

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6138870号
(P6138870)

(45) 発行日 平成29年5月31日 (2017.5.31)

(24) 登録日 平成29年5月12日 (2017.5.12)

(51) Int. Cl.	F I
H02M 7/48 (2007.01)	H02M 7/48 E
A61B 18/00 (2006.01)	A61B 18/00
H02N 2/12 (2006.01)	H02N 2/12

請求項の数 19 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2015-146694 (P2015-146694)	(73) 特許権者	512269650
(22) 出願日	平成27年7月24日 (2015.7.24)		コヴィディエン リミテッド パートナー
(65) 公開番号	特開2016-32429 (P2016-32429A)		シップ
(43) 公開日	平成28年3月7日 (2016.3.7)		アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02
審査請求日	平成27年7月24日 (2015.7.24)		048, マンスフィールド, ハンプシ
(31) 優先権主張番号	62/028, 916		ャー ストリート 15
(32) 優先日	平成26年7月25日 (2014.7.25)	(74) 代理人	100107489
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 大塩 竹志
(31) 優先権主張番号	14/797, 301	(72) 発明者	シャオセン リウ
(32) 優先日	平成27年7月13日 (2015.7.13)		アメリカ合衆国 テキサス 77843,
(33) 優先権主張国	米国 (US)		カレッジ ステーション, テキサス
			エーアンドエム ユニバーシティ, ダブ
			リューイーアールシー 015ディー

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気外科超音波脈管密封および解剖システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波運動発生器であって、該超音波運動発生器は、
直流 (DC) を第 1 の周波数を有する交流 (AC) に逆変換するように構成されている
非共振インバーターと、

該非共振インバーターと電氣的に結合されている超音波変換器であって、該超音波変換
器は、該逆変換された AC に基づいて超音波運動を発生させるように構成されている、超
音波変換器と、

コンパレーターであって、該コンパレーターは、該超音波変換器を通過する運動電流に
基づいて、該超音波変換器の共振周波数からの該第 1 の周波数の偏差を自動的に検出する
ように構成されており、該コンパレーターは、該非共振インバーターを駆動するために、
該偏差に基づいて出力信号を発生させるように構成されており、該コンパレーターは、高
い開ループ利得を有する、コンパレーターと

を含む、超音波運動発生器。

【請求項 2】

前記超音波運動の長手方向変位は、前記超音波運動発生器に動作可能に接続されている
負荷に基づいている、請求項 1 に記載の超音波運動発生器。

【請求項 3】

超音波運動発生器であって、該超音波運動発生器は、

直流 (DC) を第 1 の周波数を有する交流 (AC) に逆変換するように構成されている

非共振インバーターと、

該非共振インバーターと電氣的に結合されている超音波変換器であって、該超音波変換器は、該逆変換されたＡＣに基づいて超音波運動を発生させるように構成されており、該超音波変換器は、直列で接続されている抵抗器と、キャパシタと、インダクターとを含むバンドパスフィルタとして作られている、超音波変換器と、

コンパレータであって、該コンパレータは、該超音波変換器を通過する運動電流に基づいて、該超音波変換器の共振周波数からの第１の周波数の偏差を自動的に検出するように構成されており、該コンパレータは、該非共振インバーターを駆動するために、該偏差に基づいて出力信号を発生させるように構成されている、コンパレータと

を含み、

周波数領域において、該コンパレータの利得と該バンドパスフィルタの利得との積の大きさは、実質的に１と等しい、超音波運動発生器。

【請求項４】

前記超音波変換器の前記共振周波数は、

【数２３】

$$\frac{1}{\sqrt{L \cdot C}}$$

によって規定され、式中、Ｌは、前記インダクターのインダクタンスであり、Ｃは、前記キャパシタのキャパシタンスである、請求項３に記載の超音波運動発生器。

【請求項５】

前記周波数領域において、前記コンパレータの前記利得と前記バンドパスフィルタの前記利得との前記積の位相は、２πラジアン of 整数倍と実質的に等しい、請求項３に記載の超音波運動発生器。

【請求項６】

前記非共振インバーターおよび前記超音波変換器と電氣的に結合されている変圧器をさらに含み、該変圧器は、該非共振インバーターによって逆変換される前記ＡＣの振幅を制御するように構成されている、請求項１に記載の超音波運動発生器。

【請求項７】

前記超音波運動の長手方向変位は、前記非共振インバーターによって逆変換される前記ＡＣの振幅に基づいている、請求項１に記載の超音波運動発生器。

【請求項８】

前記非共振インバーターは、前記コンパレータの前記出力信号に基づいて、デジタル共振信号によって制御されている、請求項１に記載の超音波運動発生器。

【請求項９】

組織を処置するための超音波装置であって、該超音波装置は、

直流（ＤＣ）を出力するように構成されている電源と、

該電源と電氣的に結合されている超音波運動発生器であって、該超音波運動発生器は、

該ＤＣを第１の周波数を有する交流（ＡＣ）に逆変換するように構成されている非共振インバーターと、

該非共振インバーターと電氣的に結合されている超音波変換器であって、該超音波変換器は、該逆変換されたＡＣに基づいて超音波運動を発生させるように構成されている、超音波変換器と、

コンパレータであって、該コンパレータは、該超音波変換器を通過する運動電流に基づいて、該超音波変換器の共振周波数から該第１の周波数の偏差を自動的に検出するように構成されており、該コンパレータは、該非共振インバーターを駆動するために、該偏差に基づいて出力信号を発生させるように構成されており、該コンパレータは、高い開ループ利得を有する、コンパレータと

を含む、超音波運動発生器と、

該電源から該超音波運動発生器へ通過する該ＤＣを感知するように構成されているセン

10

20

30

40

50

サーと、

該センサーおよび該コンパレーターと結合されているコントローラーであって、該コントローラーは、該ＤＣの振幅を制御するように構成されている、コントローラーとを含む、超音波装置。

【請求項１０】

前記超音波運動の長手方向変位は、前記超音波運動発生器に動作可能に接続されている負荷に基づいている、請求項９に記載の超音波装置。

【請求項１１】

組織を処置するための超音波装置であって、該超音波装置は、
直流（ＤＣ）を出力するように構成されている電源と、
該電源と電氣的に結合されている超音波運動発生器であって、該超音波運動発生器は、
該ＤＣを第１の周波数を有する交流（ＡＣ）に逆変換するように構成されている非共振インバーターと、

10

該非共振インバーターと電氣的に結合されている超音波変換器であって、該超音波変換器は、該逆変換されたＡＣに基づいて超音波運動を発生させるように構成されており、
該超音波変換器は、直列で接続されている抵抗器と、キャパシタと、インダクターとを含むバンドパスフィルターとして作られている、超音波変換器と、

コンパレーターであって、該コンパレーターは、該超音波変換器を通過する運動電流に基づいて、該超音波変換器の共振周波数から該第１の周波数の偏差を自動的に検出するように構成されており、該コンパレーターは、該非共振インバーターを駆動するために、
該偏差に基づいて出力信号を発生させるように構成されている、コンパレーターと
を含み、

20

周波数領域において、該コンパレーターの利得と該バンドパスフィルターの利得との積の大きさは、実質的に１と等しい、超音波運動発生器と、

該電源から該超音波運動発生器へ通過する該ＤＣを感知するように構成されているセンサーと、

該センサーおよび該コンパレーターと結合されているコントローラーであって、該コントローラーは、該ＤＣの振幅を制御するように構成されている、コントローラーと
を含む、超音波装置。

【請求項１２】

前記超音波変換器の前記共振周波数は、

【数２４】

$$\frac{1}{\sqrt{L \cdot C}}$$

によって規定され、式中、Ｌは、前記インダクターのインダクタンスであり、Ｃは、前記キャパシタのキャパシタンスである、請求項１１に記載の超音波装置。

【請求項１３】

前記周波数領域において、前記コンパレーターの前記利得と前記バンドパスフィルターの前記利得との前記積の位相は、 2π ラジアン of 整数倍と実質的に等しい、請求項１１に記載の超音波装置。

40

【請求項１４】

前記電源は、

前記ＤＣ電力を発生させるように構成されている電力供給源と、

該ＤＣ電力を変調するように構成されているコンバーターと

を含む、請求項９に記載の超音波装置。

【請求項１５】

前記コントローラーは、前記コンバーターを駆動させるために、前記感知されたＤＣに基づいてデジタルパルス幅変調信号を発生させるようにさらに構成されている、請求項１４に記載の超音波装置。

50

【請求項 16】

前記コントローラーは、前記非共振インバーターを駆動させるために、前記出力信号に基づいてデジタルパルス幅変調信号を発生させるようにさらに構成されている、請求項 9 に記載の超音波装置。

【請求項 17】

前記超音波運動発生器は、前記非共振インバーターおよび前記超音波変換器と電氣的に結合されている変圧器をさらに含み、該変圧器は、該非共振インバーターによって逆変換される前記 A C の振幅を制御するように構成されている、請求項 9 に記載の超音波装置。

【請求項 18】

前記超音波運動の長手方向変位は、前記コンバーターによって変換される前記 D C の振幅に基づいている、請求項 14 に記載の超音波装置。

10

【請求項 19】

組織を処置するための超音波システムであって、該超音波システムは、

超音波外科手術装置であって、該超音波外科手術装置は、

直流 (D C) を提供するように構成されている電源と、

該電源と電氣的に結合されている超音波運動発生器であって、該超音波運動発生器は、

該 D C を第 1 の周波数を有する交流 (A C) に逆変換するように構成されている非共振インバーターと、

該非共振インバーターと電氣的に結合されている超音波変換器であって、該超音波変換器は、該逆変換された A C に基づいて超音波運動を発生させるように構成されている、超音波変換器と、

