

(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2009-261936

(P2009-261936A)

(43) 公開日 平成21年11月12日(2009.11.12)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/12 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/12テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2009-99477 (P2009-99477)
 (22) 出願日 平成21年4月16日 (2009. 4. 16)
 (31) 優先権主張番号 12/106, 383
 (32) 優先日 平成20年4月21日 (2008. 4. 21)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
 GENERAL ELECTRIC CO
 MPANY
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
 クタデイ、リバーロード、1 番
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 トランスデューサアレイを使用する超音波撮影方法及びシステム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 3次元(3D)画像データセットを収集する超音波撮影システム及び方法が提供される。

【解決手段】 システムは、関心領域の複数の3D画像データセット51～5nを収集するように構成された所定の運動範囲を有するトランスデューサアレイ32と、トランスデューサアレイに結合され、トランスデューサアレイから画像データセットを受信し且つトランスデューサアレイの運動により誘起される空間変動誤差を修正するように構成されたプロセッサ21とを具備する。

【選択図】 図3

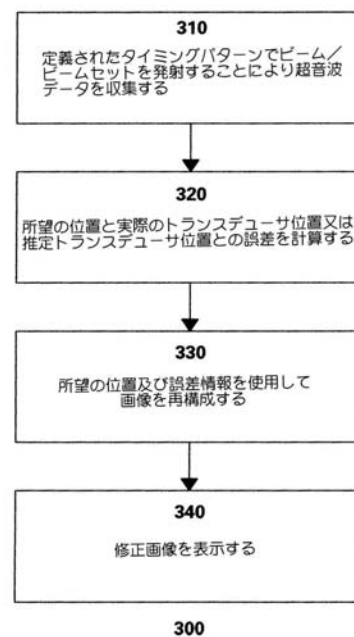


FIG.3

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

3次元(3D)画像データセットを収集する超音波撮影システム(10)において、
関心領域の複数の3D画像データセット(51~5n)を収集するように構成された所定の運動範囲を有するトランスデューサアレイ(32)と；

前記トランスデューサアレイに結合され、前記トランスデューサアレイから画像データセットを受信し且つ前記トランスデューサアレイの運動により誘起される空間変動誤差を修正するように構成されたプロセッサ(21)とを具備するシステム。

【請求項 2】

前記トランスデューサアレイ(32)は、前記トランスデューサアレイに結合された少なくとも1つの運動制御装置(38、40、42)により起動される機械的運動によって所定の周囲運動領域に沿って走査するように構成され、前記機械的運動は回転運動、振動運動及びそれらの組み合わせを含むことを特徴とする請求項1記載のシステム。

10

【請求項 3】

前記運動制御装置(40、42)は、前記トランスデューサアレイモータの運動を制御するために駆動軸(38)及びモータ(40)の各々に結合されたモータコントローラ(42)を具備することを特徴とする請求項2記載のシステム。

【請求項 4】

前記プロセッサは、前記画像データセットの収集中、前記所定の運動範囲に沿った前記トランスデューサアレイの少なくとも1つの位置の位置誤差情報(410)を収集するように構成され、前記位置誤差情報は、前記運動制御装置の駆動機構の微分方程式利用モデル、前記駆動機構のパラメトリックモデル又は前記トランスデューサアレイ位置の実際の測定データのうち少なくとも1つから収集されることを特徴とする請求項2記載のシステム。

20

【請求項 5】

前記プロセッサ(21)は、種々の動作モード/条件、種々の動作環境、種々の運動範囲及びそれらの組み合わせのうち少なくとも1つに対して所定の位置誤差情報を格納するように更に構成されることを特徴とする請求項4記載のシステム。

【請求項 6】

前記トランスデューサアレイ(32)は、前記トランスデューサアレイの位置を測定する少なくとも1つのセンサを更に具備し、前記位置誤差測定値は収集中に同時に収集されることを特徴とする請求項5記載のシステム。

30

【請求項 7】

前記プロセッサ(21)は、前記トランスデューサアレイの運動により誘起される誤差を修正するために前記トランスデューサアレイからのビーム発射のタイミングを修正できるようにするように構成されることを特徴とする請求項1記載のシステム。

【請求項 8】

前記プロセッサ(21)は、前記トランスデューサアレイの実際の位置と所望の位置との誤差を減少するために前記位置誤差情報を使用してモータ制御信号を変更するように更に構成されることを特徴とする請求項4記載のシステム。

40

【請求項 9】

前記プロセッサは、

所定の走査軌跡に沿った各位置において実際のトランスデューサアレイ位置又は推定トランスデューサアレイ位置を判定するステップ(410)と；

前記所定の走査軌跡に沿った各位置における前記実際のトランスデューサアレイ位置又は推定トランスデューサアレイ位置を所望の軌跡に沿った対応する所望の位置と比較するステップ(420)と；

前記実際のトランスデューサアレイ位置又は推定トランスデューサアレイ位置と前記所望の位置との誤差を計算するステップ(430)と；

前記誤差の計算に基づいて、前記軌跡に沿った前記トランスデューサアレイのビーム発

50

射タイミングを調整するステップ(440)とを実行するように構成されることを特徴とする請求項1記載のシステム。

【請求項10】

機械的に運動するトランスデューサアレイを使用して超音波診断撮影を実行する方法において、

所定の運動範囲及び/又は複数の発射位置に沿って複数の3次元(3D)画像データセットを収集することと；

3D画像データセットを表示するために、前記トランスデューサアレイの運動により誘起される空間変動誤差を修正することとから成る方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般に超音波撮影システムに関し、特に、画像データを収集するために機械走査式トランスデューサアレイを使用する2次元及び3次元の超音波撮影に関する。

【背景技術】

【0002】

要約すると、機械走査式トランスデューサアレイを使用する3次元超音波撮影システムは、カテーテル利用超音波プローブを使用する方法を含むリアルタイム3次元(「RT3D」、別名「4D」)超音波撮影の種々の方法に関連する。カテーテルに収納されたユニットからのリアルタイム3次元超音波撮影は、厳密な診断手順及びインターベンション手順を実行するに際して多くの利点を提供する。従って、医療診断及びインターベンションに関して高い費用効率及び他の利点を得るために、この分野における改良が期待される。

20

【0003】

一般に、リアルタイム3次元撮影に使用されるカテーテル利用超音波プローブは、カテーテルに沿って長手方向に配置された少なくとも1つの超音波トランスデューサアレイを含む。カテーテルに隣接する身体構造の複数の空間的に関連する2次元断層撮影画像を生成するために、患者に対してトランスデューサアレイを運動させる駆動軸に超音波トランスデューサアレイが結合される。制御システムは駆動機構を含み、駆動機構はカテーテル本体の内部に配置されてもよく、あるいはカテーテル本体から離れた場所に配置されてもよい。カテーテル利用超音波プローブは、半径方向外側へ超音波エネルギーを送信し且つ超音波エネルギーを受信する少なくとも1つのトランスデューサのアレイを具備する一体型カテーテルチップを含んでもよい。本明細書において使用される場合の用語「半径方向」は、カテーテル軸に対して90°以外の角度を含んでもよい。例えば、多くの前方観察用4Dプローブは、前向きの円錐形視野を有する。マイクロモータアクチュエータを使用するなどの方法により、アレイの回転又は振動によって撮影は進行する。アクチュエータの中にはアレイを周囲方向に運動させるものもあり、別のアクチュエータはアレイを軸方向に往復運動させる。従って、このカテーテルとトランスデューサアレイの構体を使用することにより、3次元体積測定画像が得られてもよい。

30

【0004】

しかし、そのような機械走査式トランスデューサアレイは、アレイの機械的運動により引き起こされる位置誤差などの機械的運動に起因する固有の誤差を発生する。そのような誤差はレンダリングされる画像又はボリュームの歪みや、リアルタイム画像又はボリュームのジッタの原因となる場合がある。

