

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2001 - 218772

(P2001 - 218772A)

(43)公開日 平成13年8月14日(2001.8.14)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マコード^{*} (参考)

A 6 1 B 18/20

A 6 1 N 5/06

E

4 C 0 2 6

A 6 1 N 5/06

A 6 1 B 17/36

350

4 C 0 8 2

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 10数)

(21)出願番号 特願2000 - 34247(P2000 - 34247)

(22)出願日 平成12年2月10日(2000.2.10)

(71)出願人 300013270

久保田 茂弘

京都府京都市西京区大原野西竹の里町1 - 1
4 - 240

(71)出願人 300013236

中西 聖

東京都練馬区北町1 - 44 - 3 - 413

(72)発明者 久保田 茂弘

京都府京都市西京区大原野西竹の里町1 - 1
4 - 240

(74)代理人 100092602

弁理士 山口 哲夫

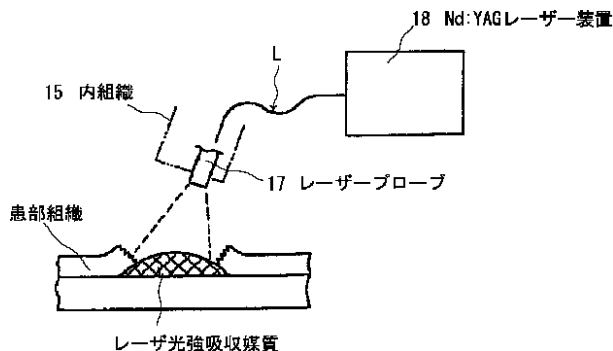
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 レーザ治療方法及び該治療に用いられるレーザ光強吸収媒質並びにこれらを用いたレーザ治療装置

(57)【要約】

【課題】 生体組織の色調や組成によるレーザ光の吸収率を考慮することなく、熱的損傷を与えたい対象組織に対して確実に蒸散、凝固壊死という熱的損傷を与えることができる画期的なレーザ治療方法及び該治療に用いられるレーザ光強吸収媒質並びにこれらを用いたレーザ治療装置を提供する。

【解決手段】 レーザ照射対象患部組織とレーザ光との間にレーザ光強吸収媒質を注入し、該レーザ光強吸収媒質にレーザ光を照射することで、上記レーザ照射対象患部組織に蒸散・凝固の熱的損傷を与えるように構成した。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 レーザ照射対象患部組織とレーザ光との間にレーザ光強吸収媒質を注入し、該レーザ光強吸収媒質にレーザ光を照射することで、上記レーザ照射対象患部組織に蒸散・凝固の熱的損傷を与えることを特徴とするレーザ治療方法。

【請求項 2】 前記レーザ光強吸収媒質は、レーザ照射対象患部組織にワン・ショットで注入されることを特徴とする請求項 1 に記載のレーザ治療方法。

【請求項 3】 前記レーザ光強吸収媒質は、レーザ照射対象患部組織に対して継続的に注入されることを特徴とする請求項 1 に記載のレーザ治療方法。

【請求項 4】 前記レーザ光強吸収媒質は、レーザ照射対象患部組織の大きさや形状に対応させて、その出力・投与熱量・注入速度がコントロールされることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに記載のレーザ治療方法。

【請求項 5】 請求項 1 乃至請求項 4 のいずれかに記載のレーザ治療に用いられるレーザ光強吸収媒質は、患者希釈血液であることを特徴とするレーザ光強吸収媒質。

【請求項 6】 請求項 1 乃至請求項 4 のいずれかに記載のレーザ治療に用いられるレーザ光強吸収媒質は、インドシアニン・グリーンであることを特徴とするレーザ光強吸収媒質。

【請求項 7】 請求項 1 乃至請求項 4 のいずれかに記載のレーザ治療に用いられるレーザ光強吸収媒質は、インドシアニン・グリーン水溶液に人血清を加えて生成されていることを特徴とするレーザ光強吸収媒質。

【請求項 8】 請求項 1 乃至請求項 4 のいずれかに記載のレーザ治療に用いられるレーザ光強吸収媒質は、蒸留水とインドシアニン・グリーンとの溶解液であることを特徴とするレーザ光強吸収媒質。

【請求項 9】 レーザ光強吸収媒質をレーザ照射対象患部組織へと注入する手段と、該レーザ光強吸収媒質が注入されたレーザ照射対象患部組織に対してレーザ光を照射するレーザ光照射手段と、を具備してなるレーザ治療装置。

【請求項 10】 前記媒質注入手段は、注射針と、該注射針の基端部に連通接続された注入チューブと、該注入チューブの手元端に連通接続されたシリンジと、を有して構成されており、該シリンジに前記レーザ光強吸収媒質が収容されることを特徴とする請求項 9 に記載のレーザ治療装置。

【請求項 11】 前記レーザ光照射手段は、内視鏡の挿通用チャンネルに挿通可能なレーザプローブと、該レーザプローブの手元端に接続された Nd : YAG レーザ装置或は半導体レーザ装置と、を備えて構成されていることを特徴とする請求項 9 または請求項 10 のいずれかに記載のレーザ治療装置。

