

(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2014-516723

(P2014-516723A)

(43) 公表日 平成26年7月17日(2014.7.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 8/12 (2006.01)	A61B 8/12	4C027
A61B 5/0408 (2006.01)	A61B 5/04 300J	4C160
A61B 5/0478 (2006.01)	A61B 5/04 314K	4C601
A61B 5/0492 (2006.01)	A61B 17/39 310	
A61B 5/044 (2006.01)		

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 22 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2014-513504 (P2014-513504)
 (86) (22) 出願日 平成24年4月2日 (2012.4.2)
 (85) 翻訳文提出日 平成25年11月29日 (2013.11.29)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2012/031819
 (87) 国際公開番号 W02012/166239
 (87) 国際公開日 平成24年12月6日 (2012.12.6)
 (31) 優先権主張番号 61/491,944
 (32) 優先日 平成23年6月1日 (2011.6.1)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 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)
 (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】 超音波映像性能を備えた切除プローブ

(57) 【要約】

超音波で解剖学的組織構造体を撮像し、体内の切除治療を行うための装置およびシステムが開示される。複合型切除および超音波撮像プローブは、ハウジングと、ハウジングの先端側セクションに配置される切除電極と、体内の解剖学的組織構造体を視覚化するように構成される複数の超音波撮像センサを含む。切除処置中に、超音波撮像センサは、ユーザインタフェースのディスプレイ画面に合成画像として表示可能な複数の超音波画像を生成することを課される。

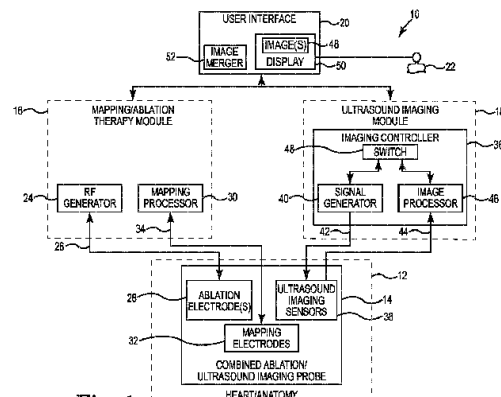


Fig. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体内に挿入される複合型切除および超音波撮像プローブであって、
基端側セクションおよび先端側セクションを有するハウジングと、
該先端側セクションに配置される切除電極と、
該先端側セクションに配置されるとともに、該先端側セクションの先端側に向かう第 1
の方向に音波を送信するように構成される第 1 の超音波撮像センサと、
該先端側セクションにおいて、該第 1 の超音波撮像センサよりも基端側に配置される複
数の第 2 の超音波撮像センサとを備え、同第 2 の超音波撮像センサの各々は、該第 1 の方
向とは異なる第 2 の方向に音波を送信するように構成されることを特徴とするプローブ。

10

【請求項 2】

前記切除電極は、RF 切除電極を含むことを特徴とする請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 3】

前記第 1 および第 2 の超音波撮像センサの各々は、前記先端側セクション内に配置され
ることを特徴とする請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 4】

前記第 1 の超音波撮像センサは、前記先端側セクションの先端に配置される先端向きの
超音波撮像センサを含むことを特徴とする請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 5】

前記第 2 の超音波撮像センサの各々は、前記先端側セクションの湾曲部に連結されるこ
とを特徴とする請求項 1 に記載のプローブ。

20

【請求項 6】

前記第 2 の超音波撮像センサの各々は、該ハウジングの長手軸に直交する線に対して約
10°乃至約60°の角度をなして音波を送信するように構成されることを特徴とする請
求項 5 に記載のプローブ。

【請求項 7】

前記第 2 の超音波撮像センサは、前記先端側セクションの周囲に径方向に配置されるこ
とを特徴とする請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 8】

前記第 2 の超音波撮像センサは、前記周囲に相互に等間隔で径方向に配置されることを
特徴とする請求項 7 に記載のプローブ。

30

【請求項 9】

少なくとも 1 つのマッピング電極をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載のプ
ローブ。

【請求項 10】

切除および超音波撮像システムであって、
基端側セクションおよび先端側セクションを有するハウジングと、切除電極と、複数の
超音波撮像センサを含むプローブであって、該複数の超音波撮像センサは、該先端側セ
クションに配置される第 1 の超音波撮像センサと、該先端側セクションにおいて該第 1 の
超音波撮像センサよりも基端側に配置される複数の第 2 の超音波撮像センサを含む、前
記プローブと、
電気信号を生成し、該切除電極に供給するように構成される切除治療モジュールと、
該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る超音波撮
像モジュールと、
該超音波撮像センサによって生成された、超音波で派生した情報をディスプレイ画面
上に表示するように構成されるユーザインタフェースとを備えることを特徴とする切除お
よび超音波撮像システム。

40

【請求項 11】

前記第 1 の超音波撮像センサは、前記先端側セクションの先端に配置される先端向きの
超音波撮像センサを含むことを特徴とする請求項 10 に記載のシステム。

50

【請求項 1 2】

前記第 2 の超音波撮像センサの各々は、前記先端側セクションの湾曲部に連結されることを特徴とする請求項 1 0 に記載のシステム。

【請求項 1 3】

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る超音波信号生成器を含む撮像制御部と、

各超音波撮像センサから受信される電気信号を処理するとともに複数の超音波画像を生成するように構成される画像処理プロセッサとを含むことを特徴とする請求項 1 0 に記載のシステム。

10

【請求項 1 4】

前記プローブ上の 1 つ以上のマッピング電極と通信するマッピングプロセッサをさらに備えることを特徴とする請求項 1 0 に記載のシステム。

【請求項 1 5】

前記ディスプレイ画面は、対応する超音波撮像センサに関連づけられた画像を表示するようにそれぞれ構成される複数の画像枠を含むことを特徴とする請求項 1 0 に記載のシステム。

【請求項 1 6】

前記複数の画像枠は、ディスプレイ画面上に並べて表示されることを特徴とする請求項 1 5 に記載のシステム。

20

【請求項 1 7】

前記画像枠はそれぞれ B モードの超音波画像を含むことを特徴とする請求項 1 5 に記載のシステム。

【請求項 1 8】

複数の超音波撮像センサを備える切除プローブから生成される合成画像を表示するユーザインタフェースであって、

超音波撮像センサの対応する 1 つから生成される超音波の画像を表示するようにそれぞれ構成される複数の画像枠を含むディスプレイ画面を備え、

該画像枠の各々は、該超音波撮像センサのそれぞれから合成超音波画像を形成するために並んで配列されることを特徴とするユーザインタフェース。

30

【請求項 1 9】

前記超音波画像は、B モード像であることを特徴とする請求項 1 8 に記載のユーザインタフェース。

【請求項 2 0】

前記ディスプレイ画面は、各超音波撮像センサによって生成される画像の撮像深さを示す 1 組の参照符号を含むことを特徴とする請求項 1 8 に記載のユーザインタフェース。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0 0 0 1】**

本発明は、体内の解剖学的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、本発明は、超音波撮像性能を備えた切除プローブに関する。

