

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A) (11)特許出願公表番号

特表2003 - 503140

(P2003 - 503140A)

(43)公表日 平成15年1月28日(2003.1.28)

| (51)Int.Cl. ⁷ | 識別記号 | F I | テマコード [*] (参考) |
|--------------------------|------|--------------|---------------------------|
| A 6 1 B 8/00 | | A 6 1 B 8/00 | 4 C 3 0 1 |
| 8/06 | | 8/06 | 5 B 0 5 7 |
| G 0 6 T 1/00 | 290 | G 0 6 T 1/00 | 290 D |

審査請求 未請求 予備審査請求 (全 31数)

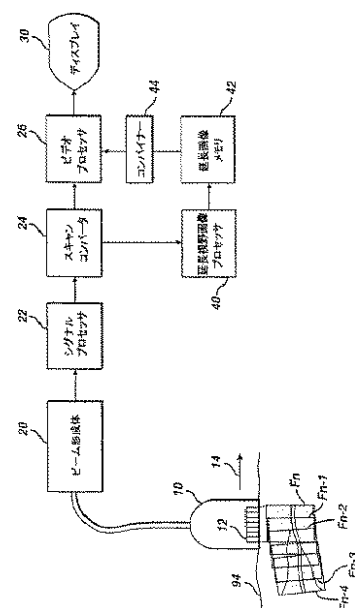
| | | | |
|-------------|--|---------|---|
| (21)出願番号 | 特願2001 - 507369(P2001 - 507369) | (71)出願人 | コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ KONINKLIJKE PHILIP S ELECTRONICS N.V. オランダ国 5621 ペーアー アインドーフ フェン フルネヴァウツウェッハ 1 |
| (86)(22)出願日 | 平成12年6月26日(2000.6.26) | (72)発明者 | オルソン, ラーズ ジェイ オランダ国,5656 アーアー アインドーフ エン,プロフ・ホルストラーン 6 |
| (85)翻訳文提出日 | 平成13年2月26日(2001.2.26) | (72)発明者 | ピーターソン, ロイ ビー オランダ国,5656 アーアー アインドーフ エン,プロフ・ホルストラーン 6 |
| (86)国際出願番号 | PCT/EP00/05916 | (74)代理人 | 弁理士 伊東 忠彦 |
| (87)国際公開番号 | W001/001863 | | |
| (87)国際公開日 | 平成13年1月11日(2001.1.11) | | |
| (31)優先権主張番号 | 09/345,244 | | |
| (32)優先日 | 平成11年6月30日(1999.6.30) | | |
| (33)優先権主張国 | 米国(US) | | |
| (81)指定国 | EP (AT , BE , CH , CY , DE , DK , ES , FI , FR , GB , GR , IE , I T , LU , MC , NL , PT , SE) , JP | | |

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 延長視野超音波診断イメージング

(57)【要約】

延長視野の画像は、空間的に整列された複数の空間的にオフセットされた超音波画像を結合することによって形成される。整列される画像は、順次低い解像度の対応する2個の画像のセットを作成するための処理をされる。空間的な整列は、各セットからの同一の解像度の画像の比較によって実行され、最も低い解像度の画像の比較から最も高い解像度の画像の比較へと進んでいく。整列の信頼性向上し、計算上の必要性を減少させるため、画像の主要な特徴領域のみが、比較に用いられる。画像の各組が比較されるとき、比較の結果は、次の解像度のレベルの画像を事前に整列させるために用いられる。結果は、チェックされ、グラジエント精密化によって境界条件に対して精密化される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 2個の超音波画像のそれぞれに対して異なる解像度のレベルの画像データを作成するため超音波画像のデータを処理する処理ステップと、

該超音波画像の一致する解像度のレベルの画像データを比較する比較ステップと、

該比較ステップの結果に基づき該超音波画像を整列させる整列ステップとを含む、2個の超音波画像を空間的に整列させるための方法。

【請求項2】 該処理ステップは、フィルタ処理、サブサンプル処理、丸め処理、又は、デジメーション処理の一又はそれ以上の回数のステップによって、より低い解像度のレベルの画像データを作成することを含む、請求項1記載の方法。

【請求項3】 該比較ステップは、該2個の超音波画像のより低い解像度のレベルのデータを比較し、該より低い解像度レベルのデータの比較結果に基づいて該超音波画像を事前に整列させ、事前に整列された該2個の超音波画像のより高い解像度レベルのデータを比較することを含む、請求項1又は2記載の方法。

【請求項4】 2個の医療用超音波画像を空間的に整列させる方法であって、

主要な画像特徴部を含む該画像の一の画像の特徴部の領域を特定する特定ステップと、

該画像間の空間的変位を確認するために、該画像の該一の画像の該特徴部の領域を他の画像の対応する領域と比較する比較ステップと、

該空間的変位に基づいて該超音波画像を整列させるステップとを含む、整列方法。

【請求項5】 該比較ステップは、該画像の特徴部の領域のSAD解析を実行することを含む、請求項4記載の方法。

【請求項6】 該比較ステップは、画像特徴部を含む該画像のピクセル領域の最小SAD探索を実行することを含む、請求項4又は5記載の方法。

【請求項7】 該比較ステップは、該特徴部の領域の画像データの補正を実行することを含む、請求項4記載の方法。

【請求項 8】 各超音波画像の異なる解像度のレベルの画像データを作成するため該超音波画像の画像データを処理するステップを更に含み、該特定ステップは、異なる解像度の画像データに対して異なる数の特徴部の領域を特定する、請求項 4 乃至 7 のうちいずれか 1 項の方法。

【請求項 9】 より低い解像度に対して特定される特徴部の領域の数は、より高い解像度の画像データに対して特定される数よりも少ない、請求項 8 記載の方法。

【請求項 10】 2 個の超音波画像を空間的に整列させる方法であって、
最小 S A D 値を決定するため該 2 個の画像のピクセル領域の S A D 解析を実行するステップと、
該最小 S A D 値のパラメータを精密化する精密化ステップと、
該最小 S A D 値の精密化されたパラメータに基づいて該超音波画像を整列させるステップとを含む、整列方法。

【請求項 11】 該精密化ステップは、1 又はそれ以上の変位パラメータを変分させることによる、より小さい最小 S A D 値を得るためのグラジエント探索を含む、請求項 10 記載の方法。

【請求項 12】 該精密化ステップは、境界条件の結果を排除する、請求項 10 又は 11 記載の方法。

【請求項 13】 超音波画像の系列を形成するための超音波式手段と超音波画像を表示するための表示手段を有する超音波診断イメージングシステムであって、請求項 1 乃至 12 のうちのいずれか 1 項の方法によって空間的に整列された 2 個の空間的にオフセットされた超音波画像の系列を結合することによって視野が延長された延長視野画像を形成する延長視野画像プロセッサを含む、超音波診断イメージングシステム。

【請求項 14】 上記延長視野画像プロセッサは、空間的にオフセットされた超音波画像を受信し、該画像間の変位を算出し、
処理された画像を記憶するための延長視野メモリと、
上記延長視野メモリから抽出された前に記憶された画像を新たに記録された画像と結合して表示用の一の延長視野画像にするコンバイナーとを更に含む、請求

