

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
26. Januar 2012 (26.01.2012)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2012/010449 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 18/14 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2011/061712

(22) Internationales Anmeldedatum:
11. Juli 2011 (11.07.2011)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
102010036534.3 21. Juli 2010 (21.07.2010) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme
von US): **ERBE ELEKTROMEDIZIN GMBH**
[DE/DE]; Waldhörnlestraße 17, 72072 Tübingen (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **SCHULZ, Florian**
[DE/DE]; Sülcherstraße 11, 72108 Rottenburg (DE).
KLEIN, Ralf [DE/DE]; Kiebinger Straße 7, 72108 Rot-
tenburg (DE). **WERNER, Erich** [DE/DE]; Gustav-Wer-
ner-Straße 4, 72872 Wannweil (DE).

(74) Anwälte: **BOHNENBERGER, Johannes** et al.; Meiss-
ner, Bolte & Partner Gbr, Postfach 86 06 24, 81633 Mün-
chen, Widenmayerstraße 48, 80538 München (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,
AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY,
BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM,
DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM,
GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN,
KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA,
MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG,
NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC,
SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN,
TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

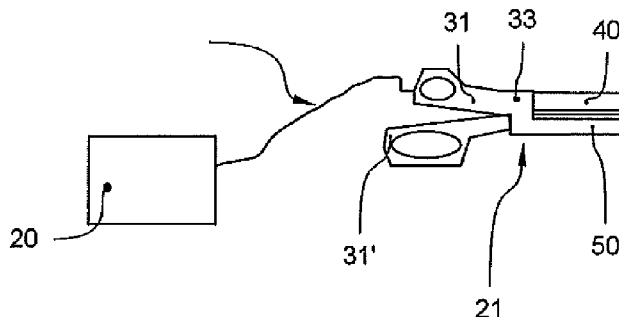
(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW,
GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ,
UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD,
RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY,
CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS,
IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO,
RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI,
CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: ELECTROSURGICAL DEVICE

(54) Bezeichnung : ELEKTROCHIRURGISCHES GERÄT

Fig. 1



(57) Abstract: The invention relates to cutting through biological tissue. The provided device is intended to allow large blood vessels (such as those having a diameter of 2 mm) to be cleanly cut through and simultaneously closed off. Said device comprises: at least one electric surgical instrument having a first jaw part and a second jaw part that are hinged together such that the jaw parts can be brought from a receiving position into a closed position for capturing tissue. The jaw parts each have application electrodes for applying a HF voltage to the captured tissue, and the second jaw part comprises an insulating part, which is disposed directly opposite the first application electrode, and further comprising a supply unit for supplying a HF voltage to the application electrodes. The device is characterized in that the supply unit comprises at least one control unit that is designed such that a cutting voltage is applied over an application period during a cutting interval, and a coagulation voltage is applied during a coagulation interval, by means of the application electrodes.

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]



WO 2012/010449 A1

**Veröffentlicht:**

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

— mit geänderten Ansprüchen gemäss Artikel 19 Absatz 1

Die vorliegende Anmeldung beschäftigt sich mit dem Durchtrennen von biologischem Gewebe. Das bereitgestellte Gerät soll es ermöglichen, größere Blutgefäße (z. B. mit einem Durchmesser von 2 mm) sauber zu durchtrennen und gleichzeitig zu verschließen. Es umfasst: mindestens ein elektrochirurgisches Instrument mit einem ersten Maulteil und einem zweiten Maulteil, die derartig gelenkig miteinander verbunden sind, dass die Maulteile aus einer Aufnahmestellung in eine Schließstellung zum Fassen von Gewebe bringbar sind, wobei die Maulteile jeweils Applikationselektroden zum Anlegen einer HF-Spannung an das gefasste Gewebe haben, wobei das zweite Maulteil ein Isolationsteil umfasst, das der ersten Applikationselektrode unmittelbar gegenüberliegend angeordnet ist, eine Versorgungseinrichtung zur Versorgung der Applikationselektroden mit einer HF-Spannung. Das Gerät zeichnet sich dadurch aus, dass die Versorgungseinrichtung mindestens eine Steuereinrichtung umfasst, die derartig ausgebildet ist, dass über einen Applikationszeitraum während eines Schneidintervalls eine Schneidspannung und während eines Koagulationsintervalls eine Koagulationsspannung mittels der Applikationselektroden angelegt werden.

Elektrochirurgisches Gerät

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein elektrochirurgisches Gerät gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

Elektrochirurgische Geräte werden seit vielen Jahren in der Hochfrequenzchirurgie (HF-Chirurgie) eingesetzt, um biologisches Gewebe zu koagulieren oder zu schneiden. Bei der HF-Chirurgie wird ein hochfrequenter Strom durch das zu behandelnde Gewebe geleitet, so dass sich dieses aufgrund von Eiweißkoagulation und Dehydration verändert. Das Gewebe zieht sich dabei derart zusammen, dass Gefäße verschlossen und Blutungen gestillt werden. Für einen Schneidprozess ist eine hohe Stromdichte erforderlich, so dass ein explosionsartiges Verdampfen der Gewebeflüssigkeit und ein Aufbrechen der Zellmembranen das Gewebe vollständig durchtrennen.

Ein elektrochirurgisches Gerät kann einer Versorgungseinrichtung mit einem Hochfrequenzgenerator, der den entsprechenden Wechselstrom erzeugt, und ein elektrochirurgisches Instrument haben, mittels dessen der Wechselstrom auf das Gewebe appliziert wird. Häufig verwendete elektrochirurgische Instrumente sind elektrochirurgische Scheren und elektrochirurgische Klemmen.

Die bereits genannten elektrochirurgischen Instrumente gehören meist zur Klasse der bipolaren elektrochirurgischen Instrumente. Die Werkzeugköpfe der entsprechenden Instrumente weisen also zwei Applikationselektroden auf, zwischen denen der Wechselstrom fließt. Der Stromkreis wird über das zu schneidende oder zu koagulierende Gewebe zwischen den Applikationselektroden geschlossen. Ein monopolarer Instrument weist nur eine einzige Applikationselektrode auf, die das zu behandelnde Gewebe kontaktiert. Eine weitere Applikationselektrode ist großflächig ausgebildet und wird beispielsweise unmittelbar an dem Patienten befestigt. Eine Versorgungseinrichtung für ein monopolarer Instrument ist aus der WO 2006/050888 A1 bekannt.

Bipolare Instrumente eignen sich besonders dazu, Gefäße zu verschließen und diese danach zu durchtrennen. Hierbei erweist es sich jedoch als besonders problematisch, große Gefäße (beispielsweise mit einem Durchmesser von mehr als 2 mm) zu durchtrennen. Verwendet man an dieser Stelle herkömmliche HF-chirurgische bipolare Scheren, so reicht deren Leistung häufig nicht aus, um diese größeren Blutgefäße zu verschließen. Bei einem alternativen Verfahren werden bipolare Klemmen verwendet, um das Gefäß an zwei Stellen zu koagulieren. Danach erfolgt ein mechanisches Durchtrennen mittels einer Schere. Der Instrumentenwechsel ist mit einem erheblichen Zeitaufwand verbunden. Des Weiteren sind Ultraschallinstrumente bekannt, die die Aufgabe lösen. Für den behandelnden Arzt ist es jedoch problematisch, allein für den Verschluss größerer Gefäße ein zusätzliches Instrument einsetzen zu müssen.