【請求項 12】 前記内視鏡には、内視鏡像を映し出す

内視鏡用テレビカメラと、該内視鏡の光学情報に基づき正常部位と患部組織部位とを判別すると共に、該患部組織部位の大きさを測定する処理範囲測定手段と、該処理範囲測定手段からの信号を処理する制御装置と、を備えて構成され、該制御装置は、上記処理範囲測定手段からの情報に基づき患部組織の処理に必要な媒質の注入量を決定した後、前記媒質注入手段を作動制御して、処理範囲に必要な量の媒質を自動的に注入するように構成されていることを特徴とする請求項 9 乃至請求項 11 のいずれかに記載のレーザ治療装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、生体組織を確実に蒸散・凝固壊死させるレーザ治療に係り、特に、悪性腫瘍は勿論、良性腫瘍に対しても使用可能なレーザ治療方法及び該治療に用いられるレーザ光強吸収媒質並びにこれらを用いたレーザ治療装置に関する。

【0002】

【従来技術とその課題】従来のレーザ治療に係る技術を、例えば、内視鏡的に生体組織を蒸散・凝固壊死させる方法を例にとり説明すると、医科レーザ光を照射して治療する方法が公知である。この方法は、内視鏡により病変部まで導入した光ファイバーを用い、主として Nd : YAG レーザ光を導き、このレーザ光を病変部に照射し、そのエネルギーで病変部の凝固・蒸散等の熱的損傷を起こすことで治療するものであり、医科レーザ光の高いパワーで、病変部を一瞬に凝固・蒸散させるため、この点では大変に有効な処置である。

【0003】ところで、このレーザを用いた従来の治療方法では、大きな凝固壊死を得るためには、レーザ光を拡散させるために、ファイバチップやディフューザーを使用したり、或は、結合器により同時に複数本のファイバーでレーザ光を同時に照射して少しでも大きな凝固壊死を得るようにしているのが現状である。

【0004】しかしながら、この従来のレーザ治療方法にあっては、患部組織の色調や組成によりレーザ光の吸収率が異なることから、その熱的損傷程度も当然に異なってくるため、すべての臓器にこのレーザ治療術を実施することが不可能であり、また、その効果も当然不確実なものであった。

【0005】この発明は、かかる現状に鑑み創案されたものであって、その目的とするところは、生体組織の色調や組成によるレーザ光の吸収率を考慮することなく、熱的損傷を与えたい対象組織に対して確実に蒸散・凝固壊死という熱的損傷を与えることができる画期的なレーザ治療方法及び該治療に用いられるレーザ光強吸収媒質並びにこれらを用いたレーザ治療装置を提供しようとするものである。

【0006】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するた

め、この発明に係るレーザ治療方法は、レーザ照射対象患部組織とレーザ光との間にレーザ光強吸収媒質を注入し、該レーザ光強吸収媒質にレーザ光を照射することで、上記レーザ照射対象患部組織に蒸散・凝固の熱的損傷を与えることを特徴とするものである。

【0007】この発明において用いられるレーザ光は、原則としてNd:YAGレーザであるが、半導体レーザ(Diode Laser)を用いることもできる。勿論、CO₂(10.6μm)、Ho:YAG(約2μm)等の中・遠赤外レーザを用いることもできる。

【0008】これらのレーザ光は血液に吸収され易く、照射開始から瞬間的にレーザ光による蒸散が起こり、レーザ照射対象患部組織に空洞が形成される。

【0009】この空洞部に本発明に係るレーザ光強吸収媒質が流れ込むと、レーザ光は該レーザ光強吸収媒質に吸収され、高温度の熱源に変わる。

【0010】そして、上記レーザ光強吸収媒質は、レーザ照射対象患部組織にワン・ショットで注入し、或は、レーザ照射対象患部組織に対して継続的に注入することができる。後者の場合、熱源化したレーザ光強吸収媒質が持続的に注入されるので、空洞拡大と周囲組織に熱的損傷を加えることが可能となる。

【0011】このレーザ光強吸収媒質の注入は、図1に示すように、レーザファイバ1を挿入した18G針2によりレーザ光照射と同時に注入して行われる。

【0012】ところで、生理食塩水の持続的注入はレーザ光の冷却効果があることは知られている。図2は、10WのNd:YAGレーザを0.5sec間隔でオン・オフさせて間欠照射を行い、総投与量1000Jの条件下での肉眼的所見を示している。この所見からも明らかなように、生理食塩水の持続注入40cc/h以上では空洞形成が認められなかった(図2C参照)。また、生理食塩水の注入がない場合(図2A)に比べ、生理食塩水を20cc/h持続注入した場合(図2B)では炭化や凝固も比較的柔らかく、生体に施術したときの修復家庭における強い繊維化を起し難いことが解かる。

【0013】即ち、図3に示すレーザ光の熱的損傷に与える影響は、10WのNd:YAGレーザを0.5sec間隔でオン・オフさせての間欠照射では、40cc/h以上の生理食塩水の注入をレーザ光と同時に行うと、レーザ照射範囲に蒸散は起こらない。レーザファイバ先端から3mmの温度変化は、生理食塩水の注入量が多いほど冷却効果が大きいことが図3からも理解することができる。尚、この温度測定は、K-サーマルセンサで行った。

【0014】また、図4に示すように、生理食塩水の注入量と注入速度が同じ条件下であっても、レーザ光の出力の大小により、蒸散と凝固の範囲をコントロールすることができることが理解できる。

【0015】即ち、10WのNd:YAGレーザを0.5

5sec間隔でオン・オフさせて間欠照射を行い、総投与量1000J時において、生理食塩水40cc/hの持続注入下で、異なる出力のレーザ光を照射した。図4Aはレーザ光出力が10Wのケースを示しており、図4Bは13W、図4Cは15Wのケースを示している。この結果からも明らかなように、レーザ光の出力の違いにより、凝固や空洞形成に違いが発生することが理解でき、出力を上げると凝固や空洞形成が強くなる。

