

(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2006-280520

(P2006-280520A)

(43) 公開日 平成18年10月19日(2006. 10. 19)

(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
G 0 6 T 3/40 (2006. 01)	G 0 6 T 3/40	5 B 0 5 7
G 0 6 T 5/20 (2006. 01)	G 0 6 T 5/20	B

審査請求 未請求 請求項の数 26 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2005-102792 (P2005-102792)	(71) 出願人	000005201
(22) 出願日	平成17年3月31日 (2005. 3. 31)		富士写真フイルム株式会社
			神奈川県南足柄市中沼2 1 0 番地
		(74) 代理人	100100413
			弁理士 渡部 温
		(74) 代理人	100110777
			弁理士 宇都宮 正明
		(72) 発明者	佐藤 良彰
			神奈川県足柄上郡開成町宮台7 9 8 番地
			富士写真フイルム株式会社内
		F ターム (参考)	4C601 BB02 BB06 BB23 DD18 EE04
			JB28 JB31 JB33 JB45 JC06
			JC19 KK25
			5B057 AA09 BA05 CA02 CA08 CA12
			CA16 CB02 CB08 CB12 CB16
			CD06 CD09 CE03 CE06 CH09

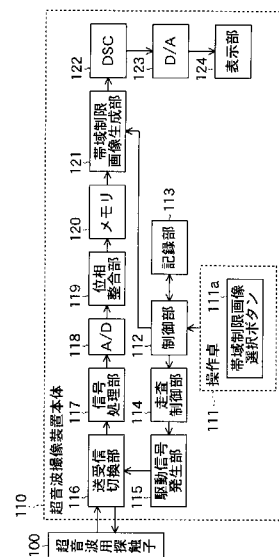
(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置、超音波画像処理方法、及び、超音波画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】 比較的高い帯域に空間周波数が制限された超音波画像を動画で表示することにより、スペックルパターンを抽出することができる超音波撮像装置等を提供する。

【解決手段】 超音波撮像装置は、印加される複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、超音波が被検体において反射することによって生じた超音波エコー信号を受信して受信信号を出力する超音波用探触子100と、超音波用探触子から出力された受信信号に信号処理を施すことにより被検体に関する超音波画像情報を表す画像データを生成する信号処理部117、A/D変換器118、及び、位相整合部119と、位相整合部119において生成された画像データによって表される超音波画像の空間周波数帯域の中心周波数以上の帯域に制限された画像を表す帯域制限画像データを生成する帯域制限画像データ生成部121を含む。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に向けて超音波を送信及び受信し、それによって得られた超音波エコー信号に基づいて超音波画像を表示する超音波撮像装置であって、

印加される複数の駆動信号に従って超音波を送信する超音波送信手段と、

前記超音波送信手段から送信された超音波が被検体において反射することによって生じた超音波エコー信号を受信して受信信号を出力する超音波受信手段と、

前記超音波受信手段から出力された受信信号に信号処理を施すことにより、被検体に関する超音波画像情報を表す画像データを生成する信号処理手段と、

前記信号処理手段によって生成された画像データに基づいて、該画像データによって表される超音波画像の空間周波数帯域の中心周波数以上の帯域に制限された画像を表す帯域制限画像データを生成する帯域制限画像データ生成手段と、
を具備する超音波撮像装置。 10

【請求項 2】

前記帯域制限画像データ生成手段が、前記画像データをダウンサンプリングする手段と、ダウンサンプリングされた画像データを元の画像データと同じサイズにアップサンプリングする手段と、元の画像データとアップサンプリングされた画像データとの差分を求める手段とを含む、請求項 1 記載の超音波撮像装置。

【請求項 3】

前記帯域制限画像データ生成手段により生成された帯域制限画像データに基づいて、帯域制限画像の時間変化を表す解析データ、又は、空間周波数成分の深度変化を表す解析データを生成する帯域制限画像解析手段をさらに具備する、請求項 1 又は 2 記載の超音波撮像装置。 20

【請求項 4】

前記帯域制限画像の時間変化を表す解析データが、帯域制限画像に現れるスペckルパターンの時間変化を示す、請求項 3 記載の超音波撮像装置。

【請求項 5】

前記帯域制限画像解析手段が、フレームの異なる複数の帯域制限画像データの差分データを生成するフレーム差分データ生成手段を含む、請求項 3 又は 4 記載の超音波撮像装置。 30

【請求項 6】

前記フレーム差分データ生成手段が、前記帯域制限画像データ生成手段により生成された帯域制限画像データの出力先を 1 フレームごとに切り換えるスイッチ手段と、前記スイッチ手段によって出力先を切り換えられた帯域制限画像データを交互に記憶する第 1 及び第 2 の記憶手段と、前記第 1 の記憶手段に記憶された帯域制限画像データと前記第 2 の記憶手段に記憶された帯域制限画像データとの間の差を求める減算手段とを含む、請求項 5 記載の超音波撮像装置。

【請求項 7】

前記帯域制限画像解析手段が、前記帯域制限画像データ生成手段により生成された帯域制限画像データによって表される帯域制限画像において、深度方向に分けられた複数の区間について周波数変換処理を施すことにより、空間周波数成分の深度変化を求める周波数処理手段を含む、請求項 3 又は 4 記載の超音波撮像装置。 40

【請求項 8】

前記周波数処理手段が、フレームの異なる複数の帯域制限画像データによってそれぞれ表される複数の帯域制限画像について周波数変換処理を施し、

前記帯域制限画像解析手段が、前記周波数処理手段により周波数変換処理を施すことによって得られた複数の結果の差分データを生成することにより、空間周波数成分の深度変化の時間変化を求めるフレーム差分データ生成手段をさらに含む、請求項 7 記載の超音波撮像装置。

【請求項 9】

前記周波数処理手段が、前記複数の区間の各々について周波数変換処理を施すことにより各区間における空間周波数分布を求め、該空間周波数分布における中心周波数又はピーク周波数を各区間の代表値として用いる、請求項 7 又は 8 記載の超音波撮像装置。

【請求項 10】

前記周波数処理手段が、前記複数の区間の各々について周波数変換処理を施すことにより各区間における空間周波数分布を求め、該空間周波数分布の中心周波数又はピーク周波数よりも低い空間周波数成分の積分値と、該空間周波数分布の中心周波数又はピーク周波数よりも高い空間周波数成分の積分値との差を各区間の代表値として用いる、請求項 7 又は 8 記載の超音波撮像装置。

【請求項 11】

前記周波数処理手段が、帯域制限画像に含まれる深さ方向のラインについて、該ライン上のサンプリング点の間隔に対応する間隔で区間の中心位置をずらしながら、複数の区間について周波数変換処理を施す、請求項 9 又は 10 記載の超音波撮像装置。

【請求項 12】

前記帯域制限画像データ生成手段により生成される帯域制限画像データの帯域を選択するために用いられる入力手段をさらに具備する請求項 1～11 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 13】

前記帯域制限画像解析手段において解析データを生成するか否かを選択するために用いられる入力手段をさらに具備する請求項 3～12 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 14】

前記信号処理手段により生成された画像データによって表される超音波画像と、前記帯域制限画像データ生成手段により生成された帯域制限画像データによって表される帯域制限画像と、前記帯域制限画像解析手段により生成された解析データによって表される解析結果との内の少なくとも 2 つを含む画面を作成する画面合成手段と、

前記画面合成手段によって作成される画面に表示される超音波画像、帯域制限画像、又は、解析結果の表示サイズのパターンを選択するために用いられる入力手段と、をさらに具備する請求項 1～13 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 15】

被検体に向けて超音波を送信及び受信することによって得られた超音波エコー信号に基づいて超音波画像を表示する超音波画像処理方法であって、

超音波エコー信号を受信することによって得られた受信信号に信号処理を施すことにより、被検体に関する超音波画像情報を表す画像データを生成するステップ (a) と、

ステップ (a) において生成された画像データに基づいて、該画像データによって表される超音波画像の空間周波数帯域の中心周波数以上の帯域に制限された画像を表す帯域制限画像データを生成するステップ (b) と、を具備する超音波画像処理方法。

【請求項 16】

ステップ (b) が、ステップ (a) において生成された画像データをダウンサンプリングし、ダウンサンプリングされた画像データを元の画像データと同じサイズにアップサンプリングし、さらに、元の画像データとアップサンプリングされた画像データとの差分を求めることを含む、請求項 15 記載の超音波画像処理方法。

【請求項 17】

ステップ (b) において生成された帯域制限画像データに基づいて、帯域制限画像の時間変化を表す解析データ、又は、空間周波数成分の深度変化を表す解析データを生成するステップ (c) をさらに具備する、請求項 15 又は 16 記載の超音波画像処理方法。

【請求項 18】

前記帯域制限画像の時間変化を表す解析データが、帯域制限画像に現れるスペckルパターンの時間変化を示す、請求項 17 記載の超音波画像処理方法。

【請求項 19】

10

20

30

40

50

ステップ(c)が、フレームの異なる複数の帯域制限画像データの差分データを生成することを含む、請求項17又は18記載の超音波画像処理方法。

【請求項20】

ステップ(c)が、ステップ(b)において生成された帯域制限画像データによって表される帯域制限画像において、深度方向に分けられた複数の区間について周波数変換処理を施すことにより、空間周波数成分の深度変化を求めることを含む、請求項17記載の超音波画像処理方法。

【請求項21】

被検体に向けて超音波を送信及び受信することによって得られた超音波エコー信号に基づいて超音波画像を表示する超音波画像処理プログラムであって、

10

超音波エコー信号を受信することによって得られた受信信号に信号処理を施すことにより、被検体に関する超音波画像情報を表す画像データを生成する手順(a)と、

手順(a)において生成された画像データに基づいて、該画像データによって表される超音波画像の空間周波数帯域の中心周波数以上の帯域に制限された画像を表す帯域制限画像データを生成する手順(b)と、

