

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5520442号
(P5520442)

(45) 発行日 平成26年6月11日 (2014. 6. 11)

(24) 登録日 平成26年4月11日 (2014. 4. 11)

(51) Int. Cl.

F 1

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

A 6 1 B 8/12

請求項の数 10 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2007-316483 (P2007-316483)
 (22) 出願日 平成19年12月7日 (2007. 12. 7)
 (65) 公開番号 特開2008-149132 (P2008-149132A)
 (43) 公開日 平成20年7月3日 (2008. 7. 3)
 審査請求日 平成22年11月26日 (2010. 11. 26)
 (31) 優先権主張番号 11/610, 616
 (32) 優先日 平成18年12月14日 (2006. 12. 14)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
 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
 (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
 O 番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第一の位置 2 5 と第二の位置 6 0 との間で可逆的に変化するように構成されている支持構造 2 6 と、

トランスデューサ素子 9 2、1 0 4、1 1 8 の複数 N 組の部分群を前記支持構造 2 6 に配置して含む多次元トランスデューサ・アレイであって、前記トランスデューサ素子の N 組の部分群の各々は、前記トランスデューサ素子の N 組の部分群の 1 組とトランスデューサ素子 9 2、1 0 4、1 1 8 の少なくとも 1 組の他の部分群との間に形成される角度 9 4 が約 1 8 0 ° 未満となるような空間的關係として配設され、N は整数である、多次元トランスデューサ・アレイと

を備え、

前記支持構造は、

基部側端部 2 9 及び末梢側端部 3 1 を有する中央案内部材 3 4 と、

前記中央案内部材 3 4 の前記末梢側端部 3 1 に結合するヒンジ接続 4 2 と、

前記中央案内部材 3 4 の軸方向に沿って前記ヒンジ接続 4 2 対して移動可能なように、前記中央案内部材 3 4 に結合する摺動部材 4 0 と、

前記末梢側端部 3 1 の近くで前記ヒンジ接続 4 2 を介して前記中央案内部材に移動自在に結合されている複数の第 1 の支柱 3 6 と、

前記摺動部材 4 0 を介して前記中央案内部材に移動自在に結合され、前記複数の第 1 の支柱 3 6 と結合されている複数の第 2 の支柱 3 6 と、

10

20

を含む、
トランスデューサ・アセンブリ。

【請求項 2】

前記第一の位置は半径方向に圧縮された位置であり、前記第二の位置は半径方向に拡開された位置である、請求項 1 に記載のトランスデューサ・アセンブリ。

【請求項 3】

前記多次元トランスデューサ・アレイは、前記第二の位置において前方視界配向 1 3 4 を有するように構成されている、請求項 1 に記載のトランスデューサ・アセンブリ。

【請求項 4】

前記半径方向支柱 3 6、7 6 の少なくとも 1 本が可撓性回路 1 1 6 を含んでいる、請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載のトランスデューサ・アセンブリ。

10

【請求項 5】

前記支持構造は、前記複数の第 1 の支柱 3 6 の何本か又は全ての間に配設された周辺支柱、ウェブ又はコード 1 0 2 をさらに含む、請求項 4 に記載のトランスデューサ・アセンブリ。

【請求項 6】

解剖学的領域を撮像するように構成されており、
前記解剖学的領域に配設されるように寸法を決められて構成されている外被エンベロープ 3 0 と、

該外被エンベロープ 3 0 の内部に又は上に配設されている請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載のトランスデューサ・アセンブリ 2 6 と

20

を備えた侵襲型プローブであって、

前記中央案内部材 3 4、7 4 は、前記第一の位置 2 5 と前記第二の位置 6 0 との間で前記支持構造を変化させることを容易にするように前記外被エンベロープ 3 0 に対して移動する、

侵襲型プローブ。

【請求項 7】

撮像用カテーテル、内視鏡、腹腔鏡、手術用プローブ、経食道プローブ、経膈プローブ、経直腸プローブ、腔内プローブ、又は介入型処置向けに構成されたプローブを含んでいる請求項 6 に記載の侵襲型プローブ。

30

【請求項 8】

前記解剖学的領域の内部の 1 又は複数の関心領域での治療の必要性を評価して前記解剖学的領域の内部の前記 1 又は複数の関心領域に治療を施すことを容易にするようにさらに構成されている請求項 6 または 7 に記載の侵襲型プローブ。

【請求項 9】

前記侵襲型プローブ 2 8 の全長を貫通するように構成された作動ポート 1 5 2 と、

前記侵襲型プローブ 2 8 に対して伸縮自在に構成された治療構成要素 1 4 2 と、

を備える、請求項 6 乃至 8 のいずれかに記載の侵襲型プローブ。

【請求項 10】

請求項 6 乃至 9 のいずれかに記載の侵襲型プローブと、

40

該侵襲型プローブによる画像を表示する表示器 2 0 と、オペレータの入力を受けるビュージャ・インタフェース 2 2 とを含む、イメージング・システム 1 8 と、

を備える、システム 1 0。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は一般的には、トランスデューサ・アセンブリに関し、さらに具体的には、空間を制約される応用における実時間撮像のためのトランスデューサ・アセンブリに関する。

50

【背景技術】

【0002】

音波トランスデューサのようなトランスデューサが医用撮像に応用されており、かかる応用では、音波プローブを患者に押圧して把持し、プローブが超音波を送受する。すると、受波されたエネルギーが、患者の体内組織の撮像を容易にすることができる。例えば、トランスデューサを用いて患者の心臓を撮像することができる。

【特許文献1】米国特許出願公開第20050203394号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

典型的な侵襲型プローブは、小型トランスデューサ・アセンブリをプローブの末梢側端部に配設して含み得る。プローブは、例えば一次元フェーズド・アレイ・トランスデューサを含み得る。認められるように、トランスデューサ・アセンブリの空間分解能は、超音波撮像のような撮像応用において重要な因子である。加えて、空間を制約される応用での高品質の実時間三次元撮像容積の取得は、プローブの限定された空間の内部に収容される信号導体の数に不都合に依存する。また、空間を制約される応用向けに寸法を決められて構成されているトランスデューサ・アセンブリの物理的寸法は相対的に小さいため、残念ながらトランスデューサ・アセンブリのアパーチャ（開口）が限定される。このため、距離と共に急速に発散する超音波ビームが発生され、これにより、空間分解能が低くなって画質が劣化する。結果的に、医師が解剖学的関心領域及び生理学的関心領域を識別する能力が損なわれる場合がある。

【0004】

超音波撮像用カテーテルのような現状で入手可能な撮像用カテーテルは典型的には、側方視界配向を有しており、超音波ビーム方向が撮像用カテーテルの長軸に対して全体的に垂直になっている。前方視界型カテーテルも登場しているが、アパーチャが小さく、固定されていて、分解能が低く深度が小さい。また、従来思量されている解決策では、一次元カテーテル・トランスデューサを組み入れて、カテーテル全体を回転させることにより三次元画像を得ている。しかしながら、結果として生ずる画像は、実時間では得られない。

【0005】

さらに、従来思量されている実時間三次元撮像のための解決策は、二次元アレイを用いて、角錐型の容積にわたって超音波ビームを操舵し集束させている。しかしながら、これらの二次元アレイの多くは、音響アパーチャ空間を十分にサンプリングするために比較的多数の相互接続を必要とし、結果として経費及び複雑さが増大する。

【課題を解決するための手段】

【0006】

簡潔に述べると、本発明の各観点によれば、トランスデューサ・アセンブリが提供される。このトランスデューサ・アセンブリは、第一の位置と第二の位置との間で可逆的に変化するように構成されている支持構造を含んでいる。加えて、トランスデューサ・アセンブリは、トランスデューサ素子の複数N組の一次元部分群を支持構造に配置して含む多次元トランスデューサ・アレイを含んでおり、トランスデューサ素子のN組の部分群の各々は、トランスデューサ素子のN組の部分群の1組と、トランスデューサ素子の少なくとも1組の他の部分群との間に形成される角度が約180°未満となるような空間的關係として配設され、Nは整数である。

【0007】

この手法のさらに他の観点によれば、解剖学的領域を撮像するように構成されている侵襲型プローブが提供される。この侵襲型プローブは、解剖学的領域に配設されるように寸法を決められて構成されている外被エンベロープを含んでいる。さらに、侵襲型プローブは、外被エンベロープに移動自在に配設されているトランスデューサ・アセンブリを含んでおり、トランスデューサ・アセンブリは、第一の位置と第二の位置との間で可逆的に変化するように構成されている支持構造を含んでおり、支持構造は、基部側端部及び末梢側

