

(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2009-261608

(P2009-261608A)

(43) 公開日 平成21年11月12日(2009.11.12)

(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 11 頁)

(21) 出願番号 特願2008-114535 (P2008-114535)  
(22) 出願日 平成20年4月24日 (2008.4.24)(71) 出願人 303000420  
コニカミノルタエムジー株式会社  
東京都日野市さくら町1番地  
(74) 代理人 100067828  
弁理士 小谷 悦司  
(74) 代理人 100115381  
弁理士 小谷 昌崇  
(74) 代理人 100111453  
弁理士 櫻井 智  
(72) 発明者 羽生 武  
東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ  
ルタエムジー株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 BB02 BB06 DD08 EE04 EE10  
GB04 HH35 JC20 KK12

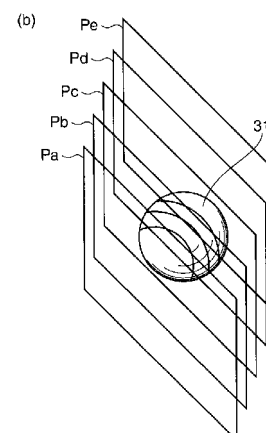
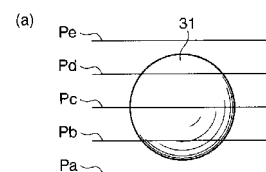
(54) 【発明の名称】 超音波断層撮影方法および超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】乳房の超音波診断装置において、微小石灰化による病変部を鮮明に映し出す。

【解決手段】微小石灰化病変31に対して、相互に平行な断層面で予め定める距離だけ離間して、予め定める複数枚の2次元断層（スライス）画像Pa, Pb, Pc, ...を得て、それらを加算して、1枚の2次元断層画像を作成する。すなわち、撮影対象を透過した圧縮画像を得るX線撮影と、2次元断層（スライス）画像を得る超音波断層撮影との関係で、本発明では、微小区間の圧縮した2次元断層（スライス）画像を得る。したがって、CTなどの大きな区間の断層画像から成る3次元画像ではばやけて（S/Nが低くて）はっきりしなかった、また体全体を圧縮してしまうX線撮影では他の臓器や器官などに埋もれてははっきりしなかった、前癌段階の微小（100～200μ程度）石灰化病変等の微小構造物を、鮮明（良好なS/N、高コントラスト）に映し出すことができる。

【選択図】 図7



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

撮影対象内に超音波を入射し、反射波から前記撮影対象の 2 次元断層画像を撮影するための方法において、

前記 2 次元断層画像を、実質的に相互に平行な断層面で予め定める距離だけ離間して、予め定める複数枚撮影する工程と、

得られた前記複数枚の 2 次元断層画像を加算して、1 枚の 2 次元断層画像を作成する工程とを含むことを特徴とする超音波断層撮影方法。

**【請求項 2】**

前記予め定める距離および複数枚の枚数は、それらの積値となる距離が、微小石灰化病変の径の 2 ～ 3 倍程度に選ばれることを特徴とする請求項 1 記載の超音波断層撮影方法。

**【請求項 3】**

前記各 2 次元断層画像の撮影工程では、

超音波ビームを正方向に偏向して送受信を行うとともに、副方向に偏向して 3 以上の方向に送受信する工程と、

前記送受信した結果を空間合成する工程とを含むことを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波断層撮影方法。

**【請求項 4】**

前記副方向の偏向には、相互に異なる周波数が用いられることを特徴とする請求項 3 記載の超音波断層撮影方法。

**【請求項 5】**

撮影対象内に超音波を入射し、反射波から前記撮影対象の 2 次元断層画像を撮影する超音波診断装置において、

前記超音波を送受信する素子が 2 次元配列されて成る探触子と、

前記探触子の予め定める複数列の素子に順次超音波を送受信させ、前記素子の間隔で実質的に相互に平行な断層面の撮影を行わせる撮影制御部と、

前記各列の素子で撮影された複数枚の 2 次元断層画像を加算して、1 枚の 2 次元断層画像を作成する画像合成部とを含むことを特徴とする超音波診断装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、撮影対象内に超音波を入射し、反射波から前記撮影対象の 2 次元断層画像を撮影する、いわゆる超音波エコーと称される断層撮影方法およびそれを用いる超音波診断装置に関し、特に乳房の任意の位置の断層画像を表示可能にするものに関する。

**【背景技術】****【0002】**

超音波診断装置は、超音波パルス反射法などによって体表から生体内の軟組織の断層像を無侵襲に得る医療用画像機器である。この超音波診断装置は、他の医療用画像機器に比べ、小型で安価、X 線などの被爆がなく安全性が高いので、循環器系（心臓の冠動脈）、消化器系（胃腸）、内科系（肝臓、膵臓、脾臓）、泌尿科系（腎臓、膀胱）、および産婦人科系などで広く利用されている。特に、近年乳房診断においては、超音波診断が、腫瘤、腫瘍を高度に診断可能になり、乳癌の発見に大きな寄与を示すようになり、益々その重要性が認識されてきている。

