

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-118835

(P2019-118835A)

(43) 公開日 令和1年7月22日(2019.7.22)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/12 (2006.01)

F I  
A61B 8/12

テーマコード (参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L 外国語出願 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2019-1633 (P2019-1633)  
 (22) 出願日 平成31年1月9日 (2019.1.9)  
 (31) 優先権主張番号 15/866,784  
 (32) 優先日 平成30年1月10日 (2018.1.10)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 511099630  
 バイオセンス・ウェブスター・(イスラエル)・リミテッド  
 Biosense Webster (Israel), Ltd.  
 イスラエル国 2066717 ヨークナム、ハトヌファ・ストリート 4  
 (74) 代理人 100088605  
 弁理士 加藤 公延  
 (74) 代理人 100130384  
 弁理士 大島 孝文  
 (72) 発明者 アロン・バラム  
 イスラエル国、2066522 ヨークナム・イリット、ダリオット・ストリート 5/2

最終頁に続く

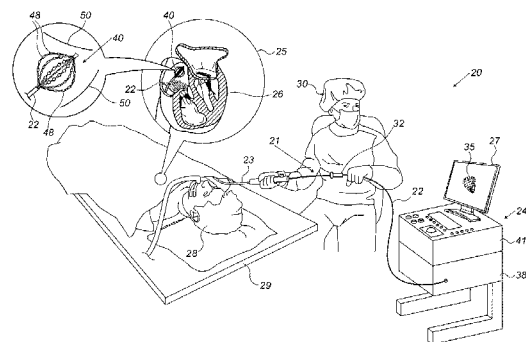
(54) 【発明の名称】 バスケット型カテーテル上に分布した超音波アレイを使用する体腔内のマッピング

(57) 【要約】

【課題】医療システムを提供すること。

【解決手段】医療システムは、シャフト、複数の超音波変換器及びプロセッサを含む。シャフトは、患者の体腔内に挿入するよう構成されている。シャフトの遠位端部において、バスケット型カテーテルを形成するスプライン上に分布されている、複数の超音波変換器は、体腔内で超音波信号を送信するよう、及びこの超音波信号に 응답してエコー信号を受信するよう、構成されている。プロセッサは、楕円逆投影法を使用して、このエコー信号を処理することにより、体腔内の表面を算出するよう構成されており、この楕円逆投影法は、構成した楕円形の個々のサブセット上に分布される散乱エコー信号のサブセット上に逆投影の重ね合わせを適用することと、各サブセットに対する個々の最小値を生成するよう、分布したエコー信号のサブセットのそれぞれの上に非線形最小演算子を適用すること、少なくとも1つを行うことにより、超音波が反射する表面を再構築する。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

医療システムであって、  
患者の体腔内に挿入するためのシャフトと、  
前記シャフトの遠位端部において、バスケット型カテーテルを形成するスプライン上に分布されている、複数の超音波変換器であって、前記体腔内で超音波信号を送信し、前記超音波信号に応答して、エコー信号を受信するよう構成されている、複数の超音波変換器と、

プロセッサであって、

構成された楕円形の個々のサブセット上に分布される、散乱エコー信号のサブセット上に、逆投影の重ね合わせを適用することと、

各サブセットに対する、個々の最小値を生成するように、分布したエコー信号の前記サブセットのそれぞれの上に、非線形最小演算子を適用することと、

のうち、少なくとも1つを行うことにより、超音波反射表面を再構成する、楕円逆投影法を使用して、前記エコー信号を処理することにより、前記体腔内の表面を算出するよう構成されている、プロセッサと、

を備える、医療システム。

10

## 【請求項 2】

前記プロセッサが、ユーザに、前記体腔内の算出された前記表面のダイアグラムを表示するよう構成されている、請求項 1 に記載の医療システム。

20

## 【請求項 3】

前記体腔内が心室を含む、請求項 1 に記載の医療システム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、概して、侵襲性医療機器、特に超音波を使用する体内医療用プローブに関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

心室などの体腔内の超音波空間マッピング及び画像再構成の方法が、医療的用途に使用されることが多い。例えば、米国特許出願公開第 2015/0223757 号は、心房細動などの心臓不整脈を処置及び/又は診断するための、システム、装置及び方法を記載している。具体的には、本発明は、診断用カテーテル及びアブレーション用カテーテルを含む、システムを提供する。診断用カテーテルは、バスケット型形状内に配列された、シャフト、複数の双極子マッピング用電極及び複数の超音波変換器を含む。アブレーション用カテーテルは、診断用カテーテルシャフトを滑らせることにより収容される。

30

## 【0003】

別の例として、米国特許第 5,235,857 号は、リアルタイムの、3D の医療向け超音波画像化機器を記載している。幅広い範囲のさまざまなパルスタイプを用いる大規模拡張型トランスミッタが使用されて、信号雑音比の改善がもたらされる。この画像化機器は、トランスミッタ、1つ以上の環状アレイトランスミッタ、大型屈曲型トランスミッタ又は大型フラット型トランスミッタのような小さな点 (small point) を使用することができる。エコーは、受信器要素のスパースアレイにより受信される。画像の再構成は、フィルタ補正逆投影法により行われる。この画像化機器は、一層高い解像度、すなわちリアルタイム 3D 画像と同時に表示される一層高い高感度 2D リアルタイム画像を更に約束する。

