

(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2005-512650

(P2005-512650A)

(43) 公表日 平成17年5月12日(2005.5.12)

(51) Int. Cl.⁷A61B 8/06
G01S 15/89

F I

A61B 8/06
G01S 15/89

テーマコード(参考)

4C601
5J083

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2003-553290 (P2003-553290)
 (86) (22) 出願日 平成14年11月29日 (2002.11.29)
 (85) 翻訳文提出日 平成16年6月15日 (2004.6.15)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2002/005069
 (87) 国際公開番号 W02003/052453
 (87) 国際公開日 平成15年6月26日 (2003.6.26)
 (31) 優先権主張番号 10/025,200
 (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)

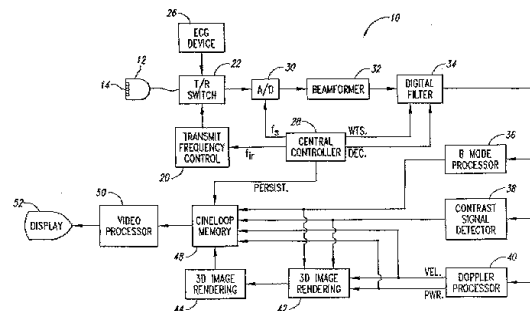
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N.V.
 オランダ国 5621 ペーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 Groenewoudseweg 1, 5
 621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 組織灌流及び経時的に変化するその他のパラメーターを表示するための超音波画像化システム及び方法

(57) 【要約】

組織灌流を示すパラメトリック画像を表示するための方法及びシステムは、ECG装置に接続された超音波画像化システムを有している。このECG装置は、複数の心拍のそれぞれの間の、個々に所定の時間における組織灌流を示すコントラスト画像データを取得すべく画像化システムをトリIGGERリングする。心筋などの興味ある領域における事成る位置に関するパラメトリック画像データは、興味ある領域における組織の再灌流の間に取得された一時的なコントラストデータから同定される。このパラメーターは、色調などのディスプレイ値にマッピングされ、パラメトリック灌流超音波画像を生成する。共通の画像シーケンスにおける灌流特性及び心筋の動的な壁の動きの両方を示す画像のシーケンスを生成してもよい。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

興味ある領域における湍流のパラメトリック超音波画像を提供する方法であって：

前記の興味ある領域を造影剤で湍流し；

前記の興味ある領域が前記造影剤で湍流されるにつれ、一定時間、一時的な超音波エコー情報を取得し；

前記の興味ある領域の共通の位置に対応する一時的なエコー情報を特定し；

前記の特定された一時的な情報から、共通の位置のそれぞれにおける湍流パラメータを算出し；且つ

前記の興味ある領域の位置が算出された湍流パラメータにより示された前記の興味ある領域における二次元又は三次元画像を生成する； 10

ことを有する方法。

【請求項 2】

前記の取得する行為は、前記の興味ある領域を高 M I 超音波エネルギーでフラッシュし、その後、低 M I 超音波エネルギーで一定時間、一時的な超音波エコー情報を取得することを有することを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記の生成する行為は、二次元又は三次元のパラメトリック画像のシーケンスを生成することを有することを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記の興味ある領域は、心筋を含み、
前記の生成する行為は、心臓サイクルの異なるフェーズに関するパラメトリック画像のシーケンスを生成することを有し、

前記のパラメトリック画像のシーケンスは、心筋の湍流特性及び壁動作の両方を示すことを特徴とする請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記の算出する行為は、曲線を、共通の位置における前記の特定された一時的な情報にフィッティングし且つ湍流パラメータを算出するように前記曲線の特性を利用することをさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記の湍流パラメータを算出する工程は、表示に関し、少なくとも二つの他の湍流パラメータから湍流パラメータを算出することを有することを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

興味ある領域の組織における血管の湍流に関するパラメトリック超音波画像を生成する超音波診断用画像化システムであって：

興味ある領域を走査する、アレイトランスデューサーを有するスキャンヘッド；

前記トランスデューサーに高強度及び低強度の送信信号を選択的に適用するように且つ前記トランスデューサーからエコー信号を受信するように且つ対応する出力信号を生成するように接続されたビームフォーマー； 40

コントラストエコー信号を特定するように機能するコントラスト信号検出器；

前記コントラスト信号検出器に接続され且つ前記の興味ある領域における分離した位置に由来するコントラストエコー信号の一時的なシーケンスに反応するプロセッサであって、前記の分離した位置に関連した湍流パラメータを展開するように制御可能なプロセッサ；並びに

前記湍流パラメータを受信し該湍流パラメータが空間的に表示されている画像データを生成するビデオプロセッサ；

を有することを特徴とするシステム。

【請求項 8】

前記の一時的なシーケンスは、リアルタイム画像シーケンスであることを特徴とする請 50

求項 7 に記載のシステム。

【請求項 9】

円柱状の全身の機能を検知するセンサーをさらに有し、前記の一時的なシーケンスは、前記の円柱状の全身の機能に同期してシーケンスをトリIGGERリングされることを特徴とする請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記の一時的なシーケンスは、低強度送信信号に反応して、高強度送信信号のインターバルの後に取得されることを特徴とする請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記プロセッサは、超音波画像における前記の興味ある領域を描写するように機能する自動境界検知プロセッサをさらに有していることを特徴とする請求項 7 に記載のシステム。 10

【請求項 12】

前記ビデオプロセッサは、前記灌流パラメーターに反応する、前記灌流パラメーター値を可変なディスプレイへとマッピングするように機能する画像プロセッサを有することを特徴とする請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 13】

