

(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2008-73305

(P2008-73305A)

(43) 公開日 平成20年4月3日(2008.4.3)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2006-257170 (P2006-257170)
(22) 出願日 平成18年9月22日 (2006.9.22)

(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
(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
(71) 出願人 599144712
タック株式会社
岐阜県大垣市小野4丁目3番地の12
(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

最終頁に続く

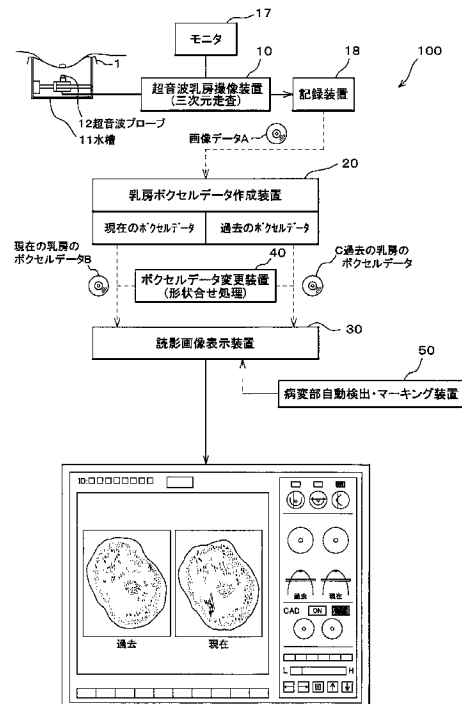
(54) 【発明の名称】 超音波乳房診断システム

(57) 【要約】

【課題】 医師の読影上の負担を最小にすることができる乳癌の集団検診(スクリーニング)に適した超音波乳房診断システムを提供すること。

【解決手段】 乳房を垂下浸漬可能な水槽11と、この水槽11の底部に機械的の走査可能に配置された超音波プローブ12と備え、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10と、この装置10によって得られた画像データAに基づいて、乳房全体のボクセルデータを作成する乳房ボクセルデータ作成装置20と、この装置20により作成された同一被検者の現在と過去の乳房のボクセルデータに基づいて読影診断のための画像を表示するものであって、読影診断対象である現在の乳房の所定方向の断面画像をその一端側から他端側にかけて所定ピッチで順次表示すると共に、その断面画像に対応する断面箇所の過去の断面画像を並列して表示する読影画像表示装置30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、乳房全体のボクセルデータを作成する乳房ボクセルデータ作成装置と、

前記乳房ボクセルデータ作成装置により作成された同一被検者の現在と過去の乳房のボクセルデータに基づいて読影診断のための画像を表示する読影画像表示装置であって、読影診断対象である現在の乳房の所定方向の断面画像をその一端側から他端側にかけて所定ピッチで順次表示すると共に、その断面画像に対応する断面箇所過去の断面画像を並列し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超音波乳房診断システム。

【請求項 2】

前記乳房の断面画像はコロナル画像からなることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波乳房診断システム。

【請求項 3】

前記乳房の断面画像はサジタル画像及びアキシャル画像のいずれかからなり、現在と過去の断面画像は乳房基部側を互いに付き合せて対称に隣接表示されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波乳房診断システム。

【請求項 4】

前記現在の断面画像に対応する断面個所の過去の断面画像は、乳頭を基準として同一断面個所の断面画像からなることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の超音波乳房診断システム。

【請求項 5】

前記過去の乳房の全体形状を現在の形状に一致するように非剛体変形処理を行う過去乳房ボクセルデータ変更装置を更に備えることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の超音波乳房診断システム。

【請求項 6】

前記乳房のボクセルデータをコンピュータ解析して病変部を陽性候補として自動的に検出すると共に、その陽性候補を指示するマークを該当画像上にオーバーレイ表示する病変部自動検出・マーキング装置を更に備えることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の超音波乳房診断システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波によって乳房領域における病変部の有無などを診断するための超音波乳房診断システムに関し、特に、乳癌の集団検診（スクリーニング）での利用に適した超音波乳房診断システムに関する。

【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、X線透過画像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】

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）による読影診断、すなわち超音波検診も、無侵襲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

10

20

30

40

50

知られている。そして、この超音波検診を乳癌の集団検診（スクリーニング）に適用する場合には乳房全域をもれなく撮像することが重要となるが、そのような目的の技術に関しても従来から種々の提案がなされている。

【0004】

その典型的な一例は、例えば特許文献1に記載された「水槽式（水浴式）」と呼ばれる乳腺超音波撮像法であり、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撮像することができる特徴がある。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。

10

【0005】

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、これを乳癌の集団検診に利用することが開示されている。

【0006】

また、水を音響結合媒体としてプローブを乳房と非接触で機械的走査する上記の技術とは異なり、プローブを乳房表面に接触させつつ機械的走査する超音波撮像方式も知られている。特許文献3はその代表的な例であり、位置センサを備えた超音波プローブを仰向けまたはうつ伏せの被検者の乳房の表面に沿って機械的に走査して乳房領域を撮像する技術が開示されている。プローブの機械的走査は乳房表面に沿って一様な速度で走査するためであるが、この機械的走査は乳房全領域の走査のために具体的には5列に亘ってなされている。そして、各列所定のピッチで撮像された多数の超音波画像（Bモード画像）は、一旦記録された後、読影診断のために連続表示される。なお、この種の撮像法ではプローブの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圧力下でなされるため、得られる画像は乳房の原形とは異なるものとなる。

20

【0007】

なお、特許文献4には、患者の検査画像の読影診断に際してその過去の画像を自動的に検出して比較しやすいように表示することを含む医用情報システムが開示されている（なお、ここで扱われている医用画像は具体的には胃や肺のX線画像である）。なお更に加えると、特許文献5には、超音波画像をアノテーション或いはプローブ位置等の診断情報と共に記録し、その診断情報をキーとして過去の画像を検索して現在診断している被検体の超音波画像と並列表示する旨が開示されている。

30

【特許文献1】特開2002-336256号公報（図1、段落[0021]）

【特許文献2】特開昭58-58033号公報（図1、4、第3頁右上欄第8-14行）

【特許文献3】特表2004-516865号公報（図1-5、段落[0052]）

【特許文献4】特開平5-324785号公報（段落[0009]）

【特許文献5】特開2005-270421号公報（要約）

【発明の開示】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

上述のように、超音波による画像診断を特に乳癌の集団検診（スクリーニング）に適用する技術については従来から種々提案されている。しかしながらこれらの提案にもかかわらず、超音波検診の利用は、乳癌の一次検診（スクリーニング）手段としてではなく、ハンドプローブ走査によるリアルタイム検診として、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、あるいは生検の必要性の有無の判断手段としての利用に止まっているのが現状である。