**【0003】**

乳房組織においては、乳癌の徴候として微小石灰化が発生するケースが多いことが知られている。微小石灰化病変は、1 個あるいは数個で局所に散在する。石灰は生体組織に比べて硬いので、超音波を良く反射して、画像上高輝度となることが期待される。しかしながら、実際に画像の中から目視する場合には、数百ミクロン程度の大きさがあっても、抽出するのは難しいと言われている。

**【0004】**

詳述すると、先ず超音波画像上には、超音波のランダムな干渉に起因するスペックルパターンと呼ばれる干渉縞が発生する場合がある。このスペックルパターンは、表面が平滑な臓器で顕著に現れる。このため、本来そのような平滑な表面を有する、例えば肝臓の場合では、或る程度の経験を積んだ医師であれば、出ることが分っているそのスペックルパターンを、自身で（頭の中で）キャンセルしつつ、そのスペックルパタンの現れ方から、平滑でなくなった肝硬変部分の診断を行うなど、診断に役立てるようなことが可能である。すなわち、前記表面が平滑な臓器では、ノイズである前記スペックルパターンを、逆に診断に役立てるようなことも可能である。

#### 【0005】

これに対して、乳癌検診の場合には、初期の前記微小石灰化した病変部は、米粒状に現れる前記スペックルパターンに埋もれてしまい（酷似しており）、見落とされ易い。そこで、乳癌診断においては前記スペックルパターンを除去したいというニーズがあり、そのための技術として、たとえば、空間合成、CFAR処理、スペックル低減フィルタ等が挙げられる。

#### 【0006】

前記空間合成とは、異なる周波数および異なる方向からの送受信信号を重畳し、スペックルを平滑化するものである（例えば、特許文献1）。前記CFAR処理とは、対象画素を周囲の輝度平均で減算し、これを用いて高輝度部分を抽出するものである（例えば、前記特許文献1参照）。前記スペックル低減フィルタとは、濃度の平均化を移動平均法や選択的局所平均化法などで行い、スペックルを除去するものである。また、これらのスペックルパターン除去の手法の他、超音波診断の分野ではないが、微小石灰化を自動認識する試みが、主にX線診断画像の応用として種々報告されている（例えば、特許文献2参照）。

【特許文献1】特開昭61-189476号公報

【特許文献2】特許第3596792号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

#### 【0007】

しかしながら、前記乳癌診断において診断対象の乳腺は、樹木状に延びる乳腺などの構造が複雑であり、もとより均質な臓器ではない。このため従来のフィルタ処理を行うと、微小石灰化した病変部が検出されると同時に、乳腺構造も（構造物として）抽出されてしまい、両者を明確に区別することができないという問題がある。この点、乳腺などは微小石灰化した病変部に比べて明らかに大きな構造物であるので、フィルタ処理にて残存しても、目視にて弁別が可能となることが期待されるが、それでも弁別が困難となることを、本願発明者らは研究でしばしば経験している。特に乳腺構造の一部のみが残存する場合は、フィルタ処理後の画像は点状に見えてしまい、微小石灰化した病変部に類似した画像となる場合がある。

#### 【0008】

本発明の目的は、乳腺等の連続構造物と微小石灰化病変等の微小構造物とを正確に区別し、微小構造物を抽出することができる超音波断層撮影方法および超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

#### 【0009】

本発明の超音波断層撮影方法は、撮影対象内に超音波を入射し、反射波から前記撮影対象の2次元断層画像を撮影するための方法において、前記2次元断層画像を、実質的に相互に平行な断層面で予め定める距離だけ離間して、予め定める複数枚撮影する工程と、得られた前記複数枚の2次元断層画像を加算して、1枚の2次元断層画像を作成する工程とを含むことを特徴とする。

#### 【0010】

また、本発明の超音波診断装置は、撮影対象内に超音波を入射し、反射波から前記撮影対象の2次元断層画像を撮影する超音波診断装置において、前記超音波を送受信する素子

10

20

30

40

50

が２次元配列されて成る探触子と、前記探触子の予め定める複数列の素子に順次超音波を送受信させ、前記素子の間隔で実質的に相互に平行な断層面の撮影を行わせる撮影制御部と、前記各列の素子で撮影された複数枚の２次元断層画像を加算して、１枚の２次元断層画像を作成する画像合成部とを含むことを特徴とする。

