

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4682149号
(P4682149)

(45) 発行日 平成23年5月11日(2011.5.11)

(24) 登録日 平成23年2月10日(2011.2.10)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 8 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2006-542069 (P2006-542069)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成16年11月22日(2004.11.22)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2007-514477 (P2007-514477A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成19年6月7日(2007.6.7)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(86) 国際出願番号	PCT/IB2004/052505		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02005/054898		1
(87) 国際公開日	平成17年6月16日(2005.6.16)	(74) 代理人	100070150
審査請求日	平成19年11月19日(2007.11.19)		弁理士 伊東 忠彦
(31) 優先権主張番号	60/526,535	(72) 発明者	ロビット ガーグ
(32) 優先日	平成15年12月3日(2003.12.3)		アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 4
(33) 優先権主張国	米国 (US)		1-3 0 0 3 ボセル ピーオーボックス
			3 0 0 3

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血流及び灌流パラメータを同時に表示するための超音波イメージングシステムおよび方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

灌流のパラメトリック画像を、該パラメトリック画像に基づく被験者の関心領域の解剖学的形態の構造画像と解剖学的にレジストレーションして表示するための診断イメージングシステムであって、

被験者の関心領域の構造画像のソースと、

前記被験者の関心領域のパラメトリック画像のソースと、

前記構造画像のソースと前記パラメトリック画像のソースに結合され、構造画像と対応するパラメトリック画像を解剖学的にレジストレーションして表示するディスプレイと、

前記ディスプレイに結合され、レジストレーションされた構造画像とパラメトリック画像の相対的な不透明度を設定するように作動するディスプレイプロセッサと、

該ディスプレイプロセッサに結合され、ユーザが使用してレジストレーションされた構造画像とパラメトリック画像の相対不透明度を位置の範囲にわたり設定することができるユーザコントロールと、

を備え、

前記位置は、

前記構造画像が不透明であり、前記パラメトリック画像が透明である第一の位置と、

前記構造画像が不透明であり、前記パラメトリック画像が半透明である第二の位置と、

前記構造画像が半透明であり、前記パラメトリック画像が不透明である第三の位置と、

前記構造画像が透明であり、前記パラメトリック画像が不透明である第四の位置と、

10

20

を含むことを特徴とする診断イメージングシステム。

【請求項 2】

前記構造画像のソースは、血流を含む関心領域の診断画像のソースを備え、

前記パラメトリック画像のソースは、前記関心領域における血流の特徴についての、少なくとも 1 つのパラメトリック画像のソースを備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の診断イメージングシステム。

【請求項 3】

前記パラメトリック画像のソースは、関心領域で描画される組織の血流灌流についての、少なくとも 1 つのパラメトリック画像のソースを備えたことを特徴とする請求項 2 に記載の診断イメージングシステム。

10

【請求項 4】

前記ディスプレイプロセッサは、レジストレーションされた構造画像とパラメトリック画像の相対不透明度を、不透明な構造画像および透明なパラメトリック画像から、不透明なパラメトリック画像でオーバレイされた不透明な構造画像へ変化する、および、透明な構造画像および不透明なパラメトリック画像へ変化する範囲内で設定するように作動する不透明度プロセッサをさらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の診断イメージングシステム。

【請求項 5】

前記ユーザコントロールは、前記ディスプレイプロセッサに結合され、ユーザが使用してレジストレーションされた構造画像とパラメトリック画像の相対的な不透明度を相対不透明度設定値の連続範囲内で設定することができるユーザコントロールを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の診断イメージングシステム。

20

【請求項 6】

前記ユーザコントロールは、前記ディスプレイプロセッサに結合され、ユーザが使用してレジストレーションされた構造画像とパラメトリック画像の相対的な不透明度を離散数の相対不透明度設定値の 1 つに設定することができるユーザコントロールを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の診断イメージングシステム。

【請求項 7】

前記ディスプレイは、構造画像のシーケンスと対応するパラメトリック画像のシーケンスを解剖学的にレジストレーションしてリアルタイムで表示するディスプレイをさらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の診断イメージングシステム。

30

【請求項 8】

前記ユーザコントロールは、ユーザが使用してパラメトリック画像の不透明度およびレジストレーションされる構造画像の不透明度をそれぞれ設定することができる複数のユーザコントロールをさらに具えることを特徴とする請求項 1 に記載の診断イメージングシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本出願は、2001 年 12 月 18 日に出願された米国特許出願第 10 / 025 , 200 号の一部継続出願である。

40

【0002】

本発明は、超音波診断イメージングに関し、より詳細には、血流および組織灌流パラメータを同時に表示するためのシステムおよび方法に関する。

【背景技術】

【0003】

超音波診断イメージングシステムは、完全に非侵襲的な方法で体内の生理機能を画像化し測定することが可能である。超音波が皮膚の表面から体内へと伝達され、体内の組織および細胞から反射される。反射されたエコーは超音波トランスデューサにより受信され、画像を作成したり血流を測定したりするために処理される。そのため、患者の体に侵襲を

50

加えずに診断することが可能である。

【0004】

超音波診断の画質を向上させるために、超音波コントラスト剤（造影剤）として知られる物質を体内へ導入することが可能である。コントラスト剤は、超音波を強力に反射する物質であり、血液や組織から反射するエコーとは明確に区別できるエコーを反射する。超音波コントラスト剤として特に有用であることが明らかになっている1つの物質群は、マイクロバブルと呼ばれる小さな泡の形態の気体である。マイクロバブルは体内で超音波を強力に後方散乱するため、マイクロバブルを含有する組織および血液を、特別な超音波処理によって容易に検出することが可能になる。マイクロバブルコントラスト剤は、例えば心臓の壁のような体内の血管組織を撮像するために用いることができるが、これは、コントラスト剤は血流中へ注入可能で、肺、腎臓、肝臓中で血流から除去されるまでは、血液供給とともに静脈、動脈および毛細血管中を通過するためである。

10

【0005】

コントラスト剤が大いに役立つ診断方法は、酸素化された血流による心筋灌流のような、組織灌流の可視化および測定である。体内の指定された点での灌流イメージングおよび灌流の測定は、例えば米国特許第5,833,613号に記載されている。親出願第10,025,200号は、特定のサンプル体積位置だけというよりはむしろ、組織の広い領域についての灌流測定の結果を作成し表示するための方法および装置について記載する。このような性能により、例えば心筋のような組織の重要領域の灌流速度を迅速に診断することが可能になり、虚血や他の血流状態に起因して灌流に問題がある組織の小さな領域を、臨床医が速やかに同定することが可能になる。

