

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7657750号
(P7657750)

(45)発行日 令和7年4月7日(2025.4.7)

(24)登録日 令和7年3月28日(2025.3.28)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 18/12

請求項の数 15 外国語出願 (全12頁)

(21)出願番号	特願2022-37777(P2022-37777)	(73)特許権者	592245823
(22)出願日	令和4年3月11日(2022.3.11)		エルベ エレクトロメディジン ゲーエム
(65)公開番号	特開2022-158991(P2022-158991		ベーハー
	A)		E r b e E l e k t r o m e d i z i n
(43)公開日	令和4年10月17日(2022.10.17)		G m b H
審査請求日	令和6年9月19日(2024.9.19)		ドイツ国 7 2 0 7 2 テュービンゲン
(31)優先権主張番号	21166329		ウルドホルンレストラーセ 1 7
(32)優先日	令和3年3月31日(2021.3.31)	(74)代理人	100109210
(33)優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁(EP)		弁理士 新居 広守
		(72)発明者	コンスタンティン・ドルンホフ
			ドイツ連邦共和国、7 2 1 6 0 ホルブ
			アム ネッカー、ラートハウスシュトラ
			ーセ 2 6
		審査官	山田 裕介

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 電気医療用発電機

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

特に生体組織を治療するための無線周波数電圧（U H F ）を生成するための電気医療用発電機（ 2 2 ）であって、

並列共振回路を形成するために互いに並列に接続された少なくとも1つのコンデンサ（ 2 5 ）および少なくとも1つのインダクタ（ 2 4 ）を備える共振回路（ 2 3 ）と、

第1の入力トランジスタ（ 3 3 ）と第1の出力トランジスタ（ 3 4 ）とを備える第1のカスコード回路（ 3 1 ）と、

第2の入力トランジスタ（ 3 5 ）と第2の出力トランジスタ（ 3 6 ）とを備える第2のカスコード回路（ 3 2 ）と、を備え、

前記2つの出力トランジスタ（ 3 4 、 3 6 ）は、前記共振回路（ 2 3 ）に接続され、前記2つの入力トランジスタ（ 3 3 、 3 5 ）は、互いに接続される、電気医療用発電機。

【請求項 2】

前記第1のカスコード回路（ 3 1 ）が、第1の入力（ E 1 ）と、第1の出力（ A 1 ）と、第1の中間タップ（ Z 1 ）とを備え、

前記第2のカスコード回路（ 3 2 ）が、第2の入力（ E 2 ）と、第2の出力（ A 2 ）と、第2の中間タップ（ Z 2 ）とを備え、

前記カスコード回路（ 3 1 、 3 2 ）の前記出力（ A 1 、 A 2 ）は、前記並列共振回路（ 2 3 ）に接続され、

前記第1の中間タップ（ Z 1 ）は、前記第2の入力（ E 2 ）に接続され、前記第2の中

間タップ（Ｚ２）は、前記第１の入力（Ｅ１）に接続されることを特徴とする、請求項１に記載の発電機。

【請求項３】

前記入力（Ｅ１、Ｅ２）が、前記中間タップ（Ｚ２、Ｚ１）に容量方式で接続されることを特徴とする、請求項２に記載の発電機。

【請求項４】

前記２つの出力トランジスタ（３４、３６）が、それぞれ制御電極（Ｇ₃₄、Ｇ₃₆）を備え、前記制御電極（Ｇ₃₄、Ｇ₃₆）は、直流電圧（Ｖ_G）に接続されることを特徴とする、請求項１から３のいずれか一項に記載の発電機。

【請求項５】

前記入力トランジスタ（３３、３５）が、電界効果トランジスタであり、いずれの場合も、基準電位（３７）に接続されるソースを備えることを特徴とする、請求項１から４のいずれか一項に記載の発電機。

【請求項６】

前記入力トランジスタ（３３、３５）が、いずれの場合も、前記中間タップ（Ｚ１、Ｚ２）に接続されるドレインを備えることを特徴とする、請求項５に記載の発電機。

【請求項７】

前記入力トランジスタ（３３、３５）が、いずれの場合も制御電極としてゲートを備え、前記ゲートは、前記２つのカスコード回路（３１、３２）の前記入力（Ｅ１、Ｅ２）であることを特徴とする、請求項５または６に記載の発電機。

