

(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2001 - 170047

(P2001 - 170047A)

(43)公開日 平成13年6月26日(2001.6.26)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

審査請求 未請求 請求項の数 44 O L (全 15数)

(21)出願番号 特願2000 - 335472(P2000 - 335472)

(22)出願日 平成12年11月2日(2000.11.2)

(31)優先権主張番号 09/432899

(32)優先日 平成11年11月2日(1999.11.2)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 300019238

ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
エルシー

アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5318
8・ワウケシャ・ノース・グランドヴュー・
ブルバード・ダブリュー・710・3000

(72)発明者 ビョーン・オルスタッド

ノルウェー国・エヌ・3960・シュタテレ・
ブラスゲイト・1

(74)代理人 100064621

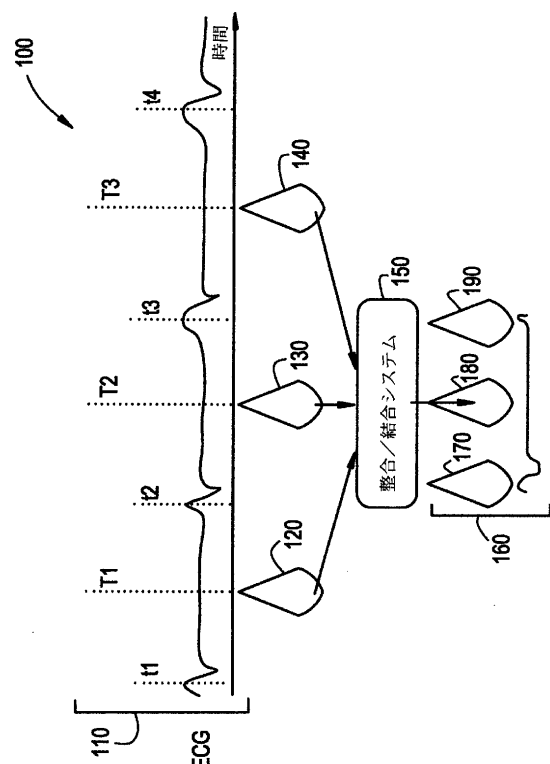
弁理士 山川 政樹

(54)【発明の名称】 E C G ゲーテッド超音波画像合成

(57)【要約】

【課題】 心周期などの合成超音波画像のシネループを統合するための E C G ゲーテッド超音波撮像合成システムおよび方法を提供すること。

【解決手段】 画像フレームの連続をあるフレーム・レートで心周期にわたって記録してシネループ・メモリ (1050) に記憶する。第2の連続が、第2の心周期にわたって記録される。第2の心周期の画像フレームは、フレームごとに、シネループ・メモリ (1050) からの対応する画像フレームと時間的かつ空間的に整合される (1020)。次いで、整合されたフレームが結合されて (1030) 統合画像フレームの連続が形成され、シネループ・メモリ (1050) 中の元の画像フレームを置換する。後続の画像フレームの連続も、シネループ・メモリ (1050) 中の統合画像フレームと結合されて、新しい統合画像フレームが形成され、次いで、メモリ中の古い統合画像フレームを置換し、以後同様である。画像フレームの連続は、R イベントなどの心臓イベント時に開始するようにトリガすることができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 合成超音波画像のシネループを統合するための超音波撮像システム（1000）であって、少なくとも画像フレームの第 1 および第 2 の連続を検出するための超音波検出器（1010）と、画像フレームの少なくとも 1 つの連続を記憶するためのメモリ（1020）と、画像フレームの前記第 1 および第 2 の連続の画像フレームの位相を決定し、前記第 1 および第 2 の連続中の関連するフレームを識別するための整合プロセッサ（1030）と、画像フレームの前記第 1 および第 2 の連続からの関連する画像フレームを結合して結合画像フレームを形成するための結合プロセッサ（1040）と、結合画像フレームを前記メモリに記憶するための記憶プロセッサ（1050）とを備えるシステム。

【請求項 2】 前記超音波検出器（1010）が、選択された生理イベント時にトリガされる請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】 前記生理イベントが心周期の R イベントである請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】 画像フレームの前記第 1 および第 2 の連続の画像フレームの時間整合と空間整合のうちの少なくとも一方を行うことをさらに含む請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】 前記超音波画像フレームが心臓画像フレームであり、記憶される前にリアルタイムで表示される請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】 前記画像アレイの前記超音波画像フレームの少なくとも 1 つが、前記画像フレームが前記画像アレイに記憶されてからの時間に基づく経時属性に関連付けられる請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】 前記結合プロセッサ（1030）が、整合された画像フレームを結合する際の重み係数として前記経時属性を含む請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 8】 前記整合プロセッサ（1020）が線形伸長を行って画像フレームを時間整合する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】 前記整合プロセッサ（1020）が画像フレーム間の平方誤差を最小限にすることによって空間整合を行う請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 10】 前記整合プロセッサ（1020）が、画像フレームの連続中のすべてよりも少ない画像フレームの空間整合に基づいて、画像フレームの前記連続中のすべての画像フレームに対する空間整合を補間する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】 不定型の画像フレームの連続を検出し、前記不定型の画像フレームの連続を結合から除外するための検出器をさらに含む請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 12】 異なる連続の画像フレームの時間整合と空間整合のうちの少なくとも一方の間の不整合誤差に基づいて不整合誤差推定を生成するための不整合誤差プロセッサをさらに含む請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 13】 前記不整合誤差プロセッサが、所定のレベルより上の不整合誤差推定を有する画像フレームの連続を結合から除外する請求項 12 に記載のシステム。

【請求項 14】 前記不整合誤差プロセッサが、より大きな不整合誤差推定を有する画像フレームの連続の小部分を結合から除外する請求項 12 に記載のシステム。

【請求項 15】 前記不整合誤差が、異なる連続の画像フレームの時間整合と空間整合のうちの少なくとも一方の間の標準偏差に基づく請求項 12 に記載のシステム。

【請求項 16】 画像フレームの連続を有する画像アレイをメモリ中に形成するステップ（815）と、検出された第 1 の心周期の超音波信号からの画像フレームの第 1 の連続を前記メモリ中で初期設定するステップ（825）と、

後続の心周期の画像フレームを検出するステップ（835）と、

前記画像フレームの心臓位相を決定するステップ（835）と、

前記画像フレームを前記アレイ中の対応する画像フレームと関連付けるステップ（835）と、

前記検出されたフレームおよび前記関連付けられたアレイフレームを結合して統合画像フレームを形成するステップ（860）と、

前記画像アレイに前記統合画像フレームの連続を記憶するステップ（870）とを含む合成超音波画像の連続を統合する方法。

【請求項 17】 画像フレームの前記第 1 の連続および画像フレームの前記第 2 の連続が、選択された生理イベント時にトリガされる（830）請求項 16 に記載の方法。

【請求項 18】 行うべき超音波撮像のタイプと前記撮像を行う特定の超音波システムのうちの少なくとも一方に基づいて最大フレーム・レートを決めるステップ（810）と、

前記画像アレイ中の画像フレームの数を、前記最大フレーム・レートによって許容される画像フレーム数以下に決定するステップとをさらに含む請求項 16 に記載の方法。

【請求項 19】 前記超音波画像フレームが心臓画像フレームであり、リアルタイムで表示される（865）請求項 16 に記載の方法。

【請求項 20】 前記画像アレイの前記超音波画像フレームの少なくとも 1 つが、前記画像フレームが前記画像アレイに記憶されてからの時間に基づく経時属性に関連付けられる請求項 16 に記載の方法。

【請求項 21】 前記結合ステップ（860）がさら

に、整合された画像フレームを結合する際の重み係数として前記経時属性を含む請求項 20 に記載の方法。

【請求項 22】 前記関連付けるステップ(835)がさらに、線形伸長を行って画像フレームを時間整合するステップを含む請求項 16 に記載の方法。

【請求項 23】 前記検出された画像フレームを前記アレイ中の対応する画像フレームと空間整合するステップ(855)をさらに含み、前記整合ステップ(855)がさらに、画像フレーム間の平方誤差を最小限にすることによって空間整合を行うステップを含む請求項 16 に記載の方法。

【請求項 24】 前記整合ステップ(855)がさらに、画像フレームの連続中のすべてよりも少ない画像フレームの空間整合に基づいて、画像フレームの前記連続中のすべての画像フレームに対する空間整合を補間するステップを含む請求項 23 に記載の方法。

【請求項 25】 不定型の画像フレームの連続を検出し、前記不定型の画像フレームの連続を結合から除外するステップをさらに含む請求項 16 に記載の方法。

【請求項 26】 異なる連続の画像フレームの時間整合と空間整合のうちの少なくとも一方の間の不整合誤差に基づいて不整合誤差推定を生成するステップをさらに含む請求項 16 に記載の方法。

