

(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2008-284329

(P2008-284329A)

(43) 公開日 平成20年11月27日(2008.11.27)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 書面 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2007-159525 (P2007-159525)
(22) 出願日 平成19年5月21日(2007.5.21)(71) 出願人 506003118
飯沼 一浩
栃木県那須塩原市二区町321番78号
(72) 発明者 飯沼 一浩
栃木県那須塩原市二区町321番78号
Fターム(参考) 4C601 BB02 BB08 BB11 BB16 BB21
BB23 BB27 DD08 DE08 EE04
EE07 EE11 GB04 GC02 GC23
HH05 JC04 JC13 JC16 KK12
KK42 LL04 LL14 LL25

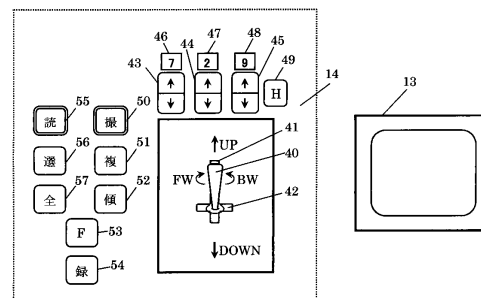
(54) 【発明の名称】 超音波検査装置

(57) 【要約】

【課題】 従来の電子走査プローブを移動させて乳房全体の画像データを収集する乳がん検診用の超音波検査装置では、医師は収集された全ての断層像を見て診断を下さなければならず、長時間を必要とし負担が非常に大きかった。また、従来は、正常な断層像と異常部位を含む断層像の画質は同じであり、異常部位の正確な診断には十分ではなかった。

【解決手段】 本発明は、電子走査プローブを機械的に移動させ、異常部位を含むと思われる断層像が表示されたときに検査技師がプローブの移動を停止し、停止位置では鮮明な画像が得られる方式で画像を撮影、記録し、主としてこの選択された画像を医師が読影するものである。また乳房全体のすべての断層像も記録され、必要に応じて医師が全データを見ることも可能である。これにより、検査技師と医師の両方の負担を減らし、異常部位の見落としが少なく、異常部位の正確な診断が行えるようにした。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

電子走査を行う超音波プローブと、該超音波プローブを電子走査面と略直角方向に移動させるプローブ移動機構と、超音波送受信回路と、超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、超音波画像を表示する表示手段と、超音波画像を記録する記録手段を具備し、該プローブ移動機構は任意の位置で超音波プローブの移動を停止することができ、移動を停止したときの超音波画像を記録することができることを特徴とする超音波検査装置。

【請求項 2】

プローブ移動機構は、超音波プローブの移動が停止したあとにその停止位置の前後に超音波プローブを移動させる機能を有する請求項 1 記載の超音波検査装置。

10

【請求項 3】

超音波プローブの移動が停止したときに、超音波データの収集方法または画像生成方法あるいはその両方を超音波プローブが移動中の方法と異なる方法で行うことを特徴とする請求項 1 記載の超音波検査装置。

【請求項 4】

超音波プローブの移動を停止したときの超音波ビームの走査方法が複合走査であることを特徴とする請求項 3 記載の超音波検査装置。

【請求項 5】

超音波プローブの移動を停止したときの超音波画像生成方法は複数フレームを加算処理することを特徴とする請求項 3 記載の超音波検査装置。

20

【請求項 6】

超音波プローブの移動を停止したときに超音波プローブの上下位置あるいは傾斜角度を変えてデータを収集する機能を有する請求項 3 記載の超音波検査装置。

【請求項 7】

超音波プローブの移動を停止したときに超音波プローブに移動中より大きなパルス電圧を印加してデータを収集する機能を有する請求項 3 記載の超音波検査装置。

【請求項 8】

超音波プローブの移動を停止したときに生成された画像の前後のフレームを同じ方法で記録し表示できることを特徴とする請求項 3 記載の超音波検査装置。

【請求項 9】

超音波プローブの移動を停止したときに記録された画像、その前後の画像、および全画像をいずれも表示可能な表示機能を有する超音波検査装置または読影用ワークステーション。

30

【請求項 10】

同一被検者の同じ超音波プローブの位置で撮影した過去画像を検索して表示できる表示機能を有する超音波検査装置または読影用ワークステーション。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、とくに乳がん検診を目的とした自動超音波検査装置に関する。

40

【背景技術】**【0002】**

現在、乳がんの早期発見を目的とした超音波検査は、超音波検査技師（以下、技師という）が超音波プローブ（以下、プローブという）を乳房に当てながら表示画面上に乳房の断面像（医学的には断層像という）をリアルタイムで表示し、技師の判断で異常があると思われる断層像をフリーズして記録し、異常があると判断した数枚の画像だけを写真として医師に提供し医師が診断するものである。技師が手動で行うこの方法では、医師が診断する断層像の枚数が少ないため医師の負担は少ないが、技師は手動でプローブを操作しながら乳房全体にわたって断層像をくまなく表示し、異常部位を見落としなく撮影しなければならず、技師は長時間にわたりプローブの操作に神経を使うので技師の負担が非常に大

50

きくなる。また、技師が撮影しなかった画像は見ることはできないので、もし見逃しがあっても確認することができず、異常部位を確実に発見できるかどうかは技師の技能に大きく依存し時間もかかるので、技師がプローブを手動で操作する方法は検診には向かない。