20

コンパレーターであって、該コンパレーターは、該超音波変換器を通過する運動電流に基づいて、該超音波変換器の共振周波数からの該第 1 の周波数の偏差を自動的に検出するように構成されており、該コンパレーターは、該非共振インバーターを駆動するために、該偏差に基づいて出力信号を発生させるように構成されており、該コンパレーターは、高い開ループ利得を有する、コンパレーターと

を含む、超音波運動発生器と、

該電源から該超音波運動発生器へ通過する該 D C を感知するように構成されているセンサーと、

30

該センサーおよび該コンパレーターに結合されているコントローラーであって、該コントローラーは、該 D C の振幅を制御するように構成されている、コントローラーと

を含む、超音波外科手術装置と、

組織を密封または解剖するために、該発生させられた超音波運動を該組織に適用するように構成されているエンドエフェクターと

を含む、超音波システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

背景

40

技術分野

本開示は、組織を処置するための超音波外科手術システムに関する。より詳しくは、本開示は、超音波外科手術システムの超音波変換器の共振周波数を自動的にトラッキングする超音波外科手術システムに関する。

【背景技術】

【0002】

関連技術の背景

超音波外科手術デバイスは、最小限の側方熱損傷および少ない煙の発生を伴って、優れた止血および組織の効率的な解剖を提供することが実証されている。患者を通して流れる電流を必要とする電気外科デバイスと違って、超音波外科手術デバイスは、機械的共振周

50

波数において駆動される超音波変換器の機械的作用を適用することによって動作する。

【 0 0 0 3 】

位相ロックループ (P L L) 技術は、信号が不安定になることを防止されるように、確実な範囲にある位相をロックすることによって、共振周波数を有する超音波機械的運動を発生させるために使用されてきた。しかし、 P L L 技術は、複雑である傾向があり、大きな過渡負荷状態で安定することが難しい傾向がある。さらに、 P L L 技術は、電源と超音波変換器の出力との間の位相を正確にロックするために、より高い計算能力を必要とし、従って、必然的に、患者に害を及ぼし得るタイムラグを含む。結果として、組織を処置するための、より単純で、より計算上複雑ではない超音波外科手術システムが望ましい。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 4 】

概要

本開示は、超音波外科手術システムおよび超音波運動発生器を特徴づけ、これらは、超音波変換器を含み、超音波変換器の共振周波数を自動的にトラッキングする。

【 0 0 0 5 】

実施形態において、超音波運動発生器は、非共振インバーターと、超音波変換器と、コンパレーターとを含む。非共振インバーターは、直流 (D C) を第 1 の周波数を有する交流 (A C) に逆変換する。超音波変換器は、非共振インバーターと電氣的に結合され、逆変換された A C に基づいて超音波運動を発生させる。コンパレーターは、超音波変換器を通過する運動電流に基づいて、超音波変換器の共振周波数からの第 1 の周波数の偏差を自動的に検出し、非共振インバーターを駆動するために、偏差に基づいて出力信号を発生させる。

【 0 0 0 6 】

局面において、超音波運動の長手方向変位は、超音波運動発生器に動作可能に接続されている負荷に基づいている。

【 0 0 0 7 】

局面において、超音波変換器は、直列で接続されている抵抗器と、キャパシタと、インダクターとを含むバンドパスフィルターとして作られている。超音波変換器の共振周波数は、

【数 1】

$$\frac{1}{\sqrt{L \cdot C}}$$

によって規定され、式中、 L は、インダクターのインダクタンスであり、 C は、キャパシタのキャパシタンスである。周波数領域において、コンパレーターの利得とバンドパスフィルターの利得との積の大きさは、実質的に 1 と等しい。さらに、周波数領域において、コンパレーターの利得とバンドパスフィルターの利得との積の位相は、 2 P i ラジアン of 整数倍と実質的に等しい。

【 0 0 0 8 】

局面において、コンパレーターは、高い開ループ利得を有する。

【 0 0 0 9 】

別の局面において、超音波運動発生器は、非共振インバーターおよび超音波変換器と電氣的に結合されている変圧器をさらに含み、変圧器は、非共振インバーターによって逆変換される A C の振幅を制御するように構成されている。

【 0 0 1 0 】

別の局面において、非共振インバーターは、コンパレーターの出力信号に基づいて、デジタル共振信号によって制御されている。

【 0 0 1 1 】

別の実施形態において、組織を処置するための超音波装置は、直流を出力するように構

10

20

30

40

50

成されている電源と、超音波運動発生器と、センサーと、コントローラーとを含む。超音波運動発生器は、非共振インバーターと、超音波変換器と、コンパレーターとを含む。非共振インバーターは、DCを第1の周波数を有するACに逆変換する。超音波変換器は、非共振インバーターと電氣的に結合され、逆変換されたACに基づいて超音波運動を発生させる。コンパレーターは、超音波変換器を通過する運動電流に基づいて、超音波変換器の共振周波数からの第1の周波数の偏差を自動的に検出し、非共振インバーターを駆動するために、偏差に基づいて出力信号を発生させる。センサーは、電源から超音波運動発生器へ通過するDCを感知する。コントローラーは、センサーおよびコンパレーターと結合され、DCの振幅を制御する。

【0012】

10

局面において、超音波運動の長手方向変位は、超音波運動発生器に動作可能に接続されている負荷に基づいている。

【0013】

局面において、超音波変換器は、直列で接続されている抵抗器と、キャパシタと、インダクターとを含むバンドパスフィルタとして作られている。超音波変換器の共振周波数は、

【数2】

$$\frac{1}{\sqrt{L \cdot C}}$$

20

によって規定され、式中、Lは、インダクターのインダクタンスであり、Cは、キャパシタのキャパシタンスである。周波数領域において、コンパレーターの利得とバンドパスフィルターの利得との積の大きさは、実質的に1と等しい。さらに、周波数領域において、コンパレーターの利得とバンドパスフィルターの利得との積の位相は、2ピラジアン of 整数倍と実質的に等しい。

【0014】

局面において、コンパレーターは、高い開ループ利得を有する。

【0015】

別の局面において、電源は、DC電力を発生させるように構成されている電力供給源と、DC電力を変調するように構成されているコンバーターとを含む。

30

【0016】

別の局面において、コントローラーは、コンバーターを駆動させるために、感知されたDCに基づいてデジタルパルス幅変調信号を発生させる。

【0017】

さらに別の局面において、コントローラーは、非共振インバーターを駆動させるために、出力信号に基づいてデジタル共振信号をさらに発生させる。

【0018】

別の局面において、超音波運動発生器は、非共振インバーターおよび超音波変換器と電氣的に結合されている変圧器をさらに含み、変圧器は、非共振インバーターによって逆変換されるACの振幅を制御する。

40

【0019】

さらに別の局面において、超音波運動の長手方向変位は、コンバーターによって変換されるDCの振幅に基づいている。

【0020】

さらに別の実施形態において、組織を処置するための超音波システムは、超音波外科手術装置とエンドエフェクターとを含む。超音波外科手術装置は、直流を出力するように構成されている電源と、超音波運動発生器と、センサーと、コントローラーとを含む。超音波運動発生器は、非共振インバーターと、超音波変換器と、コンパレーターとを含む。非共振インバーターは、DCを第1の周波数を有するACに逆変換する。超音波変換器は、非共振インバーターと電氣的に結合され、逆変換されたACに基づいて超音波運動を発生

50

させる。コンパレータは、超音波変換器を通過する運動電流に基づいて、超音波変換器の共振周波数からの第1の周波数の偏差を自動的に検出し、非共振インバータを駆動するために、偏差に基づいて出力信号を発生させる。センサーは、電源から超音波運動発生器へ通過するDCを感知する。コントローラは、センサーおよびコンパレータと結合され、DCの振幅を制御する。エンドエフェクタは、組織を密封または解剖するために、発生させられた超音波運動を組織に適用する。

本発明は、例えば以下の項目を提供する。

(項目1)

超音波運動発生器であって、該超音波運動発生器は、

直流(DC)を第1の周波数を有する交流(AC)に逆変換するように構成されている非共振インバータと、

10

該非共振インバータと電氣的に結合されている超音波変換器であって、該超音波変換器は、該逆変換されたACに基づいて超音波運動を発生させるように構成されている、超音波変換器と、

コンパレータであって、該コンパレータは、該超音波変換器を通過する運動電流に基づいて、該超音波変換器の共振周波数からの該第1の周波数の偏差を自動的に検出するように構成され、該非共振インバータを駆動するために、該偏差に基づいて出力信号を発生させるように構成されている、コンパレータと

を含む、超音波運動発生器。

20

(項目2)

上記超音波運動の長手方向変位は、上記超音波運動発生器に動作可能に接続されている負荷に基づいている、上記項目に記載の超音波運動発生器。

(項目3)

上記超音波変換器は、直列で接続されている抵抗器と、キャパシタと、インダクターとを含むバンドパスフィルタとして作られている、上記項目のうちのいずれか一項に記載の超音波運動発生器。

(項目4)

