

WO 2010/142438 A2

(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
16. Dezember 2010 (16.12.2010)


PCT


(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2010/142438 A2

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 18/12 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2010/003467

(22) Internationales Anmeldedatum:
9. Juni 2010 (09.06.2010)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2009 024 612.6 10. Juni 2009 (10.06.2009) 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): SCHALL, Heiko [DE/DE]; Im Wiesengrund 24, 72622 Nürtingen (DE). FRITZ, Martin [DE/DE]; Herrenberger Strasse 39, 72070 Tübingen (DE).

(74) Anwalt: BOHNENBERGER, Johannes; Meissner, Bolte & Partner GbR, Postfach 86 06 24, 81633 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, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

- ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe g)

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: SUPPLY DEVICE FOR PROVIDING AN HF OUTPUT VOLTAGE, HF SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A CORRESPONDING SUPPLY DEVICE, AND METHOD FOR THE OPERATION OF AN HF GENERATOR UNIT

(54) Bezeichnung : VERSORGUNGSEINRICHTUNG ZUR BEREITSTELLUNG EINER HF-AUSGANGSSPANNUNG, HF-CHIRURGIEGERÄT MIT ENTSPRECHENDER VERSORGUNGSEINRICHTUNG UND VERFAHREN ZUM BETREIBEN EINER HF-GENERATOREINHEIT

Fig. 1

(57) Abstract: There are supply units for providing an HF voltage and an HF current to electrosurgical instruments in such a way that said instruments can be used to cut and/or coagulate tissue. Regulating the HF current and the HF voltage is crucial in such supply units since the electrosurgical instrument can be safely operated only if the parameters are adequately selected. Conventional regulation or control units often fail to provide proper feedback to the surgeon in charge, potentially resulting in accidental damage to the tissue that is treated with the instrument. In order to avoid said problem, a supply unit is disclosed which comprises an HF generator unit for generating the HF output voltage, a measuring unit for determining the electrical load when an HF output current is applied, a signal unit for outputting a haptically perceptible signal, and a control unit which is connected in a communicating manner at least to the measuring unit and the signal unit in order to activate the signal unit according to the electrical load.

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]



Es sind Versorgungseinheiten zur Bereitstellung einer HF-Spannung und eines HF-Stroms bekannt, die elektrochirurgische Instrumente derart versorgen, dass diese zum Schneiden und/oder Koagulieren von Gewebe eingesetzt werden können. Bei derartigen Versorgungseinrichtungen ist die Regelung des HF-Stroms und der HF-Spannung von zentraler Wichtigkeit, da nur bei einer geeigneten Wahl der Parameter eine sichere Funktion des elektrochirurgischen Instruments gewährleistet werden kann. Bei herkömmlichen Regel- bzw. Steuereinheiten wird es häufig vernachlässigt, für den behandelnden Arzt eine entsprechende Rückmeldung bereitzustellen. Dies kann zu einer ungewollten Schädigung von mit dem Instrument behandeltem Gewebe führen. Zur Vermeidung dieses Problems wird eine Versorgungseinheit aufgezeigt, die umfasst: eine HF-Generatoreinheit zur Erzeugung der HF-Ausgangsspannung; eine Messeinheit zur Bestimmung der elektrischen Last während der Applikation eines HF-Ausgangsstroms; eine Signaleinheit zur Ausgabe eines haptisch wahrnehmbaren Signals; und eine Steuereinheit, die zumindest mit der Messeinheit und der Signaleinheit in kommunikativer Verbindung steht, um die Signaleinheit in Abhängigkeit von der elektrischen Last zu aktivieren.

Versorgungseinrichtung zur Bereitstellung einer HF-Ausgangsspannung, HF-Chirurgiegerät mit entsprechender Versorgungseinrichtung und Verfahren zum Betreiben einer HF-Generatoreinheit

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Versorgungseinrichtung zur Bereitstellung einer HF-Ausgangsspannung, ein HF-Chirurgiegerät mit einer entsprechenden Versorgungseinrichtung und ein Verfahren zum Betreiben einer HF-Generatoreinheit für ein elektrochirurgisches Instrument.

In der Hochfrequenzchirurgie (HF-Chirurgie) wird Wechselstrom mit hoher Frequenz durch den menschlichen Körper geleitet, um Gewebe gezielt zu schädigen bzw. zu schneiden oder zu koagulieren. Hierbei wird allgemein zwischen einer monopolaren und einer bipolaren Applikation des Behandlungsstroms unterschieden. Bei einer monopolaren Anwendung ist üblicherweise nur eine Applikationselektrode vorgesehen, an die eine hochfrequente Wechselspannung angelegt wird. Die Applikationselektrode befindet sich beispielsweise an einem elektrochirurgischen Instrument zum Schneiden und/oder Koagulieren von Gewebe. Ferner wird eine großflächige Neutralelektrode am Körper des Patienten angebracht. Bei der Applikation des HF-Stroms wird eine HF-Spannung an die Applikationselektrode und die Neutralelektrode angelegt, wobei der Stromkreis über das dazwischen liegende Gewebe geschlossen wird. Die Form der Applikationselektrode hängt von dem jeweiligen Anwendungsgebiet ab. Die Oberflächen oder Kontaktflächen der Applikationselektrode, über die der Wechselstrom in das Gewebe geleitet wird, ist verhältnismäßig klein, so dass in der direkten Umgebung der Applikationselektrode eine hohe Stromdichte und demzufolge auch eine hohe Wärmeentwicklung entstehen.