【0003】

これに対して、プローブを機械的に移動させて乳房全体の多数の断層像を自動的に収集する自動化方式が報告されている。おもな方法には、プローブを直接体表に当てながらプローブを回転させる直接接触法（例えば、特許文献1参照）、プローブと体表との間に温水などを介して超音波の送受信を行い温水中でプローブを移動させる水浸法（例えば、特許文献2参照）などが提案されている。これらの場合は、収集された乳房全体の断層像を医師に提供し、表示画面上で多数の断層像を順次連続して表示しながら医師が診断を行うことになる。この自動化方式では、正常部分と異常部分の両方を含む乳房全体の断層像を医師に提供するので医師は多数の断層像を全て見て読影しなければならず、時間もかかり医師の負担が非常に大きくなる。検診は被検者の99%以上が正常であり多数の被検者の読影が必要になるため、医師に極端な負担がかかる方法では検診を普及させることができない。また、医師の負担を少なくするために、技師が撮影した乳房全体の画像を始めから再表示して異常部位が含まれる断層像を選択しそれを医師に提供すると、技師の業務が二度手間となり技師の負担が大きくなる。また、施設によっては技師の養成に力を入れてできるだけ技師に任せるところと、医師ができるだけ多くのデータを見るところなど、施設の事情によっても要求が異なっている。

【特許文献1】特開2003-310614

【特許文献2】特公昭62-4989号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明は、このような従来の問題点を解決しようとするもので、医師および技師の負担が少なくかつ見落としも少なく、施設の状況にも柔軟に対応できる乳がん検診用の超音波検査装置を提供することを目的とする。また、異常部位についてはとくに鮮明な画像を提供し異常部位を的確に判断して見逃しをなくするとともに、同じ部位の過去の画像を容易に検索表示できるようにし、短時間でより正確な診断を可能にするシステムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記の課題を解決するための第1の解決手段は、電子走査を行うプローブと、プローブを電子走査面と略直角方向に移動させるプローブ移動機構と、超音波送受信回路と、超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、超音波画像を表示する表示手段と、超音波画像を記録する記録手段を具備した超音波検査装置において、該移動機構は任意の位置でプローブの移動を停止することができ、移動を停止したときの超音波画像を記録することができるようにするものである。

【0006】

第2の課題解決手段は、プローブの移動が停止したあとにその停止位置の前後にプローブが移動可能な移動機構をもたせたものである。

【0007】

第3の課題解決手段は、プローブの移動が停止したときに、超音波データの収集方法または画像生成方法あるいはその両方をプローブが移動中の方法と異なる方法で行うようにしたことである。

【0008】

第4の課題解決手段は、プローブの移動を停止したときの超音波ビームの走査方法を複合走査とするものである。

【0009】

第5の課題解決手段は、プローブの移動を停止したときの超音波画像生成方法を複数フ

10

20

30

40

50

レームの加算処理を行うようにしたものである。

【 0 0 1 0 】

第 6 の課題解決手段は、プローブの移動を停止したときにプローブの上下位置あるいはプローブの傾斜角度を調節することを可能にしたものである。

【 0 0 1 1 】

第 7 の課題解決手段は、超音波プローブの移動を停止したときに超音波プローブに移動中より大きなパルス電圧を印加してデータを収集するものである。

【 0 0 1 2 】

第 8 の課題解決手段は、プローブの移動を停止したときに生成された画像の前後のフレームを同じ方法で記録し表示できるようにしたことである。

10

【 0 0 1 3 】

第 9 の課題解決手段は、超音波検査装置または読影用ワークステーションにプローブの移動を停止したときに記録された画像、その前後の画像、および全画像をいずれも表示可能な表示機能をもたせたことである。

【 0 0 1 4 】

第 10 の課題解決手段は、超音波検査装置または読影用ワークステーションに同一被検者の同じ超音波プローブの位置で撮影した過去画像を検索して表示できる表示機能をもたせたことである。

【 発明の作用と効果 】

【 0 0 1 5 】

20

上記第 1 の課題解決手段の作用と効果は次の通りである。すなわち、電子走査を行うプローブと、プローブを電子走査面と略直角方向に移動させるプローブ移動機構と、超音波送受信回路と、超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、超音波画像を表示する表示手段と、超音波画像を記録する記録手段を具備した超音波検査装置において、該移動機構は任意の位置で超音波プローブの移動を停止することができ、移動を停止したときの超音波画像を記録することができるようにしたことにより、技師は手動でプローブを操作する必要がなく、プローブが 1 回転して機械走査が終了したときに異常部位の画像が選択的に記録されるため、技師の負担が少なく、異常画像のみを医師に提供できるため医師の負担も軽減されることである。

【 0 0 1 6 】

30

第 2 の課題解決手段の作用と効果は、プローブの移動が停止したあとにその停止位置の前後にプローブが移動可能な移動機構をもたせることにより、技師が最適断面を選ぶことができ最も診断に適した断層像を医師に提供できることである。

【 0 0 1 7 】

第 3 の課題解決手段の作用と効果は、プローブの移動が停止したときに、超音波データの収集方法または画像生成方法あるいはその両方をプローブが移動中の方法と異なる方法で行うことにより、同じ検査時間でとくに重要な異常部分の画像の画質を向上させ診断能を向上させることができることである。

【 0 0 1 8 】

第 4 の課題解決手段の作用と効果は、移動を停止したときの超音波ビームの走査方法を複合走査とすることにより画像のスペックルあるいはアーチファクトを減少させ、良好な画像を提供できることである。

40

【 0 0 1 9 】

第 5 の課題解決手段の作用と効果は、移動を停止したときの超音波画像生成方法として複数フレームの加算処理を行うことにより、信号対雑音比を改善し鮮明な画像を提供できることである。

