

(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2008-73304

(P2008-73304A)

(43) 公開日 平成20年4月3日(2008.4.3)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2006-257169 (P2006-257169)
(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
(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

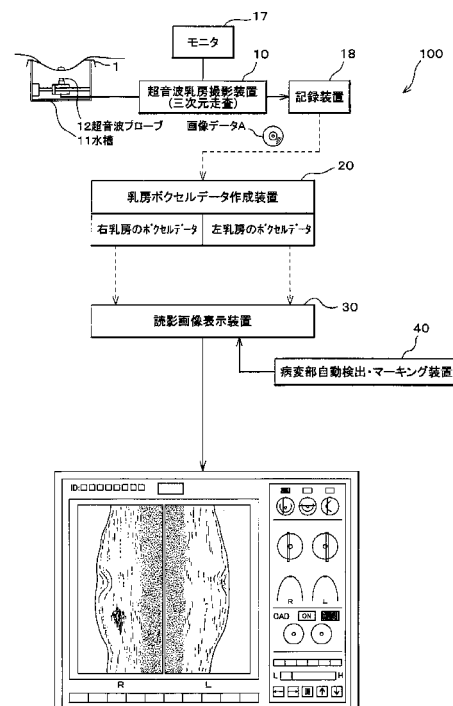
(54) 【発明の名称】 超音波乳房診断システム

(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左右の各乳房の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、左右の各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により作成された左右の各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、左右の乳房の左右に対称な断面箇所の断面画像を、対称に隣接させて、且つ、乳房の一端側から他端側にかけて所定ピッチで、順次表示する読影画像表示装置30とを備えている。

【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左右の各乳房の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、左右の各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左右の各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、左右の乳房の左右に対称な断面箇所の断面画像を、対称に隣接させて、且つ、乳房の一端側から他端側にかけ所定のピッチで、順次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。

10

【請求項 2】

前記読影画像表示装置において表示される左右の乳房の断面画像は、サジタル画像とアキシャル画像とのいずれかからなり、乳房の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 3】

前記読影画像表示装置において表示される左右の乳房の断面画像は、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 4】

20

前記読影画像表示装置において表示される左右の乳房の断面画像は、乳頭を基準とする左右に対称な断面箇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】

前記左右の各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 ～ 4 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】

30

【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。この X 線マンモグラフィによれば、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。

40

【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

50

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で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。

【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。

10

【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、すでに実用化もなされていることであるが、Ｘ線マンモグラフィによる画像診断において右側と左側の乳房の各画像（透過像）を「背中合わせ」にして、すなわち乳房基底部側を互いに付き合わせて左右対称に隣接して表示する技術に関して開示されている。なお、同文献はその隣接表示における左右の乳房画像の位置合わせに關している。

【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）

30

【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２００６－０６１４７２号公報（図３、段落〔０００４〕）

【発明の開示】

【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。

40

【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ック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。

50

【 0 0 1 0 】

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わす超音波画像は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

【 0 0 1 1 】

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

【 0 0 1 2 】

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。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 3 】

本発明は、乳房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、テクスチャが多彩でしかも部位によってまた個人によって差が大きい乳房の超音波画像にあっては、その参照画像としては読影診断すべき対象画像と左右対称な断面箇所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。

30

【 0 0 1 4 】

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、それぞれ独立したまたは適宜に一体化された次の装置からなる。

(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左右の各乳房の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、左右の各乳房の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。

40

(c) その乳房ボクセルデータ作成装置により作成された左右の各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、左右の乳房の左右に対称な断面箇所の断面画像を、対称に隣接させて、且つ、乳房の一端側から他端側にかけて所定のピッチで、順次表示する読影画像表示装置。(請求項1)

【 0 0 1 5 】

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、

50

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10 cm程度に設定することができる。

【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16 cm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16 cm程度の長さとするところができる。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、6 cm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、上記装置（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な三次元画像データを作成するものであり、前記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。

【0018】

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、上記の超音波乳房撮像装置（a）による乳房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。そのため、この乳房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妨げとなるものではなくむしろその参考になるものであり、一般にはそのような処理は不必要である。そして、この左右の各乳房のボクセルデータは読影診断のための任意の方向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。

