

(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2007-289685

(P2007-289685A)

(43) 公開日 平成19年11月8日(2007.11.8)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/00

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 8 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2007-102290 (P2007-102290)	(71) 出願人	390041542
(22) 出願日	平成19年4月10日 (2007. 4. 10)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
(31) 優先権主張番号	60/793, 908		GENERAL ELECTRIC COMPANY
(32) 優先日	平成18年4月20日 (2006. 4. 20)		アメリカ合衆国、12309 ニューヨーク州、ニスカユナ、ワン・リサーチ・サークル (番地なし)
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100093908
(31) 優先権主張番号	11/434, 432		弁理士 松本 研一
(32) 優先日	平成18年5月15日 (2006. 5. 15)	(74) 代理人	100105588
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久
		(74) 代理人	100137545
			弁理士 荒川 聡志

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 患者特異的情報に基づいて超音波撮像面を自動的に取得するためのシステム及び方法

(57) 【要約】

【課題】 患者特異的情報に基づいて超音波撮像面を自動的に取得する。

【解決手段】 本システム(100)は、標的物体をその内部に有する関心対象ボリュームに関連付けされた超音波データを収集するためのトランスジューサ(106)を備える。本システム(100)はさらに、関心対象ボリューム内部の基準面(302)を指定するためのユーザインタフェース(124)を備える。プロセッサ・モジュール(116)が、標的物体の形状とサイズの少なくとも一方を表す患者特異的情報(506)を受け取ると共に、基準面(302)及び超音波データを3D基準座標系にマッピングする。プロセッサ・モジュール(116)は、基準面(302)及び患者特異的情報(506)に基づいて3D基準座標系内の少なくとも1つの関心対象面(304~306)を自動的に計算する。

【選択図】 図1

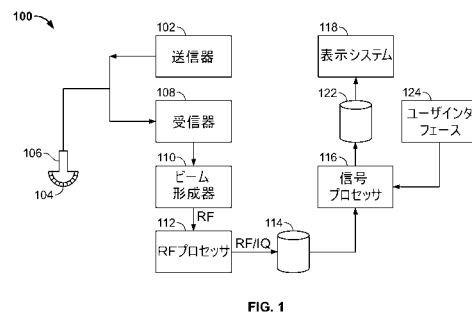


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

関心対象ボリュームからの複数の面（304～306）を自動的に表示するための診断用超音波システム（100）であって、

標的物体を含む関心対象ボリュームに関連付けされた超音波データを収集するトランスジューサ（106）と、

前記関心対象ボリューム内部の基準面（302）を指定するためのユーザインタフェース（124）と、

前記標的物体の形状とサイズの少なくとも一方を表す患者特異的情報（506）を受け取るプロセッサ・モジュール（116）であって、前記基準面（302）及び前記超音波データを3D基準座標系にマッピングしており、該基準面（302）及び患者特異的情報（506）に基づいて3D基準座標系内の少なくとも1つの関心対象面（304～306）を自動的に計算しているプロセッサ・モジュール（116）と、
を備える診断用超音波システム（100）。 10

【請求項 2】

前記患者特異的情報（506）は、器官タイプの特定、直径、周囲長、長さ、及び器官寸法のうちの少なくとも1つを含む幾何学的パラメータを構成している、請求項1に記載のシステム。

【請求項 3】

前記プロセッサ・モジュール（116）は3D基準座標系内における関心対象面（304～306）の位置及び方向を決定するために基準面（302）からの平行移動距離（310）及び回転距離（312）を計算しており、該平行移動及び回転距離（310、312）は患者の年齢に基づいている、請求項1に記載のシステム。 20

【請求項 4】

前記患者特異的情報（506）は、年齢、体重及び性別のうちの少なくとも1つを含む非幾何学的パラメータを構成している、請求項1に記載のシステム。

【請求項 5】

さらに、関心対象ボリュームと関連付けされた超音波データからなる3Dデータ組を保存するメモリ（114）を備えており、前記基準面（302）は関心対象ボリューム内のユーザ規定の面を表しており、該3Dデータ組は関心対象面の計算前に収集されている、
請求項1に記載のシステム。 30

