

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5830614号
(P5830614)

(45) 発行日 平成27年12月9日 (2015. 12. 9)

(24) 登録日 平成27年10月30日 (2015. 10. 30)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 18/12 (2006. 01)

A 6 1 B 17/39 3 1 0

A 6 1 B 8/12 (2006. 01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 19 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2014-555556 (P2014-555556)
 (86) (22) 出願日 平成25年1月7日 (2013. 1. 7)
 (65) 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)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2013/020503
 (87) 国際公開番号 WO2013/115941
 (87) 国際公開日 平成25年8月8日 (2013. 8. 8)
 審査請求日 平成26年7月30日 (2014. 7. 30)
 (31) 優先権主張番号 61/592, 908
 (32) 優先日 平成24年1月31日 (2012. 1. 31)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 506192652
 ボストン サイエントフィック サイム
 ド, インコーポレイテッド
 BOSTON SCIENTIFIC S
 CIMED, INC.
 アメリカ合衆国 55311-1566
 ミネソタ州 メープル グローブ ワン
 シメッド プレイス (番地なし)

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、および、アブレーションおよび超音波撮像システム

(57) 【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、前記音響的透明部材は管状形シェルの備えるアブレーションプローブ。

【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の備える、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。

【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。

10

【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】

20

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。

【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】

30

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 13】

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 14】

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 13 に記載のアブレーションプローブ。

【請求項 15】

各超音波撮像センサの送波面は、前記中子本体の外表面とほぼ面一である、請求項 14 に記載のアブレーションプローブ。

40

【請求項 16】

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 13 に記載のアブレーションプローブ。

【請求項 17】

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、

50

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、前記音響的透明部材は管状形シェルを備える、アブレーションプローブ。

10

【請求項 18】

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、前記音響的透明部材は管状形シェル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。

20

【請求項 19】

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気的信号を処理し、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 18 に記載のアブレーションおよび超音波撮像システム。

30

【発明の詳細な説明】

【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。

40

【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ーテルを送達することがある。次に、前記マッピングカテーテルを用いて、医師は前記カテーテルによって担持された多数のマッピング要素を

50

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ー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ーテルを心臓内に進め、そのカテー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ー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。

【0003】

様々な超音波に基づいた撮像カテー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、超音波カテーテルは、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】

【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ー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】

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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 1 0 】

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。

【 0 0 1 1 】

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。

10

【 0 0 1 2 】

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。

【 0 0 1 3 】

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。

20

【 0 0 1 4 】

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。

【 0 0 1 5 】

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。

30

【 0 0 1 6 】

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。

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

40

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。

【 0 0 1 9 】

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

50

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つの遠位端に向けた超音波撮像センサとを備える。

【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。

【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気的信号を処理し、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】

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。

【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。

【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。

【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。

【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、GUI 44 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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 2 9 】

いくつかの実施形態において、プローブ 1 2 は、操作者が体内においてプローブ 1 2 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 2 4 に回転自在に連結されたステアリングノブ 4 6 のような操向部材(steering member)は、アブレーション電極先端部 2 8 をプローブ本体 2 0 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 2 4 に対して第 1 方向における操向ノブ 4 6 の回転運動は、プローブ本体 2 0 内の操向ワイヤをプローブ本体 2 0 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 2 0 の遠位側部分 2 6 をアーチ形(arcuated shape)のような特定形状に湾曲させる。操向ノブ 4 6 の反対方向の回転運動は、今度はプローブ本体 2 0 の遠位側部分 2 6 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 2 0 は、プローブ本体 2 0 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。

10

【 0 0 3 0 】

システム 1 0 は心臓を診断および治療するための心臓内電気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 1 0 は、前立腺、脳、胆嚢、子宮、食道および/または身体その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。

20

【 0 0 3 1 】

図 2 は、図 1 のプローブ 1 2 の遠位側部分 2 6 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 2 8 は、先端部 2 8 を取り巻く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 R F アブレーション電極 4 8 を備える。図 2 の実施形態において、R F アブレーション電極 4 8 は、プローブ本体 2 0 の遠位端 5 0 から先端部 2 8 の遠位端 5 2 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 2 8 を貫通して配置された多数の露出開口 5 4 a , 5 4 b , 5 4 c , 5 4 d は、超音波撮像センサ 3 6 a , 3 6 b , 3 6 c , 3 6 d によって送出された超音波が先端部 2 8 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 5 4 a , 5 4 b , 5 4 c , 5 4 d を通過し、受波モードで作用している超音波撮像センサ 3 6 a , 3 6 b , 3 6 c , 3 6 d 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 5 4 a , 5 4 b , 5 4 c , 5 4 d は、アブレーション電極先端部 2 8 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。

