中により深く顕著に拡散していく時間が無いせいであるが、かかる表面組織層の深さはレーザービームの光透過の深さによって限定される。熱は表面組織層に拘束され、組織を迅速に加熱して水の沸点に至らしめる。組織体積内で生成された熱エネルギーは水の気化エンタルピーを超過して組織を十分に気化させなければならない。マクロパルスモードで作動されるレーザーについて言えば、より大きい組織体積に対しては、連続モードで作動されるレーザーよりも、この条件に適っている。マクロパルスレーザーも、同じ平均出力を有している連続波レーザーと較べて、より効率的であるとともに、 M^2 値が通例は144よりも小さく、より高品位のビーム特性を有している。この高品位のビーム特性のおかげで、組織の照射率が高くなり、従って、組織の気化速度も速くなる。

30

【 0 0 1 7 】

本発明の第2の実施形態によれば、子宮組織の治療法は、レーザー素子がポンピング励起放射源からポンピング励起放射線を受光するように設置された固相レーザーを設ける工程と、ポンピング励起放射源を変調して0.1ミリ秒から500ミリ秒の間のパルス持続時間と20ワットを超過する平均出力を有しているレーザー光をレーザー素子に放出させる工程と、レーザー光を標的組織に搬送する工程とを含んでいる。

40

【 0 0 1 8 】

本発明の第3の実施形態によれば、婦人科諸症状の治療法は、レーザー素子がポンピング励起放射源からポンピング励起放射線を受光するように設置された固相レーザーを設ける工程と、平均出力が60ワットを超過する擬似連続波（CW）ビームを生成するレーザーをQスイッチ制御する工程と、標的組織にビームを搬送する工程とを含んでいる。

【 0 0 1 9 】

本発明の第4の実施形態によれば、婦人科諸症状の治療法は、レーザー素子がレーザー

50

ダイオードのようなポンピング励起放射源からポンピング励起放射線を受光するように設置された固相レーザーを設ける工程と、 M^2 が144よりも小さい場合に平均出力が20ワットを超過する擬似連続波(CW)ビームを生成するようにレーザーをQスイッチ制御する工程と、子宮組織にビームを搬送する工程とを含んでいる。

【0020】

組織の気化によってより多くのレーザーエネルギーが消費され、残留組織凝固をもたらすレーザーエネルギーの量がより小さくなり、すなわち、残留凝固の量が低下し、外科手術を原因とする残存傷害に付随する副作用が劇的に低減することが認識されている。従って、処置後に残された熱凝固を特徴とする熱損傷の区域の広がりとは体積出力密度が増大するのに伴って小さくなるが、気化率は増大する。その結果として実質的かつ驚くべき改善が達成される。切除されるべき組織に吸収される体積出力密度の上昇が周囲組織の残留損傷の度合いを減ずるという結果を生じることが認識されているのである。このような認識により、より高出力のレーザーシステムを使用するにあたり、組織の治療領域により高レベルの放射線照射を実施しながら、同時に、思わしくない副作用の程度の低減と迅速な手術を達成するという効果を生む。

10

【0021】

本発明は上述以外の各種タイプの組織にも広く適用することができるが、本発明の一実施形態は子宮組織の光選択性気化療法を提供するものであり、かかる組織の具体例として、子宮内膜や子宮壁の筋腫がある。この実施形態によれば、この方法は光ファイバーにより組織の治療領域にレーザー放射線を搬送する工程を含んでおり、例えば、レーザー放射線の波長と放射照度とは、レーザー放射線が原因である残留凝固組織の体積よりも実質的に大きい体積の組織を気化するのに十分なものである。或る実施形態では、レーザー放射線はネオジウムドープされた固相レーザーを利用して生成されるが、その構成要素として、60ワットの平均出力を超える、例えば80ワットの平均出力がそれ以上の第2の調波出力すなわち、より高調波の出力を生成する光学系を備えている。レーザー放射線は、ファイバーから組織表面の治療領域までレーザー放射線を当てるようにされた光ファイバーに連結されている。子宮内の治療のためには、この光ファイバーは子宮鏡により挿入されるが、例えば、子宮鏡は治療領域に灌注剤を搬送するための管腔を備えており、治療中の直接視認を目的としたものである。子宮角状突起の治療、または、それ以外の接近するのが困難な領域の治療のためには、更に、子宮内の生理学的多岐性が主たる原因であるのが一般的である接近困難な領域の治療のためには、可撓性先端を設けた子宮鏡が本発明の実施形態では使用される。

20

30

【0022】

別な実施形態では、搬送されるレーザー放射線は約300ナノメートルから約700ナノメートルの範囲の波長を有しており、治療領域の平均放射照度は少なくとも0.05平方ミリメートルのスポット寸法で約10キロワット/平方センチメートルである。放射照度は約20キロワット/平方センチメートルを超えるのがより好ましく、約30キロワット/平方センチメートルを超えるのがもっと好ましい。各システムにおけるスポット寸法は、例えば、約0.8平方ミリメートルよりも小さいのが好ましい。

【0023】

従って、一実施形態では、ネオジウムドープされた固相レーザーの第2の調波出力を供与するにあたり、端面から放射線を発射する平坦先端部を備えた、或いは、側面発射型の先端部を備えた光ファイバーを使用する。側面発射型先端部を使用した場合、同先端部により発散ビームの方向が光ファイバーから外で設定され、到達時間を決めるのに、側面発射型先端部側から同先端部の側面に接触するまで約1mmの範囲内で組織に近接させている。近接して設置することで治療領域に搬送される放射照度が上昇するため、60ワットないし80ワットの平均出力を生成する固相レーザーを用いて、より高い放射照度が利用できるようになる。

40

【0024】

本発明によれば、気化療法の効率と残存組織に対する損傷の低減は十分なので、この処

50

置手順はレーザーエネルギー搬送中も同処置手順の全期間を通して、他の処置手順中に比較して、より少量の麻酔を施しながらも実施することができる。本発明による処置手順についての麻酔の選択肢としては子宮頸管傍ブロック麻酔術、全身麻酔術、または、局所麻酔術があるが、これらに限定されない。

【0025】

更に、本発明の実施形態は、レーザー媒体にポンピング励起出力を供与する工程と組み合わせてマクロパルスを一連のパルス列で生成するQスイッチ式固相レーザーを利用してレーザーエネルギーを搬送し、200ワットを超えるピーク出力を有する（約240ワットかそれ以上が好ましいが）マクロパルスの様式で出力放射線が生成されるようにしている。そのため、パルス期間中の治療領域のピーク放射照度は実質的に増大し、50キロワット/平方センチメートルを超えるのが好ましいが、本発明の幾つかの実施形態では90キロワット/平方センチメートル程度である。

10

【0026】

本発明の上記以外の局面および利点は、添付の図面、詳細な説明部分、添付の特許請求の範囲の各請求項を吟味すれば明瞭となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0027】

図1は、本発明を実現するために採用することができる具体的なレーザーシステム100を描いたブロック図である。レーザーシステム100は固相レーザー102を備えており、これは光ファイバー106を通して標的組織104に搬送するレーザー光を生成するために使用される。本件後段で更に詳細に論じるが、レーザー102は「マクロパルス」モードで作動することができ、この場合のレーザー光は比較的長いパルス持続期間を有するマクロパルスとして発射される。

20

【0028】

より具体的には、レーザー102はレーザー素子組立体110、ポンピング励起源112、および、周波数倍化結晶122から構成される。好ましい実施形態では、レーザー素子110は1064ナノメートル波長の光を出力し、これが周波数倍化結晶122に集束されて532ナノメートル波長の光を生じる。一実施例によると、レーザー素子組立体110はネオジムでドープされたYAG (Nd:YAG) 結晶であってもよいが、これがポンピング励起源112によって励振されると、1064ナノメートルの波長を有している光（赤外線光）を放出する。これに代わるものとして、レーザー素子110はYAG、リチウムイットリウムフルオリド (Lithium Yttrium Fluoride)、サファイア、アレクサンドライト、スピネル、イットリウムオルトアルミナート (Yttrium Orthoaluminate)、カリウムガドリニウムタングステート (Potassium Gadolinium Tungstate)、イットリウムオルトバンダート (Yttrium Orthovanadate)、ランサナムスカンジウムボラート (Lanthanum Scandium Borate) のような結晶質母体の内部に配置されている。レーザー素子110はポンピング励起源112の近位に設置され、同励起源と互いに平行な関係で配置することができるが、これら以外の幾何学的形状や構成を採用してもよい。