Die Stromdichte nimmt mit zunehmendem Abstand zur Applikationselektrode stark ab, sofern nicht durch erhebliche Unterschiede in der Gewebeleitfähigkeit auch an weiteren Körperstellen hohe Stromdichten auftreten. Bei bipolaren Anwendungen wird die HF-Spannung an zwei nahe beieinander liegenden Applikationselektroden, z.B. an einer bipolaren Koagulationszange angelegt. Das heißt, der Strom fließt hauptsächlich durch zwischen den Applikationselektroden befindliches Gewebe. Vorzugsweise sind

die Applikationselektroden an einem Instrument angeordnet. Schlecht zugängliche Gewebestellen können oftmals nur schlecht oder gar nicht mit solchen Instrumenten erreicht und behandelt werden.

Versorgungseinrichtungen versorgen die Instrumente mit einer geeigneten HF-Spannung und einem geeigneten HF-Strom, so dass eine problemlose Behandlung des Patienten möglich ist. HF-Strom und HF-Spannung können in Abhängigkeit von dem zu behandelnden Gewebe sowie von dem verwendeten Betriebsmodus (z.B. Koagulationsmodus, Schneidmodus) variieren. Weitere Betriebsmodi für unterschiedliche Gewebetypen sind denkbar. Die Versorgungseinrichtung muss eine ständige Regelung der HF-Ausgangsspannung und/oder des HF-Ausgangsstroms vornehmen, um einen geeigneten Betrieb des elektrochirurgischen Instruments sicherzustellen. Eine Anpassung der genannten Größen ist mitunter deshalb notwendig, da sich die Beschaffenheit des Gewebes, das mittels eines Instruments behandelt wird, ständig ändert. So nimmt beispielsweise wegen des applizierten HF-Stroms die Leitfähigkeit des Gewebes ab und somit der Widerstand zu. Andererseits haben auch unbehandelte Gewebetypen (z.B. Fettgewebe, Muskelgewebe, Nervengewebe) unterschiedliche Widerstände, die es bei einer Spannungsregelung oder einer Stromregelung zu berücksichtigen gilt.

Üblicherweise bemüht man sich, eine derartige Regelung bereitzustellen, dass der behandelnde Arzt unabhängig von dem Gewebetyp oder dessen Beschaffenheit ein sicheres Schneiden und/oder Koagulieren bewerkstelligen kann. Um also die Funktion des elektrochirurgischen Instruments sicherzustellen, muss die Versorgungseinrichtung die Leistung des HF-Generators oder der HF-Generatoreinheit steuern bzw. regeln. Die hier bereitgestellte Leistung wird üblicherweise durch die Leistungsfähigkeit des verwendeten Generators und entsprechende Sicherheitsrichtlinien beschränkt. So kann es vorkommen, dass mit einer sehr hohen Leistung behandelt wird, ohne dass dies von dem Arzt wahrgenommen wird. Dies ist gefährlich und kann zu einer ungewollten Schädigung von Gewebe führen. Des Weiteren ist die Handhabung eines entsprechenden Instruments für den Arzt ungewohnt, da er beispielsweise bei mechanischen Schneidvorgängen an eine haptische Rückmeldung gewohnt ist.

Ausgehend von diesem Stand der Technik ist es Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Versorgungseinrichtung der eingangs genannten Art bereitzustellen, die eine sichere und funktionale Bedienung ermöglicht und den Umgang mit einem entsprechenden elektrochirurgischen Instrument erleichtert. Des Weiteren soll ein entsprechendes HF-Chirurgiegerät, ein Verfahren zum Betreiben einer HF-Generatoreinheit

und ein Verfahren zur Durchführung eines elektrochirurgischen Eingriffs angegeben werden.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch eine Versorgungseinrichtung gemäß dem Anspruch 1 gelöst.

Insbesondere wird die Aufgabe durch eine Versorgungseinrichtung zur Bereitstellung einer HF-Ausgangsspannung zur Applikation mittels eines elektrochirurgischen Instruments gelöst, wobei die Versorgungseinrichtung umfasst:

- eine HF-Generatoreinheit zur Erzeugung der HF-Ausgangsspannung;
- eine Messeinheit zur Bestimmung einer elektrischen Last während der Applikation eines HF-Ausgangsstroms;
- eine Signaleinheit zur Ausgabe eines haptisch wahrnehmbaren Signals; und
- eine Steuereinheit, die die Messeinheit und die Signaleinheit umfasst und ausgebildet ist, um die Signaleinheit in Abhängigkeit von der elektrischen Last zu aktivieren.