【請求項 6】

さらに、関心対象ボリュームと関連付けされた超音波データからなる3Dデータ組を保存しかつ反復して更新するメモリ（114）を備えており、前記基準面（302）は関心対象ボリューム内のユーザ規定の面を表しており、該3Dデータ組は該基準面の計算の前及び後で連続して更新されている、請求項1に記載のシステム。

【請求項 7】

さらに、対応する関心対象面（204）と連係した平行移動及び回転値（206、208）からなる事前定義の組を含むテーブル（図2）を保存するメモリ（114）を備えており、該平行移動及び回転値（206、208）の各組は前記患者特異的情報（506）
と関連付けされている、請求項1に記載のシステム。 40

【請求項 8】

前記患者特異的情報（506）は胎児の年齢を含み、かつ前記プロセッサ・モジュール（116）は関心対象面（304～306）と基準面（302）の間の関係を別の患者に関する複数の先行する胎児検査に基づいて計算している、請求項1に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明の実施形態は全般的には、関心対象ボリュームの超音波撮像面を自動的に取得するためのシステム及び方法に関し、またより具体的には、患者特異的情報に基づいた自動 50

撮像面計算に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波システムは、多種多様な用途において、また多様な熟練レベルをもつ多種多様な個人によって使用される。多くの検査において、超音波システムのオペレータは所定のプロトコルに従って超音波画像の選択した組み合わせを検討する。超音波画像の所望の組み合わせを取得するために、オペレータは1つまたは複数の所望の撮像面を特定して取り込むための一連の操作を進める。所望の撮像面の収集及び表示の標準化を追求する自動式多平面イメージングと一般に呼ばれる少なくとも1つの超音波システムが提唱されている。この最近提唱された超音波システムによれば、標準化方式でボリュームトリック画像が収集されると共に、基準面が特定される。この基準面に基づいて超音波情報の収集ボリュームから複数の撮像面が自動的に取得されており、この際に複数の撮像面の各面の選択でユーザが細かに関与することはない。

10

【0003】

しかし、従来の超音波システムはある種の限界に遭遇している。この従来の自動式多平面イメージングの処理は、標的物体を特有のものとさせている標的物体の特性、並びにサイズ及び形状と無関係に、かつこれらを考慮に入れずに進められている。このため基準面が特定されたときに、標的物体のサイズ及び形状が標準と異なっていると、自動計算された複数の画像が標的物体の内部においてあるいは標的物体を基準として適正に位置決めされないことがある。

20

【特許文献1】米国特許出願公開第2005/0251036号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

異なる対象のタイプ、形状及びサイズに適應可能な状態を維持しながら自動式多平面イメージングを見込めるような改良式の方法及びシステムが必要とされたままである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の一実施形態では、関心対象ボリュームからの複数の面を自動的に表示するための診断用超音波システムを提供する。本システムは、その内部に標的物体を有する関心対象ボリュームに関連付けされた超音波データを収集するためのトランスジューサを備える。本システムはさらに、関心対象ボリュームの内部に基準面を指定するためのユーザインタフェースを備える。プロセッサ・モジュールは、標的物体の形状とサイズの少なくとも一方を表す患者特異的情報を受け取ると共に、基準面及び超音波データを3D基準座標系にマッピングさせる。このプロセッサ・モジュールは、基準面及び患者特異的情報に基づいて3D基準座標系内部の少なくとも1つの関心対象面を自動的に計算する。

30

【0006】

例えば、関心対象ボリュームは胎児の器官（例えば、心筋層、頭、四肢、肝臓、臓器、その他）を成すことがある。この患者特異的情報は、幾何学的パラメータ（例えば、直径、周囲長、器官タイプの識別子、その他）を含むことがある。別法としてあるいは追加として、患者特異的情報は非幾何学的パラメータ（例えば、年齢、体重、性別、その他）を含むことがある。任意選択では、プロセッサ・モジュールは、3D基準座標系内部における関心対象面の位置及び方向を決定するために、基準面からの平行移動距離及び回転距離を計算することがあり、またこの平行移動及び回転距離は患者の年齢に基づいている。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

図1は、本発明の一実施形態に従って形成させた超音波システム100のブロック図を表している。超音波システム100は、パルス状の超音波信号を身体内に送出するようにトランスジューサ106内部のアレイ状の素子104を駆動させる送信器102を含む。多種多様な幾何学構成が使用されることがある。超音波信号は、血球や筋肉組織などの身

