

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2018-524092

(P2018-524092A)

(43) 公表日 平成30年8月30日(2018.8.30)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32	5 1 0
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 18/00	4 C 1 6 0

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 99 頁)

(21) 出願番号 特願2017-568059 (P2017-568059)
 (86) (22) 出願日 平成28年6月24日 (2016. 6. 24)
 (85) 翻訳文提出日 平成30年2月26日 (2018. 2. 26)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2016/039220
 (87) 国際公開番号 W02017/003853
 (87) 国際公開日 平成29年1月5日 (2017. 1. 5)
 (31) 優先権主張番号 62/186, 984
 (32) 優先日 平成27年6月30日 (2015. 6. 30)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 62/235, 368
 (32) 優先日 平成27年9月30日 (2015. 9. 30)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 62/235, 466
 (32) 優先日 平成27年9月30日 (2015. 9. 30)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 517076008
 エシコン エルエルシー
 Ethicon LLC
 アメリカ合衆国、プエルトリコ米国自治連
 邦区、00969 グアイナボ、ロス・フ
 ライレス・インダストリアル・パーク、ス
 トリート・シー ナンバー475、スイ
 ト 401
 #475 Street C, Suit
 e 401, Los Frailes
 Industrial Park, Gu
 aynabo, Puerto Rico
 00969, United Stat
 es of America

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 組織パラメータに基づく多重エネルギーモダリティを用いるユーザーが適合可能な技法を有する外科用システム

(57) 【要約】

様々な形態は、組織の切開及び凝固のためのシステム及び方法を目的とする。標的手術部位に無線周波数エネルギー及び超音波エネルギーを加えるように構成された外科用システムにおける短絡を検出するための方法であって、外科用器具の電極に無線周波数 (RF) エネルギーを送達することと、外科用器具の超音波ブレードにRFエネルギーを送達することから超音波エネルギーを送達することへと遷移させることと、超音波ブレードに探索的超音波パルスを送達することと、外科用器具によって係合された組織の超音波特性を測定することであって、超音波特性が探索的超音波パルスと関連付けられる、測定することと、測定された超音波特性が、低インピーダンス組織の挙動と一致するかどうかを決定することと、測定された超音波特性が、低インピーダンス組織に加えらるる超音波エネルギーと一致すると決定した際に、超音波ブレードに超音波エネルギーを送達して組織を切断することと、を含む、方法。

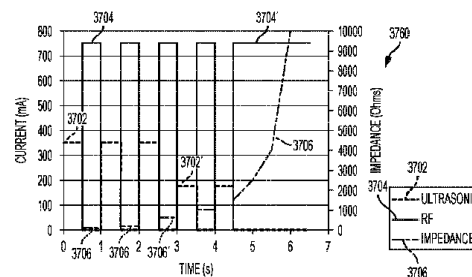


FIG. 63

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

組織を凝固及び切開するための外科用器具であって、前記外科用器具が、
プロセッサと、
前記外科用器具の遠位端のエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、
電極を備えるクランプアームと、
超音波ブレードと、を備える、エンドエフェクタと、
前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードに超音波エネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、
前記プロセッサが、
前記電極への無線周波数（R F）エネルギーの送達を制御することと、
前記電極への前記 R F エネルギーの送達から前記超音波ブレードへの前記超音波エネルギーの送達へと遷移させることと、
前記超音波トランスデューサへの探索的超音波パルスの送達を制御することと、
前記エンドエフェクタによって係合された組織の超音波特性を測定することであって、前記プロセッサによって測定された前記超音波特性が、前記探索的超音波パルスと関連付けられる、測定することと、
前記探索的超音波パルスが前記超音波トランスデューサに送達され、対応する超音波エネルギーが前記超音波ブレードに送達されるときに、前記によって測定された前記超音波特性が、低インピーダンス組織の挙動と一致するかどうかを決定することと、
前記プロセッサによって測定された前記超音波特性が、低インピーダンス組織に加えられる超音波エネルギーと一致すると決定した際に、前記超音波ブレードへの前記超音波エネルギーの送達を制御して、前記組織を切断することと、を行うように構成されている、外科用器具。

10

20

【請求項 2】

組織を凝固及び切開するための外科用器具にエネルギーを送達するための発生器であって、前記外科用器具が、その遠位端におけるエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、クランプアームと、超音波ブレードと、を備える、エンドエフェクタと、前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために前記発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードに超音波エネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、前記発生器が、
駆動信号を超音波トランスデューサに送達するように構成された第 1 の駆動回路と、
無線周波数（R F）エネルギーを電極に送達するように構成された第 2 の駆動回路と、
前記第 1 の駆動回路及び前記第 2 の駆動回路を制御するように構成されたプロセッサと、を備え、前記プロセッサが、
前記第 2 の駆動回路を制御して、前記電極に R F エネルギーを送達することと、
前記電極に前記 R F エネルギーを送達する前記第 2 の駆動回路から、前記超音波トランスデューサに前記駆動信号を送達する前記第 1 の駆動回路へと遷移させることと、
前記第 1 の駆動回路を制御して、前記超音波トランスデューサに探索的超音波パルスを含む前記駆動信号を送達することと、
前記探索的超音波パルスと関連付けられた組織の超音波特性を測定することと、
前記プロセッサによって測定された前記超音波特性が、低インピーダンス組織の挙動と一致するかどうかを決定することと、
前記プロセッサによって測定された前記超音波特性が、低インピーダンス組織に加えられる超音波エネルギーと一致すると決定した際に、前記第 1 の駆動回路を制御し、前記超音波トランスデューサに前記駆動信号を送達して、前記組織を切断することと、を行うように構成されている、発生器。

30

40

50

【請求項 3】

組織を凝固及び切開するための外科用器具であって、前記外科用器具が、
プロセッサと、

前記外科用器具の遠位端のエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織
と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、

電極を備えるクランプアームと、

超音波ブレードと、を備える、エンドエフェクタと、

前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き
起こすために発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードに超音波エネルギーを送
達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、

10

前記プロセッサが、

第 1 の期間にわたる前記超音波ブレードへの前記超音波エネルギーの送達を制御する
ことと、

前記第 1 の期間の後に前記駆動信号の送達を停止することと、

第 2 の期間にわたる治療量以下の振幅での前記電極への R F エネルギーの送達を制御
して、前記エンドエフェクタに係合された組織の組織インピーダンスを測定することと、

前記第 2 の期間の後に前記 R F エネルギーの送達を停止することと、

前記組織が封止されたと決定されるまで、前記 R F エネルギーからの前記測定された
インピーダンスに基づいて前記超音波ブレードへの前記超音波エネルギーの送達を反復的
に調整することと、を行うように構成されている、外科用器具。

20

【請求項 4】

組織を凝固及び切開するための外科用器具にエネルギーを送達するための発生器であ
って、前記外科用器具が、その遠位端におけるエンドエフェクタであって、前記エンドエ
フェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、クラン
プアームと、超音波ブレードと、を備える、エンドエフェクタと、前記超音波ブレードに
音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために前記発生器
から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードにエネルギーを送達するように構成された超
音波トランスデューサと、を備え、前記発生器が、

駆動信号を超音波トランスデューサに送達するように構成された第 1 の駆動回路と、

無線周波数 (R F) エネルギーを電極に送達するように構成された第 2 の駆動回路と、

30

前記第 1 の駆動回路及び前記第 2 の駆動回路を制御するように構成されたプロセッサと
、を備え、前記プロセッサが、

前記第 1 の駆動回路を制御して、第 1 の期間にわたって前記超音波トランスデューサ
に前記駆動信号を送達することと、

前記第 1 の期間の後に前記駆動信号の送達を停止することと、

前記第 2 の駆動回路を制御し、第 2 の期間にわたって治療量以下の振幅で前記 R F エ
ネルギーを送達して、前記エンドエフェクタに係合された組織の組織インピーダンスを測
定することと、

前記第 2 の期間の後に前記 R F エネルギーの送達を停止することと、

前記組織が封止されたと決定されるまで、前記 R F エネルギーからの前記測定された
インピーダンスに基づいて前記第 1 の駆動回路を反復的に調整して、前記超音波トランス
デューサに前記駆動信号を送達することと、を行うように構成されている、発生器。

40

【請求項 5】

組織を切開及び凝固するための装置であって、

プロセッサであって、

外科用器具のエンドエフェクタに無線周波数 (R F) エネルギー及び超音波エネルギー
を送達することと、

前記エンドエフェクタと相互作用している組織を凝固することにおける前記 R F エネル
ギーの有効性を決定することと、

前記組織の凝固における前記 R F エネルギーの前記決定された有効性に基づいて、前記

50

エンドエフェクタに送達される前記エネルギーを、ＲＦエネルギーと超音波エネルギーとの間で切り替えて、組織の凝固及び切開を達成することと、を行うように構成されている、プロセッサを備える、装置。

【請求項 6】

前記プロセッサが、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の組織インピーダンスを決定することと、

前記組織インピーダンスに基づいて前記エンドエフェクタに送達するエネルギーの種類を決定することと、を行うように更に構成されている、請求項 5 に記載の装置。

【請求項 7】

前記プロセッサが、

ＲＦエネルギーの送達中に前記組織インピーダンスを決定することと、

前記ＲＦエネルギーを使用して、前記組織の前記凝固の有効性を決定することと、を行うように更に構成されている、請求項 6 に記載の装置。

【請求項 8】

前記プロセッサが、

前記ＲＦエネルギーの送達の開始時に、第 1 の組織インピーダンスを決定することと、

前記ＲＦが既定の期間にわたって送達された後に、第 2 の組織インピーダンスを決定することと、

前記第 1 の組織インピーダンスを前記第 2 の組織インピーダンスと比較することと、

前記第 1 の組織インピーダンスが、前記第 2 の組織インピーダンスと実質的に等しい場合に、前記ＲＦエネルギーの送達から前記超音波エネルギーの送達へと切り替えることと、を行うように更に構成されている、請求項 7 に記載の装置。

【請求項 9】

前記プロセッサが、

ＲＦエネルギーの送達中に組織インピーダンスを決定することと、

前記エンドエフェクタによって画定された開口を決定することと、

前記組織インピーダンス及び前記エンドエフェクタによって画定された前記開口に基づいて、前記エンドエフェクタに送達するエネルギーの種類を決定することと、を行うように更に構成されている、請求項 5 に記載の装置。

【請求項 10】

前記プロセッサが、

前記エンドエフェクタに送達される電力を制御することと、

前記組織の凝固状態を決定することと、

前記組織の前記凝固状態に基づいて、前記エンドエフェクタに送達する前記エネルギーの種類を決定することと、を行うように更に構成されている、請求項 5 に記載の装置。

【請求項 11】

前記プロセッサが、

前記エンドエフェクタによって画定された開口を決定することと、

前記エンドエフェクタによって画定された前記開口に基づいて、前記エンドエフェクタに送達するエネルギーの種類を決定することと、を行うように更に構成されている、請求項 5 に記載の装置。

【請求項 12】

組織を凝固及び切開するための外科用器具であって、前記外科用器具が、

プロセッサと、

前記外科用器具の遠位端のエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、

電極を備えるクランプアームと、

超音波ブレードと、を備える、エンドエフェクタと、

前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き

10

20

30

40

50

起こすために発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードに超音波エネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、

前記プロセッサが、

前記電極への無線周波数（ＲＦ）エネルギーの送達及び前記超音波ブレードへの超音波エネルギーの送達を制御することであって、前記ＲＦエネルギー及び超音波エネルギーが同時に送達される、制御することと、

前記エンドエフェクタに係合された組織の第１の既定の組織インピーダンスの検出、既定の時間の満了、又はそれらの組み合わせのうちの少なくとも１つが起こった際に、前記超音波エネルギーの送達を停止することと、

前記エンドエフェクタに係合された組織の第２の既定の組織インピーダンスを検出した際に、前記ＲＦエネルギーの送達を停止することと、を行うように構成されている、外科用器具。

10

【請求項１３】

前記第１の既定のインピーダンスが、前記第２の既定のインピーダンスよりも低いインピーダンス値である、請求項１２に記載の外科用器具。

【請求項１４】

前記第２の既定のインピーダンスが、封止された組織のインピーダンス値に対応する、請求項１２に記載の外科用器具。

【請求項１５】

前記プロセッサが、前記ＲＦエネルギーの送達を停止する前に前記超音波エネルギーの送達を停止するように構成されている、請求項１２に記載の外科用器具。

20

【請求項１６】

組織を凝固及び切開するための外科用器具にエネルギーを送達するための発生器であって、前記外科用器具が、その遠位端におけるエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、クランプアームと、超音波ブレードと、を備える、エンドエフェクタと、前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために前記発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードに超音波エネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、前記発生器が、

駆動信号を超音波トランスデューサに送達するように構成された第１の駆動回路と、無線周波数（ＲＦ）エネルギーを電極に送達するように構成された第２の駆動回路と、前記第１の駆動回路及び前記第２の駆動回路を制御するように構成されたプロセッサと、を備え、前記プロセッサが、

30

前記第２の駆動回路を制御して、前記電極に無線周波数（ＲＦ）エネルギーを送達し、かつ前記第１の駆動回路を制御して、前記超音波トランスデューサに前記駆動信号を送達することであって、前記ＲＦエネルギー及び前記駆動信号が同時に送達される、制御することと、

前記エンドエフェクタに係合された組織の第１の既定の組織インピーダンスの検出、既定の時間の満了、又はそれらの組み合わせのうちの少なくとも１つが起こった際に、前記第１の駆動回路を制御して、前記駆動信号の送達を停止することと、

40

前記エンドエフェクタに係合された組織の第２の既定の組織インピーダンスを検出した際に、前記第２の駆動回路を制御して、前記ＲＦエネルギーの送達を停止することと、を行うように構成されている、発生器。

【請求項１７】

組織を凝固及び切開するための外科用器具であって、前記外科用器具が、プロセッサと、

前記外科用器具の遠位端のエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、

電極を備えるクランプアームと、

超音波ブレードと、を備える、エンドエフェクタと、

50

前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードに超音波エネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、

前記プロセッサが、

前記電極への R F エネルギーの送達を制御することと、

前記エンドエフェクタに係合された組織の第 1 の既定の組織インピーダンスの検出時に、又は第 1 の既定の期間の満了時に、前記 R F エネルギーの送達を停止することと、

前記超音波ブレードへの超音波エネルギーの送達を制御することと、

前記エンドエフェクタに係合された前記組織の第 2 の既定の組織インピーダンスの検出時に、又は第 2 の既定の期間の満了時に、前記超音波エネルギーの送達を停止することと、を行うように構成されており、

前記超音波エネルギーは、前記 R F エネルギーが送達されるときから独立して送達され、

前記超音波エネルギーは、前記 R F エネルギーが送達されるのを停止するときから独立して送達されるのを停止する、外科用器具。

【請求項 18】

前記プロセッサが、

第 3 の期間にわたる前記電極への前記 R F エネルギーの再送達を制御することと、

第 4 の期間にわたる前記超音波ブレードへの前記超音波エネルギーの再送達を制御することと、を行うように構成されている、請求項 17 に記載の外科用器具。

【請求項 19】

組織を凝固及び切開するための外科用器具にエネルギーを送達するための発生器であって、前記外科用器具が、その遠位端におけるエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、クランプアームと、超音波ブレードと、を備える、エンドエフェクタと、前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために前記発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードに超音波エネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、前記発生器が、

駆動信号を超音波トランスデューサに送達するように構成された第 1 の駆動回路と、

無線周波数 (R F) エネルギーを電極に送達するように構成された第 2 の駆動回路と、

前記第 1 の駆動回路及び前記第 2 の駆動回路を制御するように構成されたプロセッサと、を備え、前記プロセッサが、

前記第 2 の駆動回路を制御して、前記電極に R F エネルギーを送達することと、

前記エンドエフェクタに係合された組織の第 1 の既定の組織インピーダンスの検出時に、又は第 1 の既定の期間の満了時に、前記第 2 の駆動回路を制御して、前記 R F エネルギーの送達を停止することと、

前記第 1 の駆動回路を制御して、前記超音波ブレードに超音波エネルギーを送達することと、

前記エンドエフェクタに係合された前記組織の第 2 の既定の組織インピーダンスの検出時に、又は第 2 の既定の期間の満了時に、前記第 2 の駆動回路を制御して、前記超音波エネルギーの送達を停止することと、を行うように構成されており、

前記超音波エネルギーは、前記 R F エネルギーが送達されるときから独立して送達され、

前記超音波エネルギーは、前記 R F エネルギーが送達されるのを停止するときから独立して送達されるのを停止する、発生器。

【請求項 20】

前記プロセッサが、

前記第 2 の駆動回路を制御して、第 3 の期間にわたって前記電極に前記 R F エネルギーを再送達することと、

前記第 1 の駆動回路を制御して、第 4 の期間にわたって前記超音波ブレードに前記超音

10

20

30

40

50

波エネルギーを送達することと、を行うように構成されている、請求項 19 に記載の発生器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(優先権)

本出願は、2015年6月30日に出願された米国仮出願第62/186,984号、2015年9月30日に出願された米国仮出願第62/235,260号、2015年9月30日に出願された米国仮出願第62/235,368号、2015年9月30日に
10 出願された米国仮出願第62/235,466号、2016年1月15日に
出願された米国仮出願第62/279,635号、及び2016年5月2日に
出願された米国仮出願第62/330,669号の利益を主張するものであり、これらの内容は、本明細書に参照によりその全体が組み込まれる。

【0002】

(発明の分野)

本開示は、概して、超音波外科用システムに関し、より具体的には、外科医が切断及び凝固を行い、組織パラメータに基づいて、そのような処置を行い、多重エネルギーモダリティを用いるための技法を適合させてカスタマイズすることを可能にする超音波及び電気外科用システムに関する。

【背景技術】

20

【0003】

超音波外科用器具は、そのような器具の特殊な性能特性のおかげで、外科処置における広範囲にわたる用途が増々見出されている。特定の器具構成及び操作パラメータに応じて、超音波外科用器具は、組織の切断及び凝固による止血を実質的に同時にもたらし、望ましくは、患者の外傷を最小限に抑えることができる。切断行為は、典型的には、器具の遠位端におけるエンドエフェクタ又はブレード先端によって実現され、これにより、エンドエフェクタと接触した組織に超音波エネルギーが伝送される。このような性質の超音波器具は、ロボット支援処置を含む切開外科用用途、腹腔鏡又は内視鏡の外科的処置用に構成され得る。

【0004】

30

いくつかの外科器具は、正確な切断及び凝固の調節の両方のために超音波エネルギーを利用する。超音波エネルギーは、組織と接触しているブレードを振動させることによって切断及び凝固させる。超音波ブレードは高周波（例えば、毎秒55,500回）で振動し、組織中のタンパク質を変性させて粘着性の凝塊を形成する。ブレード表面が組織に及ぼす圧力により血管が崩壊され、凝塊が止血シールを形成することを可能にする。切断及び凝固の精度は、外科医の技術、並びに電力レベル、ブレードエッジ、組織トラクション、及びブレード圧力の調整によって制御される。

【0005】

組織を治療及び/又は破壊するために電気エネルギーを組織に印加するための電気外科用装置も、外科的処置において、広範囲にわたる用途が増々見出される。電気外科用装置は、典型的には、遠位に取り付けられたエンドエフェクタ（例えば、1つ又は2つ以上の電極）を有する器具であるハンドピースを含む。エンドエフェクタは、電流が組織内に導入されるように、組織に対して位置付けられ得る。電気外科用装置は、双極又は単極動作に構成することができる。双極動作中、電流は、エンドエフェクタの活性電極によって組織に導入され、エンドエフェクタの戻り電極によって組織から戻される。単極動作中、電流は、電流がエンドエフェクタの活性電極によって組織に導入され、患者の体に別個に位置する戻り電極（例えば、接地パッド）を介して戻される。組織を流れる電流によって生成される熱は、組織内及び/又は組織間の止血シールを形成することができ、それ故に、例えば、血管を封止するために特に有用であり得る。電気外科用装置のエンドエフェクタは、組織を離断するための、組織及び電極に対して移動可能な切断部材も含み得る。

40

50

【 0 0 0 6 】

電気外科用装置によって印加された電気エネルギーは、ハンドピースと通信している発生器によって器具に伝送され得る。電気エネルギーは、無線周波数（「RF」）エネルギーの形態であってもよい。RFエネルギーは、200キロヘルツ（kHz）～1メガヘルツ（MHz）の周波数帯域であり得る電気エネルギーの一形態である。印加中、電気外科用装置は、組織を通じて低周波数RFエネルギーを伝送することができ、これはイオン攪拌又は摩擦、すなわち抵抗加熱を生じさせ、これによって組織の温度を増加させる。罹患組織と周囲組織との間にはっきりとした境界が形成されるため、外科医は、標的としない隣接する組織を犠牲にすることなく、高度な正確性及び制御で操作することができる。RFエネルギーの低動作温度は、軟組織を除去、収縮、又は成形し、同時に血管を封止するのにも有用である。RFエネルギーは、主にコラーゲンから成り、熱による接触の際に収縮する結合組織に特に良好に作用し得る。

10

【 0 0 0 7 】

RFエネルギーは、EN 60601-2-2:2009+A11:2011, Definition 201.3.218 - 高周波数に記載される周波数範囲であり得る。例えば、単極RF用途における周波数は、典型的には、5MHz未満に制限され得る。しかしながら、双極RF用途においては、周波数は、ほぼどのような周波数でもよい。200kHz超の周波数は、典型的には、低周波数の電流の使用から生じる神経及び筋肉の不必要な刺激を避けるために、単極用途に使用され得る。リスク分析が、神経筋刺激の可能性が許容可能なレベルにまで緩和されたと示す場合、より低い周波数が双極用途に使用され得る。通常、5MHz超の周波数は、高周波数の漏洩電流に関連する問題を最小限に抑えるために使用されない。しかしながら、より高い周波数は、双極用途の場合には使用され得る。一般に、10mAが、組織への熱効果のより低い閾値であると認識されている。

20

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

これらの医療用装置を使用する課題は、これらの装置によって治療される組織の種類に応じて出力を制御及びカスタマイズすることができないことである。現在の器具の欠点のうちのいくつかを克服する外科用器具を提供することが望ましいであろう。本明細書に記載される外科用システムは、これらの欠点を克服する。

30

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 9 】

一態様では、無線周波数エネルギー及び超音波エネルギーを標的手術部位に加えるように構成された外科用システムにおける短絡を検出するための方法が提供される。この方法は、エンドエフェクタを用いて無線周波数（RF）エネルギーを標的手術部位に加えることと、エンドエフェクタを用いて標的手術部位にRFエネルギーを加えることから超音波エネルギーを加えることへと遷移させることと、手術部位に探索的超音波パルスを送信することと、手術部位への送信時に、超音波パルスについての超音波特性を測定することと、超音波エネルギーが、低インピーダンス組織に加えられるときに、超音波特性が、低インピーダンス組織の挙動と一致するかどうかを決定することと、超音波特性が、低インピーダンス組織に加えられる超音波エネルギーと一致することが決定された場合に、超音波エネルギーを加え続けて低インピーダンス組織を切断することと、を含む。

40

【 0 0 1 0 】

前述のものに加えて、様々な他の方法並びに／又はシステム及び／若しくはプログラム製品の態様が、本開示の本文（例えば、特許請求の範囲及び／若しくは詳細な説明）並びに／又は図面等の教示に記載及び説明される。

【 0 0 1 1 】

前述は、概要であり、このため、詳細の簡略化、一般化、包含、及び／又は省略を含み得、結果として、当業者は、この概要が、例示的であるにすぎず、いかなうにも制限は意図されないことを理解するであろう。本明細書に記載される本装置並びに／又はプロセス

50

及び／若しくは他の主題の他の態様、特徴、及び利点は、本明細書に記載される教示において明らかになるであろう。

【0012】

1つ又は2つ以上の様々な態様では、関連するシステムは、本明細書で言及される方法態様を達成するための回路及び／又はプログラミングを含むが、これらに限定されず、回路及び／又はプログラミングは、システム設計者の設計選択に応じて、本明細書で言及される方法態様に影響を及ぼすように構成されている、ハードウェア、ソフトウェア、及び／又はファームウェアの事実上任意の組み合わせとすることができる。前述のものに加えて、様々な他の方法及び／又はシステム態様が、本開示の本文（例えば、特許請求の範囲及び／若しくは詳細な説明）並びに／又は図面等の本教示に記載及び説明される。

10

【0013】

更に、以下に記載される形態、形態の表現、実施例のうちのいずれか1つ又は2つ以上が、他の以下に記載される形態、形態の表現、及び実施例のうちのいずれか1つ又は2つ以上と組み合わせられ得ることが理解される。

【0014】

上記の概要はあくまで例示的なものにすぎず、いかなる意味においても限定を目的としたものではない。上記に述べた例示的な態様、実施形態、及び要素以外にも、更なる態様、実施形態、及び要素が、図面及び以下の詳細な説明を参照することで明らかとなる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

記載される形態の新規の特徴は、添付の特許請求の範囲に詳細に記載される。しかしながら、記載される形態は、編成及び操作方法の両方に関して、以下の説明を、添付の図面と併せて参照することにより最良に理解され得る。

20

【図1】発生器及び発生器と共に使用可能な様々な外科用器具を備える外科用システムの一態様を例示する。

【図2】図16の超音波外科用器具の一態様の図である。

【図3】図16の外科用システムの一態様の図である。

【図4】動作分岐電流の一態様を例示するモデルである。

【図5】発生器構成の一態様の構造図である。

【図6】超音波トランスデューサを駆動するための超音波電気信号を発生させる発生器の駆動システムの一態様を例示する。

30

【図7】組織インピーダンスモジュールを含む発生器の駆動システムの一態様を例示する。

【図8】複数のエネルギーモダリティを外科用器具に送達するための発生器の一態様を例示する。

【図9】発生器の一態様からのエネルギーの2つの波形の例示的なグラフである。

【図10】図9の波形の和の例示的なグラフである。

【図11】RF波形が超音波波形に依存する、図9の波形の和の例示的なグラフである。

【図12】RF波形が超音波波形の関数である図9の波形の和の例示的なグラフである。

【図13】複合RF波形の例示的なグラフである。

40

【図14】クランプアーム上に位置するRFデータセンサを含むエンドエフェクタの一態様を例示する。

【図15】センサがフレキシブル回路に取り付けられ得るか、又はフレキシブル回路と一体に形成され得る、図14に示されるフレキシブル回路の一態様を例示する。

【図16】図15に示されるフレキシブル回路の断面図である。

【図17】エンドエフェクタのクランプアームに固定的に取設されるように構成された分割されたフレキシブル回路の一態様を例示する。

【図18】エンドエフェクタのクランプアームに取り付けられるように構成された分割されたフレキシブル回路の一態様を例示する。

【図19】組織間隙 G_T を測定するように構成されたエンドエフェクタの一態様を例示する

50

る。

【図 2 0】左から右に分割されたフレキシブル回路の一態様を例示する。

【図 2 1】図 2 0 に示される分割されたフレキシブル回路を含むエンドエフェクタの一態様を例示する。

【図 2 2】クランプアームがクランプアームと超音波ブレードとの間に組織を固定している、図 2 1 に示すエンドエフェクタを例示する。

【図 2 3】局所的に感知された組織のパラメータに基づいてエンドエフェクタの右側及び左側によって印加されたエネルギーのグラフを例示する。

【図 2 4】連続性、温度、圧力などの二次組織パラメータの測定に起因する閾値の調整の一態様を描写するグラフを例示する。

【図 2 5】フレキシブル回路内に埋め込まれた R F 電極及びデータセンサを含むフレキシブル回路の一態様の断面図である。

【図 2 6】クランプアームと超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力又は圧力を感知するように構成されたエンドエフェクタの一態様の断面図である。

【図 2 7】フレキシブル回路の信号層の一態様の概略図である。

【図 2 8】図 2 7 に示すフレキシブル回路のセンサ配線の概略図である。

【図 2 9】R F エネルギー駆動回路の一態様の概略図である。

【図 3 0】事前設定された時間における組織間隙の測定のグラフ表示である。

【図 3 1】薄い、中程度、及び厚い組織の種類に関する、事前設定された力までの時間に対する時間のグラフである。

【図 3 2】3つの曲線のグラフのグラフ描写であり、第 1 の曲線は、電力 (P)、電圧 (V_{RF})、及び電流 (I_{RF}) に対する組織インピーダンス (Z) を表し、第 2 の曲線及び第 3 の曲線は、組織インピーダンス (Z) に対する時間 (t) を表す。

【図 3 3】エンドエフェクタの一態様の平面図である。

【図 3 4】クランプアーム及び超音波ブレードの下層構造を露呈するための部分的切り欠き図を有する、図 3 3 に示すエンドエフェクタの側面図である。

【図 3 5】超音波ブレード並びに右及び左の電極をそれぞれ露呈するための、図 3 3、3 4 に示すエンドエフェクタの部分的断面図である。

【図 3 6】図 3 3 に示すエンドエフェクタの断面 3 6 - - 3 6 で切り取られた断面図である。

【図 3 7】図 3 3 に示すエンドエフェクタの断面 3 7 - - 3 7 で切り取られた断面図である。

【図 3 8】超音波ブレードが異なる幾何学的形状を有することを除いて、図 3 3 に示すエンドエフェクタの断面 3 6 - - 3 6 で切り取られた断面図である。

【図 3 9】超音波ブレードが異なる幾何学的形状を有することを除いて、図 3 3 に示すエンドエフェクタの断面 3 7 - - 3 7 で切り取られた断面図である。

【図 4 0】超音波ブレードが異なる幾何学的形状を有することを除いて、図 3 3 に示すエンドエフェクタの断面 3 6 - - 3 6 で切り取られた断面図である。

【図 4 1】超音波ブレードが異なる幾何学的形状を有することを除いて、図 3 3 に示すエンドエフェクタの断面 3 7 - - 3 7 で切り取られた断面図である。

【図 4 2 A】組織を囲む医療用装置の一態様のグラフ表示である。

【図 4 2 B】組織を圧縮する医療用装置の一態様のグラフ表示である。

【図 4 3 A】組織を圧縮する医療用装置の一態様のグラフ表示である。

【図 4 3 B】組織を圧縮する医療用装置のエンドエフェクタの一態様によって及ぼされた力の例も描写する。

【図 4 4】フィードバックシステムの一態様の論理フロー図を例示する。

【図 4 5】大きな血管又は大きな組織束を封止するか又は封止及び切断するためのプロセスの一態様の論理フロー図である。

【図 4 6】エンドエフェクタによって画定される変化する開口に基づいて、組織の治療中に発生器から送達されるエネルギーを動的に変化させることによって、大きな血管又は大

10

20

30

40

50

きな組織束を封止するか又は封止及び切断するためのプロセスの一態様の論理フロー図である。

【図４７】外科用器具のエンドエフェクタによって画定される変化する開口に基づいて、組織の治療中に発生器にエネルギーパラメータを動的に通信することによって、大きな血管又は大きな組織束を封止するか又は封止及び切断するためのプロセスの一態様の論理フロー図である。

【図４８】ＲＦエネルギー及び超音波エネルギーを、組織インピーダンス測定値及びクランプジョー測定値によって画定される開口と共に使用して、血管を封止するか又は封止及び切断する技法の論理フロー図である。

【図４９】外科用器具によって治療される組織の凝固の状態の決定に基づいて、外科用器具に送達されるエネルギーを動的に変化させる方法の一態様の論理フロー図である。

【図５０】ＲＦエネルギー及び超音波エネルギーを、組織インピーダンス測定値と共に使用して、血管を封止するか又は封止及び切断する技法の論理フロー図である。

【図５１】ＲＦエネルギー及び超音波エネルギーを、組織インピーダンス測定値及びクランプジョー測定値によって画定される開口と共に使用して、血管を封止するか又は封止及び切断する技法の論理フロー図である。

【図５２】探索的超音波パルスの電圧特性を測定することによって、ＲＦエネルギーを利用しながら短絡と低インピーダンス組織を区別するための技法の論理フロー図である。

【図５３】いくつかの態様による、ＲＦエネルギーを送達し、探索的超音波パルスの音響特性を測定しながら短絡と低インピーダンス組織を区別するための技法の論理フロー図である。

【図５４】いくつかの態様による、超音波エネルギー及びＲＦエネルギーの組み合わせを使用することによって、切断することなく組織封止技法を施すための技法の論理フロー図である。

【図５５】いくつかの態様による、超音波エネルギー及びＲＦエネルギーの組み合わせを使用することによって、切断することなく組織封止技法を施すための技法の論理フロー図である。

【図５６】ＲＦモードで偽短絡を引き起こし得る低インピーダンス組織又は金属短絡を検出するための技法の論理フロー図である。

【図５７】「封止のみ」モードの場合のＲＦエネルギー及び超音波エネルギーのパルシングの基本構成を例示する、封止のみのパルスシーケンスのタイミング図である。

【図５８】「封止のみ」モードの場合のＲＦエネルギー及び超音波エネルギーのパルシングの基本構成を例示する、封止のみのパルスシーケンスのタイミング図である。

【図５９】封止のみのパルスシーケンスのタイミング図である。

【図６０】封止のみのパルスシーケンスのタイミング図である。

【図６１】切断サイクルの封止中に同じ振幅で送達される超音波エネルギーパルスで始まり、終わる、封止及び切断パルスシーケンスのタイミング図である。

【図６２】切断サイクルの封止中に可変振幅で送達される超音波エネルギーパルスで始まり、終わる、封止及び切断パルスシーケンスのタイミング図である。

【図６３】超音波エネルギーパルス電流が、前のＲＦエネルギーパルスで測定されたインピーダンスに基づいて設定される、封止のみのパルスシーケンスのタイミング図である。

【図６４】組織に異なるエネルギーモダリティのパルスを送達するための技法の論理フロー図である。

【図６５】組織に異なるエネルギーモダリティのパルスを送達するための技法の論理フロー図である。

【図６６】組織に異なるエネルギーモダリティのパルスを送達するための技法の論理フロー図である。

【図６７】組織に異なるエネルギーモダリティの同時起動を適用するプロセスの一態様の論理フロー図である。

【図６８】超音波終端インピーダンスを例示する、図６７の論理フロー図に関連したＲＦ

10

20

30

40

50

インピーダンス対時間のグラフ表示である。

【図 6 9】図 6 7 及び 6 8 に関連して記載された R F エネルギーモダリティ及び超音波エネルギーモダリティの同時起動を使用して、血管内に作製された封止の質の例を例示する。

【図 7 0】図 6 7 ~ 6 9 に関連して記載された、カロチド束対 R F のみの封止及び同時 R F / 超音波封止の封止バースト圧のグラフ表示である。

【図 7 1】R F エネルギーモダリティ及び超音波エネルギーモダリティの同時起動のプロセスの論理フロー図である。

【図 7 2】組織封止制御プロセスにおける複合負荷曲線の選択及び適用について記載する一態様のブロック図である。

【図 7 3】発生器を制御するための神経回路網の一態様を例示する。

【発明を実施するための形態】

【0016】

外科用器具の様々な形態を詳細に説明する前に、例示的形態が、適用又は使用において、添付の図面及び説明で例示される部品の構造及び配置の詳細に限定されないことに留意されたい。例示的な形態は、他の形態、変形、及び修正で実行されるか、又はそれらに組み込まれてもよく、様々な手段で実施又は行われてもよい。更に、特に明記しない限り、本明細書で用いる用語及び表現は、読者の便宜のために例示的な形態を説明する目的で選ばれており、それらを限定するためのものではない。

【0017】

更に、以下に記載される形態、形態の表現、実施例のうちのいずれか 1 つ又は 2 つ以上が、他の以下に記載される形態、形態の表現、及び実施例のうちのいずれか 1 つ又は 2 つ以上と組み合わせられ得ることが理解される。

【0018】

様々な形態は、外科的処置中の組織の切開、切断、及び / 又は凝固をもたらすように構成された改善された超音波及び / 又は電気外科用 (R F) 器具を対象とする。一形態では、超音波と電気外科用器具とを組み合わせたものが切開外科的処置における使用のために構成され得るが、腹腔鏡、内視鏡、及びロボット支援処置等の他の種類の手術における用途も有する。超音波及び R F エネルギーの選択的な使用によって、多方面の使用が容易になる。

【0019】

様々な形態が本明細書に記載される超音波器具と組み合わせて記載される。そのような記載は限定するものではなく例として提供されており、その範囲及び適用を限定することを意図しない。例えば、記載される形態のうちのいずれか 1 つは、例えば、米国特許第 5 , 9 3 8 , 6 3 3 号、同第 5 , 9 3 5 , 1 4 4 号、同第 5 , 9 4 4 , 7 3 7 号、同第 5 , 3 2 2 , 0 5 5 号、同第 5 , 6 3 0 , 4 2 0 号、及び同第 5 , 4 4 9 , 3 7 0 号に記載されるものを含む多様な超音波器具と組み合わせて有用である。

【0020】

以下の説明から明らかになるように、本明細書に記載される外科用器具の形態は、外科用システムの発振器ユニットと関連付けて使用され得、それにより発振器ユニットからの超音波エネルギーが本外科用器具に所望の超音波作動をもたらすことが企図される。本明細書に記載される外科用器具の形態は、外科用システムの信号発生器ユニットと関連付けて使用され得、それにより無線周波 (R F) の形態の電気エネルギーが、例えば、外科用器具に関してユーザーにフィードバックを提供するために使用されることも企図される。超音波発振器及び / 若しくは信号発生器は、取り外し不能に外科用器具と一体化されてもよく、又は外科用器具に電氣的に取り付け可能であり得る分離した構成要素として提供されてもよい。

【0021】

本外科用装置の一形態は、その単純な構造により使い捨て使用のために特に構成されている。しかしながら、本外科用器具の他の形態は、使い捨てではないか又は複数回使用さ

10

20

30

40

50

れるように構成され得ることも企図される。関連付けられる発振器及び信号発生器ユニットとの、本発明の外科用器具の取り外し可能な接続について、ここでは1人の患者用として、あくまで例示を目的として開示する。しかし、本外科用器具を、関連付けられる発振器及び/又は信号発生器ユニットと取り外し可能にせず、一体化接続することも企図される。したがって、本明細書に記載される外科用器具の様々な形態は、限定されないが、取り外し可能及び/又は取り外し不能のいずれかの一体型発振器及び/又は信号発生器ユニットと共に、単回使用及び/又は複数回使用するように構成され得、そのような構成の全ての組み合わせは、本開示の範囲内にあることが企図される。

【0022】

本明細書に開示される外科用器具は、以下の共同所有された出願に記載された外科用器具に関連し、それと同時に開示される。Yatesらによる「Surgical System With User Adaptable Techniques Based On Tissue Type」という表題のEND7747USNP、Stulenらによる「Surgical System With User Adaptable Techniques」という表題のEND7747USNP1、Yatesらによる「Surgical System With User Adaptable Techniques Based On Tissue Impedance」という表題のEND7747USNP3、及びYatesらによる「Surgical System With User Adaptable Techniques Employing Simultaneous Energy Modalities Based On Tissue Parameters」という表題のEND7747USNP4。これらの各々は、本明細書にその全体が参照により組み込まれる。

10

20

【0023】

図1~5を参照して、超音波外科用器具を含む外科用システム10の一形態が例示される。図1は、発生器102及び発生器と共に使用可能な様々な外科用器具104、106、108を備える外科用システム100の一形態を例示する。図2は、図1の超音波外科用器具104の図である。

【0024】

図1は、複数の外科用器具104、106、108を駆動するように構成された発生器102を例示する。第1の外科用器具104は、ハンドピース105、超音波トランスデューサ120、シャフト126、及びエンドエフェクタ122を備える。エンドエフェクタ122は、トランスデューサ120と音響的に連結された超音波ブレード128及びクランプアーム140を備える。ハンドピース105は、クランプアーム140を動作させるトリガ143と、超音波ブレード128又は他の機能にエネルギーを与え、駆動するためのトリガボタン134a、134b、134cの組み合わせと、を備える。トリガボタン134a、134b、134cは、発生器102で超音波トランスデューサ120にエネルギーを与えるように構成され得る。

30

【0025】

依然として図1を参照して、発生器102は、第2の外科用器具106を駆動するようにも構成されている。第2の外科用器具106は、RF電気外科用器具であり、ハンドピース107、シャフト127、及びエンドエフェクタ124を備える。エンドエフェクタ124は、クランプアーム143内の、超音波ブレード149を通して戻る電極を備える。電極は、発生器102内の双極エネルギー源に連結され、双極エネルギー源によってエネルギーを与えられる。ハンドピース107は、クランプアーム145を動作させるためのトリガ147と、エンドエフェクタ124内の電極にエネルギーを与えるためのエネルギースイッチを作動するためのエネルギーボタン135と、を備える。

40

【0026】

依然として図1を参照して、発生器102は、電気外科用と超音波器具108との組み合わせを駆動するようにも構成されている。電気外科用と超音波多機能外科用器具108との組み合わせは、ハンドピース109、シャフト129、及びエンドエフェクタ125

50

を備える。エンドエフェクタは、超音波ブレード 149 及びクランプアーム 145 を備える。超音波ブレード 149 は、超音波トランスデューサ 120 と音響的に連結される。ハンドピース 109 は、クランプアーム 145 を動作させるためのトリガ 147 と、超音波ブレード 149 又は他の機能にエネルギーを与え、駆動するためのトグルボタン 137 a、137 b、137 c の組み合わせと、を備える。トグルボタン 137 a、137 b、137 c は、発生器 102 で超音波トランスデューサ 120 にエネルギーを与え、かつ発生器 102 内に同様に収容された双極エネルギー源で超音波ブレード 149 にエネルギーを与えるように構成され得る。

【0027】

図 1 及び 2 の両方を参照して、発生器 102 は、様々な外科用装置との使用のために構成可能である。様々な形態に従って、発生器 102 は、例えば、超音波外科用器具 104、RF 電気外科用器具 106 等の電気外科用又は RF 外科用装置、並びに発生器 102 から同時に送達される電気外科用 RF 及び超音波エネルギーを統合する多機能外科用器具 108 を含む異なる種類の異なる外科用装置との使用のために構成可能であり得る。図 1 の形態では、発生器 102 は、外科用器具 104、106、108 とは別個に示されているが、一形態では、発生器 102 は外科用器具 104、106、108 のうちのいずれかと一体的に形成されて、一体型外科用システムを形成してもよい。発生器 102 は、発生器 102 のコンソールの前側パネル上に位置する入力装置 110 を備える。入力装置 110 は、発生器 102 の動作をプログラミングするのに好適な信号を生成する、任意の好適な装置を備え得る。発生器 102 は、1 つ又は 2 つ以上の出力装置 112 も備えてもよい。

【0028】

発生器 102 は、ケーブル 144 を介して超音波トランスデューサ 120 に連結される。超音波トランスデューサ 120 及びシャフト 126 (導波管は図 2 に示さず) を通って延在する導波管は、エンドエフェクタ 122 の超音波ブレード 128 を駆動する超音波駆動システムを集合的に形成してもよい。エンドエフェクタ 122 は、クランプアーム 140 と超音波ブレード 128 との間に組織を固定するためのクランプアーム 140 を更に備えてもよい。一形態では、発生器 102 は、段階式であり得るか、又はさもなければ高分解能、精度、及び繰り返し性で修正することができる特定の電圧、電流、及び / 又は周波数出力信号の駆動信号を発生させるように構成されてもよい。

【0029】

依然として図 2 を参照して、外科用器具 104 は、トグルボタン 134 a、134 b、134 c の任意の組み合わせを備え得ることが理解されよう。例えば、外科用器具 104 は、最大超音波エネルギー出力を発生させるためのトグルボタン 134 a と、最大又は最大電力レベル未満のいずれかでパルス出力を発生させるためのトグルボタン 134 c と、の 2 つのトグルボタンのみを有するように構成され得る。このようにして、発生器 102 の駆動信号出力構成は、5 個の連続信号及び、5 又は 4 又は 3 又は 2 又は 1 個のパルス信号であり得る。ある特定の形態では、特定の駆動信号構成は、例えば、発生器 102 における EEPROM 設定及び / 又はユーザー電力レベル選択 (複数可) に基づいて制御されてもよい。

【0030】

ある特定の形態では、2 位置スイッチがトグルボタン 134 c の代替として設けられてもよい。例えば、外科用器具 104 は、最大電力レベルで連続出力を発生させるためのトグルボタン 134 a と、2 位置トグルボタン 134 b と、を含んでもよい。第 1 の戻り止め位置において、トグルボタン 134 b は最大電力レベル未満で連続出力を発生させてもよく、第 2 の戻り止め位置において、トグルボタン 134 b は (例えば、EEPROM 設定に応じて、最大又は最大出力レベル未満で) パルス出力を発生させてもよい。

【0031】

依然として図 2 を参照して、発生器 102 の形態は、器具ベースのデータ回路との通信を可能にし得る。例えば、発生器 102 は、第 1 のデータ回路 136 及び / 又は第 2 のデータ回路 138 と通信するように構成されてもよい。例えば、第 1 のデータ回路 136 は

