

(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2007-514477

(P2007-514477A)

(43) 公表日 平成19年6月7日(2007.6.7)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2006-542069 (P2006-542069)
 (86) (22) 出願日 平成16年11月22日 (2004.11.22)
 (85) 翻訳文提出日 平成18年6月16日 (2006.6.16)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2004/052505
 (87) 国際公開番号 W02005/054898
 (87) 国際公開日 平成17年6月16日 (2005.6.16)
 (31) 優先権主張番号 60/526,535
 (32) 優先日 平成15年12月3日 (2003.12.3)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

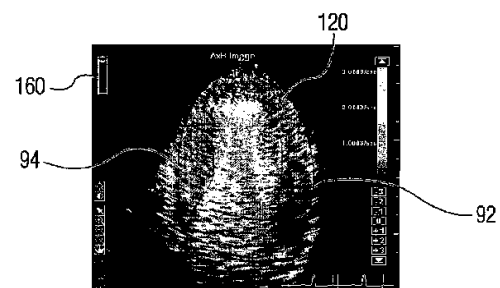
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100072051
 弁理士 杉村 興作
 (74) 代理人 100107227
 弁理士 藤谷 史朗
 (74) 代理人 100114292
 弁理士 来間 清志

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) 【要約】

超音波パラメトリック画像を、血流を含む組織の解剖学的な超音波画像とレジストレーションして表示するための方法およびシステムについて開示する。パラメトリック画像と解剖学的画像の相対的な不透明度を変化させることができるため、臨床医が灌流パラメータと血流を同時にまたは素早く連続的に観察することが可能になる。例示された実施形態においては、解剖学的画像またはパラメトリック画像を、単独で、または、解剖学的にレジストレーションして、異なる不透明度または等しい不透明度で観察することが可能である。相対的な不透明度は、スムーズに連続的にまたは段階的に変化させることが可能である。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

パラメトリック診断画像と、パラメトリック診断画像に対応する関心領域の解剖学的診断画像を同時に表示する方法であって、

被験者の関心領域の解剖学的画像を取得するステップと、

被験者の関心領域のパラメトリック画像を取得するステップと、

パラメトリック画像を、解剖学的画像と解剖学的にレジストレーションして表示するステップであって、レジストレーションされたパラメトリック画像と解剖学的画像の相対的な不透明度が可変であるステップと、
を備えることを特徴とする方法。

10

【請求項 2】

前記解剖学的画像の取得ステップは、血流を含む体内の領域の解剖学的画像を取得し、

前記パラメトリック画像の取得ステップは、体内の前記領域における血流の特徴についてのパラメトリック画像を取得することを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記パラメトリック画像の取得ステップは、体内の前記領域における組織の血流灌流についてのパラメトリック画像を取得することを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

コントラスト剤を被験者の関心領域へ流すステップをさらに備えたことを特徴とする請求項 3 に記載の方法。

20

【請求項 5】

レジストレーションされたパラメトリック画像と解剖学的画像の相対的な不透明度を連続的に変化させるステップをさらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

レジストレーションされたパラメトリック画像と解剖学的画像の相対的な不透明度を段階的に変化させるステップをさらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記相対的な不透明度を変化させるステップは、さらに、不透明な解剖学的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ーレイされた不透明な解剖学的画像へ変化する、および、透明な解剖学的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不透明度を変化させることを特徴とする請求項 5 に記載の方法。

30

【請求項 8】

前記不透明度を範囲内で変化させるステップは、さらに、半透明のパラメトリック画像をほぼ不透明の解剖学的画像とレジストレーションさせて示すような不透明度の設定を含む範囲内で不透明度を変化させることを特徴とする請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

前記相対的な不透明度を変化させるステップは、さらに、不透明な解剖学的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ーレイされた不透明な解剖学的画像へ変化する、および、透明な解剖学的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不透明度を変化させることを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

40

【請求項 10】

パラメトリック画像を、被験者の関心領域の解剖学的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診断画像のソースと、

被験者の関心領域のパラメトリック画像のソースと、

前記診断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、診断画像とそれに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診断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、

