

(11)特許出願公表番号

特表2015-506209

(P2015-506209A)

(43) 公表日 平成27年3月2日(2015.3.2)

(51) Int. Cl.	F 1			テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B	17/39	3 1 0	4 C 1 6 0
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B	8/12		4 C 6 0 1

審查請求 有 予備審查請求 未請求 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2014-550509 (P2014-550509)	(71) 出願人	506192652
(86) (22) 出願日	平成24年12月28日 (2012.12.28)		ボストン サイエнтиフィック サイム
(85) 翻訳文提出日	平成26年7月25日 (2014.7.25)		ド, インコーポレイテッド
(86) 国際出願番号	PCT/US2012/072061		BOSTON SCIENTIFIC S
(87) 国際公開番号	W02013/102072		CIMED, INC.
(87) 国際公開日	平成25年7月4日 (2013.7.4)		アメリカ合衆国 55311-1566
(31) 優先権主張番号	61/580,705		ミネソタ州 メープル グローブ ワン
(32) 優先日	平成23年12月28日 (2011.12.28)		シメッド プレイス (番地なし)
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100105957
			弁理士 恩田 誠
		(74) 代理人	100068755
			弁理士 恩田 博宣
		(74) 代理人	100142907
			弁理士 本田 淳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 アブレーションプローブならびにアブレーションおよび超音波撮像システム

(57) 【要約】

解剖学的構造を超音波撮像して体内でアブレーション治療を行う装置およびシステムが開示される。結合されたアブレーションおよび超音波撮像プローブは、アブレーション・エネルギーを送達するように構成されたアブレーション電極を含むアブレーション電極チップと、プローブを包囲する組織を撮像するように構成された複数の超音波撮像センサとを備える。超音波撮像センサは、チップ挿入物を介してチップの内部に支持され、チップを貫通して形成された音響開口部を通して超音波を送達する。チップ挿入物は、チップ内の内腔を基端流体チャンバおよび先端流体チャンバに分離する。アブレーション処置中、超音波撮像センサを、ユーザインタフェースに表示することができる複数の超音波画像を生成するように割り当てることができる。

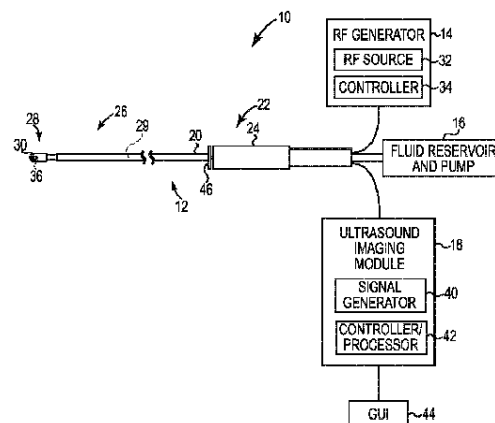


Fig. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

身体組織を治療しかつ撮像するアブレーションプローブであって、

身体組織にアブレーション・エネルギーを送達するように構成されたアブレーション電極を含むアブレーション電極チップと、

前記アブレーション電極チップを貫通して配置された複数の音響開口部と、

前記アブレーション電極チップの内腔内に配置された先端チップ挿入物であって、複数の流体チャネルを含む先端チップ挿入物と、

前記先端チップ挿入物に結合された複数の超音波撮像センサであって、前記音響開口部を通して超音波を送信するように構成された複数の超音波撮像センサと、を具備するプローブ。

10

【請求項 2】

前記アブレーション電極チップが管状金属シェルを備える、請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 3】

前記先端チップ挿入物が、各々が超音波撮像センサを受け入れるように構成された複数の凹部を含む、請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 4】

前記アブレーション電極チップの内腔が、基端流体チャンバおよび先端流体チャンバを含み、前記基端流体チャンバおよび前記先端流体チャンバが、前記先端チップ挿入物によって分離され、前記流体チャネルを介して互いに流体結合されている、請求項 1 に記載のプローブ。

20

【請求項 5】

前記先端チップ挿入物が、基端部分および先端部分を有する略円柱状挿入物本体を備える、請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 6】

前記流体チャネルが、前記挿入物本体の基端部分に沿って縦方向に延在している、請求項 5 に記載のプローブ。

【請求項 7】

前記超音波撮像センサが、前記先端チップ挿入物の周りで円周方向に配置されている、請求項 1 に記載のプローブ。

30

【請求項 8】

前記流体チャネルが、前記先端チップ挿入物の周りで円周方向に配置されている、請求項 7 に記載のプローブ。

【請求項 9】

前記流体チャネルが、前記超音波撮像センサから円周方向にずれている、請求項 8 に記載のプローブ。

【請求項 10】

前記アブレーション電極チップに結合された長尺状プローブ本体をさらに具備する、請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 11】

前記長尺状プローブ本体の先端部分を前記アブレーション電極チップに結合する基端チップ挿入物をさらに具備する、請求項 1 に記載のプローブ。

40

【請求項 12】

前記アブレーション電極チップを貫通して配置された複数の灌流ポートをさらに具備する、請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 13】

前記灌流ポートが、前記音響開口部の先端側および基端側の少なくともいずれか一方で前記アブレーション電極チップの周りに位置している、請求項 12 に記載のプローブ。

【請求項 14】

前記超音波撮像センサが、超音波を前記アブレーション電極チップの側部から送信するよ

50

うに構成された複数の横向き超音波撮像センサを備える、請求項 1 に記載のプロープ。

【請求項 15】

前記横向き超音波撮像センサが各々、前記先端チップ挿入物内の凹部に結合されている、請求項 14 に記載のプロープ。

【請求項 16】

前記超音波撮像センサが、前記アブレーション電極チップの先端部から出て前方方向に超音波を送信するように構成された少なくとも 1 つの先端向き超音波撮像センサを含む、請求項 1 に記載のプロープ。

【請求項 17】

前記先端向き超音波撮像センサが、前記先端チップ挿入物内の内部ボアに結合されている、請求項 16 に記載のプロープ。

10

【請求項 18】

身体組織を治療しかつ撮像するアブレーションプロープであって、

基端部分および先端部分を有する長尺状プロープ本体と、

前記長尺状プロープ本体の先端部分に結合されたアブレーション電極チップであって、アブレーション・エネルギーを身体組織に送達するように構成されたアブレーション電極を含むアブレーション電極チップと、

前記アブレーション電極チップを貫通して配置された複数の音響開口部と、

前記アブレーション電極チップの内腔内に配置された先端チップ挿入物であって、前記内腔を基端流体チャンバおよび先端流体チャンバに分離する先端チップ挿入物と、

20

各々が前記先端チップ挿入物内の対応する凹部に結合された複数の横向き超音波撮像センサであって、各々が、前記アブレーション電極チップの側部から超音波を送信するように構成されている、複数の横向き超音波撮像センサと、

前記先端チップ挿入物の外側延出部の周りに配置され、かつ、前記超音波撮像センサから円周方向にずれている複数の流体チャネルと、

前記先端チップ挿入物に結合された先端向き超音波撮像センサであって、前記アブレーション電極チップの先端部から出て前方方向に超音波を送信するように構成された先端向き超音波撮像センサと、を具備するプロープ。

