



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 696 36 102 T2 2006.12.07**

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 082 944 B1**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 18/12 (2006.01)**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **696 36 102.7**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 124 146.2**

(96) Europäischer Anmeldetag: **19.06.1996**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **14.03.2001**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **03.05.2006**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **07.12.2006**

(30) Unionspriorität:

9512888 23.06.1995 GB

9512889 23.06.1995 GB

9526627 29.12.1995 GB

9604770 06.03.1996 GB

(74) Vertreter:

**Patentanwälte Lippert, Stachow & Partner, 51427
Bergisch Gladbach**

(84) Benannte Vertragsstaaten:

BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, IE, IT, LI, NL, SE

(73) Patentinhaber:

Gyrus Medical Ltd., St. Mellons, Cardiff, GB

(72) Erfinder:

**Goble, Nigel Mark, Castleton, Nr. Cardiff, CF3 8SB,
GB; Goble, Colin Charles Owen, Penarth, South
Glamorgan, CF64 1AT, GB**

(54) Bezeichnung: **Elektrochirurgischer Generator und elektrochirurgisches System**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft einen elektrochirurgischen Generator für die Abgabe eines elektrochirurgischen Stroms insbesondere aber nicht ausschließlich bei der intrakavitären endoskopischen Elektrochirurgie. Der Begriff "intrakavitär" wird in dieser Beschreibung zur Bezeichnung einer Elektrochirurgie verwendet, bei der lebendes Gewebe durch minimal invasiven chirurgischen Zugang in eine Körperhöhle behandelt wird. Dies kann "Unterwasser-Elektrochirurgie" umfassen, ein Begriff, der bedeutet, dass Chirurgie unter Verwendung eines elektrochirurgischen Instruments mit einer oder mehrerer Behandlungselektroden ausgeführt wird, die an der Operationsstelle in eine Flüssigkeit eintauchen. Die Erfindung ist insbesondere auf den Gebieten der Urologie, Hysteroskopie und Arthroskopie anwendbar.

[0002] Die intrakavitäre endoskopische Elektrochirurgie ist zur Behandlung von Gewebe in anatomischen oder chirurgisch geschaffenen Hohlräumen des Körpers nützlich, die durch für den Patienten minimal traumatischen Verfahren zugänglich sind, sei es durch einen natürlichen oder einen künstlich geschaffenen Zugang. Der Hohlraum wird gedehnt, um Raum für den Zugang zum Operationsgebiet zu gewinnen, um die Sichtbarkeit zu verbessern und die Handhabung der Instrumente zu ermöglichen. In kleinen Körperhöhlen, insbesondere wenn die Höhle mit höherem Druck gedehnt werden soll, wird anstelle von Gas häufiger eine Flüssigkeit verwendet, weil sie bessere optische Eigenschaften hat und das Blut vom Operationsgebiet wegspült. Üblicherweise wird eine Nichtelektrolytlösung wie Glycin bei der Elektrochirurgie als flüssiges Dehnmedium verwendet. Glycin ist elektrisch nichtleitend.

[0003] Durch den beschränkten chirurgischen Zugang bei intrakavitären endoskopischen Eingriffen ist die Entfernung von Gewebestücken, die mit einer typischen elektrochirurgischen schlingenförmigen Schneidelektrode gewonnen werden, sowohl schwierig als auch zeitraubend. In dieser Situation ist die Verdampfung des Gewebes, bei der dieses zu Rauch und Wasserdampf abgebaut wird, gegenüber der stückweisen Entfernung die bevorzugte Methode. Die Verdampfungsprodukte können nach Auflösung in einem flüssigen Spülmedium entfernt werden.

[0004] Hinsichtlich der endoskopischen Unterwasser-Elektrochirurgie haben die Anmelder gefunden, dass man anstelle von Glycin eine leitfähige Flüssigkeit wie physiologische Salzlösung verwenden kann. Diese ist das bevorzugte Dehnmedium bei der endoskopischen Unterwasserchirurgie, wenn keine Elektrochirurgie ausgeführt wird oder eine nichtelektrische Gewebewirkung wie etwa Laserbehandlung angewendet wird. Obwohl physiologische Kochsalzlösung (Gewichtskonzentration 0,9 %; 150 mmol/l) eine et-

was größere elektrische Leitfähigkeit als die meisten Körpergewebe hat, besitzt sie den Vorteil, dass ihre Entfernung aus dem Operationsgebiet durch Absorption oder als Extravasat nur geringe physiologische Wirkungen hervorruft und die so genannten Wasservergiftungseffekte durch Glycin vermieden werden.

[0005] Die wirksame elektrochirurgische Behandlung von Gewebe, das an der Anwendungsstelle völlig in Flüssigkeit eintaucht, ist schwierig zu erreichen, weil die Flüssigkeit wegen der starken Erwärmung durch die im behandelten Gewebe und in der umgebenden Flüssigkeit fließenden Ströme zum Sieden neigt. Die Arbeitselektrode wird abwechselnd von Wasserdampf anstatt Flüssigkeit umgeben, woraus starke Schwankungen der elektrischen Impedanz der an dem die elektrochirurgische Leistung an die Elektroden liefernden Generator anliegenden Last resultieren. Während diese Schwankungen durch Verwendung einer nichtleitenden Flüssigkeit gemildert werden, können sie wegen der Freisetzung von Körperflüssigkeiten an der Operationsstelle nicht völlig beseitigt werden, welche die elektrische Leitfähigkeit der Flüssigkeit erhöhen. Veränderungen im Gewebetyp ändern ebenfalls die Lastimpedanz. Diese Effekte führen zu Schwierigkeiten bei der Steuerung des elektrochirurgischen Ausgangs zur Erzeugung gleichbleibender Wirkungen am behandelten Gewebe. Demzufolge werden gewöhnlich hohe Leistungen zur Überwindung dieser Leistungsschwankung angewendet.

[0006] Die EP-A-0316469 (Erbe) offenbart einen elektrochirurgischen Hochfrequenzgenerator, bei dem die Ausgangsspannung nach einem voreingestellten Bezugsspannungswert geregelt wird.

[0007] Erfindungsgemäß wird ein elektrochirurgischer Hochfrequenzgenerator zur Abgabe von Hochfrequenzleistung an ein elektrochirurgisches Instrument bereitgestellt, der eine Hochfrequenzausgangsstufe, die mit einer Versorgungsspannung versorgt wird, wobei die Ausgangsstufe mindestens ein Paar elektrochirurgische Ausgangsanschlüsse zur Abgabe von Hochfrequenzleistung an das Instrument besitzt, an die Ausgangsstufe gekoppelte Mittel zur Abgabe von Versorgungsspannung an die Ausgangsstufe und einen Steuerkreis einschließlich einer Messvorrichtung zur Ableitung eines die an den Ausgangsanschlüssen sich einstellende Hochfrequenzausgangsspannung darstellenden Messsignals und Mittel, die auf das Messsignal ansprechen und eine Verminderung der abgegebenen Ausgangsleistung entweder unabhängig von der Versorgungsspannung oder zusätzlich zu einer Verminderung der Versorgungsspannung, wenn das Messsignal das Erreichen einer vorbestimmten Schwellenspannung anzeigt, umfasst, wobei der Steuerkreis so angeordnet ist, dass im Koagulationsmodus des Generators die Ausgangsspannung auf eine erste vorbestimmte

Schwellenspannung begrenzt ist und im Schneide- oder Gewebeverdampfungsmodus des Generators die Ausgangsspannung auf eine zweite, höhere vorbestimmte Schwellenspannung begrenzt ist, und wobei die Ausgangsstufe eine Leistungs-Last-Kennlinie hat, die bei einer konstanten mittleren Versorgungsspannung und im Koagulationsmodus einen Höchstwert aufweist, der auf der Seite niedriger Impedanz der die erste Schwellenspannung darstellenden Geraden liegt.

[0008] Das Messsignal stellt bevorzugt die an den Ausgangsanschlüssen sich einstellende Hochfrequenzausgangsspitzenspannung dar, wobei die Ausgangsstufe einen an die Ausgangsanschlüsse gekoppelten Ausgangsschwingkreis und ein an den Ausgangsschwingkreis gekoppeltes Schaltgerät umfasst. Der Steuerkreis kann bevorzugt zur Betätigung des Schaltgeräts betrieben werden, um die abgegebene Hochfrequenzleistung zu vermindern. Bei der bevorzugten erfindungsgemäßen Ausführungsform ist das Schaltgerät bevorzugt zwischen dem Ausgangsschwingkreis und einer von zwei Versorgungsschienen der Stromversorgungseinheit angeschlossen ist, und zwar so, dass es den Strom wiederholt durch den Ausgangsschwingkreis bei dessen Resonanzfrequenz schaltet. Um bezüglich des Ausmaßes, in dem die abgegebene Spannung beim Erreichen des vorbestimmten Schwellenwerts durch die Ausgangsspannung vermindert wird, ein Übersteuern hervorzurufen, ist der Steuerkreis so angeordnet und an das Schaltgerät gekoppelt, dass er die Einschaltzeit des Schaltgeräts während einzelner Hochfrequenzschaltzyklen hinreichend schnell vermindern kann, um eine 50 % Verminderung der abgegebenen Ausgangsleistung innerhalb von 100 μ s nach Erreichen der vorbestimmten Schwelle hervorzurufen. Dies ermöglicht Chirurgie in einer leitfähigen flüssigen Umgebung, insbesondere in Kochsalzlösung. Es können große und rasche Änderungen der Lastimpedanz auftreten, ohne unerwünschte elektrochirurgische Wirkungen hervorzurufen. Wenn beispielsweise elektrochirurgische Entwässerung erwünscht ist, kann jede Steigerung der Impedanz durch Verdampfung der Salzlösung im Bereich der Elektrode des Instruments weitgehend vermieden werden, welche sonst bei der für die wirksame Entwässerung erforderlichen Leistung zu unerwünschter Lichtbogenbildung führen könnte. Wenn elektrochirurgisches Schneiden oder Gewebeverdampfen nötig ist, kann die Begrenzung der Ausgangsspannung angewendet werden, um Abbrennen der Elektrode und/oder übermäßige Gewebeverdampfung zu verhindern.

[0009] Der Regelkreis kann eine Steuerleitung aufweisen, die der Hochfrequenz-Ausgangsstufe ein erstes Steuersignal zur Verminderung der Leistung zuführt. Die Ausgangsstufe, die ein Hochfrequenz-Leistungssoszillator sein kann, hat typischerweise als schwingendes Element einen Hochfre-

quenzleistungsverstärker und in der bevorzugten Ausführungsform ist der Regelkreis so angeordnet, dass innerhalb von weniger als 20 μ s nachdem die Ausgangsspannung den vorgegebenen Schwellenwert erreicht hat eine Verminderung der Ausgangsleistung um mindestens 50 % erzielt wird, indem die Durchlassperiode des Verstärkers während der einzelnen Perioden der Hochfrequenz-Ausgangssignals vermindert wird. Vorteilhaft wird diese Veränderung der Durchlassperiode unabhängig von jeglicher Schwankung der Versorgungsspannung des Hochfrequenz-Leistungsverstärkers erreicht. In der Praxis wird die Verminderung der Ausgangsleistung durch Verwendung nur einer Steuergröße, d. h. der Ausgangsspitzenspannung, unabhängig von der Versorgungsspannung und von der abgegebenen Ausgangsleistung, die sich je nach Lastimpedanz und Versorgungsspannung ändert, hervorgerufen. Daher geschieht je nach den Umständen die Auslösung der Leistungsverminderung bei dem gleichen eingestellten Schwellenwert der Ausgangsspannung, aber bei verschiedenen Werten der Ausgangsleistung und Lastimpedanz.

[0010] Die Mittel zur Verminderung der Ausgangsleistung können zusätzlich zur direkten Steuerung der Hochfrequenz-Ausgangsstufe eine weitere Steuerleitung umfassen, die an die Stromversorgungsmittel angeschlossen ist, wobei der Regelkreis so eingerichtet ist, dass ein zweites Signal zur Verminderung der Leistung an das Stromversorgungsmittel abgegeben wird, um eine Verminderung der an die Ausgangsstufe abgegebenen mittleren Versorgungsspannung zu bewirken. Typischerweise ist die Geschwindigkeit der Leistungsverminderung durch Herabsetzung der Versorgungsspannung relativ langsam. Die Kombination beider Steuermittel kann jedoch einen größeren Bereich der verfügbaren Ausgangsleistungen schaffen.

[0011] Wenn die Stromversorgungsmittel ein Schaltnetzteil mit Glättungskomponenten im Ausgang sind, kann der Versorgungskreis so angeordnet sein, dass das zweite Steuersignal zur Leistungsverminderung eine Deaktivierung des Netzteils bewirkt, beispielsweise durch Sperren des gepulsten Ausgangssignals. Dementsprechend wird ein schnelles Ansprechen der Steuerung erreicht, wobei die Versorgungsspannung nach der anfänglichen Leistungsverminderung relativ langsam abfällt, um eine erneute Erhöhung des Taktverhältnisses des Hochfrequenz-Leistungsverstärkers zu ermöglichen, wodurch bei Bedarf eine weitere schnelle Leistungsverminderung möglich ist.

[0012] Die direkte Steuerung der Hochfrequenz-Ausgangsstufe kann ausgeführt werden, indem man wiederholt erstens beim Erreichen des Ausgangsschwellenwerts eine schnelle Verminderung der Durchlassperiode aufeinanderfolgender Pe-

rioden des Leistungsverstärkers von einem Spitzenwert zu einem Muldenwert erzeugt, auf die zweitens ein fortlaufender Anstieg der Durchlassperiode folgt, bis diese wiederum den Spitzenwert erreicht, wobei die Hochfrequenz-Ausgangsspannung während des fortlaufenden Anstiegs überwacht wird. Die Abfolge aus rascher Verminderung und fortlaufendem Anstieg kann wiederholt werden, bis der Spitzenwert der Durchlassperiode erreicht werden kann, ohne die Ausgangsspannung den Schwellenwert überschreitet, weil die Versorgungsspannung vom Schaltnetzteil wegen dessen Deaktivierung hinreichend gefallen ist. Die erneute Aktivierung des Schaltnetzteils erfolgt typischerweise nach einer Verzögerung, geeignet am Ende der ersten Schaltperiode, in der die Ausgangsspannung den Schwellenwert während der gesamten Periode nicht erreicht hat.

[0013] Die Ausgangsstufe umfasst bevorzugt einen Ausgangsresonanzkreis mit einem Gütefaktor Q , der hinreichend hoch ist, um Schaltrauschen aus dem Schaltgerät oder aus Geräten der Stufe zu entfernen, ohne das Ansprechen auf das Erreichen des vorgegebenen Schwellenwerts der Ausgangsspannung unangemessen zu verlangsamen. Typischerweise ist das Q ausreichend, um einen Scheitelfaktor unter 1,5 zu erreichen, wobei der Scheitelfaktor das Verhältnis zwischen dem Spitzenwert und dem quadratisch gemittelten Wert der Ausgangsimpulse ist.

