

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2013-540560

(P2013-540560A)

(43) 公表日 平成25年11月7日(2013.11.7)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/12 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/12テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2013-536628 (P2013-536628)
 (86) (22) 出願日 平成23年9月21日 (2011. 9. 21)
 (85) 翻訳文提出日 平成25年4月23日 (2013. 4. 23)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2011/052644
 (87) 国際公開番号 W02012/057940
 (87) 国際公開日 平成24年5月3日 (2012. 5. 3)
 (31) 優先権主張番号 61/407, 854
 (32) 優先日 平成22年10月28日 (2010. 10. 28)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

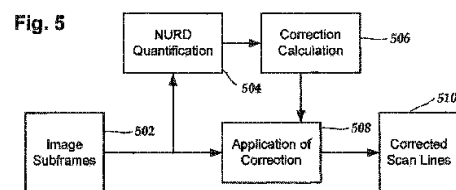
(71) 出願人 506192652
 ボストン サイエントフィック サイム
 ド, インコーポレイテッド
 BOSTON SCIENTIFIC S
 CIMED, INC.
 アメリカ合衆国 55311-1566
 ミネソタ州 メープル グローブ ワン
 シメッド プレイス (番地なし)
 (74) 代理人 100092093
 弁理士 辻居 幸一
 (74) 代理人 100082005
 弁理士 熊倉 禎男
 (74) 代理人 100088694
 弁理士 弟子丸 健

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像内の不均一回転歪みを低減するためのシステム及び方法

(57) 【要約】

超音波画像を発生させる方法は、回転する超音波撮像装置を用いて得られた連続する超音波走査線を含む画像フレームを受信する段階と、複数の走査線の各々に対して少なくとも第1の相互相関値及び第2の相互相関値を決定する段階とを含む。複数の走査線の各々の走査線に対して、第1の相互相関値は、個々の走査線を有する複数の連続する走査線を含む第1のサブフレームと、第1のサブフレームから第1の整数値だけシフトされた複数の走査線を含む第2のサブフレームとの間の相互相関係数を含む。第2の相関値は、第1のサブフレームと、第1のサブフレームから第1の整数値とは異なる第2の整数値だけシフトされた複数の走査線を含む第3のサブフレームとの間の相互相関係数を含む。本方法は、複数の走査線のうちの多数の走査線に対して個々に、評価されている走査線に対する第1及び第2の相関値のうちの少なくとも一方を用いて、評価されている走査線が不均一回転歪みを示すか否かを評価する段階を更に含む。複数の走査線のうちの少なくとも1つに対して第1及び第2の相関値のうちの少なくとも一方を用いて、不均一回



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波画像を発生させる方法であって、

回転する超音波撮像装置を用いて得られた連続する超音波走査線を含む画像フレームを受信する段階と、

複数の前記走査線の各々に対して少なくとも第 1 の相互相関値及び第 2 の相互相関値を決定する段階であって、該複数の走査線の各個々の走査線に対して、該第 1 の相互相関値が、該個々の走査線を有する複数の連続する走査線を含む第 1 のサブフレームと、該第 1 のサブフレームから第 1 の整数値だけシフトされた複数の走査線を含む第 2 のサブフレームとの間の相互相関係数を含み、該第 2 の相関値が、該第 1 のサブフレームと、該第 1 のサブフレームから該第 1 の整数値とは異なる第 2 の整数値だけシフトされた複数の走査線を含む第 3 のサブフレームとの間の相互相関係数を含む前記決定する段階と、

前記複数の走査線のうちの多数の走査線に対して個々に、評価されている走査線が不均一回転歪みを示すか否かを該評価されている走査線に対する前記第 1 及び第 2 の相関値のうちの少なくとも一方を用いて評価する段階と、

前記複数の走査線のうちの少なくとも 1 つに対して前記第 1 及び第 2 の相関値のうちの少なくとも一方を用いて不均一回転歪みに対する補正を適用する段階と、

前記補正が適用された少なくとも前記複数の走査線を用いて超音波画像を発生させる段階と、

前記超音波画像を表示する段階と、

を含むことを特徴とする方法。

【請求項 2】

前記第 1 の相互相関値及び前記第 2 の相互相関値は、正規化されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記第 1 の整数値は、1であることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記第 2 の整数値は、2であることを特徴とする請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

L が、前記撮像フレーム内の走査線であり、かつ r が、該走査線のサンプル点である場合の該画像フレーム F (r , L) に対して、前記第 1 のサブフレームは、特定の走査線 L 付近の Δ_L 本の走査線及び [r₁ , r₂] の範囲のサンプル点を有し、前記第 1 の相互相関値は、C (L , δ_L) であり、ここで、 δ_L は、前記第 1 の整数値であり、かつ該第 1 の相互相関値を決定するのに使用されることになり、かつ

$$C(L, \delta_L) = \frac{\sum_{L' = -(\Delta_L - 1)/2}^{(\Delta_L - 1)/2} \sum_{r=r_1}^{r_2} (F(r, L+L') - \bar{F}(L)) \cdot (F(r, L+\delta_L+L') - \bar{F}(L+\delta_L))}{\sqrt{\sum_{L' = -(\Delta_L - 1)/2}^{(\Delta_L - 1)/2} \sum_{r=r_1}^{r_2} (F(r, L+L') - \bar{F}(L))^2} \cdot \sqrt{\sum_{L' = -(\Delta_L - 1)/2}^{(\Delta_L - 1)/2} \sum_{r=r_1}^{r_2} (F(r, L+\delta_L+L') - \bar{F}(L+\delta_L))^2}}$$

ここで、

$$\bar{F}(L) = \frac{1}{\Delta_L \cdot (r_2 - r_1)} \cdot \sum_{L' = -(\Delta_L - 1)/2}^{(\Delta_L - 1)/2} \sum_{r=r_1}^{r_2} (F(r, L+L'))$$

であることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

L が、前記撮像フレーム内の走査線であり、かつ r が、該走査線のサンプル点である場合の該画像フレーム F (r , L) に対して、前記第 1 のサブフレームは、特定の走査線 L 付近の Δ_L 本の走査線及び [r₁ , r₂] の範囲のサンプル点を有し、前記第 1 の相互相関値は、C R (L , δ_L) であり、ここで、 δ_L は、前記第 1 の整数値であり、かつ該第 1 の

相互相関値を決定するのに使用されることになり、 $CR(L, \delta_L)$ は、該線 L 付近の $C(L, \delta_L)$ の正規化された多線平均であり、ここで、

$$C(L, \delta_L) = \frac{\sum_{L'=-\frac{(\Delta_L-1)}{2}}^{\frac{(\Delta_L-1)}{2}} \sum_{r=r_1}^{r_2} (F(r, L+L') - \bar{F}(L)) \cdot (F(r, L+\delta_L+L') - \bar{F}(L+\delta_L))}{\sqrt{\sum_{L'=-\frac{(\Delta_L-1)}{2}}^{\frac{(\Delta_L-1)}{2}} \sum_{r=r_1}^{r_2} (F(r, L+L') - \bar{F}(L))^2} \cdot \sqrt{\sum_{L'=-\frac{(\Delta_L-1)}{2}}^{\frac{(\Delta_L-1)}{2}} \sum_{r=r_1}^{r_2} (F(r, L+\delta_L+L') - \bar{F}(L+\delta_L))^2}}$$

ここで、

$$\bar{F}(L) = \frac{1}{\Delta_L \cdot (r_2 - r_1)} \cdot \sum_{L'=-\frac{(\Delta_L-1)}{2}}^{\frac{(\Delta_L-1)}{2}} \sum_{r=r_1}^{r_2} (F(r, L+L')) \quad 10$$

であることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記第 1 の相互相関値は、 $CR(L, 1)$ であり、前記第 2 の相互相関値は、 $CR(L, 3)$ であることを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

走査線 l に対する不均一回転に対する前記補正は、

$CR(L, 1) \leq 1$ の時に、 $s(L) = k / CR(L, 1)$ 、

$CR(L, 1) > 1$ かつ $C_s \leq 0$ の時に、 $s(L) = k / 2$ 、

$CR(L, 1) > 1$ かつ $C_s > 0$ の時に、 $s(L) = k / 2 / (1 + C_s)$ 、

ここで、 k は、スケーリング定数、かつ

$C_s = (C_{3\text{thresh}} - CR(L, 3)) / (CR(L, 3) - CR(L, 1))$ 、

ここで、 $C_{3\text{thresh}}$ は、 $CR(L, 3)$ に対して選択された閾値レベルである、

ことを特徴とする請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

n 番目の画像フレーム内の走査線 L に対する不均一回転に対する前記補正は、 $s'_n(L) = \alpha s_{n-1}(L) + (1 - \alpha) s_n(L)$ であり、ここで、 $\alpha < 1$ は、重み付け定数であり、該 n 番目の画像フレームに形成される非平滑化走査線補正 $s_n(L)$ は、

