

(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2005-511188

(P2005-511188A)

(43) 公表日 平成17年4月28日(2005.4.28)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00	A 6 1 B 8/00	4 C 0 9 6
A 6 1 B 5/055	A 6 1 B 5/05 3 8 3	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2003-550669 (P2003-550669)
 (86) (22) 出願日 平成14年11月20日 (2002.11.20)
 (85) 翻訳文提出日 平成16年6月11日 (2004.6.11)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2002/004994
 (87) 国際公開番号 W02003/049617
 (87) 国際公開日 平成15年6月19日 (2003.6.19)
 (31) 優先権主張番号 10/022,173
 (32) 優先日 平成13年12月13日 (2001.12.13)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

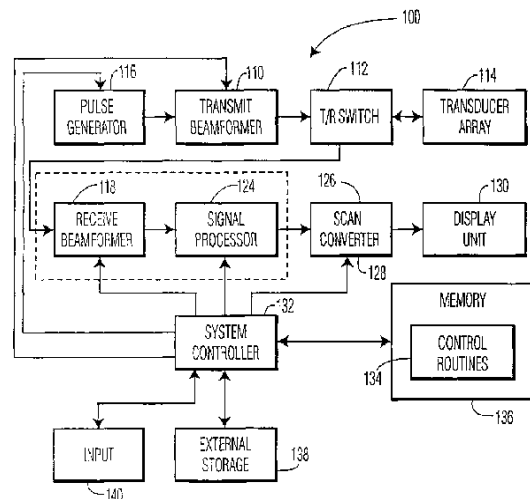
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ペーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェeg 1
 Groenewoudseweg 1, 5621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 造影剤が導入された部位のオンライン画像生成装置

(57) 【要約】

本発明は、造影剤が導入された部位の画像を生成する装置に関し、本装置は変更された画像を提供するため前記造影剤を変更する画像検出装置と、前記部位における血流速度または他の流体の速度を表す画像を生成するため前記変更された画像を取得及び処理するプロセッサとを有する。本装置は超音波画像形成装置あるいは磁気共鳴画像形成装置であってもよい。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

造影剤が導入された部位の画像を生成する装置であって、
変更された画像を提供するため前記造影剤を変更する画像検出装置と、
前記部位における血流速度を表す画像を生成するため前記変更された画像を取得及び処理するプロセッサとを有する装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置であって、さらに、
前記画像検出装置と前記プロセッサが一体的に形成されるケーシングを有することを特徴とする装置。

【請求項 3】

請求項 1 記載の装置であって、さらに、
前記変更された画像と前記血流速度を表す画像とを表示する単一のグラフィカルユーザインタフェースを有することを特徴とする装置。

【請求項 4】

請求項 1 記載の装置であって、さらに、
前記変更された画像と血液量または血液速度を表す画像とを表示する単一のグラフィカルユーザインタフェースを有することを特徴とする装置。

【請求項 5】

請求項 1 記載の装置であって、前記画像検出装置は経時的に複数の変更された画像を検出し、前記プロセッサは前記部位の機能周期と同時に前記複数の変更された画像の 1 つを利用することにより前記複数の変更された画像を配置することを特徴とする装置。

【請求項 6】

請求項 1 記載の装置であって、前記画像検出装置は経時的に複数の変更された画像を検出し、前記プロセッサは前記部位における血流速度を表す画像を生成するため前記複数の変更された画像を比較することを特徴とする装置。

【請求項 7】

請求項 1 記載の装置であって、前記画像検出装置は経時的に複数の変更された画像を検出し、前記プロセッサは前記複数の画像を利用して前記部位における血液量を決定することを特徴とする装置。

【請求項 8】

請求項 1 記載の装置であって、さらに、
患者から生理学的入力を受け取る装置を有し、
前記画像検出装置は経時的に複数の変更された画像を検出し、前記プロセッサは前記生理学的入力に基づき前記複数の変更された画像の 1 以上を同期化または選択することを特徴とする装置。

【請求項 9】

請求項 1 記載の装置であって、さらに、
ユーザによる前記変更された画像の全領域より小さな部分の選択を可能にする入力装置を有し、前記プロセッサは前記変更された画像の全領域より小さな部分に基づき、前記血流速度を表す画像の一部を生成することを特徴とする装置。

【請求項 10】

請求項 1 記載の装置であって、前記画像検出装置は経時的に複数の変更された画像を検出し、前記プロセッサは全取得期間における前記血流速度の最大値を決定し、表示のため前記最大値の画像を保持することを特徴とする装置。

【請求項 11】

請求項 1 記載の装置であって、さらに、
コントロールと、
前記コントロールの動作に基づき、一方でパラメータ表示として前記血流速度を表す画像と、他方で通常の画像とを表示するディスプレイとを有することを特徴とする装置。

10

20

30

40

50

【請求項 1 2】

請求項 1 記載の装置であって、前記画像検出装置は、前記造影剤を構成する超微粒気泡を破壊し、経時的に前記部位に流れ込む新しい超微粒気泡を検出することを特徴とする装置。

