

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5542714号
(P5542714)

(45) 発行日 平成26年7月9日(2014.7.9)

(24) 登録日 平成26年5月16日(2014.5.16)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 18/12 (2006.01)
 A 6 1 B 17/39 3 1 0
 A 6 1 B 17/39 3 2 0

請求項の数 9 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2011-25650 (P2011-25650)	(73) 特許権者	507169196
(22) 出願日	平成23年2月9日(2011.2.9)		エルベ・エレクトロメディティン・ゲゼル シャフト・ミット・ベシュレンクテル・ハ フツング
(65) 公開番号	特開2011-161232 (P2011-161232A)		ドイツ連邦共和国 チュビンゲン 7 2 0 7 2 バルトヘルンレシュトラーセ 1 7
(43) 公開日	平成23年8月25日(2011.8.25)		
審査請求日	平成24年11月6日(2012.11.6)	(74) 代理人	110000280 特許業務法人サンクレスト国際特許事務所
(31) 優先権主張番号	10 2010 000 396.4	(72) 発明者	マルティン・ハーグ ドイツ連邦共和国 ヴァンヴァイル 7 2 8 2 7 カールシュトラーセ 1 1
(32) 優先日	平成22年2月12日(2010.2.12)	(72) 発明者	ペーター・ゼーリッヒ ドイツ連邦共和国 ヘッピンゲン 7 2 3 7 9 ヨーゼフビルヘルム ベク 1 3
(33) 優先権主張国	ドイツ(DE)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 高周波外科手術装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

高周波発生器(3)と、
 それぞれが高周波発生器(3)に接続可能とされた活性電極(AE)と中性電極(NE)とを有する少なくとも一つの外科手術用器械(5)と、を備え、

前記活性電極(AE)は第1の導線(7)を介して前記高周波発生器(3)に接続可能とされ、かつ前記中性電極(NE)は第2の導線(9)を介して前記高周波発生器(3)に接続可能とされるとともに、

前記第1および/または第2の導線(7、9)はシールド(11、13)を備え、かつ前記電極(AE、NE)の近傍の前記導線(7、9)上に減結合コンデンサ(C_{AE}、C_{NE})を配置してなる高周波外科手術装置(1)。

【請求項 2】

前記導線(AE、NE)のシールドは接地経路(15)を介して接地されるものであることを特徴とする請求項1に記載の高周波外科手術装置。

【請求項 3】

前記接地経路(15)は電流測定器(17)を備え、当該電流測定器は前記接地経路(15)を介して流れるリーク電流を検出するものであることを特徴とする請求項1または2に記載の高周波外科手術装置。

【請求項 4】

前記第1の導線(7)および前記第2の導線(9)は、それぞれシールド(11、13)を

10

20

備えることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の高周波外科手術装置。

【請求項 5】

前記第 1 の導線(7)および前記第 2 の導線(9)に、減結合コンデンサ(C_{AE} 、 C_{NE})を備えることを特徴とする請求項 4 に記載の高周波外科手術装置。

【請求項 6】

前記第 2 の導線(9)にのみ減結合コンデンサ(C_{NE})を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の高周波外科手術装置。

【請求項 7】

前記第 1 の導線(7)にのみ減結合コンデンサ(C_{AE})を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の高周波外科手術装置。

10

【請求項 8】

前記導線(7、9)の前記シールド(11、13)は、戻り線(19、21)を介して中央中性点(18)において前記高周波発生器(3)に接続可能とされていることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の高周波外科手術装置。

【請求項 9】

戻り線(19、21)に少なくとも一つの共通モードチョーク(23)を備えることを特徴とする請求項 8 に記載の高周波外科手術装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は請求項 1 の前特徴部分にかかわる高周波外科手術装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

