

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4921826号
(P4921826)

(45) 発行日 平成24年4月25日(2012.4.25)

(24) 登録日 平成24年2月10日(2012.2.10)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 12 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2006-91059 (P2006-91059)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成18年3月29日 (2006.3.29)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2006-305337 (P2006-305337A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成18年11月9日 (2006.11.9)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成21年2月25日 (2009.2.25)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2005-104523 (P2005-104523)		栃木県大田原市下石上1385番地
(32) 優先日	平成17年3月31日 (2005.3.31)	(74) 代理人	100091351
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100084618
			弁理士 村松 貞男

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体を超音波走査し超音波画像を取得する超音波診断装置であって、
前記被検体に対し超音波を送信し、当該超音波からの複数フレームに関するエコー信号を受信する超音波プローブと、

前記超音波の送信方向を縦方向とした場合に、当該縦方向に沿った複数の位置の前記エコー信号に比して横方向に沿った複数の位置の前記エコー信号を多く取得するカーネルパターンを用いて、前記複数フレームに関するエコー信号のそれぞれに含まれるスペックルパターン成分を軽減するCFAR(Contrast False Alarm Rate)処理を実行し、超音波画像を生成する画像生成ユニットと、

生成された前記超音波画像を表示する表示ユニットと、
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記画像生成ユニットは、
前記CFAR処理を実行することで、前記複数フレームそれぞれに関する複数の第1の画像を生成し、

前記複数の第1の画像を用いて最大値投影演算又は最大値保持演算を行うことで、前記超音波画像を生成すること、

を特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

10

20

前記表示ユニットは、前記受信された前記複数フレームに関するエコー信号に基づいて生成された第3の画像、前記第1の画像、前記超音波画像のうち、少なくとも2つを同時に表示することを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記表示ユニットは、前記受信された前記複数フレームに関するエコー信号に基づいて生成された第3の画像と前記第1の画像とが重畳され、且つ前記第3の画像及び前記第1の画像のうちの一方の色調を他方の色調と異なる形態とした重畳画像を、前記超音波画像と同時に表示することを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記画像生成ユニットは、
前記複数フレームに関するエコー信号を用いて最大値投影演算又は最大値保持演算を実行することで第2の画像を生成し、
前記第2の画像を用いて前記CFAR処理を行うことで、前記超音波画像を生成すること、
を特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

10

【請求項6】

前記表示ユニットは、前記受信された前記複数フレームに関するエコー信号に基づいて生成された第3の画像、前記第2の画像、前記超音波画像のうち、少なくとも2つを同時に表示することを特徴とする請求項5記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記表示ユニットは、前記受信された前記複数フレームに関するエコー信号に基づいて生成された第3の画像と前記第2の画像とが重畳され、且つ前記第3の画像及び前記第2の画像のうちの一方の色調を他方の色調と異なる形態とした重畳画像を、前記超音波画像と同時に表示することを特徴とする請求項5記載の超音波診断装置。

20

【請求項8】

前記カーネルパターンは、線対称又は点对称であることを特徴とする請求項1乃至7のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記超音波プローブの移動範囲を検出する検出ユニットと、
検出された前記超音波プローブの移動範囲に基づいて、当該被検体の被超音波走査領域を計算する計算ユニットと、
をさらに具備し、
前記表示ユニットは、計算された前記被超音波走査領域を所定の形態にて表示することを特徴とする請求項1乃至8のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

30

【請求項10】

前記表示ユニットは、ボディマークを用いて計算された前記被超音波走査領域を表示することを特徴とする請求項9のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記画像生成ユニットは、少なくとも前記第1の画像を用いて最大値投影演算又は最大値保持演算を行うことで、前記第2の画像を生成することを特徴とする請求項1乃至10のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

40

【請求項12】

超音波プローブと、画像生成ユニットと、表示ユニットと、制御手段と、を具備する超音波診断装置の制御方法であって、

前記制御手段が、

前記超音波プローブに、前記被検体に対し超音波を送信させ、当該超音波からの複数フレームに関するエコー信号を受信させ、

前記画像生成ユニットに、前記超音波の送信方向を縦方向とした場合に、当該縦方向に沿った複数の位置の前記エコー信号に比して横方向に沿った複数の位置の前記エコー信号を多く取得するカーネルパターンを用いて、前記複数フレームに関するエコー信号のそれぞ

50

れに含まれるスペックルパターン成分を軽減するCFAR (Contrast False Alarm Rate) 処理を実行させることで、超音波画像を生成させ、前記表示ユニットに、生成された前記超音波画像を表示させること、を具備することを特徴とする超音波診断装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、組織のエコー信号から、生体臓器等の中の微小な構造物を積極的に抽出し表示する超音波診断装置及びその制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査が行えるほか、システムの規模がX線、CT、MRIなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便である。また、超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されており、超音波診断はX線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

【0003】

このような超音波診断の一つに、乳がんの早期診断がある。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個あるいは数個が局所に散在する。石灰は生体組織に比べ硬いため、超音波をよく反射するため画像上高輝度となることが期待されるが、数百ミクロン程度であっても画像の中から目視で抽出するのは難しいと言われている。

【0004】

ところで、超音波画像上においては、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、肝硬変の診断等に利用される一方、例えば上記乳癌検診の場合には見落とされがちな微小石灰化等の微小構造物と酷似しており、場合によっては紛らわしい画像情報となる。従って、スペックルパターンを必要としない上記乳癌診断等においては、例えば空間コンパウンド、CFAR (Contrast False Alarm Rate : 一定誤警報率) 処理、類似度フィルタその他のスペックルリダクション処理、MIP (Maximum Intensity Projection) 処理、画像条件の調整等によってその除去が行われている (例えば、特許文献1乃至4参照) 。また、超音波の分野ではないが、微小石灰化を自動認識する試みも、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5参照) 。

【特許文献1】特昭61-189476号公報

【特許文献2】特開2001-238884号公報

【特許文献3】特開2003-61964号公報

【特許文献4】特開2004-321582号公報

【特許文献5】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】

【0005】

しかしながら、スペックルパターンを除去し微小構造物を良好に観察するための上記従来の各手法においては、例えば次に述べる問題がある。

【0006】

CFAR処理を利用したスペックルリダクションにおいては、微小構造物のコントラスト比を相対的に高めることはできても、生体を3次元的にスキャンして微小なものを探索するケースでは、依然として見落としが発生する。例えばあるフレームに微小構造物が表

10

20

30

40

50

示されていても、発見（認知）するまでの所要時間より、スキャン断面の移動時間の方が短いのが常である。

【0007】

また、MIP処理においては、臓器の概形を観察するには適しているが、スペckルパターンと微小構造物が混在したまま重畳されると、逆に微小なもののコントラスト比は低下してしまう。従って、MIP処理のままの画像では、微小構造物の観察には十分とは言えない。

【0008】

さらに、画質条件の調整においては、操作者が手動で調整を行えばある程度適した画像は得られるが、設定を誤ると、微小構造物も表示されない場合や、スペckルが依然として残存する場合も起こり得る。しかも最適設定値は被験者の状態（皮下脂肪による減衰）によっても異なるため、最適値を記録しておくことも無意味となる。また、上記のような設定値による画像は、従来の臓器の概形などが見えないことが多く、この画像単独では断面の特定などが困難となってしまう場合がある。

【0009】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、例えば乳癌検診において見落とされがちな微小石灰化等の微小構造物を好適に観察することが可能な超音波診断装置、及びその制御方法を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0011】

請求項1に記載の発明は、被検体を超音波走査し超音波画像を取得する超音波診断装置であって、前記被検体に対し超音波を送信し、当該超音波からの複数フレームに関するエコー信号を受信する超音波プローブと、前記超音波の送信方向を縦方向とした場合に、当該縦方向に沿った複数の位置の前記エコー信号に比して横方向に沿った複数の位置の前記エコー信号を多く取得するカーネルパターンを用いて、前記複数フレームに関するエコー信号のそれぞれに含まれるスペckルパターン成分を軽減するCFAR(Contrast False Alarm Rate)処理を実行し、超音波画像を生成する画像生成ユニットと、生成された前記超音波画像を表示する表示ユニットと、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

