

(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 - 190165

(P2003 - 190165A)

(43)公開日 平成15年7月8日(2003.7.8)

| (51) Int. Cl ⁷ | 識別記号 | F I | テラコード* (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 5 7 |

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 12数)

(21)出願番号 特願2002 - 365535(P2002 - 365535)

(22)出願日 平成14年12月17日(2002.12.17)

(31)優先権主張番号 025288

(32)優先日 平成13年12月18日(2001.12.18)

(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 フルネヴァウツウェッハ 1

(72)発明者 ジン - ミン ジョン
 アメリカ合衆国,ワシントン 98125,シアトル,17ス アヴェニュー エヌイー 10736

(74)代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦 (外2名)

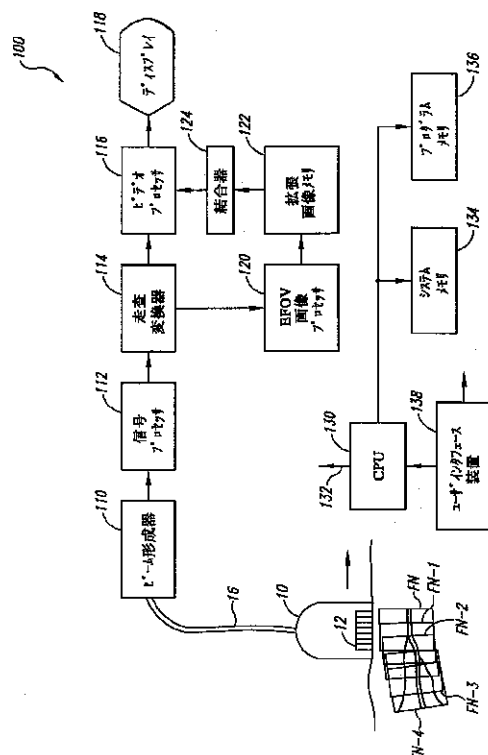
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 高フレームレートの拡張視野の超音波撮像システム及び方法

(57)【要約】

【課題】 短い時間で正しく画像フレームの位置合わせを行う拡張視野撮像システムを提供することを目的とする。

【解決手段】 三次元超音波撮像システムは、略完全な画像体積が交互に配置された部分的に完全な画像体積を捕捉する。部分的に完全な画像体積は、超音波走査ヘッドの動きを追跡するために相互相関アルゴリズムによって処理されるスペックルを含む。走査ヘッドの動きを追跡することにより、略完全な画像体積は、互いに正しく位置合わせされ、三次元拡張視野画像を作成するために結合される。部分的に完全な画像体積は、略完全な画像体積よりもかなり少ないデータを含む。従って、部分的に完全な画像体積は略完全な画像体積よりも速く捕捉され、走査ヘッドは比較的高速に走査されることが可能となる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 目標領域に沿って超音波走査ヘッドを動かすことにより、空間的に重なり合う第1の複数の超音波画像データセットを捕捉する段階と、

上記目標領域に沿って超音波走査ヘッドを動かすことにより、空間的に重なり合う第2の複数の超音波画像データセットを、上記第1の複数の超音波画像データセットの超音波画像データセットの捕捉と交互となるよう、上記第1の複数の超音波画像データセットの超音波画像データセットが上記第2の複数の超音波画像データセットの超音波画像データセットよりも実質的に多くの画像データを含むよう捕捉する段階と、

上記第2の複数の超音波画像データセットの超音波画像データセット中の対応するスペックルの夫々の場所に基づいて上記超音波走査ヘッドの動きを追跡するために上記第2の複数の超音波画像データセットの超音波画像データセットを使用する段階と、

拡張視野超音波画像を作成するために上記超音波走査ヘッドの追跡された動きに基づいて上記第1の複数の超音波画像データセットのうち少なくとも幾つかの超音波画像データセットを組み合わせる段階とを含む、拡張視野超音波画像を捕捉する方法。

【請求項2】 上記超音波走査ヘッドの動きを追跡するために上記第2の複数の超音波画像データセットの超音波画像データセットを使用する段階は、上記第2の複数の超音波画像データセットの超音波画像データセット中のスペックルに対応する夫々の位置に基づいて上記超音波走査ヘッドの動きを追跡するために単に上記第2の複数の超音波画像データセットの超音波画像データセットを使用することにより行われる、請求項1記載の方法。

【請求項3】 上記超音波走査ヘッドの動きを追跡するために上記第2の複数の超音波画像データセットの超音波画像データセットを使用する段階は、上記第1及び第2の複数の超音波画像データセットの超音波画像データセット中のスペックルに対応する夫々の位置に基づいて上記超音波走査ヘッドの動きを追跡するために上記第2の複数の超音波画像データセットの超音波画像データセットを上記第1の複数の超音波画像データセットの超音波画像データセットをと組み合わせる使用することにより行われる、請求項1記載の方法。

【請求項4】 空間的に重なり合う第2の複数の超音波画像データセットを捕捉する段階は、上記画像フレーム中のスペックルの位置に基づいて上記複数の超音波画像データセット中の各画像フレームの一部から画像フレームデータを捕捉する段階を含む、請求項1記載の方法。

【請求項5】 超音波エコーに対応する電気信号を発生するよう構成される超音波走査ヘッドと、上記走査ヘッドの下からの超音波エコーに対応する電気信号を発生するよう上記走査ヘッドに結合されるビーム形成器と、

走査ヘッドが関心視野を横切って操作されるにつれて、複数の部分的に重なり合う略完全な画像データセットとそれらの間に相互に配置された複数の部分的に重なり合う部分的に完全な画像データセットとに対応する電気信号からデータを発生するためにビーム形成器に結合される走査変換器と、

上記走査変換器に結合され、上記画像データセットの夫々に対応するデータを記憶し、上記部分的に完全な画像データセット中のスペックルに対応するデータを識別し、上記超音波走査ヘッドの動きを追跡するために上記識別されたスペックルデータを使用し、更に、上記走査ヘッドの追跡された動きに基づいて拡張視野画像を形成するために互いに対して位置合わせされた略完全な画像データセットに対応する画像データを作成するために上記略完全な画像データセットに対応するデータを処理する、画像プロセッサと、上記画像プロセッサに結合され、拡張視野画像を形成するために互いに対して位置合わせされた略完全な画像データセットに対応する画像データを記憶する画像メモリと、

上記画像メモリに結合され、拡張視野画像を表示するためのディスプレイとを含む、三次元拡張視野画像を発生する超音波撮像システム。

【請求項6】 上記画像プロセッサは、上記走査変換器に結合され、上記画像データセットの夫々に対応するデータを記憶するよう構成される画像フレームバッファと、上記画像フレームバッファに結合され、上記部分的に完全な画像データセット中のスペックルに基づいて上記部分的に完全な画像データセットの夫々の相対的な空間的な位置を決定し、それに対応する空間的な位置データを発生するフレーム相関器とを含む、請求項5記載の超音波撮像システム。

