

(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2007-289557

(P2007-289557A)

(43) 公開日 平成19年11月8日(2007.11.8)

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2006-123231 (P2006-123231)  
 (22) 出願日 平成18年4月27日 (2006.4.27)

(71) 出願人 000005821  
 松下電器産業株式会社  
 大阪府門真市大字門真1006番地  
 (74) 代理人 100097445  
 弁理士 岩橋 文雄  
 (74) 代理人 100109667  
 弁理士 内藤 浩樹  
 (74) 代理人 100109151  
 弁理士 永野 大介  
 (72) 発明者 土村 陽子  
 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 菊地 和彦  
 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

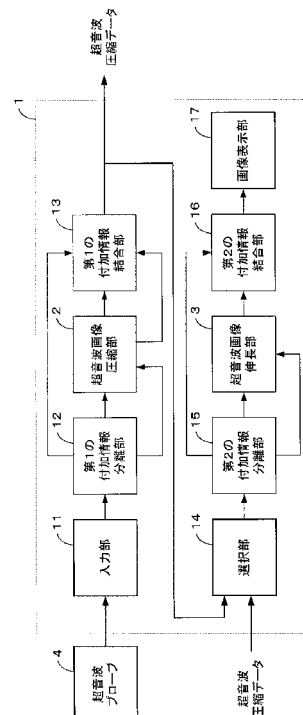
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

## (57) 【要約】

【課題】 生体の減衰特性に応じて、フレーム内で量子化テーブルを調整しながら画像の圧縮、および伸長することが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波プローブ4から経時的に1フレーム単位で走査線データを入力する入力部11と、画像データとそれ以外の付加情報に分離する第1の付加情報分離部12と、生体組織内の減衰特性に基づき圧縮する超音波画像圧縮部2と、圧縮画像データに付加情報を結合し出力する第1の付加情報結合部13と、外部から入力されるあるいは付加情報結合部から出力された超音波圧縮データかを選択する選択部と、圧縮された超音波データから圧縮画像データとそれ以外の付加情報に分離する第2の付加情報分離部15と、圧縮画像データを伸長する超音波画像伸長部3と、伸長された画像データに付加情報を結合する第2の付加情報結合部16と、付加情報結合部より出力されたデータを表示する画像表示部17により構成する。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波を用いて画像診断を行うことが可能な超音波診断装置において、超音波プローブから経時的に 1 フレーム分の走査線データを入力する入力部と、前記 1 フレーム分の走査線データを画像データとそれ以外の付加情報に分離する第 1 の付加情報分離部と、前記付加情報を分離した前記画像データを超音波の生体組織内の減衰特性に基づき圧縮する超音波画像圧縮部と、圧縮された圧縮画像データに前記付加情報を結合し出力する第 1 の付加情報結合部と、外部から入力される超音波圧縮データか、前記第 1 の付加情報結合部から出力された超音波圧縮データかを選択する選択部と、圧縮された超音波データから圧縮画像データとそれ以外の付加情報に分離する第 2 の付加情報分離部と、付加情報を分離した前記圧縮画像データを伸長する超音波画像伸長部と、伸長された画像データに前記付加情報を結合する第 2 の付加情報結合部と、前記第 2 の付加情報結合部より出力されたデータを表示する画像表示部を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 2】

前記超音波画像圧縮部は、前記第 1 の付加情報分離部で分離された画像データに対して、DCT 変換を行う DCT 変換部と、DCT 変換されたデータを量子化する量子化部と、量子化されたデータを符号化する符号化部と、前記第 1 の付加情報分離部で分離された付加情報の一部であるプローブ情報から周波数特性を取得し、記憶する周波数特性取得部と、前記周波数特性取得部に記憶された周波数特性に基づき、量子化テーブルの調整を行う量子化テーブル調整部から構成され、フレーム内で周波数特性に合わせ、量子化テーブルを調整することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

前記周波数特性取得部は、さらに、超音波プローブの中心周波数から推定される生体の減衰周波数特性に基づき、予め深さに基づく空間周波数特性を演算し、記憶する機能を備えたことを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記周波数特性取得部は、前記第 1 の付加情報分離部で分離された画像データから画像の深度に応じた周波数特性を演算し、前記周波数特性の演算結果を用いて、前記周波数特性取得部に記憶されている周波数特性を補正する機能を備えたことを特徴とする請求項 2、および、請求項 3 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

前記周波数特性取得部は、エコー信号の波形情報により、前記周波数特性取得部に記憶されている周波数特性の補正を制御する機能を備えたことを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記超音波画像伸長部は、前記付加情報分離部 2 で分離された圧縮画像データを復号する復号手段と、復号されたデータを所定のブロック単位で逆量子化する逆量子化部と、逆量子化されたデータを逆 DCT 変換する逆 DCT 変換部と、前記第 2 の付加情報分離部で分離された付加情報の一部である量子化テーブル情報を基に、量子化テーブルを調整する逆量子化テーブル調整部から構成され、前記量子化テーブル情報に格納されているフレーム内の周波数特性に合わせて、逆量子化することを特徴とした請求項 1 から請求項 5 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、遠隔医療など、ネットワークを介して超音波画像を伝送する機能を有する超音波診断装置に関するものである。

## 【背景技術】

## 【0002】

近年、ネットワークを介して画像データを伝送する場合、能率的な情報伝達のためのデ

10

20

30

40

50

ータの符号化、圧縮処理といった技術が必要不可欠なものとなっている。

【0003】

また、医療分野では、過疎地など医師の巡回が困難な地域での診療や、搬送中の緊急車両内における患者の即時診断などにインターネットの双方向性を利用した遠隔医療に対するニーズが非常に高くなっている。

【0004】

超音波診断装置を用いた遠隔医療を行う場合、撮影した医用画像を高圧縮、高画質で、かつリアルタイムに伝送する必要がある。

【0005】

また、超音波には周波数が高ければ高いほど空間分解能は向上するが、その反面、超音波の減衰は強く、深部に到達しないという特徴がある。 10

【0006】

この主因として、超音波は、媒質に応じて伝播速度も異なるが、同じ伝播媒質でも遠方に行くほど、そのエネルギーが小さくなるという特徴があり、超音波プローブを用いて生体内部に放射された超音波パルスは、生体組織を通過するとき次第に拡散し、熱となって生体組織に吸収、または、散乱することにより減衰するという特性を持つことが知られている。

【0007】

図13は、振幅と距離による生体内の減衰を表した図であるが、この図に示すように生体内を伝わる音波の振幅は、伝わる距離（深さ）に応じた対数的な減衰を受ける。 20

【0008】

そのため、走査線においても、深さ方向で減衰が発生するので、図14に示すように、走査線データの浅い部分では超音波の振幅（パワースペクトル）が大きい、深くなると徐々にパワースペクトルが小さくなる。

【0009】

そのため、超音波プローブを用いて診断を行うと、高い周波数成分ほど、深度の深い箇所における周波数成分が減衰の影響を受け、深度の浅い箇所に比べて超音波エコーの振幅が小さくなることから、超音波診断画像は、深度が深くなるほど、低周波成分が支配的な画像となる。

【0010】

画像データの質を保ちながら高い圧縮率で圧縮する方法として、例えば、特許文献1に示すように、フレームメモリに撮像画像を取り込む段階で、撮像画像の空間周波数特性を取得し、検出した空間周波数特性に基づいて最適な量子化テーブルを選択し、選択した最適な量子化テーブルを用いて保存用の圧縮画像データの生成を行うように構成されたものが知られている。 30

【0011】

この装置によれば、1度の圧縮処理で効率の良い圧縮画像データを生成することができる。

【0012】

また、特許文献2に示すように、高周波成分から画面内の空間周波数分布を計算し、その計算結果に基づき量子化テーブルの値を調節するように構成されたものが知られている。 40