Ein zentraler Gedanke der vorliegenden Erfindung besteht also darin, ein haptisch wahrnehmbares Signal, insbesondere am Instrument, bereitzustellen, das angibt, mit welcher Last die HF-Generatoreinheit zum aktuellen Zeitpunkt betrieben wird. Damit wird dem Chirurgen bzw. Arzt eine haptische Rückmeldung über die verschiedenen Schnittparameter wie beispielsweise Schnittgeschwindigkeit und/oder Schnitttiefe und/oder Gewebeart gegeben. Die Signaleinheit und/oder die Messeinheit können als logische Bestandteile der Steuereinheit verstanden werden, die die gegebene Funktion implementieren. Somit kann die Signaleinheit auch ein Bestandteil einer zur Regelung der HF-Ausgangsspannung verwendeten Reglers sein.

Die Signaleinheit kann zur Ausgabe des Signals auf die HF-Generatoreinheit einwirken, um die HF-Ausgangsspannung und/oder den HF-Ausgangsstrom zu reduzieren. Somit kann ein Effekt bereitgestellt werden, der beispielsweise während eines Schnitts die Spannung und/oder den Strom am Applikator oder der Applikationselektrode – je nach elektrischer Last des Gewebes – einbrechen lässt. Somit kann dem behandelnden Arzt ein Gefühl für die applizierte Leistung oder die vorhandene Last mittels des Instruments vermittelt werden. Der Umgang mit dem Instrument gestaltet sich ähnlich wie die Bedienung von herkömmlichen mechanischen Instrumenten. So

spürt der Arzt beispielsweise beim tiefen Eindringen eines Instruments in das Gewebe einen mechanischen Widerstand. Entsprechend höher kann auch der gefühlte Widerstand sein, wenn ein schneller Schnitt mittels des elektrochirurgischen Instruments durchgeführt wird. Es ist möglich, den mechanischen und den elektrischen Widerstand in Bezug zu setzen. Ein Aktivieren der Signaleinheit kann beispielsweise darin gesehen werden, dass die HF-Ausgangsspannung so geregelt wird, dass beim Durchführen eines Schneidvorgangs in einem Gewebe die molekulare Auflösung des Gewebes derart langsam eintritt, dass die Bewegung des Instruments beim Schneidvorgang durch einen spürbaren mechanischen Kontakt zu dem Gewebe gebremst wird.

Die Messeinheit kann eine Wirkleistungsberecheneinheit zur Berechnung einer Wirkleistung und die Steuereinheit ein, insbesondere einstellbares, Widerstandselement umfassen, um einen gemäß der Wirkleistung angepassten Sollwert für die HF-Generatoreinheit vorzugeben. Vorzugsweise wird also die Wirkleistungsberecheneinheit verwendet, um eine Wirkleistung des applizierten HF-Stroms zu bestimmen oder abzuschätzen. Die Steuereinheit nutzt entsprechende Messsignale, um Sollwerte für die HF-Generatoreinheit vorzugeben. Diese Sollwerte können auch Steuersignale sein, die den Betrieb der HF-Generatoreinheit steuern bzw. regeln. Somit kann über die Sollwertvorgabe die HF-Ausgangsspannung und/oder der HF-Ausgangstrom eingestellt werden.

Das Widerstandselement kann einen einstellbaren Widerstand haben. Somit ist es beispielsweise möglich, das haptisch wahrnehmbare Signal über die Zeit zu variieren. So kann die HF-Ausgangsspannung beim Auftreten einer hohen Last kurzfristig einbrechen, so dass es zu einer deutlichen Rückmeldung kommt. Im weiteren Verlauf eines Schnittes kann die HF-Ausgangsspannung wieder derart angehoben werden, dass der gefühlte mechanische Widerstand vergleichsweise gering ist. Alternativ können mittels des einstellbaren Widerstands der Versorgungseinrichtung innewohnende Innenwiderstände und Widerstände an Versorgungsleitungen für das Instrument kompensiert werden. Allgemein kann das Widerstandselement dazu verwendet werden die Ausprägung des Einbruchs der HF-Ausgangsspannung zu parametrisieren. Es ist möglich den gefühlten mechanischen Widerstand bei einem Schneidvorgang und somit das haptisch wahrnehmbare Signal anhand des Widerstandselementes zu verändern.

Die Versorgungseinrichtung kann eine Einstellvorrichtung zum Einstellen eines Sollwerts, insbesondere einer Sollausgangsspannung oder eines Sollausgangstroms oder einer Sollleistung der Versorgungseinrichtung, sowie eine Regeleinheit zum Regeln

der HF-Generatoreinheit gemäß dem Sollwert umfassen. Der Betrieb der Generatoreinheit kann also, wie eingangs erwähnt, mittels eines Regelkreislaufs gesteuert oder geregelt werden. Hierbei ist sowohl eine Spannungsregelung als auch eine Stromregelung denkbar. Die gemessene Last oder die gemessene Wirkleistung können dazu verwendet werden, den Sollwert eines entsprechenden Regelkreislaufs anzupassen. Es kann sich also beispielsweise um eine unterlagerte Spannungsregelung handeln.