【 0 0 2 0 】

第 6 の課題解決手段の作用と効果は、停止したときにプローブの上下位置あるいはプローブの傾斜角度を調節することにより、プローブと体表との間隔をできるだけ近づけかつ超音波ビームを体表にできるだけ垂直に入射させてより鮮明な画像を提供できることであ

50

る。また、真の画像と多重反射アーチファクトの識別を容易にし、画像処理によりアーチファクトを除去できることである。

【 0 0 2 1 】

第 7 の課題解決手段の作用と効果は、超音波プローブの移動を停止したときに、超音波プローブに移動中より大きなパルス電圧を印加してデータを収集することにより、信号対雑音比を高くし、またハーモニックイメージングの効率を高めて高画質の画像を提供できることである。

【 0 0 2 2 】

第 8 の課題解決手段の作用と効果は、プローブの移動を停止したときに生成された画像の前後のフレームを同じ方法で記録し表示できるようにしたことにより、異常部位の立体情報すなわち前後の断層像を高画質で提供でき精密診断も可能なことである。

10

【 0 0 2 3 】

第 8 の課題解決手段の作用と効果は、超音波検査装置または読影用ワークステーションにプローブの移動を停止したときに記録された画像、その前後の画像、および全画像をいずれも表示可能な表示機能をもたせたことで、施設の状況に合わせた柔軟なシステムを提供でき、また、見落としの有無の確認やより正確な診断が可能になることである。また、医師は任意の場所で技師が選択した画像を短時間で読影することができることである。

【 0 0 2 4 】

第 10 の課題解決手段の作用と効果は、超音波検査装置または読影用ワークステーションに同一被検者の同じ超音波プローブの位置で撮影した過去画像を検索して表示できる表示機能をもたせたことにより、短時間で確実な診断を下すことが可能になることである。

20

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 5 】

以下、本発明の実施形態を図 1 ~ 図 6 に基づいて説明する。図 1 は本発明の超音波検査装置全体を示すシステムの構成図である。超音波検査ユニット 1 は、液体容器、電子走査を行う超音波リニアアレイプローブ（以下、単にプローブという）、プローブ回転機構、支持機構などからなり、被検者に対して超音波パルスの送受信を行うユニットである。図 1 の一点鎖線で囲んだ部分 B は、超音波検査装置の本体部分であり、C は技師が装置を操作する操作卓 14 および生成された断層像を表示するモニタ 13 で構成されている。

【 0 0 2 6 】

30

図 2 に超音波検査ユニット 1 の構造の断面図の例を示す。液体容器 21 の中にはプローブ 24 があり温水 25 が満たされ、薄い伸縮性の超音波透過膜 22 で密閉されている。プローブ 24 の上面には多数の振動素子 23 があり超音波の送受信を行う。検査時には超音波透過膜 22 に乳房を上から挿しつけ、振動素子 23 から温水 25 を介して乳房組織に超音波パルスが送波され、乳房組織からの反射波が再び温水 25 を介して振動素子 23 で受信される。この多数の振動素子 23 により通常はリニア電子走査が行われ、リアルタイムで断層像がモニタ 13 に表示される。

【 0 0 2 7 】

一方、プローブ 24 は回転軸 27 に取り付けられ、回転軸 27 はモータ 29 により回転し電子走査面と直交方向に機械走査が行われ 0 ~ 360 度の全方向の断層像を収集することができる。回転軸 27 は軸受け 28a、28b で支えられている。プローブ 24 の傾斜角度を変えるために、回転軸 27 に結合する部分にも軸 26 があり、図には記載されていない駆動機構によりプローブ 24 の傾斜角度を変えることができ、また、プローブ 24 の上下位置を変えることもできる。プローブ 24 の回転、傾斜角度、上下位置の制御は操作卓 14 で行われる。また、図には記載されていないがプローブ 24 には信号を送受信するためのケーブルが接続され、本体部分 B との間で信号の送受信が行われる。プローブ 24 の回転角度、傾斜角度、上下位置は図にはないセンサで検出され本体装置に送られる。液体容器内には給水管 30 から約 40 の温水が給水され排水溝 31 から排水管 32 を通って排水される。給水、排水を制御するために給水バルブ 33 および排水バルブ 34 がある。液体容器 21 は架台 35 に固定されている。

40

50

【 0 0 2 8 】

本体部分 B にあるパルス発生器 6 で発生したパルス電圧はプローブ 2 4 の振動素子 2 3 に送信され、振動素子 2 3 から超音波パルスが発生する。送信制御回路 9 はパルス電圧を印加する振動素子の選択およびそのタイミングを制御し、超音波ビームの方向および走査方法を制御する。生体中の組織で反射された反射波は同じ振動素子 2 3 で検出され受信回路 2 に供給される。受信信号処理回路 3 は受信回路で受信された複数の振動素子の信号を処理して超音波ビームの指向性を決めるとともに画像生成に必要な信号処理を行う。受信信号処理回路 3 で処理された信号は D S C (デジタルスキャンコンバータ) 4 に書き込まれる。D S C 4 は 2 次元の断層像を生成するものであり、生成された断層像と負荷情報ユニット 1 0 からの付加情報が画像合成ユニット 5 で合成され、メモリ 1 1 に記録されるとともにモニタ 1 3 にリアルタイムで表示される。