$CR(L, 1) \leq 1$ の時に、 $s_n(L) = k / CR(L, 1)$ 、

$CR(L, 1) > 1$ かつ $C_s \leq 0$ の時に、 $s_n(L) = k / 2$ 、

$CR(L, 1) > 1$ かつ $C_s > 0$ の時に、 $s_n(L) = k / 2 / (1 + C_s)$ 、

ここで、 k は、スケーリング定数、かつ

$C_s = (C_{3\text{thresh}} - CR(L, 3)) / (CR(L, 3) - CR(L, 1))$ 、

ここで、 $C_{3\text{thresh}}$ は、 $CR(L, 3)$ に対して選択された閾値レベルである、

ことを特徴とする請求項 7 に記載の方法。

【請求項 10】

n 番目の画像フレーム内の走査線 L に対する不均一回転に対する前記補正は、

$$s'_n(L) = \sum_{n'=-\Delta_1}^{\Delta_2} \alpha_{n'} s_{n+n'}(L) \quad 40$$

であり、ここで、

$$\sum_{n=\Delta_1}^{\Delta_2} \alpha_n = 1$$

であり、 Δ_1 及び Δ_2 は、整数であり、かつ同じか又は異なることができ、該 n 番目の画像フレームに形成される非平滑化走査線補正 $s_n(L)$ は、

$CR(L, 1) \leq 1$ の時に、 $s_n(L) = k / CR(L, 1)$ 、

$CR(L, 1) > 1$ かつ $C_s \leq 0$ の時に、 $s_n(L) = k / 2$ 、

$CR(L, 1) > 1$ かつ $C_s > 0$ の時に、 $s_n(L) = k / 2 / (1 + C_s)$ 、

ここで、 k は、スケーリング定数、かつ

$$C_s = (C_{3\text{thresh}} - CR(L, 3)) / (CR(L, 3) - CR(L, 1)),$$

ここで、 $C_{3\text{thresh}}$ は、 $CR(L, 3)$ に対して選択された閾値レベルである、
ことを特徴とする請求項 7 に記載の方法。

【請求項 11】

走査線 1 に対する不均一回転に対する前記補正は、

$$s_T(L) = \beta s(L) + (1 - \beta) s_g(L),$$

であり、ここで、

$$CR(L, 1) \leq 1 \text{ の時に、 } s(L) = k / CR(L, 1),$$

$$CR(L, 1) > 1 \text{ かつ } C_s \leq 0 \text{ の時に、 } s(L) = k / 2,$$

$$CR(L, 1) > 1 \text{ かつ } C_s > 0 \text{ の時に、 } s(L) = k / 2 / (1 + C_s),$$

ここで、 k は、スケーリング定数、

$$C_s = (C_{3\text{thresh}} - CR(L, 3)) / (CR(L, 3) - CR(L, 1)),$$

ここで、 $C_{3\text{thresh}}$ は、 $CR(L, 3)$ に対して選択された閾値レベル、

$$C(L; 1) \leq 1 \text{ の時に、 } s_g(L) = k_g / C(L; 1),$$

$$C(L; 1) > 1 \text{ かつ } C_s \leq 0 \text{ の時に、 } s_g(L) = k_g / 2,$$

$$C(L; 1) > 1 \text{ かつ } C_s > 0 \text{ の時に、 } s_g(L) = k_g / 2 / (1 + C_s),$$

k_g は、スケーリング定数、例えば、1、かつ、

β は、0 と 1 の間にある重み付け定数、

である、

ことを特徴とする請求項 7 に記載の方法。

【請求項 12】

超音波画像を発生させるためのプロセッサ実行可能命令を有するコンピュータ可読媒体であって、

プロセッサ実行可能命令が、デバイス上にインストールされた時に、

回転する超音波撮像装置を用いて得られた連続する超音波走査線を含む撮像データを受信する段階と、

複数の前記走査線の各々に対して少なくとも第 1 の相互相関値及び第 2 の相互相関値を決定する段階であって、該複数の走査線の各個々の走査線に対して、該第 1 の相互相関値が、該個々の走査線を有する複数の連続する走査線を含む第 1 のサブフレームと、該第 1 のサブフレームから第 1 の整数値だけシフトされた複数の走査線を含む第 2 のサブフレームとの間の相互相関係数を含み、該第 2 の相関値が、該第 1 のサブフレームと、該第 1 のサブフレームから該第 1 の整数値とは異なる第 2 の整数値だけシフトされた複数の走査線を含む第 3 のサブフレームとの間の相互相関係数を含む前記決定する段階と、

前記複数の走査線のうちの多数の走査線に対して個々に、評価されている走査線が不均一回転歪みを示すか否かを該評価されている走査線に対する前記第 1 及び第 2 の相関値のうちの少なくとも一方を用いて評価する段階と、

前記複数の走査線のうちの少なくとも 1 つに対して前記第 1 及び第 2 の相関値のうちの少なくとも一方を用いて不均一回転歪みに対する補正を適用する段階と、

前記補正が適用された少なくとも前記複数の走査線を用いて超音波画像を発生させる段階と、

前記超音波画像を表示する段階と、

を含むアクションを前記デバイスが実施することを可能にする、

ことを特徴とするコンピュータ可読媒体。

【請求項 13】

L が、前記撮像フレーム内の走査線であり、かつ r が、該走査線のサンプル点である場合の該画像フレーム $F(r, L)$ に対して、前記第 1 のサブフレームは、特定の走査線 L 付近の Δ_L 本の走査線及び $[r_1, r_2]$ の範囲のサンプル点を有し、前記第 1 の相互相関値は、 $CR(L, \delta_L)$ であり、ここで、 δ_L は、前記第 1 の整数値であり、かつ該第 1 の相互相関値を決定するのに使用されることになり、 $CR(L, \delta_L)$ は、該線 L 付近の C

10

20

30

40

50

(L, δ_L) の正規化された多線平均であり、ここで、

$$C(L, \delta_L) = \frac{\sum_{L' = -(\Delta_L - 1)/2}^{(\Delta_L - 1)/2} \sum_{r=r_1}^{r_2} (F(r, L+L') - \bar{F}(L)) \cdot (F(r, L+\delta_L+L') - \bar{F}(L+\delta_L))}{\sqrt{\sum_{L' = -(\Delta_L - 1)/2}^{(\Delta_L - 1)/2} \sum_{r=r_1}^{r_2} (F(r, L+L') - \bar{F}(L))^2} \cdot \sqrt{\sum_{L' = -(\Delta_L - 1)/2}^{(\Delta_L - 1)/2} \sum_{r=r_1}^{r_2} (F(r, L+\delta_L+L') - \bar{F}(L+\delta_L))^2}}$$

ここで、

$$\bar{F}(L) = \frac{1}{\Delta_L \cdot (r_2 - r_1)} \cdot \sum_{L' = -(\Delta_L - 1)/2}^{(\Delta_L - 1)/2} \sum_{r=r_1}^{r_2} (F(r, L+L')) \quad 10$$

であることを特徴とする請求項 1 2 に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 1 4】

前記第 1 の相互相関値は、 $CR(L, 1)$ であり、前記第 2 の相互相関値は、 $CR(L, 3)$ であることを特徴とする請求項 1 3 に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 1 5】

走査線 1 に対する不均一回転に対する前記補正は、

$CR(L, 1) \leq 1$ の時に、 $s(L) = k / CR(L, 1)$ 、

$CR(L, 1) > 1$ かつ $C_s \leq 0$ の時に、 $s(L) = k / 2$ 、

$CR(L, 1) > 1$ かつ $C_s > 0$ の時に、 $s(L) = k / 2 / (1 + C_s)$ 、

ここで、 k は、スケーリング定数、かつ

$C_s = (C_{3\text{thresh}} - CR(L, 3)) / (CR(L, 3) - CR(L, 1))$ 、

ここで、 $C_{3\text{thresh}}$ は、 $CR(L, 3)$ に対して選択された閾値レベルである、

ことを特徴とする請求項 1 4 に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 1 6】

n 番目の画像フレーム内の走査線 L に対する不均一回転に対する前記補正は、 $s'_n(L) = \alpha s_{n-1}(L) + (1 - \alpha) s_n(L)$ であり、ここで、 $\alpha < 1$ は、重み付け定数であり、該 n 番目の画像フレームに形成される非平滑化走査線補正 $s_n(L)$ は、

$CR(L, 1) \leq 1$ の時に、 $s_n(L) = k / CR(L, 1)$ 、

$CR(L, 1) > 1$ かつ $C_s \leq 0$ の時に、 $s_n(L) = k / 2$ 、

$CR(L, 1) > 1$ かつ $C_s > 0$ の時に、 $s_n(L) = k / 2 / (1 + C_s)$ 、

ここで、 k は、スケーリング定数、かつ

$C_s = (C_{3\text{thresh}} - CR(L, 3)) / (CR(L, 3) - CR(L, 1))$ 、

ここで、 $C_{3\text{thresh}}$ は、 $CR(L, 3)$ に対して選択された閾値レベルである、

ことを特徴とする請求項 1 4 に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 1 7】

n 番目の画像フレーム内の走査線 L に対する不均一回転に対する前記補正は、

$$s'_n(L) = \sum_{n' = -\Delta_1}^{\Delta_2} \alpha_{n'} s_{n+n'}(L) \quad 40$$

であり、ここで、

$$\sum_{n = \Delta_1}^{\Delta_2} \alpha_n = 1$$

であり、 Δ_1 及び Δ_2 は、整数であり、かつ同じか又は異なることができ、該 n 番目の画像フレームに形成される非平滑化走査線補正 $s_n(L)$ は、

$CR(L, 1) \leq 1$ の時に、 $s_n(L) = k / CR(L, 1)$ 、

$CR(L, 1) > 1$ かつ $C_s \leq 0$ の時に、 $s_n(L) = k / 2$ 、

$CR(L, 1) > 1$ かつ $C_s > 0$ の時に、 $s_n(L) = k / 2 / (1 + C_s)$ 、

ここで、 k は、スケーリング定数、かつ

$C_s = (C_{3\text{thresh}} - CR(L, 3)) / (CR(L, 3) - CR(L, 1))$ 、
 ここで、 $C_{3\text{thresh}}$ は、 $CR(L, 3)$ に対して選択された閾値レベルである、
 ことを特徴とする請求項14に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項18】

