

(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 - 126089

(P2003 - 126089A)

(43)公開日 平成15年5月7日(2003.5.7)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
G 0 6 T 1/00	290	G 0 6 T 1/00	290 D 5 B 0 4 7
	400		400 B 5 B 0 5 7
	3/00	3/00	200
	400		400 J

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 8 数)

(21)出願番号 特願2002 - 290023(P2002 - 290023)

(22)出願日 平成14年10月2日(2002.10.2)

(31)優先権主張番号 970531

(32)優先日 平成13年10月3日(2001.10.3)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 KONINKLIJKE PHILIP S ELECTRONICS N.V.
 オランダ国 5621 ペーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1

(72)発明者 リウ リンナム
 アメリカ合衆国,ワシントン 98012,ミルクリーク,114ス ストリート エスイー 1333

(74)代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦 (外2名)

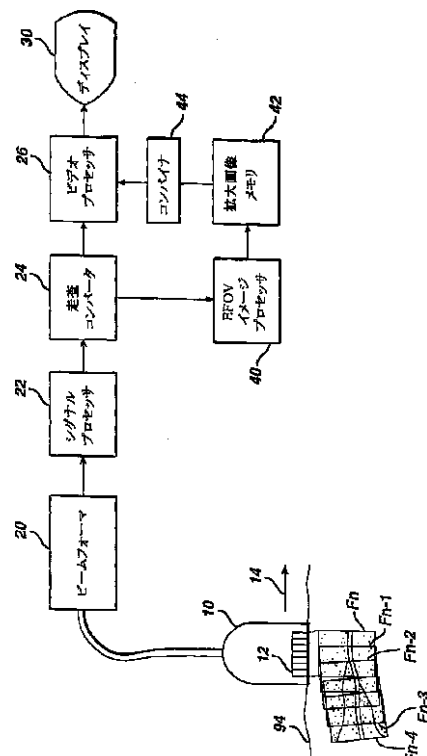
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 走査ヘッドの動きによる歪みのための拡大視野画像の補正

(57)【要約】

【課題】 高価で複雑な計算システムに頼ることなしに、XFOV画像に生じる動きによる誤差を補正可能とする。

【解決手段】 拡大視野(パノラマ)の超音波画像は、走査ヘッド10の動きの方向14及び速度と、ビーム走査の方向14及びレートとの相互作用による寸法上の歪みを示す。この歪みにより、パノラマ画像における組織又は距離の測定を行うとき、不正確な測定となる。この歪みによる精度の低下は、予測される歪み量を考慮して、パノラマ画像を生成するために配列されるように、基本画像Fn-4 - Fnの配列を調整することにより補償される。本技法は、リニアアレイトランスデューサ又はカーブドアレイトランスデューサ、及びリニア走査フォーマット又はセクタ走査フォーマットのいずれかに適用することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 拡大視野画像を生成する超音波診断画像形成システムであって、

所与のシーケンスでビームを透過し、走査ヘッドが標的に関して所与の方向で移動されるとき、連続する画像を生成するアレイトランスデューサを含む走査ヘッドと、前記標的に関して異なる位置から取得された前記標的の前記連続する画像を配列する拡大視野プロセッサと、前記標的の前記配列された連続する画像である、前記拡大視野画像を表示するディスプレイとを備え、前記連続する画像は、前記連続する画像に共通する画像の内容と、前記走査ヘッドの動きに対する前記ビームの走査シーケンスの関係との関数として配列される、ことを特徴とする超音波診断画像形成システム。

【請求項2】 前記ビーム走査シーケンスは、前記ビームのパルス繰返し周波数と、前記ビームが画像形成フィールドを横切って走査される方向とから決定される、ことを特徴とする請求項1記載の超音波診断画像形成システム。

【請求項3】 前記走査ヘッドの動きは、前記連続する画像における1つ以上の組織の特徴の位置と、前記連続する画像の取得時間とから決定される、ことを特徴とする請求項1記載の超音波診断画像形成システム。

【請求項4】 前記画像の寸法は、前記透過されるビームのシーケンスに関する前記走査ヘッドの動きにより歪み、

前記連続する画像は、前記連続する画像に共通する特徴と歪み要素とからなる配列の関数として配列される、ことを特徴とする請求項1記載の超音波診断画像形成システム。

【請求項5】 前記拡大視野プロセッサは、画像データの相関により前記連続する画像を配列する、ことを特徴とする請求項4記載の超音波診断画像形成システム。

【請求項6】 前記歪み要素は、前記走査ヘッドの動きの速度と、前記画像形成フィールドを横切るビーム走査の速度とに比例し、

前記歪み要素は、前記走査ヘッドの動きの速度と、前記画像形成フィールドを横切るビーム走査の速度との指数に比例する、ことを特徴とする請求項4記載の超音波診断画像形成システム。

