

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3844663号

(P3844663)

(45) 発行日 平成18年11月15日(2006.11.15)

(24) 登録日 平成18年8月25日(2006.8.25)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/06

請求項の数 8 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2001-136481 (P2001-136481)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成13年5月7日(2001.5.7)		ジーイー・メディカル・システムズ・グロー
(65) 公開番号	特開2002-336251 (P2002-336251A)		ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
(43) 公開日	平成14年11月26日(2002.11.26)		エルシー
審査請求日	平成16年11月26日(2004.11.26)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
			188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
			ュー・ブルバード・ダブリュー・710
			・3000
		(74) 代理人	100095511
			弁理士 有近 紳志郎
		(72) 発明者	鈴木 陽一
			東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127
			ジーイー横河メディカルシステム株式会
			社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

超音波探触子と、前記超音波探触子から対象物内に超音波を送信して該対象物内からの超音波エコー信号を収集する送受信手段と、前記超音波エコー信号から2次元分布した多数のサンプリング点におけるパワーおよび分散を取得するパワー・分散取得手段と、パワーが強いサンプリング点に対応する画素ほど輝度を高くすると共にパワーが同じだが分散が異なり且つパワーが弱い2つのサンプリング点があるとき分散が相対的に小さいサンプリング点の輝度よりも分散が相対的に大きいサンプリング点の輝度を高くした超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記超音波画像を表示する画像表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項2】

超音波探触子と、前記超音波探触子から対象物内に超音波を送信して該対象物内からの超音波エコー信号を収集する送受信手段と、前記超音波エコー信号から2次元分布した多数のサンプリング点におけるパワーおよび分散を取得するパワー・分散取得手段と、あるサンプリング点でのパワーの強さを対応する画素の輝度、彩度および色相の少なくとも一つに反映させると共にパワーが同じだが分散が異なり且つパワーが弱い2つのサンプリング点があるとき分散が相対的に小さいサンプリング点に対応する画素よりも分散が相対的に大きいサンプリング点に対応する画素の方が相対的にパワーが強くなるようにした超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記超音波画像を表示する画像表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

10

20

## 【請求項 3】

超音波探触子と、前記超音波探触子から対象物内に超音波を送信して該対象物内からの超音波エコー信号を収集する送受信手段と、前記超音波エコー信号から 2 次元分布した多数のサンプリング点におけるパワーおよび分散を取得するパワー・分散取得手段と、分散が小さい場合はパワーの荷重を分散の荷重より大きくし分散が大きい場合はパワーの荷重を分散の荷重より小さくしてパワーと分散の荷重和を求め該荷重和が大きいサンプリング点に対応する画素ほど輝度を高くした超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記超音波画像を表示する画像表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 4】

超音波探触子と、前記超音波探触子から対象物内に超音波を送信して該対象物内からの超音波エコー信号を収集する送受信手段と、前記超音波エコー信号から 2 次元分布した多数のサンプリング点におけるパワーおよび分散を取得するパワー・分散取得手段と、分散が小さい場合はパワーの荷重を分散の荷重より大きくし分散が大きい場合はパワーの荷重を分散の荷重より小さくしてパワーと分散の荷重和を求め該荷重和の大きさを対応する画素の輝度、彩度および色相の少なくとも一つに反映させた超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記超音波画像を表示する画像表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

10

## 【請求項 5】

請求項 3 または請求項 4 に記載の超音波診断装置において、パワーを  $P$ 、分散を  $V$ 、荷重和を  $D$  とするとき、

20

$$D = P \cdot a + V \cdot (1 - a)$$

であり、 $a$  は、分散が大きい場合に 0、分散が小さい場合に 1 であり、中間では滑らかに又は段階的に変化することを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、 $a$  は、分散が大きい場合に 0、分散が小さい場合に 1 であり、 $a = 0$  の近傍では  $a$  が緩やかに変化し、 $a = 1$  の近傍では  $a$  が急に変化することを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 7】

請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の超音波診断装置において、リアルタイム・スキャンまたは間欠スキャンを行うことを特徴とする超音波診断装置。

