

(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2006-198387
(P2006-198387A)

(43) 公開日 平成18年8月3日(2006.8.3)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/12

テーマコード (参考)
4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 59 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2005-167145 (P2005-167145)	(71) 出願人	000005201
(22) 出願日	平成17年6月7日 (2005.6.7)		富士写真フイルム株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2004-373947 (P2004-373947)		神奈川県南足柄市中沼2 1 0 番地
(32) 優先日	平成16年12月24日 (2004.12.24)	(74) 代理人	100075281
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 小林 和憲
		(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 DD30 EE04 EE22 FE01 JB45
			JB46 JB47 JC04 JC07 JC08
			JC10 JC18 JC19 KK03 KK04
			KK05 KK06 KK38 KK42 LL12

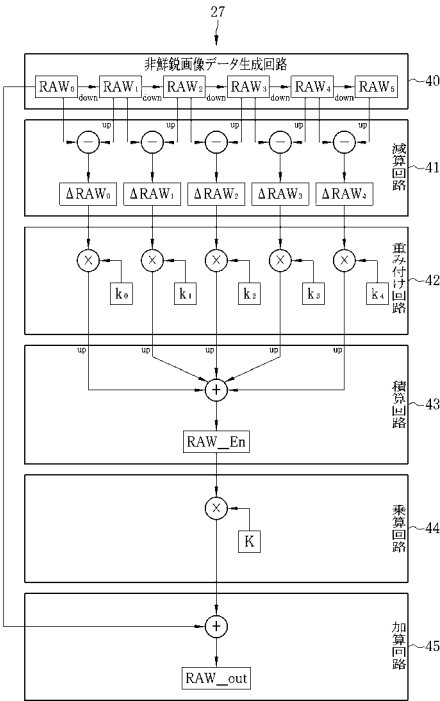
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、および超音波断層画像の生成方法、並びに超音波断層画像の生成プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 より正確な診断を行うことが可能な超音波断層画像を得る。

【解決手段】 超音波診断装置 2 には、超音波断層画像の原画像データの空間周波数成分を調整する周波数成分調整部 2 5 が設けられている。周波数成分調整部 2 5 は、原画像データの空間周波数成分を段階的に落した非鮮鋭画像データを生成する非鮮鋭画像データ生成回路 3 0 と、差分画像データを生成する減算回路 3 1 と、係数 k を差分画像データに乗算して重み付けを施す重み付け回路 3 2 と、重み付けが施された差分画像データを積算して、調整画像データを生成する積算回路 3 3 と、調整画像データと原画像データとを加算して、出力画像データを生成する加算回路 3 5 とを備える。

【選択図】 図 3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体に超音波を走査する超音波プローブで受信したエコー信号から超音波断層画像を生成し、これを表示する超音波診断装置において、

前記エコー信号をデジタル変換することにより得られる、前記超音波断層画像の原画像データ RAW_0 の空間周波数成分を、前記超音波断層画像上の白飛びおよび黒つぶれとともに抑制するように調整する周波数成分調整部を設けたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記周波数成分調整部は、前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を、直流成分を含む低周波成分と、それ以外の交流成分とに分割し、前記交流成分に対して前記調整を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。 10

【請求項 3】

前記周波数成分調整部は、前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を段階的に落した非鮮鋭画像データ RAW_i ($i = 1 \sim N$) を生成する非鮮鋭画像データ生成手段と

、
 RAW_i と RAW_{i-1} とを減算して、差分画像データ ΔRAW_j ($j = 0 \sim N - 1$) を生成する減算手段と、

前記差分画像データ ΔRAW_j の各々について用意された係数 k_j ($-1 < k_j < 1$) を、前記差分画像データ ΔRAW_j に乗算して重み付けを施す重み付け手段と、 20

重み付けが施された前記差分画像データ ΔRAW_j を積算して、前記係数 k_j により前記空間周波数成分が調整された調整画像データ RAW_En を生成する積算手段と、

前記調整画像データ RAW_En と前記原画像データ RAW_0 とを加算して、前記超音波断層画像として最終的に出力する出力画像データ RAW_out を生成する加算手段とを備えたことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記係数 k_j の値を変更する操作手段を設けたことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記係数 k_j は、少なくとも k_{N-1} が最小値をとり、 j が小さくなるに連れて一次関数的に増大する特性を有するとともに、 30

前記操作手段の操作により、前記係数 k_j が描く直線の傾き、または / および最大値をとる前記係数 k_j が変化されることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記生体の観察部位、前記超音波の周波数、または前記超音波断層画像の表示深度のうちの少なくともいずれか 1 つに応じて、前記係数 k_j の値を変更する設定変更手段を設けたことを特徴とする請求項 3 ないし 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記周波数成分調整部は、前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 K ($0 < K < 1$) を、前記調整画像データ RAW_En に乗算する乗算手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 3 ないし 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。 40

【請求項 8】

前記係数 K の値を変更する操作手段を設けたことを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記生体の観察部位、前記超音波の周波数、または前記超音波断層画像の表示深度のうちの少なくともいずれか 1 つに応じて、前記係数 K の値を変更する設定変更手段を設けたことを特徴とする請求項 7 または 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記周波数成分調整部は、前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を、直流成分を含む低周波成分と、それ以外の交流成分とに分割し、前記直流成分を含む低周波成分に対して前記調整を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 1】

前記周波数成分調整部は、前記原画像データ RAW_0 から前記空間周波数成分を落した非鮮鋭画像データ RAW_1 を生成する非鮮鋭画像データ生成手段と、

前記非鮮鋭画像データ RAW_1 から特定の輝度域のデータのみを抽出するためのバイアステーブルを参照して、前記非鮮鋭画像データ RAW_1 からバイアスイメージデータ RAW_{img} を生成するバイアスイメージデータ生成手段と、

前記バイアスイメージデータ RAW_{img} と前記原画像データ RAW_0 とを減算して、前記超音波断層画像として最終的に出力する出力画像データ RAW_{out} を生成する減算手段とを備えたことを特徴とする請求項 1 または 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記バイアステーブルとして、前記非鮮鋭画像データ RAW_1 の高輝度域を強調し、中輝度域を抑制するものを用いたことを特徴とする請求項 1 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

前記非鮮鋭画像データ RAW_1 を生成する際のデータの減少量を変更する操作手段を設けたことを特徴とする請求項 1 1 または 1 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

前記生体の観察部位、前記超音波の周波数、または前記超音波断層画像の表示深度のうちの少なくともいずれか 1 つに応じて、前記非鮮鋭画像データ RAW_1 を生成する際のデータの減少量、または / および前記バイアステーブルを変更する設定変更手段を設けたことを特徴とする請求項 1 1 ないし 1 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 1 5】

前記周波数成分調整部は、前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 K ($0 < K < 1$) を、前記バイアスイメージデータ RAW_{img} に乗算する乗算手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 1 ないし 1 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 1 6】

前記係数 K の値を変更する操作手段を設けたことを特徴とする請求項 1 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 7】

前記生体の観察部位、前記超音波の周波数、または前記超音波断層画像の表示深度のうちの少なくともいずれか 1 つに応じて、前記係数 K の値を変更する設定変更手段を設けたことを特徴とする請求項 1 5 または 1 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 8】

前記周波数成分調整部は、前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を、直流成分を含む低周波成分と、それ以外の交流成分とに分割し、前記直流成分を含む低周波成分および前記交流成分に対して前記調整を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 9】

前記周波数成分調整部は、前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を段階的に落した非鮮鋭画像データ RAW_i ($i = 1 \sim N$) を生成する非鮮鋭画像データ生成手段と、

RAW_i と RAW_{i-1} とを減算して、差分画像データ ΔRAW_j ($j = 0 \sim N - 1$) を生成する減算手段と、

前記差分画像データ ΔRAW_j の各々について用意された係数 k_j ($-1 < k_j < 1$) を、前記差分画像データ ΔRAW_j に乗算して重み付けを施す重み付け手段と、

重み付けが施された前記差分画像データ ΔRAW_j を積算して、前記係数 k_j により前記空間周波数成分が調整された調整画像データ RAW_{En} を生成する積算手段と、

前記非鮮鋭画像データ RAW_i から特定の輝度域のデータのみを抽出するためのバイアステーブルを参照して、前記非鮮鋭画像データ RAW_i からバイアスイメージデータ RAW_{img} を生成するバイアスイメージデータ生成手段と、

前記調整画像データ RAW_En および前記バイアスイメージデータ RAW_{img} と前記原画像データ RAW_0 とを加算して、前記超音波断層画像として最終的に出力する出力画像データ RAW_out を生成する加算手段とを備えたことを特徴とする請求項 1 または 18 に記載の超音波診断装置。

【請求項 20】

前記係数 k_j の値を変更する操作手段を設けたことを特徴とする請求項 19 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 21】

前記係数 k_j は、少なくとも k_{N-1} が最小値をとり、 j が小さくなるに連れて一次関数的に増大する特性を有するとともに、

前記操作手段の操作により、前記係数 k_j が描く直線の傾き、または / および最大値をとる前記係数 k_j が変化されることを特徴とする請求項 20 に記載の超音波診断装置。

【請求項 22】

前記生体の観察部位、前記超音波の周波数、または前記超音波断層画像の表示深度のうちの少なくともいずれか 1 つに応じて、前記係数 k_j の値を変更する設定変更手段を設けたことを特徴とする請求項 19 ないし 21 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 23】

20

前記周波数成分調整部は、前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 Ka ($0 < Ka < 1$) を、前記調整画像データ RAW_En に乗算する乗算手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 19 ないし 22 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 24】

前記係数 Ka の値を変更する操作手段を設けたことを特徴とする請求項 23 に記載の超音波診断装置。

【請求項 25】

前記生体の観察部位、前記超音波の周波数、または前記超音波断層画像の表示深度のうちの少なくともいずれか 1 つに応じて、前記係数 Ka の値を変更する設定変更手段を設けたことを特徴とする請求項 23 または 24 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 26】

前記バイアステーブルとして、前記非鮮鋭画像データ RAW_i の高輝度域を抑制し、中輝度域を強調するものを用いたことを特徴とする請求項 19 ないし 25 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 27】

前記非鮮鋭画像データ RAW_i を生成する際のデータの減少量を変更する操作手段を設けたことを特徴とする請求項 19 ないし 26 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 28】