請求項12に記載の発明は、超音波プローブと、画像生成ユニットと、表示ユニットと、制御手段と、を具備する超音波診断装置の制御方法であって、前記制御手段が、前記超音波プローブに、前記被検体に対し超音波を送信させ、当該超音波からの複数フレームに関するエコー信号を受信させ、前記画像生成ユニットに、前記超音波の送信方向を縦方向とした場合に、当該縦方向に沿った複数の位置の前記エコー信号に比して横方向に沿った複数の位置の前記エコー信号を多く取得するカーネルパターンを用いて、前記複数フレームに関するエコー信号のそれぞれに含まれるスペckルパターン成分を軽減するCFAR(Contrast False Alarm Rate)処理を実行させることで、超音波画像を生成させ、前記表示ユニットに、生成された前記超音波画像を表示させること、を具備することを特徴とする超音波診断装置の制御方法である。

【発明の効果】

【0015】

以上本発明によれば、例えば乳癌検診において見落とされがちな微小石灰化等の微小構造物を好適に観察することが可能な超音波診断装置及びその制御方法を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、本発明の第1実施形態乃至第6実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重

10

20

30

40

50

複説明は必要な場合にのみ行う。また、各実施形態においては説明を具体的とするため、診断対象は乳房であるとする。しかしながら、これに拘泥されることなく、本発明に係る技術的手法は、乳房の他肝臓、膵臓等の所定の臓器に対しても有効である。

【0017】

(第1実施形態)

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1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10は、超音波プローブ12、入力装置13、モニター14、超音波送信ユニット21、超音波受信ユニット22、Bモード処理ユニット23、ドプラ処理ユニット24、スキャンコンバータ25、シネメモリ26、画像合成部27、制御プロセッサ(CPU)28、内部記憶部29、インタフェース部30、画像処理部31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。

10

【0018】

超音波プローブ12は、超音波送受信ユニット21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圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材等を有している。当該超音波プローブ12から被検体Pに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の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12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。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

20

【0019】

入力装置13は、装置本体11に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域(ROI)の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体11にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール13s、マウス13c、キーボード13d等を有している。例えば、操作者が入力装置13の終了ボタンやFREEZEボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、当該超音波診断装置は一時停止状態となる。

【0020】

モニター14は、スキャンコンバータ25からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

30

【0021】

超音波送信ユニット21は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、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レートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ12に駆動パルスを印加する。

【0022】

なお、超音波送信ユニット21は、制御プロセッサ28の指示に従って所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なりニアンプ型の発信回路、又は複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

40

【0023】

超音波受信ユニット22は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、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、増幅されたエコー信号に対し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により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

50

【0024】

Bモード処理ユニット23は、送受信ユニット21からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の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25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ー14に表示される。

【0025】

ドブラ処理ユニット24は、送受信ユニット21から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。得られた血流情報はスキャンコンバータ25に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてモニター14にカラー表示される。

10

【0026】

スキャンコンバータ25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25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。なお、当該スキャンコンバータ25に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

【0027】

シネメモリ26は、例えばフリーズする直前の複数フレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。このシネメモリ26に記憶されている画像を連続表示(シネ表示)することで、超音波動画を表示することも可能である。

20

【0028】

画像合成部27は、スキャンコンバータ25又は画像処理部31から受け取った画像を種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号としてモニター14に出力する。特に、画像合成部27は、スキャンコンバータ25から受け取るスペックルリダクション前のBモード画像と、画像処理部31から受け取るスペックルリダクション前のBモード画像、MIP処理後の画像とを合成した合成画像を生成する。

【0029】

制御プロセッサ28は、情報処理装置(計算機)としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する制御手段である。制御プロセッサ28は、内部記憶部29から画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する

30

内部記憶部29は、後述のスキャンシーケンス、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラムや、診断情報(患者ID、医師の所見等)、診断プロトコル、送受信条件、CFAR処理制御プログラム、ボディマーク生成プログラムその他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、画像メモリ26中の画像の保管などにも使用される。内部記憶部29のデータは、インタフェース回路30を經由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

【0030】

インタフェース部30は、入力装置13、ネットワーク、新たな外部記憶装置(図示せず)に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェース部30によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

40

【0031】

画像処理部31は、制御プロセッサ28からの制御に基づいて、スキャンコンバータ25又は内部記憶部29から受け取ったBモード画像等に、CFAR処理等のスペックルリダクション処理、複数フレーム画像を用いたMIP処理等の各種画像処理を実行する。

【0032】

(微小構造物抽出機能)

50

次に、本超音波診断装置 1 が有する、微小構造物抽出機能について説明する。この機能は、例えば乳房、肝臓、膵臓等の診断において、Bモード画像（組織像）からスペックルパターンを除去すると共にM I P処理を行うことで、微小構造物が積極的に抽出された画像生成（微小構造物抽出画像）を生成するものである。

【 0 0 3 3 】

本実施形態においては、説明を具体的にするため、Bモード画像からスペックルパターンを除去するための手法としてC F A R処理を採用する。しかしながら、これに拘泥されず、例えば異なる方向からの送受信信号を重畳させてスペックルパターンを平滑化した後に表示輝度を低減させる空間コンパウンド法、統計的性質を利用してスペックルパターンを除去する類似度フィルタ法等の種々のものを採用することができる。ここで、従来の空間コンパウンド法のいくつかは、スペックルを平滑化するのみで、全体の輝度は保持したままである表示形態を採るものであるが、本実施形態の主旨からみれば、空間コンパウンドはスペックルの平滑化と共にスペックル部の輝度低減を行うことが好ましい。

10

【 0 0 3 4 】

また、C F A R処理という用語はレーダー分野において用いられるものであり、本実施形態ではその関連性により説明を具体的にするため、便宜上「C F A R」という語句を用いている。しかしながら、レーダー分野で用いられる方法、あるいは統計量を厳密に使用したものに拘泥されない。

【 0 0 3 5 】

図 2、図 3 は、C F A R処理の概念を説明するための図である。図 2 Aにおいて、白色の矩形は超音波画像を構成する通常画素を、黒色の矩形は超音波画像を構成する画素のうちの注目する注目画素 P_i を、白色と黒色の中間色の矩形は注目画素 P_i の近傍に位置し後述する(1)の平均処理に用いられる画素(近傍画素)を、それぞれ表している。

20

【 0 0 3 6 】

C F A R処理は、例えば次の(1)～(3)の手順によって実行される。

【 0 0 3 7 】

(1) まず、注目画素 P_i 毎に、当該画素 P_i の近傍画素の輝度平均値を求める。このとき、自分自身の輝度が平均値に影響しないようにするため、注目画素 P_i 自体は近傍画素の輝度平均計算に含めないようにしてもよい。

【 0 0 3 8 】

(2) 次に、注目画素 P_i の画素値から得られた平均値を引いた値を、当該注目画素 P_i の位置に対する演算結果 K_i と定義して内部記憶部 2 9 に記憶する。この演算処理を、全ての注目画素 P_i について実行する。

30

【 0 0 3 9 】

(3) 次に、予め決めた閾値を T とすれば、 $K_i \geq T$ の場合には元の輝度を用いて当該注目画素 P_i を表示する(微小構造物の抽出)。一方、 $K_i < T$ である場合、当該注目画素 P_i の輝度値はゼロとすることで表示しない(除去)。これらの処理を全ての注目画素 P_i について実行することで、当該画像に関するC F A R処理を実行することができる。

【 0 0 4 0 】

なお、上記(3)の判定においては、 $K_i \geq T$ の場合には輝度を K_i として当該注目画素 P_i を表示し、 $K_i < T$ である場合当該注目画素 P_i の輝度値はゼロとすることで表示しないようにしてもよい。

40

【 0 0 4 1 】

また、図 2 A に示した例では、演算処理時間を短縮するために、近傍画素を十字型に設けている。しかしながら、近傍画素の配列はこれに拘泥されず、例えば演算処理に要する時間が問題とならない場合は、図 2 B に示すようにより広範囲に配列された近傍画素を用いて平均値を求めるようにしてもよい。