【請求項 1 3】

請求項 1 乃至 1 2 何れか一項記載の装置を有する超音波画像形成システム。

【請求項 1 4】

請求項 1 乃至 1 2 何れか一項記載の装置を有する磁気共鳴画像形成システム。

10

【発明の詳細な説明】

【発明の詳細な説明】

【0001】

本発明は、造影剤が導入された部位のオンライン画像生成装置に関し、より詳細には、ある部位において造影剤を検出し、当該部位への流量の解析結果のオンライン表示を生成する超音波装置に関する。

【0002】

超音波の基本概念に関して、超音波装置は複数のラインから 1 つのフレームを構成し、超音波は様々な方向に送信される。典型的にこれは、1 秒間に 30 ~ 60 フレームの速度で行われる。具体的には、心臓に関して、医師や技師は、心臓の収縮が観察できる心臓のリアルタイムの画像を形成することにより、心臓がリアルタイムでどのように鼓動しているかを見る。従来、超音波により行われようとしてきたことは、心臓の壁が動いているか機能的に確認し、心臓から心臓組織に入る血液があるか決定しようとするものである。超音波画像では、血液は赤血球から構成されるため暗く、心臓組織はとても明るく映し出される。心臓組織は多量のエネルギーを有する超音波を散乱させるが、血液は超音波をそれほど散乱させない。心臓の超音波画像を観察することにより、心臓組織は明るく斑に現れ、血液はかなり暗く現れる。例えば、ドップラーでの色の流れを利用することにより、血液とその動きを観察するテクニックが知られている。しかし、2 次元画像は、典型的には、心臓組織に対してとても明るく見え、心腔には何も見えないであろう。

20

【0003】

さらに、医師や技師は、心臓の狭窄や閉塞に関心があり、心臓における血流を決定することを所望するかもしれない。上記テクニックは、心臓組織、すなわち、心筋における血流の間接的測定が可能となる。しかしながら、より直接的な血流決定手法が望まれる。

30

【0004】

より直接的な他のテクニックは、超微粒気泡をほとんど持たない造影剤を被検者の静脈に注入することに関する。この超微粒気泡は被検者の毛細血管に入るだけの十分小さいものである。超微粒気泡は、卵白、プラスチックまたは砂糖のような基本的にはあるタイプの殻であり、空気、窒素またはペルフルオロカーボンのような気体を含んでいる。これらすべての超微粒気泡は、血液をより音響発生的にすることにより超音波を散乱させる。これらの超微粒気泡により、医師や技師は血液が組織内のどこに移動するかを観察したい。

40

【0005】

これは血流問題があるかを観察するより直接的な方法であるため、そのようなテクニックは心臓の動きを観察することよりも、より感度が高く、より良いテストである。超音波による造影剤を使用することの主な概念は、医師や技師による心臓の中の血流の観察を可能にするということである。

【0006】

心臓の中に閉塞がある場合、心筋のような心臓の様々な部分に流れる超微粒気泡はより少なくなる。様々な冠動脈により供給される心臓の様々な部位がこの閉塞の影響を受けるであろう。超音波画像の一部は暗く、他の部分は明るい場合、医師や技師は心臓の暗い部分に流れる冠動脈に恐らく問題があるとわかるであろう。

50

【0007】

超音波による造影剤の利用の研究により、超音波が超微粒気泡を破壊するということが発見された。超微粒気泡を破壊し、どれくらい速く超微粒気泡が戻ってくるかを観察することにより、心臓の任意の部分にどれだけ超微粒気泡があるかだけでなく、血流である超微粒気泡がどれだけ速く移動していたか判断することができる。超微粒気泡を破壊し、それらがどのくらいの速さで戻ってきたかを計時することにより、心臓の様々な部位における超微粒気泡数がどれくらい速く変化したか判断することにより、流れの遅い心臓領域と流れの速い心臓領域を決定することができる。

【0008】

超微粒気泡を破壊する超音波の高出力フレームが超音波装置から発せられ、超微粒気泡が戻るのを観察できるよう超音波の低出力フレームが発せられる。超微粒気泡を有する造影剤を利用することによる血流の決定に、様々なタイミング調整が利用可能であるかもしれない。

10

【0009】

血流は、それが $A(1 - e^{-bt})$ と等しい指数としてモデル化することができる。値 A に基づき超微粒気泡が破壊された後の血流の議論は周知である。

【0010】

図1は、体の様々な部分、特に心臓における血流の分析に造影剤を利用する従来システムを示す図である。造影剤が、血流に流れるように、患者の静脈に注入される。超音波装置10は、体の所望部分、より詳細には心臓の所望部分に超音波信号を送出し、反射した超音波信号を受け取る。送出了れた超音波信号は異なる強度を有し、高い強度のバーストは造影剤の超微粒気泡を破壊し、低い強度のバーストは造影剤を破壊しない。ある時点の心臓の部分にある超微粒気泡の数を決定するため、反射した超音波信号が検出され、その後表示される。超微粒気泡の数が増えるごとに、画面はより明るくなる。

20

【0011】

心臓の様々な部分の超微粒気泡の数に関する経時的データが、フロッピー（登録商標）ディスク、コンパクトディスクあるいは他の媒体などの記録媒体に格納されてもよい。その後、記録媒体はコンピュータ20に置かれ、心臓の1以上の部位における血流を決定するため、コンピュータ20において分析が行われる。

