

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6366591号
(P6366591)

(45) 発行日 平成30年8月1日(2018.8.1)

(24) 登録日 平成30年7月13日(2018.7.13)

(51) Int. Cl.		F I			
A 6 1 B	8/12	(2006.01)	A 6 1 B	8/12	
A 6 1 B	17/00	(2006.01)	A 6 1 B	17/00	7 0 0
A 6 1 B	17/32	(2006.01)	A 6 1 B	17/32	5 1 0

請求項の数 12 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2015-538594 (P2015-538594)
 (86) (22) 出願日 平成25年10月15日(2013.10.15)
 (65) 公表番号 特表2015-533576 (P2015-533576A)
 (43) 公表日 平成27年11月26日(2015.11.26)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2013/059366
 (87) 国際公開番号 W02014/064577
 (87) 国際公開日 平成26年5月1日(2014.5.1)
 審査請求日 平成28年10月13日(2016.10.13)
 (31) 優先権主張番号 61/717,153
 (32) 優先日 平成24年10月23日(2012.10.23)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(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
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhove
 n
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 空間形状決定器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

導入要素を対象内に導入する導入器具であって、
 前記対象内に導入される、先端に1つのアブレーション手段を有する前記導入要素であり、前記アブレーション手段は複数の開口部を含む、導入要素と、

前記アブレーション手段の内部に配置された超音波装置であり、前記複数の開口部を介して、異なる第1及び第2の取得方向においてそれぞれ第1及び第2の超音波データを取得する、超音波装置と、

前記対象内における前記超音波装置の周囲の空間形状を決定する、前記第1及び第2の超音波データに基づき前記空間形状を決定するように構成された空間形状決定器具であって、

前記取得された第1及び第2の超音波データを処理して、前記超音波装置の周囲における対象の運動を表す運動データ、及び/又は、前記第1及び第2の取得方向における前記対象と前記超音波装置との距離を表す距離データを決定する超音波データ処理ユニットと、

異なる取得方向に対して決定された前記運動データ及び/又は前記距離データに基づき前記超音波装置の周囲における空間形状を決定する空間形状決定ユニットと、を含む空間形状決定器具と、
 を含む導入器具。

【請求項 2】

前記空間形状決定ユニットは、前記超音波装置並びに前記超音波装置の周囲における前記対象の互いに関する向き及び／又は位置を、前記空間形状として決定するように構成される、請求項 1 に記載の導入器具。

【請求項 3】

前記超音波データ処理ユニットは、前記第 1 の超音波データからの前記第 1 の取得方向における前記超音波装置と前記超音波装置の周囲における前記対象との間の運動、並びに、前記第 2 の超音波データからの前記第 2 の取得方向における前記超音波装置と前記超音波装置の周囲における前記対象との間の運動の大きさ及び／又は方向を示す運動データを決定するように構成される、請求項 1 に記載の導入器具。

【請求項 4】

前記取得された第 1 の超音波データは第 1 の M モード画像を形成し、さらに、前記取得された第 2 の超音波データは第 2 の M モード画像を形成し、前記超音波データ処理ユニットは、前記第 1 の M モード画像から第 1 のサブ M モード画像、及び、前記第 2 の M モード画像から第 2 のサブ M モード画像を決定するように、並びに、前記第 1 の取得方向における運動を示す第 1 の運動データを決定するために運動決定アルゴリズムを前記第 1 のサブ M モード画像に適用するように、及び、前記第 2 の取得方向における運動を示す第 2 の運動データを決定するために前記運動決定アルゴリズムを前記第 2 のサブ M モード画像に適用するように構成される、請求項 3 に記載の導入器具。

【請求項 5】

前記超音波データ処理ユニットは、前記第 1 及び第 2 の超音波データを閾値処理することによって前記距離データを決定するように構成される、請求項 1 に記載の導入器具。

【請求項 6】

前記空間形状決定ユニットは、前記異なる取得方向における前記運動データ及び／又は距離データに基づき前記超音波装置の周囲における空間形状を決定するために、統計分類子を使用するように構成される、請求項 1 に記載の導入器具。

【請求項 7】

前記統計分類子は、既定の空間形状のセットからどの空間形状が、前記異なる取得方向における運動データ及び／又は距離データに対応する可能性が最も高いかを決定するように構成され、前記既定の空間形状のセットからの最も可能性の高い空間形状が、前記空間形状として決定される、請求項 6 に記載の導入器具。

【請求項 8】

前記既定の空間形状のセットは、前記超音波装置が対象内に埋もれる空間形状、前記超音波装置が心臓の尖部内に位置する空間形状、前記超音波装置が前記心臓の肉柱構造内に位置する空間形状、前記超音波装置及び前記超音波装置の周囲における対象の互いに関する既定の向き、前記超音波装置及び前記超音波装置の周囲における対象の互いに関する既定の位置の群のうち少なくとも 1 つを含む、請求項 7 に記載の導入器具。

【請求項 9】

前記超音波データは、RF ライン又は A ラインとして提供される、請求項 1 に記載の導入器具。

【請求項 10】

前記超音波装置は、当該導入要素の前記先端にて配置され、さらに、当該導入要素の先端に関して正面の方向において前記第 1 の超音波データを取得するためのフロントトランスデューサ、及び、少なくとも 1 つの、当該導入要素に関して横方向において前記第 2 の超音波データを取得するためのラテラルトランスデューサを含む、請求項 1 に記載の導入器具。

【請求項 11】

前記超音波装置は、前記第 2 の超音波データを取得するため、並びに、第 3 及び第 4 の超音波データを取得するために少なくとも 3 つのラテラルトランスデューサを含み、前記超音波装置は、前記第 1 から第 4 の超音波データが異なる取得方向において全て取得されるように構成され、前記空間形状決定器具は、前記第 1 から第 4 の超音波データに基づき

10

20

30

40

50

前記超音波装置の周りの空間形状を決定するように構成される、請求項10に記載の導入器具。

【請求項12】

超音波装置の周囲における空間形状を決定する空間形状決定コンピュータプログラムであって、空間形状決定器具を制御するコンピュータで実行されたとき、請求項1に記載の導入器具に、超音波装置の周囲における空間形状を決定する空間形状決定方法のステップを実行させるプログラムコード手段を含み、前記空間形状決定方法は、それぞれ第1及び第2の取得方向において前記超音波装置によって取得された、取得された第1及び第2の超音波データに基づき前記空間形状を決定するように構成され、前記第1及び第2の取得方向は異なり、当該空間形状決定方法は、

10

超音波データ処理ユニットが、前記取得された第1及び第2の超音波データを処理して、前記超音波装置の周囲における対象の運動を表す運動データ、及び/又は、前記第1及び第2の取得方向における前記対象と前記超音波装置との距離を表す距離データを決定するステップと、

空間形状決定ユニットが、前記異なる取得方向において決定された前記運動データ及び/又は前記距離データに基づき前記超音波装置の周囲における空間形状を決定するステップと、

を含む、コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、超音波装置の周囲における空間形状を決定するための空間形状決定器具を含む導入器具及び空間形状決定コンピュータプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

心臓アブレーション処置において、アブレーションカテーテルは生物の心臓内に導入され、アブレーションカテーテルの先端は、例えば、切除されることになる心臓組織に高周波エネルギーを加えるためのアブレーション電極を含む。さらに、アブレーションカテーテルの先端は、アブレーション処置を超音波的にモニターするための超音波トランスデューサを含み得る。心臓内のアブレーションカテーテルの先端の向き及び位置を決定するために、先端は、一般的に、電磁的に追跡され、アブレーションカテーテルの先端内に置かれた電磁センサが、外部の場生成器によって生成された変化する磁場を感知し、さらに、アブレーションカテーテルの先端の向き及び位置は、感知された変化する磁場に基づき計算される。

