

(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2005-529672

(P2005-529672A)

(43) 公表日 平成17年10月6日(2005.10.6)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/00

F I

A 6 1 B 8/00

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 24 頁)

(21) 出願番号 特願2004-512606 (P2004-512606)
 (86) (22) 出願日 平成15年6月4日 (2003.6.4)
 (85) 翻訳文提出日 平成16年12月17日 (2004.12.17)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2003/002497
 (87) 国際公開番号 W02003/105691
 (87) 国際公開日 平成15年12月24日 (2003.12.24)
 (31) 優先権主張番号 10/174, 282
 (32) 優先日 平成14年6月18日 (2002.6.18)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

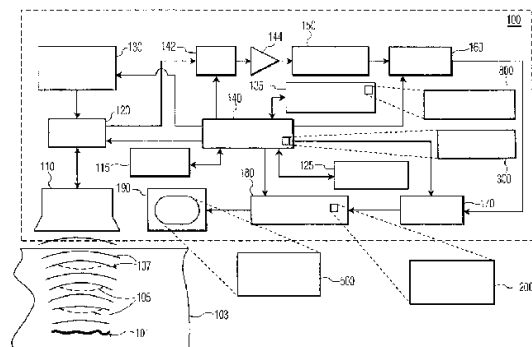
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ペーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 Groenewoudseweg 1, 5
 621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 同期化されたパーススタンスによる造影剤描出処理

(57) 【要約】

造影剤が灌流されている組織とそうでない組織との間の超音波ハーモニックイメージングによる同期化されたパーススタンスのためのシステム及び方法が開示される。超音波ハーモニックイメージングシステムは、フレームメモリと、フレームプロセッサと、パーススタンスアクチュエータと、パーススタンスコントローラとを有する。好適な一実施例では、パーススタンスアクチュエータは、造影剤を破壊する超音波の送信にตอบสนองして、パーススタンスフィルタリングをイネーブル解除する。造影剤の超音波反応を観察する方法は、描出対象の組織に造影剤を導入し、造影剤と組織の観察に適した第1超音波伝送信号により組織を照射し、造影剤の実質的部分を破壊するため、伝送信号パラメータを変更し、変更された伝送信号の起動中、パーススタンスフィルタリングをイネーブル解除し、組織の再灌流の観察中、パーススタンスフィルタリングをイネーブルとすることにより実行されてもよい。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

造影剤の超音波反応を観察する方法であって、
描出対象となる組織に少なくとも 1 つの造影剤を導入するステップと、
造影剤が灌流した組織のリアルタイムでの観察を可能にするよう調整された第 1 超音波
伝送信号により励起されるトランスデューサにより組織への照射を行うステップと、
前記照射された組織の内部に存在する前記造影剤の実質的部分が破壊される第 2 超音波
伝送信号を生成するため、少なくとも 1 つの超音波伝送信号パラメータを変更するステッ
プと、
前記第 2 超音波伝送信号の印加後に取得される連続する画像フレームがパーシスタンス
フィルタリングされた結果により妥協されるものでない前記第 2 超音波伝送信号に応答し
て、パーシスタンスフィルタを起動するステップと、
を有することを特徴とする方法。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の方法であって、さらに、
前記描出対象の組織の造影剤の再灌流のリアルタイムでの観察を可能にするため、前記
第 1 超音波伝送信号を再印加するステップと、
前記第 1 超音波伝送信号の再印加に応答して、前記パーシスタンスフィルタを起動する
ステップと、
を有することを特徴とする方法。

20

【請求項 3】

請求項 1 記載の方法であって、
前記第 1 超音波伝送信号は、前記組織に導入された少なくとも 1 つの造影剤が経時的に
実質的变化をしないよう選択されたメカニカルインデックス (MI) を有することを特徴
とする方法。

【請求項 4】

請求項 1 記載の方法であって、
前記第 1 超音波伝送信号は、約 1 . 5 MHz 以上の周波数を有することを特徴とする方
法。

【請求項 5】

請求項 1 記載の方法であって、
前記第 2 超音波伝送信号は、前記組織に導入された少なくとも 1 つの造影剤が経時的に
実質破壊されるよう選択されたメカニカルインデックス (MI) を有することを特徴とす
る方法。

30

【請求項 6】

請求項 1 記載の方法であって、
前記第 2 超音波伝送信号は、約 1 . 5 MHz 以下の周波数を有することを特徴とする方
法。

【請求項 7】

請求項 1 記載の方法であって、
前記変更するステップは、トリガー信号に応答して実行されることを特徴とする方法。

40

【請求項 8】

請求項 1 記載の方法であって、
前記起動するステップは、前記パーシスタンスフィルタをイネーブル解除することを特
徴とする方法。

【請求項 9】

請求項 1 記載の方法であって、
前記起動するステップは、前記パーシスタンスフィルタをリセットすることを特徴とす
る方法。

【請求項 10】

50

請求項 2 記載の方法であって、

前記起動するステップは、前記パーシスタンスフィルタをイネーブルとすることを特徴とする方法。

【請求項 1 1】

請求項 7 記載の方法であって、

前記トリガー信号は、少なくとも 1 つの患者に関し導出されるパラメータに応答して生成されることを特徴とする方法。

【請求項 1 2】

請求項 1 1 記載の方法であって、

前記少なくとも 1 つの患者に関し導出されるパラメータは、心電図波形であることを特徴とする方法。 10

【請求項 1 3】

対象となる血管の血液の流れを、少なくとも 1 つの造影剤を前記血管に導入し、前記対象となる血管の内部の前記少なくとも 1 つの造影剤の再灌流を観察するため、少なくとも 1 つの超音波画像フレーム群を経時的に分析することにより診断する方法であって、

前記血液の内部の前記少なくとも 1 つの造影剤から反射する検出超音波信号の大きさを実質的に増大させる環境状態に応答してパーシスタンスフィルタを同期的に起動するステップを有し、

前記環境状態の除去後に取得される連続する画像フレームが前記パーシスタンスフィルタにより妥協されるものでないことを特徴とする方法。 20

【請求項 1 4】

請求項 1 3 記載の方法であって、さらに、

前記対象となる血管における前記少なくとも 1 つの造影剤の再灌流レートに応答して、前記対象となる血管における血流レートを推定するステップを有することを特徴とする方法。

【請求項 1 5】

請求項 1 3 記載の方法であって、さらに、

表示される前記血管の内部表面間の距離の測定結果と造影剤最大強度とに応答して、前記対象となる血管における血液量を推定するステップを有することを特徴とする方法。

【請求項 1 6】

請求項 1 5 記載の方法であって、さらに、

患者血液の酸素飽和レベルに応答して、前記対象となる血管により供給される組織部分に利用可能な酸素を推定するステップを有することを特徴とする方法。

【請求項 1 7】

患者の体内における少なくとも 1 つの造影剤及び組織のハーモニックイメージングのための超音波描出システムであって、

前記少なくとも 1 つの造影剤が経時的に観察可能となるよう複数の超音波パルスにより対象となる造影剤が灌流した組織を照射する手段と、

前記少なくとも 1 つの造影剤が前記対象となる組織においてもはや観察不可能となるように、前記少なくとも 1 つの造影剤を変形する少なくとも 1 つの超音波伝送パルスを制御可能に変化させる手段と、 40

前記変化された少なくとも 1 つの超音波伝送パルスの印加と実質的に重複する期間においてパーシスタンスフィルタリングが適用されないように、前記変化させる手段に応答して、超音波反応処理経路からパーシスタンスフィルタの残余効果を除去する手段と、を有することを特徴とするシステム。

【請求項 1 8】

請求項 1 7 記載の超音波描出システムであって、

前記除去する手段は、前記変化された少なくとも 1 つの超音波伝送パルスの印加と実質的に重複する期間においてパーシスタンスフィルタリングが適用されないように、前記変化させる手段に応答して、超音波反応処理経路からパーシスタンスフィルタをバイパスす 50

る手段により置換されることを特徴とするシステム。

【請求項 19】

請求項 17 記載の超音波描出システムであって、
前記除去する手段は、第 1 画像フレームに関するデータを連続する画像フレームに関するデータに置換することを特徴とするシステム。

【請求項 20】

請求項 17 記載の超音波描出システムであって、
前記除去する手段は、第 1 画像フレームに関するデータを直前の画像フレームに関するデータに置換することを特徴とするシステム。

【請求項 21】

請求項 17 記載の超音波描出システムであって、さらに、
少なくとも 1 つの血流パラメータを診断する手段を有することを特徴とするシステム。

【請求項 22】

請求項 21 記載の超音波描出システムであって、
前記診断する手段は、前記患者の組織における前記少なくとも 1 つの造影剤の再灌流をモニタすることを特徴とするシステム。