10

20

30

40

50

端部を有する中央案内部材と、中央案内部材の末梢側端部に移動自在に結合されている複数の支柱と、中央案内部材及び複数の支柱に結合されて支持構造を第一の位置と第二の位置との間で変化させることを容易にする摺動部材とを含んでいる。トランスデューサ・アセンブリはまた、トランスデューサ素子の複数のN組の部分群を支持構造に配置して含む多次元トランスデューサ・アレイを含んでおり、トランスデューサ素子のN組の部分群の各々は、トランスデューサ素子のN組の部分群の各々と、トランスデューサ素子の少なくとも1組の他の部分群との間に形成される角度が約180°未満となるような空間的關係として配設され、Nは整数である。

【0008】

本発明の手法のさらにもう一つの観点によれば、システムが提供される。このシステムは、画像データを取得するように構成されている取得サブシステムを含んでおり、取得サブシステムは、解剖学的領域を撮像するように構成されている侵襲型プローブを含んでおり、侵襲型プローブは、解剖学的領域に配設されるように寸法を決められて構成されている外被エンベロープと、この外被エンベロープに移動自在に配設されているトランスデューサ・アセンブリとを含んでいる。さらに、トランスデューサ・アセンブリは、第一の位置と第二の位置との間で可逆的に変化するように構成されている支持構造と、トランスデューサ素子の複数のN組の部分群を支持構造に配置して含む多次元トランスデューサ・アレイとを含んでおり、トランスデューサ素子のN組の部分群の各々は、トランスデューサ素子のN組の部分群の各々と、トランスデューサ素子の少なくとも1組の他の部分群との間に形成される角度が約180°未満となるような空間的關係として配設され、Nは整数である。トランスデューサ・アセンブリの支持構造は、基部側端部及び末梢側端部を有する中央案内部材と、中央案内部材の末梢側端部に結合されている複数の支柱と、中央案内部材及び複数の支柱に移動自在に結合されて支持構造を第一の位置と第二の位置との間で変化させることを容易にする摺動部材とを含んでいる。加えて、このシステムは、取得サブシステムに関連して動作して、取得サブシステムを介して取得された画像データを処理するように構成されている処理サブシステムを含んでいる。

【0009】

本発明の手法のさらにもう一つの観点によれば、トランスデューサ・アセンブリを有する侵襲型プローブを用いる方法が提供される。この方法は、トランスデューサ・アセンブリが第一の位置にあって侵襲型プローブの外被エンベロープの内部に配設されている状態で、解剖学的領域の内部の関心領域に近接して侵襲型プローブを配置するステップを含んでいる。方法はまた、トランスデューサ・アセンブリが侵襲型プローブの末梢側端部の外部に配置されるように外被エンベロープの内部からトランスデューサ・アセンブリを伸長させるステップを含んでいる。さらに、方法は、トランスデューサ・アセンブリの位置を第一の位置から第二の拡開位置へ変化させるようにトランスデューサ・アセンブリを展開するステップを含んでおり、トランスデューサ・アセンブリは、第一の位置と第二の位置との間で可逆的に変化するように構成されている支持構造と、トランスデューサ素子の複数のN組の部分群を支持構造に配置して含む多次元トランスデューサ・アレイとを含んでおり、トランスデューサ素子のN組の部分群の各々は、トランスデューサ素子のN組の部分群の各々とトランスデューサ素子の少なくとも1組の他の部分群との間に形成される角度が約180°未満となるような空間的關係として配設され、Nは整数である。

【0010】

本発明の手法のさらにもう一つの観点によれば、トランスデューサ・アセンブリを有する侵襲型プローブを用いる方法が提供される。この方法は、トランスデューサ・アセンブリが第一の位置にあって侵襲型プローブの外被エンベロープの内部に配設されている状態で、解剖学的領域の内部の関心領域に近接して侵襲型プローブを配置するステップを含んでいる。さらに、方法は、トランスデューサ・アセンブリが侵襲型プローブの末梢側端部の外部に配置されるように外被エンベロープの内部からトランスデューサ・アセンブリを伸長させるステップを含んでいる。加えて、方法は、第一の格納位置において撮像を行なうステップを含んでいる。方法はまた、拡大した音響アパーチャを形成するように第一の

格納位置から第二の拡開位置までトランスデューサ・アセンブリの位置を移行させるステップを含んでいる。さらに、方法は、第二の拡開位置において撮像を行なうステップを含んでおり、トランスデューサ・アセンブリは、第一の位置と第二の位置との間で可逆的に変化するように構成されている支持構造と、トランスデューサ素子の複数N組の部分群を支持構造に配置して含む多次元トランスデューサ・アレイとを含んでおり、トランスデューサ素子のN組の部分群の各々は、トランスデューサ素子のN組の部分群の各々と、トランスデューサ素子の少なくとも1組の他の部分群との間に形成される角度が約180°未満となるような空間的關係として配設され、Nは整数である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

10

本発明のこれらの特徴、観点及び利点、並びに他の特徴、観点及び利点は、以下の詳細な説明を添付図面を参照しながら精読するとさらに十分に理解されよう。図面は説明の目的で掲げられており、図面では類似の参照符号は図面全体を通して類似の部材を表わしている。

【0012】

以下に述べるように、本発明の手法の各実施形態は、支持構造を有するトランスデューサ・アセンブリと、第一の半径方向に圧縮された位置から第二の半径方向に拡開された位置まで可逆的に移行し得るように構成されている多次元トランスデューサ・アレイとを含んでいる。

【0013】

20

以下で説明される実施形態の各例は超音波イメージング・システムのような医療イメージング・システムの設定で記載されるが、輸送管路検査システム、液体反応器検査システム等の産業用イメージング・システム並びに非破壊評価及び検査システム等のような他のイメージング・システム及び応用も思量される。加えて、以下で図示されて記載される実施形態の各例は、超音波撮像を他の撮像モダリティ、位置追跡システム又は他のセンサ・システムと併用したマルチ・モダリティ・イメージング・システムにも応用することができる。

【0014】

図1は、本発明の手法の各観点による撮像に用いられる例示的なシステム10のブロック図である。システム10は、患者12の関心領域を表わす画像データを、プローブ14を介して取得するように構成され得る。本書で用いられる「プローブ」との用語は、従来のカテーテル、トランスデューサ、又は撮像及び施療向けに構成された装置を含むように広く用いられている。さらに、本書で用いられる「撮像」との用語は、二次元(2D)撮像、三次元(3D)撮像、又は実時間三次元(RT3D)撮像を含むように広く用いられている。尚、RT3D撮像及び四次元(4D)撮像との用語は互換的に用いられ得ることを特記しておく。

30

【0015】

本発明の手法の各観点によれば、プローブ14は介入型処置を容易にするように構成されることができ、かかる処置においては、プローブ14は侵襲型プローブとして機能するように構成され得る。尚、図示の実施形態はカテーテル方式のプローブの設定で記載されているが、内視鏡、腹腔鏡、手術用プローブ、経直腸プローブ、経膈プローブ、腔内プローブ、介入型処置向けに構成されたプローブ、又はこれらの組み合わせのような他の形式のプローブも本発明の手法と共に思量される。参照番号16は、患者12の体内に配設されたプローブ14の部分を表わしている。

40

【0016】

さらに、図示の実施形態では、イメージング・システム18が、侵襲型プローブ14と関連して動作する。イメージング・システム18は、患者12の関心領域の内部での侵襲型プローブ14の現在位置の画像を表示するように構成され得る。イメージング・システム18は、表示器20及びユーザ・インタフェース22を含み得る。本発明の手法の各観点によれば、イメージング・システム18の表示器20は、侵襲型プローブ14を介して

50

取得された画像データに基づいてイメージング・システム 18 によって形成される画像を表示するように構成され得る。

【0017】

図 2 に移り、機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリ 26 を含む侵襲型プローブ 28 を展開する例示的な方法を示す模式図 24 が一実施形態に従って示されている。参照番号 25 は、第一の半径方向に圧縮された位置に配置されたトランスデューサ・アセンブリ 26 を示す（切断図として）侵襲型プローブ 28 を表わしている。

