

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3857256号
(P3857256)

(45) 発行日 平成18年12月13日(2006.12.13)

(24) 登録日 平成18年9月22日(2006.9.22)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 4 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2003-191670 (P2003-191670)	(73) 特許権者	597096909
(22) 出願日	平成15年7月4日(2003.7.4)		株式会社 メディソン
(65) 公開番号	特開2004-33765 (P2004-33765A)		大韓民国 250-870 江原道 洪川
(43) 公開日	平成16年2月5日(2004.2.5)		郡 南面陽▲徳▼院里 114
審査請求日	平成15年10月22日(2003.10.22)	(74) 代理人	100082175
(31) 優先権主張番号	2002-38894		弁理士 高田 守
(32) 優先日	平成14年7月5日(2002.7.5)	(74) 代理人	100106150
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)		弁理士 高橋 英樹
		(72) 発明者	チョン モク グン
			大韓民国 ソウルトクピョルシ ノウォン
			ク サンゲ 9ドン ボラムアパート 2
			09-1004

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波映像での媒質の弾性特性の測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波映像で媒質の弾性特性を測定する装置において、
媒質に対して振動を印加する手段と、
振動を受けた前記媒質から複数の超音波映像フレームを獲得する手段と、
前記複数の超音波映像フレームにおいて所定の映像フレーム期間に、ピクセルの明るさの最大値と最小値とを求め、前記最大値と最小値との差異値の絶対値を求めることによって、
スペckルパターンの明るさの時間軸上の変化量を算出する手段と、
前記算出されたスペckルパターンの明るさの変化量に基づいて前記媒質の弾性を測定する手段と、を備えることを特徴とする超音波映像での媒質の弾性特性の測定装置。

【請求項2】

前記スペckルパターンの明るさの変化量算出手段は、N枚の超音波映像フレームにわたって所定のピクセルの明るさの変化の平均 m_N 及び分散 σ_N^2 を求めることによってなされ、前記平均 m_N を求めるための式は次の通りであり、

$$m_N(i, j) = m_{N-1}(i, j) + \frac{1}{N} [x_N(i, j) - m_{N-1}(i, j)]$$

前記分散 σ_N^2 を求めるための式は次の通りであり、

$$\sigma^2_N(i, j) = \sigma^2_{N-1}(i, j) + m^2_{N-1}(i, j) + \frac{1}{N} \left[x^2_N(i, j) - Nm^2_N(i, j) - \sigma^2_{N-1}(i, j) - m^2_{N-1}(i, j) \right]$$

ここで、Nは現在のフレーム番号、N-1は前のフレーム番号、 $x_N(i, j)$ はN番目のフレームの(i, j)番目のピクセルでの明るさ、 $m_N(i, j)$ と $m_{N-1}(i, j)$ はそれぞれ所定のピクセル(i, j)の最初からN番目までの平均と(N-1)番目のフレームまでの平均であり、 $\sigma^2_N(i, j)$ 及び $\sigma^2_{N-1}(i, j)$ はそれぞれ所定のピクセル(i, j)の最初からN番目までの分散、と(N-1)番目のフレームまでの分散であることを特徴とする請求項1記載の超音波映像での媒質の弾性特性の測定装置。

10

【請求項3】

前記スペckルパターンの明るさの変化量算出手段は、第1のフレームメモリと第2のフレームメモリを有し、

前記第1のフレームメモリは、前記(N-1)番目のフレームまでの平均を格納し、

前記第2のフレームメモリは、前記(N-1)番目のフレームまでの分散を格納することを特徴とする請求項2記載の超音波映像での媒質の弾性特性の測定装置。

【請求項4】

前記スペckルパターンの明るさの変化量算出手段は、再帰的演算により前記平均と分散とを算出することを特徴とする請求項2記載の超音波映像での媒質の弾性特性の測定装置。

20

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波映像で媒質の弾性特性を測定する装置に関し、特に、超音波映像でスペckルパターンの変化を推定して媒質の弾性特性を測定する装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

一般に、超音波映像形成装置は、診断しようとする目標物、例えば人体に向けて、超音波信号を送信して反射された超音波信号から目標物の映像を得て、これを表示装置に表示する装置であって、医療分野において広く用いられている。

30

【0003】

超音波映像において、腫瘍や癌組織などの病変組織と、その周囲の正常組織との間に、それぞれ組織から求められていた反射係数について差がない場合には、白黒映像では病変組織と正常組織とを区別することができない。しかし、超音波映像において媒質の弾性特性を映像化すれば、病変組織と正常組織とを区別できるようになるが、これは病変組織の硬さ(stiffness)が周囲の正常組織より増加しているためである。