Die EP 1 632 192 A1 und die WO 2004/032777 A1 beschreiben elektrochirurgische Geräte, die explizit zum Durchtrennen und Versiegeln von Gefäßen ausgelegt sind. So zeigt die WO 2004/032777 A1 eine Versorgungseinrichtung, an die mindestens ein elektrochirurgisches Instrument mit einem ersten Maulteil und einem zweiten Maulteil anschließbar ist. Die Maulteile sind dabei derart gelenkig miteinander verbunden, dass diese aus einer Aufnahmestellung in eine Schließstellung zum Fassen von Gewebe bringbar sind. Das elektrochirurgische Instrument ist also in Form einer Fasszange ausgebildet. Die Maulteile weisen jeweils eine Applikationselektrode auf, um eine HF-Spannung an gefasstes Gewebe anzulegen. Die beiden Applikationselektroden dienen dazu, das gefasste Gewebe zu koagulieren. Am oberen Maulteil ist mittig eine Schneidelektrode angeordnet, die in Verbindung mit der Applikationselektrode am unteren Maulteil ein koaguliertes Gewebe durchtrennen kann. Der Schneidelektrode unmittelbar gegenüberliegend ist ein Isolationsteil vorgesehen, so dass bei einer direkten Kontaktierung zwischen der Schneidelektrode und dem unteren Maulteil kein Kurzschluss entsteht. Die WO 2004/032777 A1 sieht es vor, dass die Schneidelektrode nach einer ausreichenden Koagulation mittels der Applikationselektroden aktiviert wird. Die in der WO 2004/032777 A1 beschriebene Vorrichtung hat den Nachteil, dass sie sehr aufwändig aufgebaut ist. Des Weiteren führt das Koagulieren des Gewebes vor dem Schneiden dazu, dass ein elektrochirurgisches Schneiden nur schwer möglich ist. So trocknet das Applizieren des Koagulationsstroms mittels der einander gegenüberliegenden Applikationselektroden das Gewebe derart stark aus, dass ein effizientes elektrochirurgisches Schneiden nur noch schwer möglich ist. Der behandelnde Arzt muss versuchen, den Koagulationsstrom und den Zeitraum, in dem

dieser appliziert wird, derart abzuschätzen, dass das Gewebe in einem Zustand verbleibt, der ein elektrochirurgisches Durchtrennen ermöglicht.

Ausgehend von der WO 2004/032777 A1 ist es Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein verbessertes elektrochirurgisches Gerät anzugeben. Insbesondere soll ein Gerät vorgestellt werden, das größere Gefäße sicher versiegelt und dann effizient durchtrennt. Beim Durchtrennen des Gewebes soll eine Karbonisierung vermieden werden.

Diese Aufgabe wird durch das elektrochirurgische Gerät gemäß dem Anspruch 1 gelöst.

Insbesondere wird die Aufgabe durch ein elektrochirurgisches Gerät gelöst, das umfasst:

- mindestens ein elektrochirurgisches Instrument mit einem ersten Maulteil und einem zweiten Maulteil, die derart gelenkig miteinander verbunden sind, dass die Maulteile aus einer Aufnahmestellung in eine Schließstellung zum Fassen von Gewebe bringbar sind, wobei das erste Maulteil eine erste Applikationselektrode und das zweite Maulteil mindestens eine zweite Applikationselektrode zum Anlegen einer HF-Spannung an das gefasste Gewebe haben, wobei das zweite Maulteil ein Isolationsteil umfasst, das der ersten Applikationselektrode unmittelbar gegenüberliegend angeordnet ist,
- eine Versorgungseinrichtung zur Versorgung der Applikationselektrode mit einer HF-Spannung.

Das elektrochirurgische Gerät zeichnet sich unter anderem dadurch aus, dass die Versorgungseinrichtung mindestens eine Steuereinrichtung umfasst, die derart ausgebildet ist, dass über einen Applikationszeitraum während eines Schneidintervalls eine Schneidspannung und während eines Koagulationsintervalls eine Koagulationsspannung mittels der Applikationselektroden angelegt werden.

Ein wesentlicher Aspekt der vorliegenden Erfindung besteht also darin, dass dieselben Applikationselektroden dazu verwendet werden, die Schneidspannung und die Koagulationsspannung zu applizieren. Das Isolationsteil kann dazu dienen, einen Kurzschluss zwischen den Applikationselektroden zu vermeiden. Des Weiteren sorgt

das Isolationsteil dafür, dass der HF-Strom in vorgegebenen Bahnen durch das Gewebe geleitet wird, so dass eine großflächige Koagulation, insbesondere während des Koagulationsintervalls erfolgt.

Das Isolationsteil kann ein gegenüber Funkenspiel resistentes Material, z.B. Keramik, umfassen. Vorzugsweise hat das verwendete Isoliermaterial einen Widerstand von größer oder gleich 50 Ohm, das gegenüber dem Funkenspiel beim Schneiden resistent ist.

Die Applikationselektroden können derart an den Maulteilen angeordnet sein, dass diese im Schließzustand voneinander beabstandet sind. Vorzugsweise weisen diese einen Abstand zueinander auf, der im Schließzustand mindestens 0,1 mm und/oder maximal 5 mm beträgt. Dieser Abstand im geschlossenen Zustand stellt sicher, dass eine ausreichende Versiegelung des gefassten Gewebes bei der Applikation der Koagulationsspannung gewährleistet wird.

Das erste Maulteil kann eine Isolatorschicht umfassen, die an den von dem zweiten Maulteil abgewandten Seiten der ersten Applikationselektrode angeordnet ist, um die erste Applikationselektrode gegenüber dem Gewebe elektrisch zu isolieren. Vorzugsweise ist eine unmittelbare Kontaktierung des Gewebes also nur auf der Seite möglich, die dem zweiten Maulteil zugewandt ist. Somit wird der HF-Strom auf einen vordefinierten Bereich konzentriert. Leckströme über Gewebebereiche, die nicht koaguliert werden sollen, werden vermieden. Des Weiteren ermöglicht die exakte Applikation des HF-Stroms eine bessere Überwachung der Vorgänge. Beispielsweise kann ein zwischen den Applikationselektroden auftretender Funke erkannt werden. Vorzugsweise handelt es sich um eine Isolation mit einem Widerstand größer 300 Ohm.

Das zweite Maulteil kann eine Isolatorschicht umfassen, die an den von dem ersten Maulteil abgewandten Seiten der zweiten Applikationselektrode angeordnet ist, um die zweite Applikationselektrode gegenüber dem Gewebe elektrisch zu isolieren. Diese Isolationsschicht am zweiten Maulteil kann die zweite Applikationselektrode effektiv elektrisch derart abschirmen, dass sich der Stromfluss auf den Zwischenraum zwischen dem ersten und dem zweiten Maulteil beschränkt.