【００１１】

上記の構成によれば、探触子から撮影対象内に超音波を入射し、前記探触子で受信された反射波から前記撮影対象の２次元断層（スライス）画像を撮影するための方法および装置において、通常なら１枚で撮影される２次元断層画像を、本発明では、撮影制御部が、探触子に、実質的に相互に平行な断層面で予め定める距離だけ（左右に）離間させて、予め定める複数枚の撮影を行わせ、画像合成部が、その複数枚の２次元断層画像を加算して、１枚の２次元断層画像を作成する。すなわち、撮影対象を透過した圧縮画像を得るＸ線撮影と、２次元断層（スライス）画像を得る超音波断層撮影との関係で、本発明では、微小区間の圧縮した２次元断層（スライス）画像を得ることになる。

【００１２】

したがって、ＣＴなどの大きな区間の断層画像から成る３次元画像ではぼやけて（Ｓ／Ｎが低くて）はっきりしなかった、また体全体を圧縮してしまうＸ線撮影では他の臓器や器官などに埋もれてはっきりしなかった、前癌段階の微小（１００～２００μ程度）石灰化病変等の微小構造物を、鮮明（良好なＳ／Ｎ、高コントラスト）に映し出すことができる。

【００１３】

さらにまた、本発明の超音波断層撮影方法では、前記予め定める距離および複数枚の枚数は、それらの積値となる距離が、微小石灰化病変の径の２～３倍程度に選ばれることを特徴とする。

【００１４】

上記の構成によれば、何枚の２次元断層画像を加算して１枚の２次元断層画像を作成するかを決定するにあたって、上述のスライス間隔と枚数との積値で求められる距離が、微小石灰化病変の径の２～３倍程度となるように設定し、スライス間隔に適した枚数の２次元断層画像を合成する。

【００１５】

したがって、前記距離内には、微小石灰化病変の粒は殆ど全体が含まれることになり、合成された２次元断層画像は、前記微小石灰化病変をより鮮明に映し出すことができる。

【００１６】

さらにまた、本発明の超音波断層撮影方法では、前記各２次元断層画像の撮影工程では、超音波ビームを正方向（前後）に偏向して送受信（走査）を行うとともに、副方向（左右）に偏向（走査）して３以上の方向に送受信する工程と、前記送受信した結果を空間合成する工程とを含むことを特徴とする。

【００１７】

上記の構成によれば、前後に加算される前記の各２次元断層画像も、超音波ビームを正方向（前後）に偏向して送受信（走査）を行うとともに、副方向（左右）に偏向して３以上の方向に送受信（走査）を行い、得られた結果を空間合成して得る。

【００１８】

したがって、空間的に合成された画像は、一般的に、ノイズおよびスペckルは低くなる（たとえば、 $n$ の方向に走査を行った（構成単位画面を持つ）合成画像においては、 $n$ の平方根で低下する）ので、前記微小石灰化病変をより鮮明に映し出すことができる。また、副方向（左右）の偏向は、各２次元断層（スライス）画像間の距離（スライス間隔）に比べて、広い範囲をカバーできるので、撮影範囲を拡げることができる。

【００１９】

また、本発明の超音波断層撮影方法では、前記副方向（左右）の偏向（走査）には、相互に異なる周波数が用いられることを特徴とする。

【００２０】

上記の構成によれば、断層画像中のスペックルがさらに減少して、スペックルに隠れていた微小石灰化病変をより鮮明に映し出すことができる。なお、正方向（前後）の走査にも、周波数を変化させて走査した画像を空間合成するようにしてもよい。

【発明の効果】

【0021】

本発明の超音波断層撮影方法および超音波診断装置は、以上のように、探触子から撮影対象内に超音波を入射し、前記探触子で受信された反射波から前記撮影対象の2次元断層（スライス）画像を撮影するための方法において、通常なら1枚で撮影される2次元断層画像を、本発明では、撮影制御部が、探触子に、相互に平行な断層面で予め定める距離だけ（左右に）離間して、予め定める複数枚撮影させ、画像合成部が、その複数枚の2次元断層画像を加算して、1枚の2次元断層画像を作成する。

10

【0022】

それゆえ、CTなどの大きな区間の断層画像から成る3次元画像ではぼやけて（S/Nが低くて）はっきりしなかった、また体全体を圧縮してしまうX線撮影では他の臓器や器官などに埋もれてはっきりしなかった、前癌段階の微小（100～200μ程度）石灰化病変等の微小構造物を、鮮明（良好なS/N、高コントラスト）に映し出すことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