【0018】

図示のように、侵襲型プローブ 28 は全体的に、基部側端部 29 及び末梢側端部 31 を含んでおり、外被エンベロープ 30 を含むものとして示されている。一実施形態では、トランスデューサ・アセンブリ 26 は、侵襲型プローブ 28 の外被エンベロープ 30 の内部に配設されるものとして示されている。代替的に、もう一つの実施形態では、トランスデューサ・アセンブリ 26 は、トランスデューサ・アセンブリの外被エンベロープ 30 の一端に配設されていてもよい。一実施形態では、トランスデューサ・アセンブリ 26 は、例えば侵襲型プローブ 28 の外被エンベロープ 30 の末梢側端部 31 に配設されていてもよい。本発明の手法の各観点によれば、トランスデューサ・アセンブリ 26 は、少なくとも第一の位置と第二の位置との間で可逆的に変化するように構成された支持構造を含み得る。さらに、図示の実施形態では、第一の位置は半径方向に圧縮された位置を含み、第二の位置は半径方向に拡開された位置を含み得る。従って、拡開されたトランスデューサ・アレイの寸法はカテーテル径によって限定されないで済む。さらに、一実施形態では、拡開された位置にあるトランスデューサ・アレイの寸法は、少なくとも二つの次元で測定した場合にカテーテル径よりも大きくてよい。拡開されたトランスデューサ・アレイが一定の径を有するように表わされ得る実施形態において、拡開されたトランスデューサ・アレイの径は、カテーテルの軸に直交する方向に測定した場合にカテーテル径よりも大きくてよい。第一の半径方向に圧縮された位置では、トランスデューサ・アセンブリ 26 は、関心領域への到達のために外被エンベロープ 30 の内部に嵌合するように設計された形態的要素を有するコンパクトな折り畳み状態として構成され得る。一実施形態では、トランスデューサ・アセンブリ 26 は、半径方向に圧縮された位置、半径方向に拡開された位置、又はこれら両方での撮像を容易にするように構成され得る。

【0019】

支持構造は、トランスデューサ・アセンブリ 26 の中心を通して延在して侵襲型プローブ 28 の各端部に対応する基部側端部 29 及び末梢側端部 31 を含むように画定されている中央案内部材 34 を含むことができる。一実施形態では、中央案内部材 34 は、ステンレス鋼、ニチノール及びチタン等のような医療装置に適した金属で構築され得る。また、中央案内部材 34 は、幾つかの実施形態では、円形断面を含む多様な断面の任意のものを含み得る。かかる実施形態では、中央案内部材 34 は、約 0.1 mm ~ 2 mm の範囲の径を有し得る。

【0020】

一実施形態では、支持構造の第一の端部（例えば末梢側端部）は、侵襲型プローブ 28 の末梢側端部 31 又は該端部 31 の周囲において中央ガイドに移動自在に結合され、支持構造の第二の端部（例えば基部側端部）は、中央案内部材 34 の中間部分に移動自在に結合され得る。一実施形態では、支持構造は、支持構造の二つの端部の間に結合された多数の半径方向支柱 36 を含んでいる。支持構造はまた、図示のようにスリップ・リングのような摺動部材 40 及びヒンジ接続 42 を中央案内部材 34 に結合して含んでいてもよく、圧縮された位置と拡開した位置との間で支持構造を移行させることを容易にしている。参照番号 46 はトランスデューサ・アセンブリ 26 の第一の移動方向を表わし、中央案内部材 34 に沿った摺動部材 40 の引き続いての移動方向は参照番号 44 によって示されている。一実施形態では、半径方向支柱 36 は、摺動部材 40 及びヒンジ接続 42 を介して中央案内部材 34 に移動自在に結合されている。また、一実施形態によれば、複数の半径方向支柱 36 の少なくとも 1 本は可撓性回路を含み得る。可撓性回路は、幾つかの実施形態

では、ポリイミド基材の上に設けられた単層又は多層の銅回路（１又は複数）を含み得る。

【００２１】

幾つかの実施形態では、２個以上のトランスデューサ素子（図示されていない）を支持構造に構成して、関心領域の撮像を容易にすることができる。一実施形態では、１又は複数のトランスデューサ素子が、半径方向支柱３６の各々に配設されていてもよい。参照番号３８は、２個以上のトランスデューサ素子を配設した半径方向支柱を表わしている。さらに、トランスデューサ素子は、擬似ランダム・パターン、バーニヤ（vernier）・パターン、又はグレーティング・ローブ及び他のビーム形成に関わるアーティファクトを最小に抑えることを容易にするその他パターンとして半径方向支柱の上に構成され得る。トランスデューサ素子としては、ジルコン酸チタン酸鉛（ＰＺＴ）トランスデューサ素子、容量型微細加工超音波トランスデューサ（ｃＭＵＴ）素子又はポリビニリデンフルオリド・アレイ（ＰＶＤＦ）型トランスデューサ素子等がある。

【００２２】

現状で思量される構成では、トランスデューサ素子は、トランスデューサ素子の部分群を形成するように半径方向支柱３８の上に構成されることができる。一実施形態では、半径方向支柱３８は、トランスデューサ素子の「Ｎ」組（Ｎは整数値）の部分群を含み得る。一実施形態では、トランスデューサ素子のＮ組の部分群は、１本の半径方向支柱の上のトランスデューサ素子の部分群の１組と、もう１本の半径方向支柱の上のトランスデューサ素子の少なくとも１組の他の部分群との間に形成される角度が約１８０°未満となるようにして支持構造の上に構成され得る。一実施形態では、トランスデューサ・アセンブリ２６の各々の隣り合った半径方向支柱同士の間の分離角は実質的に同等であり、次の関係に従って決定され得る。

【００２３】

$$\text{分離角} = (2 \times 180 / \text{半径方向支柱の本数}) \quad (1)$$

式中、分離角度は度単位で測定され得る。

【００２４】

例えば、一実施形態では、４本の半径方向支柱を有するトランスデューサ・アセンブリにおいて各々の隣り合った半径方向支柱同士の間の角度の測定値は約９０°に等しくてよい。一実施形態では、支持構造はまた、半径方向支柱３６に結合されているスペーサ（図示されていない）を含み得る。図５を参照して後に改めて詳述するように、スペーサは、拡開位置にある半径方向支柱３６同士の間の間隔を制御するように構成され得る。尚、幾つかの実施形態では、半径方向支柱３８の各々又は半径方向支柱３８の部分集合にトランスデューサ素子の２組以上の部分群が構成されていてもよいことを特記しておく。加えて、トランスデューサ素子の各部分群をまとめて多次元トランスデューサ・アレイと呼ぶことができる。

【００２５】

本発明の手法のさらに他の観点によれば、トランスデューサ・アセンブリ２６のような機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリを有する侵襲型プローブ２８を用いて、限定しないが心内エコー心撮影法、経食道プローブ・エコー心撮影法、小児エコー心撮影法、腹腔手術のような空間を制約される応用での撮像を容易にすることができる。さらに具体的には、トランスデューサ・アセンブリ２６を装備した侵襲型プローブ２８を用いて高品質ＲＴ３Ｄ画像容積を得ることができる。

【００２６】

例示的なトランスデューサ・アセンブリ２６を有する侵襲型プローブ２８を用いた撮像の方法は、患者１２の解剖学的領域の内部の関心領域に近接して侵襲型プローブ２８を配置するステップを含み得る。侵襲型プローブ２８は、血管系の内部で侵襲型プローブ２８を監視しながら案内するフルオロスコーピのような方法を用いて、進入点から患者１２の血管系を通して所望の解剖学的位置まで案内され得る。侵襲型プローブは、例えばフルオロスコーピ撮像を用いて所望の位置まで予め案内されているガイド・ワイヤに沿って又は

シースを通して送達され得る。一旦、撮像したい領域まで送達されたら、多次元トランスデューサ・アレイのトランスデューサ素子に電圧を加えて、関心領域を表わす画像データを取得することができる。画像データは侵襲型プローブ 28 の外被エンベロープ 30 の内部に配置された状態（例えば半径方向に圧縮された構成）又は外被エンベロープ 30 の外部に配置された状態（例えば半径方向に圧縮された構成若しくは拡開された構成）にあるトランスデューサ・アセンブリ 26 を介して取得され得る。尚、半径方向に圧縮された位置にあるトランスデューサ・アセンブリ 26 を用いることにより多数の画像平面を取得し得ることを特記しておく。例えば、トランスデューサ・アセンブリ 26 の各々の「アーム」を、別個の画像平面を取得するように独立に動作するように構成することができる。

【0027】

10

上で示唆したように、トランスデューサ・アセンブリ 26 は、関心領域を撮像するためにトランスデューサ・アセンブリ 26 が侵襲型プローブ 28 の末梢側端部 31 の外部に配置されるように、外被エンベロープ 30 の内部から移動され得る。参照番号 48 は、トランスデューサ・アセンブリ 26 が侵襲型プローブ 28 の末梢側端部 31 の外部に配置されている場合の侵襲型プローブ 28 を表わしている。一実施形態では、トランスデューサ・アセンブリ 26 及び中央案内部材 34 は末梢側端部 31 の外部に延在してよい。

