(19) Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 60 2004 009 293 T2** 2008.07.10

(12) # Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 599 146 B1**
(51) Int Cl.[8]: ***A61B 18/12*** (2006.01)
(21) Deutsches Aktenzeichen: **60 2004 009 293.2**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/GB2004/000917**
(96) Europäisches Aktenzeichen: **04 717 147.5**
(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2004/078050**
(86) PCT-Anmeldetag: **04.03.2004**
(87) Veröffentlichungstag der PCT-Anmeldung: **16.09.2004**
(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **30.11.2005**
(97) Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: **03.10.2007**
(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **10.07.2008**

(30) Unionspriorität:

0305018	**05.03.2003**	**GB**
378676	**05.03.2003**	**US**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LI, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR

(73) Patentinhaber:
Gyrus Medical Ltd., St. Mellons, Cardiff, GB

(74) Vertreter:
Patentanwälte Lippert, Stachow & Partner, 51427 Bergisch Gladbach

(72) Erfinder:
Goble, Colin Charles Owen, Egham Surrey TW20 0XE, GB

(54) Bezeichnung: **ELEKTROCHIRURGISCHER GENERATOR UND 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] Diese Erfindung bezieht sich auf einen elektrochirurgischen Generator und auf ein elektrochirurgisches System, umfassend einen Generator und ein elektrochirurgisches Instrument mit zwei oder mehr Behandlungselektroden. Solche Systeme werden gewöhnlich für das schneiden und/oder Koagulieren von Gewebe bei chirurgischen Eingriffen verwendet, meist in der minimal invasiven oder "Schlüsselloch"-Chirurgie, aber auch bei der laparoskopischen oder "offenen" Chirurgie.

[0002] Es ist bekannt, elektrochirurgische Generatoren bereitzustellen, welche unterschiedliche Hochfrequenzsignale für Schneiden und Koagulieren liefern, und auch, ein gemischtes Signal vorzusehen, wobei der Generator zwischen den Signalen für das Schneiden und das Koagulieren rasch wechselt. Unser Patent US 6,416,509 und auch US 3,885,569 an Judson beschreiben gemischte Signale dieses Typs.

[0003] WO-A-96/37156 offenbart ein Resektoskop mit einer Elektrodenanordnung mit zwei Schleifenelektroden. Die hochfrequenten Ströme für Schneiden und Koagulieren werden von einem Transformator gleichzeitig an die Schleifenelektroden abgegeben, wobei der Strom durch den Patienten zu einer auf dessen Haut angebrachter Masseplatte fließt.

[0004] Die vorliegende Erfindung stellt ein elektrochirurgisches System, umfassend ein Generatorsystem zur Erzeugung von Hochfrequenz(HF)leistung und ein elektrochirurgisches Instrument mit einem Schaft, an dessen distalem Ende sich eine Elektrodenanordnung mit mindestens drei Elektroden befindet, wobei das Generatorsystem eine oder mehrere Quellen für HF-Ausgangsleistung und einen Kontroller, der zur Steuerung des Generatorsystems so betrieben werden kann, dass dieses eine erste HF-Wellenform zum Schneiden oder eine zweite HF-Wellenform zum Koagulieren oder in einem kombinierten Modus sowohl die erste als auch die zweite HF-Wellenform durch ständiges Wechseln zwischen der ersten und der zweiten Wellenform an das elektrochirurgische Instrument abgeben kann, umfasst, und wobei das System auch Mittel zur Einspeisung der Wellenformen in die drei oder mehreren Elektroden umfasst, so dass im kombinierten Modus die HF-Wellenform zum Schneiden zwischen einem ersten Paar und die HF-Wellenform zum Koagulieren zwischen einem zweiten Paar der drei oder mehr Elektroden abgegeben wird, bereit.

[0005] EP-A-1287788 beschreibt ein elektrochirurgisches System, bei dem der Bediener zwischen einem Schneidsignal und einem Koaguliersignal wählen kann. Ist das Schneidsignal gewählt, wird es an ein Paar elektrochirurgischer Elektroden abgegeben, und wenn das Koaguliersignal gewählt ist, wird dieses an ein anderes Paar elektrochirurgischer Elektroden geliefert. Die vorliegende Erfindung ist eine Verbesserung dieses Systems, weil sie auch einen kombinierten Betriebsmodus bereitstellt, wobei jedoch die unterschiedlichen Bestandteile des kombinierten Signals an unterschiedliche Sätze elektrochirurgischer Elektroden abgegeben werden.

[0006] Der "kombinierte Modus" des Generators kann auf verschiedene Weise dargestellt werden. In einer Anordnung umfasst das Generatorsystem eine einzige Quelle für Hochfrequenzleistung und im kombinierten Modus kann der Kontroller so betrieben werden, dass das Generatorsystem ständig zwischen der Abgabe der ersten schneidenden Hochfrequenzwellenform und der zweiten koagulierenden Hochfrequenzwellenform wechselt. Dies ist das traditionellere "gemischte" Signal der Patente US 6,416,509 und US 3,885,569. Das Generatorsystem kann zumindest eine erste und eine zweite Quelle für Hochfrequenzleistung umfassen, die bei verschiedenen Frequenzen arbeiten, wobei die erste Quelle für Hochfrequenzleistung so angepasst ist, dass sie die erste, schneidende Hochfrequenzwellenform abgibt, und die zweite Quelle für Hochfrequenzleistung so angepasst ist, dass sie die zweite, koagulierende Hochfrequenzwellenform abgibt, und der Kontroller im kombinierten Modus so betrieben werden kann, dass das Generatorsystem sowohl die erste als auch die zweite Hochfrequenzwellenform abgibt. Diese Anordnungen geben während des Gebrauchs des Instrumentes sowohl schneidende als auch koagulierende Hochfrequenzsignale an das elektrochirurgische Instrument ab.

[0007] Die Mittel zum Anschließen der Wellenform umfassen geeignet ein Schaltnetz zum Verändern der Verbindungen zwischen der Quelle und den drei oder mehr Elektroden, so dass im kombinierten Modus ein erster Teil des kombinierten Signals, der die schneidende HF-Wellenform darstellt, zwischen einem ersten Paar und ein zweiter Teil des kombinierten Signals, der die koagulierende HF-Wellenform darstellt, zwischen einem zweiten Paar der drei oder mehr Elektroden abgegeben wird.

[0008] In einer geeigneten Anordnung ist das Schaltnetz des Generators derart, dass im kombinierten Modus die Verbindungen zwischen der Stromquelle und den Elektroden so geschaltet werden, dass der erste Teil des Mischsignals zwischen der ersten und zweiten Elektrode und der zweite Teil des Mischsignals zwischen der zweiten und dritten Elektrode abgegeben wird. Bei dieser Anordnung gibt es eine gemeinsame Elektrode, die sowohl beim Schneiden als auch beim Koagulieren verwendet wird, es ist aber genauso möglich, völlig verschiedene Elektrodenpaare für jede Funktion vorzusehen.

[0009] Bevorzugt umfasst das Schaltnetz erste und

zweite Eingänge, erste, zweite und dritte Ausgänge und einen zwischen den ersten und zweiten Ausgängen angeschlossenen elektronischen Schalter, der so eingerichtet ist, dass er öffnen und schließen kann, um die ersten und zweiten Ausgänge periodisch miteinander zu verbinden. Der elektronische Schalter öffnet und schließt geeignet mit einer Frequenz zwischen 5 und 100 Hz. Bei dieser Anordnung sind die zweiten und dritten Ausgänge bevorzugt über einen Kondensator miteinander verbunden, der typischerweise einen Wert zwischen 1 und 10 nF hat. Das Schaltnetz ist geeignet im elektrochirurgischen Instrument untergebracht, obwohl es alternativ auch im elektrochirurgischen Generator angebracht sein kann.

[0010] Geeignet ist der Kontroller im Generator so angepasst, dass er den Zeittakt der Wechsel zwischen dem ersten und den zweiten Teil des kombinierten Signals bestimmt, und das Schaltnetz ist so gleichgetaktet, dass es diesem Wechsel folgt, um den ersten bzw. den zweiten Teil des kombinierten Signals an das erste bzw. zweite Elektrodenpaar abzugeben. Alternativ ist das Schaltnetz so angepasst, dass es den Zeittakt der Wechsel zwischen dem ersten und den zweiten Teil des kombinierten Signals bestimmt, und der Kontroller ist so gleichgetaktet, dass er diese Wechsel folgt.

[0011] Bevorzugt kann der Kontroller so betrieben werden, dass er die HF-Ausgangsspitzenspannung der ersten Wellenform auf mindestens einen vorbestimmten Schwellenwert zum Schneiden oder Verdampfen und jene der zweiten Wellenform auf einen zweiten Schwellenwert zum Koagulieren begrenzt.

[0012] Zur Erfindung gehört ferner ein elektrochirurgischer Generator zur Versorgung eines elektrochirurgischen Instruments mit Hochfrequenzleistung (HF), umfassend zumindest eine HF-Endstufe, drei oder mehr Ausgänge zur Abgabe von HF-Leistung an das elektrochirurgische Instrument, Mittel zur Abgabe von Leistung an mindestens eine Endstufe und einen Kontroller, der so betrieben werden kann, dass er die von der mindestens einen Endstufe erzeugte HF-Ausgangsspannung auf mindestens einen ersten vorbestimmten Schwellenwert zum Schneiden oder Verdampfen und einen zweiten Schwellenwert zum Koagulieren begrenzt, und in einem kombinierten Modus den Generator veranlasst, die HF-Ausgangsspannung durch ständiges Wechseln zwischen einer auf den ersten Schwellenwert und einer auf den zweiten Schwellenwert begrenzten Wellenform abzugeben und Mittel zum Einspeisen der Wellenform in die drei oder mehreren Ausgänge solcherart, dass im kombinierten Modus die auf den ersten Schwellenwert zum Schneiden oder Verdampfen begrenzte Wellenform zwischen einem ersten Paar der drei oder mehreren Ausgänge und die auf den zweiten Schwellenwert zum Koagulieren begrenzte Wellenform zwischen einem zweiten Paar der drei oder mehreren Ausgänge abgegeben wird.