50

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診断画像とパラメトリック画像の相対不透明度を設定することができるユーザコントロールと、

を備えたことを特徴とする診断イメージングシステム。

【請求項 1 1】

前記診断画像のソースは、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 0 に記載の診断イメージングシステム。

【請求項 1 2】

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 1 1 に記載の診断イメージングシステム。

【請求項 1 3】

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診断的画像とパラメトリック画像の相対不透明度を、不透明な診断的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ーレイされた不透明な診断的画像へ変化する、および、透明な診断的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 0 に記載の診断イメージングシステム。

【請求項 1 4】

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、レジストレーションされた診断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であることを特徴とする請求項 1 0 に記載の診断イメージングシステム。

【請求項 1 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、レジストレーションされた診断的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であることを特徴とする請求項 1 0 に記載の診断イメージングシステム。

【請求項 1 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、レジストレーションされた診断的画像とパラメトリック画像の相対不透明度を、ディスプレイが半透明のパラメトリック画像をほぼ不透明の診断的画像とレジストレーションして表示するような設定値に設定することができるユーザ・コントロールであることを特徴とする請求項 1 0 に記載の診断イメージングシステム。

【請求項 1 7】

前記ディスプレイは、診断画像のシーケンスとそれに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 0 に記載の診断イメージングシステム。

【請求項 1 8】

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、レジストレーションされた診断的画像とパラメトリック画像の相対不透明度を、ディスプレイが半透明の診断的画像をほぼ不透明のパラメトリック画像とレジストレーションして表示するような設定値に設定することができるユーザコントロールであることを特徴とする請求項 1 0 に記載の診断イメージングシステム。

【請求項 1 9】

前記ユーザコントロールは、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診断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 0 に記載の診断イメージングシステム。

10

20

30

40

50

【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。

【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。

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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。

10

【実施例】

【0009】

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_{1r} によって制御される。

20

30

【0010】

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30~40MHz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。

40

【0011】

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

50

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。

【0012】

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応答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。

【0013】

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ッ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 MI 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 (Cineloop) 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】

10

20

30

40

50

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碎するか破壊する。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。

10

【0018】

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 78 は心電図波形 72 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 80 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 76 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 76 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。

20

30

この画像シーケンスは、低い M I インターバル 76 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。

40

【0019】

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 82 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 84 a は、心電図波形 72 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 86 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 84 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 84 b および円 84 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

50

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ふポスト処理で行うこともできる。

【 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 中の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 ' 6 3 6 特許で説明され、図 5 d 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 8 b に示すように、マスク 9 6 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
10
20
の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 A T L - 3 4 9]、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。

【 0 0 2 1 】

図 9 a および 9 b 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 8 a の境界トレース線 9 4 によって心筋の輪郭が描かれている。図 9 a および 9 b 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 9 8 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 1 0 の画像 1 0 2 , 1 0 4 , 1 0 6 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 1 1 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 1 1 は、図 1 0 において、矢印 1 0 0 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、
30

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

で表される曲線 1 1 0 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 1 1 0 は、図 1 2 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。
40

【 0 0 2 2 】

図 1 3 a ~ 1 3 b 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 1 3 a 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 1 3 a および図 1 3 b の処理の間に、0 ~ 2 5 5 の目盛りがついたカラーバー 1 1 2 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 1 3 b に示すように、2 次元または 3 次元のパラメトリ
50

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。

【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。

10

【0024】

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 15a ~ 15e に示される。図 15a 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 92 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 160 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 160 中のスライダが頂点にあるとき、解剖学的画像 92 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 15b 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 160 中の白いスライダは、ボックス 160 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 92 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 120 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 94 も目に見える。図 15c においては、スライダはボックス 160 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 120 は、構造画像 92 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 120 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 15c 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 15c 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。

20

30

40

【0025】

図 15d では、スライダはボックス 160 内のより低い位置へと移動しており、構造画像 92 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 160 の底部へと移動すると、構造画像は完全に透明になり、図 15e に示されるように、不透明のパラメトリック画像 120 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 160 を移動させ、構造画像 92 とパラメトリック画像 120 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

