

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 325519

(P2003 - 325519A)

(43)公開日 平成15年11月18日(2003.11.18)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコ-ド* (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/22	501	G 0 1 N 29/22	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 11数)

(21)出願番号 特願2003 - 132836(P2003 - 132836)

(22)出願日 平成15年5月12日(2003.5.12)

(31)優先権主張番号 2002 - 26010

(32)優先日 平成14年5月11日(2002.5.11)

(33)優先権主張国 韓国(KR)

(71)出願人 597096909

株式会社 メディソン

株式会社 MEDISON

大韓民国 250 - 870 江原道 洪川郡 南
面陽 徳 院里 114

(72)発明者 キム ナム チョル

大韓民国 テグ クァンヨクシ スソング
ボンムルトン 670

(72)発明者 ソ ヒョン ジュ

大韓民国 テグ クァンヨクシ ブック
チムサン 3ドン 557 - 19

(74)代理人 100082175

弁理士 高田 守 (外 1 名)

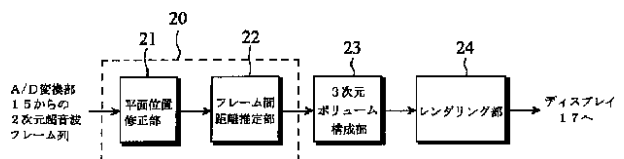
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 側面距離相関関数を利用した3次元超音波映像形成装置

(57)【要約】

【課題】 3次元超音波映像形成時に発生する映像の歪みを減らす。

【解決手段】 複数の2次元超音波映像フレームを3次元上でフレームの間の距離が均一になるように補間して3次元超音波映像に変換する映像変換手段を備え、該映像変換手段はフレーム間の上下左右の動きを推定して複数の2次元超音波映像フレームを3次元上でずれなしに整列する平面位置修正部及び整列された複数の2次元超音波映像フレーム内の隣り合う二つのフレーム間の距離を推定して均一の距離になるようにフレーム位置を補間するフレーム間距離推定部を含む。さらに、フレーム毎のブロック別側面距離相関関数を求め、該複数の側面距離相関関数がプローブの進行軸と超音波センサの配列軸とがなす平面上で進行距離相関関数と局部的に等方性であると仮定して隣接フレーム内の各ブロック間のフレーム間距離を推定する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 手動走査で得られた複数の 2 次元超音波映像フレームから 3 次元超音波映像を形成する装置において、

対象体に超音波信号を発射し、該対象体から反射された超音波信号を受信するための複数の変換素子を含むトランスデューサアレイと、

前記トランスデューサアレイから入力された超音波信号に所定の時間遅延を与えて前記超音波信号を受信・集束して複数の 2 次元超音波映像フレームを出力する超音波信号集束手段と、

前記超音波信号集束手段から入力された前記複数の 2 次元超音波映像フレームを 3 次元上でずれなしに整列し、フレーム間距離が均一になるように補間して 3 次元超音波映像に変換する映像変換手段と、

前記 3 次元超音波映像をディスプレイする表示手段と、を備えることを特徴とする 3 次元超音波映像形成装置。

【請求項 2】 前記映像変換手段は、フレーム間の上下左右の動きを推定して前記複数の 2 次元超音波映像フレームを 3 次元上でずれなしに整列する平面位置修正部と、

前記整列された複数の 2 次元超音波映像フレームで隣り合う二つのフレームの間の距離を推定してフレーム間の距離が均一になるようにフレーム位置を補間するフレーム間距離推定部と、を有することを特徴とする請求項 1 に記載の 3 次元超音波映像形成装置。

【請求項 3】 前記超音波信号集束手段は、前記トランスデューサアレイから入力された前記超音波信号を所定の大きさに増幅するための前置増幅器と、

前記前置増幅器の出力信号を入力して時間による利得を変化させながら増幅し、超音波受信距離による減衰を補償するための TGC (Time - Gain Compensation) 増幅器と、

前記トランスデューサアレイからの信号を入力し、それぞれ異なる時間遅延を有するようにした後、全て合算して側方向の受信・集束を行うためのビーム形成器と、前記ビーム形成器からの出力信号をデジタル信号に変換するための A / D 変換器と、を有することを特徴とする請求項 1 に記載の 3 次元超音波映像形成装置。

【請求項 4】 前記映像変換手段は、さらに、前記均一に整列された複数の 2 次元映像フレームから 3 次元ボリューム情報を得るための 3 次元ボリューム構成部と、レンダリング処理を通じて 3 次元映像を構成するレンダリング部と、を有することを特徴とする請求項 2 に記載の 3 次元超音波映像形成装置。

【請求項 5】 前記平面位置修正部は、前記フレームをそれぞれ複数のブロックに分けて各ブロック毎の動きベクトルを得た後、得られた動きベクトル中で最も頻度の高いベクトルを利用して前記フレームの動きベクトルを算出することを特徴とする請求項 2 に記載の 3 次元超音*

*波映像形成装置。

【請求項 6】 前記動きベクトルの算出は、前記各ブロックに対して双線形補間法を利用して半画素単位までマッチングさせることで行なわれることを特徴とする請求項 5 に記載の 3 次元超音波映像形成装置。

