

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2008-526437

(P2008-526437A)

(43) 公表日 平成20年7月24日(2008.7.24)

(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 O 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2007-551352 (P2007-551352)
 (86) (22) 出願日 平成18年1月11日 (2006.1.11)
 (85) 翻訳文提出日 平成19年8月22日 (2007.8.22)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2006/000973
 (87) 國際公開番号 WO2006/076428
 (87) 國際公開日 平成18年7月20日 (2006.7.20)
 (31) 優先権主張番号 11/034,339
 (32) 優先日 平成17年1月11日 (2005.1.11)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

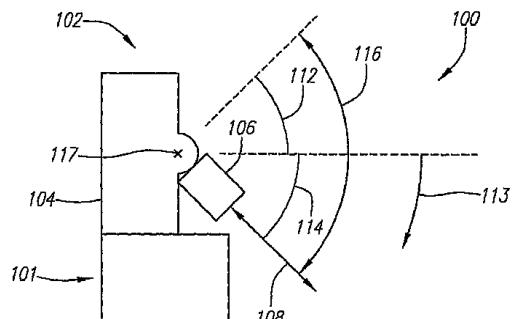
(71) 出願人 500238446
 ボストン サイエンティフィック リミテッド
 Boston Scientific Limited
 バルバドス、ウエスト・インディーズ、クリエイティブ・チャーチ、ヘイスティングズ、シーストン・ハウス、ポスト・オフィス・ボックス 1317
 (74) 代理人 100084146
 弁理士 山崎 宏
 (74) 代理人 100081422
 弁理士 田中 光雄
 (74) 代理人 100118625
 弁理士 大畠 康

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】方向調節アレイを備えている3次元撮像用システムと方法

(57) 【要約】

ここに記載されているシステムと方法とは、方向調節可能な撮像装置(502)を有している、医用超音波撮像システムを用いて、3次元撮像を可能にするものである。撮像装置は、2次元の撮像範囲を撮像するように構成されている変換器アレイ(106)を含有するものである。撮像装置は、また、3次元においてアレイの方向を調節するように構成されている方向調節ユニット(104)を含有している。アレイは、多数の異なる方向で2次元撮像範囲を撮像するように構成することができるものである。画像処理システム(306)は、アレイと通信に関して結合されており、アレイの多数の方向で各撮像範囲を横切って収集された画像データを組み立てるよう構成されている。組み立てられたデータは、その後、3次元画像として表示することができる。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体の3次元撮像用の医用超音波撮像システムであって、

撮像装置を含んでおり、

上記撮像装置が、生体に挿入可能なものであり、且つ、生体の内部を撮像するように構成されており、

上記撮像装置が、超音波変換装置と、方向調節ユニットと、を含んでおり、

上記超音波変換装置が、撮像範囲を有しており、

上記方向調節ユニットが、超音波変換装置の方向を調節し、これによって超音波変換装置の撮像範囲が変わるように、構成されており、

上記方向調節ユニットが、フレキシブル回路によって、超音波変換装置に結合されている、システム、

【請求項 2】

超音波変換装置が、複数の変換器要素を含んでいる、請求項1に記載のシステム。

【請求項 3】

超音波変換装置が、複数の変換器要素の線形アレイである、請求項1に記載のシステム。

【請求項 4】

方向調節ユニットが、変換装置を線形に動かすことによって、超音波変換装置の方向を調節するものである、請求項2に記載のシステム。

【請求項 5】

方向調節ユニットが、変換装置を非線形な方法で動かすことによって、超音波変換装置の方向を調節するものである、請求項2に記載のシステム。

【請求項 6】

方向調節ユニットが、音響エネルギーを射出することができる、アレイ内の異なる変換要素を選択することによって、アレイの方向を調節するものである、請求項3に記載のシステム。

【請求項 7】

撮像範囲が、実質、1次元と2次元とに位置する、請求項3に記載のシステム。

【請求項 8】

超音波変換装置の方向が、第1位置から第2位置へと軸周りに調節可能であり、これによって、3次元において、第1位置の超音波変換装置の撮像範囲が、第2位置の超音波変換装置の撮像範囲から分離されているものである、請求項7に記載のシステム。

【請求項 9】

変換器要素の少なくとも1つが、圧電変換器要素である、請求項8に記載のシステム。

【請求項 10】

変換器要素の少なくとも1つが、容量性マイクロマシン超音波変換器(CMUT)要素である、請求項8に記載のシステム。

【請求項 11】

方向調節ユニットが、方向制御ユニットを含んでおり、

方向制御ユニットが、超音波変換装置の方向を制御するように構成されている、請求項1に記載のシステム。

【請求項 12】

方向制御ユニットが、超音波変換装置の方向を電気制御するように構成されている、請求項11に記載のシステム。

【請求項 13】

方向制御ユニットが、超音波変換装置の方向を磁気制御するように構成されている、請求項11に記載のシステム。

【請求項 14】

方向制御ユニットが、超音波変換装置の方向を機械制御するように構成されている、請求項11に記載のシステム。

10

20

30

40

50

【請求項 1 5】

方向調節ユニットが、更に、マルチプレクサを含んでいる、請求項 1 1 に記載のシステム。
。

【請求項 1 6】

アレイが、変換器要素のアレイであり、マルチプレクサが第 1 の複数の通信ポートを含んでおり、変換器要素の各々が通信ポートに通信に関して結合されているものである、請求項 1 5 に記載のシステム。

【請求項 1 7】

マルチプレクサが、更に、第 2 の複数の通信ポートを含んでおり、変換器要素から第 1 の複数の通信ポートへ入力された信号を、第 2 の複数の通信ポートへ向けて多重化するように構成されている、請求項 1 6 に記載のシステム。 10

