

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4934263号
(P4934263)

(45) 発行日 平成24年5月16日(2012.5.16)

(24) 登録日 平成24年2月24日(2012.2.24)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 6/02 (2006.01)	A 6 1 B 6/02 353C
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 330Z
A 6 1 B 6/04 (2006.01)	A 6 1 B 6/04 309B
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00

請求項の数 10 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2002-350416 (P2002-350416)	(73) 特許権者	390041542 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタディ、リバーロード、1番
(22) 出願日	平成14年12月2日 (2002.12.2)	(74) 代理人	100137545 弁理士 荒川 智志
(65) 公開番号	特開2003-230558 (P2003-230558A)	(74) 代理人	100105588 弁理士 小倉 博
(43) 公開日	平成15年8月19日 (2003.8.19)	(74) 代理人	100129779 弁理士 黒川 俊久
審査請求日	平成17年11月29日 (2005.11.29)	(72) 発明者	アジャイ・カプール アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、オーバーラック・パス、98ディー (番地なし)
審査番号	不服2011-4368 (P2011-4368/J1)		
審査請求日	平成23年2月28日 (2011.2.28)		
(31) 優先権主張番号	10/062334		
(32) 優先日	平成14年2月1日 (2002.2.1)		
(33) 優先権主張国	米国(US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】デジタル・イメージング方法、システム及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

圧迫パドル(56)と、
 前記圧迫パドルと機械的に整列した超音波プローブ移動装置組立体(16)と、
 前記圧迫パドル及び関心のある物体(22)に超音波出力信号を送出するように、前記超音波プローブ移動装置組立体に結合された、ビーム・ステアリング能力を有している、超音波プローブ(18)と、
 前記圧迫パドルによる屈折効果が補正された超音波画像を形成するコンピュータ(48)と、
 を有し、
 放射線源(24)が前記圧迫パドル(56)及び前記関心のある物体(22)を通して検出器組立体(24)に放射線ビームを送出して、第1の3次元データセットを作成させ、また、前記超音波プローブ(18)が前記圧迫パドル及び前記関心のある物体に超音波出力信号を送出して、第2の3次元データセットを作成させ、
前記コンピュータ(48)が前記第1の3次元データセット及び前記圧迫パドルによる屈折効果が補正された前記第2の3次元データセットを組み合わせて、前記関心のある物体(22)を表す相互整合した3次元データセットを作成し、
 前記関心のある物体(22)は乳房であり、
 前記超音波プローブ(18)は、ステアリングされたビームが前記圧迫パドルにより圧迫された乳房の領域から前記圧迫パドルにより圧迫されていない乳首区域(128)に入り

込むように構成されており、前記乳首区域が撮像され、
前記圧迫パドルと前記乳首区域との間の空隙にジェル・パッドを配置することなしに前記超音波画像の撮影が行われる、
 装置。

【請求項 2】

前記パドル（56）はトモシンセシス・イメージング・システム（20）に結合されている、請求項1記載の装置。

【請求項 3】

前記超音波プローブ（18）は能動マトリクス線形トランスデューサ及びフェーズド・アレイ・トランスデューサの内の少なくとも一方を含んでいる、請求項1記載の装置。 10

【請求項 4】

前記能動マトリクス線形トランスデューサ及び前記フェーズド・アレイ・トランスデューサの内の少なくとも一方は、仰角集束能力を有している、請求項3記載の装置。

【請求項 5】

コンピュータ（48）が前記第1の3次元データセット又は2次元のX線画像を選択的に前記第2の3次元データセットに組み合わせる、請求項1記載の装置。

【請求項 6】

前記コンピュータ（48）は更に、前記の第1の3次元データセットと第2の3次元データセットと取得中に物理的に相互整合させるように構成されている、請求項1乃至5のいずれかに記載の装置。 20

【請求項 7】

前記の第1の3次元データセット及び第2の3次元データセットを組み合わせて前記物体の3次元画像を作成するために、前記コンピュータ（48）は更に、前記の第1の3次元データセット及び第2の3次元データセットを整合させるように構成されている、請求項1乃至5のいずれかに記載の装置。

【請求項 8】

前記圧迫パドルが音波透過性及び放射線透過性である複数の複合層（58）で構成されている請求項1に記載の装置。

【請求項 9】

前記複合層（58）は、ポリカーボネート、ポリメチルペンテン、ポリスチレン及びそれらの組合せの内の少なくとも1つを含んでおり。 30

前記複合層（58）は、約12メガヘルツ未満の複数の超音波プローブ周波数で約3dB未満の超音波減衰度を有しており、

前記複合層（58）は、入射放射線の約80%以上を光学的に透過させるように構成されている、請求項8に記載の装置。

【請求項 10】

前記ビームが多数の角度にステアリングされ、それらのデータセットが組み合わされる、請求項1または9に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は一般的にはディジタル・イメージングに関するものであり、より具体的には、X線源及び検出器並びに超音波装置を用いてディジタル画像（イメージ）を取得する方法、システム及び装置に関する。

【0002】

【発明の背景】

少なくとも幾種類かの公知のイメージング・システムでは、放射線源から円錐形ビームを投射しており、該円錐形ビームは患者のような撮像中の物体を通過して、矩形アレイ（配列）の放射線検出器に入射する。また少なくとも1種の公知のトモシンセシス（tomosynthesis）システムでは、放射線源を枢軸点の周りをガントリと共に回転させており、異な 50

る投影角度で物体の複数のビューを取得することができる。用語「ビュー」は、単一の投影像を表し、より具体的に述べると、単一の投射による放射線写真を表し、これは投影像を形成する。また、検出器から一定の高さにある被撮像物体内の構造を表す1つの再構成（断面）画像は、「スライス」と呼ばれている。一集まりのビュー、すなわち複数のビューは「投影データセット」と呼ばれている。また、全ての高さについての一集まりのスライス、すなわち複数のスライスは、「像物体を表す3次元データセット」と呼ばれている。

【0003】

公知の他の医用イメージング・システムでは、被検者の器官を撮影するために超音波診断装置を使用している。従来の超音波診断装置は典型的には、被検者に超音波信号を送出すると共に該被検者からの反射超音波信号を受け取る超音波プローブを含んでいる。超音波プローブで受け取った反射超音波信号は処理して、検査中の対象物の画像を形成する。