50

体内の構造から後方散乱され、素子 104 に戻されるエコーが生成される。このエコーは受信器 108 によって受信される。受信したエコーは、ビーム形成を実施して RF 信号を出力するビーム形成器 110 を通過させる。次いでこの RF 信号は、RF プロセッサ 112 を通過させる。別法として、RF プロセッサ 112 は RF 信号を復調してエコー信号を表す I Q データ対を形成する複素復調器 (図示せず) を含むことがある。RF または I Q 信号データは次いで、一時的に保存するために RF / I Q バッファ 114 に直接導かれることがある。

【0008】

超音波システム 100 はさらに、収集した超音波情報 (すなわち、RF 信号データまたは I Q データ対) を処理し表示システム 118 上に表示させる超音波情報フレームを作成するための信号プロセッサ 116 を含む。信号プロセッサ 116 は、収集した超音波情報に対して複数の選択可能な超音波様式に従って 1 つまたは複数の処理操作を実施するように適応させている。収集した超音波情報は、エコー信号を受信しながら走査セッション中にリアルタイムで処理されることがある。追加としてまたは別法として、超音波情報は走査セッションの間は RF / I Q バッファ 114 内に一時的に保存され、リアルタイム性がより低いライブ動作またはオフライン動作で処理されることがある。即座に表示する予定がない収集超音波情報の処理済みフレームを保存するために画像バッファ 122 が含まれている。画像バッファ 122 は周知の任意のデータ記憶媒体を含むことがある。

10

【0009】

信号処理装置 116 は、信号処理装置 116 の動作を制御するユーザインタフェース 124 に接続されている (これについては、以下でさらに詳細に説明することにする)。表示システム 118 は、ユーザに対して診断及び解析のための診断用超音波画像を含む患者情報を提示している 1 つまたは複数のモニタを含む。

20

【0010】

システム 100 は、様々な技法 (例えば、3D 走査、リアルタイム 3D イメージング、ボリューム走査、位置決めセンサを有するトランスジューサによる 2D 走査、ボクセル相関技法を用いたフリーハンド走査、2D またはマトリックスアレイ・トランスジューサ、その他) によってボリュメトリックデータ組を取得する。関心領域 (ROI) を走査させながら、トランスジューサ 106 を直線軌道や弧状軌道などに沿って移動させている。直線や弧状の各位置において、トランスジューサ 106 は走査面を取得してメモリ 114 内に保存する。

30

【0011】

図 2 は、患者特異的情報 202 と関心対象の所定の自動撮像面 204 との間の関係を保存しているテーブル 200 を表している。このテーブル 200 内において、各関心対象面 204 は一連の平行移動 206 と回転座標 208 のそれぞれに関連付けされている。図 2 の例では、3次元基準座標系はデカルト座標 (例えば、XYZ) である。したがって、平行移動座標 206 は、X、Y 及び Z 軸に沿った平行移動距離を表している。回転座標 208 は、X、Y 及び Z 軸の周りの回転距離を表している。平行移動座標 206 及び回転座標 208 は基準面から延びている。

【0012】

図 3 は、本発明の一実施形態に従って基準面から自動的に計算できる撮像面を表したグラフである。図 3 は、基準面 302 を指定した際の 3次元基準座標系 300 を表している。基準面 302 は単一の 2次元画像 (例えば、Bモード画像その他) として収集されることがある。別法としてその基準面 302 は、関心対象ボリュームに対する 3次元走査の一部として収集されることがある。例えばこの基準面は、胎児心臓の四腔像、右心室流出、左心室流出、環状アーチ (ductal arch)、大動脈弓、静脈接続、及び 3 血管像を成すことがある。基準面 302 は、基準解剖構造 324 を包含するようになるまで調整されかつ方向変更される。基準面 302 が収集されると、これを 3D 基準座標系 300 にマッピングさせている。図 3 の例では、基準面 302 は、3D 基準座標系 300 の原点 311 から X、Y 及び Z 軸に沿って距離 313 ~ 316 に位置させている。