20

【0006】

親出願に記載の通り、体の2次元または3次元の組織灌流を、診断している解剖学的構造のパラメトリックオーバーレイとして表示することができる。心筋上に表示される灌流の様々な定量値を表す色または輝度のオーバーレイの具体例が親出願に記載されている。カラーオーバーレイの色は下層の組織の灌流を表し、各色が異なる灌流速度やレベルに対応する。このような灌流画像はカラーフロー画像と概念が類似しており、カラーフロー画像では、血流速度を測定している器官または血管の上に血液の速度のカラーオーバーレイが示される。カラーフロー画像と同様に、灌流オーバーレイは、血液自体を描画するのではなく、血流パラメータ、今ケースでは、下層組織の灌流を描画する。

30

【0007】

しかしながら、このような灌流画像においては、灌流オーバーレイは、血流についての下層画像を覆い隠してしまう。臨床医は灌流パラメータと組織の血流の両方を観察したいと望む可能性があるが、一般的に、組織と血流の画像、または、パラメトリック灌流画像のいずれかを別々に観察することによってしかこれは不可能である。すなわち、臨床医には、どれか1つの画像を観察するという選択しかない。血流と灌流パラメータの両方を同時に観察することができれば望ましいであろう。両画像をレジストレーションして同時に表示し、その結果臨床医が特定の関心領域の灌流とその領域の血流の両方を即時に観察し理解することが可能になればさらに望ましいであろう。

【0008】

本発明の原理に基づく方法およびシステムは、組織灌流のパラメトリック画像と組織の血流の両方を、解剖学的にレジストレーションして表示する。不透明度の制御によって、ユーザは血流画像とパラメトリック画像の相対的な不透明度を変化させることが可能である。例示された実施形態においては、両画像の不透明度を連続的に変化することが可能であり、臨床医が関心領域の灌流パラメータとその領域の血流を同時に観察することが可能になる。不透明度を、血流画像のみを表示する場合とパラメトリック画像のみを表示する場合とで変化させることが可能であるし、両者の中間表示に変化させることも可能である。相対的な不透明度を、連続的に、または離散的なレベルに段階的に変化させることが可能である。

40

【実施例】

50

【 0 0 0 9 】

本発明の原理にしたがって構成された超音波診断イメージングシステム 10 を図 1 に示す。超音波スキャンヘッド 12 は、超音波パルスを送信および受信する超音波トランスデューサのアレイ 14 を含有する。アレイは、2 次元イメージングのための一次元の直線状または曲線状のアレイ、もしくは、3 次元に向かう電子ビームのためのトランスデューサ要素の 2 次元マトリックスとすることができる。アレイ 14 の内部の超音波トランスデューサは、超音波エネルギーを送信し、この送信に応じて反響するエコーを受信する。送信周波数制御回路 20 は、アレイ 14 の内部の超音波トランスデューサに結合された送信 / 受信 (T / R) スイッチ 22 を介して、所望の周波数または周波帯の超音波エネルギーの送信を制御する。トランスデューサアレイが信号を送信するために活性化される時間を、内部システムクロック (図示せず) に同期させることも可能であるし、心周期のような身体機能に同期させることも可能であって、そのために、心周期波形を心電図装置 26 によって供給する。心拍が、心電図装置 26 によって供給される波形により決まる心周期の所望の位相であるとき、スキャンヘッドは超音波画像を取得するよう指令を受ける。スキャンヘッド 12 によって送信される超音波エネルギーは、画像視野内のコントラスト剤を破壊もしくは粉砕するような比較的高いエネルギー (高いメカニカルインデックス (MI)) にすることができ、またコントラスト剤を粉砕することなくコントラスト剤からのエコーの反射を可能にするような比較的低いエネルギーにすることができる。送信周波数制御回路 20 によって発生される超音波エネルギーの周波数と帯域幅は、中心制御装置 28 により発生される制御信号 f_{tr} によって制御される。

【 0 0 1 0 】

送信された超音波エネルギーからのエコーはアレイ 14 内部のトランスデューサによって受信され、これらのトランスデューサがエコー信号を発生し、これらのエコー信号は T / R スイッチ 22 を経て供給され、システムがデジタル・ビーム成形器を使用するとき、アナログ デジタル (A / D) コンバータ 30 によってデジタル化される。アナログ・ビーム成形器を使用することも可能である。A / D コンバータ 30 は、受信エコー信号を中心制御装置 28 により発生される信号 f_s で制御されるサンプリング周波数でサンプリングする。サンプリング理論により決まる所望のサンプリングレートは、受信通過帯域の最高周波数の少なくとも 2 倍であり、少なくとも 30 ~ 40 MHz のオーダとすることができる。必要最低値よりも高いサンプリングレートも望ましい。

【 0 0 1 1 】

アレイ 14 内部の個々のトランスデューサからのエコー信号サンプルは、コヒーレントエコー信号を形成するために、ビーム成形器 32 によって遅延され加算される。デジタルコヒーレントエコー信号は、その後デジタルフィルタ 34 によりフィルタ処理される。本実施例では、送信周波数および受信周波数は個別に制御されるため、ビーム成形器 32 は送信帯域の数周波数と異なる周波数の帯域を自由に受信する。デジタルフィルタ 34 はバンドパスフィルタ処理し、周波数帯域を低周波数又はベースバンド周波数帯域へシフトさせることもできる。デジタルフィルタは、米国特許第 5,833,613 号に開示されているタイプのフィルタとすることができる。

【 0 0 1 2 】

組織からのフィルタ処理されたエコー信号は、デジタルフィルタ 34 から B モードプロセッサ 36 へ供給され、通常の B モードの処理を受ける。B モードの画像は、非破壊性超音波イメージングパルスにตอบสนองして反響するマイクロバブル・エコーから生成することも可能である。上記のように、低振幅で高周波数で短いバースト継続時間のパルスは、概してマイクロバブルを破壊しない。

【 0 0 1 3 】

マイクロバブルのようなコントラスト剤のフィルタ処理されたエコー信号は、コントラスト信号プロセッサ 38 へ供給される。コントラスト信号プロセッサ 38 は、好ましくはハーモニクコントラスト剤から反響するエコーをパルス反転技術によって分離し、この技術では画像位置への多数のパルスの送信に起因するエコーを合成して基本信号成分を相

10

20

30

40

50

殺し、ハーモニック成分を高める。好適なパルス反転技術は、例えば米国特許第 6, 186, 950 号に記載されており、参考までにここに示す。低い M I でのハーモニックコントラスト信号の検出及びイメージングは米国特許第 6, 171, 246 号に記載されており、参考までにここに示す。

【0014】

デジタルフィルタ 34 からのフィルタ処理されたエコー信号は通常のドップラー処理を行うドップラープロセッサ 40 にも供給され、速度およびパワードップラー信号を生成する。これらのプロセッサの出力は平面画像として表示することができ、また 3 次元画像を描画するための 3D 画像レンダリングプロセッサに供給することもでき、3D 画像は 3D 画像メモリ 44 に保存される。3 次元レンダリングは、米国特許第 5, 720, 291 号、および米国特許第 5, 474, 073 号および第 5, 485, 842 号に記載の通りに実行可能であり、参考までにここに示す。

