

(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2013-545545

(P2013-545545A)

(43) 公表日 平成25年12月26日(2013.12.26)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 3 0 Z	4 C 0 9 3
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 7 0	4 C 6 0 1
	A 6 1 B 6/00 3 5 0 P	
	A 6 1 B 8/00	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

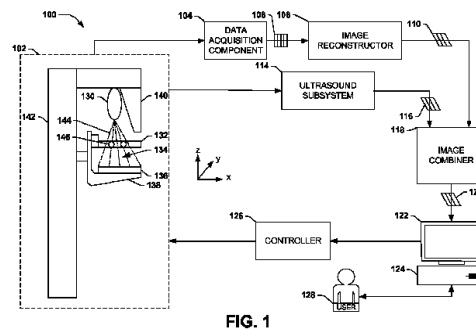
(21) 出願番号	特願2013-539801 (P2013-539801)	(71) 出願人	513121845 アナロジック コーポレーション アメリカ合衆国 エムエー 01960, ビーボディ, 8 センテンニアル ドライ ヴ
(86) (22) 出願日	平成22年11月16日 (2010.11.16)	(74) 代理人	100091683 弁理士 ▲吉▼川 俊雄
(85) 翻訳文提出日	平成25年7月8日 (2013.7.8)	(74) 代理人	100179316 弁理士 市川 寛奈
(86) 国際出願番号	PCT/US2010/056855	(72) 発明者	マルコヴィッチ, ソリン アメリカ合衆国 エムエー 01960, ビーボディ, 8 センテンニアル ドライ ヴ
(87) 国際公開番号	W02012/067607	Fターム(参考)	4C093 AA07 AA11 CA18 DA06 EC25 ED21 FF35
(87) 国際公開日	平成24年5月24日 (2012.5.24)		最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 マルチモーダリティ画像取得方法および装置

(57) 【要約】

本発明は、検査するオブジェクトの水平面を描写する放射線画像110と超音波画像116を生成する技術に関し、当技術分野で知られた放射線や超音波の技術(例; X線トモシンセシス、コンピュータ超音波撮影など)に利用することができる。放射線144の軌道に平行な方向に超音波304を伝達するように超音波フロントエンド要素146を構成する。オブジェクトの放射線画像110が同じ位置や形状/体積においてオブジェクトの超音波画像116と空間的に一致し、これらの画像を合わせて超音波画像116の特徴と放射線画像110の特徴を共に示す合成画像120を作る。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

検査装置 (1 0 0) の検査区域 (1 3 4) に放射線 (1 4 4) を放射する放射線源 (1 3 0) ;

検査区域 (1 3 4) に位置した検査オブジェクトを透過した放射線 (1 4 4) を検知する検出器アレイ (1 3 8) ; および

1 つ以上の超音波 (3 0 4) を検査区域 (1 3 4) に送る超音波フロントエンド要素 (1 4 6) ; を含み、

前記超音波 (3 0 4) が放射線の中心線の軌道と平行な方向に動くことを特徴とする検査装置。

10

【請求項 2】

検知された放射線に基づいて複数の放射線画像 (1 1 0) を作る画像再構成器 (1 0 8) をさらに含み、複数の放射線画像のうち第 1 放射線画像は検査オブジェクトの第 1 平面を描写し、第 2 放射線画像は検査オブジェクトの第 2 平面を描写し、第 1 平面と第 2 平面が同じであるかまたは異なることを特徴とする、請求項 1 に記載の検査装置。

【請求項 3】

前記放射線源 (1 3 0) が検出器アレイ (1 3 8) に対して中心の一位置や色々な方向から放射線 (1 4 4) を放射し、前記画像再構成器 (1 0 8) がトモシンセシス (t o m o s y n t h e s i s) 技術を利用して画像を作ることを特徴とする、請求項 2 に記載の検査装置。

20

【請求項 4】

検査オブジェクトを固定する固定器具 (1 3 2 , 1 3 6) をさらに含み、前記固定器具 (1 3 2 , 1 3 6) に 1 つ以上の開口部 (2 0 6) が形成され、超音波フロントエンド要素 (1 4 6) の一部分が前記開口部に挿入されることを特徴とする、請求項 1 に記載の検査装置。

【請求項 5】

前記検査装置 (1 0 0) がマンモグラフィー装置であり、前記固定器具 (1 3 2 , 1 3 6) は 1 つ以上の超音波 (3 0 4) の放出と放射線 (1 4 4) の放出中にオブジェクトを圧縮する圧縮パドルを含むことを特徴とする、請求項 4 に記載の検査装置。

【請求項 6】

前記検査オブジェクトが、放射線 (1 4 4) の放出中には勿論のこと、1 つ以上の超音波 (3 0 4) の放出中にも同じ方向を維持することを特徴とする、請求項 1 に記載の検査装置。

30

【請求項 7】

検知された超音波から超音波画像 (1 1 6) を作る超音波機器 (1 1 4) をさらに含み、前記超音波画像 (1 1 6) は検知された放射線から生じた対応放射線画像 (1 1 0) と一致することを特徴とする、請求項 1 に記載の検査装置。

【請求項 8】

検知された放射線から得られた情報と検知された超音波から得られた情報を描写する各々別の画像や合成された画像 (1 2 0) を作る画像合成器 (1 1 8) をさらに含むことを特徴とする、請求項 1 に記載の検査装置。

40

【請求項 9】

放射線源 (1 3 0) から放射線 (1 4 4) が放出されない間、前記検査区域 (1 3 4) に対して超音波フロントエンド要素 (1 4 6) の位置を調整する超音波配置器 (5 0 8) をさらに含むことを特徴とする、請求項 1 に記載の検査装置。

【請求項 10】

検査オブジェクトに向かって 1 つ以上の超音波 (3 0 4) を伝達する超音波フロントエンド要素 (1 4 6) を含み、検査オブジェクトは放射線検査を行う時の方向と同じ方向を維持し、前記超音波フロントエンド要素 (1 4 6) が放射線の中心線に平行な方向に 1 つ以上の超音波 (3 0 4) を伝達することを特徴とする検査装置。

50

【請求項 1 1】

1 つ以上の超音波（304）を伝達し受ける間は勿論のこと、放射線検査を行う間に検査オブジェクトを固定する固定器具（132，136）をさらに含むことを特徴とする、請求項 10 に記載の検査装置。

【請求項 1 2】

前記固定器具（132，136）に 1 つ以上の開口部（206）が形成され、超音波フロントエンド要素（146）が前記開口部に位置することを特徴とする、請求項 1 1 に記載の検査装置。

【請求項 1 3】

検査オブジェクトが乳房組織であり、前記固定器具（132，134）は、超音波（304）を伝達する間は勿論のこと、放射線検査を行う間に乳房組織を圧縮する圧縮パドルを含むことを特徴とする、請求項 1 2 に記載の検査装置。

10

【請求項 1 4】

放射線検査を行わない時、超音波フロントエンド要素（146）を前記開口部（206）に位置させる超音波配置器（508）をさらに含むことを特徴とする、請求項 1 2 に記載の検査装置。

【請求項 1 5】

検知された超音波から超音波画像（116）を作る超音波機器（114）をさらに含み、前記超音波画像（116）は検知された放射線から生じた対応放射線画像（110）と一致することを特徴とする、請求項 1 0 に記載の検査装置。

20

【請求項 1 6】

放射線検査を行う間に得られた情報と検知された超音波から得られた情報を描写する各々別の画像や合成された画像（120）を作る画像合成器（118）をさらに含むことを特徴とする、請求項 1 0 に記載の検査装置。

【請求項 1 7】

放射線源（130）から放射線（144）が放出されない時、超音波フロントエンド要素（146）を検査オブジェクトに対して位置させる超音波配置器（508）をさらに含むことを特徴とする、請求項 1 0 に記載の検査装置。

【請求項 1 8】

検査オブジェクトに関する 2 つの検査方式からデータを得る方法であって、検査オブジェクトを第 1 方向に置いて放射線検査を行うステップ（606）；および検査オブジェクトを第 1 方向に置いて超音波検査を行うステップ（606）；を含み、1 つ以上の前記超音波が放射線の中心線の軌道に平行な方向に進行することを特徴とする方法。