40

【背景技術】**【0 0 0 2】**

切除治療において、体内の目的の切除部位で体組織の様々な特性を決定することが通常要求される。介入心臓電気生理学 (EP) 処置においては、例えば、医師は、心臓内、あるいは心臓近傍の目的の切除部位で心臓組織の症状を決定することが通常要求される。いくつかの EP 処置中に、医師は、マッピングカテーテルを大静脈や大動脈を通して処置される心臓の内部領域に輸送する。マッピングカテーテルを使用して、医師は、隣接する心臓組織に接触するようにカテーテルによって輸送される複数のマッピング要素を配置することにより、心律動障害あるいは異常の源を決定し、続いて心臓の内部領域の電気生理学

50

マップを生成するためにカテーテルを操作する。一旦心臓のマップが生成されると、医師は心臓まで切除カテーテルを前進させ、カテーテル先端によって輸送される切除電極を目的の心臓組織近傍に配置し、組織を切除するとともに部位を形成し、これにより、心律動障害あるいは異常を処置する。いくつかの技術において、切除カテーテルは複数のマッピング電極を含み、これにより同じ器具がマッピングおよび切除の両者に使用可能である。

【0003】

様々な超音波ベースの撮像カテーテルおよびプローブが、心血管形成術、インターベンショナルラジオロジー、および電気生理学のような応用において、直接体組織を視覚化するために開発されている。介入心臓電気生理学処置については、例えば、心臓の解剖学的組織構造体の直接且つリアルタイムの視覚化を可能とする超音波診断装置が開発されている。いくつかの電気生理学処置では、例えば、超音波カテーテルは、心房内の隔壁を撮像し、心房中隔の横断を案内し、肺静脈を配置するとともに撮像し、穿孔および心外膜液の兆候のために心臓の心房を監視することに使用される。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

多くの超音波ベースの撮像システムは、患者に治療を施すことに使用されるマッピングカテーテルおよび切除カテーテルとは独立した撮像プローブを備える。その結果、位置追跡システムが体内の各装置の位置を追跡することに通常使用される。いくつかの処置では、切除される組織の症状を迅速にして、且つ正確に決定することは医師にとって困難である。さらに、多くの超音波ベースの撮像システムを使用して得られた画像は、蛍光透視法撮像システムのような別の撮像システムから得られた画像に関係なく通常読み理解することが困難である。

20

【0005】

本発明は、体内の切除プローブ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】

例1において、体内に挿入する複合型切除および超音波撮像プローブは、基端側セクションおよび先端側セクションを有するハウジングと、先端側セクションに配置される切除電極と、先端側セクションに配置されるとともに、先端側セクションの先端側に向かう第1の方向に音波を送信するように構成される第1の超音波撮像センサと、先端側セクションにおいて、第1の超音波撮像センサよりも基端側に配置される複数の第2の超音波撮像センサとを備える。第2の超音波撮像センサのそれぞれは、第1の方向とは異なる第2の方向に音波を送信するように構成される。

30

【0007】

例2において、例1に記載のプローブは、切除電極が、RF切除電極を含むことを特徴とする。

例3において、例1または例2に記載のプローブは、第1および第2の超音波撮像センサの各々が、先端側セクション内に配置されることを特徴とする。

【0008】

例4において、例1乃至3のうちいずれか1つに記載のプローブは、第1の超音波撮像センサが、先端側セクションの先端に配置される先端向きの超音波撮像センサを含むことを特徴とする。

40

【0009】

例5において、例1乃至4のうちいずれか1つに記載のプローブは、第2の超音波撮像センサの各々が先端側セクションの湾曲部に連結されることを特徴とする。

例6において、例5に記載のプローブは、第2の超音波撮像センサの各々が、ハウジングの長手軸に直交する線に対して約10°乃至約60°の角度をなして音波を送信するように構成されることを特徴とする。

【0010】

50

例 7 において、例 1 乃至 6 のうちいずれか 1 つに記載のプロープは、第 2 の超音波撮像センサが、先端側セクションの周囲に径方向に配置されることを特徴とする。

例 8 において、例 7 に記載のプロープは、第 2 の超音波撮像センサが、周囲に相互に等間隔で径方向に配置されることを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

例 9 において、例 1 乃至 8 のうちいずれか 1 つに記載のプロープは、少なくとも 1 つのマッピング電極をさらに備えることを特徴とする。

例 10 において、切除および超音波撮像システムは、基端側セクションおよび先端側セクションを有するハウジングと、切除電極と、複数の超音波撮像センサを含むプロープを備える。複数の超音波撮像センサは、先端側セクションに配置される第 1 の超音波撮像センサと、先端側セクションにおいて第 1 の超音波撮像センサよりも基端側に配置される複数の第 2 の超音波撮像センサを含む。切除および超音波撮像システムは、電気信号を生成し、切除電極に供給するように構成される切除治療モジュールと、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る超音波撮像モジュールと、超音波撮像センサによって生成された、超音波で派生した情報をディスプレイ画面上に表示するように構成されるユーザインタフェースとをさらに備えることを特徴とする。

10

【 0 0 1 2 】

例 11 において、例 10 に記載のシステムは、第 1 の超音波撮像センサが、先端側セクションの先端に配置される先端側に面する超音波撮像センサを含むことを特徴とする。

例 12 において、例 10 乃至 12 のうちいずれか 1 つに記載のシステムは、第 2 の超音波撮像センサの各々が先端側セクションの湾曲部に連結されることを特徴とする。

20

【 0 0 1 3 】

例 13 において、例 10 乃至 12 のうちいずれか 1 つに記載のシステムは、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ための制御信号を生成するように構成される超音波信号生成器を含む撮像制御部と、各超音波撮像センサから受信される電気信号を処理するとともに複数の超音波画像を生成するように構成される画像処理プロセッサとを含むことを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

例 14 において、例 10 乃至 13 のうちいずれか 1 つに記載のシステムは、プロープ上の 1 つ以上のマッピング電極と通信するマッピングプロセッサをさらに備えることを特徴とする。

30

【 0 0 1 5 】

例 15 において、例 10 乃至 14 のうちいずれか 1 つに記載のシステムは、ディスプレイ画面が、対応する超音波撮像センサに関連づけられた画像を表示するようにそれぞれ構成される複数の画像枠を含むことを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

例 16 において、例 15 に記載のシステムは、複数の画像枠が、ディスプレイ画面上に並べて表示されることを特徴とする。

例 17 において、例 15 に記載のシステムは、画像枠がそれぞれ B モードの超音波画像を含むことを特徴とする。

40

【 0 0 1 7 】

例 18 において、複数の超音波撮像センサを備える切除プロープから生成される合成画像を表示するユーザインタフェースは、超音波撮像センサの対応する 1 つから生成される超音波の画像を表示するようにそれぞれ構成される複数の画像枠を含むディスプレイ画面を備え、画像枠の各々は、超音波撮像センサのそれぞれから合成超音波画像を形成するために並んで配列されることを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

例 19 において、例 18 に記載のユーザインタフェースは、超音波画像が B モード像であることを特徴とする。

例 20 において、例 18 または例 19 に記載のユーザインタフェースは、ディスプレイ

50

画面が、各超音波撮像センサによって生成される画像の撮像深さを示す 1 組の参照符号を含むことを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

