



(11) **EP 2 347 716 B1**

(12) **EUROPEAN PATENT SPECIFICATION**

(45) Date of publication and mention
of the grant of the patent:
25.03.2015 Bulletin 2015/13

(51) Int Cl.:
A61B 8/00 (2006.01) **A61B 8/08** (2006.01)
G06T 7/20 (2006.01)

(21) Application number: **09824569.9**

(86) International application number:
PCT/JP2009/005750

(22) Date of filing: **29.10.2009**

(87) International publication number:
WO 2010/052868 (14.05.2010 Gazette 2010/19)

(54) **ULTRASONIC IMAGE PROCESSING METHOD AND DEVICE, AND ULTRASONIC IMAGE PROCESSING PROGRAM**

VERFAHREN UND VORRICHTUNG ZUR VERARBEITUNG VON ULTRASCHALLBILDERN SOWIE
PROGRAMM ZUR VERARBEITUNG VON ULTRASCHALLBILDERN

PROCÉDÉ ET DISPOSITIF DE TRAITEMENT D'IMAGE PAR ULTRASONS, ET PROGRAMME DE
TRAITEMENT D'IMAGE PAR ULTRASONS

(84) Designated Contracting States:
**AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR
HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MK MT NL NO PL
PT RO SE SI SK SM TR**

(30) Priority: **10.11.2008 JP 2008287290**

(43) Date of publication of application:
27.07.2011 Bulletin 2011/30

(73) Proprietor: **Hitachi Medical Corporation**
Chiyoda-ku
Tokyo 101-0021 (JP)

(72) Inventors:
• **MASUI, Hironari**
Chiyoda-ku
Tokyo 100-8220 (JP)

• **AZUMA, Takashi**
Chiyoda-ku
Tokyo 100-8220 (JP)

(74) Representative: **MERH-IP**
Matias Erny Reichl Hoffmann
Paul-Heyse-Strasse 29
80336 München (DE)

(56) References cited:
JP-A- 8 010 260 JP-A- 2007 330 764
JP-A- 2008 079 792 US-A1- 2005 085 729

• **K-I KAWABATA ET AL: "Imaging of Tumor
Boundary Using Motion Vector Mapping",
ULTRASONICS SYMPOSIUM, 2006. IEEE, IEEE,
PI, 2 October 2006 (2006-10-02), pages 2040-2043,
XP031076724, DOI: 10.1109/ULTSYM.2006.520
ISBN: 978-1-4244-0201-4**

Note: Within nine months of the publication of the mention of the grant of the European patent in the European Patent Bulletin, any person may give notice to the European Patent Office of opposition to that patent, in accordance with the Implementing Regulations. Notice of opposition shall not be deemed to have been filed until the opposition fee has been paid. (Art. 99(1) European Patent Convention).

Description

Technical Field

[0001] The present invention is a technology relating to an ultrasonic image processing method and device and an ultrasonic image processing program capable of clearly distinguishing a tissue border at the time of imaging a living body with ultrasonic waves.

Background Art

[0002] For an ultrasonic image processing device employed in medical diagnostic imaging, there is disclosed a method in which, as described in, for example, patent literature 1, a modulus-of-elasticity distribution in a tissue is estimated based on a magnitude of a change in a small area in a diagnostic motion picture, and hardness is converted into a color map and then displayed. However, when the tissue border is noted in order to perform modulus-of-elasticity processing, sharpness is found to be degraded. As described in patent literature 2, a technique of producing a scalar distribution image directly from motion vectors of a diagnostic motion picture so as to improve the degree of distinction of the tissue border is available.

[0003] ■ In Patent Literature 4, a method to detect a boundary between a tumor and surrounding normal tissue using tissue motion vector mapping is described. The imaging method is based on the detection of spatial continuity of the tissue motion vector, estimated by the image relation between sequential frames.

[0004] In order to remove a noise from a vector distribution, a low-pass filter for uniform smoothing is, as described in, for example, patent literature 3, adopted. In a B-mode image (a scalar distribution of brightness), a similarity filter that retains the sharpness of an edge while removing the noise has been invented in the patent literature 3.

Citation List

Patent Literature

[0005]

Patent Literature 1: Japanese Patent Application laid-Open Publication No. 2004-135929

Patent Literature 2: Japanese Patent Application laid-Open Publication No. 2008-079792

Patent Literature 3: Japanese Patent Application laid-Open Publication No. 2004-129773

Patent Literature 4: K-I KAWABATA ET AL: "imagine of Tumor Boundary Using Motion Vector Mapping", Ultrasonics Symposium, 2006. IEEE, PI, 1. October 2006, pages 2040-2043, XP031076724

Summary of Invention

Technical Problem

[0006] As a conventional method, for example, the patent Literature 2 describes that an x-direction component or a y-direction component, a vector length, or a vector angle with respect to a reference direction is obtained from each of motion vectors in order to create a scalar value distribution on the basis of the values. Therefore, all pieces of vector information are not contracted, and a vector distribution may or may not be accurately reflected depending on an object image.

[0007] In addition, there is an unsolved problem that when a uniformly smoothing type low-pass filter is used to remove an error vector in a motion vector distribution as preprocessing, the sharpness of a border is degraded.

[0008] In addition, since an analysis technique is not selected according to a region or a purpose of diagnosis or treatment, the method is not compatible with the analysis technique that varies depending on the region or the purpose of diagnosis or treatment.

[0009] An object of the present invention is to provide an ultrasonic image processing method and device and an ultrasonic image processing program which are compatible with an analysis technique that varies depending on a region or a purpose of diagnosis or treatment.

Solution to Problem

[0010] The present invention includes means for converting motion vectors into a scalar distribution on the basis of a selected method.

[0011] In the present invention, the motion-vector distribution image is converted into a scalar-distribution image on the basis of plural set regions of interest (ROIs).

[0012] In the present invention, a motion vector distribution is converted into a complex matrix and then subjected to eigenvalue expansion. Thus, a coexistent change pattern is decomposed into eigenvalues, and extracted in consideration of amplitudes and phases of vectors. Therefore, appropriate border distinction can be achieved. In addition, a scalar distribution is constructed for each set of components of motion vectors, and a similarity filter capable of achieving both noise removal and edge preservation is applied to each of scalar distributions. A vector distribution is constructed from a result of the application. Thus, the noise removal can be achieved without degradation of the sharpness of a border.

Advantageous Effects of Invention

[0013] According to the present invention, an ultrasonic image processing method and device and an ultrasonic image processing program which are compatible with an analysis technique that varies depending on a region or a purpose of diagnosis or treatment can be provided.

Brief Description of Drawings

[0014]

Fig. 1 is a diagram showing an example of a system configuration for an ultrasonic image processing method of the present invention.

Fig. 2 is a diagram showing a processing procedure for an ultrasonic border detection method of the present invention.

Fig. 3 is a diagram showing an example of a motion vector distribution in the present invention.

Fig. 4 is a diagram showing a processing procedure for eigenvalue expansion of the present invention.

Fig. 5 includes diagrams showing an example of motion vector extraction for an invasive tumor in the present invention.

Fig. 6 includes diagrams showing an effect of ultrasonic border detection through eigenvalue expansion of the present invention.

Fig. 7 includes diagrams showing an example of motion vector extraction for the biceps muscle of arm in the present invention.

Fig. 8 includes diagrams showing an effect of ultrasonic border detection through divergence and rotation of the present invention.

Fig. 9 is a diagram showing an effect of a motion vector similarity filter of the present invention.

Fig. 10 is a diagram showing a processing procedure for the motion vector similarity filter of the present invention.

Fig. 11 is a diagram showing an example of a weighting function for the motion vector similarity filter of the present invention.

Fig. 12 includes diagrams showing processing procedures for a synthetic display method of the present invention.

Fig. 13 is a diagram showing an example of display by the synthetic display method of the present invention; and

Fig. 14 is a diagram describing a chemical formula and others.

Description of Embodiments

[0015] Fig. 1 shows an example of a system configuration for an ultrasonic border detection method of the present invention. An ultrasonic probe 1 having ultrasonic elements arrayed one-dimensionally transmits an ultrasonic beam (ultrasonic pulses) to a living body, and receives an echo signal (receiving signal) reflected from the living body. Under the control of a control system 4, a transmission signal having a delay time matched with a transmission focus is outputted from a transmission beam former 3, and sent to the ultrasonic probe 1 via a transmitting/receiving selection switch 5. An ultrasonic beam reflected or scattered inside the living body and returned to the ultrasonic probe 1 is converted into an

electric signal by the ultrasonic probe 1, and sent as a receiving signal to a receiving beam former 6 via the transmitting/receiving selection switch 5. The receiving beam former 6 is a complex beam former that mixes two receiving signals that are 90° out of phase. The receiving beam former 6 performs dynamic focus in which the delay time is adjusted according to the receiving timing under the control of the control system 4, and outputs a radiofrequency (RF) signal of a real part and an imaginary part. The RF signal is detected by an envelope detection unit 7, converted into a video signal, inputted to a scan converter 8, and then converted into image data (B-mode image data). The foregoing configuration is identical to that of a known ultrasonic imaging system.

[0016] In a device of the present invention, a processing unit 10 produces a motion vector distribution on the basis of image data items of two or more frames outputted from the scan converter 8. Thereafter, the produced motion vector distribution is converted into a scalar distribution. After the original image data items and the associated motion vector distribution or scalar distribution are synthesized by a synthesis unit 12, the resultant data is displayed on a display unit 13.

[0017] A parameter setting unit 11 is used to set parameters for signal processing to be performed by the processing unit 10 or select a display image to be provided by the synthesis unit 12. The parameters are entered through a user interface 2 by an operator (a diagnostic machine operator). A motion-picture display method is, for example, such that an original image and a vector distribution image (or a scalar image) are synthesized into one image and the image is displayed on the display, or two or more motion pictures are displayed side by side.

[0018] Fig. 2 shows an example of processing of an ultrasonic image processing method to be performed by the processing unit 10 and synthesis unit 12 of the present invention. First, a B-mode motion picture is inputted. Thereafter, two frames of a desired frame and a frame at a different time are extracted. A motion vector distribution is calculated from the two frames. A motion vector distribution calculation method is implemented based on, for example, a block matching method described in the patent literature 2. A calculated motion vector distribution is subjected to noise removal processing, and a noise-removed motion vector distribution is converted into a scalar distribution. A scalar distribution image and a motion vector distribution image or the B-mode image are synthesized and displayed. Thus, processing of one image is completed. When the desired frame is changed time-sequentially in order to continuously display synthetic images, a synthesized motion picture can be displayed. Herein, in the block matching processing of calculating the motion vector distribution, if a calculated matching error is equal to or larger than a pre-set threshold, the motion picture is not updated. This makes it possible not to display an image of low reliability but to suppress a motion-picture variance. Otherwise, when an

index associated with the matching error is displayed together with an image, a diagnostic-machine operator can decide on the reliability of a display image.

[0019] Fig. 3 shows an example of a motion vector distribution in the present invention. As a region of interest (ROI), a range of vectors that number, for example, $m \times n$ is set. In the present invention, an x-direction component of each of vectors in the vector distribution and a y-direction component thereof are permuted with a real part and an imaginary part respectively, whereby the range of vectors is converted into a complex matrix having m rows and n columns and subjected to processing.

[0020] As a processing method for converting the converted complex matrix of m rows and n columns into scalar values, a method based on eigenvalue expansion will be described first. Fig. 4 shows a processing procedure based on the eigenvalue expansion. To begin with, a two-dimensional vector distribution is converted into a complex matrix expressed by mathematics 1. For the mathematics 1, refer to Fig. 14. The eigenvalue expansion expressed by mathematics 2 is performed on the converted complex matrix of m rows and n columns on the basis of numerical calculation, whereby an eigenvalue matrix of m rows and one column is obtained. Scalar values are determined from the eigenvalue matrix.

[0021] As for a scalar value determination method, a maximum value of absolute values of eigenvalues or a sum of the absolute values is used so that a large change within a ROI can be reflected as a scalar value.

[0022] Fig. 5 shows an example of motion vector extraction in accordance with the present invention for a case of a vx2 tumor of a rat. Fig. 5(a) shows a B-mode image, and Fig. 5(b) shows a motion vector distribution produced through block matching using the B-mode image shown in Fig. 5(a) and an image of one immediately succeeding frame.