10

【0004】

従来の乳房の撮像は、判別検査のための標準的な2DX線マンモグラフィと、診断追跡のためのX線及び超音波撮像とに基づいている。超音波は良性の囊胞及び塊を識別するのに特に有効であり、またX線は典型的には微量カルシウム沈着の詳細な特徴描写のために使用される。X線及び検出器を用いて作成された像と超音波システムを用いて作成された像とを組み合わせると、これらの両方のモダリティの長所を活用することができる。しかしながら、X線検査が典型的には乳房を圧迫して行われるのに対し、超音波検査が典型的には乳房を圧迫せずに走査することにより行われるので、両者の画像の整合を取るのが難しい。その上、超音波走査が典型的には手動で行われるので、得られる結果に変動が多く、それらの結果を整合させるのが難しい。

20

【0005】

【発明の概要】

本発明の一面においては、関心のある物体の画像を作成する方法を提供する。本方法は、X線源及び検出器を用いて第1の位置で物体の第1の3次元データセットを取得する工程と、超音波プローブを用いて第1の位置で物体の第2の3次元データセットを取得する工程と、第1の3次元データセット及び第2の3次元データセットを組み合わせて、物体の3次元画像を作成する工程とを有する。

30

【0006】

別の一面においては、関心のある物体の画像を作成する方法を提供する。本方法は、圧迫パドルを用いて関心のある物体を圧迫する工程と、X線源及び検出器を用いて第1の位置で物体の第1の3次元データセットを取得する工程と、圧迫パドルに隣接して超音波プローブ移動装置組立体を位置決めして、超音波プローブ移動装置組立体により得られる第2の3次元データセットが機械的設計によって圧迫パドルを介して得られる第1の3次元データセットと相互整合(co-register)するようにする工程とを含む。本方法はまた、超音波プローブをプローブ移動装置組立体と結合して、超音波プローブが超音波出力信号を圧迫パドル及び関心のある物体に送出するようにする工程と、超音波プローブを用いて第1の位置で物体の第2の3次元データセットを取得する工程と、第1の3次元データセット及び第2の3次元データセットを組み合わせて、物体の3次元画像を作成する工程とを含む。

40

【0007】

更に別の一面においては、関心のある物体の画像を作成する方法を提供する。本方法は、圧迫パドルを用いて関心のある物体を圧迫する工程と、X線源及び検出器を用いて第1の位置で物体の2次元データセットを取得する工程と、圧迫パドルに隣接して超音波プローブ移動装置組立体を位置決めして、超音波プローブ移動装置組立体により得られる第2の3次元データセットが機械的設計によって圧迫パドルを介して得られる第1の3次元データセットと相互整合するようにする工程とを含む。本方法はまた、超音波プローブをプローブ移動装置組立体と動作上結合させて、超音波プローブが超音波出力信号を圧迫パドル及び関心のある物体に送出するようにする工程と、超音波プローブを用いて第1の位置で

50

物体の3次元データセットを取得する工程と、2次元データセット及び第2の3次元データセットを組み合わせて、物体の3次元画像を作成する工程とを含む。

【0008】

また別の一面においては、装置を提供する。本装置は、圧迫パドルと、該圧迫パドルと機械的に整列した超音波プローブ移動装置組立体と、圧迫パドル及び関心のある物体に超音波出力信号を送出するように、超音波プローブ移動装置組立体に結合された超音波プローブとを含む。

【0009】

また更に別の一面においては、関心のある物体の画像を作成する医用イメージング・システムを提供する。本イメージング・システムは、検出器アレイと、少なくとも1つの放射線源と、圧迫パドルと、該圧迫パドルと機械的に整列した超音波プローブ移動装置組立体と、圧迫パドル及び関心のある物体に超音波出力信号を送出するように、超音波プローブ移動装置組立体に結合された超音波プローブと、検出器アレイ、放射線源及び超音波プローブに結合されたコンピュータとを含む。コンピュータは、X線源及び検出器を用いて第1の位置で物体の第1の3次元データセットを取得し、超音波プローブを用いて第1の位置で物体の第2の3次元データセットを取得し、第1の3次元データセット及び第2の3次元データセットを組み合わせて物体の3次元画像を作成するように構成されている。

10

【0010】

更に別の一面においては、圧迫パドルを提供する。この圧迫パドルは複数の複合層を含んでいる。これらの層は音波透過性及び放射線透過性である。

20

【0011】

【発明の詳しい説明】

図1は医用イメージング・システム12の絵画図である。代表的な実施形態では、イメージング・システム12は、超音波イメージング・システム14と、プローブ移動装置組立体16と、超音波プローブ18と、X線イメージング・システム及びトモシンセシス・イメージング・システム20のうちの少なくとも一方とを含んでいる。代表的な実施形態では、超音波イメージング・システム14、プローブ移動装置組立体16、超音波プローブ18及びトモシンセシス・イメージング・システム20は、イメージング・システム12内で動作上一体化されている。別の実施形態では、超音波イメージング・システム14、プローブ移動装置組立体16、超音波プローブ18及びトモシンセシス・イメージング・システム20は、物理的に一体化されて、單一体のイメージング・システム12を構成する。

30

【0012】

図2はトモシンセシス・イメージング・システム20の絵画図である。代表的な実施形態では、トモシンセシス・イメージング・システム20は、患者の乳房のような被撮像物体22を表す3次元データセットを作成するために使用される。システム20は、X線源のような放射線源24と、複数の投影角度28からのビューを収集するための少なくとも1つの検出器アレイ26と含んでいる。詳しく述べると、システム20は円錐形X線ビームを投射する放射線源24を含んでおり、円錐形X線ビームは物体22を通って検出器アレイ26に入射する。各角度28で得られたビューは複数のスライス、すなわち、検出器アレイ26に平行な複数の平面30内に位置する構造を表す画像、を再構成するために使用し得る。検出器アレイ26は、行及び列に配列した複数の画素(図示していない)を持つパネル形式に製造して、乳房のような関心のある物体22全体の画像が作成されるようにする。

40

【0013】

各画素は、スイッチング・トランジスタ(図示せず)を介して2つの別々のアドレス線(図示せず)に結合されたフォトダイオード(図示せず)のような光センサを含んでいる。一実施形態では、2つの線は走査線及びデータ線である。放射線がシンチレータ材料に入射すると、画素の光センサが、シンチレータとのX線の相互作用によって発生された光の量を、ダイオードの両端間の電荷の変化により測定する。より詳しく述べると、各画素は

50

、物体 22 によって減弱した後で検出器アレイ 26 に入射した X 線ビームの強度を表す電気信号を生成する。一実施形態では、検出器アレイ 26 はほぼ 19 cm × 23 cm であり、且つ乳房のような関心のある物体 22 全体についてビューを生成するように構成される。この代わりに、検出器アレイ 26 は使用目的に応じて寸法が変えられる。更に、検出器アレイ 26 の個々の画素の寸法は、検出器アレイ 26 は使用目的に基づいて選択される。