前記プロセッサは、一時的なエコー信号を灌流曲線にフィッティングすることにより、灌流パラメーターを同定するようにさらに制御可能であることを特徴とする請求項 7 に記載のシステム。 20

【請求項 14】

前記センサーは、心臓サイクルセンサーを有しており、且つ

前記ビデオプロセッサは、前記の心臓サイクルのフェーズに関連した灌流パラメトリック画像のシーケンスを生成するように機能することを特徴とする請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 15】

前記の興味ある領域は、容積領域を有しており、且つ

前記ビデオプロセッサは、三次元領域に関する画像データを生成するように機能することを特徴とする請求項 7 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】 30

【発明の詳細な説明】

【0001】

本発明は、診断用超音波画像化に関し、さらに特に、組織灌流及び経時的に変化するその他のパラメーターを表示するためのシステム及び方法に関する。

【0002】

超音波診断用画像化システムは、完全に非侵襲な様式にて、身体内部の生理状態を画像化及び測定することが可能である。超音波は、皮膚表面から身体へと伝導し、身体内部の組織や細胞により反射される。この反射されたエコーは、超音波トランスデューサーにより受信され、血流の測定や画像を生成すべく処理される。これにより、患者の身体を侵襲することなく診断することが可能となる。 40

【0003】

超音波用の造影剤として公知の材料は、超音波診断を促進すべく身体へと導入されてもよい。造影剤は、超音波を強力に反射し、血管や組織により戻されるものと明らかに相違する可能性のあるエコーを戻す。超音波用造影剤として特に有益であることが判明している物質の一つのクラスは、マイクロバブル (microbubble) と呼ばれる小型の泡の形態のガスである。マイクロバブルは、身体において超音波を強力に後方散乱し、これにより、マイクロバブルを含有する組織や血管が、特別な超音波工程により即座に検知可能となることを可能としている。

【0004】

マイクロバブルは、適切なガスの非常に小型の泡であってもよいが、マイクロバブルは 50

、薄い生分解性コーティングやシェルなどのよりコートされたガスの非常に小型の泡であってもよい。これらのコートされたマイクロバブルは、典型的に $0.1 \sim 0.4 \mu\text{m}$ の径を有しており、且つ、水の密度の約 $1/10$ の特定の密度を有している。コートされたマイクロバブルは、通常、血流へと注入すべく、水溶液に分散されている。コートされたマイクロバブルは、シェルが、このマイクロバブルのガスの血流への拡散を防止すべく機能しているので、有意な一定時間に関して体内で安定であるという利点を有している。マイクロバブルのサイズは、体内の毛細血管床を通過することが可能となるべく選択されてもよい。従って、マイクロバブル造影剤は、心臓壁などの身体の血管新生組織を画像化するのに使用されてもよい。なぜなら、造影剤は、血流へと注入されてもよく、且つ、肺、腎臓及び肝臓における血流によりフィルター化されるまで、静脈、動脈及び血液供給する毛細管を通過するためである。

10

【0005】

コートされたマイクロバブルは、長い時間、身体内部で存在可能であるが、選択的に破壊されることもある。さらに特に、通常の高い音圧振幅において、音圧波は、コートされたマイクロバブルのシェルを破裂させることが可能であり、血流へと急速に拡散させることにより、コートされていないマイクロバブルとしてこのバブルを自由に挙動させることになる。本願に取り込まれる Averkiou らによる米国特許第 5,813,613 号明細書は、組織灌流の測定を供すべく、上述したマイクロバブルの破壊を用いるための技術を開示している。基本的に、Averkiou らの技術は、体内の選択されたサンプル要領へと高い強度の超音波パルスを送信することを含み、これにより、その位置においてマイクロバブルを破壊する。サンプル容量中のマイクロバブルが破壊された後、破壊されたマイクロバブルを含有する血液は、その位置において組織から流出し、マイクロバブルを含有する新たな血液がこれら組織に再灌流する。一定時間の再灌流の後、別の高い強度パルスは、一定時間の再灌流の後のサンプル容量におけるマイクロバブル濃度を示す受信されたエコーで送信される。このパルスは、数秒の間にマイクロバブルを破壊し、別の再灌流時間において、通過され、別の高い強度パルスは、異なる再灌流時間の後、マイクロバブル濃度を決定すべく送信される。このサイクルは、複数の再灌流期間の間繰り返され、サンプル容量における組織の再灌流率を示す再灌流曲線を生成すべく、プロットされる。

20

【0006】

この技術が灌流率を測定し特定のサンプル容量に関する再灌流曲線を生成するのに効果的である一方で、望ましいのは、特定のサンプル容量の位置ではなく組織の大きな領域に関する再灌流測定の結果を得且つ表示することが可能となることである。かかる能力は、心筋などの有意な組織領域における再灌流率を即座に診断可能とし、虚血やその他の血流状態に起因する灌流が問題のなる場所における組織の局所的な領域を、臨床医に即座に同定可能とさせる。

30

【0007】

方法及びシステムは、画像における解剖学的構造における再灌流率に関するパラメータ一定の画像を表示し、同時に、体内の組織の有意な領域又は容量に関する再灌流率を得示す。単一で一定のパラメトリック灌流画像を生成してもよく、或いは、経時的な灌流率の変化を示すべく、パラメトリック灌流画像のシーケンスを生成してもよい。ゲートされていない、或いは、ゲートされた画像を使用してもよく、心臓サイクルの特定のフェーズに対して、パラメータ表示が適合させる。所望ならば、単一のパラメトリック画像に多重的なパラメータを組み合わせても良い。本発明の技術は、ボラス造影剤注射又は造影剤の連続注入に使用されてもよい