[0023] For the motion vector distribution, eigenvalue expansion is implemented in each ROI having a ROI size of 3×3 in order to calculate an eigenvalue matrix. Fig. 6(b) shows a result of calculation of a distribution of maximum values of absolute values out of the eigenvalue matrices. Fig. 6(a) shows a result of application of a method of converting vector lengths to a scalar distribution, which is described in the patent literature 2, to the same frame. When both the results are compared with each other, although a border of a tumorous region that occupies almost the upper half is equally detected, a change in an ambient tissue in the lower half is seen to be more clearly displayed in Fig. 6(b). The case of a tumor is presented herein. The present invention can be applied to various objects. For example, the present invention can be applied to the usage of monitoring the position of a treatment needlepoint inserted into a body. A 3×3 square matrix is used as a ROI shape to perform eigenvalue expansion. For example, when a non-square ROI of 3×5 is used, the eigenvalue expansion cannot be adapted. Therefore, equivalent singular value decomposition compatible with the non-square ROI is implemented, and sin-

gular values are substituted for eigenvalues.

[0024] Aside from eigenvalue expansion, several methods are available in calculating scalar values. Fig. 7 shows motion vectors of the biceps muscle of arm as another example for the purpose of presenting the advantages of the methods. Fig. 7(a) shows a B-mode image, and Fig. 7(b) shows a motion vector distribution produced through, for example, block matching using the B-mode image shown in Fig. 7(a) and an image of an immediately succeeding frame. In the case of the invasive tumor shown in Fig. 5, a difference in hardness between a normal tissue and the tumor is reflected on the motion vectors. In the case of the biceps muscle of arm, the motion vectors represent slippages among different muscular tissues (shown as areas A, B, and C in the drawing).

[0025] As one of methods for obtaining scalars, divergence expressed by mathematics 3 can be applied. The divergence can be interpreted as reflection of a divergent quantity of vectors in a unit area. As for a calculation method, partial differential in an x direction is performed on an x component A_x of each vector, and partial differential in a y direction is performed on a y component A_y thereof. The sum of the results is then obtained. As for a measurement error in an ultrasonic image, since precision in the x direction (azimuthal direction) is higher than that in the y direction (beam direction) because of a system configuration. By adopting weighting divergence in which a larger weight (for example, 0.7) is applied to the partial derivative of A_y and a smaller weight (for example, 0.3) is applied to the partial derivative of A_x , the higher precision can be achieved. As a concrete method of calculating a partial derivative, a first-order spatial differential filter (for example, the Sobel filter employed generally in image processing) is applied to each ROI. The Sobel filter to be applied to the y direction for a ROI size 3×3 is expressed by mathematics 4.

[0026] Fig. 8(a) shows a result of application of divergence. A border between the area A and area B and a border between the area B and area C are seen to be displayed clearly. Herein, an effect on slippages in the biceps muscle of arm has been described. Since divergence copes with a divergent quantity, the divergence proves effective especially in a usage of monitoring control for measuring a degree of thermal expansion of a subject tissue during a high-intensity focused ultrasound (HIFU) treatment, a usage of checking a tissular degeneration after completion of the treatment, or a usage of monitoring in real time a stretching or contracting motion of the heart using a trans-esophageal probe, which indwells in the esophagus, during surgery.

[0027] As another method of obtaining scalars, rotation expressed by mathematics 5 can be applied. The rotation reflects a rotational quantity of a vector in a unit area. A concrete calculation method is such that a first-order spatial derivative in an x direction is calculated for a y component, a first-order spatial derivative in a y direction is calculated for an x component, and a difference between the first-order spatial derivatives is obtained. The ob-

tained value is called a tensor. Fig. 8(b) shows a result of application of rotation processing. In the display, absolute values of tensors are employed. The drawing demonstrates a property that a border position can be more sharply extracted than it can through divergence.

[0028] A scalar calculation method is not limited to the foregoing one. A method of applying a strain tensor (provided by an equation (6)) that reflects a change between two points, or a method of applying an inner product or outer product of vectors can be adopted. An operating panel is provided with a selection switch so that any of the methods can be selected according to a feature a diagnostic machine operator wants to note.

[0029] An extracted motion vector distribution contains an error vector that is likely to derive from, for example, block matching processing applied to an area of a low signal-to-noise ratio. In order to remove the error, normally, a low-pass filter is adapted for smoothing. However, this poses a problem in that the sharpness of a border is degraded by low-pass filter processing. Accordingly, in the present invention, a similarity filter capable of preserving border information while removing an error is applied.

[0030] Fig. 9 shows an example of an effect of a motion-vector similarity filter. On the assumption that a ROI size is 3x3, a situation is supposedly such that four vectors oriented in the same right-hand upward direction and four vectors oriented in different right-hand downward directions are associated with a noted vector l_0 . When a smoothing filter is adopted as a low-pass filter, since the number of right-hand upward vectors other than the noted vector is identical to the number of right-hand downward vectors, the noted vector having undergone smoothing processing is oriented intermediately rightward.

[0031] A similarity filter described in the patent literature 3 is introduced as a scheme for achieving both noise removal from a two-dimensional brightness image and edge preservation thereof by assigning a larger weight to a pixel in a ROI, which exhibits a brightness closer to the brightness exhibited by a noted pixel, so as to thus calculate a weighted mean. In the present invention, a two-dimensional vector distribution is decomposed into an x-component (azimuthal direction) distribution and a y-component (beam direction) distribution, and the similarity filter is applied to each of the distributions, and a smoothed vector image is constructed based on the resultant x-component distribution and y-component distribution. Herein, when the x component is regarded as a real-number component and the y component is regarded as an imaginary-number component, the vector is expressed as a complex number according to an equation (7). An x component A_{xij} of a vector l_{ij} that ranks the i-th in a beam-axis direction within a ROI and ranks the j-th in an azimuthal direction orthogonal to the beam-axis direction is associated with a real-number component, and a y component A_{yij} thereof is associated with an imaginary-number component, whereby the vector l_{ij} can be

expressed by mathematics 7. Processing of the similarity filter is, as expressed by mathematics 8, such that a sum of weighted products of l_{ij} by weights W_{ij} which are associated with differences from a noted vector l_0 is calculated, and normalized by a sum total of weighted values in order to obtain a smoothed noted vector l_0' . Through the processing, deterioration of edge information of the noted vector l_0 can be, as shown in Fig. 9, avoided.

[0032] The similarity filter of the present invention can be extended to three-dimensional measurement. An approach to the three-dimensional measurement is such that, for example, an array transducer of a two-dimensional array type is used to acquire at a high speed plural tomographic image data items in a slice direction orthogonal to the beam direction and azimuthal direction, and a three-dimensional parallelepiped structure is reconstructed. Assuming that A_{zijk} denotes a vector component in the slice direction of three-dimensional data, a noted vector l_{ijk} is expressed by mathematics 9. In this case, an updating equation by the similarity filter is represented by mathematics 10 using weights W_{ijk} of a three-dimensional distribution.

[0033] After a three-dimensional vector distribution is determined, the vector distribution is converted into a scalar distribution using a technique of eigenvalue expansion or the like in the same manner as a two-dimensional vector distribution is. The scalar distribution is divided into, for example, plural two-dimensional sections, and then subjected to display processing.

[0034] Fig. 10 shows a processing procedure of a motion-vector similarity filter of the present invention for a ROI. To begin with, a vector distribution is inputted. A ROI size and a half-value width of a weight distribution are set as processing parameters. As the weight distribution, a one-sided distribution of a Gaussian distribution shown, for example, in Fig. 11 is adopted. The axis of abscissas indicates an absolute value of a difference between a noted vector l_0 and another vector l_{ij} within the ROI. The larger the difference is, the smaller a weight is. The distribution shape varies depending on the half-value width. After the parameters are set, each two-dimensional vector is converted into a complex number. New vectors are calculated according to the equation (8), and the processing is terminated. If a noise component in the vector distribution is subjected to filter removal processing in advance, after the vector distribution is converted into the scalar distribution, precision can be improved.

[0035] In the patent literature 2, a B-mode motion picture and an elastographic motion picture are displayed side by side. Since an error deriving from a nonlinear factor of the elastographic picture is not contained in motion-vector distribution information, an accurate behavior is shown. However, when a vector distribution image alone is used, association with a tissue position cannot be achieved. Therefore, if the vector distribution image is superposed on the B-mode image, thus synthesized with the B-mode image, and displayed, a highly discernible diagnostic image can be provided. Fig. 12(a)

presents the processing procedure. First, a B-mode original image is inputted. Thereafter, a vector distribution is calculated, and the original image and the associated vector distribution are synthesized and displayed.

[0036] Fig. 13 shows an example of a synthetic image (a tumorous case). By superposing a vector distribution, a magnitude of a change and a direction thereof can be readily grasped. As a method for improving discernment, a B-mode image and a scalar distribution image may be synthesized and displayed. Fig. 12(b) presents the processing procedure. A difference from Fig. 12(a) lies in a point that after a vector distribution is calculated, the vector distribution is converted into a scalar distribution, and an original image and the scalar distribution are synthesized and displayed. By synthesizing the original image with the scalar distribution image, similarly to a colored elastographic image presented in the patent literature 1, a tissue border can be readily identified and a contour can be clearly seen. Referring to Fig. 12, cases where image synthesis is performed have been described. Instead of synthesizing images into one image and displaying the image, the two images may be simultaneously displayed side by side. Further, if an elastographic image and a motion-vector image are synthesized and displayed or are displayed side by side, or if three images of the elastographic image, B-mode image, and motion-vector image are displayed side by side, it would prove effective.

[0037] As for the foregoing various display methods, a system configuration permitting a system operator to select any of the methods using a selection switch included in a system panel is feasible. As an easy-to-see display form of a default at the time of powering up, a form in which, for example, two screen images of a screen image having a B-mode image and a vector distribution synthesized and a screen image of a scalar distribution alone are displayed side by side is conceivable. As a method for producing the scalar distribution image, such a method is feasible that: a proper production processing method (rotation processing, divergence processing, eigenvalue processing, or the like) is pre-set according to a purpose of diagnosis (discrimination of a tumor or therapeutic monitoring) or an object case; selection switches associated with items are included; and a system operator selects each item. Otherwise, as an image of a scalar distribution, three kinds of images, that is, a rotation-processing image, a divergence-processing image, and an eigenvalue processing image may all be displayed. A form in which four screen images including the three kinds of images as well as a synthetic image (B-mode image and vector distribution) are displayed side by side is valid.

Industrial Applicability

[0038] The present invention can be applied to, aside from a diagnostic or therapeutic ultrasound system for medicine, any system that measures a strain or a slip-

page using ultrasonic waves.