30

## 【請求項 8】

請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の超音波診断装置において、前記超音波画像生成手段は、前記超音波画像と B モード画像とをオーバーラップさせた超音波画像を生成することを特徴とする超音波診断装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

## 【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波画像表示方法および超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、実際の管壁より外側にはみ出して太い血管が描出されるブルーミング (blooming) を抑制できると共に細い血管の描出能力の低下を防止できるようにした超音波画像表示方法および超音波診断装置に関する。

40

## 【0002】

## 【従来の技術】

従来の超音波診断装置では、パワー表示 (Power Doppler Imaging) を行う時、ブルーミングを抑えるため、ゲイン (パワーを画素値に変換する場合の変換係数の大きさ) を下げる調整を行っている。

## 【0003】

## 【発明が解決しようとする課題】

ゲインを下げると、ブルーミングは抑えられるが、細い血管の描出能力も下がってしまう。

50

造影剤を入れた場合でも同じである。すなわち、造影剤が入ってパワーが上がった太い血管のブルーミングを抑えようとする、ゲインを大きく上げる必要がある。すると、細い血管の描出能力は、造影剤が入ってパワーが上がっていても、やはり下がってしまう。

このため、ゲインの調整が難しい問題点がある。

そこで、本発明の目的は、ブルーミングを抑制できると共に細い血管の描出能力の低下を防止できるようにした超音波画像表示方法および超音波診断装置を提供することにある。

#### 【0004】

##### 【課題を解決するための手段】

第1の観点では、本発明は、対象物内に超音波を送信して該対象物内からの超音波エコー信号を収集し、2次元分布した多数のサンプリング点におけるパワーおよび分散を取得し、パワーが強いサンプリング点に対応する画素ほど輝度を高すると共にパワーが同じだが分散が異なり且つパワーが弱い2つのサンプリング点があるとき分散が相対的に小さいサンプリング点の輝度よりも分散が相対的に大きいサンプリング点の輝度を高くした超音波画像を生成し表示することを特徴とする超音波画像表示方法を提供する。

10

上記第1の観点による超音波画像表示方法では、従来公知のパワー表示と同様に、パワーが強いサンプリング点に対応する画素ほど輝度を高するが、それだけでなく、パワーが弱い領域では、分散が相対的に大きいサンプリング点の輝度を高くする。

さて、造影剤を入れてパワーを上げた場合、ゲインを大きく下げることにより、ブルーミングを抑制できる。一方、ゲインを大きく下げることにより、細い血管のパワー表示での描出能力も下がってしまう。ところが、造影剤が入った場合、パワーが上がるだけでなく、分散も大きくなる。このため、ブルーミングが問題となるパワーが弱い領域では、分散が相対的に大きいサンプリング点の輝度が持ち上げられて高くなる。この結果、細い血管の描出能力が上がる。すなわち、ブルーミングを抑制できると共に細い血管の描出能力の低下を防止できるようになる。

20

#### 【0005】

第2の観点では、本発明は、対象物内に超音波を送信して該対象物内からの超音波エコー信号を収集し、2次元分布した多数のサンプリング点におけるパワーおよび分散を取得し、あるサンプリング点でのパワーの強さを対応する画素の輝度、彩度および色相の少なくとも一つに反映させると共にパワーが同じだが分散が異なり且つパワーが弱い2つのサンプリング点があるとき、分散が相対的に小さいサンプリング点に対応する画素よりも分散が相対的に大きいサンプリング点に対応する画素の方が相対的にパワーが強く見えるように表示することを特徴とする超音波画像表示方法を提供する。

30

上記第2の観点による超音波画像表示方法では、パワーの強さを画素の輝度、彩度および色相の少なくとも一つに反映するが、それだけでなく、パワーが弱い領域では、分散が相対的に大きいサンプリング点の輝度が相対的にパワーが強く見えるように表示する。