40

【0005】

超音波信号に基づいて所定のボリュームの正確な表現を作成するために、収集システムは、被写体、すなわち患者において各超音波ビーム又はビームセットを収集する場所を知る必要がある。機械走査式超音波アレイの場合、アレイの実際の位置決めの際に、機械システムは、アレイの実際の位置とアレイの所期の位置、すなわち指令された位置とを比較した場合に位置の誤差を生じる可能性がある。位置に誤差があると、当初の所期の場所又は予測された場所とは異なる場所で超音波ビーム又はビームセットが収集されてしまう

50

。この場合、ビームの所期の場所に基づいてレンダリングされたターゲットの表示画像は、幾分かの幾何学的歪みを示すことがある。

【 0 0 0 6 】

更に、例えば４Ｄ心腔内心エコー法（ＩＣＥ）カテーテルなどの小型の機械式プローブは、通常、再現性は非常に高いが直線的ではない非対称の運動を伴う柔らかい、すなわち「柔軟な」低出力駆動システムを有する。順方向画像が逆方向画像と整列されないため、両方向運動中の撮影の結果、重大な画像ジッタが発生する。

【 0 0 0 7 】

特に侵襲的手順において、動いている人体組織を有効に可視化するために超音波を使用する場合、人体組織が運動する速度より非常に速い速度で更新されるリアルタイム３Ｄ（別名４Ｄ）画像を得ることが望ましい。機械式（トランスデューサが運動する方式の）４Ｄ超音波プローブは費用効率の面で優れており、組織の動きがさほど速くない場合には高性能を示すことができる。更なる実施形態において、高速更新によって高画質の画像を得るために機械式４Ｄ超音波プローブ、駆動システム及び撮影を最適化するための方法が提供される。それらの方法は、例えば内視鏡、腹腔鏡又はカテーテルなどの侵襲的プローブのように限られたスペースの中で撮影を実行するプローブに特に適用可能であろう。高画質の撮影は、幾何学的に正確であり且つ安定していなければならない。侵襲的超音波プローブは小型でなければならない。小型の機械システムは低出力となる傾向があり、あまり堅固ではない。高速撮影のために高速で動作された場合、小型の機械式超音波プローブは、ヒステリシス／バックラッシュ、非直線性、ダイナミクス／モードなどの理想的ではない多くの動作を示す。それらの動作は人体組織の見かけの幾何学的形状を歪ませるのみならず、同一の人体組織の連続撮影画像の整合性を低下させる。すなわち画像を不安定にする。例えばカテーテルなどの小型プローブの場合、位置センサを配置するためのスペースが非常に制限されるため、非直線性を修正するためのリアルタイムフィードバックを実現するのは容易ではない。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【 特許文献 1 】 米国再発行特許第 R E 3 5 , 3 7 1 号公報

【 特許文献 2 】 米国特許第 4 , 4 7 9 , 3 8 8 号公報

【 特許文献 3 】 米国特許第 4 , 6 4 9 , 9 2 6 号公報

【 特許文献 4 】 米国特許第 4 , 6 7 4 , 5 1 4 号公報

【 特許文献 5 】 米国特許第 5 , 4 6 5 , 7 2 4 号公報

【 特許文献 6 】 米国特許第 4 , 2 8 7 , 7 7 0 号公報

【 特許文献 7 】 米国特許第 5 , 2 4 0 , 0 0 3 号公報

【 特許文献 8 】 米国特許第 5 , 4 6 4 , 0 1 6 号公報

【 特許文献 9 】 米国特許第 5 , 6 4 7 , 3 6 7 号公報

【 特許文献 1 0 】 米国特許第 5 , 6 9 9 , 8 0 5 号公報

【 特許文献 1 1 】 米国特許第 5 , 9 5 6 , 8 5 0 号公報

【 特許文献 1 2 】 米国特許第 6 , 5 8 9 , 1 8 2 号公報

【 特許文献 1 3 】 米国特許第 6 , 5 9 2 , 5 2 6 号公報

【 特許文献 1 4 】 米国特許第 6 , 6 8 4 , 0 9 4 号公報

【 特許文献 1 5 】 米国特許第 6 , 7 1 2 , 7 6 7 号公報

【 特許文献 1 6 】 米国特許第 5 , 5 4 5 , 9 4 2 号公報

【 特許文献 1 7 】 米国特許第 5 , 7 2 1 , 4 6 3 号公報

【 特許文献 1 8 】 米国特許第 6 , 1 4 2 , 9 4 6 号公報

【 特許文献 1 9 】 米国特許第 6 , 3 3 8 , 7 2 7 号公報

【 特許文献 2 0 】 米国特許第 6 , 4 5 0 , 9 9 0 号公報

【 特許文献 2 1 】 米国特許第 6 , 4 7 5 , 2 1 2 号公報

【 特許文献 2 2 】 米国特許第 6 , 7 0 9 , 3 9 2 号公報

【特許文献 23】米国特許第 6,905,466 号公報
 【特許文献 24】米国特許出願公開第 2001/0041842 号明細書
 【特許文献 25】米国特許出願公開第 2002/0055754 号明細書
 【特許文献 26】米国特許出願公開第 2002/0058873 号明細書
 【特許文献 27】米国特許出願公開第 2002/0072669 号明細書
 【特許文献 28】米国特許出願公開第 2002/0087083 号明細書
 【特許文献 29】米国特許出願公開第 2002/0107447 号明細書
 【特許文献 30】米国特許出願公開第 2002/0156377 号明細書
 【特許文献 31】米国特許出願公開第 2002/0188226 号明細書
 【特許文献 32】米国特許出願公開第 2003/0032883 号明細書
 【特許文献 33】米国特許出願公開第 2003/0153833 号明細書
 【特許文献 34】米国特許出願公開第 2003/0171667 号明細書
 【特許文献 35】米国特許出願公開第 2003/0195496 号明細書
 【特許文献 36】米国特許出願公開第 2003/0229286 号明細書
 【特許文献 37】米国特許出願公開第 2004/00019279 号明細書
 【特許文献 38】米国特許出願公開第 2004/00015084 号明細書
 【特許文献 39】米国特許出願公開第 2004/00073114 号明細書
 【特許文献 40】米国特許出願公開第 2004/00087859 号明細書
 【特許文献 41】米国特許出願公開第 2004/0158151 号明細書
 【特許文献 42】米国特許出願公開第 2005/0121734 号明細書
 【特許文献 43】米国特許出願公開第 2005/0203416 号明細書
 【特許文献 44】米国特許出願公開第 2005/0209578 号明細書
 【特許文献 45】米国特許出願公開第 2005/0215942 号明細書
 【特許文献 46】米国特許出願公開第 2005/0137520 号明細書
 【特許文献 47】米国特許出願公開第 2005/0203396 号明細書
 【特許文献 48】米国特許出願公開第 2005/0027198 号明細書
 【発明の概要】

10

20

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

機械走査式トランスデューサアレイに起因すると考えられる誤差を修正するトランスデューサアレイを使用する 3D 超音波撮影方法及びシステムが必要とされる。

30

【0010】

第 1 の面において、3 次元 (3D) 画像データセットを収集する超音波撮影システムであって、関心領域の複数の 3D 画像データセットを収集するように構成された所定の運動範囲を有するトランスデューサアレイと、トランスデューサアレイに結合され、トランスデューサアレイから画像データセットを受信し且つトランスデューサアレイの運動により誘起される空間変動誤差を修正するように構成されたプロセッサとを具備するシステムが提供される。

【0011】

第 2 の面において、機械走査式トランスデューサアレイを使用する超音波診断撮影方法が提供され、方法は、所定の運動範囲及び / 又は複数の発射位置に沿って複数の 3 次元 (3D) 画像データセットを収集するステップと、3D 画像データセットを表示するために、トランスデューサアレイの運動により誘起される空間変動誤差を修正するステップとから成る。

40

【図面の簡単な説明】

【0012】

本発明の上記の特徴、面及び利点、並びにその他の特徴、面及び利点は、添付の図面を参照して以下の詳細な説明を読むことにより更によく理解されるであろう。図中、同じ図中符号は一貫して同じ部分を示す。

