

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4835252号
(P4835252)

(45) 発行日 平成23年12月14日(2011.12.14)

(24) 登録日 平成23年10月7日(2011.10.7)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00
H 0 3 M 7/30 (2006.01)	H 0 3 M 7/30 A

請求項の数 5 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2006-123230 (P2006-123230)	(73) 特許権者	000005821
(22) 出願日	平成18年4月27日(2006.4.27)		パナソニック株式会社
(65) 公開番号	特開2007-289556 (P2007-289556A)		大阪府門真市大字門真1006番地
(43) 公開日	平成19年11月8日(2007.11.8)	(74) 代理人	100109667
審査請求日	平成21年4月3日(2009.4.3)		弁理士 内藤 浩樹
		(74) 代理人	100109151
			弁理士 永野 大介
		(74) 代理人	100120156
			弁理士 藤井 兼太郎
		(72) 発明者	笹原 俊之
			大阪府門真市大字門真1006番地 松下
			電器産業株式会社内
		(72) 発明者	砂川 和宏
			大阪府門真市大字門真1006番地 松下
			電器産業株式会社内

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】

入力画像データ内のそれぞれの深度位置を取得する深度位置取得手段と、
 前記入力画像データ内のそれぞれの深度位置に基づき、前記深度位置に対応したそれぞれのサイズのブロックを選択するブロックサイズ選択手段と、
 前記入力画像データを前記サイズのブロック単位に分割するブロック分割手段と、
 前記ブロックごとにDCT変換を行うDCT変換手段と、
 DCT変換されたデータを量子化する量子化手段と、
 量子化されたデータを符号化して圧縮データを出力する符号化手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記ブロックサイズ選択手段は、前記入力画像データ内の深度位置が浅い位置では相対的に大きいサイズのブロックを選択し、前記深度位置が深い位置では相対的に小さいサイズのブロックを選択する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

入力画像データ内のそれぞれのフォーカス位置からの距離を算出する距離情報取得手段と、

前記入力画像データ内のそれぞれのフォーカス位置からの距離に基づき、前記距離に対応したそれぞれのサイズのブロックを選択するブロックサイズ選択手段と、

前記入力画像データを前記サイズのブロック単位に分割するブロック分割手段と、

20

前記ブロックごとにDCT変換を行うDCT変換手段と、
DCT変換されたデータを量子化する量子化手段と、
量子化されたデータを符号化して圧縮データを出力する符号化手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】

前記ブロックサイズ選択手段は、前記入力画像データ内のフォーカス位置付近では相対的に小さいサイズのブロックを選択し、前記フォーカス位置から離れた位置では相対的に大きいサイズのブロックを選択する請求項3に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記入力画像データは、前記超音波画像の1フレーム分のデータである、請求項1～4のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像データを圧縮符号化して記録または伝送することが可能な超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波を用いて対象物の画像診断を行う超音波診断装置において、プローブ（探触子）から得られた反射波信号のデータを圧縮して記録又は伝送することが検討されている。例えば、プローブから得られた反射波信号データを圧縮した後にケーブルを通して装置本体に伝送し、装置本体では逆に圧縮データを伸長して元の反射波信号データを再現し、所定の画面表示を行う。こうすることにより、伝送データ量の低減とデータの高速伝送が可能となる。

【0003】

超音波診断用のプローブには様々な形状及び方式のものがあるが、ここで、図4に示すような、超音波の走査形状が扇形になるコンベックス型のプローブを用いた場合の深さ方向と解像度について説明を行う。図4において、プローブ101から測定対象物102の内部へ向けて出力される超音波の走査範囲は、深度が深くなるほど広がる扇形状となる。図4に示すように、超音波の走査範囲において、プローブ101から測定対象物102の内部へ向けて少しずつ角度を変えて出力される超音波の直線を音響線と呼称することにする。扇形の走査範囲の左端から右端までn本の音響線103（103-1～103-n）が存在する。

【0004】

図5は、1フレーム分の反射波信号データの構造を模式的に示している。図5に示すように、フレーム104の縦方向にn本の音響線103に対応する反射波信号データが順に格納されている。それぞれの音響線103において、右端に近づくほど深度が深くなる。

【0005】

図6は、扇形の走査範囲に合わせて表示される超音波画像を模式的に示す図である。プローブから得られる反射波信号の強度を画面105に表示する場合に、反射信号の強度を輝度変調した超音波画像を図6のように走査範囲に対応させた扇形領域106に表示する。この表示モードはBモードと呼称されている。この表示モードでは、走査範囲と同じ扇形範囲の超音波画像が画面上に表示されるので直観的な診断を行いやすい。

【0006】

このような超音波画像表示は、図5に示したような1フレーム分の画像データを図6に示すように扇形の表示範囲に変形してから表示することになる。このとき、表示面の画素の密度は均一であるので、図6から分かるように、表示された画面内の音響線密度が深度によって変わることになる。音響線密度とは、音響線の総数を表示画素数で除して得られる値である。例えば、深度が最も浅い部分（扇形の中心から最も近い部分）の円弧に沿う表示画素数を m_1 とし、音響線密度をAとすれば、 $A = n / m_1$ である。また、深度が最

10

20

30

40

50

も深い部分（扇形の中心から最も遠い部分）の円弧に沿う表示画素数を m_2 とし、音響線密度を B とすれば、 $B = n / m_2$ である。 $m_1 < m_2$ であるから、 $A > B$ となる。このように、深度が深くなるほど（扇形の中心から離れるほど）音響線密度が低くなり、解像度も低くなる。

