

(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2006-231069
(P2006-231069A)

(43) 公開日 平成18年9月7日(2006.9.7)

(51) Int.CI.

A 61 B 8/00

(2006.01)

F 1

A 61 B 8/00

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 有 請求項の数 1 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2006-103636 (P2006-103636)
 (22) 出願日 平成18年4月4日 (2006.4.4)
 (62) 分割の表示 特願平8-527714の分割
 原出願日 平成8年3月7日 (1996.3.7)
 (31) 優先権主張番号 08/401,715
 (32) 優先日 平成7年3月10日 (1995.3.10)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 394007001
 アキューソン コーポレイション
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94
 039-7393 マウンテン ヴィュー
 チャールストン ロード 1220
 (74) 代理人 100083839
 弁理士 石川 泰男
 (72) 発明者 アースターナー, カーティ
 アメリカ合衆国, 94041 カリフォル
 ニア州, マウンテン ヴュー, フランクリ
 ン ストリート 460, アパートメント
 シー

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 イメージングシステムの表示プロセッサ

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 超音波イメージングシステムの表示プロセッサの組織種別の差別化能力を改善する。

【解決手段】 このプロセッサには、高空間分解能画像信号 I_D から平滑化された画像信号 I_P を発生させる2次元フィルタ(12)が含まれる。信号 I_P は高いコントラスト分解能に最適化されており、組織に対する良好な差別化を呈し、一方、信号 I_D は高い細部分解能および精細な構造的細部の表示に最適化されている。信号 I_P および I_D はアドレス入力としてルックアップテーブル(14)に与えられ、このテーブルが出力画像 I_O を発生する。この出力信号は信号 I_D の細部分解能と信号 I_P のコントラスト分解能とを結合する。信号 I_O は細部分解能を輝度として、またコントラスト分解能をカラーとして表示できる。信号 I_O はまた、信号 I_P および I_D の重み付け結合または加算の量として形成することができる。

【選択図】 図1

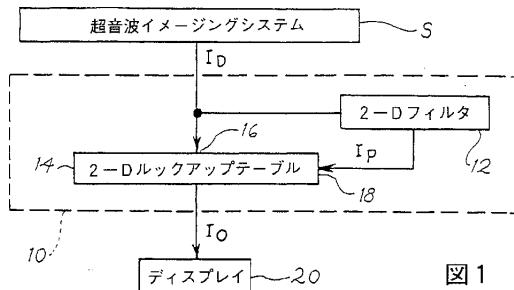


図1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

共通のエンティティを描写する第1および第2の画像信号に応答し、前記第1の画像信号は前記第2の画像信号よりも大きな細部分解能を有し、かつ前記第2の画像信号は前記第1の画像信号よりも大きなコントラスト分解能を有するイメージングシステムの表示プロセッサであって、この表示プロセッサは、

前記第1の画像信号を受信する第1の入力と、

前記第2の画像信号を受信する第2の入力と、

前記第1および第2の入力に結合され、少なくとも前記第1および第2の画像信号の重み付けされた組み合わせとして出力信号を形成し、この重み付けされた組み合わせは前記第1および第2の画像信号の両方にしたがって変化する重み付けファクタを有するように形成した手段と、を備えたイメージングシステムの表示プロセッサ。

10

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明はイメージングシステムに関し、とくに、このようなシステムにおける多重種類の分解能の同時表示を強調できる表示プロセッサに関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波画像を診断的に使用することで2つの異なる目的を果たすことができ、その一つは組織を構造的に表示することであり、もう一つは種々の種類の組織を差別化することである。この画像が高い空間分解能（すなわち、細部分解能（detail resolution））を有していると、ユーザの能力を最大限に發揮させて精細な構造的細部を検出することができる。また、この画像のコントラスト分解能（contrast resolution）が高いと、やはりユーザの能力を最大限に發揮させて組織の種類差を検出することができる。

20

【0003】

コントラスト分解能に関する基本的な制限の一つはスペックルノイズである。スペックルノイズはコヒーレントなイメージングシステムに固有なものであり、分解できないほどに細かな構造物により散乱された波のコヒーレントな（位相感知の）干渉によって生じる。スペックルノイズは、対象物の構造の詳細に関する情報を有していないが、その低周波成分は対象物の後方散乱の平均強度を示す情報を有している。このため、コントラスト分解能を向上させるには、スペックルノイズの高周波成分を減少させる必要がある。

30

【0004】

コントラスト分解能を改善するため様々な信号処理技法が使用されている。ローパス・ビデオフィルタ、ローパス・スキャン変換フィルタ、さらには表示モニタの帯域幅の限定化さえも、スペックルノイズの高周波数の空間変化を減じるために使用することができる。このようにして、ある組織から別の組織への平均後方散乱強度の差は著しく目立たせることができる。しかし、コントラスト分解能を改善するためのこのようなアプローチに従う空間的スムージングによって細部分解能を著しく下げてしまう。