【0028】

一旦、トランスデューサ・アセンブリ 26 が侵襲型プローブ 28 の末梢側端部 31 の外部に配置されたら、トランスデューサ・アセンブリ 26 を第一の半径方向に圧縮された位置から、トランスデューサ・アセンブリ 26 のアパーチャがカテーテルの径によって制限されないような第二の半径方向に拡開された位置まで移行させることができる。さらに、一実施形態では、拡開位置にあるトランスデューサ・アレイの寸法は、少なくとも二つの次元で測定した場合にカテーテル径よりも大きくてよい。拡開されたトランスデューサ・アレイが一定の径を有するように表わされ得る実施形態において、拡開されたトランスデューサ・アレイの径は、カテーテルの軸に直交する方向に測定した場合にカテーテル径よりも大きくてよい。例えば、心内カテーテルの径は約 1 ~ 4 mm の範囲にあってよく、第二の拡開位置にあるトランスデューサ・アセンブリ 26 のアパーチャは約 3 mm ~ 30 mm の範囲にあってよい。

20

【0029】

参照番号 52 は、トランスデューサ・アセンブリ 26 が半径方向に圧縮された位置と半径方向に拡開された位置との間にある中間的な位置又は部分的に展開された位置にある場合を示した侵襲型プローブ 28 を表わしている。関心領域を表わす画像データは、部分的に展開された位置にあるトランスデューサ・アセンブリ 26 を介しても取得され得る。尚、部分的に展開された位置にあるトランスデューサ・アセンブリ 26 を用いて多数の画像平面を得ることができることを特記しておく。例えば、トランスデューサ・アセンブリ 26 の各アームを、展開の中間的な位置にある間のアームの位置に依存して位相を共に揃えることができる。代替的には、各アームが多数の画像平面を取得するように独立に動作してもよい。一実施形態では、前方の半球全体の撮像を、トランスデューサ・アセンブリ 26 の各アームを、カテーテル軸に関して測定した場合に約 45° に配置した状態で行なうことができる。

30

40

【0030】

トランスデューサ・アセンブリ 26 の半径方向に拡開された位置への展開は、幾つかの実施形態では、メカニカル・ワイヤの利用を介して行なうことができる。代替的には、形状記憶材料を用いてトランスデューサ・アセンブリ 26 の展開を容易にしてもよい。さらに、電気起動型高分子アクチュエータを用いて形成されたヒンジを用いて、トランスデューサ・アセンブリ 26 を半径方向に圧縮された位置から半径方向に拡開された位置へ移行させるのを支援してもよい。幾つかの他の実施形態では、トランスデューサ・アセンブリ 26 は、半径方向に圧縮された位置から中間的な位置又は部分的に展開された位置までヒンジ接続 42 を半径方向支柱 36 に関して参照番号 58 によって表わされる方向に引き込むことにより移行させることができる。他の実施形態では、トランスデューサ・アセンブリ

50

リ 2 6 は、ヒンジ接続 4 2 を固定位置に保ちつつ中間的な又は部分的に展開された位置までスリップ・リング 4 0 を中央案内部材 3 4 に沿って参照番号 5 6 によって示す方向に伸長させることにより移行させることができる。

【 0 0 3 1 】

参照番号 6 0 は、完全に半径方向に拡開された位置にあるトランスデューサ・アセンブリ 2 6 を有する侵襲型プローブ 2 8 を表わしている。前述のように、半径方向に拡開された位置にあるトランスデューサ・アセンブリ 2 6 の音響アパーチャは、約 3 mm ~ 3 0 mm の範囲にあってよいが、さらに大きい音響アパーチャも可能である。半径方向に拡開された位置にあるトランスデューサ・アセンブリ 2 6 は、前方視界配向を有するように構成され得ることを特記しておく。加えて、半径方向に拡開された位置にあるトランスデューサ・アセンブリ 2 6 を用いて関心領域を表わす画像データを取得することができる。さらに具体的には、半径方向に拡開された位置にあるトランスデューサ・アセンブリ 2 6 を用いて画像データを取得することができる。

10

【 0 0 3 2 】

一旦、画像データが参照番号 6 0 の拡開された構成にあるトランスデューサ・アセンブリ 2 6 を介して取得されたら、トランスデューサ・アセンブリ 2 6 を半径方向に圧縮された位置に戻すように移行させることができる。トランスデューサ・アセンブリ 2 6 は、摺動部材 4 0 を第二の方向（方向 4 4 の反対方向）に中央案内部材 3 4 に沿って移動させることにより、半径方向に拡開された位置から半径方向に圧縮された位置まで移行することができる。幾つかの他の実施形態では、トランスデューサ・アセンブリ 2 6 を、プル・ワイヤ（図示されていない）又はアクティブ・ヒンジ（図示されていない）の利用を介して半径方向に圧縮された位置まで移行させてもよい。

20

【 0 0 3 3 】

続いて、半径方向に圧縮された位置にあるトランスデューサ・アセンブリ 2 6 は、トランスデューサ・アセンブリ 2 6 が侵襲型プローブ 2 8 の外被エンベロープ 3 0 の内部に再度配置されるように格納され得る。次いで、侵襲型プローブ 2 8 は半径方向に圧縮された位置にあるトランスデューサ・アセンブリ 2 6 と共に、例えば医師によって患者の解剖学的構造から除去され得る。

【 0 0 3 4 】

認められるように、複数のトランスデューサ素子のそれぞれの位置は、トランスデューサ・アセンブリ 2 6 が半径方向に圧縮された位置と半径方向に拡開された位置との間を移行する間に位置変位を経験し得る。このようなものとして、複数のトランスデューサ素子を介して取得された画像データを用いた高品質画像の形成を容易にするために、トランスデューサ・アセンブリ 2 6 における複数のトランスデューサ素子の正確な位置を決定する（例えば適当な位相変移を許すような波長の分数の範囲内で）ことが望ましい。幾つかの実施形態では、適応型ビーム形成手法を用いて複数のトランスデューサ素子の变化及び／又は位置変位を補償することができる。次いで、取得された画像データを用いて画像を形成し、例えばイメージング・システム 1 8（図 1 を参照）の表示器 2 0（図 1 を参照）に表示させることができる。

30

【 0 0 3 5 】

以上に記載しているようなトランスデューサ・アセンブリ 2 6 を具現化することにより、半径方向に拡開された位置にあるトランスデューサ・アセンブリ 2 6 を用いて品質が相対的に高められた R T 3 D 画像容積を得ることができる。加えて、以上に記載したトランスデューサ・アセンブリ 2 6 を、半径方向に圧縮された位置にあるトランスデューサ・アセンブリ 2 6 が空間を制約された侵襲型プローブ 2 8 の内部に嵌合するように構成され得るような代替的なコンパクト構造を有するように構成することができる。結果的に、限定しないが心内エコー心撮影法、経食道プローブエコー心撮影法、小児エコー心撮影法、腹腔鏡手術のような最小限の侵襲性を有する応用向けに構成された細型プローブを用いて挿脱されることもできる大開口トランスデューサ・アセンブリ 2 6 を用いて、高品質 R T 3 D 画像容積を取得することができる。

40

50

【 0 0 3 6 】

図 3 に移り、機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリの代替的な実施形態を含む侵襲型プローブ 2 8 を展開させる例示的な方法を示す模式図 6 4 が示されている。参照番号 6 6 は、第一の半径方向に圧縮された位置にある機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリ 7 2 を含む侵襲型プローブ 2 8 を表わしている。

【 0 0 3 7 】

図 2 のトランスデューサ・アセンブリ 2 6 に関して前述したように、トランスデューサ・アセンブリ 7 2 はまた、トランスデューサ・アセンブリ 7 2 を支持した支持構造を含み得る。かかる支持構造は、第一の（基部側）端部 2 9 及び第二の（末梢側）端部 3 1 を有する中央案内部材 7 4 を含むことができ、第一の位置から第二の位置までトランスデューサ・アセンブリ 7 2 を移行させることを容易にするように構成され得る。第一の位置は半径方向に圧縮された位置を含み、第二の位置は半径方向に拡開された位置を含むことができ、半径方向に拡開された位置にあるトランスデューサ・アセンブリ 7 2 の音響アパーチャは、前述したようにカテーテルの径によって制限されない。

