

(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2009-90074

(P2009-90074A)

(43) 公開日 平成21年4月30日(2009.4.30)

(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 有 請求項の数 4 書面 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2007-287810 (P2007-287810)
(22) 出願日 平成19年10月10日 (2007.10.10)

(出願人による申告) 平成19年度 独立法人 科学技術振興機構委託研究 シーズ発掘試験 産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願

(71) 出願人 598133665
学校法人国際医療福祉大学
栃木県大田原市北金丸字上ノ原2600番
1(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 BB03 BB08 BB14 BB16 BB21
DD08 EE10 GA03 GA12 GC02
GC10

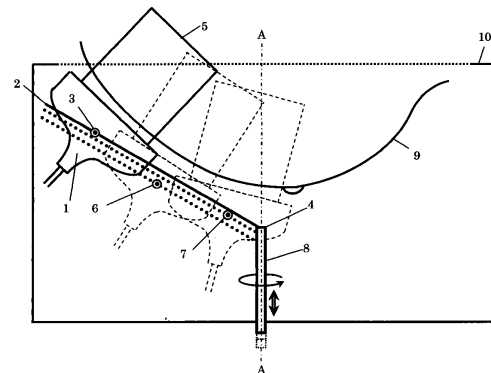
(54) 【発明の名称】 超音波検査ユニットまたは超音波検査装置

(57) 【要約】

【課題】 従来提案されている水浸法の乳がん検診用自動超音波検査装置では、視野幅の広い特殊な超音波プローブを使用するため、常に超音波プローブを体表に近づけかつ体表に平行にすることが困難であり、良好な画質を得ることができなかった。また、超音波プローブだけでなく超音波検査装置本体も大規模で高価になるという問題点があった。

【解決手段】 本発明では、視野幅の狭い超音波プローブを使用し、従来の超音波プローブの機械的な回転と上下移動に加え、新たにシフトとチルトの機能を備え、超音波の反射データを用いてフィードバック制御を行うことにより、常に超音波プローブを体表に近づけかつ体表に平行にすることを可能にした。また、幅の狭い通常の超音波プローブを用いることにより、超音波プローブと装置本体のコストを最低限に抑え、装置本体は汎用の超音波検査装置としても使用できるようにした。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

振動子がアレイ状に配列された超音波プローブと、超音波プローブを水平方向に回転させる回転機構と、超音波プローブを上下させる上下移動機構と、超音波プローブを径方向にシフトさせるシフト機構と、超音波プローブの角度を変える角度調節機構と、超音波プローブおよび液体を収納する液体容器とを具備した超音波検査ユニットまたは超音波検査装置

【請求項 2】

上下移動機構および角度調節機構に距離あるいは角度を検出するためのセンサを設け、超音波プローブの上下位置および角度を制御することを特徴とする請求項 1 記載の超音波検査ユニットまたは超音波検査装置

10

【請求項 3】

上下移動機構および角度調節機構は、超音波の反射情報を用いて被検体と超音波プローブとの距離ができるだけ近かつ超音波ビームが被検体にできるだけ垂直に入射するように超音波プローブの上下位置および角度を制御することを特徴とする請求項 2 記載の超音波検査ユニットまたは超音波検査装置。

【請求項 4】

シフト機構による径方向のシフト位置が 3 箇所以上であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波検査ユニットまたは超音波検査装置

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、とくに乳がん検診などに使用する水浸法の超音波検査ユニットまたは超音波検査装置に関する。

【背景技術】

【0002】

現在、超音波検査では技師が超音波プローブ（以下、単にプローブという）を持って、プローブを直接体表に当てながら画像データを収集する。超音波は空気中をほとんど伝播しないので体表にペーストを塗り、プローブを体表に当てると体内の断面像がリアルタイムで表示される。超音波検査を乳房検診に用いる場合は技師がプローブを手動で動かし、乳房の断面像を表示しながら異常があると思われる部分の画像データを記録し、乳房の全断面を検査して、記録された画像をあとで医師が読影し診断を行う。しかし、このような方法では検査結果が技師の技能に大きく依存しかつ時間もかかり、データの再現性も乏しく検診には向かない。そこで、検診用としては短時間で再現性のあるデータを自動的に収集できる自動化された装置が必要である。これまで、乳がん検診のための自動化装置がいくつか提案されている。これらの提案は、乳房の全断面のデータを自動的に収集するために、プローブを体表に当てながらプローブを機械的に回転させる直接接触法（例えば、特許文献 1 参照）とプローブと体表との間に温水などを介在させてプローブを機械的に移動させる水浸法（例えば、特許文献 2 参照）とに大別される。