Das zweite Maulteil kann eine im Wesentlichen plane Klemmfläche zur Aufnahme des Gewebes umfassen. Ebenso kann das erste Maulteil eine Schneideinrichtung mit einer

dem Isolatorenteil zugewandten Kante, beispielsweise einer Schneide, zum Durchtrennen von Gewebe umfassen. Die plane Klemmfläche ermöglicht eine flächige Anordnung der dort angebrachten Applikationselektrode, so dass der HF-Strom über einen größeren Bereich des gefassten Gewebes verteilt wird und das Gewebe, insbesondere die Gefäße, großflächig versiegelt werden. Die Kante unterstützt den Trennvorgang des Gewebes mechanisch. Des Weiteren können Seitenflächen der Kante als Applikationselektroden wirken und so geneigt sein, dass sie den HF-Strom vorteilhaft in das Gewebe einbringen.

Die Maulteile können derart ausgebildet sein, dass eine Isolationsteilbreite des Isolatorteils größer oder gleich einer Schneideinrichtungsbreite der Schneideinrichtung ist. Vorzugsweise sind die Applikationselektroden derart ausgebildet und angeordnet, dass die Stromdichte in dem Zwischenraum zwischen den Maulteilen in seitliche Richtungen (quer zu einer Längsachse) abnimmt. Dies gilt zumindest für den Zwischenbereich der nicht unmittelbar an das Isolatorenteil angrenzt.

Die Steuereinrichtung kann derart ausgebildet sein, dass eine Applikationszeit eine Vielzahl von, insbesondere regelmäßigen, Wechseln zwischen der Schneidspannung und der Koagulationsspannung umfasst. Vorzugsweise ist der Schneidstrom ein bipolarer kontinuierlicher HF-Strom, der zur Schnittkontrolle in Pulsen kontrolliert wird, wobei eine Unterbrechung erfolgt.

Die Steuereinrichtung kann eine Funkenerkennungseinrichtung zur Erkennung eines an den Applikationselektroden auftretenden Funkens und/oder eine Impedanzmesseinrichtung zur Erfassung einer Gewebeimpedanz umfassen, wobei die Länge des Schneidintervalls in Abhängigkeit von der Funkenerkennungseinrichtung/Impedanzmesseinrichtung ausgegebenen Signalen bestimmt wird. Um den Schnitt ausreichend zu bremsen, werden die einzelnen Schneidimpulse bzw. Schneidintervalle unterbrochen. Die Unterbrechung kann in Abhängigkeit von der Erkennung eines Funkens oder der Änderung des HF-Stroms (das Gewebe wird hochohmig) erfolgen. In den dazwischen auftretenden Pausen kann zumindest zeitweise eine Koagulationsspannung angelegt werden.

Das elektrochirurgische Gerät kann eine Einstelleinrichtung zum Einstellen einer Arbeitsgeschwindigkeit umfassen, wobei die Steuereinrichtung dazu ausgebildet ist, die Länge des Schneidintervalls in Abhängigkeit von der eingestellten Arbeitsgeschwindigkeit zu wählen.

Weitere vorteilhafte Ausführungsformen ergeben sich anhand der Unteransprüche.

Nachfolgend wird die Erfindung anhand eines Ausführungsbeispiels beschrieben, das mittels mehrerer Abbildungen näher erläutert wird. Hierbei zeigen:

- Fig. 1 ein elektrochirurgisches Gerät mit einer Versorgungseinrichtung und einem daran angeschlossenen elektrochirurgischen Instrument;
- Fig. 2 einzelne Bestandteile der Versorgungseinrichtung;
- Fig. 3 einen Querschnitt durch das elektrochirurgische Instrument aus Fig. 1;
- Fig. 4 eine detaillierte Seitenansicht der Maulteile des Instruments aus Fig. 1;
- Fig. 5 ein Diagramm, das die applizierte HF-Spannung über die Zeit darlegt.

In der nachfolgenden Beschreibung werden für gleiche und gleich wirkende Teile dieselben Bezugsziffern verwendet.

Das erfindungsgemäße elektrochirurgische Gerät umfasst eine Versorgungseinrichtung 20 (Fig. 1) und ein bipolares elektrochirurgisches Instrument 30, wobei das Instrument 30 über ein Versorgungskabel 21 an die Versorgungseinrichtung 20 angeschlossen ist.

Das Instrument 30 hat eine erste und eine zweite Branche, die drehbeweglich mittels eines Drehgelenks 33 aneinander befestigt sind. Das Drehgelenk 33 ermöglicht es, das Instrument 30 zu öffnen, um Gewebe aufzunehmen, und danach zu schließen, um das Gewebe in einem Schließzustand festzuhalten. In diesem Schließzustand kann sowohl ein Koagulations- wie auch ein Schneidvorgang durchgeführt werden.

Die erste Branche hat an ihrem distalen Ende ein erstes Maulteil 40 und an ihrem proximalen Ende einen ersten Handgriff 31 zur Betätigung des ersten Maulteils 40. Die zweite Branche weist korrespondierend am distalen Ende ein zweites Maulteil 50 und am proximalen Ende einen zweiten Handgriff 31' auf. Die Handgriffe 31, 31' umfassen Fingerlöcher, so dass das Instrument 30 komfortabel von einem Arzt gehalten und betätigt werden kann.

Die Fig. 4 zeigt eine Detailansicht des distalen Bereichs des Instruments. Wie bereits beschrieben, sind die Maulteile 40, 50 drehbeweglich über das Drehgelenk 33 miteinander verbunden. Das erste Maulteil 40 hat an der dem zweiten Maulteil 50 zugewandten Seite (erste Klemmflächen 47) eine Schneideinrichtung 45, die eine Schicht eines ersten Applikationselektrodenisolators 43 überragt. Bis auf die dem ersten Maulteil 40 zugewandte Seite (zweite Klemmfläche 57) ist auch das zweite Maulteil 50 vollständig von einem Applikationselektrodenisolator 53 ummantelt.