30

【0029】

ポンピング励起源112はレーザー素子組立体110を励起するように動作可能ならばどんなデバイスでも、どんな装置でもよい。ポンピング励起源112として使用することができるデバイスの具体例として、アークランプ、フラッシュランプ、レーザーダイオードがあるが、これらに限定されない。

40

【0030】

レーザー102の内部に配置されたQスイッチ114は反復モードで作動されて、一連のマクロパルス列がレーザー102によって生成されるようにすることができる。通例、マクロパルスは個々に持続時間が1マイクロ秒よりも短く、互いに約40マイクロ秒だけ間を置くことで、擬似連続波列を生じている。Qスイッチ114は音響光学タイプであるのが好ましいが、その代替例として、回転プリズムすなわち回転開口、電気光学デバイス、または、可飽和吸収器のような機械装置から構成されていてもよい。

50

【 0 0 3 1 】

レーザー 1 0 2 にはレーザー 1 0 2 を制御し、かつ、作動させる制御システム 1 1 6 が設けられている。制御システム 1 1 6 は、通例は、ユーザー制御装置（ビームオン/オフ製制御装置、ビーム出力制御装置、パルス持続時間制御装置などがあるが、これらに限定されない）からの入力を受信する制御プロセッサを備えており、その入力を処理して、それに応じて出力信号を生成し、ユーザーによって入力された値または条件に一致するように出力ビームの特性を調節する。パルス持続時間の調節に関しては、制御システム 1 1 6 はポンピング励起源 1 1 2 を駆動する電源（図示せず）に出力信号を供与するが、制御システムは該励起源に供給されるエネルギーを変調し、次いで、出力ビームのパルス持続時間を制御する。

10

【 0 0 3 2 】

図 1 は子宮洞内の周波数倍化素子を備えた周波数倍化レーザーを例示しているが、これは具体例にすぎない。赤外線光は、KTP、リチウムトリボラート（LB0: Lithium Triborate）、または、ベータバリウムボラート（BB0: Beta Barium Borate）のような非線形結晶を利用して内外両方で周波数倍化され、第 2 の高調波 532 ナノメートルの緑色光とそれより高い調波を生成することができる。周波数が倍化され、532 ナノメートル波長とそれより短い波長の両方のより高い調波のビームが組織によってより多量に吸収され、より効率的な組織切除を促進する。

【 0 0 3 3 】

或る好ましい実施形態では、共鳴洞制御システムが米国特許第 5,151,909 号に記載されているものであるが、該特許の内容は引例に挙げることで、本件に全文が明示されているかの如くに本件の一部を成している。

20

【 0 0 3 4 】

レーザー 1 0 2 は光ファイバー 1 0 6 に連結可能な出力ポートを更に備えている。出力ポート 1 1 8 はレーザー 1 0 2 によって生成された光を光ファイバー 1 0 6 に向かわせて、組織 1 0 4 に搬送させる。ミラー 1 2 4、1 2 6、1 2 8、および、1 3 0 は、レーザーの共鳴洞を形成する他にも、レーザー素子 1 1 0 からの光を周波数倍化結晶 1 2 2 に方向付ける。ミラー 1 2 4、1 2 6、1 2 8、および、1 3 0 は、光を集束することでミラー 1 3 0 に近接した側の周波数倍化結晶 1 2 2 の真正面に画像を形成し、レーザー素子における熱レンズ作用の補償をするような構成になっている。ミラー 1 2 4、1 2 6、1 2 8、および、1 3 0 は平坦かつレーザーの壁に平行であるように例示されているが、通例、合焦作用は各ミラーを湾曲させ、かつ/または、角度付けすることにより達成される。代替例として、透過性光学素子を利用して光を集束し、かつ、熱画像化の補償を行うようにすることもできる。ミラー 1 2 4、1 2 8、および、1 3 0 は、レーザー素子により生成された光の波長（例えば、1064 ナノメートル）と周波数倍化された光の周波数（例えば、532 ナノメートル）の両方を反射する。ミラー 1 2 6 はレーザー素子 1 1 0 を発生源とする光（例えば、1064 ナノメートル）を反射するのみで、周波数倍化された光（例えば、532 ナノメートル）に対しては透明であり、出力窓を形成している。より高い調波の出力が 1064 ナノメートル波長の線からも生成されることがあるし、或いは、レーザーで増幅されたそれ以外の波長の線から生成されることもあり、その具体例として、より短い波長を得るための第 3 調波および第 4 調波がある。上記以外のレーザーシステムで、サファイアレーザー、ダイオードレーザー、および、ダイレーザーなどを使用することができるが、これらに限定されるわけではなく、これらのレーザーは本件に記載される出力および波長を供与するようになっているが、例えば、200 ナノメートルから 1000 ナノメートルの範囲の波長や 1100 ナノメートルから 1800 ナノメートルの範囲の波長が挙げられる。

30

40

【 0 0 3 5 】

裸ファイバーを或る処置手順のために利用することもできるが、光ファイバー 1 0 6 は複数の光学素子を備えている先端部 1 4 0 で終端しているのが好ましいが、そうでなければ、光ファイバー 1 0 6 はそこから放出されたビームを成形するのに、かつ/または、かかるビームの配向を決めるのに適するように構成されて、組織切除プロセスを最適化して

50

いる。

【0036】

図2は側面発射型探針の先端部200を描いており、これは先端部140(図1)として使用されてもよい。先端部140は光を側面方向に偏向するように処理されている。光を側面方向に偏向させる方法の幾つかの具体例は、先端部140に光散乱材を備えている必要があり、かつ/または、先端部140に反射素子を設置する必要がある。反射素子は例えば45度に角度設定され、ファイバー106の軸線に関して90度で光を偏向させることができる。側面反射型探針の先端部200は、任意で、透明窓204を有している透明スリーブ202を備えている(透明窓は、スリーブ202の壁の切抜き部として形成されて、そこを通過してビームをファイバー106の光軸に対して横断方向に発射することができる)。光ビームを偏向させる角度の容認できる範囲は、ファイバーの軸線に関して約40度から120度の間である。好ましい実施形態は70度か100度のいずれかの角度を採用している。先端部200を作成するのを容易にするという観点からは80度の角度が好ましいが、側面発射光を目標に向けるのを容易にするという観点からは90度の角度が好ましい。

10

【0037】

動作の典型的モードでは、標的組織に隣接する光ファイバーの遠位端を臨床医が高精度に位置決めすることができるようにする子宮鏡や類似機器のような内視鏡の内部に光ファイバー106が保有されている。内視鏡は、組織への灌注液の供給・排液用のチャネルも備えている。更に、光ガイドと画像ガイドも備えられており、組織を照射したり画像化するため、臨床医はレーザー光を方向付け、切除処置の進行と成果を査定することができる。0.9%の塩化ナトリウムを含有しているのが普通である生理学的な生理食塩水溶液が、本発明による婦人科処置における灌注剤として使用される。

20

【0038】

図3は、レーザー102がマクロパルスモードで作動された際に組織104に供与される具体的な出力波形を例示している。マクロパルス302は各々が一連のQスイッチ式マイクロパルス列304により決まる。分かり易くするために比較的少数のマクロパルス列302が描写されているが、実際のマクロパルス列には数百または数千のマイクロパルス成分304が含まれていることがある。好ましい実施形態では、1マクロパルスあたり2個から1万2千200個のマイクロパルスが存在する。