【 0 0 3 8 】

加えて、トランスデューサ・アセンブリ 7 2 は複数の支柱 7 6 を含むことができ、これら複数の支柱がそれぞれの基部側端部及び末梢側端部を有する。現状で思量される構成では、複数の支柱 7 6 のそれぞれの基部側端部は、図 3 に示すように、中央案内部材 7 4 の末梢側端部において中央案内部材 7 4 に結合され得る。複数の支柱 7 6 は、幾つかの実施形態ではワイヤで形成され得る。さらに具体的には、支柱 7 6 は、例えば形状記憶ワイヤ若しくはばねワイヤで形成され又は他の場合にはかかるワイヤを含み得る。形状記憶ワイヤは、幾つかの実施形態ではニチノールを含んでいてよい。形状記憶ワイヤ又はばねワイヤは、参照番号 7 8 によって全体的に表わすように、侵襲型プローブ 2 8 の外被エンベロープ 3 0 の内部から一定の移動方向に伸長されるときに、トランスデューサ・アセンブリ 7 2 を半径方向に圧縮された位置から半径方向に拡開された位置まで自動的に移行させるように構成され得る。

【 0 0 3 9 】

さらに、複数の支柱 7 6 に複数のトランスデューサ素子（図示されていない）を配設してもよい。トランスデューサ素子は、まとめて多次元トランスデューサ・アレイを形成するトランスデューサ素子の部分群として物理的に又は電氣的に構成され得る。一実施形態では、支柱 7 6 は、トランスデューサ素子の N 組（N は整数値）の部分群を含んでいてよい。一実施形態では、トランスデューサ素子の N 組の部分群は、1 本の支柱の上のトランスデューサ素子の部分群の 1 組と、もう 1 本の支柱の上のトランスデューサ素子の少なくとも 1 組の他の部分群との間に形成される角度が約 1 8 0 ° 未満となるようにして支持構造の上に配置され得る。

【 0 0 4 0 】

例示的なトランスデューサ・アセンブリ 7 2 を有する侵襲型プローブ 2 8 を用いて撮像する方法が、図 2 を参照して前述したように、侵襲型プローブ 2 8 を解剖学的領域の内部の関心領域に配置するステップを含み得る。続いて、参照番号 8 0 によって示すように、トランスデューサ・アセンブリ 7 2 を、トランスデューサ・アセンブリ 7 2 が侵襲型プローブ 2 8 の末梢側端部 3 1 の外部に配置されるように、外被エンベロープ 3 0 の内部から伸長させることができる。一実施形態では、外被エンベロープ 3 0 は、トランスデューサ・アセンブリ 7 2 が外被エンベロープ 3 0 の外部に伸長されるにつれて、支柱 7 6 は自由に拡開して半径方向に拡開された構成を成す。参照番号 8 0 は、トランスデューサ・アセンブリ 7 2 が外被エンベロープ 3 0 の内部から伸長して部分的に展開された位置に構成されている場合の侵襲型プローブ 2 8 を表わしている。さらに、支柱 7 6 の拡開方向が、参照番号 8 2 によって全体的に表わされ得る。

【 0 0 4 1 】

参照番号 8 4 は、トランスデューサ・アセンブリ 7 2 が半径方向に拡開された位置に構

10

20

30

40

50

成されている場合の侵襲型プローブ 28 を示している。前述のように、トランスデューサ・アセンブリ 72 を半径方向に拡開された位置に移行させて、カテーテルの径よりも大きい音響アパーチャを形成することができる。関心領域を表わす画像データが、半径方向に拡開された位置にあるトランスデューサ・アセンブリ 72 を介して取得され得る。さらに、図 2 を参照して前述したように、関心領域を表わす画像データを、半径方向に圧縮された位置、第二の半径方向に拡開された位置又はこれらの間の位置にあるトランスデューサ・アセンブリ 72 を介して得ることもできる。

【 0 0 4 2 】

半径方向に拡開された位置にあるトランスデューサ・アセンブリ 72 を用いた画像データの取得に続いて、トランスデューサ・アセンブリ 72 は引き続き侵襲型プローブ 28 の外被エンベロープ 30 に格納され得る。一実施形態では、半径方向に拡開された位置にあるトランスデューサ・アセンブリ 72 の侵襲型プローブ 28 の外被エンベロープ 30 への格納によって支柱 76 が押されて、共にトランスデューサ・アセンブリ 72 を半径方向に圧縮された位置に移行させる。

【 0 0 4 3 】

さらに、適応型ビーム形成手法を用いて、図 2 を参照して前述したように複数のトランスデューサ素子の位置変位及び／又は変化を補償することができる。続いて、関心領域を表わす画像を、取得された画像データを用いて形成することができ、次いで、この画像をイメージング・システム 18 (図 1 を参照) のようなイメージング・システムの表示器 20 (図 1 を参照) のような表示器に表示させることができる。

【 0 0 4 4 】

図 4 は、図 2 ~ 図 3 に示すトランスデューサ・アセンブリ 26 (図 2 を参照) 又はトランスデューサ・アセンブリ 72 (図 3 を参照) のような機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリの端面図 90 であり、トランスデューサ・アセンブリ 26 / 72 が半径方向に拡開された位置として示されている。前述のように、機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリは、例えば半径方向支柱 36 / 76 のような複数の支柱を含んでいる。さらに、前述のように、複数のトランスデューサ素子 92 が半径方向支柱 36 / 76 の各々に配設されて、トランスデューサ素子の部分群を形成し得る。加えて、上述したように、トランスデューサ素子の部分群は、1 本の第一の半径方向支柱 36 / 76 の上のトランスデューサ素子の第一の部分群と、少なくとも 1 本の他の半径方向支柱 36 / 76 の上のトランスデューサ素子の第二の部分群との間に形成される角度が約 180° 未満となるような空間的關係として構成され得る。例えば、参照番号 94 は、トランスデューサ素子の第一の部分群とトランスデューサ素子の第二の部分群との間に形成される角度を表わしており、角度 94 は約 180° 未満である。

【 0 0 4 5 】

図 4 に示す機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリでは、8 本の撮像アーム (支柱 76 に対応する) が示されている。一般的には、支柱 36 / 76 (及び付設されるトランスデューサ素子) が多く用いられるほど、撮像アパーチャがさらに充填された状態となり (例えば疎らでなくなり)、より多くのサイドローブ及びグレーティング・ローブを抑制することができる。このことから画質を高める作用が得られ、例えば、コントラストが高まりアーティファクトが少なくなる。幾つかの実施形態では、グレーティング・ローブ及びサイド・ローブの存在は、グレーティング・ローブ及びサイド・ローブの送受波積が最小となるようにグレーティング・ローブ及びサイド・ローブを異なる角度位置に配置する特定のトランスデューサ素子部分群を送受時に用いることにより、低減され得る。

【 0 0 4 6 】

図 5 は、トランスデューサ・アセンブリ 26 (図 2 を参照) 又はトランスデューサ・アセンブリ 72 (図 3 を参照) のような機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリの代替的な実施形態の端面図 100 である。このトランスデューサ・アセンブリは、完全に展開された半径方向に拡開された位置として示されている。本発明の手法のさらに他の観点によれば、スペーサを半径方向支柱 36 / 76 に結合して、半径方向に拡開された位置

での半径方向支柱 36 / 76 同士の間隔を制御することができる。図 5 の図示の実施形態に示すように、スペーサは、半径方向支柱 36 / 76 の何本か又は全ての間に配設された周辺支柱 102 を含み得る。一実施形態では、これら複数の周辺支柱 102 は、半径方向支柱 36 / 76 の各々の末梢側端部同士の間に結合され得る。加えて、トランスデューサ素子 104 が、周辺支柱 102 の 1 又は複数の間に配設されて、トランスデューサ素子のそれぞれの周辺部分群を形成することもできる。本発明の手法のさらに他の観点によれば、スペーサはまた、半径方向支柱 36 / 76 同士の間に結合されたウェブ又はコードの形態を摂っていてもよい。一実施形態では、コード型スペーサは細く可撓性であり、「支柱」型スペーサは比較的剛性であり得る。支柱 102 は、各半径方向支柱 36 / 76 を強制的に離隔して、固定された間隔に保つように作用し得る。一実施形態では、コードは全ての半径方向支柱を連結することができ（図 5 に示すように）、半径方向支柱又は中央のヒンジが半径方向支柱を開放形に保つように作用して、コードを張った状態にする。そして、コードの役割は、一様な間隔を保つこと、及びおそらくはトランスデューサ素子 104 を支持することにある。コード型スペーサを用いる利点は、細く可撓性であるためスペーサをさらに容易に畳み込んでカテーテル内に嵌合させ得ることである。