さて、造影剤を入れてパワーを上げた場合、ゲインを大きく下げることにより、ブルーミングを抑制できる。一方、ゲインを大きく下げることにより、細い血管のパワー表示での描出能力も下がってしまう。ところが、造影剤が入った場合、パワーが上がるだけでなく、分散も大きくなる。このため、ブルーミングが問題となるパワーが弱い領域では、分散が相対的に大きいサンプリング点のパワーが持ち上げられて見かけ上強くなったように表示される。この結果、細い血管の描出能力が上がる。すなわち、ブルーミングを抑制できると共に細い血管の描出能力の低下を防止できるようになる。

40

#### 【0006】

第3の観点では、本発明は、対象物内に超音波を送信して該対象物内からの超音波エコー信号を収集し、2次元分布した多数のサンプリング点におけるパワーおよび分散を取得し、パワーが強い領域では、パワーが強いサンプリング点に対応する画素ほど輝度を高くし、パワーが弱い領域では、分散が小さい場合はパワーの荷重を分散の荷重より大きくし分散が大きい場合はパワーの荷重を分散の荷重より小さくしてパワーと分散の荷重和を求め、該荷重和が大きいサンプリング点に対応する画素ほど輝度を高くした超音波画像を生成し表示することを特徴とする超音波画像表示方法を提供する。

50

上記第3の観点による超音波画像表示方法では、パワーが強い領域では、パワーが強いサンプリング点に対応する画素ほど輝度を高くする。一方、パワーが弱い領域では、パワーと分散の荷重和が大きいサンプリング点に対応する画素ほど輝度を高くする。その際、分散が小さい場合は、パワーの荷重を分散の荷重より大きくする。また、分散が大きい場合は、パワーの荷重を分散の荷重より小さくする。

さて、造影剤を入れてパワーを上げた場合、ゲインを大きく下げることにより、ブルーミングを抑制できる。一方、ゲインを大きく下げることにより、細い血管のパワー表示での描出能力も下がってしまう。ところが、造影剤が入った場合、パワーが上がるだけではなく、分散も大きくなる。このため、ブルーミングが問題となるパワーが弱い領域では、分散が相対的に大きいサンプリング点の輝度が持ち上げられて高くなる。この結果、細い血管の描出能力が上がる。すなわち、ブルーミングを抑制できると共に細い血管の描出能力の低下を防止できるようになる。

10

#### 【0007】

第4の観点では、本発明は、対象物内に超音波を送信して該対象物内からの超音波エコー信号を収集し、2次元分布した多数のサンプリング点におけるパワーおよび分散を取得し、パワーが強い領域では、パワーの強さを対応する画素の輝度、彩度および色相の少なくとも一つに反映させ、パワーが弱い領域では、分散が小さい場合はパワーの荷重を分散の荷重より大きくし分散が大きい場合はパワーの荷重を分散の荷重より小さくしてパワーと分散の荷重和を求め、該荷重和の大きさを対応する画素の輝度、彩度および色相の少なくとも一つに反映させた超音波画像を生成し表示することを特徴とする超音波画像表示方法を提供する。

20

上記第4の観点による超音波画像表示方法では、パワーが強い領域では、パワーの強さを画素の輝度、彩度および色相の少なくとも一つに反映させる。一方、パワーが弱い領域では、パワーと分散の荷重和の大きさを画素の輝度、彩度および色相の少なくとも一つに反映させる。その際、分散が小さい場合は、パワーの荷重を分散の荷重より大きくする。また、分散が大きい場合は、パワーの荷重を分散の荷重より小さくする。

さて、造影剤を入れてパワーを上げた場合、ゲインを大きく下げることにより、ブルーミングを抑制できる。一方、ゲインを大きく下げることにより、細い血管のパワー表示での描出能力も下がってしまう。ところが、造影剤が入った場合、パワーが上がるだけではなく、分散も大きくなる。このため、ブルーミングが問題となるパワーが弱い領域では、分散が相対的に大きいサンプリング点の荷重和が持ち上げられて大きくなる。この結果、細い血管の描出能力が上がる。すなわち、ブルーミングを抑制できると共に細い血管の描出能力の低下を防止できるようになる。