【0016】これらのことから、本発明に係るレーザ光強吸収媒質の場合も、その注入濃度、注入速度を制御することで、レーザ光による熱的損傷をコントロールすることが理論的にも可能なことが理解できる。

【0017】そこで、この発明にあつては、上記レーザ光強吸収媒質を、レーザ照射対象患部組織の大きさや形状に対応させて、その出力・投与熱量・注入速度をコントロールして注入することが可能であるため、レーザ光照射対象患部組織に適応する熱的損傷程度をコントロールすることができるようになり、この種のレーザ治療における画期的な施術を実現することができる。

【0018】尚、この発明にあつては、上記レーザ治療に用いられるレーザ光強吸収媒質は、患者希釈血液や、インドシアニン・グリーン水溶液(ICG)、或は、インドシアニン・グリーン水溶液(ICG)に人血清を加えたもの、または、蒸留水とインドシアニン・グリーンとの溶解液を用いることができる。

【0019】このうち、患者希釈血液は、赤血球の数が多いため、温度上昇が顕著であり、患者希釈血液の注入がないケースに比べ温度上昇が顕著に相違する。Nd:YAGレーザ光や半導体レーザは血液に吸収され易く、照射開始から瞬間的にレーザ光による蒸散が起こり、レーザ照射対象患部組織に空洞が形成される。この空洞部に患者希釈血液が流れ込むと、レーザ光はこの血液に吸収され、高温度の熱源に変わる。この熱源化した患者希釈血液を持続的に注入することで、空洞拡大と周囲組織に熱的損傷を加えることが可能となる。

【0020】図5はこの施術例を示したものである。即ち、20%希釈血液をワン・ショットで患部組織に0.5cc(図5A)或は1cc(図5B)注入後、10WのNd:YAGレーザを0.5sec間隔でオン・オフさせて間欠照射を行い、総投与量1000Jを投与した後の肉眼的所見である。この施術例からも明らかなように、注入した希釈血液はレーザ光照射後すべて蒸散しており、強い凝固壊死と大きな空洞形成が認められた。2cc注入した場合は、約2ccの蒸散空洞と約7ccの凝固が認められた。このことから、レーザ光の投与条件と注入する希釈血液量を変化させることで、凝固と空洞の大きさを調整することが可能であることが解かる。

【0021】また、図6は、注入する希釈血液濃度による患部組織の温度変化を示しており、その条件は、10WのNd:YAGレーザを0.5sec間隔でオン・オ

フさせて間欠照射を行い、総投与量1000Jを投与した時の温度変化を表している。この温度測定も、K-サーマルセンサで行った。

【0022】この測定結果から、レーザファイバから3mm先端における温度変化は、20%希釈血液を持続注入した場合（グラフ中符号aで表す。）と、生理食塩水を持続注入なしの場合（グラフ中符号bで表す。）、10%希釈血液を持続注入した場合（グラフ中符号cで表す。）、そして生理食塩水を持続注入した場合（グラフ中符号dで表す。）の順で高温を示しているのが解かる。そして、10%希釈血液の持続注入の場合、生理食塩水を持続注入しない場合より温度が低いのは、注入による冷却効果が大きいことを示しており、また、10%希釈血液の注入と20%希釈血液の注入の場合とを比較すると、赤血球数の多いほうが温度が高く、さらには、20%希釈血液の持続注入と生理食塩水を持続注入しない場合とを比較すると、注入時における冷却効果以上に温度上昇するのが認められる。

【0023】これらを総合的に勘案すると、Nd:YAGレーザが赤血球に吸収され、レーザ光が熱エネルギーに変換されていること、即ち、レーザファイバと患部組織の間に介在する赤血球が熱源になっていると考えられる。

【0024】また、他のレーザ光強吸収媒質であるインドシアニン・グリーン水溶液の吸収波長は785nmであることは知られているが、このインドシアニン・グリーン水溶液は、血清蛋白と急速に結合して吸収波長が805nmとなり、発振波長が805nmの半導体レーザの吸収が増加する。従って、このインドシアニン・グリーン水溶液に人血清を加えて注入した場合には、患者希釈血液を注入した場合と同様に、レーザ光とレーザ光照射患部組織との間の強力な熱源となる。

【0025】図7は、人血清に0.125mg/mlのインドシアニン・グリーン水溶液を、1ccと2ccづつワン・ショットで患部組織に注入した後、半導体レーザ10Wを0.5sec間隔でオン・オフさせて間欠照射を行い、総投与量1000Jを投与した時の肉眼的所見である。

【0026】また、蒸留水で溶解したインドシアニン・グリーン水溶液を注入した場合のレーザファイバ3mm先端の温度は、レーザ光照射開始直後に非常な高温を瞬間的に示すが、その後、74~110を示す。この状態は図8及び図9からも明らかである。

【0027】図8及び図9は、血清+蒸留水で溶いた0.125mg/mlのインドシアニン・グリーン水溶液1ccをワン・ショットで注入した後、蒸留水のみで溶いた0.125mg/mlのインドシアニン・グリーン水溶液4ccを持続注入したときの半導体レーザ10Wを0.5sec間隔でオン・オフさせて間欠照射を行い、総投与量1000J投与時の温度変化を表す図で