【0015】

コントラスト信号プロセッサ 38、プロセッサ 36 および 40 からの信号、および 3D 画像メモリ 44 からの 3 次元画像信号はシネループメモリ 48 (シネループ (Cine loop) は登録商標) に供給され、このメモリ 48 は多数の超音波画像の各々の画像データを格納する。画像データはセット単位でシネループメモリ 48 に格納するのが望ましく、各セットの画像データは各時間において得られた画像に対応する。複数の心拍動の各々の間に同時に得られた画像に対する画像データのセットは、シネループメモリ 48 に同一に格納するのが望ましい。画像データは、心拍動中の各時間における組織灌流を示すパラメトリック画像を表示するために、グループ単位で使うことが可能である。シネループメモリ 48 に格納された画像データのグループはビデオプロセッサ 50 に供給され、このプロセッサがディスプレイ 52 に表示するための対応するビデオ信号を生成する。ビデオプロセッサ 50 は残像処理を含むことが望ましく、この処理によって、参考までにここに示す米国特許第 5, 215, 094 号に記述されているように、検出されたコントラスト剤の瞬間的な強度ピークを画像中に維持することができる。

【0016】

灌流をパラメトリック画像内に表示する方法を、始めに図 2 を参照して説明する。図 2 に示される画像 60 は、好ましくはコントラスト剤としてマイクロバブルを利用することで、関心領域から得られる。図 2 に示される生体組織は心臓の左心室 62 であるが、関心領域は他の組織や器官を含むことが可能であると理解されるだろう。左心室 62 は心筋 64 によって囲まれていて、心筋 64 は内側および外側の境界 66 および 68 をそれぞれ有し、これらの境界によって関心領域である灌流された心筋 64 が限定される。後述するように、心室は分析のために手動的に又は慣例の技術又は後述する新開発技術を用いて自動的に区分化することができる。

【0017】

図 3 は、心臓中に存在するコントラスト剤を用いて得られた心筋の画像のリアルタイムシーケンス 70 を図示している。シーケンス中の画像フレームには、F : 1、F : 2、F : 3 などと番号がつけられている。シーケンスは、心周期の心電図波形 72 に時間的に対応して示されている。当然のことながら、心拍数および超音波システムのフレームレートに依存して、1 心周期の間に 10、20、30、40 ないしもっと多くの画像を取得することができる。本発明の一実施例では、得られた画像シーケンス 70 はシネループメモリ 48 に格納される。この実施例では、1 つの画像インターバル 74 の間、画像を取得するために高い M I 値のパルスを用いる。これは、典型的には、1 ~ 10 個の画像フレームのインターバルである。高強度の送信パルスを用いることによって、画像平面または画像体積におけるマイクロバブルを実質的に粉砕するか破壊する。ここでは、これらの高い M I 値のフレームを「フラッシュ」フレームと呼ぶ。インターバル 74 の終了時に、コントラスト剤が心筋を再灌流するので、インターバル 76 で示す複数の心周期に亘って後続の画像フレームを生成するために低い I M パルスを使用する。この画像シーケンスは心周期の動態並びに多数の心周期に亘るコントラスト剤の再灌流を示す。

【 0 0 1 8 】

連続的なリアルタイム画像シーケンスを取得する代わりに、画像をリアルタイムのシーケンスの中から選択したり、心周期における特定の時間に取得したりすることができる。図 4 は、このように、トリガにより画像を収集する様子を図示しており、矢印 7 8 は心電図波形 7 2 からトリガされる時点を示しており、この時点において画像が心周期の特定の位相で収集される。矢印 8 0 は、1 つ又は複数のフラッシュフレームが送信される時点を示しており、これに低い M I 値の画像が収集されるインターバル 7 6 が続く。この実施例では、各心周期中に 1 つの画像のみが収集され、シネループメモリに格納される。ユーザは、心周期のどの位相でトリガ画像を収集するかを決定するためにトリガタイミングを設定する。これらの画像をリアルタイムでシネループメモリから再生すると、各画像の間で心臓が心周期の同じ位相にあるため、これらの画像は心周期の動態を示さない。この画像シーケンスは低 M I インターバル 7 6 中に収集されたトリガ画像にコントラスト剤の再灌流を示す。観察者は、画像から画像へ、心臓の心拍ごとに多量の血液がマイクロバブルとともに心筋組織内へ送られるのにつれて心筋組織内の血流の増加を見ることができる。フラッシュフレームの直後から、心筋は心拍ごとに注入されるマイクロバブルにより明るくなるので、再灌流を視覚的に観察することができる。急速に明るくならない組織、或いは、隣の組織より最終的な明るさが低い組織は動脈閉塞などの病的状態の可能性を示すことになる。

10

この画像シーケンスは、低い M I インターバル 7 6 の間に収集されたトリガ画像にコントラスト剤の再灌流を示す。各心拍ごとに、より多くの血液がマイクロバブルと共に心筋組織中へと送られるため、観察者は、心筋組織中への血液のうっ滞を、画像から画像へと観察することができる。フラッシュフレーム直後の時点から、各心拍毎により多くのマイクロバブルが注入されて心筋がより明るくなるので、再灌流を視覚的に観察することができる。隣接組織ほど速く明るくならない組織、或いは、隣接組織より最終的な明るさが低い組織は動脈閉塞などの病的な状態である可能性が示唆される。

20

【 0 0 1 9 】

図 5 および図 6 a , 6 b , 6 c はリアルタイムの連続収集シーケンスからの、複数の単相シーケンスのアセンブリを図示している。図 5 は、すでに図 3 に示した連続的なリアルタイムシーケンスを図示している。破線 8 2 は異なる心周期の区切りを表している。図示した画像は低 M I 画像であり、1 つ以上のフラッシュフレーム（図示せず）の後に続く。円 8 4 a は、心電図波形 7 2 でトリガされる収集時間を示しており、これらの円の中の画像は、QRS 波形 8 6 と一致するとみなされる。これらのトリガ画像は、図 6 a の画像シーケンス 8 4 a に示されるように、心臓のこの位相における画像のシーケンスにまとめられる。同様に、トリガ画像は、円 8 4 b および円 8 4 c に示されるように、心周期の他の位相において、リアルタイムシーケンスから選択される。これらのトリガ画像は、図 6 b および図 6 c に示されるように、心臓のそれぞれの位相の画像のシーケンスにまとめられる。このようなトリガはリアルタイムで行うことができ、または図 5 のリアルタイムシーケンスをシネループメモリに収集し、その後、図 6 a , 6 b , 6 c のトリガ画像を、格納したリアルタイムシーケンスからまとめるというポスト処理で行うこともできる。

