

(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2003-503139

(P2003-503139A)

(43)公表日 平成15年1月28日(2003.1.28)

(51) Int.CI⁷
A 6 1 B 8/14
8/06
H 0 4 N 1/387

識別記号

F I
A 6 1 B 8/14
8/06
H 0 4 N 1/387

テ-マコード (参考)
4 C 3 0 1
5 C 0 7 6

審査請求 未請求 予備審査請求 (全 34数)

(21)出願番号 特願2001-507368(P2001-507368)
(86)(22)出願日 平成12年6月26日(2000.6.26)
(85)翻訳文提出日 平成13年2月26日(2001.2.26)
(86)国際出願番号 PCT/EP00/05911
(87)国際公開番号 WO01/001862
(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 09/345,242
(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 E P (A T , B E , C H , C Y ,
D E , D K , E S , F I , F R , G B , G R , I E , I
T , L U , M C , N L , P T , S E) , J P

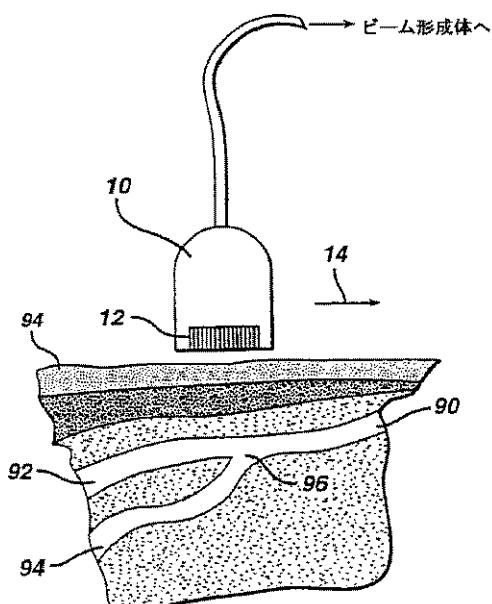
(71)出願人 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴイ
KONINKLIJKE PHILIPS
S ELECTRONICS N.V.
オランダ国 5621 ベーアー アンドー
フェン フルーネヴァウツウェッハ 1
(72)発明者 ピーターソン, ロイ ビー
オランダ国, 5656 アーアー アンドーフ
エン, プロフ・ホルストラーン 6
(72)発明者 ウィスラー, トマス エム
オランダ国, 5656 アーアー アンドーフ
エン, プロフ・ホルストラーン 6
(74)代理人 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 画像再捕捉による延長視野超音波診断イメージング

(57)【要約】

延長視野画像の超音波画像システムは、スキャンヘッドの移動が望ましい軌道から離れたときに、望ましい画像平面又は患者の構造を捕捉するためにスキャンヘッドの移動方向を逆にすることができる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 視野が延長された患者の組織の延長視野画像を作成するための患者を走査する方法であって、

スキャンヘッドの撮像平面に対して調整された所定の方向に上記患者の人体にからって上記スキャンヘッドを移動させることによって、上記患者の組織の所望の部位の超音波画像の系列を捕捉する捕捉ステップと、

上記患者の組織の上記所望の部位の画像を作成する移動経路から離れる逸脱ステップと、

上記患者の組織の上記所望の部位の画像を再捕捉するために所定の方向と略逆の方向に上記スキャンヘッドを移動させる移動ステップと、

上記患者の組織の所望の部位の超音波画像の系列の捕捉を再び開始するために上記スキャンヘッドの動作を略逆にする逆転ステップとを含む、走査方法。

【請求項2】 上記捕捉ステップ中に、上記患者の組織の上記所望の部位の延長視野画像を作成する作成ステップと、

上記逸脱ステップ中に、上記延長視野画像の直近の部分からの上記患者の組織の上記所望の部位の消滅を観測するステップと、

上記移動ステップ中に、上記延長視野画像の上記直近の部分への上記患者の組織の上記所望の部位の再出現を観測するステップとを更に含む、請求項1記載の方法。

【請求項3】 上記作成ステップ中に、上記延長視野画像を延長するステップと、上記移動ステップ中に上記延長視野画像を延長しない延長なしステップとを更に含む、請求項2記載の方法。

【請求項4】 上記延長なしステップは、上記移動ステップ中に上記延長視野画像を削除する、請求項3記載の方法。

【請求項5】 患者の人体に沿ってスキャンヘッドを移動させることによって捕捉される部分的に空間的に重なり合う複数の画像単位から延長視野画像を作成する超音波診断画像システムにおける新たな画像単位を延長視野画像バッファーに記憶する方法であって、

スキャンヘッドの動作が第1の移動方向であるとき、前の画像単位と位置合わ

せされ、第1の座標方向にオフセットされた新たな画像単位を記憶するステップと、

スキャンヘッドの動作が該第1の方向と略逆である第2の方向になるとき、前の画像単位と位置合わせされ、該第1の座標方向の略逆である第2方向にオフセットされた新たな画像単位を記憶するステップからなる、記憶方法。

【請求項6】 該第2の座標方向にオフセットされた該新たな画像単位と空間的に重なり合わない該前の画像単位の部分は、該延長視野画像から削除される、請求項5記載の方法。

【請求項7】 患者の組織の延長視野画像を作成するために上記患者を走査する方法であって、

略同一平面の超音波画像の第1及び第2の系列を捕捉するため、初期的に該組織と上記スキャンヘッドの撮像平面に対して調整された所定の方向に患者の人体にならってスキャンヘッドを移動させる移動ステップと、