【図 1】図 1 は、本発明の装置及び方法に従い且つ / 又は本発明の装置及び方法の面を利

50

用するために適用可能である例示的なカテーテル撮影及び治療システムを示したブロック図である。

【図 2】図 2 は、回転トランスデューサアレイを具備するカテーテルチップの例示的な実施形態を示した内部側面図である。

【図 3】図 3 は、超音波撮影中に画像データセットを修正する図 1 のプロセッサにおいて使用するための方法の一実施形態のプロセスフローを示した図である。

【図 4】図 4 は、超音波撮影中に画像データセットを修正する図 1 のプロセッサにおいて使用するための方法の一実施形態のプロセスフローを示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

10

図 1 は、1 つ以上の関心領域の撮影及び関心領域に対する治療を実行する場合に使用するための本発明の面に係る例示的な超音波撮影システム 10 のブロック図である。システム 10 は、患者 12 からカテーテル 14 を介して画像データを収集するように構成されてもよい。本明細書において使用される場合の用語「カテーテル」は、従来のカテーテル、内視鏡、腹腔鏡、トランスデューサ、プローブ又は撮影並びに治療を実行するように構成された装置を含むように広義に使用される。更に、本明細書において使用される場合の用語「撮影」は、2 次元撮影、3 次元撮影又は好ましくはリアルタイム 3 次元撮影を含むように広義に使用される。更に、本明細書において使用される場合の用語「流体」は、液体又はゲルを含むように広義に解釈されてもよい。図中符号 16 は、患者 12 の身体の上又はその内部に配置されたカテーテル 14 の一部を示す。この部分 16 は、図 2 以降に開示され且つ説明されるようなカテーテルチップを含んでもよい。

20

【0014】

ある特定の実施形態において、撮影・治療用カテーテル 14 の撮影の向きは、前方観察用カテーテル又は側方観察用カテーテルを含んでもよい。しかし、前方観察用カテーテルと側方観察用カテーテルとの組み合わせがカテーテル 14 として採用されてもよい。カテーテル 14 はリアルタイム撮影・治療用トランスデューサ（図示せず）を含んでもよい。本発明の面によれば、撮影・治療用トランスデューサは一体型撮影・治療構成要素を含んでもよい。あるいは、撮影・治療用トランスデューサは別個の撮影構成要素と治療構成要素を含んでもよい。例示的な一実施形態におけるトランスデューサは 64 要素 1 次元（1D）トランスデューサアレイであり、図 2 を参照して更に詳細に説明される。尚、図示される実施形態はカテーテル形のトランスデューサに関連して説明されるが、経食道トランスデューサ又は経胸郭トランスデューサなどの他の種類のトランスデューサも考えられる。

30

【0015】

本発明の面によれば、撮影される患者 12 の人体組織領域の内部の 1 つ以上の関心領域における治療の必要性の評価を補助するために、カテーテル 14 は 1 つの人体組織領域を撮影するように構成されてもよい。更に、カテーテル 14 は、識別された 1 つ以上の関心領域に対して治療を施すように構成されてもよい。本明細書において使用される場合の用語「治療」は、切除、経皮的エタノール注入法（PEI）、寒冷療法、高強度集束超音波（HIFU）及びレーザー誘導温熱療法を表す。更に、「治療」は、例えば遺伝子治療を施すための針などのツールの送り出しを含んでもよい。更に、本明細書において使用される場合の用語「施す」は、1 つ以上の関心領域まで療法を伝達する又は 1 つ以上の関心領域に対して療法を向けるなど、1 つ以上の関心領域まで療法を誘導し且つ / 又は 1 つ以上の関心領域に対して治療を実行する種々の手段を含んでもよい。ある特定の実施形態において、RF 切除などの治療を施すためには、治療を必要とする 1 つ以上の関心領域との物理的接触が必要になることが理解されるであろう。しかし、他の特定の実施形態において、高強度集束超音波（HIFU）エネルギーなどの療法を施す場合には、治療を必要とする 1 つ以上の関心領域との物理的接触は必要とされないであろう。

40

【0016】

システム 10 は医療撮影システム 18 を更に含んでもよい。医療撮影システム 18 は、

50

カテーテル 14 と動作上関連し且つ 1 つ以上の関心領域を撮影するように構成された超音波制御システムを具備してもよい。撮影システム 10 は、カテーテル又は別個の治療装置（図示せず）により施された療法に関するフィードバックを実行するように更に構成されてもよい。従って、一実施形態において、医療撮影システム 18 は、撮影・治療トランスデューサの治療構成要素を励起し且つ 1 つ以上の関心領域に対して治療を施すためにカテーテル 14 に制御信号を供給するように構成されてもよい。更に、医療撮影システム 18 は、患者 12 の人体組織領域を表現する画像データをカテーテル 14 を介して収集するように構成されてもよい。

【0017】

図 1 に示されるように、撮影システム 18 は表示領域 20 及びユーザインタフェース領域 22 を含んでもよい。しかし、タッチスクリーンの場合のようなある特定の実施形態において、表示領域 20 とユーザインタフェース領域 22 とは重複してもよい。また、いくつかの実施形態において、表示領域 20 及びユーザインタフェース領域 22 は共通領域を含んでもよい。本発明の面によれば、医療撮影システム 18 の表示領域 20 は、カテーテル 14 を介して収集される画像データに基づいて医療撮影システム 18 により生成される画像を表示するように構成されてもよい。更に、表示領域 20 は、ユーザがユーザ定義治療経路を定義し且つ可視化するのを補助するように構成されてもよい。尚、表示領域 20 は 3 次元表示領域を含んでもよい。一実施形態において、3 次元表示は、3 次元形状を識別し且つ可視化するのを補助するように構成されてもよい。尚、表示領域 20 及び各制御要素は患者から離れた場所にあってもよい。例えば、制御ステーション及びブームディスプレイは患者の上方に配置されてもよい。

【0018】

更に、医療撮影システム 18 のユーザインタフェース領域 22 は、表示領域 20 に表示される人体組織領域の画像を使用して治療を施すためにユーザが 1 つ以上の関心領域を識別するのを補助するように構成されたヒューマンインタフェース装置（図示せず）を含んでもよい。ヒューマンインタフェース装置は、治療を必要とする 1 つ以上の関心領域を表示領域 20 に表示するために、ユーザがその関心領域を識別するのを補助するように構成されたマウス型装置、トラックボール、ジョイスティック、スタイラス又はタッチスクリーンを含んでもよい。

【0019】

図 1 に示されるように、撮影システム 10 は、ユーザからの入力に応答して患者 12 の身体内部のカテーテル 14 の位置を再調整するように構成されたオプションのカテーテル位置調整システム 24 を含んでもよい。カテーテル位置調整システム 24 は、当該技術において周知の任意の種類のシステムであってもよいし、あるいはカテーテル位置調整システム及び配線部に関連する教示に関して参考として取り入れられている 2005 年 11 月 30 日出願の米国特許出願第 11/289,926 号に開示されている種類のシステムであってもよい。更に、システム 10 は、カテーテル位置調整システム 24 及び医療撮影システム 18 と動作上関連しているオプションのフィードバックシステム 26 を更に含んでもよい。フィードバックシステム 26 は、カテーテル位置調整システム 24 と医療撮影システム 18 との通信を補助するように構成されてもよい。

【0020】

図 1 を更に参照すると、撮影システム 10 はプロセッサ 21 を更に具備する。プロセッサ 21 は、トランスデューサアレイにより収集された画像データセットを受信する機能、画像認識機能、表示するために画像を処理する機能及び本発明の実施形態を参照して以下に更に詳細に説明される修正技術を含む複数の機能を実行する。尚、実行される機能は上記の機能に限定されない。

【0021】

図 2 は、本明細書中において説明されるようにカテーテルチップに組み込まれてもよい図 1 の撮影システムで使用するための回転トランスデューサアレイ構体 30 の例示的な一実施形態を示す図である。図示されるように、トランスデューサアレイ構体 30 はトラン