をCPUに実行させる超音波画像処理プログラム。

【請求項22】

手順(b)が、手順(a)において生成された画像データをダウンサンプリングし、ダウンサンプリングされた画像データを元の画像データと同じサイズにアップサンプリングし、さらに、元の画像データとアップサンプリングされた画像データとの差分を求めること

20

【請求項23】

手順(b)において生成された帯域制限画像データに基づいて、帯域制限画像の時間変化を表す解析データ、又は、空間周波数成分の深度変化を表す解析データを生成する手順(c)をさらにCPUに実行させる、請求項21又は22記載の超音波画像処理プログラム。

【請求項24】

前記帯域制限画像の時間変化を表す解析データが、帯域制限画像に現れるスペックルパターンの時間変化を示す、請求項23記載の超音波画像処理プログラム。

【請求項25】

30

手順(c)が、フレームの異なる複数の帯域制限画像データの差分データを生成することを含む、請求項23又は24記載の超音波画像処理プログラム。

【請求項26】

手順(c)が、手順(b)において生成された帯域制限画像データによって表される帯域制限画像において、深度方向に分けられた複数の区間について周波数変換処理を施すことにより、空間周波数成分の深度変化を求めることを含む、請求項23記載の超音波画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

40

本発明は、超音波を送信し、超音波エコー信号を受信することによって得られた超音波画像信号に基づいて超音波画像を生成する超音波撮像装置に関する。さらに、本発明は、そのような超音波撮像装置によって得られた画像データを処理する超音波画像処理方法、及び、超音波画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、被検体の内部を観察して診断を行うために、様々な撮像技術が開発されている。特に、超音波を送受信することによって被検体の内部情報を取得する超音波撮像は、リアルタイムで画像観察を行うことができる上に、X線写真やRI (radio isotope) シンチレーションカメラ等の他の医用画像技術と異なり、放射線による被曝がな

50

い。そのため、超音波撮像は、安全性の高い撮像技術として、産科領域における胎児診断の他、婦人科系、循環器系、消化器系等を含む幅広い領域において利用されている。

【0003】

超音波撮像とは、音響インピーダンスが異なる領域の境界（例えば、構造物の境界）において超音波が反射される性質を利用する画像生成技術であり、超音波ビームを人体等の被検体内に送信し、被検体内において生じた超音波エコー信号を受信し、超音波エコー信号が生じた反射点や反射強度を求めることにより、被検体内に存在する構造物（例えば、内臓や病変組織等）の輪郭を抽出する。

【0004】

ところで、生体のように構造的に不均一な被写体が撮像された超音波画像においては、輝部及び／又は暗部が散在するパターンが現れる。このようなパターンはスペックルパターンと呼ばれており、例えば、内臓等の内部に存在する不均一な組織によって反射された超音波エコー信号が干渉することにより発生する。このスペックルパターンは、一種の虚像であるので、描出された構造物の輪郭等が不鮮明になることが多い。

【0005】

特許文献1には、スペックルパターンの統計的性質を利用して画像の平滑化を行い、微小構造物を抽出することにより、肝硬変の進行度等のように均質な組織構造の中にある微小な異常病変を観察するために、被検体に超音波パルスを照射することにより断層像を得る超音波診断装置において、被検体部位から発生するエコー信号の強度あるいは振幅情報の統計的性質を用いて特定の信号を抽出する解析演算手段と、該解析演算手段によって抽出された結果を表示する表示手段とを備える超音波診断装置が開示されている。

【0006】

また、特許文献2には、超音波画像に含まれるスペックル（スペックルパターン）の細かさを定量化し、組織診断に役立てるために、超音波の送受信により得られたエコーデータに基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、閾値レベルを変化させながら上記超音波画像を二値化処理することにより、複数の二値化画像を生成する二値化処理手段と、上記各二値化画像ごとにラベリング処理を施して高輝度又は低輝度をもった独立領域の個数を求める領域係数手段と、上記各閾値レベルの独立領域の個数を表すスペックル評価グラフを作成するグラフ作成手段とを含む超音波診断装置が開示されている。

【0007】

また、非特許文献1には、超音波断層像に見られるスペックルパターンについての一般的な特徴と統計的性質について記載されていると共に、そのような超音波信号の統計的性質を利用した組織性状診断の研究が紹介されている。

【特許文献1】特開2003-61964号公報（第1頁、図1）

【特許文献2】特開2004-41617号公報（第2頁、図5）

【非特許文献1】神山直久、他、「超音波信号の統計情報を利用したTissue Characterization—肝臓の組織性状診断にむけて—」、メディカル・イメージング・テクノロジー（MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY）、2003年3月、第21巻、第2号、p. 112-116

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

このように、超音波診断においては、診断目的に応じて、超音波画像に現れるスペックルを抽出したり、分析したり、表示することが行われている。スペックルには組織性状に関係する情報が含まれていると考えられているので、スペックルを抽出して表示できれば、組織性状の診断に役立てることができる。また、ユーザも、そのような機能を望んでいるものと考えられる。

【0009】

ここで、非特許文献1に記載されているように、スペックルパターンは超音波の干渉によって生じるので、超音波画像上において、スペックルパターンの空間周波数成分は比較

10

20

30

40

50

的高くなるものと考えられる。そのため、特定の比較的高い周波数帯域の超音波画像を動画で表示できれば、スペックルパターンを抽出し易くなり、組織性状の診断支援に繋がるものと考えられる。しかしながら、現状では、そのような機能を有する超音波撮像装置は提案されていない。

【0010】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、空間周波数が比較的高い帯域に制限された超音波画像を動画で表示することにより、スペックルパターンを抽出することができる超音波撮像装置、超音波画像処理方法、及び、超音波画像処理プログラ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】

10

【0011】

上記課題を解決するため、本発明に係る超音波撮像装置は、被検体に向けて超音波を送信及び受信し、それによって得られた超音波エコー信号に基づいて超音波画像を表示する超音波撮像装置であって、印加される複数の駆動信号に従って超音波を送信する超音波送信手段と、超音波送信手段から送信された超音波が被検体において反射することによって生じた超音波エコー信号を受信して受信信号を出力する超音波受信手段と、該超音波受信手段から出力された受信信号に信号処理を施すことにより、被検体に関する超音波画像情報を表す画像データを生成する信号処理手段と、該信号処理手段によって生成された画像データに基づいて、該画像データによって表される超音波画像の空間周波数帯域の中心周波数以上の帯域に制限された画像を表す帯域制限画像データを生成する帯域制限画像データ生成手段とを具備する。

20

【0012】

本発明に係る超音波画像処理方法は、被検体に向けて超音波を送信及び受信することによって得られた超音波エコー信号に基づいて超音波画像を表示する超音波画像処理方法であって、超音波エコー信号を受信することによって得られた受信信号に信号処理を施すことにより、被検体に関する超音波画像情報を表す画像データを生成するステップ（a）と、ステップ（a）において生成された画像データに基づいて、該画像データによって表される超音波画像の空間周波数帯域の中心周波数以上の帯域に制限された画像を表す帯域制限画像データを生成するステップ（b）とを具備する。

【0013】

30

本発明に係る超音波画像処理プログラムは、被検体に向けて超音波を送信及び受信することによって得られた超音波エコー信号に基づいて超音波画像を表示する超音波画像処理プログラムであって、超音波エコー信号を受信することによって得られた受信信号に信号処理を施すことにより、被検体に関する超音波画像情報を表す画像データを生成する手順（a）と、手順（a）において生成された画像データに基づいて、該画像データによって表される超音波画像の空間周波数帯域の中心周波数以上の帯域に制限された画像を表す帯域制限画像データを生成する手順（b）とをCPUに実行させる。

【発明の効果】

【0014】

40

本発明によれば、空間周波数が通常の超音波画像よりも高い帯域に制限された画像を生成するので、一般に空間周波数が高いスペックルパターンを見易く表示することができる。従って、スペックルパターンに基づいて観察部位の組織性状を判断する場合に、そのような機能を有する超音波撮像装置等を有効な診断支援のために活用することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、本発明を実施するための最良の形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。

図1は、本発明の第1の実施形態に係る超音波撮像装置を示すブロック図である。この超音波撮像装置は、超音波を送受信する超音波用探触子100と、超音波の送受信を制御

50

すると共に、取得された超音波受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波撮像装置本体１１０とを含んでいる。

【００１６】

超音波用探触子１００は、複数の超音波トランスデューサが配列された超音波トランスデューサアレイを含んでいる。各超音波トランスデューサは、例えば、ＰＺＴ（チタン酸ジルコン酸鉛：Pb(lead) zirconate titanate) に代表される圧電セラミックや、ＰＶＤＦ（ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride) に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料（圧電体）の両端に電極を形成することによって作製されている。このような超音波トランスデューサの電極に、パルス状の電気信号或いは連続波電気信号を送って電圧を印加すると、圧電体が伸縮して超音波を発生する。そこで、複数の超音波トランスデューサを電子的に制御して、それぞれの超音波トランスデューサからパルス状或いは連続的な超音波を発生させる。これにより、それらの超音波の合成によって超音波ビームが形成され、被検体が電子的に走査される。また、複数の超音波トランスデューサは、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。これらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。このような超音波用探触子１００は、ケーブルを介して超音波撮像装置本体に接続されている。