【0007】

ところで、超音波診断画像を表示する際、深度パラメータを浅く設定した場合は、図7に示すように浅い部分のデータ表示領域107を拡大して画面に表示し、深く設定した場合は、図8に示すようなデータ領域108が表示されるよう制御を行うことが多い。この場合、深度パラメータが浅い場合は表示上の解像度は低くなり、深度パラメータが深い場合は表示解像度が高くなる。

10

【0008】

また、図9に示すように、超音波画像にはフォーカス位置109が存在し、フォーカス位置近傍では超音波画像データの解像度が高く、フォーカス位置から離れるに従い解像度が低下する特性を持っていることが知られている。

【0009】

次に、従来の静止画圧縮処理について簡単に説明する。図17はJPE G方式に代表される従来の静止画圧縮処理の概略構成を示すブロック図である。図17において、11はブロック分割手段、12はDCT変換（離散コサイン変換）手段、13は量子化手段、14は符号化手段である。

【0010】

20

図17に示すように、入力された画像データは先ずブロック分割手段11でブロック分割される。各ブロックは、DCT変換手段12でDCT変換される。DCT変換の結果出力されるDCT係数は、量子化係数出力手段15から与えられた量子化係数にしたがって量子化手段13で量子化され、符号化手段14でハフマン符号化されて圧縮データとなる。

【0011】

ここで、前記ブロック分割手段11で分割されるブロックのサイズは、JPE G方式の場合、図10に示すように 8×8 画素と、DCT変換後の高周波成分をカットしても画質への影響が比較的小さいサイズとなっているため、符号化効率が良く、圧縮率を高くすることができ、高解像度の表示に適する。一方、図11に示すようにブロックサイズを 4×4 画素と小さくした場合、高周波成分をカットすると画質への影響が大きいため、符号化効率が悪化する。このため必然的に圧縮率は低くなり、より低解像度の表示に適する。

30

【0012】

超音波診断画像のデータはフレーム単位で表示を行うため、1フレーム分のデータを画像データとして扱うことで、前記JPE G方式のような静止画圧縮処理が適用可能である。しかし、先に説明した超音波画像のようなフレーム内で解像度が異なる画像に、静止画圧縮処理をそのまま当てはめた場合、解像度に応じた圧縮を行うことができない。

【0013】

超音波診断装置における圧縮を適応的に行うためにさまざまな方法が提案されているが（例えば、特許文献1参照）、ブロックサイズを変化させて圧縮率を適応的に調整する方法は今まで存在していなかった。

40

【0014】

一方、超音波診断装置以外の分野では、符号列のビットレートやピクチャの解像度をもとに、複数のブロックサイズの中から適応的にサイズを選択し、効率的な圧縮を行う方法などが提案されている（例えば、特許文献2参照）。

【特許文献1】特開2003-102730号公報

【特許文献2】特開2004-254327号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0015】

50

しかしながら、上記特許文献 1 に記載された方式では、着目する部分とそれ以外の部分において、量子化パラメータと呼ばれる量子化係数を調整することで圧縮率を変えており、着目する部分を手動で設定する必要があった。

【 0 0 1 6 】

また、上記特許文献 2 に記載された方式では、一般的な画像データに対して汎用的な適応方法であり、超音波診断画像の特徴である深度パラメータや深度位置、フォーカス位置に応じた解像度の違いが考慮されたものではない。このため、符号列のビットレートを計算し、その情報を元にブロックサイズを決めるなどの、複雑な処理過程が必要となる。

【 0 0 1 7 】

本発明は、このような従来の問題を解決するためになされたものであり、深度パラメータや深度位置、フォーカス位置に応じて最適なフレームサイズを選択することで、超音波データの解像度に応じた圧縮を、複雑な前処理を行うことなく、超音波診断装置を提供することを目的とするものである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 8 】

前記従来課題を解決するために、本発明の超音波診断装置は、深度パラメータ情報に応じて、ブロックのサイズを選択するブロックサイズ選択手段と、入力画像データを前記ブロック単位に分割するブロック分割手段と、前記ブロックごとに D C T 変換を行う D C T 変換手段と、変換されたデータを量子化する量子化手段と、量子化されたデータを符号化して圧縮データを出力する符号化手段を備えていることを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

また、本発明の超音波診断装置は、入力画像の深度位置を取得する深度位置取得手段と、前記深度位置に応じて、ブロックのサイズを選択するブロックサイズ選択手段と、入力画像データを前記ブロック単位に分割するブロック分割手段と、前記ブロックごとに D C T 変換を行う D C T 変換手段と、変換されたデータを量子化する量子化手段と、量子化されたデータを符号化して圧縮データを出力する符号化手段を備えていることを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

また、本発明の超音波診断装置は、入力画像のフォーカス位置からの距離を算出する距離情報取得手段と、前記フォーカス位置からの距離に応じて、前記ブロックのサイズを選択するブロックサイズ選択手段と、入力画像データを前記ブロック単位に分割するブロック分割手段と、前記ブロックごとに D C T 変換を行う D C T 変換手段と、変換されたデータを量子化する量子化手段と、量子化されたデータを符号化して圧縮データを出力する符号化手段を備えていることを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 2 1 】