項 1 3 記載の超音波診断イメージングシステム。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

本発明は、超音波診断の画像システムに係り、特に、延長視野（EFOV）を有する超音波診断画像に関する。

【0002】

1970年代及び1980年代の超音波診断画像システムは、B - a r m走査として知られているものを用いて製造されていた。B - a r mシステムでは、Aライン（単一の光線）変換器は、関節でつながれたアームの端部に搭載されていた。関節でつながれたアームの結合部は、アームのセグメントの相対的な位置を連続的に監視し、変換器の空間的な位置が常に観測することを可能とするセンサを含んでいた。変換器が患者の人体の上を走査するとき、連続したAラインは、関節アームのセンサから算出され、画像表示上に連続的に隣接して組み込まれる。B - a r mシステムは、このように、システムが記憶及び表示できうる、及び、B - a r mが達しうる連続的なAラインの最大の数まで横方向に延長されうる超音波画像を表示することができる。

【0003】

近年では、電子式走査アレイ変換器が、同じ目的のために適用されてきた。電子式走査アレイ変換器は、自動的に2次元画像を作成するので、アレイ変換器の画像平面内の移動によって、連続的で空間的に離れている2次元画像が作成される。新たな空間での各新しい画像は、前に捕捉された画像であって、それと重なり合う画像と空間的に位置合わせされ、アレイ変換器の移動方向に横方向に延びる延長された画像を作成するために前の画像と結合される。延長視野画像の範囲は、部分的に重なり合う2次元画像を複数記憶し表示する超音波システムの能力によって決定される。

【0004】

そのような延長視野（EFOV）イメージングシステムの重要な特徴点は、迅速かつ簡易的に前に結合された延長視野の画像に新たに捕捉された画像を位置合わせする能力である。交差補正探索、ブロックマッチングアルゴリズム、最大の明るさに対する調整、その他を含む、一の画像と他の画像の変位を見積もりする

ことによる画像の位置合わせをする多くの技術が利用できる。これらの技術が採るアルゴリズムは、1次オーダーでグローバルトランスフォーメーション（平行移動及び／又は回転）又は、未加工で膨大な変位に基づく高次のオーダーの複雑な処理であるだろう。しかし、これらの技術のたいていは、計算的に膨大であり、多大な量のピクセルデータの甚だしい処理を必要とする。したがって、延長視野の超音波表示を作成するために連続する画像を位置合わせする効果的で信頼性の高い技術を利用することが望ましいであろう。

【0005】

本発明の原理によると、新たに捕捉される画像は、スキャナヘッドをどちらかの方向に移動させることによって、延長視野画像に対して得られる、延長視野超音波診断画像システムが供給される。このように、興味対象の組織が延長視野画像の走査平面の外である場合、臨床医は、組織が再度捕捉されるまで走査方向を逆にし、好ましくは、表示から最初に消えた点に持ってくる。それゆえに、臨床医は、興味対象の組織と走査平面の不整列から回復することができ、最初から走査を再スタートする必要なく走査を続けることができる。

【0006】

まず、図1を参照すると、延長視野画像を作成するためのアレイ変換器を走査するための技術が示されている。電子式走査アレイ変換器12を備えた超音波スキャンヘッド10が、患者のスキンライン94と関連して示されている。この例では、臨床医は、血管90, 92, 93の長さを走査し、延長視野画像に血管を表示することを望んでいる。図面が示すように、分岐96の狭い範囲だけが、アレイ変換器12のアパーチャの直接的な下にあり、単一の従来の画像において表示されうる。血管の長さを走査するために、臨床医は、アレイ変換器及び画像平面の長手方向の軸と平行である方向14に走査ヘッドをスライドさせる。走査ヘッドを方向14に移動させたとき、連続的な平面の画像（以下、画像単位と称す）が捕捉され、方向14に前の画像から少しずつ（スキャンヘッドの動作速度及び画像捕捉速度の機能に合わせて）各々移しかえられていく。血管の延長視野画像の合成を作成するため、連続する画像単位間の変位が算出され、その変位に基づいて画像が位置合わせされ、結合される。

【0007】

理想的には、スキャンヘッドは、個々の画像単位が前に捕捉された画像に相対的に横方向に引き伸ばされ、又は、圧縮されないで、画像が捕捉されている間は、一定の速度で移動されることが望ましい。更に、スキャンヘッドは、各画像単位から次の画像単位への大きな相関のため、一平面内で移動されることが望ましい。しかし、不規則な人体の表面を手動によって走査するため、これらの望ましい条件のいずれか又は双方から逸脱することがよくある。下記のように、本発明は、より望ましくない手動走査の影響の解決方法をもたらす。

【0008】

本発明の原理によって、延長視野画像を作成する超音波診断画像システムが、図2に示されている。スキャンヘッド10は、連続的に捕捉された画像 F_{n-4} - F_n の平面の方向14に移動している。捕捉された画像 F_{n-4} - F_n は、これらの空間的な重なり合いが認識されうるため、本図において透明に示されている。この順番で捕捉される最初の画像は、画像フレーム F_{n-4} で、最後に捕捉される画像は、アレイ変換器12のアーチャと整列されて示されている画像フレーム F_n である。各捕捉された画像フレームのエコーは、光線形成体20によって光線に形成される。コーヒレントなエコーは、その後、信号プロセッサ22によって処理され、スキャンコンバータ24によって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の画像を形成するため、各画像は、ビデオプロセッサ26に連結され、画像表示体30上に表示される。

【0009】

本発明の原理に従うと、各画像は、延長視野画像プロセッサ40に連結される。延長視野画像プロセッサは、見積もられた（プレスキャンコンバートされた）データの画像又は表示されたデータ（スキャンコンバートされたピクセルデータ）の画像のどちらかを扱っても良いが、延長視野モードの作動中に捕捉された新たな各画像を受け入れ、以下でより十分に説明される方法で、新たな画像と前に捕捉された延長表示域の画像の画像単位との間の変位を算出する。延長視野画像プロセッサは、以下に説明するように、前に補足された画像単位と位置合わせされた新たな画像を延長視野イメージメモリ42に記録する。延長視野画像が新た

な画像データの追加によって延長される毎に、延長イメージメモリ42内に記憶された延長視野画像データが、メモリから抽出され、表示体上で見るためのビデオプロセッサ26に連結された新たな延長視野画像を形成するため、コンバイナ－44によって結合される。

