

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5328075号
(P5328075)

(45) 発行日 平成25年10月30日(2013.10.30)

(24) 登録日 平成25年8月2日(2013.8.2)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00
 A 6 1 B 6/00 (2006.01) A 6 1 B 6/00 3 3 0 Z
 A 6 1 B 6/00 3 7 0

請求項の数 4 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2005-279271 (P2005-279271)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成17年9月27日(2005.9.27)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
(65) 公開番号	特開2006-102494 (P2006-102494A)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタデー、リバーロード、1番
(43) 公開日	平成18年4月20日(2006.4.20)	(74) 代理人	100137545
審査請求日	平成20年9月25日(2008.9.25)		弁理士 荒川 聡志
(31) 優先権主張番号	10/955,040	(74) 代理人	100105588
(32) 優先日	平成16年9月30日(2004.9.30)		弁理士 小倉 博
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100106541
			弁理士 伊藤 信和
		(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 解剖構造の一部分の3次元超音波画像を作成するための装置及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

解剖構造の一部分の3次元超音波画像を作成するための装置であって、
 箇所及び方向によって規定され、複数の画像の取得を必要とする撮像スケジュールを保存するための第1の記憶(910)デバイスと、
 解剖構造の一部分を基準とした箇所及び方向を示す標識を伴った解剖構造の一部分の超音波画像データを作成する超音波探触子(802)と、
 前記解剖構造の一部分を基準として前記超音波探触子(802)を移動させるため、並びに前記超音波探触子の位置を検知するための運動制御システム(806)であって、前記超音波探触子を移動させるために第1軸制御、第2軸制御、第3軸制御及び第4軸制御を含んでいる運動制御システムと、
 撮像されたデータの箇所及び方向を保存するための第2の記憶(910)デバイスと、
 撮像されたデータと撮像スケジュールを比較し、前記撮像スケジュールの完了又は未完了を判断し、前記撮像スケジュールが未完了であれば少なくとも1つの箇所及び方向の指示を発生させる比較器(914)と、
 完了の前記指示に基づいて超音波画像データから3次元超音波画像を作成するためのコンピュータ(128)と、
 を備える装置。

【請求項2】

前記装置が、前記超音波探触子(802)によって撮像できるように乳房を適所に保持す

るための中空のキャビティ（５０４）を備え、
前記運動制御システムが、前記中空キャビティ（５０４）内の乳房を基準として前記超音波探触子（８０２）を移動させる、請求項１に記載の装置。

【請求項３】

前記超音波探触子（８０２）は、オペレータの手作業の操作が可能であり、
位置及び方向を表す信号を提供することが可能なセンサ（６１０）と、
前記位置及び方向信号を補正することが可能でありかつ被検体を基準とした該超音波探触子（８０２）の実際の位置及び方向を表す信号を発生させることが可能なデバイス（１２８）と、
を備えている、請求項１に記載の装置。

10

【請求項４】

請求項１に記載の装置が、解剖構造の一部分の３次元超音波画像を作成（１５１０）するための方法であって、
超音波探触子（８０２）の箇所及び方向によって規定され、複数の画像の取得を必要とする撮像スケジュールを保存する工程（９１０、９１２）と、
箇所及び方向によって規定される位置まで前記超音波探触子（８０２）を移動させる工程と、
箇所及び方向を示す標識を伴う少なくとも１つの超音波画像を作成する工程（９００）と、
超音波画像の箇所及び方向を示す前記標識を保存する工程（９１０、９１２）と、
箇所及び方向を示す標識と伴う前記作成した超音波画像を保存する工程（９１０、９１２）と、
前記保存した標識と前記保存した撮像スケジュールを比較する工程（１５０８）と、
保存した標識と保存した撮像スケジュールの前記比較に基づいて前記撮像スケジュールの完了又は未完了を判断し、完了であれば、完了の指示を発生させる工程（１４１２）と、
前記撮像スケジュールが未完了であれば少なくとも１つの箇所及び方向のオペレータへの指示を発生させ、前記の各ステップを反復する工程（１４１２）と、
完了の指示に基づいて前記保存した超音波画像から３次元超音波画像を作成する工程（１５１０）と、
を含む方法。

20

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、全般的にはマンモグラフィ撮像システムに関し、さらに詳細には量子検出効率をより高めた画像に関する。

【背景技術】

【０００２】

がんやその他の異状を診断するために乳房組織の２次元画像を提供するＸ線技法が広く使用されている。しかし、乳房組織のＸ線撮像は、マンモグラムが３次元物体の平面画像しか提供できない点において本質的な限界を有している。

40

【０００３】

画像の量子検出効率（「DQE」）はＸ線画像品質に関する従来からの尺度である。さらに単純に言えば、DQEとは検出器の分解能である。検出器及び線量付与技法が与えられると、DQEはある画像に関して一定である。

【０００４】

マンモグラム上で医学的関心を示す潜在的エリアが指摘されても、乳房の２次元画像内では対象エリアの上側や奥側は確定できないことがある。目下のデジタルＸ線イメージャは全視野またはほぼ全視野の撮像を提供している。診断を完結させるには、生検（biopsy）など代替的な手段や補完的な撮像技法及び診断を必要とすることがある。

50

【 0 0 0 5 】

マンモグラフィに対する主要な補完的撮像技法は、超音波及び磁気共鳴撮像（MRI）であり、これらはいずれも電離放射線を使用しないという利点を有している。超音波の主たる利点は、超音波撮像が比較的安価であること、並びに超音波撮像はマンモグラフィでは困難を伴うようなデンスな（dense）乳房についても良好に機能することである。超音波撮像はさらに、針生検用のガイドとしての重要な役割をする。MRIシステムは、その感度のためにコントラスト強調した動的診断に関して有用である。しかし、各システムが別々に製造され販売されているため、コンピュータやディスプレイなどのハードウェアの多くが重複している。

【 発明の開示 】

10

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

上述した理由、並びに本明細書を読みかつ理解すれば当業者には明らかとなるような以下に記載する別の理由により、生検を伴わずに乳房の詳細エリアを検査するための手段が本技術分野で必要とされている。さらに、既存のマンモグラフィのハードウェア及びソフトウェアを使用することができるようにする超音波などの補完的撮像技法の改良も必要とされている。さらにまた、超音波データからトモシンセシス（tomosynthesis）画像を作成するためのマンモグラフィ・システムも本技術分野で必要とされている。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

20

ここでは、本明細書の以下を読みかつ検討することにより理解されるようにして上述の短所、欠点及び問題に対処している。

【 0 0 0 8 】

一態様では、X線源、乳房圧迫プレート及びデジタル画像レセプターを有するマンモグラフィ・システムであって、該レセプターは、該レセプター内で第1の検出器及び第2の検出器を位置決めするために該第1及び第2の検出器に結合させた移動機構と、該X線源からエネルギーを受け取りかつロードマップ・データ及びX線源データを提供するように動作可能な第1の検出器と、X線源エネルギーを受け取りかつX線源データを提供するように動作可能な第2の検出器と、を備えているマンモグラフィ・システムである。

【 0 0 0 9 】

30

別の態様では、X線源、乳房圧迫プレート及びデジタル画像レセプターを有するマンモグラフィ・システムであって、該レセプターは、該X線源からエネルギーを受け取りX線源データを提供するための第1の検出器と、少なくとも1つの外部デバイスを結合させることが可能な電気的コネクタと、を備えている。

【 0 0 1 0 】

さらに別の態様では、X線源、乳房圧迫プレート及びデジタル画像レセプターを有するマンモグラフィ・システムである。このレセプターは該X線源からエネルギーを受け取りX線源データを提供するための検出器を有している。さらに、このレセプターは、少なくとも1つの超音波検出器と、このレセプターに対して外部的に結合させた超音波送信器と、を有しており、これら超音波送信器及び超音波検出器からの超音波計測値はマンモグラフィ・システムによって患者の乳房の画像を構成させる際に使用される。

40

【 0 0 1 1 】

態様の1つは、乳房を撮像するように適応させたX線マンモグラフィ撮像サブシステムと、乳房を撮像するように適応させ超音波マンモグラフィ撮像サブシステムと、を有するマンモグラフィ撮像システムである。さらに、このシステムは、乳房を撮像するためにX線マンモグラフィ撮像サブシステムと超音波マンモグラフィ撮像サブシステムの間で選択するための選択器スイッチと、前記デバイスにより取得または保存された少なくとも1つの画像を表示するように構成された表示デバイスと、を含んでいる。

【 0 0 1 2 】

別の態様では、3次元超音波画像を作成するための装置は、空間的位置調整を介して超

50

音波画像データを作成するための超音波探触子と、乳房を基準として探触子を移動させるため並びに探触子の位置を検知するための運動制御システムであって、探触子を移動させるために第1軸制御、第2軸制御、第3軸制御及び第4軸制御を含んでいる運動制御システムと、を備えるように記述される。さらに、超音波画像データから並びに空間的位置調整に関する情報から3次元超音波画像を作成するためのコンピュータを含んでいる。

【0013】

さらに別の態様では、超音波探触子を有する超音波システムであって、該超音波探触子は、位置及び方向を表す信号を提供することが可能なセンサと、位置及び方向信号を補正することが可能でありかつ被検体に対する該超音波探触子の実際の位置及び方向を表す信号を発生させることが可能なデバイスと、を備えている。

10

【0014】

別の態様は、超音波探触子の箇所及び方向によって規定される撮像スケジュールを保存する工程と、箇所及び方向によって規定される位置まで超音波探触子を移動させる工程と、箇所及び方向を示す標識を伴う少なくとも1つの超音波画像を作成する工程と、超音波画像の箇所及び方向を示す該標識を保存する工程と、箇所及び方向を示す標識を伴う作成した超音波画像を保存する工程と、この保存した標識と保存した撮像スケジュールを比較する工程と、保存した標識と保存した撮像スケジュールのこの比較に基づいて完了の指示を発生させる工程と、完了の指示に基づいて保存した超音波画像から3次元超音波画像を作成する工程と、によって3次元超音波画像を作成するための方法である。

【0015】

20

さらに別の態様では、乳房を拘束するために乳房形状のチェンバを有するマンモグラフィ・システムによってマンモグラフィ方法が実施されており、この乳房はチェンバの内部に位置決めされており、超音波探触子を所望の箇所まで移動させて乳房に超音波エネルギーが加えられており、反射された超音波エネルギーからデータが取得されており、取得したデータから画像表現が作成されており、反射された超音波エネルギーからの画像表現が表示のために保存されている。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下の詳細な説明では、本明細書の一部を形成すると共に、実施可能な特定の実施形態を一例として図示している添付の図面を参照することにする。これらの実施形態は、当業者が実施形態を実施できるだけ十分に詳細に記載しており、さらにこれら実施形態の趣旨を逸脱することなく、別の実施形態が利用されることがあること、並びに論理的、機械的、電気的その他の変更が実施されることがあること、を理解すべきである。以下の詳細な説明はしたがって、限定の意図と取るべきではない。