【請求項 7】 前記フレーム間距離推定部は、3 次元空間上の Y - Z 平面上で側面方向 (Y 軸方向) で求めた側面距離相関関数と進行方向 (Z 軸方向) で求めた進行距離相関関数とが局部的に等方性であると仮定して、前記フレーム位置を補間することを特徴とする請求項 2 に記載の 3 次元超音波映像形成装置。

【請求項 8】 前記フレーム間距離推定部は、前記フレームをそれぞれ複数のブロックに分けて各ブロック毎の距離を推定し、前記推定されたブロック毎の距離の平均値を利用して前記隣り合うフレーム間距離を推定することを特徴とする請求項 2 に記載の 3 次元超音波映像形成装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、3 次元超音波映像形成システムに関し、特に、側面距離相関関数を利用して手動走査により得られた 2 次元連続フレーム間の距離を正確に推定することによって、3 次元超音波映像形成時に発生する映像の歪みを減らすことができる 3 次元超音波映像形成装置に関する。

【0002】

【従来の技術】一般に、3 次元超音波映像は、2 次元連続フレームを一つずつ一定間隔に重ねて構成した 3 次元ボリュームをレンダリング (rendering) 処理して作られる。この時、一定間隔で重ねられた複数のフレームにおいて実際のフレーム間の距離が同一でなければ、2 次元連続フレームを 3 次元超音波映像に再構成する時、再構成された 3 次元超音波映像は、実際の測定対象の模様と異なって歪んでしまい、所望する 3 次元映像にならない。例えば、もし測定対象が臓器である場合には、2 次元フレーム間の隔離距離の不均一性によって 3 次元に再構成された臓器の模様は、実際の臓器の模様とは異なって歪んでしまう。

【0003】このようなフレーム間の距離の不均一性はプローブの動き速度の変化によるもので、実際には同じ距離であってもプローブの動きが速い場合には、相対的に少ない数の 2 次元フレームが得られるようになり、フレーム間距離が実際の距離より短く処理されることで、3 次元に再生された映像は実際より収縮して見えるようになる。これに対して、プローブの動きが遅い場合には、獲得されたフレーム数が増えて、再生された映像は、実際より拡大して見えるようになる。このような問題はプローブを手動走査する場合、即ち使用者がプローブを自分の手で直接ハンドリングする時、より深刻化するようになる。従って、信頼性のある 3 次元超音波映

像を具現するためにはフレーム間距離が均一の2次元連続フレームの使用が必須である。

【0004】このようなフレーム間距離が均一の2次元連続フレームを得るために従来の3次元超音波映像形成システムでは次のような4つの方法を用いていた。

【0005】まず、次の3つの機械的な方法が挙げられる。即ち、1) 機械走査方法 (mechanical scanning)、即ち、人の手で走査せずに患者を固定させた状態で機械的に自動走査する方法、2) 位置感知センサ付けのプローブの手動走査方法 (free-hand scanning) (例えば、非特許文献1及び非特許文献2)、そして、3) 3次元プローブを利用した方法 (例えば、非特許文献3及び非特許文献4) がある。

【0006】また、前記のような機械的方法でない他の* さらに詳しくは、前述の4番目の方法は、入力フレームを複数のブロックに

分けて各ブロック毎に進行距離相関度 (ρ_z^n) を計算し、これらを重み平均して進行距離相関度を推定し、これを基準進行距離相関関数に対応付けて距離を推定する。なお、各ブロック毎の進行距離相関度 (ρ_z^n) は次の式1から求められる。

【数1】

$$\rho_z^n = \frac{\sum_{(x,y) \in B_n} [I_z(x,y) - \bar{I}_z^n] [I_{z+\Delta z}(x,y) - \bar{I}_{z+\Delta z}^n]}{\sqrt{\sum_{(x,y) \in B_n} [I_z(x,y) - \bar{I}_z^n]^2 \sum_{(x,y) \in B_z} [I_{z+\Delta z}(x,y) - \bar{I}_{z+\Delta z}^n]^2}} \quad \dots \text{式 (1)}$$

【外2】

ここで、 $I_z(x, y)$ は3次元空間上の座標値 (x, y, z) における明るさであり、 B_n は1フレームにおけるn番目のブロックであり、 \bar{I}_z^n はブロック内の平均明るさであり、 Δz はZ軸におけるフレームから次のフレームまでの距離を示す。 ρ_z はフレーム間の進行距離相関度で、ブロック毎の進行距離相関度 (ρ_z^n) から得られ、該 ρ_z を基準進行距離相関関数の逆関数を利用した数式 $\hat{\Delta z} = \rho^{-1}(\rho_z)$ に代入すれば、2次元連続フレーム間距離 $\hat{\Delta z}$ を推定できる。

【0009】

【非特許文献1】D. F. Leotta, P. R. Detmer, O. H. Gilja, and J. M. Jong, "Three-dimensional ultrasound imaging using multiple magnetic tracking systems and miniature magnetic sensors", IEEE Proc. Ultrasonics Symposium '95, vol.2, pp.1415, N 50

