

(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2008-86400

(P2008-86400A)

(43) 公開日 平成20年4月17日(2008.4.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 0 9 6
<b>A 6 1 B</b> 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 0	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2006-268087 (P2006-268087)	(71) 出願人	304019399 国立大学法人岐阜大学 岐阜県岐阜市柳戸1番1
(22) 出願日	平成18年9月29日(2006.9.29)	(71) 出願人	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
		(74) 代理人	100083932 弁理士 廣江 武典
		(74) 代理人	100129698 弁理士 武川 隆宣
		(74) 代理人	100129676 弁理士 ▲高▼荒 新一
		(74) 代理人	100135585 弁理士 西尾 務

最終頁に続く

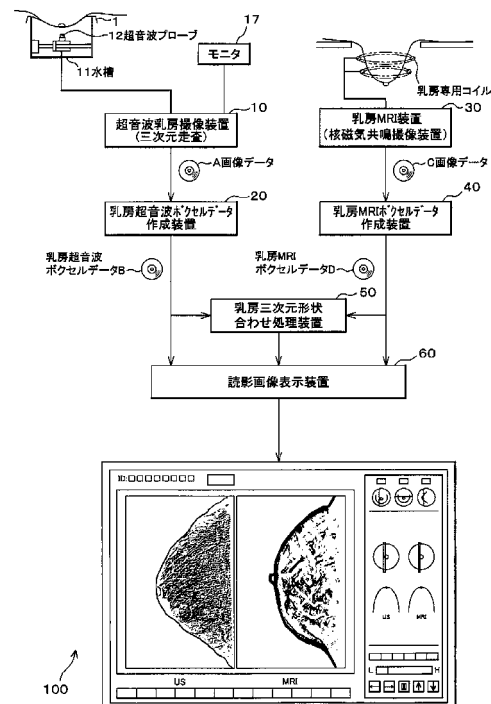
(54) 【発明の名称】 乳房画像診断システム

## (57) 【要約】

【課題】 乳房の病変の有無などをより正確にまた的確に診断することができる乳房画像診断システムを提供すること。

【解決手段】 超音波乳房撮像装置10によって得られた画像データAに基づいて、乳房超音波ボクセルデータBを作成する乳房超音波ボクセルデータ作成装置20と、乳房MRI装置30によって得られた画像データCに基づいて、乳房MRIボクセルデータDを作成する乳房MRIボクセルデータ作成装置40と、両ボクセルデータB、Dに基づいて、一方の乳房の三次元形状を他方の乳房の三次元形状に一致するように非剛体変形してそれらの三次元形状を合せる乳房三次元形状合せ処理装置50と、この装置50によって処理された乳房超音波ボクセルデータBと乳房MRIボクセルデータDとに基づいて、乳房の対応する任意の断面個所の超音波断面画像とMRI断面画像とを合わせて表示する読影画像表示装置60とを備える。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

乳房を垂下浸漬可能な水槽と、前記水槽の底部に機械的走査可能に配置された超音波プローブとを備え、超音波の送受信により乳房全領域を三次元的に撮像する超音波乳房撮像装置と、

前記超音波乳房撮像装置によって得られた画像データに基づいて、乳房全体の乳房超音波ボクセルデータを作成する乳房超音波ボクセルデータ作成装置と、

垂下された乳房を収容する乳房専用コイルを備え、核磁気共鳴信号により乳房全領域を三次元的に撮像する乳房MRI装置と、

前記乳房MRI装置によって得られた画像データに基づいて、乳房全体の乳房MRIボクセルデータを作成する乳房MRIボクセルデータ作成装置と、

前記乳房超音波ボクセルデータと前記乳房MRIボクセルデータとに基づいて、一方の乳房の三次元形状を他方の乳房の三次元形状に一致するように非剛体変形してそれらの三次元形状を合わせる乳房三次元形状合わせ処理装置と、

前記乳房三次元形状合わせ処理装置によって処理された前記乳房超音波ボクセルデータと前記乳房MRIボクセルデータとに基づいて、乳房の対応する任意の断面個所の超音波断面画像とMRI断面画像とを合わせて表示する読影画像表示装置とを備えることを特徴とする乳房画像診断システム。

10

**【請求項 2】**

前記読影画像表示装置において、前記乳房の対応する任意の断面個所の超音波断面画像とMRI断面画像とは並列して表示されることを特徴とする請求項 1 に記載の乳房画像診断システム。

20

**【請求項 3】**

前記読影画像表示装置において、前記乳房の対応する任意の断面個所の超音波断面画像とMRI断面画像とは重畳して表示されることを特徴とする請求項 1 に記載の乳房画像診断システム。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波撮像法による画像（超音波画像）とMRI（核磁気共鳴撮像法）による画像（MRI画像）とによって乳房の病変の有無などを画像診断するための乳房画像診断システムに関する。

30

**【背景技術】****【0002】**

乳癌は癌罹患率第 1 位（女性）であり、その早期発見は医療分野における主要な項目の一つとなっている。そして近年では、乳房の X 線透過撮像法であるマンモグラフィによる検診がその早期発見に有効な手段として利用されている。これによれば、触診では発見できない小さな腫瘍だけでなく、悪性の可能性もある微小な石灰化まで発見することができる。

**【0003】**

40

その一方、超音波の送受信によって得られる超音波画像（断層像）による画像診断、すなわち超音波検診も、非侵襲的な手段であって特に腫瘍の診断に有効であるとして古くから知られている。そして、特にハンドプローブ走査によるリアルタイムの画像診断は、触診または X 線マンモグラフィによって発見された病変部または陽性候補部の再確認手段として一般に利用されている。ただし、このハンドプローブ走査による超音波断層画像（B モード像）は、プローブの走査幅を幅とする乳房の一部の断片面を示すものである。また、プローブ走査は乳房表面との密接状態が維持されるように一定の押圧下でなされるため、得られる画像は乳房の原形とは異なるものとなる。

**【0004】**

これに対して、乳房全体をほぼ自然な形状のままに撮像する技術も従来から種々提案さ

50

れている。その代表的な手段は、例えば特許文献 1 に記載された「水槽式（水浴式）」と呼ばれる超音波乳房撮像法であり、乳房を水槽中に垂下浸漬し、その下方に配置された超音波プローブを機械的に走査して乳房全領域を撮像する方法である。この水槽式では乳房は保形のために柔軟な薄膜を介して水槽中に浸漬されるが、乳房全体を隆起のあるほぼ自然な形のままで撮像することができる。なお、同文献によれば、得られた超音波画像（B モード画像）は動画としてモニタ表示し、または一旦録画した後に再生表示することによって読影診断に供される。