40

本発明の異なる実施例によると、一時的な超音波エコー情報を取得する行為は、興味ある領域を高MI超音波エネルギーでフラッシュした後、低MI超音波エネルギーにて一定時間一時的な超音波エコー情報取得するか、取得する行為は、間欠的にトリIGGERリングされたインターバルにおいて超音波エコー情報を取得するか、取得する行為は、超音波画像情報のリアルタイムシーケンスを取得するか、取得する行為は、身体的な活性の特定の

50

フェーズに関連するリアルタイムのシーケンスに由来する画像情報を選択することを有している。

【0008】

本発明の異なる実施例によると、二次元又は三次元の画像を生成する行為は、灌流パラメーターをディスプレイパラメーターの範囲にマッピングするか、生成する行為は、灌流パラメーターをディスプレイ色調の範囲にマッピングすることを有している。

【0009】

本発明の実施例によると、興味ある領域に共通する位置に対応する一時的なエコー情報を同定する行為は、自動的な境界検知により興味ある領域を同定することを有している。

【0010】

本発明の趣旨に従って構築された超音波診断システム10は、図1に示されている。超音波スキャンヘッド12は、超音波パルスを送受信する超音波トランスデューサーのアレイ14を含んでいる。このアレイは、二次元画像化に関して、1次元線形又は曲線アレイであってもよく、或いは、三次元における電子ビームスティーリングに関してトランスデューサー要素の二次元マトリックスであってもよい。アレイ14における超音波トランスデューサーは、超音波エネルギーを送信し、この送信に反応して戻ってきたエコーを受信する。送信周波数コントロール回路20は、所望の周波数又は周波数のバンドにおける、超音波トランスデューサーに接続された送信/受信(「T/R」)スイッチ22を介して、超音波エネルギーの送信を調節する。信号を送信すべくトランスデューサーアレイが活性化される時間は、内部システムクロック(図示せず)に同期されてもよく、あるいは、ECG装置26により供される心臓サイクル波形のため、心筋サイクルなどの全身機能に同期されてもよい。以下に詳述するように、心拍が、ECG装置26により供された波形により同定されるサイクルの所望のフェーズである場合、スキャンヘッドは、超音波ビームを送信すべく命令される。超音波スキャンヘッド12により送信された超音波エネルギーは、画像領域における造影剤を破壊又は破裂させる比較的高いエネルギー(高いメカニカルインデックス(mechanical index)又はMI)であってもよく、或いは、実質的に破壊することなく造影剤に由来するエコーの戻りを可能とする比較的低いエネルギーであってもよい。送信周波数コントロール回路20により生成された超音波エネルギーの周波数又はバンド幅は、中央コントローラー28により生成されたコントロール信号faにより制御される。

10

20

30

【0011】

送信された超音波エネルギーのエコーは、アレイ14におけるトランスデューサーにより受信され、T/Rスイッチ22に接続され且つアナログからデジタルへのA/Dコンバーター30によりデジタル化されるエコー信号を生成する。A/Dコンバーター30は、中央コントローラー28により生成されたfs信号により制御された、サンプリング周波数における受信されたエコー信号をサンプリングする。サンプリング理論により与えられた所望のサンプリング率は、受信したパスバンドの最も高い周波数の少なくとも二倍であり、且つ、少なくとも30~40MHzのオーダーであってもよい。最小要件よりも高いサンプリング率も望ましい。

【0012】

アレイ14における個々のトランスデューサーに由来するエコー信号サンプルは、干渉エコー信号を形成すべく、ビームフォーマー32により遅延され且つ積算される。デジタル干渉エコー信号は、その後、デジタルフィルタ34によりフィルタリングされる。この実施例において、送信周波数及び受信周波数は、個々に制御され、ビームフォーマー32は、送信バンドから分離されたバンド周波数を自由に受信する。デジタルフィルタ34は、この信号をバンドパスフィルタリングし、この周波数バンドをより低い、或いはベースバンドの周波数範囲へとシフトしてもよい。このデジタルフィルタは、米国特許第5,833,613号明細書に開示されたタイプのフィルタであってもよい。

40

【0013】

組織からのフィルタリングされたエコー信号は、常套的なBモードプロセッシングのた

50

め、デジタルフィルタ 34 から B モードプロセッサ 36 へと接続される。この B モード画像は、破壊されていない超音波画像化パルスから戻ってきたエコーで生成されてもよい。上述したように、低振幅、高周波数及び短時間のバーストデュレーション (short burst duration) のパルスは、一般的にマイクロバブルを破壊しない。

【0014】

マイクロバブルなどの造影剤のフィルタリングされたエコー信号は、コントラスト信号検出器 38 に接続される。コントラスト信号検出器 38 は、好ましくは、パルス反転技術により、調和的な造影剤から戻ってきたエコーを分離し、ここで、多重パルスの送信により得られた画像位置に対するエコーは、基本的な信号成分を消去すべく且つ調和的成分を促進すべく、組み合わせられる。好適なパルス反転技術は、例えば、米国特許第 6,186,950 号明細書に述べられており、本願に参考文献として取り込む。低 MI における調和的コントラスト信号の検知及び画像化は、米国特許第 6,171,246 号明細書に述べられており、この内容を本願に取り込む。