*方法として、4) 位置感知センサ付けでないプローブの手動走査で得られた超音波映像のフレーム間の距離を推定するために基準連続フレームから求めたプローブの進行距離、即ちフレーム間の距離に対する定在的な相関関数を用いる方法 (例えば、特許文献1) がある。ここで、定在的な相関関数とは、求められた位置に関係なく相関関数値が一定であることを意味する。

【0007】前記の4番目の方法は診断部位と類似する組織に対して得られた基準フレームから定在的な基準進行距離相関関数 (reference elevation correlation function) (d) を求めて、これをフレーム間の距離推定に利用する。

【0008】

【外1】

【外1】

ov. 1995

【非特許文献2】N. Pagoulatos, W. S. Edwards, D. R. Haynor, and Y. Kim, "Interactive 3D registration of ultrasound and magnetic resonance images based on a magnetic position sensor", IEEE Trans. Inform. Technol. Biomedicine, vol.34, pp.2

78-288, Dec. 1999

【非特許文献3】T. White, K. Erikson, and A. Nicoli, "A real-time 3D ultrasonic imager based on a 128/spl times/128 transducer array", IEEE Proc. 18th Annual International Conference of Engineering in Medicine and Biology Society, vol. 5, pp. 2109, 2110, Jan. 1997

【非特許文献4】J. M. Bureau, W. Steichen, and G. Lebaill, "A two-dimensional transducer array for real-time 3D medical ultrasound imaging", IEEE Proc. Ultrasonics Symposium '98, vol. 2, pp. 1065-1068, Feb. 1998

【特許文献1】M. Li, "System and method for 3-D medical imaging using 2-D scan data", US patent No. 5582173, 1996

【0010】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、前述の4つの方法は次のような欠点がある。3つの機械的な方法（即ち、機械走査方法、位置感知センサ付けのプローブの手動走査方法及び3次元プローブを利用した方法）を利用すればフレーム間の距離は正確に得ることができるが、プローブを機械的に固定させたりプローブに付加的な装置を取り付けなければならないため、使用位置の制限性によりプローブを利用する患者や診療者が両方とも不便を感じるだけでなく、付加的な装置の必要によって超音波映像システムの製造費が高くなって非効率である。特に、3次元プローブを利用した方法では、3次元プローブは、2次元プローブに比べてはるかに多くの超音波センサアレイ（array）を用いなければならないため、超音波映像システムの価格が高くなってしまいうとともに、プローブの大きさも大きくなってしまい、プ

ローブを移動させる時に使用が非常に不便であった。【0011】これに対して、4番目の方法は前述の3つの機械的方法とは異なって、手動走査方式を用いながら別のセンサや装置を必要としないので、診療者や患者が用いるのに便利で、超音波機器の製造費も抑えることができる長所があるが、超音波映像の非定在的な特性を考慮せずに固定された進行距離相関関数を用いることによって、2次元連続フレーム間の距離の正確な推定が事実上難しくなって、測定された超音波映像の信頼度は落ちてしまう。

【0012】このため、機械装置や位置感知センサを利用せずに手動走査方法で得られた映像からフレーム間距離を正確に推定できることが必要である。

【0013】本発明は、前述した課題を解消するためのものであって、側面距離相関関数を利用して手動走査により得られた2次元の連続フレームの間の距離を正確に推定することによって3次元の超音波映像形成時に発生する映像の歪みを減らすことができる3次元超音波映像形成装置を提供することを目的とする。

【0014】

【課題を解決するための手段】上述した目的を達成するための本発明による3次元超音波映像形成装置は、手動走査で得られた複数の2次元超音波映像フレームから3次元超音波映像を形成する装置において、対象体に超音波信号を発射し、該対象体から反射された超音波信号を受信するための複数の変換素子を含むトランスデューサアレイと、前記トランスデューサアレイから入力された超音波信号に所定の時間遅延を与えて前記超音波信号を受信・集束して複数の2次元超音波映像フレームを出力する超音波信号集束手段と、前記超音波信号集束手段から入力された前記複数の2次元超音波映像フレームを3次元上でずれなしに整列し、フレーム間距離が均一になるように補間して3次元超音波映像に変換する映像変換手段と、前記3次元超音波映像をディスプレイする表示手段と、を備えることを特徴とする。

【0015】

【発明の実施の形態】以下、本発明の好適実施の形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。

【0016】図1は、3次元空間上で2次元プローブを利用して連続的に複数の2次元フレームを獲得する過程を示すものである。図1に示したように、3次元空間は深度-側面-進行（X-Y-Z）の直交座標系で表現されている。超音波アレイ5は側面方向であるY軸方向に配列されており、対象体6に対するすべてのフレーム7はX-Y平面内に存在し、2次元プローブ8の接触面は常にX軸に直交すると仮定する。なお、2次元プローブ8を利用して複数のフレーム映像列（sequence）を獲得する場合に、プローブ8が施術対象の皮膚の屈曲面に接触して非線形的に動くため、獲得されたフレームの3次元的位置は上下または左右に一定でなくなる。