30

【請求項 1 9】

検査オブジェクトを第 1 方向に固定するステップ；
放射線検査を行うステップ；
超音波検査を行うステップ；および
放射線検査と超音波検査が終了した後に検査オブジェクトを第 1 方向から固定を解除するステップ；を含むことを特徴とする、請求項 1 8 に記載の方法。

40

【請求項 2 0】

色々な方向から検査オブジェクトに放射線を放射するステップをさらに含むことを特徴とする、請求項 1 8 に記載の方法。

【請求項 2 1】

放射線検査から得られた情報に基づいて、検査オブジェクト内部の第 1 平面を描写する放射線画像を作るステップ；

前記第 1 平面に合わせて超音波の焦点を調節するステップ；および

超音波に基づいて前記第 1 平面を描写する超音波画像を作るステップ；を含むことを特徴とする、請求項 1 8 に記載の方法。

【請求項 2 2】

50

放射線検査から得られた情報に基づいて、検査オブジェクト内部の第 1 平面とは異なる第 2 平面を描写する第 2 放射線画像を作るステップ；

前記第 2 平面に合わせて超音波の焦点を再調節するステップ、および

超音波に基づいて前記第 2 平面を描写する第 2 超音波画像を作るステップ；を含むことを特徴とする、請求項 2 1 に記載の方法。

【請求項 2 3】

前記第 1、第 2 放射線画像がトモシンセシス技術を用いて作られることを特徴とする、請求項 2 2 に記載の方法。

【請求項 2 4】

トモシンセシス技術を利用して放射線検査から得られた情報に基づいて複数の放射線画像を作り、放射線画像を描写したのと同じ位置に対して超音波から得られたデータに基づいて複数の超音波画像を作るステップを含むことを特徴とする、請求項 1 8 に記載の方法。

10

【請求項 2 5】

放射線検査から得られた情報と超音波から得られた情報に基づいて合成画像を作るステップを含むことを特徴とする、請求項 1 8 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば、乳癌検査を行う時に超音波と X 線を併用することのように、様々な方法でオブジェクトを検査することに関し、具体的には、様々な撮影法によって得られた情報を利用してオブジェクトの構造や機能に関する追加情報を提供する技術に関するものであり、医療分野に多く用いられる。

20

【背景技術】

【0002】

放射線撮影装置は、検査するオブジェクトの内部特徴に関する情報や画像を提供する。検査するオブジェクトが放射線に露出すると、該オブジェクトが吸収した放射線やオブジェクトを透過する放射線の量に基づいて画像を形成する。一般的に、高密度オブジェクトは低密度オブジェクトより放射線をより多く吸収して減衰させ、このために骨や分泌腺のような高密度オブジェクトは脂肪組織や皮膚のような低密度オブジェクトとは異なって表

30

【0003】

病院では、肉眼では見ることができない骨折、腫瘍、カルシウム沈着などを検知するのに放射線撮影装置を利用する。その一例であるマンモグラフィー装置は、一般的に、放射線源、圧縮パドルおよび検出器アレイを含む。検出器アレイは、乳房組織（すなわち、検査するオブジェクト）を基準に放射線源と圧縮パドルの正反対側に配置される。放射線源は、圧縮状態である乳房組織を透過する放射線（例；X 線）を放出する。乳房組織を透過した放射線は、検出器アレイによって検知される。デジタル放射線撮影機では、フラットパネル検出器が放射線を検知し、再構成アルゴリズムを利用して乳房組織の 2 D 画像を作るが、このような画像は X 線に直交するか検出器アレイに平行な平面に対応する。

40

【0004】

2 D 放射線画像は、乳癌診断などに有用であるものの、X 線に平行するか検出器アレイに直交する長さ方向の解像度は非常に低いか全くない。乳房検査を行う時、2 D 放射線画像によっては、腫瘍が放射線源や検出器アレイのうちどちらにより近くにあるかに関する情報は分からない。例えば、癌の可能性のある腫瘍が分泌腺の上方や下方にあるのであれば、このような腫瘍が分泌腺に遮られて見られないことがある。また、癌細胞のようなターゲットが他の部分と類似する情報を共有するため、関心のないオブジェクトが関心オブジェクトとして誤って分類されて誤診断をする危険もある。

【0005】

通常、初期発見を確認するのに超音波撮影を多く行う。一般的に、超音波プローブは、

50

高周波超音波（例；パルス）を検査するオブジェクトに向かって発射する。オブジェクトを通過する超音波は組織ごとに異なるように透過する。反射される超音波はプローブによって検知され、超音波下位装置がプローブとオブジェクトとの間の距離や反射波の強度を計算する。このような計算に基づいて乳房内部のターゲットの画像が形成される。

【 0 0 0 6 】

現在の癌診断技術によっては、ある場合は初期癌を検知するのに効果的であると明らかになったが、依然として改善の余地がある。放射線検査と超音波検査は、同時帯と同位置では同時に行うことができないのが普通である。例えば、乳癌検査を行う時、放射線撮影は、女性が真すぐに立ち、乳房組織を圧縮した状態で行うが、超音波検査は、女性がベッドに横になり、乳房が繰り広げられた状態で行い、これは、超音波が乳房を通過する距離を減らして画質を高めるためである。したがって、超音波画像と放射線画像とを比較して類似する部分を探し出すことは非常に困難である。また、初めには陽性診断を受けたのに超音波検査を通じて陽性診断が誤ったことが明らかになると失望感も非常に大きいであろう。

【 発明の概要 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本発明は、以上の問題点を考慮して導き出されたものであり、検査装置の検査区域に放射線を放射する放射線源と、検査区域に位置した検査オブジェクトを透過した放射線を検知する検出器アレイ、および超音波を検査区域に送る超音波フロントエンド要素を含み、超音波が放射線の中心線の軌道と平行な方向に動く検査装置を提供する。

【 0 0 0 8 】

また、本発明は、検査オブジェクトに向かって超音波を伝達する超音波フロントエンド要素を含み、検査オブジェクトは放射線検査を行う時の方向と同じ方向を維持し、超音波フロントエンド要素が放射線の中心線に平行な方向に超音波を伝達する検査装置も提供する。

【 0 0 0 9 】

また、本発明は、検査オブジェクトに関する2つの検査方式からデータを得る方法も提供する。この方法は、検査オブジェクトを第1方向に置いて放射線検査を行うステップ、および検査オブジェクトを第1方向に置いて超音波検査を行うステップを含み、超音波は放射線の中心線の軌道に平行な方向に進行する。

【 0 0 1 0 】

以下、添付図面を参照し、本発明について詳しく説明する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 1 】

【 図 1 】 超音波画像と放射線画像を生成する検査システムの一例のブロック図である。

【 図 2 】 放射線が放射線源から放射される間の検査装置の断面図である。

【 図 3 】 放射線源から放射線が放射されない時の検査装置の断面図である。

【 図 4 】 放射線画像や超音波画像に描かれるオブジェクトの平面を示す概略図である。

【 図 5 】 超音波フロントエンド要素を固定器の開口部に配置する例を示す概略図である。

【 図 6 】 2つの検査方式からデータを取得する方法のフローチャートである。

【 図 7 】 本発明を実現するためのコンピュータ命令語が入っているコンピュータ読み取り可能な媒体の一例のブロック図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 2 】

図 1 は、超音波画像と放射線画像を生成する検査システム 100 の一例のブロック図である。このような検査システムは、病院で腫瘍を発見するのに用いられるものであり、乳癌発見のために乳房組織を検査するためのマンモグラフィースキャナーがその一例である。

【 0 0 1 3 】

10

20

30

40

50

図示したように、検査システムは、一般的にオブジェクト（例；人体組織）を検査するためのオブジェクト検査装置 102 を含む。検査したオブジェクトの画像は、人間ユーザ 128 が見ることができるようにワークステーション 124 のモニター 122 に送られる。このようにして、肉眼では見ることができない検査中のオブジェクトのターゲット（例；乳房組織内の癌細胞）が 1 つ以上の画像で表示され、人間ユーザ 128 が識別することができるようになる。このような検査装置は乳房検査システムと類似するように構成されるが、本発明はこれに限定されない。すなわち、本発明は、特許請求の範囲を含めて、可能な他のシステムにも適用できるものであり、図示された実施形態の検査システム 100 は説明の便宜のために例示したものに過ぎない。例えば、図 1 のデータ取得器 104 が検査装置 102 の一部分であるか、検査装置 102 の検出器アレイ 138 の一部分であってもよい。