【0004】

一般に、弾性係数の測定方法は大きく2つに分けられる。

【0005】

第1に、外部から組織に圧力を加えた後、組織の変位を測定して、加えられた圧力に対する移動距離を数値化して、弾性係数を測定する方法であって、組織に圧力を加える前に超音波パルスを媒質に送信してから受信したエコー信号と、組織に圧力を加えた後に受信したエコー信号との間の相対的な変位を調べ、その変位の大小によって病変があるかどうかを診断する。

40

【0006】

第2に、媒質に低周波振動を印加して、低周波波長の移動を映像化して、弾性係数を測定する方法があるが、これは硬い媒質と軟らかい媒質によって波動の伝達特性が異なる原理を用いたものである(例えば、非特許文献2及び非特許文献2参照)。

【0007】

【非特許文献1】

50

M. A. Lubinski, S. Y. Emilianov, and M. O'Donnell, "Speckle tracking methods for ultrasonic elasticity imaging using short-time correlation," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq., vol. 46, no. 1, pp. 82-96, Jan. 1999

【非特許文献2】

P. C. Li, C. J. Cheng, and C. K. Yeh, "On velocity estimation using speckle decorrelation," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq., Contr., vol. 48, pp. 1084-1091, July 2001

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、前述した従来の2つの弾性係数の測定方法は次のような問題点を有している。

【0009】

第1の方法である、組織に圧力を加えた後、組織の変位を測定する方法では、広い範囲の変位を調べないと診断に役立たないので、組織に印加する圧力を大きくすることが望ましいが、このように圧力を大きくすれば圧力印加前後のエコー信号間の相関度が低下してしまい、変位を十分に調べることができないという問題が発生する。その結果、正常組織と病変組織とを正確に区別することが困難になってしまう。

【0010】

また、第1の方法と第2の方法は、共に、送受信された超音波のRFデータから、波形や位相の変化を相関度を用いて計算するが、このような方法は信号間の相関度を計算するので複雑なハードウェアとともに高速信号処理が必要となり、製作費用面で不利となるという短所がある。

【0011】

本発明は上述した問題点を解消するためのものであり、超音波映像でスペckルパターンの変化を推定することによって、媒質の弾性特性を測定する装置を提供することを目的とする。

【0012】

また、本発明は、超音波映像で媒質の弾性特性を測定するにあたって、再帰的演算を用いることによって、フレームメモリの量を減らし、計算量も減縮させる装置を提供することを目的とする。

【0013】

【課題を解決するための手段】

上述した目的を達成するための本発明による超音波映像で媒質の弾性特性を測定する装置は、媒質に対して振動を印加する手段と、振動を受けた前記媒質から複数の超音波映像フレームを獲得する手段と、前記複数の超音波映像フレームにおいて所定の映像フレーム期間に、ピクセルの明るさの最大値と最小値とを求め、前記最大値と最小値との差異値の絶対値を求めることによって、スペckルパターンの明るさの時間軸上の変化量を算出する手段と、前記算出されたスペckルパターンの明るさの変化量に基づいて前記媒質の弾性を測定する手段とを備える。

【0014】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照しながら、本発明の好ましい実施の形態を詳細に説明する。

【0015】

人体内の腫瘍や癌のような病変部分の媒質は、一般の軟組織より硬さ(stiffness)が増加している。図2は、外部の振動に対する反射体の組織内における分布変化を示し、左側は外部の振動パターン、中央部は病変組織の分布変化、右側は軟組織の分布変化を示すものであり、矢印は分布変化の大きさを示す。図2に示すように、外部の振動に応じた反射体の組織内での分布変化は、組織の硬さに反比例するようになる。即ち、外部の振動が加えられると、組織全体が同時に動くようになる。このとき、媒質が硬い組織である場合には、スペckルパターンは特に変化しない。これに対して、媒質が軟らかい組織

10

20

30

40

50

(soft tissue)である場合には、外部の振動に応じて組織内の反射体位置が大きく変化する。言い換えれば、外部から変位が印加される時、スペックルパターンの変化は組織の軟らかさの程度と比例するが、これを用いることで組織の硬さ(stiffness)を測定することができる。