【 0014 】

代表的な実施形態では、再構成された 3 次元データセットは必ずしも検出器 26 に平行な平面に対応するスライスに配列されず、より一般的な様に配列される。別の実施形態では、再構成された 3 次元データセットは単一の 2 次元画像、又は 1 次元関数のみを構成する。更に別の実施形態では、検出器 26 は平面状以外の形状である。

10

【 0015 】

代表的な実施形態では、放射線源 24 は物体 22 に対して移動可能である。より詳しく述べると、放射線源 24 は被撮像領域の投影角度 28 を変更するように並進（平行移動）可能である。放射線源 24 は、投影角度 28 を任意の鋭角又は斜角にすることができるよう並進（平行移動）可能である。

【 0016 】

放射線源 24 の動作はイメージング・システム 20 の制御機構 38 によって統制される。制御機構 38 は、放射線源 24 に電力及びタイミング信号を供給する放射線制御装置 40 と、放射線源 24 及び検出器 26 のそれぞれの並進速度及び位置を制御するモータ制御装置 42 を含んでいる。制御機構 38 はまたデータ収集システム（DAS）44 を含み、DAS 44 は検出器 26 からのデジタル・データをその後の処理のためにサンプリングする。画像再構成装置 46 が、本書に述べるように、DAS 44 からサンプリングされたデジタル化された投影データセットを受け取って、高速画像再構成を行う。被撮像物体 22 を表す再構成された 3 次元データセットは、コンピュータ 48 に入力として印加される。コンピュータ 48 は 3 次元データセットを大容量記憶装置 50 に記憶させる。画像再構成装置 46 は、本書に述べる機能を実行するようにプログラムされており、また本書で用いる用語「画像再構成装置」はコンピュータ、プロセッサ、マイクロコントローラ、マイクロコンピュータ、プログラム可能な論理制御装置、特定用途向け集積回路、及びその他のプログラム可能な回路を表す。

20

【 0017 】

コンピュータ 48 はまた、入力装置を備えたコンソール 52 を介してオペレータから指令及び走査パラメータを受け取る。陰極線管や液晶表示装置（LCD）のような表示装置 54 により、オペレータはコンピュータ 48 からの再構成された 3 次元データセット及び他のデータを観察できる。コンピュータ 48 は、オペレータにより供給された指令及び走査パラメータを使用して、DAS 44、モータ制御装置 42 及び放射線制御装置 40 へ制御信号及び情報を供給する。

30

【 0018 】

イメージング・システム 20 はまた圧迫パドル 56 を含む。圧迫パドル 56 は、プローブ移動装置組立体 16 と圧迫パドル 56 とが機械的に整列するようにプローブ移動装置組立体 16 に隣接して位置決めされる。更に、プローブ移動装置組立体 16 を用いて得られる超音波データセットすなわち第 2 の 3 次元データセットは、機械的設計によって圧迫パドル 56 を用いて X 線データセットすなわち第 1 の 3 次元データセットと相互整合させる。一実施形態では、超音波プローブ 18 はプローブ移動装置組立体 16 に動作上結合され、超音波プローブ 18 が圧迫パドル 56 及び乳房 22 に超音波出力信号を送出し、該信号が乳房 22 内の囊胞のように界面に遭遇したときに少なくとも部分的に反射されるようする。別の実施形態では、超音波プローブ 18 は圧迫パドル 56 に動作上結合される容量性微細機械加工超音波トランスデューサの 2D アレイとし、プローブ移動装置組立体 16 は使用しない。

40

【 0019 】

図 3 は圧迫パドル 56 の側面図である。一実施形態では、圧迫パドル 56 は音響的に透明

50

(音波透過性)でX線に透明(放射線透過性)であり、表1に限定ではなく例として示す表1に記載のようなプラスチック材料の複合体で製作して、システム2が約10MHzで動作しているときの圧迫パドル56の減衰係数が約5.0デシベル/cm未満になるようにし、もって圧迫パドル56による超音波残響及び減衰を最小にする。別の実施形態では、圧迫パドル56は単一の複合材料を用いて製作する。更に別の実施形態では、圧迫パドル56は厚さが約2.7mmであり、複数の層58を含んでいる。層58は、限定ではなく例として示すポリカーボネート、ポリメチルベンテン、ポリスチレンのような、複数の剛性の複合材料を用いて製作する。圧迫パドル56は表1に示した複数の設計パラメータを用いて設計する。圧迫パドル56の設計パラメータには、限定ではなく例として示すと、X線減弱度、原子番号、光透過率、引張り係数、音速、密度、伸び率、ポアソン比、音響インピーダンス及び超音波減衰度が含まれる。

【0020】

【表1】

材 料	頭字語	音 波		X 線		機 械 伸び %	ボアン比
		密度 g/cm ³	速度 mm/μs	インピー ダンス	減衰度 (5MHz) dB/cm		
ポリメチルベンゼン	PMB, TP	0. 83	2. 22	1. 84	4. 6	9. 4	8
ポリカーボネート	PC	1. 18	2. 27	2. 68	23. 2	14. 8	5
ポリスチレン	PS	1. 05	2. 4	2. 52	1. 8	14. 7	9
ポリエチレン・テレフタート	PET	1. 37	2. 54	3. 48	5	15. 6	2
エポキシ		1. 21	2. 8	3. 39	6	52. 2	8
ポリスルフオーン	PSF	1. 24	2. 24	2. 78	10. 6	56. 9	5
ポリエチレン (低密度)	PE	0. 91	1. 95	1. 77	2. 4	10. 7	9
ポリメチルメタクリレート	PMMA	1. 19	2. 75	3. 27	6. 4	14. 8	5
ポリプロピレン	PP	0. 88	2. 74	2. 41	5. 1	10. 7	9
ポリビニル・クロライド	PVC	1. 15	2. 33	2. 68	12. 8	64. 4	0
シリコーン・ゴム	SR	1. 05	1. 05	1. 10	24	37. 9	10
スチレン・ブタジエン・ゴム	SBR	1. 02	1. 92	1. 96	24. 3	20. 1	2

【 0 0 2 1 】

複数の複合層 5 8 を使用して圧迫パドル 5 6 を製作することにより、乳房撮影スペクトルではポリカーボネートと同様な実効 X 線減弱係数及び点像分布関数が容易に得られる。その上、複合層 5 8 を使用して、80% 以上の光透過率、及び約 12 メガヘルツ (MHz)