10

【 0 0 2 9 】

リニア電子走査 (以下、単にリニア走査という) は次のように行われる。すなわち、まず振動素子 2 3 の左端で超音波ビームの送受信が行われて 1 本の走査線が構成され、それが振動素子 2 3 の右端まで順次右に移動し図 5 (a) に示すように多数の走査線によって 1 枚の断層像が構成される。それを繰り返して多数の断層像が得られる。例えば、走査線の数を 3 8 4 本とし送信パルスの繰り返し周波数を $f_r = 10 \text{ kHz}$ とすれば、38.4 ミリ秒に 1 枚すなわち毎秒約 26 フレームの画像が得られ、画像をリアルタイムで表示することができる。視野幅を 10 cm とすれば走査線の間隔は約 0.26 mm である。リニア走査が開始するとプローブ 2 4 は回転軸 2 7 を中心に回転し始め機械走査を行う。例えば 20 秒で 1 回転 (360 度回転) する場合を考えると、38.4 ミリ秒で 1 フレームの断層像が生成されるから 360 度回転する 20 秒では 768 フレームの断層像が得られる。すなわち、機械的な回転により 0.47 度移動するごとに 1 枚の断層像が得られ、1 回転で 768 枚の乳房全体の画像が収集される。プローブの中心部分では 0.47 度の間隔は 0.87 mm に相当する。このようにして、リニア走査により走査線間隔 0.26 mm の断層像が得られ、1 回転の機械走査により中心部分で 0.87 mm 間隔の 768 枚の断層像が得られ、乳房全体についての画像データが収集されることになる。

20

【 0 0 3 0 】

機構制御回路 8 は、超音波検査ユニット 1 にあるプローブの回転制御のほかに傾斜角度や上下位置の制御を行う回路である。図には示していないが、回転軸に取り付けられたセンサによりプローブの回転角度や傾斜角度、上下位置が検出されて位置・角度検出ユニット 7 に供給され、回転角度、傾斜角度、上下位置が付加情報ユニット 9 を経由して画像合成ユニット 5 で画像と重ね合わされてモニタ 1 3 に表示される。また、断層像および付加情報はメモリ 1 1 に記録され必要なときに読み出すことができる。

30

【 0 0 3 1 】

操作卓 1 4 では、通常の超音波診断装置のように撮影条件や表示条件の設定、画像のフリーズと記録などの指示を行うことができる。本発明では、これらの他にさらにプローブ 2 4 の機械的な駆動およびそれに伴う送受信および表示、記録を制御するプローブ制御レバー 4 0 (以下、単にレバーという)、走査方式設定ボタン 4 3 ~ 4 5、撮影用ボタン 5 0 ~ 5 2、読影用ボタン 5 5 ~ 5 7 などを備えている。操作卓 1 4 から送られる情報はすべて C P U (中央制御装置) 1 2 に入力され、C P U 1 2 がすべての機能を制御する。図 1 では、信号の流れを実線で、コンピュータによる制御信号は点線で示している。

40

【 0 0 3 2 】

つぎに、本発明によるシステムの動作について詳しく説明する。図 3 は図 2 の主要部分である液体容器 2 1、プローブ 2 4、振動素子 2 3、プローブの回転軸 2 7 を簡略化して表したもので、図 3 (a) は上面図、図 3 (b) は断面図である。図 4 には操作卓 1 4 の一部と断層像を表示するモニタ 1 3 を示しており、技師はモニタ 1 3 を見ながら操作卓 1 4 のレバー 4 0 や各種のボタンを制御する。操作卓 1 4 のこの部分には、プローブ 2 4 を制御するレバー 4 0、レバー 4 0 の上に付いているノブ 4 1、レバー 4 0 の動きを縦と横のみに制限するガイド溝 4 2、複合走査の設定を行う複合走査ボタン 4 3、リニア走査を

50

選定するリニア走査ボタン 4 4、加算枚数を設定する加算枚数設定ボタン 4 5、高電圧パルス印加する高電圧ボタン 4 9、画像をフリーズするフリーズボタン 5 3、画像を記録する記録ボタン 5 4 がある。また、画像の撮影時に使用する撮影用のボタン 5 0 ~ 5 2、読影時に使用する読影用のボタン 5 5 ~ 5 7 がある。

【 0 0 3 3 】

撮影開始前はプローブ 2 4 は図 3 (a) のスタート位置 3 7 にある。技師は操作卓 1 4 の撮影ボタン 5 0 を押して撮影モードにし、プローブを制御するレバー 4 0 を握りノブ 4 1 を押すと、リニア走査が開始すると同時にプローブが毎秒 1 8 度のゆっくりした速度で反時計回りに回転し、プローブ直上の断層像がモニタ 1 3 にリアルタイムで表示される。プローブ 2 4 の回転による機械走査により表示される断層像は刻々変化してゆくが、技師はその断層像を注視し異常部位を含むと思われる断層像が表れた場合はノブ 4 1 を押す。するとプローブはそこで停止するとともに、プローブが回転しているときとは異なる走査方法による画像に切り替えられる。すなわち、表示される断層像は複合走査あるいは、複合走査の複数フレームの加算平均またはリニア走査による複数フレームの加算平均の画像に切り替わる。どのような断層像を表示するかは、撮影開始前にあらかじめ複合走査ボタン 4 3、あるいはリニア選択ボタン 4 4 と加算枚数設定ボタン 4 5 で設定しておく。複合走査ボタン 4 3 の表示部 4 6 には設定された複合走査の方向の数が表示され、リニア選択ボタン 4 4 の表示部 4 7 にはリニア走査の走査線の倍率、加算枚数設定ボタン 4 5 の加算枚数表示部 4 8 には設定された加算枚数が表示される。複合走査かリニア走査のどちらか一方を選択することになるので、表示部 4 6 と 4 7 は使用するどちらか一方だけが表示される。

