

(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2015-509027

(P2015-509027A)

(43) 公表日 平成27年3月26日(2015.3.26)

(51) Int.Cl.	F I	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

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2014-555556 (P2014-555556)	(71) 出願人	506192652
(86) (22) 出願日	平成25年1月7日 (2013.1.7)		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30日 (2014.7.30)		ド, インコーポレイテッド
(86) 国際出願番号	PCT/US2013/020503		BOSTON SCIENTIFIC S
(87) 国際公開番号	W02013/115941		CIMED, INC.
(87) 国際公開日	平成25年8月8日 (2013.8.8)		アメリカ合衆国 55311-1566
(31) 優先権主張番号	61/592, 908		ミネソタ州 メープル グローブ ワン
(32) 優先日	平成24年1月31日 (2012.1.31)		シメッド プレイス (番地なし)
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(71) 出願人	590000248
			コーニンクレッカ フィリップス エヌ
			ヴェ
			オランダ国 5656 アーエー アイン
			ドーフエン ハイテック キャンパス 5
		(74) 代理人	100105957
			弁理士 恩田 誠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波組織撮像のための流体に基づいた音響結合を有するアブレーションプローブ

(57) 【要約】

組織を超音波で撮像し、かつアブレーション治療を行うための装置およびシステムを開示する。組織を治療および撮像するためのアブレーションプローブは、多数の音響的開口を備えたアブレーション電極先端部と、前記先端部の内腔に配置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、超音波撮像センサを受容する多数の凹部を装備した中子によって内腔に支持される。超音波撮像センサと音響的開口との間に配置された音響的透明シェルは、センサの音響的通路に流体通路を形成する。アブレーション処置中に、外部流体源からの冷却流体が流体通路を介して供給され、超音波撮像センサと周囲の体組織との間に音響結合効果を提供する。

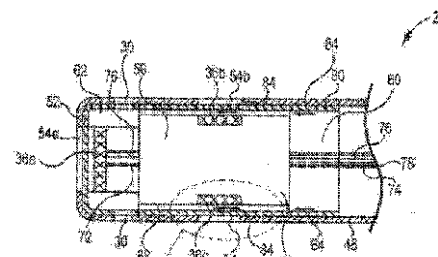


Figure 6

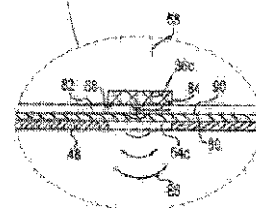


Figure 7

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体組織を治療および撮像するためのアブレーションプローブにおいて、
近位側部分および遠位側部分を有する長尺状プローブ本体と、
前記長尺状プローブ本体の前記遠位側部分に接続され、アブレーションエネルギーを体組織に送達するように構成されているアブレーション電極先端部と、
前記アブレーション電極先端部を貫通して配置された複数の音響的開口と、
前記アブレーション電極先端部の内腔に配置された複数の超音波撮像センサと、
前記複数の超音波撮像センサと前記複数の音響的開口との間に配置された音響的透明部材と、
前記複数の超音波撮像センサと前記音響的透明部材との間に介在された流体通路とを備えるアブレーションプローブ。

10

【請求項 2】

各超音波撮像センサは、前記流体通路、前記音響的透明部材、及び前記複数の音響的開口のうちの対応する 1 つの音響的開口を介して超音波を送出するように構成されている、請求項 1 に記載のアブレーションプローブ。

【請求項 3】

前記アブレーション電極先端部は管状形金属シェルを備える、請求項 1 に記載のアブレーションプローブ。

【請求項 4】

前記複数の音響的開口は、前記アブレーション電極先端部のまわりに周方向に沿って位置する、請求項 1 に記載のアブレーションプローブ。

20

【請求項 5】

前記アブレーション電極先端部はさらに複数のイリゲーションポートを備える、請求項 1 に記載のアブレーションプローブ。

【請求項 6】

前記複数のイリゲーションポートは前記アブレーション電極先端部のまわりに周方向に沿って位置する、請求項 5 に記載のアブレーションプローブ。

【請求項 7】

前記複数のイリゲーションポートは前記複数の音響的開口の遠位側に、または近位側に、または遠位側および近位側に位置する、請求項 5 に記載のアブレーションプローブ。

30

【請求項 8】

前記複数の超音波撮像センサは前記アブレーション電極先端部の前記内腔において前記複数のイリゲーションポートより近位側の位置に位置する、請求項 5 に記載のアブレーションプローブ。

【請求項 9】

前記複数の超音波撮像センサの各々は、前記アブレーション電極先端部の側面から、側方を指向する超音波を送出するように構成されている、請求項 1 に記載のアブレーションプローブ。

【請求項 10】

前記アブレーション電極先端部内に配置され、前記アブレーション電極先端部の遠位端から遠位方向に超音波を送出するように構成されている少なくとも 1 つの付加的な超音波撮像センサをさらに備える、請求項 9 に記載のアブレーションプローブ。

40

【請求項 11】

前記音響的透明部材はさらに、前記少なくとも 1 つの付加的な超音波撮像センサと、前記アブレーション電極先端部を貫通して配置された遠位向きの音響的開口との間に配置されており、前記流体通路はさらに、前記少なくとも 1 つの付加的な超音波撮像センサと前記遠位向きの音響的開口との間に介在されている、請求項 10 に記載のアブレーションプローブ。