本発明の超音波診断装置によれば、深度パラメータや深度位置、フォーカス位置に応じてブロックサイズを変えることができるので、超音波画像データの解像度に応じた圧縮を容易に行うことが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 2 】

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説明する。

【 0 0 2 3 】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。図 1 において、超音波診断装置 1 はブロック分割手段 1 1、D C T 変換手段 1 2、量子化手段 1 3、符号化手段 1 4 及びブロックサイズ選択手段 1 7 を備えている。

【 0 0 2 4 】

ブロックサイズ選択手段 1 7 は深度パラメータ情報に応じてブロックサイズを選択する。ブロック分割手段 1 1 は入力画像をブロックサイズ選択手段 1 7 より選択されたサイズ

10

20

30

40

50

のブロックに分割する。DCT変換手段12はブロック分割手段11より出力されたデータにDCT変換（離散コサイン変換）を施す。量子化手段13はDCT変換手段12から出力されたDCT係数を量子化する。符号化手段14は量子化手段13から出力されたデータを符号化し、圧縮データを出力する。

【0025】

超音波診断装置1に入力された深度パラメータ情報は、ブロックサイズ選択手段17によってブロックサイズが決定される。一方、超音波診断装置1に入力された画像データはブロックサイズ選択手段17より選択されたブロックサイズでブロック分割手段11によって分割され、このブロック単位で以降の処理が行われる。ブロック分割手段11から出力されたブロック単位の画像データはDCT変換手段12でDCT変換され、DCT係数
10
が出力される。DCT変換手段12から出力されたDCT係数は量子化手段13で量子化される。量子化手段13の出力データは符号化手段14に与えられ、ハフマン符号のような可変長符号で符号化される。その出力が圧縮データとして超音波診断装置1の圧縮データとなる。

【0026】

ブロックサイズ選択手段17が選択するブロックサイズは、深度設定に応じて決定される。図12および図13は、図1におけるブロックサイズ選択手段17の動作に関して、コンベックス型のプローブを使用し、同じ8×8画素のデータが、深度設定によってどのように表示されるかを示している。

【0027】

図12に示すように、深度設定が浅い場合は表示される画像の解像度は低くなるため、情報量ができるだけ欠落しないよう4×4画素の小さいブロックサイズとすることで高画質化を図ることができる。逆に、図13に示すように、深度設定が深い場合は表示解像度が高いため、8×8画素のブロックサイズとすることで、高圧縮化を図ることができる。

【0028】

このように深度設定に応じて最適なブロックサイズを設定することで、超音波画像データの解像度に応じた効率的な圧縮を行うことが可能になる。

【0029】

なお、図12では、表示解像度が低い場合に高画質化を図るため小さいブロックサイズとしたが、逆に表示解像度が低い場合は画質が劣化しても構わないと考えて大きなブロックサイズとしても構わない。

【0030】

また、ブロックサイズは例として4×4画素と8×8画素の2種類を挙げたが、この2種類に限定するものではなく、縦横比が異なっても構わない。同様に、プローブの種類もコンベックス型に限定するものではない。

【0031】

（第2の実施形態）

図2は、本発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。図2において、超音波診断装置1はブロック分割手段11、DCT変換手段12、量子化手段13、符号化手段14、深度位置取得手段15及びブロックサイズ選択手段17を備えている。
40

【0032】

深度位置取得手段15は入力画像から処理するデータの深度位置を取得する。ブロックサイズ選択手段17は深度位置取得手段15から出力される深度位置に応じてブロックサイズを選択する。ブロック分割手段11は入力画像をブロックサイズ選択手段17より選択されたサイズのブロックに分割する。DCT変換手段12はブロック分割手段11より出力されたデータにDCT変換を施す。量子化手段13はDCT変換手段12から出力されたDCT係数を量子化する。符号化手段14は量子化手段13から出力されたデータを符号化し、圧縮データを出力する。

【0033】

10

20

30

40

50

深度位置取得手段 15 は、超音波診断装置 1 に入力された画像データから深度位置を取得し、その位置情報を基にブロックサイズ選択手段 17 によってブロックサイズが決定される。一方、超音波診断装置 1 に入力された画像データはブロックサイズ選択手段 17 より選択されたブロックサイズでブロック分割手段 11 によって分割され、このブロック単位で以降の処理が行われる。ブロック分割手段 11 から出力されたブロック単位の画像データは DCT 変換手段 12 で DCT 変換され、DCT 係数が出力される。DCT 変換手段 12 から出力された DCT 係数は量子化手段 13 で量子化される。量子化手段 13 の出力データは符号化手段 14 に与えられ、ハフマン符号のような可変長符号で符号化される。その出力が圧縮データとして超音波診断装置 1 の圧縮データとなる。

【0034】

10

超音波画像データは一般に図 5 に示すような 2 次元のデータ構造をとる。従って、深度位置取得手段 15 は、処理を行う画素の深度方向の座標を取得することで、深度位置を算出することが可能となる。

【0035】

ブロックサイズ選択手段 17 が選択するブロックサイズは、前記深度位置に応じて決定される。図 14 および図 15 は、図 2 におけるブロックサイズ選択手段 17 の動作に関して、コンベックス型のプローブを使用し、同じ 8×8 画素のデータが、深度位置によってどのように表示されるかを示している。