30

【0003】

心臓内のアブレーションカテーテルの先端の向き及び位置を決定するためにそのような電磁技術を使用することの欠点は、アブレーションカテーテルの先端の内側のすでに制限された空間において三次元センサを統合する必要性、及び、アブレーション処置が行われる検査室においてさらなる外部の磁場生成器を置く必要性である。

【0004】

40

特許文献1は、対象にエネルギーを印加するためのエネルギー印加器具を開示している。複数のエネルギー印加要素が、対象に異なる位置でエネルギーを印加し、さらに、少なくとも1つの超音波要素が、対象の異なる位置の特性を示す超音波信号を生成し、少なくとも1つのエネルギー印加要素は、少なくとも1つのエネルギー印加要素がエネルギーを印加する位置に対して超音波信号から決定されたエネルギー印加の影響、特に、アブレーションの深さに応じて個々に制御される。このように、対象にエネルギーを印加するための少なくとも1つの局所的な制御ポイントが提供され、その結果、対象へのエネルギー印加の制御を改善する。

【0005】

特許文献2は、優先的には心臓である対象の特性を決定するための特性決定器具を開示

50

している。超音波信号提供ユニットが、対象の超音波信号を提供し、さらに、散乱決定ユニットが、超音波信号に応じて、対象の中を灌流する流体による超音波パルスの散乱を示す少なくとも1つの散乱値を決定する。特定決定ユニットは、少なくとも1つの散乱値に応じて対象の特性を決定する。気泡形成に基づく組織損傷検出方法とは対照的に、組織が切除されているか又は切除されていないかのような灌流に関連する対象特性を、流体による超音波パルスの散乱に基づき比較的直接的決定することができ、その結果、対象の特性の決定の精度を上げる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】国際出願公開第WO2012/001595 A1号

【特許文献2】国際出願公開第WO2011/135482 A1号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

多くの空間を要求することなく超音波装置の周囲における空間形状の決定を可能にする、超音波装置の周囲における空間形状を決定するための導入器具及び空間形状決定コンピュータプログラムを提供することが本発明の目的である。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の第1の態様において、導入要素を対象内に導入するための導入器具が与えられ、当該導入器具は：

- 対象内に導入されることになる導入要素であり、先端にて1つのアブレーション手段を含む導入要素、

- 異なる取得方向において第1及び第2の超音波データを取得するための超音波装置であり、導入要素にて形状される超音波装置、

- 対象内の超音波装置の周囲の空間形状を決定するための空間配置決定器具であり、第1及び第2の超音波データに基づき空間形状を決定するように適応され、

- 超音波装置の周囲における対象の運動を表す運動データ、及び/又は、第1及び第2の取得方向における対象と超音波装置との距離を表す距離データを決定するために、取得された第1及び第2の超音波データを処理するための超音波データ処理ユニット、

- 異なる取得方向に対して決定された運動データ及び/又は距離データに基づき超音波装置の周囲における空間形状を決定するための空間形状決定ユニット、

を含む空間形状決定器具、

を含む。

【0009】

空間形状決定ユニットは、異なる取得方向に対する取得された第1及び第2の超音波データから決定された運動データ及び/又は距離データに基づき超音波装置の周囲における空間形状を決定するため、空間形状は、必ずしもさらなる手段を要求することなく決定することができ、その結果、空間形状決定器具が多くの空間を要求することなく空間形状を決定するのを可能にしている。例えば、アブレーションカテーテルのような導入要素の先端にて配置された超音波トランスデューサによって提供される超音波データは、先端の周囲における空間形状を決定するために使用することができ、アブレーションカテーテルの先端は依然として比較的小さい大きさを含み得る。特に、アブレーションカテーテルの先端及び心臓壁の互いに関する向き、すなわち、心臓壁に対するアブレーションカテーテルの先端の向きは、アブレーションカテーテルの先端にて配置された超音波装置によって提供される超音波データだけに基づき空間形状として決定することができる。アブレーションカテーテルの先端の超音波トランスデューサは、従って、少なくとも2つの異なる目的、すなわち、例えばWO2010/082146 A1において開示されているように、アブレーション処置をモニターするために、切除されることになる心臓組織を超音波的に

10

20

30

40

50

視覚化する、及び、心臓壁に対するアブレーションカテーテルの先端の向きを決定するといった目的に対して使用されてもよい。

【 0 0 1 0 】

空間形状決定ユニットは、優先的に、超音波装置及び超音波装置の周囲における対象の互いに関する向きを、空間形状として決定するように適応される。例えば、対象は、例えば生物の心臓の壁であってもよく、空間形状決定ユニットは、超音波装置及び壁の互いに関する向き、すなわち、壁に対する超音波装置の向きを、空間形状として決定するように適応させることができる。

【 0 0 1 1 】

空間形状決定ユニットは、超音波装置及び超音波装置の周囲における心臓壁のような対象の互いに関する位置を、空間形状として決定するように適応させることもできる。

10

【 0 0 1 2 】

取得方向は、超音波装置に関する方向であり、すなわち、超音波装置の向き及び/又は位置が変更される場合に、取得方向も変更される。従って、例えば、超音波装置、従って超音波装置が先端に取り付けられる場合に、カテーテルのような介入治療機器の先端の位置及び/又は向きを決定するために超音波データを使用することができるように、心臓内の異なる取得方向において取得される超音波データは、超音波装置の位置及び/又は向きに依存する。

【 0 0 1 3 】

空間形状決定ユニットは、超音波装置並びに超音波装置の周囲における対象の互いに関する向き及び/又は位置を、空間形状として決定するように適応されるということが好ましい。超音波データ処理ユニットは、第1の超音波データからの第1の取得方向における超音波装置と超音波装置の周囲における対象との間の運動、並びに、第2の超音波データからの第2の取得方向における超音波装置と超音波装置の周囲における対象との間の運動の大きさ及び/又は方向を示す運動データを決定するように適応させることができる。異なる取得方向における超音波装置の周囲における運動は、超音波装置の周囲における1つ又は複数の対象の空間形状、特に、超音波装置の周囲における1つ又は複数の対象に関する超音波装置の位置及び/又は向きに強く依存し得る。異なる取得方向において決定された運動は、従って、高い精度で空間形状を決定するために使用することができる。

20

【 0 0 1 4 】

取得された第1の超音波データは、優先的に、第1のMモード画像を形成し、さらに、取得された第2の超音波データは、優先的に、第2のMモード画像を形成する。運動データを決定するために、超音波データ処理ユニットは、優先的に、第1のMモード画像から第1のサブMモード画像、及び、第2のMモード画像から第2のサブMモード画像を決定するように、並びに、第1の取得方向における運動を示す第1の運動データを決定するために運動決定アルゴリズムを第1のサブMモード画像に適用するように、及び、第2の取得方向における運動を示す第2の運動データを決定するために運動決定アルゴリズムを第2のサブMモード画像に適用するように適応される。特に、各取得方向に対して、2つのサブMモード画像が決定され、さらに、それぞれ第1及び第2の取得方向における運動を決定するために運動決定アルゴリズム内に入力される。運動決定アルゴリズムは、例えば、

30

40

【 0 0 1 5 】

超音波データ処理ユニットは、距離データが、第1の超音波データからの第1の取得方向における超音波装置と超音波装置の周囲における対象との距離を示すように、及び、距離データが、第2の超音波データからの第2の取得方向における超音波装置と超音波装置の周囲における対象との距離を示すように、距離データを決定するように優先的に適応される。特に、超音波データ処理ユニットは、第1及び第2の超音波データを閾値処理すること(thresholding)によって距離データを決定するように適応させることができ、超音波の値が既定の閾値よりも大きい場合、対象は超音波装置に対して対応する距離にて位置していると仮定することができる。第1及び第2の取得方向における超音波

