

(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2007-236681

(P2007-236681A)

(43) 公開日 平成19年9月20日(2007.9.20)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 8/00 (2006.01)** A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2006-64122 (P2006-64122)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成18年3月9日(2006.3.9)	(71) 出願人	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
		(71) 出願人	594164531 東芝医用システムエンジニアリング株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100109900 弁理士 堀口 浩
		(72) 発明者	飯沼 一浩 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 医用システムエンジニアリング株式会社内 最終頁に続く

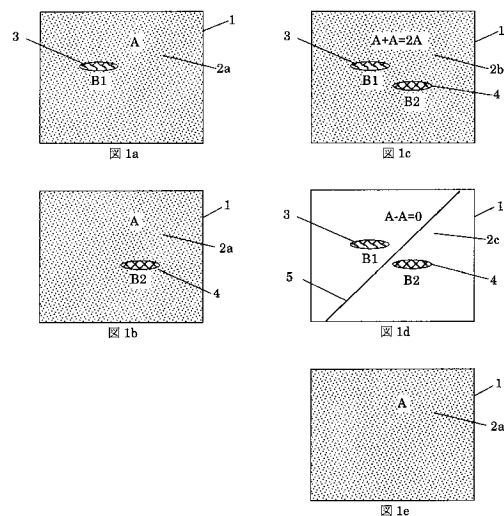
(54) 【発明の名称】 医用画像診断装置及び医用画像診断装置の制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 従来の医用画像診断装置では、種々の要因により発生する偽の画像（アーチファクト）が真の組織像に重なって表示されるために診断に大きな支障を来していた。とくに、超音波水浸法は多重反射によるアーチファクトのため実用化が困難であった。

【解決手段】 真の画像情報と偽の画像情報を含み偽の画像情報の位置が異なる複数の画像情報を収集し、複数の画像情報の加算、減算の組み合わせによる演算処理により偽の画像情報を除去し、真の組織像のみを表示する。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体の体内臓器を画像として表示する医用画像診断装置において、  
真の画像情報と偽の画像情報を含み、前記真の画像情報と前記偽の画像情報の位置関係が異なる複数の画像情報を収集するための画像収集手段と、  
前記複数の画像情報について前記真の画像情報が同じ位置になるようにして、前記複数の画像情報の和から前記複数の画像情報の差に基づく情報を差し引くことにより、前記偽の画像情報を除去し前記真の画像情報のみの画像を出力するための演算手段と、  
を備えることを特徴とする医用画像診断装置。

## 【請求項 2】

前記演算手段は、  
前記複数の画像情報の和から前記複数の画像情報の差の絶対値を差し引くことを特徴とする請求項 1 記載の医用画像診断装置。

## 【請求項 3】

前記演算手段は、  
前記複数の画像情報の和から前記複数の画像情報の差にステップ関数を掛けた値を差し引くことを特徴とする請求項 1 記載の医用画像診断装置。

## 【請求項 4】

前記ステップ関数は、  
前記複数の画像情報のうちの第 1 の画像情報における偽の画像情報と、前記複数の画像情報のうちの第 2 の画像情報における偽の画像情報とに対して、互いに逆の符合となる係数を掛ける関数であることを特徴とする請求項 2 記載の医用画像診断装置。

## 【請求項 5】

前記画像収集手段は、  
前記被検体に対して超音波パルスを送受信して得られた超音波信号に基づいて前記複数の画像情報を収集することを特徴とする請求項 1 記載の医用画像診断装置。

## 【請求項 6】

前記画像収集手段は、  
超音波パルスを送受信する超音波プローブを超音波ビーム方向へ移動して前記複数の画像情報を得ることを特徴とする請求項 5 記載の医用画像診断装置。

## 【請求項 7】

前記超音波プローブの移動距離は超音波のパルス幅以上である請求項 5 記載の医用画像診断装置。

## 【請求項 8】

前記画像収集手段は、  
超音波ビーム方向を変えることによって得られた前記複数の画像情報を得ることを特徴とする請求項 5 記載の医用画像診断装置。

## 【請求項 9】

前記超音波ビーム方向は、超音波プローブに配列された複数の超音波振動子の駆動タイミングを制御することにより、電子的に変化されることを特徴とする請求項 8 記載の医用画像診断装置。

## 【請求項 10】

前記演算手段は、  
超音波の反射波の高周波信号あるいは直交検波信号に基づいて演算処理を行うことを特徴とする請求項 5 記載の医用画像診断装置。

## 【請求項 11】

前記演算手段は、  
超音波の反射波の検波信号あるいはそれを処理した信号に基づいて演算処理を行うことを特徴とする請求項 5 記載の医用画像診断装置。

## 【請求項 12】

10

20

30

40

50

前記演算手段は、

空間処理された画像情報に基づいて演算処理を行うことを特徴とする請求項 1 記載の医用画像診断装置。

【請求項 1 3】

前記偽の画像情報は、

前記超音波プローブから送信された超音波パルスが、音響インピーダンス不整合面で反射され、さらに前記超音波プローブの超音波放射面で反射されることによって現れる画像であることを特徴とする請求項 5 記載の医用画像診断装置。

【請求項 1 4】

前記超音波プローブと前記被検体表面の間に音響伝播物質を配置するための音響伝播物質配置手段を備え、

前記音響インピーダンス不整合面は、前記音響伝播物質と接触した前記被検体の表面または表面を覆う膜であることを特徴とする請求項 1 3 記載の医用画像診断装置。

【請求項 1 5】

前記音響インピーダンス不整合面は、

前記被検体の乳房を圧迫するための圧迫板であることを特徴とする請求項 1 3 記載の医用画像診断装置。

【請求項 1 6】

被検体の体内臓器を画像として表示する医用画像診断装置に、

真の画像情報と偽の画像情報を含み、前記真の画像情報と前記偽の画像情報の位置関係が異なる複数の画像情報を収集するための画像収集機能と、

前記複数の画像情報について前記真の画像情報が同じ位置になるようにして、前記複数の画像情報の和から前記複数の画像情報の差に基づく情報を差し引くことにより、前記偽の画像情報を除去し前記真の画像情報のみの画像を出力するための演算処理機能と、

を実行させることを特徴とする医用画像診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医用画像診断装置に係り、とくにアーチファクトの発生する画像においてアーチファクトを除去する機能を有する医用画像診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医用画像診断装置は生体との相互作用により得られるエネルギー信号を検出して、体内臓器を画像として表示する装置であり、X線を用いるX線診断装置、X線CT装置、磁気エネルギーを用いるMRI、超音波を用いる超音波診断装置、γ線を用いる核医学診断装置などがある。これらの装置は、現在では広く普及しており、性能も年々向上している。

【0003】

しかし、これらの装置で生成された体内臓器の画像は、必ずしも真の臓器の画像のみではなく、種々の要因により実際には存在しない偽の画像が混在することがある。これを通常アーチファクト（偽像）と呼んでいる。画像にアーチファクトが混在すると正確な診断ができず誤診につながりかねない。アーチファクトの出方は、診断装置の種類によって異なり、その対策には装置固有の改善方法がとられているが、十分に除去できないものもある。例えば、X線CT装置における線状のストリークアーチファクトや、超音波診断装置における各種のアーチファクトである。とくに、超音波診断装置における多重反射によるアーチファクト、サイドローブまたはグレイティングローブによるアーチファクトは、超音波水浸法では大きな障害となる。

【0004】

超音波診断装置におけるアーチファクトの除去についてはすでに発明がある（特許文献1）。この発明では、超音波プローブを傾けて（文面によれば少なくとも2つの傾倒角で）複数のデータを収集し、評価プログラムを介して所定の閾値の周囲において方向に依存