〔実施の形態1〕

20

図1は、本発明の実施の一形態に係る超音波断層撮影方法を用いる超音波診断装置1の電氣的構成を示すブロック図である。この超音波診断装置1は、撮影対象である生体内に超音波を入射し、前記生体からの反射波を受信する探触子2と、前記探触子2に超音波の送受信を行わせる送受信回路（T/R）3と、送信信号をデジタル／アナログ変換するとともに、受信信号をアナログ／デジタル変換するアナログ／デジタル変換器（ADC）4と、送信信号を作成するとともに、受信信号を整相して2次元断層画像を作成するデジタルシグナルプロセッサ（DSP）5と、各部を制御する中央演算処理部（CPU）6と、検査技師や医師などによって操作が行われる入力操作部7と、前記デジタルシグナルプロセッサ5で得られた2次元断層画像をテレビジョン信号の形態に逐次変換するビデオ処理部（VDP）8と、前記ビデオ処理部8で作成されたビデオ信号を表示するテレビジョンモニタ（TV）9とを備えて構成される。

30

【0024】

前記DSP5は、図2で示すように、受信信号をデジタルフィルタ処理するフィルタ（FIL）11と、フィルタリングされた信号から特定成分を検波する検波回路12と、検波された信号を増幅する増幅回路13と、増幅信号からビームを形成するビーム形成機（BF）14と、形成されたビームを出力するフィルタ15とを備えて構成される。

【0025】

図3は、前記ビーム形成機14のブロック図である。ビーム形成機14では、パルサー回路21において、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰返し発生され、送信偏向部22において、後述するように遅延制御が行われて偏向制御を実現するための信号が作成されアナログ／デジタル変換器4および送受信回路3を介して探触子2に与えられる。また、受信信号が前記送受信回路3からアナログ／デジタル変換器4に入力され、得られた信号に受信偏向部23において遅延制御が行われて偏向制御が行われる。

40

【0026】

前記送信偏向部22および受信偏向部23における偏向制御にあたって、前記遅延時間は位相制御部24に格納されており、また各偏向方向の切換えに連動して切換えられる超音波の周波数は周波数制御部25に格納されており、後述する本発明に係る2次元断層（スライス）面の切換えはスライス制御部26に格納されており、それらが選択器27で順次選択されて前記パルサー回路21に与えられ、また加算器28に与えられる。加算器2

50

8では、得られた2次元断層（スライス）画像を前後に所定枚数加算して、新たな2次元断層（スライス）画像を作成する。作成された画像は記憶部29に順次格納され、バンドパスフィルタやローパスフィルタから成るフィルタ15において、周波数変調時に発生するノイズが除去されて、前記ビデオ処理部8に適宜読出される。

#### 【0027】

図4は、前記探触子2の素子構造を概略的に示す平面図である。この図4の例では、前記探触子2は、x（前後）方向に128個、y（左右）方向に9個、超音波の送受信可能な素子a1～a128；b1～b128；・・・；i1～i128（総称するときは、以下参照符号a～iで示す）が配列されて構成される電子走査形の超音波探触子である。なお、素子の配置は、用途や解像度の要求に従い、任意に設定することができる。そして、それらの素子a～iは、x方向に1つずつずれて、たとえば16個単位で、前記送信偏向部22および受信偏向部23による遅延制御によって、走査（電子走査）が行われる。

#### 【0028】

図5は、その走査の方法を説明するための図である。ここでは、a1～a16の素子を使用している。この図5の例は、それらの素子a1～a16の中央線L1上に、超音波を集束して焦点Fを形成している。それには、参照符号L2で示される遅延曲線に従って、中央の素子a8，a9程大きな遅延時間で、端部の素子a1，a16程小さな遅延時間で、各素子a1～a16に送信超音波のパルスを与え、また各素子a1～a16による受信超音波を処理すればよい。このような遅延時間制御を行うことで、図6で示されるような、略扇状の走査を行うことができる。ビームの拡がり角 $\theta a + \theta b$ は、たとえば120～160°である。

#### 【0029】

そして、前記の遅延時間は、前記位相制御部24に格納されている。また、 $\theta = 0^\circ$ を基準として、各拡がり角（偏向角） $\theta a$ ， $\theta b$ での走査の際には、それぞれ異なる周波数の超音波が使用され、その周波数は前記周波数制御部25に格納されている。

#### 【0030】

注目すべきは、本発明では、撮影制御部であるCPU6が、図6で示すように、各列の素子a～iに、実質的に相互に平行な断層面で予め定める距離だけ該断層面の前後に（探触子2の左右方向に）離間した2次元断層（スライス）画像Pa，Pb，Pc，・・・を撮影させ、画像合成部である加算器28において、それらを連続して（隣接する）所定枚加算して、1枚の2次元断層（スライス）画像を作成することである。図6では、Pa，Pb，Pcの3枚の2次元断層（スライス）画像を加算する例を示している。前記素子a～iは、たとえば100 $\mu\text{m}$ 角であり、したがって、y方向には300 $\mu\text{m}$ の範囲で圧縮画像が合成されることになる。