#### 【 0 0 0 5 】

また、この「水槽式」によれば得られる C モード画像は乳房の輪切り像であるコロナル（冠状面）画像となることから、特許文献 2 には、乳頭部から乳底部にかけて所定のピッチで適当枚数の C モード画像（コロナル画像）を得て、これを乳癌の検診に利用することが開示されている。

10

#### 【 0 0 0 6 】

さらに一方、非侵襲的な検診手段として、核（水素核）磁気共鳴信号をコンピュータ再構成処理して断層画像データを生成する MRI（核磁気共鳴撮像法）も比較的近年ではあるが知られている。そして、垂下された乳房を収容する乳房専用コイルを備え、乳房領域の画像精度の向上を図った乳房 MRI 装置はすでに一般に実用化されており、また、特許文献として例えば特許文献 3、特許文献 4 にその一形態が開示されている。この乳房 MRI 装置によれば、撮像が乳房を垂下した状態でなされるため、乳房全体を自然に近い形状のままに三次元的に撮像することができる。

20

#### 【 0 0 0 7 】

なお、特許文献 5 には、放射線治療における腫瘍の位置と範囲の明確化を目的として、CT、MRI、または PET による腫瘍部を含む被検部全体のマルチスライス画像に、ハンドプローブ走査によって得た超音波画像から腫瘍の輪郭を示す画像を抽出して位置合わせして重畳し、それを読影画像として表示することが開示されている。

【特許文献 1】特開 2 0 0 2 - 3 3 6 2 5 6 号公報（図 1、段落 [ 0021 ]）

【特許文献 2】特開昭 5 8 - 5 8 0 3 3 号公報（図 1、4、第 3 頁右上欄第 8 14 行）

【特許文献 3】特開平 5 - 2 6 9 1 1 0 号公報（図 9 - 1 1、1 7）

【特許文献 4】特開 2 0 0 4 - 4 1 7 2 9 号公報（図 1 - 6）

【特許文献 5】特表 2 0 0 4 - 5 0 4 8 7 9 号公報（図 1、段落 [ 0027 ]）

30

#### 【発明の開示】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【 0 0 0 8 】

上述のように、乳癌の早期発見には X 線マンモグラフィによる検診が一般的である。しかし、この X 線マンモグラフィによる検診は、被曝の問題があるだけでなく、日本の女性に多いデンスブレスト（乳腺の密度の高い乳房）に対しては適正な画像診断ができない、また乳房を体表側に引出して上下または左右のプレート間に挟んで締め付けた状態でなされる X 線撮影（圧迫法）は若年層の女性ならずとも少なからず苦痛である、といった問題を含んでいる。

40

#### 【 0 0 0 9 】

この X 線マンモグラフィによる検診に対して、超音波撮像による検診と MRI による検診は共に、画像精度こそは劣るものの、撮像を非侵襲的に行なうことができ、しかも乳房の圧迫等を加えることなく簡易に行なうことができる。また、超音波撮像による画像は、音響インピーダンスが異なる組織間で生じる超音波エコーに基づく画像であり、乳房組織の微細な構造を多彩に示し、特にデンスブレストであっても腫瘍の陰影を明瞭に描出することができる。他方、MRI 画像は主に組織の粘稠度に基づく画像であり、特に造影剤（一般に Gd - DTPA）を用いた造影 MRI 画像によれば、新生血管による血液の分布に基づいて癌巣を機能的に描出することができる。

#### 【 0 0 1 0 】

したがって、乳房の対応する断面個所の超音波画像と MRI 画像とを合わせて画像診断

50

に供することによって、その断面個所の乳房組織を形態的な面と機能的な面との両面から診断することができ、乳房の病変の有無などをより正確にまた的確に診断することができることになる。本発明は、前述の「水槽式」の超音波乳房撮像装置によれば乳房全体の自然に近い形状での三次元データ（ボクセルデータ）を得ることができ、それによってそのような画像診断が可能になることに着目してなされたものである。

#### 【0011】

すなわち、本発明の課題は、乳房の任意の断面の超音波画像とMRI画像とを合わせて表示することによって、乳房の病変の有無などをより正確にまた的確に診断することができる乳房画像診断システムを提供することを課題とするものである。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0012】

本発明の乳房画像診断システムは、それぞれ独立したまたは適宜に一体化された以下の装置からなる。

(a) 乳房を垂下浸漬可能な水槽と、その水槽の底部に機械的走査可能に配置された超音波プローブとを備え、超音波の送受信により乳房全領域を三次元的に撮像する超音波乳房撮像装置。

(b) 前記超音波乳房撮像装置によって得られた画像データに基づいて、乳房全体のボクセルデータを作成する乳房超音波ボクセルデータ作成装置。

(c) 垂下された乳房を収容する乳房専用コイルを備え、核磁気共鳴信号により乳房全領域を三次元的に撮像する乳房MRI装置。

(d) 前記乳房MRI装置によって得られた画像データに基づいて、乳房全体のボクセルデータを作成する乳房MRIボクセルデータ作成装置。

(e) 前記乳房超音波ボクセルデータと前記乳房MRIボクセルデータとに基づいて、一方の乳房の三次元形状を他方の乳房の三次元形状に一致するように非剛体変形してそれらの三次元形状を合わせる処理を行なう乳房三次元形状合わせ処理装置。

(f) 前記乳房三次元形状合わせ処理装置によって処理された前記乳房超音波ボクセルデータと前記乳房MRIボクセルデータとに基づいて、乳房の対応する任意の断面個所の超音波断面画像とMRI断面画像とを合わせて表示する読影画像表示装置。

#### 【0013】

ここで、上記の超音波乳房撮像装置(a)は、前述の特許文献1及び2等において公知の「水槽式（水浴式）」の超音波乳房撮像装置である。この種の装置では、乳房はその保形のためにゴム膜のような薄膜を介して水中に浸漬されるのが一般的であるが、この保形は必ずしも必要ではない。そして、この装置によれば、プローブ走査が乳房と非接触でなされるため、丸みのある自然に近い形態のままで乳房全体の三次元画像データを得ることができる。なお、プローブによる超音波の送受信の探索深さは、胸筋及び肋骨に達する十分な深さが適切であり、一般には介在する水相を含めて10cm程度に設定することができる。