【請求項 23】

患者の体内における少なくとも 1 つの造影剤及び組織のハーモニックイメージングのための超音波診断描出システムであって、
複数の画像フレームを一時的に格納するフレームメモリと、
前記フレームメモリに結合され、画素単位での画像データを有する出力を生成するフレームプロセッサと、
少なくとも 1 つの超音波伝送信号に応答するパーシスタンスアクチュエータと、
前記フレームプロセッサの出力を受け取り、前記パーシスタンスアクチュエータに応答して、連続する画像フレームからの画素単位での画像データを数学的に合成するパーシスタンスコントローラと、
を有することを特徴とするシステム。

【請求項 24】

請求項 23 記載の超音波診断描出システムであって、
前記パーシスタンスアクチュエータは、前記少なくとも 1 つの超音波伝送信号が、前記組織における前記少なくとも 1 つの造影剤を実質的に破壊するよう構成される場合、前記少なくとも 1 つの超音波伝送信号に応答して、前記パーシスタンスコントローラをイネーブル解除することを特徴とするシステム。

【請求項 25】

請求項 24 記載の超音波診断描出システムであって、
前記パーシスタンスアクチュエータは、所定数の画像フレームに対して前記パーシスタンスコントローラをイネーブル解除することを特徴とするシステム。

【請求項 26】

請求項 24 記載の超音波診断描出システムであって、
前記パーシスタンスアクチュエータは、所定数の画像フレームに対して前記パーシスタンスコントローラをリセットすることを特徴とするシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、超音波描出処理に関する。より詳細には、本発明は、造影剤描出診断評価を向上させるシステム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波描出処理は、画質、安全性及び低コストであるため、多くの診断用途において従来の X 線に急速に取って代わりつつある。超音波画像は、典型的には、人体などの媒体に

10

20

30

40

50

向けられる圧縮波の送受信が可能な位相化またはリニアアレイトランスデューサを用いることにより形成される。通常、このようなトランスデューサは、所望の圧縮波を生成するための印加された電圧に応答して振動するマルチ要素圧電物質から構成される。圧電性トランスデューサ素子は、典型的には、トランスデューサ組み立て部品を形成するのに配備される複数の素子を有するジルコン酸チタン酸鉛（PZT）から構成される。MUT（Micro-machined Ultrasonic Transducer）として知られる新世代の超音波トランスデューサもまた利用可能である。MUTは、典型的には、トランスデューサ組み立て部品を形成するための共通基板上に典型的に形成される多数の素子により半導体製造技術を用いて製造される。トランスデューサ素子のタイプとは関係なく、トランスデューサ素子はさらに、組み合わせることにより超音波プローブが形成される制御電子機器をおそらく有する筐体内に組み立てられる。超音波プローブは、各種素子の表面とプローブ本体との間の音響一致レイヤを有するようにしてもよい。その後、超音波プローブは、人体の各種組織を介し超音波圧縮波を送受信する超音波送受信装置と共に利用されてもよい。様々な超音波反応がさらに超音波描出システムにより処理され、人体の各種構造及び組織が表示される。

10

【0003】

高画質化のため、超音波プローブは、圧縮波の特定の周波数を生成するよう構成される必要がある。一般には、低周波数圧縮波は媒体（人体など）への深めのペネトレーション（penetration）を与えるが、送信される波長の長さにより低い解像度の画像を生成することになる。他方、高周波数圧縮波は高解像度を提供するが、良好でないペネトレーションとなるであろう。従って、送信周波数の選択は、解像度とペネトレーションとのバランスに関するものとなる。残念なことにこれまでは、深いペネトレーションを犠牲にして十分な解像度を確保したり、その逆に高い解像度を犠牲にして深いペネトレーションを確保してきた。従来、周波数選択の問題は、与えられた用途に適当なペネトレーションを提供する最も高い描出周波数（すなわち、最善の解像度）を選択することにより解決されてきた。例えば、成人の心臓描出では、胸壁を貫通させるため、2～3MHzの範囲の周波数が典型的に選ばれている。十分な画像解像度が欠如するため、より低い周波数の利用はなかった。狭窄性閉塞（stenotic obstruction）により影響を受ける小さな損傷及び動脈の描出に必要な高精細解像度を要する放射線及び血管用途には、しばしば高周波数が利用される。

20

30

【0004】

最近では、高解像度と深いペネトレーションの両方を得るため、新たな方法が研究されてきた。そのような方法の1つとして、ハーモニックイメージング（harmonic imaging）がある。ハーモニックイメージングは、生体組織などのオブジェクトが自身の非基本波周波数、すなわち、基本波周波数のハーモニック成分を生成し、返すという現象に基づくものである。この現象とデジタル技術の画像処理能力の向上は、オブジェクトの高解像度画像の形成のため、低い基本波周波数（ f_0 ）による送出（従って、深い貫通処理）と高い周波数のハーモニック成分（例えば、 $2f_0$ など）での反射の受け取りを行うことにより、描出対象オブジェクトを励起することを可能にする。例えば、画像を形成するため、2MHzより低い周波数を有する波を人体に送信し、3MHzより高い周波数を有する1以上の高調波を受信することができる。このような描出処理により、深いペネトレーションをそれに伴う画像解像度の損失なく達成することができる。

40

【0005】

しかしながら、組織貫通のため低い周波数により送出し、描出解像度の向上のためハーモニック周波数成分を受け取る効果を得るため、基本波周波数近傍の十分な帯域幅を送出し、ハーモニック成分近傍の十分な帯域幅を受け取ることが可能な広帯域トランスデューサが必要とされる。米国のAgilent Technologiesにより製造販売されている超音波描出システムSONOSTTM 5500と共に利用可能なs4トランスデューサは、単一のトランスデューサによるハーモニックイメージングを可能にする適切な帯域幅を有し、これにより十分な臨床の向上をもたらす。さらに、s4トランスデューサと

50

SONOSTTM 5500の組み合わせは、単一のトランスデューサを用いて複数の描出パラメータの選択肢を提供し、これにより、ベネトレーションの選択と共に解像度の選択を提供することができる。

【0006】

従来の超音波スキャナは、画素の明るさが受け取った超音波エコーの強さに基づく組織の2次元Bモード画像を生成することができる。カラーフロー描出処理では、血液の流れや組織の動きを描出することができる。ドプラ効果を用いた心臓と血管の血流の測定は周知である。後方散乱された超音波の周波数シフトを用いて、組織や血液からの後方散乱の速度が測定されてもよい。血管内部や心臓腔などから反射した音波の周波数は、血球の速度に比例してシフトする。トランスデューサに向かって進行する細胞から反射した超音波の周波数は、正の向きにシフトする。逆に、トランスデューサから離れて進行する細胞からの超音波反射の周波数は、負の向きにシフトする。ドプラシフトは、異なる色を用いて流れのスピード及び方向を表すのに表示されてもよい。診断者やオペレータを支援するため、Bモード画像にカラーフロー画像が重ねられてもよい。

10

【0007】

他の画像と同様に超音波画像は、観察されている1以上のオブジェクトの再生に利用される様々な画素に関する強度に不利な影響を及ぼすノイズを受ける。他の画像と同様に、超音波画像もまた、リアルタイムの画像シーケンスのテンポラルノイズ(temporal noise)の影響を受ける。通常、従来の超音波描出システムは、極座標形式または直交座標系式のデータに対して動作する画像フレームフィルタリング機能を有する。

20

【0008】

画像からテンポラルノイズを低減する1つの方法は、表示画素強度を生成するため、前のフレームからの対応する画素強度を現在の入力フレームにより重み付け及び和をとるフィルタを利用するというものである。これは、ときどき「テンポラルフィルタリング」または「パーシスタンスフィルタリング(persistence filtering)」と呼ばれる。この方法では、前の表示フレームの画素が、重みを用いて入力フレームの画素と平均化される。この重みは、同程度のテンポラルフィルタリングをフレーム内のすべての画素に適用する。この結果、当該方法はデータ独立なもの、すなわち、基礎となる画像データの変化に非適応的なものとなる。テンポラルノイズが低減されている間、このシンプルなフィルタリングは、小さな構造、構造の境界または画像領域を移動する構造の境界を不鮮明にしたり、劣化させたりする悪影響を有する。

30

【0009】

以下で詳述されるように、連続的なパーシスタンスフィルタリングは、リアルタイムの描出処理及び高出力超音波送信パルスに関して利用されるとき、不適当なものとなるであろう。