Vorzugsweise handelt es sich bei der Versorgungseinrichtung um eine Versorgungseinrichtung zum Betreiben der HF-Generatoreinheit in einer spannungsgeregelten Betriebsart. Bei der spannungsgeregelten Betriebsart versucht man, die vom Leistungsoszillator bzw. von der HF-Generatoreinrichtung abgegebene HF-Spannung bzw. HF-Ausgangsspannung konstant zu halten. Im Verlauf eines mit dem Instrument durchgeführten Schnittes variiert die Spannung des an die HF-Generatoreinrichtung geschlossenen Leistungsnetzteil, da es regelungstechnisch nun die Funktion eines Stellglieds übernimmt. Bei der üblichen spannungsgeregelten Betriebsart bricht die HF-Ausgangsspannung bei einer Gewebeimpedanzänderung nicht ein. Es ist eine Intensivierung der vorliegenden Erfindung, das Verhalten einer ungeregelten Betriebsart – bei der die HF-Ausgangsspannung in Abhängigkeit von der Gewebeimpedanz variiert – der geregelten Betriebsart kontrolliert aufzuprägen. Hierbei soll die Ausprägung der Reaktion parametrisierbar und somit kontrollierbar sein. Diese Aufgabe wird mittels einer Innenwiderstandssimulation bewerkstelligt. Das heißt, das System wird in der spannungsgeregelten Betriebsart betrieben, wobei eine Einstellvorrichtung zum Einstellen eines Sollwerts und eine Regeleinheit zum Regeln der HF-Generatoreinheit gemäß dem Sollwert vorgesehen ist. Die Versorgungseinrichtung bestimmt vorzugsweise den Sollwert unter Berücksichtigung des HF-Ausgangsstroms, insbesondere anhand eines Vorgabewerts und des HF-Ausgangsstroms.

Eine Komparatoreinheit kann vorgesehen sein, um den Sollwert zu bestimmen, wobei vorzugsweise der Sollwert anhand der Formel $U_{Soll1} = U_0 - R_i * I_a$ ist. Somit wird bei der Bestimmung des Sollwerts der HF-Ausgangsstrom und damit die Gewebeimpedanz berücksichtigt.

Die genannte Reglereinheit für die HF-Ausgangsspannung kann einen PI-Regler umfassen.

Die eingangs genannte Aufgabe wird des Weiteren durch ein HF-Chirurgiegerät mit einer Versorgungseinrichtung gelöst, wobei die Versorgungseinrichtung vorzugsweise

wie vorab beschrieben ausgebildet ist und eine Innenwiderstandseinstellvorrichtung zur Einstellung eines Innenwiderstands, insbesondere gemäß einem Versorgungskabelwiderstands für das elektrochirurgische Instrument hat. Bei herkömmlichen Geräten lässt sich der Innenwiderstand nicht einstellen. Erfindungsgemäß soll ein einstellbarer Innenwiderstand bereitgestellt werden, der in sich wieder entsprechend der Wirkleistung bzw. des Wirkstroms der HF-Generatoreinheit eingestellt wird. Somit ist es auch möglich, weitere Widerstände, beispielsweise einen Kabelwiderstand zu kompensieren.

Das HF-Chirurgiegerät kann ein elektrisches Skalpell oder dergleichen schneidende Instrumente umfassen, die an die Versorgungseinrichtung angeschlossen sind.

Des Weiteren wird die Aufgabe durch ein Verfahren zum Betreiben einer HF-Generatoreinheit gemäß dem Anspruch 12 gelöst.

Insbesondere wird die Aufgabe durch ein Verfahren zum Betreiben einer HF-Generatoreinheit für mindestens ein elektrochirurgisches Instrument gelöst, wobei das Verfahren die folgenden Schritte umfasst:

- Regeln einer HF-Ausgangsspannung gemäß einem Stellwert mittels eines Spannungreglers;
- Erfassen einer elektrischen Last der HF-Generatoreinheit;
- Korrigieren des Stellwerts in Abhängigkeit von der erfassten Last.

Die Aufgabe wird des Weiteren durch ein Verfahren zur Durchführung eines elektrochirurgischen Eingriffs gelöst, wobei das Verfahren die folgenden Schritte umfasst:

- Einstellen eines Vorgabewerts, um anzugeben, mit welcher Leistung oder Spannung ein elektrochirurgisches Instrument betrieben werden soll,
- Betreiben einer HF-Generatoreinheit, wobei die HF-Generatoreinheit derart in einer spannungsgeregelten Betriebsart betrieben wird, dass eine HF-Ausgangsspannung im Wesentlichen konstant gemäß einem Sollwert auf ein Gewebe appliziert wird,
- Messen eines HF-Ausgangsstroms,
- Verringern des Sollwerts, wenn der gemessene HF-Ausgangsstrom ansteigt, um der den Eingriff durchführenden Person zu signalisieren, dass die Impedanz des Gewebes zunimmt.