#### 【0014】

なお、個人差を考慮して、この装置におけるプローブの機械的走査範囲は15cm程度の区画とすることができる。そのため、この装置に備えられるプローブは1行程（パス）で機械的走査が可能となるようにその15cm程度の走査幅を有するものとすることができる。しかし、より実用的には汎用の超音波診断装置のハンドプローブと同程度の数cm走査幅のプローブの使用が好ましく、それによって特別な制御回路の変更を伴わず、またプローブ走査の自由度が得られる点でも好ましい。この場合、この超音波乳房撮像装置(a)によるプローブの機械的走査は、適当なオーバーラップをとって複数の行程で行われる。

#### 【0015】

上記の乳房超音波ボクセルデータ作成装置(b)は、超音波乳房撮像装置(a)によって得られた画像データを一時記憶するメモリなどを備えたコンピュータ装置からなり、その画像データに基づいて左右の各乳房全体の単一の三次元画像データを作成するものであって、その超音波乳房撮像装置(a)によるプローブの機械的走査が複数の行程でなされ

10

20

30

40

50

る場合には特に重要である。より具体的には、装置（a）によりプローブの位置データと共に所定ピッチで得られた各列のスライス画像データは、この乳房超音波ボクセルデータ作成装置（b）によってオーバーラップ部分を重ね合わせて互いに合成され、最終的には好ましくは等方のボクセルデータとして作成される。このオーバーラップ部の合成は、座標データに基づき一方のデータの単純な選択と削除によって行うこともできるが、好ましくは境界ラインが描出しないように一方側から他方側にかけて傾斜する重み付けを行って加算し二分する方式が適当である。

【0016】

なお、形成された乳房全体の好ましくは等方のボクセルデータは、上記装置（a）による乳房領域の撮像が広めになされるため、乳房の周辺領域をも含むものである。そこで、この乳房超音波ボクセルデータ作成装置（b）においては、その乳房の周辺領域を削除して純粋な乳房領域のみのボクセルデータを作成する処理を行なうこともできる。しかし、乳房の周辺領域の画像は読影診断に特に妨げとなるものではなく、むしろその参考になることを考慮すれば、この装置（b）では一般にはそのような処理は不要である。そして、この左右の各乳房のボクセルデータは、任意の断面での断面画像を読影画像として表示するために利用される。

【0017】

上記の乳房専用コイルを備えた乳房MRI装置（c）としては、すでに一般に実用されている装置をそのまま使用することができる。また、その画像データに基づいて乳房全体のボクセルデータを作成する上記の乳房MRIボクセルデータ作成装置（d）は、乳房の任意の断面画像を表示可能とするために、一般にこの乳房MRI装置（c）に一体化して備えられている。ただし、そのボクセルデータが左右両側の乳房を含む胸部全体のボクセルデータである場合には、この乳房MRIボクセルデータ作成装置（d）は左右の乳房を各別に分ける処理を含めたものとする必要がある。

【0018】

こうして作成された乳房の超音波ボクセルデータとMRIボクセルデータとに基づいて、乳房の対応する断面個所の超音波画像とMRI画像とは読影画像としてそのまま表示することもできる。しかし、上記の「水槽式」の超音波乳房撮像装置（a）による乳房の撮像は一般に保形のための薄膜を介してなされ、それによって乳房の三次元形状は軽度に変形された形態のものとなる。そのため、乳房の超音波画像と、保形することなくまたは適宜に保形されて乳房MRI装置（c）によって撮像されたMRI画像とは、全体の三次元形状において異なったものとなっている。このことは、乳房の相互に対応する所定の断面個所の超音波画像とMRI画像とを重畳して融合画像を作成する場合に特に問題となる。上記の乳房三次元形状合わせ処理装置（e）は、乳房の超音波ボクセルデータとMRIボクセルデータとに基づいて画像処理を行ない、非剛体変形によって、超音波ボクセルデータによる乳房の三次元形状とMRIボクセルデータによる乳房の三次元形状との形状合わせを行なうものである。

【0019】

ここで、乳房三次元画像の非剛体変形処理は超音波画像とMRI画像とのいずれについて行なってもよいが、超音波画像は乳房の組織を形態的に微細に表すものであるから、一般には乳房MRIボクセルデータに基づく乳房三次元形状を乳房超音波ボクセルデータに基づく乳房三次元形状に合わせるように変形することが好ましい。ただし、超音波画像における異常な陰影部を二値化などによって描出した画像をMRI画像と重畳させるような場合には、この逆が好ましい。なお、この非剛体変形は、線形変換による乳房三次元形状の幾何変換（座標変換）とボクセル濃度値の内挿（補間）とを基本として行なうことができる。またここでは、乳房の形態変形を乳房表面近くの組織の乳頭を中心とする放射方向への移動とみなして、乳房の基部における変形は生じないものとして扱うことができる。

【0020】

医師による画像診断に際して用いられる上記の読影画像表示装置（f）は、その乳房三次元形状合わせ処理装置（e）によって画像処理された乳房超音波ボクセルデータと乳房

10

20

30

40

50

M R I ボクセルデータとに基づいて、乳房の対応する任意の断面個所の超音波断面画像と M R I 断面画像とを読影画像として合わせて表示することを含むものである。なお、ここで表示されるそれらの断面画像は、サジタル（乳房を正面視で左右に分割する断面）画像、アキシャル（乳房を正面視で上下に分割する断面）画像、或いはコロナル（乳房を正面視で前後方向に輪切り状に分割する断面）画像のいずれであってもよく、また、これら以外の所望の視線方向に従った任意の断面画像であることができる。

【 0 0 2 1 】

そして、乳房の対応する断面個所のこれらの超音波断面画像と M R I 断面画像とは、本発明における一態様によれば、両画像を対比しやすいように、左右または上下に、或いは乳房の基部側を付合わせて左右対称的に、並列して表示することができる（請求項 2）。この表示の態様は病変部の有無を初期診断すること（スクリーニング）に特に適しており、両者の断面画像の一方における異常陰影を他方の画像の相当部位と対比することによってそれが病変部であるか否かを診断することができる。そしてそのような画像診断のために、それらの断面画像は、乳房の一端側から他端側に亘って所定の断面ピッチで順次連続的に表示されることが好ましい。

10

【 0 0 2 2 】

また、本発明の別の態様によれば、それらの超音波断面画像と M R I 断面画像とは、重畳された融合画像として表示することができる（請求項 3）。この態様の場合、例えば、腫瘍が疑われる陰影部のある超音波断面画像に対して、造影剤を用いて撮像された造影 M R I 画像を色彩を加えて重畳して表示することによって、その陰影部が腫瘍であるか否かの診断だけでなく、その腫瘍がどのような広がりをもって乳房のどのような組織に浸潤しているかを診断することができる。