、本明細書に記載されるバーンイン周波数スロープを示してもよい。加えて、又はあるいは、任意の種類の情報は、データ回路インターフェースを介して（例えば、論理デバイスを使用して）第２のデータ回路に格納するために第２のデータ回路に通信されてもよい。このような情報は、例えば、器具が使用された最新の動作数、並びに／又はその使用の日付及び／若しくは時間を含み得る。ある特定の形態では、第２のデータ回路は、１つ又は２つ以上のセンサ（例えば、器具ベースの温度センサ）によって取得されたデータを送信してもよい。ある特定の形態では、第２のデータ回路は、発生器１０２からデータを受信し、受信したデータに基づきユーザーに表示を提供してもよい（例えば、ＬＥＤ表示又は他の可視表示）。外科用装置の多機能外科用器具１０８に収容された第２のデータ回路１３８。いくつかの形態では、第２のデータ回路１３８は、本明細書に記載される第１のデータ回路１３６のものと類似した多くのものに実装される。器具インターフェース回路は、この通信を可能にするための第２のデータ回路インターフェースを備えてもよい。一形態では、第２のデータ回路インターフェースは、トライステートデジタルインターフェースを備え得るが、他のインターフェースも使用され得る。ある特定の形態では、第２のデータ回路は、一般にデータを送信及び／又は受信するための任意の回路であり得る。一形態では、例えば、第２のデータ回路は、第２のデータ回路が関連付けられた特定の外科用器具に関する情報を格納してもよい。このような情報は、例えば、モデル番号、シリアル番号、外科用器具が使用された動作数、及び／又は任意の他の種類の情報を含み得る。いくつかの形態では、第２のデータ回路１３８は、関連トランスデューサ１２０、エンドエフェクタ１２２、又は超音波駆動システムの電氣的及び／又は超音波的特性に関する情報を格納してもよい。本明細書に記載される様々なプロセス及び技法は、発生器によって実行され得る。しかしながら、ある特定の実施例の形態では、これらのプロセス及び技法の全て又は一部は多機能外科用器具１０８の内部論理１３９によって行われ得ることが理解されよう。

10

20

30

40

50

【００３２】

図３は、図１の外科用システム１００の図である。様々な形態では、発生器１０２は、モジュール、回路、及び／又はブロック等の複数の別個の機能的要素を備え得る。異なる機能的要素又はモジュールは、異なる種類の外科用器具１０４、１０６、１０８を駆動するように構成されてもよい。例えば、超音波発生器駆動回路１１４は、ケーブル１４２を介して超音波外科用器具１０４等の超音波装置を駆動してもよい。電気外科／ＲＦ発生器駆動回路１１６は、ケーブル１４４を介して電気外科用器具１０６を駆動してもよい。例えば、それぞれの駆動回路１１４、１１６は、外科用器具１０４、１０６、１０８を駆動するためのそれぞれの駆動信号を生成してもよい。様々な形態では、超音波発生器駆動回路１１４（例えば、超音波駆動回路）及び／又は電気外科／ＲＦ発生器駆動回路１１６（例えば、ＲＦ駆動回路）は各々、発生器１０２と一体的に形成されてもよい。あるいは、駆動回路１１４、１１６のうちの１つ又は２つ以上が、発生器１０２に電氣的に連結された別個の回路モジュールとして設けられてもよい。（駆動回路１１４及び１１６は、この選択肢を例示するために幻影で示される。）また、いくつかの形態では、電気外科／ＲＦ発生器駆動回路１１６は、超音波発生器駆動回路１１４と一体的に形成されてもよいが、又は逆もまた同様である。また、いくつかの形態では、発生器１０２は、完全に省かれてもよく、駆動回路１１４、１１６は、それぞれの外科用器具１０４、１０６、１０８内のプロセッサ又は他のハードウェアによって実行されてもよい。

【００３３】

他の形態では、超音波発生器駆動回路１１４及び電気外科／ＲＦ発生器駆動回路１１６の電気出力部は、単一の駆動回路に組み合わせられ、ケーブル１４６を介して電気外科用ＲＦエネルギー及び超音波エネルギーと同時に多機能外科用器具１０８を駆動することができる単一の電気信号を提供してもよい。多機能外科用器具１０８は、電気外科用ＲＦエネルギーを受け取るために、超音波ブレード１４９及びエンドエフェクタ１２４内の１つ又は２つ以上の電極に連結された超音波トランスデューサ１２０を備える。このような実装においては、組み合わせＲＦ／超音波信号は、多機能外科用器具１０８に連結される。多

機能外科用器具 108 は、RF 信号がエンドエフェクタ 124 内の電極に送達され得、かつ超音波信号が超音波トランスデューサ 120 に送達され得るように、組み合わせ RF / 超音波信号を分割する信号処理構成要素を備える。

【0034】

記載される形態によれば、超音波発生器駆動回路 114 は、特定の電圧、電流、及び周波数、例えば 55,500 サイクル毎秒 (Hz) の駆動信号 (複数可) を発生させてもよい。駆動信号 (複数可) は、超音波外科用器具 104 に、具体的にはトランスデューサ 120 に提供され得、トランスデューサは、例えば本明細書に記載されるように動作することができる。トランスデューサ 120 及びシャフト 126 を通って延在する導波管 (導波管は図 2 には示さず) は、エンドエフェクタ 122 の超音波ブレード 128 を駆動する超音波駆動システムを集合的に形成してもよい。一形態では、発生器 102 は、段階式であり得るか、又はさもなければ高分解能、精度、及び繰り返し性で修正することができる特定の電圧、電流、及び / 又は周波数出力信号の駆動信号を発生させるように構成されてもよい。

10

【0035】

発生器 102 は、任意の好適な方法で駆動信号をトランスデューサ 120 に提供するよう起動され得る。例えば、発生器 102 は、フットスイッチケーブル 132 を介して発生器 102 に連結されたフットスイッチ 130 を備えてもよい。臨床医は、フットスイッチ 130 を押圧することによって、トランスデューサ 120 を起動し得る。フットスイッチ 130 に加えて、又はその代わりに、超音波外科用器具 104 のいくつかの形態は、起動されると、発生器 102 にトランスデューサ 120 を起動し得る、ハンドピース上に位置付けられた 1 つ又は 2 つ以上のスイッチを利用してもよい。一形態では、例えば 1 つ又は 2 つ以上のスイッチは、例えば、外科用器具 104 の動作モードを決定するために、一対のトグルボタン 134 a、134 b (図 2) を備えてもよい。トグルボタン 134 a が押圧されると、例えば超音波発生器 102 は、最大駆動信号をトランスデューサ 120 に提供し、これに最大超音波エネルギー出力を生成させてもよい。トグルボタン 134 b を押圧することにより、超音波発生器 102 がトランスデューサ 120 にユーザー選択可能な駆動信号を提供し、よってこれがより小さい最大超音波エネルギー出力を生成してもよい。外科用器具 104 は、加えて、又はあるいは、例えば、エンドエフェクタ 122 のジョーを動作させるためのジョークロージャトリガの位置を示すために、第 2 のスイッチ (図示せず) を備えてもよい。また、いくつかの形態では、超音波発生器 102 は、ジョークロージャトリガの位置に基づいて起動されてもよい (例えば、臨床医がジョークロージャトリガを押圧して、ジョーを閉じると、超音波エネルギーが印加され得る)。

20

30

【0036】

加えて、又はあるいは、1 つ又は 2 つ以上のスイッチは、押圧されると、発生器 102 にパルス出力を提供させる、トグルボタン 134 c を備えてもよい。パルスは、例えば、任意の好適な周波数及び分類で提供され得る。ある特定の形態では、パルスの電力レベルは、例えば、トグルボタン 134 a、134 b に関連する電力レベル (最大、最大未満) であってもよい。

【0037】

記載される形態によれば、電気外科 / RF 発生器駆動回路 116 は、無線周波数 (RF) エネルギーを用いて双極電気外科を実行するのに十分な出力電力を有する駆動信号 (複数可) を発生させ得る。双極電気外科用途において、例えば、駆動信号は、例えば、電気外科用器具 106 の電極に提供され得る。したがって、発生器 102 は、組織を治療するために十分な電気エネルギーを組織に印加することによって、治療目的のために構成されてもよい (例えば、凝固、焼灼、組織溶接)。

40

【0038】

発生器 102 は、例えば、発生器 102 コンソールの前側パネル上に位置する入力デバイス 110 (図 1) を備え得る。入力装置 110 は、発生器 102 の動作をプログラミングするのに好適な信号を生成する、任意の好適な装置を備え得る。動作中、ユーザーは、

50

入力装置 110 を使用して発生器 102 の動作をプログラミングないしは別の方法で制御し得る。入力装置 110 は、発生器によって（例えば、発生器内に收容された 1 つ又は 2 つ以上のプロセッサによって）、発生器 102 の動作（例えば、超音波発生器駆動回路 114 及び / 又は電気外科 / RF 発生器駆動回路 116 の動作）を制御するために使用され得る信号を生成する任意の好適な装置を備えてもよい。様々な形態では、入力装置 110 は、汎用又は専用のコンピュータへのボタン、スイッチ、サムホイール、キーボード、キーパッド、タッチスクリーンモニタ、ポインティングデバイス、リモート接続のうちの 1 つ又は 2 つ以上を含む。他の形態では、入力装置 110 は、例えば、タッチスクリーンモニタ上に表示される 1 つ又は 2 つ以上ユーザーインターフェーススクリーンなどの好適なユーザーインターフェースを備えてもよい。したがって、入力装置 110 を通して、ユーザーは、例えば、超音波発生器駆動回路 114 及び / 又は電気外科 / RF 発生器駆動回路 116 により生成された駆動信号（複数可）の電流（ I ）、電圧（ V ）、周波数（ f ）、及び / 又は期間（ T ）などの、発生器の種々の動作パラメータを設定又はプログラムすることができる。

10

20

30

40

50

【0039】

発生器 102 はまた、例えば、発生器 102 のコンソールの前側パネル上に位置する出力インジケータなどの、出力装置 112（図 1、3）を備えてもよい。出力装置 112 は、ユーザーに感覚的フィードバックを提供するための 1 つ又は 2 つ以上の装置を含む。かかる装置は、例えば、視覚的フィードバック装置（例えば、視覚的フィードバック装置は、白熱ランプ、発光ダイオード（LED）、グラフィカル・ユーザー・インターフェース、ディスプレイ、アナログインジケータ、デジタルインジケータ、棒グラフ表示、デジタル文字数字表示、液晶ディスプレイ表示スクリーン、LED インジケータを含み得る）、可聴フィードバック装置（例えば、可聴フィードバック装置は、スピーカ、ブザー、可聴式のコンピュータで生成されたトーン、コンピュータ化されたスピーチ、音声 / スピーチプラットフォームを介してコンピュータと相互作用するためのボイスユーザーインターフェース（VUI）を含み得る）、又は触覚的フィードバック装置（例えば、触覚的フィードバック装置は、任意の種類の振動フィードバック、触覚アクチュエータを含む）を含み得る。

【0040】

発生器 102 のある特定のモジュール、回路、及び / 又はブロックが例として記載され得るが、より多くの又はより少ないモジュール、回路、及び / 又はブロックが使用されてもよく、依然として本形態の範囲内に入ることが理解され得る。更に、説明を容易にするために、様々な形態がモジュール、回路、及び / 又はブロックに関して記載され得るが、このようなモジュール、回路、及び / 又はブロックは、1 つ又は 2 つ以上のハードウェア構成要素、例えば、プロセッサ、デジタル信号プロセッサ（DSP）、プログラマブル論理デバイス（PLD）、特定用途向け集積回路（ASIC）、回路、レジスタ、及び / 又はソフトウェア構成要素、例えば、プログラム、サブルーチン、論理、並びに / 若しくはハードウェア及びソフトウェア構成要素の組み合わせにより実現され得る。また、いくつかの形態では、本明細書に記載される様々なモジュールは、外科用器具 104、106、108 内に位置付けられた同様のハードウェアを利用して実現されてもよい（すなわち、発生器 102 は省かれてもよい）。

【0041】

一形態では、超音波発生器駆動回路 114 及び電気外科 / RF 駆動回路 116 は、ファームウェア、ソフトウェア、ハードウェア、又はこれらの任意の組み合わせとして実装される 1 つ又は 2 つ以上の埋め込みアプリケーションを含んでもよい。駆動回路 114、116 は、例えば、ソフトウェア、プログラム、データ、ドライバ、アプリケーションプログラムインターフェース（API）などの様々な実行可能なモジュールを備えてもよい。ファームウェアは、ビットマスクされた読み出し専用メモリ（ROM）又はフラッシュメモリのような不揮発性メモリ（NVM）に格納され得る。様々な実現形態では、ファームウェアを ROM に格納することにより、フラッシュメモリが保存され得る。NVM は、例

えば、プログラミング可能ROM (PROM)、消去可能なプログラミング可能ROM (EPROM)、電氣的消去可能なプログラミング可能ROM (EEPROM)、又はダイナミックRAM (DRAM)、ダブルデータレートDRAM (DDRAM)、及び/若しくは同期DRAM (SDRAM)のような電池バックアップ式ランダムアクセスメモリ (RAM)を含む他のタイプのメモリを含み得る。

【 0 0 4 2 】

一形態では、駆動回路 1 1 4、1 1 6 は、外科用器具 1 0 4、1 0 6、1 0 8 の様々な測定可能な特性をモニタリングし、かつ外科用器具 1 0 4、1 0 6、1 0 8 を動作させるための対応する出力制御信号を発生させるためのプログラム命令を実行するために、プロセッサとして実装されるハードウェア構成要素を備える。発生器 1 0 2 が外科用器具 1 0 4 と共に使用される形態では、出力制御信号は、超音波トランスデューサ 1 2 0 を切断及び/又は凝固動作モードで駆動させてもよい。外科用器具 1 0 4 及び/又は組織の電気特性は、発生器 1 0 2 の動作態様を制御するために測定及び使用されてもよく、かつ/又はユーザーへのフィードバックとして提供されてもよい。発生器 1 0 2 が電気外科用器具 1 0 6 と共に使用される形態では、出力制御信号は、電気エネルギー (例えば、RF エネルギー) をエンドエフェクタ 1 2 4 に切断、凝固、及び/又は乾燥モードで供給してもよい。電気外科用器具 1 0 6 及び/又は組織の電気特性は、発生器 1 0 2 の動作態様を制御するために測定及び使用されてもよく、かつ/又はユーザーへのフィードバックとして提供されてもよい。様々な形態では、前述のように、ハードウェア構成要素は、DSP、PLD、ASIC、回路、及び/又はレジスタとして実装されてもよい。一形態では、プロセッサは、コンピュータソフトウェアプログラム命令を記憶及び実行して、超音波トランスデューサ 1 2 0 及びエンドエフェクタ 1 2 2、1 2 4 などの外科用器具 1 0 4、1 0 6、1 0 8 の様々な構成要素を駆動するための出力信号関数を生成するように構成されてもよい。

【 0 0 4 3 】

図 4 は、一形態による図 1 ~ 3 に示した超音波トランスデューサ 1 2 0 などの超音波トランスデューサの等価回路 1 5 0 を例示する。回路 1 5 0 は、共振器の電気外科特性を規定する、連続的に接続されたインダクタンス L_s 、抵抗 R_s 、静電容量 C_s を有する第 1 「動作」分岐と、静電容量 C_o を有する第 2 容量性分岐とを含む。駆動電流 I_g は、発生器から駆動電圧 V_g で受け取られ、動作電流 I_m は、第 1 の分岐を通じて流れ、電流 $I_g - I_m$ は、容量性分岐を通じて流れる。超音波トランスデューサの電気機械特性の制御は、 I_g 及び V_g を好適に制御することによって達成され得る。上述のように、従来の発生器構造は、並列共振回路内において静電容量 C_o を共振周波数で調整するための調整インダクタ L_t (図 4 に仮想線で示される) を含んでもよく、それによって発生器の電流出力 I_g の実質的に全てが動作分岐を流れる。このようにして、動作分岐電流 I_m の制御は、発生器電流出力 I_g を制御することによって達成される。調整インダクタ L_t は、超音波トランスデューサの静電容量 C_o に特有であるが、異なる静電容量を有する異なる超音波トランスデューサは、異なる調整インダクタ L_t を必要とする。更に、調整インダクタ L_t は、共振周波数での静電容量 C_o の公称値と一致するため、動作分岐電流 I_m の正確な制御は、この周波数でのみ確保され、トランスデューサの温度と共に周波数が下がると、動作分岐電流の正確な制御は悪化する。

【 0 0 4 4 】

図 1 ~ 3 に示した発生器 1 0 2 の形態は、動作分岐電流 I_m をモニタリングするために調整インダクタ L_t に依存しない。その代わりに、発生器 1 0 2 は、特定の超音波外科用器具 1 0 4 への電力の印加間の静電容量 C_o の測定値 (それと共に、駆動信号電圧及び電流フィードバックデータ) を使用して、動的かつ継続的に (例えば、リアルタイムで) 動作分岐電流 I_m の値を決定し得る。したがって、発生器 1 0 2 のこのような形態は、任意の周波数で、また静電容量 C_o の公称値によって決定された共振周波数でなくとも、共振周波数静電容量 C_o のいかなる値とも同調又は共振するシステムをシミュレートするために仮想同調を提供することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 5 】

図 5 は、数ある利点の中でも、本明細書に記載されるインダクタなし同調を提供するための、図 1 ~ 3 に示した発生器 1 0 2 の一形態である発生器 2 0 0 の簡略ブロック図である。発生器 1 0 2 の追加の詳細は、本願と同一譲受人に譲渡され、同時出願された「Surgical Generator For Ultrasonic And Electrosurgical Devices」という表題の米国特許出願第 1 2 / 8 9 6 , 3 6 0 号、代理人整理番号 E N D 6 6 7 3 U S N P / 1 0 0 5 5 8 に記載されており、この開示は、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。図 5 を参照すると、発生器 2 0 0 は、電力変圧器 2 0 6 を介して非絶縁段階 2 0 4 と通信する患者絶縁段階 2 0 2 を備えてもよい。電力変圧器 2 0 6 の二次巻線 2 0 8 は、絶縁段階 2 0 2 で封じ込められ、例えば、超音波外科用器具 1 0 4 及び電気外科用器具 1 0 6 (図 1 ~ 3 に図示) などの異なる外科用装置に駆動信号を出力するための駆動信号出力部 2 1 0 a、2 1 0 b、2 1 0 c を画定するタップ構成 (例えば、センタータップ又は非センタータップ構成) を備えてもよい。具体的には、駆動信号出力部 2 1 0 a、2 1 0 c は、超音波駆動信号 (例えば、4 2 0 V の R M S 駆動信号) を超音波外科用器具 1 0 4 に出力することができ、駆動信号出力部 2 1 0 b、2 1 0 c は、出力部 2 1 0 b が電力変圧器 2 0 6 のセンタータップに対応して、電気外科用 R F 駆動信号 (例えば、1 0 0 V の R M S 駆動信号) を電気外科用器具 1 0 6 に出力することができる。

10

【 0 0 4 6 】

ある特定の形態では、超音波及び電気外科用駆動信号は、別個の外科用器具に同時に提供されてもよく、かつ / 又は多機能外科用器具 1 0 8 (図 1 及び 3) などの、超音波エネルギー及び電気外科用エネルギーの両方を組織に送達する能力を有する単一の外科用器具に提供されてもよい。専用の電気外科用器具に、かつ / 又は組み合わせられた多機能超音波 / 電気外科用器具のいずれかに提供される電気外科用信号は、治療量のレベルの信号又は治療量以下のレベルの信号のいずれかであってもよいことが理解されよう。例えば、超音波及び無線周波数信号は、以下でより詳細に論じられるように、所望の出力信号を外科用器具に提供するために、単一の出力ポートを有する発生器から別個に又は同時に送達され得る。したがって、発生器は、超音波エネルギー及び電気外科用 R F エネルギーを組み合わせ、組み合わせられたエネルギーを多機能超音波 / 電気外科用器具に送達することができる。双極電極は、エンドエフェクタの一方又は両方のジョーの上に位置し得る。一方のジョーは、同時に働く、電気外科用 R F エネルギーに加えて超音波エネルギーによって駆動されてもよい。超音波エネルギーが組織を切開するために用いられてもよい一方で、電気外科用 R F エネルギーは、血管封止に用いられてもよい。

20

30

【 0 0 4 7 】

非絶縁段階 2 0 4 は、電力変圧器 2 0 6 の一次巻線 2 1 4 と接続された、出力端子を有する電力増幅器 2 1 2 を備えてもよい。ある特定の形態では、電力増幅器 2 1 2 はブッシュアップ増幅器を備えてもよい。例えば、非絶縁段階 2 0 4 は、デジタル出力をデジタル - アナログ変換器 (D A C) 2 1 8 に供給するための論理デバイス 2 1 6 を更に備えてもよく、デジタル - アナログ変換器 (D A C) 2 1 8 は、次いで、対応するアナログ信号を電力増幅器 2 1 2 の入力端子に供給する。ある特定の形態では、論理デバイス 2 1 6 は、数ある論理回路の中で、例えば、プログラマブルゲートアレイ (P G A)、フィールドプログラマブルゲートアレイ (F P G A)、プログラマブル論理デバイス (P L D) を含んでもよい。したがって、論理デバイス 2 1 6 は、D A C 2 1 8 を介して電力増幅器 2 1 2 の入力を制御することによって、駆動信号入力部 2 1 0 a、2 1 0 b、2 1 0 c で出現する駆動信号の多くのパラメータ (例えば、周波数、波形、波形振幅) のうちのいずれかを制御することができる。ある特定の形態では、以下で論じられるように、論理デバイス 2 1 6 は、プロセッサ (例えば、以下で論じられるデジタル信号プロセッサ) と共に、多数のデジタル信号処理 (D S P) ベースの及び / 又は他の制御技法を実装して、発生器 2 0 0 によって出力される駆動信号のパラメータを制御し得る。

40

【 0 0 4 8 】

50

電力は、スイッチ - モード調節器 220 によって、電力増幅器 212 の電力レールに供給され得る。ある特定の形態では、スイッチ - モード調節器 220 は、例えば、調節可能なバック調節器を含み得る。非絶縁段階 204 は、DSP プロセッサ 222 などの第 1 のプロセッサを更に備えることができ、これは、一形態では、例えば、Norwood, MA の Analog Devices から入手可能な Analog Devices ADSP - 21469 SHARC DSP などの、DSP プロセッサを含み得るが、様々な形態では任意の好適なプロセッサが用いられ得る。ある特定の形態では、DSP プロセッサ 222 は、電力増幅器 212 から DSP プロセッサ 222 がアナログ・デジタル変換器 (ADC) 224 を介して受信する、電圧フィードバックデータに応答するスイッチ - モード電力変圧器 220 の動作を制御し得る。例えば、一形態では、DSP プロセッサ 222 は、電力増幅器 212 によって増幅される信号 (例えば、RF 信号) の波形エンベロープを、ADC 224 を介して入力として受信し得る。次いで、DSP プロセッサ 222 は、電力増幅器 212 に供給されるレール電圧が、増幅された信号の波形エンベロープを追跡するように、スイッチ - モード調節器 220 (例えば、パルス幅変調 (PWM) 出力) を制御し得る。波形エンベロープに基づいて、電力増幅器 212 のレール電圧を動的に変調することにより、電力増幅器 212 の効率は、固定レール電圧増幅器スキームに対して顕著に改善され得る。

10

【0049】

ある特定の形態では、論理デバイス 216 は、DSP プロセッサ 222 と共に、直接デジタルシンセサイザ (DDS) 制御スキームを実行して、発生器 200 による駆動信号出力の波形、周波数、及び / 又は振幅を制御し得る。一形態では、例えば、論理デバイス 216 は、FPGA に内蔵され得る、RAM LUT などの、動的に更新されるルックアップテーブル (LUT) に格納された波形サンプルを呼び出すことによって、DDS 制御技法を実行することができる。この制御技法は、超音波トランスデューサ 120 (図 1 ~ 3) などの超音波トランスデューサが、その共振周波数での明瞭な正弦波電流によって駆動され得る、超音波用途において特に有用である。他の周波数が寄生共振を励起し得るため、動作分岐電流の全歪みの最小化又は低減が、これに対応して望ましくない共振効果を最小化又は低減し得る。発生器 200 によって出力される駆動信号の波形は、出力駆動回路内に存在する様々な歪み源 (例えば、電力変圧器 206、電力増幅器 212) によって影響されるため、駆動信号に基づく電圧及び電流フィードバックデータは、DSP プロセッサ 222 によって実行される誤差制御技法などの技法に入力され得、これは、動的かつ進行に応じたベース継続的に (例えば、リアルタイムで)、LUT に格納された波形サンプルを好適に事前に歪ませる又は修正することによって、歪みを補償する。一形態では、LUT サンプルに加えられる事前歪みの量又は程度は、計算された動作分岐電流と所望の電流波形との間の誤差に基づく場合があり、誤差は、サンプルごとに決定される。このようにして、予め歪ませた LUT サンプルは、駆動回路により処理される場合、超音波トランスデューサを最適に駆動するために、所望の波形 (例えば、正弦波形状) を有する動作分岐駆動信号を生じ得る。このような形態では、LUT 波形サンプルはしたがって、駆動信号の所望の波形を表すのではなく、歪み効果を考慮した際の、動作分岐駆動信号の所望の波形を最終的に生成するために必要な波形を表す。

20

30

40

【0050】

非絶縁段階 204 は、発生器 200 によって出力される駆動信号の電圧及び電流をそれぞれサンプリングするために、各絶縁変圧器 230、232 を介して電力変圧器 206 の出力端子に連結された ADC 226 及び ADC 228 を更に備え得る。ある特定の形態では、ADC 226、228 は、駆動信号のオーバーサンプリングを可能にするために、高速 (例えば、80 MSPS) でサンプリングするように構成され得る。一形態では、例えば、ADC 226、228 のサンプリング速度は、駆動信号のおよそ $200 \times$ (周波数による) のオーバーサンプリングを可能にし得る。ある特定の形態では、ADC 226、228 のサンプリング動作は、双方向マルチプレクサを介し、入力電圧及び電流信号を受信する単一の ADC によって実施される。発生器 200 の形態における高速サン

50

プリングの使用はとりわけ、動作分岐を流れる複素電流の算出（これは、本明細書に記載の D D S ベースの波形制御を実施するために、ある特定の形態で使用され得る）、サンプリングされた信号の正確なデジタルフィルタリング、及び高度の正確性を有する実質電力消費の算出を可能にし得る。A D C 226、228 によって出力される電圧及び電流フィードバックデータは、論理デバイス 216 によって受信かつ処理され得（例えば、F I F O バッファリング、マルチプレクシング）、例えば、D S P プロセッサ 222 による、以後の読み出しのために、データメモリに格納されてもよい。上記のように、電圧及び電流フィードバックデータは、動的かつ継続的に L U T 波形サンプルを予め歪ませるか又は修正するための技法への入力として使用され得る。ある特定の形態では、これは電圧及び電流フィードバックデータ対が得られる場合に、論理デバイス 216 によって出力された対応する L U T サンプルに基づき、ないしは別の方法でこれに関連して、各格納された電圧及び電流フィードバックデータ対が索引されることを必要とし得る。L U T サンプルと電圧及び電流フィードバックデータのこの方法による同期は、予歪み技法の正確なタイミング及び安定性に寄与する。

【0051】

ある特定の形態では、電圧及び電流フィードバックデータは、駆動信号の周波数及び / 又は振幅（例えば、電流振幅）を制御するために使用され得る。例えば、一形態では、電圧及び電流フィードバックは、インピーダンス相を決定するために使用され得る。駆動信号の周波数はその後、決定されたインピーダンス相とインピーダンス相設定点（例えば、 0° ）との間の差を最小化又は低減するように制御されてもよく、したがって超音波歪みの効果を最小化又は低減し、これに対応してインピーダンス相測定正確性を向上させる。相インピーダンス及び周波数制御信号の決定は、D S P プロセッサ 222 で実行されてもよく、例えば、周波数制御信号は、論理デバイス 216 によって実行される D D S 制御技法への入力として供給される。

【0052】

例えば、別の形態では、駆動信号の電流振幅を電流振幅設定点で維持するために、電流フィードバックデータがモニタリングされ得る。電流振幅設定点は、直接指定されてもよく、又は指定された電圧振幅及び電流設定点に基づいて間接的に決定されてもよい。ある特定の形態では、電流振幅の制御は、例えば、D S P プロセッサ 222 内の P I D 制御技法といった、制御技法によって実行され得る。駆動信号の電流振幅を好適に制御するために、制御技法によって制御される変数には、例えば、論理デバイス 216 に格納される L U T 波形サンプルのスケーリング、及び / 又は D A C 234 を介した D A C 218（これは電力増幅器 212 に入力を供給する）のフルスケール出力電圧が挙げられ得る。

【0053】

非絶縁段階 204 は、とりわけ、ユーザーインターフェース（U I）機能性を提供するために、U I プロセッサ 236 などの第 2 のプロセッサを更に備え得る。一形態では、U I プロセッサ 236 は例えば、A t m e l C o r p o r a t i o n（S a n J o s e , C A）から入手可能な、A R M 926 E J - S コアを有する A t m e l A T 91 S A M 9263 プロセッサを含み得る。U I プロセッサ 236 によってサポートされる U I 機能性の例としては、例えば、図 3 に示すように、可聴及び視覚的ユーザーフィードバック、周辺デバイスとの通信（例えば、U n i v e r s a l S e r i a l B u s（U S B）インターフェースによる）、フットスイッチ 130 との通信、入力装置 118 との通信（例えば、タッチスクリーンディスプレイ）、及び出力装置 112 との通信（例えば、スピーカー）が挙げられ得る。U I プロセッサ 236 は、D S P プロセッサ 222 及び論理デバイス 216（例えば、シリアル周辺インターフェース（S P I）バスを介して）と通信し得る。U I プロセッサ 236 は U I 機能性を主にサポートし得るが、これはまた、ある特定の形態では、D S P プロセッサ 222 と協調して、危険の緩和を実行し得る。例えば、U I プロセッサ 236 は、ユーザー入力及び / 又は他の入力（例えば、タッチスクリーン入力、フットスイッチ 130 入力（図 3）、温度センサ入力）の様々な態様をモニタリングするようにプログラミングされてもよく、かつ誤った状態が検出される際に、発

10

20

30

40

50

生器 200 の駆動出力を無効化し得る。

【0054】

ある特定の形態では、DSP プロセッサ 222 及び UI プロセッサ 236 の双方は、例えば、発生器 200 の動作状態を決定及びモニタリングし得る。DSP プロセッサ 222 に関し、発生器 200 の動作状態は、例えば、どの制御及び / 又は診断プロセスが DSP プロセッサ 222 によって実行されるかを表し得る。UI プロセッサ 236 に関し、発生器 200 の動作状態は、例えば、ユーザーインターフェース（例えば、ディスプレイスクリーン、音）のどの要素がユーザーに提示されるかを表し得る。対応する DSP 及び UI プロセッサ 222、236 は、発生器 200 の現在の動作状態を別個に維持し、現在の動作状態からの可能な遷移を、認識及び評価する。DSP プロセッサ 222 は、この関係におけるマスターとして機能し、動作状態間の遷移が生じるときを決定し得る。UI プロセッサ 236 は、動作状態間の有効な遷移を認識してもよく、また特定の遷移が適切であることを確認してもよい。例えば、DSP プロセッサ 222 が、UI プロセッサ 236 に特定の状態へと遷移するように命令すると、UI プロセッサ 236 は、要求される遷移が有効であることを確認し得る。要求される状態間の遷移が UI プロセッサ 236 によって無効であると決定される場合、UI プロセッサ 236 は、発生器 200 を故障モードにし得る。

10

【0055】

非絶縁段階 204 は、入力装置 110 をモニタリングするために、コントローラ 238 を更に含み得る（例えば、発生器 200 を入力及び切断するために使用される容量性タッチセンサ、例えば図 1 及び 3 に示される容量性タッチスクリーン）。ある特定の形態では、コントローラ 238 は、少なくとも 1 つのプロセッサ、及び / 又は UI プロセッサ 236 と通信する他のコントローラデバイスを含み得る。一形態では、例えば、コントローラ 238 は、1 つ又は 2 つ以上の容量性タッチセンサを介して提供されるユーザー入力をモニタリングするように構成されたプロセッサ（例えば、Atmel から入手可能な Mega168 8 ビットコントローラ）を含み得る。一形態では、コントローラ 238 は、容量性タッチスクリーンからのタッチデータの獲得を制御及び管理するための、タッチスクリーンコントローラ（例えば、Atmel から入手可能な QT5480 タッチスクリーンコントローラ）を含み得る。

20

【0056】

ある特定の形態では、発生器 200 が「電力オフ」状態にあるとき、コントローラ 238 は、動作電力を受け取り続けてもよい（例えば、発生器 200 の電源からのラインを介して）。このようにして、コントローラ 238 は、発生器 200 を入力及び切断するために、入力装置 110（例えば、発生器 200 の前側パネル上に位置する容量性タッチセンサ）をモニタリングし続けてもよい。発生器 200 が切断状態にあるとき、コントローラ 238 は、ユーザーによる「オン / オフ」入力装置 110 の起動が検出される際に電源を起動し得る（例えば、電源の 1 つ又は 2 つ以上の DC / DC 電圧変圧器の動作を可能にする）。コントローラ 238 はしたがって、発生器 200 を「入力」状態に遷移させるために、シーケンスを開始することができる。逆に、発生器 200 が入力状態にあるとき、コントローラ 238 は、「オン / オフ」入力装置 110 の起動が検出される際に、発生器 200 を切断状態に遷移するためのシーケンスを開始することができる。例えば、ある特定の形態では、コントローラ 238 は、「オン / オフ」入力装置 110 の起動を UI プロセッサ 236 に報告してもよく、これは、次いで、発生器 200 の切断状態への遷移のために必要なプロセスシーケンスを実行する。この形態では、コントローラ 238 は、発生器 200 の入力状態が確立された後の、それから電力を排除するための別個の能力を有しないことがある。

30

40

【0057】

ある特定の形態では、コントローラ 238 は、ユーザーに入力又は切断シーケンスが開始されたことを警告するために、発生器 200 に可聴又は他の感覚的フィードバックを提供させ得る。このような警告は、入力又は切断シーケンスの開始時、及びシーケンスと関

50

連する他のプロセスの開始前に提供され得る。

【0058】

ある特定の形態では、絶縁段階202は、例えば、外科用装置の制御回路（例えば、ハンドピーススイッチを含む制御回路）と、非絶縁段階204の構成要素（例えば、プログラミング可能な論理デバイス216、DSPプロセッサ222及び/又はUIプロセッサ236）との間の通信インターフェースを提供するために、器具インターフェース回路240を含んでもよい。器具インターフェース回路240は、例えば、赤外線（IR）ベースの通信リンクなどの、段階202と204との間の好適な度合いの電氣的絶縁を維持する通信リンクを介し、非絶縁段階204の構成要素と情報を交換し得る。例えば、非絶縁段階204から駆動される絶縁変圧器によって駆動される、低ドロップアウト電圧調節器を使用して、器具インターフェース回路240に電力が供給され得る。

10

【0059】

一形態では、器具インターフェース回路240は、信号調整回路242と通信する論理デバイス242（例えば、論理回路、プログラミング可能な論理回路、PGA、FPGA、PLD）を含み得る。信号調整回路244は、同一の周波数を有する双極呼びかけ信号を生成するために、論理回路242から周期信号（例えば、2kHz方形波）を受信するように構成されてもよい。呼びかけ信号は、例えば、差動増幅器により供給される双極電流源を使用して生成され得る。呼びかけ信号は、外科用装置制御回路に伝達され（例えば、発生器200を外科用装置に接続する、ケーブル内の導電対を使用して）、制御回路の状態又は構成を決定するためにモニタリングされ得る。制御回路は、多数のスイッチ、抵抗器、及び/又はダイオードを含んでもよく、制御回路の状態又は構成が1つ又は2つ以上の特性に基づいて個別に識別可能であるように、呼びかけ信号の1つ又は2つ以上の特性（例えば、振幅、整流）を修正してもよい。例えば、一形態では、信号調整回路244は、呼びかけ信号が通過する経路から生じる制御回路の入力にわたって出現する電圧信号のサンプルを生成するため、ADCを含み得る。論理デバイス242（又は、非絶縁段階204の構成要素）はその後、ADCサンプルに基づく制御回路の状態又は構成を決定し得る。

20

【0060】

一形態では、器具インターフェース回路240は、第1のデータ回路インターフェース246を含み、論理回路242（又は、器具インターフェース回路240の他の要素）と、外科用装置内に配置されるかないしは別の方法で関連する第1のデータ回路との間の情報交換を可能にしてもよい。ある特定の形態では、例えば、第1のデータ回路136（図2）は、発生器200を有する特定の外科用装置タイプ又はモデルとインターフェース接続させるために、外科用装置ハンドピースに一体的に取り付けられたケーブル内、又はアダプタ内に配設されてもよい。第1のデータ回路136は、任意の好適な方法で実装されてもよく、例えば、第1の回路136に関して本明細書に記載されたものを含む任意の好適なプロトコルに従って発生器と通信してもよい。ある特定の形態では、第1のデータ回路は、電氣的に消去可能なプログラミング可能読み取り専用メモリ（EEPROM）デバイスなどの、不揮発性記憶デバイスを含み得る。ある特定の形態では、かつ図5を再び参照すると、第1のデータ回路インターフェース246は、論理デバイス242とは別個に実施されてもよく、好適な回路（例えば、別個の論理デバイス、プロセッサ）を含み、プログラミング可能な論理デバイス242と第1のデータ回路との間の通信を可能にし得る。他の形態では、第1のデータ回路インターフェース246は、論理デバイス242と一体であり得る。

30

40

【0061】

ある特定の形態では、第1のデータ回路136（図2）は、これを伴う特定の外科用装置に関する情報を格納し得る。このような情報は、例えば、モデル番号、シリアル番号、外科用装置が使用された動作数、及び/又は他の種類の情報を含み得る。この情報は、器具インターフェース回路1098によって（例えば、論理デバイス242によって）読み出され、出力装置112（図1及び3）を介したユーザーへの提供のために、かつ/又は

50

発生器 200 の機能又は動作の制御のために、非絶縁段階 204 の構成要素（例えば、論理デバイス 216、DSP プロセッサ 222、及び / 又は UI プロセッサ 236）に転送され得る。加えて、任意の種類の情報が、第 1 のデータ回路インターフェース 246 を介して内部に格納するために、（例えば、論理デバイス 242 を使用して）第 1 のデータ回路 136 に伝達され得る。このような情報は例えば、外科用装置が使用された最新の動作数、並びに / 又は、その使用の日付及び / 若しくは時間を含み得る。

【0062】

前述のように、外科用器具は、器具の互換性及び / 又は廃棄性を促進するために、ハンドピースから取り外し可能であり得る（例えば、図 1 及び 2 に示すように、トランスデューサ 120 及びシャフト 126 は、超音波外科用器具 104 のハンドピース 105 から取り外し可能である）。このような場合、従来の発生器は、使用されている特定の器具構成を認識し、これに対応して制御及び診断プロセスを最適化する能力が制限されている場合がある。しかしながら、この問題に対処するために、外科用装置器具に読み取り可能なデータ回路を追加することは、適合性の観点から問題がある。例えば、必要なデータ読み取り機能性を欠く発生器との後方互換性を保つように外科用装置を設計することは、例えば、異なる信号スキーム、設計複雑性、及び費用のために、実用的でない場合がある。本明細書で論じられる器具の形態は、既存の外科用器具に実装され得るデータ回路を経済的に使用し、外科用装置と最新の発生器プラットフォームとの適合性を維持するための設計変更を最小限にすることによってこれらの懸念に対処する。

【0063】

加えて、図 1 ~ 3 及び 5 を参照すると、発生器 200 の形態は、器具ベースのデータ回路との通信を可能にし得る。例えば、発生器 200 は、超音波外科用器具 104（例えば、及び / 又は他の外科用器具 106、108）内に収容される第 2 のデータ回路 138 と通信するように構成され得る。いくつかの形態では、第 2 のデータ回路 138 は、本明細書に記載される第 1 のデータ回路 136 のものと類似した多くのものに実装され得る。器具インターフェース回路 240 は、この通信を可能にする第 2 のデータ回路インターフェース 248 を含み得る。一形態では、第 2 のデータ回路インターフェース 248 は、トライステートデジタルインターフェースを含み得るが、他のインターフェースも使用され得る。ある特定の形態では、第 2 のデータ回路は、一般にデータを送信及び / 又は受信するための任意の回路であり得る。一形態では、例えば、第 2 のデータ回路は、第 2 のデータ回路が関連付けられた特定の外科用器具に関する情報を格納してもよい。このような情報は、例えば、モデル番号、シリアル番号、外科用器具が使用された動作数、及び / 又は任意の他の種類の情報を含み得る。いくつかの形態では、第 2 のデータ回路 138 は、関連トランスデューサ 120、エンドエフェクタ 122、又は超音波駆動システムの電氣的及び / 又は超音波的特性に関する情報を格納してもよい。例えば、第 1 のデータ回路 136 は、本明細書に記載されるバーンイン周波数スロープを示してもよい。加えて、又はあるいは、第 2 のデータ回路インターフェース 248 を介して（例えば、論理デバイス 242 を使用して）内部に格納するために、第 2 のデータ回路に任意の種類の情報を伝達してもよい。このような情報は例えば、器具が使用された最新の動作数、並びに / 又は、その使用の日付及び / 若しくは時間を含み得る。ある特定の形態では、第 2 のデータ回路は、1 つ又は 2 つ以上のセンサ（例えば、器具ベースの温度センサ）によって取得されたデータを送信してもよい。ある特定の形態では、第 2 のデータ回路は、発生器 200 からデータを受信し、受信したデータに基づきユーザーに表示を提供してもよい（例えば、LED 表示又は他の可視表示）。

【0064】

ある特定の形態では、第 2 のデータ回路及び第 2 のデータ回路インターフェース 248 は、論理デバイス 242 と第 2 のデータ回路との間の通信が、この目的のための追加的な導体（例えば、ハンドピースを発生器 200 に接続するケーブルの専用導体）の提供を必要とせずにもたらされ得るように構成され得る。例えば、一形態では、情報は、既存のケーブル（例えば、信号調整回路 244 からハンドピース内の制御回路に呼びかけ信号を伝

10

20

30

40

50

送するために使用される導体のうちの１つ）で実施される、１ワイヤバス通信スキームを使用して、第２のデータ回路に、かつそれから伝達され得る。このようにして、元来必要であり得る外科用装置の設計変更又は修正が最小化又は低減される。更に、一般的な物理的チャンネル上で実施される異なる種類の通信が周波数帯域分離され得るため、第２のデータ回路の存在は、必要なデータ読み取り機能を有しない発生器にとって「不可視」であり、それ故に外科用装置器具の後方互換性を可能にする。

【００６５】

ある特定の形態では、絶縁段階２０２は、直流電流の患者への通過を防ぐために、駆動信号出力２１０ｂに接続された、少なくとも１つの阻止コンデンサ２５０－１を備え得る。単一の阻止コンデンサは、例えば、医学的規制又は基準に準拠することが必要とされる場合がある。単一コンデンサ設計における故障が比較的稀であるが、それでもなおこのような故障は否定的な結果をもたらし得る。一形態では、第２の阻止コンデンサ２５０－２は、阻止コンデンサ２５０－１と直列で提供され、阻止コンデンサ２５０－１と２５０－２との間の点からの電流漏洩が、漏洩電流により誘発される電圧をサンプリングするために、ＡＤＣ２５２によってモニタリングされる。サンプルは、例えば、論理デバイス２４２によって受信され得る。漏洩電流の変化に基づき（図５の形態における電圧サンプルによって示される）、発生器２００は、阻止コンデンサ２５０－１及び２５０－２のうちの少なくとも一方が故障した際にこれを決定し得る。したがって、図５の形態は、単一の破損点を有する単一コンデンサ設計に対して利益を提供する。

【００６６】

ある特定の形態では、非絶縁段階２０４は、好適な電圧及び電流において、ＤＣ電力を出力するための、電源２５４を含み得る。電源は、例えば、４８ＶＤＣシステム電圧を出力するための、４００Ｗ電源を含み得る。電源２５４は、発生器２００の様々な構成要素によって必要とされる電圧及び電流において、ＤＣ出力を生成するために電源の出力を受信するための、１つ又は２つ以上のＤＣ／ＤＣ電圧変換器２５６を更に含み得る。コントローラ２３８に関連して上述されるように、ＤＣ／ＤＣ電圧変換器２５６の動作又は起動を可能にするために、コントローラ２３８によってユーザーによる「オン／オフ」入力装置１１０（図３）の起動が検出されると、ＤＣ／ＤＣ電圧変換器２５６のうちの１つ又は２つ以上がコントローラ２３８からの入力を受信し得る。

【００６７】

図１に戻って参照すると、外科用システム１００の様々な形態の動作に関する詳細を説明してきたが、上記の外科用システム１００の動作について、入力装置１１０及び発生器１０２を備える外科用器具を使用して、組織を切断及び凝固させるためのプロセスに関して、更に説明することができる。特定のプロセスが動作の詳細に関連して説明されるが、本明細書で説明される全体的な機能性が外科用システム１００によってどのように実施され得るかを示す例をこのプロセスが提供しているにすぎないことは理解できよう。更に、所与のプロセスは、特に指定されない限り、必ずしも本明細書に提示されている順序で実施されなくてもよい。前述のように、入力装置１１０を使用して、外科用器具１０４、１０６、１０８の出力（例えば、インピーダンス、電流、電圧、周波数）をプログラミングすることができる。

【００６８】

図６は、本開示の一態様による駆動システム３０２の一形態を含む発生器３００を例示する。発生器３００は、図１及び５に関連して記載される発生器１０２、２００と同様である。発生器３００は、超音波トランスデューサを駆動するための駆動超音波電気信号（駆動信号とも称される）を生成する。駆動システム３０２は可撓性であり、超音波電気出力駆動信号３０４を、超音波トランスデューサ３０６を駆動するために望ましい周波数及び電力レベル設定で生成することができる。様々な形態では、発生器３００は、モジュール、回路、及び／又はブロック等の複数の別個の機能的要素を含み得る。特定のモジュール、回路、及び／又はブロックが一例として説明され得るが、それより多数又は少数のモジュール、回路、及び／又はブロックが使用されてもよく、また依然として実施形態の範