[0014] Typischerweise hat der Generator eine Ausgangsimpedanz zwischen 130 und 190 Ohm. Ein solcher Generator hat eine Hochfrequenz-Ausgangsstufe, die zur Erzeugung eines kontinuierlichen (continuous wave = CW) Ausgangssignals betrieben werden kann, d. h. mit einem Taktverhältnis von 100 % oder ohne eine Ein/Aus-Modulation der Pulsbreite mit Frequenzen unterhalb der HF-Schwingungsfrequenz. Dadurch kann die Ausgangsstufe im Leerlauf mit einer Leistungs/Lastimpedanz-Kurve arbeiten, die eine Spitze (bevorzugt nur eine Spitze) bei etwa 150 bis 160 Ohm hat, wobei die Kurve bei Impedanzen unterhalb und oberhalb der Spitze kontinuierlich abfällt.

[0015] Ein elektrochirurgisches System mit dem oben beschriebenen Generator kann ein elektrochirurgisches Instrument mit wenigstens einer Elektrode zur Verwendung in einer leitfähigen Flüssigkeit umfassen, die mit einem der beiden Ausgangsanschlüsse des Generators verbunden ist. Der Elektrodenaufbau kann eine distale Behandlungselektrode und eine proximal im Abstand von der distalen Elektrode angeordnete Flüssigkeits-Kontaktelektrode umfassen. Beide Elektroden sind im Gebrauch von der leitenden Flüssigkeit umgeben und jede ist an die entsprechende der beiden Ausgangsklemmen angeschlossen. Der Leistungssteuerkreis des Generators kann so betrieben werden, dass er die Abnahmezeit des Leistungsverstärkers infolge Verdampfung der

leitenden Flüssigkeit an der distalen Elektrode vermindert. Das elektrochirurgische Gerät kann einen Elektrodenaufbau mit gegenüberliegenden ersten und zweiten Elektroden zum Eintauchen in eine leitfähige Flüssigkeit haben, wobei erste und zweite Elektrode eine Gewebekontaktelektrode am äußersten distalen Ende des Instruments bzw. eine von der Gewebekontaktelektrode proximal beabstandete Rückführungselektrode bilden.

[0016] Der Generator kann das Umschalten zumindest zwischen einem Gewebeentwässerungsmodus und einem Gewebeschnid- oder -verdampfungsmodus unter Verwendung einer Moduswahlsteuerung ermöglichen, wobei der Leistungssteuerkreis die an den Elektrodenaufbau abgegebene Hochfrequenzleistung automatisch anpasst, um die Generatorausgangsspitzenspannung auf einen ersten Wert zu begrenzen, wenn der Entwässerungsmodus gewählt ist, und auf mindestens einen zweiten Wert, wenn der Schneid- oder Verdampfungsmodus gewählt ist, wobei der oder die zweiten Wert(e) höher als der erste Wert ist/sind. Erster und zweiter Wert sind bevorzugt im Bereich von 150 bis 200 bzw. 250 bis 600 V, wobei diese Spannungen Spitzenspannungen sind. Ist der Entwässerungsmodus gewählt, dann wird die an den Elektrodenaufbau abgegebene Hochfrequenzleistung automatisch angepasst, um die leitfähige Flüssigkeit an der Elektrode zur Gewebeentwässerung ohne Erzeugung einer Dampfmaschine um die Elektroden am Siedepunkt zu halten. Ist der Schneid- oder Verdampfungsmodus gewählt, wird die an die Elektroden abgegebene Leistung zur Aufrechterhaltung einer Dampfmaschine an den Elektroden angepasst. Im Schneid- oder Verdampfungsmodus kann die Versorgung der Elektroden mit Hochfrequenzleistung automatisch begrenzt werden, um Überhitzen oder Erosion der Elektroden zu verhindern.

[0017] Die Erfindung wird nun beispielhaft mit Bezug auf die Zeichnungen beschrieben, in denen:

[0018] [Fig. 1](#) eine Darstellung eines erfindungsgemäßen elektrochirurgischen Systems mit einem Generator ist,

[0019] [Fig. 2](#) eine Teilansicht einer ersten Elektrodenanordnung zur Gewebeentwässerung im Gebrauch und eingetaucht in eine leitende Flüssigkeit ist,

[0020] [Fig. 3](#) ein Graph einer Lastkennlinie ist, die die Änderung der Lastimpedanz über der abgegebenen Ausgangsleistung darstellt, die von einer Elektrodenanordnung nach [Fig. 2](#) bei Benutzung in einer leitenden Flüssigkeit erzeugt wird,

[0021] [Fig. 4](#) eine Teilansicht einer zweiten Elektrodenanordnung zur Gewebeverdampfung, dargestellt im Gebrauch in einer leitenden Flüssigkeit, ist,

[0022] [Fig. 5](#) ein Blockdiagramm eines erfindungsgemäßen Generators ist,

[0023] [Fig. 6](#) ein Blockdiagramm eines Teils der Steuerschaltung des Generators nach [Fig. 5](#) ist,

[0024] [Fig. 7](#) ein Diagramm der Impulsform ist, das eine typische Änderung des Musters der Hochfrequenz-Ausgangsspannung zeigt, das mit dem Generator nach [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#) erhalten wird, wobei die zeitliche Änderung der Spannung im Zusammenhang mit Änderungen der Lastimpedanz und der Versorgungsspannung der Ausgangsstufe des Generators gezeigt wird,

[0025] [Fig. 8](#) ein Schaltbild eines Teils des Generators nach [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#) ist,

[0026] [Fig. 9](#) ein Graph ist, der die Änderung der vom Generator als Funktion der ihm von der Elektrodenanordnung dargebotenen Lastimpedanz erzeugten Ausgangsleistung zeigt, wobei die Änderung der Ausgangsleistung in zwei Betriebsmodi des Generators dargestellt ist, und

[0027] [Fig. 10](#) ein Graph ist, der die Änderung der Ausgangsleistung des Generators als Funktion der Lastimpedanz nach Modifikation der Generatorkennlinie aufgrund der Messung der Ausgangsspannung zeigt.

[0028] Von jeher war die Unterwasser-Elektrochirurgie für die Gerätetechnik die anspruchsvollste elektrochirurgische Anwendung. Der Grund dafür ist, dass die Anforderung für die elektrochirurgische Energie sehr hoch ist, insbesondere weil man zum Schneiden und Zerstören von Gewebe Lichtbögen unter Umständen erzeugen muss, bei denen die Energie von der umgebenden Flüssigkeit rasch verteilt wird. Demzufolge werden hohe Ströme angewendet, um die Verdampfung der die Elektrode umgebenden Flüssigkeit sicherzustellen. Leistungen bis zu 300 W sind üblich. Herkömmlich wird die Unterwasser-Elektrochirurgie unter Anwendung einer nichtleitenden Flüssigkeit oder eines solchen Spülmittels durchgeführt, um Verluste durch Stromleitung zu vermeiden. Das gewöhnlich verwendete Glycin hat den Nachteil, dass bei der Operation Gefäße durchtrennt werden können und das Spülmittel in den Kreislauf eingebracht werden kann. Diese Aufnahme verursacht unter anderem eine Verdünnung des Natriums im Serum, die zu einem als Wasserintoxikation bekannten Zustand führen kann.

[0029] Dementsprechend schlagen die Anmelder die Verwendung eines leitenden Mediums wie physiologische Kochsalzlösung vor, wobei die Elektrochirurgie unter Anwendung eines Systems mit einem Generator und einem Instrument durchgeführt wird, wobei letzteres einen Doppelektrodenaufbau hat und

die Salzlösung als Leiter zwischen den behandelten Gewebe und einer der Elektroden wirkt, die im Folgenden als "Rückführungselektrode" bezeichnet wird. Die andere Elektrode wird direkt auf das Gewebe gebracht und im Folgenden "aktive Elektrode" genannt.

[0030] Ein solches System ist in [Fig. 1](#) gezeigt. Der Generator **10** hat eine Ausgangsbuchse **10S**, die über ein Anschlusskabel **14** ein Hochfrequenz(HF)-Ausgangssignal an ein Instrument in Form eines Handstücks **12** abgibt. Der Generator kann vom Handstück **12** aus über eine Steuerleitung im Kabel **14** oder mittels einer Fußschaltereinheit **16**, die, wie gezeigt, über ein Fußschalter-Anschlusskabel **18** getrennt mit der Rückseite des Generators **10** verbunden ist, eingeschaltet werden. In der dargestellten Ausführungsform hat die Fußschaltereinheit **16** zwei Fußschalter **16A** und **16B** zur Auswahl eines Entwässerungs- bzw. eines Verdampfungsmodus des Generators. Die Frontplatte des Generators weist Druckschalter **20** und **22** zur Einstellung der Leistungsstufen für Entwässerung bzw. Verdampfung auf, die auf einer Anzeige **24** gezeigt werden. Als alternative Mittel zur Auswahl zwischen Entwässerungs- und Verdampfungsmodus sind Druckschalter **26** vorgesehen.

[0031] Das Handstück **12** hält eine abnehmbare Elektrodenanordnung **28** mit einem doppelten Elektrodenaufbau, wie in der Teilansicht [Fig. 2](#) dargestellt.

[0032] [Fig. 2](#) ist eine vergrößerte Ansicht des distalen Endes der Elektrodenanordnung **28**. Am äußersten distalen Ende weist die Elektrodenanordnung eine aktive Elektrode **30** auf, die bei dieser Ausführungsform aus einer Reihe von Metalldrähten gebildet ist, die mit einem zentralen Leiter **32** verbunden sind. Die Drähte können aus Edelstahl hergestellt sein. Proximal zur aktiven Elektrode **30** und von dieser durch einen längs und radial sich erstreckenden Isolator **34** beabstandet befindet sich eine Rückführungselektrode **36**. Diese ist coaxial als Hülse um den inneren Leiter **32** angeordnet und erstreckt sich als röhrenförmiger Stiel **40** zum proximalen Ende der Anordnung **28**, wo sie im Handstück **12** an Leiter im Verbindungskabel **14** angeschlossen ist. In gleicher Weise erstreckt sich der innere Leiter **32** zum Handstück und ist an einen Leiter im Kabel **14** angeschlossen. Die Elektrodenanordnung **28** besitzt eine isolierende Hülle **42**, die den Stiel **40** bedeckt und proximal zum Isolator **34** endet, wobei sie das distale Ende des Stiels **40** als Rückführungselektrode **36** freilässt.

[0033] Beim Betrieb als Entwässerungsinstrument wird die Elektrodenanordnung **28** wie in [Fig. 2](#) gezeigt an das zu behandelnde Gewebe **44** angelegt, wobei das Operationsgebiet in physiologische Kochsalzlösung (Gewichtskonzentration 0,9 %) eintaucht,

hier als Tropfen **46** der den distalen Endabschnitt der Elektrodenanordnung **28** umgebenden Flüssigkeit dargestellt. Die Flüssigkeit umgibt sowohl die aktive Elektrode **30** als auch die Rückführungselektrode **36**.

[0034] Weiter nach [Fig. 2](#) sind die die aktive Elektrode **30** bildenden Metalldrähte alle miteinander und mit dem inneren Leiter **32** der Elektrodenanordnung unter Bildung einer einheitlichen aktiven Elektrode verbunden. Der Isolator **34** ist eine isolierende Hülse, deren distaler Endabschnitt proximal zum freiliegenden Teil der aktiven Elektrode **30** freiliegt. Typischerweise ist diese Hülse aus keramischem Material gefertigt, um eine Beschädigung durch Lichtbogenbildung zu vermeiden. Die Rückführungselektrode endet an einem Punkt kurz vor dem Ende des Isolators **34**, sodass sie von der aktiven oder Gewebekontaktelektrode **30** sowohl radial wie auch axial beabstandet ist. Die Oberfläche der Rückführungselektrode ist beträchtlich größer als die der aktiven Elektrode **30**. Am distalen Ende der Elektrodenanordnung liegt der Durchmesser der Rückführungselektrode typischerweise im Bereich von 1 bis 3 mm. Die Längsausdehnung des freiliegenden Teils der Rückführungselektrode beträgt typisch zwischen 1 und 5 mm und der Längsabstand zur aktiven Elektrode zwischen 1 und 5 mm.

[0035] Tatsächlich ist die Elektrodenanordnung bipolar, wobei sich nur eine der Elektroden (**30**) bis zum distalen Ende der Einheit erstreckt. Dadurch bleibt die Rückführungselektrode unter normalen Umständen im Abstand zu dem zu behandelnden Gewebe und zwischen den beiden Elektroden besteht ein Strompfad durch das Gewebe und die im Kontakt mit der Rückführungselektrode **36** stehende leitende Flüssigkeit.

[0036] Soweit es die Abgabe von bipolarer elektrochirurgischer Energie betrifft, kann die leitende Flüssigkeit **46** als eine Erweiterung des Gewebes mit niedriger Impedanz betrachtet werden. Die vom Generator **10** erzeugten Hochfrequenzströme fließen zwischen der aktiven Elektrode **30** und der Rückführungselektrode **36** durch das Gewebe **44** und die umgebende leitende Flüssigkeit **46**. Die in [Fig. 2](#) gezeigte Elektrodenanordnung ist sehr geeignet zur Gewebeerwässerung.

[0037] Axiale und radiale Trennung zwischen den Elektroden vermeiden den geringen Abstand herkömmlicher bipolarer Anordnungen, bei denen beide Elektroden das Gewebe berühren. Im Ergebnis besteht eine geringere Gefahr unerwünschter Lichtbogenbildung über die Oberfläche der Isolierung, was eine höhere Energiestreuung bei der Entwässerungsbehandlung ermöglicht und beim Schneiden oder Verdampfen des Gewebes übermäßige Lichtbogenbildung vermeidet, die zur Beschädigung der Isolierung zwischen den Elektroden führen kann.

[0038] Die umspülende Salzlösung kann durch eine (nicht gezeigte) Leitung im Instrument **12** zugeführt werden. So kann die Erfindung die Form eines elektrochirurgischen Systems zur Behandlung von Gewebe, das in eine leitende Flüssigkeit eintaucht, annehmen, das ein elektrochirurgisches Instrument mit einem Handstück und einem Stiel und an einem Ende des Stieles eine Elektrodenanordnung umfasst, die eine am äußersten distalen Ende des Instruments freiliegende Gewebekontaktelektrode und eine von der Gewebekontaktelektrode elektrisch isolierte Rückführungselektrode umfasst, die eine vom freiliegenden Teil der Gewebekontaktelektrode proximal beabstandete Kontaktfläche für Flüssigkeit aufweist. Das System umfasst ferner einen mit der Elektrodenanordnung des Instruments verbundenen Hochfrequenzgenerator, einen Vorratsbehälter für elektrisch leitende Flüssigkeit, wie physiologische Kochsalzlösung, und eine Leitung, typischerweise ein integraler Bestandteil des Endoskops, zur Förderung der Flüssigkeit aus dem Vorratsbehälter in den Bereich der Elektrodenanordnung. Der Druck zur Förderung der Flüssigkeit kann von einer zum Gerät gehörenden Pumpe bereitgestellt werden.