【0039】

例えば、アークランプは、ポンピング励起源112として使用される場合は、アークを維持するのに丁度十分な程度であるのが好ましいパルスとパルスの中間の、低出力レベルに維持される。このような低いポンピング励起出力レベルはレーザーのレーザー発生閾値よりも低く、その結果、マクロパルスとマクロパルスの狭間にレーザー出力は全く存在しない。

30

【0040】

上述のように、出力ビームのパルス持続時間すなわちパルス幅D(図3)はポンピング励起源112の変調により支配されるが、より具体的に説明すると、ポンピング励起源112が「オン」状態すなわち高出力状態に維持されている期間によって支配される。換言すると、ポンピング励起源112がオン状態に維持される時間が長いほど、パルス幅も長くなる。通例、レーザー102は、1ミリ秒ないし20ミリ秒(2個から490個のマイクロパルス)の範囲、或いは、1ミリ秒ないし50ミリ秒(2個から1220個のマイクロパルス)の範囲のパルス持続時間Dと、60ワットを超過するのが好ましい(100ワットまたは200ワットまでであるのが好ましいが)平均出力とを有しているパルス302を搬送することができるようになる。Dのマクロパルスの期間に対する比率はデューティサイクルを決定するが、これは通例は10%から50%の間である。

40

【0041】

本発明の一実施形態によれば、前述のレーザーシステム100は標的組織104を切除することにより婦人科諸症状を治療するために採用される。臨床医は内視鏡またはそれに類似する機器を利用して、光ファイバー106の遠位端および先端部140を標的組織1

50

04と整合状態になるように案内することができる。次いで、レーザーシステム100がマクロパルスモードで作動され、レーザー102は図3に描かれたパルス波形を有するレーザー光を生成し、このレーザー光を光ファイバー106を通して組織104に搬送する。

【0042】

レーザー切除により婦人科諸症状を治療する先行技術（例えば、1991年7月刊行の生殖医学36巻7号に掲載されたインドマン著の「子宮内膜の高出力Nd:YAGレーザー切除」に記載されている技術など）は、子宮組織に放射線照射するのにNd:YAGレーザーを利用した。かかるレーザーは適度に高い平均出力を生じるが、横型モードの数が多いため、小型光ファイバーに集束される際にも相当に発散する光を生じる。更に、1064ナノメートル波長は標的組織に吸収される効率が悪いので、これ以外の波長が本発明では望ましい。先行技術の1064ナノメートル波長システムのこのような特徴のせいで、レーザー光が組織に当てられる場合の最適出力密度よりも低くなってしまふ。その結果、切除速度は比較的遅く、処置時間がかかり長くなる。更に、より深い組織層に望ましくない熱損傷を生じることもある。これに比べて、レーザー102により生成されるもののようなマクロパルスビームは切除速度を加速して処置時間を短くするのに役立つことが分かっている。

【0043】

マクロパルス動作は、レーザー発生に必要な閾電圧のゆえに効率を上げることもできるが、マクロパルス動作（動作閾値）はレーザー発生に要する初期の閾電圧（即時閾値）よりも低い。

【0044】

マクロパルス動作は緑色光を生成についても効率がよいが、それは、赤外線光を周波数倍化された光に変換することで赤外線光の強度の二乗倍として増大するからである。マクロパルス赤外線光のより高いピーク出力は、第2高調波の変換効率を高める結果となる。例えば、或る所与の時間に、KTPを使用している周波数倍化されたレーザーの入力と出力は以下の公式に従って関連し合う。

$$P_o = A(P_i)^2$$

【0045】

上記公式において、Aは実験的に測定された正の定数である。この等式はピーク入力のピーク出力に対する関係を説明している。しかし、kパーセントのデューティサイクルについての平均入力と平均出力は次の公式によって得られる。すなわち、

$$\langle P_i \rangle = k(P_i)$$

および

$$\langle P_o \rangle = k(P_o) = kA(P_i)^2 = A(\langle P_i \rangle)^2 / k$$

この場合、カギ括弧<>は有効量の平均値を示している。従って、デューティサイクルを100%から50%まで低下させる（すなわち、kの値を1から0.5に減じる）と同時に、ピーク入力 P_i を倍化させた結果、平均入力 $\langle P_i \rangle$ 値と平均出力 $\langle P_o \rangle$ の倍化値とは何の変化もない。例えば、パルス変調動作、すなわち、Qスイッチを利用したマクロパルス動作により、より低い入力のせいで熱レンズ効果を低くしながら、より高い平均出力に達することが可能となる。

【0046】

更に、周波数倍化結晶が入力の関数として出力を非線形に増大させることもあり得る。言い換えると、入力に関する出力の第2の導関数が正となることがあり、このような場合には、出力の上昇率は入力の上昇に伴って増大する。特に、かかる事例では、瞬間出力すなわちピーク出力 P_o の瞬間入力すなわちピーク入力 P_i への関数従属性は次の公式で表

される。

$$d^2(P_o)/d(P_i)^2 > 0$$

これが真であって、尚且つ、 P_o が P_i の増加関数である場合には、より高いピーク入力の結果としてより効率のよいレーザーができるが、それは、入力に対する出力の割合が増大するからである。

【0047】

レーザーのポンピング励起源変調は高ピーク出力マクロパルスを生成して、平均出力の効率を左右することがある。安定状態の出力を超過したマクロパルスは組織の気化の開始部分を実質的に向上させることができる。マクロパルスのより高いピーク出力は炭化処理を迅速に開始し、次いで、入射エネルギーを得るための付加的な担色基として働くとともに、気化率を高める。アークランプがポンピング励起源となるレーザーの平均出力を80ワットを越えるレベルまで上昇させるには、30%のデューティサイクルで十分である。更に、ポンプ変調は、240ワットを越えるパルス出力のマクロパルスを発生する。

【0048】

具体例として、しかし、それらに限定するものではなく、レーザー102が80ワットから100ワットの出力、1ミリ秒から50ミリ秒のパルス持続時間、かつ、532ナノメートルの波長で作動されると、組織104は効率的かつ迅速に切除される。

【0049】

本発明の第2の実施形態によれば、レーザーシステム100は婦人科諸症状に關与する別なタイプの組織104を切除するために利用することができる。臨床医は内視鏡またはそれに類似する機器を利用して、光ファイバー106の遠位端および先端部140を組織104と整合状態になるよう案内することができる。次いで、レーザーシステム100がマクロパルスモードで作動されるため、図3に描かれたパルス波形を有するレーザー光がレーザー102により生成され、光ファイバー106を通して組織104に搬送される。適切な結果を達成するために、0.1ミリ秒から500ミリ秒の間のパルス持続時間と少なくとも20ワットの出力とを有しているビームを発射するように、レーザーシステム100が調節される。所要体積の組織104（内視鏡に備えられた画像化チャンネルにより査定することができる）を気化させると、レーザー102の出力ビームがオフ状態に切替わる。

【0050】

本発明の第3の方法の実施形態では、婦人科諸症状の治療は、レーザー102を擬似CWモードで60ワットを越える出力で作動させることにより実施される。出力が上昇すると、組織変性の進捗も劇的であり、閾効果があつたことを暗示している。図4に描かれているように、レーザー102は、擬似CWモードで作動されると、一連のQスイッチ処理されたマイクロパルス列400を生成する。次いで、レーザー光が光ファイバー106を介して標的組織104に搬送される。擬似CWモードで60ワットを越える出力で動作することで炭化形成速度を高め、その結果である迅速な切除速度を促進するが、それに反して、擬似CWモードでも60ワットを下回る出力で動作すると炭化形成速度が遅くなり、下層組織への熱損傷の度合いが酷くなる。

【0051】

本発明の第4の実施形態は、高出力で、高ビーム特性の、組織に高出力密度のレーザー光を投射することのできるレーザーを製造することである。このため、共鳴器によって支援される横型光学モードの数はできるだけ少なく保つ必要がある。