【0010】

ハーモニックイメージングは、造影剤と共に用いられるとき、特に効果的なものとして行うことができる。造影剤描出処理では、典型的には、微小気泡として知られる気体または液体が充填した微小球形の造影剤が、通常は血液循環である媒体に注入される。特定の周波数が印加されるときに強い非線形反応特性により、造影剤による共振は、超音波トランスデューサにより容易に検出することができる。

40

【0011】

造影剤導入後にハーモニックイメージングを用いることにより、医療従事者は、患者の循環器系内部の血液が充填した組織の健康状態と血流の動きを診断する描出能力を有意な程度まで向上させることができる。例えば、造影剤ハーモニックイメージングは、心筋境界の検出、毛細血管血流の評価及び心筋血流の検出に特に効果的である。

【0012】

照射される超音波圧縮波のパワーまたはメカニカルインデックスは、造影剤音響反応に直接影響を与える。低いパワーでは、殻(shell)を形成する物質により1以上のガス状の造影剤を封入することにより形成される微小気泡が、送信周波数のハーモニックの

50

共振及び放射を行う。これらの微小気泡高調波の大きさは、励起信号パルスの大きさに依存する。高い音響パワーでは、微小気泡が破裂し、強力な広帯域信号を発生させる。描出のためこれら強力な後方散乱信号を利用するため、描出平面内での一様な破壊が生じることが望ましい。一般に、送信周波数が高くなるに従い、描出平面内の微小気泡からの反応の変動は大きくなる。気泡の破壊では、低周波数が高周波数よりも効率的であると判断されてきた。

【0013】

今日のシステムでは、気泡検出及び気泡破壊の一様性の欠如を処理するため、S/N比 (Signal-to-Noise ratio) 及び微小気泡の破壊を増大させるため、マルチパルス技術が利用されている。しかしながら、造影剤検出のためのマルチパルス技術では、ユーザは真の気泡の共振からの挙動アーチファクトと破壊信号とを識別可能であることが要求される。例えば、ハーモニックパワードブラ法などの高MI (mechanical index) トリガー技術では、心臓が比較的定常状態にあるときの心臓周期の当該部分においてトリガーが発生することが重要である。トリガーによる挙動アーチファクトと心臓周期の変動との識別が、ユーザによる診断を困難なものとし、臨床現場における造影描出の受け入れを遅らせている。

10

【0014】

Uhlendorfらによる米国特許第5,410,516号では、ハーモニックイメージングなどの単一パルス励起技術を伴う造影剤描出処理が開示されている。具体的には、Uhlendorfは、任意の整数ハーモニック(2次、3次など)、サブハーモニック(1/2ハーモニックなど)またはウルトラハーモニック(3/2ハーモニックなど)を選択的に観察するためのRF (radio frequency) フィルタを選択することにより、組織に対する微小気泡の比を改善することができるということを教示している。2次高調波は、より高次の整数ハーモニック、サブハーモニックまたはウルトラハーモニックに比較して、当該周波数における大きな気泡反応のため最も有用であるということがわかっている。2次高調波はまた、トランスデューサに対する帯域幅制限(すなわち、70%帯域幅未満、ただし、パーセント帯域幅は、高コーナー周波数-6dBポイントと低コーナー周波数-6dBポイントとの差をセンタ周波数により除したものとして定義される)により最も実用的である。しかしながら、ハーモニックイメージングと共に単一パルス励起技術では、大きな組織による整数ハーモニック信号が造影剤により生成される信号をマスクするため、良好でない微小気泡対組織比が生じてしまう。

20

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0015】

現在、超音波造影検査の分野では、低音響出力描出技術を用いて、リアルタイムでの超音波造影剤の描出を行うことが通例である。この描出処理が実行されている間、複数の高出力伝送パルスシーケンスが、視野にある造影剤の破壊または変更のため、対象組織に照射される。適切な状態の下、造影剤後方散乱が対象領域から実質的に除去されてもよい。この方法により、オペレータは対象となる様々な組織内の造影剤の再灌流 (re-perfusion) の観察及び記録が可能である。造影描出の出現前には、上述のように、ビデオ画像にパーシスタンスまたはテンポラルフィルタリングを適用する技術を用いて、平均化によるサーマルノイズの影響を低減させることにより、画像表示の改善が行われてきた。しかしながら、破壊を行う伝送シーケンスが適用される造影剤により拡張された超音波画像にパーシスタンスフィルタリング技術を適用するとき、破壊を行うシーケンスのより明るいフレームがパーシスタンス技術により平均化され、これにより観察される組織の再灌流を有する結果として得られる画像フレームのいくつかを不明瞭なものとしてしまう。

40

【0016】

従来技術に関する上記及び他の問題点に対して、本発明は、造影剤が灌流した組織のハーモニックイメージングのための改良された超音波描出システム及び方法に関する。

50

【課題を解決するための手段】

【0017】

簡潔に述べると、本システムは、その構成上、トランスデューサ、超音波描出システム、パーシスタンスモジュールを有する映像プロセッサ、患者インタフェース及び診断プロセッサにより実現可能である。

【0018】

本発明はまた、造影剤破壊と再灌流描出との同期したパーシスタンスのための方法を提供するものとみなされうる。これに関して、本方法は、少なくとも1つの造影剤を導入するステップと、対象期間のリアルタイムによる観察を可能にするよう調整された超音波信号により組織に音波を当てるステップと、造影剤破壊シーケンスを生成するため、前記伝送信号に関する1以上のパラメータを変更するステップと、前記破壊シーケンス中の画像フレームがパーシスタンスフィルタリングされた結果に影響を与えることがないように、超音波システムのパーシスタンス回路を前記破壊シーケンスと同期させるステップとによりまとめることができる。これにより、造影剤破壊中の高出力超音波反射からの残留物による悪影響なく、対象組織における造影剤の以降の再灌流中におけるパーシスタンスフィルタリングの適用が可能となる。

【0019】

本発明の他のシステム、方法、特徴及び効果は、以下の図面及び詳細な説明により、当業者に明らかとなるであろう。このような追加的システム、方法、特徴及び効果のすべてが本説明に含まれ、本発明の範囲に属し、添付されたクレームにより保護されるものとする。

【0020】

本発明は、以下の図面を参照することにより、より良好に理解されうる。図面における構成要素は、本発明の原理を明快に示すためのものであり、そのサイズに限定される必要はない。さらに、図面を通じて、同一の参照番号は対応する部分を示す。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

本発明の様々な特徴を要約して、図面に示されるような本発明の詳細な説明が参照される。本発明は上記図面と共に説明されるが、本発明をここで開示された実施例に限定するものではない。他方、添付されたクレームにより規定されるような本発明の趣旨及び範囲内に含まれるすべての代替、変更及び均等物をカバーするものとする。

【0022】

図面を参照するに、同一の参照番号は図面を通じて対応する部分を示す。図1を参照するに、超音波伝送波形を変化させることにより、組織及び造影剤の視覚化が可能な超音波描出システムのブロック図が示される。複数の励起レベルを有する超音波パルス系列の生成が可能な超音波描出システムの一例が、本出願と共通の譲受人を共有し、その内容がここに含まれる米国特許第5,577,505号に開示される。非線形造影剤反応に高い感度を有する超音波描出システムの一例が、本出願と共通の譲受人を共有し、その内容がここに含まれる2000年7月14日出願された米国特許出願09/618,510号に開示されている。

【0023】

図1は、本発明の教示及び概念に従う超音波描出システムの機能ブロック図を示す。これに関し、超音波造影剤組織描出(UCATI)システム100は、トランスデューサ110、患者インタフェース115、RFスイッチ120、オペレータインタフェース125、伝送コントローラ130、診断プロセッサ135、システムコントローラ140、アナログデジタル変換器(ADC)142、タイムゲイン制御アンプ144、ビーム形成装置150、RF(radio frequency)フィルタ160、信号プロセッサ170、映像プロセッサ180及びディスプレイ190を有するようにしてもよい。

【0024】

図1に示されるように、システムコントローラ140は、同期化されたパーシスタンス

10

20

30

40

50

のための方法 300 を実行するよう構成されてもよい。同期化されたパースタンスのための方法 300 は、図 3 のフローチャートに関して詳細に説明される。図 1 に示されるように、映像プロセッサ 180 は、パースタンスモジュール 200 を有するようにしてもよい。パースタンスモジュール 200 の一例となる構成及び動作が、図 2 に関して詳細に説明される。本発明の概念及び教示に従って、ディスプレイ 190 は、図 5 A ~ 5 C 並びに図 6 A 及び 6 B に関して説明される複数の診断超音波画像 500 を生成するようにしてもよい。図 1 にさらに示されるように、診断プロセッサ 135 は、図 8 のフローチャートに関して説明される診断分析を実行する方法 800 により構成されてもよい。