[0013] Diese Beschreibung schildert auch ein elektrochirurgisches System mit einem Generator zur Erzeugung von HF-Leistung und einem elektrochirurgischen Instrument mit mindestens zwei Elektroden, wobei der Generator eine HF-Endstufe mit zwei oder mehr Ausgängen umfasst, die jeweils in elektrische Verbindung mit der betreffenden von den mindestens zwei Elektroden stehen, eine mit der Endstufe zur Abgabe von Leistung an die Endstufe verbundenen Stromquelle, einem Kontroller, der so betrieben werden kann, dass er die an den Ausgängen anliegende HF-Ausgangsspannung auf mindestens einen vorbestimmten Schwellenwert zum Schneiden oder Verdampfen und einen zweiten Schwellenwert zum Koagulieren begrenzt, und in einem gemischten Modus ständig zwischen dem ersten und dem zweiten Schwellenwert wechselt, und vom Bediener betätigbare Einstellmittel zum Verändern des Verhältnisses in gemischten Modus, um den Anteil des gemischten Signals, das auf den ersten Schwellenwert zum Schneiden oder Verdampfen begrenzt ist, im Vergleich zum Anteil des gemischten Signals, das auf den zweiten Schwellenwert zum Koagulieren begrenzt ist, zu ändern.

[0014] Das elektrochirurgische System der US 6,416,509 ist dergestalt, dass die Frequenz des gemischten Signals voreingestellt werden kann, damit es zu dem für den Gebrauch beabsichtigten Elektrodentyp passt. Nichts in der US 6,416,509 weist darauf hin, dass das Mischverhältnis (d. h., das Verhältnis des Anteils des Schneid- oder Verdampfungssignals im Vergleich zum Anteil des Koaguliersignals im gemischten Signal) voreingestellt, geschweige denn leicht durch den Benutzer des Systems angepasst werden kann. Bevorzugt wird das Einstellmittel im chirurgischen Instrument getragen, kann aber grundsätzlich auch im Generator angebracht sein.

[0015] Die Erfindung wird nun beispielhaft mit Bezug auf die beigegebenen Zeichnungen weiter beschrieben, in denen:

[0016] Fig. 1 ein schematisches Diagramm eines erfindungsgemäßen elektrochirurgischen Systems ist,

[0017] Fig. 2 ein Blockdiagramm des Generators aus Fig. 1 ist,

[0018] Fig. 3 eine schematische perspektivische Ansicht eines elektrochirurgischen Instruments ist, das als Teil des Systems von Fig. 1 benutzt wird,

[0019] Fig. 4 ein Diagrammschema eines im System der Fig. 1 verwendeten Schaltnetzes ist,

[0020] Fig. 5A und Fig. 5B Schaltpläne zweier elektronischer Schaltungsanordnungen für das Schaltnetz der Fig. 4 sind,

[0021] Fig. 6 ein schematisches Diagramm einer alternativen Ausführungsform eines Schaltnetzes ist, das in dem System der Fig. 1 verwendet werden kann,

[0022] Fig. 7 ein Blockdiagramm eines Generators gemäß Fig. 2 ist, der ein Schaltnetz gemäß Fig. 4 umfasst,

[0023] Fig. 8A bis Fig. 8C Diagramme sind, welche Verfahren zur Anpassung des Schaltmischverhältnisses veranschaulichen, wobei die Fig. 8A und Fig. 8C Schaltpläne alternativer Einstellvorrichtungen sind und Fig. 8B ein Wellenformdiagramm ist, welches den Betrieb der Vorrichtung gemäß Fig. 8A zeigt,

[0024] Fig. 9 ein Blockdiagramm einer alternativen Ausführungsform des erfindungsgemäßen Generatorsystems ist,

[0025] Fig. 10 ein Blockdiagramm eines weiteren alternativen erfindungsgemäßen Systems ist und

[0026] Fig. 11A und Fig. 11B noch weitere alternative Systeme zum automatischen Einspeisen von Ausgangsleistung zum Schneiden und Koagulieren an entsprechende unterschiedliche Elektrodenpaare sind.

[0027] Bezüglich Fig. 1 hat der Generator **10** eine Ausgangsbuchse **10S**, die über ein Anschlusskabel **14** einen Hochfrequenz(HF)-Ausgang für ein Instrument **12** bereitstellt. Die Aktivierung des Generators kann vom Instrument **12** aus über eine Verbindung im Kabel **14** oder mittels einer Fußschaltereinheit **16**, der wie gezeigt mittels eines Fußschalterkabels **18** mit der Rückseite des Generators verbunden ist, erfolgen. In der gezeigten Ausführungsform hat die Fußschaltereinheit **16** zwei Schalter **16A** und **16B** zum Auswählen des Koagulier- bzw. Schneidmodus des Generators. Die Frontplatte des Generators weist Drucktasten **20** und **22** zum Einstellen der Leistungsstufen für Koagulation bzw. Schneiden auf, die in einer Anzeige **24** angezeigt werden. Die Drucktasten **26** sind als alternatives Mittel für die Auswahl zwischen Koagulier- und Schneidmodus vorgesehen.

[0028] Bezüglich Fig. 2 umfasst der Generator einen HF-Leistungsoszillator **60** mit zwei Ausgangsleitungen **60C** zum Anschließen des Instruments **12**. Das Instrument **12** ist in Fig. 2 in Form einer elektrischen Last **64** dargestellt. Durch das Schaltnetzteil **66** wird der Oszillator **60** mit Strom versorgt. In der bevorzugten Ausführungsform arbeitet der HF-Oszillator **60** bei etwa 400 kHz, wobei jede Frequenz von 300 kHz aufwärts in den HF-Bereich möglich ist. Das Schaltnetzteil arbeitet typischerweise bei einer Frequenz im Bereich von 25 bis 50 kHz. An den Ausgangsleitungen **60C** ist ein Spannungsschwellwertdetektor **68** angeschlossen, der einen ersten, mit dem Schaltnetzteil **66** verbundenen Ausgang **68A** und einen zweiten, mit einem Einschaltzeitsteuerkreis **70** verbundenen zweiten Ausgang **68B** aufweist. Ein mit den (in Fig. 1 gezeigten) Bedienelementen und der Anzeige verbundener Mikroprozessor-Kontroller **72** ist an den Steuereingang **66A** der Stromversorgung **66**, damit die Generatorausgangsleistung durch Änderung der Versorgungsspannung eingestellt werden kann, und an eine Schwellwerteingabe **68C** des Spannungsschwellwertdetektors **68**, damit der Grenzwert für die HF-Ausgangsspitzenspannung eingestellt werden kann, angeschlossen.

[0029] Im Betrieb veranlasst der Mikroprozessor-Kontroller **72**, dass Spannung an das Schaltnetzteil **66** angelegt wird, wenn von dem Chirurgen durch Bedienung einer Schaltanordnung, die auf einem Handstück oder einem Fußschalter vorgesehen sein kann (siehe Fig. 1), elektrochirurgische Leistung angefordert wird. Unabhängig von der Versorgungsspannung wird eine konstante Ausgangsspitzenspannung über den Eingang **68C** entsprechend den Steuereinstellungen an der Frontplatte des Generators (siehe Fig. 1) eingestellt. Für Entwässern oder Koagulieren wird die Schwelle typischerweise auf einen Entwässerungsschwellwert zwischen 150 und 200 V eingestellt. Wenn Ausgangsleistung zum Schneiden oder Verdampfen erforderlich ist, wird der Schwellwert auf einen Betrag im Bereich von 250 oder 300 V bis 600 V eingestellt. Diese Spannungen sind Spitzenspannungen. Dies bedeutet, dass für die Entwässerung eine HF-Ausgangswellenform mit niedrigem Scheitelfaktor zumindest bevorzugt ist, damit sich eine maximale Leistung ergibt, bevor die Spannung an den gegebenen Werten festgehalten wird. Typischerweise wird ein Scheitelfaktor von 1,5 oder weniger erreicht. Wenn eine Ausgangsleistung im kombinierten Modus angefordert wird, wird die über den Eingang **68C** eingestellte Ausgangsspannung ständig zwischen dem Wert für Entwässerung oder Koagulation und dem Wert für Schneiden oder Verdampfen gewechselt, wobei ein Mischsignal gebildet wird.

[0030] Wenn der Generator erstmalig aktiviert wird, ist der Zustand des Steuereingangs **60I** des HF-Oszillators **60** (der mit dem Einschaltzeitsteuerkreis **70** verbunden ist) "ein", so dass das Leistungsschaltnetz, welches das schwingende Element des Oszillators **60** bildet, während jeder Schwingungsperiode über eine maximale Leitungsperiode eingeschaltet ist. Die an die Last **64** abgegebenen Leistung hängt teilweise von der aus dem Schaltnetzteil **66** am HF-Oszillator **60** anliegenden Versorgungsspannung und teilweise von der Lastimpedanz **64** ab. Die Schwellenspannung für eine Entwässerungsaus-

gangsleistung ist so eingestellt, dass bei ihrem Erreichen Auslösesignale an den Einschaltzeitsteuerkreis **70** und das Schaltnetzteil **66** gesendet werden. Der Einschaltzeitsteuerkreis **70** reduziert so gut wie sofort die Einschaltzeit des HF-Oszillator-Schaltnetzes. Gleichzeitig wird das Schaltnetzteil abgeschaltet, so dass die an den Oszillator **60** abgegebene Spannung zu fallen beginnt. Diese Art des Generatorbetriebs ist im Einzelnen in unserer europäischen Patentanmeldung Nr. 0754437 beschrieben, deren Offenbarung hiermit durch Bezugnahme eingeschlossen wird.

[0031] Fig. 3 zeigt eine mögliche Gestaltung des elektrochirurgischen Instruments **12**. Das Instrument **12** umfasst einen Instrumentenschaft **5**, an dessen distalem Ende bei **8** allgemein eine Elektrodenanordnung gezeigt ist. Die Elektrodenanordnung **8** umfasst eine mittlere, zwischen zwei größeren Koagulierelektroden **3** und **40** angeordnete Schneidelektrode **2**. Die Isolierschicht **4** trennt die Schneidelektrode **2** von der ersten Koagulierelektrode **3**, während die Isolierschicht **41** die Schneidelektrode **2** von der zweiten Koagulierelektrode **40** trennt. Die Schneidelektrode **2** ragt etwas aus den beiden Koagulierelektroden heraus.