Reference Signs List

- [0039] 1: ultrasonic probe, 2: user interface, 3: transmission beam former, 4: control system, 5: transmitting/receiving selection switch, 6: receiving beam former, 7: envelope detection unit, 8: scan converter, 10: processing unit, 11: parameter setting unit, 12: synthesis unit, 13: display unit

Claims

1. An ultrasonic image processing method comprising :

an image data production step of storing a result of detection, which is performed by a detection unit (7) in order to detect an ultrasonic signal of a subject to which ultrasonic waves are irradiated by an irradiation unit (1), and producing at least two frame image data items, detection timings of which are different from each other, from the stored result of detection;

a motion-vector distribution image production step of producing a motion-vector distribution image using a plurality of frames out of the image data items through predetermined motion-vector analysis processing; and

a conversion step of converting the motion-vector distribution image into a scalar-distribution image according to a selected method on the basis of ROIs, that is, a plurality of set regions of interest, **characterised in that:**

the conversion step includes

a first processing step of setting a small region ROI to be noted within the motion vector distribution, permuting beam-direction components and azimuthal-direction components within the ROI with real-number components and imaginary-number components respectively, and thus converting the motion vector distribution within the ROI into a complex matrix (A),

a second processing step of performing eigenvalue expansion processing on the complex matrix (A) so as to obtain an eigenvalue matrix, and

a third processing step of determining one scalar value by obtaining a maximum value of absolute values of eigenvalues (λ_k) out of the eigenvalue matrix or obtaining a sum total of the absolute values of the eigenvalues (λ_k); and

the first to third processing steps are implemented on a plurality of ROIs within the motion vector distribution in order to produce

- a scalar-distribution image.
2. The ultrasonic image processing method as set forth in Claim 1, wherein
the conversion step includes
a first processing step of setting a small region ROI to be noted within the motion vector distribution, applying a first-order spatial differential filter to each of a beam direction along a beam axis within the ROI, and an azimuthal direction orthogonal to the beam direction, and calculating derivative information, a second processing step of permuting the beam-direction derivatives and azimuthal-direction derivatives within the ROI with real-number components and imaginary-number components respectively, and thus converting the motion vector distribution within the ROI into a complex matrix (A),
a third processing step of performing eigenvalue expansion processing on the complex matrix (A) so as to obtain eigenvalues (λ_k), and
a fourth processing step of determining one scalar value to be calculated using a maximum value of absolute values of eigenvalues (λ_k) out of the eigenvalue matrix, using a sum total of the absolute values of the eigenvalues (λ_k), or using the eigenvalues (λ_k): and
the first to fourth processing steps are implemented on a plurality of ROIs within the motion vector distribution in order to produce a scalar-distribution image.
 3. The ultrasonic image processing method as set forth in Claim 1, wherein
at the conversion step,
a small region ROI to be noted is set within the motion vector distribution, beam-direction components and azimuthal-direction components within the ROI are permuted with real-number components and imaginary-number components respectively, and the motion vector distribution within the ROI is thus converted into a complex matrix (A),
a first-order spatial differential filter is applied to each of a beam direction along a beam axis within the set ROI and an azimuthal direction orthogonal to the beam direction in order to calculate derivative information, and a divergence operation is implemented based on the derivative information in order to determine a scalar value, and
a scalar distribution is produced from scalar values determined for a plurality of ROIs within the motion vector distribution.
 4. The ultrasonic image processing method as set forth in Claim 1, wherein
at the conversion step,
a small region ROI to be noted is set within the motion vector distribution, beam-direction components and azimuthal-direction components within the ROI are
 - permuted with real-number components and imaginary-number components respectively, and the motion vector distribution within the ROI is thus converted into a complex matrix (A), and
a first-order spatial differential filter is applied to each of a beam direction and an azimuthal direction within the set ROI in order to calculate derivative information, a rotation operation is implemented based on the derivative information in order to determine a scalar value, and a scalar distribution is produced from scalar values determined for a plurality of ROIs within the motion vector distribution.
 5. The ultrasonic image processing method as set forth in Claim 1, wherein
at the third processing step, a first-order spatial differential filter is applied to a beam direction and an azimuthal direction within the set ROI in order to calculate derivative information, and an operation of obtaining a strain tensor (S_{xy}) is implemented based on the derivative information in order to determine a scalar value.
 6. The ultrasonic image processing method as set forth in Claim 1, wherein
at the third processing step, inner product calculation is performed on each pair of vectors adjoining in a beam direction or an azimuthal direction within the set ROI in order to determine a scalar value; and
a scalar distribution is produced from scalar values determined for a plurality of ROIs within the motion-vector distribution.
 7. The ultrasonic image processing method as set forth in Claim 1, wherein
at the third processing step, outer product calculation is performed on each pair of vectors adjoining in a beam direction or an azimuthal direction within the set ROI in order to obtain a tensor value, and a scalar value is determined from the tensor value or the absolute value of the tensor value.
 8. The ultrasonic image processing method as set forth in Claim 1, wherein
at the third processing step, the vector distribution in the set ROI is decomposed into a beam-direction component scalar distribution and an azimuthal-direction component scalar distribution, a similarity filter is applied to each of the scalar distributions in the respective directions, a smoothed vector distribution is constructed from each of the scalar distributions resulting from the application of the similarity filter, beam-direction components and azimuthal-direction components within the ROI in the smoothed vector distribution are permuted with real-number components and imaginary-number components respectively in order to thus convert the vector distribution within the ROI into a complex matrix (A), and scalar

values are determined.

9. The ultrasonic image processing method as set forth in Claim 1, wherein

when a two-dimensional array type ultrasonic probe (1) is used to acquire three-dimensional image information having a slice direction, which is orthogonal to a beam direction and an azimuthal direction, added thereto,
at the third processing step,
the vector distribution within the set ROI is decomposed into a beam-direction component scalar distribution, an azimuthal-direction component scalar distribution, and a slice-direction component scalar distribution, a similarity filter is applied to each of the scalar distributions in the respective directions, a smoothed vector distribution is constructed from each of the scalar distributions resulting from the application of the similarity filter, and scalar values are determined.

10. An ultrasonic image processing device comprising an irradiation unit (1) that irradiates ultrasonic waves to a subject;
a detection unit (7) that detects an ultrasonic signal of the subject;
an image data production unit (8) that produces image data items of at least two frames, detection timings of which are different from each other, on the basis of a result of detection by the detection unit (7);
a motion-vector distribution image production unit (10) that uses a plurality of frames out of the image data items to produce a vector-distribution image through predetermined motion-vector analysis processing;
a selection unit that selects a conversion method of converting the motion-vector distribution image into a scalar-distribution image; and
a conversion unit that converts the motion-vector distribution image into the scalar-distribution image according to the selected conversion method, **characterised in that:**

the conversion unit includes
a first processing means that sets a small region ROI to be noted within the motion vector distribution, and permutes beam-direction components and azimuthal-direction components within the ROI with real-number components and imaginary-number components respectively so as to convert the motion vector distribution within the ROI into a complex matrix (A),
a second processing means that performs eigenvalue expansion processing on the complex matrix (A) so as to obtain an eigenvalue matrix, and
a third processing means that determines one scalar value by obtaining a maximum value of

absolute values of eigenvalues (λ_k) out of the eigenvalue matrix or obtaining a sum total of the absolute values of the eigenvalues (λ_k); and
the conversion unit implements the first to third processing means on a plurality of ROIs within the motion vector distribution so as to produce a scalar distribution image.

11. The ultrasonic image processing device as set forth in Claim 10, wherein

the conversion unit performs
first processing of setting a small region ROI to be noted within the motion vector distribution, and applying a first-order spatial differential filter to each of a beam direction along a beam axis within the ROI and an azimuthal direction orthogonal to the beam direction so as to calculate derivative information,
second processing of permuting the beam-direction derivatives and azimuthal-direction derivatives within the ROI with real-number components and imaginary-number components respectively so as to convert the motion vector distribution within the ROI into a complex matrix (A),
third processing of performing eigenvalue expansion processing on the complex matrix (A) so as to obtain eigenvalues (λ_k), and
fourth processing of determining one scalar value to be calculated using a maximum value of absolute values of eigenvalues (λ_k) out of the eigenvalue matrix, using a sum total of the absolute values of the eigenvalues (λ_k), or using the eigenvalues (λ_k); and
the conversion unit implements the first to fourth processing on a plurality of ROIs within the motion vector distribution so as to produce a scalar distribution image.

12. The ultrasonic image processing device as set forth in Claim 10, wherein

the conversion unit includes means that calculates derivative information by applying a first-order spatial differential filter to each of a beam direction along a beam axis within a ROI set by the first processing means and an azimuthal direction orthogonal to the beam direction, and determines a scalar value by implementing a divergence operation on the basis of the derivative information, and that produces a scalar-distribution image from the scalar values determined for a plurality of ROIs within the motion vector distribution.

13. An ultrasonic image processing program adapted to perform the ultrasonic image processing method as set forth in any of Claims 1 to 8.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Verarbeitung von Ultraschallbildern,

das Folgendes umfasst:

einen Schritt zur Erzeugung von Bilddaten, in dem ein Ergebnis einer Detektion gespeichert wird, die von einer Detektionseinheit (7) durchgeführt wird, um ein Ultraschallsignal eines Gegenstandes, der von einer Bestrahlungseinheit (1) mit Ultraschallwellen bestrahlt wird, zu detektieren, und mindestens zwei Rahmenbilddatenelemente, deren Detektionszeitvorgaben sich voneinander unterscheiden, aus dem gespeicherten Ergebnis der Detektion erzeugt werden;

einen Schritt zur Erzeugung eines Bewegungsvektorverteilungsbildes, in dem unter Verwendung mehrerer Rahmen aus den Bilddatenelementen durch die Verarbeitung mit einer vorgegebenen Bewegungsvektoranalyse ein Bewegungsvektorverteilungsbild erzeugt wird, und einen Umsetzungsschritt, in dem das Bewegungsvektorverteilungsbild gemäß einem ausgewählten Verfahren auf der Grundlage von ROIs, d. h. mehreren festgelegten interessierenden Bereichen, in ein Skalarverteilungsbild umgesetzt wird, **dadurch gekennzeichnet, dass:**

der Umsetzungsschritt Folgendes umfasst:

einen ersten Verarbeitungsschritt, in dem eine ROI mit einem kleinen Bereich festgelegt wird, der in der Bewegungsvektorverteilung berücksichtigt werden soll, Strahlrichtungskomponenten und azimutale Richtungskomponenten innerhalb der ROI mit reellen Zahlenkomponenten bzw. imaginären Zahlenkomponenten vertauscht werden und somit die Bewegungsvektorverteilung innerhalb der ROI in eine komplexe Matrix (A) umgesetzt wird, einen zweiten Verarbeitungsschritt, in dem eine Verarbeitung der Eigenwertentwicklung auf der komplexen Matrix (A) durchgeführt wird, um eine Eigenwertmatrix zu erhalten, und einen dritten Verarbeitungsschritt, in dem durch Erhalt eines Maximalwerts der Absolutbeträge der Eigenwerte (λ_k) der Eigenwertmatrix oder durch Erhalt einer Gesamtsumme der Absolutbeträge der Eigenwerte (λ_k) ein Skalarwert bestimmt wird, und der erste bis dritte Verarbeitungsschritt auf mehreren ROIs in der Bewegungsvektorverteilung ausgeführt werden, um ein Skalarverteilungsbild zu erzeugen.

2. Verfahren zur Verarbeitung von Ultraschallbildern nach Anspruch 1, wobei der Umsetzungsschritt Folgendes umfasst:

einen ersten Verarbeitungsschritt, in dem eine ROI mit einem kleinen Bereich festgelegt wird, der in der Bewegungsvektorverteilung berücksichtigt werden soll, ein räumliches Differentialfilter erster Ordnung jeweils auf eine Strahlrichtung entlang einer Strahlachse innerhalb der ROI und einer azimutalen Richtung, die senkrecht zu der Strahlrichtung ist, angewendet wird und Ableitungsinformationen berechnet werden,

einen zweiten Verarbeitungsschritt, in dem die Strahlrichtungsableitungen und die azimutalen Richtungsableitungen innerhalb der ROI mit reellen Zahlenkomponenten bzw. imaginären Zahlenkomponenten vertauscht werden und somit die Bewegungsvektorverteilung innerhalb der ROI in eine komplexe Matrix (A) umgesetzt wird,

einen dritten Verarbeitungsschritt, in dem die Verarbeitung der Eigenwertentwicklung auf der komplexen Matrix (A) durchgeführt wird, um die Eigenwerte (λ_k) zu erhalten, und

einen vierten Verarbeitungsschritt, in dem ein Skalarwert, der unter Verwendung eines Maximalwerts der Absolutbeträge der Eigenwerte (λ_k) der Eigenwertmatrix, unter Verwendung einer Gesamtsumme der Absolutbeträge der Eigenwerte (λ_k) oder unter Verwendung der Eigenwerte (λ_k) berechnet werden soll, bestimmt wird; und

der erste bis vierte Verarbeitungsschritt auf mehreren ROIs in der Bewegungsvektorverteilung ausgeführt werden, um ein Skalarverteilungsbild zu erzeugen.

3. Verfahren zur Verarbeitung von Ultraschallbildern nach Anspruch 1, wobei in dem Umsetzungsschritt

eine ROI mit einem kleinen Bereich, der berücksichtigt werden soll, in der Bewegungsvektorverteilung festgelegt wird, Strahlrichtungskomponenten und azimutale Richtungskomponenten innerhalb der ROI mit reellen Zahlenkomponenten bzw. imaginären Zahlenkomponenten vertauscht werden und die Bewegungsvektorverteilung innerhalb der ROI somit in eine komplexe Matrix (A) umgesetzt wird, ein räumliches Differentialfilter erster Ordnung jeweils auf eine Strahlrichtung entlang einer Strahlachse innerhalb der festgelegten ROI und einer azimutalen Richtung, die senkrecht zu der Strahlrichtung ist, angewendet wird, um Ableitungsinformationen zu berechnen, und eine Divergenzoperation ausgeführt wird, die auf den Ableitungsinformationen basiert, um einen Skalarwert zu bestimmen, und

aus Skalarwerten, die für mehrere ROIs innerhalb der Bewegungsvektorverteilung bestimmt werden, eine Skalarverteilung erzeugt wird.

