



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 698 31 525 T2** 2006.06.22

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 0 870 473 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **698 31 525.1**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **98 300 964.8**

(96) Europäischer Anmeldetag: **10.02.1998**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **14.10.1998**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **14.09.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **22.06.2006**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 18/12** (2006.01)
H03L 5/02 (2006.01)

(30) Unionspriorität:

838548 **09.04.1997** **US**

(73) Patentinhaber:

Sherwood Services AG, Schaffhausen, CH

(74) Vertreter:

HOFFMANN & EITLE, 81925 München

(84) Benannte Vertragsstaaten:

BE, DE, ES, FR, GB, IE, IT, NL

(72) Erfinder:

Gines, David Lee, Boulder, Colorado 80303, US

(54) Bezeichnung: **Elektrochirurgischer Generator mit adaptiver Leistungssteuerung**

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 vorliegende Erfindung betrifft einen elektrochirurgischen Generator mit einer adaptiven Leistungssteuerung, und insbesondere einen elektrochirurgischen Generator, der die Ausgangsleistung derart steuert, dass die Impedanz des Gewebes bis zum vollständigen Exsikkantieren des Gewebes zyklisch zunimmt und abfällt.

Hintergrund der Offenbarung

[0002] Elektrochirurgische Generatoren werden von Chirurgen dazu verwendet, das Gewebe eines Patienten zu trennen und zu koagulieren. Die hochfrequente elektrische Leistung wird von dem elektrochirurgischen Generator erzeugt und an die Operationsstelle durch ein elektrochirurgisches Werkzeug aufgebracht. Monopolare und bipolare Konfigurationen werden häufig bei elektrochirurgischen Verfahren eingesetzt.

[0003] Elektrochirurgische Generatoren setzen sich normalerweise aus Leistungsversorgungsschaltkreisen, Interfaceschaltkreisen für die Frontplatte sowie RF-Ausgangsstufenschaltkreise zusammen. Viele elektrische Designs für elektrochirurgische Generatoren sind auf dem Gebiet bekannt. Bei gewissen Designs von elektrochirurgischen Generatoren kann die RF-Ausgangsstufe so eingestellt werden, dass die RF-Ausgangsleistung gesteuert wird. Verfahren zur Steuerung der RF-Ausgangsstufe können das Ändern der relativen Einschalt-dauer ("duty cycle") oder das Ändern der Amplitude des Treibsignals an die RF-Ausgangsstufe aufweisen. Das Verfahren zum Steuern der RF-Ausgangsstufe ist hier als das Ändern eines Eingangs der RF-Ausgangsstufe beschrieben.

[0004] Elektrochirurgische Techniken sind verwendet worden, um Blutgefäße mit kleinem Durchmesser und vaskuläre Bündel zu verschließen. Eine andere Anwendung von elektrochirurgischer Energie besteht im Verschweißen von Gewebe. Bei dieser Anwendung werden zwei Gewebeschichten gegriffen und zusammengeklemmt, während elektrochirurgische Leistung aufgebracht wird. Die beiden Schichten werden dabei zusammengeschweißt. Das Gewebeverschweißen ist ähnlich dem Gefäßverschließen mit der Ausnahme, dass ein Gefäß oder ein Durchgang nicht notwendigerweise bei diesem Vorgang verschlossen wird. Beispielsweise kann das Gewebeverschweißen anstelle von Klammern bei der chirurgischen Anastomose verwendet werden. Die elektrochirurgische Leistung besitzt eine exsikkantierende Wirkung in Bezug auf das Gewebe beim Verschweißen des Gewebes oder beim Verschließen eines Gefäßes. Wie hierin verwendet soll der Ausdruck "elektrochirurgische Exsikkantion" jeglichen Vorgang zum Exsikkantieren von Gewebe einschließlich der standardmäßigen elektrochirurgischen Koagulation, Exsikkantion, dem Verschließen eines Gefäßes und das Verschweißen von Gewebe umfassen.

[0005] Ein Problem, das im Zusammenhang mit der elektrochirurgischen Exsikkantion besteht, ist die unerwünschte Beschädigung bzw. Verletzung von Gewebe aufgrund thermischer Wirkungen. Das Gewebe an der Operationsstelle wird durch den elektrochirurgischen Strom erwärmt. Gesundes Gewebe benachbart der Operationsstelle kann auf thermisch beschädigt werden, falls sich zu viel Wärme an der Operationsstelle ansammelt. Dies ist als die thermische Verbreitung bzw. Ausbreitung („thermal spread“) bekannt. Das Problem der thermischen Verbreitung wird dann wichtig, wenn elektrochirurgische Werkzeuge in direkter Nachbarschaft von empfindlichen anatomischen Strukturen verwendet werden. Deshalb wäre ein elektrochirurgischer Generator, bei welchem die Wahrscheinlichkeit der thermischen Verbreitung verringert ist, im Hinblick auf ein erfolgreiches chirurgisches Ergebnis besser.

[0006] Ein weiteres Problem besteht im Zusammenhang mit der elektrochirurgischen Exsikkantion, bei der sich Wundkruste bzw. Schorf auf dem chirurgischen Werkzeug ansammeln kann. Der Schorf ist eine Ablagerung auf einem elektrochirurgischen Werkzeug, der von dem Gewebe erzeugt wird, welches exsikkantiert wurde und anschließend durch die Wärme verschmort. Chirurgische Werkzeuge verlieren oftmals ihre Wirkung, wenn sie mit Schorf überzogen sind. Das Ansammeln von Schorf könnte verringert werden, falls weniger Wärme an der Operationsstelle erzeugt wird.

[0007] Ärzte wissen davon, dass eine Messung der elektrischen Impedanz von Gewebe eine gute Indikation des Exsikkantionszustandes des Gewebes ist. Mehrere kommerziell erhältliche elektrochirurgische Generatoren können automatisch die Ausgangsleistung basierend auf einer Messung der Impedanz beenden. Mehrere Verfahren zum Bestimmen des optimalen Exsikkationspunktes sind auf dem Gebiet bekannt. Ein Verfahren stellt eine Schwellwertimpedanz ein und beendet die Leistung, so bald die gemessene Impedanz des Gewebes den Schwellwert überschritten hat. Ein weiteres Verfahren beendet die Leistung basierend auf dynamischen Veränderungen der Impedanz.

[0008] Eine Diskussion der dynamischen Impedanzänderungen von Gewebe kann in der Veröffentlichung von Vallfors und Bergdahl, "Automatically Controlled Bipolar Electrocoagulation", *Neurosurgical Review*, 7:2-3, Seiten 187-190, 1984, nachgelesen werden. Die **Fig. 2** in der Veröffentlichung von Vallfors zeigt die Impedanz als Funktion der Zeit beim Erwärmen von Gewebe. Vallfors berichtet, dass der Impedanzwert von Gewebe zum Zeitpunkt der Koagulation nahezu minimal ist. Basierend auf dieser Beobachtung schlägt Vallfors eine Technik mit einem Mikrocomputer zum Überwachen der minimalen Impedanz und im Anschluss das Beenden der Ausgangsleistung vor, um das Verschmoren von Gewebe zu vermeiden.

[0009] Eine zweite Veröffentlichung von Bergdahl und Vallfors, "Studies on Coagulation and the Development of an Automatic Computerized Bipolar Coagulator", *Journal of Neurosurgery*, 75:1, 148-151, Juli 1991, erörtert das Impedanzverhalten von Gewebe und seine Anwendung beim elektrochirurgischen Verschließen von einem Gefäß. Die Bergdahl Veröffentlichung berichtet, dass die Impedanz einen minimalen Wert zum Zeitpunkt der Koagulation einnimmt. Die Bergdahl Veröffentlichung berichtet ebenso, dass es nicht möglich sei, auf sichere Weise Arterien mit einem Durchmesser von mehr 2 bis 2,5 Millimeter zu koagulieren. Die vorliegende Erfindung trägt dazu bei, diese Grenze zu überwinden, indem das elektrochirurgische Verschließen von Gefäßen mit größeren Gefäßdurchmessern ermöglicht wird.

[0010] Das US Patent 5,540,684 beschreibt ein Verfahren und eine Vorrichtung zum elektrochirurgischen Behandeln von Gewebe auf eine Weise ähnlich der Offenbarungen von Vallfors und Bergdahl. Das '684 Patent geht das Problem an, das im Zusammenhang mit dem automatischen Abschalten des RF-Ausgangs besteht, nachdem die Gewebeimpedanz einen minimalen Wert erreicht hat. Eine Speichervorrichtung nimmt die maximalen und minimalen Impedanzwerte auf und ein Algorithmus berechnet einen optimalen Zeitpunkt zum Beenden der Ausgangsleistung.

[0011] Das US Patent 4,191,188 offenbart einen elektrochirurgischen Generator mit einem variablen Scheitelfaktor. Der Scheitelfaktor ist im Zusammenhang mit der Koagulationseffektivität der elektrochirurgischen Wellenform offenbart.