【請求項7】 前記アレイトランスデューサは、リニアアレイ、フェーズドアレイ又はカーブドアレイを備える、ことを特徴とする請求項4記載の超音波診断画像形成システム。

【請求項8】 動きによる歪みが補正される拡大視野の超音波画像を生成するための方法であって、走査ヘッドが標的に関して移動するとき、少なくとも一部の共通の画像の内容からなる連続する画像を取得するステップと、

前記共通の画像の内容に基づいて、前記連続する画像を

配列するステップと、

前記連続する画像における画像形成フィールドの実際の寸法を伸張又は圧縮することに基づいて、前記連続する画像の配列を調節するステップと、

前記配列された連続する画像の拡大視野画像を生成するステップと、を備えることを特徴とする方法。

【請求項9】 前記配列するステップ及び調節するステップは、共通の計算ステップにおいて実行される、ことを特徴とする請求項8記載の方法。

10 【請求項10】 前記配列するステップは、前記連続する画像における共通の特徴を整合することにより前記連続する画像を配列するステップを備えるか、又は前記連続する画像における共通の画像データの相関により前記連続する画像を配列するステップを備える、ことを特徴とする請求項8記載の方法。

【請求項11】 前記調節するステップは、前記走査ヘッドの移動及び前記走査ヘッドのビーム走査シーケンスに基づいて、前記連続する画像の配列を調節するステップを備える、ことを特徴とする請求項8記載の方法。

20 【請求項12】 前記調節するステップは、ビーム走査の方向及びレートに関する走査ヘッドの動きの方向及び速度に基づいて、前記連続する画像の配列を調節するステップを備える、ことを特徴とする請求項11記載の方法。

【請求項13】 前記調節するステップは、XFOV画像における画像フレームの位置に基づいて、変位パラメータを計算するステップを備えるか、

30 前記調節するステップは、誤差を補正する項の加算又は減算により、又は補正のための線形方程式により、前記変位パラメータを修正するステップを備えるか、

或いは、前記調節するステップは、ビーム走査の方向及びレートに関する走査ヘッドの動きの方向及び速度に基づいて、前記連続する画像の配列を調節するステップを備え、補正のための非線型方程式により、前記変位パラメータを修正するステップを備える、ことを特徴とする請求項12記載の方法。

40 【請求項14】 前記取得するステップは、リニアアレイの走査ヘッド、フェーズドアレイの走査ヘッド或いはカーブドアレイの走査ヘッドにより、前記連続する画像を取得するステップを備える、ことを特徴とする請求項8記載の方法。

【請求項15】 前記調節するステップは、走査ヘッドの動きの方向と同じ方向又は反対の方向である変位パラメータに誤差を補正する項を適用するステップを備える、ことを特徴とする請求項8記載の方法。

【請求項16】 前記調節するステップは、トランスデューサの動きの速度、画像の最初のビームと最後のビームの間の距離の逆数、画像の頂点から前記トランスデューサの表面までの距離、フレームにおける測定点から前記頂点への距離、中心線と、前記頂点と前記測定点の間

の線との間の角度、及びフレームレートの逆数のうちの少なくとも1つの関数である誤差を補正する項を適用するステップを備える、ことを特徴とする請求項15記載の方法。

【請求項17】 前記調節するステップは、画像領域を表す特徴的な誤差を補正する項、誤差の項の平均、或いは適応的な誤差の項を使用するステップをさらに備える、ことを特徴とする請求項8記載の方法。

【請求項18】 動きによる歪みを補正するために前記取得された画像を曲げるステップと、前記曲げられた画像間の変位パラメータを計算するステップと、前記計算された変位パラメータに基づいて、前記取得された画像のうちの連続する画像を配列して、前記配列された連続する画像の拡大視野の画像を生成するステップとを備える、ことを特徴とする請求項8記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断画像形成システムに関し、特に、拡大視野画像を生成する超音波診断画像形成システムに関する。

【0002】

【従来の技術】臨床の超音波画像形成から再び現れている超音波画像形成の1つの形式は、長く存在しなかった後、拡大された大きさ解剖学的構造（組織）全体を通して画像を形成するための複合画像形成の使用である。たとえば、この複合画像形成の形式は、パノラマ式、又は拡大視野（XFOV: eXtended Field Of View）の画像形成とも呼ばれており、脚全体に延びる血管の画像を生成するために使用することができる。