4. Verfahren zur Verarbeitung von Ultraschallbildern nach Anspruch 1, wobei in dem Umsetzungsschritt eine ROI mit einem kleinen Bereich, der berücksichtigt werden soll, in der Bewegungsvektorverteilung festgelegt wird, Strahlrichtungskomponenten und azimutale Richtungskomponenten innerhalb der ROI mit reellen Zahlenkomponenten bzw. imaginären Zahlenkomponenten vertauscht werden und die Bewegungsvektorverteilung innerhalb der ROI somit in eine komplexe Matrix (A) umgesetzt wird und ein räumliches Differentialfilter erster Ordnung jeweils auf eine Strahlrichtung und eine azimutale Richtung innerhalb der festgelegten ROI angewendet wird, um Ableitungsinformationen zu berechnen, eine Rotationsoperation, die auf den Ableitungsinformationen basiert, ausgeführt wird, um einen Skalarwert zu bestimmen, und aus Skalarwerten, die für mehrere ROIs innerhalb der Bewegungsvektorverteilung bestimmt sind, eine Skalarverteilung erzeugt wird.
5. Verfahren zur Verarbeitung von Ultraschallbildern nach Anspruch 1, wobei in dem dritten Verarbeitungsschritt ein räumliches Differentialfilter erster Ordnung auf eine Strahlrichtung und eine azimutale Richtung innerhalb der festgelegten ROI angewendet wird, um Ableitungsinformationen zu berechnen, und eine Operation zum Erhalt eines Verzerrungstensors (S_{xy}), die auf den Ableitungsinformationen basiert, ausgeführt wird, um einen Skalarwert zu bestimmen.
6. Verfahren zur Verarbeitung von Ultraschallbildern nach Anspruch 1, wobei in dem dritten Verarbeitungsschritt für jedes in einer Strahlrichtung oder einer azimutalen Richtung innerhalb der festgelegten ROI benachbarte Paar von Vektoren eine Berechnung des Skalarprodukts durchgeführt wird, um einen Skalarwert zu bestimmen, und aus Skalarwerten, die für mehrere ROIs innerhalb der Bewegungsvektorverteilung bestimmt werden, eine Skalarverteilung erzeugt wird.
7. Verfahren zur Verarbeitung von Ultraschallbildern nach Anspruch 1, wobei in dem dritten Verarbeitungsschritt für jedes in einer Strahlrichtung oder einer azimutalen Richtung innerhalb der festgelegten ROI benachbarte Paar von Vektoren eine Berechnung des Kreuzprodukts durchgeführt wird, um einen Tensorwert zu erhalten, und aus dem Tensorwert oder dem Absolutbetrag des Tensorwerts ein Skalarwert bestimmt wird.

8. Verfahren zur Verarbeitung von Ultraschallbildern nach Anspruch 1, wobei in dem dritten Verarbeitungsschritt die Vektorverteilung in der festgelegten ROI in eine Skalarverteilung der Strahlrichtungskomponenten und eine Skalarverteilung der azimutalen Richtungskomponenten zerlegt wird, ein Ähnlichkeitsfilter auf jede der Skalarverteilungen in den jeweiligen Richtungen angewendet wird, aus jeder der Skalarverteilungen, die sich aus der Anwendung des Ähnlichkeitsfilters ergeben, eine geglättete Vektorverteilung konstruiert wird, Strahlrichtungskomponenten und azimutale Richtungskomponenten innerhalb der ROI in der geglätteten Vektorverteilung mit reellen Zahlenkomponenten bzw. imaginären Zahlenkomponenten vertauscht werden, um somit die Vektorverteilung innerhalb der ROI in eine komplexe Matrix (A) umzusetzen, und Skalarwerte bestimmt werden.
9. Verfahren zur Verarbeitung von Ultraschallbildern nach Anspruch 1, wobei dann, wenn eine Ultraschallsonde (1) des zweidimensionalen Array-Typs verwendet wird, um dreidimensionale Bildinformationen zu erfassen, zu denen eine Schnittrichtung, die senkrecht zu einer Strahlrichtung und zu einer azimutalen Richtung ist, hinzugefügt ist, im dritten Verarbeitungsschritt die Vektorverteilung innerhalb der festgelegten ROI in eine Skalarverteilung der Strahlrichtungskomponenten, eine Skalarverteilung der azimutalen Richtungskomponenten und eine Skalarverteilung der Scheibenrichtungskomponenten zerlegt wird, ein Ähnlichkeitsfilter auf jede der Skalarverteilungen in den jeweiligen Richtungen angewendet wird, aus jeder der Skalarverteilungen, die sich aus der Anwendung des Ähnlichkeitsfilters ergeben, eine geglättete Vektorverteilung konstruiert wird und Skalarwerte bestimmt werden.
10. Vorrichtung für die Verarbeitung von Ultraschallbildern, die Folgendes umfasst:
 - eine Bestrahlungseinheit (1), die einen Gegenstand mit Ultraschallwellen bestrahlt;
 - eine Detektionseinheit (7), die ein Ultraschallsignal des Gegenstandes detektiert;
 - eine Einheit zur Erzeugung von Bilddaten (8), die auf der Grundlage eines Ergebnisses der Detektion durch die Detektionseinheit (7) Bilddatenelemente mindestens zweier Rahmen erzeugt, deren Detektionszeitvorgaben sich voneinander unterscheiden;
 - eine Einheit zur Erzeugung von Bewegungsvektorverteilungsbildern (10), die mehrere Rahmen aus den Bilddatenelementen verwendet, um durch die Verarbeitung mit einer vorgegebenen Bewegungsvektoranalyse ein Vektorverteilungsbild zu erzeugen.

lungsbild zu erzeugen;
 eine Auswahlinheit, die ein Umsetzungsverfahren zur Umsetzung des Bewegungsvektorverteilungsbildes in ein Skalarverteilungsbild auswählt, und
 eine Umsetzungseinheit, die das Bewegungsvektorverteilungsbild gemäß dem ausgewählten Umsetzungsverfahren in das Skalarverteilungsbild umsetzt, **dadurch gekennzeichnet, dass:**

die Umsetzungseinheit Folgendes beinhaltet
 ein erstes Verarbeitungsmittel, das eine ROI mit einem kleinen Bereich festsetzt, der in der Bewegungsvektorverteilung berücksichtigt werden soll, und Strahlrichtungskomponenten und azimutale Richtungskomponenten innerhalb der ROI mit reellen Zahlenkomponenten bzw. imaginären Zahlenkomponenten vertauscht, um die Bewegungsvektorverteilung innerhalb der ROI in eine komplexe Matrix (A) umzusetzen,
 ein zweites Verarbeitungsmittel, das die Verarbeitung der Eigenwertentwicklung auf der komplexen Matrix (A) durchführt, um eine Eigenwertmatrix zu erhalten, und
 ein drittes Verarbeitungsmittel, das durch Erhalt eines Maximalwerts der Absolutbeträge der Eigenwerte (λ_k) der Eigenwertmatrix oder durch Erhalt einer Gesamtsumme der Absolutbeträge der Eigenwerte (λ_k) einen Skalarwert bestimmt; und
 die Umsetzungseinheit das erste bis dritte Verarbeitungsmittel auf mehreren ROIs innerhalb der Bewegungsvektorverteilung ausführt, um ein Skalarverteilungsbild zu erzeugen.

11. Vorrichtung für die Verarbeitung von Ultraschallbildern nach Anspruch 10, wobei die Umsetzungseinheit Folgendes ausführt:

eine erste Verarbeitung, in der eine ROI mit einem kleinen Bereich festgelegt wird, der in der Bewegungsvektorverteilung berücksichtigt werden soll, und ein räumliches Differentialfilter erster Ordnung jeweils auf eine Strahlrichtung entlang einer Strahlachse innerhalb der ROI und einer azimutalen Richtung, die senkrecht zu der Strahlrichtung ist, angewendet wird, um Ableitungsinformationen zu berechnen,
 eine zweite Verarbeitung, in der Strahlrichtungsableitungen und azimutale Richtungsableitungen innerhalb der ROI durch reelle Zahlenkomponenten bzw. imaginäre Zahlenkomponenten umgesetzt werden, um die Bewegungsvektorverteilung innerhalb der ROI in eine kom-

plexe Matrix (A) umzusetzen,
 eine dritte Verarbeitung, in der eine Verarbeitung der Eigenwertentwicklung auf der komplexen Matrix (A) durchgeführt wird, um Eigenwerte (λ_k) zu erhalten, und
 eine vierte Verarbeitung, in der ein Skalarwert, der unter Verwendung eines Maximalwerts der Absolutbeträge der Eigenwerte (λ_k) der Eigenwertmatrix, unter Verwendung einer Gesamtsumme der Absolutbeträge der Eigenwerte (λ_k) oder unter Verwendung der Eigenwerte (λ_k) berechnet werden soll, bestimmt wird; und
 die Umsetzungseinheit die erste bis vierte Verarbeitung auf mehreren ROIs innerhalb der Bewegungsvektorverteilung ausführt, um ein Skalarverteilungsbild zu erzeugen.

12. Vorrichtung für die Verarbeitung von Ultraschallbildern nach Anspruch 10, wobei die Umsetzungseinheit ein Mittel beinhaltet, das durch Anwendung eines räumlichen Differentialfilters erster Ordnung jeweils auf eine Strahlrichtung entlang einer Strahlachse innerhalb der in der ersten Verarbeitungseinrichtung festgelegten ROI und einer azimutalen Richtung, die senkrecht zu der Strahlrichtung ist, Ableitungsinformationen berechnet und durch Ausführen einer Divergenzoperation auf der Grundlage der Ableitungsinformationen einen Skalarwert bestimmt und die aus den Skalarwerten, die für mehrere ROIs innerhalb der Bewegungsvektorverteilung bestimmt wird, ein Skalarverteilungsbild erzeugt.
13. Ultraschallbildverarbeitungsprogramm, das dafür ausgelegt ist, das Ultraschallbildverarbeitungsverfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8 durchzuführen.

Revendications

1. Procédé de traitement d'images par ultrasons comprenant :

une étape de production de données image consistant à stocker un résultat de détection, qui est exécuté par une unité de détection (7) afin de détecter un signal ultrasonore d'un sujet vers lequel des ondes ultrasonores sont irradiées par une unité d'irradiation (1), et à produire au moins deux articles de données d'images de trame, dont les temps de détection sont différents l'un de l'autre, à partir du résultat de détection stocké ;
 une étape de production d'images de distribution de vecteur-mouvement consistant à produire une image de distribution de vecteur-mouvement en utilisant une pluralité de trames parmi

les articles de données image par un traitement prédéterminé d'analyse de vecteur-mouvement ; et

une étape de conversion consistant à convertir l'image de distribution de vecteur-mouvement en une image de distribution-scalaire en accord avec un procédé sélectionné sur la base de RPIs, c'est-à-dire une pluralité de régions présentant un intérêt fixées,

caractérisé en ce que

l'étape de conversion inclut

une première étape de traitement consistant à choisir une petite région RPI à noter à l'intérieur du distribution de vecteur-mouvement, à permuter des composants de direction de faisceau et des composants de direction azimutale parmi les RPI avec des composants à nombre réel et des composants à nombre imaginaire respectivement, et à convertir ainsi la distribution de vecteur-mouvement à l'intérieur des RPI en donnant une matrice complexe (A),

une seconde étape de traitement consistant à exécuter un traitement d'expansion de valeur propre sur la matrice complexe (A) de manière à obtenir une matrice de valeur propre, et

une troisième étape de traitement consistant à déterminer une valeur scalaire en obtenant une valeur maximum des valeurs absolues des valeurs propres (λ_k) parmi la matrice de valeur propre, ou à obtenir une somme totale des valeurs absolues des valeurs propres (λ_k) ; et

la première à la troisième étape sont mises en oeuvre sur une pluralité de régions RPI dans la distribution de vecteur-mouvement afin de produire une image à distribution scalaire.