40

【0005】

Bamperの米国特許第4783839号には、スペックルノイズを減じるためのシステムが開示されており、このシステムは画像にかけるスムージングの量を、画像に似たスペックルの個々の領域がどの程度接近しているかの関数として変化させる。多くの場合、スペックルノイズは対象物の分解可能な構造的細部に重畳しており、診断的に有益な細部分解能はしたがって失われてしまう。

【0006】

別の信号処理技法として非線形表示マッピング法があり、この技法もコントラスト分解能を改善するために使用されている。とくに、スムージング用ビデオフィルタにカスクード接続する場合、非線形表示マップを用いると、選択した表示強度レベルではコントラスト分解能を上げることができるが、その代わりに、そのほかの表示強度レベルでの細部分

50

解能及びコントラスト分解能が低下するという犠牲を伴う。

【0007】

スペックルノイズは画像形成の過程においても、種々の非干渉性アベレージング（合成）法のどれかの方法で減らすことができ、その技法には空間的、周波数的、また時間的合成法が含まれる。

【0008】

画像形成における空間的合成、横、軸、または深さ方向でトランスデューサをシフトさせることで実現できる。周波数的合成は、入力パルスの通過帯域を周波数ドメイン上の複数のサブ帯域に分割することで行える。時間的合成により画像を生成するには、距離（range）強度サンプルを非干渉的に加算することで行える。

10

【0009】

これらの合成法は、スペックル画像の全体平均は元の対象物の非干渉性平均と同じであるという事実を活用している。斑点状の姿で現れるスペックルノイズはイメージング装置についてのみの情報しかもっておらず、イメージングする対象物についての情報は持っていないから、スペックル変動値は、元々の目標コントラストを変化させることなく、独立した測定値を非干渉的に平均化することで減じることができる。スペックル変動を減らした結果として、細部分解能を減少させるという代償を払うが、コントラスト分解能は改善できる。

【0010】

Lipschultzの米国特許第5224483号には、画像中の血液プール（pool）領域のクラッタを減らすようにして超音波画像を高めるシステムが開示されている。この血液プール領域はローパスフィルタリング及び非線形強度マッピングによって識別され、実質的に組織領域のある値と実質的に血液プール領域の別の値とを持つマスク信号が発生される。画像信号は次いでそのマスク信号で変調されて、血液プールのクラッタが殆ど除去される。このマスク信号は好ましくは、厳密な2値ではなく、マスクする領域とマスクしない領域との間で信号値がスムーズに移動する中間レベルの値を含み、これにより最終画像の不自然な表示が排除される。この技術は血液プール領域のクラッタを抑制する場合のみ適用されるもので、組織領域のコントラスト分解能の改善の問題には言及していない。

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0011】

したがって、表示プロセッサに対するニーズは、画像上の診断的に重要で精細な構造的細部を失うことなく、コントラスト分解能を高めて組織種別の差別化能（肝臓か腎臓か、健康な組織か病変部か）を改善することである。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明によれば、イメージングシステムの表示プロセッサは共通エンティティを描写する第1および第2の画像信号に応答する。この第1の画像信号の細部分解能は第2の画像信号のそれよりも大きく、一方、第2の画像信号のコントラスト分解能は第1の画像信号のそれよりも大きい。表示プロセッサは、第1の画像信号による細部情報および第2の画像信号によるコントラスト情報を合成する出力信号を、この2つの信号に関する関数として形成する。

40

【0013】

この表示プロセッサは好適には、2次元マップといった表示発生器を備える。ある実施例では、出力信号は、第1の画像信号による細部分解能を表示する強度と第2の画像信号によるコントラスト分解能を表示するカラーとにより特徴付けられる。ほかの実施例では、出力信号は第1および第2の画像信号の重み付け加算として形成され、その重み付け加算は第1および第2の画像信号の両者に応じて変わる重み付けファクタを有する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

50

図面を参照すると、図1は本発明の1つの好適な実施例のブロック図であり、任意の適宜な超音波イメージングシステムSが発生する高細部分解能画像信号I_Dに応ずるものである。このシステムSは従来使用されているものであり、本実施例では、上記信号I_Dは標準のBモード画像信号で、その強度は組織の後方散乱係数の関数として変わる。勿論、本発明はBモード画像信号の使用に限定されるものではなく、組織のほかのどのような適宜な音響的特性（減衰係数、音速、弾性など。しかし、これらに限定されない。）をモニタする超音波イメージングシステムも同様に本発明に使用できる。この画像信号I_Dは処理されていない画像信号、すなわち、何がしかの量のビデオフィルタリング（スムージングまたはエッジ強調のいずれか）を要する画像信号であることができる。

【0015】

10

図1に示すように、この画像信号I_Dは入力信号として表示プロセッサ10に加えられ、この表示プロセッサは2次元フィルタ12と、2次元ルックアップテーブルといった表示発生器14を有する。この2次元フィルタ12は、処理された高コントラスト分解能画像信号I_Pを出力として発生するビデオフィルタで形成できる。この画像信号I_Pの細部分解能は低いが、上記画像信号I_Dよりもコントラスト分解能は高い。