【 0 0 4 2 】

このC F A R処理は、スペックルの変動から逸脱する輝度を持つ信号の抽出に有効である。類似の効果を持つ演算手法としては、ハイパスフィルタ(高い周波数成分のみを抽出

50

する信号処理)がある。本CFAR処理に代わりにハイパスフィルタを用いる構成としてもよいが、スペckルパタンリダクションにおいては、CFAR処理の方が優れている場合がある。

【0043】

次に、MIP処理について説明する。フレーム F_i ($i = 1, 2, 3, \dots, N$)中の位置 (x, y) の輝度値を $K_i(x, y)$ とする。N枚のフレーム F_1, F_2, \dots, F_N に対してMIP画像を演算するということは、座標 (x, y) に対して全てのフレームの輝度の最大値を得ることである。これは、次の様に標式化することができる。

【0044】

$$M_i(x, y) = \max [K_i(x, y), (i = 1, 2, 3, \dots, N)]$$

10

ここで、 $\max []$ は、 $[]$ 内の最大値を選択する演算を意味する。この演算結果 $M_i(x, y)$ を用いて新たな画像フレームを生成したものがMIP画像となる。

【0045】

上記演算は、N枚の画像フレームが全て収集された後にMIP処理を行う例である。これに対して、対象とするN枚が全て収集されていなくても、新たに収集された一枚の画像とその直前に収集された一枚の画像との間に対応する画素同士の大小比較し、常に大きい方の画素値を追従することで、MIP処理を行うことも可能である(ピークトレース処理又は最大値保持演算)。すなわち、最初に M_1 に第1フレームの輝度 K_1 をそのまま入力する。次に、第2フレームの輝度値 K_2 と M_1 を比較し、高い方を M_2 に代入する。これを繰り返すことで、N回目の M_N は、N枚のフレーム全部のMIPとなっている。以上の

20

【0046】

$$M_1 = K_1(x, y)$$

$$M_i(x, y) = \max [K_i(x, y), M_i(x, y)]$$

ただし ($i = 1, 2, 3, \dots, N$)

次に、Bモード画像(組織像)に対して上記CFAR処理及びMIP処理を行うことで生成される微小構造物抽出画像について説明する。

【0047】

図4A(a)は通常のBモード画像、図4A(b)、図4A(c)はBモード画像にCFAR処理を施すことによって得られた画像、図4A(d)はBモード画像に対してCFAR処理及びMIP処理を行うことで生成される微小構造物抽出画像を、それぞれ模式的に示した図である。また、図4B(a)は通常のBモード画像、図4B(b)はBモード画像にCFAR処理を施すことによって得られた画像、図4B(c)はBモード画像にMIP処理を施すことによって得られた画像、図4B(d)はBモード画像に対してCFAR処理及びMIP処理を行うことで生成される微小構造物抽出画像を、それぞれ示した写真である。

30

【0048】

図4A(a)又は図4B(a)に示すように、実際の生体を走査して得られるBモード画像においてはスペckルパタンSPが重畳して表示されてしまい、同画像上の微小構造物を瞬時に認識するのは難しい。また、図4A(b)又は図4B(b)に示すCFAR処理が施された画像では、図4A(a)又は図4B(a)に示したスペckルパタンSPが除去され、微小構造物(図中矢印)と組織境界のみが残存しており、視認性が向上している。しかしながら、実際は生体を3次元的に走査しているため、図4A(b)又は図4B(b)に示す画像が得られるのは一瞬である。従って、図4A(b)又は図4B(b)に示した画像上の微小構造物は図4A(c)又は図4B(c)の様に画像上から見えなくなり、診断に十分な時間で微小構造物を表示することができない。

40

【0049】

一方、微小構造物抽出画像によれば、CFAR処理によってスペckルパタンが除去された画像のうちのいずれかが微小構造物を捉えていれば、図4A(d)又は図4B(d)に示すように、当該微小構造物はMIP処理により微小構造物抽出画像において必ず反映

50

されることになる。また、当該微小構造物抽出画像は静止画として診断に十分な時間で表示することができる。

【0050】

また、本微小構造物抽出機能によれば、微小構造物抽出画像上の微小構造物が取得されたBモード画像のフレームを特定することができる。

【0051】

図5は、上記Bモード画像フレームの特定処理の流れを示したフローチャートである。また、図6は、当該Bモード画像フレームの特定処理において用いられる表示形態(Dual表示)の一例を示している。図5、図6に示すように、ここで、微小構造物抽出画像125は第*i*番目のBモード画像から第*i*+*N*番目のBモード画像で構成されているものとする。

10

【0052】

まず、第*i*のBモード画像が表示され(ステップS51)、MIP画像上の、カーソル123Bで示された位置の輝度値 B_1 が取得される(ステップS52)。

【0053】

次に、第*i*のBモード画像で、前記カーソル123Bで示された位置と空間的に対応する位置の輝度値 B_2 が取得された後(ステップS53)、 B_1 と B_2 とが比較される(ステップS54)。当該比較において $B_2 < B_1$ であれば、該Bモード画像は所望の画像ではないと判断され、次の第*i*+1のBモード画像が表示され(ステップS55)、ステップS53の処理が繰り返し実行される。一方、ステップS54の比較において $B_2 \geq B_1$ となれば、該当するBモード画像であると判定され、アルゴリズムは終了する。

20

【0054】

なお、本例は特定処理に従ってBモード画像を逐次表示しているが、探索が終了するまで表示を省略し、特定結果としてのBモード画像のみを最終的に表示する形態でもよい。

【0055】

本微小構造物抽出機能によって生成された画像は、例えばモニター14において例えば当該画像をモニター14の画面上に単独で表示する単独表示、Dual表示、Triplex表示といった所定の形態にて表示される。

【0056】

ここで、単独表示とは、当該画像をモニター14の画面上に単独で表示するものである。

30

【0057】

また、Dual表示とは、モニター14の画面を2分割し、異なる種類の画像を同時に表示するものである。一般的には、片方に過去に撮られた静止画像、もう片方に現在スキャン中のライブ像が表示されるが、片方にBモードライブ像、もう片方にドプラ像といった、両方ライブ像の場合も従来技術として存在する。本実施形態では、このDual表示を用いて、CFAR処理前のBモード画像、CFAR処理後のBモード画像、微小構造物抽出画像を任意の組み合わせで表示することができる。例えば図6に示す様に微小構造物抽出画像125と当該微小構造物抽出画像上の微小構造物123b(123a)が取得されたBモード画像121とを同時に表示することも可能である。また、微小構造物抽出画像の生成前においては、図7に示すようにCFAR処理前のBモード画像121とCFAR処理後のBモード画像122とを同時に表示することもできる。さらに、CFAR処理前のBモード画像121とCFAR処理後のBモード画像1と重畳させた重畳画像と、微小構造物抽出画像とを表示するようにしてもよい。

40

【0058】

またTriplex表示とは、モニター14の画面を3分割し、異なる種類の画像を同時に表示するものである。このTriplex表示によれば、例えば図8に示すように、微小構造物抽出画像124と、当該微小構造物抽出画像上の微小構造物が取得されたBモード画像121と、当該Bモード画像にCFAR処理を施した画像122とを同時に表示することも可能である。

50

【 0 0 5 9 】

(動作)

次に、上記微小構造物抽出機能を用いた画像処理 / 表示処理における動作について説明する。本実施形態によれば、微小構造物抽出画像を生成した後であれば、CFAR処理前のBモード画像、CFAR処理後のBモード画像、微小構造物抽出画像のいずれの画像をも単独表示でき、また、いずれの組み合わせによってもDual表示又はTriplex表示することができる。しかしながら、画像処理の順番によってリアルタイムで提示できる画像には違いが発生する。以下、この違いに基づいて分類された実施例毎に、本微小構造物抽出機能を用いた画像処理 / 表示処理における動作について説明する。

【 0 0 6 0 】

10

[実施例 1]