[0012] Das US Patent 5,472,453 offenbart die Veränderung der Gewebeimpedanz mit der Temperatur. Die Gewebeimpedanz sinkt und steigt anschließend wieder an, wenn die Temperatur erhöht wird. Das '443 Patent zeigt einen relativ niedrigen Temperaturbereich (Bereich A in **Fig. 2**), in dem die in den Körperfluiden enthaltenen Salze angeblich dissoziieren und die elektrische Impedanz dabei abnimmt. Der nächst höhere Temperaturbereich (Bereich B) ist dort, wo das Wasser in dem Gewebe verdampft und ein Ansteigen der Impedanz bewirkt. Der relativ höchste Bereich (Bereich C) befindet sich dort, wo das Gewebe verschmort und zu einer geringen Abnahme der Impedanz führt.

[0013] Ein elektrochirurgischer Generator wäre wünschenswert, welcher einen klinisch effektiven Ausgang erzeugt und zusätzlich die Wärmemenge und die thermische Verbreitung an der Operationsstelle verringert. Ein elektrochirurgischer Generator wäre ebenso wünschenswert, welcher die Qualität von Gefäßverschlüssen sowie Gewebeverschweißungen verbessert. Ein elektrochirurgischer Generator wäre ebenso wünschenswert, welcher Gewebe dadurch exsikkantiert, dass eine minimale Menge an elektrochirurgischer Energie aufgebracht wird.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0014] Die vorliegende Erfindung betrifft einen elektrochirurgischen Generator, der einen verbesserten Ausgangsleistungscontroller bzw. Steuerungselement zum Erhöhen der Qualität und der Zuverlässigkeit beim elektrochirurgischen Verschließen von Gefäßen, Verschließen von Durchgängen, Verschweißen und Exsikkantieren von Gewebe besitzt. Insbesondere wird die Ausgangsleistung derart gesteuert, dass ein wiederholtes Ansteigen und Abfallen der Gewebeimpedanz so lange bewirkt wird, bis das Gewebe vollständig exsikkantiert bzw. ausgetrocknet ist. Die Ausgangsleistung und die Gewebeimpedanz sind Teil eines Steuerungssystems, bei dem die Ausgangsleistung zyklisch verläuft, um dabei einen zyklischen Verlauf der Gewebeimpedanz zu bewirken. Grundlage für diese Erfindung ist eine experimentelle Beobachtung, wonach die elektrische Gewebeimpedanz gewöhnlich ansteigt, wenn elektrochirurgische Leistung aufgebracht wird, und die elektrische Gewebeimpedanz gewöhnlich abfällt, wenn die elektrochirurgische Leistung verringert oder beendet wird. Gegenwärtig erhältliche elektrochirurgische Generatoren überwachen das Ansteigen der Gewebeimpedanz während des Aufbringens der Leistung. Der Anmelder ist jedoch der erste, der einen elektrochirurgischen Generator mit einem Leistungssteuerungssystem vorgeschlagen hat, welches aktiv das wiederholte Ansteigen und Abfallen der Gewebeimpedanz so lange bewirkt, bis das Gewebe exsikkantiert ist und dabei nützliche chirurgische Effekte erzielt werden.

[0015] Das Aufbringen der elektrochirurgischen Leistung bewirkt bekanntermaßen dass abfallen der Gewebeimpedanz auf ein lokales Minimum und ein monotonisches Ansteigen danach. Falls die elektrochirurgische Leistung zu lange aufgebracht wird, kann das Gewebe verschmoren und an der Elektrode anhaften. Während ältere Designs die Ausgangsleistung nach dem ersten lokalen Minimum bei der Messung der Impedanz beendet hatten, so bewirkt die vorliegende Erfindung aktiv das Auftreten mehrerer lokaler Impedanzminima. Die Leistung kann bei der vorliegenden Erfindung basierend auf einer Impedanzgrenze, einer Zeitgrenze oder basierend auf dem responsiven Verhalten des Gewebes in Bezug auf Änderungen der Ausgangsleistung von dem Generator beendet werden.

[0016] Ein Vorteil der vorliegenden Erfindung besteht darin, dass sie Gewebe koagulieren kann, wobei das Verschmoren von Gewebe weniger wahrscheinlich ist. Ein weiterer Nutzen der vorliegenden Erfindung besteht darin, dass sie verbesserte Eigenschaften beim Verschließen von Gewebe besitzt. Ein noch weiterer Nutzen der vorliegenden Erfindung besteht darin, dass die thermische Verbreitung verringert und dabei eine Beschädigung von benachbarten Gewebe verringert ist. Ein noch weiterer Vorteil der vorliegenden Erfindung besteht darin, dass das Ansammeln von Schorf auf dem elektrochirurgischen Werkzeug verringert ist. Ein noch weiterer Vorteil der vorliegenden Erfindung besteht darin, dass große Gefäße und Durchgänge elektrochirurgisch verschlossen werden können.

[0017] Es wird davon ausgegangen, dass die Gewebeimpedanz abhängig von mehreren Faktoren ansteigen und abfallen kann, einschließlich der Ausgangsleistung, der Ausgangsspannung, dem Ausgangsstrom, der Temperatur und dem auf das Gewebe durch chirurgische Greifer ausgeübten Druck. Die vorliegende Erfindung geht das Problem an, dass Änderungen der Gewebeimpedanz dem Aufbringen der elektrochirurgischen Leistung zugeschrieben werden können, wobei die Leistung durch Ändern der Ausgangsspannung oder des Ausgangsstromes eingestellt werden kann. Die vorliegende Erfindung bewirkt ein wiederholtes Ansteigen und Abfallen der Gewebeimpedanz so lange, bis das Gewebe vollständig exsikkantiert ist. Die vorliegende Erfindung stellt die Ausgangsleistung basierend auf einer Rückmeldung von einer Messung der Gewebeimpedanz ein.

[0018] Gemäß der vorliegenden Erfindung steigt die Gewebeimpedanz an und fällt ab als Antwort auf den zyklischen Verlauf der elektrochirurgischen Leistung mit relativ niedriger Frequenz. Die elektrochirurgische Leistung wird bei einer relativ niedrigen Frequenz erhöht und herabgesenkt (ebenso als "zyklischer Verlauf" bezeichnet), und ein Ansteigen und Abfallen der Gewebeimpedanz wird dabei bei ungefähr der gleichen Frequenz so lange bewirkt, bis das Gewebe exsikkantiert ist. Die Art und Weise, mit der die elektrochirurgische Leistung erhöht und gesenkt wird, kann auf mehrere Weisen erzielt werden, die bekannte Prinzipien von Steuerungssystemen beinhalten.

[0019] Die Frequenz des zyklischen Verlaufs der Leistung bei der vorliegenden Erfindung unterscheidet sich von der RF-Modulationsfrequenz der elektrochirurgischen Wellenform, die normalerweise im Bereich von 100 kHz bis 1 MHz liegt. Die Frequenz des zyklischen Verlaufs der Leistung bei der vorliegenden Erfindung unterscheidet sich von der relativen Einschaltzeitdauer von Generatoren, die einen Koagulationseffekt auf Gewebe bewirken, welcher normalerweise im Frequenzbereich oberhalb von 1000 Hertz liegt. Der Frequenzbereich des zyklischen Verlaufs der Leistung bei der vorliegenden Erfindung liegt normalerweise zwischen 1 und 20 Hertz. Sowohl die RF-Modulation als auch die relative Einschaltzeitdauer der vorliegenden elektrochirurgischen Generatoren kann gleichzeitig mit dem zyklischen Durchlaufen der Leistung der vorliegenden Erfindung stattfinden.

[0020] Die Frequenz, bei der die elektrochirurgische Leistung erhöht und herabgesenkt wird (d.h. zyklisch durchlaufen oder moduliert wird), sollte nicht zu hoch sein, da andererseits die Impedanz des Gewebes nicht ansteigen und abfallen kann auf eine Amplitude hin, die zusätzlichen Nutzen mit sich bringt. Ähnlich sollte die Frequenz nicht zu gering sein, da andererseits die nützlichen Aspekte der Erfindung nicht auftreten, da das Gewebe exsikkantiert wird ohne merkliche Modulation. Der Bereich der effektiven Frequenzen der vorliegenden Erfindung ist als "thermische Bandbreite" bezeichnet worden.

[0021] Das Verhalten der Gewebeimpedanz steht möglicherweise im Zusammenhang mit der thermischen Zeitkonstante des Gewebes. Es gibt zusätzliche Faktoren, die die Gewebeimpedanz beeinflussen, einschließlich des Wassergehaltes in dem Gewebe sowie Dampf. Nachdem das Gewebe exsikkantiert ist, was durch eine hohe gemessene Impedanz angezeigt wird, bewirkt das weitere Aufbringen von elektrochirurgischer Leistung ein unerwünschtes Verschmoren. Auf diese Weise ist es bevorzugt, die Impedanz zu überwachen, um so den geeigneten Zeitpunkt zum Beenden der elektrochirurgischen Leistung festzulegen. Das Überwachen der Impedanz ist ebenso dahingehend bevorzugt, da die Modulationsfrequenz der elektrochirurgischen Leistung automatisch eingestellt und innerhalb der thermischen Bandbreite gehalten werden kann.