【請求項 19】

アブレーションおよび超音波撮像システムであって、

30

身体組織にアブレーション・エネルギーを送達するように構成されたプロープであって、

アブレーション電極チップと、

前記アブレーション電極チップを貫通して配置された複数の音響開口部と、

前記アブレーション電極チップの内腔内に配置された先端チップ挿入物であって、複数の流体チャネルを含む先端チップ挿入物と、

前記先端チップ挿入物に結合された複数の超音波撮像センサであって、前記音響開口部を通して超音波を送信するように構成されている複数の超音波撮像センサと、を備えるプロープと、

電気信号を生成し前記アブレーション電極チップに供給するように構成されたアブレーション治療モジュールと、

40

前記超音波撮像センサから受信した超音波撮像信号を処理するように構成された超音波撮像モジュールと、を具備するアブレーションおよび超音波撮像システム。

【請求項 20】

前記超音波撮像モジュールが、

各超音波撮像センサを制御する制御信号を生成するように構成された信号発生器と、

各超音波撮像センサから受信した電気信号を処理し複数の超音波画像を生成するように構成された画像プロセッサと、を備える、請求項 19 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

本開示は、概して、アブレーション処置中に体内の組織を撮像する装置およびシステムに関する。より詳細には、本開示は、超音波撮像機能を備えたアブレーションプローブに関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

アブレーション治療では、多くの場合、体内の標的アブレーション部位において身体組織のさまざまな特性を確定する必要がある。たとえば、インターベンショナル心臓電気生理学 (EP: electrophysiology) 処置において、医師は、心臓内または心臓近くの標的アブレーション部位で心臓組織の状態を確定しなければならないことが多い。いくつかのEP処置中、医師は、大静脈または大動脈を通して治療対象の心臓の内部領域内にマッピングカテテルを送達する。そして、医師は、マッピングカテテルを使用して、カテテルによって支持される複数のマッピング要素を隣接する心臓組織と接触するように配置することによって、心律動障害または心律動異常の原因を特定し、その後、カテテルを操作して心臓の内部領域の電気生理学マップを生成することができる。心臓のマップが生成されると、医師は、その後、アブレーションカテテルを心臓内に前進させ、カテテルチップによって支持されるアブレーション電極を標的心臓組織の近くに位置決めして組織を焼灼して焼灼巣を形成し、それにより、心律動障害または心律動異常を治療することができる。いくつかの技術では、アブレーションカテテル自体が複数のマッピング電極を含むことができ、それにより、マッピングおよびアブレーションの両方に対して同じ装置を使用することができる。

【 0 0 0 3 】

インターベンショナル心臓学、インターベンショナルラジオロジーおよび電気生理学等の用途において身体組織を直接視覚化するために、さまざまな超音波ベース撮像カテテルおよびプローブが開発されてきた。たとえば、インターベンショナル心臓電気生理学処置では、心臓の解剖学的構造の視覚化を直接かつリアルタイムに可能にする超音波撮像装置が開発された。いくつかの電気生理学処置では、たとえば、超音波カテテルを使用して、心房内中隔を撮像し、心房中隔の経中隔横断を誘導し、肺静脈の位置を特定しそれを撮像し、穿孔および心膜液貯留の徴候があるか心臓の心房内腔をモニタリングすることができる。

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 4 】

多くの超音波ベース撮像システムは、患者に対して治療を行うために使用されるマッピングカテテルおよびアブレーションカテテルとは別個の撮像プローブを備えている。その結果、体内で各装置の位置を追跡するために、位置追跡システムが使用される場合がある。処置によっては、医師が、焼灼すべき組織の状態を迅速かつ正確に確定することが困難な場合もある。さらに、多くの超音波ベース撮像システムを使用して得られる画像は、蛍光透視撮像システム等の別個の撮像システムから得られる画像を参照することなく読み取り理解することが困難なことが多い。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 5 】

本開示は、概して、アブレーション処置中に体内の解剖学的構造を撮像する装置およびシステムに関する。

実施例1では、身体組織を治療しかつ撮像するアブレーションプローブは、身体組織にアブレーション・エネルギーを送達するように構成されたアブレーション電極を含むアブレーション電極チップと、アブレーション電極チップを貫通して配置された複数の音響開口部と、アブレーション電極チップの内腔内に配置された先端チップ挿入物であって、複数の流体チャネルを含む先端チップ挿入物と、先端チップ挿入物に結合された複数の超音波撮像センサであって、音響開口部を通して超音波を送信するように構成された複数の超

音波撮像センサと、を備えている。

【0006】

実施例2では、実施例1によるプローブであって、アブレーション電極チップは管状金属シェルを備えている。

実施例3では、実施例1または2のいずれかによるプローブであって、先端チップ挿入物は、各々が超音波撮像センサを受け入れるように構成された複数の凹部を含む。

【0007】

実施例4では、実施例1～3のいずれかによるプローブであって、アブレーション電極チップの内腔は、基端流体チャンバおよび先端流体チャンバを含み、基端流体チャンバおよび先端流体チャンバは、先端チップ挿入物によって分離され、流体チャネルを介して互いに流体結合されている。

10

【0008】

実施例5では、実施例1～4のいずれかによるプローブであって、先端チップ挿入物は、基端部分および先端部分を有する略円柱状挿入物本体を備えている。

実施例6では、実施例5によるプローブであって、流体チャネルは、先端挿入物本体の基端部分に沿って縦方向に延在している。

【0009】

実施例7では、実施例1～5のいずれかによるプローブであって、超音波撮像センサは、先端チップ挿入物の周りで円周方向に配置されている。

実施例8では、実施例1～7のいずれかによるプローブであって、流体チャネルは、先端チップ挿入物の周りで円周方向に配置されている。

20

【0010】

実施例9では、実施例1～8のいずれかによるプローブであって、流体チャネルは、超音波撮像センサから円周方向にずれている。

実施例10では、実施例1～9のいずれかによるプローブであって、アブレーション電極チップに結合された長尺状プローブ本体をさらに備えている。

【0011】

実施例11では、実施例1～10のいずれかによるプローブであって、長尺状プローブ本体の先端部分をアブレーション電極チップに結合する基端チップ挿入物をさらに備えている。

30

【0012】

実施例12では、実施例1～11のいずれかによるプローブであって、アブレーション電極チップを貫通して配置された複数の灌流ポートをさらに備えている。

実施例13では、実施例12によるプローブであって、灌流ポートは、音響開口部の先端側および基端側の少なくともいずれか一方でアブレーション電極チップの周りに位置している。

【0013】

実施例14では、実施例1～13のいずれかによるプローブであって、超音波撮像センサは、超音波をアブレーション電極チップの側部から送信するように構成された複数の横向き超音波撮像センサを備えている。

40

【0014】

実施例15では、実施例14によるプローブであって、横向き超音波撮像センサは各々、先端チップ挿入物内の凹部に結合されている。

実施例16では、実施例1～15のいずれかによるプローブであって、超音波撮像センサは、アブレーション電極チップの先端部から出て前方方向に超音波を送信するように構成された少なくとも1つの先端向き超音波撮像センサを含む。