する構造を規定し、それぞれ走査方向上に投影して、減算によって比較し、アーチファクトを無視する方法が示されている。この評価プログラムは処理が複雑で、適切な閾値の設定も困難であり、閾値によってアーチファクトが否かの評価結果が異なるため確実なアーチファクト除去は難しい。また、明細書中に簡単な方法として真の画像に偽の画像が重なった画像 (A + B) から真の画像 A を差し引くと偽の画像 B だけが得られ、真の画像に偽の画像が重なった画像 (A + B) から偽の画像 B を差し引くと、真の画像 A が得られるとの説明があるが、2枚の画像がともに偽の画像を含む場合はこの演算処理では偽の画像を差し引くことはできない。

【特許文献1】特表2002-512735号 公報

【特許文献2】特公昭62-4989号 公報

【特許文献3】特公平4-14015号 公報

【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、医用画像診断装置で得られる画像のアーチファクトは診断上大きな問題であり、アーチファクトを軽減あるいは除去することが常に重要な課題となっている。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、アーチファクトを含む画像からアーチファクトを除去し、真の画像のみを出力する医用画像診断装置及び医用画像診断装置の制御プログラムを提供することを目的とする。また、とくに従来困難とされた超音波診断装置のアーチファクトを容易かつ確実に除去し、超音波診断装置の画質改善、超音波水浸法の実用化を可能にすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記課題を解決するため、本発明に係る医用画像診断装置は、被検体の体内臓器を画像として表示する医用画像診断装置において、真の画像情報と偽の画像情報を含み、前記真の画像情報と前記偽の画像情報の位置関係が異なる複数の画像情報を収集するための画像収集手段と、前記複数の画像情報について前記真の画像情報が同じ位置になるようにして、前記複数の画像情報の和から前記複数の画像情報の差に基づく情報を差し引くことにより、前記偽の画像情報を除去し前記真の画像情報のみの画像を出力するための演算手段と、を備えることを特徴とする。

【0007】

また、本発明に係る医用画像診断装置の制御プログラムは、被検体の体内臓器を画像として表示する医用画像診断装置に、真の画像情報と偽の画像情報を含み、前記真の画像情報と前記偽の画像情報の位置関係が異なる複数の画像情報を収集するための画像収集機能と、前記複数の画像情報について前記真の画像情報が同じ位置になるようにして、前記複数の画像情報の和から前記複数の画像情報の差に基づく情報を差し引くことにより、前記偽の画像情報を除去し前記真の画像情報のみの画像を出力するための演算処理機能と、を実行させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、アーチファクトを含む画像からアーチファクトを除去し、真の画像のみを出力する医用画像診断装置及び医用画像診断装置の制御プログラムを提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

(第1の実施形態)

以下、本発明の第1の実施形態を図1～図8に基づいて説明する。図1では医用画像診断装置に共通な本実施形態のアーチファクト除去の方法およびその原理について、図2～図8では超音波診断装置に本実施形態を適応した場合について説明する。

【0010】

10

20

30

40

50

図1は医用画像診断装置で収集した2枚の画像(図1a、図1b)と演算処理を行った3枚の画像(図1c~図1e)を示している。体内臓器の表示領域1が四角の枠で示されており、その内部に組織の画像が表示されている。図1a、図1bに示された組織の画像2aは真の画像であり、図1aには真の画像2aに重なって第1のアーチファクト3が表示され、図1bには真の画像2aに重なって第2のアーチファクト4が表示されている。そして、第1のアーチファクト3と第2のアーチファクト4は真の画像2aに対して異なる位置にある。真の画像2aの信号の強さをA、第1のアーチファクト3の強さをB1、第2のアーチファクト4の強さをB2とする。アーチファクトは真の画像に重なって表示されているので、アーチファクトの表示されている部分の信号の大きさは、それぞれA+B1、A+B2である。ここで、A、B1、B2は正の値とする。

10

#### 【0011】

図1cは図1aと図1bの和の画像であり、真の画像2bの信号の強さは2A、第1のアーチファクト3の部分の強さは2A+B1、第2のアーチファクト4の部分の強さは2A+B2である。B1とB2の位置が異なるため、全体では2A+B1+B2である。図1dは図1aと図1bの差の絶対値の画像であり、真の画像2aは同じであるから差がゼロとなり、第1のアーチファクト3の部分は $|A+B1-A|=B1$ 、第2のアーチファクト4の部分は $|A-(A+B2)|=B2$ であり、全体ではB1+B2である。すなわち、図1cは真の画像の2倍と2つのアーチファクトが重なった画像であり、図1dは2つのアーチファクトのみの画像である。したがって、図1cから図1dを差し引いて2で割ると、 $(2A+B1+B2-B1-B2)/2=A$ となり、図1eに示すように、第1のアーチファクト3、第2のアーチファクト4がともに除去され真の画像2aが得られる。

20

#### 【0012】

あるいは、図1aと図1bの差の画像(B1-B2)に対して、第1のアーチファクト3と第2のアーチファクト4との中間の位置に境界5を設け、境界5の第1のアーチファクト3の側には+1、第2のアーチファクト4の側には-1のステップ関数を掛けると、(B1+B2)となり図1dと同じ画像が得られる。したがって、図1cから差にステップ関数を掛けた画像を差し引くことにより、偽の画像が除去され真の画像が得られる。ただし、この場合はA、B1、B2が正の値である必要はなく応用範囲が広い。

30

#### 【0013】

次に本実施形態を水浸法による超音波診断装置に応用した場合について詳細に説明する。

#### 【0014】

図2は、本実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置は、超音波プローブ11、プローブ移動機構22、移動距離測定ユニット27、モニタ200、超音波送信ユニット101、超音波受信ユニット102、Bモード処理ユニット103、スキャンコンバータ105、メモリ106、演算ユニット107を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

#### 【0015】

超音波プローブ11は、超音波受信ユニット101からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の超音波振動子、当該超音波振動子に設けられる整合層、当該超音波振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックリング材等を有している。当該超音波プローブ11から被検体に超音波が送信されると、当該送信超音波は、音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ11に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。

40

#### 【0016】

プローブ移動機構22は、超音波プローブ11と被検体との距離を変化させるための機構である。例えば、被検体に接した液体容器に浸された超音波プローブ11が被検体上部に機械的に支持される場合、この機械的支持手段に移動機構が組み込まれることにより、

50

超音波プローブ 11 の被検体に対する移動が可能となる。プローブ移動機構 22 は装置本体 100 からの命令に基づいて駆動される。

【0017】

移動距離測定ユニット 27 は、プローブの移動距離を検出する。本実施形態においては、超音波プローブ 11 はプローブ移動機構 22 によって機械的に移動されるので、このプローブ移動機構 22 に周知の検出機構を設けることにより、移動距離が検出される。また、移動距離測定ユニット 27 は、装置本体 100 からプローブ移動機構 22 への駆動情報を検知するものであってもよい。この場合は、移動距離測定ユニット 27 は装置本体 100 に内蔵されるものであってもよい。

【0018】

この他にも、光学センサや磁気センサなどの周知の位置センサを用い、所定位置からの移動距離を検出するものであってもよい。本実施形態においては画像処理で精度の高い位置情報が求められるので、磁気センサよりも高精度に位置検出できる光学センサを用いることがより好適である。検出された移動距離は演算ユニット 107 に送信され、アーチファクト低減のための演算に用いられる。

【0019】

モニタ 200 は、スキャンコンバータ 105 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報を画像として表示する。

【0020】

超音波送信ユニット 101 は、高電圧パルス発生回路等を有している。高電圧パルス発生回路では、所定のレート周波数  $f_r$  Hz (周期;  $1/f_r$  秒) で、送信超音波を形成するための高電圧パルスが繰り返し発生される。