30

【 0 0 3 2 】

R F アブレーション電極 4 8 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 3 6 a , 3 6 b , 3 6 c , 3 6 d 、R F アブレーション電極 4 8 を R F 発生源 1 4 に接続する導電体、超音波撮像センサ 3 6 a , 3 6 b , 3 6 c , 3 6 d を超音波撮像モジュール 1 8 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、R F アブレーション電極 4 8 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 2 8 の位置を判定するために蛍光透視用マーカ(fluoroscopic marker)としても用いられる。

40

【 0 0 3 3 】

図 2 の実施形態において、プローブ 1 2 は、アブレーション電極先端部 2 8 の遠位端 5

50

2 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 36 a を備える。超音波センサ 36 a 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 36 a 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 36 b , 36 c , 36 d 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 36 a , 36 b , 36 c , 36 d 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。

【0034】

いくつかの実施形態において、超音波撮像センサ 36 a , 36 b , 36 c , 36 d 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 36 b , 36 c , 36 d 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。

【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 を通っ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 36 a より近位側で、かつ側方向きの超音波センサ 36 b , 36 c , 36 d 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 36 a , 36 b , 36 c , 36 d 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 36 a , 36 b , 36 c , 36 d との間の界面で起こり得る反射を低減する。

【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 36 b , 36 c , 36 c 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 36 b , 36 c , 36 d を凹部 68 内に圧入することによって、超音波撮像センサ 36 b , 36 c , 36 d 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、

10

20

30

40

50

凹部 6 8 の深さは、超音波センサ 3 6 b , 3 6 c , 3 6 d の送波面が中子本体 6 4 の外側領域 6 6 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 6 4 は、遠位側流体室 6 2 から近位側流体室 6 0 を分離し、流体が近位側流体室 6 0 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 6 2 に押し出される前に循環させる。

【 0 0 3 8 】

中子本体 6 4 を貫通して延びる内部穴 7 0 は超音波センサ 3 6 a , 3 6 b , 3 6 c , 3 6 d を超音波撮像モジュール 1 8 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 6 4 の内腔 7 0 は、両端部において、超音波センサ 3 6 a , 3 6 b , 3 6 c , 3 6 d のための導電体 7 6 , 7 8 を収容する管状部材 7 2 , 7 4 に接続されている。

10

【 0 0 3 9 】

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 2 8 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 6 4 のまわりに半径方向に配置された管状形シェル 8 0 は、近位側流体室 6 0 を遠位側流体室 6 2 と接続する環状形の流体通路 8 2 を画定する。他の実施形態では、流体通路 8 2 の形状は示したものとは異なる。いくつかの実施形態において、シェル 8 0 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 8 0 は、周囲の体組織から音響的開口 5 4 b , 5 4 c , 5 4 d 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 8 2 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。

20

【 0 0 4 0 】

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 2 8 は、先端部 2 8 の周に対して 1 2 0 度の等距離の角度 で、3 つの側方向きの超音波撮像センサ 3 6 b , 3 6 c , 3 6 d を備える。3 つの側方向きの超音波センサ 3 6 b , 3 6 c , 3 6 d 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 2 8 の周に対して 9 0 度の等距離の角度 で配置されてもよい。いくつかの実施形態において、側方向きの超音波撮像センサ 3 6 b , 3 6 c , 3 6 d は、超音波をアブレーション電極先端部 2 8 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 3 6 b , 3 6 c , 3 6 d は、超音波をアブレーション電極先端部 2 8 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。

30

【 0 0 4 1 】

撮像中に、アブレーション電極先端部 2 8 の周に対して離間された多数の超音波撮像センサ 3 6 b , 3 6 c , 3 6 d を用いることにより、側方向きのセンサ 3 6 b , 3 6 b , 3 6 d 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 2 8 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 1 2 が組織と接触したら、医師が、プローブ 1 2 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。