10

【0014】

検査装置 102 は、オブジェクトを検査して得たデータをシステムの他の要素に伝達する。検査装置 102 は、電離放射線源や X 線源のような放射線源 130 と検出器アレイ 138 とを含む。検査装置 102 の検査区域 134 内にあるオブジェクトを検査する時、放射線源 130 は、扇状や円錐状やくさび状や他の形態の放射線 144 を検査区域 134 内に放射する。放射線源 130 の他の特徴については図 2 ~ 3 において説明する。

【0015】

オブジェクトの他の部分は検査区域 134 内に位置した検査中のオブジェクトを透過する放射線 144 を減衰させ、このような減衰に基づいて放射線画像が生成されるが、一方では、検出器アレイ 138 が検知した放射線光子数の変化に基づいて放射線画像が生成されることもある。例えば、オブジェクトにおいて、より密な部分は、皮膚や健康な脂肪組織のようにそれほど密でない部分より大きく放射線 144 を減衰させるか、検出器アレイ 138 にぶつかる光子数を減らす。

20

【0016】

検査装置 102 は、検査中のオブジェクトを動かないようにする固定器をさらに含む。例えば、検査システムがマンモグラフィースキャナーである場合、固定器は、乳房組織を動かないように固定する上部圧縮パドル 132 と下部圧縮パドル 136 とからなる。検査区域 134 は、上下圧縮パドル 132 , 136 の間に位置する。オブジェクト（例；乳房組織）が上下圧縮パドル 132 , 136 の間に挟まれると、オブジェクトを圧縮する。オブジェクトが圧縮状態にある時、放射線 144 が放射線源 130 から放射される。圧縮中の乳房組織を透過する放射線 144 は、下部圧縮パドル 136 の内部や下方に位置する検出器アレイ 138 によって検知される。図示された固定器が 2 個の圧縮パドル 132 , 136 からなるものとして説明したが、固定器が 1 つの圧縮パドル 132 からなり、乳房組織の下部を検出器アレイ 138 で支持したり固定したりすることもできる。一方、場合によっては、圧縮パドルがより多くあってもよい。

30

【0017】

圧縮パドル 132 , 136 、放射線源 130 および検出器アレイ 138 を地上に支持する手段が垂直支持スタンド 142 である。垂直支持スタンドは高さが数フィートであり、このスタンドに沿って圧縮パドル 132 , 136 を z 方向に人の背に合わせて調節する。人の頭部はシールド 140 によって放射線 144 に露出しないように保護される。

40

【0018】

超音波フロントエンド要素 146 は、複数の超音波を検査区域 134 に送るかオブジェクトと作用する反射超音波を検知するように構成され、このように検知された超音波はオブジェクトの超音波画像を作るのに用いられ、この画像は X 線画像に描かれた平面に平行な平面を描写する。例えば、マンモグラフィー時、乳房組織の水平スライスが放射線画像に表示され、超音波フロントエンド要素 146 は超音波を送ったり受けたりして窮極的に超音波画像を作るが、このような超音波画像では、放射線画像の平面に平行な平面に乳房組織の水平スライスを示す。一例として、超音波フロントエンド要素 146 は、放射線源 130 の放射線の中心線の軌道に平行するか、放射線を検知する検出器アレイ 138 の表

50

面に垂直な方向に超音波を伝達する。当業者であれば分かるように、「放射線の中心線」とは、ほぼ90度の角度で検出器アレイ138にぶつかる放射線をいい、具体的には、扇状や円錐状やくさび状の放射線の中心線をいう。言い換えれば、放射線の中心線とは、検出器アレイの真上に位置した放射線源130から放射される放射線であって、x方向とy方向の両側に放射線が検出器アレイにほぼ直角にぶつかる。検出器アレイ138が（通常は平面であるが）曲面であるか、放射線も検出器アレイ138の真上に位置した放射線源130から放射されず、中心線が検出器アレイの真上に位置した仮想のソースから放射される仮想の放射線であってもよい。

【0019】

超音波フロントエンド要素146が、構成によっては、送信波や反射波を検知すること
もできる。一例として、超音波フロントエンド要素146のシングルトランスデューサー
が超音波を伝送することは勿論、オブジェクト内のターゲットから反射した超音波を検知
したりもする。一方、片方のトランスデューサーが超音波を伝送し、隣接するか正反対に
位置した他方のトランスデューサーがオブジェクトを透過した超音波を検知することもで
きる。トランスデューサーの個数や配列はどのようにしても構わない。

10

【0020】

超音波フロントエンド要素146やこの要素の成分（例；内装されたトランスデューサ
ー）がオブジェクトに対して上下に（z方向に）調節をするか、水平面においてティルテ
ィング（例；x方向やy方向に）することができ、超音波フロントエンド要素の焦点面を
オブジェクト内において（例えば、z方向に）調節して複数の画像を作るのに用いられる
データを得ることができ、この時、各々の画像がオブジェクトの平行した平面の各々を描
写することができる。このようにして、複数の超音波画像を形成し、各々の画像がオブジ
ェクトの一平面を描写するようにする。一例として、医師は、オブジェクトの各々の平面
であるスライスを描写する一連の超音波画像をオブジェクトの類似するか同一な平面を描
写する各々の放射線画像と比較する。

20

【0021】

データ取得器104は、オブジェクト検査装置102に連結され、検出器アレイ138
が検知した放射線に関連する情報とデータを収集する。例えば、データ取得器104が、
検知された放射線を示すように検出器アレイ138から生成されたアナログ信号を受け、
AD変換技術を利用してデジタルドメインに変換することができる。また、データ取得器
104は、検出器アレイ138の画素から生成されたデジタルデータを1つ以上の投影画
像106にコンパイルしたりもするが、このような投影画像106の各々はオブジェクト
の水平面、すなわち水平スライスの各々を示す。

30

【0022】

本発明のシステムが備えた画像再構成器108は、データ取得器104から投影画像1
06を受けて2D放射線画像110を作り、ユーザ128がこの画像を見ることができる
。すなわち、画像再構成器108は、投影空間の画像106を当業界で知られた分析、繰
り返し、その他の画像再構成技法を利用して画像空間に変換するが、このような技法の例
として2Dフィルタ逆投影、画像合成再構成法などが挙げられる。2D画像110を作り
出す投影画像106と同様に、各々の2D画像110はオブジェクトの水平スライスを描
写する。すなわち、放射線画像110は、（中心X線に直角であり、検出器アレイに平行
な）オブジェクトの緯度寸法を示す。言い換えれば、これらの画像は、放射線144が検
査中であるオブジェクトの上方から放射された時、オブジェクト内部のターゲットの垂直
高さは描写しない。したがって、検査から画像110が1つだけ生じれば、放射線画像1
10に描かれた平面がオブジェクトの全体積（例；圧縮された乳房全体）を示すものであ
る。

40

【0023】

画像110が2つ以上生じれば、各々の平面がオブジェクトの垂直高さに従って異なる
断面を描写する。したがって、第1放射線画像は第1水平面を、第2放射線画像は第1水
平面とは異なる第2水平面を描写する。ここでは、画像ごとに異なるスライスを描写する

50

ことを例に挙げたが、１つ以上の画像が同じスライスを示すことも可能である。例えば、第１と第２の放射線画像が同じ水平面を描写することができる。また、ここで例を挙げた第１と第２の意味も単に区分のために用いられるものであって、その順序を意味するものではない。例えば、第１画像が第２画像より先に生成される必要はない。