[0039] Da bei dieser Ausführungsform der Elektrodenanordnung **28** die aktive Elektrode **30** aus Edelmetalldrähten in Form eines Pinsels gefertigt ist, ist sie biegsam und ergibt eine reproduzierbare Wirkung auf das Gewebe, der vergleichsweise unabhängig vom Berührungswinkel der Elektrode mit der Gewebeoberfläche ist. Die Biegsamkeit der Elektrode **30** führt auch zu einer differenzierten Berührungsfläche der aktiven Elektrode je nach dem ausgeübten Druck, wodurch die Breite der Entwässerung über die Gewebeoberfläche verändert und die Verfahrensdauer vermindert werden kann.

[0040] Die Entwässerung erfolgt kraft der zwischen der aktiven Elektrode **30** und der leitenden Flüssigkeit **46** durch die äußere Schicht des Gewebes **44** unmittelbar unter der und in einem Bereich um die aktive Elektrode **30**. Die Ausgangsimpedanz des Generators wird auf ein Niveau eingestellt, das der Lastimpedanz der Elektrodenanordnung entspricht, wenn sie wie in [Fig. 2](#) gezeigt verwendet wird, wobei beide Elektroden mit der leitenden Flüssigkeit **46** in Kontakt stehen. Um diesen für die Gewebeerwässerung angepassten Zustand aufrechtzuerhalten, wird die Ausgangsleistung des Generators automatisch in einer weiter unten beschriebenen Weise geregelt, so dass das Auftreten von Dampfblasen beträchtlicher Größe an der aktiven Elektrode **30** im Wesentlichen verhindert wird, was einen daraus folgenden Anstieg der Lastimpedanz vermeidet. Auf diese Weise wird die aktive Elektrode fortwährend von der leitenden Flüssigkeit benetzt, sodass die Impedanz einen oberen Grenzwert erreicht, der dem Punkt, an dem die leitende Flüssigkeit zu sieden beginnt, entspricht, während das Gewebewasser durch thermische Entwässerung

entfernt wird. Im Ergebnis kann das System hohe Leistungen für die Entwässerung ohne unerwünschte Verdampfung der leitenden Flüssigkeit abgeben, was zu unerwünschten Wirkungen im Gewebe führen würde.

[0041] Das elektrische Verhalten der Elektrodenanordnung mit in die leitende Flüssigkeit **46** eintauchenden Elektroden **30** und **36** wird nun mit Bezug auf den Graphen in [Fig. 3](#) betrachtet.

[0042] Beim ersten Anlegen des Stroms wird dem Generator eine anfängliche Lastimpedanz r dargeboten, welche durch die Geometrie der Elektrode und die elektrische Leitfähigkeit der leitenden Flüssigkeit bestimmt ist. Der Wert von r ändert sich, wenn die Elektrode das Gewebe berührt. Je höher der Wert von r ist, desto größer ist die Neigung der leitenden Flüssigkeit zum Verdampfen. Da die Energie sich im Gewebe und in der leitenden Flüssigkeit verteilt, steigt die Temperatur der leitenden Flüssigkeit an. Bei physiologischer Kochsalzlösung ist der Temperaturkoeffizient der Leitfähigkeit positiv und der entsprechende Koeffizient der Impedanz ist daher negativ, sodass die Impedanz anfänglich abnimmt. So zeigt die Kurve in [Fig. 3](#) eine Abnahme der Lastimpedanz, wenn die abgegebene Leistung ansteigt, wobei die Impedanz durch einen Punkt A zu einem Minimum bei Punkt B fällt, bei dem die in unmittelbarem Kontakt mit der Elektrode stehende Salzlösung ihren Siedepunkt erreicht. Nun bilden sich kleine Dampfblasen an der Oberfläche der aktiven Elektrode und die Impedanz beginnt anzusteigen, wie durch die vom Punkt B zum Punkt C ansteigende Kurve gezeigt wird. Wenn der Siedepunkt erreicht ist, zeigt daher die Anordnung einen vorherrschend positiven Leistungskoeffizienten der Impedanz.

[0043] Wenn sich Dampfblasen bilden, erhöht sich die Leistungsdichte an der zurückbleibenden Grenzfläche der aktiven Elektrode zur Salzlösung (die freiliegende, nicht von Dampfblasen bedeckte Oberfläche der aktiven Elektrode), was die Grenzfläche weiter belastet und mehr Dampfblasen und eine noch höhere Leistungsdichte hervorruft. Dies ist ein instabiler Zustand und ein Gleichgewicht wird erst erreicht, wenn die Elektrode völlig von Dampf eingehüllt ist. Daher gibt es bei einer gegebenen Kombination von Variablen einen Schwellenwert für die Leistung beim Punkt C, wo ein neues Gleichgewicht erreicht ist.

[0044] Nach dem Gesagten erkennt man, dass der Bereich zwischen den Punkten B und C in [Fig. 3](#) die Obergrenze der erreichbaren Entwässerungsleistung darstellt.

[0045] Nach der Bildung einer die Elektrode einhüllenden Dampftasche steigt die Impedanz auf etwa 1 kOhm, wie durch den Punkt D in [Fig. 3](#) gezeigt ist,

wobei der tatsächliche Impedanzwert von einer Reihe von Systemvariablen abhängt. Der Dampf wird dann durch Entladungen durch die Dampftasche zwischen der aktiven Elektrode und der Grenzfläche Dampf/Salzlösung aufrechterhalten.

[0046] Dieser Betriebszustand wird durch [Fig. 4](#) veranschaulicht, die eine alternative Elektrodenanordnung **28A** mit einer halbkugel- oder ballförmigen Elektrode **30A** anstelle der Pinselektrode **30** der Ausführungsform nach [Fig. 2](#) zeigt. Wie zuvor ist die Rückführungselektrode **36A** durch einen dazwischen angeordneten Isolator **34A** proximal zur aktiven Elektrode **30A** beabstandet. Die ballförmige Elektrode wird für die Gewebeverdampfung bevorzugt.

[0047] Die in [Fig. 4](#) mit dem Bezugszeichen **50** versehene Dampftasche wird, nachdem sie sich erst einmal gebildet hat, durch Entladungen **52** zwischen der aktiven Elektrode und der Grenzfläche Dampf zu Salzlösung aufrechterhalten. Die Streuung der Leistung erfolgt hauptsächlich in dieser Tasche, wodurch die aktive Elektrode erhitzt wird. Die Menge der gestreuten Energie bei dieser Art Leitung ist eine Funktion der bereitgestellten Leistung. Man bemerkt in [Fig. 3](#), dass der durch gestrichelte Linien bezeichnete Verdampfungsmodus bei viel geringerer Leistung aufrechterhalten werden kann, als zur Bildung der Dampftasche erforderlich ist. Die Impedanz-Leistungskurve zeigt daher Hysterese. Wenn der Verdampfungsmodus erst einmal eingerichtet ist, kann er über einen vergleichsweise großen Leistungsreich aufrechterhalten werden, wie sich am sich beiderseits des Punkts D erstreckenden geneigten Teil der Kurve zeigt. Eine Erhöhung der bereitgestellten Ausgangsleistung über die durch den Punkt D bezeichnete hinaus verursacht jedoch einen raschen Temperaturanstieg der Elektrode und kann diese zerstören. Um die Dampftasche zusammenfallen zu lassen und zum Entwässerungsmodus zurückzukehren, ist eine beträchtliche Verminderung der Leistung bis zum Punkt A erforderlich, wobei die direkte Berührung der Elektrode mit der Salzlösung wieder hergestellt wird und die Impedanz dramatisch abfällt. Auch die Leistungsdichte an der aktiven Elektrode fällt, sodass die Temperatur der Salzlösung nun unter den Siedepunkt fällt und die Elektrode dann wieder im stabilen Entwässerungsgleichgewicht ist.

[0048] Der im Folgenden zu beschreibende Generator kann sowohl den Entwässerungs- als auch den Verdampfungsmodus aufrechterhalten. Während im allgemeinen die in den [Fig. 2](#) und [Fig. 4](#) dargestellten Elektrodenanordnungen in beiden Modi gebraucht werden können, ist die Pinselektrode der [Fig. 2](#) wegen der großen potentiell erreichbaren Fläche für den Entwässerungsmodus bevorzugt, und die Ballelektrode der [Fig. 4](#) ist bevorzugt für den Verdampfungsmodus wegen ihres kleinen Verhältnisses zwischen den Oberflächen der aktiven und der Rückführungs-

elektrode. Wie in [Fig. 4](#) zu sehen, erfolgt die Gewebeverdampfung, wenn die Dampfmaschine **50** die Gewebeoberfläche durchschneidet, wobei bevorzugt die Elektrodenanordnung in einem kleinen Abstand (typischerweise 1 bis 5 mm) zur Gewebeoberfläche gehalten wird.

[0049] Der instabile Zustand, der auftritt, wenn die bereitgestellte Leistung das durch den Punkt C in [Fig. 3](#) dargestellte Niveau erreicht, wird verschärft, wenn der Generator eine erhebliche Ausgangsimpedanz hat, weil dann die Ausgangsspannung plötzlich ansteigen kann. Mit erhöhter Verlustleistung und ohne kühlende Flüssigkeit um die aktive Elektrode **30** steigt die Temperatur der Elektrode rasch an, wodurch diese beschädigt wird. Dies erzeugt auch ein unbeherrschbares Zerreißen des Gewebes anstelle der beabsichtigten Entwässerung. Aus diesem Grund hat der bevorzugte Generator einen Ausgangsinnenwiderstand der der Lastimpedanz des benetzten Elektrodenaufbaus zumindest annähernd angepasst ist.

[0050] Der nun zu beschreibende bevorzugte Generator ermöglicht sowohl elektrochirurgische Entwässerung im Wesentlichen ohne unerwünschte Zerstörung der Zellen als auch elektrochirurgisches Schneiden oder Verdampfen im Wesentlichen ohne Abbrennen der Elektrode. Obwohl primär zum Operieren in einer leitenden Dehnflüssigkeit gedacht, kann er auch bei anderen elektrochirurgischen Verfahren angewendet werden, z. B. mit gasförmigen Dehnmedien oder wann immer rasche Änderungen der Impedanz auftreten können.

[0051] Nach [Fig. 5](#) umfasst der Generator einen Hochfrequenz(HF)-Leistungsschaltgerät **60** mit zwei Ausgangsanschlüssen **60C** zum Anschließen an die durch die in Gebrauch befindliche Elektrodenanordnung dargestellte Lastimpedanz **64** über die Ausgangsklemmen **62**. Der Oszillator **60** wird durch ein Schaltnetzteil **66** mit Energie versorgt.

[0052] Bei der bevorzugten Ausführungsform arbeitet der Hochfrequenzschaltgerät **60** bei 400 kHz, wobei jede Frequenz von 300 kHz aufwärts im HF-Bereich möglich ist. Das Schaltnetzteil arbeitet typischerweise bei einer Frequenz im Bereich von 25 bis 50 Hz. An die Ausgangsanschlüsse **60C** ist ein Schwellwertdetektor mit einem an das Schaltnetzteil **66** angeschlossenen ersten Ausgang **68A** und einem zweiten an einen Einschaltzeitsteuerkreis **70** angeschlossenen Ausgang **68B**. Ein an Bedienfeld und Anzeige (in [Fig. 1](#) gezeigt) angeschlossener Mikrokontroller **72** ist an einen Steuerungseingang **66A** für die Stromversorgung **66**, um die Generatorausgangsleistung durch Veränderung der Versorgungsspannung einstellen zu können, und an einen Schwellwerteingang **68C** für den Spannungsschwellwertdetektor **68** zum Einstellen der Grenzwerte für die HF-Spitzenaus-

gangsspannung angeschlossen.

[0053] Im Betrieb veranlasst der Mikrokontroller **72**, dass Spannung an das Schaltnetzteil **66** angelegt wird, wenn elektrochirurgische Leistung vom Chirurgen durch Betätigung einer Aktivierungsschalteranordnung angefordert wird, die in einem Handstück oder einem Fußschalter vorgesehen sein kann ([Fig. 1](#)). Unabhängig von der Versorgungsspannung wird über den Eingang **68C** an der Frontplatte des Generators (siehe [Fig. 1](#)) ein konstanter Ausgangsspannungsschwellwert entsprechend den Steuereinstellungen eingestellt. Zur Entwässerung und Koagulation wird der Schwellwert typischerweise auf einen Entwässerungsschwellwert zwischen 150 und 200 V eingestellt. Wenn ein Ausgangssignal zum Schneiden oder Verdampfen gefordert ist, wird der Schwellwert auf einen Wert im Bereich von 250 oder 300 bis 600 V eingestellt. Die Spannungen sind Spitzenspannungen. Dies bedeutet, dass es zur Entwässerung zumindest bevorzugt ist, eine HF-Signalfrequenz mit niedrigem Scheitelfaktor zu haben, damit man maximale Leistung erhält, bevor die Spannung auf den gegebenen Werten abgefangen wird. Typischerweise erhält man einen Scheitelfaktor von 1,5 oder weniger.

[0054] Wenn der Generator erstmals eingeschaltet wird, ist der Zustand des Steuereingangs **60I** des HF-Oszillators **60** (der mit dem Einschaltzeitsteuerkreis **70** verbunden ist) "ein", sodass das Leistungsschaltgerät, welches das schwingende Element des Oszillators **60** bildet, während jeder Schwingungsperiode eine maximale Durchlasszeit eingeschaltet ist. Die an die Last **64** abgegebene Leistung hängt zum Teil von der vom Schaltnetzteil **66** an den HF-Oszillator **60** angelegten Versorgungsspannung und zum Teil von der Lastimpedanz **64** ab. Wenn die Versorgungsspannung hinreichend hoch ist, kann die Temperatur des die Elektroden des elektrochirurgischen Instruments umgebenden Flüssigkeit (oder in einem gasförmigen Medium die Temperatur der im Gewebe enthaltenen Flüssigkeit) so weit ansteigen, dass die Flüssigkeit verdampft, was zu einem raschen Ansteigen der Lastimpedanz und dadurch zu einem raschen Ansteigen der an den Klemmen **62** anliegenden Ausgangsspannung führt. Wenn ein Ausgangssignal für die Entwässerung gewünscht wird, ist dies ein unerwünschter Betriebszustand. Daher wird der Spannungsschwellwert für ein Ausgangssignal zur Entwässerung so eingestellt, dass Auslösesignale zum Einschaltzeitsteuerkreis **70** und zum Schaltnetzteil **66** gesendet werden, wenn der Schwellwert erreicht ist. Der Einschaltzeitsteuerkreis **70** bewirkt dann scheinbar sofort eine Verminderung der Einschaltzeit des HF-Oszillatorschalters. Gleichzeitig wird das Schaltnetzteil deaktiviert, sodass die an den Oszillator **60** abgegebene Spannung zu fallen beginnt.