40

50

【 0 0 1 3 】

基準面 3 0 2 及び胎児年齢を収集した後、プロセッサ・モジュール 1 1 6 は胎児の年齢などの患者特異的情報に基づいて追加的な関心対象撮像面を自動的に計算する。患者特異的情報は、幾何学的パラメータ、非幾何学的パラメータ、あるいはこれらの組み合わせを成すことがある。患者特異的情報は、標的器官に関する 1 次元情報、2 次元情報または 3 次元情報を提供することがある。幾何学的パラメータの例は、器官タイプの特定、直径、周囲長、長さ、器官寸法、その他である。器官タイプは、心臓、頭、肝臓、腕、脚、あるいは別の臓器とすることがある。非幾何学的パラメータの例は、年齢、体重、性別、その他である。例えば、妊娠 1 5 週にある胎児を検査する際には、胎児の器官または関心エリアを、基準解剖構造 3 2 4 を基準として、画像 3 2 5 によって示した位置に位置決めすることがある。プロセッサ・モジュール 1 1 6 が胎児年齢を受け取ると、プロセッサ・モジュールはテーブル 2 0 0 にアクセスして平行移動座標 X 1、Y 1 及び Z 1 と回転座標 A 1、B 1 及び C 1 とを取得する。この平行移動及び回転座標から撮像面 3 0 4 の位置及び方向が決定される。

10

【 0 0 1 4 】

別法として、胎児が 1 7 週にあるときは、胎児の器官または関心エリアを、基準解剖構造 3 2 4 を基準として、画像 3 2 6 及び 3 2 7 によって示した位置に位置決めすることがある。基準面 3 0 2 及び胎児年齢を収集した後に、プロセッサ・モジュール 1 1 6 は撮像面 3 0 5 及び 3 0 6 の位置及び方向を自動的に計算する。関心対象撮像面 3 0 5 ~ 3 0 6 は 3 D 基準座標系 3 0 0 の内部に位置しているが、基準面 3 0 2 の位置からは所定の距離だけ平行移動及び回転させている。

20

【 0 0 1 5 】

したがって、各撮像面 3 0 4 ~ 3 0 6 の位置は胎児年齢に基づいて基準面 3 0 2 を基準として規定される。例えば、撮像面 3 0 6 は Z 方向に基準面 3 0 2 から距離 3 1 0 だけ平行移動させており、一方撮像面 3 0 4 は Z 軸の周りに所定の角度の弧 3 1 2 だけ回転させている。撮像面 3 0 5 は、基準面 3 0 2 から複数の軸に対して平行移動と回転の両方を受けている。

【 0 0 1 6 】

図 4 は、本発明の一実施形態に従って基準面から自動的に計算できる撮像面を表した別のグラフである。図 4 では、3 次元基準座標系 4 0 0 をデカルト座標で表している。任意選択では、座標基準システムを極座標で規定することができる。任意選択では、基準座標系 4 0 0 の原点 4 1 1 に合わせて基準面 4 0 2 をマッピングすることができる。図 4 の例では、胎児が 2 0 週である場合は基準面 4 0 2 に基づいて撮像面 4 0 4 及び 4 0 5 が自動的に計算され、一方胎児が 2 2 週である場合は基準面 4 0 2 に基づいて撮像面 4 0 6 ~ 4 0 7 が自動的に計算される。撮像面 4 0 6 ~ 4 0 7 は関心対象器官の長さの増大を見込んで基準面 4 0 2 から Z 方向でさらに大きな間隔としている。

30

【 0 0 1 7 】

図 5 は、本発明の一実施形態による事前収集した 3 D データ組から超音波撮像面を取得するための処理シーケンスを表している。5 0 2 において開始され、関心対象ボリュームに関する超音波データの 3 D データ組が収集される。5 0 4 では、関心対象ボリュームからユーザが基準面を選択する。ユーザが基準面を選択した後、この基準面が 3 次元基準座標系にマッピングされる。5 0 6 では、関心対象ボリューム内部の関心対象器官の形状及び/またはサイズを表した患者特異的情報が入力される。例えば、患者特異的情報はユーザによって手入力される（例えば、胎児の年齢が入力される）ことがある。別法として、患者特異的情報は、基準面内部の別の解剖学的特性または構造から自動的に計算されることがある。さらに別の選択肢として、患者特異的情報は、検査中の患者に関する以前に保存され更新された医療履歴にアクセスすることによって取得されることがある。例えば胎児の年齢は、妊娠に従って以前に入力され更新されたその患者の医療履歴にアクセスすることによって患者の社会保障番号や別の一意の ID に基づいて自動的に計算されることがある。