までの超音波プローブ周波数で（3 dB未満の）低い超音波減衰度を達成することができる。更に、複合層58により、界面反射の最大強度を最大ビーム強度の2%以内にし、 $19 \times 23 \text{ cm}^2$ の面積に18 daNの全圧迫力を加えたときの水平からたわみを1mm未満にし、且つ機械的剛性及び複数の経時放射線抵抗性をポリカーボネートと同程度にすることが容易に得られる。

【0022】

図4はプローブ移動装置組立体16の上面図である。一実施形態では、プローブ移動装置組立体16は、パドル56に取外し可能に結合されており、プローブ移動装置組立体16を圧迫パドル56の上方に独立して位置決めできるように圧迫パドル56から切り離すことができる。プローブ移動装置組立体16は、複数のステップ・モータ62と、位置符号化器（図示せず）と、複数のリミット・スイッチ駆動式キャリッジ（図示せず）とを含んでいる。少なくとも1つのキャリッジは受け器64を介して超音波プローブ18（図1に示す）を装着して、圧迫パドル56の可変垂直位置決めを能力を可能にする。一実施形態では、超音波プローブ18は、圧迫パドル56と接触するまでz方向に垂直に下降する。ステップ・モータ62は、使用者によって決定された可変の速度でx及びy方向に細かい増分でキャリッジ66に沿って超音波プローブ18を駆動する。プローブ移動装置組立体16の予め決定された機械的設計の限界を越えて超音波プローブ18が移動するのを防止するために、リミット・スイッチ68がバックラッシュ制御ナット（図示せず）と共に設けられる。超音波プローブ18は、受け器72に取り付けられたU字形の板70上に装着される。一実施形態では、U字形の板70は、別の組立体（図示せず）を介してX線イメージング・システム又はトモシンセシス・イメージング・システム20上の複数の案内レール（図示せず）に取り付けられる。プローブ移動装置組立体16のx及びy方向の寸法は、圧迫パドル56の寸法に匹敵する超音波プローブ18の所望の移動範囲に基づいて様々に選択される。z方向においては、寸法は、プローブ移動装置組立体16の上方の放射線源24の外被とその下方の圧迫パドル56との間の垂直方向の空間距離によって制限される。

【0023】

図5は関心のある物体22の画像を作成するための代表的な方法80の流れ図である。方法80は、X線源24及び検出器26を用いて第1の位置で物体22の第1の3次元データセットを取得する工程82と、超音波プローブを用いて第1の位置で物体22の第2の3次元データセットを取得する工程84と、前記の第1の3次元データセット及び第2の3次元データセットを組み合わせて、物体22の3次元画像を作成する工程86を含む。

【0024】

図6はイメージング・システム12の絵画図である。使用法に関して、図6を参照して説明すると、圧迫パドル56が圧迫パドル受け器100によりトモシンセシス・イメージング・システム20に設置される。一実施形態では、プローブ移動装置組立体16が、圧迫パドル受け器（図示せず）の上方で、取付け具によってX線位置決め装置102の案内レール（図示せず）上の受け器（図示せず）に取り付けられる。別の実施形態では、プローブ移動装置組立体16はトモシンセシス・イメージング・システム20上の側部ハンドレール（図示せず）を使用して取り付けられる。超音波プローブ18が超音波イメージング・システムに一端で接続され、且つプローブ受け器106を介してプローブ移動装置組立体16と結合される。患者はトモシンセシス・イメージング・システム20に隣接して配置して、乳房22が圧迫パドル56と検出器26との間に位置決めされるようにする。

【0025】

超音波プローブ18及びプローブ移動装置組立体16の幾何学的配置は圧迫パドル56に関して較正する。一実施形態では、超音波プローブ18の較正は、超音波プローブ18がプローブ移動装置の受け器106の中に設置され、且つプローブ移動装置組立体16が圧迫パドル受け器100を介してトモシンセシス・イメージング・システム20に取り付けられていることを保証することを含む。イメージング・システム12の較正は、座標系相互間の変換演算が有効であることを保証するのに役立つ。正しいビーム形成コード環境が

10

20

30

40

50

超音波イメージング・システム 14 にインストールされ、これは圧迫パドル 56 による屈折効果を補正するのに役立つ。次いで、患者についての予備的知識、或いは以前の X 線又は超音波検査に基づいて、最適なパラメータが決定される。

【 0026 】

患者は頭蓋 - 仙骨方向姿勢、中間 - 横方向姿勢及び斜め方向姿勢の内の少なくとも 1 つで位置決めして、乳房 22 又は関心のある物体 22 を圧迫パドル 56 と検出器 26 との間に位置決めするようとする。一実施形態では、乳房 22 を潤滑剤、例えば、これに限定されないが、鉛物油で僅かに覆う。次いで、受け器 100 に対する手動制御及び受け器 100 についての自動制御のうちの少なくとも一方を用いて、圧迫パドル 56 により乳房 22 を圧迫して適切な厚さにする。

10

【 0027 】

次いで、標準の 2D 及びトモシンセシス・モードの内の少なくとも一方で動作するトモシンセシス・イメージング・システム 20 により、X 線検査を行う。トモシンセシス・モードでは、X 線源外被 108 が、位置決め装置 110 から独立した、検出器 26 の垂直上方の軸を中心に回転可能であるように修正される。一実施形態では、患者及び検出器 26 が固定され、管外被 108 が回転する。

【 0028 】

次いで、乳房 22 のビューを少なくとも 2 つの投影角度 28 (図 2 に示す) から取得して、関心のある領域の投影データセットを作成する。この複数のビューはトモシンセシス投影データセットを表す。次いで、収集された投影データセットを利用して、第 1 の 3 次元データセット、すなわち走査した乳房 22 についての複数のスライスを作成する。この第 1 の 3 次元データセットは撮像対象の乳房 22 の 3 次元放射線撮影表現を表す。放射線ビームを第 1 の投影角度 112 (図 2 に示す) で送出するように放射線源 24 を作動した後、検出器アレイ 26 を用いてビューを収集する。次いで、線源 24 の位置を並進させることによってシステム 20 の投影角度 28 を変えて、放射線ビームの中心軸 150 (図 2 に示す) を第 2 の投影角度 114 (図 2 に示す) に変え、且つ乳房 22 がシステム 20 の視野内に維持されるように検出器アレイ 26 の位置を変える。放射線源 24 を再び作動して、第 2 の投影角度 114 でのビューを収集する。次いで、同じ手順がその後の任意の数の投影角度 28 について繰り返される。