実施例 1 は、Bモード画像とこれを用いてCFAR処理された画像とをDual表示し、所定フレーム数のBモード画像を取得した後に微小構造物抽出画像を生成し表示するものである。

【 0 0 6 1 】

図 9 は、実施例 1 に係る表示モードにおいて実行される処理の流れを示したフローチャートである。同図において、操作者が装置パネルのボタンを入力するなどによって、本実施例に係る表示モードを指示すると、所定のシーケンスに従って超音波送受信を行うことによって画像フレームが生成される (ステップ S 9 1)。なお、当該超音波送受信によって収集される画像は、いわゆる通常のBモード画像収集を指す。

20

【 0 0 6 2 】

次に、画像処理部 3 1 は、スキャンコンバート後のBモード画像を画像処理部 3 1 に取り込みCFAR処理を施す (ステップ S 9 2)。CFAR処理が施された画像は内部記憶部 2 9 に自動的に記憶されると共に画像合成部 2 7 に送り出される。画像合成部 2 7 は、同一フレームのCFAR処理後の画像と処理前の画像とからなる合成画像を生成しモニター 1 4 に送り出す。モニター 1 4 は、CFAR処理前後のBモード画像を同時にDual表示する (ステップ S 9 3)。

【 0 0 6 3 】

上記ステップ S 9 1 ~ S 9 3 の処理が収集するBモード画像に対して繰り返し行われ、CFAR処理前後のBモード画像が、例えば図 7 に示す形態にてリアルタイムで動画表示される (ステップ S 9 4)。

30

【 0 0 6 4 】

次に、操作者が終了ボタン等の操作によって「FREEZE」指示を入力すると、超音波の送受信は終了する。画像処理部 3 1 は、内部記憶部 2 9 からCFAR処理が施された画像群を再び呼び出し、開始後から終了までのCFAR画像に対してMIP処理を実行する (ステップ S 9 5)。当該MIP処理によって得られる微小構造物抽出画像は、所定の形態にて表示される (ステップ S 9 6)。

【 0 0 6 5 】

なお、ステップ S 9 5 のMIP処理において、シネメモリ 2 6 に記録されたデータを再起動しながら、MIP処理の開始フレームと終了フレームを指定するという方法を採用しても良い。

40

【 0 0 6 6 】

[実施例 2]

実施例 2 は、所定フレーム数のBモード画像に対してCRFAR処理を実行した後微小構造物抽出画像を生成し、当該微小構造物抽出画像とCFAR処理前のBモード画像又はCFAR処理後のBモード画像とのDual表示、又は微小構造物抽出画像とCFAR処理前のBモード画像とCFAR処理後のBモード画像とのTriplex表示を実現するものである。

【 0 0 6 7 】

図 1 0 は、実施例 2 に係る表示モードにおいて実行される処理の流れを示したフローチ

50

ャートである。同図において、操作者が装置パネルのボタンを入力するなどによって、本実施例に係る表示モードを指示すると、所定のシーケンスに従って超音波送受信を行うことによって画像フレームが生成される(ステップS101)。

【0068】

次に、画像処理部31は、収集したフレームのBモード画像に対してCFAR処理を施す(ステップS102)。CFAR処理が施された画像は内部記憶部29に自動的に記憶される。画像処理部31は、内部記憶部29からCFAR処理が施された画像又は画像群を再び呼び出し、MIP処理を実行する(ステップS103)。当該MIP処理によって得られる微小構造物抽出画像は、内部記憶部29内の(CFAR処理前の)Bモード画像、CFAR処理後のBモード画像と必要に応じて合成され、Dual表示又はTriplex表示によって表示される(ステップS104)。なお、必要に応じてステップS101~S104の処理が繰り返し実行される(ステップS105)。

10

【0069】

[実施例3]

実施例3は、CFAR処理前のBモード画像とCFAR処理後のBモード画像との重畳画像を生成し、これと微小構造物抽出画像と表示するものである。

【0070】

図11は、実施例3に係る表示モードにおいて実行される処理の流れを示したフローチャートである。同図において、操作者が装置パネルのボタンを入力するなどによって、本実施例に係る表示モードを指示すると、所定のシーケンスに従って超音波送受信を行うことによって画像フレームが生成される(ステップS111)。

20

【0071】

次に、画像処理部31は、収集したフレームのBモード画像に対してCFAR処理を施す(ステップS112)。CFAR処理が施された画像は内部記憶部29に自動的に記憶される。画像処理部31は、内部記憶部29からCFAR処理が施された画像又は画像群を再び呼び出し、MIP処理を実行する(ステップS113)。

【0072】

画像合成部27は、CFAR処理前の画像とCFAR処理後の画像とを重畳(合成)した重畳画像を生成する(ステップS114)。この画像は、好適には、Bモード画像の色調とCFAR処理後の画像の色調のいずれかあるいは両方変更して(例えば、Bモード画像を青色で、CFAR処理後の画像を変更せずにグレー色として)重畳(合成)する。

30

【0073】

当該重畳画像と微小構造物抽出画像は、所定の形態にて表示され(ステップS115)、必要に応じてステップS111~S115の処理が繰り返し実行される(ステップS116)。なお、内部記憶部29内からCFAR処理前のBモード画像等を読み出し合成することで、重畳画像及び微小構造物抽出画像とのTriplex表示をすることも可能である。

【0074】

(効果)

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

40

【0075】

本超音波診断装置によれば、例えば乳房、肝臓、膵臓等の診断において、Bモード画像からスペックルパターンを除去すると共に、MIP処理を行うことで、微小構造物抽出画像を生成することができる。医師等は、この微小構造物抽出画像を観察することで、目視ではスペックルパターンとの分別が難しく、かつある特定の断面像にのみ現れるような微小構造物を、短時間で発見することが可能となる。また、生体を3次的にスキャンするような場合においても、微小構造物の見落としが軽減し、診断制度の向上と診断時間の短縮を実現することができる。

【0076】

また、本超音波診断装置によれば、記憶部に記憶されたスペックルパターン除去前のBモ

50

ード画像、スペックルパターン除去後のBモード画像、微小構造物抽出画像のうち所望の画像を読み出し、例えばDual表示、Triplex表示等の所定の形態にて表示することができる。また、異なる種類が同時に表示される各表示形態においては、各画像において同一の位置に対応するようにカーソルが配置される。従って、医師等の観察者は、目的に応じて所望の表示形態、所望のタイミングにて微小構造物抽出画像を表示できると共に、複数種類の画像によって微小構造物を迅速且つ簡単に特定し観察することができる。

【0077】

また、本超音波診断装置によれば、微小構造物抽出画像上の微小構造物が取得されたBモード画像のフレームを自動的に特定することができる。従って、医師等の観察者は、微小構造物抽出画像によって微小構造物を特定し、当該微小構造物が取得されたBモード画像によってより詳細な組織像を観察することができ、医療行為の質の向上に寄与することができる。

10

【0078】

さらに、本超音波診断装置において、スペックルパターンを除去するための信号処理はフレーム毎の画像を用いて実行することができ、また、MIP処理は少なくとも二枚の画像を用いて実行することができる。従って、本実施形態に係る微小構造物抽出処理を実現するためには、三次元画像処理系を必ずしも必要としない。その結果、比較的安価で、本微小構造物抽出処理を実行可能な超音波診断装置を実現することができる。

【0079】

(第2実施形態)

20

次に、第2実施形態に係る超音波診断装置1について説明する。第1実施形態に係る超音波診断装置1は、複数フレーム分のCFAR処理後のBモード画像を用いてMIP処理を行うことで微小構造物抽出画像を生成した。これに対し、本実施形態に係る超音波診断装置1は、複数フレーム分の(CFAR処理前の)Bモード画像を用いてMIP処理を実行し、その後CFAR処理を行うことで微小構造物抽出画像を生成するものである。

【0080】

図12は、本実施形態に係る超音波診断装置による微小構造物抽出画像生成の処理の流れを示したフローチャートである。同図において、操作者が装置パネルのボタンを入力するなどによって所定の表示モードを指示すると、所定のシーケンスに従って超音波送受信を行うことによって画像フレームが生成される(ステップS121)。