30

【 0 0 2 0 】

画像中の関心領域は、この実施例では心筋であるが、図 7 a ~ 7 d に示されるように、補助境界検出によって任意に輪郭を描くこともできる。図 7 a は、コントラスト画像のシーケンス 9 0 を図示しており、これは、リアルタイムシーケンス 7 0 またはトリガシーケンス 8 0 とすることができる。画像のシーケンス 9 0 から、ユーザは心内膜および心外膜の境界が比較的明確に規定されている、画像 9 2 を選択する。画像 9 2 は図 7 b に拡大して示されている。選択された画像は、その後、補助境界検出の処理を受けるが、これについては "Automated Border Detection in Ultrasonic Diagnostic Images" というタイトルの米国特許第 6 , 4 9 1 , 6 3 6 号に記述されており、参考までにここに示す。自動または補助境界検出は、図 7 c および図 8 a に示されるように、境界 9 4 によって心筋の輪郭を描く働きをする。選択された画像上の境界の輪郭 9 4 は、その後、シーケンス 9 0 中

40

50

他の画像上に自動的に境界を描くために使用されるが、これは‘636特許で説明され、図5dに示されている。或いは又、シーケンス中の他の画像を自動境界検出アルゴリズムで個別に処理することによって他の画像上に境界を描くことも可能である。灌流をパラメータ的に表示すべき関心領域は、今やその後の処理のために明確に定義される。所望により、関心領域を、図8bに示すように、マスク96によってさらに定義することが可能であり、ここでは境界トレース線内の領域をマスクしている。本実施例では、マスクの下全てのピクセルはパラメータ的に処理するが、マスク外のピクセルはパラメータ的に処理しない。補助境界検出技術については、出願番号[代理人整理番号ATL-349]、タイトル"ULTRASONIC DIAGNOSTIC IMAGING SYSTEM WITH ASSISTED BORDERTRACING"の、同時継続出願にも記載されており、参考までにここに示す。

10

【0021】

図9aおよび9bは、関心領域内のピクセルを処理するための好適な技術を図示しており、この場合は、図8aの境界トレース線94によって心筋の輪郭が描かれている。図9aおよび9bが示すように、関心領域内の各ピクセルに対して、1ピクセルおよびその周囲の8個の隣接するピクセルについて平均画像強度値を計算する。本実施例では、心筋98内の各ピクセルについてピクセル値をこのように計算し、図10の画像102, 104, 106について示すように、シーケンス中の各画像内の同一位置の全てのピクセルについて、この処理を繰り返す。その後、図11に示すように、少なくとも概念的に、共通位置のピクセル値を時間および平均輝度の関数としてプロットする。図11は、図10において、矢印100との交点における、共通位置のピクセル値のプロットを示す。その後、共通位置のピクセル値を、関心領域の2次元または3次元の画像において、表示用の灌流パラメータを作成するために用いる。好適な実施例では、

20

$$I(t) = A(1 - \exp(-B \cdot t)) + C$$

で表される曲線110にプロット値をあてはめることによってパラメータを生成するが、ここで、Aは最終的なカーブ強度を表し、Bは曲線の初期勾配に比例し、そしてCは浮動小数点定数である。この形の曲線110は、図12に図示される。その後、以下に示すように、値A, Bおよびそれらの組み合わせ(A*B, A/Bなど)を用いてパラメータを作ることができる。

【0022】

図13a~13bは、上述した曲線特性を用いて、A*Bの形のパラメータ値からパラメトリック画像を生成する様子を図示する。表13aでは、最初の2列は、2次元画像におけるピクセルの位置座標を示す。3次元画像の場合は、第3の座標を用いることになる。各々のピクセル位置におけるA*Bのパラメータ値を3番目の列に表す。次に、図13aおよび図13bの処理の間に、0~255の目盛りがついたカラーバー112が示すパラメータ値の範囲を用いて各パラメータ値を色、輝度、または他の表示特性へと符号化する(マッピングする)。次に、図13bに示すように、2次元または3次元のパラメトリック画像120中のそれぞれの位置に色を表示する。図13bには心筋の灌流がパラメータ的に表示されている。

30

【0023】

本発明の技術は、図13bに示されるような単一の静画像120を生成するために用いることが可能であるし、順次にまたはリアルタイムに表示可能な、パラメトリック画像のシーケンスを作成するために用いることも可能である。例えば、図14は、心電図波形72上の異なる点からシーケンス130中の各画像に引かれた矢印で示されるように、心周期の異なる位相におけるパラメトリック灌流画像のシーケンスを図示している。パラメトリック画像のシーケンス130中の各パラメトリック画像は、例えば図6a, 6b, および6cの異なる位相の画像シーケンスの各シーケンスの画像から作ることが可能である。図6aの画像をパラメトリック画像130aを生成するために用い、図6bの画像をパラメトリック画像130bを生成するために用い、そして図6cの画像をパラメトリック画像130cを生成するために用いる。シーケンス130を完全にまたは部分的にリアルタイムで再生すると、心周期の異なる位相の間における、心筋中の様々な位置での灌流の変

40

50

化が明らかになる。したがって、この画像シーケンスは、心筋灌流の情報および心内膜の壁運動の動態の両方を同じ診断的画像シーケンス中で明らかにする。

【 0 0 2 4 】

パラメトリック画像を、そのパラメトリック画像の基礎である解剖学的構造と組み合わせて表示する方法は、図 1 5 a ~ 1 5 e に示される。図 1 5 a は、コントラスト剤を含む左心室の超音波ドップラー画像 9 2 を有する超音波画像表示を示す。画像中の明るい中心部は、相当量のコントラスト剤を含む左心室腔であり、より暗い周囲の領域は、コントラスト剤を含む血液によってちょうど灌流され始めている心筋である。ディスプレイの左上方の角には、長方形のボックス 1 6 0 があり、ボックスの頂点に白いスライダを含む。本実施例において、ボックス 1 6 0 中のスライダが頂点にあるとき、解剖学的画像 9 2 は完全に不透明であり、対応するパラメトリック画像のオーバーレイは完全に透明である。図 1 5 b では、マウスまたはトラックボールのようなポインティング・デバイスを用いた、ユーザの操作によって、ボックス 1 6 0 中の白いスライダは、ボックス 1 6 0 内のわずかに低い位置へと移動している。このスライダの位置では、構造画像 9 2 は依然として不透明であるが、今やパラメトリック画像のオーバーレイ 1 2 0 は心筋上で半透明となり、灌流を表示するようになる。この画像表示においては、心筋組織周囲の境界トレース線 9 4 も目に見える。図 1 5 c においては、スライダはボックス 1 6 0 のほぼ中心部にまで移動しており、この結果、パラメトリック画像のオーバーレイ 1 2 0 は、構造画像 9 2 の心筋上で完全に不透明になる。この時、組織および心筋中の血流は、パラメトリック画像のオーバーレイ 1 2 0 によって完全に不明瞭となる。構成して実施例では、「ストップライト（赤、緑、黄）」マップとして知られるマッピングを用いて、パラメトリック画像の灌流パラメータの値をディスプレイの右上に示されるカラーバーの色にマッピングする。ストップライトマップにおいては、正常または十分量の血流灌流を呈する心筋領域は緑色で示されるが、図 1 5 c ではグレー陰影として示されている。疑問の余地があったり不確かであったりする灌流を呈する心筋領域は黄色で示されるが、図 1 5 c のパラメトリック画像では最も明るい陰影として示され、灌流が乏しいか全くない心筋領域は赤色で示されるが、パラメトリック画像では最も暗い陰影として示されている。ユーザの好みに応じて、単一の色の異なる明度や輝度といった、他のカラーマップを用いることも可能である。