【００２４】

検査システム１００にある超音波機器１１４は、検査装置１０２や超音波フロントエンド要素１４６に連結され、超音波フロントエンド要素１４６によって検知された超音波を伝達するか情報を収集する。超音波機器１１４は、収集された情報を画像空間データ１１６に再構成したりもする。一例として、オブジェクト上にある複数のトランスデューサーのデータをコンパイルして、公知技術（例；ビーム形成技術）を利用して２Ｄ超音波画像１１６を作ることができる。当業者であれば分かるように、１つ以上の２Ｄ放射線画像１１０と１つ以上の超音波画像１１６は、検査中のオブジェクトの平行な平面を描写する。

【００２５】

ある場合は、放射線画像１１０と超音波画像１１６が互いに空間的に一致してもよい。すなわち、放射線画像に描かれたオブジェクト平面が超音波画像に描かれたオブジェクト平面と一致して、超音波画像が放射線画像に重なるかその逆に重なってもよい。例えば、放射線画像１１０がオブジェクトの２０個の平面を示し、各々の平面がオブジェクトの総高さの１／２０ずつの水平スライスであれば、超音波機器１１４は、２０個の超音波画像１１６を作るように超音波の焦点や焦点面を調節する。２０個の超音波画像１１６のうち第１番目は空間的に第１放射線画像と一致し、第２番目、第３番目．．．超音波画像も各々第２番目、第３番目．．．放射線画像と一致する。

【００２６】

画像合成器１１８は、超音波機器１１４および画像再構成器１０８と連結され、放射線画像１１０と超音波画像１１６が空間的に一致する時にはこれらの画像を（例えば、融合過程を経て）合成画像１２０に合成する。すなわち、画像合成器１１８は、適宜な分析法（例；繰り返し登録アルゴリズムやエントロピーに基づいたアルゴリズム）を通じて２個のモダリティから相補的情報（例；放射線画像と超音波画像）を合成する。

【００２７】

コンピュータのようなワークステーション１２４は合成画像１２０を受け、このような合成画像はモニター１２２において医師のようなユーザ１２８に見られる。このようにして、ユーザ１２８は画像を検査して関心部分を識別する。特定オブジェクトのスライスを示す合成画像１２０をモニター１２２に表示するか、検査装置１０２の作業を指示するユーザの入力を端末１２４から受けることができる。

【００２８】

コントローラ１２６は端末１２４に連結され、端末からユーザの入力を受け、実行する動作を示す検査装置１０２に対する命令語を生成する。

【００２９】

当業者であれば分かるように、本発明のシステムを異なるように構成することもできる。例えば、画像合成器１１８がなく、放射線画像と超音波画像を各々モニター１２２に示し、ユーザ１２８はこのような画像を肉眼で比較することができる。または、データ取得器１０４が検査装置１０２の一部であってもよい。

【００３０】

図２は、図１の放射線源１３０のような放射線源２０２から放射される放射線２０８を示す検査装置２００の断面図である。この検査装置２００は、放射線源２０２、検出器アレイ２０４、および開口部２０６を有し、このような開口部に超音波フロントエンド要素１４６を挿入することができる。図３と６においてより詳しく説明するが、放射線検査を行う間に超音波フロントエンド要素を除去して開口部２０６を空にすることができるが、これは、超音波フロントエンド要素が放射線検査を妨害して放射線２０８を減衰しないようにするためである。

【００３１】

10

20

30

40

50

検査中のオブジェクト 212 の色々な平面をそれぞれ描写する放射線画像を幾つか生成するために、オブジェクト 212 に対して色々な方向に放射線を放射することが通常である。言い換えれば、オブジェクトを色々な方向から見る。色々な方向から求めたデータを従来技術を利用して画像再構成器 108 で合成する。オブジェクトの水平スライスごとに各々異なる画像を選択するが、スライスは検出器アレイ 204 の（放射線がぶつかる）検知面に平行であり、このような画像が z 方向に一定範囲内でオブジェクトの内面を描写する。このようにして、2D 画像を組み合わせて、検査中のオブジェクトの 3D 画像を形成することができる。

【0032】

図示された検査装置 200 では、ガイド 210 を利用し、検査中のオブジェクト 212 に対して放射線源 202 を（例えば、中心に対して 20 度ほど左右に）回転させながらオブジェクトを色々な方向から見る。すなわち、オブジェクトは動かさずに放射線源 202 がオブジェクトを中心に回転する。ガイド 210 は、垂直支持スタンド（214；図 1 の 142 に該当）から吊り下げられている。

10

【0033】

例えば、データを色々な方向から収集する必要がなく、放射線源 202 が固定され、検出器アレイ 204 が回転する時には、ガイド 210 が不要である。例えば、放射線検査を行ってオブジェクト 212 の 1 つの平面を描写する放射線画像を作らなければならない場合、放射線を一方向に放射すれば良いので、ガイド 210 が不要である。

【0034】

放射線源 202 を回転させることは、検査中のオブジェクト 212 に色々な方向から放射線を放射する技術の一例に過ぎない。例えば、放射線源 202 がオブジェクト 212 を中心に配置された複数のナノチューブ F E C (f i e l d e m i t t i n g c a t h o d e s) であってもよい。この場合、放射線源 202 は動かさずにカソードだけを選択的に作動させて、放射線 208 を色々な方向からオブジェクト 212 に放射することができる。

20

【0035】

オブジェクト 212 を透過する放射線 208 は、オブジェクトを中心に正反対側に位置した検出器アレイ 204 によって検知される。組織のようなオブジェクト 212 は、固定器 214 の上下圧縮パドルの間で圧縮されるが、これは、組織を繰り広げるためのものである。図 5 においてより詳しく説明するが、固定器 214 が超音波フロントエンド要素と干渉する場合、固定器 214 に形成された開口部 206 に超音波フロントエンド要素の一部分を挿入する。例えば、固定器 214 の上部圧縮パドルに形成されたノッチや開口部 206 に超音波フロントエンド要素の一部分を上方から挿入して、検査中のオブジェクト 212 に接するようにすることができる。

30

【0036】

図 2 の検査装置 200 は例示に過ぎず、例えば、超音波と干渉しない材料で固定器 214 を構成すれば、固定器に開口部 206 を形成する必要がない。一方、固定器 214 の下部圧縮パドルに開口部 206 を形成することもでき、この場合は、オブジェクト 212 の下方から超音波フロントエンド要素を挿入する。すなわち、超音波フロントエンド要素の一部分をオブジェクト 212 の上方や下方や両側に配置することができる。

40

【0037】

図 3 は、放射線源 302 から放射線が放射されない時の検査装置 300 の断面図である。図 3 の実施形態は図 2 の実施形態と非常に類似するが、放射線 208 が放射されず、超音波 304 を出すという点で違いがある。

【0038】

放射線が放射されない間、例えば、放射線検査の開始前や終了後、超音波フロントエンド要素 308 の一部分、例えば、トランスデューサー 320 が開口部 306 に挿入される。超音波フロントエンド要素 308 は、放射線の中心線軌道に平行な方向に超音波 304 を送ったり受けたりする。言い換えれば、超音波 304 が放射線 208 とほぼ同じ方向に

50

動く。したがって、超音波 304 が動く方向は検出器アレイ 310 の検知面にほぼ直角である。

【0039】

固定器 312 は、超音波検査を行う間に動かないようにすることができる。すなわち、固定器 312 は、放射線検査と超音波検査のいずれの期間の間にオブジェクト 314 を固定する。このようにすれば、放射線と超音波が放射される間、検査中のオブジェクト 314 がほぼ同じ方向を維持するようになる。オブジェクト 314 が固定器 312 のアシスタンスがなくても放射線と超音波の放射中にほぼ同じ方向を維持できるのであれば、固定器 312 は不要である。

【0040】

図示したように、超音波 304 は、超音波フロントエンド要素 308 から遠くなるほど広がるため、超音波がソースから遠くなるほどカバーする面積が大きくなる。一般的に、検査中のオブジェクト 314 全体を超音波 304 でカバーすることが好ましい。したがって、超音波フロントエンド要素 308 の一部分、例えば、トランスデューサー 320 が動きながら、超音波 304 を色々な方向に放射することができる。例えば、トランスデューサーを左右や傾斜するように調整して超音波 304 がオブジェクト 314 全体をカバーするようにする。また、ここでは、超音波を出すトランスデューサー 320 を 2 つに設定したが、オブジェクト 314 の水平長さや超音波の軌道 318 に応じては、その数を増やしても減らしてもよい。