【0052】

低い値の M^2 と高い平均出力は、レーザー素子の熱レンズ効果の度合いを減じることにより達成することができる。励起源としてレーザーダイオードを使用することは、レーザー素子の寸法と熱レンズを生じてしまう原因となる熱勾配との両方を大いに減じる1つの有効な方法である。この理由は、フラッシュランプまたはアークランプから生じた光の2%ないし10%は有用なレーザー光に変換されるが、レーザーダイオードから発射された光の30%ないし60%がレーザー光に変換されるからである。レーザー光に変換されないエネル

10

20

30

40

50

ギーは熱に変換されるので、レーザーダイオードはレーザー発生素子にかなり少ない量しか蓄熱せず、その結果、力の弱い熱レンズしか生じない。この態様では、レーザーダイオードは、結晶レーザー素子またはファイバーレーザーをポンピング励起するために使用されて、高ビーム特性のレーザーを製造することができる。レーザーダイオード、アークランプ、または、フラッシュランプでポンピング励起することのできるスラブレザーおよび導波路レーザーは低い M^2 値のレーザーを作成するまた別な方法である。これは、典型的な円筒状レーザー発生素子と比較した場合に、スラブレザーによって生じた熱勾配がスラブの薄い広がり横断して線形であるが、放射方向には従属的ではないためである。線形の熱勾配は熱レンズを生じず、よって、低い M^2 値を生じる結果となる。

【0053】

10

例えば、低い M^2 値の結果として、この発明の幾つかの実施形態は、直径が600マイクロメートルであるファイバーの平坦面を励振させると15.3度またはそれ以下、15度またはそれ以下、10度またはそれ以下、5度またはそれ以下の角度で発散するレーザー光を生成する能力があり、出力密度は1平方センチメートルあたり1万3千400ワットまたはそれ以上となることがある。

【0054】

図5は本発明による好ましいレーザーシステムのブロック図を例示している。図5では、レーザー共鳴器は端部ミラー10、回転ミラー12および14、端部ミラー16によって規定されている。これらミラーは全て、1064ナノメートル波長線の高反射式(99.8%を超える反射率)である。光路24はこれらミラーによって規定される。Nd:YAGロッドから構成される利得媒体18がポンプハウジング29の内部の光路に沿って搭載されている。レーザーダイオード配列28Dもハウジング内に取付けられており、電源30で生成された電流に応じて利得媒体にポンプ出力を供給する。代表的レーザーダイオードとしては、300ワットないし500ワットの範囲のポンピング励起ダイオードの配列への入力で、波長が805ナノメートルから820ナノメートルの範囲にある出力を供給するレーザーダイオードがある。ポンプエネルギーを得るために使用されるレーザーダイオードは、特定の実装例に適するように、変調マクロパルスモードで作動されたり、連続モードで作動されたりする。

20

【0055】

また、光路24には、ランプハウジング29と回転ミラー12との間にQスイッチ20が在る。非線形結晶22が回転ミラー14とバックミラー16との間に搭載されている。この非線形結晶は、周波数倍化を目的として整列させられて532ナノメートル波長ビームを生成するKTP結晶であるのが好ましい。ミラー16およびミラー14は532ナノメートル波長でかなりの反射率を示すが、ミラー12は透過性があり、532ナノメートル波長ビームについては出力カプラーとして作用する。

30

【0056】

従って、レーザー共鳴器はZ字型光路24に沿って第1の周波数、すなわち、1064ナノメートルの波長で共鳴するように設計されている。1064ナノメートル波長のビームから派生した第2の周波数がKTP結晶22で生じる。このビームは光路26aに沿って伝播し、共鳴器から抽出されて、光路26bに沿って出力ビームを供給する。

40

【0057】

光路26bに沿った出力ビームは制御可能な減衰器36、出力ビームの一部を外科手術用検出器40に供給するビーム分光器38、および、以下により詳細に説明される構成要素群42を通過する。減衰器、検出器、および、構成要素群は全て、ライン34j、ライン34k、および、ライン34pを介して、データ処理システム34に連結されている。

【0058】

Qスイッチ20はQスイッチ駆動装置21により制御されるが、該駆動装置が今度は、ライン34iを介してデータ処理装置に連結されている。好ましいシステムでは、Qスイッチは音響光学Qスイッチである。

【0059】

50

同様に、電源 30 はダイオード配列 28D を制御する電気パワー信号を生成する。このパワー信号はライン 34h を介したデータ処理装置 34 とライン 32a を介した駆動回路によって制御されている。駆動回路 32a は、ライン 34a ないしライン 34g を介してデータ処理装置によって制御される。センサー 57 はデータ処理装置と連結されて、レーザーシステムの動作に影響を及ぼす、温度や湿度などの環境条件を検知する。モデム 56 はデータ処理装置 34 に接続されて、データ処理装置のメモリに遠隔アクセス用のインターフェイスを設けている。最後に、制御パネル 35 が設けられているが、これにより、ユーザーは入力信号とパラメータを与えることができる。この制御パネル 35 はライン 34n を介してデータ処理装置 34 に接続されている。

【0060】

代替のシステムでは、非線形結晶は共鳴器の共鳴洞の外部に取付けることができる。これは、周波数和の微分などのような、第 2 の高調波以外の出力を抽出するために使用することもできる。

【0061】

本発明に従って婦人科諸症状治療のために使用される波長は組織内に大いに吸収されて、深層組織加熱を生じることなく、組織気化を開始して維持するのに役だ立つべきである。この波長はまた、処置手順の最中に使用される、通例は生理学的な生理食塩水溶液である灌注剤によって極微量でも吸収されなければならない。図 5 のシステムによって生成される 532 ナノメートル波長の光はオキシヘモグロビン中に大いに吸収され、かつ、生理食塩水溶液中にはわずかに吸収され、両方の物質に吸収される。オキシヘモグロビンは子宮組織内に難なく存在することができて、532 ナノメートル波長光の有効な担色基として作用する。532 ナノメートル波長におけるオキシヘモグロビンと水の間の吸収係数の差は約 10 万倍 (10^5) である。他の実施形態では、200 ナノメートルから 650 ナノメートルの範囲の波長が使用されるが、これはオキシヘモグロビンへの高い吸収率を示し、水への吸収率は比較的低い ($> 10^2 \times$: 100 倍未満)。また別な実施形態では、200 ナノメートルから 650 ナノメートルの範囲の波長が使用され、これはオキシヘモグロビンへの高い吸収率を示し、水への吸収率は比較的低い ($> 10 \times$: 10 倍未満)。

【0062】

勿論、同一構成要素が図 5 中のものと同一参照番号で示されている図 6 に例示されているように、特定の利得媒体とレーザーシステムの適用との必要に適するように、アークランプ 28、フラッシュランプ、長軸線方向のポンピング励起用の上述以外の各種レーザー、および、それ以外のレーザーのような代替のポンプ出力源が使用されてもよい。

【0063】

図 5 および図 6 に例示されているレーザーシステムは Q スイッチと外部外科手術用減衰器の両方を除去することにより修正を加えることができる。Q スイッチおよび外科手術用減衰器を除去することができる理由として、Q スイッチを利用しても達成できないレーザーの出力を制御する際には、変調ポンプ出力が相当な柔軟性を示すことが挙げられる。データ処理システムはプログラミングにより、ピークポンプ出力を大幅に変動させながらもレーザーシステムの熱負荷は一定に維持することができる。従って、ポンプパワー源のピーク電流とデューティサイクルはかかる方法で調節されて平均出力を一定に維持することができるが、ピーク電流およびデューティサイクルを選択することにより調節される準備モードの期間と動作モードの期間の第 2 の高調波は例外的に一定に維持することができない。目標ビームを抽出するために準備モード期間にビームラインで減衰器を使用することが必要となることがあるが、かかる減衰器は動作モードの間は排除されてもかまわないこともある。平均出力は一定である必要はないが、それよりも、利得媒体の熱合焦を共鳴器の安定状態の範囲内に維持するレベルに保つことはできる。