囲内に含まれることが明らかとなる。更に、説明を容易にするために、様々な形態がモジュール、回路、及び／又はブロックに関して記述され得るが、このようなモジュール、回路、及び／又はブロックは、１つ又は２つ以上のハードウェア構成要素、例えば、プロセッサ、デジタル信号プロセッサ（DSP）、プログラマブル論理デバイス（PLD）、特定用途向け集積回路（ASIC）、回路、レジスタ、及び／又はソフトウェア構成要素、例えば、プログラム、サブルーチン、論理、並びに／若しくはハードウェア及びソフトウェア構成要素の組み合わせにより実現され得る。

【００６９】

一形態では、発生器３００の駆動システム３０２は、ファームウェア、ソフトウェア、ハードウェア、又はこれらの任意の組み合わせとして実施される１つ又は２つ以上の埋め込みアプリケーションを含むことができる。駆動システム３０２は、ソフトウェア、プログラム、データ、ドライバ、アプリケーションプログラムインターフェース（API）などのような様々な実行可能なモジュールを含むことができる。ファームウェアは、ビットマスクされた読み出し専用メモリ（ROM）又はフラッシュメモリのような不揮発性メモリ（NVM）に格納することができる。様々な実現形態では、ファームウェアをROMに格納することにより、フラッシュメモリが保存され得る。NVMは、例えば、プログラミング可能ROM（PROM）、消去可能なプログラミング可能ROM（EPROM）、電氣的消去可能なプログラミング可能ROM（EEPROM）、又はダイナミックRAM（DRAM）、ダブルデータレートDRAM（DDRAM）、及び／若しくは同期DRAM（SDRAM）のような電池バックアップ式ランダムアクセスメモリ（RAM）を含む他のタイプのメモリを含み得る。

10

20

【００７０】

一形態では、駆動システム３０２は、超音波外科用器具１０４（図１）の様々な測定可能な特性をモニタリングするため、並びに切断及び／又は凝固動作モードで超音波トランスデューサ３０６を駆動するための出力信号として様々な機能を生成するためのプログラム命令を実行するためにプロセッサ３０８として実施されたハードウェア構成要素を備える。当業者であれば、発生器３００及び駆動システム３０２が追加的な構成要素又はより少ない構成要素を備える場合があること、及び正確さと明瞭さのために本明細書には簡易版の発生器３００及び駆動システム３０２だけが記述されていることを理解するであろう。様々な形態では、前述のように、ハードウェア構成要素は、DSP、PLD、ASIC、回路、及び／又はレジスタとして実装されてもよい。一形態では、プロセッサ３０８は、コンピュータソフトウェアプログラム命令を格納かつ実行して、超音波トランスデューサ３０６及びエンドエフェクタ、及び／又はブレード３４０などの超音波外科用器具１０４（図１）の様々な構成要素を駆動するための出力信号関数を生成するように構成されてもよい。

30

【００７１】

一形態では、１つ又は２つ以上のソフトウェアプログラムルーチンの制御下で、プロセッサ３０８はここに記述されている形態に従って方法を実行して、様々な時間間隔又は期間（T）にわたる電流（I）、電圧（V）、及び／又は周波数（f）を含む駆動信号の階段状波形によって形成される関数を生成する。それらの駆動信号の階段状波形は、発生器３００の駆動信号、例えば、出力駆動電流（I）、電圧（V）、及び／又は周波数（f）を変化させることによって、複数の時間間隔にかけての定数関数の区分的線形の組み合わせを形成することによって生成され得る。時間間隔又は期間（T）は既定（例えば、ユーザーによって固定及び／又はプログラムされる）であっても、可変であってもよい。可変時間間隔は、駆動信号を第１の値に設定し、かつモニタリングされる特性に変化が検出されるまで駆動信号をその値に維持することによって定義され得る。モニタリングされる特性の例としては、例えば、トランスデューサインピーダンス、組織インピーダンス、組織加熱、組織離断、組織凝固などが挙げられ得る。発生器３００によって生成される超音波駆動信号は、限定されないが、例えば、プライマリ縦モード及びその高調波、並びに曲げ及びねじれ振動モードのような様々な振動モードで超音波トランスデューサ３０６を励起

40

50

することができる超音波駆動信号を含む。

【0072】

一形態では、実行可能なモジュールはメモリに格納された1つ又は2つ以上の技法（複数可）310を備え、この技法によってプロセッサ308は、実行されたときに様々な時間間隔又は期間（ T ）にわたる電流（ I ）、電圧（ V ）、及び/又は周波数（ f ）を含む駆動信号の階段状波形によって形成される関数を生成する。駆動信号の階段状波形は、発生器300の出力駆動電流（ I ）、電圧（ V ）、及び/又は周波数（ f ）を変化させることによって生成される2つ又は3つ以上の時間間隔にかけての定数関数の区分的線形の組み合わせを形成することによって生成され得る。駆動信号は、1つ又は2つ以上の技法（複数可）310に従って既定の固定時間間隔若しくは期間（ T ）又は変動時間間隔若しくは期間のいずれかにわたって生成され得る。プロセッサ308の制御下で、発生器300は、既定の期間（ T ）にわたって、又はモニタリングされる特性（例えば、トランスデューサインピーダンス、組織インピーダンス）における変化のような既定条件が検出されるまで、特定の分解能で電流（ I ）、電圧（ V ）、及び/又は周波数（ f ）を上又は下に变化させる（例えば、経時的にインクリメント又はデクリメントする）。これらの階段は、プログラムされたインクリメント又はデクリメントにおいて変化することができる。他の階段が望まれる場合は、発生器300は、測定されたシステムの特性に基つき適合して階段を増すこと又は減らすことができる。

【0073】

動作に際し、ユーザーは、発生器300のコンソールの前側パネル上に位置する入力デバイス312を使用して発生器300の動作をプログラムすることができる。入力装置312は、プロセッサ308に適用して発生器300の動作を制御することができる信号314を生成する任意の適した装置を備えることができる。様々な形態では、入力装置312は多目的又は専用コンピュータへのボタン、スイッチ、サムホイール、キーボード、キーパッド、タッチスクリーンモニタ、指先指示デバイス、リモート接続を含む。他の形態では、入力装置312は適したユーザーインターフェースを備えることができる。したがって、入力装置312を使用してユーザーは発生器300の出力関数をプログラムするための電流（ I ）、電圧（ V ）、周波数（ f ）、及び/又は期間（ T ）を設定又はプログラムすることができる。次いで、プロセッサ308は、ライン316で信号を出力インジケータ318に送ることによって、選択された電力レベルを表示する。

【0074】

様々な形態では、出力インジケータ318は視覚的、可聴及び/又は触覚的フィードバックを外科医に提供して、超音波外科用器具104（図1）の測定された特性（例えば、トランスデューサインピーダンス、組織インピーダンス、又は他の、後に説明するような測定値）に基づいて、例えば組織切断及び凝固の完了のような、外科的処置の状態を指示することができる。限定ではなく例示として、視覚的フィードバックには、白熱電灯又は発光ダイオード（LED）、グラフィカル・ユーザー・インターフェース、ディスプレイ、アナログインジケータ、デジタルインジケータ、棒グラフ表示、デジタル文字数字表示を含む、任意のタイプの視覚的指示装置が挙げられる。限定ではなく例示として、可聴フィードバックには、音声/スピーチプラットフォームを介してコンピュータと相互作用するための任意のタイプのブザー、コンピュータで生成されたトーン、コンピュータ化されたスピーチ、ボイスユーザーインターフェース（VUI）が挙げられる。限定ではなく例示として、触覚的フィードバックには、器具ハウジングのハンドルアセンブリを介して提供される任意のタイプの振動フィードバックが挙げられる。

【0075】

一形態では、プロセッサ308は、デジタル電流駆動信号320及びデジタル周波数信号322を生成するように構成又はプログラムされ得る。これらの駆動信号320、322は、超音波トランスデューサ306への出力駆動信号304の振幅及び周波数（ f ）を調整するために、直接デジタルシンセサイザ（DDS）回路324に適用される。DDS回路324の出力は増幅器326に適用され、増幅器326の出力は変圧器328に適用

される。変圧器 328 の出力は、導波管によってブレード 340 に連結された超音波トランスデューサ 306 に適用される出力駆動信号 304 である。

【0076】

一形態では、発生器 300 は、超音波外科用器具 104 (図 1) の測定可能な特性をモニタリングするように構成され得る 1 つ又は 2 つ以上の測定モジュール又は構成要素を備える。図示の形態では、プロセッサ 308 を使用して、システムの特性をモニタリング及び算出することができる。図のように、プロセッサ 308 はトランスデューサ 306 に供給される電流及び超音波トランスデューサ 306 に印加される電圧をモニタリングすることによって超音波トランスデューサ 306 のインピーダンス Z を測定する。一形態では、電流検知回路 330 を使用して、超音波トランスデューサ 306 に供給される電流を検知し、電圧検知回路 332 を使用して、超音波トランスデューサ 306 に印加される出力電圧を検知する。これらの信号は、アナログマルチプレクサ 334 回路又はスイッチ回路構成を介してアナログ-デジタルコンバータ 336 (ADC) に適用することができる。アナログマルチプレクサ 334 は、変換される適切なアナログ信号を ADC 336 に送る。他の形態では、マルチプレクサ 334 回路の代わりに複数の ADC 336 をそれぞれの測定された特性のために使用することができる。プロセッサ 308 は ADC 336 のデジタル出力 338 を受信し、電流及び電圧の測定値に基づいてトランスデューサインピーダンス Z を算出する。プロセッサ 308 は、負荷曲線に対する望ましい電力を生成することができるように出力駆動信号 304 を調整する。プログラムされた技法 310 に従って、プロセッサ 308 は、トランスデューサインピーダンス Z に応答して、駆動信号 320 (例えば電流又は周波数) を任意の適したインクリメント又はデクリメントで変化させることができる。

10

20

【0077】

図 1 に示す外科用システム 100 の様々な形態の動作に関する詳細を説明してきたが、上記の外科用システム 100 の動作について、図 6 を参照して説明される、入力装置 110 及び駆動システム 302 のトランスデューサインピーダンス測定能力を備える外科用器具を使用して血管を切断及び凝固させるためのプロセスに関して、更に説明することができる。特定のプロセスが動作の詳細に関連して説明されるが、本明細書で説明される全体的な機能性が外科用システム 100 によってどのように実施され得るかを示す例をこのプロセスが提供しているにすぎないことは理解できよう。更に、所与のプロセスは、特に指定されない限り、必ずしも本明細書に提示されている順序で実施されなくてもよい。

30

【0078】

図 7 は、組織インピーダンスモジュール 442 を含む発生器 400 の駆動システムの一形態を例示する。駆動システム 402 は超音波電気駆動信号 404 を生成して、超音波トランスデューサ 406 を駆動する。一形態では、組織インピーダンスモジュール 442 は、ブレード 440 とクランプアームアセンブリ 444 との間に把持された組織のインピーダンス Z_t を測定するように構成され得る。組織インピーダンスモジュール 442 は、RF 発振器 446 と、電圧感知回路 448 と、電流感知回路 450 と、を備える。電圧感知回路 448 及び電流感知回路 450 は、ブレード 440 の電極に印加された RF 電圧 V_{rf} と、ブレード 440 の電極、組織、及びクランプアームアセンブリ 444 の導電部分を通して流れる RF 電流 i_{rf} とに、応答する。電流感知回路 430 及び電圧感知回路 432 からの感知電流 I_{rf} 及び感知電圧 V_{rf} は、アナログマルチプレクサ 434 を介して ADC 436 によってデジタル形態に変換される。プロセッサ 408 は ADC 436 のデジタル化された出力 438 を受信し、組織インピーダンス Z_t を、電圧感知回路 448 と電流感知回路 450 によって測定される RF 電圧 V_{rf} 対電流 I_{rf} の比率を算出することによって決定する。

40

【0079】

一形態では、プロセッサ 408 はデジタル電流駆動信号 420 及びデジタル周波数信号 422 を生成するように構成又はプログラムされ得る。これらの信号 420、422 は、トランスデューサ 406 への電流出力信号 404 の振幅及び周波数 (f) を調整するため

50

に、直接デジタルシンセサイザ（DDS）回路 424 に適用される。DDS 回路 424 の出力は増幅器 426 に適用され、増幅器 426 の出力は変圧器 428 に適用される。変圧器 428 の出力は、導波管によってブレード 440 に連結された超音波トランスデューサ 406 に適用される信号 404 である。

【0080】

一態様では、内側筋肉層及び組織の離断は、組織インピーダンス Z_t を検知することによって検出され得る。したがって、組織インピーダンス Z_t の検出を自動プロセスと統合して、通常なら共振で生じる有意な量の加熱を引き起こさずに、組織を離断する前に内側筋肉層を外膜層から分離することができる。

【0081】

一形態では、ブレード 440 の電極に印加された RF 電圧 V_{rf} と、ブレード 440 の電極、組織、及びクランプアームアセンブリ 444 の導電部分を通して流れる RF 電流 I_{rf} とは、血管封止及び／又は切開に好適である。したがって、発生器 400 の RF 電力出力は、組織インピーダンス測定などの非治療的機能並びに血管封止及び／又は切開などの治療的機能のために選択され得る。本開示の文脈において、超音波及び RF 電気外科用エネルギーが、個々又は同時のいずれかで発生器により供給され得ることが理解されよう。

【0082】

動作に際し、ユーザーは、発生器 400 のコンソールの前側パネル上に位置する入力デバイス 412 を使用して発生器 400 の動作をプログラムすることができる。入力装置 412 は、プロセッサ 408 に適用して発生器 400 の動作を制御することができる信号 414 を生成する任意の適した装置を備えることができる。様々な形態では、入力装置 412 は多目的又は専用コンピュータへのボタン、スイッチ、サムホイール、キーボード、キーパッド、タッチスクリーンモニタ、指先指示デバイス、リモート接続を含む。他の形態では、入力装置 412 は適したユーザーインターフェースを備えることができる。したがって、入力装置 412 を使用してユーザーは発生器 400 の関数出力をプログラムするための電流（ I ）、電圧（ V ）、周波数（ f ）、及び／又は期間（ T ）を設定又はプログラムすることができる。次いで、プロセッサ 408 は、ライン 416 で信号を出力インジケータ 418 に送ることによって、選択された電力レベルを表示する。

【0083】

様々な形態では、フィードバックは、出力インジケータ 418 によって提供される。出力インジケータ 418 は、エンドエフェクタによって操作されている組織がユーザーの視野から外れており、組織の状態の変化がいつ発生するかをユーザーが見ることができない用途で特に有用である。出力インジケータ 418 は、組織状態における変化が生じたことをユーザーに通信する。上述のように、出力インジケータ 418 は、視覚的、可聴、及び／又は触覚的フィードバックを含むが、それらに限定されない様々な種類のフィードバックをユーザーに提供して、組織が組織の状態又は条件の変化を経たことをユーザー（例えば、外科医、医師）に示すように構成され得る。限定ではなく例示として、上述のように、視覚的フィードバックには、白熱電灯又は LED、グラフィカル・ユーザー・インターフェース、ディスプレイ、アナログインジケータ、デジタルインジケータ、棒グラフ表示、デジタル文字数字表示を含む、任意のタイプの視覚的指示装置が挙げられる。限定ではなく例示として、可聴フィードバックには、音声／スピーチプラットフォームを介してコンピュータと相互作用するために任意のタイプのブザー、コンピュータで生成されたトーン、コンピュータ化されたスピーチ、VUI が挙げられる。限定ではなく例示として、触覚的フィードバックには、器具ハウジングのハンドルアセンブリを介して提供される任意のタイプの振動フィードバックが挙げられる。組織の状態の変化は、先に記載したトランスデューサ及び組織インピーダンス測定値に基づいて決定されてもよく、又は電圧、電流、及び周波数測定値に基づいて決定されてもよい。

【0084】

一形態では、コンピュータ読み取り可能な命令を含む様々な実行可能なモジュール（例

10

20

30

40

50

えば、アルゴリズム 4 1 0) が、発生器 4 0 0 のプロセッサ 4 0 8 部分によって実行され得る。様々な形態では、その技法に関して記述される動作は、1 つ又は 2 つ以上のソフトウェア構成要素、例えば、プログラム、サブルーチン、論理；1 つ又は 2 つ以上のハードウェア構成要素、例えば、プロセッサ、DSP、PLD、ASIC、回路、レジスタ、並びに / 又はソフトウェア及びハードウェアの組み合わせとして実装され得る。一形態では、技法を実施するために実行可能な命令は、メモリに格納されてもよい。実行されると、それらの命令は、プロセッサ 4 0 8 が、組織の状態の変化を決定し、出力インジケータ 4 1 8 によってユーザーにフィードバックを提供することを可能にする。そのような実行可能な命令に従って、プロセッサ 4 0 8 は発生器 4 0 0 から入手可能な電圧、電流、及び / 又は周波数の信号サンプルをモニタリング及び評価し、そのような信号サンプルの評価に従って、組織の状態の変化が生じたかどうかを決定する。下記に詳述するように、組織の状態の変化は、超音波器具のタイプと、その器具が受けている電力レベルとに基づいて決定され得る。フィードバックに応答して、超音波外科用器具の動作モードはユーザーによって制御され得るか、又は自動的若しくは半自動的に制御され得る。

10

20

30

40

50

【0085】

上述の通り、単一の出力発生器は、RF エネルギー及び超音波エネルギーの両方を、単一のポートを通して送達することができ、これらの信号は、組織を治療するために、エンドエフェクタに別個に又は同時に送達され得る。単一の出力ポートの発生器は、実行される組織の治療の種類に応じて、電力、RF エネルギー又は超音波エネルギーのいずれかをエンドエフェクタに提供するために、複数のタップを有する単一出力変圧器を含み得る。例えば、発生器は、超音波トランスデューサを駆動するために高電圧かつ低電流で、組織封止のための電極を駆動するのに必要とされる低電圧かつ高電流で、又は単極若しくは双極電気外科用電極のいずれかをを用いてのスポット凝固のための凝固波形で、エネルギーを送達することができる。発生器からの出力波形は、誘導され、切り替えられ、又はフィルタ処理されて、所望の周波数を外科用器具のエンドエフェクタに提供し得る。

【0086】

図 8 は、複数のエネルギーモダリティを外科用器具に送達するための発生器 5 0 0 の一例を例示する。発生器 5 0 0 は、図 1 に関連して説明された発生器 1 0 2 と同様であり、図 5 ~ 7 に示した発生器 2 0 0、3 0 0、4 0 0 の機能性を含む。以降の開示の簡潔性及び明瞭性のために、高レベルブロック図表現である、様々な論理フロー図が、発生器 5 0 0 に関連して説明される。したがって、発生器 5 0 0 に関連して以降に説明される論理フロー図を理解しかつ実践するのに必要とされ得る追加的な細目のために、本読者は、図 5 ~ 7 の発生器 2 0 0、3 0 0、4 0 0 の機能的ブロックの説明に向けられる。

【0087】

図 8 に戻ると、発生器 5 0 0 は、エネルギーを外科用器具に送達するための無線周波数信号及び超音波信号を提供する。無線周波数信号及び超音波信号は、単独で、又は組み合わせて提供されてもよく、また同時に提供されてもよい。上述の通りに、少なくとも 1 つの発生器出力は、単一のポートを通じて複数のエネルギーモダリティ（例えば、とりわけ、超音波双極又は単極 RF、不可逆及び / 若しくは可逆電気穿孔法、並びに / 又はマイクロ波エネルギー）を送達することができ、これらの信号は、組織を治療するために、別個に、又は同時にエンドエフェクタに送達され得る。発生器 5 0 0 は、波形発生器 5 0 4 に連結されたプロセッサ 5 0 2 を備える。プロセッサ 5 0 2 及び波形発生器 5 0 4 は、プロセッサ 5 0 2 に連結されたメモリに格納された情報（開示を明瞭にするために示されず）に基づいて、様々な信号波形を発生するように構成されている。波形に関連するデジタル情報は、1 つ又は 2 つ以上のデジタル・アナログ変換器（DAC）を含む波形発生器 5 0 4 に提供され、デジタル入力をアナログ出力に変換する。アナログ出力は、信号調節及び増幅のために、増幅器 1 1 0 6 に供給される。増幅器 5 0 6 の調節かつ増幅された出力は、電力変圧器 5 0 8 に連結される。信号は、電力変圧器 5 0 8 にわたって患者絶縁側にある二次側に連結される。第 1 のエネルギーモダリティの第 1 の信号は、ENERGY 1 及び RETURN とラベルされた端子間の外科用器具に提供される。第 2 のエネルギーモダ

リティの第2の信号は、コンデンサ510にわたって連結され、ENERGY2及びRETURNとラベルされた端子間の外科用器具に提供される。2つを超えるエネルギーモダリティが出力されてもよく、したがって添え字「n」は、最大n個のENERGYn端子が提供され得ることを表示するために使用することができ、このnは、1超の正の整数であることが理解されよう。最大「n」個のリターンパス(RETURNn)が、本開示の範囲から逸脱することなく提供されてもよいことも理解されよう。

【0088】

第1の電圧感知回路512は、ENERGY1及びRETURNパスとラベルされた端子にわたって連結され、それらの間の出力電圧を測定する。第2の電圧感知回路524は、ENERGY2及びRETURNパスとラベルされた端子にわたって連結され、それらの間の出力電圧を測定する。電流感知回路514は、いずれかのエネルギーモダリティの出力電流を測定するために、図示した電力変圧器508の二次側のRETURN区間と直列に配設される。異なるリターンパスが各エネルギーモダリティに対して提供される場合、別個の電流感知回路が、各リターン区間で提供されねばならない。第1及び第2の電圧感知回路512、524の出力が対応の絶縁変圧器516、522に提供され、電流感知回路514の出力は、別の絶縁変圧器518に提供される。電力変圧器508の一次側(非患者絶縁側)上における絶縁変圧器516、518、522の出力は、1つ又は2つ以上のアナログ・デジタル変換器526(ADC)に提供される。ADC526のデジタル化された出力は、更なる処理及び算出のためにプロセッサ502に提供される。出力電圧及び出力電流のフィードバック情報は、外科用器具に提供される出力電圧及び電流を調整するために、またいくつかあるパラメータの中で出力インピーダンスを計算するために使用され得る。プロセッサ502と患者絶縁回路との間の入力/出力通信は、インターフェース回路520を通して提供される。センサはまた、インターフェース520を介してプロセッサ502と電気通信してもよい。

【0089】

一態様では、インピーダンスは、ENERGY1/RETURNとラベルされた端子にわたって連結された第1の電圧感知回路512、又はENERGY2/RETURNとラベルされた端子にわたって連結された第2の電圧感知回路524を、電力変圧器508の二次側のRETURN区間と直列に配設された電流感知回路514の出力で除することによって、プロセッサ502により決定され得る。第1及び第2の電圧感知回路512、524の出力が別個の絶縁変圧器516、522に提供され、電流感知回路514の出力は、別の絶縁変圧器518に提供される。ADC526からのデジタル化された電圧及び電流感知測定値は、インピーダンスを計算するためにプロセッサ502に提供される。一例として、第1のエネルギーモダリティENERGY1は、超音波エネルギーであってもよく、第2のエネルギーモダリティENERGY2は、RFエネルギーであってもよい。それでも、超音波エネルギーモダリティ及び双極若しくは単極RFエネルギーモダリティに加えて、他のエネルギーモダリティには、数ある中でも不可逆並びに/又は可逆電気穿孔法及び/若しくはマイクロ波エネルギーが挙げられる。また、図8に例示された例は、単一のリターンパス(RETURN)が2つ又は3つ以上のエネルギーモダリティに提供され得ることを示しているが、他の態様では、複数のリターンパスRETURNnが、各エネルギーモダリティENERGYnに提供されてもよい。したがって、本明細書に記載されるように、超音波トランスデューサのインピーダンスは、第1の電圧感知回路512の出力を電流感知回路514の出力で除することによって測定されてもよく、組織のインピーダンスは、第2の電圧感知回路524の出力を電流感知回路514の出力で除することによって測定されてもよい。

【0090】

図8に示すように、少なくとも1つの出力ポートを備える発生器500は、実行される組織の治療の種類に応じて、とりわけ、超音波、双極若しくはモノモータRF、不可逆並びに/又は可逆電気穿孔法、及び/若しくはマイクロ波エネルギーなどの1つ又は2つ以上のエネルギーモダリティの形態で電力を、例えば、エンドエフェクタに提供するために

、単一の出力部を有しかつ複数のタップを有する電力変圧器 508 を含むことができる。例えば、発生器 500 は、超音波トランスデューサを駆動するために高電圧かつ低電流で、組織封止のための RF 電極を駆動するために低電圧かつ高電流で、又は単極若しくは双極 RF 電気外科用電極のいずれかをを用いてのスポット凝固のための凝固波形で、エネルギーを送達することができる。発生器 500 からの出力波形は、誘導され、切り替えられ、又はフィルタ処理されて、周波数を外科用器具のエンドエフェクタに提供し得る。超音波トランスデューサの発生器 500 の出力部への接続部は、好ましくは、図 8 に示した ENERGY 1 とラベルされた出力部と RETURN とラベルされた出力部との間に位置するであろう。一例では、RF 双極電極の発生器 500 の出力部への接続部は、好ましくは、ENERGY 2 とラベルされた出力部と RETURN とラベルされた出力部との間に位置するであろう。単極出力の場合、好ましい接続部は、ENERGY 2 出力部及び RETURN 出力部に接続された好適なリターンパッドへの活性電極（例えば、ペンシル型又は他のプローブ）であろう。

10

20

30

40

50

【0091】

他の態様では、図 1 ~ 3 及び 5 ~ 8 に関連して説明された発生器 102、200、300、400、500、図 3 に関連して説明された超音波発生器駆動回路 114、及び / 又は電気外科 / RF 駆動回路 116 は、図 1 及び 2 に関連して説明された外科用器具 104、106、108 のうちのいずれか 1 つで一体に形成されてもよい。したがって、発生器 102、200、300、400、500 のうちのいずれか 1 つに関連して説明されたプロセッサ、デジタル信号プロセッサ、回路、コントローラ、論理デバイス、ADC、DAC、増幅器、変換機、変圧器、信号調整器、データインターフェース回路、電流並びに電圧感知回路、直接デジタル合成回路、マルチプレクサ（アナログ若しくはデジタル）、波形発生器、RF 発生器、メモリ等は、外科用器具 104、106、108 内に位置し得るか、又は外科用器具 104、106、108 からは遠隔に位置し、有線及び / 若しくは無線の電氣的接続を介して外科用器具に連結されてもよい。発生器からの送達のためのエネルギーを表す波形の例を、図 9 ~ 13 に例示する。図 9 は、比較の目的で、同じ時間及び電圧スケールで重ね合わされた RF 出力信号 602 及び超音波出力信号 604 を表す第 1 及び第 2 の個々の波形を示す例示のグラフ 600 を図示している。これらの出力信号 602、604 は、図 8 に示した発生器 500 の ENERGY 出力部において提供されるものである。時間（t）を水平軸に沿って示し、電圧（V）を垂直軸に沿って示す。RF 出力信号 602 は、約 330 kHz の RF の周波数及び ±1 V のピーク間電圧を有する。超音波出力信号 604 は、約 55 kHz の周波数及び ±1 V のピーク間電圧を有する。水平軸に沿っての時間（t）スケール及び垂直軸に沿っての電圧（V）スケールは、比較の目的に正規化され、異なる実際の実装であり得るか、又は電流などの他の電氣的パラメータを表してもよいことが理解されよう。

【0092】

図 10 は、図 9 に示した 2 つの出力信号 602、604 の和を示す例示のグラフ 610 を図示している。時間（t）を水平軸に沿って示し、電圧（V）を垂直軸に沿って示す。図 9 に示した RF 出力信号 602 及び超音波出力信号 604 の和は、図 9 に示した元々の RF 信号及び超音波信号（1 V のピーク間電圧）の 2 倍の振幅である 2 V のピーク間電圧を有する組み合わせ出力信号 612 を生成する。元々の振幅の 2 倍の振幅は、出力の歪み、飽和、クリッピング、又は出力構成要素への応力などの、発生器の出力部で問題を引き起こし得る。したがって、複数の治療構成要素を有する単一の組み合わせ出力信号 612 の管理は、図 8 に示した発生器 500 の重要な態様である。この管理を得るために様々な方法がある。一形態では、2 つの RF 出力信号又は超音波出力信号 602、604 のうちの 1 つは、他の出力信号のピークに依存し得る。

【0093】

例えば、図 11 は、図 9 に示した出力信号 602、604 の依存和を表す組み合わせ出力信号 622 を示す例示のグラフ 620 を図示する。時間（t）を水平軸に沿って示し、電圧（V）を垂直軸に沿って示す。図 11 に示すように、図 9 の RF 出力信号 602 構成

要素は、依存和組み合わせ出力信号 6 2 2 の R F 出力信号構成要素の振幅が、超音波ピークが予想され得るときに減少するように、図 9 の超音波出力信号 6 0 4 構成要素のピークに依存する。図 1 1 における例示のグラフ 6 2 0 に示すように、これらのピークは 2 から 1 . 5 まで減少している。別の形態では、出力信号のうちの 1 つは、他の出力信号の関数である。

【 0 0 9 4 】

例えば、図 1 1 は、図 9 に示した出力信号 6 0 2 、 6 0 4 の依存和を表す出力信号 6 3 2 を示す例示のグラフ 6 3 0 を図示する。時間 (t) を水平軸に沿って示し、電圧 (V) を垂直軸に沿って示す。図 1 2 に示すように、R F 出力信号は、超音波出力信号の関数である。これが、出力の振幅に対してハードリミットを提供する。図 1 2 に示すように、超音波出力信号が正弦波として抽出可能である一方で、R F 出力信号は、歪みを有するが、R F 出力信号の凝固性能に多少なりとも影響を及ぼすものではない。

10

【 0 0 9 5 】

様々な他の技法が、出力信号の波形を圧縮及び / 又は制限するために使用され得る。R F 出力信号 6 0 2 が、神経筋刺激を回避するように安全な患者レベルのために低周波数構成要素を有する限り、超音波出力信号 6 0 4 (図 9) の整合性は、R F 出力信号 6 0 2 (図 9) の整合性よりも重要であり得ることに留意するべきである。別の形態では、R F 波形の周波数は、波形のピークを管理するために、継続的に変化させることが可能である。図 1 3 に示したグラフ 6 4 0 に例示されるような凝固型波形 6 4 4 などのより複雑な R F 波形が本システムで実行されるために、波形の制御は重要である。ここでも、時間 (t) を水平軸に沿って示し、電圧 (V) を垂直軸に沿って示す。

20

【 0 0 9 6 】

図 1 4 ~ 4 2 (2 6 ~ 5 4) は、本明細書に記載される様々な適応性組織同定及び治療技法の実行を容易にするために組織パラメータを測定するためのセンサ、回路、及び技法の様々な構成を例示する。図 1 4 は、クランプアーム 7 0 2 上に位置する R F データセンサ 7 0 6 、 7 0 8 a 、 7 0 8 b を含むエンドエフェクタ 7 0 0 の一態様を例示する。エンドエフェクタ 7 0 0 は、クランプアーム 7 0 2 と、超音波ブレード 7 0 4 とを備える。クランプアーム 7 0 2 は、クランプアーム 7 0 2 と超音波ブレード 7 0 4 との間に位置する組織 7 1 0 を固定して示されている。第 1 のセンサ 7 0 6 は、クランプアーム 7 0 2 の中央部に位置する。第 2 及び第 3 のセンサ 7 0 8 a 、 7 0 8 b は、クランプアーム 7 0 2 の外側部に位置する。センサ 7 0 6 、 7 0 8 a 、 7 0 8 b は、クランプアーム 7 0 2 に固定的に取り付けられるように構成されたフレキシブル回路 7 1 2 (図 1 5 により具体的に示し、より具体的には、図 1 7 及び 1 8 に示した分割されたフレキシブル回路 8 0 0 、 9 0 0) 上に取り付けられるか、又はフレキシブル回路と一体に形成される。

30

【 0 0 9 7 】

エンドエフェクタ 7 0 0 は、図 1 及び 2 に示した多機能外科用器具 1 0 8 のための例示のエンドエフェクタである。センサ 7 0 6 、 7 0 8 a 、 7 0 8 b は、例えば、図 8 に示した発生器 5 0 0 などのエネルギー源に電氣的に接続される。センサ 7 0 6 、 7 0 8 a 、 7 0 8 b は、発生器内の好適な供給源によって通電され、センサ 7 0 6 、 7 0 8 a 、 7 0 8 b によって生成された信号は、発生器 5 0 0 のアナログ及び / 又はデジタル処理回路に提供される。

40

【 0 0 9 8 】

一態様では、第 1 のセンサ 7 0 6 は、クランプアーム 7 0 2 によって組織 7 1 0 に加えられた垂直力 F_3 を測定するための力センサである。第 2 及び第 3 のセンサ 7 0 8 a 、 7 0 8 b は、組織 7 1 0 に R F エネルギーを印加し、パラメータの中でもとりわけ、組織インピーダンス、下向きの力 F_1 、横力 F_2 、及び温度を測定するために、1 つ又は 2 つ以上の要素を含む。電極 7 0 9 a 、 7 0 9 b は、発生器に電氣的に連結され、R F エネルギーを組織 7 1 0 に印加する。一態様では、第 1 のセンサ 7 0 6 と第 2 及び第 3 のセンサ 7 0 8 a 、 7 0 8 b とは、力又は単位面積当たりの力を測定するための歪みゲージである。下向きの力 F_1 、横向きの力 F_2 、及び垂直力 F_3 の測定値は、力センサ 7 0 6 、 7 0 8

50

a、708bがその上に作用している表面積を決定することによって、圧力に容易に変換され得ることが理解されよう。更に、本明細書に詳細に記述するように、フレキシブル回路712は、フレキシブル回路712の1つ又は2つ以上の層内に埋め込まれた温度センサを備えてもよい。1つ又は2つ以上の温度センサは、対称的に又は非対称的に配置されてもよく、発生器の制御回路に組織710の温度フィードバックを提供してもよい。

【0099】

図15は、センサ706、708a、708bがフレキシブル回路712に取り付けられ得るか、又はフレキシブル回路712と一体に形成され得る、図14に示したフレキシブル回路712の一態様を例示する。フレキシブル回路712は、クランプアーム702に固定的に取設されるように構成されている。図15に詳細に示すように、非対称型温度センサ714a、714bは、フレキシブル回路712に取り付けられ、組織710(図14)の温度を測定することを可能にする。

【0100】

図16は、図15に示されるフレキシブル回路712の断面図である。フレキシブル回路712は、クランプアーム702に固定的に取設される多層を含む。フレキシブル回路712の最上層は、電極709aであり、この電極は、発生器102、200、300、400、500(図1~3及び4~8)などのエネルギー源に電氣的に連結され、RFエネルギーを組織710(図14)に印加する。電気絶縁層718が電極709a層の下に設けられ、センサ714a、706、708aを電極709aから電氣的に絶縁する。温度センサ714aは、電気絶縁層718の下に配設される。第1の力(圧力)センサ706は、温度センサ714aを収容する層の下に、かつ圧縮層720の上に位置する。第2の力(圧力)センサ708aは、圧縮層720の下に、かつクランプアーム702フレームの上に位置する。

【0101】

図17は、エンドエフェクタのクランプアーム804に固定的に取設されるように構成された分割されたフレキシブル回路800の一態様を例示する。分割されたフレキシブル回路800は、例えば、図14~16に関連して本明細書に記載される、局所的な組織制御を提供するために、個々のアドレス可能なセンサを含む遠位セグメント802aと外側部セグメント802b、802cとを備える。セグメント802a、802b、802cは、セグメント802a、802b、802cの各々の内部に位置する個々のセンサに基づいて、組織を治療するために、また組織パラメータを測定するために個々にアドレス可能である。分割されたフレキシブル回路800のセグメント802a、802b、802cは、クランプアーム804に取り付けられ、また発生器102、200、300、400、500(図1~3及び4~8)などのエネルギー源に、導電性要素806を介して電氣的に連結される。ホール効果センサ808、又は任意の好適な磁気センサが、クランプアーム804の遠位端に位置する。ホール効果センサ808は、図19に詳細に示されるクランプアーム804開口によって画定された開口又は組織間隙の測定値を提供するために、磁石と共に動作する。

【0102】

図18は、エンドエフェクタのクランプアーム904に取り付けられるように構成された分割されたフレキシブル回路900の一態様を例示する。分割されたフレキシブル回路900は、例えば、図14~17に関連して本明細書に記載される、組織制御のための個々のアドレス可能なセンサを含む遠位セグメント902aと外側部セグメント902b、902cとを備える。セグメント902a、902b、902cは、組織を治療するために、またセグメント902a、902b、902cの各々の内部に位置する個々のセンサを読み取るために、個々にアドレス可能である。分割されたフレキシブル回路900のセグメント902a、902b、902cは、クランプアーム904に取り付けられ、また発生器102、200、300、400、500(図1~3及び4~8)などのエネルギー源に、導電性要素906を介して電氣的に連結される。ホール効果センサ908、又は他の好適な磁気センサが、クランプアーム904の遠位端に設けられている。ホール効

10

20

30

40

50

果センサ 908 は、図 19 に詳細に示されるエンドエフェクタによって画定されたクランプアーム 904 開口又は組織間隙の測定値を提供するために、磁石と共に動作する。加えて、複数の外側部非対称型温度センサ 910a、910b は、分割されたフレキシブル回路 900 上に取り付けられるか、形式上、分割されたフレキシブル回路 900 と一体化され、組織温度フィードバックを発生器の制御回路に提供する。

【0103】

図 19 は、組織間隙 G_T を測定するように構成されたエンドエフェクタ 1000 の一態様を例示する。エンドエフェクタ 1000 は、ジョー部材 1002 とクランプアーム 904 とを備える。図 18 に記載されるフレキシブル回路 900 は、クランプアーム 904 に取り付けられている。フレキシブル回路 900 は、ジョー部材 1002 に取り付けられた磁石 1004 と動作して組織間隙 G_T を測定する、ホール効果センサ 908 を備える。この技法は、クランプアーム 904 とジョー部材 1002 との間に画定された開口を測定するために使用され得る。ジョー部材 1002 は、超音波ブレードであってもよい。

【0104】

図 20 は、左から右に分割されたフレキシブル回路 1100 の一態様を例示する。左から右に分割されたフレキシブル回路 1100 は、左から右に分割されたフレキシブル回路 1100 の左側の複数のセグメント $L_1 \sim L_5$ 及び左から右に分割されたフレキシブル回路 1100 の右側の複数のセグメント $R_1 \sim R_5$ を含む。セグメント $L_1 \sim L_5$ 及び $R_1 \sim R_5$ は各々、各セグメント $L_1 \sim L_5$ 及び $R_1 \sim R_5$ 内の組織パラメータを局所的に感知するために、温度センサ及び力センサを含む。左から右に分割されたフレキシブル回路 1100 は、セグメント $L_1 \sim L_5$ 及び $R_1 \sim R_5$ の各々の内部で局所的に感知された組織パラメータに基づいて、RF 治療エネルギーに影響を及ぼすように構成されている。

【0105】

図 21 は、図 20 に示す分割されたフレキシブル回路 1100 を含むエンドエフェクタ 1200 の一態様を例示する。エンドエフェクタ 1200 は、クランプアーム 1202 と、超音波ブレード 1204 とを備える。分割されたフレキシブル回路 1100 は、クランプアーム 1202 に取り付けられている。セグメント 1～5 の内部に配設されたセンサは各々、クランプアーム 1202 と超音波ブレード 1204 との間に位置付けられた組織の存在を検出し、組織ゾーン 1～5 を表すように構成されている。図 21 に示した構成において、エンドエフェクタ 1200 は、クランプアーム 1202 と超音波ブレード 1204 との間に組織を受け取るか、又は把持する準備ができていない開放位置で示されている。

【0106】

図 22 は、クランプアーム 1202 がクランプアーム 1202 と超音波ブレード 1204 との間に組織 1206 を固定している、図 21 に示すエンドエフェクタ 1200 を例示する。図 22 に示すように、組織 1206 は、セグメント 1～3 の間に位置付けられ、組織ゾーン 1～3 を表す。したがって、組織 1206 は、セグメント 1～3 内のセンサによって検出され、組織の不在（空の場合）は、セグメント 4～5 によってセクション 1208 で検出される。ある特定のセグメント 1～3 及び 4～5 内に位置付けられた組織 1206 の存在及び不在に関する情報は、それぞれ、発生器 102、200、300、400、500（図 1～3 及び 4～8）などの発生器の制御回路に通信される。発生器 500 は、組織 1206 が検出されているセグメント 1～3 のみに通電するように構成されており、組織が検出されていないセグメント 4～5 には通電しない。セグメント 1～5 は、ある特定のセグメント 1～5 内に位置する組織の組織パラメータを測定するための任意の好適な温度、力/圧力、及び/又はホール効果磁気センサと、ある特定のセグメント 1～5 内に位置する組織に RF エネルギーを送達するための電極とを収容してもよいことが理解されよう。

【0107】

図 23 は、局所的に感知された組織パラメータに基づいて、エンドエフェクタの右側及び左側によって印加されたエネルギーのグラフ 1300 を例示する。本明細書で論じられるように、エンドエフェクタのクランプアームは、例えば、図 14～22 に示したクラン

10

20

30

40

50

ブアームの右側及び左側に沿って、とりわけ、温度センサ、力/圧力センサ、ホール効果センサを備えてもよい。したがって、RFエネルギーは、クランプジョーと超音波ブレードとの間に位置付けられた組織に選択的に印加され得る。上部のグラフ1302は、局所的に感知された組織パラメータに基づいて、クランプアームの右側セグメントに印加された電力 P_R に対する時間(t)を描写する。したがって、発生器102、200、300、400、500(図1~3及び4~8)などの発生器は、感知された組織パラメータを測定し、電力 P_R をクランプアームの右側セグメントに印加するように構成されている。発生器500は、右側セグメントを介して初期電力レベル P_1 を組織に送達し、次いで1つ又は2つ以上のセグメントにおける組織パラメータ(温度、力/圧力、厚さ)の局所的な感知に基づいて、電力レベルを P_2 まで低下させる。底部のグラフ1304は、局所的に感知された組織パラメータに基づいて、クランプアームの左側セグメントに印加された電力 P_L に対する時間(t)を描写する。発生器500は、左側セグメントを介して P_1 の初期電力レベルを組織に送達し、次いで組織パラメータ(例えば、温度、力/圧力、厚さ)の局所的な感知に基づいて、電力レベルを P_3 まで上昇させる。底部グラフ1304に描写するように、発生器は、組織パラメータ(例えば、温度、力/圧力、厚さ)の感知に基づいて、送達されたエネルギー P_3 を再調整するように構成されている。

10

20

30

40

50

【0108】

図24は、連続性、温度、圧力などの二次組織パラメータの測定に起因する閾値の調整の一態様を描写するグラフ1400を例示する。グラフ1400の水平軸は時間(t)であり、垂直軸は組織インピーダンス(Z)である。曲線1412は、異なるエネルギーモダリティが組織に適用されたときの組織インピーダンス(Z)の時間(t)に対する変化を表す。更に図20~22を参照すると、元々の閾値1402は、組織が全ての5つのセグメント1~5(組織ゾーン1~5)で検出されたときに適用され、調整された閾値1404は、組織が組織セグメント1~3(組織ゾーン1~3)で検出されたときに適用される。したがって、組織が特定のセグメント(ゾーン)内に位置すると、発生器の制御回路は、それに応じて閾値を調整する。

【0109】

図24に示すように、曲線1412は、3つの別個のセクション1406、1408、1410を含む。曲線1412の第1のセクション1406は、RFエネルギーが、組織インピーダンスが調整された閾値1404を下回るまで組織ゾーン1~3内の組織に印加される時間を表す。組織封止が完了していることを示す点1414において、組織ゾーン1~3に適用されるエネルギーモダリティは、RFエネルギーから超音波エネルギーに変化する。次いで、超音波エネルギーが、第2及び第3のセクション1408、1410に印加され、インピーダンスは、組織が切り離されるか又は切断されるまで指数的に上昇する。

【0110】

図25は、フレキシブル回路1500内に埋め込まれたRF電極及びデータセンサを含むフレキシブル回路1500の一態様の断面図である。フレキシブル回路1500は、金属などの導電性材料から作成される、RFクランプアーム1502の右又は左部分に取り付けられ得る。RFクランプアーム1502の下に、下向きの力/圧力センサ1506a、1506bが、ラミネート層1504の下に埋め込まれている。横力/圧力センサ1508は、下向きの力/圧力センサ1506a、1506b層の下に位置し、温度センサ1510は、横力/圧力センサ1508の下に位置する。電極1512は、発生器に電氣的に連結され、RFエネルギーを組織1514に印加するように構成されており、温度センサ1510の下に位置する。

【0111】

図26は、クランプアームと超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力又は圧力を感知するように構成されたエンドエフェクタ1600の一態様の断面図である。エンドエフェクタ1600は、クランプジョー1602と、クランプアーム1602に固定的に取り付けられたフレキシブル回路1604とを備える。クランプアーム1602は、

力 F_1 及び F_2 を、可変密度及び厚さの組織 1606 に加え、これらの力は、フレキシブル回路 1604 の異なる層に位置する第 1 及び第 2 の力 / 圧力センサ 1608、1610 によって測定され得る。圧縮層 1612 は、第 1 及び第 2 の力 / 圧力センサ 1608、1610 の間に挟まれている。電極 1614 は、組織に接触するフレキシブル回路 1604 の外側部分上に位置する。本明細書に記載したように、フレキシブル回路 1604 の他の層は、例えば温度センサ、厚さセンサ等の追加のセンサを備えてもよい。