2. Procédé de traitement d'images par ultrasons selon la revendication 1, dans lequel

l'étape de conversion inclut

une première étape de traitement consistant à choisir une petite région RPI à noter à l'intérieur de la distribution de vecteur-mouvement, à appliquer un filtre différentiel spatial de premier ordre à chacune d'une direction de faisceau le long d'un axe de faisceau dans la RPI, et d'une direction azimutale perpendiculaire à la direction du faisceau, et à calculer des informations dérivées,

une seconde étape de traitement consistant à permuter les dérivées de direction de faisceau et les dérivées de direction azimutales à l'intérieur de la RPI avec des composants à nombre réel et des composants à nombre imaginaire respectivement, et à convertir ainsi la distribution de vecteur de mouvement à l'intérieur de la RPI et donner une matrice complexe (A),

une troisième étape de traitement consistant à exécuter un traitement d'expansion de valeur propre sur la matrice complexe (A) de manière à obtenir des

valeurs propres (λ_k), et

une quatrième étape de traitement consistant à déterminer une valeur scalaire à calculer en utilisant une valeur maximum des valeurs absolues de valeurs propres (λ_k) depuis la matrice de valeurs propres,

en utilisant une somme totale des valeurs absolues des valeurs propres (λ_k), ou en utilisant les valeurs propres (λ_k) ; et

la première à la quatrième étape de traitement sont mises en oeuvre sur une pluralité de RPIs à l'intérieur de la distribution de vecteur-mouvement afin de produire une image à distribution scalaire.

3. Procédé de traitement d'images par ultrasons selon la revendication 1, dans lequel à l'étape de conversion

une petite région RPI à noter est choisie dans la distribution de vecteur-mouvement, des composants de direction de faisceau et des composants de direction azimutale à l'intérieur de la RPI sont permutés avec des composants à nombre réel et des composants à nombre imaginaire respectivement, et la distribution de vecteur-mouvement à l'intérieur de la RPI est ainsi convertie en une matrice complexe (A), un filtre différentiel spatial de premier ordre est appliqué à chacune d'une direction de faisceau le long d'un axe du faisceau à l'intérieur de la RPI choisie et d'une direction azimutale orthogonale à la direction du faisceau afin de calculer des informations dérivées, et une opération de divergence est mise en oeuvre sur la base des informations dérivées afin de déterminer une valeur scalaire, et

une distribution scalaire est produite à partir de valeur scalaire déterminée pour une pluralité de RPIs à l'intérieur de la distribution de vecteur-mouvement.

4. Procédé de traitement d'images par ultrasons selon la revendication 1, dans lequel

à l'étape de conversion

une petite région RPI à noter est choisie à l'intérieur de la distribution de vecteur-mouvement, des composants de direction de faisceau et des composants de direction azimutale à l'intérieur de la RPI sont permutés avec des composants à nombre réel et des composants à nombre imaginaire respectivement, et la distribution du vecteur-mouvement à l'intérieur de la RPI est donc convertie en une matrice complexe (A), et un filtre différentiel spatial de premier ordre est appliqué à chacune d'une direction du faisceau et d'une direction azimutale à l'intérieur de la RPI choisie, afin de calculer des informations dérivées, une opération de rotation est mise en oeuvre sur la base de l'information dérivée afin de déterminer une valeur scalaire, et une distribution scalaire est produite à partir de valeur scalaire déterminée pour une pluralité de RPIs à l'intérieur de la distribution de vecteur-mouvement.

5. Procédé de traitement d'images par ultrasons selon la revendication 1, dans lequel
à la troisième étape de traitement, un filtre différentiel spatial de premier ordre est appliqué à une direction du faisceau et une direction azimutale à l'intérieur de la RPI choisie afin de calculer une information dérivée, et une opération consistant à obtenir un tenseur de contraintes (S_{xy}) est mise en oeuvre sur la base de l'information dérivée afin de déterminer une valeur scalaire. 5
 6. Procédé de traitement d'images par ultrasons selon la revendication 1, dans lequel
à la troisième étape de traitement, un calcul de produit intérieur est exécuté sur chaque paire de vecteurs adjacents dans une direction du faisceau ou une direction azimutale à l'intérieur de la RPI choisie afin de déterminer une valeur scalaire ; et une distribution scalaire est produite à partir de valeurs scalaires déterminées pour une pluralité de RPIs à l'intérieur de la distribution de vecteur-mouvement. 10
 7. Procédé de traitement d'images par ultrasons selon la revendication 1, dans lequel
à la troisième étape de traitement, un calcul de produit extérieur est exécuté sur chaque paire de vecteurs adjacents dans une direction du faisceau ou dans une direction azimutale à l'intérieur de la RPI choisie afin d'obtenir une valeur de tenseur, et une valeur scalaire est déterminée à partir de la valeur détectée ou de la valeur absolue de la valeur détectée. 15
 8. Procédé de traitement d'images par ultrasons selon la revendication 1, dans lequel
à la troisième étape de traitement, la distribution de vecteur dans la RPI choisie est décomposée en une distribution scalaire des composants en direction du faisceau est une distribution scalaire des composants en direction azimutale, un filtre de similarité est appliqué à chacune des distributions scalaires dans les directions respectives, une distribution vectorielle lissée est construite à partir de chacune des distributions scalaires résultant de l'application du filtre de similarité, des composants en direction du faisceau et des composants en direction azimutale à l'intérieur de la RPI dans la distribution vectorielle lissée sont permutés avec des composants à nombre réel et des composants à nombre imaginaire respectivement afin de convertir ainsi la distribution vectorielle à l'intérieur de la RPI en une matrice complexe (A), et des valeurs scalaires sont déterminées. 20
 9. Procédé de traitement d'images par ultrasons selon la revendication 1, dans lequel
quand on utilise une sonde à ultrasons (1) du type à réseau bidimensionnel pour acquérir des informations d'image tridimensionnelles ayant une direction de tranchage, qui est orthogonale à une direction du faisceau et à une direction azimutale, ajoutée à celle-ci, à la troisième étape de traitement la distribution vectorielle à l'intérieur de la RPI choisie est décomposée en une distribution scalaire des composants dans la direction du faisceau, une distribution scalaire des composants dans la direction azimutale, et une distribution scalaire des composants dans la direction de tranchage, un filtre de similarité est appliqué à chacune des distributions scalaires dans les distributions respectives, une distribution vectorielle lissée est construite à partir de chacune des distributions scalaires résultant de l'application du filtre de similarité, et des valeurs scalaires sont déterminées. 25
 10. Dispositif de traitement d'images par ultrasons, comprenant une unité d'irradiation (1) qui irradie des ondes ultrasonores vers un sujet ; une unité de détection (7) qui détecte un signal ultrasonore du sujet ; une unité de production de données image (8) qui produit des articles de données image d'au moins deux trames, dont les temporisations de détection sont différentes l'une de l'autre, sur la base d'un résultat de détection par l'unité de détection (7) ; une unité de production d'images de distribution de vecteur-mouvement (10) qui utilise une pluralité de trames parmi les articles de données d'images pour produire une image de distribution vectorielle par un traitement d'analyse prédéterminé du vecteur-mouvement ; une unité de sélection qui sélectionne un procédé de conversion consistant à convertir l'image de distribution de vecteur-mouvement en une image de distribution scalaire ; et une unité de conversion qui convertit l'image de distribution de vecteur-mouvement dans l'image de distribution scalaire en accord avec le procédé de conversion sélectionné, 30
- caractérisé en ce que** l'unité de conversion inclut un premier moyen de traitement qui choisit une petite région RPI à noter à l'intérieur de la distribution de vecteur-mouvement, et qui permute les composants en direction du faisceau et les composants en direction azimutale à l'intérieur de la RPI avec des composants à nombre réel et des composants à nombre imaginaire respectivement, de manière à convertir la distribution de vecteur-mouvement à l'intérieur de la RPI en une matrice complexe (A), 35
- un second moyen de traitement qui exécute un traitement d'expansion de valeurs propres sur la matrice complexe (A) de manière à obtenir une matrice de valeurs propres, et 40
- un troisième moyen de traitement qui détermine une valeur scalaire en obtenant une valeur maximum des 45
- 50
- 55

valeurs absolues des valeurs propres (λ_k) parmi la matrice de valeurs propres ou en obtenant une somme totale des valeurs absolues des valeurs propres (λ_k) ; et

l'unité de conversion met en oeuvre le premier au troisième moyen de traitement sur une pluralité de RPIs à l'intérieur de la distribution de vecteur-mouvement de manière à produire une image de distribution scalaire.

11. Dispositif de traitement d'images par ultrasons selon la revendication 10, dans lequel

l'unité de conversion exécute

un premier traitement consistant à choisir une petite région RPI à noter à l'intérieur de la distribution de vecteur-mouvement, et à appliquer un filtre différentiel spatial de premier ordre à chacune d'une direction de faisceau le long d'un axe du faisceau dans la RPI, et d'une direction azimutale orthogonale à la direction du faisceau de manière à calculer des informations dérivées,

un second traitement consistant à permuter les dérivées en direction du faisceau et les dérivées en direction azimutale à l'intérieur de la RPI avec des composants à nombre réel et des composants à nombre imaginaire respectivement, de manière à convertir la distribution de vecteur-mouvement à l'intérieur de la RPI en une matrice complexe (A),
un troisième traitement consistant à exécuter un traitement d'expansion de valeurs propres sur la matrice complexe (A) de manière à obtenir des valeurs propres (λ_k), et

un quatrième traitement consistant à déterminer une valeur scalaire à calculer en utilisant une valeur maximum des valeurs absolues des valeurs propres (λ_k) parmi la matrice de valeurs propres, en utilisant une somme totale des valeurs absolues des valeurs propres (λ_k), ou en utilisant les valeurs propres (λ_k) ; et

l'unité de conversion met en oeuvre le quatrième au quatrième traitement sur une pluralité de RPIs à l'intérieur de la distribution de vecteur-mouvement de manière à produire une image de distribution scalaire.

12. Dispositif de traitement d'images par ultrasons selon la revendication 10, dans lequel

l'unité de conversion inclut des moyens qui calculent une information dérivée en appliquant un filtre différentiel spatial du premier ordre à chacune d'une direction de faisceau le long d'un axe du faisceau à l'intérieur d'une RPI choisie par le premier moyen de traitement et d'une direction azimutale orthogonale à la direction du faisceau, et détermine une valeur scalaire en mettant en oeuvre une opération de divergence sur la base de l'information dérivée, et qui produit une image à distribution scalaire à partir des valeurs scalaires déterminées pour une pluralité de

RPIs à l'intérieur de la distribution de vecteur-mouvement.

13. Programme de traitement d'images par ultrasons adapté à mettre en oeuvre le procédé de traitement d'images par ultrasons tels que défini dans l'une quelconque des revendications 1 à 8.