【0064】

上述のようなエネルギー搬送に適した代表的レーザーシステムは、平均出力が 80 ワットで、出力波長が 532 ナノメートルの、固相の空洞内周波数倍化型 Nd:YAG レーザーから構成される。最適効率を得るために、アークランプポンピング励起源は 16 ミリ秒のデューティ

10

20

30

40

50

ーサイクルの場合には4.5ミリ秒の期間で変調されて、285ワットのピークマクロパルス出力を生成する。450マイクロ秒のマイクロパルスについて40キロヘルツの期間でエネルギーを更に変調するために、空洞内音響光学A0 Qスイッチが使用される。レーザーエネルギーは側面発射型の光ファイバー搬送装置に連結されて、子宮組織に搬送される。

【0065】

レーザーシステムは組合わせ式のタッチスクリーンと制御ノブユーザーインターフェイスを採用して、出力レベルやパルス列仕様などの外科手術用パラメータをオペレータが設定するのを支援する。平均出力の設定はスクリーン上に際立たせて表示される。パラメータ調節は、まず、スクリーン上の所望のパラメータボックスを作動状態にして（触れて）から、ノブを回転させることにより行われる。レーザーシステムは、レーザーを使用可能にするための安全なカードキーを採用している。このシステムは移動可能である。このシステムは蓄積とファイバー搬送装置の設置が至便である。

10

【0066】

本発明と併用するための内視鏡の一例の、特に子宮鏡が図7に例示されている。子宮鏡は遠位端200と近位端201を有している。レーザー放射線205は光ファイバー構成要素により、開口部206を通して端面発射型ファイバーから方向付けされる。水、リンゲルラクトート（Ringer Lactate）、または、生理食塩水溶液が搬送され、更に、探針内の管腔を介して治療領域から除去される。視認用光学系も開口部206に設置されているが、これらにより、医者は処置手順の最中に治療領域を視認することができる。内視鏡の近位端201には、灌注剤を流すための灌注剤ポート203が設けられている。また、レーザー放射線を治療領域に搬送する光ファイバーを挿入したり取外したりするために、ファイバーポート207が使用される。視覚化するために治療領域に光を供給する目的で、光源コネクタ209が使用される。視認ポート211は、ビデオカメラに連結することができるし、または、直接覗き見ることができるが、代表的な子宮鏡に取付けられている。内視鏡は、一実施形態では可撓性の先端部を有しており、近位部基端201（図示せず）において制御を実施するが、これにより、医者は遠位端200の先端部を偏向させたり、位置決め誘導したりする。可撓性先端部に内視鏡を設ける代表的システムが米国特許第4,802,461号に記載されており、外科手術処置で広く使用されている。

20

【0067】

オキシヘモグロビンを主たる担色基として利用する子宮組織の気化療法は、ワット/平方センチメートルの単位で表現できる入射出力密度、または、放射照度に関連づけることができる。子宮組織の全気化率はスポット寸法、吸収深度、および、出力密度の関数である。高出力密度を有する大型スポットと高い吸収速度が組織を迅速に気化させるのには理想的である。大型スポットで高出力密度の治療ビームを達成するのに、高出力の光源が必要となる。ピークレーザー出力、平均レーザー出力、ビーム特性、搬送装置の設計、および、搬送装置の設置が全て、気化効率に影響する。85.5キロワット/平方センチメートルのピーク照度マクロパルスで約0.2平方ミリメートルから0.5平方ミリメートルの間のスポット寸法を利用した、平均放射照度が28.5キロワット/平方センチメートルの治療ビームは組織を迅速に気化させる。

30

【0068】

図8および図9は、先行技術の処置手順で使用される532ナノメートル波長と1064ナノメートル波長の、それぞれに異なる光透過深さを例示している。エス・エル・ジャックス（S. L. Jacques）著、北米外科臨床学会1992年会報72(3)号、531頁から558頁の「レーザーと組織の相互作用、光学化学的、光熱的、光学機械的考察（Laser-tissue interaction：Photochemical, photothermal, and photomechanical）」という論説を参照のこと。Nd：YAGレーザービームからの1064ナノメートル波長ビームの光透過深度は約10ミリメートルであり、これは、約0.8ミリメートルある第2の高調波532ナノメートル波長レーザービームの透過深度の13倍である。その結果、1064ナノメートル波長のレーザー出力は、KTPレーザーの出力よりもはるかに大きな組織体積にわたって拡散する。図9に例示されているような1064ナノメートル波長のレーザーの場合、組織表面の温度はなんとか摂氏100度に

40

50

達する。よって、組織の小部分のみが気化されるにすぎない。しかし、組織の大半は凝固する（摂氏100度と摂氏60度の等温線の間の空間を参照のこと）。

【0069】

これに比較して、532ナノメートル波長のレーザービームは子宮組織の表面の約1ミリメートルよりも短い範囲内に実質的に完全に吸収される。レーザー出力は非常に小さい組織体積に閉じ込められる。高い体積出力密度の結果として、組織の迅速加熱と効率的な組織の気化が生じる。組織に搬送される体積出力密度は、吸収深度、単位がワット/平方センチメートルの放射照度、および、組織の表面上のスポット寸法の関数である。532ナノメートル波長の短い光透過深度のせいで、また、実質的に全ての放射線は残留熱よりも気化作用に変換されるせいで、凝固区域は非常に薄い。

10

【0070】

子宮組織の表面の約1ミリメートルよりも短い範囲内に実質的に完全に吸収される上記以外の波長としては、約200ナノメートルから1000ナノメートルの間の波長があり、具体的には、約700ナノメートルより短い波長を含み、例えば、約200ナノメートルと650ナノメートルの間の波長が挙げられる。

【0071】

図10および図11は、或る代表的な側面発射型光ファイバーを利用して組織に搬送されるビームのプロファイルを例示しており、スポット寸法を光ファイバーの側面からの距離の関数として示している。図10は、ファイバー600、ファイバー上のクラッド材601、空隙602、および、先端部603を例示した端面図であり、ビームはファイバー上の反射面により、これら各要素を透過して方向付けられる。ビームの断面は互いに交差する線604および線605で表現されている。図示のとおり、ビームは先端部603の側面から1ミリメートルの位置では約0.35ミリメートル寸法の幅を有している。先端部603の側面から約3ミリメートルの位置では、ビーム幅は約2.2ミリメートルである。

20

【0072】

図11は側面図であり、同一構成要素は同一参照番号が付されている。ビーム幅寸法は線606と線607によって表現されている。図示のとおり、ビームは先端部603の側面から1ミリメートルの位置では約0.7ミリメートル寸法の幅を有している。先端部603の側面から約2ミリメートルの位置では、幅は約1ミリメートルである。先端部603の側面から約3ミリメートルの距離では、ビーム幅は約1.5ミリメートルである。

30

【0073】

従って、先端部の側面から1ミリメートルの位置のスポット寸法は、基本的には、長軸線が0.7ミリメートルで短軸線が0.35ミリメートルの楕円によって決まる。1ミリメートルの位置におけるスポットの面積は約0.2平方ミリメートルである。側面から2ミリメートルの位置では、スポットの面積は約0.8平方ミリメートルである。

【0074】

迅速な処置を行うために、本発明によれば、スポット寸法は十分に大きくて、オペレータが理に適った速度で組織を除去することができる程度であるべきで、組織の一領域にわたってスポットを1回通過させた結果を参照してもらいたい。スポット寸法が小さすぎる場合、手術の速度は遅くなりすぎる。また、スポット寸法が大きすぎる場合、処置は厳密に制御するのが困難となる。好ましいスポット寸法は約1平方ミリメートル未満であり、特に、約0.8平方ミリメートルと約0.05平方ミリメートルの間であるのが好ましい。所望のスポット寸法でビームを搬送するために、上記以外の装置を使用してもよいが、その具体例として、ビームを発散させることのない実施形態と、ビームを集束させる実施形態とがある。