【0010】

図3a - 3dは、複数の離れた画像単位が位置合わせされ、結合して1個の延長視野画像になるように画像間の変位を算出する本発明による好ましい技術を示す。位置合わせされるべき2個の画像は、新たに捕捉された画像単位、及び、前に形成された延長視野画像であり得る。本発明の好ましい実施例では、新たに捕捉された画像単位は、前に捕捉された画像単位と位置合わせされる。最初のステップは、各画像を異なるレベルの解像度の画像のセットに処理することである。初期の画像は、セットの中で最も高い解像度を有し、セットに追加される各画像は、順次より粗い解像度を呈する。図3a - 3dには、そのような4個の画像のセットが示され、画像32は受信画像単位で、他の画像34, 36, 38は、順次粗い解像度を有する。画像34, 36、及び38は、様々な方法によって作成されうる。画像34, 36、及び38は、画像32を順次より低いカットオフ周波数で低周波通過型フィルタに通過させることによって生成されうる。画像34, 36、及び38は、画像32のデータの連続的なダウンサンプリング及び/又は、打切りによって作成されうる。図3a - 3dが示すように、順次より粗い解像度の各画像は、画像の中で重要度のより高くなる画像の特徴部のみをはっきりと示す。例えば、画像32において、高く解像されたミトン状の形状の組織50は、図3bのより低い解像度の画像34における同一組織52よりも詳細をはっきりと表していない。同じ組織54の更に高いレベルの詳細部だけが、図3cのより低い解像度の画像34内に表され、同じ組織の最も高いレベルのアウトライン56だけが、図3dの最も低い解像度の画像38内に表されている。解像度のレベルを区分する方法の1つは、現画像32の解像度の半分で画像34を、現画像34の解像度の半分で画像36を、及び、現画像36の解像度の半分で画像38を作成することである。

【0011】

処理における次のステップでは、2個の画像単位からの最も低い解像度の画像38が、2個の画像間の空間的な変位を確認するためにそれぞれ比較される。好ましい実施例においては、画像内の1つの点周りの小さい領域のみが比較のために用いられうる。点は、画像内の主要な特徴部の位置、又は、画像の中心のような任意の点でありうる。比較を実行するに適した領域は、図3dにおいて“+”の記号によって示された点回りの8個のピクセル領域60の8個のピクセルである。2個の画像の領域60は、領域内の粗く定義された特徴部が最も緊密に調和する整列がされるように様々な方法で整列される。それらの整列を実行する秩序的な方法は、各画像内の+点回りのピクセルの残差の絶対和(SAD)の探索を、最適な適合を示す最小のSADを決定するため実行することである。SAD探索は、アルゴリズムによって比較を実行することによってピクセルPを比較する。

【0012】

【数1】

$$\sum_{y=0}^8 \sum_{x=0}^8 |P_{n(X-x-dx, Y-y-dy)} - P_{o(X-x, Y-y)}|$$

ここで、 P_n は、新たに捕捉された画像のピクセル、 P_o は、前の(古い)画像のピクセル、 x 及び y は、計算が実行される基になるパラメータ、及び、 X 及び Y は、ピクセル領域内の一般的には領域の中心である特徴部の参考座標である。アルゴリズムは、最小のSAD(X, Y, dx, dy)が見つかるまで整列用の変分 dx, dy に対して反復される。SAD探索が実行されるとき、境界条件は、結果が真の最小値であるのか又は単なる特異値であるのかを確認するために常にチェックされる。例えば、一の領域の中心点+が、探索領域のエッジと整列された時に生じる最小のSADは、無視されるであろう。最小のSAD値は、絶対値及びパーセント値の双方の点における妥当性のため、閾値に対して比較される。各SAD計算は、変位のパラメータが0に設定される変分なしの条件に対する比較を含む。比較される画像は、最も粗い解像度のレベルであるので、画像の最

も重要な特徴部だけがデータセット内に存在し、処理の結果、それらの重要な画像の特徴部の最も緊密な整列がもたらされるはずである。

【0013】

最小のSAD値が、2個のピクセル領域に対して見つけられると、パラメータの見積もりは、グラジエント探索アルゴリズムによって精密化される。このアルゴリズムは、最小のSADを算出するために使用される変位パラメータ値(x , y ,)の各々における微小な変分を関数として、SAD値の差異を算出する。変分の結果、SAD値が改善された場合、変位パラメータは精密化されたパラメータを用いて置き換えられる。精密化の処理は、より細かさを増していく変分をもって、何回も反復して繰り返されうる。

【0014】

次のステップでは、次に解像度が高いレベルの新しい画像及び古い画像についての同様の比較がなされる。このとき、比較は、図3cの小さい領域60, 62によって示されたようなより多数の個数の小さな画像領域を用いることによってされる。領域が周囲に位置する+点は、任意的に選択されるが、好ましくは、認定された画像の特徴部を含むように選択される。図3cでは、領域60の位置は、任意的に選択されており、一方、領域62は、画像組織54の特徴部上に位置するように定義されている。再度、対応するピクセル領域のSAD探索のような秩序的な比較が実行される。好ましくは、第2及び次のレベルの解像度に対する整列の解析は、前のレベルの解析から導出された変位測定によって決定されるように初期的に整列された(前もって写像した)2個の画像からはじめる。前のレベルの変位パラメータを適用する前に、解像度の違いによってあるレベルからその次のレベルまでのピクセルの大きさ及び/又は密度に差異がありうるので、パラメータを増減する必要がある場合もある。

【0015】

複数の小さなピクセル領域60, 62が最小SADのため解析される第2及びその次の解像度のレベルにおいては、所定の数の領域は、前の変位パラメータ値が新たなものに置き換えられる前に、妥当な最小のSAD値を生じなければならない。例えば、第2レベルの解像度の4個の領域60, 62中の少なくとも3個

の比較によって妥当な最小SADが生じる場合、3又は4個の結果が、統計され、新たな変位のパラメータとして用いられる。3個以下の領域で妥当な最小SADが生じる場合、結果は捨てられ、前の解像度のレベルでの画像の比較のパラメータは、好ましい変位パラメータとして保有される。再度、境界条件は、特異な点がレジスターパラメータ値として用いられないようにチェックされる。

【0016】

2個のより高い解像度の画像セット34, 32についての更なる2個の位置合わせ解析が、同一の処理によって実行される。好ましくは、更に高い解像度のレベルにおける解析は、より多数の個数の比較するピクセル領域によって実行される。例えば、各ピクセル領域が好ましくは画像の重要な特徴部に一致するように選択された16個までの領域60, 62は、画像34, 32を伴う比較に用いられうる。特徴部は、正確及びロバストに一致されうる、点や角のような構造を含む画像の範囲として定義される。これらの比較によってより良いパラメータ値が生じる場合は、新たな変位パラメータ値が用いられる。より良いパラメータが見つからない場合は、前の結果が変位パラメータとして保有される。グラジエント精密化処理は、多数の特徴部又は異なる画像の位置で任意的に選択された点を用い、改善された最小SADの全体値の結果を生じる変位パラメータを保有することによって、より高い解像度のレベルで適用されうる。これらの精密化されたパラメータは、延長視野画像の前の画像単位と新たな画像単位を整列させるために用いられる。新たな画像単位は、図5-7と関係しながら以下で説明するように、ヒストリーバッファ内の前の画像に追加される。

【0017】

画像の変位を測定する先行技術は、一般的に計算的に膨大である。米国特許第5,566,674号で示された技術は、例えば、高い解像度の画像全体のピクセル領域の全てについて計算を実行するものである。本発明の技術は、各画像の少数の小さく分離した領域のみを比較することに依存し、そのような膨大な処理を必要としない。改善された精度及びロバストは、盲目的に全ての画像の全てのデータを処理することよりもむしろ、より少ない局所的な最小値を生成する傾向にある同一画像の複数の解像度のレベルの用いること、及び、特徴部に基づく比較を用い