【0021】

超音波受信ユニット 102 は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、遅延回路、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ 12 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器では、この増幅されたエコー信号のアナログ-デジタル変換を行う。そして、遅延回路により、受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0022】

Bモード処理ユニット 103 は、超音波受信ユニット 102 及び演算ユニット 107 からエコー信号を受け取り、検波処理、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度がモニタ 200 上に明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、スキャンコンバータ 105 に送信され、反射波の強度を輝度にて表した Bモード画像としてモニタ 200 に表示される。

【0023】

スキャンコンバータ 105 は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。スキャンコンバータ 105 は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、例えば診断の後に操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。

【0024】

メモリ 106 は、超音波受信ユニット 101 からのエコー信号を記憶する。メモリ 106 にはプローブの位置を変えた複数時点における複数組のエコー信号が記憶される。

【0025】

演算ユニット 107 は、メモリ 106 に記憶された複数組のエコー信号と、移動距離測定ユニットから取得した移動距離の情報を用い、上述した方式に基づく加減算や絶対値処理等の演算処理をする。演算処理によって得られたエコー信号は、Bモード処理ユニット 103 に入力され、最終的にアーチファクトの低減された超音波画像がモニタ 200 に表

10

20

30

40

50

示される。演算ユニット107の行う演算処理は本実施形態の特徴部である。以下、この演算処理の具体的手法を中心に詳述する。

【0026】

図3は水浸法において組織に重なって表示される多重反射アーチファクトと、プローブの移動に伴う多重反射アーチファクトの位置の移動の様子を示すための説明図である。

【0027】

まず、図3の左側の図を用いて説明する。多数の振動子12が配列された超音波プローブ11が液体容器内の温水14の中におかれ、温水を介して例えば乳房などの被検体16に対して超音波の送受信を行う。図2の超音波送信ユニット101から高電圧パルスがケーブル13を通して振動子12に加えられると超音波が発射され、被検体からの反射超音波が振動子に当たると電圧が発生しケーブル13を通して図2の超音波受信ユニット102を介してメモリ106、Bモード処理ユニット103に入力され、スキャンコンバータ105により断面像が生成されモニタ200に表示される。超音波プローブ11は、図に矢印で示したプローブ移動機構22により水面23を越えないように超音波ビーム方向に移動する。移動距離は移動距離検出ユニット27により検出される。

10

【0028】

被検体の表面すなわち体表15は通常は皮膚であり、温水14との音響インピーダンスの差が大きいため比較的強い反射を起こし、最初の反射波は画像上では体表の断面として振動子表面12からXの距離に正しく表示される。体表の下の組織16も断面像として表示される。

20

【0029】

このとき、超音波ビームに垂直な体表の部分19からの反射はとくに強く、反射して振動子表面12に到達した超音波20は、振動子の音響インピーダンスが水に比較して非常に大きいため強い反射を起こし、再び被検体の方向に向かい体表19で反射されて振動子に到達する。これが多重反射信号となる。この信号の到達時間は振動子12と体表19の間を2度往復するため、初めの反射波の到達時間の2倍であり、多重反射像21aは振動子から体表までの2倍の距離すなわち振動子から2Xの位置に表示される。すなわち、体表19からはXの距離に表示される。この位置の本来の組織像17を楕円で示してあり、組織像17と多重反射像21aは重ねて表示される。

30

【0030】

図3の右側の図は超音波プローブを上をXsだけ移動した場合を示している。このとき、振動子表面12と体表19の距離はX+Xsとなるが、多重反射の画像21bは振動子表面2から2X+2Xsの距離になる。これらの画像全体の表示位置をXsだけ振動子側に戻すと、体表15およびその下の組織16、組織像17は左側の図と同じ位置に表示される。一方、多重反射の画像21bは体表15、組織16、17に対してXsだけ下に表示される。この位置にある組織像18を図には長方形で示してある。

【0031】

したがって、左から右の画像を差し引けば同じ位置に表示されている体表15、組織像16、17、18は消え、多重反射像21aと21bだけの画像を得ることができる。逆にこれらの画像を加算すれば、体表15、組織像16、17、18と多重反射像21a、21bとを重ねた画像になる。後者の重複画像から前者の多重反射だけの画像を差し引くことができれば、多重反射像を除去し真の組織画像を得ることができる。

40

【0032】

しかしながら、実際には、単なる減算と加算だけでは多重反射像を取り除くことができない。次に、図4～図6を用いて、多重反射を取り除くための演算処理について詳しく説明する。

【0033】

図6には(a)～(g)の7種類の高周波信号の反射波波形が示されている。横軸は時間(μs)であり、縦軸は反射波信号電圧の相対的な値である。パルス波形の包絡線は正規分布曲線で近似し、超音波周波数は5MHz、超音波パルスの半値幅は約0.6mm、

50

プローブの移動距離すなわち組織 17 と組織 18 の位置の間隔は 2 . 3 mm とした場合の例である。距離を時間に対応させると、パルスの半値幅は約 0 . 8  $\mu$ s、プローブの移動距離は約 3  $\mu$ s である。組織 17、組織 18、多重反射 21 a の振幅比は 0 . 7 : 1 : 0 . 5 であり、多重反射 21 a の振幅が組織 17、組織 18 の振幅より大きい場合である。

【0034】

( a ) の波形 3 1 は図 3 の組織 17 からの反射波、波形 3 2 は組織 18 からの反射波の波形である。( b ) の波形 3 3 は図 3 の多重反射 21 a の波形である。( c ) の波形 3 4 は組織 17 の波形 3 1 と多重反射の波形 3 3 の波形が重なったものである。組織 17 の波形と多重反射の波形 3 3 は 1 / 8 波長だけずれている。( d ) と ( e ) の波形はプローブを  $X_s$  だけ移動し、得られた信号を距離  $X_s$  に相当する時間だけ戻したシフト信号の波形である。( d ) の波形 3 5 は図 3 の右側の図の多重反射 21 b のシフト信号の波形であり、( e ) の波形 3 6 は組織 17 を表すシフト波形であり、波形 3 7 は組織 18 と多重反射 21 b が重畳した波形のシフト波形である。

10

【0035】

実際に反射信号として得られるのは、( c ) と ( e ) の組織と多重反射が重なった波形のみであり、( a )、( b )、( d ) など、組織単独あるいは多重反射単独の波形は測定できない。したがって、( c ) と ( e ) の波形を用いて、真の波形 ( a ) を求めることが本実施形態の課題である。

【0036】

まず、( c ) と ( e ) の波形を加算する。組織 17 の反射波形 3 1 を  $T_1$ 、組織 18 の反射波形 3 2 を  $T_2$ 、多重反射 3 3 の波形を  $M$  とする。すると、( c ) と ( e ) を加算した波形は組織 17 の位置が  $(2T_1 + M)$ 、組織 18 の位置が  $(2T_2 + M)$  となる。次に、( c ) から ( e ) の波形を減算すると、組織 17 の位置が  $M$ 、組織 18 の位置が  $-M$  となる。減算波形がともに  $M$  であれば、加算波形から減算波形を差し引くことにより  $2(T_1 + T_2)$  となり、組織のみの真の画像が得られるが、一方が  $M$ 、他方が  $-M$  のためそうはならない。