【 0 0 3 4 】

また、高電圧ボタン 4 9 をオンにしておく、と、プローブが停止した時に図 1 のパルス発生器 6 からプローブ 2 4 の振動素子 2 3 に印加されるパルス電圧は移動中の例えば 1 . 5 倍になる。印加電圧を高くすると当然反射波も強くなり信号対雑音比が向上して良好な画質が得られる。また、近年普及している高調波を用いて画像化する組織ハーモニックイメージングにおいては、高調波の発生効率が高くなりやはり高画質の画像が得られる。プローブが移動している間も常に高電圧パルス印加することは、回路素子の規格、振動素子から発生する熱によるプローブの温度上昇、生体へのパワーなどの問題から制限され、停止した場合のごく短時間の撮影にのみ限定して使用することが可能である。

【 0 0 3 5 】

技師がノブ 4 1 を押してプローブ 2 4 を停止させたときに、プローブの停止位置が必ずしも適切な位置とは限らないので、レバー 4 0 によって断面位置を微調整する。すなわち、レバー 4 0 を中央より上に傾けるとプローブ 2 4 が反時計回りにゆっくり回転し、中央より下に傾けると時計回りにゆっくり回転してはじめに停止した位置の前後の断面像を観測しながら回転角度の微調節により最適断面を選び、その位置でレバー 4 0 を中央の位置に戻してプローブの移動を停止する。ここで、フリーズボタン 5 3 を押すと画像がフリーズされ、記録ボタン 5 4 を押してこの断層像を記録する。また、例えば一つの腫瘍について 1 枚の断層像だけでなく、その前後の複数枚の画像を撮影、記録したい場合には、レバー 4 0 を中央位置より下に下げて腫瘍の一端を含む画像が表示されたところでレバー 4 0 を中央に戻してプローブ 2 4 を停止させ複数枚撮影ボタン 5 1 を押し、ノブ 4 1 を押すとプローブ 2 4 が回転し腫瘍の他端が表示されたところでもう一度ノブ 4 1 を押すとプローブ 2 4 は回転を停止し、同じ走査方法または処理方法でのこの範囲の複数枚の画像が自動的に記録される。

【 0 0 3 6 】

レバー 4 0 にはさらにプローブの傾斜角度とプローブの上下位置を変える機能がある。傾斜角度、位置設定ボタン 5 2 を押し、レバー 4 0 を右回転すると図 3 (b) のプローブ 2 4 が軸 2 6 を中心に右回転し水平方向からの傾斜角度が大きくなり、左回転するとプローブ 2 4 が逆に回転して傾斜角度が小さくなる。レバー 4 0 を左に傾けると図 3 (b) の矢印のようにプローブ 2 4 が回転軸 2 7 とともに下方に移動し、右に傾けると上方に移動

する。必要に応じて、プローブ 2 4 の傾斜角度あるいは上下位置を変えて断層像を表示し、フリーズボタン 5 3 を押してフリーズし、記録ボタン 5 4 を押して画像を記録する。記録された画像には、停止位置の回転角度、操作方法の種類、プローブの傾斜角度、上下位置などのすべての情報が付加されている。

【 0 0 3 7 】

一つの停止位置での記録が終了したら、撮影ボタン 5 0 を押すとプローブ 2 4 はいったんはじめての停止位置に戻り、ノブ 4 1 を押すとそこから再び反時計回りの回転が開始する。同様に、異常部位を含むと思われる断面が再び表示されたところでプローブ 2 4 の停止、回転角度の微調節、必要に応じて傾斜角度あるいは上下位置を変化させ、フリーズ、記録を繰り返す。このようにして、プローブ 2 4 が 1 回転して片方の乳房の検査を終了し、その後プローブ 2 4 は自動的にスタート位置 3 7 に戻る。つぎに、他方の乳房の検査を行い全検査を終了する。検査が終了した時には、異常部位を含む断層像が全て選択的に記録されている。

10

【 0 0 3 8 】

つぎに、プローブ 2 4 を停止したときに表示される断層像について説明する。プローブが回転しているときに表示される断層像は、図 5 (a) に示すリニア走査の断層像で、1 枚の断層像の画像は 3 8 4 本の平行な走査線 6 1 で構成され、毎秒 2 6 フレームのリニア断層像が表示される。正常か異常かを判断するにはこの画像で十分であるが、医師が画像を見てさらに詳しい診断を下すためには走査線数を増やして空間的な解像度を上げるとともにノイズやアーチファクトの少ない鮮明な画像を提供することが好ましい。図 5 (b) は同じリニア走査で走査線数を 2 倍に増やした例である。走査線数を 2 倍にする方法としては、同時に駆動し受信する振動子数を変えたり、送受信方向をごく僅か変える微小角セクタ法などの従来の方法を使用することができる。この場合、走査線間隔は $1/2$ となり細かい画像が得られるが 1 枚の断層像を得るための時間は 2 倍になる。しかし、プローブは停止しており、1 枚の断層像を得るための時間は 7 6 . 8 ミリ秒とごく短くあまり問題ない。図 5 (c) は複合走査の例である。この場合は操作卓 1 4 の複合走査ボタン 4 3 で走査線の数を選択する。選択した走査線数は表示部 4 6 に表示される。リニア走査では走査線は平行であるが、複合走査では超音波ビームの送受信方向を僅かに変えて複数方向からの反射波を検出する。図 5 (c) は 7 方向の場合である。このようにすると超音波特有の位相干渉によるスペckルパターンが軽減され、また超音波ビームの入射方向が変わるので多重反射アーチファクトも軽減される。図 5 (a) ~ (c) の上部にある図は、対応する走査線の構造を示しており、通常のリニア走査方式で 1 本の走査線が図 5 (b) の走査方式では 2 本の平行な走査線になり、図 (c) の走査方法では複数方向の走査線で構成されることを示している。図 5 (c) の複合走査では、1 枚の画像の完像時間は図 (a) の 7 倍の 2 6 9 ミリ秒で 1 秒以下であり、胸郭の動きが少ない呼吸のタイミングに合わせてフリーズすれば呼吸性移動に対する影響を避けることができる。