Die den Eingriff durchführende Person erhält also eine haptisch wahrnehmbare Rückmeldung, die es ihr ermöglicht, die vorliegende Last und/oder die aufgebrachte Leistung einzuschätzen. Dies ist bei herkömmlichen spannungsgeregelten HF-Generatoren nicht möglich.

Dementsprechend kann der Sollwert erhöht werden, wenn der gemessene HF-Ausgangsstrom ansteigt, um der den Eingriff durchführenden Person zu signalisieren, dass die Impedanz des Gewebes abnimmt.

Das Instrument kann in einer Schneidbewegung durch das Gewebe geführt werden und die HF-Generatoreinheit derart betrieben werden, dass die für die Schneidbewegung aufzuwendende Kraft in Abhängigkeit von der Gewebeimpedanz variiert. Bei einer Regelung des HF-Ausgangsstroms derart, dass dieser geringfügig niedriger ist als der gewünschte HF-Ausgangsstrom, wird das elektrochirurgische Instrument mit einem gewissen mechanischen Widerstand zurückgehalten (verursacht durch einen Gewebekontakt mit Gewebe, das noch nicht durchtrennt wurde). Der Schneidvorgang geht also wesentlich schwerer. Auf der anderen Seite führt ein Anlegen einer hohen HF-Ausgangsspannung dazu, dass ein sehr geringer mechanischer Widerstand wirkt, so dass ein schnelles und einfaches Schneiden gewährleistet ist.

Für die genannten Verfahren ergeben sich Vorteile, die bereits in Bezug auf die Verrichtung genannt wurden. Weitere vorteilhafte Ausführungsformen ergeben sich anhand der Unteransprüche.

Nachfolgend wird die Erfindung anhand von einigen Ausführungsbeispielen beschrieben, die mittels Abbildungen näher erläutert werden. Hierbei zeigen:

- Fig. 1 eine Versorgungseinrichtung, an die ein monpolares Instrument angeschlossen ist;
- Fig. 2 eine schematische Darstellung einer Steuereinheit der Versorgungseinrichtung mit Ein- und Ausgängen; und
- Fig. 3 einen Signalflussplan zur Steuerung bzw. Regelung der HF-Ausgangsspannung der Versorgungseinrichtung gemäß Fig. 1.

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

Fig. 1 zeigt ein elektrochirurgisches Gerät, umfassend eine Versorgungseinrichtung 20, ein monopolares elektrochirurgisches Instrument 10 und eine Neutralelektrode 19. Die Neutralelektrode 19 sowie das Instrument 10 sind über ein Kabel mit entsprechenden Leitungen 11, 11' an die Versorgungseinrichtung 20 angeschlossen. Die Versorgungseinrichtung 20 hat eine Steuereinheit 30 (vgl. Fig. 2), die unter anderem dafür zuständig ist, dass von einem vorhandenen HF-Generator 21 eine geeignete HF-Ausgangsspannung U_a und ein geeigneter HF-Ausgangsstrom I_a zwischen der Neutralelektrode 19 und einer Applikationselektrode 18 des elektrochirurgischen Instruments 10 bereitgestellt wird. Hierfür steht der HF-Generator 21 und die Steuereinheit 30 in kommunikativer Verbindung. Die HF-Ausgangsspannung U_a führt zu einer teilweisen Koagulation des Gewebes eines Torso 3.

Wie in Fig. 2 verdeutlicht, besteht ein Punkt der vorliegenden Erfindung darin, dass die Steuereinheit 30 eine Wirkleistung P des applizierten HF-Ausgangsstroms I_a erfasst und so auf den HF-Generator 21 einwirkt, dass die Wirkleistung P - HF-Ausgangsspannung U_a und HF-Ausgangsstrom I_a – eingestellt wird. Die HF-Ausgangsspannung U_a und der HF-Ausgangsstrom I_a können derart gewählt sein, dass für die mit dem Instrument 10 vorzunehmende Tätigkeit, z.B. das Schneiden von Muskelgewebe, nur eine verhältnismäßig geringe Leistung zur Verfügung steht. Somit spürt der behandelnde Arzt bzw. Chirurg beim Führen des elektrochirurgischen Instruments 10 einen deutlichen mechanischen Widerstand. Das elektrochirurgische Instrument 10 schneidet zwar – ist also so mit einer HF-Ausgangsspannung U_a versorgt, dass eine ausreichende Leistung bereitgestellt wird –, jedoch gibt es eine haptische Rückmeldung.