上記超音波変換器の上記共振周波数は、

【化1】

$$\frac{1}{\sqrt{L \cdot C}}$$

30

によって規定され、式中、Lは、上記インダクターのインダクタンスであり、Cは、上記キャパシタのキャパシタンスである、上記項目のうちのいずれか一項に記載の超音波運動発生器。

(項目5)

周波数領域において、上記コンパレータの利得と上記バンドパスフィルタの利得との積の大きさは、実質的に1と等しい、上記項目のうちのいずれか一項に記載の超音波運動発生器。

(項目6)

40

上記周波数領域において、上記コンパレータの上記利得と上記バンドパスフィルタの上記利得との上記積の位相は、2ピラジアン(2π)の整数倍と実質的に等しい、上記項目のうちのいずれか一項に記載の超音波運動発生器。

(項目7)

上記コンパレータは、高い開ループ利得を有する、上記項目のうちのいずれか一項に記載の超音波運動発生器。

(項目8)

上記非共振インバータおよび上記超音波変換器と電氣的に結合されている変圧器をさらに含み、該変圧器は、該非共振インバータによって逆変換される上記ACの振幅を制御するように構成されている、上記項目のうちのいずれか一項に記載の超音波運動発生器

50

。

(項目 9)

上記超音波運動の長手方向変位は、上記非共振インバーターによって逆変換される上記 A C の振幅に基づいている、上記項目のうちのいずれか一項に記載の超音波運動発生器。

(項目 10)

上記非共振インバーターは、上記コンパレータの上記出力信号に基づいて、デジタル共振信号によって制御されている、上記項目のうちのいずれか一項に記載の超音波運動発生器。

(項目 11)

組織を処置するための超音波装置であって、該超音波装置は、

直流 (D C) を出力するように構成されている電源と、

該電源と電氣的に結合されている超音波運動発生器であって、該超音波運動発生器は、

該 D C を第 1 の周波数を有する交流 (A C) に逆変換するように構成されている非共振インバーターと、

該非共振インバーターと電氣的に結合されている超音波変換器であって、該超音波変換器は、該逆変換された A C に基づいて超音波運動を発生させるように構成されている、超音波変換器と、

コンパレータであって、該コンパレータは、該超音波変換器を通過する運動電流に基づいて、該超音波変換器の共振周波数から該第 1 の周波数の偏差を自動的に検出するように構成され、該非共振インバーターを駆動するために、該偏差に基づいて出力信号を発生させるように構成されている、コンパレータと

を含む、超音波運動発生器と、

該電源から該超音波運動発生器へ通過する該 D C を感知するように構成されているセンサーと、

該センサーおよび該コンパレータと結合されているコントローラーと

を含み、該コントローラーは、該 D C の振幅を制御するように構成されている、超音波装置。

(項目 12)

上記超音波運動の長手方向変位は、上記超音波運動発生器に動作可能に接続されている負荷に基づいている、上記項目のうちのいずれか一項に記載の超音波装置。

(項目 13)

上記超音波変換器は、直列で接続されている抵抗器と、キャパシタと、インダクターとを含むバンドパスフィルタとして作られている、上記項目のうちのいずれか一項に記載の超音波装置。

(項目 14)

上記超音波変換器の上記共振周波数は、

【化 2】

$$\frac{1}{\sqrt{L \cdot C}}$$

によって規定され、式中、L は、上記インダクターのインダクタンスであり、C は、上記キャパシタのキャパシタンスである、上記項目のうちのいずれか一項に記載の超音波装置。

。

(項目 15)

周波数領域において、上記コンパレータの利得と上記バンドパスフィルタの利得との積の大きさは、実質的に 1 と等しい、上記項目のうちのいずれか一項に記載の超音波装置。

(項目 16)

上記周波数領域において、上記コンパレータの上記利得と上記バンドパスフィルタの上記利得との上記積の位相は、2 P i ラジアン of 整数倍と実質的に等しい、上記項目の

10

20

30

40

50

うちのいずれか一項に記載の超音波装置。

(項目 17)

上記コンパレータは、高い開ループ利得を有する、上記項目のうちのいずれか一項に記載の超音波装置。

(項目 18)

上記電源は、

上記 DC 電力を発生させるように構成されている電力供給源と、

該 DC 電力を変調するように構成されているコンバータと

を含む、上記項目のうちのいずれか一項に記載の超音波装置。

(項目 19)

上記コントローラは、上記コンバータを駆動させるために、上記感知された DC に基づいてデジタルパルス幅変調信号を発生させるようにさらに構成されている、上記項目のうちのいずれか一項に記載の超音波装置。

(項目 20)

上記コントローラは、上記非共振インバータを駆動させるために、上記出力信号に基づいてデジタルパルス幅変調信号を発生させるようにさらに構成されている、上記項目のうちのいずれか一項に記載の超音波装置。

(項目 21)

上記超音波運動発生器は、上記非共振インバータおよび上記超音波変換器と電気的に結合されている変圧器をさらに含み、該変圧器は、該非共振インバータによって逆変換される上記 AC の振幅を制御するように構成されている、上記項目のうちのいずれか一項に記載の超音波装置。

(項目 22)

上記超音波運動の長手方向変位は、上記コンバータによって変換される上記 DC の振幅に基づいている、上記項目のうちのいずれか一項に記載の超音波装置。

(項目 23)

組織を処置するための超音波システムであって、該超音波システムは、

超音波外科手術装置を含み、該超音波外科手術装置は、

直流 (DC) を提供するように構成されている電源と、

該電源と電気的に結合されている超音波運動発生器であって、該超音波運動発生器は

、
該 DC を第 1 の周波数を有する交流 (AC) に逆変換するように構成されている非共振インバータと、

該非共振インバータと電気的に結合されている超音波変換器であって、該超音波変換器は、該逆変換された AC に基づいて超音波運動を発生させるように構成されている、超音波変換器と、

コンパレータであって、該コンパレータは、該超音波変換器を通過する運動電流に基づいて、該超音波変換器の共振周波数からの該第 1 の周波数の偏差を自動的に検出するように構成され、該非共振インバータを駆動するために、該偏差に基づいて出力信号を発生させるように構成されている、コンパレータと

を含む、超音波運動発生器と、

該電源から該超音波運動発生器へ通過する該 DC を感知するように構成されているセンサーと、

該センサーおよび該コンパレータに結合されているコントローラであって、該コントローラは、該 DC の振幅を制御するように構成されている、コントローラと

を含む、超音波外科手術装置と、

組織を密封または解剖するために、該発生させられた超音波運動を該組織に適用するように構成されているエンドエフェクタと

を含む、超音波システム。

(摘要)

10

20

30

40

50

超音波運動発生器は、非共振インバーターと、超音波変換器と、コンパレーターとを含む。非共振インバーターは、直流（ＤＣ）を第１の周波数を有する交流（ＡＣ）に逆変換する。超音波変換器は、非共振インバーターと電氣的に結合され、逆変換されたＡＣに基づいて超音波運動を発生させる。コンパレーターは、超音波変換器を通過する運動電流に基づいて、超音波変換器の共振周波数からの第１の周波数の偏差を自動的に検出し、非共振インバーターを駆動するために、偏差に基づいて出力信号を発生させる。

【００２１】

本開示は、後の詳細な説明とともに考えられる場合、添付の図面への参照によって理解され得る。

【図面の簡単な説明】

10

【００２２】

【図１Ａ】図１Ａは、本開示の実施形態に従う超音波外科手術システムの側面立面図である。

【００２３】

【図１Ｂ】図１Ｂは、本開示の実施形態に従う図１Ａの超音波外科手術システムのハンドルおよび超音波変換器の斜視切欠き図である。

【００２４】

【図２】図２は、本開示の実施形態に従う超音波外科手術ペンシステムの側面立面図である。

【００２５】

20

【図３】図３は、本開示の実施形態に従う超音波外科手術システムのブロック線図である。

【００２６】

【図４】図４は、本開示の実施形態に従う図３の超音波外科手術システムの振幅制御回路を例示している回路図である。

【００２７】

【図５Ａ】図５Ａは、図４の振幅制御回路のボードプロットのグラフの例示である。

【００２８】

【図５Ｂ】図５Ｂは、図４の振幅制御回路によって制御される電流振幅のプロットのグラフの例示である。

30

【００２９】

【図６Ａ】図６Ａおよび図６Ｂは、本開示の実施形態に従う図３の超音波変換器の電気回路モデルを例示している電気回路図である。

【図６Ｂ】図６Ａおよび図６Ｂは、本開示の実施形態に従う図３の超音波変換器の電気回路モデルを例示している電気回路図である。

【００３０】

【図７】図７は、本開示の実施形態に従う図３の超音波変換器のコンパレーターの回路図である。

【００３１】

【図８】図８は、本開示の実施形態に従う図３の超音波変換器の閉ループ制御モデルを例示しているブロック線図である。

40

【発明を実施するための形態】

【００３２】

詳細な説明

概して、本開示は、組織を処置（例えば、密封および解剖）するための超音波外科手術システムを提供する。超音波外科手術システムは、共振周波数を自動的にトラッキングするために、電気回路モデルに従う超音波機械的運動発生器を利用する。特に、超音波外科手術システムは、プロセッサによって実施されるべき任意のコンピューターによる演算を必要とすることなく、その共振周波数を自動的にトラッキングする。超音波外科手術システムは、超音波変換器を含み、この超音波変換器は、バンドパスフィルター発振器アー