【請求項 12】

50

前記音響的透明部材は管状形シェルを備える、請求項 1 に記載のアブレーションプローブ。

【請求項 1 3】

前記流体通路内の流体は前記超音波撮像センサと体組織とを音響的に結合する、請求項 1 に記載のアブレーションプローブ。

【請求項 1 4】

前記複数の超音波撮像センサを前記アブレーション電極先端部の前記内腔内に支持するように構成された中子をさらに備える、請求項 1 に記載のアブレーションプローブ。

【請求項 1 5】

前記中子は、超音波トランスデューサを受容するように各々が構成された複数の凹部を備えた円筒形の中子本体を備える、請求項 1 4 に記載のアブレーションプローブ。

【請求項 1 6】

各超音波撮像センサの送波面は、前記中子本体の外周面とほぼ面一である、請求項 1 4 に記載のアブレーションプローブ。

【請求項 1 7】

前記アブレーション電極先端部の前記内腔は、近位側流体室と、遠位側流体室とを備え、前記近位側流体室と遠位側流体室とは前記中子によって分離されている、請求項 1 4 に記載のアブレーションプローブ。

【請求項 1 8】

体組織を治療および撮像するためのアブレーションプローブにおいて、
近位側部分および遠位側部分を有する長尺状プローブ本体と、
前記長尺状プローブ本体の前記遠位側部分に接続され、アブレーションエネルギーを体組織に送達するように構成されているアブレーション電極先端部と、
前記アブレーション電極先端部の側面を貫通して配置された複数の音響的開口と、
前記アブレーション電極先端部の内腔に配置された中子と、
前記中子に結合され、前記アブレーション電極先端部の側面から超音波を送出するように構成されている複数の側方向きの超音波撮像センサと、
前記複数の側方向きの超音波撮像センサと前記複数の音響的開口との間に配置された音響的透明部材と、
前記複数の側方向きの超音波撮像センサと前記音響的透明部材との間に介在された流体通路と、
前記アブレーション電極の前記内腔に配置され、前記アブレーション電極先端部の遠位端から遠位方向に超音波を送出するように構成されている少なくとも 1 つの遠位向きの超音波撮像センサと
を備える、アブレーションプローブ。

【請求項 1 9】

アブレーションおよび超音波撮像システムにおいて、
アブレーションエネルギーを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先端部を備えたアブレーションプローブと、前記アブレーション電極先端部は、
前記アブレーション電極先端部を貫通して配置された複数の音響的開口と、
前記アブレーション電極先端部の内腔に配置された複数の超音波撮像センサと、
前記複数の超音波撮像センサと前記複数の音響的開口との間に配置された音響的透明部材と、
前記複数の超音波撮像センサと前記複数の音響的透明部材との間に介在された流体通路とを備えるものであり、
前記複数の超音波撮像センサと体組織とを音響的に結合する冷却流体を前記アブレーション電極先端部に送達するように構成された流体供給源と、
前記アブレーション電極先端部への電気的信号を生成および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、
前記複数の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は、

各超音波撮像センサを制御するための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氣的信号を処理し、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 に記載のアブレーションおよび超音波撮像システム。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本開示は、概してアブレーション処置の間に体内の組織を撮像するための装置およびシステムに関する。より具体的には、本開示は超音波撮像能を備えたアブレーションプローブに関する。

【背景技術】

【0002】

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体組織の諸特性を判定する必要がある。例えば、介入性心臓電気生理（EP）処置では、しばしば医師が心臓またはその付近の標的アブレーション部位における心臓組織の状態を判定する必要がある。一部の EP 処置の間に、医師は大静脈または大動脈を介して治療されるべき心臓の内部領域にマッピングカテテルを送達することがある。次に、前記マッピングカテテルを用いて、医師は前記カテテルによって担持された多数のマッピング要素を隣接する心臓組織と接触させて配置することによって、心臓律動の障害または異常の源を判定し、次いで心臓の内部領域の電気生理マップを生成するために前記カテテルを操作することがある。心臓のマップを生成したら、次に、医師はアブレーションカテテルを心臓内に進め、そのカテテル先端部によって担持されたアブレーション電極を標的心臓組織の付近に配置し、前記組織をアブレートして損傷部を形成し、それによって心臓律動障害または異常を治療し得る。いくつかの技術において、アブレーションカテテル自体が多数のマッピング電極を備え、同一の装置をマッピングおよびアブレーションの双方に用いることを可能にし得る。

20

30

【0003】

様々な超音波に基づいた撮像カテテルおよびプローブは、介入性心臓病学、介入的放射線医学および電気生理学のような用途において体組織を直接視覚化するために開発されてきた。介入性心臓電気生理学的処置については、例えば、心臓の解剖学的構造の視覚化を直接かつリアルタイムで可能にする超音波撮像装置が開発されている。いくつかの電気生理学的処置では、例えば、超音波カテテルは、心房中隔の撮像、心房中隔の経中隔横断(transseptal crossing)の誘導、肺静脈の位置確認および撮像、並びに穿孔および心外膜液の兆候に対する心房の監視のために用いられ得る。

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

多くの超音波に基づいた撮像システムは、患者に対して治療を行うマッピングおよびアブレーションカテテルとは別の撮像プローブを備える。結果として、体内における各装置の位置を追跡するために、時として位置追跡システムが用いられる。いくつかの処置では、医師がアブレートされるべき組織の状態を迅速かつ正確に判定することが困難であることがある。さらに、多くの超音波に基づいた撮像システムを用いて得られた画像は、多くの場合、透視撮像システムのような別の画像システムから得られた画像を考慮せずに、読影して理解することは困難である。