Die Fig. 3 zeigt eine detailliertere Ausführung der erfindungsgemäßen Steuereinheit 30. Zur Einstellung einer geeigneten HF-Ausgangsspannung U_a erfolgt eine Spannungsregelung, wobei ein unterlagerter Spannungsregler 27 die HF-Ausgangsspannung U_a , die durch den HF-Generator 21 erzeugt wurde, empfängt und mit einem Stellwert U_{Soll1} vergleicht, den Differenzwert in einen PI-Regler 23 eingibt und so eine Netzteil-Sollspannung U_{Soll2} generiert. Diese Netzteil-Sollspannung U_{Soll2} wird in ein Netzteil 22 eingegeben, das eine Netzteil-Istspannung U_{Ist} bereitstellt und damit den HF-Generator 21 versorgt, der wiederum die HF-Ausgangsspannung U_a und den HF-

Ausgangsstrom I_a generiert. Es erfolgt also eine Regelung der bereitgestellten Leistung anhand der HF-Ausgangsspannung U_a .

Die Vorrichtung der Fig. 3 erfasst eine Wirkleistung P mittels einer Wirkstromberecheneinheit 25. Diese ist an den HF-Ausgang angeschlossen und empfängt die HF-Ausgangsspannung U_a und den HF-Ausgangsstrom I_a und ermittelt einen Wirkstrom $I_{a'}$. Der Wirkstrom $I_{a'}$ wird an einen Widerstand R_i angelegt und die abfallende Spannung mit einer parametrisierbaren HF-Leerlaufspannung U_0 verglichen. Von der HF-Leerlaufspannung U_0 wird also die an dem Widerstand R_i abfallende Spannung abgezogen, so dass sich der Stellwert U_{Soll1} ergibt. Der Widerstand R und der Komparator 29 bilden also einen Ri -Simulator 24, der im Endeffekt einen Innenwiderstand des HF-Generators 21 simuliert. Der tatsächliche Innenwiderstand des HF-Generators 21 ist von außen nicht mehr ersichtlich, da er durch den parametrisierbaren Widerstand R_i kompensiert wird. Der Ri -Simulator 24 kann die Funktion einer Signaleinheit zur Ausgabe eines haptisch wahrnehmbaren Signals übernehmen.

Für den Stellwert U_{Soll1} bzw. für die Sollspannung ergibt sich also die folgende Beziehung:

$$U_{Soll1} = U_0 - R_i * I_{a'},$$

wobei vorzugsweise $I_{a'}$ der Wirkanteil des ausgegebenen HF-Ausgangsstroms I_a ist. Der Stellwert U_{Soll1} kann mittels des Komparators 29 berechnet werden.

In analoger Weise lässt sich auch ein Stromregelungssystem mit variierendem Innenleitwert realisieren. Es gilt die Beziehung:

$$I_{Soll} = I_0 - G_i * U_a,$$

wobei ein Sollstrom I_{Soll1} anhand eines einstellbaren Vorgabestroms I_0 der HF-Ausgangsspannung U_a und dem parametrisierbaren Innenleitwert ermittelt wird.

In diesem Zusammenhang ist darauf hinzuweisen, dass der nach wie vor vorhandene Innenwiderstand des Leistungsoszillators keine Rolle mehr spielt und nach außen hin nicht mehr sichtbar ist. Der unterlagerte Spannungsregler regelt den Innenwiderstand des Leistungsoszillators aus.

In einem weiteren Anwendungsfall ist das Einstellen eines negativen Widerstands R_i möglich. Hintergrund einer solchen Parametrisierungsvariante ist das Ausregeln eines Kabelwiderstands R_{Kabel} zum Instrument 10 (vgl. z. B. die Leitungen 11, 11'), wenn $R_i = -R_{Kabel}$ ist. Da übliche Messungen von HF-Ausgangsspannung U_a und HF-Ausgangstrom I_a stets im oder am HF-Generator 21 erfolgen, kann ein Spannungsabfall über das Kabel mit den Leitungen 11, 11' unberücksichtigt bleiben.

Die in der Fig. 3 gezeigten Komponenten können auch als ein Regelkreis verstanden werden, wobei der Soll-Wert anhand der anliegenden Last modifiziert wird. Der Regelkreis gewährleistet ein spannungsgeregeltes Betreiben der Versorgungseinrichtung 20, wobei die HF-Ausgangsspannung U_a (Regelgröße) im Wesentlichen konstant auf oder nahe bei dem Stellwert U_{Soll1} gehalten wird. Die Steuergröße kann die Netzteil-Sollspannung U_{Soll2} oder Netteil-Istspannung U_{Ist} sein. Vorzugsweise wird die Spannung des Leistungsnetzteils oder des Netzteils 22 des HF-Generators variiert. Der Regelkreis kann durch den PI-Regler 23 mit dem zugehörigen Komparator implementiert werden. Die Modifikation des Soll-Werts hängt von der Last ab. Diese Signaleinrichtung wird durch den R_i -Simulator implementiert.