【0015】

実施例17では、実施例16によるプローブであって、先端向き超音波撮像センサは、先端チップ挿入物内の内部ボアに結合されている。

実施例18では、身体組織を治療しかつ撮像するアブレーションプローブは、基端部分

50

および先端部分を有する長尺状プローブ本体と、長尺状プローブ本体の先端部分に結合されたアブレーション電極チップであって、アブレーション・エネルギーを身体組織に送達するように構成されたアブレーション電極を含むアブレーション電極チップと、アブレーション電極チップを貫通して配置された複数の音響開口部と、アブレーション電極チップの内腔内に配置された先端チップ挿入物であって、内腔を基端流体チャンバおよび先端流体チャンバに分離する先端チップ挿入物と、各々が先端チップ挿入物内の対応する凹部に結合された複数の横向き超音波撮像センサであって、各々が、アブレーション電極チップの側部から超音波を送信するように構成されている、複数の横向き超音波撮像センサと、先端チップ挿入物の外側延出部の周りに配置され、かつ、超音波撮像センサから円周方向にずれている複数の流体チャネルと、先端挿入物に結合された先端向き超音波撮像センサであって、アブレーション電極チップの先端部から出て前方方向に超音波を送信するように構成された先端向き超音波撮像センサと、を備えている。

10

【0016】

実施例19では、アブレーションおよび超音波撮像システムは、身体組織にアブレーション・エネルギーを送達するように構成されたプローブであって、アブレーション電極チップと、アブレーション電極チップを貫通して配置された複数の音響開口部と、アブレーション電極チップの内腔内に配置された先端チップ挿入物であって、複数の流体チャネルを含む先端チップ挿入物と、先端チップ挿入物に結合された複数の超音波撮像センサであって、音響開口部を通して超音波を送信するように構成されている複数の超音波撮像センサとを備えるプローブと、電気信号を生成しアブレーション電極チップに供給するように構成されたアブレーション治療モジュールと、超音波撮像センサから受信した超音波撮像信号を処理するように構成された超音波撮像モジュールと、を備えている。

20

【0017】

実施例20では、実施例19によるシステムであって、超音波撮像モジュールは、各超音波撮像センサを制御する制御信号を生成するように構成された信号発生器と、各超音波撮像センサから受信した電気信号を処理し複数の超音波画像を生成するように構成された画像プロセッサとを備えている。

【0018】

複数の実施形態が開示されているが、本発明のさらなる他の実施形態が、本発明の例示的な実施形態を示し記載する以下の詳細な説明から当業者には明らかとなろう。したがって、図面および詳細な説明は、限定的ではなく本質的に例示的であるものとしてみなされるべきである。

30

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】例示的な実施形態による結合されたアブレーションおよび撮像システムの概略図である。

【図2】図1の結合されたアブレーションおよび超音波撮像プローブの先端部分をより詳細に示す斜視図である。

【図3】アブレーション電極チップの断面図である。

【図4】図2の線4-4に沿ったアブレーション電極チップの断面図である。

40

【図5】図2の線5-5に沿った高周波電極の断面図である。

【図6】図3の基端チップ挿入物の斜視図である。

【図7】図3の先端チップ挿入物の斜視図である。

【図8】図7の線8-8に沿った図7の先端チップ挿入物の端面図である。

【図9】図7の線9-9に沿った先端チップ挿入物の断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

本発明は、さまざまな変更形態および代替形態に適用できるが、具体的な実施形態を、図面において例として示しており、以下に詳細に記載する。しかしながら、目的は、本発明を記載された特定の実施形態に限定することではない。対照的に、本発明は、添付の特

50

許請求の範囲によって定義されるように、本発明の範囲内にあるすべての変更形態、均等物および代替形態を包含するように意図されている。

【0021】

図1は、例示的な実施形態による結合されたアブレーションおよび撮像システム10の概略図である。図1に示すように、システム10は、結合されたアブレーションおよび超音波撮像プローブ12と、高周波発生器14と、流体リザーバおよびポンプ16と、超音波撮像モジュール18とを含む。プローブ12は、ハンドルアセンブリ24が装備された基端部分22を有する長尺状プローブ本体20と、アブレーション電極チップ28を含む偏向可能な先端部分26とを備えている。プローブ本体20は、流体リザーバおよびポンプ16に流体結合された内部冷却流体内腔29を含み、それは、生理食塩水等の冷却流体を、プローブ本体20を通してアブレーション電極チップ28の複数の灌流ポート30に供給する。プローブ本体20は、導体を支持する追加の内腔または他の管状要素、追加の流体内腔、熱電対、挿入可能なスタイレットおよび他の構成要素をさらに含むことができる。いくつかの実施形態では、プローブ本体20は、本体20の回転剛性を増大させるように編組金属メッシュを備えた可撓性プラスチック管材を備えている。

10

【0022】

高周波発生器14は、アブレーション電極チップ28を使用してアブレーション処置を行うために高周波エネルギーを発生させるように構成されている。高周波発生器14は、高周波エネルギー源32と、チップ28によって送達される高周波エネルギーのタイミングおよびレベルを制御するコントローラ34とを含む。アブレーション処置中、高周波発生器14は、アブレーションのために特定されるかまたは標的化されるいかなる部位も焼灼するように、制御された方法で、チップ28にアブレーション・エネルギーを送達するように構成されている。標的部位を焼灼するために、高周波発生器14に加えてまたはその代りに他の種類のアブレーション源を使用することも可能である。他の種類のアブレーション源の例としては、限定されないが、マイクロ波発生器、音響発生器、クライオアブレーション発生器およびレーザ/光発生器を挙げることができる。

20

【0023】

超音波撮像モジュール18は、プローブチップ28内に位置するいくつかの超音波撮像センサ36から受け取る信号に基づいて、体内で解剖学的構造の高解像度超音波画像（たとえば、Aモード画像、Mモード画像またはBモード画像）を生成するように構成されている。図1の実施形態では、超音波撮像モジュール18は、超音波信号発生器40および画像プロセッサ42を含む。超音波信号発生器40は、超音波センサ36の各々を制御する電気信号を提供するように構成されている。そして、超音波撮像センサ36から再び受け取られた撮像信号は、画像プロセッサ42に供給され、画像プロセッサ42は、それらの信号を処理し、グラフィカルユーザインタフェース（GUI：graphical user interface）44に表示することができる画像を生成する。たとえば、特定の実施形態では、GUI44に表示される超音波画像を使用して、医師が体内を通してプローブ12を前進させるのを支援し、アブレーション処置を行うことができる。たとえば、心臓アブレーション処置では、超音波信号から生成される超音波画像を使用して、心臓または周囲の解剖学的構造内におけるプローブ12の組織接触を確認し、体内のプローブ12の向きを確定し、標的アブレーション部位における組織の組織深さを確定し、かつ/または、組織内に形成されている焼灼巣の進行を視覚化することができる。