20

30

【 0 0 3 9 】

また、これらの画像を複数枚加算することにより信号対雑音比 (以下、S N R という) を増加させることができノイズの少ない画像を提供できる。加算枚数を n 枚とすれば S N R を $\sqrt{n}$ 倍にできる。例えば 9 枚加算すれば S N R は 3 倍になる。加算枚数は加算枚数設定ボタン 4 5 で設定し加算枚数は表示部 4 8 に表示される。超音波検査では解像度を上げるためにできるだけ高い周波数を用いることが好ましいが、周波数を高くすると減衰が増加し S N R が低下し画質が劣化する。したがって、S N R の向上は鮮明な画像を得るためにはきわめて重要である。9 枚加算した場合の完像時間は、図 5 (a) の走査線数が 3 8 4 本のリニア走査では 0 . 3 5 秒、図 5 (b) の走査線数が 7 6 8 本のリニア走査では 0 . 6 9 秒、図 5 (c) の複合走査では 2 . 4 秒となる。完像時間があまり長いと心臓の動きや呼吸による乳房組織の動きがボケの原因になるので、適当な完像時間になるように条件を設定する。もちろん、走査線数 3 8 4 本のリニア走査で加算枚数 1 を設定してもよい。この場合の画像はプローブが回転しながら撮影した画像とほとんど同じ画像であり、動きに対するぶれが最小になる。

40

50

【 0 0 4 0 】

停止位置でプローブ 2 4 の傾斜角度あるいはプローブ 2 4 の上下位置を変えて画像を撮影すると、水浸法で問題となる多重反射アーチファクトの影響を除くことができる。多重反射アーチファクトはプローブ 2 4 と体表との間で反射が繰り返されるために生じ、乳房組織中にこの多重反射による偽の画像（アーチファクト）が表示されるものである。多重反射は超音波ビームが体表に垂直に入射した場合に最も強く起こる。したがって、プローブの傾斜角度を変えると超音波ビームの入射角度が変わり多重反射が減少するか、乳房組織中の別の場所に表示される。これにより多重反射を軽減したり、識別したりすることができる。傾斜角度を変えたときに別の箇所にも多重反射像が表示された場合は、傾斜角度の異なる 2 枚の画像の位置を合わせて一方から他方を差し引き絶対値をとると多重反射の像だけが残る。これをもとの 2 枚の加算平均画像、すなわち真の画像と多重反射の和の画像から多重反射だけの画像を差し引くと多重反射の像が消去されて真の画像が得られる。プローブの上下位置を移動させた画像についても、真の像に対して多重反射の像が出る位置が異なるため、同様の方法で多重反射を除去した画像が得られる。

10

【 0 0 4 1 】

プローブを停止して異常部位を撮影するためには、最適断面の選択などが必要なため 1 断面当たり 1 0 秒程度の時間が必要である。これに対して、複合走査や加算処理に必要な時間は、仮に 5 方向の複合走査と 4 枚の加算処理を行なったとして 7 6 8 ミリ秒である。片方の乳房の検査で異常部位を含む断面が 3 箇所あった場合、片方向の乳房の検査時間は、 $20 \text{ 秒} + (10 + 0.687) \times 3 = 52 \text{ 秒}$ である。もし、プローブの停止時だけでなく移動中も常に 5 方向の複合走査と 4 枚の加算処理を行うと、片方の乳房の検査時間は $(20 \times 5 \times 4) + 10 \times 3 = 430 \text{ 秒}$ （約 7 分）と長時間になり、プローブを停止した場合のみ複合走査や加算処理などを行うことの利点が明確である。

20

【 0 0 4 2 】

プローブ 2 4 が移動中の断層像およびプローブを停止した状態で記録した画像は、回転角度その他の付加情報とともにすべてメモリ 1 1 に蓄えられる。これらの断層像を医師が読影して診断を下すときは読影ボタン 5 5 を押して読影モードに切り替える。つぎに、選択画像表示ボタン 5 6 を押すと異常部位の断層像が選択され、複数の断層像の一覧がモニタ 1 3 に表示される。撮影モードで複数枚撮影ボタン 5 1 を押して撮影した複数の画像もここで表示される。一覧表示された画像をマウスなどでクリックすると画面いっぱいに拡大表示され、画像一覧はサムネールとして左端に小さく表示される。サムネールの一覧画像を順にモニタ 1 3 上で拡大表示して読影を行い、所見を記録して診断を下す。技師が異常部位を含むと判断してプローブの停止位置で撮影した断層像の枚数はせいぜい 1 0 数枚程度であり、医師が 7 6 8 枚の全画像を順に見ながら診断するよりは読影時間ははるかに短く医師の負担は非常に少なくなる。また、異常部位を含むと判断して選択表示される画像は、複合走査、加算処理などの処理が施された鮮明な画像であり、これにより正確な診断が可能になる。読影モードではレバー 4 0 はプローブの制御ではなく画像表示の制御に切り替えられる。選択表示された断層像の前後の断層像も参考にしたいときは選択画像表示ボタン 5 6 をもう一度押し、この状態でレバー 4 0 を上に傾けるとメモリ 1 1 に記録されている反時計回り方向の画像が順次表示され、レバー 4 0 を下に傾けると時計回り方向の画像が表示されて前後の画像を参照することができる。