【0016】

図3に示すようにスペックルパターンの明るさの変化の測定は、超音波の連続的な一連の白黒映像において各画素間の明るさの時間軸上の変化量を求めることによってなされる。明るさの変化量のみを推定するために、明るさの分散(variance)を計算する。また、媒質の振動に対する周波数特性を求めるために、外部から印加される振動の大きさと振動周波数を可変しながら媒質の共振周波数と大きさを推定すれば、より正確な媒質の弾性特性を求めることができる。

10

【0017】

図4は、低周波振動器15を人体に付着させた様子を概略的に示すものであり、人体の皮膚表面に振動器15を接触させてトランスデューサ10を身体に押さえつけて超音波映像を得る非侵襲的な方法で振動を加えている状態を示す。

【0018】

図4を参照すれば、診断を行うオペレーターが超音波映像を得るために人体の組織(tissue)に振動器15を通じて振動を加えている。低周波振動器としては周波数と振幅を可変できる装置が必要で、その周波数は数百Hz以下の範囲を有するのが適当である。一方、人体組織の中で特定の組織をより詳細に観察する場合には、侵襲的な(invasive)方法を用いて媒質に振動を伝達できる。侵襲的な方法とは、媒質に注射器の針(needle)などを刺して針先を通じて振動を媒質に伝達する方法をいう。針が皮膚に入ることで患者には多少負担を感じさせる方法であるが、所望の部位に振動を正確に与えることができるという点で有利である。

20

【0019】

振動器15から加えられる圧力によって組織は振動をし、組織を構成する散乱体(scatterer:超音波信号を反射させてエコー信号を作り出す)が動き、図3に示す複数の映像フレーム毎に異なる映像が得られる。これに従って、映像フレーム内の所定のピクセルでの明るさ(brightness)も映像フレーム毎に変化するようになる。

【0020】

外部からの振動によるスペックルの明るさの変化は、各ピクセルの明るさの変化を求めることにより決定できる。このような明るさの変化の測定において、全体のB-モードのイメージフレームの各ピクセルにおける明るさの標準偏差が用いられる。ピクセルポイント(i, j)それぞれにおいて、(n-M+1)番目のフレームから、現在のN番目のフレームまでを含む、M枚の連続的な複数のイメージフレームの平均 $m_n(i, j)$ 及び標準偏差 $\sigma_n(i, j)$ は、次の式(1)及び式(2)の通りであり、

30

【数1】

$$m_n(i, j) = \frac{1}{M} \sum_{k=n-M+1}^n x_k(i, j) \quad \dots \text{式(1)}$$

40

【数2】

$$\sigma_n(i, j) = \sqrt{\frac{1}{M} \sum_{k=n-M+1}^n [x_k(i, j) - m_n(i, j)]^2} \quad \dots \text{式(2)}$$

ここで、 $x_k(i, j)$ は、k番目のフレームのピクセル(i, j)での明るさ(モニター上にディスプレイされるそれぞれのピクセル値に対応する)であり、i及びjは、それぞれ水平及び垂直のインデックス(index)である。

【0021】

本発明は、このような明るさの分散(variance)を複数のフレームにわたって計

50

算して、完成した超音波映像をディスプレイする方法である。このため、完成した超音波映像を構成するためにすべてのピクセルに対して明るさの分散を求めなければならない。このような明るさの分散を求める方法を図5に示す。図5は、複数のフレームにわたってピクセルの明るさの変化の分散を求めるための構成例を示す。

【0022】

本発明による媒質の弾性特性の測定装置によれば、一枚の映像を構成するフレームのすべての画素に対して各画素の時間による明るさの変化をリアルタイムで計算してディスプレイする。ここで、各画素の時間による明るさの変化とは、フレーム毎のその前のフレームに対する明るさの変化を意味する。

【0023】

明るさの変化を表示するために分散を用いる。もちろん、分散の平方根である標準偏差を用いることもできる。分散を求めるのに用いるフレームの数は使用者が調整することができる。複数のフレームにわたってピクセルの明るさの変化の分散を求めるための構成例を図5に示す。

【0024】

図5において、Nは現在のフレーム番号、(N-1)は前のフレーム番号、 $x_N(i, j)$ はN番目のフレームの(i, j)番目のピクセルでの明るさ、 $m_N(i, j)$ と $m_{N-1}(i, j)$ は、それぞれ所定のピクセル(i, j)の最初からN番目のフレームまでの平均と(N-1)番目のフレームまでの平均を示す。ここで、iとjは、それぞれ軸方向と側方向への座標を示す離散的な値である。同様に、 $\sigma_N^2(i, j)$ 及び $\sigma_{N-1}^2(i, j)$ は、それぞれ所定のピクセル(i, j)の最初からN番目のフレームまでの分散と(N-1)番目のフレームまでの分散とすると、明るさ(brightness)の平均 $m_N(i, j)$ は次の式(3)で示され、明るさの分散 $\sigma_N^2(i, j)$ は次の式(4)で示される。