【0009】

その理由の一つには、超音波画像は読影自体が容易ではないことがあげられる。すなわ

50

ち、乳房内は乳腺、脂肪組織、結合組織、そして更には血管、神経が渾然一体となった微細で緻密な組織からなるため、音響インピーダンスの異なる組織間で生じる音線エコーに基づく超音波画像はテクスチャが多彩な画像として形成され、しかもその画像は各個人及び年齢によっても異なってくる。また、乳房内は言わば音響室であることによって干渉波に基づくスペckルノイズや多重反射によるアーチファクトなど、乳房の組織構造を表さない陰影が生じる。こうした独特の超音波画像は、十分な熟練無しでは読影が容易ではない。

【0010】

また、超音波画像は、乳房全体が1枚の画像に表されるX線マンモグラフィとは異なり、読影を要する画像数が多いことも主要な理由である。つまり、乳房の微細で緻密な組織構造を表す超音波画像はMIP (MinIP) 処理のような三次元画像処理することができないので、スクリーニングのために乳房全体を調べるためには多くの断面画像の読影が必要となる。例えば、全幅16cmの乳房領域を2mmピッチの断面で調べる場合には80枚の超音波画像(断層画像)の読影が必要であり、上記特許文献3のようにプローブ走査が5列でなされる場合には、全部で400枚もの画像の読影診断が必要になることになる。このことは、異常部位としての病変部を発見しまたは病変部は見出せないとの診断を下す上で、医師にとってかなりの負担となることである。

10

【0011】

このように、超音波検診が乳癌のスクリーニングに少なくとも本格的に適用されるに至らないのは、超音波画像に特有なこうした読影自体の非容易性と画像数の多さによるところが大きい。しかし、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に対しては的確な画像診断ができない、また乳房域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。そのため、超音波による乳癌検診(スクリーニング)については、若年層の検診も検討されている特に我が国においては、なお高い期待が寄せられている。(なお、近年MRI(核磁気共鳴画像法)による乳癌検診も知られているが、造影も必要であり検査が簡易ではないなど、病変の進行度合などの検査(高次検診)には適しているが、集団検診(一次検診、スクリーニング)には適していない。)

20

【0012】

本発明の課題は、乳癌の集団検診(スクリーニング)に特に適した超音波乳房診断システムであって、超音波画像を読影診断に最良の形態で表示することによって医師の読影上の負担を最小にすることができる超音波乳房診断システムを提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明は、乳腺組織の異常を発見しまたは異常はないと診断するためには正常な組織の画像を参照画像として対比することが最も効果的であるが、部位によってまた個人によって差が大きい超音波画像にあっては、その参照画像としてはすでに異常がないとして診断された過去の画像であって対応する部位の画像が最も適していることに着目してなされたものである。

40

【0014】

すなわち、上記課題を解決する本発明の超音波乳房診断システムは基本的に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) その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ボクセルデータ作成装置。

(c) その乳房ボクセルデータ作成装置により作成された同一被検者の現在と過去の乳房のボクセルデータに基づいて読影診断のための画像を表示する読影画像表示装置であって

50

、読影診断対象である現在の乳房の所定方向の断面画像をその一端側から他端側にかけて所定ピッチで順次表示すると共に、その断面画像に対応する断面箇所の過去の断面画像を並列して表示する読影画像表示装置。(請求項1)

【0015】

ここで、上記(a)の超音波乳房撮像装置は、上記特許文献1及び2等において公知の「水槽式(水浴式)」の撮像装置である。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。

10

【0016】

なお、集団検診における個人差を考慮して、この装置におけるプローブの機械的走査範囲は例えば16cm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16cm程度の長さ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走査幅5、6cm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、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。

【0017】

上記(b)の乳房ボクセルデータ作成装置は、左右の各乳房全体の単一な三次元画像データを作成するもので、前記超音波乳房撮像装置によるプローブの機械的走査が複数の行程でなされ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。なお、形成された乳房全体のボクセルデータは、読影診断のための任意の断面での画像を表示するために利用されるが、後で述べるコンピュータ支援診断(CAD)における病変部の自動検出を三次元的に行うためにも利用される。

20

30

【0018】

上記(c)の読影画像表示装置は、前記乳房ボクセルデータ作成装置(b)によって作成された乳房全体のボクセルデータに基づいて、読影診断対象である被検者の現在の画像を、先の検診の際に得られた同一被検者の過去の画像と並列して表示するものである。ここで、読影診断に主画像として供されるその画像(断面画像)は、所望の任意の方向の断面の画像であることができる。しかし、体の上下方向、左右方向、及び前後方向を座標軸とする前記のボクセルデータからすれば、補間や計算を必要としない縦断面(乳房を正面視で左右に分割する断面、すなわちサジタル)、横断面(乳房を上下に分割する断面、すなわちアキシャル)、または平断面(乳房を前後方向に分割する断面、すなわちコロナル)が好ましい。また、これらの内でもコロナル(平断面)画像が最も好ましい(請求項2)。乳房のコロナル画像は、後方エコーの状態を判断するには不適であるが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おり、また何よりも、純粋な乳房領域の断面画像であるため読影を要する画像数が少なく済む利点がある。

40

【0019】

ただし、サジタル(縦断面)画像またはアキシャル(横断面)画像も推奨される断面画像であり、後方エコーの状態から腫瘍の良悪性判別等を行うことができる。これらの断面画像はプローブ側から順に実質的に無エコーの暗部からなる水相、乳房相、胸筋、及びエコーがほとんど無い肋骨以下の相からなる画像として描出されるが、この場合、現在と過

50

去の断面画像は、互いに暗部からなる肋骨側（乳房基部側）を付き合せて左右対称にまたは上下対称に隣接表示することが好ましい（請求項3）。これによれば、過去画像との対比の際の視線の移動を最小に止めることができ、最適な画像診断を行なうことができる。