【請求項7】 上記超音波走査ヘッドは、基本周波数を有する超音波信号を送信し、上記基本周波数の高調波である周波数を有する超音波エコー信号を受信するよう構成され、上記ビーム形成器は、画像データが高調波撮像によって生成されるよう高調波周波数の超音波エコーから電気信号を発生する、請求項5記載の超音波撮像システム。

【請求項8】 上記走査変換器は、少なくとも上記略完全な画像データセットがドップラー画像データセットを含むよう、上記ビーム形成器からの電気信号が走査ヘッドによって送信された周波数からドップラーシフトされた周波数を有する場合にのみ上記電気信号からデータを発生するよう構成される、請求項5記載の超音波撮像システム。

【請求項9】 上記画像プロセッサは、上記略完全な画像データセット中のスペックルに対応するデータを識別し、上記超音波走査ヘッドの動きを追跡するために、

別されたスペックルを上記部分的に完全な画像データセット及び上記略完全な画像データセットの両方で使用するよう更に動作可能である、請求項 5 記載の超音波撮像システム。

【請求項 10】 上記画像フレームは B 走査画像フレームを含み、上記拡張視野画像は三次元画像を含む、請求項 5 記載の超音波撮像システム。

【請求項 11】 上記複数の略完全な画像データセットのビームには複数の部分的に完全な画像データセットのビームが挟まれる、請求項 5 記載の超音波撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断撮像システムに係り、特に拡張視野超音波画像を迅速に取得するための方法及び装置に関連する。

【0002】

【従来の技術】診断超音波システムは、患者の体の中の組織、血管、及び器官の二次元（「2D」）及び三次元（「3D」）画像を発生するために一般的に使用される。これを行うために、超音波診断者は、トランスデューサ素子の配列を有する超音波走査ヘッドを目標領域に隣接して配置する。トランスデューサ素子は、患者の中へ伝搬する超音波エネルギーを発生し、超音波エネルギーは患者の中の内部構造で吸収され、分散され、屈折され、反射される。反射される超音波エネルギーは走査ヘッドへ戻って受信され、走査ヘッドにおいて電子信号へ戻すよう変換される。そして、電子信号から画像が形成される。

【0003】受信された電子信号は、サンプルを時間的及び空間的に目標領域に調和させるためにビーム形成を受ける。撮像処理を制御するための一般的なビーム形成方法は、フォーカス、ステアリング、アポダイゼーション、アパーチャを含む。フォーカスは、作動しているトランスデューサ素子の時間遅延プロファイルである。ステアリングはトランスデューサ素子のアジマス軸及び仰角軸に沿った焦点深度点の制御である。アポダイゼーションは、作動しているトランスデューサ素子の電圧重み付けプロファイルである。アパーチャは、走査ヘッドの軸に沿って作動するトランスデューサ素子の数の制御である。ビーム形成された信号は、断面画像の形でありうるエコー及びドップラー流れ情報を示す画像を処理するよう処理される。

【0004】従来の断面画像は、成分画素が対応するエコー信号の強度に比例して明るくされる輝度画像（即ち「Bモード」又は「B走査」画像）である。既存の B 走査超音波撮像システムは、体の B 走査画像を発生するために 1 次元線形配列を有する走査ヘッドを使用する。B 走査超音波撮像システムによって生成される画像は、別々の画像フレームから構成され、画像フレームの特徴

は、作動しているトランスデューサ素子の数、素子の相対的な間隔、トランスデューサ素子のステアリング及びフォーカスに依存する。各 B 走査画像フレームは、線形トランスデューサ配列から内向きに延びる体の断面を通る二次元（「2D」）画像平面を表わす。

【0005】このような B 走査撮像の欠点は、関心となる殆どの組織又は血管が画像平面に沿っては存在しないため撮像された組織又は血管の殆どが単に断面として見えることである。従って、走査ヘッドが接触している肌の表面から略一定の距離にある体を通して延びる組織又は血管を視覚化するために B 走査撮像を使用するのは困難であることが多い。

【0006】B 走査撮像をより有用なものとするための 1 つのアプローチは、「拡張視野」（「EFOV」）又は「パノラマ」画像を作成するために多数の二次元画像フレームを組み合わせることである。これらのシステムでは、上述のように夫々空間的にずれた二次元画像平面を表わす連続した二次元 B 走査画像フレームを生成するために走査ヘッドは肌の線に沿って動かされる。各画像平面は走査ヘッド配列の中央線、即ち超音波が向けられる経路と、トランスデューサ配列の軸に沿って延びる方向とによって決められる。走査ヘッドは、一連の二次元 B 走査画像フレームを作成するために配列の軸に沿って延びる方向に走査される。画像フレームは共通平面上にあり、互いに空間的に重なり合う領域を有する。画像フレームは隣接する画像フレームの重なり合う領域を位置合わせすることによって組み合わせられる。結果として得られる画像は走査方向に延びる平面状にある二次元 EFOV B 走査画像である。或いは、走査ヘッドは、互いに平行な異なる平面上にある一連の B 走査画像フレームを作成するために、配列の軸に対して垂直な方向に走査されてもよい。画像フレームは、フレームのビームパターンが正面から見たときに互いに重なり合うほど互いに十分に近く得られる。画像フレームは、隣接する画像フレームを位置合わせすることによって組み合わせられる。結果として得られる画像は全ての B 走査画像フレームを含む三次元 EFOV B 走査画像である。

【0007】画像フレームの位置合わせを出来る限り正しくするために、隣接するフレーム間の正確な情報を知る必要がある。「B アーム走査システム」として知られる初期の EFOV 撮像システムは、関節式アームの端部に取り付けられた単一ビーム超音波走査ヘッドを含む。関節式アームの関節は、走査ヘッドの空間的な位置を示す電気信号を生成するセンサを含む。走査ヘッドは患者の体の上を走査されるため、画像フレームは、走査ヘッドから得られる超音波戻り信号と、戻り信号が取得されている間の走査ヘッドの相対的な空間的な位置から生成される。走査ヘッドの多数の隣接する走査からの画像フレームが計算され格納され、EFOV 画像を作成するために連続する横に並んだ位置で組み立てられる。これら

の初期のE F O Vシステムは、システムが格納及び表示しうる最大数の連続する画像フレームに亘って横向きに延び、アームが延びうる位置の範囲に亘って垂直に延びる超音波画像を生成することが可能である。

【0008】ハードウェア位置センサに依存するE F O V撮像システムは、幾つかの欠点を有する。まず、電磁エネルギー放出を用いた位置センサは、送信及び受信される超音波エネルギーと干渉しうる。他のハードウェア位置センサは、あまり正確でなく、より長く、より頻繁な較正処理を必要とする。また、センサの検出スキームを超音波画像捕捉処理に組み込むのは困難である。位置センサはデータサンプルを捕捉する。かかるサンプルは、超音波サンプリング処理及び超音波データ処理と同期されねばならない。最後に、アームの端部に取り付けられた走査ヘッドを有するE F O V撮像システムは、アームが動きの自由を制限する傾向があるため操作が厄介である。