【数3】

$$m_N(i, j) = m_{N-1}(i, j) + \frac{1}{N} [x_N(i, j) - m_{N-1}(i, j)]$$

$$m_N(i, j) = \frac{(N-1)m_{N-1}(i, j) + x_N(i, j)}{N}$$

…式(3)

【数4】

$$\sigma_N^2(i, j) = \sigma_{N-1}^2(i, j) + m_{N-1}^2(i, j) + \frac{1}{N} [x_N^2(i, j) - Nm_{N-1}^2(i, j) - \sigma_{N-1}^2(i, j) - m_{N-1}^2(i, j)]$$

…式(4)

前記式(3)及び式(4)によって明るさの平均 m_N 及び分散 σ_N^2 を計算すると、新たなフレームが入力される度に分散を計算することになるので、入力されるフレームと同じフレームレートでピクセル毎の分散映像を示すことができる。なお、前記式(3)及び(4)は、それぞれ前記式(1)及び(2)の再帰的な形態である。

【0025】

図5において、 Z^{-1} は単位サンプル遅延(unit sample delay)を示し、二乗器(squarer)は入力信号を二乗する演算を行う。単位サンプル遅延とは、計算しようとする映像点(pixel)における現在のフレーム映像に対する前のフレームの映像、即ち、1つのフレーム前のピクセルを意味する。本発明の実施の形態において平均や分散をフレーム毎に計算する時、フレーム周期が単位サンプル遅延に該当する。1つのフレーム周期前のデータを格納するために単位サンプル遅延を行なう。また、図5において単位サンプル遅延を行うブロック(Z^{-1})は、一枚のフレームメモリに該当す

10

20

30

40

50

るもので、第1フレームメモリ20は、(N-1)番目のフレームまでの平均である $m_{N-1}(i, j)$ を格納するためのもので、第2フレームメモリ22は、(N-1)番目のフレームまでの分散である $\sigma_{N-1}^2(i, j)$ を格納するためのものである。なお、フレームメモリが10枚であれば Z^{-10} で示される。

【0026】

図5に示す分散演算方法は、すべてのフレームを格納せずに現時点において直前のフレームの各ピクセルにおける平均と分散を格納する。

【0027】

前記式(3)及び式(4)の具現には、(N-1)番目のフレームまでの平均である $m_{N-1}(i, j)$ を格納するための第1のフレームメモリ($Z^{-1}, 20$)と、(N-1)番目のフレームまでの分散である $\sigma_{N-1}^2(i, j)$ を格納するための第2のフレームメモリ($Z^{-1}, 22$)とが必要であり、また、複数の二乗器、加算器、減算器、及び乗算器が更に必要である。

10

【0028】

前述の平均と分散の初期化過程をより詳細に説明すれば次の通りである。現在の値を計算するために直前フレームまでの平均と分散を用いて再帰方程式を計算し始めるが、その初期値として、初めて入力されたデータを取る。これは、再帰方程式において初期値を設定するための一般的な方法である。

【0029】

まず、最初のフレームでは、分散及び平均を既存の非再帰的方法で求めると、次の式(5)のように示される。

20

【数5】

$$m_1(i, j) = \frac{x_1(i, j)}{1} = x_1(i, j)$$

$$\sigma_1^2(i, j) = \frac{[x_1(i, j) - m_1(i, j)]^2}{1} = 0 \quad \dots \text{式(5)}$$

【0030】

即ち、本発明による再帰方程式の初期化は、平均値が $m_1(i, j) = x_1(i, j)$ となり、分散が $\sigma_1^2(i, j) = 0$ となる。その次には $x_2(i, j)$ の入力を受けて再帰的に計算すればよい。このように再帰的に計算することで、必要なフレームメモリ量を減らすだけでなく計算量においても有利となる。

