

(19)日本国特許庁（ J P ）

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号
特開2003 - 590
(P2003 - 590A)

(43)公開日 平成15年1月7日(2003.1.7)

(51)Int.Cl.⁷識別記号

A 6 1 B 8/00

F I

A 6 1 B 8/00

テ-マコ-ト* (参 考)

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 5 数)

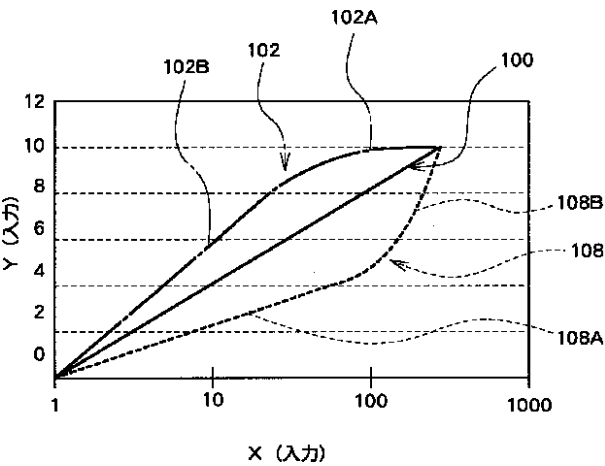
(21)出願番号	特願2001 - 192608(P2001 - 192608)	(71)出願人	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号
(22)出願日	平成13年6月26日(2001.6.26)	(72)発明者	小菅 正之 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内
		(74)代理人	100075258 弁理士 吉田 研二 (外 2 名)
		F タ-ム (参 考)	4C301 AA01 EE07 EE11 JB02 JB03 JB11 JB38

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 対数変換部を有する超音波診断装置において、装置の動作条件に応じて対数変換関数を切り替えられるようにする。

【解決手段】 対数変換部において、入力される受信信号に対して対数変換関数に従った対数変換処理が実行され、その対数変換後の受信信号が出力される。図2には、いくつかの対数変換関数が示されており、符号100で示される関数はBモードに対応したものである。符号102で示される関数はハーモニックイメージングモードに対応したものであり、符号108で示される関数は三次元画像形成モードに対応したものである。対数変換処理段階で輝度分布の調整を行えるため、より自然な階調処理を行える。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波を送受波し、受信信号を出力する送受波部と、
前記受信信号を入力し、その入力された受信信号を対数変換関数に従って対数変換し、対数変換後の受信信号を出力する対数変換部と、
前記対数変換部における対数変換関数を当該超音波装置の動作条件に応じて切り換える関数切換部と、
前記対数変換後の受信信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成部と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 請求項 1 記載の装置において、
前記対数変換部は、複数の対数変換関数書き込まれたメモリで構成され、
前記関数切換部は、前記動作条件に応じて、前記複数の対数変換関数の中から、使用する対数変換関数を選択することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】 請求項 1 記載の装置において、
前記対数変換部は、使用する対数変換関数を書き込み可能なメモリで構成され、
前記関数切換部は、前記動作条件に応じて、複数の対数変換関数の中から、前記使用する対数変換関数を選択し、その使用する対数変換関数を前記メモリに書き込むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】 請求項 1 記載の装置において、
前記動作条件には、通常診断動作条件とハーモニック診断動作条件とが含まれ、
前記関数切換部は、前記通常診断動作条件では第 1 対数変換関数を選択し、前記ハーモニック診断動作条件では第 2 対数変換関数を選択することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】 請求項 4 記載の装置において、
前記第 2 対数変換関数は、少なくとも低レベル側で前記第 1 対数変換関数よりも傾きが大きい関数であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】 請求項 1 記載の装置において、
前記動作条件には、二次元画像形成用の動作条件と三次元画像形成用の動作条件とが含まれ、
前記関数切換部は、前記二次元画像形成用の動作条件では第 1 対数変換関数を選択し、前記三次元画像形成用の動作条件では前記第 1 対数変換関数とは異なる第 2 対数変換関数を選択することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】 請求項 6 記載の装置において、
前記第 2 対数変換関数は、途中レベルからゼロレベル側が対数変換特性を有し、且つ、途中レベルから高レベル側が線形的変換特性を有する複合関数であ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】本発明は超音波診断装置に関