【0047】

周辺支柱を含めてスペーサを用いる利点としては、半径方向支柱のさらに正確で再現可能な配置によって位相変移誤差を低減すること、又は位置のばらつきを補償するために適応型撮像を用いるという要求を小さくすることである。加えて、スペーサがトランスデューサ素子を支持している場合には、これらのトランスデューサ素子がアパーチャを充填することを助け、これにより画質（例えば深度及びコントラスト）を高める。

【0048】

図 6 は、ウェブ付きトランスデューサ・アレイ 114 を含むトランスデューサ・アセンブリ 26（図 2 を参照）又はトランスデューサ・アセンブリ 72（図 3 を参照）のような機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリのさらにもう一つの実施形態の端面図 110 である。かかるウェブ付きトランスデューサ・アレイ 114 は、ポリビニリデンフルオリド（PVDF）のような圧電ポリマーのウェブ構成を金属化して分極処理することにより形成される複数のトランスデューサ素子 118 を含んでいてよい。代替的には、従来の PZT 音響積層体を可撓性基材（例えばポリイミド・フレックス回路）の上に構築してもよいし、積層体をダイス加工して 2D アレイを形成してもよい。ダイス加工の深さは、ポリイミドまで又はポリイミドに僅かに進入するまで延在すべきであり、すると結果が可撓性となる。ダイス加工の「ストリート」は比較的広くすべきであり、するとアレイを、カテーテルの内部に嵌合するように素子の前面同士及び背面同士を突き合わせて折り畳むことができる。尚、可撓性基材 116 は第一の面及び第二の面を有することができ、トランスデューサ素子 118 は可撓性基材 116 の第一の面に配設されてもよいし、可撓性基材 116 の第二の面に配設されてもよいし、又は両面に配設されてもよい。図 6 に示す構成は、より稠密にサンプリングされる 2D アレイを提供する。これにより信号対雑音比が高まり、従って画像深度が大きくなり、またグレーティング・ローブ及びサイド・ローブを低減し、従って画像コントラストを高めることができる。

【0049】

図 7 には、前方視界型三次元容積配向の侵襲型プローブ 28 の実施形態の一例の遠近図 130 が示されている。応用に依存して、トランスデューサを用いて図示の 3D 容積 134 の全て又は一部のみを撮像することができる。例えば、完全容積を撮像すると、完全なレンダリングされた 3D ビューが得られるが、同じ容積の内部の 2 枚又は 3 枚のみのスライス（例えばアレイの幅に平行に）のみを撮像すると遥かに速い画像更新速度が可能になる。前述のように、侵襲型プローブ 28 は、外被エンベロープ 30 と、トランスデューサ・アセンブリ 26（図 2 を参照）又はトランスデューサ・アセンブリ 72（図 3 を参照）のようなトランスデューサ・アセンブリとを含むものとして図示されている。図示の実施形態では、トランスデューサ・アセンブリ 26 / 72 は完全に展開された位置として示されている。参照番号 134 は、例示的な機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリ

26/72を有する侵襲型プローブ28の三次元前方視界型撮像容積を表わしている。

【0050】

上述したように、例えば図2～図6に示す構成のような機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリの様々な構成を装備した侵襲型プローブ28を用いて、患者の解剖学的構造の内部の1又は複数の関心領域の撮像を容易にすることができる。本発明の手法の各観点によれば、機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリの1又は複数の構成を装備した侵襲型プローブ28を、治療を支援するように構成することもできる。図8は、前方視界型三次元容積配向を有し、治療を施すようにさらに構成されている侵襲型プローブ28の一実施形態の遠近図140である。トランスデューサ・アセンブリ26/72(図2～図3を参照)は半径方向に拡開された位置として示されていることを特記しておく。

10

【0051】

関心領域の撮像を容易にすることに加えて、機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリ26/72を有する侵襲型プローブ28を用いて、解剖学的領域における1又は複数の関心領域への治療を容易にすることもできる。前述したように、撮像及び/又は治療に先立って侵襲型プローブ28を関心領域に配置することができる。幾つかの実施形態では、侵襲型プローブ28の解剖学的構造の内部への配置は、フルオロスコピの案内に従って行なわれ得る。

【0052】

本発明の手法の各観点によれば、侵襲型プローブ28は、解剖学的領域を撮像して、撮像されている患者12(図1を参照)の解剖学的領域の内部の1又は複数の関心領域での治療の必要性を評価するのを容易にできるように構成することができる。加えて、侵襲型プローブ28はまた、識別された1又は複数の関心領域に治療を施すように構成されてもよい。従って、侵襲型プローブ28はまた、関心領域に治療を施すように構成され得る治療構成要素142を含み得る。

20

【0053】

本書で用いられる「治療」とは、アブレーション、経皮的エタノール注射(PEI)、寒冷療法、及びレーザ誘導温熱療法を表わしている。加えて、「治療」はまた、例えば遺伝子治療を施すための針又は生検用鉗子のような用具の送達を含み得る。加えて、本書で用いられる「治療」又は「治療を施す」(delivery)とは、1若しくは複数の関心領域に治療を輸送する、又は1若しくは複数の関心領域に治療を差し向ける等のように1又は複数の関心領域に治療を加える様々な手段を含んでいてよい。認められるように、幾つかの実施形態では、RFアブレーションのような治療は、治療を要する1又は複数の関心領域との物理的な接触を必要とする場合がある。但し、幾つかの他の実施形態では、高強度集束超音波(HIFU)エネルギーのような治療は、治療を要する1又は複数の関心領域との物理的接触を必要としない場合もある。

30

【0054】

一実施形態では、イメージング・システム18(図1を参照)のようなイメージング・システムは、治療構成要素142を励起させて1又は複数の関心領域に治療を施すための制御信号を侵襲型プローブ28に供給するように構成され得る。一実施形態では、侵襲型プローブ28の治療構成要素142は、伸縮自在の装置を含み得る。さらに具体的には、治療構成要素142は、電気生理学的マッピング電極、監視用又はアブレーション用電極、生検針、心房中隔穿刺針、端部レンズ付き光ファイバ、端部から延在するサンプル・ループ付き管、又はこれらの組み合わせを含み得る。このようなものとして図示されているが、治療装置はトランスデューサ・アレイの正中心から延在している必要はなく、ずれていてもよいし、支柱同士の間隔の幾つかから延在していてもよい。治療構成要素142の移動方向を参照番号146によって全体的に表わす。

40

【0055】

トランスデューサ・アセンブリ26又はトランスデューサ・アセンブリ72のような機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリ及び上述したような治療構成要素142を有する侵襲型プローブ28を具現化することにより、治療構成要素142を被撮像容積1

50

3 4 と全体的に整列させて、これにより医師がさらに容易に治療構成要素 1 4 2 を効率的に案内して所望の位置に配置することを可能にする。

【 0 0 5 6 】

図 9 は、図 8 に示す侵襲型プローブ・アセンブリ 2 8 の実施形態の端面図 1 5 0 である。前述したように、複数のトランスデューサ素子 9 2 が複数の半径方向支柱 3 6 / 7 6 に配設されている。加えて、図 9 に示すように、例示的な機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリに加えて、侵襲型プローブ 2 8 の管腔の内部に作動ポート 1 5 2 が配設され得る。作動ポート 1 5 2 は、格納型治療構成要素 1 4 2 の展開を容易にするように構成され得る。一実施形態では、作動ポート 1 5 2 は、侵襲型プローブ 2 8 の全長を貫通するように構成され得る。代替的には、中央案内部材 3 4 / 7 4 (図 8 を参照) を用いて治療構成要素 1 4 2 をトランスデューサ・アセンブリに一体化してもよい。さらに、作動ポート 1 5 2 は、1 又は複数の関心領域への施療を容易にするように構成され得る。作動ポート 1 5 2 を各アーム 3 6 / 7 6 の 2 本の間で中心から外して配置すれば、カテーテル全体を所定の位置まで回転させて、治療口を異なる位置まで移動させると多数の関心領域への施療が可能になる。

10

【 0 0 5 7 】

図 1 0 は、図 8 に示す侵襲型プローブ 2 8 の実施形態の側面図 1 6 0 を示す。図示の実施形態では、治療構成要素 1 4 2 は拡開された位置に示されている。