【0020】

そして本装置（c）において、こうした断面画像は、病変の有無などについて乳房の全領域を残す所無く調査するために、乳房領域の一端側から多端側にかけて所定ピッチで順次表示される。ここで、断面のピッチは発見すべき病変部の大きさなどに応じて適宜決めることができ、例えば、5mm程度以上の腫瘤を発見することが要求される場合には2～4mm程度のピッチが適切である。ボクセルサイズにもよるが、このピッチを小さくすればするほど精密な読影が可能となるが、読影する画像数は増加することになる。なお、順次表示の速度は、当然のことではあるが、読影者によって適宜に設定可能とすることが好ましい。また、この連続表示において、今表示されている断面画像が乳房のどのような箇所の断面であることを示す表示を画面上に合わせて施すことが好ましい。この断面箇所の表示は、例えば円として表された乳房マークを断面方向に横切るラインまたはバーとして構成することができる。

10

【0021】

また、上記のように順次表示される診断対象である現在の断層画像に対して並列的に参照画像として表示される過去の画像は、この現在と過去との間に乳房の大きさ及び形態において余り差異が無いことを前提として、対応する、つまり同一の断面箇所の画像であることが重要である。これによってその過去の画像は、病変または組織の変化を読影する上で最良の参照画像となることができる。

20

【0022】

一般に、上記（a）の水槽式の超音波乳房撮像装置によれば、乳房は乳頭が水槽の上面の中央に位置するような体勢で撮像されるので、現在の断面画像に対応する過去の断面画像は同一の座標からなる画像とすることができる。しかし実際的には、撮像時の乳房の位置などは多少とも相違し、現在と過去との画像間には乳房自体の三次元形状が同じであっても位置ズレ等が生じる。そこで、現在画像に対応する過去画像については、単純に現在画像と同一の座標からなる画像とすることもできるが、より好ましくは、現在及び過去の画像においてそれぞれ乳頭を検出し、その乳頭を基準として同一の距離にある画像とすることができる（請求項4）。

30

【0023】

また、現在と過去の画像間には、保形条件の変更などによって全体形状における無視できない相違が生じる場合もありうる。そして全体形状が相違すれば、対応する断面箇所を特定するのは困難である。一態様によれば、本発明の超音波乳房診断システムは

（d）前記過去の乳房の全体形状を現在の形状に一致するように非剛体変形処理を行う過去乳房ボクセルデータ変更装置、

を更に備える（請求項5）。この非剛体変形処理（形状合わせ処理）は、画像処理分野で一般的に知られているように、線形変換による座標変換とボクセル濃度値の内挿とによって行うことができる。そして、この装置（d）によって、過去画像は現在画像に座標的にも直ちに対応するものとなる。ただし、その非剛体変形処理によって画像データは多少とも劣化されることは否めない。

40

【0024】

なお、左右の乳房の全体の各ボクセルデータを作成する本発明の超音波乳房診断システムによれば、異常部位が発見された場合などにその部位の三次元表示等を行なうこともできる。こうした読影表示に関する更なる詳細と態様については、発明の最良の実施形態として後述する。

【0025】

更に、本発明の超音波乳房診断システムには、CADとして知られたシステムを導入することができる。すなわち、本発明の超音波乳房診断システムは以下の装置を更に備えるものである。

50

(e) 前記乳房(診断対象である現在の乳房)のボクセルデータをコンピュータ解析して病変部を陽性候補として自動的に検出すると共に、その陽性候補を指示するマークを該当画像上にオーバーレイ表示する病変部自動検出・マーキング装置(請求項6)。

【0026】

ここで、病変部は具体的には腫瘍であって、その自動検出のための手法としては、二値化による方法、濃度勾配ベクトルの集中度に基づく方法、三次元ガウシアン・ラプラス(L o G)フィルタによる方法、テキストチャー解析による方法などがあげられる。後述する最良の実施形態では、これらの中でも最も簡易に処理を実行できる二値化による方法で腫瘍の初期検出を行っている。また、検出した病変部の陽性候補を指示するマークは、すでによく知られているように、その陽性候補に先端が向けられた矢印やその陽性候補を取り囲む囲み線であることができる。

10

【0027】

そして、この病変部自動検出・マーキング装置(e)によれば、病変部が陽性候補として表示されるので医師はそれを参考にして読影をすることができる。このことは、病変部の見落としに細心の注意が必要とされる特にスクリーングにおいて、医師の負担のなご一層の軽減に役立つことができる。

【発明の効果】

【0028】

本発明の超音波乳房診断システムによれば、順次表示される診断対象である現在の乳房の断面画像に並列して対応する断面個所の過去の断面画像が参照画像として表示される。そのため、異常陰影としての病変部の有無を断面画像の差異または変化に基づいて診断することができるので、正確な診断をより容易に行なうことができる。すなわち、読影自体が容易ではないと共に読影すべき画像数が多い超音波画像であっても、医師の読影上の負担を最小にすることができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0029】

以下、本発明の超音波乳房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超音波乳房診断システム全体の概略的な構成を示す説明図である。

【0030】

本実施形態の超音波乳房診断システム100は、超音波による乳癌検診に適合されたものであって、図1に示すように、乳房を垂下浸漬可能な水槽11と、この水槽11の底部に水平面内で機械的走査可能に配置された超音波プローブ12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10と、この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、乳房全体のボクセルデータを作成する乳房ボクセルデータ作成装置20と、この乳房ボクセルデータ作成装置20により作成された同一被検者の現在と過去の乳房のボクセルデータB、Cに基づいて読影診断のための画像を表示する読影画像表示装置30であって、読影診断対象である現在の乳房の所定方向の断面画像をその一端側から他端側にかけて所定ピッチで順次表示すると共に、その断面画像に対応する断面箇所の過去の断面画像を並列して表示する読影画像表示装置30とを備えている。

30

40

【0031】

また、この超音波乳房診断システム100は、乳房ボクセルデータ作成装置20により作成された同一被検者の現在と過去の乳房のボクセルデータB、Cに基づいて、読影画像表示装置30で表示される読影診断のための過去の乳房の全体形状を現在の形状に一致するように非剛体変形処理を行う過去乳房ボクセルデータ変更装置40を更に備えている。

【0032】

さらに、本実施形態の超音波乳房診断システム100は、前記乳房のボクセルデータB、Cをコンピュータ解析して病変部を陽性候補として自動的に検出すると共に、その陽性候補を指示するマークを読影画像表示装置30による読影診断のための該当画像上にオー