10

【００１７】

超音波用探触子１００としては、複数の超音波トランスデューサが１次元に配列されたリニアアレイプローブや、被検体内を扇状に走査可能なセクタプローブや、複数の超音波トランスデューサが凸面上に配列されたコンベックスアレイプローブ等が用いられる。また、複数の超音波トランスデューサが２次元に配列された２次元アレイプローブを用いても良い。この場合には、超音波用探触子を機械的に移動させることなく異なる複数の断面に関する超音波画像を得ることができる。或いは、超音波用探触子１００として、被検体内に挿入されて超音波撮像を行う体腔内探触子を用いても良い。体腔内探触子としては、内視鏡の処置具挿入孔に挿入されて用いられる超音波プローブや、内視鏡と一体化された超音波内視鏡が知られている。このような体腔内探触子においては、ラジアル走査方式によって超音波撮像が行われる。ラジアル走査方式には、探触子を回転させながら超音波を送受信し、その回転に同期して超音波信号を画像化する機械式ラジアル走査方式と、円形に配置された複数の振動子を電氣的に制御することにより走査を行う電子式ラジアル走査方式とがある。このような走査方式によれば、探触子の周囲３６０°を一度に表示することが可能である。或いは、ラジアル走査以外の走査方式を利用する体腔内探触子として、先端部にコンベックスアレイを配置したものも知られている。

20

30

【００１８】

超音波撮像装置本体１１０は、操作卓１１１と、制御部１１２と、記録部１１３、走査制御部１１４と、駆動信号発生部１１５と、送受信切換部１１６と、信号処理部１１７と、Ａ／Ｄ変換器１１８と、位相整合部１１９と、メモリ１２０と、帯域制限画像生成部１２１と、ＤＳＣ（ディジタル・スキャン・コンバータ）１２２と、Ｄ／Ａ変換器１２３と、表示部１２４とを含んでいる。

【００１９】

操作卓１１１は、超音波撮像装置本体に種々の命令や情報を入力する際にユーザによって用いられる。操作卓１１１は、キーボード、タッチパネル等の入力デバイスや、マウス等のポインティングデバイスや、調節ツマミや、入力ボタン等を含んでいる。また、操作卓１１１には、帯域制限画像生成部１２１における動作を制御するために用いられる信号を入力するために、ユーザによって操作される帯域制限画像選択ボタン１１１ａが設けられている。

40

【００２０】

制御部１１２は、ＣＰＵとソフトウェアとによって構成されており、超音波撮像装置の各部を制御している。

記録部１１３は、超音波撮像装置に含まれるＣＰＵに動作を実行させるための基本プログラム及び種々の処理を行うために用いられるプログラム（ソフトウェア）や、それらの

50

処理に用いられる情報等を記録するための記録媒体を制御する。なお、記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、外付けハードディスク、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、又は、DVD-ROM等を用いても良い。

【0021】

走査制御部114は、制御部112によって動作の開始及び停止を制御されており、超音波を送信する方向に応じて、超音波用探触子100に含まれる複数の超音波トランスデューサを駆動するための駆動信号に与えられる遅延時間を設定する。また、超音波用探触子100としてメカニカルラジアルプローブを用いる場合には、走査制御部114は、探触子を回転させるモータの動作を制御すると共に、その動作と同期して超音波の送信方向を制御する。

10

【0022】

駆動信号発生部115は、超音波用探触子100に含まれる複数の超音波トランスデューサにそれぞれ対応する複数のパルサを含んでいる。各パルサは、走査制御部114の制御の下で、設定されたタイミングで駆動信号を発生する。これにより、複数の超音波トランスデューサから、超音波が所定の時間差を伴ってそれぞれ発生する。

【0023】

送受信切換部116は、駆動信号発生部115において発生した駆動信号の超音波用探触子100への入力と、後述する信号処理部117における受信信号の取り込みとを、制御部112の制御に従って所定のタイミングで切り換える。このように受信信号の読み取り時間帯を限定することにより、被検体の特定の深さから反射された超音波エコー信号が検出される。

20

【0024】

信号処理部117は、複数の超音波トランスデューサにそれぞれ対応する複数のチャンネルを含んでいる。これらのチャンネルの各々は、対応する超音波トランスデューサから出力された受信信号を所定のタイミングで取り込み、増幅、ナイキストフィルタ処理等の信号処理を行う。

A/D変換器118は、信号処理部117において処理されたアナログ信号をデジタル変換することにより、検出データを生成する。

【0025】

位相整合部119は、デジタル変換された複数の検出データに遅延を与え、それらを加算することにより、受信フォーカス処理を行う。これにより、所定の音線方向に焦点が絞込まれた受信ビームを表す検出データ（音線データ）が生成される。さらに音線データによって表される波形について検波を行うことにより、音線に沿って超音波画像を構成する複数の画素における輝度値を表す画像データが得られる。

30

メモリ120は、位相整合部119において生成された画像データを順次記憶する。メモリ120に1フレーム分の画像データが蓄積されると、画像データは、帯域制限画像生成部121に出力される。

【0026】

帯域制限画像生成部121は、超音波画像を表す1フレーム分の画像データに基づいて、空間周波数が所定の帯域に制限された超音波画像を表す帯域制限画像データを生成して出力する。帯域制限画像生成部121の動作については、後で詳しく説明する。

40

【0027】

DS C122は、帯域制限画像生成部121から出力された帯域制限画像データについて走査フォーマットを変換することにより、超音波ビームの走査空間における音線方向の画像情報を表す画像データを、物理空間における表示用の画像データに変換する。即ち、DS C122は、超音波の走査方式に対応する座標変換及び補間を行うことにより、画像表示範囲に対応するリサンプリングを行う。例えば、リニア走査によって得られた画像データには、リニア画像を生成するための補間処理が施される。また、セクタ走査や、コンベックス走査や、ラジアル走査によって得られた画像データには、極座標変換及び補間処理が施される。

50

【0028】

なお、DSC122よりも前段に、距離減衰を補正するためのSTC（センシティブタイムコントロール）を設けたり、DSC122よりも後段に、ゲイン調整及びコントラスト調整を含む線形の階調処理や、 γ 補正を含む非線形な階調処理等の画像処理を施す画像処理部を設けても良い。

【0029】

D/A変換器123は、DSC122において変換された表示用の画像データをアナログ信号に変換して出力する。

表示部124は、例えば、ラスタスキャン方式のCRTディスプレイ又はLCDディスプレイであり、D/A変換器123においてアナログ変換された画像信号に基づいて、超音波画像の動画又は静止画を表示する。 10

【0030】

次に、図1に示す帯域制限画像生成部121の動作について、図2及び図3を参照しながら詳しく説明する。図2は、帯域制限画像生成部121の動作を説明するための図である。また、図3は、帯域制限画像生成部121において処理される1フレーム分の画像データDT(0)によって表される超音波画像の空間周波数帯域を表している。図3において、空間周波数 f_0 は、画像データDT(0)によって表される超音波画像の空間周波数帯域の中心周波数である。

【0031】

図2に示すように、メモリ120から出力された1フレーム分の画像データDT(0)は、ダウンサンプリング部（非鮮鋭画像処理部）11において、間引き処理、及び、ナイキストフィルタ処理等のフィルタ処理を施される。それにより、空間周波数成分が低いダウンサンプリングデータLOW(0)が生成される。 20

【0032】

次に、ダウンサンプリングデータLOW(0)は、アップサンプリング部12において、「0」値のデータを挿入する処理、及び、平滑化フィルタ処理等のフィルタ処理を施される。それにより、元の画像データDT(0)と同じサイズのアップサンプリングデータLOW(0)'が得られる。このアップサンプリングデータLOW(0)'の周波数帯域は、図3に示す曲線の内、 $f < f_0$ の領域に相当する。

【0033】

次に、減算部（差分処理部）13において、画像データDT(0)からアップサンプリングデータLOW(0)'を減算する処理が行われる。それにより、サブバンドデータSUB(1)が得られる。図3に示すように、このサブバンドデータSUB(1)は、空間周波数が $f \geq f_0$ に制限された超音波画像を表す画像データである。 30

【0034】

次に、サブバンドデータSUB(1)は、ダウンサンプリング部14において、間引き処理及び所定のフィルタ処理を施される。それによって得られたダウンサンプリングデータSUB__LOW(1)は、アップサンプリング部15において、「0」値のデータを挿入する処理及び所定のフィルタ処理を施される。さらに、減算部16において、それによって得られたアップサンプリングデータSUB__LOW(1)'をサブバンドデータSUB(1)から減算する処理を行うことにより、サブバンドデータSUB(2)が得られる。図3に示すように、このサブバンドデータSUB(2)は、空間周波数が $f \geq f_1$ に制限された超音波画像を表す画像データである。ここで、空間周波数 f_1 は、帯域 $f \geq f_0$ における中心周波数である。 40

【0035】

同様にして、サブバンドデータSUB(2)について、ダウンサンプリング部17、アップサンプリング部18、及び、減算部19における処理を施すことにより、サブバンドデータSUB(3)が得られる。図3に示すように、このサブバンドデータSUB(3)は、空間周波数が $f \geq f_2$ に制限された超音波画像を表す画像データである。ここで、空間周波数 f_2 は、帯域 $f \geq f_1$ における中心周波数である。 50

さらに、このような処理を順次行うことにより、サブバンドデータSUB(4)、(5)、…が得られる。

【0036】

セクタ20は、制御部112から入力された帯域制限画像選択信号に従って、画像データDT(0)、サブバンドデータSUB(1)、サブバンドデータSUB(2)、…のいずれかを選択して出力する。

【0037】

再び、図1を参照しながら、本実施形態に係る超音波撮像装置の動作について説明する。

ユーザが超音波撮像を開始すると、制御部112は、超音波撮像を開始するための制御信号を各部に出力する。また、ユーザは、空間周波数が好みの帯域に制限された画像を画面に表示させるために、操作卓111の帯域制限画像選択ボタンを用いて帯域を選択する。それに応じて、帯域制限画像選択信号が、制御部112から帯域制限画像生成部121に出力される。