30

40

【 0 0 4 3 】

技師の訓練が十分ではなく、医師がすべての画像を見る必要がある場合は、全画像表示ボタン 5 7 を押す。この状態でレバー 4 0 を上に傾けると断層像は撮影したときと同じ反時計回り方向に順次表示され大きく傾けるほど画像の送り速度が早くなる。レバー 4 0 が中央の位置では画像が停止し、下に傾けると時計回り方向に順次断層像が表示され傾きを大きくするほど送り速度が早くなる。このようにして医師は画像の送り速度と方向を自由に変えることができる。読影モードでは、フリーズボタン 5 3 および記録ボタン 5 4 は撮影中の画像ではなく表示画像のフリーズおよび記録に切り替えられている。このようにして送り速度を変えながら画像を順次観察し、異常部位が含まれると思われるところではレ

50

バー４０の位置を中央にして画像送りを停止し、その前後の断面を注意深く観測し必要な場合は図にはない入力装置により所見を記入し、フリーズボタン５３を押してフリーズし、記録ボタン５４を押して記録する。

【００４４】

図６は、超音波検査装置７０とは通常別の場所にある読影用ワークステーション７５で医師が読影する場合の説明図である。ここで、超音波検査装置７０は図１のＡ、Ｂ、Ｃで示される装置全体を意味している。超音波検査装置７０のメモリ１１に記録されたすべてのデータは、ＤＩＣＯＭなどの医用画像の標準のフォーマットで通信回線７１あるいは記録媒体７２を介して読影用ワークステーション７５に送られる。読影用ワークステーション７５には、読影用モニター７３ａ、７３ｂおよび図４に相当する操作卓７４がある。操作卓７４には図４の操作卓１４と同じ機能をもつ読影用ボタン５５、５６、５７、フリーズボタン５３、記録ボタン５４ボタンがあり、図４のレバー４０に相当する機能をもつ前後の画像を表示する画像送りボタン７７がある。検診では検査室や検診バスなどで多数の被検者のデータが収集されるので、医師が超音波検査装置７０のモニター１３で読影することが困難な場合も多く、離れた場所にある読影用ワークステーション７５で読影し所見を記入してその記録を読影用ワークステーション７５に保管することができる。

10

【００４５】

読影用ワークステーション７５には過去に撮影したすべての画像が保管されており、得られたばかりの画像を読影用モニター７３ａに表示し、同じ被検者の過去の画像を同時に読影用モニター７３ｂに表示して比較読影をすることができる。過去の画像としては乳房全体の断層像と全ての付加情報が記録保存されており、同じ被検者の画像を検索するとともに、回転角度の情報をもとに同じ部位の断層像を短時間で容易に検索表示することができる。これはとくに水浸法で有効である。医師が現在の検査データを読影用モニター７３ａに表示し、過去画像表示ボタン７６を押すと、最も近い時期に受けた検査データの同じ位置の断層像が読影用モニター７３ｂに表示され、画像送りボタン７７でその前後の画像を表示し、現在の画像と過去の画像を比較できる。また、読影用ワークステーションの選択画像ボタンを押すと過去の検査で選択した画像を表示することができる。もう一度過去画像表示ボタン７６を押すと、その前の過去の検査データを同様に表示して比較することができる。過去画像表示ボタン７６を何度も押してそれ以前の過去画像がなくなると最初の過去画像に戻る。必要に応じて読影用ワークステーション７５に記録、保管されたデータを超音波検査装置７０に読み込んで、超音波検査装置７０で比較読影することも可能である。検診においては、同じ人の過去の画像と比較する比較読影が非常に重要であり、本システムでは比較読影が容易に行えることが大きな利点である。

20

30

【００４６】

上述の実施例ではプローブを温水中で移動する水浸法について記載したが、水浸法に限らず直接接触法でもかまわない。また、プローブの回転による機械走査の場合について説明したが、プローブの平行移動などの他の機械走査の方法でもよい。