ここに述べる類型の高周波外科手術装置は広く知られている。かかる装置は、高周波発生器と、高周波電流を供給するための導線を介して高周波発生器に接続された活性電極を有する少なくとも一つの外科手術用器械とを備える。加えて、電流を戻すための対応する第 2 の導線を介して同じく高周波発生器に接続された中性電極を備えている。

【0003】

ここに述べる類型の高周波発生器は、高周波電圧または電流を発生させ、それらを適当な導線を介して接続された外科手術用器械に送給する。当該外科手術用器械は、生体組織を切断および/または凝固させるための単極、双極、または準双極の器械であってもよい。また、切断および/または凝固のために必要とされる活性電極と生体組織間の高周波電圧、高周波電流、および電気アークを、調節、監視、制御、制限、および/または変調するための付属装置が高周波発生器に接続されるか、または高周波発生器内に配置されていてもよい。

30

【0004】

しかしながら、この種の高周波外科手術装置に関連する要件が存在し、例えば、物理的干渉(電磁場)による危険に対する従業員の健康と安全を保護するための最小限の仕様を統制する 2004 年 4 月 29 日付の欧州議会指令 2004/40/EC に前記要件が反映されている。高周波外科手術装置の場合、とりわけ、高周波電流に起因して発生する電場を最小にするため、患者に繋がる導線はシールドを具備すべきことをそれは要求している。シールド線を備えた一般的な高周波外科手術装置は、特許文献 1 に開示されている。この場合、外科手術用器械を高周波発生器に接続するために、あるいは中性電極を高周波発生器に接続するためにシールド線を使用することが重要な問題に関連しているというのは不利なことである。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】ドイツ実用新案第 9 1 1 7 2 1 7 号明細書

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

シールド線の使用により、とりわけ、シールドが容量性負荷を形成し、これが外科手術用器械と処置されるべき組織（以下、「被処置組織」という）との間の出力電圧のレベルを低下させる、という問題が生じる。しかしながら、活性電極と被処置組織との間に存在する高周波電圧のレベルは、所望の高周波数手術効果を得るための決定的なパラメータである。また、関連規格により、患者に有害となる虞のある直流成分の発生を抑制するために減結合コンデンサとして知られているものを高周波発生器の出力回路に設けることが必要とされ、または指定されている。

【0007】

更にまた、シールド線の使用により、好ましくは導線のシールドが接地され、かかる接地では接地された導電部と患者が接触する位置でリーク電流が発生しやすくなるという問題が生じる。特に、かかるリーク電流はより大きくなる虞があり、そうすると外科的効果に悪影響を及ぼし、さらには患者に危険なものとなる。

【0008】

従って、本発明の目的は、シールド線が使われる場合に発生する問題を防止する、または少なくとも減らす、すなわち、一方では外科手術用器械が使われる位置における出力電圧を減らし、他方ではリーク電流の発生を減らす、高周波外科手術装置を創造することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

この目的を達成するために、請求項1の特徴を有する高周波外科手術装置が提唱される。この装置は、高周波発生器と、活性電極および中性電極を有する少なくとも一つの外科手術用器械と、を備えている。前記活性電極は第1の導線を介して前記高周波発生器に接続可能とされており、前記中性電極は第2の導線により前記高周波発生器に接続可能とされている。前記活性電極および前記中性電極を前記高周波発生器に接続するための前記第1の、および/または第2の導線はシールドを備え、当該導線上における前記電極の近傍には減結合コンデンサが配置されている。ゆえに、本発明によれば、前記高周波発生器の前記減結合コンデンサは発生器筐体内に収納されるのではなく、むしろ前記電極の近傍の前記導線上に設置されるので、有利である。このようにして、初頭に記載した導線の遮蔽（シールディング）による不利な点は、除去され、または少なくとも著しく低減される。

【0010】

前記高周波外科手術装置は、前記シールドが接地経路を介して接地される導線を備えたものであることが特に好ましい。また、前記接地経路を介して流れるリーク電流は、電流測定器によって検出可能とされていることが特に好ましい。