【0036】

図 14 に示すように、深度位置が浅い場合は表示される画像の解像度は高くなるため、 8×8 画素のブロックサイズとすることで、高圧縮化を図ることができる。逆に、図 15 に示すように、深度位置が深い場合は表示解像度が低いいため、情報量ができるだけ欠落しないよう 4×4 画素の小さいブロックサイズとすることで高画質化を図ることができる。

20

【0037】

このように深度位置に応じて最適なブロックサイズを設定することで、超音波画像データの解像度に応じた効率的な圧縮を行うことが可能になる。

【0038】

なお、図 15 では、表示解像度が低い場合に高画質化を図るため小さいブロックサイズとしたが、逆に表示解像度が低い場合は画質が劣化しても構わないと考えて大きなブロックサイズとしても構わない。

30

【0039】

また、ブロックサイズは例として 4×4 画素と 8×8 画素の 2 種類を挙げたが、この 2 種類に限定するものではなく、縦横比が異なっても構わない。

【0040】

(第 3 の実施形態)

図 3 は、本発明の第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。図 3 において、超音波診断装置 1 はブロック分割手段 11、DCT 変換手段 12、量子化手段 13、符号化手段 14、距離情報取得手段 16 及びブロックサイズ選択手段 17 を備えている。

【0041】

40

距離情報取得手段 16 は入力画像とフォーカス位置情報から処理するデータのフォーカス位置からの距離情報を取得する。ブロックサイズ選択手段 17 は前記距離情報からブロックサイズを選択する。ブロック分割手段 11 は入力画像をブロックサイズ選択手段 17 より選択されたサイズのブロックに分割する。DCT 変換手段 12 はブロック分割手段 11 より出力されたデータに DCT 変換を施す。量子化手段 13 は DCT 変換手段 12 から出力された DCT 係数を量子化する。符号化手段 14 は量子化手段 13 から出力されたデータを符号化し、圧縮データを出力する。

【0042】

距離情報取得手段 16 は、超音波診断装置 1 に入力されたフォーカス位置情報と画像データからフォーカス位置からの距離情報を取得し、その距離情報を基にブロックサイズ選

50

択手段 17 によってブロックサイズが決定される。一方、超音波診断装置 1 に入力された画像データはブロックサイズ選択手段 17 より選択されたブロックサイズでブロック分割手段 11 によって分割され、このブロック単位で以降の処理が行われる。ブロック分割手段 11 から出力されたブロック単位の画像データは DCT 変換手段 12 で DCT 変換され、DCT 係数が出力される。DCT 変換手段 12 から出力された DCT 係数は量子化手段 13 で量子化される。量子化手段 13 の出力データは符号化手段 14 に与えられ、ハフマン符号のような可変長符号で符号化される。その出力が圧縮データとして超音波診断装置 1 の圧縮データとなる。

【0043】

距離情報取得手段 16 は、処理を行う画素の深度方向の座標を取得し、フォーカス位置情報と比較を行うことでフォーカス位置からの距離を算出することが可能となる。

10

【0044】

ブロックサイズ選択手段 17 が選択するブロックサイズは、前記フォーカス位置からの距離情報に応じて決定される。図 16 は、図 3 におけるブロックサイズ選択手段 17 の動作に関して、コンベックス型プローブを使用した場合のフォーカス位置を示した例である。一般に超音波診断画像においては、フォーカス位置付近では高周波成分を多く含み、画像の解像度は高くなる。逆にフォーカス位置から離れるほど高周波成分が減少し解像度は低くなってゆく。

【0045】

このため、高周波成分を多く含むフォーカス位置付近では 4×4 画素のブロックサイズとすることで、高画質化を図ることができる。逆に、フォーカス位置から離れた位置では低下する高周波成分に合わせて情報量を減らすため、 8×8 画素のブロックサイズとすることで高圧縮化を図ることができる。

20

【0046】

このようにフォーカス位置からの距離に応じて最適なブロックサイズを設定することで、超音波画像データの解像度に応じた効率的な圧縮を行うことが可能になる。

【0047】

なお、図 16 では、表示解像度が高い場合に高画質化を図るため小さいブロックサイズとしたが、逆に表示解像度が低い場合に画質劣化をおさえるために小さいブロックサイズとしても構わない。

30

【0048】

また、ブロックサイズは例として 4×4 画素と 8×8 画素の 2 種類を挙げたが、この 2 種類に限定するものではなく、縦横比が異なっても構わない。同様に、プローブの種類もコンベックス型に限定するものではない。

【0049】

以上、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、本発明はこれらの実施形態に限らず種々の形態で実施することができる。特に、圧縮手段として JPE G 方式を想定した説明を行ったが、他の圧縮方式にも適用可能である。

【0050】

また、複数の実施の形態を組み合わせることも可能である。

40

【産業上の利用可能性】

【0051】

本発明は、超音波診断装置において超音波画像を圧縮して記録または伝送するような場合に好適に利用することができる。本発明によれば、超音波画像データの解像度に応じた圧縮を、複雑な前処理を行うことなく行うことが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0052】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図