40

【 0 0 1 8 】

5 0 8では、3次元基準座標系の内部の1つまたは複数の関心対象撮像面が計算される。5 1 0では、自動計算した撮像面と関連付けされた超音波画像が3Dデータ組から取得され、ユーザに対して所望のフォーマットで超音波画像として提示される。

【 0 0 1 9 】

図6は、本発明の一実施形態に従って選択2D超音波撮像面を取得するための処理シーケンスを表している。6 0 2では、関心対象ボリューム内部の関心対象器官の形状またはサイズを表している患者特異的情報が入力される。6 0 4では、関心対象ボリュームの内部から2次元超音波スライスまたは走査が収集される。6 0 4では、システムはまだ完全な3次元ボリュメトリック走査を実行する必要はない。それに代わって6 0 4において、単一のスライスまたは平面走査が収集されることがある。6 0 6では、関心対象ボリュームを通過する所望の基準面を収集するために、ユーザは探触子の方向及び位置を調整する能力が与えられる。6 0 8では、3D基準座標系の内部において選択基準面及び患者特異的情報に基づいて1つまたは複数の撮像面が計算される。6 1 0では、関心対象ボリュームの内部から1つまたは複数の選択2次元撮像面が収集される。収集したこの選択2D撮像面は、6 0 8で計算した関心対象撮像面に対応する。任意選択では、関心対象ボリュームの全体を走査する必要はなく、これに代わってシステムは、選択2D関心対象撮像面に関する超音波情報を収集するだけでよい。6 1 2では、この関心対象撮像面に対する超音波画像が表示される。

10

【 0 0 2 0 】

任意選択では、図6の任意の実施形態において、選択撮像面と関連付けさせた超音波画像は、有意の運動情報を提供するために胎児心拍数と比べて十分に大きなフレームレートでリアルタイムで連続して更新されることがある。

20

【 0 0 2 1 】

図7は、本発明の一実施形態に従って計測した解剖学的構造に基づいて超音波撮像面を取得するための処理シーケンスを表している。7 0 2で開始されて、システムは、関心対象ボリュームに対する3Dデータ組と関心対象ボリュームを通過する1つまたは複数の2次元スライスとのうちの一方を収集する。7 0 4では、ユーザが走査方向を調整し関心対象ボリュームを通過する選択基準面を取得する。7 0 6では、基準面と関心対象ボリュームの一方または両方の内部で解剖学的構造に関する計測値が取得される。例えば、解剖学的構造は胎児内部で選択された骨を表すことがある。選択骨の長さを計測することによって、胎児の年齢を自動的に決定することがある。

30

【 0 0 2 2 】

7 0 8では、ボリュームの形状またはサイズを表す患者特異的情報が推定される。7 1 0では、3D基準座標系から関心対象撮像面が計算され、また7 1 2では3Dデータ組が収集される（既に完了している場合を除く）。7 1 4では、関心対象撮像面に対応して1つまたは複数の超音波画像が表示される。

【 0 0 2 3 】

図8は、本発明の一実施形態に従ってリアルタイムで連続して更新される3Dデータ組内で超音波撮像面を取得するための処理シーケンスを表している。8 0 2では、患者特異的情報が推定されるか入力される。患者特異的情報はボリュームの形状またはサイズを表している。8 0 4では、3D基準座標系において関心対象撮像面が計算される。図8の例では、8 0 4ではまだ基準面が計算されていない。これに代わって8 0 4では、所定の3D基準座標系の原点を基準として撮像面が計算される。この撮像面は、基準座標系及び続いて収集されるボリュメトリックデータ組が3D基準座標系の内部でこの原点を基準として周知の方式でマッピングを受けるという仮定に基づいて所定の3D基準座標系に投射される。

40

【 0 0 2 4 】

8 0 6では、関心対象ボリュームを通過する選択基準面を取得するように探触子が位置決めされる。8 0 8では、ボリュメトリック超音波データの3Dデータ組が収集される。