【0017】図2は、本発明の実施の形態による3次元超音波映像形成システムの概略ブロック図である。図2を説明すれば、トランスデューサアレイ（transducer array）11は超音波信号を目標オブジェクト10に発射し、目標オブジェクト10から反射されてくる超音波信号を受信する。受信された超音波信号はプリ・アンプ（pre-amp）12で所定の大きさに増幅される。TGCアンプ13では、人体内における超音波の移動距離による減衰を補償するために時間によ

る利得 (gain) を変化させながらプリ - アンブ 1 2 からの超音波信号を増幅する。ビーム形成器 1 4 はそれぞれの変換素子から所定の処理が行なわれた信号を取り受けてそれぞれ異なる時間遅延を有するようにした後、全て加算して側方向 (lateral) の受信・集束 (receive focusing) を行うが、時間遅延量を毎瞬間変化するようにして超音波が反射される点に受信・集束を行う。A / D 変換部 1 5 はビーム形成器 1 4 を経た信号を取り受けてデジタル信号に変換する。2 D / 3 D 変換器 1 6 は A / D 変換部 1 5 から入力されたデジタル信号について 2 次元超音波映像フレームから 3 次元超音波映像を構成する。2 D / 3 D 変換器 1 6 から入力された 3 次元超音波映像はディスプレイ部 1 7 で表示される。

【0018】図 3 は、図 2 の 2 D / 3 D 変換器 1 6 の内部構成を示す詳細図である。ビーム形成器 1 4 から入力された 2 次元超音波フレーム映像列は、平面位置修正部 2 1 とフレーム間距離推定部 2 2 で構成された前処理部 2 0 を経てフレーム間の距離が均一に補間された後、3 次元ボリューム構成部 2 3 とレンダリング部 2 4 とにより 3 次元映像に再構成される。平面位置修正部 2 1 は隣り合う二つのフレームについて、3 次元上で平面位置に対する上下と左右の動きを推定して 3 次元的に整列させる。フレーム間距離推定部 2 2 は、整列された隣り合う二つのフレーム間の距離を推定して均一の距離を有するように、該フレームを補間する。3 次元ボリューム構成部 2 3 では、均一に整列された 2 次元フレームから 3 次元ボリューム情報を得る。レンダリング部 2 4 はレンダリング処理を行うことによって 3 次元映像を構成する。

【0019】図 3 の構成要素中で、本発明の要点である*30

従って、平面位置修正部 2 1 は、複数のフレームを 3 次元上でずれなしに整

列させるために、ブロックマッチングアルゴリズム (BMA: block matching algorithm) を利用して動きベクトルを推定することになる。このために、平面位置修正部 2 1 は、フレームを重ねないように複数のブロックに分けた後、各ブロックに対して、図 5 に示された双線形補間法 (bilinear interpolation) を利用して半画素 (即ち、1 / 2 ピクセル) の単位までマッチングさせることによって、各ブロック毎の動きベクトルを得られる。図 5 に示された双線形補間法は、四角形で表記された整数画素 (A, B, C, D) の間に、円形で表記された半画素 (b, c, d) それぞれの位置を、 $b = \frac{A+B}{2}$, $c = \frac{A+C}{2}$, $d = \frac{A+B+C+D}{4}$ で把握することができ、半画素の単位までマッチングを行うことが可能で、今後ディスプレイ部 1 7 で表示される 3 次元超音波映像の精度を高めるのに寄与する。

* 2 次元映像フレーム間の均一の距離を確保することで、3 次元映像再構成の際に発生するおそれのある映像の歪みを防止するための手段は、具体的に前処理部 2 0、即ち、平面位置修正部 2 1 とフレーム間距離推定部 2 2 が該当する。以下、平面位置修正部 2 1 とフレーム間距離推定部 2 2 についてさらに詳細に説明する。平面位置修正部 2 1 はフレーム間の上下と左右の動きを推定し、これを修正してフレームを 3 次元的に整列させる機能を行う。図 4 を参照すれば、k 番目のフレーム内の任意の座標 (x, y) は 3 次元空間上での座標 (x + x_k, y + y_k, z_k) に位置する。ここで、(x_k, y_k) は 3 次元座標の原点から k 番目のフレームが離れている程度を示すベクトルである。次のフレームである (k + 1) 番目のフレームが 3 次元座標の原点から離れている程度を示すベクトル (x_{k+1}, y_{k+1}) は、前で求めたベクトル (x_k, y_k) とフレーム間の動きベクトル S_k = (x_k, y_k) の積で得ることができる。図 4 は、このようなフレーム平面の 3 次元空間上での動きを示すことであり、二つのフレーム (即ち、フレーム k 及びフレーム k + 1) が 3 次元空間上で互いにずれている状態が分かる。換言すれば、図 4 において (k + 1) 番目のフレームは、k 番目のフレームに比べて 3 次元空間上で右下方に動き、X - Y 平面上における位置が異なったものである。もし、このようなフレームのずれを考慮せず直ちに 3 次元ボリューム構成部 2 3 とレンダリング部 2 4 とを通じて 3 次元映像に再構成すると、再構成された映像に歪みが発生するようになる。