【請求項 1 8】

第 2 の複数の通信ポートが、第 1 の複数の通信ポートに満たない数のポートを含んでいるものである、請求項 1 7 に記載のシステム。

【請求項 1 9】

マルチプレクサが、更に、第 2 の複数の通信ポートを含んでおり、第 2 の通信ポートに入力された信号を、第 1 の複数の通信ポートへと向けて逆多重化するように、構成されており、第 2 の複数の通信ポートが、第 1 の複数の通信ポートに満たない数のポートを含んでいるものである、請求項 1 6 に記載のシステム。

【請求項 2 0】

フレキシブル回路が、マルチプレクサを含有しているものである、請求項 1 5 に記載のシステム。 20

【請求項 2 1】

各変換器要素が、容量性マイクロマシン超音波変換器（C M U T）要素である、請求項 1 5 に記載のシステム。

【請求項 2 2】

マルチプレクサが、共通の半導体基板上で超音波変換装置と共に集積化されているものである、請求項 2 1 に記載のシステム。

【請求項 2 3】

方向調節ユニットが、超音波変換装置の調節率を制御するように構成されている、請求項 1 に記載のシステム。 30

【請求項 2 4】

方向調節ユニットが、超音波変換装置の方向を定めるように構成されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 2 5】

超音波変換装置が、撮像方向において撮像するように構成されており、撮像方向が、撮像範囲内の第 1 角位置である、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 2 6】

超音波変換装置が、複数の異なる撮像方向において撮像するように構成されており、各撮像方向が、撮像範囲内の異なる角位置に位置するものである、請求項 2 5 に記載のシステム。 40

【請求項 2 7】

超音波変換装置が、画像処理システムと通信に関して結合されており、画像処理システムが、超音波変換装置の各要素からの出力信号を受信するように、構成されており、1 又は複数の出力信号が、撮像方向内において受信されたエコーを表すものである、請求項 2 6 に記載のシステム。

【請求項 2 8】

画像処理システムが、撮像方向を制御するように構成されている、請求項 2 7 に記載のシステム。

【請求項 2 9】

10

20

30

40

50

画像処理システムが、1又は複数の出力信号をエコーデータへと処理し、エコーデータ内にエコーデータを記憶するように構成されている、請求項28に記載のシステム。

【請求項30】

1つのエコーデータ内にエコーデータを記憶するように構成されている、請求項29に記載のシステム。

【請求項31】

超音波変換装置が、第1方向と第2方向とで撮像するように構成されており、画像処理システムが、第1方向で生成されたエコーデータレコードを、第1画像データセットに記憶するように構成されており、第2方向で生成されたエコーデータレコードが、第2画像データセット内に記憶されている、請求項30に記載のシステム。 10

【請求項32】

画像処理システムが、3次元画像として、第1、第2データセットを表示するように構成されている、請求項31に記載のシステム。

【請求項33】

画像処理システムが、超音波変換装置によって撮像された領域の3次元画像を生成するように構成されている、請求項27に記載のシステム。

【請求項34】

超音波変換装置が、単一変換器要素である、請求項1に記載のシステム。

【請求項35】

生体の3次元撮像用の医用超音波撮像システムであって、

撮像装置を含んでおり、

上記撮像装置が、生体に挿入可能なものであり、且つ、生体の内部を撮像するように構成されており、

上記撮像装置が、超音波変換装置と、方向調節ユニットと、を含んでおり、

上記超音波変換装置が、撮像範囲を有しており、

上記方向調節ユニットが、超音波変換装置に結合されており、且つ、超音波変換装置の方向を調節するように構成されており、方向調節ユニットが、超音波変換装置の方向を感知するセンサを含んでいる、システム。 30

【請求項36】

超音波変換装置が、変換器要素の線形アレイである、請求項35に記載のシステム。

【請求項37】

撮像範囲が、実質、1次元と2次元とに位置する、請求項35に記載のシステム。

【請求項38】

超音波変換装置の方向が、第1位置から第2位置へと軸周りに調節可能であり、これによって、3次元において、第1位置の超音波変換装置の撮像範囲が、第2位置の超音波変換装置の撮像範囲から分離されているものである、請求項37に記載のシステム。

【請求項39】

方向調節ユニットが、方向制御ユニットを含んでおり、

方向制御ユニットが、超音波変換装置の方向を制御するように構成されている、請求項35に記載のシステム。 40

【請求項40】

方向調節ユニットが、更に、調節可能な取り付け台を含んでおり、超音波変換装置が、その上に調節可能なように取り付けられているものである、請求項39に記載のシステム。

【請求項41】

方向調節ユニットが、超音波変換装置の調節率を制御するように構成されている、請求項35に記載のシステム。

【請求項42】

方向調節ユニットが、センサを用いて超音波変換装置の方向を定めるように構成されている、請求項35に記載のシステム。 50

【請求項 4 3】

超音波変換装置が、超音波ビームを用いて撮像するように構成されており、ビーム方向が、調節可能なものである、請求項 3 5 に記載のシステム。

【請求項 4 4】

超音波変換装置が、撮像方向において、撮像するように構成されており、撮像方向が、撮像範囲内の第 1 角位置である、請求項 3 5 に記載のシステム。

【請求項 4 5】

超音波変換装置が、複数の異なる撮像方向において、撮像するように構成されており、各撮像方向が、撮像範囲内の異なる角位置に設けられている、請求項 4 4 に記載のシステム。

10

【請求項 4 6】

超音波変換装置が、画像処理システムに通信に関して結合されており、画像処理システムが、超音波変換装置内の各要素からの出力信号を受信するように構成されており、1 又は複数の出力信号が、撮像方向内において受信されたエコーを表すものであり、画像処理システムが、1 又は複数の出力信号をエコーデータへと処理し、エコーデータ内にエコードを記憶するように構成されている、請求項 4 5 に記載のシステム。

【請求項 4 7】

画像処理システムが、撮像方向を制御するように構成されている、請求項 4 6 に記載のシステム。

【請求項 4 8】

1 つのエコーデータ内に記憶するように構成された、各角位置用に生成されたものである、請求項 4 7 に記載のシステム。

20

【請求項 4 9】

超音波変換装置が、第 1 方向と第 2 方向とにおいて撮像を行うように構成されており、画像処理システムが、第 1 方向で生成されたエコーデータレコードを、第 1 画像データセットに記憶するように構成されており、第 2 方向で生成されたエコーデータレコードが、第 2 画像データセット内に記憶されている、請求項 4 8 に記載のシステム。