50

ポリュメトリックデータ組は、３Ｄ基準基準系の原点を基準として基準面が既知の位置及び方向に位置決めされるようにして３Ｄ基準座標系にマッピングされる。８１０では、８０４で計算した撮像面に関して超音波画像が取得される。８１２では、超音波画像が表示される。

【００２５】

上述した方法及びシステムは、多種多様な患者タイプ、診断、器官その他と関連して利用され得ることを理解されたい。例えばその器官は、心臓、頭、肝臓、腕、脚、その他とすることがある。

【００２６】

様々な特定の実施形態に関して本発明を記載してきたが、本発明が本特許請求の範囲の精神及び趣旨の域内にある修正を伴って実施できることは当業者であれば理解されよう。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。

【図面の簡単な説明】

【００２７】

【図１】本発明の一実施形態に従って形成した診断用超音波システムのブロック図である。

【図２】本発明の一実施形態に従った患者特異的情報と作成する自動撮像面との間の関係付けを保存しているテーブルである。

【図３】本発明の一実施形態に従って基準面から自動的に計算できる撮像面を表したグラフである。

【図４】本発明の一実施形態に従って基準面から自動的に計算できる撮像面を表した別のグラフである。

【図５】本発明の一実施形態に従って事前収集３Ｄデータ組から超音波撮像面を取得するための処理シーケンスである。

【図６】本発明の一実施形態に従って選択した２Ｄ超音波撮像面を取得するための処理シーケンスである。

【図７】本発明の一実施形態に従って計測した解剖学的構造に基づいて超音波撮像面を取得するための処理シーケンスである。

【図８】本発明の一実施形態に従ってリアルタイムで連続更新される３Ｄデータ組の超音波撮像面を取得するための処理シーケンスである。

【符号の説明】

【００２８】

- １００ 超音波システム
- １０２ 送信器
- １０４ 素子
- １０６ トランスジューサ
- １１０ ビーム形成器
- １１２ プロセッサ
- １１４ バッファ
- １１６ プロセッサ
- １１８ 表示システム
- １２２ 画像バッファ
- １２４ インタフェース
- ２０２ 情報
- ２０４ 関心対象面
- ２０６ 平行移動座標
- ２０８ 回転座標

10

20

30

40

50

3 0 2	基準面	
3 2 4	基準解剖構造	
3 0 0	座標系	
3 1 1	原点	
3 2 5	画像	
2 0 0	テーブル	
3 0 4	撮像面	
3 2 6	画像	
3 2 7	画像	
3 0 5	撮像面	10
3 0 6	撮像面	
3 1 0	距離	
4 0 0	座標系	
4 1 1	原点	
4 0 4	撮像面	
4 0 5	撮像面	
4 0 6	撮像面	
4 0 7	撮像面	
5 0 2	超音波データ	
5 0 4	基準面	20
5 0 6	情報	
5 0 8	撮像面	
5 1 0	超音波画像	
6 0 2	患者情報	
6 0 4	超音波スライス	
6 0 6	方向	
6 0 8	撮像面	
6 1 0	撮像面	
6 1 2	超音波画像	
7 0 4	走査方向	30
7 0 8	情報	
7 1 0	撮像面	
7 1 2	データ組	
7 1 4	超音波画像	
8 0 2	情報	
8 0 4	撮像面	
8 0 6	探触子	
8 0 8	データ組	
8 1 0	超音波画像	
8 1 2	表示	40

【 図 1 】

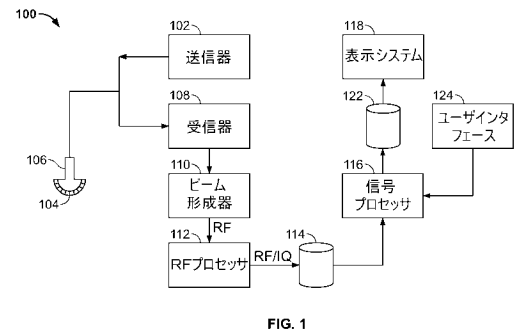


FIG. 1

【 図 2 】

202	204	206	208
患者特異的信息	関心対象の 自動撮像面	平行移動座標	回転座標
Fetus — Wk 15	Plane 304	X1, Y1, Z1	A1, B1, C1
Fetus — Wk 17	Plane 305	X2, Y2, Z2	A2, B2, C2
⋮	Plane 306	X3, Y3, Z3	A3, B3, C3
Fetus — Wk 20	Plane 404	X4, Y4, Z4	A4, B4, C4
Fetus — Wk 22	Plane 405	X5, Y5, Z5	A5, B5, C5
	Plane 406	X6, Y6, Z6	A6, B6, C6
	Plane 407	X7, Y7, Z7	A7, B7, C7