【請求項 27】 所定のレベルより上の不整合誤差推定を有する画像フレームの連続を結合から除外するステップをさらに含む請求項 26 に記載の方法。

【請求項 28】 より大きな不整合誤差推定を有する画像フレームの連続の小部分を結合から除外するステップをさらに含む請求項 26 に記載の方法。

【請求項 29】 前記不整合誤差が、異なる連続の画像フレームの時間整合と空間整合のうちの少なくとも一方の間の標準偏差に基づく請求項 26 に記載の方法。

【請求項 30】 検出された超音波信号からの画像フレームの少なくとも第 1 および第 2 の連続を記録するステップ(915)と、少なくとも 1 つの連続の複数の画像フレームに対して心周期中の対応する心臓位相を決定するステップ(920)と、

画像フレームの前記第 1 および第 2 の連続のうちの少なくとも 2 つを選択するステップ(945)と、前記少なくとも 2 つの画像フレームを結合して統合画像フレームを形成するステップ(950)と、前記統合画像フレームを画像アレイに記憶するステップ(955)とを含む合成超音波画像の連続を統合する方法。

【請求項 31】 画像フレームの連続を記録する前記ステップ(915)が、選択された生理イベント時にトリガされる請求項 30 に記載の方法。

【請求項 32】 行うべき超音波撮像のタイプと前記撮像を行う特定の超音波システムのうちの少なくとも一方

*に基づいて最大フレーム・レートを決めるステップ(910)と、

前記画像アレイ中の画像フレームの数を、前記最大フレーム・レートによって許容される画像フレーム数以下に決定するステップとをさらに含む請求項 30 に記載の方法。

【請求項 33】 前記超音波画像フレームが心臓画像フレームであり、リアルタイムで表示される請求項 30 に記載の方法。

【請求項 34】 前記画像アレイの前記超音波画像フレームの少なくとも 1 つが、前記画像フレームが前記画像アレイに記憶されてからの時間に基づく経時属性に関連付けられる請求項 30 に記載の方法。

【請求項 35】 前記結合ステップ(950)がさらに、整合された画像フレームを結合する際の重み係数として前記経時属性を含む請求項 34 に記載の方法。

【請求項 36】 線形伸長を含めた時間整合を行って画像フレームを時間整合するステップをさらに含む請求項 30 に記載の方法。

【請求項 37】 少なくとも 1 つの連続の複数の画像フレームに対して時間整合(925)、空間整合(930)、および不整合誤差(935)のうちの少なくとも 1 つを決定するステップをさらに含む請求項 30 に記載の方法。

【請求項 38】 前記空間整合(930)がさらに、画像フレームの連続中のすべてよりも少ない画像フレームの空間整合に基づいて、画像フレームの前記連続中のすべての画像フレームに対する空間整合を補間するステップを含む請求項 37 に記載の方法。

【請求項 39】 不定型の画像フレームの連続を検出し、前記不定型の画像フレームの連続を結合から除外するステップをさらに含む請求項 30 に記載の方法。

【請求項 40】 異なる連続の画像フレームの時間整合と空間整合のうちの少なくとも一方の間の不整合誤差に基づいて不整合誤差推定を生成するステップ(935)をさらに含む請求項 37 に記載の方法。

【請求項 41】 所定のレベルより上の不整合誤差推定を有する画像フレームの連続を結合から除外するステップをさらに含む請求項 40 に記載の方法。

【請求項 42】 より大きな不整合誤差推定を有する画像フレームの連続の小部分を結合から除外するステップをさらに含む請求項 40 に記載の方法。

【請求項 43】 前記不整合誤差(935)が、異なる連続の画像フレームの時間整合と空間整合のうちの少なくとも一方の間の標準偏差に基づく請求項 40 に記載の方法。

【請求項 44】 画像フレーム間の平方誤差を最小限にすることによって空間整合(930)を行うステップをさらに含む請求項 37 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、心周期などの合成超音波画像を統合する超音波撮像合成システムおよび方法に関する。

【0002】

【従来の技術】基礎をなす画質は、医療超音波撮像スキヤナの重要な側面である。この分野全体にわたり、画質を向上させる努力が絶えず行われている。しかし、超音波撮像は、患者に著しく依存するというモダリティ(modality)のままである。画像が、診断を確実にするのに十分な質の画像でない場合、重要な病理現象の超音波撮像および検出ができない可能性がある。

【0003】画質の制限に加え、超音波撮像に影響する可能性のある生理的影響もある。例えば、連続する心拍動間の小さな変動が、撮像および画質に悪影響を与える可能性がある。これらの拍動間の変動は、呼吸、心拍数の変動、二重収縮、早期興奮および他のいくつかの生理的影響を含めた人的要因によって引き起こされる可能性がある。これらの変動は、超音波によって検出されるパラメータ、例えば血流速度、壁運動、または壁肥厚などの反復可能な測定と再生可能な測定の両方の実施に対する制限を与える。

【0004】反復可能な超音波測定の実施に付きものの困難のために、超音波撮像オペレータが連続するいくつかの心拍動の同じ測定を繰り返し、その平均を報告するように指示されるいくつかの測定プロトコルが開発されてきた。これらの測定プロトコルは、正常な心拍動を表さない可能性のある単一の測定ではなく平均測定が報告されるため、測定の反復可能性および再生可能性を向上させる。

【0005】従来技術には、超音波データを時間的に処理して雑音を低減するための技法が記載されている。これらの技法は所与の場所での連続する測定を含み、これらは雑音を低減するために結合される。しかし、心臓撮像におけるこれらの技法に伴う問題は、撮像される器官が動いていることである。すなわち、心臓が鼓動するとき、それは、例えば血流パターン、腔形状、壁運動、および壁肥厚に関してその状態を変化させる。撮像される器官が動き、かつ変化しているため、単純な時間的処理技法は効果的でなく、従来技術の技法は、容認できない画質の画像を生じる。心臓の撮像に対する同様の制限はまた、動くまたは変化する他の器官および血管にも当てはまる。多くの器官は、例えば呼吸または血液脈動に応じて変化する場合がある。この結果、時間的処理を使用するとき、時間的平均化の副作用として、撮像される器官の動的特性および画質が落ちる。

【0006】従来技術にはまた、超音波データを時間的に処理してフレーム・レートを上げるための技法も記載されている。例えば、Powers他に譲渡された米国特許第5099847号は、医療超音波撮像システムの

表示フレーム・レートを上げるための技法を記載している。システムは、患者の心周期中の所定のイベントに基づいてトリガ信号を生成する。システムは、第1の心周期の間の第1のトリガ信号に回答して画像フレームの第1の連続を、かつ第2の心周期の間の第2のトリガ信号に回答して画像フレームの第2の連続を作成する。次いで、画像フレームの第1および第2の連続は、心周期中で発生した順にインタリーブされて、撮像フレーム・レートの2倍のフレーム・レートとする。したがって、Powersの特許は、より高いフレーム・レートでマージされた画像の連続を得るために、第1と第2の心周期中の異なる瞬間でフレームを記録することに依拠する。しかし、Powersの特許は、より高いフレーム・レートを実現することができるが、順番に並べられる画像は、異なる心周期からとられる。画像が異なる心周期からとられるため、1つまたは複数の周期が、例えば呼吸から誘発されたアーチファクトの影響を受ける可能性がある。さらに、患者の位置またはプローブの位置が、ある心周期から別の心周期まで動いていた可能性もある。動きの影響を受けた心臓シーケンスからフレームをインタリーブすることにより、ジッタのある不正確な結合画像シーケンスが生じる可能性があり、これは、診断に悪影響を及ぼす可能性がある。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】したがって、特に心臓撮像および心臓の影響を受ける撮像で、反復可能性および再生可能性を最大限にする改良された超音波画像を提供する改良された超音波撮像システムが長く必要とされてきた。また、明瞭かつ容易に診断可能であり心周期を通して正確な画像を表す画像を提供し、呼吸の影響や動きの影響などの悪い撮像影響を最小限にする超音波撮像システムも必要とされている。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明は、例えば心周期にわたる合成超音波画像のシネループ(cineloop)を統合する。リアルタイムの例では、画像フレームの連続が心周期にわたって記録され、画像アレイに記憶される。画像フレームの第2の連続が、第2の心周期にわたって記録される。次いで、第2の心周期の画像フレームは、第1の心周期の画像フレームと時間的かつ空間的に整合される。画像フレームの第1および第2の連続は、このときに結合されて統合画像フレームの連続が形成され、次いで、画像フレームの第1の連続の代わりに画像アレイに記憶される。後続の画像フレームの連続もまた、統合画像フレームと結合されて、新しい統合画像フレームが形成される。画像フレームの連続は、Rイベントなどの心臓イベント時に開始するようにトリガすることができる。経時属性を画像フレームに割り当てて、結合中に画像フレームに重み付けするために使用することもできる。さらに、画像フレーム間の不整合誤差推定を決定す