【図面の簡単な説明】

【００４７】

【図１】本発明の装置全体のシステム構成図

40

【図２】超音波検査ユニットの構造を示す断面図

【図３】（ａ）超音波検査ユニットの主要部分の上面図

（ｂ）超音波検査ユニットの主要部分の断面図

【図４】超音波検査装置の操作卓とモニター

【図５】（ａ）通常のリニア走査の説明図

（ｂ）走査線を２倍にしたリニア走査の説明図

（ｃ）複合走査の説明図

【図６】超音波検査装置と読影用ワークステーション

【符号の説明】

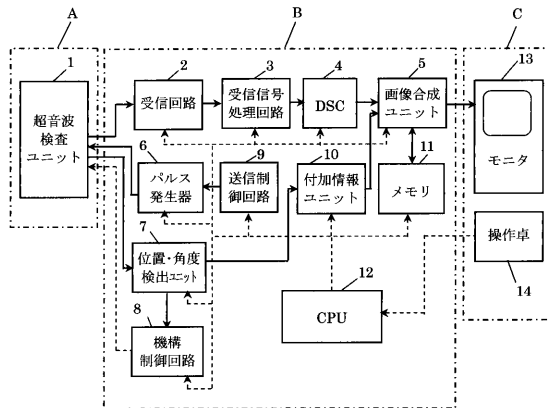
【００４８】

１ 超音波検査ユニット

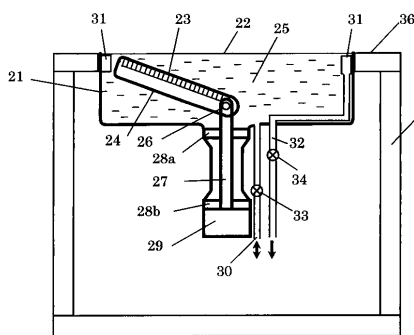
50

2 1	液体容器	
2 2	超音波透過膜	
2 3	超音波リニアアレイプローブを構成する振動素子	
2 4	超音波リニアアレイプローブ	
2 5	温水	
2 7	プローブの回転軸	
3 7	スタート位置	
4 0	プローブ制御レバー	
4 1	プローブの移動、停止を制御するノブ	
4 3	複合走査選択ボタン	10
4 4	リニア走査選択ボタン	
4 5	加算枚数設定ボタン	
4 9	高電圧ボタン	
5 0	撮影ボタン	
5 1	複数枚撮影ボタン	
5 2	プローブ傾斜角度、位置設定ボタン	
5 3	フリーズボタン	
5 4	画像記録ボタン	
5 5	読影ボタン	
5 6	選択画像表示ボタン	20
5 7	全画像表示ボタン	
6 1	通常のリニア走査の走査線	
6 2	走査線数を2倍にしたリニア走査の走査線	
6 3	複合走査の走査線	
7 3 a	読影用ワークステーションの現在画像表示用モニタ	
7 3 b	読影用ワークステーションの過去画像表示用モニタ	
7 4	読影用ワークステーションの操作卓	
7 5	読影用ワークステーション	
7 6	過去画像表示ボタン	

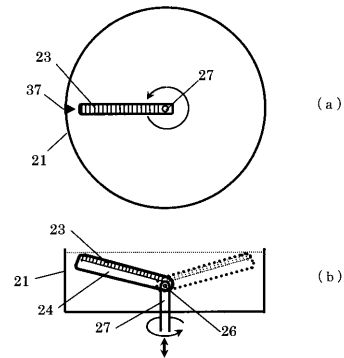
【図 1】



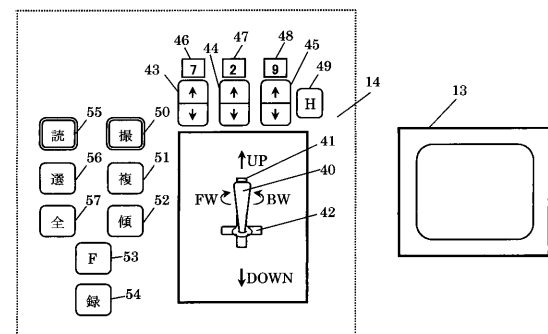
【図 2】



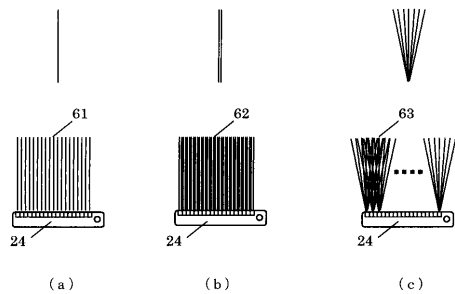
【図 3】



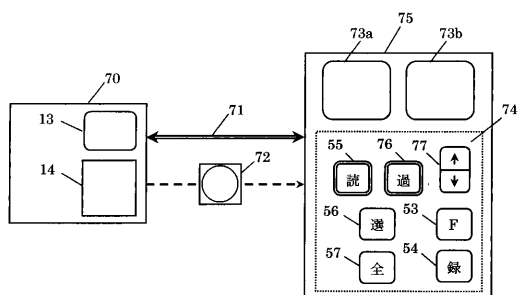
【図 4】



【図 5】



【図 6】



专利名称(译)	超声波检测设备		
公开(公告)号	JP2008284329A	公开(公告)日	2008-11-27
申请号	JP2007159525	申请日	2007-05-21
申请(专利权)人(译)	饭沼和弘		
[标]发明人	飯沼 一浩		
发明人	飯沼 一浩		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB08 4C601/BB11 4C601/BB16 4C601/BB21 4C601/BB23 4C601/BB27 4C601/DD08 4C601/DE08 4C601/EE04 4C601/EE07 4C601/EE11 4C601/GB04 4C601/GC02 4C601/GC23 4C601/HH05 4C601/JC04 4C601/JC13 4C601/JC16 4C601/KK12 4C601/KK42 4C601/LL04 4C601/LL14 4C601/LL25		
其他公开文献	JP5105966B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：要通过移动传统的电子扫描探头获取整个乳房的图像数据，医生必须通过查看所有收集的断层图像进行诊断，花了很长时间，负担非常大。而且，传统上，包括正常断层图像和异常部位的断层图像的图像质量相同，并且不足以准确诊断异常部位。 解决方案：在本发明中，电子扫描探针机械移动，当显示被认为包含异常部分的断层图像时，检查技术人员停止探针的移动，并且在停止位置显示清晰图像通过所获得的方法拍摄并记录图像，并且医生主要解释所选择的图像。还记录整个乳房的所有X线断层图，并且医生可以在必要时查看所有数据。这减轻了实验室技术人员和医生的负担，因此对异常部分的监督很少，并且可以准确诊断异常部分。 点域4