【請求項 5 0】

画像処理システムが、3 次元画像として、第 1 、第 2 データセットを表示するように構成されている、請求項 4 9 に記載のシステム。

30

【請求項 5 1】

画像処理システムが、超音波変換装置によって撮像された領域の 3 次元画像を生成するように構成されている、請求項 4 6 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0 0 0 1】**

本システムと方法とは、概ね、医用超音波撮像に関するものであり、特に、方向調節アレイを備えている 3 次元撮像に関するものである。

【背景技術と発明が解決しようとする課題】**【0 0 0 2】**

生体の内部の 3 次元 (3D) 超音波撮像を行うことができる、ということは、多くの診断、治療上の利点を提供するものである。しかし、例えば、血管内超音波又は心臓エコー検査 (ICE) 撮像システム等、血管内又は他の内部に挿入する撮像システムを用いる 3 次元撮像は、難しいものである。このことは、主に、内部撮像装置使用時のその固有の大きさが原因である。

【0 0 0 3】

例えば、従来の 3 次元撮像システムは、多くの変換器要素を有している 2 次元 (2D) 位相アレイを必要とする。この 2 次元アレイは、方向可変の撮像ビームを提供するものである。該方向可変の撮像ビームとは、ある 1 方向を撮像するものであり、且つ、更に 2 方向に向きを変えることができるため、結果として、3 次元の能力を提供するものである。

40

50

しかし、2次元アレイは、非常に高価なものであり、典型的には、例えば、狭い血管等、生体内のほとんどの領域に挿入するのには大きすぎるものである。更に、各要素は、典型的には、外部の撮像システムと連絡を取るための、例えば、ケーブルといった、分離通信線に結合されているものである。これらの通信線は、挿入可能な装置へ、所望しない断面積を追加するものである。上記挿入可能な装置とは、（例えば、カテーテル等）体内においてアレイの配置、操縦を行うのに用いるものである。この追加された断面積、又は、幅は、また、体の狭い領域内でアレイを使用することを妨げるものである。この結果、2次元アレイは、深刻な機能低下を引き起こす、要素間のクロストークの影響を受けやすくなる。

【0004】

10

他の従来の3次元撮像システムは、回転駆動シャフトの遠位端に取り付けられている単一要素変換器を用いるものである。この単一要素変換器は、駆動シャフトの中心軸に対して、垂直又は横軸に放射状に広がる、1次元を撮像する。変換器が、第2方向に回転したとき、収集された画像データは、体内組織の2次元断面画像を生成するのに用いることができる。駆動シャフトは、典型的には、外部のシース内に設けられており、駆動シャフトの中心軸に沿って、シース内において、近位、遠位において摺動することができるものである。多重2次元断面画像は、中心軸に沿って異なる位置で得られるものである。そして、画像処理システムは、これらの画像を、生体の3次元画像を組み立て、又は、再構築するのに用いることができる。しかし、この処理は、リアルタイムで行うことができない。というのは、予め得られた2次元画像が必要だからである。

20

【0005】

従って、従来の3次元撮像システムの欠点を克服する、3次元撮像用の改善されたシステムと方法とが必要である。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0006】

ここに記載されているシステムと方法とは、生体に挿入可能で、且つ、生体の内部の撮像を行うように構成されている、方向調節可能な撮像装置を備えている、生体の3次元撮像用に構成された、医用超音波撮像システムを、提供するものである。後述される、ある実施例において、撮像装置は、超音波アレイと、方向調節ユニットとを含有している。超音波アレイは、撮像範囲を有しており、方向調節ユニットは、アレイに結合されており、アレイの方向を調節するように構成されている。アレイは、1次元軸に沿って並べられた線形アレイとして構成されている、多重変換器要素を含有することができる。アレイの方向が3次元内で調節されたとき、3次元領域からの画像データが収集できるように、アレイは、好ましくは、2次元撮像範囲を、撮像することができるものである。

30

【0007】

方向調節ユニットは、任意の方法によってアレイの方向を調節することができるよう構成されている。ある実施例において、方向調節ユニットは、軸周りにアレイの傾斜角度を調節する。方向調節ユニットは、方向制御ユニットを含有することができる。方向制御ユニットは、アレイの方向を制御し、アレイの調節率を制御し、且つ、アレイの方向を随意に定めるように構成されている。方向制御ユニットは、電気、機械、磁気等の任意の方法によってアレイの方向を制御することができる。方向調節ユニットは、また、その上にアレイを取り付けるための調節可能な取り付け台を含有することができる。ある実施例において、調節可能な取り付け台は、アレイへ送受信する信号を多重化するためのマルチプレクサを有している、フレキシブル回路である。

40

【0008】

撮像システムは、また、アレイに通信に関して結合されている画像処理システムを含有することができる。後述する実施例において、画像処理システムは、アレイの撮像方向を制御するように構成することができ、且つ、アレイ内の各要素からの出力信号を受信するように構成することができる。1又は複数の出力信号が、撮像方向において受信された工

50

コードを表すものである。この画像処理システムは、また、受信した出力信号を処理し、受信した出力信号から3次元画像を生成するように、構成されている。ある実施例において、画像処理システムは、1又は複数の出力信号をエコーデータへと処理し、エコージェニック(#echoic)レコード内に記憶するように構成することができる。1つのエコージェニックレコードは、アレイによって撮像された各撮像方向用に生成される。画像処理システムは、分離画像データセットとして、アレイの各方向で生成されたエコージェニックレコードを記憶するように構成することができ、且つ、アレイの多重方向に相当する画像データセットから3次元画像を生成するようにも構成することができる。