40

【0075】

上述のような80ワットの平均出力のレーザーを得るための、先端部の側面から1ミリメートルの一のビームの放射照度は約30キロワット/平方センチメートルである。本発明によれば、組織の表面上のスポット寸法が約0.8平方ミリメートル未満で、好ましくは、約0.05平方ミリメートルを越える場合で、放射照度が約10キロワット/平方センチメートルよ

50

り高い（20キロワット/平方センチメートルより高いのがより好ましく、30キロワット/平方センチメートルかそれ以上であるのが更に好ましいが）場合には、約650ナノメートルから200ナノメートルの間の波長を供与するのが望ましい。

【0076】

図12は、実践的に、気化率と凝固率がどの程度、体積出力密度で決まるかを例示している。気化率（単位ミリメートル/秒）は単位時間間隔あたりに気化される組織深度と定義される。凝固率（単位ミリメートル/秒）は或る時間の気化処理後に残存している残留凝固組織の深度と定義される。

【0077】

図12で「気化閾」と呼ばれる、或る体積出力密度より低いレベルでは、組織は気化されない。レーザーエネルギーは全部が組織内側に留まる。組織凝固は、組織温度が摂氏約60度を越えて上昇する場合に起こる。体積出力密度が増大すると、より大きな組織体積が凝固される。

【0078】

気化閾では、気化が始まる。気化閾を越えると、体積出力密度とともに気化率が線形に上昇すると見なすことができるが、これは本発明を理解するためであって、また、連続波レーザーによる組織切除の安定状態のモデルによって説明されるとおりであり、レーザーと組織との間の相互作用の技術に通じている者にとっては周知のことである。

【0079】

組織の気化によりより大量のレーザーエネルギーが消費されるにつれて、残留組織凝固を生じるレーザーエネルギーの量が小さくなり、すなわち、残留凝固の量は低下する。従って、処置後に残存している組織凝固を特徴とする熱損傷の区域の広がり体積出力密度が増大するにつれて小さくなるが、気化率は上昇する。実質的かつ驚くべき改善が結果として達成される。

【0080】

1064ナノメートル波長のNd:YAGレーザーで実施される前立腺の視認レーザー切除（VLAP：visual laser ablation of the prostate）に関する刊行物は、この種のレーザーは相当量の組織を気化することはできないことを示している。組織学研究の示しているところによると、1064ナノメートルレーザーは組織に深い凝固を誘発し、その結果、水腫とその後に発生する組織脱落を生じる。この効果は、メイヨークリニックの1998年会報の73号「高出力のチタン燐酸カリウムレーザー気化による前立腺切除術（High-Power Potassium Titanyl Phosphate Laser Vaporization Prostatectomy）」798頁から801頁にクンツマン（Kuntzman）らによって説明されている。従って、図12の実践図では、VLAP処置は気化閾をやっと越えるレベルの点650付近に在ると思われる。また、平均出力60ワットで約1平方ミリメートルのスポット寸法について532ナノメートルの波長を利用する先行技術は、実践的には、図12の点651付近に在ると思われる。クンツマンらが提示している結果は、先端部の側面から2ミリメートルの距離における手術であるとの暗示のもと、5キロワット/平方センチメートルの放射照度を供与した、60ワットの連続波の532ナノメートル波長のレーザーの凝固深度についてのものである。

【0081】

レーザー出力が更に80ワットまで増大し、更に、側面発射型探針が小さいスポット寸法にするために組織から1ミリメートル未満の位置に設置されると、切除速度は更に速まるが、凝固率は更に低下するため、実践的には、処置は図12の点652に位置する。

【0082】

処置後に残留凝固として残された量よりも実質的に大量の組織を気化する放射照度レベルに容易に達するように、80ワットのKTPレーザーを使用してもよい。より厳密にいうと、より高出力のレーザーを用いて容易に達成される高放射照度レベルを採用することで、先の定義によって与えられるように、気化率は凝固率よりも実質的に高くなる。子宮内ではより高度に気化するせいで、前立腺組織内と比較して光透過深度は低くなるため、例えば、40ワットの平均出力レーザーのような、より低い平均出力のレーザーを用いれば、体

10

20

30

40

50

積出力密度は容易に気化閾に達することができる。

【0083】

図13は、全体で参照番号500を付した子宮を例示しており、子宮には本発明によって治療可能な筋腫があるが、これは例えば、洞内突出筋腫501および502、洞内有茎性筋腫503、および、壁内粘膜下筋腫540である。筋腫502は右角状突起に位置している。子宮鏡505は可撓性先端部507を用いて子宮頸管506に通して筋腫502に隣接して設置され、上述のようにレーザー放射線を搬送する。

【0084】

図14は、子宮角状突起のうちの1つの位置にある筋腫510の治療用の側面発射型探針509の用途を例示している。図15は、子宮角状突起のうちの1つの位置にある筋腫512の治療用の端面発射型探針511の用途を例示している。

10

【0085】

本発明はその好ましい実施形態を参照しながら詳細に例示および説明されてきたが、添付の特許請求の範囲の各請求項に限定されているような本発明の精神および範囲から逸脱せずに、形態および詳細を多様に変更することができることを、当業者なら理解するだろう。