【請求項８】

前記出力トランジスタ（３４、３６）が、電界効果トランジスタであることを特徴とする、請求項１から７のいずれか一項に記載の発電機。

【請求項９】

前記出力トランジスタ（３４、３６）が、いずれの場合も、前記中間タップ（Ｚ１、Ｚ２）に接続されるソースを備えることを特徴とする、請求項８に記載の発電機。

【請求項１０】

前記インダクタ（２４）が、供給電圧源（Ｖ_{cc}）に接続されたセンタータップ（２６）を備えることを特徴とする、請求項１から９のいずれか一項に記載の発電機。

【請求項１１】

前記インダクタ（２４）が、デカップリングインダクタ（２８）と磁気結合して配置されることを特徴とする、請求項１から１０のいずれか一項に記載の発電機。

【請求項１２】

前記デカップリングインダクタ（２８）が、少なくとも１つの電極（１４、１５）に接続されることを特徴とする、請求項９に記載の発電機。

【請求項１３】

請求項１から１２のいずれか一項に記載の発電機が配置された器具（１０、１０'）。

【請求項１４】

請求項１から１２のいずれか一項に記載の発電機または請求項１３に記載の器具（１０、１０'）と、一定のまたは脈動する直流電圧（Ｖ_c）を出力するように構成された供給装置（１１）とを有する装置。

【請求項１５】

前記供給装置（１１）が、最小値（Ｖ_u）と最大値（Ｖ_o）との間で交番する直流電圧（Ｖ_{cc}）を生み出すように構成されることを特徴とする、請求項１４に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、患者に対して電気外科的処置を実施するために設けられる１つまたは複数の電極に供給するための電気医療用発電機に関する。

【背景技術】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 2 】

神経筋刺激を回避するために、電気外科では、それぞれの電力を供給する必要がある 1 0 0 k H z を著しく超える周波数を有する交流電流が、通常使用される。通常、電力出力は、1 ワットを大幅に超え、数 1 0 0 ワットに達する可能性がある。この目的のために、それぞれの発電機が必要とされる。

【 0 0 0 3 】

電気外科用器具、プローブなどは、器具に無線周波数交流を供給するための電気外科用発電機を必要とする。この目的のために、独国特許出願公開第 6 0 2 0 0 4 0 0 9 2 9 3 号明細書は、器具を接続することができる発電機を有する電気外科用システムを開示しており、器具には、発電機から無線周波数電流が供給される。一実施形態では、器具は、凝固電極、ならびにそれと同時に動作するために迅速な順序で交互に供給される切断電極を備える。この目的のために、器具自体にそれぞれの電子切換えスイッチが設けられている。

10

【 0 0 0 4 】

米国特許第 7 8 9 6 8 7 5 号明細書および米国特許出願公開第 2 0 1 1 / 0 1 1 2 5 3 0 号明細書はそれぞれ R F 器具を記載しており、その外部発電機はバッテリーによって供給される。さらに、米国特許第 9 1 5 5 5 8 5 号明細書は、外部制御式トランジスタを有する電池式電気医療用発電機を記載している。バッテリーが設置され、発電機が設置された器具は、米国特許出願公開第 2 0 1 5 / 0 3 0 5 7 9 8 号明細書から知られている。

【 0 0 0 5 】

さらに、医療処置のためのマイクロ波の使用が、欧州特許第 2 5 7 2 6 6 8 号明細書および欧州特許第 2 5 7 2 6 6 9 号明細書から知られている。それぞれの器具は、器具内に配置されたマイクロ波増幅器から供給される長手方向シャंकの遠位端にマイクロ波アンテナを備える。器具は、ケーブルを介してマイクロ波信号発電機に接続され、マイクロ波信号発電機の信号はマイクロ波増幅器に導かれる。改変された実施形態では、マイクロ波信号発電機は、器具のハンドル内に配置される。そして、切替スイッチにより、外部の信号発生器のマイクロ波信号と内部の信号発生器のマイクロ波信号とを切り替えることが可能である。

20

【 0 0 0 6 】

患者を治療するための単極電極を備え、かつ治療者を介して電流回路を容量方式で閉じる、発電機が設置された器具も、米国特許第 6 0 3 9 7 3 4 号明細書から知られている。この動作周波数は、5 M H z より高い。最後に、さらなる先行技術が、米国特許出願公開第 2 0 1 7 / 2 3 8 9 8 7 号明細書、米国特許出願公開第 2 0 1 7 / 2 0 2 6 0 7 号明細書、米国特許出願公開第 2 0 1 7 / 0 7 9 7 1 0 号明細書、米国特許出願公開第 2 0 1 6 / 0 2 7 0 8 4 1 号明細書、米国特許出願公開第 2 0 1 4 / 1 4 8 8 0 3 号明細書、独国実用新案第 2 0 2 0 0 8 0 0 1 3 6 5 号明細書およびカナダ国特許出願公開第 2 2 8 6 8 3 5 号明細書から知られている。

30

【 0 0 0 7 】

マイクロ波発電機がマイクロ波の放射によって組織を加熱して影響を与える一方で、高周波で動作する手術器具は、著しく低い周波数で動作する。そのような器具の動作のために提供される電流の周波数は、通常、数 1 0 0 k H z である。そのような器具は、組織を流れ抜ける無線周波数電流で動作し、この目的のために組織と接触する 2 つの電極を常に必要とする。器具は、例えば、切断、凝固、融合、切除など、生体組織を直接流れ抜ける電流に依存する異なる処置を実施するように機能する。それぞれの電極の形態および適用によって、所望の手術効果は、特に影響を受け得る。これにより、異なる変調形態、例えば、非変調 R F (C W - 「連続波」)、振幅変調、例えばパルス幅変調の有無にかかわらずパルス化などのように、異なる R F 電圧および R F 電流が、使用される。さらに、電流 / 電圧依存性は、手術の成功に有益なそれぞれの発電機出力特性曲線によって定義することができる。