【0019】

上記（c）の読影画像表示装置はコンピュータ制御された表示装置からなり、前記の乳房ボクセルデータ作成装置（b）によって作成された左右の各乳房全体のボクセルデータに基づいて、左右の乳房の左右対称個所の断面画像を、左右対称に隣接して、また、乳房の一端側から他端側にかけて所定のピッチで、順次表示するものである。

【0020】

ここで、画像診断のために表示されるその画像（断面画像）は、任意の方向（視点方向）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、及び前後方向を一般に座標軸とする前記の乳房のボクセルデータからすれば、内挿（補間）を必要としない点でその座標軸に沿った縦断面（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（乳房を正面視で上下に分割する断面、すなわちアキシャル）、または平断面（乳房を正面視で前後方向に輪切り状に分割する断面、すなわちコロナル）のいずれかの断面の画像が好ましい。そして、これらの中でも最も好ましいのはサジタル画像とアキシャル画像であり、これらの断面画像の場合、左右の乳房断面画像は乳房の基部側を互いに付け合せて（「背中合わせ」で）左右対称または上下対称に隣接表示される（請求項2）。これによれば、乳房の基部の画像は肋骨による実質的に無エコーの暗部として描出されるが、左右の乳房の断面画像は一体の乳房画像の如くに表され、最小の視線の動きで両

10

20

30

40

50

画像を互いに対比することができる。

【 0 0 2 1 】

ただしコロナル画像は、対比診断に際して比較的大きな視線の動きを要する点ではサジタル画像またはアキシャル画像に劣るものの、乳房領域の純粋な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を有している。また、乳房のコロナル画像は、腫瘤の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いる。したがって、読影画像表示装置 (c) において左右対称に隣接表示される左右の乳房の断面画像は、コロナル画像であることも好ましい。(請求項 3)

【 0 0 2 2 】

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、5 mm程度までの腫瘤を発見することが要求される場合には2 ~ 4 mm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、断面画像を順次表示する速度は、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か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。

【 0 0 2 3 】

また、上記のように対称に隣接させて順次表示される左右の乳房の断面画像は、乳房の大きさ及び形態において余り差異が無く左右に対称であることを前提として、左右に対称な、つまり同一の断面箇所の画像であることが重要である。これによって左右の乳房の断面画像は、病変または組織の異常を読影する上で互いの最良の参照画像となることができる。

【 0 0 2 4 】

一般に、上記 (a) の水槽式の超音波乳房撮像装置によれば、左右の各乳房は乳頭が水槽の中央に位置するような体勢で撮像されるので、左右の乳房の左右対称箇所は座標値からそのまま導き出すことができる。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、左右の乳房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、左右の乳房の左右対称箇所は、左右の乳房のボクセルデータに基づいてそれらの乳頭の位置をそれぞれ検出し、その乳頭を基準とする左右対称箇所とすること、より具体的には、左右の各乳房の乳頭から同一の距離だけ離れた左右対称箇所とすることが好ましく、またコロナル画像の場合にはむしろ不可欠である (請求項 4)。なお、このように乳頭を基準とすることによって乳房領域の端部では対応する左右対称箇所が存在しないことが生じ得るが、このような場合には、例えば左右対称箇所が一致するまで一方の画像を止めておくといった表示方法をとることができる。

【 0 0 2 5 】

なお、以上のような左右の乳房の断面画像の対称表示とは別に、この読影画像表示装置 (c) においては、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。

【 0 0 2 6 】

更に、本発明の超音波乳房診断システムには、C A D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。

(d) 前記の左右の各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

10

20

30

40

50

表示する病変部自動検出・マーキング装置。(請求項5)

【0027】

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、テクス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。なお、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。

【0028】

そして、この病変部自動検出・マーキング装置(d)によれば、病変部が陽性候補として読影画像上に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ニングにおいて、医師の負担のなお一層の軽減に役立つことができる。