走査線1に対する不均一回転に対する前記補正は、

$$s_T(L) = \beta s(L) + (1 - \beta) s_g(L)、$$

であり、ここで、

$$CR(L, 1) \leq 1 \text{ の時に、 } s(L) = k / CR(L, 1)、$$

$$CR(L, 1) > 1 \text{ かつ } C_s \leq 0 \text{ の時に、 } s(L) = k / 2、$$

$$CR(L, 1) > 1 \text{ かつ } C_s > 0 \text{ の時に、 } s(L) = k / 2 / (1 + C_s)、$$

k は、スケーリング定数、

$$C_s = (C_{3\text{thresh}} - CR(L, 3)) / (CR(L, 3) - CR(L, 1))、$$

ここで、 $C_{3\text{thresh}}$ は、 $CR(L, 3)$ に対して選択された閾値レベル、

$$C(L; 1) \leq 1 \text{ の時に、 } s_g(L) = k_g / C(L; 1)、$$

$$C(L; 1) > 1 \text{ かつ } C_s \leq 0 \text{ の時に、 } s_g(L) = k_g / 2、$$

$$C(L; 1) > 1 \text{ かつ } C_s > 0 \text{ の時に、 } s_g(L) = k_g / 2 / (1 + C_s)、$$

k_g は、スケーリング定数、例えば、1、かつ

β は、0と1の間にある重み付け定数である、

ことを特徴とする請求項14に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項19】

超音波画像を発生させるためのシステムであって、

カテーテルと、

前記カテーテル内に挿入可能な超音波撮像コアであって、該超音波撮像コアが、少なくとも1つの変換器を含み、かつ複数の半径方向走査線を提供するために該超音波撮像コアの少なくとも一部分の回転に向けて構成かつ配置される前記超音波撮像コアと、

前記超音波撮像コアに結合可能であり、

前記超音波撮像コアを用いて得られた前記複数の走査線を受信する段階と、

複数の前記走査線の各々に対して少なくとも第1の相互相関値及び第2の相互相関値を決定する段階であって、該複数の走査線の各個々の走査線に対して、該第1の相互相関値が、該個々の走査線を有する複数の連続する走査線を含む第1のサブフレームと、該第1のサブフレームから第1の整数値だけシフトされた複数の走査線を含む第2のサブフレームとの間の相互相関係数を含み、該第2の相関値が、該第1のサブフレームと、該第1のサブフレームから該第1の整数値とは異なる第2の整数値だけシフトされた複数の走査線を含む第3のサブフレームとの間の相互相関係数を含む前記決定する段階と、

前記複数の走査線のうちの多数の走査線に対して個々に、評価されている走査線が不均一回転歪みを示すか否かを該評価されている走査線に対する前記第1及び第2の相関値のうちの少なくとも一方を用いて評価する段階と、

前記複数の走査線のうちの少なくとも1つに対して前記第1及び第2の相関値のうちの少なくとも一方を用いて不均一回転歪みに対する補正を適用する段階と、

前記補正が適用された少なくとも前記複数の走査線を用いて超音波画像を発生させる段階と、

前記超音波画像を表示する段階と、

を含むアクションを可能にするプロセッサ可読命令を実行するためのプロセッサと、

を含むことを特徴とするシステム。

【請求項20】

L が、前記撮像フレーム内の走査線であり、かつ r が、該走査線のサンプル点である場合の該画像フレーム $F(r, L)$ に対して、前記第1のサブフレームは、特定の走査線 L 付近の Δ_L 本の走査線及び $[r_1, r_2]$ の範囲のサンプル点を有し、前記第1の相互相関値は、 $CR(L, \delta_L)$ であり、ここで、 δ_L は、前記第1の整数値であり、かつ該第1の相互相関値を決定するのに使用されることになり、 $CR(L, \delta_L)$ は、該線 L 付近の C

10

20

30

40

50

(L, δ_L) の正規化された多線平均であり、ここで、

$$C(L, \delta_L) = \frac{\sum_{L' = -(\Delta_L - 1)/2}^{(\Delta_L - 1)/2} \sum_{r=r_1}^{r_2} (F(r, L+L') - \bar{F}(L)) \cdot (F(r, L+\delta_L+L') - \bar{F}(L+\delta_L))}{\sqrt{\sum_{L' = -(\Delta_L - 1)/2}^{(\Delta_L - 1)/2} \sum_{r=r_1}^{r_2} (F(r, L+L') - \bar{F}(L))^2} \cdot \sqrt{\sum_{L' = -(\Delta_L - 1)/2}^{(\Delta_L - 1)/2} \sum_{r=r_1}^{r_2} (F(r, L+\delta_L+L') - \bar{F}(L+\delta_L))^2}}$$

ここで、

$$\bar{F}(L) = \frac{1}{\Delta_L \cdot (r_2 - r_1)} \cdot \sum_{L' = -(\Delta_L - 1)/2}^{(\Delta_L - 1)/2} \sum_{r=r_1}^{r_2} (F(r, L+L')) \quad 10$$

であることを特徴とする請求項 19 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

〔関連出願への相互参照〕

本出願は、引用によって本明細書に組み込まれる 2010 年 10 月 28 日出願の米国特許仮出願出願番号第 61/407,854 号の恩典を請求するものである。

【0002】

本発明は、患者内に挿入可能な撮像システムの分野、並びに撮像システムを製造及び使用する方法に関する。本発明はまた、超音波画像内の不均一回転歪みの影響を低減する方法及び撮像システムに関する。 20

【背景技術】

【0003】

患者内に挿入可能な超音波デバイスは、様々な疾患及び障害に対する診断機能を明らかにしている。例えば、血管内超音波（「IVUS」）撮像システムは、閉塞血管を診断し、血流を回復又は増加させるためのステント及び他のデバイスを選択して配置するのに開業医を助ける情報を提供するための撮像方式として使用されている。IVUS 撮像システムは、血管内の特定の場所に形成された粥腫斑を診断するのに使用されている。IVUS 撮像システムは、血管内の閉塞又は狭窄の存在、並びに閉塞又は狭窄の性質及び程度を判断するのに使用することができる。IVUS 撮像システムは、血管システムのうちで、例えば、1つ又はそれよりも多くの構造（例えば、撮像することが望ましくない 1つ又はそれよりも多くの血管）による動き（例えば、拍動する心臓）又は閉塞に起因して、血管造影のような他の血管内撮像技術を用いて可視化することが困難である場合があるセグメントを可視化するのに使用することができる。IVUS 撮像システムは、血管造影及びステント配置のような実施中の血管内治療を実時間（又はほぼ実時間）でモニタ又は査定するのに使用することができる。更に、IVUS 撮像システムは、1つ又はそれよりも多くの心腔をモニタするのに使用することができる。 30

【0004】

IVUS 撮像システムは、様々な疾患又は障害を可視化するための診断ツールを提供するために開発されている。IVUS 撮像システムは、制御モジュール（パルス発生器、画像処理プロセッサ、及びモニタを有する）と、カテーテルと、カテーテルに配置された 1つ又はそれよりも多くの変換器とを含むことができる。変換器を含むカテーテルは、血管壁又は血管壁の近くの患者組織のような撮像される領域内又はその近くのルーメン又は空洞に位置決めすることができる。制御モジュール内のパルス発生器は、1つ又はそれよりも多くの変換器に送出され、患者組織を通じて送信される音響パルスに変換される電気パルスを発生させる。送信された音響パルスの反射パルスは、1つ又はそれよりも多くの変換器によって吸収され、電気パルスに変換される。変換された電気パルスは、画像処理プロセッサに送出され、モニタ上に表示可能な画像に変換される。多くの撮像システムにおいて、変換器は、血管全体を撮像するために回転する。変換器の不均一な回転は、画像を 40 50

歪ませる場合がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】米国特許第7, 246, 959号明細書

【特許文献2】米国特許第7, 306, 561号明細書

【特許文献3】米国特許第6, 945, 938号明細書

【特許文献4】米国特許出願公開第2006/0100522号明細書

【特許文献5】米国特許出願公開第2006/0106320号明細書

【特許文献6】米国特許出願公開第2006/0173350号明細書

【特許文献7】米国特許出願公開第2006/0253028号明細書

【特許文献8】米国特許出願公開第2007/0016054号明細書

【特許文献9】米国特許出願公開第2007/0038111号明細書

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0006】

一実施形態は、超音波画像を発生させる方法である。本方法は、回転する超音波撮像装置（arrangement）を用いて得られた連続する超音波走査線を含む画像フレームを受信する段階と、複数の走査線の各々に対して少なくとも第1の相互相関値及び第2の相互相関値を決定（determine）する段階とを含む。複数の走査線の各個々の走査線に対して、第1の相互相関値は、個々の走査線を有する複数の連続する走査線を含む第1のサブフレームと、第1のサブフレームから第1の整数値だけシフトされた複数の走査線を含む第2のサブフレームとの間の相互相関係数を含む。第2の相関値は、第1のサブフレームと、第1のサブフレームから第1の整数値とは異なる第2の整数値だけシフトされた複数の走査線を含む第3のサブフレームとの間の相互相関係数を含む。更に、本方法は、複数の走査線のうちの多数の走査線に対して個々に、評価されている走査線に対する第1及び第2の相関値のうちの少なくとも一方を用いて、評価されている走査線が不均一回転歪みを示すか否かを評価する段階を含む。複数の走査線のうちの少なくとも1つに対して第1及び第2の相関値のうちの少なくとも一方を用いて、不均一回転歪みに対する補正が適用される。補正が適用された少なくとも複数の走査線を用いて超音波画像を発生させ、超音波画像が表示される。