【 0 0 2 5 】

図 1 5 d では、スライダはボックス 1 6 0 内のより低い位置へと移動しており、構造画像 9 2 はわずかに透明または半透明になる。最終的に、スライダがボックス 1 6 0 の底部へと移動すると、構造画像は完全に透明になり、図 1 5 e に示されるように、不透明のパラメトリック画像 1 2 0 のみが残る。したがって、スライダを操作することによって、臨床医は心筋組織の灌流、または血流自体、またはその両方を、単純にスライダ 1 6 0 を移動させ、構造画像 9 2 とパラメトリック画像 1 2 0 の相対的な不透明度を変化させることによって、同時に容易に観察することができる。この 2 つの画像は解剖学的にレジストレーションされたままに留まるため、臨床医は常に、灌流を、灌流が存在していて測定している体内の部位と関連付けることが可能である。

【 0 0 2 6 】

このような不透明度の調節を可能にする超音波システムの一部は、図 1 6 に示される。エコー信号はハーモニック信号検出器 1 3 8 によって受信され、この検出器 1 3 8 が組織および/または血流中のコントラスト剤によって反響するエコー信号からの高調波（ハーモニック）信号成分を分離し検出する。高調波信号の分離は、米国特許第 5, 7 0 6, 8 1 9 号（Hwang氏）、第 5, 9 5 1, 4 7 8 号（Hwang氏ら）、および第 6, 1 9 3, 6 6 2 号（Hwang氏）に記載されているバンドパス・フィルタリングまたはパルス反転によって実行される。高調波信号は、振幅検波またはドップラー処理（米国特許第 6, 0 9 5, 9 8 0 号を参照されたい）によって検出され、画像データメモリ 1 4 0 に格納される。画像のために用いる画像データは、例えば扇形、長方形、仮想頂点または湾曲線形などの所望の画像フォーマットの画像データを生成するスキャン・コンバータ 1 4 2 へ転送される。スキャン変換したデータは画像データメモリに格納され、補助境界検出器 1 4 4 およ

び灌流パラメータプロセッサ 156 によってアクセスされる。本出願と同時に提出した出願番号 [代理人整理番号 ATL - 349] で十分に議論される通り、補助境界検出器 144 は、ユーザパネル 150 上のトラックボール・ポインティング・デバイスからの入力に応答して画像データに関して制御ポイントの位置を決め、画像データに対して境界テンプレートを位置決めし広げる。テンプレートのデータは、境界テンプレート記憶装置 146 により供給される。制御ポイントおよび境界が描かれて画面上に位置決めされるにつれて、補助境界検出器 144 によって生成された制御ポイントおよび境界データがグラフィックスプロセッサ 148 へと送られ、このプロセッサは画像データと共に表示すべき制御ポイントおよび境界のグラフィックオーバーレイを生成する。輪郭が検出された境界も灌流パラメータプロセッサ 156 へと供給され、このプロセッサは、図 8 ~ 13 に関連して既に説明したように、灌流パラメータを計算して、輪郭が検出された境界の領域または体積の上にカラーマッピングする。関心領域の灌流のカラー値もまたグラフィックスプロセッサ 148 に供給され、このプロセッサは、図 15b ~ 15e に示されるパラメトリック画像を形成するために、灌流パラメータと境界を組み合わせ、更にスライダ 160 の画像も付加する。パラメトリック画像に対応する (従って解剖学的にレジストレーションされた) 画像データは、画像データプロセッサ 154 に供給される。スライダ 160 を動かすために用いるユーザ制御パネル上のポインティング・デバイスからの信号は、画像データプロセッサ 154 およびグラフィックスプロセッサ 148 の両方に供給され、ここで、この信号は画像データプロセッサの構造画像とグラフィックスプロセッサのパラメトリック画像の相対的な不透明度を適切に調節するために使用される。スライダのグラフィックオーバーレイおよびパラメトリック画像と構造画像のデータは、画面メモリ 152 に格納され、表示のためにビデオ・プロセッサ 50 によってアクセスされる。

【 0027 】

図 17a ~ 17c は、パラメトリック画像、画像シーケンス、灌流のグラフィカル・プロット、および本発明の原理による構造画像とパラメトリック画像の合成画像を示す超音波表示の複写である。表示の中心にあるのは、灌流パラメータを計算するために用いる、画像のシネループのシーケンス画像の水平なストリップである。ストリップの最初の 3 つの画像フレームは、灌流の測定に先立ってコントラスト剤を粉碎または破壊する間の、フラッシュフレームを示す。ストリップの中央にある、明るい枠で強調された画像フレームは、ディスプレイの左上部分に、構造画像 92 として拡大表示される。左心室の拡大構造画像の右側には、灌流を異なるパラメータで示す 4 つのパラメトリック画像がある。左上のパラメトリック画像は、心筋内で到達した最終的な灌流レベルを示し、定常状態の最大灌流を表す。これは、例えば図 12 の曲線 110 の最終水平レベルまたは振幅である。右上のパラメトリック画像は、灌流曲線の時定数、すなわち灌流速度を示す。これは、例えば曲線 110 の時定数 (傾き) である。左下のパラメトリック画像は、曲線 110 の方程式に関して先に説明した、 $A \times B$ の灌流を示す。このパラメトリック画像は明るい枠で強調されており、このパラメトリック画像 120 が左側の拡大構造画像 92 とレジストレーションして示されることを示す。右下のパラメトリック画像は、画像シーケンスの灌流データへの曲線当てはめの品質を示しており、灌流分析のために収集されたデータの信頼性を示す。