【0005】

50

本開示は、概して、アブレーション処置の間に体内の組織を撮像するための装置およびシステムに関する。

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施例1では、体組織を治療および撮像するためのアブレーションプローブは、近位側部分および遠位側部分を有する長尺状プローブ本体と、前記長尺状プローブ本体の遠位側部分に接続され、アブレーションエネルギーを体組織に送達するように構成されているアブレーション電極先端部(tip)と、前記アブレーション電極先端部を貫通して配置された複数の音響的開口(acoustic openings)と、前記アブレーション電極先端部の内腔に配置された複数の超音波撮像センサと、前記複数の超音波撮像センサと前記複数の音響的開口との間に配置された音響的透明部材(acoustically transparent member)と、前記複数の超音波撮像センサと前記音響的透明部材との間に介在された流体通路とを備える。

10

【0007】

実施例2では、実施例1に従ったプローブにおいて、各超音波撮像センサは、前記流体通路、前記音響的透明部材と、前記複数の音響的開口のうちの対応する1つの音響的開口を介して超音波を送出するように構成されている。

【0008】

実施例3では、実施例1または2のいずれかに従ったプローブにおいて、前記アブレーション電極先端部は管状形金属シェルを備える。

実施例4では、実施例1乃至3のいずれかに従ったプローブにおいて、前記複数の音響的開口は前記アブレーション電極先端部のまわりに周方向に沿って位置する。

20

【0009】

実施例5では、実施例1乃至4のいずれかに従ったプローブにおいて、前記アブレーション電極先端部はさらに複数のイリゲーションポートを備える。

実施例6では、実施例5に従ったプローブにおいて、前記複数のイリゲーションポートは前記アブレーション電極先端部のまわりに周方向に沿って位置する。

【0010】

実施例7では、実施例5乃至6のいずれかに従ったプローブにおいて、前記複数のイリゲーションポートは前記複数の音響的開口の遠位側に、または近位側に、または遠位側および近位側に位置する。

30

【0011】

実施例8では、実施例5乃至7のいずれかに従ったプローブにおいて、前記複数の超音波撮像センサは前記アブレーション電極先端部の内腔において前記複数のイリゲーションポートより近位側の位置において位置する。

【0012】

実施例9では、実施例1乃至8のいずれかに従ったプローブにおいて、前記複数の超音波撮像センサの各々は、前記アブレーション電極先端部の側面から、側方を指向する(laterally-directed)超音波を送出するように構成されている。

【0013】

実施例10では、実施例1乃至9のいずれかに従ったプローブは、前記アブレーション電極先端部内に配置された少なくとも1つの付加的な超音波撮像センサをさらに備え、前記少なくとも1つの付加的な超音波撮像センサは、前記アブレーション電極先端部の遠位端から遠位方向に超音波を送出するように構成されている。

40

【0014】

実施例11では、実施例10に従ったプローブにおいて、前記音響的透明部材はさらに、前記少なくとも1つの付加的な超音波撮像センサと、前記アブレーション電極先端部を貫通して配置された遠位向きの(distal-facing)音響的開口との間に配置されており、前記流体通路はさらに、前記少なくとも1つの付加的な超音波撮像センサと前記遠位向きの音響的開口との間に介在されている。

【0015】

50

実施例 12 では、実施例 1 乃至 10 のいずれかに従ったプローブにおいて、前記音響的透明部材は管状形シェルを備える。

実施例 13 では、実施例 1 乃至 12 のいずれかに従ったプローブにおいて、前記流体通路内の流体は、前記超音波撮像センサと体組織とを音響的に結合する。

【0016】

実施例 14 では、実施例 1 乃至 13 のいずれかに従ったプローブは、前記超音波撮像センサを前記アブレーション電極先端部の内腔内に支持するように構成された中子 (insert) をさらに備える。

【0017】

実施例 15 では、実施例 14 に従ったプローブにおいて、前記中子は、前記超音波トランスデューサを内部に受容するように各々が構成された複数の凹部を備えた円筒形の中子本体を備える。

10

【0018】

実施例 16 では、実施例 14 乃至 15 のいずれかに従ったプローブにおいて、各超音波撮像センサの送波面 (transmitting face) は、前記中子本体の外面とほぼ面一である。

実施例 17 では、実施例 14 乃至 16 のいずれかに従ったプローブにおいて、前記アブレーション電極先端部の前記内腔は近位側流体室と遠位側流体室とを備え、前記近位側流体室と前記遠位側流体室とは前記中子によって分離されている。

【0019】

実施例 18 では、体組織を治療および撮像するためのアブレーションプローブは、近位側部分および遠位側部分を有する長尺状プローブ本体と、前記長尺状プローブ本体の前記遠位側部分に接続され、アブレーションエネルギーを体組織に送達するように構成されているアブレーション電極先端部と、前記アブレーション電極先端部の側面を貫通して配置された複数の音響的開口と、前記アブレーション電極先端部の内腔に配置された中子と、前記中子に結合され、前記アブレーション電極先端部の側面から超音波を送出するように構成されている複数の側方向きの (lateral-facing) 超音波撮像センサと、前記複数の側方向きの超音波撮像センサと前記複数の音響的開口との間に配置された音響的透明部材と、前記複数の側方向きの超音波撮像センサと前記音響的透明部材との間に介在された流体通路と、前記アブレーション電極の内腔に配置され、前記アブレーション電極先端部の遠位端から遠位方向に超音波を送出するように構成されている少なくとも 1 つの遠位端に向いた超音波撮像センサとを備える。