10

20

30

40

50

スデューサアレイ 32 と、スペースが重要な要素である環境の内部又は外側に配置されてもよいマイクロモータ 40 (アクチュエータの一種) と、マイクロモータ 40 とトランスデューサアレイ 32 との間の駆動軸 38 又は他の機械的結合部とを具備する。構体 30 は、トランスデューサアレイ 32、マイクロモータ 40、配線部 45 及び駆動軸 38 を収納するカテーテル筐体 44 を更に含む。本実施形態において、トランスデューサアレイ 32 は駆動軸 38 に装着され、トランスデューサアレイ 32 は駆動軸 38 と共に回転自在である。更に、本実施形態において、モータコントローラ 42 及びマイクロモータ 40 は、トランスデューサを回転するためにトランスデューサアレイ 32 の運動を制御する。一実施形態において、トランスデューサアレイ 32 及び駆動軸 38 を回転するために、マイクロモータ 40 はトランスデューサアレイ 32 に近接して配置され、モータコントローラ 42 は、マイクロモータ 40 を制御し且つマイクロモータ 40 へ信号を送出するために使用される。配線部 45 は、例えば、トランスデューサアレイ 32 と図 1 に示される撮影システム 18 との間に結合され且つトランスデューサと撮影システムとの間で信号を送受信する際に使用されるケーブル及び他の接続を表す。一実施形態において、配線部 45 は、トランスデューサの回転運動によってトランスデューサ及びモータコントローラのそれぞれに加えられるトルク負荷を減少するように構成される。尚、図 2 に示されるように、トランスデューサアレイ 32 はトランスデューサ構体 100 に組み込まれてもよいが、必ずしもこの構成に限定されない。

10

20

30

40

50

【0022】

カテーテル筐体 44 は、内部撮影への適用及び関心領域への挿入に適合しうる材料、大きさ及び形状に形成される。カテーテル筐体 44 は一体であってもよいし、あるいは本明細書において説明されるようにカテーテル本体に装着自在のカテーテルチップから構成されてもよい。カテーテル筐体 44 は音響窓 46 を更に具備する。音響窓 46 は、回転トランスデューサアレイ 32 から関心領域又は関心媒体に音響エネルギーを結合させるために設けられる。音響窓 46 及び音響窓 46 とトランスデューサアレイ 32 との間の流体によって、トランスデューサアレイ構体 30 の内側にあるトランスデューサアレイ 32 から外側環境へ音響エネルギーを効率よく送信できる。いくつかの実施形態において、音響窓 46 及び流体は、約 1.5 MRayl の (音響) インピーダンスを有する。一実施形態において、図 2 に示されるように、モータコントローラはカテーテル筐体の内部にある。別の実施形態において、モータコントローラ 42 はカテーテル筐体の外側にある。マイクロモータ及びモータコントローラは、本発明の実施形態に適用可能であると考えられる小型化された構成で利用可能になりつつあることを理解すべきである。マイクロモータ及びモータコントローラの寸法は、所望の用途に適合するように、例えば特定の腔内臨床用途又は血管内臨床用途のためにカテーテル内部に嵌合するように選択される。例えば、ICE に適用される場合、カテーテル筐体及びその内部に収納される構成要素は、直径約 1 mm ~ 約 4 mm の範囲であってもよい。ある特定の実施形態において、トランスデューサアレイ 32 は、3D 撮影ボリューム 50 を生成するために複数のビーム 51 ~ 5n を発射するように構成される。

【0023】

超音波プローブカテーテルチップの種々の実施形態は、プラスチック外側筐体などの円筒形の外側カプセルを具備し、その内部の先端部寄りの位置に電気機械式アクチュエータが配置される。アクチュエータは、基端部寄りの位置に配置されたトランスデューサアレイに駆動軸により結合され、トランスデューサアレイは、撮影システム又は治療システムと通信するように構成された配線部に接続される。しかし、本発明は必ずしもこの構成に限定されず、本発明のカテーテルチップの実施形態の内部の構成要素に関して他の構成も存在する。超音波撮影を妨害すると考えられる気泡を排除するため、並びにプローブ及びトランスデューサアレイの所望の許容温度を維持するために、多くの方法が採用される。それらの方法のうちいくつかは、カテーテルチップ及びカテーテルシステムを構成するためにカテーテルチップが装着されるカテーテル本体の双方に流体を流すことを含む。

【0024】

種々の実施形態において、電気機械式アクチュエータなどのアクチュエータは、アクチュエータが運動させるトランスデューサアレイより先端部寄りの位置に配置され、それにより、駆動軸がカテーテル本体を貫通するのを防ぐ。どのような種類のアクチュエータにも一般に適応する図2に示されるこの構成により、トランスデューサアレイに信号を供給し且つトランスデューサアレイからデータを受信する配線部が利用できるスペースは広くなるが、実施形態はこの構成により限定されない。他のモータ トランスデューサ構成も考えられる。

【0025】

本発明の1つの面によれば、3次元(3D)画像データセットを収集する超音波診断撮影システムが提供される。システムは、所定の運動範囲に沿って複数の3D画像データセットを収集するように構成された前述のようなトランスデューサアレイと、トランスデューサアレイに結合され、トランスデューサアレイから画像データセットを受信し且つトランスデューサアレイの運動により誘起される空間変動誤差を修正するように構成されたプロセッサとを具備する。本明細書において使用される場合の用語「空間変動誤差」は、トランスデューサアレイの運動により誘起される誤差がトランスデューサアレイの1つの位置から後続位置に至るまで一定ではない場合の誤差を表す。

10

【0026】

更に、本発明の別の面によれば、超音波診断撮影方法が提供される。方法は、所定の運動範囲及び/又は複数の発射位置に沿って複数の3次元(3D)画像データセットを収集することと、トランスデューサアレイの運動により誘起される空間変動誤差に対して複数の3D画像データセットを修正することとから成る。

20

【0027】

先に説明したように、トランスデューサアレイの所望の位置と実際の位置との誤差を減少することにより、総体的に画質を向上できる。誤差を減少するとは、ビーム又はビームセットが発射された場合、システムが予測している場所でビーム又はビームセットがデータを収集し、その結果、画像ジッタ及び幾何学的歪みを減少することを示す。本発明の面によれば、この誤差減少を達成するためにいくつかの方法が採用されてもよく、それらの方法は、1)機械システム構成要素を変形する方法、2)トランスデューサアレイの運動により誘起される誤差を修正するためにトランスデューサアレイ位置情報を採用する方法、及び3)トランスデューサアレイのビーム発射のタイミングを変更する方法の3つのカテゴリーに分類できる。以下に各方法を更に詳細に説明する。

30

【0028】

第1の実施形態において、機械システム構成要素及び/又はシステムダイナミクスが変形されてもよい。この方法において、誤差を減少する方法は、機械システム構成要素の変形又はそれらが動作している環境の変更によって誤差を減少する。図2を再度参照する。モータ40、モータコントローラ42及び駆動軸38から構成される機械駆動システムは、超音波アレイを駆動するために3相開ループ制御モータ及びギヤヘッド(図示せず)を利用してもよい。ギヤヘッドはシステムにバックラッシュ及びコンプライアンスの双方を出現させ、その結果、アレイの指令位置とアレイの実際の位置との間に誤差が発生する。ギヤヘッドをバックラッシュのない強固な歯車列と交換し且つ/又は動作環境に粘性流体を導入することは可能である。これらの変形は、駆動システムの自然ダイナミクスを減少するのに有用であり、アレイの実際の位置と所望の位置との誤差を減少できる。機械システム修正の別の実施形態において、閉ループフィードバック運動制御システムを実現することによりトラッキング誤差を減少できる。アレイ及び/又はモータに位置センサを配置すると、(モータ及びアレイの位置を固定するためにフィードバック情報を使用して)モータ駆動信号を動的に変更することにより、比例 積分 微分(PID)コントローラなどのフィードバック制御システムがアレイの実際の位置と想定位置との誤差を減少できる。