40

【 0 0 0 8 】

しかし、そのような外科用器具の動作のためには、通常、外部外科用発電機が必要とさ

50

れ、この外部外科用発電機は、必要とされるモードを提供しなければならず、そこから無線周波数電力がケーブルを介して器具に伝送される。これらのモードは、例えば、電圧、電流、電力、変調などによって区別される。

【 0 0 0 9 】

独国特許出願公開第 2 9 0 1 1 5 3 号明細書、米国特許出願公開第 2 0 1 0 / 0 1 3 7 8 5 4 号明細書、米国特許出願公開第 2 0 1 1 / 0 2 4 5 8 2 6 号明細書および欧州特許第 1 5 9 9 1 4 6 号明細書は、1 つまたは複数の共振回路を励起するための外部制御スイッチを有する発電機を開示している。

【 0 0 1 0 】

医療用途に加えて、例えば電気通信技術では、例えば独国特許出願公開第 1 9 7 8 0 4 8 1 号明細書、独国特許出願公開第 1 9 7 8 0 4 7 0 号明細書、独国特許出願公開第 1 9 7 1 9 4 4 0 号明細書または独国特許出願公開第 1 9 7 1 9 4 4 1 号明細書から知られているように、自励発振発電機が、使用される。これらの発電機は、1 から 2 0 G H z の極超ノ超高周波領域用の電圧制御プッシュプル発振器として構成される。それにより、この発電機は、例えばわずか 4 . 5 V の非常に低い動作電圧で動作するものとする。回路は、ミリワットレンジに適している。反対に、電気外科の分野では、この発電機は、これより著しく高い電力および実質的に高い電圧で動作する。これにより、個々の構成要素の電圧過負荷の危険性が、存在する。

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 1 】

本発明の目的は、電気外科での使用に適しており、かつ簡単な構成で高効率を達成する発電機回路を提供することである。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 2 】

本目的は、請求項 1 に記載の発電機によって解決される。

【 0 0 1 3 】

本発明による発電機は、2 つのカスコード回路の出力間に配置された共振回路を備える。カスコード回路は、フィードバック（正フィードバック）方式で互いに接続され、したがって、共振回路と共に自励発振発電機を形成する。この概念の結果、カスコード回路の高オーミック出力が共振回路の品質を損なわない単純な発電機構成がもたらされ、それによって、生成される交流電圧の良好な周波数安定性および高いスペクトル純度が生じる。2 つのカスコード回路はプッシュプル方式で動作し、それによって、交流正帰還に起因して、2 つのカスコード回路内のスイッチング損失が、最小化される。個々のトランジスタの切り替え時点は、並列共振回路の振動によって理想的に規定される。スイッチング損失を最小限に抑えることにより、この概念は、電気外科での使用に適した電力を出力する発電機に特に適している。

【 0 0 1 4 】

カスコード回路は、いずれの場合も、共通エミッタまたは共通ソース回路内の入力トランジスタと、共通ベースまたは共通ゲート回路内の出力トランジスタとを備える。共通のベースまたは共通のゲート回路において動作する出力トランジスタは、それらの出力電極（コレクタまたはドレイン）において、それぞれの出力トランジスタについて危険を伴うことなく共振回路において発生する高電圧をサポートすることができる。この理由からも、本発明による発電機回路は、特に電気外科手術での使用に適している。

【 0 0 1 5 】

カスコード回路の入力トランジスタの制御電極（ベースまたはゲート）は、他方のカスコード回路の入力トランジスタの出力電極（コレクタまたはドレイン）に接続される。入力トランジスタの出力電極は、カスコード回路の出力トランジスタの電流入力（エミッタまたはソース）に接続されている。入力トランジスタの出力電極と出力トランジスタの電流入力との接続点は、タップを形成する。このタップでは、入力トランジスタがそれらの

10

20

30

40

50

制御電極（ベースまたはゲート）において高電圧を受けないように、高動作電圧の場合でも低電圧（0 から、例えば、20 V の間）しか発生しない。したがって、ここでも、制御電極を保護するための技術的努力が、最小限に抑えられる。過電圧から保護するための、ダイオードなどの追加の構成要素は、省略することができる。制御電極の容量性負荷が最小限に抑えられ、それによって最大急峻度を有するスイッチング側面が効果的になることができ、ひいてはスイッチング損失を低減することができる。