ることによって提供される。このことは、図4 a - 4 c のSAD特性によって示される。

【0018】

複数の小さなピクセル領域を整列解析用に用いることによって、弾性的に可変の画像の正確な整列が可能になる。例えば、画像単位は、走査中のスキャンヘッドの移動速度の変化が原因で、前の画像と相対的に横方向に引き伸ばされ、又は、圧縮される場合がある。画像内での画像の変形は、心臓のような、走査されている組織の動きによって生じうる。スキャンヘッドの動きが増加すると、新たな画像は、前の画像と関連して引き伸ばされ、動きが減少した場合は、相対的に圧縮されうる。弾性の度合いは、スキャンヘッドの動きと画像の走査線が移動する方向的な順位の双方の関数である。複数の区分された画像領域60, 62において最小のSADを算出することによって、古い画像及び新たな画像の区分された部分が、別々に整列されうる。中間的な画像領域に対するレジスタパラメータは、特定の領域60, 62に対して計算されたパラメータに比例して増減されうる。このようにして、弾性的な変形のエラーは、打破され、位置合わせ処理から排除されうる。

【0019】

図4 a は、最大の解像度の画像32に対する典型的なSAD特性100を示し、整列パラメータに対する完全なSAD特性の計算及びプロットから得られる。本発明の構成された実施例では、プロセッサ40が最小のSAD点108を特定しようとするとき、SAD特性の少数の点のみが計算され、比較される。高い解像度の画像32の高い空間的な周波数の含有によって、SAD特性は、全体の最小値108に加えて局所的な最小値の点104, 106を示す傾向にある。これは例えば、斑点のような画像の人為構造の整列によるものでありうる。このように、SAD解析は、特性全体の最小値108よりも、むしろ局所的な最小値104に近づく点102の証明を導きうる。

【0020】

しかし、異なる画像解像度のレベルを用いることは、粗い解像度のレベルの画像のSAD特性が更に低い空間的な周波数の含有を示す原因となる。追加的に、

これらのより低い解像度の範囲のSAD特性は、図4bのSAD特性110によって示され、高い解像度のSAD特性の局所的な最小値はスムーズ化されている。このように、初期の最小SAD点の見積もりは点112で、他の局所的な最小値よりも特性全体の最小値108に近づいてくる。初期の前もった写像、グラジエント精密化処理、及び、高い解像度での反復SAD計算によって、初期の最小SAD点の見積もり114から反復的に点116及び118に進み、図4cに示すように、望ましい最小SAD点108の目標に向かって進むことになる。

【0021】

新たな画像単位を延長視野の連なりの前画像と整列するのに必要な変位が知られているとき、新たな画像単位は、延長視野画像を作成するために他と結合されうる。この1つの方法として、前に捕捉された画像単位から形成された単一の延長視野画像が記憶されている延長視野画像バッファ42を使用することである。新たな画像は、表示用の新たな延長視野画像を作成するため、一般的な重み付け又は平均化の手法を介して、バッファ内の延長視野画像に追加される。一度、新たな画像単位が延長視野画像に追加されると、新たな画像単位は、延長視野画像の中に混合され、その主要な部分になるため、区別して識別されえない。本発明の更なる局面によると、個々の画像単位のピクセルを継続して区分的に識別できるヒストリーバッファをイメージメモリ42に用いることが好ましい。図6は、好ましいヒストリーバッファ130の構成を示す。上面132上に示されたヒストリーバッファ130のx y座標は、表示された延長視野画像の最大視野に一致する。ヒストリーバッファの縦列の深さzは、延長視野画像を形成するために位置合わせされ、結合されうる、異なる画像単位のピクセルの最大数である。図示された実施例では、ヒストリーバッファは、描写132によって示された6個のピクセル深さを示している。構成された実施例では、ヒストリーバッファは、8から16個のピクセル深さである。

【0022】

図5aでは、延長視野画像に対する初期の画像単位として捕捉された3個の典型的な画像単位A、B、Cが示されている。画像Aは、スキャンヘッドが左から右に画像A、B、Cを順番に捕捉するために移動しているときに、最初に捕捉さ

れる。画像Aは、最初にヒストリーバッファ130内に格納され、図6に示すようにバッファの左端に整列される。スキャンヘッドが右から左に移動する場合は、最初の画像Aは、延長視野画像がこの例で示すように左から右に代わって、右から左に延長されうるように、バッファの右側に整列される。画像Aがヒストリーバッファ内に格納されたとき、図7aに示すように、 $x y$ 座標の下方のピクセル記憶領域（深さ z ）は画像Aのピクセル値で完全に満たされる。図7a - 7cは、図6の矢印7と7間の平面140内のヒストリーバッファの断面を示す。ヒストリーバッファの残されたピクセル記憶領域は、このときの妥当な値に設定され続ける。

【0023】

画像Bが次に捕捉され、上述のように画像Aと整列される。画像Bは、 $x y$ 座標における画像Aに対して整列された位置でヒストリーバッファ内に格納される。画像Bが画像Aと重なり合う場所では、画像Aのピクセルは、図7bに示すように、上層のピクセルは画像Bのピクセルによって占拠され、残りは、画像Aのピクセルによって占拠されたままとなるように、1個のピクセル深さ分“押し下げ”られる。画像Bが画像Aと重なり合わない領域では、ピクセルの最大深さを画像Bのピクセル値によって満たされる。

【0024】

画像Cが捕捉され、画像Bと整列されるとき、図7cに示された押し下げ処理が繰り返される。矢印142によって示された3個の全ての画像が重なり合う縦列では、一番上のピクセルは画像Cからで、次に下のピクセルは画像Bからで、残りのピクセル深さは、画像Aのピクセルによって満たされている。画像B及び画像Cが重なり合う画像領域では、縦列の一番上のピクセルは画像Cのピクセルで、その下のピクセルは画像Bピクセルである。

【0025】

この処理は、延長視野画像を延長するために追加の画像単位が捕捉されたとき、継続する。ヒストリーバッファの有限の深さは、本例では6ピクセルであるが、どのピクセル位置においても重なり合うことができる画像の数を最新の6個の重なり合う画像に制限する。その位置でのより古い画像のピクセルは、F I F

Ｏ（先入れ先出し）バッファーとして作動するバッファーの底から“押し下げ”られる。これは、無限の数の重なり合う画像を共に混合する延長視野画像に新たな画像単位を単に追加する上述した技術と類似しない。ヒストリーバッファーの有限の制限は、ヒストリーバッファーのオーバーレイの古い画像は、ＦＩＦＯの押し出し処理によって除かれるので、単に延長視野画像を繰り返して混合する技術と比較してくもった画像を低減するという効果をもたらす。画像単位が延長視野画像の中に混同され、区別して認識されない場合には、各画像単位が記憶されその位置が延長視野画像から連続的に削除するために把握されていない限り、不可能である。さらに、ヒストリーバッファーは、走査中に走査方向を逆にさせることを簡単に許容する。その他の利点は、画像単位を結合して延長視野画像にするアルゴリズムは、変更可能であること、及び、異なるアルゴリズムが同じ延長視野画像セットに適用されうることである。