該第1及び第2の系列の接合部で、超音波画像を捕捉しに戻るため、該所定の方向に略逆である第2の方向に該スキャンヘッドを移動する第2移動ステップと

、

該第1の系列の継ぎである第3の画像系列を捕捉するため、該所定の方向に略近似する方向である第3の方向にスキャンヘッドを移動するステップとを含む、走査方法。

【請求項8】 該スキャンヘッドが移動している間、該捕捉された超音波画像から延長視野画像を形成するステップを更に含む、請求項7記載の方法。

【請求項9】 該第2移動ステップは更に、該スキャンヘッドが該第2の方向に移動している間、第4の画像系列を捕捉し、該第4の系列は、該延長視野画像の該第2の画像系列に実質的に取って代わる、請求項7記載の方法。

【請求項10】 該第3の画像系列は、該延長視野画像の該第4の画像系列に実質的に取って代わる、請求項9記載の方法。

【請求項11】 該第2移動ステップは更に、該第2及び第4の画像系列のうち少なくとも一の画像データを消す、請求項9記載の方法。

【請求項12】 該第1及び第3の画像系列の画像平面は、該組織と略整列

された、請求項7記載の方法。

【請求項13】 該第2及び第4の画像系列の画像平面は、該組織と略整列されていない、請求項12記載の方法。

【請求項14】 該第2移動ステップは更に、該第2の画像系列の画像データを消す、請求項7記載の方法。

【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-arm走査として知られているものとを用いて製造されていた。B-arm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-arm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-arm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】

先行技術の延長視野イメージングシステムは、スキャンヘッドが人体の表面に沿って与えられた方向に連続的に移動するので、連続的な延長視野画像を作成できる。しかし、延長視野画像を捕捉する臨床医は、腕や足の血管のような人体の中の延長された長さの組織を想像しようとすることが良くある。臨床医は、血管

とスキャンヘッドの撮像平面との整列を維持しようとするが、血管の経路及び移動するスキャンヘッドは、整列状態から脱し、血管はもはや画像内に現れなくなることが良くある。そのような場合、最初から走査を繰り返すことが通常の頼みである。臨床医にとって、延長視野画像において血管を再度得られることができることによって、走査の早期的な終了を補償されること望ましい。

【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、圧縮されないので、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、そ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のアパート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、コンバインA-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 S A D 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 S A D 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、S A D 値の差異を算出する。変分の結果、S A D 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 3 c の小さい領域 6 0, 6 2 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 3 c では、領域 6 0 の位置は、任意的に選択されており、一方、領域 6 2 は、画像組織 5 4 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 S A D 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、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 6 0, 6 2 が最小 S A D 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 S A D 値を生じなければならぬ。例えば、第 2 レベルの解像度の 4 個の領域 6 0, 6 2 中の少なくとも 3 個の比較によって妥当な最小 S A D 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S A D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を選択された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S A D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と連係しながら以下で説明するように、ヒストリーバッファー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4a-4cのS A D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ーパラメータは、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4a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 S A D 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 S A D 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 S A D 計算によって、初期の最小 S A D 点の見積もり 114 から反復的に点 116 及び 118 に進み、図 4 c に示すように、望ましい最小 S A D 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单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ー 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、バッファー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ーをイメージメモリ 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ー 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ー 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ーの縦列の深さ 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ーは、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ーは、8 から 16 個のピクセル深さである。

【0022】

図 5 a 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ー 130 内に格納され、図 6 に示す

ようにバッファー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、バッファーの右側に整列される。画像 A がヒストリーバッファー内に格納されたとき、図 7 a 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 7 a - 7 c 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ーの断面を示す。ヒストリーバッファー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ー内に格納される。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 7 b 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、残こりは、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、ピクセルの最大深度を画像 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 7 c 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、残りのピクセル深度は、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ーの有限の深度は、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、FIFO（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と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。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5 b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8 a及び8 bに示すように、画像単位の中心部分だけが用いられる。図8 a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、画像全体の幅の約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、アーチャの中心によって形成される。中心部分は、平衡ア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、組織ドップラーメモリ42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ー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個のバッファーを用いることによって、2個のバッファーの画像単位を結合して单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ーのデータからBモードの延長視野画像を、他のヒストリーバッファー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個のバッファー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

を結合して单一の延長視野画像にさせうる。2個のバッファーのデータは、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。

【0029】

本発明の原理によると、新たな画像単位は、スキャンヘッドの方向14に無関係に結合され現在の延長視野画像になる。画像の変位を測定する処理は、スキャンヘッドの初期の移動方向に対してだけでなく、全ての方向に対する変位をイメージするための画像解析を実行する。図2の延長視野画像プロセッサは、ヒストリーバッファー130に画像を整列させるために必要となる変位の方向を考慮せずに新たな画像単位を整列させ及び挿入するであろう。これは、新たな画像単位の中心領域の追加は、延長視野画像の視野を延長しない代わりに、現在の延長視野画像の領域内で完全な上書きができるることを意味する。これは、望ましい場合には、視野の延長よりもむしろ減少の原因になりうる。この能力の利用及び利点は、図9a-9eに示される。