[0055] Die nachfolgende Steuerung der Einschaltzeit der einzelnen Perioden des Oszillators **60** ist zu verstehen, wenn man den inneren Aufbau des Einschaltzeitsteuerkreises **70** betrachtet, der in [Fig. 6](#) wiedergegeben ist. Der Kreis umfasst einen HF-Sägezahn-generator **74** (mit der HF-Oszillatorfrequenz durch ein Synchronsignal synchronisiert, das vom Oszillator abgeleitet und an einem Synchronisierungseingang **74I** anliegt) und einen Rampengenerator **76**, der durch einen Rücksetzimpuls vom Ausgang **68B** des Spannungsschwellwertdetektors **68** (siehe [Fig. 5](#)) zurückgesetzt wird, der erzeugt wird, wenn die Schwellspannung erreicht ist. Dieser Rücksetzimpuls ist das oben erwähnte Auslösesignal. Der Einschaltzeitsteuerkreis **70** umfasst weiter einen Komparator **78** zum Vergleich der vom Sägezahn-generator **74** und vom Rampengenerator **76** erzeugten Sägezahn- und Rampenspannungen und gibt ein Rechtecksignal ab, das am Eingang **60I** des HF-Oszillators **60** angelegt wird. Wie mit den Signalformkurven in [Fig. 6](#) gezeigt, sehen die Signalformen von Sägezahn- und Rampensignal so aus, dass das Puls-Pausenverhältnis des am Oszillator **60** anliegenden Rechtecksignals nach jedem Rücksetzimpuls fortlaufend ansteigt. Dadurch wird, nachdem die Einschaltzeit des HF-Oszillators aufgrund des festgestellten Erreichens der Ausgangsschwellspannung scheinbar sofort vermindert wurde, die Einschaltzeit fortlaufend wieder auf den ursprünglichen Maximalwert gesteigert. Dieser Zyklus wird wiederholt, bis die Versorgungsspannung des Oszillators aus der Stromversorgung **66** ([Fig. 5](#)) sich auf ein Niveau vermindert hat, bei dem der Oszillator mit maximaler Durchlassperiode arbeiten kann, ohne dass die vom Detektor **68** gemessene Ausgangsspannung die eingestellte Schwellspannung überschreitet.

[0056] Die Ausgangsspannung des Generators ist wichtig für den Betriebsmodus. Die Ausgangsmodi sind tatsächlich nur durch die Ausgangsspannung, insbesondere die Ausgangsspitzenspannung, definiert. Absolutwerte der Ausgangsspannung werden nur für die Steuerung mit mehreren Variablen benötigt. Bei diesem Generator kann jedoch eine einfache Steuerung mit nur einer Stellgröße verwendet werden, um die Ausgangsspannung in den vorgegebenen Spannungsgrenzen zu halten. Daher vergleicht der in [Fig. 5](#) gezeigte Schwellspannungsdetektor **68** die HF-Ausgangsspitzenspannung mit einem eingestellten Gleichspannungsschwellwert und besitzt eine hinreichend schnelle Ansprechzeit, um einen Rücksetzimpuls für den Einschaltzeitsteuerkreis **70** innerhalb einer HF-Halbperiode zu erzeugen.

[0057] Vor einer weiteren Betrachtung des Oszillatorbetriebs ist es nützlich, zur Impedanz-Leistungskurve der [Fig. 3](#) zurückzukehren. Man erkennt, dass der wichtigste Schwellwert der bei der Entwässerung angewendete ist. Da die an der aktiven Elektrode sich bildenden Dampfblasen nicht leiten, erfährt die

mit der Elektrode in Berührung bleibende Salzlösung eine höhere Leistungsdichte und hat daher eine größere Neigung zur Dampfbildung. Dieses Maß an Instabilität bewirkt einen Übergang zum Verdampfungsmodus bei gleicher Leistung wegen des instabilen Anstiegs der Leistungsdichte an der aktiven Elektrode. Im Ergebnis steigt die Impedanz an der aktiven Elektrode an. Die maximal aufgenommene Leistung fällt mit dem Elektrodenzustand unmittelbar vor der Bildung von Dampfblasen zusammen, weil diese mit der maximalen Leistungsverteilung und der größten benetzten Elektrodenoberfläche zusammenfällt. Daher ist es für maximale Entwässerungsleistung wünschenswert, dass die Elektrode im benetzten Zustand verbleibt. Die Anwendung der Grenzspannungserkennung bewirkt eine Leistungsverminderung, welche ein Kollabieren der Dampfblasen und wiederum eine höhere mögliche Leistungsaufnahme der aktiven Elektrode ermöglicht. Daher umfasst der in dieser Beschreibung dargestellte Generator eine Regelschleife mit einem großen Überspringen, d. h. dass das Rückkopplungssignal durch die den vorgegebenen Schwellwert erreichende Spitzenspannung eine sofortige starke Leistungsverminderung durch die Verminderung der Ausgangsspannung auf einen Wert beträchtlich unter der durch den Schwellwertdetektor **68** gegebenen Ausgangsspitzenspannung verursacht. Dieses Überspringen sichert die Rückkehr zum erforderlichen benetzten Zustand.

[0058] Bei dem mittels der [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#) oben beschriebenen Generator erfolgt die Leistungsverminderung als Antwort auf das Erkennen der Schwellspannung auf zwei Wegen:

- (a) eine sofortige Verminderung der an den Ausgangsschwingkreis des Oszillators abgegebenen HF-Energie und
- (b) ein Abschalten des Gleichstroms zum Oszillator über eine oder mehrere Perioden des Schaltnetzteils (d. h. typischerweise über eine Minimaldauer von 20 bis 40 μ s).

[0059] Bei der bevorzugten Ausführungsform trägt die sofortige Leistungsverminderung mindestens drei Viertel der verfügbaren Leistung (oder mindestens die Hälfte der Spannung) der Gleichstromversorgung. Jedoch verursacht die kontinuierliche Rückkopplung der Schwellspannung fortlaufend eine Verminderung der von der Gleichstromversorgung abgegebenen Leistung. So wird eine schnelle Antwort der HF-Stufe selbst erreicht, wobei das Nachlaufen der Gleichstrom-Versorgungsspannung mit der Verminderung eine Rückkehr der HF-Stufe zu einem vollen Arbeitstakt oder einem Puls-Pausenverhältnis ermöglicht, wodurch eine erneute rasche Leistungsverminderung bei erneutem Überschreiten der Schwellspannung möglich ist.

[0060] Die Wirkung dieses Vorgangs auf die HF-Ausgangsspannung ist im Signalformdiagramm

der [Fig. 7](#) gezeigt, das Kurven für die HF-Spannung, die Versorgungsspannung des Oszillators und die Lastimpedanz während eines typischen Entwässerungsvorgangs in einem Zeitraum von 1 ms enthält.

[0061] Ausgehend von der linken Seite des Diagramms mit annähernd konstanter Versorgungsspannung steigt die Ausgangsspannung mit steigender Lastimpedanz bis zu einem Punkt an, bei dem die Ausgangsschwellspannung erreicht wird, wonach die oben beschriebene sofortige Verminderung der Oszillator-Einschaltzeit erfolgt. Dies erzeugt, wie gezeigt, eine rasche Verminderung der HF-Ausgangsspannung, gefolgt von einem fortschreitenden Anstieg, wieder wie oben beschrieben. Wenn die Ausgangsspannung die Schwellspannung erreicht, deaktiviert der Spannungsschwellwertdetektor **68** (in [Fig. 5](#) gezeigt) auch die Stromversorgung, was zu einem allmählichen Abfall der Versorgungsspannung führt. Im Ergebnis wurde, wie mit dem Punkt a in [Fig. 7](#) gezeigt, die Schwellspannung nicht erreicht, wenn die Einschaltzeit des Oszillators wieder den Maximalwert erreicht hat. Jedoch beginnt die Lastimpedanz wieder zu steigen und verursacht einen weiteren, wenn auch langsameren, Anstieg der Ausgangsspannung, bis die Schwellspannung wieder erreicht ist (Punkt b). Wieder wird die Einschaltzeit des Oszillators sofort vermindert und dann fortschreitend erhöht, sodass die Signalform der Ausgangsspannung das vorherige Muster wiederholt. Nochmals wird die Schwellspannung erreicht, die Ausgangsspannung sofort vermindert (Punkt c) und die Einschaltzeit kann wieder ansteigen. An dieser Stelle erreicht jedoch (beim Punkt d) die Ausgangsspannung nicht den Schwellwert, bis eine beträchtlich längere Zeit verstrichen ist, weil die Versorgungsspannung sich weiter vermindert hat (die Stromversorgung ist noch deaktiviert). Tatsächlich ist dieser Zeitraum so lang, dass die Ausgangsspannung den Schwellwert über eine ganze Schaltperiode der Stromversorgung nicht erreicht hat, sodass diese inzwischen deaktiviert wurde (bei Punkt e).

[0062] Während dieses Zeitraums war die an die Elektrode abgegebene Leistung ausreichend, um die Lastimpedanz weiter zu steigern. Das unregelmäßige Verhalten der Impedanz ist typisch für den Beginn der Dampfbildung. Demzufolge sind nach dem nächsten Erreichen der Schwellspannung (bei Punkt d) mehrere aufeinanderfolgende Zyklen aus Einschaltzeitverminderung und -ansteigen (siehe f) verbunden mit einer weiteren Deaktivierung (siehe g) der Stromversorgung notwendig, um die Spannung unter dem Schwellwert zu halten.

[0063] Man sieht dann, dass der Steuerkreis **70, 72** ([Fig. 5](#)) dynamisch arbeitet, um die Ausgangsspannung sowohl hinreichend schnell als auch in ausreichendem Maß zu vermindern, um die Spannung auf einem Wert zu halten, der mit dem zur Entwässerung

ohne Zerreißen des Gewebes infolge Lichtbogenbildung erforderlichen im Einklang ist. Die gleiche Technik kann mit unterschiedlichem Spannungsschwellwert zur Begrenzung der Ausgangsspannung angewendet werden, um das Abbrennen der Elektrode und/oder übermäßige Gewebeverdampfung zu vermeiden. Im letzteren Fall kann die Grenzspannung auf einen Wert zwischen 250 (bevorzugt 300) und 600 V eingestellt werden.

[0064] Wegen der hohen Leistungsdichte an der aktiven Elektrode im Verdampfungsmodus wird der Hauptanteil der abgegebenen Energie in der Nähe der Elektrode verteilt. Im Verdampfungsmodus ist es erwünscht, dass nur minimale Erwärmung der Salzlösung erfolgt, aber jegliches Gewebe verdampft wird, das in die Dampfgrenze der aktiven Elektrode eindringt. Im Verdampfungsmodus wird der Dampf durch Lichtbögen in der Dampftasche aufrechterhalten, wie oben bei [Fig. 4](#) beschrieben. Steigerung der Ausgangsspannung bei der Verdampfung führt wegen der größeren Dampftasche zu einem erhöhten Volumen des verdampften Gewebes. Ein Kollabieren der Dampftasche während der Gewebeverdampfung hat wegen der gesteigerten Nekrose infolge der größeren Energieverluste in die umgebende Salzlösung weitergehende Folgen. Das Kollabieren der Dampftasche kann verhindert werden, indem man erstens die Elektrodenimpedanz im Verdampfungsmodus einrichtet, dass das Instrument hinsichtlich der Impedanz in einem unangepassten Zustand ist, wodurch der Gütefaktor Q des Ausgangsschwingkreises hoch ist und die Ausgangsspannung sich nicht so rasch ändert wie bei niedrigerer Lastimpedanz, und zweitens, indem die aktive Elektrode eine beträchtliche Wärmekapazität hat, welche die Dampftasche über einen beträchtlichen Zeitraum aufrechterhält.

[0065] Eine unerwünschte Vergrößerung der Dampftasche kann vermieden werden, indem man die Ausgangsspitzenspannung im Verdampfungsmodus begrenzt, was in üblicher Weise durch Einsetzen eines unterschiedlichen Schwellwerts für den Spannungsschwellwertdetektor **68** (siehe [Fig. 5](#)) im Verdampfungsmodus erreicht werden kann.

[0066] Die Schaltung des HF-Oszillators **60**, des Spannungsschwellwertdetektors **68** und des Einschaltzeitsteuerkreises **70** (in [Fig. 5](#) gezeigt) im bevorzugten erfindungsgemäßen Generator ist in [Fig. 8](#) gezeigt.

[0067] Der HF-Generator nach [Fig. 8](#) umfasst einen als HF-Schalter wirkenden IGBT (bipolarer Isolierschichttransistor, insulated gate bipolar transistor) **80**, der Energie in einen parallelen Resonanzkreis mit der Primärwicklung **82P** des Transformators **8** und einen parallel geschalteten Resonanzkondensator **84** pumpt. Die HF-Energie wird von der Sekundärwicklung **82S** des Transformators über die Entkopplungs-

kondensatoren **86**, **88** an die HF-Ausgangsklemmen **62** abgegeben. Die Energie für den Oszillatortransistor **80** wird durch eine Hochspannungs-Versorgungsleitung **90** geliefert, die an den Ausgang des Schaltnetzteils **66** (in [Fig. 5](#) gezeigt) angeschlossen ist. Die Versorgungsleitung **90** wird durch den Kondensator **92** entkoppelt.

[0068] Die Rückkopplungsschleife des Oszillators verläuft von der Resonanz-Primärwicklung **82P** (auf der entgegengesetzten Seite zur Versorgungsleitung **90**) über eine Phasenschieberschaltung mit dem Kondensator **94**, dem Widerstand **96** und den Kappdioden **98**, **100** und über einen Feldeffekttransistor (FET) **104**, die durch den Komparator **78** und verbundene Bauteile dargestellten spannungsgesteuerte monostabile Kippstufe und den Treiber **108**, der an das Gate des Transistors **80** angeschlossen ist.

[0069] Die Spannung an der an den Transistor angeschlossenen Seite der Primärwicklung **82P** ist im Wesentlichen sinusförmig und wechselt mit einer Frequenz, die durch die parallel resonante Kombination von Wicklungsselbstinduktion und Kondensator **84** festgelegt ist. Der Spannungshub ist typisch mehr als das Doppelte der Versorgungsspannung auf der Versorgungsleitung **90** und fällt in negativen Halbperioden unter das Massepotential.

[0070] Die Phasenschieberschaltung **94**, **96**, **98**, **100** liefert ein positives Rechtecksignal, das gegen die Primärspannung um 90° nach vorn phasenverschoben ist. Daher wird der FET **104** ungefähr dann eingeschaltet, wenn die Spannung auf der Primärwicklung **82P** gerade ihr Minimum erreicht hat und ausgeschaltet, wenn sie gerade ihr Maximum erreicht hat. Wenn der FET **104** eingeschaltet wird, entlädt sich ein Verzögerungskondensator rasch und der Ausgang des Komparators **78** wird gesperrt. Der Treiber **108** ist nicht umkehrend und folglich wird der Transistor **80** zu diesem Zeitpunkt ebenfalls abgeschaltet. Es folgt, dass der Aus-Zeitpunkt des Transistors wiederholbar ist und durch den oben beschriebenen Rückkopplungspfad eine konstante Phasenbeziehung zur Primärspannung hat. Die Logik des Rückkopplungspfades ist auch so, dass das dem Steueranschluss des Transistors **80** zugeführte Rückkopplungssignal den Logikpegel "1" hat, wenn die Primärspannung sinkt (und die Potentialdifferenz an der Primärwicklung **82** steigt). Der Aus-Zeitpunkt tritt im Wesentlichen bei einer Spitze der Primärspannung ein, d. h. im gegebenen Fall, wenn die ihren Minimalwert hat.