40

## 【0004】

Anderson による、「3D ellipsoidal back projection images from large arrays. II」(Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium、

50

1992)と題する会議論文には、3D超音波画像をリアルタイムで、すなわち30フレーム/秒で得ることを可能にする、楕円形逆投影画像化が記載されている。これを行う際に、楕円逆投影画像化は、従来の焦点ビーム画像化の根本的な制限を克服する。点の高品質楕円バックプロパゲーション画像が示されており、ここでは、最大512個の素子からなるトランスミッタ及び受信アレイが使用されている。焦点のずれた環状アレイを使用して、複数のトランスミッタを合成する方法が、記載されている。

【0005】

米国特許第6,716,166号には、長手軸を有しており、かつ腔内に挿入するように適合されている遠位部分を含めた、細長いプローブを使用して、対象とする身体内腔の表面をマッピングするための装置が記載されている。複数の音響変換器が、プローブの遠位部分にわたり、長手軸に沿って分布されており、この変換器は、プローブが腔に存在している間、音波を発生し個々に作動するよう適合されており、腔の表面からの波の反射後に音波を受信して、受信した波に応答して、一連の波の時間を示す電気信号を生成するよう更に適合されている。

10

【0006】

米国特許第7,610,078号には、心臓などの解剖学的構造の表示をグラフ作成するための方法及びシステムが記載されている。細長いプローブの遠位端部は、解剖学的構造内で移動し、幾何形状が座標系内で規定される。球又は円などの幾何形状を規定することによって、遠位プローブ端部が心臓などの解剖学的構造内部で移動するので、解剖学的構造内の腔を表示することができる。解剖学的構造の少なくとも一部の表示は、例えば、幾何形状の集合体を判定することにより、及び形状の集合体を囲んだグラフ表示と一致させることによって、幾何形状に基づいてグラフで生成することができる。

20

【0007】

米国特許第9,757,044号には、心臓壁上の双極子密度を決定するための装置、システム及び方法が記載されている。特に、心臓壁の三角測量が行われ、この場合、複数の領域それぞれの、双極子密度が、関連する心室内部のさまざまな位置で測定される電位と相関関係がある。双極子密度のデータベースを生成するため、1つ以上のカテーテルに置かれた複数の電極によって記録された、マッピング情報及び解剖学的情報が使用される。更に、1つ以上の超音波素子が、クランプアセンブリ上などに設けられているか、又はマッピング用電極と一体化されて、装置構成要素及び周囲構造のリアルタイム画像を生成する。一実施形態では、1つ以上の電極及び1つ以上の超音波素子を含む複数の支持アームを備える、バスケット構造体が設けられる。

30

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の実施形態は、シャフト、複数の超音波変換器及びプロセッサを含む医療システムを提供する。シャフトは、患者の体腔内に挿入するよう構成されている。シャフトの遠位端部において、バスケット型カテーテルを形成するスプライン上に分布されている、複数の超音波変換器は、体腔内で超音波信号を送信するよう、及びこの超音波信号に応答して、エコー信号を受信するよう構成されている。プロセッサは、楕円逆投影法を使用して、このエコー信号を処理することにより、体腔内の表面を算出するよう構成されており、この楕円逆投影法は、構成した楕円形の個々のサブセット上に分布される散乱エコー信号のサブセット上に逆投影の重ね合わせを適用することと、各サブセットに対する、個々の最小値を生成するよう、分布したエコー信号のサブセットのそれぞれの上に非線形最小演算子を適用することの、少なくとも1つを行うことにより、超音波が反射する表面を再構築する。

40

【0009】

一部の実施形態では、プロセッサは、ユーザに体腔内の算出された表面のダイアグラムを提示するよう構成されている。一部の実施形態では、体腔内は心室を含む。

【0010】

50

本発明の実施形態によれば、患者の体腔内にシャフトを挿入することを含む方法が更に提供される。超音波信号は、体腔内で送信され、エコー信号は、超音波信号に回答して、シャフトの遠位端部におけるバスケット型カテーテルを形成するスプライン上に分布されている、複数の超音波変換器によって受信される。体腔内の表面は、楕円逆投影法を使用してエコー信号を処理することにより算出され、楕円逆投影法は、構成した楕円形の個々のサブセット上に分布される散乱エコー信号のサブセット上に逆投影の重ね合わせを適用することと、各サブセットに対する個々の最小値を生成するように、分布したエコー信号のサブセットのそれぞれの上に非線形最小演算子を適用することの、少なくとも1つを行うことにより、超音波が反射する表面を再構築する。

【0011】

本発明は、以下の発明を実施するための形態を図面と併せて考慮すると、より完全に理解されよう。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の実施形態による、超音波式バスケット型カテーテルを備える、カテーテルに基づく心臓マッピングシステムを概略的に描写した図である。

【図2】本発明の実施形態による、超音波変換器を装備したバスケット型カテーテルを概略的に描写した図である。

【図3】本発明の実施形態による、楕円逆投影スキームの概略的な描写図である。

【図4】本発明の実施形態による、心室をマッピングして表示する方法を概略的に例示しているフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0013】