【0026】

ヒストリーバッファーに新たな画像が追加される毎に、結合アルゴリズムは、ヒストリーバッファー内のピクセルの各縦列から延長視野画像のピクセルを形成するためにピクセルデータに適用される。x y 座標で最初に捕捉された画像のピクセルによる縦列全体の初期の充填は、初期画像を支持するピクセルデータの重み付けを果たすことがわかる。そのような重み付けが望ましくない場合は、ヒストリーバッファーの縦列は1ピクセル深さのみ充填され、又はその他の所望の深さの重み付けによることができ得る。結合アルゴリズムは、平均、又はメディアンフィルタリング処理、又は、他の線形又は非線形のフィルタリング関数（ＦＩＲ，ＩＩＲ，静的、条件付き、又は適応）が、自動的に、又は適応的に選択され、又はユーザーによって選択され、各縦列でのピクセルデータの合計をもたらす。画像単位A、B、Cに対する延長視野画像は、図5bのアウトライン120によって示されるように明らかになるであろう。

【0027】

本発明の更なる側面によると、延長視野画像において画像単位の全ては用いられず、図8a及び8bに示すように、画像単位を中心部分だけが用いられる。図8aは、新たな画像単位82によって延長された延長視野画像80を示す。新た

な画像単位82の全体は、新たな画像82上の括弧70によって描写されたように、アレイ変換器の全てのアパーチャによって得られたものである。しかし、括弧72の上方にあり、画像全体の幅の略20%のみを含む部分である、新たな画像82の中心部分だけが、延長視野画像80に追加される。このパーセンテージは、画像の捕捉又は表示フレームの速度のような走査パラメータに依存して調整されうる。新たな画像82の中心部分は、画像が一般的に最も良好な合焦状態である、アパーチャの中心によって形成される。中心部分は、平衡アパーチャによって形成され、直接的に前に向かっており（位相アレイの場合）、人体と解剖学的に最も一致する可能性が最も高いだろう。さらに、画像の中心部分は、最も解像度の高い領域である可能性が高いため、新たな画像単位の中心領域だけが、前に形成された延長視野画像に結合される。画像単位82の中心の画像領域が追加された結果の延長視野画像が図8bに示される。

【0028】

グレースケールのBモードの画像に加えて、たいていの超音波システムは、組織及び液体の動作及び流動をカラーで表示する画像を作成する。カラーチャートイメージング、ドップラーパワーイメージング、パワーモーションイメージング、及び、組織ドップラーイメージングは、単独又はBモードの組織画像データと結合して動作や流動がイメージングされるモードである。本発明の更なる局面によると、2個の延長イメージメモリ42は、これらの複合モードの延長視野画像に対して用いられる。好ましくは、2個のヒストリーバッファ130が用いられ、第1には、Bモードの画像情報が位置合わせされ、格納され、第2には、流動や動作に一致した画像情報が位置合わせされ、格納される。2個のバッファを用いることによって、2個のバッファの画像単位を結合して単一の延長視野画像するための異なる技術を用いることの柔軟性が得られる。1つのアプローチでは、結合アルゴリズムが最初に、一のヒストリーバッファのデータからBモードの延長視野画像を、他のヒストリーバッファのデータからカラーの延長視野画像を作成する。これらの延長視野画像は、交互に表示され又は同時にビュースクリーンの異なる領域に表示されうる。或いは、2個のバッファからの画像単位が結合して、直接的に画像データの分布に基づいた延長視野画像になりうる

。合成の延長視野画像のため、結合アルゴリズムは、Bモード及びカラーデータを結合して単一の延長視野画像にさせうる。2個のバッファのデータは、一の延長視野のピクセルにおいて両方のタイプのデータが利用できる場合に優位的にBモードのデータを用いることによって、カラーデータが所定の閾値を越えたときに優位的にカラーデータを用いることによって、又は、両方のデータタイプの特性によって決定される色相又は色彩を有するピクセルを形成するために双方を混合させることによって結合される。