【0009】近年、E F O V画像を生成するためにB走査画像を電子的に位置合わせするシステムが開発された。上述のように、これらのシステムにおける走査ヘッドは、連続した部分的にずれた2D画像フレームを生成するために皮膚の線に沿って走査される。各画像フレームは以前に捕捉された重なり合う画像フレームと空間的に位置合わせされ、画像フレームは走査ヘッドの動きの方向に横に拡張するE F O V画像を生成するために組み合わせられる。

【0010】図1は二次元E F O V B走査画像を生成する1つの従来技術を示す。トランスデューサ素子の線形配列12を有する超音波走査ヘッド10は、患者の皮膚の線14と接触して配置される。超音波走査ヘッド10はケーブル16によって撮像システム(図1には図示せず)に結合される。図1に示す例では、超音波走査ヘッド10は一方の端で2つの分岐26、28へ分かれる血管24を含む皮膚の線14の下の組織20を走査するために使用される。しかしながら、超音波走査ヘッド10は他の血管、組織、管、又は器官を走査するために同様に使用されることが理解されよう。

【0011】ある長さの血管24、26、28を走査するために、超音波診断者は超音波走査ヘッド10を方向30に滑らせる。やはり図2を参照するに、超音波走査ヘッド10が方向30に動くにつれ、略同じ平面にある連続的な二次元B走査画像フレーム34、36、38が捕捉される。画像フレーム34、36、38の夫々は、画像フレームによって表わされる薄い体積中の全ての場所から戻る超音波エコーからのデータから構成される。各画像フレーム34、36、38は、方向30上、前の画像フレームから僅かにずれている。画像フレームのずれの大きさは、走査ヘッド10が動かされる速さと、画像フレーム34、36、38が捕捉される率との関数である。以下詳細に示すように、連続する画像フレーム3

4、36、38の間のずれが計算され、組織20及び血管24、26、28の二次元E F O V B走査画像を生成するために、画像フレームは、ずれに基づいて位置合わせされ組み合わせられる。従って、隣接する画像フレーム34、36、38は、例えば相互相関技術といった適切な手段によって互いに正しく位置合わせされうるよう少なくとも僅かに互いに重なり合うことが重要である。

【0012】画像フレーム34、36、38を、図3A乃至図3Cに夫々個々に示す。図3Bに示すように、画像フレーム36は、点Aから開始して画像フレーム34と重なり合い、点Cから開始して画像フレーム38と重なり合う。実際は、画像フレーム34、36、38は、図2に示すよりも大きい度合いで互いに重なり合うが、個々の画像フレーム34、36、38を視覚化することが困難とならないよう図2のように示すものとする。

【0013】理想的には、個々の画像フレーム34、36、38が以前に捕捉された画像フレーム34、36、38に対して横向きに延びたり縮んだりしないよう、超音波走査ヘッド10は、画像フレーム34、36、38が捕捉されている間は一定の速さで並進されることが望ましい。また、走査ヘッド10は、各画像フレーム34、36、38から次の画像フレームへ高い相関があるよう単一平面上で動かされることが望ましい。しかしながら、不規則な体の表面の上を手動で走査する場合は、これらの望ましい条件のいずれか又は両方を満たさない場合が多い。これらの影響のいずれか又は両方が所望であるよりも少ない手動の走査は、従来手段によって補償されうる。また、画像フレーム34、36、38は、図1に示す走査ヘッド10とは構造的に異なる超音波走査ヘッドを用いて取得されうる。

【0014】隣接する画像フレームは、各画像フレーム中の対応する構造を識別するために相互相関アルゴリズムを用いて互いに位置合わせされる。対応する構造は、組織又は血管中のパターンであってもよく、又は二次元画像中に存在するスペックルであってもよい。スペックルは、体の中へ送信された超音波ビームが超音波ビームによって分解されるには小さすぎる、即ちおよそ超音波の波長よりも小さい、微細構造によって散乱されるときに生ずる。微細構造は、超音波ビームによって分解されるには小さすぎるが、微細構造はそれでもなお走査ヘッドへ戻される信号を分散、反射又は他の方法で干渉する。画像が戻される超音波信号に基づいて作成されるとき、この干渉、即ち「スペックル」として知られるノイズは、画像を粒状に見えるようにする。

【0015】図3A乃至図3Cに示すように、各画像フレーム34、36、38は、撮像されるべき血管、組織、又は血流に加えてスペックル40を含む。スペックル40は上述のように静止した微細構造によって生ずるため、各画像フレーム34、36、38中に出現するスペックル40は、下にある組織20の対応する位置に対

して略同じである。従って、スペックル40は各画像フレーム34、36、38中で、1つの各画像フレーム34、36、38から次の画像フレームへの走査ヘッド10の動きだけ空間的にずれた位置にある。図4に示すように、スペックル40は、画像フレーム34、36、38を互いに正しく位置合わせするために使用される。隣接する画像フレーム34、36、38は、各画像フレーム中の対応する構造を識別するために相互相関アルゴリズムを使用するといった適当な技術によって互いに正しく位置合わせされる。次に、隣接する画像フレームは、対応する構造を同じ位置に電子的に配置することによって互いに位置あわせされる。スペックル40は、図3A乃至図3Cでは各画像フレーム34、36、38中の1つの位置にあるとして示されているが、多くの画像フレームが通常はいくらかのスペックルを含むことが理解されるべきである。

【0016】

【発明が解決しようとする課題】電子的な位置合わせを用いたEFOV撮像システムの問題点の一つは、正しい位置合わせを決めるために画像フレーム34、36、38を処理するために必要とされる時間から生ずるものである。画像フレーム34、36、38を正しく位置合わせするために一般的に使用される相互相関アルゴリズムは、徹底的な計算を行うものであり、従って高速プロセッサを用いてもかなりの時間を必要とする。隣接する画像フレーム34、36、38を正しく位置合わせするために必要な時間は、フレームレート、即ち画像フレームが捕捉される速さを制限する。フレームレートを制限することにより、画像を捕捉するために走査ヘッド10が走査される速さが制限される。結果として、EFOV撮像システムを用いて画像を捕捉するときにはかなりの時間がかかりうる。更に、熟練した操作者であっても、走査ヘッド10を正しい速さで動かすのは困難である。走査ヘッド10を動かすのが速すぎると、隣接する画像フレーム34、36、38間の重なり合いは画像フレームを正しく位置あわせするには不十分となることがある。走査ヘッド10を動かすのが遅すぎると、EFOV画像を捕捉するのに必要なかなりの時間が更に長くなってしまっただけである。

【0017】EFOV画像を捕捉するのに必要な時間は、EFOV画像を作成するために組み合わせられる二次元画像フレーム34、36、38の数を減少させることによって短縮される。しかしながら、EFOV画像を作成するために使用される二次元画像フレーム34、36、38の数は、結果として得られるEFOV画像の質をひどく低下させてしまうことがある。

【0018】従来のEFOV撮像システムに関する問題について、二次元B走査画像フレームを組み合わせることによって形成される二次元EFOV B走査画像に関して説明したが、この問題は三次元(3D)EFOV画