30

40

【0024】

超音波撮像モジュール18内の回路とともに超音波撮像センサ36に関連するさまざまな特性を制御して、センサ36が、組織境界（たとえば、血液または他の体液）、焼灼巣形成および進行とともに、アブレーション処置の前、処置中および/または処置の後の組織の他の特性を正確に検出するのを可能にすることができる。プローブ12を使用して視覚化することができる組織特性例としては、限定されないが、組織内部の流体蒸発の存在、以前の瘢痕の存在、形成されている焼灼巣の大きさおよび形状とともに、心臓組織に隣接する構造（たとえば、肺、食道）が挙げられる。超音波撮像センサ36が体内の解剖学

50

的構造を視覚化することができる深さは、センサ 36 の機械的特性、信号発生器 40 の駆動周波数を含むセンサ回路の電気的特性、センサ 36 と周囲の解剖学的構造との間の境界状態および減衰の度合いとともに、他の要素によって決まる。

【0025】

いくつかの実施形態では、プローブ 12 は、術者が体内でプローブ 12 を偏向させ操縦するのを可能にする操縦機構をさらに含む。たとえば、一実施形態では、ハンドル 24 に回転可能に結合された操縦つまみ 46 等の操縦部材を使用して、アブレーション電極チップ 28 を、プローブ本体 20 の長手方向軸に対して 1 つまたは複数の方向に偏向させることができる。ハンドル 24 に対する第 1 方向における操縦つまみ 46 の回転移動により、プローブ本体 20 内の操縦ワイヤはプローブ本体 20 に対して基端方向に移動し、それにより、プローブ本体 20 の先端部分 26 が、弧形状等の特定の形状に曲がる。そして、操縦つまみ 46 が反対方向に回転移動することにより、プローブ本体 20 の先端部分 26 が、図示するようにその元の形状に戻る。偏向を支援するために、いくつかの実施形態では、プローブ本体 20 は、プローブ本体 20 の他の部分より低デュロメータの材料から作製された 1 つまたは複数の領域を含む。

10

【0026】

システム 10 は、心臓を診断し治療する心内電気生理学処置で使用される医療システムに関連して記載されているが、他の実施形態では、システム 10 を、前立腺、脳、胆嚢、子宮、食道および / または体内の他の領域等、他の解剖学的構造を治療し、診断し、または他の方法で視覚化するために使用することができる。さらに、図 1 の要素のうちの多くは、本質的に機能的なものであり、これらの機能を行う構造をいかなるようにも限定するようには意図されていない。たとえば、機能ブロックのうちのいくつかを、単一装置で具現化することができ、または機能ブロックのうちの 1 つまたは複数の、複数の装置で具現化することができる。

20

【0027】

図 2 は、図 1 のプローブ 12 の先端部分 26 をより詳細に示す斜視図である。図 2 においてさらに示されるように、アブレーション電極チップ 28 は、チップ 28 を包囲する身体組織にアブレーション・エネルギーを送達するように構成された高周波アブレーション電極 48 を備えている。図 2 の実施形態では、高周波アブレーション電極 48 は、プローブ本体 20 の先端部 50 からチップ 28 の先端部 52 まで延在する管状金属シェルを備えている。アブレーション電極チップ 28 を貫通して配置された複数の露出した開口部 54 a、54 b、54 c が、超音波撮像センサ 36 a、36 b、36 c、36 d によって送信される超音波がチップ 28 を通過して周囲の組織内に入るのを可能にする音響開口部を形成している。組織から反射される反射超音波は、音響開口部 54 a、54 b、54 c を通過し、受信モードで動作している超音波撮像センサ 36 a、36 b、36 c、36 d によって検知される。いくつかの実施形態では、音響開口部 54 a、54 b、54 c は、アブレーション電極チップ 28 の壁を通して形成された露出開口部または穴を含む。

30

【0028】

アブレーション電極としての役割を果たすことに加えて、高周波アブレーション電極 48 はまた、超音波撮像センサ 36 a、36 b、36 c、36 d、高周波アブレーション電極 48 を高周波発生器 14 に結合する導体、超音波撮像センサ 36 a、36 b、36 c、36 d を超音波撮像モジュール 18 に結合する導体、操縦機構の 1 つまたは複数の操縦ワイヤとともに他の構成要素を収容する、ハウジングとしても機能する。特定の実施形態では、高周波アブレーション電極 48 は、白金 - インジウム等の導電性合金を含み、それは、アブレーション治療を提供する電極としての役割を果たすことに加えて、蛍光透視法を使用して体内のアブレーション電極チップ 28 の位置を特定する蛍光透視マーカとしても使用される。

40

【0029】

図 2 の実施形態では、プローブ 12 は、アブレーション電極チップ 28 の先端部 52 にまたはその近くに位置する先端向き超音波撮像センサ 36 a を含む。他の実施形態では、

50

アブレーション電極チップ 28 の先端部 52 にまたはその近くに、複数の先端向き超音波撮像センサ 36 a が位置している。各超音波センサ 36 a は、超音波を、主にアブレーション電極チップ 28 の先端部 52 から出て前方すなわち先端方向に送信するように構成されている。チップ 28 内の先端向き超音波撮像センサ 36 a に近接する位置に配置された超音波撮像センサ 36 b、36 c、36 d の第 2 組は、超音波を、主にアブレーション電極チップ 28 の側部から出て横向きすなわち側方向に送信するように構成されている。超音波撮像センサ 36 a、36 b、36 c、36 d から反射する反射波は、超音波撮像モジュール 18 が周囲の身体組織の画像を生成するのに使用することができる信号を生成する。

【0030】

いくつかの実施形態では、超音波撮像センサ 36 a、36 b、36 c、36 d は、各々、チタン酸ジルコン酸鉛 (PZT) 等の圧電セラミック材料、またはポリフッ化ビニリデン (PVDF) 等の圧電ポリマーから形成された圧電変換器を備えている。いくつかの実施形態では、アブレーション電極チップ 28 は、3 つの横向き超音波撮像センサ 36 b、36 c、36 d を含み、それらは各々、チップ 28 の側部に隣接して位置する組織の撮像で使用されるように、チップ 28 の周囲で互いに 120° の間隔で円周方向に向けられている。他の実施形態では、プローブチップ 28 の側部に隣接する組織を撮像するために、それより多いかまたは少ない数の横向き超音波撮像センサが採用される。