20

【0037】

図 4 ( f ) は、距離が体表から  $(X + X_s / 2)$  に相当する時間より手前は 1、その後は  $-1$  の値をもつステップ関数 3 8 である。このステップ関数 3 8 を  $K_t$  とすると、 $K_t$  と減算波形の積は、組織 17 と組織 18 の両方の位置において  $M$  となる。( g ) の演算処理波形 3 9 と 4 0 は、加算波形からステップ関数  $K_t$  と減算波形の積を差し引き 2 で割ったもので、組織のみの波形 ( a ) の 3 1 と 3 2 に等しくなり、このような演算処理により多重反射信号が除去されて組織のみの画像が得られる。

30

【0038】

以上の演算処理は、反射信号そのものすなわち高周波信号で行ったものであるが、本実施形態はこれに限られない。位相情報をもつ直交検波波形を用いても同じ結果が得られる。しかし、通常超音波断層像を表示するときに用いられる検波信号、すなわち高周波信号を両波整流したものの抱絡線では位相の情報をもたないため、上述の演算処理では多重反射を除去できない場合が出てくる。そこで、次に検波信号を用いて多重反射を除去する方法について詳しく説明する。

40

【0039】

図 5 の ( h ) ~ ( m ) は検波波形であり、超音波周波数その他の条件は図 4 と同じであり、組織 17 の波形と多重反射 21 a の波形は 1 / 8 波長ずれている。

【0040】

図 5 ( h ) は、プローブ移動前の組織 17、組織 18、多重反射 21 a の合成波形であり、この場合は組織 17 からの反射と多重反射 21 a が重なって波形 4 1 を形成し、組織 18 の位置には組織 18 からの反射波 4 2 のみがある。図 4 と同様に、組織 17 の反射波形 4 1 を  $T_1$ 、組織 18 の反射波形 4 2 を  $T_2$ 、多重反射 4 3 の波形を  $M$  とすれば、波形 4 1 は  $|T_1 + M|$ 、波形 4 2 は  $|T_2|$  と表される。( i ) はプローブ移動後のシフト波形であり、波形 4 3 は組織 17 のみの波形  $|T_1|$ 、波形 4 4 は組織 18 と多重反射 2

50

1 b が重なった波形  $|T_2 + M|$  である。(h) と (i) はいずれも組織と多重反射の合成波形であり、受信信号から得られるものである。(j) は (h) と (i) の平均であり、波形 45 は  $(|T_1| + |T_1 + M|) / 2$ 、波形 46 は  $(|T_2| + |T_2 + M|)$  と表される。(k) は (h) と (i) の差を 2 で割った値の絶対値の波形であり、波形 47 は  $||T_1 + M| - |T_1|| / 2$ 、波形 48 は  $||T_2| - |T_2 + M|| / 2$  と表される。

【0041】

図 5 (l) は (j) から (k) を差し引いた処理波形、(m) は組織のみの波形である。処理波形 (l) が、組織のみの波形 (m) に等しくなればよい。図 5 の例では、組織 17 と多重反射 21 a の波形が  $1/8$  波長ずれているがほとんど同位相であるため、(l) と (m) の差はほとんどゼロとなり、多重反射アーチファクトは除去される。

10

【0042】

図 6 は組織 17 と多重反射 21 a の波形が半波長ずれている場合について図 5 と同じものを示している。図 5 と図 6 の番号は 41 と 61、42 と 62 のように、図 5 の番号に 20 を足した番号が図 6 の波形に対応している。

【0043】

図 6 の (n) の波形 61 は組織 17 と多重反射 21 a が重なった波形であるが、位相が反転しているため合成波形の振幅はそれぞれの和とはならず差となって、図 5 の (h) とは異なりいずれの波形よりも小さくなっている。図 6 の (o) の波形 64 も同様である。

【0044】

図 6 の (r) は図 5 と同じ方法による処理波形であるが、組織のみの波形 (s) と比較すると、組織 17 の位置にある処理波形 69 は明らかに真の波形 71 に比較して小さく、組織の反射波と多重反射の位相が逆位相に近い場合は、厳密にはこの演算処理では多重反射アーチファクトが除去されない。すなわち、組織の反射波と多重反射の位相関係により、多重反射アーチファクトが除去される場合とされない場合があることが分かる。

20

【0045】

しかし、プローブを移動させることにより、組織と多重反射の位相関係を変えることができる。例えば、プローブを  $1/8$  波長だけ遠ざけると往復距離が  $1/4$  波長だけ長くなり、組織の反射波に対する多重反射の位相は移動前後で  $1/4$  波長だけ変化する。したがって、プローブを  $1/8$  波長ずつ移動しながら 4 種類の信号を収集しそれらを加算したもののについて、上記の演算処理を行うことによって位相の影響を除くことができる。

30

【0046】

図 7 (t) ~ (y) は、プローブを  $1/8$  波長 (この例では  $0.075 \text{ mm}$ ) ずつごく僅か移動して得られた 4 個の波形をそれぞれ移動した距離だけ戻して加算した波形と、その後プローブを  $7.5$  波長 ( $4.5 \text{ mm}$ ) 移動しさらに  $1/8$  波長ずつ移動して得られた 4 個の波形をそれぞれ移動した距離戻して加算した波形との間で上記の演算処理を行った結果である。すなわち、図 5 あるいは図 6 において、移動前の合成波形として  $1/8$  波長ずつ移動して 4 個の波形を加算した波形、移動後のシフト波形として  $7.5$  波長移動してさらに  $1/8$  波長ずつ移動して 4 個の波形を加算した波形を用いたものである。

【0047】

このようにすると、図 7 (x)、(y) に示すように、処理波形 89、90 と多重反射を含まない組織のみの反射波形 91、92 は、組織 17 からの反射波と多重反射 21 a の位相関係によらずほとんど等しくなる。

40

【0048】

例えば超音波の周波数が  $5 \text{ MHz}$  の場合、波長は約  $0.6 \text{ mm}$ 、 $1/8$  波長は  $0.075 \text{ mm}$  で、対応する時間は  $0.2 \mu\text{s}$  と  $0.025 \mu\text{s}$  でありごく僅かであるから、微細なプローブの移動機構および移動距離測定用のセンサが必要である。ただし、この程度の精密な機構は従来技術で十分である。僅かな移動距離だけ戻す場合は正確な移動距離の測定と適切な音速の設定が必要であるが、例えば水温を  $37$  度に一定にするなどで十分可能である。また、移動距離に測定誤差などがあっても、多重反射の存在するおよその位置は

50

分かっているので、正常組織のみの部分の移動前後の差の波形が最小になる位置を求めて微細な調整を行うことができる。

【0049】

また、ここではプローブを1/8波長ずつずらした4つの波形を加算する場合を説明したが、これに限られない。例えば、3/8波長ずらした波形や、5/8波長ずらした波形など、1/8の奇数倍の波長ずらした波形を加算した信号を用いても適応可能である。

【0050】

これまで、超音波信号の重なりが反射波の位相関係により加算にも減算にもなりうることから、その詳細を検討してすべての場合について多重反射の削除が可能であることを説明した。しかし、体内臓器は一般には超音波の波長（例えば、周波数が5MHzの場合は約0.3mm）より細かな組織構造をしており、超音波特有のスペックルパターンを生じ位相関係が崩れている。したがって、位相を考慮することなく加算、減算、絶対値などの演算を行ってもよい。このようにしても、アーチファクトの除去効果に大きな差はみられない場合も多い。

10

【0051】

また、超音波診断装置で通常行われているように受信信号の振幅を対数圧縮したり、非線形処理をした後にアーチファクト除去の演算処理を行うことも可能である。さらに、画像に対してスペックル除去のための特殊な空間処理や一般的なフィルタ処理などを行った画像を用いてアーチファクト除去の演算処理を行ってもよい。つまり本実施形態においては、アーチファクト除去の演算処理をBモード処理ユニット103の前段での信号を用いて行っているが、これに限られない。Bモード処理ユニット103で生成される信号や、スキャンコンバータ105に入力される信号、あるいはスキャンコンバータ105が生成する画像データに対して同様の処理を行うものであってもよい。