50

装置と超音波装置の周囲における対象との距離は、超音波装置の周囲における空間形状を定めることができるため、これらの距離を、異なる取得方向において取得された超音波データに基づき決定することによって、超音波装置の環境における空間形状を高い精度で決定することができる。

【0016】

空間形状決定ユニットは、異なる取得方向における運動データ及び/又は距離データに基づき超音波装置の周囲における空間形状を決定するために、統計分類子を使用するように優先的に適応される。統計分類子は、既定の空間形状のセットからどの空間形状が、異なる取得方向における運動データ及び/又は距離データに対応する可能性が最も高いかを決定するように優先的に適応され、既定の空間形状のセットからの最も可能性の高い空間形状が、空間形状として決定される。既定の空間形状のセットは、例えば、超音波装置が対象内に埋もれる空間形状；超音波装置が心臓の尖部内に位置する空間形状；超音波装置が心臓の肉柱 (trabeculated) 構造内に位置する空間形状；超音波装置及び超音波装置の周囲における対象の互いに関する既定の向き；超音波装置及び超音波装置の周囲における対象の互いに関する既定の位置；の群のうち少なくとも1つを含み得る。これは、既定の空間形状のセットが、例えば、超音波装置が対象内に埋もれる空間形状、及び/又は、超音波装置が心臓の尖部内に位置する空間形状、及び/又は、超音波装置が心臓の肉柱構造内に位置する空間形状、及び/又は、超音波装置及び超音波装置の周囲における対象の互いに関する既定の向き、及び/又は、超音波装置及び超音波装置の周囲における対象の互いに関する既定の位置を含み得るということを意味する。このように、空間形状決定器具は、例えば、超音波装置の周囲における対象に関する超音波装置の向き及び/又は位置を決定するように適応させることができるだけでなく、空間形状決定器具は、超音波装置が組織内に埋もれる状況、又は、超音波装置が心臓の尖部内若しくは肉柱構造内に到達する状況のような特例を認識するように適応させることもできる。

【0017】

超音波データは、RFライン又はAラインとして優先的に提供される。例えば、時間依存する第1及び第2の超音波データを提供するために、Mモード画像を形成するいくつかのAラインを第1の取得方向において取得することができ、さらに、さらなるMモード画像を形成するいくつかのAラインを第2の取得方向において取得することができる。第1の取得方向における運動を決定するために、異なる時点にて第1の取得方向において取得された異なるAラインを、互いに関して比較することができる。同様に、第2の取得方向において取得されたAラインも、第2の取得方向における運動を決定するために比較することができる。

【0018】

空間形状決定器具は、3つ以上の超音波データに基づき空間形状を決定するように適応させることができる。例えば、3つ以上の取得方向において取得された超音波データを提供することができ、取得方向によって、異なる超音波装置の周囲における運動データ及び/又は距離データを、対応する異なる取得方向において取得された超音波データを処理することによって決定することができ、さらに、超音波装置の周囲における空間形状は、異なる取得方向において決定された運動データ及び/又は距離データに基づき決定することができる。

【0019】

好ましい実施形態において、超音波装置は、導入要素の先端にて配置され、さらに、導入要素の先端に関して正面の方向において第1の超音波データを取得するためのフロントルトランスデューサ、及び、少なくとも1つの、導入要素に関して横方向において第2の超音波データを取得するためのラテラルトランスデューサを含む。フロントルトランスデューサは、導入要素が優先的に軸方向を定める長めの導入要素であるため、及び、フロントルトランスデューサは、軸方向において第1の超音波データを取得するように優先的に適応されるため、アキシヤルトランスデューサであるとみなすこともできる。さらに、導入要素の先端は、ラテラルラジアル取得方向であるように、断面が実質的に円形であって

10

20

30

40

50

もよく、この場合、少なくとも1つのラテラルトランスデューサは、ラジアルトランスデューサであるとみなすことができる。

【0020】

超音波装置は、第2の超音波データを取得するため、並びに、第3及び第4の超音波データを取得するために少なくとも3つのラテラルトランスデューサを優先的に含み、超音波装置は、第1から第4の超音波データが異なる取得方向において全て取得されるように適応され、空間形状決定器具は、第1から第4の超音波データに基づき超音波装置の周りの空間形状を決定するように適応される。このトランスデューサの構成は、超音波装置の周囲における空間形状のさらに改善された決定を可能にし、依然として比較的少ない量の超音波トランスデューサが存在し、比較的小さい大きさの超音波装置を有した導入要素を提供することを可能にしている。

10

【0021】

本発明のさらなる態様において、超音波装置の周囲における空間形状を決定するための空間形状決定コンピュータプログラムが与えられ、当該コンピュータプログラムは、当該コンピュータプログラムがコンピュータで作動されて空間形状決定器具を制御する場合に、請求項1に記載の導入器具に、超音波装置の周囲における空間形状を決定するための空間形状決定方法のステップを実行させるプログラムコード手段を含み、空間形状決定方法は、それぞれ第1及び第2の取得方向において超音波装置によって取得されてきた、取得された第1及び第2の超音波データに基づき空間形状を決定するように適応され、第1及び第2の取得方向は異なり、さらに、当該空間形状決定方法は：

20

- 超音波データ処理ユニットによって、超音波装置の周囲における対象の運動を表す運動データ、及び/又は、第1及び第2の取得方向における対象と超音波装置との距離を表す距離データを決定するために、取得された第1及び第2の超音波データを処理するステップ、

- 空間形状決定ユニットによって、異なる取得方向において決定された運動データ及び/又は距離データに基づき超音波装置の周囲における空間形状を決定するステップ、を含む。

【0022】

請求項1の導入器具並びに請求項12の空間形状決定コンピュータプログラムは、類似及び/又は同じ、特に、従属項に記載の好ましい実施形態を有するということが理解されたい。

30

【0023】

本発明の好ましい実施形態は、従属項の、それぞれの独立項とのいかなる組み合わせでもあり得るとということが理解されたい。

【0024】

本発明の前記及び他の態様が、以下に記載の実施形態から明らかになり、以下に記載の実施形態を参考にして説明される。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】心臓組織を切除するためのアブレーション器具の一実施形態を例証的に示した概略図である。

40

【図2】アブレーション器具のアブレーションカテーテルの先端を例証的に示した概略図である。

【図3】RFライン及びAラインを例証的に示した図である。

【図4】特定の向きで心臓壁に接触しているアブレーションカテーテルの先端を例証的に示した概略図である。

【図5】別の向きにおける心臓の左心房内のアブレーションカテーテルの先端を例証的に示した概略図である。

【図6】収縮期における図5において示された向きのカテーテルの先端をより詳細に例証的に示した概略図である。

50

【図 7】拡張期における図 5 において示された向きのカテーテルの先端をより詳細に例証的に示した概略図である。

【図 8】異なる取得方向において、及び、心臓壁に対するアブレーションカテーテルの先端の異なる角度方向にて測定された超音波データを例証的に示した図である。

【図 9】異なる取得方向及び心臓壁に対するアブレーションカテーテルの先端の異なる角度方向に対する移動度を例証的に示した図である。

【図 10】異なる取得方向及び心臓壁に対するアブレーションカテーテルの先端の異なる角度方向に対する移動度を例証的に示した図である。

【図 11】取得された超音波データから、心臓壁に対するアブレーションカテーテルの先端の角度方向を決定するための手順を例証的に例示した図である。

10

【図 12】決定された心臓壁に対するアブレーションカテーテルの先端の角度方向を示すために、アブレーション器具のディスプレイ上に示されることになる図である。

【図 13】心臓壁に対するアブレーションカテーテルの先端の角度方向を決定するために使用されてもよい統計分類子をトレーニングするための手順を例証的に例示した図である。