【0012】

あるいは、超音波装置10はインターネット30に接続可能である。上述のような記録媒体に格納する代わりに、心臓の様々な部分の超微粒気泡の数に関する経時的データはインターネット30を介し送信され、ウェブサイトの外部領域に格納されてもよい。その後、このデータはウェブサイトで処理され、心臓の1以上の部位における血流を決定するのに分析が行われる。

30

【0013】

従来技術は、きわめて時間のかかる処理であり、医師や技師に所望のすべてのフィードバックを与えるものではない。白、グレイ、黒などの色の重なりを有する画像が生成するのにかなりの処理がオフラインで行われる。さらに、この処理はかなりの時間を費やすものであり、超音波情報の受信中に超音波が適切に実行されなければ、処理が不適切であったことは後になるまでわからず、被検者はオフラインの結果を待った後再び超音波装置を受けねばならず、超音波テストを再び受けるため以降再来しなくなるとはならない。

40

【0014】

本発明は、造影剤が導入された体の部位の画像を生成する装置に関する。本装置は、修正された画像を提供するため前記造影剤を修正する画像検出装置と、前記体の部位における血流速度あるいは他の流動体を表す画像を生成するため、前記修正された画像を取得及び処理するプロセッサとを有する。本装置は超音波画像形成装置であってもよく、あるいは磁気共鳴画像形成装置であってもよい。

【0015】

前記プロセッサは、関心のある前記体の部位における血液または他の流動体の観察をよ

50

り迅速に可能にするため、及びテストが適切に行われたかをより迅速に決定するため、オンラインまたはリアルタイムで前記修正された画像を処理する。

【0016】

本発明の上記及び他の課題及び効果は、添付された図面と共に好適な実施例の以下の説明から明らかになり、容易に理解されるであろう。

【0017】

本発明の好適な実施例へのより詳細な参照がなされ、この例が添付された図面において示される。本発明を説明するため、図面を参照することによって以下で実施例が説明される。

【0018】

本発明は、経時的に心臓の部位の超微粒気泡の数を決定するため超音波装置を利用し、オフラインで移動させ、血流の判断結果を分析する代わりに、超音波装置と造影剤を利用して心臓の部位における血流のオンラインまたはリアルタイムの解析と表示を提供する方法に関する。リアルタイムでのフィードバックは、データをコンピュータインタネットに送信し、オフラインによる解析を行うのに要する20分を待つ必要があるのに対して、大きな効果を有する。

【0019】

図2は、本発明の実施例において使用される超音波画像形成システム100のブロック図である。図2に示されるような超音波画像形成システム100と以下に説明されるようなその動作は、そのようなシステムを一般的に表すことを意図したものであり、与えられる任意のシステムは図1に示されるものとは、特にそのようなシステムの構成及び動作の詳細に関して、大きく異なるものであってもよいということは、関連する技術分野の当業者により理解されるであろう。このため、超音波画像形成システム100は、例示的なものとしてみなされるべきであり、ここで説明される発明または添付されたクレームに関して制限されるものではない。

【0020】

送出ビームフォーマ(transmit beamformer) 110は、送出受入(T/R)スイッチ112を介しトランスデューサ要素のアレイを有するトランスデューサアレイ114に結合される。T/Rスイッチ112は、典型的には、各トランスデューサ要素に対して1つのスイッチ要素を有する。送出ビームフォーマ110は、パルス生成器からパルス系列を受け取る。送出ビームフォーマ110によりエネルギーを与えられるトランスデューサアレイ114は、患者の体の関心領域(ROI)に超音波エネルギーを送出し、患者の体の内部の様々な構造及び組織から反射された超音波エネルギーまたはエコーを受け取る。当該分野において既知のように、送出ビームフォーマ110により各トランスデューサ要素に印加される波形を適切に遅延させることにより、焦点を合わせた超音波ビームが送出される。

【0021】

トランスデューサアレイ114はまた、T/Rスイッチ112を介し受入ビームフォーマ118に結合される。患者の体の内部の与えられた点からの超音波エネルギーが、様々な時点でトランスデューサ要素により受け取られる。所望の受信ラインに沿って受け取った超音波レベルを表すビームフォーマの信号を提供するため、トランスデューサ要素は受け取った超音波エネルギーを受入ビームフォーマ118により増幅、個々に遅延及び合成されてもよいトランスデューサ信号に変換する。受入ビームフォーマ118は、トランスデューサ信号をデジタル値に変換するアナログデジタル変換器を有するデジタルビームフォーマであってもよい。当該分野では既知のように、トランスデューサ信号に印加される遅延は、動的な焦点処理を実効するための超音波エネルギーの受信中において変動してもよい。患者の体の関心領域の画像を生成する信号を提供するため、このプロセスは複数の走査ラインに対して繰り返される。受入ビームフォーマ118は、例えば、フィリップスエレクトロニクスN.A.コープにより製造販売されているAGILENT SONOS 5500超音波システムで使われるタイプのデジタルビームフォーマであってもよい。