[0022] Eine Theorie des Erfinders sieht vor, dass die thermische Verbreitung bei der elektrochirurgischen Exsikkation auf mindestens drei Weisen erzeugt wird. Die erste besteht durch direktes thermisches Ableiten von der Schweißstelle. Die zweite besteht in heißen Dampf, der die Schweißstelle anregt. Dieser Mechanismus ist möglicherweise weitaus wichtiger als der erste aufgrund der hohen Beweglichkeit von Dampf. Der dritte Mechanismus besteht in einem seitlichen Streustrom weg von der Schweißstelle. Nach der Theorie tritt der dritte Mechanismus deswegen auf, da der Dampf einen Pfad mit hoher Impedanz zwischen den Backen erzeugt, der bewirkt, dass ein großer Teil des Stroms in seitlicher Richtung fließt. Die vorliegende Erfindung steuert die Ausgangsleistung derart, um eine thermische Verbreitung zu verringern.

[0023] Die vorliegende Erfindung ist relevant in Bezug auf sämtliche elektrochirurgische Generatoren. Man hat festgestellt, dass sie besonders relevant in Bezug auf bipolare elektrochirurgische Anwendungen ist sowie auf das elektrochirurgische Verschweißen von Gewebe und dem Verschließen von Gefäßen. Fachleute erkennen den Wert der Erfindung, und zwar immer dann, wenn die Exsikkation von Gewebe durch elektrochirurgische Verfahren durchgeführt wird.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0024] [Fig. 1](#) ist ein Blockdiagramm einer adaptiven, oszillatorischen Leistungskurve gemäß der vorliegenden Erfindung.

[0025] [Fig. 2\(a\)](#) ist eine experimentelle Datenprobe für einen standardmäßigen Gefäßverschließvorgang, die die Ausgangsleistung als Funktion der Zeit zeigt.

[0026] [Fig. 2\(b\)](#) ist eine experimentelle Datenprobe für einen standardmäßigen Gefäßverschließvorgang, die die Lastimpedanz als Funktion der Zeit zeigt.

[0027] [Fig. 2\(c\)](#) ist eine experimentelle Datenprobe für einen standardmäßigen Gefäßverschließvorgang, die den Ausgangsstrom als Funktion der Zeit zeigt.

[0028] [Fig. 2\(d\)](#) ist eine experimentelle Datenprobe für einen standardmäßigen Gefäßverschließvorgang, die die Ausgangsspannung als Funktion der Zeit zeigt.

[0029] [Fig. 3\(a\)](#) ist eine experimentelle Datenprobe für einen adaptiven Leistungssteuerungsgenerator, die die Ausgangsleistung als Funktion der Zeit zeigt.

[0030] [Fig. 3\(b\)](#) ist eine experimentelle Datenprobe für einen adaptiven Leistungssteuerungsgenerator, die die Lastimpedanz als Funktion der Zeit zeigt.

[0031] [Fig. 3\(c\)](#) ist eine experimentelle Datenprobe für einen adaptiven Leistungssteuerungsgenerator, die den Ausgangsstrom als Funktion der Zeit zeigt.

[0032] [Fig. 3\(d\)](#) ist eine experimentelle Datenprobe für einen adaptiven Leistungssteuerungsgenerator, die die Ausgangsspannung als Funktion der Zeit zeigt.

[0033] [Fig. 4\(a\)](#) ist eine Darstellung einer Leistungskurve für einen standardmäßigen elektrochirurgischen Generator.

[0034] [Fig. 4\(b\)](#) ist eine Darstellung einer adaptiven, oszillatorischen Leistungskurve.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0035] Die vorliegende Erfindung offenbart eine adaptive, oszillatorische Leistungskurve, die thermische Verbreitung in jedem dieser Bereiche durch zyklisches, im Gegensatz zu kontinuierlichen, Aufbringen von Leistung verringern kann. Während der Zeitspannen der verringerten Aufbringung von Leistung kann thermische Energie dissipieren, was die direkte thermische Leitung bzw. Wärmeleitung verringert. Ebenso verlässt der Dampf die Schweißstelle in kleineren Stößen, was wiederum eine geringere thermische Beschädigung bzw. Verletzung erzeugt als ein großer Stoß. Die Impedanz zwischen den Backen des elektrochirurgischen Instrumentes wird schließlich niedrig gehalten, was wiederum einen Stromfluss direkt zwischen die Backen ermöglicht.

[0036] Das Verschmoren ist ebenso verringert. Hochspannungen tragen zum Verschmoren von Gewebe bei, und dies ist der Grund, warum es bevorzugt ist, die Ausgangsspannung des elektrochirurgischen Generators auf 120 Volt zu begrenzen und periodisch auf einen niedrigen Wert beim zyklischen Verlauf der Leistung zu verringern. Eine relativ geringe Spannung ist ebenso dahingehend wichtig, da sie elektrische Funken, oder Funkenbögen durch das Gewebe und das Brennen kleiner Löcher in das neu verschlossene oder verschweißte Gewebe vermeidet.

[0037] Die Transparenz, oder Klarheit, an der Schweißstelle ist als ein Indikator einer erfolgreichen Beendigung des Verschließvorgangs identifiziert worden. Sie gibt dem Chirurgen ebenso eine visuelle Rückmeldung, ob der Verschluss erfolgreich war. Vorläufige Ermittlungen zeigen an, dass dieses Verfahren ebenso die Transparenz der Schweißstelle erhöhen kann. Der Grund dafür ist unbekannt, aber es erscheint vernünftig, dass ein verringertes Verschmoren die Schweißstelle eher transparent gestaltet.

[0038] Bezug nehmend auf die [Fig. 1](#) ist ein Blockdiagramm eines adaptiven, oszillatorischen Leistungssteuerungssystems gezeigt. Die durch den Buchstaben A angedeutete Linie stellt das Befehlseingangssignal des Steuerungssystem **10** dar. Das Befehlseingangssignal A ist vorzugsweise eine periodische Funktion, und bei gewissen Ausführungsformen kann die Zeitdauer in Abhängigkeit von dem dynamischen Verhalten des Gewebes variieren. Das Signal A ist für die erwünschte Gewebeimpedanz repräsentativ. Eine Messung der Gewebeimpedanz ist durch die Linie B angedeutet. Ein Summierblock **11** vergleicht das Befehlseingangssignal A mit der gemessenen Gewebeimpedanz B, um ein Differenzsignal C zu erzeugen. Der Summierblock **11** kann sich aus einem elektrischen Komparatorschaltkreis zusammensetzen, sowie er herkömmlich Steuerungssystem-Ingenieuren bekannt ist.

[0039] Das Differenzsignal C kann in einen Controller **12** eingegeben werden, welcher ein Steuerungssignal D erzeugt. Das Steuerungssystem D stellt oder beendet die Ausgangsleistung des elektrochirurgischen Generators durch Ändern des Zustandes der RF-Ausgangsstufe **13**. Der Controller **12** kann einen Algorithmus in einem Mikroprozessor aufweisen, welcher die Bedingungen für die Leistungsbeendigung basierend auf der Amplitude des Steuerungssignals bestimmt. Alternativ und dazu gleichwertig kann der Controller **12** direkt mit der gemessenen Gewebeimpedanz B verbunden sein und die Leistung basierend auf der Amplitude der gemessenen Gewebeimpedanz D beenden. Der Controller **12** kann eine beliebige Kombination von proportional, integral und ableitenden Steuerungsgesetzen, so wie sie Steuerungssystem-Ingenieuren bekannt sind, aufweisen. Andere Arten von Steuerungsgesetzen, beispielsweise "Bang-Bang" Steuerungsgesetze sind wirkungsvolle Äquivalente.

[0040] Bei einer Ausführungsform besitzt das Befehlseingangssignal A ein zyklisches Muster, beispielsweise eine sinusförmige Welle oder eine rechteckige Welle. Die zyklische Natur des Befehlseingangssignals A bewirkt, dass das Steuerungssystem C die Ausgangsleistung zyklisch regelt, um die nützlichen chirurgischen Effekte zu erzielen. Der Controller **12** überwacht das Differenzsignal C, um die Antwort der Ausgangsleistung E zu bestimmen. Bei einer Ausführungsform, falls das Differenzsignal C ist und das Messergebnis der Impedanz B oberhalb eines Schwellwertes liegt, beendet anschließend der Controller **12** die Ausgangsleistung E.