30

【0017】

この詳細な説明は5つのセクションに分かれている。第1セクションでは、システムレベルの概要について記載する。第2セクションでは、実施形態の方法について記載する。第3セクションでは、実施形態を実施する際に組み合わせるハードウェア及び動作環境について記載する。第4セクションでは、具体的な実現形態について記載する。最後に、第5セクションでは、この詳細な説明の結論を提示する。

40

[システムレベルの概要]

図1は、システムレベルの概要を提供しているブロック図である。実施形態は図8のコンピュータ128及び130などのコンピュータ上におけるマルチプロセッシングでマルチスレッドの動作環境で動作するように記載している。

【0018】

図1は、全視野デジタル式マンモグラフィ(FFDM)向けの断層画像データを収集し処理するためのマンモグラフィ撮像システム100の概要を表している。図示した実施形態では、システム100は、初期画像データを収集すること、並びに表示及び解析のためにこの画像データを処理することの両方を行うように設計されたコンピュータ断層(CT)システムである。システム100の代替的な実施形態は、陽電子放出断層(PET)

50

マンモグラフィ・システム、核医学乳房撮像システム（シンチ・マンモグラフィ（*scintimammography*））、熱音響断層乳房撮像システム（*TCCT*）、電気的インピーダンス・マンモグラフィ・システム（*EIT*）、近赤外線マンモグラフィ・システム（*NIR*）及びX線トモシンセシス・マンモグラフィ・システム（*XR*）を含むことが可能である。

【0019】

図1では、撮像システム100は、コリメータ104に隣接して位置決めされたX線放射源102を含んでいる。この構成では、X線放射源102は典型的にはX線管である。しかし、別のモダリティは、別の撮像エネルギー源や放射源を有している。例えば、PETや核医学撮像などのモダリティでは、線源102として射出可能な放射性核種を利用しており、またこの線源102はこうした断層撮像システムで利用される代替的な撮像エネルギー源や放射源を包含している。撮像システム100は、乳房の詳細エリアを生検を伴わずに検査しようとする本技術分野における要求を解決している。

10

【0020】

図1のコンピュータ断層法に戻ると、コリメータ104は、患者108などの被検体をその内部に位置決めした領域内の放射線106の流れを可能にしている。放射線の一部110は、被検体またはその周囲を通過し、さらに全体を参照番号112で表した検出器アレイに当たる。全視野デジタル式マンモグラフィ（*FFDM*）では、その検出器は、間接的検出（電荷収集）、直接的検出及び直接的光子計数と呼ばれることがある3つのタイプとすることができる。間接的検出システム（例えば、光刺激式蛍光体、*CsI(Tl)* - *CCD*及び*CsI(Tl) - aSi*）では、光子が放出され、これが第2の段階では電荷となり、さらに光検出器内で電気信号となる。直接的検出（例えば、*aSe*）では、そのX線光子は直接的に電荷（電子 - 正孔対）になり、次いでさらに光伝導体内で電気信号となる。いずれのケースにおいても、生成される電気信号は、典型的には数百のX線光子からの相互作用によって生じている。この電気信号は、デジタル化されて画素の強度レベルを表している。直接的光子計数技法（例えば、*Si(B)*）では、単光子（*single photons*）が計数される。例えばこのケースでは、その光子数は、画素の強度レベルを直接的に表している。

20

【0021】

アレイの検出器素子は入射X線ビームの強度を表した電気信号を発生させる。これらの信号が収集されて処理され、被検体内部の特徴に関する画像が再構成される。線源102は、CT検査シーケンス向けにパワーと制御信号の両方を提供しているシステム制御装置124によって制御を受ける。さらに、システム制御装置124には検出器112が結合されており、検出器112内で生成された信号の収集がシステム制御装置124によって指令されている。システム制御装置124はさらに、ダイナミックレンジの初期調整、デジタル画像データの交互配置、その他などの様々な信号処理及びフィルタ処理機能を実行することができる。一般に、システム制御装置124は、検査プロトコルを実施して収集したデータを処理させるような撮像システムの動作を指令している。このコンテキストでは、システム制御装置124はさらに、典型的には汎用または特定用途向けデジタル・コンピュータ、コンピュータが実行するプログラム及びルーチンを保存するための付属のメモリ回路、並びに構成パラメータ及び画像データ、インタフェース回路、その他に基づいた信号処理回路も含んでいる。

30

40

【0022】

図1に示した構成では、システム制御装置124は直線位置決めサブシステム114及び回転サブシステム116に結合されている。回転サブシステム116によって、X線源102、コリメータ104及び検出器112を、撮像しようとする領域の周りに1回または複数回回転させることができる。この回転サブシステム116は、CTマンモグラフィ・システム内のヒトの乳房など撮像しようとする領域を受け容れるように適当に構成したガントリを含むことがあることに留意すべきである。したがって、システム制御装置124はガントリを動作させるために使用されることがある。

50

【 0 0 2 3 】

直線位置決めサブシステム 1 1 4 は撮像しようとする領域を直線的に変位させることができ、これにより患者 1 0 8 の特定のエリアに対する画像の作成が可能となる。

【 0 0 2 4 】

さらに、放射線源はシステム制御装置 1 2 4 の内部に配置された X 線制御装置 1 1 8 によって制御されることがあることは当業者であれば理解されよう。具体的には、X 線制御装置 1 1 8 は X 線源 1 0 2 に対してパワー及びタイミング信号を提供するように構成されている。当業者であれば、線源 1 0 2、検出器アレイ 1 1 2 及び X 線制御装置 1 1 8 がこれらの動作を実行するのに適したアナログ回路を備えることを理解されよう。

【 0 0 2 5 】

回転サブシステム 1 1 6 及び直線位置決めサブシステム 1 1 4 の動きを制御するためにモータ制御装置 1 2 0 が利用されることがある。さらに、このシステム制御装置 1 2 4 は、データ収集システム 1 2 2 を備えるようにも図示している。この構成では、検出器 1 1 2 はシステム制御装置 1 2 4 に結合されており、またさらに詳細にはデータ収集システム 1 2 2 に結合されている。データ収集システム 1 2 2 は検出器 1 1 2 の読み出し用電子回路が収集したデータを受け取っている。データ収集システム 1 2 2 は、典型的には、サンプリングしたアナログ信号を検出器 1 1 2 から受け取り、さらに LAN、WAN またはインターネットなどのデータ交換デバイス 1 2 6 を介したコンピュータ 1 2 8 による後続処理のためにこのデータをデジタル信号に変換する。データ収集 1 2 2 は本発明の概念を逸脱することなく検出器 1 2 2 レベルで実施することができる。

【 0 0 2 6 】

コンピュータ 1 2 8 は、典型的には、システム制御装置 1 2 4 に結合されている。データ収集システム 1 2 2 が収集したデータはコンピュータ 1 2 8 に送られ、さらにはメモリ 1 0 0 6、1 0 0 8、1 0 1 0 に送られる。こうした例示的なシステム 1 0 0 は大量のデータを保存するために任意のタイプのメモリを利用することができることを理解すべきである。さらに、コンピュータ 1 2 8 は、キーボードや別の入力デバイスを装備するのが典型的であるようなオペレータ・ワークステーション 1 3 0 を介してオペレータからコマンド及び走査パラメータを受け取るように構成されている。オペレータは入力デバイスを介してシステム 1 0 0 を制御することがある。したがって、オペレータは再構成画像及びコンピュータ 1 2 8 からのシステムに関するその他のデータを観察すること、撮像を開始すること、その他を行うことができる。

【 0 0 2 7 】

オペレータ・ワークステーション 1 3 0 またはコンピュータ 1 2 8 に結合させたディスプレイ 1 0 2 2 を利用して、再構成画像の観察及び撮像の制御を行うことがある（例えば、General Electric SENOGRAPH（商標）2000Dワークステーション）。さらに、走査した画像はまた、コンピュータ 1 2 8 及びオペレータ・ワークステーション 1 3 0 に結合させることがあるプリンタ上にプリントすることがある。さらに、オペレータ・ワークステーション 1 3 0 はまた、適当にプログラムされたポートを介して画像蓄積伝送システム（Picture Archiving and Communication System: PACS）に結合させることがある。画像蓄積伝送システムは、遠隔システム 1 0 1 4、放射線科情報システム及び病院情報システムに対して、あるいは内部のまたは外部のネットワークに対して結合させ、これにより図 8 に開示したように別の箇所にいても画像や画像データにアクセスできることに留意すべきである。

【 0 0 2 8 】

さらに、このコンピュータ 1 2 8 及びオペレータ・ワークステーション 1 3 0 は、標準のまたは特殊目的のコンピュータ・モニタや付属の処理回路を含むことがある別の出力デバイスに結合させることもあることに留意すべきである。システム・パラメータを出力する、検査を要求する、画像を観察する、その他のために、このシステム内で 1 つまたは複数のオペレータ・ワークステーション 1 3 0 をさらにリンクさせることがある。一般に、

10

20

30

40

50

このシステムの内部に提供されるディスプレイ、プリンタ、ワークステーション及び同様のデバイスは、データ収集構成要素の箇所に置かれることや、あるいは施設や病院内の別の場所または全く別の場所でこれらの構成要素から離れた箇所に置かれ、インターネット、仮想プライベート・ネットワーク、その他などの1つまたは複数の構成可能ネットワークを介して画像収集システムにリンクさせることがある。

【0029】

図2には、検出器112に関するデュアル・センサ構成を表している。画素ピッチがより小さいすなわち画素密度がより大きいと、小さな画像検出エリアで量子検出効率(DQE)がより高くなるため、検出器112の一部を形成するセンサ202及び204は異なるサイズとしている。DQEは撮像システムの動作性能であり、空間周波数の関数としたシステムのノイズ及び空間分解能特性を含んでいる。換言すると、DQEは、画像作成のために検出器がどの程度効率よくX線量子からの情報を有用な信号に変換できるかの1つの尺度である。

10

【0030】

図2では、患者108の撮像を実施するための所望の位置にセンサ202、204を位置決めするために機構206及び208が使用されている。機構206及び208は、センサ(202、204)を所望の箇所まで移動させるために運動機構210に個別に結合させている。この運動機構210は検出器112のレセプタクルの内部での移動を容易にする軌道や溝とすることができる。例えば、センサ204は、最初に乳房の様相(aspect)を計測するように位置決めすることができる。同時にこの機構は、乳房の様相をより高い分解能で計測するという要求が存在する場合に、センサ204の位置を把握することが可能である。この位置データは、より高DQEのセンサを用いて所望の箇所を撮像するためのセンサ202の位置決めを使用できるロードマップ・データとなる。

20

【0031】

図3では、検出器112に対して、超音波探触子用のコネクタを増強している。検出器112のレセプタクルは、超音波探触子用の接続部を備えた標準的なレセプタクルとすることができる。この構成によれば、コネクタ302を介して電氣的に結合させた検出器112及び超音波探触子によって共通の画像検出及び表示の電子回路を共有させることが可能となる。撮像システム300は、共通のハードウェア及びソフトウェアを使用した補完的撮像に対する本技術分野における要求を解決している。このコネクタは、レセプター300に対して可能な任意の接続とすることができる。例えば、この接続は超音波探触子400からレセプタクル300まで繋がる有線式ワイヤ、探触子からレセプタクルまでのワイヤレス接続、探触子とレセプタクルの間の光学リンク、あるいは探触子とレセプタクルの間で信号をリンクさせるための別の手段とすることができる。オペレータは、1次的な全視野検出器304によって特定される特定の関心対象エリアから超音波画像を取得することができる。