【図 2】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図

【図 3】本発明の第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図

50

【図 4】超音波による扇形の走査形状の例を示す図

【図 5】1 フレーム分の反射波信号データの構造を模式的に示す図

【図 6】扇形の走査範囲に合わせて表示される超音波画像を模式的に示す図

【図 7】深度設定が浅い時の画面表示を示す図

【図 8】深度設定が深い時の画面表示を示す図

【図 9】フォーカス位置を示す図

【図 10】画像データを 8×8 のブロックサイズで分割した場合を説明する図

【図 11】画像データを 4×4 のブロックサイズで分割した場合を説明する図

【図 12】図 1 におけるブロックサイズ選択手段の動作に関して、深度設定が浅い場合の表示解像度とブロック分割の例を示す図

10

【図 13】図 1 におけるブロックサイズ選択手段の動作に関して、深度設定が深い場合の表示解像度とブロック分割の例を示す図

【図 14】図 2 におけるブロックサイズ選択手段の動作に関して、深度位置が浅い場合の表示解像度とブロック分割の例を示す図

【図 15】図 2 におけるブロックサイズ選択手段の動作に関して、深度位置が深い場合の表示解像度とブロック分割の例を示す図

【図 16】図 3 におけるブロックサイズ選択手段の動作に関して、フォーカス位置と表示解像度およびブロック分割の例を示す図

【図 17】従来の画像伸長装置の構成を示すブロック図

【符号の説明】

20

【0053】

1 超音波診断装置

11 ブロック分割手段

12 DCT変換手段

13 量子化手段

14 符号化手段

15 深度位置取得手段

16 距離情報取得手段

17 ブロックサイズ選択手段

101 プロープ

102 測定対象物

103 音響線