10

20

30

40

50

【0022】

走査パターンは、典型的には、走査ラインがトランスデューサアレイ114の中心から異なる角度に向けられるセクタ走査であってもよい。直線、曲線及び他の走査パターンが利用されてもよい。さらに、走査パターンは2次元または3次元であってもよい。他のシステム構成では、相異なるトランスデューサ要素が送信及び受信に利用される。この構成では、T/Rスイッチ112は必要ではなく、送出ビームフォーマ110と受入ビームフォーマ118がそれぞれ送信出及び受入トランスデューサ要素に直接接続される。

【0023】

ビームフォーマ信号は、画質向上のためビームフォーマ信号を処理し、調和処理のようなプロセスを有する信号プロセッサ124に印加される。受入ビームフォーマ118と信号プロセッサ124は、超音波レシーバ126を構成する。信号プロセッサ124の出力は、セクタ走査または他の走査パターン信号を既存のラスタ走査表示信号に変換する走査変換器128に供給される。走査変換器128の出力は、患者の体の関心領域の画像を表示する表示ユニット130に供給される。3次元走査パターンの場合には、走査変換器118は当該3次元データ群を格納する画像データバッファとこの3次元データ群を所望の2次元画像に変換するプロセッサにより置き換えられてもよい。

10

【0024】

システムコントローラ132は、システムの全体制御を提供する。システムコントローラ132は、タイミング及び制御機能を実行し、典型的には、メモリ138に格納される制御ルーチン134の制御のもとで動作するマイクロプロセッサを有する。以下で詳細に説明されるように、制御ルーチン134は、画像を処理し、体の様々な部位の血量と血流を決定する様々なルーチンを有する。システムコントローラ132はまた、メモリ136を利用して超音波画像形成システム100の動作を記述するシステム変数を含む即値を格納する。データのより永続的及び/または搬送可能な格納のため、外部記憶装置138が利用されてもよい。適切な外部記憶装置138としての利用に適した装置の例として、フロッピー（登録商標）ディスクドライブ、CD-ROMドライブ、ビデオテープユニットなどがあげられる。

20

【0025】

入力ユニット140は、例えば、キー、スライダ、スイッチ、タッチ画面及びトラックボールのような入力装置の組み合わせを使ったオペレータインタフェースを提供する。

30

【0026】

超音波画像形成システム100の効果として、オンライン解析及びリアルタイム解析の実行能力があげられる。本出願において、「オンライン」とは、解析の全体が超音波画像形成システム100で実行されるということの意味している。図1のコンピュータ20のような別のPCを必要とせず、超音波画像形成システム100から、例えば、図1に示されるようなインターネット30や他のタイプのネットワークを介して他の処理装置にデータを送信する必要がない。従って、データが超音波システムから消去される必要がなく、言い換えると、データは離れた場所に送信される必要がない。「オンライン」はまた、超音波システムにすでにあるキーボード、マウスあるいはポインタのような超音波システムの一部であるユーザインタフェース装置が、造影剤使用時の血流の決定に利用されるということの意味するかもしれない。この場合、同一のグラフィカルユーザインタフェースが利用される。

40

【0027】

「リアルタイム」とは、人の視点から、超音波画像形成システム100の画面上の画像が、システムによる情報の処理及び表示に極めて短い限られた時間かかるかもしれないが、瞬時に患者の実際の状態を表すように見えるということの意味する。このリアルタイム解析は、図1に示されるような、まず画像が格納され、その後異なる期間における血流を判断するための解析を行い、当該画像を処理された形式で再表示する従来のシステムとは対照的なものである。

【0028】

50

超音波画像形成システム100のより詳細な説明が与えられる。トランスデューサアレイ、制御ルーチン134を通じて、心臓の心筋あるいは他の部分、また体の中の他の部分における造影剤の超微粒気泡を破壊するための高出力フレームである衝撃を送出し、その後、超微粒気泡の対象領域への逆流を可能にする多数の低出力フレームを送出する。このプロセスは10, 20心周期で起こり、血液が戻るまでかなりの時間かかるであろう。正常な心臓では、この時間は通常5から6の心周期であり、各周期はおよそ1秒である。それは10秒、20秒などかかるであろう。

【0029】

他のテクニックでは、トランスデューサアレイ114が高出力フレームを送出するたびに、破壊された超微粒気泡を観察することができる。これによりトランスデューサアレイ114は、他の高出力フレームを送出するための1心周期を待機し、その後他の心周期を待機し、他の高出力フレームを送信する。これにより、1心周期で戻ってくる超微粒気泡量を明らかとなる。このプロセスは、超微粒気泡がどれくらいの速さで戻ってくるかを判断するため、2以上の心周期に対して行うことができる。

【0030】

心筋または心臓の他の部分への血流、従って超微粒気泡は、一般に、式 $A(1 - e^{-bt})$ による指数としてモデル化される。当該分野の議論はしばしば超微粒気泡が変数(傾き) b 及びこれらの項に基づき破壊された後の散乱に関し、これらの項がしばしば使われる。