【図面の簡単な説明】

【0086】

【図1】本発明の組織切除法を実現するレーザーシステムを例示した図である。

【図2】図1のシステムと併用するための側面発射型探針を例示した図である。

20

【図3】図1のレーザーがマクロパルスモードで作動されている場合のレーザーの具体的な出力波形を例示した図である。

【図4】図1のレーザーが擬似CWモードで作動されている場合のレーザーの具体的な出力波形を例示した図である。

【図5】本発明に従って使用するのに適したレーザーシステムのブロック図である。

【図6】本発明に従って使用するのに適した代替レーザーシステムのブロック図である。

【図7】本発明に従って使用するのに適した可撓性先端部を設けた子宮鏡の図である。

【図8】532ナノメートルの波長の光の組織内の吸収深度を例示する図である。

【図9】1064ナノメートルの波長の光の組織内の吸収深度を例示する図である。

【図10】本発明の一実施形態による、側面発射型先端部の端面図に基づいてビーム経路を例示した図である。

30

【図11】本発明の一実施形態による、図10の側面発射型先端部の側面図に基づいてビーム経路を例示した図である。

【図12】本発明の動作を例示した実践図である。

【図13】本発明によって治療可能となる代表的な婦人科諸症状を例示した図である。

【図14】子宮鏡に搭載して、右子宮角状突起内に突出した子宮洞内筋腫の治療において組織を切除するための側面発射型探針の適用を例示した図である。

【図15】可撓性先端部を設けた子宮鏡に搭載して、突出した子宮洞内筋腫の治療において組織を切除するための端面発射型探針の適用を例示した図である。

【図 1】

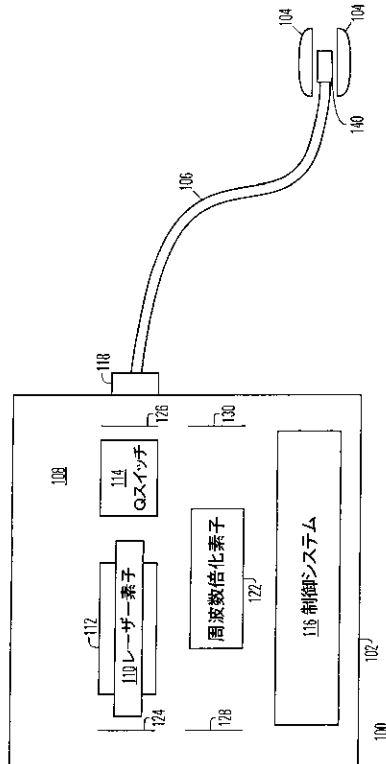


FIG. 1

【図 2】

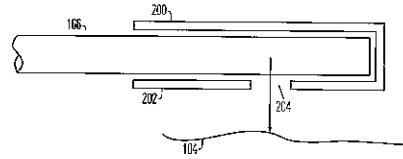


FIG. 2

【図 3】

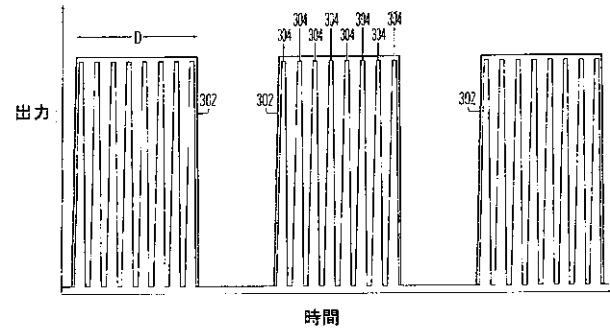


FIG. 3

【図 4】

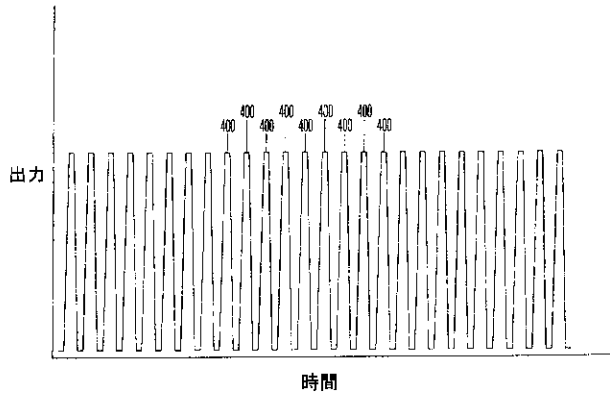


FIG. 4

【図 5】

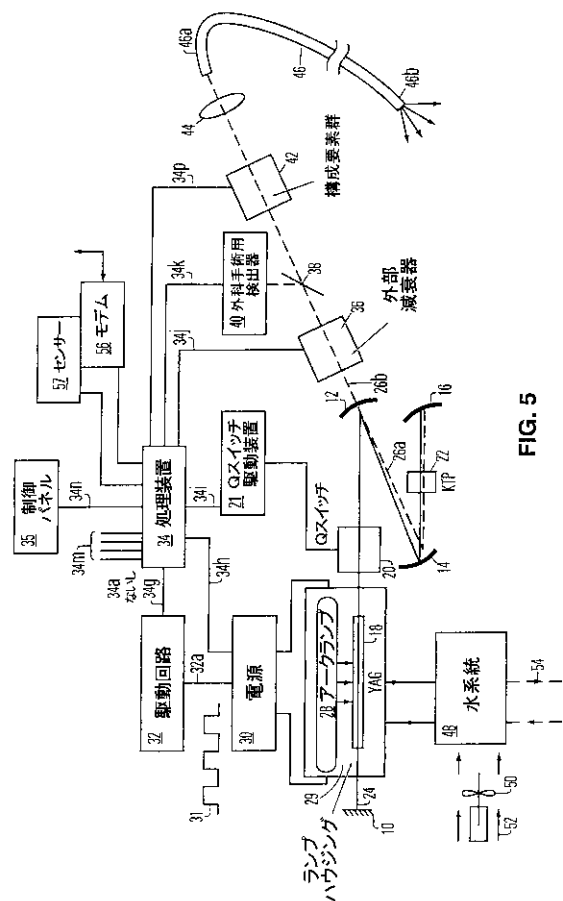


FIG. 5

【 図 6 】

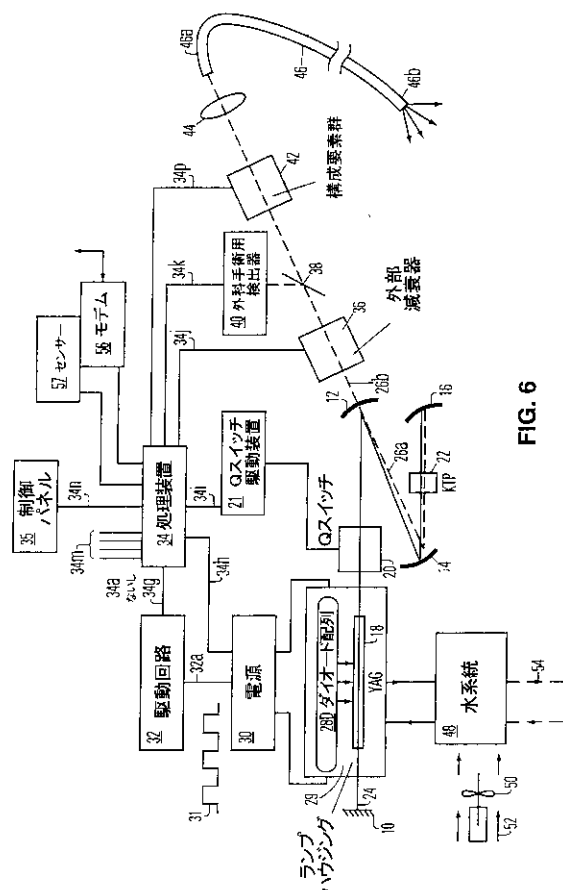


FIG. 6

【圖 7】

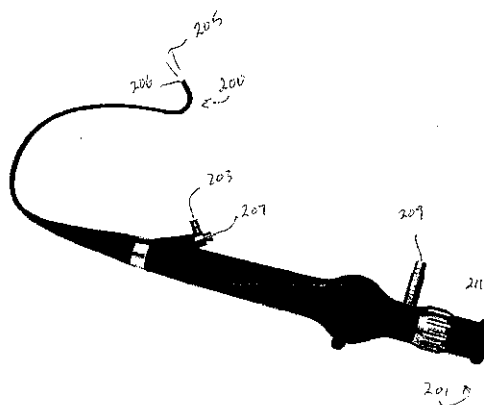


FIG. 7

【 图 8 】

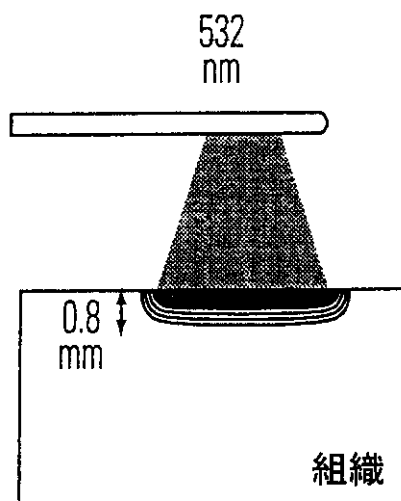


FIG. 8

【 图 9 】

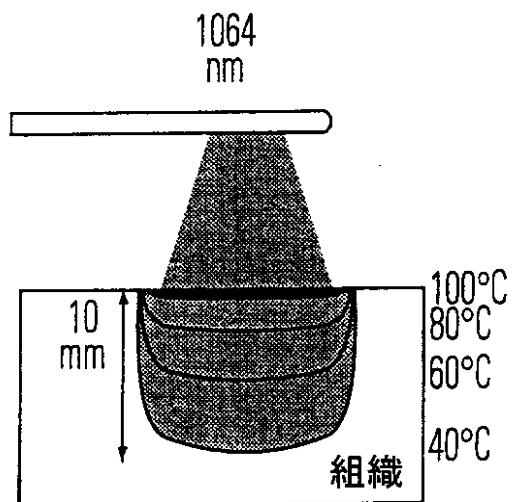


FIG. 9

【図 10】

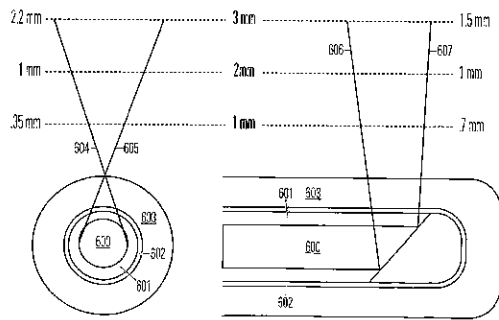


FIG. 10

FIG. 11

【図 11】

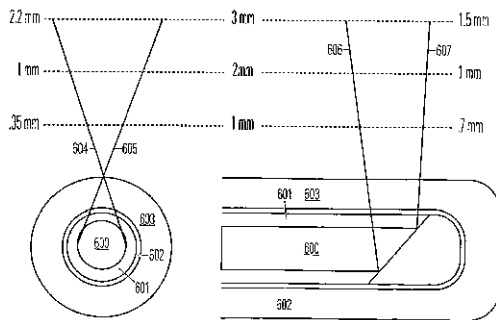


FIG. 10

FIG. 11

【図 13】

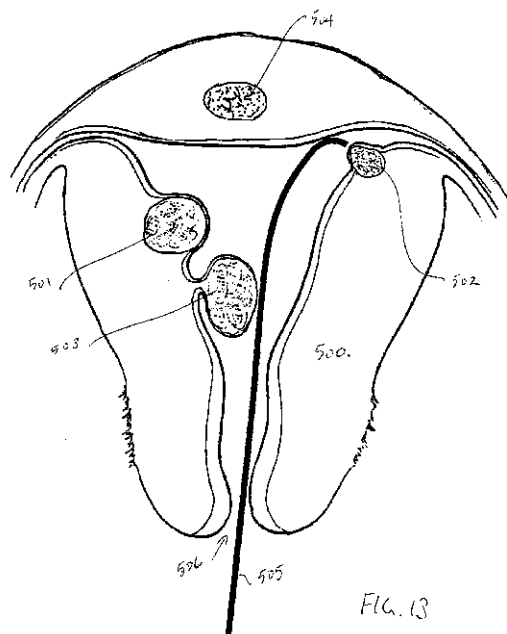


FIG. 13

【図 12】

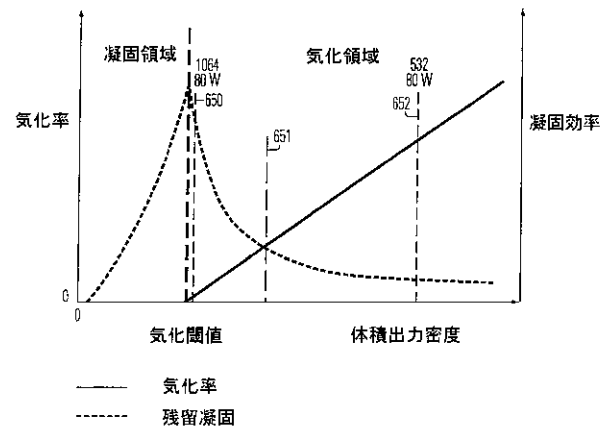


FIG. 12

【図 14】

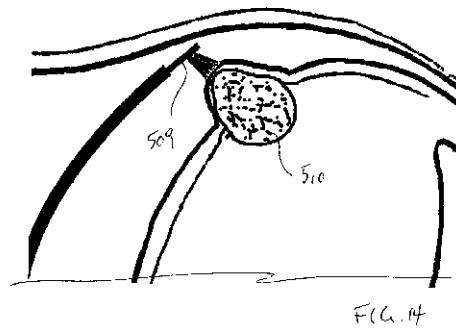


FIG. 14

【図 15】

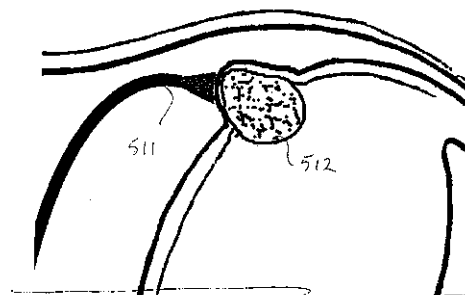


FIG. 15

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US03/05551
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) : A61B 18/22 US CL : 606/15; 128/898 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) U.S. : 606/15; 128/898		
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)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6,086,580 A (Mordon et al) 11 July 2000 (11.07.2000)	1-131
A	US 5,807,389 A (Gardetto et al) 15 September 1998 (15.09.1998)	1-131
A	US 5,437,660 A (Johnson et al) 01 August 1995 (01.08.1995)	1-131
A	US 5,380,317 A (Everett et al) 10 January 1995 (10.01.1995)	1-131
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 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 "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 01 August 2003 (01.08.2003)		Date of mailing of the international search report 16 SEP 2003