[0041] Das Steuerungssignal D ist vorzugsweise mit einer RF-Ausgangsstufe **13** verbunden. Das Steuerungssignal D ändert vorzugsweise eine Treibspannung in der RF-Ausgangsstufe, um so die RMS-Ausgangsleistung des elektrochirurgischen Generators zu ändern, so wie in Linie E in [Fig. 1](#) gezeigt ist. Alternativ und dazu äquivalent kann das Steuerungssignal D die relative Einschaltdauer ("Duty cycle") der RF-Ausgangsstufe **13** ändern und dabei effektiv die RMS-Ausgangsleistung ändern. Andere Mittel zum Ändern der RMS-Ausgangsleistung einer RF-Ausgangsstufe, beispielsweise Ändern des Stromes, sind Elektroingenieuren bekannt.

[0042] Die RF-Ausgangsstufe **13** des Generators bewirkt, dass der elektrochirurgische Generator einen Leistungspegel E an das Gewebe **14** des Patienten ausgibt. Das Gewebe **14** wird exsikkantiert und ändert dabei seine elektrische Impedanz, wie in [Fig. 1](#) durch F gezeigt ist. Die elektrische Impedanz F des Gewebes wird durch einen Impedanzmessschaltkreis **15** gemessen und als gemessene Gewebeimpedanz B berichtet. Der Gewebeimpedanzmessschaltkreis **15** kann eine beliebige Form eines elektrischen Schaltkreises sein, welcher die elektrische Impedanz misst oder abschätzt. Die gemessene Gewebeimpedanz B ist vorzugsweise ein elektrisches Signal, das proportional zur tatsächlichen Gewebeimpedanz F ist.

[0043] Elektroingenieure erkennen, dass die Ausgangsleistung eines elektrochirurgischen Generators auf unterschiedliche Weise eingestellt werden kann. Beispielsweise kann die Amplitude der Ausgangsleistung eingestellt werden. Bei einem weiteren Beispiel kann die Ausgangsleistung durch Ändern der relativen Einschaltdauer oder des Scheitelfaktors eingestellt werden. Die Änderung oder Einstellung der Ausgangsleistung, wie

hierin verwendet, bedeutet eine beliebige Änderung oder Einstellung des quadratischen Mittelwertes (RMS) der Ausgangsleistung des elektrochirurgischen Generators.

[0044] Während des Betriebs ist das Steuerungssystem **10** dazu bestimmt, die Gewebeimpedanz F vorzugsweise mehrmals zyklisch zu durchlaufen, um die nützlichen Effekte zu erzielen. Auf diese Weise ist das Befehlseingangssignal A ein zyklisch sich änderndes Signal, beispielsweise eine Sinuswelle. Ein Beispiel eines zyklischen Impedanzverhaltens des Gewebes ist in der [Fig. 3\(b\)](#) gezeigt. Die Generatorausgangsleistung, die das zyklische Impedanzverhalten bewirkt, ist in der [Fig. 3\(a\)](#) gezeigt. Das zyklische Verhalten der vorliegenden Erfindung kann im Vergleich mit einem standardmäßigen elektrochirurgischen Generator betrachtet werden, bei dem die Ausgangsleistung in [Fig. 2\(a\)](#) und die Gewebeimpedanz in [Fig. 2\(b\)](#) gezeigt ist.

[0045] Die vorliegende Erfindung offenbart eine adaptive, oszillatorische Leistungskurve, durch die die thermische Verbreitung in jedem dieser Bereiche durch zyklisches, und nicht kontinuierliches, Aufbringen von Leistung verringert werden kann. Während der Zeitspannen, in denen eine verringerte Leistung aufgebracht wird, kann die thermische Energie dissipieren, was wiederum die direkte Wärmeleitung verringert. Ebenso tritt der Dampf in kleineren Stößen aus der Schweißstelle aus, was eine geringere thermische Beschädigung bzw. Verletzung als ein großer Stoß erzeugt. Schließlich wird die Impedanz zwischen den Backen des elektrochirurgischen Instrumentes niedrig gehalten, was einen direkteren Stromfluss zwischen die Backen ermöglicht.

[0046] Es wird davon ausgegangen, dass ein Verschmoren durch die vorliegende Erfindung reduziert ist. Hochspannungen tragen zum Verschmoren von Gewebe bei, was wiederum der Grund dafür ist, dass das Begrenzen der Ausgangsspannung des elektrochirurgischen Generators auf 120 Volt und das periodische Verringern auf einen geringeren Wert beim zyklischen Verlauf der Leistung bevorzugt ist. Eine relativ geringe Spanne ist ebenso dahingehend wichtig, da sie elektrische Funken oder Funkenbögen darin hindert, durch das Gewebe zu verlaufen und kleine Löcher in das neu verschlossene, oder verschweißte, Gewebe zu brennen.

[0047] Die Transparenz, oder Klarheit, an der Schweißstelle ist als ein Indikator einer erfolgreichen Beendigung des Verschlusses identifiziert worden. Es gibt dem Chirurgen ebenso eine visuelle Rückmeldung, ob der Verschluss erfolgreich war. Vorläufige Feststellungen zeigen an, dass dieses Verfahren ebenso die Transparenz der Schweißstelle erhöht. Der Grund dafür ist unbekannt, aber es erscheint vernünftig, dass ein verringertes Verschmoren die Schweißstelle eher transparent gestaltet.

[0048] Eine Aufzeichnung der Ausgangsleistung in Abhängigkeit der Lastimpedanz wird als "Leistungskurve" bezeichnet. Eine Darstellung einer standardmäßigen Leistungskurve ist in [Fig. 4\(a\)](#) gezeigt. Bei niedriger Impedanz ist der Ausgang normalerweise durch den Strom begrenzt, und dies ist als das Liniensegment "konstanter Strom" in [Fig. 4\(a\)](#) gezeigt. Im Mittelbereich der Impedanz besitzt der elektrochirurgische Generator ein Leistungssteuerungssystem, welches die Ausgangsleistung durch Einstellen der Ausgangsspannung auf einem konstanten Pegel hält, wie dies durch das Liniensegment "konstante Leistung" in [Fig. 4\(a\)](#) gezeigt ist. Schließlich wird die Lastimpedanz groß und die Ausgangsleistung kann nicht aufrechterhalten werden, ohne dass unakzeptabel hohe Ausgangsspannungen aufgebracht werden. Auf diese Weise wird eine Spannungsgrenze erreicht und die Ausgangsleistung fällt ab, da der Ausgangsstrom sinkt und die Ausgangsspannung einen Grenzwert erreicht hat. Der Abfall der Ausgangsleistung ist als das Liniensegment "konstante Spannung" in [Fig. 4\(a\)](#) gezeigt.

[0049] Die vorliegende Erfindung betrifft einen elektrochirurgischen Generator mit einer adaptiven, oszillatorischen Leistungskurve, wie in [Fig. 4\(b\)](#) gezeigt ist. Die adaptive, oszillatorische Leistungskurve wird durch ein Leistungssteuerungssystem in dem elektrochirurgischen Generator erzeugt. Die Einzelheiten des Designs des Steuerungssystems können auf unterschiedliche Weise implementiert werden, die Steuerungssystem-Ingenieuren bekannt sind.

[0050] Der erste Teil der adaptiven, oszillatorischen Leistungskurve, das als das Liniensegment I in [Fig. 4\(b\)](#) gezeigt ist, ist ähnlich der standardmäßigen Leistungskurve, wobei der Generator einen hohen Strom auf eine geringe Impedanzlast so lange aufbringt, bis eine maximale Leistungsgrenze, gezeigt als A, erreicht ist. In dem nächsten "Zweig" der Leistungskurve, gezeigt als Liniensegment B, beginnt der Ausgangsstrom abzusinken und die Ausgangsspannung beginnt anzusteigen, da der Generator die Ausgangsspannung derart einstellt, dass eine konstante Ausgangsleistung auf dem durch A angezeigten Pegel gehalten wird. Der Generator sucht im Anschluss nach Anzeichen, die den Beginn des Verdampfens in dem Gewebe anzeigen. Solche Anzeichen umfassen einen sehr schnellen Anstieg der Impedanz, oder einen hohen Spannungswert, beispielsweise 120 Volt. Das lokale Maximum der Impedanzkurve ist durch den Buchstaben K in [Fig. 4\(b\)](#) gezeigt. Die gepunktete Linie, die durch C angezeigt und mit $V = 120$ Volt beschriftet ist, zeigt die mögliche Ausgangsleistung, falls der

Generator eine Spannungsgrenze von 120 Volt aufrechtzuerhalten hat, was wiederum einer bevorzugten Spannungsgrenze entspricht. Ein Controller bzw. Steuerungselement in dem Generator senkt die Ausgangsleistung ab, und folgt nicht der $V = 120$ Volt Linie. Dies kann bei einer Ausführungsform dadurch erzielt werden, dass die Ausgangsspannungsgrenze zwischen 0 und 70 Volt, und bevorzugt 50 Volt, wie in dem Liniensegment D gezeigt ist, abgesenkt wird. Bei einer weiteren Ausführungsform des Steuerungselementes kann die Ausgangsleistung durch andere Kombinationen der Verringerung des Ausgangsstromes und/oder einer Verringerung der Ausgangsspannung verringert werden.