【0030】

図9a-9eは、臨床医が、血管92, 94の経路の延長視野画像80を形成しようとする手順を示す。臨床医は、初期的にスキャンヘッド10を矢印14aの方向に移動させることによって、延長視野画像を形成している。しかし、図9aに示すように、臨床医は、血管92, 94が、変換器アレイ12の画像平面に存在しなくなるように無意識にスキャンヘッドを移動させてしまう。直近に捕捉された画像単位によって追加された延長視野画像の中心部は、括弧72上で示すように、血管92, 94の延長を示さない。

【0031】

本発明の原理によると、臨床医は、図9bの矢印14bで示すように、走査方向を逆にすることによってこの困難を乗り切る。直近に追加された図9bの延長視野画像80の中心部は、スキャンヘッド10のアパーチャの中心の位置で括弧7

2上に示されているものである。図9bで示すように、この新たに追加された画像中心は、延長視野画像80を延長しない。その代わりに、画像の横方向の範囲内にある延長視野画像の中心を上書きする。新たな括弧された領域の右側にある、破線でアウトラインを示された前の延長視野画像の中心部82は、延長視野画像から削除される。延長視野画像は、延長視野画像の前の右側のエッジ84を参照するように、横方向のサイズが減少する。

【0032】

この処理は、画像単位の先導エッジと後続エッジの進路を見失わないようにすることによって機能的に定義される。画像の先導エッジは、スキャンヘッドが初期に移動する中心領域（括弧72）の端部である。画像の後続エッジは、中心領域に続く部分である。先導エッジ及び後続エッジは、走査方向が決定された時に、初期的に定義される。レジスターパラメータが走査方向が逆になったことを示すとき、プロセッサ40は、ヒストリーバッファーに追加された新たな各画像単位の先導エッジの範囲内にあるヒストリーバッファーのピクセルデータを消す（無効にする）。図9bでは、スキャンヘッドが矢印14の示されたように、左に移動するとき、中心領域（括弧72）に後続する先導エッジ画像領域84のピクセルデータは、消され、ヒストリーバッファーの各ピクセルの縦列全体は、無効な値で埋められ、それゆえに、延長視野に表示からそのピクセルデータが削除される。

【0033】

臨床医は、図9cに示すように、血管92, 94が、延長視野画像平面に再び捕捉されるまで矢印14bの方向にスキャンヘッドを移動させ続ける。図9cの延長視野画像80は、スキャンヘッドのアパーチャの中心において括弧72上に示された、延長視野画像の残りの平面において血管92, 94の画像が再び捕捉された新たな画像単位領域を含む。括弧72上の画像部分の先導エッジ（右方向）における延長視野画像領域の望まない外部平面は、延長視野画像から削除され、対応して幅が減少する。括弧72上の新たな延長視野画像の部分は、以前には示されていなかった組織、2個の血管を形成する血管90の分岐を表示する。新たな画像部分は、ヒストリーバッファーの有限の深さが古い不要な画像データを

押し下げ、バッファーの外部に削除しているため、古い延長視野画像データによってぼかされない。

【0034】

画像内に血管が再捕捉された場合、臨床医は、図9dに示されるように、再度14d方向に走査し始めうる。括弧72上に示されたこの延長視野画像の新たな画像単位の部分は、血管92, 94の延長を一の血管90として明らかにする。矢印14d, 14eの方向に動作を繰り返すことによって、延長視野画像80は、図9eに示すように、血管90, 92, 94の組織で満たされる。このようにして、臨床医は、スキャンヘッドの方向を逆にし、スキャンヘッドを血管組織と再び整列させることによって望ましい組織を画像内に捕捉し、最初からスタートする必要なしに延長視野の走査を継続することによって、延長視野画像の不注意に失ってしまうことから回復することができる。