【 0 0 5 8 】

以上に述べた機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリ、及び機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリを有し撮像を行ない治療を施すように構成されている侵襲型プローブ、及び撮像を行ない治療を施す方法についての様々な実施形態は、処置についての撮像及び治療マッピングの観点を統合することにより、撮像を行ない治療を施す工程の効率を著しく高める。以上に述べたトランスデューサ・アセンブリを用いると、侵襲型プローブのような空間を制約される環境の内部からの高品質 R T 3 D 画像の取得が可能になる。加えて、トランスデューサ・アセンブリを拡開させて比較的大きい音響アパーチャを得ることにより、比較的小さい音響アパーチャを有するトランスデューサ・アセンブリによって形成される画像に比較して高い空間分解能を有する画像の形成が容易になる。加えて、診断用具及び / 又は治療用具を一体化したトランスデューサ・アセンブリの前方視界型構成は、関心領域の強化された視覚化及び単純化された侵襲型処置を提供するため有利である。

20

30

【 0 0 5 9 】

本発明を限定された数の実施形態のみに関連して詳細に説明したが、本発明はかかる開示された実施形態に限定されないことは容易に理解されよう。寧ろ、本発明は、以上に記載されていないが本発明の要旨及び範囲に沿った任意の数の変形、変更、置換又は均等構成を組み入れるように改変することができる。加えて、本発明の様々な実施形態について説明したが、本発明の各観点は、所載の実施形態の幾つかのみを含み得ることを理解されたい。従って、本発明は、以上の記載によって限定されると看做されるべきでなく、特許請求の範囲によってのみ限定されるものとする。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 0 】

【 図 1 】 本発明の手法の各観点による例示的な超音波撮像及び治療システムのブロック図である。

【 図 2 】 例示的な機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリの一実施形態による撮像を行なう侵襲型プローブを展開する例示的な方法を示す模式図である。

【 図 3 】 例示的な機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリの代替的な実施形態による侵襲型プローブを用いて撮像を行なう侵襲型プローブを展開する例示的な方法を示す

50

模式図である。

【図４】図２～図３に示す機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリの実施形態の例の端面図である。

【図５】機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリのもう一つの実施形態の端面図である。

【図６】機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリのさらにもう一つの実施形態の端面図である。

【図７】前方視界型三次元容積配向を有する侵襲型プローブの実施形態の一例の遠近図である。

【図８】前方視界型三次元容積配向を有し、治療を施すように構成されている侵襲型プローブの一実施形態の遠近図である。 10

【図９】図８に示す侵襲型プローブの実施形態の端面図である。

【図１０】図８に示す侵襲型プローブの実施形態の遠近図である。

【符号の説明】

【００６１】

- １０ 撮像用システム
- １２ 患者
- １４ プローブ
- １６ 体内に配設されたプローブの部分
- １８ イメージング・システム 20
- ２４ 侵襲型プローブを展開する方法の模式図
- ２５ トランスデューサ・アセンブリを示す侵襲型プローブ
- ２６ トランスデューサ・アセンブリ
- ２８ 機械的に拡開する侵襲型プローブ
- ２９ 基部側端部
- ３０ 外被エンベロープ
- ３１ 末梢側端部
- ３４ 中央案内部材
- ３６ 半径方向支柱
- ３８ ２個以上のトランスデューサ素子を配設した半径方向支柱 30
- ４０ 摺動部材
- ４２ ヒンジ接続
- ４４ 摺動部材の移動方向
- ４６ トランスデューサ・アセンブリの第一の移動方向
- ４８ トランスデューサ・アセンブリが末梢側端部の外部に配置されている場合の侵襲型プローブ
- ５２ トランスデューサ・アセンブリが中間的な位置又は部分的に展開された位置にある場合の侵襲型プローブ
- ５６ 伸張させる方向
- ５８ 引き込む方向 40
- ６０ 完全に半径方向に拡開された位置にあるトランスデューサ・アセンブリを有する侵襲型プローブ
- ６４ 機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリの代替的な実施形態を含む侵襲型プローブを展開させる方法の模式図
- ６６ 第一の半径方向に圧縮された位置にある機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリを含む侵襲型プローブ
- ７２ 半径方向に圧縮された位置にある機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリ
- ７４ 中央案内部材
- ７６ 支柱 50

- 7 8 外被エンベロープの内部からの移動方向
- 8 0 トランスデューサ・アセンブリが侵襲型プローブの末梢側端部の外部に配置された侵襲型プローブ
- 8 2 支柱の拡開方向
- 8 4 トランスデューサ・アセンブリが半径方向に拡開された位置に構成されている場合の侵襲型プローブ
- 9 0 機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリの端面図
- 9 2 トランスデューサ素子
- 9 4 トランスデューサ素子の第一の部分群とトランスデューサ素子の第二の部分群との間に形成される角度
- 10 0 機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリの端面図
- 10 2 周辺支柱
- 10 4 トランスデューサ素子
- 11 0 機械的に拡開するトランスデューサ・アセンブリの端面図
- 11 4 ウェブ付きトランスデューサ・アレイ
- 11 6 可撓性基材
- 11 8 トランスデューサ素子
- 13 0 前方視界型三次元容積配向の侵襲型プローブの遠近図
- 13 4 3 D 容積
- 14 0 侵襲型プローブの遠近図
- 14 2 治療構成要素
- 14 6 治療構成要素の移動方向
- 15 0 侵襲型プローブ・アセンブリの端面図
- 15 2 作動ポート
- 16 0 侵襲型プローブの側面図

10

20

【図 1】

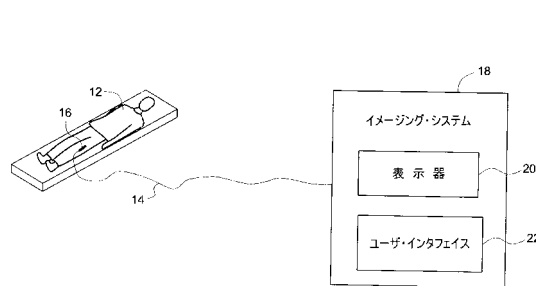


FIG. 1

【図 2】

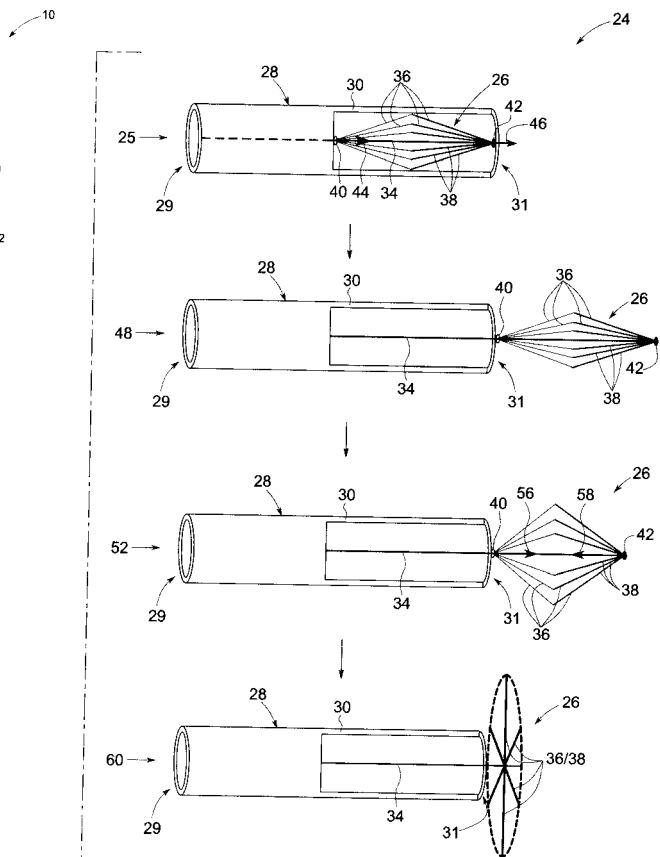
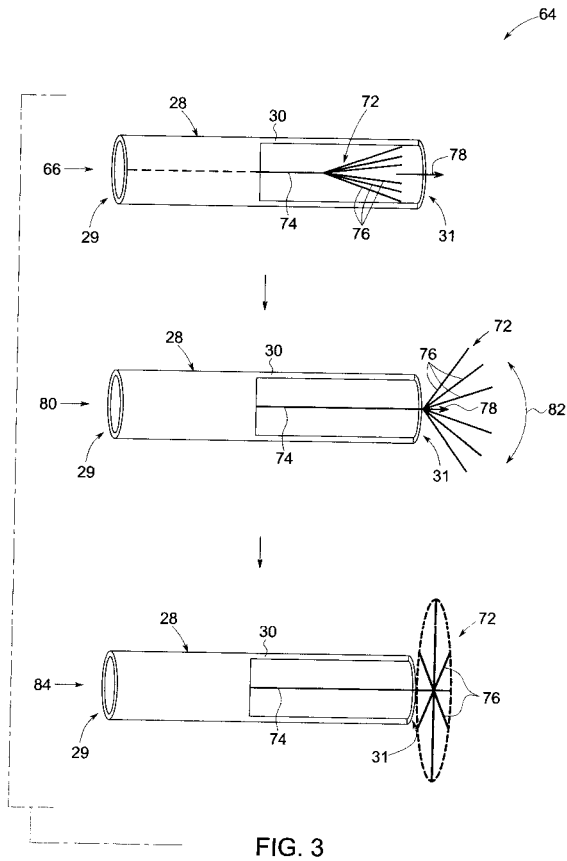
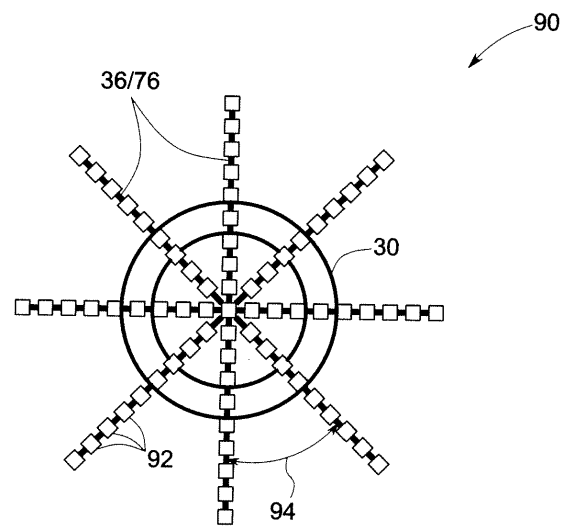