[0051] Wegen der niedrigeren Spannungsgrenze fällt die Ausgangsleistung auf den durch H in [Fig. 4\(b\)](#) angezeigten Pegel ab. Bei gewissen Ausführungsformen kann H gleich null Watt sein. Bei dieser geringeren Ausgangsleistung wird die Exsikkation beendet und die Gewebeimpedanz beginnt abzufallen. Eine bevorzugte untere Spannungsgrenze von 50 Volt kann, wie durch die gepunktete Linie E gezeigt und durch "V = 50 Volt" markiert ist, verwendet werden. Hat die Impedanz ein lokales Minimum erreicht, gezeigt durch J, oder nach einer eingestellten Zeitspanne erhöht das Leistungssteuerungssystem die Ausgangsleistung wieder auf den Pegel A, was einer Ausgangsspannungsgrenze von 120 Volt bei der bevorzugten Ausführungsform entspricht. Auf diese Weise erhöht sich die Ausgangsleistung wieder auf den Pegel A und die Impedanz nimmt wieder zu, bis ein Verdampfen oder ein Impedanzschwellwert erreicht ist. Der zyklische Abschnitt der Leistungskurve, der die Liniensegmente B, D und E beinhaltet, ist ein wichtiger Teil dieser Erfindung und wird so lange fortgesetzt, bis das Gewebe exsikkantiert ist. Wenn das Gewebe exsikkantiert ist, wird die Leistung beendet, wie es beim Erreichen der Impedanz des Punktes L gezeigt ist. Bei gewissen Ausführungsformen entspricht der Punkt L im Wesentlichen dem Punkt K.

[0052] Das in [Fig. 4\(b\)](#) gezeigte Verhalten kann in den [Fig. 3\(a\)](#), [Fig. 3\(b\)](#), [Fig. 3\(c\)](#) und [Fig. 3\(d\)](#) beobachtet werden. Die Leistungsoszillationen zwischen 120 Watt und 20 Watt in [Fig. 3\(a\)](#) entsprechen der zyklischen Bewegung zwischen dem Leistungspegel A und dem Leistungspegel H in [Fig. 4\(b\)](#). Die Impedanzoszillationen in [Fig. 3\(b\)](#) entsprechen der zyklischen Bewegung zwischen dem Impedanzpegel K und dem Impedanzpegel J in [Fig. 4\(b\)](#). Steuerungssystem-Ingenieure erkennen, dass die [Fig. 4\(b\)](#) ein Ideal darstellt und dass das zyklische Verhalten nicht immer exakt dieselben Maxima und Minima erreicht. Dies kann in [Fig. 3\(a\)](#) beobachtet werden, wo die lokalen Maxima der Leistungskurve nicht immer 120 Volt erreichen.

[0053] Der Erfinder hat eine Theorie aufgestellt, nach der das folgende Phänomen auftritt. Die ursprünglich hohe Ausgangsleistung löst ein Verdampfen in dem Gewebe aus. Die im Anschluss folgende geringe Ausgangsleistung reicht nicht aus, um das Verdampfen beizubehalten, und daher wird das Verdampfen in dem Gewebe beendet. Nachdem das Verdampfen beendet worden ist, und falls das Gewebe nicht vollständig exsikkantiert ist, fällt die Impedanz auf einen geringeren Wert ab. Im Anschluss ermöglicht die geringe Impedanz ein Ansteigen der Ausgangsleistung, was wiederum das Gewebe auf den Verdampfungspunkt erwärmt. Die Spannung wird bei diesem Vorgang ebenso erhöht und bleibt konstant, bis die Leistungskurve den Beginn des Verdampfens sensiert und die Spannung verringert, vorzugsweise auf 50 Volt. Der Vorgang wird fortgeführt, bis das Gewebe vollständig exsikkantiert ist. Eine Oszillation ist ein Zyklus der hohen Ausgangsleistung, an die sich eine geringe Ausgangsleistung anschließt.

[0054] Die [Fig. 2\(a\)](#) bis [Fig. 2\(d\)](#) zeigen experimentelle Ergebnisse von Gewebeproben unter Verwendung einer standardmäßigen Leistungskurve. Die [Fig. 3\(a\)](#) bis [Fig. 3\(d\)](#) zeigen experimentelle Ergebnisse unter Verwendung einer adaptiven, oszillatorischen Leistungskurve. Die Erfindung in seiner Allgemeinheit kann durch Vergleichen der [Fig. 2\(a\)](#) mit der [Fig. 3\(a\)](#) gesehen werden. Die [Fig. 2\(a\)](#) zeigt eine elektrochirurgische Ausgangsleistung von 100 Watt, die kontinuierlich auf das Gewebe aufgebracht wird. Während das Gewebe exsikkantiert wird, erhöht sich die Impedanz des Gewebes und die Ausgangsleistung in [Fig. 2\(a\)](#) fällt auf unterhalb 20 Watt ab. Im Gegensatz dazu zeigt die [Fig. 3\(a\)](#) eine oszillierende Ausgangsleistung, die von ungefähr 100 Watt bis ungefähr 20 Watt variiert. Der Effekt auf die Gewebeimpedanz kann durch Vergleichen der [Fig. 2\(b\)](#) mit der [Fig. 3\(b\)](#) gesehen werden. Die Gewebeimpedanz, die aus der standardmäßigen Leistungskurve resultiert, wird als kontinuierlich zunehmend in [Fig. 2\(b\)](#) gezeigt, möglicherweise nach einem ursprünglichen Abfall. Die Gewebeimpedanz, die aus der adaptiven, oszillatorischen Leistungskurve resultiert, wird als oszillierend in [Fig. 3\(b\)](#) gezeigt und besitzt so mehrere lokale Minima.

[0055] Die Ausgangsspannung und der Ausgangsstrom zeigen ein zyklischen Verhalten in der adaptiven, oszillatorischen Leistungskurve. Das zyklische Verhalten fehlt in der standardmäßigen Leistungskurve. Die [Fig. 2\(c\)](#) und [Fig. 3\(c\)](#) können verglichen werden und zeigen den Unterschied des Ausgangsstromes zwischen der standardmäßigen Leistungskurve und der adaptiven, oszillatorischen Leistungskurve. In jedem Fall steigt der maximale Ausgangsstrom über 2 Ampere RMS an. Die [Fig. 2\(d\)](#) und [Fig. 3\(d\)](#) können verglichen werden, um den Unterschied der Ausgangsspannung zwischen der standardmäßigen Leistungskurve und der

adaptiven, oszillatorischen Leistungskurve zu zeigen. Eine Spannungsgrenze, vorzugsweise ebenfalls 120 Volt, verhindert einen Funkenüberschlag, welcher möglicherweise kleine Löcher in dem Gewebeverschluss hinterlässt.

[0056] Bei einer Ausführungsform der adaptiven, oszillatorischen Leistungskurve senkt der Generator vorübergehend die Ausgangsspannungsgrenze auf 50 Volt, falls die Ausgangsspannung 120 Volt erreicht hat. Dies bewirkt eine Verringerung der Ausgangsleistung, und falls das Gewebe noch nicht vollständig exsikkantiert ist, eine entsprechende deutliche Verringerung der Gewebeimpedanz. Nach der Verringerung der Gewebeimpedanz wird die Ausgangsspannungsgrenze wieder auf 120 Volt eingestellt, was einen Anstieg der Ausgangsleistung ermöglicht. Diese Verringerung und der anschließende Anstieg der Ausgangsleistung bildet einen Zyklus.

[0057] Designer von elektrochirurgischen Generatoren haben herausgefunden, dass die Impedanz ein guter Indikator des Exsikkationszustandes des Gewebes ist. Fachleute erkennen jedoch, dass es möglicherweise nicht notwendig ist, einen exakten Impedanzwert zu berechnen. Eine elektrische Messung, die proportional zu der Gewebeimpedanz ist, kann als funktionales Äquivalent verwendet werden. Bei einer Ausführungsform kann das Steuerungssystem die adaptive, oszillatorische Leistungskurve basierend auf Messungen der Zeit sowie der Ausgangsspannung ordnungsgemäß erzeugen.

[0058] Die Tabelle 1 zeigt einen Vergleich zwischen zwei Testreihen, die eine standardmäßige Leistungskurve mit einer adaptiven, oszillatorischen Leistungskurve vergleicht. Der Test 1 zeigt die Verwendung der standardmäßigen Leistungskurve an, während der Test 2 die Verwendung der adaptiven, oszillatorischen Leistungskurve anzeigt. Die Größe zeigt den Gefäßdurchmesser in Millimeter an, Berstdrücke werden in psi gemessen, das Anhaften, Verschmoren und die Klarheit sind subjektiv und werden auf einer Skala 0 bis 3 eingeteilt (0 zeigt einen geringen Wert des Anhaftens und Verschmorens an, und in Bezug auf die Klarheit stellt die 0 einen schlechten Wert dar), und t_s zeigt die thermische Verbreitung, gemessen in Millimeter, an.