前記生体の観察部位、前記超音波の周波数、または前記超音波断層画像の表示深度のうちの少なくともいずれか 1 つに応じて、前記非鮮鋭画像データ RAW_i を生成する際のデータの減少量、または / および前記バイアステーブルを変更する設定変更手段を設けたことを特徴とする請求項 19 ないし 27 のいずれかに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 29】

前記周波数成分調整部は、前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 Kb ($0 < Kb < 1$) を、前記バイアスイメージデータ RAW_{img} に乗算する乗算手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 19 ないし 28 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 30】

前記係数 Kb の値を変更する操作手段を設けたことを特徴とする請求項 29 に記載の超

50

音波診断装置。

【請求項 3 1】

前記生体の観察部位、前記超音波の周波数、または前記超音波断層画像の表示深度のうちの少なくともいずれか 1 つに応じて、前記係数 K_b の値を変更する設定変更手段を設けたことを特徴とする請求項 2 9 または 3 0 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3 2】

前記周波数成分調整部は、前記空間周波数成分の直流成分を含む低周波成分の全体的な輝度変化を抑制することを特徴とする請求項 1 0 ないし 3 1 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 3 3】

前記超音波プローブは、前記生体の観察部位の画像を取得するための撮像装置が内蔵された体腔内診断用超音波プローブであることを特徴とする請求項 1 ないし 3 2 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 3 4】

生体に超音波を走査する超音波プローブで受信したエコー信号から超音波断層画像を生成する方法において、

前記エコー信号をデジタル変換することにより得られる、前記超音波断層画像の原画像データ RAW_0 の空間周波数成分を、前記超音波断層画像上の白飛びおよび黒つぶれとともに抑制するように調整することを特徴とする超音波断層画像の生成方法。

【請求項 3 5】

前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を、直流成分を含む低周波成分と、それ以外の交流成分とに分割し、前記交流成分に対して前記調整を行うことを特徴とする請求項 3 4 に記載の超音波断層画像の生成方法。

【請求項 3 6】

前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を段階的に落した非鮮鋭画像データ RAW_i ($i = 1 \sim N$) を生成し、

RAW_i と RAW_{i-1} とを減算して、差分画像データ ΔRAW_j ($j = 0 \sim N - 1$) を生成し、

前記差分画像データ ΔRAW_j の各々について用意された係数 k_j ($-1 < k_j < 1$) を、前記差分画像データ ΔRAW_j に乗算して重み付けを施し、

重み付けが施された前記差分画像データ ΔRAW_j を積算して、前記係数 k_j により前記空間周波数成分が調整された調整画像データ RAW_En を生成し、

前記調整画像データ RAW_En と前記原画像データ RAW_0 とを加算して、前記超音波断層画像として最終的に出力する出力画像データ RAW_out を生成することを特徴とする請求項 3 4 または 3 5 に記載の超音波断層画像の生成方法。

【請求項 3 7】

前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 K ($0 < K < 1$) を、前記調整画像データ RAW_En に乗算することを特徴とする請求項 3 6 に記載の超音波断層画像の生成方法。

【請求項 3 8】

前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を、直流成分を含む低周波成分と、それ以外の交流成分とに分割し、前記直流成分を含む低周波成分に対して前記調整を行うことを特徴とする請求項 3 4 に記載の超音波断層画像の生成方法。

【請求項 3 9】

前記原画像データ RAW_0 から前記空間周波数成分を落した非鮮鋭画像データ RAW_1 を生成し、

前記非鮮鋭画像データ RAW_1 から特定の輝度域のデータのみを抽出するためのバイアステーブルを参照して、前記非鮮鋭画像データ RAW_1 からバイアスイメージデータ RAW_{img} を生成し、

前記バイアスイメージデータ RAW_{img} と前記原画像データ RAW_0 とを減算して、前記

10

20

30

40

50

超音波断層画像として最終的に出力する出力画像データ RAW_out を生成することを特徴とする請求項 34 または 38 に記載の超音波断層画像の生成方法。

【請求項 40】

前記バイアステーブルとして、前記非鮮鋭画像データ RAW_1 の高輝度域を強調し、中輝度域を抑制するものを用いたことを特徴とする請求項 39 に記載の超音波断層画像の生成方法。

【請求項 41】

前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 K ($0 < K < 1$) を、前記バイアスイメージデータ RAW_{img} に乗算することを特徴とする請求項 39 または 40 に記載の超音波断層画像の生成方法。

10

【請求項 42】

前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を、直流成分を含む低周波成分と、それ以外の交流成分とに分割し、前記直流成分を含む低周波成分および前記交流成分に対して前記調整を行うことを特徴とする請求項 34 に記載の超音波断層画像の生成方法。

【請求項 43】

前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を段階的に落した非鮮鋭画像データ RAW_i ($i = 1 \sim N$) を生成し、

RAW_i と RAW_{i-1} とを減算して、差分画像データ ΔRAW_j ($j = 0 \sim N - 1$) を生成し、

前記差分画像データ ΔRAW_j の各々について用意された係数 k_j ($-1 < k_j < 1$) を、前記差分画像データ ΔRAW_j に乗算して重み付けを施し、

20

重み付けが施された前記差分画像データ ΔRAW_j を積算して、前記係数 k_j により前記空間周波数成分が調整された調整画像データ RAW_En を生成し、

前記非鮮鋭画像データ RAW_i から特定の輝度域のデータのみを抽出するためのバイアステーブルを参照して、前記非鮮鋭画像データ RAW_i からバイアスイメージデータ RAW_{img} を生成し、

前記調整画像データ RAW_En および前記バイアスイメージデータ RAW_{img} と前記原画像データ RAW_0 とを加算して、前記超音波断層画像として最終的に出力する出力画像データ RAW_out を生成することを特徴とする請求項 34 または 42 に記載の超音波断層画像の生成方法。

30

【請求項 44】

前記バイアステーブルとして、前記非鮮鋭画像データ RAW_i の高輝度域を抑制し、中輝度域を強調するものを用いたことを特徴とする請求項 43 に記載の超音波断層画像の生成方法。

【請求項 45】

前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 K_a ($0 < K_a < 1$) を、前記調整画像データ RAW_En に乗算することを特徴とする請求項 43 または 44 に記載の超音波断層画像の生成方法。

【請求項 46】

前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 K_b ($0 < K_b < 1$) を、前記バイアスイメージデータ RAW_{img} に乗算することを特徴とする請求項 43 ないし 45 のいずれかに記載の超音波断層画像の生成方法。

40

【請求項 47】

前記空間周波数成分の直流成分を含む低周波成分の全体的な輝度変化を抑制することを特徴とする請求項 38 ないし 46 のいずれかに記載の超音波断層画像の生成方法。

【請求項 48】

生体に超音波を走査する超音波プローブで受信したエコー信号から超音波断層画像を生成する処理をコンピュータに実行させる超音波断層画像の生成プログラムであって、

前記エコー信号をデジタル変換することにより得られる、前記超音波断層画像の原画像データ RAW_0 の空間周波数成分を、前記超音波断層画像上の白飛びおよび黒つぶれをと

50

もに抑制するように調整するステップを、前記コンピュータに実行させることを特徴とする超音波断層画像の生成プログラム。

【請求項 49】

前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を、直流成分を含む低周波成分と、それ以外の交流成分とに分割し、前記交流成分に対して前記調整を行うように、前記コンピュータを機能させることを特徴とする請求項 48 に記載の超音波断層画像の生成プログラム。

【請求項 50】

前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を段階的に落した非鮮鋭画像データ RAW_i ($i = 1 \sim N$) を生成するステップと、

RAW_i と RAW_{i-1} とを減算して、差分画像データ ΔRAW_j ($j = 0 \sim N - 1$) を生成するステップと、

前記差分画像データ ΔRAW_j の各々について用意された係数 k_j ($-1 < k_j < 1$) を、前記差分画像データ ΔRAW_j に乗算して重み付けを施すステップと、

重み付けが施された前記差分画像データ ΔRAW_j を積算して、前記係数 k_j により前記空間周波数成分が調整された調整画像データ RAW_En を生成するステップと、

前記調整画像データ RAW_En と前記原画像データ RAW_0 とを加算して、前記超音波断層画像として最終的に出力する出力画像データ RAW_out を生成するステップとを、前記コンピュータに実行させることを特徴とする請求項 48 または 49 に記載の超音波断層画像の生成プログラム。

【請求項 51】

前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 K ($0 < K < 1$) を、前記調整画像データ RAW_En に乗算するステップを、前記コンピュータに実行させることを特徴とする請求項 50 に記載の超音波断層画像の生成プログラム。

【請求項 52】

前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を、直流成分を含む低周波成分と、それ以外の交流成分とに分割し、前記直流成分を含む低周波成分に対して前記調整を行うように、前記コンピュータを機能させることを特徴とする請求項 48 に記載の超音波断層画像の生成プログラム。

【請求項 53】

前記原画像データ RAW_0 から前記空間周波数成分を落した非鮮鋭画像データ RAW_1 を生成するステップと、

前記非鮮鋭画像データ RAW_1 から特定の輝度域のデータのみを抽出するためのバイアステーブルを参照して、前記非鮮鋭画像データ RAW_1 からバイアスイメージデータ RAW_{img} を生成するステップと、

前記バイアスイメージデータ RAW_{img} と前記原画像データ RAW_0 とを減算して、前記超音波断層画像として最終的に出力する出力画像データ RAW_out を生成するステップとを、前記コンピュータに実行させることを特徴とする請求項 48 または 52 に記載の超音波断層画像の生成プログラム。

【請求項 54】

前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 K ($0 < K < 1$) を、前記バイアスイメージデータ RAW_{img} に乗算するステップを、前記コンピュータに実行させることを特徴とする請求項 53 に記載の超音波断層画像の生成プログラム。

【請求項 55】

前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を、直流成分を含む低周波成分と、それ以外の交流成分とに分割し、前記直流成分を含む低周波成分および前記交流成分に対して前記調整を行うように、前記コンピュータを機能させることを特徴とする請求項 48 に記載の超音波断層画像の生成プログラム。

【請求項 56】

前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を段階的に落した非鮮鋭画像データ RAW_i ($i = 1 \sim N$) を生成するステップと、

RAW_i と RAW_{i-1} とを減算して、差分画像データ ΔRAW_j ($j = 0 \sim N - 1$) を生成するステップと、

前記差分画像データ ΔRAW_j の各々について用意された係数 k_j ($-1 < k_j < 1$) を、前記差分画像データ ΔRAW_j に乗算して重み付けを施すステップと、