#### 【0031】

図7は、微小石灰化病変31に対する上記2次元断層（スライス）画像Pa，Pb，Pc，・・・の関係を示す図であり、（a）は平面図であり、（b）は斜視図である。前記2次元断層（スライス）画像Pa，Pb，Pc，・・・によって、微小石灰化病変31は輪切りにされて、その断面が撮影されることになる。ここで、前癌段階の微小石灰化病変31は、球状体、紡錘体または楕円体を呈しており、その径は100～200 $\mu\text{m}$ 程度である。したがって、画像Pa，Pb，Pc，・・・間の予め定める距離（スライス間隔）である前記素子a～iのピッチ＝100 $\mu\text{m}$ から、合成枚数をその径の2～3倍程度、たとえば5枚（＝400 $\mu\text{m}$ ）とすることで、微小石灰化病変31の粒はその合成画像の範囲内に殆ど全体が含まれることになる。

#### 【0032】

そして、実際の走査は、図8で示すように、左右に前記5枚の合成の場合、素子a1～a16，b1～b16，c1～c16，d1～d16，e1～e16を使用して2次元断層（スライス）画像V1を、次に素子b1～b16，c1～c16，d1～d16，e1～e16，f1～f16を使用して2次元断層（スライス）画像V2を、c1～c16，d1～d16，e1～e16，f1～f16，g1～g16を使用して2次元断層（スラ

イス) 画像 V 3 を、素子 d 1 ~ d 1 6, e 1 ~ e 1 6, f 1 ~ f 1 6, g 1 ~ g 1 6, h 1 ~ h 1 6 を使用して 2 次元断層 (スライス) 画像 V 4 を、e 1 ~ e 1 6, f 1 ~ f 1 6, g 1 ~ g 1 6, h 1 ~ h 1 6, i 1 ~ i 1 6 を使用して 2 次元断層 (スライス) 画像 V 5 を得て、図 4 で示す第 1 の周期 H 1 での走査を終了し、続いて x 方向に 1 素子ずらして、素子 a 2 ~ a 1 7, b 2 ~ b 1 7, c 2 ~ c 1 7, d 2 ~ d 1 7, e 2 ~ e 1 7 から、第 2 の周期 H 2 での同様の走査を行う。

#### 【0033】

このように構成することで、CT などの大きな区間の断層画像から成る 3 次元画像ではぼやけて (S/N が低くて) はっきりしなかった、また体全体を圧縮してしまう X 線撮影では他の臓器や器官などに埋もれてはっきりしなかった、前癌段階の微小石灰化病変 3 1 等の微小構造物を、鮮明 (良好な S/N、高コントラスト) に映し出すことができる。たとえば 10 枚合成した場合、S/N は 20 dB アップし、従来に比して、格段に鮮明な画像を得ることができる。

#### 【0034】

##### [実施の形態 2]

図 9 は、本発明の実施の他の形態に係る超音波断層撮影方法を模式的に説明するための図である。注目すべきは、本実施の形態では、図 6 や図 8 で示す通常の x (前後) 方向 (アレイ方向) の走査 (偏向) に加えて、y (左右) 方向の走査 (偏向) も行われ、それによる受信信号が空間合成されて、前記各 2 次元断層 (スライス) 画像 P a, P b, P c, ... が作成されていることである。走査 (偏向) の手法は、前述の図 5 と同様である。図 9 では、画像 P c についてのみ走査 (偏向) の様子を示し、参照符号 P c で示す中央の走査に加えて、参照符号 P c', P c'' で示す左右の走査が行われている。したがって、前記 x (前後) 方向 (アレイ方向) の走査と合わせて、1 つのアレイで 5 方向 (正面、前、後、左、右) または 9 方向 ((正面、前、後) × (正面、左、右)) の走査が行われる。このように y (左右) 方向の走査 (偏向) も含めて、前記各 2 次元断層 (スライス) 画像 P a, P b, P c, ... は、実質的に相互に平行としており、各 2 次元断層 (スライス) 画像 P a, P b, P c, ... 間で、数 ° 程度の傾きがあってもよい。

#### 【0035】

ここで、y 方向の操舵角  $\theta_c$ ,  $\theta_d$  と、x 方向の操舵角  $\theta_a$ ,  $\theta_b$  とを近付けると、断層面の前後 (y 方向) の画像情報を多く取り込み過ぎ、ノイズとなってしまう。そこで、病変部の大きさを x 方向の操舵で算出し、その大きさに基づいて、y 方向の操舵角  $\theta_c$ ,  $\theta_d$  を決定することで、前記病変部の検出精度を高めることができ、好適であるが、予め予想して決定しておいてもよい。その場合、病変部の大きさが 1 mm から 2, 3 cm である範囲では、ビーム方向の距離が 5 cm 程度では、タンジェント  $\theta_c$  および  $\theta_d$  は、 $1/50 \sim 30/50$  の範囲となる。生体へのペネトレーション距離が 20 cm の場合には、 $1/200 \sim 30/200$  の範囲となる。このため、前記操舵角  $\theta_c + \theta_d$  は、たとえば  $12 \sim 16^\circ$  で、前述の  $\theta_a + \theta_b$  の、 $1/10$  程度が好ましい。