【0031】

図1に示される従来システムでは、超微量気泡の数に関するデータが取得され、医師や技師はオフラインで移動して、上記指数曲線を決定するコンピュータ20において、関心領域を示し、心臓が動くためこの領域を移動させることにより血流を決定しようとする。このような処理はとても時間がかかるものであり、所望のフィードバックを提供する。それゆえ、医師や技師は、多数の領域、恐らく心臓のすべての領域に存在する超微粒気泡の数を決定し、その後心臓の血流を説明する1つの画像にまとめようとする。

【0032】

しかしながら、図2に示される超音波画像形成システム100では、血流を決定する処理のすべてが、信号プロセッサ124を利用した制御ルーチン134に従って実行される。

【0033】

制御ルーチン134の1つが血流を決定する1つの方法は、点の間の傾きを与えるため、存在する超微粒気泡の数を示す、心筋のような心臓の部位の画像の連続したフレームを減じることによるものである。これは、視界の全フィールドに対し画素単位で実行可能である。従って、システムは、1つの位置ではあるレベルの明るさを有し、次のフレームでは、より高いレベルの明るさを有する。これらのフレームを減じることにより、制御ルーチン134は、心筋または心臓の他の部分における血流に関する傾き b を決定する。

【0034】

超音波はノイズが大きいため、サブトラクション(subtraction)が行われるときノイズを最小にするため、画像をスムーズアウト(smooth out)することが望ましい。サブトラクションはノイズが大きくなる傾向があり、超音波はノイズが大きい。画像を減じるとき斑点が生じる。超音波画像により観察されると、心臓が少しだけ動く場合には、明るい点と暗い点よりなる小領域を画像は含み、2つの連続するフレームが減じられ、その結果がノイズを多く含む場合には、このような小領域が多数現れる。コヒーレント及び非コヒーレント干渉によりこれらの斑点は現れる。超微粒気泡が存在せず、信号プロセッサ125が2つの連続したフレームを単に減じるときでさえ、多くのノイズが発生する。斑点を減らすため、空間フィルタによりこれをスムーズアウトすることは有益である。

【0035】

他のプロセスは配置に関するものである。画像を減じることの問題点の1つは、斑点が

10

20

30

40

50

心臓の動きと共に移動するというものである。心臓はポンプとして機能し、患者は呼吸を行う。フレームが共に近接する場合、問題の一部は心臓の形状変化である。このため、複数の画像を完全に並べ、減じることは不可能であるかもしれない。しかしながら、より良い画像のため、制御ルーチン134の1つは複数の画像を撮り、さらなる処理の前にこれらを並べる。心周期のある部分では、心臓はかなり安定しており、収縮、停止、拡張そして停止する。心周期のある部分では画像を撮ることのみが可能であり、画像レートが速すぎて連続するフレームが互いに大きく異なるものとならなければ、画像の位置合わせを行うことができる。しかし、フレームごとにこの手順を実行するため、心周期の異なる部分で、心臓は形状変化するかもしれないという問題がある。

【0036】

心周期の同一部分を利用し、これらの中の1時点における画像と次の画像を位置合わせすることにより、心臓は少なくとも同一の形状、あるいはそれに近いものとなる。患者の呼吸により心臓は依然として動き、心拍数は変化し、トランスデューサレイ114は動く。このためさらなる位置合わせが必要となる。このタイミングは拡張末期フレームと一緒に処理されるようQRS複合拡張末期に基づくかもしれないし、あるいは収縮末期フレームと一緒に処理されるよう収縮末期に基づくかもしれない。さらに、心周期の複数部分が利用されてもよい。例えば、すべての拡張末期フレームとすべての収縮末期フレームと一緒に処理されてもよい。さらなる処理を行う前に位置決めを行うことはきわめて有益である。以下に限定されるものではないが、変換、回転、ワーブ処理、拡張、膨張及びモデルに基づく他の通常の画像処理技術を含むプロセスに従い位置決めは実現される。

10

20

【0037】

一般に、画像は位置決めされ、スムージングされ、処理され、表示されるかもしれない。この処理はサブトラクションであるかもしれない。

【0038】

カラー化オーバーレイ (colorized overlay) または他の符号化処理を行うことができる。超音波画像形成システム100は、カラー化オーバーレイをオン/オフできるようにコントロールを有するようにしてもよい。さらに、ディスプレイの一方の側にオンされたカラー化オーバーレイを他方の側にオフされたカラー化オーバーレイを有するディスプレイを有することが可能である。それは、色の代わりに、グレイスケール強度のような強度であってもよい。また、同期問題と、どのフレームが分析及び/または出力に存在するか選択する問題がある。言い換えると、あるテクニックではすべてのフレームが処理され、位置決めアルゴリズムは、ワーブ処理や心臓の形状が変化したとしても調整する能力を最大化するためのものを含んでいる。他のテクニックは、あるフェーズのみ、複数の心臓の鼓動を通じた心周期の同一のフェーズを選ぶことであり、その場合、心臓はそれぞれ同一の形状となり、位置決め問題はよりシンプルなものとなる。しかしながら、多くのデータが利用可能でない。

30

【0039】

これらのテクニックを適用することにより、信号プロセッサ124は、コントラストのため画像形成を最大化する。オンライン及びリアルタイムにこれらのテクニックを実行することができるということは、従来システムに対して大きな効果である。