【図面の簡単な説明】

【図1】

延長視野画像を作成するスキャンアレイ変換器の技術を示す図である。

【図2】

本発明の原理によって構成された、延長視野超音波診断画像システムを示す図である。

【図3a】

異なるレベルの解像度を表示した画像セットを使用して、画像の位置合わせを示す図である。

【図3b】

異なるレベルの解像度を表示した画像セットを使用して、画像の位置合わせを示す図である。

【図3c】

異なるレベルの解像度を表示した画像セットを使用して、画像の位置合わせを示す図である。

【図3d】

異なるレベルの解像度を表示した画像セットを使用して、画像の位置合わせを示す図である。

【図4a】

異なるレベルの解像度の画像に対するSAD特性を示す図である。

【図4b】

異なるレベルの解像度の画像に対するSAD特性を示す図である。

【図4c】

異なるレベルの解像度の画像に対するSAD特性を示す図である。

【図5a】

延長視野画像を形成する3個の重なり合う画像単位を示す図である。

【図5b】

延長視野画像を形成する3個の重なり合う画像単位を示す図である。

【図6】

延長視野ヒストリーバッファの構成を表した図である。

【図7a】

連続的な画像単位が、図6のヒストリーバッファに形成される方法を示す図である。

【図7b】

連続的な画像単位が、図6のヒストリーバッファに形成される方法を示す図である。

【図7c】

連続的な画像単位が、図6のヒストリーバッファに形成される方法を示す図である。

【図8a】

連続的な超音波画像単位の中心の位置からの延長視野超音波画像の組合せを示す図である。

【図8b】

連続的な超音波画像単位の中心の位置からの延長視野超音波画像の組合せを示す図である。

【図9a】

走査方向を逆にすることによって延長視野画像内に血管の再捕捉を示す図である。

【図9b】

走査方向を逆にすることによって延長視野画像内に血管の再捕捉を示す図である。