【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4 a】

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4 b】

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4 c】

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5 a】

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5 b】

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ーの構成を表した図である。

【図7 a】

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

【図7 b】

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

【図7 c】

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

【図8 a】

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8 b】

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9 a】

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9c】

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。

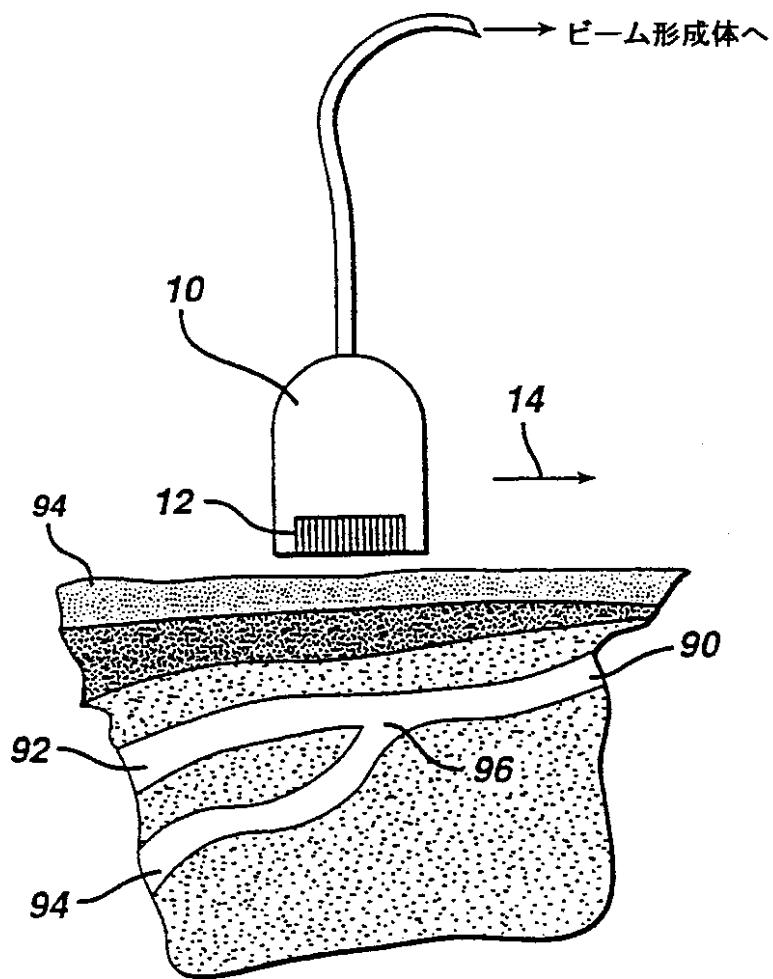
【図9d】

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。

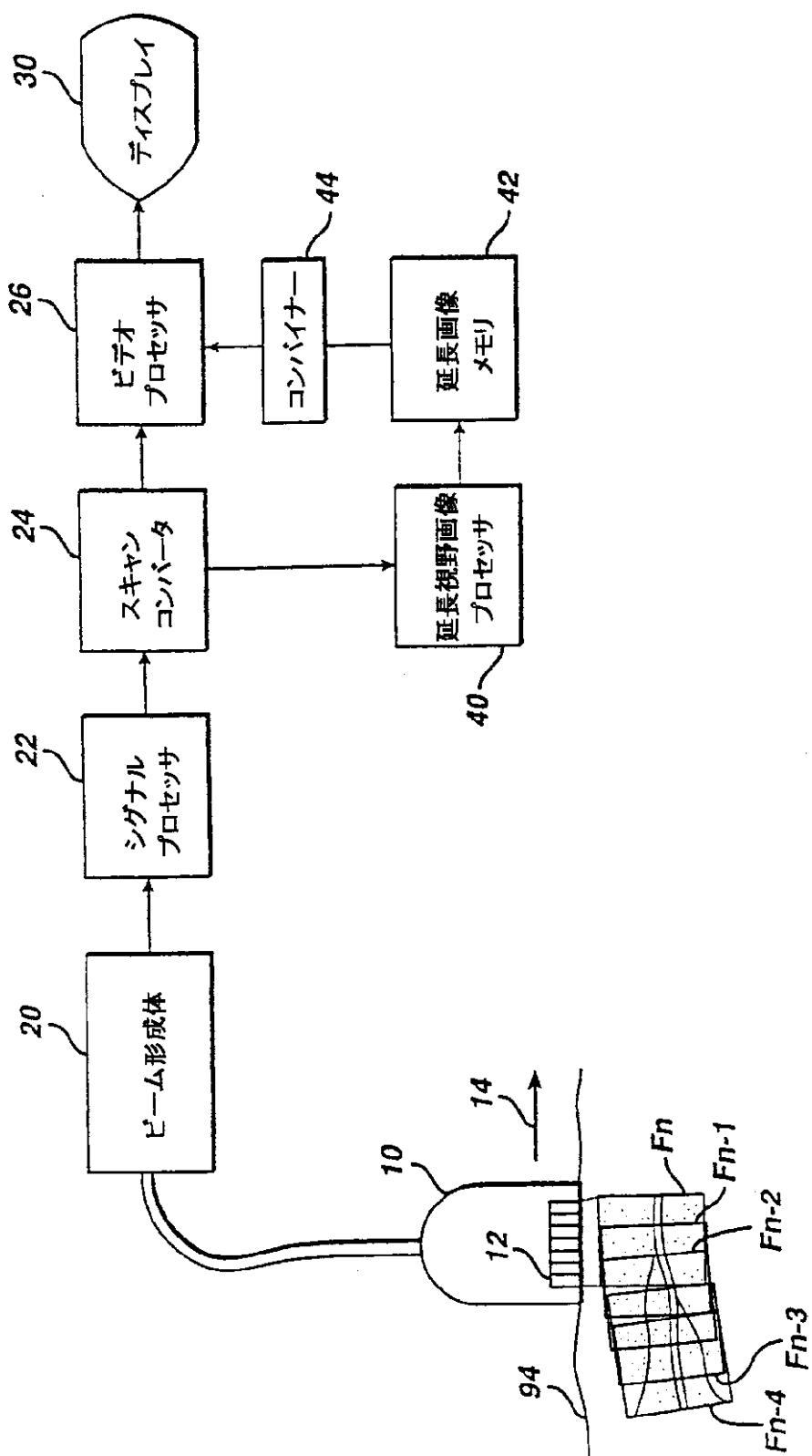
【図9e】

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3a】

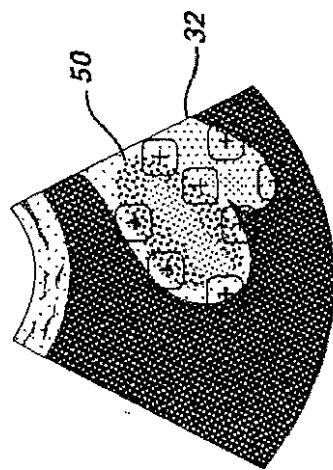


FIG. 3a

【図3b】

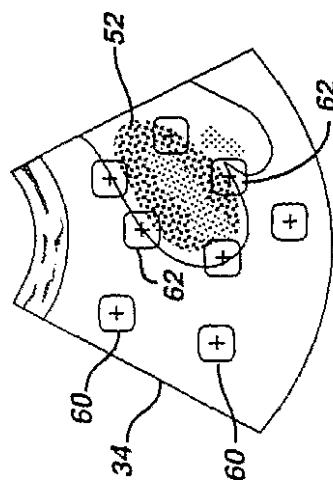


FIG. 3b

【図3c】

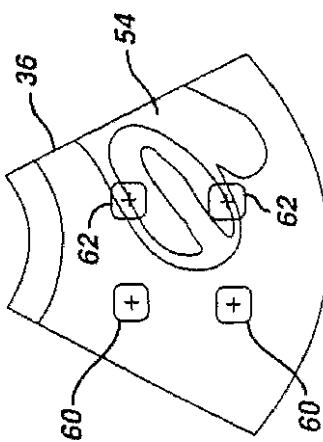
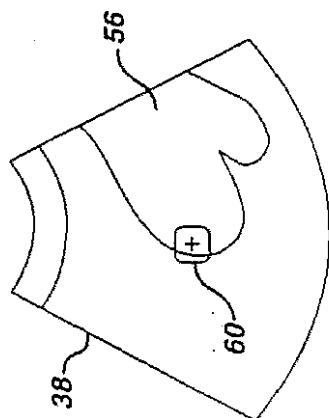
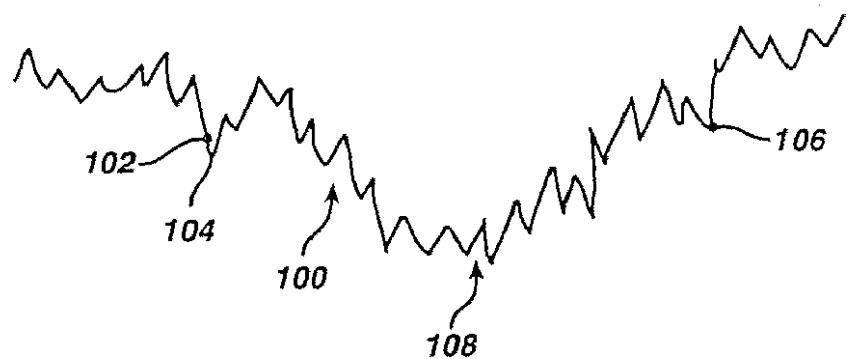