20

【発明の効果】

【 0 0 2 3 】

本発明の乳房画像診断システムによれば、乳房の対応する任意の断面個所の超音波断面画像と M R I 画像とを、同じ形状のもとで合わせて読影用に表示することができる。そのため、乳房組織を多面的に（形態的な面と機能的な面との両面から）画像診断することができ、乳房の病変の有無などをより正確にまた的確に診断することができる。また、それらの超音波画像と M R I 画像とは撮像を共に非侵襲であって、しかも簡易に行なうことができる「水槽式」の超音波乳房撮像装置と乳房専用コイルを備えた乳房 M R I 装置とによってそれぞれ得ているため、デンスブレスト或いは若年層などに対しても、乳房の適切な画像診断を行なうことができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 4 】

以下、本発明の乳房画像診断システムの好適な実施の形態を、図面と共に説明する。図 1 は、本発明の一実施形態の乳房画像診断システムの全体の構成を模式的に示す説明図である。

【 0 0 2 5 】

本実施形態の乳房画像診断システム 1 0 0 は、図 1 に示すように、乳房を垂下浸漬可能な水槽 1 1 と、この水槽 1 1 の底部に機械的走査可能に配置された超音波プローブ 1 2 とを備え、超音波の送受信により乳房全領域を三次元的に撮像する超音波乳房撮像装置 1 0 と、この超音波乳房撮像装置 1 0 によって得られた画像データ A に基づいて、乳房全体の乳房超音波ボクセルデータ B を作成する乳房超音波ボクセルデータ作成装置 2 0 と、垂下された乳房を収容する乳房専用コイル 3 1 を備え、核磁気共鳴信号により乳房全領域を三次元的に撮像する乳房 M R I 装置 3 0 と、この乳房 M R I 装置 3 0 によって得られた画像データ C に基づいて、乳房全体の乳房 M R I ボクセルデータ D を作成する乳房 M R I ボクセルデータ作成装置 4 0 と、乳房超音波ボクセルデータ B と乳房 M R I ボクセルデータ D とに基づいて、一方の乳房の三次元形状を他方の乳房の三次元形状に一致するように非剛体変形してそれらの三次元形状を合わせる乳房三次元形状合わせ処理装置 5 0 と、この乳房三次元形状合わせ処理装置 5 0 によって処理された乳房超音波ボクセルデータ B と乳房

40

50

M R I ボクセルデータ D とに基づいて、乳房の対応する任意の断面個所の超音波断面画像と M R I 断面画像とを合わせて表示する読影画像表示装置 6 0 とを備えている。

【 0 0 2 6 】

図 2 は、超音波乳房撮像装置 1 0 の概略的な構成を示す説明図である。また、図 3 は、この装置 1 0 における超音波プローブ 1 2 の機械的走査経路を示す説明図である。超音波乳房撮像装置 1 0 は、所謂「水槽式（水浴式）」の撮像装置であり、図 2 に示すように、被検者が水槽 1 1 の上部開口部に覆い被さり、水槽 1 1 の底部に配置された超音波プローブ 1 2 が機械的走査されて被検者の乳房全領域が三次元的に撮像されるものである。図 2 及び図 3 において、X 方向は超音波プローブ 1 2 の電子走査方向と同一の方向であり、かつ、この図の被検者の左右方向である。Y 方向はその被検者の頭尾方向であり、Z 方向は超音波プローブ 1 2 による超音波の送受信の探索深さ方向である。なお、乳房への超音波の正確な入射のために、超音波プローブ 1 2 の機械的走査は、乳房の形状に対応した湾曲したレール上で行われてもよい。

10

【 0 0 2 7 】

この超音波乳房撮像装置 1 0 は、被検者の左右何れか一方の乳房を受け入れ可能な上部開口部を有し内部に設けられた超音波プローブ 1 2 と前記乳房との間の超音波伝達を行う水を溜める水槽 1 1 と、超音波プローブ 1 2 を固定する走行台 1 3 と、この走行台 1 3 を超音波プローブ 1 2 の電子走査方向と同一の X 方向に移動可能に案内する第 1 のレール 1 4 と、その第 1 のレール 1 4 を X 方向と直交する Y 方向に案内する第 2 のレール 1 5 と、これら第 1 のレール 1 4 及び第 2 のレール 1 5 に沿って走行台 1 3 を移動させる駆動手段 1 6 とを備える。なお、この駆動手段 1 6 は、ステッピングモータからなる。また、本実施形態においては、水槽 1 1 の上部開口部にはこれを覆うように伸縮性を有する乳房の保形のための薄膜 1 が張られている。

20

【 0 0 2 8 】

また、装置 1 0 は機能的には、装置全体を制御するプローブ駆動制御回路 1 1 1 と、被検体に対して超音波の送受信を行う超音波探触子 1 1 2 と、超音波探触子 1 1 2 から、超音波の送受信を行って被検体の断層像の音線データを得る超音波送受信装置としての受信部 1 1 3 及び送信部 1 1 4 と、得られた超音波画像を処理する画像処理部 1 1 5 と、画像処理部 1 1 5 で得られた断層像の音線データを順次格納するフレームメモリ 1 1 6 と、プローブ駆動制御回路 1 1 1 からの指示を受けてフレームメモリ 1 1 6 にアドレスデータを供給するアドレスデータ生成部 1 1 7 と、フレームメモリ 1 1 6 に順次格納される断層画像を確認用にモニタ 1 7 に表示させるモニタ表示回路 1 1 8 と、全体の制御を行う C P U 1 1 9 と、フレームメモリ 1 1 6 から画像フレームを読み出し前記アドレスデータと共に記録する記録装置 1 8 とを含むものである。

30

【 0 0 2 9 】

ここで、超音波プローブ 1 2 は水槽 1 1 の下方において X 方向及び Y 方向に機械的に移動可能である。つまり、乳房から所定距離だけ離れた面内において機械的に自動走査される。この走査において駆動手段 1 6 がステッピングモータからなるので、C P U 1 1 9 は走査における超音波プローブ 1 2 の駆動制御の際にアドレスデータの取得が可能である。また、被検者の乳房の大きさは個人差があるため、超音波プローブ 1 2 の走査領域は縦横 1 6 cm の範囲でなされる。そして深さ方向には介在する水相を含めて 1 0 cm までの断層データが得られるようになっている。この断層データのスライスピッチは適宜設定可能であるが、後工程で作成するボクセルデータは等方ボクセルが好ましいことを考慮するとそれに応じたスライスピッチが好ましい。