ある。この温度測定も、K-サーマルセンサで行った。

【0028】この図からも明らかなように、血清+蒸留水で溶いた0.125mg/mlのインドシアニン・グリーン水溶液1ccをワン・ショットで注入した後に半導体レーザ光を照射した場合と、20%希釈血液を持続注入した後に半導体レーザを照射した場合は、ともに徐々にレーザファイバから3mm先端における温度の上昇が認められる。

【0029】しかし、蒸留水のみで溶いた0.125mg/mlのインドシアニン・グリーン水溶液4ccを持続注入した後に同レーザ光を照射した場合には、0.5秒のレーザ光照射時に瞬間的な温度上昇を認めることができるが、その後のレーザ光照射休止時には一旦上昇した温度は急激に低下し、折線グラフは70~90間を推移しているが、実際には、鋸歯状の変化を示す。蒸留水のみで溶いた0.125mg/mlのインドシアニン・グリーン水溶液4ccを注入したときには、62と105を上下した温度変化を示した。

【0030】このような温度変化は、半導体レーザ光の照射直後のごく初期に、半導体レーザによる蒸散が起こり、空洞が形成されて組織破壊を生じ、患部組織内グロブリンが空洞内に出てインドシアニン・グリーンと結合し、或は、患部組織内にインドシアニン・グリーンが浸透して同組織内のグロブリンを素早く反応して、吸収波長805nmのインドシアニン・グリーンが最大限に半導体レーザの光エネルギーを吸収して、熱的に組織を破壊させ、空洞を大きくしてレーザ光の照射面が後退し拡大して、さらに同様の変化が繰り返されることにより大きな空洞形成と凝固巣を形成するため、と考えられる。

【0031】図10は、血清+蒸留水で溶いた0.125mg/mlのインドシアニン・グリーン水溶液の持続注入の有無での半導体レーザを0.5sec間隔でオン・オフさせて間欠照射を行い、総投与量1000J投与時の肉眼的所見を示している。左は注入を施行していない場合で、2×6mmの炭化を伴った空洞と9×16mmの凝固、中は蒸留水で溶いた0.125mg/mlのインドシアニン・グリーン水溶液を10cc/hの持続注入施行例であるが、炭化のない3×8mmの空洞形成と、10×18mmの凝固、右はインドシアニン・グリーン水溶液15cc/hの持続注入した施行例では炭化を伴わない6×9mmの空洞と14×14mmの凝固を認めた。

【0032】図11は、0.125mg/mlのインドシアニン・グリーン水溶液を20cc持続注入下での半導体レーザ40Wを0.5sec間隔でオン・オフさせて間欠照射を行い、総投与量500J投与時の肉眼的所見を示している。この図からも明らかなように、2.3×3.7mmの大きな空洞が示されており、その周囲に2~5mmの薄い凝固が認められ、炭化はあるもごく薄く、固くない。このことは、レーザ照射による蒸散で、

組織内グロブリンと素早く結合して、吸収波長 805 nm のインドシアニン・グリーン水溶液が効率よくレーザを吸収して、組織に熱的損傷を引き起こすことを示唆している。

【0033】図 12 は、前立腺肥大症治療器インティゴ（商標名）による施行例と、0.125 mg/ml のインドシアニン・グリーン水溶液を 20 cc 持続注入下での半導体レーザ 40W を 0.5 sec 間隔でオン・オフさせて間欠照射を行い、総投与量 500 J 投与した場合との比較である。半導体レーザを使用した前立腺肥大症治療器インティゴは、豚肉を使ったデータは 1 回の照射で約 5 cc の凝固を引き起こすと言われている。左は、このインティゴで鶏胸肉に対して 1729 J 投与したものであるが、殆ど変化を認めない。もっともこのレーザ・プローブは楕円形にレーザが照射される設計となっている。右は図 11 の条件での肉眼的所見である。

【0034】以上の説明からも明らかなように、この発明に係るレーザ治療方法によれば、患部組織の色調等によるレーザ光の吸収率を考慮することなく、熱的損傷を加えたい対象組織に対して、レーザ出力、投与熱量、レーザ光強吸収媒質の注入速度及び注入量をコントロールしてレーザ光を照射すれば、所望の空洞と凝固を得ることができる。

【0035】

【発明の実施の形態】以下、上記レーザ治療方法を実施するための形態例を、図 9 乃至図 11 に基づき説明する。

【0036】図 13 は、レーザ治療装置の基本的な構成を示す概念図であり、本レーザ治療装置は、レーザ光強吸収媒質をレーザ照射対象患部組織へと注入する媒質注入装置 T と、該レーザ光強吸収媒質が注入されたレーザ照射対象患部組織に対してレーザ光を照射するレーザ光照射装置 L と、から構成されている。

【0037】この媒質注入装置 T は、18 G 針 2 が接続された注射針 10 と、該注射針 10 の基端部に連通接続された注入チューブ 11 と、該注入チューブ 11 の手元端に連通接続されたシリンジ 12 と、から構成されており、該シリンジ 12 に前記レーザ光強吸収媒質が収容される。この注射針 10 と注入チューブ 11 は、内視鏡 15 の挿通用チャンネル 16 に挿入可能に形成されている。

【0038】一方、レーザ光照射装置 L は、図 14 に示すように、上記内視鏡 15 の挿通用チャンネル 16 に挿通可能なレーザプローブ 17 と、該レーザプローブ 17 の手元端に接続された Nd:YAG レーザ装置 18 と、を備えて構成されている。