104 フレーム

105 表示画面

106 扇形領域

107 深度設定が浅い場合のデータ表示領域

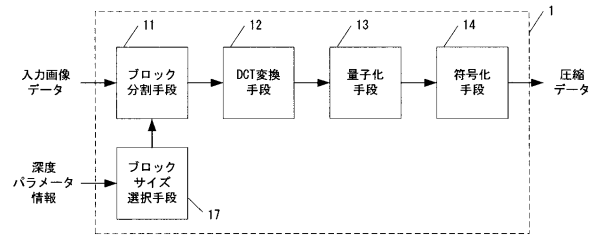
108 深度設定が深い場合のデータ表示領域

109 フォーカス位置

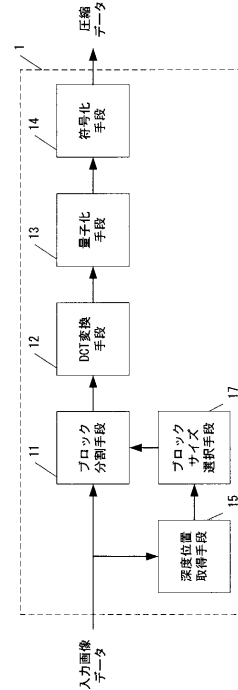
110 8×8 画素データ例

30

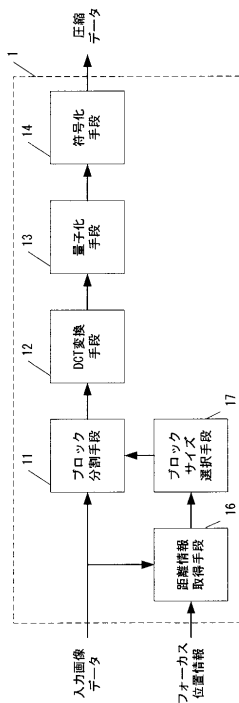
【図 1】



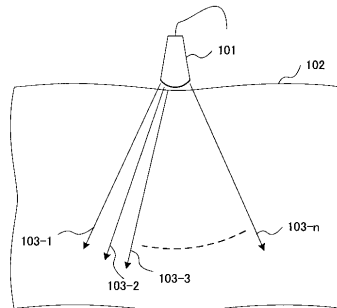
【図 2】



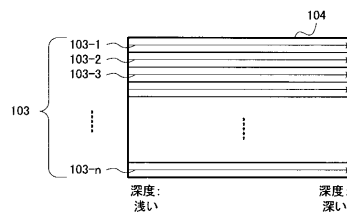
【図 3】



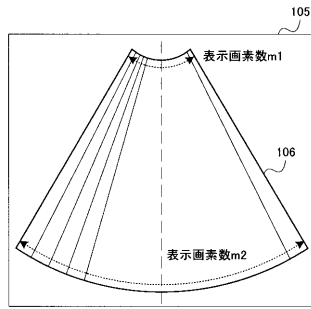
【図 4】



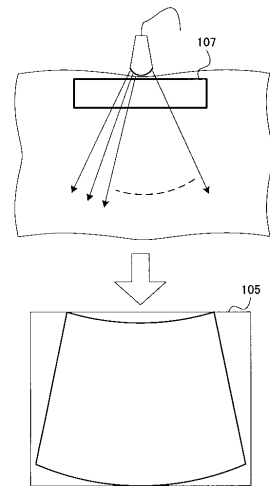
【図 5】



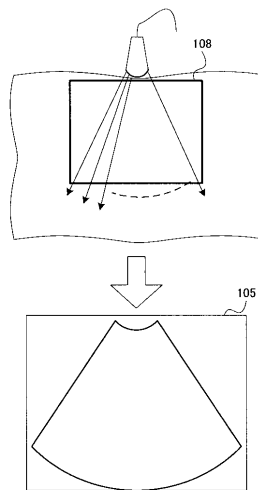
【図 6】



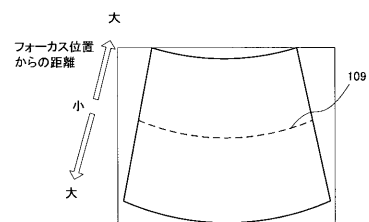
【図 7】



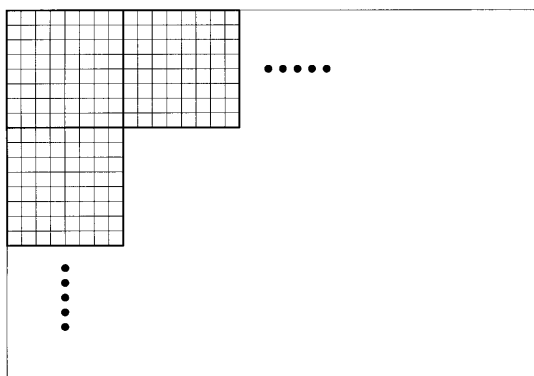
【図 8】



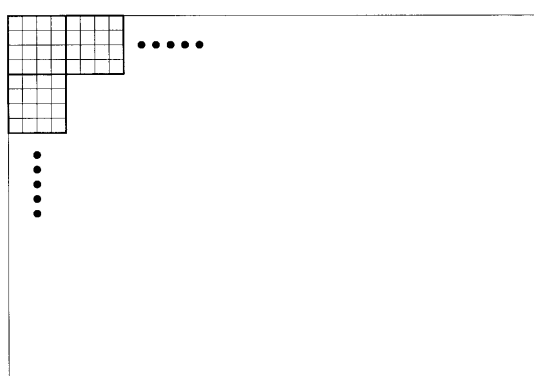
【図 9】



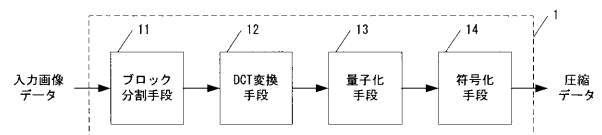
【図 10】



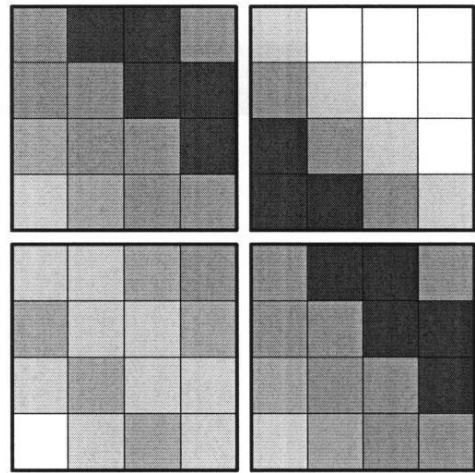
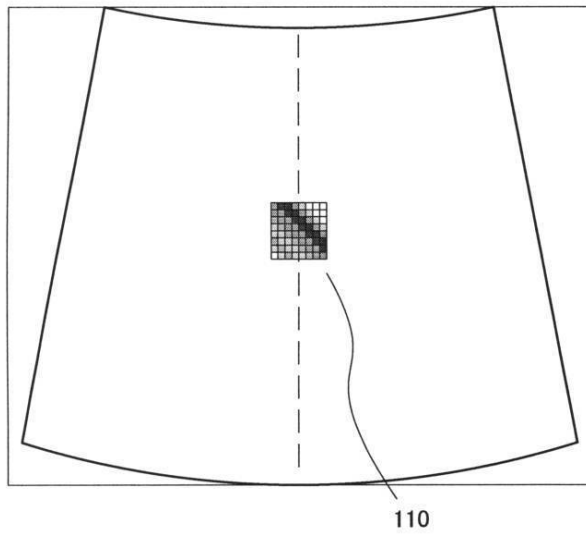
【図 11】



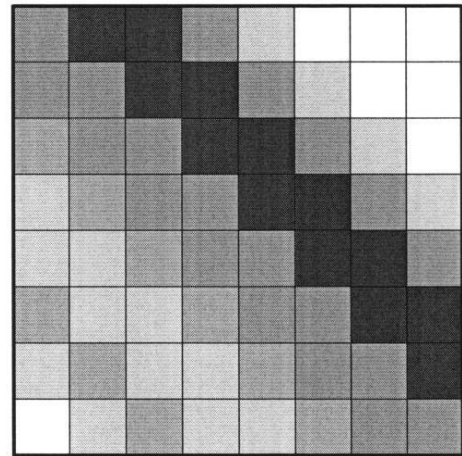
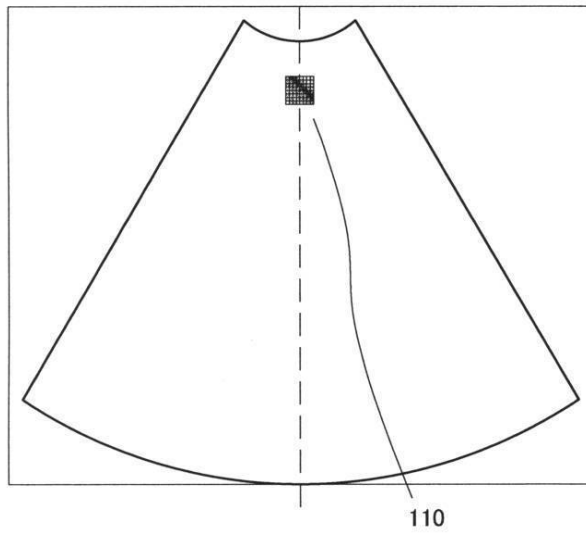
【図 17】