#### 【0036】

このように構成することで、断層面の前後に (探触子 2 の左右方向に) 加算される前記の各 2 次元断層 (スライス) 画像 P a, P b, P c, ... も、超音波ビームを正方向 (x (前後) 方向) に偏向して送受信 (走査) を行うとともに、副方向 (y (左右) 方向) に偏向して 3 以上の方向に送受信 (走査) を行い、得られた結果が空間合成して作成されるので、前記微小石灰化病変 3 1 をより鮮明に映し出すことができる。ここで、空間的に合成された画像は、一般的に、ノイズおよびスペックルは低くなる (たとえば、n の方向に走査を行った (構成単位画面を持つ) 合成画像においては n の平方根で低下する)。また、副方向 (y (左右) 方向) の偏向は、各 2 次元断層 (スライス) 画像 P a, P b, P c, ... 間の距離 (スライス間隔) に比べて、広い範囲をカバーできるので、撮影範囲を拡げることができる。

#### 【0037】

ここで、一般的な空間合成は、複数の視点や視角から多数の対象物の超音波画像単位画

10

20

30

40

50

面を得るための撮像技術である。各画像単位画面に対応する部分から得られるデータを結びつけることにより、画像単位画面は結合され、3次元画像のように空間的に合成された画像が形成される。そのような空間合成は、米国特許第6129599号明細書等に記載されているように、実質的に独立の空間方向から電子ビーム走査が行われ、部分的に重なり合う構成画像単位画面を信号捕獲した後、得られた構成単位画面を積分または加算によって結合し、合成画像を形成するというような処理が、刻一刻即時（典型的には20画像単位画面／秒より大きい枚数）行われる。前記信号捕獲および合成画像の形成は、信号捕獲単位画面速度、すなわち画像について選択された振幅および送信距離に亘って全画面の1単位を走査するまでの時間を最小単位として決められた速度で反復され画像化される。

10

#### 【0038】

これに対して、本発明では、2次元断層（スライス）画像Pa、Pb、Pc、・・・を前後に所定枚数合成するものであり、従来の空間合成とは全く異なるものである。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0039】

【図1】本発明の実施の一形態に係る超音波断層撮影方法を用いる超音波診断装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図2】前記超音波診断装置におけるDSPの構成を示すブロック図である。

【図3】前記DSPにおけるビーム形成機のブロック図である。

【図4】探触子の素子構造を概略的に示す平面図である。

20

【図5】前記探触子による走査の方法を説明するための図である。

【図6】本発明の実施の一形態に係る超音波断層撮影方法を模式的に説明するための図である。

【図7】前記走査と微小石灰化病変との関係を示す図である。

【図8】前記図6で示す走査を繰返す実際の走査を模式的に説明するための図である。

【図9】本発明の実施の他の形態に係る超音波断層撮影方法を模式的に説明するための図である。

#### 【符号の説明】

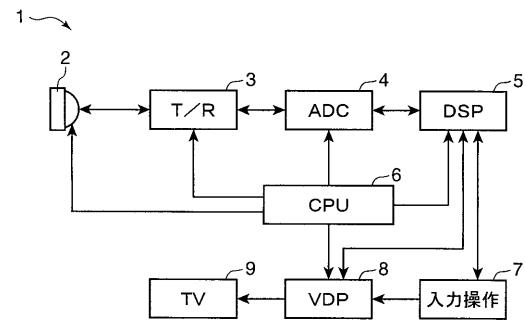
#### 【0040】

- |    |               |    |
|----|---------------|----|
| 1  | 超音波診断装置       | 30 |
| 2  | 探触子           |    |
| 3  | 送受信回路         |    |
| 4  | アナログ／デジタル変換器  |    |
| 5  | デジタルシグナルプロセッサ |    |
| 6  | 中央演算処理部       |    |
| 7  | 入力操作部         |    |
| 8  | ビデオ処理部        |    |
| 9  | テレビジョンモニタ     |    |
| 11 | フィルタ          |    |
| 12 | 検波回路          | 40 |
| 13 | 増幅回路          |    |
| 14 | ビーム形成機        |    |
| 15 | フィルタ          |    |
| 21 | パルサー回路        |    |
| 22 | 送信偏向部         |    |
| 23 | 受信偏向部         |    |
| 24 | 位相制御部         |    |
| 25 | 周波数制御部        |    |
| 26 | スライス制御部       |    |
| 27 | 選択器           | 50 |