【0039】このように構成されたレーザ治療装置を用いてレーザ光を照射する場合には、先ず、内視鏡 15 の挿通用チャンネル 16 により注射針 10 の代わりにレーザプローブ 17 を所定臓器の患部組織部分へと導く。そ

して、内視鏡 15 で確認しながらレーザプローブ 17 の出射先端を患部組織に対向させる。尚、照射部位の確認には、Nd:YAG レーザ等の赤外レーザは不可視であるため、He-Ne レーザ或は半導体レーザ等の可視光（赤色）をガイド光として用い、そのレーザプローブ 17 の先端から出射することにより行う。

【0040】このようにして照射部位を確認した後、レーザ装置 18 からレーザ光を上記患部組織に照射する。その後の作用は、前記しているので、ここではその詳細な説明を省略する。

【0041】図 15 は、上記内視鏡 15 に、内視鏡像を映し出す内視鏡用テレビカメラ 20 と、該内視鏡 15 の光学情報に基づき正常部位と患部組織部位とを判別すると共に、該患部組織部位の大きさを測定する処理範囲測定手段 21 と、該処理範囲測定手段 21 からの信号を処理する制御装置（MPU）22 と、を前記レーザ装置に加えて構成し、該制御装置 22 は、上記処理範囲測定手段 21 からの情報に基づき患部組織の処理に必要な媒質の注入量を決定した後、前記媒質注入装置 T を作動制御して、処理範囲に必要な量の媒質を自動的に注入するように構成することができるよう構成されている。

【0042】このようにレーザ治療装置を構成することで、レーザ照射対象患部組織の大きさや形状に対応させて、そのレーザ出力・投与熱量・注入速度をコントロールし、レーザ光照射対象患部組織に適応する熱的損傷度を自由にコントロールすることができる。尚、本形態例に係るレーザ装置の他の構成・作用は図 9 と図 10 に示すレーザ治療装置と同様である。

【0043】

【発明の効果】以上説明したように、請求項 1 に記載された発明に係るレーザ治療方法は、レーザ照射対象患部組織とレーザ光との間にレーザ光強吸収媒質を注入し、該レーザ光強吸収媒質にレーザ光を照射することで、上記レーザ照射対象患部組織に蒸散・凝固の熱的損傷を与えるように構成されているので、生体組織の色調や組成によるレーザ光の吸収率を考慮することなく、熱的損傷を与えたい対象組織に対して確実に蒸散、凝固壊死という熱的損傷を確実に与えることができる。

【0044】請求項 2 および請求項 3 に記載された発明によれば、上記レーザ光強吸収媒質は、レーザ照射対象患部組織にワン・ショットで注入し、或は、レーザ照射対象患部組織に対して継続的に注入することができるので、患部組織に対応したレーザ光強吸収媒質の注入を実施することができる。特に、持続注入の場合、熱源化したレーザ光強吸収媒質が持続的に注入されるので、空洞拡大と周囲組織に熱的損傷を加えることが可能となる。

【0045】また、請求項 4 に記載の発明にあつては、上記レーザ光強吸収媒質を、レーザ照射対象患部組織の大きさや形状に対応させて、その出力・投与熱量・注入速度をコントロールして注入するように構成したので、

レーザ光照射対象患部組織に適応する熱的損傷程度をコントロールすることができるようになり、この種のレーザ治療における画期的な施術を実現することができる。

【0046】そして、この発明にあっては、上記レーザ治療に用いられるレーザ光強吸収媒質は、請求項5に記載した患者希釈血液や、請求項6に記載したインドシアニン・グリーン水溶液（ICG）、或は、請求項7に記載したインドシアニン・グリーン水溶液（ICG）に人血清を加えたもの、または、請求項8に記載した蒸留水とインドシアニン・グリーンとの溶解液を用いることができるので、熱投与量をコントロールすることができ、10 施術目的に適合するより有効なレーザ治療を行うことが可能となる。

【0047】さらに、この発明に係るレーザ治療方法を実現するレーザ治療装置は、請求項9乃至請求項12に記載されているように簡易に構成することができるので、取り扱いが容易で、治療労力の負担となることもなく、また、レーザ光の照射も容易に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係るレーザ治療において、レーザ光強20 吸収媒質を、レーザファイバを挿入した18G針によりレーザ光照射と同時に注入する状態を示す説明図である。

【図2】同レーザ治療方法において、10WのNd：YAGレーザを0.5sec間隔でオン・オフさせて間欠照射を行い、総投与量1000Jの条件下での肉眼的所見を表す説明図である。

【図3】一般的なレーザ治療方法において、10WのNd：YAGレーザを0.5sec間隔でオン・オフさせての間欠照射では、40cc/h以上の生理食塩水の注30 入をレーザ光と同時に行った場合のレーザの熱的損傷を表す温度変化グラフである。

【図4】生理食塩水注入下におけるレーザ出力による肉眼的熱損傷の疑いを表す説明図である。

【図5】本発明に係るレーザ治療方法において、20%希釈血液をワン・ショットで患部組織に0.5cc、或は、1cc注入後、10WのNd：YAGレーザを0.5sec間隔でオン・オフさせて間欠照射を行い、総投与量1000Jを投与した後の肉眼的所見を表す説明図である。40

【図6】本発明に係るレーザ治療方法に用いられる希釈血液の濃度による温度変化を表すグラフである。

【図7】本発明に係るレーザ治療方法において、人血清に0.125mg/mlのインドシアニン・グリーン水溶液を、1ccと2ccづつワン・ショットで患部組織に注入した後、半導体レーザ10Wを0.5sec間隔でオン・オフさせて間欠照射を行い、総投与量1000