50

パレイ表示する病変部自動検出・マーキング装置 50 を更に備えている。

【0033】

図2は、超音波乳房撮像装置10の概略的な構成を示す説明図である。また、図3は、超音波プローブ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10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11の上部開口部に覆い被さり、水槽11の底部に配置された超音波プローブ12が水平面内で機械的走査されて被検者の乳房全領域の超音波画像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12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12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12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

【0034】

この超音波乳房撮像装置10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12と前記乳房との間の超音波伝達を行う水を溜める水槽11と、超音波プローブ12を固定する走行台13と、この走行台13を超音波プローブ12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14と、その第1のレール14をX方向と直交するY方向に案内する第2のレール15と、これら第1のレール14及び第2のレール15に沿って走行台13を移動させる駆動手段16とを備える。なお、この駆動手段16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11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

【0035】

また、装置10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111と、被検体に対して超音波の送受信を行う超音波探触子112と、超音波探触子112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113及び送信部114と、得られた超音波画像を処理する画像処理部115と、画像処理部115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116と、プローブ駆動制御回路111からの指示を受けてフレームメモリ116にアドレスデータを供給するアドレスデータ生成部117と、フレームメモリ116に順次格納される断層画像を確認用にモニタ17に表示させるモニタ表示回路118と、全体の制御を行うCPU119と、フレームメモリ116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18とを含むものである。

30

【0036】

ここで、超音波プローブ12は水槽11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体軸にほぼ平行な平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16がステッピングモータからなるので、CPU119は走査における超音波プローブ12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12の走査領域は縦横16cm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10cm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

【0037】

また、超音波プローブ12の走査幅(振動子の配列長さ)は6cmである。そのため、図3に示すように、超音波プローブ12の走査は1cm程度のオーバーラップ部を含んで3行程でなされる。記録装置18によって適当な記録媒体に収録された断層像の断層画像は、医用画像として所定の期間保存される。これは本実施形態においては、後の乳房ボクセルデータ作成装置20で読影用断面画像を別個に作成するためにも利用される。

【0038】

50

このように超音波乳房撮像装置 10 によれば、被検者が水槽 11 の上部開口部に覆い被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 16 cm × 深さ 10 cm）での複数枚の断層画像を撮像するので、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。

【0039】

乳房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 に基づきボクセルデータを作成する。この乳房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

【0040】

この作成されるボクセルデータ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ボクセルデータは、乳房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 30 の処理又はボクセルデータ変更装置 40 の処理において適宜、現在の乳房又は過去の乳房のボクセルデータとして利用される。なお、装置 20 が生成したボクセルデータを 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

【0041】

読影画像表示装置 30 は、このように乳房ボクセルデータ作成装置 20 により作成されたボクセルデータに基づいて読影診断のための画像を表示するものであって、読影診断対象である現在の乳房の所定方向の断面画像をその一端側から他端側にかけて所定ピッチで順次表示すると共に、その断面画像に対応する断面箇所過去の断面画像を並列して表示するものである。そのハードウェア構成は、図 4 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 で読取られた過去及び現在のボクセルデータが書込まれるメモリ（過去）132 及びメモリ（現在）133 と、前記現在と過去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 30 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 CPU 138 とを備えている。なお、このデータベースを介して病変部自動検出・マーキング装置 50 と読影画像表示装置 30 とが連結されている。またこの装置 30 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。

30

【0042】

この読影画像表示装置 30 による主画像の表示処理は、インストールされたプログラムが CPU 138 にて実行されることにより次のように行われる。即ち、乳房ボクセルデータ作成装置 20 によって作成された現在及び過去の乳房全体のボクセルデータは、ボクセルデータ読取り 131 で読取られてそれぞれメモリ（過去）132、メモリ（現在）133 に書込まれる。このメモリ 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現在の所定方向の断面画像とこれに対応する断面箇所の過去の断面画像が選択され、これらの断面画像が表示画面作成 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 4 に示すように表示される。

40

【0043】

図 4 に示す読影用画面は、複数のウィンドウ（矩形領域）に区画されており、例えば「現在」の乳房の断面画像を表示する「現在」の領域と、「過去」の乳房の断面画像を表示する「過去」の領域と、乳房の断面位置を表示するリストと CAD（病変部自動検出・マ

50

ーキング装置)のON, OFF等の読影者の操作の操作パネルとを含む領域を含むものとされている。その領域に組み込まれる読影用の断面画像は、同一被検者の現在と過去の各乳房の断面画像であり、このうち現在の乳房の断面画像は、画面略中央の読影用表示画面の「現在」の領域に表示され、その断面画像に対応する過去の乳房の断面画像は、その略左側の「過去」の領域に表示される。

【0044】

ここで、過去の乳房の画像を、現在の画像に対応する箇所で同一方向の断面画像となるように選択する処理にあたっては、乳頭の検出処理を行うことができる。乳頭は、薄膜1による保形がなされた下では一般に乳房内に埋没した状態で撮像され、またそれによって必ずしも乳房表面の最上点に位置しない。そのため乳房ボクセルデータB, Cに基づく乳頭の検出処理は、乳房三次元画像において乳房内に埋没した乳頭の周辺には陰影が生じていることを利用して、以下の手法で簡易に行なうことができる。すなわち、乳頭領域を包含するサイズの探索箱を乳房三次元画像の頂上部(中央部)に設定し、この探索箱を順次移動しながら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。この手法は何よりも処理が簡易であり、また十分な正解度が得られる。

10

【0045】

このような処理を経て並列表示される読影診断にはコロナル画像が主画像として供されるが、これはコロナル画像が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おり、また何よりも、純粋な乳房領域の断面画像であるため読影を要する画像数が少なく済む利点があるからである。

20

【0046】

ただし、サジタル(縦断面)画像またはアキシャル(横断面)画像も推奨される断面画像であり、後方エコーの状態から腫瘤の良悪性判別等を行うことができる。図5には読影画像表示装置30による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診断用にサジタル(縦断面)画像が左右に並列表示され、かつ、現在と過去の断面画像が互いに暗部からなる肋骨側(乳房基部側)を付き合せて左右対称にまたは上下対称に隣接表示されている。これによれば、過去画像との対比の際の視線の移動を最小に止めることができる。