複数の実施例を上述したが、本発明のさらなる別例が、後述する詳細な説明により当業者に明白になるであろう。詳細な説明は、本発明の実施例を例示する。即ち、図面および詳細な説明は例示に過ぎないため、これらに限定されるものではない。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 0 】

【 図 1 】 一実施形態による医療システムを示す機能ブロック図。

【 図 2 】 一実施形態による複合型切除および超音波撮像プローブを示す概略図。

【 図 3 】 図 2 の先端側セクションをより詳細に示す概略図。

【 図 4 】 図 2 の先端側セクションをより詳細に示す端面図。

【 図 5 】 図 1 の超音波撮像システムを使用して体内の解剖学的組織構造体を視覚化する例示の処理を示すフローチャート。

【 図 6 】 図 2 の超音波撮像プローブを使用して生成される超音波画像を表示することに使用可能なディスプレイ画面例を示す図。

【 図 7 】 図 6 のディスプレイ画面上に生成された複数の超音波画像を示す図。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 1 】

本発明は、様々な変形および別の態様が可能であり、詳細な実施例が図面に例示され、本明細書に詳細に開示される。しかしながら、本発明は開示される所定の実施例に発明を限定するものではない。逆に、本発明は、添付の請求の範囲によって定義される発明の範囲内にある変形、均等物、および別例を全て包含する。

【 0 0 2 2 】

図 1 は一実施形態による医療システム 10 を示す機能ブロック図である。システム 10、すなわち心臓 12 の治療を撮像するための超音波の心臓撮像システムは、複合型切除および超音波撮像プローブ 14 と、心臓 12 をマッピングするとともに処置するための治療モジュール 16 と、心臓 12 内または心臓 12 近傍の解剖学的組織構造体（例えば体組織）の高解像度超音波画像（例えば B モード像）を生成するための超音波撮像モジュール 18 と、プローブ 14 によって行われる治療の制御、体内の解剖学的組織構造体および / または他の装置の視覚化、および / または体内のプローブ 14 の配置および配向の決定に医師 22 によって使用されるように構成されるユーザインタフェース 20 とを備える。いくつかの実施例において、例えば、システム 10 は、患者の心臓 12、あるいは心臓 12 へのまたは心臓 12 からの心臓の血管に対して行われる高周波切除治療の監視に使用可能な超音波撮像システムを備える。

【 0 0 2 3 】

治療モジュール 16 は、異常な伝導路のような体内の目的の組織部位または複数の部位の識別および処置のために使用される。図 1 の実施例において、治療モジュール 16 は、プローブの先端側の先端に配置される 1 つ以上の切除電極 28 に高周波信号 26 を供給する高周波（RF）発生器 24 と、心臓 12 内または心臓 12 近傍の 1 つ以上の潜在的な治療部位を識別することに使用可能なマッピングプロセッサ 30 とを含む。高周波発生器 24 は、マッピングプロセッサ 30 によって識別された任意の部位を制御して切除するために、各切除電極 28 に切除エネルギーを供給するように構成される。高周波発生器 24 に付加的に、またはこれに代えて、他のタイプの切除源も、目的の部位の切除のために使用可能である。他のタイプの切除源の例は、マイクロ波発生器、音響発生器、冷凍アブレーション生成器、および / またはレーザ / 光学生成器を含むが、これらに限定されるものではない。

【 0 0 2 4 】

いくつかの実施例において、プローブ 14 は、マッピングプロセッサ 30 に連結される 1 つ以上のマッピング電極 32 をさらに含む。処置中に、マッピングプロセッサ 30 は、

10

20

30

40

50

プローブ 14 を使用して切除のための潜在的な治療部位を識別するために、心筋組織内の電気信号を検知するとともに分析する。いくつかの実施例において、切除電極 28 あるいは複数の切除電極 28 は、マッピングおよび切除機能の両者を行うことに使用可能である。別例において、電極 28 は専用の切除電極であり、プローブ 14 の 1 つ以上の個別の電極 32 は、マッピング機能の遂行を課せられる。別例において、個別のマッピングカテーテルが体内の潜在的な切除部位をマッピングすることに使用される。

【0025】

マッピングプロセッサ 30 は、心臓 12 内の不規則な電気活性の存在を決定するために各マッピング電極 32 から得られた電気信号 34 から興奮伝達時間および電圧分布を得るように構成される。心臓 12 内の不規則な電気活性の存在は、続いてマップとしてユーザインタフェース 20 に図表で表示される。電気生理学マッピングに関するさらなる詳細は、例えば米国特許第 5485849 号明細書、第 5494042 号明細書、第 5833621 号明細書、および第 6101409 号明細書に開示され、これらはそれぞれその全体がここに開示されたものとする。

10

【0026】

図 1 の実施例において、超音波撮像モジュール 18 は、プローブ 14 の複数の超音波撮像センサ 38 に連結される撮像制御部 36 を含む。超音波信号生成器 40 は、超音波センサ 38 の各々の制御のための 1 つ以上の制御信号 42 を供給するように構成される。超音波センサ 38 から戻って受信される撮像信号 44 は、画像処理プロセッサ 46 に供給される。画像処理プロセッサ 46 は、超音波センサ 38 から戻って受信された電気信号 44 を処理するとともに複数の画像を生成する。複数の画像はここにさらに開示されるように、一体的に組み立てられユーザインタフェース 20 に 1 つの合成画像として表示され、これにより医師 22 は体内の目的の部位の位置にプローブ 14 を挿入すること、および切除処置を行うことを補助される。いくつかの実施例において、例えば、超音波撮像モジュール 18 によって得られた超音波画像は、プローブ 14 と心臓 12 や周囲の組織との接触を確認することに、体内におけるプローブ 14 の配向の決定に、目的の切除部位における組織の組織深さの決定に、および / または組織に形成される患部の進行を視覚化することに使用可能である。

20

【0027】

撮像制御部 36 は、パルスエコー撮像技術を使用して超音波画像を生成するように超音波センサ 38 を制御し、超音波が送信モードにおいて超音波センサ 38 によって周囲の体内に送信され、反射波が受信モードにおいて作動する超音波センサ 38 によって検知される。いくつかの実施例において、超音波の生成に使用される制御信号 42 は、同時に超音波センサ 38 の各々に応用される。これに代えて、別例において、マイクロスイッチや MUX のようなスイッチング素子 48 が、超音波センサ 38 のサブセットのみを選択的に駆動するように制御されてもよい。一実施例において、例えば、超音波制御部 30 は、順次またはパターンにて個別の各超音波センサ 38 を選択的に駆動するようにスイッチング素子 48 を制御可能である。撮像中に、各超音波センサ 38 を順次駆動することにより、他のセンサ 38 から受信される超音波反射波に対する干渉を低減または抑止することが補助される。これにより、撮像信号 44 におけるクロストークや望ましくないアーティファクトの低減が補助される。いくつかの実施例において、超音波センサ 38 を順次駆動することにより、撮像信号 44 に干渉を生じさせることなく超音波センサ 38 の視界を僅かに重複させることができる。