【0016】

20

フィルタ12で行うスムージングの程度は、コントラスト分解能、すなわち種々の組織の種別を差別化する能力を強調するように選択される。一般に、前記信号I_Pは組織の種別の変化により変わるマルチレベルの信号で、この信号により固体組織の異なる種類の主要な領域は互いに差別化できる。例えば、血液プールおよび少なくとも第1、第2の種類の固体組織を含む領域の画像信号I_Pにより、好適に、血液プールを固体組織から差別化することができ、さらに、第1、第2の種類の固体組織を互いに差別化することができる。2次元空間フィルタ12のサイズおよび形状はアプリケーションや患者の体の形状に合うように広範囲に変えることができる。このフィルタとしてマルチ・ユーザの選択型フィルタを提供できるし、シングルフィルタをユーザ・アジャスタブルで使用することもできる。

【0017】

30

この2次元空間フィルタ12については多くのインプレメンテーションが当業者には知られている。図2乃至4に示す1つの適した手法は、画像メモリ24、方位フィルタ26、レンジフィルタ28、およびスケーリング回路30を有する。この画像メモリ24は前記細部画像信号I_Dから得た音響データから成るラインを記憶しており、レンジフィルタ28はそのラインに沿ってフィルタリングし、さらに方位フィルタ26はライン間でフィルタリングする。

【0018】

40

図3に示す如く、方位フィルタ26は2個のFIFOレジスタ32、34を含み、この両方のレジスタがメモリ24から同一の画像信号を受ける。このレジスタはクロック信号の制御の元に加算器36に出力信号を供給する。遅延要素38がレジスタ34の出力信号を所望のライン数に等しい量D₁だけ時間的にシフトさせる。l_nはライン数で、t_nはレンジサンプル数とするとき、オリジナルの画像信号はI_D(l_n, t_n)であるとすると、加算器36の出力I_Sは以下のように表される。

【0019】

【数1】

$$I_S(l_n, t_n) = I_D(l_n, t_n) - I_D(l_n - D_1, t_n)$$

【0020】

この信号I_Sは次いでアキュムレータ40に供給される。このアキュムレータは加算器42およびラインFIFOレジスタ44を有する。アキュムレータ40はラインデータを積分し、以下のような出力信号I_{INT}を発生する。

【0021】

【数2】

$$I_{INT}(l_n, t_n) = \sum_{l'_n=l_n}^{l_n+D_1-1} I_D(l'_n, t_n)$$

【0022】

このため、信号 I_{INT} は D_1 隣接ラインの合計となる。これはサイズ D_1 のボックスカーフィルタに相当する。

【0023】

図4にレンジフィルタ28の詳細を示す。このフィルタはライン数の代わりにレンジサンプル数の関数として差を演算し、累積する。そのほかの点では、レンジフィルタ28は上述した方位フィルタ26と同様の方法で機能する。 10

【0024】

2次元フィルタ12のサイズは上限値および下限値との間で選択することができる。この上限値は最小の病変部または被検出種類のほかの組織のサイズに等しい。下限値は平均スペックルサイズおよびコントラスト・ノイズ比(CNR)の所望の改善度に左右される。平均スペックルサイズは点広がり関数の自己相関の範囲(例えば、-6.8 dB)に等しい。CNRは以下のように定義される。 20

【0025】

【数3】

$$CNR = \frac{\Delta I}{(\sigma_B^2 + \sigma_I^2)^{1/2}}$$

【0026】

I は病変部と背景との間の平均強度(後方散乱係数)の差で、 $_2^2$ および $_1^2$ はそれぞれ背景と病変部の変数である。CNRを3dBだけ増大させるとすると、フィルタサイズは平均スペックルサイズに等しく設定する必要がある。 30

【0027】

図1の如くの実施例の場合、 I_p は I_D から発生させるが、 I_D の高細部分解能は I_p のコントラスト分解能に寄与する。これは、細部分解能が高くなると、それにより、処理(平均)に使用できる、より独立したサンプルが得られるからである。これによる改善度は、独立サンプル数の二乗平方根に比例する。上述したように、高い細部分解能が高いコントラスト分解能にとっての十分な条件ではない。というのは、画像信号 I_D の高い空間周波数成分が、画像のコントラスト差を知覚するユーザの能力に不利な影響を与えるからである。 30

【0028】

高コントラスト分解能画像信号 I_p は画像信号 I_D からビデオフィルタを使って得なければならないということは、本質的事項ではない。ほかの種類の空間フィルタリング、周波数合成、時間合成、空間合成、これらの技法の組み合わせ、さらには、ほかのスペックル除去法などの各種の技法も使用できる。また、ビーム形成法を使用して直接に画像信号 I_p および I_D を発生させることができが好適な場合もある。この場合、画像プロセッサにいかなる種類の2次元フィルタを含める必要がないこと多々あると想定できる。一般に、同一のビーム形成した画像信号を二度処理することは容易である(一度は細部分解能のための I_D を生成する処理で、もう一度はコントラスト分解能のための I_p を生成する処理)。 40

