(19) DEUTSCHE DEMOKRATISCHE REPUBLIK

PATENTSCHRIFT

Wirtschaftspatent

Erteilt gemaeß § 17 Absatz 1 Patentgesetz

ISSN 0433-6461 (11) 214 292

Int.Cl.³ 3(51) A 61 B 17/36

AMT FUER ERFINDUNGS- UND PATENTWESEN

In der vom Anmelder eingereichten Fassung veroeffentlicht

(21) WP A 61 B/ 2494 904 (22) 04.04.83 (44) 10.10.84

(71) VEB CARL ZEISS JENA;DD;
(72) VEIT, FRIEDER,DIPL.-PHYS.;DD;

(54) VORRICHTUNG ZUR LICHTUEBERTRAGUNG FUER EIN MIKROCHIRURGISCHES LASERGERAET

(57) Die Vorrichtung zur Lichtübertragung für ein mikrochirurgisches Lasergerät findet Anwendung in verschiedenen chirurgischen Disziplinen, insbesondere zum Trennen und Nekrotisieren von Gewebe. Ziel der Erfindung ist die Erhöhung der Beweglichkeit von Laserskalpellen und eine Minimierung der Anzahl der Strahlführungseinrichtungen. Die zu lösende Aufgabe besteht darin, eine zum Trennen von lebenden Gewebe ausreichende Strahlleistung mit einem flexiblen Lichtleiter zu übertragen. Erfindungsgemäß wird das dadurch gelöst, daß im Strahlengang zwischen einem CO_2-Laser und einer Manipulationseinheit eine Einrichtung zur Frequenzverdoppelung des Laserlichtes und eine Lichtleitfaser angeordnet sind. Figur

2434304

TITEL der Erfindung:

Vorrichtung zur Lichtübertragung für ein mikrochirurgisches Lasergerät

Anwendungsgebiet der Erfindung:

Die Erfindung wird vorwiegend in verschiedenen chirurgischen Disziplinen, insbesondere zum Trennen und Nekrotisieren von lebendem Gewebe angewendet.
Anwendungsmöglichkeiten bestehen weiterhin bei Lichtkoagulatoren und für technische Zwecke.

Charakteristik der bekannten technischen Lösungen:

In der Medizin finden Laserskalpelle Verwendung, die aufgrund der günstigen Absorptionsverhältnisse in wasserhaltigem Gewebe als Grundelement eines CO_2-Laser enthalten. Außer der für diesen Verwendungszweck günstigen Wellenlänge von 10,6 µm bietet dieser Lasertyp den Vorteil, daß die erforderliche Leistung relativ leicht im kontinuierlichem Betrieb erzielt werden kann.
Die Übertragung zwischen dem Laserkopf und dem Handstück beziehungsweise bei mikrochirurgischem Einsatz dem Manipulator am Operationsmikroskop erfolgt bei bekannten Lösungen (DE-OS 2733359) durch Führung des Laserstrahles in Rohren und optischen Gelenken. Die Verwendung von Lichtleitfasern kann nicht erfolgen, da keine optischen Medien bekannt sind, die im Wellenlängenbereich um 10,6 µm eine ausreichende Transmission besitzen und außerdem als Fasern mit vertretbarem Aufwand herstellbar sind.

Dadurch wird die Handhabbarkeit des Laserskalpells stark eingeschränkt, insbesondere bei Verwendung an Operationsmikroskopen.

Ziel der Erfindung:
Durch die Erfindung soll erreicht werden, daß die Beweglichkeit des Laserskalpells erhöht und gleichzeitig durch die Anzahl der zum bei mikrochirurgischen Operationen verwendeten Mikroskop führenden Strahlführungseinrichtungen minimiert wird.

Darlegung des Wesens der Erfindung:
Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung zum berührungslosen Trennen und Nekrotisieren von tierischen oder menschlichen Gewebe so zu gestalten, daß eine zur Trennung von wasserhaltigem Gewebe ausreichende Strahlleistung mit einem flexiblen Lichtleiter auf das Gewebe übertragbar ist. Die Vorrichtung besteht dabei aus einem CO_2-Laser, einer Übertragungseinheit für den Laserstrahlengang und einer Manipulationseinheit.
Erfindungsgemäß wird die Aufgabe dadurch gelöst, daß in dem Laserstrahlengang zwischen dem CO_2-Laser und der Manipulationseinheit eine Einrichtung zur Frequenzveränderung, vorzugsweise zur Frequenzverdoppelung des Laserlichtes und eine Lichtleitfaser angebracht sind.
Vorteilhaft ist eine zweite Lichtquelle in der Nähe des Lasers angeordnet, deren Licht wahlweise in die Lichtleitfaser eingespeist werden kann.
Weiterhin ist es vorteilhaft, wenn die Quarzfaser Bestandteil eines Lichtleitkabels aus mehreren flexiblen Lichtleitern ist.