【0041】

超音波 304 は、オブジェクト 314 を透過しつつ、オブジェクト内部の一部分から反射する。反射した超音波は超音波フロントエンド要素 308 によって検知され、超音波投影データを生成する。一方、オブジェクト 314 の反対側に検知トランスデューサーを配置し、反射せずにオブジェクト 314 を透過した超音波 304 を検知するようにすることもできる。

【0042】

また、超音波の焦点や焦点面を変えて超音波機器 114 で超音波画像 116 を作ることもできるが、この時、当業界で知られた分析、繰り返し、その他の再構成技法を利用することができる。超音波画像がオブジェクトの水平スライスを各々描写するように処理することもでき、この場合、検知された組織の特定特性（弾性率、反射率、透過率など）を強調することができる。

【0043】

図 2 の実施形態では、色々な方向からオブジェクト 212 に放射線を放射して、オブジェクトの水平スライスを各々描写する放射線画像 110 を作成することができる。図 3 の場合、超音波 304 を放射線と同じ方向に放射し、検知された超音波 304 から生成された投影データ内部の焦点を変化させ、オブジェクト 314 の水平スライスを各々描写する超音波画像 116 を作成することができる。周知のように、1 つ以上の放射線画像が空間的に 1 つ以上の超音波画像と一致し、これらの画像を合成して、超音波画像の感度と放射線画像の形態を有する 1 つの画像を作成することができる。

【0044】

以上、色々な水平面を描写する放射線画像と超音波画像を作成することを基準に説明したが、同一の平面を色々な画像に描写することもできる。例えば、2 つ以上の放射線画像が同じ水平面を描写し、2 つ以上の超音波画像が同じ水平面を描写するようにする一方、1 つ以上の放射線画像を 1 つ以上の超音波画像と合成することもできる。

【0045】

図 4 は、方向を固定したまま放射線検査と超音波検査の両方を受けるオブジェクト 408 の検査面である水平スライス 400 を示す概略図である。図 2 で説明したように、放射線画像はオブジェクトを z 方向に平坦にいくつかのスライスに切った水平スライス 400 を描写し、このようなスライスは検出器アレイ 406 にほぼ平行する。例えば、オブジェクトが 1 つのスライスだけに分けられ、放射線画像 402 が全体スライスを示すのであれ

10

20

30

40

50

ば、オブジェクト 408 の z 方向寸法全体が 1 つの放射線画像で表われ、放射線画像内に z 方向座標はない。しかし、色々な方向からオブジェクト 408 に放射線を放射して、色々な方向から放射線データを求めて合成すれば、図示したような複数の水平スライス 400 を描写する複数の放射線画像 402 を作ることができ、この時、放射線画像 402 が各々 z 方向の各々の部分を示す。図示された実施形態では、z 方向に 4 つの部分がある。

【0046】

放射線画像 402 と類似するように水平スライス 400 を描写する超音波画像 404 を作ることもでき、このような超音波画像は、検出器アレイ 406 に平行にオブジェクト 408 内の平面を描写する。例えば、超音波画像 404 が z 方向大きさのない平面状態や x、y、z 大きさを有する立体状態に水平スライス 400 を描写することができる。このよ

10

【0047】

空間的に一致する放射線画像 402 と超音波画像 404 を図 1 の画像合成器 118 を用いて、超音波画像の感度と放射線画像の形態を表現する合成画像 120 に作ることができる。すなわち、オブジェクト内部の特定平面を描写する放射線画像 402 を類似する平面を描写する超音波画像 404 と合わせて合成画像を作る。

【0048】

一方、超音波画像 404 と放射線画像 402 を合成せずに別途に置いて各々見ることもできる。オブジェクト 408 内の他の平面を描写するので、超音波画像 404 と放射線画像 402 の一部分が空間的に一致しないこともある。しかし、このような画像も x、y、z 方向に組織 / 腫瘍の位置のような情報を提供するので、検査に役に立つことができる。

20

【0049】

図 5 は、超音波フロントエンド要素 502 を固定器 506 の開口部 504 に配置する環境 500 を示す概略図である。ここでは、超音波フロントエンド要素 502 を放射線検査を行わない時にはオブジェクト 314 の近くに置いておき、放射線検査を行う時には取り除いておく。言い換えれば、前述したように、放射線検査中に開口部内に位置する超音波フロントエンド要素 502 は、放射線と干渉して放射線の一部を減衰させ、放射線画像に汚染や痕跡を残し得る。これを避けるためには、超音波フロントエンド要素 502 を放射線検査前後に開口部 504 内に置いて超音波検査をすればよい。放射線検査を行う間には、超音波フロントエンド要素 502 を開口部 504 から取り除く。

30

【0050】

図示したように、超音波フロントエンド要素 502 は放射線検査を行わない間に超音波配置器 508 によって開口部 504 に配置される。超音波配置器 508 は、検査装置 102 に取り付けられるロボットアームであるか、ユーザが操作できる独立装置の一部分であるメカニカル・アームであってもよい。

【0051】

ここでは、超音波フロントエンド要素 502 が超音波配置器 508 によって迅速で正確に配置されることを基準に説明したが、このような超音波配置器が不要であることもある。人が固定器 506 の開口部 504 に超音波フロントエンド要素 502 を挿入することもできるのである。

40

【0052】

また、固定器 506 に四角形の開口部 504 が 2 つ形成されたものを例に挙げたが、当業者であれば分かるように、開口部の形状や個数を異にすることもできる。例えば、超音波フロントエンド要素 502 が超音波を 50 度の扇状で出さずに 160 度の扇状で出すトランスデューサーを有するのであれば、トランスデューサーと開口部の個数を減らすことができる。

【0053】

図 6 は、2 つの検査方式からデータを取得する方法 600 のフローチャートであり、こ

50

のような方法は、例えば、患者の乳癌検査に用いられることができる。

【0054】

この方法はS602から開始し、S604において、検査中のオブジェクトを第1方向に固定する。一般的に、検査期間中にオブジェクトが同じ方向を維持するようにオブジェクトを動かさないように固定する。また、乳癌検査を行う時、オブジェクトがx-y方向に繰り広げられ、z方向には減り、放射線画像の画質を高めるようにオブジェクトを圧縮する。例えば、検査するオブジェクトが置かれる検査区域の上下に位置する圧縮パドルを用いてオブジェクトを固定する。

【0055】

圧縮パドルのような固定器具が超音波機器の配置や使用を干渉すれば、固定器具を干渉しないように変更することができる。例えば、超音波フロントエンド要素（例；トランスデューサー）の一部分が検査するオブジェクトと接触するようにする開口部を固定器具に形成することができる。一方、超音波と干渉しない物質で固定器具を作り、超音波フロントエンド要素を検査するオブジェクトでない固定器具と接触させることもできる。

【0056】

S606において、放射線検査を実行する。言い換えれば、X線のような放射線を色々な方向からオブジェクトに透過させ、オブジェクトの正反対側に位置した検出器アレイによってこれを検知する。オブジェクト内部の色々な平面を示す複数の画像を作る実施形態において、オブジェクトに対して色々な方向から放射線を放出してオブジェクトを色々な方向から見る。色々な方向から放射線を放射する様々な技術が当業界ではよく知られている。例えば、オブジェクトを中心に放射線源を回転させて放射線を色々な方向から放出する。一方、放射線源が検査するオブジェクトを中心に色々な位置に配置された複数のナノチューブFECであり、各チューブから放射線を放出することができる。

【0057】

一方、放射線を1箇所だけから放出し、オブジェクトや検出器アレイを回転させて、オブジェクトを色々な方向から見るようにすることもできる。この場合、オブジェクトに対して色々な方向から放射線を放出しなくてもオブジェクトを色々な方向から見ることができる。