20

【0052】

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の実際の動作態様の一例について図8を用いて説明する。

【0053】

まず、ステップS1として、操作者が被検体および装置を所定の位置にセッティングする。具体的には、被検体を寝台に仰向けに載置し、さらに被検体の乳房の上に超音波プローブ11や、温水14の入った液体容器をセットする。

30

【0054】

次に、ステップS2として、操作者が所定の入力を行うことにより超音波信号の収集が開始される。この入力を受け、ステップS3へと移る。

【0055】

ステップ3においては、プローブ移動機構22が駆動し、超音波プローブ11を所定位置まで移動する。これと同時に、移動距離測定ユニット27は超音波プローブ11の移動距離を検出し、メモリ106に記憶する。

【0056】

そして、ステップS4として、超音波信号が収集される。具体的には、超音波プローブ11から超音波が送受信され、得られた超音波信号が超音波受信ユニット102を介し、メモリ106に記憶される。なお、ここで収集される超音波信号は、一断面分の信号に限られない。例えば、超音波プローブ11を超音波送受信方向と異なる方向に回転移動させたり、平行移動させたりすることにより、三次元的な領域の超音波信号を収集してもよい。

40

【0057】

さらにステップS5において、設定された条件に基づき、さらに異なる位置における超音波信号の収集を行うか否かが判断される。さらに異なる位置での超音波信号の収集を行う場合はステップS3に戻り、また、設定された位置での収集を全て終了した場合には、ステップS6に移る。ここでの設定された条件とは、上述した演算処理を行うためのプローブの移動距離の条件であり、あらかじめ装置に設定されているものであってもよいし、

50

操作者が適宜設定変更できるものであってもよい。しかし、少なくとも超音波のパルス幅以上離れた2つの位置で超音波信号を収集するよう設定されていることが必須である。このようなステップS3ないしステップS5の動作を繰り返して、それぞれ位置関係の異なる複数の超音波信号が収集される。

【0058】

ステップS6において、演算ユニット107がメモリ106に記憶されている複数の超音波信号と、それぞれに対応するプローブの移動距離の情報を読み出す。演算ユニット107は、取得したこれらの情報に基づき、上述した加減算や絶対値処理等を行う。

【0059】

そしてステップS7において、演算ユニット107において演算された超音波信号に基づいて、Bモード処理ユニット103やスキャンコンバータ105が画像化処理を行い、アーチファクトが除去された超音波画像が得られる。 10

【0060】

なお、ここではプローブの移動および超音波信号の収集は自動的に行われるものとして説明しているが、これに限られない。操作者が適宜移動量を入力したり、手動で移動するものであってもよい。また、超音波信号の収集においても操作者の入力があった時点の超音波信号を収集するものであってもよい。

【0061】

さらに、上述の説明では多重反射によるアーチファクトの除去を主として説明したがこれに限られない。超音波診断装置のアーチファクトでは、多重反射とともにとくに大きな問題になるのはグレイティングローブによるアーチファクトである。グレイティングローブは、振動素子を多数配列したアレイ振動子において、振動素子間隔と超音波周波数との関係から超音波送受信方向に対し例えば30度などの特定方向に発生する。このグレイティングローブの発生により、超音波の送受信方向に対して例えば±30度の方向にある反射体の反射波もある程度受信してしまい、アーチファクトの原因となる。 20

【0062】

グレイティングローブアーチファクトも、図3のように超音波プローブを超音波ビーム方向に移動することにより発生位置が異なり、また、後述する図9のように超音波ビーム方向を変えても発生位置が異なる。したがって、超音波プローブの移動あるいは超音波ビームの方向を変えることによって、グレイティングローブアーチファクトを除去することが可能である。 30

【0063】

次に、本実施形態の効果について説明する。本実施形態によれば、偽の画像情報を除去し真の画像情報のみを出力できる。

【0064】

本実施形態によれば、超音波診断装置に適応させることにより、とくに水浸法において偽の画像情報の位置が異なる複数の画像情報を容易に得ることができる。例えば、超音波プローブを超音波ビーム方向へ移動することにより、多重反射やグレイティングローブなどによる偽の画像情報を含む複数の画像情報が得られ、これをもとに演算処理を行うので、多重反射やグレイティングローブが低減された画像情報を出力できる。 40

【0065】

さらに、超音波プローブの移動距離を超音波のパルス幅以上にすることにより、多重反射やグレイティングローブなどの偽の画像情報を異なる位置に発生させることができる。

【0066】

さらに、本実施形態によれば、超音波の反射波の高周波信号あるいは直交検波信号について演算処理を行うことにより、位相情報も考慮して正確な演算処理を行うことができる。

【0067】

また、本実施形態によれば、超音波の反射波の検波信号あるいはそれを処理した信号について演算処理を行うことにより、通常の装置でも簡単に処理ができる。 50

## 【0068】

さらに本実施形態によれば、空間処理された画像情報について演算処理を行うことにより、スペックルなどランダムな位相情報により生じるノイズあるいは高い空間周波数のノイズを軽減できる。

## 【0069】

(第2の実施形態)

以下、本発明の第2の実施形態を図9～図11に基づいて説明する。ここでは第1の実施形態と異なる部分を中心に説明し、重複する説明は省略する。

## 【0070】

第1の実施形態においては、超音波プローブ11をビーム方向に移動する場合を説明した。しかし、図1の原理図でも説明したように必ずしもプローブを動かさなくとも多重反射が異なる位置に出るようにすればよい。その方法について以下に説明する。

## 【0071】

図9は超音波プローブを固定したまま、超音波ビームの方向を電子的に変えることにより多重反射が異なる位置に発生するものである。図3では超音波ビームの送受信方向が振動子面12に垂直な方向であるが、図9は超音波ビームの送受信方向が走査線24a、24bで示されるやや斜めの方向である。左の図ではやや右方向、右の図ではやや左方向に向けて送受信が行われる。

## 【0072】

多重反射は体表15に対して超音波ビームが垂直に入射する部分すなわち図9の点線で示した走査線25a、25bの体表部分で強く起こり、それぞれの多重反射像21c、21dが発生する。図9に示すようにビーム方向を変えることにより、多重反射の起こる体表部位が異なり多重反射の出る位置も異なる。したがって、これらの画像について上述の演算処理を行えば、プローブを固定したままで多重反射を除去することができる。

## 【0073】

図10は、本実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成図を示している。本実施形態の構成において、第1の実施形態と異なる点は、プローブ移動機構22や、移動距離測定ユニット27が不要となる点と、ビーム方向制御ユニット108が必要となる点である。

## 【0074】

ビーム方向制御ユニット108は、超音波送信ユニット101の高電圧パルス発生回路の駆動タイミングおよび超音波受信ユニット102の遅延回路を制御する。これにより、超音波プローブ11に配列された複数の超音波振動子それぞれの駆動タイミングが調節されて、超音波プローブ11から送受信される超音波のビーム方向が定まる。本実施形態においては、図9を参照して上述したように走査線の傾きが制御される。

## 【0075】

さらに、ビーム方向制御ユニット108は、例えば超音波振動子面に対するビーム方向の角度などのビーム方向に関する情報をメモリ106に送信する。また、メモリ106には、ビーム方向を異ならせて得られた複数の超音波信号が記憶される。演算ユニット107は、メモリ106に記憶されたビーム方向に関する情報と複数の超音波信号を読み出して、アーチファクト除去のための演算を行う。本実施形態においては、ビーム方向の角度情報に基づき真の画像情報が同じ座標上に記録される。このようにして得られた画像を用いることにより第1の実施形態と同様の演算処理が可能であることはいうまでもない。