20

30

【0020】

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、アブレーションエネルギーを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先端部を有するアブレーションプローブを備え、前記アブレーション電極先端部は、前記アブレーション電極先端部を貫通して配置された複数の音響的開口と、前記アブレーション電極先端部の内腔に配置された複数の超音波撮像センサと、前記複数の超音波撮像センサと前記複数の音響的開口との間に配置された音響的透明部材と、前記複数の超音波撮像センサと前記音響的透明部材との間に介在された流体通路とを備える。前記システムは、前記複数の超音波撮像センサを体組織に音響的に結合する冷却流体を前記アブレーション電極先端部に送達するように構成された流体供給源と、前記アブレーション電極先端部への電氣的信号を生成および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、前記複数の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る。

40

【0021】

実施例 20 では、実施例 19 に従ったシステムにおいて、前記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ための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氣的信号を処理し、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。

【0022】

50

複数の実施形態が開示されているが、本発明のさらに他の実施形態は、当業者には、本発明の例示的な実施形態を示して記載している以下の詳細な説明から明白になるであろう。従って、図面および詳細な説明は、本質的に実例であり、限定するものではないとみなされるべきである。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】例示的な実施形態に従ったアブレーション - 撮像複合システムの概略図。

【図2】図1のアブレーション - 超音波撮像複合プローブの遠位側部分をより詳細に示す斜視図。

【図3】例示的な実施形態に従ったアブレーション電極先端部の内部を示す概略図。

10

【図4】図3の先端中子の斜視図。

【図5】図3の線5 - 5に沿ったアブレーション電極先端部の断面図。

【図6】超音波撮像センサの表面を横断する冷却流体の流れを示すアブレーション電極先端部の別の概略図。

【図7】超音波撮像センサのうちの1つからアブレーション電極先端部の冷却流体、音響的透明シェル、および音響的開口を介した超音波の伝導を示す拡大図。

【発明を実施するための形態】

【0024】

本発明は様々な修正および代替形態を受け入れるが、特定の実施形態を例として図面に示しており、以下で詳細に説明する。しかしながら、本発明を記載した特定の実施形態に限定しないものとする。むしろ、本発明は、添付の特許請求の範囲によって定義される本発明の範囲内にあるすべての変更物、均等物、および代替物に及ぶことを意図している。

20

【0025】

図1は、例示的な実施形態に従ったアブレーション - 撮像複合システム10についての概略図である。図1に示したように、システム10は、アブレーション - 超音波撮像複合プローブ12と、RF発生器14と、流体貯蔵器およびポンプ16と、超音波撮像モジュール18とを備える。プローブ12は、ハンドルアセンブリ24を装備した近位側部分22と、アブレーション電極先端部28を備えた偏向可能な遠位側部分26とを有する長尺状プローブ本体20を備える。プローブ本体20は、流体貯蔵器およびポンプ16に流体が流れるように連結（以下、「流体連結」と記載）した内部冷却流体管腔29を備える。前記流体貯蔵器およびポンプ16は、生理食塩水のような冷却流体を、プローブ本体20を介して、アブレーション電極先端部28内の多数のイリゲーションポート30に供給する。プローブ本体20は、導電体、付加的な流体管腔、熱電対、挿入可能なスタイレット、並びに他の構成要素を支持するための付加的な管腔または他の管状要素をさらに備えてもよい。いくつかの実施形態において、プローブ本体20は、本体20の回転剛性を増大させるために編組金属メッシュを有した軟質プラスチック管類を備える。

30

【0026】

RF発生器14は、アブレーション電極先端部28を用いて、アブレーション処置を行うためのRFエネルギーを生成するように構成されている。RF発生器14は、RFエネルギー供給源32と、先端部28によって送達されるRFエネルギーのタイミングおよびレベルを制御するための制御装置34とを備える。アブレーション処置中に、RF発生器14は、アブレーションのために特定された、または標的とされた任意の部位をアブレートするために、制御された方法で、アブレーションエネルギーを先端部28に送達するように構成されている。RF発生器14に加えて、またはその代わりに、他の種類のアブレーション供給源を標的部位をアブレートするために用いることもできる。他の種類のアブレーション供給源の例としては、マイクロ波発振器、音響発生器、冷凍アブレーション発生器およびレーザー/光発生器が挙げられるが、これらに限定されるものではない。

40

【0027】

超音波撮像モジュール18は、プローブ先端部28内に位置するいくつかの超音波撮像センサ36から受信した信号に基づいて、体内の解剖学的構造の高解像度超音波画像（例

50

例えば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の実施形態において、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を備える。超音波信号発生器40は超音波撮像センサ36の各々を制御するための電氣的信号を提供するように構成されている。超音波撮像センサ36から折り返し受信された撮像信号は、次に画像プロセッサ42に供給され、画像プロセッサ42は前記信号を処理して、グラフィカルユーザインタフェース(GUI)44上に表示され得る画像を生成する。特定の実施形態において、例えば、GUI44上に示された超音波画像は、医師がプローブ12を体内で進めるのを支援するため、およびアブレーション処置を行うために用いられ得る。心臓アブレーション処置では、例えば、超音波信号から生成される超音波画像は、心臓内または周囲の解剖学的構造内におけるプローブ12の組織との接触を確認するため、体内でのプローブ12の向きを判定するため、標的アブレーション部位における組織の組織深さを判定するため、および/または組織中に形成されている損傷部の進行を視覚化するために用いられ得る。