FIG. 3c

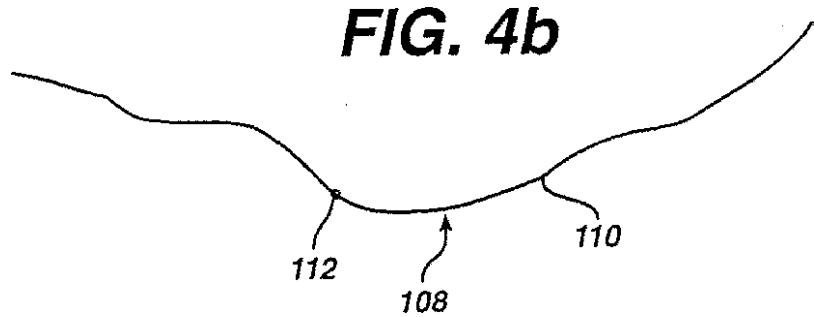
【図3d】

**FIG. 3d**

【図4a】

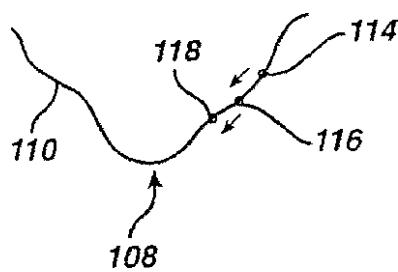
FIG. 4a

【図4b】

FIG. 4b

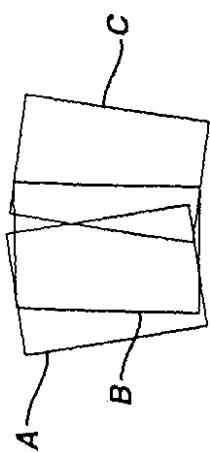
【図4c】

FIG. 4c



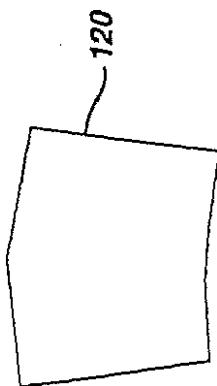
【図5a】

FIG. 5a



【図5b】

FIG. 5b



【図6】

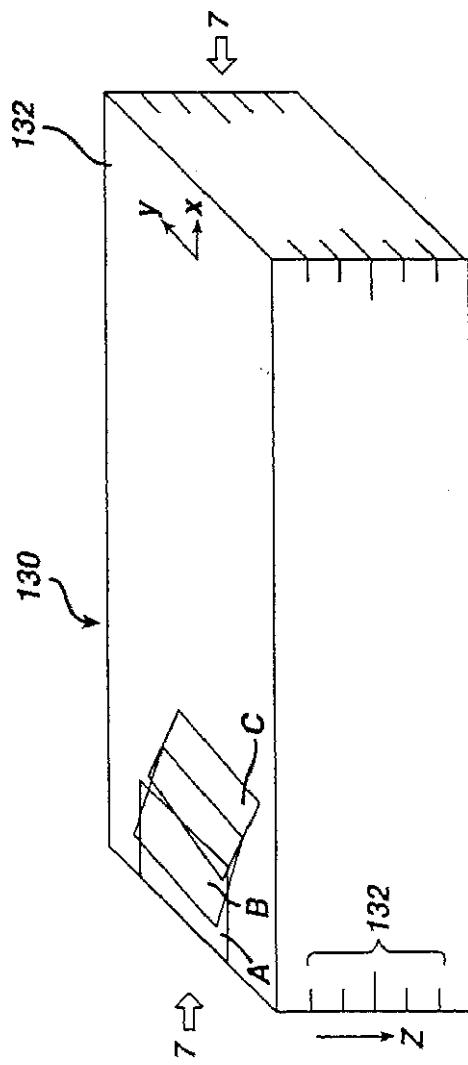
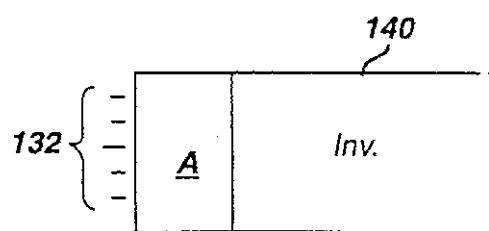