30

40

【0028】

超音波撮像モジュール 18 内の回路類同様に超音波センサ 38 にも関連付けられた様々な特性は、切除処置前、処置中、および / または処置後における組織の他の特性と同様に、組織境界（例えば、血液や他の体液）、患部形成および進行を正確に検知するために超音波センサ 38 の適合性を最適化するように制御可能である。プローブ 14 を使用して視覚化できる組織特性の例は、組織内の流体の気化の存在、先の傷跡の存在、および形成される患部の寸法および形状を含むが、これらに限定されるものではない。超音波センサ 3

50

8が体内の解剖学的組織構造体を視覚化できる深さは、要素38の機械的特性、並びに信号生成器40によって得られる制御信号42の駆動周波数や、超音波センサ38と周囲の組織との間の境界条件、および減衰の程度を含む変換器回路類の電気特性の他、他の要因に依存する。

【0029】

各超音波センサ38によって検知された撮像信号44は、画像処理プロセッサ46に供給される。画像処理プロセッサ46は、ユーザインタフェースのディスプレイモニタ50に表示可能な超音波で派生した情報を生成する。いくつかの実施例において、画像処理プロセッサ46は、ディスプレイモニタ50に複数の画像48を生成するために撮像信号44を使用する。画像48とともに、あるいは画像48に代えて、他の超音波で派生した情報も、ディスプレイモニタ50に表示可能である。

10

【0030】

いくつかの実施例において、画像融合部52は、撮像モジュール18から得られた画像情報を載置し、他のソース（例えば蛍光透視モニタ）から得られた画像情報、および/または治療モジュール16からの位置情報とともにディスプレイモニタ50に情報を載置し、複合医療画像を形成するように構成される。いくつかの実施例において、画像処理プロセッサ46は、画像内の特徴を識別するために、画像48に色、ラベル、および/または他のアーティファクトをさらに載置する。例えば、いくつかの実施例において、画像処理プロセッサ46は、プローブ14の先端側セクション60が切除される体組織の近傍に配置されるか体組織に接触する位置を示すように画像48に第1の色（例えば緑）を載置し、先端側セクション60からさらに離間して配置される体組織を示すように画像48に第2の色（例えば赤）を載置してもよい。別例において、ディスプレイモニタ50における点滅光や他の特徴が、体組織との接触を定性的に、且つ/または定量的に査定することに使用されてもよい。

20

【0031】

図6および図7に関してさらに開示される一実施例において、各センサ38から受信された画像の他、他の超音波で派生した情報は、ディスプレイモニタ50上に並べられ、これにより、医師は接触部位、先端/組織配向、患部形成および進行、並びに組織壁厚（例えば、肉薄な壁を備える組織構造体における）等の要因を迅速に評価することができる。画像48は、例えば、EPLラボの既存のモニタ上に、専用のディスプレイモニタ上に、あるいは同時に複数の位置に表示可能である。

30

【0032】

システム10は、心臓を診断し治療する心臓内の電気生理学的処置で使用される医療システムの明細書に開示されるが、別例において、システム10は、体内の前立腺、脳、胆嚢、子宮、食道、および/または他の領域のような他の解剖学的組織構造体を処置、診断、あるいは視覚化することに使用されてもよい。さらに、図1の複数の要素は、本来機能的であり、任意の方法でこれらの機能を行う構造体を制限するように構成されるものではない。例えば、機能的ブロックのうちいくつかのものは1つの装置で実施可能であり、あるいは1つ以上の機能的ブロックは、複数の装置で実施可能である。

40

【0033】

図2は、図1のシステム10とともに使用される実施例による複合型切除および超音波撮像プローブ54を示す概略図である。図2の実施例において、プローブ54は、基端側セクション58および先端側セクション60を有する長尺状をなす管状ハウジング56を含むカテーテル本体を備える。ハウジング56の基端側セクション58は、基端側のハブ62に連結される。ハブ62は、プローブ54の先端側セクション60に音響結合するか、冷却液を供給するために流体口64を含む。図示のように、基端側のハブ62は、治療モジュール16および超音波撮像モジュール18の両者に電氣的に接続される。

【0034】

図2の実施例において、プローブ54は、心臓の電気信号を記録するために、所定の場合にはさらに患者に対して電気信号を送信するために使用することができる1つ以上の専

50

用マッピング電極 66 および 68 を含む。いくつかの実施例において、電極 66 および 68 は、位置追跡システムを使用してカテーテル 54 の位置追跡を促進することにも使用可能である。

【0035】

図 3 は、プローブ 54 の先端側セクション 60 をより詳細に示す概略図である。図 3 にさらに視認されるように、プローブ 54 の先端側セクション 60 は、RF 切除電極 70、並びに複数の超音波撮像センサ 72、74、76、および 78 を含む。いくつかの実施例において、RF 切除電極 70 は、白金のような導電性材料を含み、これは切除治療を行う電極として機能することに加えて、蛍光透視法を使用して、体内の先端側セクション 60 の位置を決定するために、蛍光透視マーカとしても使用可能である。

10

【0036】

図示の実施例において、超音波撮像プローブ 54 は、プローブ 54 の先端部 74 に配置される先端側の超音波撮像センサ 72 を含む。超音波センサ 72 は、主としてプローブ 54 の先端部 74 から離間する順方向において超音波を送受信するように構成される。先端向きの超音波撮像センサ 74 よりも基端側の先端側セクション 60 の湾曲部に配置される第 2 の組の超音波撮像センサ 76、78、および 80 は、横断方向、およびプローブ 54 の先端部 74 から離間する順方向の両者において超音波を送受信するように構成される。いくつかの実施例において、超音波センサ 72、76、78、および 80 は、各々 PVD のようなポリマ、あるいは PZT のような圧電セラミック材料から形成される圧電変換器を含み、RF 切除電極 70 の露出した部分内に挿入される。プローブ 54 の内部空間を

20

【0037】

超音波撮像中に、各超音波センサ 72、76、78、および 80 は、交互にパルスモードおよび検知モードにて作動するように構成される。パルスモードにて電気的に励起されると、超音波センサ 72、76、78、および 80 は、電極 70 を介して周囲環境に伝播する圧力波を生成する。検知モードにおいて、超音波センサ 72、76、78、および 80 は各々、センサ 72、76、78、80 に戻される音響反射波を受容することにより電気信号を生成し、これらは処理されユーザインタフェース 20 のディスプレイモニタ 50 に表示される。これらの反射は、密度が変化する撮像される周囲環境を通過する音波によ

30

【0038】

図 4 は、図 2 の先端側セクション 60 をより詳細に示す端面図である。図 4 にさらに視認されるように、いくつかの実施例において、超音波撮像プローブ 54 は、先端側の超音波センサ 72 よりも基端側の位置における先端側セクション 60 の周囲に 120 度の角度をなして均等に間隔をおいて配置される 3 つの超音波センサ 76、78、および 80 を含む。3 つの超音波センサ 76、78、および 80 は、図 4 の実施例に示されるが、より多くのまたはより少ない数の超音波センサが使用されてもよい。例示であり限定するものではないが、4 つの超音波センサが、先端側の超音波センサ 72 よりも基端側の位置における先端側セクション 60 の周囲に 90° の等距離の角度をなして配置されてもよい。撮像中に、先端側セクション 60 の周囲に一定間隔で配置された複数の超音波センサ 76、78、および 80 を使用することにより、センサ 76、78、および 80 のうち少なくとも 1 つは、目的の組織に対する先端の配向に関係なく目的の組織に確実に接近する。そのような構成により、さらに医師は、一旦プローブ 54 が組織に接すると、プローブ 54 を回転させることなく容易に目的の組織を視覚化することができる。別例において、各超音波センサ 72、76、78、および 80 の位置および相対位置は、図 4 に示すものと異なってもよい。