像を形成するときにも存在する。例えば、3DEFOV画像が3D画像体積を組み合わせることによって形成されるレートは、3D画像体積を正しく位置合わせするのに必要とされる時間によっても制限される。他の例として、3DEFOVドブラー画像を形成するために使用される2Dドブラー画像フレーム又は3Dドブラー画像体積を正しく位置合わせするためにかなりの時間が必要である。

【0019】従って、画像フレームが迅速に捕捉され位置合わせされることを可能とし、それにより、特に3DEFOV画像を生成するときには高画質EFOV画像を迅速に取得することを可能とするシステム及び方法が必要とされる。

【0020】

【課題を解決するための手段】拡張視野画像を表示するための方法及びシステムでは、超音波走査ヘッドにより対象領域に亘って走査を行う。対象領域が走査されている間、第1の組の空間的に重なり合う超音波画像フレーム又は体積のうちの各画像フレーム又は体積の略完全な部分に対応するデータが捕捉される。走査中、第1の組の画像フレーム又は体積がいたる所に挟まれた第2の組の空間的に重なり合う超音波フレーム又は体積のうちの各画像フレーム又は体積の比較的小さい部分に対応するデータが捕捉される。第2の組のうちの少なくとも画像フレーム又は体積中に存在するスペックルは、画像フレーム又は体積の夫々に対するデータが捕捉された夫々の位置からの走査ヘッドのずれを決定するために使用される。これらのずれの決定に基づいて、第2の組の画像フレーム又は体積に対応するデータは、互いに組み合わせられ位置合わせされた第1の組のうちの画像フレーム又は体積に対応するデータを作成するために処理される。この画像データは、その後に表示される拡張視野画像に対応する。

【0021】第1及び第2の複数の超音波画像データセットは、例えばB走査画像データセットといった同じ種類の超音波画像を含みうる。

【0022】第1の複数の超音波画像データセットの超音波画像データセットは、第2の複数の超音波画像データセットの超音波画像データセットとは異なる種類であってもよく、例えば、第1の複数の超音波画像データセットの超音波画像データセットはB走査画像データセットからなり、第2の複数の超音波画像データセットの超音波画像データセットはドブラー画像データセットからなるものであってもよい。

【0023】本発明の方法は、拡張視野超音波画像を表示する段階を含みうる。第1の複数の超音波画像データセットの超音波画像フレームは拡張視野超音波画像とは異なる種類のものであってもよい。第1の複数の超音波画像データセットの超音波画像データセットは二次元超音波画像フレームであってもよく、拡張視野超音波画像

は三次元超音波画像であってもよい。

【0024】第1の複数の超音波画像データセットの超音波画像データセットは三次元超音波画像体積であってもよく、拡張視野超音波画像は三次元超音波画像であってもよい。

【0025】第1及び第2の複数の空間的に重なり合った超音波画像データセットの捕捉は、高調波撮像によって第1及び第2の複数の空間的に重なり合った超音波画像データセットを捕捉することによって行われうる。

【0026】第1の複数の空間的に重なり合った超音波画像データセットの捕捉は、ドップラー撮像によって第1の複数の空間的に重なり合った超音波画像データセットを捕捉することによって行われうる。

【0027】超音波走査ヘッドは、超音波トランスデューサ素子の線形配列を有する一次元超音波走査ヘッドからなるものでありうる。

【0028】第2の複数の超音波画像データセット中の超音波画像フレームは、1対1で第1の複数の超音波画像データセット中の超音波画像フレームの捕捉が挟まれる。

【0029】本発明の第1の実施例によれば、本発明の方法は、第1の組の空間的に重なり合った超音波画像体積中の各画像体積の略完全な部分に対応するデータを捕捉する段階と、第2の組の空間的に重なり合った超音波画像体積中の各画像体積の比較的小さい部分に対応するデータを、第1の組の各画像体積に対応するデータの捕捉には第2の組の各画像体積に対応するデータの捕捉が挟まれるよう捕捉する段階と、第1の組の各画像体積の変位を決定するために第2の組の各画像体積中のスペックルを使用する段階と、第1の組の各画像体積の変位の決定に基づいて第1の組の画像体積を位置合わせする段階と、第1の組の複数の位置合わせされた画像体積を表示し、それにより拡張視野超音波画像を表示する段階とを含む。

【0030】第1の組の画像体積は、三次元超音波画像体積を含むものであってもよく、第1の組の画像体積を位置合わせする段階は、三次元拡張視野画像を与えるよう画像体積を位置合わせすることによって行われうる。

【0031】第1の組の各画像体積の変位を決定するために第2の組の各画像体積中のスペックルを使用する段階は、相互相関アルゴリズムを用いてスペックルを処理する段階を含むうる。

【0032】第1の組の各画像体積に対応するデータの捕捉には、1対1で第2の組の各画像に対応するデータの捕捉が挟まれる。

【0033】第2の組の空間的に重なり合った超音波画像体積中の各画像体積の比較的小さい部分に対応するデータを捕捉する段階は、画像体積中のスペックルの位置に基づいて各画像体積の部分に対応するデータを捕捉することによって行われうる。

【0034】本発明の第2の実施例によれば、本発明の方法は、少なくとも2つの部分的に重なり合う超音波データの略完全な画像フレームを位置合わせすることを可能とし、超音波データの略完全な画像フレームが取得された位置の中間の位置において取得された超音波データの少なくとも2つの部分的に重なり合う部分画像フレームを捕捉する段階と、超音波データの部分的な画像フレームが取得された位置の間の変位を決定するために超音波データの部分画像フレーム中のスペックルに対応する超音波データを処理する段階と、決定された変位に基づいて、組み合わされたデータが互いに空間的に位置合わせされた略完全な画像フレームに対応するよう略完全な画像フレームからの超音波データを組み合わせる段階とを含む。

【0035】画像フレームは、二次元超音波画像フレームを含むものであってもよく、組み合わされたデータが互いに空間的に位置合わせされた略完全な画像フレームに対応するよう略完全な画像フレームからの超音波データを組み合わせる段階は、組み合わされたデータが三次元拡張視野画像に対応するよう略完全な画像フレームからの超音波データを組み合わせることによって行われうる。

【0036】第3の実施例によれば、本発明の方法は、拡張視野画像を生成することを可能とし、少なくとも2つの部分的に重なり合った略完全な空間的に変位した超音波画像フレームに対応するデータを捕捉する段階と、空間的に変位し略完全な超音波画像フレームの位置の中間の位置にある少なくとも2つの部分的に重なり合う部分的に完全な超音波画像フレームに対応するデータを捕捉する段階と、部分的に完全な超音波画像フレーム中でスペックルを識別する段階と、部分的に完全な超音波画像フレームの夫々の中の識別されたスペックルの位置に基づいて部分的に完全な超音波画像フレームの空間的な変位を決定する段階と、部分的に完全な超音波画像フレームの決定された空間的な変位に基づいて略完全な超音波画像フレームの空間的な変位を決定する段階と、略完全な超音波画像フレームの決定された空間的な変位に応じて互いに位置合わせされた略完全な超音波画像フレームを拡張視野画像として表示する段階とを含む。