10

【0015】

デジタルフィルタ 34 からのフィルタリングされたエコー信号もまた、ドップラー信号の速度及びパワーを生成すべく、常套的なドップラープロセッシングのために、ドップラープロセッサ 40 に接続される。これらのプロセッサの出力は、平面画像に表示されてもよく、三次元画像メモリ 44 に保存される三次元画像のレンダリングのために、三次元画像レンダリングプロセッサ 42 にも接続される。三次元レンダリングは、米国特許第 5,720,291 号明細書及び米国特許第 5,474,073 号明細書に述べられたように行われてもよく、これら文献を本願に取り込む。

20

【0016】

コントラスト信号検出器 38、プロセッサ 38 及び 40 に由来する信号並びに三次元画像メモリ 44 からの三次元画像信号は、シネループ (登録商標) メモリ 48 に接続され、これは、以下に詳述するように、大多数の超音波画像のそれぞれに関する画像データを保存する。この画像データは、セットにして、個々の時間にて取得された画像に対応する画像データのセットのそれぞれと共に、シネループ (登録商標) メモリ 48 に保存される。複数の心拍のそれぞれの間における同時に取得された画像に関する画像データのセットは、同じグループのシネループ (登録商標) メモリ 48 に好ましく保存される。従って、下述するように、グループにおける画像データは、心拍の間の個々の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のに使用されてもよい。シネループ (登録商標) メモリ 48 に保存された画像データのグループは、ディスプレイ 52 上の表示の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 に接続される。ビデオプロセッサ 50 は、好ましくはパーシステントプロセッシング (persistent processing) を含み、これにより、検出された造影剤の瞬間的な強度ピークは、この画像において持続されていてもよく、この例は、米国特許第 5,215,094 号明細書に述べられており、参考文献として本願に取り込む。

30

【0017】

パラメトリック画像に灌流を表示してもよい様式は、図 2 乃至 14 を参照して述べる。画像 60 は、興味ある領域から取得され、好ましくは、図 2 に示すように、造影剤として使用されるマイクロバブルの補助にて取得される。図 2 に示した解剖図は、心臓の左心室 62 であって、興味ある領域は、他の組織又は臓器を包含してもよくことは理解されるであろう。左心室 62 は、に取り囲まれており、それぞれ、内部及び外部境界 66、68 をそれぞれ有しており、興味ある領域として、灌流された心筋 64 を規定している。心筋は、分析に関して、常套的な展開技術又は以下に詳述する展開技術を用いて手動或いは自動のいずれかでセグメント化され区別されてもよい。

40

【0018】

図 3 は、心臓に存在する造影剤にて取得された心筋の画像のリアルタイムシーケンス 70 を示している。このシーケンスにおける画像フレームは、F:1、F:2、F:3 など

50

と番号を付される。このシーケンスは、心臓サイクルのECG波形72に対応して経時的に示されている。心拍率及びシステムのフレーム率に依存して、心臓サイクルの間、10、20、30、40又はそれ以上の画像が取得されることは理解されるであろう。本発明の一つの実施例において、画像の取得されたシーケンス70は、シネループ（登録商標）メモリー48に保存される。本発明の趣旨によると、画像の一つのインターバル74の間、この画像を取得すべく高MIパルスを使用する。このことは、典型的には、1～10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使用することは、画像平面又は容量におけるマイクロバブルを破裂又は破壊する。この記述において、これらの高MIフレームは、「フラッシュ」フレームとして参照される。このインターバル74に端部において、低MIパルスは、造影剤が心筋に再流入するにつれ、インターバル76により与えられた複数の心筋サイクルに対する連続的な画像フレームを画像化すべく使用される。この画像のシーケンスは、心筋サイクルの動性と同様に、複数の心臓サイクルに対するコントラストの補充を示している。

10

【0019】

画像の連続的なリアルタイムシーケンスを取得することに換えて、心筋サイクルにおける特定の時間のリアルタイムシーケンスから画像が選択されてもよい。図4は、トリIGGERリングされた取得を示しており、ここで、矢印78は、ECG波形72によりトリIGGERリングされた時間を示しており、ここで、画像は、心臓サイクルの特定のフェーズにおいて取得される。矢印80は、一つ以上のフラッシュフレームが送信される時間を示しており、その後、インターバル76が続く、この間、低MI画像が取得される。この例において、一つの画像のみが取得され、各心筋サイクルの間、シネループ（登録商標）メモリーに保存される。ユーザーは、トリIGGERリングされた画像を取得すべく心筋サイクルの一部を同定すべく、このトリIGGERリングタイミングを設定する。これらの画像がリアルタイムでシネループ（登録商標）メモリーから再生される際、心筋サイクルの動性を示さない。なぜなら、心臓は、各画像において心筋サイクルの同じフェーズであるためである。このシーケンスは、低MIインターバル76の間に取得されるトリIGGERリングされた画像におけるコントラスト補充を示さない。

20

【0020】

図5並びに6a、6b及び6cは、リアルタイムの連続取得シーケンスからの多重的な単一フェーズのシーケンスの組立を示している。図5は、図3にて既述した連続的なリアルタイムシーケンスを示している。図示された画像は、一つ以上のフラッシュフレーム（図示せず）により先行された低MI画像である。円84aは、ECG波形72によりトリIGGERリングされた取得時間を示している；これらの円における画像は、QRS波形86と一致しているように見える。これらのトリIGGERリングされた画像は、図6aにおける画像シーケンス84aにより示されたように、心臓のこのフェーズにおける画像のシーケンスに組み立てられる。同様の様式において、トリIGGERリングされた画像は、円84b及び84cに示される心臓サイクルの他のフェーズにおけるリアルタイムシーケンスから選択される。これらのトリIGGERリングされた画像は、図6b及び6cに示す個々の心臓フェーズの画像の他のシーケンスへと組み立てられる。このトリIGGERリングは、リアルタイムに行われてもよく、或いは、図5のリアルタイムシーケンスがシネループ（登録商標）メモリーにキャプチャーされ且つトリIGGERリングされた図6a、6b及び6cのシーケンスが実質的に保存されたリアルタイムシーケンスから構築される取得後制御において行われてもよい。