50

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うる。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。10
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 1 5 6 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 A T L - 3 4 9] で十分に議論される通り、補助境界検出器 1 4 4 は、ユーザパネル 1 5 0 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15
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 1 4 6 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 1 4 4 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 1 4 8 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 1 5 6 へと供給され、このプロセッサは、図 8 ~ 1 3 に関連して既に20
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 1 4 8 に供給され、このプロセッサは、図 1 5 b ~ 1 5 e 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 1 6 0 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 1 5 4 に供給される。スライダ 1 6 0 を動かすために30
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 1 5 4 およびグラフィックスプロセッサ 1 4 8 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 1 5 2 に格納され、表示のためにビデオ・プロセッサ 5 0 によってアクセスされる。

【 0 0 2 7 】

図 1 7 a ~ 1 7 c 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、40
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 9 2 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 1 2 の曲線 1 1 0 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 1 1 0 の時定数 (傾き) である。左下のパラメトリック画像は、曲線 1 1 0 の方程式50
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 1 2 0 が左側の拡大構造画像 9 2 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 9 2 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 1 2 0 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 1 1 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 1 2 の曲線 1 1 0 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 9 2 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。

10

【0029】

図 1 7 a のディスプレイにおいて、ボックス 1 6 0 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 1 7 b に示すように、ユーザがスライダをボックス 1 6 0 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 1 2 0 は、心臓の不透明な構造画像 9 2 の上に示される。図 1 7 c では、スライダはボックス 1 6 0 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 9 2 は完全に透明となっている。図 1 7 a ~ 1 7 c 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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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図である。

10

【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ッ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。