【発明の効果】

【0029】

本発明の超音波乳房診断システムにおいては、読影診断のために、左右の乳房の左右に対称な断面箇所の断面画像が対称に隣接して表示される。そのため、医師は、病変の有無等を画像の陰影のみからではなく、左右に対称な断面箇所の画像であって組織的にも最も類似した断面画像との対比によって診断することができる。また、その断面画像の対比は、これらが対称に隣接して表示されていることから、最小の視線の動きで最も効果的に行うことができる。すなわち、最良の参照画像との対比を最適な読影環境下で行うことができる。またその一方、表示される断面画像は乳房全体の断面画像であるから、乳房の全領域を診断するために必要な断面画像の数を最小とすることができる。しかも、左右の乳房の断面画像が一緒に表示されるために、左右の乳房の診断を一度に行うことができる。

【0030】

したがって、本発明の超音波乳房診断システムによれば、左右の乳房の左右に対称な断面箇所の断面画像を対称に隣接して表示することによって、互いを最良の参照画像として対比診断することができるので、読影自体が容易ではない超音波画像であってもより少ない負担で正確な読影診断を行うことができ、また、最小の画像数で左右の乳房の画像診断を行うことができる。そのため、本発明の超音波乳房診断システムは、読影上の医師の負担を最小に軽減することができ、乳癌の集団検診(スクリーニング)に有効に適用することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0031】

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。

【0032】

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左右の各乳房の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、左右の各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により作成された左右の各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30であって、左右の乳房の左右に対称な断面箇所の断面画像を、対称に隣接させて、且つ、乳房の一端側から他端側にかけて所定ピッチで、順次表示する読影画像表示装置30とを備えている。

【0033】

さらに、本実施形態の超音波乳房診断システム１００は、前記左右の各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バーレイ表示する病変部自動検出・マーキング装置４０を更に備えている。

【００３４】

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。

【００３５】

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。

【００３６】

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。

【００３７】

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。

【００３８】

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。

【0039】

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。

【0040】

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。

【0041】

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 の処理において適宜、左右の各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。

【0042】

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 により作成された左右の各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、左右の乳房の左右に対称な断面箇所の断面画像を、対称に隣接させて、且つ、乳房の一端側から他端側にかけて所定のピッチで、順次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 で読取られた左右のボクセルデータが書込まれる右乳房メモリ 132 及び左乳房メモリ 133 と、前記左右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、これらをデータバスを介して制御する CPU 138 とを備えている。なお、このデータバスを介して病変部自動検出・マーキング装置 40 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。

【0043】

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右側及び左側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右乳房メモリ 132、左乳房メモリ 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右側の所定方向の断面画像とこれに対応する断面箇所の左側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 4 に示すように表示される。

【0044】

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、例えば被検者の右側の乳房の断面画像を表示する「R」の領域と、左側の乳房の断面画像を表示する「L」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・マーキング装置）のON、OFF等の読影者の操作作用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、同一被検者の左右の各乳房の断面画像であり、このうち左の乳房の断面画像は、画面略中央の読影用表示画面の「L」の領域に表示され、その断面画像に対応する右の乳房の断面画像は、その略左側の「R」の領域に表示される。

【0045】

ここで、左右乳房の左右に対称な断面箇所を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。

【0046】

このような処理を経て左右対称に隣接表示される読影診断にはサジタル画像（図4参照）又はアキシャル画像が主画像として供されるが、これらの断面画像の場合、左右の乳房断面画像は「背中合わせ」で、すなわち、左右の断面画像を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（図4参照）または上下対称に隣接表示される。これによれば、左右の乳房の断面画像は一体の乳房画像の如くに表され、最小の視線の動きで両画像を互いに対比することができる。

【0047】

ただし、コロナル画像も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コロナル画像が左右に並列表示されて左右対称に表示されている。これによれば、左右対称に表示されるの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済む利点がある。

【0048】

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とされ、それぞれの左右の各乳房が対称に隣接される表示とすることもできる。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。

【0049】

また、読影画像表示装置30により表示される左右の画像は、左右の乳房の左右に対称な断面箇所の断面画像が対称に隣接表示されるので、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、左右の画像間には、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。このような場合には、読影用表示装置30は左右対称箇所が一致するまで一方の画像を止めておく表示方法をとる。