20

【 0029 】

一実施形態では、放射線源 24 及び検出器アレイ 26 を用いて複数の角度 28 で乳房 22 についての複数のビューを取得して、関心のある領域についての投影データセットを作成する。別の実施形態では、放射線源 24 及び検出器アレイ 26 を用いて 1 つの角度 28 で乳房 22 の単一のビューを取得して、関心のある領域についての投影データセットを作成する。次いで、収集した投影データセットを利用して、走査した乳房 22 について 2D データセット及び第 1 の 3D データセットの内の少なくとも一方を作成する。その結果のデータはコンピュータ 38 (図 2 に示す) の指定されたディレクトリに記憶させる。トモシンセシス走査を行う場合は、ガントリをその垂直位置に戻すべきである。

30

【 0030 】

図 7 は、圧迫パドル 56 、及び超音波イメージング・システム 14 とトモシンセシス・イメージング・システム 20 との間のインターフェースの絵画図である。図 8 はイメージング・システム 12 の一部分の側面図である。代表的な実施形態では、圧迫パドル 56 に音響結合用ジェル 120 を 2 mm の高さまで充填する。別の実施形態では、圧迫パドル 56 上に音響シース (sheath) (図示せず) を配置する。プローブ移動装置組立体 16 を取付け具 104 (図 6 に示す) によりトモシンセシス・イメージング・システム 20 のガントリ (図示せず) に取り付けて、プローブ移動装置組立体の平面が圧迫パドル 56 の平面に平行になるようにする。一実施形態では、超音波プローブ 18 を下げる音響シースに接触させる。別の実施形態では、超音波プローブ 18 を下げる結合用ジェル 120 の中に部分的に入れる。超音波プローブ 18 の高さは受け器 106 (図 6 に示す) により調節する。

40

【 0031 】

50

超音波プローブ 18 は圧迫パドル 56 の上方に垂直に装着して、胸壁 126 及び乳首区域を含む乳房 22 全体にわたって電気機械式に走査し、乳房 22 についての第 2 の 3D データセットを作成する。一実施形態では、コンピュータ 130 はステップ・モータ制御装置 132 を駆動して、ラスタ式に乳房 22 を走査する。別の実施形態では、コンピュータ 38 (図 2 に示す) が制御装置 132 を駆動して、ラスタ式に乳房 22 を走査する。コンピュータ 38 及びコンピュータ 130 のうちの少なくとも一方はソフトウェアを含み、該ソフトウェアは電子的ビーム・ステアリング (方向操作) 及び仰角集束 (elevation focusing) 能力を含んでいる。一実施形態では、実時間超音波データを超音波イメージング・システム 14 のモニタで観察することができる。別の実施形態では、超音波データを任意の表示装置、例えば、これに限定されないが、表示装置 54 (図 2 に示す) で観察することができる。プローブ移動装置組立体 16 をトモシンセシス・イメージング・システム 20 から取り外し、患者を解放するように圧迫パドル 56 を位置決めし直す。

【0032】

電子的ビーム・ステアリングにより、例えば、乳首区域 128 を見ること等によって、図 8 に示すように胸壁及び乳首区域を撮像することができる。もし超音波プローブ 18 を乳首区域 128 の直ぐ上方に配置した場合、圧迫された乳房 22 と圧迫パドル 56 との間の空隙により音響エネルギーが乳首区域 128 に伝達されないことになる。しかし図示のステアリングされたビームが図 8 の左から入り込むことにより、音響エネルギーが効率よく伝達され、これにより乳首区域 128 を撮像できるようにするために順応性のジェル・パッドを置く必要性が低減される。更に、多数の角度にビームをステアリングして、それらのデータセットを組み合わせることによって、クーパー靭帯のような構造に起因する音響陰影を最小にできるように、ビーム・ステアリングを制御することができる。

【0033】

一実施形態では、第 1 のデータセットの座標系を第 2 のデータセットの座標系に変換して、ハードウェア設計によってこれらのデータセットを整合させ、且つ画像に基づいた整合方法を用いて間欠的な患者の運動を補正した整合をとることができる。この代わりに、第 2 のデータセットの座標系が第 2 のデータセットの座標系に変換される。第 1 の 3D データセット及び第 2 の 3D データセットが乳房 22 の同じ物理的構成で取得されるので、画像は機械的な整合情報から直接に整合させることができる。詳しく述べると、乳房の解剖学的構造全体についてポイント毎に画像を直接に整合させることができ、これによって 3D 超音波画像と 2D X 線画像との整合に関連した曖昧さをなくす。この代わりに、個々のイメージング・モダリティの物理的過程を用いて 2 つの画像の整合を向上させることができる。2 つのモダリティにおける空間分解能の差異及び伝播特性の差異を考慮して、2 つの画像における小さな位置決めの差異を識別することができる。次いで、整合は 3D データセットにおける補正した位置に基づいてなされる。次いで、いずれの画像上の対応する関心のある区域を複数の方法で同時に観察して、閉じた物体又は局部区域の定性的視覚化及び定量的特徴付けを向上させることができる。

【0034】

図 9 は 12 MHz における屈折補正の代表的な効果を例示する画像である。図 10 は、屈折補正がない場合の図 9 と同様な画像である。一実施形態では、圧迫パドル 56 からの屈折補正が図 9 及び 10 に示されるようにビーム形成プロセッサ内に組み込まれた状態にある。3 mm のプラスチック材料での屈折補正により拡散するワイヤの出現が補正される。一実施形態では、超音波プローブ 18 は仰角集束能力及びビーム・ステアリング能力を持つフェーズド・アレイ・トランステューサ及び能動マトリクス線形トランステューサの内の少なくとも一方を含んでいる。超音波プローブ 18 が能動マトリクス線形トランステューサ又はフェーズド・アレイ・トランステューサを含んでいるので、固有の空間分解能が標準的なトランステューサよりはずっと大きい深さにわたって維持される。仰角集束及び注意深く選ばれた圧迫パドルのプラスチック材料により高周波プローブの使用が可能になり、超音波画像で 250 ミクロン程度の高空間分解能がこのシステムにより得られ、これはファントム及び臨床画像にとって有効である。

10

20

30

40

50

【0035】

一実施形態では、超音波イメージング・システム14にインストールされたコンピュータ・ソフトウェア・プログラムを使用して、超音波プローブ18を圧迫パドル56上の所定の経路に沿って駆動する。プログラムはまた、ステップ・モータ制御装置132及び超音波システム14に作用して、画像及びデータの取得及び記憶を開始させる。別の実施形態では、トモシンセシス・イメージング・システム20にインストールされたコンピュータ・ソフトウェア・プログラムを使用して、超音波プローブ18を圧迫パドル56上の所定の経路に沿って駆動する。このプログラムは超音波プローブ18の位置決め精度を約±100ミクロン以内に向上させるのに役立つ。