【0007】

別の実施形態は、超音波画像を発生させるためのプロセッサ実行可能命令を有するコンピュータ可読媒体である。プロセッサ実行可能命令は、デバイス上にインストールされた時に、回転する超音波撮像装置を用いて得られた連続する超音波走査線を含む撮像データを受信する段階と、複数の走査線の各々に対して、少なくとも第1の相互相関値及び第2の相互相関値を決定する段階であって、複数の走査線の各個々の走査線に対して、第1の相互相関値が、個々の走査線を有する複数の連続する走査線を含む第1のサブフレームと、第1のサブフレームから第1の整数値だけシフトされた複数の走査線を含む第2のサブフレームとの間の相互相関係数を含み、第2の相関値が、第1のサブフレームと、第1のサブフレームから第1の整数値とは異なる第2の整数値だけシフトされた複数の走査線を含む第3のサブフレームとの間の相互相関係数を含む前記決定する段階と、複数の走査線のうちの多数の走査線に対して個々に、評価されている走査線に対する第1及び第2の相関値のうちの少なくとも一方を用いて、評価されている走査線が不均一回転歪みを示すか否かを評価する段階と、複数の走査線のうちの少なくとも1つに対して第1及び第2の相関値のうちの少なくとも一方を用いて、不均一回転歪みに対する補正を適用する段階と、補正が適用された少なくとも複数の走査線を用いて超音波画像を発生させる段階と、超音波画像を表示する段階とを含むアクションをデバイスが実施することを可能にする。

【0008】

更に別の実施形態は、超音波画像を発生させるためのシステムである。システムは、カ

10

20

30

40

50

テーテルと、カテーテル内に挿入可能な超音波撮像コアとを含む。超音波撮像コアは、少なくとも1つの変換器を含み、かつ複数の半径方向走査線を提供するために超音波撮像コアの少なくとも一部分の回転に向けて構成かつ配置される。システムはまた、プロセッサを含み、プロセッサは、超音波撮像コアに結合可能であり、かつ超音波撮像コアを用いて得られた複数の走査線を受信する段階と、複数の走査線の各々に対して第1の相互相関値及び第2の相互相関値を決定する段階であって、複数の走査線の各個々の走査線に対して、第1の相互相関値が、個々の走査線を有する複数の連続する走査線を含む第1のサブフレームと、第1のサブフレームから第1の整数値だけシフトされた複数の走査線を含む第2のサブフレームとの間の相互相関係数を含み、第2の相関値が、第1のサブフレームと、第1のサブフレームから第1の整数値とは異なる第2の整数値だけシフトされた複数の走査線を含む第3のサブフレームとの間の相互相関係数を含む前記決定する段階と、複数の走査線のうちの多数の走査線に対して個々に、評価されている走査線に対する第1及び第2の相関値のうちの少なくとも一方を用いて、評価されている走査線が不均一回転歪みを示すか否かを評価する段階と、複数の走査線のうちの少なくとも1つに対して第1及び第2の相関値のうちの少なくとも一方を用いて不均一回転歪みに対する補正を適用する段階と、補正が適用された少なくとも複数の走査線を用いて超音波画像を発生させる段階と、超音波画像を表示する段階とを含むアクションを可能にするプロセッサ可読命令を実行することができる。

10

【0009】

本発明の非限定的かつ非網羅的な実施形態を以下の図面を参照して説明する。図面内では、別途指定しない限り、様々な図を通して類似の参照番号は同様部分を指す。

20

【0010】

本発明のより明快な理解のために、添付図面との関連で読解される以下に続く「発明を実施するための形態」を参照されたい。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明による患者内への挿入に適する超音波撮像システムの一実施形態の概略図である。

【図2】本発明による図1の超音波撮像システムとの併用に適するカテーテルの一実施形態の概略側面図である。

30

【図3】本発明により撮像コアがシース内に形成されたルーメンに配置された図2のカテーテルの遠位端の一実施形態の略長手断面図である。

【図4】走査線の間隔を示す概略図である。

【図5】本発明による不均一回転歪みを少なくとも部分的に補正する方法の一実施形態を示す略ブロック図である。

【図6】本発明による相互相関値と走査線セットに対する走査線補正の一実施形態とのグラフである。

【図7】撮像データセットに適用される補正の量を分類する方法の一実施形態を示す略ブロック図である。

【発明を実施するための形態】

40

【0012】

本発明は、患者内に挿入可能な撮像システムの分野、並びに撮像システムを製造及び使用する方法に関する。本発明はまた、超音波画像内の不均一回転歪みの影響を低減する方法及び撮像システムに関する。

【0013】

本明細書に説明する方法、システム、及びデバイスは、多くの異なる形態に実施することができ、本明細書に公開する実施形態に限定されると解釈すべきではない。それに応じて、本明細書に説明する方法、システム、及びデバイスは、完全にハードウェアの実施形態、完全にソフトウェアの実施形態、又はソフトウェア態様とハードウェア態様とを組み合わせる実施形態の形態を取ることができる。本明細書に説明する方法は、プロセッサを

50

含むコンピュータのようなあらゆる種類のコンピュータデバイス、又は各デバイスが処理の少なくとも一部を実施するコンピュータデバイスのあらゆる組合せを用いて実施することができる。

【0014】

適切なコンピュータデバイスは、典型的に大容量メモリを含み、かつ典型的にデバイス間の通信を含む。大容量メモリは、一タイプのコンピュータ可読媒体、すなわち、コンピュータストレージ媒体を示している。コンピュータストレージ媒体は、コンピュータ可読命令、データ構造、プログラムモジュール、又は他のデータのような情報の格納のためのあらゆる方法又は技術に実施された揮発性、不揮発性、取外し可能、及び着脱不能の媒体を含むことができる。コンピュータストレージ媒体の例は、RAM、ROM、EEPROM、フラッシュメモリ、又は他のメモリ技術、CD-ROM、デジタル多用途ディスク（DVD）、又は他の光ストレージ、磁気カセット、磁気テープ、磁気ディスクストレージ、又は他の磁気ストレージデバイス、又は望ましい情報を格納するのに使用することができる、コンピュータデバイスによってアクセス可能なあらゆる他の媒体を含む。

【0015】

デバイス又はシステムの構成要素の間の通信法は、有線と無線（例えば、RF、光、又は赤外線）の両方の通信法を含むことができ、そのような方法は、別の種類のコンピュータ可読媒体、すなわち、通信媒体を提供する。一般的に、通信媒体は、コンピュータ可読命令、データ構造、プログラムモジュール、又は他のデータを搬送波、データ信号、又は他の転送機構のような変調データ信号内に具現化し、かつあらゆる情報送出媒体を含む。

「変調データ信号」及び「搬送波信号」という用語は、特性のうちの1つ又はそれよりも多くが、情報、命令、及びデータなどを信号内に符号化するように設定又は変更された信号を含む。一例として、通信媒体は、ツイストペア、同軸ケーブル、光ファイバ、導波管、及び他の有線媒体のような有線媒体と、音響、RF、赤外線、及び他の無線媒体のような無線媒体とを含む。

【0016】

適切な血管内超音波（「IVUS」）撮像システムは、患者内への経皮挿入に向けて構成かつ配置されたカテーテルの遠位端上に配置された1つ又はそれよりも多くの変換器を含むが、これに限定されない。カテーテルを使用するIVUS撮像システムの例は、例えば、米国特許第7,246,959号明細書、第7,306,561号明細書、及び第6,945,938号明細書、並びに米国特許出願公開第2006/0100522号明細書、第2006/0106320号明細書、第2006/0173350号明細書、第2006/0253028号明細書、第2007/0016054号明細書、及び第2007/0038111号明細書に見出され、これらの文献の全てが、引用によって本明細書に組み込まれている。

【0017】

図1は、IVUS撮像システムの一実施形態100を略示している。IVUS撮像システム100は、制御モジュール104に結合されたカテーテル102を含む。制御モジュール104は、例えば、プロセッサ106、パルス発生器108、駆動ユニット110、及び1つ又はそれよりも多くのディスプレイ112を含むことができる。少なくとも一部の実施形態において、パルス発生器108は、カテーテル102に配置された1つ又はそれよりも多くの変換器（図3の312）に入力することができる電気パルスを形成する。

【0018】

少なくとも一部の実施形態において、カテーテル102に配置された撮像コア（図3の306）を駆動するために駆動ユニット110からの機械エネルギーを使用することができる。少なくとも一部の実施形態において、1つ又はそれよりも多くの変換器（図3の312）から送信される電気信号を処理に向けてプロセッサ106に入力することができる。少なくとも一部の実施形態において、1つ又はそれよりも多くの変換器（図3の312）からの処理済み電気信号を1つ又はそれよりも多くのディスプレイ112上に1つ又はそれよりも多くの画像として表示することができる。例えば、走査線サンプル（例えば、半