Jを投与した時の肉眼的所見を表す説明図である。

【図8】本発明に係るレーザ治療方法において、血清+蒸留水で溶いた0.125mg/mlのインドシアニン・グリーン水溶液1ccをワン・ショットで注入した後、蒸留水のみで溶いた0.125mg/mlのインドシアニン・グリーン水溶液40ccを持続注入したときの半導体レーザ10Wを0.5sec間隔でオン・オフさせて間欠照射を行い、総投与量1000J投与時の温度変化を表すグラフである。

【図9】図8の条件下における実験データである。

【図10】本発明に係るレーザ治療方法において、血清+蒸留水で溶いた0.125mg/mlのインドシアニン・グリーン水溶液の持続注入の有無での半導体レーザを0.5sec間隔でオン・オフさせて間欠照射を行い、総投与量1000J投与時の肉眼的所見を表わす説明図である。

【図11】本発明に係るレーザ治療方法において、0.125mg/mlのインドシアニン・グリーン水溶液を20cc持続注入下での半導体レーザ40Wを0.5sec間隔でオン・オフさせて間欠照射を行い、総投与量500J投与時の肉眼的所見を表わす説明図である。

【図12】本発明に係るレーザ治療方法において、前立腺肥大症治療器インテイゴによる施行例と、0.125mg/mlのインドシアニン・グリーン水溶液を20cc持続注入下での半導体レーザ40Wを0.5sec間隔でオン・オフさせて間欠照射を行い、総投与量500J投与した場合との比較図である。

【図13】本発明を実施するためのレーザ治療装置の基本的な形態例を示す概略説明図である。

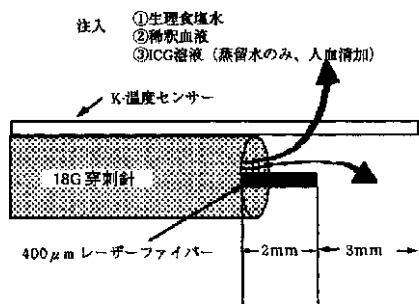
【図14】同レーザ治療装置によるレーザ光照射状態を示す説明図である。

【図15】同レーザ治療装置の他の構成例を示す説明図である。

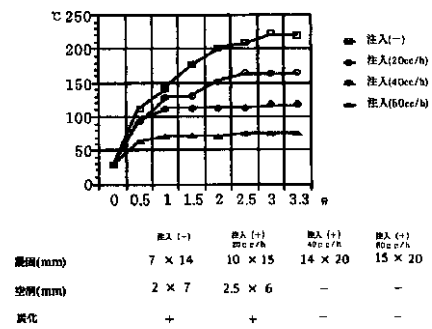
【符号の説明】

- L レーザ光照射装置
- T 媒質注入装置
- 1 レーザファイバ
- 10 注射針
- 11 注入チューブ
- 12 シリンジ
- 15 内視鏡
- 16 挿通用チャンネル
- 17 レーザプローブ
- 18 Nd：YAGレーザ装置
- 20 内視鏡用テレビカメラ
- 21 処理範囲測定手段
- 22 制御装置