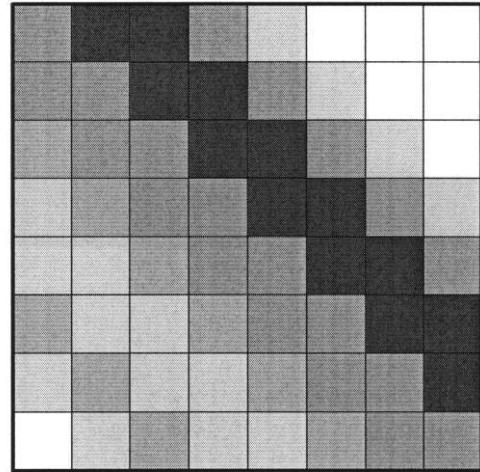
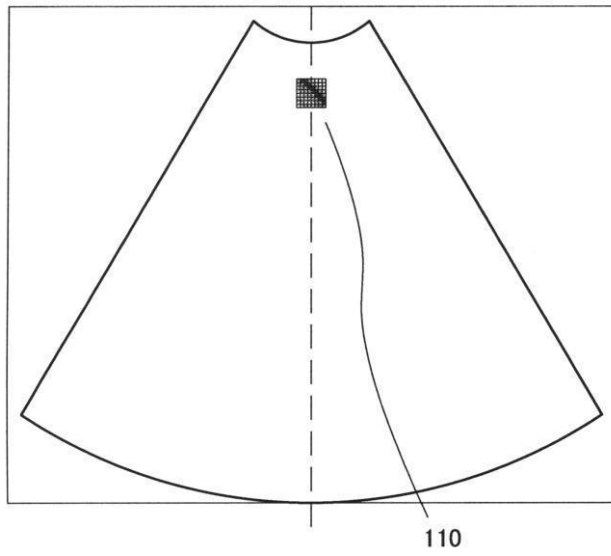
【図 12】



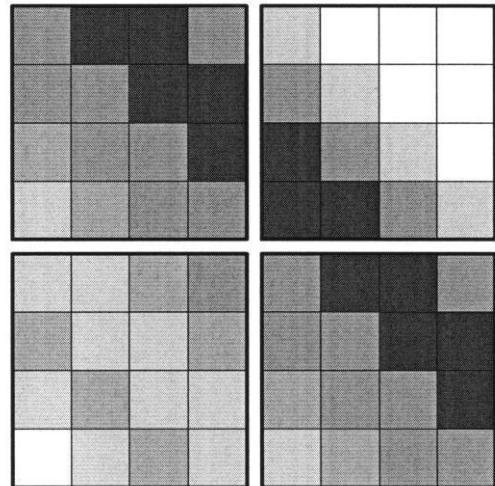
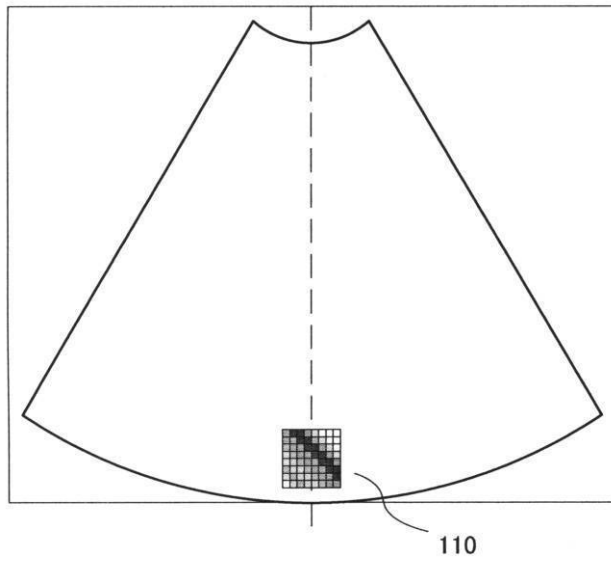
【図 13】