Tabelle 1. Vergleich der standardmäßigen Leistungskurve mit der adaptiven Leistungskurve

Test	# der Proben	Größe	bp	Anhaften	Verschmoren	Klarheit	T_s
1 (mittel)	19	2,57	17,26	0,63	1,11	1,89	2,11
1 (SD)		1,35	1,04	0,76	0,81	1,29	0,74

1 (min)		1	12,96				
1 (max)		6	17,50				
2 (mittel)	20	2,55	17,39	0,80	0,60	1,95	1,65
2 (SD)		1,36	0,44	1,06	0,60	1,36	0,81
2 (min)		1	15,52				
2 (max)		5	17,50				

[0059] Tabelle 1 stellt dar, dass die adaptive, oszillatorische Leistungskurve (Test 2) mehrere Vorteile gegenüber der standardmäßigen Leistungskurve (Test 1) besitzt. Ganz deutlich ist der geringere Wert der thermischen Verbreitung: ein Durchschnittswert von 2,11 mm für die standardmäßige Leistungskurve und 1,65 mm für die adaptive, oszillatorische Leistungskurve. Die subjektiven Messungen des Anhaftens, Verschmorens und der Klarheit der Schweißstelle zeigen, dass die adaptive, oszillatorische Leistungskurve Verbesserungen gegenüber der standardmäßigen Leistungskurve beinhaltet.

[0060] Im Allgemeinen betrifft die Erfindung einen elektrochirurgischen Generator zum Behandeln von Gewebe, bei dem der elektrochirurgische Generator einen Schaltkreis zum Erzeugen einer Messung der Lastimpedanz und einen Ausgangsleistungscontroller aufweist, welcher Mittel zum Induzieren mehrfacher Oszillationen der Lastimpedanz auf die Messung hin besitzt. Die Lastimpedanz bezieht sich auf die Impedanz des Gewebes,

das durch den elektrochirurgischen Generator behandelt wird. Der Schaltkreis zum Erzeugen einer Messung der Lastimpedanz kann analog oder digital sein und erfordert normalerweise einen Ausgangsspannungssensor und einen Ausgangstromsensor. Die Ausgangsspannung wird durch den Ausgangsstrom unterteilt, um eine Messung der Lastimpedanz zu berechnen.

[0061] Das Mittel zum Induzieren mehrfacher Oszillationen der Lastimpedanz weist vorzugsweise ein Steuerungssystem auf, welches selektiv die Ausgangsspannung steuern kann, um geeignete Oszillationen der Ausgangsleistung zu bewirken. Bei vielen elektrochirurgischen Generatoren besitzt ein Ausgangsleistungssteuerschaltkreis eine einstellbare Spannungsversorgung, die mit der primären Seite eines Isoliertransformators verbunden ist. Die sekundäre Wicklung des Transformators ist mit einem resonanten Ausgangsschaltkreis verbunden. Die Spannungsversorgung besitzt ein Einstellelement zum Ändern des Transformators, um so die Ausgangsspannung des elektrochirurgischen Generators zu ändern. Ein digitales Signal kann dazu verwendet werden, die Spannungsversorgung zu steuern.

[0062] Das Mittel zum Induzieren der mehrfachen Oszillationen weist vorzugsweise ein Rückkopplungssteuerungssystem auf, wobei die Rückkopplung eine Messung der Lastimpedanz ist. Das Steuerungssystem umfasst vorzugsweise einen Algorithmus in einem Mikroprozessor. Der Algorithmus in dem Mikroprozessor kann die Lastimpedanz überwachen und bestimmen, wie die Lastimpedanz auf eine Änderung der Ausgangsleistung hin reagiert.

[0063] Bei der bevorzugten Ausführungsform stellt das Steuerungssystem eine Ausgangsspannungsgrenze auf 120 Volt RMS ein und steuert anschließend die Ausgangsleistung auf eine vom Benutzer gewünschte Einstellung, beispielsweise 100 Watt. Falls die Impedanz relativ gering ist, wird ein hoher Strom mit einer Ausgangsspannung von weniger als 120 Volt kombiniert, wodurch sich die erwünschte Leistung von 100 Watt ergibt. Falls die Impedanz ansteigt fällt der Ausgangsstrom ab und die Ausgangsspannung wird durch den Schaltkreis erhöht, um die erwünschte Ausgangsleistung aufrechtzuerhalten. Falls die Spannungsgrenze von 120 Volt erreicht ist, verringert das Steuerungssystem automatisch die Ausgangsspannung auf einen geringeren Wert, vorzugsweise 50 Volt. Dies senkt wirkungsvoll die Ausgangsleistung. Falls das Gewebe noch nicht vollständig exsikkantiert ist, bewirkt die geringere Ausgangsleistung, dass die Impedanz deutlich abfällt. Ist ein lokales Impedanzminimum erfasst, oder nach einer eingestellten Zeitspanne die Ausgangsspannungsgrenze wieder auf 120 Volt durch das Steuerungssystem eingestellt worden, wiederholt sich der Zyklus. Man hat durch Experimente festgestellt, dass die Oszillationen der Lastimpedanz im Frequenzbereich von 1 bis 20 Hertz auftreten, und dieser Bereich ist hier als die thermische Bandbreite bezeichnet worden. Bei einer Ausführungsform beendet das Steuerungssystem die Ausgangsleistung nach einer eingestellten Zeitspanne, welche 3 Sekunden betrug. Alternativ kann das Steuerungssystem die Leistung beenden, falls die Impedanz einen Schwellwert von 2000 Ohm erreicht. Eine weitere Alternative besteht darin, die Ausgangsleistung dann zu beenden, wenn die Messung der Impedanz ergibt, dass die Impedanz mit abfallender Ausgangsleistung nicht deutlich abfällt.

[0064] Die vorliegende Erfindung ist auf eine beliebige Art von elektrochirurgischer Koagulation anwendbar. Die Vorteile der vorliegenden Erfindung, einschließlich der verringerten thermischen Verbreitung, einer verringerten Bildung von Wundkruste bzw. Schorf und einer verbesserten Exsikkation, kann auf die Ausgänge von sowohl monopolaren als auch bipolaren elektrochirurgischen Generatoren angewendet werden. Während eine besonders bevorzugte Ausführungsform dargestellt und beschrieben worden ist, ist der nachgesuchte Schutzbereich in den im Anschluss folgenden Ansprüchen bestimmt.

Patentansprüche

1. Elektrochirurgischer Generator zum Aufbringen einer Ausgangsleistung auf eine Last mit einer elektrischen Impedanz, wobei die Ausgangsleistung einen RMS-Wert besitzt, mit:
 einem Impedanzmessschaltkreis (**15**), der mit der Last elektrisch verbunden ist zum Erzeugen eines Größenwerts, der Indikativ für die elektrische Impedanz ist;
 einer RF-Ausgangsstufe, die mit der Last verbunden ist zum Aufbringen einer Ausgangsleistung auf die Last, wobei die RF-Ausgangsstufe (**13**) einen Eingang zum Einstellen des RMS-Werts besitzt;
 einem Controller, der mit dem Messschaltkreis und mit dem Eingang elektrisch verbunden ist, wobei der Controller Mittel zum Induzieren von Mehrfachoszillationen der elektrischen Impedanz durch Einstellen des Eingangs als Antwort auf den Größenwert besitzt.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei der die Mehrfachoszillationen der Impedanz im Frequenzbereich von 1 via 20 Hz stattfinden, und bei der die Ausgangsleistung eine Amplitude besitzt und der Eingang die Amplitude

einstellt, und bei der die Ausgangsleistung ein Impuls-Pause-Verhältnis besitzt, und der Eingang das Impuls-Pause-Verhältnis einstellt, und bei der der Controller (**12**) Mittel zum Beenden der Ausgangsleistung besitzt, wenn die Impedanz einen Schwellenwert oder die Ausgangsleistung nach einer voreingestellten Zeitspanne erreicht.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei der die Ausgangsleistung eine Ausgangsspannung aufweist, und der Eingang die Ausgangsspannung einstellt.

4. Elektrochirurgischer Generator zum Behandeln von Gewebe (**14**), wobei der elektrochirurgische Generator in einem Schaltkreis mit dem Gewebe elektrisch verbunden ist zum Aufbringen einer Ausgangsleistung von einer Ausgangsstufe (**13**) auf das Gewebe, wobei das Gewebe eine variable Impedanz für die Ausgangsleistung darstellt, mit:

einem Impedanzmessschaltkreis, der schaltkreismäßig mit dem Gewebe (**14**) elektrisch verbunden ist zum Erzeugen eines Größenwerts der variablen Impedanz;

einem Rückkopplungs-Steuerungssystem in dem elektrochirurgischen Generator zum Einstellen der Ausgangsleistung, wobei das Rückkopplungs-Steuerungssystem mit dem Impedanzmessschaltkreis und der Ausgangsstufe (**13**) verbunden ist zum zyklischen Verändern der Ausgangsleistung als Antwort auf den Größenwert, um so ein zyklisches Zu- und Abnehmen der variablen Impedanz zu bewirken.