10

【0028】

超音波撮像センサ36並びに超音波撮像モジュール18内の回路構成に関連する様々な特性は、センサ36が、アブレーション処置の前、最中、および/または後に、組織境界(例えば血液または他の体液)、損傷部の形成および進行、並びに前記組織の他の特性を正確に検知することを可能にするように制御され得る。プローブ12を用いて視覚化され得る組織特性の例としては、組織の内部における液体蒸発(fluid vaporization)の存在、以前の痕跡の存在、形成されている損傷部の大きさおよび形状、並びに心臓組織に隣接する構造(例えば肺、食道)が挙げられるが、これらに限定されるものではない。超音波撮像センサ36が体内の解剖学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構成の電氣的特性、センサ36と周囲の解剖学的構造との間における境界条件および減衰の度合い、並びに他の要因に依存する。

20

【0029】

いくつかの実施形態において、プローブ12は、操作者が体内においてプローブ12を偏向させて操縦することを可能にする操向機構(steering mechanism)をさらに備える。一実施形態において、例えば、ハンドル24に回転自在に連結されたステアリングノブ46のような操向部材(steering member)は、アブレーション電極先端部28をプローブ本体20の長手軸線に対して一方向または多方向に偏向させるために用いられ得る。ハンドル24に対して第1方向における操向ノブ46の回転運動は、プローブ本体20内の操向ワイヤをプローブ本体20に対して近位方向に移動させ、次いで前記ワイヤはプローブ本体20の遠位側部分26をアーチ形(arc shape)のような特定形状に湾曲させる。操向ノブ46の反対方向の回転運動は、今度はプローブ本体20の遠位側部分26を示したようなその元の形状に戻させる。前記偏向を支援するために、いくつかの実施形態において、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ーの材料からなる1つ以上の領域を備える。

30

【0030】

システム10は心臓を診断および治療するための心臓内電氣生理的処置において使用するための医療システムの状況において説明されているが、他の実施形態では、システム10は、前立腺、脳、胆嚢、子宮、食道および/または身体他の領域のような他の解剖学的構造を治療、分析、あるいは他の場合には視覚化するために用いられてもよい。さらに、図1の要素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方法によっても限定するものではない。例えば、機能ブロックのうちのいくつかは単一の装置で具体化することができ、または機能ブロックのうちの1つ以上は複数の装置で具体化することができる。

40

【0031】

図2は、図1のプローブ12の遠位側部分26をより詳細に示す斜視図である。図2にさらに見られるように、アブレーション電極先端部28は、先端部28を取り巻く体組織

50

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ＲＦアブレーション電極４８を備える。図２の実施形態において、ＲＦアブレーション電極４８は、プローブ本体２０の遠位端５０から先端部２８の遠位端５２まで延在する管状形金属シェルを備える。アブレーション電極先端部２８を貫通して配置された多数の露出開口５４ａ，５４ｂ，５４ｃ，５４ｄは、超音波撮像センサ３６ａ，３６ｂ，３６ｃ，３６ｄによって送出された超音波が先端部２８を通り抜けて周囲組織内に進むことを可能にする音響的開口を形成する。組織から折り返し受波される反射超音波は、音響的開口５４ａ，５４ｂ，５４ｃ，５４ｄを通過し、受波モードで作用している超音波撮像センサ３６ａ，３６ｂ，３６ｃ，３６ｄによって感知される。いくつかの実施形態において、音響的開口５４ａ，５４ｂ，５４ｃ，５４ｄは、アブレーション電極先端部２８の壁を貫通するように形成された露出開口または開口部(apertures)からなる。

10

【００３２】

ＲＦアブレーション電極４８は、アブレーション電極として機能することに加えて、超音波撮像センサ３６ａ，３６ｂ，３６ｃ，３６ｄ、ＲＦアブレーション電極４８をＲＦ発生器１４に接続する導電体、超音波撮像センサ３６ａ，３６ｂ，３６ｃ，３６ｄを超音波撮像モジュール１８に接続する導電体、操向機構の１本以上の操向ワイヤ、並び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。特定の実施形態において、ＲＦアブレーション電極４８は白金イリジウムのような電気伝導性合金を含む。前記電気伝導性合金は、アブレーション治療を提供するための電極として機能することに加えて、蛍光透視法を用いて体内におけるアブレーション電極先端部２８の位置を判定するために蛍光透視用マ

20

【００３３】

図２の実施形態において、プローブ１２は、アブレーション電極先端部２８の遠位端５２またはその近くに位置する、遠位向きの超音波撮像センサ３６ａを備える。超音波センサ３６ａは、超音波を主にアブレーション電極先端部２８の遠位端５２から前方方向にすなわち遠位方向に送出するように構成されている。遠位向きの超音波撮像センサ３６ａより近位側の位置で先端部２８内に配置された超音波撮像センサ３６ｂ，３６ｃ，３６ｄの第２セットは、超音波を主にアブレーション電極先端部２８の側面から側方にすなわち側面を向いた方向に送出するように構成されている。超音波撮像センサ３６ａ，３６ｂ，３６ｃ，３６ｄから折り返し受信される反射波は、周囲の体組織の画像を生成するために超音波撮像モジュール１８によって用いられ得る信号を生成する。

30

【００３４】

いくつかの実施形態において、超音波撮像センサ３６ａ，３６ｂ，３６ｃ，３６ｄの各々は、ジルコン酸チタン酸鉛（ＰＺＴ）のような圧電セラミック材料またはポリフッ化ビニリデン（ＰＶＤＦ）のような圧電性ポリマーから形成された圧電変換器を備える。いくつかの実施形態において、アブレーション電極先端部２８は、当該先端部２８の側面に隣接して位置する組織の撮像に使用するために、当該先端部２８のまわりに互いから１２０度間隔で離れて周方向にそれぞれ配向された３つの側方向きの超音波撮像センサ３６ｂ，３６ｃ，３６ｄを備える。他の実施形態では、プローブ先端部２８の側面に隣接する組織を撮像するために、より多数または少数の側方向きの超音波撮像センサが用いられる。