し、特に受信信号の対数変換（対数圧縮）に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波診断装置において、超音波の送受波により得られた受信信号（エコーデータ）に基づいて、例えば白黒の二次元断層画像（Bモード画像）を形成する場合には、その画像表示に先だって、受信信号に対する対数変換がなされる。これは、エコーデータの輝度分布と人間の視覚特性との関係から、特に低レベル側のエコーデータのレベルを持ち上げて、良好な超音波画像を形成するためである。そして、このような対数変換は、通常のBモード画像を形成する場合に限られず、一般に、Mモード画像、三次元画像、ハーモニック画像などを形成する場合にもなされる。ここで、三次元画像は、生体内の三次元領域内で取得されたエコーデータを三次元的に表現したものである。ハーモニック画像は、超音波エコーに含まれる高調波（基本波の整数倍の周波数をもつ信号成分）を利用して二次元断層画像を形成したものである。

【0003】従来、超音波診断装置においては、基本的には、対数変換部に 1 つの対数変換関数が固定的に格納されており、入力された受信信号は、そのレベル（振幅）に応じて対数変換され、その対数変換後の受信信号が画像処理部などに送られている。ここで、従来においては、対数変換部は例えばアナログ IC によって構成されていた。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】したがって、従来においては、一律の対数変換関数が利用されていたため、超音波画像の輝度分布を調整する際に大きな制約が伴っていた。つまり、対数変換後に輝度分布を修正することも可能であるが、その修正の自由度あるいは範囲は限られたものとなる。

【0005】近時、超音波診断装置には、Bモード、Mモード、三次元モード、ハーモニックイメージングモードなどの多数のモードが実装され、各モードに最適な対数変換処理を行うことが望まれる。

【0006】本発明は、上記従来の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、超音波診断装置の動作条件に応じて最適な対数変換を行えるようにすることにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、本発明は、超音波を送受波し、受信信号を出力する送受波部と、前記受信信号を入力し、その入力された受信信号を対数変換関数に従って対数変換し、対数変換後の受信信号を出力する対数変換部と、前記対数変換部における対数変換関数を当該超音波装置の動作条件に応じて切り換える関数切換部と、前記対数変換後の受信信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成部と、を含むことを特徴とする。

【0008】上記構成によれば、超音波診断装置の動作

条件（動作モードなど）に応じて対数変換部における対数変換関数が切り換えられるので、動作条件に相応しい対数変換関数を選択して、超音波画像の画質を高められる。

【0009】望ましくは、前記対数変換部は、複数の対数変換関数が書き込まれたメモリで構成され、前記関数切換部は、前記動作条件に応じて、前記複数の対数変換関数の中から、使用する対数変換関数を選択する。上記のメモリは、例えば、複数の対数関数に相当する複数のデータを格納したROMである。望ましくは、前記対数変換部は、使用する対数変換関数を書き込み可能なメモリで構成され、前記関数切換部は、前記動作条件に応じて、複数の対数変換関数の中から、前記使用する対数変換関数を選択し、その使用する対数変換関数を前記メモリに書き込む。上記のメモリは、例えば、対数変換関数に相当するデータがダウンロードされるRAMである。対数変換部をメモリで構成する場合、一般には、メモリのアドレスが入力信号（受信信号）の振幅（レベル）に対応付けられ、各アドレスには対数変換後のデータが格納される。そして、あるアドレスを指定すると、そのア

ドレスに対応するデータ（対数変換後の受信信号に相当）が出力される。

【0010】望ましくは、前記動作条件には、通常診断動作条件とハーモニック診断動作条件とが含まれ、前記関数切換部は、前記通常診断動作条件では第1対数変換関数を選択し、前記ハーモニック診断動作条件では第2対数変換関数を選択する。望ましくは、前記第2対数変換関数は、少なくとも低レベル側で前記第1対数変換関数よりも傾きが大きい関数である。

【0011】ハーモニック画像を形成するハーモニックイメージングモードにおいては、高調波成分が画像化されるが、そのような高調波成分の信号分布においては、通常のBモードなどの場合に比べて、概して、低レベル側が非常に小さい。また、二次高調波成分の強度（レベル）がエコー強度の二乗に比例するという性質から、受信信号は高レベル側成分と低レベル側成分とに分かれる傾向も見受けられる。そこで、上記のような第2対数変換関数を利用すれば、ハーモニックイメージングモードにおいても、通常のBモード画像と同様の輝度分布を得ることも可能である。