【0009】

本発明の、他のシステム、方法、特徴、利点は、添付の図面と、詳細な説明を調べることによって、当業者に明らかなものであり、又は、明らかになるものであろう。全ての上記追加システム、方法、特徴、利点は、この説明に含有されているものであり、本発明の範囲内にあるものであり、添付の請求の範囲によって保護されるものであることが、意図されている。また、本発明は、詳細な実施例に限定されるものではない、ということを意図している。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

製造、構成、操作を含有している、本発明の詳細は、同様のセグメントには同様の参照番号を付している、添付の図面を参照することによって得られる。

20

【0011】

ここに記載されているシステムと方法とは、方向調節可能な撮像装置を用いている医用超音波撮像システムを用いる3次元撮像を提供するものである。図1A～図1Cは、方向調節可能な撮像装置102を有している、超音波撮像システム100の一実施例を描いているものである。撮像装置102は、好ましくは、カテーテルや内視鏡等の、柔軟な細長い医用装置101の部品である。医用装置101は、生体に挿入可能なものであり、且つ、撮像装置102を用いて生体の内部の撮像を可能にするものである。撮像システム100は、IVUS撮像システム、ICE撮像システム、又は、他の撮像システムのような、挿入可能な撮像装置102を有している超音波撮像システムの任意のタイプのものとすることができる。撮像装置102は、好ましくは、方向調節ユニット104と、好ましくは2次元の撮像範囲108を撮像するように構成されている超音波変換装置106と、を含有しているものである。超音波変換装置106は、好ましくは、変換器アレイであるが、非アレイ構成の多重変換器要素、又は、単一要素変換器のものとすることもできる。方向調節ユニット104は、好ましくは、アレイ106が、体の3次元領域を撮像することができるよう、方向111、113によって示されている3次元において、アレイ106の方向を調節することができるように、構成されている。

30

【0012】

図1A～図1Cに描かれている実施例において、アレイ106は、動作レンジ116にわたり調節することができるものである。この実施例において、アレイ106は、軸117周りに回転可能である。図1A～図1Cは、動作レンジ116内の分離方向にあるアレイ106を、各々描いている。図1Aは、動作レンジ116の略中心に位置する第1方向にあるアレイ106を描いている。図1Bは、第2方向にあるアレイ106を描いている。ここでは、アレイ106の傾斜角度が、角度112によって方向111に調節されている。一方で、図1Cは、第3方向にあるアレイ106を描いている。ここでは、アレイ106の傾斜角度が、角度114によって方向113に調節されている。ここで、動作レンジ116は、略120度であるが、しかし、動作レンジ116の限界は、応用の必要に完全に依存するものであり、適切な範囲、又は、複数の範囲に設定することができるものである。

40

【0013】

レンジ116内の各方向で、アレイ106は、範囲108を撮像するのに用いることができる。好ましくは、アレイ106は、動作レンジ116を横切って前後に走査しながら

50

、3次元画像を生成するのに用いることができる、2次元撮像範囲108を横切る画像データの収集を、行う。動作レンジ116は、方向111，113の動作のみに限定されるものではないということに、注意すべきである。アレイ106の方向は、任意の方法によって、かつ、任意の動作レンジに調節することができる。例えば、動作レンジ116は、上昇／下降作動機構、左／右作動機構、前／後作動機構、回転作動機構、傾斜角調節作動機構、軸回転作動機構、搖動作動機構、振動作動機構、他のタイプの作動機構を、含有することができるものである。

【0014】

図2Aは、共通の軸204に沿って並べられている一連の独立した変換器要素202を含有している、線形、湾曲した線形、又は、1次元(1D)の位相アレイとして構成されている、アレイ106のある実施例の斜視図を描いている。この実施例では、アレイ106は、可変方向206内において、撮像ビーム205を生成するように構成されている。特に、アレイ106は、方向206に沿って超音波単一ビーム205を発信し、且つ、方向206に沿ってアレイ102に帰還伝搬するエコーを受信するように構成されている。エコーは、一般に、体内組織に発信された超音波信号の衝突の結果生じるものである。方向206は、可変で可動なものであり、且つ、アレイ106は、好ましくは、多くの異なる方向206の体内組織を撮像するように、構成されている。単一要素変換器のような、一方向のみの撮像を行う撮像装置102の他の実施例において、方向調節ユニット104は、好ましくは、3次元撮像を考慮して2次元内で撮像装置を移動するように、構成されている。

10

20

30

【0015】

図2Bは、可動撮像ビーム205を用いるアレイ106の実施例を上から見た図を描いている。撮像ビーム205は、それぞれがアレイ106に関して異なる角位置208である、多くの異なる方向206において生成することができるものである。ここで、各角位置208において生成された超音波ビーム205は、アレイ106の撮像範囲108を定める。好ましくは、撮像行為中、ビーム205は、ある角位置208の方向206で撮像した後、第2隣接角位置208へと、調節、又は、可動し、再度撮像を行う。この方法において、ビーム205は、撮像範囲108を横切って走査する。撮像範囲108は、実質X、Yの2方向に広がっているため、撮像範囲108の各走査から収集されたデータは、体内組織の2次元画像データを収集するのに用いることができる。

30

【0016】

実際には、ビーム205は、有限な断面エリアを有しており、且つ、撮像範囲108は、僅かにZ方向へと広がっている。しかし、この量は、一般に、3次元撮像処理のために無視しても良く、そのため、撮像範囲108は、実質2次元のものとして、ここでは引用されている。当業者は、ビーム205の形状を既に認識しており、応用の必要によって要請されるZ方向のより高い分解能を提供するように調節することができるものである。

40

【0017】

図2Cは、アレイ106の他の実施例を上から見た図を描いているものである。ここで、アレイ106は、多くの方向206の撮像を行うように構成されており、各方向206は、アレイ106の面212に実質垂直なものであり、面212に沿って異なる位置に設けられているものである。面212に沿って位置を調節することによって、ビーム205は、撮像範囲108を走査し、体内組織の2次元画像データを収集することができる。