【0029】

I_D および I_p は一度上述したように形成されると、出力画像信号 I_o を発生する表示発生器14の第1および第2の入力16および18に供給される。この信号 I_o は I_D の細部情報と I_p のコントラスト情報を合成または重畠するもので、これにより重畠された細部およびコントラスト情報は共に保持され、信号 I_o がモニタ20に表示されたとき人間の目はその両方の情報を区別できる。高い空間分解能のとき、 I_o は I_D にしたがって変化する。反対に、低い空間分解能のとき、 I_o は I_p にしたがって変化する。 50

【0030】

このため、出力画像信号 I_o は、収集され処理されて細部分解能を最大化させた信号 I_D と収集され処理されてコントラスト分解能を最大化させた信号 I_P との合成信号になる。

【0031】

この実施例では、表示発生器14は2次元のルックアップテーブルであり、その中で I_D および I_P は、テーブルから対応する格納値 I_0 を選択するアドレスとして使用されている。 I_D および I_P は、時間軸上のどの点においても、画像化する対象物の同一の物理領域に関係するように同期されている。

【0032】

この実施例の表示発生器のルックアップテーブルはカラーテーブルで、以下の式(1) 10に示すように I_D および I_P の両方に基づいて画素値を I_0 に割り当てる。

【0033】

【数4】
 $I_0 = F(I_P, I_D) \quad (1)$

【0034】

式(1)の関数 F はベクトル関数として教示でき、このベクトル関数の各コンポーネントを表示カラーに対応させることができる。従来のRGB(赤、緑、青)モニタ20を用いたときには、 F は好適には3次元ベクトル関数である。この赤、緑、および青のコンポーネントが互いに等しく設定されたとき、 I_0 の対応する値はグレースケール値になる。関数 F の形状を正確に設定すると、画質の多様な面を強調するように設定できる。例えば、 I_D が高いときでさえも、 I_P が低いならば、 F の値を低くすることでノイズを減らすように F を設定することができる。 I_0 の特定のある画素の輝度が I_D とともに変わり、その一方で、その画素のカラーが I_P とともに変わるように F を設定することで、コントラスト分解能と細部分解能の両方を I_P に保持させることができる。これが行われた場合、コントラストレベルが異なる2つの違う組織が異なるカラーで表示される。図5は、 I_D の所定値および I_P の変化値に対する3次元の F の3つのコンポーネントに対する可能な1つの形を示す。 20

【0035】

以下の式(2)乃至(5)を使って I_0 の赤、緑、および青のコンポーネントを I_D および I_P の関数として決めることが可能。 30

【0036】

【数5】

$$I_0' = I_D' K_{R,G,B}(I_P); \quad (2)$$

【0037】

【数6】

$$I_D' = \gamma I_D + (1-\gamma) I_P; \quad (3)$$

【0038】

【数7】

$$\gamma = \frac{1-\beta}{1 + \left(\frac{|I_P - I_D|}{\tan(.5\pi(1-\alpha))} \right)^6}; \quad (4)$$

【0039】

【数8】

$$K_{R,G,B}(I_P) = L_{R,G,B} + \frac{(H_{R,G,B} - L_{R,G,B})}{(1 + \exp(-4S_{R,G,B}(I_P - B_{R,G,B})))} \quad (5)$$

【0040】

以下の定数を式(2)乃至(5)に挿入することができ、ここで使用している添字R,G,Bは赤、緑、および青コンポーネントをそれぞれ示す。

【0041】

【数9】
 $L_R = .5, L_G = .8, L_B = .6;$
 $H_R = 1, H_G = .9, H_B = .9;$
 $S_R = 2, S_G = 2, S_B = 2;$
 $B_R = .2, B_G = .2, B_B = .2;$
 $\alpha = .7, \beta = .1$

10

【0042】

このアプローチによれば、最適化された細部分解能を有する画像信号 I_D を、カラーシェーディングによって、最適化されたコントラスト分解能を有する画像信号 I_P に重ねることができる。このように、強調されたコントラスト情報および強調された細部情報は信号 I_0 を介してモニタ20上に同時に提示され、その両方の種類の情報がユーザによって知覚できるようになる。

【0043】

図5および6は表示発生器14の別の好適な実施例に関する。この実施異例では、表示発生器は出力画像信号 I_0 を I_D および I_P の単色の2次元マッピングとして発生させる。すなわち、

【0044】

【数10】
 $I_0 = F'(I_P, I_D) \quad (6)$

20

【0045】

この $F'(I_P, I_D)$ を明示する形は式(7)により与えられる。すなわち、

【0046】

【数11】
 $I_0 = I_P + \alpha(I_P, I_D) \cdot (I_D - I_P) \quad (7)$

30

【0047】

であり、ここで (I_P, I_D) は I_P および I_D の重み付けファクタである。このため、 I_0 は I_P および I_D の重み付けされた組み合わせ信号になる。例えば、 $\alpha = 0$ のとき $I_0 = I_P$ であり、 $\alpha = 1$ のとき $I_0 = I_D$ である。 α を0と1の間で変化させることで、出力画像信号 I_0 は、このような2つの限度値間で I_P および I_D のいかなる重み付けの組み合わせにも等しくすることができます。