【0016】

入力トランジスタの制御電極は、特に容量方式でタップに接続することができる。加えて、それらの制御電極は、電位ドリフトを防止し、2つのカスコード回路間の対称的なスイッチングを強制するために、抵抗方式で互いに接続することができる。

10

【0017】

出力トランジスタの制御電極は、好ましくは、不変の電位、例えば、接地または直流電圧に接続される。直流電圧は、動作電圧から導出することができる。例えば、GaN トランジスタの場合によくあるように、トランジスタが通常導電性（normally conductive）である場合、制御電極を接地に直接接続することができる。

【0018】

特に、これは、例えば、ツェナーダイオードまたは基準電位（接地）に関して不変の電圧を生成する別の素子とすることができる線形または非線形の分圧器によって実現することができる。好ましくは、出力トランジスタの制御電極は、基準電位（接地）に容量方式で接続される。

20

【0019】

カスコード回路の出力に接続された並列共振回路は、好ましくはリアクタを介して直流電圧源に接続されたセンタータップを有するインダクタを備える。直流電圧源は、例えば、100 V、150 V、200 V またはそれ以上の直流電圧を供給することができる。器具の電極に供給されなければならない電圧は、このインダクタによって変圧器方式でピックアップすることができる。

【0020】

例えば、直流電圧が最小値と最大値との間で交番するように、直流電圧を変調することが可能である。それぞれの構成された供給装置は、例えば固定装置として器具の外側に形成することができる。発電機は、回路に関して単純に構成され、その低い電力損失のために器具の内部に直接配置することができる。供給装置が、一定の直流電圧、または異なる直流電圧値の間で交番するか、もしくは平均値の周りで振動する直流電圧のいずれかを供給するという点で、例えば変調されていない無線周波数、またはパルス化されもしくは他の方法で変調された無線周波数での器具の異なる動作モードを選択することができる。

30

【0021】

本発明による概念では、電気外科用途のための RF 発電機は、数 100 kHz を超える、例えば 500 kHz を超える周波数でも最高の高効率を有する。最大 4 MHz およびそれ以上の周波数をスイッチング損失を最低にして生成することができ、それによって高周波安定性および良好なスペクトル純度を達成することができる。

【0022】

本発明の詳細が、図、ならびに関連する説明および特許請求の範囲から導かれる。

40

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】供給装置に接続された電気医療用途のための器具を示す図である。

【図2】図1による器具の電極に供給するための発電機の基本図である。

【図3】図2による発電機の詳細な回路図である。

【図4】図3による発電機によって異なる動作モードで出力される電圧を示す図である。

【図5】供給装置および発電機の概略ブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

50

図 1 には、電気外科用器具 10 および供給装置 11 が示されており、これらは、ケーブル 12 によって互いに接続されるか、または接続され得る。供給装置 11 は、ケーブル 12 を介して器具 10 に電力を供給するように構成される。器具 10 は、開腹外科用途に提供される器具、または腹腔鏡もしくは他の用途に提供される器具 10' とすることができる。このために、図 1 は、開腹手術および腹腔鏡器具を示す。

【0025】

本実施形態では、器具 10 は直流電圧で動作する。供給装置 11 は、直流電圧、オンおよびオフに切り替えることができる直流電圧、脈動直流電圧、平均値付近で振動する直流電圧、または器具 10 用の直流電流も提供する。加えて、供給装置 11 は、交流電圧を出力するように構成することができるが、交流電圧は、これと共に発電機を動作させるために器具 10 において最初に整流される。

10

【0026】

器具 10 は、電極 14、例えばスパチュラ電極、針電極など、および必要に応じて電極 15 も設けられたハンドル 13 を有する器具とすることができる。また、腹腔鏡用途のために提供される器具 10' は、ハンドル 13 を備え、そこから離れるように細長いシャंक 16 が延びる。例えば焼灼鉗子の形態のツール 17 がシャंक 16 の遠位端上に配置され、その顎部 18、19 は、電極 14、15 を支持する。ハンドル 13 上には、ツール 17 を機械的に操作するため、および/または電極 14、15 を電氣的に作動させるための操作要素 20、21 を設けることができる。

【0027】

20

発電機 22 は、図 2 に示す電極 14、15 に供給するように機能する。この発電機 22 は、好ましくは器具 10、10' の内部に、好ましくはハンドル 13 の内部に配置される。しかし、発電機 22 は、基本的に、他の実施形態では、例えばケーブル 12 の延長部内、ケーブル 12 のコネクタ内、または供給装置 11 自体の内側などの別の場所に配置することもできる。この後者の実施形態では、ケーブル 12 は、他の実施形態とは異なる無線周波数電圧および無線周波数電流を案内する。器具 10 は、単極器具として構成することができる。そのため、器具は、好ましくは遠位端上に配置された治療用の電極と、中性導体を介して器具に接続された長い中性電極とを備える。この電極は、電流フィードバックのために患者に取り付けられる接着電極として構成することができる。そのような実施形態では、発電機は、中性電極内もしくは中性電極上、中性導体内または上記で言及した任意の他の位置に配置することもできる。