50

キテクチャーに基づいている。組織処置は、コンパレータによって適切な機械的共振周波数で駆動される超音波変換器の機械的作用によって達成される。

【 0 0 3 3 】

パルス幅変調 (P W M) 振幅制御が、エンドエフェクターの機械的運動を調節するために、および組織を処置するための異なるレベルの電力を提供するために用いられる。さらに、比例 - 積分 (P I) コントローラーが、負荷における変化に対する迅速な過渡的応答を得るために、および安定した外科手術を維持するために含まれる。

【 0 0 3 4 】

超音波外科手術システムは、超音波変換器の機械的超音波運動を制御するために、2つの制御ループを含む。第1のループは、平均電力を制御するための振幅制御ループであり、平均電力は、長手方向モード変位を調節するために超音波変換器に送達され、第1のループは、閉ループフィードバック制御を含む。D C 電力の振幅は、超音波変換器の長手方向モード変位の量に比例している。第2のループは、D C 入力から A C 信号を発生させ、バンドパスフィルター発振器に基づく超音波変換器の共振周波数を自動的にトラッキングする。第1および第2の制御ループを使用することによって、超音波外科手術システムは、本開示の実施形態に従って組織を処置するために十分な共振周波数において、調節された機械的超音波運動を提供する。

【 0 0 3 5 】

次に、図面を参照すると、本開示の超音波外科手術システムが、最初に図 1 A ~ 図 1 B から始まって、詳細に記載され、図 1 A ~ 図 1 B は、組織を処置するための超音波外科手術システム 1 0 0 を例示している。超音波外科手術システム 1 0 0 は、電源 1 1 0 と、ハウジング 1 3 0 と、超音波変換器 1 5 0 と、エンドエフェクター 1 9 0 とを含む。電源 1 1 0 は、D C 電力を超音波変換器 1 5 0 に提供する。局面において、電源 1 1 0 は、D C 電力を直接提供する電池であり得る。さらなる局面において、電源 1 1 0 は、超音波外科手術システム 1 0 0 が、任意のケーブルに妨害されることなく、携帯して運ばれ得るように、ハウジング 1 3 0 の中に挿入可能であり得るか、またはハウジング 1 3 0 の中に組み込まれ得る。さらに別の局面において、電源 1 1 0 は、電源 1 1 0 が特定の量の時間にわたり、再使用可能であり得るように、充電可能であり得る。

【 0 0 3 6 】

別の局面において、電源 1 1 0 は、交流 (A C) 電源に接続され得、A C 電力を D C 電力に変換し得る。A C 電源は、比較的低い周波数 (例えば、60ヘルツ (H z)) のものであり得、一方で、超音波外科手術システム 1 0 0 は、より高い周波数の電力 (例えば、55.5キロヘルツ (k H z)) を必要とする。従って、電源 1 1 0 は、超音波変換器 1 5 0 が機械的超音波運動を発生させることをもたらすために適した周波数を有する A C 電力に D C 電力が逆変換され得るように、低周波数 A C 電力を D C 電力に変換し得る。

【 0 0 3 7 】

図 1 A および図 1 B を引き続き参照すると、ハウジング 1 3 0 は、ハンドル部分 1 3 1 とカバー 1 3 3 とを含む。ハンドル部分 1 3 1 は、電源 1 1 0 が挿入される場合に電源 1 1 0 を収容する区画 1 3 2 と、電源ドア 1 3 4 とを含み、この電源ドア 1 3 4 は、開放される場合に、電源 1 1 0 が区画 1 3 2 の中に挿入されることを可能にする。局面において、電源ドア 1 3 4 は、区画 1 3 2 の内部と外部との間に防水密封を作り出し得る。ハンドル部分 1 3 1 は、トリガー 1 3 6 をさらに含む。電源 1 1 0 は、トリガー 1 3 6 が絞られる場合、超音波変換器 1 5 0 に電氣的に接続され、その結果、超音波変換器 1 5 0 は、電力を供給されて、機械的超音波運動を発生させる。トリガー 1 3 6 が解放される場合、電源は、超音波変換器 1 5 0 と電氣的に接続解除される。

【 0 0 3 8 】

カバー 1 3 3 は、超音波変換器 1 5 0 を覆うことによって、保護を提供する。超音波変換器 1 5 0 は、発生器アセンブリ 1 5 2 と変換器アセンブリ 1 5 4 とを含む。発生器アセンブリ 1 5 2 は、1対の接点 1 5 8 を介して変換器アセンブリ 1 5 4 と電氣的に接続されている。発生器アセンブリ 1 5 2 は、電源 1 1 0 から D C 電力を受け取り、超音波周波数

10

20

30

40

50

を有するＡＣ信号を発生させる。発生器１５２アセンブリは、外科手術に基づいて、異なる周波数を有する信号を発生させることが可能であり得る。例えば、発生器アセンブリ１５２は、約４０ｋＨｚ～約６０ｋＨｚの周波数を有するＡＣ信号を発生させる。

【００３９】

変換器アセンブリ１５４は、変換器本体１５６と変換器取り付けポート１６０とを含む。変換器本体１５６は、発生器アセンブリ１５２によって発生させられるＡＣ信号を受け取り、発生させられたＡＣ信号の振幅および周波数に基づいて機械的超音波運動を発生させる。変換器本体１５６は、発生させられたＡＣ信号を機械的超音波運動に変換する圧電性材料を含む。変換器本体１５６は、インダクターとキャパシタとを有する電気発振器モデルに基づき得、それは、充電と放電との間で振動する。変換器本体１５６についてのこの発振器モデルは、さらに詳細に下に記載される。

10

【００４０】

カバー１３３は、スピンドル１７０も含み、このスピンドル１７０は、ユーザーがスピンドル１７０を容易に回転させ得るように、刻み目を有して形成されている。スピンドル１７０が時計回りに回転させられる場合、エンドエフェクター１９０は、ハウジングに取り付けられ、変換器取り付けポート１６０を介して超音波変換器１５０に機械的に接続され、その結果、エンドエフェクター１９０は、組織を処置するために、機械的超音波運動を伝える。局面において、スピンドル１７０は、エンドエフェクター１９０が任意の適切な角度で組織を密封および／または解剖することを提供し得るように、エンドエフェクター１９０を回転させ得る。

20

【００４１】

エンドエフェクター１９０は、導波管１９２および１９４と、顎部材１９６とを含む。エンドエフェクター１９０は、変換器取り付けポート１６０を介して変換器本体１５６と機械的に接続されている。トリガー１３６が作動させられる（例えば、それが絞られるか、または引かれる）場合、１対の接点１５８は、発生器アセンブリ１５２と変換器本体１５６との間を電氣的に接続し、その結果、発生器アセンブリ１５２によって発生させられる信号は、変換器本体１５６が長手方向に物理的に振動することをもたらし、それにより、機械的超音波運動を発生させる。局面において、変換器取り付けポート１６０は、係止部分を有し得、エンドエフェクター１９０は、この係止部分の周りで回転することにより、変換器本体１５６と物理的に結合する。この物理的結合を通して、エンドエフェクター１９０は、導波管１９２および１９４を介して変換器本体１５６から組織に機械的超音波運動を伝える。

30

【００４２】

顎部材１９６はまた、旋回アームを有し、この旋回アームは、顎部材１９６と導波管１９４との間の組織を把持するように働くか、または締め付けるように働く。顎部材１９６および導波管１９４が組織を把持し、導波管１９４のみが機械的超音波運動を伝える場合、導波管１９４と顎部材１９６との間の把持されている組織の温度は、機械的運動に起因して増大する。機械的運動の振幅および周波数に従って、把持されている組織は、解剖され得るか、または密封され得る。

【００４３】

40

図１Ｂは、図１Ａのハウジング１３０のハンドル部分１３１から分離している超音波変換器１５０を例示している。１対のコネクター１５８は、超音波変換器１５０の回転移動が超音波変換器１５０と発生器アセンブリ１５２との間の接続を崩壊させないように、超音波変換器１５０の丸い溝に接続されている。従って、超音波変換器１５０は、ハウジング１３０内で自由に回転することができる。超音波変換器１５０は、外側結合部１６２をさらに含み、この外側結合部１６２は、エンドエフェクター１９０を超音波変換器１５０に対して物理的および／または機械的に係止する。

【００４４】

超音波変換器１５０は、第１のコネクター１６４を含み、ハウジング１３０のハンドル部分１３１は、第２のコネクター１４２を含む。第１のコネクター１６４は、超音波変換

50

器 1 5 0 から選択的に取り外し可能であり得、第 2 のコネクタ 1 4 2 は、ハンドル部分 1 3 1 から選択的に取り外し可能であり得る。

【 0 0 4 5 】

図 2 は、超音波外科手術ペンデバイス 2 0 0 を示し、この超音波外科手術ペンデバイス 2 0 0 は、図 1 A の超音波外科手術システム 1 0 0 の別の例示的な実施形態である。超音波外科手術ペンデバイス 2 0 0 は、電源 2 1 0 と、ハウジング 2 3 0 と、超音波変換器 2 5 0 と、エンドエフェクター 2 9 0 とを含む。電源 2 1 0、ハウジング 2 3 0、超音波変換器 2 5 0、エンドエフェクター 2 9 0 についての記載は、図 1 A の電源 1 1 0、ハウジング 1 3 0、超音波変換器 1 5 0、およびエンドエフェクター 1 9 0 のための記載と同様であり、従って、省略される。