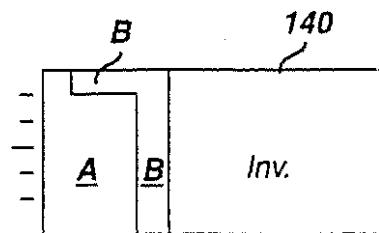
FIG. 6

【図7a】

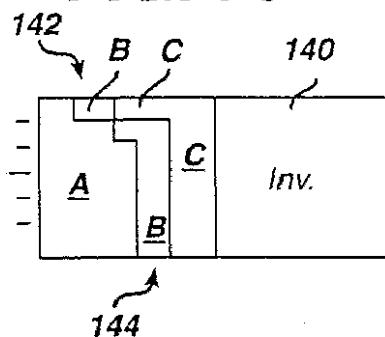
FIG. 7a



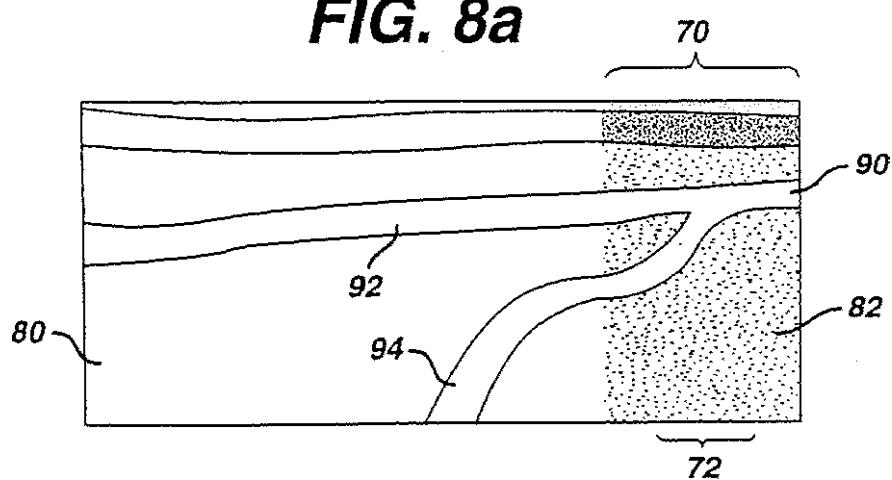
【図7b】

FIG. 7b

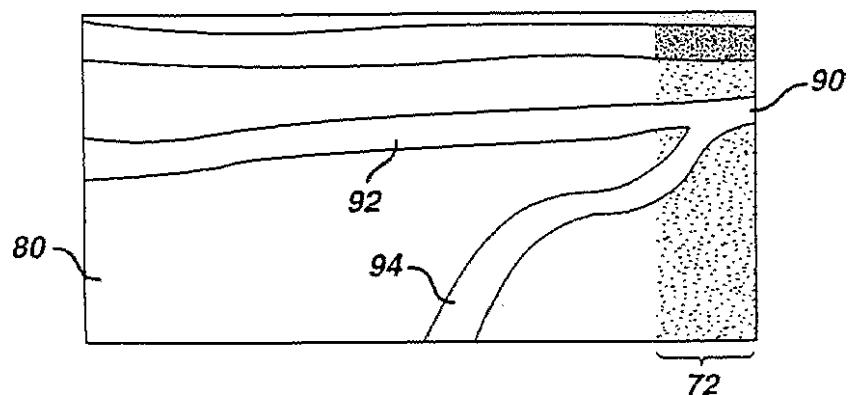
【図7c】

FIG. 7c

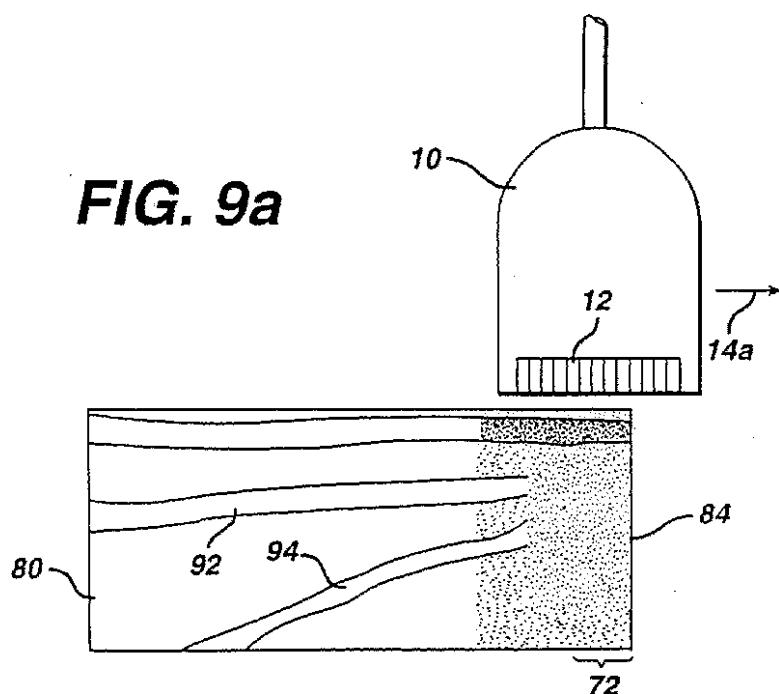
【図8a】

FIG. 8a

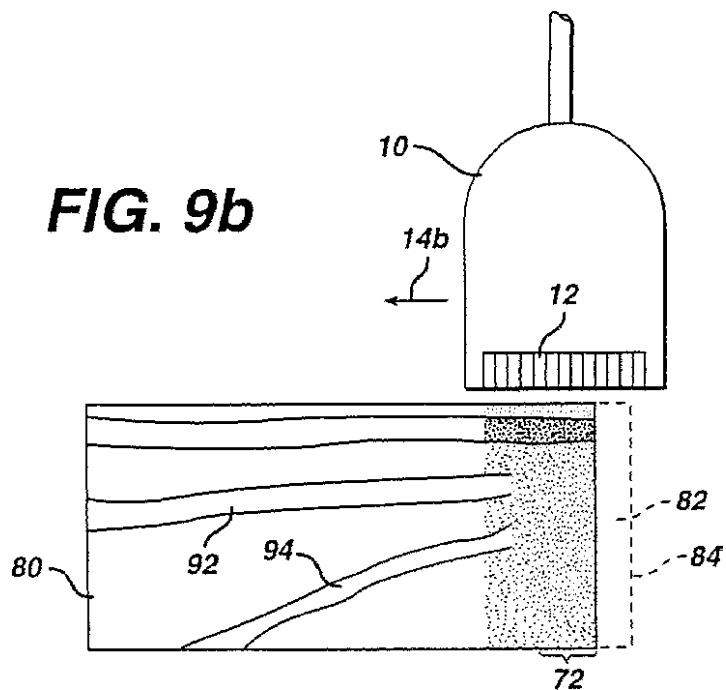
【図8b】

FIG. 8b

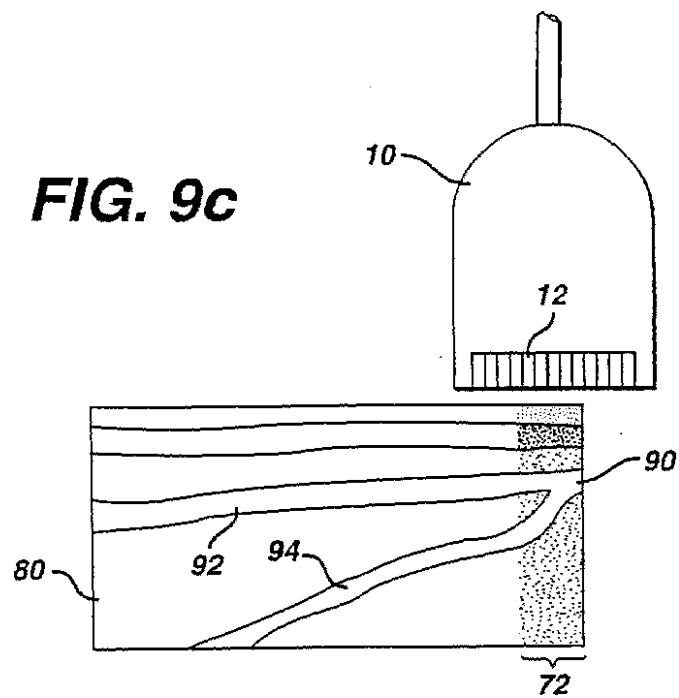
【図9a】

FIG. 9a

【図9b】

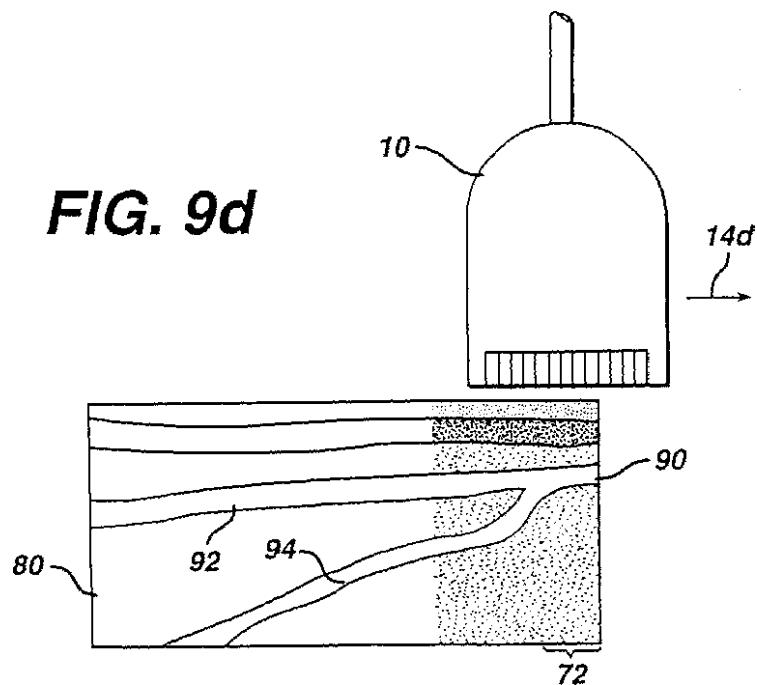
FIG. 9b

【図9c】

FIG. 9c

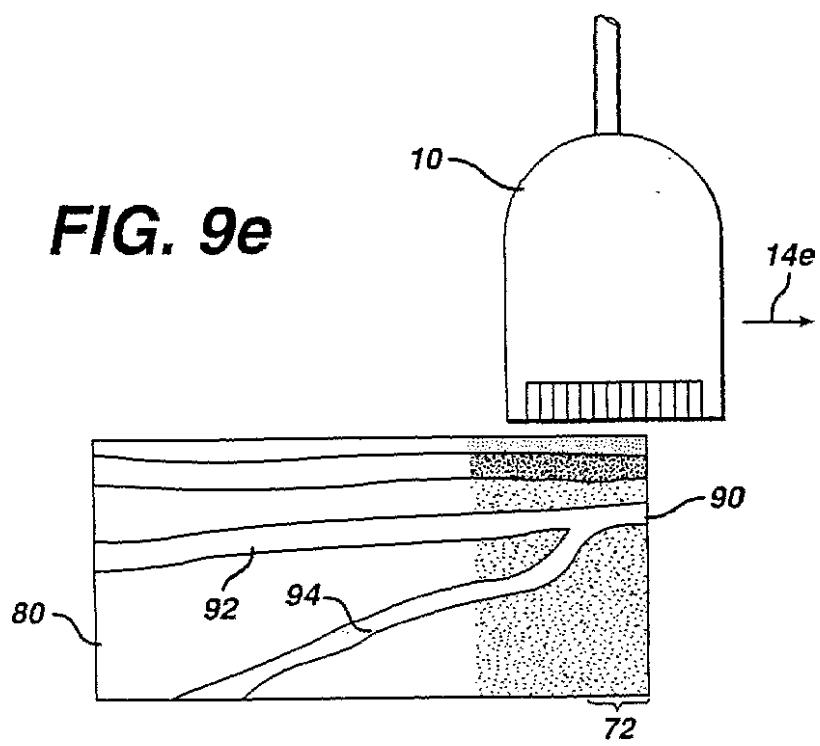
【図9d】

FIG. 9d



【図9e】

FIG. 9e



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

		Int'l. Application No. PCT/EP 00/05911
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B8/00 A61B8/08		
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 G06T		
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, INSPEC, BIOSIS, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 566 674 A (WENG LEE) 22 October 1996 (1996-10-22) column 3, line 11 - line 36 column 10, line 13 - line 33; tables 1-6	5,6