【0020】

【外 3】

【0021】平面位置修正部21は、各ブロック毎の動きベクトルを得た後、得られたブロック毎の動きベクトル中で最も頻度の高いベクトル（ \tilde{s}_k ）を定めて、これを用いてフレームの動きベクトルを算出する。この場合、プローブ8の動きは移動距離の短い区間においては急速でないので、以前の動きベクトルとの相関性を考慮してk番目のフレームの動きベクトル（ \hat{s}_k ）を次の式2から算出する。

【数2】
$$\hat{s}_k = \alpha \tilde{s}_k + (1 - \alpha) \hat{s}_{k-1}, \quad 0 \leq \alpha \leq 1 \quad \dots \text{式 (2)}$$

【外5】ここで、 \hat{s}_{k-1} は（k-1）番目のフレームの動きベクトルであり、 α と（1- α ）は各値に加えられる重みを示し、以前の動きベクトルとの重み平均を得るために α の範囲は $0 \leq \alpha \leq 1$ に定められる。

【0022】前記のように算出されたフレームの動きベ

クトルを用いることで、平面位置修正部21はフレーム間の上下左右の動きを推定して、複数のフレームをずれなしに3次元的に整列させることができる。

【0023】一方、フレーム間距離推定部22は、整列された隣り合う二つのフレーム間の距離を推定して均一の距離になるようにフレーム位置を補間する機能を有する。この機能を次の通り説明する。

【0024】フレーム間距離推定部22に入力された平面位置修正部21からの各フレーム映像列は、図6のように同一のZ軸上に配列されているので互いにずれはないが、フレーム間の距離が不規則な状態にある。即ち、図6は、フレーム間の均一距離Dより遠い距離で、次のフレームである（k+1）番目のフレームが獲得されていることを示す。フレーム間距離推定部22は、図6のように不規則な距離に配列されているフレームを均一距離Dに再配列するために、次のような仮定を用い

【0025】即ち、短い距離 $z = y$ では、（x, y, z）と（x, y + y, z）との間の側面距離相関関数と、（x, y, z）と（x, y, z + z）との間の進行距離相関関数とが同じであると仮定する。図7はY-Z平面上で側面距離相関関数と進行距離相関関数との局部的等方性を示し、側面距離相関関数と進行距離相関関数に対しては詳細に後述する。前記のような仮定ができる理由は、実際の人体臓器の小さな部分に対しては、組織の特性がほとんど同じであり、同一の超音波アレイから同一の深度に対して受信、あるいは反射された情報で映像を構成するので、その部分に対する映像特性も同じであるためである。

【0026】フレーム間距離推定部22は、前記のような仮定の下で次の通り動作する。

【0027】

まず、各フレームを重ならないように複数のブロックに分けた後、各ブロッ

クに対して次の式3から側面距離相関度 η を計算する。側面距離相関度とは、

3次元空間上の側面方向であるY軸方向で求められた相関度を意味する。

【数3】
$$\eta_z^n(d) = \frac{\sum_{(x,y) \in B_n} [I_z(x,y) - \bar{I}_z^n] [I_z(x,y+d) - \bar{I}_z^n(d)]}{\sqrt{\sum_{(x,y) \in B_n} [I_z(x,y) - \bar{I}_z^n]^2 \sum_{(x,y) \in B_n} [I_z(x,y+d) - \bar{I}_z^n(d)]^2}} \quad \dots \text{式 (3)}$$

【外7】

ここで、 $\bar{I}_z^n(d)$ はY軸方向にdだけ移動したブロックの平均明るさであり、 $I_z(x, y)$ は3次元空間上の座標値(x, y, z)での明るさであり、 B_n は一つのフレームにおけるn番目のブロックである。

【0028】 フレーム間の距離推定部22は、前記のように側面距離相関度 $\eta_z^n(d)$ を計算した後、この結果を図8のように部分線形近似化することによって、側面距離相関関数を得る。図8での横軸は画素間の距離(d)であり、縦軸は相関度値 η_z^n を示す。グラフ中の黒丸で表示された地点は整数画素単位で式3を利用して求めた値であり、各地点の間を線形的につなぐことでその間の相関度が推定される。原点から距離(d)が遠ざかるほど相関度が低くなるのでグラフは下向きの線形である。

【0029】 以後、フレーム間距離推定部22は次の式 *【数4】

4から進行距離相関度を求める。

$$\rho_z^n = \frac{\sum_{(x,y) \in B_n} [I_z(x,y) - \bar{I}_z^n] [I_{z+\Delta z}(x,y) - \bar{I}_{z+\Delta z}^n]}{\sqrt{\sum_{(x,y) \in B_n} [I_z(x,y) - \bar{I}_z^n]^2 \sum_{(x,y) \in B_n} [I_{z+\Delta z}(x,y) - \bar{I}_{z+\Delta z}^n]^2}} \quad \cdots \text{式(4)}$$

【外9】 ここで、 $I_z(x, y)$ は3次元空間上の座標値(x, y, z)における明るさであり、 B_n は一つのフレームにおけるn番目のブロックであり、 \bar{I}_z^n はブロック内の平均明るさであり、 Δz はz軸における値zに位置したフレームから次のフレームまでの距離であり、 ρ_z^n はブロック毎に得られた進行距離相関度である。