40

【 0 0 3 0 】

また、超音波プローブ 1 2 の走査幅（振動子の配列長さ）は 6 cm である。そのため、図 3 に示すように、超音波プローブ 1 2 の機械的走査は 1 cm 程度のオーバーラップ部を含んで 3 行程でなされる。

【 0 0 3 1 】

このように超音波乳房撮像装置 1 0 によれば、被検者が水槽 1 1 の上部開口部に覆い被

50

さった状態において、CPU 119の制御により、水槽11の底部に配置された超音波プローブ12が機械的走査されて被検者の乳房全領域を含むのに十分な所定領域（縦横16cm×深さ10cm）での乳房を、略自然な形状のままに三次元的に撮像することができる。

#### 【0032】

乳房超音波ボクセルデータ作成装置20は、3行程でなされたプローブ走査による断層画像データAに基づき左右各々の乳房全体の乳房超音波ボクセルデータBを作成する。この乳房超音波ボクセルデータ作成装置20は、コンピュータ装置からなっており、インストールされたプログラムが実行されることで、超音波乳房撮像装置10により超音波プローブ12の位置データと共に所定ピッチで得られた各列のスライス画像データを、オーバーラップ部分を重ね合わせて互いに合成して、最終的にはボクセルデータとして作成する。

10

#### 【0033】

この作成される乳房超音波ボクセルデータBは等方ボクセルが好ましい。オーバーラップ部分の合成方式については、該当個所の画素値の単純な平均ではなく、オーバーラップ部分の一方から他方にかけて傾斜する「重み付け」を行なう、重み付け平均方式が好ましい。このようにして作成された乳房超音波ボクセルデータBは、乳房超音波ボクセルデータ作成装置20のメモリなどの記憶媒体に保持するようにされ、読影画像表示装置60の処理又は乳房三次元形状合わせ処理装置50の処理において適宜、乳房の超音波ボクセルデータとして利用される。なお、装置20が生成した乳房超音波ボクセルデータBをHDD、DVDなどの記録媒体に記録するようにしても良い。図1ではオンラインメディア方式を説明している。

20

#### 【0034】

乳房MRI装置30は、垂下された乳房を収容する乳房専用コイル31を備えたMRI装置であって、核磁気共鳴信号に基づいて乳房の断層像が特に高感度に得られるようにしたものである。この乳房専用コイル31は円筒の形態が一般的であり、垂下された乳房を取り囲んで収容するための十分な広さを有するものであるが、このような乳房MRI装置30はすでに種々の機種として一般に実用化されており、本実施形態ではそのような機種にかかわらずいずれも利用することができる。そして、乳房の撮像は、寝台の上につつ伏せ状態となって、左右の乳房をそれぞれその乳房専用コイル31の中に垂下させて行われる。したがって、乳房は垂下した自然の形状のままに撮像されることができる。ただし、この乳房の撮像に際しては、必要に応じて適宜に乳房の保形をすることもできる。

30

#### 【0035】

この乳房MRI装置30によって乳房の全体は多くの断層像（スライス画像）として撮像されるが、その画像データに基づいて乳房全体の単一の三次元データであるボクセルデータを作成する乳房MRIボクセルデータ作成装置40は、その断層面とは異なった断面の画像を診断のために表示する等の目的で、一般にその乳房MRI装置30に一体化されて備えられている。ただ、乳房MRI装置30による乳房の撮像は、左右の乳房についてそれぞれなされる場合もあるが、左右の乳房を共に含む胸部全体についてなされるのがむしろ一般的である。そのため、そのような場合には、この乳房MRIボクセルデータ作成装置40は左右の乳房を各々別に分ける処理を含むものであることが必要である。

40

#### 【0036】

なお、ここで作成される乳房MRIボクセルデータDは等方ボクセルであることが最も望ましくはあるが、それよりも、内挿（補間）等は最小限に止めて作成されることの方が重要である。また、この乳房MRIボクセルデータDは乳房超音波ボクセルデータBとボクセルサイズにおいて異なるが、それを一致させることも特に必要はない。そして、作成された乳房MRIボクセルデータDは乳房の画像診断のために、乳房超音波ボクセルデータBの場合と同様に扱うことができる。

#### 【0037】

乳房三次元形状合わせ処理装置50は、上記の乳房超音波ボクセルデータBと乳房MRIボクセルデータDとを一時的に記憶するメモリ等を備えたコンピュータ装置からなり、

50



乳房超音波ボクセルデータBに基づく乳房の三次元形状と乳房MRIボクセルデータDに基づく乳房の三次元形状との形状合わせ処理を行うものである。すなわち、乳房の所定の断面個所の超音波断面画像とMRI断面画像との対応の明確化と画像融合の際の整合のために、超音波乳房三次元画像とMRI乳房三次元画像との一方を非剛体変形して、他方の三次元形状に一致するように合わせる処理を行うものである。

#### 【0038】

ここで、乳房三次元画像の非剛体変形は、線形変換による乳房三次元形状の幾何変換（座標変換）とボクセル濃度値の内挿（補間）とを基本として行うことができる。またここで、保形による乳房の形状変形は、乳房の表面近くの組織が乳頭を中心として周囲方向（放射方向）へ押されて移動することによるものとみなすことができる。そして、この非剛体変形は超音波画像とMRI画像とのいずれに対して行ってもよいが、ここでは、保形されて超音波撮像された乳房の三次元形状に合致するように、保形なしで撮像された乳房MRI画像に対して行うものとして以下具体的に説明する。

10

#### 【0039】

先ず、変形目標とする乳房の三次元形状を特定するために、乳房超音波ボクセルデータBに基づく乳房の三次元画像において、乳房領域の縦幅方向及び横幅方向の切り出しを行って周囲領域を除去する。この切り出しは手動で行ってもよいが、例えば乳房の表面ラインの湾曲変化に基づいて乳房領域を検出することによって自動的に行うことができる。またこれに合わせて、乳房の表面の最低点から適当な深さ位置に基底面を設定し、より深い領域を分離除去する。こうして抽出された乳房の三次元形状が目標とする乳房の三次元形状となり、次に、その表面を三角形分割するための多数の基準点を設定する。この基準点は乳頭の中心点を含むものであり、保形によって乳頭が乳房表面下に埋没した乳房の超音波三次元画像においては、乳頭の中心の乳房表面上の点をその乳頭中心点とすることができる。なお、この多数の基準点による三角形分割において、分割された三角形の数が多いほど表面がなだらかな三次元形状が形成されることになり、一般には少なくとも20個以上の三角形に分割することが好ましい。またその一方、前記の基底面上に、乳頭中心点に対応する箇所を含む一乃至数个所に基準点を設定する。