30

【0032】

図4は、マンモグラフィ撮像システム100に接続することが可能な超音波探触子400の図である。超音波探触子400は、共通のハードウェア及びソフトウェアを用いた補完的撮像に対する本技術分野における要求を解決している。この超音波トランスジューサ400は、その下縁に沿って形成させたスペーサ404を含んだスカートまたはカバー402に取り囲まれている。例えば界面活性剤や洗剤の水溶液などの適当な潤滑/結合用流体によって湿気をもたせて超音波トランスジューサ400との接触を容易にすることができるエラストマやゴム弾性のある材料408をトランスジューサ410の周りに配置させ、これによってこのエラストマ材料408とスペーサ404を実質的に同時に圧迫プレート406に対して接触状態とすることができる。したがって、トランスジューサ・アセンブリが圧迫プレート406の表面に沿って移動するに連れて、スペーサ404のプレート上に潤滑/結合用流体の薄い膜が被着される。カバー402によってさらに、材料408と接触することなくトランスジューサ・アセンブリを取り扱うことが可能となる。

40

【0033】

50

図5は、超音波サブシステム500を表している。撮像システム500は、超音波データからトモシンセシス画像を作成させるという本技術分野における要求を解決している。超音波サブシステム500の動作は、中空のキャビティまたはチェンバ内に乳房を引き込むために部分的な真空を使用しており、これによって、圧迫パドル法から来る不快感を伴うことなく解剖構造が固定の位置に拘束される。こうした圧迫は、医師やオペレータが撮像品質を高めるために組織をできるだけ薄く広げようと望むためにX線ベースの撮像が必要となる。こうした圧迫は乳房の超音波撮像では不要である。中空キャビティの内部では、エアポケットを排除すると共にこのキャビティと皮膚の間の界面において良好な伝達媒質（すなわち、音響インピーダンス整合）を提供するためにジェルが使用されている。こうしたジェルは、キャビティ・シェルの外部面上にも必要となることがある。4つの自由度が存在している、すなわち胸壁から外に出て行く軸（すなわち、乳首を通過する軸）を想定したとすると、この軸の周りの回転、この軸に沿った距離、この軸と直交する放射方向距離であるこの軸からの距離、また4つ目としてキャビティ・シェルの外部表面と概ね直交した接触を維持するために超音波探触子がつくる角度である。したがってこれらは、2つの直線運動（軸方向と放射方向）と、2つの角度運動（機構全体をフルに360度方位方向に動かす運動と、全体移動の90度から180度の間のいずれかだけ探触子のみを角度付けする運動）となる。この考え方は、基本的には、所望の画像を提供できるだけの十分なデータ組が得られるような方法でシェルの上で探触子を掃引動作させるための運動制御ガントリを提供することである。

10

【0034】

20

このサブシステムには、超音波探触子400と、運動機構508～514と、乳房などの患者の解剖構造502の一部を保持するためのチェンバ504と、が含まれる。チェンバ504の目的は、チェンバ504の表面への乳房502の完全な接触を保証するために部分的な真空を用いて乳房502を拘束することにある。代替的なチェンバ504や調節可能な幾何学構成を伴うチェンバ504の選択を使用すると個別患者の解剖構造502に対する厳密な合致が提供される。患者の解剖構造502を拘束するためにチェンバ504以外の手段を使用する場合、画像収集中のすべての時点で超音波探触子400の箇所（x、y、zの空間座標）及び方向（空間座標の基準フレームに対するビームの角度）に関して十分に正確なデータが利用できる状態であれば、その超音波探触子400の位置は手動式など別の方法によって実現することも可能である。

30

【0035】

この運動機構は、超音波探触子400をチェンバ504の輪郭に沿って放射方向に移動させるためのサブアセンブリ508を有している。さらに、サブアセンブリ510が、チェンバの方向に軸方向または内方に超音波探触子400を移動させる。超音波探触子400のフル回転（360度）はサブアセンブリ512及び514によって実現される。この4つの自由度はそれぞれ、各断層スライスまたはスライスの組ごとに乳房の周りでの探触子の360度回転に関する方位方向、回転軸に沿った直線方向、超音波探触子をチェンバの外部と接触状態に保つための回転中心からの放射方向、並びに探触子角度をこの機構の回転軸に対して関連させる角度方向となる。実質的に解剖構造502の形状に相当するチェンバ504の輪郭を超音波探触子400が追尾しているため、探触子の位置は各断層スライスごとに既知である。解剖構造や乳房502の拘束のために別の手段を使用する場合、超音波探触子400の位置及び方向は図8で記載した技法によって決定することができる。

40

【0036】

患者の解剖構造502とチェンバの間のエアポケットを排除するために506の位置に超音波ジェルが塗布される。チェンバ504の外部上にも超音波ジェルが使用されることになり、またチェンバ壁の材料は、ビームを材料や界面に送信したときにビームの減衰、反射あるいは散乱を最小限にするのに適した音響特性となるように選択されることとなる。本超音波探触子400は広ファンビームの収集が可能であるため、多くのコンピュータ断層スライスに関するデータを並列に収集すること可能であり、これにより必要なアキ

50

シャル位置は幾つかだけでよい。

【 0 0 3 7 】

図6は、超音波トランスジューサ探触子600の図である。超音波トランスジューサ探触子600の少なくとも1つのトランスジューサ素子(図示せず)は関心領域606を走査するための撮像面604を生成させる。超音波探触子600は、超音波データからトモシンセシス画像を作成させるという本技術分野における要求を満足している。この超音波トランスジューサの探触子600は、撮像面604の位置及び方向を決定するために探触子600のハウジングに取り付けられた位置/方向センサ612を有している。このセンサは、半導体ジャイロ、ピエゾジャイロ、あるいは箇所及び/または方向データを直接または間接的に計測可能な周知のまたは将来見いだされる別の任意のデバイスとすることができる。半導体ジャイロの例は、Futaba Corporationによって製造されている、Futaba GY240(商標)、Futaba GY401(商標)、Futaba GY502(商標)である。探触子ケーブル602を介して探触子600と結合させた医学診断用超音波撮像サブシステム(図7参照)は、センサ612が発生させたデータを使用し、センサ612及び/または撮像面604の位置及び方向を決定することができる。

10

【 0 0 3 8 】

この位置/方向センサ612は、取り扱っているデバイス600に取り付けられたまたは該デバイス内に埋め込まれた受動的または能動的デバイスに基づいた磁気式か光学的式のいずれかによる検知体、並びにセンサの基準フレームに対するデバイスの空間的位置を決定するためのセンサ(図示せず)、アンテナまたは光学的センサからなる組である。方向に関する基準フレームは、超音波探触子に対するビーコン及び検査完了時のホルダーの役割をする、乳房の位置決め器上の適当なレセプタクルとすることが可能である。一般に、センサ探触子(612)は、送信器に対して6つの自由度でトランスジューサ探触子600の移動を監視している。図6に示すように、超音波探触子600の位置/方向センサ612と送信器(図示せず)のそれぞれによって、3つの直交軸(X' 、 Y' 、 Z' 及び X'' 、 Y'' 、 Z'')により規定される原点(608、610)が規定される。センサ612は、位置決定のために送信器の原点に対する原点610の平行移動を監視しており、また向き決定のために送信器の X'' 、 Y'' 、 Z'' 軸に対する X' 、 Y' 、 Z' 軸の回転を監視している。センサ612の位置及び方向は、撮像面604の位置及び方向を決定するために使用することができる。図6に示すように、撮像面604は、トランスジューサ探触子600が発生させる中心音響線の原点と一致させることが好ましい3つの直交軸 X 、 Y 、 Z により規定される原点610を規定している。位置/方向センサ612に関する原点608の位置並びに軸 X' 、 Y' 、 Z' の向きは、撮像面604に関する原点608の位置並びに軸 X 、 Y 、 Z の向きと厳密に一致しないこともある。例えば図6では、撮像面604の原点608は位置/方向センサ612の原点610から Z 方向に距離 Z_0 、また Y 方向に距離 Y_0 だけずれている。したがって、センサ612の位置及び方向は撮像面604の位置及び方向を直接記述するものではない。

20

30

【 0 0 3 9 】

センサ612の位置及び方向から撮像面604の位置及び方向を決定するために、位置/方向センサ較正データを使用してセンサ612の位置及び方向を撮像面604の位置及び方向に変換している。したがって、そのセンサが撮像面と同じ方向を有していれば、その位置及び方向較正データには方向較正データが含まれないことがある。同様に、図6に示すように、センサが撮像面の1つまたは複数の軸に対して位置的なオフセットを有しないことがある。撮像面/センサのオフセットを規定するには多くの方法が存在するが、周知の方向基準に対して周期的なゼロ調整または較正が必要となる。少なくとも幾つかのタイプのセンサを較正する方法の1つでは、 X 、 Y 、 Z 方向の3つの直交する直線的寸法オフセットと、これらの軸のそれぞれの周りの3つの回転角度と、を使用している。別の方法には、位置変換マトリックスや4元数の使用が含まれる。

40

【 0 0 4 0 】

50

超音波探触子600を最適に動作させるには、撮像エリアを基準とした探触子の箇所及び方向を決定するために解剖構造の当該部分を固定状態に保つことが必要である。マンモグラフィを実施する、すなわち乳房を撮像するときに、図5で記載したチェンバ504によって解剖構造の当該部分が固定の箇所及び方向に保たれる。探触子600及びチェンバ504の組み合わせによって、乳房を断層画像再構成するための最適な状態が生成される。超音波探触子600は、スライス画像の計算を可能とするだけの十分に多くの角度からデータを取得できるように解剖構造を十分に長い間静止させて保持することが必要である。呼吸停止撮像によるなど解剖構造の当該部分をデータ収集中に比較的静止状態に保持すると、空間的整列が十分に得られ整列補正を実施する必要がない。画像レンダリング分野の当業者には周知のように、この補正や空間整列処理は撮像システムに適切な機能を追加することによって実現することができる。しかし、こうした補正には依然として、解剖構造を患者によって、あるいは機械的な拘束を適用することによってできる限り静止状態に保持することが必要である。例えば、脚や腕は機械的手段によって固定することができ、腹部は撮像サイクル内のある期間にわたって患者が呼吸停止することによって固定することができ、また頸部は本技術分野でよく知られた機械的手段によって拘束することができる。

10

【0041】

図7は、マルチモダリティ撮像システム700の概要を表している。システム700は、X線マンモグラフィ撮像サブシステム702と超音波マンモグラフィ撮像サブシステム704を含んでいる。撮像システム700は、共通のハードウェア及びソフトウェアを使用して補完的撮像を得るといふ本技術分野における要求、並びに超音波データからトモシンセシス画像を得るといふ本技術分野における要求を満足させている。これらのシステムは任意選択で、破線で示すように情報を共有するように直接電氣的に接続させることができる。システム700はさらに、画像融合/描出ワークステーション130を含んでいる。このワークステーション130は、汎用または特殊目的のコンピュータや別の任意のタイプの画像プロセッサを備えることがある。ワークステーション130は、画像を形成するためにサブシステム702及び704が収集したデータをコンピュータ130を介して受け取っている。ワークステーション130は、X線画像を超音波画像と位置合わせするプロセッサと、X線と超音波の融合画像を表示させるディスプレイと、を包含していることが好ましい。