【0030】 次に、フレーム間距離推定部22は、先に説明された短い距離 $\Delta z = \Delta y$ に対して進行距離相関関数と側面距離相関関数とが局部的に等方性であるという $\rho_z^n(\Delta z) = \eta_z^n(\Delta y)$ の仮定の下で、n番目のブロック間距離 $\hat{\Delta}z$ を次の式5から推定する。図7は、このような $\Delta z = \Delta y$ に対して $\rho_z^n(\Delta z) = \eta_z^n(\Delta y)$ の仮定が成立することを示したものである。

【数5】 $\hat{\Delta}z = \eta_z^{n-1}(\rho_z^n)$ …式(5)

【外11】

ここで、 n 番目のブロック間距離 $\hat{\Delta}^n z$ ¹³は、 n 番目のブロックの側面距離相関関数 (η_z^n) の逆関数に、 n 番目ブロックの進行距離相関度 (ρ_z^n) を代入することによって求められる。

【0031】

* * 【外12】

以後、フレーム間距離推定部22は前記のように求めたブロック間距離 $\hat{\Delta}^n z$ から2次元連続フレーム間距離 $\hat{\Delta} z$ を次の式6から推定できる。

【数6】

$$\hat{\Delta} z = \frac{1}{|N_d|} \sum_{n \in N_d} \hat{\Delta}^n z, \quad N_d = \{n: |\hat{\Delta}^n z - m| < \sigma\} \quad \cdots \text{式(6)}$$

【外13】

10

ここで、 m と σ はすべてのブロックに対する $\hat{\Delta}^n z$ の平均と標準偏差を示したものであり、 $|N_d|$ は集合 N_d の大きさである。

【0032】最後に、フレーム間距離推定部22は、推定されたフレーム間距離から線形補間を利用して図9のようにフレーム間距離が均一の連続フレームを構成す

* する。この時、適用される線形補間は式7で示すことができる。

* 【数7】

$$\hat{I}_{z_k + \delta}(x, y) = \frac{I_{z_{k+1}}(x, y) - I_{z_k}(x, y)}{\hat{\Delta} z_k} \cdot \delta + I_{z_k}(x, y), \quad 0 < \delta < \hat{\Delta} z_k \quad \cdots \text{式(7)}$$

【外14】

ここで、 \hat{I} は線形補間により生成される新しいフレームであり、 δ は、所望のフレーム間の均一距離を D であるとするとき、任意の正の整数 m に対して $z_k + \delta = mD$ を満たす値で定められる。そして、 z_k は k 番目のフレームの進行軸における座標値である。

【0033】この結果、2D/3D変換器16に入力された2次元超音波フレーム映像列は、平面位置修正部230が複数のフレームをずれなしに3次的に整列させ、フレーム間距離推定部22が整列されたフレームの間の距離を推定して、均一の距離になるようにフレーム位置を補間することで、3次元ボリューム構成部23とレンダリング部24を通じて映像の歪みが最小化された3次元映像 $(\alpha_n, \beta_n, \gamma_n) = \arg \min_{\alpha, \beta, \gamma} D[B'_n(\alpha, \beta, \gamma), B_n]$

元映像で再構成されてディスプレイ部17に伝えられる。

【0034】さらに、現在フレームが以前フレームから $X-Y-Z$ 軸に対して回転した角度は次のように求められる。まず、フレームを複数のブロックに分けて、次の式のように各ブロック毎の回転角度を求める。

【数8】

…式(8)

【外15】

ここで、 B_n は現在フレームにおける n 番目ブロックであり、 $B'_n(\alpha, \beta, \gamma)$ は以前フレームにおける n 番目ブロックを α, β, γ だけ回転させたブロックであり、 $D[B'_n(\alpha, \beta, \gamma), B_n]$ は二つのブロック間の誤差を示すことである。ブロックの回転角は該誤差を最も小さくする角になっている。

【0035】フレーム内の複数のブロックから得られたブロックの複数の回転角を平均して現在フレームの回転

角を求める。現在フレームが , , だけ回転した状態であれば、再び - , - , - だけ現在フレームを回転させると、回転による誤差は消えることになる。次の式は回転誤差を有したフレームにおける 3 次元座標 *

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = R_z R_y R_x \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}$$

$$R_z = \begin{pmatrix} \cos \gamma & \sin \gamma & 0 \\ -\sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, R_y = \begin{pmatrix} \cos \beta & 0 & -\sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \beta & 0 & \cos \beta \end{pmatrix}, R_x = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & \sin \alpha \\ 0 & -\sin \alpha & \cos \alpha \end{pmatrix}$$

...式 (9)

フレームの位置及び回転に対する補正の全体的な過程は、平面位置修正部とフレーム間距離推定部で修正されたフレーム映像列が前記のような回転位置修正部を通じ、この過程を繰り返して揺れや回転のない映像を得るようにする。