【0112】

図 27 ~ 29 は、信号層のフレキシブル回路、センサ配線、及び RF エネルギー駆動回路の様々な概略図を例示する。図 27 は、フレキシブル回路 1700 の信号層の一態様の概略図である。フレキシブル回路 1700 は、複数の層を含む（例えば、約 4 ~ 約 6 個の）。1 つの層は、集積回路に電力を供給し、別の層は接地を有するであろう。2 つの追加の層は、RF エネルギー RF 1 及び RF 2 を別々に運ぶであろう。アナログマルチプレクサスイッチ 1702 は、 I^2C バスを通して制御され得る 8 つの双方向変換スイッチを有する。SCL / SDA 上流対は、8 つの下流対、又はチャンネルに拡がる。任意の個々の SCn / SDn チャンネル又はチャンネルの組み合わせは、プログラマブル制御レジスタの内容によって、選択され、決定され得る。上流対 SCL / SDA は、発生器内の制御回路に接続される。6 つの下流センサがあり、その 3 つはクランプアームの両側にある。第 1 の側 1704 a は、第 1 の熱電対 1706 a、第 1 の圧力センサ 1708 a、及び第 1 のホール効果センサ 1710 a を備える。第 2 の側 1704 b は、第 2 の熱電対 1706 b、第 2 の圧力センサ 1708 b、及び第 2 のホール効果センサ 1710 b を備える。図 28 は、図 27 に示すフレキシブル回路 1700 のセンサ配線の概略図 1750 である。

【0113】

図 29 は、RF エネルギー駆動回路 1800 の一態様の概略図である。RF エネルギー駆動回路 1800 は、図 27 に関連して記載されたアナログマルチプレクサ 1702 を備える。アナログマルチプレクサは、上流チャンネル SCL / SDA からの様々な信号を多重化する。電流センサ 1802 は、電源回路のリターン又は接地区間と直列に連結され、電源により供給される電流を測定する。FET 温度センサ 1804 は周囲温度で提供される。パルス幅変調 (PWM) ウォッチドッグタイマ 1808 は、主プログラムが定期的なサービス提供を怠る場合にシステムリセットを自動的に生じさせる。これは、ソフトウェア又はハードウェアの故障のため、これがハングすると、RF エネルギー駆動回路 1800 を自動的にリセットするために設けられている。

【0114】

駆動回路 1806 は、左右の RF エネルギー出力部に設けられている。デジタル信号は、発生器の制御回路からアナログマルチプレクサ 1702 の SCL / SDA 入力部に提供される。デジタル・アナログ変換器 (DAC) は、デジタル入力をアナログ出力に変換して、発振器 1814 に連結されたパルス幅変調 (PWM) 回路 1812 を駆動する。PWM 回路 1812 は、第 1 のゲート駆動信号 1816 a を第 1 のトランジスタ出力段 1818 a に提供して、第 1 の RF (左側) エネルギー出力を駆動する。PWM 回路 1812 はまた、第 2 のゲート駆動信号 1816 b を第 2 トランジスタ出力段 1818 a b に提供して、第 2 の RF (右側) エネルギー出力を駆動する。

【0115】

図 27 ~ 29 に関連して記載された回路 1700、1750、1800 は、図 5 ~ 7 に示した発生器 200、300、400、500 に電氣的に連結される。例えば、回路 1700、1750、1800 は、信号調整回路 244 を介して発生器 200 に連結されてもよく、インターフェース回路 520 を通して発生器 500 に連結されてもよい。

【0116】

図 30 は、事前設定された時間における組織間隙の測定のグラフ表示 1900 である。第 1 のグラフ 1902 は、組織インピーダンス Z に対する時間 (t) を表し、ここでは、水平軸は時間 (t) を表し、垂直軸は組織インピーダンス Z を表している。第 2 のグラフ 1904 は、組織間隙における変化 間隙 に対する時間 (t) を表し、ここでは、水平軸

10

20

30

40

50

は時間 (t) を表し、垂直軸は組織間隙における変化 間隙 を表している。第 3 のグラフ 1906 は、力 F に対する時間 (t) を表し、ここでは水平軸は時間 (t) を表し、垂直軸は、力 F を表している。一定の力 F を組織に加えることによって、また待機期間、エネルギーモダリティ (例えば、 RF 並びに超音波)、及びモータ制御パラメータを画定するためのインピーダンス Z の問い合わせによって、変位が同時に速度を提供する。3 つのグラフ 1902、1904、1906 を参照して、インピーダンス感知エネルギーは、第 1 の期間 1908 中に印加され、薄い腸間膜組織 (実線)、中程度の厚さの血管組織 (破線)、又は厚い子宮 / 腸組織 (鎖線) などの組織の種類を決定する。

【0117】

第 3 のグラフ 1906 に示すように、クランプアームは、初期に、それが一定の力 1924 に達するまでゼロから指数的に上昇する力を加える。事前設定された時間 t_1 は、これが、クランプアームの力が一定の力 1924 に達した後、しばらくしてから起こるように選択される。第 1 及び第 2 のグラフ 1902、1904 に示すように、事前設定された時間 t_1 に達するまで固定力が腸間膜組織に加えられる時間から、組織間隙における変化 間隙 曲線 1912 は、指数的に減少し、組織インピーダンス曲線 1918 もまた、事前設定された時間 t_1 に達するまで減少する。事前設定された時間 t_1 から、短い遅延 1928 が適用され、その後、治療エネルギーが腸間膜組織に t_{E1} で印加される。

【0118】

第 1 及び第 2 のグラフ 1902、1904 に示すように、事前設定された時間 t_1 に達するまで固定力が血管組織に加えられる時間から、組織間隙における変化 間隙 曲線 1916 は、指数的に減少し、組織インピーダンス曲線 1920 もまた、事前設定された時間 t_1 に達するまで減少する。事前設定された時間 t_1 から、中程度の遅延 1930 が適用され、その後、治療エネルギーが血管組織に t_{E2} で印加される。

【0119】

第 1 及び第 2 のグラフ 1902、1904 に示すように、事前設定された時間 t_1 に達するまで固定力が子宮 / 腸組織に加えられる時間から、組織間隙における変化 間隙 曲線 1914 は、指数的に減少し、組織インピーダンス曲線 1914 もまた、事前設定された時間 t_1 に達するまで減少する。事前設定された時間 t_1 から、短い遅延 1928 が適用され、その後、治療エネルギーが腸間膜組織に t_{E1} で印加される。

【0120】

図 31 は、薄い、中程度、及び厚い組織の種類に関する、事前設定された力 2008 までの時間に対する時間のグラフ 2000 である。水平軸は時間 (t) を表し、垂直軸は、クランプアームにより組織に加えられた力 (F) を表す。グラフ 2000 は、3 つの曲線を描写しており、1 つは薄い組織 2002 についてのものであり、実線で示されており、1 つは中程度の厚さの組織 2004 についてのものであり、鎖線で示されており、もう 1 つは厚い組織 2006 についてのものであり、破線で示されている。グラフ 2000 は、遅延エネルギーモード及び他の制御パラメータを制御するために、組織間隙に代わる手段として、事前設定された力における測定時間を描写する。したがって、厚い組織 2006 の事前設定された力 2008 にかかる時間は t_{1a} であり、中程度の厚さの組織 2004 についての事前設定された力 2008 にかかる時間は t_{1b} であり、薄い組織 2002 についての事前設定された力 2008 にかかる時間は t_{1c} である。

【0121】

力が事前設定された力 2008 に達すると、エネルギーが組織に印加される。薄い組織 2002 の場合、事前設定された t_{1c} に至るまでの時間は、0.5 秒超であり、その後、 RF エネルギーが、約 1 ~ 3 秒の通電時間 t_e で印加される。厚い組織 2006 の場合、事前設定された t_{1a} に至るまでの時間は、0.5 秒未満であり、その後、 RF エネルギーが、約 5 ~ 9 秒の通電時間 t_e で印加される。中程度の厚さの組織 2004 の場合、事前設定された t_{1b} に至るまでの時間は、約 0.5 秒であり、その後、 RF エネルギーが、約 3 ~ 5 秒の通電時間 t_e で印加される。

【0122】

10

20

30

40

50

図 3 2 は、3つの曲線 2 1 0 2、2 1 0 4、2 1 0 6 のグラフ 2 1 0 0 のグラフ描写であり、第 1 の曲線 2 1 0 2 は電力 (P)、電圧 (V_{RF})、及び電流 (I_{RF}) に対する組織インピーダンス (Z) を表し、第 2 の曲線 2 1 0 4 及び第 3 の曲線 2 1 0 6 は、組織インピーダンス (Z) に対する時間 (t) を表す。第 1 の曲線 2 1 0 2 は、厚い組織のインピーダンス範囲 2 1 1 0 及び薄い組織のインピーダンス範囲 2 1 1 2 についての電力 (P) の印加を例示する。組織インピーダンス Z が増加すると、電流 I_{RF} は減少し、電圧 V_{RF} は増加する。電力曲線 P は、それが、電流 I_{RF} 曲線と電圧 V_{RF} 曲線との交点 2 1 1 4 と一致する最大出力 2 1 0 8 に達するまで増加する。

【 0 1 2 3 】

第 2 の曲線 2 1 0 4 は、測定された組織インピーダンス Z に対する時間 (t) を表す。組織インピーダンス閾値限界 2 1 2 0 は、 RF と超音波エネルギーモダリティを切り替えるための交差限界である。例えば、図 3 2 に示すように、 RF エネルギーは、組織インピーダンスが組織インピーダンス閾値限界 2 1 2 0 を上回る間に印加され、超音波エネルギー 2 1 2 4 は、組織インピーダンスが組織インピーダンス閾値限界 2 1 2 0 を下回る間に印加される。したがって、第 2 の曲線 2 1 0 4 に戻って参照すると、薄い組織の曲線 2 1 1 6 の組織インピーダンスは、組織インピーダンス閾値限界 2 1 2 0 を上回ったままであるため、 RF エネルギーモダリティのみが組織に適用される。他方では、 RF エネルギーは、組織インピーダンスが組織インピーダンス閾値限界 2 1 2 0 を上回る間に厚い組織に印加され、超音波エネルギーは、組織インピーダンスが組織インピーダンス閾値限界 2 1 2 0 を下回ったときに組織に印加される。したがって、組織インピーダンスが組織インピーダンス閾値限界 2 1 2 0 を下回ったときに、エネルギーモダリティは、 RF から超音波に切り替わり、組織インピーダンスが組織インピーダンス閾値限界 2 1 2 0 を突破したときに、エネルギーモダリティは超音波から RF に切り替わる。

【 0 1 2 4 】

図 3 3 は、エンドエフェクタ 2 2 0 0 の一態様の平面図である。エンドエフェクタ 2 2 0 0 は、クランプアーム 2 2 0 2 と、シャフト 2 2 0 4 とを備える。クランプアーム 2 2 0 2 は、ピボット点 2 2 0 6 の周りを旋回し、ピボット角を画定する。図 3 4 は、クランプアーム 2 2 0 2 及び超音波ブレード 2 2 0 8 の下層構造を露呈するための部分的切り欠き図を有する、図 3 3 に示すエンドエフェクタ 2 2 0 0 の側面図である。電極 2 2 1 0 は、クランプアーム 2 2 0 2 に固定的に取り付けられている。電極 2 2 1 0 は、発生器に電氣的に連結され、 RF エネルギーをクランプアーム 2 2 0 2 と超音波ブレード 2 2 0 8 との間に位置する組織に印加するように構成されている。図 3 5 は、超音波ブレード及び右と左の電極 2 2 1 0 a、2 2 1 0 b をそれぞれ露呈するための、図 3 3、3 4 に示すエンドエフェクタの部分的断面図である。

【 0 1 2 5 】

図 3 6 は、図 3 3 に示すエンドエフェクタ 2 2 0 0 の断面 3 6 - - 3 6 で切り取られた断面図である。エンドエフェクタ 2 2 0 0 は、発生器により電氣的に駆動される超音波トランスデューサと音響的に連結された超音波ブレード 2 2 0 8 を含む。クランプアーム 2 2 0 2 は、(操作者の視点から) 右側の電極 2 2 1 0 a と、左側の電極 2 2 1 0 b とを備える。右側の電極 2 2 1 0 a は、第 1 の幅 W_1 を画定し、かつ電極 2 2 1 0 a と超音波ブレード 2 2 0 8 との間に第 1 の間隙 G_1 を画定する。左側の電極 2 2 1 0 b は、第 2 の幅 W_2 を画定し、かつ電極 2 2 1 0 b と超音波ブレード 2 2 0 8 との間に第 2 の間隙 G_2 を画定する。一態様では、第 1 の幅 W_1 は、第 2 の幅 W_2 よりも小さく、第 1 の間隙 G_1 は第 2 の間隙 G_2 よりも小さい。図 3 5 を参照すると、軟質ポリマーパッド 2 2 1 2 は、超音波ブレード 2 2 0 8 とクランプアーム 2 2 0 2 との間に位置する。高密度ポリマーパッド 2 2 1 4 は、軟質ポリマーパッド 2 2 1 2 に隣接して位置し、超音波ブレード 2 2 0 8 が電極 2 2 1 0 a、2 2 1 0 b を短絡することを防止する。一態様では、軟質ポリマーパッド 2 2 1 2、2 2 1 4 は、例えば、商品名 T E F L O N (ポリテトラフルオロエチレンポリマー及びコポリマー) として既知のポリマーから作製され得る。

【 0 1 2 6 】

図 37 は、図 33 に示すエンドエフェクタ 2200 の断面 37 - 37 で切り取られた断面図である。断面 37 - 37 の平面において、エンドエフェクタ 2200 は、より薄く、断面 36 - 36 よりも大きな曲率を有する。右側の電極 2210a は、第 3 の幅 W_3 を画定し、かつ電極 2210a と超音波ブレード 2208 との間に第 3 の間隙 G_3 を画定する。左側の電極 2210b は、第 4 の幅 W_4 を画定し、かつ電極 2210b と超音波ブレード 2208 との間に第 4 の間隙 G_4 を画定する。一態様では、第 3 の幅 W_3 は、第 4 の幅 W_4 よりも小さく、第 3 の間隙 G_3 は第 4 の間隙 G_4 よりも小さい。

【0127】

図 38 は、超音波ブレード 2208' が異なる幾何学的形状を有することを除いて、図 33 に示すエンドエフェクタ 2200 の断面 36 - 36 で切り取られた断面図である。エンドエフェクタ 2200' は、発生器により電氣的に駆動される超音波トランスデューサと音響的に連結された超音波ブレード 2208' を含む。クランプアーム 2202' は、（操作者の視点から）右側の電極 2210a' と、左側の電極 2210b' とを備える。右側の電極 2210a' は、第 1 の幅 W_1 を画定し、かつ電極 2210a' と超音波ブレード 2208' との間に第 1 の間隙 G_1 を画定する。左側の電極 2210b' は、第 2 の幅 W_2 を画定し、かつ電極 2210b' と超音波ブレード 2208' との間に第 2 の間隙 G_2 を画定する。一態様では、第 1 の幅 W_1 は、第 2 の幅 W_2 よりも小さく、第 1 の間隙 G_1 は第 2 の間隙 G_2 よりも小さい。高密度ポリマーパッド 2214' は、軟質ポリマーパッド 2212' に隣接して位置し、超音波ブレード 2208' が電極 2210a'、2210b' を短絡することを防止する。一態様では、軟質ポリマーパッド 2212'、2214' は、例えば、商品名 T E F L O N（ポリテトラフルオロエチレンポリマー及びコポリマー）として既知のポリマーから作製され得る。

【0128】

図 39 は、超音波ブレード 2208' が異なる幾何学的形状を有することを除いて、図 33 に示すエンドエフェクタ 2200 の断面 37 - 37 で切り取られた断面図である。断面 37 - 37 の平面において、エンドエフェクタ 2200' は、より薄く、断面 36 - 36 におけるエンドエフェクタ 2200' よりも大きな曲率を有する。右側の電極 2210a' は、第 3 の幅 W_3 を画定し、かつ電極 2210a' と超音波ブレード 2208' との間に第 3 の間隙 G_3 を画定する。左側の電極 2210b' は、第 4 の幅 W_4 を画定し、かつ電極 2210b' と超音波ブレード 2208' との間に第 4 の間隙 G_4 を画定する。一態様では、第 3 の幅 W_3 は、第 4 の幅 W_4 よりも小さく、第 3 の間隙 G_3 は第 4 の間隙 G_4 よりも小さい。

【0129】

図 40 は、超音波ブレード 2208" が異なる幾何学的形状を有することを除いて、図 33 に示すエンドエフェクタ 2200 の断面 36 - 36 で切り取られた断面図である。エンドエフェクタ 2200" は、発生器により電氣的に駆動される超音波トランスデューサと音響的に連結された超音波ブレード 2208" を含む。クランプアーム 2202" は、（操作者の視点から）右側の電極 2210a" と、左側の電極 2210b" とを備える。右側の電極 2210a" は、第 1 の幅 W_1 を画定し、かつ電極 2210a" と超音波ブレード 2208" との間に第 1 の間隙 G_1 を画定する。左側の電極 2210b" は、第 2 の幅 W_2 を画定し、かつ電極 2210b" と超音波ブレード 2208" との間に第 2 の間隙 G_2 を画定する。一態様では、第 1 の幅 W_1 は、第 2 の幅 W_2 よりも小さく、第 1 の間隙 G_1 は第 2 の間隙 G_2 よりも小さい。高密度ポリマーパッド 2214" は、軟質ポリマーパッド 2212" に隣接して位置し、超音波ブレード 2208" が電極 2210a"、2210b" を短絡することを防止する。一態様では、ポリマーパッド 2212"、2214" は、例えば、商品名 T E F L O N（ポリテトラフルオロエチレンポリマー及びコポリマー）として既知のポリマーから作製され得る。

【0130】

図 41 は、超音波ブレード 2208" が異なる幾何学的形状を有することを除いて、図 33 に示すエンドエフェクタ 2200 の断面 37 - 37 で切り取られた断面図である。

断面 3 7 - - 3 7 の平面において、エンドエフェクタ 2 2 0 0 " は、より薄く、断面 3 6 - - 3 6 におけるエンドエフェクタ 2 2 0 0 ' よりも大きな曲率を有する。右側の電極 2 2 1 0 a " は、第 3 の幅 W_3 を画定し、かつ電極 2 2 1 0 a " と超音波ブレード 2 2 0 8 " との間に第 3 の間隙 G_3 を画定する。左側の電極 2 2 1 0 b " は、第 4 の幅 W_4 を画定し、かつ電極 2 2 1 0 b " と超音波ブレード 2 2 0 8 " との間に第 4 の間隙 G_4 を画定する。一態様では、第 3 の幅 W_3 は、第 4 の幅 W_4 よりも小さく、第 3 の間隙 G_3 は第 4 の間隙 G_4 よりも小さい。

【 0 1 3 1 】

本明細書に記載される外科用器具はまた、発生器により送達されるエネルギーが、外科用器具のエンドエフェクタにより治療される組織の種類及び組織の様々な特性に基づいて動的に変化されることを可能にする特徴部を含むことができる。一態様では、外科用器具のエンドエフェクタに送達される、発生器 1 0 2、2 0 0、3 0 0、4 0 0、5 0 0 (図 1 ~ 3 及び 4 ~ 8) などの発生器からの出力を制御するための技法は、発生器からのエネルギープロファイルが、外科用器具のエンドエフェクタにより作用がもたらされる組織の種類に基づいて、処置中に動的に変化されることを可能にする組織の種類を表す入力を含み得る。

10

【 0 1 3 2 】

本明細書に開示されるように、組織の種類に基づいて発生器を制御するための技法が提供され得る。様々な技法を使用して、発生器から送達されるエネルギーが、外科用器具により治療される組織の種類に基づいて動的に変化することを可能にするように電力プロファイルを選択することができる。

20

【 0 1 3 3 】

図 4 2 A は、クランプアーム 2 3 0 2 と、超音波ブレード 2 3 0 4 とを備えるエンドエフェクタ 2 3 0 0 であって、クランプアーム 2 3 0 2 が電極 2 3 0 6 を含む、エンドエフェクタ 2 3 0 0 を例示する。エンドエフェクタ 2 3 0 0 は、図 1 ~ 3 で言及した外科用器具 1 0 4、1 0 6、1 0 8 のうちの 1 つで使用され得る。エンドエフェクタ 1 2 2、1 2 4、1 2 5 に加えて、外科用器具 1 0 4、1 0 6、1 0 8 は、それぞれ、ハンドピース 1 0 5、1 0 7、1 0 9 と、シャフト 1 2 6、1 2 7、1 2 9 を含む。エンドエフェクタ 1 2 2、1 2 4、1 2 5 は、組織を圧縮、切断、又は封止するために使用されてもよい。図 4 2 A を参照すると、図 1 ~ 3 に示すエンドエフェクタ 1 2 2、1 2 4、1 2 5 と同様のエンドエフェクタ 2 3 0 0 は、圧縮、切断、又はステーブル留めの前に、医師により、組織 2 3 0 8 を包囲するように位置付けられてもよい。図 4 2 A に示すように、エンドエフェクタ 2 3 0 0 を使用する準備をしている間、組織に圧縮が加えられなくてもよい。図 4 2 A に示すように、組織 2 3 0 8 は、クランプアーム 2 3 0 2 と超音波ブレード 2 3 0 4 との間で圧縮下にはない。

30

【 0 1 3 4 】

次に、図 4 2 B を参照すると、外科用器具のハンドル上のトリガを係合させることによって、医師は、エンドエフェクタ 2 3 0 0 を使用して組織 2 3 0 8 を圧縮してもよい。一態様では、組織 2 3 0 8 は、図 4 2 B に示すように、その最大閾値まで圧縮されてもよい。図 4 2 A に示すように、組織 2 3 0 8 は、クランプアーム 2 3 0 2 と超音波ブレード 2 3 0 4 との間で最大圧縮下にある。

40

【 0 1 3 5 】

図 4 3 A を参照すると、様々な力が、エンドエフェクタ 2 3 0 0 によって組織 2 3 0 8 に加えられてもよい。例えば、組織 2 3 0 8 がエンドエフェクタ 2 3 0 0 のクランプアーム 2 3 0 2 と超音波ブレード 2 3 0 4 との間で圧縮されると、それによって垂直力 F_1 及び F_2 が加えられてもよい。次に、図 4 3 B を参照すると、エンドエフェクタ 2 3 0 0 によって圧縮されると、様々な斜め方向及び / 又は横方向の力も組織 2 3 0 8 に加えられてもよい。例えば、力 F_3 が加えられてもよい。外科用器具 1 0 4、1 0 6、1 0 8 などの医療用装置を操作するために、エンドエフェクタによって組織に加えられている様々な形態の圧縮を検出又は算出することが望ましいことがある。例えば、垂直方向又は横方向の

50

圧縮の理解は、エンドエフェクタがステابل動作をより精密又は正確に適用することを可能にし得るか、又は外科用器具をより適切又は安全に使用することができるような外科用器具の情報を操作者に与え得る。

【0136】

一形態では、歪みゲージを用いて、図42A～B及び43A～Bに示すエンドエフェクタにより組織2308に加えられた力を測定することができる。歪みゲージは、エンドエフェクタ2300に連結され、エンドエフェクタ2300により治療される組織2308に及ぼす力を測定することができる。ここでまた図44を参照すると、図44に例示する態様では、組織2308に加えられた力を測定するためのシステム2400は、例えば、マイクロ歪みゲージなどの歪みゲージセンサ2402を備え、組織の圧縮の指標であり得る、固定動作中に図43A～Bのクランプアーム2302などのエンドエフェクタのクランプアームに及ぼされた、例えば歪みの振幅などのエンドエフェクタ2300の1つ又は2つ以上のパラメータを測定するように構成されている。測定された歪みは、デジタル信号に変換され、マイクロコントローラ2408のプロセッサ2410に提供される。負荷センサ2404は、エンドエフェクタ2300のクランプアーム2302と超音波ブレード2304との間に捕捉された組織2308を切断するように超音波ブレード2304を動作させるための力を測定することができる。磁界センサ2406は、捕捉された組織2308の厚さを測定するために用いることができる。磁界センサ2406の測定値もまた、デジタル信号に変換され、プロセッサ2410に提供される。

10

20

【0137】

上記に加えて、フィードバックインジケータ2414もまた、マイクロコントローラ2408と通信するように構成され得る。一態様では、フィードバックインジケータ2414は、図1～3に示すものなどの外科用器具のハンドル内に配設され得る。あるいは、フィードバックインジケータ2414は、例えば、外科用器具のシャフト組立体内に配設することができる。任意の事象において、マイクロコントローラ2408は、フィードバックインジケータ2414を用いて、外科用器具の操作者に、例えば、エンドエフェクタに組織をきつく固定するために使用される、発射トリガの選択された位置などの手動入力 of 妥当性に関するフィードバックを提供することができる。そのためには、マイクロコントローラ2408は、クランプアーム2302及び/又は発射トリガの選択された位置を評価し得る。センサ2402、2404、及び2406によってそれぞれ測定されるような、組織2308の圧縮、組織2308厚さ、及び/又はエンドエフェクタ2300を閉鎖させるために要する力の測定値は、発射トリガの選択された位置、及び/又はエンドエフェクタの速度の対応する値を特徴付けるために、マイクロコントローラ2408によって使用することができる。一例では、メモリ2412は、評価においてマイクロコントローラ2408によって用いることができる技法、式、及び/又はルックアップテーブルを格納することができる。

30

【0138】

本明細書に記載される発生器102、200、300、400、500（図1～3及び4～8）、外科用器具104、106、108（図1～3）、及びエンドエフェクタ122、124、125、700、800、900、1000、1100、1200、2200、2200'、2200"、2300（図1～3、14～22、33～43B）は、以下に記載される技法及びプロセスに従って外科的処置を行うために、単独で、又は組み合わせて使用されてもよい。それでもやはり、簡潔かつ明確にするために、外科的処置は、多機能外科用器具108及び発生器500を参照して説明される。多機能外科用器具108は、クランプアーム145と、超音波ブレード149とを含むエンドエフェクタ125を備える。エンドエフェクタ125は、以下に記載されるように、RFエネルギーを組織に印加するための電極、温度センサ、力/圧力センサ、及び間隙測定センサを提供するために、エンドエフェクタ122、124、125、700、800、900、1000、1100、1200、2200、2200'、2200"、2300のうちのいずれか1つの構造的又は機能的な特徴部のうちのいずれかを有するように構成されてもよい。

40

50

【 0 1 3 9 】

大きな血管及び組織束を封止するか又は封止及び切断するための技法

一態様では、本開示は、発生器 1 0 2、2 0 0、3 0 0、4 0 0、5 0 0（図 1～3 及び 4～8）のうちのいずれか 1 つなどの発生器、又は外科用器具 1 0 8（図 1～3）などの外科用器具からエンドエフェクタに送達される電力を制御することによって、大きな血管／組織束を封止するか又は封止及び切断するための技法を提供する。本技法に従って、外科用器具のエンドエフェクタに送達される電力は、エンドエフェクタと相互作用する血管及び組織束の寸法に基づいて変動し得る。開示の簡潔性及び明瞭性のために、大きな血管／組織束を封止するか又は封止及び切断するための技法は、図 8 の発生器 5 0 0 に連結された図 2 の多機能外科用器具 1 0 8 を参照して説明されるであろうが、本明細書に記載される器具、発生器、及びエンドエフェクタの他の構成が、本開示の範囲から逸脱することなく容易に置き換えられ得ることが理解されよう。

10

【 0 1 4 0 】

外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 に送達される発生器 5 0 0 からの出力を制御するための技法は、組織の凝固状態を表す入力を含み得、組織治療プロセス中に発生器 5 0 0 からのエネルギープロファイルが、外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 によって治療される組織の凝固状態又はエンドエフェクタ 1 0 8 と相互作用する血管若しくは組織の寸法に基づいて、RF エネルギーと超音波エネルギーとの間で動的に変化させることを可能にする。これは、プロセッサ 5 0 2 が発生器 5 0 0 を制御して、組織封止が完了したときの RF エネルギー（ENERGY 2 / RETURN）から超音波エネルギー（ENERGY 1 / RETURN）へと切り替え、組織を切断し、処置を完了することを可能にする。また、この技法は、血管又は組織束のいずれかがあまりに大きく、RF エネルギー単独では封止できない場合に、発生器 5 0 0 が治療の初期段階で超音波エネルギーに切り替えることを可能にする。したがって、超音波エネルギーは、血管又は組織束の寸法が、RF が適切な封止の完了を可能にするために十分に低減されるまで印加される。第 1 形態のエネルギーと第 2 形態のエネルギーとの間の切り替え（及び逆も同様）は、最初に第 1 形態のエネルギーをオフにし、その後第 2 形態のエネルギーをオンにすることによって行うことができる。あるいは、第 1 形態のエネルギーと第 2 形態のエネルギーとの間の切り替え（及び逆も同様）は、第 1 形態のエネルギーから第 2 形態のエネルギーへと遷移させることによって（及び逆も同様）行うことができ、それにより、短期間にわたって、第 1 形態のエネルギー及び第 2 形態のエネルギーの両方が同時にオンにされるが、一方の形態は上昇し、もう一方は低下する。したがって、後者のアプローチに従い、RF エネルギー及び超音波エネルギーは、「互い違い」アプローチではなく遷移中にブレンドされ得る。

20

30

【 0 1 4 1 】

一態様では、本開示は、発生器 5 0 0 が、その発生器 5 0 0 に対して極めて低い初期インピーダンスを提示する大きな血管又は大きな組織束を迅速かつ効率的に封止するか又は封止及び切断する能力を改善するための技法を提供する。これらの技法は、発生器 5 0 0 に対して低い RF インピーダンスを提示する大きな組織束を封止するか又は封止及び切断するときに、トランザクション時間を短縮する。RF エネルギーが非常に低いインピーダンスを有する組織に印加される場合、発生器 5 0 0 の電流容量制限（最大出力電流能力）に起因して、組織に送達され得る最大電力が制限され、これが非常に長いトランザクションサイクルをもたらす。電流制限は、本明細書に記載される発生器に固有ではなく、他の発生器に適用可能であることに留意されたい。

40

【 0 1 4 2 】

一態様では、組織の凝固状態は、様々な技法を使用して決定され得、一態様では、組織の凝固状態は、上述したように、算出された組織インピーダンスを使用して決定され、それを閾値と比較して終端インピーダンスを見つけ出す。本明細書に記載される、算出された組織インピーダンスは、発生器 5 0 0 から外科用器具 1 0 8 まで送達されるエネルギーを制御するための技法によって用いられる。

50

【 0 1 4 3 】

別の態様では、凝固状態は、「ベクトルマシン」又は他の技法を使用して決定される。別の態様では、凝固状態は、複数の因子を考慮するように構成された神経回路網を用いて決定される。本明細書に記述されるように、神経回路網は、ヒトの脳が動作する方法を模倣するプロセスを用いることによって、データセットにおける基礎関係を特定しようとする一連の技法を指す。神経回路網は、変化する入力に適合する能力を有し、それによりネットワークは、出力基準を再設計する必要なく最善の可能な結果をもたらす。例えば、神経回路網は、R F 信号を使用して測定される組織インピーダンス、R F 信号を使用して測定される初期組織インピーダンス、離断に送られたエネルギー（例えば、ジュール）エネルギー、離断時間、ジョーの初期開口、ジョーの現在の開口、及び / 又は組織インピーダンスの変化率を考慮し得る。発生器を制御するための神経回路網 4 7 0 0 の一例は、図 7 3 に関連して以降に説明される。

10

【 0 1 4 4 】

図 4 5 は、大きな血管又は大きな組織束を封止するか又は封止及び切断するためのプロセスの一態様の論理フロー図 2 5 0 0 である。本明細書に記載されるように、論理フロー図 2 5 0 0 は、発生器 5 0 0、多機能外科用器具 1 0 8、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。ここで図 4 5 に示す論理フロー図 2 5 0 0 及び図 1 の外科用システム 1 0 を参照すると、組織の凝固状態は、本明細書に記載されるように決定される。発生器 5 0 0 は、様々な技法に従って R F エネルギー（E N E R G Y 2 / R E T U R N）及び超音波エネルギー（E N E R G Y 1 / R E T U R N）を送達して、R F エネルギーと超音波エネルギーを切り替えるように構成されている。外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 を前進させ、クランプアーム 1 4 5 と超音波ブレード 1 4 9 との間に組織を固定する（2 5 0 2）。エンドエフェクタ 1 2 5 を、発生器 5 0 0 からの R F エネルギーで起動し、R F エネルギーを組織に送達して（2 5 0 4）、図 7 2 に示す論理図 4 6 0 0 に関連して説明される複合負荷曲線（C L C）制御プロセスなどのプロセスを使用して封止をもたらす。図 4 5 に戻って参照すると、プロセッサ 5 0 2 は、凝固状態を決定して（2 5 0 6）、組織の凝固完了状態が達成されたかどうかを決定し、この時点でプロセッサ 5 0 2 は、波形発生器 5 0 4 及び増幅器 5 0 6 に信号を送り、組織を凝固するための R F エネルギーから組織を切断するための超音波エネルギーへと切り替える。所望の組織の凝固又は封止が達成されなかった場合、プロセッサ 5 0 2 は、いいえ分岐に沿って進み、R F エネルギーが送達され続ける。適切な凝固状態に達した場合、プロセッサ 5 0 2 は、はい分岐に沿って進み、R F エネルギーが超音波エネルギーに切り替えられて（2 5 0 8）、組織を切断する。超音波エネルギーでの組織切断が完了すると、エンドエフェクタ 2 1 5 から組織が解放される（2 5 1 0）。

20

30

【 0 1 4 5 】

また、エンドエフェクタ開口に基づいて発生器から送達されるエネルギーを動的に変化させるための技法も本明細書に開示されている。一態様に従って、外科用器具 1 0 8（図 1 ~ 3）等の外科用器具のエンドエフェクタに送達される、図 8 の発生器 5 0 0 等の発生器からの出力を制御するための技法は、外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 の開口を表す入力を含み得る。発生器 5 0 0 からのエネルギープロファイルは、組織を固定しているエンドエフェクタ 1 2 5 によって画定される開口の寸法に基づいて、R F エネルギー及び超音波エネルギーを処置中に動的に変化させることができる。これは、発生器 5 0 0 が、外科用器具 1 0 8 によって治療される組織に対するエンドエフェクタ 1 2 5 の固定力の量に基づいて、R F エネルギーから超音波エネルギーに切り替えることを可能にする。クランプアーム 1 4 5 の開口は、例えば、エンドエフェクタ 1 2 5 の組織に対する十分な閉鎖がある場合に R F エネルギーが使用されるように、R F エネルギーが発生器 5 0 0 から外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 まで送達されるとき、適切な凝固封止の作成に関連するものである。したがって、エンドエフェクタによって画定される開口があまりに大きく、組織に対する固定力が適切な凝固には不十分であるとき、超音波エネルギーのみがエンドエフェクタ 1 2 5 に送達される。

40

50

【 0 1 4 6 】

例えば、エンドエフェクタ 1 2 5 によって画定される開口に応じて送達されるエネルギーを制御するための様々な組織測定値及び / 又は特性に関する誤った情報が、発生器 5 0 0 に送信される場合がある。エンドエフェクタ 1 2 5 によって画定される開口により影響を受け得る 1 つのこのような測定値は、組織インピーダンスである。不正確な組織インピーダンスの決定は、発生器 5 0 0 が、適切な凝固封止が達成される前に R F エネルギーから超音波エネルギーに切り替え得るため、凝固「封止」サイクルの早期の終結につながり得る。

【 0 1 4 7 】

エンドエフェクタ 1 2 5 によって画定される開口は、様々な技法を用いて決定され得る。一形態では、エンドエフェクタ 1 2 5 によって画定される開口は、エンドエフェクタ 1 2 5 のピボット角を検出することによって決定される。これは、ポテンシオメーター、ホール効果センサ、オプティカルエンコーダ、オプティカル I R センサ、インダクタンスセンサ、又はこれらの組み合わせを用いて達成され得る。別の形態では、例えば、ホール効果センサ、オプティカル I R、インダクタンスセンサ、又はこれらの組み合わせを用いて、エンドエフェクタ 1 2 5 の第 1 及び第 2 の構成要素の近接度が測定され、エンドエフェクタ 1 2 5 によって画定される開口を決定する。別の形態では、外科用器具 1 2 5 は、エンドエフェクタ 1 2 5 と相互作用する組織の組織インピーダンスの変化を測定することによって、エンドエフェクタ 1 2 5 によって画定される開口を検出するように構成されている。別の形態では、外科用器具は、超音波エネルギーがエンドエフェクタ 1 2 5 にパルスされると、エンドエフェクタ 1 2 5 により組織に印加される負荷を測定することによって、エンドエフェクタ 1 2 5 によって画定される開口を検出するように構成されている。別の形態では、外科用器具は、エンドエフェクタ 1 2 5 によって画定される開口を検出することができる、エンドエフェクタ 1 2 5 を閉鎖するためのスイッチ又は他の機構を含む。上述のように、組織インピーダンスは、プロセッサ 5 0 2 によって、エンドエフェクタ 1 2 5 に印加された電圧をエンドエフェクタ 1 2 5 に送達された電流で除することによって決定される。例えば、プロセッサ 5 0 2 は、第 2 の電圧感知回路 5 2 4 によって感知された電圧を電流感知回路 5 1 4 によって感知された電流で除することによって、組織インピーダンスを決定することができる。

【 0 1 4 8 】

図 4 6 は、エンドエフェクタによって画定される変化する開口に基づいて、組織の治療中に発生器 5 0 0 から送達されるエネルギーを動的に変化させることによって、大きな血管又は大きな組織束を封止するか、又は封止及び切断するためのプロセスの一態様の論理フロー図 2 6 0 0 である。本明細書に記載されるように、論理フロー図 2 6 0 0 は、発生器 5 0 0、多機能外科用器具 1 0 8、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。ここで図 4 6 に示す論理フロー図 2 6 0 0 を参照すると、プロセッサ 5 0 2 は、上述されるようにエンドエフェクタ 1 2 5 によって画定される開口を決定する。次いで、プロセッサ 5 0 2 は、本明細書に記載されるように組織の凝固状態を決定する。発生器 5 0 0 又は外科用器具 1 0 8 は、様々な技法に従って R F エネルギー (E N E R G Y 2 / R E T U R N) 及び超音波エネルギー (E N E R G Y 1 / R E T U R N) を送達して、R F エネルギーと超音波エネルギーを切り替えるように構成され得る。外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 を前進させ、外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 を組織上で閉鎖して (2 6 0 2)、エンドエフェクタ 1 2 5 が発生器 5 0 0 からのエネルギーで起動される。プロセッサ 5 0 2 は、上記の技法のうちのいずれかを用いて、エンドエフェクタ 1 2 5 によって画定される開口を決定する (2 6 0 4)。プロセッサ 5 0 2 は、発生器 5 0 0 からエンドエフェクタ 1 2 5 に送達されるエネルギーに信号を送り、発生器 5 0 0 がエンドエフェクタ 1 2 5 によって画定される開口に基づいて、R F エネルギーと超音波エネルギーを切り替えるときを制御する。したがって、プロセッサ 5 0 2 は、エンドエフェクタ 1 2 5 によって画定される開口に基づいて、発生器 5 0 0 の電力供給プロファイルを選択する (2 6 0 6)。プロセッサ 5 0 2 は、エンドエフェクタ 1 2 5 によって画定される開

口をモニタリングして(2608)、エンドエフェクタ125によって画定される変化する開口に基づいて、組織治療プロセス中に、発生器500から送達されるエネルギーを動的に変化させる(2610)。

【0149】

別の態様では、発生器500から外科用器具108のエンドエフェクタ125まで送達される電力を制御するための技法は、外科用器具108のエンドエフェクタ125の開口に基づいて、エネルギーパラメータを含む入力を含み得る。組織治療プロセス中に、プロセッサ502は、組織を固定するエンドエフェクタ125によって画定される開口に基づいて、エネルギーパラメータを用いて、エネルギー発生器500のエネルギー出力プロファイル、RFエネルギー及び超音波エネルギーを動的に変化させ得る。これは、発生器500が、治療プロセス中に、エンドエフェクタが組織に加える固定力の量に基づいて、RFエネルギーから超音波エネルギーに切り替えることを可能にする。上述したように、クランプアーム145の開口は、適切な凝固封止の作成に関連する。例えば、RFエネルギーは、エンドエフェクタ125の組織に対する十分な閉鎖がある場合にのみ、発生器500によってエンドエフェクタ125に送達されるべきである。したがって、エンドエフェクタ125によって画定される開口があまりに大きく、組織に対する固定力が適切な凝固には不十分であるとき、超音波エネルギーのみがエンドエフェクタ125に送達されるべきである。

【0150】

エンドエフェクタ125によって画定される開口は、上述される方法のうちのいずれかを用いて決定され得る。例えば、外科用器具108は、コネクタを通して外科用器具108のハンドル109内のASICに供給され得る、エンドエフェクタ125内の開口センサを含み得る。外科用器具108はまた、エンドエフェクタ125によって画定される開口を検出するように構成された外科用器具108のハンドル109内のセンサを含み得る。

【0151】

エネルギーパラメータは、発生器500に負荷を与えるように構成されており、電圧、電流、電力、及び組織の治療で使用するための1つ又は2つ以上のプロセスが挙げられるが、それらに限定されない、複数の異なるパラメータを含み得る。これらのパラメータは、発生器500から送達され得るRFエネルギー及び超音波エネルギーに関連し得る。エネルギーパラメータは、発生器500から送達されるエネルギーを制御するために使用される最大値及び/又は最小値を含み得る。エネルギーパラメータは、外科用器具108上のEEPROM又はいくつかの他の不揮発性メモリを含む様々な場所で格納され得る。加えて、複数のエネルギーパラメータセットが存在し得る。例えば、プロセッサ502は、組織離断を最適化するための第1のエネルギーパラメータセット、及び組織スポット凝固を最適化するための第2のエネルギーパラメータセットを用いることができる。発生器500が、必要な組織治療に基づいて、様々なエネルギーパラメータセット間を切り替えることを可能にするために、様々な種類の組織治療に対応する任意の数のエネルギーパラメータセットが存在し得ることが理解されるであろう。

【0152】

外科用器具108のエンドエフェクタ125が起動されると、プロセッサ502は、上述される様々な技法を利用して、エンドエフェクタ125によって画定される開口を検出する。一態様では、エンドエフェクタ125が、組織の周りで閉鎖されると、発生器500は、組織離断を最適化するためにエネルギーパラメータを利用し得る。エンドエフェクタ125がより大きな開口を有し、組織上で固定されないとき、発生器500は、エネルギーパラメータを、組織のスポット凝固を最適化するために利用し得る。

【0153】

図47は、外科用器具108のエンドエフェクタ125によって画定される変化する開口に基づいて、組織の治療プロセス中に発生器500にエネルギーパラメータを動的に通信することによって、大きな血管又は大きな組織束を封止するか、又は封止及び切断する

ためのプロセスの一態様の論理フロー図 2700 である。本明細書に記載されるように、論理フロー図 2700 は、発生器 500、多機能外科用器具 108、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。ここで図 47 に示す論理フロー図 2700 を参照すると、プロセッサ 502 は、上述されるようにエンドエフェクタ 125 によって画定される開口を決定する。発生器 500 は、様々な技法に従って RF エネルギー (ENERGY 2 / RETURN) 及び超音波エネルギー (ENERGY 1 / RETURN) を送達して、RF エネルギーと超音波エネルギーを切り替えるように構成されている。外科用器具 108 のエンドエフェクタ 125 を前進させ、外科用器具 108 のエンドエフェクタ 125 を組織上で閉鎖して (2702)、エンドエフェクタ 125 を発生器 500 からのエネルギーで起動する。プロセッサ 502 は、上記の技法のうちのいずれかを用いて、エンドエフェクタ 125 によって画定される開口を決定する (2704)。プロセッサ 502 は、発生器 500 から送達されるエネルギーに信号を送り、発生器 500 に既に負荷を与えられたエネルギーパラメータセットに基づいて、エンドエフェクタ 125 によって画定される開口に基づいて、RF エネルギーと超音波エネルギーを切り替える。したがって、エネルギーパラメータは、エンドエフェクタ 125 によって画定される測定された開口に基づいて、発生器 500 に通信される (2706)。エンドエフェクタ 125 によって画定される開口を、組織治療プロセス中にモニタリングし (2708)、それにより発生器 500 から送達されるエネルギーを、エンドエフェクタ 125 によって画定される変化する開口に基づいて、組織治療プロセス中に動的に変化させることができる。したがって、プロセッサ 502 は、エンドエフェクタ 125 によって画定される測定された開口に基づいて、発生器 500 にエネルギーパラメータを動的に通信する (2710)。これは、発生器 500 が、エンドエフェクタ 125 によって画定される変化する開口に基づいて、様々なエネルギーパラメータセット間を動的に切り替えることを可能にする。

10

20

30

40

50

【0154】

情報の様々な組み合わせを用いて、どのエネルギーパラメータセットが組織治療プロセス中に用いられるべきかを決定することができると理解されよう。例えば、エンドエフェクタ 125 によって画定される開口及び算出された組織インピーダンスを用いて、プロセッサ 502 によって、発生器 500 から送達されるエネルギーを制御するためにどのエネルギーパラメータセットが必要であるかを決定することができる。上述のように、組織インピーダンスは、プロセッサ 502 によって、エンドエフェクタ 125 に印加された電圧をエンドエフェクタ 125 に送達された電流で除することによって決定される。例えば、プロセッサ 502 は、第 2 の電圧感知回路 524 によって感知された電圧を電流感知回路 514 によって感知された電流で除することによって、組織インピーダンスを決定することができる。