【0038】

一方、駆動信号発生部115は、制御部112の制御の下で動作する走査制御部114に従って、超音波用探触子100の各超音波トランスデューサを駆動するための駆動信号を発生する。それにより、超音波トランスデューサ100から超音波ビームが送信され、リニア走査や、セクタ走査や、コンベックス走査や、ラジアル走査等の走査方式によって被検体が走査される。そのようにして被検体内に向けて送信された超音波ビームは、被検体内に存在する反射体によって反射され、その際に生じた複数の超音波エコー信号は、超音波用探触子100によって受信される。受信された超音波エコー信号は、超音波用探触子100の各超音波トランスデューサにおいて電気信号に変換され、受信信号として超音波撮像装置本体に入力される。

【0039】

超音波撮像装置本体に入力された複数の受信信号は、信号処理部117において所定の信号処理及びA/D変換を施され、さらに、位相整合及び検波処理を施されて、得られた画像データが、一旦、メモリ120に記憶される。そして、1フレーム分の画像データがメモリ120に蓄積されると、画像データは帯域制限画像生成部121に出力される。帯域制限画像生成部121においては、先に図2を参照しながら説明したように、空間周波数が所定の帯域に制限された帯域制限画像を表すサブバンドデータSUB(1)、(2)、…が生成される。そして、それらのサブバンドデータSUB(1)、(2)、…及び、元の画像データDT(0)の内から、ユーザによって選択されたデータがDSC122に出力される。帯域制限画像生成部121から出力されたデータは、DSC122において走査フォーマットの変換処理を施され、D/A変換器123においてアナログ画像信号に変換されて、表示部124に供給される。それにより、空間周波数がユーザの好みの帯域に制限された帯域制限画像又は元の超音波画像の動画又は静止画が表示部124に表示される。

ユーザは、帯域制限画像又は元の超音波画像が表示部124に表示されている間であっても、帯域制限画像選択ボタン111aを用いて命令を切り換えることにより、異なる帯域制限画像を表示部124に表示させることができる。

【0040】

以上説明したように、本実施形態によれば、ダウンサンプリング処理及び減算(差分)処理により帯域制限画像データを生成するので、高速処理が可能となり、ほぼリアルタイムに帯域制限画像を表示させることができる。また、操作卓に帯域制限画像選択ボタンを設けることにより、空間周波数がユーザの好みの帯域に制限された画像、又は、元の超音波画像を表示させることができる。従って、医療診断の現場において、ユーザは、帯域制限画像の帯域を切り換えることにより、スペックルパターンがよく現れている帯域制限画像の動画を表示させることができ、そのような帯域制限画像に基づいて、被検体内の観察部位の組織性状を効率良く判断することが可能となる。このように、本実施形態に係る超

音波撮像装置は、診断支援のために有効に活用することができる。

【0041】

次に、本発明の第2の実施形態に係る超音波撮像装置について、図4及び図5を参照しながら説明する。図4は、本実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

図4に示すように、本実施形態に係る超音波撮像装置は、超音波用探触子100及び超音波撮像装置本体200を含んでいる。超音波撮像装置本体200は、図1に示す超音波撮像装置本体110の操作卓111の替わりに操作卓201を有しており、DSC122の替わりにDSC202を有しており、さらに、画面合成部203をさらに含んでいる。その他の構成については、図1に示す超音波撮像装置におけるものと同様である。

10

【0042】

操作卓201には、周波数帯域を選択するための帯域制限画像選択ボタン111aに加えて、表示形式選択ボタン201aがさらに設けられている。表示形式選択ボタン201aは、後述する合成画面の表示形式をユーザが入力する際に用いられる。

【0043】

DSC202は、メモリ120に蓄積された1フレーム分の画像データ、即ち、空間周波数が制限されていない通常の超音波画像を表す画像データと、帯域制限画像生成部121から出力された帯域制限画像データとの両方について走査フォーマットを変換することにより、通常の超音波画像を表す表示用の画像データ、及び、帯域制限画像を表す表示用の画像データを生成する。

20

【0044】

画面合成部203は、制御部112から出力された表示形式選択信号に従い、DSC202において生成された2種類の画像データに基づいて、2つの超音波画像を含む合成画面を作成し、合成画像データを生成する。この表示形式選択信号は、ユーザが表示形式選択ボタン201aを用いて所望の表示形式を選択することにより、制御部112から出力される。

【0045】

画面合成部203において作成される合成画面の表示形式としては、例えば、図5の(a)～(c)に示すものが考えられる。即ち、図5の(a)に示すように、表示部の画面900に、通常の超音波画像901と帯域制限画像902とを同じサイズで並べて表示するようにしても良い。また、図5の(b)に示すように、通常の超音波画像903を大きく、帯域制限画像904を小さくして並べて表示するようにしても良い。このような表示形式は、帯域制限画像904によりスペckルパターンの有無等を参照しながら、通常の超音波画像903により観察部位を詳しく観察したい場合に適している。さらに、図5の(c)に示すように、通常の超音波画像905を小さく、帯域制限画像906を大きくして並べて表示するようにしても良い。このような表示形式は、通常の超音波画像905を参照して観察部位の位置や形状を確認しながら、帯域制限画像906によりスペckルパターンの状態を詳しく観察したい場合に適している。

30

【0046】

以上説明したように、本実施形態によれば、空間周波数が制限されていない通常の超音波画像と、ユーザの好みの帯域制限画像との両方を、ユーザの好みの表示形式で画面に表示させることができるので、医療診断の効率をさらに良くすることができる。

40

【0047】

次に、本発明の第3の実施形態に係る超音波撮像装置について、図6～図8を参照しながら説明する。図6は、本実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

図6に示すように、本実施形態に係る超音波撮像装置は、超音波用探触子100及び超音波撮像装置本体300を有している。超音波撮像装置本体300は、図1に示す超音波撮像装置本体110の操作卓111の替わりに操作卓301を有しており、DSC122の替わりにDSC303を有している。また、超音波撮像装置本体300は、図1に示す

50

超音波撮像装置本体 110 に対して、帯域制限画像解析部 302 及び画面合成部 304 をさらに有している。その他の構成については、図 1 に示す超音波撮像装置におけるものと同様である。

【0048】

操作卓 301 には、周波数帯域を選択するための帯域制限画像選択ボタン 111a に加えて、合成画面の表示形式をユーザが入力するために用いられる表示形式選択ボタン 301a と、帯域制限画像解析ボタン 301b とがさらに設けられている。帯域制限画像解析ボタン 301b は、帯域制限画像の解析を行うか否かについてユーザが命令を入力する際に用いられる。

【0049】

帯域制限画像解析部 302 は、帯域制限画像生成部 121 から出力された帯域制限画像データによって表される帯域制限画像を解析する。

図 7 は、図 6 に示す帯域制限画像解析部 302 の構成を示すブロック図である。図 7 に示すように、帯域制限画像解析部 302 は、スイッチ 31 と、第 1 帯域制限画像メモリ 32 と、第 2 帯域制限画像メモリ 33 と、減算部 34 とを含んでいる。スイッチ 31 は、制御部 112 の制御の下で帯域制限画像生成部 121 からのデータ出力先を切り換えることにより、帯域制限画像生成部 121 から順次出力された 1 フレーム分の帯域制限画像データを、第 1 帯域制限画像メモリ 32 と第 2 帯域制限画像メモリ 33 とに交互に格納させる。減算部 34 は、第 1 帯域制限画像メモリ 32 又は第 2 帯域制限画像メモリ 33 において帯域制限画像データが更新された場合に、それらのメモリにそれぞれ格納されている帯域制限画像データの間において減算処理を行うことにより、フレーム差分データを生成する。このフレーム差分データは、帯域制限画像の時間変化を表しており、帯域制限画像解析データとして DSC 303 に出力される。

【0050】

DSC 303 は、メモリ 120 に蓄積された 1 フレーム分の画像データ、即ち、通常の超音波画像を表す画像データと、帯域制限画像生成部 121 から出力された帯域制限画像データと、帯域制限画像解析部 302 から出力された帯域制限画像解析データとについて走査フォーマットを変換することにより、通常の超音波画像を表す表示用の画像データと、帯域制限画像を表す表示用の画像データと、帯域制限画像の解析結果を表す表示用の画像データとを生成する。

【0051】

画面合成部 304 は、制御部 112 から出力された表示形式選択信号に従い、DSC 303 において生成された 3 種類のデータに基づいて、1～3 つの画像を含む合成画面を作成し、合成画像データを生成する。この表示形式選択信号は、ユーザが帯域制限画像選択ボタン 301a を用いて所望の表示形式を選択することにより、制御部 112 から出力される。

【0052】

画面合成部 304 において作成される合成画面の表示形式としては、通常の超音波画像と、帯域制限画像と、その解析結果を表す解析画像との内のいずれか 1 つのみを表示するものであっても良いし（シングル表示）、それらの内の 2 つを表示するものであっても良い（デュアル表示）。後者の場合には、例えば、図 5 の（a）～（c）に示す表示形式を用いることができる。或いは、通常の超音波画像と、帯域制限画像と、解析画像との全てを表示するものであっても良い（トリプル表示）。トリプル表示を行う場合には、例えば、図 8 の（a）に示すように、画面 900 に、通常の超音波画像 911 と、帯域制限画像 912 と、解析画像 913 とを全て同じ大きさで表示するようにしても良い。また、図 8 の（b）に示すように、3 つの画像の内の 1 つのみ（例えば、解析画像 914）を大きいサイズで表示し、残りの 2 つの画像（例えば、帯域制限画像 915 及び通常の超音波画像 916）を小さいサイズで表示しても良い。帯域制限画像及び通常の超音波画像を参照して観察部位の位置や形状を確認しながら解析画像を詳しく観察したい場合には、この表示方法が適している。さらに、図 8 の（c）に示すように、3 つのそれらの画像の内の 2 つ