Fig. 3 zeigt einen Querschnitt durch die Maulteile 40, 50. Es zeigt sich, dass in diesem Querschnitt die Schneideinrichtung 45 im Wesentlichen keilförmig nach unten hin ausläuft, wobei die ersten Klemmflächen 47 die Seitenbereiche des Keils bilden. Die Schneideinrichtung 45 hat an ihrem unteren Ende – der dem zweiten Maulteil 50 zugewandte Abschnitt – eine Kante 46, die dazu ausgebildet ist, Gewebe mechanisch zu trennen. Die dem zweiten Maulteil 50 abgewandten Seiten sind zumindest abschnittsweise durch den ersten Applikationselektrodenisolator 43 ummantelt. Im Querschnitt ist dieser im Wesentlichen U-förmig ausgebildet. Der Kante 46 unmittelbar gegenüberliegend befindet sich ein Amboss 55, der als Isolator ausgebildet ist. Vorzugsweise handelt es sich hierbei um eine Keramikschicht, die im geschlossenen Zustand der Maulteile 40, 50 durch die Kante 46 kontaktiert wird. Der Amboss 55 hat im Querschnitt eine im Wesentlichen rechteckige Form und wird von einer zweiten Applikationselektrode 51 abschnittsweise umfasst. Die zweite Applikationselektrode 51 wird wiederum von dem zweiten Applikationselektrodenisolator 53 abschnittsweise ummantelt. Das zweite Maulteil 50 umfasst also den Amboss 55, die zweite Applikationselektrode 51 und den zweiten Applikationselektrodenisolator 53. Diese Elemente bilden nach oben hin eine zweite Klemmfläche 57 aus, die sich flächig entlang der Längsachse des zweiten Maulteils 50 erstreckt. Die zweite Applikationselektrode 51 ist lediglich auf der dem ersten Maulteil 40 zugewandten Seite von außen zugänglich. Die anderen Seiten sind durch den Applikationselektrodenisolator 53 elektrisch isoliert. Die zweite Applikationselektrode 51 bildet zwei parallel zueinander verlaufende Flächen wechselseitig zu dem Amboss 55 aus, die ein Teil der zweiten Klemmfläche 57 sind. Die Schneideinrichtung 45 kann diese Flächen der zweiten Applikationselektrode 51 nicht unmittelbar kontaktieren. Sobald Gewebe zwischen der Schneideinrichtung 45 und dem Amboss 55 eingeklemmt ist, lässt sich mittels der Versorgungseinrichtung 20 eine HF-Spannung an die erste Applikationselektrode 41 und somit an die Schneideinrichtung 45 und an die zweite Applikationselektrode 51 anlegen. Es bilden sich Strompfade im Gewebe aus, die im Wesentlichen schräg zu der zweiten Klemmfläche 57 verlaufen. Die Stromdichte ist daher unmittel-

bar unterhalb der Schneideinrichtung 45, insbesondere unterhalb der Kante 46, relativ gering, so dass das dort befindliche Gewebe erst zu einem relativ späten Zeitpunkt denaturiert. Jenseits des Ambosses 55 steigt die Stromdichte an und nimmt zum Randbereich hin ab.

Vorzugsweise ist eine Schneideinrichtungsbreite b_s kleiner als eine Isolationsteilbreite b_I , so dass die von oben zugängliche Fläche des Ambosses 55 in einer Draufsicht seitlich über die Schneideinrichtung 45 hinausragt. Somit wird eine sichere Isolation der Applikationselektroden 41, 51 gegeneinander gewährleistet. Ein Elektrodenabstand b_E beläuft sich auf ca. 5 mm. In einem anderen Ausführungsbeispiel kann dieser Abstand einen beliebigen Wert zwischen 0,1 mm und 5 mm betragen. Der Elektrodenabstand b_E kann beispielsweise als der geringste Abstand zwischen den Applikationselektroden 41, 51 im Schließzustand verstanden werden.

Die erfindungsgemäße Versorgungseinrichtung 20 (vgl. Fig. 2) kann einen HF-Generator 22 und eine Steuereinrichtung 23 umfassen, die miteinander in kommunikativer Verbindung stehen. Die Steuereinrichtung 23 wirkt hierbei derart auf den HF-Generator 22 ein, dass dieser das elektrochirurgische Instrument 30 mit einer vorgegebenen HF-Spannung I_{HF} betreibt. Bereits durch die Steuerung des HF-Generators 22 sind der Steuereinrichtung 23 wesentliche Parameter bekannt. Weitere Parameter können von einer optional vorhandenen HF-Sensoreinheit 24 geliefert werden. Dieser HF-Sensoreinheit 24 kann als logische Einheit verstanden werden, die einige wesentliche Sensoreinheiten der Versorgungseinrichtung 20 zusammenfasst. Hierunter kann beispielsweise ein Funkensensor, ein HF-Spannungssensor und ein HF-Stromsensor fallen, die Informationen bezüglich des applizierten Stroms bzw. der applizierten Spannung liefern und angeben, ob ein Funken an den Applikationselektroden 41, 51 vorliegt.

In einem Ausführungsbeispiel (vgl. Fig. 5) wird nach dem Aktivieren der Versorgungseinrichtung 20 über ein Schneidintervall t_s eine Schneidspannung U_s an die Applikationselektroden 41, 51 angelegt. Diese Schneidspannung U_s ist derart beschaffen, dass es zu einem Auftrennen des gefassten Gewebes kommt. Nach dem Ablauf des Schneidintervalls T_s wird von der Steuereinrichtung 23 über ein Koagulationsintervall t_k eine Koagulationsspannung U_k angelegt. Diese Koagulationsspannung U_k kann deutlich kleiner sein als die Schneidspannung U_s . Nach dem Ablauf des Koagulationsintervalls t_k kann wieder ein Schneidintervall t_s erfolgen. Die einzelnen Intervalle

können wechselnd durchlaufen werden, bis die Versorgungseinrichtung 20 deaktiviert wird. Es ergeben sich also eine Vielzahl von Schneidphasenstartzeitpunkten s_1 , s_2 .

Vorzugsweise wird der Schnitt gebremst, um eine ausreichende Koagulation des Gewebes sicherzustellen. Die Steuereinrichtung 23 kann hierfür derart ausgebildet werden, dass sie die einzelnen Schneidintervalle t_s dynamisch bestimmt. Beispielsweise kann ein Funke (z.B. mittels einer Funkenerkennungseinrichtung) erkannt werden, der an den Applikationselektroden 41, 51 auftritt. Danach kann sofort aus dem Schneidintervall t_s in das Koagulationsintervall t_k gewechselt werden. Alternativ kann dieser Wechsel mit einer Verzögerung t_v erfolgen. Die Verzögerung t_v kann beispielsweise zwischen 0 und 25 ms betragen. Nach dem Ablauf der Verzögerung t_v wird also der Schneidvorgang zu einem Abbruchzeitpunkt z.B. ab_1 beendet. In dem in Fig. 5 gezeigten Diagramm gibt f_1 den Funkensignalzeitpunkt an, d.h. den Zeitpunkt an dem ein entsprechender Funke auftritt. Alternativ kann dieser Zeitpunkt die Änderung des applizierten HF-Stroms – bedingt durch eine Gewebeveränderung – angeben. Beispielsweise kann das Gewebe aufgrund von Dehydration hochohmig werden. Auch das Koagulationsintervall t_k kann statisch oder dynamisch von der Steuereinrichtung 23 vorgegeben werden. Beispielsweise kann der behandelnde Arzt eine Arbeitsgeschwindigkeit einstellen. Die Steuereinrichtung 23 setzt diese Arbeitsgeschwindigkeit um, indem sie eine bestimmte Länge für das Koagulationsintervall t_k festlegt.

Für den hier tätigen Fachmann sollten zahlreiche Variationen des beschriebenen Ausführungsbeispiels denkbar sein. So ist es ohne Weiteres möglich, auf einen oder beide der Applikationselektrodenisolatoren 43, 53 zu verzichten. Des Weiteren können diese Applikationselektrodenisolatoren 43, 53 die zugehörigen Applikationselektroden 41, 51 nur teilweise ummanteln.