【0012】望ましくは、前記動作条件には、二次元画像形成用の動作条件と三次元画像形成用の動作条件とが含まれ、前記関数切換部は、前記二次元画像形成用の動作条件では第1対数変換関数を選択し、前記三次元画像形成用の動作条件では前記第1対数変換関数とは異なる第2対数変換関数を選択する。望ましくは、前記第2対数変換関数は、途中レベルからゼロレベル側が対数変換特性を有し、且つ、途中レベルから高レベル側が線形的変換特性を有する複合関数である。

【0013】三次元画像形成を行う場合、その画像形成

手法にもよるが、通常のBモード画像処理との比較において、高レベル領域において、より階調差があった方がよい。そこで、上記の第2対数変換関数を利用すれば、三次元画像において特に高レベル側（高輝度側）の階調差を明瞭にしてその部分の画質を向上できる。

【0014】もちろん、動作条件には、動作モード、受信方式、画像形成方式などが含まれる。

【0015】

【発明の実施の形態】以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0016】図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。

【0017】プローブ10は体表面に当接して用いられ、あるいは体腔内に挿入して用いられる超音波探触子である。プローブ10内にはアレイ振動子12が設けられている。このアレイ振動子12は複数の振動素子12Aからなるものであり、アレイ振動子12によって超音波ビームが形成される。この超音波ビームは電子走査され、その電子走査方式としては電子リニア走査や電子セクタ走査などをあげることができる。もちろん、超音波ビームを二次元的に走査し、これによって三次元エコーデータ取込領域を形成することも可能である。

【0018】アレイ振動子12に対しては図示されていない、送信部14から複数の送信信号が供給される。ここで、その送信部は送信ビームフォーマーである。また、アレイ振動子12からの複数の受信信号は受信デジタルビームフォーマー（DBF）16に入力される。このDBF16は、各チャンネルごとの受信信号をデジタル信号に変換し、そのデジタル信号に変換された複数の受信信号を整相加算することにより、整相加算信号を出力する。

【0019】デジタルフィルタ18はバンドパスフィルタ（BPF）として構成され、DBF16から出力される整相加算後の受信信号に対してフィルタリングを実行する。このデジタルフィルタ18はいわゆるダイナミックフィルタを構成するものであってもよいし、またハーモニックイメージングモードにおいてはこのデジタルフィルタ18によって高調波成分のみが抽出される。デジタルフィルタ18を通過した受信信号（エコーデータ）は圧縮メモリ20へ出力される。

【0020】圧縮メモリ20は、対数圧縮をするための対数変換関数（対数圧縮関数）を有し、入力される受信信号に対して所定の対数変換を実行し、その対数変換後の受信信号を出力する回路である。本実施形態においては、圧縮メモリ20上に格納される対数変換関数を、装置の動作条件に応じて切り替えることが可能である。このため、関数メモリ22及び関数選択部24が設けられているが、それらについては後に説明する。

【0021】画像形成部30は、圧縮メモリ20から出

力される受信信号に基づいて超音波画像を形成する回路であり、この画像形成部 30 はデジタルスキャンコンバータ (DSC) であってもよい。ここで、その超音波画像としてはいわゆる B モード画像、M モード画像、三次元画像、ハーモニック画像などをあげることができる。表示部 32 には、上述のように形成された超音波画像が表示される。

【0022】制御部 26 は図 1 に示される超音波診断装置の各構成の動作制御を行っている。入力部 28 は動作モードの選択などを行う操作パネルとして構成される。10 制御部 26 から関数選択部 24 へ装置の動作条件を表すデータが出力される。

【0023】関数メモリ 22 は本実施形態において ROM として構成されており、その ROM 内には複数の対数変換関数が格納されている。関数選択部 24 は、制御部 26 から出力される動作条件のデータにしたがって、関数メモリ 22 上に格納された複数の対数変換関数の中で、現状における動作条件に相応しい対数変換関数を選択する。

【0024】これにより、その対数変換関数を表すデータ 20 が関数メモリ 22 から圧縮メモリ 20 へダウンロードされる。すると、圧縮メモリ 20 上には当該対数変換関数を表すデータが格納されることになり、入力される受信信号はそのレベルに応じて対数変換され、対数変換後のデータが出力されることになる。ちなみに、圧縮メモリ 20 は本実施形態において RAM によって構成されている。