【0011】

好ましくは、前記第1、および前記第2の両導線には、前記第1の導線、および前記第2の導線において減結合コンデンサが設けられるようにシールドが設けられる。しかしながら、減結合コンデンサを前記第2の導線にのみ設ける、または、減結合コンデンサを前記第1の導線にのみ設ける、ということであってもよい。

【0012】

従ってまた、高周波外科手術装置は、前記導線上の前記シールドが、戻り線を介して中央中性点において前記高周波発生器に接続可能とされているものも好ましい。好ましくは、リーク電流、またはその干渉場を防止し、または低減するために、前記シールドの前記戻り線には少なくとも一つの共通モードチョークが設けられている。この戻り線の利点は、前記器械の内部において、より低インピーダンスの経路がリーク電流に対して提供できるということであり、その結果、患者が接地された導電部と接触する位置における電流経路が防止され、または低減される。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図 1】本発明の高周波外科手術装置の模式回路図である。

【図 2】図 1 に示される高周波外科手術装置の等価回路図である。

【図 3】本発明の一実施形態にかかわる高周波外科手術装置の模式回路図である。

【図 4】本発明の他の実施形態にかかわる高周波外科手術装置の模式回路図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、図面に基づき、本発明を更に詳細に説明する。

【0015】

図 1 は、本発明の高周波外科手術装置 1 の模式回路図を示す。高周波外科手術装置 1 は、高周波発生器 3 と、外科手術用器械 5、ここでは単に示唆するに留めるが、例えば、生体組織のプラズマ凝固のための外科手術用器械であってもよい、とを備えている。外科手術用器械 5 は、被処置組織 6 の近くに配置される活性電極 A E を有する。さらに、被処置組織 6 上には中性電極 N E が提供されるが、この電極は、患者を流れる電流を高周波発生器 3 に戻すために用いられ、その目的のために患者と接触している。

10

【0016】

外科手術用器械 5 の活性電極 A E は、高周波電流を供給するための第 1 の導線 7 を介して高周波発生器 3 に接続されている。中性電極 N E もまた、電流を戻すための第 2 の導線 9 によって高周波発生器 3 に接続されている。図 1 に示される実施態様においては、導線 7 および / または 9 による電場の放射を最小にするために、第 1 の導線 7 はシールド 1 1 を備え、第 2 の導線 9 はシールド 1 3 を備えている。

20

【0017】

シールド 1 1 および 1 3 は、好ましくは、図 1 に示されるように、接地経路 1 5 を介して接地され、単に一例としては、共通の接地経路 1 5 を介して接地されている。言うまでもないが、2つのシールドに別々の接地経路を設けてもよい。更に、接地経路 1 5 は、リーク電流 I_{Leak} を測定する電流測定器 1 7 を備えている。この構成を用いてリーク電流を測定するのは比較的容易である、というのもシールド 1 1 および 1 3 の接地を含む高周波外科手術装置 1 の接地を介するもの以外にリーク経路としてはないからであり、従って、事実上全リーク電流を測定できる。これに比べて、シールドされてない導線では、リーク電流は容量性の経路上を流れて外科手術用器械の外側に存在する患者の導線に入るため、外科手術用器械の検知システムによっては検出できないという問題がある。したがって、たとえリーク電流発生の確率を低下させることが可能はでないとしても、シールドの接地経路内に置かれた、本発明がここで提案する、少なくとも一つの電流測定器 1 7 によって、リーク電流を少なくとも検出することはできる。

30

【0018】

本発明によれば、活性電極 A E の近傍の導線 7 上に設けられた減結合コンデンサ $C_{A E}$ が、初頭に言及したシールド 1 1 の容量性負荷による有害な容量性分圧器の問題を防止する。有害な容量性分圧器は、特に高抵抗負荷の場合や開回路動作の場合に、活性電極 A E と中性電極 N E との間にかかる高周波電圧 U_{HF} を発生器電圧 U_{HF} に比べて減少させる。この問題は、スプレー凝固中、アルゴンプラズマ凝固中または類似の処置中のように、特に高開路電圧が必要となるアプリケーションにおいては、コンデンサ $C_{A E}$ を活性電極 A E の近傍の第 1 の導線 7 上に移動させることにより、顕著に低減される。