【0031】

図 2 の実施形態では、アブレーション電極チップ 28 は、チップ 28 および周囲組織を冷却するように冷却流体を送達するために使用される複数の灌流ポート 30 を含む開放灌流式構造を有している。他の実施形態では、アブレーション電極チップ 28 は、冷却流体が、周囲組織内に放出されることなくチップ 28 を通って再循環する、閉鎖灌流式構造を有している。いくつかの実施形態では、アブレーション電極チップ 28 は 6 つの灌流ポート 30 を備え、それらは各々、チップ 28 の周りで互いに 60° 間隔を空けて円周方向に、かつ、先端向き超音波センサ 36 a の基端側でありかつ横向き超音波センサ 36 b、36 c、36 d の位置の先端側の位置に配置されている。他の実施形態では、より多いかまたは少ない数の流体灌流ポート 30 が採用される。いくつかの実施形態では、流体灌流ポート 30 は、形状が円形であり、直径がおよそ 0.127 ミリメートル (0.005 インチ) から 0.508 ミリメートル (0.02 インチ) の範囲である。しかしながら、灌流ポート 30 の大きさ、数および / または位置は変更することができる。たとえば、いくつかの実施形態では、アブレーション電極チップ 28 は、横向き超音波撮像センサ 36 b、36 c、36 d の基端側でチップ 28 の周りで円周方向に位置する複数の流体灌流ポート 30 をさらに含む。アブレーション治療中、冷却流体を使用して、温度が制御され、アブレーション電極チップ 28 上の凝塊形成が低減され、したがって、チップ 28 と接触する組織のインピーダンス上昇が防止され、チップ 28 から組織内に送達される高周波アブレーション・エネルギーの伝達が増大する。

【0032】

図 3 は、アブレーション電極チップ 28 の断面図である。図 3 においてさらに示されるように、アブレーション電極チップ 28 は、超音波撮像センサ 36 a、36 b、36 c、36 d と、電力をセンサ 36 a、36 b、36 c、36 d に送信しかつそれらから戻る信号を受信する電気導管 58、60、62、63 と、高周波電極 48 に高周波アブレーション・エネルギーを供給する電気導管 64 とを収容する内腔 56 を含む。いくつかの実施形態では、電気導管 58、60、62、63、64 は、高周波発生器 14 を高周波電極 48 にかつ超音波撮像モジュール 18 を超音波撮像センサ 36 a、36 b、36 c、36 d に電氣的に接続するために使用されるワイヤリードを収容する絶縁管状部材を備えている。プローブ 12 を貫通して延びる流体導管 66 は、流体リザーバおよびポンプ 16 からアブレーション電極チップ 28 の内腔 56 に冷却流体を供給し、その後、冷却流体は、灌流ポート 30 を通って周囲組織内に送られる。プローブ 12 を貫通して延びている熱電対リード 68 は、アブレーション処置中にアブレーション電極チップ 28 の温度を検知するため

10

20

30

40

50

に内腔 5 6 内に位置する熱電対 7 0 において先端側で終端する。

【 0 0 3 3 】

アブレーション電極チップ 2 8 をプローブ本体 2 0 の先端部 5 0 に結合するために、基端チップ挿入物 7 2 が使用される。先端チップ挿入物 7 4 が、アブレーション電極チップ 2 8 内の横向き超音波撮像センサ 3 6 b、3 6 c、3 6 d を支持するように構成され、内腔 5 6 を、基端流体チャンバ 7 6 および先端流体チャンバ 7 8 に分割している。先端チップ挿入物 7 4 の長さに沿って縦方向に延在する複数の流体チャネル 8 0 が、基端流体チャンバ 7 6 を先端流体チャンバ 7 8 に流体接続している。アブレーション中、アブレーション電極チップ 2 8 内に先端チップ挿入物 7 4 が存在することにより、冷却流体が基端流体チャンバ 7 6 に入る際に背圧がもたらされ、それにより、流体が、強制的にチャネル 8 0 を通って先端流体チャンバ 7 8 内に入れられる前に循環する。

10

【 0 0 3 4 】

図 4 は、図 3 の線 4 - 4 に沿ったアブレーション電極チップ 2 8 の断面図である。図 4 に関連して、いくつかの実施形態では、先端チップ挿入物 7 4 は、冷却流体を基端流体チャンバ 7 6 から先端流体チャンバ 7 8 に供給する 3 つの流体チャネル 8 0 を含む。図 4 においてさらに示されるように、いくつかの実施形態では、アブレーション電極チップ 2 8 は、先端チップ挿入物 7 4 の周りに 120° の角度 で互いに等しく間隔を空けて配置されている 3 つの横向き超音波撮像センサ 3 6 b、3 6 c、3 6 d を含む。図 4 の実施形態では、3 つの横向き超音波センサ 3 6 b、3 6 c、3 6 d が示されているが、より多いかまたは少ない数の超音波撮像センサを採用することができる。限定としてではなく例として、先端チップ挿入物 7 4 の周りに 90° の等間隔角度 で、4 つの超音波撮像センサを配置することができる。撮像中、先端チップ挿入物 7 4 の周りに間隔を空けて配置された複数の横向き超音波撮像センサ 3 6 b、3 6 c、3 6 d を使用することにより、センサ 3 6 b、3 6 c、3 6 d のうちの少なくとも 1 つの視野が、標的組織に対するチップの向きに関らず標的組織に近接していることが確実になる。こうした構成により、医師は、プローブ 1 2 が組織と接触するとプローブ 1 2 を回転させる必要なく、標的部位を容易に視覚化することも可能である。

20

【 0 0 3 5 】

アブレーション電極チップ 2 8 内の空間を節約するために、流体チャネル 8 0 は各々、超音波撮像センサ 3 6 b、3 6 c、3 6 d から円周方向にずれている。3 つの横向き超音波撮像センサ 3 6 b、3 6 c、3 6 d が採用されている図示する実施形態では、流体チャネル 8 0 の各々は、先端チップ挿入物 7 4 の周りに 120° の等間隔角度 θ_1 で円周方向に配置されており、各隣接する超音波撮像センサからおおよそ 60° の角度 θ_2 、円周方向にずれている。流体チャネル 8 0 の各々の間の角度 θ_1 、および各流体チャネル 8 0 と隣接する超音波撮像センサ 3 6 b、3 6 c、3 6 d との間の角度 θ_2 を、他の実施形態では、提供される流体チャネルおよび / または超音波撮像センサの数によって変更することができる。いくつかの実施形態では、流体チャネル 8 0 は、各々、断面積が等しく、先端チップ挿入物 7 4 の中心の周りに等しく配置されている。流体チャネルの数および形態を変更することができる。たとえば、一実施形態では、流体チャネルは、たとえば、内容がすべての目的で全体として参照により本明細書に組み込まれる、「超音波組織撮像用の流体ベース音響結合を備えるアブレーションプローブ (Ablation Probe With Fluid-Based Acoustic Coupling For Ultrasonic Tissue Imaging)」と題する同時係属米国特許出願第 号明細書に記載されているように、超音波撮像センサの音響通路と円周方向に位置合せされる。

30

40

【 0 0 3 6 】

図 5 は、図 2 の線 5 - 5 に沿った高周波電極 4 8 の断面図である。図 5 においてさらに示されるように、高周波電極 4 8 は管状シェル 8 2 を備え、シェル 8 2 の周囲に 6 つの灌流ポート 3 0 が、 60° の角度 で互いから等しく間隔が空けて配置されている。他の実施形態では、灌流ポート 3 0 の数、寸法および各々の間の角度 を変更することができる