【0018】

アレイ106の第1方向で撮像範囲108の全体に渡って2次元画像データを収集した後、方向調節ユニット104は、好ましくは、第2方向で撮像範囲108の全体に渡って2次元画像データを収集するため、アレイ106を該第2方向へと、調節する。この処理は、所望の数のアレイ106の異なる方向について、2次元画像データが収集されるまで繰り返し実行される。この収集された2次元画像データは、その後、(後述する)画像処理システム306によって、体内組織の3次元画像を生成するように、組み立て、又は、再構築することができる。故に、この実施例において、1次元アレイ106は、1つには

50

、1次元アレイ106の使用の結果生じるクロストークの可能性減少に起因して、従来のシステムに比べて高品質な3次元画像を生成することができる。

【0019】

しかし、任意のタイプの変換器アレイ106が、2次元アレイ、他の適切な変換器構成を含め、用いることができる。アレイ106は、線形、又は、位相アレイとすることができる。アレイ106は、また、所望される任意の方法により製造することができる。例えば、アレイ106は、圧電変換器要素、マイクロマシン超音波変換器(MUT)要素を含有することができる。マイクロマシン超音波変換器(MUT)要素には、例えば、複数の容量性マイクロマシン超音波変換器(CMUTs)、複数の圧電マイクロマシン超音波変換器(PMUTs)、又は、他の周知の変換器アレイ構成等がある。

10

【0020】

撮像装置102の方向が調節される率は、応用の必要によるものであり、且つ、所望に応じて高速、又は、低速とすることができるものである。また、方向調節は、連続的に、又は、階段状に進めることができる。調節率は、また、例えば、リアルタイム3次元撮像を可能にするように、撮像システム100の撮像フレーム率に関連させることができる。ある例において、ビデオフレームは、動作レンジ116内において異なる傾斜角度に各々位置している、100の分離撮像範囲108から収集された画像データを含有するものでもよい。撮像フレーム率が1秒当たりに30枚であるなら、動作レンジ116を横切るアレイ106の各走査は、0.0333秒より長くとることができない。傾斜角度が段階的に調節されるのであれば、ある1つの撮像範囲108を撮像するのに20マイクロ秒取られるため、ある傾斜角度から次の傾斜角度にアレイ106を調節する時間は、133マイクロ秒より長くとことができない。これらの値は、単なる一例を与えるものであり、ここに記載されているシステム、方法を制限するものでは全くない。

20

【0021】

図3は、撮像システム100の他の実施例のブロック図を描いているものである。ここで、アレイ106は、医用装置101の遠位端304、又は、その近くに位置し、1又は複数の通信線308を介して、画像処理システム306に通信に関して結合されている。画像処理システム306は、好ましくは、医用装置101の近位端310で生体の外部に、位置付けられている。画像処理システム306は、好ましくは、ビーム205の撮像方向206を制御するように、構成されている。画像処理システム306は、また、好ましくは、アレイ206内の各要素202からの出力信号を受信し、且つ、出力信号を、方向206においてアレイ106によって受信されている、エコーを表すエコードーデータへと処理するように、構成されている。

30

【0022】

ある実施例において、画像処理システム306は、エコーデータを記憶するように、構成されている。各エコードーデータは、撮像範囲108内のある角位置208で、方向206において受信されたエコードーデータを含有している。あるエコードーデータは、アレイ106のある方向の撮像範囲108内の各角位置208において生成することができるものである。与えられた撮像範囲108からのエコードーデータの全ては、その後、画像処理システム306によって画像データセットにグループ分けされる。画像処理システム306は、好ましくは、画像データセットの各々を組み立て、体内組織の3次元画像を生成するように、構成されている。画像処理システム306は、好ましくは、システム100を操作している医師又は技術士の便益のため、リアルタイム、又は、略リアルタイムで、3次元画像を生成する、ハードウェア、及び/又は、ソフトウェアによる処理を、含有している。

40

【0023】

図4は、撮像装置102をより詳細に示している、撮像システム100の他の実施例の概略図を描いているものである。ここで、撮像装置102は、基底構造404に結合されているハウジング402を含有している。基底構造404は、次に、細長いシャフト408の遠位端406に結合されている。細長いシャフト408は、例えば、撮像装置102

50

をその長手方向軸に沿って動かすことによって、撮像を行うための所望の領域近傍へと、撮像装置 102 を位置決めするのに用いることができる。アレイ 106 と、方向調節ユニット 104 とは、好ましくは、ハウジング 402 内に内蔵されている。ハウジング 402 は、撮像窓 410 を随意に含有している。該撮像窓 410 は、周知の音波透過性材料を含有しているものであって、超音波信号の送受信を実質的に妨げることのない材料からできている。窓 410 は、また、ハウジング 402 内の開口とすることもできる。好ましくは、窓 410 は、アレイ 106 の全動作レンジ 116 を横切って撮像するのに十分な場所を提供する大きさのものである。他の実施例において、内腔を有している、細長い管状の外部シース（図示せず）が提供されている。内腔は、撮像装置 102 とシャフト 408 とを摺動可能に受け入れるように構成されている。

10

【0024】

“方向”という語は、生体内でアレイ 106 を動かし、操縦し、ガイドするのに用いる構造又は装置に対するアレイ 106 の位置であると、ここで定義する。この実施例において、シャフト 408 は、例えば、撮像装置 102 を、撮像するための所望領域近傍へと位置付けるように、生体内で撮像装置 102 を動かすのに用いることができるが、アレイ 106 の方向は、シャフト 408 が動かない状態の時にでさえ、依然として調節することができるものである。

【0025】

この実施例において、方向調節ユニット 104 は、例えば、アレイ 106 のトラッキングを可能にするため、任意の与えられた時間に、アレイ 106 の方向を制御し、且つ、アレイ 106 の方向を定めることができるように、構成されている。方向調節ユニット 104 は、アレイ 106 の方向を、制御し、定めるための、方向制御ユニット 412 を含有している。方向制御ユニット 412 は、応用の必要に応じて、任意の方法によって構成することができる。