【図 14】超音波装置の周囲における空間形状を決定するための空間形状決定方法の一実施形態を例証的に例示した流れ図である。

【発明を実施するための形態】

【0026】

図 1 は、導入要素を対象内に導入するための導入器具を概略的且つ例証的に示している。この実施形態において、導入器具は、心臓アブレーション処置を行うためのアブレーション器具 1 であり、アブレーション器具 1 は、テーブルのような支持手段 6 上に横たわっている人間 2 の心臓 3 内に導入されるための導入要素であるアブレーションカテーテル 4 を含む。アブレーションカテーテル 4 の先端 5 が、図 2 においてより詳細に概略的且つ例証的に示されている。

20

【0027】

アブレーションカテーテル 4 の先端 5 は、異なる取得方向において超音波データを取得するための超音波装置 40 を含む。この実施形態において、超音波装置 40 は、アブレーションカテーテル 4 の先端 5 に関して正面方向である第 1 の取得方向 26 において第 1 の超音波データを取得するためのフロントルトランスデューサ 23、並びに、横方向である第 2、第 3 及び第 4 の取得方向 24、25、27 において第 2、第 3 及び第 4 の超音波データを取得するための 3 つのラテラルトランスデューサを含み、そのうち 2 つのトランスデューサ 21、22 のみを図 2 において見ることができる。

30

【0028】

フロントルトランスデューサ 23 は、第 1 の取得方向である軸方向 26 において第 1 の超音波データを取得するアキシャルトランスデューサであるとみなすことができる。さらに、この実施形態において、アブレーションカテーテル 4 の先端 5 は、横方向 24、25、27 をラジアル方向であるとみなすことができるように、さらに、それぞれのラテラルトランスデューサをラジアルトランスデューサであるとみなすことができるように、断面が実質的に円形である。

40

【0029】

アブレーションカテーテル 4 の先端 5 は、軸上の開口部 30 及び横の開口部 31、32 を含むアブレーション電極 20 をさらに含み、開口部を介して、超音波トランスデューサは超音波データを取得することができる。さらに、アブレーション電極 20 は、アブレーションカテーテル 4 内を流れる灌注流体がアブレーションカテーテル 4 の先端 5 を離れるのを可能にするための灌注開口部 28、29 を含む。

【0030】

アブレーション電極 20 は、(明瞭性の理由から図 2 において示されていない)ワイヤのような電気導体を使用することによってアブレーション制御ユニット 7 と電氣的に接続され、医師がアブレーションエネルギーの印加を制御するのを可能にする。この実施形態

50

において、アブレーション制御ユニット7は、心臓組織を切除するために高周波エネルギーを心臓組織に加えるための高周波源を含む。アブレーション器具は、アブレーションカテーテル4内の灌注流体の流れを制御するため、従って、灌注開口部28、29を通過してアブレーションカテーテル4の先端5を離れる灌注流体を制御するための灌注制御ユニット8をさらに含む。アブレーションカテーテル4は、灌注制御ユニット8から灌注開口部28、29まで流体をガイドするための管腔を含む。灌注制御ユニット8は、アブレーションカテーテル4の先端5に流体を提供するための流体源及びポンプを優先的に含む。

【0031】

アブレーション器具1は、(明瞭性の理由から図2において示されていない)電線のような電気接続を介してアブレーションカテーテル4の先端5内の超音波トランスデューサに電氣的に接続される超音波制御ユニット9をさらに含む。超音波制御ユニット9及びアブレーションカテーテル4の先端5内の超音波トランスデューサは、超音波データが以下の方法で取得されるように優先的に構成される。

【0032】

送信モードにおいて、例えば超音波制御ユニット9によってパルス信号が生成され、それぞれのトランスデューサ、特にそれぞれの圧電性トランスデューサに、超音波を心臓組織内に送信させる。次に、超音波制御ユニット9及びそれぞれの超音波トランスデューサによって形成される超音波データ取得システムが、送信モードから受信モードにスイッチが切り換えられる。受信モードにおいて、心臓組織からの超音波が、それぞれの超音波トランスデューサによって受信され、それぞれの超音波トランスデューサは電気信号を生成し、その電気信号は、優先的に増幅され、デジタルドメインに変換され、さらに任意で、前置フィルタにかけられてノイズを減らす。1つの送信パルスに属する結果として生じる取得されたデータサンプルのセットは、RFラインと呼ばれる。図3は、そのようなRFライン60を例証的に示しており、任意の単位の振幅Aが、任意の単位の時間tに依存して示されている。超音波制御ユニット9は、同様に図3において例証的に示されているAライン61を作るために、それぞれのRFラインに包絡線検波アルゴリズムを適用するように適応させることができる。

【0033】

図3における時間軸は、各RFライン又はAラインが心臓組織内の深さに依存して振幅を提供するとみなすことができるように、心臓組織内の異なる深さに関連づけることができる。各トランスデューサが、心臓組織内の深さ及び時間に依存して振幅値を提供する時間依存する超音波データを取得するように、各トランスデューサは、時間の経過に伴いいくつかのRFラインを取得する。特に、各トランスデューサに対して、Mモード画像が、それぞれの取得方向において取得される。

【0034】

アブレーション器具1は、心臓アブレーション処置を行うため及びモニターするために使用される。アブレーション器具1は、心不整脈を治療するように優先的に適応される。アブレーションカテーテル4の先端5内の超音波トランスデューサは、電気生理学検査室内にいる医師が、室内から心臓壁の特定の関連するパラメータをリアルタイムで評価するのを可能にする。これは、以下において図4を参考にして例証的に例示される。

【0035】

図4は、第1の取得方向においてアキシャルフロントルトランスデューサを使用することによって超音波データを取得するアブレーションカテーテル4の先端5を示している。対応する超音波ビームが、図4において破線によって概略的に示されている。超音波が、心臓壁70内に送られ、さらに、散乱及び/又は反射された超音波が、アブレーションカテーテル4の先端5にてフロントルトランスデューサによって受信される。結果として生じる時間依存する超音波データ、すなわち、この実施形態においては結果として生じるMモード画像83が、図4の右上部分において例証的に示されている。Mモード画像83は、ミリメートル単位の深さdに依存する且つs単位の時間yに依存する超音波信号の振幅を示している。ライン73は超音波モニタリングの持続時間を示し、さらに、

10

20

30

40

50

ライン74、75はアブレーションエネルギーを心臓組織に加えた持続時間を示している。ライン76はアブレーションの深さを示し、さらに、欄78は、ブロック79を使用することによって心臓壁70の表面72の位置、及び、ブロック81を使用することによってアブレーションの深さを示している。超音波Mモード画像83の目視検査によって、医師は、心臓壁の厚さ、すなわち、心臓壁70の表面72及び裏面71の位置を測定することができ、次に、最適なアブレーションパワー、優先的に塩水冷却液である最適な灌注流体の流速、及び、最適なアブレーション持続時間のような最も優れたアブレーション計画を決定することができる。アブレーションエネルギーの印加中、病変形成をモニターすることができ、医師は、病変が貫壁性になった場合、すなわち、処理が心臓壁70の裏面71に到達した場合にアブレーション処置を停止することができる。スチームポケットが心臓組織の内側に形成される場合、医師は、Mモード画像83においてこの形成を見ることができ、さらに、アブレーション処置を停止して、組織の破裂を防ぐ、すなわち、いわゆる「ポップ(pop)」を防ぐことができる。

10

【0036】

図4は、心臓壁70に関するアブレーションカテーテルの先端5の特定の向きを概略的且つ例証的に示している。アブレーションカテーテルの先端5は、当然ながら、心臓壁70に関して別の方法で方向づけることもできる。例えば、図5において概略的且つ例証的に示されているように、ラテラルトランスデューサも心臓壁70に向けることができる。