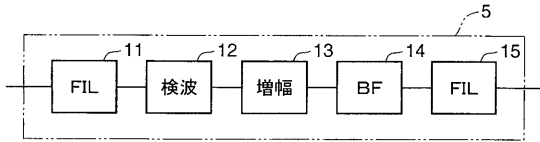


- 2 8      加 算 器
- 2 9      記 憶 部
- 3 1      微 小 石 灰 化 病 変

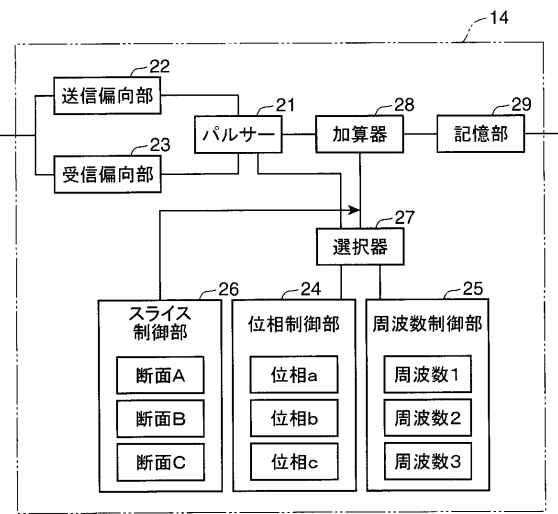
【 図 1 】



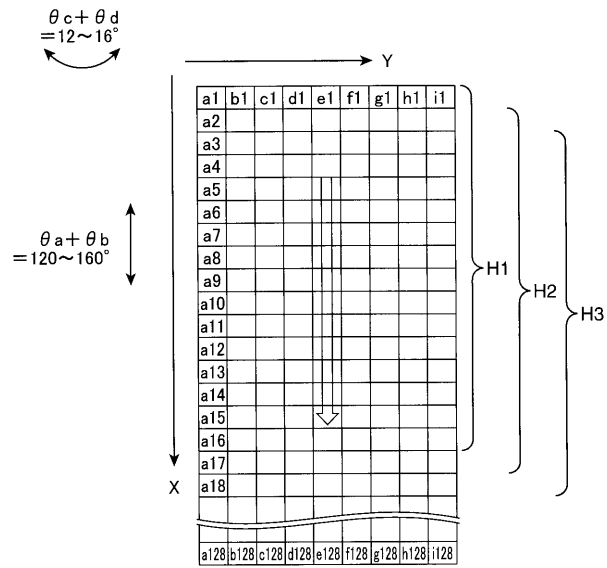
【 図 2 】



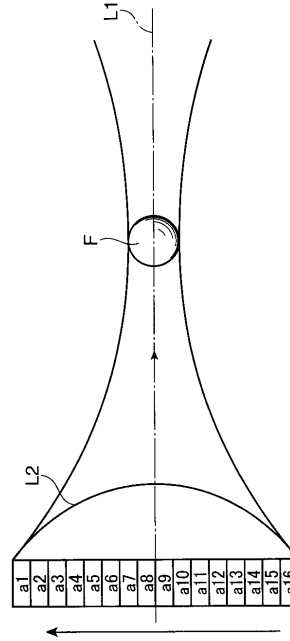
【 図 3 】



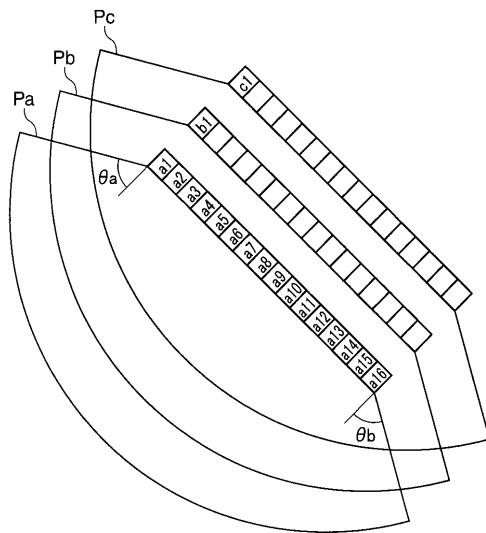
【図 4】



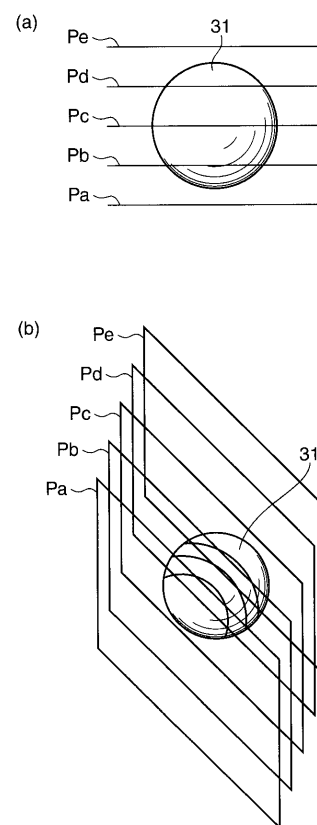
【図 5】



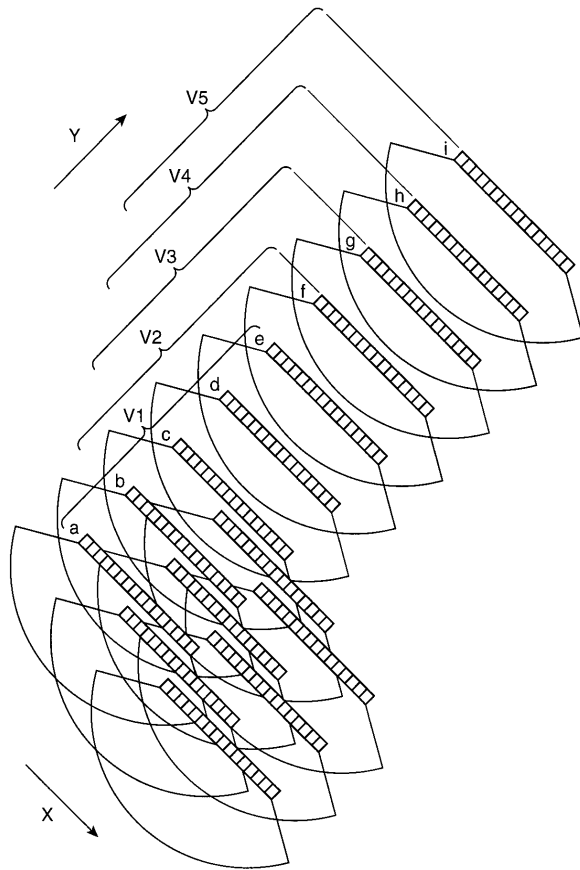
【図 6】



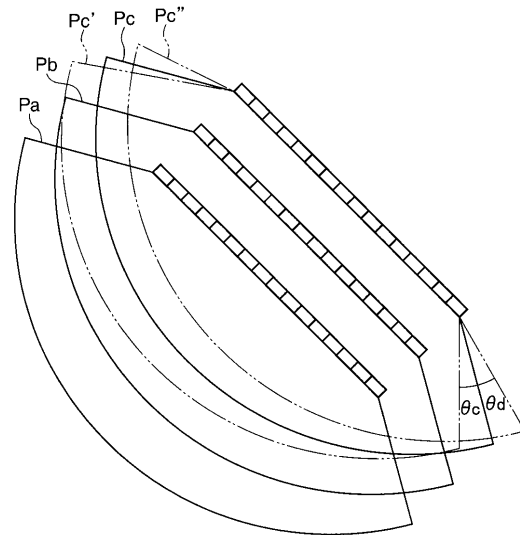
【図 7】



【図 8】



【図 9】



|                |                                                                                                    |         |            |
|----------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声波断层摄影方法和超声波诊断装置                                                                                  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2009261608A</a>                                                                      | 公开(公告)日 | 2009-11-12 |
| 申请号            | JP2008114535                                                                                       | 申请日     | 2008-04-24 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 柯尼卡株式会社                                                                                            |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 柯尼卡美能达医疗印刷器材有限公司                                                                                   |         |            |