概略

本明細書に記載されている本発明の実施形態は、コントラストを増強すると同時に、迅速な取得及び再構成スキームを使用する、心室などの体腔内の空間マップを生成するシステム及び方法を提供する。一部の実施形態では、超音波空間マッピング用バスケット型カテーテルが提供される。超音波式バスケット型カテーテルは、例えば、その過程において、心室に沿って回転させる又は移動させる必要なしに、心室内の単一位置から心室の全表面をマッピングするためのデータを取得することが可能である。超音波式バスケット型カテーテルと共に使用される、改善された再構成方法も提供され、この超音波式バスケット型カテーテルにより、心室の表面と心室内の血液との間のコントラストの増強を可視化する、空間マップを再構成して表示することが可能である。

【0014】

一部の実施形態では、超音波式バスケット型カテーテルには、バスケット形状を形成するスプラインに連結されている、複数の超音波変換器が装備されている。変換器は、スプライン上にまばらに分布されており、一次元エコー信号を生成して取得するために、振幅モード(A-モード)で作動する。続いて、これらのエコー信号は、所定の空間マップを迅速に生成するよう、楕円逆投影法を使用するプロセッサによって処理される。

【0015】

手短に言えば、上で引用したAndersonの論文に記載されている楕円逆投影法は、以下、「各変換器が一度に1つずつエコー信号を送信すると同時に、すべての変換器が散乱エコー信号を受信する、送信用/受信用超音波変換器を有限数有すると仮定すると、容積内の散乱点(scatter)の位置とは何か、及び散乱に由来する反射振幅とは何か？」という問題を扱っている。

【0016】

本文のこれ以降に、散乱すること、及び反射という用語は、互換的に使用される。

【0017】

Andersonによる方法は、受信用変換器により、所与の時間で検出された潜在的な寄与信号 $S_k(x)$ をすべて合計することによってモデル化される散乱信号 $S(X)$ を

10

20

30

40

50

、位置  $X$  における各散乱点にまず帰属させることにより、上記の問題を解決している。部分信号  $S_k(X)$  は、空間中の 3 つの対象物（ソース変換器の位置、散乱位置、受信変換器の位置）の座標である、3 座標 (triplet) により規定される信号である。このような 3 座標により、空間における個々の楕円体が一意的に規定される。1 つ以上の列挙された  $K$  楕円体は、 $S(X)$  に寄与し得る。したがって、楕円体の逆投影モデルにより、 $X$  における信号が  $S(X) = \text{Sum}\{S_k(X)\}$ ,  $k = 1, 2, \dots, K$  として構築される。これ以降の記載では、一群の信号  $\{S_k(X)\}$  は、「散乱信号のサブセット」と称される。

#### 【0018】

上記の説明では、所与のサブセットに属する  $K$  散乱点の楕円体すべては、(i) 一対の変換器、及び (ii) 単一散乱が発生している体内中の単一位置点  $X$  により規定される。容積中のすべての座標  $X$  に対して行われる  $S(X)$  の逆投影である  $P(S(X))$  は、以下に詳細に説明するとおり、所定の空間マップ  $P(X)$  を生成する。

10

#### 【0019】

一実施形態では、楕円逆投影法の開示されている変形は、心室の表面とその中の血液との間に一層高いコントラストを実現する。コントラストの増強を実現するために、プロセッサは、空間における、すべてのマッピングされた位置からの散乱信号の全サブセットに、非線形最小フィルタを適用する。その結果、一般に、得られた信号はすべて、演算子により弱体化されるが、信号雑音比は改善される。これ以降の記載では、用語「信号」は、インターフェースから通常、生じる、大部分エコー振幅  $S_k(X)$  を意味する。これ以降の記載では、用語「ノイズ」は、例えば、均質環境（例えば、血液プール）の部分に由来するなどの、存在しない散乱点に由来する散乱に対する、逆投影アルゴリズムによって間違っ

20

#### 【0020】

上記の変形の結果として、心室内側の血液の超音波により誘導される密度は、適度に低い値を受信する（元来の楕円逆投影法により得られる、人為的に高い値とは対照的である）。上で示されているとおり、超音波により誘導される密度は弱体化されるが、同様に全信号対ノイズも改善される。したがって、上で簡潔に記載されている変形法は、心室表面と血液との間のコントラストを改善する。

#### 【0021】

心室の空間マップの正確性は、迅速な取得及び再構成時間からの利益をもたらすと思われる。一実施形態では、本開示方法は、合成した空間マップを生成することにより算出回数を短縮し、これは、不必要かつコンピュータにより要求される全画像の再構成を行おうとするよりもむしろ、次元  $A$  - モード信号の解析に基づいている。

30

#### 【0022】

(i) 複数の超音波測定値を瞬時に取得するバスケット超音波アレイと、(ii) 改善された再構成スキームとを組み合わせた、開示されたシステム及び方法は、医師に対して有利となり得、医師は、心室などの体腔内のより正確な空間マップ及び機能マップを受け取ることができる。したがって、開示されたシステム及び方法により、医師は、効率的な侵襲的診断、及び恐らくは、その後の処置セッションを行うことが可能となり得る。

40

#### 【0023】

##### システムの説明

図 1 は、本発明の実施形態による、超音波式バスケット型カテーテル 40 を備える、カテーテルに基づく心臓マッピングシステム 20 を概略的に描写した図である。システム 20 は、医師 30 によって台 29 の上に横になっている患者 28 の心臓 26 にナビゲートされる、シャフト 22 を有するカテーテル 21 を備える。図示されている例では、医師 30 は、カテーテルの近位端部及び / 又はシース 23 からの偏向部 (deflection) の近くの遠隔操縦器 32 を使用して、シャフト 22 の遠位端部を操作しながら、シース 23 からシャフト 22 を挿入する。差し込み図 25 に示されているとおり、バスケット型カテーテル 40 は、シャフト 22 の遠位端部に取り付けられている。バスケット型カテーテル 40 は、