50

。灌流流体による超音波撮像センサ 36 からの超音波の送信への干渉を最小限にするために、いくつかの実施形態では、灌流ポート 30 の中心は、横向き音響開口部 54 b、54 c の中心から円周方向にずれている。たとえば、アブレーション電極チップ 28 が、3 つの横向き超音波撮像センサ 36 b、36 c、36 d と 6 つの灌流ポート 30 とを含む実施形態では、灌流ポート 30 を、各隣接する側部音響開口部 54 b、54 c からおよそ 30 ° の角度、円周方向にずらすことができる。この円周方向のずれを、他の実施形態では、撮像センサ 36 の数および形態とともに他の要素によって変更することができる。いくつかの実施形態では、灌流ポート 30 は、形状が円形であり、直径がおよそ 0.127 ミリメートル (0.005 インチ) から 0.508 ミリメートル (0.02 インチ) の範囲である。

10

【0037】

図 6 は、図 3 の基端チップ挿入物 72 の斜視図である。図 6 においてさらに示されるように、基端チップ挿入物 72 は、基端部分 86 および先端部分 88 を有する中空金属挿入物本体 84 を備えている。基端部分 86 は、プローブ本体 20 の先端部 50 に付着するように構成されている。そして、先端部分 88 は、基端部分 86 に対して外径が拡大しており、高周波電極シェル 82 に付着するように構成されている。いくつかの実施形態では、基端チップ挿入物 72 は、プローブ本体 20 の先端部 50 と高周波電極シェル 82 との両方に、摩擦嵌合、はんだ、溶接および / または接着剤取付を介して結合されている。基端部分 86 から先端部分 88 への遷移部における肩部 90 は、プローブ本体 20 の先端部 50 を高周波電極シェル 82 と同一平面に位置合せするフランジとしての役割を果たす。

20

【0038】

基端チップ挿入物 72 内に配置される第 1 内腔 92 が、電気信号および冷却流体をアブレーション電極チップ 28 に供給する電気導管および流体導管 58、60、62、64、66 用の導管を提供する。基端チップ挿入物 72 内に配置される第 2 内腔 94 が、プローブ 12 を偏向させるために使用される操縦機構用の導管を提供する。

【0039】

図 7 は、図 3 の先端チップ挿入物 74 の斜視図である。図 7 に示すように、先端チップ挿入物 74 は、基端部分 100 および先端部分 102 を有する円柱状金属本体 98 を備えている。図 7 の実施形態では、基端部分 100 の外側延出部 (outer extent) 104 は、側部音響開口部 54 b、54 c の位置に隣接して高周波電極シェル 82 内に適合するように大きさが決められ、3 つの流体チャネル 80 を含む。外側延出部 104 は、各々が横向き超音波撮像センサ 36 b、36 c、36 d のうちの対応する 1 つを受け入れるように構成されている複数の凹部 106 をさらに含む。いくつかの実施形態では、凹部 106 は、超音波撮像センサ 36 b、36 c、36 d を、超音波撮像センサ 36 b、36 c、36 d が外側延出部 104 と実質的に同一平面に位置するように受け入れるように大きさおよび形状が決められている。先端チップ挿入物 74 の基端部に位置する露出開口部 108 が、超音波撮像センサ 36 b、36 c、36 d 用の電気導管を凹部 106 内に送るチャネルを提供する。

30

【0040】

先端チップ挿入物 74 の先端部分 102 は、アブレーション電極チップ 28 内で先端向き超音波撮像センサ 36 a を支持するように構成されている。先端部分 102 の外側延出部 110 は、基端部分 100 に対して直径が減少している。この直径の減少により、流体チャネル 80 を介して冷却流体を受け入れる環状先端流体チャンバ 78 (図 3 を参照) がもたらされる。

40

【0041】

挿入物本体 98 の基端部分 100 内の穴 112 が、アブレーション電極チップ 28 の温度を検知するために使用される熱電対の先端部を受け入れるように構成されている。図 8 ~ 図 9 においてさらに示されるように、挿入物本体 104 の基端部分 108 および先端部分 110 を貫通して延びる第 2 の中心ボア 114 が、先端向き超音波撮像センサ 36 a とセンサ 36 a を超音波撮像モジュール 18 に接続する電気導管 63 の一部とを受け入れる

50

ように構成されている。いくつかの実施形態では、先端部分 102 を貫通して配置されている複数の側部穴 116 を使用して、先端向き超音波撮像センサ 36 a の位置合せおよび取付が可能になる。

【 0 0 4 2 】

本発明の範囲から逸脱することなく、考察した例示的な実施形態に対してさまざまな変更および追加を行うことができる。たとえば、上述した実施形態は特定の特徴を言及しているが、本発明の範囲は、特徴の異なる組合せを有する実施形態、および記載した特徴のすべては含まない実施形態も含む。したがって、本発明の範囲は、請求項の範囲内にあるこうした代替形態、変更形態および変形形態のすべてを、それらのすべての均等物とともに包含するように意図されている。