Es folgen 6 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG. 1

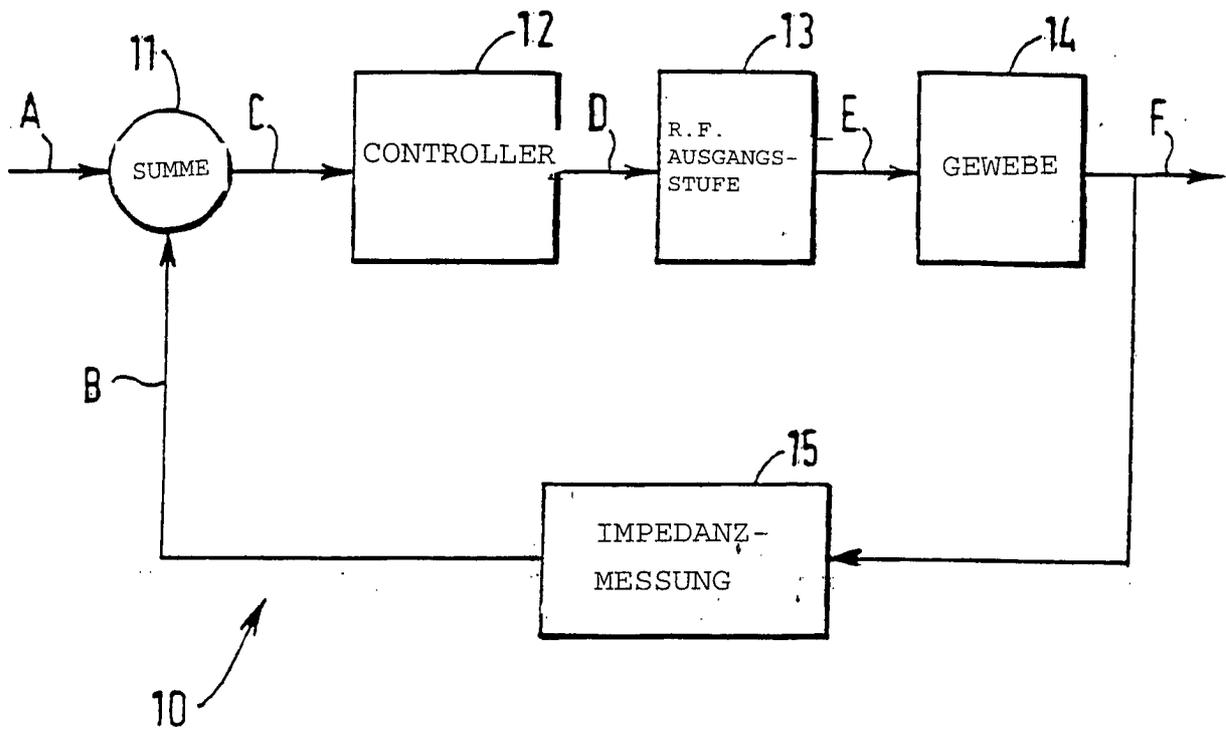


FIG. 2(a)

LEISTUNG

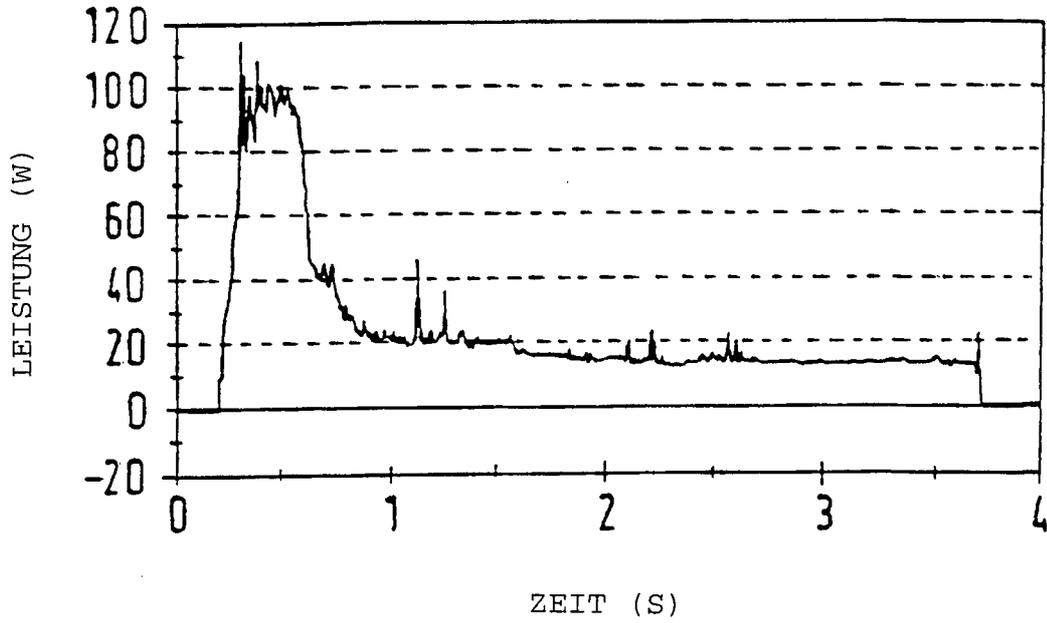


FIG. 2(b)

IMPEDANZ

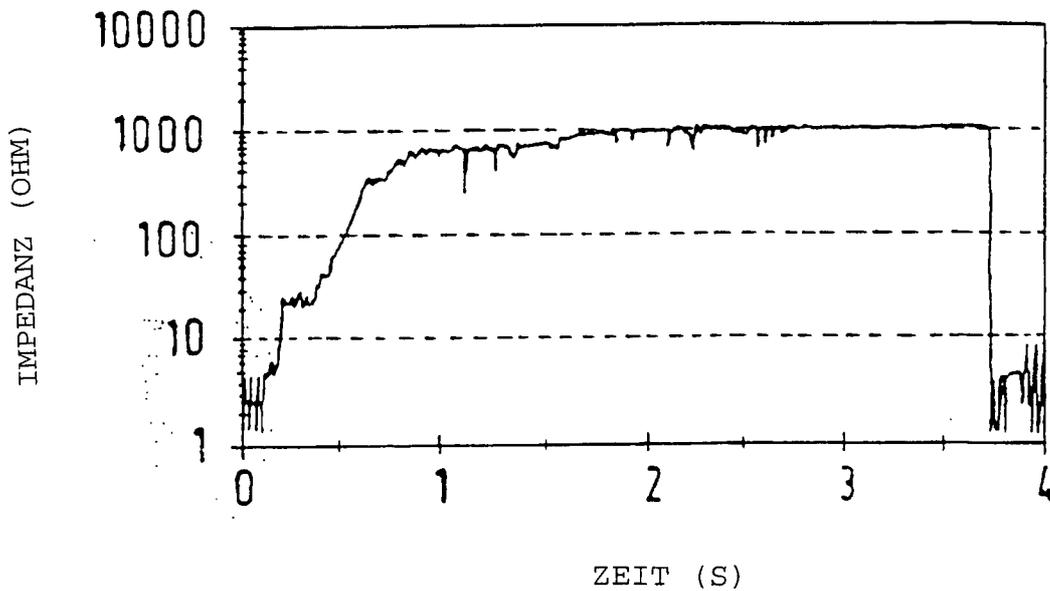


FIG. 2 (c)

STROM

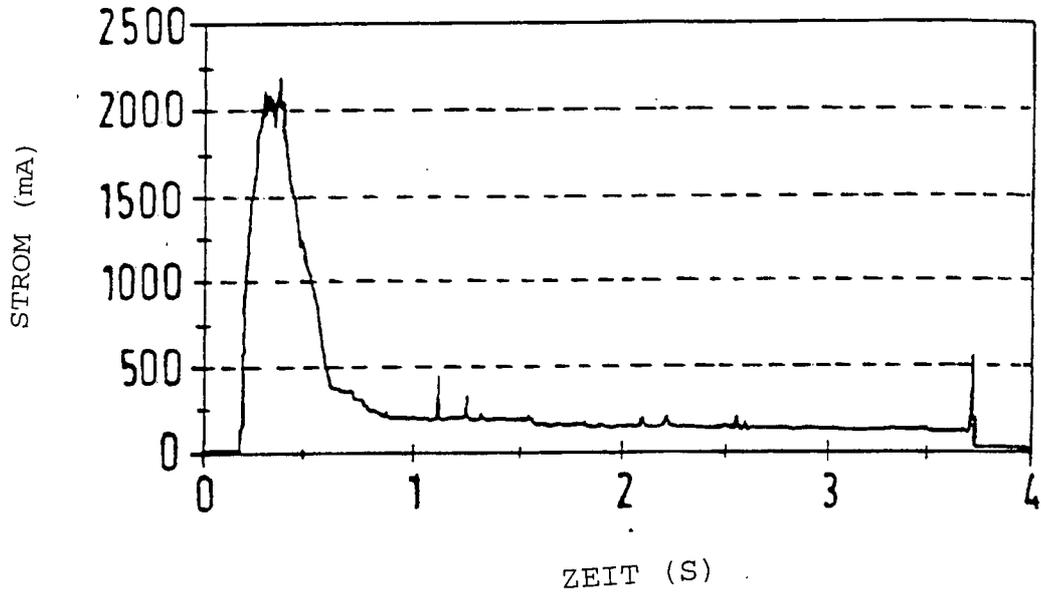


FIG. 2 (d)