10

【 0 0 4 6 】

図 3 は、バンドパスフィルタ (B P F) 発振器アーキテクチャを用いる超音波外科手術システム 3 0 0 (例えば、図 1 A および図 2 の超音波外科手術システム 1 0 0 または 2 0 0) を例示しており、この超音波外科手術システム 3 0 0 は、プロセス変動および環境的干渉に関わらず、B P F の共振周波数を自動的にトラッキングする。パルス幅変調 (P W M) 信号は、さらに詳細に下に記載されるように、機械的超音波運動を調節するために使用される。

【 0 0 4 7 】

超音波外科手術システムのための超音波外科手術システム 3 0 0 は、電源 3 1 0 と、振幅コントローラ 3 2 0 と、自動共振トラッキングコントローラ 3 6 0 とを含む。振幅コントローラ 3 2 0 は、コンバータ 3 3 0 と、センサー 3 4 0 と、コントローラ 3 5 0 とを含む。自動共振トラッキングコントローラ 3 6 0 は、非共振インバータ 3 7 0 と、超音波変換器 3 8 0 と、コンパレータ 3 9 0 とを含む。

20

【 0 0 4 8 】

電源 3 1 0 は、D C 電力をコンバータ 3 3 0 に提供し、このコンバータ 3 3 0 は、D C 電力の振幅を変調する。コンバータ 3 3 0 は、バックコンバータまたはステップダウンコンバータであり得る。センサー 3 4 0 は、次に、自動共振トラッキングコントローラ 3 6 0 へ通過する電流を感知する。コントローラ 3 5 0 は、感知された結果をセンサー 3 4 0 から受け取り、コンバータ 3 3 0 のデューティサイクルを制御するために、P W M 制御信号を発生させる。

30

【 0 0 4 9 】

図 4 は、図 3 の振幅コントローラ 3 2 0 を例示している回路図を示している。振幅コントローラ 3 2 0 は、コンバータ 3 3 0 の出力の振幅を制御し、その結果、超音波外科手術システム 3 0 0 は、組織を処置するために適した機械的超音波運動を発生させる。振幅コントローラ 3 2 0 は、ドライバ 4 1 0 と、コンバータ 4 2 0 と、センサー 4 3 0 と、アナログ - デジタルコンバータ (A D C) 4 5 0 と、加算器 4 6 0 と、リファレンスプロバイダ 4 7 0 と、コントローラ 4 8 0 と、P W M 発生器 4 9 0 とを含む。自動共振トラッキングコントローラ 3 6 0 は、並列でのキャパシタおよび負荷として示されており、それは、対象の共振周波数における電気モデルである。

【 0 0 5 0 】

ドライバ 4 1 0 は、規則正しい間隔での可変長のパルスをもつ P W M 信号を用いて、コンバータ 4 2 0 の 2 つの電界効果トランジスタ (F E T) を駆動する。パルスの幅は、コンバータ 4 2 0 の F E T をオンにしオフにする。コンバータ 4 2 0 は、電源から電力を受け取り、変調された電力を F E T を通して出力する。出力電力は、D C の形態でセンサー 4 3 0 を通して流れる。センサー 4 3 0 は、感知抵抗器を含み、この感知抵抗器は、センサー抵抗器の周りの電圧を低下させる。感知抵抗器の抵抗値は、約 0 . 0 2 オーム () であり得る。感知抵抗器を通過する D C は、インダクタ 4 4 0 も通過するので、インダクタ 4 4 0 を通過するインダクタ電流 I_L は、感知抵抗器を通過する D C を測定することによって決定され得る。

40

【 0 0 5 1 】

50

センサー 430 によって感知された電流は、次に、ADC 450 によってサンプリングされる。ADC 450 のデジタルサンプルのビットのサイズは、センサー 430 の測定の正確さのレベルを決定する。実施形態において、ADC 450 が、14 ビットで、感知されたデータをサンプリングする場合、測定された値の最大範囲は、最大 16,384 の部分範囲に分割され得る。

【0052】

概して、グリッチまたはノイズは、グリッチおよびノイズに関連する周波数が ADC 450 のサンプリング周波数よりも高いので、ADC 450 のサンプルに本来的に含まれる。平均化フィルターが、グリッチおよびノイズを低減するために使用され得る。局面において、ADC 450 は、ゼロ次サンプルホールド (ZOH) を含み得る。

10

【0053】

局面において、ADC 450 は、調整器と補償器とを含み得る。ADC 450 は、その大きさが所定の最大 (例えば、1 ボルト) 以下のデータのみをサンプリングすることができるので、コンバーター 430 の出力データが所定の最大よりも大きい場合、コンバーター 430 の出力データ (例えば、電流または電圧) は、調整され得る。従って、調整器は、出力データの大きさを調整する。ADC 450 が、調整された出力をサンプリングした後、補償器は、出力を調整し、その結果、補償された出力は、オリジナルデータと同じ大きさを有する。

【0054】

加算器 460 は、サンプリングされたデータ (すなわち、DC の測定された値) をリファレンスプロバイダー 470 によって提供される基準値から減算する。加算器 460 は、基準値がサンプリングされたデータよりも大きい場合には正の値を出力し、基準値が測定された値よりも小さい場合には負の値を出力し、基準値が測定された値と等しい場合にはゼロを出力する。

20

【0055】

局面において、リファレンスプロバイダー 470 は、異なる基準値を提供し得る。例えば、リファレンスプロバイダー 470 は、小さい負荷 (例えば、50) を有する基準値を提供し得、この基準値は、より大きい負荷 (例えば、500) を有する基準値よりも小さい。この手法において、振幅コントローラー 320 は、負荷に従って、DC の振幅を適切に制御し得る。

30

【0056】

コントローラー 480 は、加算器 460 からの出力を受け取り、PWM 信号のデューティサイクルを制御する。実施形態において、加算器 460 からの出力が正である場合、コントローラー 480 は、増大したデューティサイクルを有する PWM 信号を発生させるように PWM 発生器 490 を制御し、加算器 460 からの出力が負である場合、コントローラー 480 は、減少したデューティサイクルを有する PWM 信号を発生させるように PWM 発生器 490 を制御する。PWM 信号のデューティサイクルは、出力がゼロである場合、変更されることを必要としない。局面において、加算器 460 は、測定された値から基準値を減算し得る。この局面において、加算器 460 の出力の符号は、上の状況から逆にされ、デューティサイクルの増大および減少も逆にされる。

40

【0057】

PWM 発生器 490 は、コントローラー 480 の制御に従って、適切なデューティサイクルを有する PWM 信号を発生させる。発生させられた PWM 信号は、ドライバー 410 によってコンバーター 420 を駆動するために使用される。この手法において、コンバーター 420 の振幅は、リファレンスプロバイダー 470 から出力される基準値と整合するように制御される。

【0058】

実施形態において、コントローラー 480 は、デジタル領域において実現され得、比例 - 積分 (PI) コントローラーを使用し得る。高 DC 利得が達成されるように、比例利得 K_p および積分利得 K_i が選択され得、静的誤差が、測定された値と基準値との間で低

50

減される。P I コントローラーのループ利得 $G(s)$ は、周波数領域において以下の通り表され得る。

【数 3】

$$G(s) = K_p + \frac{K_i}{s}$$

周波数領域における利得中の積分利得部分に起因して、P I コントローラーは、極を補償するためにゼロを導入し、電力供給源からの変動を減衰させるために、安定性および D C 利得を保証する。

【0059】

2つの負荷についてのP I コントローラーに関するグラフ線図が、図5 Aおよび図5 Bに例示されている。図5 Aは、周波数領域におけるボードプロットを示している。実施形態において、十分な位相マージンを確実にし、100 kHzに設定されているスイッチング周波数に起因する高周波数極を避けるために、比例定数 K_p は、16に設定され得、積分利得 K_i は、100,000に設定され得る。左側におけるボードプロットは、最小50の負荷についてのものであり、右側におけるボードプロットは、最大500の負荷についてのものである。上部の2つのグラフは、ボード利得プロットであり、底部の2つのグラフは、ボード位相プロットである。両方のボードプロットについての水平軸は、対数目盛で周波数を表している。ボード利得プロットについての垂直軸は、デシベル(dB)目盛で大きさを表し、ボード位相プロットについての垂直軸は、位相を表している。

【0060】

図5 Aに示されるように、負荷が50である場合、かつ利得が1であるか、または利得のdBがゼロである場合、利得帯域幅積(GBW)は、4.6 kHzであり、これは、スイッチング周波数の20分の1(5 kHzである)よりも低い、300 Hzよりも高く、修正時間が、18ミリ秒(ms)未満であることを確実にする。負荷が500である場合、かつ利得のdBがゼロである場合、利得帯域幅積(GBW)は、5 kHzと300 Hzとの範囲内である4 kHzであり、また、修正時間が、18 ms未満であることを確実にする。さらに、最小負荷および最大負荷に関する両方の場合において、システムは、P I コントローラーで安定している。