10

【圖 2】

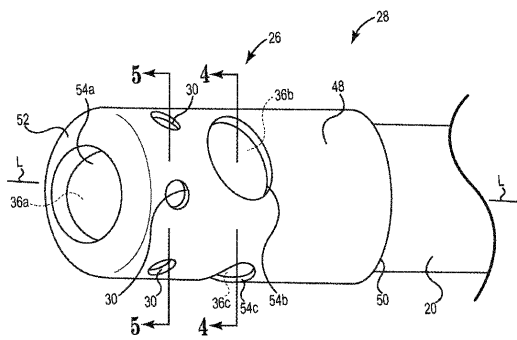


Fig. 2

【 図 4 】

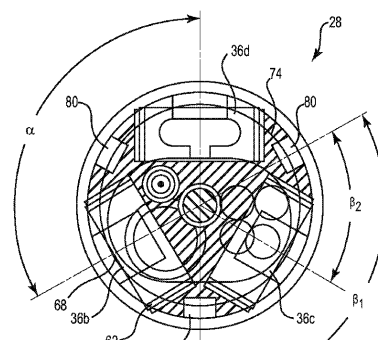


Fig. 4

【 図 3 】

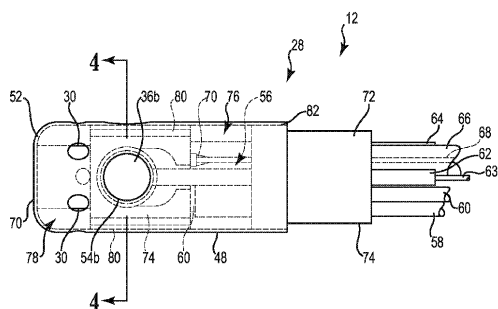


Fig. 3

【 図 5 】

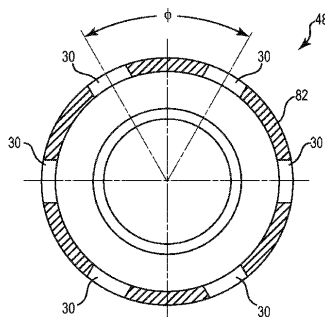


Fig. 5

【 図 6 】

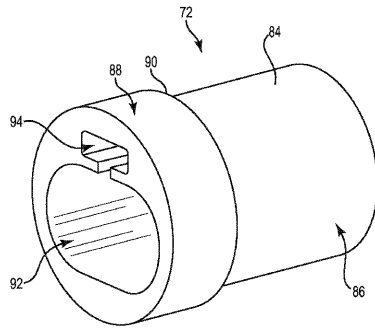


Fig. 6

【 図 8 】

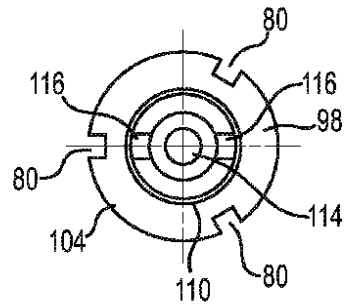


Fig. 8

【 図 7 】

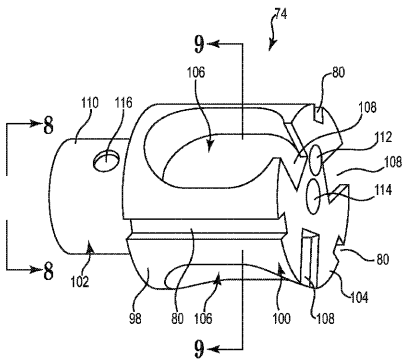


Fig. 7

【 図 9 】

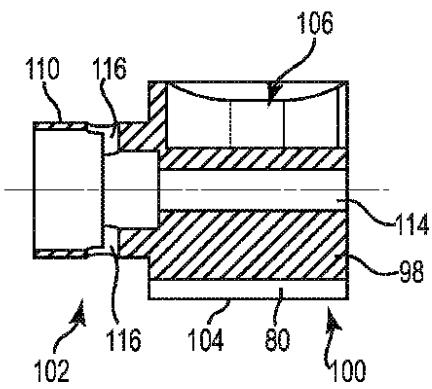
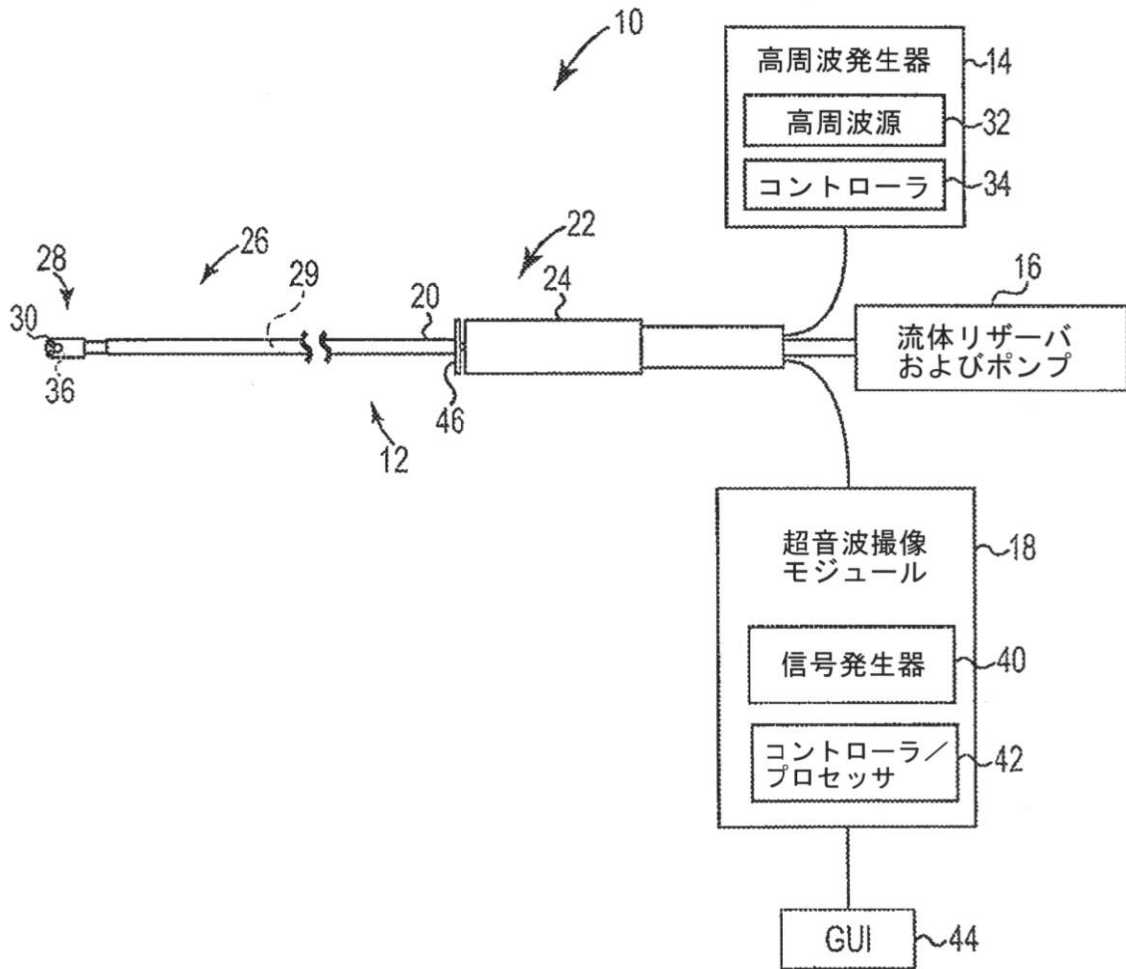


Fig. 9

【図 1】



【手続補正書】

【提出日】平成26年8月18日(2014.8.18)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

身体組織を治療しかつ撮像するアブレーションプローブであって、

身体組織にアブレーション・エネルギーを送達するように構成されたアブレーション電極を含むアブレーション電極チップと、

前記アブレーション電極チップを貫通して配置された複数の音響開口部と、

前記アブレーション電極チップの内腔内に配置された先端チップ挿入物であって、複数の流体チャネルを含む先端チップ挿入物と、

前記先端チップ挿入物に結合された複数の超音波撮像センサであって、前記音響開口部を通して超音波を送信するように構成された複数の超音波撮像センサと、を具備するプローブ。

【請求項 2】

前記アブレーション電極チップが管状金属シェルを備える、請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 3】

前記先端チップ挿入物が、各々が超音波撮像センサを受け入れるように構成された複数の

凹部を含む、請求項 1 に記載のプロープ。

【請求項 4】

前記アブレーション電極チップの内腔が、基端流体チャンバおよび先端流体チャンバを含み、前記基端流体チャンバおよび前記先端流体チャンバが、前記先端チップ挿入物によって分離され、前記流体チャネルを介して互いに流体結合されている、請求項 1 に記載のプロープ。