【0048】

出力画像 I_0 の平均輝度は式(8)により与えられ、 $\langle \rangle$ は空間アベレージング処理を示す。

【0049】

【数12】
 $\langle I_0 \rangle = \langle I_P \rangle + \langle \alpha \cdot (I_D - I_P) \rangle \quad (8)$

40

【0050】

実際上、式(8)の第2項は零または略零となる。したがって、画像信号 I_0 の平均輝度は I_P のそれと略等しくなる。

【0051】

関数 α は超音波画像の周知の特性に基づいて設定することができる。例えば、 I_P が低い

50

場合、 I_p を零に近い値に設定することにより、暗い背景中のノイズを除去または実質的に減少させることができる。また暗い背景中にある小さい目標体の抑制を望まず、この抑制を回避するには、 I_p および I_D 間の差が小さい場合、より大きい値を I_p に与えることができる。目標体が小さく、そのサイズがノイズスペックルのサイズよりも大きい限り、すなわち、その目標体がノイズよりも明るい限り、その目標体の $(I_D - I_p)$ の値はノイズよりも小さくなる傾向にある。この理由によって、 I_p が小さく、 $(I_D - I_p)$ が大きい場合、 I_p は好適には零に設定される。同様に、背景の強度が高く (I_p が大きい) かつ $(I_p - I_D)$ が大きい場合、 I_p を零に近い値に設定して、明るい背景中の暗い穴を抑制し、スペックルノイズを減少させ、そして比較的明るい組織領域中に良好なコントラスト分解能を達成することができる。

10

【0052】

I_D および I_p が殆ど等しい場合、 I_D は主に画像の細部を表し、とくに I_p が中間レベルから高いレベルに及んでいる場合にそうである。この場合、 I_p を高い値に設定してそれらの画像の細部を保持させる。

【0053】

図 6 は (I_p, I_D) の 1 つの好適なフォームを図示しており、このフォームは先に説明した考察に大略したがうものである。図 6 中の対角線状に延びているリッジの幅を調整し、またその対角線に沿ったリッジの高さを変えることにより、ノイズ抑制と細部保持とを良好にバランスさせることができる。

20

【0054】

表示発生器 14 は、入力アドレスとしての I_p および I_D を有する 2 次元ルックアップテーブルとしてインプリメントすることができる。これは (I_p, I_D) およびその結果としての $F' (I_p, I_D)$ を事前に演算してテーブルに格納しておくことができることに因る。図 7 は $I_0 = F' (I_p, I_D)$ を示し、これは図 6 に示す (I_p, I_D) を使って計算されたものである。勿論、種々のルックアップテーブルを、特定のアプリケーションや種類の組織または患者で使用するために格納するようにしてもよい。

【0055】

図 6 および図 7 に関連して先に議論した手法により、重要な利点が得られる。つまり、この手法により暗い領域中のノイズを抑制し（例えば血液プール中のクラッタ）、明るい組織領域中のスペックルノイズを減少させることができることである。その結果、小さい構造やエッジ部分の細部を殆ど失う又は失うことがない。さらに、画像の平均強度も保持される。

30

【0056】

表示プロセッサ 10 の 2 次元フィルタ 12 は全ての実施例で必要なわけではない。また、処理された画像信号 I_p は任意の適宜な手法で発生させて、異なる種別の組織間の有効なコントラスト情報を提供するようにもできる。

40

【0057】

アプリケーションの中には、コントラストを高め、境界を強調するため、表示画像中の血液プールを抑制することが強く望まれる場合がある。運動情報は、以下に述べるように、時間コヒーレンス、すなわち連続するフレーム間の相関を測定することにより容易に得ることができる。この運動情報を用いて、組織の細部情報に影響を及ぼすことなく、血液プールを検出し、その血液プール画像を抑制することができる。

【0058】

図 8 はそのような実施例の 1 つを示し、図 1 の 2 次元フィルタ 12 を運動推定器 22 で置換したものである。この運動推定器 22 は処理された画像信号 I_p を 2 次元ルックアップテーブル 14' に供給するようになっている。

【0059】

運動推定器 22 は、画像信号 I_D の連続するフレーム間で相関係数（すなわち、零次遅れにおける規格化された相互相関）を計算する。好適には、各フレームがサブフレームに分割されていることで、各サブフレームが 20×20 （ 20 はイメージングプローブの中

50

心周波数に対する波長)のサイズを有することである。このようなサブフレームを用いると、計算上の必要条件を減らすことができ、その一方で運動推定の有効性を確保することができる。細部情報は高分解能画像信号 I_D によっても提供されるので、この細部情報の喪失は重大なものにはならない。