20

30

【0042】

X線マンモグラフィ撮像サブシステム702は、デジタル検出器を使用する2D式X線マンモグラフィ・システム、X線管を走査させて複数の投影放射線写真を静止した乳房に対する様々な角度から収集している3D式X線トモシンセシス・システム、あるいはX線管が360度にわたる角度で走査される3D式X線CTシステムを含め、任意のX線撮像システムを備えることがある。同様に、超音波マンモグラフィ撮像サブシステム704は、既存の超音波撮像システムや将来開発される任意の超音波撮像システムなどの任意の超音波撮像システムを含むことができる。上述のサブシステムの任意の組み合わせは、3D超音波撮像を伴う3D式X線、2D超音波撮像を伴う3D式X線、3D超音波撮像を伴う2D式X線、並びに2D超音波撮像を伴う2D式X線を含めた、マルチモダリティ・システム1を備えることがある。

40

【0043】

図7は、デュアル・モダリティ式のフル機能マンモグラフィ撮像システム700を表している。本システムは、X線マンモグラフィ・サブシステム702と超音波サブシステム704の間の選択のためにマンモグラフィ・システム700のコンソールの位置でスイッチ707を使用している。このスイッチ707は、コンソールにある従来式のスイッチ、マンモグラフィ・システムのディスプレイにあるスイッチ、あるいは、キーボード、マウス、タッチスクリーンを使用して選択可能か、選択した条件に基づいて自動的に選択可能なソフトウェア・スイッチとすることが可能である。この構成では、システムが超音波モードで使用されているとしたら超音波画像を表示するために既存のマンモグラフィ・シス

50

テム700の高品質ディスプレイを使用することになる。超音波コンソールの制御子は単一の統合コンソールを成すようにマンモグラフィ・コンソール内に組み込まれることになる。超音波探触子は、マンモグラフィのガントリにプラグ接続されたケーブルによってシステムに繋がっている。これによって、2つの別々のシステムの場合と比べてユーザに対してより簡単でよりコンパクトに実装し、これによって一体式でデュアル・モダリティのフル機能マンモグラフィ撮像システムの所与のユーザ処置室内への据え付けを容易にさせるという本技術分野における要求が満たされる。

【0044】

図8は、マンモグラフィ撮像システム800のブロック図である。撮像システム800は、共通のハードウェア及びソフトウェアを使用して補完的撮像を得るという本技術分野における要求、並びに超音波データからトモシンセシス画像を得るという本技術分野における要求を満足させている。マンモグラフィ・システム800は、X線撮像を実行するためのX線サブシステムと、X線画像と超音波画像の両方の撮像収集を制御し実行するためのコンピュータ128と、画像の保存、表示及び解析のためのワークステーション130と、を含んでいる。項番802は図6でより完全に記載したような位置センサ806を有する超音波探触子である。超音波探触子802及びセンサ806は、超音波撮像のため、並びに患者の解剖構造から取得された各画像ごとに超音波探触子の移動に基づいて位置データを確認するために、超音波サブシステム808を形成するように一緒に収容することができる。超音波探触子を所望の箇所に位置決めするための運動制御装置804を図示している。

【0045】

運動制御装置804は、断層スライスまたは断層スライス組を実現するように位置センサ806と連携して超音波探触子を所望の箇所に配置できる適当にプログラムされたマイクロプロセッサとすることができる。運動制御装置804は、オペレータと連携して、超音波探触子802を撮像のための所望の箇所に配置させることもできる。

【0046】

図9は、マンモグラフィ撮像システム900のブロック図である。撮像システム900は、共通のハードウェア及びソフトウェアを使用して補完的撮像を得るという本技術分野における要求、並びに超音波データからトモシンセシス画像を得るという本技術分野における要求を満足させている。本撮像システムは、上述の図に関して記載したようにX線サブシステム502と超音波サブシステム(902、908)を含んでいる。この超音波サブシステムは、機械と人間の関与の組み合わせによって操作して適所に配置させることができる。したがって、運動制御装置704の基準は、所望の領域にわたって探触子を位置決めするモータ制御装置や人間のオペレータである。

【0047】

マンモグラフィ撮像システム900は、ある特定の解析に必要な画像のスケジュールに追従するために第1の記憶910、第2の記憶712及び比較器ユニット714を含んでいる。この解析は、利用されるモダリティによらず、再構成、トモシンセシス、画像の融合、あるいは画像の組を必要とするような別の任意の技法を目的とすることが可能である。第1の記憶910は、オペレータによってセッションで必要とされる画像のスケジュールを有している。セッションは位置及び方向データに基づくことができる。例えば、ある特定の解析や診断に所与の箇所及び方向からの画像が望まれるようなセッションが存在することがある。セッションは、任意の時点で完了する可能性があり、また別の検査を実施するまで遅延させる可能性があることを理解すべきである。第2の記憶912は、最低でも箇所及び方向を示す標識を有する所与のセッションに対する画像の集積体となる。例えば、ある画像は、撮像空間の箇所、並びにこの撮像空間に対する超音波探触子902の向きを規定するパラメータを指示することになる。探触子の箇所及び方向が十分な方向の組にわたって採取した画像データの組について既知であれば、断層画像再構成を計算してこのデータ組から断層画像及び/または3D画像を提供することができる。この構成では、超音波探触子を操作するオペレータは實際上、CTガントリの代わりに、所望の画質レベ

10

20

30

40

50

ルに合わせた画像再構成を実行するのに十分なデータ組を取得できる方式で探触子を移動させる。比較器 914 は、第 1 の記憶 710 内のスケジュール・データ及び第 2 の記憶 912 内の撮像情報を使用して、探触子によってすでにカバーされた箇所及び方向を追尾することができる。比較器 914 は、物理的回路とすることが可能であり、また比較器 914 は、画像再構成を完了できるだけの十分なデータを提供するには探触子のどの箇所及び方向が必要な状態にあるかに関してオペレータに知らせ、これによってオペレータによる探触子の操作をガイドできるようなソフトウェアとすることも可能である。この方法では、患者に対して過剰な圧力や不快感を生じさせずに患者に対する探触子の接触状態を維持するのに長けている人間のオペレータの手作業の技能を、コンピュータの完全性と組み合わせることによって、コンピュータによる要求に応じた十分なデータ収集を可能とさせ、このデータから断層再構成及び/または 3D 画像合成を首尾良く完了させることができる。

10

[一実施形態の方法]

前セクションでは、一実施形態の動作に関するシステムレベルの概要について記載した。本セクションでは、こうした実施形態のサーバ及びクライアント 128 及び 130 によって実行される具体的な方法を一連の流れ図を参照しながら記載する。方法について流れ図を参照しながら記載することによって当業者は、適当にコンピュータ化したクライアント上でそのプロセッサによってコンピュータ読み取り可能な媒体からの命令を起動させて本方法を実行させる命令を含んだこうしたプログラム、ファームウェア、またはハードウェアの開発が可能となる。同様に、サーバ・コンピュータのプログラム、ファームウェア、またはハードウェアによって実行する方法もまたコンピュータ実行可能な命令から構成されている。方法 1100 ~ 1500 は、コンピュータ、マイクロプロセッサ、または制御装置の一部であるファームウェアまたはハードウェア上で起動している、あるいは該ファームウェアまたはハードウェアによって実行されるクライアント・プログラムによって実行されており、コンピュータ 128 またはワークステーション 130 が取る必要がある措置を包含している。

20

【 0048 】

図 11 は、一実施形態に従ってコンピュータ 128 またはワークステーション 130 によって実行される方法 1100 の流れ図である。方法 1100 は、選択されたエリアを生検をせずに検査しようという本技術分野における要求を満足させている。方法 1100 は、様々な検出器を使用して X 線データを収集するために前出の図で示したマンモグラフィ・システムを制御している。

30

【 0049 】

本方法は処理動作 1102 で開始される。処理動作 1102 では、マンモグラフィ・システムが、ある期間にわたって乳房に X 線を照射するように指令を受ける。さらに、処理動作 1102 では、乳房の画像を形成させるためにレセプタクル 112 内の検出器の出力を読み取る。検出器上に入射する X 線の読み取り以外に、この処理動作では、関心領域、レセプタクル内の検出器の位置及び追加の解析を要することがある組織の深度などの追加的な情報を収集する。検出器の位置はロードマップ・データとして知られており、またその目的はレセプタクル内部での第 1 の検出器の箇所を様々な自由度による記述に従って規定することにある。この自由度は、所与のマーク位置から左または右、所与のマーク位置から上または下、あるいは規定したレベルから外側または内側とすることができる。さらに正式には、レセプタクル内部の任意の空間は X、Y、Z などのデカルト座標によって規定して 6 つの自由度を得ることができる。さらに、第 2 のセンサを位置決めするには、これより少ない自由度（例えば、2 つの自由度）による配置を依然として使用することができる。制御は処理動作 1104 に進む。

40

【 0050 】

処理動作 1104 では第 1 のデータ組を収集する。この第 1 のデータ組は、X 線の強度、深度信号、ロードマップ信号などの信号を包含している。さらに処理するために制御は処理動作 1106 に進む。

50

【 0 0 5 1 】

処理動作 1 1 0 6 では、情報が導出される。この導出された情報は、組織の深度、D Q E の高い画像が得られるように第 2 の検出器を位置決めするためのロードマップまたは箇所、並びにディスプレイ上で適当な分解能によって観察可能な画像への強度変換に関連する。次いで制御は処理動作 1 1 0 8 に進む。

【 0 0 5 2 】

処理動作 1 1 0 8 では、照射及び検出が実施される。処理動作 1 1 0 4 及び 1 1 0 6 において、あるいはユーザ（例えば、医師やマンモグラフィ技師）によって、第 1 の検出器から導出したものと比べてより上質の画像によるさらなる解析をさせる領域が特定されている。コンピュータまたはオペレータは、このロードマップ・データを用いて、第 2 の画像を取得するために第 2 の検出器を位置決めすることができる。乳房を照射するために X 線源が使用されると共に、送出された X 線の強度が第 2 の検出器によって計測される。次いで制御は処理動作 1 1 1 0 に進む。

10

【 0 0 5 3 】

処理動作 1 1 1 0 では、第 2 のデータ組が収集される。収集されたデータ組はコンピュータ 1 2 8 またはワークステーション 1 3 0 によって処理され、照射領域に対する画像が作成される。次いで、さらに処理するために制御は処理動作 1 1 1 2 に進む。

【 0 0 5 4 】

処理動作 1 1 1 2 では、このデータ組が高分解能ディスプレイ上に描出される。この画像は、個別に表示されることや、あるいは単一表示となるように互いに合成させることができる。代替として、デュアル・モニタを備えたワークステーションを使用して別々の画面に画像を表示させることも可能である。