## 【0076】

次に、本実施形態に係る超音波の動作態様について、図11を用いて説明する。ステップS11、ステップS12においては第1の実施形態と同様に、装置のセッティングおよび超音波信号の収集開始の入力が行われる。

## 【0077】

ステップS13では、ビーム方向制御ユニット108がビーム方向を決定し、その情報を超音波送信ユニット101、超音波受信ユニット102やメモリ106に送信する。メ

10

20

30

40

50

メモリ 106 はこのビーム方向に関する情報を記憶する。

【0078】

ステップ S14 では、超音波送信ユニット 101 および超音波受信ユニット 102 がビーム方向制御ユニット 108 から取得したビーム方向の情報に基づいて、超音波の送受信を行う。得られた超音波信号はメモリ 106 に記憶される。ステップ S15 でさらに異なる角度で収集を行うか否かを判断し、ステップ S13 ~ ステップ S15 のループにより、複数の超音波信号およびビーム方向の情報がメモリ 106 に記憶される。

【0079】

ステップ S16 では、演算ユニット 107 が複数の超音波信号およびビーム方向の情報に基づいて演算を行い、ステップ S17 において、画像化処理が行われる。同一画面内で  
図 9 で示す異なる角度の 2 枚の画像データを収集する時間は、例えば約 0.05 秒であり、電子的にビーム方向を変えると同時に超音波プローブ 11 を超音波送受信方向と異なる方向に回転移動させたり、平行移動させたりしながら、数十秒で三次元的な領域の超音波信号を収集することも可能である。

10

【0080】

ここで、ステップ S13 で、ビーム方向制御ユニット 108 が逐一ビーム方向に関する情報をメモリ 106 に送信しているがこれに限られない。所定の条件をあらかじめ設定しておき、それにしたがって超音波送受信が行われるような場合は、逐一ビーム方向に関する情報を送信する必要はなく、設定時の条件をもとに演算が可能である。

【0081】

次に本実施形態の効果について説明する。本実施形態によれば、上述の第 1 の実施形態の効果に加え、以下の効果を有する。

20

【0082】

この方法によればプローブの傾倒角を変える方法（特許文献 1）に比較して、プローブの移動機構が不要なため構造が簡単であり、かつ電子的にビーム方向を変えるため例えば 0.05 秒などのごく短時間でデータ収集が可能のため呼吸による体動の影響も受けない利点がある。

【0083】

ここで、本実施形態においても第 1 の実施形態と同様に、超音波プローブ 11 を回転移動させたり平行移動させたりして三次元的に超音波信号を取得することが可能である。このような場合には上述の効果はさらに顕著である。第 1 の実施形態においては、超音波プローブ 11 の支持機構に対して平行移動や回転移動のための機構と実施例 1 のような上下移動のための機構を並存させると、支持機構の複雑化の懸念がある。これに比べ、本実施形態では電子的な手法によりアーチファクトの位置を異ならせているため、機構を複雑にすることがない。

30

【0084】

（変形例）

以下に本発明に係る実施形態のさらなる変形例を説明する。

【0085】

図 12 に第 1 の変形例として、機械的にビーム方向を変化させる場合を示した。この変形例に係る超音波診断装置の構成は、第 1 の実施形態の構成におけるプローブ移動機構 22 をプローブを揺動移動させるための機構とし、移動距離測定ユニット 27 を周知のロータリーエンコーダ等の揺動角度を検出する機構とする。演算ユニット 107 の行う演算は、第 2 の実施形態における演算とほぼ同様でよい。このような方式でも上述の実施形態と同様の作用・効果が得られることはいうまでもない。本方式においては同じ断面を異なる角度で超音波送受信しているので、3次元領域に対して超音波送受信を行うための機械揺動機構などとは異なる。

40

【0086】

図 13 には、第 2 の変形例として、マンモグラフィで用いるような圧迫板 26 で乳房 16 を挟んで超音波画像を得ようとする場合を示した。図は上から、超音波プローブの振動

50

子面 1 2、温水 1 4、上部の圧迫板 2 6 a、乳房表面 1 5、乳房組織 1 6、下部圧迫板 2 6 b が配置される構造になる。圧迫板 2 6 は 3 mm 程度のポリカーボネイトなどの硬いプラスチック材料でできており、音響インピーダンスが水や皮膚などよりずっと大きいため、圧迫板 2 6 が水 1 4 と接する部分および体表 1 5 と接する部分の両方で強い多重反射 2 1 e を起こす。図 1 3 では強い多重反射 2 1 e を 2 本の線で表している。

【 0 0 8 7 】

図 1 3 の配置で電子的に超音波ビームを走査すると紙面に平行な 1 枚の断層像が得られ、プローブを紙面に垂直な奥の方向へ機械的に動かすことにより、乳房全体の断層像が得られる。これらの断層像には図 1 3 に示すように強い多重反射 2 1 e の線がアーチファクトとして表示され、このままでは診断に供することはできない。そこで、次にプローブを上方に移動させてプローブ表面と圧迫板との距離を大きくし、奥から手前に紙面に垂直にプローブを戻す。すると、多重反射は前より下がった位置に現れ、多重反射が異なる位置にある複数の画像が得られる。多重反射の位置が異なるこれらの画像を利用すれば多重反射のアーチファクトを除去することができる。

10

【 0 0 8 8 】

また図 1 3 に示される場合でも、プローブの上下移動以外の実施形態によってアーチファクトの位置が異なる画像が得られるのはいうまでもない。例えば第 2 の実施形態のように電子的にビーム方向を変化させることによってアーチファクトの位置関係の異なる画像が取得できる。このようにすればプローブの上下方向の移動が不要なので、圧迫板に直接プローブを当接させる場合や一方の圧迫板の溝にプローブを嵌合するような、水浸法と異なる場合でも適応が可能である。

20

【 0 0 8 9 】

また、圧迫板を用いた水浸法の場合は第 2 の実施例の電子的にビーム方向を変える方法あるいは第 1 の変形例の機械的にビーム方向を移動する方式と第 1 の実施例のプローブをビーム方向に移動する方式を組み合わせることも可能であり、これにより圧迫板を用いた場合も多重反射の影響がほとんどない三次元の超音波データを収集できる。

【 0 0 9 0 】

なお、上述した全ての実施形態や変形例において、メモリ 1 0 6、演算ユニット 1 0 7 及びビーム方向制御ユニット 1 0 8 などはハードウェア的に専用基板として装置本体 1 0 0 に備わっていてもよいし、ソフトウェア的に備わっていてもよい。ソフトウェア的に備わっている場合、具体的には装置本体 1 0 0 が内蔵する記憶媒体や外部の記憶媒体などに本実施形態の機能を実現するためのプログラムが記憶されている。このプログラムが装置本体 1 0 0 に内蔵されるメモリに展開され、内蔵する CPU で演算されることにより、同様の機能、構成が実現されることはいうまでもない。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 9 1 】