【0060】

相関係数は次いで補間され、しきい値処理されて、異なる運動速度間で区別される。ローパスフィルタリングにより異なる速度の領域間の移行が平滑化される。この結果生じる信号 I_D は画素毎の信号で、この信号がルックアップテーブル14'に対するアドレス用信号として使用される。このテーブル14'を適宜に選択して運動速度が速い領域(血液プールなど)を抑制することができ、これにより、組織のコントラストを増強することができる。このテーブル14'により発生される出力 I_o は、上述したようにマルチカラー画像または単色画像のいずれか一方をエンコードすることができる。

【0061】

超音波イメージングシステムの標準動作モードの1つは、スペクトルドップラーモードである。このモードの場合、サンプルボリュームから得られるドップラーシフト周波数 f_d のパワースペクトラムの変動が時間の関数として表示される。時間は水平方向の軸に沿ってプロットされ、周波数が垂直方向の軸に沿ってプロットされる。(このスペクトラムの振幅は強度に変調される。)ドップラースペクトラムはサンプルボリューム内の速度分布に比例する。平坦な速度プロファイルからのスペクトラムは狭い帯域幅となり、一方、放物線状のプロファイルからのそれは広い帯域幅となる。乱流の場合、スペクトラムは時間の経過に伴って素早く変動する。

【0062】

Bモード画像の増強について説明した上述の方法は同様に、スペクトラムドップラーモードの画像を改善するために用いることができる。その例の場合、第1の画像信号 I_D は従来のスペクトラムドップラー信号 $I_D(f_d, t)$ であり、第2の画像信号 I_P は処理されたスペクトラムドップラー信号 $I_P(f_d, t)$ であり、ここで、

【0063】

^{【数13】}

$$I_P(f_d, t) = I_D(f_d, t) * h(f_d) * h(t) \quad (8)$$

【0064】

である。式(8)において、*はコンボリューションを意味し、 $h(f_d)$ および $h(t)$ はそれぞれ周波数と時間のフィルタである。このフィルタ $h(f_d)$ および $h(t)$ は増強する特徴に基づいて選ばれる。

【0065】

例えば、パワースペクトラム振幅のゆっくりした変化を増強し、かつ、ノイズを減らすためには(すなわち、画像のコントラストを増加させるには)、周波数または時間のドメインにおいて、フィルタ $h(f_d)$ または $h(t)$ はローパスフィルタとして設定される。このため、 I_P は式(2)または(7)を使って振幅をカラーエンコードするのに用いられる。反対に、速い変化を増強させるには、そのフィルタ $h(f_d)$ および $h(t)$ はハイパスフィルタになるように設定できる。例えば、 I_P を生成するハイパスフィルタ $h(t)$ を使用し、かつ、式(2)で説明したように出力をカラーコーディングすることによって、乱流またはジェットを強調することができる。速く、時間変動し、かつ高速の流れ、または推定の変動といった特別な特徴を抽出するため、 I_P を生成するプロセッサは非線形のプロセッサ(または、線形フィルタおよび非線形デシジョンメーリングの組み合わせ)にも形成することができる。

【0066】

この実施例では、画像信号 $I_D(f_d, t)$ は画像信号 $I_P(f_d, t)$ よりも広い帯域幅を有し、この両方の信号により描写されるエンティティ(entity)は生体組織よりむしろスペクトラムドップラーのプロットである。この結果生じる出力信号は、 $I_D(f_d, t)$ にしたがって変

10

20

30

40

50

化する広い帯域幅の部分と、 $I_p(f_d, t)$ にしたがって変化する狭い帯域幅の部分とを有する。

【0067】

上述のことから、先に説明した実施例に広範囲にわたる変形または修正を加えることができるということは明白である。 $F(I_p, I_D)$, $F'(I_p, I_D)$ および (I_p, I_D) は全て特定のアプリケーションに適宜になるように適応させることができる。表示発生器は I_p および I_D から直接に I_o を決めるようにしてもよく（例えば、計算によって）、これにより、ルックアップテーブルを用いる必要性をなくするようにしてもよい。最も広範囲に及ぶ手法を用いる場合、分離したビーム形成法または I_D から I_p を発生させる手法のいずれかによつて、 I_p および I_D を発生させることができる。

10

【0068】

本発明は超音波イメージングシステムに使用する場合に限定されない。そのシステムの代わりに、例えば走査型電子顕微鏡などの多様なイメージングシステムに使用することができる。加えて、本発明は物理領域または目標体以外のエンティティの画像を強調するのに使用することができる。例えば、波形やスペクトラムドップラーデータ表示などのエンティティの画像も上述した手法を使って強調することができる。したがつて、ここで意図したいことは、先の説明は限定をなすものではなく、説明として見做されるということである。本発明の範囲を定義することを意図しているのは、全ての均等物を含む、以下のクレームである。