20

【 0 0 5 5 】

図 1 2 は、一実施形態に従ってコンピュータ 1 2 8 またはワークステーション 1 3 0 によって実行される方法 1 2 0 0 の流れ図である。方法 1 2 0 0 は、共通のハードウェア及びソフトウェアを使用して補完的撮像を得るといふ本技術分野における要求を満足させている。本方法の目的は、デュアル・モダリティ機能を有する画像検出/表示電子回路を十分に活用することにある。本方法は、超音波及び X 線に対して離散的なユニットを使用することなく、超音波画像を処理及び表示のために X 線システムの構成要素を使用している。

30

【 0 0 5 6 】

本方法は、モダリティを選択する処理動作 1 2 0 2 で開始される。スイッチ 7 0 6 に言及しながら上で指摘したように、このモダリティはソフトウェアによるトリガによって選択されることや、マンモグラフィ・システム 7 0 0 のコンソールにある物理的スイッチの起動によって選択されることがある。このソフトウェア・トリガは、統計解析ベースの以前の使用法、超音波探触子にある起動スイッチ、あるいは別の多くの可能性に基づくことが可能である。モダリティを選択し終えた後、制御は処理動作 1 2 0 4 に進む。

【 0 0 5 7 】

処理動作 1 2 0 4 では、超音波モダリティが決定される。処理動作 1 2 0 4 では、処理動作 1 2 0 2 において超音波モダリティが選択されたか否かが判定される。処理動作 1 2 0 4 では同様に容易に、X 線モダリティが選択されたか否かの判定を試みることも可能であることを理解すべきである。超音波モダリティが選択された場合には制御が処理動作 1 2 0 6 に進み、そうでなければ制御は処理動作 1 2 0 8 に進む。

40

【 0 0 5 8 】

処理動作 1 2 0 6 では、超音波データが収集される。超音波データは以下の方法 1 3 0 0、1 4 0 0 または 1 5 0 0 によって収集することができる。選択されたモダリティが X 線であった場合は、X 線データを収集するための周知の方法、または方法 1 1 0 0 によってデータが収集されることになる。データ（X 線データまたは超音波データ）が収集された後、制御は処理動作 1 2 1 0 に進む。

【 0 0 5 9 】

50

処理動作 1 2 1 0 では、画像が作成される。作成される画像は、X線画像の場合と超音波画像の場合がある。さらに、処理動作 1 2 1 0 は、そのモダリティに関わらず、撮像レセプター内の電子回路及び撮像収集電子回路 (r e f - r e g ボード、検出器制御ボード及び撮像検出器回路 (I D C)) の残りの部分を両モダリティによって共通に使用することが可能であることを認識していることに留意されたい。次いで制御は処理動作 1 2 1 2 に進む。

【 0 0 6 0 】

処理動作 1 2 1 2 では、作成された画像が保存される。この画像は長期記憶内や短期記憶内に保存することができる。1枚の画像の従来サイズは 8 M B であり、また 1 セッションあたり 8 枚の画像が存在する (6 4 M B) のが通常であるため、短期メモリはコンピュータ 1 2 8 またはワークステーション 1 3 0 の位置にある R A M、Z I P ドライブ、またはハードドライブとすることが可能である。長期記憶は、当業者によく知られた画像蓄積伝送システム (P A C S) によって実現することが可能である。画像を保存した後、さらに処理するために制御は処理動作 1 2 1 4 に進む。

【 0 0 6 1 】

処理動作 1 2 1 4 では、画像が表示される。この画像は、必要な操作を最小限にするほど最適なグレイスケールによって表示されるべきである。この点に関しては、ワークステーションが異なれば有する能力も異なってくる。G e n e r a l E l e c t r i c の閲覧ワークステーションは、8ビット (すなわち、2 5 6 段階のグレイレベル) の表示が可能である。視覚は約 1 5 0 段階のグレイレベルしか知覚することができない。ここでの問題は、存在するグレイレベル段階の数ではなく、これらが撮像タスクで必要とされる情報を包含していることを確認することである。1 4 ビットのデジタル画像を 1 0 ビットの表現まで圧縮すると、全グレイスケールの分解能による描出において全グレイスケールの 1 / 1 6 しか確認することができない。これに応じて 8 ビットの表現では、全グレイスケールの 1 / 6 4 しか確認することができない。したがって、提示しようとする情報は極めて慎重に抽出することが必要である。G e n e r a l E l e c t r i c の閲覧ワークステーションに関する可能な解決法の 1 つは、特殊なキーボード上で迅速に選択が可能な幾つかの異なるウィンドウ・レベルを使用することである。

【 0 0 6 2 】

図 1 3 は、一実施形態に従ってコンピュータ 1 2 8 またはワークステーション 1 3 0 によって実行される方法 1 3 0 0 の流れ図である。方法 1 3 0 0 は、超音波データからトモシンセシス画像を得るといふ本技術分野における要求を満足させている。本方法の目的は、フル回転 (3 6 0 度) のビーム・パースペクティブから解剖構造の超音波画像データを収集することである。

【 0 0 6 3 】

本方法は解剖構造をチェンバ内に位置決めする処理動作 1 3 0 2 で開始される。図 5 を参照しながら上で指摘したように、乳房は真空を使用することによって被検体の形状に合わせて調整または設計することが可能なチェンバ内で適所に保持されている。さらに、画像の品質を高めるために、チェンバの内側及び外側部分にジェルを塗布し、超音波ビームの減衰、反射または散乱により超音波画像の全体的品質を低下させる可能性があるエア・ギャップを排除することができる。チェンバ内に乳房を配置させた後、次いで制御は処理動作 1 3 0 4 に進む。

【 0 0 6 4 】

処理動作 1 3 0 4 では、チェンバの輪郭が超音波探触子を用いて走査される。サーボ制御式や手動制御式とすることができる移動機構によってチェンバの輪郭が追跡される。この移動は、最低でも、各スライス組ごとの 3 6 0 度回転に関する方位方向、回転軸に沿った直線方向、回転中心からの放射方向、並びに探触子角度を移動機構の回転軸に対して関連させた角度方向に基づいた 4 つの自由度を追跡すべきである。この機構がチェンバの周りでその旋回動作を実行し終えた後、収集されたデータは、処理動作 1 3 0 6 において画像への変換の準備として超音波データに組み上げられる。

【 0 0 6 5 】

処理動作 1 3 0 8 では、画像が作成される。処理動作 1 3 0 8 では、収集されたデータ点が画像に変換される。次いで制御は処理動作 1 3 1 0 に進む。

【 0 0 6 6 】

処理動作 1 3 1 0 では、当該のセッションに関する撮像の完了の判定が行われる。撮像が完了していなければ、さらに処理するために制御は処理動作 1 3 0 4 に進む。撮像が完了していれば、さらに解析または観察するために 1 枚の画像（または、複数枚の画像）が保存される。

【 0 0 6 7 】

処理動作 1 3 1 2 では、作成された 1 枚の画像（または、複数枚の画像）が保存される。方法 1 1 0 0 及び 1 2 0 0 に関する上の記述で指摘したように、この画像の保存は、長期記憶内と短期記憶内のいずれかとなる。記憶処理動作が完了した後、さらに処理するために制御は処理動作 1 3 1 4 に進む。

【 0 0 6 8 】

処理動作 1 3 1 4 では、乳房の 1 枚の画像（または、複数枚の画像）が解析のために適当なディスプレイ上に表示される。

【 0 0 6 9 】

図 1 4 は、一実施形態に従ってコンピュータ 1 2 8 またはワークステーション 1 3 0 によって実行される方法 1 4 0 0 の流れ図である。方法 1 4 0 0 は、超音波データからトモシンセシス画像を得るといふ本技術分野における要求を満足させている。本方法の目的は、チェンバ 5 0 4 以外の手段によって拘束された乳房上で超音波探触子を使用することによって、フル回転（360度）のビーム・パースペクティブから解剖構造の超音波画像データを収集することである。超音波探触子の位置決めは、箇所（X、Y、Z座標）及び方向に関して十分に正確なデータが利用可能であれば、手動式を含め別の方法によって実現させることも可能である。この箇所及び方向の判定が可能な超音波探触子（図 6 参照）によればこの必要条件が達成されることになる。

【 0 0 7 0 】

方法 1 4 0 0 は処理動作 1 4 0 2 で開始される。処理動作 1 4 0 2 では、探触子 6 0 0 内のセンサによって、検査中の乳房を基準とした超音波探触子の箇所及び方向が収集される。これらの信号が収集された後、さらに処理するために制御は処理動作 1 4 0 4 に進む。

【 0 0 7 1 】

処理動作 1 4 0 4 では、収集された箇所及び方向の信号が補正される。この補正はテーブル参照、信号の数学的演算、フィルタ処理、または信号を補正するために周知のまたは将来的な任意の技法のいずれかによって実行することができる。さらに、信号の収集と信号の補正の両方を、超音波探触子 6 0 0 内に存在させることができる。代替としてその補正は、マンモグラフィ・システム内の適当な回路またはソフトウェアによって実行することができる。信号が補正された後、さらに処理するために制御は処理動作 1 4 0 8 に進む。

【 0 0 7 2 】

処理動作 1 4 0 6 では、補正された信号が取得されかつ処理されて超音波画像が作成される。データ組を収集し終えた後、制御は処理動作 1 4 0 8 に進む。

【 0 0 7 3 】

処理動作 1 4 1 0 では、作成された 1 枚の画像（または、複数枚の画像）が保存される。方法 1 1 0 0 及び 1 2 0 0 に関する上の記述で指摘したように、この画像の保存は、長期記憶内と短期記憶内のいずれかとなる。記憶処理動作が完了した後、さらに処理するために制御は処理動作 1 4 1 2 に進む。

【 0 0 7 4 】

処理動作 1 4 1 2 では、当該のセッションに関する撮像の完了に関する判定が行われる。撮像が完了していなければ、さらに処理するために制御は処理動作 1 4 0 2 に進む。撮

10

20

30

40

50

像が完了していれば、さらに処理するために制御は処理動作 1 4 1 4 に進む。

【 0 0 7 5 】

処理動作 1 4 1 4 では、乳房の 1 枚の画像（または、複数枚の画像）が解析のために適当なディスプレイ上に表示される。

【 0 0 7 6 】

図 1 5 は、一実施形態に従ってコンピュータ 1 2 8 またはワークステーション 1 3 0 によって実行される方法 1 5 0 0 の流れ図である。方法 1 5 0 0 は、超音波データからトモシンセシス画像を得るといふ本技術分野における要求を満足させている。本方法の目的は、乳房の 3 次元表現を形成するために、あるスケジュールに従うと共に箇所及び方向パースペクティブのリストをメンテナンスすることによって画像データを収集することである。

10

【 0 0 7 7 】

本方法は処理動作 1 5 0 2 で開始される。処理動作 1 5 0 2 では、オペレータ、ユーザ、またはコンピュータ・システムは乳房の 3 次元表現を収集するのに必要な画像のスケジュールに入る。ここで使用されるスケジュールは、画像を取得する際に従わねばならないシーケンスを含むことができ、またこのスケジュールは、乳房を基準とした探触子の箇所及び方向に基づいてさらに規定することができる。スケジュールを受け取り終えた後、次いで制御は処理動作 1 5 0 4 に進む。