30

【0003】

直接接触法はプローブ表面が乳房表面に直接接触するため、プローブと被検体の距離が短かつ超音波ビームが被検体にほぼ垂直に入射する。超音波装置の特徴として、良好な画質を得るにはプローブと被検体の距離をできるだけ近づけ、超音波ビームを体表にできるだけ垂直に入射させることが好ましいので、直接接触法はこの点で優れている。しかし、乳房は柔らかい組織でありプローブを接触させると乳房が変形するため、単にプローブを機械的に移動させる方法では得られる画像に再現性がなく、また乳房の形状やサイズは個人差が大きいいためプローブと体表が接触できない部分が生じやすく、自動化検診装置としては十分とはいえない。

40

【0004】

一方、水浸法は乳房表面にプローブを接触させないため、乳房は変形せず常に再現性

50

のよい画像が得られ、この点では検診装置に向いている。しかし、乳房表面は平面ではなく曲面であり、サイズや形状は個人差が大きいので、従来提案されている特定の軌道に沿ってプローブを機械的に移動させる方法、あるいは視野幅の広いプローブを機械的に回転させる方法ではプローブと乳房表面との距離を常に最短にしかつ超音波ビームを体表に垂直に入射させることは困難である。また、視野幅の広いプローブで良好な画質を得るためには振動素子数を多くしなければならない。例えば、現在手動走査で乳房検査に使用しているプローブの振動素子数は192程度、視野幅は55mm程度である。乳房の周囲が略円形であると仮定すると、その半径は特別な場合を除き日本人では12cm以内と考えられ、12cmの視野幅が必要になる。この幅の画像を画質を落とさずに撮影するには、素子数を約2.2倍の420素子にしなければならない。このような多素子で長軸のプローブは製造が極めて難しく、さらに送受信を行うためのケーブル本数、本体回路のチャンネル数を全て2.2倍にする必要があり大幅なコスト増になるほか、汎用の超音波診断装置との互換性もなくなる欠点がある。

10

【特許文献1】特願2002-118643

【特許文献2】特公昭62-4989

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

以上述べたように、乳房を変形させずに常に再現性のよいデータを収集できる自動化検診装置としては水浸法が適しているが、サイズや形状に大きな個人差のある被検体に対して、プローブと乳房表面との距離を常に最短にしかつ超音波ビームを体表に垂直に入射させることが困難であり、また、視野幅の広いプローブを使用した場合はコストが大幅に増加し、さらに汎用の超音波診断装置との互換性がなくなるという大きな問題点があった。

20

【0006】

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、乳房を変形させずに常に再現性のよい画像が得られ、個人差の大きな被検体に対してもプローブと乳房表面との距離を常に最短にしかつ超音波ビームを体表に垂直に入射させることができ、かつコストを最低限に抑え、また汎用の超音波診断装置との互換性も備えた超音波乳がん検診装置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】

30

【0007】

上記の課題を解決するための第1の解決手段は、振動子がアレイ状に配列されたプローブと、プローブを水平方向に回転させる回転機構と、プローブを上下させる上下移動機構と、プローブを径方向にシフトさせるシフト機構と、プローブの角度を変える角度調節機構と、プローブおよび液体を収納する液体容器とにより装置を構成するものである。

【0008】

第2の課題解決手段は、上下移動機構および角度調節機構に距離あるいは角度を検出するためのセンサを設け、プローブの上下位置および角度を制御することである。

【0009】

第3の課題解決手段は、超音波の反射情報を用いて被検体とプローブとの距離ができるだけ近かつ超音波ビームが被検体にできるだけ垂直に入射するようにプローブの上下位置および角度を制御するものである。

40

【0010】

第4の課題解決手段は、シフト機構による径方向のシフト位置を3箇所以上にしたことである。

【発明の作用と効果】

【0011】

上記第1の課題解決手段の作用と効果は、乳房を変形させずに、プローブと乳房表面との距離および超音波ビームの入射角度を機械的に自由に変えて最適な制御を行うことができ、またシフト機構により、視野幅の広い特殊なプローブを使用する必要がなく野幅の狭

50

い通常のプローブの使用が可能のため、プローブおよび本体回路のコストが大幅に低減されることである。

【0012】

第2の課題解決手段の作用と効果は、上下移動機構および角度調節機構に距離あるいは角度を検出するためのセンサを設けたことにより、プローブの上下位置および角度を所定の値に自由に制御しかつその情報を記録できるようになることである。

【0013】

第3の課題解決手段の作用と効果は、超音波の反射情報を用いて体表とプローブとの距離および角度の関係を求め、フィードバック制御により常に体表とプローブとの距離ができるだけ近くかつ超音波ビームが体表に垂直に入射するようにし、常に良好な画像が得られることである。