【0036】

10

その上、イメージング・システム12は、一つの検査で利用するハードウェア、すなわちX線源24及び検出器26が、超音波プローブ18を用いて作成される他の画像の画像品質に及ぼす影響を最小にするように、画像取得プロセスを分離するのに役立つ。更に、システム12は構造化ノイズの低減、囊胞と密実な塊との区別、及び単一の自動化組合せ検査における多モダリティの整合したデータセットの完全3D可視化に役立ち、これにより乳房画像内の疑わしい区域の突止めと特徴付けのための方法の改良に役立ち、もって、不要なバイオプシー（生体検査）を減らし且つ乳房走査の効率を向上させる。

【0037】

システム12を使用して相互整合したフォーマットで臨床超音波及び3DデジタルX線が2DデジタルX線と共に利用できるので、システム12は、多モダリティCADアルゴリズム、CAD用改良分類方式などのような付加的な最新用途のためのプラットフォームを提供する。システム12は、深さ寸法の情報により、2DX線データセットで利用できるよりも高い精度で乳房バイオプシーを案内操作させるのに役立つ。超音波走査の自動化により、従って走査の際の変動の影響を低減したことにより、システム12は乳癌についての様々な形態の処置を受ける患者を監視して、治療に対する患者の反応を評価することができる。例えば、システム12を使用して、最初の検査の際、及び処置中に様々な時間間隔で行う複数のその後の検査の際に、X線及び超音波画像データセットを取得することができる。その後の検査の際、システム12を使用して、最初の検査の際に位置決めしたのと同様に患者を位置決めして、第1のデータセットを取得したときに用いたのと同じ動作パラメータにより乳房22を超音波で撮像することができる。相互の情報又は特徴に基づいた整合手法により、2つの超音波データセットの両方や他の手段上の明瞭に識別可能な特徴を使用して該2つのデータセットを互いに良好に整合させるのに必要な対話型の患者の再位置決めを行うための所要のx、y及びz変位量を決定する。このような特徴はまた、外科的治療処置を用いている場合には埋め込むことも可能である。癌の再発が珍しいことではないので、この特徴により臨床医には互いに実質的の整合したデータセットを提供することができ、従って、システム12を使用して回復状況を追跡し、それに対応して治療計画を修正することができる。更に、システム12は、乳房22の圧迫を増大させる主な要因である構造化ノイズが軽減されるので、乳房の圧迫を低減するのに役立つ。3D超音波と立体的マンモグラフィとの組合せを可能にするようにシステム12に対する修正を行うことができる。

20

30

40

【0038】

本発明の様々な特定の実施形態について説明したが、当業者には、特許請求の範囲に記載の精神および範囲内で本発明の修正を行い得ることが認められよう。

【図面の簡単な説明】

【図1】イメージング・システムの絵画図である。

【図2】関心のある物体の画像を作成するための代表的な方法の流れ図である。

【図3】新規な圧迫パドルの一部分の側面図である。

【図4】プローブ移動装置組立の上面図である。

【図5】関心のある物体の画像を作成するための代表的な方法の流れ図である。

【図6】医用イメージング・システムの絵画図である。

50

【図7】圧迫パドル・システムとインターフェースと超音波イメージング・システムの絵画図である。

【図8】図1に示した医用イメージング・システムの一部分の側面図である。

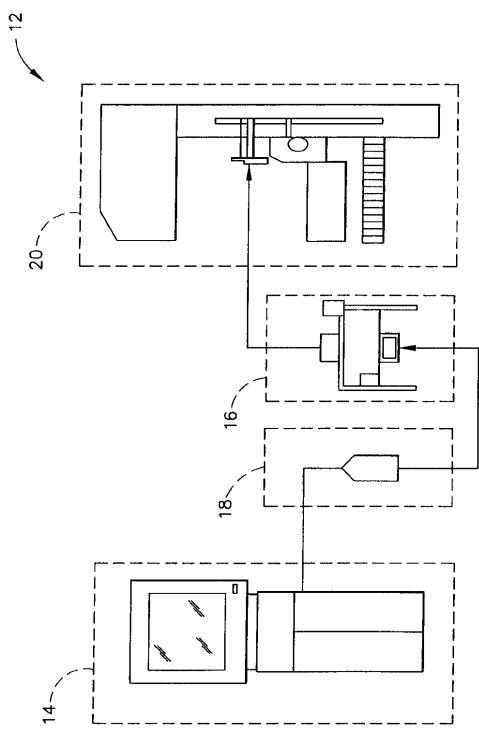
【図9】屈折補正の代表的な効果を例示する画像である。

【図10】屈折補正がない場合の図9と同様な画像である。

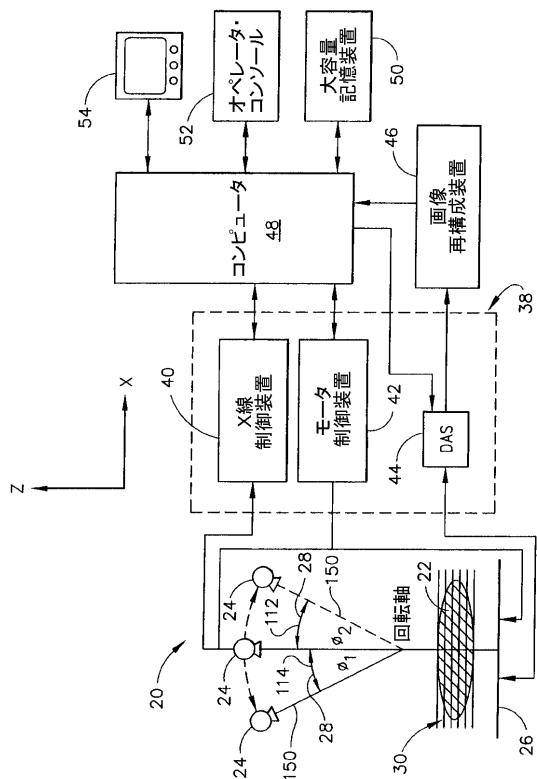
【符号の説明】

1 2	医用イメージング・システム	
1 4	超音波イメージング・システム	
1 6	プローブ移動装置組立体	
1 8	超音波プローブ	10
2 0	トモシンセシス・イメージング・システム	
2 2	被撮像物体	
2 4	放射線源	
2 6	検出器アレイ	
2 8	投影角度	
3 0	平面	
3 8	制御機構	
5 6	圧迫パドル	
5 8	層	
6 2	ステップ・モータ	20
6 4	受け器	
6 6	キャリッジ	
6 8	リミット・スイッチ	
7 0	U字形の板	
7 2	受け器	
1 0 0	圧迫パドル受け器	
1 0 2	X線位置決め装置	
1 0 4	取付け具	
1 0 6	プローブ受け器	
1 0 8	X線源外被	30
1 1 0	位置決め装置	
1 1 2	第1の投影角度	
1 1 4	第2の投影角度	
1 2 0	音響結合用ジェル	
1 2 6	胸壁	
1 2 8	乳首区域	
1 3 0	コンピュータ	
1 3 2	ステップ・モータ制御装置	
1 5 0	放射線ビームの中心軸	