30

【0047】

なお、読影画像表示装置30の乳房を表示するウィンドウには、図示しないアキシャル、そのほかの任意の方向からの乳房の断面画像を表示することができる。例えば、ウィンドウが画面上段と画面下段とに区画されており、その画面上段に被検者の現在の左右の乳房が、画面下段には同一の被検者の過去の左右の乳房が表示される並列表示することもできる。この場合、現在と過去の乳房の差分画像を表示するウィンドウがあっても良い。これらの種々の画面表示内容は、医師等読影者がウィンドウ上の操作パネルをクリックなどして適宜選択可能であり、さらには画面を単一にして、必要に応じて断面を切り替えることも可能である。

【0048】

図6は、三次元表示(3D表示)の例を示す図である。異常部位が発見された場合などにおいては、それまで現在と過去の断面画像が表示されていた領域に、その断面画像に替わって、図6に示すように、その異常部位を含む三次元表示がなされるウィンドウに切り替わる。このウィンドウは、画面上段左上にサジタル画像が表示され、この右隣の画面上段中央にはアキシャル画像が表示され、サジタル画面の下方の画面下段左下にはコロナル画像が表示され、この右隣の画面下段中央には任意の方向の断面画像が表示される画面配置とされている。このように、超音波乳房診断システム100によれば、異常部位が発見された場合などにその部位の三次元表示等を行なうこともできる。

40

【0049】

この三次元表示手段においては、関心点(三次元精査したい点)を画面上で指示し決定する手段を備える。この手段により三次元精査したい点が指示され決定されると、上述し

50

たとおり、図6のように、「三次元表示」がなされる。この画面には物差（スケール）が移動可能に表示される。従って、病変部の大きさ、乳頭からの距離が測定可能である。また、その関心点が病変部自動検出・マーキング装置50による陽性候補領域であるとする、その点を含む領域はラベリングされているためその大きさ等に関するデータは直ちに表示可能である。

【0050】

また、読影画像表示装置30により表示される過去の画像は、現在の乳房の断面画像に対応する、つまり同一の断面箇所の画像であるので、読影者が読影にあたって病変又は組織の変化を読影する上で最良の参照画像と比較対比することができる。ところで、現在と過去の画像間には、保形条件の変更などによって、扁平化の度合など全体形状における無視できない相違が生じる場合がある。そして、全体形状が異なれば、対応する断面箇所を特定するのは困難となる。本実施形態における過去乳房ボクセルデータ変更装置40は画像処理によって過去の乳房の全体形状を現在の形状に一致するように非剛体変形（三次元形状合わせ）するものであり、その問題点を解決するものである。

10

【0051】

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。より具体的には、線形変換による三次元幾何変換に際しては、先ず、現在の三次元乳房領域の四面体分割を行なう。ここで、四面体の頂点である基準点は、例えば、乳頭を基準とする乳房表面上の適当な位置と変形が生じないとみなされる乳房の基底平面上の任意の位置とに設定することができる。乳房表面上の基準点と乳房基底平面上の基準点との間に多数に分割された四面体を形成する。そして、過去の三次元乳房領域を解析して、前記過去乳房表面上の各基準点に対応する現在乳房表面上の位置を求め移動点として設定する。なおこの移動点は、乳房の変形は乳頭表面を中心とする放射方向への変形とみなして、乳頭を基準とする距離と方向から求めることができる。こうして設定された移動点と変形がないとみなされる乳房の基底平面上の前記基準点とによっ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目標とする現在乳房の四面体形状に幾何変換する。

20

【0052】

なおここで、乳房表面は複数の基準点によって三角形平面に分割される。したがって、その三角形平面の数が多いほど滑らかな表面が形成されることになり、その数は少なくとも20個以上であることが好ましい。これに対して、乳房基底面上の基準点は、乳房基底での変形は生じないため数個程度でよい。また、過去の乳房の基底平面は乳房領域の容積において現在の乳房と一致する位置に設定されるが、この基底平面にズレ（Z方向）がある場合、また、過去と現在の乳房画像との間に乳頭を基準とする体軸方向（Y方向）または体幅方向（X方向）のズレがある場合には、平行移動を加えた線形変形であるアフィン変換を適用することができる。

30

【0053】

また、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なうことができる。しかし本実施形態の場合、処理が最も簡易である上に過去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。

40

【0054】

過去画像の乳房ボクセルデータ変更装置40によってこのように非剛体変形された過去の乳房三次元画像は、乳頭を基準とする座標において現在の乳房三次元画像と一致する。そのため、現在乳房の断面画像に対応する断面箇所の過去乳房の断面画像は、直に取り出すことができる。ただし、その過去乳房の断面画像は部分的な圧縮や拡張を伴ったものであり、厳密には過去乳房の断面画像を正しく表していないことに留意が必要である。

【0055】

この乳房ボクセルデータ変更装置40を備えている場合には、過去の乳房の全体形状を

50

現在の形状に一致するように非剛体変形処理がなされることで、たとえ現在と過去の画像間に、保形条件の変更などによる全体形状における無視できない相違が生じる場合であっても、その全体形状が現在のものに近似するものとされ、読影画像表示装置30によって表示すべき過去の断面画像は現在の断面画像に座標的にも直ちに対応するものとなるので、読影画像表示装置30において対応する断面箇所を特定することが容易となる。

【0056】

病変部自動検出・マーキング装置50は、乳房のボクセルデータをコンピュータ解析し、病変部を陽性候補として自動検出すると共に、その陽性候補を指示するマークを該当画像に重畳して表示する装置であって、本実施形態においては読影画像表示装置30と一体化されている。

【0057】

図7は病変部陽性候補の自動検出のためのフローチャートである。図7に示すように、その病変部自動検出は、データ入力ステップS1、前処理ステップS2、探索領域(乳房領域)の抽出ステップS3、腫瘍陽性候補の検出ステップS4、膨張・収縮処理とラベリング処理ステップS5、陽性候補の調整ステップS6及びデータ出力ステップS7を含んでいる。

【0058】

ステップS1では、乳房のボクセルデータが入力される。入力されたデータは適当なバッファに一時的に記録され、当該被検者の読影診断の間保存される。なお、このボクセルデータにおいて、乳頭の位置(乳頭中心)は予め求められている。

【0059】

次いで前処理ステップS2では、ボクセルデータに対して $5 \times 5 \times 5$ のスムージングフィルタを適用して「ノイズ除去」を行う。一実施形態では、ファジィ強調手法を用いて画像の明るい領域及び暗い領域の飽和を回避する。加えて、マルチ・スケール・モルフォロジを用いて画像のスペckルを除去することもできる。