【0025】もちろん、圧縮メモリ 20 を ROM で構成し、その ROM 内に複数の対数変換関数を格納しておき、その中から実際に使用する対数変換関数を関数選択 30 部 24 によって選択させるようにしてもよい。また、関数メモリ 22 に代えて、対数変換関数を生成する演算回路を設け、その演算回路によって生成された対数変換関数を表すデータを圧縮メモリ 20 上にダウンロードするようにしてもよい。

【0026】したがって、図 1 に示す構成によれば、装置の動作条件に相応しい対数変換関数が選択され、その対数変換関数を利用して受信信号に対する対数圧縮処理を行うことができるので、超音波画像の画質を高めることが可能である。例えば、通常の対数変換によると、高 40 レベルのデータほど階調差が小さくなってしまいうような場合には、高レベル領域においての階調性を高めるように対数変換関数の特性を変えるようにしてもよい。また、超音波画像上において高輝度部分が目障りになるような場合には、対数変換関数における高レベル領域の圧縮率を高めることによって、従来のオートゲインコントロール (AGC) と同様の処理を行うことができる。この場合においては、そのような AGC よりも、より自然に高輝度成分の輝度を落とすことができるという利点がある。さらに、対数変換関数において低レベル領域につ 50

いての勾配を高めることによって、低レベル側においてより立ち上がりのはやい出力特性を得ることができる。このように、受信信号の対数圧縮後における処理に比べて、階調特性の修正の自由度をより高めることができ、また、より自然に輝度分布の修正を行えるという利点がある。

【0027】次に、図 2 及び図 3 を用いて上述した複数の対数変換関数の具体例について説明する。

【0028】図 2 に示される特性の横軸は入力を表しており、その縦軸は出力を表している。ここで、その入力は対数によって表されている。符号 100 は通常の B モードにおける対数変換関数を表しており、入力が対数で表されていることから、この対数変換関数 100 はグラフ上において直線で示されている。これに対し、符号 102 は、ハーモニックイメージングモードにおける対数変換関数を表しており、この対数変換関数 102 において、低レベル側では対数変換関数 100 よりも勾配が大きくされており (符号 102 B 参照)、また、途中からなだらかに飽和する特性となっている (符号 102 A 参照)。このような対数変換関数によれば、ハーモニックイメージングモードにおいて、埋没しがちな低レベルのエコーデータの輝度をより強調して、ハーモニックイメージング画像の画質を高めることができるという利点がある。

【0029】また、図 2 において、符号 108 で示される対数変換関数は三次元画像形成モードにおける対数変換関数であり、ゼロレベルから途中までが対数変換特性を有しており (符号 108 A 参照)、その途中から最高レベルまでが線形的な特性を有している (符号 108 B 参照)。

【0030】このような対数変換関数 108 によれば、その複合関数の特性を利用し、特に高輝度側における階調差を強調して超音波三次元画像の画質を高められるという利点がある。

【0031】特に、対数圧縮処理段階において以上のような輝度分布への修正を行えるので、より自然な階調分布の修正を行えるという利点がある。

【0032】図 3 には、図 2 に示したものと同様の対数変換関数が示されており、ここで符号 100 は図 2 に示したものと同様に、通常の B モードにおける対数変換関数を表している。例えば、この対数変換関数 100 から、符号 104 で示される差分関数を減算することによって、修正された対数変換関数 106 を得ることができる。ここで、修正関数 104 においては、高レベル側において立ち上がっているため、対数変換関数 106 においては高レベル側における階調差を少なくできるという利点がある。よって、従来の AGC と同様に、高輝度部分が目障りな場合にその高輝度部分の輝度を落とすことができ、またその輝度の抑制処理を自然に行えるという利点がある。

【0033】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、超音波診断装置の動作条件に応じて適切な対数変換処理を行うことができ、これにより各種の超音波画像の画質を高められるという利点がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】 対数変換関数のいくつかの例を示す図であ *