20

【図 1】

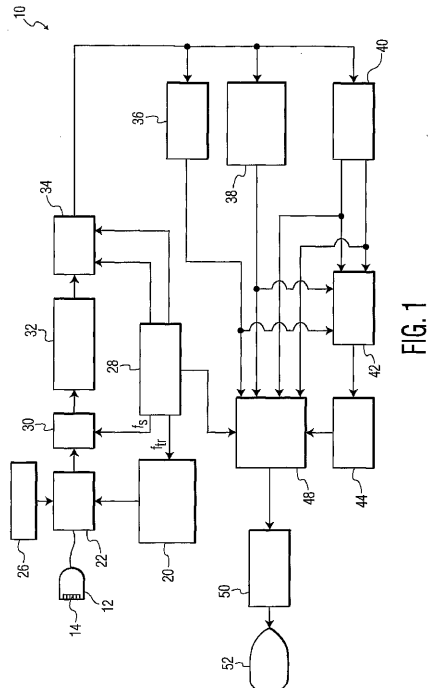


FIG. 1

【図 2】

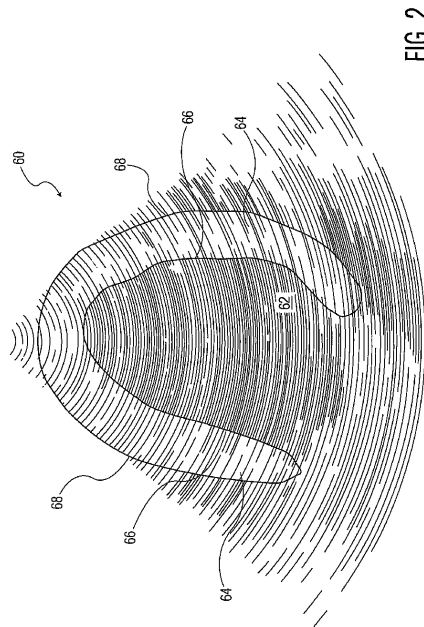


FIG. 2

【図 3】

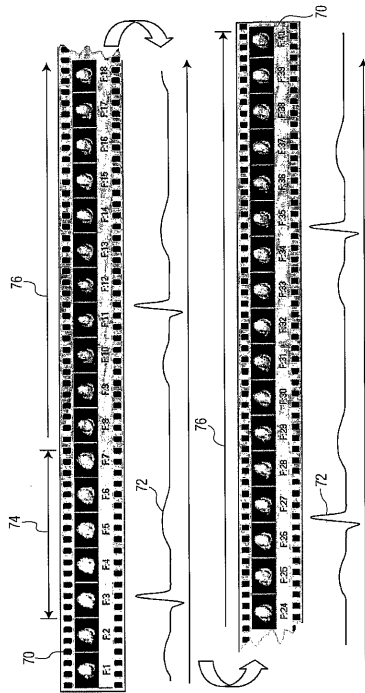


FIG. 3

【図 4】

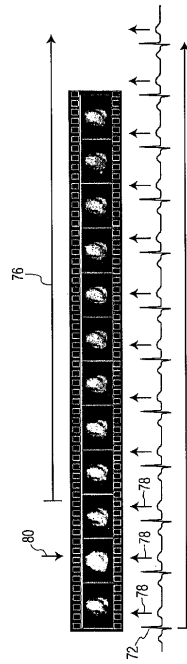


FIG. 4

【図 5】

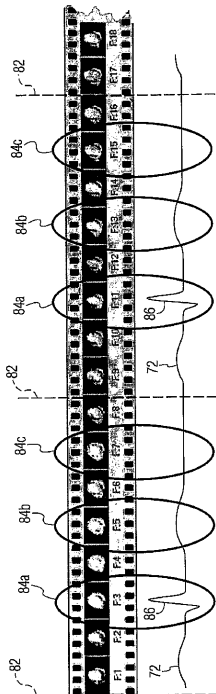


FIG. 5

【図 6 A】



FIG. 6A

【図 6 B】

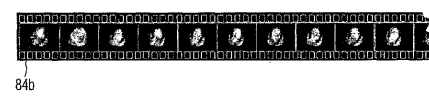


FIG. 6B

【図 6 C】



FIG. 6C

【図 7 A】



FIG. 7A

【図 7 B】



FIG. 7B

【図 7 C】

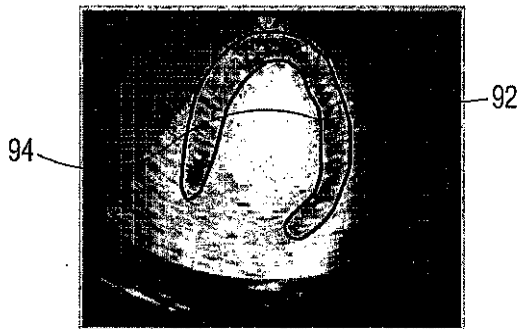


FIG. 7C

【図 9 A】

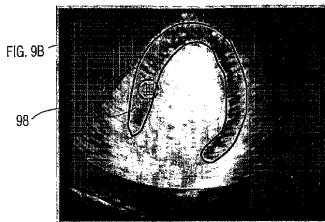


FIG. 9A

【図 9 B】

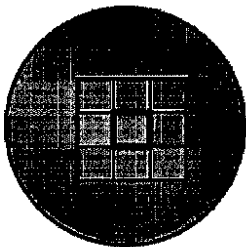


FIG. 9B

【図 7 D】



FIG. 7D

【図 8 A】

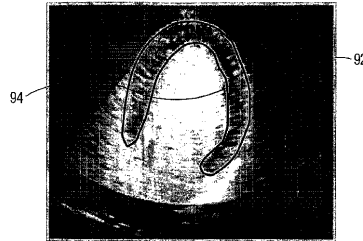


FIG. 8A

【図 8 B】

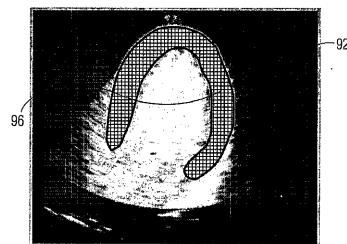


FIG. 8B

【図 10】

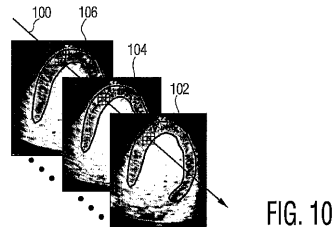


FIG. 10

【図 11】

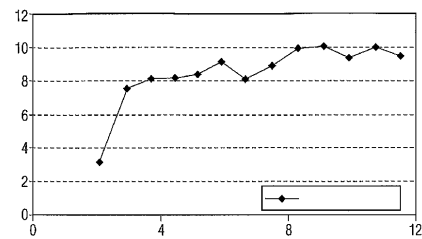


FIG. 11

【図 12】

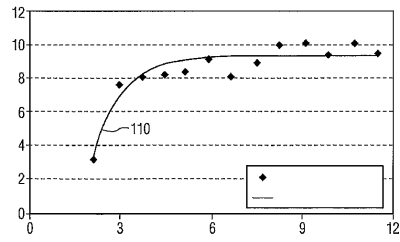