Des Weiteren ist es denkbar, die Koagulationsspannung U_k in Abhängigkeit von dem Gewebezustand oder anderen Parametern (z.B. Verlauf des Trennvorgangs) zu variieren.

Es ist möglich, dass die Schneideinrichtung 45 im Schließzustand unmittelbar auf dem Amboss 55 aufliegt. Andererseits kann an dem Instrument 30 auch ein Anschlag vorgesehen werden, so dass die Schneideinrichtung 45 auch im Schließzustand einen vordefinierten Abstand zum Amboss 55 einhält.

Die gelenkige Verbindung zwischen den Maulteilen 40, 50 kann ein Drehgelenk 33 sein. Andererseits kann hier jedes beliebige Gelenk verwendet werden. So ist es möglich, dass lediglich eines der Maulteile 40, 50 gelenkig gegenüber dem anderen Maulteil 40, 50 verschwenkbar ist. Theoretisch können sich aber auch beide Maulteile 40, 50 gegenüber einer Basis verschwenken lassen. Des Weiteren ist es denkbar, dass die Verschwenkung der Maulteile 40, 50 durch eine Parallelverschiebung oder durch eine Rotationsbewegung erfolgt.

Vorab wurde eine elektrochirurgische Fassung beschrieben. Es ist jedoch auch möglich, die erfindungsgemäße Lehre in einem endoskopischen Instrument zu verwenden.

Bei einer allgemeinen Ausführungsform des erfindungsgemäßen elektrochirurgischen Geräts umfasst dieses:

- mindestens ein elektrochirurgisches Instrument (30) mit einem ersten Maulteil (40) und einem zweiten Maulteil (50), die derart gelenkig miteinander verbunden sind, dass die Maulteile (40, 50) aus einer Aufnahmestellung in eine Schließstellung zum Fassen von Gewebe bringbar sind, wobei das erste Maulteil (40) eine erste Applikationselektrode (41) und das zweite Maulteil (50) mindestens eine zweite Applikationselektrode (51) zum Anlegen einer HF-Spannung an das gefasste Gewebe haben, wobei das zweite Maulteil (50) ein Isolationsteil (55) umfasst, das der ersten Applikationselektrode (41) gegenüberliegend angeordnet ist,
- eine Versorgungseinrichtung (20) zur Versorgung der Applikationselektroden (41, 51) mit einer HF-Spannung, wobei die Versorgungseinrichtung (20) mindestens eine Steuereinrichtung (23) umfasst, die derart ausgebildet ist, dass über einen Applikationszeitraum während eines Schneidintervalls (t_s) eine Schneidspannung (U_s) und während eines Koagulationsintervalls (t_k) eine Koagulationsspannung (U_k) mittels der Applikationselektroden (41, 51) angelegt werden.

Bezugszeichenliste

20	Versorgungseinrichtung
21	Versorgungskabel
22	HF-Generator
23	Steuereinrichtung
24	HF-Sensoren
30	Instrument
31, 31'	Handgriff
33	Drehgelenk
40	erstes Maulteil
41	erste Applikationselektrode
43	erster Applikationselektrodenisolator
45	Schneideinrichtung
46	Kante
47	erste Klemmfläche
50	zweites Maulteil
51	zweite Applikationselektrode
53	zweiter Applikationselektrodenisolator
55	Amboss
57	zweite Klemmfläche
ab1	Abbruchzeitpunkt
b_S	Schneideinrichtungsbreite
b_I	Isolationsteilbreite
b_E	Elektrodenabstand
f1	Funkensignalzeitpunkt
s1, s2	Schneidphasenstartzeitpunkt
t_V	Verzögerung
t_S	Schneidintervall
t_K	Koagulationsintervall
U_S	Schneidspannung
U_K	Koagulationsspannung
U_{HF}	HF-Spannung

Ansprüche

1. Elektrochirurgisches Gerät, umfassend:
 - mindestens ein elektrochirurgisches Instrument (30) mit einem ersten Maulteil (40) und einem zweiten Maulteil (50), die derart gelenkig miteinander verbunden sind, dass die Maulteile (40, 50) aus einer Aufnahmestellung in eine Schließstellung zum Fassen von Gewebe bringbar sind, wobei das erste Maulteil (40) eine erste Applikationselektrode (41) und das zweite Maulteil (50) mindestens eine zweite Applikationselektrode (51) zum Anlegen einer HF-Spannung an das gefasste Gewebe haben, wobei das zweite Maulteil (50) ein Isolationsteil (55) umfasst, das der ersten Applikationselektrode (41) gegenüberliegend angeordnet ist,
 - eine Versorgungseinrichtung (20) zur Versorgung der Applikationselektroden (41, 51) mit einer HF-Spannung, dadurch gekennzeichnet, dass die Versorgungseinrichtung (20) mindestens eine Steuereinrichtung (23) umfasst, die derart ausgebildet ist, dass über einen Applikationszeitraum während eines Schneidintervalls (t_s) eine Schneidspannung (U_s) und während eines Koagulationsintervalls (t_k) eine Koagulationsspannung (U_k) mittels der Applikationselektroden (41, 51) angelegt werden, wobei die Steuereinrichtung (23) derart ausgebildet ist, dass ein Applikationszeitraum eine Vielzahl von Wechseln zwischen der Schneidspannung (U_s) und der Koagulationsspannung (U_k) sowie zwischen der Koagulationsspannung (U_k) und der Schneidspannung (U_s) umfasst.
2. Elektrochirurgisches Gerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Isolationsteil (55) ein gegenüber Funkenspielen resistentes Material, z. B. Keramik, umfasst.
3. Elektrochirurgisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Applikationselektroden (41, 51) derart an den Maulteilen (40, 50) angeordnet sind, dass die Applikationselektroden (41, 51) im Schließzustand voneinander beabstandet sind.

4. Elektrochirurgisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Applikationselektroden (41, 51) derart an den Maulteilen (40, 50) angeordnet sind, dass ein Abstand zwischen den Applikationselektroden (41, 51) im Schließzustand mindestens 0,1 Millimeter und/oder maximal 5 Millimeter beträgt.
5. Elektrochirurgisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das erste Maulteil (40) eine Isolatorschicht (43) umfasst, die an den von dem zweiten Maulteil (50) abgewandten Seiten der ersten Applikationselektrode (41) angeordnet ist, um die erste Applikationselektrode (41) gegenüber dem Gewebe elektrisch zu isolieren.
6. Elektrochirurgisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite Maulteil (50) eine Isolatorschicht (43) umfasst, die an den von dem ersten Maulteil (50) abgewandten Seiten der zweiten Applikationselektrode (51) angeordnet ist, um die zweite Applikationselektrode (51) gegenüber dem Gewebe elektrisch zu isolieren.
7. Elektrochirurgisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite Maulteil (50) eine im Wesentlichen plane Klemmfläche zur Aufnahme des Gewebes und/oder das erste Maulteil (40) eine Schneideinrichtung (45) mit einer dem Isolatorenteil (55) zugewandte Kante (46) zum Durchtrennen von Gewebe umfassen.
8. Elektrochirurgisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Maulteile (40, 50) derart ausgebildet sind, dass eine Isolationsteilbreite (b_I) des Isolatorteils (55) größer oder gleich einer Schneideinrichtungsbreite (b_S) der Schneideinrichtung (45) ist.

9. Elektrochirurgisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Wechsel zwischen der Schneidspannung (U_S) und der Koagulationsspannung (U_K) regelmäßig erfolgt.
10. Elektrochirurgisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung (23) eine Funkenerkennungseinrichtung zur Erkennung eines an den Applikationselektroden (41, 51) auftretenden Funkens und/oder eine Impedanzmesseinrichtung zur Erfassung einer Gewebeimpedanz umfasst, wobei die Länge des Schneidintervalls in Abhängigkeit von der Funkenerkennungseinrichtung/Impedanzmesseinrichtung ausgegebenen Signalen bestimmt wird.
11. Elektrochirurgisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung (23) derart ausgebildet ist, dass die Steuereinrichtung (23) mittels der Funkenerkennungseinrichtung/ Impedanzmesseinrichtung einen Zeitpunkt (f_1) bestimmt, an dem der Funke auftritt und/oder eine Gewebeimpedanz einen vorgegebenen Wert überschreitet, und ein Schneidintervall (t_S) nach einem vorgegebenen Verzögerungsintervall (t_V) unterbricht.
12. Elektrochirurgisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch eine Einstelleinrichtung zum Einstellen einer Arbeitsgeschwindigkeit, wobei die Steuereinrichtung (23) dazu ausgebildet ist, die Länge des Schneidintervalls (t_S), insbesondere des Verzögerungsintervalls (t_V), in Abhängigkeit von der eingestellten Arbeitsgeschwindigkeit zu wählen.
13. Elektrochirurgisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Gerät genau zwei Applikationselektroden (41, 51) umfasst.

GEÄNDERTE ANSPRÜCHE
beim Internationalen Büro eingegangen am 01 Dezember 2011 (01.12.2011)

1. Elektrochirurgisches Gerät, umfassend:
 - mindestens ein elektrochirurgisches Instrument (30) mit einem ersten Maulteil (40) und einem zweiten Maulteil (50), die derart gelenkig miteinander verbunden sind, dass die Maulteile (40, 50) aus einer Aufnahme-
stellung in eine Schließstellung zum Fassen von Gewebe bringbar sind, wobei das erste Maulteil (40) eine erste Applikationselektrode (41) und das zweite Maulteil (50) mindestens eine zweite Applikationselektrode (51) zum Anlegen einer HF-Spannung an das gefasste Gewebe haben, wobei das zweite Maulteil (50) ein Isolationsteil (55) umfasst, das der ersten Applikationselektrode (41) gegenüberliegend angeordnet ist,
 - eine Versorgungseinrichtung (20) zur Versorgung der Applikations-
elektroden (41, 51) mit einer HF-Spannung,
dadurch gekennzeichnet, dass
die Versorgungseinrichtung (20) mindestens eine Steuereinrichtung (23) umfasst, die derart ausgebildet ist, dass über einen Applikationszeitraum während eines Schneidintervalls (t_s) eine Schneidspannung (U_s) und während eines Koagulationsintervalls (t_k) eine Koagulationsspannung (U_k) mittels der Applikationselektroden (41, 51) angelegt werden, wobei die Steuereinrichtung (23) derart ausgebildet ist, dass ein Applikations-
zeitraum eine Vielzahl von Wechseln zwischen der Schneidspannung (U_s) und der Koagulationsspannung (U_k) sowie zwischen der Koagulations-
spannung (U_k) und der Schneidspannung (U_s) umfasst.
2. Elektrochirurgisches Gerät nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet, dass
das Isolationsteil (55) ein gegenüber Funkenspielen resistentes Material, z. B. Keramik, umfasst.
3. Elektrochirurgisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet, dass
die Applikationselektroden (41, 51) derart an den Maulteilen (40, 50) angeordnet sind, dass die Applikationselektroden (41, 51) im Schließzustand voneinander beabstandet sind.

4. Elektrochirurgisches Gerät nach Anspruch 3,
dadurch gekennzeichnet, dass
die Applikationselektroden (41, 51) derart an den Maulteilen (40, 50)
angeordnet sind, dass ein Abstand zwischen den Applikationselektroden
(41, 51) im Schließzustand mindestens 0,1 Millimeter und/oder maximal 5
Millimeter beträgt.
5. Elektrochirurgisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet, dass
das erste Maulteil (40) eine Isolatorschicht (43) umfasst, die an den von
dem zweiten Maulteil (50) abgewandten Seiten der ersten Applikations-
elektrode (41) angeordnet ist, um die erste Applikationselektrode (41)
gegenüber dem Gewebe elektrisch zu isolieren.
6. Elektrochirurgisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet, dass
das zweite Maulteil (50) eine Isolatorschicht (43) umfasst, die an den von
dem ersten Maulteil (50) abgewandten Seiten der zweiten Applikations-
elektrode (51) angeordnet ist, um die zweite Applikationselektrode (51)
gegenüber dem Gewebe elektrisch zu isolieren.
7. Elektrochirurgisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet, dass
das zweite Maulteil (50) eine im Wesentlichen plane Klemmfläche zur
Aufnahme des Gewebes und/oder das erste Maulteil (40) eine Schneid-
einrichtung (45) mit einer dem Isolator (55) zugewandte Kante (46)
zum Durchtrennen von Gewebe umfassen.
8. Elektrochirurgisches Gerät nach Anspruch 7,
dadurch gekennzeichnet, dass
die Maulteile (40, 50) derart ausgebildet sind, dass eine Isolationsteilbreite
(b_I) des Isolator (55) größer oder gleich einer
Schneideinrichtungsbreite (b_S) der Schneideinrichtung (45) ist.
9. Elektrochirurgisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet, dass der Wechsel zwischen der
Schneidspannung (U_S) und der Koagulationsspannung (U_K) regelmäßig

erfolgt.

10. Elektrochirurgisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung (23) eine Funkenerkennungseinrichtung zur Erkennung eines an den Applikationselektroden (41, 51) auftretenden Funkens und/oder eine Impedanzmesseinrichtung zur Erfassung einer Gewebeimpedanz umfasst, wobei die Länge des Schneidintervalls in Abhängigkeit von der Funkenerkennungseinrichtung/Impedanzmesseinrichtung ausgegebenen Signalen bestimmt wird.
11. Elektrochirurgisches Gerät nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinrichtung (23) derart ausgebildet ist, dass die Steuereinrichtung (23) mittels der Funkenerkennungseinrichtung/Impedanzmesseinrichtung einen Zeitpunkt (f_1) bestimmt, an dem der Funken auftritt und/oder eine Gewebeimpedanz einen vorgegebenen Wert überschreitet, und ein Schneidintervall (t_s) nach einem vorgegebenen Verzögerungsintervall (t_v) unterbricht.
12. Elektrochirurgisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch eine Einstelleinrichtung zum Einstellen einer Arbeitsgeschwindigkeit, wobei die Steuereinrichtung (23) dazu ausgebildet ist, die Länge des Schneidintervalls (t_s) in Abhängigkeit von der eingestellten Arbeitsgeschwindigkeit zu wählen.
13. Elektrochirurgisches Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Gerät genau zwei Applikationselektroden (41, 51) umfasst.