【 図 1 】 本発明に係る実施形態の原理の説明図

【 図 2 】 本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置のブロック図

【 図 3 】 プローブの移動により多重反射アーチファクトを除去する方法の説明図

【 図 4 】 プローブ移動前後で得られる高周波信号の反射波形および処理波形

40

【 図 5 】 プローブ移動前後で得られる検波信号の反射波形および処理波形（組織の反射波と多重反射が同位相の場合）

【 図 6 】 プローブ移動前後で得られる検波信号の反射波形および処理波形（組織の反射波と多重反射が逆位相の場合）

【 図 7 】 プローブ移動前後で得られる検波信号を加算した波形およびその処理波形

【 図 8 】 図 2 の実施形態の動作態様を説明するためのフローチャート

【 図 9 】 電子的に超音波ビーム方向を変えて多重反射アーチファクトを除去する方法の説明図

【 図 1 0 】 本発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置のブロック図

【 図 1 1 】 図 1 1 の実施形態の動作態様を説明するためのフローチャート

50

【図 1 2】機械的に超音波ビーム方向を変えて多重反射アーチファクトを除去する方法の説明図

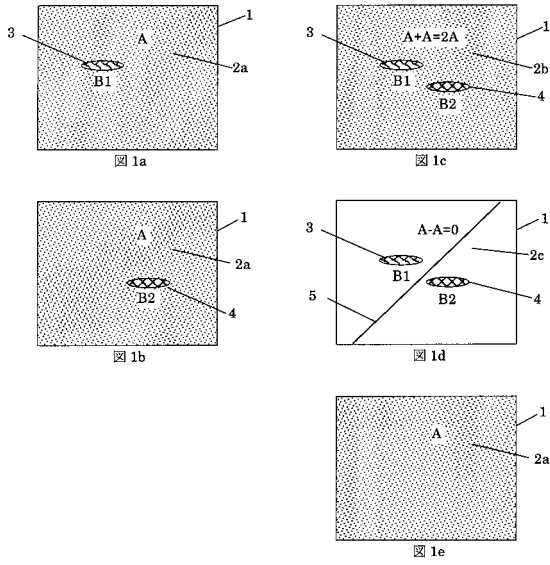
【図 1 3】乳房を圧迫板で挟む方式における多重反射アーチファクトを除去する方法の説明図

【符号の説明】

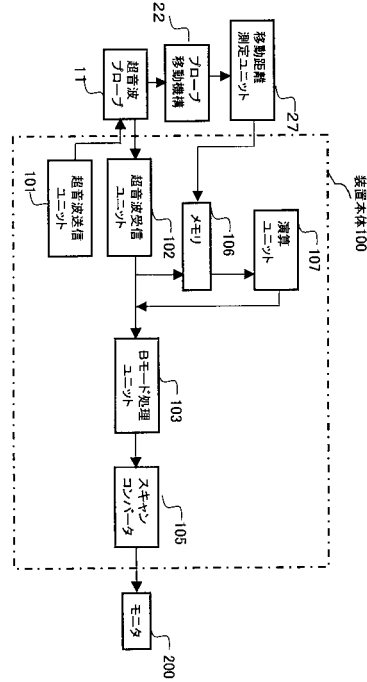
【0092】

- 1 体内臓器の表示領域
- 2 a 真の画像
- 3 第 1 のアーチファクト
- 4 第 2 のアーチファクト
- 10 1 超音波プローブ
- 1 2 振動子
- 1 4 温水
- 1 6 被検体
- 1 7 プローブ移動前に多重反射と重なる組織
- 1 8 プローブ移動後に多重反射と重なる組織
- 1 9 超音波ビームに垂直な体表
- 1 0 水中での多重反射
- 20 2 1 a プローブ移動前の多重反射像
- 2 1 b プローブ移動後の多重反射像
- 2 1 c 超音波送受信方向を右斜めにした場合の多重反射像
- 2 1 d 超音波送受信方向を左斜めにした場合の多重反射像
- 2 2 プローブ移動機構
- 2 4 a 超音波送受信方向を右斜めにした場合の走査線
- 2 4 b 超音波送受信方向を左斜めにした場合の走査線
- 2 4 a 超音波送受信方向を右斜めにした場合の多重反射が起こる走査線
- 2 4 b 超音波送受信方向を左斜めにした場合の多重反射が起こる走査線
- 2 6 圧迫板
- 2 7 移動距離測定ユニット
- 30 3 1 組織 1 7 からの反射波形
- 3 2 組織 1 8 からの反射波形
- 3 3 プローブ移動前の多重反射の波形
- 3 4 組織 7 と多重反射の合成波形
- 3 7 プローブ移動後の組織 1 8 と多重反射の合成波形のシフト波形
- 3 8 ステップ関数
- 3 9 , 4 0 高周波信号による処理波形
- 4 1 , 4 2 プローブ移動前の組織と多重反射の合成検波波形
- 4 3 , 4 4 プローブ移動後の組織と多重反射の合成検波シフト波形
- 4 9 , 5 0 検波信号の処理波形
- 40 5 1 , 5 2 組織のみの真の反射波の検波波形
- 1 0 0 装置本体
- 1 0 1 超音波送信ユニット
- 1 0 2 超音波受信ユニット
- 1 0 3 Bモード処理ユニット
- 1 0 5 スキャンコンバータ
- 1 0 6 メモリ
- 1 0 7 演算ユニット
- 1 0 8 ビーム方向制御ユニット
- 2 0 0 モニタ