FIG. 12

【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】

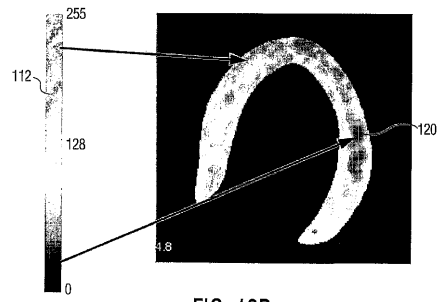


FIG. 13B

【図 14】

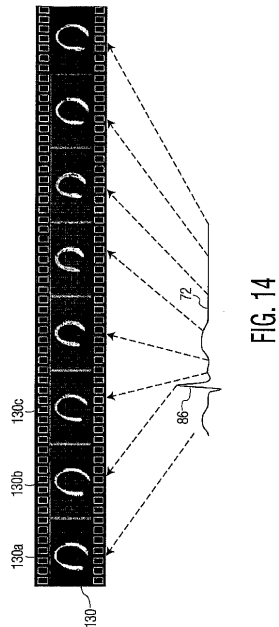


FIG. 14

【図 15 A】

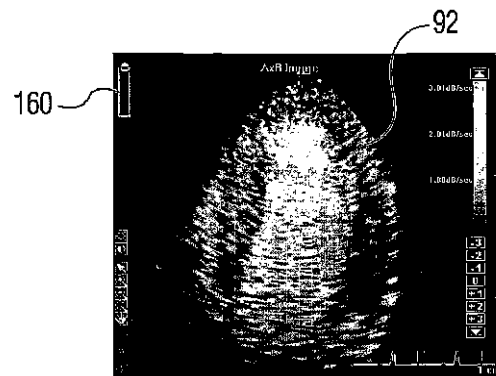


FIG. 15A

【図 15 B】

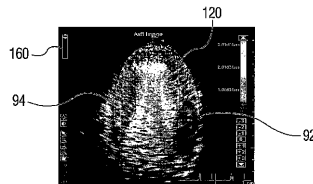


FIG. 15B

【 図 1 5 C 】

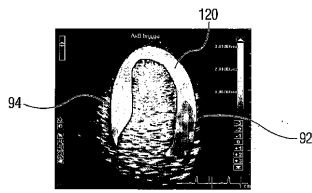


FIG. 15C

【 図 1 5 D 】

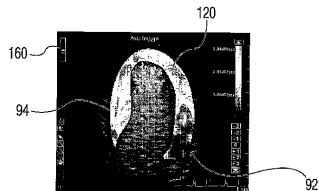


FIG. 15D

【 図 1 5 E 】

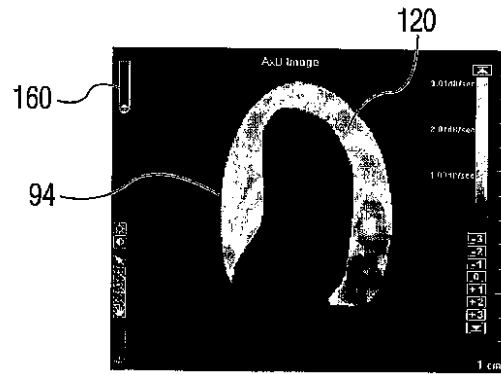


FIG. 15E

【 図 1 6 】

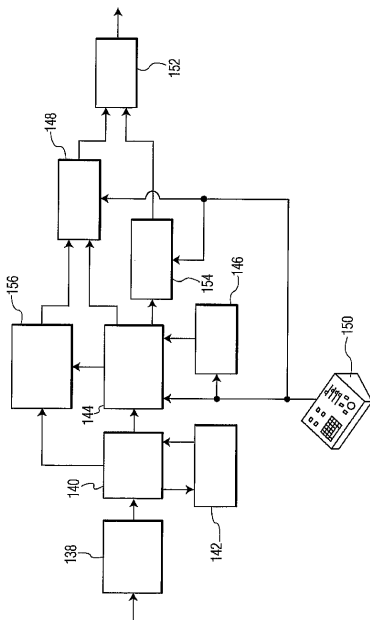


FIG. 16

【 図 1 7 A 】

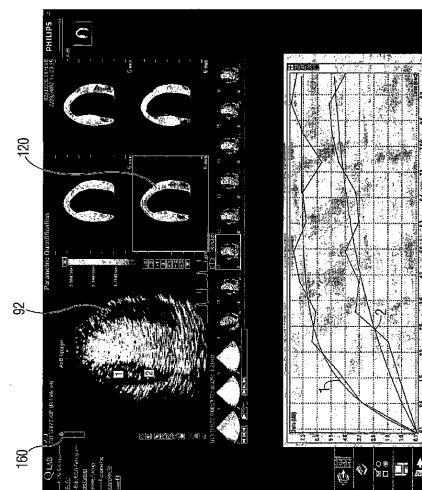
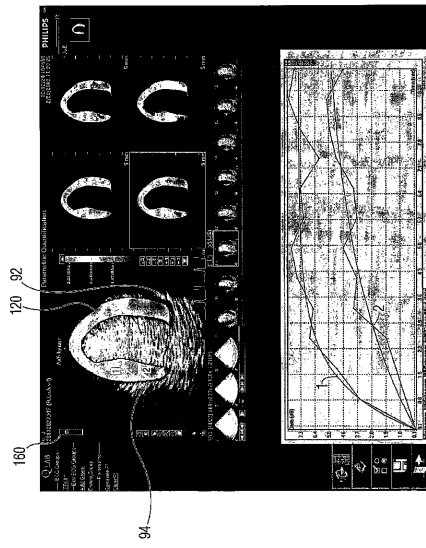
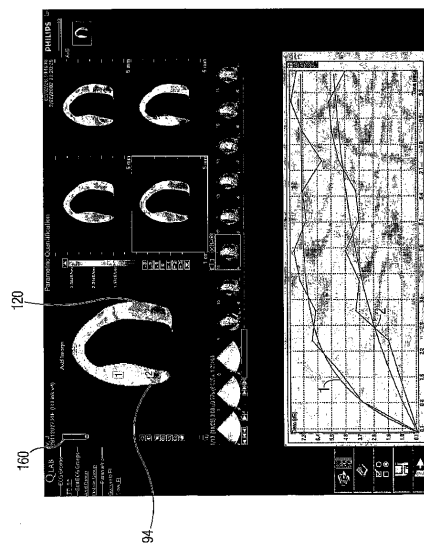


FIG. 17A

【図 17 B】



【図 17 C】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

ational Application No
/IB2004/052505

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
IPC 7 G01S15/89 A61B8/06 A61B8/00		
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 G01S A61B		
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, INSPEC, WPI Data, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 116 244 A (HOSSACK ET AL) 12 September 2000 (2000-09-12) column 1, line 56 - column 2, line 6 column 3, line 32 - line 43 column 8, line 30 - line 39	10-19
X	US 6 177 923 B1 (ARENSON JAMES W ET AL) 23 January 2001 (2001-01-23) column 2, line 36 - column 6, line 33 column 9, line 53 - line 64 column 18, line 41 - line 60 column 20, line 43 - line 53 ----- -/--	10-19
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents : *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. *A* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 4 February 2005		Date of mailing of the international search report 14/02/2005
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2260 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Abraham, V