Fig. 1

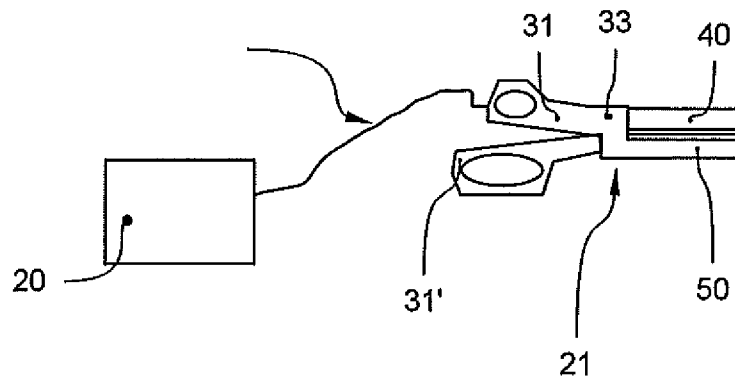


Fig. 2

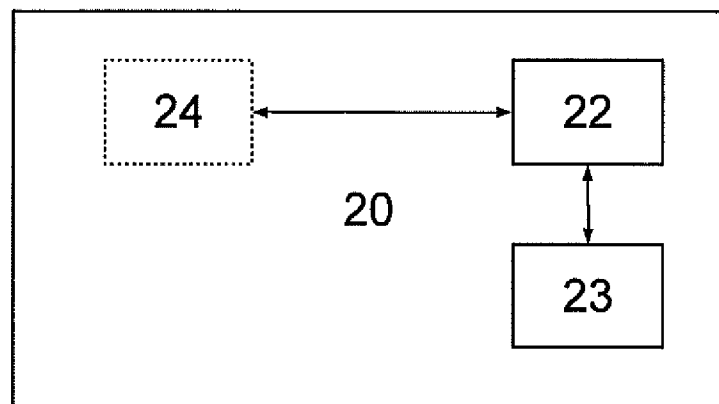


Fig. 3

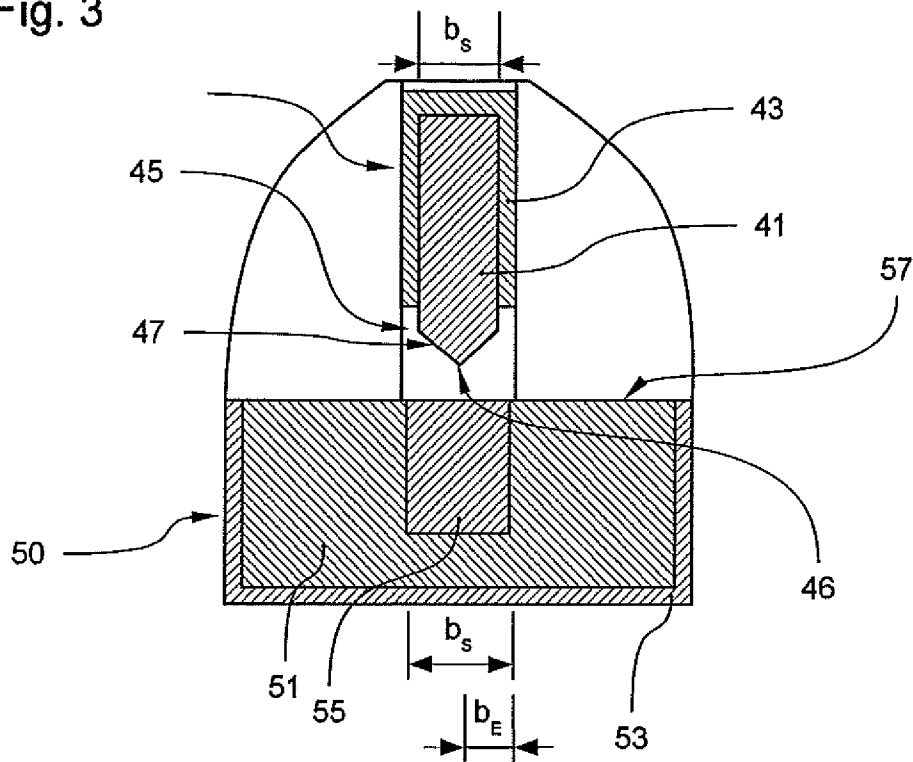


Fig. 4

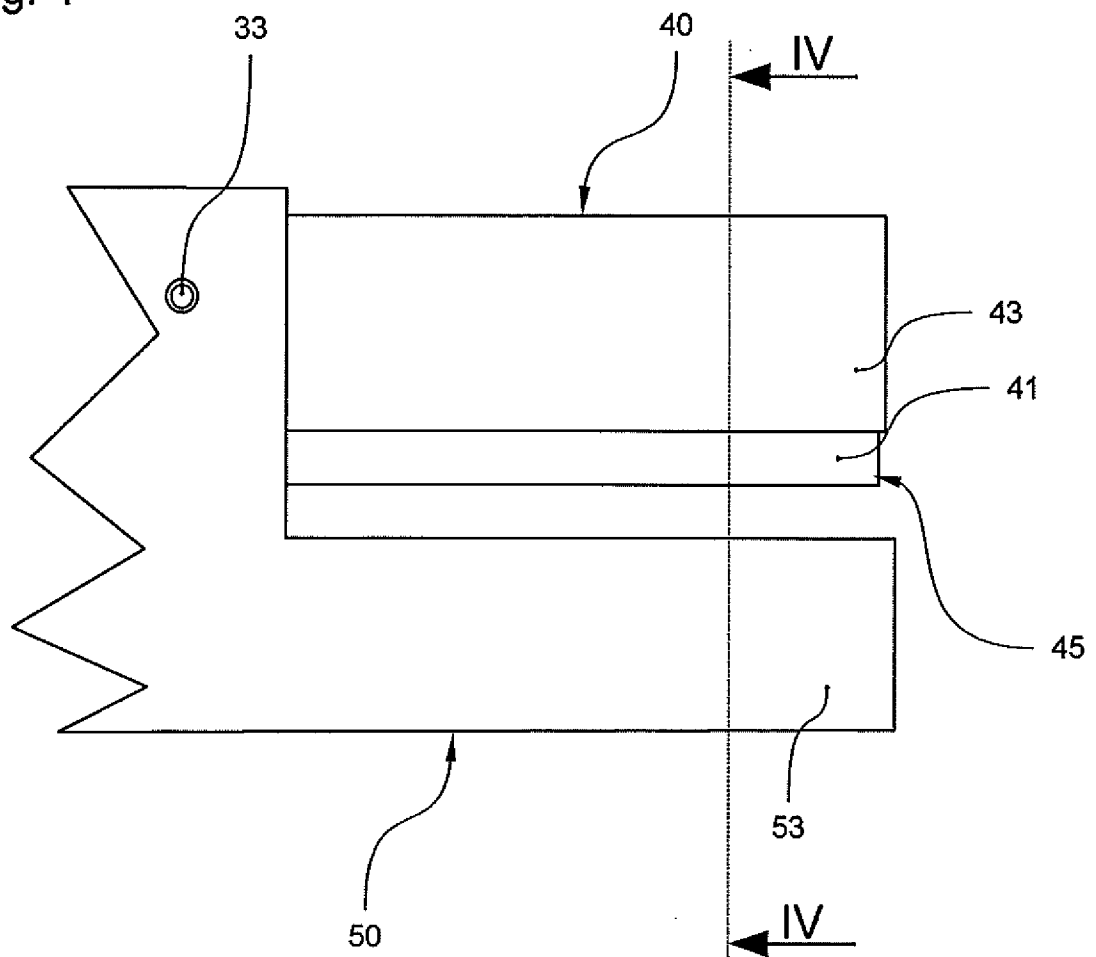
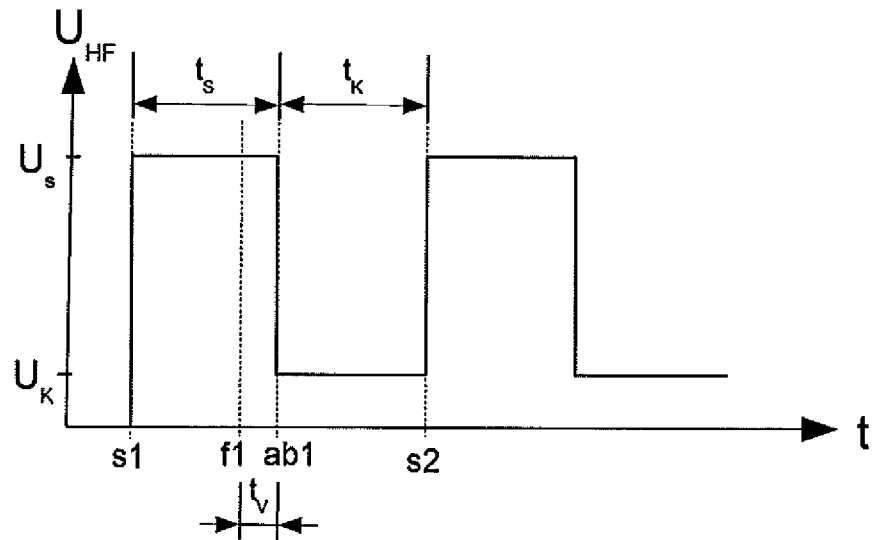


Fig. 5



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2011/061712

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B18/14
ADD.

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)
A61B

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 practical, search terms used)

EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	EP 1 878 400 A1 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP [JP]) 16 January 2008 (2008-01-16) figures 11-12,21 paragraph [0001] paragraph [0043] - paragraph [0044] paragraph [0124] paragraph [0127] - paragraph [0128] paragraph [0134] paragraph [0161] paragraph [0031] paragraph [0034] ----- -/--	1-13



Further documents are listed in the continuation of Box C.



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 document but 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

14 October 2011

Date of mailing of the international search report

21/10/2011

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Ekstrand, Vilhelm

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2011/061712

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	DE 35 30 335 A1 (ERBE ELEKTROMEDIZIN [DE]) 12 March 1987 (1987-03-12) column 3, line 13 - line 25 column 5, line 10 - line 18 figure 1 column 12, line 65 - column 13, line 13 column 5, line 13 - line 31 column 6, line 5 - line 30 -----	1-13
A	US 2005/171533 A1 (LATTERELL SCOTT T [US] ET AL) 4 August 2005 (2005-08-04) figures 7-9 paragraph [0014] paragraph [0054] - paragraph [0057] -----	1-13
A	US 4 114 623 A (MEINKE HANS HEINRICH ET AL) 19 September 1978 (1978-09-19) column 5, line 63 - column 6, line 43; figures 4-5 -----	1-13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2011/061712

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)		Publication date
EP 1878400	A1	16-01-2008	JP	2008018226 A		31-01-2008
			US	2008015567 A1		17-01-2008

DE 3530335	A1	12-03-1987	NONE			

US 2005171533	A1	04-08-2005	AT	475370 T		15-08-2010
			AU	2005207652 A1		11-08-2005
			CN	1913840 A		14-02-2007