【 0 0 4 2 】

40

図 6 は、超音波撮像センサ 3 6 b , 3 6 c , 3 6 d の表面を横断する冷却流体 8 4 の流れを示す、アブレーション電極先端部 2 8 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 2 0 を通って供給される冷却流体 8 4 は、近位側流体室 6 0 に進入する。冷却流体 8 4 は、次に流体通路 8 2 に進入して、超音波撮像センサ 3 6 b , 3 6 c , 3 6 d を通過して、センサ 3 6 b , 3 6 c , 3 6 d とシェル 8 0 との間に音響結合効果を提供する。冷却流体 8 4 は、次に遠位側流体室 6 2 に進入し、図 1 ~ 図 2 に示すイリゲーションポート 3 0 を通って周囲の体組織中に退出する。

【 0 0 4 3 】

図 7 は、超音波撮像センサ 3 6 c のうちの 1 つからアブレーションプローブ先端部 2 8 の冷却流体 8 4 、シェル 8 0 、音響的開口 5 4 c を介した超音波 8 6 の伝導を示す拡大図

50

である。図 7 に示すように、流体通路 8 2 内の冷却流体 8 4 は、超音波撮像センサ 3 0 c の送波 / 受波面 8 8 およびシェル 8 0 の内面 9 0 と接触する。冷却流体 8 4 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 8 6 の、シェル 8 0 への伝導、音響的開口 5 4 c 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 3 6 b , 3 6 c 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。

【 0 0 4 4 】

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征に言及しているが、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。