【 0 0 7 8 】

処理動作 1 5 0 4 では、方法 1 1 0 0、1 2 0 0、1 3 0 0 または 1 4 0 0 など上述した方法のうちの何れかに従ってマンモグラフィ・システムによって撮像が実施される。画像を収集し終えた後、次いで制御は処理動作 1 5 0 6 に進む。

20

【 0 0 7 9 】

処理動作 1 5 0 6 では、画像に標識が付与される。この標識は処理動作 1 5 0 2 で示したスケジュールとの比較を容易にする任意のラベルとすることができる。例えば、この標識は超音波探触子の箇所及び方向に基づかせることが可能であり、あるいはこの標識はそのスケジュールに対して突き合わせることができる英数字列とすることも可能である。画像に標識を付加した後、制御は処理動作 1 5 0 8 に進む。

【 0 0 8 0 】

処理動作 1 5 0 8 では、撮像スケジュールと実施された画像の標識に関する比較が実施される。別の画像を取得することが必要であるとの指示があれば、撮像スケジュールのすべての項目が照射済み画像に付与された標識と一致するまで処理動作 1 5 0 4、1 5 0 6 及び 1 5 0 8 が反復される。この指示は、システムによって削除されるか完了したとフラグが与えられるかのいずれかであるようなバッファ、テーブルまたはリストに対するメンテナンスによって実施することができる。

30

【 0 0 8 1 】

処理動作 1 5 1 0 では、解析のために乳房の 3 D 表現が適当なディスプレイ上で視覚化される。

【 0 0 8 2 】

幾つかの実施形態では、方法 1 1 0 0 ~ 1 5 0 0 は、図 1 0 のプロセッサ 1 0 0 4 などのプロセッサによって実行させた際にプロセッサに対してそれぞれの方法を実行させる命令シーケンスを表している搬送波内に埋め込まれたコンピュータ・データ信号として実現される。別の実施形態では、方法 1 1 0 0 ~ 1 4 0 0 は、図 1 0 のプロセッサ 1 0 0 4 などのプロセッサに対してそれぞれの方法を実行するように指令することができる実行可能な命令を有するコンピュータ・アクセス可能な媒体として実現される。様々な実施形態では、その媒体は磁気媒体、電子媒体、または光学媒体である。

40

[ハードウェア及び動作環境]

図 1 0 は、別の実施形態をその内部で実施することができるハードウェア及び動作環境 1 0 0 0 のブロック図である。図 1 0 に関する説明は、コンピュータ・ハードウェアの概要、並びに幾つかの実施形態を連携して実現できる適当なコンピュータ環境を提供してい

50

る。コンピュータ実行可能命令を実行するコンピュータに関連して実施形態を記載することにする。しかし、幾つかの実施形態はそのコンピュータ実行可能命令を読み出し専用メモリ内に実現させているコンピュータ・ハードウェアの形態でその全体を実現させることができる。幾つかの実施形態はさらに、タスクを実行するリモート・デバイスを通信ネットワークを介してリンクさせているクライアント/サーバ・コンピュータ環境の形態で実現させることができる。プログラム・モジュールは分散式コンピュータ環境内でローカルとリモートの両方のメモリ記憶デバイスに常駐させることができる。

【0083】

コンピュータ1002は、Intel(商標)、Motorola(商標)、Cyrilix(商標)その他から市販されているプロセッサ1004を含む。コンピュータ1002はさらに、ランダムアクセスメモリ(RAM)1006、読み出し専用メモリ(ROM)1008及び1つまたは複数の大容量記憶デバイス1010、並びに様々なシステム構成要素を処理ユニット1004に動作可能に結合させているシステム・バス10102を含む。メモリ1006、1008及び大容量記憶デバイス1010は、コンピュータ・アクセス可能媒体の形態をしている。大容量記憶デバイス1010は、より具体的には、コンピュータ・アクセス可能な不揮発性の媒体の形態をしており、また1つまたは複数のハードディスク駆動装置、フレキシブルディスク駆動装置、光ディスク駆動装置及びテープ・カートリッジ駆動装置を含むことができる。プロセッサ1004は、コンピュータ・アクセス可能な媒体上に保存されているコンピュータ・プログラムを実行する。

【0084】

コンピュータ1002は、通信デバイス1016を介してインターネット1014と通信可能に接続させることができる。インターネット1014の接続は、本技術分野においてよく知られている。一実施形態では、通信デバイス1016は、通信ドライバに応答し、当技術分野で「ダイアルアップ接続」として知られる接続を介してインターネットへの接続を行うモデムである。別の実施形態では、通信デバイス1016は、当技術分野で「直接接続」(例えば、T1回線など)として知られる接続を介してインターネットにそれぞれが接続されているローカルエリアネットワーク(LAN)に接続させたイーサネット(商標)や同様のハードウェア・ネットワーク・カードである。

【0085】

ユーザは、キーボード10110やポインティング・デバイス1020などの入力デバイスを介してコンピュータ1002にコマンドや情報を入力する。キーボード10110は、本技術分野で知られるようにコンピュータ1002に対する文字情報の入力を可能にしており、また実施形態は特定の任意のタイプのキーボードに限定されるものではない。ポインティング・デバイス1020は、各バージョンのMicrosoft Windows(商標)などのオペレーティング・システムのグラフィカル・ユーザ・インタフェース(GUI)によって提供される画面ポインタの制御を可能にしている。実施形態は特定の任意のポインティング・デバイス1020に限定されるものではない。こうしたポインティング・デバイスには、マウス、タッチパッド、トラックボール、リモート制御子及びポイント・スティックが含まれる。別の入力デバイス(図示せず)には、マイクロフォン、ジョイスティック、ゲーム用パッド、衛星受信アンテナ、スキャナ、その他を含むことができる。

【0086】

幾つかの実施形態では、コンピュータ1002は表示デバイス1022と動作可能に結合されている。表示デバイス1022はシステム・バス1012に接続されている。表示デバイス1022は、コンピュータ情報、映像情報及びその他の情報を含む情報を、コンピュータのユーザが観察できるように表示することを可能にしている。実施形態は、特定の任意の表示デバイス1022に限定されるものではない。こうした表示デバイスには、陰極線管(CRT)ディスプレイ(モニタ)、並びに液晶ディスプレイ(LCD)などのフラットパネル・ディスプレイが含まれる。モニタ以外にも、コンピュータは、プリンタ(図示せず)などその他の周辺入力/出力デバイスを含むのが典型的である。スピーカ1

10

20

30

40

50

024及び1026は、音響信号出力を提供する。スピーカ1024及び1026もまたシステム・バス1012に接続されている。

【0087】

コンピュータ1002はさらに、コンピュータ・アクセス可能媒体であるRAM1006、ROM1008及び大容量記憶デバイス1010上に保存されていると共にプロセッサ1004によって実行されるオペレーティング・システム（図示せず）を含む。オペレーティング・システムの例には、Microsoft Windows（商標）、Apple MacOS（商標）、Linux（商標）、UNIX（商標）が含まれる。実施例は特定の任意のオペレーティング・システムに限定されるものではないが、こうしたオペレーティング・システムの構造及び使用法は本技術分野内でよく知られている。

10

【0088】

コンピュータ1002の実施形態は、任意のタイプのコンピュータ1002に限定されるものではない。様々な実施形態では、コンピュータ1002は、PC対応のコンピュータ、Mac OS（商標）対応のコンピュータ、Linux（商標）対応のコンピュータ、あるいはUNIX（商標）対応のコンピュータを含む。こうしたコンピュータの構造及び使用法は本技術分野内でよく知られている。

【0089】

コンピュータ1002は、ユーザ制御可能なポインタを含むグラフィカル・ユーザ・インタフェース（GUI）を提供するために少なくとも1つのオペレーティング・システムを使用して動作することができる。コンピュータ1002は、コンピュータ1002のユーザが、イントラネット、あるいはURL（Universal Resource Locator）アドレスによってアドレス指定されたインターネットのワールドワイドウェブ・ページにアクセス可能とするために少なくとも1つのオペレーティング・システム内で実行される少なくとも1つのウェブ・ブラウザ・アプリケーション・プログラムを含むことができる。ブラウザ・アプリケーション・プログラムの例には、Netscape Navigator（商標）やMicrosoft Internet Explorer（商標）が含まれる。

20

【0090】

コンピュータ128は、遠隔コンピュータ130などの1つまたは複数の遠隔コンピュータとの論理接続を使用するネットワーク式環境で動作することができる。これらの論理接続は、コンピュータ128とまたはその一部分と結合させた通信デバイスによって実現される。実施形態はある特定のタイプの通信デバイスに限定されるものではない。遠隔コンピュータ130は、別のコンピュータ、サーバ、ルータ、ネットワークPC、クライアント、ピア（peer）デバイス、あるいは別の共有ネットワーク・ノードとすることができる。図10に示した論理接続は、ローカルエリアネットワーク（LAN）1030及びワイドエリアネットワーク（WAN）1032を含む。こうしたネットワーク環境は、事務所、事業体内コンピュータ・ネットワーク、イントラネット及びインターネットにおいて一般的である。

30

【0091】

LANネットワーク環境で使用する場合、コンピュータ128及び遠隔コンピュータ130は、通信デバイス1016の一形態であるネットワーク・インタフェースまたはアダプタ1034を介してローカル・ネットワーク1030に接続される。遠隔コンピュータ128はさらにネットワーク・デバイス1036を含む。従来のWANネットワーク環境で使用する場合、コンピュータ128及び遠隔コンピュータ130はモデム（図示せず）を介してWAN1032と通信する。このモデムは、内部モデムとすることも外部モデムとすることも可能であり、システム・バス10102に接続されている。ネットワーク環境では、コンピュータ1002に関して示したプログラム・モジュールあるいはその一部は、遠隔コンピュータ130内に保存することが可能である。

40

【0092】

コンピュータ1002はさらに電源1038を含む。各電源は電池とすることができる

50

【 0 0 9 3 】

より具体的には、コンピュータ読み取り可能なプログラムの実施形態では、そのプログラムはJava（商標）、Smalltalk（商標）またはC++などのオブジェクト指向言語を用いてオブジェクト向けに構造化することが可能であり、またこのプログラムはコボルやCなどの手続き型言語を用いて手続き向けに構造化することが可能である。ソフトウェア・コンポーネントは、アプリケーション・プログラム・インタフェース（API）、あるいはリモート・プロシージャ・コール（RPC）、共通オブジェクト・リクエスト・ブローカー・アーキテクチャ（CORBA）、コンポーネント・オブジェクト・モデル（COM）、分散型コンポーネント・オブジェクト・モデル（DCOM）、分散システム・オブジェクト・モデル（DSOM）及び遠隔メソッド呼び出し（RMI）などのプロセス間通信技法など、当業者によく知られた多くの手段のうちのいずれかによって連絡することができる。これらのコンポーネントは、図10のコンピュータ128にあるようにわずか1つのコンピュータ上で実行することや、少なくとも存在するコンポーネントの数だけのコンピュータ上で実行することがある。