Eine erfindungsgemäße Versorgungseinrichtung zur Bereitstellung einer HF-Ausgangsspannung zur Applikation mittels eines elektrochirurgischen Instruments kann umfassen:

- eine HF-Generatoreinheit 21 zur Erzeugung der HF-Ausgangsspannung U_a ;
- eine Messeinheit zur Bestimmung einer elektrischen Last während der Applikation eines HF-Ausgangstroms I_a ;
- eine Signaleinheit zur Ausgabe eines haptisch wahrnehmbaren Signals; und
- eine Steuereinheit 30, die zumindest mit der Messeinheit und der Signaleinheit in kommunikativer Verbindung steht, um die Signaleinheit in Abhängigkeit von der elektrischen Last zu aktivieren.

Bezugszeichenliste

3	Torso
10	Instrument

11, 11'	Leitung
18	Applikationselektrode
19	Neutralelektrode
20	Versorgungseinrichtung
21	HF-Generator
22	Netzteil
23	PI-Regler
24	Ri-Simulator
25	Wirkstrom der Recheneinheit
26	HF-Ausgang
27	unterlagerter Spannungsregler
29	Komparator
30	Steuereinheit
I_0	Vorgabestrom
I_a	HF-Ausgangsstrom
I_a'	Wirkstrom
I_{Soll}	Sollstrom
U_0	HF-Leerlaufspannung
U_a	HF-Ausgangsspannung
U_{Soll1}	Stellwert
U_{Soll2}	Netzteil-Sollspannung
U_{Ist}	Netzteil-Istspannung
R_i	Widerstand
G_i	parametrisierbarer Innenleitwert
P	Wirkleistung

Ansprüche

1. Versorgungseinrichtung zur Bereitstellung einer HF-Ausgangsspannung (U_a) zur Applikation mittels eines elektrochirurgischen Instruments (10), umfassend:
 - eine HF-Generatoreinheit (21) zur Erzeugung der HF-Ausgangsspannung (U_a);
 - eine Messeinheit zur Bestimmung einer elektrischen Last während der Applikation eines HF-Ausgangsstroms (I_a);
 - eine Signaleinheit zur Ausgabe eines haptisch wahrnehmbaren Signals; und
 - eine Steuereinheit (30), die die Messeinheit und die Signaleinheit umfasst und ausgebildet ist, um die Signaleinheit in Abhängigkeit von der elektrischen Last zu aktivieren.
2. Versorgungseinrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Signaleinheit zur Ausgabe des Signals auf die HF-Generatoreinheit (21) einwirkt, um die HF-Ausgangsspannung (U_a) und/oder den HF-Ausgangsstrom (I_a) zu reduzieren.
3. Versorgungseinrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Messeinheit eine Wirkleistungsberecheneinheit (25) zur Berechnung einer Wirkleistung (P) und die Steuereinheit ein Widerstandselement umfasst, um einen gemäß der Wirkleistung (P) angepassten Sollwert (U_{Soll1}) für die HF-Generatoreinheit (21) vorzugeben.
4. Versorgungseinrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass das Widerstandselement (R_i) einen einstellbaren Widerstand hat.
5. Versorgungseinrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Versorgungseinrichtung zum Betreiben der HF-Generatoreinheit (21) in einer spannungsgeregelten Betriebsart ausgebildet ist, wobei eine Netzteil-Sollspannung (U_{Soll2}) eines Leistungsnetzteils (22) variiert wird, um die HF-

Ausgangsspannung (U_a) im Wesentlichen konstant auf einem Sollwert (U_{Soll1}) zu halten.

6. Versorgungseinrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch eine Einstellvorrichtung zum Einstellen eines Sollwerts (U_{Soll1}), eine Reglereinheit zum Regeln der HF-Generatoreinheit (21) gemäß dem Sollwert (U_{Soll1}).
7. Versorgungseinrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Versorgungseinrichtung zur Bestimmung des Sollwerts (U_{Soll1}) den HF-Ausgangsstrom (I_a) berücksichtigt, insbesondere den Sollwert (U_{Soll1}) anhand eines Vorgabewerts (U_0) und des HF-Ausgangsstroms (I_a) berechnet.
8. Versorgungseinrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere nach Anspruch 7, gekennzeichnet durch eine Komparatoreinheit (29) zur Bestimmung des Sollwerts (U_{Soll1}), insbesondere anhand der Formel: $U_{Soll1} = U_0 - R_i * I_a$
9. Versorgungseinrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Reglereinheit einen PI-Regler (23) umfasst.
10. HF-Chirurgiegerät mit einer Versorgungseinrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch eine Innenwiderstandeinstellvorrichtung zur Einstellung eines Innenwiderstands, insbesondere gemäß einem Versorgungskabelwiderstand (R_{Kabel}) für das elektrochirurgische Instrument (10).
11. HF-Chirurgiegerät nach Anspruch 10, umfassend: ein elektrisches Skalpell oder dergleichen schneidende Instrumente, die an die Versorgungseinrichtung angeschlossen sind.