40

【0029】

第2の実施形態において、トランスデューサアレイの運動により誘起される誤差を修正

50

するために、トランスデューサアレイ位置情報が採用されてもよい。本実施形態において、例えば図1のプロセッサ21の内部に収納された画像再構成システムに、ビーム（図2のビーム51～5nを参照）又はビームセットが発射されるたびにアレイ位置が提供される。所定の画像又はボリュームに対して、均一の時間間隔において又は他の何らかの発射時間パターンでビームが発射されるように、ビームがプログラムされてもよい。しかし、発射の時点でトランスデューサの所望の位置と実際の位置との誤差が存在する場合もある。従って、各ビーム又は各ビームセットが発射される時点でアレイの位置がわかれば、超音波画像又はボリュームの再構成を容易に作成できる。データの表示に際して、必要に応じてデータを平滑化及び補間できる。図3を参照すると、誤差修正の例示的な一実施形態300では、方法の第1のステップ310において、所望のビームセット発射時間パターンに基づいて画像データセットを収集する。ステップ320は、ビームセットが発射された時点のトランスデューサの所望の位置と実際の（又は推定）位置との誤差を計算する。ステップ320における誤差は、いくつかの方法のうち1つの方法で計算されてもよく、その詳細は以下に説明される。ステップ330において、所定のビームセットの所望の位置及び誤差情報を使用して超音波画像が再構成される。ビームセットが発射された時点のトランスデューサアレイの実際の位置又は推定位置を使用して超音波画像が再構成される場合も同等である。次に、ステップ340において、修正画像が表示される。

10

【0030】

ステップ320（実際のトランスデューサ軌跡の位置誤差を計算する）の一実施形態において、アレイの位置を推定する1つの方法は、アレイ駆動システムダイナミクスの微分方程式利用モデルを使用することである。画像セット又はボリュームセットの収集前にシミュレーションを実行できる。現在の画像セット又はボリュームセットの動作パラメータと関連して、慣性、負荷コンプライアンス、バックラッシュ、摩擦及び減衰などのアレイ及び駆動システムのパラメータを使用できる。動作パラメータは、十分な超音波画像コントラスト及び解像度を得るために必要とされる走査角、画像深度及び超音波ビーム密度を含んでもよい。例えば、モータ軌跡を作成するために、走査角、画像深度、ボリューム速度及びビーム密度が指定され且つ使用される。モータ軌跡はダイナミックシステムモデル又はシミュレーションに入力され、推定トランスデューサ位置が計算される。画像を再構成するために、アレイのシミュレート位置とアレイの計算上の所望の軌跡との誤差を先に説明したように使用できる。

20

30

【0031】

ステップ320の別の実施形態において、アレイの位置を推定する第2の方法は、システムのパラメトリックモデルを使用する。パラメトリックモデルも同様に駆動システムのパラメータに基づくが、線形関数、非線形関数及び三角関数によって、アレイの位置は容易に計算される。反復解は不要である。所定の動作条件に対して推定アレイ位置を事前に迅速に計算できるが、アレイにより示される複雑な運動の全てが捕捉されとは限らない。最も単純なケースでは、パラメトリックモデルは、収集の方向のみに応じて各ボリュームデータセットに一定のオフセット又はずれを適用することにより、ギヤボックス又は駆動機構のバックラッシュを考慮してもよい。これより少し複雑な実施形態において、パラメトリックモデルは、ギヤボックスのコンプライアンスにより導入される誤差を考慮するために走査角に依存する単純な線形モデルであってもよい。このように、走査角が大きいため負荷が増加するにつれて、パラメトリックモデルは、モータコントローラにより指令された走査角とトランスデューサアレイにより実現された実際の走査角との誤差が増加すると予測する。この場合にも、画像を再構成するために、アレイの計算された位置と計算上所望の軌跡との誤差を先に説明したように使用できるであろう。上述のパラメトリック運動補償の最終的な完全発展形態は、トランスデューサ位置誤差を計算するために使用されるフルダイナミックモデルであり、トランスデューサ位置誤差は後に画像再構成を修正するために使用されることになる。このダイナミックパラメトリックモデルは、モータ、駆動システム及びトランスデューサの完全物理モデルに基づいてもよく、あるいは測定データから求められてもよい。

40

50

【 0 0 3 2 】

ステップ 3 2 0 の第 3 の実施形態において、方法は、アレイ位置の実際の測定データに基づいて誤差を計算する。システムが所定の運動軌跡に従ってアレイを駆動する間に、実際のアレイ位置を測定できる。測定データは動作条件の離散的集合に対して、おそらくは製造の時点で又は使用の直前に取り出され、超音波プローブと共に格納されることが可能であろう。この場合、位置感知システムは、プローブと関連して使用される追加の構成要素であり、本質的には校正装置であってもよい。通常の動作中、格納された位置データが全ての動作条件を網羅しない場合、アレイの位置を推定するためにデータの補間が使用されてもよい。画像を再構成するために、測定値及び計算された誤差を先に説明したように使用できる。

10

【 0 0 3 3 】

ステップ 3 2 0 の第 4 の実施形態において、プローブと一体化され且つアレイ位置のリアルタイム測定が可能であるセンサシステムを使用できる。測定値及び計算された誤差は走査開始の直前に使用されるか、又はビームセットごとに画像を再構成するために連続して利用可能である。

【 0 0 3 4 】

第 3 の実施形態において、運動による位置誤差の修正は、トランスデューサアレイのビーム発射のタイミングを変更することにより実行される。本実施形態において、トランスデューサアレイの運動により誘起される誤差を修正するために、トランスデューサアレイからのビーム発射のタイミングを変更するための信号を供給するようにプロセッサは構成されてもよい。この方法において、画像を構成するために使用される超音波データが任意の規則的な幾何学的パターンでアレイされた超音波ビームから収集されると撮影システムが予測していると仮定でき、従って、アレイの運動中、ビームは、幾何学的パターンに一致するように適切なタイミングで発射されなければならない。先に説明した方法（すなわち微分方程式モデル、パラメトリックモデル、事前測定校正又は一体型位置センサ）を利用してアレイ位置がわかっているか又は推定可能である場合、収集されたデータが画像再構成アルゴリズムの予測幾何学間隔に従うように超音波ビームを発射する正しい瞬間を判定するために、位置情報を使用できる。例えば、画像再構成アルゴリズムにより、均一間隔で離間した位置において超音波データが予測されると仮定する。その場合、運動制御システムは、所望の動作条件（例えば走査角、ボリューム速度）に基づいてアレイ軌跡を作成できるであろう。ビームを発射するタイミングは、軌跡中の均一間隔で離間したポイントに基づく。しかし、アレイの実際の位置が所望の軌跡に完全には追従しない場合、均一間隔で離間した位置で超音波データを収集するために、ビームの発射のタイミングは誤差データに基づいて調整される。更なる実施形態において、正しい実際の発射位置に対応する駆動軌跡上の位置を規定するために、誤差情報を使用できるのが望ましい。軌跡上のそのポイントのタイミングは、軌跡プロファイルに基づいて計算され且つ格納される。その後、アレイ位置に関して均一の間隔で（時間に関しては必ずしも均一間隔ではない）データが収集されるように保証するために、適切なタイミングでビームは発射される。

20

30

【 0 0 3 5 】

超音波は伝播するために限られた時間を必要とするので、本実施形態を使用する場合、総撮影速度を遅くすること又は時間的に重なり合う超音波ビームを発射すること又は発射されるビームの数を減少することが必要である。均一なビーム発射速度で連続的に超音波撮影を実行するように所望の軌跡が設計されている場合、その軌跡からの逸脱が起こると、いくつかのビーム間の時間間隔は広がり、他のビーム間の時間間隔は短くなる。短縮された時間が所望の撮影深度との間の超音波伝播に必要とされる時間より短い場合、ビームは時間的に重なり合うか、撮影速度を遅くしなければならないか、あるいはいくつかのビームをスキップしなければならない。

40

【 0 0 3 6 】

往復運動により同一の人体組織の連続する 3 D 画像を作成する場合、機械的掃引運動における誤差は、連続する画像の間に画像ジッタとして周知の差異を発生する。周知の方法