重み付けが施された前記差分画像データ ΔRAW_j を積算して、前記係数 k_j により前記空間周波数成分が調整された調整画像データ RAW_E_n を生成するステップと、

前記非鮮鋭画像データ RAW_i から特定の輝度域のデータのみを抽出するためのバイアステーブルを参照して、前記非鮮鋭画像データ RAW_i からバイアスイメージデータ RAW_{img} を生成するステップと、

前記調整画像データ RAW_E_n および前記バイアスイメージデータ RAW_{img} と前記原画像データ RAW_0 とを加算して、前記超音波断層画像として最終的に出力する出力画像データ RAW_out を生成するステップとを、前記コンピュータに実行させることを特徴とする請求項 48 または 55 に記載の超音波断層画像の生成プログラム。

10

【請求項 57】

前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 K_a ($0 < K_a < 1$) を、前記調整画像データ RAW_E_n に乗算するステップを、前記コンピュータに実行させることを特徴とする請求項 56 に記載の超音波断層画像の生成プログラム。

【請求項 58】

前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 K_b ($0 < K_b < 1$) を、前記バイアスイメージデータ RAW_{img} に乗算するステップを、前記コンピュータに実行させることを特徴とする請求項 56 または 57 に記載の超音波断層画像の生成プログラム。

20

【請求項 59】

前記空間周波数成分の直流成分を含む低周波成分の全体的な輝度変化を抑制するステップを、前記コンピュータに実行させることを特徴とする請求項 52 ないし 58 のいずれかに記載の超音波断層画像の生成プログラム。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波プローブで受信したエコー信号から超音波断層画像を生成し、これを表示する超音波診断装置、および超音波プローブで受信したエコー信号から超音波断層画像を生成する方法、並びに超音波断層画像の生成プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、医療分野において、超音波画像を利用した医療診断が実用化されている。超音波画像は、超音波プローブから生体の所要部に超音波を照射し、超音波プローブとコネクタ接続された超音波観測器で、生体からのエコー信号を電氣的に検出することによって得られる。また、超音波を走査しながら照射することにより、超音波断層画像を得ることもできる。

40

【0003】

超音波画像を利用した医療診断の具体例としては、超音波断層画像による食道や胃壁の癌の病期診断が発表されている（非特許文献 1 参照）。図 12 に示すように、この種の診断では、特に粘膜下組織層（ sm 層、 $sm1 \sim 3$ の 3 層に分かれている）への癌の深達度に応じて、患者に対する治療法を選択することが行われている。

【0004】

しかしながら、 mm 層の上層の粘膜層（ m 層）や sm 層全体は、非常に強いハイエコーとなって超音波断層画像上で白飛びを起こしやすいため、その間にある mm 層や、リンパ

50

節転移の有無を調べるために参考にされる s m 層の画像における 3 層構造がつぶれてしまい、診断が非常に困難となる場合があった。

【 0 0 0 5 】

ところで、X 線による放射線画像のノイズを低減するために、入力画像を幾つかの周波数帯域画像に分解して、順序統計値フィルタリングに従って周波数帯域画像をフィルタリングし、これを合成して出力画像を形成する X 線検査装置が提案されている（特許文献 1 参照）。また、超音波断層画像から、生体の組織の構造を強調した構造強調画像データと、生体の組織の性状に起因するテクスチャパターンを強調したテクスチャ強調画像データとを抽出し、これらの画像データに重み付けを施して合成する超音波イメージング装置が提案されている（特許文献 2 参照）。

10

【非特許文献 1】”細径プローブ超音波内視鏡による食道癌の病期診断”、「消化器内視鏡」、Vol. 14、No. 5、2002 年、小澤 広他

【特許文献 1】特表平 10 - 505443 号公報

【特許文献 2】特開 2004 - 129773 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

特許文献 1 に記載の技術では、X 線による放射線画像のノイズを低減させることはできるが、輪郭などの画像の細部の情報はそのまま残ってしまう。また、特許文献 2 に記載の技術では、生体の組織の構造と、その性状に起因するテクスチャの画像中のバランスを調整して画質を改善するものであり、いずれの技術を適用しても、m 層や s m 層の白飛びの発生を抑制することはできない。

20

【 0 0 0 7 】

ここで、ゲインやコントラスト調整などの一般的な画像処理を行えば、上記白飛びの発生をある程度抑制することはできるが、元々暗く映っている深遠部の明るさも同時に落ち込んで益々暗くなるため、全体的に診断が難しい画像になってしまう。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、より正確な診断を行うことが可能な超音波断層画像を得ることができる超音波診断装置、および超音波断層画像の生成方法、並びに超音波断層画像の生成プログラムを提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

上記目的を達成するために、本発明は、生体に超音波を走査する超音波プローブで受信したエコー信号から超音波断層画像を生成し、これを表示する超音波診断装置において、前記エコー信号をデジタル変換することにより得られる、前記超音波断層画像の原画像データ RAW_0 の空間周波数成分を、前記超音波断層画像上の白飛びおよび黒つぶれをともに抑制するように調整する周波数成分調整部を設けたことを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

なお、前記周波数成分調整部は、前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を、直流成分を含む低周波成分と、それ以外の交流成分とに分割し、前記交流成分に対して前記調整を行うことが好ましい。

40

【 0 0 1 1 】

前記周波数成分調整部は、前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を段階的に落した非鮮鋭画像データ RAW_i ($i = 1 \sim N$) を生成する非鮮鋭画像データ生成手段と、 RAW_i と RAW_{i-1} とを減算して、差分画像データ ΔRAW_j ($j = 0 \sim N - 1$) を生成する減算手段と、前記差分画像データ ΔRAW_j の各々について用意された係数 k_j ($-1 < k_j < 1$) を、前記差分画像データ ΔRAW_j に乗算して重み付けを施す重み付け手段と、重み付けが施された前記差分画像データ ΔRAW_j を積算して、前記係数 k_j により前記空間周波数成分が調整された調整画像データ RAW_En を生成する積算手段と、前記調整画像データ RAW_En と前記原画像データ RAW_0 とを加算して、前記超音波断層

50

画像として最終的に出力する出力画像データ RAW_out を生成する加算手段とを備えることが好ましい。

【0012】

前記係数 k_j の値を変更する操作手段を設けることが好ましく、前記係数 k_j は、少なくとも k_{N-1} が最小値をとり、 j が小さくなるに連れて一次関数的に増大する特性を有するとともに、前記操作手段の操作により、前記係数 k_j が描く直線の傾き、または $\nearrow$ および最大値をとる前記係数 k_j が変化されることが好ましい。また、前記生体の観察部位、前記超音波の周波数、または前記超音波断層画像の表示深度のうちの少なくともいずれか1つに応じて、前記係数 k_j の値を変更する設定変更手段を設けることが好ましい。

【0013】

前記周波数成分調整部は、前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 K ($0 < K < 1$) を、前記調整画像データ RAW_En に乗算する乗算手段をさらに備えることが好ましく、前記係数 K の値を変更する操作手段を設けることが好ましい。また、前記生体の観察部位、前記超音波の周波数、または前記超音波断層画像の表示深度のうちの少なくともいずれか1つに応じて、前記係数 K の値を変更する設定変更手段を設けることが好ましい。

【0014】

前記周波数成分調整部は、前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を、直流成分を含む低周波成分と、それ以外の交流成分とに分割し、前記直流成分を含む低周波成分に対して前記調整を行うことが好ましい。

【0015】

前記周波数成分調整部は、前記原画像データ RAW_0 から前記空間周波数成分を落した非鮮鋭画像データ RAW_1 を生成する非鮮鋭画像データ生成手段と、前記非鮮鋭画像データ RAW_1 から特定の輝度域のデータのみを抽出するためのバイアステーブルを参照して、前記非鮮鋭画像データ RAW_1 からバイアスイメージデータ RAW_{img} を生成するバイアスイメージデータ生成手段と、前記バイアスイメージデータ RAW_{img} と前記原画像データ RAW_0 とを減算して、前記超音波断層画像として最終的に出力する出力画像データ RAW_out を生成する減算手段とを備えることが好ましい。

【0016】

前記バイアステーブルとして、前記非鮮鋭画像データ RAW_1 の高輝度域を強調し、中輝度域を抑制するものを用いることが好ましい。

【0017】

前記非鮮鋭画像データ RAW_1 を生成する際のデータの減少量を変更する操作手段を設けることが好ましい。

【0018】

前記生体の観察部位、前記超音波の周波数、または前記超音波断層画像の表示深度のうちの少なくともいずれか1つに応じて、前記非鮮鋭画像データ RAW_1 を生成する際のデータの減少量、または $\nearrow$ および前記バイアステーブルを変更する設定変更手段を設けることが好ましい。

【0019】

前記周波数成分調整部は、前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 K ($0 < K < 1$) を、前記バイアスイメージデータ RAW_{img} に乗算する乗算手段をさらに備えることが好ましく、前記係数 K の値を変更する操作手段を設けることが好ましい。また、前記生体の観察部位、前記超音波の周波数、または前記超音波断層画像の表示深度のうちの少なくともいずれか1つに応じて、前記係数 K の値を変更する設定変更手段を設けることが好ましい。

【0020】

前記周波数成分調整部は、前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を、直流成分を含む低周波成分と、それ以外の交流成分とに分割し、前記直流成分を含む低周波成分および前記交流成分に対して前記調整を行うことが好ましい。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 1 】

前記周波数成分調整部は、前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を段階的に落した非鮮鋭画像データ RAW_i ($i = 1 \sim N$) を生成する非鮮鋭画像データ生成手段と、 RAW_i と RAW_{i-1} とを減算して、差分画像データ ΔRAW_j ($j = 0 \sim N - 1$) を生成する減算手段と、前記差分画像データ ΔRAW_j の各々について用意された係数 k_j ($-1 < k_j < 1$) を、前記差分画像データ ΔRAW_j に乗算して重み付けを施す重み付け手段と、重み付けが施された前記差分画像データ ΔRAW_j を積算して、前記係数 k_j により前記空間周波数成分が調整された調整画像データ RAW_En を生成する積算手段と、前記非鮮鋭画像データ RAW_i から特定の輝度域のデータのみを抽出するためのバイアステーブルを参照して、前記非鮮鋭画像データ RAW_i からバイアスイメージデータ RAW_{img} を生成するバイアスイメージデータ生成手段と、前記調整画像データ RAW_En および前記バイアスイメージデータ RAW_{img} と前記原画像データ RAW_0 とを加算して、前記超音波断層画像として最終的に出力する出力画像データ RAW_out を生成する加算手段とを備えることが好ましい。