12. Verfahren zum Betreiben einer HF-Generatoreinheit (21) für mindestens ein elektrochirurgisches Instrument (10), umfassend die Schritte:

- Regeln einer HF-Ausgangsspannung (U_a) gemäß einem Stellwert (U_{Soll1}) mittels eines Spannungsreglers;
- Erfassen einer elektrischen Last der HF-Generatoreinheit (21);
- Korrigieren des Stellwerts (U_{Soll1}) in Abhängigkeit von der erfassten Last.

13. Verfahren nach Anspruch 12,

dadurch gekennzeichnet, dass der Stellwert (U_{Soll1}) eine Leistung oder eine HF-Ausgangsspannung (U_a) der HF-Generatoreinheit (21) angibt.

14. Verfahren nach einem der Ansprüche 12 bis 13,

dadurch gekennzeichnet, dass das Korrigieren des Stellwerts (U_{Soll1}) ein Verringern des Stellwerts (U_{Soll1}), insbesondere bei hoher Last, umfasst.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 9 bis 14,

dadurch gekennzeichnet, dass das Erfassen einer elektrischen Last das Messen eines Wirkstroms umfasst.

16. Verfahren nach einem der Ansprüche 9 bis 15,

dadurch gekennzeichnet, dass das Regeln ein Berechnen des Stellwerts (U_{Soll1}) anhand der Formel $U_{Soll1} = U_0 - R_i * I_a$ umfasst, wobei I_a der HF-Ausgangsstrom (I_a) und R_i ein vorgegebener Widerstand sind.

17. Verfahren zur Durchführung eines elektrochirurgischen Eingriffs, umfassend die Schritte:

- Einstellen eines Vorgabewerts (U_0), um anzugeben mit welcher Leistung oder Spannung ein elektrochirurgisches Instrument betrieben werden soll,
- Betreiben einer HF-Generatoreinheit (21), insbesondere gemäß dem Verfahren nach einem der Ansprüche 12 - 16, wobei die HF-Generatoreinheit derart in einer spannungsgeregelten Betriebsart betrieben wird, dass eine HF-

Ausgangsspannung (U_a) im Wesentlichen konstant gemäß einem Sollwert (U_{Soll1}) auf ein Gewebe appliziert wird,

- Messen eines HF-Ausgangsstroms (I_a);
- Verringern des Sollwerts (U_{Soll1}), wenn der gemessene HF-Ausgangsstrom (I_a) ansteigt, um der den Eingriff durchführenden Person zu signalisieren, dass die Impedanz des Gewebes zunimmt.

18. Verfahren nach Anspruch 17,

gekennzeichnet durch

ein Erhöhen des Sollwerts (U_{Soll1}), wenn der gemessene HF-Ausgangsstrom (I_a) ansteigt, um der den Eingriff durchführenden Person zu signalisieren, dass die Impedanz des Gewebes abnimmt.

19. Verfahren nach Anspruch 17 oder 18,

durch gekennzeichnet, dass

das Instrument in einer Schneidbewegung durch das Gewebe geführt wird und die HF-Generatoreinheit (21) derart betrieben wird, dass die für die Schneidbewegung aufzuwendende Kraft in Abhängigkeit von der Gewebeimpedanz variiert.

Fig. 1

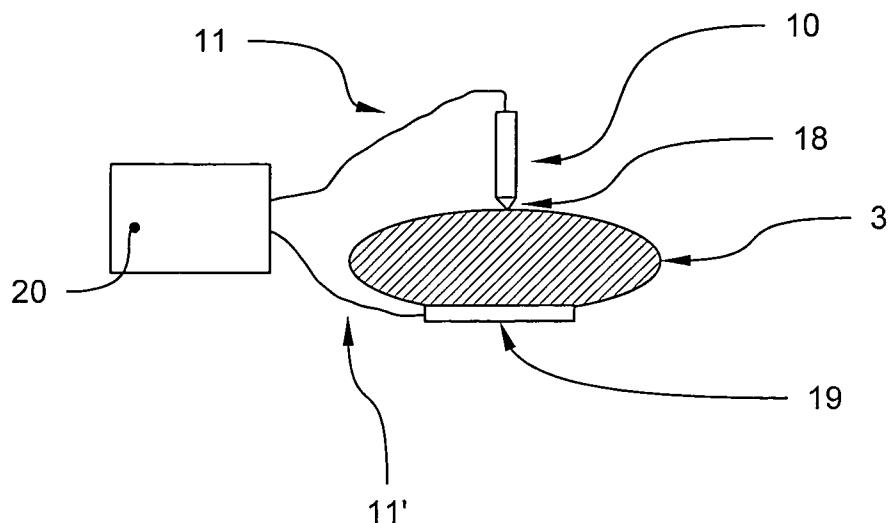


Fig. 2

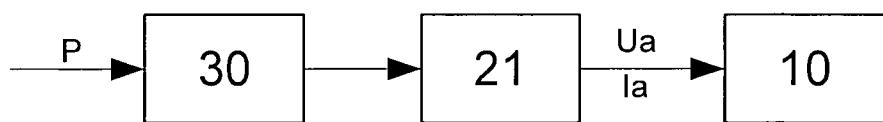


Fig. 3