【0037】

図5は、心臓の左心房90内に導入されたアブレーションカテーテル4を示し、図6は、収縮期におけるアブレーションカテーテル4の先端5の向きをより詳細に示し、さらに、図7は、拡張期におけるアブレーションカテーテル4の先端5の向きをより詳細に示している。特定の数のトランスデューサが心室の外側に面し、さらに、他のトランスデューサが心室の内側に面しているということが、図6及び7において見ることができる。

20

【0038】

一般的に、例えば図4において示されている超音波Mモード画像83等の取得された超音波データの解釈は、心臓の固有の運動が肺の呼吸運動に調子を合わせる拍動している心臓等の動く環境において変わり得る心臓組織に関するアブレーションカテーテル4の先端5の向きが知られていない場合に困難である。アブレーション器具1は、従って、取得された超音波データに基づき、超音波装置40の周囲における、すなわち、アブレーションカテーテル4の先端5の周囲における空間形状を決定するように適応される。この実施形態において、アブレーション器具1は、超音波装置40及び超音波装置40の周囲における心臓壁70の互いに関する向きを、空間形状として決定するように適応される。言い換えると、この実施形態において、アブレーション器具1は、心臓壁70に対する超音波装置40、従ってアブレーションカテーテル4の先端5の向きを、空間形状として決定するように適応される。アブレーションカテーテル4の先端5にある超音波トランスデューサは、従って、図4を参考にして先に記載されたように病変悪化のリアルタイムでのモニタリングに使用されるだけでなく、必ずしもさらなるセンサの組み入れを要求することなく、超音波装置の周囲における空間形状、特に、心臓組織に関する超音波装置、従ってアブレーションカテーテル4の先端5の向き及び任意で位置も決定するためにも使用される。

30

40

【0039】

超音波装置の周囲における空間形状、特に、アブレーションカテーテル4の先端5の向きを決定するために、アブレーション器具1は、第1から第4の取得方向24乃至27における超音波装置40の周囲における運動データ及び/又は距離データを決定するために、取得された第1及び第2の超音波データを処理するための超音波データ処理ユニット11をさらに含む。アブレーション器具1は、異なる取得方向24乃至27における決定された運動データ及び/又は決定された距離データに基づき超音波装置40の周囲における空間形状を決定するための空間形状決定ユニット12も含む。超音波データ処理ユニット11及び空間形状決定ユニット12は、取得された超音波データに基づき超音波装置の周囲における空間形状を決定するための空間形状決定器具を形成する。この実施形態におい

50

て、超音波データ処理ユニット11は、超音波装置の周囲における空間形状を決定するための空間形状決定ユニット12によって使用されることになる運動データ及び距離データを決定するように適応される。特に、この実施形態において、空間形状決定ユニット12は、心臓壁に関する超音波装置40、従ってアブレーションカテーテル4の先端5の向きを、空間形状として決定するように適応される。

【0040】

超音波データ処理ユニット11は、異なる取得方向における超音波装置と、この実施形態においては心臓壁である超音波装置の周囲における対象との間の運動の大きさ及び/又は方向を示す運動データを決定するように優先的に適応される。さらに、超音波データ処理ユニット11は、各取得方向に対して、超音波装置40と超音波装置40の周囲における対象との距離を示す距離データを、それぞれの取得方向において取得された超音波データから決定するように適応される。

【0041】

図8は、心臓壁に対する超音波装置、従ってアブレーションカテーテルの先端の向きは既知でありながら、異なる取得方向において取得されてきた超音波データを示している。図8において、縦軸は、それぞれの超音波トランスデューサに対する距離を示し、さらに、横軸は、心臓壁に対するアブレーションカテーテルの先端の向きを示している。図8において、ゼロ度の角度は、アブレーションカテーテルの先端が心臓壁に対して垂直である垂直の向きに一致し、さらに、+90度及び-90度の角度は、アブレーションカテーテルの先端が心臓壁に対して平行である平行の向きに一致する。図8において、Aラインが示されており、各角度に対して、いくつかのAラインが時間の経過に伴って測定され、第1の超音波データ101が第1の取得方向26において取得され、第2の超音波データ102が第2の取得方向24において取得され、第3の超音波データ103が第3の取得方向27において取得され、さらに、第4の超音波データ104が第4の取得方向25において取得されてきた。これらの超音波データ101乃至104に対して、運動データを決定するために運動分析を適用することができる。

【0042】

運動分析は、それぞれの角度方向において取得された次のAラインのセットに対して、各取得方向において優先的に行われる。Aラインの取得中、メモリにおいて収集されてもよく、新たなAラインが入る場合、メモリ内の最も古いAラインが取り除かれてもよく、さらに、その新たなAラインがメモリ内に追加されてもよい。運動推定が、新たなAラインが取得され且つメモリ内に格納された時tに行われてもよい。

【0043】

それぞれの角度方向での次のAラインのセットは、画像処理の分野から既知の運動推定技術を適用することができる二次元画像であるとみなすことができる。これらの技術は、2つの異なる時間を表す2つの画像を要求し、さらに、画像中の各位置に対して変位ベクトル又はいわゆる動きベクトル(v_x 、 v_y)を生成する。このベクトルは、水平方向のピクセル(v_x)及び垂直方向のピクセル(v_y)の量で測定された2つの画像間のピクセルの変位を表している。特定の角度方向に対する運動データを決定するために、第1のサブMモード画像であるとみなされてもよい第1の画像を、時間 $t - t_0$ から時間 t までのAラインによって定めることができ、時間 t は、現在の時間であるとみなされてもよく、さらに、第2のサブMモード画像であるとみなされてもよい第2の画像を、時間 $t - t_0 - t_0$ から時間 $t - t_0$ までのAラインによって定めることができる。 t_0 の値は、優先的に、例えば1つ又は少ないAラインのみに対応して比較的小さい。

【0044】

運動データを決定するために、動きベクトルの垂直成分 v_y のみが優先的に使用される。移動度と呼ばれてもよい動きベクトルの垂直成分の絶対値のみを使用して、又は、動きベクトルの垂直成分を直接使用して、運動の方向も考慮する、すなわち、運動の大きさ及び方向も考慮することが可能である。

【0045】

10

20

30

40

50

既知の運動推定技術、すなわち、既知の運動決定アルゴリズムを、第1及び第2の画像に適用することができる。例えば、既知の相関ベースの技術又は既知のオプティカルフロー技術を、参照により本出願において援用するB. Lucas等による論文“An iterative image registration technique with an application to stereo vision,” Proceedings of Imaging Understanding Workshop, pages 121 to 130 (1981)、及び、B. Lucasによる博士論文“Generalized Image Matching by the Method of Differences,” Carnegie-Mellon University, Department of Computer Science (1984)において開示されているように使用することができる。

10

【0046】

図9は、結果として生じる移動度を例証的に示し、第1の移動度201が第1の超音波データ101に基づき決定され、第2の移動度202が第2の超音波データ102に基づき決定され、第3の移動度203が第3の超音波データ103に基づき決定され、さらに、第4の移動度204が第4の超音波データ104に基づき決定されてきた。図9において見ることができるように、アブレーションカテーテルの先端の接触角であるとみなされてもよい配向角は、4つのトランスデューサにわたって特定の移動特性(mobility signature)を有し、該移動特性は、配向角によって異なっている。異なる配向角に対する移動特性間の差は、それぞれ配向角、-90度、-70度、-30度、0度、+30度、+60度及び+90度に対応する7つの運動特性301乃至307を示す図10においてさらにより明らかである。