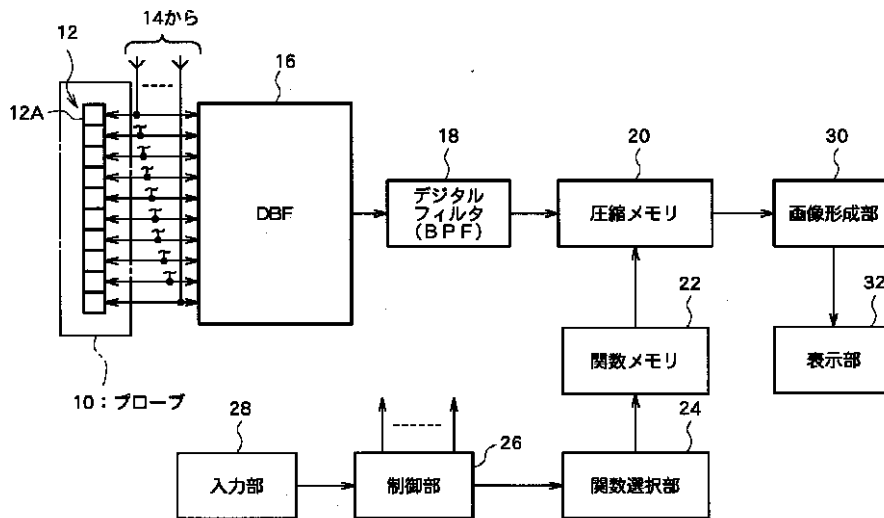
*る。

【図3】 対数変換関数の他のいくつかの例を示す図である。

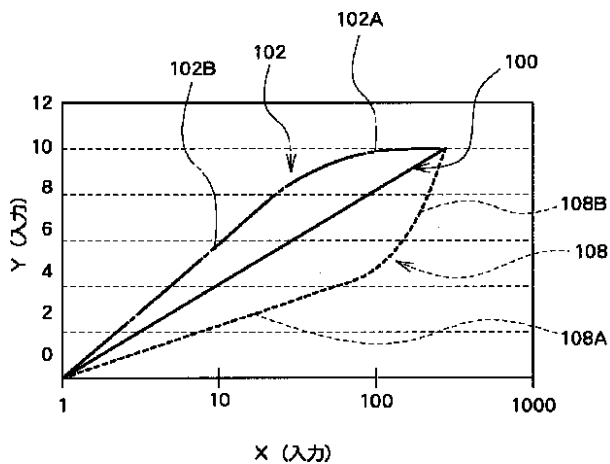
【符号の説明】

10 プローブ、12 アレイ振動子、16 デジタルビームフォーマー（受信部）、18 デジタルフィルタ（BPF）、20 圧縮メモリ、22 関数メモリ、24 関数選択部、26 制御部、30 画像形成部、32 表示部。

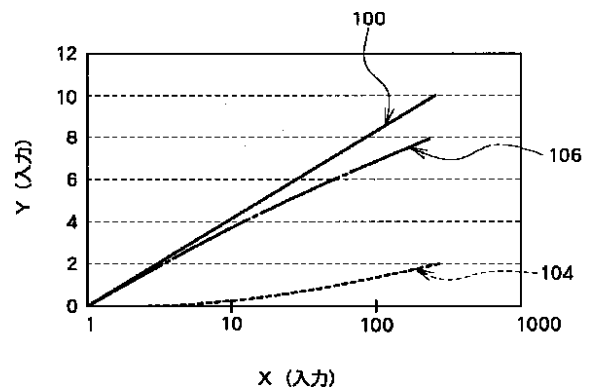
【図1】



【図2】



【図3】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2003000590A	公开(公告)日	2003-01-07
申请号	JP2001192608	申请日	2001-06-26
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	小菅正之		
发明人	小菅 正之		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/AA01 4C301/EE07 4C301/EE11 4C301/JB02 4C301/JB03 4C301/JB11 4C301/JB38 4C601/DE08 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/JB11 4C601/JB19 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB34		
其他公开文献	JP3685742B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在具有对数转换单元的超声诊断设备中，根据设备的操作条件来切换对数转换功能。对数转换单元根据对数转换功能对输入的接收信号进行对数转换处理，并在对数转换后输出接收信号。图2中示出了一些对数转换函数，并且由附图标记100表示的函数对应于B模式。附图标记102指示的功能对应于谐波成像模式，附图标记108指示的功能对应于三维图像形成模式。由于可以在对数转换处理阶段调整亮度分布，因此可以执行更自然的灰度处理。