【0003】1つのピストントランスデューサを使用し、ライン毎にかかる画像を構築する代わりに、現在の技術では、2次元画像を生成するアレイトランスデューサを使用している。このアレイトランスデューサは、画像平面で取得される関心のある組織とともに、画像平面に対して平行に移動される。次いで、連続する2次元画像は、互いに継ぎ合わされて、2次元画像の補正を通しての画像の配列、MSAD処理、特徴マッチング、相互情報、及び/又は他の画像マッチング技術により、XFOV画像が形成される。

【0004】このXFOV画像形成の形式において認識されている1つの問題は、それぞれの画像平面の走査方向により発生する画像の歪みである。この歪みにより、走査ヘッドが横走査方向に移動されるとき、横方向に伸張された画像となり、走査ヘッドの動きの方向とビーム走査とが互いに反対であるとき、横方向に圧縮された画像となる。

【0005】この歪みがXFOV画像において非常に明らかではない一方で、品質の高い画像が必要とされるとき、すなわち、XFOV画像における組織に関する測定が行われるときに問題となる。この歪みは、画像の長さ

に沿った測定、この測定は一般にXFOV画像における研究の下では組織の重要な寸法であり、走査速度に関して10%以上の誤差を生じさせる。60cmの測定であれば、6cm異常の誤差となる可能性がある。

【0006】この誤差を補正するためのアプローチは、これらの作用を考慮して、その正しい外観に戻して、画像を「曲げる“warping”」ことである。これを行うための厳密なアプローチは、米国特許第5,910,114号に見ることができる。この特許で説明されているように、これらの誤差の源を決定することができ、次いで、画像における各画素を補正するために使用することができる。補正技術は、従来のBモード画像、XFOV画像において使用されることになる基本画像に適用することができる。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】しかし、この集約的な補正アプローチは、大量の計算を必要としており、このアプローチを困難にし、実時間の画像形成システムにおいて提供するために高価なものとしている。高価で複雑な計算システムに頼ることなしに、XFOV画像において、この動きの誤差が補正可能であることが望まれる。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明の原理によれば、XFOV画像における空間的に横方向の誤差は、走査ヘッドの動きとビーム走査のレート及び方向との情報から、画像における歪みの誤差を推定することにより補正される。次いで、この誤差は、2つ以上の画像が配列されて、XFOV画像が形成されるときに明らかにされる。

【0009】それぞれの画素について複雑な計算を実行する代わりに、この誤差は、画像アラインメント処理の間に、1つのステップにおいてオフセットにされる。XFOV画像の個々のセグメントが歪みを保持する一方で、測定について利用可能な画像のサイズが補償され、これにより、XFOV画像の横方向の寸法は、実質的に正確になる。この補正技術は、集約的かつ時間浪費する計算処理を必要とすることなしに、診断用XFOV画像を定量的に提供する。

【0010】

【発明の実施の形態】拡大視野による画像形成において、超音波の走査ヘッドは、トランスデューサの画像平面と一直線に皮膚に沿って移動される。該走査ヘッドが移動されるとき、移動の経路下には組織に関する一連の画像が自動的に取得される。これらの画像は、配列、及び結合されて、移動の経路下には組織に関する複合画像が形成される。血管の長さを走査するために、たとえば、臨床家は、図1に示されるように方向14に走査ヘッドをスライドさせる。この方向は、これは、走査ヘッド10のアレイトランスデューサ12の縦軸と、画像Fnの平面との相互配列された方向を示している。

【0011】走査ヘッドが方向14に移動される時、本実施の形態では基本画像として言及される連続する平面画像が取得される。この連続する平面画像のそれぞれは、前の画像から方向14において、(走査ヘッドの速度及び画像取得レートの関数として)僅かに離されている。連続する基本画像間の変位は計算され、画像は記録され、該変位に基づいて結合されて、走査ヘッドの移動経路下には血管に関する拡大視野の複合画像が生成される。

【0012】理想的には、走査ヘッドにとって、先に取得された基本画像に対して個々の基本画像が横方向に伸張又は圧縮されないように、画像が取得される間に、一定の速度で移動されることが望ましい。しかし、画像平面が瞬間的に取得されないが、画像平面を走査するためにトランスデューサから順次送出される走査ラインが形成されるという事実により、絶対的な意味で、組織の真の寸法に対する圧縮又は伸張が生じてしまう。

【0013】トランスデューサの一端から他端への連続したビーム走査は、走査ヘッドの動きの方向にある場合、画像の実際の寸法は伸張される。連続したビーム走査が走査ヘッドの移動の方向と反対である場合、画像の寸法が圧縮される。したがって、XFOV画像に関して行われる測定は、伸張又は圧縮の大きさの関数として、正確ではなくなる。本発明の目的は、この空間的な精度の問題に対処することにある。