【0013】

この装置によれば、画像の周波数特性に応じた量子化を行うことを可能とし、高い圧縮率でも画像の質をおとさないようにすることができる。

【特許文献1】特開2002-320227号公報

【特許文献2】特開平11-234669号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

しかしながら、特許文献 1 記載の装置は、画像が取り込まれるたびに、算出した空間周波数成分から空間周波数分布を作成し、作成した分布に基づき、その画像に最適な量子化テーブルを決定する必要がある。

【0015】

また、1 枚の画像内で量子化テーブルを可変にすることはできない。

【0016】

また、特許文献 2 記載の装置は、高周波成分から計算した空間周波数分布に基づき、量子化ブロックの単位で、量子化パラメータを設定する必要があるため、処理時間が膨大にかかってしまい、リアルタイムに画像の伝送を行うことが困難である。

【0017】

さらに、特許文献 1 および、特許文献 2 記載の装置は、超音波の特性である減衰特性を考慮した圧縮方法は検討されていない。

【0018】

本発明は、このような問題を解決するためになされたものであり、圧縮のたびに周波数特性を算出することなく、生体の減衰特性に基づきフレーム内で量子化テーブルを調整することが可能である圧縮機能を有した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】

【0019】

前記従来の課題を解決するために、本発明 1 の超音波診断装置は、超音波プローブから経時的に 1 フレーム分の走査線データを入力する入力部と、1 フレーム分の走査線データを画像データとそれ以外の付加情報に分離する第 1 の付加情報分離部と、画像データを超音波の生体組織内の減衰特性に基づき圧縮する超音波画像圧縮部と、圧縮画像データに付加情報を結合し出力する第 1 の付加情報結合部と、外部から入力される超音波圧縮データが付加情報結合部から出力される超音波圧縮データかを選択する選択部と、圧縮された超音波データから圧縮画像データとそれ以外の付加情報に分離する第 2 の付加情報分離部と、圧縮画像データを伸長する超音波画像伸長部と、伸長された画像データに付加情報を結合する第 2 の付加情報結合部と、前記第 2 の付加情報結合部より出力されたデータを表示する画像表示部を有し、入力された画像の圧縮、伸長、表示を行う。

【0020】

この構成により、超音波診断装置に取り込まれた 1 フレーム分の走査線データの周波数特性に合わせ、フレーム内で量子化テーブルを調整し、圧縮、および伸長することができる。

【0021】

また、本発明 2 の超音波診断装置は、超音波画像圧縮部に、画像データに対して、DCT 変換を行う DCT 変換部と、変換されたデータを量子化する量子化部と、量子化されたデータを符号化する符号化部と、プローブ情報から周波数特性を取得し、記憶する周波数特性取得部と、記憶された周波数特性に基づき、量子化テーブルの調整を行う量子化テーブル調整部を有し、フレーム内で周波数特性に合わせ、量子化テーブルの調整を行う。

【0022】

この構成により、深さ方向のブロック毎に周波数特性を計算することなく、プローブ情報だけで画像の深さ方向に対する空間周波数特性を求めることができる。

【0023】

さらに、求められた空間周波数特性を基に、フレーム内の量子化テーブルを調整することができる。

【0024】

また、本発明 3 の超音波診断装置は、周波数特性取得部に、超音波プローブの中心周波数から推定される生体の減衰周波数特性に基づき、予め深さに基づく空間周波数特性を演算し、記憶する機能を有し、演算結果を用いてフレーム内で周波数特性に合わせて、量子化テーブルの調整を行う。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 5 】

この構成により、深さ方向のブロック毎に周波数特性を計算することなく、プローブの中心周波数だけで画像の深さ方向に対する空間周波数特性を求めることができる。

## 【 0 0 2 6 】

さらに、求められた空間周波数特性を基に、フレーム内の量子化テーブルを調整することができる。

## 【 0 0 2 7 】

また、本発明 4 の超音波診断装置は、周波数特性取得部に、第 1 の付加情報分離部で分離された画像データから画像の深度に応じた周波数特性を演算する機能を有し、演算結果を用いて、周波数特性取得部に記憶されている周波数特性を補正する。

10

## 【 0 0 2 8 】

この構成により、理論値で求められた周波数特性を、実際の画像データから算出された周波数特性と比較し補正することで、より画像データに適した量子化テーブルの調整をすることができる。

## 【 0 0 2 9 】

また、本発明 5 の超音波診断装置は、エコー信号の波形情報を用いて、周波数特性取得部に記憶されている周波数特性の補正を制御する機能を有し、エコー信号の波形情報から、周波数特性の補正を行うか否かの制御を行う。なお、エコー信号の波形情報とは、例えば、エコー信号の振幅などの情報である。

## 【 0 0 3 0 】

20

この構成により、必要なときだけ周波数特性の補正を行うことができる。

## 【 0 0 3 1 】

また、本発明 6 の超音波診断装置は、超音波画像伸長部に、第 2 の付加情報分離部で分離された圧縮画像データを復号する復号手段と、復号されたデータを所定のブロック単位で逆量子化する逆量子化部と、逆量子化されたデータを逆 D C T 変換する逆 D C T 変換部と、第 2 の付加情報分離部で分離された付加情報の一部である量子化テーブル情報を基に、量子化テーブルを調整する逆量子化テーブル調整部を有し、量子化テーブル情報に格納されているフレーム内の周波数特性に合わせ、逆量子化する量子化テーブルの調整を行う。

## 【 0 0 3 2 】

30

この構成により、フレーム内で異なる量子化テーブルを用いて圧縮されたデータであっても、同じ量子化テーブルを用いて画像を伸長することができる。

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 3 3 】

本発明の超音波診断装置によれば、量子化ブロックごとに周波数特性を演算することなく、プローブの情報だけで生体の減衰特性に応じた周波数特性を算出することができ、なおかつ、求められた周波数特性に応じて、フレーム内で量子化テーブルを調整することができるという効果を持つ。

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 3 4 】

40

以下、本発明の実施の形態について図面を用いて説明する。

## 【 0 0 3 5 】

( 第 1 の実施の形態 )

図 1 は、本発明の第 1 の実施の形態における超音波診断装置を示すブロック図である。

## 【 0 0 3 6 】

以下、既出符号の説明は同一の番号を与え説明を省略する。

## 【 0 0 3 7 】

図 1 において、超音波診断装置 1 は、経時的に 1 フレーム単位の走査線データを超音波診断装置 1 に取り込む入力部 1 1 と、入力された 1 フレーム分の走査線データを画像データと付加情報に分離する第 1 の付加情報分離部 1 2 と、画像データを圧縮する超音波画像

50

圧縮部 2 と、前記付加情報と圧縮画像データを結合する第 1 の付加情報結合部 1 3 と、伸長する圧縮データを選択する選択部 1 4 と、圧縮データと付加情報を分離する第 2 の付加情報分離部 1 5 と、圧縮データを伸長する超音波画像伸長部 3 と、伸長データと付加情報を結合する第 2 の付加情報結合部 1 6 と、伸長した超音波画像データを表示する画像表示部 1 7 から構成されている。

【0038】

また、前記第 1 の付加情報分離部 1 2 は、図 2 に示すように、超音波データ展開部 1 2 1 と、画像データ取得部 1 2 2 と、第 1 の付加情報取得部 1 2 3 から構成されている。

【0039】

さらに、前記第 2 の付加情報分離部 1 5 は、図 3 に示すように、圧縮データ展開部 1 5 1 と、第 2 の付加情報取得部 1 5 2 と、圧縮画像データ取得部 1 5 3 と、テーブル情報取得部 1 5 4 から構成されている。 10

【0040】

入力部 1 1 は、超音波診断装置 1 に接続された超音波プローブ 4 から経時的に 1 フレーム単位で入力される走査線データを受信し、1 フレーム分の走査線データを超音波診断装置 1 に取込む。取込まれた走査線データは、画像データとそれ以外の付加情報（ヘッダとフッタ）から構成されている。