SPANNUNG

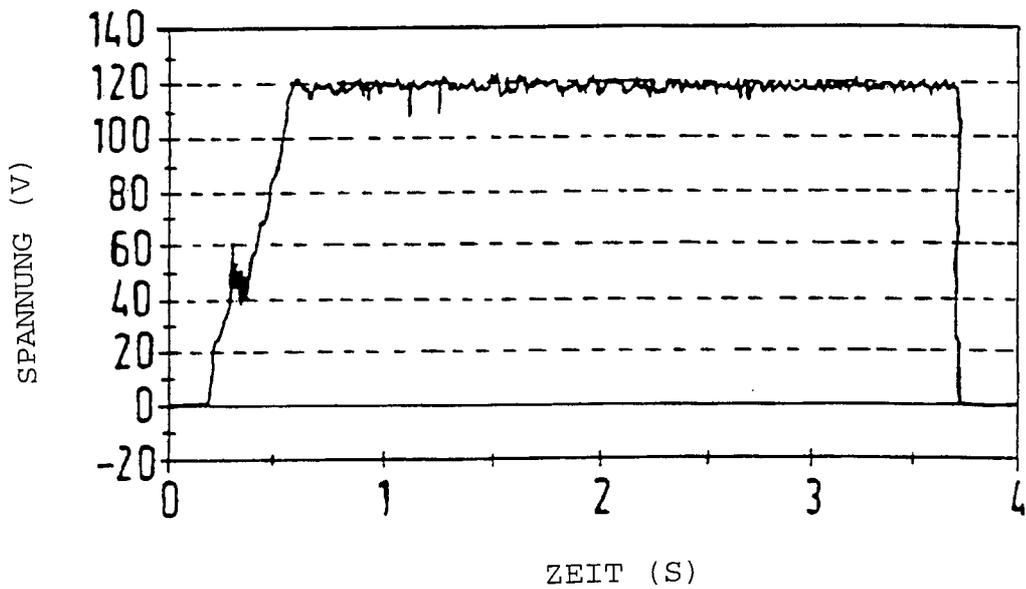


FIG. 3(a)

LEISTUNG

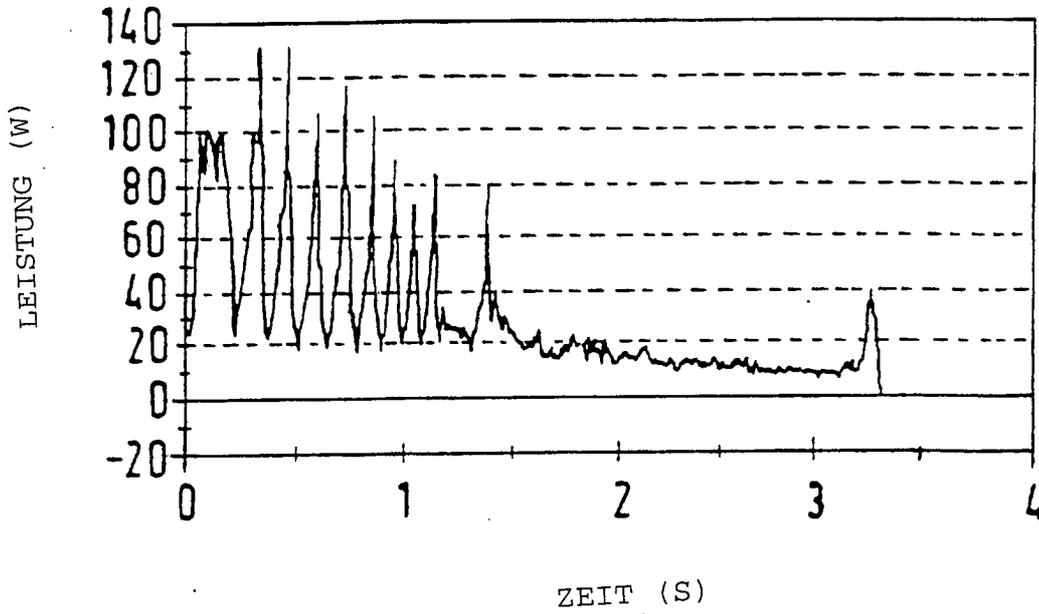


FIG. 3(b)

IMPEDANZ

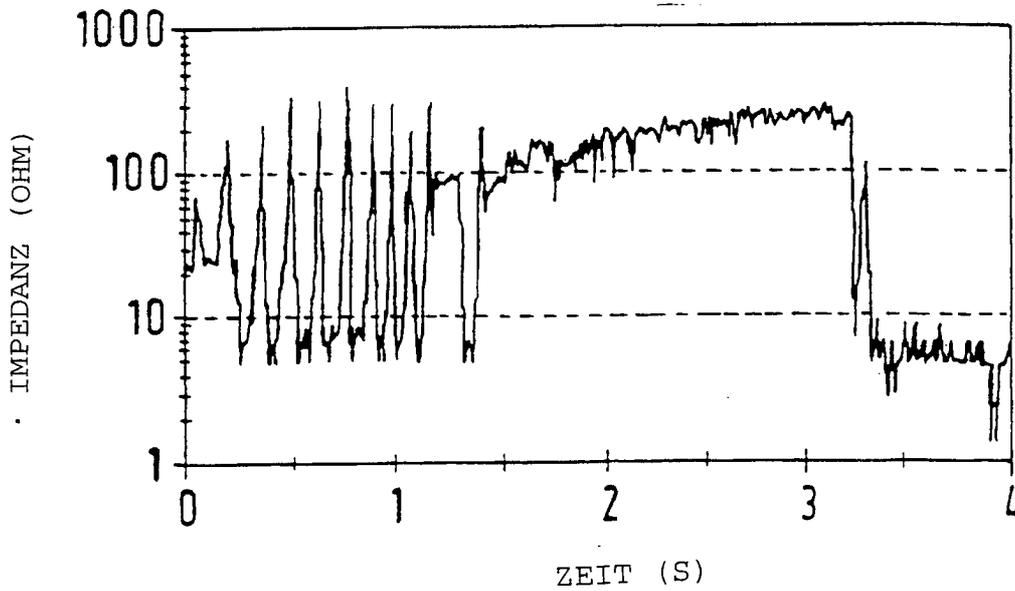


FIG. 3(c)

STROM

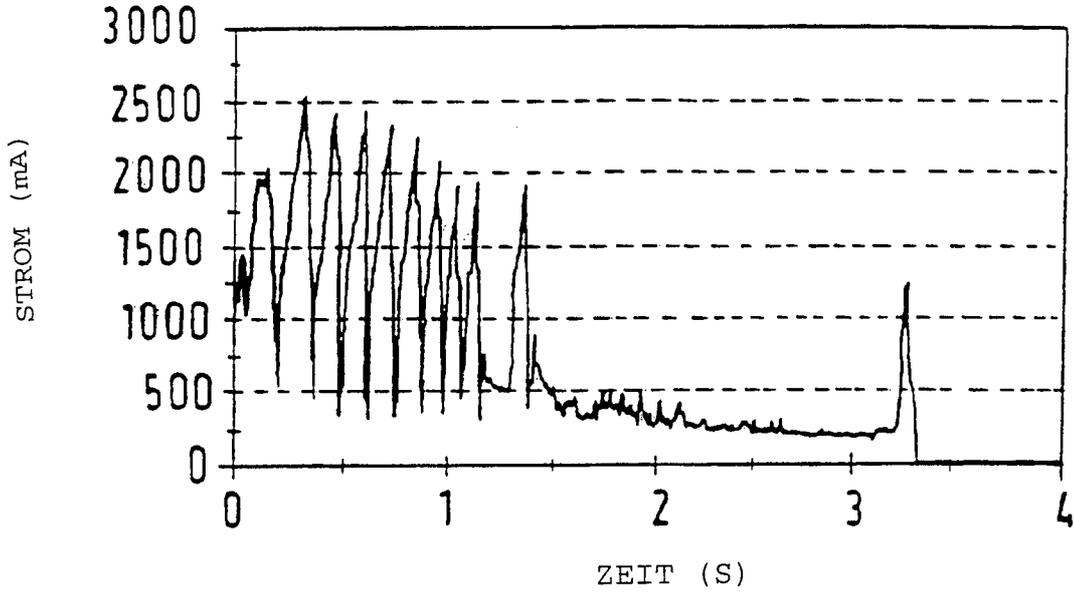


FIG. 3(d)

SPANNUNG