【0037】略完全な空間的に変位された超音波画像フレーム及び部分的に完全な空間的に変位された超音波画像フレームは、二次元超音波画像フレームであってもよく、互いに対して位置合わせされた略完全な超音波画像フレームを拡張視野画像として表示する段階は、略完全な超音波画像フレームが三次元拡張視野画像として表示されるように互いに対して位置合わせされた略完全な超音波画像フレームを拡張視野画像として表示することによって行われうる。

【0038】本発明の超音波撮像システムは、超音波走査ヘッドが、超音波トランスデューサ素子の線形配列を

有する二次元超音波走査ヘッドであってもよい。

【0039】本発明の超音波撮像システムは、超音波走査ヘッドが、超音波トランスデューサ素子の二次元配列を有する二次元配列超音波走査ヘッドであってもよい。

【0040】

【発明の実施の形態】本発明の1つの実施例による二次元EFOV画像を生成する1つの技術は、図4に示されている。個々の画像フレーム50、52、54は、図1乃至図3Cに示すのと同じ技術を用いて捕捉される。しかしながら、走査ヘッド10は、画像フレーム50、52、54の捕捉と交互に部分画像フレーム60、62、64もまた捕捉する。部分画像フレーム60、62、64は、走査ヘッドの動きを追跡するのに必要な画像フレーム60、62、64中のスペckルパターンのみを含む。図4に示すように、画像フレーム50乃至54、及び、60乃至64は夫々、1つの画像フレーム50乃至54、及び、60乃至64から次の画像フレームへの走査ヘッド10の動きによって空間的にずれた画像フレーム中の位置にスペckルパターン68を含む。全ての画像フレーム50乃至54、及び、60乃至64中の、又は、部分画像フレーム60、62、64中のみのスペckルパターン68は、図5に示すように完全な画像フレーム50、52、54を互いに正しく位置合わせするために使用される。図1乃至図3Cを参照して説明した従来技術のように、各画像フレーム50乃至54、及び、60乃至64中のスペckルパターン68の位置を識別するために従来の相互相関アルゴリズムが使用される。1つの画像フレームから画像フレームが捕捉されるレートへのスペckルパターン68の位置のシフトの比率は、走査ヘッド10の動きの速度に対応する。

【0041】画像フレーム60、62、64の一部についてのみデータを捕捉することにより、画像フレーム60、62、64のデータの量は、完全な画像フレーム50、52、54のデータの量よりもかなり少ない。結果として、画像フレーム60乃至64は、画像フレーム50乃至54が捕捉されるのよりもかなり速く捕捉される。また、画像フレーム60乃至64の中には相互相関アルゴリズムによって処理されるべきデータは少ないため、画像フレーム50乃至54を正しく位置合わせするために必要な時間は少ない。従って、走査ヘッド10は、画質を犠牲とすることなくより迅速に動かされる。

【0042】図5は、1対1で完全な画像フレーム50、52、54と交互とされる部分画像フレーム60、62、64を示すが、交互とされる比率は1:1である必要はないことが理解されるべきである。実際、捕捉の速さを高めるために、フレーム50、52、54の間に隙間が生じない限り、部分画像フレーム60、62、64の数を増やし、比率を2:1、3:1又はそれ以上とすることが望ましい。

【0043】また、画像データが捕捉される部分画像フレーム60、62、64の特定の領域について考慮せねばならない。図6Aを参照するに、走査ヘッド10が比較的ゆっくりと動かされるとき、画像フレーム60、62間の重なり合い70の領域はかなり大きくなる。図6Bを参照するに、走査ヘッド10がより速く動かされると、画像フレーム60、62間の重なり合い70の領域はかなり小さくなる。しかしながら、幾らかの重なり合いがある全ての場合において、重なり合いは、先行する画像フレーム60の前縁72と後続の画像フレーム62の後縁74に隣接する。従って、部分画像フレーム60乃至64の領域は、先行する画像フレーム60の前縁72及び後続の画像フレーム62の後縁74と接することが望ましい。重なり合い70の幅は、走査ヘッドの速度及びフレームレートの関数として調整される。

【0044】本発明の1つの実施例による2D B走査EFOV画像を生成する超音波診断撮像システム100を、図7に示す。超音波走査ヘッド10からの電気信号は、ケーブル16を通して結合され、従来のビーム形成器110に印加される。ビーム形成器110は、超音波エコーに対応する信号を、各2D B走査画像フレーム50乃至54、及び、60乃至64を通して動かされる(ステアリングされる)ビームへと処理する。ビームに対応する信号は、従来の設計の信号プロセッサ112によって処理され、走査変換器114によって夫々の3次元画像フレーム50乃至54及び60乃至64へ配置される。各画像フレーム50乃至54及び60乃至64は、ビデオプロセッサ116に結合され、例えば陰極線管又は液晶ディスプレイといった画像ディスプレイ118上に表示される。

【0045】本発明の1つの実施例によれば、各2D画像フレームに対応するデータはEFOV画像プロセッサ120に結合される。EFOV画像プロセッサ120は、新しく捕捉された各2D画像フレームに対応するデータを受信及び記憶し、部分画像フレーム60乃至64のうちの1つと他の部分画像フレーム60乃至64又は完全な画像フレーム50乃至54のうちの1つのいずれかとの間のずれを計算する。次に、EFOV画像プロセッサ120は、拡張画像メモリ122中に整列された画像フレームを格納する。EFOV画像が表示されるべきであるとき、整列された画像はメモリ122から取り出され、結合器124によって結合され、ディスプレイ118上で見るためにビデオプロセッサ116に結合される。また、走査ヘッドによって生成されたビームがスペckルといった特徴を追跡することを可能とするために、EFOV画像プロセッサからビーム形成器110へ追跡情報がフィードバックされてもよい。

【0046】撮像システム100の動作は、バス132を通じて図7に示す様々な構成要素に結合されるCPU130によって制御されることが望ましい。CPU13

0は、一般的には、ランダムアクセスメモリ(「RAM」)といったシステムメモリ134及び読み出し専用メモリ(「ROM」)といったプログラムメモリ136に結合される。プログラムメモリ136はCPU130によって実行される命令のプログラムを記憶し、システムメモリ134はCPU130によって使用される命令及びデータを一時的に記憶する。システムメモリ134は、拡張画像メモリ122を実施するために使用される。例えばキーボード、マウス、トラックボール、又は他の装置といったユーザインタフェース装置138は、撮像システム100の動作を制御するために臨床医によって走査される。

【0047】本発明によるEFOV画像プロセッサ120の1つの実施例を、図8に示す。上述のように、各画像フレーム50乃至54及び60乃至64に対応するデータは、走査変換器114(図7)によって発生される。この画像フレームデータは、例えば専用メモリ、CPU130によって使用されるシステムメモリ134、又は他のメモリでありうる画像フレームバッファ140に与えられ格納される。画像フレームバッファ140は、各画像フレームに対するデータがアクセスされるようにメモリの個々にアクセスされたブロック中の各2D画像フレーム50乃至54及び60乃至64に対応する全てのデータを格納する。画像フレームバッファ140からの画像フレームデータは、各部分画像フレーム60乃至64のうちの他の部分画像フレーム60乃至64又は完全な画像フレーム50乃至54のうちの1つと重なり合う部分を決定するフレーム相関器144によってアクセスされる。上述のように、画像フレームは、従来の相互相関技術を含む様々な技術を通じて画像フレーム中のスペックルパターンを用いて、他の画像フレームと相関される。