20

【図面の簡単な説明】

【0069】

【図1】本発明の好適な実施例を具体化する超音波イメージングシステムのブロック図である。

【図2】図1に示すフィルタのブロック図である。

【図3】図2に示す方位フィルタのブロック図である。

【図4】図2に示すレンジフィルタのブロック図である。

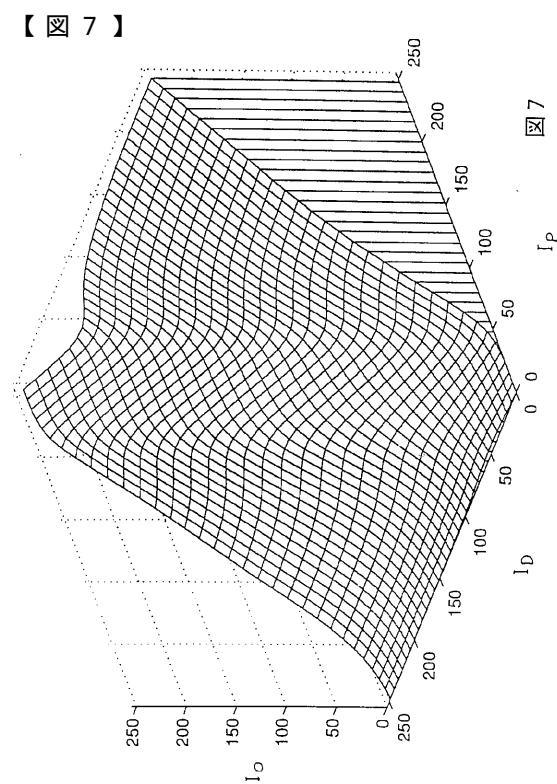
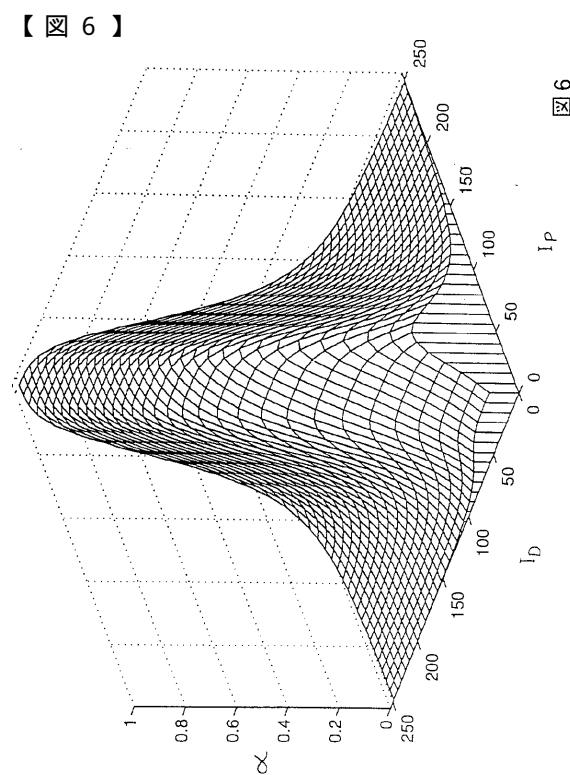
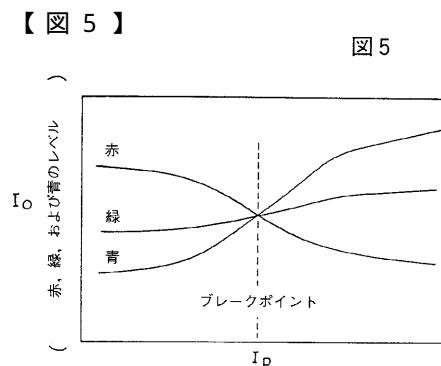
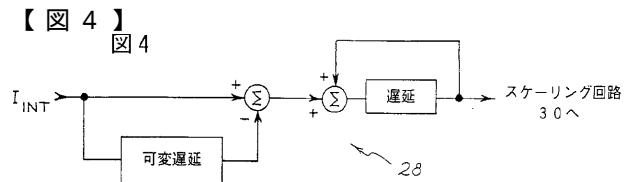
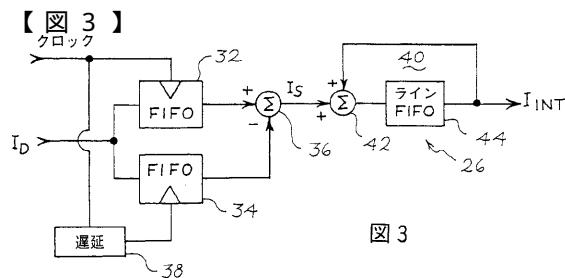
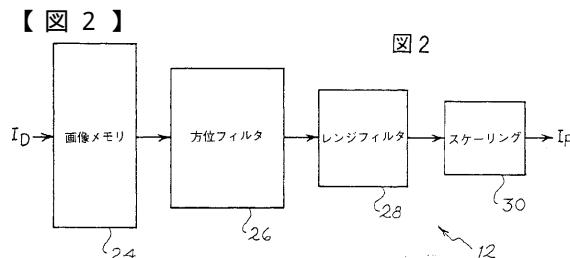
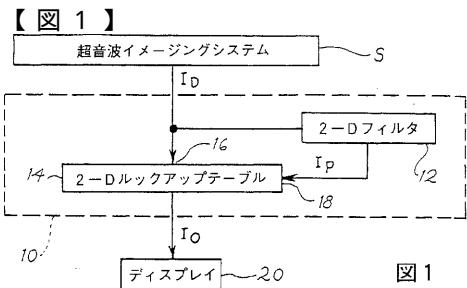
【図5】図1に示す表示発生器の1つの好適な実施例に関するグラフである。