40

【００３５】

図２の実施形態では、アブレーション電極先端部２８は、先端部２８および周囲組織を冷却する冷却流体を供給するために用いられる多数のイリゲーションポート３０を備えた開放イリゲーション構造を有する。他の実施形態では、アブレーション電極先端部２８は、冷却流体が周囲組織に噴射されずに先端部２８を通して再循環される閉鎖イリゲーション構造を有する。いくつかの実施形態において、アブレーション電極先端部２８は、遠位向きの超音波センサ３６ａより近位側で、かつ側方向きの超音波センサ３６ｂ，３６ｃ，３６ｄの位置より遠位側の位置において、先端部２８のまわりに６０度間隔で互いから離れて周方向にそれぞれ配置された６つのイリゲーションポート３０を備える。他の実施形態では、より多数または少数の流体イリゲーションポート３０が用いられる。いくつかの

50

実施形態において、流体イリゲーションポート 30 は円形であり、約 0.01 インチ ~ 0.02 インチ (約 0.0254 ~ 約 0.0508 センチメートル) の範囲の直径を有する。しかしながら、イリゲーションポート 30 の大きさ、数および / または配置は変化してもよい。

【0036】

アブレーション治療中に、冷却流体は、温度を制御し、かつアブレーション電極先端部 28 上における凝塊形成を低減するために用いられ、よって先端部 28 に接触する組織のインピーダンスの上昇を防止し、組織に送達される RF アブレーションエネルギーの伝達を増大させる。特定の実施形態では、本願においてさらに検討するように、冷却流体はまた、超音波センサ 36a, 36b, 36c, 36d を周囲の体組織に音響的に結合するインピーダンス整合層としても機能し、よって前記組織とセンサ 36a, 36b, 36c, 36d との間の界面で起こり得る反射を低減する。

10

【0037】

図 3 は、例示的な実施形態に従ったアブレーション電極先端部 28 の内部を示す概略図である。図 3 に示すように、アブレーション電極先端部 28 は、プローブ先端部 28 の内部を近位側流体室 60 と遠位側流体室 62 とに分割するように構成された先端中子 58 を備える。図 4 に関連してさらに見られるように、先端中子 58 は、多数の凹部 68 を備えた外側領域 (outer extent) 66 を有する円筒形本体 64 を備え、各凹部 68 は、側方向きの超音波撮像センサ 36b, 36c, 36c のうちの対応する 1 つを内部に受容するように構成されている。特定の実施形態において、例えば、先端中子 58 は、センサ 36b, 36c, 36d を凹部 68 内に圧入することによって、超音波撮像センサ 36b, 36c, 36d を摩擦抵抗をもって受容する (frictionally receive) ような寸法および形状に形成された凹部 68 を有するステンレス鋼本体を備える。いくつかの実施形態において、凹部 68 の深さは、超音波センサ 36b, 36c, 36d の送波面が中子本体 64 の外側領域 66 とほぼ面一に横たわるように構成されている。使用において、中子本体 64 は、遠位側流体室 62 から近位側流体室 60 を分離し、流体が近位側流体室 60 に進入する際に背圧を生じる。この背圧は、流体を遠位側流体室 62 に押し出される前に循環させる。

20

【0038】

中子本体 64 を貫通して延びる内部穴 70 は超音波センサ 36a, 36b, 36c, 36d を超音波撮像モジュール 18 に電氣的に接続するために用いられる導電体を受容するように構成されている。図 3 にさらに見られるように、例えば、中子本体 64 の内腔 70 は、両端部において、超音波センサ 36a, 36b, 36c, 36d のための導電体 76, 78 を収容する管状部材 72, 74 に接続されている。

30

【0039】

図 5 は、図 3 の線 5-5 に沿ったアブレーション電極先端部 28 の断面図である。図 4 および図 5 に関連してさらに見られるように、先端中子本体 64 のまわりに半径方向に配置された管状形シェル 80 は、近位側流体室 60 を遠位側流体室 62 と接続する環状形の流体通路 82 を画定する。他の実施形態では、流体通路 82 の形状は示したものと異なる。いくつかの実施形態において、シェル 80 は、比較的低い音響インピーダンスを有する、透明アクリル樹脂のような音響的透明材料を含む。シェル 80 は、周囲の体組織から音響的開口 54b, 54c, 54d を液密的に封止するように機能することもでき、いくつかの実施形態では、流体通路 82 内の冷却流体と体組織との間に所望の音響結合効果を提供する。

40

【0040】

図 5 およびいくつかの実施形態にみられるように、アブレーション電極先端部 28 は、先端部 28 の周に対して 120 度の等距離の角度 α で、3 つの側方向きの超音波撮像センサ 36b, 36c, 36d を備える。3 つの側方向きの超音波センサ 36b, 36c, 36d が示されているが、他の実施形態では、より多数または少数のセンサが用いられてもよい。例としてであり、限定するものではないが、4 つの超音波撮像センサがアブレーション電極先端部 28 の周に対して 90 度の等距離の角度 α で配置されてもよい。いくつか

50

の実施形態において、側方向きの超音波撮像センサ 36b, 36c, 36d は、超音波をアブレーション電極先端部 28 の側面に直交する方向に送出するように構成されている。他の実施形態では、側方向きの超音波撮像センサ 36b, 36c, 36d は、超音波をアブレーション電極先端部 28 の側面から若干前方の角度で送出するように構成されている。