FIG. 1

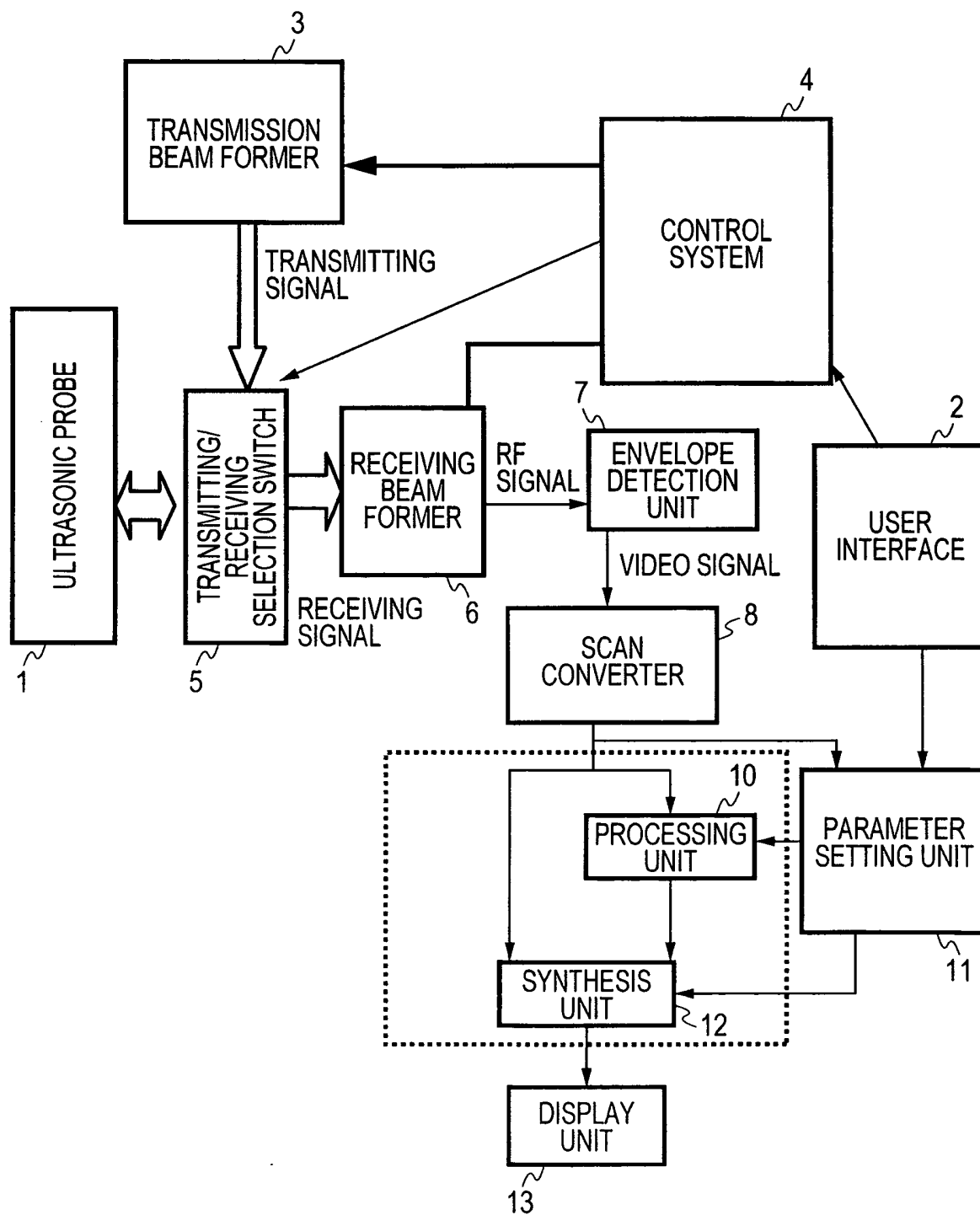


FIG. 2

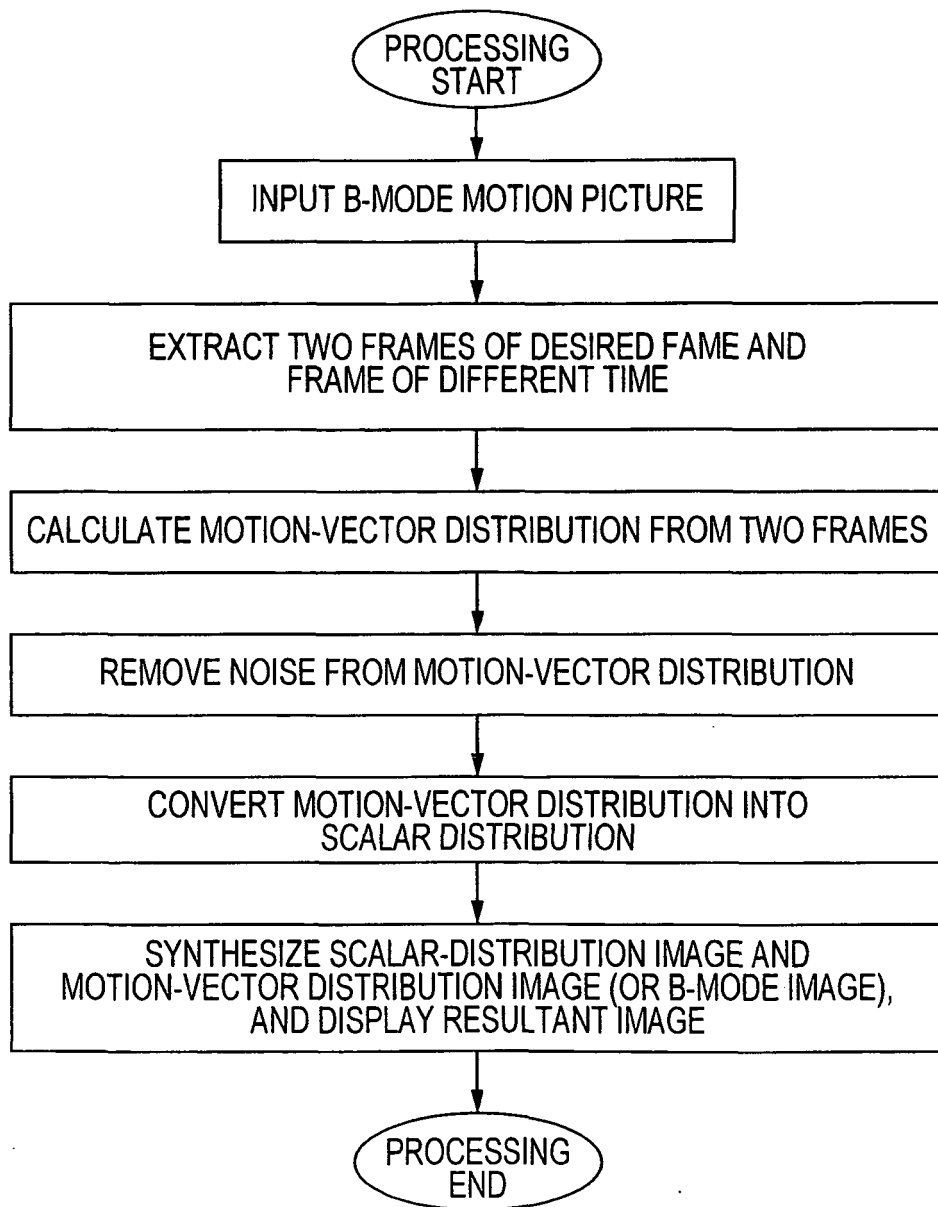


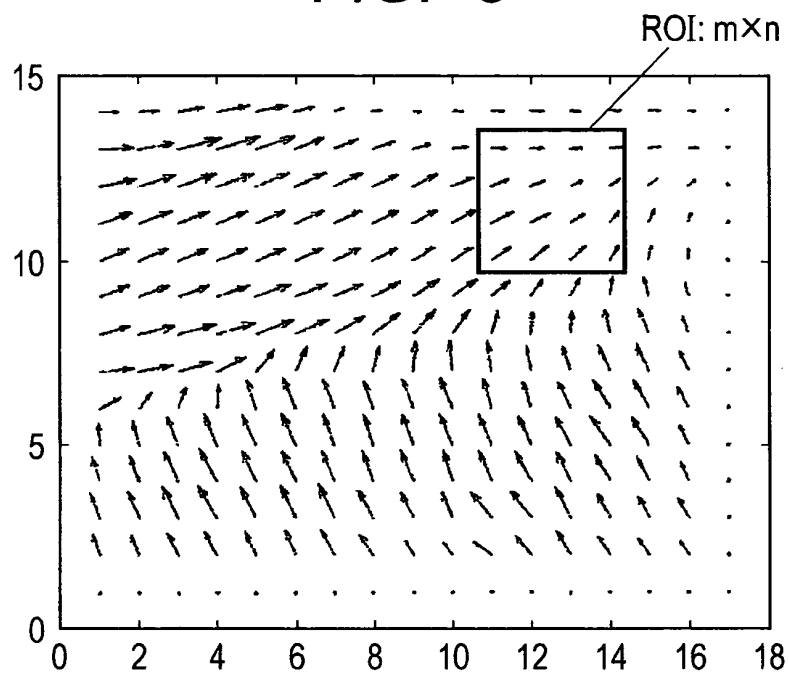
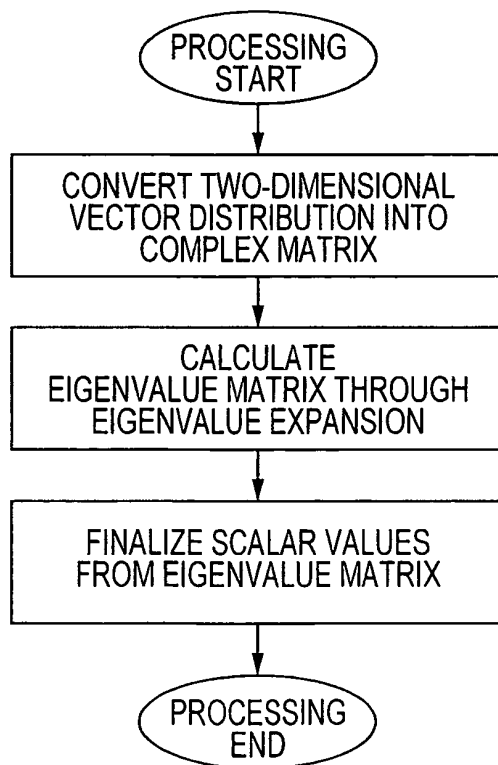
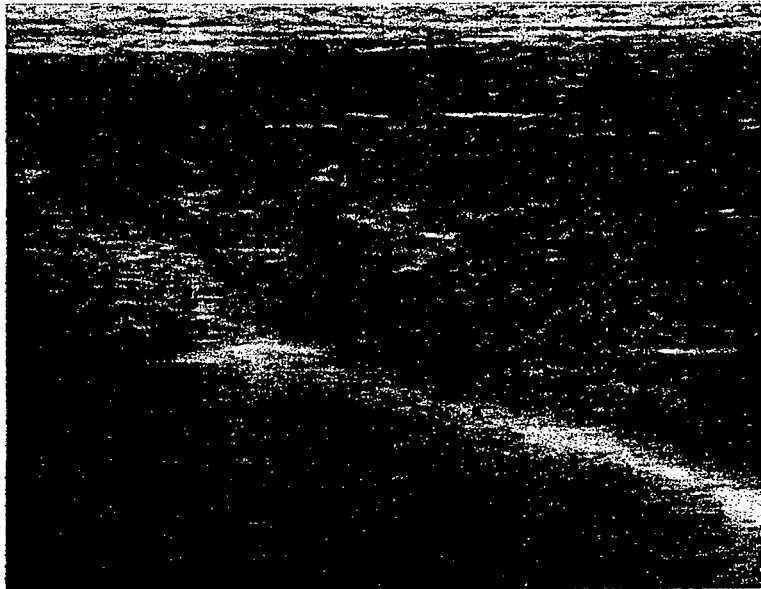
FIG. 3**FIG. 4**

FIG. 5

(a)

B-MODE IMAGE



(b)