40

【0019】

図 1 に示される実施態様においては、中性電極 N E の近傍の導線 9 上にも減結合コンデンサ $C_{N E}$ を有しており、これにより遮蔽 (シールドイング) に関連する問題の更なる改善が可能となる。中性電極 N E が比較的大表面であるため、そこに減結合コンデンサを設けることは特に容易である。

【0020】

全体として、導線 7 および 9 のシールド 1 1 および 1 3 に関連する問題は、高周波発生器 3 の減結合コンデンサを発生器の筐体外の導線 7 上における活性電極 A E の近傍および導線 9 上における中性電極 N E の近傍へと移動させることにより回避できることが明らか

50

となる。

【 0 0 2 1 】

図 2 は、図 1 に示される高周波外科手術装置 1 の等価回路図を示し、前述した分圧器を示す。

シールド 1 1 および 1 3 の容量性負荷は、直列のキャパシタンス C_{SAE} および C_{SNE} で表されている。負荷抵抗 R_L は、図 2 では、さまざまな負荷条件、特に高抵抗負荷条件または開回路動作を例示する意味で、可変抵抗器として実現されている。さらにまた、中性電極 NE のインピーダンスは抵抗器 R_{NE} で表されている。可変抵抗器 R_{Leak} は、リーク電流が、特に抵抗器 R_L の関数として可変的であることを明確にしている。

【 0 0 2 2 】

図 3 は、高周波外科手術装置 1 の他の実施態様を示し、そこではシールド 1 1 および 1 3 が戻り線 1 9 および 2 1 を介して高周波発生器 1 3 に接続されている。この場合、各シールド 1 1、1 3 は、キャパシタンスを介して高周波発生器に接続されている共通の中央中性点 1 8 において合流する戻り線 1 9、2 1 に接続されている。その結果、当該高周波外科手術装置の内部において、より低インピーダンスの経路がリーク電流に対して提供されるが、それは望ましくない場所におけるリーク電流の発生を防止することが大いに可能となることを意味する。

【 0 0 2 3 】

図 4 に示されるように、戻り線 1 9 および 2 1 に少なくとも一つの共通モードチョーク 2 3 を配置するのが特に好ましい。共通モードチョーク 2 3 は、各磁場がチョークの芯において相互に相殺し合うように、戻り線 1 9 および 2 1 のリーク電流が互いに反対方向に流れる複数の同一の巻きを備えているのが好ましい。このようにして、リーク電流の電磁干渉の減衰が達成される。

【 0 0 2 4 】

図 3 および 4 は、容量結合、特に(寄生)容量 2 5 をさらに例示し、これらは導線とシールドとの間、またはシールドとその周囲にある他の要素との間に発生する。