【0048】画像フレームがフレーム相関器144によって互いに相関された後、各画像フレームに対応するデータは、各完全な画像フレーム50乃至54の相対的な空間的な位置を識別するデータと共に履歴バッファ146中に格納される。履歴バッファ146もまた、専用メモリ、CPU130によって使用されるシステムメモリ134の一部、画像フレームバッファ144によって使用されるのと同じメモリ又は他のメモリでありうる。履歴バッファ146は、各画像フレームに対応する全てのデータを格納し、そのような各画像フレームに対するデータがアクセスされるようメモリの個々にアクセスされるブロック中の空間的な位置を格納することが望ましい。履歴バッファ146に格納された画像フレームデータは、二次元EFOV B走査画像に対応するデータを形成するために結合され、このEFOV画像データは拡張画像メモリ122(図7)に格納される。

【0049】超音波撮像システム100を用いて取得される二次元EFOV B走査画像の質を改善するために

様々な技術が使用される。例えば、各二次元画像フレーム50乃至54及び60乃至64は、高調波超音波撮像によって取得される。組織及び流体は、造影剤を使用しない場合であっても、送信された基本波の高調波の信号を含むそれら固有の非線形エコー応答を生じさせ戻り信号として戻す。組織及び流体のこれらの非線形エコー成分は、一般的には高調波造影剤によって戻される高調波成分の振幅ほどは振幅が大きい、従来の超音波撮像法において有利であると認識されてきた多くの特徴を示す。特に、トランスデューサに非常に近くで無視できるほどの高調波信号が発生され、これにより撮像のために基本信号の残響は使用されないため、例えば肋骨といった狭い開口部を通して撮像するとき散乱(クラッター)が減少する。更に、高調波ビームのサイドローブのレベルは基本ビームのサイドローブの対応するレベルよりも低く、これは軸を外れたクラッター減少を意味する。最後に、高調波のメインローブは基本波のメインローブよりも狭いことが認識されており、これは改善された横方向解像度を可能とする。高調波超音波撮像の例は、ここに参照として組み入れられる米国特許第6,193,662号明細書に記載されている。

【0050】高調波撮像によって2D画像フレームを取得するとき、走査ヘッド10(図1)は、1つの周波数で超音波信号を送信し、送信された超音波信号の高調波である周波数で各画像50乃至54及び60乃至64中の反射体からのエコーを受信し処理する。高調波撮像によって取得される結果としての二次元画像フレームは、二次元のEFOV高調波B走査超音波画像を与えるために上述のように組み合わせられる。

【0051】各二次元画像フレーム50乃至54及び60乃至64を取得するために使用される更なる他の技術はドップラー撮像である。ドップラー撮像では、受信される超音波エコーは、エコーが例えば血液といった動いている反射体からの反射によって生成される場合にのみ画像を作成するよう処理される。反射体の動きは送信された超音波の周波数をシフトさせ、従って受信されたエコーから導出される信号はシフトされた周波数となる。受信された信号は、それらがシフトされた周波数である場合にのみ画像を作成するために処理される。二次元画像データフレーム50乃至54及び60乃至64はドップラー撮像によって得られ、EFOVドップラー超音波画像を与えるよう上述のように結合される。ドップラー画像は、動き又は流れの方向、流れの速度を示すドップラーパワー、流れとドップラーパワーの組合せ、又は他の特徴等を示すために使用される。

【0052】図7及び図8の撮像システムは、図9に示す技術を用いて2D B走査画像から3D EFOV画像を作成するために使用される。超音波走査ヘッド10は、走査ヘッド10の線形配列12(図1)に垂直な方向に動かされる。結果として、互いに平行に離間した

平面にある連続した2D B走査画像フレーム160、162、164が捕捉される。各画像フレーム160、162、164は先行する画像フレームから僅かにずれているが、画像フレーム160、162、164のビームパターンが重なり合わないほどずれてはいない(但し、明瞭性のため、図9中、重なり合いは示されていない)。他の実施例と同様に、連続する画像フレーム160、162、164間のずれは、画像フレーム160、162、164中のスペckル168に基づいて決定される。画像フレーム160、162、164は、組織20及び血管24の3D EFOV画像170を生成するためにずれに基づいて位置合わせされ結合される。

【0053】図4乃至図9の実施例については、部分画像フレーム60乃至64と完全な画像フレーム50乃至54の両方について同じ種類の画像を用いた例で説明したが、異なる種類の画像が使用されてもよい。例えば、図10に示すように、部分2D B走査画像フレーム180、184、186は、完全な2Dドップラー画像フレーム190、194、196と交互に配置されてもよい。B走査画像フレーム180、184、186中のス20ペckル198は、単独で、又はドップラー画像フレーム190、194、196中のスペckルパターンと一緒に、上述のように走査ヘッド10の動きを追跡するために使用されよう。

【0054】このアプローチの利点は、部分B走査画像フレーム180、184、186が、2つの理由により、完全な2Dドップラー画像フレーム190、194、196よりも少ないデータ内容を有するためである。第一に、図4乃至図8の実施例のように、部分画像フレームのために必要なデータは、完全な画像フレーム30に必要なデータよりもかなり少ない。第二に、B走査画像は、強度と色の両方が表示されるのではなく強度のみが表示されるため、ドップラー画像よりも必要とされるデータはかなり少ない。結果として、完全なドップラー画像フレーム190、194、196を交互に配置した部分B走査画像フレーム180、184、186を用いることにより、フレームレートが非常に高まり、走査ヘッド10が動かされうる速度も高くなる。

【0055】本発明の技術は、3D EFOV撮像において特に有用である。3D EFOV画像を生じさせるための画像データは、1D配列トランスデューサ又は2D配列トランスデューサのいずれかによって捕捉されうる。1D配列トランスデューサを使用する場合、トランスデューサプローブは、撮像されている体積を通して走査面を掃引するべく上方向へ動かされる。異なる組織が走査面に連続的に入ったり出たりするため、スペckルパターンは一般的には速く変化する。2D配列を使用するとき、ビームはプローブが動かされるにつれて三つの次元で電子的に動かされ、重なりあうスペckルパターンを有するデータの体積がほとんどリアルタイムで捕捉* 50

*されることが可能となる。

【0056】図7に示されるような超音波システムでは、追跡ビームデータと画像データを異なる信号チャネルを通して処理することがより高速であり容易でありうる。例えば、追跡ビームデータがカラー処理チャネルを通じて処理されると同時に画像データは2Dエコーチャネルを通じて処理されるか、その反対であってもよい。構築された実施例では、ユーザがシステムの画質を最適化することを可能とするよう、撮像ビームは一般的にはユーザによって調整可能である。追跡ビームは、一般的には工場において追跡のために最適化され、一般的にはユーザによって変更可能とはされていない。画像と追跡平面又は体積は時間的に交互とされること、又は、追跡ビームと撮像ビームを時間的に交互とすることを可能とするよう画像データの捕捉がビーム毎に中断されることが有利である。