【0014】本発明の原理に従う拡大視野画像を生成するための超音波診断画像形成システムは、図1に示されている。走査ヘッド10は、連続的に取得された画像Fn-4~Fnの平面の方向14において移動される。取得された画像Fn-4~Fnは、その空間的なオーバーラップを理解することができるように、図1において透明的に示されている。このシーケンスにおいて取得された最初の画像は、画像フレームFn-4であり、取得された最後の画像は、画像フレームFnであり、アレイトランスデューサ12のアパーチャと配列されて示されている。

【0015】それぞれ取得された画像フレームのエコーは、ビームフォーマ20によりビームに成形される。次いで、コヒーレントエコーは、シグナルプロセッサ22により処理され、走査コンバータ24によりそれぞれの超音波画像に配列される。従来のリアルタイムな画像を形成するために、それぞれの画像は、ビデオプロセッサ26に接続され、イメージディスプレイ30に表示される。

【0016】本発明の原理によれば、それぞれの画像は、XFOVイメージプロセッサ40に接続される。XFOVイメージプロセッサは、(プリスキャン変換された)予測データ画像、又は(スキャン変換された画素データである)表示データ画像のいずれかとともに動作するものであり、XFOV動作モードの間にそれぞれ新たに取得された画像を受け、新たな画像と、EFOV画像

である前に取得された基本画像の間の変位を計算する。

【0017】このことは、米国特許第6,238,345号により詳細に記載されており、その内容は参照により本実施の形態に組込まれる。XFOVイメージプロセッサは、拡大画像メモリ42における先に取得された基本画像との整合において新たな画像を記憶する。拡大画像メモリ42の好適な構成は、上記特許に図示及び記載されている履歴バッファである。

【0018】新たな画像データの追加によりXFOV画像が拡大されるたびに、履歴バッファに記憶されているXFOV画像データは、メモリから抽出され、コンパイナ44により結合されて、新たなXFOV画像が形成される。この新たなXFOV画像は、ディスプレイで見るとためにビデオプロセッサ26に結合される。したがって、臨床家は、人体に沿う走査ヘッドの動きの過程の間に、XFOV画像が構築される時、実時間でXFOV画像の進展を追従することができる。

【0019】図2aは、XFOV画像において使用される基本画像フレームFを例示している。このフレームFは、長方形で示されており、ビーム走査シーケンスの使用が暗示される。このシーケンスでは、リニアアレイトランスデューサによる走査の場合のように、全てのビームが並列に透過される。この例では、ビームは、画像領域を左から右に走査する。画像ラインL1のビームで始まり、画像ラインLnのビームで終わる。1つの画像フレームが走査されたとき、シーケンスは、別の画像フレームについてラインL1~Lnの走査を繰り返す。

【0020】本発明の製造される実施の形態では、全体の画像フレームのうちの中央領域50のみがXFOV画像において使用される。中央領域50のいずれかの側に関する画像領域がXFOV画像において使用されない。これは、解像度が画像の極端でのフリッジ効果による影響を受けず、画像の中央領域で一般に最高であるためである。

【0021】また、全体の画像幅にわたる歪みよりも、狭い画像領域にわたる歪みの方が小さい。このルールに対する例外のみは、XFOV画像の開始及び終了での最初と最後のフレームである。ここでは、(図3のXFOV画像に示されるような最初の画像フレームF1の場合における)中央領域の左への画像フレームの一部、及び(図3に示されるような最後の画像フレームの場合における)中央領域の右への画像フレームの一部が使用される。

【0022】XFOV画像の開始及び終了で、走査ヘッドは、未だ動いていないか(フレームF1の場合)、又は静止になったか(フレームFnの場合)のいずれかのために静止しており、したがって、これらのフレームは、動きによる歪みを殆ど示さない。XFOV画像の終了の間、一連の中央の画像領域は、図3における領域51~56により示されるように互いに整合される。

【0023】本発明の原理によれば、連続する画像の領域がそのオーバーラップ領域において配列され、XFOV画像が互いに継ぎ合わされるとき、誤差の項が変位の項に導入される。この変位の項は、ビーム走査方向と走査ヘッドの動きとの相互作用による歪みを明らかにするための領域を整合するために使用される。

【0024】この誤差項は、ビーム走査速度Vbeamで割った、移動する走査ヘッドの速度Vscanheadに比例する。これらの項は、図2bにおけるライン60により示されるように、走査ヘッドの動きの方向において計算される。ライン60は、図1における動き14の方向と配列されていることがわかる。この動作は、図4により理解することができ、この図では、3つのフレームFx, Fy, 及びFzが配列されている。