【0050】

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、それまで左右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 कोरो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。

【0051】

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 40 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。

10

【0052】

病変部自動検出・マーキング装置 40 は、左右の各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。

20

【0053】

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。

【0054】

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。

30

【0055】

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ックルを除去することもできる。

【0056】

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。

40

【0057】

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。

【0058】

50

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っ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

【 0 0 5 9 】

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 0 】

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。

20

【 0 0 6 1 】

病変部自動検出・マーキング装置 4 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。

30

【 0 0 6 2 】

この病変部自動検出・マーキング装置 4 0 による C A D 表示の「 O N 」 「 O F F 」は、医師等読影者が操作パネルウィンドウ上の C A D 「 O N 」をクリックするなどして適宜選択可能である。その C A D 表示の「 O N 」状態が選択されると、病変部自動検出・マーキング装置 4 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「 C A D 」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。

40

【 0 0 6 3 】

第 2 は、対称に隣接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

50

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 102 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。

【0064】

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 40 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 40 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 40 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 100 によれば、読影診断に際しての医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。

【0065】

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左右の乳房の左右に対称な断面箇所の断面画像は対称に隣接されて表示される。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右側画像と左側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。

【0066】

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。

【0067】

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。

【図面の簡単な説明】

【0068】

【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。

【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】

【0069】

- 10 超音波乳房撮像装置
- 11 水槽
- 12 超音波プローブ

10

20

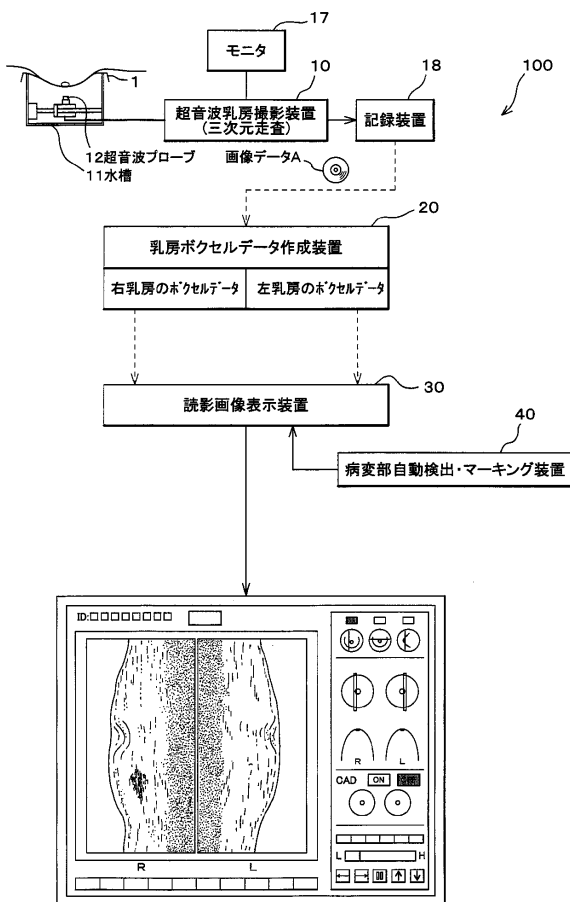
30

40

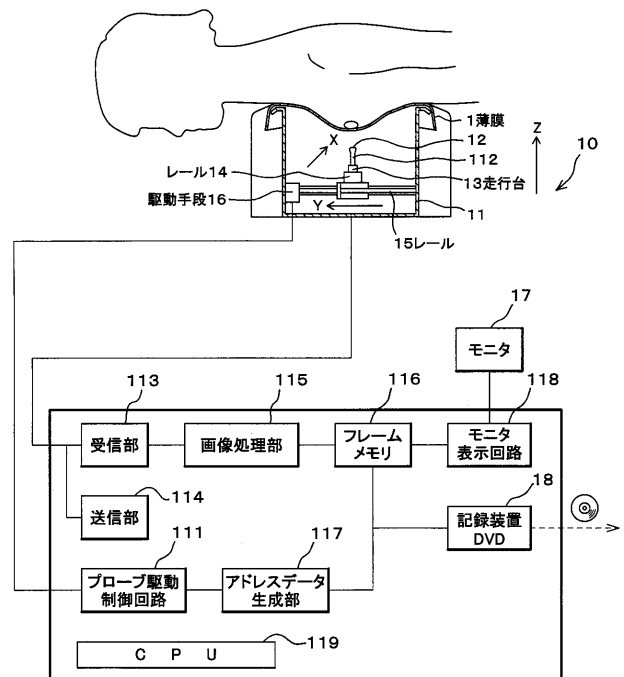
50

- 1 7 モニタ
- 1 8 記録装置
- 2 0 乳房ボクセルデータ作成装置
- 3 0 読影画像表示装置
- 4 0 病変部自動検出・マーキング装置
- 1 0 0 超音波乳房診断システム