10

【 結 論 】

マンモグラフィ・システム及び方法について記載してきた。本明細書では特定の実施形態について例証し記載したが、提示した特定の実施形態を同じ目的を達成するように計算された任意の機構によって置換することができることは当業者であれば理解されよう。本出願は任意の適応形態や変形形態を包含するように意図している。

20

【 0 0 9 4 】

詳細には、方法及び装置の呼称は実施形態を限定することを意図していないことは当業者であれば容易に理解されよう。さらに、構成要素に対して追加的な方法及び装置を付加することが可能であり、構成要素間で機能を配分し直すことが可能であり、かつ実施形態で使用される将来的な改良や物理的考案に対応した新たな構成要素を実施形態の範囲を逸脱することなく導入することが可能である。将来の通信デバイス、異なるファイル・システム及び新たなデータ種別に対して実施形態を適用できることは当業者であれば容易に理解されよう。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。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 9 5 】

【 図 1 】 マンモグラフィ・システム向けの一実施形態のシステムレベルの概要を表した図である。

【 図 2 】 マンモグラフィ・システム用の2検出器レセプタクルの図である。

【 図 3 】 マンモグラフィ・システム用の1検出器レセプタクル及びコネクタの図である。

【 図 4 】 マンモグラフィ・システムの一実現形態で使用するための超音波探触子の図である。

【 図 5 】 チェンバ及び超音波探触子を使用するマンモグラフィ・システムのシステムレベルの概要を表した図である。

40

【 図 6 】 位置及び方向を決定するためのセンサ及びデバイスを有する超音波探触子の図である。

【 図 7 】 X線サブシステム及び超音波サブシステムを利用しており、これらサブシステム間の切り替えのためにスイッチを備えたマンモグラフィ・システムの図である。

【 図 8 】 運動制御装置及び位置センサを備えたマンモグラフィ・システムの図である。

【 図 9 】 比較器を有する、第1及び第2の記憶ユニットを備えたマンモグラフィ・システムの図である。

【 図 10 】 異なる箇所からの情報を制御しかつ共有するためのデータ処理デバイスのブロックレベル図である。

50

【図 1 1】一実施形態に従ってコンピュータまたはワークステーションによって実行される方法の流れ図である。

【図 1 2】一実施形態に従ってコンピュータまたはワークステーションによって実行される方法の流れ図である。

【図 1 3】一実施形態に従ってコンピュータまたはワークステーションによって実行される方法の流れ図である。

【図 1 4】一実施形態に従ってコンピュータまたはワークステーションによって実行される方法の流れ図である。

【図 1 5】一実施形態に従ってコンピュータまたはワークステーションによって実行される方法の流れ図である。

10

【符号の説明】

【0096】

100 マンモグラフィ撮像システム

102 X線放射源

104 コリメータ

106 放射線

108 患者

110 放射線

112 検出器アレイ

114 直線位置決めサブシステム

20

116 回転サブシステム

118 X線制御装置

120 モータ制御装置

122 データ収集システム

124 システム制御装置

126 データ交換デバイス

128 コンピュータ

130 オペレータ・ワークステーション

202 センサ

204 センサ

30

206 位置決め機構

208 位置決め機構

210 運動機構

300 レセプター

302 コネクタ

304 全視野検出器

400 超音波探触子

402 カバー

404 スペーサ

406 圧迫プレート

40

408 エラストマ材料

410 トランスジューサ

500 超音波サブシステム

502 乳房、解剖構造

504 チェンバ

508 移動サブアセンブリ

510 移動サブアセンブリ

512 移動サブアセンブリ

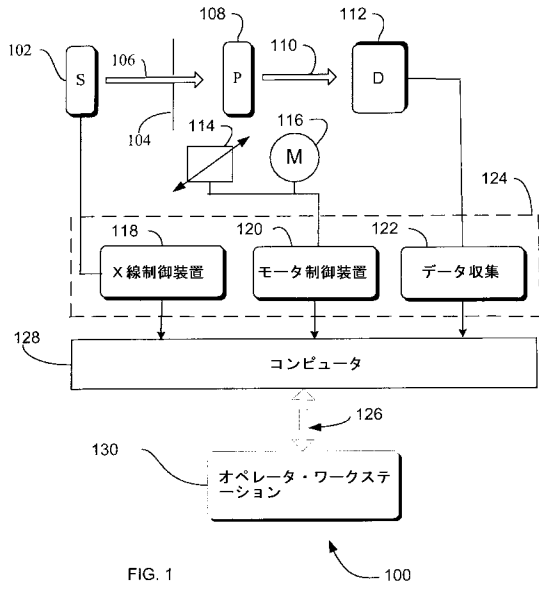
514 移動サブアセンブリ

600 超音波探触子

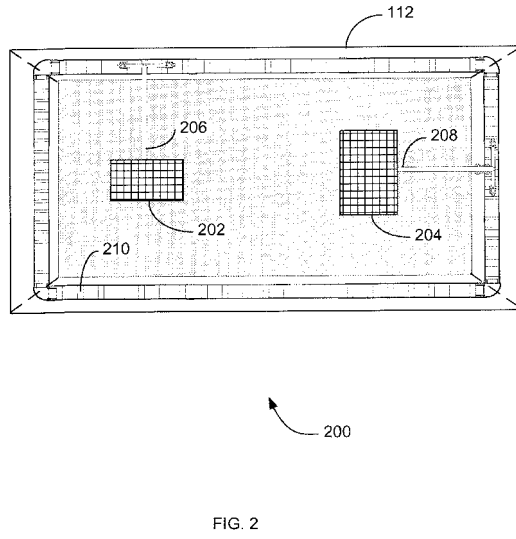
50

6 0 2	探触子ケーブル	
6 0 4	撮像面	
6 0 6	関心領域	
6 0 8	原点	
6 1 0	原点	
6 1 2	位置 / 方向センサ	
7 0 0	マルチモダリティ撮像システム	
7 0 2	X線撮像サブシステム	
7 0 4	超音波撮像サブシステム	
7 0 6	スイッチ	10
8 0 0	マンモグラフィ撮像システム	
8 0 2	超音波探触子	
8 0 4	運動制御装置	
8 0 6	位置センサ	
8 0 8	超音波サブシステム	
9 0 0	マンモグラフィ撮像システム	
9 0 2	超音波探触子	
9 0 8	超音波サブシステム	
9 1 0	第 1 の記憶	
9 1 2	第 2 の記憶	20
9 1 4	比較器	
1 0 0 2	コンピュータ	
1 0 0 4	処理ユニット	
1 0 0 6	ランダムアクセスメモリ (R A M)	
1 0 0 8	読み出し専用メモリ (R O M)	
1 0 1 0	大容量記憶デバイス	
1 0 1 2	システム・バス	
1 0 1 4	インターネット	
1 0 1 6	通信デバイス	
1 0 1 8	キーボード	30
1 0 2 0	ポインティング・デバイス	
1 0 2 2	表示デバイス	
1 0 2 4	スピーカ	
1 0 2 6	スピーカ	
1 0 3 0	ローカルエリアネットワーク	
1 0 3 2	ワイドエリアネットワーク	
1 0 3 4	ネットワーク・インタフェース	
1 0 3 6	ネットワーク・デバイス	
1 0 3 8	電源	