30

#### 【0008】

第5の観点では、本発明は、上記の構成の超音波画像表示方法において、パワーをP、分散をV、荷重和をDとするとき、

$$D = P \cdot a + V \cdot (1 - a)$$

であり、荷重パラメータaは、分散が小さい場合に1、分散が大きい場合に0であり、中間では滑らかに又は段階的に変化することを特徴とする超音波画像表示方法を提供する。

上記第5の観点による超音波画像表示方法では、分散が小さい場合は、パワーの荷重(1)が分散の荷重(0)より大きくなる。一方、分散が大きい場合は、パワーの荷重(0)が分散の荷重(1)より小さくなる。そして、中間では滑らかに又は段階的に変化する。この結果、上記第3の観点または第4の観点による超音波画像表示方法を好適に実施できる。

40

#### 【0009】

第6の観点では、本発明は、上記の構成の超音波画像表示方法において、荷重パラメータaは、分散が小さい場合に1、分散が大きい場合に0であり、分散が大きくなるほど急に変化することを特徴とする超音波画像表示方法を提供する。

上記第6の観点による超音波画像表示方法では、分散が小さい場合はパワーの荷重が支配的になるが、分散が大きくなるほど分散の荷重が急に大きくなる。この結果、上記第3の

50

観点または第4の観点による超音波画像表示方法を好適に実施できる。

【0010】

第7の観点では、本発明は、上記の構成の超音波画像表示方法において、リアルタイム・スキャンまたは間欠スキャンを行うことを特徴とする超音波画像表示方法を提供する。上記第7の観点による超音波画像表示方法では、造影剤からの信号強度が強いためパケットサイズを小さくでき、リアルタイム・スキャンの場合のリアルタイム性を向上できる。また、造影剤を利用するため、間欠スキャンによる組織染影にも使える。

【0011】

第8の観点では、本発明は、上記の構成の超音波画像表示方法において、前記超音波画像とBモード画像とをオーバーラップさせて表示することを特徴とする超音波画像表示方法を提供する。

10

上記第8の観点による超音波画像表示方法では、上記第1の観点から第7の観点の超音波画像とBモード画像をオーバーラップさせることで、前記超音波画像を組織構造にマッピングできる。

なお、Bモード画像も一般的な意味で超音波画像であるが、本明細書で単に超音波画像というときは、本発明に係る超音波画像のみを指すものとする。

【0012】

第9の観点では、本発明は、上記の構成の超音波画像表示方法において、前記対象物が、造影剤を浸潤させた肝臓であることを特徴とする超音波画像表示方法を提供する。

上記第9の観点による超音波画像表示方法では、肝臓の太い血管でのブルーミングを抑制できると共に、細い血管を好適に描出できる。

20

【0013】

第10の観点では、本発明は、超音波探触子と、前記超音波探触子から対象物内に超音波を送信して該対象物内からの超音波エコー信号を収集する送受信手段と、前記超音波エコー信号から2次元分布した多数のサンプリング点におけるパワーおよび分散を取得するパワー・分散取得手段と、パワーが強いサンプリング点に対応する画素ほど輝度を高くすると共にパワーが同じだが分散が異なり且つパワーが弱い2つのサンプリング点があるとき分散が相対的に小さいサンプリング点の輝度よりも分散が相対的に大きいサンプリング点の輝度を高くした超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記超音波画像を表示する画像表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

30

上記第10の観点による超音波診断装置では、上記第1の観点による超音波画像表示方法を好適に実施できる。

【0014】

第11の観点では、本発明は、超音波探触子と、前記超音波探触子から対象物内に超音波を送信して該対象物内からの超音波エコー信号を収集する送受信手段と、前記超音波エコー信号から2次元分布した多数のサンプリング点におけるパワーおよび分散を取得するパワー・分散取得手段と、あるサンプリング点でのパワーの強さを対応する画素の輝度、彩度および色相の少なくとも一つに反映させると共にパワーが同じだが分散が異なり且つパワーが弱い2つのサンプリング点があるとき分散が相対的に小さいサンプリング点に対応する画素よりも分散が相対的に大きいサンプリング点に対応する画素の方が相対的にパワーが強く見えるようにした超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記超音波画像を表示する画像表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