【請求項 5】

前記先端チップ挿入物が、基端部分および先端部分を有する略円柱状挿入物本体を備える、請求項 1 に記載のプロープ。

【請求項 6】

前記流体チャネルが、前記挿入物本体の基端部分に沿って縦方向に延在している、請求項 5 に記載のプロープ。

【請求項 7】

前記超音波撮像センサが、前記先端チップ挿入物の周りで円周方向に配置されている、請求項 1 に記載のプロープ。

【請求項 8】

前記流体チャネルが、前記先端チップ挿入物の周りで円周方向に配置されている、請求項 7 に記載のプロープ。

【請求項 9】

前記流体チャネルが、前記超音波撮像センサから円周方向にずれている、請求項 8 に記載のプロープ。

【請求項 10】

前記アブレーション電極チップに結合された長尺状プロープ本体をさらに具備する、請求項 1 に記載のプロープ。

【請求項 11】

前記長尺状プロープ本体の先端部分を前記アブレーション電極チップに結合する基端チップ挿入物をさらに具備する、請求項 10 に記載のプロープ。

【請求項 12】

前記アブレーション電極チップを貫通して配置された複数の灌流ポートをさらに具備する、請求項 1 に記載のプロープ。

【請求項 13】

前記灌流ポートが、前記音響開口部の先端側および基端側の少なくともいずれか一方で前記アブレーション電極チップの周りに位置している、請求項 12 に記載のプロープ。

【請求項 14】

前記超音波撮像センサが、超音波を前記アブレーション電極チップの側部から送信するように構成された複数の横向き超音波撮像センサを備える、請求項 1 に記載のプロープ。

【請求項 15】

前記横向き超音波撮像センサが各々、前記先端チップ挿入物内の凹部に結合されている、請求項 14 に記載のプロープ。

【請求項 16】

前記超音波撮像センサが、前記アブレーション電極チップの先端部から出て前方方向に超音波を送信するように構成された少なくとも 1 つの先端向き超音波撮像センサを含む、請求項 1 に記載のプロープ。

【請求項 17】

前記先端向き超音波撮像センサが、前記先端チップ挿入物内の内部ボアに結合されている、請求項 16 に記載のプロープ。

【請求項 18】

身体組織を治療しかつ撮像するアブレーションプロープであって、

基端部分および先端部分を有する長尺状プロープ本体と、

前記長尺状プロープ本体の先端部分に結合されたアブレーション電極チップであって、

アブレーション・エネルギーを身体組織に送達するように構成されたアブレーション電極を含むアブレーション電極チップと、

前記アブレーション電極チップを貫通して配置された複数の音響開口部と、

前記アブレーション電極チップの内腔内に配置された先端チップ挿入物であって、前記内腔を基端流体チャンバおよび先端流体チャンバに分離する先端チップ挿入物と、

各々が前記先端チップ挿入物内の対応する凹部に結合された複数の横向き超音波撮像センサであって、各々が、前記アブレーション電極チップの側部から超音波を送信するように構成されている、複数の横向き超音波撮像センサと、

前記先端チップ挿入物の外側延出部の周りに配置され、かつ、前記超音波撮像センサから円周方向にずれている複数の流体チャンネルと、

前記先端チップ挿入物に結合された先端向き超音波撮像センサであって、前記アブレーション電極チップの先端部から出て前方方向に超音波を送信するように構成された先端向き超音波撮像センサと、を具備するプローブ。

【請求項 19】

アブレーションおよび超音波撮像システムであって、

身体組織にアブレーション・エネルギーを送達するように構成されたプローブであって、

、

アブレーション電極チップと、

前記アブレーション電極チップを貫通して配置された複数の音響開口部と、

前記アブレーション電極チップの内腔内に配置された先端チップ挿入物であって、複数の流体チャンネルを含む先端チップ挿入物と、

前記先端チップ挿入物に結合された複数の超音波撮像センサであって、前記音響開口部を通して超音波を送信するように構成されている複数の超音波撮像センサと、を備えるプローブと、

電気信号を生成し前記アブレーション電極チップに供給するように構成されたアブレーション治療モジュールと、

前記超音波撮像センサから受信した超音波撮像信号を処理するように構成された超音波撮像モジュールと、を具備するアブレーションおよび超音波撮像システム。

【請求項 20】

前記超音波撮像モジュールが、

各超音波撮像センサを制御する制御信号を生成するように構成された信号発生器と、

各超音波撮像センサから受信した電気信号を処理し複数の超音波画像を生成するように構成された画像プロセッサと、を備える、請求項 19 に記載のシステム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2012/072061

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B18/14

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 A61N

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.
A	WO 2011/024133 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; WEEKAMP JOHANNES WILHELMUS [NL];) 3 March 2011 (2011-03-03) figures 2,5-7 -----	1-20



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

12 March 2013

Date of mailing of the international search report

21/03/2013

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

Link, Tatiana

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2012/072061

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2011024133 A1	03-03-2011	CN 102481170 A	30-05-2012
		EP 2470099 A1	04-07-2012
		JP 2013502967 A	31-01-2013
		US 2012136351 A1	31-05-2012
		WO 2011024133 A1	03-03-2011

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, 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, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

(72)発明者 ランキン、ダレル エル .

アメリカ合衆国 9 5 0 3 5 カリフォルニア州 ミルピタス グランド ティートン ドライブ
1 8 6 8

(72)発明者 コブリッシュ、ジョセフ ブイ .

アメリカ合衆国 9 4 0 8 7 カリフォルニア州 サニーベイル パートリッジ コート 1 5 6
8

(72)発明者 デラディ、サボルチュ

オランダ国 NL - 5 5 0 8 M Z フェルドホーフエン ステンマルテル 2

Fターム(参考) 4C160 KK03 KK07 MM33

4C601 DD15 FE01 FF13 FF16 GA03 GC11

专利名称(译)	消融探头和消融以及超声成像系统		
公开(公告)号	JP2015506209A	公开(公告)日	2015-03-02
申请号	JP2014550509	申请日	2012-12-28
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学西美德公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科学Saimudo公司		
[标]发明人	ランキンダレルエル コブリッシュジョセフブイ デラディサボルチュ		
发明人	ランキン、ダレル エル. コブリッシュ、ジョセフ ブイ. デラディ、サボルチュ		
IPC分类号	A61B18/12 A61B8/12		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4477 A61B8/5207 A61B8/54 A61B18/1206 A61B2017/00106 A61B2017/003 A61B2018/00023 A61B2018/00577 A61B2018/00821 A61B2018/00982 A61B2090/3784 A61B2090/3966 A61B2217/007 A61M5/00		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C160/KK03 4C160/KK07 4C160/MM33 4C601/DD15 4C601/FE01 4C601/FF13 4C601/FF16 4C601/GA03 4C601/GC11		
代理人(译)	昂达诚 本田 淳		
优先权	61/580705 2011-12-28 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了用于超声成像身体内的解剖结构和执行消融治疗的装置和系统。组合消融和超声成像探针包括消融电极尖端和多个超声成像传感器，所述消融电极尖端包括被配置用于传递消融能量的消融电极，所述超声成像传感器被配置用于对围绕探头的组织进行成像。超声成像传感器通过尖端插入件支撑在尖端内部，并且通过尖端形成的声学开口传送超声波。尖端插入件将尖端内的内腔分成近端流体腔室和远端流体腔室。在消融程序期间，超声成像传感器可以被分派以产生可以在用户界面上显示的多个超声图像。