【0057】上述の説明より、例示のために本発明の特定の実施例について説明したが、本発明の主題及び範囲を逸脱することなく様々な変更がなされうるということが認識されよう。例えば、システム100は画像フレームバッファ140と履歴バッファ146の両方の中に各画像フレームに対応するデータを格納するが、これは画像フレームバッファ140にのみ格納されればよいことが理解されよう。従って、本発明は、請求の範囲に限定される事項以外によっては限定されるものではない。

【図面の簡単な説明】

【図1】二次元B走査拡張視野画像を作成するために使用される二次元B走査フレームを捕捉するために従来の超音波走査ヘッドによって走査される血管を含む組織を示す概略図である。

【図2】図1に示すような走査によって得られる複数の二次元画像フレームを示す平面図である。

【図3A】図2に示すようにして得られる二次元画像フレームを示す図である。

【図3B】図2に示すようにして得られる二次元画像フレームを示す図である。

【図3C】図2に示すようにして得られる二次元画像フレームを示す図である。

【図4】本発明の1つの実施例により幾つかの二次元B走査画像フレームから二次元EFOV B走査画像を生成する技術を示す平面図である。

【図5】本発明の1つの実施例による互いに正しく位置合わせされた図4の二次元B走査画像フレームを示す平面図である。

【図6A】走査ヘッドによって取得された画像フレームが或る走査速度においてどのようにして互いに重なり合うかを示す平面図である。

【図6B】走査ヘッドによって取得された画像フレームが図6Aの場合の走査速度とは異なる走査速度においてどのようにして互いに重なり合うかを示す平面図であ

る。

【図7】本発明の1つの実施例による拡張視野超音波撮像システムを示すブロック図である。

【図8】図7の拡張視野超音波撮像システムにおいて用いられる拡張視野画像プロセッサの1つの実施例を示すブロック図である。

【図9】幾つかの二次元B走査画像フレームから三次元EFOV画像を生成するために図7及び図8のシステムを使用するための技術を示す等角図である。

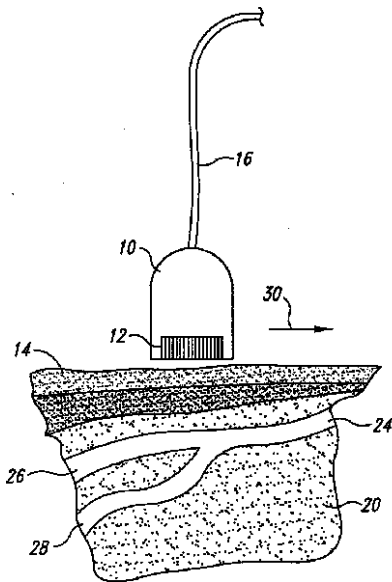
【図10】本発明の1つの実施例による幾つかの部分二次元B走査画像フレーム及び幾つかのドップラー画像フレームから二次元EFOVドップラー画像を生成する技術を示す平面図である。

【符号の説明】

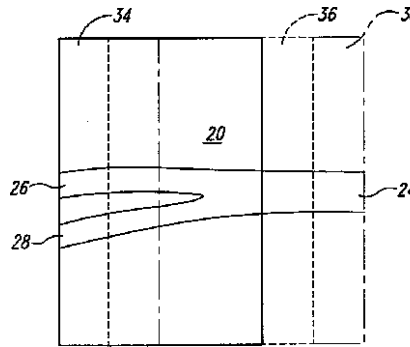
10 超音波走査ヘッド

- * 12 トランスデューサ配列
- 16 ケーブル
- 100 超音波診断撮像システム
- 110 ビーム形成器
- 112 信号プロセッサ
- 114 走査変換器
- 116 ビデオプロセッサ
- 118 ディスプレイ
- 120 EFOV画像プロセッサ
- 122 拡張画像メモリ
- 124 結合器
- 130 CPU
- 134 システムメモリ
- 136 プログラムメモリ
- * 138 ユーザインタフェース装置