【0025】

図 1 に示されるように、トランスデューサ 110 は、RF スイッチに電氣的に結合されるようにしてもよい。RF スイッチ 120 は、図示されるように、伝送コントローラ 130 から結合される伝送入力と、トランスデューサ 110 に電氣的に結合されるトランスデューサポートを有するよう構成されてもよい。RF スイッチ 120 の出力は、タイムゲイン制御アンプ 144 によるさらなる処理の前に、デジタル変換のため ADC 142 に電氣的に結合されてもよい。ビーム形成装置 150 は、RF フィルタ 160 に結合されてもよい。RF フィルタ 160 はさらに、映像プロセッサ 180 におけるさらなる信号処理の前に、信号プロセッサ 170 に結合されてもよい。その後、映像プロセッサ 180 は、入力信号をディスプレイ 190 に供給するよう構成されてもよい。システムコントローラ 140 は、各装置に必要なタイミング信号を与えるため、伝送コントローラ 130、ADC 142、RF フィルタ 160、信号プロセッサ 170 及び映像プロセッサ 180 に結合されてもよい。

【0026】

図 1 の機能ブロック図に示されるように、システムコントローラ 140 は、患者インタフェース 115 とオペレータインタフェース 125 に通信可能に結合されてもよい。患者インタフェース 115 が多数の関連するパラメータをシステムコントローラ 140 に提供することは理解されるであろう。例えば、患者インタフェース 115 は、システムコントローラ 140 に患者の呼吸サイクル、血圧及び心拍（心電図関連データなど）を示すデータと共に、多数の患者状態の診断に有用な他の患者パラメータを供給するようにしてもよい。

【0027】

当業者に認識されるように、システムコントローラ 140 は、汎用プロセッサ、マイクロプロセッサ、1 以上の特定用途向け回路（ASIC）、複数の適切に構成された論理ゲート、及び UCATI システム 100 の全体的動作を調整する個々の要素及び各種組み合わせから構成される他の周知の電氣的構成を有するようにしてもよい。さらに、システムコントローラ 140 は、1 以上のコンピュータ、メモリ装置、及び UCATI システム 100 の全体的動作を調整する他のハードウェア及びソフトウェア要素を有するようにしてもよい。さらに、システムコントローラ 140 は、コンピュータベースシステム、プロセッサを有するシステム、あるいは命令実行システムまたは装置から命令をフェッチし、当該命令を実行することができる他のシステムなどの命令実行システムまたは装置による使用あるいはそれと共に用いられる任意のコンピュータ読み出し可能な媒体により実現可能な、論理機能を実現する順序付けされた実行可能な命令リストを有するソフトウェアを有するようにしてもよい。コンピュータ読み出し可能な媒体は、例えば、電子、磁気、光学、電磁気、赤外線または半導体システムあるいは装置、または伝搬媒体とすることができる。

【0028】

同様に、UCATI 100 内のその他のプロセッサ、具体的には、診断プロセッサ 135、信号プロセッサ 170、映像プロセッサ 180、及び UCATI 100 と一体化された他の装置もまた、1 以上の汎用プロセッサ、1 以上の ASIC、適切に構成された論理ゲート、コンピュータ、メモリ装置、及びプロセッサ 135、170、180 などに関する指定された機能の全体的動作を調整する付属のソフトウェア要素を有する他の同様のハ

ードウェアを有するようにしてもよい。上記プロセッサ 135、170、180 及び他の装置は、任意のコンピュータ読み出し可能な媒体により実現可能な論理機能を実現する順序付けされた実行可能な命令リストを有する自らのソフトウェアモジュールを有するようにしてもよい。

【0029】

UCATI 100 の一例となる構成を簡潔に説明したが、一般的動作に関するハイレベルの説明が与えられるであろう。これに関して、RF スイッチ 120 は、図 1 に示される残りの要素を有する超音波反応受信処理部から、UCATI システム 100 の伝送コントローラ 130 を隔離する。図 1 に示されるシステム構成は、超音波伝送パルス 105 によって図示される 1 以上の超音波圧縮波に変換される伝送コントローラ 130 内部で生成される電子伝送信号を提供する。超音波伝送パルス 105 が超音波照射を受ける組織層 103 に当たると、複数の伝送イベントまたは超音波伝送パルス 105 が当該組織 103 を透過する。複数の超音波ライン 105 の大きさが組織 103 の減衰効果を超える限り、複数の超音波伝送パルス 105 は内部のターゲット 101 に到達する。当業者は、異なる超音波インピーダンスを有する組織間の組織境界または交差領域では、複数の超音波ライン 105 の基本波周波数のハーモニックでの超音波反応が生じることが当業者には理解されるであろう。

10

【0030】

図 1 にさらに示されるように、このようなハーモニック反応が超音波反射 107 により示される。超音波が照射された組織 103 は、照射波形の密部分が疎部分より速く進行するため、ハーモニック反応を生じさせる。波形の密部分及び疎部分の進行レートの相違により、様々な組織境界を介し反射または散乱されるハーモニック信号の生成を当該波は歪める。ここで、図 1 は組織 103 内部のターゲット 101 に衝突する複数の照射された超音波伝送パルス 105 に対する 2 次高調波反応のみを示しているが、他のハーモニック反応もまた観察されるかもしれないということに注意することが重要である。例として、組織 103 と内部ターゲット 101 との間の組織境界に、サブハーモニック、ハーモニック及びウルトラハーモニック反応が形成されるかもしれないということが知られている。内部ターゲット 101 のみが、基本波周波数の整数倍のハーモニック反応を生成する。他方、各種造影剤は、サブハーモニック、ハーモニック及びウルトラハーモニック反応を生成することが示されてきた。以降、サブハーモニック反応は、基本波または伝送周波数より低い非整数ハーモニック反応として、ウルトラハーモニック反応は、基本波または伝送周波数より高い非整数ハーモニック反応として示されるかもしれない。

20

30

【0031】

組織層 103 の横断からの減衰効果を超える大きさの超音波反射 107 が、RF スイッチ 120 とトランスデューサ 110 によりモニタされ、伝記信号に変換される。超音波反射 107 の電気表示が、超音波反射 107 をデジタル信号に変換する ADC 142 において受け取られる。ADC 142 の出力に結合されたタイムゲイン制御アンプ 144 は、特定の超音波反射 105 が組織層 103 を横断するのに要する合計時間に関して、増幅を調整するよう構成されてもよい。このようにして、比較的浅いオブジェクトから生成される超音波反射 107 が、トランスデューサ 110 からさらに除去される照射されたオブジェクトから生成される超音波反射 107 を（大きさで）凌駕しないように、1 以上の内部ターゲット 101 からの反応信号はゲイン調整される。

40

【0032】

タイムゲイン制御アンプ 144 の出力は、ビーム形成装置 150、RF フィルタ 160 及び信号プロセッサ 170 を介しビーム形成、フィルタリング及び復調される。その後、処理された反応信号は、映像プロセッサ 180 に転送される。反応信号を映像化したものがディスプレイ 190 に転送され、当該反応信号画像がフレーム単位で視覚化される。ここで用いられるデータのフレームは、複数の走査ライン及び任意のタイプの座標系と関連付けされた任意のデータ群を有する。

【0033】

50

異なる順序で関連付けされた追加または削除された構成要素を有する他の超音波システムが利用されてもよい。例えば、信号プロセッサ170は、Bモードプロセッサまたはドプラプロセッサの形態をとるものでもよく、あるいはドプラプロセッサがBモードプロセッサとのパラレル信号処理経路に含まれるようにしてもよい。さらなる例として、以下に限定されるものではないが、1以上の配線を有する電気接続（電子）、携帯型コンピュータディスク（磁気）、固定式またはハードディスクドライブ装置（磁気）、RAM（Random Access Memory）（電子）、ROM（Read-Only Memory）（電子）、EPROM（Erasable Programmable ROM）またはフラッシュメモリ（電子）、光ファイバ（光学）、携帯型CD-ROM（Compact Disc-ROM）（光学）などの映像記録装置あるいは他の同様の記録装置が、観察後の評価に用いる診断データを記録するため、UCATIシステム100に付属されてもよい。ここで、コンピュータ読み出し可能なデータ記憶媒体は、UCATIシステム100によりデータは電子的にキャプチャされるため、データの印刷が可能な紙や他の適切な媒体にであってよい。