50

折りたたまれた状態でシース 23 から挿入されて、次に、心臓 26 内部で拡張される。

【0024】

一実施形態では、バスケット型カテーテル 40 は、心室表面 50 から反射されたエコー信号を送信及び受信することにより、心臓 26 の心室の空間マッピングを行うよう構成されている。差し込み図 45 は、心臓 26 の心室内部の、拡大図でのバスケット型カテーテル 40 を示している。分かるとおり、バスケット型カテーテル 40 は、バスケット形状を形成するスプライン上に連結されている、多数の超音波変換器 48 を備える。

【0025】

カテーテル 21 の近位端部は、コンソール 24 に接続されている。コンソール 24 は、プロセッサ 41、通常は、カテーテル 21 に入出力する信号を送信及び受信するため、並びにシステム 20 の他の構成要素を制御するための、好適なフロントエンド及びインターフェイス回路 38 を備えた汎用コンピュータを備える。一部の実施形態では、プロセッサ 41 は、複数の一次元エコー信号を受信するよう、及びこれらの信号から、心室の表面のマッピングを算出するよう更に構成されている。一実施形態では、モニター 27 上に、周囲の解剖学的構造の表面が、例えばメッシュ図 35 のグラフ形式で、医師 30 に示される。

10

【0026】

上記のとおり、プロセッサ 41 は、通常、汎用コンピュータを備え、このコンピュータには、本明細書に記載されている機能を実行するソフトウェアでプログラム化されている。ソフトウェアは、例えばネットワーク上で、コンピュータに電子形態でダウンロードすることができるか、又は代替として、又は更には、磁気メモリ、光学メモリ又は電子メモリなどの、非一過性の有形媒体上で提供及び/又は記憶されてもよい。

20

【0027】

図 1 に示す例となる構成は、概念を明確化する目的のみで選択されている。本開示技法は、他のシステム構成要素及び設定を使用して、同様に適用することができる。更に、システム 20 は、電気生理学的マッピング及び/又はアブレーション用のものなど、追加の構成要素を備えてもよい。

【0028】

図示されている実施形態は、具体的に、心臓マッピング用の超音波式バスケット型カテーテルの使用に関するが、システム 20 の要素及び本明細書に記載されている方法は、他の多重アーム幾何形状を有するカテーテルを使用する、超音波マッピングに代替的に適用されてもよい。

30

【0029】

バスケット型カテーテル上に分布した超音波アレイを使用する体腔内のマッピング

図 2 は、本発明の実施形態による、超音波変換器 48 を装備したバスケット型カテーテル 40 を概略的に描写した図である。分かるとおり、変換器 48 は、バスケットを形成するスプライン 49 に連結されている。変換器 48 は、シャフト 22 の遠位端部を超えて、ほぼ球状でまばらに分布されている（すなわち、この場合、スプライン 49 が画定する、バスケット表面の表面領域の大部分に変換器がないよう、隣接する 2 個の変換器のそれぞれ間に大きな隙間が存在している）。変換器 48 のアレイは、(a) 各変換器が、十分に大きな送信許容角度及び受信許容角度を有している、(b) 算出が最適化されて、以下に説明するとおり、スパーアレイを利用するので、まばらに存在しているにもかかわらず、心室の必要な適用範囲及び心室の特徴の詳細を得ることができる。

40

【0030】

図 2 に示されている例となる例示は、概念を明確化する目的のみで選択されている。変換器の数及びその配列は、変動してもよい。電極などの追加の要素は、スプライン 49 の上に配設され得る。他のカテーテル幾何形状を使用して、変換器 48 を移動させてもよく、例えば、このようなものは、螺旋状アームから作製されている。

【0031】

図 3 は、本発明の実施形態による、楕円逆投影スキームの概略的な描写図である。グラフ表示を単純化するため、及び一般性を失わないように、図 3 は、三次元楕円逆投影モデ

50

ルの二次元楕円体を例示している。

【 0 0 3 2 】

A n d e r s o n によるモデルは、位置  $s \in R^3$  に位置する、各送信用変換器（図 3 中、変換器 4 8 A により例示されている）は、形式

【 0 0 3 3 】

【 数 1 】

$$P_s(r, t) = P_0 \frac{1}{4\pi r} \delta(r - ct)$$

の球状超音波圧力波源であると仮定しており、式中、 $r$  は、 $s$  におけるトランスミッタからの距離であり、 $c$  は、媒体中の音速であり、 $P_0$  は、信号振幅である。この方法は、 $s$  に位置するトランスミッタが、 $X$  に位置する散乱点（図 3 において 5 0 A B により例示されている）により散乱されたパルスを送信し、 $re$  における変換器（図 3 において 4 8 B により例示されている）により受信されると、何が起こるかを試験するものである。散乱要素は、二次的な球状波源としてみなされる。 $D(x, y) = ||x - y||$  を、 $R^3$  における位置  $x$  と  $y$  との間のユークリッド距離を表すとする。位置  $s$  における源により送信される圧力パルス波は、時間