【0155】

別の態様では、発生器 500 から外科用器具 108 のエンドエフェクタ 125 まで送達される電力を制御するための技法は、外科用器具 108 のエンドエフェクタ 125 によって治療される組織の寸法に関連する入力を含む入力を含み得る。組織治療プロセス中に、プロセッサ 502 は、発生器 500 から送達されるエネルギーを、RF エネルギーと超音波エネルギーとの間で動的に変化させ、大きな血管又は大きな組織束の凝固における RF エネルギーの有効性の決定に基づいて、大きな血管及び大きな組織束の離断及び凝固を達成する。組織の凝固における RF エネルギーの有効性の決定は、上述したように、エンドエフェクタ 125 と相互作用する大きな組織の組織インピーダンスの算出を含み、これを用いて発生器 500 によってエンドエフェクタ 125 に送達されるエネルギーの種類を決定する。

【0156】

図 48 は、RF エネルギー及び超音波エネルギーを、組織インピーダンス測定値及びクランプアーム測定値によって画定される開口と共に使用して、血管を封止するか又は封止及び切断する技法の論理フロー図 2800 である。本明細書に記載されるように、論理フロー図 2800 は、発生器 500、多機能外科用器具 108、又はこれらの組み合わせに

において実施されてもよい。ここで図48に示す論理フロー図2800を参照すると、エンドエフェクタ125を前進させ、クランプアーム145を、エンドエフェクタ125のクランプアーム145と超音波ブレード149との間に位置する組織上で閉鎖する(2802)。次いで、エンドエフェクタ125を、発生器500からのRFエネルギー(ENERGY2/RETURN)で起動して封止を形成する。プロセッサ502は、本明細書に記載されるように、組織インピーダンス、及びエンドエフェクタ125によって画定される開口を決定する(2804)。上述のように、組織インピーダンスは、プロセッサ502によって、エンドエフェクタ125に印加された電圧をエンドエフェクタ125に送達された電流で除することによって決定される。例えば、プロセッサ502は、第2の電圧感知回路524によって感知された電圧を電流感知回路514によって感知された電流で除することによって、組織インピーダンスを決定することができる。

10

【0157】

エンドエフェクタ125及びプロセッサ502によって画定される開口は、本明細書に記載される技法のうちのいずれかを用いて組織インピーダンスを決定する(2804)。プロセッサ502は、組織インピーダンス値を、格納された閾値と比較して(2806)、これらの値が閾値を超えるかどうかを決定する(2808)。組織インピーダンス又はエンドエフェクタ125によって画定される開口のいずれかが閾値未満である場合、プロセッサ502は、いいえ分岐に沿って進み、RFエネルギー(ENERGY2/RETURN)は、発生器500からエンドエフェクタ125まで送達され続ける。組織インピーダンス又はエンドエフェクタ125によって画定される開口が閾値を超える場合、プロセッサ502は、はい分岐に沿って進み、発生器500から超音波エネルギー(ENERGY1/RETURN)を送達することへと切り替える(2810)。これは、大きな血管及び大きな組織束の寸法が低減されるか、又は超音波エネルギーで、RFエネルギーがより最適な封止を形成することを可能にする寸法まで縮小されることを可能にする。

20

【0158】

プロセッサ502は、本明細書に記載される技法のうちのいずれかを用いて、エンドエフェクタ125によって画定される開口を決定する(2812)。次いで、プロセッサ502は、これらの開口値を格納された閾値開口値と比較して(2814)、これらの開口値が、超音波エネルギーによって、RFエネルギーが組織を適切に封止することを可能にする寸法まで組織が縮小したことを表すかどうかを決定する。プロセッサ502が、組織がRFエネルギー封止にはあまりに大きいと決定した場合、プロセッサ502は、いいえ分岐に沿って進み、超音波エネルギーは、発生器500からエンドエフェクタ125まで送達され続けて組織を縮小し続ける。プロセッサ502が、組織がRFエネルギーでの封止に好適な適切な寸法に縮小したと決定した場合、プロセッサ502は、はい分岐に沿って進み、発生器500から送達されるエネルギーをRFエネルギーに切り替える(2816)。プロセッサ502信号は、RFエネルギーが組織封止を完了したと決定した際に、任意選択で、超音波エネルギーの送達に戻して切り替えることができる(2818)。

30

【0159】

図49は、大きな血管又は大きな組織束を封止するか又は封止及び切断するためのプロセスの一態様の論理フロー図2900である。本明細書に記載されるように、論理フロー図2900は、発生器500、多機能外科用器具108、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。ここで図49に示す論理フロー図2900を参照すると、組織は、最初にエンドエフェクタ125によってクランプアーム145と超音波ブレード149との間に把持される(2902)。RFエネルギー(ENERGY2/RETURN)が、エンドエフェクタ125に送達される(2904)。プロセッサ502は、組織インピーダンスZ_T及びジョー開口A_jを、0.5~2.0秒の範囲から選択され得る、例えば、好ましくは約1.5秒の既定の期間T₀にわたってモニタリングする(2906)。上述のように、組織インピーダンスは、プロセッサ502によって、エンドエフェクタ125に印加された電圧をエンドエフェクタ125に送達された電流で除することによって決定される。例えば、プロセッサ502は、第2の電圧感知回路524によって感知された電

40

50

圧を電流感知回路 5 1 4 によって感知された電流で除することによって、組織インピーダンスを決定することができる。

【 0 1 6 0 】

既定の期間 T_0 が経過するまで (2 9 0 8)、プロセッサ 5 0 2 は、いいえ分岐に沿って進み、発生器 5 0 0 は、RF エネルギーを送達し続け、プロセッサ 5 0 2 は、組織インピーダンス Z_T 及びジョー開口 A_j をモニタリング (測定) し続ける。期間 T_0 の最後に、組織インピーダンス Z_T が既定の閾値以上の値まで増加せず、ジョー開口が既定の閾値以下である場合、プロセッサ 5 0 2 は、はい分岐に沿って進み、発生器 5 0 0 を超音波エネルギーモードに切り替える (2 9 1 0)。プロセッサ 5 0 2 が組織インピーダンス Z_T 及びジョー開口 A_j をモニタリングする間、組織が RF エネルギーでの封止に好適な寸法に縮小するまで、超音波エネルギーが組織に送達される (2 9 1 2)。プロセッサ 5 0 2 は、ジョー開口 A_j を閾値ジョー開口と比較して (2 9 1 4)、それが閾値以下である場合、プロセッサ 5 0 2 は、はい分岐に沿って進み、組織が RF エネルギーによる封止のための寸法であると仮定する。プロセッサ 5 0 2 は、発生器 5 0 0 を RF エネルギーモードに切り替えて、RF エネルギーを送達して封止を完了させる (2 9 1 6) 一方で、プロセッサ 5 0 2 は、組織インピーダンス Z_T をモニタリングして、封止が完了したかどうかを決定する (2 9 1 8)。封止が完了し、封止のみが所望される場合、プロセッサ 5 0 2 は、動作を完了する (2 9 2 0)。封止が完了し、封止及び切断が所望される場合、プロセッサ 5 0 2 は、発生器 5 0 0 を超音波エネルギーモードに切り替え、超音波エネルギーを送達して封止された組織を切断する (2 9 2 2)。組織を切断すると、プロセッサ 5 0 2 は、動作を完了する (2 9 2 0)。

10

20

【 0 1 6 1 】

図 5 0 は、RF エネルギー及び超音波エネルギーを、組織インピーダンス測定値と共に使用して、血管を封止するか又は封止及び切断する技法の論理フロー図 3 0 0 0 である。本明細書に記載されるように、論理フロー図 3 0 0 0 は、発生器 5 0 0、多機能外科用器具 1 0 8、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。ここで図 5 0 に示す論理フロー図 3 0 0 0 を参照すると、組織は、外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 のクランプアーム 1 4 5 と超音波ブレード 1 4 9 との間に固定される。プロセッサ 5 0 2 は、波形発生器 5 0 4 及び増幅器 5 0 6 に信号を送り、RF エネルギー (ENERGY 2 / RETURN) を、組織と相互作用する外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 に送達して (3 0 0 2)、RF エネルギーを用いて組織封止を作成する。プロセッサ 5 0 2 は、RF エネルギーの送達期間 T_0 の開始時に、エンドエフェクタ 1 2 5 と相互作用する組織の第 1 の組織インピーダンス Z_{T1} を算出し (3 0 0 4)、次いで、RF エネルギーが既定の期間 T_1 にわたって送達された後に、エンドエフェクタと相互作用する組織の第 2 の組織インピーダンス Z_{T2} を算出する (3 0 0 6)。上述のように、組織インピーダンスは、プロセッサ 5 0 2 によって、エンドエフェクタ 1 2 5 に印加された電圧をエンドエフェクタ 1 2 5 に送達された電流で除することによって決定される。例えば、プロセッサ 5 0 2 は、第 2 の電圧感知回路 5 2 4 によって感知された電圧を電流感知回路 5 1 4 によって感知された電流で除することによって、組織インピーダンスを決定することができる。

30

40

【 0 1 6 2 】

プロセッサ 5 0 2 は、 Z_{T1} を Z_{T2} と比較する。RF エネルギーが期間 T_1 にわたって送達された後に、 Z_{T2} が Z_{T1} 以下である場合、短絡があり得るか、又は組織インピーダンスが、RF エネルギーが組織に電力を送達するにはあまりに低い。したがって、プロセッサ 5 0 2 は、はい分岐に沿って進み、波形発生器 5 0 4 及び増幅器 5 0 6 を制御して、 Z_{T2} が Z_{T1} を超えるまで、エンドエフェクタ 1 2 5 への RF エネルギーの送達を停止し (3 0 1 0)、エンドエフェクタ 1 2 5 への超音波エネルギーの送達を開始する (3 0 1 2)。 Z_{T2} が Z_{T1} を超えると、プロセッサ 5 0 2 は、いいえ分岐に沿って進み、波形発生器 5 0 4 及び増幅器 5 0 6 を制御して、組織が封止されるまで (3 0 1 6)、エンドエフェクタ 1 2 5 に RF エネルギーを送達し続ける (3 0 1 4)。組織が封止され

50

ると、プロセッサ 502 は、はい分岐に沿って進み、波形発生器 504 及び増幅器 506 を制御して、エンドエフェクタ 125 への RF エネルギーの送達を停止し、超音波エネルギーの送達を開始して (3020) 組織を切断する。組織が封止されない場合、プロセッサ 502 は、いいえ分岐に沿って進み、発生器 500 は、組織封止が完了するまでエンドエフェクタに RF エネルギーを送達し続ける。

【0163】

別の態様では、発生器 500 から外科用器具 108 のエンドエフェクタ 125 まで送達される電力を制御するための技法は、外科用器具 108 のエンドエフェクタ 125 によって治療される組織の寸法に関連する入力を含む入力を含み得る。発生器 500 から送達されるエネルギーを、処置中に RF エネルギーと超音波エネルギーとの間で動的に変化させて、大きな組織の凝固における RF エネルギーの有効性の決定に基づいて、大きな組織の離断及び凝固を達成することができる。組織の凝固における RF エネルギーの有効性の決定は、上述したように、エンドエフェクタ 125 と相互作用する大きな組織の組織インピーダンスの算出を含み、これを使用して発生器 500 によってエンドエフェクタ 125 に送達されるエネルギーの種類を決定する。

【0164】

図 51 は、RF エネルギー及び超音波エネルギーを、組織インピーダンス測定値及びクランプジョー測定値によって画定される開口と共に使用して、血管を封止するか又は封止及び切断する技法の論理フロー図 3100 である。本明細書に記載されるように、論理フロー図 3100 は、発生器 500、多機能外科用器具 108、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。ここで図 51 に示す論理フロー図 3100 を参照すると、組織は、外科用器具 108 のエンドエフェクタ 125 のクランプアーム 145 と超音波ブレード 149 との間に固定される。プロセッサ 502 は、波形発生器 504 及び増幅器 506 に信号を送り、RF エネルギー (ENERGY 2 / RETURN) を、組織と相互作用する外科用器具 108 のエンドエフェクタ 125 に送達して (3102)、RF エネルギーを用いて組織封止を作成する。プロセッサ 502 は、RF エネルギーの送達期間 T_0 の開始時に、エンドエフェクタ 125 と相互作用する組織の第 1 の組織インピーダンス Z_{T1} を算出し (3104)、次いで、RF エネルギーが既定の期間 T_1 にわたって送達された後に、エンドエフェクタ 125 と相互作用する組織の第 2 の組織インピーダンス Z_{T2} を算出し (3106)、クランプアーム 145 によって画定される開口 A_j を測定する。上述のように、組織インピーダンスは、プロセッサ 502 によって、エンドエフェクタ 125 に印加された電圧をエンドエフェクタ 125 に送達された電流で除することによって決定される。例えば、プロセッサ 502 は、第 2 の電圧感知回路 524 によって感知された電圧を電流感知回路 514 によって感知された電流で除することによって、組織インピーダンスを決定することができる。

【0165】

プロセッサ 502 は、 Z_{T1} を Z_{T2} と比較する。RF エネルギーが期間 T_1 にわたって送達された後に、 Z_{T2} が Z_{T1} 以下である場合、プロセッサ 502 は、短絡があり得るか、又はエンドエフェクタ 125 に存在する極めて低い組織インピーダンスが、RF エネルギーが組織に任意の電力を送達にはあまりに低いと決定する。したがって、プロセッサ 502 は、はい分岐に沿って進み、及び発生器 500、クランプアーム 145 によって画定される測定された開口 A_j を、クランプアーム 145 によって画定される既定の閾値開口 A_j と比較する。ここで既定の閾値開口 A_j は、クランプアーム 145 と超音波エネルギー 149 との間に位置する厚い血管又は厚い組織束に対応する。クランプアーム 145 によって画定される測定された開口 A_j が、既定の閾値開口 A_j 以下である場合、プロセッサ 502 は、いいえ分岐に沿って進み、波形発生器 504 及び増幅器 506 を制御して、組織インピーダンス Z_{T2} が初期組織インピーダンス Z_{T1} よりも小さくなるまで、エンドエフェクタ 125 に RF エネルギーを送達し続ける。クランプアーム 145 によって画定される測定された開口 A_j が、既定の閾値開口 A_j を超える場合、プロセッサ 502 は、はい分岐に沿って進み、発生器を制御して、 Z_{T2} が Z_{T1} を超えるま

で、エンドエフェクタ 1 2 5 への R F エネルギーの送達を停止し (3 1 1 0)、エンドエフェクタ 1 2 5 への超音波エネルギー (E N E R G Y 1 / R E T U R N) の送達を開始する (3 1 1 2)。Z_{T2} が Z_{T1} を超えると、プロセッサ 5 0 2 は、いいえ分岐に沿って進み、波形発生器 5 0 4 及び増幅器 5 0 6 を制御して、組織が封止されるまで (3 1 1 6)、エンドエフェクタ 1 2 5 に R F エネルギーを送達し続ける (3 1 1 4)。組織が封止されると、プロセッサ 5 0 2 は、はい分岐に沿って進み、波形発生器 5 0 4 及び増幅器 5 0 6 を制御して、エンドエフェクタ 1 2 5 への R F エネルギーの送達を停止し、エンドエフェクタ 1 2 5 への超音波エネルギーの送達を開始して (3 1 2 0) 組織を切断する。組織が封止されない場合、プロセッサ 5 0 2 は、いいえ分岐に沿って進み、波形発生器 5 0 4 及び増幅器 5 0 6 を制御して、組織封止が完了するまでエンドエフェクタ 1 2 5 に R F

10

【 0 1 6 6 】

組織の凝固状態に基づいて R F エネルギーと超音波エネルギーを切り替えるための技法一態様では、本開示は、発生器 1 0 2、2 0 0、3 0 0、4 0 0、5 0 0 (図 1 ~ 3 及び 4 ~ 8) のうちのいずれか 1 つなどの発生器、又は外科用器具 1 0 8 (図 1 ~ 3) などの外科用器具からエンドエフェクタに送達される電力を制御することによって、組織の凝固状態に基づいて R F エネルギーと超音波エネルギーを切り替えるための技法を提供する。本技法に従って、外科用器具のエンドエフェクタに送達される電力は、エンドエフェクタと相互作用する組織の凝固状態に基づいて、R F エネルギーと超音波エネルギーとの間で切り替えることができる。開示の簡潔性及び明瞭性のために、組織の凝固状態に基づいて R F エネルギーと超音波エネルギーを切り替えるための技法は、図 8 の発生器 5 0 0 に連結された図 2 の多機能外科用器具 1 0 8 を参照して説明されるであろうが、本明細書に記載される器具、発生器、及びエンドエフェクタの他の構成が、本開示の範囲から逸脱することなく容易に置き換えられ得ることが理解されよう。

20

【 0 1 6 7 】

これらの問題に対処するために、いくつかの態様では、超音波及び R F の両方の電気外科用システムを扱うことができる発生器 5 0 0 は、完全に入れ子になった神経回路網を含み、発生器 5 0 0 が、真の短絡で提示されるか、低インピーダンス組織で提示されるかを特定することができる。加えて、いくつかの態様では、短絡の検出を助けるために、神経回路網は、少なくとも以下の因子を追跡及び格納するように構成され得る。a . 測定された抵抗 / インピーダンス、b . 駆動電流 (R M S)、c . 駆動電圧 (R M S)、及び d . 測定されたインピーダンスの移動平均。いくつかの態様では、神経回路網は、真の短絡と低インピーダンス組織とを認識可能であるために考えられる。

30

【 0 1 6 8 】

更に、いくつかの態様では、短絡を検出するための方法は、超音波機能性を利用して、低インピーダンス組織を切断し、真の短絡を特定することができる。例えば、故障の代わりに、発生器 5 0 0 は、超音波トランスデューサ 1 2 0 に探索的パルスを送り得る。金属短絡に触れる超音波ブレード 1 4 9 によって最初に評価される組織特性は、より高い出力駆動電圧をもたらす、結果としてインピーダンスをもたらす。このインピーダンスレベルを測定して、材料が実際に金属であるか、低インピーダンス組織であるかを決定することができる。プロセッサ 5 0 2 が、エンドエフェクタ 1 2 5 内に金属が存在しないと決定した場合、発生器 5 0 0 は、エンドエフェクタ 1 2 5 に超音波エネルギーを送達し続け、負荷を通して切断する。したがって、インピーダンスが R F エネルギーの印加にはあまりに低く、組織を適時に封止できない場合、超音波エネルギーを印加して、非金属低インピーダンスを難なく切断することができる。

40

【 0 1 6 9 】

図 5 2 は、探索的超音波パルスの電圧特性を測定することによって、R F エネルギーを利用しながら、短絡と低インピーダンス組織を区別するための技法の一態様の論理フロー図 3 2 0 0 である。本明細書に記載されるように、論理フロー図 3 2 0 0 は、発生器 5 0 0、多機能外科用器具 1 0 8、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。ここ

50

で図 5 2 を参照して、論理フロー図 3 2 0 0 は、短絡と低インピーダンス組織を区別するための方法を提供する。図 8 の発生器 5 0 0 に連結された図 2 の外科用器具 1 0 8 を参照すると、組織は、外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 のクランプアーム 1 4 5 と超音波ブレード 1 4 9 との間に固定される。本方法に従って、プロセッサ 5 0 2 は、波形発生器 5 0 4 及び増幅器 5 0 6 に信号を送り、RF エネルギー (ENERGY 2 / RETURN) の送達から超音波エネルギー (ENERGY 1 / RETURN) の送達へと遷移させる (3 2 0 2)。次いで、プロセッサ 5 0 2 は、波形発生器 5 0 4 及び増幅器 5 0 6 を制御して、超音波トランスデューサ 1 2 0 に探索的パルスを送信し (3 2 0 4)、問題の短絡領域に超音波エネルギーを印加する。次いで、プロセッサ 5 0 2 は、出力駆動電圧及び駆動電流を測定し (3 2 0 6)、インピーダンスを決定する。上述のように、組織インピーダンスは、プロセッサ 5 0 2 によって、エンドエフェクタ 1 2 5 に印加された電圧をエンドエフェクタ 1 2 5 に送達された電流で除することによって決定される。例えば、プロセッサ 5 0 2 は、第 2 の電圧感知回路 5 2 4 によって感知された電圧を電流感知回路 5 1 4 によって感知された電流で除することによって、組織インピーダンスを決定することができる。この接合点において、プロセッサ 5 0 2 は、インピーダンスが低インピーダンス組織と一致するかどうかを決定する (3 2 0 8)。インピーダンスが低インピーダンス組織と一致する場合、プロセッサ 5 0 2 は、はい分岐に沿って進み、波形発生器 5 0 4 及び増幅器 5 0 6 を制御して、超音波エネルギーを送達し続けて (3 2 1 0) 組織を切断する。インピーダンスが低インピーダンス組織と一致しない場合、プロセッサ 5 0 2 は、いいえ分岐に沿って進み、波形発生器 5 0 4 及び増幅器 5 0 6 を制御して、超音波エネルギーの印加を停止する (3 2 1 2)。

10

20

【0 1 7 0】

加えて、いくつかの態様では、RF モードでエンドエフェクタ 1 2 5 に RF エネルギーを送達している間に短絡が検出された場合、プロセッサ 5 0 2 は、波形発生器 5 0 4 及び増幅器 5 0 6 に信号を送り、超音波トランスデューサ 1 2 0 に超音波パルスを送信する。マイクロフォン及び超音波アプリケーションは、金属に対する特徴的な超音波振動の音が、非常に明らかで即時又は容易に認識可能であるため、その音を検出するように構成され得る。音響学及び波形工学における知識を用いて、プロセッサ 5 0 2 は、金属及び他の非組織材料に作用する超音波ブレード 1 4 9 に起因して、どの周波数が聞こえるかを説明することができる。

30

【0 1 7 1】

図 5 3 は、いくつかの態様による、RF エネルギーを送達し、探索的超音波パルスの音響特性を測定しながら、短絡と低インピーダンス組織を区別するための技法の論理フロー図 3 3 0 0 である。本明細書に記載されるように、論理フロー図 3 3 0 0 は、発生器 5 0 0、多機能外科用器具 1 0 8、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。ここで図 5 3 を参照して、論理フロー図 3 3 0 0 は、短絡と低インピーダンス組織を区別するための方法を提供する。組織は、外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 のクランプアーム 1 4 5 と超音波ブレード 1 4 9 との間に固定される。本方法に従って、プロセッサ 5 0 2 は、波形発生器 5 0 4 及び増幅器 5 0 6 に信号を送り、RF エネルギー (ENERGY 2 / RETURN) の送達から超音波エネルギー (ENERGY 1 / RETURN) の送達へと遷移させる (3 3 0 2)。次いで、プロセッサ 5 0 2 は、波形発生器 5 0 4 及び増幅器 5 0 6 を制御して、超音波トランスデューサ 1 2 0 に探索的パルスを送信し (3 3 0 4)、問題の短絡領域に超音波エネルギーを印加する。プロセッサ 5 0 2 は、加えられた超音波振動に基づいて、問題の領域の音響特性を測定する (3 3 0 6)。この接合点において、プロセッサ 5 0 2 は、音響特性が低インピーダンス組織と一致するかどうかを決定する (3 3 0 8)。プロセッサ 5 0 2 が、音響特性が低インピーダンス組織と一致すると決定した場合、プロセッサ 5 0 2 は、はい分岐に沿って進み、波形発生器 5 0 4 及び増幅器 5 0 6 を制御して、超音波エネルギーを送達し続けて (3 2 1 0) 組織を切断する。プロセッサ 5 0 2 が、音響特性が低インピーダンス組織と一致すると決定した場合、プロセッサ 5 0 2 は、いいえ分岐に沿って進み、波形発生器 5 0 4 及び増幅器 5 0 6 を制御

40

50

して、超音波エネルギーの送達を停止する（３３１２）。

【０１７２】

いくつかの態様では、図７３に示す発生器を制御するための神経回路網４７００などの神経回路網は、金属、組織、及び他の非組織材料におけるこれらの特性を特定するようにプログラムされ得る。神経回路網はまた、超音波トランスデューサに探索的パルスを送信するように構成されてもよい。加えて、短絡を検出するための試行からフィードバックを受け取ることを含む、新たな開発又は追加的プログラムを神経回路網に組み戻して、その状況認識を増加させ、真の短絡を検出する方法をより良く有効に学習させる。ＲＦ機能性及び超音波機能性の両方による短絡の確認によって、これはＲＦ上で起こる繰り返しエラーに費やす時間の低減、及び低インピーダンス組織のより速い離断を可能にし得る。

10

【０１７３】

また本明細書において、ＲＦエネルギー及び超音波エネルギーを組み合わせ、組織を切断することなく封止するための技法も開示される。いくつかの態様では、本開示の発生器を含む外科用システムは、超音波エネルギー及びＲＦエネルギーの組み合わせを用いることによって、組織を切断することなく手術部位で封止するための方法を実施するように構成され得る。いくつかの態様では、この方法は、超音波駆動信号を、固定の低ＲＦ信号（例えば、５５．５ＫＨｚの超音波及び３３０ＫＨｚのＲＦ）と一緒に重ね合わせることを含む。例えば、封止処置中に、超音波駆動信号は、（１）超音波駆動信号の共鳴を追跡するために、かつ（２）所望の振動強度又は増幅を提供して所望の組織効果を達成するために、動的に変化するように構成され得る。固定の低ＲＦ信号は、組織インピーダンスを測定し、超音波駆動を修正して、切断することなく所望の封止を達成するために提供される。

20

【０１７４】

ＲＦ信号は、いくつかの非包括的方法で重ね合わされ得る。一方法では、ＲＦ駆動信号は、超音波駆動信号の上に連続様式で重ね合わされ得る。別の方法では、超音波駆動信号は、周期的又は非周期的に、例えば２５０ミリ秒ごとに、超音波駆動信号が止まり、例えば５０ミリ秒のＲＦ駆動信号の短いバーストが、依然として組織インピーダンスを測定するために十分な治療量以下のレベルで出力を駆動するような方法でタイムスライスされてもよい。このバーストの後に、プロセッサ５０２は、波形発生器５０４及び増幅器５０６を制御して、発生器５００の出力を超音波駆動信号の送達に戻して切り替える。全体制御ループは、ＲＦ組織インピーダンスをモニタリングし、超音波駆動信号出力を調整して、組織を切断することなく組織封止を達成するように構成され得る。

30

【０１７５】

図５４は、いくつかの態様による、超音波エネルギー及びＲＦエネルギーの組み合わせを使用することによって、切断することなく組織封止技法を施すための技法の論理フロー図３４００である。本明細書に記載されるように、論理フロー図３４００は、発生器５００、多機能外科用器具１０８、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。ここで図５４を参照すると、論理フロー図３４００は、いくつかの態様による、ＲＦエネルギー（ENERGY 2 / RETURN）及び超音波エネルギー（ENERGY 1 / RETURN）を周期的に組み合わせ、切断することなく組織を封止するための例示の反復技法を提供する。組織は、外科用器具１０８のエンドエフェクタ１２５のクランプアーム１４５と超音波ブレード１４９との間に固定される。この方法に従って、プロセッサ５０２は、波形発生器５０４に信号を送り、第１の時間間隔中に超音波駆動信号を送達して（３４０２）、組織を手術部位で封止する。次いで、プロセッサ５０２は、波形発生器５０４及び増幅器５０６を制御して、第１の間隔の後に超音波駆動信号を止める（３４０４）。次いで、プロセッサ５０２は、波形発生器５０４及び増幅器５０６を制御して、第２の時間間隔中に治療量以下の振幅でＲＦ駆動信号を送達して、組織インピーダンスを測定する。次いで、プロセッサ５０２は、波形発生器５０４及び増幅器５０６を制御して、第２の時間間隔の後にＲＦ駆動信号を止める（３４０８）。次いで、プロセッサ５０２は、ＲＦ駆動信号からの測定されたインピーダンスに基づいて、超音波駆動信号を調整する（３４１

40

50

0)。プロセッサ502は、手術部位が封止されるまでこの処置を繰り返す(3412)。

【0176】

超音波駆動信号を低減/修正し、最終的に超音波駆動信号を完全に終結させるためのこの制御システムへの入力は、以下の非包括的方法を利用することができる。以下の例、初期組織インピーダンス、初期ジョー開口、現在の組織インピーダンス、組織インピーダンスの変化率、組織に駆動されるエネルギー、及び離断時間を利用する、標準の論理、ファジー論理、ベクトルマシン、又は神経回路網に基づいた電力低減及び終結技法に従う。

【0177】

いくつかの態様では、外科用システムは、1つ又は2つ以上のセンサを通してこれらの項目を測定するように構成され得る。これらの項目及び複合RF及び超音波外科用システムの超音波機能性をモニタリングするための例示の方法は、「Impedance Monitoring Apparatus, System, And Method For Ultrasonic Surgical Instruments」という表題の米国特許第9,017,326号(参照によりその全体が本明細書に組み込まれる)に記載される方法に基づき得る。

【0178】

図55は、いくつかの態様による、超音波エネルギー及びRFエネルギーの組み合わせを用いることによって切断することなく組織封止技法を施すための技法の論理フロー図3500である。本明細書に記載されるように、論理フロー図3500は、発生器500、多機能外科用器具108、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。ここで図55を参照すると、論理フロー図3500は、いくつかの態様による、RFエネルギー(ENERGY 2 / RETURN)及び超音波エネルギー(ENERGY 1 / RETURN)を周期的に組み合わせ、切断することなく組織を封止するための例示の反復技法を提供する。組織は、外科用器具108のエンドエフェクタ125のクランプアーム145と超音波ブレード149との間に固定される。この方法に従って、プロセッサ502は、波形発生器504に信号を送り、第1の時間間隔 T_1 中に超音波駆動信号を組織に送達する(3502)。次いで、プロセッサ502は、波形発生器504及び増幅器506を制御して、第1の間隔 T_1 の後に超音波駆動信号を止める(3504)。次いで、プロセッサ502は、波形発生器504及び増幅器506を制御して、第2の時間間隔 T_1 中に治療量以下の振幅でRF駆動信号を送達して(3506)、組織インピーダンスを測定する。次いで、プロセッサ502は、波形発生器504及び増幅器506を制御して、第2の時間間隔 T_2 の後にRF駆動信号を止める(3508)。次いで、プロセッサ502は、波形発生器504及び増幅器506を制御して、プロセッサ502が、組織が封止されたと決定するまで、測定された組織インピーダンスに基づいて超音波駆動信号を反復的に調整する(3510)。上述のように、組織インピーダンスは、プロセッサ502によって、エンドエフェクタ125に印加された電圧をエンドエフェクタ125に送達された電流で除することによって決定される。例えば、プロセッサ502は、第2の電圧感知回路524によって感知された電圧を電流感知回路514によって感知された電流で除することによって、組織インピーダンスを決定することができる。

【0179】

複合超音波/RF外科用器具における短絡回路検出を改善するための技法

一態様では、本開示は、発生器102、200、300、400、500(図1~3及び4~8)のうちのいずれか1つなどの発生器、又は外科用器具108(図1~3)などの外科用器具からエンドエフェクタに送達される電力を制御することによって、エンドエフェクタにおける極めて低いインピーダンス又は実際の短絡を検出するための技法を提供する。本技法に従って、外科用器具のエンドエフェクタに送達される電力は、非常に低いインピーダンス又は実際の短絡状態が、エンドエフェクタに存在するかどうかに基づいて変動し得る。開示の簡潔性及び明瞭性のために、エンドエフェクタにおける極めて低いインピーダンス又は実際の短絡を検出するための技法は、図8の発生器500に連結された

図 2 の多機能外科用器具 1 0 8 を参照して説明されるであろうが、本明細書に記載される器具、発生器、及びエンドエフェクタの他の構成が、本開示の範囲から逸脱することなく容易に置き換えられ得ることが理解されよう。

【 0 1 8 0 】

本明細書では、神経回路網において検出方法を実装することを含む、短絡を検出するための技法が開示される。いくつかの態様では、本開示の超音波発生器 5 0 0 は、短絡を正確かつ確実に検出するように構成された構成要素を含む。特に、典型的に本明細書に記載されるエンドエフェクタを用いて体組織に手術を行う場合、短絡の検出は、多くの理由で困難であり得る。例えば、何度も組織自体が短絡として提示されると、それにより検出ソフトウェアが騙され、短絡で信号を駆動するときに固有の低い信号の大きさと、測定値（複数可）エラー（複数可）が相当になり、発生器が真の短絡で提示されるかどうかの誤判断をもたらし得る。加えて、本明細書に記載される発生器のいくつかの態様では、低インピーダンス組織又は金属短絡は、R F モードにある間、発生器を故障させる。一般に、発生器が低インピーダンス組織と金属を区別することは困難である場合があり、単に低インピーダンス組織に基づくものもあるが、真の短絡の一因になるものもあり得る。

10

【 0 1 8 1 】

図 5 6 は、低インピーダンス組織又は R F モードで偽短絡を引き起こし得る金属短絡を検出するための技法の論理フロー図 3 6 0 0 である。本明細書に記載されるように、論理フロー図 3 6 0 0 は、発生器 5 0 0、多機能外科用器具 1 0 8、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。ここで図 5 6 を参照すると、論理フロー図 3 6 0 0 は、低インピーダンス組織又は R F モードで偽短絡を引き起こし得る金属短絡を検出するための例示の技法を提供する。組織は、外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 のクランプアーム 1 4 5 と超音波ブレード 1 4 9 との間に固定される。この方法に従って、プロセッサ 5 0 2 が低インピーダンス組織を、エンドエフェクタ 1 2 5 のクランプアーム 1 4 5 と超音波ブレード 1 4 9 との間に位置する金属と区別できない場合、プロセッサ 5 0 2 は、波形発生器 5 0 4 に信号を送り、超音波エネルギー（ENERGY 1 / RETURN）を送達して低インピーダンス組織を切断し、クランプアーム 1 4 5 と超音波ブレード 1 4 9 との間の金属対金属接触などの真の短絡を特定する。この方法に従って、プロセッサ 5 0 2 は、波形発生器 5 0 4 に信号を送り、エンドエフェクタ 1 2 5 で標的手術部位に R F エネルギー（ENERGY 2 / RETURN）を送達する（3 6 0 2）。次いで、プロセッサ 5 0 2 は、波形発生器 5 0 4 及び増幅器 5 0 6 を制御して、エンドエフェクタ 1 2 5 への R F エネルギーの送達から超音波エネルギーの送達へと遷移させる（3 6 0 4）。プロセッサ 5 0 2 は、波形発生器 5 0 4 に信号を送り、エンドエフェクタ 1 2 5 に探索的超音波パルスを送信し（3 6 0 6）、次いでエンドエフェクタ 1 2 5 への送信時に、超音波パルスの超音波特性を測定する（3 6 0 8）。

20

30

【 0 1 8 2 】

複合超音波 / R F 外科用器具においてパルスされた R F エネルギー及び超音波エネルギーを送達するための方法

一態様では、本開示は、発生器 1 0 2、2 0 0、3 0 0、4 0 0、5 0 0（図 1 ~ 3 及び 4 ~ 8）のうちのいずれか 1 つなどの発生器、又は外科用器具 1 0 8（図 1 ~ 3）などの外科用器具からエンドエフェクタに送達される電力を制御することによって、外科用器具のエンドエフェクタに R F エネルギー及び超音波エネルギーを送達するための技法を提供する。本技術に従って、外科用器具のエンドエフェクタに送達される電力は、エンドエフェクタと相互作用する組織の特性又はパラメータに基づいて変動し得る。開示の簡潔性及び明瞭性のために、エンドエフェクタに R F エネルギー及び超音波エネルギーを送達するための技法は、図 8 の発生器 5 0 0 に連結された図 2 の多機能外科用器具 1 0 8 を参照して説明されるであろうが、本明細書に記載される器具、発生器、及びエンドエフェクタの他の構成が、本開示の範囲から逸脱することなく容易に置き換えられ得ることが理解されよう。

40

【 0 1 8 3 】

50

図 5 7 ~ 6 6 は、組織に異なるエネルギーモダリティを送達するためのエネルギーパルスのタイミング図の態様を例示する。一態様では、第 1 のエネルギーモダリティは R F エネルギーであり、第 2 のエネルギーモダリティは超音波エネルギーである。R F エネルギー及び超音波エネルギーの両方を送達可能な外科用装置には多くの利点がある。両方のモダリティを送達可能な外科用器具は、より強い封止を提供し、別個のナイフを必要とすることなく組織を切断することができる。以下の開示は、血管封止に利用され得る多重パルス技法を提供する。組織インピーダンス測定、電流測定を使用するこれらの技法は、封止のみを行うことができ、また組織を封止及び切断することができる。これらの技法は、複数の発生器を用いて実装されてもよく、ある発生器は、R F エネルギーを送達するように構成されており、別の発生器は、超音波エネルギーを送達するように構成されている。あるいは、これらの技法は、R F エネルギー及び超音波エネルギーの両方を送達するように構成された単一発生器で実施されてもよい。他の態様では、これらの技法は、R F エネルギー及び超音波エネルギーを単一出力ポートを通して同時に送達するように構成された単一発生器で実装され得る。

10

20

30

40

50

【 0 1 8 4 】

これらの技法は、R F エネルギーモダリティと超音波エネルギーモダリティとの間でパルスして、強い封止を作成することを含む。パルシングの多重構成が開示されている。図 5 7 ~ 6 3 に例示するパルスシーケンスタイミング図及び図 6 4 ~ 6 6 に示す論理フロー図は、図 8 の発生器 5 0 0 に連結された図 2 の外科用器具 1 0 8 を参照して説明されよう。組織は、外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 のクランプアーム 1 4 5 と超音波ブレード 1 4 9 との間に固定され、次いで発生器 5 0 0 が、下記のようにパルスシーケンスを送達する。

【 0 1 8 5 】

図 5 7 は、「封止のみ」モードの場合の R F エネルギー及び超音波エネルギーのパルシングの基本構成を例示する、封止のみのパルスシーケンス 3 7 0 0 のタイミング図である。水平軸は、エネルギーが送達又は「パルス」される時間 (t) (秒) である。垂直軸は、パルスが発源可能な電流パルス振幅 (ミリアンペア / m A) である。超音波エネルギーパルス 3 7 0 2 は破線で示し、R F パルス 3 7 0 4 は実線で示す。図 5 7 に示すように、発生器 5 0 0 は、固定の時間間隔で超音波エネルギーパルス 3 7 0 2 と R F エネルギーパルス 3 7 0 4 を切り替える。サイクルの前半中に、パルスシーケンスは、約 7 5 0 m A 振幅の電流パルスで約 1 ミリ秒の R F エネルギーパルス 3 7 0 4 オンで始まるが、超音波エネルギーパルス 3 7 0 2 は、0 m A 電流振幅で約 1 ミリ秒にわたってオフである。サイクルの後半中に、R F エネルギーパルス 3 7 0 4 は、0 m A 電流振幅で約 1 ミリ秒にわたってオフであるが、超音波エネルギーパルス 3 7 0 2 は、約 3 5 0 m A 振幅の電流パルスで約 1 ミリ秒にわたってオンである。強い組織封止が発達するまで、このサイクルを繰り返す。パルスシーケンス 3 7 0 0 に示す超音波エネルギーパルス 3 7 0 2 及び R F エネルギーパルス 3 7 0 4 のシーケンスの印加が、組織封止のみをもたらすために好適であることが理解されよう。このパルスシーケンスの構成は、R F エネルギーパルス 3 7 0 4 又は超音波エネルギーパルス 3 7 0 2 のいずれかで開始し得る。最終的に、「封止のみ」モードのエネルギー送達は、R F パルス 3 7 0 4 上で測定された組織インピーダンスに基づいて停止される。

【 0 1 8 6 】

超音波エネルギーパルス 3 7 0 2 で組織を切断するリスクを低減するために、超音波エネルギーパルス 3 7 0 2 の数は最小化されるべきである。この構成は、「封止のみ」モードの場合の R F エネルギー及び超音波エネルギーのパルシングの基本構成を例示する、封止のみのパルスシーケンス 3 7 1 0 のタイミング図である図 5 8 に示される。示されるように、パルスシーケンス 3 7 0 0 は、活性 R F エネルギーパルス 3 7 0 4 で開始する。2 つの超音波エネルギーパルス 3 7 0 2、又は他の既定の限定数の超音波エネルギーパルス 3 7 0 2 の後に、それ以上の超音波エネルギーパルス 3 7 0 2 は送達されず、最後の超音波エネルギーパルス 3 7 0 2 ' の後に、R F エネルギーパルス 3 7 0 4 ' は、長期間にわ

たって送達されて封止のみをもたらす。超音波エネルギーパルス 3704 による組織の切断を回避するために、最後の RF エネルギーパルス 3704' が高い振幅でオンのままである一方で、超音波エネルギーパルス 3702 はオフのままである。

【0187】

クランプアーム 145 側の封止が、超音波ブレード 149 側の封止よりも広く、かつより完全であり得ることが理解され得る。これは、超音波ブレード 149 のより高い熱質量に起因して、超音波ブレード 149 側の不十分な加熱によって引き起こされ得る。この問題に対処するために、超音波エネルギーパルス 3702 を、始めにより長くオンのままにして、超音波ブレード 149 を封止温度に上げることができる。図 59 は、超音波ブレード 149 を予熱するための、RF エネルギー及び超音波エネルギーのパルシングの基本構成を例示する、封止のみのパルスシーケンス 3720 のタイミング図である。図 59 は、封止のみのパルスシーケンス 3720 のタイミング図である。図 59 に示すように、送達される第 1 のエネルギーパルスは、超音波エネルギーパルス 3702 であり、RF エネルギーパルス 3704 を印加する前に、超音波ブレード 149 を予熱するために十分に長い期間にわたってオンのままにされる。超音波エネルギーパルス 3704 による組織の切断を回避するために、最後の RF エネルギーパルス 3704' が高い振幅でオンのままである一方で、超音波エネルギーパルス 3702 はオフのままである。

10

【0188】

図 60 は、封止のみのパルスシーケンス 3730 のタイミング図である。超音波エネルギー 3702 の複数のパルスを有することの主な利点のうちの 1 つは、超音波ブレード 149 の温度を維持することである。超音波ブレード 149 の温度を維持し、超音波ブレード 149 で組織を切断するリスクを低減するために、図 60 に示すパルスシーケンス 3730 は、第 1 の超音波エネルギーパルス 3702 を高い振幅で、次いで後続の超音波エネルギーパルス 3702'、3702'' をより低い振幅で提供する。超音波エネルギーパルス 3704 による組織の切断を回避するために、最後の RF エネルギーパルス 3704' が高い振幅でオンのままである一方で、超音波エネルギーパルス 3702 はオフのままである。

20

【0189】

RF エネルギーパルス 3704 と超音波エネルギーパルス 3702 を切り替えるための条件は、固定の時間に基つき得るか、又は組織インピーダンスに基つき得る。例えば、「封止のみ」モードが所望される場合、図 57 ~ 60 に示すように、ある特定のインピーダンス閾値に達すると、この技法は、超音波エネルギーに切り替えず、組織を切断するリスクを最小限にする。周波数勾配をトリガとして使用して、超音波エネルギーパルス 3702 の送達から RF エネルギーパルス 3704 の送達に切り替えることもできる。

30

【0190】

「封止及び切断」エネルギーモダリティが所望される場合、超音波エネルギーパルス 3702 ステップを、図 57 ~ 60 に関連して記載される技法のうちのいずれかの最後に追加することができる。これは、ある特定のインピーダンス閾値に達すると起こり得る。図 61 及び 62 は、問題の封止及び切断モードの場合の封止及び切断パルスシーケンス 3740、3750 のタイミング図を例示する。

40

【0191】

図 61 は、切断サイクルの封止中に同じ振幅で送達される超音波エネルギーパルス 3702 で始まり、終わる、封止及び切断パルスシーケンス 3740 のタイミング図である。第 1 の超音波エネルギーパルス 3702 は、既定の振幅で送達され、後続の超音波エネルギーパルス 3702 は、同じ既定の振幅で送達される。RF エネルギーパルス 3704 は、組織が封止されるまで、又は組織インピーダンスが既定の閾値以上になるまで送達される。最後に送達された RF エネルギーパルス 3704' をオフにした後に、最後の超音波エネルギーパルス 3702' をオンにして組織を切断する。

【0192】

図 62 は、切断サイクルの封止中に可変振幅で送達される超音波エネルギーパルス 37

50

02で始まり、終わる、封止及び切断パルスシーケンス3750のタイミング図である。第1の超音波エネルギーパルス3702は、既定の振幅で送達され、後続の超音波エネルギーパルス3702は、異なる振幅で、一実施例では、遞減振幅として送達される。示されるように、例えば、第2の超音波エネルギーパルス3702'は、第1の振幅よりも低い振幅で送達され、第3の超音波エネルギーパルス3702''は、第2の既定の振幅よりも低い振幅で送達される。RFエネルギーパルス3704は、組織が封止されるまで、又は組織インピーダンスが既定の閾値以上になるまで送達される。最後に送達されたRFエネルギーパルス3704'をオフにした後に、最後の超音波エネルギーパルス3702'をオンにして組織を切断する。最後の超音波エネルギーパルス3702'は、第1の振幅と同じか、前の振幅とは異なり得るか、又は断続的振幅のうちの1つに等しい振幅で送達され得る。

10

【0193】

封止及び切断パルスシーケンス3740、3750の場合、厚い組織印加に関して、超音波モダリティは、探索におよそ250ミリ秒かけて、低パルス幅が短い治療時間をもたらすことを意味する。いくつかの態様では、例えば、500ミリ秒より長いパルス幅がある特定の利点を提供し得る。