ることもできる。高い不整合誤差を有する画像フレーム又は心周期は結合しないか、あるいは最小の不整合誤差を有する一部の心周期だけを結合することができる。さらに、画像フレームの標準偏差をベースにシネループを構築して、心周期中の非反復性の変動を表示することもできる。

【0009】本発明の好ましい実施形態のこれらおよび他の特徴は、本発明の好ましい実施形態に関する後続の詳細な説明で考察する、またはその中で明らかである。

【0010】

【発明の実施の形態】本発明の好ましい実施形態は、小さい改良によって、タイム・モーション、二次元(2-D)、または三次元(3-D)のどんな超音波撮像にも適用される。本発明の好ましい実施形態は、組織/Bモード撮像、カラー・フロー撮像、血管/パワー・ドプラー撮像、組織運動または速度撮像およびひずみ速度撮像またはタイム・モード撮像、Mモード、あるいはPVまたはCVドプラーなどの既存の適用例を含めた、どんな撮像モードにも適用することができる。本発明はまた、心臓以外の多くの適用例に使用することもでき、特に、例えば様々な器官中の血管および血流の調査など、撮像される物体が心周期に従う周期的な挙動を有する場合に有用である。

【0011】図1に、例示のための本発明の好ましい実施形態による例示的な撮像シーケンス100を示す。撮像シーケンス100は、心電計(ECG)トレース110、3つの画像フレーム120~140、整合/結合システム150、結合フレーム170~190を備えるシネループ(cineloop)160を含む。

【0012】心電計(ECG)トレース110は、3つの心周期または心拍動のECGを表示している。ECGトレース110は、時間(t1、t2、t3、t4)での4つのトリガ・イベントを含む。トリガ・イベントは通常、QRS群中のRイベント(心室収縮に関連する)だが、Sイベントなどの他のイベントを採用することもできる。ECGトレース110は、時間(T1、T2、T3)での3つのサンプル・イベントも含む。この例における各サンプル・イベント時間に心臓の二次元画像フレーム120~140が形成される。

【0013】時間(T1、T2、T3)でのサンプル・イベントは、時間(t1、t2、t3、t4)での先行するトリガ・イベントから時間インクリメントが同じになるように選択され、したがって、心周期の同じ位相が各画像フレームによって撮像される。すなわち、(T1 - t1) = (T2 - t2) = (T3 - t3)を必要とすることによって、3つの画像フレーム120~140は、ECGトレース中の最後のRイベントの後に同じ時間遅延で記録される。次いで、時間(T1、T2、T3)に関連する3つの画像フレーム120~140は、整合/結合システム150によって空間整合および結合

されて、以下に考察するように単一の画像フレーム180が形成される。結合画像フレーム180は、心周期全体のシネループ160の単一フレームを形成する。

【0014】図1は、心周期1つにつき単一のトリガ・イベントで示してあるが、超音波システムは、動作する際には連続して画像フレームを形成することができる。次いでシステムは、各画像フレームに対して心周期の対応する位相を決定し、次いで、同じまたは類似する位相の画像フレームを連続的な順序で結合してシネループ画像フレームを形成することができる。

【0015】システムは、心周期の生のリアルタイム画像、ならびに複数の心周期による記録型シーケンスの両方に対して動作することができる。図2に、本発明の好ましい実施形態によるリアルタイム撮像用のシステム200の好ましい実施態様を示す。図2は、現画像フレーム215を有する現ECGトレース210、記憶済みECGトレース220、いくつかの記憶済み画像フレームからなる画像アレイ230を含む。画像アレイ230は、現画像フレーム215の心周期位相に対応する選択されたフレーム240を含む。

【0016】画像アレイ230は、シネループに記憶され、かつ心周期の様々な位相に対応するいくつかの画像フレーム(アレイ中の正方形で示す)を含む。画像フレームはフレーム・レートと呼ばれるレートで形成される。フレーム・レートは、システムの最大フレーム・レートまで選択することができる。最大フレーム・レートは、基礎をなす超音波撮像システムが画像フレームを形成する速度によって決まり、形成される画像のタイプに応じて様々なことがある。例えば、3-D画像は一般に2-D画像よりも画像を形成するのに長くかかり、したがって、3-D撮像システムに対するフレーム・レートはより低い。画像アレイ230は、好ましくはRイベントで開始した後で対応する選択されたフレーム・レートで生成されて得られた画像を含む。画像アレイ230は、心周期全体をカバーする画像フレームを含む。画像フレームは、所望の超音波撮像のタイプに応じて、ドプラーまたはスペクトル・データ、Mモード・データ、あるいはその他の超音波データの2-Dまたは3-Dデータ・フレームとすることができる。

【0017】最初に、画像アレイ230の画像フレームは、第1の心周期の間に記録された画像フレームとすることができる。後続の心周期の間に新しい画像フレームが得られたとき、新しい各画像フレームは、画像アレイ230中の先行する画像フレームの1つと空間的かつ時間的に整合される。次いで、以下に述べるように、新しい画像フレームと画像アレイ230からの関連する先行画像フレームは統合されて、統合アレイ画像フレームが形成される。次いで、統合アレイ画像フレームは、画像アレイからの古い画像フレームを置換する。例えば、図2では、現画像フレーム215が撮像されている。現E

C Gトレース210の心周期中の現画像フレーム215の位相は、最も新しいRイベントからの時間に基づいて、あるいはシネループの持続時間に基づく心周期持続時間の推定に基づいて決定される。これは以下に述べる。次いで、現画像フレーム215に類似する心周期中の位相に対応する画像アレイ230中の画像フレームが選択される。次いで、選択されたフレーム240は現画像フレーム215と空間整合され、2つのフレームは結合されて、統合フレームが形成される。統合フレームは、表示され、更新済み画像フレームとして画像アレイ230に記憶される。

【0018】現画像フレーム215および選択された画像フレーム240を結合するためのシステムは、Ols t ad他に譲渡された米国特許第5476095号に記載のシステムに基づくものとして行うことができる。この結合システムは、プローブが静止状態に保たれている間に患者が呼吸した場合に起こる可能性のある呼吸雑音を軽減するための強力にフィルタリングすることができる。さらに、Ols t adの特許のシステムは、プローブが新しい撮像位置に移動した後で、新しい画像データと矛盾する画像アレイ230中の古い画像データによって引き起こされる場合のある「ゴースト」画像を回避するのに役立つことができる。

【0019】心周期は、選択された時間整合マッピングに応じて時間的長さが周期間で様々なことがあるため、画像アレイ230中のすべての画像が各心周期の間に更新されることにはならない可能性がある。したがって、画像アレイ230中の各画像フレームに、画像フレームの最後の更新からの時間の長さに対応する経時属性を割り当てることができる。画像アレイ中の画像フレームは、現画像フレームと結合されるとき、画像フレームの最後の更新からの増加時間でその重み付けが低減されるように重み付けすることができる。

【0020】前述のように、画像アレイ230中の画像フレームに類似する心周期位相を有する少なくとも1つの画像フレームを結合して、単一シネループ・フレームを形成することができる。いくつかの例示的な方法を利用して、異なる心周期のフレーム間で心臓位相または時間の整合を達成することができる。図3に、第1の心周期310および第2の心周期320の時間整合300を示す。前述のように、心周期を整合する第1の例示的な方法は、1)いくつかの全心周期にわたる画像フレームを生成し、2)ECGトレース中のRイベントに対する時間インデックスを決定し、3)フレームと最も新しいRイベントとの時間差に基づいて各フレームの心周期中の位相を決定し、4)同じまたは類似する心臓位相のフレームを結合して結合フレームを形成することを含む。別法として、Rイベントの代わりに、何らかの弁開放の音による指示を時間インデックスとして使用することもできる。

【0021】上の方法は、心周期の時間の長さがおおよそ同じである場合によく動作するが、実際には、連続する心周期の長さは様々なことがある。しかし、それでも、各心周期中の類似する心周期フレームを整合して、シネループ中の単一フレームを形成しなければならない。様々な長さの時間の心周期を整合する代替方法は、心周期の線形伸長である。図3に示すように、線形伸長を行うためには、心周期中の様々なイベントに対応するいくつかの時点(t_1 、 t_2 、 t_3 、 t_4)が各心周期中で決定される。次いで、第2の心周期320に対する時点を実第1の心周期310に一致させ、換算係数を決定することができる。次いで、各心周期中の対応する位相を、線形伸長点を参照することによって決定することができる。線形伸長は、臨床心臓撮像で特に有用なことがある。というのは、すべての心周期が同じ長さというわけではないからである。