10

【 0 0 2 2 】

前記係数 k_j の値を変更する操作手段を設けることが好ましく、前記係数 k_j は、少なくとも k_{N-1} が最小値をとり、 j が小さくなるに連れて一次関数的に増大する特性を有するとともに、前記操作手段の操作により、前記係数 k_j が描く直線の傾き、または $\nearrow$ および最大値をとる前記係数 k_j が変化されることが好ましい。また、前記生体の観察部位、前記超音波の周波数、または前記超音波断層画像の表示深度のうちの少なくともいずれか 1 つに応じて、前記係数 k_j の値を変更する設定変更手段を設けることが好ましい。

20

【 0 0 2 3 】

前記周波数成分調整部は、前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 Ka ($0 < Ka < 1$) を、前記調整画像データ RAW_En に乗算する乗算手段をさらに備えることが好ましく、前記係数 Ka の値を変更する操作手段を設けることが好ましい。また、前記生体の観察部位、前記超音波の周波数、または前記超音波断層画像の表示深度のうちの少なくともいずれか 1 つに応じて、前記係数 Ka の値を変更する設定変更手段を設けることが好ましい。

【 0 0 2 4 】

前記バイアステーブルとして、前記非鮮鋭画像データ RAW_i の高輝度域を抑制し、中輝度域を強調するものを用いることが好ましい。

30

【 0 0 2 5 】

前記非鮮鋭画像データ RAW_i を生成する際のデータの減少量を変更する操作手段を設けることが好ましい。

【 0 0 2 6 】

前記生体の観察部位、前記超音波の周波数、または前記超音波断層画像の表示深度のうちの少なくともいずれか 1 つに応じて、前記非鮮鋭画像データ RAW_i を生成する際のデータの減少量、または $\nearrow$ および前記バイアステーブルを変更する設定変更手段を設けることが好ましい。

40

【 0 0 2 7 】

前記周波数成分調整部は、前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 Kb ($0 < Kb < 1$) を、前記バイアスイメージデータ RAW_{img} に乗算する乗算手段をさらに備えることが好ましく、前記係数 Kb の値を変更する操作手段を設けることが好ましい。また、前記生体の観察部位、前記超音波の周波数、または前記超音波断層画像の表示深度のうちの少なくともいずれか 1 つに応じて、前記係数 Kb の値を変更する設定変更手段を設けることが好ましい。

【 0 0 2 8 】

前記周波数成分調整部は、前記空間周波数成分の直流成分を含む低周波成分の全体的な輝度変化を抑制することが好ましい。

【 0 0 2 9 】

50

前記超音波プローブは、前記生体の観察部位の画像を取得するための撮像装置が内蔵された体腔内診断用超音波プローブであることが好ましい。

【0030】

また、本発明は、生体に超音波を走査する超音波プローブで受信したエコー信号から超音波断層画像を生成する方法において、前記エコー信号をデジタル変換することにより得られる、前記超音波断層画像の原画像データ RAW_0 の空間周波数成分を、前記超音波断層画像上の白飛びおよび黒つぶれとともに抑制するように調整することを特徴とする。

【0031】

なお、前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を、直流成分を含む低周波成分と、それ以外の交流成分とに分割し、前記交流成分に対して前記調整を行うことが好ましい。 10

【0032】

前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を段階的に落した非鮮鋭画像データ RAW_i ($i = 1 \sim N$)を生成し、 RAW_i と RAW_{i-1} とを減算して、差分画像データ ΔRAW_j ($j = 0 \sim N - 1$)を生成し、前記差分画像データ ΔRAW_j の各々について用意された係数 k_j ($-1 < k_j < 1$)を、前記差分画像データ ΔRAW_j に乗算して重み付けを施し、重み付けが施された前記差分画像データ ΔRAW_j を積算して、前記係数 k_j により前記空間周波数成分が調整された調整画像データ RAW_En を生成し、前記調整画像データ RAW_En と前記原画像データ RAW_0 とを加算して、前記超音波断層画像として最終的に出力する出力画像データ RAW_out を生成することが好ましい。 20

【0033】

前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 K ($0 < K < 1$)を、前記調整画像データ RAW_En に乗算することが好ましい。

【0034】

前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を、直流成分を含む低周波成分と、それ以外の交流成分とに分割し、前記直流成分を含む低周波成分に対して前記調整を行うことが好ましい。

【0035】

前記原画像データ RAW_0 から前記空間周波数成分を落した非鮮鋭画像データ RAW_1 を生成し、前記非鮮鋭画像データ RAW_1 から特定の輝度域のデータのみを抽出するためのバイアステーブルを参照して、前記非鮮鋭画像データ RAW_1 からバイアスイメージデータ RAW_{img} を生成し、前記バイアスイメージデータ RAW_{img} と前記原画像データ RAW_0 とを減算して、前記超音波断層画像として最終的に出力する出力画像データ RAW_out を生成することが好ましい。 30

【0036】

前記バイアステーブルとして、前記非鮮鋭画像データ RAW_1 の高輝度域を強調し、中輝度域を抑制するものを用いることが好ましい。

【0037】

前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 K ($0 < K < 1$)を、前記バイアスイメージデータ RAW_{img} に乗算することが好ましい。 40

【0038】

前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を、直流成分を含む低周波成分と、それ以外の交流成分とに分割し、前記直流成分を含む低周波成分および前記交流成分に対して前記調整を行うことが好ましい。

【0039】

前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を段階的に落した非鮮鋭画像データ RAW_i ($i = 1 \sim N$)を生成し、 RAW_i と RAW_{i-1} とを減算して、差分画像データ ΔRAW_j ($j = 0 \sim N - 1$)を生成し、前記差分画像データ ΔRAW_j の各々について用意された係数 k_j ($-1 < k_j < 1$)を、前記差分画像データ ΔRAW_j に乗算して重み付けを施し、重み付けが施された前記差分画像データ ΔRAW_j を積算して、前記係数 k_j により 50

前記空間周波数成分が調整された調整画像データ RAW_E_n を生成し、前記非鮮鋭画像データ RAW_i から特定の輝度域のデータのみを抽出するためのバイアステーブルを参照して、前記非鮮鋭画像データ RAW_i からバイアスイメージデータ RAW_{img} を生成し、前記調整画像データ RAW_E_n および前記バイアスイメージデータ RAW_{img} と前記原画像データ RAW_0 とを加算して、前記超音波断層画像として最終的に出力する出力画像データ RAW_out を生成することが好ましい。

【0040】

前記バイアステーブルとして、前記非鮮鋭画像データ RAW_i の高輝度域を抑制し、中輝度域を強調するものを用いることが好ましい。

【0041】

10

前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 K_a ($0 < K_a < 1$) を、前記調整画像データ RAW_E_n に乗算することが好ましい。

【0042】

前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 K_b ($0 < K_b < 1$) を、前記バイアスイメージデータ RAW_{img} に乗算することが好ましい。

【0043】

前記空間周波数成分の直流成分を含む低周波成分の全体的な輝度変化を抑制することが好ましい。

【0044】

また、本発明は、生体に超音波を走査する超音波プローブで受信したエコー信号から超音波断層画像を生成する処理をコンピュータに実行させる超音波断層画像の生成プログラムであって、前記エコー信号をデジタル変換することにより得られる、前記超音波断層画像の原画像データ RAW_0 の空間周波数成分を、前記超音波断層画像上の白飛びおよび黒つぶれとともに抑制するように調整するステップを、前記コンピュータに実行させることを特徴とする。

20

【0045】

なお、前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を、直流成分を含む低周波成分と、それ以外の交流成分とに分割し、前記交流成分に対して前記調整を行うように、前記コンピュータを機能させることが好ましい。

【0046】

30

前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を段階的に落した非鮮鋭画像データ RAW_i ($i = 1 \sim N$) を生成するステップと、 RAW_i と RAW_{i-1} とを減算して、差分画像データ ΔRAW_j ($j = 0 \sim N - 1$) を生成するステップと、前記差分画像データ ΔRAW_j の各々について用意された係数 k_j ($-1 < k_j < 1$) を、前記差分画像データ ΔRAW_j に乗算して重み付けを施すステップと、重み付けが施された前記差分画像データ ΔRAW_j を積算して、前記係数 k_j により前記空間周波数成分が調整された調整画像データ RAW_E_n を生成するステップと、前記調整画像データ RAW_E_n と前記原画像データ RAW_0 とを加算して、前記超音波断層画像として最終的に出力する出力画像データ RAW_out を生成するステップとを、前記コンピュータに実行させることが好ましい。

【0047】

40

前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 K ($0 < K < 1$) を、前記調整画像データ RAW_E_n に乗算するステップを、前記コンピュータに実行させることが好ましい。

【0048】

前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を、直流成分を含む低周波成分と、それ以外の交流成分とに分割し、前記直流成分を含む低周波成分に対して前記調整を行うように、前記コンピュータを機能させることが好ましい。

【0049】

前記原画像データ RAW_0 から前記空間周波数成分を落した非鮮鋭画像データ RAW_1 を生成するステップと、前記非鮮鋭画像データ RAW_1 から特定の輝度域のデータのみを抽

50

出するためのバイアステーブルを参照して、前記非鮮鋭画像データ RAW_1 からバイアスイメージデータ RAW_{img} を生成するステップと、前記バイアスイメージデータ RAW_{img} と前記原画像データ RAW_0 とを減算して、前記超音波断層画像として最終的に出力する出力画像データ RAW_out を生成するステップとを、前記コンピュータに実行させることが好ましい。

【0050】

前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 K ($0 < K < 1$) を、前記バイアスイメージデータ RAW_{img} に乗算するステップを、前記コンピュータに実行させることが好ましい。

【0051】

前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を、直流成分を含む低周波成分と、それ以外の交流成分とに分割し、前記直流成分を含む低周波成分および前記交流成分に対して前記調整を行うように、前記コンピュータを機能させることが好ましい。