【0025】この例では、3つのフレームが、上部又は下部から(プロファイルにおいて)エッジオンされて見ることができる。したがって、開始フレームFxは、左エッジe_Lから右エッジe_Rまで延びており、他のフレームFy及びFzのそれぞれも同様である。フレームは、それぞれが取得される時間で移動する走査ヘッドの異なる位置により、横方向に互いにオフセットである。

【0026】走査ヘッドが左から右に移動するとき、フレームFx, Fy, Fzの相対的な位置が示すように、オフセットは、同じ方向に進む。一方のフレームから別のフレームへの変位は、当該技術分野において知られている多数の技術のうちのいずれかにより、それぞれのフレームの画像データから計算される。

【0027】たとえば、連続するフレームの画像データは、空間的にデータを相関付けすることにより配列して、フレーム間での最良の配列を発見することができる。代替的に、フレーム領域をオーバーラップすることにおいて、鍵となる特徴を配列することにより配列されるフレームにおいて、鍵となる特徴を識別することができる。

【0028】特定の場合では、この配列処理は、図4において示される相対的なフレームの位置及びそのエッジe_L及びe_Rにより示されるように、3つのフレームが空間的に配列されることを見つける場合がある。次いで、構成される実施の形態では、フレームは、上記特許で教示されるように互いに配列されて、履歴バッファに記憶される。

【0029】本発明の原理によれば、画像フレームの配列は、相対的に移動する走査ヘッドの動き及びビーム走査シーケンスによる画像の横方向の伸張又は圧縮を明らかにするための誤差項errを含んでいる。たとえば、図4は、伸張された状態を説明するために、左に僅かに移動された配列されたフレームを示している。誤差項により、それぞれのフレームは、代替的なエッジe_L'及びe_R'により示される新たな位置に移動されることになる。

*【0030】このようにして、伸張による歪みは、XFOV画像の生成において基本フレームの配列において説明され、XFOV画像を横切る測定は、この補正がない場合に比べて大幅に正確になる。この技術は、全体の画像を再処理すること、すなわち「曲げること」を含んでいるだけではなく、基本画像のフレームとフレームの配列の間での1つの補正要素の使用を含んでいる。

【0031】誤差項の計算は、以下のように進行する。XFOV画像の取得により、超音波ビームが放射されるシーケンスに関して走査ヘッドの動きの方向に依存して、距離的な伸張又は拡張となる。動きにおける走査ヘッドのリーディングエッジに最も近いトランスデューサ素子が作動されると仮定すると、XFOV画像における距離は拡張される。さもなければ、距離は圧縮される。

【0032】相対誤差(%)の正確な式は、以下に示される。

【数1】

$$err = \frac{V_s}{W} \left(\frac{1}{F_r} - T_d \right)$$

ここで、Vsは、走査ヘッドの動きの速度である。Wは、トランスデューサに沿った最初のビームと最後のビームの間の距離である。Frは、フレームレートである。Tdは、2つの連続するフレーム間のデッドタイムである。走査期間の間の走査速度が一定ではない場合、誤差errは、走査期間の間に変動する場合がある。しかし、それぞれのフレームを形成している時間の間に速度が大きく変化していない場合に、この式は、実質的に正確である。

【0033】標準的なXFOV画像の変位の計算は、以下に定義される変位パラメータを使用して、最近のフレーム位置を計算する。

$$M(dx, dy, k, \theta)$$

ここで、パラメータdx, dyは、2つの連続するフレームの移動を定義する。パラメータθは、回転を示している。項kは、スケーリング係数である。

【0034】2つの連続するフレームは、以下の行列方程式により示されるように、これら動きパラメータにより関連付けされている。

【数2】

$$\begin{pmatrix} x(F_i) \\ y(F_i) \end{pmatrix} = k \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x(F_{i-1}) \\ y(F_{i-1}) \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} dx \\ dy \end{pmatrix}$$

ここで、パラメータFは、その時間タグインデックスが付されるフレームであり、x, yは、フレームにおける画素の位置座標である。本発明の技術により、画像の歪みの適応的な誤差の補正は、フレームレベルで行われ、個々の画素レベル又は走査線レベルで行われるものではない。