30

【0028】

発電機 22 は、その構成要素の説明のために図 2 に概略的に示されている。例えば、互いに並列に接続されたインダクタ 24 およびコンデンサ 25 からなる共振回路 23 は、発電機 22 の一部である。この共振回路 23 は、発電機 22 の周波数決定構成要素である。インダクタ 24 には、必要に応じてリアクタ 27 を介して動作電圧 V_{cc} に接続されるセンタータップ 26 が設けられることが好ましい。動作電圧 V_{cc} は、供給装置 11 からケーブル 12 を介して供給することができる。センタータップ 26 は、設けられた 2 つのインダクタ半体がまったく同じ誘導性を有するように、正確に中央に配置することができる。センタータップ 26 はまた、2 つのインダクタ半体が（わずかに）異なる誘導性を含むように、わずかに「偏心して」配置することもできる。これにより、発電機 22 の振動蓄積を簡素化することができる。これにより、パルスモードでの動作を簡素化することができる。

40

【0029】

インダクタ 24 は、デカップリングインダクタ 28 と磁気結合することができ、それと共に変圧器を形成することができる。デカップリングインダクタ 28 に対するインダクタ 24 の巻線比は、電気外科的治療プロセスの要件に従って定義され、したがって、1 より大きくても小さくてもよい。また、インダクタ 24 とデカップリングインダクタ 28 との間の結合係数は、ゼロから 1 の間で、電気外科的治療プロセスの要件に従って定義することができる。好ましくは、デカップリングインダクタは、電極 14、15 の間に保持され

50

た組織と共に、分岐のないガルバニック回路を形成する。

【 0 0 3 0 】

(並列) 共振回路 2 3 は、2つのカスコード回路 3 1、3 2 の出力 2 9、3 0 に接続される。第 1 の入力トランジスタ 3 3 および第 1 の出力トランジスタ 3 4 は、第 1 のカスコード回路 3 1 の一部である。第 2 の入力トランジスタ 3 5 および第 2 の出力トランジスタ 3 6 は、第 2 のカスコード回路 3 2 の一部である。トランジスタ 3 3 ~ 3 6 は、スイッチングトランジスタ、好ましくは電界効果トランジスタである。しかし、基本的には、バイポーラトランジスタ、I G B T または他の制御スイッチを使用することもできる。したがって、以下の説明は、ベース、エミッタおよびコレクタがゲート、ソースおよびドレインに置き換わるという条件下で電界効果トランジスタおよびバイポーラトランジスタに適用される。提示する回路原理は、エンハンスメント型またはデプレッション型の p 型または n 型電界効果トランジスタ、ならびに p n p 型または n p n 型バイポーラトランジスタに適する。

10

【 0 0 3 1 】

第 1 のカスコード回路 3 1 は、第 1 の入力 E 1 と、中間タップ Z 1 と、第 1 の出力 A 1 とを備える。したがって、第 2 のカスコード回路 3 2 は、第 2 の入力 E 2 と、第 2 の中間タップ Z 2 と、出力 A 2 とを備える。第 1 の入力 E 1 は、第 1 の入力トランジスタ 3 3 の制御電極によって形成される。第 1 の入力トランジスタ 3 3 が電界効果トランジスタまたは I G B T である場合、制御電極はゲートである。バイポーラトランジスタの場合、制御電極は、そのベースである。

20

【 0 0 3 2 】

第 2 の入力トランジスタ 3 5 もまた、第 2 の入力 E 2 を形成するそれぞれの制御電極、例えばゲートまたはベースを備える。

【 0 0 3 3 】

第 1 の入力トランジスタ 3 3 は、基準電位、例えば接地 3 7 に接続されるソース接続を備える。バイポーラトランジスタを使用する場合、この第 1 の入力トランジスタ 3 3 のエミッタは、接地 3 7 に接続される。それにしたがって、これは、第 2 の入力トランジスタ 3 5 についても同様に適用される。

【 0 0 3 4 】

入力トランジスタ 3 3、3 5 は、それぞれ中間タップ Z 1 または Z 2 を形成し、それぞれ出力トランジスタ 3 4、3 6 の電流入力に接続される出力電極 (ドレインまたはコレクタ) を備える。出力トランジスタ 3 4、3 6 の電流入力は、それぞれそのソース電極 (またはバイポーラ技術が使用される場合にはエミッタ) である。2つの出力トランジスタ 3 4、3 6 の制御電極は、互いに独立しているか、または両方とも不変電位に接続されている。この目的のために、これらの制御電極は、基準電位 3 7 を上回る実質的に一定の電位を供給する定電圧源 3 8 に接続することができる。出力トランジスタ 3 4、3 6 の制御電極は、バイポーラトランジスタの場合、それらのゲート電極またはベースである。通常導電性トランジスタを使用する場合、基準電位は、0 V (接地) にすることもできる。