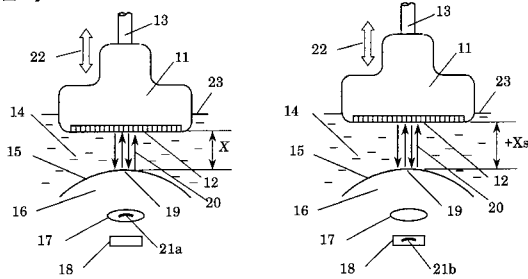
【 図 1 】



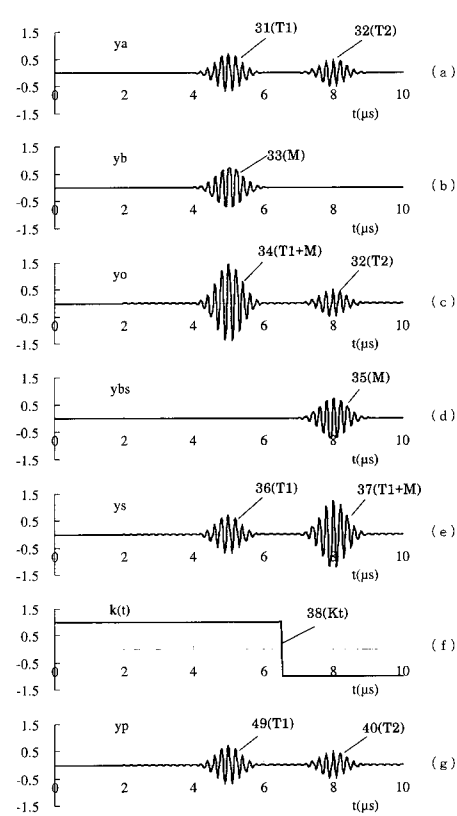
【 図 2 】



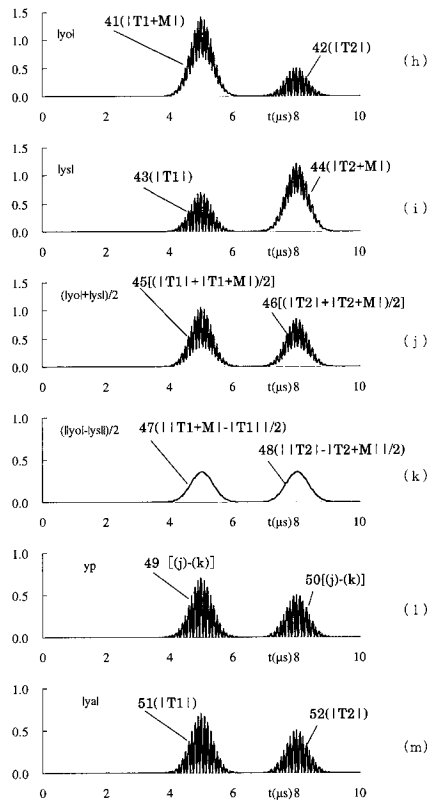
【 図 3 】



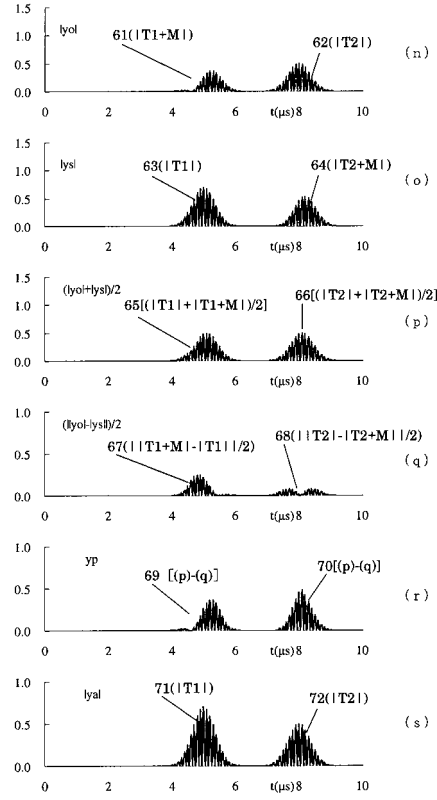
【 図 4 】



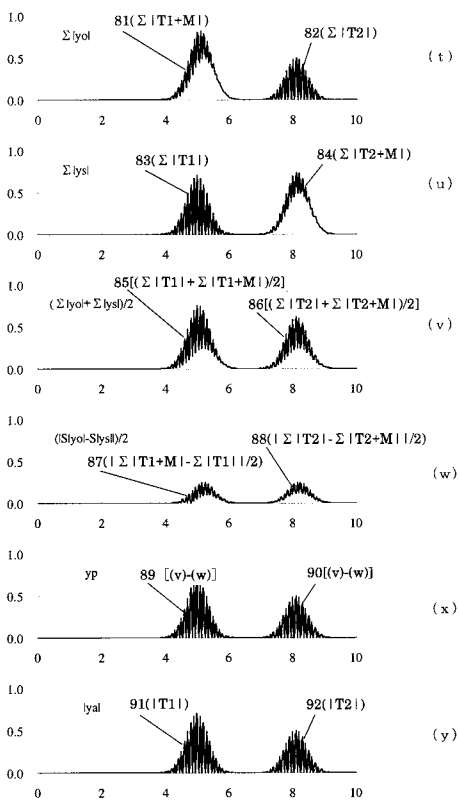
【図5】



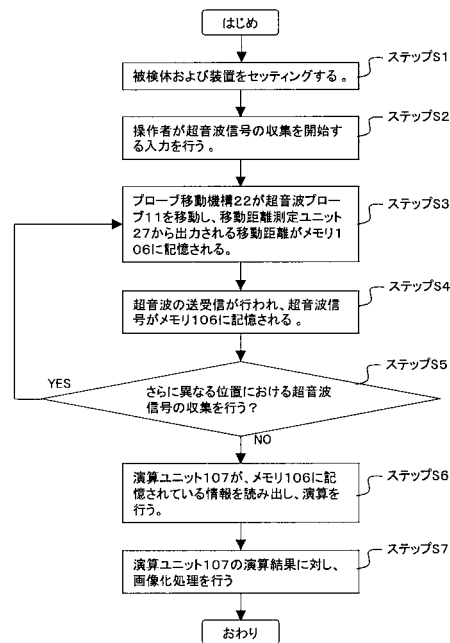
【図6】



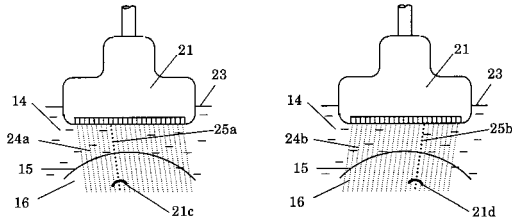
【図7】



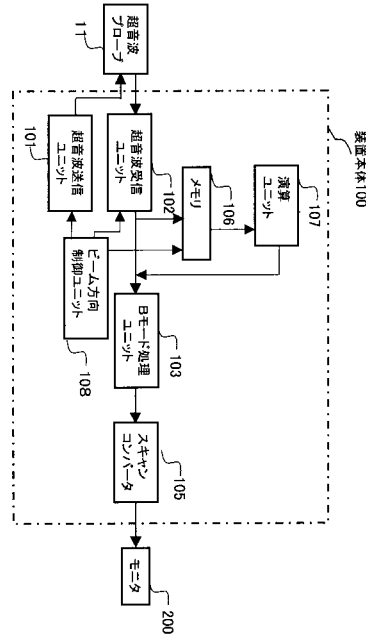
【図8】



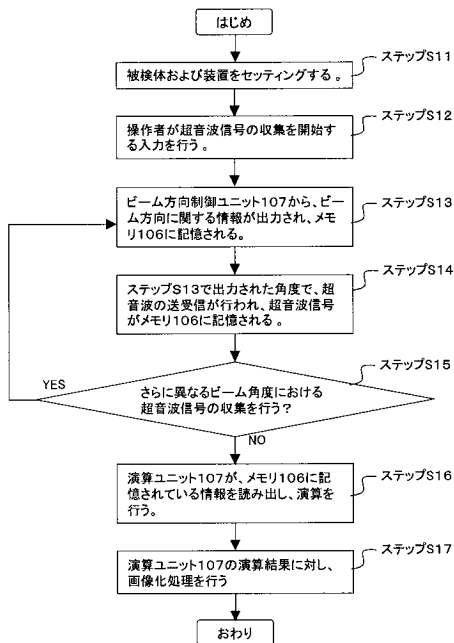
【図9】



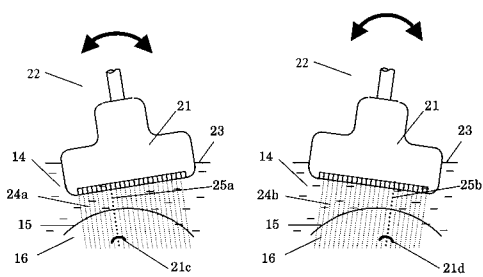
【図10】



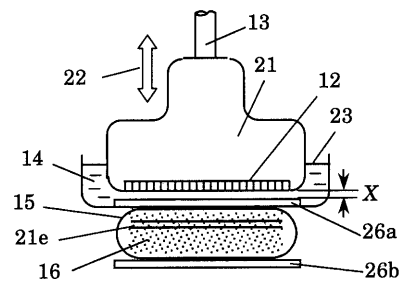
【図11】



【図12】



【図13】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB03 EE04 GA01 GA18 GA25 GC02 GC14 JB45 JC19  
JC21 KK12 KK21 LL04

专利名称(译)	医学图像诊断设备和医学图像诊断设备的控制程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007236681A</a>	公开(公告)日	2007-09-20
申请号	JP2006064122	申请日	2006-03-09
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[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/BB03 4C601/EE04 4C601/GA01 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/GC02 4C601/GC14 4C601/JB45 4C601/JC19 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK21 4C601/LL04		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：在传统的医学图像诊断设备中，由于各种因素而产生的伪图像（伪像）被显示为叠加在真实的组织图像上，这对诊断造成了很大的障碍。特别地，由于多次反射导致的伪影，超声波水浸法已经难以实际使用。解决方案：收集包括真实图像信息和虚假图像信息并且具有不同位置的虚假图像信息的多条图像信息，并且通过对多个图像信息进行加减运算的计算过程来获得虚假图像信息。删除并仅显示真实的组织学。[选型图]图1