10

20

30

40

50

の画像（帯域制限画像 917 及び解析画像 918）を大きいサイズで表示し、残りの 1 つの画像（例えば、通常の超音波画像 919）を小さいサイズで表示するようにしても良い。通常の超音波画像を参照して観察部位の位置や形状を確認しながら、帯域制限画像及び解析画像に表されているスペックルパターンの状態及びその時間変化を詳しく観察したい場合には、この表示方法が適している。

【0053】

以上説明したように、本実施形態においては、帯域制限画像の時間変化を求めることにより帯域制限画像の特徴を解析するので、スペックルパターンの時間変化の激しい部位を容易に判別することが可能となる。従って、スペックルパターンに基づいて観察部位の組織性状を判断する場合に判断が容易となり、医療診断の質及び効率を向上させることが可能となる。また、本実施形態によれば、ユーザの好みに応じて、帯域制限画像の解析を行うか否かを選択したり、画面に表示される画像のサイズのパターンを選択することができるので、ユーザにとって使いやすい超音波撮像装置となり、診断支援のために有効に活用することができる。

10

【0054】

次に、本発明の第 4 の実施形態に係る超音波撮像装置について、図 9 及び図 10 を参照しながら説明する。図 9 は、本実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

図 9 に示すように、本実施形態に係る超音波撮像装置は、超音波用探触子 100 及び超音波撮像装置本体 400 とを含んでいる。超音波撮像装置本体 400 は、図 6 に示す超音波撮像装置本体 300 の帯域制限画像解析部 302 の替わりに帯域制限画像解析部 401 を有している。本実施形態は、帯域制限画像を解析するための処理として周波数処理を用いることを特徴としている周波数処理としては、高速フーリエ変換（FFT）や、ウェーブレット（wavelet）変換等の周知の周波数変換処理を用いることができ、本実施形態においては、FFT 処理が用いられている。その他の構成については、図 6 に示す超音波撮像装置におけるものと同様である。

20

【0055】

以下に、帯域制限画像解析部 401 の動作について説明する。

図 10 は、帯域制限画像解析部 401 において行われる周波数処理を説明するための図であり、帯域制限画像における深さ方向の 1 つのラインに対応する輝度値を表す信号を示している。図 10 において、横軸は時間 t を表しており、これは被検体の深さ方向の距離に相当する。また、図 10 において、縦軸は信号強度を表している。

30

【0056】

まず、帯域制限画像解析部 401 は、帯域制限画像生成部 121 から出力された帯域制限画像データに含まれる 1 ラインの信号について、時間 t_0 を中心とする窓幅 W の区間に対して FFT 処理を行う。その結果、図 11 の（a）に示すような空間周波数分布が得られる。この空間周波数分布の中心周波数又はピーク周波数 f_c を、時間 t における代表値（特徴量）とする。

【0057】

このような処理を、 $W/2 < t_0 < T - W/2$ の範囲で時間 t_0 をずらしながら、他の区間についても施す。時間 t_0 をずらす間隔 Δt は、1 ライン上のサンプリング点の間隔と等しくするか、又は、それよりも大きくする。また、間隔 Δt と窓幅 W との関係については、解析対象となる範囲の隙間をなくすために、 $0 < \Delta t < W$ とすることが望ましい。さらに、上記の条件を満たす範囲内で、窓幅 W 、 t_0 の下限値 $W/2$ 、及び、 t_0 の上限値（ $T - W/2$ ）を変化させても良い。それにより、図 11 の（b）に示すように、帯域制限画像の解析結果が得られる。この解析結果における中心周波数 f_c を輝度値に変換することにより、帯域制限画像解析データが得られる。この帯域制限画像解析データに対して DSC 処理を施すことによって表される画像は、帯域制限画像に含まれる空間周波数成分の深度変化を表している。

40

【0058】

50

ここで、図 11 の (b) に示すように、帯域制限画像を含む超音波画像においては、一般に、深部に行くほど空間周波数は減衰する。その理由は、被検体を伝播する超音波の内で比較的高い周波数成分は散乱し易く、深部からの超音波エコー信号には比較的低い周波数成分が多くなるので、深部に行くほど解像度が低くなるからである。

【0059】

そこで、空間周波数の帯域がある程度限定された帯域制限画像において、さらに、空間周波数について解析を行うことにより、スペックルパターンのように高い空間周波数を有することを特徴とする領域を明確に表示することが可能となる。即ち、図 12 に示すように、帯域制限画像において空間周波数は深度に応じて減衰するが、ある深度領域にスペックルパターンが存在している場合には、その領域は深部であっても高輝度で表示される。 10

【0060】

このように、本実施形態においては、特異的な周波数減衰が見られる領域が高い輝度で表示されるので、そのような領域を容易に判別することが可能となる。従って、スペックルパターンに基づいて医療診断を行う際に判断が容易となる等、この機能は診断支援のために有効である。

【0061】

次に、本発明の第 4 の実施形態に係る超音波撮像装置の変形例について、図 13 及び図 14 を参照しながら説明する。図 13 は、本実施形態に係る超音波撮像装置の変形例を示すブロック図である。この超音波撮像装置の本体 410 は、図 9 に示す超音波撮像装置に対して、色信号生成部 411 をさらに有している。その他の構成については、図 9 に示す超音波撮像装置におけるものと同様である。 20

【0062】

この変形例においては、帯域制限画像解析を行う際に、図 11 に示す時間 t_0 における代表値（特徴量）として、図 14 の (a) に示すように、中心周波数又はピーク周波数 f_c よりも小さい範囲の積分値 S_L と中心周波数 f_c 以上の範囲の積分値 S_H との差 ($S_L - S_H$) を用いている。この場合には、図 14 の (b) に示すように、窓幅 W の区間（図 10）における空間周波数分布に応じて、正又は負の値によって表される解析結果が得られる。

【0063】

さらに、この解析結果における差 ($S_L - S_H$) に基づいて、帯域制限画像解析データを生成する。即ち、差 ($S_L - S_H$) の正負に応じて解析画像に色信号を割り当て、差の値の絶対値 $|S_L - S_H|$ を輝度値に変換する。具体的には、($S_L - S_H$) > 0 となる領域（図 14 の (b) に示す B の領域）には青色の色信号が割り当てられ、($S_L - S_H$) < 0 となる領域（図 14 の (b) に示す R の領域）には赤色の色信号が割り当てられる。色信号の割り当ては、帯域制限画像解析部 401 における解析結果に基づいて、色信号生成部 411 において行われる。 30

この帯域制限画像解析データに対して DSC 処理を施すことによって表される画像は、帯域制限画像に含まれる高低周波数差分の深度変化を表している。

【0064】

ここで、先にも述べたように、超音波画像においては深部に行くほど空間周波数が減衰するので、通常は低い空間周波数成分の方が優勢であり、差 ($S_L - S_H$) は正となる。しかしながら、スペックルパターンのように高い空間周波数成分を有している領域においては、高い空間周波数成分の方が優勢となるので、差 ($S_L - S_H$) は負となる。 40

【0065】

この変形例においては、そのような特異的な周波数減衰が見られる領域を異なる色（例えば、青色に対して赤色）で表示することにより、そのような領域を容易に判別することが可能となるので、この機能をスペックルパターンに基づいて医療診断を行う際における診断支援のために有効に活用することができる。

【0066】

次に、本発明の第 5 の実施形態に係る超音波撮像装置について、図 9 及び図 15 を参照 50

しながら説明する。

本実施形態に係る超音波撮像装置は、図9に示す超音波撮像装置本体400の帯域制限画像解析部401の替わりに、図15に示す帯域制限画像解析部501を有している。その他の構成については、図9に示す超音波撮像装置におけるものと同様である。

【0067】

図15に示すように、帯域制限画像解析部501は、周波数処理部51と、スイッチ52と、第1周波数処理メモリ53と、第2周波数処理メモリ54と、減算部55とを含んでいる。

周波数処理部51は、帯域制限画像生成部121から出力された帯域制限画像データに対して、1ラインごとに周波数変換処理を施すことにより、帯域制限画像に含まれる空間周波数成分の深度変化を表す解析データを生成する。なお、周波数処理部51における周波数処理及び帯域制限画像の解析データを生成する動作については、本発明の第4の実施形態において説明したものと同様である。

【0068】

スイッチ52は、制御部112の制御の下で周波数処理部51からのデータ出力先を切り換えることにより、周波数処理部51から順次出力された1フレーム分の解析データを、第1周波数処理メモリ53と第2周波数処理メモリ54とに交互に格納させる。減算部55は、第1周波数処理メモリ53又は第2周波数処理メモリ54において解析データが更新された場合に、それらのメモリにそれぞれ格納されている解析データの間に減算処理を行うことにより、フレーム差分データを生成する。このフレーム差分データが、帯域制限画像解析データとしてDSC303に出力される。

【0069】

このように、帯域制限画像に周波数処理を施すことによって得られた解析データのフレーム差分を求めることにより、帯域制限画像に含まれる空間周波数成分の深度に応じた変化の時間変化を画像化することが可能となる。従って、スペックルパターンに特異的な周波数減衰が見られ、且つ、スペックルパターンの時間変化の激しい部位を容易に判別することが可能となる等、このような機能はスペックルパターンに基づいて医療診断を行う際における診断支援のために有効である。