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	5,6
A	US 5 776 066 A (FRIEMEL BARRY H ET AL) 7 July 1998 (1998-07-07) column 1, line 51 -column 2, line 9; tables 1,2	5,6
<input 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		
Date of the actual completion of the International search 8 November 2000		Date of mailing of the International search report 16/11/2000
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentzaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 661 esp nl. Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Weihns, J

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

Int'l. Appl. No.
PCT/EP 00/05911

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5566674 A	22-10-1996	NONE	
DE 19611990 A	02-10-1996	US 5575286 A JP 8280688 A US 5899861 A US 5782766 A	19-11-1996 29-10-1996 04-05-1999 21-07-1998
US 5776066 A	07-07-1998	NONE	

フロントページの続き

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

(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 BB05 BB13 CC02 DD01
DD02 EE13 EE20 GB02 JB35
JC14 JC20 KK02 KK07 KK22
KK24 LL03 LL04 LL08
5C076 AA12 AA21 AA22 AA36 BA06
BB04 BB31

专利名称(译)	通过图像重新获取扩展视野超声诊断成像		
公开(公告)号	JP2003503139A	公开(公告)日	2003-01-28
申请号	JP2001507368	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	ピーターソンロイビー ウィスラートマスエム オルソンラーズジェイ		
发明人	ピーターソン,ロイ ビー ウィスラー,トマス エム オルソン,ラーズ ジェイ		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/06 A61B8/08 H04N1/387		
CPC分类号	G01S7/52065 A61B8/08 A61B8/463 A61B8/5253 G01S7/5205		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/06 H04N1/387		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB05 4C301/BB13 4C301/CC02 4C301/DD01 4C301/DD02 4C301/EE13 4C301/EE20 4C301/GB02 4C301/JB35 4C301/JC14 4C301/JC20 4C301/KK02 4C301/KK07 4C301/KK22 4C301/KK24 4C301/LL03 4C301/LL04 4C301/LL08 5C076/AA12 5C076/AA21 5C076/AA22 5C076/AA36 5C076/BA06 5C076/BB04 5C076/BB31		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	09/345242 1999-06-30 US		
其他公开文献	JP4636760B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

当扫描头的移动偏离期望的轨迹时，扩展的视野超声成像系统可以反转扫描头的移动方向以捕获期望的图像平面或患者结构。