【0058】

検出器アレイによって検知される放射線から出る信号は、色々な方向からオブジェクトを示す放射線投影データを作るように収集されるかコンパイルされる。

【0059】

S608において、検査するオブジェクトの超音波検査を実施する。超音波検査を行う間、放射線の中心線の軌道に平行な方向に超音波が放出される。当業者であれば分かるように、「放射線の中心線」とは、検出器アレイにほぼ90度の角度でぶつかる放射線をいう。言い換えれば、放射線の中心線は、検出器アレイの真上にある放射線源から放出される放射線であって、放射線がx方向とy方向の両側に検出器アレイにほぼ90度の角度でぶつかり、この時の検出器アレイはフラットパネル型である。一方、検出器アレイがフラットパネル型でない曲面型であり、検出器アレイの真上に位置した放射線源から放射線が放出されず、放射線の中心線がないこともある。この場合、中心線は、検出器アレイの真上にある仮想のソースから放出される仮想の放射線となる。

【0060】

したがって、超音波も放射線と類似する軌道に沿う。例えば、図1の実施形態では、放射線と超音波がいずれも上方から下方に動く。一方、超音波が放射線とは反対方向に動くが、放射線と同じ軌道に沿ってもよい。例えば、図1の実施形態において、超音波は下方から上方に動き、放射線はその反対に動いてもよい。

【0061】

超音波検査の超音波は、オブジェクトが第1方向を維持する間、オブジェクトの上方や下方にあるトランスデューサーによって（放射線の同じ経路に沿って）検査区域内に入る。オブジェクト内部のターゲットから反射される超音波を検知し、検知された超音波を示

10

20

30

40

50

す投影データが生成される。当業者であれば分かるように、超音波は、超音波を放射した発生源によって検知されたり、他の要素（例；他のトランスデューサー）によって検知されたりもする。

【0062】

超音波装置が放射線装置と干渉を起こすため、一般的に超音波検査と放射線検査を同時に行うことはできない。すなわち、放射線検査を行わない間に超音波検査を行う。本発明の方法600では、放射線検査を終了した後に超音波検査を行う。しかし、放射線検査より先に超音波検査を行うこともできる。すなわち、本発明の方法は理解を助けるために例示したものに過ぎない。

【0063】

また、超音波検査と放射線検査が互いに干渉しなければ、両検査を同時に行うこともできる。すなわち、放射線と超音波を同じ空間に同時に放射することができる。

【0064】

S610において、検査オブジェクトの固定を解除する。すなわち、放射線検査と超音波検査を終了した後にオブジェクトの方向を変えることができる。言い換えれば、放射線検査と超音波検査を行う間にはオブジェクトが同じ方向を維持するが、両検査が終われば、オブジェクトの固定を解除して方向を変えることができる。

【0065】

S612において、放射線検査から得られた情報や放射線露出から得られた情報から検査オブジェクトの放射線画像を作る。放射線画像はオブジェクト内部の平面を描写する。

【0066】

放射線画像は、投影空間の画像を画像空間ドメインに変換する公知技術を利用して作られる。例えば、オブジェクトを一方向だけから見る場合、公知の逆投影技術を利用する。また、オブジェクトを色々な方向から見る場合、公知のトモシンセシス（tomosynthesis）技術を利用する。トモシンセシス技術を利用すれば、色々な画像が作られ、オブジェクト内部の2つ以上の平面を画像に示すことができる。すなわち、第1画像はオブジェクト内部の第1平面を示し、第2平面はオブジェクト内部の第2平面を示す。したがって、オブジェクトを1つ以上の水平スライスに分割し、スライスごとに1つの画像に示すことができる。

【0067】

S614において、オブジェクトの第1スライスに焦点を合わせた超音波データを用いて、オブジェクトの該平面を描写する超音波画像を作る。すなわち、S612において作った放射線画像と空間的に一致する超音波画像を作る。

【0068】

超音波画像は、公知技術を利用して超音波投影データから作られる。放射線画像平面とほぼ一致する平面を描写する超音波画像を作るには、放射線画像が描写した部分に超音波の焦点が合わされるように調節する。すなわち、放射線画像が示す水平スライスに超音波の焦点が合わされるように調節する。したがって、超音波画像の焦点が放射線画像に描写したスライスに合わされる。このような調節は、超音波検査を行う間や、投影空間の超音波データを画像空間に変換する間に行われる。例えば、検査を終了して検査装置にこれ以上何のオブジェクトがない時に調節をすることができる。

【0069】

S612において、放射線検査から得られた情報に基づいてオブジェクト内部の第1平面を描写する第1放射線画像を作ることができる。次に、S614において、第1平面に超音波データの焦点を合わせ、第1平面を描写する超音波画像を作る。次に、オブジェクト内部の第2平面に超音波データの焦点を合わせ、この平面を描写する第2超音波画像を作る。このようにして、複数の放射線画像と同じ位置を描写する複数の超音波画像を作ることができる。

【0070】

このように放射線画像と同じ部位を描写する超音波画像を作り、超音波画像と放射線画

10

20

30

40

50

像を空間的に一致させる。すなわち、放射線検査から得られたデータで作った放射線画像の平面が超音波検査から得えられたデータで作った超音波画像の平面と一致して、超音波画像を放射線画像に重ねるかその反対にすることができる。このような一致は、オブジェクトを異なるように配置し、他の装置を利用する場合には成し遂げることができない。また、同じ装置を利用するもののデータを求める時間が異なる時にもこのような一致を成し遂げることができず、これは、他のデータを求める時間が異なる時ごとにオブジェクトの方向が若干変わるためである。

【 0 0 7 1 】

S 6 1 6 において、公知技術を利用して、オブジェクト内の平面を描写する放射線画像をオブジェクト内の平面を描写する超音波画像と合わせ、この平面を描写する合成画像 1 2 0 を作る。すなわち、2つの画像を1つの画像に合成する。この場合、超音波画像の感度と放射線画像の形態が合わされ、ユーザに有用な情報を提供する合成画像が作られる。例えば、放射線画像に表われた腫瘍の下に何があるかのような追加データを医者に提供して、この塊りが悪性であるか陽性であるかを決めるのに役に立つ。

10

【 0 0 7 2 】

本発明の方法では、超音波画像の情報を放射線画像の情報と合わせて合成画像を作ることについて説明したが、2つの画像を合成しなくてもよい。すなわち、ユーザが2つの画像を比較することもできる。S 6 1 8 において、この方法 6 0 0 が終了する。

【 0 0 7 3 】

本発明は、以上で説明した技術を実現するためのコンピュータ命令語が入っているコンピュータ読み取り可能な媒体も提供する。このようなコンピュータ読み取り可能な媒体の一例が図 7 に示されており、この実施形態 7 0 0 は、フラッシュドライブ、C D - R、D D - R、ハードディスクドライブのようなコンピュータ読み取り可能な媒体 7 0 2 を含み、ここにコンピュータ読み取り可能なデータ 7 0 4 が暗号化されている。コンピュータ読み取り可能なデータ 7 0 4 は、以上で説明した原理で演算するコンピュータ命令語 7 0 6 を含む。コンピュータ命令語 7 0 6 は、例えば、図 6 の方法 6 0 0 の少なくとも一部分をなす方法 7 0 8 を実行するためのものである。一方、コンピュータ命令語 7 0 6 が図 1 のシステム 1 0 0 の少なくとも一部分をなすシステムを実現することもある。このようなコンピュータ読み取り可能な媒体は当業者によく知られたものであり、今まで説明した技術に従って演算を行うように構成される。

20

30

【 0 0 7 4 】

以上、本発明について詳しく説明したが、このような説明はあくまでも例示に過ぎず、本発明の範囲をこのような説明に限定するものではないことを理解しなければならない。本発明の範囲はあくまでも添付した特許請求の範囲によってのみ定められるべきである。