【0035】2つの連続するフレームの間の回転が小さいものと仮定すると、相対的な動き作用から補正される

動きは、 $M(dx', dy', k, \theta')$ となる。ここで、

【数3】
$$dx' = dx \pm \frac{V_s}{W} \left(\frac{1}{F_r} - T_d \right)$$

であり、 dy' は、 $dy \pm$ 誤差補正項 y であり、 θ' は、

【数4】
$$\theta' = \arctan \left(\frac{\tan \theta}{1 + \varepsilon} \right)$$

のような(θ, err, dx)の関数である。ここで

【数5】
$$\varepsilon = err/dx \text{ 及び } err = \pm \frac{V_s}{W} \left(\frac{1}{F_r} - T_d \right)$$

である。プラスの符号は、画像の横方向の寸法が伸張される時に使用される。これは、素子が走査ヘッドの動きの方向とは反対の順序で作動されるためである。ビーム走査と走査ヘッドの動きの方向の間の逆の関係については、マイナスの符号が使用される。

【0036】また、本発明の技術は、図5における画像フレームFsにより示されるような、セクタ形状の画像を生成する走査ヘッドと使用することもできる。このセクタ形状の画像は、フェーズドアレイの走査ヘッド又はカーブドアレイ(curved array)の走査ヘッドにより生成される場合がある。セクタ走査では、ビーム走査の方向は、図1のリニア走査シーケンスの場合のような、走査ヘッドの動きの方向と一般的に平行ではない。代わりに、ビームは、半径方向に走査され、図5におけるビーム方向70により示されるような正確なパターンとなる。

【0037】したがって、ビーム走査の方向は、図2bのライン60により示されるような直線よりはむしろ、曲線72により示されるように正確である。この場合における正確な誤差補正は、測定経路に沿った計算を必要とする。補正は、画像における終了点の深さ及び角度に依存する。正確なビーム走査方向は、更なる複雑さを計算に導入し、この複雑さは、走査ヘッドの動きの方向における平均ビーム要素を計算することにより、ライン74により示されるように走査ヘッドの動きの方向に一般に平行な走査速度を計算することで行われる場合がある。

【0038】このアプローチの使用は、先に説明したように、セクタの中央部分50のみがXFOV画像において使用されるときに強化される。これは、ビーム走査の方向が、実質的に画像のこの領域における走査ヘッドの動きの方向と同じことによる。さらに、平均ビーム走査速度が計算されるとき、該平均が計算される際の深さも考慮されるべきである。これは、横方向のビーム走査速度成分が、画像Fsの下部(深い深度)よりも該画像の上部(浅い深度)で低いことによる。

*【0039】以下の計算はこれらの作用を考慮している。一般に、歪み誤差は、幾つかの要因の関数である。 $err(i) = \gamma \cdot f(V_s, r, R, F_r, W_s)$ インデックス*i*は、誤差項が*i*番目のフレームであることを示している。

【0040】構成された実施の形態では、この計算は、以下の形式を取る。

【数6】
$$err = \gamma \cdot f_1(V_s/W_s) \cdot f_2(r, R) \cdot f_3(\theta) \cdot \left(\frac{1}{F_r} - T_d \right)$$

水平距離の測定を深さ d で横の中央で開始するとき、 f_1, f_2, f_3 は関数であるとして、 V_s は、走査ヘッドの(水平方向の)動きの速度である。 W_s は、弧の長さにおいて測定される走査ヘッドの動きの方向におけるトランスデューサに沿った最初のビームと最後のビームの間の距離である。 F_r は、フレームレートである。 T_d は、2つの連続するフレームの間のデッドタイムである。角度 θ は、中央ではない使用される画像部分の水平距離の範囲をカバーする。半径*R*は、画像の頂点から画像の中央までの距離である。半径*r*は、画像の頂点から測定距離の終了の中央までの距離である。定数 γ は、スケーリング係数である。

【0041】正確な誤差は、測定距離の位置及び幾何学的な形状に依存するので、許容可能な近似は、測定領域全体にわたり平均を計算するか、或いは該平均領域により乗算される所定のビーム角度及び深度での特徴的な誤差を使用することである。項 $A = \frac{1}{R} \int_0^R r \cdot f(r) \cdot r \cdot dr$ は、平均を評価する領域を与える。適応的なアプローチは、走査されている組織の深さに焦点領域をユーザが設定しているという仮定に基づいて、焦点領域のマーカ76により示される深さの計算を実行することである。

【0042】上述の内容から、フレームからフレームへの移動及びリニア走査の例で記載された回転要素を使用して、動きパラメータにより、以下の行列方程式と2つの連続するフレームを関連付けすることができる。

【数7】
$$\begin{pmatrix} x(F_i) \\ y(F_i) \end{pmatrix} = k \begin{pmatrix} \cos \Theta & -\sin \Theta \\ \sin \Theta & \cos \Theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x(F_{i-1}) \\ y(F_{i-1}) \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} dx \\ dy \end{pmatrix}$$