20

【0026】

例えば、方向制御ユニット 412 は、電気式、機械式、磁気式、又は、これらの組合せによって、アレイ 106 の方向を操作又は制御するように構成することができる。一実施例において、方向制御ユニット 412 は、アレイ 106 の方向を調節するための 1 又は複数のアクチュエータを含有するものである。用いることができるアクチュエータの一例は、ここに記載されているシステムと方法とに限定されるものはないが、圧電フィルムアクチュエータである。他の実施例において、方向制御ユニット 412 は、アレイ 106 の方向制御のための圧電駆動部を含有している。さらにもう 1 つの実施例において、方向制御ユニット 412 は、回転ホイールと、アレイ 106 にワイヤ又はテザー（tether）によって結合されている、ホイールに動力を供給するための、電力サーボモータとを含有している。回転ホイールの調節は、ワイヤ又はテザーを介してアレイに張力を印加するものであり、且つ、アレイ 106 の方向を制御、調節するのに用いることができるものである。方向調節ユニット 104 は、また、任意の与えられた時間に、アレイ 106 の方向を定めるため、1 又は複数のセンサ 418 を、随意に含有している。センサ 418 は、電気、光学、磁気、容量性、誘導性等の任意のタイプのセンサ技術を用いることができる。

30

【0027】

方向制御ユニット 412 は、アレイ 106 に調節可能な状態で結合することができる。例えば、ある実施例において、方向制御ユニット 412 は、アレイ 106 に物理的に結合されているフレキシブル回路である。代わりに、方向調節ユニット 104 は、アレイ 106 を方向制御ユニット 412 に調節可能に結合するための、位置調節可能な取り付け台 414 を、含有することもできる。任意のタイプの位置調節取り付け台 414 が、応用の必要に応じて用いることができる。例えば、ある実施例において、通信線 308 は、柔軟なものであり、且つ、位置調節取り付け台 414 として機能するものである。他の実施例において、位置調節取り付け台 414 は、動作レンジ 116 内で単独で動くよう、アレイ 106 の動作を制限するように構成されている、蝶番タイプの構成のものである。これらの実施例は、単なる一例であって、ここに記載されているシステムと、方法と

40

50

に限定するものではない、ということを理解すべきである。

【0028】

方向調節ユニット104は、また、マルチブレクサ416を含有している。図5は、マルチブレクサ416を備えている撮像装置102の実施例を描いているブロック図である。この実施例において、各アレイ要素202-1乃至202-N（“N”は、与えることができる要素202の任意の数を示している）は、分離通信線502-1乃至502-Nに結合されている。マルチブレクサ416は、通信線502-1乃至502-Nを通って各要素202-1乃至202-Nに結合されている、通信ポート504-1乃至504-Nを含有している。

【0029】

マルチブレクサ416は、また、通信ポート506-1乃至506-M（特に断りのない限り、“M”は、与えることができる通信ポート506の任意の数を示している）を含有している。各通信ポート506-1乃至506-Mは、好ましくは、通信線308-1乃至308-Mに、結合されており、且つ、シャフト408を用いて画像処理システム306へと通じている。好ましくは、マルチブレクサ416は、ポート504-1乃至504-Nへ入力された信号を多重化し、ポート506-1乃至506-Mから多重化された信号を出力するように構成されている、N:Mマルチブレクサである。Mは、Nに満たない数値である。マルチブレクサ416は、また、好ましくは、ポート506-1乃至506-Mに入力された信号を逆多重化し、ポート504-1乃至504-Nからアレイ106へと、逆多重化された信号を出力する回路構成の、対応するM:Nデマルチブレクサを、含有しているものである。また、画像処理システム306は、好ましくは、アレイ106と連絡を取るために、補助的な多重化と逆多重化とを行う、ハードウェア及び/又はソフトウェアを、含有しているものである。

【0030】

MがNに満たない数値である、マルチブレクサ416の使用は、アレイ106と、画像処理システム306との間において信号を搬送するのに必要な通信線308の数を減少させるものである。通信線308の数の減少は、クロストークの可能性を減少し、また、装置101の放射状の断面積、又は、幅を最小化することを可能にするものである。即ち、体内のより狭い領域への、装置101の導入を可能にするものである。

【0031】

また、マルチブレクサ416は、アレイ106に調節可能な支持を与える、位置調節取り付け台414として、又は、台414と併せて、用いることができる。例えば、ある実施例において、マルチブレクサ416は、アレイ106に結合されているフレキシブル回路である。更に、アレイ106の要素202が、複数のMUTである実施例において、マルチブレクサ416と、アレイ106とは、共通の半導体基板上に、モノリシックに集積化することができるものである。同一基板上への、マルチブレクサ416と、アレイ106との集積化は、撮像装置102のサイズを減少し、且つ、アレイ106と、マルチブレクサ416との間のインターフェース機能を向上することができる。

【0032】

図6は、更に、方向調節可能な撮像装置102の撮像能力を図解している、撮像システム100の他の実施例の斜視図である。この実施例において、3次元空間領域602は、撮像装置102が、Z方向の撮像装置102の方向、又は、傾斜角度を調節し、且つ、多重2次元撮像範囲108からの画像データを収集することによって、撮像できる領域を表している。ここで、撮像装置102は、医用装置101に対し側方監視構成に設けられている。撮像装置102は、また、要求に応じ、体内で撮像装置102の全体の位置を調節するために動かすことができる。例えば、シャフト108は、中心軸604に沿って、近くに、そして、遠くに動かすことができ、且つ、方向606に、中心軸604周りに回転させることができる。

【0033】

図7は、撮像装置100の他の実施例のブロック図を描いているものである。ここで、

10

20

30

40

50

撮像装置 102 は、医用装置 101 に対し前方監視構成に設けられている。ここで、アレイ 106 の方向は、医用装置 101 の遠位端 304 が、遠位に設けられている生体組織の撮像が可能になるように、動作レンジ 116 を横切るように調節することができる。当業者のある者は、撮像装置が、医用装置 101 内に任意の方法によって、且つ、医用装置 101 の任意の位置に設けることができる、ということをたやすく認識するだろう。この実施例において、先方監視アレイ 106 は、左右対称又は非対称なビームパターンを用いる環状アレイ、非分散アレイ等のものとすることができます。