【0052】

前記原画像データ RAW_0 の前記空間周波数成分を段階的に落した非鮮鋭画像データ RAW_i ($i = 1 \sim N$) を生成するステップと、 RAW_i と RAW_{i-1} とを減算して、差分画像データ ΔRAW_j ($j = 0 \sim N - 1$) を生成するステップと、前記差分画像データ ΔRAW_j の各々について用意された係数 k_j ($-1 < k_j < 1$) を、前記差分画像データ ΔRAW_j に乗算して重み付けを施すステップと、重み付けが施された前記差分画像データ ΔRAW_j を積算して、前記係数 k_j により前記空間周波数成分が調整された調整画像データ RAW_En を生成するステップと、前記非鮮鋭画像データ RAW_i から特定の輝度域のデータのみを抽出するためのバイアステーブルを参照して、前記非鮮鋭画像データ RAW_i からバイアスイメージデータ RAW_{img} を生成するステップと、前記調整画像データ RAW_En および前記バイアスイメージデータ RAW_{img} と前記原画像データ RAW_0 とを加算して、前記超音波断層画像として最終的に出力する出力画像データ RAW_out を生成するステップとを、前記コンピュータに実行させることが好ましい。

【0053】

前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 K_a ($0 < K_a < 1$) を、前記調整画像データ RAW_En に乗算するステップを、前記コンピュータに実行させることが好ましい。

【0054】

前記原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の影響度を決定する係数 K_b ($0 < K_b < 1$) を、前記バイアスイメージデータ RAW_{img} に乗算するステップを、前記コンピュータに実行させることが好ましい。

【0055】

前記空間周波数成分の直流成分を含む低周波成分の全体的な輝度変化を抑制するステップを、前記コンピュータに実行させることが好ましい。

【発明の効果】

【0056】

本発明の超音波診断装置、および超音波断層画像の生成方法、並びに超音波断層画像の生成プログラムによれば、超音波プローブで受信したエコー信号をデジタル変換することにより得られる、超音波断層画像の原画像データ RAW_0 の空間周波数成分を、超音波断層画像上の白飛びおよび黒つぶれとともに抑制するように調整するので、より正確な診断を行うことが可能な超音波断層画像を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0057】

図1において、本発明を適用した超音波診断装置2は、超音波内視鏡10、超音波観測器11、および光源装置(図示せず)などから構成される。超音波内視鏡10は、生体内に挿入される挿入部12と、挿入部12の基端部分に連設された操作部13と、超音波観測器11、光源装置にそれぞれ接続される接続コード14、ユニバーサルコード15とを

10

20

30

40

50

備えている。操作部 13 には、処置具が挿通される鉗子口 16 が設けられている。また、挿入部 12 の先端に連設された先端部 12a には、超音波トランスデューサ 17 および生体内撮影用の撮像装置を構成する撮像素子 18（ともに図 2 参照）が内蔵されている。

【0058】

光源装置には、ユニバーサルコード 15 を通して超音波内視鏡 10 に照明光を供給する光源が搭載されている。光源からの照明光は、先端部 12a に設けられた照明窓を介して生体の所要部に照射される。また、先端部 12a には、生体内の観察部位の像光を撮像素子 18 に取り込むための対物光学系が組み込まれた観察窓が設けられている。撮像素子 18 で取得された光学画像は、光学画像表示専用の内視鏡モニタ（図示せず）に表示される。

10

【0059】

超音波内視鏡 10 は、撮像素子 18 で生体内の画像を取得し、この画像を観察することで探索された生体の所要部に、超音波トランスデューサ 17 からの超音波を走査しながら照射することにより超音波断層画像を得る、いわゆる体腔内診断用超音波プローブであり、例えば、リニア、コンベックス、セクタ、ラジアル走査式が採用されている。超音波内視鏡 10 で得られた超音波断層画像は、超音波観測器 11 のモニタ 19 に表示される。

【0060】

図 2 において、超音波観測器 11 は、CPU 20 により全体の動作を統括的に制御される。CPU 20 には、後述する係数 k_j 、係数 K を変化させるためのジョグダイヤル 21a や、キーボード、マウスなどの入力装置を備えた操作部 21、超音波断層画像を生成するための生成プログラム 22 を含む各種プログラムやデータが記憶された ROM 23 が接続されている。CPU 20 は、操作部 21 からの操作信号を受けて、超音波観測器 11 の各部を動作させるとともに、ROM 23 から生成プログラム 22 を読み出して、後述する各種処理を実行する。

20

【0061】

送受信回路 24 は、CPU 20 の制御の下に、超音波トランスデューサ 17 への駆動信号（超音波トランスデューサ 17 を励振させるための電圧パルス）の送信とともに、超音波トランスデューサ 17 で取得された生体からのエコー信号の受信を媒介し、これらの信号の切り替えタイミングや、駆動する超音波トランスデューサ 17 の選択を行う。

【0062】

送受信回路 24 で受信されたエコー信号は、A/D 変換器（A/D）25 に入力される。A/D 25 は、送受信回路 24 から入力されたエコー信号をデジタル変換し、バッファメモリ 26 に送信する。バッファメモリ 26 は、A/D 25 によりデジタル変換されたエコー信号、すなわち、原画像データ RAW_0 （図 3 参照）を一時記憶する。

30

【0063】

周波数成分調整部 27 は、原画像データ RAW_0 の空間周波数成分を調整するもので、図 3 に示すように、非鮮鋭画像データ生成回路 40 と、減算回路 41 と、重み付け回路 42 と、積算回路 43 と、乗算回路 44 と、加算回路 45 とからなる。

【0064】

非鮮鋭画像データ生成回路 40 は、バッファメモリ 26 から原画像データ RAW_0 を読み出し、原画像データ RAW_0 の空間周波数成分を 5 段階に落した非鮮鋭画像データ RAW_i （ $i = 1 \sim 5$ ）を生成する。具体的には、原画像データ RAW_0 に間引き処理を施してナイキストフィルタをかけるなどして、原画像データ RAW_0 の $1/2$ の解像度およびサイズを有する非鮮鋭画像データ RAW_1 を生成する。次いで、この非鮮鋭画像データ RAW_1 に原画像データ RAW_0 と同様の処理を施して、非鮮鋭画像データ RAW_1 の $1/2$ の解像度およびサイズを有する非鮮鋭画像データ RAW_2 を生成し、これらの処理を繰り返すことで、5 個の非鮮鋭画像データ RAW_i を得る。つまり、非鮮鋭画像データ RAW_i は、 i が大きくなるに伴って、より鮮鋭度が削がれたボヤけた画像となる。

40

【0065】

減算回路 41 は、非鮮鋭画像データ生成回路 40 で生成された非鮮鋭画像データ RAW

50

i に対して、間引き処理を施したデータを補完して平滑化処理を施すなどして、 RAW_i を RAW_{i-1} と同じサイズに戻した後、 RAW_i と RAW_{i-1} とを減算して、差分画像データ ΔRAW_j ($j = 0 \sim 4$) を生成する。

【0066】

ここで、各画像データ RAW_i (原画像データ RAW_0 を含む) の空間周波数成分を f_i とすると、差分画像データ ΔRAW_j の空間周波数成分 Δf_j は、 $\Delta f_j = f_i - f_{i-1}$ で表される。このため、差分画像データ ΔRAW_j は、原画像データ RAW_0 に含まれる空間周波数成分を所定の周波数帯域幅で分解したデータ群であるといえる。

【0067】

重み付け回路 42 は、差分画像データ ΔRAW_j の各々について用意された係数 k_j ($-1 < k_j < 1$) を、差分画像データ ΔRAW_j に乗算して重み付けを施す。図 4 に示すように、係数 k_j は、差分画像データ ΔRAW_4 に用意された k_4 が最小値である -0.80 をとり、 j が小さくなるに連れて一次関数的に増大する特性を有する。

【0068】

係数 k_j は、操作部 21 のジョグダイヤル 21a の回転操作により、その軌跡が描く直線の傾きが変化される。すなわち、ジョグダイヤル 21a を右側に回転操作 (図 2 において一点鎖線で示す) させると、 k_4 を基準点として $k_0 \sim k_3$ が上方にシフトし、係数 k_j が描く直線の傾きが急峻 (一点鎖線で示す) となる。これにより、得られる超音波断層画像は、輝度変化が比較的大きな、いわゆる硬い画像となる。

【0069】

一方、ジョグダイヤル 21a を左側に回転操作 (図 2 において二点鎖線で示す) させると、 k_4 を基準点として $k_0 \sim k_3$ が下方にシフトし、係数 k_j が描く直線の傾きが緩やか (二点鎖線で示す) となる。これにより、得られる超音波断層画像は、輝度変化が比較的小さい、いわゆる軟らかい画像となる。

【0070】

図 3 に戻って、積算回路 43 は、重み付け回路 42 で重み付けが施された差分画像データ ΔRAW_j を原画像データ RAW_0 と同じサイズに戻した後、差分画像データ ΔRAW_j を積算して、係数 k_j により空間周波数成分が調整された調整画像データ RAW_En を生成する。

【0071】

乗算回路 44 は、積算回路 43 で生成された調整画像データ RAW_En に、係数 K ($0 \leq K \leq 1$) を乗算する。係数 K は、周波数成分調整部 27 による原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の最終的な影響度を決定するためのもので、 $K = 0$ とした場合は、周波数成分調整部 27 による調整の結果は反映されず、後述する出力画像データ RAW_out として原画像データ RAW_0 がそのまま出力される。逆に $K = 1$ とした場合は、周波数成分調整部 27 による調整の結果が全て反映された出力画像データ RAW_out が出力される。この係数 K の値は、係数 k_j と同様に、ジョグダイヤル 21a を回転操作させることにより変更される。

【0072】

加算回路 45 は、乗算回路 44 で係数 K が乗算された調整画像データ RAW_En と原画像データ RAW_0 とを加算して、超音波断層画像として最終的に出力する出力画像データ RAW_out を生成する。

【0073】

図 2 に戻って、デジタルスキャンコンバータ (DSC; Digital Scan Converter) 28 は、CPU 20 の制御の下に、周波数成分調整部 27 の加算回路 45 で生成された出力画像データ RAW_out を、テレビ信号の走査方式 (NTSC 方式) に変換し、画像メモリ 29 に送信する。D/A 変換器 (D/A) 30 は、DSC 28 により NTSC 方式に変換された信号を画像メモリ 29 から読み出し、これを再びアナログ信号に変換する。モニタ 19 は、D/A 30 で変換されたアナログ信号を超音波断層画像として表示する。