FIG. 2

【 図 3 】

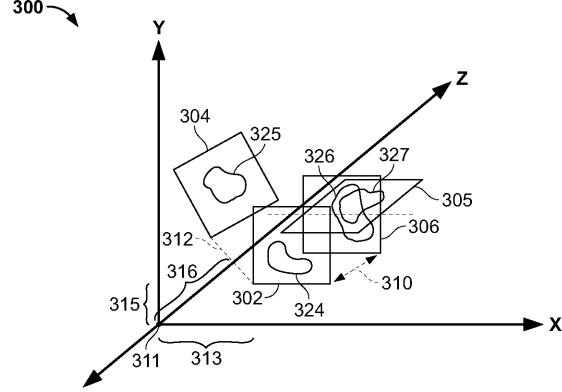


FIG. 3

【 図 4 】

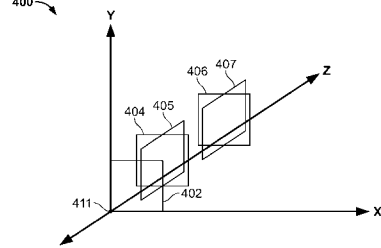


FIG. 4

【 図 5 】

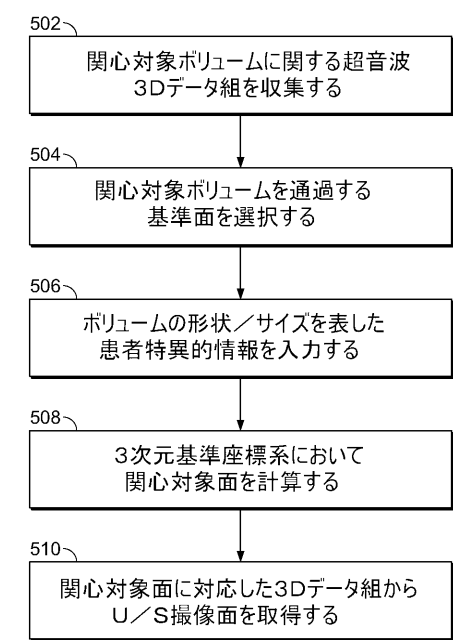


FIG. 5

【図 6】

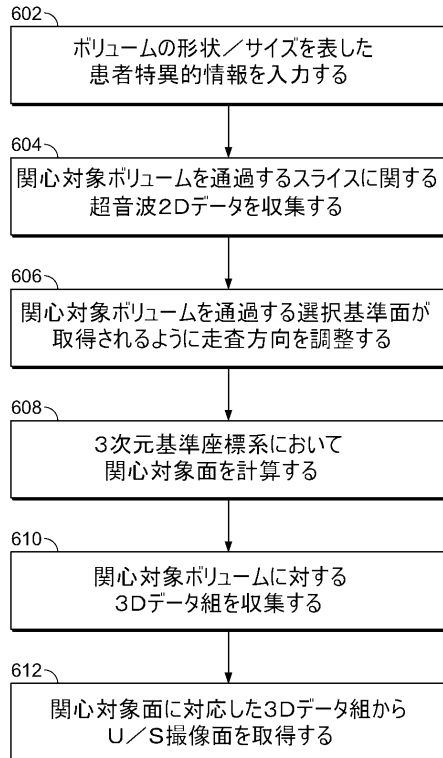


FIG. 6

【図 7】

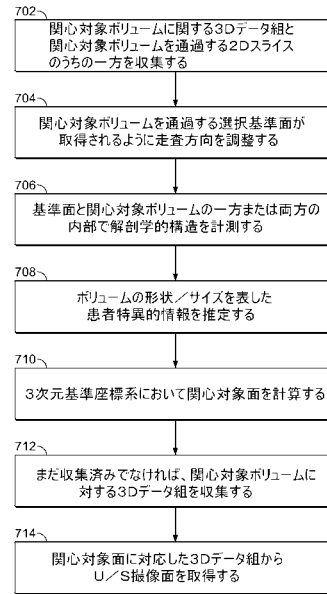


FIG. 7

【図 8】

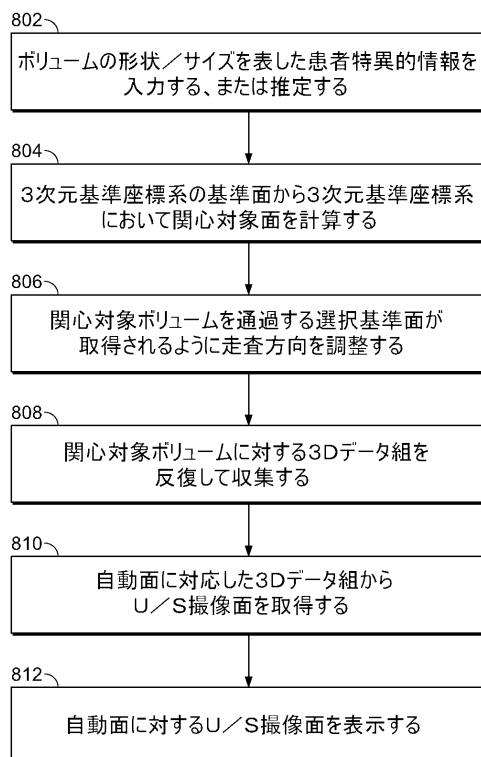


FIG. 8

フロントページの続き

(72)発明者 ハラルド・デイシンジャー

オーストリア、フランケンマルクト、ハウプトシュトラッセ・52 / 7番

(72)発明者 ピーター・フォルケンサマー

オーストリア、フォエックラブラック、バーンホシュトル・40 / 42番

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD09 EE11 EE22 JC33 JC37 KK09 KK12 KK22 KK35
KK47 LL04

专利名称(译)	用于基于患者特异性信息自动获取超声成像平面的系统和方法		
公开(公告)号	JP2007289685A	公开(公告)日	2007-11-08
申请号	JP2007102290	申请日	2007-04-10