【0034】

前述した明細書において、本発明は、その具体的な実施例を参照することによって記載された。しかし、種々の改良、変形が、発明の広範な精神、範囲から逸脱することなく生成することができる、ということは、明らかなことである。例えば、ある実施例の各特徴は、他の実施例において示された他の特徴と、混合し、且つ、整合することができるものである。当業者に周知の特徴と処理とは、同様に、要求に応じて組み込むことができる。追加の、そして、明らかな、特徴は、要求に応じて、加えたり、削除したりすることができる。従って、本発明は、添付の請求の範囲と、その均等なものを照らして見ること以外には、限定されるものではない。

10

【図面の簡単な説明】

【0035】

【図 1A】方向調節可能な撮像装置を備えている医用撮像システムの実施例を描いているブロック図である。

20

【図 1B】方向調節可能な撮像装置を備えている医用撮像システムの実施例を描いているブロック図である。

【図 1C】方向調節可能な撮像装置を備えている医用撮像システムの実施例を描いているブロック図である。

20

【図 2A】方向調節可能な撮像装置の実施例を描いている斜視図である。

30

【図 2B】方向調節可能な撮像装置の追加実施例を上から見た図である。

【図 2C】方向調節可能な撮像装置の追加実施例を上から見た図である。

【図 3】方向調節可能な撮像装置を備えている医用撮像システムの他の実施例を描いているブロック図である。

30

【図 4】方向調節可能な撮像装置の実施例を描いている略図である。

【図 5】マルチブレクサを備えている医用撮像システムの他の実施例を描いているブロック図である。

【図 6】方向調節可能な撮像装置を備えている医用撮像システムの他の実施例を描いている斜視図である。

【図 7】方向調節可能な画像装置を備えている医用撮像システムの他の実施例を描いているブロック図である。

【図 1 A】

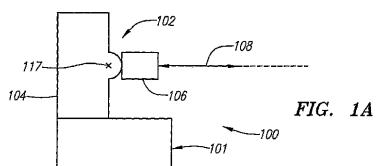


FIG. 1A

【図 1 B】

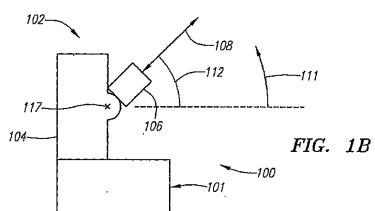


FIG. 1B

【図 1 C】

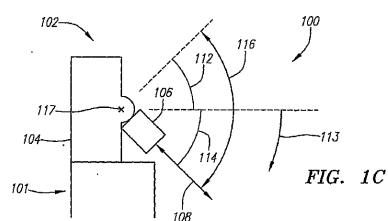


FIG. 1C

【図 2 A】

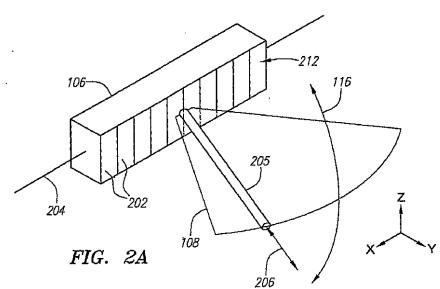


FIG. 2A

【図 2 B】

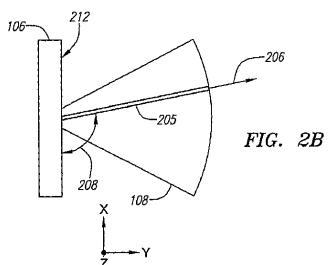


FIG. 2B

【図 2 C】

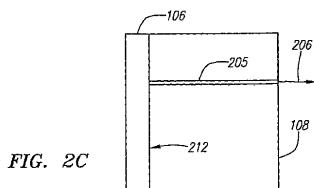


FIG. 2C

【図 3】

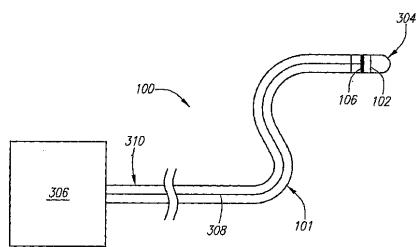


FIG. 3

【図 4】

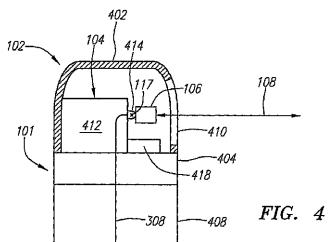


FIG. 4

【図 5】

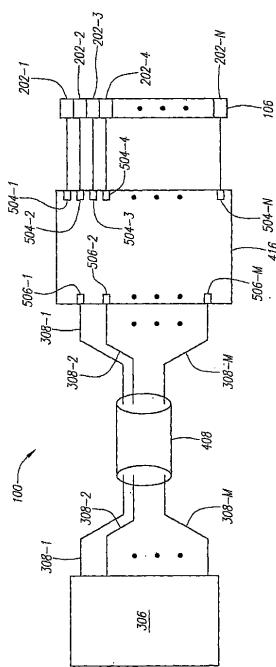


FIG. 5

【図 6】

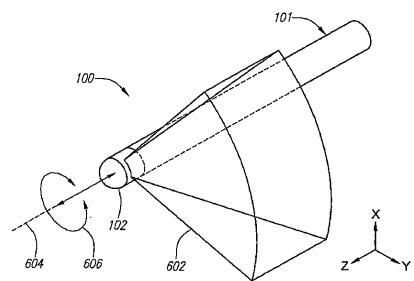


FIG. 6

【図 7】

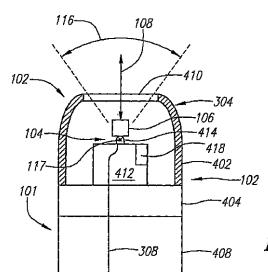


FIG. 7

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No PCT/US2006/000973
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B8/12 G10K11/00 G10K11/35		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B G10K A61M		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 425 870 B1 (FLESCH AIMÉ) 30 July 2002 (2002-07-30)	1-3, 5-14, 23-33, 35-51 4,15-22, 34
Y	-----	
A	WO 2004/071684 A (COUNCIL FOR THE CENTRAL LABORATORY OF THE RESEARCHCOUNCILS; STEVENS, R) 26 August 2004 (2004-08-26) abstract figures 1,3c,4	1-3,9, 20,35
A	US 2004/054289 A1 (EBERLE MICHAEL J ET AL) 18 March 2004 (2004-03-18) paragraph [0037] figures 1,2,10	1,2,20, 35
	----- -/-	
<input checked="" type="checkbox"/>	Further documents are listed in the continuation of Box C.	<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.
<p>* Special categories of cited documents :</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier document but published on or after the International filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the International filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"T" later document published after the International filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the International search 8 June 2006		Date of mailing of the International search report 16/06/2006
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5018 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Visser, R

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2006/000973

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 467 779 A (SMITH ET AL) 21 November 1995 (1995-11-21) column 2, line 14 - column 3, line 27	35,40-42