40

【0040】

図3は、本発明の一特徴による血流を決めるためのトランスデューサレイにより受信される画像データの処理を実行するための動作を示すフローチャートである。

【0041】

これらの動作は、その多くが選択的なものであるが、一般的には逐次的に実行され、その動作順序は重要ではない。

【0042】

信号プロセッサが制御ルーチン134に従い実行する第1処理は、処理200において画像を空間フィルタリングすることである。

【0043】

50

狭い帯域またはやや狭い帯域エネルギーから超音波画像は形成され、この空間解像度は画像形成に利用されているエネルギーの波長とオーダーにおいて同一である。このことは、画像が前述のような斑点と呼ばれるアーチファクトの影響を受けやすいということの意味している。基本的に、超音波は超音波ビームに即座にあるすべてのターゲットから受け取るエネルギーをコヒーレントに合計するため、確実に存在するものがあつたとしても、このエネルギーのすべてが正確にゼロとなるまで加算されるということは、考えられることであるし、全く可能であるし、統計的にありうることである。1つの筋肉が存在する場合、波長のある点での組織が他の点での組織と破壊的に干渉することが完全に可能であり、この結果はゼロの信号である。これにより斑点と呼ばれる小さな黒いシミが画像に生成される。

10

【0044】

究極的には、2つの画像が減じられ、その各々が各自の斑点パターンを有するとき、この斑点パターンは並んだものでなく、2倍の斑点となるようサブトラクションが所望される。従って、課題はこの斑点を除去しようとすることである。斑点を軽減あるいは除去する方法として、他の斑点低減テクニックが利用可能ではあるが、ローパスフィルタ処理、メディアンフィルタ処理、あるいは処理210に示されるような画像複合化処理があげられる。

【0045】

他の処理は処理220に示されるような位置決めであり、位置決めを行う目的は、超音波検査中、心臓やプローブ (probe) が動き、患者が呼吸し、他の動きが取り込まれるという事実にもかかわらず、心臓の筋肉の同一部分におけるある時点から次の時点の画像の比較が可能になるということである。再び、位置決めという概念は、一般的なクラスの画像処理アルゴリズムが、以下に限定されるものではないが、変換、回転、膨張、拡張及びモーフィング (morphing) を含むということである。

20

【0046】

斑点の除去が実行され、その後位置決めが実行されるか、あるいは位置決めがまず実行され、その後斑点の除去が実行されてもよい。

【0047】

サブトラクション、微分 (differentiation) あるいは画像の変化率を表す出力を提供するよう企画された他の処理が、処理230に示されるように実行される。変化率のほかに、医師や技師は心臓の一部にある血液量に興味があるかもしれない。画像強度により確認することはとても容易である。医師が最終的に関心のあるものは、処理240に示されるような心臓の筋肉のある部位に到達する酸素量であり、それは容量とフローを掛け合わせたものであり、1秒間に心臓の筋肉に達する酸素量を提供する。容量情報に興味があれば、処理230と240の両方が同時に実行され、単位時間当たりの容量を提供するため製品が決められる。

30

【0048】

微分処理中には、破壊パルスの直後の超音波画像形成システム100の画面上の画像はほとんど黒であり、その次の画像は血液が心臓の筋肉に戻ってくる空間的に対応するより明るい領域を有するようになり、また多量の血液の次の鼓動が超微粒気泡を含むようになる心腔において大きな明るい領域が恐らく発生する。

40

【0049】

平坦域を有する $A(1 - e^{-bt})$ の実質的に指数である曲線が取得されるため、他の方法で容量が決定される必要があり、この値はトータルの容量を表している。オンラインに対するようにリアルタイムで描かれると、しかしリアルタイムではないが、乗算を実行するために経時的にフローを示すようこの値は決定されねばならない。値 b は既知である必要があるが、その値は超微粒気泡の破壊前に測定が可能である。心筋における設定された数の超微粒気泡が決定され、そのすべてが破壊されると、それらがどれだけの速さで戻ってきたかが決定され、その結果が処理及び配置される。超微粒気泡が戻る速さに基づき、以前の決定からの傾き、容量、フローを得るための容量 \times 傾き、および容量的な血流が決

50

定されうる。

【0050】

基本的に、最終的な決定は、一般に、強度が超微粒気泡に比例し、超微粒気泡が血液量に比例するという事実により、できれば血液量に対応する強度変化率を説明する画像を生成するためである。

【0051】

上記処理を利用して、医師や技師は画像形成により観察される明るさを観察することができ、シーケンスが開始され、当該シーケンスにおいて、血流が生じている明るく表示される領域と、血流が即座には生じない暗く表示された領域が存在する。従来の画像形成システムでは、明るい領域は多くの超微粒気泡を有する領域である。本発明では、明るい領域は、気泡補給率が高くなるよう超微粒気泡が即座に補給されている領域を表す。従って、強度は気泡補給率を表す。