10

【0014】

第4の課題解決手段の作用と効果は、シフト機構による径方向のシフト位置を3箇所以上にすることにより、通常乳房検査に使用されているものと同等の視野幅の狭いプローブを使用して全乳房の高画質のデータを収集できることである。視野幅の狭いプローブを使用することにより、直線状のプローブでも体表の曲面形状に対して被検体とプローブとの距離を近づけ超音波ビームが被検体に垂直に入射させることが容易になり、さらにプローブおよび本体装置のコスト低減に大きく寄与しかつ汎用の超音波装置と互換性を持たせることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

20

【0015】

以下、本発明の実施形態を図1～図8に基づいて説明する。

【0016】

図3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21は、液体容器、プローブ、プローブ駆動機構などからなり、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り、あとで詳細に説明する。

図3の一点鎖線で囲んだ部分Bは、超音波送受信回路と、受信した信号から断面像を生成する画像生成手段である。送信回路26で発生したパルス電圧が超音波検査ユニット21にあるプローブに送信されて超音波パルスが発生する。超音波パルスは生体中に入射し反射波が同じプローブで検出され受信回路22に供給される。受信信号処理回路23は受信回路で受信した複数の振動素子の信号を処理しデジタルスキャンコンバータ（以下、DSC）24に書き込まれる。DSC24は得られた受信信号を用いて2次元断面像を構成するものであり、断面像は画像合成ユニット25を経由してモニタ32に表示される。

30

【0017】

機構制御回路28は、超音波検査ユニット21にあるプローブの回転および上下位置、プローブ角度、シフト位置を制御するための回路であり、プローブ駆動機構にあるセンサにより検出された位置や角度情報が位置・角度検出ユニット27に供給され、その情報をもとに機構制御回路28はプローブ駆動機構に制御信号を送る。位置・角度検出ユニット27の情報は付加情報ユニット29に送られ、プローブの位置・角度情報などが画像合成ユニット25で画像と重ね合わされてモニタ32に表示される。断層像および付加情報はメモリに記録され必要なときに読み出すことができる。これらはすべてCPU（中央制御装置）31によりコンピュータ制御される。図3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

【0018】

図3の一点鎖線で囲んだ部分Cは、生成された断面像を表示するモニタ32および撮影条件や表示条件などを設定するための入力手段33である。

【0019】

図4に従来一般的に考えられている超音波検査ユニット21の断面図の例を示す。液体容器は非伸縮性の枠41で構成され、液体容器内にはプローブ44があり温水45が満たされている。非伸縮性の枠41の上面には伸縮性があり超音波を透過する薄い膜42があ

50

る。プローブ 44 は一般にリニアアレイプローブと呼ばれるもので、上面には多数の振動素子 43 があり超音波の送受信を行う。検査時には膜 42 を介して乳房を温水 45 内に挿入し、振動素子 43 から膜 42 と温水 45 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 45 と膜 42 を介して振動素子 43 で受信される。この多数の振動素子 43 によりリニア電子走査が行われ、リアルタイムで断面像が得られる。

【0020】

一方、プローブ 44 は回転軸 47 に取り付けられ、回転軸 47 はモータ 49 により回転し機械走査が行われ 360 度方向の断面像を収集することができる。回転軸は軸受け 48 a、48 b で支えられかつ密閉されている。また、プローブ 44 を回転軸 47 に結合する部分にも軸 46 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 44 の傾斜角度を変えることができる。液体容器内には給水管 50 から約 37℃ の温水が給水され排水溝 51 から排水管 52 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 53 および排水バルブ 54 がある。液体容器の枠 41 は架台 55 に固定されている。

【0021】

図 1 は本発明の超音波検査ユニット 21 を示す図である。水槽 10 に温水が満たされていてその中にプローブ 1 があり、水槽 10 の上から図にはない薄い膜を介して乳房を温水中に挿入して検査を行う。プローブ 1 は、現在技師が手動走査で乳房の検査に使用しているものと同等のもの例えば周波数 8 MHz、振動素子数 192 本程度のものであり、四角な枠で示した視野 5 の断面像がリアルタイムで得られるものである。視野幅は約 55 mm、視野深度は 60 mm、視野面積は 55 mm × 60 mm 程度である。

【0022】

プローブ 1 は回転軸 3 を介してアーム 2 に結合され、アーム 2 は回転軸 8 にアームの固定端 4 で固定され回転軸 8 のセンター A-A を中心にプローブを水平方向に回転させることができ、また回転軸 8 を上下させることによりアーム 2 の角度を一定に保ったままプローブ 1 を上下に移動させることができる。説明を分かりやすくするために図のアーム 2 は 1 本の太い直線で描いているが、実際には幅のある剛体でできている。プローブ 1 を水平方向に回転させ、また上下に移動させるための回転軸 8 を水平回転軸、その回転角度を水平回転角度と呼ぶことにする。またプローブ 1 は、回転軸 3 を中心に往復回転し角度を変えることができるようになっている。以下、プローブ 1 の回転軸 3 のまわりの回転をチルト、回転軸 3 をチルト軸、その回転角度をチルト角度と呼ぶことにする。チルト軸 3 はアーム 2 に沿って移動することができこれをシフトと呼ぶ。