30

【0081】

次に、画像処理部31は、スキャンコンバータ25から逐次入力するBモード画像を用いたピークトレース処理を行うことで、MIP処理を実行する(ステップS122)。MIP処理された画像はBモード画像と共にモニター14にDual表示される(ステップS123)。なお、ステップS121~S123の処理は、所望範囲の超音波走査が実行されるまで行われる(ステップS124)。

【0082】

次に、画像処理部31は、ステップS122において得られたMIP画像に対してCFAR処理を施すことで、微小構造物抽出画像を生成する(ステップS125)。画像合成部27は、当該微小構造物抽出画像生成を単独で、又は必要に応じて他の画像等と共に表示するための合成画像データを生成し、これにモニター14に送り出す。モニター14は、微小構造物抽出画像(又はこれを含む合成画像)を表示する(ステップS126)。

40

【0083】

以上述べた構成によっても、微小構造物抽出画像を生成し表示することができる。なお、当該発明者の検討によれば、本実施形態に係る手法と第1実施形態に係る手法とを比較した場合、第1実施形態に係る手法(すなわち、CFAR処理後にMIP処理を行う手法)の方がより有効な効果が得られる場合が多いと考えられる。

【0084】

(第3実施形態)

次に、本発明の第3実施形態について説明する。本実施形態は、第1及び第2実施形態

50

と同様の作用効果を実現する超音波診断装置 1 の他の構成例について説明する。

【 0 0 8 5 】

図 1 3 は、第 3 実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。同図を図 1 と比較した場合、シネメモリ 2 6、内部記憶部 2 9、画像処理部 3 1 の間のデータの流れが異なる。本実施形態に係る超音波装置では、シネメモリ 2 6 に記録された画像データが画像処理部 3 1 へ送られ、CFAR 処理、MIP 処理が行われる。この画像データはスキャンコンバート前の生データであるため、画像処理部 3 1 はスキャンコンバート処理も実行可能な構成とする必要がある。

【 0 0 8 6 】

以上述べた構成によっても、第 1 及び第 2 実施形態と同様の作用効果を実現することができる。

【 0 0 8 7 】

(第 4 実施形態)

次に、本発明の第 4 実施形態について説明する。本実施形態は、第 1 及び第 2 実施形態と同様の作用効果を実現する超音波診断装置 1 の他の構成例について説明する。

【 0 0 8 8 】

図 1 4 は、第 4 実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。同図を図 1 と比較した場合、B モード処理ユニット 2 3 の代わりに B モード処理・画像処理部 4 0 を具備する点、画像処理部 3 1 を具備していない点において差異がある。

【 0 0 8 9 】

B モード処理・画像処理部 4 0 は、B モード処理・画像処理部 2 3 の機能に加えて、画像処理部 3 1 の機能を有する。すなわち、B モード処理・画像処理部 2 3 は、B モード画像を生成すると共に、CFAR (あるいは空間的ハイパスフィルタ処理) を行った別の画像 (CFAR 処理後の画像) も生成し、スキャンコンバータ 2 5 へ転送する。スキャンコンバート後、前記 2 種類の画像は、画像合成部にて並列表示されるよう合成され、モニターに表示される。

【 0 0 9 0 】

以上述べた構成によっても、第 1 及び第 2 実施形態と同様の作用効果を実現することができる。

【 0 0 9 1 】

(第 5 実施形態)

次に、本発明の第 5 実施形態について説明する。本実施形態は、診断対象やそれによって発生するスペckルパターン、演算時間の短縮等の種々の目的に応じて、スペckルパターン成分の軽減に用いるフィルタの様式を任意に変更するものである。なお、本実施形態に係る構成は、第 1 乃至第 4 のいずれの実施形態に係る超音波診断装置に対しても適用することが可能である。

【 0 0 9 2 】

図 1 5 (a)、(b)、(c) は、本実施形態に係る超音波診断装置が実行する CFAR 処理に用いるカーネルの例を示している。中央の黒色画素が対象となるピクセルで周囲の黒色と白色との中間色画素から得られる輝度値の平均を使用して、前述の CFAR 処理が施される。ここでカーネルの大きさは $21 \times 21 = 441$ ピクセルであるが、演算時間の短縮のため、図のように適当な画素を間引いて使用することができる。

【 0 0 9 3 】

操作者が入力装置 1 3 のカーネル設定ボタンを入力すると、内部記憶部 2 9 に記憶されている CFAR 処理制御プログラムが読み出され、制御プロセッサ 2 8 のメモリ領域に展開されると共に、例えば図 1 5 (a) に示すウィンドウが表示される。操作者は、このウィンドウを介して、例えば、非選択状態 (白色) の画素をクリックすれば、選択状態 (黒色と白色との中間色) とし、逆に選択状態の画素をクリックすると、非選択状態とすることで、演算に使用する画素の位置と数を自由に変更することができる。

【 0 0 9 4 】

10

20

30

40

50

また、操作者は、図15(b)、(c)に示す様な任意のカーネルパターンを設定することも可能である。すなわち、図15(a)に示す比較的等方的に配置されたパターンに比して、規則的配置による干渉を軽減するために、図15(b)に示す比較的ランダムに配置したカーネルパターンを設定することができる、また、図15(c)に示すカーネルパターンは、横方向の画素をより多く取得するための配置例であり、例えば筋肉の組織が横方向に目立つような画像から、そのような筋肉組織のパターンをキャンセルするのに有効となる。なお、カーネルのパターンは、予め複数用意し、これらの中から選択画面を介して操作者が所望のパターンを選択する構成としてもよい。

【0095】

また、上記説明においては、操作者自身が所望のカーネルパターンを設定する場合を例としたが、これに拘泥されず、例えばユーザ側での変更を禁止し、工場出荷時やメンテナンス時に製造者側のみがカーネルパターンを設定・変更可能とする構成としてもよい。

10

【0096】

以上述べた構成によれば、診断対象やそれによって発生するスペックルパターン、演算時間の短縮等の種々の目的・状況に合ったCFAR処理を、迅速且つ簡便に実現することができる。その結果、より好適な微小構造物抽出画像を生成し提供することが可能となる。

【0097】

(第6実施形態)

次に、本発明の第6実施形態について説明する。本実施形態は、診断対象の全領域をれなく超音波走査したか否かを自動的に判定し、その結果を操作者に提示し得る機能(走査範囲判定機能)を有するものである。なお、本走査範囲判定機能は、第1乃至第5のいずれの実施形態に係る超音波診断装置に対しても持たせることが可能である。

20

【0098】

図16は、第1実施形態に係る超音波診断装置1に本走査範囲判定機能を持たせた場合のブロック構成を示した図である。同図と図1とを比較した場合、位置センサー31、磁気発生器32、位置検出ユニット33をさらに具備する点が異なる。

【0099】

磁気発生器32は、診断対象及び超音波プローブ12を含む空間に磁界を発生させると共に、当該発生した磁界に関するデータを位置検出ユニット33に送り出す。

【0100】

位置センサー31は、前記磁界の中を移動することで、磁界の変化を検知する。

30

【0101】

位置検出ユニット33は、磁気発生器32から受け取ったデータと位置センサーによって検知された磁界の変化とに基づいて、超音波プローブ12の3次元的移動量を検出する。

【0102】

ところで、第1乃至第5実施形態において実行されるMIP処理は、空間を3次元的に走査して得られる複数の画像を用いて実行される。このとき、診断対象となる臓器等の全領域をれなく走査することが望ましいのは、言うまでもない。制御プロセッサ28は、位置検出ユニット33によって検出された超音波プローブ12の3次元的移動量に基づいて、図17A、Bに示すボディマークを利用して、診断対象の全領域を走査したか否かを判定可能な情報(すなわち、診断対象の被走査領域)を生成する。

40

【0103】

なお、ボディマークとは、超音波走査部位及び方向を示すための模式図であり、文字情報と同様に、画像合成部27において超音波画像と共にモニター14に表示することができる。また、図17Aのプローブマーク52も一般的に使用されており、乳房に対してプローブを接触させた方向を示すために、操作者がボディマークに対して付加するものである。