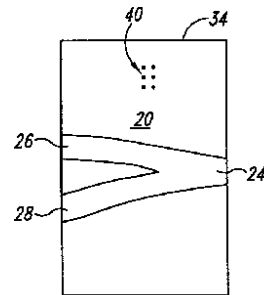
【図1】



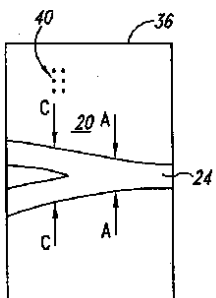
【図2】



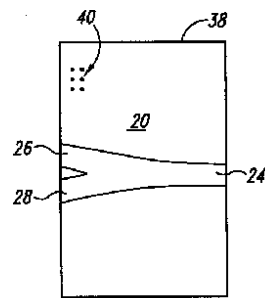
【図3A】



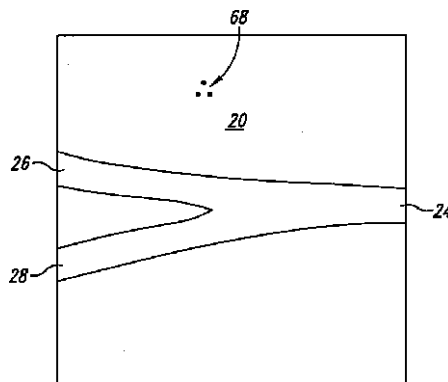
【図3B】



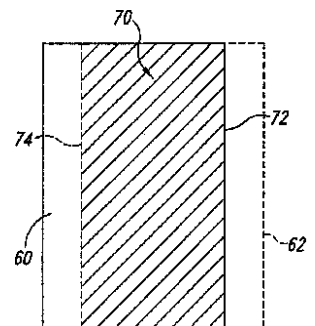
【図3C】



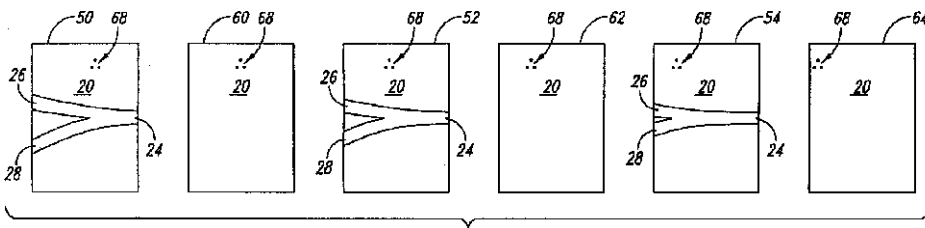
【図5】



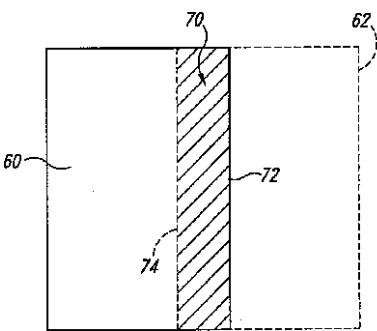
【図6A】



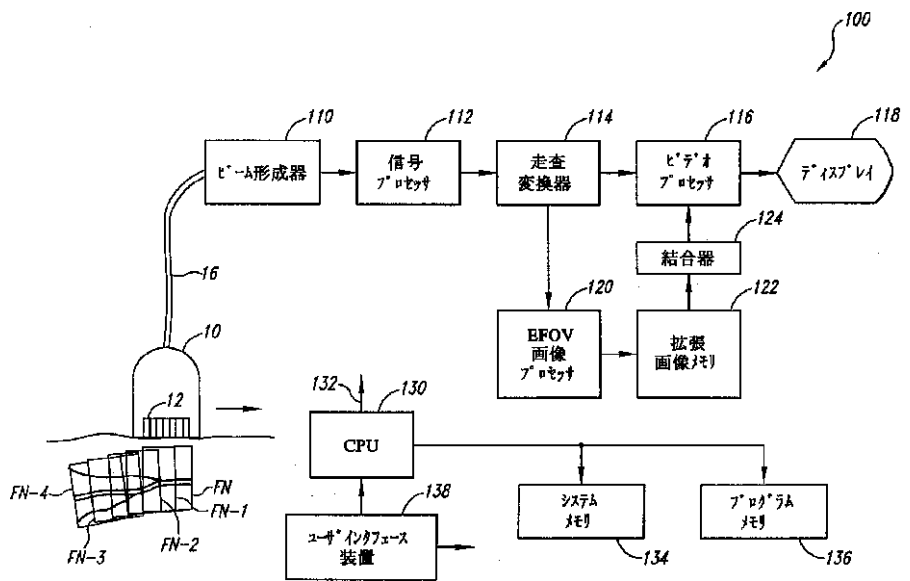
【図4】



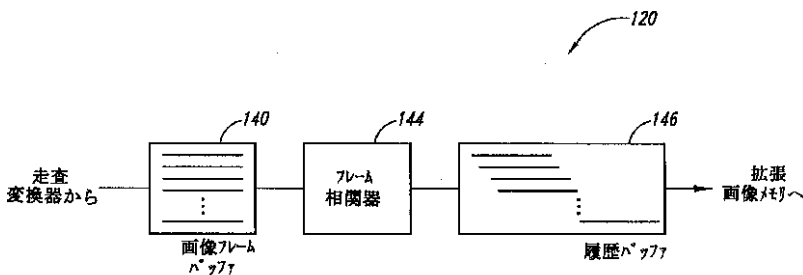
【図6B】



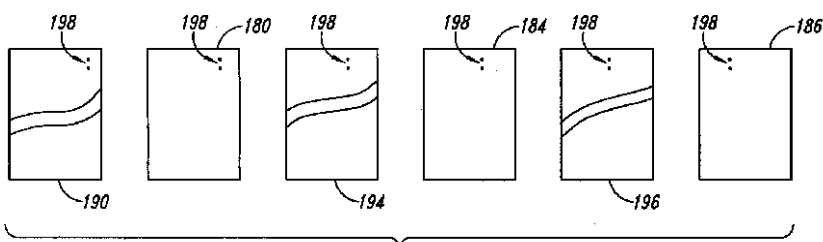
【図7】



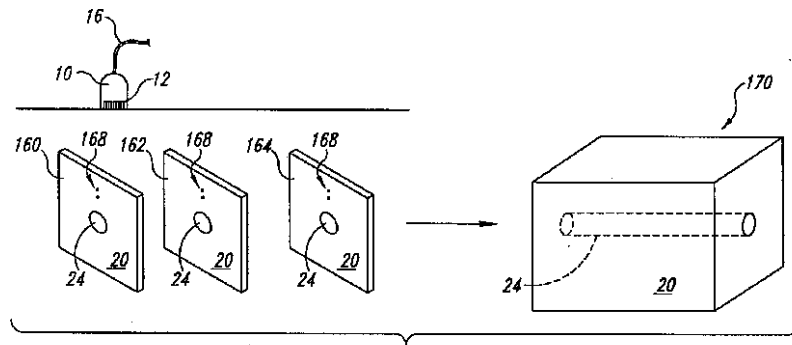
【図8】



【図10】



【図9】



フロントページの続き

(72)発明者 ジン - ミン ジョン
 アメリカ合衆国, ワシントン 98125, シ
 アトル, 17ス アヴェニュー エヌイー
 10736

(72)発明者 ポール ロス ディートマー
 アメリカ合衆国, ワシントン 98115, シ
 アトル, エヌイー 83ド 2212

Fターム(参考) 4C301 BB13 CC02 DD04 EE08 EE10
 JB28 JC11 KK16
 5B057 AA07 BA05 BA24 CA08 CA12
 CA13 CA16 CC03 CE11 CH07
 CH08 CH11 DA03 DA08 DA16
 DB03 DB09 DC05 DC09 DC34

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 具有增强的帧速率和扩展视场的超声成像系统和方法 | | |
| 公开(公告)号 | JP2003190165A | 公开(公告)日 | 2003-07-08 |
| 申请号 | JP2002365535 | 申请日 | 2002-12-17 |
| [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 | ジンミンジョン ポールロスディートマー | | |
| 发明人 | ジン-ミン ジョン ポール ロス ディートマー | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89 G06T1/00 | | |
| CPC分类号 | A61B8/483 A61B8/08 G01S7/52065 G01S15/8993 Y10S128/916 | | |
| FI分类号 | A61B8/00 G06T1/00.290.D A61B8/14 G06T7/00.612 | | |
| F-TERM分类号 | 4C301/BB13 4C301/CC02 4C301/DD04 4C301/EE08 4C301/EE10 4C301/JB28 4C301/JC11 4C301/KK16 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA24 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CC03 5B057/CE11 5B057/CH07 5B057/CH08 5B057/CH11 5B057/DA03 5B057/DA08 5B057/DA16 5B057/DB03 5B057/DB09 5B057/DC05 5B057/DC09 5B057/DC34 4C601/BB03 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE05 4C601/EE07 4C601/EE08 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB43 4C601/JC15 4C601/JC25 4C601/KK12 4C601/KK21 | | |
| 优先权 | 10/025288 2001-12-18 US | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题提供扩展的视野成像系统，可以在短时间内正确对齐图像帧。三维超声成像系统捕获具有基本上完整的图像体积交替的部分完整的图像体积。部分完整的图像体积包含由互相关算法处理的斑点以跟踪超声扫描头的运动。通过跟踪扫描头的运动，几乎完美的图像体积可以彼此正确地对准并组合以创建三维扩展的视野图像。部分完整的图像卷包含比几乎完整的图像卷少得多的数据。因此，可以比近乎完美的图像体积更快地捕获部分完整的图像体积，并且可以以相对高的速度扫描扫描头。