【 0028 】

大きな構造画像 92 には、心筋上に位置し、「1」および「2」と示される、2つの白いマーカが示される。強調されたパラメトリック画像 120 を生成するために用いたのと同じ処理で計算した、心筋上のこの2点の灌流曲線がディスプレイの下部に示される。1つ以上の灌流曲線をディスプレイのこの領域に同時に表示することができる。各々の灌流曲線は2つの方法、即ち図11のように線分によってつながれた灌流データの点として、および、図12の曲線110のようにこれらのデータの点に当てはまる曲線として、示される。ユーザは、画像92の解剖学的構造の任意の点をクリックし、直ちに体内の指定の点における灌流データおよび曲線を観察することができる。

【 0029 】

10

20

30

40

50

図17aのディスプレイにおいて、ボックス160中のスライダはボックスの頂点にあり、その結果、解剖学的画像は完全に不透明で、パラメトリック画像は完全に透明である。図17bに示すように、ユーザがスライダをボックス160中の下方へ移動させると、構造画像とレジストレーションされたパラメトリック画像が現れ始める。この説明図では、不透明なパラメトリック画像120は、心臓の不透明な構造画像92の上に示される。図17cでは、スライダはボックス160の底部へと移動し、パラメトリック画像が完全に不透明である一方で、解剖画像92は完全に透明となっている。図17a~17cの実施例は、心臓等の状態の迅速かつ正確な診断のための、多様な診断画像およびデータの表示を臨床医にもたらす。

【0030】

解剖学的パラメータを示す画像を、該パラメータが計算される解剖学的構造の画像とレジストレーションして示すとき、可変不透明度調節が有用であること当然である。例えば、カラーフロー画像のような解剖学的ドップラー画像は、心臓や血管といった解剖学的構造を、血管または器官の血流速度のような解剖学的構造物のパラメータのカラーオーバーレイとともに示す。本発明の可変不透明度調節は、これらの画像に対して、血流とその速度の両方を、血液または速度パラメータとともに、解剖学的にレジストレーションして、完全に不透明、透明、または半透明のいずれかで同時に示すために用いることができる。

【0031】

また、前述の実施例では連続的に可変のスライダを示したが、解剖学的画像とパラメトリック画像の相対的な不透明度を、1つの相対的な不透明度の離散的な設定値から次の設定値へと調節するような、段階的な調節方法を採用してもよいこと当然である。

【0032】

当業者であれば、パラメトリック画像とBモード画像の両方の不透明度を調節する単一のスライダを用いるかわりに、不透明度の調節機能を2つ以上の別々のスライダに分割することも可能であることは容易にわかるだろう。例えば、1つのスライダを解剖学的構造のディスプレイの不透明度を調節するために使用し、第2のスライダをパラメトリックオーバーレイの不透明度を調節するために使用することが可能である。解剖学的画像および灌流画像はリアルタイムの画像シーケンスとして再生されるが、2つのディスプレイの相対的な不透明度はダイナミックに調節されることも明らかであろう。

【図面の簡単な説明】

【0033】

【図1】本発明の一実施例による超音波イメージングシステムのブロック図である。

【図2】図1のシステムを用いて得られた心筋のBモード画像を示す概略図である。

【図3】パラメトリックイメージングのためのリアルタイム画像フレームのシーケンスの収集を示す図である。

【図4】パラメトリックイメージングのための画像フレームのシーケンスのゲート(トリガ)収集を示す図である。

【図5】数心周期にわたるリアルタイム画像のシーケンスを示す図である。

【図6】図5のシーケンスの画像から組み立てられる心周期の特定位相における画像シーケンスを示す図である。

【図7】補助境界検出による画像中の関心領域の輪郭形成を示す図である。

【図8】関心領域のマスキングを示す図である。

【図9】関心領域中のピクセル値を定量化するための好適な技術を示す図である。

【図10】ピクセルの位置において灌流曲線を決定するために、複数の画像からピクセル値を選択することを示す図である。

【図11】画像データからの灌流曲線のプロットングを示す図である。

【図12】図11の灌流曲線への滑らかな曲線の当てはめを示す図である。

【図13】灌流パラメータをカラー・スケールおよび2次元画像にマッピングする処理を示す図である。

【図14】心周期の異なる位相に対応するパラメトリック灌流画像のリアルタイム表示を

10

20

30

40

50

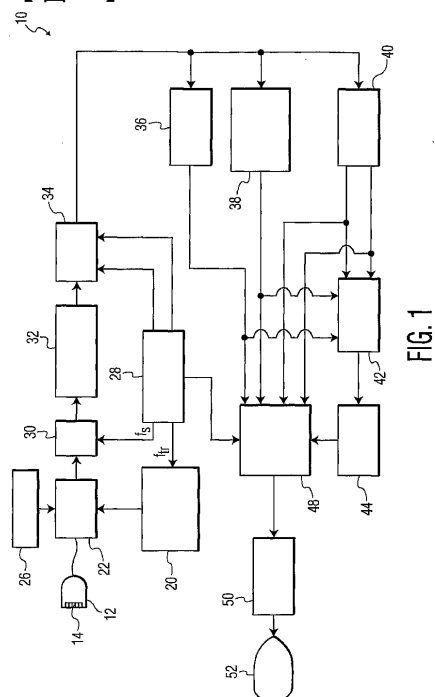
示す図である。

【図 15】2つの画像を様々な不透明度でレジストレーションしたパラメトリック灌流画像および解剖学的パワードプラー画像を示す図である。

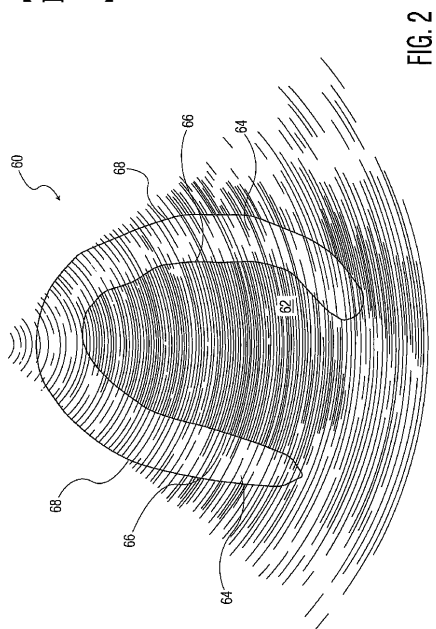
【図 16】本発明の一実施例による超音波イメージングシステムの灌流イメージングに関連する部分のブロック図である。