FIG. 2

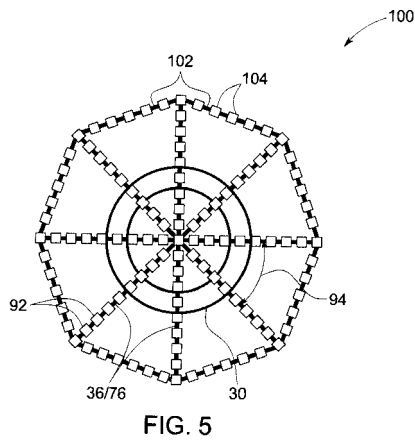
【図 3】



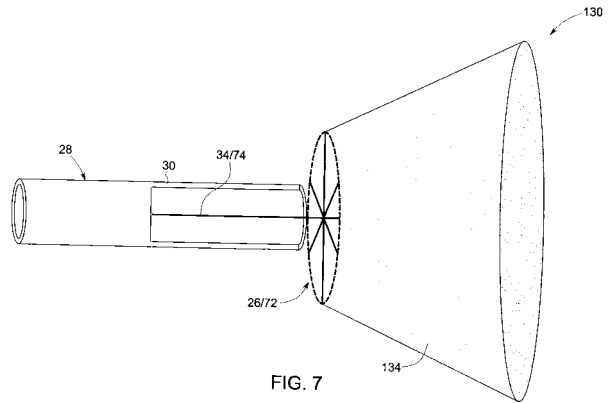
【図 4】



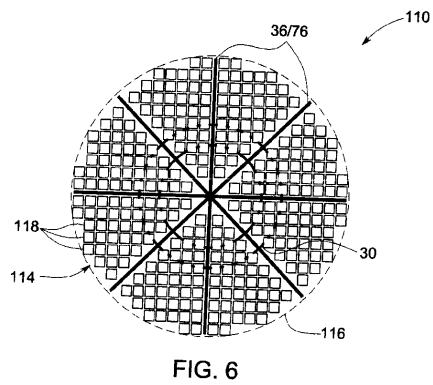
【図 5】



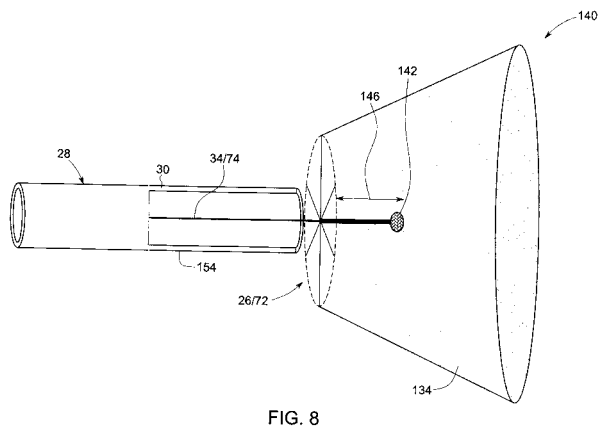
【図 7】



【図 6】



【図 8】



【図 9】

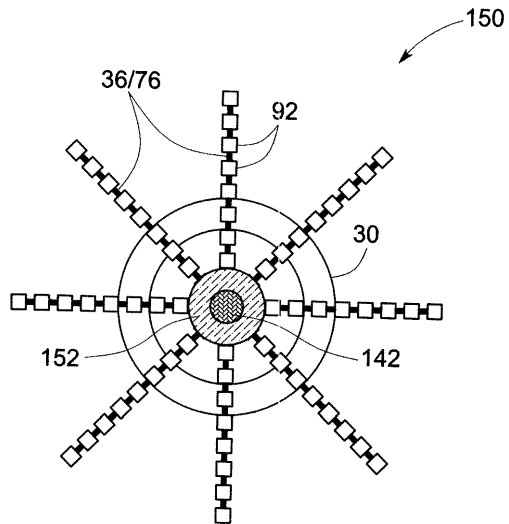


FIG. 9

【図 10】

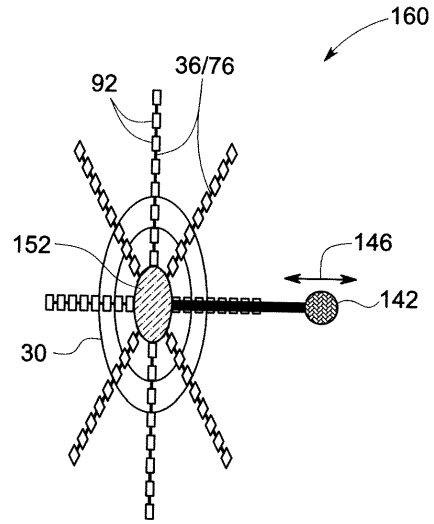


FIG. 10

フロントページの続き

- (72)発明者 ダグラス・グレン・ウィルデス
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ボールストン、グレーテル・テラス、52番
- (72)発明者 カイ・エリック・トメニスウス
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、ヴァン・ヴランケン・ロード、74番
- (72)発明者 ミルサイド・シイド - ボローアフォロシュ
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ギルダーランド、ベッドフォード・ロード、608番

審査官 樋口 宗彦

- (56)参考文献 特開平09-192139(JP,A)
特表2004-532688(JP,A)
特開2004-167092(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B8/00-8/15

专利名称(译)	机械扩展换能器组件		
公开(公告)号	JP5520442B2	公开(公告)日	2014-06-11
申请号	JP2007316483	申请日	2007-12-07
[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		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	ウォーレンリー ダグラスグレンウィルデス カイエリックトメニスウス ミルサイドシイドボローアフォロシュ		
发明人	ウォーレン・リー ダグラス・グレン・ウィルデス カイ・エリック・トメニスウス ミルサイド・シイド・ボローアフォロシュ		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	G03B42/06 A61B6/503 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/445		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/FE01 4C601/FE03 4C601/FE07 4C601/FF02 4C601/GA03 4C601/GB06 4C601/GB41		
代理人(译)	小仓 博		
审查员(译)	樋口宗彦		
优先权	11/610616 2006-12-14 US		
其他公开文献	JP2008149132A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种用于空间受限应用中的实时成像的换能器组件。换能器组件(26,72)包括支撑结构,该支撑结构被配置为在第一位置和第二位置之间可逆地改变。另外,换能器组件包括多维换能器阵列,该多维换能器阵列包括布置在支撑结构中的多个N组一维子组的换能器元件92,104,118和换能器元件92,104,118。N组子组中的每一组具有在一组N组换能器元件子组和至少另一组换能器元件的至少另一组小于约180°之间形成的角度94。作为这样的空间关系,N是整数。The