【0104】

本走査範囲判定機能においては、まず、入力装置13からの所定の指示に応答して、内

50

部記憶部 29 に記憶されたボディマーク生成プログラムが起動され、制御プロセッサ 28 のメモリ上に展開される。制御プロセッサ 28 は、当該ボディマーク生成プログラムと位置検出ユニット 33 からの超音波プローブ 12 の 3 次元的移動量とに基づいて、例えば図 18 A、B に示すような被走査領域が色別表示された新たなボディマークを生成する。生成された当該ボディマークは、画像合成部 27 において超音波画像と合成されモニター 14 に表示される。医師等の操作者は、当該ボディマークを観察することで、診断対象の全領域を走査したか否かの判定、未走査領域等の把握を行うことができる。

【0105】

なお、必要に応じて、同一の診断対象に対して複数回の超音波走査が実行される場合がある。係る場合には、一回の MIP 処理の対象となる超音波走査毎に図 18 A、B に示すボディマークを生成しこれを表示してもよいが、同一のボディマークに対して超音波走査回数に応じて色を割り当てて表示する様にしてもよい。

10

【0106】

図 19 (a)、(b) は、ボディマークを利用した被走査領域が色別表示の他の例を示した図である。同図においては、1 回の 3 次元走査によって 1 枚の MIP 像が生成され、その領域が斜線 54 で示されている。再度別の 3 次元走査によって第 2 の MIP 像を生成した場合、その領域が異なる斜線 55 で示されている。この様な表示形態によれば、走査領域の漏れを確認できるのみならず、もし MIP 像に異常な所見が観察された場合、それがどの局所領域であるのかを容易に判別することができる。また、画像上にボディマークとして被走査領域を記憶しておくことも可能となり、検査の効率を向上させることができる。

20

【0107】

以上述べた構成によれば、診断対象の全領域を漏れなく超音波走査したか否かを自動的に判定し、その結果を操作者に提示することができる。従って、操作者は、既に超音波走査された診断対象領域と未だ超音波走査されていない診断対象領域とを容易に認識することができると共に、検査のし忘れ等を支援することができる。また、操作者は、微小構造物抽出画像等によって特定した微小構造物が実際の診断対象のどの領域に存在するかを把握することができる。その結果、医療行為の質の向上に寄与することができる。

【0108】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、例えば、各実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVD など）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

30

【0109】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

40

【産業上の利用可能性】

【0110】

以上本発明によれば、例えば乳癌検診において見落とされがちな微小石灰化等の微小構造物を好適に観察することが可能な超音波診断装置及びその制御方法を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0111】

【図 1】図 1 は、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。

【図 2】図 2 (a)、(b) は、CFAR 処理の概念を説明するための図である。

50

【図 3】図 3 は、CFAR 処理の概念を説明するための図である。

【図 4 A】図 4 A (a) は通常の B モード画像、図 4 A (b)、図 4 A (c) は B モード画像に CFAR 処理を施すことによって得られた画像、図 4 A (d) は B モード画像に対して CFAR 処理及び MIP 処理を行うことで生成される微小構造物抽出画像を、それぞれ模式的に示した図である。

【図 4 B】図 4 B (a) は通常の B モード画像、図 4 B (b) は B モード画像に CFAR 処理を施すことによって得られた画像、図 4 B (c) は B モード画像に MIP 処理を施すことによって得られた画像、図 4 B (d) は B モード画像に対して CFAR 処理及び MIP 処理を行うことで生成される微小構造物抽出画像を、それぞれ示した写真である。

【図 5】図 5 は、上記 B モード画像フレームの特定処理の流れを示したフローチャートである。

10

【図 6】図 6 は、本超音波診断装置 1 によって実現される超音波画像表示の一形態を示した図である。

【図 7】図 7 は、本超音波診断装置 1 によって実現される超音波画像表示の他の形態を示した図である。

【図 8】図 8 は、本超音波診断装置 1 によって実現される超音波画像表示の他の形態を示した図である。

【図 9】図 9 は、実施例 1 に係る表示モードにおいて実行される処理の流れを示したフローチャートである。

【図 10】図 10 は、実施例 2 に係る表示モードにおいて実行される処理の流れを示したフローチャートである。

20

【図 11】図 11 は、実施例 3 に係る表示モードにおいて実行される処理の流れを示したフローチャートである。

【図 12】図 12 は、本実施形態に係る超音波診断装置による微小構造物抽出画像生成の処理の流れを示したフローチャートである。

【図 13】図 13 は、第 3 実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。

【図 14】図 14 は、第 4 実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。

【図 15】図 15 (a)、B、C は、第 5 実施形態に係る超音波診断装置が実行する CFAR 処理に用いるカーネルの例を示している。

30

【図 16】図 16 は、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 に本走査範囲判定機能を持たせた場合のブロック構成を示した図である。

【図 17】図 17 A、B は、超音波診断に用いられるボディマークを説明するための図である。

【図 18】図 18 A、B は、ボディマークを利用した被走査領域が色別表示の一例を示した図である。

【図 19】図 19 (a)、(b) は、ボディマークを利用した被走査領域が色別表示の他の例を示した図である。

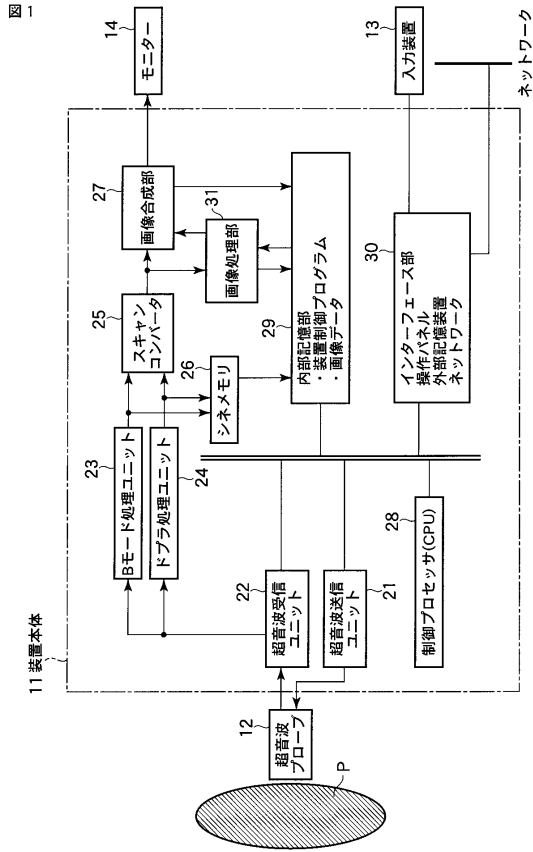
【符号の説明】

40

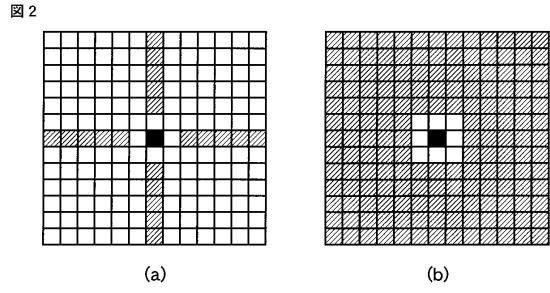
【 0 1 1 2 】

1 0 ... 超音波診断装置、1 2 ... 超音波プローブ、1 3 ... 入力装置、1 4 ... モニター、2 1 ... 超音波送信ユニット、2 2 ... 超音波受信ユニット、2 3 ... B モード処理ユニット、2 4 ... ドプラ処理ユニット、2 5 ... スキャンコンバータ、2 6 ... シネメモリ、2 7 ... 画像合成部、2 8 ... 制御プロセッサ、2 9 ... 内部記憶部、3 0 ... インタフェース部、3 1 ... 画像処理部