20

【0047】

図8において見ることができるように、配向角によって異なるトランスデューサから組織までの距離を超音波データから決定することができる。超音波データ処理ユニット11は、従って、異なる取得方向における超音波データから距離データを決定するように適応される。例えば、それぞれのトランスデューサと心臓壁、特に心臓組織との距離を推定するために、閾値処理を、図8において示されている超音波データに適用することができる。Aラインの始めから開始して、信号強度を閾値に比較することができ、信号強度が閾値を超える位置を使用して、それぞれの取得方向及びそれぞれの角度方向におけるそれぞれのトランスデューサと心臓壁との距離を定めることができる。閾値は、既知の心臓壁の位置を用いた実験に基づき既定することができ、及び/又は、閾値は、超音波測定 of 既知の若しくは推定された雑音レベルに基づき決定することができ、信号強度がその雑音レベルを超える場合、心臓壁が存在すると結論づけられてもよい。それぞれのトランスデューサに対する心臓壁の距離を決定するために、それぞれ1つのAラインを使用することができるか、又は、いくつかの連続したAラインを平均することができ、さらに、それぞれの超音波トランスデューサと心臓壁との距離を決定するために、結果として生じる平均値を閾値と比較することができる。

30

【0048】

実際の配向角を決定するために、空間形状決定ユニット12は、統計分類子を使用し、統計分類子は、既定の配向角のセットからどの配向角が、実際の超音波データからの決定された運動及び距離データに対応する可能性が最も高いかを決定するように適応され、既定の配向角のセットからの最も可能性が高い配向角は、実際の配向角として決定される。例えば、この実施形態において、既定の配向角は、15度の増加分を有して-90度から+90度までの配向角であり得る。統計分類子は、この既定の配向角のセットから、実際に測定された超音波データから得られた運動及び距離データに対応する可能性が最も高い配向角を決定するように適応させることができる。

40

【0049】

統計分類子は、例えば参照により本出願において援用するS. Pal及びS. Mitraによる論文“Multilayer Perceptron, Fuzzy Sets,

50

and Classification," IEEE Transactions on Neural Networks, volume 3, number 5, pages 683 to 697 (1992)において開示されている、例えば多層パーセプトロン等の神経回路網であり得る。いかなる他の分類スキームも、実際に測定された超音波データから得られた運動及び距離データに基づき実際の配向角を決定するために使用されてもよい。

【0050】

図11は、好ましい配向角推定手順の一般的なスキームを例示している。ボックス301は、それぞれ異なる取得方向における第1から第4の超音波データの取得を表している。超音波データは、メモリにおいて収集されるAラインである。メモリにおけるAラインの収集は、ボックス302によって記号で表されている。次に、Aラインは、それぞれの取得方向における運動及び距離、すなわち、心臓壁とそれぞれの超音波トランスデューサとの距離を決定するために使用される。この収集されたAラインに基づく運動及び距離の決定は、図11においてボックス303によって表されている。決定された運動及び距離は、ボックス304によって図11において表されている分類ロジック内に入力される。分類ロジックは、決定された運動及び距離に依存して配向角を推定する統計分類子である。この手順は、どのようにしてアブレーションカテーテルの先端が心臓内部の心臓壁に関して方向づけられているかを医師が全ての瞬間に見ることができるよう、リアルタイムで行われてもよい。決定された配向角は、例えば図12に示されているようにアブレーション器具1のディスプレイ13上で視覚化することができる。

【0051】

統計分類子は、トレーニング超音波データを使用することによってトレーニングされ、どの角度方向にトレーニング超音波データは対応するかということが既知である。トレーニング超音波データから、運動データ及び距離データが、異なる取得方向において決定され、統計分類子は、決定された運動及び距離データが与えられると、既知のそれぞれの角度方向が最も可能性が高いものであるようにトレーニングされる。これらのトレーニング超音波データは、例えば、ベンチトップスタディによって決定することができ、人工的に動く組織は、所望の既知の配向角で組織に対して超音波装置を有するカテーテルの先端を固定することを可能にする機構において置かれる。トレーニング超音波データが取得されながら、別の手段によって、すなわち、超音波装置によってではなくin vivoで組織に対して超音波装置の向き及び/又は位置を測定することも可能である。統計分類子のトレーニングは、以下において、図13を参考にして例証的に記載される。

【0052】

既知の配向角に対して、トレーニング超音波データが、ボックス401によって示されているように異なる取得方向において取得される。トレーニング超音波データは、ボックス402によって示されているように、メモリにおいて収集されたAラインによって形成される。収集されたAラインは、次に、それぞれの取得方向における運動及び距離を決定するために使用される。これは、ボックス403によって表されている。決定された運動及び距離は、トレーニングされることになる統計分類子404内に入力され、統計分類子404は、トレーニングプロセスの始めにて最初の推定された配向角を提供する。次に、円形406によって示されているように、推定された配向角は、既知の本物の配向角405と比較され、既知の本物の配向角は、この場合、グラウンドトゥルスデータを形成する。推定エラーであるとみなすことができる比較結果は統計分類子404までフィードバックされ、統計分類子404は、推定エラーを減らすために修正される。例えば、統計分類子の係数を更新することができる。次に、ステップ406において、統計分類子404は配向角を再び推定し、新たに推定された配向角は、更新された推定エラーを生成するために既知の本物の配向角と比較される。統計分類子を修正するステップ、配向角を推定するステップ、推定エラーを生成するために、推定された配向角を既知の本物の配向角と比較するステップ、及び、推定エラーを統計分類子にフィードバックするステップは、推定エラーが最小限にされるように反復して行われる。推定エラーが最小限にされた後、統計

10

20

30

40

50

分類子のトレーニングは完了され、例えば、統計分類子の係数が決定され、さらに次に固定され、トレーニングされた統計分類子は、例えば図 1 1 を参考にして先に記載されたように、実際の超音波データに基づき配向角を決定するために使用することができる。

【 0 0 5 3 】

上記の実施形態において、運動データは移動度、すなわち動きベクトルの垂直成分の絶対値であるけれども、他の実施形態においては、実際の超音波データから得られる運動は、動きベクトルの垂直成分を直接含むことができ、すなわち、それぞれの取得方向における運動の方向も考慮することができる。これは、図 6 及び 7 において例示されているように、心室のサイズが、収縮期の間により小さく、さらに、残りの期の間により大きいため、配向角の決定の質をさらに改善することができる。心臓組織まで外へ向かうトランスデューサは、従って、心臓の活動と同期する心臓の収縮運動を測定する一方、心臓組織の反対を向くトランスデューサは、この運動を測定しない。

10

【 0 0 5 4 】

アブレーション器具、従って空間形状決定器具は、配向角を決定するように適応させることができるだけでなく、超音波装置の周囲における、特に、アブレーションカテーテルの先端の周囲における別の種類の空間形状を決定するように適応させることもできる。一般的に、統計分類子は、所定の空間形状のセットからどの空間形状が、取得された超音波データに対応する可能性が最も高いかを決定するように適応させることができ、既定の空間形状のセットからの最も可能性が高い空間形状は、空間形状として決定される。既定の空間形状のセットは、例えば、超音波装置が対象内に埋もれる空間形状、超音波装置が心臓の尖部内に位置する空間形状、又は、超音波装置が心臓の肉柱構造内に位置する空間形状を含み得る。従って、アブレーション器具及び空間形状決定器具は、アブレーションカテーテルの先端が心臓組織内に埋もれる事例、又は、アブレーションカテーテルの先端が心臓の尖部内若しくは肉柱構造内に到達する事例のような特別な事例の認識を可能にするように適応させることができる。これらの状況も、異なる取得方向における特別な運動データと距離データとの組み合わせを有する。

20

【 0 0 5 5 】

アブレーション器具は、アブレーションカテーテル 4、特に、アブレーションカテーテル 4 の先端 5 が人間 2 内の所望の場所までナビゲートされるのを可能にするナビゲーションユニット 1 0 をさらに含む。ナビゲーションユニット 1 0 は、使用者が、手動で又は半自動的に、アブレーションカテーテル 4 を完全にナビゲートするのを可能にするように適応させることができる。アブレーションカテーテル 4 は、ナビゲーションユニット 1 0 によって制御することができる組み込みのガイド手段（図 1 には図示せず）を含む。例えば、ステアリングワイヤを使用してアブレーションカテーテルの先端 5 を人間 2 内の所望の場所までガイドすることによって、アブレーションカテーテル 4 を導く且つナビゲートすることができる。