【0043】2つの連続するフレームの間に回転が小さいと仮定すると、相対的な動き作用からの補正された変位は、 $M(dx', dy', k, \theta')$ となる。ここで、 $dx' = dx \pm err$ であり $dy' = dy \pm err$ である。距離のパラメータ dx, dy は、画像の内容から最初の予測された、補正されていない移動の変位パラメータである。プラス及びマイナス符号は、リニア走査の例について先に説明したように使用される。

【0044】より一般的な補正の形式は、以下のように示される。

*50
$$dx' = E_{T_x}(dx, err), dy' = E_{T_y}(dx, dy, err) \text{ 及び}$$

$$\epsilon = (dx, dy, dz, \dots, err)$$

ここで、 $E_r(\epsilon)$ は、第2のパラメータ(誤差項)により第1のパラメータ(移動項)を修正する一般的な移動の補正関数である。

【0045】本発明の補正技術は、XFOV画像における歪みを補正するための処理として定義される。第1の、連続する、オーバーラップする画像において共通する特徴が識別される。この画像における特徴の異なる位置から、公知の相関技法又は相関マッチング技法を使用して、ある画像から次の画像への該特徴の変位が計算される。2つの画像の取得時間の差に関する情報から、及び画像のスケーリングに関する情報により、変位項は、走査ヘッドが移動する速度 $V_{scanhead}$ をミリ/秒で計算するために使用される。

【0046】ビームスケーリングレート(PRF)、内部ビーム間隔及びビーム走査方向の情報から、ビーム走査速度($\pm V_{beam}$)がミリ/秒で計算される。これらの速度の項から、以下の形式からなる寸法補正要素が生成される。

【数8】

$$\Delta D \propto \frac{V_{scanhead}}{V_{beam}}$$

ここで、 D は、相対的な走査ヘッドビームの走査の動きによる歪みを説明する場合に画像を配列する、ある画像から次の画像までの変位における調節である。

【0047】本発明の原理は、3次元XFOV画像に拡張することができる。この場合、変位パラメータは、 $M(dx, dy, dz, \dots)$ である。

【0048】本発明の原理は、従来の画像の湾曲技術と組み合わせることができる。たとえば、基本画像は、画像の曲げにより歪み補正することができる。曲げられた画像

は、動きパラメータを計算するために使用することができ、ある画像を、該決定された動きパラメータにより配置される次の曲げられていない、元の画像に置き換えて、XFOV画像を構築することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】拡大視野による超音波画像形成システムを示すブロック図である。

【図2】図2aは、拡大視野画像において使用される長方形の超音波画像のフレームを例示する図である。図2bは、動きによる歪みが測定される図2aの画像フレームにラインを説明する図である。

【図3】拡大視野画像を形成する基本的な長方形の超音波画像フレームの構成を説明する図である。

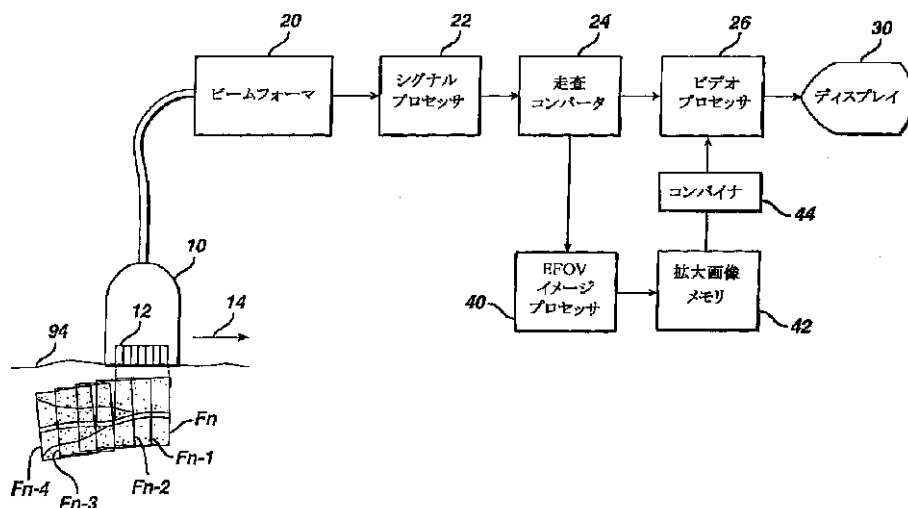
【図4】相対的なビーム走査とスキャンヘッドの動きによる拡大視野画像における歪みを調節するために、本発明の原理によるフレーム配列の補正を説明する図である。