10

20

30

40

50

【0034】

好適な一実施例では、超音波反応情報の複数のフレームの獲得を調整するため、トリガー処理が用いられる。図1に示されるように、システムコントローラ140は、複数の画像フレームを取得するため、伝送コントローラ130、RFスイッチ120及び超音波信号処理経路上の各種構成要素を調整するよう構成されてもよい。トリガー状態にตอบสนองして、システムコントローラ140は、1以上のデータフレームを取得させる。患者インタフェース115と通信可能なECGモニタ（図示せず）から受け取られる情報から、1つのトリガー状態が導出されるかもしれない。他の実施例では、トリガー状態は、患者の呼吸サイクル、外部タイマあるいは他のトリガー指標から導出されるトリガーにより調整されるようにしてもよい。好ましくは、トリガー状態は、UCATIシステム100のユーザ/オペレータにより選択可能であり、システムコントローラ140によりモニタされる。1以上のトリガー入力の選択は、オペレータインタフェース125を介し行われてもよい。

【0035】

例えば、ECGトリガーが選択される場合、ECG信号閾値が設定され、患者インタフェース115に関するECGからの出力が、例えば、収縮末期（peak systole）の特定のため、ECG信号閾値と比較されてもよい。心臓周期を通じて1以上の閾値あるいはトリガーポイントが、トリガー閾値として特定され、ECG信号と比較される。トリガー状態が満たされると、システムコントローラ140は、1以上のデータフレームの取得及び処理を調整するよう構成されてもよい。1以上のデータフレームは、同一または異なるトリガー状態にตอบสนองして、取得及び処理が行われてもよいということは理解されるであろう。

【0036】

トリガー状態の生成に1以上の患者パラメータが合成されてもよいということは理解されるであろう。例えば、ECGまたは他の同様の装置により検知されるような患者の収縮末期は、第2トリガー入力を有する患者の呼吸サイクル（例えば、患者の息の吐き出しから導出される信号など）ピークによる第1トリガー入力を有するようになしてもよい。この例では、収縮末期及び吐き出しイベントの組み合わせにตอบสนองして、患者の心臓に向けられた画像フレームを取得が有用であるとわかるかもしれない。

【0037】

UCATIシステム100などの超音波描出システムは、照射された組織のリアルタイムの動画を生成するリアルタイム描出モードで動作するようになしてもよい。これらの動画は、連続する動画表示となるように、離散的な静止画ではあるが、十分高いフレームレート（例えば、20～30フレーム/秒など）で取得される。

【0038】

トリガーによるリアルタイム描出では、1以上の超音波伝送及びトリガーシナリオに従

って、複数のフレームが繰り返し生成されるようにしてもよい。これらのモードでは、UCATIシステム100は、連続したトリガーされたフレームの取得の間は、送受信を行うことなく動作を行わないかもしれない。画像表示は、動作が行われない間は、最後にトリガーされたフレームを示したままの静止状態を維持するようにしてもよい。

【0039】

好適な一実施例では、診断プロセッサ135は、1以上の診断結果を生成するため、映像プロセッサ180から各種画像データを受け取るよう構成される1以上の診断アルゴリズムを有する。図1に示されるように、システムコントローラ140は、各種画像データの信号パスを診断プロセッサ135に与えるようにしてもよい。例えば、診断プロセッサ135は、映像プロセッサ180を介して画像データを、オペレータインタフェース125を介して対象とされる特定の血管を示すオペレータ入力を受け取るようにしてもよい。ある画像データは、血管壁の相対位置を二次元断面的に示すものである。さらに、血管及び/または血球を流れる造影剤を有する血液から導出されるドプラモード（すなわち、位相シフト）情報が単独で、血流速度の表示を提供するかもしれない。血管壁の測定及びドプラ情報は共に、血管及び組織及び/または血管により供給される器官の相対的な健康状態を示す1以上の出力を生成するため、診断プロセッサ135により利用されるようにしてもよい。診断プロセッサ135は、診断結果の通信手段として、1以上の信号トレース、画像表示、データテーブルなどを生成するようにしてもよい。さらに、システムコントローラ140及び/または映像プロセッサ180は、超音波処理された組織画像と様々な診断プロセッサにより生成された結果とを重ね合わせるよう構成されてもよいということ

10

20

【0040】

図1の機能ブロック図に関するUCATIシステム100の構成及び動作が説明されたが、次に図1の一例となるパーシスタンスモジュール200の機能ブロック図を示す図2が参照される。これに関して、図2に示されるように、パーシスタンスモジュール200は、フレームプロセッサ/フレームメモリ装置210及びパーシスタンスコントローラ220を有するようにしてもよい。図2のブロック図に示されるように、フレームプロセッサ/フレームメモリ210は、信号プロセッサ（例えば、信号プロセッサ170（図1）など）から画像処理データを受け取るよう構成されてもよい。システムコントローラ140（図1）により提供されるフレームレート制御信号205に従って、フレームプロセッサ/フレームメモリ210が、画像データをパーシスタンスコントローラ220に供給するよう構成されてもよい。図2に示されるように、パーシスタンスコントローラ220は、フレームレート制御信号205を有する第1入力と、パーシスタンスレート制御入力信号215を有する第2入力を受け取るようにしてもよい。フレームレート制御入力信号205とパーシスタンスレート制御入力信号215は、オペレータインタフェース125（図1）に付属する適切に構成されたユーザ制御を介してユーザ選択可能としてもよい。さらに、フレームレート制御入力信号205とパーシスタンスレート制御入力信号215は、システムコントローラ140（図1）に収容または付属されたソフトウェアモジュールに格納またはプログラムされる標準的なテスト診断シナリオにより起動されてもよいということ

30

40

【0041】

図2に示されるように、パーシスタンスコントローラ220は、フレームプロセッサ/フレームメモリ210により供給されるフレームデータ並びにフレームレート制御入力信号205及びパーシスタンスレート制御入力信号215にตอบสนองして、映像記憶装置/映像表示入力信号を生成するようにしてもよい。パーシスタンスアクチュエータ入力信号225がまた、パーシスタンスコントローラ220に与えられる。図2に示されるように、パーシスタンスアクチュエータ入力信号225は、システムコントローラ140（図1）から供給されるようにしてもよい。

【0042】

本発明の好適な一実施例によると、信号処理された情報の連続するフレームがパーシス

50

タンスモジュール 200 に適用され、パーシスタンスモジュール 200 は、パーシスタンスアクチュエータ入力信号 225 がイネーブル状態である間は、画素単位で連続するフレームの適切なテンポラルフィルタリングを実行する。他方、パーシスタンスアクチュエータ入力信号 225 がイネーブル解除されている間は、パーシスタンスモジュール 200 は、連続するフレームのテンポラルフィルタリングをバイパスする。他の実施例では、パーシスタンスアクチュエータ入力信号 225 は、オペレータにより選択された診断シナリオに従って、適切なテンポラルフィルタ及び/または適切なテンポラルフィルタリング方法を選択する。

【0043】

その内容がここに含まれる Wright らによる Acuson Corporation に譲渡された 1998 年 8 月 4 日に登録された米国特許第 5,788,635 号「適応的パーシスタンス処理 (Adaptive Persistence Processing)」では、画像を時間的にフィルタリングする多数の従来技術によるシステム及び方法が開示されている。他の変形と共に、参照することによりここに含まれるパーシスタンスフィルタ及び方法が、UCATI システム 100 (図 1) により適用されてもよいということは当業者には理解されるであろう。

【0044】

本発明の好適な一実施例による同期化されたパーシスタンスフィルタリングのための方法 300 を示す図 3 のフローチャートが参照される。これに関して、同期化されたパーシスタンスフィルタリング方法 300 は、図示されるように、「スタート」とラベル付けされたステップ 302 から開始される。ステップ 304 において、同期化されたパーシスタンスフィルタリング方法 300 は、検査対象の患者の体内の血流の挙動あるいは他の流体的挙動を描出するのに適した 1 以上の超音波造影剤を導入する。患者の体内の対象組織に造影剤が流入または灌流するのに適切な時間だけ造影剤が導入された後、同期化されたパーシスタンスフィルタリング方法 300 はステップ 306 を実行し、患者に複数の伝送波が照射される。対象組織のこの初期照射は、造影剤の変化または破壊が行われることなく、造影剤と周囲の組織の描出に適したパラメータにより特徴付けされる複数の伝送パルスまたは伝送波により行われてもよいということは理解されるであろう。