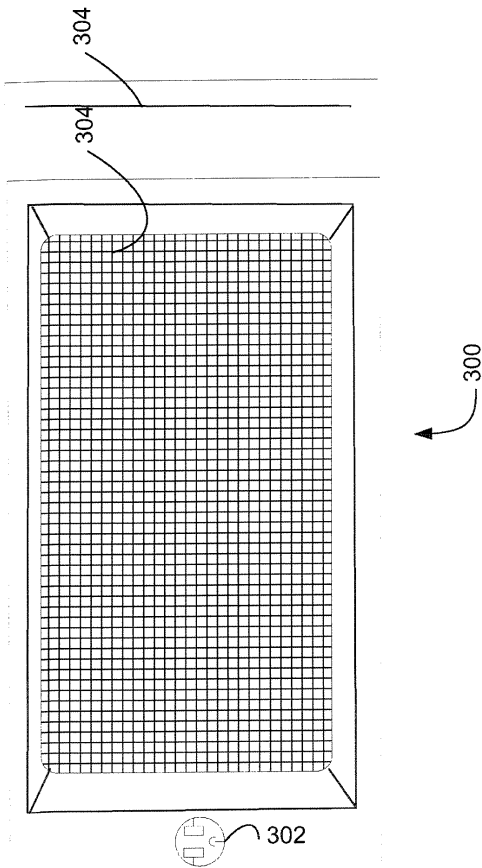
【図1】



【図2】



【図3】



【図4】

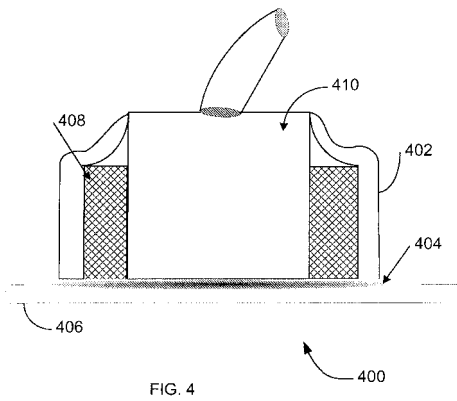
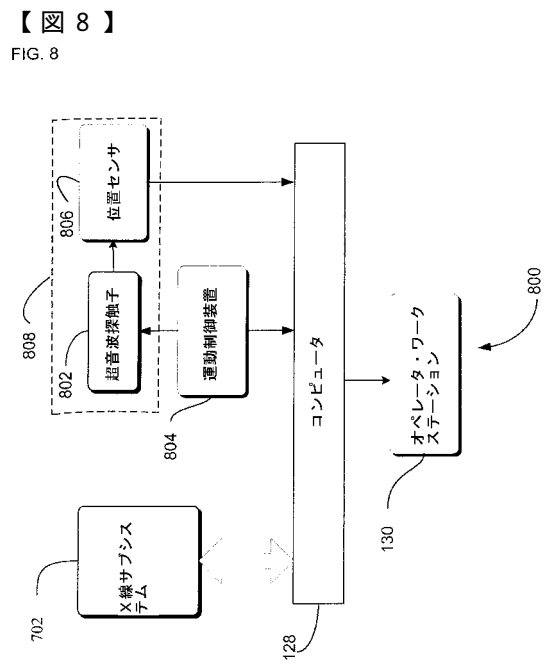
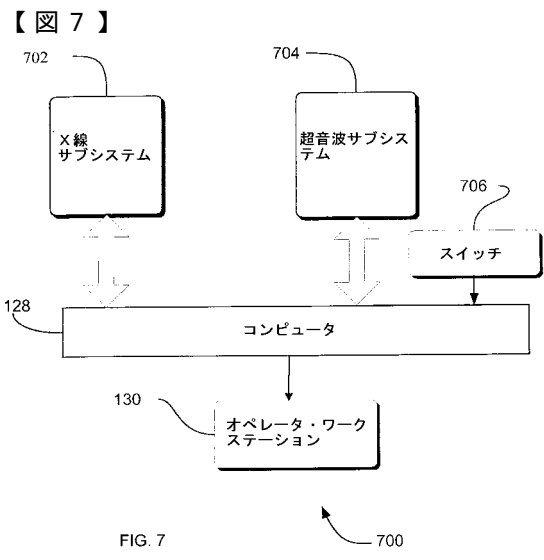
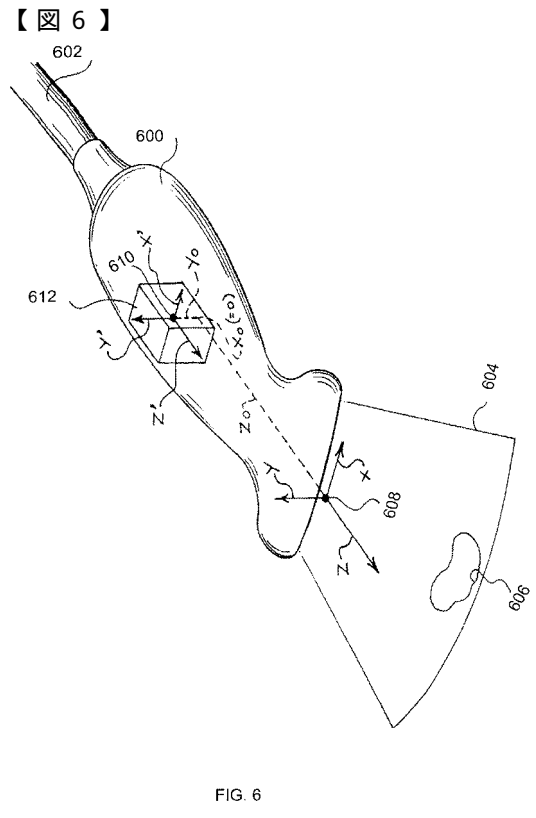
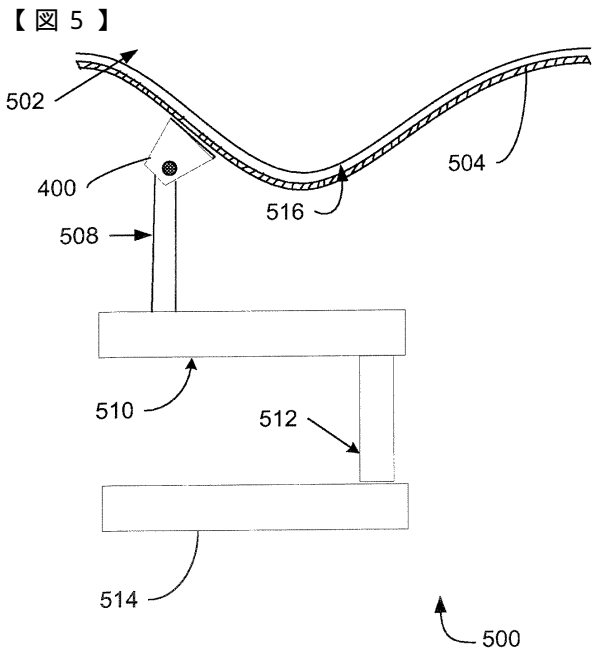
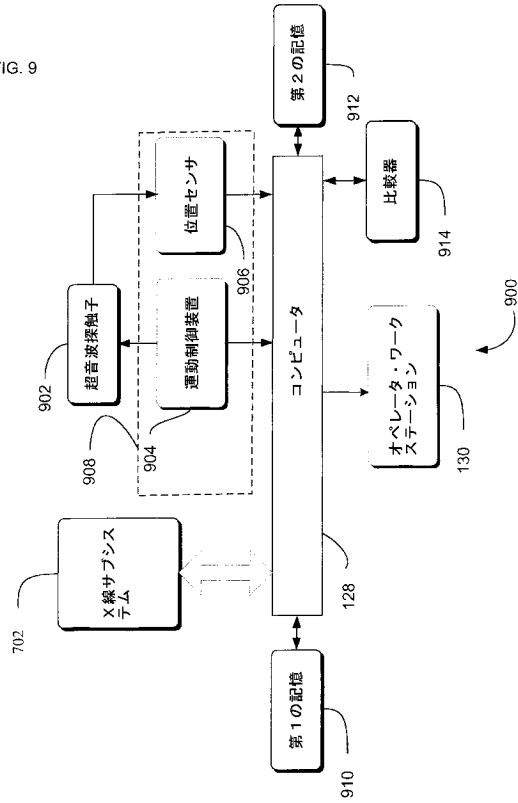


FIG. 3



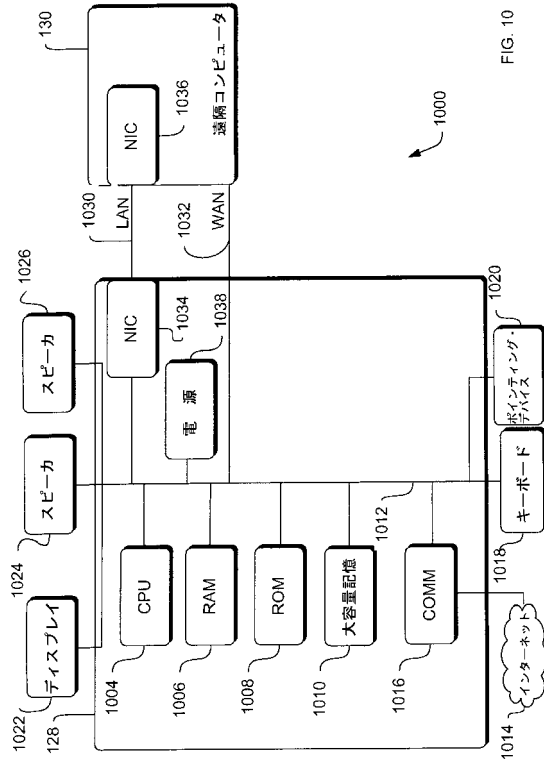
【図9】

FIG. 9



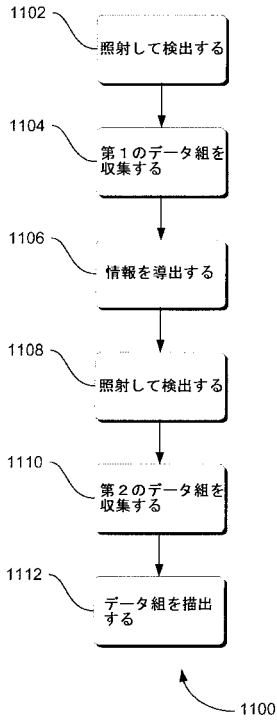
【図10】

FIG. 10



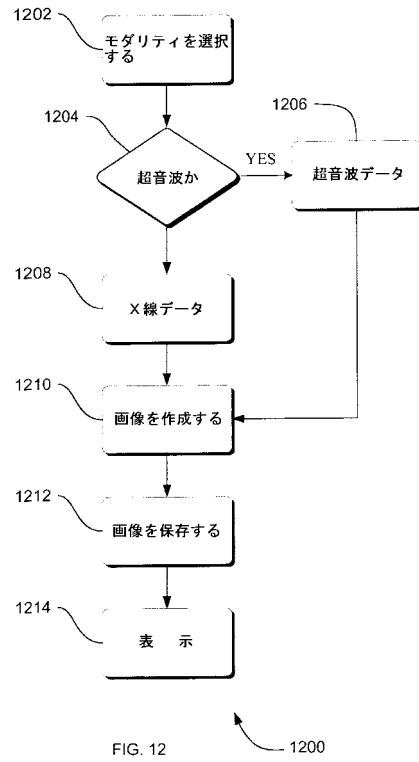
【図11】

FIG. 11



【図12】

FIG. 12



【図13】

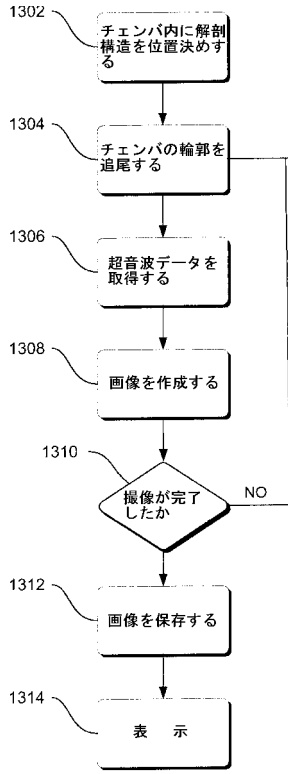


FIG. 13 1300

【図14】

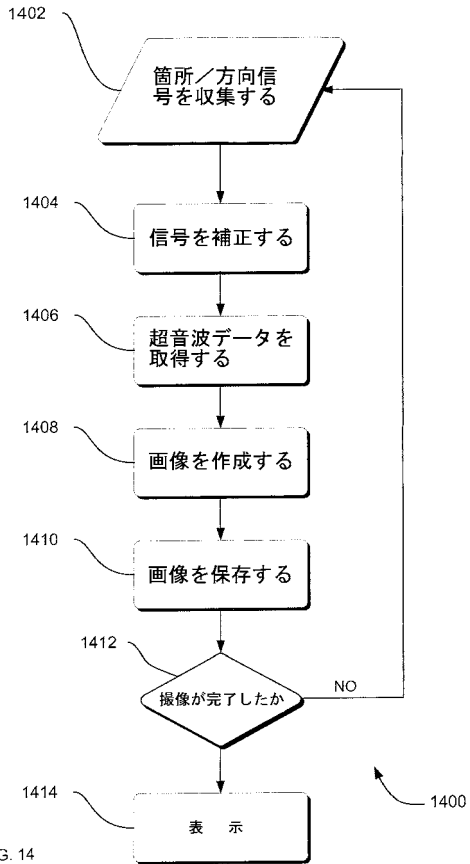


FIG. 14 1400

【図15】

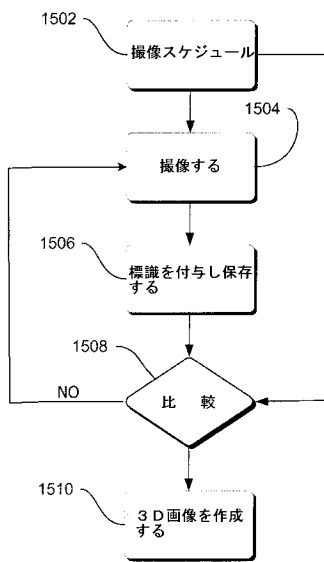


FIG. 15 1500

フロントページの続き

- (72)発明者 デイビッド・シー・ニューマン
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ミルウォーキー、ノース・85・ストリート、3731番
- (72)発明者 ハビブ・ヴァフィ
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブルックフィールド、ベイソーン・ウェイ、19260番

審査官 九鬼 一慶

- (56)参考文献 特開2003-117010(JP,A)
特開2004-202119(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|------|------|
| A61B | 6/00 |
| A61B | 8/00 |