[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	ハラルド・デインジャー ピーター・フォルケンサマー		
发明人	ハラルド・デインジャー ピーター・フォルケンサマー		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B8/483 A61B8/523		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK09 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/KK35 4C601/KK47 4C601/LL04		
代理人(译)	松本健一 小倉 博		
优先权	60/793908 2006-04-20 US 11/434432 2006-05-15 US		
其他公开文献	JP2007289685A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：基于患者的特定数据自动获取超声成像表面。解决方案：该系统（100）包括用于收集与内部的目标体积相关的超声数据的换能器（106）。目标物品，并且还包括用户界面（124），用于指定目标体积中的参考表面（302）。处理器模块（116）接收患者的特定数据（506），其显示目标物品的形状和尺寸中的至少一个，并将参考表面（302）和超声数据映射到3D参考坐标系统上并自动地基于患者的参考表面（302）和特定数据（506）计算3D参考坐标系中关注的目标表面（304-306）中的至少一个。

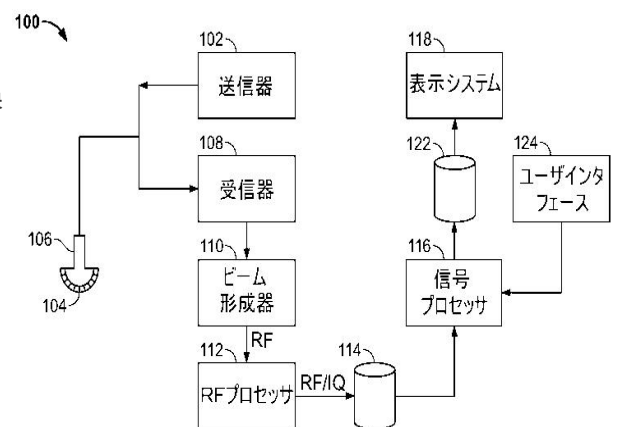


FIG. 1