【0070】

本実施形態に係る超音波撮像装置の変形例として、周波数処理部51において解析データを生成する際に、本発明の第4の実施形態の変形例(図14)におけるのと同様に、差($SL-SH$)を時間 t_0 における代表値として用いても良い。その場合には、周波数処理によって求められた差($SL-SH$)に対してフレーム差分処理を行い、フレーム差分処理後の値の正負に応じて色信号の割り当てると共に、フレーム差分処理後の値の絶対値を輝度値に変換することにより、帯域制限画像解析データが生成される。

【0071】

次に、本発明の第6の実施形態に係る超音波撮像装置について、図16～図19を参照しながら説明する。

図16に示すように、本実施形態に係る超音波撮像装置は、超音波用探触子100及び超音波撮像装置本体600を有している。超音波撮像装置本体600は、図6に示す超音波撮像装置本体300の帯域制限画像生成部121及び帯域制限画像解析部302の替わりに、図16に示す帯域制限画像生成部601及び帯域制限画像解析部602を有している。その他の構成については、図6に示す超音波撮像装置におけるものと同様である。

【0072】

帯域制限画像生成部601は、超音波画像を表す1フレーム分の画像データに基づいて、周波数帯域が互いに異なる帯域制限画像データを生成して出力する。

図17は、帯域制限画像生成部601の動作を説明するための図である。また、図18は、帯域制限画像生成部601において処理される1フレーム分の画像データDT(0)によって表される超音波画像の空間周波数帯域を表している。図18において、空間周波数 f_0 は、画像データDT(0)によって表される超音波画像の空間周波数帯域の中心周

波数である。

【0073】

図17に示すように、メモリ120から出力された1フレーム分の画像データDT(0)は、ダウンサンプリング部61において、間引き処理、及び、ナイキストフィルタ処理等のフィルタ処理を施される。それにより、空間周波数成分が低いダウンサンプリングデータLOW(0)が生成される。

【0074】

次に、ダウンサンプリングデータLOW(0)は、アップサンプリング部62において、0値のデータを挿入する処理、及び、平滑化フィルタ処理等のフィルタ処理を施される。それにより、元の画像データDT(0)と同じサイズのアップサンプリングデータLOW(0)'が得られる。減算部63において、このアップサンプリングデータLOW(0)'を元のデータDT(0)から減算する処理を行うことにより、サブバンドデータSUB(1)が得られる。

【0075】

次に、サブバンドデータSUB(1)は、ダウンサンプリング部64において、間引き処理及び所定のフィルタ処理を施される。それによって得られたダウンサンプリングデータSUB__LOW(0)は、アップサンプリング部65において、0値のデータを挿入する処理及び所定のフィルタ処理を施されることにより、元の画像データと同じサイズにアップサンプリングされる。その結果得られたデータBAND(1)が、第1の帯域制限画像データとして出力される(出力1)。図18に示すように、第1の帯域制限画像データBAND(1)は、空間周波数が $f_0 \leq f \leq f_1$ に制限された超音波画像を表す画像データである。ここで、空間周波数 f_1 は、帯域 $f \geq f_0$ における中心周波数である。

【0076】

さらに、減算部66において、サブバンドデータSUB(1)からデータBAND(1)を減算する処理を行うことにより、データBAND(2)が得られる。このデータBAND(2)が、第2の帯域制限画像として出力される(出力2)。図18に示すように、第2の帯域制限画像データBAND(2)は、空間周波数が $f \leq f_1$ に制限された超音波画像を表す画像データである。

本実施形態においては、このような処理により互いに帯域の重ならない複数の帯域制限画像を生成することができる。

【0077】

再び、図16を参照すると、帯域制限画像解析部602は、帯域制限画像生成部601において生成された2種類の帯域制限画像データBAND(1)及びBAND(2)によって表される帯域制限画像の解析を行う。

図19は、帯域制限画像解析部602の構成を示すブロック図である。図19に示すように、帯域制限画像解析部602は、第1周波数処理部67と、第2周波数処理部68と、減算部69とを含んでいる。

【0078】

第1周波数処理部67は、帯域制限画像生成部601から出力された第1の帯域制限画像データBAND(1)(出力1)について周波数変換処理を行うことにより、第1の帯域制限画像の解析データを生成する。一方、第2周波数処理部68は、帯域制限画像生成部601から出力された第2の帯域制限画像データBAND(2)(出力2)について周波数変換処理を行うことにより、第2の帯域制限画像の解析データを生成する。第1及び第2周波数処理部67及び68においては、第4の実施形態において図11を参照しながら説明したのと同様に、それぞれの帯域制限画像データに含まれる1ラインの信号についてFFT処理を行うことにより、時間 t_0 における代表値(特徴量)を求めることが行われる。それによって得られた第1及び第2の帯域制限画像の解析データは、それぞれの帯域制限画像に含まれる空間周波数成分の深度変化を表している。

【0079】

減算部69は、第1及び第2の周波数処理部67及び68からそれぞれ出力された解析

データの間に減算処理を行うことにより、周波数差分データを求める。この周波数差分データが、帯域制限画像解析データとして、D S C 3 0 3に出力される。

このように、帯域の異なる２種類の帯域制限画像に基づく解析データの差分を求めることにより、帯域制限画像に含まれる低い周波数成分と高い周波数成分との強度差の深度変化を画像化することが可能となる。

【0080】

次に、本発明の第７の実施形態に係る超音波撮像装置について、図２０を参照しながら説明する。

本実施形態に係る超音波撮像装置は、図１６に示す超音波撮像装置本体６００の帯域制限画像解析部６０２の替わりに、図２０に示す帯域制限画像解析部７０１を有している。 10
その他の構成については、図１６に示す超音波撮像装置におけるものと同様である。

【0081】

図２０に示すように、帯域制限画像解析部７０１は、第１周波数処理部７１と、第２周波数処理部７２と、第１の減算部７３と、スイッチ７４と、第１周波数処理メモリ７５と、第２周波数処理メモリ７６と、第２の減算部７４とを含んでいる。第１周波数処理部７１、第２周波数処理部７２、及び、減算部７３の構成及び動作は、図１９に示す第１周波数処理部６７、第２周波数処理部６８、及び、減算部６９におけるのとそれぞれ同様である。

【0082】

スイッチ７４は、制御部１１２の制御の下で減算部７３からのデータ出力先を切り換えることにより、減算部７３から順次出力された１フレーム分の周波数差分データを、第１周波数処理メモリ７５と第２周波数処理メモリ７６とに交互に格納させる。減算部７７は、第１周波数処理メモリ７５又は第２周波数処理メモリ７６において周波数差分データが更新された場合に、それらのメモリにそれぞれ格納されている周波数差分データの間に 20
おいて減算処理を行うことにより、フレーム差分データを生成する。このフレーム差分データが、帯域制限画像解析データとしてD S C 3 0 3に出力される。

このように、帯域の異なる２種類の帯域制限画像に基づく解析データの差分のフレーム差分を求めることにより、帯域制限画像に含まれる低い周波数成分と高い周波数成分との強度差の深度変化の時間変化を画像化することが可能となる。

【産業上の利用可能性】

30

【0083】

本発明は、医療や構造物の非破壊検査に用いられる超音波診断装置において利用することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0084】

【図１】本発明の第１の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図２】図１に示す帯域制限画像生成部の動作を説明するための図である。

【図３】画像データD T (0) によって表される超音波画像の空間周波数帯域を表す図である。

【図４】本発明の第２の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。 40

【図５】図４に示す画面合成部において作成される合成画面の表示形式を示す図である。

【図６】本発明の第３の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図７】図６に示す帯域制限画像解析部の構成を示すブロック図である。

【図８】図６に示す画面合成部において作成される合成画面の表示形式を示す図である。

【図９】本発明の第４の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図１０】図９に示す帯域制限画像解析部において行われる周波数処理を説明するための図である。

【図１１】図９に示す帯域制限画像解析部において行われる周波数処理を説明するための図である。

【図１２】図９に示す帯域制限画像解析部において行われる周波数処理を説明するための 50

図である。

【図 1 3】本発明の第 4 の実施形態に係る超音波撮像装置の変形例を示すブロック図である。

【図 1 4】図 1 3 に示す帯域制限画像解析部において行われる周波数処理を説明するための図である。

【図 1 5】本発明の第 5 の実施形態に係る超音波撮像装置に含まれる帯域制限画像解析部の構成を示すブロック図である。

【図 1 6】本発明の第 6 の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図 1 7】図 1 6 に示す帯域制限画像生成部の動作を説明するための図である。 10