40

【0039】

いくつかの実施例において、電極 70 内の音響的透明窓または開口 82、84、86、および 88 により、超音波センサ 72、76、78、および 80 から周囲の組織内への超

50

音波の伝播が促進される。いくつかの実施例において、先端側セクション60の内部空間内の音響結合流体は、超音波センサ72、76、78、および80を介してプローブ54を包囲する組織に送受信される音響エネルギーを連結するように機能する。

【0040】

所定の実施例において、図3および図4にさらに示すように、基端側に配置された超音波センサ76、78、および80の各々は、切除電極70の湾曲部82に配置され、また、超音波がプローブ54の長手軸Lに直交する線に対して約10°乃至60°の僅かに前方の角度をなして伝播するように配向される。撮像中に、基端側に配置された超音波センサ76、78、および80の偏倚した配向により、超音波は僅かに前方の方向に配向され、これにより、医師は、先端部74に、あるいはその近傍に配置される組織および対象をより良好に視認可能である。

10

【0041】

図5は、複合型切除および超音波撮像プローブを使用して体内の解剖学的組織構造体を視覚化する実例となる処理92を示すフローチャートである。図5は、例えば、図1の画像システム10とともに図2の超音波撮像プローブ54を使用して、目的の切除部位（例えば心筋の組織）を視覚化するために切除処置の間に使用することができるいくつかの典型的な工程を示す。

【0042】

処理92は、通常工程94にて開始される。工程94において、超音波撮像プローブ54が、体内に挿入されるとともに、体内の目的の領域に向かって血管内を進められる。所定の電気生理学的処置において、例えば、プローブ54は動脈または静脈（例えば大腿動脈）を介して体内に挿入され、右心房の卵円窩のような目的の領域に向かって蛍光透視法による案内下で体を通して進められる。

20

【0043】

超音波撮像プローブ54を目的の領域に配置した状態において、医師は、1つ以上の超音波センサ72、76、78、および80を使用して先端側セクション60および周囲の組織の画像を生成するために超音波撮像モジュール18を駆動する（工程96）。所定の実施例において、超音波センサのそれぞれは、連続して且つ同時に駆動され、複数の画像を同時に生成する。別例において、超音波撮像モジュール18は、順次またはパターンにて超音波センサを選択的に駆動し、それぞれ僅かに異なる時点における複数の画像を生成する。

30

【0044】

超音波センサのそれぞれから受信した画像は、ディスプレイ画面に表示可能な1つの合成画像に一体的に組み立てられ、これにより、医師は、目的の組織に対する切除電極の位置を迅速に確認可能である（工程98）。一実施例において、超音波センサからの画像の各々は、目的の領域の複数のBモード画像を生成することに使用可能である。ディスプレイ画面に表示可能な複数の超音波画像の例が、図7に関してさらに開示される。所定の実施例において、合成画像を得るために、超音波画像は、透視鏡、CTスキャン、MRI走査、および/または他のソースからの画像と結合することができる（工程100）。

【0045】

切除に先立って、あるいはその切除中に、1つ以上の超音波センサの作動は、所定の応用に要求される所定の撮像/検知距離に調整することができる（工程102）。心臓の切除処置において、例えば、超音波撮像モジュール18は、超音波駆動信号の駆動周波数を調整して、約2ミリメートル乃至7ミリメートルの距離にわたる、より詳細には、組織内に約5ミリメートルの距離にわたる超音波を生成するように構成される。この距離は、心臓組織の患部の形成を視覚化するとともに評価することに通常要求される貫通距離である。いくつかの実施例において、超音波撮像モジュール18は、撮像モジュール18内に予めプログラムした切除処置シナリオのデータベースに自動的に基づき、各超音波センサ72、76、78、および80の操作特性を調整することができる。

40

【0046】

50

プローブ 54 が、撮像モジュール 18 を使用して直接視覚化される下で心臓内を移動されると、治療モジュール 16 は、心臓内の電気活性を記録し、且つマッピングデータを得るために操作することができる（工程 104）。異常な領域がマッピングプロセッサ 30 によって識別されると、プローブ 54 の先端側セクション 60 は、目的の切除領域と接触するように配置される（工程 106）。いくつかの処置において、超音波センサ 72、76、78、および 80 によって生成される画像は、プローブ 54 が処置される組織と直接接触するかどうかを確認するために使用することができる。一旦配置されると、RF 発生器 24 は、組織の切除を開始するために操作される（工程 108）。要求に応じて、医師は、切除が完了するまでプローブ 54 の位置を再調整する。処理は、続いて識別される任意の付加的な目的の組織部位に行うことができる。

10

【0047】

図 6 は、図 2 の超音波撮像プローブ 54、および図 1 のユーザインタフェース 20 を使用して生成される超音波画像を表示することに使用可能な例の画面 110 を示す図である。図 6 の実施例において、ディスプレイ画面 98 は、複数の画像枠 112、114、116、および 118 を含み、これらはそれぞれ超音波センサ 72、76、78、および 80 のうちの 1 つによって生成された個別の画像に対応する。所定の実施例において、図示のように、画像枠 112、114、116、および 118 は、先端側の超音波センサ 72 により生成される B モード超音波画像を示す第 1 の画像枠 112 と、先端側の超音波センサ 72 に対して基端側のプローブ 54 に配置される超音波センサ 76、78、および 80 のうち対応する 1 つによって生成される個別の B モード超音波画像を表示することに使用される 3 つの一連の画像枠 114、116、および 118 とが、並んで配列される。各画像枠 112、114、116、および 118 に隣接して配置される一連のラベル 120、122、124、および 126 は、プローブ 54 上のどの超音波センサが画像に対応するかを示す情報を医師に提供する。ディスプレイ画面 110 のラベル「T」は、例えば、プローブ 54 上の先端側の先端変換器 72 を示し、ラベル「1」、「2」、および「3」は、超音波センサ 76、78、および 80 をそれぞれ示す。

20

【0048】

ディスプレイ画面 11 の各枠 112、114、116、および 118 に配置される 1 組の基準線 128 は、画像が超音波センサ 72、76、78、および 80 に関して撮像される深さに関する情報を提供する。心臓の切除処置において、例えば、参照符号「1mm」、「2mm」、「3mm」、「4mm」、および「5mm」の組は、各画像枠 112、114、116、および 118 に隣接して配置され、医師に超音波の画像が撮像された深さに関する情報を提供する。

30

【0049】

画像枠 112、114、116、および 118 の数は、プローブ 54 に存在する超音波センサ 72、76、78、および 80 の数に応じて変更可能である。超音波センサ 72、76、78、および 80 が各周期において順次時間を測定されるこれらの実施例において、画像枠 112、114、116、および 118 は、各周期に（例えば先端側の先端センサ 72 から）撮像される第 1 の画像がディスプレイ画面 110 の左側に配置され、撮像周期中に撮像される各連続画像がディスプレイ画面 110 の左から右に時間によって表示されるように配置される。