【0074】

10

20

30

40

50

次に、上記構成を有する超音波診断装置 2 の動作手順について、図 5 のフローチャートを参照して説明する。まず、超音波観測器 11 の電源がオンされて、生成プログラム 22 が起動された後、超音波内視鏡 10 の挿入部 12 が生体内に挿入され、撮像素子 18 で得られる画像が観測されながら、生体内の所要部が探索される。そして、生体内の所要部に超音波内視鏡 10 の挿入部 12 の先端部 12a が到達し、操作部 21 が操作されてフリーズが解除されると、CPU 20 の制御の下に、送受信回路 24 から超音波トランスデューサ 17 に駆動信号が発せられる。超音波トランスデューサ 17 は、この駆動信号により励振され、これにより生体の所要部に超音波が照射される。

【0075】

駆動信号の送信後、CPU 20 の制御の下に、送受信回路 24 の送受信が切り替えられ、超音波トランスデューサ 17 で取得された生体からのエコー信号が送受信回路 24 に入力される。 10

【0076】

送受信回路 24 に入力されたエコー信号は、A/D 25 によりデジタル変換され、バッファメモリ 26 に一時記憶される。バッファメモリ 26 に記憶されたデジタル変換されたエコー信号は、周波数成分調整部 27 に読み出される。

【0077】

周波数成分調整部 27 では、まず、非鮮鋭画像データ生成回路 40 により、原画像データ RAW_0 の空間周波数成分を 5 段階に落した非鮮鋭画像データ RAW_i が生成される。次いで、減算回路 41 により、 RAW_i が RAW_{i-1} と同じサイズに戻された後、 RAW_i と RAW_{i-1} とが減算され、差分画像データ ΔRAW_j が生成される。 20

【0078】

差分画像データ ΔRAW_j の生成後、重み付け回路 42 により、係数 k_j が差分画像データ ΔRAW_j に乗算されて重み付けが施される。次いで、積算回路 43 により、重み付け回路 42 で重み付けが施された差分画像データ ΔRAW_j が原画像データ RAW_0 と同じサイズに戻された後、差分画像データ ΔRAW_j が積算され、調整画像データ RAW_E_n が生成される。

【0079】

調整画像データ RAW_E_n の生成後、乗算回路 44 により、調整画像データ RAW_E_n に係数 K が乗算される。最後に、加算回路 45 により、乗算回路 44 で係数 K が乗算された調整画像データ RAW_E_n と原画像データ RAW_0 とが加算され、超音波断層画像として最終的に出力する出力画像データ RAW_out が生成される。 30

【0080】

出力画像データ RAW_out は、DSC 28 により NTSC 方式に変換され、画像メモリ 29 に送信される。そして、D/A 30 により再びアナログ信号に変換され、モニタ 19 に超音波断層画像として表示される。

【0081】

ここで、ジョグダイヤル 21a が右側に回転操作された場合は、係数 k_j が描く直線の傾きが急峻となり、いわゆる硬い画像が出力される。一方、ジョグダイヤル 21a が左側に回転操作された場合は、係数 k_j が描く直線の傾きが緩やかとなり、いわゆる軟らかい画像が出力される。また、ジョグダイヤル 21a が回転操作されて係数 $K = 0$ とされた場合は、出力画像データ RAW_out として原画像データ RAW_0 がそのまま出力される。逆に $K = 1$ とされた場合は、周波数成分調整部 27 による調整の結果が全て反映された出力画像データ RAW_out が出力される。 40

【0082】

なお、図 6 に示すように、係数 k_j は、その軌跡が描く直線の傾きを変化させるだけでなく、最大値を変化させてもよい。この場合、係数 k_j の最大値を 0.2 とし、ジョグダイヤル 21a の回転操作に応じて、最大値をとる係数 k_j を、 $k_0 \rightarrow k_1 \rightarrow k_2$ とシフトさせる。これにより、超音波断層画像の表示範囲が狭く、生体の所要部の組織がより細かく観察される場合、必要以上に細部を強調しないようにすることができる。 50

【 0 0 8 3 】

周波数成分調整部の別の実施形態を示す図 7 において、周波数成分調整部 5 0 は、非鮮鋭画像データ生成回路 5 1 と、バイアスイメージデータ生成回路 5 2 と、乗算回路 5 3 と、減算回路 5 4 とからなる。この周波数成分調整部 5 0 は、例えば、特開平 1 0 - 7 5 3 6 4 号公報に記載される、周知のダイナミックレンジ圧縮技術を用いて、低周波数成分の高輝度域が抑制された超音波断層画像を得るためのものである。

【 0 0 8 4 】

非鮮鋭画像データ生成回路 5 1 は、バッファメモリ 2 6 から原画像データ RAW_0 を読み出し、図 3 に示す非鮮鋭画像データ生成回路 4 0 と同様の手法を用いて、原画像データ RAW_0 から空間周波数成分を落した $1/M$ (例えば $1/2$) のデータ量の非鮮鋭画像データ RAW_1 を生成する。

10

【 0 0 8 5 】

バイアスイメージデータ生成回路 5 2 は、非鮮鋭画像データ RAW_1 を原画像データ RAW_0 と同じサイズに戻した後、バイアステーブルを参照して、バイアスイメージデータ RAW_{img} を生成する。図 8 に示すように、バイアステーブルは、非鮮鋭画像データ RAW_1 から高輝度域の画像データのみを抽出するためのもので、ある閾値 Th 以上の輝度値を持つ入力画像データのみを出力するように構築されている。

【 0 0 8 6 】

図 7 に戻って、乗算回路 5 3 は、図 3 に示す乗算回路 4 4 と同様に、バイアスイメージデータ生成回路 5 2 で生成されたバイアスイメージデータ RAW_{img} に、周波数成分調整部 5 0 による原画像データ RAW_0 の空間周波数成分の調整の最終的な影響度を決定する係数 K を乗算する。減算回路 5 4 は、乗算回路 5 3 で係数 K が乗算されたバイアスイメージデータ RAW_{img} と原画像データ RAW_0 とを減算して、超音波断層画像として最終的に出力する出力画像データ RAW_out を生成する。

20

【 0 0 8 7 】

この場合、図 3 に示す周波数成分調整部 2 7 の場合と同様に、ジョグダイヤル 2 1 a を回転操作させることで、係数 K の値を変更することが可能である。また、原画像データ RAW_0 から前記非鮮鋭画像データ RAW_1 を生成する際のデータの減少量 M の値や、バイアステーブルを変更することも可能となっている。なお、ジョグダイヤル 2 1 a とは別に、 M の値やバイアステーブルを変更する専用の操作部材を設けてもよい。

30

【 0 0 8 8 】

周波数成分調整部 5 0 を用いた場合は、周波数成分調整部 2 7 を用いた場合のように、非鮮鋭画像データを 5 個生成する必要がなく、その後の差分演算や係数 k_j による重み付け、積算の工程も省略される。したがって、周波数成分調整部 2 7 を用いた場合と比べて、回路構成および処理を簡単にすることができる。なお、周波数成分調整部 5 0 を用いた場合の超音波診断装置 2 の動作手順は、バイアスイメージデータ RAW_{img} を生成する他は、基本的には図 5 に示すフローチャートと略同様であるので、説明および図示は省略する。

【 0 0 8 9 】

なお、バイアステーブルとして、図 9 に示すものを用いてもよい。図 9 に示すバイアステーブルは、非鮮鋭画像データ RAW_1 の高輝度域を強調し、中輝度域を抑制するように構築されている。図 8 に示すバイアステーブルを用いた場合、出力画像データ RAW_out は、原画像データ RAW_0 から高輝度域を減じたものになるため、全体的に暗い画像となるおそれがあるが、図 9 に示すバイアステーブルを用いれば、高輝度域を減じるとともに中輝度域を強調したものとなるので、結果として出力画像データ RAW_out の全体の輝度減少を抑制することができる。

40

【 0 0 9 0 】

周波数成分調整部のさらに別の実施形態を示す図 1 0 において、周波数成分調整部 6 0 は、図 3 に示す周波数成分調整部 2 7 と、図 7 に示す周波数成分調整部 5 0 とを併せたものである。周波数成分調整部 6 0 では、バイアスイメージデータ生成回路 6 7 で非鮮鋭画

50

像データ RAW_5 からバイアスイメージデータ RAW_{img} を生成し、乗算回路 65、68 で調整画像データ RAW_En 、バイアスイメージデータ RAW_{img} にそれぞれ係数 K_a 、 K_b （上記実施形態の係数 K に相当）を乗算し、加算回路 66 で調整画像データ RAW_En およびバイアスイメージデータ RAW_{img} と原画像データ RAW_0 とを加算して、出力画像データ RAW_out を得る。

【0091】

この場合も図3に示す周波数成分調整部27、図7に示す周波数成分調整部50の場合と同様に、ジョグダイヤル21aを回転操作させることで、係数 k_j 、 K 、減少量 M 、およびバイアステーブルを変更することが可能となっている。

【0092】

周波数成分調整部60を用いた場合は、回路構成および処理は複雑になるが、より詳細な調整を行うことができる。なお、ここでは、非鮮鋭画像データ RAW_5 からバイアスイメージデータ RAW_{img} を生成しているが、 $RAW_1 \sim RAW_4$ のうちのいずれを用いてもよい。また、周波数成分調整部50では原画像データ RAW_0 からバイアスイメージデータ RAW_{img} を減算して出力画像データ RAW_out を得ているが、周波数成分調整部60ではバイアスイメージデータ RAW_{img} を加算するので、バイアステーブルとしては、図8および図9に示すものの出力画像の輝度値の極性を反転させたものが用いられる。

【0093】

ここで、信号の周波数成分は、一般的に、直流成分を含む低周波成分と、それ以外の交流成分とを有している。これは、画像信号に対しても同様であり、全体の画像信号を I 、直流成分を含む低周波成分を I_{DC} 、それ以外の交流成分を I_{AC} として、

$$I = I_{DC} + I_{AC}$$

と表すことができる。

【0094】

図3に示す周波数成分調整部27による手法は、帯域分割された差分画像データ ΔRAW_j に係数 k_j を乗算して重み付けした後、原画像データ RAW_0 と加算しているため、原画像データ RAW_0 の直流成分を含む低周波成分 I_{DC} は保持され、それ以外の交流成分 I_{AC} に対して調整を行っている。つまり、周波数成分調整部27による手法は、調整後の画像信号の出力を I_{out} として、次式(1)で表される処理と同義である。