【0060】

そして、探索領域の抽出ステップS3では、腫瘍を検出する領域範囲(乳房領域)を抽出し決定する。乳房表面(またはこの表面に密着した薄膜)は高エコーの連続層として表われる。また、胸筋は、体にほぼ沿った(平行な)多数の高エコーと低エコーの層構造として描出される。これらの検出方法としては、三次元微分フィルタ、ソーベルフィルタ(重み付け微分フィルタ)ラプラシアンフィルタ(2次微分フィルタ)(エッジ検出)、局所パターンマッチング、濃度勾配ベクトル、2値化等が挙げられる。なお、腫瘍を検出すべき乳房領域は、乳房表面より後方側で、胸筋よりも前方の範囲とする。

【0061】

腫瘍陽性候補の検出ステップS4では、抽出された乳房領域を探索して腫瘍の検出を行う。この検出の最初のステップは二値化処理である。腫瘍は周囲よりも低エコーの陰影として表われるため、その腫瘍のボクセル(画素)値をしきい値(閾値)として、それ以下のボクセルとそれを越えるボクセルの二値化を行う。

【0062】

ここで、そのしきい値が大きすぎると、偽陽性の候補数が増大する。逆に小さすぎると、真の陽性候補が検出されなかつたりすることになる。そのためしきい値は適切に定められなければならないが、乳房の断面画像は、撮像条件が同じであっても個人によって、また年齢などによって画質が異なる。そこで、本実施形態において、このしきい値は医師の判断で所望の値を選択できるようにされている。これによって真陽性と偽陽性の数的バランスを医師にとって最も適した条件に設定することができる。なお、この選択に供される複数のしきい値は、予め調査し決定された複数のまたは連続した固定のしきい値であることができ、また、乳房画像の中の正常な適当な領域のヒストグラムを得、それから得られる情報を何らかの方法で利用して自動的に作成された何段階かの値のしきい値であることもできる。画面には、例えばレベル1からレベル5までのうちの任意のしきい値のレベルを選択可能に表示する。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 3 】

膨張・収縮処理ステップ S 5 の収縮処理は、全画素（ボクセル）に対して近傍に白画素がある黒画素を白画素に変換する処理である。また、膨張処理は、近傍の定義を反転し、近傍に黒画素がある白画素を黒画素に変換する処理である。二値化処理された画像は、腫瘤候補部の他にも正常組織中の斑点状の点を含むものだからである。適度に膨張、収縮処理を繰り返して、塊となった腫瘤を抽出する。そして、これにラベリング処理を行い、各腫瘤候補を区別する。

【 0 0 6 4 】

そして、陽性候補の調整ステップ S 6 は、所定大きさ以上（一般に 4 ~ 6 mm）、例えば 5 mm 以上の塊を陽性候補として最終的に決定する。この検出は、ラベリングされた各候補領域のボクセル数を求め、所定値以上であれば陽性候補として決定する。または、各候補領域の最小径を座標値から求め、例えば 5 mm 以上であれば陽性候補として決定する。更には、5 mm の直方体または球を探索箱とするマッピングにより行うこともできる。なお、乳頭の後方の低または無エコーの領域は、本フローの方式では必ず腫瘤の候補領域として抽出されることになるが、この段階で除外することができる。最後に、データ出力ステップ S 7 において、抽出され決定された陽性候補領域（腫瘤）は、座標と共に記憶され、後の断面画像の表示の際にデータ出力される。

【 0 0 6 5 】

病変部自動検出・マーキング装置 5 0 の陽性候補マーキング部では、陽性候補の位置（座標）と範囲（大きさ）に関するデータに基づき、その陽性候補を示す指示マークを画像上に重畳して付与する。図 8 はそうして形成された断面画像を示すもので、その指示マーク 1 0 2 は図示の「矢印」の形態で構成される。この指示マークは陽性候補を適度な距離をもって囲む楕円などの他の任意の形態であることができるが、いずれの形態であっても、陽性候補を確実に指示する一方その陽性候補の診断自体に邪魔にならないような形状と配置は考慮されるべきである。

【 0 0 6 6 】

この病変部自動検出・マーキング装置 5 0 による CAD 表示の「ON」「OFF」は、医師等読影者が操作パネルウィンドウ上の CAD「ON」をクリックするなどして適宜選択可能である。その CAD 表示の「ON」状態が選択されると、病変部自動検出・マーキング装置 5 0 により検出された腫瘤の陽性候補は、先ず第 1 に、その全てが乳房のボディマーク（半月形の側面マークと円形の平面マークとの少なくともいずれか）の該当箇所に点で表示される。すなわち、図示の実施形態では「CAD」のウィンドウ部が設けられており、円形の乳房マークが表示され、このマーク内に腫瘤の陽性候補が点で示される。なお、この陽性候補の全部を一覧的に表示する乳房マークとしては、断面の位置表示のための乳房マークを利用することも考えられる。

【 0 0 6 7 】

第 2 は、並列表示される乳房断面画像に、検出した陽性候補を示す指示マーク 1 0 2 を重畳して表示することである。この「陽性候補指示マーク」は、上述したように、典型的には矢印、或いは囲み線である。これらは、陽性候補の領域から十分離れて、またその領域を指示するに十分に近接して表示される。なお、この指示マーク 1 0 2 の表示は、医師によっては反って紛らわしいと思われることを考慮して、選択可能とする。

【 0 0 6 8 】

つまり、一次的な検診の場合、医師にとって最も負担となるのは先ず病変部の見落としを防止することである。これに対し、本実施形態の病変部自動検出・マーキング装置 5 0 によれば、前述のように、病変部として少しでも疑わしい陰影は病変部の陽性候補として表示されるので、医師はその情報を有効に利用することができる。また、この病変部自動検出・マーキング装置 5 0 による病変部の検出精度は完全ではあり得ないが、医師はその特性または性向を考慮に入れて、その病変部自動検出・マーキング装置 5 0 では検出できない陰影のみに注意を払うことができる。このことは医師の負担の大幅な軽減となる。このように、本実施形態の超音波乳房診断システム 1 0 0 によれば、読影診断に際しての医