【0041】

図 3 2 に、前記入力部 1 1 に取込まれたデータの構成図を示す。

【0042】

20

1 フレーム単位の走査線データは、複数の走査線データから構成され、各走査線は、ヘッダと、画像データと、フッタから構成されている。

【0043】

ヘッダとフッタには、使用しているプローブの情報（例えば、プローブの形状や、ビームの方向、中心周波数）や、データの表示に使用する情報の他、数多くの情報が含まれている。ここでは、ヘッダの中にプローブ情報が含まれていることを想定した例を示している。

【0044】

画像データを圧縮するには、図 3 3 に示すように、1 フレーム分の走査線データに付加されている付加情報を 1 フレーム分の走査線データから取り除く必要がある。 30

【0045】

第 1 の付加情報分離部 1 2 は、前記入力部 1 1 で受信した 1 フレーム分の走査線データを取り込み、画像データと付加情報を分離する。

【0046】

以下に第 1 の付加情報分離部 1 2 の内部動作を記述する。

【0047】

超音波データ展開部 1 2 1 は、前記入力部 1 1 で受信した 1 フレーム分の走査線データを取り込み、各走査線データに対して、ヘッダと画像データとフッタに展開する。画像データ取得部 1 2 2 は、前記超音波データ展開部 1 2 1 で展開された画像データだけを取込み、1 フレーム分の画像データを作成し、出力する。第 1 の付加情報取得部 1 2 3 は、前記超音波データ展開部 1 2 1 で展開された画像データ以外のデータ（ヘッダやフッタなどの付加情報）を取込み、1 フレーム分の付加情報を作成し、出力する。 40

【0048】

超音波画像圧縮部 2 は、前記第 1 の付加情報取得部 1 2 3 から出力された付加情報と前記画像データ取得部 1 2 2 から出力された画像データを受け取る。その後、受け取った前記付加情報から、超音波プローブの情報を抜き出して、生体組織内の減衰特性を求め、求められた特性に基づいて、画像データの圧縮に使用する量子化テーブル情報を作成する。その後、受け取った前記画像データを前記量子化テーブル情報に基づき圧縮し出力する。また、使用した量子化テーブル情報も出力する。

【0049】

50

第 1 の付加情報結合部 1 3 は、前記超音波画像圧縮部 2 から出力された圧縮データと、量子化テーブル情報と、前記第 1 の付加情報取得部 1 2 3 から出力された付加情報を取込み、結合して出力する。

【 0 0 5 0 】

図 3 4 は、第 1 の付加情報結合部 1 3 により結合されたデータを示した図である。

【 0 0 5 1 】

前記第 1 の付加情報結合部 1 3 から出力されたデータは、超音波診断装置 1 からネットワークを通じて伝送、および、外部の記憶装置に保存することができる。

【 0 0 5 2 】

選択部 1 4 は、外部から超音波診断装置 1 に入力された超音波圧縮データ、もしくは、第 1 の前記付加情報結合部 1 3 から出力される超音波圧縮データを選択する。ここで、選択された超音波圧縮データは、前記超音波診断装置 1 で伸長され、画像表示されるデータである。

【 0 0 5 3 】

第 2 の付加情報分離部 1 5 は、前記選択部 1 4 で選択した超音波圧縮データを受け取り、画像データと量子化テーブル情報と、それ以外の付加情報に分離して、各々出力する。

【 0 0 5 4 】

図 3 5 は、第 2 の付加情報分離部 1 5 で分離されたデータを示した図である。

【 0 0 5 5 】

以下に前記第 2 の付加情報分離部 1 5 の内部動作を記述する。

【 0 0 5 6 】

圧縮データ展開部 1 5 1 は、前記選択部 1 4 で選択した 1 フレーム分の超音波圧縮データを取込み、圧縮画像データと、量子化テーブル情報と、それ以外の付加情報に展開する。

【 0 0 5 7 】

第 2 の付加情報取得部 1 5 2 は、前記圧縮データ展開部 1 5 1 で展開された付加情報だけを取込み、出力する。

【 0 0 5 8 】

圧縮画像データ取得部 1 5 3 は、前記圧縮データ展開部 1 5 1 で展開された圧縮画像データだけを取込み、出力する。

【 0 0 5 9 】

さらに、テーブル情報取得部 1 5 4 は、前記圧縮データ展開部 1 5 1 で展開された量子化テーブル情報だけを取込み、出力する。

【 0 0 6 0 】

超音波画像伸長部 3 は、前記圧縮画像データ取得部 1 5 3 と、前記テーブル情報取得部 1 5 4 から出力されたデータを受け取り、受け取った量子化テーブルを用いて、受け取った圧縮画像データを伸長し、伸長した画像を出力する。

【 0 0 6 1 】

図 3 6 は前記超音波画像伸長部 3 より出力された伸長画像を示した図である。

【 0 0 6 2 】

第 2 の付加情報結合部 1 6 は、前記第 2 の付加情報取得部 1 5 2 から出力された付加情報と、前記超音波画像伸長部 3 から出力された伸長データを受け取り、1 走査線ずつ結合し、1 フレーム分のデータを出力する。

【 0 0 6 3 】

図 3 7 は前記付加情報結合部 1 6 から出力されたデータを示した図である。

【 0 0 6 4 】

画像表示部 1 7 は、前記第 2 の付加情報結合部 1 6 から出力されたデータを受け取り、表示する。

【 0 0 6 5 】

このような構成にすることで、超音波プローブから入力された 1 フレーム分の走査線デ

10

20

30

40

50

ータの付加情報から、超音波の生体組織内の減衰特性を算出できるので、画像の特性に合わせた圧縮、伸長をすることができるという効果がある。

【0066】

(第2の実施の形態)

図4は、本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置の超音波画像圧縮部の構成を示すサブブロック図である。

【0067】

また、図6は、本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置の超音波画像圧縮部における周波数特性取得部の構成を示すサブブロック図である。

【0068】

超音波画像圧縮部2は、図4に示すように、入力画像データにDCT変換を施すDCT変換部21と、前記DCT変換部21より出力されたデータを量子化する量子化部22と、前記量子化部22から出力されたデータを符号化する符号化部23と、プローブの情報をを用いて理論的に画像の周波数特性を取得し、記憶する周波数特性取得部25と、取得した周波数特性を用いて、フレーム内で量子化テーブルを調整して、画像データの量子化を行うための量子化テーブルを調整する量子化テーブル調整部24から構成されている。

【0069】

また、前記周波数特性取得部25は、図6に示すように、周波数特性検出部251と、周波数特性補正部253から構成されている。

【0070】

DCT変換部21は、画像データ取得部122から出力された画像データを受け取り、DCT変換する。

【0071】

周波数特性取得部25は、前記第1の付加情報取得部123から出力された付加情報を取込み、取込んだデータから周波数特性を算出し量子化テーブルの調整に必要なデータを出力する。

【0072】

以下に周波数特性取得部25の内部動作を記述する。

【0073】

周波数特性検出部251は、前記第1の付加情報取得部123から出力された付加情報を取込む。その後、前記付加情報からプローブ情報を抜き出す。ここで、検出されたプローブ情報とは、例えば、プローブ名 = Probe 01、プローブタイプ = リニア、プローブ中心周波数 = 3.5 MHz などである。

【0074】

周波数特性補正部253には、図16、および、図17に示すデータベースが予め用意されている。図16は、プローブのIDやプローブのタイプ、中心周波数など、使用プローブが識別できるような情報と、プローブに応じて使用する補正テーブルの情報が記述されたデータベースである。また、図17は各プローブに対応したM×Nの大きさを持つ補正テーブルであり、Mは画像を深度方向に分割した数を示し、1から画像の深度方向のピクセル数(1つの走査線のピクセル数)の値が設定可能である。Nは、量子化テーブルの周波数成分に対する分割数を示し、8×8の量子化テーブルを使用する場合は、1から64の値が設定可能である。