【0095】

$$I_{out} = I_{DC} + \beta(I_{AC}) \quad \dots \text{式(1)}$$

$$\beta(I_{AC}) = \beta_0(I_{AC0}) + \beta_1(I_{AC1}) + \beta_2(I_{AC2}) + \beta_3(I_{AC3}) + \beta_4(I_{AC4}) \quad \dots \text{式(2)}$$

なお、 $\beta(I_{AC})$ は調整画像データ RAW_En 、 $I_{AC0} \sim I_{AC4}$ は差分画像データ $\Delta RAW_0 \sim \Delta RAW_4$ 、 $\beta(\quad)$ は係数 k_j や K を乗算する処理にそれぞれ相当する。

【0096】

また、図7に示す周波数成分調整部50による手法は、直流成分を含む低周波成分 I_{DC} をもった非鮮鋭画像データ RAW_1 からバイアスイメージデータ RAW_{img} を生成して、原画像データ RAW_0 と加算しているため、原画像データ RAW_0 の交流成分 I_{AC} は保持され、直流成分を含む低周波成分 I_{DC} に対して調整を行っている。つまり、周波数成分調整部50による手法は、次式(3)で表される処理と同義である。

【0097】

$$I_{out} = \alpha(I_{DC}) + I_{AC} \quad \dots \text{式(3)}$$

なお、 $\alpha(I_{DC})$ はバイアスイメージデータ RAW_{img} 、 I_{DC} は非鮮鋭画像データ RAW_1 、 $\alpha(\quad)$ はバイアステーブルを用いた処理にそれぞれ相当する。

【0098】

さらに、図10に示す周波数成分調整部60による手法は、次式(4)で表される処理と同義である。

【0099】

$$I_{out} = \alpha(I_{DC}) + \beta(I_{AC}) \quad \dots \text{式(4)}$$

10

20

30

40

50

なお、式(1)～(4)の $\alpha(\quad)$ 、 $\beta(\quad)$ で表される処理は、係数を用いた線形処理、あるいはテーブルを用いた非線形処理のいずれでもよい。

【0100】

なお、式(1)は、このままでは周波数成分調整部27による手法を直接表すものではないが、式(1)、(2)より、

$$I_{out} = I_{DC} + k'_0 \cdot I_{AC0} + k'_1 \cdot I_{AC1} + k'_2 \cdot I_{AC2} + k'_3 \cdot I_{AC3} + k'_4 \cdot I_{AC4}$$

$I = I_{DC} + I_{AC}$ より、

$$I_{out} = I - I_{AC} + k'_0 \cdot I_{AC0} + k'_1 \cdot I_{AC1} + k'_2 \cdot I_{AC2} + k'_3 \cdot I_{AC3} + k'_4 \cdot I_{AC4}$$

$$= I + (k'_0 - 1) \cdot I_{AC0} + (k'_1 - 1) \cdot I_{AC1} + (k'_2 - 1) \cdot I_{AC2} + (k'_3 - 1) \cdot I_{AC3} + (k'_4 - 1) \cdot I_{AC4}$$

$$= I + k_0 \cdot I_{AC0} + k_1 \cdot I_{AC1} + k_2 \cdot I_{AC2} + k_3 \cdot I_{AC3} + k_4 \cdot I_{AC4}$$

となり、周波数成分調整部27による手法となる(I が原画像データ RAW_0 に相当する。 $k'_j = 1$ 、 $k_j = 0$ で $I_{out} = I$ となる)。

【0101】

また、式(3)も同様に、

$$I_{out} = \alpha(I_{DC}) + I - I_{DC}$$

$$= \{ \alpha(I_{DC}) - I_{DC} \} + I$$

$$= LUT(I_{DC}) + I$$

となり、周波数成分調整部50による手法となる($LUT(I_{DC})$ がバイアステーブルによる処理に相当する)。

【0102】

以上、詳細に説明したように、超音波断層画像の原画像データ RAW_0 の空間周波数成分を、超音波断層画像上の白飛びおよび黒つぶれをとともに抑制するように、周波数成分調整部27、あるいは周波数成分調整部50、若しくは周波数成分調整部60で調整するので、例えば、食道や胃壁の癌の病期診断の際に、 mm 層や sm 層の3層構造を描出できる可能性が高まり、癌の深達度を正確に診断しやすくなることができる。

【0103】

なお、図11に示す超音波診断装置70のように、生体の観察部位、超音波の周波数、または超音波断層画像の表示深度のうちの少なくともいずれか1つの情報を取得して、この取得した情報に応じて、係数 k_j 、 K 、 M の値、またはバイアステーブルのうちの少なくともいずれか1つを変更する設定変更部71を設けてもよい。これにより、超音波内視鏡10の使用状態に応じた適切な超音波断層画像を自動的に得ることができる。

【0104】

上記実施形態では、撮像素子18が内蔵された体腔内診断用の超音波内視鏡10を例示して説明したが、超音波トランスデューサのみが搭載され、電子内視鏡の鉗子口に挿入して使用する細径の超音波プローブや、体表に沿って移動させて使用する体腔外診断用の超音波プローブを用いた場合についても、本発明を適用することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0105】