[0032] Wenn der Benutzer mit dem Instrument Gewebe schneiden will, liefert der Generator ein HF-Schneidsignal an die Schneidelektrode **2** und an eine oder beide der beiden Koagulierelektroden **3** und **40**. Wenn umgekehrt der Benutzer mit dem Instrument Gewebe koagulieren will, liefert der Generator ein HF-Koagulliersignal an die beiden Koagulierelektroden **3** und **40**. Die Anwendung des gemischten HF-Signals wird mit Bezug auf das in Fig. 4 gezeigte Schaltnetz beschrieben.

[0033] Fig. 4 zeigt allgemein bei **45** ein Schaltnetz, das Eingänge **46** und **47** umfasst, die entsprechend an die beiden Ausgangsleitungen **60C** des Generators angeschlossen sind. Das Schaltnetz **45** hat drei Ausgänge **48**, **49** und **50**. Der Ausgang **48** ist mit der Schneidelektrode **2** im Gerät nach Fig. 3 verbunden. Zwischen den Ausgängen **48** und **49** ist eine elektronische Schaltanordnung **51** angeschlossen. Der Schalter **51** kann die Verbindung zwischen den Ausgangsleitungen **48** und **49** rasch herstellen und unterbrechen. Zwischen den Ausgängen **49** und **50** ist ein Kondensator **53** angeschlossen, der typischerweise einen Wert zwischen 1 und 10 nF hat

[0034] Wenn der Benutzer den Fußschalter **16A** oder **163** betätigt, um das Instrument **12** im gemischten Modus zu betreiben, gibt der Generator abwechselnde Impulse der schneidenden und koagulierenden HF-Signale an die Eingänge **46** und **47** ab. Die Schaltanordnung **51** arbeitet so gleichtaktig mit den abwechselnden HF-Signalen, dass sie offen ist, wenn der Teil des Signals mit dem Schneidsignal aufgenommen wird, so dass zwischen den Ausgängen **48** und **49** Leerlauf besteht. Daher wird das schneidende HF-Signal über die Ausgänge **48** bzw. **50** zwischen der Schneidelektrode **2** und der Koagulierelektroden **40** angelegt. Wenn umgekehrt der Signalanteil mit der Koagulierspannung an den Eingängen **46** und **47** empfangen wird, schließt die Schaltanordnung **51**, so dass die Ausgänge **48** und **49** elektrisch miteinander verbunden sind. Daher ist während des Koagulieranteils des gemischten Signals das Signal über die Ausgängen **49** und **50** an die beiden Koagulierelektroden **43** angeschlossen, wobei der Kondensator **53** eine Potenzialdifferenz zwischen ihnen herstellt.

[0035] Die Schaltanordnung **51** kann ein optisches Wechselstromrelais enthalten, etwa die in Fig. 5A gezeigte optisch gekoppelte doppelte FET-Anordnung. Eine andere Schaltanordnung, welche die Steuerschaltung von den Ausgängen isoliert, ist die Kombination einer Wechselstrombrücke und eines einzelnen MOSFET-Schalters, der über einen isolierenden Treiber, wie in Fig. 5B gezeigt, gesteuert wird.

[0036] Die obige Beschreibung beruht darauf, dass der Generator **10** das gemischte Signal steuert und die Schaltanordnung **51** gleichgetaktet damit öffnet und schließt. Dies braucht jedoch nicht der Fall zu sein und die Schaltanordnung kann den Generator steuern, um den Wechsel zwischen dem schneidenden und dem koagulierenden HF-Signal zu bestimmen.

[0037] Man betrachte das in Fig. 4 gezeigte Schaltnetz **45**. Wenn die Schaltanordnung **51** im offenen Zustand ist, wird an den Ausgängen **48** und **50** das Schneidsignal abgegeben. Wenn die Schaltanordnung **51** schließt, wird das Schneidsignal anfangs an den Ausgängen **49** und **50**, die durch den Kondensator **53** getrennt sind, abgegeben. Dadurch steigt der vom Generator abgegebene Strom schnell an, so dass die strombegrenzende Schaltung im Generator auf eine Verminderung der abgegebenen Leistung hinwirkt, so dass sich das Signal rasch in ein für Koagulation typisches HF-Signal umwandelt. Die Wirkung der strombegrenzenden Schaltung im Generator ist so, dass das Schließen der Schaltanordnung **51** ein fast sofortiges Umwandeln des abgegebenen Signals von einem Schneidsignal in ein Koagliersignal veranlasst. Wenn umgekehrt die Schaltanordnung **51** wieder öffnet, ist der Generatorstrom nicht mehr begrenzt und das Signal verwandelt sich wieder rasch in ein HF-Schneidsignal zurück. Auf diese Weise lässt Öffnen und Schließen der Schaltanordnung **51** den Generator zwischen dem Schneid- und dem Koaguliermodus hin und her schalten, wobei das gemischte Signale erzeugt wird, das an die Elektroden des Instruments **12** abgegeben wird.

[0038] Fig. 6 zeigt eine alternative Ausführungsform des Schaltnetzes, die eingesetzt werden kann,

wenn der Generator **10** nicht strombegrenzt ist, oder wenn die Strombegrenzung des Generators nicht benutzt werden soll. Das Schaltnetz der Fig. 6 ist fast identisch mit dem der Fig. 4, wobei der Hauptunterschied in der Einführung eines weiteren Kondensators **52** in Serie mit dem Eingang **46** besteht. Der Kondensator **52** hat typischerweise den halben Wert des Kondensators **53**, so dass die an den Ausgängen **49** und **50** abgegebene Spannung auf ein typischerweise bei der Koagulation angewendetes Niveau heruntergeteilt wird, ohne dass sich die Ausgangsleistung des Generators **10** vermindert. Auf diese Weise wird ein HF-Schneidsignal an den Ausgängen **48** und **50** abgegeben, wenn die Schaltanordnung **51** offen ist, und ein HF-Koaguliersignal wird an den Ausgängen **49** und **50** abgegeben, wenn die Schaltanordnung geschlossen ist.

[0039] Das Schaltnetz **45** kann im elektrochirurgischen Instrument **12** oder in der Endstufe des Generators **10**, wie in Fig. 7 gezeigt, vorgesehen sein. Unabhängig von der Unterbringung des Schaltnetzes **45** kann die Schaltanordnung mit einer Einstellvorrichtung **55** versehen sein (wie in Fig. 6 gezeigt), die vom Benutzer des Systems betätigt werden kann, um den Zeittakt der Schaltanordnung einzustellen. Durch Betätigung der Einstellvorrichtung **55** kann der Benutzer das Verhältnis zwischen dem Anteil des gemischten HF-Signals, der ein Schneidsignal ist, und jenem Anteil, der ein Koaguliersignal ist, einstellen. Unabhängig davon, ob die Einstellvorrichtung **55** im Instrument **12** oder im Generator **10** angebracht ist, kann der Benutzer des Systems das Signal verändern, um die koagulierende Komponente des gemischten Signals im Verhältnis zur schneidenden Komponente zu steigern oder zu vermindern, und umgekehrt. Dies verleiht dem elektrochirurgischen System eine beträchtliche Flexibilität hinsichtlich seiner gleichzeitigen Anwendung als Schneid- und Koaguliergerät, wobei der Benutzer beeinflussen kann, wie viel Koagulation bereitgestellt wird.

[0040] Wie bei der oben zu Fig. 4 beschriebenen Anordnung kann die Schaltanordnung **51** des alternativen Schaltnetzes der Fig. 6 so sein wie in Fig. 5A oder Fig. 5B gezeigt, wobei das Treibersignal von einer mit der Schaltanordnung selbst verbundenen Quelle oder von einer Steuerschaltung im Generator erhalten wird, die auch andere Generatorfunktionen steuert.

[0041] Der Fachmann wird unterschiedliche Schaltungen zur Ausführung der Einstellvorrichtung **55** erkennen. Ein Beispiel einer Schaltung, bei der ein gemischtes Signal durch Bauteile erzeugt wird, die mit der Schaltanordnung verbunden sind, und die ein variables Taktverhältnis besitzt, ist in Fig. 8A gezeigt. In diesem Fall wird der Ausgang eines Sägezahngenerators **56** in einem Komparator **57** mit einer vom Benutzer einstellbaren Bezugsspannung verglichen und erzeugt eine Rechteckwelle der Schaltanordnung **51** (Fig. 6). Eine andere Schaltung, die ein einstellbares Steuersignal für einen gemischten Modus der Schaltanordnung erzeugt, ist in Fig. 8C. gezeigt. Hier ist ein vom Bediener betätigbares Potentiometer **58** mit einem Taktgeber **59**, der einen IC 555 verwendet, gekoppelt.

[0042] Fig. 9 zeigt ein alternatives Generatorsystem, bei dem zwei HF-Quellenschaltungen **74** und **74'** eingesetzt werden. Die Quellenschaltung **74** umfasst den HF-Oszillator **60** und die zugehörige Stromversorgung und die Steuerelemente. Die Quellenschaltung gleicht der mit Bezug auf Fig. 2 beschriebenen, und gleiche Bauteile sind mit den gleichen Bezugszeichen wie in Fig. 2 versehen. Die zweite Quellenschaltung **74'** umfasst einen zweiten HF-Oszillator **60'**, zusammen mit einem zweiten Kontroller **72'**, Stromversorgung **66'**, Spannungsschwellwertdetektor **68'** und Einschaltzeitsteuerkreis **70'**. Fig. 9 zeigt die Quellenschaltung **74'** mit jeweils einer eigenen Ausführung dieser Einheiten, obwohl es auch möglich ist, dass einige davon (wie die Stromversorgung **66'** und der Kontroller **72'**) auch mit der Quellenschaltung **74** gemeinsam benutzt werden können. Der Spannungsschwellwertdetektor **68** ist so eingestellt, dass die Ausgänge **60C** der Quellenschaltungen **74** ein Ausgangsleistungssignal mit einer HF-Wellenform zum Schneiden liefern, während der Spannungsschwellwertdetektor **68'** so eingestellt ist, dass die Ausgänge **60C'** der Quellenschaltung **74'** ein Ausgangsleistungssignal mit einer HF-Wellenform zum Koagulieren abgeben. Der zweite Oszillator **60'** arbeitet bei einer anderen Frequenz als der Oszillator **60**.