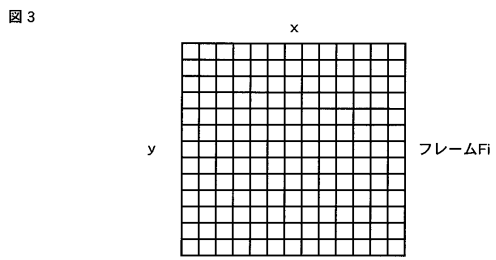
【図1】



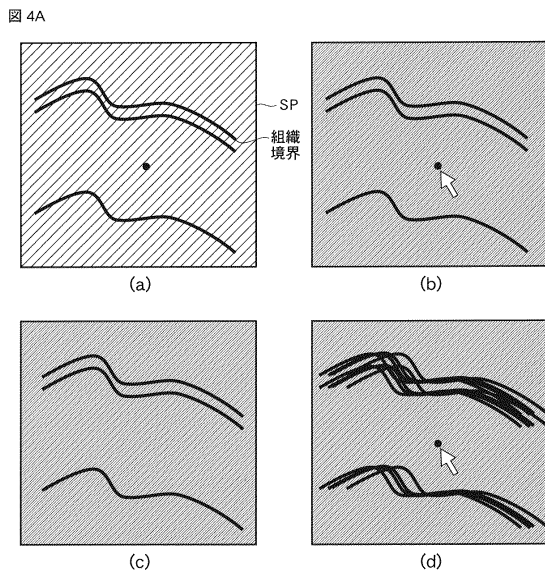
【図2】



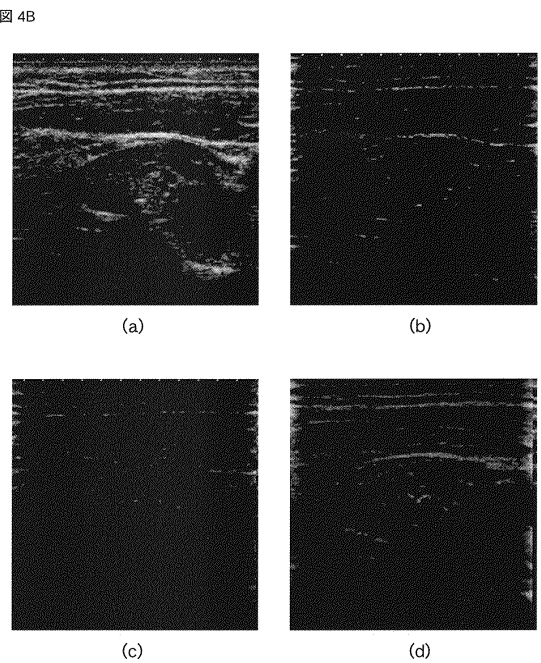
【図3】



【図4A】

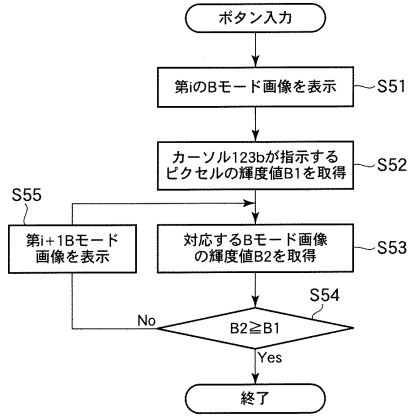


【図4B】



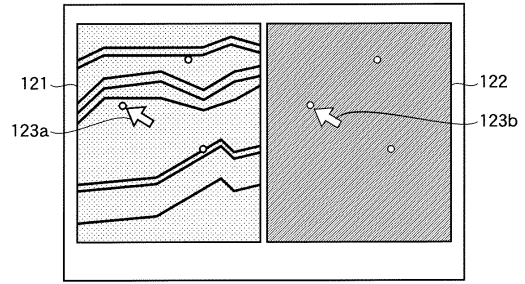
【図5】

図5



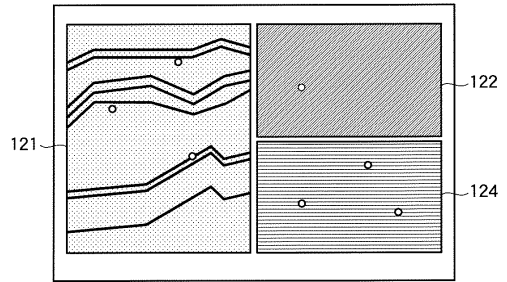
【図7】

図7



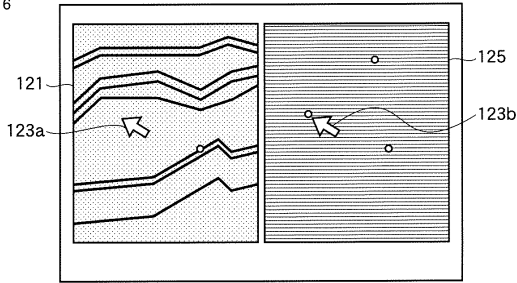
【図8】

図8



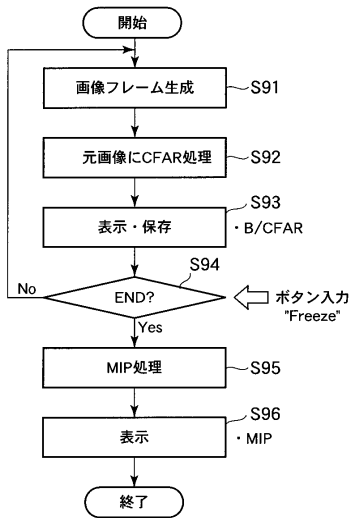
【図6】

図6



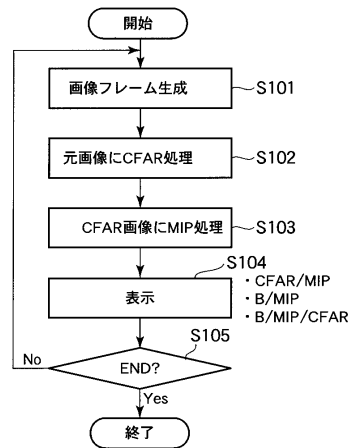
【図9】

図9



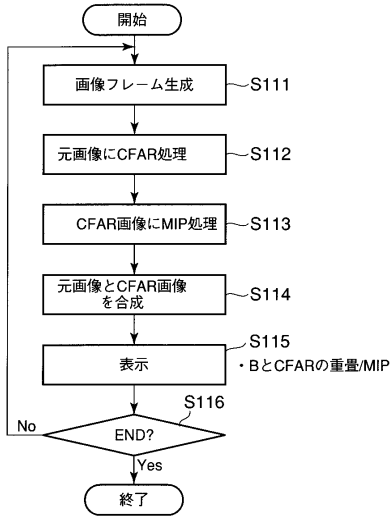
【図10】

図10



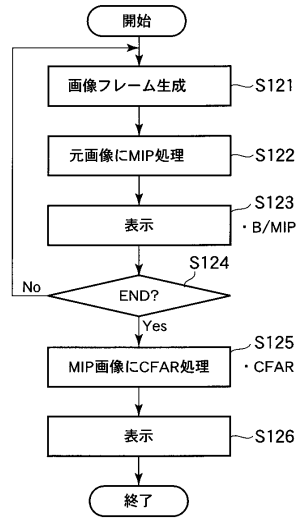
【図 1 1】

図 11



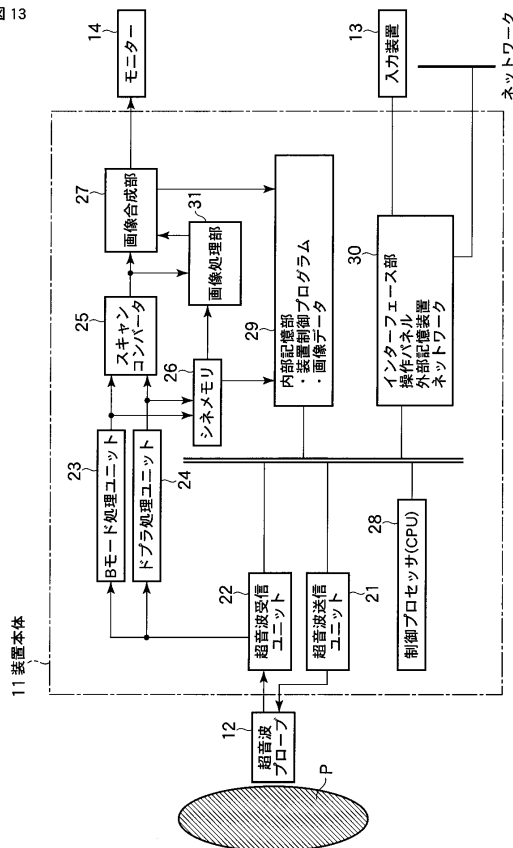
【図 1 2】

図 12



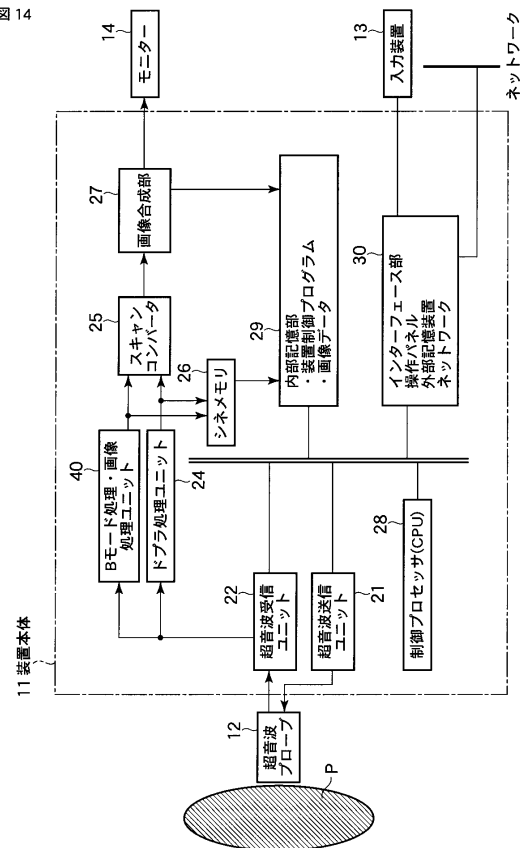
【図 1 3】

図 13



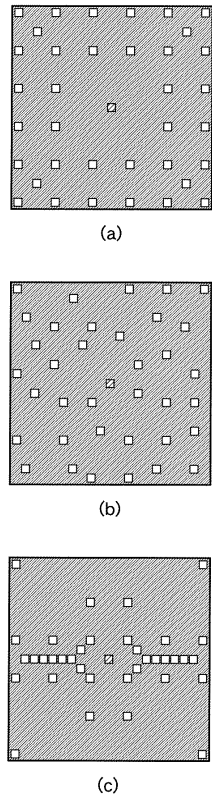
【図 1 4】

図 14



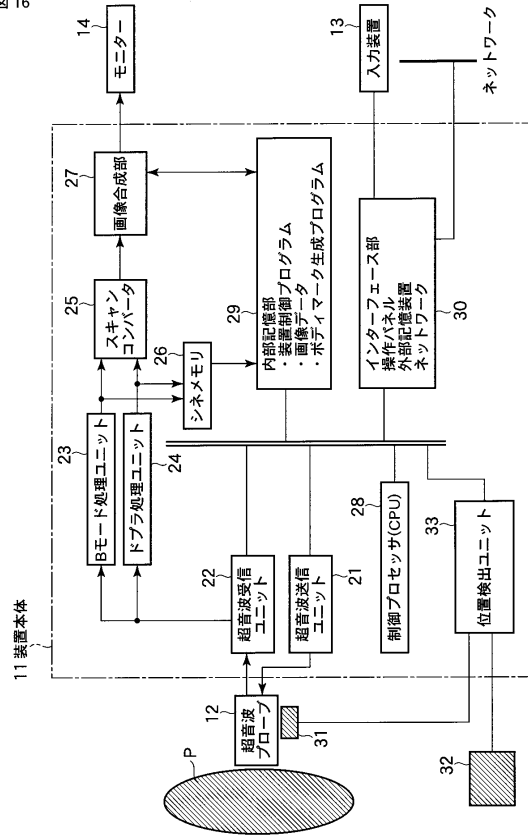
【図15】

図15



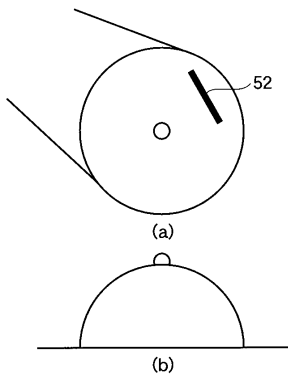
【図16】

図16



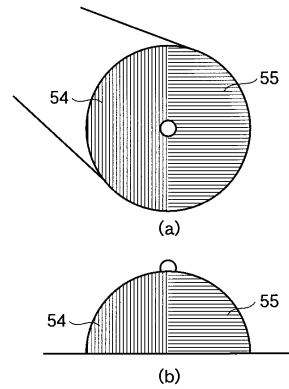
【図17】

図17



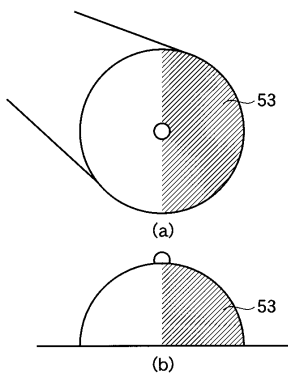
【図19】

図19



【図18】

図18



フロントページの続き

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 神山 直久

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

審査官 樋口 宗彦

(56)参考文献 特開平11-028211(JP,A)

特開2003-061964(JP,A)

米国特許出願公開第2005/0053305(US,A1)

特開平07-116161(JP,A)

特開平04-028354(JP,A)