径方向走査線サンプルなど)を1つ又はそれよりも多くのディスプレイ112上に1つ又はそれよりも多くの画像を表示するための2次元直交格子にマップするために、走査コンバータを使用することができる。

【0019】

少なくとも一部の実施形態において、制御モジュールプロセッサ106は、制御モジュール104の他の構成要素のうちの1つ又はそれよりも多くの機能を制御するために使用することができる。例えば、プロセッサ106は、パルス発生器108から送信される電気パルスの周波数又は持続時間、駆動ユニット110による撮像コア(図3の306)の回転速度、駆動ユニット110による撮像コア(図3の306)の後退の速度又は長さ、又は1つ又はそれよりも多くのディスプレイ112上に形成される1つ又はそれよりも多くの画像の1つ又はそれよりも多くの特性のうちの少なくとも1つを制御するのに使用することができる。

10

【0020】

図2は、IVUS撮像システム(図1の100)のカテーテルの一実施形態102の概略側面図である。カテーテル102は、細長部材202とハブ204とを含む。細長部材202は、近位端206と遠位端208を含む。図2では、細長部材202の近位端206は、カテーテルハブ204に結合され、細長部材の遠位端208は、患者内への経皮挿入に向けて構成かつ配置される。任意的に、カテーテル102は、少なくとも1つのフラッシュポート210のようなフラッシュポートを形成することができる。フラッシュポート210は、ハブ204内に形成される。ハブ204は、制御モジュール(図1の104)に結合されるように構成かつ配置することができる。一部の実施形態において、細長部材202とハブ204は、単体として形成される。他の実施形態において、細長部材202とカテーテルハブ204は、別々に形成され、その後に関与される。

20

【0021】

図3は、カテーテル102の細長部材202の遠位端の一実施形態208の略斜視図である。細長部材202は、長手軸303を有するシース302とルーメン304とを含む。撮像コア306は、ルーメン304に配置される。撮像コア306は、手動又はコンピュータ制御の駆動機構を使用するか、いずれかで回転可能な駆動シャフト310の遠位端に結合された撮像デバイス308を含む。1つ又はそれよりも多くの変換器312は、撮像デバイスに装着することができ、音響信号を送受信するのに使用することができる。シース302は、患者内への挿入に適するあらゆる可撓性の生体適合材料から形成することができる。適切な材料の例は、例えば、ポリエチレン、ポリウレタン、プラスチック、ネジ切りステンレス鋼、及びニチノールハイポチューブなど、又はこれらの組合せを含む。

30

【0022】

好ましい実施形態(図3に示すような)では、撮像デバイス308には変換器312のアレイが装着される。別の実施形態において、単一の変換器を使用することができる。あらゆる適切な個数の変換器312を使用することができる。例えば、2個、3個、4個、5個、6個、7個、8個、9個、10個、12個、15個、16個、20個、25個、50個、100個、500個、1000個、又はそれよりも多い変換器を存在させることができる。認識されるであろうが、他の個数の変換器を使用することができる。複数の変換器312が使用される場合には、変換器312は、例えば、環状配列又は矩形配列などを含むあらゆる適切な配列に構成することができる。

40

【0023】

1つ又はそれよりも多くの変換器312は、印加される電気パルスを1つ又はそれよりも多くの変換器312の面上の圧力歪みに変換することができ、その逆も同じく行うことができる。1つ又はそれよりも多くの公知の材料から形成することができる。適切な材料の例は、圧電セラミック材料、圧電複合材料、圧電プラスチック、チタン酸バリウム、チタン酸ジルコン酸鉛、メタニオブ酸鉛、及びフッ化ポリビニリデンなどを含む。他の変換器技術は、複合材料、単結晶複合材、及び半導体素子(例えば、容量性マイクロ機械超音波変換器(「cMUT」)、圧電マイクロ機械超音波変換器(「pMUT」)など)を含む

50

。

【0024】

1つ又はそれよりも多くの変換器312上の圧力歪みは、1つ又はそれよりも多くの変換器312の共振周波数に基づく周波数の音響パルスを形成する。1つ又はそれよりも多くの変換器312の共振周波数は、1つ又はそれよりも多くの変換器312を形成するのに使用されるサイズ、形状、及び材料によって影響を受ける場合がある。1つ又はそれよりも多くの変換器312は、カテーテル102に位置決めされ、望ましい周波数の音響パルスを1つ又はそれよりも多くの選択された方向に伝播させるのに適するあらゆる形状で形成することができる。例えば、変換器は、円盤形、ブロック形、矩形、及び長円形などとすることができる。1つ又はそれよりも多くの変換器は、例えば、ダイスカット、ダイス

10

【0025】

例として、1つ又はそれよりも多くの変換器312の各々は、伝導性音響レンズと、吸音材（例えば、タングステン粒子を有するエポキシ基板）から形成された伝導性裏当て材との間に圧着された圧電材料の層を含むことができる。作動中には、音響パルスの送信をもたらすために、裏当て材と音響レンズの両方によって圧電層を電氣的に励起することができる。

【0026】

1つ又はそれよりも多くの変換器312は、周囲の空間の半径方向断面画像を形成するために使用することができる。従って、例えば、1つ又はそれよりも多くの変換器312は、カテーテル102に配置され、患者の血管内に挿入されると、血管壁及び血管を取り囲む組織の画像を形成するのに使用することができる。

20

【0027】

撮像コア306は、カテーテル102の長手軸303の回りに回転される。撮像コア306が回転する時に、1つ又はそれよりも多くの変換器312は、異なる半径方向に（すなわち、異なる半径方向走査線に沿って）音響信号を送信する。例えば、1つ又はそれよりも多くの変換器312は、周回毎に256本の半径方向走査線などのような規則的な（又は不規則な）区分で音響信号を送信することができる。上述の代わりに、他の本数の半径方向走査線を周回毎に送信することができることは理解されるであろう。

30

【0028】

十分なエネルギーを伴って送信された音響パルスが、1つ又はそれよりも多くの組織境界のような1つ又はそれよりも多くの媒質境界と遭遇すると、送信音響パルスの一部分は、エコーパルスとして送信変換器に反射して戻される。検出するのに十分なエネルギーを伴って変換器に到達する各エコーパルスは、受信変換器内で電気信号に変換される。1つ又はそれよりも多くの変換済み電気信号は、制御モジュール（図1の104）に送信され、そこでプロセッサ106が、電気信号の特性を処理して、送信された音響パルス及び受信されたエコーパルスの各々からの情報集合に少なくとも部分的に基づいて撮像領域の表示可能画像を形成する。少なくとも一部の実施形態において、撮像コア306の回転は、制御モジュール（図1の104）に配置された駆動ユニット110によって駆動される。別の

40

【0029】

1つ又はそれよりも多くの変換器312が、音響パルスを送信しながらカテーテル102の長手軸303の回りに回転されると、関連の血管壁及び血管を取り囲む組織のような1つ又はそれよりも多くの変換器312を取り囲む領域の一部分の半径方向断面画像（例えば、断層撮影画像）を集合的に形成する複数の画像を形成することができる。半径方向断面画像は、任意的に1つ又はそれよりも多くのディスプレイ112上に表示することができる。撮像コア306のうちの少なくとも1つは、手動又はコンピュータ制御の機構を

50

使用するかのいずれかで回転させることができる。

【0030】

撮像コア306は、血管の長手長さに沿って複数の断面画像を形成することができるように、カテーテル102が挿入される血管に沿って縦方向に移動することができる。撮像手順中に、1つ又はそれよりも多くの変換器312は、カテーテル102の長手長さに沿って後退させる（すなわち、引き戻す）ことができる。カテーテル102は、1つ又はそれよりも多くの変換器312の引き戻し中に後退させることができる少なくとも1つの伸縮自在区画を含むことができる。少なくとも一部の実施形態において、駆動ユニット110は、カテーテル102内での撮像コア306の引き戻しを駆動する。駆動ユニット110の撮像コアの引き戻し距離は、例えば、少なくとも5cm、10cm、15cm、20cm、25cm、又はそれよりも長い距離を含むあらゆる適切な距離とすることができる。撮像手順中に、撮像コア306をカテーテル102とは独立して縦方向に移動しながら又は移動せずにそのいずれかでカテーテル102全体を後退させることができる。

10

【0031】

撮像コア306が回転しながら後退されると、画像は、血管に沿って連続する螺旋形状を集合的に形成することができる。撮像コア306を引き戻す上で、任意的にステッパモータを使用することができる。ステッパモータは、撮像コア306を短い距離だけ引き戻し、1つ又はそれよりも多くの変換器306が画像又は一連の画像を取り込むのに十分に長く停止し、その後、別の短い距離だけ撮像コア306を引き戻し、再度、別の画像又は一連の画像を取り込み、以降同様に続けることができる。

20

【0032】

1つ又はそれよりも多くの変換器312から異なる深さにおいて生成される画像の品質は、例えば、音響パルスの帯域幅、変換器焦点、ビームパターン、並びに周波数を含む1つ又はそれよりも多くのファクタによって影響を受ける場合がある。1つ又はそれよりも多くの変換器312から出力される音響パルスの周波数は、1つ又はそれよりも多くの変換器312から出力される音響パルスの侵入深さに影響を及ぼす可能性もある。一般的に、音響パルスの周波数が下がる時に、患者組織内の音響パルスの侵入深さは増大する。少なくとも一部の実施形態において、IVUS撮像システム100は、5MHzから100MHzの周波数範囲で作動する。