【0045】

同期化されたパーシスタンスフィルタリング方法 300 は、ステップ 308 に示されるように、さらなる診断及び検査対象となる器官または器官内部の構造を特定するため、オペレータが患者とトランスデューサ 110 を適切に配置することが可能となるよう対象組織に照射を継続するようにしてもよい。本発明によると、ステップ 310 に示されるように、同期化されたパーシスタンスフィルタリング方法 300 は、造影剤破壊の伝送シーケンスの適用と同時にパーシスタンスまたはテンポラルフィルタリングを除去するよう構成されてもよい。ステップ 310 に示されるように、同期化されたパーシスタンスフィルタリング方法 300 は、パーシスタンスフィルタリングを除去し、現在フレーム処理レートが与えられると、所定数の描出フレームに対する造影剤破壊シーケンスを適用するよう構成されてもよい。

【0046】

所定数のフレームが映像コントローラ 190 (図 1) により処理されるか、あるいはシステムコントローラ 140 (図 1) により示されると、同期化されたパーシスタンスフィルタリング方法 300 はステップ 312 を実行し、図示されるように、造影剤を変形または破壊させることなく、造影剤と周囲の組織の描出を可能にする伝送シーケンスと共に、パーシスタンスフィルタリングが適用されるようにしてもよい。好適な一実施例によると、同期化されたパーシスタンスフィルタリング方法 300 は、ステップ 306 において適用されたものと同じの伝送シーケンスに適用される。他の実施例では、変形した伝送シーケンスが適用されてもよいということは理解されるであろう。ステップ 314 に示されるように、同期化されたパーシスタンスフィルタリング方法 300 は、時間経過に従って造影剤強度を記録するようにしてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 7 】

高強度エコー信号を有するフレームが含まれることを回避する図 1 の U C A T I システム 1 0 0 により適用される他の技術は、高強度シーケンスの後の第 1 フレームの直前に先行するパースタンスモジュール 2 0 0 のテンポラルフィルタのコンテンツをリセットする。このようにして、パースタされたフレームは、後の高強度フレームのみからのエコー信号を有する。

【 0 0 4 8 】

図 8 のフローチャートに関してさらに説明されるように、経時的な造影剤強度を反映するデータが、パースタンスフィルタリング方式を画像データに連続的に適用することによる悪影響を被ることなく、1 以上の診断テストを実行するため、周囲の組織構造を反映するデータと合成されるようにしてもよい。図 3 のフローチャートにさらに示されるように、任意的なステップ 3 1 6 において、同期化されたパースタンスフィルタリング方法 3 0 0 は、新しい変形されていない造影剤が画像を横断するとき、対象組織の造影剤再灌流を反映する経時的な複数のデータポイントをバッファリングするようにしてもよい。

【 0 0 4 9 】

図 3 のフローチャートに関して同期化されたパースタンスフィルタリング方法 3 0 0 が説明されてきたが、次に、図 1 の U C A T I システム 1 0 0 により観察される人間の心臓の断面を示す図 4 A 及び 4 B が参照される。これに関して、心臓 4 0 0 は、心筋組織層 4 0 5 により包囲された右心房 4 0 2、左心房 4 0 6、右心室 4 0 4 及び左心室 4 0 8 を有し、また、右心房 4 0 2 と右心室 4 0 4 とを分ける三尖弁 4 1 0 と、左心房 4 0 6 と左心室 4 0 8 とを分ける僧帽弁 4 4 0 を有する。さらに、肺動脈弁 4 2 0 は、右心房 4 0 4 と肺動脈 4 1 7 とを分け、大動脈弁 4 3 0 は、左心室 4 0 8 と大動脈 4 1 5 とを分ける。図 4 A にさらに示されるように、上大静脈 4 1 1 と下大静脈 4 1 3 は、体内からの血液を右心房 4 0 2 に戻し、肺静脈 4 1 9 は、肺（図示せず）からの血液を左心房 4 0 6 に戻す。

【 0 0 5 0 】

図 4 A に示されるような人間の心臓の様々な構造及び相互の接続との間の関係を説明してきたが、次に、図 4 B が参照される。これに関して、図 4 B は、心臓 4 0 0 ' に対し流入、通過及び流出する血流を示している。図 4 B に示されるように、体内からの血液は、下大静脈 4 1 3 と上大静脈 4 1 1 をそれぞれ介して右心房 4 0 2 に流入する。三尖弁 4 1 0 が開いた後、右心房 4 0 2 からの血液が三尖弁 4 0 4 を通過して右心室 4 0 4 に流入する。肺動脈弁 4 2 0 が開いた後、右心室 4 0 4 の血液は心臓から排出され、肺動脈 4 1 7 を介して右肺と左肺（図示せず）に送られる。血液が右肺と左肺（図示せず）において酸素注入された後、当該血液は肺静脈 4 1 9 を介し左心房 4 0 6 に戻される。僧帽弁 4 4 0 が開いた後、酸素注入された血液が左心房 4 0 6 から左心室 4 0 8 に流入する。大動脈弁 4 3 0 が開くと、左心室 4 0 8 により血液は心臓から排出され、人体各部に大動脈 4 1 5 により送られる。

【 0 0 5 1 】

造影剤が血流に導入されると、かなりの量の造影剤が心臓 4 0 0 ' の右心房 4 0 2 と左心房 4 0 6 だけでなく右心室 4 0 4 と左心室 4 0 8 に含まれる一方、比較的少量の造影剤は循環器系内の毛細血管により組織または器官に侵入する。このようにして、超音波照射前の血流への造影剤の導入は、造影剤が心筋組織層 4 0 5 に灌流するまでの間、心臓を介した血流の描出を可能にする。

【 0 0 5 2 】

図 4 A 及び 4 B の図に関して心臓 4 0 0 と 4 0 0 ' の動作が説明されたが、図 1 の U C A T I システム 1 0 0 により実行される人体の器官あるいは流域の灌流レートの測定を示す図 5 A ~ 5 C が参照される。これに関して、図 5 A は、静脈注射部 5 2 0 を介し患者の血流に注入される造影剤の対象器官 5 5 0 を通過する進行を示す。図 4 A 及び 4 B に関して以前に説明されたように、心臓 4 0 0 と 4 0 0 ' の機能は、図 5 A に示される構成に関して時計回りに、静脈注射部 5 2 0 から血液を循環させる。各種静脈 5 1 5（図の簡単化

10

20

30

40

50

のため1つが図示される)の1つにある静脈注射部520から時計回りに進行し、血液は右心室404を介し肺510に進行する。血液は肺510から心臓400(すべては図示せず)に戻り、生体525(図の簡単化のため1つが図示される)の各種動脈を介し生体各部に送られる。対象器官550への灌流レートは、対象器官550を通過する血流の生残率(viability)の評価または狭窄位置の特定に利用することができる。

【0053】

図5Bの診断画像500'に示されるように、狭窄519が対象器官550'に血液を供給する動脈525内部に存在する場合、対象器官550'の各毛細血管(図示せず)を介する予想される灌流レートは、対象器官550'全体にわたって減少する。他方、図5Cの一例となる診断画像500''に示されるように、狭窄519が対象器官550''の一部に供給を行う動脈525内部に存在する場合、予想される灌流レートは、対象器官550''の小さな部分にわたって減少される。

10

【0054】

図1のUCATIシステム100から生成することができる想定される表示を示す図6A及び6Bが参照される。これに関して、図6Aの超音波画像600は、患者識別子602、日時識別子604及び走査パラメータ606からなる英数字情報を有するようにしてもよい。これら1以上の英数字識別子に加えて、超音波画像600は、循環器系620の一部などの生体内の構造のリアルタイムの超音波画像表示610を有するようにしてもよい。医療スタッフは、リアルタイム画像を用いて、画像フレーム内の対象組織の確認及び特定を行うようにしてもよい。好ましくは、当該画像は、患者内部の1以上の造影剤及び/または組織構造の非破壊的超音波描出から戻されたエコーから生成される。

20

【0055】

図6Bは、患者の血流への1以上の造影剤の導入後における循環器系620'の一部のリアルタイム超音波画像表示610'のスナップショットを表す超音波画像600'を示す。図6Bに示されるように、1以上の造影剤からの非線形反応は、循環器系620'の一部を示す超音波画像610'における造影剤対組織レシオに重大な影響を及ぼしうる。リアルタイムの造影剤画像は、心臓が主として休憩状態にあるときだけでなく、心臓周期の何れの段階においても取得されてもよいということ重要である。上述の心臓のリアルタイム画像は心臓学的には特に有用であるが、この方法の様々な変形が、解剖学的構造がより静止状態にある放射線診断において有用であるとわかるであろう。