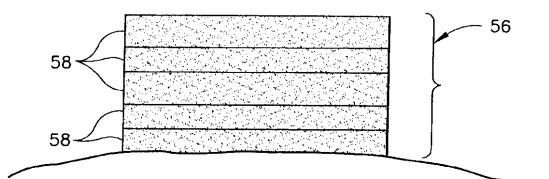
【図1】



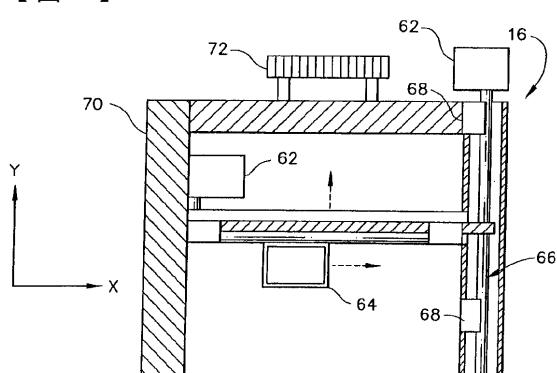
【図2】



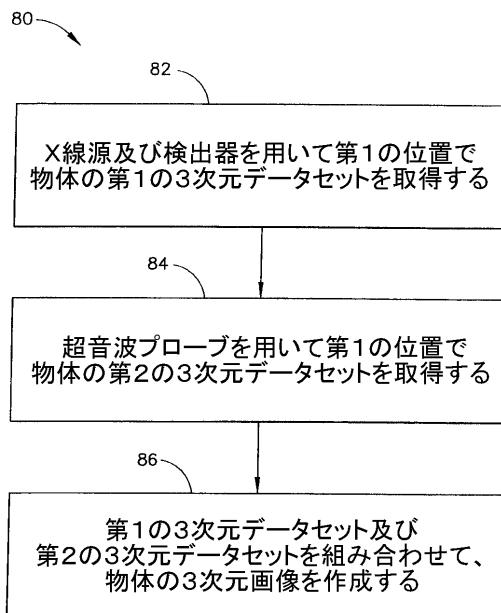
【図3】



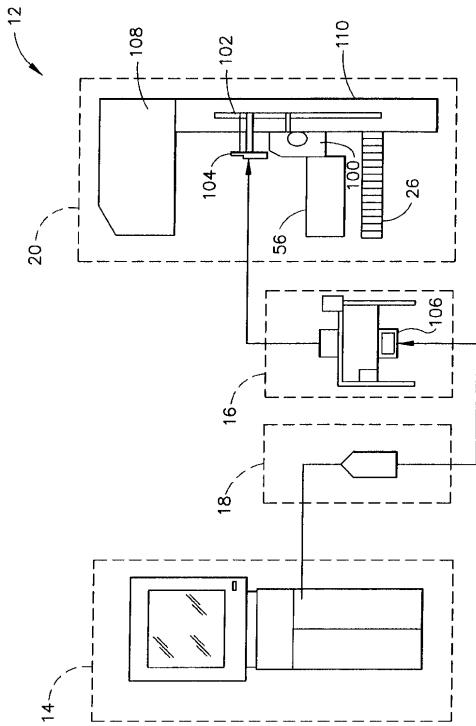
【図4】



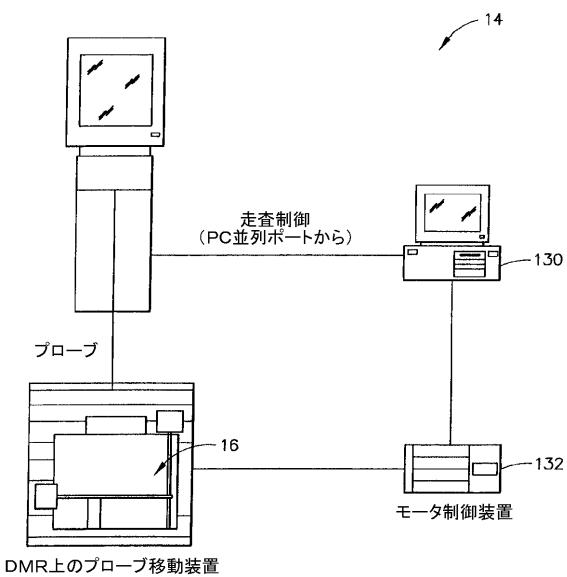
【図5】



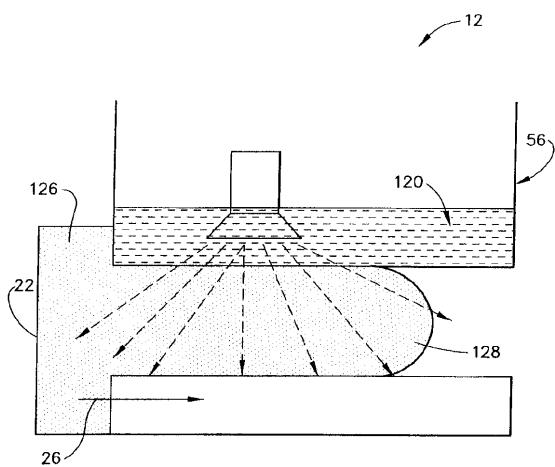
【図6】



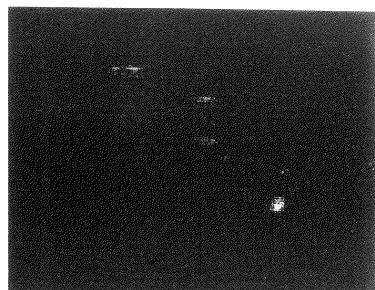
【図7】



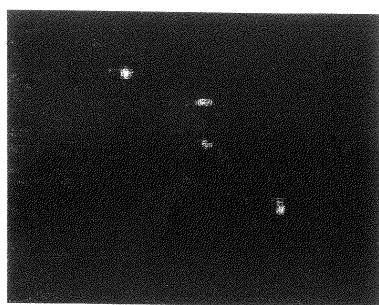
【図8】



【図10】



【図9】



フロントページの続き

- (72)発明者 ジェフリー・ウェイン・エーベルハルト
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、オールバニ、バルサム・ウェイ、7番
- (72)発明者 ボリス・ヤムロム
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ブロンクス、エーピーティー・8イー、パリセード・アベニュー
ー、2727番
- (72)発明者 カイ・エリク・トーメニアス
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、ファン・フランケン・ロード、74番
- (72)発明者 ドナルド・ジョセフ・パックリー、ジュニア
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタディ、ラルフ・ストリート、3354番
- (72)発明者 ロジャー・ニール・ジョンソン
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ハガマン、カウンティ・ハイウェイ・132、227番
- (72)発明者 レインホールド・エフ・ウィルト
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ボールストン・スパ、ミドル・ライン・ロード、156番
- (72)発明者 オリバー・アストリー
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、スクーナー、1201番
- (72)発明者 ビール・ヒップス・オブサール-オング
アメリカ合衆国、コネチカット州、ダリエン、ホイテ・ストリート、535番
- (72)発明者 セルジュ・ルイ・ウィルフリッド・マラー
フランス、78280・ギュイアヌクル、リュ・マリーズ・バステイ、1番
- (72)発明者 スティーブ・カール
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スコウシャ、プレイス・レーン、22番

合議体

- 審判長 岡田 孝博
審判官 小野寺 麻美子
審判官 後藤 時男

- (56)参考文献 特開平11-123192(JP,A)
特表平9-504211(JP,A)
特表平11-505446(JP,A)
実開平7-5606(JP,U)
特開平10-43185(JP,A)
特開平5-237104(JP,A)
特開平6-105841(JP,A)
特開昭61-290938(JP,A)
特開平6-154220(JP,A)
特表2000-515046(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

- A61B 6/02
A61B 6/00
A61B 6/04
A61B 8/00

专利名称(译)	数字成像方法，系统和设备		
公开(公告)号	JP4934263B2	公开(公告)日	2012-05-16
申请号	JP2002350416	申请日	2002-12-02
[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	アジャイカプール ジエフリーウェインエーベルハルト ボリストヤムロム カイエリクトーメニアス ドナルドジョセフバックリージュニア ロジャーニールジョンソン レインホールドエフウィルト オリバー・アストリー ビールヒップスオプサールオング セルジュルイ・ウイルフリッド・マラー スティーブカール		