【0023】

水平回転軸 8、チルト軸 3 には回転角度を検出するための図にはないセンサがあり、センサの角度情報を用いてモータにより水平回転角度、チルト角度を正確に制御することができる。水平回転軸 8 の回転制御は図 4 に示した従来の方法でもよく、チルト角度はアーム 2 に小型モータを直接取り付けるか、細いワイヤーを介して水槽の外部でモータにより制御することができる。チルト軸 3 あるいはアーム 2 には、プローブ 1 のシフト位置を検出するための位置センサがあり、シフト位置情報を検出しながらワイヤーを介してモータ駆動によりアーム 2 に沿ったシフト位置の制御が可能である。通常シフト位置は 3 箇所としシフト間隔は 30 ~ 50 mm である。水平回転軸 8 にも上下位置を検出するためのセンサがあり、上下位置情報を検出しながらモータ駆動により正確に上下位置を制御することができる。水平回転角度、チルト角度、位置の検出にはエンコーダ、回転や移動にはサーボモータあるいはステッピングモータなど、一般の機構制御に使用されているものを用いればよい。

【0024】

以上に述べた構成により、プローブ 1 の水平回転角度、上下位置、アームに沿ったシフト位置すなわち回転半径、およびチルト角度の 4 つの情報が図 3 の位置・角度検出ユニット 27 に伝達され、機構制御回路 28 によってこれらを正確に制御することができる。

【0025】

つぎに、このようなプローブの回転、移動機構を用いて超音波画像データを収集する方

法を詳しく説明する。超音波画像データを収集する場合の最初のプローブの位置は、シフト機構により図1の実線で描いたプローブ1であり、水平回転軸16から最も遠い位置すなわち乳房の外周上に設定され、チルト角度はプローブ1の表面が乳房表面（体表）にできる限り平行にすなわち超音波ビームが体表に垂直に入射するように設定される。また、水平回転軸8の上下移動によりプローブ1と体表ができるだけ近い距離たとえば5mmに設定される。このようなチルト角度および上下位置の設定方法については後で詳しく説明する。

【0026】

データ収集を開始すると、水平回転軸8が下から見て右に360度回転し乳房の外周部分の断面5の画像データを収集し、図3のメモリ30にプローブ1のシフト位置、水平回転角度、上下位置、チルト角度の情報とともに記録される。プローブ1は水平回転しながら、上下位置とチルト角度はプローブ1の表面と体表の距離ができる限り近くかつ平行になるように時々刻々制御される。図2はその途中の180度回転した位置を示す図であり、シフト位置とアーム2の傾斜角度は一定であるが、乳房の断面形状が左右対称ではないのでチルト角度および上下位置は図1とは異なり、プローブ1の表面が体表にできる限り近くかつ平行になるように制御されている。例えば、1断面の画像のデータ収集時間が約1/50秒であるとし、0.5度回転するごとに1枚の画像を収集するとすれば1回転に要する時間は約15秒であり720枚の画像が収集されメモリ30に記録される。

【0027】

水平回転軸8の回転によりプローブ1が1回転すると、プローブ1はシフト機構によりアームの中央部分にシフトする。この状態が図1のシフト位置がチルト軸6にある点線で描いたプローブである。この場合のプローブのシフト距離はおよそ40mm程度である。この中間位置にシフトした状態でプローブ1は上下位置とチルト角度を変えながら今度は逆方向に360度の水平回転を行う。逆方向に回転する理由はプローブに接続されているケーブルがどんどん巻き込まれるのを避けるためである。このときの180度の水平回転位置における状態が図2に示されている。中間位置でプローブ1が1回転すると、プローブ1を水平回転軸8すなわち乳頭に近い位置にシフトさせる。このときのシフト距離はおよそ50mmであり、この状態が図1のシフト位置がチルト軸7にある点線で描いたプローブである。中間位置と同様な方法で再び中間位置の場合とは逆方向にプローブ1を水平回転させる。このシフト位置で180度の水平回転角度における状態が図2に示されている。