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US Commissioner for Patents P.O. Box 1450 Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. (703)305-3230		Authorized officer Linda C Dvorak Telephone No. (703) 308-0858

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN, GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC, EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,M X,MZ,NO,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(74)代理人 100088694

弁理士 弟子丸 健

(74)代理人 100103609

弁理士 井野 砂里

(72)発明者 ナーエン ケスター

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94043 マウンテン ヴュー ウェスト ミドルフィー
ルド ロード 1555 アpartment 10

(72)発明者 マーレイ スティーヴン シー

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95064 - 1000 サンタ クルーズ ディッケンズ
ウェイ 208

(72)発明者 ダヴェンポート スコット エイ

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94019 ハーフ ムーン ベイ テュニタス クリーク
ロード 3949

(72)発明者 コールマン トニー ディー

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95124 サン ホセ ラッカー ドライヴ 5347

(72)発明者 アーノルド ケン

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95073 ソーケル アルド コート 3893

(72)発明者 ガーリッチ ヘンリー

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94539 フリーモント フランシスキャン コート #
2 320

F ターム(参考) 4C026 AA02 AA04 BB01 BB06 BB07 BB08 FF02 FF17 FF34 FF39

FF55 HH02 HH12 HH13 HH15

4C060 HH20 MM27

4C082 RA02 RA05 RC06 RC08 RC09 RE02 RE17 RE35 RE36 RE55

RG03 RG06 RL02 RL05 RL12 RL13 RL15

专利名称(译)	用于妇科治疗的光选择性汽化装置		
公开(公告)号	JP2005518255A5	公开(公告)日	2006-04-06
申请号	JP2003570932	申请日	2003-02-21
[标]申请(专利权)人(译)	Laserscope公司		
申请(专利权)人(译)	激光范围		
[标]发明人	ナーエンケスター マーレイスティーヴンシー ダヴェンポートスコットエイ コールマントニーディー アーノルドケン ガーリッチヘンリー		
发明人	ナーエン ケスター マーレイ スティーヴン シー ダヴェンポート スコット エイ コールマン トニー ディー アーノルド ケン ガーリッチ ヘンリー		
IPC分类号	A61B18/20 A61B17/42 A61N5/06		
CPC分类号	A61B18/22 A61B2017/4216 A61B2018/00625 A61B2018/2272		
FI分类号	A61B17/36.350 A61B17/42 A61N5/06.E		
F-TERM分类号	4C026/AA02 4C026/AA04 4C026/BB01 4C026/BB06 4C026/BB07 4C026/BB08 4C026/FF02 4C026/FF17 4C026/FF34 4C026/FF39 4C026/FF55 4C026/HH02 4C026/HH12 4C026/HH13 4C026/HH15 4C060/HH20 4C060/MM27 4C082/RA02 4C082/RA05 4C082/RC06 4C082/RC08 4C082/RC09 4C082/RE02 4C082/RE17 4C082/RE35 4C082/RE36 4C082/RE55 4C082/RG03 4C082/RG06 4C082/RL02 4C082/RL05 4C082/RL12 4C082/RL13 4C082/RL15		
优先权	60/358356 2002-02-22 US		
其他公开文献	JP2005518255A		

摘要(译)

子宫组织的光选择性汽化治疗涉及将激光辐射传递到待治疗的组织，例如通过光纤，在这种情况下，体积基本上大于由激光辐射引起的残留凝固组织的体积。，激光辐射在组织表面的治疗区域具有足够的波长和辐照度。使用钕掺杂的固态激光器产生激光辐射，并且作为其具体示例，其产生二次谐波输出，即，具有大于60瓦的平均功率的高次谐波输出。有一个光学系统。待传输的激光辐射具有至少0.05平方毫米的光斑尺寸的波长，例如在约200纳米至1000纳米的范围内，并且平均辐照度为约10千瓦/平方厘米。