40

上記第11の観点による超音波診断装置では、上記第2の観点による超音波画像表示方法を好適に実施できる。

【0015】

第12の観点では、本発明は、超音波探触子と、前記超音波探触子から対象物内に超音波を送信して該対象物内からの超音波エコー信号を収集する送受信手段と、前記超音波エコー信号から2次元分布した多数のサンプリング点におけるパワーおよび分散を取得するパワー・分散取得手段と、分散が小さい場合はパワーの荷重を分散の荷重より大きくし分散が大きい場合はパワーの荷重を分散の荷重より小さくしてパワーと分散の荷重和を求め該

50

荷重和が大きいサンプリング点に対応する画素ほど輝度を高くした超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記超音波画像を表示する画像表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第12の観点による超音波診断装置では、上記第3の観点による超音波画像表示方法を好適に実施できる。

【0016】

第13の観点では、本発明は、超音波探触子と、前記超音波探触子から対象物内に超音波を送信して該対象物内からの超音波エコー信号を収集する送受信手段と、前記超音波エコー信号から2次元分布した多数のサンプリング点におけるパワーおよび分散を取得するパワー・分散取得手段と、分散が小さい場合はパワーの荷重を分散の荷重より大きくし分散が大きい場合はパワーの荷重を分散の荷重より小さくしてパワーと分散の荷重和を求め該荷重和の大きさを対応する画素の輝度、彩度および色相の少なくとも一つに反映させた超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記超音波画像を表示する画像表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

10

上記第13の観点による超音波診断装置では、上記第4の観点による超音波画像表示方法を好適に実施できる。

【0017】

第14の観点では、本発明は、上記の構成の超音波診断装置において、パワーをP、分散をV、荷重和をDとするとき、

$$D = P \cdot a + V \cdot (1 - a)$$

20

であり、aは、分散が大きい場合に0、分散が小さい場合に1であり、中間では滑らかに又は段階的に変化することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第14の観点による超音波診断装置では、上記第5の観点による超音波画像表示方法を好適に実施できる。

【0018】

第15の観点では、本発明は、上記の構成の超音波診断装置において、aは、分散が大きい場合に0、分散が小さい場合に1であり、a=0の近傍ではaが緩やかに変化し、a=1の近傍ではaが急に変化することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第15の観点による超音波診断装置では、上記第6の観点による超音波画像表示方法を好適に実施できる。

30

【0019】

第16の観点では、本発明は、上記の構成の超音波診断装置において、リアルタイム・スキャンまたは間欠スキャンを行うことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第16の観点による超音波診断装置では、上記第7の観点による超音波画像表示方法を好適に実施できる。

【0020】

第17の観点では、本発明は、上記の構成の超音波診断装置において、前記超音波画像生成手段は、前記超音波画像とBモード画像とをオーバーラップさせた超音波画像を生成することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第17の観点による超音波診断装置では、上記第8の観点による超音波画像表示方法を好適に実施できる。

40

【0021】

【発明の実施の形態】

以下、図に示す発明の実施の形態により本発明をさらに詳しく説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【0022】

- 第1の実施形態 -

図1は、本発明の第1の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

この超音波診断装置100は、超音波探触子1と、送受信部2と、Bモード処理部3と、MTI (Moving Target Indication) フィルタ部4と、自己相関部5と、画像生成部6と