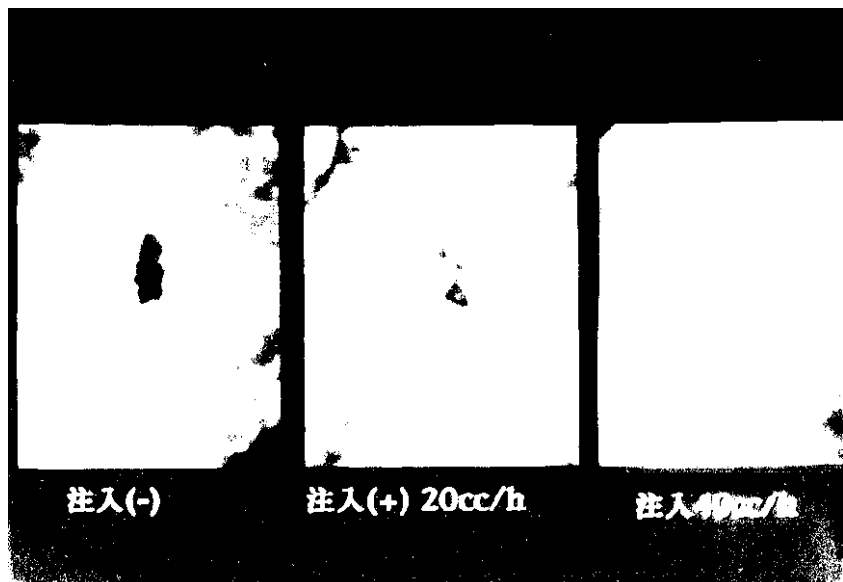
【図1】



【図3】



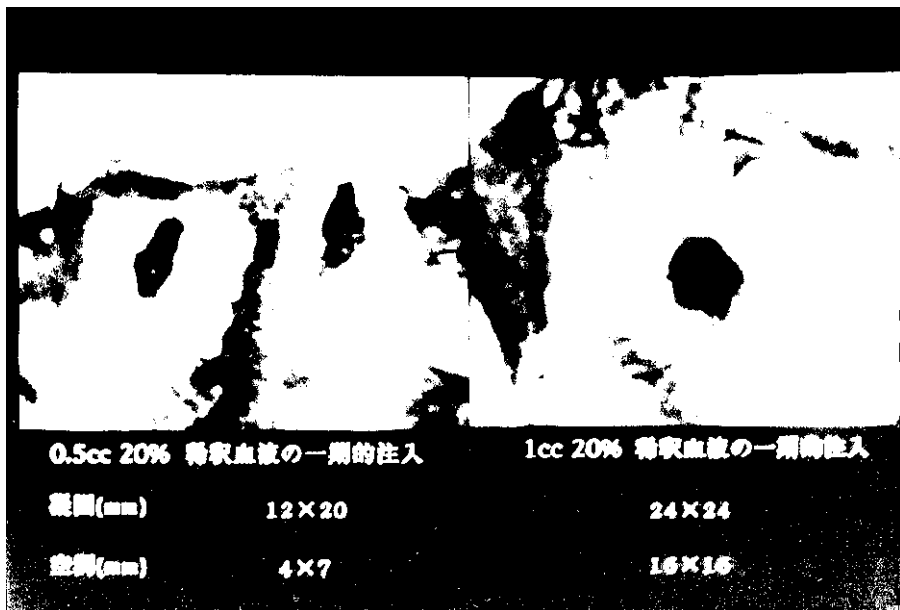
【図2】



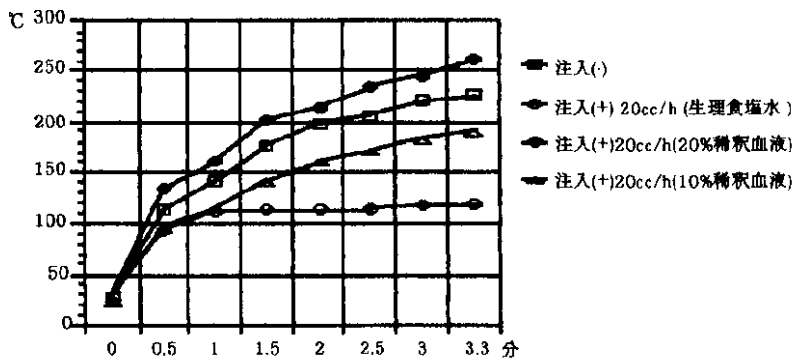
【図4】



【図5】

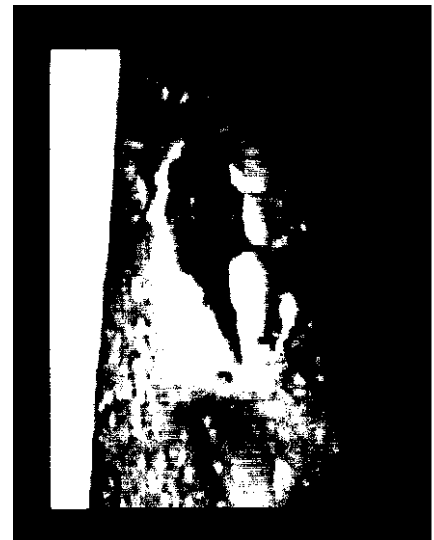


【図6】

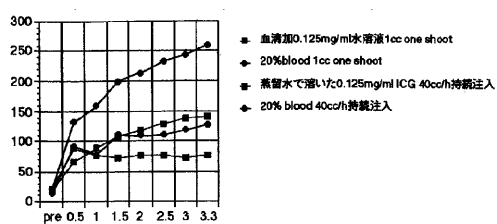


	注入(-)	注入(+) 20cc/h (生理食塩水)	注入(+) 20cc/h (20% 稀釈血液)	注入(+) 20cc/h (10% 稀釈血液)
凝固(mm)	7 × 14	14 × 20	14 × 17	12 × 12
空洞(mm)	2 × 7	—	8 × 13	6 × 10
炭化	+	-	+	+

【図11】

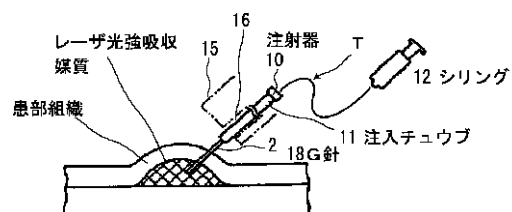


【図8】

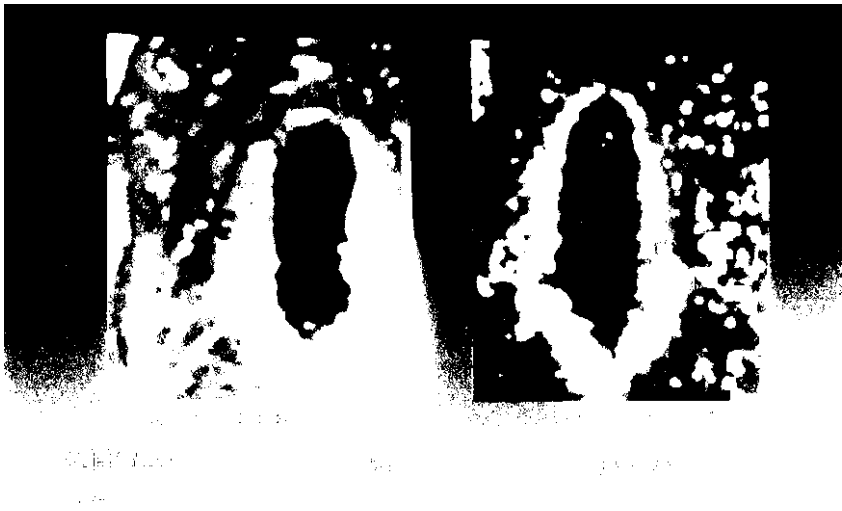


	20% blood		0.125% ICG	
	one shoot	40cc/h infusion	one shoot	40cc/h infusion
coagulation(mm)	16×20	14×17	13×23	13×27
cavity(mm)	6×16	8×13	6×16	6×19