【図1】本発明を適用した超音波診断装置の概略構成を示す図である。

【図2】超音波診断装置の内部構成を示すブロック図である。

【図3】周波数成分調整部の内部構成を示すブロック図である。

【図4】係数 k_j の値を変更する手法を説明するためのグラフである。

【図5】超音波診断装置の動作手順を示すフローチャートである。

【図6】係数 k_j の値を変更する手法の別の例を説明するためのグラフである。

【図7】周波数成分調整部の別の実施形態における内部構成を示すブロック図である。

【図8】バイアステーブルの内容を示すグラフである。

【図9】バイアステーブルの別の例を示すグラフである。

10

20

30

40

50

【図 1 0】周波数成分調整部のさらに別の実施形態における内部構成を示すブロック図である。

【図 1 1】別の実施形態における超音波診断装置の内部構成を示すブロック図である。

【図 1 2】胃壁の組織の構成を示す拡大断面図である。

【符号の説明】

【0 1 0 6】

2、7 0 超音波診断装置

1 0 超音波内視鏡（超音波プローブ）

1 1 超音波観測器

1 7 超音波トランスデューサ

10

1 8 撮像素子

1 9 モニタ

2 0 C P U

2 1 操作部

2 1 a ジョグダイヤル

2 2 生成プログラム

2 4 送受信回路

2 7、5 0、6 0 周波数成分調整部

4 0、5 1、6 1 非鮮鋭画像データ生成回路

4 1、6 2 減算回路

20

4 2、6 3 重み付け回路

4 3、6 4 積算回路

4 4、5 3、6 5、6 8 乗算回路

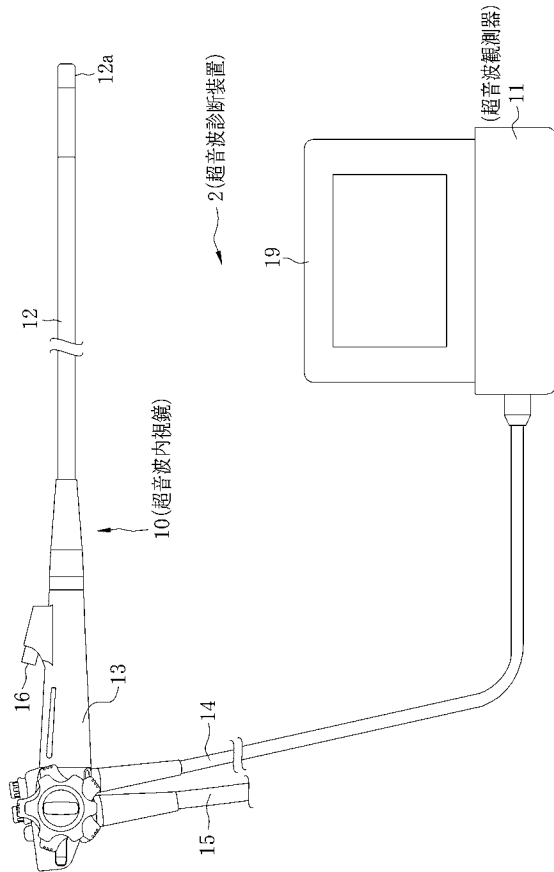
4 5、6 6 加算回路

5 2、6 7 バイアスイメージデータ生成回路

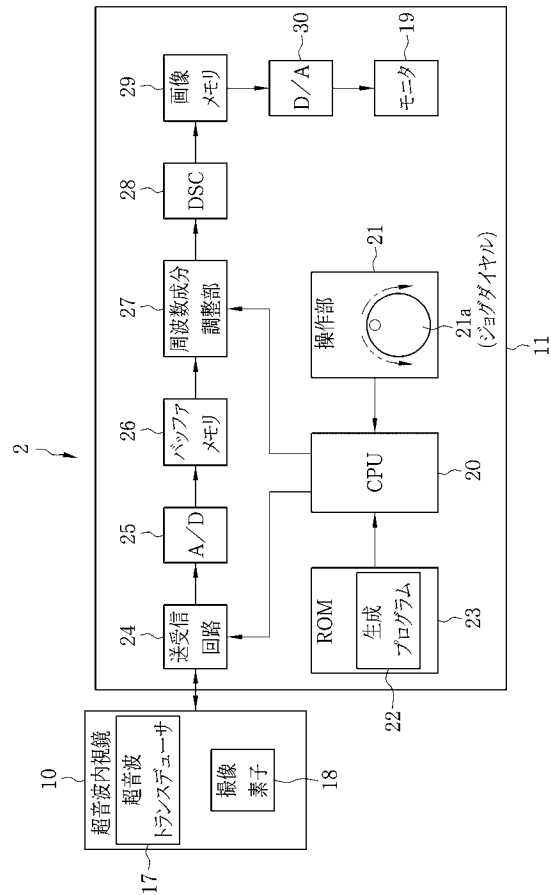
5 4 減算回路

7 1 設定変更部

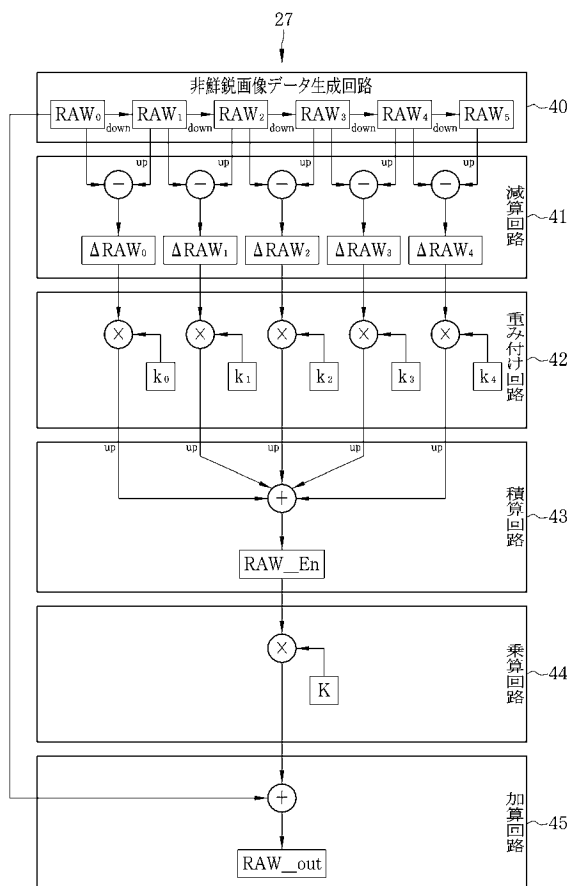
【図 1】



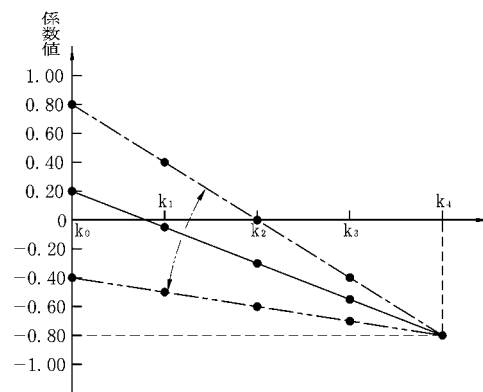
【図 2】



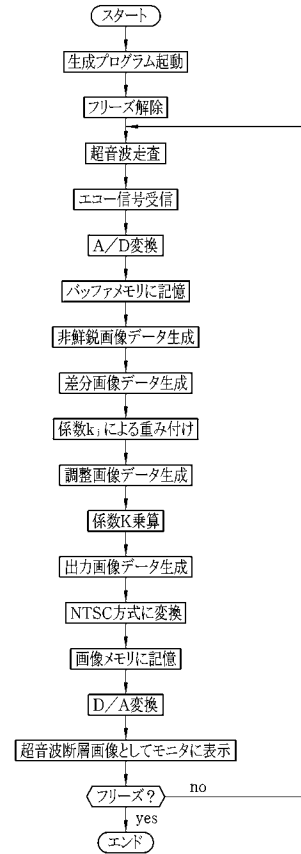
【図 3】



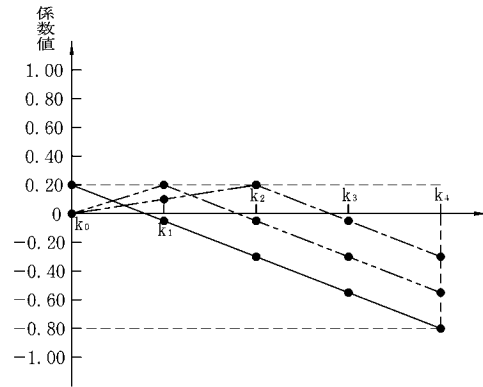
【図 4】



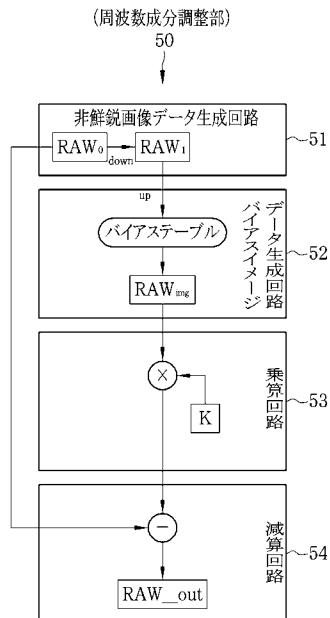
【 図 5 】



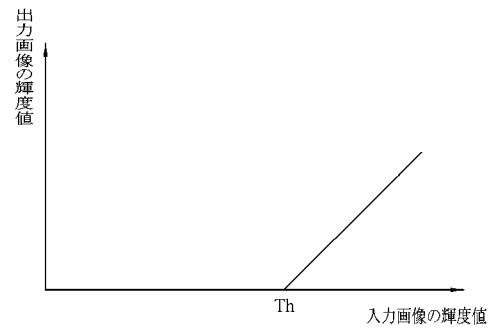
【 図 6 】



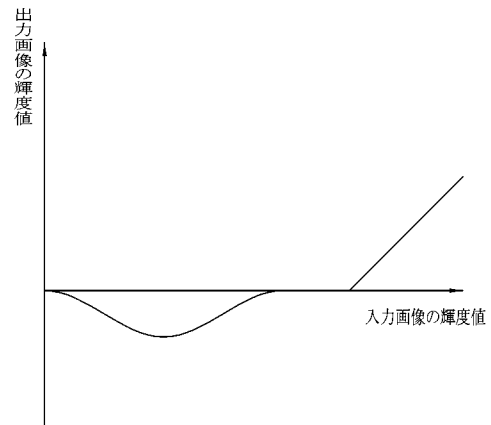
【 図 7 】



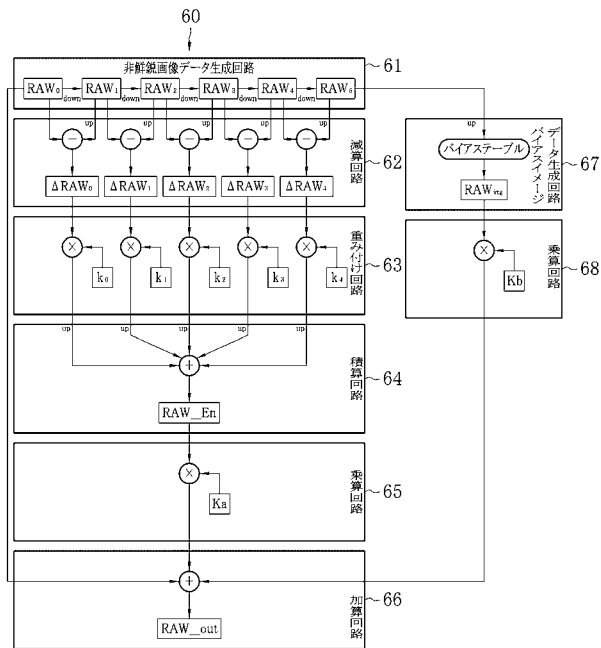
【 図 8 】



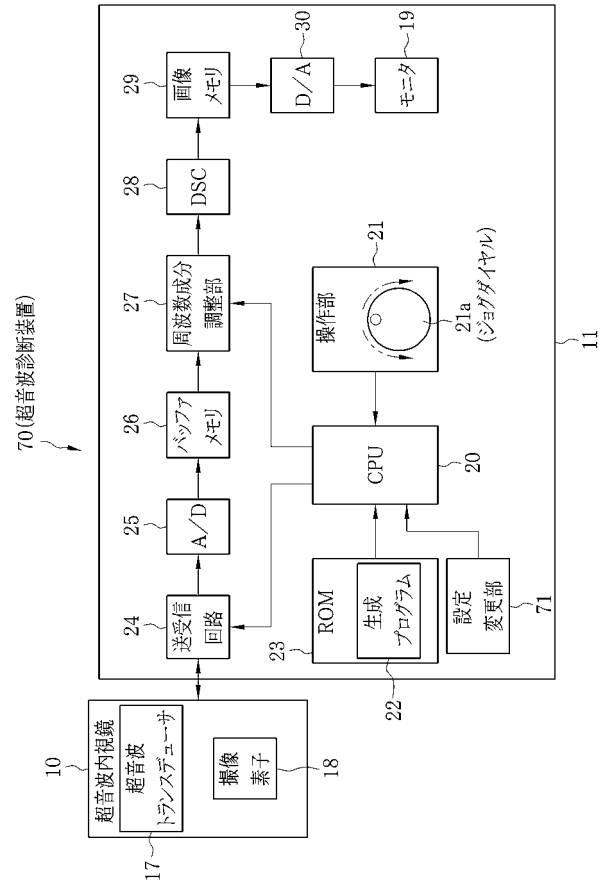
【 図 9 】



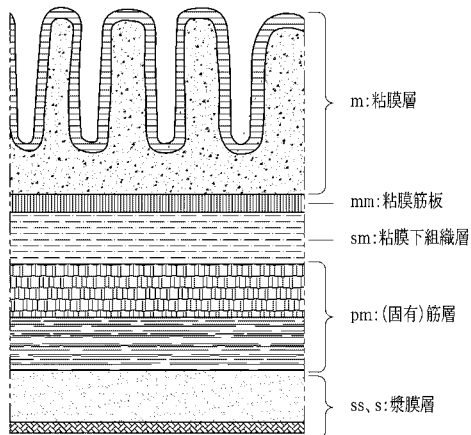
【図10】



【図11】



【図12】



专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波断层图像生成方法和超声波断层图像生成程序		
公开(公告)号	JP2006198387A	公开(公告)日	2006-08-03
申请号	JP2005167145	申请日	2005-06-07
[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	A61B8/12		
CPC分类号	G06T5/004 G06T2207/10132 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/DD30 4C601/EE04 4C601/EE22 4C601/FE01 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/JB47 4C601/JC04 4C601/JC07 4C601/JC08 4C601/JC10 4C601/JC18 4C601/JC19 4C601/KK03 4C601/KK04 4C601/KK05 4C601/KK06 4C601/KK38 4C601/KK42 4C601/LL12		
代理人(译)	小林和典		
优先权	2004373947 2004-12-24 JP		
其他公开文献	JP4709584B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：获得能够更准确诊断的超声断层图像。 超声波诊断装置（2）具备用于调整超声波断层图像的原始图像数据的空间频率成分的频率成分调整部（25）。 频率分量调整单元25使用用于生成逐步去除原始图像数据的空间频率分量的非锐利图像数据的非锐利图像数据生成电路30，用于生成差分图像数据的减法电路31以及系数k。 加权电路32对差分图像数据进行乘法和加权，求和电路33对加权的差分图像数据进行积分以生成调整后的图像数据，并将调整后的图像数据与原始图像数据相加。 加法器电路35用于产生输出图像数据。 [选择图]图3