【0022】線形伸長はまた、複数の時間間隔(例えば図2の t_1 から t_2 、 t_2 から t_3 、 t_3 から t_4)の区分的線形伸長として達成することもできる。区分的線形伸長は、この期間がフレーム獲得と次のトリガ・イベントとの間の時間に従って整合される場合、最後のRイベントのすぐ前に起こる心房収縮がよりよい時間整合を得ることができるために有用である。さらに、心拍数の変動を引き起こす時間変動が主に心弛緩期に影響するため、心収縮期と心弛緩期の分離が有利な場合がある。

【0023】最後に、心周期は、トレースまたは画像によって導き出された、時間の関数であるパラメータを使用することによって整合することができる。これらのパラメータは、2つの心周期中のイベント間およびフレーム間の最適データ依存マップを推定するために、例えばビタビ・アルゴリズム(Viterbi algorithm)に直接に相関させることができる。

【0024】心周期の心収縮期部分は、すべての時間整合方式において、最も新しいトリガ・イベントからの遅延を同じだけ有するフレームが結合されるように、ほぼ一致させることができることが好ましい。また、超音波獲得は、トリガ・イベントまたは画像から絶えず独立できることが好ましい。これは、Rイベントがトリガ・イベントで使用されないために、Rイベントと得られた第1の画像フレームとの間にジッタまたは不整合がある場合があることを意味する。この不整合は、0から単一の画像フレームを得るために必要な時間までの間である。したがって、トリガ・イベントが検出されたときに超音波獲得を中断し、次いでトリガ・イベント発生後に固定遅延で再開することができれば、時間整合を向上させることができる。このような、トリガによる獲得のリセットによって、たとえ低いフレーム・レートに伴う状況でも完全な時間整合がもたらされることになる。

【0025】時間整合後の心周期から選択された画像フレームは、画像アレイ230からの画像フレームと必ず

しも1ピクセルずつ空間的に完全に一致しない可能性がある。空間的不整合は、呼吸、オペレータによるプローブの移動など、いくつかの要因によって引き起こされる場合がある。図4に、2つの画像フレーム、すなわち心拍動Aからの画像フレーム410と心拍動Bからの画像フレーム420との間の空間的不整合を示す。2つの画像フレーム410、420が重ね合わされて結合フレーム430が形成されるとき、空間的不整合は明白である。画像が結合されてシネループ中にフレームが形成される前に画像の一方がXおよびY方向でのオフセットを伴って移動させれば、空間的不整合を低減することができる。いくつかのアルゴリズムがあり、画像の自動整合に関して知られている。可能性の1つは、画像間の平方誤差を最小限にするXおよびYのオフセットを選択することである。組織構成要素がより頑強な幾何情報を伝える場合、この誤差計算を、カラー・モダリティであっても組織画像に基づかせることが有利なことがある。組み合わせられた移行/回転や局所的に変動する変換などのより複雑な画像ワーピング・モデル用のマッチング・アルゴリズムも、文献中に存在する。

【0026】さらに、生の超音波情報は通常、多くの超音波スキャナ中で内的に極形式で表される。極形式は、値域および外角を開数として画像を表す。したがって極形式は、効率的な空間整合アルゴリズムの実施に有用な表現であることがある。

【0027】図5に、デカルト座標および極座標を使用して2つのフレームの空間整合を行う比較500を示す。図5は、極座標の心拍動A510、極座標の心拍動B520、デカルト座標の心拍動A530、デカルト座標の心拍動B540を含む。極幾何形状からデカルトまたは直交幾何形状への変換は、一般に走査変換と呼ばれる。デカルト画像中でXおよびYのオフセットを導き出すために空間整合を行う代わりに、極領域中で空間整合を行って、値域および外角のオフセットを導き出すことができる。デカルトと極の領域表現における違いと、選択される空間適合方法のために、得られるデカルトと極の空間整合は必ずしも同一ではない場合がある。デカルト領域はいくつかの撮像形式にとってより望ましい場合があるが、極領域での処理は、いくつかの撮像形式でより正確な空間整合をもたらす可能性がある。例えば、頂点心臓図を撮像するときは、極領域での処理が好ましい場合がある。

【0028】図6に、2つの心周期の画像フレームすべてを空間整合するために処理される画像フレームの数を削減する方法600を示す。心周期A610は、3つの画像フレームA1、A2、A3を含む。画像フレームA1、A2、A3は、RイベントおよびSイベントなど、心周期中の重要な心臓イベントで、またはその付近で撮像されることが好ましい。心周期B620もまた、好ましくは重要な心臓イベントで、またはその付近で撮像さ

れた3つの画像フレームB1、B2、B3を含む。空間的不整合は、心周期全体を通してフレーム間で急激に変化することはない。したがって、心臓イベントで2つの心周期610、620中の画像フレームを空間整合することによって、2つの心周期610、620中の残りの画像フレームに対する空間整合もまた決定することができる。例えば、2つの心周期に対する空間整合がRイベントで、かつもしかすると心収縮の最後に対して決定された後は、決定された空間整合を使用して、2つの心周期610、620中のすべての画像フレームを空間整合するための空間移行パラメータを生成することができる。選択されたフレームに対して決定された空間整合パラメータは、例えば、一時領域中で補間して、すべての画像フレームに対する空間整合パラメータを決定することができる。すべての画像フレームに対する空間整合の補間は、すべての画像フレームに対して実際に空間整合を行うよりもずっと短時間で行うことができる。

【0029】本発明は、生のリアルタイム撮像と記録型の超音波シーケンス撮像の両方に適用することができる。記録型の超音波シーケンス撮像の場合、通常3~10秒の長さの画像シーケンスが記録され、その間、超音波プローブは単一の位置に留まる。次いで、記録された画像シーケンスの心周期が分析され、処理される。別法として、ユーザは、画像シーケンス中の記録すべき心周期の数を指定することもできる。臨床で患者は通常、息を吐いて待つように指示される。患者が息を吐ききった後、システムはいくつかの心周期を撮像し、次いで撮像を中止する。この時点で患者は再び通常通り呼吸を始める。次いで、通常取り込まれた心周期が処理され分析される。

【0030】シネループを形成するために統合される心周期は、不規則または不定型ではなく通常的心周期であることが好ましい。不規則または不定型的心周期は、シネループの診断価値をゆがめる可能性があり、通常、心周期の間の心臓状態への洞察をほとんど提供しない。したがって、心周期が不定型的心周期と判定されたとき、それはシネループ中に含まれない。心周期は、いくつかの方式で不定型と判定することができる。例えば、心拍数における大きな変動、呼吸における大きな変動、または画像フレーム中の画像データがよく一致しないことはそれぞれ、心周期が不定型と判断され、したがってシネループ中に含まれないことを引き起こす可能性がある。

【0031】2つの心周期間の心拍数に大きな変動が起こったとき、心周期の時間整合は、多くの理由で困難である。例えば、画像フレームが一定のレートで記録されるため、例えば通常的心周期は10個の画像フレームを有するが心拍数の高い心周期は5個しか有さない場合があり、これは時間整合を非常に複雑にする可能性がある。さらに、心拍数の高い心周期では、心臓イベントが

らの画像フレームの時間オフセットは、心周期に対する時間全体と比較したときにより大きい場合がある。

【0032】呼吸における大きな変動は、2つの心周期間の画像フレームの空間整合に影響する可能性がある。例えば、患者の肺が完全に拡張されているとき、特定の心臓機構の体内深度は、肺が拡張されていないときと比較して異なる場合がある。呼吸における変動は、撮像中に患者に呼吸を制御するよう指示することによって最小限にすることができる。さらに、呼吸の影響は、ECG信号のローパス・コンポーネントとしてECG信号から決定することができる。

【0033】2つの心周期の画像フレームが時間的かつ空間的に整合された後で、推定器を利用して2つの心周期間の時間および空間の不整合の推定値を生成することができる。推定器は、例えば時間整合された画像フレームの対のそれぞれの間の平方誤差の合計として、不整合誤差推定値を決定することができる。高い不整合誤差推定値を有する心周期は、不定型的心周期と決定され、シネループから除外される。別法として、記録された心周期からシネループが構築される場合、最低の不整合推定値を有する心周期を選択してシネループを形成することもできる。例えば、利用可能な心周期の半分を使用してシネループを構築し、選択する心周期は最低の不整合推定値を有するものとして行うことができる。さらに、不整合推定値が大きい場合、その心周期はシネループに含められず、その心周期の実際の空間整合を行う必要はない。