【0033】

1つ又はそれよりも多くの導体314は、変換器312をモジュール104（例えば、図1を参照されたい）に電気的に接続することができる。この場合、1つ又はそれよりも多くの導体314は、回転可能駆動シャフト310の長手長さに沿って延びることができる。

30

【0034】

撮像コア308の遠位端208に装着された1つ又はそれよりも多くの変換器312を有するカテーテル102は、血管のような撮像される選択領域のうちの選択部分から離れた部位において、大腿動脈、大腿静脈、又は頸静脈のような到達可能な血管を通じて経皮的に患者内に挿入することができる。次に、患者の血管を通じて、選択された血管の一部のような選択された撮像箇所にカテーテル102を給送することができる。

40

【0035】

上述のように、一般的に、作動中に変換器又はミラーが回転される。変換器又はミラーが回転する時に、変換器は、パルスを印加されて音響エネルギーを送信する。次に、変換器は、反射音響エネルギーを受信する。受信期間中に、変換器又はミラーは、静止又は回転することができる。2つのパルスの間の受信音響エネルギーを走査線と呼ぶことができる。一般的に、各走査線は、経時的な反射音響エネルギーの受信を表すいくつかの点を含み、一般的に、深さに相関付けられる。少なくとも一部の実施形態において、周回毎の走査線本数は、少なくとも64、100、128、200、256、300、400、500、512、1000、又は1028である。

【0036】

50

理想的には、走査線は、等しい距離だけ分離する。走査線の等しい間隔は、均一な回転によって達成することができる。回転が不均一である場合には、走査線の間隔も不均一になる。そのような不均一性は、多くの場合に不均一回転歪み（NURD）と呼ばれるものをもたらす場合があり、超音波画像内に歪みを生成する場合がある。図4は、各走査線 l_1 、 l_2 、 $\dots$ 、 l_n を回転距離（x 軸）に対してグラフにすることによって不均一回転の概念を略示している。y 軸は、各走査線に対するサンプル点に対応する。図4では、走査線 l_1 、 l_2 、及び l_3 は均等に分離し、均一な回転を示している。それとは対照的に、線 l_{i-1} と l_i は互いに近く、変換器又はミラーの回転速度が低速になった場合があることを示している。線 l_i と l_{i+1} 及び線 l_{i+3} と l_{i+4} は更に分離し、変換器又はミラーの回転速度が増加した場合があることを示している。

10

【0037】

走査線及びそれに関連するデータを精査することができ、不均一回転歪みの存在を観察し、少なくとも部分的に補正することができる。本明細書では不均一回転歪みの補正を超音波撮像の状況で説明しているが、この補正は、光学干渉断層撮影のような回転撮像受信機を利用する他の撮像技術に適用することができることは理解されるであろう。

【0038】

図5は、不均一回転歪み（NURD）を少なくとも部分的に補正するための手順の一実施形態を略示するブロック図である。画像フレーム内の各走査線 L 付近のNURDのレベルを画像サブフレームの間の相互相関値を通して計算することができる。画像サブフレームは、画像フレームから選択される（ボックス502）。一例として、各々が r_T 個のサンプル点を含む L_T 本の走査線を含む各画像フレーム $F(r, L)$ に対して、画像サブフレームは、各走査線からの範囲 $[r_1, r_2]$ の連続サンプル点を含むように選択され、各サブフレームは、走査線 L の前後に分配され、この走査線 L を含む本数 Δ_L の連続走査線を含み、サンプル点 r の前後に分配され、このサンプル点 r を含む。画像フレーム内の撮像データは、変換器からの直接の無線周波数（RF）データ、又は少なくとも部分的に処理されたデータ（例えば、フィルタリング、振幅検出、対数圧縮、又は他の非線形振幅マッピングが施されたデータ）とすることができることは理解されるであろう。画像フレームは、超音波データの連続する取得にわたって平均することができる。

20

【0039】

サブフレーム内の走査線の合計本数 Δ_L は、2本、3本、4本、5本、6本、7本、8本、9本、10本、11本、12本、又はそれよりも多くとすることができる。好ましくは、サブフレームの走査線は、特定の走査線 L に関して対称に選択され、その結果、 Δ_L は奇数になる（例えば、3本、5本、7本、9本、11本等）。

30

【0040】

サブフレームの範囲 $[r_1, r_2]$ 内の走査線毎のサンプル点の個数は、好ましくは、走査線内のサンプル点の合計個数の少なくとも8分の1であり、走査線のサンプル点の少なくとも4分の1、2分の1、3分の2、4分の3、又は更に全てとすることができる。各走査線は、同じ個数のサンプル点を有することができ、又は異なる個数のサンプル点を有することができることは理解されるであろう。

【0041】

一部の実施形態において、画像フレーム内の各走査線付近のNURDのレベルが推定され、従って、画像フレーム内の全ての走査線が計算に向けて選択される。代替的に、NURDのレベルは、走査線の一部分（例えば、2本に1本の走査線又は3本に1本の走査線）に対してのみ推定され、従って、走査線の部分集合が計算に向けて選択される。

40

【0042】

次に、画像フレームから選択された各走査線に対して不均一回転歪み（NURD）の存在又は不在が判断される（ボックス504）。この判断は、選択された各線に対して隣接のサブフレーム間の2つ又はそれよりも多くの相互相関値を計算する段階を含む。少なくとも一部の実施形態において、サブフレーム相互相関値は、選択された走査線を含むサブフレームと、この線を含んでも含まなくてもよい別のサブフレームとの間で計算される。

50

【0043】

各サブフレーム相互相関値は、サブフレームと、元のサブフレームを整数の走査線本数 δ_L だけシフトしたものに对应する別のサブフレームとの間で計算される。特定のサブフレームにおいて計算される各相互相関値は、異なる δ_L 値に関するものである。整数の本数 δ_L は、1、2、3、4、5、6、7、8、又はそれよりも多いようなあらゆる適切な整数値とすることができ、正又は負とすることができる。

【0044】

相互相関値 $C(L; \delta_L)$ の一例は、次式で与えられる。

$$C(L; \delta_L) = \frac{\sum_{L' = -(\Delta_L - 1)/2}^{(\Delta_L - 1)/2} \sum_{r=r_1}^{r_2} (F(r, L+L') - \bar{F}(L)) \cdot (F(r, L+\delta_L+L') - \bar{F}(L+\delta_L))}{\sqrt{\sum_{L' = -(\Delta_L - 1)/2}^{(\Delta_L - 1)/2} \sum_{r=r_1}^{r_2} (F(r, L+L') - \bar{F}(L))^2} \cdot \sqrt{\sum_{L' = -(\Delta_L - 1)/2}^{(\Delta_L - 1)/2} \sum_{r=r_1}^{r_2} (F(r, L+\delta_L+L') - \bar{F}(L+\delta_L))^2}} \quad 10$$

ここで、以下の通りである。

$$\bar{F}(L) = \frac{1}{\Delta_L \cdot (r_2 - r_1)} \cdot \sum_{L' = -(\Delta_L - 1)/2}^{(\Delta_L - 1)/2} \sum_{r=r_1}^{r_2} (F(r, L+L'))$$

この事例では、相互相関値は正規化されている。代替的に、i) 相互相関値は正規化されない、ii) 相互相関値は、平均値（例えば、

$$\bar{F}(L)$$

及び

$$\bar{F}(L+\delta_L)$$

) を減算せずに計算されるか、又は iii) i) と ii) との組合せである。

【0045】

これらの相互相関値は、撮像システムの横方向分解能と回転歪みの両方の関数である。相互相関値に対する回転歪み効果を画像分解能のものから分離するために、 $C(L; \delta_L)$ を画像フレームの全体又は隣接の部分にわたるその平均で正規化することによって相対相互相関値 $CR(L; \delta_L)$ を計算することができる。

$$CR(L; \delta_L) = \frac{(2D+1) \cdot C(L; \delta_L)}{\sum_{L' = -D}^D C(L+L'; \delta_L)} \quad 30$$

ここで、 $2D+1 < L_T$ は、フレーム内又はフレームのうちの選択部分内の合計走査線本数である。

【0046】

例として、選択された各線に対して相互相関値 $CR(L; 1)$ 及び $CR(L; 3)$ を計算することができる。画像フレーム内の個々の走査線は、選択されたサブフレーム相互相関値閾値条件に基づいて不均一回転歪みを明らかにするように識別することができる。一例として、閾値条件は、サブフレーム相互相関値のうちの1つ又はそれよりも多く又は特定の1つが閾値範囲外のものであった場合に、不均一回転歪みが示されるとすることができる。例えば、不均一回転歪みを持たない画像線は、 $CR(L, 1) = 1$ を有することになることが予想されることになる。1前後の閾値範囲の外側に $CR(L; 1)$ を有する画像線は、不均一回転歪みの存在の高い可能性を示すことになる。他の相互相関値（例えば、 $CR(L; 3)$ ）では、予想値は1ではない可能性が高くなり、別の数値（例えば、撮像データにおける平均値又は中央値）とすることができる。あらゆる適切な閾値範囲及び閾値を使用することができ、閾値範囲は、予想値（例えば、 $CR(L; 1)$ ）に対しては1）に関して対称又は非対称とすることができる。例えば、閾値範囲は、t が1よりも小さ

10

20

30

40

50

いあらゆる適切な値である場合に、 $1 - t$ から $1 + t$ までとすることができる。値 t は、少なくとも 0.05 、 0.1 、 0.15 、 0.2 、 0.25 、又はそれよりも大きいとすることができる。