			EP	1711116 A2		18-10-2006
			EP	2191781 A1		02-06-2010
			WO	2005072634 A2		11-08-2005
			US	2007299439 A1		27-12-2007

US 4114623	A	19-09-1978	DE	2504280 A1		05-08-1976
			US	4209018 A		24-06-1980

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

INV. A61B18/14

ADD.

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

A61B

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	EP 1 878 400 A1 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP [JP]) 16. Januar 2008 (2008-01-16) Abbildungen 11-12,21 Absatz [0001] Absatz [0043] - Absatz [0044] Absatz [0124] Absatz [0127] - Absatz [0128] Absatz [0134] Absatz [0161] Absatz [0031] Absatz [0034] ----- -/--	1-13



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

14. Oktober 2011

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

21/10/2011

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde

 Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel. (+31-70) 340-2040,
 Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Ekstrand, Vilhelm

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	DE 35 30 335 A1 (ERBE ELEKTROMEDIZIN [DE]) 12. März 1987 (1987-03-12) Spalte 3, Zeile 13 - Zeile 25 Spalte 5, Zeile 10 - Zeile 18 Abbildung 1 Spalte 12, Zeile 65 - Spalte 13, Zeile 13 Spalte 5, Zeile 13 - Zeile 31 Spalte 6, Zeile 5 - Zeile 30 -----	1-13
A	US 2005/171533 A1 (LATTERELL SCOTT T [US] ET AL) 4. August 2005 (2005-08-04) Abbildungen 7-9 Absatz [0014] Absatz [0054] - Absatz [0057] -----	1-13
A	US 4 114 623 A (MEINKE HANS HEINRICH ET AL) 19. September 1978 (1978-09-19) Spalte 5, Zeile 63 - Spalte 6, Zeile 43; Abbildungen 4-5 -----	1-13

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2011/061712

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung		Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
EP 1878400	A1	16-01-2008	JP	2008018226 A		31-01-2008
			US	2008015567 A1		17-01-2008

DE 3530335	A1	12-03-1987	KEINE			

US 2005171533	A1	04-08-2005	AT	475370 T		15-08-2010
			AU	2005207652 A1		11-08-2005
			CN	1913840 A		14-02-2007
			EP	1711116 A2		18-10-2006
			EP	2191781 A1		02-06-2010
			WO	2005072634 A2		11-08-2005
			US	2007299439 A1		27-12-2007

US 4114623	A	19-09-1978	DE	2504280 A1		05-08-1976
			US	4209018 A		24-06-1980