【0034】さらに、シネループに含めるために選択した心周期には、シネループに含めるときに不整合推定値に基づいて重み付けすることができる。例えば、高い不整合推定値を有する心周期はより小さく重み付けし、低い不整合推定値を有する心周期はより大きく重み付けすることができる。さらに、特にリアルタイム撮像を行うときは、心周期は経時によって重み付けすることもできる。したがって、より新しい心周期はより高い重み付けを受け、より古い心周期はより低い重み付けを受けることができる。

【0035】別法として、不整合誤差は、平方誤差の合計ではなく心周期中の画像フレームの標準偏差をベースとすることもできる。標準偏差に基づいて画像フレームを含めることは、いくつかの画像フレームが統合されてシネループ中の1つの画像フレームが形成されるときに除去された情報のコンテンツを洞察できる。標準偏差に基づく不整合誤差を利用して、シネループを構築してこの情報を視覚化することができる。この情報の量を定めるための数学的ツールおよび定義が文献中にある。例えば、主成分分析を使用して、直交情報コンテンツとの線形結合に心拍動を系統的に分けることができる。

【0036】平均からの標準偏差を利用することによって形成されたシネループは、完全に反復性の挙動からの

心周期の変動を画像ごとに表示したものとなる。組織速度撮像では、差は分散として表され、得られる画像は、局所的非反復性の動きにおける運動エネルギーに比例する値を含むことができる。反復性の挙動からの分散に関する情報は、例えば不整脈および電気生理学的疾患などのいくつかの診断において有用な場合がある。さらに、単一の心拍動中の早期興奮の表示を生成するために、単一の心拍動と連続するいくつかの心拍動の平均との間の組織速度またはひずみ推定の差を生成することが望ましい場合もある。

【0037】心周期中の各画像フレームが時間的かつ空間的に整合された後で、シネループが形成される。シネループは、ピクセルごとに画像フレームを結合して、得られる単一シネループ・フレームを形成することによって形成される。したがって、シネループ画像フレーム中の各ピクセルは、選択された心周期の選択された各画像フレームからの超音波データを反映することができる。さらに、前述のように、シネループ画像フレームのピクセルを形成する際に、特定の画像フレーム中のデータを重み付けすることもできる。

【0038】画像フレーム中の超音波情報は、当業者に知られている様々な統合技法を使用してシネループ画像フレームから結合することができる。例えば、ピーク検出、平均フィルタおよびメジアン・フィルタを重み付けと共にまたは重み付けなしで採用することができる。さらに、シネループを形成するための画像フレーム結合の効率性、1) ログ圧縮データの代わりに超音波信号の非ログ圧縮データを使用して処理する、2) 組織強度、血管、または速度などの個々の超音波属性を使用して処理し、次いで、元のRGB画像に処理を加える代わりに、処理したバージョンからRGB画像をリミックスする、3) 速度の代わりに、例えば高帯域幅を伴う乱流中の速度推定の重みを低減することのできる相関係数を使用して処理する、および4) 例えば乱流を有する領域を強調することのできるピーク検出を利用して処理するなどの、いくつかのシステムによって向上させることができる。ピーク検出を利用した処理は、弁中の漏れによって引き起こされるジェットを強調し、そのようなジェットをシネループ中でより突出させることができる。

【0039】図7に、MモードやPWまたはCWドブラーなどのタイム・モーション超音波データへの本発明の例示的な適用を示す。図7は撮像シーケンスの図700を含む。これは、ECGトレース710、検出されたほぼ連続する超音波画像720、結合システム750、シネループ760を含む。図1と同様に、ECGトレース710は、3つの心周期または心拍動のECGを表示する。上と同様に、ECGトレース710は、時間(t1、t2、t3、t4)での4つのトリガ・イベント、通常はQRS群中のRイベントを含む。Sイベントなどの他のイベントが採用されてもよい。ECGトレース7

10はまた、時間(T1、T2、T3)での3つのサンプル・イベントも含む。心臓のタイム・モーション超音波画像は、各サンプル・イベント時間T1~T3で得られる。上と同様に、時間(T1、T2、T3)でのサンプル・イベントは、時間(t1、t2、t3、t4)での先行するトリガ・イベントから時間インクリメントが同じになるように選択され、したがって、心周期の同じ位相が各画像フレームによって撮像される。次いで、時間(T1、T2、T3)に関連する3つの画像フレーム(それぞれ、この場合に例えばMモード・データまたは10 ドプラー・データの線)は、整合/結合システム750によって空間整合および結合されて、心周期全体のシネループ760の単一画像フレームが形成される。

【0040】図7のシステムは、いくつかの形で図1のシステムと異なる。図7のシステムでは、時間整合は、図1の2-D撮像例と同様に達成することができる。しかし、別法として、Mモードまたはドプラー表示中の実際の画像データを使用して、例えばビタビ・ベースの相関器で、自動時間整合を行うこともできる。

【0041】さらに、図7のシステムでは、空間整合16 は、Mモード撮像における値域オフセットとしてのものを除いて不可能な場合がある。空間整合を行うには、当該の複数のMモード線または複数のドプラー領域を含めるように超音波信号の獲得を修正することができる。当該の複数の領域を含むようにシステムが修正された後で、当該の領域を空間的に比較して整合することができる。また、2-D撮像に関して上に考察したシネループの選択、重み付け、および平均化の技法はまた、図7のタイム・モーション・システムにも適用することができる。ドプラー・データを結合する際は、ピーク検出技法30 が特に有利な場合がある。

【0042】前述の2-D撮像に関する技法は、わずかな修正によって3-D撮像にほぼ直接に適用することができる。まず、空間整合を2-Dに加えて三次元で行うことができる。第2に、3-Dシステムは通常、2-Dシステムよりも低いフレーム・レートを持有することになる。したがって、よい時間整合を有する3-D画像フレームを得るために、フレーム獲得のECGトリガ・リセットの実施が重要性を増す。

【0043】リアルタイムの適用例で実施される処理ス40 テップを、図8の流れ図800に示す。まずステップ805で、行うべき超音波撮像のタイプがユーザによって決定される。次にステップ810で、特定のタイプの超音波撮像を行う特定の超音波システムに対する最大フレーム・レートが決定され、所望のフレーム・レート(最大フレーム・レート以下)が選択される。あるいは、フレーム・レートは、以前に記録されたデータから読み取することもできる。次にステップ815で、画像アレイが初期設定されるか、または別の形で例えばコンピュータ・メモリ中などに構築される。ステップ820で、第150

の心周期の撮像が開始される。撮像されるすべての心周期と同様に、第1の心周期は、Rイベントなどの心臓イベント時にトリガされることが好ましい。次にステップ825で、画像アレイが第1の心周期の画像フレームで埋められる。

【0044】例えば、Rイベントがトリガされた後で、超音波システムは、患者の2Dまたは3D領域の一連の超音波スキャンを行う。2Dまたは3Dの超音波スキャンは処理され、任意選択で、走査変換されてBモード・データ、カラー・フロー・データ、パワー・ドプラー・データ、Mモード・データなどの1つまたは複数のタイプの超音波データを含む2Dまたは3D画像が形成される。2Dまたは3D画像は、相互の時間的な関係でシネループ・メモリに記憶されて、2Dまたは3D画像シーケンスが形成される。2Dまたは3D画像シーケンスは、心臓がPQRST群を通して収縮および拡張するときなどの心周期全体にわたる一連の時点での組織および/または血液の流れおよび/または状態を示す。

【0045】ステップ830で、選択された心臓イベント時に、連続する各心周期に対して心周期の撮像がトリガされる。システムは、連続する各心周期の各画像フレームに対してステップ835~870を行う。まずステップ835で、画像フレームの心臓位相が、心周期に対するトリガとして選択された可能性のあるRイベントからの時間を決定することによって決定され、アレイ中の関連するフレームが決定される。関連するフレームは、現画像フレームに最も類似する心臓位相を有する、アレイ中のフレームとして決定することができる。次いでステップ855で、現フレームは、任意選択で、ステップ835で選択された画像アレイからの画像フレームと空間整合される。空間整合は、任意選択だが、心臓の画像が心周期間で移動した可能性があるときに性能を向上させる。次にステップ860で、空間的かつ時間的に整合された現画像フレームとアレイ画像フレームが結合されて、統合画像フレームが形成される。フレームは、前述のように重み付けすることができる。次いでステップ865で、統合された画像フレームは、任意選択でリアルタイム表示として表示することができる。最後にステップ870で、統合フレームは、元のアレイ画像フレームの代わりに画像アレイに記憶される。