【0047】

図6は、1つのデータセットに関する $CR(L; 1)$ 602 及び $CR(L; 3)$ 604 のグラフである。閾値606も例示している。この範囲外の $CR(L; 1)$ の値は、不均一回転歪みを示すものと見なすことができる。別の閾値606aも例示している。一部の実施形態において、不均一回転歪みの可能性を判断するのに1つの相互相関値（例えば、 $CR(L; 1)$ ）が使用され、この判断を確認するのに第2の相互相関値（例えば、 $CR(L; 3)$ ）が使用される。

10

【0048】

少なくとも一部の実施形態において、画像フレームのうちで不均一回転歪みを示す可能性が高いと判断された部分のみが補正されることになる。他の実施形態において、これらの部分に加えて、データの隣接部分も補正されることになる。更に他の実施形態において、画像フレームの全てが補正されることになる。

【0049】

一部の実施形態において、画像フレームのうちで補正されることになる部分は、画像フレーム内で識別された不均一回転歪み（NURD）の相対量に基づくことができる。図7は、画像フレームのうちでどの部分が補正されることになるかを判断するための手順の一実施形態をブロック図に例示している。NURD分類器702は、画像フレームにおける相互相関値を評価する。画像フレーム内に僅かしか、又は全くNURDが存在しない場合には、いずれのNURD補正も適用されない（ボックス704）。NURDが、フレームの限られた1つ又は複数の領域に存在する可能性が高いと判断された場合には、これらの領域（及び任意的に隣接領域）にNURD補正が適用される（ボックス706）。画像フレーム内に広範囲にわたってNURDが存在する場合には、NURD補正は、全体のフレームセットに適用される（ボックス708）。3つの条件の間の閾値（例えば、いずれのNURD補正も適用されない場合とNURD補正が領域的に適用される場合との間の閾値、又は領域的NURD補正が適用される場合と広域的NURD補正が適用される場合との間の閾値）は、いずれかの適切な値として選択することができ、撮像用途又は撮像設定に基づくことができ、又はユーザが設定することができることは理解されるであろう。

20

30

【0050】

図5に戻ると、1つ又はそれよりも多くの領域に対して、一部の実施形態では画像フレーム全体に対して補正を判断することができる（ボックス506）。図6は、いくつかの走査線だけに適用される走査線補正608を示している。補正は、補正される各走査線に対して計算することができる。補正は、補正される走査線に隣接する線から補正される走査線を内挿する線間隔補正とすることができる。代替的に、補正は、走査線のうちの1つ又はそれよりも多くの実際の座標の決定を含むことができる。

【0051】

走査線 L に対する走査線補正 $s(L)$ の一例は、以下の形式を有する。

$CR(L; 1) \leq 1$ の時に、 $s(L) = k / CR(L; 1)$ 、

$CR(L; 1) > 1$ かつ $C_s \leq 0$ の時に、 $s(L) = k / 2$ 、

$CR(L; 1) > 1$ かつ $C_s > 0$ の時に、 $s(L) = k / 2 / (1 + C_s)$ 、

ここで、 k は、スケーリング定数、

$C_s = (C_{3\text{thresh}} - CR(L; 3)) / (CR(L; 3) - CR(L; 1))$ 、

ここで、 $C_{3\text{thresh}}$ は、 $CR(L; 3)$ に対して選択された閾値レベルである。例えば、

$C_{3\text{thresh}}$ は、 1.10 、 1.05 、 1.00 、又は 0.95 とすることができる。

40

【0052】

スケーリング定数 k は、1とすることができ、又は撮像データセット全体に対する正規化に向けて選択することができ、又は撮像データのうちで走査線 L を含む部分だけに対する正規化に向けて選択することができる。一部の実施形態において、スケーリング定数 k

50

は、各走査線において異なるとすることができ、当該走査線に対する相互相関値のうちの1つ又はそれよりも多くが閾値範囲外にある程度に基づいて変えることができる。

【0053】

より滑らかなフレーム間遷移に向けて、 $s(L)$ を連続する画像フレームにわたって平滑化することができる。例えば、走査線補正 $s_n(L)$ を有するフレーム n において、フレーム n に対する平滑化された補正は次式になる。

$$s'_n(L) = \alpha s_{n-1}(L) + (1 - \alpha) s_n(L),$$

ここで、 $\alpha < 1$ は重み付け定数である。より一般的な形式では次式になる。

$$s'_n(L) = \sum_{n'=\Delta_1}^{\Delta_2} \alpha_{n'} s_{n+n'}(L) \quad 10$$

ここで、

$$\sum_{n=\Delta_1}^{\Delta_2} \alpha_n = 1$$

であり、 Δ_1 と Δ_2 は、整数であり、かつ同じか又は異なることができる。

【0054】

別の実施形態において、走査線のうちの全て又はいくつかに対して、修正された走査線補正 $s_T(L)$ を決定することができる。修正された走査線補正は、重み付き配列で組み合わされた走査線補正 $s(L)$ と広域走査線補正 $s_g(L)$ とを含むことができる。

20

【0055】

例として、以下の通りである。

$s(L)$ が、上述の通りに計算される場合、 $s_T(L) = \beta s(L) + (1 - \beta) s_g(L)$ 、

$C(L; 1) \leq 1$ の時に、 $s_g(L) = k_g / C(L; 1)$ 、

$C(L; 1) > 1$ かつ $C_s \leq 0$ の時に、 $s_g(L) = k_g / 2$ 、

$C(L; 1) > 1$ かつ $C_s > 0$ の時に、 $s_g(L) = k_g / 2 / (1 + C_s)$ 、

ここで、 k_g は、スケーリング定数であり、

β は、0と1の間にある重み付け定数である。

【0056】

30

走査線補正 $s(L)$ （又は $s'(L)$ 又は $s_T(L)$ ）は、補正された走査線／フレーム（ボックス510）を与えるために、補正される（ボックス508）各走査線に対して作成することができる。一部の実施形態において、走査線補正 $s(L)$ （又は $s'(L)$ 又は $s_T(L)$ ）は、NURDが判断される可能性が高い各走査線に適用することができる。他の実施形態において、走査線補正 $s(L)$ （又は $s'(L)$ 又は $s_T(L)$ ）は、全ての走査線に適用される。

【0057】

次に、1つ又はそれよりも多くの画像（例えば、超音波画像）をもたらすように、あらゆる公知の処理法を用いて補正済み走査線を処理することができる。走査線に対する補正は、画像の品質を改善するはずである。

40

【0058】

ブロック図表示の各ブロック及びブロック図表示におけるブロックの組合せ、並びに本明細書に開示するためのシステム及び方法のあらゆる部分は、コンピュータプログラム命令によって実施することができることは理解されるであろう。これらのプログラム命令は、プロセッサ上で実行されるこれらの命令が、ブロック図の1つ又は複数のブロックに指定したアクション、又は本明細書に開示するためのシステム及び方法に対して説明したアクションを実施するための手段を作成するようなマシンをもたらすようにプロセッサに与えることができる。コンピュータプログラム命令は、一連の作動段階をプロセッサによって実施させてコンピュータ実施処理を生成するようにプロセッサによって実行することができる。コンピュータプログラム命令は、作動段階の少なくとも一部を並列に実施させる

50

ことができる。更に、段階のうちの一部は、マルチプロセッサコンピュータシステムにおいて生じる場合があるような1つよりも多いプロセッサにわたって実施することができる。更に、1つ又はそれよりも多くの処理は、他の処理と同時に又は本発明の範囲又は精神から逸脱することなく図示のものとは異なる順序でさえも実施することができる。

【0059】

コンピュータプログラム命令は、RAM、ROM、EEPROM、フラッシュメモリ、又は他のメモリ技術、CD-ROM、デジタル多用途ディスク（DVD）、又は他の光ストレージ、磁気カセット、磁気テープ、磁気ディスクストレージ、又は他の磁気ストレージデバイス、又は望ましい情報を格納するのに使用することができ、コンピュータデバイスによってアクセス可能なあらゆる他の媒体を含むが、これらに限定されないあらゆる適切なコンピュータ可読媒体上に格納することができる。

10

【0060】

以上の仕様、例、及びデータは、本発明の構成の製造及び使用の説明を提供するものである。本発明の多くの実施形態は、本発明の精神及び範囲から逸脱することなく作ることができるので、本発明は、同じく以下に添付する特許請求の範囲に存するものである。