MOTION-VECTOR DISTRIBUTION

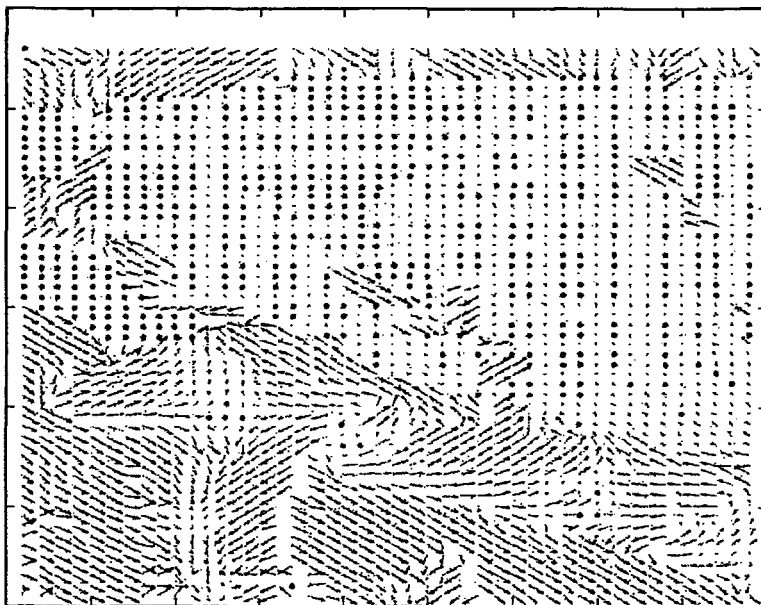
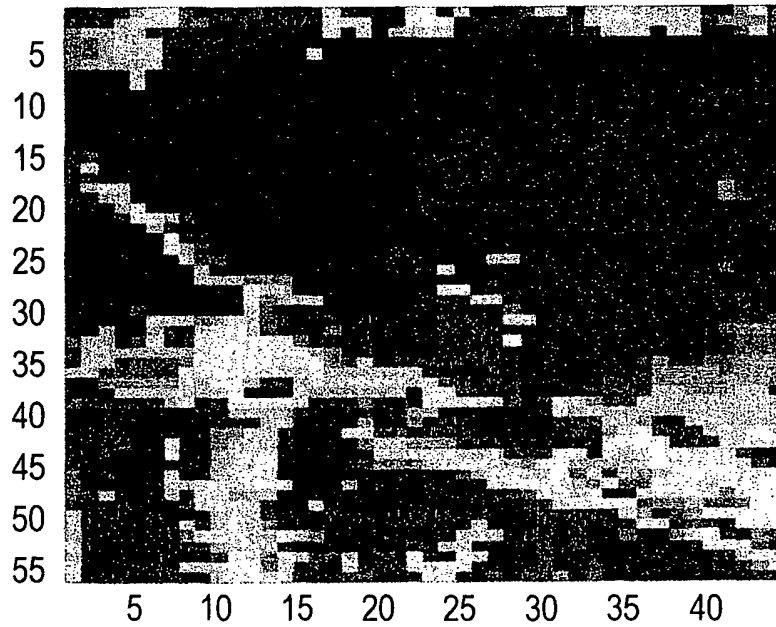


FIG. 6

(a)

CONVENTIONAL METHOD
(CONVERTING VECTOR LENGTHS INTO SCALARS)



(b)

EIGENVALUE DISTRIBUTION (MAXIMUM VALUE)

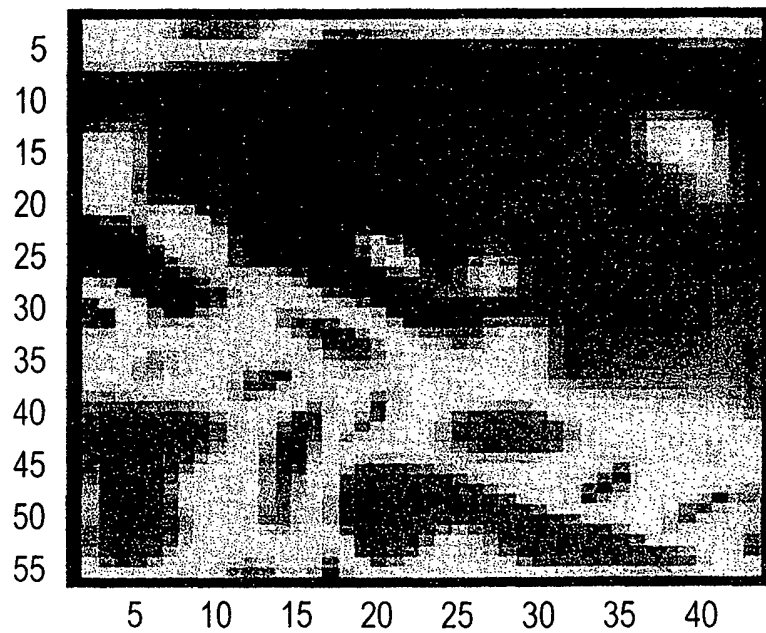
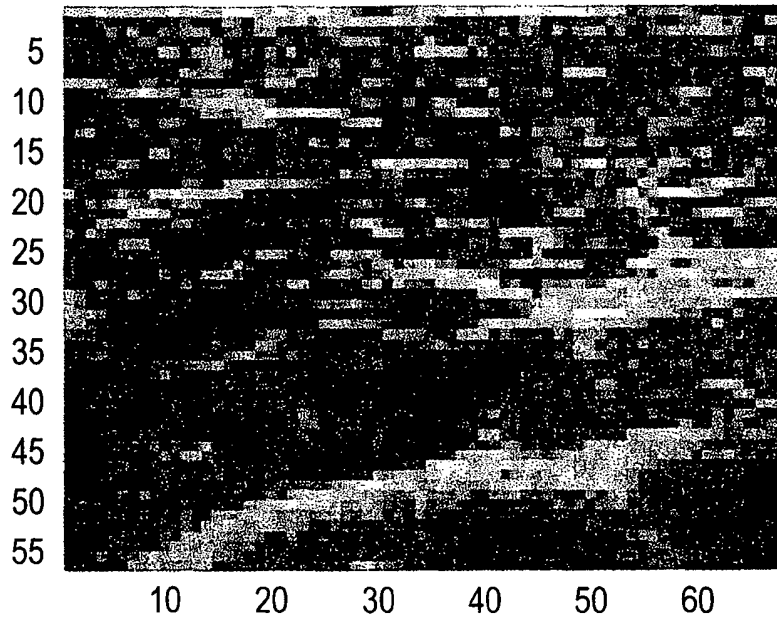


FIG. 7

(a)

B-MODE IMAGE



(b)

MOTION-VECTOR DISTRIBUTION

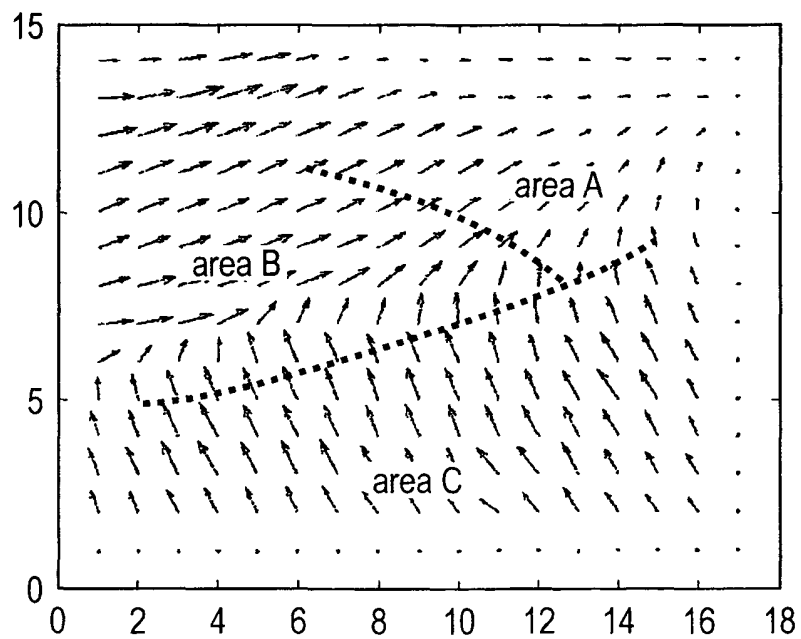
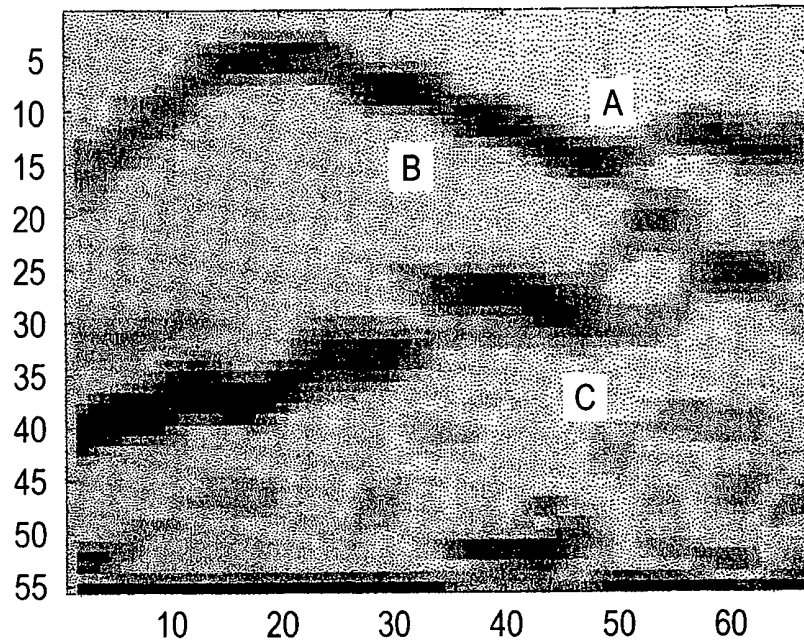


FIG. 8

(a)

DIVERGENCE (y COMPONENT)



(b)

ROTATION (ABSOLUTE VALUE)

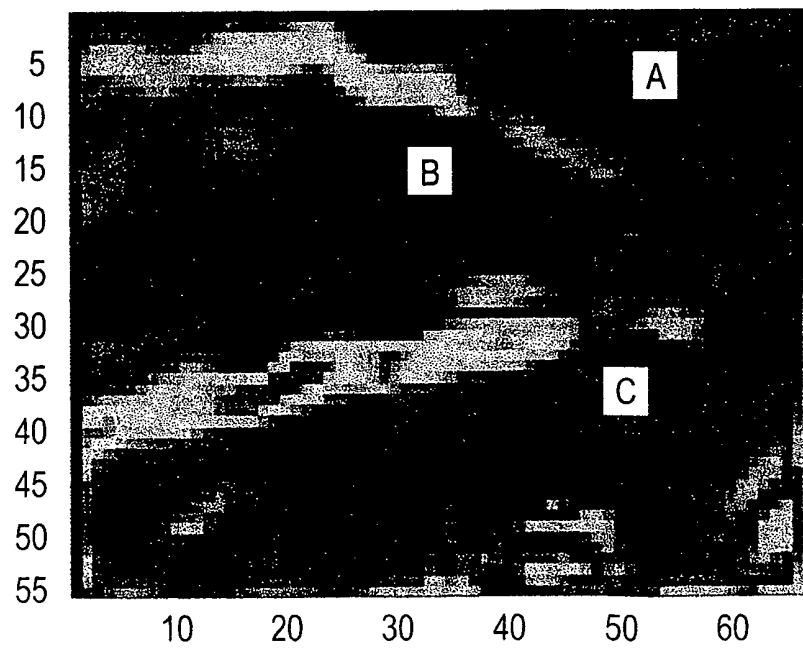
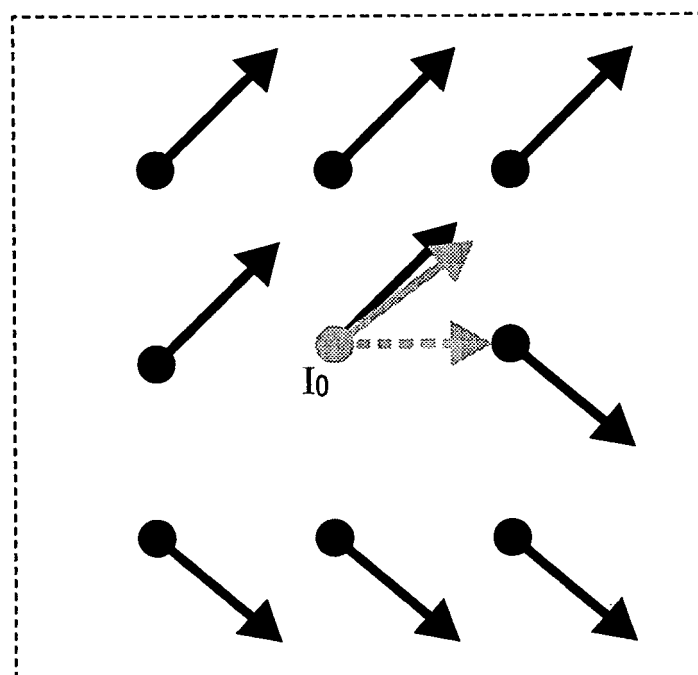