【0061】

図5 Bは、負荷における変化に従う電流の振幅における変化を示している。図5 Bの3つ全てのグラフについての水平軸は、時間である。底部のグラフは、50が、開始時に負荷され、負荷が、5 msにおいて50から500に変化し、10 msにおいて500から50に戻るように変化することを示している。中間のグラフは、インダクターを通過する電流の振幅における変化を示しており、このインダクターは、図4のインダクター440であり得る。図3の振幅コントローラー320は、反応し、インダクター電流が基準値に戻るよう強制する。従って、インダクター440を通過する電流の振幅における変化は、負荷が負荷されて、変化させられる場合に起きる。上部のグラフは、超音波変換器380を通過する電流の振幅における変化を示している。振幅は、より高い負荷が負荷される場合に低下する。これは、たとえ超音波外科手術システム300が超音波変換器380に対してより大きい出力電圧を強制したとしても、寄生キャパシタが、運動電流出力においてオフセットを作り出すからである。この欠点は、リファレンスプロバイダー470によって提供される基準値を調整することによって補正され得る。実施形態において、ADC450が14ビットサンプルデータを使用し、リファレンスプロバイダー470が、50の負荷で、基準値として5,000を提供する場合、リファレンスプロバイダー470は、自動共振トラッキングコントローラー360を通過する電流における振幅の低下を補償するために、500の負荷で、基準値として7,000を加算器460に提供し得る。

【0062】

図6 Aは、自動共振トラッキングコントローラー360を例示しているB P F 発振器モ

10

20

30

40

50

デル 6 0 0 を示している。B P F 発振器モデル 6 0 0 は、B P F 回路 6 1 0 と運動感知回路 6 5 0 とを含む。超音波変換器 3 8 0 についての電気モデルを表している B P F 回路 6 1 0 は、キャパシタンス値 C_m を有する運動キャパシタと、抵抗値 R_m を有する運動抵抗器と、インダクタンス値 L_m を有する運動インダクターと、キャパシタンス値 C_p を有する寄生キャパシタとを含む。運動キャパシタおよび運動インダクターは、超音波変換器 3 8 0 の機械的運動を表している。すなわち、機械的超音波運動は、B P F 回路 6 1 0 において、エネルギーを蓄えて放つものとして作られている。B P F 回路 6 1 0 の共振周波数において、運動抵抗器は、超音波外科手術システム 1 0 0 のエンドエフェクター 1 9 0、または機械的負荷を表している。抵抗値 R_m は、5 0 ~ 5 0 0 の範囲に及び得る。キャパシタおよびそのキャパシタンス値、インダクターおよびそのインダクタンス値、なら

10

びに抵抗器およびその抵抗値は、混乱がない場合、以下に交換可能に使用され得、例えば、運動抵抗器 R_m および抵抗値 R_m は、交換可能に使用され得る。

【 0 0 6 3 】

B P F 回路 6 1 0 のインピーダンスは、周波数領域において計算され得る。寄生キャパシタは、運動キャパシタ、運動抵抗器、および運動インダクターと並列である。周波数領域における寄生キャパシタのインピーダンス

【 数 4 】

$$Z_{C_p}$$

は、以下の通りである。

【 数 5 】

$$Z_{C_p} = \frac{1}{sC_p}$$

周波数領域において、運動キャパシタのインピーダンス

【 数 6 】

$$Z_{C_m}$$

、運動抵抗器のインピーダンス

【 数 7 】

$$Z_{R_m}$$

、運動インダクターのインピーダンス

【 数 8 】

$$Z_{L_m}$$

は、それぞれ以下の通りである。

【 数 9 】

$$Z_{C_m} = \frac{1}{sC_m}$$

【 数 1 0 】

$$Z_{R_m} = R_m$$

および

【 数 1 1 】

$$Z_{L_m} = sL_m$$

運動キャパシタ、運動抵抗器、および運動インダクターは、直列で接続されているので、周波数領域におけるそれらの総インピーダンス Z_m は、

10

20

30

40

50

【数 1 2】

$$Z_m = \frac{1}{sC_m} + R_m + sL_m = \frac{L_m}{s} \left(s^2 + s \frac{R_m}{L_m} + \frac{1}{L_m C_m} \right)$$

である。

インピーダンス Z_m は、寄生キャパシタと並列であり、BPF回路610の総インピーダンス Z_{Total} は、

【数 1 3】

$$Z_{Total} = \frac{1}{\frac{1}{Z_{C_p}} + \frac{1}{Z_m}} = \frac{Z_{C_p} Z_m}{Z_{C_p} + Z_m} = \frac{1}{sC_p} \frac{\frac{L_m}{s} \left(s^2 + s \frac{R_m}{L_m} + \frac{1}{L_m C_m} \right)}{\frac{L_m}{s} \left(s^2 + s \frac{R_m}{L_m} + \frac{1}{L_m C_m} \right) + \frac{1}{sC_p}} \quad 10$$

$$= \frac{1}{sC_p} \frac{\left(s^2 + s \frac{R_m}{L_m} + \frac{1}{C_m L_m} \right)}{\left(s^2 + s \frac{R_m}{L_m} + \frac{C_m + C_p}{L_m C_m C_p} \right)} \quad 20$$

である。

【0064】

ここで、共振におけるBPF回路610または超音波変換器380のインピーダンスは、 Z_{Total} である。このBPF回路610において、2つの共振周波数、直列共振周波数 $\omega_{0, series}$ および並列共振周波数 $\omega_{0, parallel}$ が存在し、それらは、

【数 1 4】

$$\omega_{0, series} = \sqrt{\frac{1}{L_m C_m}} \quad \text{および} \quad 30$$

$$\omega_{0, parallel} = \sqrt{\frac{C_m + C_p}{L_m C_m C_p}} \quad \text{。}$$

として表される。しかし、直列共振周波数 $\omega_{0, series}$ のみが、超音波変換器の機械的超音波運動における補正共振周波数として出現する。超音波変換器380の共振周波数は、運動キャパシタのキャパシタンス値 C_m および運動インダクタのインダクタンス値 L_m に依存する。

【0065】

運動抵抗器を通る、または超音波変換器380を通る運動電流 I_m を測定するために、BPF発振器モデル600は、運動電流 I_m を感知する運動感知回路650を含む。運動感知回路650は、キャパシタンス値 C_3 を有するキャパシタを含み、このキャパシタは、抵抗値 R_3 を有する抵抗器と直列であり、このキャパシタおよびこの抵抗器は、抵抗値 R_4 および R_2 を有する2つの抵抗器と並列である。抵抗値 R_4 は、BPF回路610のインピーダンスに対して非常に大きく、その結果、入力電流 I_{IN} のほとんどが、BPF回路610を通り過ぎる。換言すると、抵抗器 R_4 は、開回路のようである。従って、BPF発振器モデル600は、抵抗器 R_4 を無視し、BPF回路610を、寄生キャパシタ C_p と、他の受動素子 L_m 、 R_m 、および C_m を表しているインピーダンスブロック Z との並列の組み合わせとして単純化することによって、図6Bのように単純化され得る。 40

【 0 0 6 6 】

運動感知電圧 V_{MFB} は、運動電流 I_m に関連している。運動感知電圧 V_{MFB} と運動電流 I_m との間の関係は、

【 数 1 5 】

$$V_{MFB} = I_1 R_3 - I_2 R_2 = K \cdot I_m$$

である。従って、この関係は、運動感知電圧 V_{MFB} が、 K の利得によって、運動電流 I_m に比例していることを示している。利得 K は、周波数領域において以下の通り表され得る。

【 数 1 6 】

$$K = \frac{\left[Z \left(R_3 - \frac{C_p R_2}{C_3} \right) \right] - \frac{R_2}{s C_3}}{\frac{1}{s C_3} + R_3}$$

10

【 0 0 6 7 】

運動感知電圧 V_{MFB} と運動電流 I_m との間の関係はまた、運動感知回路 650 が、運動電流 I_m を直接測定することを示している。しかし、この運動感知回路 650 は、周波数依存性であり、負荷 Z の関数である。受動素子 R_2 、 R_3 、および C_3 の選択は、広範囲な周波数にわたる Z における変動、異なる負荷条件、および寄生並列キャパシタ C_p に基づき得る。利得 K の方程式の分子において認められ得るように、運動感知回路 650 を負荷非依存性回路にし、測定された信号におけるその作用を完全に無効にするために、 R_3 は、

20

【 数 1 7 】

$$\frac{C_p R_2}{C_3}$$

に整合され得る。この選択は、明らかに負荷非依存性であり、負荷の変動に対して感知信号をよりロバストにし得、広い負荷過渡にわたって良好なトラッキングを確実にする。

30

【 0 0 6 8 】

図 3 を参照すると、非共振インバーター 370 は、変調された DC 電力をコンバーター 330 から受け取り、超音波変換器 380 の共振周波数を有する AC 電力に変換する。非共振インバーター 370 は、コンパレータ 390 からの出力信号によって駆動される。非共振インバーター 370 は、任意の適切なトポロジ（例えば、H-ブリッジ（例えば、フルブリッジ）、半ブリッジなど）を含み得る。

【 0 0 6 9 】

局面において、コンパレータ 390 からの出力信号は、コントローラ 350 によってデジタル方式で発生させられ得る。この実施形態において、コントローラ 350 は、コンバーター 330 を駆動するための DPWM 信号を発生させるだけではなく、非共振インバーター 370 のために、50% デューティサイクルを有する共振信号も発生させる。それにもかかわらず、コントローラ 350 は、自動共振トラッキングコントローラ 360 を制御しない場合がある。コントローラ 350 は、コンパレータ 390 からの出力をただ受け取り、コンパレータ 390 の出力に従って共振信号を発生させ、発生させられた共振信号を非共振インバーター 370 に提供する。