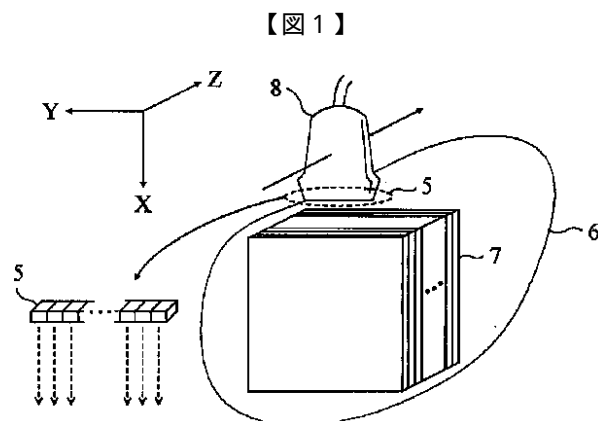
【0036】以上、本発明の好適な実施の形態について説明したが、本発明の請求範囲を逸脱することなく、当業者は種々の改変をなし得るであろう。

【発明の効果】本発明の 3 次元超音波映像形成装置によれば、従来の機械装置や位置感知センサ等を利用せずに手動走査方式により得られた 2 次元連続フレーム間の距離を正確に推定することによって、3 次元超音波映像形成の際に発生する映像の歪みを最小化するので、測定された 3 次元超音波映像の信頼度を向上させることができる。

【0037】また、手動走査方式を用いるので、従来の機械的な方法によって患者と診療者が強いられていた使用上の不便な問題を解消し、超音波映像機器の製造費を大幅に抑えることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 3 次元空間上でプローブを利用して連続的に複数の 2 次元フレームを獲得する例を示す図面である。