10

20

30

40

50

師の負担を最小にし、またそれによって、医師の能力が最大に発揮されることができる。

【0069】

以上説明した本実施形態の超音波乳房診断システム100は、乳癌の一次的な集団検診に特に適している。すなわち、超音波乳房撮像装置10によって収集された超音波断面画像は被検者が多人数の場合は膨大な量となり、それを読影診断する医師にとっては大きな負担となる。しかも、順次表示される断面画像の読影はさらにその負担を大きくする。しかし、本実施形態の超音波乳房診断システム100によれば、順次表示される診断対象である現在の乳房の断面画像に並列して対応する断面個所の過去の断面画像が参照画像として表示される。そのため、異常陰影としての病変部の有無を断面画像における現在画像と過去画像との差異または変化に基づいて診断することができるので、正確な診断をより容易に行なうことができる。すなわち、読影自体が容易ではないと共に読影すべき画像数が多い超音波画像であっても、医師の読影上の負担を最小にすることができる。

10

【0070】

以上、本発明の超音波乳房診断システム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。

【0071】

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。それによって、被検者の過去の超音波断面画像データ、あるいはマンモグラフィによる検査結果などと合わせて医師は読影診断を行うことができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0072】

【図1】本発明の一実施形態の超音波乳房診断システムの概略的な全体のシステム構成を示す説明図である。

【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5】読影画像表示装置の別の表示画面の例を示す図である。

30

【図6】3D表示の例を示す図である。

【図7】病変部陽性候補の自動検出のためのフローチャートである。

【図8】病変部自動検出・マーキング装置による病変部検出時の表示画面を示す図である。

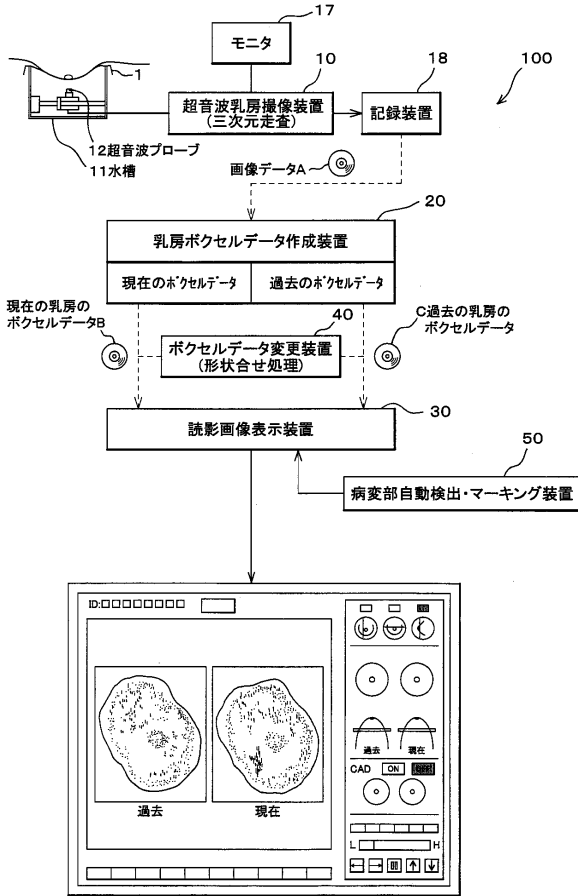
【符号の説明】

【0073】

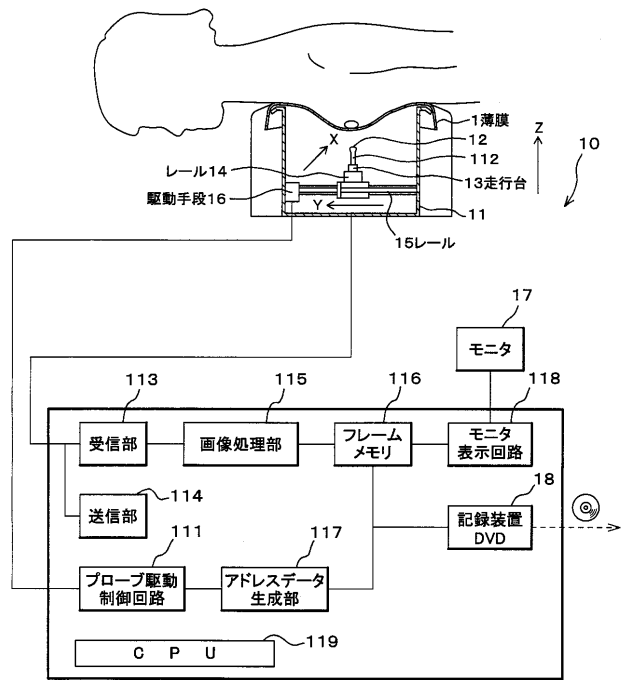
10	超音波乳房撮像装置
11	水槽
12	超音波プローブ
17	モニタ
18	記録装置
20	乳房ボクセルデータ作成装置
30	読影画像表示装置
40	ボクセルデータ変更装置
50	病変部自動検出・マーキング装置
100	超音波乳房診断システム