【 図 2 】

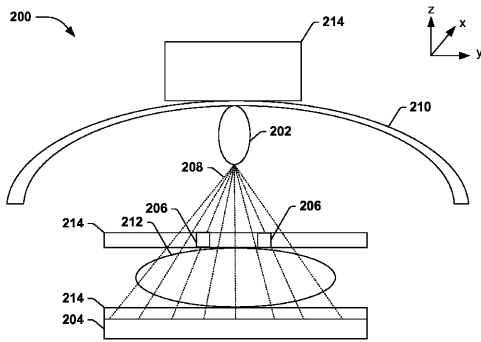


FIG. 2

【 図 3 】

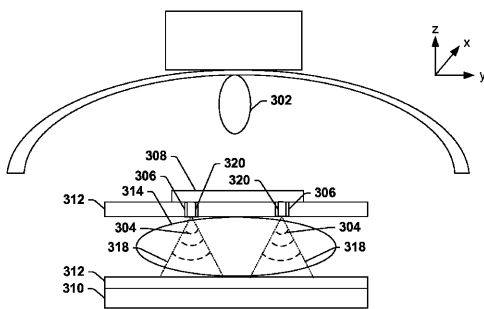


FIG. 3

【 図 4 】

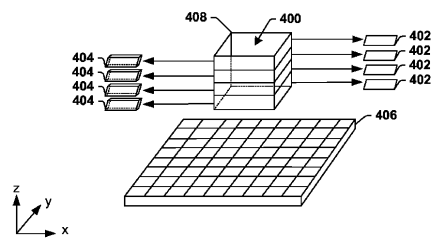


FIG. 4

【 図 5 】

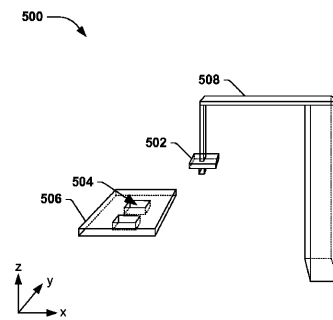


FIG. 5

【 図 1 】

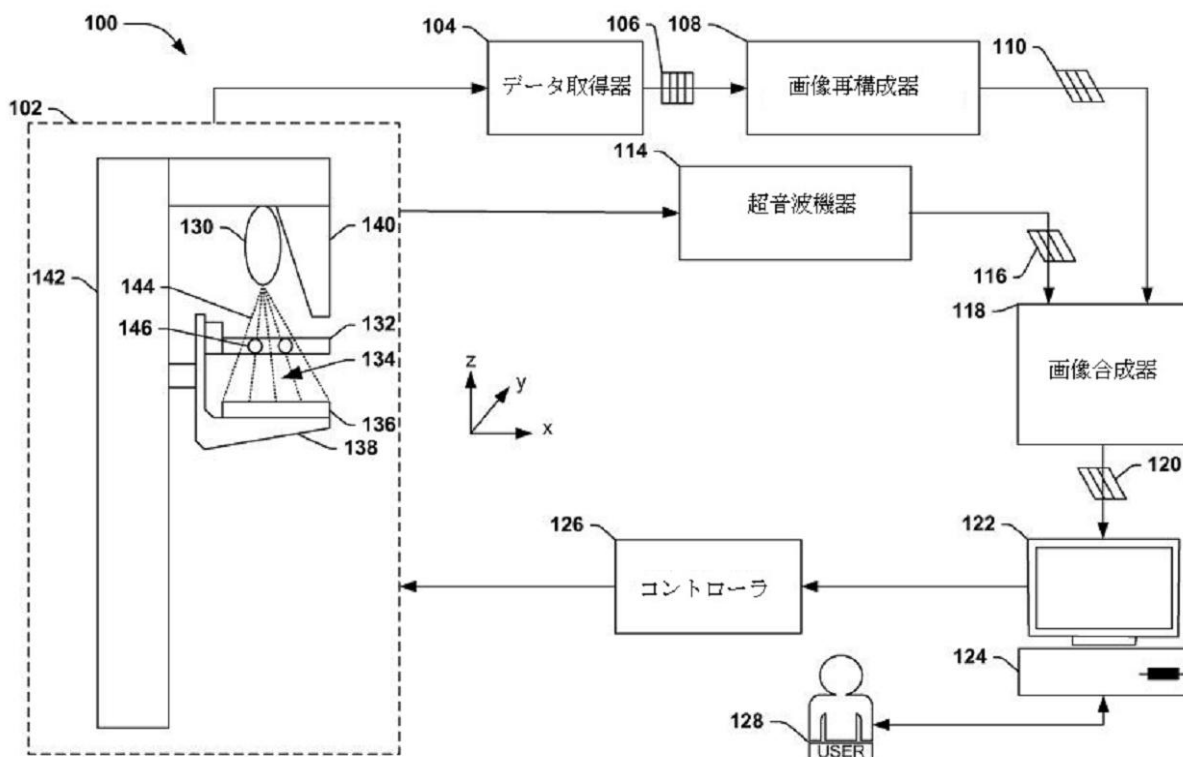
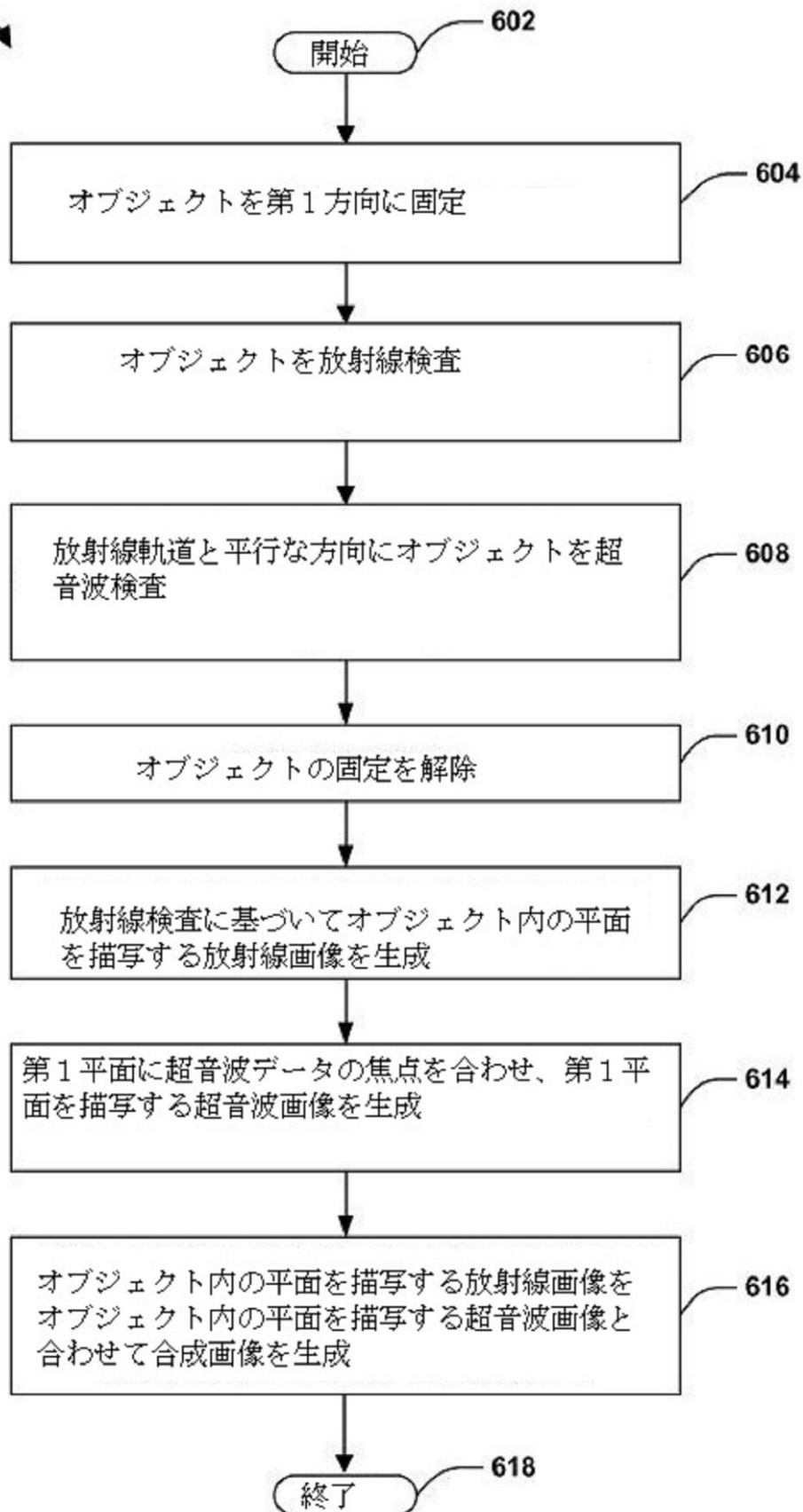