【図 1 8】図 1 6 に示す帯域制限画像解析部において行われる周波数処理を説明するための図である。

【図 1 9】図 1 6 に示す帯域制限画像解析部の構成を示すブロック図である。

【図 2 0】本発明の第 7 の実施形態に係る超音波撮像装置に含まれる帯域制限画像解析部の構成を示すブロック図である。

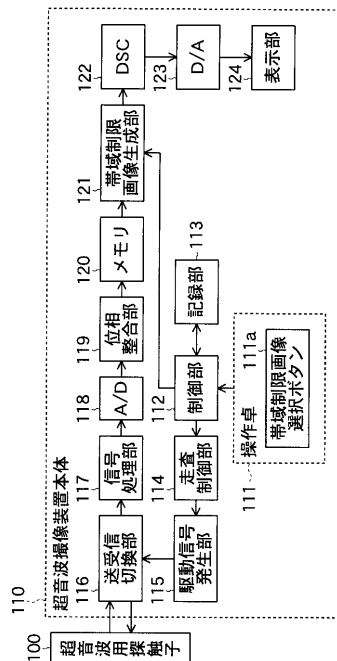
【符号の説明】

【0 0 8 5】

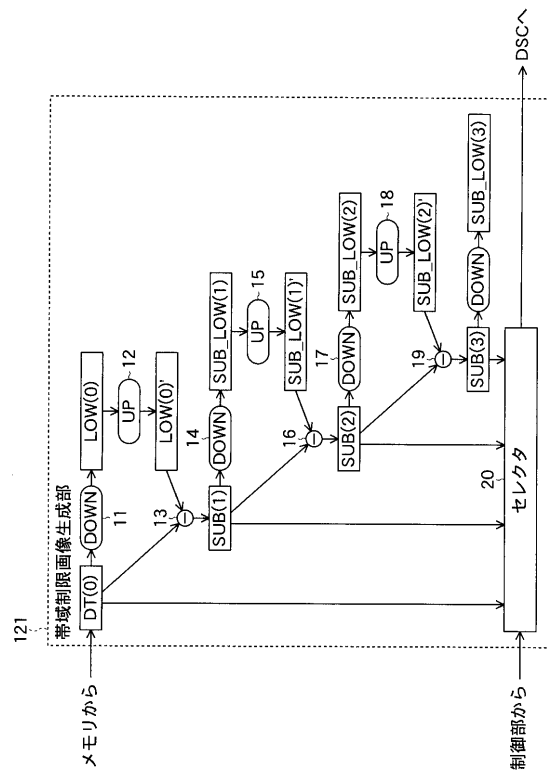
1 1、1 4、1 7、6 1、6 4	ダウンサンプリング部（非鮮鋭画像処理部）	
1 2、1 5、1 8、6 2、6 5	アップサンプリング部	
1 3、1 6、1 9、3 4、5 5、6 3、6 6、6 9、7 3、7 7	減算部（差分処理部）	20
2 0	セレクタ	
3 1、5 2、7 3	スイッチ	
3 2	第 1 帯域制限画像メモリ	
3 3	第 2 帯域制限画像メモリ	
5 1	周波数処理部	
5 3、6 7、7 5	第 1 周波数メモリ	
5 4、6 8、7 5	第 2 周波数メモリ	
7 1	第 1 周波数処理部	
7 2	第 2 周波数処理部	
1 0 0	超音波用探触子	30
1 1 0、2 0 0、3 0 0、4 0 0、4 1 0、6 0 0	超音波撮像装置本体	
1 1 1、2 0 1、3 0 1	操作卓	
1 1 1 a	帯域制限画像選択ボタン	
1 1 2	制御部	
1 1 3	記録部	
1 1 4	走査制御部	
1 1 5	駆動信号発生部	
1 1 6	送受信切換部	
1 1 7	信号処理部	
1 1 8	A/D変換器	40
1 1 9	位相整合部	
1 2 0	メモリ	
1 2 1、3 0 2、6 0 1	帯域制限画像生成部	
1 2 2、2 0 2、3 0 3	ディジタル・スキャン・コンバータ（DSC）	
1 2 3	D/A変換器	
1 2 4	表示部	
2 0 1 a、3 0 1 a	表示形式選択ボタン	
2 0 3、3 0 4	画面合成部	
3 0 1 b	帯域制限画像解析ボタン	
3 0 2、4 0 1、5 0 1、6 0 2、7 0 1	帯域制限画像解析部	50

4 1 1 色信号生成部
 9 0 0、9 1 0 画面
 9 0 1、9 0 3、9 0 5、9 1 1、9 1 6、9 1 9 通常の超音波画像
 9 0 2、9 0 4、9 0 6、9 1 2、9 1 5、9 1 7 帯域制限画像
 9 1 3、9 1 4、9 1 8 解析画像