40

【0050】

図 7 は、図 6 のディスプレイモニタ画面 110 上に生成された複数の B モード超音波画像の例を示す図である。図 7 は、例えば、患者の心臓における、あるいはその心臓近傍における心臓の切除処置の間に、図 2 の超音波撮像プローブ 54 により撮像される複数の超音波画像を示す。

【0051】

図 7 に示す画面例 110 において、第 1 の画像枠 112 における第 1 の B モード像 130 が表示され、これにより、先端側の先端超音波センサ 72 から約 1.5 ミリメートル離れた深さに配置される体組織の存在が示される。また、第 1 の B モード像 130 は、約

50

2.0ミリメートルの深さまで延在する。画像130の下部は、切除電極70の先端部74が体組織に接触する位置を示し、強調表示、陰影付け、あるいは他の視覚的特徴によって画面110上で区切られる。画像130の上部は、医師が解剖学的組織構造体の深さを測定することに使用可能であり、これにより、医師は、どの解剖学的組織構造体が撮像されているかを迅速に確認することができる。

【0052】

図示の例において、2つの区別されるBモード超音波画像132および134が第2の画像枠114に表示され、超音波センサ(例えばセンサ76)のうちの1つの音響経路に配置される複数の解剖学的組織構造体の存在が示される。画像枠114に配置される第1の超音波画像132は、例えば、超音波センサ76の位置で切除電極70に直接隣接する体組織(例えば第1の血管)の存在を示す。画像枠114に配置される第2の超音波画像134は、超音波センサ76の経路における切除電極70から更に離間して配置される第2の解剖学的組織構造体(例えば第2の血管)の存在を示す。同じ解剖学的組織構造体が、さらに第3の画像枠116に表示される別のBモード超音波画像136に現れてもよい。

10

【0053】

画像130、132、134、および136のそれぞれから、医師は、体内でプローブ54を回転させることなく、且つ位置追跡センサを使用することなく目的の切除領域に対する先端側セクション60の配向を迅速にして、且つ容易に決定することができる。例えば、画像枠114における約0ミリメートル乃至約2ミリメートルの超音波画像132の存在は、切除電極70の側部が体組織に直接接触するとともに超音波センサ76にもっとも近接して並べられることを示す。この情報から、医師は、切除電極70に対する組織の位置を迅速に決定することができ、また、超音波画像を使用して、直接的な視覚化の下で切除処置を行うことができる。

20

【0054】

様々な変形および付加が、本発明の範囲から逸脱することなく上述した実施例に応用可能である。例えば、上述した実施例は、所定の特徴を示すが、本発明の範囲は上述した特徴の全てを含んでいるとは限らない特徴および実施例の異なる組み合わせを有する実施例も含む。従って、本発明の範囲は、請求の範囲内に相当する別例、変形および変化の全てと、その均等物の全てを包含するように意図される。