FIG. 1

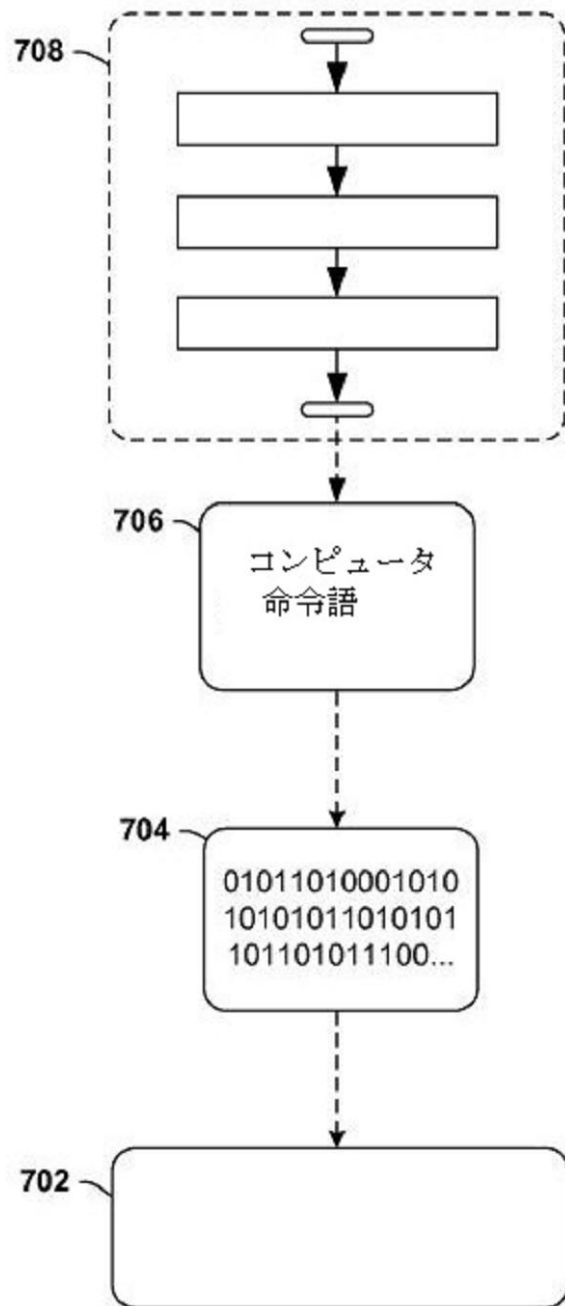
【図 6】

600



【図 7】

700



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2010/056855

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B6/00 A61B6/04 A61B8/08
ADD.

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

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	EP 1 977 692 A2 (TOSHIBA KK [JP]; TOSHIBA MEDICAL SYS CORP [JP]) 8 October 2008 (2008-10-08) paragraphs [0015] - [0048], [0060] - [0083]; figures 1-6,9,10,11 -----	1,4-19, 21,25
X	US 2005/288581 A1 (KAPUR AJAY [US] ET AL) 29 December 2005 (2005-12-29) paragraphs [0029] - [0031], [0038], [0047] - [0050], [0053]; figures 1-3,10-12 ----- -/--	1-3,8, 10,11, 15,16, 18-25

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"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)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"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

"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

"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.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

20 July 2011

Date of mailing of the international search report

27/07/2011

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel: (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Daoukou, Eleni

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2010/056855

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 2008/234578 A1 (CLAUS BERNHARD ERICH HERMANN [US]) 25 September 2008 (2008-09-25)	1-3,10, 18
A	paragraphs [0013], [0019] - [0020], [0026] - [0027]; figures 1,2,3 -----	23,24
X	US 2005/089205 A1 (KAPUR AJAY [US] ET AL) 28 April 2005 (2005-04-28)	1-3,10, 18-21
A	paragraphs [0028] - [0031], [0039], [0040] - [0048]; figures 1,2,5,6,7,8 -----	23-25
X	WO 00/09014 A1 (RICHTER KARI [DE]) 24 February 2000 (2000-02-24) page 17, line 11 - page 18, line 10; figure 3 -----	1,10,18
X	US 2009/290679 A1 (MIKAMI YUJI [JP] ET AL) 26 November 2009 (2009-11-26)	1,10,18
A	paragraphs [0029], [0059], [0065]; figures 2,6 -----	21
A	US 2010/166147 A1 (ABENAIM DANIEL [US]) 1 July 2010 (2010-07-01) paragraphs [0024], [0032], [0034], [0045]; figures 1-3,6,7 -----	1-25

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2010/056855

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 1977692	A2	08-10-2008	CN 101278863 A JP 2008272459 A US 2008249415 A1	08-10-2008 13-11-2008 09-10-2008
US 2005288581	A1	29-12-2005	NONE	
US 2008234578	A1	25-09-2008	DE 102008014710 A1 FR 2914093 A1	25-09-2008 26-09-2008
US 2005089205	A1	28-04-2005	DE 102004043793 A1 JP 2005125080 A	02-06-2005 19-05-2005
WO 0009014	A1	24-02-2000	NONE	
US 2009290679	A1	26-11-2009	JP 2009279111 A	03-12-2009
US 2010166147	A1	01-07-2010	US 2011091011 A1	21-04-2011

フロントページの続き

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

Fターム(参考) 4C601 DD08 GA03 HH29 JC21 KK15 KK24 LL33

专利名称(译)	多模态图像采集方法和装置		
公开(公告)号	JP2013545545A	公开(公告)日	2013-12-26
申请号	JP2013539801	申请日	2010-11-16
申请(专利权)人(译)	类比公司		
[标]发明人	マルコヴィッチソリン		
发明人	マルコヴィッチ,ソリン		
IPC分类号	A61B6/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B6/4417 A61B6/025 A61B6/04 A61B6/0414 A61B6/4435 A61B6/502 A61B6/5247 A61B8/0825 A61B8/13 A61B8/403 A61B8/4416 A61B8/4477 A61B8/5207 A61B8/5261		
FI分类号	A61B6/00.330.Z A61B6/00.370 A61B6/00.350.P A61B8/00		
F-TERM分类号	4C093/AA07 4C093/AA11 4C093/CA18 4C093/DA06 4C093/EC25 4C093/ED21 4C093/FF35 4C601/DD08 4C601/GA03 4C601/HH29 4C601/JC21 4C601/KK15 4C601/KK24 4C601/LL33		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

技术领域本发明涉及用于产生描绘要检查的对象的水平面的放射线图像110和超声波图像116的技术，以及在技术领域中已知的放射线和超声波技术（例如，X射线断层合成，计算机超声波）。可用于拍摄）。超声前端元件146被配置为在平行于辐射144的轨迹的方向上发射超声波304。物体的放射线图像110在相同位置和形状/体积上与物体的超声图像116在空间上重合，并且这些图像被组合，并且组合图像120示出了超声图像116的特征和放射线图像110的特征。做。[选型图]图1

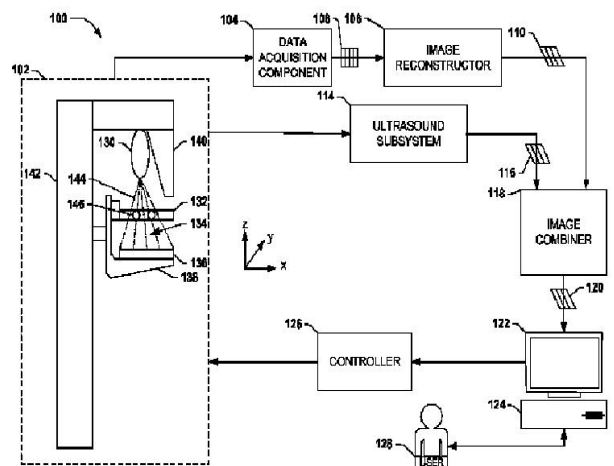


FIG. 1