【図 17】本発明の原理により操作される超音波システムディスプレイのスクリーンショットである。

【图 1】



【圖 2】



【図 3】

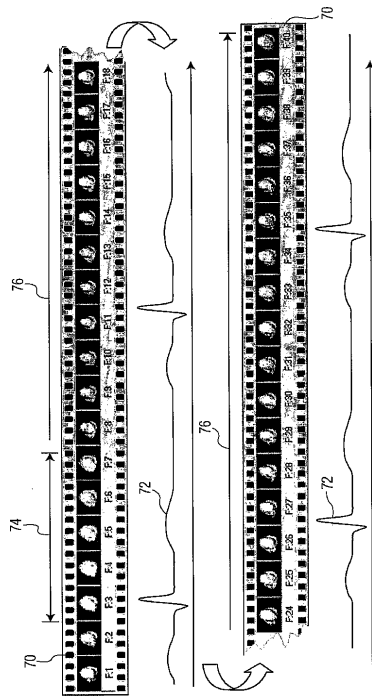


FIG. 3

【図 4】

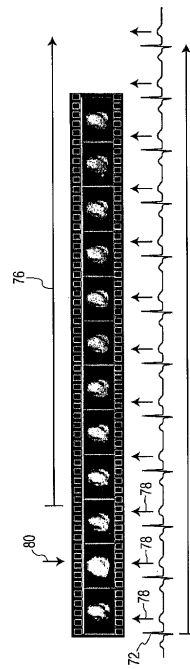


FIG. 4

【図 5】

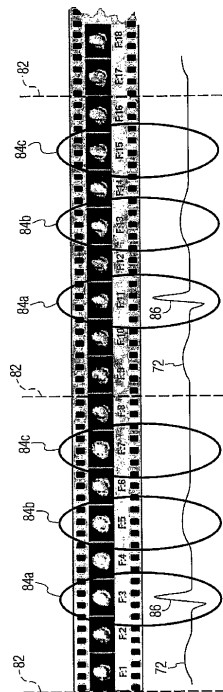


FIG. 5

【図 6 A】



FIG. 6A

【図 6 B】



FIG. 6B

【図 6 C】



FIG. 6C

【図 7 A】



FIG. 7A

【図 7 B】



FIG. 7B

【図 7 C】

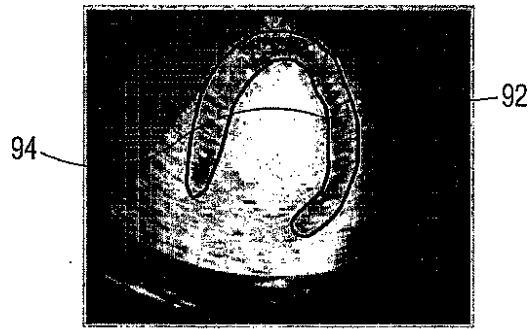


FIG. 7C

【図 7 D】



FIG. 7D

【図 8 A】

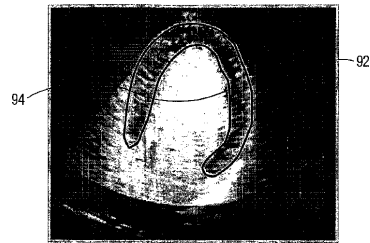


FIG. 8A

【図 9 B】

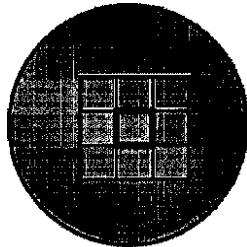


FIG. 9B

【図 1 0】

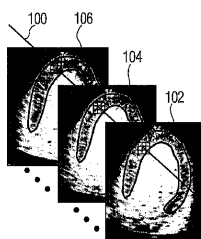


FIG. 10

【図 8 B】

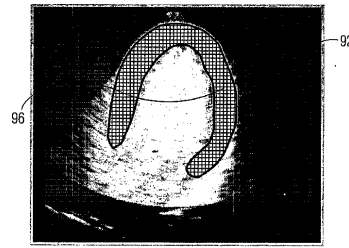


FIG. 8B

【図 9 A】

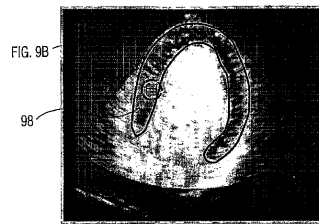


FIG. 9A

【図 1 1】

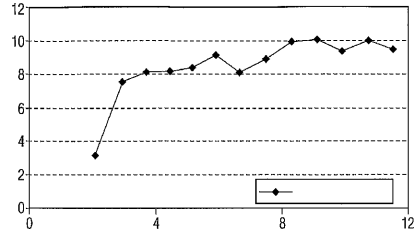


FIG. 11

【図 1 2】

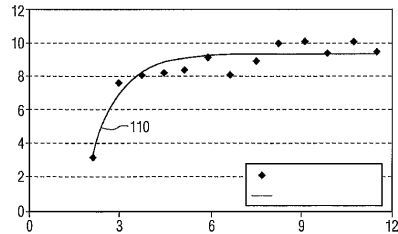


FIG. 12

【図 13 A】

100	100	19.7	200
100	101	21.0	210
100	102	19.7	200
...
175	157	1.3	10
175	158	1.7	17
...
203	50	2.3	19
203	51	2.7	21
...