【0194】

図63は、超音波エネルギーパルス3702電流が、前のRFエネルギーパルス3704で測定されたインピーダンスに基づいて設定される、封止のみのパルスシーケンス3760のタイミング図である。右垂直軸は、オーム単位での組織インピーダンスである。超音波エネルギーパルス3702電流は、前のRFエネルギーパルス3704で測定されたインピーダンスに基づいて設定され得る。前のRFインピーダンスが低い場合、超音波エネルギーパルス3702電流を高くすることが好ましい。RFインピーダンスが増加すると、次のパルスの超音波エネルギーパルス3702電流は減少する。これは、この技法が、エンドエフェクタ125のジョー内に位置付けられた組織の量を補償することを可能にし、この場合厚い組織/束アプリケーションは、より長い期間にわたってより低いインピーダンスで留まり、封止するためにより多くのエネルギー/熱を必要とする。図63に示すように、最初の2つの低い組織インピーダンス3706測定値に基づいて、超音波エネルギーパルス3702電流振幅は、同じままである。第3の組織インピーダンス3706'測定の後に、組織インピーダンスが既定の閾値を超えるまで、超音波エネルギーパルス3702'電流の振幅が低減され、RFエネルギーパルス3704'電流がオンのままである一方で、超音波エネルギーパルス3702電流は0mAのままである。

20

30

【0195】

一態様では、第1のエネルギーモダリティはRFエネルギーであり、第2のエネルギーモダリティは超音波エネルギーである。一態様では、論理フロー図3800によって描写されるプロセスは、組織が封止されるまで繰り返され得る。図57~60に関連して記述されるように、封止のみの方法では、いくつかの既定数のサイクルの後に、又は組織インピーダンス測定値に基づいて、超音波エネルギーモダリティをオフにして、組織の切断を回避することができる一方で、RFエネルギーモダリティを送達して組織封止を作製する。超音波及び/又はRFエネルギーモダリティは、同じ振幅で又は可変振幅で送達され得る。例えば、RFエネルギーモダリティは同じ振幅で送達され得るが、超音波エネルギーモダリティの振幅は遞減される。図61及び62に関連して記述されるように、封止及び切断サイクル中に、超音波エネルギーモダリティを最後に送達して、組織が封止された後に組織をもたらす。上述のように、封止サイクル中に、超音波エネルギーモダリティの振幅は、同じであり得るか、又は遞減され得る。図63に関連して記述されるように、封止のみの方法では、超音波エネルギーモダリティの振幅は、前の組織インピーダンス測定値に基づいて、RFエネルギーモダリティを利用して調整される。上述の封止又は封止及び切断方法のうちのいずれかでは、クランプアーム145の熱質量に関して、超音波ブレード149のより高い熱質量に起因して、超音波エネルギーを最初に送達して、超音波ブレード149を予熱することができる。

40

50

【 0 1 9 6 】

図 6 4 は、組織に異なるエネルギーモダリティのパルスを送達するための技法の論理フロー図 3 8 0 0 である。本明細書に記載されるように、論理フロー図 3 8 0 0 は、発生器 5 0 0、多機能外科用器具 1 0 8、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。ここで図 6 4 の論理フロー図 3 8 0 0 を参照すると、最初に組織は、外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 のクランプアーム 1 4 5 と超音波ブレード 1 4 9 との間に固定され、次いでプロセッサ 5 0 2 は、波形発生器 5 0 4 に信号を送り、下記のようにパルスシーケンスを送達する。この方法に従って、プロセッサ 5 0 2 は、外科用器具 1 0 8 の第 1 のエネルギーモダリティを起動する (3 8 0 2)。第 1 の期間の後に、プロセッサ 5 0 2 は、第 1 のエネルギーモダリティを停止させ (3 8 0 4)、第 2 の期間にわたって第 2 のエネルギーモダリティを起動する (3 8 0 6)。第 2 のエネルギーモダリティは、第 1 のエネルギーモダリティから独立して起動される (3 8 0 6)。第 2 の期間が経過した後に、プロセッサ 5 0 2 は、第 2 のエネルギーモダリティを停止させる (3 8 0 8)。

10

【 0 1 9 7 】

図 6 5 は、組織に異なるエネルギーモダリティのパルスを送達するための技法の論理フロー図 3 9 0 0 である。本明細書に記載されるように、論理フロー図 3 9 0 0 は、発生器 5 0 0、多機能外科用器具 1 0 8、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。ここで図 6 5 の論理フロー図 3 9 0 0 を参照すると、最初に組織は、外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 のクランプアーム 1 4 5 と超音波ブレード 1 4 9 との間に固定され、次いでプロセッサ 5 0 2 は、波形発生器 5 0 4 に信号を送り、下記のようにパルスシーケンスを送達する。この方法に従って、プロセッサ 5 0 2 は、外科用器具 1 0 8 の R F エネルギーモダリティを起動して (3 9 0 2)、エンドエフェクタ 1 2 5 のクランプアーム 1 4 5 に位置する電極を通して R F エネルギーを駆動する。プロセッサ 5 0 2 は、外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 において測定された第 1 の既定の組織インピーダンス Z_{T1} を検出すると、R F エネルギーモダリティを停止させる (3 9 0 4)。次いで、発生器 5 0 0 は、外科用器具 1 0 8 の超音波エネルギーモダリティを起動して (3 9 0 6)、超音波ブレード 1 4 9 を駆動する。プロセッサ 5 0 2 は、外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 において第 2 の既定の組織インピーダンス Z_{T2} を検出すると、超音波エネルギーモダリティを停止させる (3 9 0 8)。上述のように、組織インピーダンスは、プロセッサ 5 0 2 によって、エンドエフェクタ 1 2 5 に印加された電圧をエンドエフェクタ 1 2 5 に送達された電流で除することによって決定される。例えば、プロセッサ 5 0 2 は、第 2 の電圧感知回路 5 2 4 によって感知された電圧を電流感知回路 5 1 4 によって感知された電流で除することによって、組織インピーダンスを決定することができる。

20

30

【 0 1 9 8 】

図 6 6 は、組織に異なるエネルギーモダリティのパルスを送達するための技法の論理フロー図 4 0 0 0 である。本明細書に記載されるように、論理フロー図 4 0 0 0 は、発生器 5 0 0、多機能外科用器具 1 0 8、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。ここで図 6 6 の論理フロー図 4 0 0 0 を参照すると、最初に組織は、外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 のクランプアーム 1 4 5 と超音波ブレード 1 4 9 との間に固定され、次いでプロセッサ 5 0 2 は、波形発生器 5 0 4 に信号を送り、下記のようにパルスシーケンスを送達する。この方法に従って、プロセッサ 5 0 2 は、外科用器具 1 0 8 の R F エネルギーモダリティを起動して (4 0 0 2)、エンドエフェクタ 1 2 5 のクランプアーム 1 4 5 に位置する電極を通して R F エネルギーを駆動する。プロセッサ 5 0 2 は、第 1 の既定の期間 T_1 の経過時に、R F エネルギーモダリティを停止させる (4 0 0 4)。プロセッサ 5 0 2 は、外科用器具 1 0 8 の超音波エネルギーモダリティを起動して (4 0 0 6)、超音波ブレード 1 4 9 を駆動する。プロセッサ 5 0 2 は、第 2 の既定の期間 T_2 の経過時に、超音波エネルギーモダリティを停止させる (4 0 0 8)。

40

【 0 1 9 9 】

複合超音波 / R F 外科用器具において超音波エネルギー及び R F エネルギーのプラストを同時に送達するための技法

50

一態様では、本開示は、発生器 102、200、300、400、500（図 1～3 及び 4～8）のうちのいずれか 1 つなどの発生器、又は外科用器具 108（図 1～3）などの外科用器具からエンドエフェクタに送達される電力を制御することによって、外科用器具のエンドエフェクタに RF エネルギー及び超音波エネルギーの複合同時ブラストを送達するための技法を提供する。本技法に従って、外科用器具のエンドエフェクタに送達され得る RF エネルギー及び超音波エネルギーの複合同時ブラストは、エンドエフェクタと相互作用する組織の特性又はパラメータに基づいて変動し得る。開示の簡潔性及び明瞭性のために、エンドエフェクタに RF エネルギー及び超音波エネルギーの複合同時ブラストを送達するための技法は、図 8 の発生器 500 に連結された図 2 の多機能外科用器具 108 を参照して説明されるであろうが、本明細書に記載される器具、発生器、及びエンドエフェクタの他の構成が、本開示の範囲から逸脱することなく容易に置き換えられ得ることが理解されよう。

10

20

30

40

50

【0200】

図 67～71 は、多重エネルギーモダリティを組織に送達する態様を例示する。一態様では、第 1 のエネルギーモダリティは RF エネルギーであり、第 2 のエネルギーモダリティは超音波エネルギーである。RF エネルギー及び超音波エネルギーの両方を送達可能な外科用装置には多くの利点がある。両方のモダリティを送達可能な外科用器具は、より強い封止を提供し、別個のナイフを必要とすることなく組織を切断することができる。以下の開示は、血管封止に利用され得る多重パルス技法を提供する。組織インピーダンス測定、電流測定を使用するこれらの技法は、封止のみを行うことができ、また組織を封止及び切断することができる。

【0201】

下記の様々な態様は、RF エネルギーモダリティ及び超音波エネルギーモダリティなどの多重エネルギーモダリティの同時起動を提供する。最初に、RF モダリティ及び超音波モダリティの両方が組織に送達される。RF エネルギーモダリティは、封止の第 1 の部分に利用される。設定量の時間 T_1 の後に、検出された RF インピーダンス Z_T に基づいて、超音波モダリティを終結させる。封止サイクルの始めの超音波エネルギーの短いブラストは、超音波ブレードに続いてそのブレードと接触する組織表面の加熱を助けるが、電極は、RF 電極と接触する組織表面を同時に加熱するため、封止に利点をもたらす。

【0202】

これらの技法は、複数の発生器を用いて実装されてもよく、ある発生器は、RF エネルギーを送達するように構成されており、別の発生器は、超音波エネルギーを送達するように構成されている。あるいは、これらの技法は、RF エネルギー及び超音波エネルギーの両方を送達するように構成された単一発生器で実施されてもよい。他の態様では、これらの技法は、RF エネルギー及び超音波エネルギーを単一出力ポートを通して同時に送達するように構成された単一発生器で実装され得る。これらの技法は、RF エネルギーモダリティ及び超音波エネルギーモダリティの同時パルシングを含み、強い封止を作成する。パルシングの多重構成が開示されている。同時技法の多重構成が開示されている。

【0203】

図 67 は、組織に異なるエネルギーモダリティの同時起動を適用するプロセスの一態様の論理フロー図 4100 である。本明細書に記載されるように、論理フロー図 4100 は、発生器 500、多機能外科用器具 108、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。ここで図 67 の論理フロー図 4100 を参照すると、組織は、外科用器具 108 のエンドエフェクタ 125 のクランプアーム 145 と超音波ブレード 149 との間に固定され、次いで発生器 500 は、同時エネルギーモダリティを送達する。総封止時間 4102 は、垂直軸に沿って示される。

【0204】

組織が外科用器具 108 のエンドエフェクタ 125 のクランプアーム 145 と超音波ブレード 149 との間に固定されると、プロセッサ 502 は、波形発生器 504 に信号を送り、本明細書に記述されるようにパルスシーケンスを送達する。図 67 の論理フロー図 4

100に従って、RFエネルギーモダリティ適用プロセス4104は左に示され、超音波エネルギーモダリティ適用プロセス4116は右に示される。プロセッサ502は、超音波エネルギーモダリティが起動される(4118)と同時に、RFエネルギーモダリティを起動する(4196)。RFエネルギーモダリティが起動されると(4106)、プロセッサ502は、波形発生器504に信号を送り、図72に示す論理図4600に関連して本明細書に記載されるRF封止技法を含む、様々なRF封止技法に従ってRFエネルギーを送達する(4108)。図67に戻ると、プロセッサ502は、一定の電力レベルで超音波エネルギーモダリティを起動する(4120)。RFエネルギーモダリティ及び超音波エネルギーモダリティの同時適用中に、プロセッサ502は、RF組織インピーダンス $Z_{組織}$ を測定し、RF組織インピーダンス $Z_{組織}$ が超音波終端インピーダンス $Z_{US-終端}$ に達するか又は超えると(図68を参照)、プロセッサ502にフィードバックとして提供され(4110)、波形発生器504及び増幅器506に信号を送り(4122)、エンドエフェクタ125への超音波エネルギーの送達を終結させる(4124)。一方で、RFエネルギーモダリティは、RF終端インピーダンス $Z_{RF-終端}$ が、プロセッサ502が波形発生器504に信号を送る時点に達するまで(4112)連続的に送達され、RFエネルギーの送達を終結させる(4114)。封止サイクルの始めの超音波エネルギーの短いブラストは、超音波ブレード149に続いてそのブレード149と接触する組織表面の加熱を助けるが、クランプアーム145内の電極は、電極と接触する組織表面を同時に加熱するため、封止に利点をもたらす。上述のように、組織インピーダンスは、プロセッサ502によって、エンドエフェクタ125に印加された電圧をエンドエフェクタ125に送達された電流で除することによって決定される。例えば、プロセッサ502は、第2の電圧感知回路524によって感知された電圧を電流感知回路514によって感知された電流で除することによって、組織インピーダンスを決定することができる。

【0205】

図68は、超音波終端インピーダンスを例示する、図67の論理フロー図4100に関連したRFインピーダンス対時間のグラフ表示である。水平軸は時間(ミリ秒)であり、垂直軸はRFインピーダンス(オーム)である。組織インピーダンス $Z_{組織}$ 曲線4202は、RFエネルギーを利用して封止期間中にモニタリングされる。組織インピーダンス $Z_{組織}$ が、超音波終端インピーダンス $Z_{US-終端}$ に達すると(4204)、超音波電力が終結され、組織インピーダンス $Z_{組織}$ がRF終端インピーダンス $Z_{RF-終端}$ に達すると(4206)、RFエネルギーが終結される。

【0206】

図69は、図67及び68に関連して記載されるRFエネルギーモダリティ及び超音波エネルギーモダリティの同時起動を使用して、血管4300内に作製された封止4302の質の例を例示する。RFエネルギーモダリティ及び超音波エネルギーモダリティの同時起動の主な利点は、超音波エネルギーが超音波ブレード149を加熱し、クランプアーム145における超音波ブレード149と電極との間の熱質量の差の低減をもたらす助けとなることである。RFモダリティ及び超音波モダリティを利用する封止サイクルの非同時起動中は、エンドエフェクタ125ジョーのいずれかの側に可変熱質量を有する強い封止を作成することが課題である。

【0207】

図70は、図67～69に関連して記載される、カロチド束対RFのみの封止及び同時RF/超音波封止の封止バースト圧のグラフ表示4400である。水平軸はRF封止のみのボックスプロット4402及び同時RF/超音波ボックスプロット4404である。ボックスプロット4402、4404は、図67に関連して示される同時RF/超音波エネルギーモダリティ起動プロセス4100に関連して記載される組織効果の利点を例証し、この場合、超音波ブレード及び電極の同時加熱は、図69に示されるように、血管内で高い品質4302を提供する。

【0208】

図71は、RFエネルギーモダリティ及び超音波エネルギーモダリティの同時起動のプ

10

20

30

40

50

ロセスの論理フロー図 4 5 0 0 である。本明細書に記載されるように、論理フロー図 4 5 0 0 は、発生器 5 0 0、多機能外科用器具 1 0 8、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。ここで図 7 1 の論理フロー図 4 5 0 0 を参照すると、最初に組織は、外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 のクランプアーム 1 4 5 と超音波ブレード 1 4 9 との間に固定され、次いでプロセッサ 5 0 2 は、波形発生器 5 0 4 に信号を送り、下記のようにパルスシーケンスを送達する。論理フロー図 4 5 0 0 に従って、プロセッサ 5 0 2 は、外科用器具 1 0 8 の R F エネルギーモダリティ及び超音波エネルギーモダリティを同時に起動する (4 5 0 2)。プロセッサ 5 0 2 は、R F エネルギーモダリティを使用して組織インピーダンスをモニタリングする (4 5 0 4)。組織インピーダンスが第 1 の終端インピーダンス以上になると、発生器 5 0 0 は、外科用器具 1 0 8 の超音波エネルギーモダリティを停止させる (4 5 0 6)。R F エネルギーモダリティは、組織インピーダンスが第 2 の終端インピーダンス以上になるまで送達され、この時点で、プロセッサ 5 0 2 は、外科用器具 1 0 8 の R F エネルギーモダリティを停止させ (4 5 0 8)、組織封止が完了する。

10

20

30

40

50

【 0 2 0 9 】

パルス駆動信号を利用するいくつかの態様では、例えば、図 1 ~ 3 及び 5 ~ 8 に関連して記載される発生器 1 0 2、2 0 0、3 0 0、4 0 0、5 0 0 のうちの 1 つなどの発生器は、1 つ又は 2 つ以上の複合負荷曲線を駆動信号に適用し、最終的には組織に適用し得る。複合負荷曲線は、1 つ又は 2 つ以上の測定された組織特性 (例えば、インピーダンス) の関数として、組織に送達される電力レベルを画定し得る。複合負荷曲線は、加えて、測定される組織の特性という観点から、パルス幅などのパルス特性を規定し得る。

【 0 2 1 0 】

図 7 2 は、発生器 1 0 2、2 0 0、3 0 0、4 0 0、5 0 0 のうちのいずれか 1 つによる複合負荷曲線の選択及び適用の論理図 4 6 0 0 の一態様を例示する。論理図 4 6 0 0 は、任意の好適な種類の発生器又は外科用装置で実装され得ることが理解されよう。様々な態様に従って、論理図 4 6 0 0 は、図 1 に関して上述される電気外科用器具 1 0 6 などの電気外科用器具、図 1 に関して上述される超音波外科用器具 1 0 4、又は図 1 ~ 3 に関して上述される複合外科用器具 1 0 8 を利用して実装され得る。

【 0 2 1 1 】

図 7 2 に戻って参照すると、制御プロセス 4 6 0 2 を、例えば、発生器 1 0 2 のデジタル装置によって実行して、複合負荷曲線 4 6 0 6、4 6 0 8、4 6 1 0、4 6 1 2 を選択し、適用することができる。制御プロセス 4 6 0 2 は、時計 4 6 0 4 から時間入力を受け取ることができ、センサ 4 6 1 8 からループ入力 4 6 2 4 を受け取ることもできる。ループ入力 4 6 2 4 は、制御プロセス 4 6 0 2 において利用して、複合負荷曲線を選択及び / 又は適用することができる、組織の特徴又は特性を表し得る。かかる特性の例は、例えば、電流、電圧、温度、反射率、組織に送達される力、共振周波数、共振周波数の変化率等を含み得る。センサ 4 6 1 8 は、専用センサ (例えば、温度計、圧力センサ等) であり得るか、又は他のシステム値に基づいて組織特性を誘導するための (例えば、駆動信号に基づいて電圧、電流、組織温度等を観察及び / 又は算出するための) ソフトウェア実装センサであり得る。制御プロセス 4 6 0 2 は、複合負荷曲線 4 6 0 6、4 6 0 8、4 6 1 0、4 6 1 2 のうちの 1 つを選択して、例えば、ループ入力 4 6 2 4 及び / 又は時計からの時間入力 4 6 0 4 に基づいて適用することができる。4 つの複合不可曲線が示されているが、任意の好適な数の複合負荷曲線が使用され得ることが理解される。

【 0 2 1 2 】

制御プロセス 4 6 0 2 は、任意の好適な方法で選択された複合負荷曲線を適用することができる。例えば、制御プロセス 4 6 0 2 は、選択された複合負荷曲線を用いて、超音波外科用器具 1 0 4 の電力レベル、及び組織インピーダンスに基づいた 1 つ又は 2 つ以上のパルス特性 (例えば、現在の測定組織インピーダンスは、ループ入力の一部であり得るか、又はループ入力から誘導され得る)、又は共振周波数特性を算出することができる。複合負荷曲線による組織インピーダンスに基づいて決定され得るパルス特性の例は、パルス

幅、ランプ時間及びオフ時間を含み得る。

【0213】

設定点4614において、誘導された電力及びパルス特性は、駆動信号に送達され得る。様々な態様では、フィードバックループ4622を実装して、駆動信号のより正確な調整を可能にすることができる。設定点4614の出力において、駆動信号は、好適な増幅を提供し得る振幅4616に提供され得る。増幅された駆動信号は、負荷4620に提供され得る（例えば、センサ4618により）。負荷4620は、組織、外科用器具104、106、108、及び/又は発生器を外科用器具104、106、108と電氣的に連結する任意のケーブル（例えば、ケーブル142、144、146）を含み得る。

【0214】

様々な態様では、凝固状態は、複数の因子を考慮するように構成された神経回路網を使用して決定され得る。いくつかの態様では、発生器は、超音波及び電気外科用システムの両方を駆動するように構成されており、入れ子になった神経回路網を含み、発生器が真の短絡で提示されるか、低インピーダンス組織で提示されるかを特定することができる。加えて、いくつかの態様では、短絡の検出を助けるために、神経回路網は、少なくとも以下の因子を追跡及び格納するように構成され得る。a. 測定された抵抗/インピーダンス、b. 駆動電流(RMS)、c. 駆動電圧(RMS)、及びd. 測定されたインピーダンスの移動平均。いくつかの態様では、神経回路網は、真の短絡と低インピーダンス組織とを認識可能であるために考えられる。他の態様では、神経回路網は、金属、組織、及び他の非組織要素を特定するようにプログラムされ得る。神経回路網はまた、トランスデューサに探索的パルスを送信するように構成されてもよい。加えて、短絡を検出する試みからのフィードバックを受け取ることを含む、新しい開発又は追加のプログラムを神経回路網に組み戻して、その状況認識を増加させ、真の短絡を検出する方法をより良く有効に学習させる。RF機能性及び超音波機能性の両方による短絡の確認によって、これはRF上で起こる繰り返しエラーに費やす時間の低減、及び低インピーダンス組織上のより速い離断を可能にし得る。神経回路網の例は、図73に関連して説明される。

【0215】

図73は、発生器を制御するための神経回路網4700の一態様を例示する。図73は、超音波外科用器具104、106、108（図1～3）などの超音波外科用器具を使用して、超音波エネルギーの印加から生じる推定温度 $T_{推定}$ を生成するための人工神経回路網4700の一態様を例示する。ある特定の態様では、神経回路網4700は、発生器102（図1）のプロセッサ及び/又はプログラミング可能な論理デバイスに実装され得る。神経回路網4700は、入力層4702、隠れ層4706を画定する1つ又は2つ以上のノード4704、及び出力層4710を画定する1つ又は2つ以上のノード4708を含み得る。明瞭性のために、1つの隠れ層4706のみが示される。ある特定の態様では、神経回路網4700は、1つ又は2つ以上の追加の隠れ層をカスケード配置で含んでもよく、各追加の隠れ層は、隠れ層4706におけるノード4704の数と同じか又は異なり得る多数のノード4704を有する。

【0216】

層4702、4710における各ノード4704、4708は、1つ又は2つ以上の重量値 w_{4712} 、バイアス値 b_{4714} 、及び変換関数 f_{4716} を含み得る。図73において、これらの値及び関数に対する異なる添字の使用は、これらの値及び関数の各々が、他の値及び関数とは異なり得ることを例示することを意図する。入力層4702は、1つ又は2つ以上の入力変数 p_{4718} を含み、隠れ層4706の各ノード4704は、入力変数 p_{4718} のうちの少なくとも1つを入力として受け取る。図73に示すように、例えば、各ノード4704は、入力変数 p_{4718} の全てを受け取ることができる。他の態様では、大部分の入力変数 p_{4718} が、ノード4704によって受け取られ得る。特定のノード4704によって受け取られた各入力変数 p_{4718} は、対応する重量値 w_{4712} によって加重され、次いで任意の他の同様に加重された入力変数 p_{4718} 及びバイアス値 b_{4712} に加算される。次いで、ノード4704の変換関数 f_{4716} を、結

10

20

30

40

50

果として得られる和に適用して、ノードの出力を生成する。図 7 3 では、例えば、ノード 4 7 0 4 - 1 の出力は、 $f_1(n_1)$ として付与されてもよく、式中、 $n_1 = (w_{1,1} \cdot p_1 + w_{1,2} \cdot p_2 + \dots + w_{1,j} \cdot p_j) + b_1$ である。

【0217】

出力層 4 7 1 0 の特定のノード 4 7 0 8 は、隠れ層 4 7 0 6 のノード 4 7 0 4 のうちの 1 つ又は 2 つ以上から出力を受け取り得（例えば、各ノード 4 7 0 8 は、図 7 3 におけるそれぞれのノード 4 7 0 4 - 1、4 7 0 4 - 2、...、4 7 0 4 - i から出力 $f_1(-)$ 、 $f_2(-)$ 、...、 $f_i(-)$ を受け取る）、受け取られた各出力は、対応する重量値 w_{4712} によって加重され、続いて受け取られた任意の他の同様に加重された出力、及びバイアス値 b_{4714} に加算される。次いで、結果として得られる和にノード 4 7 0 8 の変換関数 f_{4716} を適用して、神経回路網 4 7 0 0 の出力に対応するノードの出力を生成する（例えば、図 7 3 の態様における推定温度 $T_{推定}$ ）。図 7 3 における神経回路網 4 7 0 0 の態様は、出力層 4 7 1 0 に 1 つのノード 4 7 0 8 のみを含むが、他の態様では、神経回路網 4 7 0 0 は、複数の出力を含み得る、この場合、出力層 4 7 1 0 は、複数のノード 4 7 0 8 を含み得る。

10

【0218】

ある特定の態様では、ノード 4 7 0 4、4 7 0 8 の変換関数 f_{4716} は、非線形変換関数であり得る。一態様では、例えば、変換関数 f_{4716} のうちの 1 つ又は 2 つ以上は、シグモイド関数であり得る。他の態様では、変換関数 f_{4716} は、タンジェントシグモイド、双曲線タンジェントシグモイド、対数シグモイド、線形伝達関数、飽和線形伝達関数、ラジアルに基づく伝達関数、又はいくつかの他の種類の伝達係数を含み得る。特定のノード 4 7 0 4、4 7 0 8 の伝達関数 f_{4716} は、別のノード 4 7 0 4、4 7 0 8 における伝達関数 f_{4716} と同じであっても異なってもよい。

20

【0219】

ある特定の態様では、隠れ層 4 7 0 6 のノード 4 7 0 4 によって受け取られた入力変数 p_{4718} は、例えば、信号及び / 又は超音波エネルギーの印加から生じる温度又は加熱に影響を及ぼすと知られている若しくは考えられている他の量若しくは状態を表し得る。かかる変数は、例えば、発生器 1 0 2 による駆動電圧出力、発生器 1 0 2 による駆動電流出力、発生器出力 1 0 2 の駆動周波数、発生器 1 0 2 による駆動出力、発生器 1 0 2 による駆動エネルギー出力、超音波トランスデューサ 1 2 0 のインピーダンス、及び超音波エネルギーが送達される期間のうちの 1 つ又は 2 つ以上を含み得る。追加として、入力変数 p_{4718} のうちの 1 つ又は 2 つ以上は、発生器 1 0 2 の出力に関連しない場合があり、例えば、エンドエフェクタ 1 2 2、1 2 5 の特性（例えば、ブレード先端の寸法、形状、及び / 又は材料）、並びに超音波エネルギーによって標的とされる特定の種類の組織を含み得る。

30

【0220】

神経回路網 4 7 0 0 は、その出力（例えば、図 7 3 の態様における推定温度 $T_{推定}$ ）が、出力の測定された依存性を、入力変数 p_{4718} の既知の値に好適に近似するように、（例えば、重量値 w_{4712} 、バイアス値 b_{4714} 、及び変換関数 f_{4716} を変更又は変化させることによって）訓練され得る。訓練は、例えば、既知の入力変数セット p_{4718} を供給すること、神経回路網 4 7 0 0 の出力を、既知の入力変数セット p_{4718} に対応する測定出力と比較すること、及び神経回路網 4 7 0 0 の出力と対応する測定出力との間の誤差が既定の誤差レベルを下回るまで、重量値 w_{4712} 、バイアス値 b_{4714} 、及び / 又は変換関数 f_{4716} を修正することによって行われ得る。例えば、神経回路網 4 7 0 0 は、平均平方誤差が、既定の誤差閾値未満になるまで訓練され得る。ある特定の態様では、訓練プロセスの態様は、神経回路網 4 7 0 0 によって実装され得る（例えば、誤差を回路網 4 7 0 0 を通して伝搬することによって、重量値 w_{4712} 及び / 又はバイアス値 b_{4714} を最適に調整する）。

40

【0221】

様々な詳細が先の説明で記載されたが、医療用装置の連続通信プロトコルの様々な態様

50

が、これらの具体的詳細なしに実行されてもよいことが理解されよう。例えば、簡潔かつ明確にするために、選択された態様は、詳細に示すのではなく、ブロック図で示されている。本明細書に示した詳細な説明のいくつかの部分は、コンピュータメモリに格納されたデータに対して動作する命令という点で提示され得る。そのような説明及び表現は、当業者によって、自身の仕事の内容を当該技術分野の他者に説明及び伝達するために使用されているものである。一般に、技法とは、所望の結果につながる工程の自己無撞着シーケンスを指し、「工程」とは、必ずしも必要ではないが、格納、伝送、組み合わせ、比較、及び別様に操作されることが可能な電気又は磁気信号の形態をなすことができる物理量の操作を指す。これらの信号を、ビット、値、要素、記号、文字、用語、番号などで参照することが一般的な扱い方である。これらの及び類似の用語は、適切な物理量と関連付けられてもよく、また単に、これらの物理量に当てはめられる便利なラベルである。

【0222】

別段の明確な定めがない限り、以下の議論から明らかなように、説明の全体を通じて、「処理する」又は「計算する」又は「算出する」又は「決定する」又は「表示する」などの用語を利用する議論は、コンピュータシステムのレジスタ及びメモリ内で物理（電子的）量として表現されるデータを、コンピュータシステムのメモリ若しくはレジスタ、又はそのような情報格納、伝送、若しくは表示装置内で物理量として同様に表現される他のデータへと操作し変換する、コンピュータシステム又は類似の電子コンピューティングデバイスの動作及び処理を指していることが理解されよう。

【0223】

「一態様」、「態様」、「一形態」、又は「形態」と言う場合、その態様に関連して記載される特定の要素、構造、又は特性が少なくとも1つの態様に含まれるものであることを意味する点は特筆に値する。したがって、本明細書の全体を通じて様々な場所に見られる「一態様では」、「態様では」、「一形態では」、又は「形態では」なる語句は、必ずしもすべてが同じ態様を指すものではない。更に、特定の特徵、構造、又は特性は、1つ又は2つ以上の態様において任意の適当な形で組み合わせることができる。

【0224】

いくつかの態様は、「連結された」及び「接続された」という表現を、それらの派生語と共に使用して記載されることがある。これらの用語は、互いに同義語であることは意図されないことを理解されたい。例えば、いくつかの態様は、2つ又は3つ以上の要素が互いに直接物理的又は電氣的に接触していることを示すため、「接続された」という用語を使用して記載されることがある。別の例では、いくつかの態様は、2つ又は3つ以上の要素が直接物理的又は電氣的に接触していることを示すため、「連結された」という用語を使用して記載されることがある。しかしながら、「連結された」という用語はまた、2つ又は3つ以上の要素が互いに直接接触はしないが、依然として互いに協働又は相互作用することを意味することがある。

【0225】

「一態様」、「態様」、「一形態」、又は「形態」と言う場合、その態様に関連して記載される特定の要素、構造、又は特性が少なくとも1つの態様に含まれるものであることを意味する点は特筆に値する。したがって、本明細書の全体を通じて様々な場所に見られる「一態様では」、「態様では」、「一形態では」、又は「形態では」なる語句は、必ずしもすべてが同じ態様を指すものではない。更に、特定の特徵、構造、又は特性は、1つ又は2つ以上の態様において任意の適当な形で組み合わせることができる。

【0226】

以上、様々な形態について本明細書で述べたが、これらの形態に対する多くの改変例、変形例、置換例、変更例、及び均等物を実施することが可能であり、また、当業者には想到されるであろう。また、材料が特定の構成要素に関して開示されているが、他の材料が使用されてもよい。したがって、上記の説明文及び添付の「特許請求の範囲」は、すべてのそのような改変例及び変形例を、開示される形態の範囲に含まれるものとして網羅することを目的としたものである点を理解されたい。以下の「特許請求の範囲」は、すべての

そのような改変例及び変形例を網羅することを目的としたものである。

【0227】

一般的な意味で、当業者に理解されたいこととして、多様なハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、又はそれらの任意の組み合わせによって、個々に及び／又は共同に実現され得る、本明細書で説明する様々な態様を、様々な種類の「電気回路」から構成されたものと見なすことができる。その結果として、本明細書で使用されるとき、「電気回路」は、限定するものではないが、少なくとも1つの個々の電気回路を有する電気回路、少なくとも1つの集積回路を有する電気回路、少なくとも1つの専用集積回路を有する電気回路、コンピュータプログラムで構成された汎用コンピューティングデバイス（例えば、本明細書で説明したプロセス及び／若しくは装置を少なくとも部分的に実行するコンピュータプログラムで構成された汎用コンピュータ、又は、本明細書で説明したプロセス及び／若しくは装置を少なくとも部分的に実行するコンピュータプログラムで構成されたマイクロプロセッサ）を形成する電気回路、メモリデバイスを形成する（例えばランダムアクセスメモリを形成する）電気回路、及び／又は、通信装置（例えばモデム、通信スイッチ、又は光学的・電気的設備）を形成する電気回路を含む。当業者に理解されたいこととして、本明細書で述べた主題は、アナログ若しくはデジタルの形式又はそれらのいくつかの組み合わせで実現され得る。

10

【0228】

上記の詳細な説明は、ブロック図、流れ図、及び／又は実施例を用いて装置及び／又はプロセスの様々な形態について記載してきた。そのようなブロック図、流れ図、及び／又は実施例が、1つ又は2つ以上の機能及び／又は動作を含む限り、当業者に理解されたいこととして、そのようなブロック図、流れ図、又は実施例に含まれる各機能及び／又は動作は、多様なハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、又はそれらの事実上、任意の組み合わせによって、個々に及び／又は共同に実現され得る。一形態では、本明細書に記載された主題のいくつかの部分は、専用集積回路（ASIC）、フィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA）、デジタル信号プロセッサ（DSP）、又は他の集積型の形式で実現され得る。しかしながら、当業者に理解されたいこととして、その全部か一部かを問わず、本明細書で開示される形態のいくつかの態様は、1台又は2台以上のコンピュータ上で稼働する1つ又は2つ以上のコンピュータプログラムとして（例えば、1台又は2台以上のコンピュータシステム上で稼働する1つ又は2つ以上のプログラムとして）、1つ又は2つ以上のプロセッサ上で稼働する1つ又は2つ以上のプログラムとして（例えば、1つ又は2つ以上のマイクロプロセッサ上で稼働する1つ又は2つ以上のプログラムとして）、ファームウェアとして、あるいは、それらの実質的に任意の組み合わせとして、集積回路において等価に実現され得、また、回路を設計すること、並びに／又はソフトウェア及び／若しくはファームウェアのコードを記述することは、本開示を鑑みれば当業者の技能の範囲内に含まれる。加えて、当業者に明らかとなることとして、本明細書に記載した主題の機構は、多様な形式でプログラム製品として配布されることが可能であり、本明細書に記載した主題の具体的な形態は、配布を実際に行うために使用される信号搬送媒体の特定の種類にかかわらず用いられる。信号搬送媒体の例には、以下：伝送型媒体、例えば、フロッピーディスク、ハードディスクドライブ、コンパクトディスク（CD）、デジタルビデオディスク（DVD）、デジタルテープ、コンピュータメモリ等の記録可能型媒体、並びにデジタル及び／又はアナログ通信媒体等の伝送型媒体（例えば、光ファイバケーブル、導波管、有線通信リンク、無線通信リンク（例えば、伝送器、受信機、伝送論理、受信論理等）等）が挙げられるが、これらに限定されない。

20

30

40

【0229】

本明細書で言及され及び／又は任意の出願データシートで列举された上述の米国特許、米国特許出願公開、米国特許出願外国特許、外国特許出願、非特許公報、又は任意の他の開示資料は、本明細書と矛盾しない範囲において、参照により本明細書に組み込まれる。それ自体、また必要な範囲で、本明細書に明瞭に記載される開示内容は、参照により本明細書に援用されるあらゆる矛盾する記載に優先するものとする。参照により本明細書に援

50

用されるものとするが、既存の定義、記載、又は本明細書に記載される他の開示文献と矛盾する任意の文献、又はそれらの部分は、援用文献と既存の開示内容との間に矛盾が生じない範囲においてのみ援用されるものとする。

【0230】

本明細書に記載される要素（例えば、動作）、装置、目的、及びそれらに伴う考察は、構想を明らかにするための例として使用され、様々な構成の修正が想到されることが、当業者には認識されるであろう。その結果として、本明細書で使用されるとき、説明した特定の例及びそれらに伴う考察は、より一般的な種類を代表することを意図したものである。一般に、特定の代表例を用いることは、その種類を代表することを意図したものであり、また、特定の要素（例えば、動作）、装置、及び目的を含めないことは、限定と見なされるべきではない。

10

【0231】

本明細書におけるほぼ全ての複数形及び／又は単数形の用語の使用に関して、当業者であれば、文脈及び／又は用法に則して複数形から単数形に、かつ／又は単数形から複数形に読み替えることができる。様々な単数形／複数形の置換えは、簡潔にするため、本明細書では明示的には記述されない。

【0232】

本明細書に記載する主題はときに、種々の他の要素の中に含まれた、又はそれらと接続された種々の要素を示している。そのように表現したアーキテクチャは単なる例であり、実際に、同じ機能性を達成する多数の他のアーキテクチャが実現され得ることを理解されたい。構想の意味で、同じ機能性を達成する要素の任意の配置は、所望の機能性が達成されるように効果的に「関連付け」られる。したがって、特定の機能性を達成するように組み合わせられた本明細書での任意の2つの要素は、アーキテクチャ又は中間要素にかかわらず、所望の機能性が達成されるように互いと「関連付け」られていると見なすことができる。同様に、そのように関連付けられた任意の2つの要素はまた、所望の機能性を達成するように互いに「動作可能に接続」又は「動作可能に連結」されているものと見なすことができ、そのように関連付けることが可能な任意の2つの要素はまた、所望の機能性を達成するように互いに「動作可能に連結可能」であると見なすことができる。動作可能に連結可能であることの特定の例としては、物理的に噛み合い可能な、及び／若しくは物理的に相互作用する構成要素、並びに／又は無線式で相互作用可能な、及び／若しくは無線式で相互作用する構成要素、並びに／又は論理的に相互作用する、及び／若しくは論理的に相互作用可能な構成要素が挙げられるが、それらに限定されない。

20

30

【0233】

場合によっては、1つ又は2つ以上の要素が、本明細書において、「ように構成されている」、「ように構成可能である」、「ように動作可能である／動作する」、「適合される／適合可能である」、「ことが可能である」、「ように適合可能である／適合される」などと呼ばれることがある。当業者に理解されたいこととして、「ように構成されている」は一般に、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除き、アクティブ状態の要素及び／又は非アクティブ状態の要素及び／又はスタンバイ状態の要素を包含することができる。

【0234】

本明細書に記載される本主題の特定の態様を図示し及び説明してきたが、本明細書に記載される主題及びそのより広い態様から逸脱することなく、本明細書の技術に基づいて変更及び修正を為し得ることが当業者には明らかであり、したがって添付の請求項は、そのような変更及び修正の全てが、本明細書の主題の正確な趣旨及び範囲内に含まれるように請求項の範囲内に包含する。一般に、本明細書で使用され、かつ特に添付の特許請求の範囲（例えば、添付の特許請求の範囲の本文）で使用される用語は、概して「開放的」用語として意図されるものである（例えば、「含む（including）」という用語は、「～を含むが、それらに限定されない（including but not limited to）」と解釈されるべきであり、「有する（having）」という用語は「～を少なくとも有する（having at least）」と解釈されるべきであり、「含む（includes）」という用語は「～を含むが、それらに限

40

50

定されない (includes but is not limited to) 」と解釈されるべきであるなど) ことが、当業者には理解されるであろう。更に、導入されたクレーム記載 (introduced claim recitation) において特定の数が意図される場合、かかる意図は当該クレーム中に明確に記載され、またかかる記載がない場合は、かかる意図は存在しないことが、当業者には理解されるであろう。例えば、理解を助けるものとして、後続の添付の特許請求の範囲は、「少なくとも1つの (at least one) 」及び「1つ又は2つ以上の (one or more) 」という導入句を、クレーム記載を導入するために含むことがある。しかしながら、かかる句の使用は、「a」又は「an」という不定冠詞によってクレーム記載を導入した場合に、たとえ同一のクレーム内に「1つ又は2つ以上の」又は「少なくとも1つの」といった導入句と「a」又は「an」という不定冠詞とが含まれる場合であっても、かかる導入されたクレーム記載を含むいかなる特定のクレームも、かかる記載事項を1つのみ含むクレームに限定されると示唆されるものと解釈されるべきではなく (例えば、「a」及び/又は「an」は、典型的には、「少なくとも1つの」又は「1つ又は2つ以上の」を意味するものと解釈されるべきである)、クレーム記載を導入するために用いられた不定冠詞の使用についても同じことが言える。

10

【0235】

加えて、導入されたクレーム記載において特定の数が明示されている場合であっても、かかる記載は、典型的には、少なくとも記載された数を意味するものと解釈されるべきであることが、当業者には認識されるであろう (例えば、他に修飾語のない、単なる「2つの記載事項」という記載がある場合、典型的には、少なくとも2つの記載事項、又は2つ若しくは3つ以上の記載事項を意味する)。更に、「A、B、及びCなどのうちの少なくとも1つ」に類する表記が用いられる場合、一般に、かかる構文は、当業者がその表記を理解するであろう意味で意図されている (例えば、「A、B、及びCのうちの少なくとも1つを有するシステム」は、限定するものではないが、Aのみ、Bのみ、Cのみ、AとBの両方、AとCの両方、BとCの両方、及び/又はAとBとCの全てなどを有するシステムを含む)。「A、B、又はCなどのうちの少なくとも1つ」に類する表記が用いられる場合、一般に、かかる構文は、当業者がその表記を理解するであろう意味で意図されている (例えば、「A、B、又はCのうちの少なくとも1つを有するシステム」は、限定するものではないが、Aのみ、Bのみ、Cのみ、AとBの両方、AとCの両方、BとCの両方、及び/又はAとBとCの全てなどを有するシステムを含む)。更に、典型的には、2つ又は3つ以上の選択的な用語を表すあらゆる選言的な語及び/又は句は、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除いて、説明文内であろうと、請求の範囲内であろうと、あるいは図面内であろうと、それら用語のうちの1つ、それらの用語のうちのいずれか、又はそれらの用語の両方を含む可能性を意図すると理解されるべきであることが、当業者には理解されるであろう。例えば、「A又はB」という句は、典型的には、「A」又は「B」又は「A及びB」の可能性を含むものと理解されるであろう。

20

30

【0236】

添付の「特許請求の範囲」に関して言えば、当業者であれば、本明細書における引用した動作は一般に、任意の順序で実施されてもよいことを理解するであろう。また、様々な動作上の流れがシーケンスの形で提示されているが、様々な動作は、例示した以外の順序で行われてもよく、又は同時に行われてもよいことが理解されるべきである。かかる代替の順序付けの例は、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除いて、重複、交互配置、割込み、再順序付け、増加的、予備的、追加的、同時、逆、又は他の異なる順序付けを含んでもよい。更に、「～に応答する」、「～に関連する」といった用語、又は他の過去時制の形容詞は、一般に、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除き、かかる変化形を除外することが意図されるものではない。

40

【0237】

ある特定の例では、システム又は方法の使用は、構成要素がテリトリー外に位置する場合でもテリトリー内で起こり得る。例えば、分散演算の文脈では、分散演算システムの使用は、システムの一部がテリトリー外に位置し得るとしても (例えば、リレー、プロセッ

50

サ、信号担持媒体、送信コンピュータ、受信コンピュータ等がテリトリー外に位置する）、テリトリー内で起こり得る。

【0238】

システム又は方法の販売も同様に、システム又は方法の構成要素がテリトリー外に位置する及び／又は使用される場合でもテリトリー内で起こり得る。更に、あるテリトリー内で方法を実行するためのシステムの少なくとも一部の実装は、別のテリトリー内でのシステムの使用を排除しない。

【0239】

以上、様々な形態について本明細書で述べたが、これらの形態に対する多くの改変例、変形例、置換例、変更例、及び均等物を実施することが可能であり、また、当業者には想到されるであろう。また、材料が特定の構成要素に関して開示されているが、他の材料が使用されてもよい。したがって、上記の説明文及び添付の「特許請求の範囲」は、すべてのそのような改変例及び変形例を、開示される形態の範囲に含まれるものとして網羅することを目的としたものである点を理解されたい。以下の「特許請求の範囲」は、すべてのそのような改変例及び変形例を網羅することを目的としたものである。

【0240】

要約すると、本明細書に記載した構想を用いる結果として得られる多数の利益が記載されてきた。1つ又は2つ以上の形態の上述の記載は、例示及び説明を目的として提示されているものである。包括的であることも、開示された厳密な形態に限定することも意図されていない。上記の教示を鑑みて、修正又は変形が可能である。1つ又は2つ以上の形態は、原理及び実際の応用について例示し、それによって、様々な形態を様々な修正例と共に、想到される特定の用途に適するものとして当業者が利用できるようにするために、選択され記載されたものである。本明細書と共に提示される特許請求の範囲が全体的な範囲を定義することが意図される。