30

【 0 0 3 5 】

2つの出力トランジスタ 3 4、3 6 のドレインまたはコレクタ電極は、2つのカスコード回路 3 1、3 2 の出力 A 1、A 2 を形成する。

40

【 0 0 3 6 】

入力 E 1 は、中間タップ Z 2 に接続されている。入力 E 2 は、中間タップ Z 1 に接続されている。そうすることで、入力トランジスタ 3 3、3 5 は一緒になってフリップフロップ回路を形成し、この回路は、単独で振動することができず、双安定特性を含む。共通のゲート回路内の下流出力トランジスタ 3 4、3 6 は、同時に、入力トランジスタ 3 3、3 5 によって形成されるフリップフロップ回路のための負荷およびクロックパルス発生器になる。

【 0 0 3 7 】

これまで説明した発電機 2 2 は、以下のように動作する。

50

【 0 0 3 8 】

発電機 2 2 を動作させるために、センタータップ 2 6 に動作電圧 V_{cc} が供給される。これは、例えば、基準電位 3 7 (接地) に対して + 1 5 0 V の量を有する。他の電圧値、例えば 1 0 V またはその間の各値を使用することができる。

【 0 0 3 9 】

発電機 2 2 の振動の蓄積後、約 1 8 0 ° で位相シフトされた動作電圧 V_{cc} に対して対称的な振動が、出力 A 1 および A 2 に適用される。それによって出力トランジスタ 3 4、3 6 を通って周期的に流れる電流は、入力トランジスタ 3 3、3 5 からなる、結果として共振回路 2 3 の振動のリズムを前後に切り替えるフリップフロップ回路用のクロックパルス発生器である。言い換えれば、入力トランジスタ 3 3、3 5 は、交互にオンおよびオフに切り替わる (それらは交互に導電性または非導電性になる)。中間タップ Z 1、Z 2 に印加されたほぼ矩形波の電圧は、出力トランジスタ 3 4、3 6 によって増幅され、したがって、共振回路 2 3 が、デカップリングインダクタ 2 8 を介して電極 1 4、1 5 に電流を供給しても、共振回路の振動を維持する。この発電機は、周波数が安定している状態になり、それによって、高いスペクトル純度の振動を生成することができる。

10

【 0 0 4 0 】

発電機 2 2 に印加される動作電圧 V_{cc} の量に応じて、および / またはインダクタ 2 4 とデカップリングインダクタ 2 8 との間の巻線比に応じて、凝固、切断、切除、高周波切除、もしくは組織融合、または他の目的に適した電圧が、電極 1 4、1 5 に印加される。これにより、電圧範囲は、1 0 0 V 未満から数 1 0 0 V までの範囲とすることができる。1 から 1 0 0 W の間の中間電力範囲の電力、ならびに 1 0 0 W から数 1 0 0 W までの上側電力範囲の電力を達成することができる。これにより、トランジスタ 3 3 ~ 3 6 は、正確に同相で切り替えることにより、もっぱら最小のスイッチング損失でスイッチング動作で動作する。トランジスタ 3 3 ~ 3 6 は、電流および電圧のない状態で切り替わる。したがって、発電機 2 2 は、非常に小型化が可能である。電力損失は、数ワットまたはわずかなワットの範囲内である。これは、特に 1 0 0 k H z ~ 5 M H z の間の周波数に適用される。

20

【 0 0 4 1 】

発電機に直流電圧が供給されるため、発電機 2 2 が器具 1 0、1 0 ' の内部に配置される場合、特に有利である。ケーブル 1 2 内に存在する導電体は、直流電圧を受ける。さらなる図示しないバッファコンデンサに関連して必要に応じて、リアクタ 2 7 により、重畳されたリップルが無視できる程度までケーブル 1 2 を流れる電流を均一化することができる。これにより、それなりに可撓性であり、したがって器具 1 0 の取り扱いを単純化する非シールドケーブルまたはわずかにシールドされたケーブルの使用が可能になる。

30

【 0 0 4 2 】

図 3 は、ここでも発電機 2 2 をわずかにより詳細な形態で示す。その説明のために、既に導入された参照符号および説明が、それに応じて適用される。

【 0 0 4 3 】

定電圧源 3 8 は、本実施形態ではツェナーダイオード 4 0 によって形成され、ツェナーダイオードのカソードは、出力トランジスタ 3 4、3 6 の制御電極に接続され、そのアノードは、基準電位 (接地) 3 7 に接続される。ツェナーダイオード 4 0 のカソードに交流電圧方式で適用された信号を接地に接続するために、コンデンサ 4 1 をツェナーダイオード 4 0 に並列に接続することができる。抵抗 4 2 は、定電圧源 3 8 に電流を供給することができ、動作電圧接続 V_{cc} をそれに応じてトランジスタ 3 2、3 4 の制御電極 (ゲート) および定電圧源 3 8 に接続する。ツェナーダイオード Z D 1 および Z D 2 は、出力 A 1 および A 2 を接地 (基準電位 3 7) に接続し、したがってそれらを過電圧から保護することができる。