【0028】

このようにして、プローブ1を水平方向に3回転（1.5往復）することにより、常にプローブと体表の距離が十分近くかつ超音波ビームが体表に垂直に入射するようにして乳房の外周部分、中間部分、乳頭に近い部分の全領域にわたって画像データを収集することができる。シフト距離は視野幅より小さく、図1、図2からも分かるように断面はオーバーラップしており撮影できない部分はない。収集した画像データはそのままの形で表示して読影することもできるが、最近のデジタルカメラのソフトを用いて同じ水平回転角度の外周部分、中間部分、乳頭に近い部分をつないで1枚の画像として表示することも容易である。これまでの説明では、データ収集を乳房の外周部分から開始したが、逆に乳頭に近い部分から開始してもよい。また、シフト位置やシフトの回数は乳房のサイズによって変えてもよい。

【0029】

つぎに、常に超音波プローブと体表の距離が十分近くかつ超音波ビームが体表に垂直に入射するようにプローブの位置とチルト角度を制御する方法について詳しく説明する。

【0030】

図5には水平方向をx軸、水平回転軸8を通る垂直方向をy軸としてプローブ1と体表9の位置関係を示している。図5はプローブ1のチルト角度および上下位置を最適にする前の状態であり、その状態を下付iで表している。アームの固定端4の高さは y_i であり、アーム2の角度は一定で θ_0 、アーム2に対するチルト角度は θ_i 、体表9とプローブ

10

20

30

40

50

1 の表

面との最短距離が Δ_i である。直線 B-B は体表の回帰直線すなわち体表の曲線を直線で近似した線であり、回帰直線とプローブ 1 の表面とのなす角度が $\Delta\theta_i$ である。体表 9 にプロ

ープ 1 をできるだけ近づけかつ超音波ビームを体表 9 に垂直に入射させるためには、回帰直線 B-B とプローブ 1 の表面を平行にし、プローブ 1 と体表 9 の距離をプローブが体表に接触しない安全な最短距離 Δ_0 、例えば 5 mm になるように制御すればよい。

【0031】

最適制御された後の状態におけるアームの固定端 4 の高さを y_{i+1} 、 y_i との差を Δy_i 、チル

10

ト角度を θ_{i+1} とすれば、図 5 から容易に分かるように θ_{i+1} は以下のようになる、

【数式 1】

$$\theta_{i+1} = \theta_i + \Delta\theta_i$$

ここで、角度は反時計回り（左回り）を正とする。図 5 の例では $\Delta\theta_i$ の値は負であり、プ

ローブ 1 は右に回転することになる。

【0032】

$\Delta\theta_i$ が十分小さい場合は、プローブ 1 と体表 9 が最短距離となる位置はこの $\Delta\theta_i$ の回転によつてはほとんど変わらないと考えられるので、 Δ_i を Δ_0 にするための上下位置の変化 Δy_i は $\Delta y_i = (\Delta_i - \Delta_0) / \cos(\theta_i + \theta_i)$ となり、水平回転軸 16 の上下位置を Δy_i だけ変えれば、プローブ 1 と体表 9 最短距離は設定値の Δ_0 となる。そのときのアームの固定端 4 の高さ y_{i+1} は

20

以下のようになる。

【数式 2】

$$y_{i+1} = y_i + (\Delta_i - \Delta_0) / \cos(\theta_i + \theta_i)$$

したがって最適制御を行うには、現在のアームの固定端 4 の高さ y_i とチルト角度 θ_i をもと

30

に、超音波画像データから Δ_i および $\Delta\theta_i$ を求め、数式 1 と数式 2 により新しいチルト角度

と固定端 4 の高さをそれぞれ θ_{i+1} 、 y_{i+1} に設定すればよい。

【0033】

厳密には、チルト角度を $\Delta\theta_i$ だけ変えるとプローブと体表の間隔が最短になる位置が移

動する。この様子を図 6 に示す。図 6 では実線で描いたプローブ 1 はチルト回転前の位置を示し、チルト軸 3 を通りプローブ表面に平行な軸を X 軸、垂直な方向（超音波ビーム方向）を Y 軸としている。この状態での体表上の点の座標は P (X, Y) で表され、最短距離とな

40

る体表上の点が P(X_m , Y_m) であり、最短距離 Δ_i は ($Y_m - Y_0$) である。体表の回帰直線 B-B とプローブ表面を平行にするため、プローブ 1 を右に $\Delta\theta_i$ だけ回転した場合が点線の図

で、チルト軸 3 を通り点線で描かれたプローブ表面に平行な軸を X_θ 軸、垂直な軸を Y_θ 軸とする。この状態では体表の曲線上の点の座標は Q (X_θ , Y_θ) で表され、体表とプローブ表面

が最短になる位置は P(X_m , Y_m) から Q($X_{\theta m}$, $Y_{\theta m}$) に移動し最短距離 Δ_i は ($Y_{\theta m} - Y_0$) である。