【0075】

ここでは、説明を簡単にするため、M = N = 3とし、図18に示すように画像を深度方向に対して浅、中、深の3つに分割し、さらに、図19に示すように周波数成分域を低周波成分域、中間成分域、高周波成分域の3つに分割した場合の例を説明する。

【0076】

図17に記載されている数値は、各領域におけるテーブル値の補正量である。

【0077】

例えば、深度の浅い領域では、各周波数領域における補正量は全て0であるので、量子

10

20

30

40

50

化テーブルは既存のものを使用する。

【0078】

深度の深い領域では、低周波成分域の補正量は0、中間成分域の補正量が5、高周波成分域の補正量が10なので、既存の量子化テーブルに各補正値を加算する。

【0079】

周波数特性補正部253は、前記周波数特性検出部251で抜き出されたプローブ情報を取得し、取得したプローブ情報を基に、図16に示すようなデータベースから、現在使用しているプローブのデータを探し、補正に使用するテーブル番号、table1を取得する。その後、図17に示すような、複数枚保存されている補正テーブルのデータベースからtable1に対応するテーブルと、図19に示すような、周波数成分の分割領域と、  
10 深度方向の画像分割数を、出力する。

【0080】

量子化テーブル調整部24は、前記周波数特性取得部25から出力された量子化テーブルデータを基に、深度毎に対応する量子化テーブルを作成し、出力する。

【0081】

以下に量子化テーブルの作成方法の詳細を示す。

【0082】

図20は、調整前に予め用意されている量子化テーブルの例であり、補正を行わない場合はこの量子化テーブルが全ての量子化対象ブロックの量子化で利用されるものとする。

【0083】

量子化テーブル調整部24では、受け取ったテーブル情報を用いて、図21から図23に示す量子化テーブルを生成する。  
20

【0084】

ここで、図21は、深度の浅い箇所で使用する量子化テーブルであり、補正値が0なので、図19に示す既存のテーブルと同一のものである。

【0085】

図22は、深度の中間箇所で使用する量子化テーブルであり、高周波成分域の量子化値が補正されたものとなる。

【0086】

図23は、深度の深い箇所で使用する量子化テーブルであり、中間成分域と高周波成分域の量子化値が補正されたものである。  
30

【0087】

量子化部22は、DCT変換されたデータと、前記量子化テーブル調整部24から出力された量子化テーブルを受け取る。受け取ったDCT変換後のデータに対して、画像の深度方向に対して設定された量子化テーブルを用いて量子化する。

【0088】

符号化部23は、量子化されたデータを符号化して、出力する。

【0089】

このような構成にすることで、深さ方向のブロック毎に周波数特性を計算しなくても、プローブ情報だけで、高速に画像の深さ方向に対する空間周波数特性を求めることができ、求められた空間周波数特性に基づき、フレーム内の量子化テーブルを調整することができるという効果がある。  
40

【0090】

(第3の実施の形態)

本発明の第3の実施の形態として、超音波の生体組織内の減衰特性を、プローブの中心周波数により取得した場合について説明する。

【0091】

本実施例の超音波診断装置の超音波画像圧縮部の構成を示す概略サブブロック図は第2の実施の形態と同様である。

【0092】

また、本実施例の超音波診断装置の超音波画像圧縮部における周波数特性取得部のサブブロック図も第2の実施の形態と同様である。

【0093】

図15は生体減衰による周波数の偏移を示した図であり、超音波プローブで取得したデータは、深度が深くなるほど減衰することを記している。また、超音波周波数、つまり使用する超音波プローブの中心周波数で、減衰率は変わることの意味している。

【0094】

そこで、実施の形態3では、周波数特性検出部251で付加情報からプローブの中心周波数だけを抜き出して、画像の周波数特性を検出するようにした。

【0095】

このような構成にすることで、深さ方向のブロック毎に周波数特性を計算しなくても、プローブ情報、特に使用する超音波プローブの中心周波数から画像の深さ方向に対する空間周波数特性を高速に求めることができ、求められた空間周波数特性に基づき、フレーム内の量子化テーブルを調整することができるという効果がある。

【0096】

(第4の実施の形態)

図5は、本発明の第4の実施の形態における超音波診断装置の超音波画像圧縮部の構成を示すサブブロック図である。

【0097】

また、図7は、本発明の第4の実施の形態における超音波診断装置の超音波画像圧縮部における周波数特性取得部の構成を示すサブブロック図である。

【0098】

超音波画像圧縮部2における、量子化部22と、符号化部23と、量子化テーブル調整部24は、第2の実施の形態、および、第3の実施の形態で示したものと同一のものを示しているため、ここでは説明を省略する。

【0099】

また、前記周波数特性取得部25は、図7に示すように、周波数特性検出部251と、周波数特性演算部252と、周波数特性補正部253から構成されている。

【0100】

DCT変換部21は、画像データ取得部122から出力された画像データを受け取り、一定のブロック単位でDCT変換を行う。さらに、各深度方向に対して任意のブロックのDCT変換を行い、その変換結果を周波数特性演算部252に出力する。

【0101】

前記周波数特性演算部252は、受け取ったデータから、各深度に対する周波数特性を演算する。

【0102】

周波数特性検出部251は、超音波画像圧縮部2に入力された付加情報を受け取り、受け取った付加情報からプローブ情報を検出する。

【0103】

周波数特性補正部253は、前記周波数特性検出部251で検出したプローブ情報と、前記周波数特性演算部252で演算した深度毎の周波数特性を受け取る。受け取った深度毎の周波数特性と、プローブの情報から理論的に求めた特性値を比較する。もし比較した結果に大きな差が発生した場合は、図17に示す各プローブのテーブル値を補正する。

【0104】

図24から図30を用いて、補正を行った場合の例を示す。

【0105】

深度毎に比較するブロックのDCT係数を算出するブロックを図24に示すように、画像を深度方向に対して3つの領域に分け、各領域の先頭ブロックを比較ブロックとして量子化テーブルの補正を行う。説明を簡単にするため、ここでは、画像を深度に対して3つの領域に分けている。また、各領域の比較ブロックは1ブロックとしている。

10

20

30

40

50

## 【0106】

3つのブロックのDCT係数を用いて、各周波数成分毎の減衰量を演算し、演算結果を前記周波数特性補正部253へ渡す。

## 【0107】

また、使用した3つのブロックに対応する深度における減衰量を、プローブ情報より求め、前記周波数特性補正部253へ渡す。

## 【0108】

求められた2つの値を図25から図28に示すような3つに分けられた領域の任意のピクセル値と比較する。

## 【0109】

ここでは、比較する値を任意の1ピクセルとしたが、同じ領域として分けられたN個のピクセルの平均値としてもよい。

## 【0110】

比較を行うにあたり、しきい値Pを設定する。

## 【0111】

2つの値を比較した結果、2つの値にしきい値Pよりも大きな差が発生する、つまり理論値と実測値に差がある場合は、理論値を用いて作成されたテーブル値を修正する。

## 【0112】

逆に、2つの値の差がしきい値Pよりも小さい、つまり理論値と実測値にほとんど差が発生しない場合は、理論値を用いて作成されたテーブルは修正しない。

## 【0113】

この操作を行うことで、前記周波数特性補正部253の量子化テーブルは補正されるので、以後データの圧縮を行う際には実測値によって補正されたテーブルを使用することができる。

## 【0114】

この構成により、理論値で求められた周波数特性を、実際の画像データから算出された周波数特性と比較し補正することができるので、より画像データに適した量子化テーブルの調整をすることができる。

## 【0115】

(第5の実施の形態)