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

ational Application No
/IB2004/052505

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 720 291 A (SCHWARTZ ET AL) 24 February 1998 (1998-02-24) column 2, line 9 - line 38 column 3, line 42 - line 65 column 4, line 51 - line 65 figures 1,2 -----	10
A	US 2003/114759 A1 (SKYBA DANNY M ET AL) 19 June 2003 (2003-06-19) cited in the application paragraph '0007! -----	10
A	US 6 352 509 B1 (KAWAGISHI TETSUYA ET AL) 5 March 2002 (2002-03-05) column 1, line 45 - column 3, line 57 column 8, line 16 - line 57 -----	10
A	US 2002/055681 A1 (AVERKIOU MICHALAKIS ET AL) 9 May 2002 (2002-05-09) paragraph '0008! -----	10
A	EP 1 314 398 A (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) 28 May 2003 (2003-05-28) paragraphs '0008! - '0013! paragraph '0081! - paragraph '0088! -----	10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/IB2004/052505**Box II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)**

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 1-9
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by surgery. The claimed method may include the surgical step of injecting contrast agents.
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

/IB2004/052505

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6116244	A	12-09-2000	NONE	
US 6177923	B1	23-01-2001	AU 4523796 A DE 19581882 T0 JP 10511590 T JP 3280672 B2 WO 9621215 A1	24-07-1996 05-02-1998 10-11-1998 13-05-2002 11-07-1996
US 5720291	A	24-02-1998	EP 0797106 A2 JP 9262236 A NO 971314 A	24-09-1997 07-10-1997 23-09-1997
US 2003114759	A1	19-06-2003	AU 2002351072 A1 EP 1461640 A1 WO 03052453 A1	30-06-2003 29-09-2004 26-06-2003
US 6352509	B1	05-03-2002	JP 2000210289 A	02-08-2000
US 2002055681	A1	09-05-2002	US 6315729 B1 US 5833613 A US 2002040189 A1 US 2001009754 A1 US 5908389 A US 5879303 A AT 285711 T DE 69634112 D1 EP 1374777 A1 EP 0770352 A1 JP 9164138 A US 5706819 A US 5951478 A	13-11-2001 10-11-1998 04-04-2002 26-07-2001 01-06-1999 09-03-1999 15-01-2005 03-02-2005 02-01-2004 02-05-1997 24-06-1997 13-01-1998 14-09-1999
EP 1314398	A	28-05-2003	JP 2003153900 A CN 1422598 A EP 1314398 A1 US 2003097070 A1	27-05-2003 11-06-2003 28-05-2003 22-05-2003

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(74)代理人 100086645

弁理士 岩佐 義幸

(72)発明者 ロヒット ガーグ

アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 4 1 - 3 0 0 3 ボセル ピーオーボックス 3 0 0 3

(72)発明者 ダミエン ドリミア

アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 4 1 - 3 0 0 3 ボセル ピーオーボックス 3 0 0 3

(72)発明者 ダニー スカイバ

アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 4 1 - 3 0 0 3 ボセル ピーオーボックス 3 0 0 3

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 DD03 DD15 DE04 DE05 DE06 DE09 DE10 DE14

EE11 GB04 GB06 JB31 JC09 JC21 JC26 JC37 KK02 KK06

KK12 KK19 KK21 KK24 KK42 LL03

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	JP2007514477A	公开(公告)日	2007-06-07
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		
[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		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/DE06 4C601/ /DE09 4C601/DE10 4C601/DE14 4C601/EE11 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JB31 4C601/JC09 4C601/JC21 4C601/JC26 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK06 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/ /KK21 4C601/KK24 4C601/KK42 4C601/LL03		
代理人(译)	伊藤忠彦 藤四郎 克利马清		
优先权	60/526535 2003-12-03 US		
其他公开文献	JP4682149B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波参数图像，公开了解剖超声图像和登记到用于显示组织，包括血流量的方法和系统。它是可以改变的参数图像和解剖图像的相对不透明度，临床医生能够同时或迅速连续地观察灌注参数和血液流动。在图示的实施例中，解剖图像或参数化图像，或者单独或者，解剖学和登记，可以在不同的不透明度或等于不透明观察。相对混浊，有可能顺利地连续或逐步变化。