特開2000-000238(JP,A)

山口匡, 蜂屋弘之(千葉大工), 神山直久(東芝R&Dセ), 肝組織から得られるRF信号の振幅特性検討2, 日本音響学会研究発表会講演論文集, 2001年3月14日, Vol.2001, 春季2, Page.1077-1078

YAMAGUCHI T, HACHIYA H, KATO K, FUKUDA H, EBARA M (Chiba Univ., Chiba, JPN), Extraction of Quantitative Three-Dimensional Information from Ultrasonic Volumetric Images of Cirrhotic Liver., Jpn J Appl Phys Part 1, 2000年5月30日, Vol.39, No.5B, Page.3266-3269

大塚武 山口匡 蜂屋弘之, 病変肝の超音波Bモード画像のシミュレーションによる検討, 信学技報, 1996年6月, US96-6, p15-22

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15

JSTPlus, JST7580, JMEDPlus

医中誌

WPI

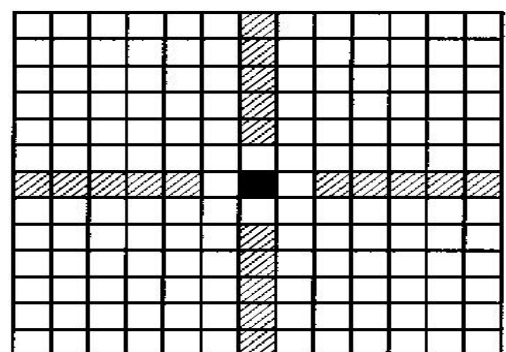
IEEE

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制方法		
公开(公告)号	JP4921826B2	公开(公告)日	2012-04-25
申请号	JP2006091059	申请日	2006-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	神山直久		
发明人	神山 直久		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD08 4C601/EE04 4C601/JC05 4C601/JC20 4C601/KK25		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
审查员(译)	樋口宗彦		
优先权	2005104523 2005-03-31 JP		
其他公开文献	JP2006305337A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备等，其可以适当地观察微观结构，例如在癌症筛查乳房中往往被忽视的微钙化等。
 SOLUTION：例如，在乳房的超声诊断中，MIP治疗与CFAR治疗一起进行，其从B模式图像（组织图像）去除斑点图案，然后，生成微结构被正提取的微结构提取图像。生成的微结构提取图像以双显示器或三显示器显示，例如，在CFAR处理之前和之后具有B模式图像。

图 2



(a)