[0043] Für beide Quellenschaltungen **74** und **74'** ist eine gemeinsame Endstufe **73** vorgesehen. Die Ausgangsanschlüsse **60C** der Quellenschaltung **74** sind mit den Eingängen **46** und **47** der Endstufe **73** verbunden, während entsprechend die Ausgänge **60C'** der Quellenschaltung **74'** mit den Eingängen **46'** und **47'** der Endstufe verbunden sind. In der Endstufe **73** sind beide Eingänge **47** und **47'** mit dem Ausgang **49** verbunden, während der Eingang **46** mit dem Ausgang **48** und der Eingang **46'** mit dem Ausgang **50** verbunden ist. Durch diese Anordnung wird das HF-Schneidsignal von der Quellenschaltung **74** zwischen den Ausgängen **48** und **49** und daher an ein Elektrodenpaar am elektrochirurgischen Instrument **12** abgegeben. Gleichermaßen wird das HF-Koaguliersignal von der Quellenschaltung **74'** zwischen den Ausgängen **49** und **50** und daher an ein anderes Elektrodenpaar des Instruments **12** abgegeben. So kann das elektrochirurgische Instrument **12** durch die beiden Signale unterschiedlicher Frequenz Gewebe gleichzeitig schneiden und koagulieren. Wie zuvor besteht der Vorteil darin, dass Schneidsignal und Koaguliersignal, gleich ob simultan oder als abwechselnd gemischtes Signal angewendet, an unter-

schiedliche Elektrodenpaare des elektrochirurgischen Instruments abgegeben werden. Daher kann die Gestaltung dieser Elektroden je nach ihrer beabsichtigten Verwendung zum Schneiden oder Koagulieren von Gewebe optimiert werden.

[0044] Bezüglich Fig. 10 werden in einer weiteren alternativen Kombination aus Generator und Instrument zwei HF-Leistungsoszillatoren **60-1** und **60-2** von einer gemeinsamen Stromversorgung **62** versorgt und von einem gemeinsamen Kontroller **72** gesteuert, um auf entsprechenden Ausgängen **60C** ein zum Schneiden und ein zum Koagulieren geeignetes HF-Leistungssignal zu erzeugen. Diese Signale können in ein Schaltnetz **63** zur Auswahl des Leistungssignals vom einen Oszillator **60-1** oder vom anderen Oszillator **60-2** je nach Eingaben, beispielsweise über Fußschalter, eingespeist werden, wobei das ausgewählte Leistungssignal an die Ausgänge **80**, **81** übergeben wird. Im gemischten Modus wird der Schalter wiederholt mit einer vorbestimmten Geschwindigkeit betrieben, um ein gemischtes Ausgangsleistungssignal an den Anschlüssen **80**, **81** zu erzeugen. Die Leistungsoszillatoren **60-1**, **60-2** werden bei unterschiedlichen Frequenzen betrieben, und die entsprechenden Schneid- und Koagulierssignale werden in die entsprechenden benötigten Elektroden eingespeist, indem das Leistungssignal an den Ausgängen **80**, **81** in die Oszillatoren **82-1** und **82-2** eingespeist werden, die auf die unterschiedlichen Frequenzen abgestimmt sind. Die Ausgänge der abgestimmten Oszillatoren werden über Elektrodenleitungen **48**, **49** und **50** an die entsprechenden Elektroden des elektrochirurgischen Instruments angeschlossen. Auf diese Weise wird das Schneidsignal vom Oszillator **60-1** in eine Schneidelektrode **48** und eine gemeinsame Elektrode **49** eingespeist, während das Koagulierssignal vom Oszillator **60-2** in eine Koagulierelektrode **50** und die gemeinsame Elektrode **49** gespeist wird.

[0045] In der in Fig. 10 gezeigten Ausführungsform wird die Verbindung zwischen dem elektrochirurgischen Generator und dem elektrochirurgischen Instrument typischerweise durch Ausgänge **80** und **81** hergestellt, jedoch kann die Verteilung der Schaltungsblöcke zwischen Generator und Instrument verändert werden.

[0046] Weitere Ausführungsformen sind in den Fig. 11A und Fig. 11B gezeigt. Wie in der Ausführungsform der Fig. 9 vermeiden diese Ausführungsformen das Bedürfnis nach einem Signalleitungsschalter oder Schaltnetz.

[0047] Mit Bezug auf **Fig.** 11 sind zwei abgestimmte Oszillatoren **82-1** und **82-2** (wie in Fig. 10) vorgesehen, die auf unterschiedliche Frequenzen abgestimmt sind. Jeder weist einen Reihenoszillator aus einem Spule-Kondensator-Paar **84** und einem Parallelоszillator aus einem Spule-Kondensator-Paar **86** auf, wobei der letztere an die Ausgänge **46** und **47** einerseits und **46'** und **47'** andererseits transformatorgekoppelt ist. Wie in der Ausführungsform der Fig. 10 hat jeder abgestimmte Oszillator zwei Eingänge, von denen einer an den Generatorausgang **80** und der andere an den Generatorausgang **81** angeschlossen ist. Bei dieser Ausführungsform hat der Generator eine Endstufe mit HF-Schaltern, die in zwei gegeneinander wirkenden Gegentaktpaaren **90A**, **90B** und **91A**, **91B** angeordnet sind. Typischerweise enthalten diese Schalter Leistungs-MOSFETs. Jeder Schalter **90A**, **90B**, **91A**, **91B** ist mit Treibereingängen **92**, **93** verbunden, wie gezeigt, welche ein HF-Treibersignal aufnehmen, das zur Erzeugung eines Ausgangssignals an den Ausgängen **80**, **81** mit einer Wellenform zum Schneiden eine bestimmte HF-Frequenz hat und zur Erzeugung eines Ausgangssignals zum Koagulieren eine andere HF-Frequenz hat, wobei diese Frequenzen entsprechend die Resonanzfrequenzen der Resonanzkombinationen **84**, **86** des ersten abgestimmten Oszillatores **82-1** und der entsprechenden Resonanzkombinationen des anderen abgestimmten Oszillatores **83-2** sind. Wie oben beschrieben, können die HF-Schalter **90A**, **90B**, **91C** und **91D** der Generatorendstufe entsprechend, beispielsweise mit einer Fußschaltersteuerung, angesteuert werden, um eine Ausgangsleistung zum Schneiden oder zum Koagulieren zu erzeugen. Zusätzlich kann wiederum eine gemischte Ausgangsleistung erzeugt werden, bei der die HF-Frequenz ständig zwischen den beiden Resonanzfrequenzen der abgestimmten Ausgangsoszillatoren wechselt.

[0048] Die Ausführungsform der Fig. 11B ist eine Abwandlung jener der Fig. 11A, bei der die Generatorendstufe ein einzelnes Gegentaktpaar aus HF-Schaltern **90A**, **90B** besitzt und bei der die abgestimmten Oszillatoren jeweils einen mit der Zusammenführung der Schalter **90A**, **90B** verbundenen Eingang haben, wobei der andere Eingang an Masse liegt.

Patentansprüche

1. Elektrochirurgisches System, umfassend ein Generatorsystem (**10**) zur Erzeugung von Hochfrequenzleistung (HF) und ein elektrochirurgisches Instrument (**12**) mit einem Schaft, an dessen distalen Ende sich eine Elektrodenanordnung mit mindestens drei Elektroden (**2**, **3**, **40**) befindet, wobei das Generatorsystem
(i) eine oder mehrere Quellen für HF-Ausgangsleistung (**60**) und
(ii) einen Kontroller (**72**), der zur Steuerung des Generatorsystems so betrieben werden kann, dass dieses eine erste HF-Wellenform zum Schneiden oder eine zweite HF-Wellenform zum Koagulieren oder in einem kombinierten Modus sowohl die erste als auch die zweite HF-Wellenform durch ständiges Wechseln

zwischen der ersten und der zweiten Wellenform an das elektrochirurgische Instrument abgeben kann, umfasst,
und wobei das System auch Mittel (**45**, **63**, **73**, **82-1**, **82-2**) zur Einspeisung der Wellenformen in die drei oder mehreren Elektroden umfasst, so dass im kombinierten Modus die HF-Wellenform zum Schneiden zwischen einem ersten Paar (**2**, **3**) und die HF-Wellenform zum Koagulieren zwischen einem zweiten Paar (**3**, **40**) der drei oder mehr Elektroden abgegeben wird.

2. Elektrochirurgisches System nach Anspruch 1, wobei die Mittel zum Anschließen der Wellenform eine Auswahlanordnung (**45**, **63**, **73**, **82-1**, **82-2**) zum Verändern der Ankopplung zwischen der Quelle (**60**) und den drei oder mehr Elektroden (**2**, **3**, **40**) umfassen, so dass im kombinierten Modus ein erster Teil des kombinierten Signals, der die schneidende HF-Wellenform darstellt, zwischen einem ersten Paar und ein zweiter Teil des kombinierten Signals, der die koagulierende HF-Wellenform darstellt, zwischen einem zweiten Paar der drei oder mehr Elektroden abgegeben wird.

3. Elektrochirurgisches System nach Anspruch 2, wobei die Auswahlanordnung ein Schaltnetz (**45**) mit ersten und zweiten Eingangsanschlüssen (**46**, **47**), ersten, zweiten und dritten Ausgangsanschlüssen (**48**, **49**, **50**) und einem zwischen den ersten und zweiten Ausgangsanschlüssen angeschlossenen elektronischen Schalter (**51**), angepasst zum Öffnen und Schließen, um die ersten und zweiten Ausgangsanschlüsse periodisch miteinander zu verbinden, ist.

4. Elektrochirurgisches System nach Anspruch 3, wobei der elektronische Schalter (**51**) mit einer Frequenz zwischen 5 und 100 Hz öffnet und schließt.