10

【 図 2 】

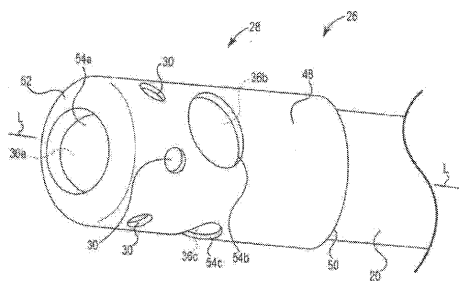


Figure 2

【 図 4 】

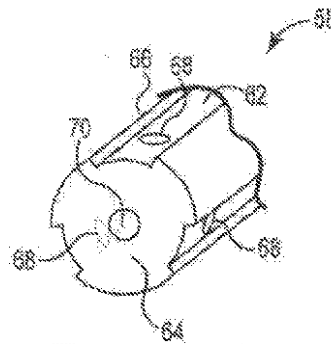


Figure 4

【 図 3 】

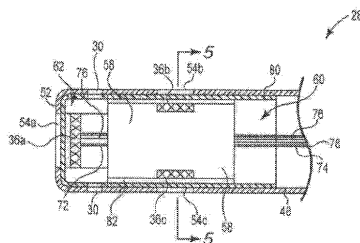


Figure 3

【図 5】

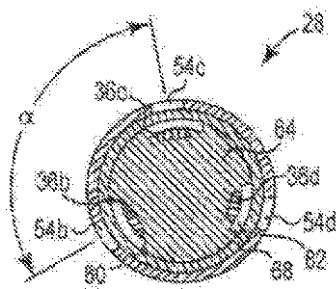


Figure 5

【図 6 - 7】

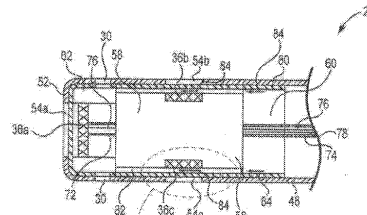


Figure 6

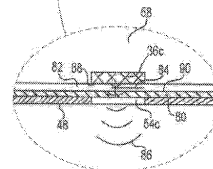
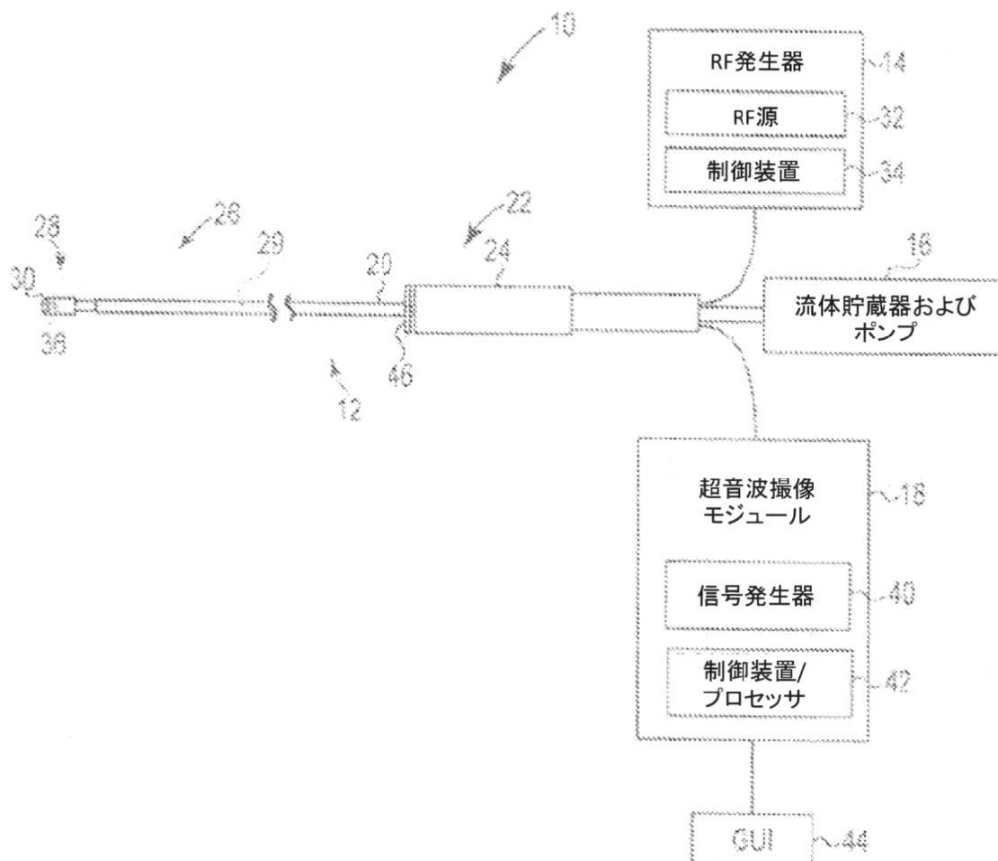


Figure 7

【図 1】



フロントページの続き

(73)特許権者 590000248

コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
KONINKLIJKE PHILIPS N.V.
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
High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven

(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

(72)発明者 ランキン、ダレル エル.

アメリカ合衆国 95035 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
1868

(72)発明者 コブリッシュ、ジョセフ ブイ.

アメリカ合衆国 94087 カリフォルニア州 サニーベイル パートリッジ コート 156
8

(72)発明者 デラディ、サバルチュ

オランダ国 NL-5508MZ フェルドホーフェン ステンマルテル 2

審査官 中屋 裕一郎

(56)参考文献 国際公開第2011/101778(WO, A1)

米国特許第5762067(US, A)

米国特許出願公開第2005/0228286(US, A1)

米国特許出願公開第2003/0229286(US, A1)

特開2009-142653(JP, A)

米国特許出願公開第2012/0172871(US, A1)

特表2011-518538(JP, A)

国際公開第2011/024133(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/12 - 18/16

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	消融探针具有基于流体的声学耦合，用于超声组织成像和消融以及超声成像系统		
公开(公告)号	JP5830614B2	公开(公告)日	2015-12-09
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		
当前申请(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		
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	JP2015509027A		
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。

(21) 出願番号	特願2014-555556 (P2014-555556)	(73) 特許権者	506192652
(86) (22) 出願日	平成25年1月7日 (2013.1.7)		
(65) 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)		
(86) 国際出願番号	PCT/US2013/020503		
(87) 国際公開番号	WO2013/115941		
(87) 国際公開日	平成25年8月8日 (2013.8.8)		
審査請求日	平成26年7月30日 (2014.7.30)		
(31) 優先権主張番号	61/592,908		
(32) 優先日	平成24年1月31日 (2012.1.31)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
			ボストン サイエントフィック サイム ド、インコーポレイテッド BOSTON SCIENTIFIC S CIMED, INC. アメリカ合衆国 55311-1566 ミネソタ州 メープル グローブ ワン シメッド プレイス (番地なし)