【図13】



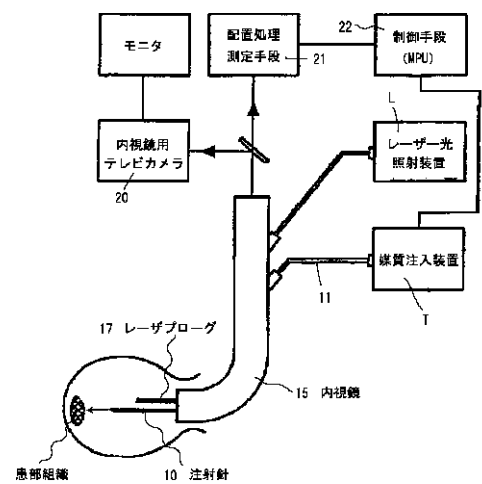
【図7】



【図9】



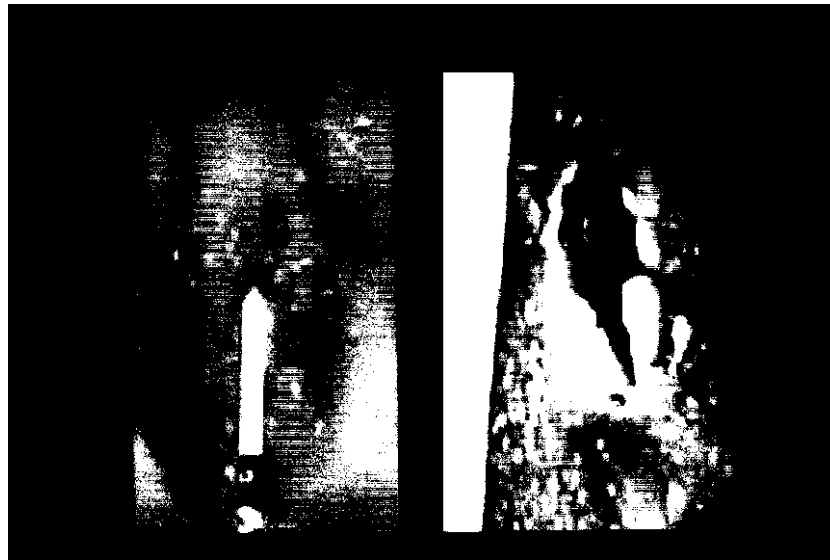
【図15】



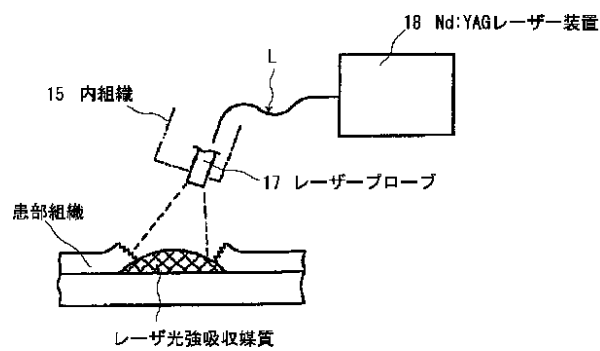
【図10】



【図12】



【図14】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C026 AA03 AA04 BB02 BB07 BB08
 DD03 DD06 FF17 FF60 GG06
 HH05 HH16 HH30
 4C082 RA05 RC04 RC08 RC09 RE17
 RE60 RG03 RG06 RJ06 RL16
 RL30

专利名称(译)	激光处理方法和用于处理的激光强吸收介质和使用它们的激光处理设备		
公开(公告)号	JP2001218772A	公开(公告)日	2001-08-14
申请号	JP2000034247	申请日	2000-02-10
[标]申请(专利权)人(译)	久保田繁广		
申请(专利权)人(译)	久保田繁广 中西 圣		
[标]发明人	久保田茂弘		
发明人	久保田 茂弘		
IPC分类号	A61B18/20 A61N5/06		
FI分类号	A61N5/06.E A61B17/36.350 A61B18/22 A61B18/28 A61N5/067		
F-TERM分类号	4C026/AA03 4C026/AA04 4C026/BB02 4C026/BB07 4C026/BB08 4C026/DD03 4C026/DD06 4C026/FF17 4C026/FF60 4C026/GG06 4C026/HH05 4C026/HH16 4C026/HH30 4C082/RA05 4C082/RC04 4C082/RC08 4C082/RC09 4C082/RE17 4C082/RE60 4C082/RG03 4C082/RG06 4C082/RJ06 4C082/RL16 4C082/RL30		
代理人(译)	山口哲夫		
其他公开文献	JP4572410B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：划时代的装置，能够可靠地对要热损伤的目标组织造成诸如蒸腾和凝结坏死之类的热损伤，而不必考虑由于活体组织的色调和组成而引起的激光吸收率。提供一种激光治疗方法，用于该治疗的激光强吸收介质以及使用该方法的激光治疗设备。 解决方案：将激光强吸收介质注入激光照射的目标病变组织和激光束之间，并用激光照射激光强吸收介质，以蒸发和凝结激光照射目标受影响的组织。 配置为造成热损坏。