10

【 0 0 3 4 】

【 数 2 】

$$t_1 = \frac{D(s, X)}{c}$$

20

後に、位置  $X$  における散乱点に到達する。次に、パルスは、

【 0 0 3 5 】

【 数 3 】

$$P_1 \frac{1}{4\pi r} \delta(r - c(t - t_1)) = \widetilde{P}_1 P_0 \frac{\delta(r - ct + D(s, X))}{16\pi^2 r D(s, X)}$$

として、すべての方向に散乱し、式中、 $P_1$  は、受信パルス振幅（incoming pulse amplitude）であり、置換後、

【 0 0 3 6 】

【 数 4 】

$$\widetilde{P}_1$$

30

は、屈折率形状及び物質特性に依存するエネルギーの反射率である。 $r$  は、散乱点から受信器までの距離である。こうして、 $re$  に位置する受信器は、散乱点から以下の振幅を受信する：

【 0 0 3 7 】

【 数 5 】

$$\sigma(s, X, re) = \widetilde{P}_1 P_0 \frac{\delta(ct - (D(s, X) + D(X, re)))}{16\pi^2 D(X, re) D(s, X)} \propto S_k(X)$$

40

（式中、 $S_k(X)$  は、部分信号であり、 $k$  は、あるトランスミッタ - 受信器のペアに関連する指数を表す）。信号は、時間

【 0 0 3 8 】

【 数 6 】

$$t_{s, re} = \frac{(D(s, X) + D(X, re))}{c}$$

に受信され、この時間は、源から散乱要素及び受信器までの移動時間である。

【 0 0 3 9 】

3 座標  $(s, X, re)$  は、主軸  $c \cdot t_{(s, re)} = D(s, X) + D(X, re)$  を含む  $R^3$  中の楕円体 5 3 を規定し、式中、 $s$  及び  $re$  は、軸上にあり、 $X$  は、境界線上

50

にある。この楕円体の境界線上の他の任意の散乱要素は、同じ移動時間  $t(s, re)$  を有するであろう。言い換えると、時間  $t(s, re)$  において受信された信号は、 $t = 0$  において送信されると、楕円体 53 の表面にある、すべての散乱要素の分布全体の積分値である。誘導された楕円体  $E(s, X, t)$  全体の表面の積分値として、時間  $t$  におけるトランスミッタ受信器のペアに必要な経時的な信号は、以下のとおり表される：

【0040】

【数7】

$$S(s, re, t) = \oint_{X \in E(s, X, t)} \sigma(s, X, re) dX =$$

$$= \oint_{X \in E(s, X, t)} \widetilde{P}_1 P_0 \frac{\delta(ct - (D(s, X) + D(X, re)))}{16\pi^2 D(X, re) D(s, X)} dX$$

10

【0041】

次に、楕円逆投影演算子は、以下のとおり、定義される：

【0042】

【数8】

$$P(X) = \iiint_{s, re \in V} S(s, re, t) \delta\left(t - \frac{D(s, X) + D(X, re)}{c}\right)$$

20

が、受信器に記録された信号に寄与する、すべての時間における、容積中の、すべての可能な受信器 - トランスミッタ変換器のペアの総和である。

【0043】

すなわち、 $X$  は、その3座標の間の楕円形を規定する。

【0044】

真の散乱が存在しない、位置  $X$  に関するノイズの非存在下では、 $P(X)$  は、値0を有するはずである。このことは、理想的には、記載されている方法は、良好な組織コントラストの解像度を生じるはずであることを意味する。

【0045】

一部の実施では、個別の空間、時間、信号、及びトランスミッタ/受信器の数を使用する。サンプリングは、いくつかのデカルト格子における空間の容積にわたり、均一に行われる。時間は、ステップ  $dt$  で採用される。超音波アレイは、 $N$  個のトランスミッタ/受信器を含むと仮定する。個々の逆投影演算子は、形式：

30

【0046】

【数9】

$$P'(X) = \sum_{s, re \in N, t} S(s, re, t | E \left( s, re, t = \left[ \frac{D(s, X) + D(X, re)}{c \cdot dt} \right] dt \right)$$

を採る。

40

【0047】

総計は、 $s, re$  及び  $t$  に関してのみ行われ、ここで、 $X \in E(s, X, t)$  は、 $\{X\}_K$  として、説明中に示されている群であり、 $K$  は、その群に属する楕円体の数である。アレイ中に十分なトランスコーダ (transcoder) が存在する場合、個々の演算子は、非常に近似する、連続的な群である。サンプリングされた格子中の各ボクセルに対して、この演算を算出すると、心室のマップなどの、容積中の散乱要素の分布を表す空間マップ  $P'(X)$  が、受信される。

【0048】

実際には、変換器 48C などの変換器により検出されるいずれのノイズも、発信用変換器 48A に由来する真の信号として、変換器 48C において検出されるノイズを誤って追

50

跡する、個々のエコー軌道 5 2 に一致し得る機構のために、空間のノイズ源が、 $P'(X)$  に存在する。したがって、対となる変換器ペア (4 8 A、4 8 C)、及び  $X'$  に位置する存在しない散乱点 5 0 A C により完全に規定される、楕円体  $E(s, X'(5 0 A C), re')$  が構築される。これ以降の記載では、楕円体 5 4 などの楕円体は、「発生ノイズ」として記載されることがある。上で記載されている追加の工程は、0 ではない値となる  $P'(X')$  につながる。