30

【 0 0 5 6 】

以下において、超音波装置の周囲における空間形状を決定するための空間形状決定方法の実施形態が、図 1 4 において示されている流れ図を参考にして例証的に記載される。

【 0 0 5 7 】

40

空間形状決定方法は、異なる取得方向において超音波装置によって取得されてきた取得された超音波データに基づき空間形状を決定するように適応される。ステップ 5 0 1 において、異なる取得方向に対して取得された超音波データが、運動データ及び/又は距離データを各取得方向において決定するために処理され、運動データは、それぞれの取得方向における超音波装置の周囲における対象の運動を表し、さらに、距離データは、それぞれの取得方向における対象と超音波装置との距離を表す。特に、それぞれの超音波トランスデューサの心臓組織までの距離、及び、それぞれの超音波トランスデューサに対する心臓組織の運動が、それぞれの取得方向における距離データ及び運動データを決定するためにそれぞれの取得方向において決定される。この決定は、全ての取得方向における運動データ及び距離データを決定するために全ての取得方向に対して行われる。ステップ 5 0 2 に

50

において、超音波装置の周囲における空間形状、特に、超音波装置、従って超音波装置を取り付けることができるカテーテル先端と心臓壁との間の配向角が、空間形状決定ユニットによって、異なる取得方向において決定されてきた運動データ及び/又は距離データに基づき決定されてもよい。優先的に、統計分類子が、異なる取得方向に対して決定されてきた運動及び距離データに基づき空間形状を決定するために使用される。

【0058】

アブレーション器具、特に、空間形状決定器具は、内側の心臓壁に関する現在のカテーテル先端の向きを推定及び視覚化するように優先的に適応され、推定は、同じカテーテル先端から取得された超音波データに単に基づいている。電気生理学における現在のやり方は、高周波アブレーションカテーテルを用いて不整脈を治療することであり、アブレーションカテーテルの位置が、蛍光透視法によってモニターされる。この技術は、柔組織が蛍光画像においてコントラストを提供せず、蛍光透視法によるカテーテルの向きの推定を可能にしないという欠点を有する。従って、心臓内のカテーテルの向き及びカテーテルの位置を決定するために、カテーテル先端は、電磁技術を使用することによって追跡される場合も多くあり、それによって、外部の場生成器によって生成された変化する磁場を感知するセンサがカテーテルの先端内に置かれ、アブレーションカテーテルの向き及び位置が、感知された変化する磁場に依存して計算される。この電磁技術は、アブレーションカテーテル内部のすでに制限された空間において三次元センサの統合を必要とするという欠点、及び、さらなる外部の磁場生成器が検査室内に置かれなければならないという欠点を有する。さらに、この電磁技術は、不整脈治療の間の組織において前のアブレーションに続くという最終的な臨床のニーズを満たすことができない。

【0059】

図2を参考にして先に記載された実施形態において、アブレーションカテーテルの先端の超音波装置は、等距離に配置された、すなわち、それぞれ120度の角距離を有した3つのラテラル超音波トランスデューサ、及び、1つのフロントラテラル超音波トランスデューサを含む。超音波トランスデューサの数、例えば、アブレーションカテーテルの先端の周囲にあるラテラルトランスデューサの数、又は、軸方向における超音波トランスデューサの数を増やして、超音波装置の周囲における空間形状を決定することの精度を磨く及び上げることができる。アブレーションカテーテルの周囲のラテラルトランスデューサの等距離の配置は、この場合、アブレーションカテーテルの軸回転が配向角の決定の精度に対して重大な影響を及ぼさないため好ましい。

【0060】

アブレーションカテーテルの先端の向きの決定、及び、任意でアブレーションカテーテルの先端の位置の決定も、優先的に、観察されたトランスデューサに向かう及びトランスデューサから離れる組織運動の異なるセットが、異なるカテーテルの向きに対して得られ、さらに、観察されたトランスデューサと心臓組織との距離の異なるセットが、異なるカテーテルの位置に対して得られるという事実に基づいている。これらの理由のため、各超音波トランスデューサの信号に対して、運動分析が優先的に行われ、時間の経過に伴い受け取る超音波データAライン間の運動による変化を明らかにする。異なる超音波トランスデューサから来る運動情報の組合せは、アブレーションカテーテルの先端の向き及び任意で位置を決定するためにこの運動情報の組合せを任意で距離情報と共に使用することができるように、心臓組織に関するアブレーションカテーテルの先端の向きを示している。決定されたアブレーションカテーテルの先端の位置は、周囲の心臓組織に関する位置である。

【0061】

上記の実施形態において、導入器具はアブレーション器具であり、導入要素はアブレーションカテーテルであるけれども、他の実施形態においては、導入器具は、導入要素を対象内に導入するための別の器具でもあり得る。例えば、導入器具は、別の種類のカテーテル、又は、針のような別の介入治療機器を対象内に導入するように適応させることができ、この介入治療機器にも、超音波装置の周囲における空間形状を決定するために使用する

ことができる異なる取得方向における超音波データを取得するための超音波装置を装備することができる。対応して、導入器具、特に、空間形状決定器具は、心臓アブレーション処置ではない他の介入治療処置において使用することができる。

【0062】

上記の実施形態において、運動データ及び距離データが、取得された超音波データに基づき決定され、その運動データ及び距離データは、超音波装置の周囲における空間形状を決定するために使用されるけれども、他の実施形態においては、運動データのみ又は距離データのみも、空間形状を決定するために使用することができる。

【0063】

上記の実施形態において、Aラインが、運動及び位置データを決定するために使用されているけれども、他の実施形態においては、別の種類のテンポラル超音波データも、例えば、運動及び距離データを決定するために使用することができる。例えば、距離データ及び運動データを決定するために、Aラインを決定することなく、RFラインを直接使用することができる。

10

【0064】

上記の実施形態において、決定された配向角が図12に従ってディスプレイ上に示されているけれども、別の実施形態においては、配向角、及び、任意で空間形状の別の態様も、別の方法で示すことができる。例えば、カテーテルの先端及び先端の周囲における空間形状のリアルタイムのコンピュータアニメーションを、例えば図6及び7と同様に示すことができる。コンピュータアニメーションは、例えば、組織が先端の周りに巻き付いているかどうかを示してよい。

20

【0065】

開示された実施形態に対する他の変化は、請求された発明を実行する際に、図面、明細書、及び付随の特許請求の範囲の調査から当業者により理解する及びもたらしめることができる。

【0066】

特許請求の範囲において、「含む」という用語は、他の要素又はステップを除外せず、不定冠詞はその複数形を除外しない。

【0067】

1つのユニット又は装置が、特許請求の範囲において列挙されるいくつかの項目の機能を満たしてもよい。特定的手段が互いに異なる従属項において記載されているという単なる事実は、これらの手段の組合せを役立つよう使用することができないと示しているわけではない。

30

【0068】

1つ若しくはいくつかのユニット又は装置によって行われるRFラインに基づくAラインの決定、運動データの決定、距離データの決定、超音波装置の周囲における空間形状の決定等のような処置は、いかなる他の数のユニット又は装置によっても行うことができる。空間形状決定方法によるこれらの処置、及び/又は、空間形状決定器具の制御は、コンピュータプログラムのプログラムコード手段として、及び/又は、専用のハードウェアとして実行することができる。

40

【0069】

コンピュータプログラムは、他のハードウェアと共に、又は、他のハードウェアの一部として供給される光記憶媒体又は固体記憶媒体等の適した媒体上に記憶/配信されてもよいが、インターネット又は他の有線若しくは無線テレコミュニケーションシステムを介して等、他の形状でも配信されてもよい。