30

40

【0021】

この例における心筋の場合の画像における興味ある領域は、図7a乃至7dに示された補助境界検知により任意で描写されてもよい。図7aは、コントラスト画像シーケンス90を示しており、これらは、リアルタイムシーケンス70であっても、トリIGGERリングされたシーケンス80であってもよい。コントラスト画像シーケンス90に由来して、ユーザーは、比較的に良好に規定された心内膜及び心外膜を示す画像92を選択する。この画像92は、図7bを拡大して表示されている。選択された画像は、その後、補助境界検

50

知により処理され、このことは、タイトル「Automated Border Detection in Ultrasound Diagnostic Images」なる米国特許〔出願番号 09/732,613〕に述べられており、本願に参考文献として取り込む。自動又は補助境界検知は、図 7c に示したように、ボーダー 94 にて心筋を描写すべく機能する。選択画像におけるボーダーアウトライン 94 は、その後、図 7d に示したように、コントラスト画像シーケンス 90 におけるその他の画像上に境界を描写すべく使用される。代替的に、この境界は、自動境界検知アルゴリズムにて個々に処理することにより、シーケンスにおける他の画像上に描写されてもよい。パラメーターとして示された灌流が起こっている興味ある領域は、ここで、次なる処理のために明瞭に規定される。所望ならば、この興味ある領域は、図 8b に示したように、マスク 96 によりさらに規定されてもよく、ここは、ボーダートレース内部の領域はマスクされる。マスクにおける全ピクセルは、この例において処理され、マスクの外側のピクセルは、パラメーターとして処理されない。

【0022】

図 9a 及び 9b は、興味ある領域内部のピクセルを処理するのに好適な技術を示している。図 9b に示すように、興味ある領域内の各ピクセルに関し、この例における心筋 98 の各ピクセルに関して、この様式にて平均画像強度値が算出され、この処理は、図 10 の画像 102、104、106 に示したシーケンスにおける各画像に関して同様の位置に存在する個々のピクセルに関して繰り返される。少なくとも理論的には、共通の位置のピクセル値は、図 11 に示すように、時間及び平均強度の関数としてグラフィック的にプロットされ、図 10 における矢印 100 により挿入された共通位置のピクセル値のプロットを示している。この共通位置のピクセルは、その後、興味ある領域の二次元又は三次元画像における表示のための灌流パラメーターを展開すべく使用される。好適実施例において、以下の式のカーブ 1 ~ 10 に対するプロットされた値をフィッティングすることによりパラメーターが生成される：

【0023】

【数 1】

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

30

ここで、A は、最終的な曲線強度、B は、この曲線の初期勾配に比例数であり、C は、浮動小数点係数である。この式の描写曲線 110 は、図 12 に示されている。下述するように、値 A、B 及びこれらの組み合わせ（A * B、A / B 等）を用いてパラメーターを形成してもよい。

【0024】

図 13a 及び 13b は、上述した曲線特性を用いて、A * B のパラメーター値からのパラメトリック画像の生成を示している。図 13a の表において、第 1 の二つのカラムは、二次元画像におけるピクセルの座標を示している。三次元画像に関して第 3 の座標を使用してもよい。図 13a と図 13b との間の 0 から 255 にて構成されたカラーバー 112 により示されたパラメーター値の範囲は、各パラメーターを色調、輝度又はその他のディスプレイ特性へとコード化（マッピング）するのに使用される。この色調は、その後、二次元又は三次元パラメトリック画像 120 における個々の位置において、表示され、ここでは、心臓の心筋は、パラメトリック的に表示される。

【0025】

本発明の技術は、図 13b に示した単一の静止画像 120 を生成するのに使用されてもよく、あるいは、これらは、連続的に或いはリアルタイムに表示されてもよいパラメトリック画像のシーケンスを生成するのに使用されてもよい。例えば、図 14 は、シーケンス 130 における個々の画像に対して、ECG 波形 72 上の位置から絵画された矢印により示されているように、心臓サイクルの異なるフェーズに由来するパラメトリック灌流画像

50

のシーケンスを示している。パラメトリック画像シーケンス 130 における各パラメトリック画像は、例えば、図 6 a、6 b 及び 6 c の異なるフェーズシーケンスの異なる一つにより形成されてもよい。図 6 a の画像は、パラメトリック画像 130 a を生成するのに使用されてもよく、図 6 b の画像は、パラメトリック画像 130 b を生成するのに使用されてもよく、且つ、図 6 c の画像 11 は、パラメトリック画像 130 c を生成するのに使用されてもよい。シーケンス 130 が、全体或いは部分的にリアルタイムで表示される場合、心臓サイクルの異なるフェーズの間の心筋における種々の位置における灌流の変化を明らかにするであろう。従って、この画像シーケンスは、心筋灌流情報及び同様の診断用画像シーケンスにおける心内膜の壁動作の動性の両方を明らかにする。