50

の1つは、超音波ビーム/ビームセットの全ての発射に関して計画されたタイミングをずらすことである。一方の運動方向において収集された画像を他方の運動方向において収集された画像と整列させるために、そのずれは、1つおきの画像に適用できる一定のタイミングオフセットである。あるいは、一方の運動方向の間に適用される1つのオフセットと、他方の運動方向の間に適用される別のオフセットとにタイミングオフセットを分割できる。一定のタイミングオフセットを使用して、機械システムにおけるバックラッシュにより発生する画像ジッタを減少できる。以下に説明する方法により、一定のタイミングオフセットを超える効果が得られ、従って、機械振動式トランスデューサと関連する画像ジッタ及び幾何学的歪みを更に減少する方法が提供される。

【0037】

図4を参照すると、ビーム発射タイミングを変更することにより運動を修正する方法400が示される。ステップ410において、アレイ位置は判定されるか又は推定される(以下の説明中、「実際/推定位置」と呼ばれる)。アレイ位置を推定する方法は、以下に更に詳細に説明される。ステップ420において、収集中、所定の走査軌跡に沿った推定アレイ位置、補間アレイ位置又は既知のアレイ位置が所望の走査軌跡と比較される。ステップ430において、実際/推定位置と所望の位置との誤差が計算される。ステップ440において、ステップ430で計算された誤差に基づいてビーム発射タイミングが調整される。最後に、ステップ450において、ビームが所定の走査軌跡に沿った所望の位置と整列されるように、調整されたタイミングを使用してビームが発射され、その後、画像データが収集される。

【0038】

ステップ410(トランスデューサアレイの位置を推定する)の一実施形態において、アレイの位置を推定する1つの方法は、アレイ駆動システムダイナミクスの微分方程式利用モデルを使用する。画像セット又はボリュームセットの収集前にシミュレーションを実行できる。現在の画像セット又はボリュームセットの動作パラメータと関連して、慣性、負荷コンプライアンス、バックラッシュ、摩擦及び減衰などのアレイ及び駆動システムのパラメータを使用できる。動作パラメータは、十分な超音波画像コントラスト及び解像度を得るために必要とされる走査角、画像深度及び超音波ビーム密度を含んでもよい。ビーム又はビームセットの発射のタイミングを変更するために、アレイのシミュレート位置とアレイの計算上の所望の軌跡との誤差を先に説明したように使用できる。

【0039】

ステップ410の別の実施形態において、アレイの位置を推定する第2の方法は、システムのパラメトリックモデルを使用する。パラメトリックモデルも同様に駆動システムのパラメータに基づくが、線形関数、非線形関数及び三角関数によって、アレイの位置は容易に計算される。反復解は不要である。所定の動作条件に対して推定アレイ位置を事前に迅速に計算できるが、アレイにより示される複雑な運動の全てが捕捉されとは限らない。この場合も、ビーム又はビームセットの発射のタイミングを変更するために、計算されたアレイの位置とアレイの計算上の所望の軌跡との誤差を先に説明したように使用できる。

【0040】

ステップ410の第3の実施形態において、方法は、アレイ位置の実際の測定データに基づいて誤差を計算する。所定の運動軌跡に沿ってシステムがアレイを駆動する間に、実際のアレイ位置を測定できる。動作条件の離散的集合に対して、おそらくは製造の時点で又は使用の直前に測定データを取り出し、超音波プローブと共に格納することが可能である。この場合、位置感知システムは、プローブと関連して使用される追加の構成要素であり、本質的には校正装置であってもよいであろう。通常の動作中、格納された位置が全ての動作条件を必ずしも網羅しない場合、アレイの位置を推定するために、データの補間を使用できる。

【0041】

ステップ410の第4の実施形態において、プローブに一体に組み込まれ且つアレイ位

10

20

30

40

50

置のリアルタイム測定を可能にするセンサシステムを使用することが可能であろう。測定値及び計算された誤差は走査開始の直前に使用されてもよく、あるいはプローブの動作中にビーム発射のタイミングを調整するために連続的に利用されてもよい。

【0042】

第4の実施形態において、トランスデューサアレイの運動における誤差を修正するために、測定又は推定されたトランスデューサアレイ位置情報が採用されてもよい。本実施形態において、モータの駆動軌跡とアレイの実際の運動との間に既知の関係があると仮定される。この関係は、先に説明した方法と同様に、システムの単純なパラメトリックモデル又は複雑な微分方程式利用モデルであってもよい。しかし、この場合、逆の関係がわかっているか又は計算される必要がある。すなわち、モータの修正走査軌跡を作成するために、測定又は推定されたアレイ位置の誤差が使用される。その後、モータの新たな軌跡が実現され、トランスデューサの軌跡はトランスデューサの所望の位置と更に正確に一致しなければならない。

【0043】

以上説明した4つの実施形態はいずれも単独で使用されてもよく、あるいは2つ以上の実施形態が組み合わされて使用されてもよい。例えば、運動軌跡の粗誤差を減少するために第4の実施形態（運動修正）が使用され、次に、残留する運動誤差の影響を軽減するために第2の実施形態（画像再構成中の修正）が使用されてもよい。

【0044】

本発明の更なる面において、機械的運動による誤差を修正する別の実施形態が提供される。本実施形態において、生成される画像に固有の運動誤差が与える影響を軽減するようにトランスデューサアレイの運動は制御される。本実施形態において、トランスデューサアレイは、画像データセットを収集するために第1の運動速度で一方の方向に撮影するように更に構成され且つ少なくとも1つの運動制御装置により許容される最大運動速度に対応する第2の運動速度でトランスデューサアレイを起点まで戻すように構成される。4D心腔内心エコー法（ICE）カテーテルなどの小型の機械式プローブは、通常、再現性は高いが、極めて非線形の非対称な運動を伴う「柔軟な」（言い換えれば、弾性の又は柔らかい）低出力駆動システムを有する。順方向画像が逆方向画像と整列されないため、両方向運動中の撮影により、重大な画像ジッタが発生する。安定した高速リアルタイム撮影を実現するために、一方向に運動している間に撮影を実行し、次に、撮影を実行せずにトランスデューサアレイを元の位置まで急速に戻すことが望ましい。

【0045】

第1の目標が速度（ボリューム画像更新速度）及び画像の安定性であり、且つ機械駆動システムの再現性が非常に高い場合、それらの目標を達成する1つの方法は、超音波が許容する最高速度で一方向に運動しつつ撮影を実行することである。すなわち、画像ボリューム * 超音波ビーム密度 * 2 [往復運動] / 音速 / 複線比 = ボリューム当たりの最短時間。1つの撮影ボリュームが完了すると、「無駄」時間を最小限にし且つ次の撮影サイクルのために準備するためにモータ駆動システムが許可する最高速度で反対方向に戻るのが望ましい。画像ビーム又はフレームが均一の間隔で離間している場合、撮影中の運動は名目上一定の速度であってもよい。あるいは、画像フレームが $\sin(q)$ の等間隔で離間している場合、速度は、例えば $1/\cos(q)$ として変動してもよい。撮影方向への運動中、運動範囲の終点において、加速及び減速のためにある程度の時間及び距離が要求される。不均一なタイミング又は間隔で収集された画像データに撮影システムが対応できる場合、加速時間及び減速時間は撮影のために使用されてもよい。対応できないのであれば、各4D撮影サイクルにおいて撮影が実行されない「無駄」時間を最小限にするために、最大加速速度及び最大減速速度を使用する必要がある。急速に戻る間の運動は最大加速度と、場合によってはモータ、ギヤボックス及び機械システムがカテーテルの所望の動作寿命の間に達成でき且つ維持できる最大速度とにより判定される。機械的運動の再現性が高い場合、一方向撮影は、ボリューム間のジッタが最小限に抑えられた安定した画像を生成する。機械的運動の非線形性は、画像に幾何学的歪みを引き起こす場合がある。例えばギヤ