【0049】

こうして、Anderson による方法は、5 0 A C などの位置の超音波誘導密度の過度な推定ももたらすおそれがある (例えば、心室内の血液の位置)。続いて、5 0 A C のような位置は、空間マップ上に人為的に高い値を受信し、これにより、コントラスト解像度、及びしたがって、心室の組織などの、真の反射表面の解像度が害される。

10

【0050】

図 3 に例示されている楕円逆投影法は、米国特許第 5, 235, 857 号に一部、基づいており、その開示は、参照により本明細書に組み込まれている。

【0051】

上記のとおり、恐らくは、更に多くの逆投影が、他の変換器 - ペアにより規定されている同じサブセットに属する楕円体を再構成した (すなわち、位置  $X$  を通過する)。 $K$  楕円体を含むし得る、楕円体のこのようなサブセット (位置  $X$  に関連する) は、本明細書のこれ以降の記載において、

$$\{X\}_K = \{(s, re, t) \mid X \in E(s, re, t)\}$$

20

(式中、 $\{X\}_K$  は、仮定した飛行時間  $t$  による、エコー信号から構築されたすべての楕円体を含み、エコー信号は、位置  $\{X\}$  において散乱した、位置  $s$  におけるソース変換器と、位置  $re$  における別の変換器において、受信されたソース変換器との間を移動していると仮定される) して規定される。

【0052】

明記したとおり、サブセット  $\{X'\}_K$  に属する楕円体はすべて、位置  $X'$  からの反射が実際に存在しないので、ノイズの発生となる。上で示したとおり、楕円体サブセット  $\{X'\}_K$  にわたるノイズなどのノイズを合計すると、得られた空間マップの質は損なわれるおそれがある。

30

【0053】

一実施形態では、心室を充填する血液とこの心室の表面との間のコントラストの増強が実現する方法が提供される。Anderson による楕円逆投影法よりもこの変形の方が、容積中の任意の位置  $X$  に関して、ノイズを生成した楕円体が 1 つ、存在する場合、この位置は、自由空間にあり、他の関連する楕円体のすべてが、やはり必然的にノイズを発生させるといふ知見を使用する。

【0054】

数学的に、最小非線形演算子  $F(X)$  が、各任意の位置  $X$  それぞれからの、散乱信号  $\{S_k(X)\}_K$  の任意のサブセットそれぞれにわたって適用される。

【0055】

最小非線形演算子  $F(X)$  が、以下の方法で、プロセッサにより適用される： $\{S_k(X)\}_K$  全体の総和を行うプロセッサの代わりに、最小非線形演算子が、 $\{S_k(X)\}_K$  (式中、 $\{X\}_K = \{(s, re, t) \mid X \in E(s, re, t)\}$ ) に適用される：

40

$$F(X) = \text{Min} \{ \{S_k(X)\}_K \} = \text{Min} (s, re, t) \mid X \in E(s, re, t) \mid S(s, re, t)$$

(式中、 $S(s, re, t)$  は、位置  $X$  を通過する楕円体の各々に関連する時間  $t$  における、トランスミッタ受信器のペアに対して取得された経時的な信号を表す)。したがって、 $F(X)$  は、任意の位置  $X$  に対する、非線形最小フィルタによってもたらされる、大域的な最小点である。

【0056】

このような最小限の演算により、 $X'$  における 5 0 A C からなど非常に低いノイズ値を

50

生成する、すなわち、 $F(X')$ は、位置 $X'$ のような位置に関連する最低のノイズを生じ、したがって、組織のコントラストの解像度を害することがないと思われる。上記のとおり、 $F$ が、 $X$ における50ABからなどの信号も弱化するにも関わらず、オーバーホール信号対ノイズは、 $F$ を適用することにより改善される。

#### 【0057】

一実施形態では、絶対値を使用する代わりに、本発明者らは、信号のエンベロープを抽出する方法である、信号のヒルベルト変換を採用する。Andersonによる方法は、ノイズが相殺する予測によって、コヒーレントの総和を使用することを示唆した。コヒーレントの総和は、正確な位相差（最大約 $1/4$ の波長）が既知であると仮定する。実際には、バスケットは剛性がなく、波長は1mm未満であるので、これを確実にすることは非常に困難である。エンベロープ信号（すなわち、エネルギー総和）の使用は、アレイ要素の位置にある、位置エラーに対してアルゴリズムのロバスト性を一層高める、コヒーレント総和の必要性を失うという利点を有する。一実施形態では、変換器間距離における最大2mmのエラーが許容される。

10

#### 【0058】

一実施形態では、本発明は、12のスプライン上に装着された64個の圧電性変換器アレイにより実現される。この変換器は、約1.4MHzの共鳴周波数を有し、サンプリングしたボクセルサイズは、 $1.4\text{mm}^3$ である。変換器は、パルスの発生を可能にする取得システムに接続されて、リアルタイムですべての要素にわたる、ある範囲の送信を記録する。算出は、加重された指向性を伴って行われ（送信した信号を、時間でのトランスミッタ及び受信器の移動関数によりコンボリューションし、空間にホイヘンスの原理を使用することによる）、ヒルバート変換したエコー信号に行った算出を適用する。送信用又は受信変換器の背面に存在する、ボクセル要素からの信号（すなわち、その法線により向けられる半平面ではない）は廃棄される。これは、スプラインエコー及び他の弱い反射から発生するノイズを低減するために行われる。上記の実施形態は、一例として働く。他のパラメータの中で、変換器の数及びサイズ、共鳴振動数及びボクセルサイズが変動し得る。