30

【0056】

図4A及び4Bの血流に関して人間の心臓の構造及び動作を一般的に説明し、生体の他の器官への造影剤の灌流が、図5A~5Cに関し、また図6A及び6Bで説明された診断画像に関して図1のUCATIシステム100を介しどのように行われるかを一般的に説明したが、さらに、本発明を示す図7A~7Cのタイミングチャートが参照される。これに関して、図1のUCATIシステム100のシステムコントローラ140の指示により伝送コントローラ130により生成される経時的な一例となる超音波伝送出力の軌跡を示す図7Aが参照される。図示されるように、超音波伝送出力軌跡700は、相対的に低いメカニカルインデックス(MI)を有する複数の個々の超音波伝送パルス105(図1)により特徴付けされる第1伝送部分710aと、相対的に高いMIを有する複数の個々の超音波パルス105(図1)により特徴付けされる第2部分720を有するようにしてもよい。本発明の教示及び概念によると、相対的に低いMIは、患者への導入に対して選ばれた1以上の造影剤に関して変化させてもよい。第1伝送部分710aにおいては、描出された造影剤の実質的部分からの相対的に安定した(すなわち、非破壊的)反応を生じさせるMIにおいて伝送を行うことが望ましい。第2伝送部分720においては、造影剤を多量に含んだ血液が対象領域に再灌流するため、経時的な血流パラメータの観察が可能となるよう対象流域に存在する造影剤を破壊することが望ましい。

40

【0057】

ここで、破壊を行う伝送シーケンスの適用を表す第2伝送部分720は、循環器構造を適切に描出するため、対象領域が十分な量の造影剤を経時的に受け取っているということ

50

をオペレータが確認した後、オペレータにより始動されるようにしてもよいということを認識することは重要である。オペレータが超音波伝送破壊シーケンスの繰り返しの適用により特徴付けされるモードを選択すると、超音波伝送出力軌跡 700 は、経時的な再灌流検査が最適化されるように、UCATI システム (図 1) のシステムコントローラ 140 及び他の各種構成要素によって調整されるようにしてもよい (例えば、時間、周波数及び/または M I の調整など) ということを認識することは重要である。

【0058】

例えば、図 7 B に示される一例となる心電図信号軌跡 725 を用いて、システムコントローラ 140 へのトリガー入力を与えられるようにしてもよい。本発明の教示及び概念によると、システムコントローラ 140 は、ECG 軌跡の 1 以上の部分 (例えば、P、Q、R、S 及び T 波など) 及び/または上述の他の患者パラメータに応答するよう構成されてもよい。図 7 B のタイミングチャートにさらに示されるように、ECG 軌跡 ECG 軌跡及び/または他の何れかの一例となるトリガー入力の相対的位置決定は、当該問題に対して、超音波伝送出力軌跡 700 に関して調整されるようにしてもよい。

10

【0059】

重要なことは、観察対象の構造が経時的に安定状態の造影剤灌流強度に到達するように、本発明による超音波伝送出力軌跡 700 が、造影剤破壊シーケンス (例えば、第 2 伝送部分 720) に続く十分な長さの超音波観察器官 (例えば、第 1 伝送部分 710 a) を提供するように構成されてもよい。この関係は、図 7 C に示される灌流軌跡 750 に示される。図 7 C に示されるように、造影剤破壊シーケンスの後の相対的に短い期間内において (例えば、いくつかの画像フレーム)、造影剤を豊富に含む血液が、破壊された造影剤を含む血液に取って代わり始める。図 7 C に示されるように、観察対象の領域を再灌流する造影剤の平均または合計強度は、破壊シーケンス間の期間が長くなるに従い増大する。最大造影剤強度の開始に関するものより短いタイムセグメントに対してラインセグメント A B 760 により示されるように、経時的な強度の傾きは、観察対象の組織における造影剤の推定速度となる。観察対象の構造の造影剤速度と領域の数学的組み合わせを用いて、血流量を測定するようにしてもよい。本発明の好適な一実施例によると、平均フローレートと平均ボリュームが格納され、患者の相対的な健康状態を決定する各種診断アルゴリズムに適用されるようにしてもよい。

20

【0060】

図 7 A ~ 7 C のタイミングチャートに関して、一例となる超音波伝送出力軌跡 700、一例となる患者に関するトリガー入力 (例えば、ECG 軌跡 725) 及び再灌流軌跡 750 との間の相対的タイミングが一般的に説明されたが、さらに、図 1 の超音波描出システムにより実現される血流レートと血液量を分析する方法を示す図 8 が参照される。

30

【0061】

本発明の好適な一実施例による診断分析方法 800 を示す図 8 のフローチャートが参照される。これに関して、診断分析方法 800 は、図示されるように、「スタート」とラベル付けされたステップ 802 から開始される。ステップ 804 において、診断分析方法 800 は、検査対象のオブジェクトの位置を決定する。例えば、心筋の一部に供給を行うある動脈が対象となる場合、診断分析方法 800 は、画像表示を介して対象となる動脈壁間の平均距離を特定するようにしてもよい。この動脈壁間の距離は、当該動脈の一部の断面領域と共に、当該動脈により供給される血液の血液量を導くのに利用されてもよいということが理解されるであろう。さらに、血液量の測定は、心筋の当該部分が経時的に十分な酸素供給を受けているか判断するため、O₂ 飽和測定と結合されてもよいということが理解されるであろう。

40

【0062】

次に、診断分析方法 800 は、ステップ 806 に示されるように、保持されている灌流軌跡情報を抽出する。他の実施例では、灌流軌跡情報は、診断プロセッサ 135 (図 1) に提供及びバッファリングされてもよいということが理解されるであろう。ステップ 808 に示されるように、診断分析方法 800 は、対象となる動脈における血液内の造影剤速

50

度を判断するため、灌流軌跡の傾きを決定するよう構成されてもよい。好適な一実施例によると、診断分析方法 800 は、ステップ 810 に示されるように、フローレート情報を出力装置に提供するよう構成される。フローレートの測定後、診断分析方法 800 は、ステップ 812 に示されるように、灌流軌跡データから安定状態の最大強度を決定するよう構成されてもよい。次に、診断分析方法 800 は、ステップ 814 に示されるように、血液量の測定結果を出力装置に提供するよう構成されてもよい。最後に、診断分析方法 800 は、図示されるように、「エンド」とラベル付けされたステップ 816 において終了する。

【0063】

他の実施例では、経時的により正確な測定を行うため、フローレートと血液量の測定を繰り返し行う（すなわち、ステップ 806 から 814 の繰り返し）ことが有用であるかもしれないということが理解されるであろう。例えば、フローレートと血液量の測定結果は、適切なメモリ装置にバッファリングされてもよい。その後、このバッファリングされたデータは、適当な期間において数学的に合成されるようにしてもよい。本発明の特定の実施例が、例示のため前述の説明及び図面により詳細に開示されたが、以下のクレームに与えられるような本発明の趣旨及び範囲から逸脱することなく、その変形及び変更が可能であるということは当業者には理解されるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0064】

【図 1】図 1 は、本発明の教示による超音波描出システムの機能ブロック図である。

10

20

【図 2】図 2 は、図 1 の映像プロセッサに付属するパーシスタンスモジュールの機能ブロック図である。

【図 3】図 3 は、図 1 の超音波描出システムにより実現される同期化されたパーシスタンスによる造影剤描出方法を強調したフローチャートである。

【図 4 A】図 4 A は、図 3 の方法を開始するのに利用される人間の心臓の構造、血液の流れ及び動作を示す概略図である。

【図 4 B】図 4 B は、図 3 の方法を開始するのに利用される人間の心臓の構造、血液の流れ及び動作を示す概略図である。

【図 5 A】図 5 A は、図 1 の超音波描出システムにより実行される造影剤が灌粒子タ患者の心臓以外の器官の血液フローダイナミックスを監視するのに適用可能な診断モードを示す。

30

【図 5 B】図 5 B は、図 1 の超音波描出システムにより実行される造影剤が灌粒子タ患者の心臓以外の器官の血液フローダイナミックスを監視するのに適用可能な診断モードを示す。

【図 5 C】図 5 C は、図 1 の超音波描出システムにより実行される造影剤が灌粒子タ患者の心臓以外の器官の血液フローダイナミックスを監視するのに適用可能な診断モードを示す。