5. Elektrochirurgisches System nach Anspruch 3 oder 4, wobei die zweiten und dritten Ausgangsanschlüsse (**49**, **50**) über einen Kondensator (**53**) miteinander verbunden sind.

6. Elektrochirurgisches System nach Anspruch 5, wobei der Kondensator (**53**) einen Wert zwischen 1 und 10 nF hat.

7. Elektrochirurgisches System nach einem der Ansprüche 2 bis 6, wobei die Auswahlanordnung im elektrochirurgischen Instrument untergebracht ist.

8. Elektrochirurgisches System nach einem der Ansprüche 2 bis 6, wobei die Auswahlanordnung im elektrochirurgischen Generator untergebracht ist.

9. Elektrochirurgisches System nach einem der Ansprüche 2 bis 8, wobei der Kontroller so angepasst ist, dass er den Zeittakt der Wechsel zwischen dem ersten und den zweiten Teil des kombinierten Signals bestimmt, und die Auswahlanordnung so gleichgetaktet ist, dass sie diesem Wechsel folgt.

10. Elektrochirurgisches System nach einem der Ansprüche 2 bis 8, wobei die Auswahlanordnung so angepasst ist, dass sie den Zeittakt der Wechsel zwischen dem ersten und den zweiten Teil des kombinierten Signals bestimmt, und der Kontroller so gleichgetaktet ist, dass er diesem Wechsel folgt.

11. Elektrochirurgisches System nach Anspruch 1, mit einer HF-Leistungsquelle, die auf den Kontroller ansprechend betrieben werden kann, um auf einen gemeinsamen Paar Ausgangsleitungen (**80**, **81**) ein HF-Leistungssignal zu erzeugen, das im kombinierten Modus ständig zwischen der Abgabe einer ersten schneidenden HF-Wellenform bei einer ersten Frequenz und der Abgabe einer zweiten koagulierenden HF-Wellenform bei einer zweiten Frequenz wechselt, wobei die Mittel zum Einspeisen der Wellenform in die Elektroden erste und zweite Ausgangsschwingkreise (**82-1**, **82-2**) umfassen, die an die Ausgangsleitungen gekoppelt und auf die erste bzw. zweite Frequenz abgestimmt sind, wobei der erste Ausgangsschwingkreis an das erste Elektrodenpaar und der zweite Ausgangsschwingkreis an das zweite Elektrodenpaar angeschlossen ist.

12. Elektrochirurgisches System nach Anspruch 11, wobei der Kontroller und die HF-Leistungsquelle gemeinsam betrieben werden können, um die HF-Ausgangsspitzenspannung bei Abgabe der schneidenden HF-Wellenform auf einen ersten vorbestimmten Schwellenwert und bei Abgabe der koagulierenden HF-Wellenform auf einen zweiten vorbestimmten Schwellenwert zu begrenzen.

13. Elektrochirurgischen Generator nach Anspruch 1, mit einer HF-Leistungsquelle, die zusammen mit dem Kontroller betrieben werden kann, um die HF-Ausgangsspitzenspannung der ersten Wellenform auf einen ersten vorbestimmten Schwellenwert und die HF-Ausgangsspitzenspannung der zweiten Wellenform auf einen zweiten vorbestimmten Schwellenwert zu begrenzen.

14. Elektrochirurgischen Generator zur Versorgung eines elektrochirurgischen Instruments mit Hochfrequenzleistung (HF), umfassend
(i) zumindest eine HF-Ausgangsstufe (**60**),
(ii) drei oder mehr Ausgangsanschlüsse (**48**, **49**, **50**) zur Abgabe von HF-Leistung an das elektrochirurgische Instrument,
(iii) Mittel (**66**) zur Abgabe von Leistung an mindestens eine Ausgangsstufe und
(iv) einen Kontroller, der so betrieben werden kann, dass er die von der mindestens einen Ausgangsstufe erzeugte HF-Ausgangspannung auf mindestens einen ersten vorbestimmten Schwellenwert zum Schneiden oder Verdampfen und einen zweiten

Schwellenwert zum Koagulieren begrenzt, und in einem kombinierten Modus den Generator veranlasst, die HF-Ausgangspannung durch ständiges Wechseln zwischen einer auf den ersten Schwellenwert und einer auf den zweiten Schwellenwert begrenzten Wellenform abzugeben und

(v) Mittel zum Einspeisen der Wellenform in die drei oder mehreren Ausgangsanschlüsse solcherart, dass im kombinierten Modus die auf den ersten Schwellenwert zum Schneiden oder Verdampfen begrenzte Wellenform zwischen einem ersten Paar (**48**, **49**) der drei oder mehreren Ausgangsanschlüsse und die auf den zweiten Schwellenwert zum Koagulieren begrenzte Wellenform zwischen einem zweiten Paar (**49**, **50**) der drei oder mehr Ausgangsanschlüssen abgegeben wird.

Es folgen 9 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

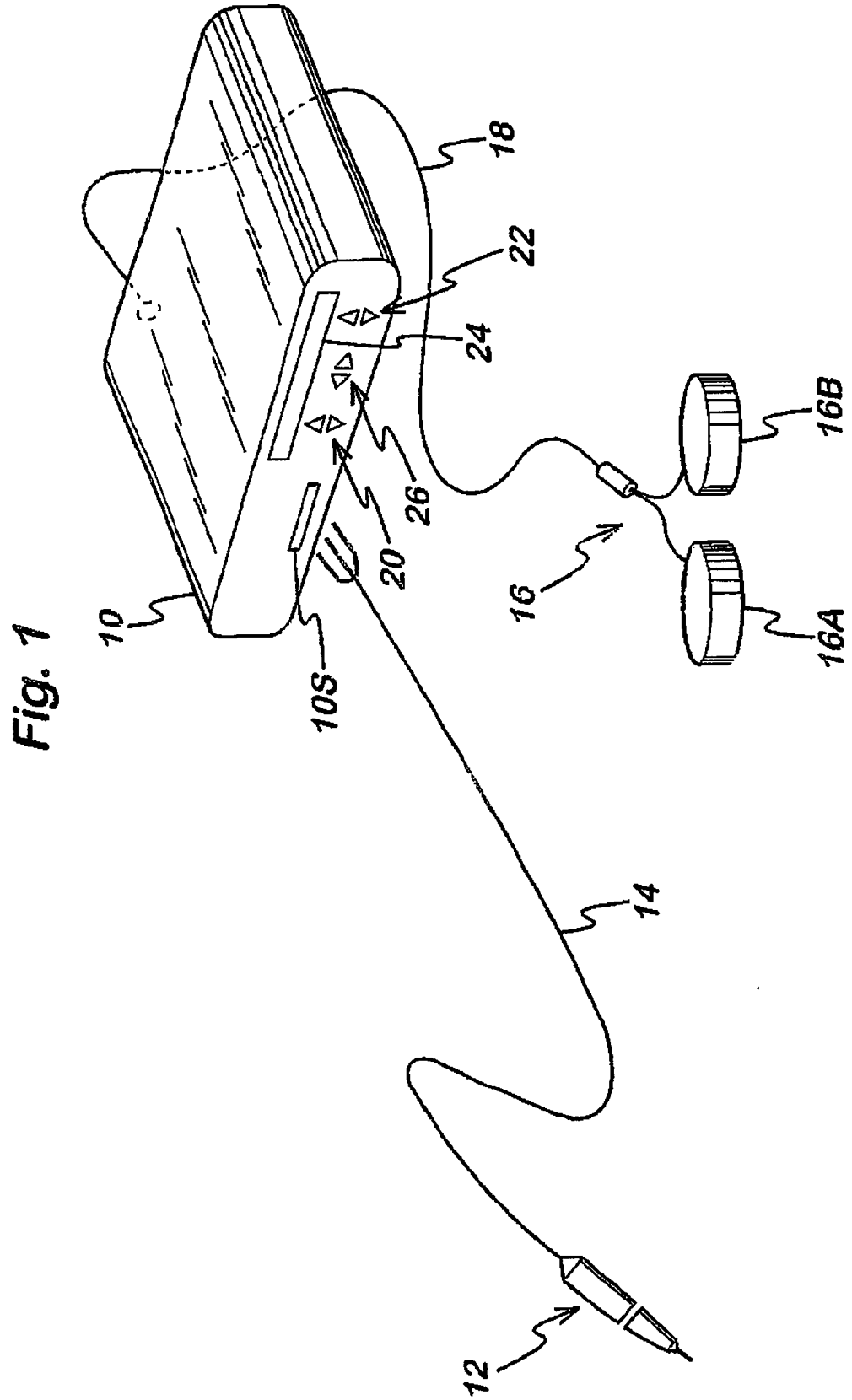


Fig. 1

Fig. 2

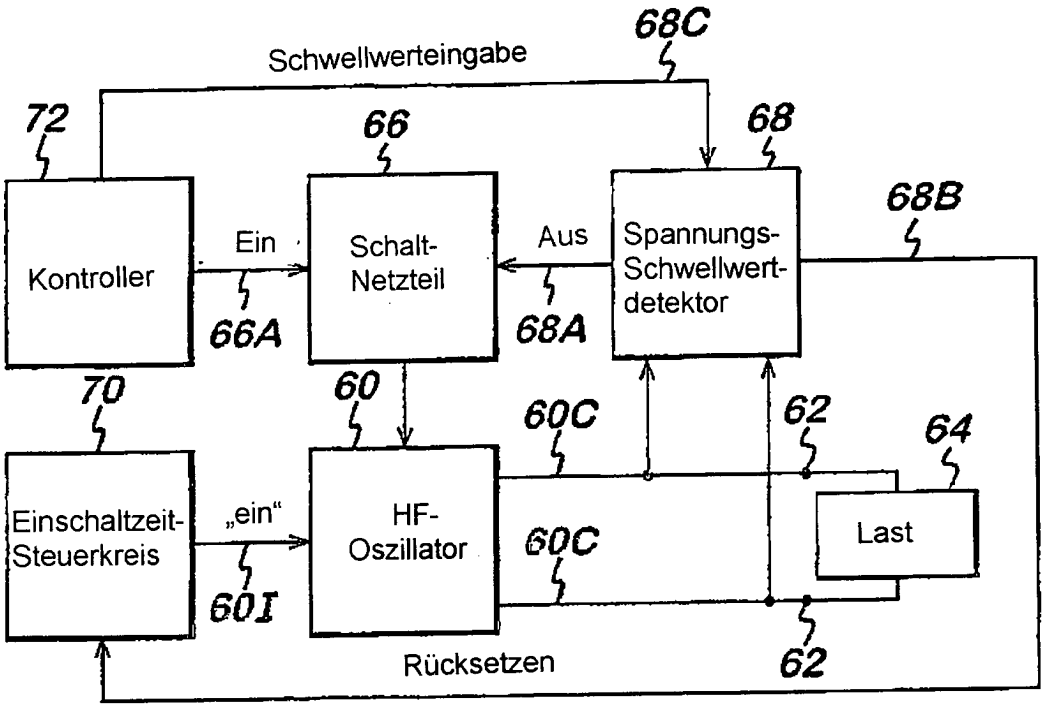

Schwellwerteingabe
68C
72
66
68
68B
Kontroller
Ein
Schalt-
Netzteil
Aus
Spannungs-
Schwellwert-
detektor
66A
68A
70
60
60C
62
64
Einschaltzeit-
Steuerkreis
„ein"
HF-
Oszillator
Last
60C
60I
62
Rücksetzen