20

#### 【0040】

そして、この変形目標とする乳房の三次元形状に対応するように、乳房MRIボクセルデータDに基づく乳房MRI三次元画像の切り出しを行う。この切り出しは乳頭中心点を規準として行うことができ、その乳頭中心点から縦幅方向及び横幅方向に同一の距離の範囲を乳房領域として切り出すことができる。なお、その乳房MRI画像では乳頭が乳房表面上に突出した形態であるため、ここでは、乳頭を乳房表面から一旦切り取り、その切断面の中心を乳頭中心点とする。また、基底面は、乳房領域の体積（容積）が一致する位置に設定する。そこで、MRIボクセルデータの座標系に従う前記基準点の座標を決めることができるので、それを（変形）目標点として設定する。

30

#### 【0041】

次いで、その切り出された変形前の乳房のMRI三次元画像において、目標点に対応する変形前の点を（変形）移動点として設定する。乳房表面上のこの移動点は、乳房の変形が乳頭を中心とする表面組織の放射方向への移動とみなされることから、乳頭中心点からの距離と方向に基づいて決定することができる。そして、これらの乳房の表面上に設定される移動点と基面上に設定された移動のないとみなされる基準点との間でそれらを頂点として三角形の三次元形状である四面体を形成し、乳房の全領域をこの四面体で分割する。こうして、変形対象とする四面体が決定されるので、この変形対象の四面体の各々について、対応する目標点によって形成される目標とする四面体形状に、線形変換による幾何変換（座標変換）を行う。そして、全ての四面体を幾何変形することによって、乳房全体の三次元形状を目標とする形状に変換することができる。

40

#### 【0042】

またここで、ボクセルの濃度値の内挿（補間）は、最近隣内挿法、共一次（線形）内挿法、共三次内挿法、三次たたみ込み内挿法などのよく知られたいずれかの方法によって行

50

うことができる。しかし本実施形態の場合、処理が最も簡易である上にMRI画像のボクセル濃度値を破壊しない点で、内挿すべきボクセルに最も近いボクセルの濃度値を内挿する最近隣内挿法（三次元）が好適である。

【0043】

図4は、以上に説明した形状合わせ処理がなされる前後の乳房MRI画像を示すもので、（イ）は処理前（ただし切り出し後）、（ロ）は処理後の対応する断面箇所の断面画像を示している。なお、同図（ロ）においては乳頭も示されているが、この乳頭は、乳房組織の関心位置が乳頭に関連して直ちにわかるように、乳房領域の非剛体変形後に再度乳頭中心点に配置したものである。

【0044】

なお、乳頭の検出は乳頭中心点を決定するためにも必要であるが、乳頭が乳房組織内に埋没した形態の超音波乳房三次元画像において、その乳頭の検出は、埋没した乳頭の周囲には多少なりとも陰影が生じることを利用して、次のように簡易に行うことができる。すなわち、乳頭領域を包含するサイズの探索箱を用意し、この探索箱で乳房三次元画像の頂上部（中央部）を順次移動しながら探索し、各位置での探索箱内の全ボクセル（水相は除く）の濃度平均値を求め、そしてその濃度平均値が最小となる部位の探索箱の中心を乳頭中心と決定することである。

【0045】

読影画像表示装置60は、このように乳房三次元形状合わせ処理装置50によって処理された乳房超音波ボクセルデータBと乳房MRIボクセルデータDとに基づいて、乳房の対応する任意の断面箇所の超音波断面画像とMRI断面画像とを合わせて表示するものである。そのハードウェア構成は、図5に示すように、記憶媒体からボクセルデータを読み取るボクセルデータ読取り131と、このボクセルデータ読取り131で読取られた乳房超音波及び乳房MRIのボクセルデータが書込まれるメモリ（超音波）132及びメモリ（MRI）133と、前記乳房超音波と乳房MRIのボクセルデータに基づいて所定方向の断面画像を表示するための表示画像作成134及び断面画像読取り135と、これにより作成された読影用表示画面が書込まれる表示メモリ136と、読影者と装置60との間のインターフェース用のコントローラ137と、これらをデータベースを介して制御するCPU138とを備えている。なお、この装置60は表示メモリ136の表示画像を印刷するプリンタ139を備えており、読影用表示画像が印刷可能とされている。

【0046】

この読影画像表示装置60による読影画像の表示処理は、インストールされたプログラムがCPU138にて実行されることにより次のように行われる。即ち、乳房三次元形状合わせ処理装置50によって処理された乳房超音波ボクセルデータBと乳房MRIボクセルデータDは、ボクセルデータ読取り131で読取られて、メモリ（超音波）132およびメモリ（MRI）133にそれぞれ書込まれる。これらメモリ132、133のデータが断面画像読取り135によって適宜読取られて超音波画像の所定方向の断面画像とこれに対応する断面箇所のMRI画像の断面画像が選択され、これらの断面画像が表示画像作成134にて作成された表示画面に組み込まれて読影用画面が構成される。そして、この読影用画面が表示メモリ136に書込まれて図5に示すように表示される。

【0047】

図5に示す読影画面は、複数のウィンドウ（矩形領域）に区画されており、乳房の超音波断面画像を表示する「US」の領域と、乳房のMRI断面画像を表示する「MRI」の領域と、乳房の断面位置を表示するリストと読影者の操作作用の操作パネルとを含む領域を含む。その領域に組み込まれる同一被検者の読影用の断面画像は、平行して表示される。

【0048】

図5の例ではサジタル方向の画像を表示している。ここで表示する画像は、他にコロナル、アキシャルあるいは、それら以外の任意の方向からの断面画像であることができる。なお、この表示画面において、乳房の対応する断面箇所のそれらの超音波断面画像とMRI断面画像とは、乳房全域のスクリーニングのために、乳房の右端または左端から他端に

10

20

30

40

50

亘って所定の（例えば2mmの）断面ピッチで順次連続的に表示される。そして、その断面個所は、画面の操作パネルにおいて、乳房を示すマーク上にラインまたはバーとして表示される。また、手動切換え操作によって、このラインまたはバーは読影者が手動で所望の断面位置に移動できるようにされており、それによって、所望の断面個所の超音波断面画像とMRI断面画像とがそれぞれ表示されるようになっている。