図8は、本発明の第5の実施の形態における超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

## 【0116】

また、図9は、本発明の第5の実施の形態における超音波診断装置の超音波画像圧縮部の構成を示すサブブロック図である。

## 【0117】

さらに、図10は、本発明の第5の実施の形態における超音波診断装置の超音波画像圧縮部における周波数特性調整部の構成を示すサブブロック図である。

## 【0118】

図8に示す超音波装置1と、超音波プローブ4と、第1の付加情報分離部12と、超音波圧縮部2と、第1の付加情報結合部13と、選択部14と、第2の付加情報分離部15と、超音波画像伸長部3と、第2の付加情報結合部16と、画像表示部17は、第1の実施の形態で示したものと同一のものを示しているため、ここでは説明を省略する。

## 【0119】

また、図9に示す超音波画像圧縮部2と、量子化部22と、符号化部23と、量子化テーブル調整部24は、第2の実施の形態で示したものと同一のものを示しているため、ここでは説明を省略する。

## 【0120】

本発明の第5の実施の形態における超音波診断装置1の入力部11は、エコー信号の波形情報を検出する超音波エコー信号検出部111を含んだ構成であり、検出された超音波

10

20

30

40

50

エコー信号は、超音波画像圧縮部 2 の周波数特性検出部 2 5 の周波数特性演算部 2 5 2 に取り込まれるように構成されている。

【0121】

ここでは、超音波エコー信号の振幅を用いて、超音波エコー信号を検出した場合の例を示す。

【0122】

図 3 1 に示すように、超音波プローブ 4 が生体に接しておらず、診断が行われていない場合は、生体からの超音波エコーがほとんどなく、入力部 1 1 に入力される超音波エコー信号の振幅は小さくなるため、超音波エコー信号は検出されない。

【0123】

一方、超音波プローブ 4 が生体に接しており、診断が行われている場合は、生体からの超音波エコーが存在するため、超音波エコー信号は検出される。

【0124】

超音波エコー信号検出部 1 1 1 は、超音波プローブ 4 を用いて、診断が行われているか、否かを、超音波エコー信号の振幅値から判断し、その結果を出力する。

【0125】

周波数特性演算部 2 5 2 は、前記超音波エコー信号検出部 1 1 1 で出力された超音波エコー信号を受け取り、受け取った超音波エコー信号に基づいて、プローブ情報から算出される理論的な周波数特性の調整を行うか否かを制御する。

【0126】

例えば、受け取った超音波エコー信号から、現在超音波プローブ 4 が使用されていないと判断されたならば、プローブから入力された画像データは生体画像ではないので、テーブルは補正する必要が無い。

【0127】

また、受け取った超音波エコー信号から、現在超音波プローブ 4 が使用されていると判断されたならば、周波数特性演算部 2 5 2 は D C T 変換部 2 1 に対して、テーブルの補正に使用する実測値を要求し、要求された D C T 変換部 2 1 は、各深度方向に対して任意のブロックを D C T 変換し、その変換結果を周波数特性演算部 2 5 2 へ渡し、各深度に対する周波数特性を演算して周波数特性補正部 2 5 3 に渡すような制御を行い、補正を行う。

【0128】

補正の方法に関しては、実施の形態 4 と同様に行う。

【0129】

一度補正を行えば、超音波プローブが生体から離れるまで、同じプローブが使用されていることが容易に分かるので、生体組織の減衰に基づく周波数特性の理論値は等しくなるため、再度プローブが離れるまでは補正を行わない。

【0130】

同じように、付加情報に付随されたプローブ情報を用いた量子化テーブルの修正も画像を入力するたびに行う必要はなく、超音波プローブが生体から離れ、その後、一番初めに超音波プローブが生体に接した時だけ量子化テーブルの調整を行い、それ以外は、調整された量子化テーブルを使用すればよい。

【0131】

このような構成にすることで、データを圧縮するたび、画像データの周波数特性を算出しなくても、入力データに対して、より適した量子化テーブルの調整をすることができるという効果がある。

【0132】

(第 6 の実施の形態)

図 1 1 は、本発明の第 6 の実施の形態における超音波診断装置の超音波画像伸長部の構成を示すサブブロック図である。

【0133】

超音波画像伸長部 3 は、図 1 1 に示すように、符号化された超音波圧縮データを復号す

10

20

30

40

50

る復号部 3 1 と、復号部 3 1 の出力を逆量子化する逆量子化部 3 2 と、逆量子化部 3 2 より出力されたデータに逆 D C T 変換を施す逆 D C T 変換部 3 3 と、量子化テーブル情報を用いて、データを逆量子化する際に使用する量子化テーブルの調整を行う逆量子化テーブル調整部 3 4 から構成されている。

【 0 1 3 4 】

復号部 3 1 は、圧縮画像データ取得部 1 5 3 から出力された超音波圧縮データを復号し出力する。

【 0 1 3 5 】

逆量子化テーブル調整部 3 4 は、テーブル情報取得部 1 5 4 から出力されたテーブル情報を取得し、取得したテーブル情報を基に深度に応じた逆量子化テーブルを作成する。

10

【 0 1 3 6 】

逆量子化テーブルの作成方法は第 2 の実施の形態と同様に行う。

【 0 1 3 7 】

逆量子化部 3 2 は、前記逆量子化テーブル調整部 3 4 で作成した逆量子化テーブルを取得し、取得した逆量子化テーブルを用いて、復号部 3 1 から出力されたデータを逆量子化し出力する。

【 0 1 3 8 】

逆 D C T 変換部 3 3 は、前記逆量子化部 3 2 から出力されたデータを取得し、逆 D C T 変換する。

【 0 1 3 9 】

20

このような構成にすることで、フレーム内で異なる量子化テーブルを用いて圧縮されたデータであっても、同じ量子化テーブルを用いて画像を伸長することができる。

【産業上の利用可能性】

【 0 1 4 0 】

本発明にかかる超音波診断装置は、量子化ブロックごとに周波数特性を計算することなく、プローブの情報だけで生体の減衰特性に応じた周波数特性を算出することができるため、超音波の減衰特性を考慮した画像の周波数特性を算出することができ、さらに、求められた周波数特性に応じてフレーム内で量子化テーブルを調整することが可能になるので、遠隔医療など、ネットワークを介して超音波画像を送信する機能を有する超音波診断装置として有用である。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 1 4 1 】

【図 1】本発明の実施の形態 1 における超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図 2】本発明の実施の形態 1 における超音波診断装置の第 1 の付加情報分離部の構成を示すサブブロック図

【図 3】本発明の実施の形態 1 における超音波診断装置の第 2 の付加情報分離部の構成を示すサブブロック図

【図 4】本発明の実施の形態 2、および、実施の形態 3 における超音波診断装置の超音波画像圧縮部の構成を示すサブブロック図

【図 5】本発明の実施の形態 4 における超音波診断装置の超音波画像圧縮部の構成を示すサブブロック図

40

【図 6】本発明の実施の形態 2、および、実施の形態 3 における超音波診断装置の超音波画像圧縮部の周波数特性取得部の構成を示すサブブロック図

【図 7】本発明の実施の形態 4 における超音波診断装置の超音波画像圧縮部の周波数特性取得部の構成を示すサブブロック図

【図 8】本発明の実施の形態 5 における超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図 9】本発明の実施の形態 5 における超音波診断装置の超音波画像圧縮部の構成を示すサブブロック図