【0026】

灌流が心臓サイクルにそれほど強力に関係されていない臓器、例えば、肝臓、腎臓、移植臓器又は手足における灌流では、トリIGGERリングは、実用的でないかもしれない。灌流画像は、フラッシュ画像フレームに続く一つ以上の選択された再灌流時間の間に生成される。パラメトリック画像は、腫瘍の検知などの診断に使用されてもよく、腫瘍におけるパラメーターは、再灌流により、周辺の性状な組織に比べて「ライトアップ」された画像を生じるであろう。上述の曲線保定制式に関して示した以外のパラメーターを使用してもよい。例えば、灌流パラメーターは、曲線 110 などの曲線から実際に取得されたデータ（図 11）の誤差又は偏差に基づいていてもよい。本発明の技術は、造影剤のボラス注射又は造影剤の連続注入に使用されてもよい。ボラス注射による本発明の実用例は、肝臓における腫瘍診断である。ボラス注射の後、肝臓における腫瘍は、造影剤が肝臓の動脈血流に供給され注入されるにつれ「ライトアップ」される。肝臓における正常組織は、造影剤が門脈から肝臓に流入するにつれ、遅れてライトアップされる。この遅れた時間において、腫瘍は、周囲の正常組織と同等或いはそれよりも低い輝度を有するようになる。一時的なパラメトリック画像は、診断工程の異なるフェーズにおいて、灌流でのこれらの差異を明らかにするであろう。

【0027】

上述の記載から理解されるであろうことは、示す目的のために本発明の特定の実施例をここに述べてきたが、種々の改変は、本発明の精神及び範囲から解離することなく行われてもよいことである。従って、本発明は、添付した請求項以外に限定されない。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図 1】本発明の一つの実施例による超音波画像化システムに関するブロック図である。

【図 2】図 1 のシステムを用いて取得した心筋の B モード画像を示す概略図である。

【図 3】パラメトリック画像に関するリアルタイム画像フレームのシーケンスの取得を示している。

【図 4】パラメトリック画像に関するフレームのシーケンスのゲートされた（トリIGGERリングされた）取得を示している。

【図 5】複数の心臓サイクルにおけるリアルタイム画像のシーケンスを示している。

【図 6】図 5 のシーケンスの画像から構築された心臓サイクルの唯一のフェーズに関する画像のシーケンスを示している。

【図 7】補助境界検知を用いた画像における興味ある領域の図を示している。

【図 8】興味ある領域のマスキングを示している。

【図 9】興味ある領域のピクセル値を定量するための好適な技術を示している。

【図 10】ピクセル位置に関する再灌流曲線の同定に関する複数の画像からのピクセル値の選択を示している。

【図 11】画像データからの灌流曲線のプロットを示している。

【図 12】図 11 の灌流曲線に対するカーブフィットを示している。

【図 13】灌流パラメトリックの色調スケール及び二次元画像へのマッピングを示している。

【図 14】心臓サイクルの異なるフェーズに対応するパラメトリック灌流画像に関するリ

10

20

30

40

50

【 図 3 】

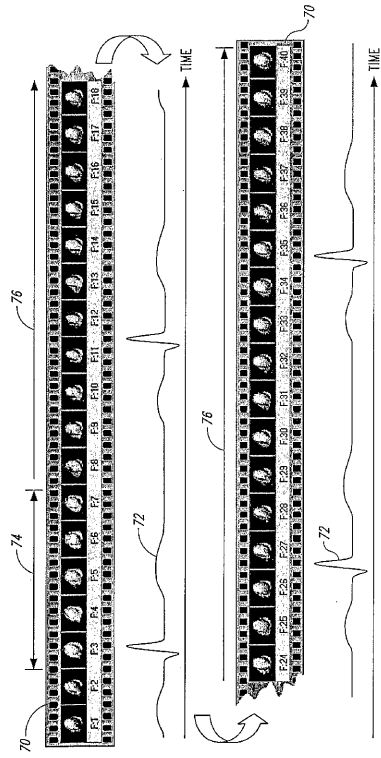
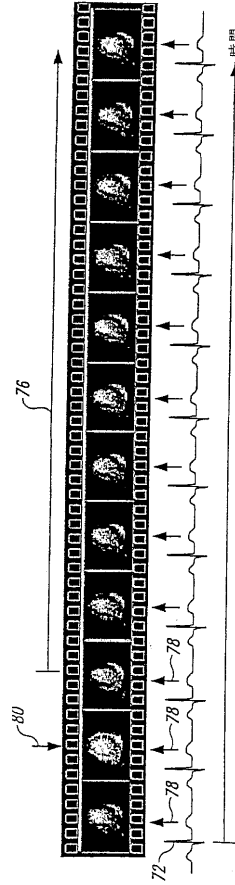