[0071] Anders als der Aus-Zeitpunkt ist der Ein-Zeitpunkt des Transistors **80** variabel, wie nun beschrieben wird. Der Augenblick, zu dem der Logikpegel am Ausgang des Komparators **78** und an der Basis des Bauteils **80** auf "1" wechselt hängt von der am Umkehreingang **78I** des Komparators **78** anliegenden

Bezugsspannung ab. Im Ergebnis wird die Verzögerung zwischen Abschalten und Anschalten des Bauteils **80** durch den Spannungsvergleich am Eingang **78I** des Komparators **78** festgelegt. Mit anderen Worten wird ein Ein-Signal zum Bauteil **80** im Vergleich mit dem Ausschalten um eine Zeitspanne verzögert, die der Vergleichsspannung am Umkehreingang entspricht. Diese Vergleichsspannung hängt von der Spannung am Widerstand **112** ab, der zu dem mit dem Widerstand **114** und dem Potentiometer **116** gebildeten Spannungsteiler gehört. Das Potentiometer **116** stellt die minimale Einschaltverzögerung ein, die dem maximalen Taktverhältnis des Transistors **80** entspricht. Die am Widerstand **112** erscheinende Spannung ist variabel und stellt den Steuerbereich der Einschaltzeit zwischen 25 und 100 % des maximalen Taktverhältnisses dar. Der Verzögerungskondensator **110** wird über eine Niederspannungsleitung **120** vom Regelwiderstand **118** geladen (der für eine passende Zeitkonstante voreingestellt ist).

[0072] Vergleicht man [Fig. 8](#) mit [Fig. 6](#), dann erkennt man, dass die Spannung am nicht umkehrenden Eingang **78N** des Komparators **78** wie in [Fig. 6](#) gezeigt eine Sägezahnform hat, die durch die wiederholte Auslösung des FET **104** und die Entladung des Kondensators **110** erzeugt wird, wobei jede Entladung des Kondensators von einer Aufladung über den Widerstand **118** gefolgt ist.

[0073] Die Spannung am Widerstand **112** ist normalerweise am Minimalwert und steigt, wenn die HF-Ausgangsspannung vom Generator einen vorgegebenen Spitzenschwellwert erreicht. Die dies bewirkende Schaltung wird nun beschrieben.

[0074] Die Messung der Ausgangsspannung erfolgt durch einen Spitzenspannungsdetektor, der an den Ausgangsklemmen des Generators angeschlossen ist. Der Detektor umfasst eine Kapazitätsteilerkette **122**, **124**, die an den HF-Ausgang angeschlossen ist, wobei der Abgriff zwischen den Kondensatoren in die Primärwicklung eines Trennübertragers **126** eingespeist wird. Die parallel zu den Primär- und Sekundärwicklungen des Übertragers **126** angeschlossenen Widerstände **128** bzw. **130** wirken dämpfend, um unerwünschte Resonanzen zu vermeiden und hohe Frequenzen herauszufiltern, die bei der Bildung von Lichtbögen an der aktiven Elektrode auftreten können. Die an der Sekundärwicklung des Übertragers **126** erscheinende Messspannung wird dann zwei Komparatoren **132** und **134** zugeführt. Hier sollte man erkennen, dass nur eine Polarität der Messspannung (in diesem Fall die positive Halbwelle) für die Erkennung des Ausgangsspitzen Spannungsschwellwerts herangezogen wird.

[0075] Jeder der Komparatoren **132**, **134** hat zwei Eingänge, von denen einer an den Übertrager **126** zum Empfang der Messspannung und der andere an

einen betreffenden Vergleichsspannungseingang **136**, **138** (in [Fig. 8](#) mit CLAMP bzw. BOOST bezeichnet) angeschlossen ist. Die an diese Eingänge angelegten Vergleichsspannungen sind rechnererzeugte eingestellte Spannungsschwellwerte für den Entwässerungs- bzw. Verdampfungsmodus. Die Auswahl des Betriebsmodus erfolgt durch ein an den Steuerungseingang **140** und die Logikkette mit den Gattern **142**, **144**, **146** und **148** angelegtes Steuersignal (DES/VAP). Der Entwässerungsmodus wird durch den Logikpegel "1" am Eingang **140** eingestellt. Im Verdampfungsmodus deaktiviert der Logikpegel "0" an diesem Eingang wirksam den Ausgang des Komparators **132** über das NOR-Gatter **144**, wobei die Ausgangsschwellwernerkenntnis dann dem NOR-Gatter **146** zugeführt wird. Man erkennt daher, dass die an den Eingang **136** angelegte CLAMP-Spannung die Vergleichsspannung ist, die den Schwellwert für die Ausgangsspitzenspannung bei der Entwässerung einstellt, während die am Eingang **138** anliegende BOOST-Spannung den Schwellwert für die Ausgangsspitzenspannung beim Verdampfungsmodus einstellt.

[0076] Wenn die Ausgangsspannung den eingestellten Schwellwert erreicht (d. h. eine Grenzspannung), wird der Transistor **150** eingeschaltet. Dieser Transistor kann den Kondensator **152** innerhalb von 50 ns von 1,5 auf 4 V aufladen. Die Basisladung des Transistors **150** ist groß genug um sehr schmale Impulse aus dem Spannungsdetektionskreis zu verbreitern und stellt daher sicher, dass der Kondensator **152** auch bei nur schwach erkannten Grenzspannungen am HF-Ausgang die maximale Spannung erreicht. Da das an der Basis des Transistors **150** anliegende Steuersignal nicht über mehrere Perioden gemittelt ist, schaltet der Transistor bei jeder Periode der HF-Oszillatorschwingung ein und aus, während die Ausgangsspitzenspannung den Schwellwert überschreitet. Demzufolge wird die Ausgangsspannung für jede Periode beobachtet und gesteuert. Der Kondensator **152** liefert nach Erkennen einer Grenzspannung fortschreitend niedrigere Vergleichsspannungen an den Komparator **78**. Daher hat die Spannung am Emitter des Transistors **150** eine Signalform, wie sie für den Ausgang des Rampengenerators **76** in [Fig. 6](#) gezeigt ist. Auf diese Weise wird der Einschaltzeitpunkt des Bauteils **80** sofort verzögert, wenn die HF-Ausgangsspannung den vorgegebenen Schwellwert erreicht und wird nachfolgend fortschreitend in dem Maß beschleunigt, wie die Spannung am Widerstand **112** langsam abfällt. Die Entladungsgeschwindigkeit des Kondensators **152** wird durch die Parallelschaltung des Widerstands **112** mit den Widerständen **114** plus **116** bestimmt.

[0077] Die vom Transistor **80** bereitgestellte Schaltenergie wird durch die in Reihe geschaltete Induktionsspule **154P** in eine Stromsteuerung in die Primärspule **82P** des Resonanzkreises umgewandelt. Die

Wirkung der Induktionsspule **154P** glättet die Energieeinspeisung in den durch die Wicklung **82P** und den Kondensator **84** dargestellten Ausgangsschwingkreis und verhindert einen übermäßigen Einschaltstrom durch den Transistor **80** und Überspringen der Eingangsspannung zur Wicklung **82P** über die Spannung der Versorgungsleitung **90**.

[0078] Bei voller Leistung erfolgt das erstmalige Einschalten des Transistors **80** beim Maximum der Spannung am Schwingkreis. Dies erzeugt einen Einschaltstrom von Null, da die Induktionsspule **154P** nach jeder Periode völlig von Energie entleert ist. Der Strom in der Induktionsspule baut sich rasch bis zu einem Punkt auf, an dem die Spannung an der Wicklung **82P** negativ wird. Dann setzt die Induktionsspule **154P** ihre Energie in diese Sperrspannung frei. Der Nullstrom beim Ausschalten wird dann durch die sperrende Diode **156** sichergestellt, welche die Rückkehr von Energie vom Schwingkreis in die Induktionsspule **154P** verhindert.

[0079] Wenn die Einschaltzeit des Transistors **80** vermindert wird, weil die Ausgangsspannung den vorgegebenen Schwellwert erreicht, nimmt die Amplitude der Primärspannung an der Wicklung **82P** so weit ab, dass die primäre Spitzenamplitude kleiner als die Versorgungsspannung ist. Insbesondere schwingt das Spannungsminimum an dem mit dem Transistor **80** verbundenen Ende der Primärwicklung **82P** nicht mehr unter die Massespannung. Nun kann keine Energie mehr von der Induktionsspule **154P** zurück in den Schwingkreis abgegeben werden. Ein zweiter Pfad für die in der Induktionsspule **154P** gespeicherte Energie wird dadurch eröffnet, dass diese Spule die Primärwicklung eines Transformators **154** ist, der eine Sekundärwicklung **1545** aufweist, die über die Diode **158** an die Versorgungsleitung **90** angeschlossen ist. Die restliche beim Abschalten in der Induktionsspule **154P** gespeicherte Energie bewirkt eine Vorspannung an der Diode **158**, durch welche die Energie in die Versorgung zurückgespeist wird. Dieser Rückgewinnungsmechanismus gestattet Teilwerte der primären Resonanzamplitude ohne Beschädigung des Schalttransistors **80** durch ungekoppelte Energie, die übermäßige Spannung erzeugt.

[0080] Die Beziehung zwischen der Einschaltzeit des Transistors **80** und der Schaltenergie hängt von einer Anzahl Variabler ab, die alle die nichtlineare Energiespeichergeschwindigkeit der Induktionsspule **154P** beeinflussen, wie Anfangsenergiegehalt des Schwingkreises **82P**, **84**, Belastung der Ausgangsklemmen **62** (die den Gütefaktor Q des Schwingkreises beeinflusst), die Last, indem sie die Schwingungsfrequenz beeinflusst.

[0081] Wie bereits beschrieben, verursacht das Erkennen, dass die Ausgangsspannung einen vorgegebenen Schwellwert erreicht, nicht nur eine sofortige

ge Verminderung des Taktverhältnisses des Schalttransistors **80** sondern es deaktiviert auch das (in [Fig. 5](#) gezeigte) Schaltnetzteil. Diese Deaktivierungswirkung wird durch Einspeisen eines Signals vom Ausgang der Logikkette **142** bis **148** über ein Filter **160** zur Entfernung von HF-Impulsen zu einem DISABLE-Ausgang **68A**, der an das Schaltnetzteil **66** angeschlossen ist.

[0082] Die Ausgangsimpedanz des Generators ist auf etwa 160 Ohm eingestellt. Die Wirkung dieser Einstellung wird aus der folgenden Beschreibung mit Bezug auf die [Fig. 9](#) und [Fig. 10](#), die als Graphen die Änderung der Ausgangsleistung, die vom Generator in verschiedene Lastimpedanzen erzeugt werden kann.

[0083] In [Fig. 9](#) ist die an die Last abgegebene Leistung als Funktion der Lastimpedanz für zwei verschiedene Einstellungen der Versorgungsspannung des Oszillators dargestellt. In beiden Fällen sieht man, dass links vom Leistungs/Impedanz-Maximum eine Zunahme der Lastimpedanz zu einem Ansteigen der Ausgangsleistung und daher auch der Ausgangsspannung führt. Bei höheren Impedanzen, rechts von den Maxima, steigt die Spannung zwar langsamer, aber weiter an, wenn die Impedanz zunimmt.

[0084] Ein Merkmal des bevorzugten erfindungsgemäßen Generators besteht darin, dass die Ausgangsstufe als Oszillator ohne Rückführung mit einer Ausgangsimpedanz (entsprechend den Maxima in [Fig. 9](#)) von etwa 160 Ohm arbeitet. Dies ist wesentlich weniger als die Ausgangsimpedanz von herkömmlichen Generatoren für die Unterwasser-Elektrochirurgie, und trägt zur Fähigkeit bei, instabiles Lichtbogenverhalten und daraus folgende übermäßige Gewebebeschädigung und Abbrennen der Elektrode zu vermeiden.

[0085] Man sollte verstehen, dass zur Entwässerung die Entstehung einer Dampfhülle und die Bildung von Lichtbögen vermieden werden sollte. Umgekehrt ist zum Schneiden oder Verdampfen die Bildung einer Dampfhülle und von Lichtbögen notwendig, jedoch auf einem Niveau, das zur geforderten Wirkung auf das Gewebe und zur Vermeidung des Abbrennens der Elektrode passt. Die Arbeitspunkte für Entwässerung und für Schneiden oder Verdampfen bei niedriger und hoher Leistung sind in [Fig. 9](#) gezeigt.

[0086] Ein Merkmal der Kombination des erfindungsgemäßen Generators und einer Elektrodenanordnung mit zwei benachbarten Elektroden ist es, dass das Ausgangssignal scheinbar bistabil ist. Beim Arbeiten im Entwässerungsmodus ist die gesamte Elektrodenoberfläche im Kontakt mit einem elektrisch leitenden Medium und daher ist die Lastimpedanz

vergleichsweise niedrig, wodurch ein Anstieg der Ausgangsspannung auf einen zur Lichtbogenbildung ausreichenden Wert verhindert wird. Umgekehrt ist beim Schneiden und Verdampfen die gesamte aktive Elektrode mit einer Dampfschicht von wesentlich höherer Impedanz bedeckt und die Dampftasche wird durch in ihr stattfindende Lichtbogenbildung aufrechterhalten, sodass nahezu die gesamte Energiestreuung in der Dampfhülle erfolgt. Zum Übergang vom Entwässerungs- zum Schneidmodus ist ein starker Leistungsstoß erforderlich, daher liegt das Maximum der Leistungs/Last-Kurve zwischen den Arbeitspunkten für Entwässerung und Schneiden auf der Kurve. Lässt man die Ausgangsleistung so mit der Impedanz steigen, erreicht man trotz der niedrigen Impedanz der Elektroden einen starken Leistungsstoß von ausreichender Energie zur Lichtbogenbildung. Wenn die Versorgungsspannung des Oszillators erhöht wird, hat dieser eine größere Neigung, in den Schneidmodus umzuklappen, während bei niedrigen Werten der Versorgungsspannung die bistabile Natur des Ausgangs zwar stärker ausgeprägt ist, aber zum Entwässerungszustand neigt.

[0087] Die bistabilen Eigenschaften gehen nicht nur aus dem Impedanzverhalten der Elektroden hervor, sondern auch aus der Form der Leistungs/Lastimpedanz-Kurve. Je flacher die Lastkurve ist, desto konstanter ist die Ausgangsleistung über einen Bereich von Lastimpedanzen und desto weniger ausgeprägt ist der Effekt.