【図 10】本発明の実施の形態 5 における超音波診断装置の超音波画像圧縮部における周波数特性調整部の構成を示すサブブロック図

50

【図 1 1】本発明の実施の形態 6 における超音波診断装置の超音波画像伸長部の構成を示すサブブロック図

【図 1 2】従来の画像圧縮装置の構成を示すブロック図

【図 1 3】生体内での減衰を画像データの深さと振幅で表した図

【図 1 4】超音波画像データの深度に対するパワースペクトルの大きさを表した図

【図 1 5】超音波の周波数に対する振幅、および、減衰を表した図

【図 1 6】プローブ情報と補正テーブルの関係を表した図

【図 1 7】図 1 1 に対応した量子化テーブルの補正に使用するデータテーブルを表した図

【図 1 8】超音波画像データを深度方向に対して 3 つの領域に分割した例を示す図

【図 1 9】量子化テーブルを周波数成分に対して 3 つの領域に分割した例を示す図

10

【図 2 0】補正無しの量子化テーブルの例を示す図

【図 2 1】補正後の量子化テーブルを示す図

【図 2 2】補正後の量子化テーブルを示す図

【図 2 3】補正後の量子化テーブルを示す図

【図 2 4】実施の形態 4 の超音波データの深度に対する比較ブロックの例を示す図

【図 2 5】実施の形態 4 で比較に使用した周波数成分のピクセルの例を示す図

【図 2 6】実施の形態 4 で比較に使用した深度が浅い箇所における代表ピクセルの例を示す図

【図 2 7】実施の形態 4 で比較に使用した深度が中間の箇所における代表ピクセルの例を示す図

20

【図 2 8】実施の形態 4 で比較に使用した深度が深い箇所における代表ピクセルの例を示す図

【図 2 9】実施の形態 4 で実測値と理論値に誤差があり、補正された量子化テーブルの例を示す図

【図 3 0】実施の形態 4 で実測値と理論値に誤差が無く、補正されなかった量子化テーブルの例を示す図

【図 3 1】実施の形態 5 に示す超音波エコー信号検出部で検出されたエコー信号の例を示す図

【図 3 2】実施の形態 1 に示す 1 フレーム分の走査線の構成図

【図 3 3】実施の形態 1 において第 1 の付加情報分離部で出力される画像データと付加情報の構成を示す図

30

【図 3 4】実施の形態 1 において第 1 の付加情報結合部で出力される超音波圧縮画像の構成図

【図 3 5】実施の形態 1 において第 2 の付加情報分離部で出力される圧縮画像データと付加情報の構成を示す図

【図 3 6】実施の形態 1 において超音波画像伸長部により伸長された伸長画像データの構成図

【図 3 7】実施の形態 1 において第 2 の付加情報結合部で出力される超音波伸長画像の構成図

【符号の説明】

40

【0 1 4 2】

1 超音波診断装置

2 超音波画像圧縮部

3 超音波画像伸長部

4 超音波プローブ

1 1 入力部

1 1 1 超音波エコー信号検出部

1 2 第 1 の付加情報分離部

1 3 第 1 の付加情報結合部

1 3 1 圧縮画像データ取込部

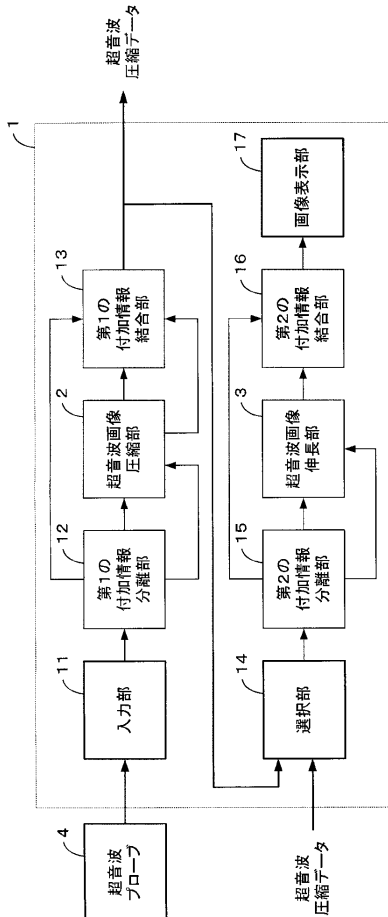
50

- 1 3 2 第 1 の付加情報取込部
- 1 3 3 テーブル情報取込部
- 1 3 4 第 1 の入力情報結合部
- 1 4 選択部
- 1 5 第 2 の付加情報分離部
- 1 5 1 圧縮データ展開部
- 1 5 2 第 2 の付加情報取込部
- 1 5 3 圧縮画像データ取込部
- 1 5 4 テーブル情報取得部
- 1 6 第 2 の付加情報結合部
- 1 7 画像表示部
- 2 1 D C T 変換部
- 2 2 量子化部
- 2 3 符号化部
- 2 4 量子化テーブル調整部
- 2 5 周波数特性取得部
- 2 5 1 周波数特性検出部
- 2 5 2 周波数特性演算部
- 2 5 3 周波数特性補正部
- 3 1 復号部
- 3 2 逆量子化部
- 3 3 逆 D C T 変換部
- 3 4 逆量子化テーブル調整部