ボックスにおけるバックラッシュ及びコンプライアンスなどの一次非線形性は、所定の型式又はロットの全ての構体に対して同様であり、上記の実施形態において説明した方法を使用して、運動制御ソフトウェア又は撮影ソフトウェアで容易に補償されてもよい。ユニット間のばらつきを含む二次非線形性は、通常、重大な画像歪みを発生させないが、両方向撮影が試みられた場合には重大な画像ジッタを引き起こすであろう。

【0046】

本発明の面によれば、急速復帰を伴う一方向撮影の結果、画像ジッタを減少する（ただし、排除はしない）ためのビームタイミング調整を伴う両方向撮影より速いボリューム速度で、より高い安定性を有する画像が得られる。ビームタイミング調整は、超音波伝播及び画像収集のために必要とされる限定された時間と組み合わせられて、急速復帰による一方向撮影の遅れと比較して、より大きな両方向運動の遅れをもたらす。一方向のみの撮影の場合、順方向運動中に収集された画像平面を逆方向運動中に収集された画像平面と整列させる必要がなく、そのため、システムは著しく簡略化される。両方向撮影の場合に対処しなければならない複雑な問題には、モータ間の変動性；負荷の変動性；機械駆動システムにおけるバックラッシュ、コンプライアンス及び他の非線形性；非対称運動の詳細な校正、補償又は修正；不均一な運動を補償するための不均一な画像収集；並びに順方向／逆方向非対称性を補償するための画像処理などがある。

10

【0047】

トランスデューサアレイの撮影方向を制限することにより（一方向撮影）、小型で単純な低価格の機械的構成要素及び製造技術による高画質で安定した高速4D撮影が可能になることを理解すべきである。そのためには、各カテーテルが短期間で再現性の高いトランスデューサ運動を有することのみが必要である。堅固で線形性及び対称性を有する駆動システムは不要である。カテーテルごとの又はカテーテル間のばらつきの校正又は補償は不要である。位置センサ又は運動センサは不要である。ボリューム撮影速度は最適化され、撮影が実行されない「無駄」時間は最小限に抑えられるので、心臓などの動きを伴う人体組織の最良のリアルタイム撮影を実現できる。

20

【0048】

以上詳細に説明された修正方法（既知の誤差、補間された誤差又は計算された誤差に基づく画像再構成調整又はビーム発射調整又は駆動軌跡調整）を適用すると、物理的システムによっては、一方向撮影方式と比較して速い総ボリューム速度及び高い許容画像安定性が得られる場合もあることを理解すべきである。

30

【0049】

本発明のある特定の特徴のみを図示し且つ説明したが、当業者には多くの変形及び変更が明らかであろう。従って、添付の特許請求の範囲は、本発明の真の趣旨の範囲内に包含される全てのそのような変形及び変更を含むことが意図されると理解すべきである。

【符号の説明】

【0050】

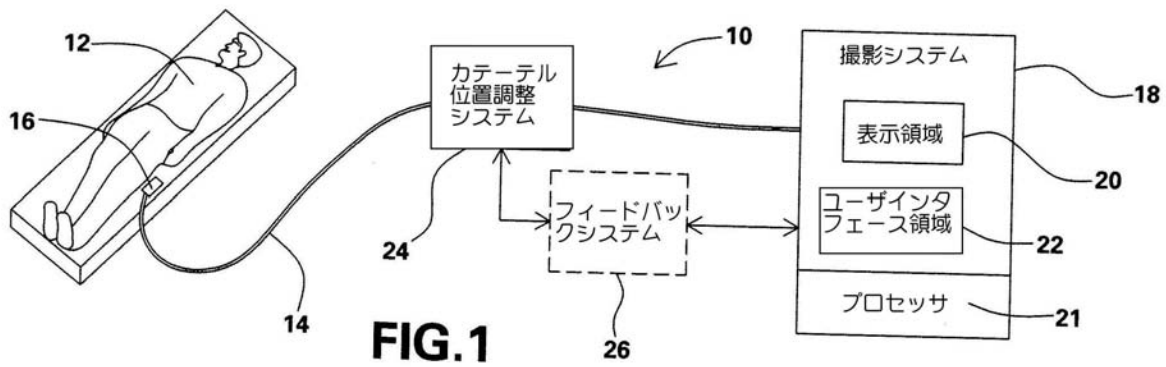
- 10 超音波撮影システム
- 12 患者
- 14 カテーテル
- 16 部分
- 18 撮影システム
- 20 表示領域
- 21 プロセッサ
- 22 ユーザインタフェース領域
- 24 カテーテル位置調整システム
- 26 フィードバックシステム
- 30 トランスデューサアレイ構体
- 32 トランスデューサアレイ
- 38 駆動軸

40

50

- 4 0 マイクロモータ
- 4 2 モータコントローラ
- 4 4 カテーテル筐体
- 4 5 配線部
- 4 6 音響窓
- 5 0 撮影ボリューム
- 5 1 ~ 5 n ビーム