【0041】

撮像中に、アブレーション電極先端部 28 の周に対して離間された多数の超音波撮像センサ 36b, 36c, 36d を用いることにより、側方向きのセンサ 36b, 36c, 36d のうちの少なくとも 1 つは、前記先端部の向きに関係なく、先端部 28 の側面に位置する標的組織を考慮することが保証される。そのような構成はまた、プローブ 12 が組織と接触したら、医師が、プローブ 12 を回転させる必要なく、標的組織を容易に視覚化できるようにする。

10

【0042】

図 6 は、超音波撮像センサ 36b, 36c, 36d の表面を横断する冷却流体 84 の流れを示す、アブレーション電極先端部 28 の別の概略図である。アブレーション処置中に、プローブ本体 20 を通って供給される冷却流体 84 は、近位側流体室 60 に進入する。冷却流体 84 は、次に流体通路 82 に進入して、超音波撮像センサ 36b, 36c, 36d を通過して、センサ 36b, 36c, 36d とシェル 80 との間に音響結合効果を提供する。冷却流体 84 は、次に遠位側流体室 62 に進入し、図 1 ~ 図 2 に示すイリゲーションポート 30 を通って周囲の体組織中に退出する。

20

【0043】

図 7 は、超音波撮像センサ 36c のうちの 1 つからアブレーションプローブ先端部 28 の冷却流体 84、シェル 80、音響的開口 54c を介した超音波 86 の伝導を示す拡大図である。図 7 に示すように、流体通路 82 内の冷却流体 84 は、超音波撮像センサ 36c の送波 / 受波面 88 およびシェル 80 の内面 90 と接触する。冷却流体 84 は、体組織のそれに類似した音響インピーダンスを有するように選択され、前記音響インピーダンスは、各界面において最小限の境界反射損失で、超音波 86 の、シェル 80 への伝導、音響的開口 54c を介した伝導、および組織への伝導を容易にするように機能する。同様の効果は、他の超音波撮像センサ 36b, 36c の送波面または表面を横断して通過する流体に対して生じる。

30

【0044】

検討した具体例としての実施形態に対して、本発明の範囲から逸脱することなく、様々な変更および追加をなすことができる。例えば、上記に記載した実施形態は特定の特徴に言及しているが、本発明の範囲は特徴の異なる組み合わせを有する実施形態および記載した特徴のすべてを含んでいるとは限らない実施形態も包含する。従って、本発明の範囲は、特許請求の範囲内にあるすべてのそのような代替案、変更例および別例を、それらのすべての均等物と共に、包含するように意図される。