【図 1】

* (x, y, z) から回転による誤差が修正されたフレームの座標 (x', y', z') を求める式である。

【数 9】

【図 2】 本発明の実施の形態による 3 次元超音波映像形成システムの概略ブロック図である

【図 3】 図 2 の 2D / 3D 変換器 16 の内部構成を示す詳細図である。

【図 4】 二つのフレームが 3 次元空間上で互いにずれた状態を示す図面である。

【図 5】 双線形補間法を示す図面である。

【図 6】 フレーム間の距離が不均一に獲得された状態を示す図面である。

【図 7】 Y - Z 平面上で側面距離相関関数と進行距離相関関数との局部的等方性を示す図面である。

【図 8】 側面距離相関関数の部分線形近似を示すグラフである。

【図 9】 2 次元連続フレームに対する線形補間を通じてフレーム間距離が均一な連続フレームを形成することを示す図面である。

【符号の説明】

16 2D / 3D 変換手段

20 前処理部

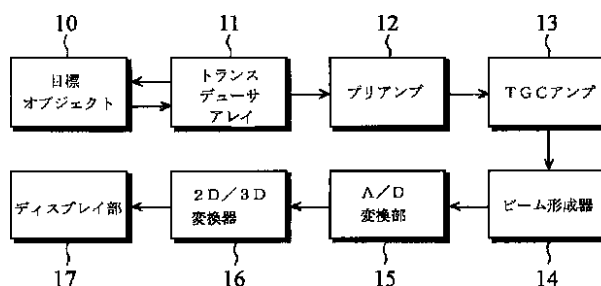
21 平面位置修正部

22 フレーム間距離推定部

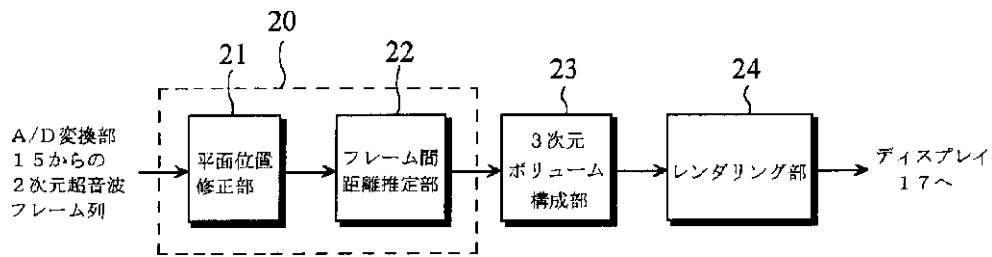
23 3 次元ボリューム構成部

24 レンダリング部

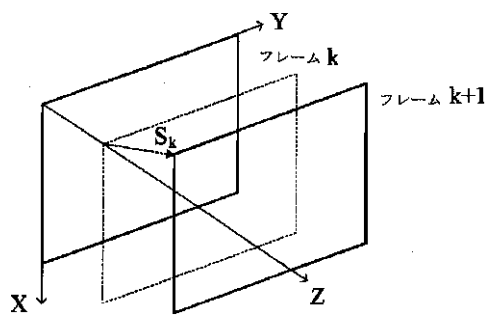
【図 2】



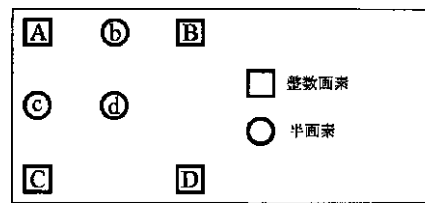
【図3】



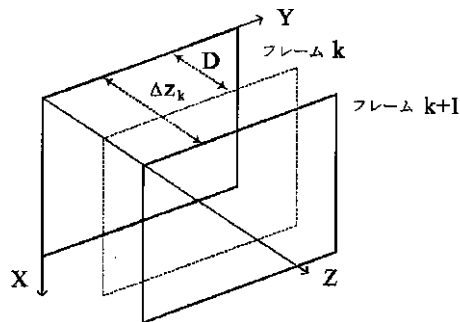
【図4】



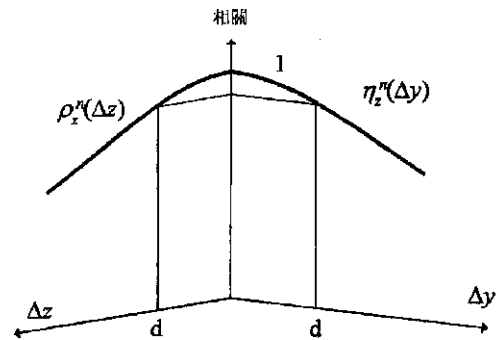
【図5】



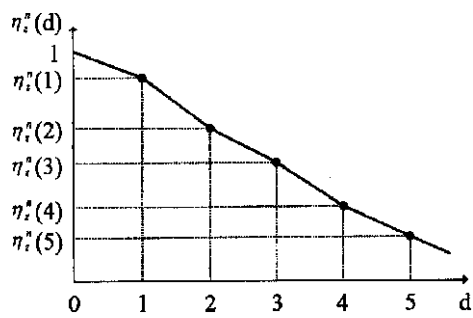
【図6】



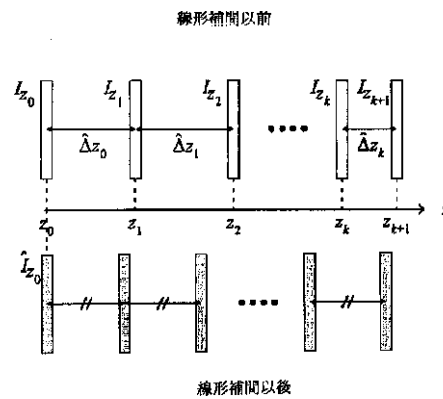
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

(72)発明者 ソ ヒョン ジュ

大韓民国 テグ クァンヨクシ ブック

チムサン 3ドン 557 - 19

(72)発明者 キム サン ヒョン

大韓民国 プサン クァンヨクシ ヘウン

デグ ジャドン 1412

(72)発明者 イ ジュン ホ

大韓民国 テグ クァンヨクシ タルソグ

ボンリドン ソンダン ジュゴン アパ

ート 120 - 402

Fターム(参考) 2G047 AA12 AC13 BA03 BB01 BB04

DB02 DB14

4C601 BB03 BB13 BB17 BB22 EE07

GA18 GA26 JC01 JC02 JC22

JC23 JC26 JC29 KK16 KK21

专利名称(译)	使用横向距离相关函数的三维超声图像形成装置		
公开(公告)号	JP2003325519A	公开(公告)日	2003-11-18
申请号	JP2003132836	申请日	2003-05-12
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社 株式会社MEDISON		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン 株式会社MEDISON		
[标]发明人	キムナムチョル ソヒョンジュ キムサンヒョン イジュンホ		
发明人	キム ナム チョル ソ ヒョン ジュ キム サン ヒョン イ ジュン ホ		
IPC分类号	G01N29/44 A61B8/00 A61B8/14 G01S7/52 G01S15/89 G01N29/22		
CPC分类号	G01S15/8993 A61B8/14 A61B8/483 G01S7/52034 G01S15/8977 Y10S128/916		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/22.501		
F-TERM分类号	2G047/AA12 2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/BB01 2G047/BB04 2G047/DB02 2G047/DB14 4C601/BB03 4C601/BB13 4C601/BB17 4C601/BB22 4C601/EE07 4C601/GA18 4C601/GA26 4C601/JC01 4C601/JC02 4C601/JC22 4C601/JC23 4C601/JC26 4C601/JC29 4C601/KK16 4C601/KK21 4C601/KK39 4C601/KK41		
优先权	1020020026010 2002-05-11 KR		
其他公开文献	JP3934080B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：减少形成三维超声图像时产生的图像失真。解决方案：插入多个二维超声图像帧，以使帧之间的距离在三个维度上变得均匀，并且提供了图像转换装置，用于转换为三维超声图像。平面位置校正单元，该平面位置校正单元用于估计帧之间的垂直和水平运动，并且在不失准的情况下以3D对准多个2D超声图像帧，以及在对准的2D超声图像帧中两个相邻的2D超声图像帧。它包括帧间距离估计单元，其估计两个帧之间的距离并内插帧位置，以使该距离变得均匀。此外，获得针对每个帧的每个块的侧面距离相关函数，并且多个侧面距离相关函数与在由探头的行进轴和超声传感器的阵列轴形成的平面上的行进距离相关函数局部各向同性。然后，估计相邻帧中的块之间的帧间距离。