30

【 図 3 】

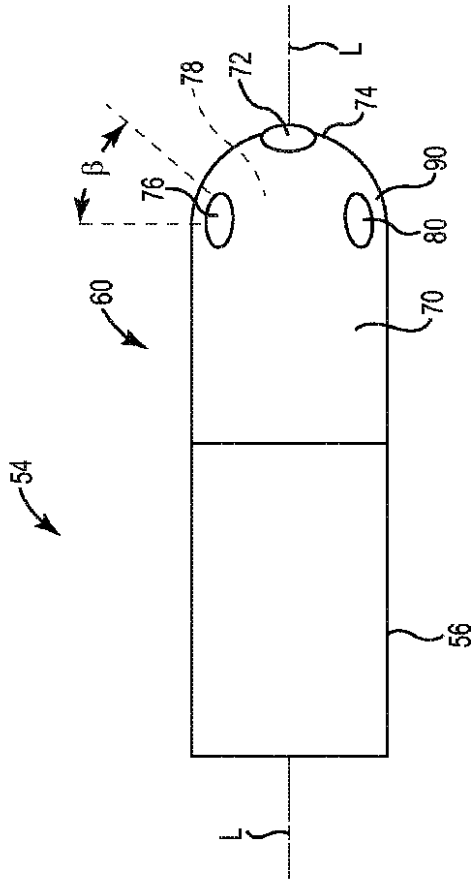


Fig. 3

【 図 4 】

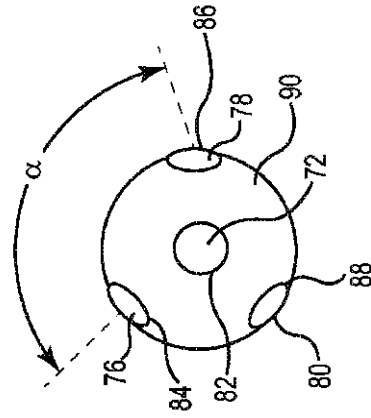


Fig. 4

【 図 6 】

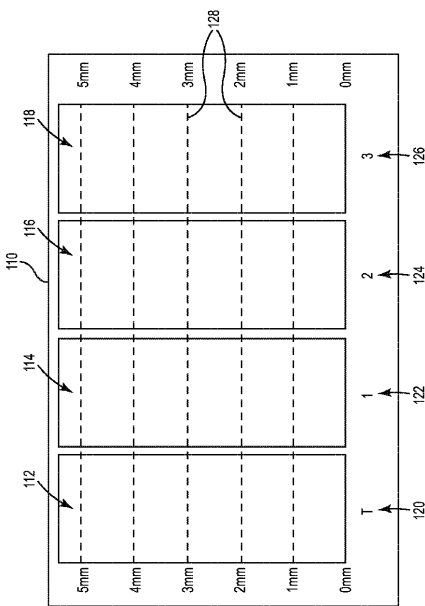


Fig. 6

【 図 7 】

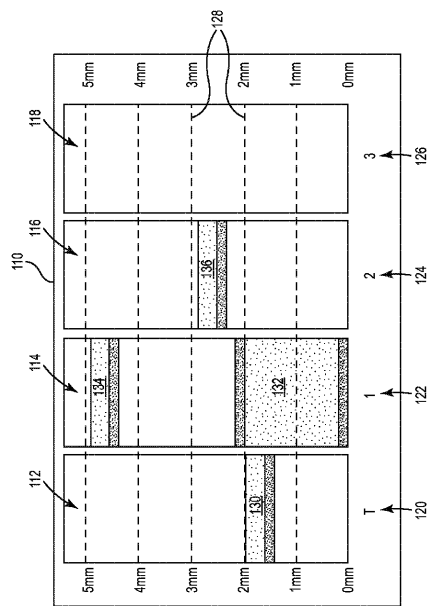
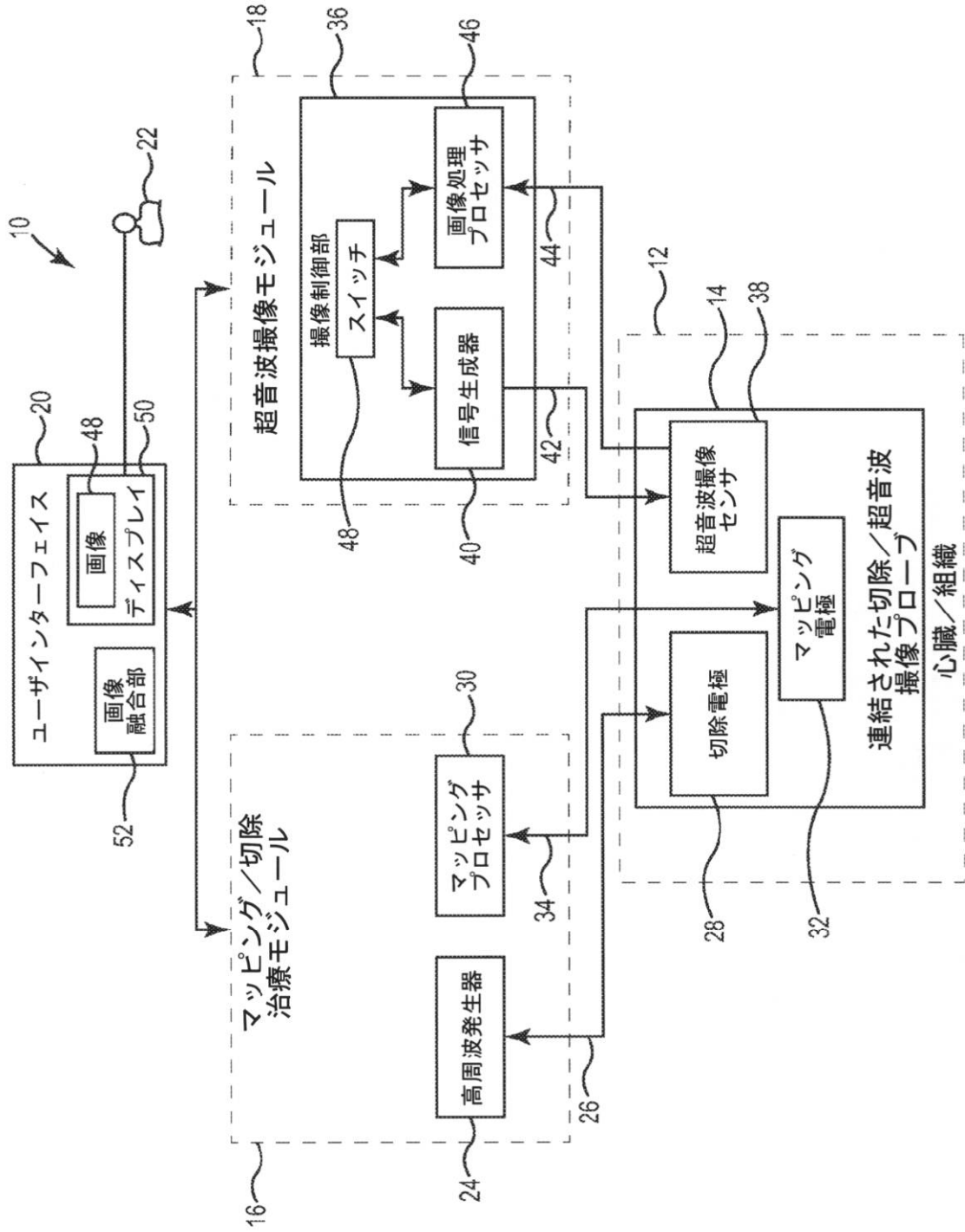
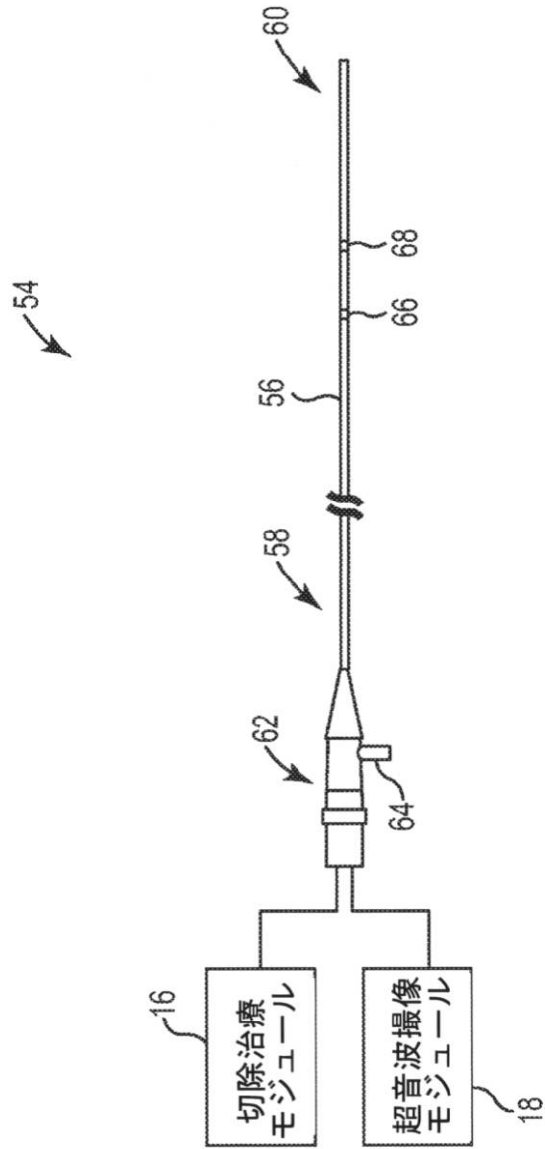