【 図 2 】

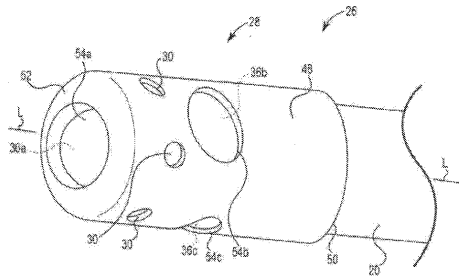


Figure 2

【 図 3 】

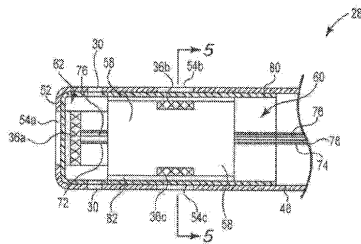


Figure 3

【 図 4 】

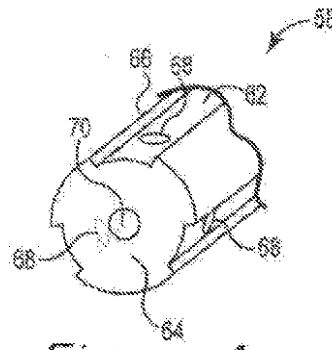


Figure 4

【 図 5 】

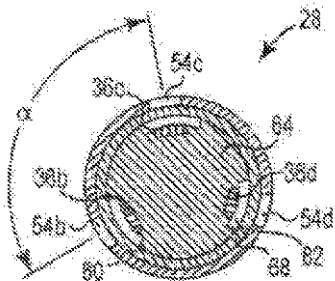


Figure 5

【 図 6 - 7 】

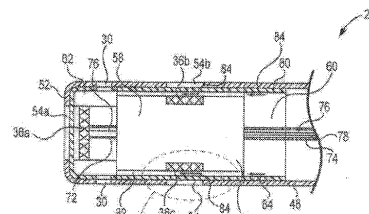


Figure 6

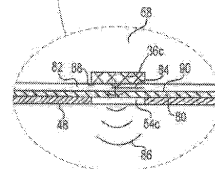
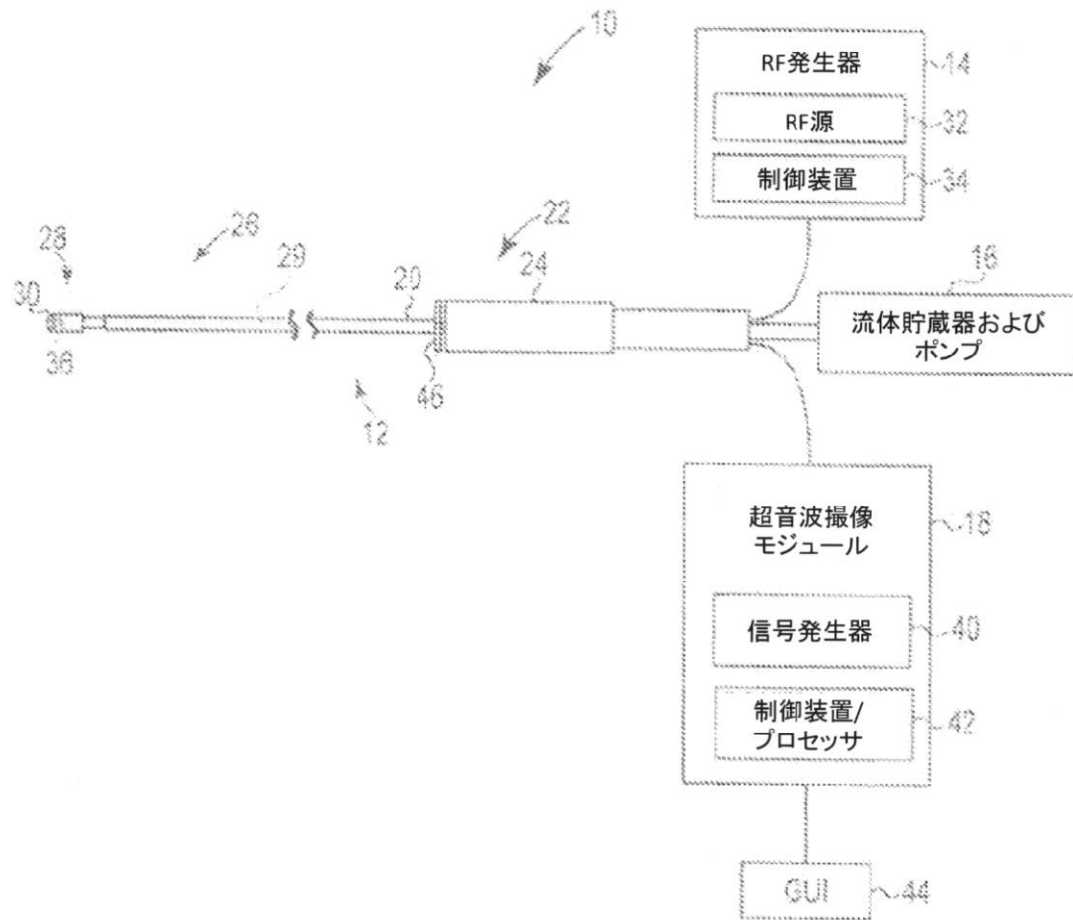


Figure 7

【図 1】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2013/020503

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) page 3, line 9 - page 10, line 24; figures 2,5,6,8	1-20
A	----- WO 2011/095937 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; HARKS GODEFRIDUS ANTONIUS [NL]; D) 11 August 2011 (2011-08-11) page 6, lines 23-30 page 11, line 4 - page 12, line 5; figures 2,3	1-20
A	----- WO 2012/001595 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; DELADI SZABOLCS [NL]; HARKS ERIK) 5 January 2012 (2012-01-05) page 21, line 3 - page 22, line 2	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

11 March 2013

Date of mailing of the international search report

20/03/2013

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5816 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Link, Tatiana

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2013/020503

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A,P	WO 2012/049621 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; HARKS ERIK GODEFRIDUS ANTONIUS [N] 19 April 2012 (2012-04-19) page 18, line 4 - page 19, line 3 page 47, lines 6-14; figures 2,3 -----	1-20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2013/020503

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2011024133 A1	03-03-2011	CN 102481170 A EP 2470099 A1 JP 2013502967 A US 2012136351 A1 WO 2011024133 A1	30-05-2012 04-07-2012 31-01-2013 31-05-2012 03-03-2011
WO 2011095937 A1	11-08-2011	CN 102781358 A EP 2531133 A1 US 2012302877 A1 WO 2011095937 A1	14-11-2012 12-12-2012 29-11-2012 11-08-2011
WO 2012001595 A1	05-01-2012	TW 201204311 A WO 2012001595 A1	01-02-2012 05-01-2012
WO 2012049621 A1	19-04-2012	NONE	

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

(74)代理人 100068755

弁理士 恩田 博宣

(74)代理人 100142907

弁理士 本田 淳

(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 フェルドホーフェン ステンマルテル 2

Fターム(参考) 4C160 KK07 KK13 MM33

4C601 DD15 EE19 FE01 FF13 FF16 GC02 GC11 GC22

专利名称(译)	用于超声组织成像的基于流体的声学耦合的消融探针		
公开(公告)号	JP2015509027A	公开(公告)日	2015-03-26
申请号	JP2014555556	申请日	2013-01-07
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学西美德公司 皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科学Saimudo公司 皇家飞利浦NV哥德堡		
[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		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C160/KK07 4C160/KK13 4C160/MM33 4C601/DD15 4C601/EE19 4C601/FE01 4C601/FF13 4C601/FF16 4C601/GC02 4C601/GC11 4C601/GC22		
代理人(译)	昂达诚 本田 淳		
优先权	61/592908 2012-01-31 US		
其他公开文献	JP5830614B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了用于超声成像组织和执行消融治疗的装置和系统。用于治疗 and 成像身体组织的消融探针包括具有多个声学开口的消融电极尖端以及设置在尖端的内腔中的多个超声波成像传感器。超声波成像传感器通过配备有接收超声成像传感器的多个凹槽的插入件被支撑在内腔内。设置在超声波成像传感器和声学开口之间的声学透明壳体在传感器的声学通路中形成流体通道。在消融程序期间，来自外部流体源的冷却流体通过流体通道递送，从而在超声成像传感器与周围身体组织之间提供声耦合效应。