40

【 0 0 4 4 】

さらに、入力電極 E 1 と中間タップ Z 2 との間の接続は、カップリングコンデンサ 4 2 によって実現することができる。さらに、カップリングコンデンサ 4 3 が、中間タップ Z 1 と制御電極 E 2 との接続を実現することができる。制御電極または制御入力 E 1、E 2

50

は、時間平均で制御電極 E 1、E 2 に対応する電位を生成するために、直流方式で抵抗 4 4 を介して互いに接続することができる。

【0045】

この発電機 2 2 内でも、この共振回路 2 3 は、周波数決定構成要素である。カップリングコンデンサ 4 2、4 3 は、逆に周波数決定ではない。カップリングコンデンサはむしろ、周波数決定共振回路なしでは発電機 2 2 が動作しないか、または著しく低い周波数でしか動作しないような大きさで寸法決めされている。

【0046】

上記の説明では、供給装置 1 1 は、直流電圧および直流電流を器具 1 0 に連続的に供給するものとした。操作要素 2 0、2 1 は、発電機 2 2 を供給装置 1 1 に選択的に接続するか、またはそこから絶縁するための電気スイッチとして機能することができる。そうすることで、器具 1 0、1 0' を作動または停止させることができる。この目的のために、図 4 は、発電機 2 2 が動作している時点 t_0 から、発電機 2 2 がオフに切り替えられる時点 t_1 までの電圧 U_{HF} の時間依存性の進行を示す。時点 t_0 と時点 t_1 との間の期間は、器具 1 0、1 0' の作動に対応する。RF 電圧 U_{HF} は、この作動中に実質的に減衰することなく連続的に電極 1 4、1 5 に印加される。

【0047】

しかし、供給装置 1 1 を脈動（または他の方法で変調された）直流電圧の出力に合わせて構成することも可能である。この出力は、例えば、供給装置 1 1 に関して左側に図 5 に示すように、150 V の電圧値から 10 V の電圧値の間で変化し得る。図 5 の電圧進行に応じた上側電圧値 V_o および下側電圧値 V_u は、例えば 150 V および 10 V に不変に規定することができる。他の電圧値を使用することもできる。また、上側電圧値 V_o および下側電圧値 V_u は調整可能である。本実施形態では、供給装置 1 1 は、上側電圧値 V_o と下側電圧値 V_u との間の交番を切り替えるように構成され、矩形波形式が得られる。しかし、動作電圧 V_{cc} はまた、別の時間依存性の進行、例えば、鋸歯状の進行、三角形の電圧進行、台形の電圧進行、または波状の電圧進行（例えば、正弦波形 + 直流電圧成分）を有することができる。図 5 に示す動作電圧 V_{cc} の方形波形について、図 4 に示す RF 電圧進行は、無線周波数電圧の狭帯域変調を有するものとして得られる。

【0048】

図 5 はまた、ケーブル 1 2 を介した器具 1 0、1 0' と供給装置 1 1 との間の協働を示す。ケーブルは、動作電圧 V_{cc} を供給する少なくとも 1 つのコア 4 5 と、基準電位 3 7、すなわち接地に適用されるコア 4 6 とを備える。加えて、器具 1 0、1 0' と供給装置 1 1 との間で制御信号を伝送するように機能する 1 つまたは複数のコア 4 7 を設けることができる。そうすることで、器具 1 0、1 0' において、例えば、動作電圧 V_{cc} の量、その変調（変調形態、変調深さ、変調周波数など）を調整することが可能である。

【0049】

本発明による発電機 2 2 は、自励発振方式で構成される。発電機は、2 つのカスコード回路 3 1、3 2 を備え、その出力 A 1、A 2 は、並列共振回路 2 3 に、これをプッシュプル方式で励起させるために接続される。カスコード回路 3 1、3 2 の入力トランジスタ 3 3、3 5 は、クロスカップリングされ、一方で出力トランジスタ 3 4、3 6 の制御電極は、不変電位に接続される。電力発振器 2 2 は、トランジスタ 3 3 ~ 3 6 が最低のスイッチング損失を含むように自己制御される。