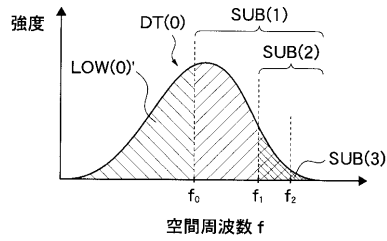
【図 1】



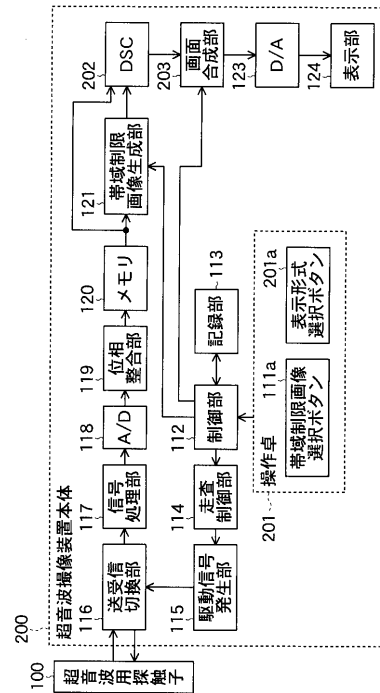
【図 2】



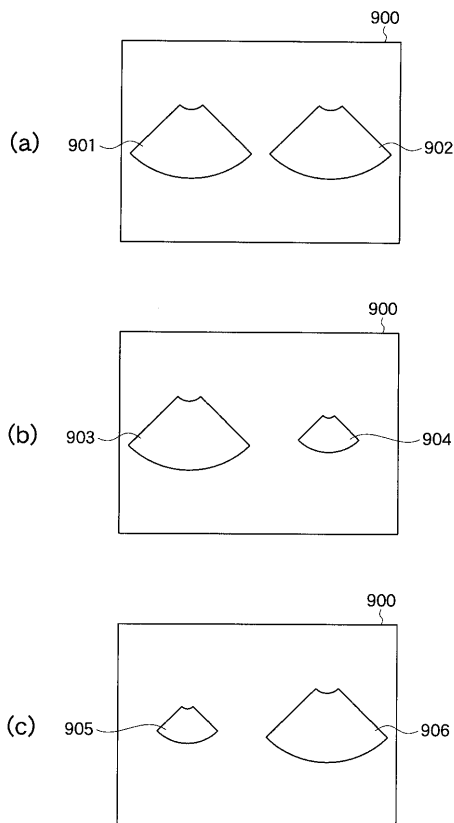
【図 3】



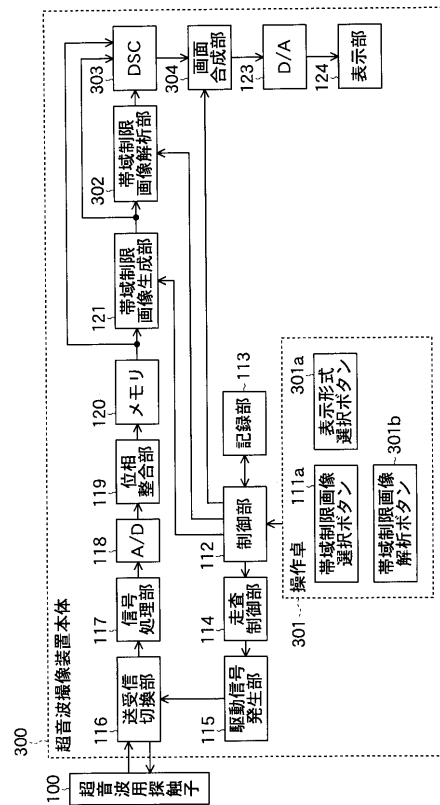
【図 4】



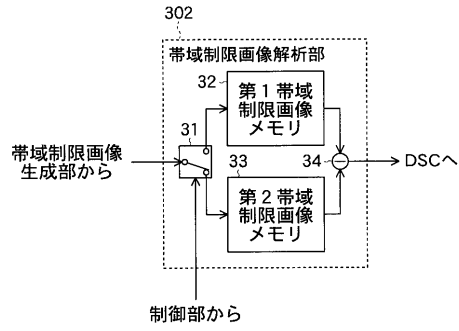
【図 5】



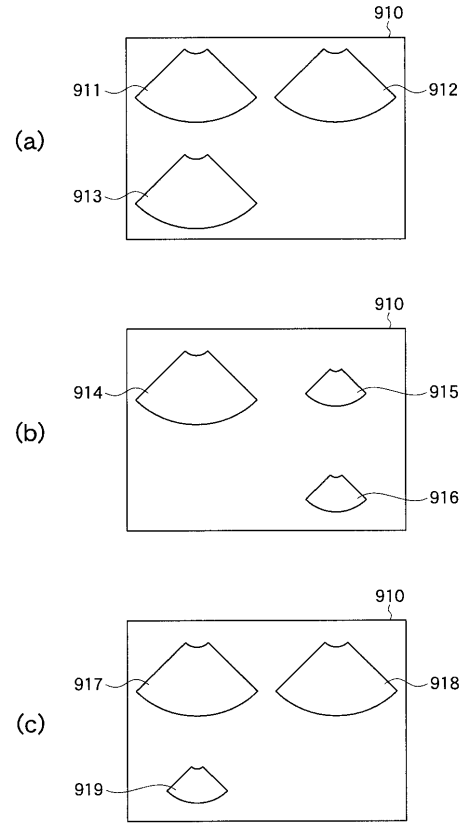
【図 6】



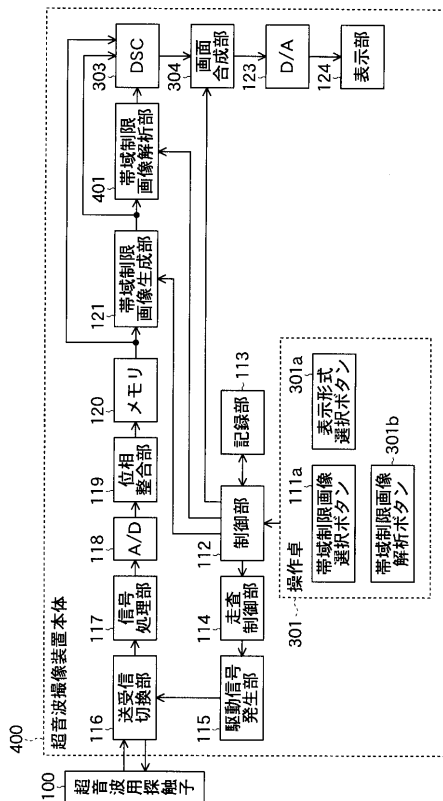
【図 7】



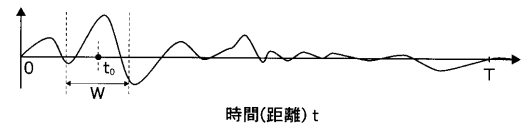
【図 8】



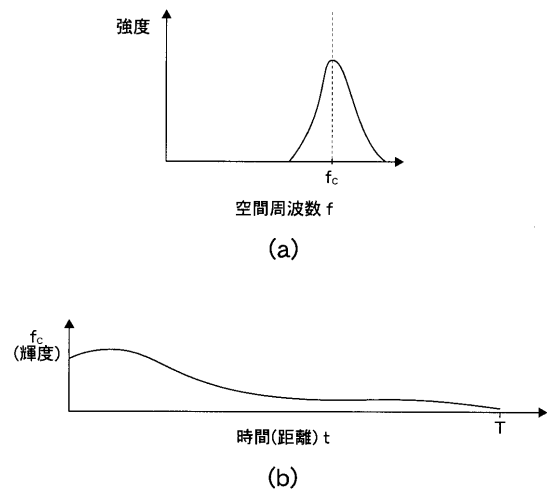
【図 9】



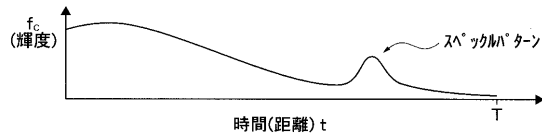
【図 10】



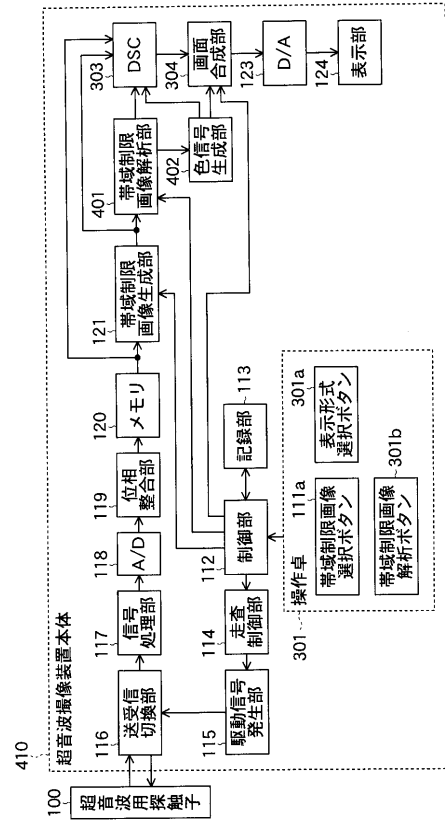
【図 11】



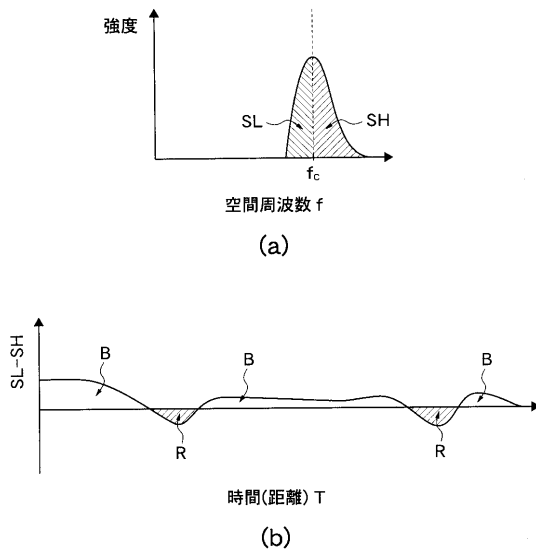
【図 1 2】



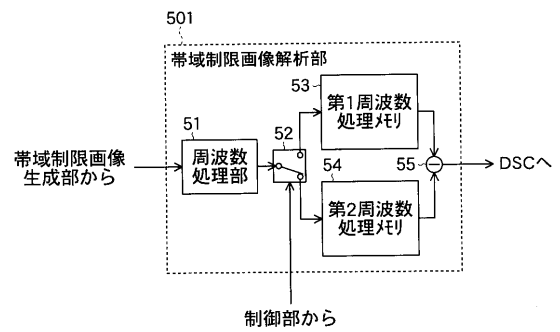
【図 1 3】



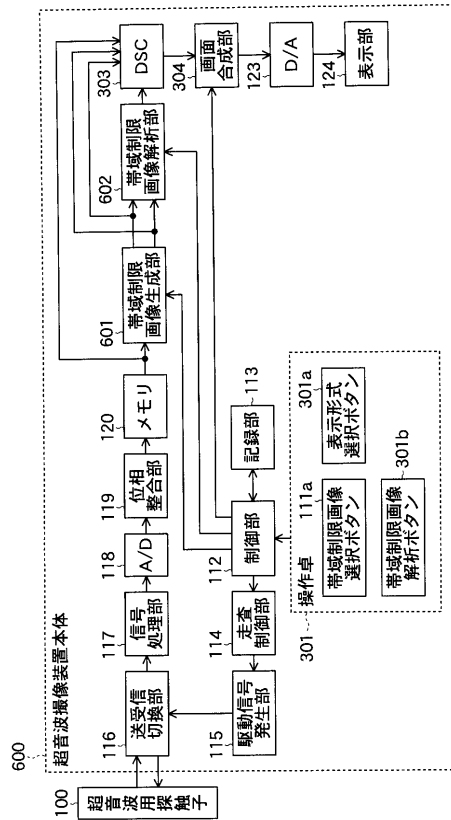
【図 1 4】



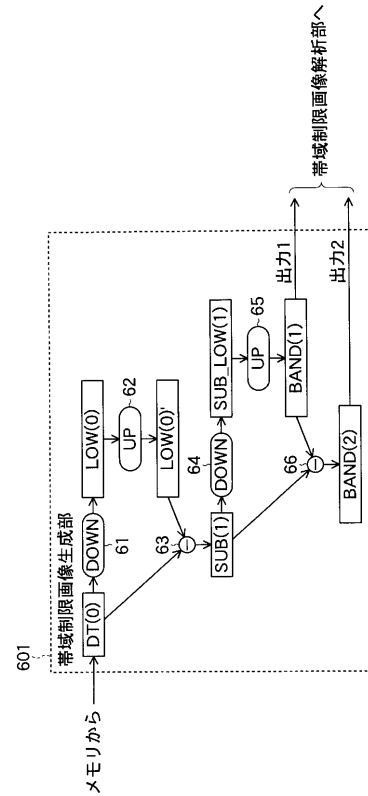
【図 1 5】



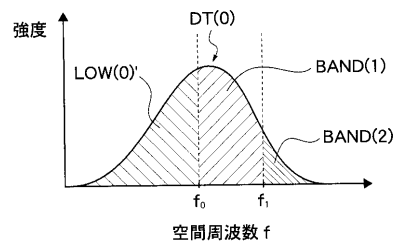
【図 16】



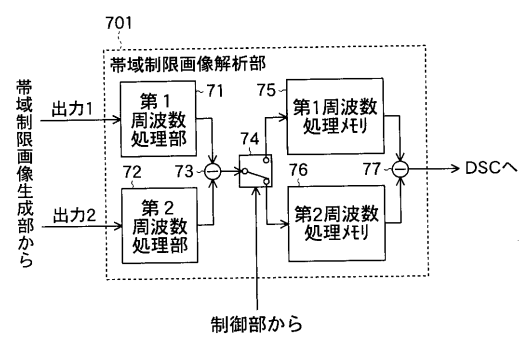
【図 17】



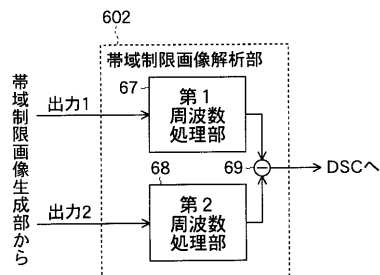
【図 18】



【図 20】



【図 19】



专利名称(译)	超声成像设备，超声图像处理方法和超声图像处理程序		
公开(公告)号	JP2006280520A	公开(公告)日	2006-10-19
申请号	JP2005102792	申请日	2005-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	佐藤良彰		
发明人	佐藤 良彰		
IPC分类号	A61B8/00 G06T3/40 G06T5/20		
FI分类号	A61B8/00 G06T3/40.F G06T5/20.B A61B8/14 G06T3/40		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/BB23 4C601/DD18 4C601/EE04 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB33 4C601/JB45 4C601/JC06 4C601/JC19 4C601/KK25 5B057/AA09 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CD06 5B057/CD09 5B057/CE03 5B057/CE06 5B057/CH09		
代理人(译)	宇都宫正明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声成像装置等，其能够通过将空间频率被限制在相对高的频带中的超声图像显示为运动图像来提取斑点图案。 超声波成像装置根据施加的多个驱动信号来发送超声波，接收通过超声波在被检体上的反射而产生的超声波回波信号，并输出接收信号。 超声波探头100，信号处理单元117，用于通过对从超声波探头输出的接收信号进行信号处理来生成表示与被检体有关的超声波图像信息的图像数据。 带宽受限的图像数据，其表示图像，该图像被限制在等于或高于由转换器118，相位匹配单元119表示的超声图像的空间频带的中心频率的频带的图像，以及由相位匹配单元119生成的图像数据。 以及带限制图像数据生成单元121，其生成 [选型图]图1