Fig. 7

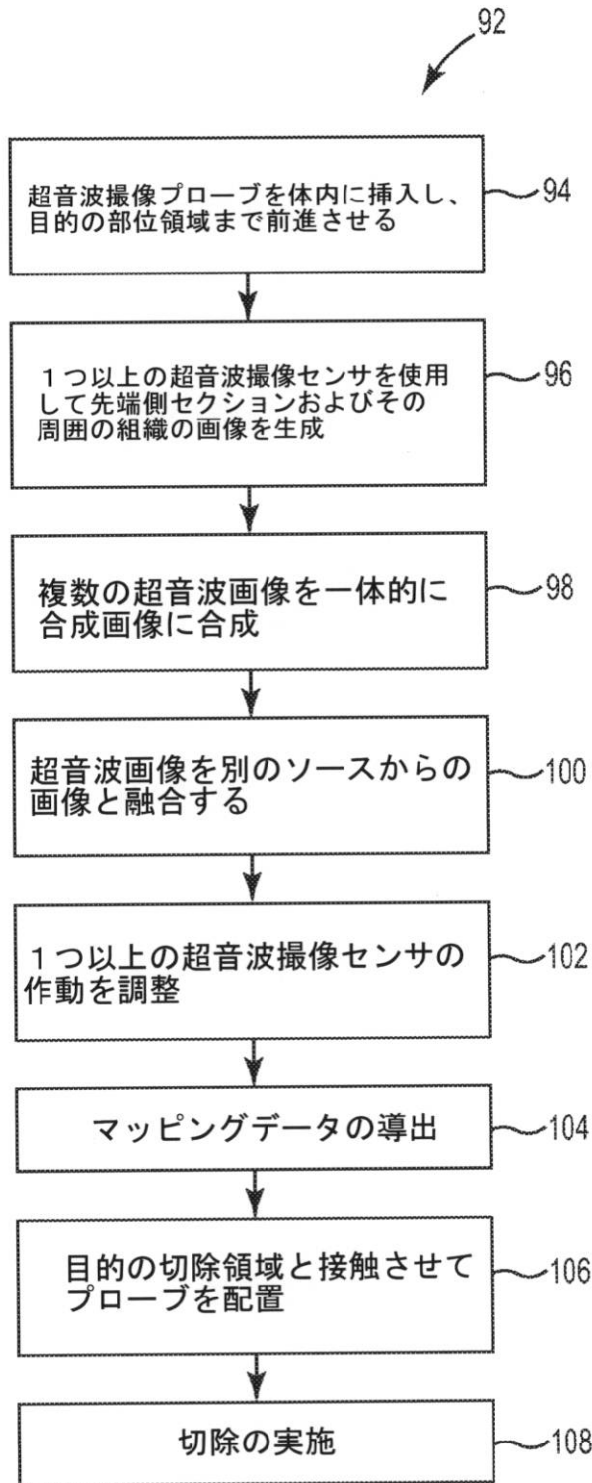
【図1】



【図 2】



【 図 5 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2012/031819

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B8/12 A61N1/05 A61B8/08 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) EP0-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 Y A	WO 2008/046031 A2 (INNOSCION LLC [US]; ABRAHAM THEODORE P [US]) 17 April 2008 (2008-04-17) paragraphs [0015], [0017], [0048], [0051], [0053], [0055], [0056], [0074] - [0075], [0085], [0087], [0096], [0115], [0119]; claims; figures -----	1,3,4, 9-11, 13-17 2 5-8,12
X Y	US 2003/013958 A1 (GOVARI ASSAF [IL] ET AL) 16 January 2003 (2003-01-16) paragraphs [0002], [0022], [0024], [0032] - [0037], [0041], [0069], [0076], [0079] - [0082], [0094]; claims; figures ----- -/--	1,3-17 2
<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 :		
<p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"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)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>		<p>"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</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>
Date of the actual completion of the international search 19 September 2012		Date of mailing of the international search report 27/09/2012
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 Mundakapadam, S

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/US2012/031819

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	EP 1 935 332 A2 (BIOSENSE WEBSTER INC [US]) 25 June 2008 (2008-06-25)	2
A	paragraphs [0001], [0012], [0014] - [0016], [0055], [0061]; claims; figures -----	1,3-17
A	WO 2009/032421 A2 (MERIDIAN CARDIOVASCULAR SYSTEM [US]; HADJICOSTIS ANDREAS [US]) 12 March 2009 (2009-03-12) page 1, lines 9-13; claims; figures page 3, lines 13-19 page 4, lines 1-30 page 6, line 1 - page 7, line 22 page 10, lines 10-21 -----	1-17
X,P	WO 2011/089537 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; DELADI SZABOLCS [NL]; MIHAJLOVIC) 28 July 2011 (2011-07-28)	1,10
A,P	page 1, line 25 - page 9, line 22; claims; figures -----	2-9, 11-17

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2012/031819**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.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

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.:

1-17

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/US2012/031819

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

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

1. claims: 1-17

directed to a combination of an ultrasound and an ablation probe

2. claims: 18-20

directed to a user interface

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2012/031819

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2008046031 A2	17-04-2008	CA 2666122 A1 EP 2077760 A2 US 2008091104 A1 US 2008091109 A1 WO 2008046031 A2	17-04-2008 15-07-2009 17-04-2008 17-04-2008 17-04-2008
US 2003013958 A1	16-01-2003	AU 2002325459 A1 CA 2418345 A1 EP 1336379 A2 IL 153711 A JP 4689146 B2 JP 2003260057 A US 2003013958 A1	04-09-2003 19-08-2003 20-08-2003 19-08-2007 25-05-2011 16-09-2003 16-01-2003
EP 1935332 A2	25-06-2008	BR PI0705970 A CA 2615340 A1 CN 101243968 A EP 1935332 A2 JP 2008178676 A US 2008154257 A1	12-08-2008 22-06-2008 20-08-2008 25-06-2008 07-08-2008 26-06-2008
WO 2009032421 A2	12-03-2009	US 2009287090 A1 US 2009292209 A1 WO 2009032421 A2	19-11-2009 26-11-2009 12-03-2009
WO 2011089537 A1	28-07-2011	NONE	

フロントページの続き

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/12 (2006.01)

(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, MD, RU, T J, 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, R O, 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, 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, H U, 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, 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, VN

(72) 発明者 マギー、デイビッド エル .
アメリカ合衆国 9 4 0 8 7 - 5 1 5 8 カリフォルニア州 サニーベイル ローシ ウェイ 1
1 2 1

Fターム(参考) 4C027 BB05 EE01 HH13
4C160 KK03 KK07 KK13 KK30 MM32
4C601 DD14 DD15 FE04 FF15 FF16 GA03 KK12 KK25 KK34 LL33

专利名称(译)	具有超声成像性能的消融探针		
公开(公告)号	JP2014516723A	公开(公告)日	2014-07-17
申请号	JP2014513504	申请日	2012-04-02
[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	マギーデイビッドエル		
发明人	マギー、デイビッド エル.		
IPC分类号	A61B8/12 A61B5/0408 A61B5/0478 A61B5/0492 A61B5/044 A61B18/12		
CPC分类号	A61B6/12 A61B6/487 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4477 A61B8/463		
FI分类号	A61B8/12 A61B5/04.300.J A61B5/04.314.K A61B17/39.310		
F-TERM分类号	4C027/BB05 4C027/EE01 4C027/HH13 4C160/KK03 4C160/KK07 4C160/KK13 4C160/KK30 4C160/MM32 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/FE04 4C601/FF15 4C601/FF16 4C601/GA03 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/KK34 4C601/LL33		
代理人(译)	昂达诚 本田 淳		
优先权	61/491944 2011-06-01 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了用于超声成像解剖结构和在体内执行消融治疗的装置和系统。组合的消融和超声成像探头包括壳体，位于壳体的远侧末端部分上的消融电极，以及配置用于可视化体内解剖结构的多个超声成像传感器。在消融过程期间，超声成像传感器的任务是生成多个超声图像，这些超声图像可以在用户界面的显示屏上显示为合成图像。

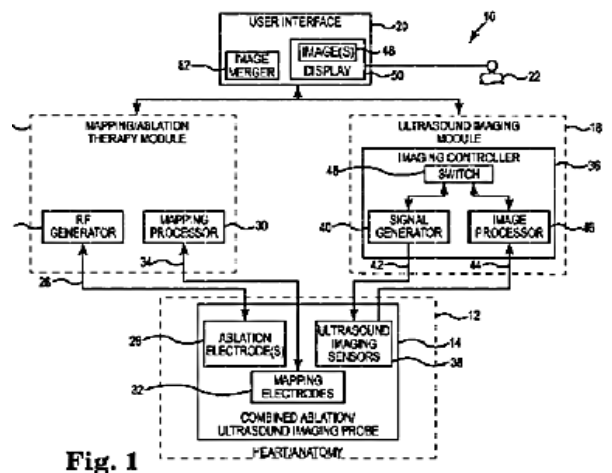


Fig. 1