FIG. 13A

【図 13 B】

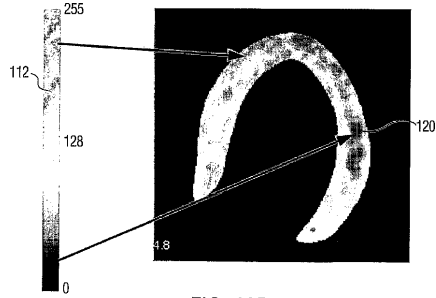


FIG. 13B

【図 14】

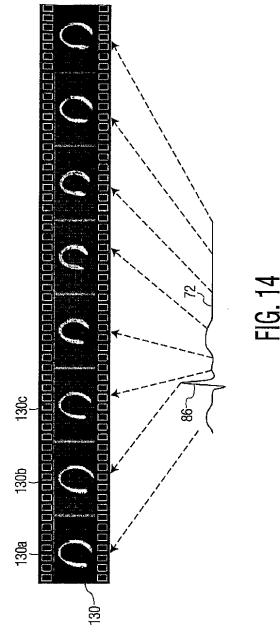


FIG. 14

【図 15 A】

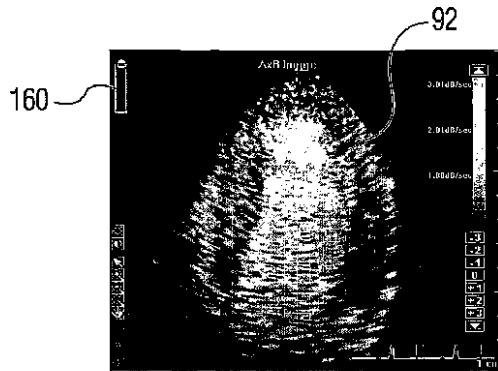


FIG. 15A

【図 15 C】

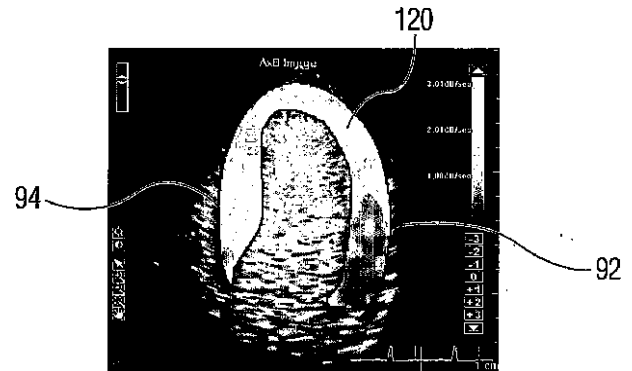


FIG. 15C

【図 15 B】

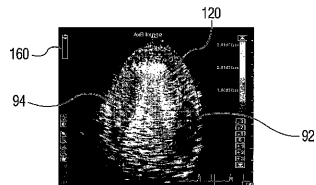


FIG. 15B

【図 15 D】

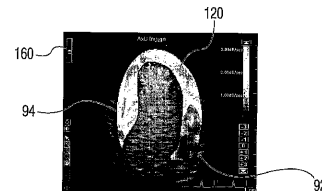


FIG. 15D

【図 15 E】

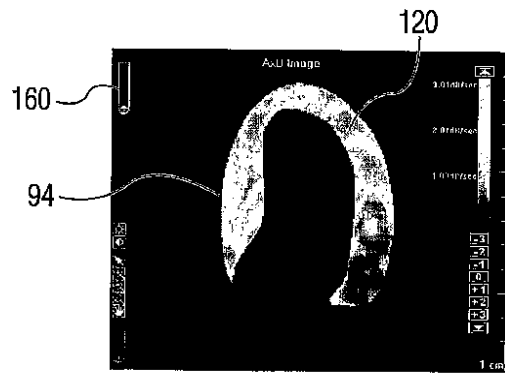


FIG. 15E

【図 16】

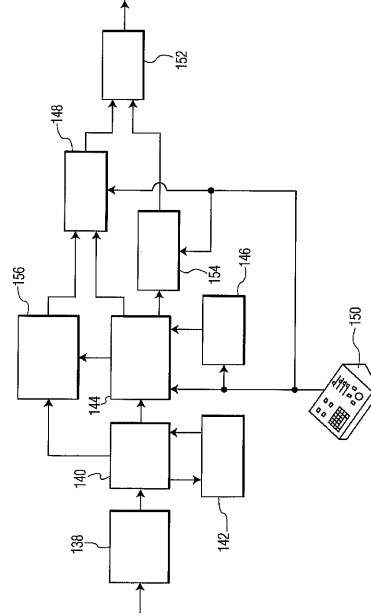


FIG. 16

【図 17 A】

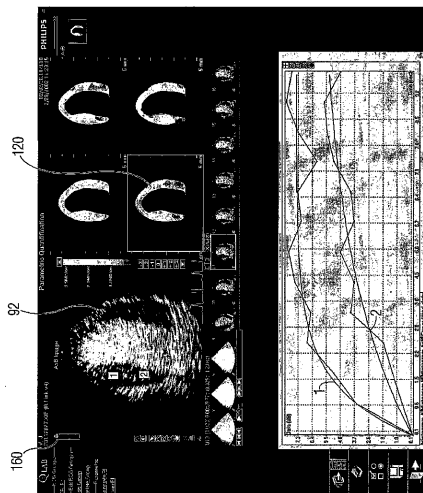


FIG. 17A

【図 17 B】

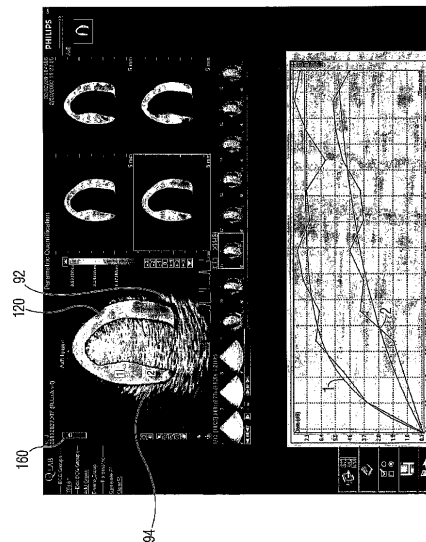


FIG. 17B

【図 17C】

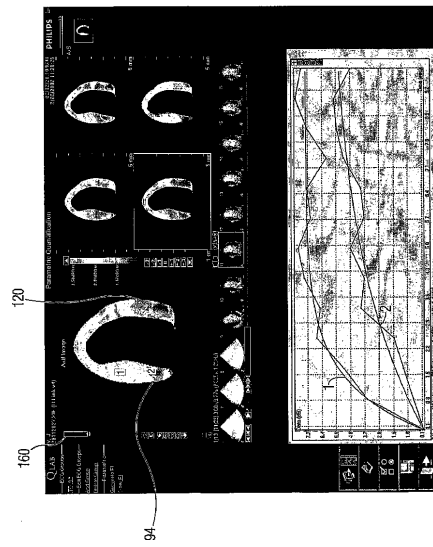


FIG. 17C

フロントページの続き

(72)発明者 ダミエン ドリミアー

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボセル ピーオーボックス 3003

(72)発明者 ダニー スカイバ

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボセル ピーオーボックス 3003

審査官 東 治企

(56)参考文献 特開2004-135929(JP,A)

特開平09-262236(JP,A)

国際公開第03/052453(WO,A1)

特開2004-135934(JP,A)

特開2000-000238(JP,A)

特開平07-028986(JP,A)

米国特許第06177923(US,B1)

米国特許第06116244(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	用于同时显示血流和灌注参数的超声成像系统和方法		
公开(公告)号	JP4682149B2	公开(公告)日	2011-05-11
申请号	JP2006542069	申请日	2004-11-22
[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		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ロヒットガーグ ダミエンドリミアー ダニースカイバ		
发明人	ロヒット ガーグ ダミエン ドリミアー ダニー スカイバ		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/06 A61B8/463 A61B8/481 A61B8/483 A61B8/543 G01S7/52071 G01S7/52074 G01S7/52087 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	60/526535 2003-12-03 US		
其他公开文献	JP2007514477A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了用于利用包括血流的组织解剖学超声图像来登记和显示超声参数图像的方法和系统。可以改变参数图像和解剖图像的相对不透明度，允许临床医生同时或快速且连续地观察灌注参数和血流。在所示实施例中，可以单独或解剖学地观察具有不同不透明度或相同不透明度的解剖图像或参数图像。相对不透明度可以平滑，连续或逐步变化。