[0088] In [Fig. 9](#) erkennt man, dass im Schneid- oder Gewebevererdampfungsmodus durch die mit steigender Impedanz abnehmende Ausgangsleistung ein Gleichgewichtspunkt der Leistung erreicht wird. Im Entwässerungsmodus ist das Gleichgewicht weniger zwingend, weil es zwei Mechanismen der Impedanzänderungen gibt. Der erste Mechanismus ist die Erwärmung des leitenden Mediums und/oder des Gewebes, die wegen des positiven Leitfähigkeitskoeffizienten zu einer anfangs fallenden Impedanz führt, sodass beim ersten Anlegen der Leistung der Arbeitspunkt zur linken Seite der Kurve in [Fig. 9](#) wandert. Demzufolge gibt es einen wohldefinierten Gleichgewichtspunkt, der durch die Verminderung der Impedanz bei steigender Spannung der Stromversorgung und die daraus folgende Abnahme der abgegebenen Ausgangsleistung bestimmt wird. Wenn jedoch Salzlösung oder Gewebeflüssigkeit, die in Berührung mit der aktiven Elektrode stehen, zu sieden beginnen, bilden sich kleine Dampfblasen, welche die Impedanz erhöhen. Wenn der Generator vor dem Umklappen in den Schneidmodus steht, überwiegt die Impedanzhöhung durch Dampfbildung. Daher wird die Impedanzänderung mit steigender Versorgungsspannung positiv und der Arbeitspunkt bewegt sich zur rechten Seite der Kurve, was wegen der Form der Lastkurve eine größere Eingangsleistung ermöglicht, wodurch ein rascher Wechsel in den

Schneid- oder Verdampfungsmodus erfolgt. Wenn die Dampfbildung weiter ansteigt, verursacht ein Impedanzanstieg einen Abfall der abgegebenen Ausgangsleistung.

[0089] Die Anmelder haben gefunden, dass die oben beschriebenen inhärenten Gleichgewichte unzureichend sein können, um einen stabilen Koagulations- oder Schneidzustand aufrechtzuerhalten. Aus diesem Grund wird die HF-Ausgangsspannung des HF-Oszillators **60** ([Fig. 5](#)) begrenzt, wobei die Begrenzung extrem schnell, typischerweise mit einer Ansprechzeit von 20 μ s oder weniger erfolgt. Durch lineare Änderung der Einschaltzeit der Oszillatorschaltvorrichtung in Abhängigkeit von einem Rückkopplungssignal vom Schwellspannungsdetektor wird übermäßige Störung durch Hochfrequenz vermieden. Diese Technik wird angewendet in Verbindung mit einem relativ niedrigen Q des HF-Oszillatorkausgangs bei Anpassung an die Last. Dieses Q ist ausreichend, um Schaltrauschen ohne übermäßige Dämpfung des Ansprechens auf die Ausgangsschwellspannungserkennung zu unterdrücken.

[0090] Als Beispiel ist der Einfluss der Schwellspannungssteuerung auf eine bestimmte Elektrodenkonfiguration n [Fig. 10](#) gezeigt. Die fetten Linien **200**, **202** bezeichnen die modifizierten Leistungs/Lastimpedanz-Kennlinien. Zur Entwässerung, gezeigt mit Kurve **200**, wird das Schaltnetzteil so eingestellt, dass es eine Leerlaufleistung zwischen 75 und 100 W erzeugt, wobei in diesem Fall die tatsächliche Spitzenleistung etwa 90 W ist. Für Schneiden und Verdampfen (nach Kurve **202**) kann die Spitzenleistung zwischen 120 und 175 W liegen. In diesem Fall ist sie etwa 150 W. Beispielfhaft werden die Schwellspannungen auf 180 V für die Entwässerung und 300 V für das Schneiden eingestellt, wie durch die hyperbolischen Kurven konstanter Spannung **204** bzw. **206** veranschaulicht ist. Die Leistungs/Impedanz-Kurven folgen den entsprechenden Kurven konstanter Schwellspannung rechts von ihrem Schnittpunkt mit den unmodifizierten Leerlaufkurven **208** und **210**. So versteht man, dass die Schwellkurve für die Entwässerung die im Entwässerungsmodus maximal ohne Lichtbogenbildung erreichbare Spannung darstellt, während die Schwellkurve für die Ausführung des Schneidens oder der Gewebeverdampfung zum Erreichen des gewünschten Gewbeeffekts und im Extremfall zur Vermeidung des Elektrodenabbrands begrenzt. Die Schwellkurve für die Entwässerung bezeichnet auch eine Spannung, die zur Lichtbogenbildung für Schneiden oder Gewebeverdampfen nicht ausreicht.

[0091] Ein bedeutendes Merkmal der Generatorkennlinie zum elektrochirurgischen Schneiden oder Gewebeverdampfen besteht darin, dass bei der Spitzenleistung (angepasste Impedanz) die Lastimpedanz zwischen den Impedanzen liegt, die den

Schwellspannungen bei dieser Leistung entsprechen. Dagegen hat im Entwässerungsmodus die Leistungs/Lastimpedanz-Kennlinie ein Leistungsmaximum bei einer Impedanz, die unter der Schwellkurve für die Entwässerung bei dieser Leistung liegt.

[0092] In der Praxis wird die Ausgangsleistung im Entwässerungsmodus höher als im Schneid- oder Gewebeverdampfungsmodus sein. Der Grund für diese Feststellung (ungeachtet eines scheinbaren Widerspruchs zu den Lastkurven in [Fig. 10](#)) liegt darin, dass die oben beschriebenen Gleichgewichtspunkte an verschiedenen Stellen der entsprechenden Kurven liegen. Um das Schneiden zu sichern muss die hohe Spitzenspannung die Schwellkurve für das Schneiden (entsprechend dem Maximum bei 300 V) erreichen. Der Schneidmodus folgt dann der Schwellkurve für das Schneiden oder Verdampfen. Der Arbeitspunkt für das Schneiden wird durch die Lastimpedanz bestimmt, die entsteht, wenn ein geeignetes Maß an Lichtbogenbildung auftritt. Typischerweise ist die Lastimpedanz unter diesen Umständen größer als 1000 Ohm. Daher kann die während des Schneidens oder Gewebeverdampfens tatsächlich aufgenommene Leistung für diese spezielle beispielhafte Elektrode zwischen 30 und 40 W liegen, obwohl eine Spitzenleistung von vollen 150 W verfügbar ist, um sicherzustellen, dass Dampfblasen zur Förderung der Lichtbogenbildung entstehen. Dieser Zustand ist besser zu verstehen, wenn auch [Fig. 3](#) herangezogen wird.

[0093] Im Entwässerungsmodus wird der Arbeitspunkt durch den aus der Dampfbildung resultierenden positiven Leistungskoeffizienten der Impedanz bestimmt. Demzufolge stellt sich das Gleichgewicht natürlich im Bereich des Maximums der Leistungs/Lastimpedanz-Kurve für das Entwässern ein.

[0094] Durch fortdauerndes Wechseln zwischen Entwässerungs- und Schneidezustand oder durch Veränderung der Schwellwerte können gemischte Modi angewendet werden.

Patentansprüche

1. Elektrochirurgischer Generator zum Anlegen einer Hochfrequenzleistung (HF-Leistung) an ein elektrochirurgisches Gerät (**64**), wobei der Generator eine mit einer Versorgungsspannung (**90**) versorgte HF-Endstufe (**80**, **82**) aufweist, wobei die Endstufe zumindest ein Paar elektrochirurgischer Ausgangsanschlüsse (**62**) zur Abgabe der HF-Leistung an das Gerät aufweist, eine an die Endstufe zum Anlegen der Leistung an die Endstufe gekoppelte Einrichtung (**66**) und einen Steuerkreis einschließlich einer Abtasteinrichtung (**68**) zum Ableiten eines Abtastsignals aufweist, welches für die über die Ausgangsanschlüsse entwickelte HF-Ausgangsspannung repräsentativ ist, **dadurch gekennzeichnet**, dass der

Steuerkreis eine auf das Abtastsignal ansprechende Einrichtung (70) beinhaltet, welche entweder unabhängig von der Versorgungsspannung oder zusätzlich zu einer Verringerung der Versorgungsspannung eine Verringerung in der abgegebenen Ausgangsleistung verursacht, wenn das Abtastsignal für eine vorbestimmte Schwelle bezeichnend ist, welche erreicht wurde, dass der Steuerkreis derart angeordnet ist, dass die Ausgangsspannung in einem Koagulationsmodus des Generators auf eine erste vorbestimmte Spannungsschwelle und in einem Schneide- oder Gewebeverdampfungsmodus des Generators auf eine höhere, zweite vorbestimmte Spannungsschwelle beschränkt ist, und dass die Endstufe ein Leistungs-/Lastimpedanz-Characteristic (200) aufweist, welches für eine konstante Durchschnittsverorgungsspannung und im Koagulationsmodus einen Höchstwert aufweist, welcher auf der Seite der geringen Impedanz der Linie (204) liegt, wofür die erste Spannungsschwelle repräsentativ ist.

2. Generator nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Einrichtung (70) zum Verursachen einer Verringerung in der abgegebenen Ausgangsleistung im Koagulationsmodus betriebsfähig ist, um eine Verringerung von mindestens 50 % der abgegebenen Ausgangsleistung zu verursachen, wenn das Abtastsignal für die Schwelle bezeichnend ist, welche erreicht wurde, wobei die Verringerung innerhalb einer Zeitdauer von 20 µs oder weniger bewirkt wird.

3. Generator nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Ansprechzeit des Steuerkreises und der an die Endstufe (80, 82) gekoppelten Einrichtung auf die die vorbestimmte Schwelle erreichende HF-Ausgangsspannung 100 µs oder weniger beträgt.

4. Generator nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Einrichtung (70) zum Verursachen einer Verringerung in der Ausgangsleistung eine erste Steuerleitung beinhaltet, welche zum Zuführen eines ersten Steuersignals zur Leistungsverringerng zur Stufe an die HF-Endstufe (80, 82) gekoppelt ist.

5. Generator nach Anspruch 3 und 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Endstufe (80, 82) zumindest ein HF-Leistungsgerät beinhaltet und der Steuerkreis derart angeordnet ist, dass die Verringerung von mindestens 50 % der Ausgangsleistung durch das Verringern der Leitungsdauer (Leitperiode) der Vorrichtung während einzelnen Zyklen der HF-Schwingung unabhängig von der Versorgungsspannung zur Vorrichtung bewirkt wird.

6. Generator nach Anspruch 4 oder 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Einrichtung zum Verursachen einer Verringerung der Ausgangsleistung zudem eine zweite Steuerleitung (68A) beinhaltet, welche an die Stromversorgungseinrichtung (66) gekoppelt

ist, wobei der Steuerkreis derart angeordnet ist, dass ein zweites Leistungsverringerngssignal der Stromversorgungseinrichtung zugeführt wird, um eine Verringerung der durchschnittlichen Netzspannung zu bewirken, welche an der Endstufe (80, 82) angelegt ist.

7. Generator nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Einrichtung zum Verursachen einer Verringerung der Ausgangsleistung zudem eine zweite Steuerleitung (68A) beinhaltet, welche an die Stromversorgungseinrichtung (66) gekoppelt ist, wobei der Steuerkreis derart angeordnet ist, dass ein zweites Leistungsverringerngssignal der Stromversorgungseinrichtung (66) zugeführt wird, um eine Verringerung der durchschnittlichen Netzspannung zu bewirken, welche an der Endstufe (80, 82) angelegt ist, dass die Stromversorgungseinrichtung (66) eine getaktete Stromversorgungsschaltung mit Ausgangsglättungselementen aufweist und die Versorgungsschaltung derart angeordnet ist, dass das zweite Steuersignal zur Leistungsverringerng das Sperren der Stromversorgungsschaltung bewirkt.

8. Generator nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuerschaltung im Koagulationsmodus wiederholt betriebsfähig ist, um eine schnelle Verringerung der Leitperiode von Zyklus zu Zyklus des Leistungsgeräts von einem Spitzenpegel auf einen Tiefpegel, gefolgt durch eine weniger schnelle, progressive Erhöhung der Leitperiode zu bewirken bis die Leitperiode wieder ihren Spitzenpegel erreicht, wobei die Reihenfolge der schnellen Verringerung und progressiven Erhöhung wiederholt wird, bis der Spitzenpegel der Leitperiode erreicht werden kann, ohne dass die Ausgangsspannung die erste vorbestimmte Schwelle übersteigt.

9. Generator nach Anspruch 7 und 8, dadurch gekennzeichnet, dass der Steuerkreis und die Stromversorgungseinrichtung derart angeordnet sind, dass die Stromversorgungsschaltung (66) ermöglicht wird, wenn die Spitzenleitperiode für eine vorbestimmte Zeit aufrechterhalten wurde.

10. Generator nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuerschaltung und die Stromversorgungseinrichtung derart angeordnet sind, dass die Stromversorgungsschaltung (66) im Koagulationsmodus bis zum Ende eines getakteten Schaltzyklus gesperrt wird, in welchem die Ausgangsspannung die erste vorbestimmte Schwelle für den ganzen Schaltzyklus nicht erreicht hat.

11. Generator nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Endstufe (80, 82) zumindest eine Vorrichtung (80) zum Schalten der HF-Leistung und frequenzselektive Bauteile (82, 84, 86, 88) aufweist, welche in Kombination mit der Schaltungsvorrichtung betriebsfähig sind,

um eine Ausgangsspannungssignalform zu erzeugen, welche einen Spitzenfaktor von weniger als oder gleich 1,7 aufweist.

12. Generator nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Abtastsignal für eine Spitzenausgangsspannung repräsentativ ist.

13. Generator nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass sich die erste vorbestimmte Spannungsschwelle zumindest in einem Austrocknungsmodus des Generators in einem Bereich eines Höchstwertes von 150 V bis 200 V befindet und unabhängig von der Versorgungsspannung eingestellt wird.

14. Generator nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Abtasteinrichtung (**68**) zwischen den Ausgangsanschlüssen (**62**) gekoppelt ist.