50

、画像表示部 7 と、スキャン制御部 8 とを具備して構成されている。

【 0 0 2 3 】

超音波探触子 1 および送受信部 2 は、被検体の内部空間に 2 次元分布した多数のサンプリング点から超音波エコー信号を収集する。

B モード処理部 3 は、2 次元分布した多数のサンプリング点における超音波エコー信号から B モードデータを生成する。

【 0 0 2 4 】

M T I フィルタ部 4 は、2 次元分布した多数のサンプリング点における超音波エコー信号から動き成分を取り出す。

自己相関部 5 は、2 次元分布した多数のサンプリング点における動きのパワー  $P$  を求めると共に動きの分散  $V$  を求める。 10

【 0 0 2 5 】

画像生成部 6 は、B モードデータから B モード画像を生成する。また、パワー  $P$  および分散  $V$  から次に説明する超音波画像を生成する。

画像表示部 7 は、B モード画像または超音波画像を表示する。また、モノクロの B モード画像と有彩色（例えば赤色）の超音波画像とをオーバーラップして表示する。

【 0 0 2 6 】

スキャン制御部 8 は、操作者の指示により、リアルタイム・スキャンまたは間欠スキャンを行う。

リアルタイム・スキャンでは、パケットサイズは例えば 4 ~ 8、フレームレートは例えば 30 フレーム / 秒である。 20

間欠スキャンでは、パケットサイズは例えば 8 ~ 10、フレームレートは例えば 1 フレーム / 秒である。

【 0 0 2 7 】

次に、パワー  $P$  および分散  $V$  から超音波画像を生成する処理について説明する。

図 2 は、あるサンプリング点におけるパワー  $P$  および分散  $V$  を、対応する画素の輝度に変換するための、輝度特性立体である。

基本的には、パワー  $P$  が強いほど、輝度を高する。色相は無彩色または有彩色の 1 色とし、彩度も一定とする。

ただし、パワー  $P$  が弱い ( $P < P_1$ ) 領域では、パワー  $P$  が同じだが分散  $V$  が異なる 2 つのサンプリング点があるとき、分散  $V$  が相対的に小さいサンプリング点に対応する画素の輝度よりも、分散が相対的に大きいサンプリング点に対応する画素の輝度を高くする。 30

【 0 0 2 8 】

例えば、肝臓へ向かう血流に造影剤を入れて肝臓を撮影した場合に生成される超音波画像では、信号強度が上がるため、ブルーミングを抑制するべく、ゲインを大きく下げる。ここで、ゲインを大きく下げると、細い血管の描出能力が下がってしまう。しかし、造影剤が入った場合、分散  $V$  が大きくなる。このため、ブルーミングが問題となるパワー  $P$  が弱い領域では、分散  $V$  が相対的に大きいサンプリング点に対応する画素の輝度が持ち上げられて高くなる。この結果、細い血管の描出能力が上がる。すなわち、ブルーミングを抑制できると共に細い血管の描出能力の低下を防止できるようになる。 40

【 0 0 2 9 】

- 第 2 の実施形態 -

図 3 に示すような輝度・彩度・色相特性立体を用いて、あるサンプリング点におけるパワー  $P$  および分散  $V$  を、対応する画素の輝度・彩度・色相に変換してもよい。

基本的には、パワー  $P$  が弱い ( $P < P_1$ ) 領域では例えば青色、パワー  $P$  が中くらい ( $P_1 < P < P_2$ ) 領域では例えば緑色、パワー  $P$  が強い ( $P_2 < P$ ) 領域では例えば赤色とする。そして、同一色相の中では、パワー  $P$  が強いほど、輝度および彩度を高する。

ただし、パワー  $P$  が弱い ( $P < P_1$ ) 領域では、パワー  $P$  が同じだが分散  $V$  が異なる 2 つのサンプリング点があるとき、分散  $V$  が相対的に小さいサンプリング点に対応する画素の輝度よりも、分散が相対的に大きいサンプリング点に対応する画素の輝度を高くする。 50

## 【 0 0 3 0 】

- 第 3 の実施形態 -

画像生成部 6 は、パワー P と分散 V の荷重和 D を求め、荷重和 D から超音波画像を生成する。

荷重和 D は、

$$D = P \cdot a + V \cdot (1 - a)$$

である。なお、上式は基本的な概念を示す式であり、実際にはパワー P と分散 V のレベル調整が必要である。

## 【 0 0 3 1 】

図 4 に示すように、荷重和 D が大きいほど、輝度を高する。色相は無彩色または有彩色の 1 色とし、彩度も一定とする。 10

## 【 0 0 3 2 】

荷重パラメータ a は、例えば図 5 に示す荷重パラメータ特性立体により求められる。

パワー P が強い ( $P_1 < P$ ) 領域では、荷重パラメータ a = 1 となる。この場合、

$$D = P$$

となり、パワー P が輝度を決める。

パワー P が弱い ( $P < P_1$ ) 領域では、分散 V が小さい場合は荷重パラメータ a が 1 に近くなる。この場合、パワー P が支配的に輝度を決める。分散 V が大きい場合は荷重パラメータ a が 0 に近くなる。この場合、分散 V が支配的に輝度を決める。パワー P が最も弱く、分散 V が最も大きい場合は、荷重パラメータ a = 0 となる。この場合、 20