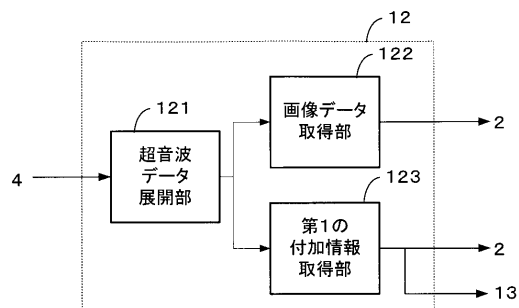
10

20

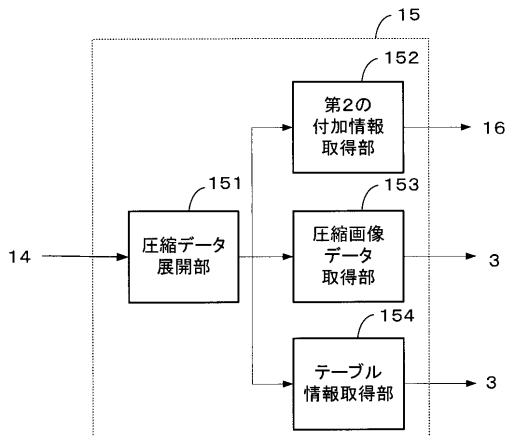
【図 1】



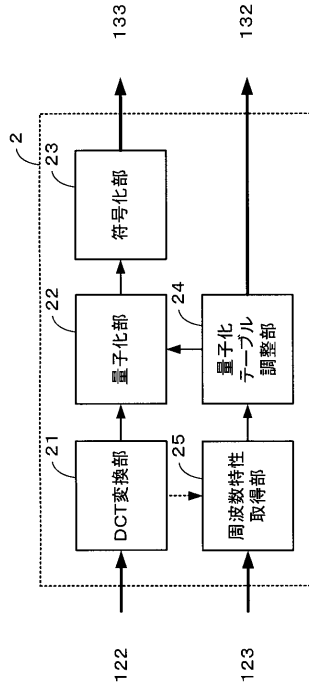
【図 2】



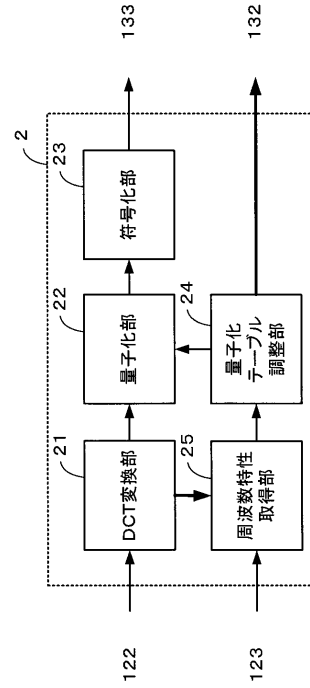
【図 3】



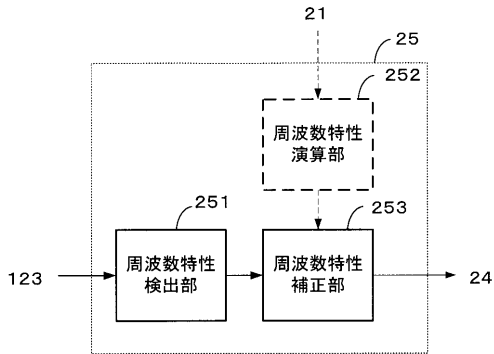
【図 4】



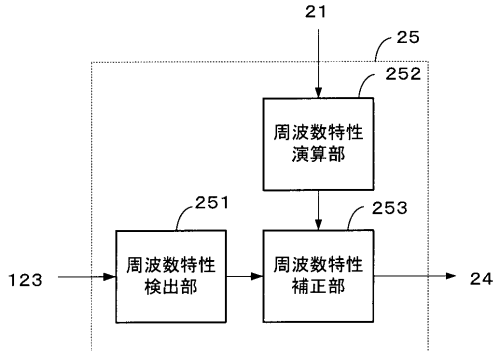
【図 5】



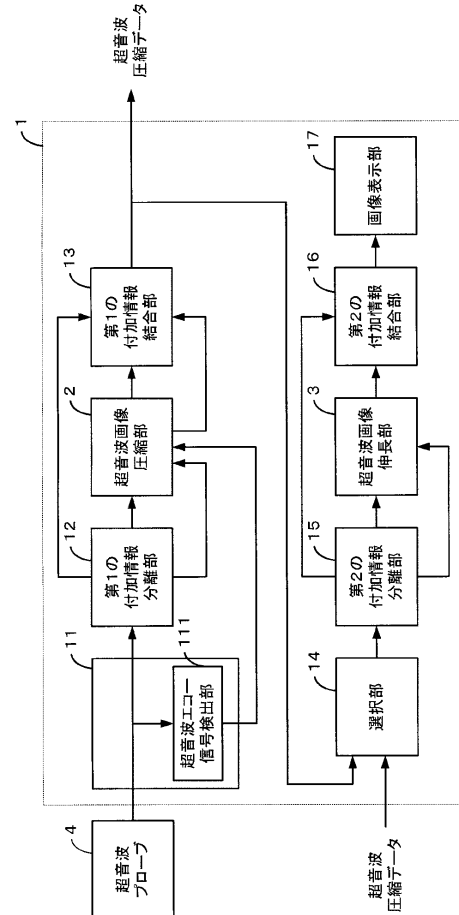
【図 6】



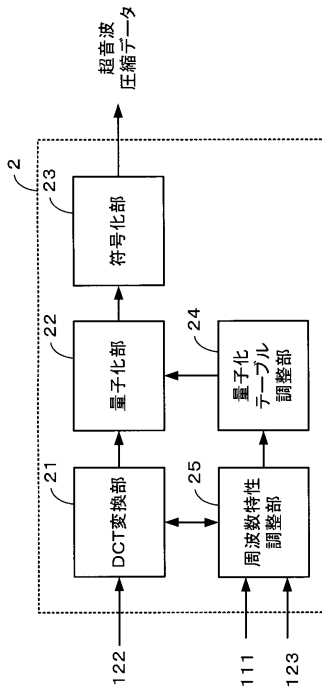
【図 7】



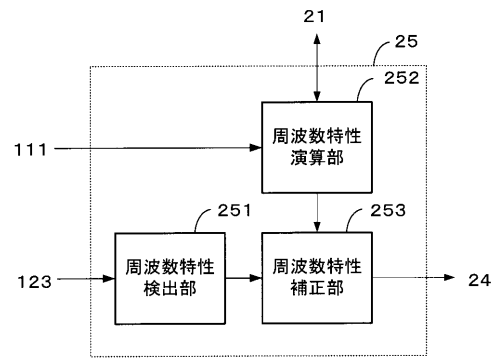
【図 8】



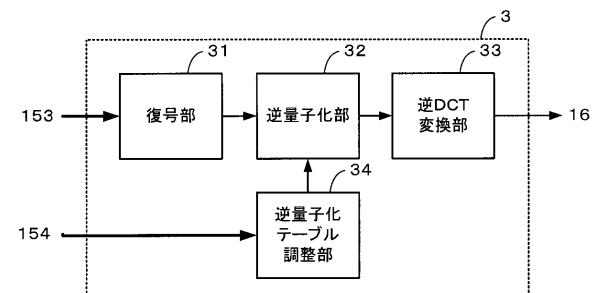
【図 9】



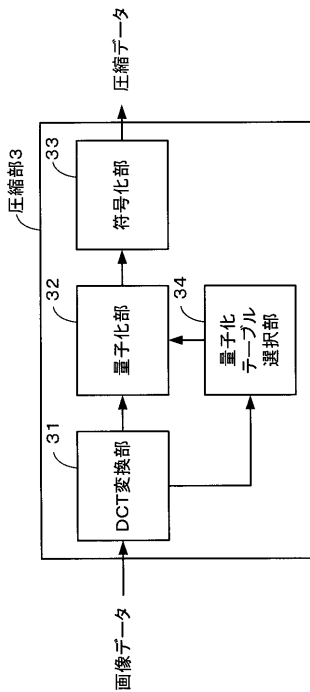
【図 10】



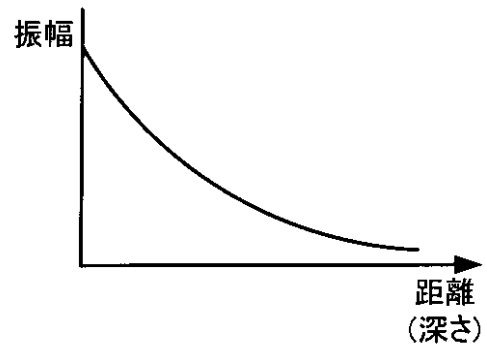
【図 11】



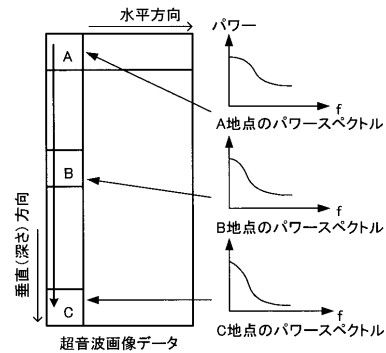
【図 12】



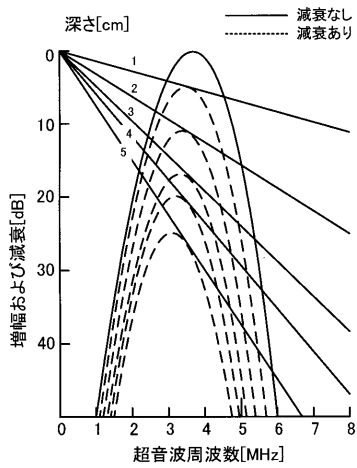
【図 13】



【図 14】



【図 15】



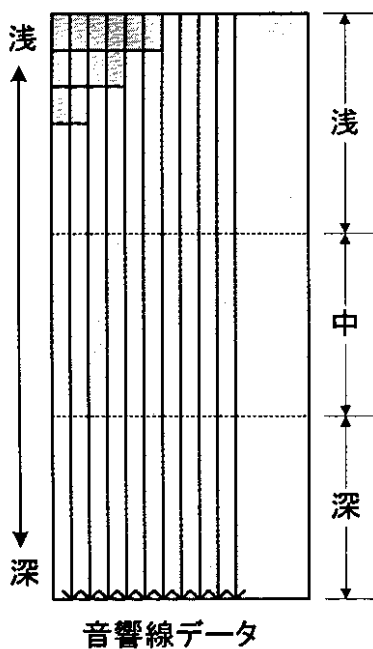
【図 16】

プローブ名	プローブ タイプ	プローブ 中心周波数	補正 テーブル
Probe01	リニア	3.5MHz	table1
Probe02	リニア	5.0MHz	table2
Probe03	コンベックス	10.0MHz	table3