Fig. 3

【 図 4 】



【 図 5 】

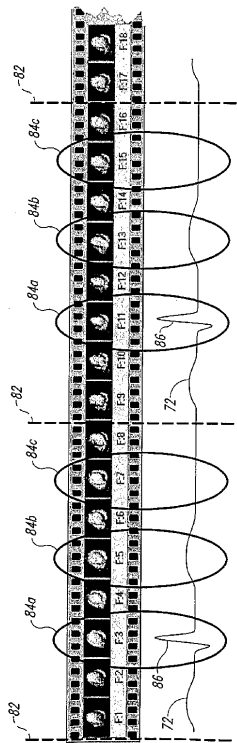


Fig. 5

【 図 6 A 】

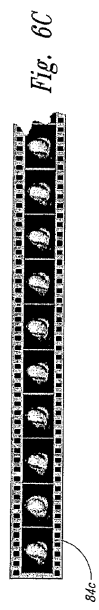


Fig. 6A

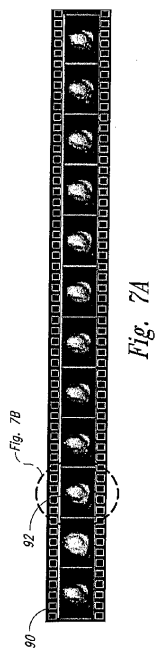
【 図 6 B 】



【 図 6 C 】



【 図 7 A 】



【 図 7 B 】

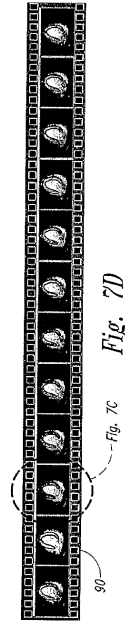


Fig. 7B

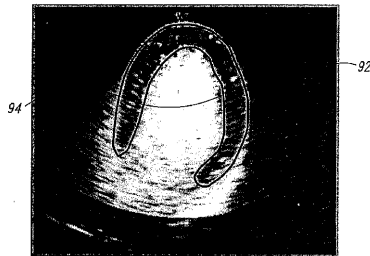
【図 7 C】

*Fig. 7C*

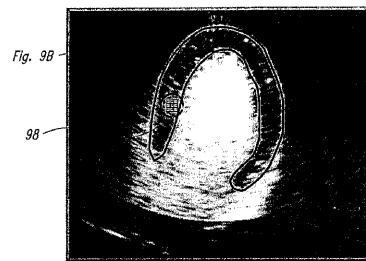
【図 7 D】

*Fig. 7D*

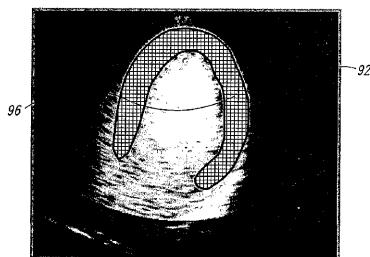
【図 8 A】

*Fig. 8A*

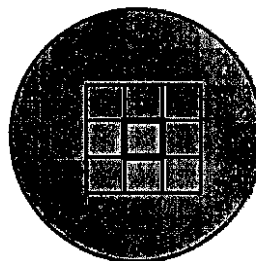
【図 9 A】

*Fig. 9A*

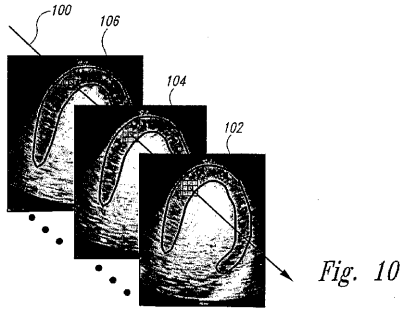
【図 8 B】

*Fig. 8B*

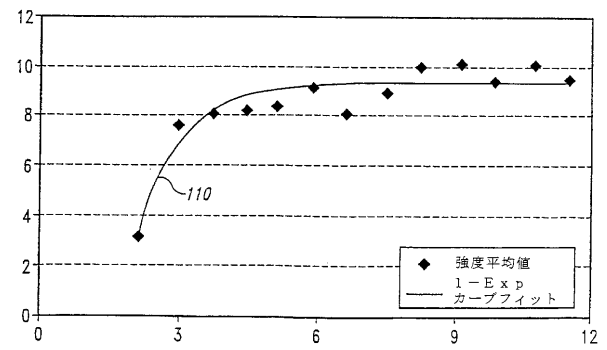
【図 9 B】

*Fig. 9B*

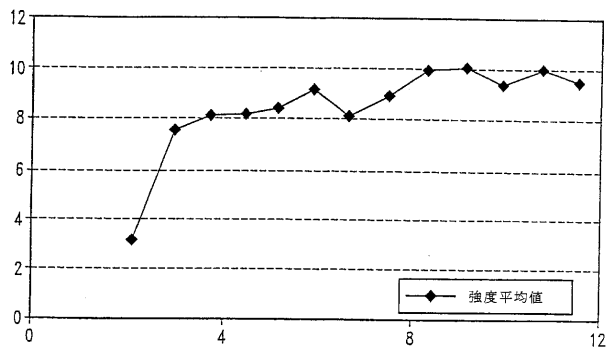
【図 10】



【図 12】



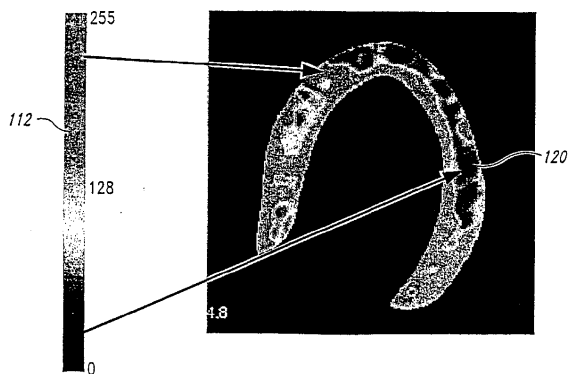
【図 11】



【図 13】

ピクセルX 座標	ピクセルY 座標	パラメーター値 A * B	色値
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
...	...	...	...