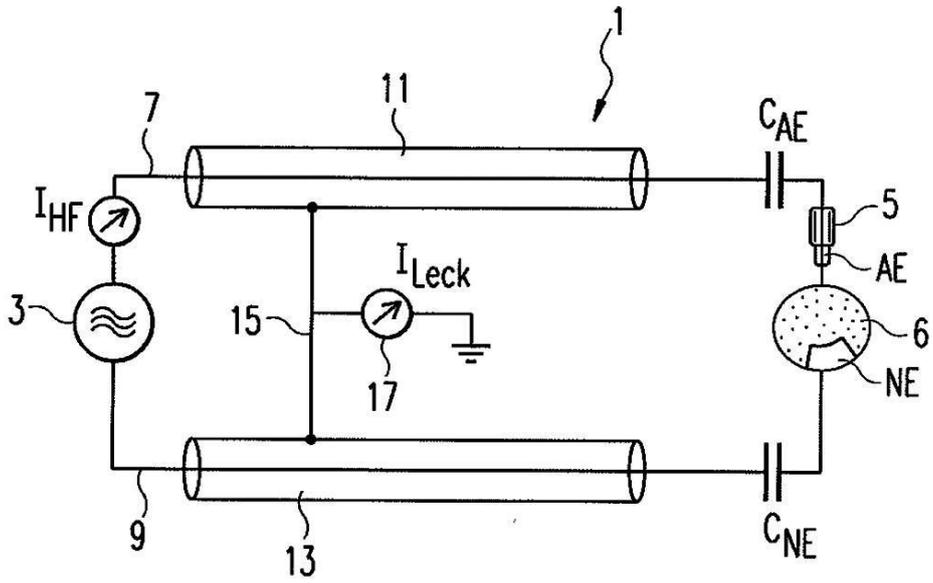
【符号の説明】

【 0 0 2 5 】

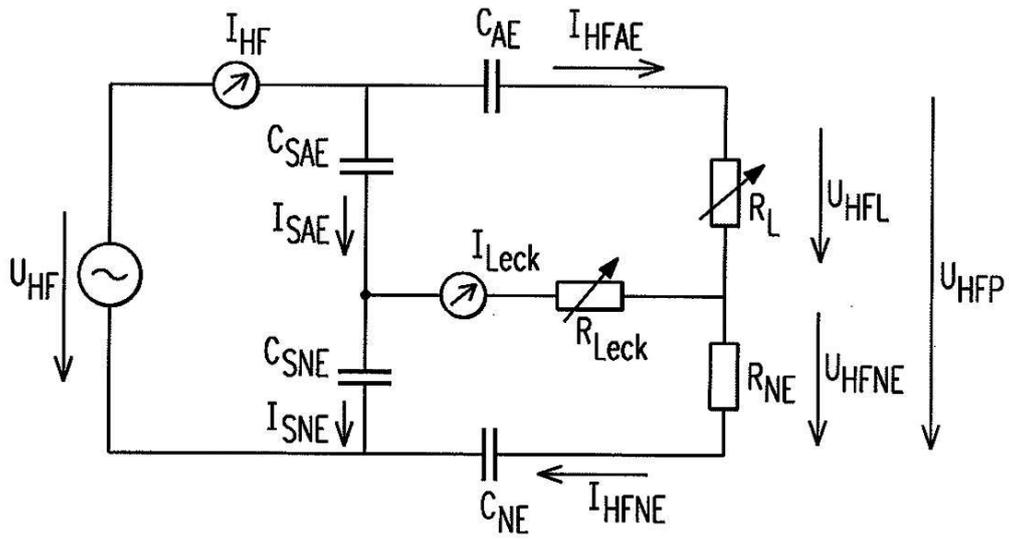
1	高周波外科手術装置	
3	高周波発生器	30
5	外科手術用器械	
6	組織	
7	第 1 の導線	
9	第 2 の導線	
1 1	シールド	
1 3	シールド	
1 5	接地経路	
1 7	電流測定器	
1 8	中央中性点	
1 9	戻り線	40
2 1	戻り線	
2 3	共通モードチョーク	
2 5	キャパシタンス	
A E	活性電極	
N E	中性電極	
C_{AE}	減結合コンデンサ	
C_{NE}	減結合コンデンサ	
C_{SAE}	キャパシタンス	
C_{SNE}	キャパシタンス	
R_{NE}	中性電極のインピーダンス	50