30

【0031】

前記の方法によってピクセルそれぞれにおいて明るさのフレームによる変化、即ち平均と分散値をスペックルパターンの表示側度(indicator)として用いることができる。なお、計算量をさらに減らすために、次のような方法を用いることもできる。フレーム毎に分散を求める代わりに、所定のフレーム期間に、ピクセル明るさの最大値(max)と最小値(min)を求めて、この二つの値の絶対差、即ち $|max - min|$ を映像で示して病変診断に用いることもできる。例えば、映像フレームが1番から15番まであり、ピクセルポイント毎においてフレーム10枚にわたって最大値と最小値を求めるとする。 $x_1(i, j)$ 、 $x_2(i, j)$ 、...、 $x_{10}(i, j)$ の10枚のフレームにおいて(i, j)ピクセル毎に最大値と最小値を求め、これをそれぞれ $max_{1-10}(i, j)$ と $min_{1-10}(i, j)$ とする。そして、この二つの値の差を $diff_{1-10}(i, j) = |max_{1-10}(i, j) - min_{1-10}(i, j)|$ とする。このような演算をすべてのピクセル(i, j)に対して行えば、ピクセルそれぞれにおいて差異値を示す $diff_{1-10}$ という映像を得ることができる。

40

【0032】

同様に、前記の過程をフレーム番号2から11まで繰り返すと、 $x_2(i, j)$ 、 $x_3(i, j)$ 、...

50

i, j)、...、 $\times_{11}(i, j)$ から $diff_{2-11}$ 映像を得ることができる。引き続き繰り返すと $diff_{6-15}$ 映像を得ることができる。フレーム15の次にフレーム16、フレーム17等に対して引き続き前記の演算を繰り返すと、フレーム毎に更新される差映像(difference image)を得る。このような方法は、前記の図5に示される分散演算方法と同様に、少ない計算量で分散映像と類似する映像を得ることができるようにする。

【0033】

このようにフレームによる明るさの変化をスペckルパターンの表示側度として用いることができるという理由は、前記明るさの変化が該当ピクセル位置における散乱体(scatterer)の変位(displacement)に比例し、変位は硬さ(stiffness)に反比例するためである。

10

【0034】

従って、病変組織は一般の正常軟組織より硬さが増加しているため、前述した式及び図5を通じて計算された明るさの分散値が複数の映像フレームにわたって特に変化しないので、病変組織に対するスペckルパターンの変化も少なめに示される。これに対して、一般の正常軟組織は外部の振動に対して組織内の散乱体の位置が大きく変化するため、図5を通じて計算された明るさの分散値は複数の映像フレームにわたって大きく変化する。これに従って、このような方法で組織の硬さ(stiffness)を測定することができる。より正確な診断のためには硬さ値の基準が必要であり、硬さ値の基準が設定されれば、所定の硬さ値から病変があるか否かをチェックすることができる。

20

【0035】

図5に示される構成は、ソフトウェアあるいはハードウェア的に構成することができ、振動器と共に既存の超音波映像形成装置の後段に更に装着されることが望ましい。

【0036】

以上、本発明の好適な実施の形態について説明したが、本発明の特許請求の範囲を逸脱することなく、当業者は種々の改変をなし得るであろう。

【0037】

【発明の効果】

本発明の超音波映像で媒質の弾性特性を測定する装置によれば、超音波映像で超音波の連続的な白黒映像フレームにおいて各画素間の明るさの時間軸上の変化量を求めることによって、スペckルパターンの変化を推定して媒質の弾性特性を測定することができる。従って、超音波診断を行うオペレーターが人体内部の病変組織の有無を早い時間内に容易に知ることができる。

30

【0038】

また、検波された映像データのみを用いて信号処理を行うことによって、追加のハードウェア装置なしにソフトウェアプログラムのみで弾性特性を計算することができるだけでなく、その計算量も少なくてすむ。

【0039】

さらに、超音波映像で媒質の弾性特性を測定するにあたって再帰的演算を用いることによって、フレームメモリの量を減らして計算量も減縮させるので、コンピュータのCPUの負担を減らすことができる。

40

【0040】

従って、一枚の映像を構成するフレームのすべての画素に対して時間による明るさの変化をリアルタイムで計算してディスプレイできる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 トランスデューサ(即ち、配列変換子)からの超音波ビームのサンプル体積内の反射体の分布を示す図面である。