【図 6 A】図 6 A は、画像平面が患者の循環器系の一部にフォーカスされているとき、図 1 の超音波描出システムにより生成される可能性のある表示を示す。

【図 6 B】図 6 B は、画像平面が患者の循環器系の一部にフォーカスされているとき、図 1 の超音波描出システムにより生成される可能性のある表示を示す。

40

【図 7 A】図 7 A は、図 1 の超音波描出システムにより生成される一例となる経時的な超音波伝送出力軌跡を示す概略図である。

【図 7 B】図 7 B は、図 1 の患者インタフェースにより提供される一例となる心電図信号軌跡を示す概略図である。

【図 7 C】図 7 C は、図 3 に示される方法の好適な一実施例を実現する図 1 の超音波描出システムにより生成及び格納される経時的な灌流軌跡を示す概略図である。

【図 8】図 8 は、図 1 の超音波描出システムにより実現される血液フローレート及び血液量の分析を行う方法を示すフローチャートである。

【図 1】

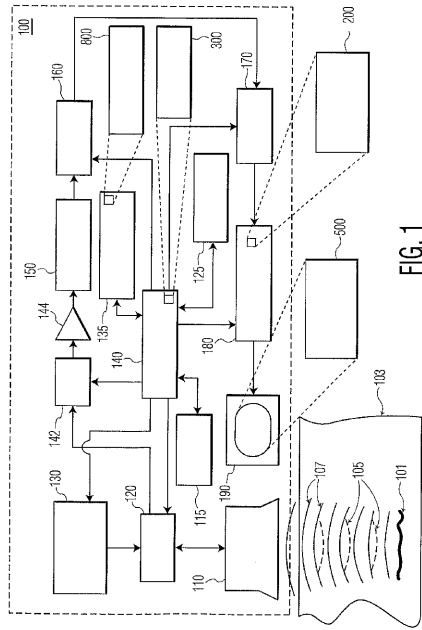


FIG. 1

【図 2】

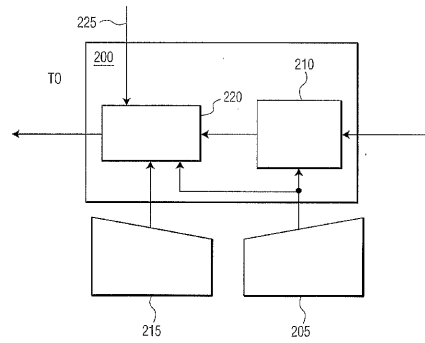


FIG. 2

【図 3】

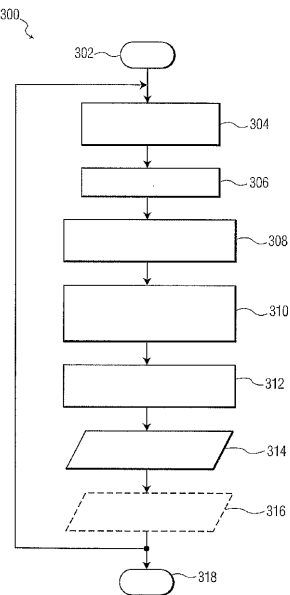


FIG. 3

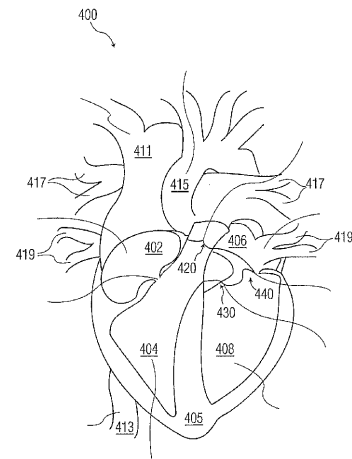


FIG. 4A

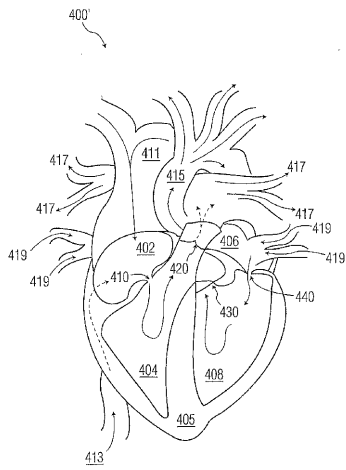


FIG. 4B

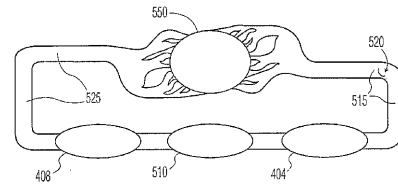


FIG. 5A

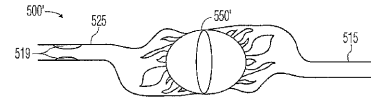


FIG. 5B

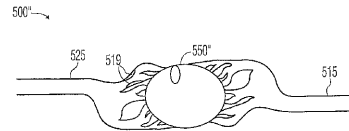


FIG. 5C

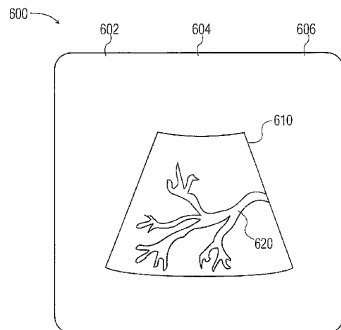


FIG. 6A

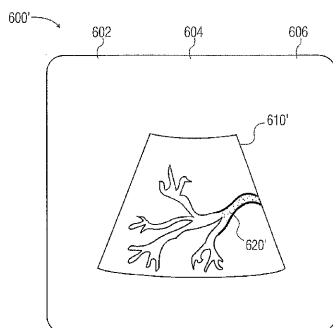


FIG. 6B

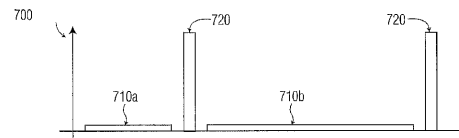


FIG. 7A

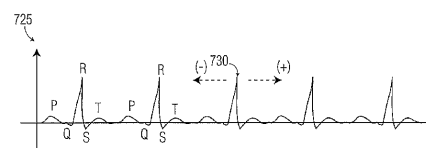


FIG. 7B

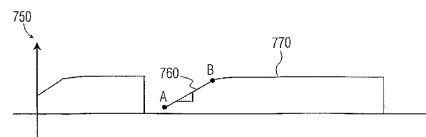


FIG. 7C

【 図 8 】

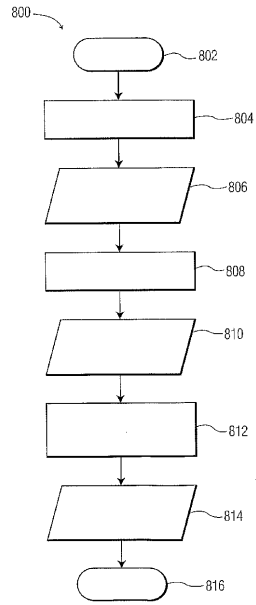


FIG. 8

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.

PCT/IB 03/02497

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
IPC 7	A61B8/00	A61B8/06 G01S7/52
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 A61B G01S		
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		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 833 613 A (AVERKIOU MICHALAKIS ET AL) 10 November 1998 (1998-11-10)	23
A	column 3, line 43 -column 8, line 37; figures 2,4	17,21,22
X	US 6 340 348 B1 (KRISHNAN SRIRAM ET AL) 22 January 2002 (2002-01-22)	23
A	column 3, line 25 -column 10, line 65; column 11, line 43 -column 13, line 7; figure 5	17,21,22
A	US 4 750 367 A (BERNATETS JEAN-LUC) 14 June 1988 (1988-06-14)	17,18,23,24
A	US 6 352 511 B1 (SEYED-BOLORFOROSH MIRSAID ET AL) 5 March 2002 (2002-03-05)	17,20,23,24
<input 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. "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
29 August 2003		14. 10. 03
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 Artikis, T

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/IB 03/02497**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.: 1-16
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
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.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/IB 03/02497

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
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 6340348	B1	22-01-2002	AU 5902500 A	22-01-2001
			WO 0101865 A1	11-01-2001
US 4750367	A	14-06-1988	FR 2593698 A1	07-08-1987
			CA 1267719 A1	10-04-1990
			CN 87100460 A	28-10-1987
			EP 0231048 A1	05-08-1987
			JP 62179443 A	06-08-1987
US 6352511	B1	05-03-2002	US 6322505 B1	27-11-2001

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,HU,IE,IT,LU,MC,NL,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,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,M W,MX,MZ,NI,NO,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,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 ブロック - フィッシャー, ジョージ

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5 1 0 - 8 0 0 1 ブライアクリフ・マナー ピー・オー
・ボックス 3 0 0 1

Fターム(参考) 4C601 DD03 DE06 DE09 EE04 JC16 JC20