40

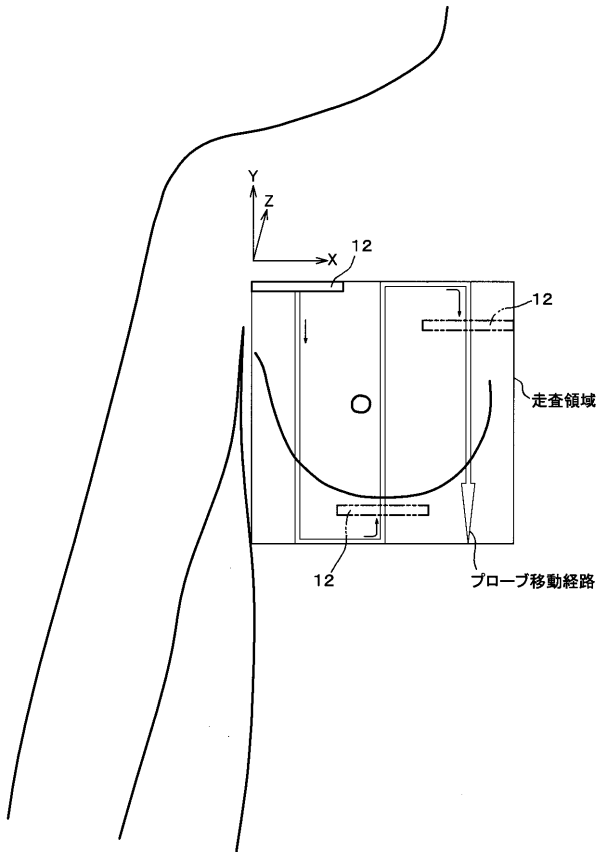
【図1】



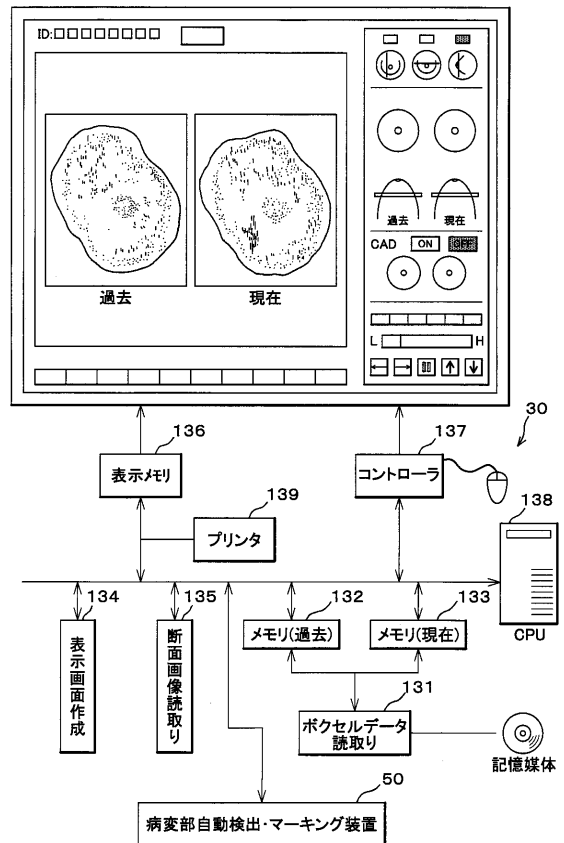
【図2】



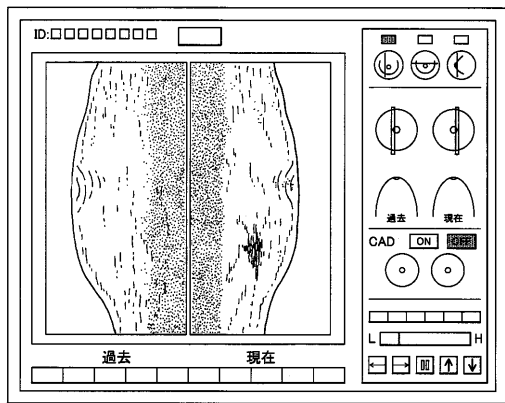
【図3】



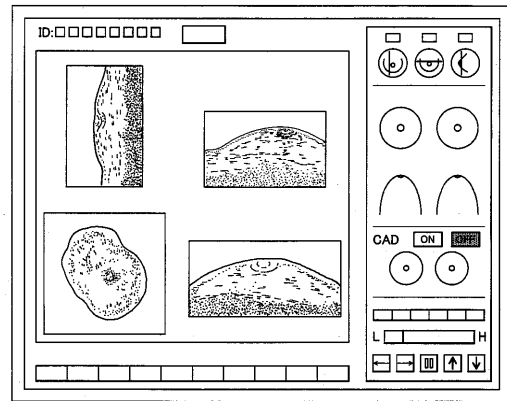
【図4】



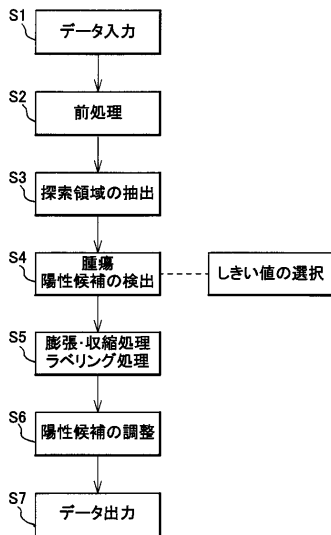
【 図 5 】



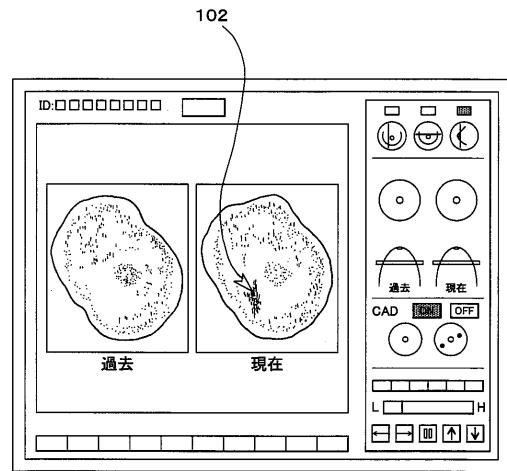
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(74)代理人 100135585

弁理士 西尾 務

(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

(72)発明者 林 佳典

岐阜県大垣市小野 4 丁目 3 番地の 1 2 タック株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB16 DD08 EE30 GC14 JC05 JC16 JC21 KK25

专利名称(译)	超声波乳房诊断系统		
公开(公告)号	JP2008073305A	公开(公告)日	2008-04-03
申请号	JP2006257170	申请日	2006-09-22
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人岐阜大学 日立阿洛卡医疗株式会社 TAC株式会社		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人岐阜大学 阿洛卡有限公司 粘性，公司		
[标]发明人	藤田廣志 福岡大輔 原武史 加藤惠司 林佳典		
发明人	藤田 廣志 福岡 大輔 原 武史 加藤 惠司 林 佳典		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/406 A61B8/0825 A61B8/463 A61B8/483		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/DD08 4C601/EE30 4C601/GC14 4C601/JC05 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/KK25		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供适合乳腺癌大规模检查（筛查）的超声乳房诊断系统，可以最大限度地减少医生诊断阅读的负担。解决方案：超声乳房诊断系统包括：超声乳房成像设备10，其设置有水桶11，乳房可以悬挂和浸入其中；以及超声探头12，其设置在水桶11的底部，使得可以进行机械扫描，用于通过超声波的发送和接收对乳房的整个区域进行三维成像；乳房体素数据准备装置20，用于根据装置10获得的图像数据A准备整个乳房的体素数据；诊断读取图像显示器30，用于根据由装置20准备的同一受检者的当前和过去的乳房体素数据显示用于诊断读取诊断的图像，该数据连续地显示当前的横截面图像。作为诊断读取的乳房，从一端侧到另一端侧以规定的间距诊断对象，并且平行地显示与截面图像对应的截面部分的过去的截面图像。Z