【図2】 外部の振動に対する反射体の、組織内における分布変化を示す図面である。

【図3】 超音波の連続的な白黒映像内に位置した各画素を示す図面である。

【図4】 本発明の実施の形態により低周波振動器を人体に付着させた様子を概略的に示

50

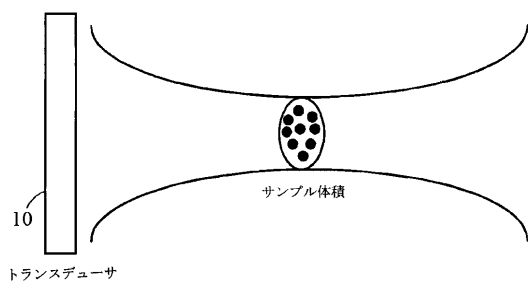
す図面である。

【図5】 本発明の実施の形態により複数のフレームにわたってピクセルの明るさの変化の分散を求めるための構成例を示す図面である。

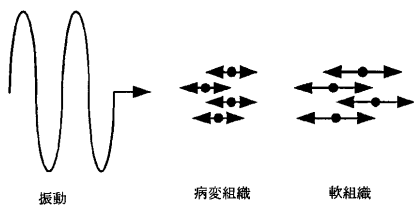
【符号の説明】

- 10 トランスデューサ
- 15 振動器
- 20 第1のフレームメモリ
- 22 第2のフレームメモリ

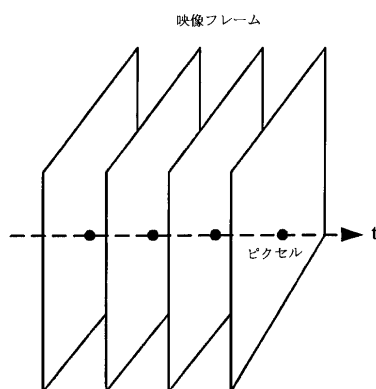
【図1】



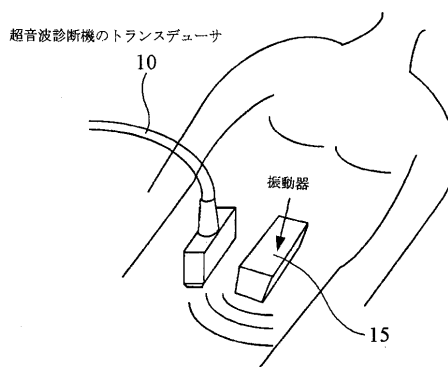
【図2】



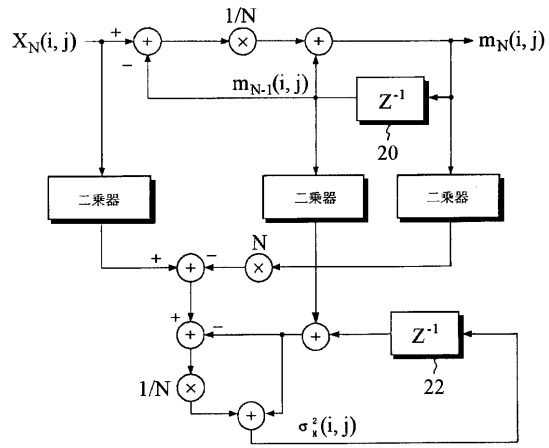
【図3】



【図4】



【 図 5 】



フロントページの続き

(72)発明者 クォン ソン ジェ
大韓民国 ソウルトクピョルシ トンデムング チョンリャンリ 1ドン ミジュアパート 4 -
902

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特開昭63-073941(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声图像介质弹性性能测量装置		
公开(公告)号	JP3857256B2	公开(公告)日	2006-12-13
申请号	JP2003191670	申请日	2003-07-04
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社 株式会社MEDISON		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン		
[标]发明人	チョンモクグン クオンソンジエ		
发明人	チョン モク グン クオン ソン ジエ		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 G01S7/52		
CPC分类号	G01S7/52042 A61B5/0051 A61B8/0833 G01S7/52017		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD18 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/DE20 4C601/EE30 4C601/JB45 4C601/JC05 4C601/JC07 4C601/JC16 4C601/JC18		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020020038894 2002-07-05 KR		
其他公开文献	JP2004033765A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：用超声图像测量介质的弹性特征，特别是通过使用超声图像估计散斑图案的变化来测量它们。SOLUTION：使用超声波图像测量介质弹性特性的测量仪器包括用于向介质施加振动的装置，用于从振动介质获取多个超声图像帧的装置，用于计算时间的装置散斑图案的亮度相对于多个图像帧中的固定像素的变化，以及用于基于所计算的散斑图案的亮度变化来测量介质的弹性的装置。Z

【σ_n(i, j)は、次数1】

$$m_n(i, j) = \frac{1}{M} \sum_{k=n-M+1}^n x_k(i, j)$$