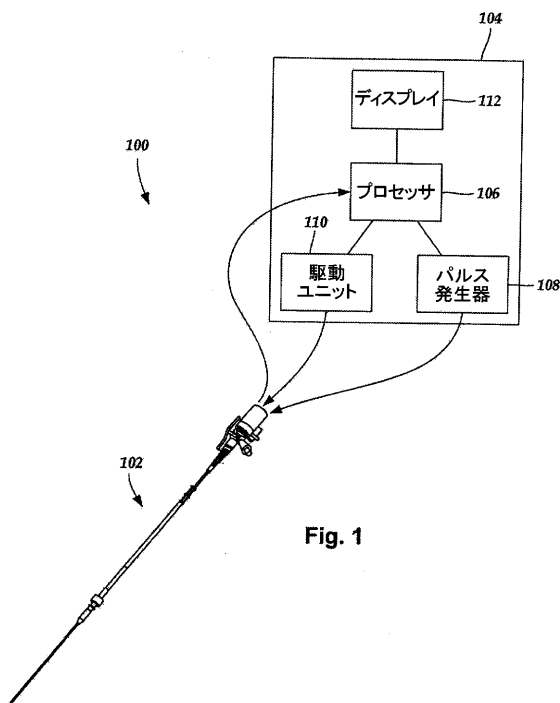
【符号の説明】

【0061】

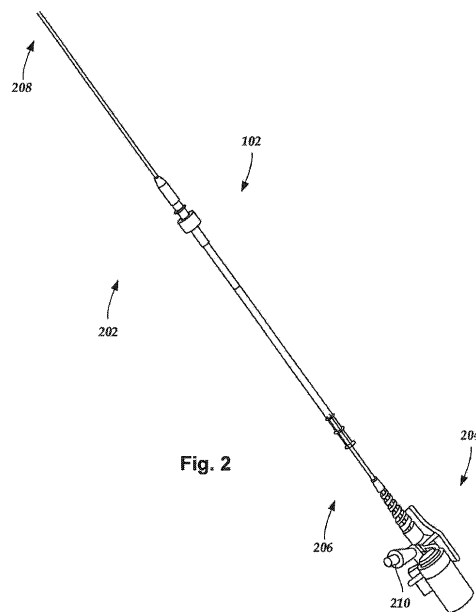
- 502 画像サブフレーム
- 504 NURD定量化
- 506 補正計算
- 508 補正の適用
- 510 補正された走査線

20

【図1】



【図2】



【図 3】

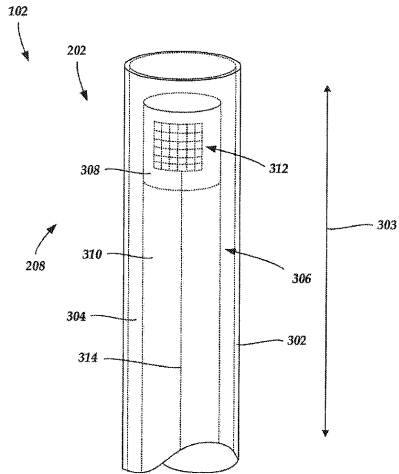


Fig. 3

【図 4】

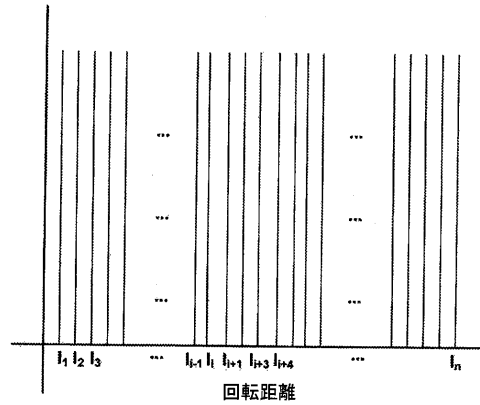


Fig. 4

【図 5】

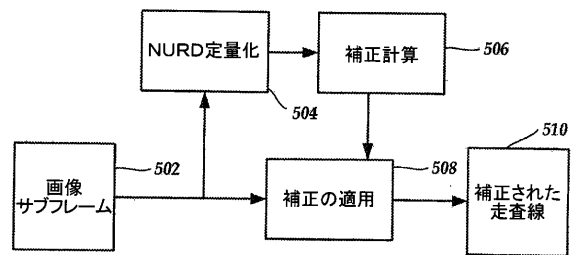


Fig. 5

【図 6】

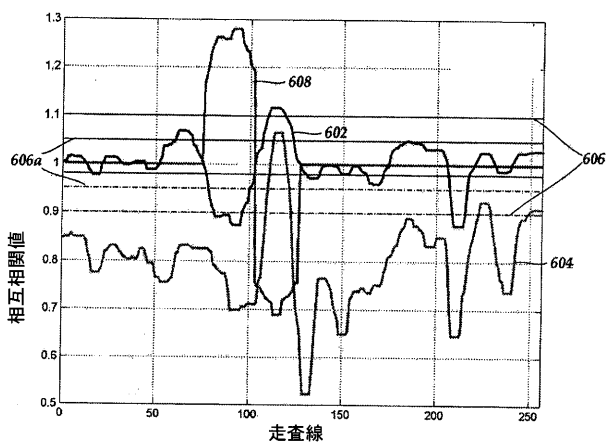


Fig. 6

【図 7】

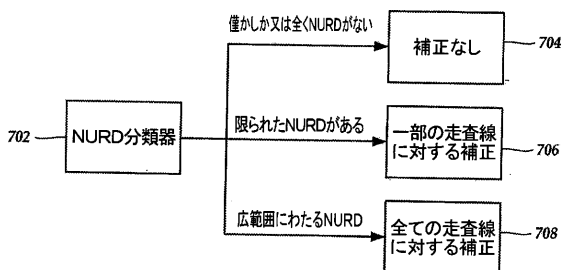


Fig. 7

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2011/052644

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B8/12
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B G01S

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6 267 727 B1 (TEO TAT-JIN [US]) 31 July 2001 (2001-07-31) column 6, line 43 - column 7, line 33 column 10, line 25 - line 31 -----	1-20
A	US 2007/106155 A1 (GOODNOW JOHN W [US] ET AL) 10 May 2007 (2007-05-10) paragraphs [0058], [0060] -----	1-20
A	US 6 152 878 A (NACHTOMY EHUD [IL] ET AL) 28 November 2000 (2000-11-28) column 16, line 66 - column 17, line 67 -----	1-20

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier document but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

20 December 2011

Date of mailing of the international search report

29/12/2011

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Bengtsson, Johan

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2011/052644

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6267727	B1	31-07-2001	NONE
US 2007106155	A1	10-05-2007	NONE
US 6152878	A	28-11-2000	AT 236574 T 15-04-2003
		AT 283497 T 15-12-2004	
		AU 757314 B2 13-02-2003	
		AU 7307498 A 14-01-1999	
		AU 8032298 A 04-01-1999	
		BR 9814778 A 26-06-2001	
		CA 2240651 A1 19-12-1998	
		CZ 9801901 A3 13-10-1999	
		DE 19827460 A1 24-12-1998	
		DE 69813087 D1 15-05-2003	
		DE 69813087 T2 05-02-2004	
		DE 69827857 D1 30-12-2004	
		DE 69827857 T2 15-12-2005	
		DK 885594 T3 14-07-2003	
		EE 9800196 A 15-02-1999	
		EP 0885594 A2 23-12-1998	
		ES 2192290 T3 01-10-2003	
		GB 2326479 A 23-12-1998	
		IL 125000 A 12-05-2004	
		JP 11151246 A 08-06-1999	
		NO 982817 A 21-12-1998	
		PL 326831 A1 21-12-1998	
		PT 885594 E 29-08-2003	
		RU 2238041 C2 20-10-2004	
		SG 68672 A1 16-11-1999	
		SK 87098 A3 14-02-2000	
		US 5924990 A 20-07-1999	
		US 6095976 A 01-08-2000	
		US 6152878 A 28-11-2000	
		WO 9857580 A1 23-12-1998	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA

(74)代理人 100103609
弁理士 井野 砂里

(74)代理人 100095898
弁理士 松下 満

(74)代理人 100098475
弁理士 倉澤 伊知郎

(74)代理人 100123630
弁理士 渡邊 誠

(72)発明者 カイ アンミン ヒー
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95129 サン ホセ ヘックマン ウェイ 1415
Fターム(参考) 4C601 BB09 BB24 DD14 EE30 FE04 GA14 JC17 JC23

【要約の続き】

転歪みに対する補正が適用される。補正が適用された少なくとも複数の走査線を用いて超音波画像を発生させ、超音波画像が表示される。

【選択図】図5

专利名称(译)	用于减少超声图像中的非均匀旋转失真的系统和方法		
公开(公告)号	JP2013540560A	公开(公告)日	2013-11-07
申请号	JP2013536628	申请日	2011-09-21
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学西美德公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科学Saimudo公司		
[标]发明人	カイアンミンヒー		
发明人	カイ アンミン ヒー		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/5269 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4461 A61B8/5207		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB09 4C601/BB24 4C601/DD14 4C601/EE30 4C601/FE04 4C601/GA14 4C601/JC17 4C601/JC23		
代理人(译)	渡边 诚		
优先权	61/407854 2010-10-28 US		
其他公开文献	JP5944913B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种产生超声图像的方法包括：接收图像帧，该图像帧包含使用旋转超声成像器获得的连续超声扫描线，以及多个扫描线中的每一个的至少第一扫描线。确定互相关值和第二互相关值。对于多条扫描线中的每条单独的扫描线，第一互相关值是第一子帧，其包括具有多条连续扫描线的第一条子帧，该多条连续的扫描线具有单独的扫描线以及从第一子帧到第一子帧。它包括与第二子帧的互相关系数，第二子帧包括移位了整数值的多条扫描线。第二相关值在第一子帧和第三子帧之间，该第三子帧包括从第一子帧偏移了不同于第一整数值的第二整数值的多条扫描线。它包括它们之间的互相关系数。该方法包括使用被评估的扫描线的第一和第二相关值中的至少一个来分别评估多条扫描线中的多条扫描线。该方法还包括评估线是否表现出不均匀的旋转变形。对于多条扫描线中的至少一条，使用第一和第二相关值中的至少一个来对非均匀旋转失真进行校正。使用已被施加了校正的至少多条扫描线生成超声图像，并且显示超声图像。[选择图]图5