| [标]发明人         | 羽生 武                                                                                               |         |            |
| 发明人            | 羽生 武                                                                                               |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/08                                                                                           |         |            |
| FI分类号          | A61B8/08 A61B8/14                                                                                  |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/DD08 4C601/EE04 4C601/EE10 4C601/GB04 4C601/HH35 4C601/JC20 4C601/KK12 |         |            |
| 代理人(译)         | 樱井 智                                                                                               |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                          |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：在乳房超声诊断仪中通过微钙化清晰地预测病变。

ŽSOLUTION：获得多个预定的二维断层摄影（切片）图像Pa，Pb和Pc等，它们通过彼此平行的断层表面隔开预定距离以用于微钙化病变31，并且它们被添加以准备一个二维断层图像。也就是说，在用于获得通过成像对象传输的压缩图像的X射线成像和用于获得二维断层（切片）图像的超声断层摄影成像的关系中，精细截面的压缩二维断层摄影（切片）图像得到了。因此，在前期阶段中的微小（约100至200μm）钙化病变等的微小结构，其在包括断层图像的三维图像中模糊（S / N低）并且不清楚。诸如CT的大截面被埋在其他内部器官等中并且在压缩整个身体的X射线成像中不清楚，显然（优异的S / N，高对比度）投射。Ž