【0049】

また、コロナル画像は特に推奨される断面画像であり、癌の初期状態である組織の構築の乱れを診断するのに非常に適している。図6にはこのコロナル画像を主画像とする読影画像表示装置60による更に他の表示画面の例が示されている。この図に示す表示例では、読影画像表示装置60において、画面左欄に左右いずれかの乳房の所定の断面位置での超音波断面画像とMRI断面画像が表示され、画面略中央にそれらが重畳された融合画像が表示されている。コロナル画像は純粋な乳房領域であるため読影を要する画像数が少なくて済む利点があり、また、融合画像を表示する上でも非常に適している。

【0050】

なお、この融合画像を形成する場合には、乳房の超音波三次元画像とMRI三次元画像が乳房の断面個所において正しく対応し一致していることが特に重要となる。一般には、乳房の超音波三次元画像とMRI三次元画像とは乳房三次元形状合わせ処理装置50によって形状合わせされ、前述のように乳頭を規準として座標系において対応づけられているため、座標に従う限り対応する断面箇所のズレはないはずである。しかし、実際上では、例えば、超音波乳房撮像装置10による撮像時、薄膜1による保形によって乳頭が横方向に倒れ込んだ状態で乳房が撮像されることなどがある。このような場合、乳頭の位置（前述の乳頭中心点）は本来の位置からズレていることになり、座標系に従う対応箇所にはズレがあることになる。そこで、本実施形態の読影画像表示装置60においては、対応する画像（超音波画像とMRI画像のいずれでもよい）を手動で選択できるようにすることもできる。この場合具体的には、画面操作によって手動選択を指定すると、座標に基づいて自動選択された断面画像に加えて、その断面の前後の所定の断面ピッチでの数枚の断面画像が合わせて表示され、医師はその中から融合画像を形成するための最良の組み合わせを自由に選択可能な構成とすることができる。

【0051】

以上、本発明の乳房画像診断システム100の最良の実施形態について説明したが、本発明は上記実施形態に記載した構成に限定されるものではなく、その趣旨を逸脱しない範囲において適宜その構成を変更することができる。

【0052】

例えば、得られた超音波断面画像データの記録と保存を行う総合データベースを構築して、読影診察部門との間にLANなどによるネットワークを形成することもできる。

【図面の簡単な説明】

【0053】

【図1】本発明の一実施形態の乳房画像診断システムの概略的な全体のシステム構成を模式的に示す説明図である。

【図2】上記実施形態の超音波乳房撮像装置の概略的な構成を示す説明図である。

【図3】上記実施形態の超音波プローブの機械的走査経路を示す説明図である。

【図4】上記実施形態の乳房三次元形状合わせ処理装置による非剛体変形の変形前と変形後のMRI画像を示す図であり、図4（イ）は変形前のMRI画像を示す図であり、図4（ロ）は変形後のMRI画像を示す図である。

【図5】上記実施形態の読影画像表示装置のハードウェア構成図とその表示画面を示す図である。

【図6】読影画像表示装置の更に別の表示画面を示す図である。

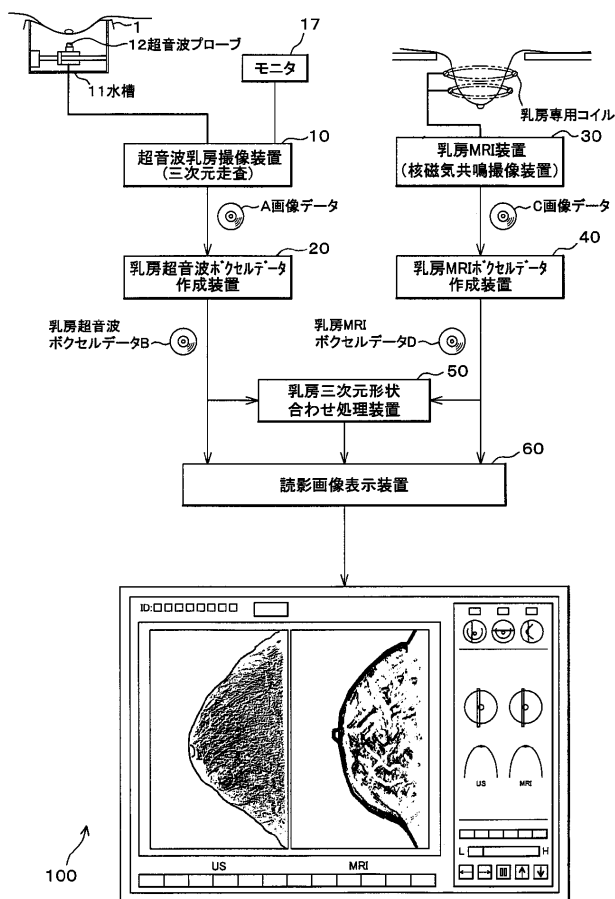
【符号の説明】

【0054】

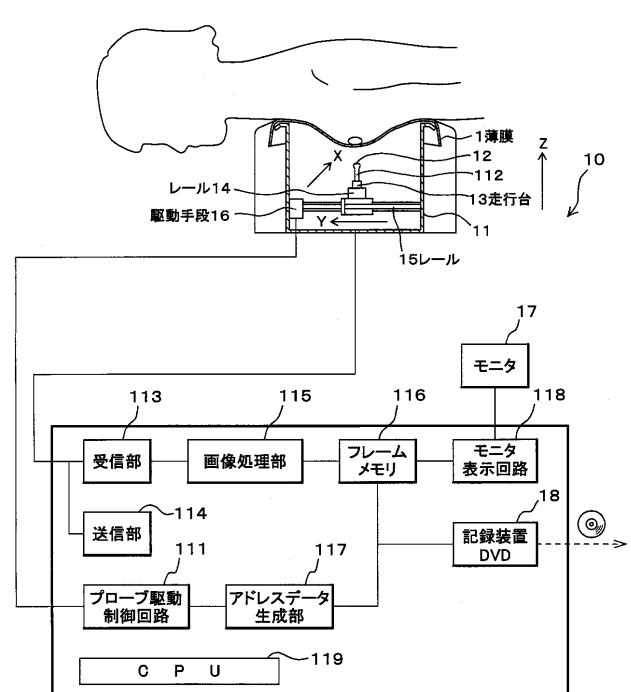
- 1 1 水槽
- 1 2 超音波プローブ
- 1 7 モニタ
- 2 0 乳房超音波ボクセルデータ作成装置
- 3 0 乳房MRI装置
- 3 1 乳房専用コイル
- 4 0 乳房MRIボクセルデータ作成装置
- 5 0 乳房三次元形状合わせ処理装置
- 6 0 読影画像表示装置
- 1 0 0 乳房画像診断システム