【図9 c】

走査方向を逆にすることによって延長視野画像内に血管の再捕捉を示す図である。

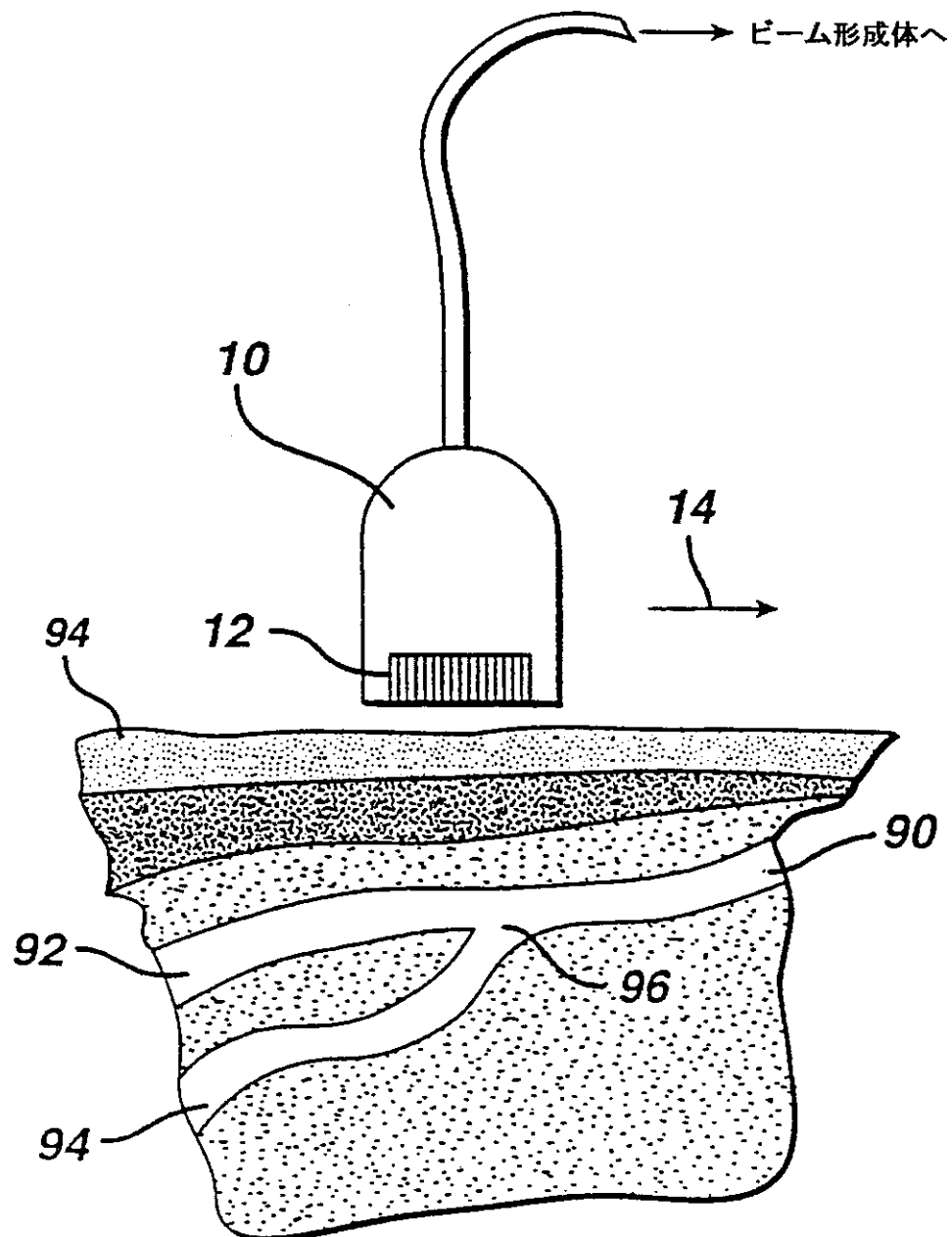
【図9 d】

走査方向を逆にすることによって延長視野画像内に血管の再捕捉を示す図である。

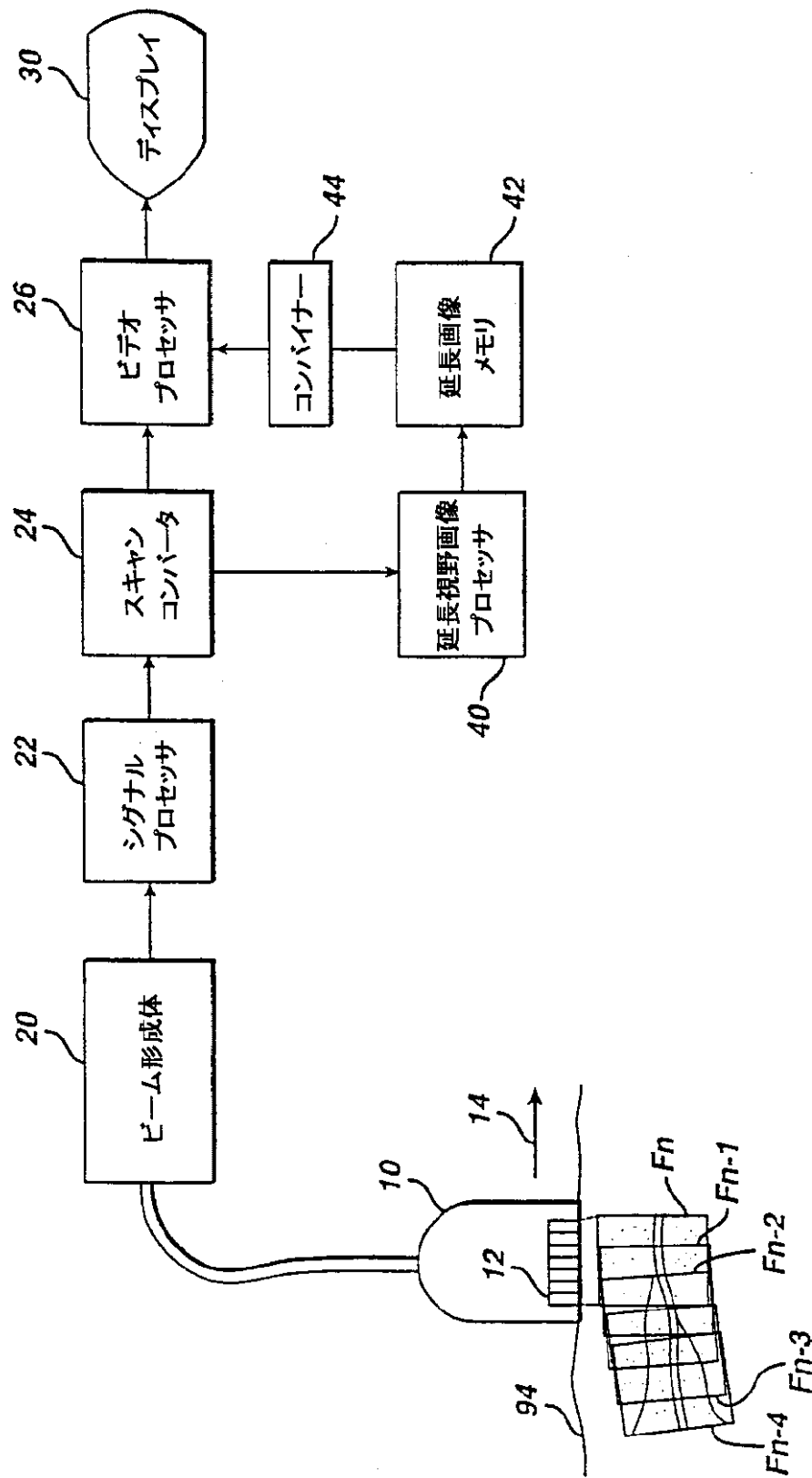
【図9 e】

走査方向を逆にすることによって延長視野画像内に血管の再捕捉を示す図である。

【図1】



【図2】



【図 3 a】

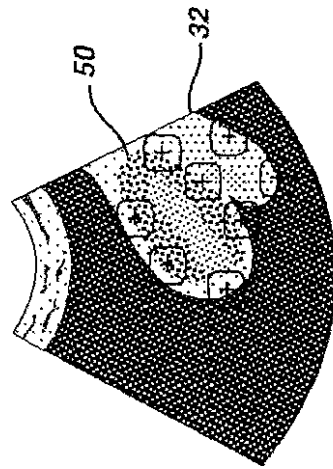


FIG. 3a

【図 3 b】

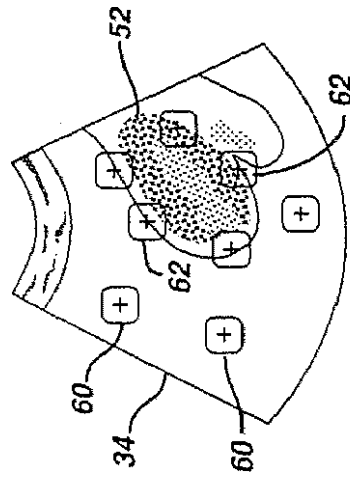


FIG. 3b

【図 3 c】

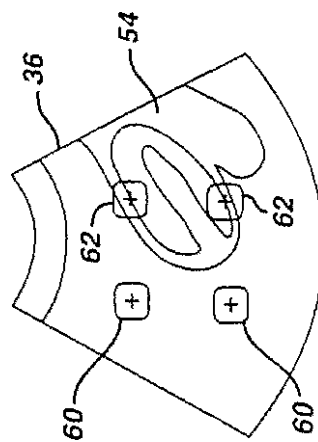
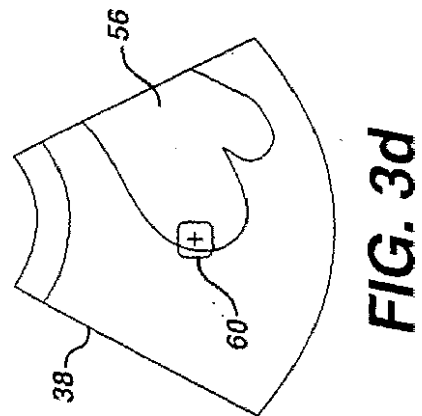
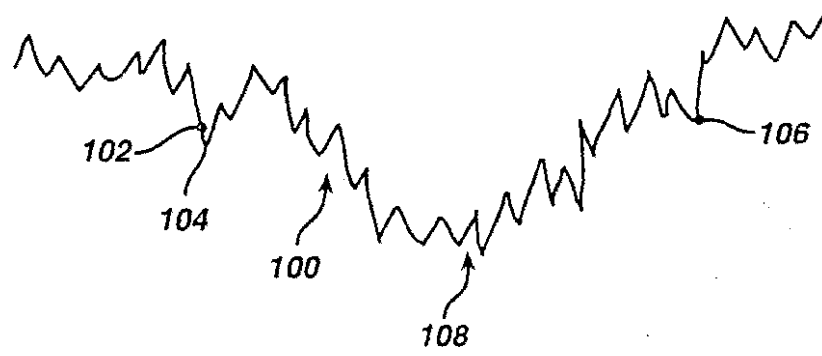


FIG. 3c

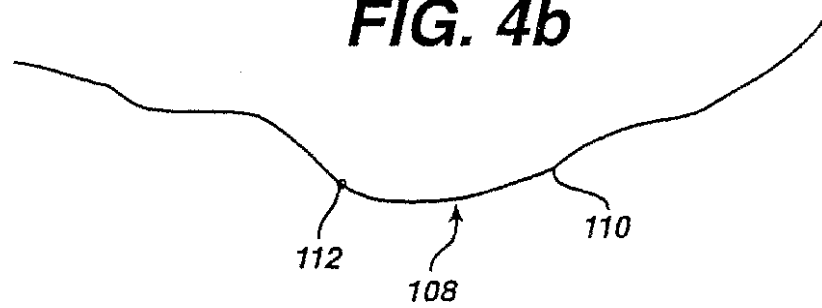
【図3d】



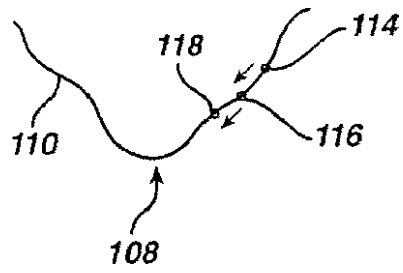
【図4a】

FIG. 4a

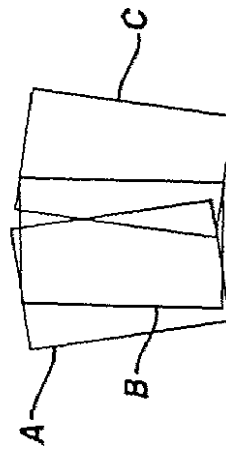
【図4b】

FIG. 4b

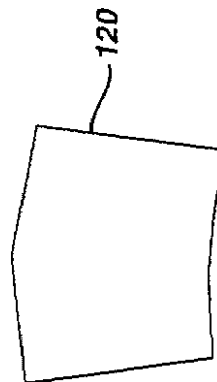
【図4c】

FIG. 4c

【図5a】

FIG. 5a

【図5b】

FIG. 5b

【図6】

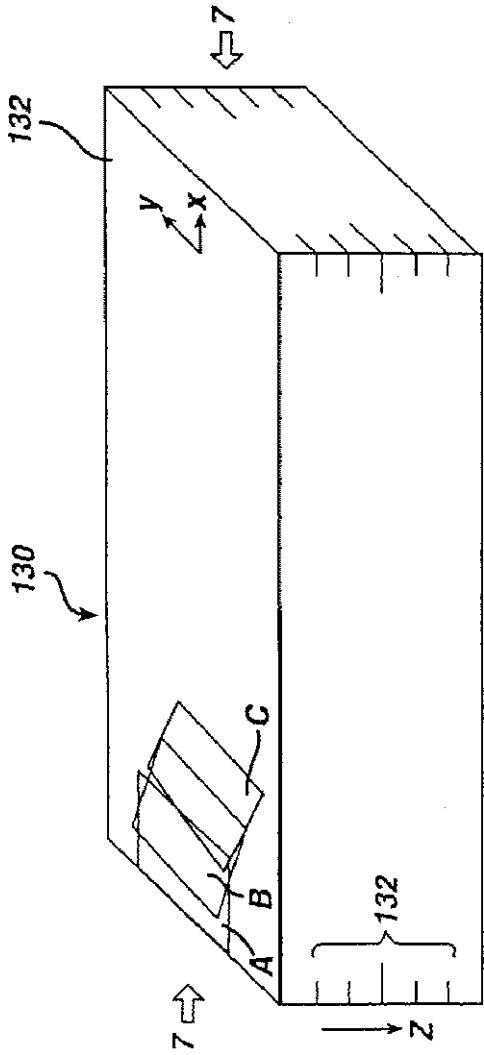
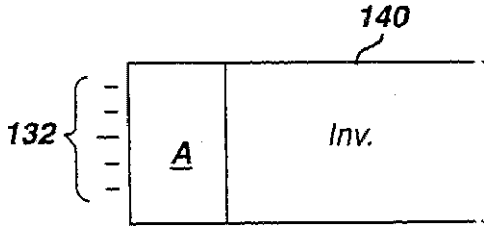