发明人	アジャイ・カプール ジエフリ・・ウェイン・エーベルハルト ボリスト・ヤムロム カイ・エリク・トーメニアス ドナルド・ジョセフ・バックリー・ジュニア ロジャー・ニール・ジョンソン レインホールド・エフ・ウィルト オリバー・アストリー ¹ ビール・ヒップス・オプサール-オング セルジュ・ルイ・ウイルフリッド・マラー スティーブ・カール		
IPC分类号	A61B6/02 A61B6/00 A61B6/04 A61B8/00 A61B6/03 A61B8/08 A61B8/14		
CPC分类号	A61B6/025 A61B6/032 A61B6/4417 A61B6/466 A61B6/502 A61B6/5247 A61B8/0825 A61B8/14 A61B8/4416 A61B8/483 A61B8/5238		
FI分类号	A61B6/02.353.C A61B6/00.330.Z A61B6/04.309.B A61B8/00 A61B6/00.370 A61B6/02.353.Z		
F-TERM分类号	4C093/AA07 4C093/CA23 4C093/DA06 4C093/EC25 4C093/EC26 4C093/ED21 4C093/ED22 4C093/FF35 4C093/FF42 4C301/AA02 4C301/BB13 4C301/BB22 4C301/BB28 4C301/DD24 4C301/EE11 4C301/GB04 4C301/GB10 4C301/HH37 4C301/HH38 4C301/JC14 4C301/KK17 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB09 4C601/BB11 4C601/BB16 4C601/DD08 4C601/EE09 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH31 4C601/JB01 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/LL33		
代理人(译)	小仓 博		
审查员(译)	冈田孝弘		
助理审查员(译)	东京转到		

摘要(译)

本发明的一个目的是创建感兴趣对象的图像。第二使用超声波探头在第一位置处获得第一三维数据在使用X射线源和检测器(82)的第一位置设置对象，该对象的取得三维数据集(84)，通过组合所述第一三维数据集和所述第二三维数据集的所述，所述方法包括步骤(86)来创建所述对象的三维图像。在本发明中，一个检测器阵列，至少一个辐射源，一个压缩板，超声波探头移动组件，所述压缩桨和机械对齐，压缩桨和感兴趣对象的另一个方面到提供耦合到所述超声波探头超声波输出信号，超声波探头连接到超声波探头的移动组件，该检测器阵列中，感兴趣包括辐射源的物体和计算机提供了一种用于创建图像的医学成像系统。

材料	颜色	密度	音速	X 射线 吸收 系数 γ/2 [m ⁻¹]	密度 [kg/m ³]	色化 系数 [1/mm ²]	强度 dB/cm	光学 性质		
								透光 性	反射 性	吸收 性
聚丙烯	PMP, PP	0.83	2.22	1.84	4.6	9.4	8	80	1.6	17
聚丙烯	PC	1.18	2.27	2.68	23.2	14.8	5	90	2.1	40
聚丙烯	PS	1.05	2.4	2.52	1.8	14.7	9	90	2.3	2
聚丙烯	PET	1.37	2.54	3.48	5	15.6	2	110	3.2	5
聚丙烯	PSI	1.21	2.8	3.39	6	52.2	8	80	14.7	5
聚丙烯	PE	0.91	1.95	1.77	2.4	10.7	9	10	1.05	10
聚丙烯	PMMA	1.19	2.75	3.27	6.4	14.8	5	92	3.1	2
聚丙烯	PP	0.88	2.74	2.41	5.1	10.7	9	10	1.05	10
聚丙烯	PVC	1.15	2.33	2.68	12.8	64.4	0	85	0.004	440
聚丙烯	SE	1.05	1.05	1.10	24	37.9	10	25	0.003	200
聚丙烯	SBR	1.02	1.92	1.36	24.3	20.1	2	25	0.003	200