【0046】超音波画像の複数の心周期の記録型シーケンスの処理を、さらに図9の流れ図900に示す。まずステップ905で、図8におけるように、行うべき超音波撮像のタイプがユーザによって決定される。次にステップ910で、特定のタイプの超音波撮像を行う特定の超音波システムに対する最大フレーム・レートが決定され、所望のフレーム・レート(最大フレーム・レート以下)が選択される。次いでステップ915で、超音波心臓画像が記録される。臨床で患者は通常、息を吐いて待つよう指示される。患者が息を吐ききった後、システム

は、いくつかの心周期を撮像し、次いで撮像を中止する。この時点で患者は再び通常通り呼吸を開始する。次いで、取り込まれた心周期は通常、処理され分析される。

【0047】前述のように、選択された心臓イベント時に、超音波撮像が各心周期に対してトリガされる。次いで、各心周期中の各画像フレームに対してステップ920～935が行われる。まずステップ920で、心周期に対するトリガとして選択された可能性のあるＲイベントからの時間を決定することによって、画像フレームの心臓位相が決定される。ステップ925で、アレイ中の関連するフレームが識別される。関連するフレームは、現画像フレームに最も類似する心臓位相を有するアレイ中のフレームとして決定することができる。現画像フレームはまた、例えば上に考察したような線形伸長によって時間整合することもできる。次にステップ930で、現画像フレームは任意選択で空間整合される。次いでステップ935で、現画像フレームに対する不整合誤差推定値が任意選択で決定される。不整合誤差推定値が心周期中の各画像フレームに対して決定された後、ステップ940で、心周期全体に対する不整合推定値を任意選択で決定することができる。次いでステップ945で、シネループを形成するために統合すべき心周期が選択される。選択される心周期は、例えば最小の不整合誤差を有する周期とすることができる。あるいは、最も新しく記録された、選択された数（３個または７個など）の周期を選択してもよい。含めるべき心周期の数は、ユーザによって外的に選択することができる。次にステップ950で、シネループ中に含めるべき各画像フレームに対して、選択された各心周期に対応する画像フレームが統合されて、シネループの画像アレイ中に統合画像フレームが形成される。最後にステップ955で、統合画像フレームは、画像アレイに記憶される。すべての画像フレームが画像アレイに記憶された後、シネループが完了する。

【0048】前述のように、この例示的なケースでは心臓が撮像されるが、本発明は、心臓に限定されず、多くの機構の撮像、特に、撮像される機構が心周期に従う周期的な挙動を有する場合、例えば様々な器官中の血管および血流の調査などに有用である。本発明はまた、組織／Ｂモード撮像、カラー・フロー撮像、血管／パワー・ドプラー撮像、組織運動または速度撮像およびひずみ速度撮像またはタイム・モード撮像、Ｍモード、あるいはＰＶまたはＣＶドプラーなどの既存の適用例を含めたどんな撮像モードにも、あるいは他の超音波撮像モードにも適用することができる。

【0049】また、前述のように、本発明は、心周期中の異なる瞬間を表す連続的な測定値を結合するのではなく、異なる心周期中の対応する瞬間を結合してシネループを形成する。さらに、本発明では、心周期の異なる画

*像は一般に、超音波撮像システムからみて相互に関連しない。実際の心臓の動きに対応する記録データは、心臓が反復性の動きをするので、処理中で関連させることができる。しかし、スペckル・パターンなど、超音波画像の雑音コンテンツは、相互に関連しないままである。超音波画像を相互に関連しない雑音コンテンツと結合することは、雑音コンテンツ全体を低減し、信号対雑音比の改善をもたらす。本発明は、撮像される器官の動的特性を低下させることなく、強力な雑音抑制を実現する。

【0050】本発明を実施する超音波装置1000の好ましい実施形態を図10に示す。超音波装置1000は、超音波検出器1010、整合プロセッサ1020、結合プロセッサ1030、記憶プロセッサ1040、およびメモリ1050を含む。動作する際、超音波検出器1010は、少なくとも画像フレームの第1の連続および画像フレームの第2の連続を検出する。上に考察したように、画像フレームの第1の連続は、整合プロセッサ1020、結合プロセッサ1030、および記憶プロセッサ1040を単に処理なしで通過してメモリ1050に達し、そこで記憶されてもよい。超音波画像フレームの第2の連続が検出されると、各画像フレームは、検出されたときに超音波検出器1010から整合プロセッサ1020に渡される。整合プロセッサ1020は、前述のように類似する心周期位相を有する画像フレームをメモリ1050から検索する。次いで整合プロセッサ1020は、検出された画像フレームおよび検索された画像フレームを空間的と時間的の両方で整合させ、両方のフレームを結合プロセッサ1030に渡す。結合プロセッサ1030は、整合された2つの画像フレームを結合して統合画像フレームを形成し、統合画像フレームを記憶プロセッサ1040に渡す。次いで記憶プロセッサ1040は、統合画像フレームをメモリ1050に記憶する。

【0051】本発明の特定の要素、実施形態、および適用例を示し、記述したが、本発明は、特に前述の教示に照らして当業者によって修正を加えることができるため、これらに限定されないことを理解されたい。したがって、添付の特許請求の範囲によってそのような修正をカバーし、本発明の趣旨および範囲に含まれる特徴を組み込むものと考えられる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の好ましい実施形態による例示的な通常の撮像シーケンスの図である。

【図2】本発明の好ましい実施形態のリアルタイム超音波撮像用システムの好ましい実施態様を示す図である。

【図3】第1の心周期と第2の心周期の時間整合を示す図である。

【図4】2つの画像フレーム、心拍動Aからの画像フレームと心拍動Bからの画像フレームとの間の空間的不整合を示す図である。

【図5】デカルト座標および極座標を使用した2つの画像フレームの空間整合の実施の比較を示す図である。

【図6】本発明の好ましい実施形態による、処理すべき画像フレームの数を削減して2つの心周期のすべての画像フレームを空間整合する方法を示す図である。

【図7】本発明の好ましい実施形態の、MモードやPWまたはCWドプラーなどのタイム・モーション超音波データへの例示的な適用例を示す図である。

【図8】リアルタイム超音波処理として実施した、本発明の好ましい実施形態の流れ図である。

【図9】記録型の超音波シーケンスの処理として実施した、本発明の好ましい実施形態の流れ図である。

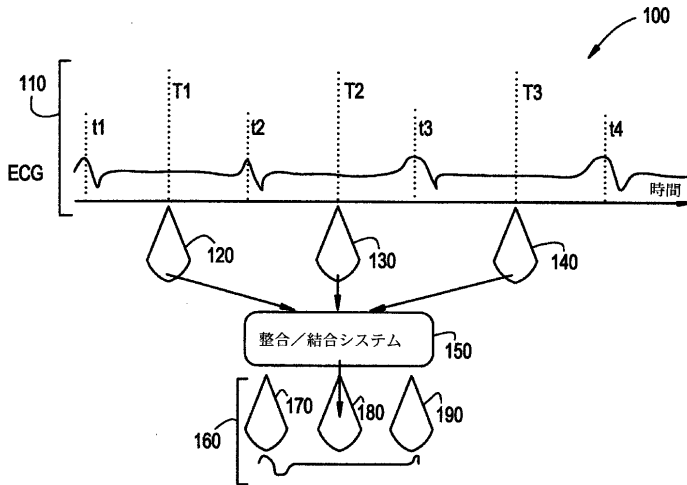
【図10】本発明を実施する超音波装置1000—実施*

*形態を示すブロック図である。

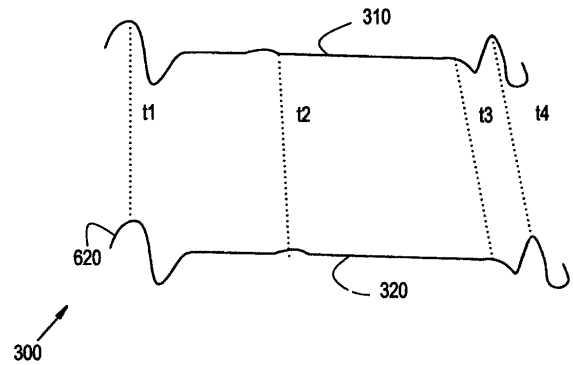
【符号の説明】

- 100 撮像シーケンスの図
- 110 心電計（ECG）トレース
- 120 画像フレーム
- 130 画像フレーム
- 140 画像フレーム
- 150 整合／結合システム
- 160 シネループ
- 170 結合フレーム
- 180 結合フレーム
- 190 結合フレーム