20

#### 【0059】

図3に示されている信号の例は、概念を明確化する目的のみで選択されている。上記のとおり、囲まれたグラフの記載は、図を明確にする目的で簡略化されているに過ぎないことを理解すべきである。

30

#### 【0060】

図4は、本発明の実施形態による、心室をマッピングして表示する方法を概略的に例示しているフローチャートである。本方法は、留置工程70において、医師30が、超音波式バスケット型カテーテル40を心臓26の心室に挿入して、留置することにより始まる。取得工程72では、変換器48のアレイは、エコー信号を送信及び受信し、結果として生じる電気信号は、シャフト22からプロセッサ41まで配線をひくことにより連通される。算出工程74において、プロセッサ41は、散乱点の楕円体のサブセットを、それぞれが受信した分布したエコー信号のサブセットに適合させることにより起こる、反射振幅を算出する。次に、プロセッサ41は、最小化工程76において、分布したエコー信号のサブセットに非線形最小演算子を適用する。その結果、置き換え工程78において、上で説明されるとおり、反射振幅は、最小演算子のそれぞれの出力値（負ではない最小値）によって置き換えられる。最後に、プロセッサ41は、算出工程80において、心室の解剖学的表面50の幾何形状を算出するよう、すべての信号を総和する。表示工程82において、心室の表面を表示するメッシュ図35などの得られたダイアグラムが、ディスプレイ27で医師30に示される。

40

#### 【0061】

図4に示されている例となるフローチャートは、概念を明確化する目的のみで選択されている。例えば、行われる追加の算出工程は、説明を単純にするため省略されている。更に、電気生理学的マッピング及びアブレーションなどの、フローチャートに含まれ得る診

50

断的工程及び処置工程もまた、フローチャートの簡潔性を維持するため、この説明からやはり省略されている。

【0062】

本明細書に記載されている実施形態は、主に、心臓の解剖学的構造の超音波取得及び再構成に対処するものであるが、本明細書に記載されている方法及びシステムはまた、消化器病学及び血管形成術におけるなどの、他の用途に使用することもできる。

【0063】

したがって、上記に述べた実施形態は、例として引用したものであり、また本発明は、上記に具体的に示し説明したものに限定されないことが理解されよう。むしろ本発明の範囲は、上述のさまざまな特徴の組み合わせ及びその一部の組み合わせの両方、並びに上述の説明を読むことで当業者により想到されるであろう、また従来技術において開示されていないそれらの変形及び修正を含むものである。参照により本特許出願に援用される文献は、これらの援用文献において、いずれかの用語が本明細書において明示的又は暗示的になされた定義と矛盾して定義されている場合には、本明細書における定義のみを考慮するものとする点を除き、本出願の一部とみなすものとする。

【0064】

〔実施の態様〕

(1) 医療システムであって、

患者の体腔内に挿入するためのシャフトと、

前記シャフトの遠位端部において、バスケット型カテーテルを形成するスプライン上に分布されている、複数の超音波変換器であって、前記体腔内で超音波信号を送信し、前記超音波信号に応答して、エコー信号を受信するよう構成されている、複数の超音波変換器と、

プロセッサであって、

構成された楕円形の個々のサブセット上に分布される、散乱エコー信号のサブセット上に、逆投影の重ね合わせ (back-projection summation) を適用することと、

各サブセットに対する、個々の最小値を生成するように、分布したエコー信号の前記サブセットのそれぞれの上に、非線形最小演算子を適用することと、

のうち、少なくとも1つを行うことにより、超音波反射表面を再構成する、楕円逆投影法を使用して、前記エコー信号を処理することにより、前記体腔内の表面を算出するよう構成されている、プロセッサと、

を備える、医療システム。

(2) 前記プロセッサが、ユーザに、前記体腔内の算出された前記表面のダイアグラムを表示するよう構成されている、実施態様1に記載の医療システム。

(3) 前記体腔内が心室を含む、実施態様1に記載の医療システム。

(4) 方法であり、

患者の体腔内にシャフトを挿入することと、

前記体腔内で超音波信号を送信すること、及び前記超音波信号に応答して、前記シャフトの遠位端部において、バスケット型カテーテルを形成するスプライン上に分布されている複数の超音波変換器によって、エコー信号を受信することと、

構成された楕円形の個々のサブセット上に分布される、散乱エコー信号のサブセット上に、逆投影の重ね合わせを適用することと、

各サブセットに対する、個々の最小値を生成するように、分布したエコー信号の前記サブセットのそれぞれの上に、非線形最小演算子を適用することと、

のうち、少なくとも1つを行うことにより、超音波反射表面を再構成する、楕円逆投影法を使用して、前記エコー信号を処理することにより、前記体腔内の表面をプロセッサにおいて、算出することと、