40

【 0 0 7 0 】

局面において、コントローラ 350 は、プログラマブルゲートアレイ（PGA）、フィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA）、特定用途向け集積回路（ASIC）、または複合プログラマブル論理デバイス（CPLD）を用いて実現され得る。このリストは、例を提供しており、当業者が認識するような他の技術およびデバイスをさらに含み

50

得る。

【0071】

非共振インバーター370は、超音波変換器380の共振周波数をトラッキングすることによって、DC電力をAC信号に逆変換し、その周波数は、非共振インバーター370のスイッチング周波数から独立している。

【0072】

局面において、変圧器は、変圧器が、逆変換されたAC電力の振幅を増大または減少させ得るように、非共振インバーター370と超音波変換器380との間に電氣的に結合され得る。

【0073】

超音波変換器380は、第1の周波数を有するAC電力を受け取り、機械的超音波運動を発生させる。第1の周波数が、超音波変換器380の共振周波数と整合しない場合、図6Aおよび図6Bに記載されるように、コンパレータ390は、運動電流 I_m を受け取り、超音波変換器380の共振周波数を自動的にトラッキングする。

【0074】

特に、超音波変換器380を通過する運動電流 I_m は、その共振周波数からの第1の周波数の偏差に基づいて揺らぐ。換言すると、第1の周波数が共振周波数と整合しない場合、運動電流 I_m は、ゼロから上昇または下降する。従って、運動電流 I_m は、超音波変換器380の共振周波数の情報を有する。

【0075】

コンパレータ390は、超音波変換器380の共振周波数情報を有する出力信号を発生させるために、運動電流 I_m を増幅させる。例として、図7は、図3のコンパレータ390の回路図を示している。コンパレータ390は、増幅器710を含み、この増幅器710は、第1および第2の入力ポートと、出力ポートとを有する。2つの入力ポートの各々は、電圧を増幅器710に提供し、この増幅器710は、一方の電圧から他方の電圧を減算し、差異を増幅する。

【0076】

電圧源720は、第1および第2の入力ポートを介して、電圧を増幅器710に提供する。コンパレータ390は、4つの抵抗器730a~dを含む。抵抗器の第1の対730aと730bとは、直列で接続され、抵抗器の第2の対730cと730dとは、直列で接続されているが、抵抗器の第1の対と抵抗器の第2の対とは、並列で接続されている。電圧源720は、抵抗器730aおよび730cに接続され、抵抗器730bおよび730dは、接地に接続されている。第1の入力ポートは、2つの抵抗器730aと730bとの間の接続点に接続され、第2の入力ポートは、2つの抵抗器730cと730dとの間の接続点に接続されている。

【0077】

この例において、4つの抵抗器730a~730dの抵抗値は、互いに同じである。従って、外部回路からの入力がない場合、第1の入力ポートおよび第2の入力ポートは、同じ電圧を提供され、それは、分圧則に従って、電圧源720が提供する電圧の半分である。従って、増幅器の出力、またはコンパレータ390の出力は、ゼロAC運動信号電流である。特に、アイドル状態中、静的出力は、非共振インバーター370の片側をオンにし、一定のDC出力をもたらす。従って、電力は、負荷に送達されない。

【0078】

抵抗器730aと730bとの間の接続点はまた、キャパシタ740に接続され、このキャパシタ740は、超音波変換器380から運動電流 I_m を受け取り、第2の入力ポートはまた、キャパシタ750に接続され、このキャパシタ750は、接地に接続されている。キャパシタ740は、運動電流 I_m のDC成分が増幅器710に提供されることを防止する。次に、運動電流 I_m が揺らぐ場合、第1の入力ポートへの入力またはそれに伴って揺らぎ、増幅器710は、揺らぎに起因する第1および第2の入力ポートからの入力間の差異を増幅する。この手法において、運動電流 I_m に含まれる共振周波数情報は、コ

10

20

30

40

50

ンパレータ－３９０の出力に増幅され、コンパレータ－３９０の出力に含まれる。

【００７９】

コンパレータ－３９０は、電圧源７２０と、増幅器７１０の出力ポートとの間に接続されているフィードバック抵抗器７６０と、別の抵抗器７７０とをさらに含み、この別の抵抗器７７０は、増幅器７１０の出力ポートに接続されている。コントローラ－３５０への電流の流れを制限するために、高抵抗値（例えば、１ｋ）を有する抵抗器７７０は、コンパレータ－３９０とコントローラ－３５０との間に設置され得る。

【００８０】

実施形態において、増幅器７１０は、無限利得を有し得、その結果、アナログ信号（すなわち、運動電流 I_m ）は、非共振インバータ－３７０を直接駆動し得るデジタル信号に変換され得る。次に、非共振インバータ－３７０は、超音波変換器３８０の共振周波数を有するＡＣを発生させ、次にそれは、超音波変換器３８０の共振周波数を有する機械的超音波運動を発生させることになる。しかし、実際には、コンパレータ－３９０は、図６Ａに記載されるような運動抵抗器の抵抗値 R_m よりも高いものであり得る限定的だが非常に高い利得、または機械的抵抗を有し、デジタル信号と同様の信号を出力する。コントローラ－３５０は、次に、この信号を受け取り、非共振インバータ－３７０を駆動するために、共振周波数情報を有するＤＰＷＭ信号を発生させる。

【００８１】

図８は、図３の超音波変換器３８０およびコンパレータ－３９０の閉ループフィードバックシステム８００を例示しているブロック線図を示している。閉ループフィードバックシステム８００において、ＢＰＦ８１０は、超音波変換器３８０を表し、電圧リミッター８２０は、図３のコンパレータ－３９０を表している。ここで、ＢＰＦ８１０および電圧リミッター８２０は、超音波変換器３８０およびコンパレータ－３９０が閉ループフィードバックシステムを形成しているように、閉ループフィードバックシステム８００を形成している。閉ループフィードバックシステム８００において安定な振動を有するために、以下の基準が満たされるべきである。

【数１８】

$$|\beta \cdot A| = 1 \quad \text{および}$$

$$\angle \beta \cdot A = 2n\pi$$

式中、 β は、電圧リミッター８２０の利得であり、 A は、ＢＰＦ伝達関数 $H_{BP}(s)$ であり、 n は、ゼロ以上の整数である。上の基準は、パルクハウゼン安定基準と呼ばれる。

【００８２】

ＢＰＦ伝達関数 $H_{BP}(s)$ は、以下の通り表される。

【数１９】

$$H_{BP}(s) = \frac{sK_1}{s^2 + s\frac{\omega_0}{Q} + \omega_0^2}$$

式中、 K_1 は、ＢＰＦ８１０の分子係数であり、 ω_0 は、ＢＰＦ８１０の中心周波数であり、 Q は、ＢＰＦ８１０のＱファクタである。次に、閉ループフィードバックシステム８００の伝達関数 $H_{CL}(s)$ は、

【数 2 0】

$$H_{CL}(s) = \frac{H_{BP}(s)}{1 - \beta \cdot H_{BP}(s)} = \frac{H_{BP}(s)}{1 - LG(s)} = \frac{\frac{sK_1}{s^2 + s\frac{\omega_0}{Q} + \omega_0^2}}{1 - \frac{s\beta \cdot K_1}{s^2 + s\frac{\omega_0}{Q} + \omega_0^2}} = \frac{sK_1}{s^2 - s\left(\beta \cdot K_1 - \frac{\omega_0}{Q}\right) + \omega_0^2}$$

であり、式中、 β は、電圧リミッター 820 の利得であり、 $LG(s)$ は、閉ループシステム 800 のループ利得である。

10

【0083】

バルクハウゼン安定基準に基づいて、ループ利得 $LG(s)$ は、閉ループフィードバックシステムの伝達関数 $H_{CL}(s)$ の分母をゼロにするものでなければならず、それは、閉ループフィードバックシステム 800 の大きさを無限にし、振動を確実にする。実用的に、超音波変換器は、共振周波数のシフトをもたらし得る環境変動（例えば、負荷または温度の変化）を受ける。しかし、振動中心周波数は、厳密に共振周波数に位置し、それは、閉ループフィードバックシステム 800 が超音波変換器の共振周波数を自動的にトラッキングすることを保証する。この特徴の複雑さは、伝達関数 $H_{CL}(s)$ の分母に示されるような通常の 2 次系と同じくらい単純である。

【0084】

20

局面において、電圧リミッター 820 の利得 β は、持続振動についてのバルクハウゼン安定基準を満たすために、共振周波数における BPF 810 のピークの大きさの値を表している

【数 2 1】

$$\frac{\omega_0}{K_1 \cdot Q}$$

の最小値よりも大きいものでなければならず、図 6 A および図 6 B の記載に基づいた、運動抵抗器の抵抗値 R_m よりも大きいものでなければならない。利得 β が

【数 2 2】

30

$$\frac{\omega_0}{K_1 \cdot Q}$$

よりも小さい場合、出力信号振幅は、振動を持続するためには不十分であり、最終的に静的状態に落ち着く。

【0085】

他の改変および変更が、特定の動作要件および環境に合うようになされ得るが、本開示が、本明細書中に記載される例示的な例に限定されないこと、および本開示の趣旨または範囲から外れない様々な他の変更および改変を含み得ることが当業者によって理解されるべきである。