回転後の座標、 X_θ 、 Y_θ は座標回転の公式から以下のようになる。

【数式 3】

50

$$X_0 = X \sin \Delta \theta_i + Y \cos \Delta \theta_i$$

【数式 4】

$$Y_0 = -X \sin \Delta \theta_i + Y \cos \Delta \theta_i$$

この式で変換された新たな座標 $Q (X_0, Y_0)$ で最短距離の位置座標 $Q (X_{0m}, Y_{0m})$ を求め、数式 2

で $\Delta_i = (Y_{0m} - Y_0)$ とし、 $(\theta + \theta_i)$ を $(\theta + \theta_i + \Delta \theta_i)$ に代えればよい。 $\Delta \theta_i$ が十分小さければ、

この値は数式 2 の値に等しくなる。

【0034】

つぎに、超音波画像データから Δ_i および $\Delta \theta_i$ を求める方法について説明する。図 1、図

10

2、図 5、図 6 では画像データを収集する視野 5 は四角な枠で示されているが、この枠内の断面像は多数の走査線によって形成されている。その様子を図 7 に示す。走査線以外は図 6 と共通である。プローブ 1 の左端で超音波の送受信が行われるとその反射波を検出して左端の 1 本の走査線が得られる。次に僅か右にずらして送受信を行うと次の走査線が得られ、これを右端まで繰り返して多数の走査線 11 により断面像を形成する。各走査線の間隔は約 0.3 mm であり、走査線の位置は図 7 の X 座標に相当する。1 本の走査線には反射波の強さとプローブ 1 から反射体までの距離すなわち図 7 の Y 座標の情報が含まれており、プローブ 1 に最も近い強い反射が体表 9 からの反射である。したがって、1 枚の画像データが収集された時点で体表 9 の曲線の座標 $P (X, Y)$ が得られ、これを用いて、

20

プローブ 1 から体表 9 までの最短距離 $\Delta_i = (Y_m - Y_0)$ が容易に求められる。

【0035】

体表 9 の曲線の座標 $P (X, Y)$ は実際には連続ではなく、192 個の点の座標 $P (X_j, Y_j)$ であり、これから通常の方法で容易に回帰直線の式を求めることができる。回帰直線の勾配を α と

すれば $\alpha = \tan \Delta \theta_i$ であるから、 $\Delta \theta_i = \tan^{-1} \alpha$ として $\Delta \theta_i$ が求められる。

30

【0036】

Δ_i および $\Delta \theta_i$ を求めるための演算は、1 枚の画像データが収集された後に行う必要はない。 Δ_i を求める場合は 1 本の走査線が得られるごとに小さい方の Y の値を残してゆけば 1

枚の画像の走査が終了した時点の Y の値がそのまま Y_m となる。また、回帰直線を求めるためには、回帰直線の公式から明らかなように各走査線ごとの X_j 、 Y_j の積あるいは 2 乗をもとめそれを加算してゆき、最後に割り算だけを行えばよいので、この場合も 1 枚の画像

データが収集された直後に $\Delta \theta_i$ の値が瞬時に求められる。1 本の走査線を得るための時間

40

は例えば 100 μs であり、走査線数を 192 本とすれば 19.2 ms で 1 枚の画像データが得られるので、 Δ_i および $\Delta \theta_i$ の値もこの時間内にリアルタイムで求めることができる。

【0037】

検査を開始する前は、プローブ 1 は体表 9 から十分離れたパーク位置にある。検査を開始しするときは、初めはアーム 2 は水平回転角度が 0 度の位置に固定されており目標とする位置からのずれ ($\Delta_0 - \Delta_i$) および $\Delta \theta_i$ は大きな値であるが、上述の方法によるアームの

固定端 4 の上下移動およびチルト角度の制御により、プローブ 1 は体表 9 に平行かつ最短

50

距離に設定される。その後、プローブ 1 は水平方向に回転を始める。プローブ 1 が回転すると $(\Delta_0 - \Delta_i)$ および $\Delta\theta_i$ の値が変化するので、この値が常にゼロになるようにアームの

固定端 4 の上下移動およびチルト角度を制御する。前述のように水平回転角度 0.5 度ごとに 1/50 秒で 1 フレームの画像が得られるとし、制御の応答速度を例えば 0.1 秒とすれば、制御は 5 フレームすなわち 2.5 度あとの位置に対して実施されるが、体表 9 の形状の変化は緩やかなのでこの程度の応答速度でもあまり問題にならない。

【0038】

以上述べた制御の方法は、プローブと体表の距離およびプローブの角度を検出し、目標値との差をゼロとするいわゆるフィードバック制御であり、常に最適で安定な制御が可能になる。