を含む、方法。

(5) 前記体腔内の算出された前記表面のダイアグラムを、ユーザに表示することを含む、実施態様4に記載の方法。

10

20

30

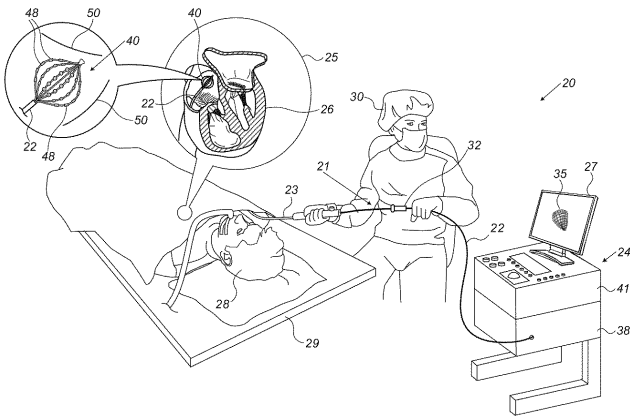
40

50

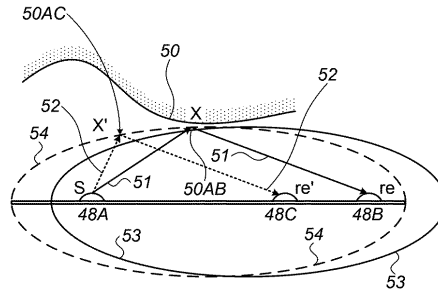
【 0 0 6 5 】

( 6 ) 前記体腔内が心室を含む、実施態様 5 に記載の方法。

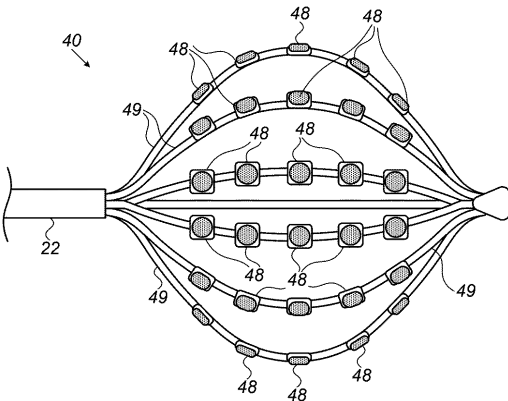
【 図 1 】



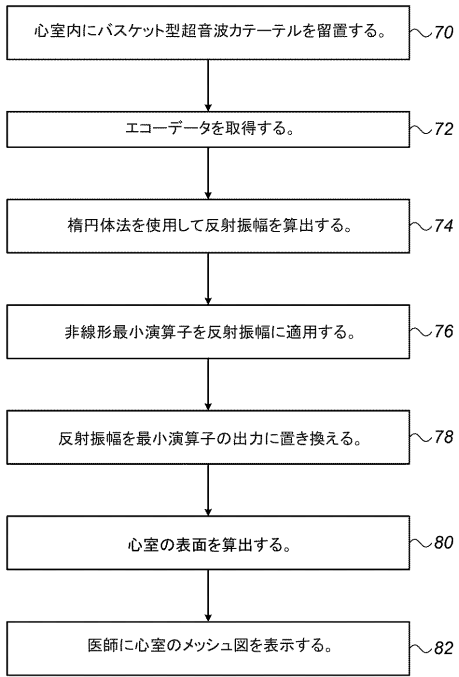
【 図 3 】



【 図 2 】



【 図 4 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 メイル・バル・タル

イスラエル国、2066717 ヨークナム、ハトヌファ・ストリート 4、バイオセンス・ウエ  
ブスター・(イスラエル)・リミテッド

(72)発明者 アロナ・シガル

イスラエル国、2066717 ヨークナム、ハトヌファ・ストリート 4、バイオセンス・ウエ  
ブスター・(イスラエル)・リミテッド

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD15 EE04 EE07 GB11 GB17

【外国語明細書】

2019118835000001.pdf

专利名称(译)	使用分布在篮导管上的超声阵列进行腔内标测		
公开(公告)号	<a href="#">JP2019118835A</a>	公开(公告)日	2019-07-22
申请号	JP2019001633	申请日	2019-01-09
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
申请(专利权)人(译)	生物传感韦伯斯特(以色列)有限公司		
[标]发明人	メイバルタル		
发明人	アロン・バラム メイバルタル アロナシガル		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4483 A61B8/4488 A61B8/085 A61B8/0883 A61B8/445 A61B8/461 A61B8/48 A61B8/5207 G01S7/52028 G01S15/8915 G01S15/8929 A61B5/042 A61B5/061 A61B5/1076 A61B5/6858 A61B5/6859 A61B8/54 G06T19/006		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/EE04 4C601/EE07 4C601/GB11 4C601/GB17		
优先权	15/866784 2018-01-10 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明提供一种医疗系统。一种医疗系统包括轴，多个超声换能器和处理器。轴被配置为插入患者的体腔中。在轴的远端，分布在形成篮导管的花键上的多个超声换能器在体腔中发射超声信号并响应于超声信号。它被配置为接收回波信号。处理器被配置为通过使用椭圆反投影处理回波信号来计算体腔内的表面，椭圆反投影在配置的椭圆的各个子集上。在分布式回波信号的每个子集上对分布在其中的散射回波信号的子集和非线性最小值算子应用反投影的叠加，以便为每个子集生成单独的最小值通过执行施加中的至少一个，以重建其上反射超声波的表面。 [选图] 图1