Fig. 3

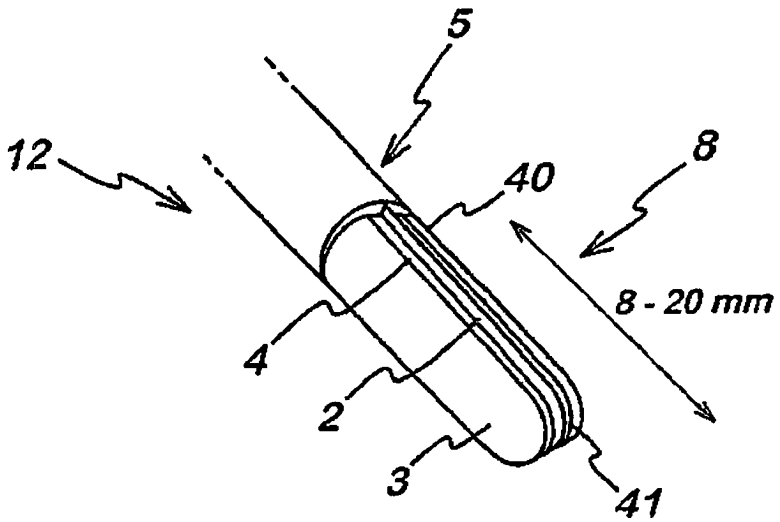

5
12
40
8
8 - 20 mm
4
2
3
41

Fig. 4

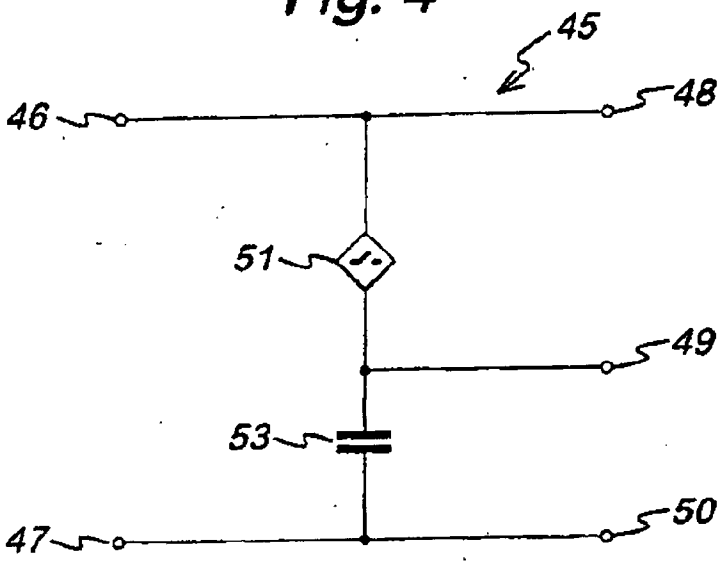


Fig. 5A

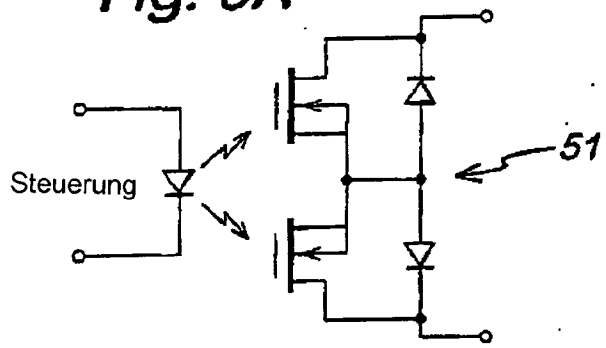


Fig. 5B

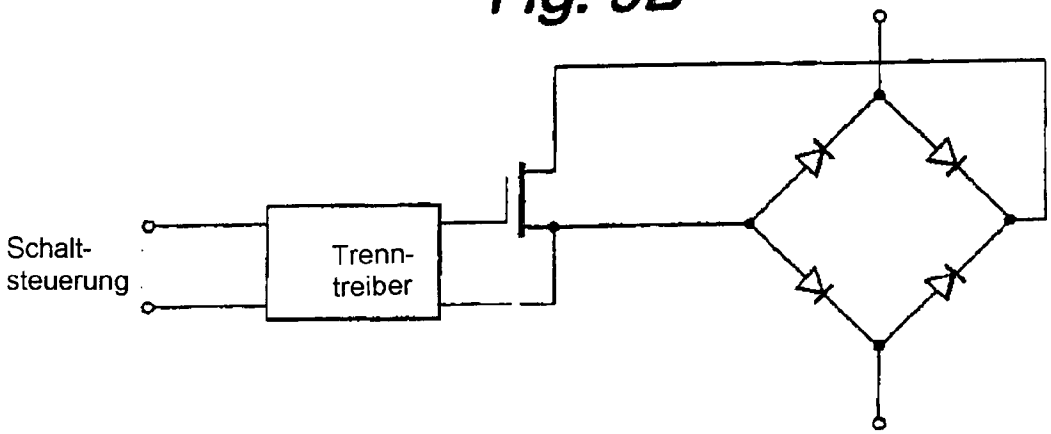


Fig. 6

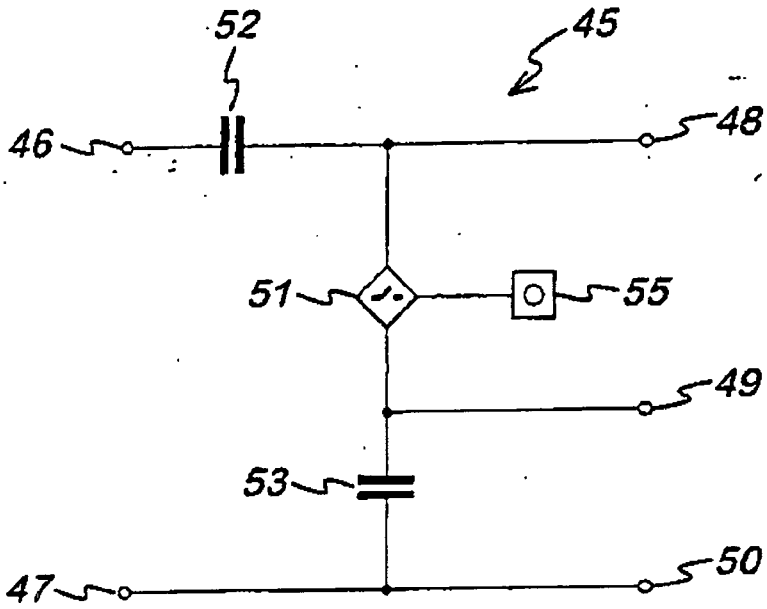

52
45
46
48
51
55
49
53
47
50

Fig. 7

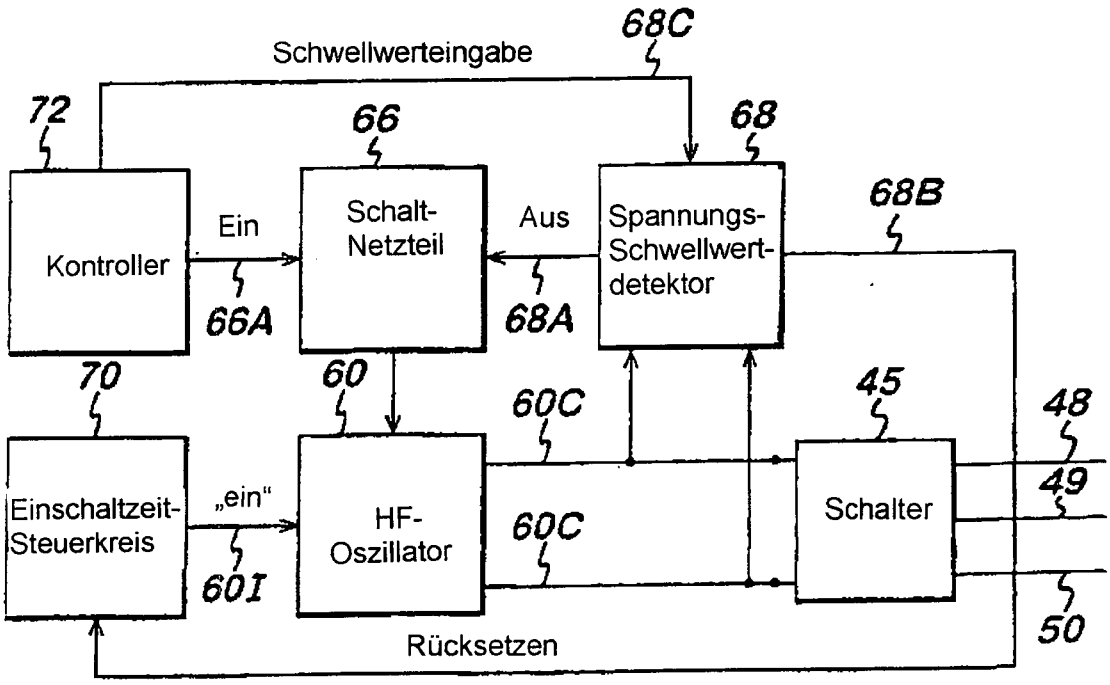

Schwellwerteingabe
68C
72
66
68
Kontroller
Ein
Schalt-
Netzteil
Aus
Spannungs-
Schwellwert-
detektor
68B
66A
68A
70
60
60C
45
48
Einschaltzeit-
Steuerkreis
„ein"
HF-
Oszillator
60C
Schalter
49
60I
50
Rücksetzen