10

【0052】

微分処理後、処理250に示されるような曲線適合処理のようなある数学的処理が含まれる。装置100は、線形、指数、区分的線形などのような様々なタイプの曲線適合を選ぶコントロールを有するようにしてもよい。数学的符号化のような処理260に示されるようなあるタイプの画像形成符号化処理が実行され、レートやレートとフローの積を与える数学的処理の結果が、色、強度変化あるいは絶対的強度として表される。

【0053】

もちろん、生成されるデータはすべて、搬送可能な媒体、あるいは永続的記憶記録に移出されてもよい。

20

【0054】

この点に対して説明されてきたことは、同一のものが出力されるようすべてのフレームに対して動作する処理である。しかしながら、フレキシブルな同期テクニック270が可能である。ある状況では、介入するフレームを無視して、あるフレームに対して動作することが有益である。従って、ECGや呼吸のような患者からの生理的入力に基づく、同期させ、どのフレームが処理されるか選択するフレキシブルな方法を有することが望ましい。この同期処理及び選択処理はユーザインタフェースに設定されてもよい。

【0055】

また、処理280に示されるように、画像全体の中の特定の関心領域を選び、ズーム特性を有することが有益であろう。

30

【0056】

処理290に示されるように、最大強度変化が保持されるゼロオーダーホールドを含めることができる。ここで、ある時点において、画像はフリーズされ、その明るさは、ある場所での取得期間全体を通じて観察される最大変化率となるであろう。曲線 $A(1 - e^{-bt})$ が微分される場合、コブがあり、値は減少する。最大値は、超微粒気泡の破壊後における周期の始まりで起こるのである。なぜなら、指数曲線は始めに最大傾斜を有し、その後徐々に減少していくからである。

【0057】

処理300に示されるように、指数曲線 $A(1 - e^{-bt})$ がディスプレイ上の第2ウィンドウにリアルタイムに描かれるリアルタイムグラフを生成することができる。

40

【0058】

制御ルーチン134により信号プロセッサ124による処理の全体への他の追加は、処理310に示されるようなシニループ(s i n i l o o p)と呼ばれるものである。ボタンを押下することにより、医師や技師は以降において画像の再生が可能となるよう画像をメモリに入力する。この処理は、半導体VCRに関するものとやや似ている。メモリへの画像の取得を開始するためボタンが押され、メモリによりすでに自動的に取得された画像を閲覧するためボタンが押される。この処理中、新たな種類の画像が生成される。このインスタンスには、もとの未加工の画像があり、今の時点では処理された画像がある。この両方が記録媒体に格納される。医師や技師は、画像を処理した超音波画像形成アルゴリズム

50

ムを好まず、再び未加工のデータを観察したい。未加工のデータは、基本的には、従来の超音波により提供される画像である。

【0059】

もちろん、血流に関する画像や他の後処理された画像を表示する処理320がある。この結果は、血液量または血液速度として与えられうる。この結果はまた、病気の診断に必要な情報をデータが提供しているというフィードバックをコントラスト検査中容易に提供するカラー符号化あるいは符号化された2次元画像として提供されうる。この結果はまた、時間膨張曲線として与えられ、あるいは複数の曲線がグラフィカルユーザインタフェースを利用して、医師や技師により選ばれる複数の関心領域に対して与えられる。さらに、装置100は、一方でパラメータによる画像を、他方で通常の画像を示すなどのように、表示タイプを選択するコントロールを有するようにしてもよい。

10

【0060】

前述のように、図3に示される処理の順序は重要でなく、大部分の処理は任意の順序で実行可能である。さらに、選択されたデータモードの何れかは超音波画像形成システムからネットワークまたはインターネットを介し磁気媒体のような記録媒体あるいは他のコンピュータシステムに出力可能である。

【0061】

ここでまた、本発明は、超音波画像形成装置だけでなく磁気共鳴画像形成(MRI)装置にも適用可能である。

【0062】

さらに、本発明は、血流に限定されるものでなく、体中の空洞及び/.または組織に流れる他のタイプの流動体を検出するよう具体的に設計されてもよい。上述の処理テクニックは関心のある流動体の未加工の画像データに適用される。

20

【0063】

さらに、上記テクニックは一般に2次元超音波について議論されたが、本発明は3次元の表示を提供するため3次元処理された画像の表示、及びブルズアイ(bullseye)表示の提供、あるいは複数スライスが表示が含まれてもよい。

【0064】

本発明のいくつかの好適な実施例が示され、説明されてきたが、本発明の原理及び趣旨、クレームに定義される範囲、及びその均等物から逸脱することなく、本実施例に変更がなされうるということは当業者には理解されるであろう。