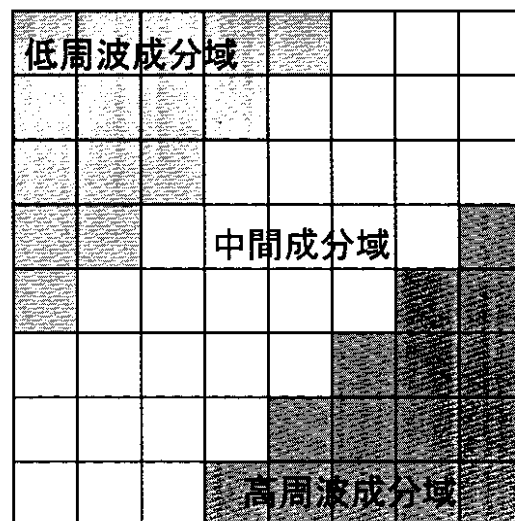
【図 17】

table1	低周波	中間	高周波
浅	0	0	0
中	0	0	5
深	0	5	10

【図 18】



【図 19】



【図 2 0】

16	11	10	16	24	40	51	61
12	12	14	19	26	58	60	55
14	13	16	24	40	57	69	56
14	17	22	29	51	87	80	62
18	22	37	56	68	109	103	77
24	35	55	64	81	104	113	92
49	64	78	87	103	121	120	101
72	92	95	98	112	100	103	99

【図 2 1】

16	11	10	16	24	40	51	61
12	12	14	19	26	58	60	55
14	13	16	24	40	57	69	56
14	17	22	29	51	87	80	62
18	22	37	56	68	109	103	77
24	35	55	64	81	104	113	92
49	64	78	87	103	121	120	101
72	92	95	98	112	100	103	99

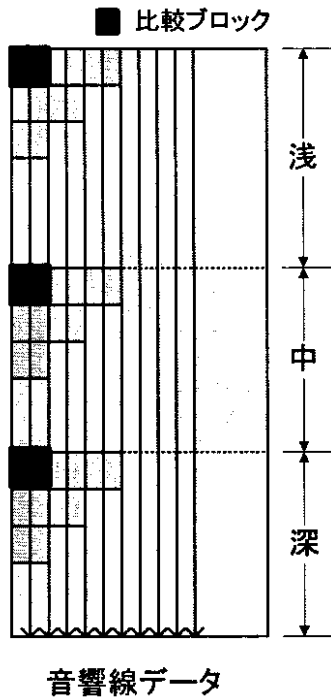
【図 2 2】

16	11	10	16	24	45	56	66
12	12	14	19	31	63	65	60
14	13	16	39	45	62	74	61
14	17	37	34	56	92	85	72
18	37	42	61	73	114	113	87
29	40	60	69	86	114	123	102
54	69	83	92	113	131	130	111
77	97	100	108	122	110	113	109

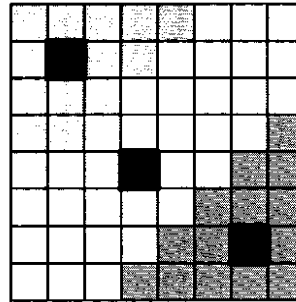
【図 2 3】

16	11	10	16	24	40	51	61
12	12	14	19	26	58	60	55
14	13	16	24	40	57	69	56
14	17	22	29	51	87	80	67
18	22	37	56	68	109	108	82
24	35	55	64	81	109	118	97
49	64	78	87	108	126	125	106
72	92	95	103	117	105	108	104

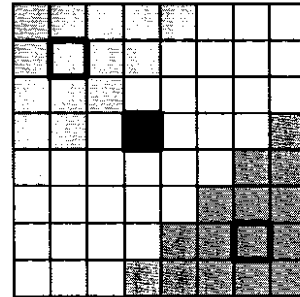
【図 2 4】



【図 2 5】

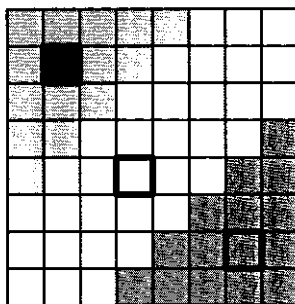


【図 2 6】



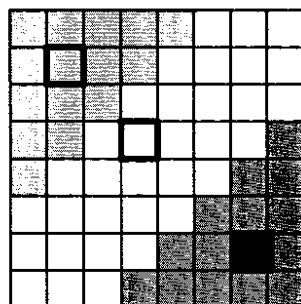
深度が真ん中箇所における代表ブロック

【図 2 7】



深度が浅い箇所における代表ブロック

【図 2 8】



深度が深い箇所における代表ブロック

【図 2 9】

table1	低周波	中間	高周波
浅	0	0	0
中	0	0	8
深	0	7	15

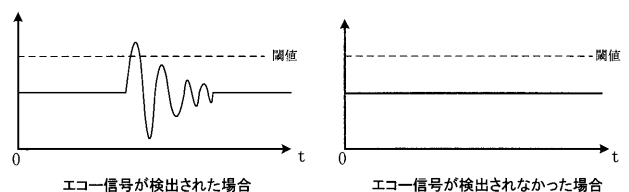
実測値と理論値に誤差が有り、  
補正された量子化テーブル

【図 3 0】

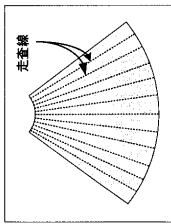
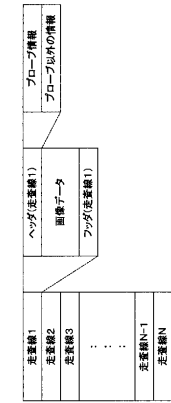
table1	低周波	中間	高周波
浅	0	0	0
中	0	0	5
深	0	5	10

実測値と理論値に誤差が無く、  
補正されなかった量子化テーブル

【図 3 1】



【 図 3 2 】



【 図 3 3 】

ヘッダ(走査線1)	走査線1 画像データ
⋮	
ヘッダ(走査線N)	
フッタ(走査線1)	
⋮	
フッタ(走査線N)	走査線N 画像データ

【 図 3 4 】

ヘッダ(走査線1)
⋮
ヘッダ(走査線N)
量子化テーブル情報
圧縮画像データ
フッタ(走査線1)
⋮
フッタ(走査線N)

【 図 3 5 】

ヘッダ(走査線1)	⋮	圧縮画像データ
ヘッダ(走査線N)	⋮	
フッタ(走査線1)	⋮	
フッタ(走査線N)	⋮	

量子化テーブル情報

【 図 3 6 】

走査線1 伸長画像デ一夕
⋮ ⋮
走査線N 伸長画像デ一夕

【 図 3 7 】

ヘッダ(走査線1)
伸長データ(走査線1)
フッタ(走査線1)
⋮
⋮
ヘッダ(走査線N)
伸長データ(走査線N)
フッタ(走査線N)

---

フロントページの続き

- (72)発明者 笹原 俊之  
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 砂川 和宏  
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
- Fターム(参考) 4C601 EE30 JB60 LL13

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007289557A</a>	公开(公告)日	2007-11-08
申请号	JP2006123231	申请日	2006-04-27
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	土村陽子 菊地和彦 笹原俊之 砂川和宏 渡辺良信		
发明人	土村 陽子 菊地 和彦 笹原 俊之 砂川 和宏 渡辺 良信		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE30 4C601/JB60 4C601/LL13		
代理人(译)	内藤裕树 长野大辅		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，在根据生物体的衰减特性调整帧中的量化表的同时压缩和扩展图像。ZSOLUTION：该超声波诊断装置包括：输入部分11，用于随着时间的推移从超声波探头4逐帧输入扫描线数据；第一附加信息分离部分12，用于将图像数据与其他附加信息分离；超声图像压缩部分2，用于基于生物组织中的衰减特性进行压缩；第一附加信息联合部分13，用于将附加信息加入压缩图像数据并输出；选择部分，用于选择从外部输入的超声压缩数据或从附加信息联合部分输出的数据；第二附加信息分离部分15，用于从压缩的超声数据中分离压缩图像数据和其他附加信息；第二附加信息联合部分16，用于将附加信息加入扩展图像数据；图像显示部分17，用于显示从附加信息联合部分输出的数据。