【図6】図1に示す表示発生器の別の好適な実施例に関する (I_p, I_D) を示すグラフである。

【図7】図1に示す表示発生器の前記別の好適な実施例に関する $F'(I_p, I_D)$ を示すグラフである。

【図8】本発明の別の実施例を具体化する超音波イメージングシステムのブロック図である。

30



【図8】

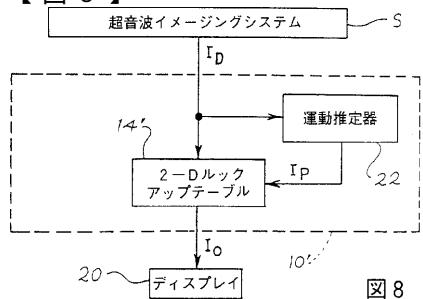


図8

フロントページの続き

(72)発明者 ハーラー , マセック , イサック

アメリカ合衆国 , 9 4 1 1 8 カリフォルニア州 , サン フランシスコ , バルボア ストリート
3 2 8

(72)発明者 ジ , テイン - ラン

アメリカ合衆国 , 9 4 0 4 3 カリフォルニア州 , マウンテン ヴュー , ロック ストリート 1
9 0 1 , アパートメント 2 0 8

(72)発明者 リ , パイ - チ

アメリカ合衆国 , 9 4 0 8 6 カリフォルニア州 , サニーヴェイル , ロッテン テラス 8 8 1

(72)発明者 チンビス , キャン

アメリカ合衆国 , 5 5 1 2 6 ミネソタ州 , ショレヴュー , フェズエント ドライヴ 5 9 8 6

F ターム(参考) 4C601 BB02 EE04 JC04 JC06 JC17 JC20 KK24

专利名称(译)	成像系统的显示处理器		
公开(公告)号	JP2006231069A	公开(公告)日	2006-09-07
申请号	JP2006103636	申请日	2006-04-04
[标]申请(专利权)人(译)	队列儿子公司		
申请(专利权)人(译)	Akyuson公司		
[标]发明人	アースターナーカー泰イ ハーラーマセッウイサック ジティンラン リパイチ チンビスキャン		
发明人	アースターナー,カーテイ ハーラー,マセッウ,イサック ジ,ティン-ラン リ,パイ-チ チンビス,キャン		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89 G06T1/00 H03H17/02		
CPC分类号	H03H17/0202 G01S7/52026 G01S7/52046 G01S7/5206 G01S7/52071 G01S15/8995		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE04 4C601/JC04 4C601/JC06 4C601/JC17 4C601/JC20 4C601/KK24		
代理人(译)	石川康夫		
优先权	08/401715 1995-03-10 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提高超声成像系统的显示处理器的组织类型区分能力。该处理器包括用于从高空间分辨率图像信号I_d生成平滑图像信号I_P的二维滤波器(12)。信号I_P已针对高对比度分辨率进行了优化，并表现出对组织的良好分化，而信号I_d针对高细节分辨率进行了优化，并显示了精细的结构细节。信号I_P和I_d作为地址输入提供给查找表(14)，该查找表生成输出图像I_O。该输出信号结合了信号I_d的精细分辨率d和信号I_P的对比度分辨率P。信号I_O可以将细节分辨率显示为亮度，将对比度分辨率显示为颜色。信号I_O也可以形成为信号I_P和I_d的加权组合或相加量。[选型图]图1

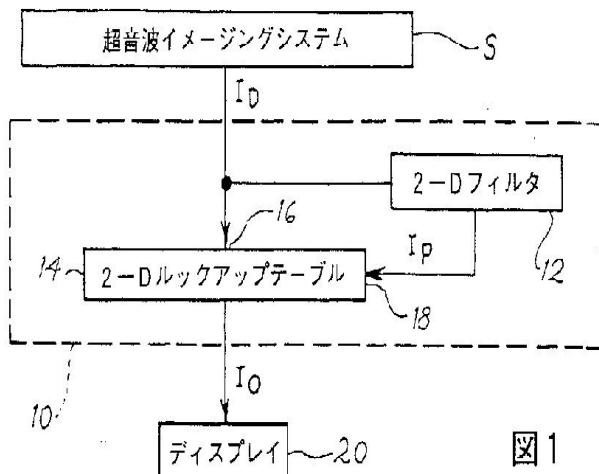


図1