40

【図 1 A】

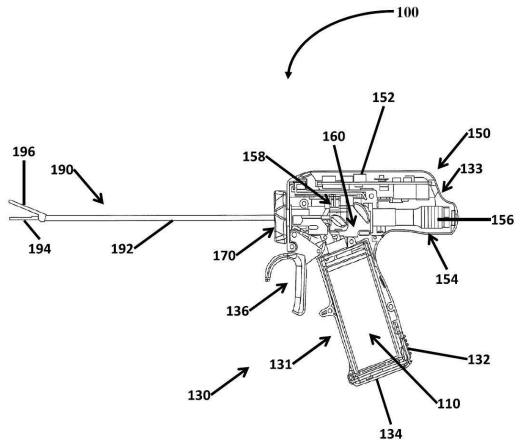


FIG. 1A

【図 1 B】

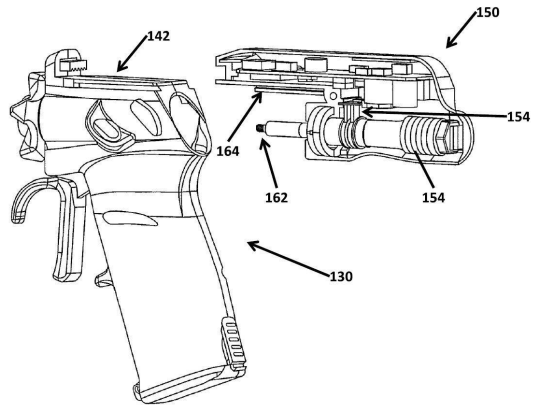


FIG. 1B

【図 2】

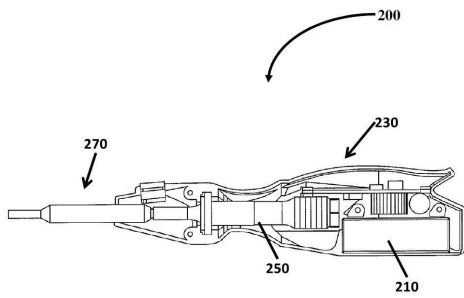


FIG. 2

【図 3】

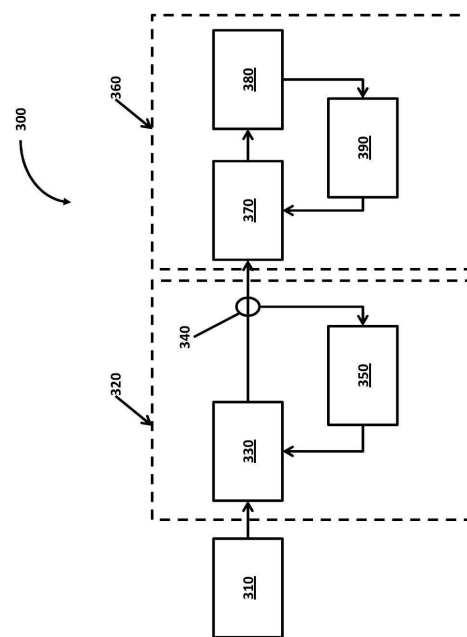


FIG. 3

【図 4】

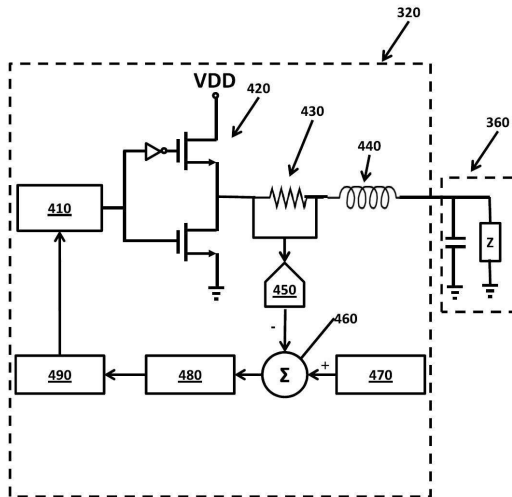


FIG. 4

【図 5 A】

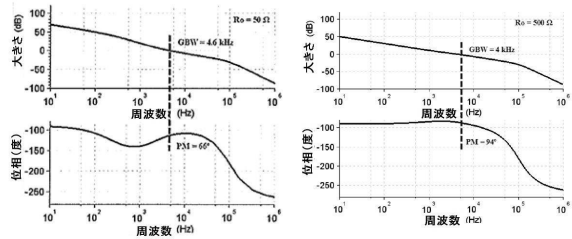


FIG. 5A

【図 5 B】

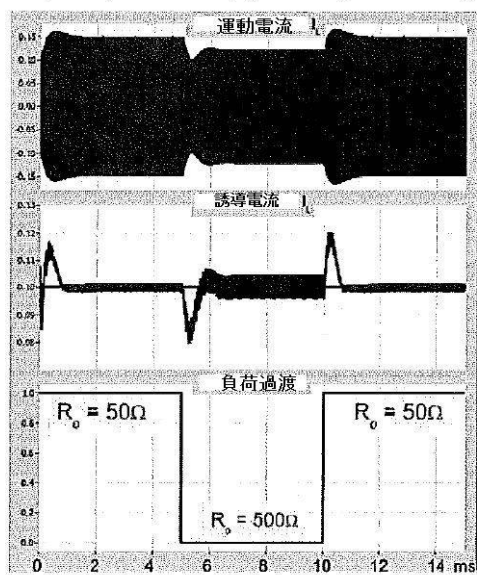


FIG. 5B

【図 6 A】

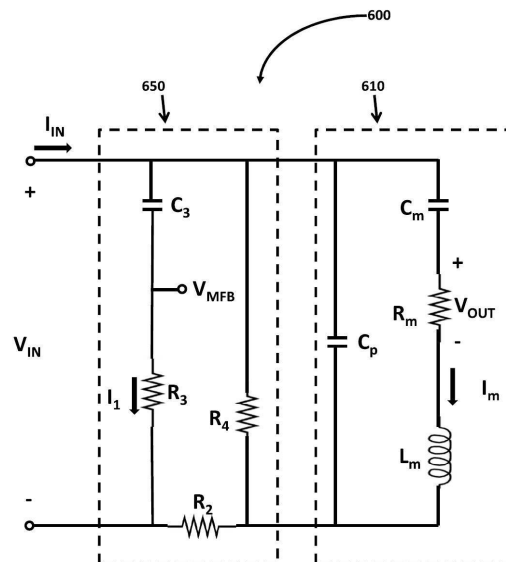


FIG. 6A

【 図 6 B 】

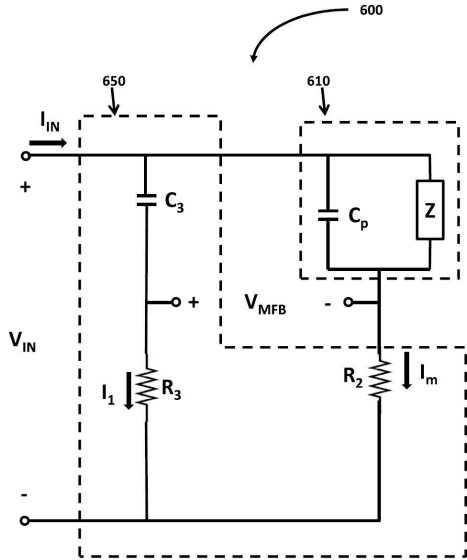


FIG. 6B

【 図 7 】

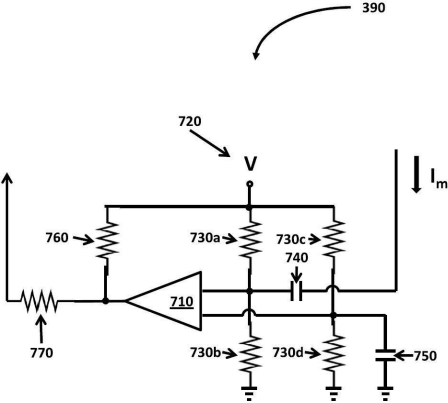


FIG. 7

【 図 8 】

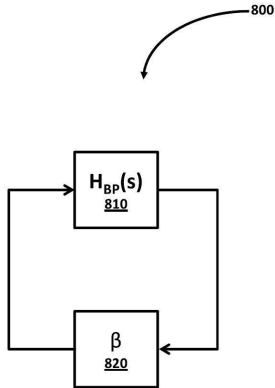


FIG. 8

フロントページの続き

- (72)発明者 エイドリアン アイ． コリ - メンチ
アメリカ合衆国 テキサス 77840, カレッジ ステーション, プレントウッド ドライ
ブ イー 406
- (72)発明者 ジェイムズ エー． ギルバート
アメリカ合衆国 コロラド 80305, ボールダー, アルピオン ロード 1275
- (72)発明者 ダニエル エー． フリードリヒス
アメリカ合衆国 コロラド 80012, オーロラ, エス． フレイザー サークル 155
- (72)発明者 キース ダブリュー． マラング
アメリカ合衆国 コロラド 80503, ロングモント, リトル レイブン トレイル 89
20
- (72)発明者 エドガー サンチェス - シネンシオ
アメリカ合衆国 テキサス 77845, カレッジ ステーション, ソフィア レーン 31
1

審査官 坂東 博司

- (56)参考文献 特開平08 - 117687 (JP, A)
特開2013 - 255798 (JP, A)
特表昭63 - 500850 (JP, A)
特表2002 - 514958 (JP, A)
国際公開第87/001276 (WO, A1)
米国特許出願公開第2013/0331874 (US, A1)
特開平7 - 181204 (JP, A)
特開平5 - 346441 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
H02M 7/48
A61B 18/00
H02N 2/12