【0039】

図 8 にはアームの形状および駆動方式の他の実施例を示す。図 1 のアーム 2 は直線状であり、チルト軸 3 はアーム 2 に添ってシフトし、アームの固定端 4 は水平回転軸 8 に固定されている。それに対して、図 8 の実施例のアーム 12 は曲線状でありその一端にチルト軸 3 が結合されアーム 12 に対するチルト軸 3 の位置は固定されている。アーム 12 の他端は水平回転軸 8 の上部に固定されたギアボックス 13 内に挿入され、図にはないギアによりアーム 12 がギアボックス 13 の内部を移動する。チルト軸 7 の位置にある点線で描かれたプローブはアーム 12 がギアボックス 13 の中を移動し、プローブ 1 が乳頭に近い位置に来たときの状態を示している。このとき、水平回転軸 8 は少し下に下がってチルト角度も変化している。チルト軸が中間位置にある状態はも明を分かりやすくするために図 8 では省略している。このようにすると、水平回転軸 8 の上下移動およびチルト角度の変化は少なくてすむことになる。

【0040】

以上、詳しく説明したように本発明によれば、水浸法により乳房を変形させずに常に再現性のよい画像が得られ、視野幅の狭いプローブのシフト、超音波の反射信号を用いた上下移動、チルトのフィードバック制御により個人差の大きな被検体に対してもプローブと乳房表面との距離を常に最短にしかつ超音波ビームを体表に垂直に入射させて良好な画像を得ることができる。また、一般的に使用されているものと同等のプローブを使用できるのでプローブおよび本体装置のコストを最低限に抑え、また汎用の超音波診断装置との互換性も備えた超音波乳がん検診装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0041】

【図 1】本発明の超音波プローブ制御機構の説明図

【図 2】超音波プローブが 180 度水平回転したときの位置関係の説明図

【図 3】本発明の全体のシステム構成を示す図

【図 4】従来の超音波プローブ制御機構の説明図

【図 5】超音波プローブの最適制御の方法を示す説明図

【図 6】チルト角度が大きな場合の制御方法を示す図

【図 7】移動距離とチルト角度を超音波反射波データから求める方法の説明図。

【図 8】アームの形状と移動方式の他の実施例。

【符号の説明】

【0042】

- 1 超音波プローブ
- 2 超音波プローブを固定するアーム
- 3 超音波プローブのチルト回転軸
- 4 アームの水平回転軸への固定端
- 5 超音波画像の視野
- 8 超音波プローブを水平方向に回転する水平回転軸
- 9 乳房表面（体表）