A	column 4, line 28 - line 35 column 5, line 2 - column 7, line 12 figures 1,2	1-3,5-9, 11-14, 23-32
A	US 5 876 345 A (EATON ET AL) 2 March 1999 (1999-03-02) column 5, line 34 column 6, line 9 figure 5 column 4, line 46	1-8
A	US 5 353 798 A (SIEBEN ET AL) 11 October 1994 (1994-10-11) column 29, line 21 figures 27,28	1
A	US 6 036 646 A (BARTHE ET AL) 14 March 2000 (2000-03-14) column 1, line 26 column 5, line 7 column 6, line 7 - line 36 column 7, line 44 figures 4,6	1,14
X	US 2004/114146 A1 (WILLIS N. PARKER) 17 June 2004 (2004-06-17)	35,40,42
Y	paragraphs [0041], [0043], [0046], [0047], [0049], [0065], [0068], [0071] claims 3,81 figures 1,3,5,8	4,15-22, 34
A	US 5 662 116 A (KONDO ET AL) 2 September 1997 (1997-09-02) column 1, line 24 column 3, line 1 - line 23 abstract; figures 1,3-5,8,14	2,3,5,9, 11,14
A	US 6 645 147 B1 (JACKSON JOHN I ET AL) 11 November 2003 (2003-11-11) figure 3	6,7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No PCT/US2006/000973

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)		Publication date
US 6425870	B1	30-07-2002	NONE		
WO 2004071684	A	26-08-2004	NONE		
US 2004054289	A1	18-03-2004	NONE		
US 5467779	A	21-11-1995	NONE		
US 5876345	A	02-03-1999	AU WO	6341298 A 9837812 A1	18-09-1998 03-09-1998
US 5353798	A	11-10-1994	US US	5445155 A 5438997 A	29-08-1995 08-08-1995
US 6036646	A	14-03-2000	US US	6120452 A 6213948 B1	19-09-2000 10-04-2001
US 2004114146	A1	17-06-2004	AU CA EP JP WO	2003295979 A1 2509032 A1 1572002 A2 2006509580 T 2004054451 A2	09-07-2004 01-07-2004 14-09-2005 23-03-2006 01-07-2004
US 5662116	A	02-09-1997	NONE		
US 6645147	B1	11-11-2003	AU DE JP WO	1239300 A 19983779 T0 2002530143 T 0030541 A1	13-06-2000 18-10-2001 17-09-2002 02-06-2000

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,LY,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(74)代理人 100065259

弁理士 大森 忠孝

(72)発明者 ジャン・アール・ユアン

アメリカ合衆国 9 4 5 4 4 カリフォルニア州ヘイワード、ベリー・アベニュー 1 3 2 番

(72)発明者 ペイ・ジェイ・カオ

アメリカ合衆国 9 4 5 3 9 カリフォルニア州フレモント、ナンバー 2、エルズワース・ストリート
4 3 6 1 0 番

(72)発明者 リチャード・ロムリー

アメリカ合衆国 9 5 3 7 6 カリフォルニア州トレイシー、アンゴラ・コート 2 4 5 2 番

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB09 BB16 DD14 EE08 GB06 JC31

专利名称(译)	用于具有方向调整阵列的三维成像的系统和方法		
公开(公告)号	JP2008526437A	公开(公告)日	2008-07-24
申请号	JP2007551352	申请日	2006-01-11
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学有限公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科技有限公司		
[标]发明人	ジャンアールユアン ペイジェイカオ リチャードロムリー		
发明人	ジャン・アール・ユアン ペイ・ジェイ・カオ リチャード・ロムリー		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/085 A61B8/4254 A61B8/445 A61B8/4461 A61B8/4483 A61B8/4488 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5261 G01S7/52034 G01S7/52079 G01S15/8915 G01S15/894 G01S15/8993 G10K11/006 G10K11/352		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB09 4C601/BB16 4C601/DD14 4C601/EE08 4C601/GB06 4C601/JC31		
代理人(译)	山崎 宏 田中，三夫		
优先权	11/034339 2005-01-11 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本文描述的系统和方法使用具有可取向可调成像装置(502)的医学超声成像系统实现三维成像。该成像装置包括换能器阵列(106)，其被配置为对二维成像范围成像。成像装置还包括方向调节单元(104)，其被配置为在三个维度上调节阵列的取向。阵列可以被配置为在多个不同方向上对二维成像范围成像。图像处理系统(306)在与阵列的通信方面耦合，并且被配置为在阵列的多个方向上组合跨每个成像范围收集的图像数据。然后可以将组合的数据显示为三维图像。