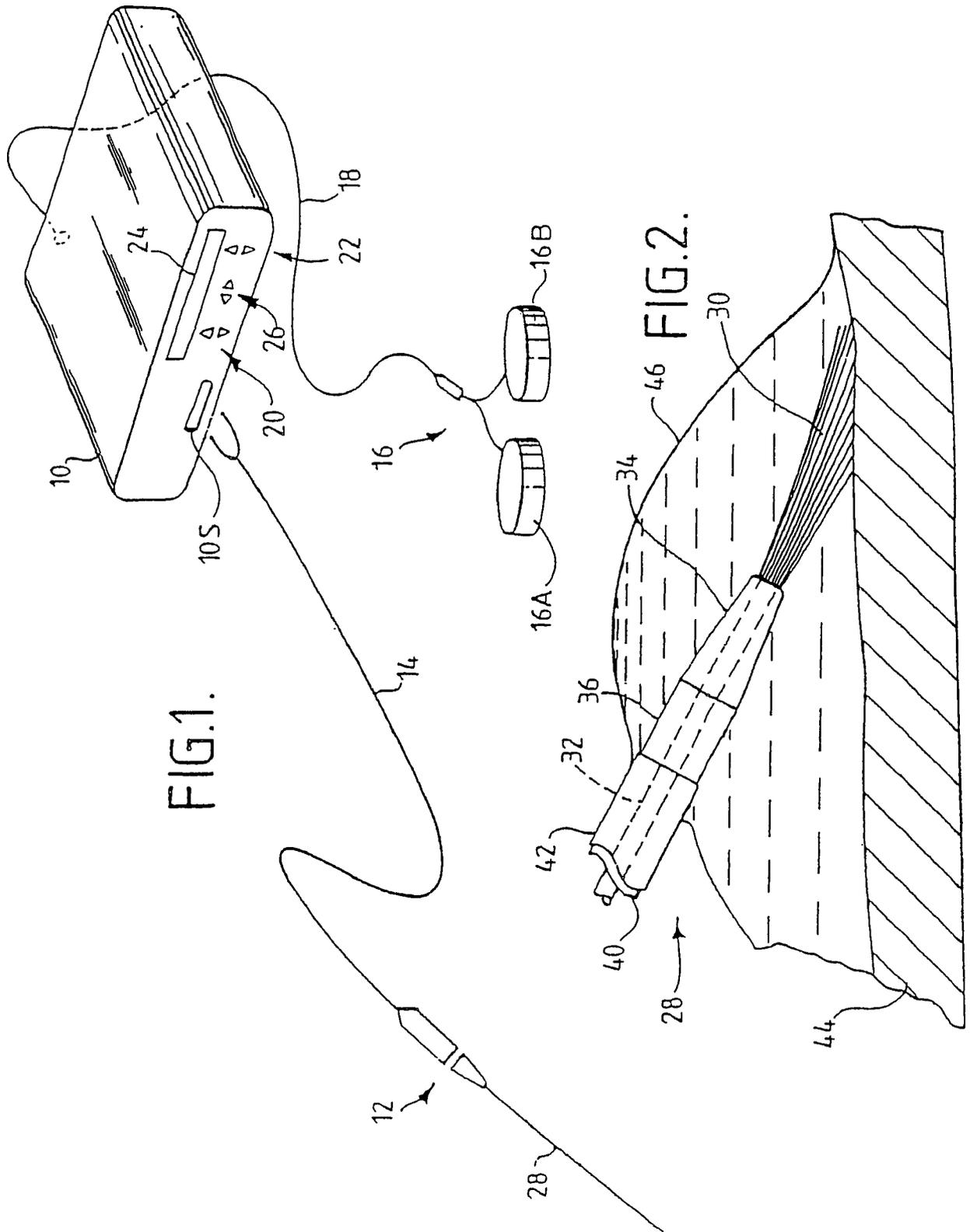
15. Generator nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass die Abtasteinrichtung (**68**) einen Wandler mit einer Primärwicklung beinhaltet, welche über ein Element eines Spannungsteilers gekoppelt ist, welcher über die Ausgangsanschlüsse (**62**) angeschlossen ist.

16. Generator nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Endstufe (**80, 82**) eine Quellenimpedanz im Bereich von 50-250 Ohm aufweist.

17. Generator nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Endstufe eine Quellenimpedanz zwischen 150 und 190 Ohm aufweist.

Es folgen 7 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen



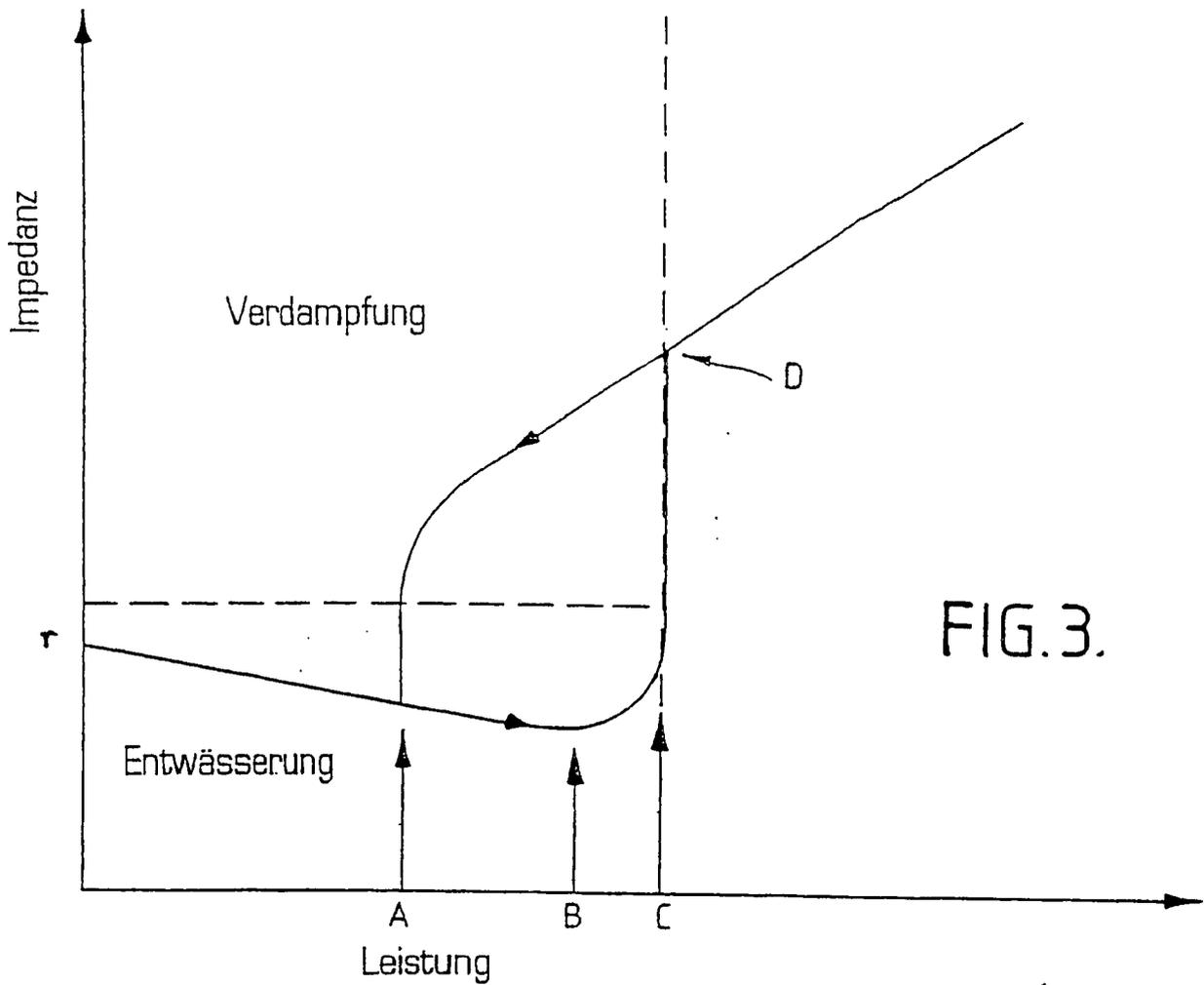


FIG.3.

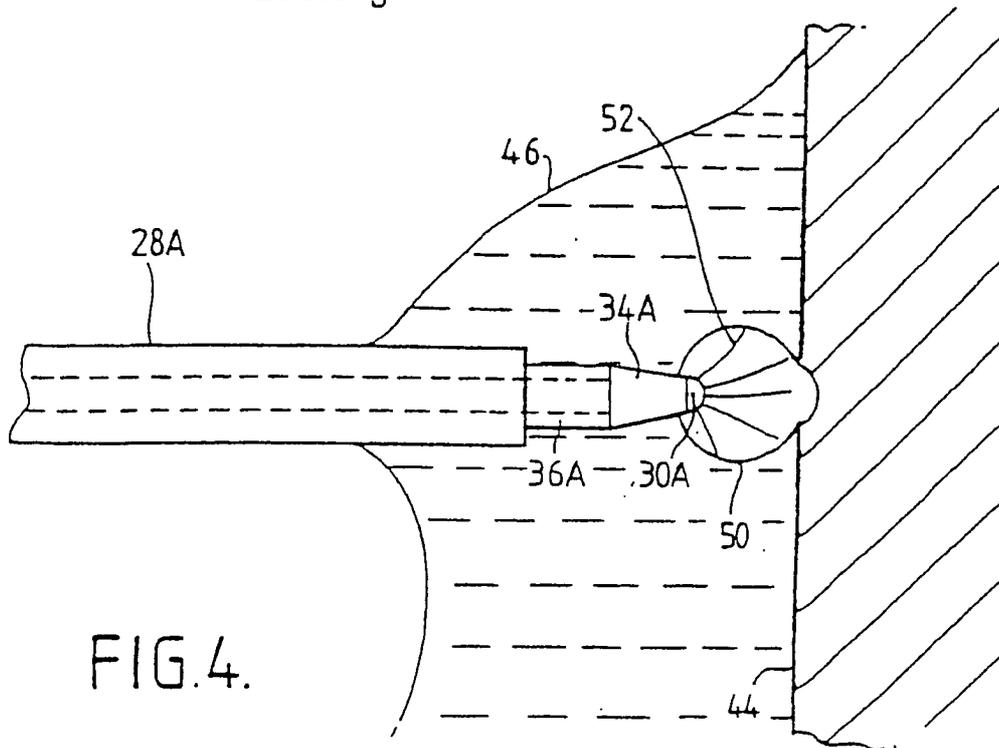


FIG.4.

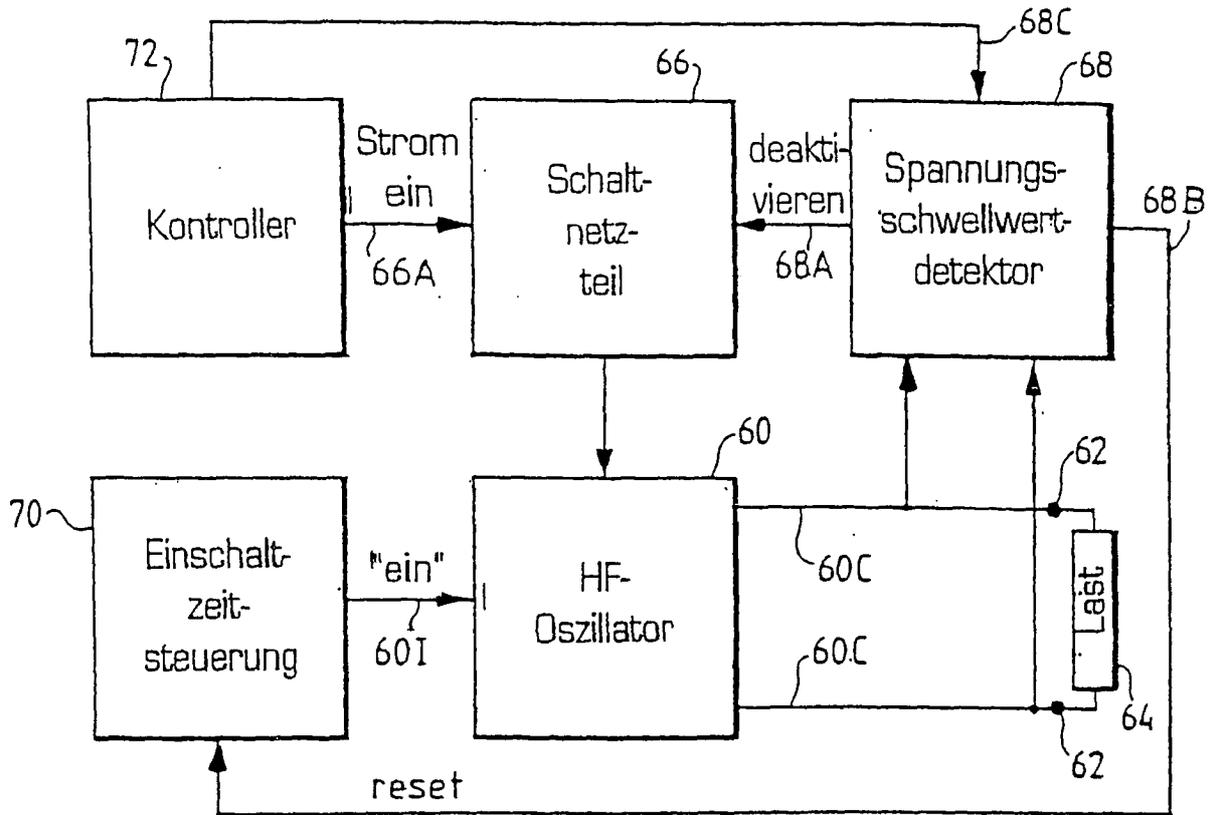


FIG. 5.

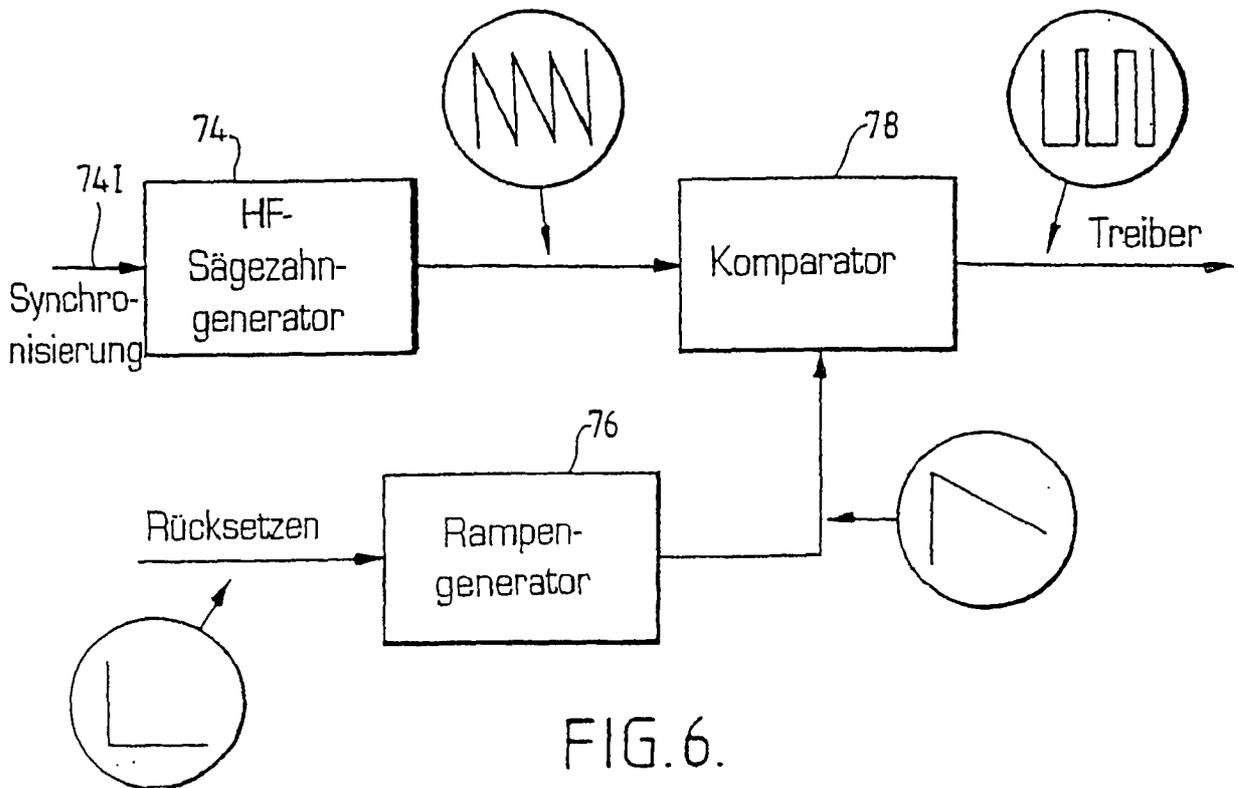


FIG. 6.