$$D = V$$

となり、分散 V が輝度を決める。

## 【 0 0 3 3 】

例えば、肝臓へ向かう血流に造影剤を入れて肝臓を撮影した場合に生成される超音波画像では、信号強度が上がるため、ブルーミングを抑制するべく、ゲインを大きく下げる。ここで、ゲインを大きく下げると、細い血管の描出能力が下がってしまう。しかし、造影剤が入った場合、分散 V が大きくなる。このため、ブルーミングが問題となるパワー P が弱い領域では、分散 V が相対的に大きいサンプリング点に対応する荷重和 D が大きくなり、画素の輝度が持ち上げられて高くなる。この結果、細い血管の描出能力が上がる。すなわち、ブルーミングを抑制できると共に細い血管の描出能力の低下を防止できるようになる 30

## 【 0 0 3 4 】

- 第 4 の実施形態 -

図 6 に示す a 1 は、前記第 3 の実施形態の荷重パラメータ特性 (図 5) を概念的に示している。すなわち、簡単に表現すると、荷重パラメータ a は、分散が小さい場合に 1、分散が大きい場合に 0 であり、中間では線形に変化する。

これに対して、図 6 に示す a 2 のように、荷重パラメータ a が、分散が小さい場合に 1、分散が大きい場合に 0 であり、分散が大きくなるほど急に変化する特性としてもよい。

## 【 0 0 3 5 】

また、図 6 に示す a 3 のように、荷重パラメータ a が、分散が小さい場合に 1、分散が大きい場合に 0 であり、中間で段階的に変化する特性としてもよい。 40

## 【 0 0 3 6 】

- 第 5 の実施形態 -

図 7 に示すような荷重和・輝度・彩度・色相特性を用いて、あるサンプリング点におけるパワー P および分散 V を、対応する画素の輝度・彩度・色相に変換してもよい。

基本的には、パワー P が弱い ( $P < P_1$ ) 領域では例えば青色、パワー P が中くらい ( $P_1 < P < P_2$ ) 領域では例えば緑色、パワー P が強い ( $P_2 < P$ ) 領域では例えば赤色とする。そして、同一色相の中では、パワー P が強いほど、輝度および彩度を高する。

ただし、ブルーミングが問題となるパワー P が弱い領域では、分散 V が相対的に大きいサンプリング点に対応する荷重和 D が大きくなり、画素の輝度・彩度が持ち上げられて高く 50

なる。この結果、細い血管の描出能力が上がる。すなわち、ブルーミングを抑制できると共に細い血管の描出能力の低下を防止できるようになる。

【 0 0 3 7 】

【 発明の 効果 】

本発明の超音波画像表示方法および超音波診断装置によれば、ブルーミングを抑制できると共に、細い血管の描出能力の低下を防止できる。

【 図面の 簡単な 説明 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【 図 2 】 パワーおよび分散を輝度に変換する特性立体を示す概念図である。