Fig. 8A

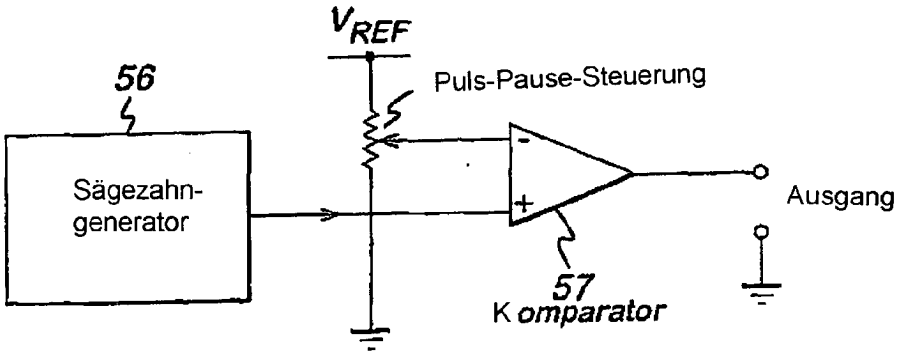


Fig. 8B

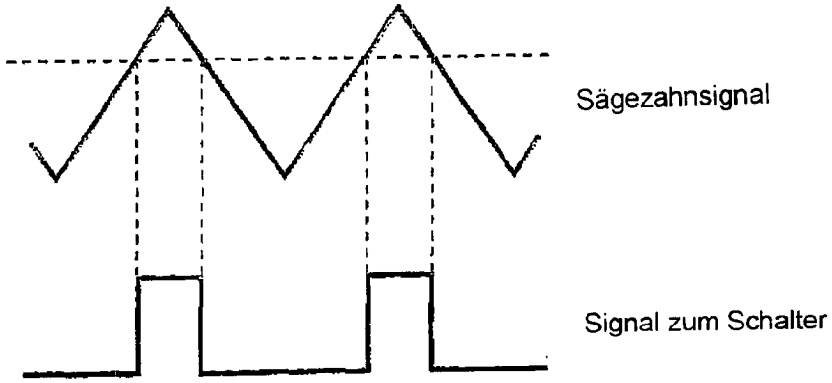
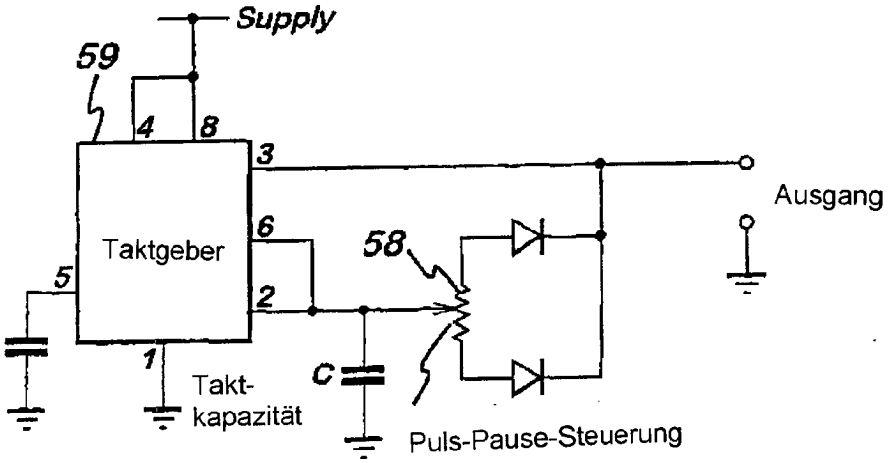


Fig. 8C



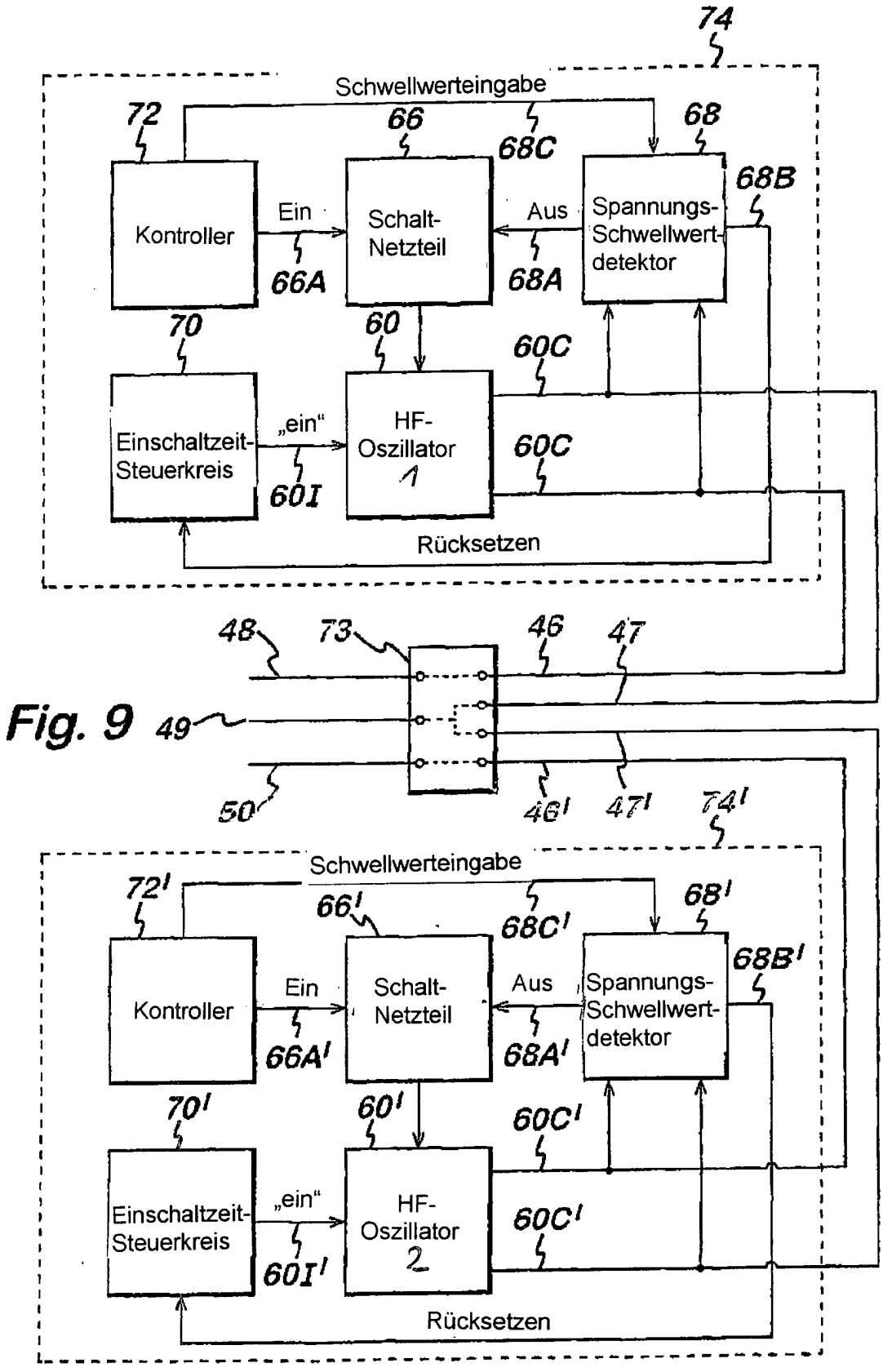
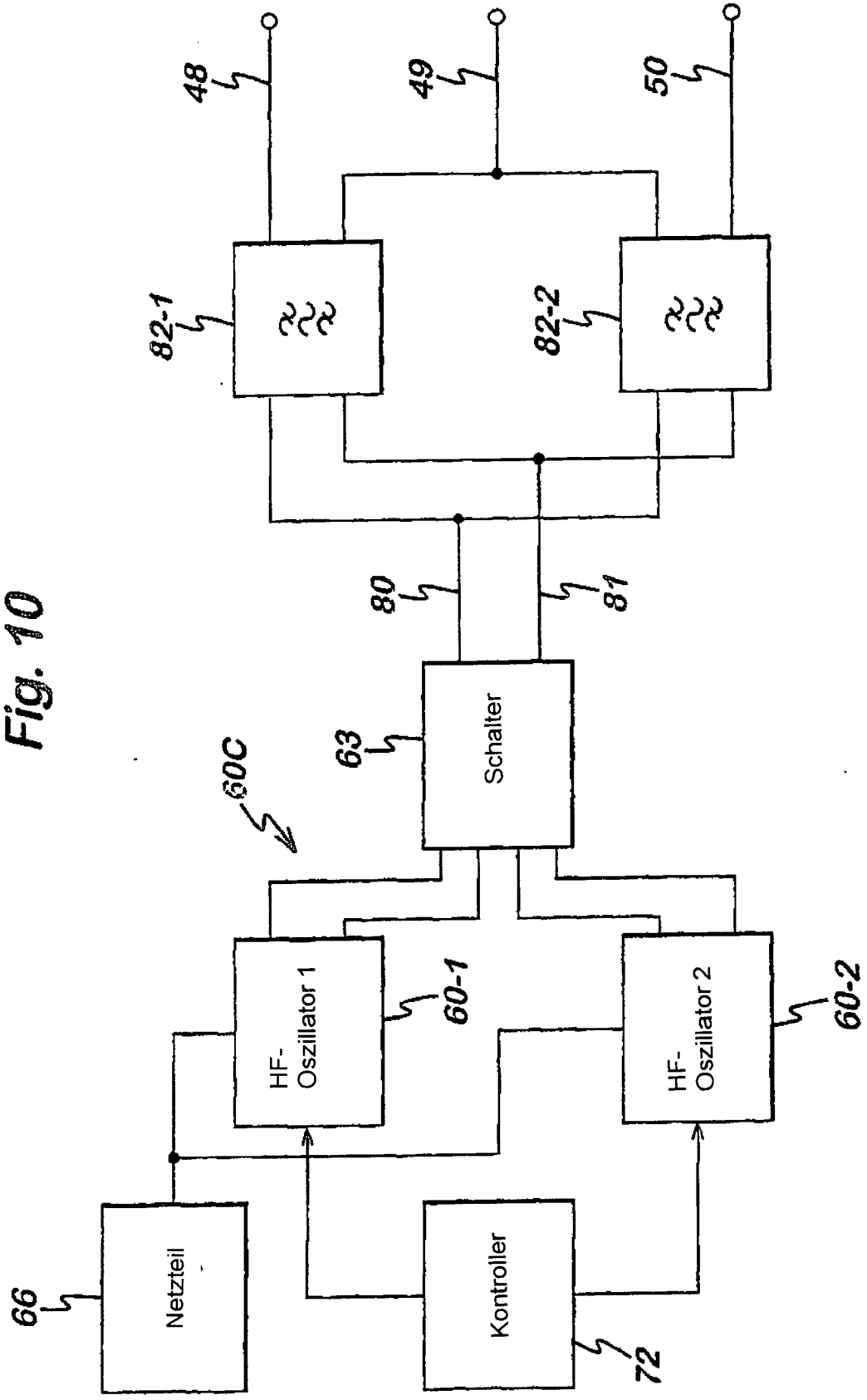