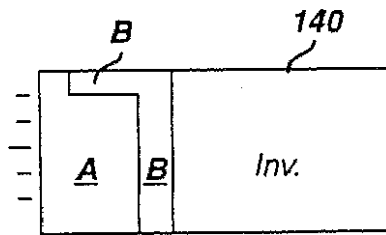
FIG. 6

【図7a】

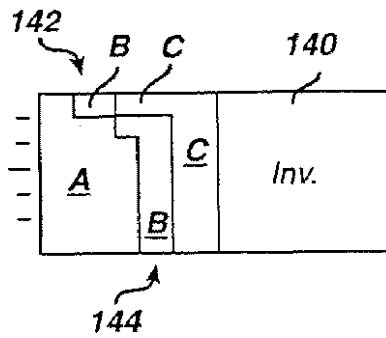
FIG. 7a



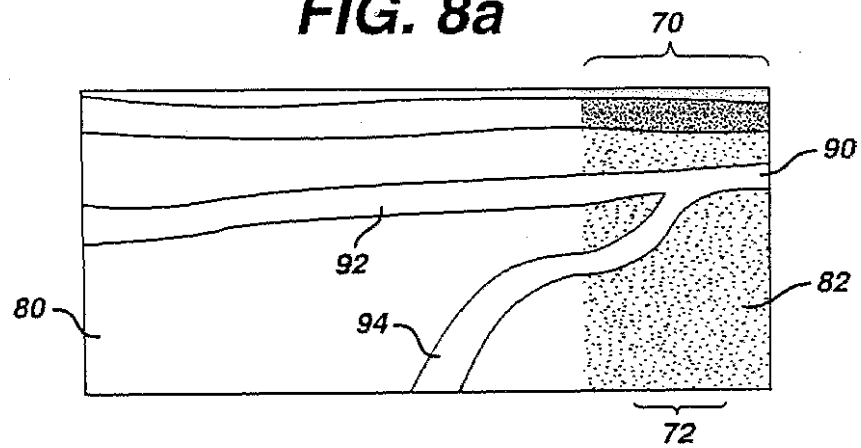
【図7b】

FIG. 7b

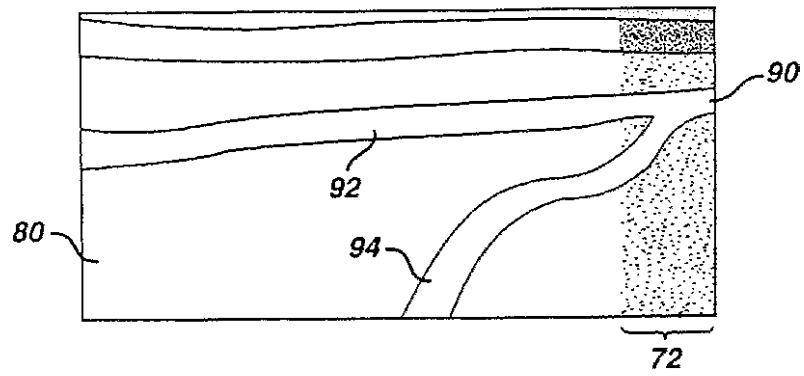
【図7c】

FIG. 7c

【図8a】

FIG. 8a

【図8b】

FIG. 8b

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

| | | |
|---|--|--|
| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B8/00 A61B8/08 G01S7/52 | | Inter national Application No PCT/EP 00/05916 |
| 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) IPC 7 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, WPI Data, PAJ, BIOSIS, INSPEC | | |
| C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
| Category * | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| A | US 5 655 535 A (TEO TAT-JIN ET AL) 12 August 1997 (1997-08-12) column 6, line 10 -column 8, line 25; tables 1-3 | 1,5,6, 10,11 |
| A | DE 196 11 990 A (SIEMENS MEDICAL SYSTEMS INC) 2 October 1996 (1996-10-02) column 4, line 22 -column 12, line 32; tables 1-7 | 1-6,10, 11 |
| P,A | WO 00 24316 A (ACUSON) 4 May 2000 (2000-05-04) page 3, line 18 -page 13, line 18 page 23, line 11 -page 24, line 21; tables 1-9 -/- | 1,4-6, 10,11, 13,14 |
| <input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in 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 21 November 2000 | | Date of mailing of the international search report 29/11/2000 |
| Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016 | | Authorized officer Weihns, J |

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/EP 00/05916

| C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
|--|---|-------------------------|
| Category * | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| A | <p>US 5 566 674 A (WENG LEE) 22 October 1996 (1996-10-22) cited in the application column 5, line 48 -column 10, line 33; tables 1-5</p> <p>-----</p> | <p>1,5,6, 10,11</p> |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.
PCT/EP 00/05916

| Patent document cited in search report | Publication date | Patent family member(s) | Publication date |
|---|---------------------|----------------------------|---------------------|
| US 5655535 A | 12-08-1997 | US 5899861 A | 04-05-1999 |
| | | US 5782766 A | 21-07-1998 |
| DE 19611990 A | 02-10-1996 | US 5575286 A | 19-11-1996 |
| | | JP 8280688 A | 29-10-1996 |
| | | US 5899861 A | 04-05-1999 |
| | | US 5782766 A | 21-07-1998 |
| WO 0024316 A | 04-05-2000 | AU 6433999 A | 15-05-2000 |
| US 5566674 A | 22-10-1996 | NONE | |

フロントページの続き

(72)発明者 ピーターソン, ロイ ビー
オランダ国, 5656 アーアー アインドー
フェン, プロフ・ホルストラーン 6

(72)発明者 ウィスラー, トマス エム
オランダ国, 5656 アーアー アインドー
フェン, プロフ・ホルストラーン 6

F ターム(参考) 4C301 AA02 BB13 DD30 EE10 GB02
JB35 JB38 JC06 JC14 JC20
KK07 KK24 LL03 LL04 LL08
5B057 AA07 BA05 CA02 CA08 CA12
CA16 CB02 CB08 CB12 CB16
CC01 CD02 CD03 CD05 CE06
CE08 DA07 DB02 DB05 DB09
DC07 DC36

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 扩展现场超声诊断成像 | | |
| 公开(公告)号 | JP2003503140A | 公开(公告)日 | 2003-01-28 |
| 申请号 | JP2001507369 | 申请日 | 2000-06-26 |
| [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 | オルソンラズジェイ ピーターソンロイビー ウイスラートマスエム | | |
| 发明人 | オルソン,ラズ ジェイ ピーターソン,ロイ ビー ウイスラー,トマス エム | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 A61B8/06 A61B8/08 G01S7/52 G06T1/00 | | |
| CPC分类号 | G01S7/52065 A61B8/08 G01S7/52034 G01S7/52074 | | |
| FI分类号 | A61B8/00 A61B8/06 G06T1/00.290.D | | |
| F-TERM分类号 | 4C301/AA02 4C301/BB13 4C301/DD30 4C301/EE10 4C301/GB02 4C301/JB35 4C301/JB38 4C301/JC06 4C301/JC14 4C301/JC20 4C301/KK07 4C301/KK24 4C301/LL03 4C301/LL04 4C301/LL08 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC01 5B057/CD02 5B057/CD03 5B057/CD05 5B057/CE06 5B057/CE08 5B057/DA07 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC07 5B057/DC36 | | |
| 代理人(译) | 伊藤忠彦 | | |
| 优先权 | 09/345244 1999-06-30 US | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

通过组合在空间上偏移的多个空间对准的超声图像来形成扩展的视野图像。处理对准的图像以创建分辨率逐渐降低的两个图像的对应集合。通过比较每组中相同分辨率的图像(从最低分辨率的图像比较到最高分辨率的图像比较)来执行空间对齐。为了提高对准的可靠性并减少计算需求,仅将图像的主要特征区域用于比较。比较每组图像时,比较结果将用于在下一个分辨率级别对图像进行预对齐。检查结果并通过梯度优化针对边界条件进行优化。