【 図 3 】 パワーおよび分散を輝度・彩度・色相に変換する特性立体を示す概念図である。

10

【 図 4 】 荷重和を輝度に変換する特性曲線を示す説明図である。

【 図 5 】 パワーおよび分散を荷重パラメータに変換する特性立体を示す概念図である。

【 図 6 】 パワーおよび分散を荷重パラメータに変換する別の特性立体を示す概念図である。

。

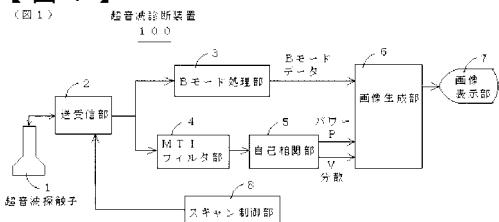
【 図 7 】 荷重和を輝度・彩度・色相に変換する特性立体を示す概念図である。

【 符号の 説明 】

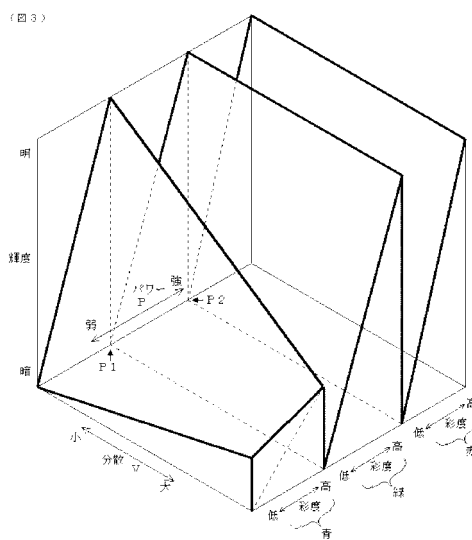
- 1 0 0            超音波診断装置
- 1                超音波探触子
- 2                送受信部
- 3                Bモード処理部
- 4                M T I フィルタ部
- 5                自己相関部
- 6                画像生成部
- 7                画像表示部
- 8                スキャン制御部

20

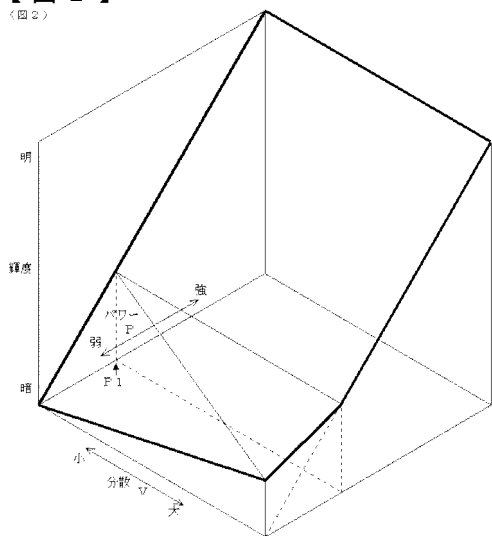
【 図 1 】



【 図 3 】



【 図 2 】





---

フロントページの続き

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特開平10 - 57377 ( J P , A )  
特開平10 - 328188 ( J P , A )  
特開平11 - 318901 ( J P , A )  
特開2001 - 54520 ( J P , A )  
特開2001 - 258886 ( J P , A )

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)  
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP3844663B2</a>	公开(公告)日	2006-11-15
申请号	JP2001136481	申请日	2001-05-07
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	鈴木陽一		
发明人	鈴木 陽一		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00 G01S7/52 G03B42/06		
CPC分类号	G03B42/06 G01S7/52071		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/DD01 4C301/DD02 4C301/EE01 4C301/EE11 4C301/JB22 4C301/JB27 4C301/KK02 4C301/KK22 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/DE06 4C601/EE01 4C601/EE09 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB40 4C601/KK02 4C601/KK18 4C601/KK19		
其他公开文献	JP2002336251A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

(有纠正) 要解决的问题: 在超声波诊断装置的彩色多普勒显示器中抑制在实际管壁外部吸入厚血管的晕染, 并防止吸引薄血管的能力降低。  
 解决方案: 基本上, 功率P越强, 亮度越高。然而, 在功率P弱 ( $P \leq P_1$ ) 的区域中, 当存在具有相同功率P但是具有不同色散V的两个采样点时, 色散V比对应于相对小的采样点的像素的亮度更分散。增加对应于相对大的采样点的像素的亮度。[效果]当添加造影剂以增加功率时, 可以通过大大降低增益来抑制晕染。当引入造影剂时, 分散体变大。因此, 具有相对大的色散的采样点的亮度升高并升高。结果, 增强了可视化薄血管的能力。即, 可以抑制晕染, 并且可以防止可视化薄血管的能力的降低。

【图3】