【0241】

〔実施の態様〕

(1) 標的手術部位に無線周波数エネルギー及び超音波エネルギーを加えるように構成された外科用システムにおける短絡を検出するための方法であって、前記方法が、

無線周波数(RF)駆動回路によって外科用器具の電極にRFエネルギーを送達することと、

前記RF駆動回路によって前記RFエネルギーを送達することから、超音波駆動回路によって、前記外科用器具の超音波ブレードに超音波エネルギーを送達することへと遷移させることと、

前記超音波駆動回路によって、探索的超音波パルス(exploratory ultrasonic pulse)を前記超音波ブレードに送達することと、

プロセッサによって、前記外科用器具によって係合された組織の超音波特性を測定することであって、前記プロセッサによって測定された前記超音波特性が、前記探索的超音波パルスと関連付けられる、測定することと、

前記プロセッサによって、前記プロセッサによって測定された前記超音波特性が、低インピーダンス組織の挙動と一致するかどうかを決定することと、

前記プロセッサによって測定された前記超音波特性が、低インピーダンス組織に加えられる超音波エネルギーと一致すると決定した際に、前記超音波駆動回路によって、前記超音波ブレードに超音波エネルギーを送達して、前記組織を切断することと、を含む、方法。

(2) 前記プロセッサによって測定された前記超音波特性が、前記超音波パルスの出力駆動電圧を含む、実施態様1に記載の方法。

(3) 前記プロセッサによって測定された前記超音波特性が、前記超音波パルスの音響特性を含む、実施態様1に記載の方法。

(4) 超音波エネルギーが前記組織に加えられたときに、プロセッサによって測定された前記超音波特性が低インピーダンス組織の前記挙動と一致しないという決定に基づいて

10

20

30

40

50

、前記プロセッサによって、短絡が起こったと決定することと、

前記プロセッサによって、短絡が起こったと決定した際に、前記外科用器具への前記超音波エネルギーの送達を停止することと、を更に含む、実施態様 1 に記載の方法。

(5) 前記プロセッサによって測定された前記超音波特性が、低インピーダンス組織の前記拳動と一致するかどうかを決定することは、前記プロセッサによって測定された前記超音波特性が、前記外科用システムの入れ子になった神経回路網によって、低インピーダンス組織の前記拳動と一致するかどうかを決定することを含む、実施態様 1 に記載の方法。

【0242】

(6) 前記探索的超音波パルスが前記超音波ブレードに送達されたときに、前記神経回路網によって、前記組織の組織インピーダンス、駆動電流、又は前記組織の組織インピーダンスの移動平均のうちの少なくとも 1 つを測定することと、

前記組織の組織インピーダンス、前記駆動電流、又は前記組織インピーダンスの移動平均のうちの前記少なくとも 1 つに基づいて、超音波エネルギーを連続的に送達して、前記組織を切断することと、を更に含む、実施態様 5 に記載の方法。

(7) 組織を凝固及び切開するための外科用器具であって、前記外科用器具が、プロセッサと、

前記外科用器具の遠位端のエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、

電極を備えるクランプアームと、

超音波ブレードと、を備える、エンドエフェクタと、

前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードに超音波エネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、

前記プロセッサが、

前記電極への無線周波数 (RF) エネルギーの送達を制御することと、

前記電極への前記 RF エネルギーの送達から前記超音波ブレードへの前記超音波エネルギーの送達へと遷移させることと、

前記超音波トランスデューサへの探索的超音波パルスの送達を制御することと、

前記エンドエフェクタによって係合された組織の超音波特性を測定することであって、前記プロセッサによって測定された前記超音波特性が、前記探索的超音波パルスと関連付けられる、測定することと、

前記探索的超音波パルスが前記超音波トランスデューサに送達され、対応する超音波エネルギーが前記超音波ブレードに送達されるときに、前記によって測定された前記超音波特性が、低インピーダンス組織の拳動と一致するかどうかを決定することと、

前記プロセッサによって測定された前記超音波特性が、低インピーダンス組織に加えられる超音波エネルギーと一致すると決定した際に、前記超音波ブレードへの前記超音波エネルギーの送達を制御して、前記組織を切断することと、を行うように構成されている、外科用器具。

(8) 組織を凝固及び切開するための外科用器具にエネルギーを送達するための発生器であって、前記外科用器具が、その遠位端におけるエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、クランプアームと、超音波ブレードと、を備える、エンドエフェクタと、前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために前記発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードに超音波エネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、前記発生器が、

駆動信号を超音波トランスデューサに送達するように構成された第 1 の駆動回路と、

無線周波数 (RF) エネルギーを電極に送達するように構成された第 2 の駆動回路と、

前記第 1 の駆動回路及び前記第 2 の駆動回路を制御するように構成されたプロセッサと、を備え、前記プロセッサが、

10

20

30

40

50

前記第 2 の駆動回路を制御して、前記電極に R F エネルギーを送達することと、
前記電極に前記 R F エネルギーを送達する前記第 2 の駆動回路から、前記超音波トランスデューサに前記駆動信号を送達する前記第 1 の駆動回路へと遷移させることと、

前記第 1 の駆動回路を制御して、前記超音波トランスデューサに探索的超音波パルスを含む前記駆動信号を送達することと、

前記探索的超音波パルスと関連付けられた組織の超音波特性を測定することと、

前記プロセッサによって測定された前記超音波特性が、低インピーダンス組織の挙動と一致するかどうかを決定することと、

前記プロセッサによって測定された前記超音波特性が、低インピーダンス組織に加えられる超音波エネルギーと一致すると決定した際に、前記第 1 の駆動回路を制御し、前記超音波トランスデューサに前記駆動信号を送達して、前記組織を切断することと、を行うように構成されている、発生器。

(9) 無線周波数 (R F) エネルギー及び超音波エネルギーを使用して、組織を切断することなく前記組織を封止するための方法であって、前記方法が、

超音波駆動回路によって、第 1 の期間にわたって外科用器具の超音波トランスデューサに超音波駆動信号を送達することと、

前記超音波駆動回路によって、前記第 1 の期間の後に前記超音波駆動信号の送達を停止することと、

R F 駆動回路によって、第 2 の期間にわたって治療量以下の振幅で前記外科用器具の電極に R F エネルギーを送達し、かつ前記電極と超音波ブレードとの間に位置する組織のインピーダンスを測定することと、

前記 R F 駆動回路によって、前記第 2 の期間の後に前記 R F エネルギーの送達を停止することと、

前記プロセッサによって、前記組織の前記インピーダンスに基づいて前記超音波駆動信号を反復的に調整することと、

前記組織の前記インピーダンスが、既定の閾値インピーダンスに達したか又は超えた際に、前記超音波駆動回路によって、前記超音波駆動信号を停止することと、を含み、前記既定の閾値インピーダンスは、前記組織が封止されたことを示す、方法。

(1 0) 前記第 1 の期間が、250 ミリ秒を含み、前記第 2 の期間が、50 ミリ秒を含む、実施態様 9 に記載の方法。

【 0 2 4 3 】

(1 1) 前記組織が、

初期組織インピーダンス、

エンドエフェクタの初期ジョー開口、

現在の組織インピーダンス、

組織インピーダンスの変化率、

前記組織に駆動される超音波エネルギー、

前記組織に駆動される R F エネルギー、及び

トランザクション時間のうちの少なくとも 1 つの測定に基づいて、封止されたと決定することを更に含む、実施態様 9 に記載の方法。

(1 2) 組織を凝固及び切開するための外科用器具であって、前記外科用器具が、プロセッサと、

前記外科用器具の遠位端のエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、

電極を備えるクランプアームと、

超音波ブレードと、を備える、エンドエフェクタと、

前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードに超音波エネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、

前記プロセッサが、

第 1 の期間にわたる前記超音波ブレードへの前記超音波エネルギーの送達を制御することと、

前記第 1 の期間の後に前記駆動信号の送達を停止することと、

第 2 の期間にわたる治療量以下の振幅での前記電極への R F エネルギーの送達を制御して、前記エンドエフェクタに係合された組織の組織インピーダンスを測定することと、

前記第 2 の期間の後に前記 R F エネルギーの送達を停止することと、

前記組織が封止されたと決定されるまで、前記 R F エネルギーからの前記測定されたインピーダンスに基づいて前記超音波ブレードへの前記超音波エネルギーの送達を反復的に調整することと、を行うように構成されている、外科用器具。

(1 3) 組織を凝固及び切開するための外科用器具にエネルギーを送達するための発生器であって、前記外科用器具が、その遠位端におけるエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、クランプアームと、超音波ブレードと、を備える、エンドエフェクタと、前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために前記発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードにエネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、前記発生器が、

駆動信号を超音波トランスデューサに送達するように構成された第 1 の駆動回路と、

無線周波数 (R F) エネルギーを電極に送達するように構成された第 2 の駆動回路と、

前記第 1 の駆動回路及び前記第 2 の駆動回路を制御するように構成されたプロセッサと、を備え、前記プロセッサが、

前記第 1 の駆動回路を制御して、第 1 の期間にわたって前記超音波トランスデューサに前記駆動信号を送達することと、

前記第 1 の期間の後に前記駆動信号の送達を停止することと、

前記第 2 の駆動回路を制御し、第 2 の期間にわたって治療量以下の振幅で前記 R F エネルギーを送達して、前記エンドエフェクタに係合された組織の組織インピーダンスを測定することと、

前記第 2 の期間の後に前記 R F エネルギーの送達を停止することと、

前記組織が封止されたと決定されるまで、前記 R F エネルギーからの前記測定されたインピーダンスに基づいて前記第 1 の駆動回路を反復的に調整して、前記超音波トランスデューサに前記駆動信号を送達することと、を行うように構成されている、発生器。

(1 4) 組織を切開及び凝固するための装置であって、

プロセッサであって、

外科用器具のエンドエフェクタに無線周波数 (R F) エネルギー及び超音波エネルギーを送達することと、

前記エンドエフェクタと相互作用している組織を凝固することにおける前記 R F エネルギーの有効性を決定することと、

前記組織の凝固における前記 R F エネルギーの前記決定された有効性に基づいて、前記エンドエフェクタに送達される前記エネルギーを、R F エネルギーと超音波エネルギーとの間で切り替えて、組織の凝固及び切開を達成することと、を行うように構成されている、装置。

(1 5) 前記プロセッサが、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の組織インピーダンスを決定することと、

前記組織インピーダンスに基づいて前記エンドエフェクタに送達するエネルギーの種類を決定することと、を行うように更に構成されている、実施態様 1 4 に記載の装置。

【 0 2 4 4 】

(1 6) 前記プロセッサが、

R F エネルギーの送達中に前記組織インピーダンスを決定することと、

前記 R F エネルギーを使用して、前記組織の前記凝固の有効性を決定することと、を行うように更に構成されている、実施態様 1 5 に記載の装置。

(1 7) 前記プロセッサが、
前記 R F エネルギーの送達の開始時に、第 1 の組織インピーダンスを決定することと、
前記 R F が既定の期間にわたって送達された後に、第 2 の組織インピーダンスを決定することと、

前記第 1 の組織インピーダンスを前記第 2 の組織インピーダンスと比較することと、
前記第 1 の組織インピーダンスが、前記第 2 の組織インピーダンスと実質的に等しい場合に、前記 R F エネルギーの送達から前記超音波エネルギーの送達へと切り替えることと、
を行うように更に構成されている、実施態様 1 6 に記載の装置。

(1 8) 前記プロセッサが、
R F エネルギーの送達中に組織インピーダンスを決定することと、
前記エンドエフェクタによって画定された開口を決定することと、
前記組織インピーダンス及び前記エンドエフェクタによって画定された前記開口に基づいて、前記エンドエフェクタに送達するエネルギーの種類を決定することと、を行うように更に構成されている、実施態様 1 4 に記載の装置。

(1 9) 前記プロセッサが、
前記エンドエフェクタに送達される電力を制御することと、
前記組織の凝固状態を決定することと、
前記組織の前記凝固状態に基づいて、前記エンドエフェクタに送達する前記エネルギーの種類を決定することと、を行うように更に構成されている、実施態様 1 4 に記載の装置。

(2 0) 前記プロセッサが、
前記エンドエフェクタによって画定された開口を決定することと、
前記エンドエフェクタによって画定された前記開口に基づいて、前記エンドエフェクタに送達するエネルギーの種類を決定することと、を行うように更に構成されている、実施態様 1 4 に記載の装置。

【 0 2 4 5 】

(2 1) 組織を凝固及び切開する方法であって、
無線周波数 (R F) 駆動回路によって、組織と相互作用し、かつ組織を封止するように構成された外科用器具のエンドエフェクタに R F エネルギーを送達することと、

前記 R F エネルギーの送達の開始時に、プロセッサによって、前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の第 1 の組織インピーダンスを決定することと、

前記 R F エネルギーが既定の期間にわたって送達された後に、前記プロセッサによって、前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の第 2 の組織インピーダンスを決定することと、

前記プロセッサによって、前記第 1 の組織インピーダンスと前記第 2 の組織インピーダンスを比較することと、

前記第 1 の組織インピーダンスが、前記第 2 の組織インピーダンスと実質的に等しい場合に、超音波駆動回路によって、前記エンドエフェクタに超音波エネルギーを送達することと、を含む、方法。

(2 2) 前記プロセッサによって、電圧測定値を電流測定値で除することによって前記第 1 の組織インピーダンス又は前記第 2 の組織インピーダンスを決定することを更に含む、実施態様 2 1 に記載の方法。

(2 3) 前記プロセッサによって、前記第 1 の組織インピーダンス及び前記第 2 の組織インピーダンスに基づいて、前記エンドエフェクタに送達される電力を制御することと、

前記プロセッサによって、前記第 1 の組織インピーダンス及び前記第 2 の組織インピーダンスに基づいて、前記エンドエフェクタに送達するエネルギーの種類を決定して、前記エンドエフェクタと前記組織との間の相互作用の種類に従って送達される前記エネルギーの種類に対応させることと、を更に含む、実施態様 2 1 に記載の方法。

(2 4) 開口センサによって、前記エンドエフェクタによって画定された開口を決定することと、

10

20

30

40

50

前記プロセッサによって、前記エンドエフェクタによって画定された前記開口を閾値開口と比較することと、

前記開口が前記閾値開口よりも大きく、かつ前記第 1 の組織インピーダンス及び前記第 2 の組織インピーダンスが実質的に等しい場合に、前記超音波駆動回路によって、超音波エネルギーを送達することと、を更に含む、実施態様 2 1 に記載の方法。

(2 5) 前記プロセッサによって、前記超音波エネルギーで治療されている前記組織が、前記 R F エネルギーで治療されて前記組織を封止することができることを決定することを更に含む、実施態様 2 4 に記載の方法。

【 0 2 4 6 】

(2 6) 前記プロセッサによって、前記超音波エネルギーから前記 R F エネルギーへと切り替えることと、

前記 R F 駆動回路によって、前記 R F エネルギーを前記エンドエフェクタに送達することと、を更に含む、実施態様 2 5 に記載の方法。

(2 7) 前記プロセッサによって、前記 R F エネルギーの送達中に組織インピーダンスをモニタリングすることと、

前記プロセッサによって、前記組織インピーダンスに基づいて組織封止が完了したと決定することと、を更に含む、実施態様 2 6 に記載の方法。

(2 8) 前記プロセッサによって、前記組織インピーダンスを閾値組織インピーダンスと比較することを更に含む、前記閾値組織インピーダンスは、前記組織封止が完了した終端インピーダンスである、実施態様 2 7 に記載の方法。

(2 9) 組織を凝固及び切開する方法であって、

無線周波数 (R F) 駆動回路によって、組織と相互作用し、かつ組織を封止するように構成された外科用器具のエンドエフェクタに R F エネルギーを送達することと、

前記 R F エネルギーの送達の開始時に、プロセッサによって、前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の第 1 の組織インピーダンスを決定することと、

前記 R F エネルギーが既定の期間にわたって送達された後に、前記プロセッサによって、前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の第 2 の組織インピーダンスを決定することと、

前記プロセッサによって、前記第 1 の組織インピーダンスと前記第 2 の組織インピーダンスを比較することと、

開口センサによって、前記エンドエフェクタによって画定された開口を決定することと

、
前記プロセッサによって、前記開口を閾値開口と比較することと、

前記第 1 の組織インピーダンス及び前記第 2 の組織インピーダンスが実質的に等しい場合、かつ前記エンドエフェクタによって画定された前記開口が前記閾値開口よりも大きい場合に、超音波駆動回路によって、前記エンドエフェクタに超音波エネルギーを送達することと、を含む、方法。

(3 0) 前記プロセッサによって、前記超音波エネルギーで治療されている前記組織が、R F エネルギーで治療されて前記組織を封止することができることを決定することを更に含む、実施態様 2 9 に記載の方法。

【 0 2 4 7 】

(3 1) 前記プロセッサによって、前記超音波エネルギーから前記 R F エネルギーへと切り替えることと、

前記組織が R F エネルギーで治療できると決定した際に、前記 R F エネルギー駆動回路によって、エンドエフェクタに前記 R F エネルギーを送達することと、を更に含む、実施態様 3 0 に記載の方法。

(3 2) 組織を凝固する方法であって、

R F 駆動回路によって、外科用器具の電極に R F エネルギーを送達することと、

超音波駆動回路によって、前記外科用器具の超音波ブレードに超音波エネルギーを送達することと、

10

20

30

40

50

プロセッサによって、前記外科用器具に係合された組織の第 1 の既定の組織インピーダンスの検出、既定の時間の満了、又はそれらの組み合わせのうちの少なくとも 1 つが起こった際に、前記超音波エネルギーの送達を停止することと、

前記プロセッサによって、前記外科用器具に係合された第 2 の既定の組織インピーダンスを検出した際に、前記 R F エネルギーの送達を停止することと、を含み、

前記超音波エネルギー及び前記 R F エネルギーが同時に送達される、方法。

(3 3) 前記 R F エネルギーの送達が、前記プロセッサによって、複合負荷曲線 (C L C) を C L C テーブルから起動することを含む、実施態様 3 2 に記載の方法。

(3 4) 前記超音波エネルギーの送達の停止が、前記外科用器具の前記電極からのフィードバックに基づく、実施態様 3 2 に記載の方法。

(3 5) 前記超音波エネルギーの送達が、前記超音波エネルギーを一定電力レベルで送達することを含む、実施態様 3 2 に記載の方法。

【 0 2 4 8 】

(3 6) 前記 R F エネルギーの送達が、前記外科用器具と関連付けられたメモリに規定された既定の技法に従って前記 R F エネルギーを送達することを含む、実施態様 3 2 に記載の方法。

(3 7) 前記既定の技法が、前記 R F 駆動回路によって、前記外科用器具によって係合された組織の組織パラメータに基づいて前記 R F エネルギーを送達することを含む、実施態様 3 6 に記載の方法。

(3 8) 前記既定の技法が、組織パラメータ又は特性に基づいて、既定の電力レベルに従って前記 R F エネルギーを送達することを含む、実施態様 3 6 に記載の方法。

(3 9) 前記技法が、前記組織パラメータ又は特性に基づいて、既定の時間に従って R F エネルギーを送達することを含む、実施態様 3 6 に記載の方法。

(4 0) 前記組織パラメータ又は特性が、インピーダンス、厚さ、凝固係数、水和、又は密度のうちの少なくとも 1 つを含む、実施態様 3 6 に記載の方法。

【 0 2 4 9 】

(4 1) 前記 R F 駆動回路及び前記超音波駆動回路が、前記外科用器具とは別個の発生器内に位置する、実施態様 3 2 に記載の方法。

(4 2) 前記発生器が、単一出力ポートを備え、前記外科用器具が、前記単一出力ポートを介して前記発生器に連結されている、実施態様 4 1 に記載の方法。

(4 3) 前記発生器が、組織に R F エネルギーを送達するための既定の技法を有する非一時的コンピュータ可読媒体を備える、実施態様 4 1 に記載の方法。

(4 4) 前記第 1 の既定の組織インピーダンスが、前記第 2 の既定の組織インピーダンスよりも低いインピーダンス値である、実施態様 3 2 に記載の方法。

(4 5) 前記第 2 の既定の組織インピーダンスが、封止された組織のインピーダンス値に対応する、実施態様 4 4 に記載の方法。

【 0 2 5 0 】

(4 6) 前記超音波エネルギーの送達の停止が、前記 R F エネルギーの送達を停止する前に前記超音波エネルギーの送達を停止することを含む、実施態様 3 2 に記載の方法。

(4 7) 前記超音波エネルギーの送達が、前記外科用器具の前記超音波ブレードと前記外科用器具の前記電極との間の熱質量の差の低減をもたらす、実施態様 3 2 に記載の方法。

(4 8) 組織を凝固及び切開するための外科用器具であって、前記外科用器具が、プロセッサと、

前記外科用器具の遠位端のエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、

電極を備えるクランプアームと、

超音波ブレードと、を備える、エンドエフェクタと、

前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードに超音波エネルギーを送

10

20

30

40

50

達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、

前記プロセッサが、

前記電極への無線周波数（ＲＦ）エネルギーの送達及び前記超音波ブレードへの超音波エネルギーの送達を制御することであって、前記ＲＦエネルギー及び超音波エネルギーが同時に送達される、制御することと、

前記エンドエフェクタに係合された組織の第１の既定の組織インピーダンスの検出、既定の時間の満了、又はそれらの組み合わせのうちの少なくとも１つが起こった際に、前記超音波エネルギーの送達を停止することと、

前記エンドエフェクタに係合された組織の第２の既定の組織インピーダンスを検出した際に、前記ＲＦエネルギーの送達を停止することと、を行うように構成されている、外科用器具。

（４９） 前記第１の既定のインピーダンスが、前記第２の既定のインピーダンスよりも低いインピーダンス値である、実施態様４８に記載の外科用器具。

（５０） 前記第２の既定のインピーダンスが、封止された組織のインピーダンス値に対応する、実施態様４８に記載の外科用器具。

【０２５１】

（５１） 前記プロセッサが、前記ＲＦエネルギーの送達を停止する前に前記超音波エネルギーの送達を停止するように構成されている、実施態様４８に記載の外科用器具。

（５２） 組織を凝固及び切開するための外科用器具にエネルギーを送達するための発生器であって、前記外科用器具が、その遠位端におけるエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、クランプアームと、超音波ブレードと、を備える、エンドエフェクタと、前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために前記発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードに超音波エネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、前記発生器が、

駆動信号を超音波トランスデューサに送達するように構成された第１の駆動回路と、

無線周波数（ＲＦ）エネルギーを電極に送達するように構成された第２の駆動回路と、

前記第１の駆動回路及び前記第２の駆動回路を制御するように構成されたプロセッサと、を備え、前記プロセッサが、

前記第２の駆動回路を制御して、前記電極に無線周波数（ＲＦ）エネルギーを送達し、かつ前記第１の駆動回路を制御して、前記超音波トランスデューサに前記駆動信号を送達することであって、前記ＲＦエネルギー及び前記駆動信号が同時に送達される、制御することと、

前記エンドエフェクタに係合された組織の第１の既定の組織インピーダンスの検出、既定の時間の満了、又はそれらの組み合わせのうちの少なくとも１つが起こった際に、前記第１の駆動回路を制御して、前記駆動信号の送達を停止することと、

前記エンドエフェクタに係合された組織の第２の既定の組織インピーダンスを検出した際に、前記第２の駆動回路を制御して、前記ＲＦエネルギーの送達を停止することと、を行うように構成されている、発生器。

（５３） 組織を凝固する方法であって、

第１の駆動回路によって、外科用器具のエンドエフェクタに第１のエネルギー信号を送達することと、

前記第１のエネルギー信号の送達を停止することと、

第２の駆動回路によって、前記エンドエフェクタに第２のエネルギー信号を送達することと、

前記第２のエネルギー信号の送達を停止することと、を含み、

前記第２のエネルギー信号が、前記第１のエネルギー信号から独立して送達され、

前記第１のエネルギー信号の送達の停止が、前記外科用器具の前記エンドエフェクタでの第１の既定の組織インピーダンスの検出、第１の既定の期間の満了、又はそれらの組み合わせが起こった際に、前記第１のエネルギー信号を無効化することを含み、

前記第 2 のエネルギー信号の無効化が、前記外科用器具の前記エンドエフェクタでの第 2 の既定の組織インピーダンスの検出、第 2 の既定の期間の満了、又はそれらの組み合わせのうちの少なくとも 1 つが起こった際に、前記第 2 のエネルギー信号を無効化することを含む、方法。

(54) 第 3 の期間にわたって前記エンドエフェクタに前記第 1 のエネルギー信号を再送達することと、

第 4 の期間にわたって前記エンドエフェクタに前記第 2 のエネルギー信号を再送達することと、を更に含む、実施態様 5 3 に記載の方法。

(55) 前記第 3 の期間にわたる前記エンドエフェクタへの前記第 1 のエネルギー信号の再送達が、前記第 1 のエネルギー信号が送達された電力レベルと同じ電力レベルで前記第 1 のエネルギー信号を再送達することを含む、実施態様 5 4 に記載の方法。

10

【0252】

(56) 前記第 4 の期間にわたる前記エンドエフェクタへの前記第 2 のエネルギー信号の再送達が、前記第 2 のエネルギー信号が起動された電力レベルと同じ電力レベルで前記第 2 のエネルギー信号を再送達することを含む、実施態様 5 4 に記載の方法。

(57) 前記第 4 の期間にわたる前記エンドエフェクタへの前記第 2 のエネルギー信号の再送達が、前記第 2 のエネルギー信号が起動された電力レベルとは異なる電力レベルで前記第 2 のエネルギー信号を再送達することを含む、実施態様 5 6 に記載の方法。

(58) 前記第 4 の期間にわたって前記エンドエフェクタに前記第 2 のエネルギー信号を再送達する前に、前記エンドエフェクタへの前記第 1 のエネルギー信号の送達を停止することを更に含む、実施態様 5 4 に記載の方法。

20

(59) 前記第 4 の期間にわたる前記エンドエフェクタへの前記第 2 のエネルギー信号の再送達が、前記第 2 のエネルギー信号が送達された電力レベルよりも低い電力レベルで前記第 2 のエネルギー信号を再送達することを含む、実施態様 5 4 に記載の方法。

(60) 第 5 の期間にわたって前記エンドエフェクタに前記第 2 のエネルギー信号を再送達することを更に含み、前記第 2 のエネルギー信号が、前記第 2 のエネルギー信号が送達された電力レベルと同じ電力レベルである電力レベルで前記第 5 の期間にわたって再送達される、実施態様 5 4 に記載の方法。

【0253】

(61) 前記第 2 のエネルギー信号が前記エンドエフェクタに送達されるのと同時に、前記第 1 のエネルギー信号が、前記外科用器具の前記エンドエフェクタに送達されない、実施態様 5 3 に記載の方法。

30

(62) 前記第 4 の期間の満了時に、前記外科用器具の前記エンドエフェクタへの前記第 2 のエネルギー信号の送達を停止することと、

前記第 2 のエネルギー信号の送達を停止した際に、第 5 の期間にわたって前記第 1 のエネルギー信号を再送達することと、を更に含み、前記第 5 の期間が、前記第 1 の期間、前記第 2 の期間、前記第 3 の期間、及び前記第 4 の期間よりも長い期間である、実施態様 5 4 に記載の方法。

(63) 前記第 5 の期間にわたる前記第 1 のエネルギー信号の再送達が、前記第 1 のエネルギー信号が送達された電力レベルと同じ電力レベルである電力レベルで前記第 1 のエネルギー信号を再送達することを含む、実施態様 6 3 に記載の方法。

40

(64) 前記第 1 のエネルギー信号が、RF エネルギー信号であり、前記第 2 のエネルギー信号が、超音波エネルギー信号である、実施態様 5 3 に記載の方法。

(65) 前記第 1 のエネルギー信号の送達の停止が、前記第 2 のエネルギー信号の送達を停止することから独立して、前記第 1 のエネルギー信号の送達を停止することを含む、実施態様 5 3 に記載の方法。

【0254】

(66) 前記第 1 のエネルギー信号の送達の停止が、前記第 2 のエネルギー信号が送達される間に前記第 1 のエネルギー信号の送達を停止することを含む、実施態様 5 3 に記載の方法。

50

(6 7) 組織を凝固する方法であって、

R F 駆動回路によって、外科用器具の電極に R F エネルギーを送達することと、
前記外科用器具のエンドエフェクタに係合された組織の第 1 の既定の組織インピーダンスを検出した際に、前記 R F エネルギーの送達を停止することと、

超音波駆動回路によって、前記外科用器具の超音波ブレードに超音波エネルギーを送達することと、

前記外科用器具の前記エンドエフェクタに係合された前記組織の第 2 の既定の組織インピーダンスを検出した際に、前記超音波エネルギーの送達を停止することと、を含み、

前記超音波エネルギーが、前記 R F エネルギーから独立して送達され、
前記超音波エネルギーが、前記 R F エネルギーから独立して送達されるのを停止する、
方法。

10

(6 8) 組織を凝固する方法であって、

R F 駆動回路によって、外科用器具の電極に R F エネルギーを送達することと、
第 1 の既定の期間の満了時に、前記 R F エネルギーの送達を停止することと、

超音波駆動回路によって、前記外科用器具の超音波ブレードに超音波エネルギーを送達することと、

第 2 の既定の期間の満了時に、前記超音波エネルギーの送達を停止することと、を含み、

前記超音波エネルギーが、前記 R F エネルギーから独立して送達され、

前記超音波エネルギーが、前記 R F エネルギーから独立して送達されるのを停止する、
方法。

20

(6 9) 組織を凝固及び切開するための外科用器具であって、前記外科用器具が、
プロセッサと、

前記外科用器具の遠位端のエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、

電極を備えるクランプアームと、

超音波ブレードと、を備える、エンドエフェクタと、

前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードに超音波エネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、

30

前記プロセッサが、

前記電極への R F エネルギーの送達を制御することと、

前記エンドエフェクタに係合された組織の第 1 の既定の組織インピーダンスの検出時に、又は第 1 の既定の期間の満了時に、前記 R F エネルギーの送達を停止することと、

前記超音波ブレードへの超音波エネルギーの送達を制御することと、

前記エンドエフェクタに係合された前記組織の第 2 の既定の組織インピーダンスの検出時に、又は第 2 の既定の期間の満了時に、前記超音波エネルギーの送達を停止することと、を行うように構成されており、

前記超音波エネルギーは、前記 R F エネルギーが送達されるときから独立して送達され、

40

前記超音波エネルギーは、前記 R F エネルギーが送達されるのを停止するときから独立して送達されるのを停止する、外科用器具。

(7 0) 前記プロセッサが、

第 3 の期間にわたる前記電極への前記 R F エネルギーの再送達を制御することと、

第 4 の期間にわたる前記超音波ブレードへの前記超音波エネルギーの再送達を制御することと、を行うように構成されている、実施態様 7 0 に記載の外科用器具。

【 0 2 5 5 】

(7 1) 組織を凝固及び切開するための外科用器具にエネルギーを送達するための発生器であって、前記外科用器具が、その遠位端におけるエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが

50

、クランプアームと、超音波ブレードと、を備える、エンドエフェクタと、前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために前記発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードに超音波エネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、前記発生器が、

駆動信号を超音波トランスデューサに送達するように構成された第 1 の駆動回路と、無線周波数 (R F) エネルギーを電極に送達するように構成された第 2 の駆動回路と、前記第 1 の駆動回路及び前記第 2 の駆動回路を制御するように構成されたプロセッサと、を備え、前記プロセッサが、

前記第 2 の駆動回路を制御して、前記電極に R F エネルギーを送達することと、

前記エンドエフェクタに係合された組織の第 1 の既定の組織インピーダンスの検出時に、又は第 1 の既定の期間の満了時に、前記第 2 の駆動回路を制御して、前記 R F エネルギーの送達を停止することと、

前記第 1 の駆動回路を制御して、前記超音波ブレードに超音波エネルギーを送達することと、

前記エンドエフェクタに係合された前記組織の第 2 の既定の組織インピーダンスの検出時に、又は第 2 の既定の期間の満了時に、前記第 2 の駆動回路を制御して、前記超音波エネルギーの送達を停止することと、を行うように構成されており、

前記超音波エネルギーは、前記 R F エネルギーが送達されるときから独立して送達され、

前記超音波エネルギーは、前記 R F エネルギーが送達されるのを停止するときから独立して送達されるのを停止する、発生器。

(7 2) 前記プロセッサが、

前記第 2 の駆動回路を制御して、第 3 の期間にわたって前記電極に前記 R F エネルギーを再送達することと、

前記第 1 の駆動回路を制御して、第 4 の期間にわたって前記超音波ブレードに前記超音波エネルギーを送達することと、を行うように構成されている、実施態様 7 1 に記載の発生器。

10

20

【図 1】

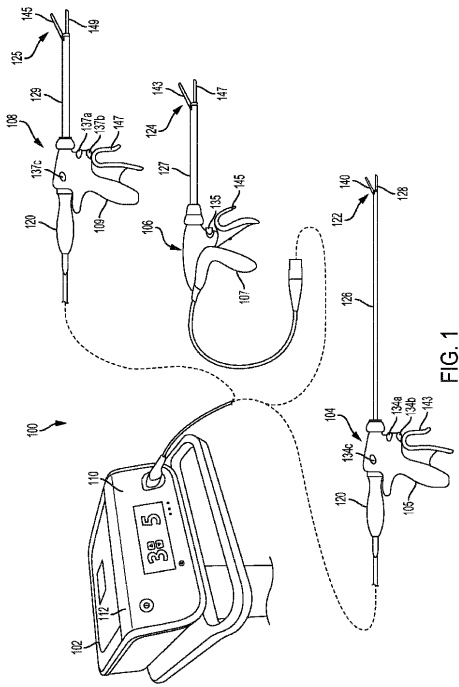
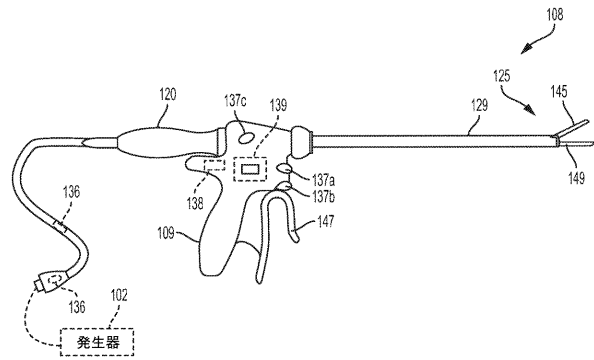


FIG. 1

【図 2】



【図 3】

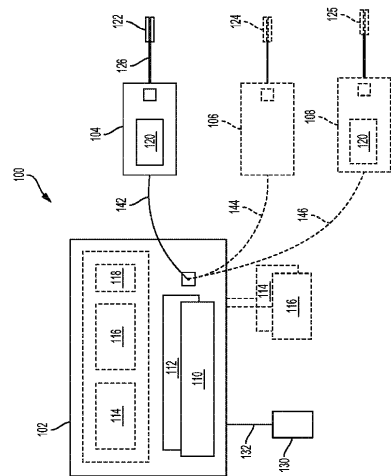


FIG. 3

【図 4】

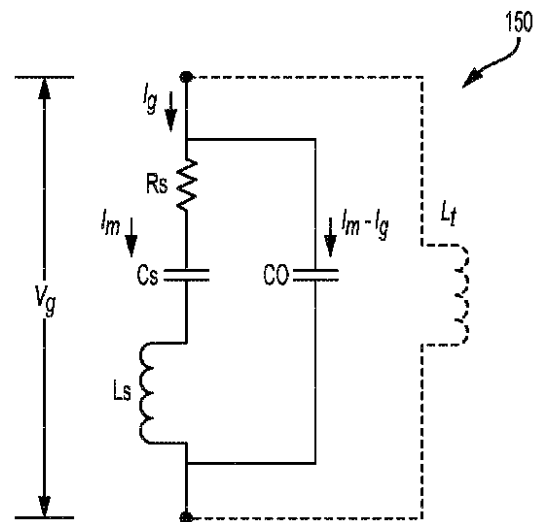
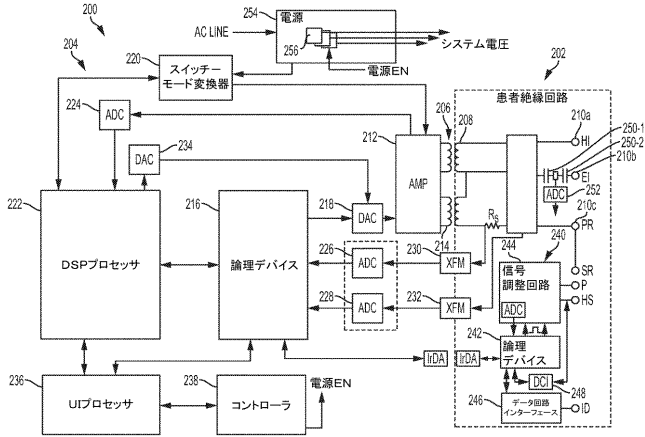
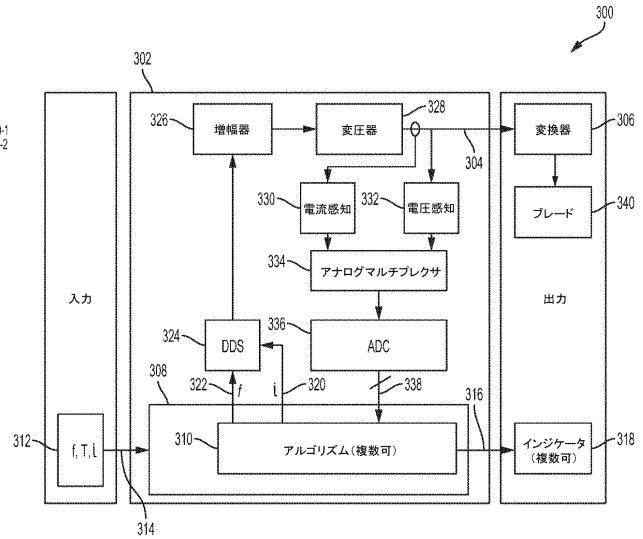


FIG. 4

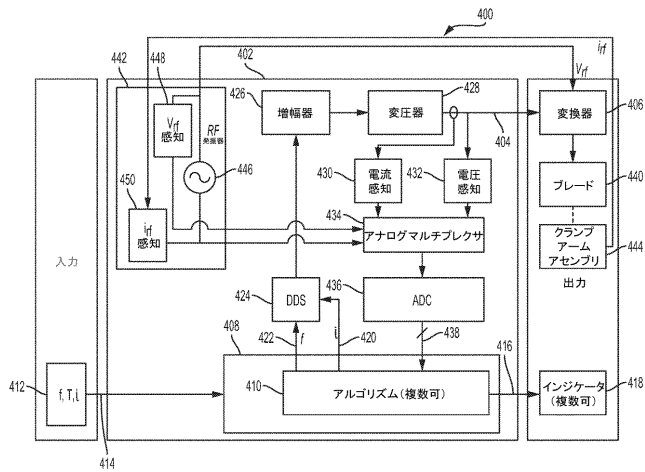
【図 5】



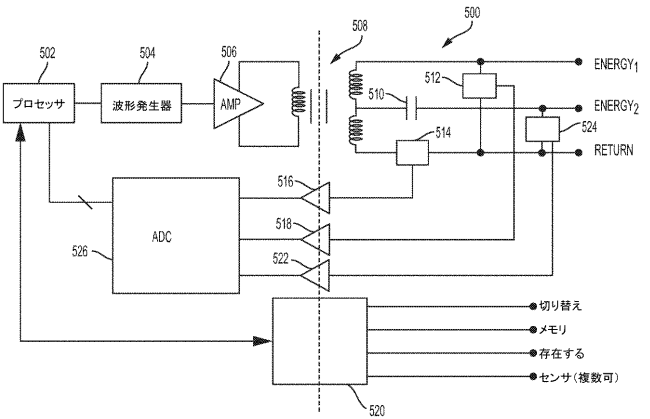
【図 6】



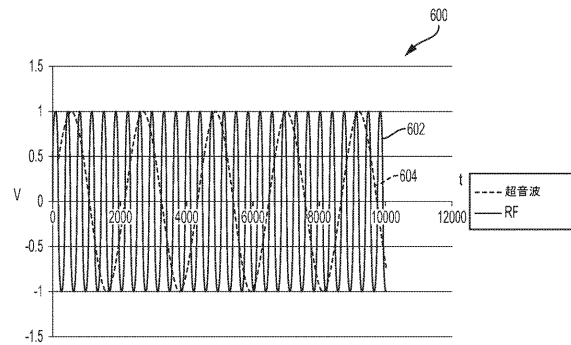
【図 7】



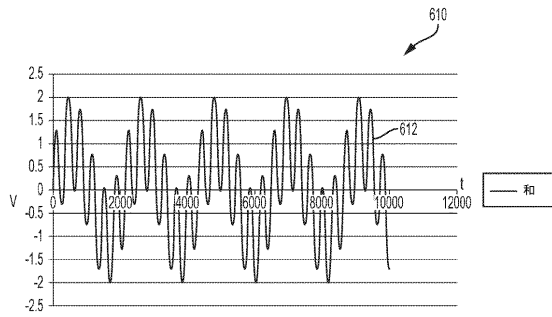
【図 8】



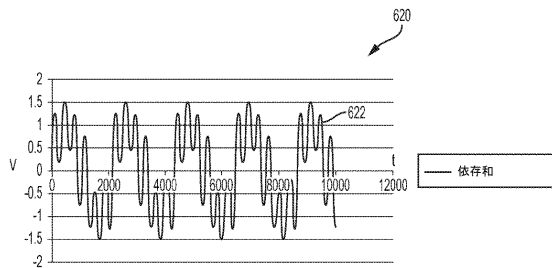
【図 9】



【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】

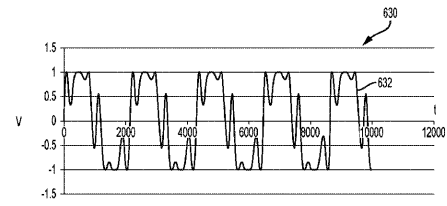


FIG. 12

【 図 1 3 】

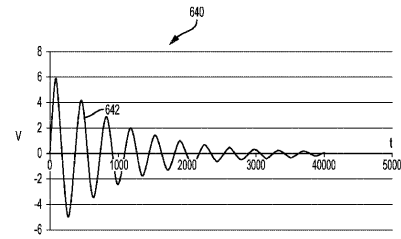


FIG. 13

【 図 1 4 】

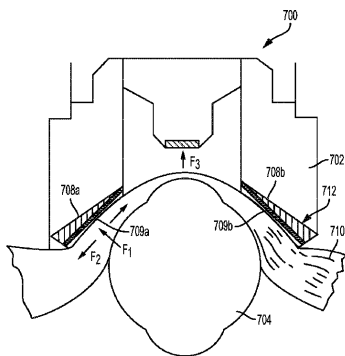


FIG. 14

【 ㊦ 1 6 】

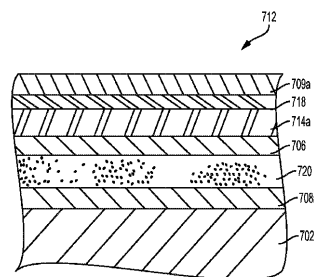


FIG. 16

【 図 1 5 】

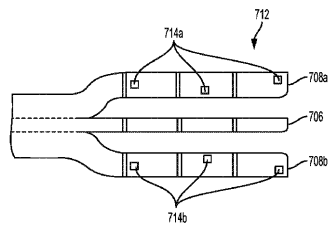


FIG. 15

【 図 1 7 】

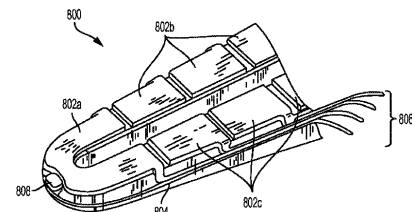


FIG. 17

【図 18】

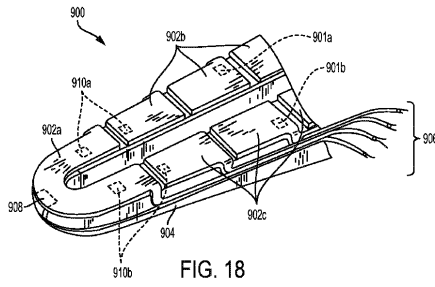


FIG. 18

【図 19】

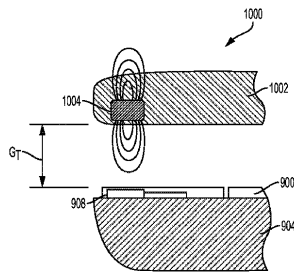


FIG. 19

【図 20】

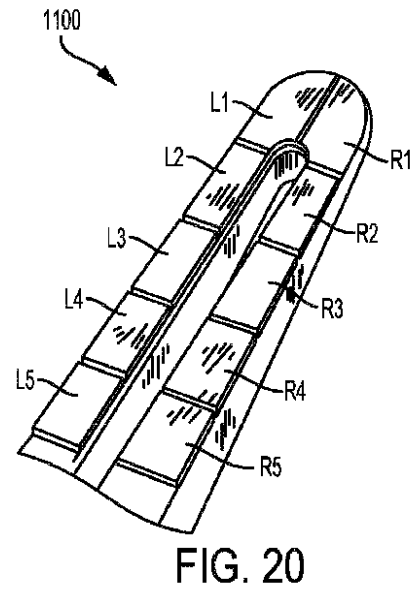


FIG. 20

【図 21】

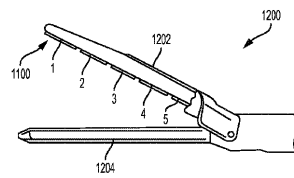
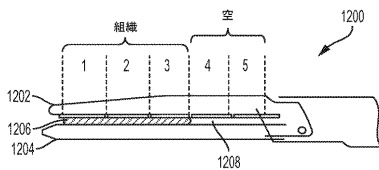