【0070】

特許請求の範囲におけるいかなる参照番号も、その範囲を限定するとして解釈されるべきではない。

【0071】

本発明は、導入要素を対象内に導入するための導入器具であって、対象内に導入される

50

こととなる導入要素であり、先端にて1つのアブレーション手段を含む導入要素、異なる取得方向において第1及び第2の超音波データを取得するための超音波装置であり、導入要素にて配置される超音波装置、対象内の超音波装置の周囲の空間形状を決定するための空間形状決定器具であり、第1及び第2の超音波データに基づき空間形状を決定するように適応され、超音波装置の周囲における対象の運動を表す運動データ、及び/又は、第1及び第2の取得方向における対象と超音波装置との距離を表す距離データを決定するために、取得された第1及び第2の超音波データを処理するための超音波データ処理ユニット、異なる取得方向に対して決定された運動データ及び/又は距離データに基づき超音波装置の周囲における空間形状を決定するための空間形状決定ユニット、を含む空間形状決定器具、を含む導入器具に関する。

【図1】

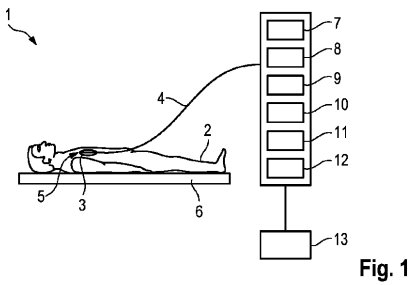


Fig. 1

【図2】

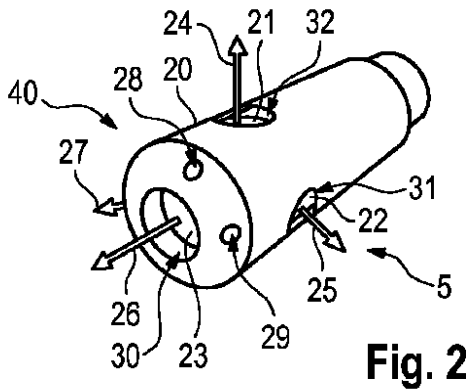


Fig. 2

【図3】

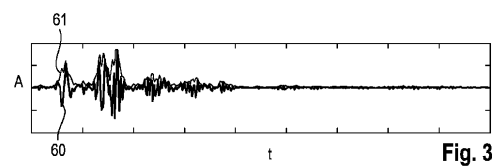


Fig. 3

【図4】

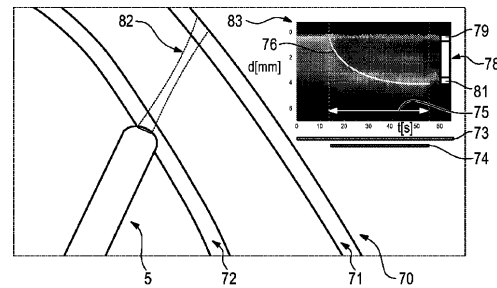


Fig. 4

【 図 5 】

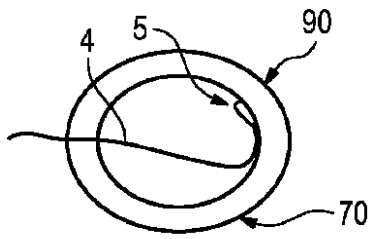


Fig. 5

【 図 7 】

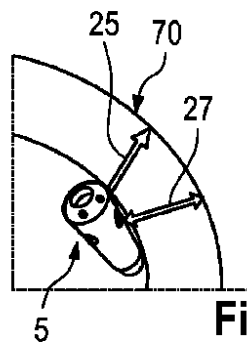


Fig. 7

【 図 6 】

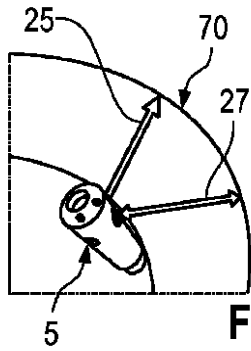


Fig. 6

【 図 8 】

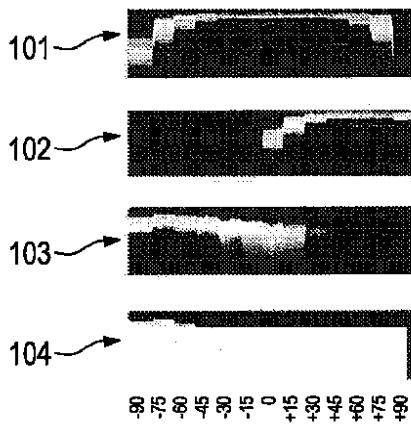


Fig. 8

【 図 9 】

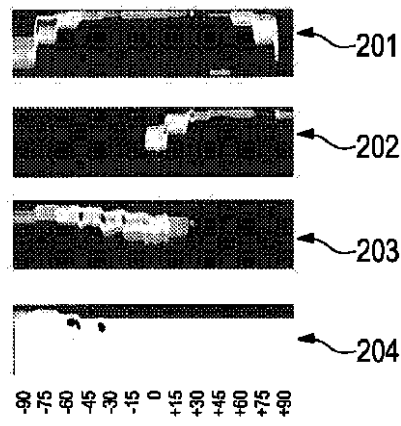


Fig. 9

【 図 1 0 】

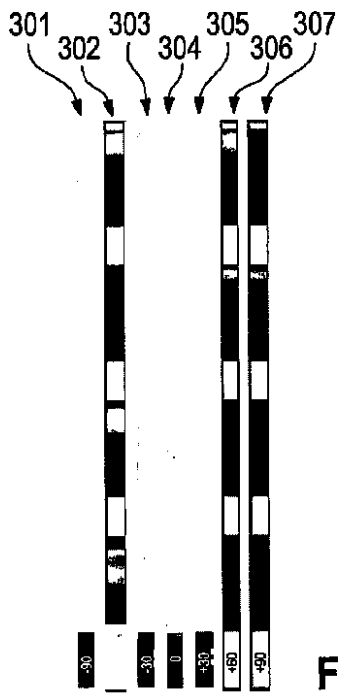


Fig. 10

【 図 1 1 】

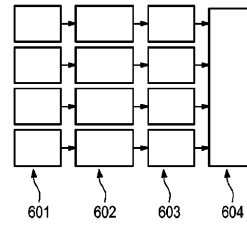


Fig. 11

【 図 1 2 】

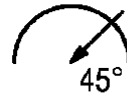


Fig. 12

【 図 1 3 】

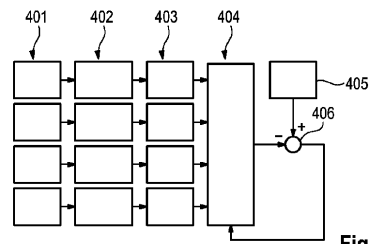


Fig. 13

【 図 1 4 】

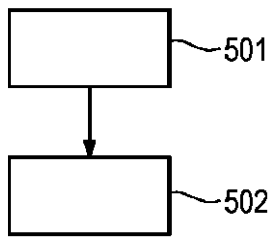


Fig. 14

フロントページの続き

- (74)代理人 100091214
弁理士 大貫 進介
- (72)発明者 ベルト, ハルム ヤン ウィレム
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5
- (72)発明者 フォッケンロート, ステフェン アントニー ウィレム
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5
- (72)発明者 デラディ, サボルチ
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開2002-113004(JP, A)
特表2012-515013(JP, A)
特開平05-146432(JP, A)
特表2007-521862(JP, A)
米国特許出願公開第2012/0265069(US, A1)
国際公開第2012/066437(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5
A 6 1 B 1 7 / 0 0 - 1 7 / 9 4