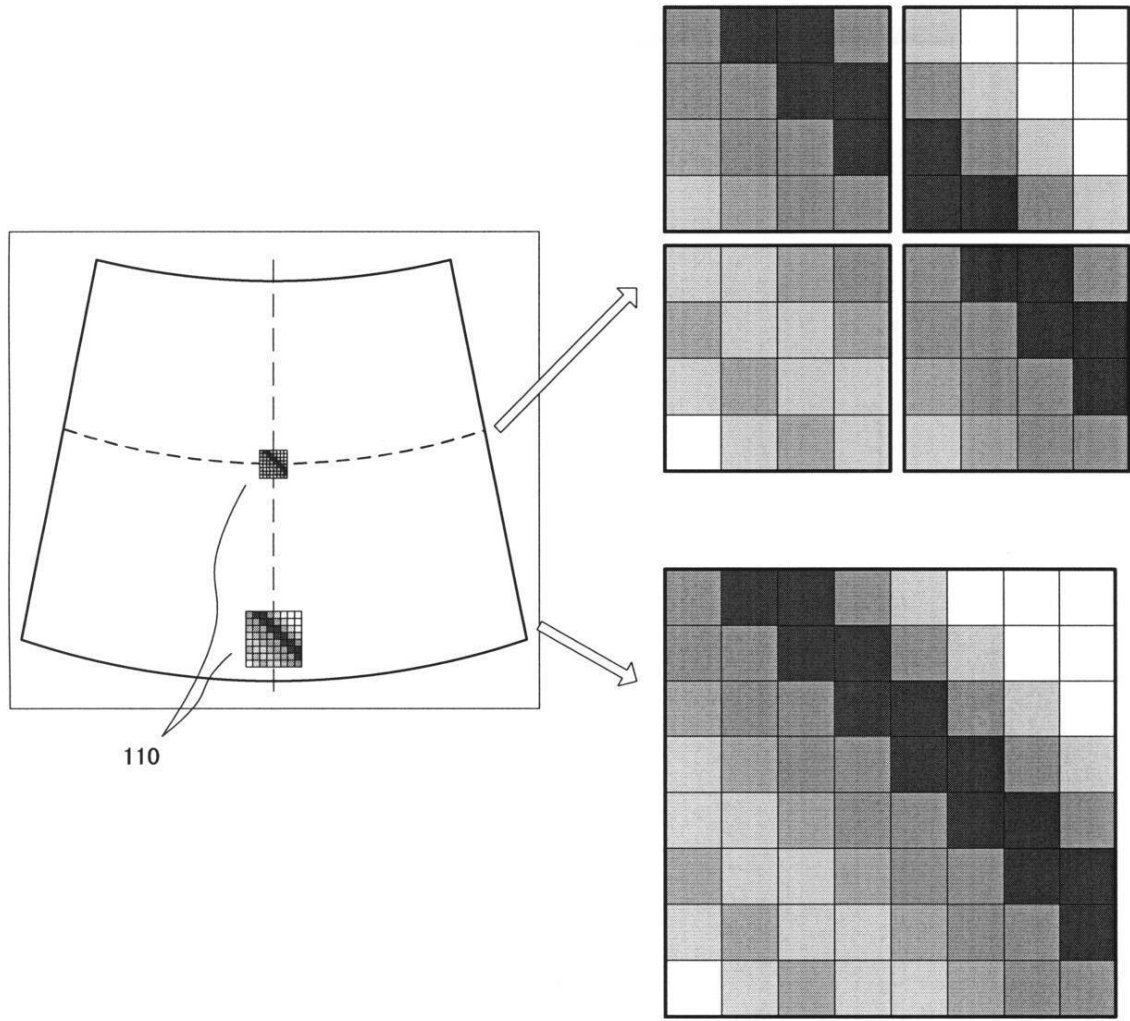
【図 14】



【図 15】



【図 16】



フロントページの続き

- (72)発明者 菊地 和彦
大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 松下電器産業株式会社内
- (72)発明者 土村 陽子
大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 松下電器産業株式会社内
- (72)発明者 渡辺 良信
大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 松下電器産業株式会社内

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開平 0 8 - 3 0 8 8 3 6 (J P , A)
特開平 0 3 - 1 3 9 9 7 7 (J P , A)
特開平 0 7 - 1 9 3 8 1 2 (J P , A)
特開平 1 0 - 1 7 8 6 3 9 (J P , A)
特開平 0 1 - 2 3 8 8 4 5 (J P , A)
特開平 1 1 - 1 4 6 3 6 7 (J P , A)
特開平 1 1 - 3 1 3 8 2 3 (J P , A)
特開昭 6 1 - 1 8 4 0 5 2 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 0 4 1 9 8 2 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 3 0 6 4 8 0 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 7 / 0 7 2 9 1 3 (W O , A 1)

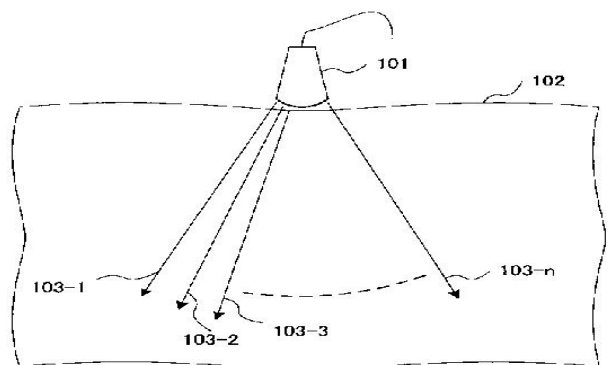
- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
- | | |
|---------|---------|
| A 6 1 B | 8 / 0 0 |
| H 0 3 M | 7 / 3 0 |

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4835252B2	公开(公告)日	2011-12-14
申请号	JP2006123230	申请日	2006-04-27
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	笹原俊之 砂川和宏 菊地和彦 土村陽子 渡辺良信		
发明人	笹原 俊之 砂川 和宏 菊地 和彦 土村 陽子 渡辺 良信		
IPC分类号	A61B8/00 H03M7/30		
FI分类号	A61B8/00 H03M7/30.A		
F-TERM分类号	4C601/EE22 4C601/JB60 4C601/LL40 5J064/AA02 5J064/BA16 5J064/BC16 5J064/BC25 5J064/BD04		
代理人(译)	内藤裕树 长野大辅 藤井 兼太郎		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2007289556A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够根据分辨率压缩深度超声波数据而不进行复杂预处理的超声波诊断设备。解决方案：超声波诊断设备包括：块大小选择装置，用于根据深度参数信息选择块的大小；块分割装置，用于将输入图像数据分成块单元；DCT转换装置，用于对每个块进行DCT转换块，用于量化转换数据的量化装置，以及用于通过对量化数据进行编码来输出压缩数据的编码装置。Z

【 図 4 】



【 図 5 】