74
Schwellwerteingabe
72
66
68C
68
68B
Kontroller
Ein
Schalt-
Netzteil
Aus
Spannungs-
Schwellwert-
detektor
66A
68A
70
60
60C
Einschaltzeit-
Steuerkreis
„ein"
HF-
Oszillator
1
60C
60I
Rücksetzen
48
73
46
47
49
50
46'
47'
74'
Schwellwerteingabe
72'
66'
68C'
68'
68B'
Kontroller
Ein
Schalt-
Netzteil
Aus
Spannungs-
Schwellwert-
detektor
66A'
68A'
70'
60'
60C'
Einschaltzeit-
Steuerkreis
„ein"
HF-
Oszillator
2
60C'
60I'
Rücksetzen

Fig. 9

Fig. 10


48
49
50
82-1
82-2
80
81
63
Schalter
60C
HF-
Oszillator 1
60-1
HF-
Oszillator 2
60-2
66
Netzteil
Kontroller
72

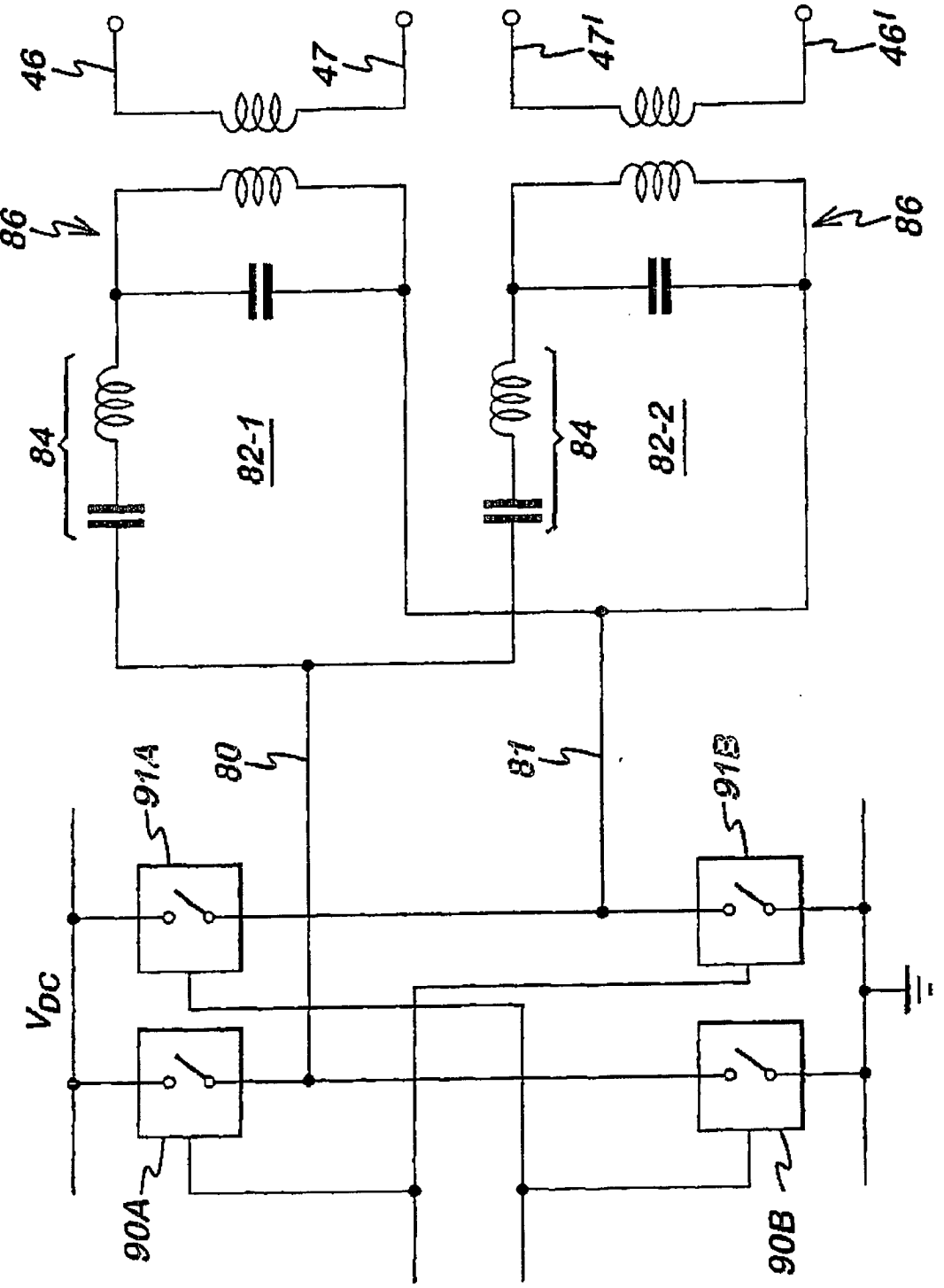


Fig. 11A

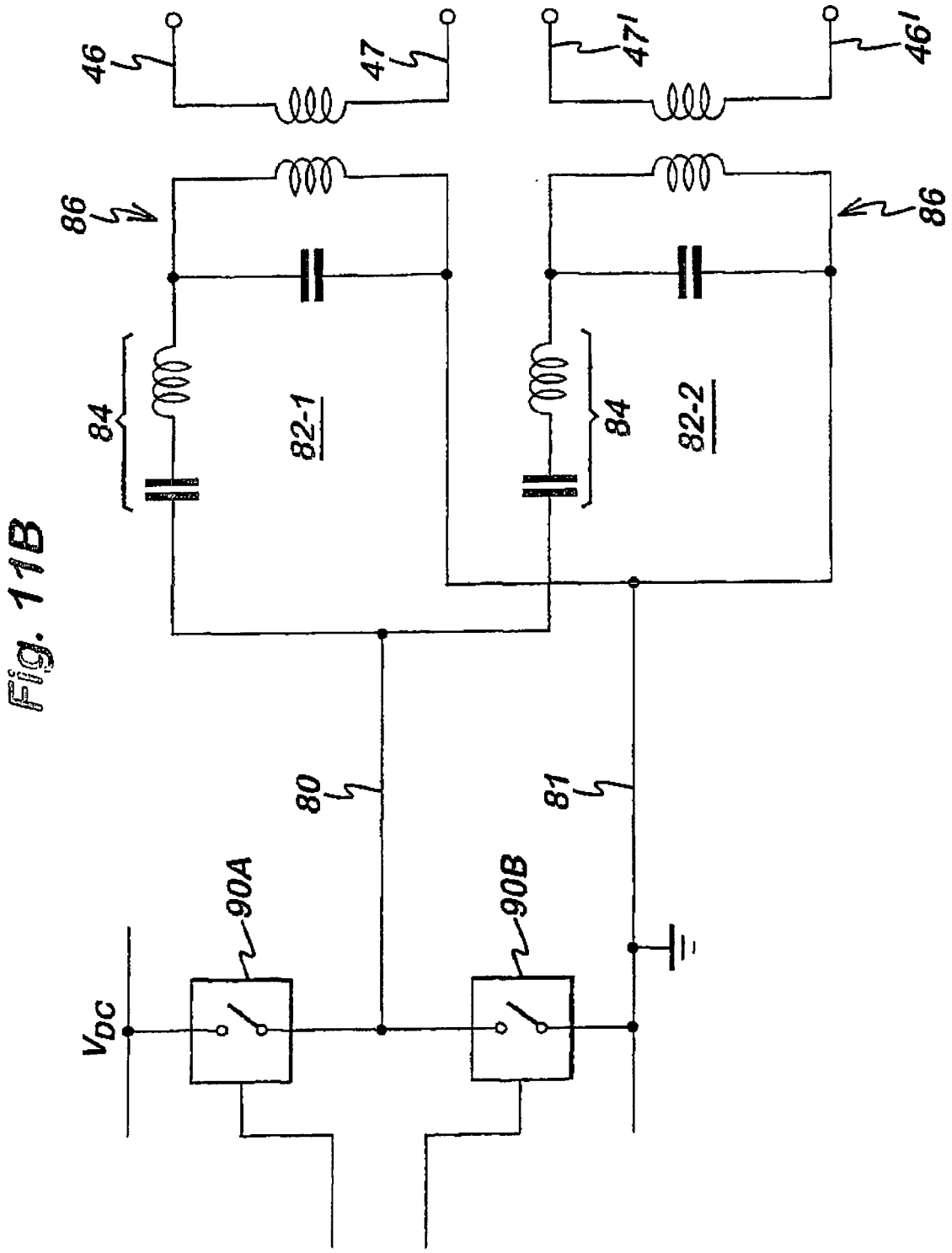


Fig. 11B