FIG. 9



 SIMILARITY FILTER

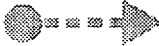
 SMOOTHING FILTER

FIG. 10

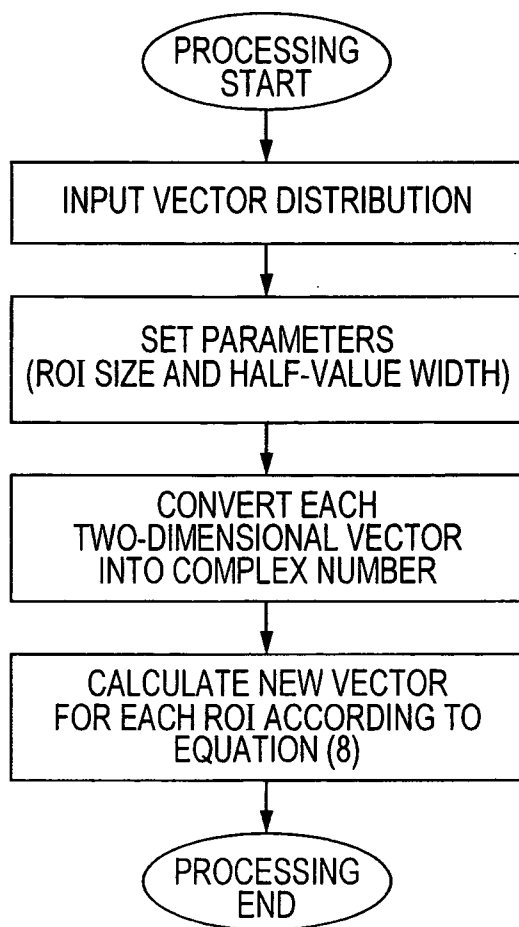
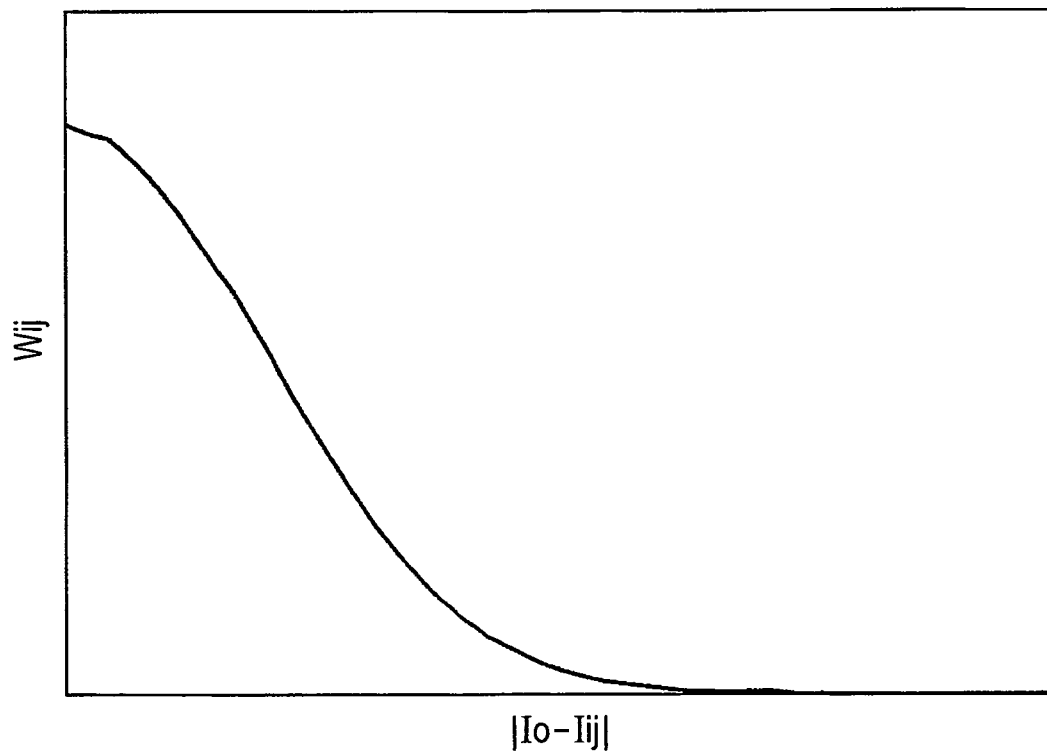


FIG. 11



(EXAMPLE OF ONE-SIDED GAUSSIAN DISTRIBUTION)

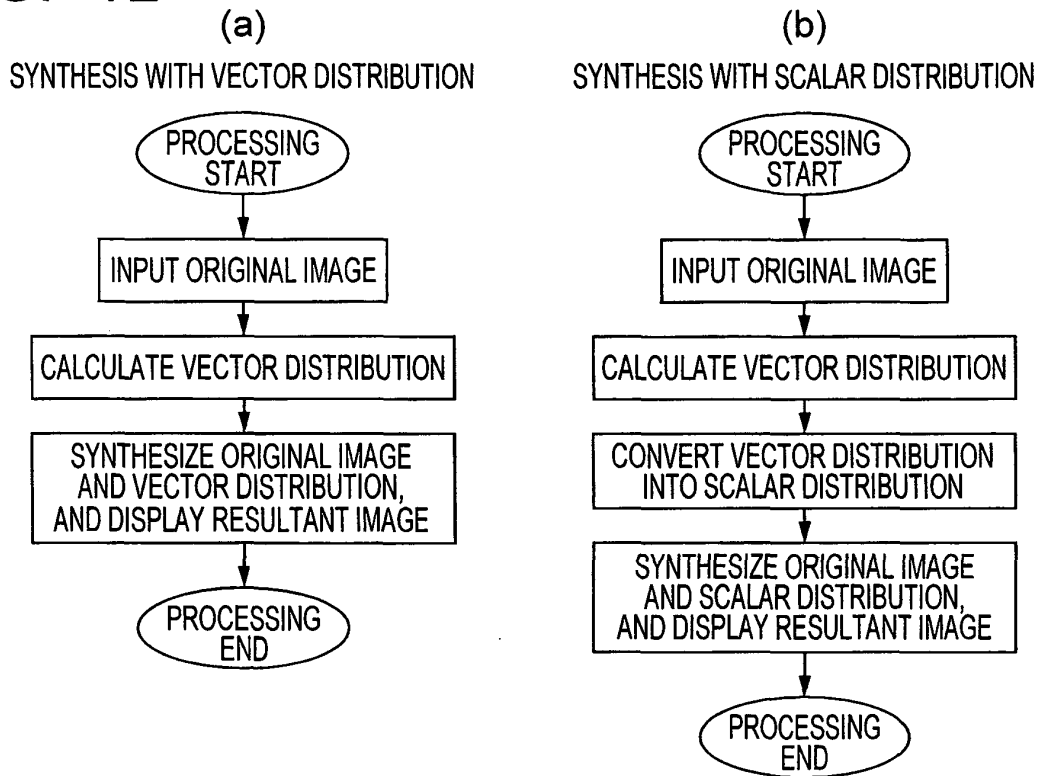
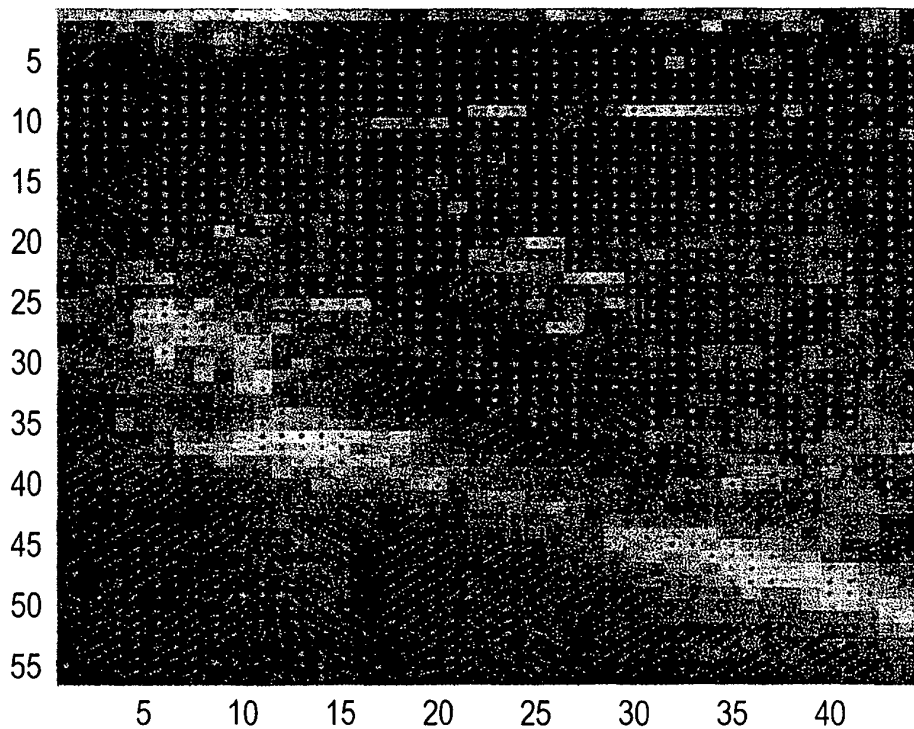
FIG. 12**FIG. 13**

FIG. 14

【NUMBER 1】
$$A = \begin{pmatrix} A_{11}X + iA_{11}Y & A_{12}X + iA_{12}Y & \cdots & A_{1m}X + iA_{1m}Y \\ A_{21}X + iA_{21}Y & \cdots & \cdots & A_{2m}X + iA_{2m}Y \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ A_{m1}X + iA_{m1}Y & \cdots & \cdots & A_{mm}X + iA_{mm}Y \end{pmatrix}$$

【NUMBER 2】
$$Ap_k = A\lambda_k \quad (k \leq m)$$

 λ_k : EIGENVALUE (COMPLEX NUMBER)
 p_k : EIGENVECTOR (m ROWS AND 1 COLUMNS)

【NUMBER 3】
$$\text{div}A = \nabla \cdot A = \frac{\partial A_x}{\partial x} + \frac{\partial A_y}{\partial y}$$

【NUMBER 4】
$$\begin{pmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix}$$

【NUMBER 5】
$$\text{rot}A = \nabla \times A = \frac{\partial A_y}{\partial x} - \frac{\partial A_x}{\partial y}$$

【NUMBER 6】
$$S_{xy} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial A_x}{\partial x} + \frac{\partial A_y}{\partial y} \right)$$

【NUMBER 7】
$$I_{ij} = A_{xij} + iA_{yij}$$

【NUMBER 8】
$$I_0' = \frac{\sum I_{ij} W_{ij}}{\sum W_{ij}}$$

【NUMBER 9】
$$I_{ijk} = (A_{xijk}, A_{yijk}, A_{zijk})$$

【NUMBER 10】
$$I_0' = \frac{\sum I_{ijk} W_{ijk}}{\sum W_{ijk}}$$

REFERENCES CITED IN THE DESCRIPTION

This list of references cited by the applicant is for the reader's convenience only. It does not form part of the European patent document. Even though great care has been taken in compiling the references, errors or omissions cannot be excluded and the EPO disclaims all liability in this regard.

Patent documents cited in the description

- JP 2004135929 A [0005]
- JP 2008079792 A [0005]
- JP 2004129773 A [0005]

Non-patent literature cited in the description

- imagine of Tumor Boundary Using Motion Vector Mapping. **K-I KAWABATA et al.** Ultrasonics Symposium. IEEE, October 2006, 2040-2043 [0005]

专利名称(译)	超声波图像处理方法和装置，以及超声波图像处理程序		
公开(公告)号	EP2347716B1	公开(公告)日	2015-03-25
申请号	EP2009824569	申请日	2009-10-29
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	日立医疗器械股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	日立医疗器械股份有限公司		
[标]发明人	MASUI HIRONARI AZUMA TAKASHI		
发明人	MASUI, HIRONARI AZUMA, TAKASHI		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 G06T7/20		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/5246 A61B8/5276 G06T7/215 G06T2207/10132		
优先权	2008287290 2008-11-10 JP		
其他公开文献	EP2347716A1 EP2347716A4		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波图像处理方法和装置，以及超声波图像处理程序，其可以对应于根据诊断或治疗的区域或目的而不同的分析方法。超声图像处理方法包括图像数据创建步骤，其存储通过照射部分用超声波照射对象并通过检测部分检测来自对象的超声信号而获得的检测结果，并创建不同的至少两帧图像数据。在基于所存储的检测结果的检测定时中，运动矢量分布图像创建步骤基于通过使用多个图像数据帧的预定运动矢量分析来创建运动矢量分布图像，以及转换步骤，基于多个建立的感兴趣区域 (ROI) 将矢量分布图像转换为标量分布图像。