【図5】拡大視野画像において使用されるセクタ形状の超音波画像フレームを説明する図である。

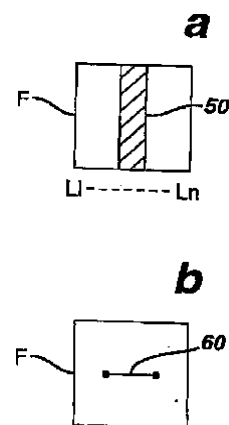
【符号の説明】

- 10：走査ヘッド
- 12：アレイトランスデューサ
- 14：方向
- 20：ビームフォーマ
- 22：シグナルプロセッサ
- 24：走査コンバータ
- 26：ビデオプロセッサ
- 30：ディスプレイ
- 40：EFOVイメージプロセッサ
- 42：拡大画像メモリ
- 44：コンバイナ

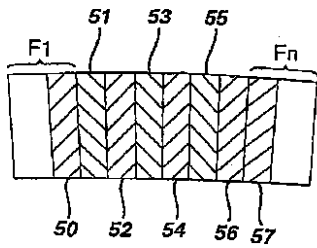
【図1】



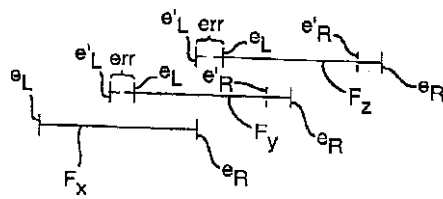
【図2】



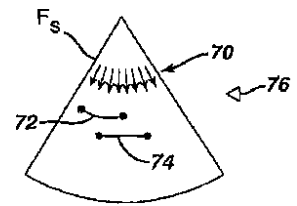
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

(72)発明者 リウ リンナム
 アメリカ合衆国,ワシントン 98012,ミ
 ル クリーク,114ス ストリート エス
 イー 1333

(72)発明者 ラーズ ジョナス オルソン
 アメリカ合衆国,ワシントン 98072,ウ
 ッディンヴィル,147ス コート エヌイ
 - 18309

Fターム(参考) 4C301 BB01 BB02 BB05 BB11 BB22
 CC02 EE11 GB04 GB06 JB17
 JB28 JB29 JC14 KK07
 5B047 AA07 AA17 BA03 BB10 BC23
 CA05 DC20
 5B057 AA07 BA05 BA12 CD12 CE10
 CH01 CH11

专利名称(译)	校正由于扫描头的运动引起的失真的放大的视野图像		
公开(公告)号	JP2003126089A	公开(公告)日	2003-05-07
申请号	JP2002290023	申请日	2002-10-02
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	リウリンナム ラーズジョナスオルソン		
发明人	リウ リンナム ラーズ ジョナス オルソン		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89 G06T1/00 G06T3/00 G06T7/00		
CPC分类号	G01S7/52065 G01S7/52046 G01S7/5205 G01S7/52074 G01S15/8934 G06T7/30 G06T2200/32 G06T2207/10132		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T1/00.400.B G06T3/00.200 G06T3/00.400.J A61B8/14 G06T3/00.780 G06T5/00.725 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/BB01 4C301/BB02 4C301/BB05 4C301/BB11 4C301/BB22 4C301/CC02 4C301/EE11 4C301 /GB04 4C301/GB06 4C301/JB17 4C301/JB28 4C301/JB29 4C301/JC14 4C301/KK07 5B047/AA07 5B047/AA17 5B047/BA03 5B047/BB10 5B047/BC23 5B047/CA05 5B047/DC20 5B057/AA07 5B057 /BA05 5B057/BA12 5B057/CD12 5B057/CE10 5B057/CH01 5B057/CH11 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB09 4C601/BB17 4C601/BB21 4C601/BB23 4C601/EE09 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601 /GB04 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/JB51 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC22 4C601/KK09 4C601/KK12		
优先权	09/970531 2001-10-03 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：纠正由于XFOV图像中发生运动而引起的错误，而无需依赖昂贵且复杂的计算系统。放大视图（全景）的超声图像显示由于扫描头的方向和移动速度与束扫描的方向和速率之间的相互作用而导致的尺寸失真。在全景图像中进行组织或距离测量时，这种失真会导致测量结果不准确。通过调整基本图像 F_n-4-F_n 的布置来补偿由于该畸变而导致的精度降低，从而使得基本图像 F_n-4-F_n 考虑到预测的畸变量而布置为生成全景图像。该技术可以应用于线性阵列或弯曲阵列换能器，以及线性扫描或扇形扫描格式。