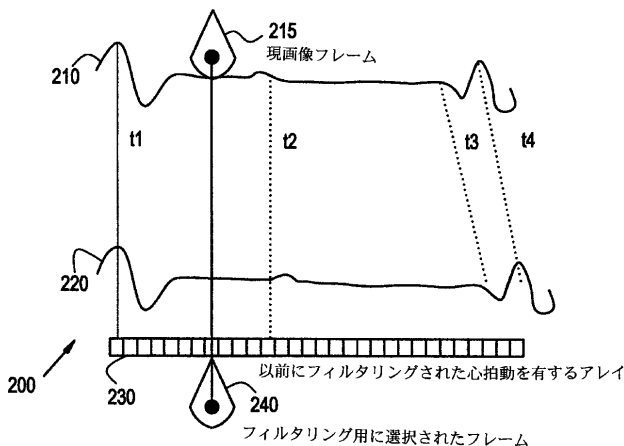
【図1】



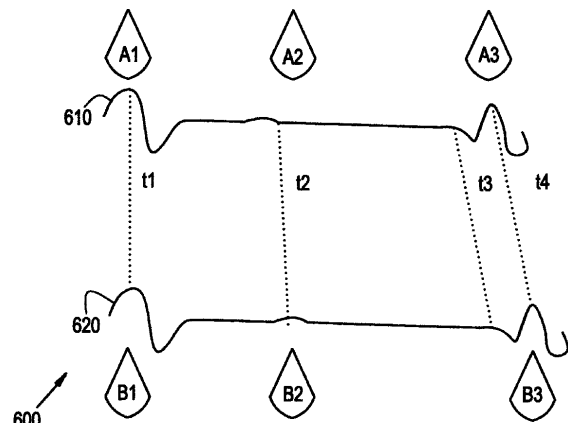
【図3】



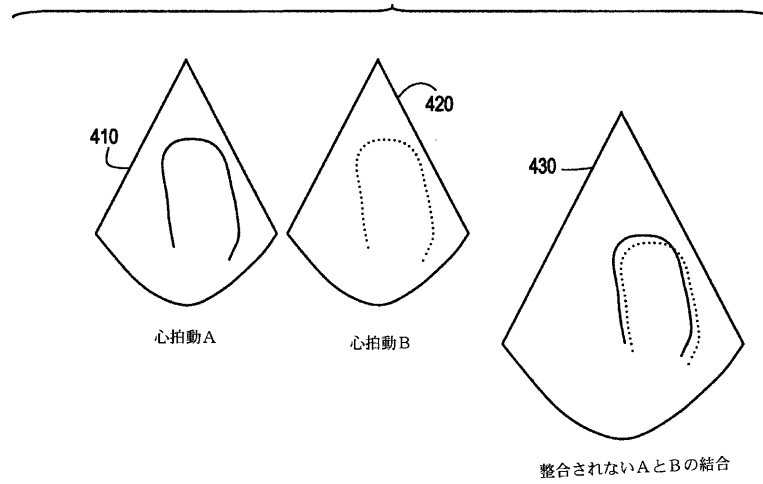
【図2】



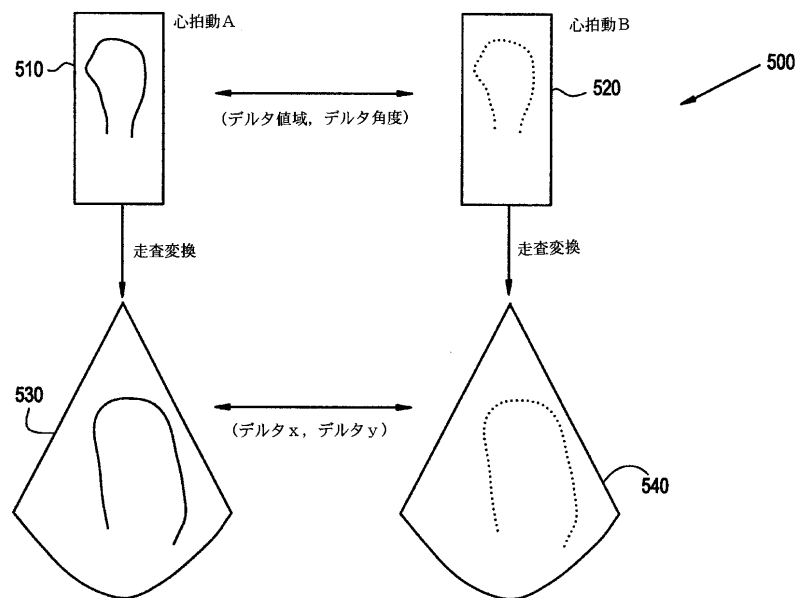
【図6】



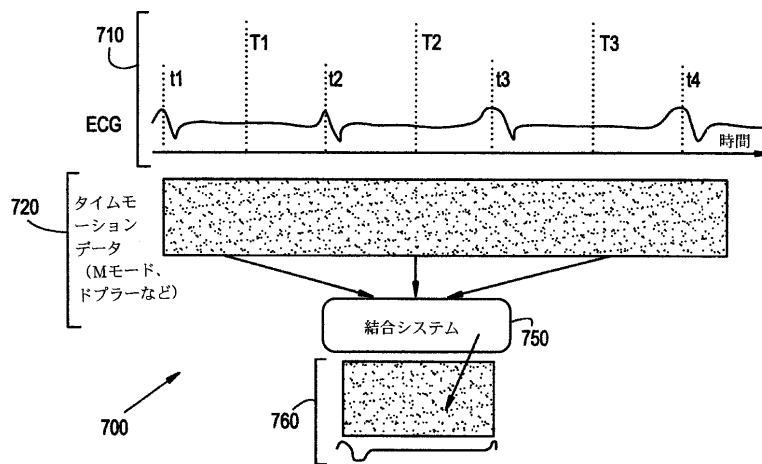
【図4】



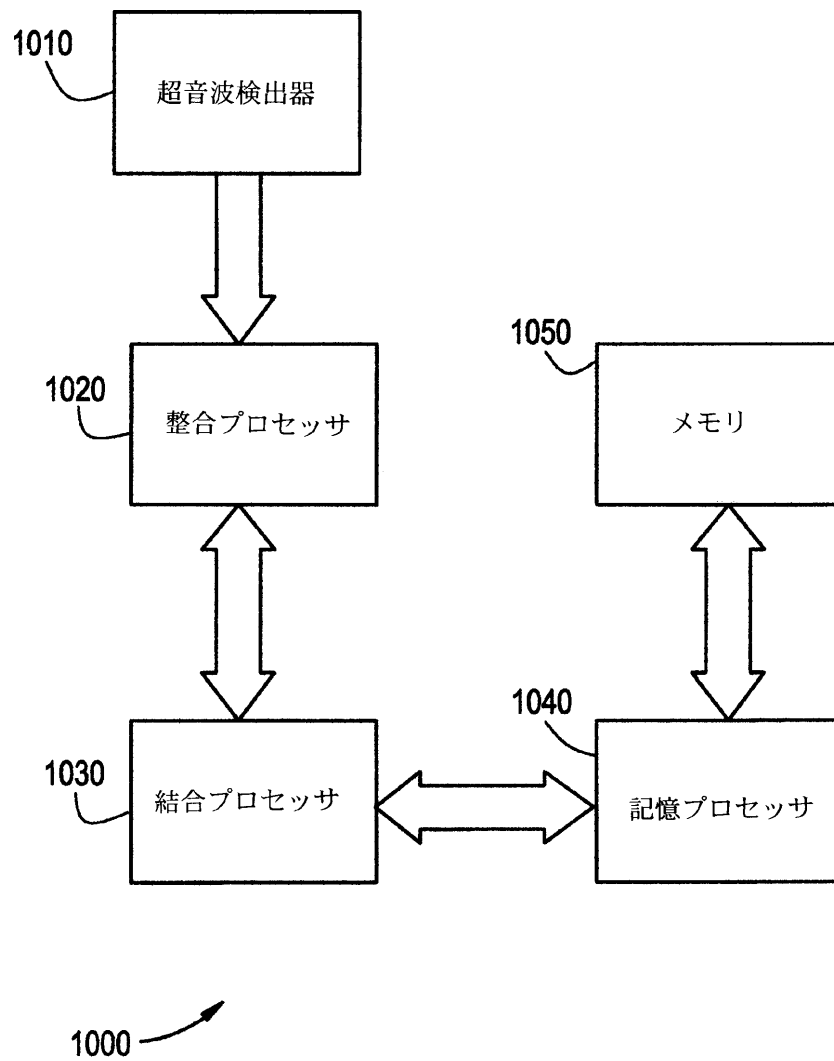
【図5】



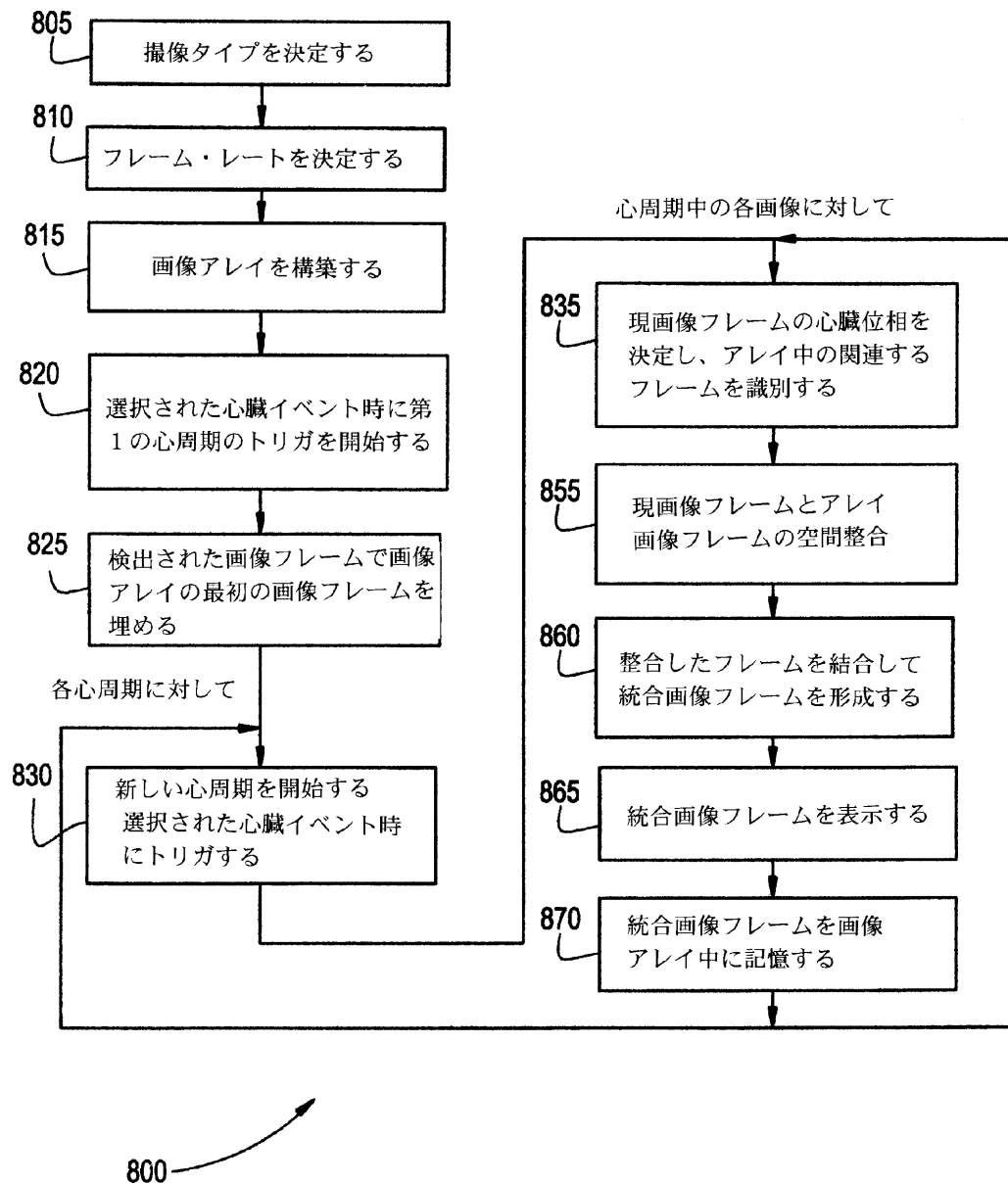
【図7】



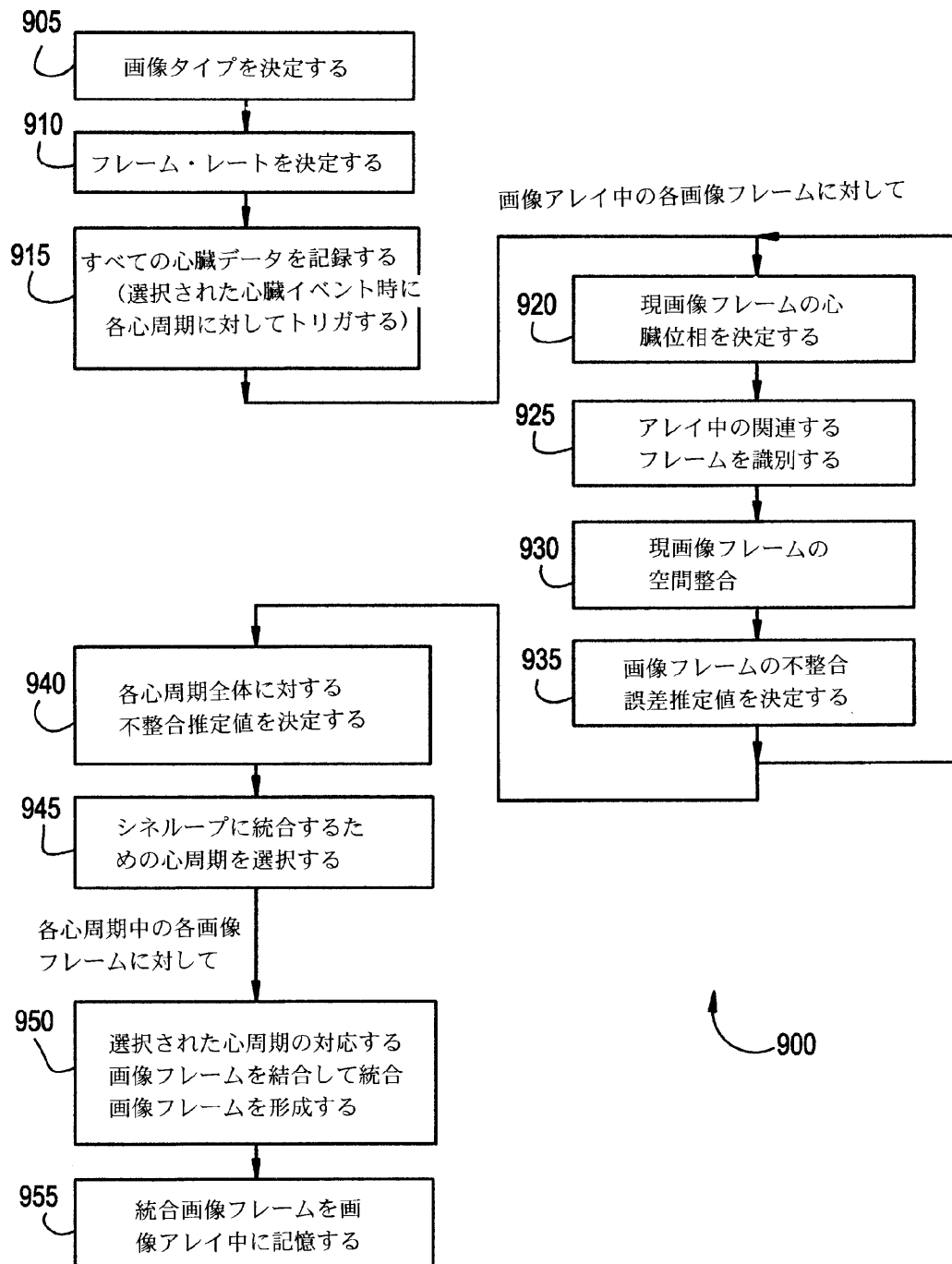
【図10】



【図8】



【図9】



专利名称(译)	心电门控超声图像合成		
公开(公告)号	JP2001170047A	公开(公告)日	2001-06-26
申请号	JP2000335472	申请日	2000-11-02
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	ビヨーンオルスタッド		
发明人	ビヨーン・オルスタッド		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/0456 A61B8/06 A61B8/13		
CPC分类号	A61B8/543 A61B5/0456 A61B8/06 A61B8/13		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/CC02 4C301/EE04 4C301/EE07 4C301/FF28 4C301/JC14 4C601/EE02 4C601/EE04 4C601/FF08 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/KK12		
优先权	09/432899 1999-11-02 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种ECG门控超声成像合成系统和方法，用于集成诸如心动周期的合成超声图像的电影胶片。在心动周期上以一定帧速率记录一系列图像帧，并将其存储在电影循环存储器中（1050）。在第二个心动周期记录第二个系列。第二心动周期的图像帧在逐帧的基础上与来自Cineloop存储器（1050）的相应图像帧在时间和空间上对齐（1020）。然后将对齐的帧合并（1030）以形成一系列集成的图像帧，以替换电影循环存储器中的原始图像帧（1050）。连续的后续图像帧也与Cineloop存储器（1050）中的集成图像帧合并，以形成新的集成图像帧，然后替换内存中的旧集成图像帧，依此类推。可以触发一系列图像帧以在诸如R事件的心脏事件上开始。