A



B

【図 14】

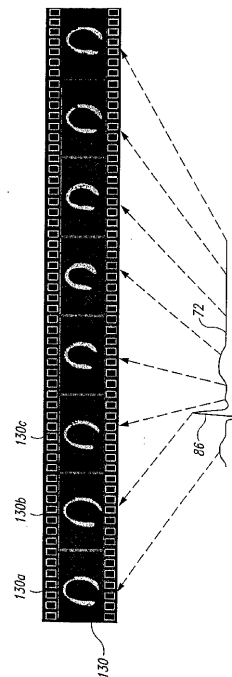


Fig. 14

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/IB 02/05069

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G01S7/52 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)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	H. BECHER, P. BURNS: "Handbook of Contrast Echocardiography, Chapter IV" June 2000 (2000-06), SPRINGER, FRANKFURT AND NEW YORK XP002231613 page 158, left-hand column, paragraph 1 page 164 -page 170 figures 9-13	7-15
X	H. BECHER, P. BURNS: "Handbook of Contrast Echocardiography, Chapter III" June 2000 (2000-06), SPRINGER, FRANKFURT AND NEW YORK XP002231614 page 95-97 page 108 page 111 --- -/--	7-15
☒ Further documents are listed in the continuation of box C. ☒ 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 *&* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 20 February 2003		Date of mailing of the international search report 11/03/2003
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Reuss, T

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/IB 02/05069

C,(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	H. BECHER, P. BURNS: "Handbook of Contrast Echocardiography, Chapter II" June 2000 (2000-06), SPRINGER, FRANKFURT AND NEW YORK XP002231619 page 50, right-hand column, paragraph 1 page 52, right-hand column page 54, left-hand column, paragraph 1 page 72-78 ---	7-15
X	H. BECHER, P. BURNS: "Handbook of Contrast Echocardiography, Chapter I" June 2000 (2000-06), SPRINGER, FRANKFURT AND NEW YORK XP002231620 page 23; figure 23 ---	7-15
X	J. SKLENAR ET.AL.: "Parametric Imaging for Myocardial Contrast Echocardiography..." COMPUTERS IN RADIOGRAPHY, vol. 25, 16 September 1998 (1998-09-16), pages 461-464, XP010314381 ---	7,9,12,13
Y	the whole document ---	8,10,11,14,15
P,X	US 6 398 736 B1 (SEWARD JAMES B) 4 June 2002 (2002-06-04) abstract; figures 1-3,5-8 column 1, line 32 -column 2, line 50 column 4, line 30 -column 5, line 35 column 7, line 8-17 column 9, line 7 -column 10, line 59 column 12, line 26-67 column 14, line 28-39 ---	7,15
Y	US 5 833 613 A (AVERKIOU MICHALAKIS ET AL) 10 November 1998 (1998-11-10) cited in the application ---	8,10,14,15
A	abstract; figures 4,9-13 column 2, line 17-29 column 3, line 13-42 column 4, line 8-10 column 4, line 60-66 column 5, line 50-54 column 7, line 9 -column 8, line 37 column 9, line 14-54 column 11, line 30 -column 12, line 17 ---	9,12
Y	US 6 106 465 A (WANG JOHN S ET AL) 22 August 2000 (2000-08-22) abstract; figure 1 column 1, line 6 -column 2, line 56 column 10, line 29-57 -----	11

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

patent family members

PCT/IB 02/05069

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6398736	B1	04-06-2002	US 2002128554 A1	12-09-2002
US 5833613	A	10-11-1998	US 2002040189 A1	04-04-2002
			US 2002055681 A1	09-05-2002
			US 5908389 A	01-06-1999
			US 6315729 B1	13-11-2001
			US 5879303 A	09-03-1999
US 6106465	A	22-08-2000	NONE	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/IB 02/05069

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 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.: 1-6
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
The method described in claims 1-6 contains a surgical step (injection of an ultrasound contrast agent into the blood stream). Such subject matter need not to be searched by the ISA (Art. 17(2)(a)(i) and Rule 39.1(iv), PCT).
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 II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 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.

 フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,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,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,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,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,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,N O,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 スカイバ, ダニー エム

オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6

(72)発明者 ドリミアー, ダミアン ジェイ - ジェイ

オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6

(72)発明者 パワーズ, ジェフリー イー

オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 DD03 DD15 DE06 DE10 DE11 EE09 FF08 HH05

HH16 JC09 JC16 JC26 JC37 KK02 LL03

5J083 AA02 AB17 AC28 AC29 AD01 AD04 AD13 AE10 BA01 BC02

BE14 CA12 DC01 DC05 EA14

专利名称(译)	超声成像系统和显示组织灌注的方法和随时间变化的其他参数		
公开(公告)号	JP2005512650A	公开(公告)日	2005-05-12
申请号	JP2003553290	申请日	2002-11-29
[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	スカイバダニーエム ドリミアードミアンジェイジェイ パワーズジェフリーイー		
发明人	スカイバ,ダニー エム ドリミアー,ダミアン ジェイ-ジェイ パワーズ,ジェフリー イー		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/463 A61B8/065 A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/481 A61B8/543 G01S7/52038 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/06 G01S15/89.B		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/DE11 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/HH05 4C601/HH16 4C601/JC09 4C601/JC16 4C601/JC26 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/LL03 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC28 5J083/AC29 5J083/AD01 5J083/AD04 5J083/AD13 5J083/AE10 5J083/BA01 5J083/BC02 5J083/BE14 5J083/CA12 5J083/DC01 5J083/DC05 5J083/EA14		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	10/025200 2001-12-18 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于显示指示组织灌注的参数图像的方法和系统具有连接到ECG设备的超声成像系统。ECG设备触发成像系统以在多个心跳中的每一个期间的预定时间单独地获取指示组织灌注的对比图像数据。从感兴趣区域中的组织再灌注期间获取的时间对比度数据识别关于在诸如心肌的感兴趣区域中的位置的参数图像数据。该参数被映射到诸如色调的显示值以生成参数灌注超声图像。可以生成一系列图像，其显示共同图像序列中的灌注特征和心肌的动态壁运动。