【 図 1 】



【図 2】

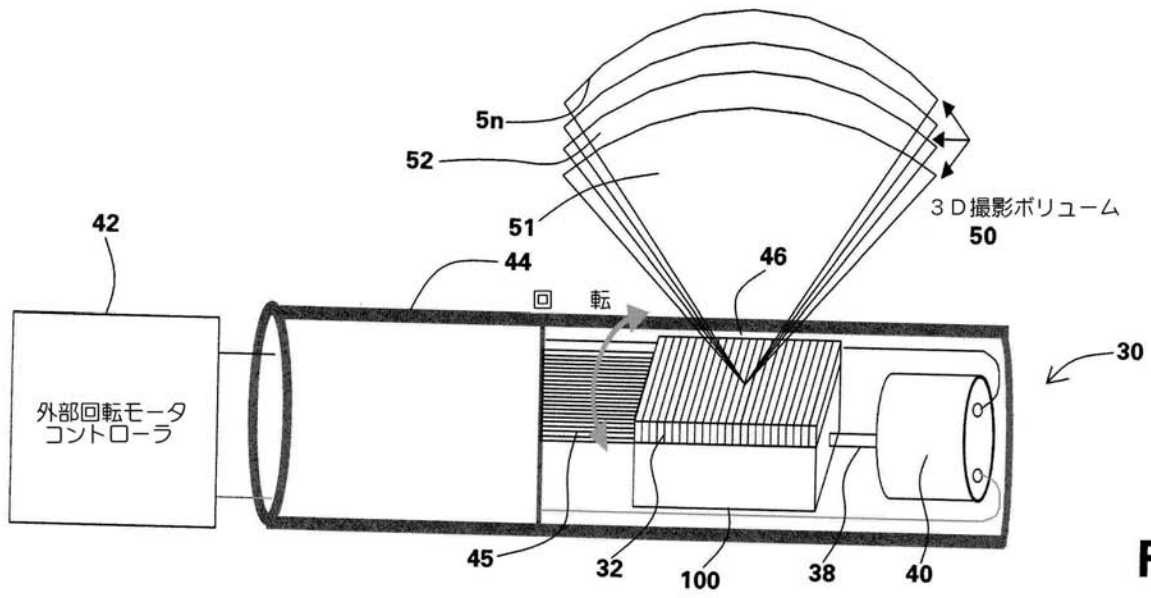
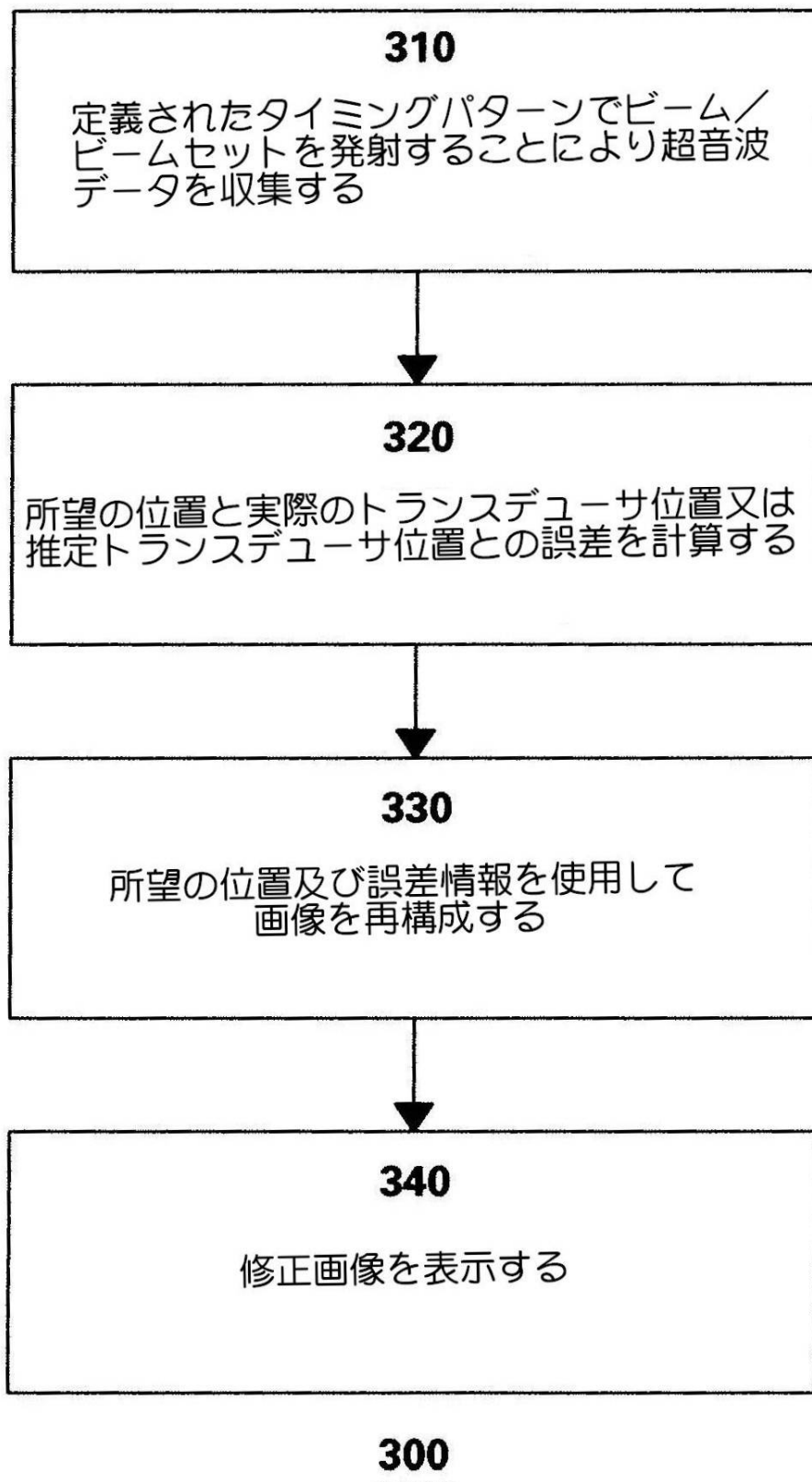
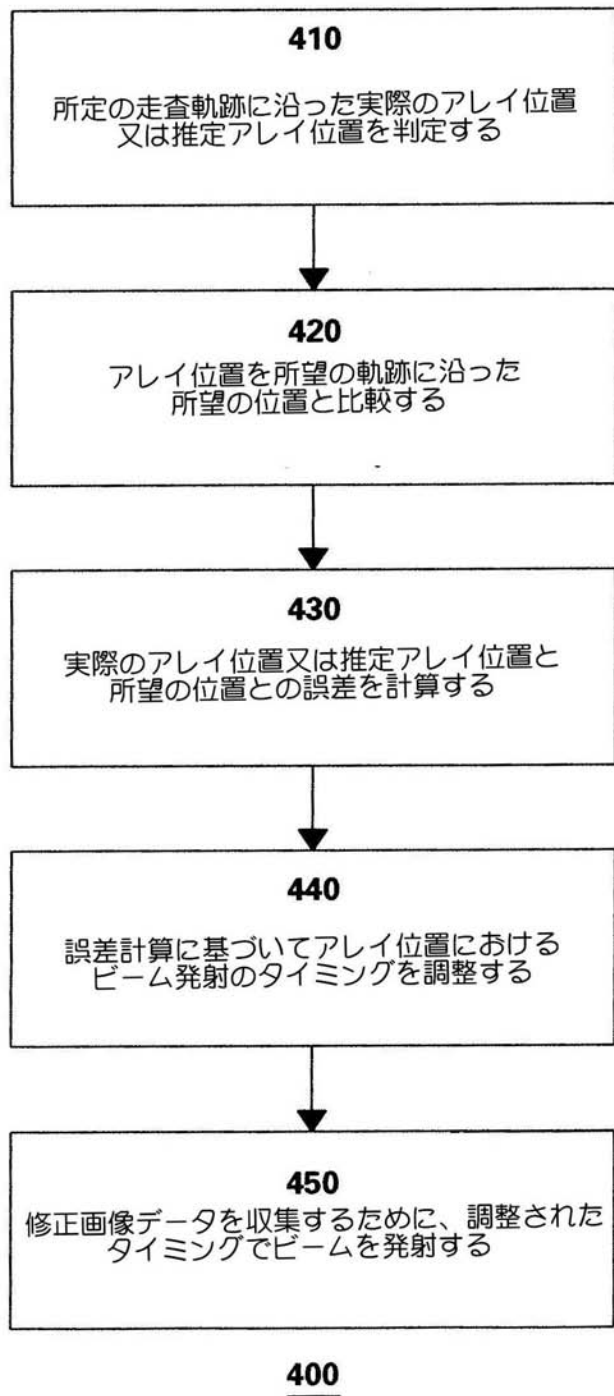


FIG.2

【図 3】

**FIG.3**

【 図 4 】

**FIG.4**

フロントページの続き

(72)発明者 ウェストン・ブレイン・グリフィン

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、リージェント・ストリート、1 2 2 5 番

(72)発明者 ダグラス・グレン・ワイルデス

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ボールストン・レイク、グレテル・テラス、5 2 番

(72)発明者 ウォーレン・リー

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、アンジェリーナ・ドライブ、2 4 9 0 番

(72)発明者 テリー・マイケル・トプカ

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スコッティア、レッドウッド・ドライブ、4 番

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB14 BB15 BB16 EE09 EE22 FE01 GA12 GA19 GA21

GB04 HH12

专利名称(译)	使用换能器阵列的超声成像方法和系统		
公开(公告)号	JP2009261936A	公开(公告)日	2009-11-12
申请号	JP2009099477	申请日	2009-04-16
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	ウエストンブレイングリフィン ダグラスグレンワイルデス ウォーレンリー テリーマイケルトプカ		
发明人	ウエストン・ブレイン・グリフィン ダグラス・グレン・ワイルデス ウォーレン・リー テリー・マイケル・トプカ		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/445 A61B8/4461 A61B8/483		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/BB15 4C601/BB16 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/FE01 4C601/GA12 4C601/GA19 4C601/GA21 4C601/GB04 4C601/HH12		
代理人(译)	小仓 博		
优先权	12/106383 2008-04-21 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种用于收集三维 (3D) 图像数据集的超声成像系统和方法。 一种系统, 包括具有预定运动范围的换能器阵列, 该换能器阵列被配置为收集感兴趣区域的多个3D图像数据集51-5n, 以及来自耦合到该换能器阵列的换能器阵列的图像数据集。 处理器21被配置为校正由换能器阵列的运动引起的空间变化误差。 [选择图]图3

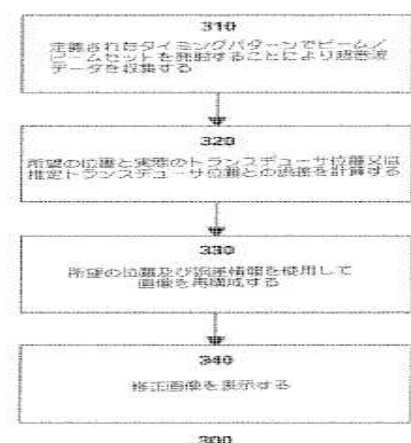


FIG. 3