FIG. 21

【図 22】



【図 23】

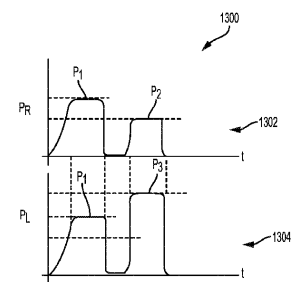


FIG. 23

【図 24】

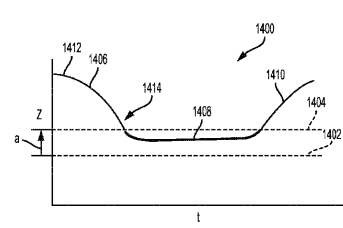


FIG. 24

【図 25】

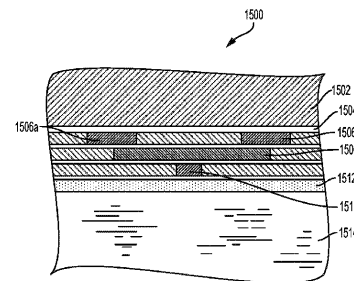


FIG. 25

【図 26】

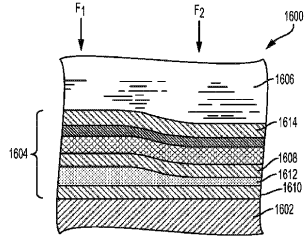
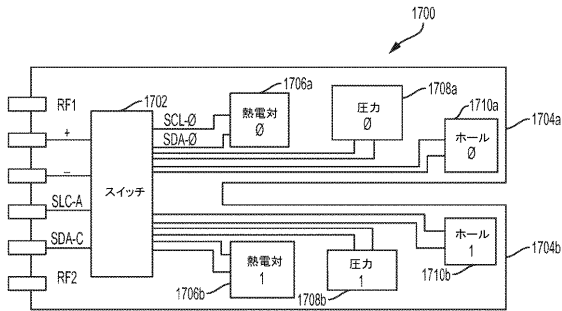
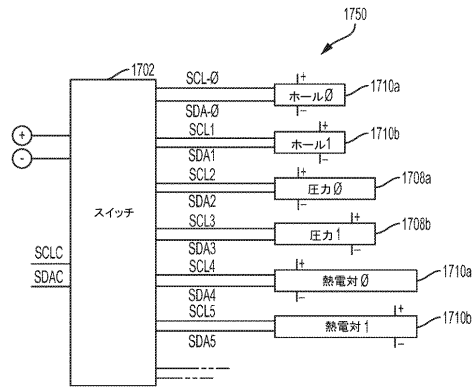


FIG. 26

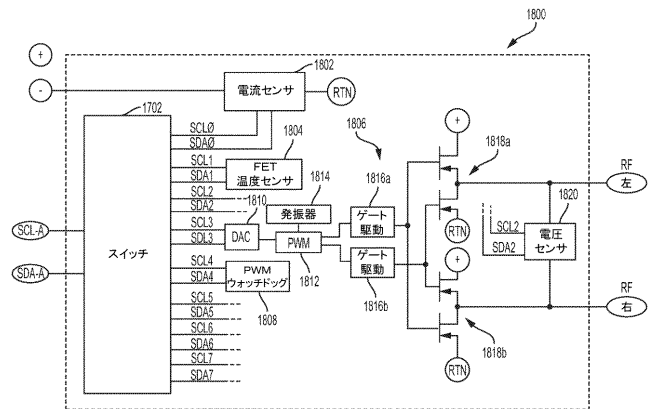
【図 27】



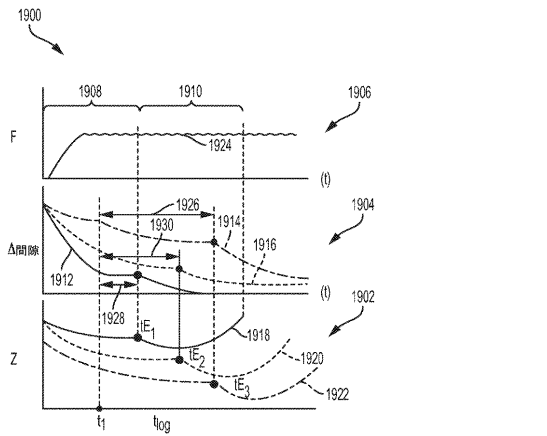
【図 28】



【図 29】



【図 30】



【図 31】

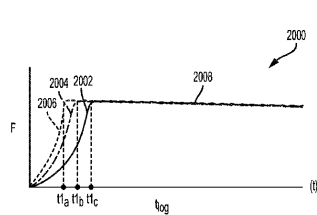
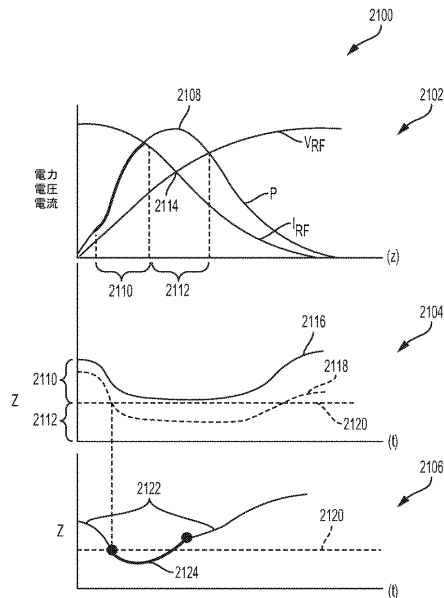


FIG. 31

【図 32】



【図 33】

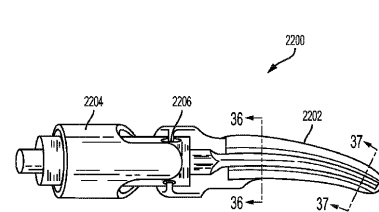


FIG. 33

【図 3 4】

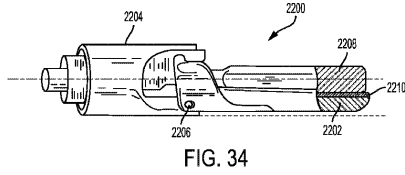


FIG. 34

【図 3 5】

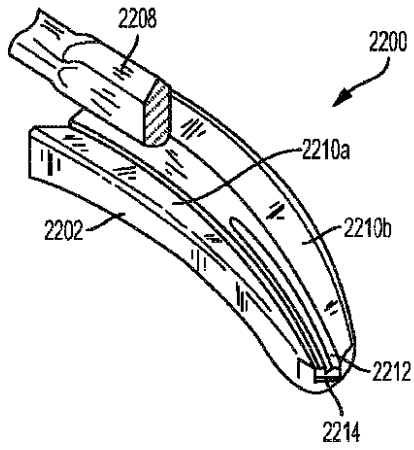


FIG. 35

【図 3 6】

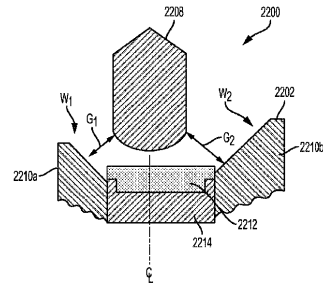


FIG. 36

【図 3 7】

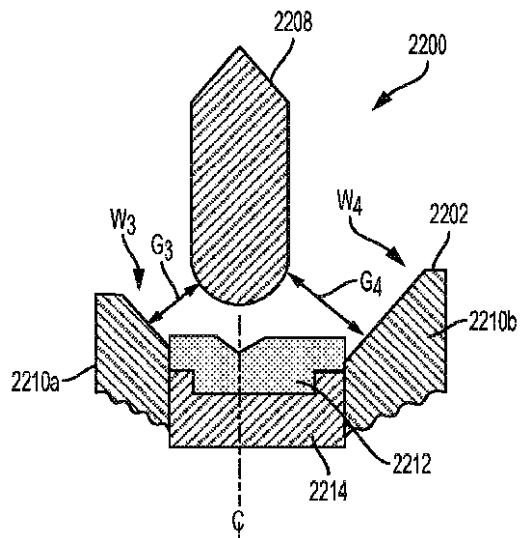


FIG. 37

【図 3 8】

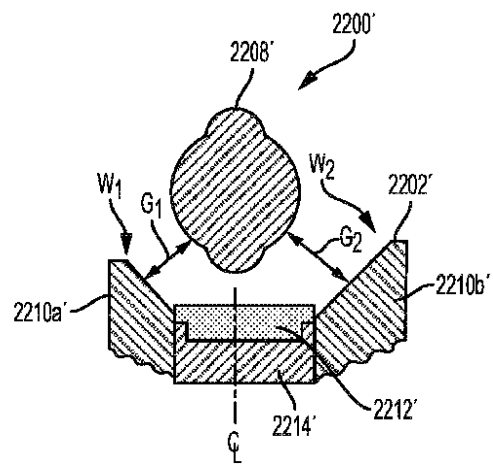


FIG. 38

【 図 3 9 】

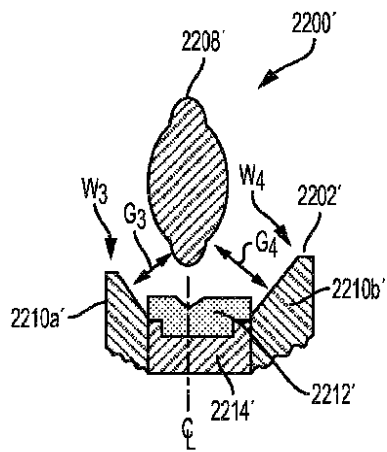


FIG. 39

【 図 4 0 】

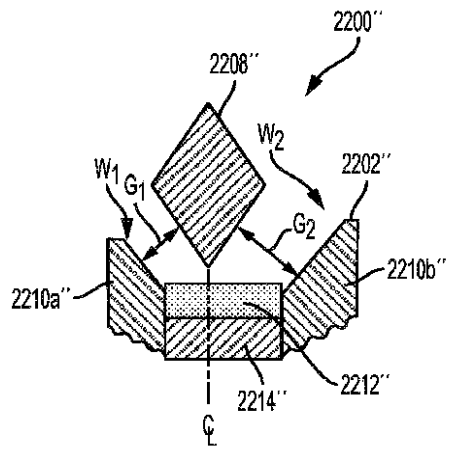


FIG. 40

【 図 4 1 】

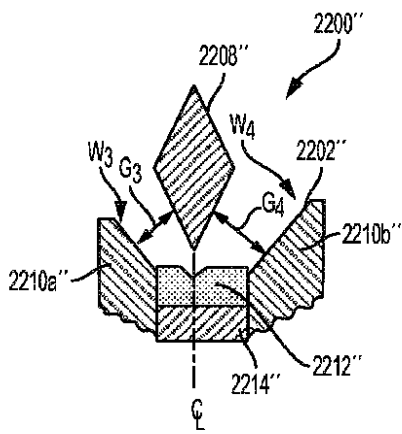
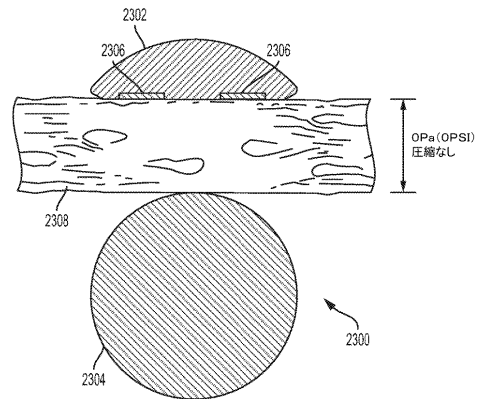
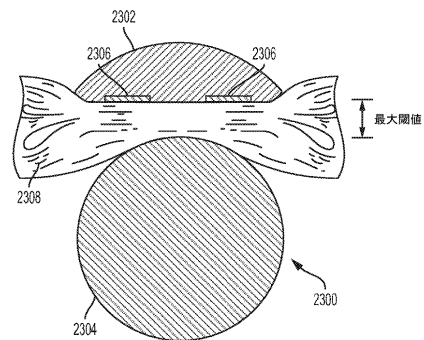


FIG. 41

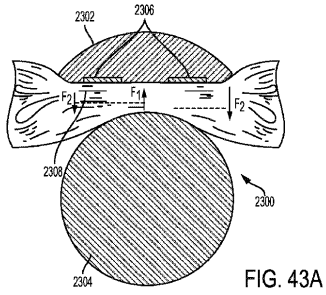
【 図 4 2 A 】



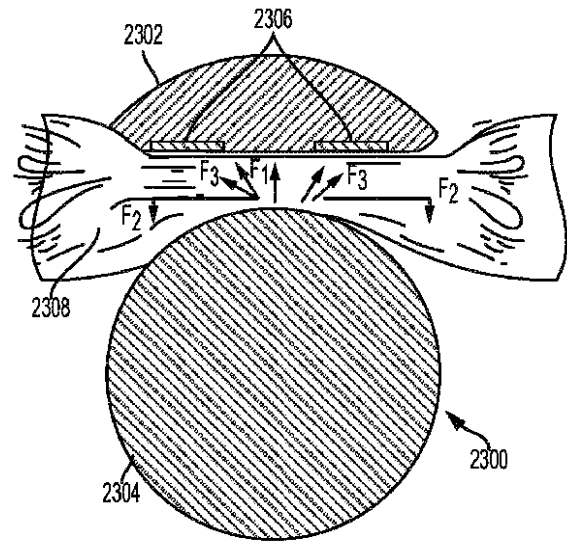
【 図 4 2 B 】



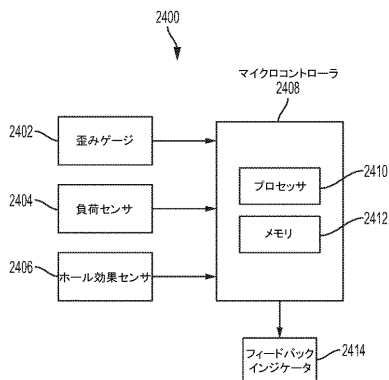
【図 43A】



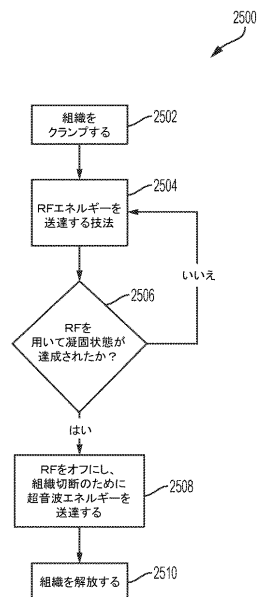
【図 43B】



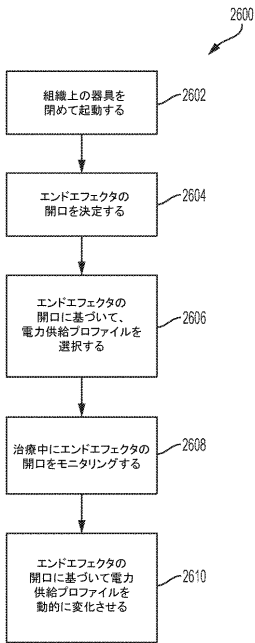
【図 44】



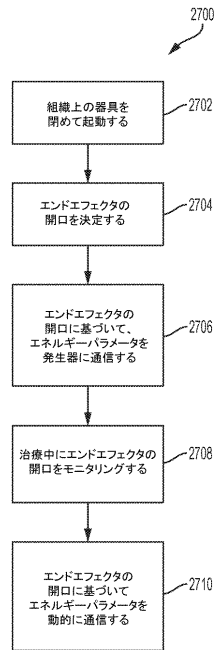
【図 45】



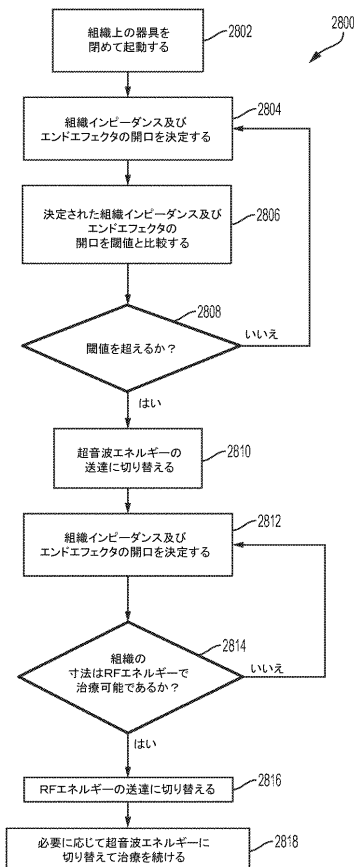
【図 46】



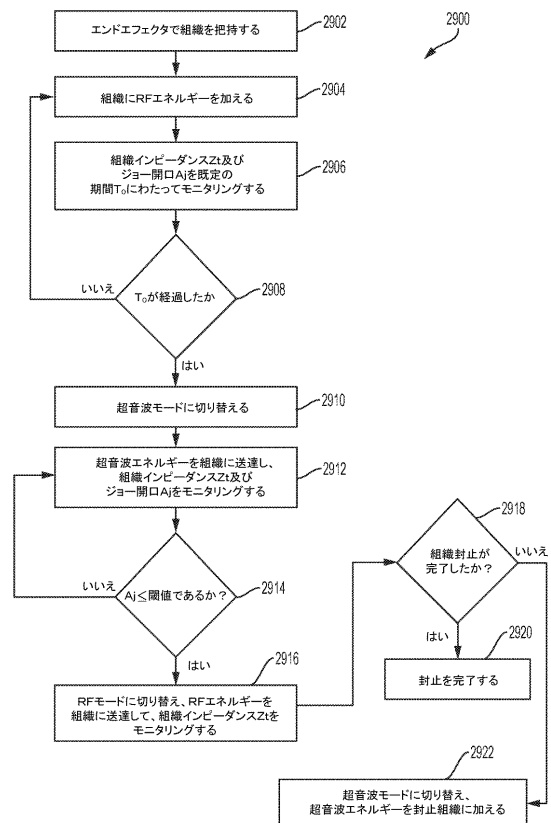
【図 47】



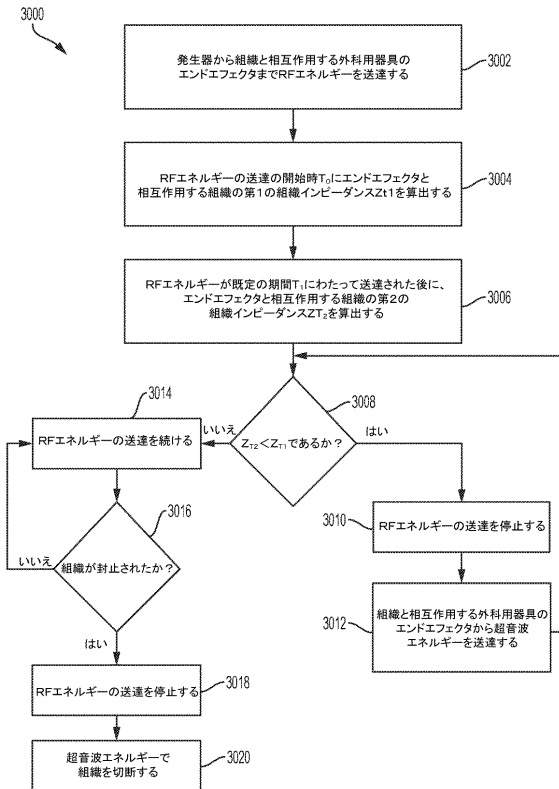
【図 48】



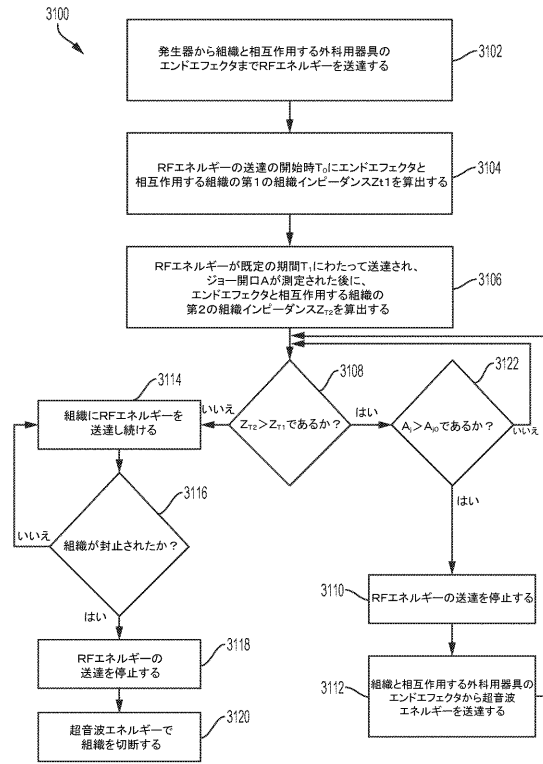
【図 49】



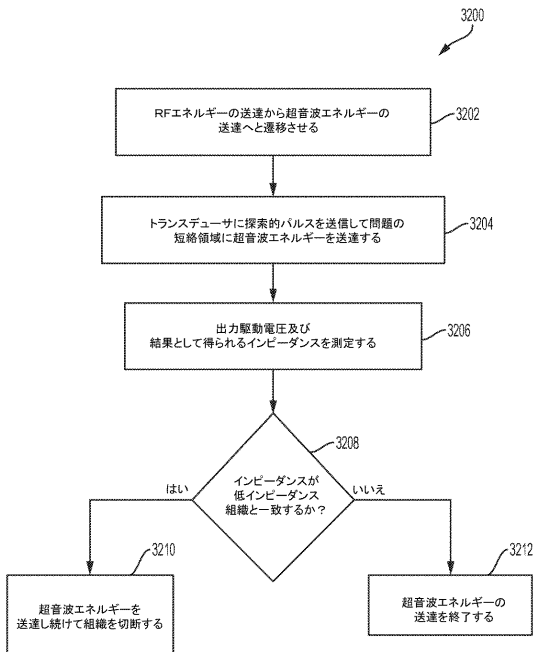
【図 50】



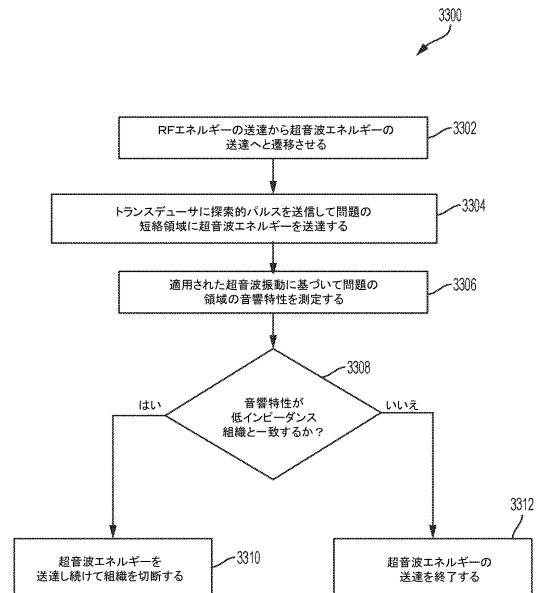
【図 51】



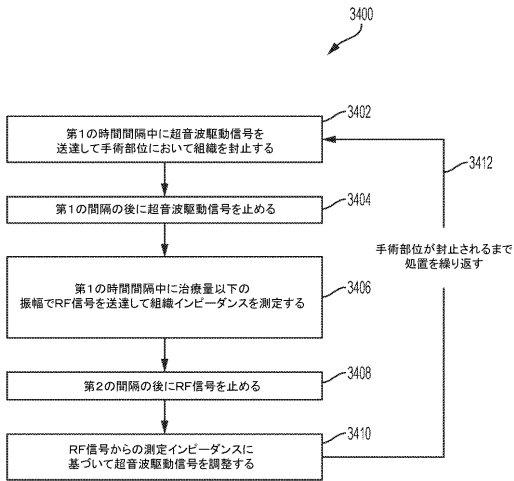
【図 52】



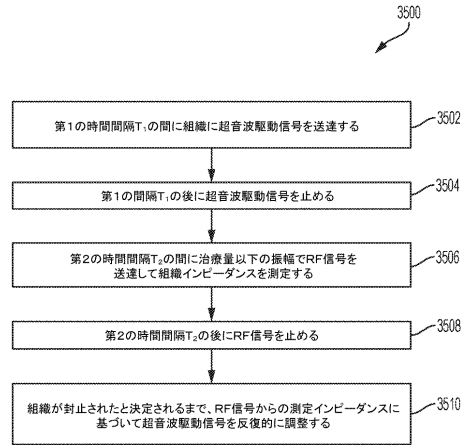
【図 53】



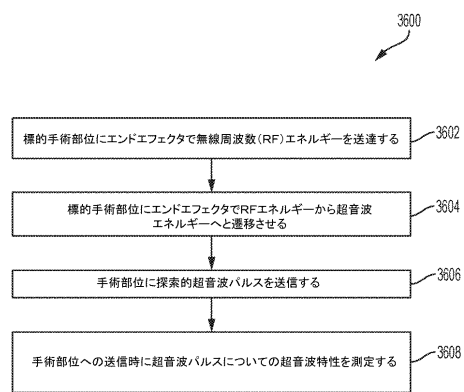
【図 5 4】



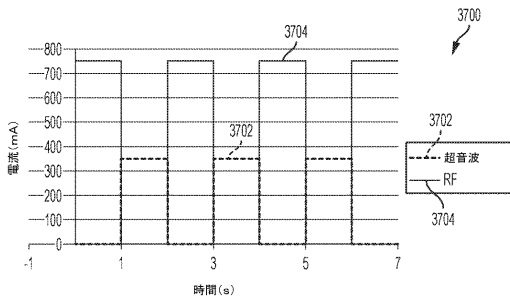
【図 5 5】



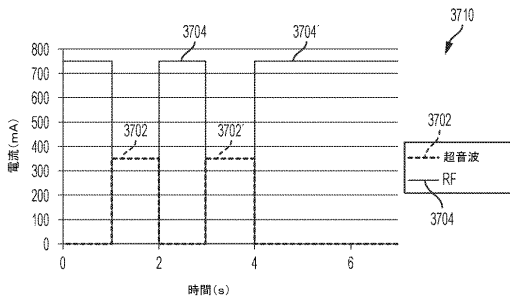
【図 5 6】



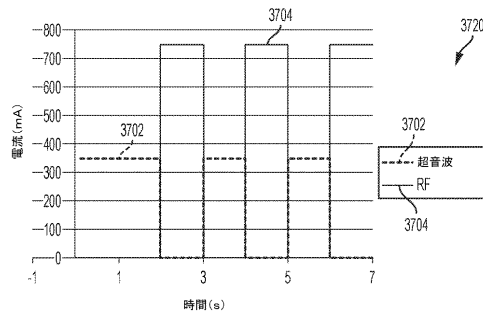
【図 5 7】



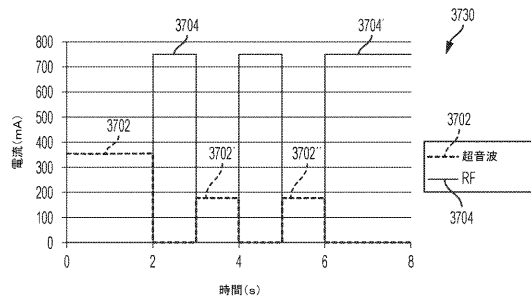
【図 5 8】



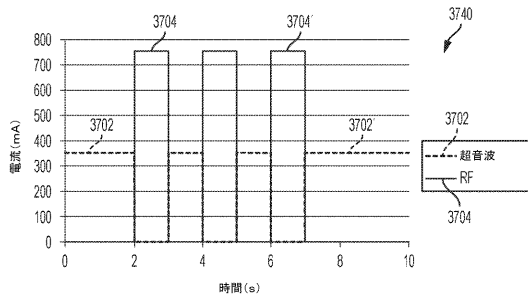
【図 5 9】



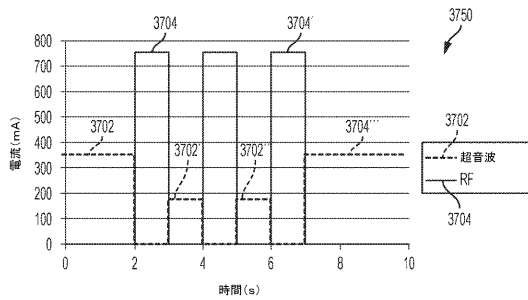
【図 6 0】



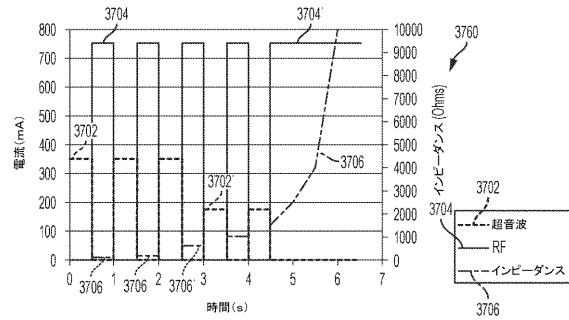
【図 6 1】



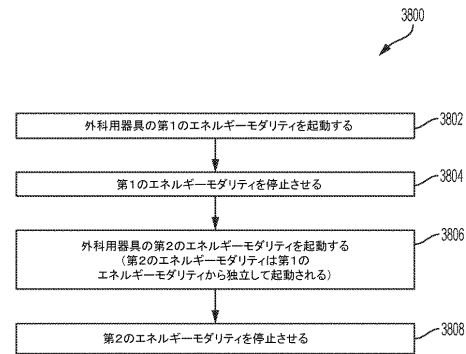
【図 6 2】



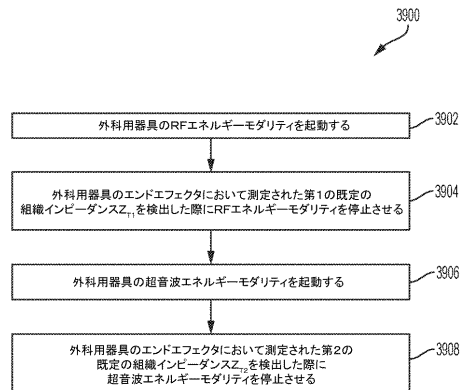
【図 6 3】



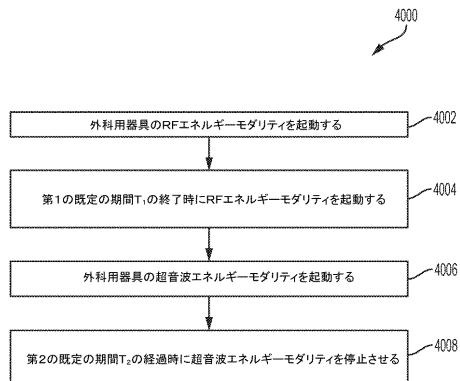
【図 6 4】



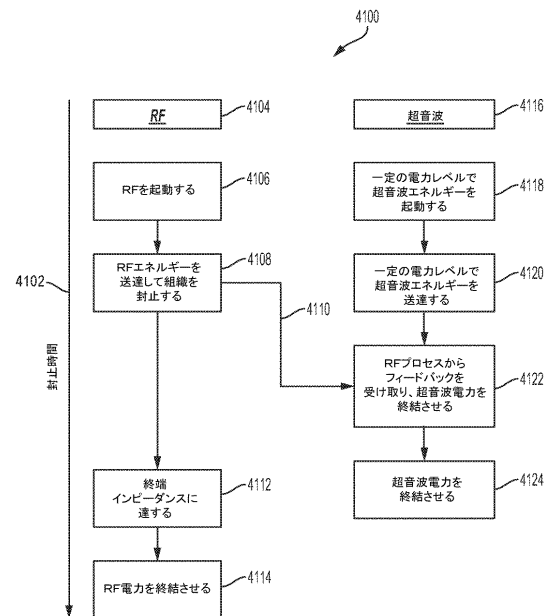
【図 6 5】



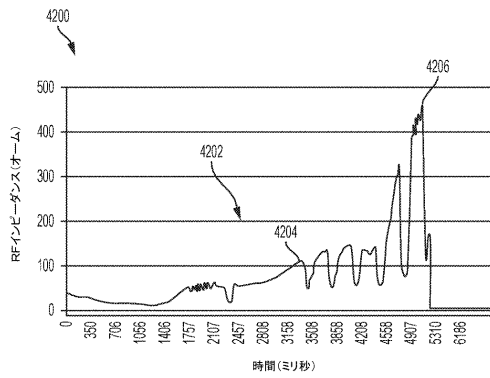
【図 6 6】



【図 6 7】



【図 68】



【図 69】

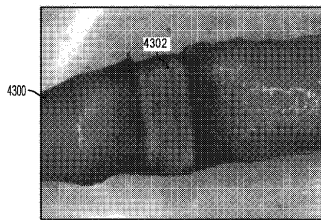
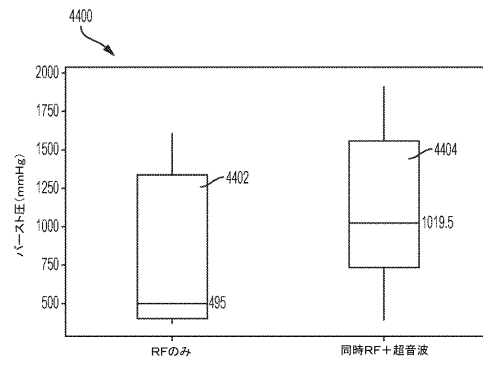
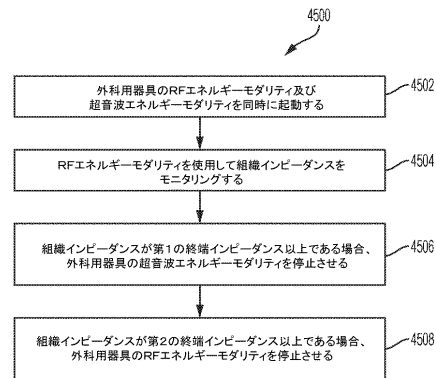


FIG. 69

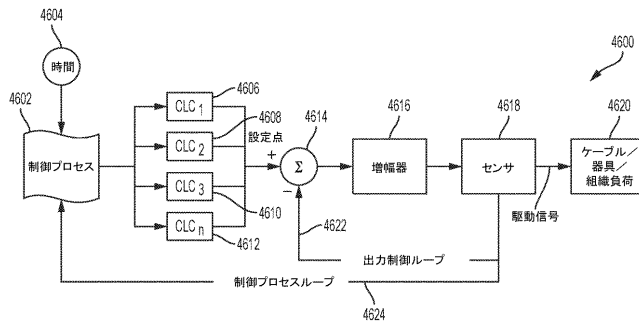
【図 70】



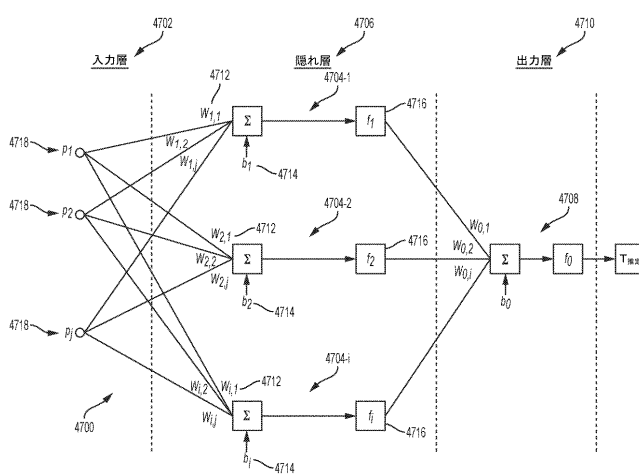
【図 71】



【図 72】



【図 73】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2016/039220

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B18/12 A61B18/14 A61B17/29 A61B17/32 ADD.				
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC				
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B				
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched				
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data				
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT				
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.		
X	US 2012/265196 A1 (TURNER DOUGLAS J [US] ET AL) 18 October 2012 (2012-10-18) paragraphs [0124] - [0153]; figures 1-8 paragraphs [0291] - [0311]; figures 75-78 -----	7,8,12, 13, 48-52, 70-73		
X	WO 2013/154924 A1 (ETHICON ENDO SURGERY INC [US]) 17 October 2013 (2013-10-17) paragraphs [0153] - [0173]; figures 1-9 paragraphs [0190] - [0195]; figures 10-11 ----- -/--	7,8,12, 13, 48-52, 70-73		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.				
* Special categories of cited documents : <table border="0"> <tr> <td style="vertical-align: top;"> "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed </td> <td style="vertical-align: top;"> "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "Z" document member of the same patent family </td> </tr> </table>			"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "Z" document member of the same patent family
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "Z" document member of the same patent family			
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report		
30 November 2016		08/12/2016		
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Schnurbusch, Daniel		

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2016/039220

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2014/135804 A1 (WEISENBURGH II WILLIAM B [US] ET AL) 15 May 2014 (2014-05-15)	12-17, 19, 48-52, 70-72
Y	paragraphs [0186] - [0198]; figures 25-27 and 107-111	18,20
Y	----- US 2009/204114 A1 (ODOM DARREN [US]) 13 August 2009 (2009-08-13) paragraphs [0011] - [0015]; figures 1A-3 paragraphs [0071] - [0077]; figures 9-10 -----	18,20
A	EP 1 886 637 A1 (COVIDIEN AG [CH]) 13 February 2008 (2008-02-13) paragraphs [0007] - [0008]; figures 1A-3 paragraphs [0036] - [0041]; figure 5 -----	14-20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2016/039220

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 1-6, 9-11, 21-47, 53-69
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
see FURTHER INFORMATION sheet PCT/ISA/210
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☒ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☒ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/US2016/039220

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-13, 21-73

A surgical instrument comprising a clamp arm and an ultrasonic blade further specified in that

1.1. claims: 1-11, 21-47, 53-69

the processor is configured to control delivery of an exploratory ultrasonic pulse.

1.2. claims: 12, 13

the processor is configured to cease delivery of ultrasonic energy after a first period and to deliver RF energy at a sub-therapeutic amplitude.

1.3. claims: 48-52

the processor is configured to cease delivery of the ultrasonic energy after a predetermined time and the RF energy after a predetermined impedance of tissue is reached.

1.4. claims: 70-73

the processor is configured to cease delivery of the ultrasonic energy after a predetermined time and the RF energy after a predetermined impedance of tissue is reached, both cessations are determined independently from each other.

2. claims: 14-20

A surgical instrument comprising a clamp arm and an ultrasonic blade further specified in that the processor is configured to determine an effectiveness of the RF energy in coagulating tissue.

International Application No. PCT/ US2016/ 039220

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

Continuation of Box II.1

Claims Nos.: 1-6, 9-11, 21-47, 53-69

Method claims 1-6, 9-11, 21-47 and 53-69 all define a method for treatment of the human or animal body by surgery practised on the human or animal body, because "[...] delivering of RF energy to an electrode of a surgical instrument [...] delivering ultrasonic energy to an ultrasonic blade [...]" (all independent method claims) is seen as a surgical step performed on a patient. Therefore no search has been performed for the subject-matter of this claim and the corresponding dependent claims (see Article 17 (2) PCT and Rule 39.1.(iv) PCT) and no written opinion is required for the subject-matter of these method claims (see Rule 43bis.1 and Rule 67.1 (iv) PCT).

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2016/039220

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2012265196 A1	18-10-2012	US 2012265196 A1	18-10-2012
		US 2016089533 A1	31-03-2016
-----		-----	
WO 2013154924 A1	17-10-2013	AU 2013246236 A1	09-10-2014
		CA 2869940 A1	17-10-2013
		CN 104349732 A	11-02-2015
		EP 2836145 A1	18-02-2015
		JP 2015515331 A	28-05-2015
		KR 20150003293 A	08-01-2015
		RU 2014145018 A	10-06-2016
		US 2013285758 A1	31-10-2013
		WO 2013154924 A1	17-10-2013
-----		-----	
US 2014135804 A1	15-05-2014	AU 2013344626 A1	07-05-2015
		CA 2891662 A1	22-05-2014
		CN 104780855 A	15-07-2015
		EP 2919676 A2	23-09-2015
		JP 2016501072 A	18-01-2016
		KR 20150085532 A	23-07-2015
		US 2014135804 A1	15-05-2014
		US 2015157356 A1	11-06-2015
		US 2015164533 A1	18-06-2015
		US 2015164534 A1	18-06-2015
		US 2015164535 A1	18-06-2015
		US 2015164536 A1	18-06-2015
		US 2015164537 A1	18-06-2015
		US 2015164538 A1	18-06-2015
		WO 2014078548 A2	22-05-2014
-----		-----	
US 2009204114 A1	13-08-2009	NONE	
-----		-----	
EP 1886637 A1	13-02-2008	AU 2007203683 A1	28-02-2008
		CA 2596216 A1	08-02-2008
		EP 1886637 A1	13-02-2008
		EP 2314243 A1	27-04-2011
		JP 5137235 B2	06-02-2013
		JP 2008036441 A	21-02-2008
		US 2008039836 A1	14-02-2008
		US 2010217264 A1	26-08-2010
-----		-----	

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 62/235,260
 (32)優先日 平成27年9月30日(2015.9.30)
 (33)優先権主張国 米国(US)
 (31)優先権主張番号 62/279,635
 (32)優先日 平成28年1月15日(2016.1.15)
 (33)優先権主張国 米国(US)
 (31)優先権主張番号 62/330,669
 (32)優先日 平成28年5月2日(2016.5.2)
 (33)優先権主張国 米国(US)
 (31)優先権主張番号 15/177,449
 (32)優先日 平成28年6月9日(2016.6.9)
 (33)優先権主張国 米国(US)

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(74)代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延
 (74)代理人 100130384
 弁理士 大島 孝文

(72)発明者 ウィーナー・アイタン・ティー
 アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5
 (72)発明者 ダンジガー・ベンジャミン・ジェイ
 アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5
 (72)発明者 イェイツ・デビッド・シー
 アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5
 (72)発明者 ハウザー・ケビン・エル
 アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5
 (72)発明者 アッシャー・ライアン・エム
 アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5
 (72)発明者 シェルトン・ザ・フォース・フレデリック・イー
 アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5
 (72)発明者 メサーリー・ジェフリー・ディー
 アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5
 (72)発明者 ストロープル・ジョフリー・エス
 アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5
 (72)発明者 デンジガー・クリステン・ジー
 アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5

Fターム(参考) 4C160 FF14 JJ33 JJ42 KK63 MM32

专利名称(译)	使用基于组织参数的多种能量模态的用户自适应技术的手术系统		
公开(公告)号	JP2018524092A	公开(公告)日	2018-08-30
申请号	JP2017568059	申请日	2016-06-24
[标]申请(专利权)人(译)	ETHICON , LLC		
[标]发明人	ウィーナーアイタンティー ダンジガーベンジャミンジェイ イエイツデビッドシー ハウザーケビンエル アッシャーライアンエム シェルトンザフォースフレデリックイー メサーリージェフリーディー ストロープブルジョフリーエス デンジンガークリステンジー		
发明人	ウィーナー・アイタン・ティー ダンジガー・ベンジャミン・ジェイ イエイツ・デビッド・シー ハウザー・ケビン・エル アッシャー・ライアン・エム シェルトン・ザ・フォース・フレデリック・イー メサーリー・ジェフリー・ディー ストロープ・ブル・ジョフリー・エス デンジンガー・クリステン・ジー		
IPC分类号	A61B17/32 A61B18/00		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B18/1233 A61B2017/00017 A61B2017/00026 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2018/00589 A61B2018/00601 A61B2018/00607 A61B2018/00642 A61B2018/00708 A61B2018/ /00875 A61B2018/00886 A61B2018/00994 A61B2018/1452		
FI分类号	A61B17/32.510 A61B18/00		
F-TERM分类号	4C160/FF14 4C160/JJ33 4C160/JJ42 4C160/KK63 4C160/MM32		
优先权	62/186984 2015-06-30 US 62/235368 2015-09-30 US 62/235466 2015-09-30 US 62/235260 2015-09-30 US 62/279635 2016-01-15 US 62/330669 2016-05-02 US 15/177449 2016-06-09 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

各种构造涉及用于组织解剖和凝结的系统和方法。一种用于检测被配置为向目标手术部位施加射频能量和超声能量的手术系统中的短路的方法，该方法包括将射频（RF）能量输送至手术器械的电极。，从输送射频能量到向手术器械的超声刀输送超声能量，向超声刀的输送探查超声脉冲，以及取决于手术器械的过渡。测量所述组合组织的超声性质，所述超声性质与探查性超声脉冲相关，所述测量超声性质与低阻抗组织的行为一致以及测得的超声特性是否与施加到低阻抗组织的超声能量匹配。包括切割组织递送超声能量超声刀，该方法。

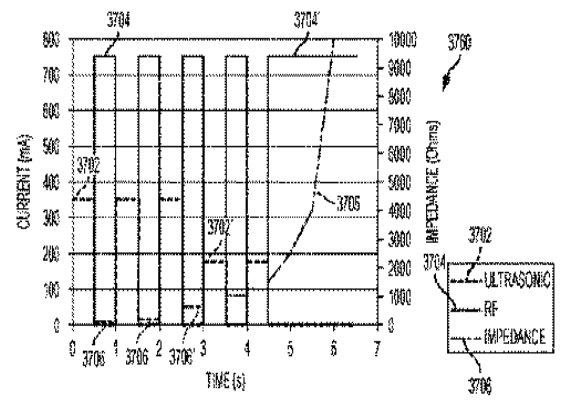


FIG. 63