DT 1983*105897

249490 4

Ausführungsbeispiel:

Die Erfindung wird nachstehend anhand der schematischen Zeichnung näher erläutert.

Die Figur zeigt ein Beispiel für eine erfindungsgemäße Vorrichtung zur Verwendung an einem Operationsmikroskop. In einem Laserkopf 15 ist ein CO_2-Laser 1 enthalten, von dem ein Laserstrahlengang 2 ausgeht. In dem Laserstrahlengang 2 sind ein doppeltbrechender Kristall 3, eine Quarzlinse 4, ein Klappspiegel 5 und eine Lichteintrittsfläche einer Monofaser 6 aus Quarz angeordnet. Der Klappspiegel 5 ermöglicht die Einspiegelung eines Pilotstrahles im Bereich des sichtbaren Lichtes, der zum Anzielen des Objektes zweckmäßig ist und hier durch einen He-Ne-Laser 7 erzeugt wird.

Im Laserkopf 15 befindet sich zusätzlich eine Lichtquelle 8, deren Licht mittels eines zugeordneten Kondensors 9 in ein Lichtleitkabel 10 eingespeist wird. Die Übertragung zu einem Operationsmikroskop 11 erfolgt somit ausschließlich mittels flexibler Strahlführungssysteme.

Das Laserlicht durchläuft nach Verlassen der Monofaser 6 eine Linse 12 und wird durch einen Manipulatorspiegel 13 auf einen in der Schärfenebene des Mikroskopes liegenden Gewebebezirk 14 gelenkt. Der Manipulatorspiegel 13 kann mittels eines Griffes 16 bewegt und damit der Laserstrahl abgelenkt werden.

Die von dem CO_2-Laser ausgehende Strahlung hat eine Wellenlämge von $\lambda_1 = 10{,}6\ \mu m$. Beim Durchlaufen des Kristalls 3 wird durch Erzeugung der optischen zweiten Hqrmonischen eine Strahlung der Wellenlänge $\lambda_2 = 5{,}3\ \mu m$ erzeugt. Für Lichtstrahlengang dieser Wellenlänge besitzt die nachfolgende Monofaser eine ausreichend gute Transmission, so daß die Laserenergie mit gutem Wirkungsgrad auf den zu behandelnden Gewebebezirk 14 gelangt.

... 1000 : 105807

249490 4

Der Klappspiegel ist dabei aus dem Strahlengang ausgeklappt. In dem zu behandelnden wasserhaltigem Gewebe liegt bei der Wellenlänge von λ_2 = 5,3 µm eine Absorptionsbande vor, die einen für den medizinischen Einsatz erforderlichen Effekt hervorruft, so daß das Gewebe abgetragen wird. Da das zur Behandlung verwendete Laserlicht nicht sichtbar ist, erfolgt das Einstellen des entsprechenden Objektdetails mit Hilfe des roten Lichtes des He-Ne-Lasers 7, nachdem der Klappspiegel 5 in den Strahlengang eingeschwenkt ist.
Die Beleuchtung des Operationsfeldes erfolgt, indem das von der Lichtquelle 8 ausgelenkte Licht über die Linse 7 und das Lichtleitkabel 10 in das nicht dargestellt Beleuchtungssystem des Operationsmikroskopes 11 geführt wird.

25.JUL.1983*105807

249490 4

Erfindungsanspruch:

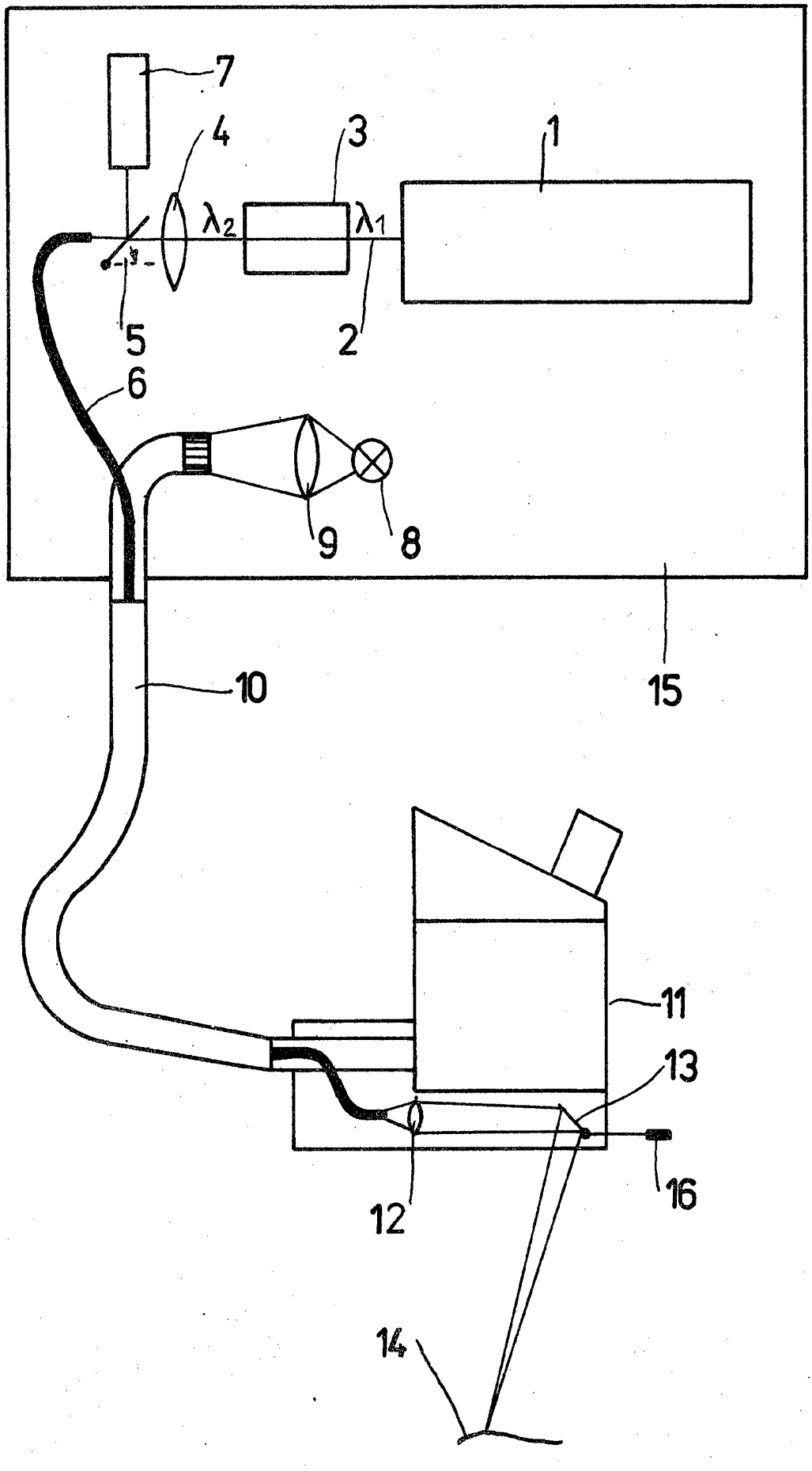
1. Vorrichtung zur Lichtübertragung für ein mikrochirurgisches Laserferät, insbesondere zum berührungslosen Trennen und Nekrotisieren von tierischen oder menschlichen Gewebe, bestehend aus einem CO_2-Laser, einer Übertragungseinheit und einer Manipulationseinheit, gekennzeichnet dadurch, daß in einem Laserstrahlengang zwischen dem CO_2-Laser und der Manipulationseinheit eine Einrichtung zur Frequenzänderung, vorzugsweise zur Frequenzverdoppelung, des Laserlichtes und eine flexible Quarzlichtleitfaser angeordnet sind.

2. Vorrichtung nach Punkt 1 , gekennzeichnet dadurch, daß eine zweite Lichtquelle in der Nähe des Lasers angeordnet ist, deren Licht wahlweise in die Quarzlichtleitfaser eingespeist werden kann.

3. Vorrichtung nach Punkt 2 , gekennzeichnet dadurch, daß die flexible Quarzlichtleitfaser Bestandteil eines Lichtleitkabels aus mehreren flexiblen Lichtleitern ist.

Hierzu 1 Seite Zeichnungen

05 III 1983*105807


7
4
3
1
λ_2
λ_1
5
2
6
9
8
15
10
11
13
12
16
14