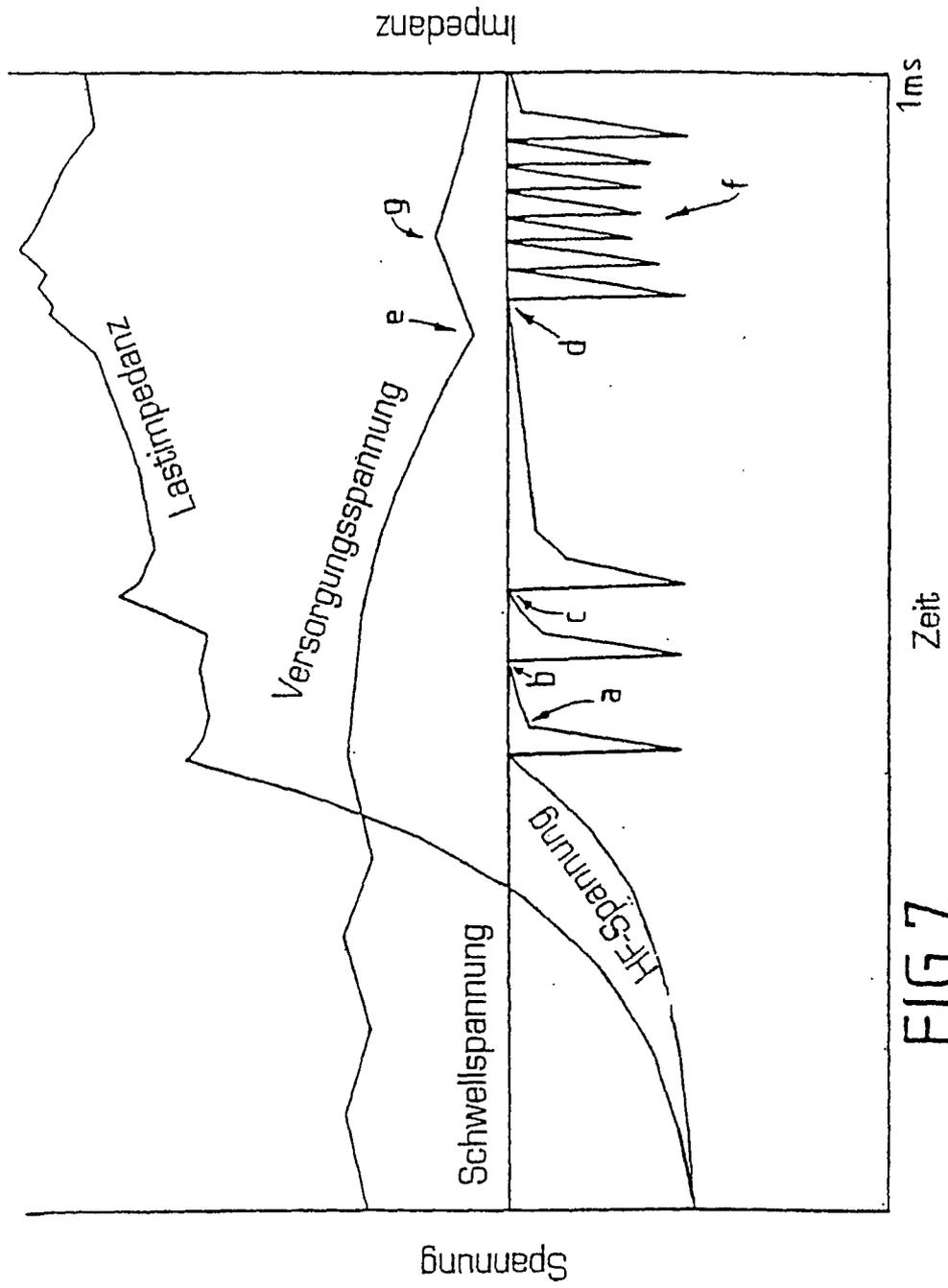


FIG.7.

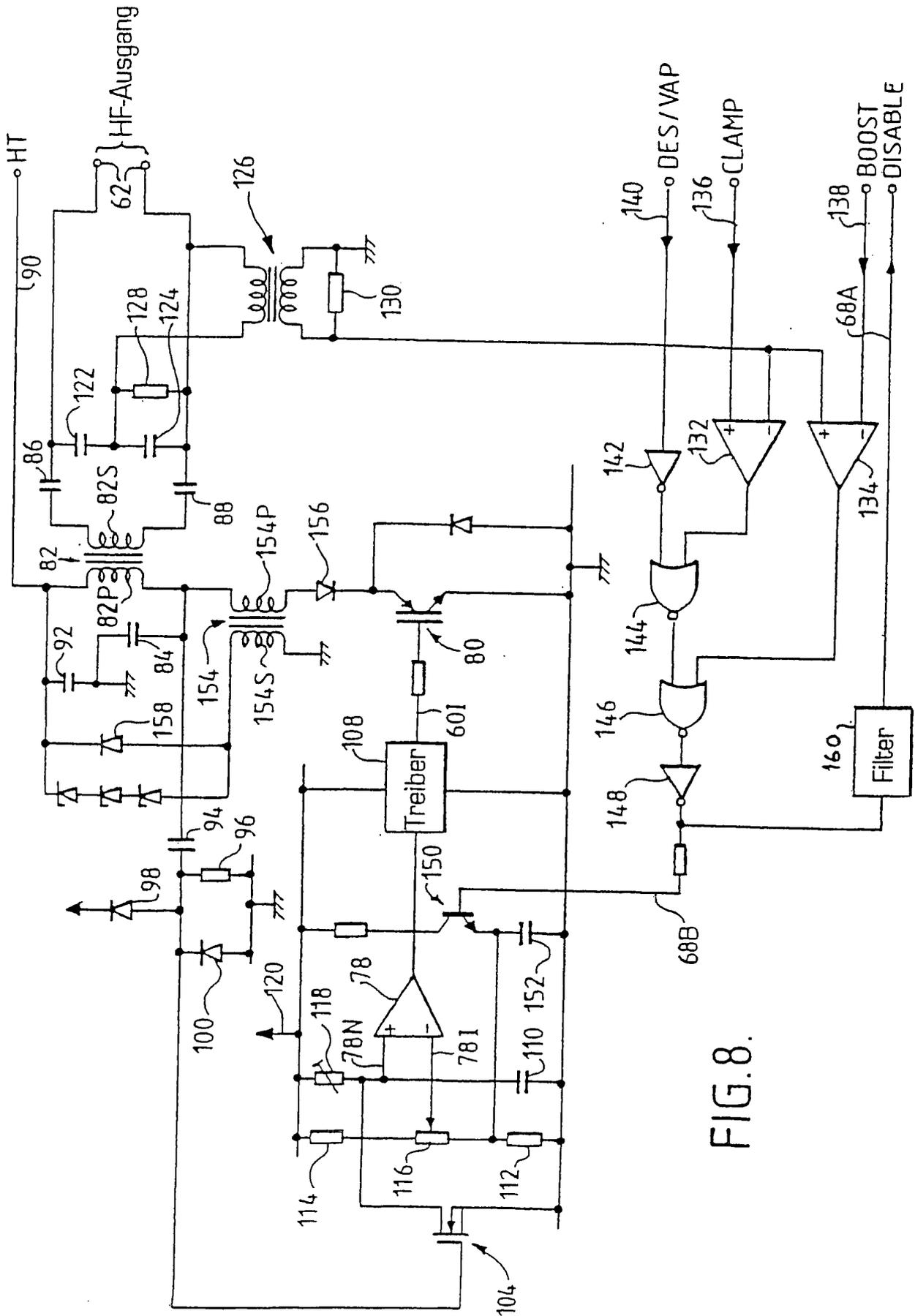


FIG.8.

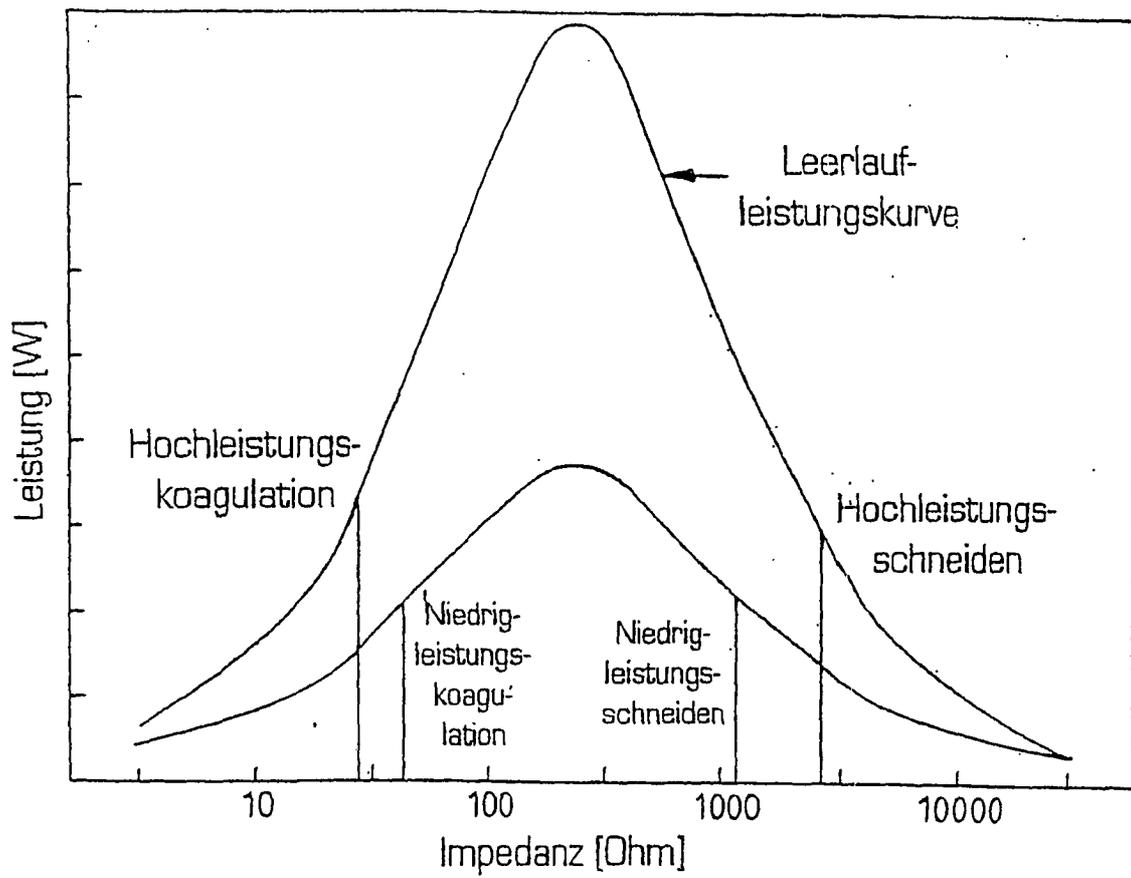


FIG.9.

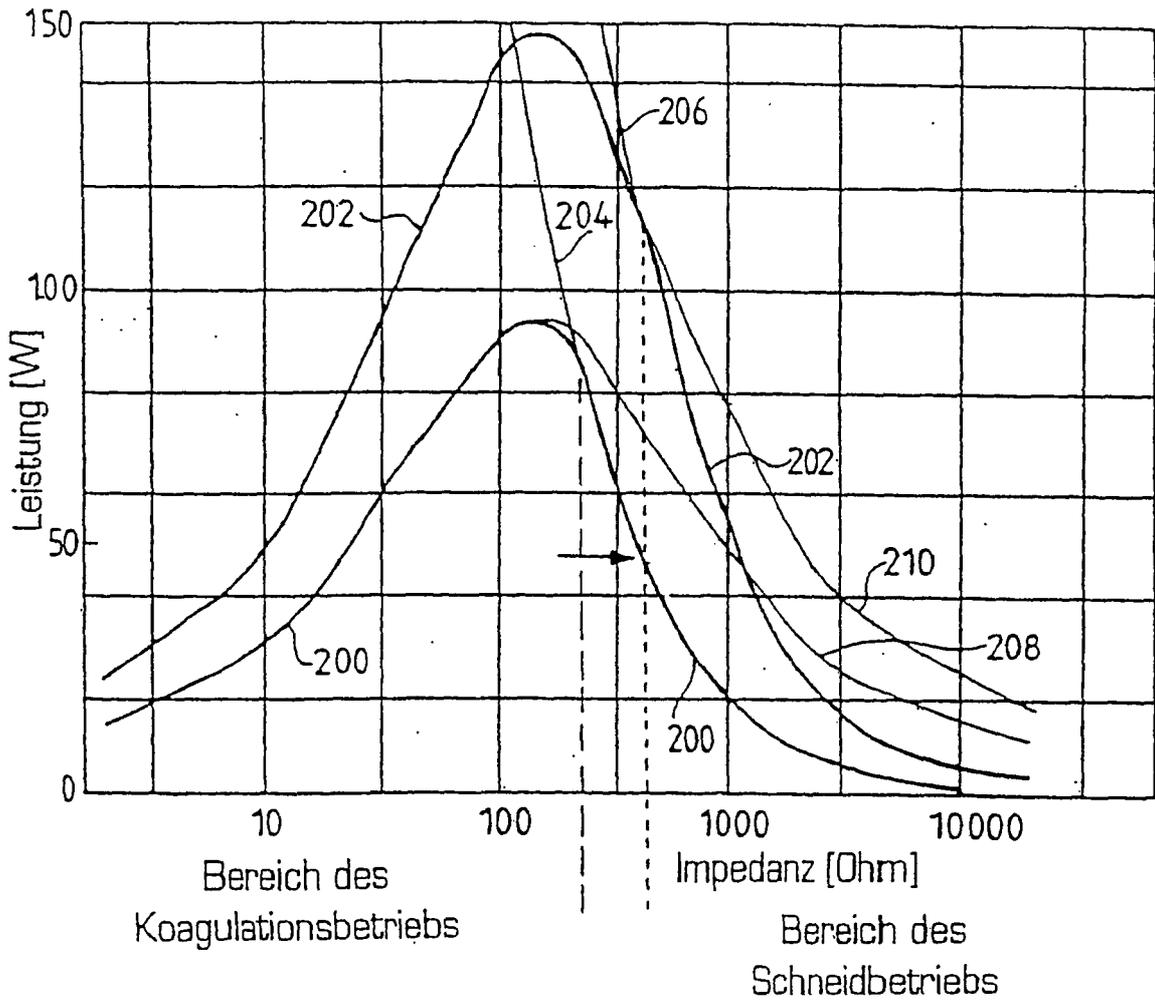


FIG.10.