【符号の説明】

【0050】

- 1 0、1 0' 器具
- 1 1 供給装置
- 1 2 ケーブル
- 1 3 ハンドル
- 1 4、1 5 電極
- 1 6 シャンク

10

20

30

40

50

17 ツール

18、19 顎部

20、21 操作要素

22 発電機

23 共振回路

24 インダクタ

25 コンデンサ

26 センタータップ

27 リアクタ

V_{cc} 動作電圧

28 デカップリングインダクタ

A1、A2 カスコード回路の出力

31 第1のカスコード回路

32 第2のカスコード回路

33 第1の入力トランジスタ

34 第1の出力トランジスタ

35 第2の入力トランジスタ

36 第2の出力トランジスタ

G34 第1の出力トランジスタ34の制御電極

G36 第2の出力トランジスタ36の制御電極

V_G 直流電圧

37 基準電位

38 定電圧源

40 ツェナーダイオード

41 コンデンサ

42、43 カップリングコンデンサ

44 抵抗

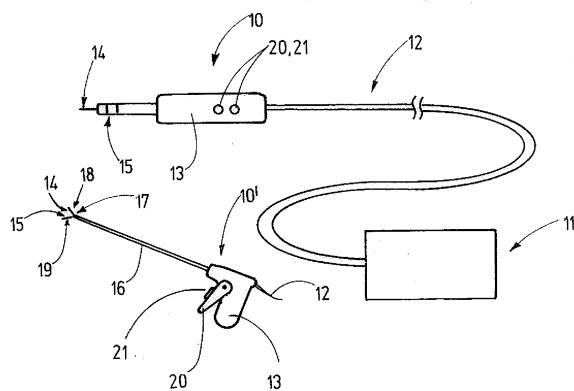
45、46 ケーブル12のコア

47 制御信号用のケーブル12のさらなるコア

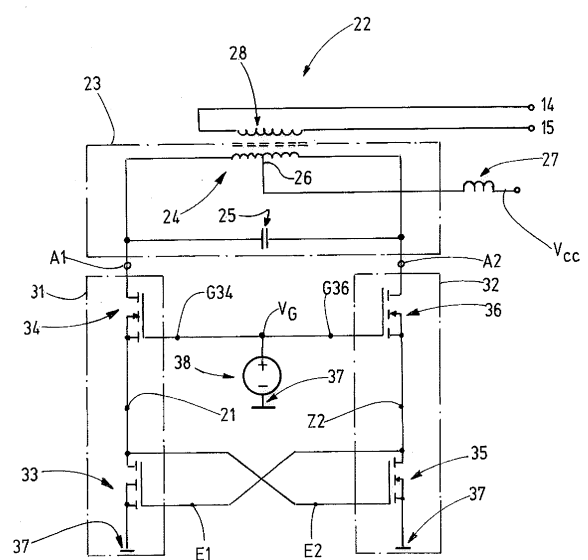
ZD1、ZD2 ツェナーダイオード

【図面】

【図1】



【図2】



10

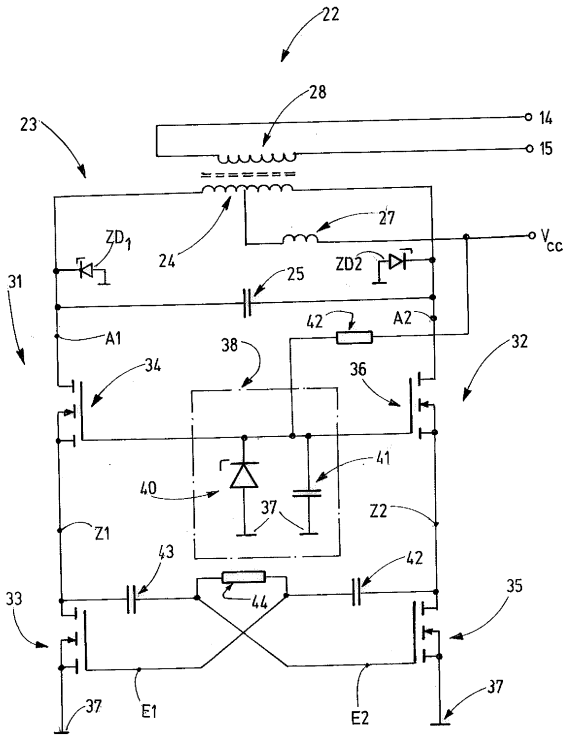
20

30

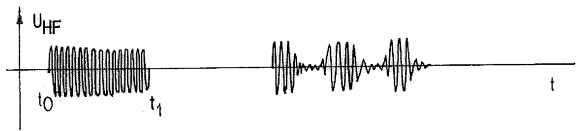
40

50

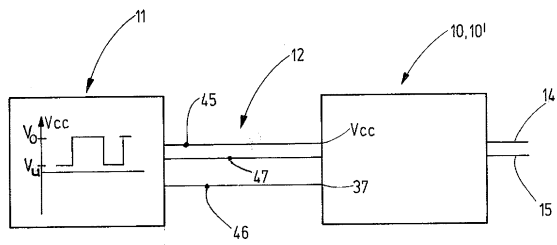
【図 3】



【図 4】



【図 5】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭 5 8 - 0 1 5 8 5 4 (J P , A)
 国際公開第 2 0 1 7 / 1 5 8 7 2 3 (W O , A 1)
 米国特許第 0 4 6 1 7 9 2 7 (U S , A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
 A 6 1 B 1 8 / 1 2