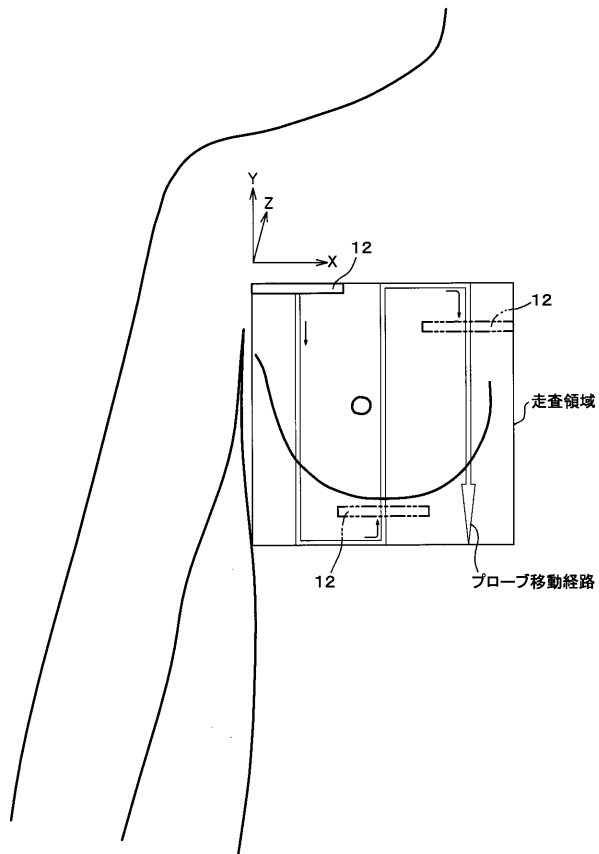
【 図 1 】



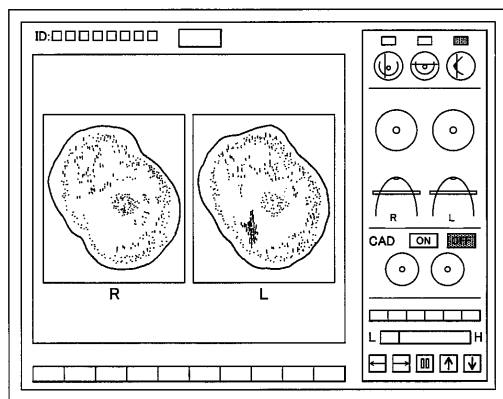
【 図 2 】



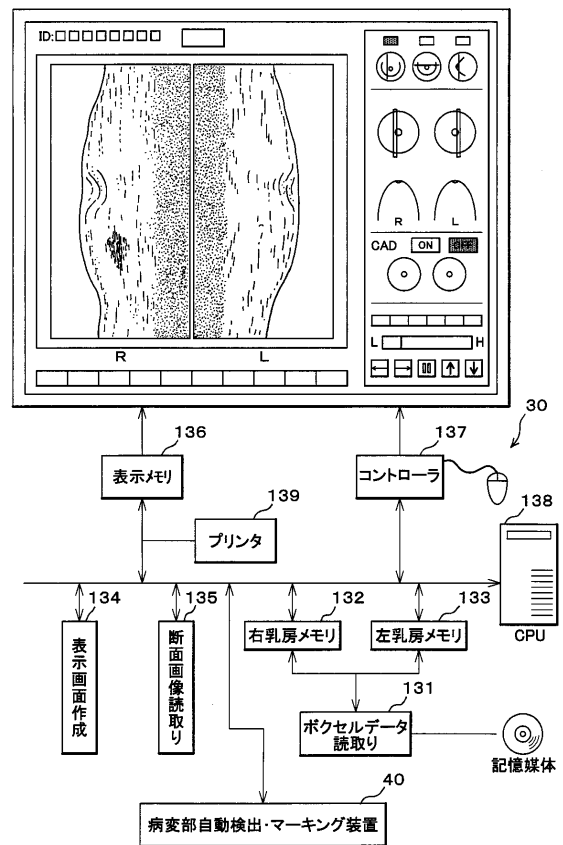
【図 3】



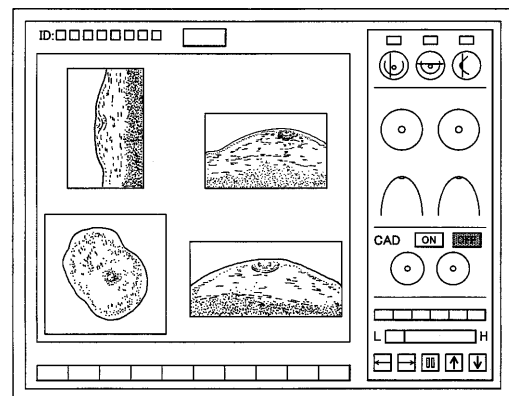
【図 5】



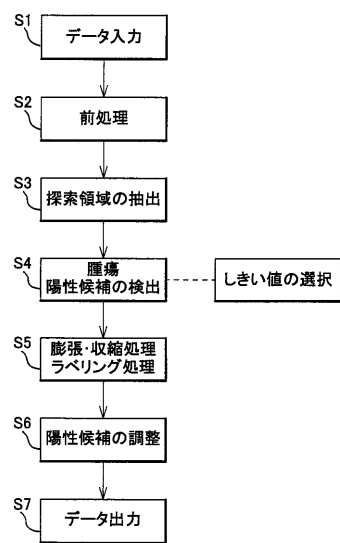
【図 4】



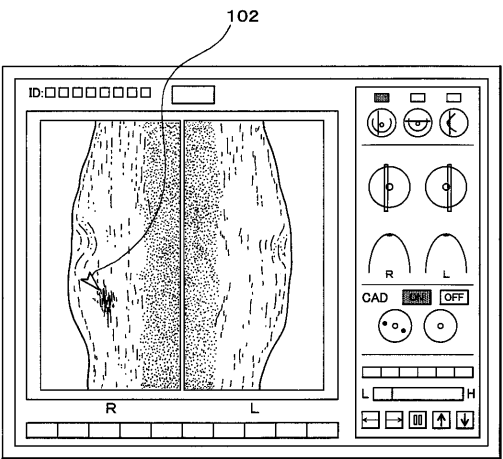
【図 6】



【 図 7 】



【 図 8 】



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) 4C601 BB03 BB16 DD08 EE11 GC02 JC05 JC33 JC37 KK12 KK15
KK25 KK27 KK32

专利名称(译)	超声波乳房诊断系统		
公开(公告)号	JP2008073304A	公开(公告)日	2008-04-03
申请号	JP2006257169	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		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人岐阜大学 阿洛卡有限公司		
[标]发明人	藤田廣志 福岡大輔 原武史 加藤恵司		
发明人	藤田 廣志 福岡 大輔 原 武史 加藤 恵司		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/406 A61B8/0825 A61B8/14 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/465 A61B8/483 A61B8/56		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/DD08 4C601/EE11 4C601/GC02 4C601/JC05 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601/KK25 4C601/KK27 4C601/KK32		
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各个左右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准备整个左右乳房的体素数据；诊断读取图像显示器30，用于根据由装置20准备的左右乳房的体素数据显示用于诊断读取诊断的图像，其产生左侧对称截面部分的截面图像并且右乳房对称地相邻并且从乳房的一端侧到另一端侧以规定的间距连续显示它们。Z