R_{Leak} リーク電流インピーダンス

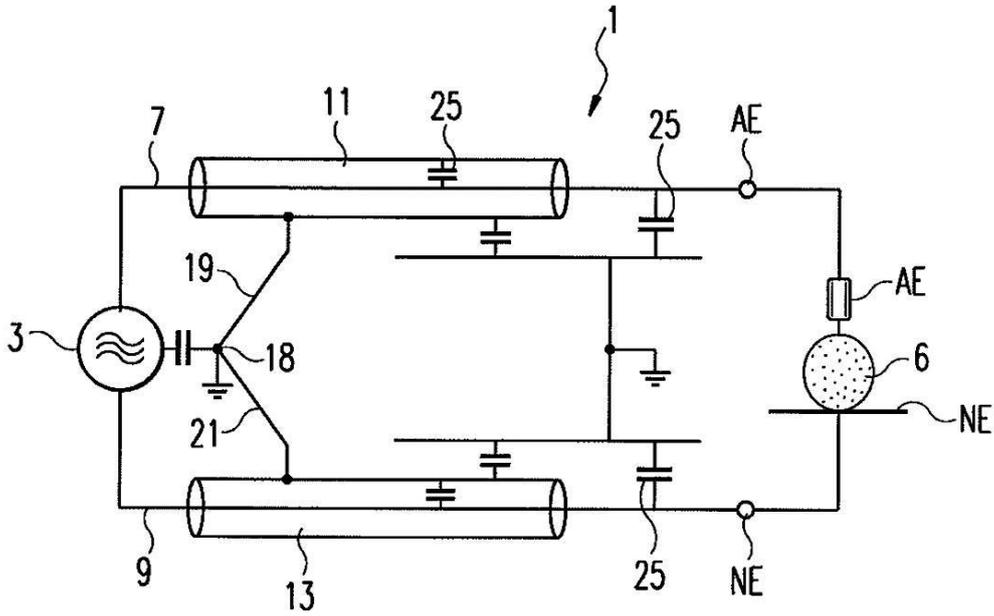
【図1】



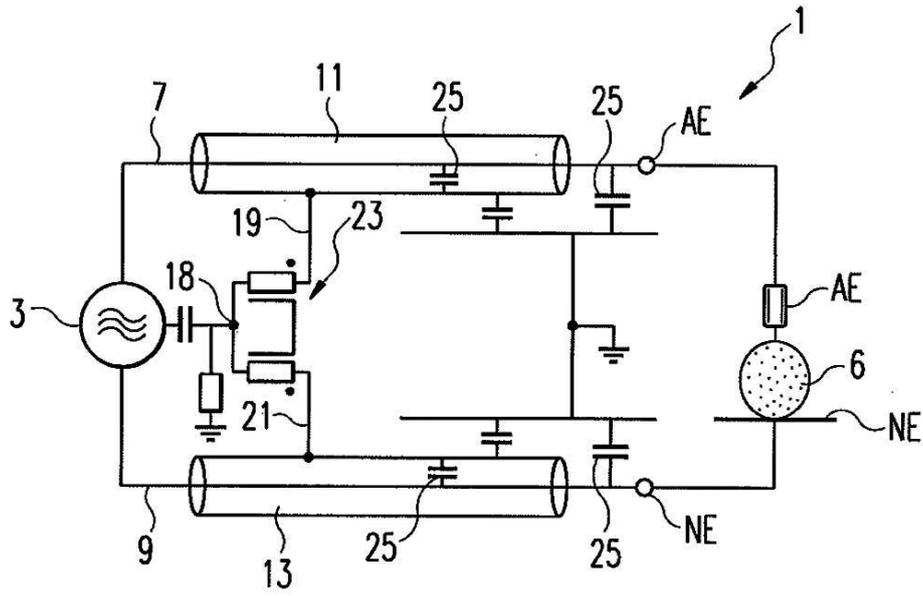
【 図 2 】



【図3】



【 図 4 】



フロントページの続き

審査官 井上 哲男

- (56)参考文献 特表2006-512959(JP,A)
特表2002-523173(JP,A)
特開2000-342599(JP,A)
特開2000-254145(JP,A)
実開昭60-046610(JP,U)
米国特許第04121590(US,A)
独国特許出願公開第02803275(DE,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/12