10

20

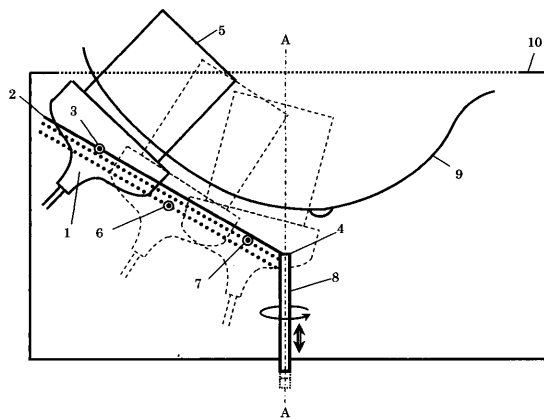
30

40

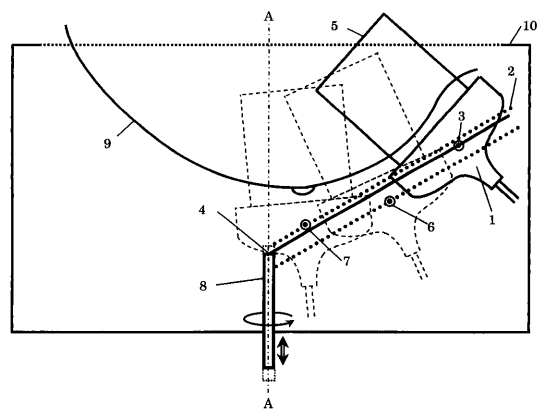
50

- 10 水槽
- 11 走査線
- 12 曲線状のアーム
- 13 ギアボックス

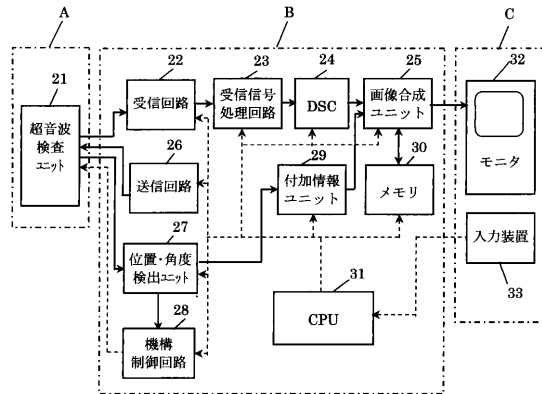
【図 1】



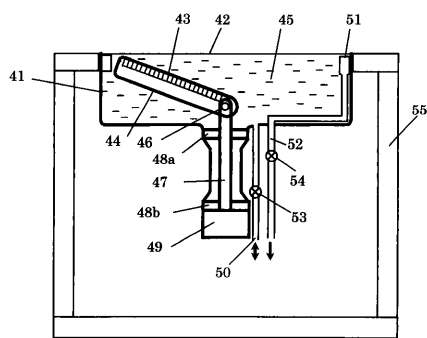
【図 2】



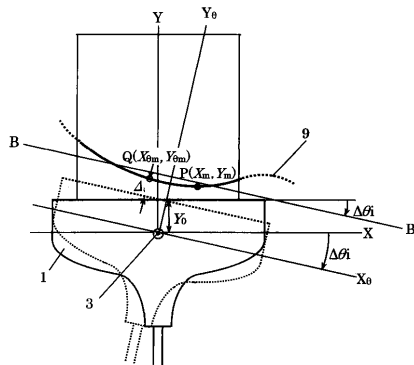
【図 3】



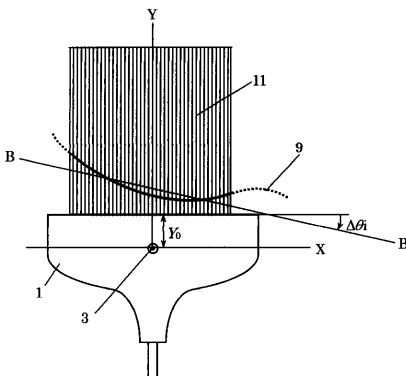
【図 4】



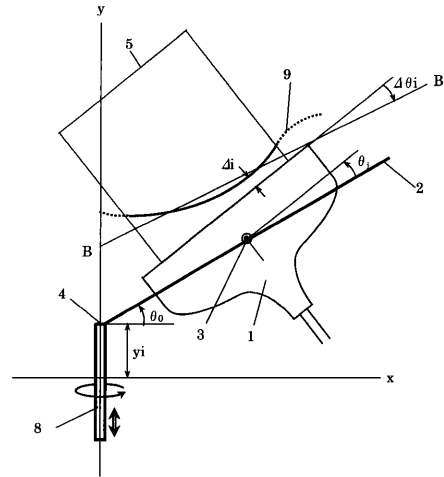
【図 6】



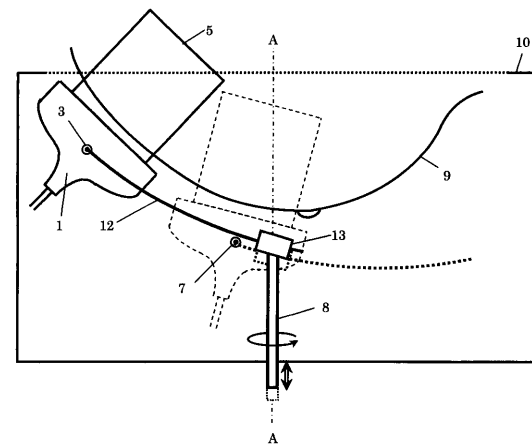
【図 7】



【図 5】



【図 8】



专利名称(译)	超声波检查装置或超声波检查装置		
公开(公告)号	JP2009090074A	公开(公告)日	2009-04-30
申请号	JP2007287810	申请日	2007-10-10
申请(专利权)人(译)	厚生学校法人国际大学		
[标]发明人	飯沼一浩		
发明人	飯沼 一浩		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB08 4C601/BB14 4C601/BB16 4C601/BB21 4C601/DD08 4C601/EE10 4C601/GA03 4C601/GA12 4C601/GC02 4C601/GC10		
其他公开文献	JP4697479B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在常规建议的用于乳腺癌筛查的自动超声检查设备中使用具有宽视场的特殊超声探头，以便始终使超声探头靠近并平行于身体表面。但是，无法获得良好的图像质量。此外，不仅超声波探头而且超声波检查装置主体都是大型且昂贵的。根据本发明，使用具有狭窄视场的超声探头，并且除了常规超声探头的机械旋转和垂直运动之外，还提供了新的移位和倾斜功能，并且提供了超声反射数据。通过使用进行反馈控制，可以始终使超声波探头靠近并平行于身体表面。另外，通过使用宽度较窄的通常的超声波探头，能够将超声探头和装置主体的成本抑制为最小限度，并且能够将装置主体用作通用的超声波检查装置。[选型图]图1