10

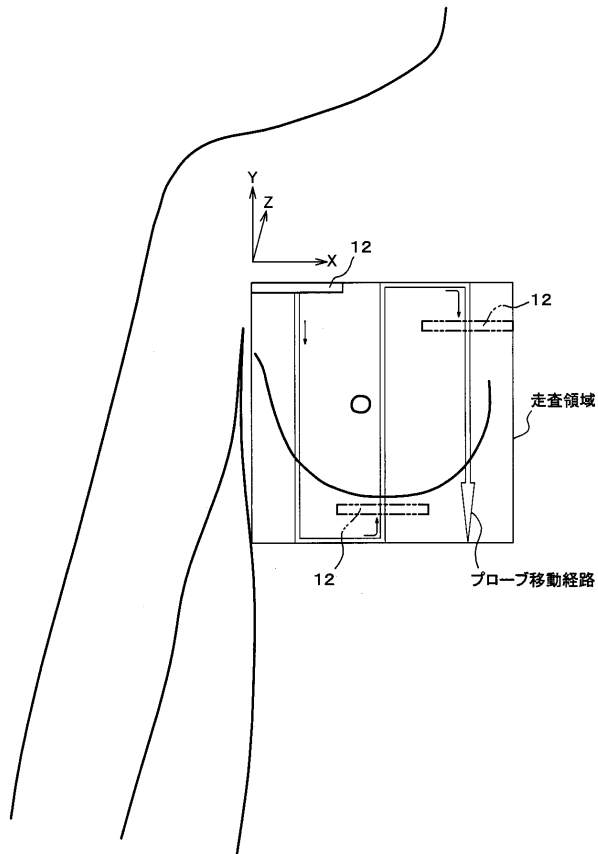
【図 1】



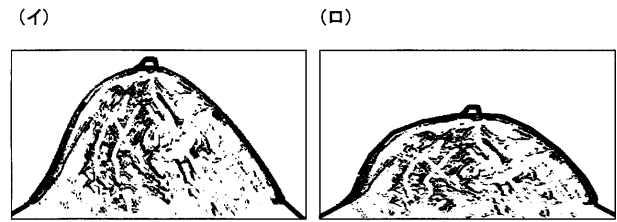
【図 2】



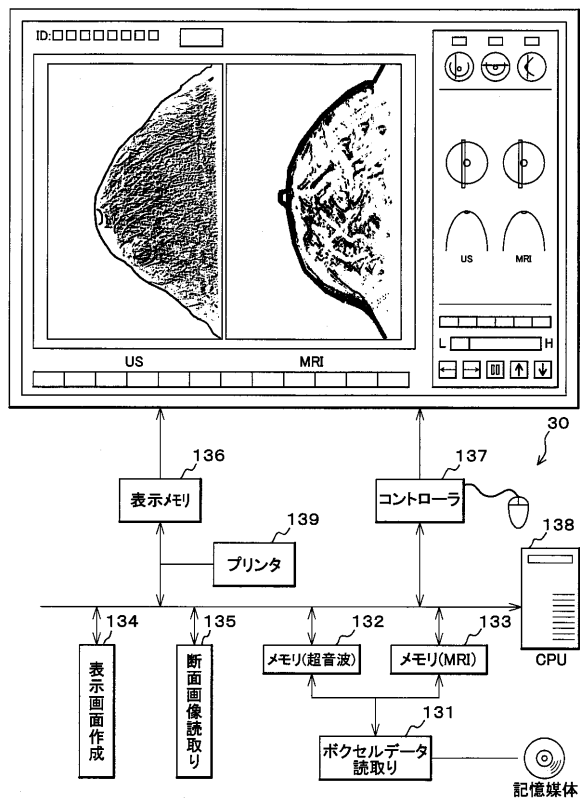
【図 3】



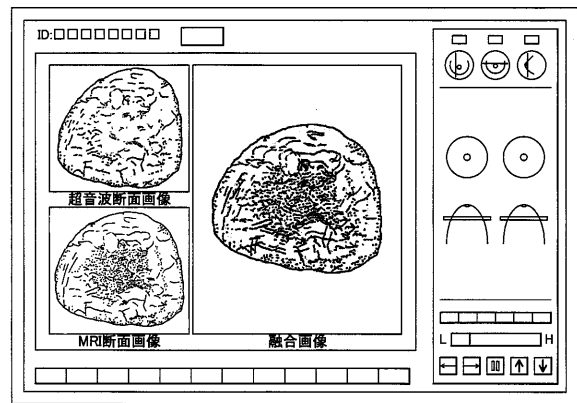
【図 4】



【図 5】



【図 6】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 藤田 廣志  
岐阜県岐阜市柳戸 1 番 1 国立大学法人岐阜大学内
- (72)発明者 福岡 大輔  
岐阜県岐阜市柳戸 1 番 1 国立大学法人岐阜大学内
- (72)発明者 原 武史  
岐阜県岐阜市柳戸 1 番 1 国立大学法人岐阜大学内
- (72)発明者 加藤 恵司  
東京都三鷹市牟礼 6 丁目 2 番 1 号 アロカ株式会社内

F ターム(参考) 4C096 AA18 AB50 AC04 AD14 DC19 DC20 DC21 DC22 DC36  
4C601 BB03 BB09 DD08 EE11 GC02 JC20 JC21 JC33 JC37 KK12  
KK15 KK24 KK25 LL33

A中的存在或不存在的乳腺病变更准确地还可以提供一种能够准确地诊断乳房成像系统。阿基于由超声波乳房成像装置10获得的图像数据A，乳房体素超声数据乳房超声体素数据产生装置20产生了B，由乳腺MRI设备30获得的图像数据基和C，乳房MRI体素数据产生一个创建乳房MRI体素数据d，既体素数据B，并且基于d，而在其他乳房的三维形状的乳房中的一个的三维形状相匹配装置40如由装置50，乳房基于所述处理过的乳房超声体素数据B和乳腺MRI体素数据d的非刚性乳房的三维形状相结合的处理装置50，以满足他们的三维形状变形，并且，图像判读图像显示装置60用于一起显示相应的任意横截面区域的超声波横截面图像和MRI横截面图像。点域1