30

【図面の簡単な説明】

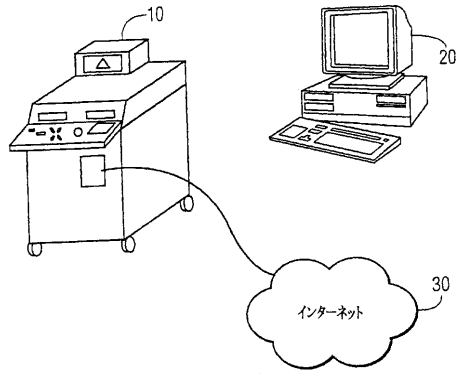
【0065】

【図1】図1は、体の様々な部位、特に心臓における血流を解析するため造影剤を利用した従来システムを示す図である。

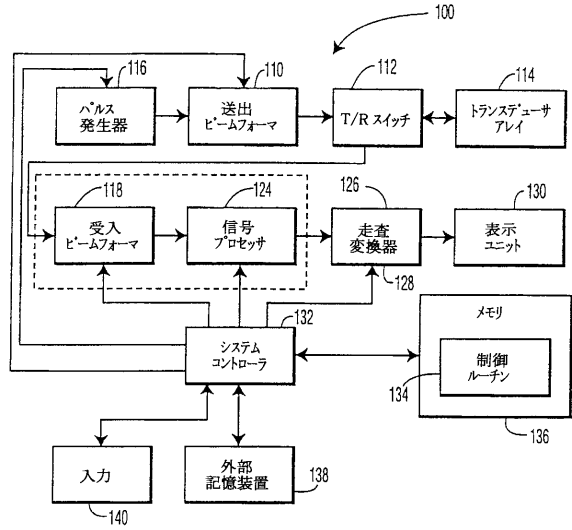
【図2】図2は、本発明の実施例により利用される超音波画像形成システムのブロック図である。

【図3】図3は、本発明の一特徴による血流を決定するためトランスデューサアレイにより受け取られる画像データの処理を実行する処理を示すフローチャートである。

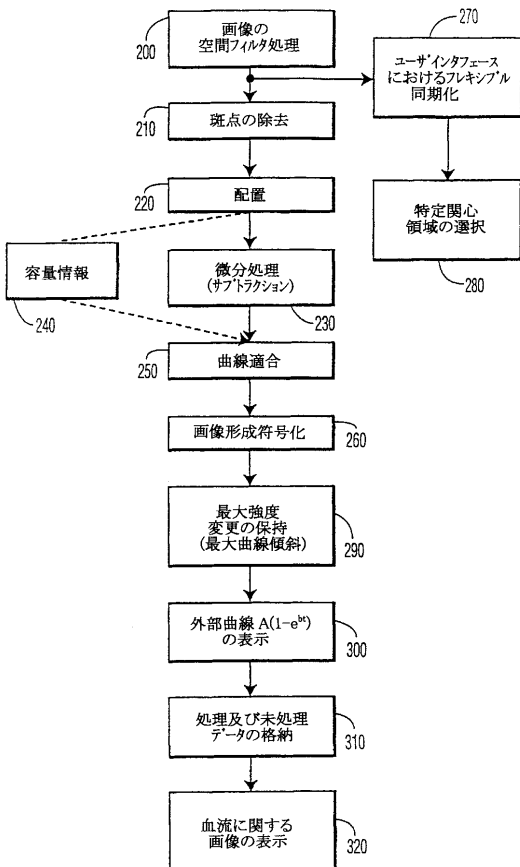
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No PCT/IB 02/04994
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B8/00 A61B8/06		
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		
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, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 01 01865 A (ACUSON) 11 January 2001 (2001-01-11)	1-13
Y	page 18, line 16 -page 19, line 4 page 21, line 12 -page 23, line 8 page 27, line 3 -page 27, line 25 page 31, line 7 -page 31, line 28 page 12, line 15 -page 15, line 2; figure 5	14
X	US 6 231 834 B1 (FRITZ THOMAS A ET AL) 15 May 2001 (2001-05-15) column 74, line 11 -column 74, line 42 column 77, line 15 -column 79, line 16 column 82, line 59 -column 83, line 55 column 87, line 22 -column 87, line 40 claims 1,97-115	1,5,6, 13,14

	-/--	
<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. *&* document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 14 March 2003		Date of mailing of the international search report 20/03/2003
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 Lommel, A

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/IB 02/04994

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 5 146 924 A (SEPPONEN RAIMO E) 15 September 1992 (1992-09-15) *whole document*	14
A	US 4 644 510 A (FUJII TADASHI) 17 February 1987 (1987-02-17) column 14, line 38 -column 14, line 66	
A	US 5 485 844 A (UCHIBORI TAKANOBU) 23 January 1996 (1996-01-23) column 2, line 22 -column 2, line 29 column 3, line 15 -column 3, line 18 column 9, line 15 -column 9, line 34 column 10, line 21 -column 10, line 38	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/IB 02/04994

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 0101865	A	11-01-2001	US 6340348 B1	22-01-2002
			AU 5902500 A	22-01-2001
			WO 0101865 A1	11-01-2001
US 6231834	B1	15-05-2001	US 6139819 A	31-10-2000
			US 6033645 A	07-03-2000
			AU 9383098 A	05-04-1999
			EP 0959908 A1	01-12-1999
			WO 9913919 A1	25-03-1999
			AU 733492 B2	17-05-2001
			AU 3313197 A	07-01-1998
			AU 6188501 A	18-10-2001
			EP 0930844 A1	28-07-1999
			JP 2000513357 T	10-10-2000
			WO 9748337 A1	24-12-1997
			US 2003012735 A1	16-01-2003
			US 2001051131 A1	13-12-2001
			US 6521211 B1	18-02-2003
			AU 709562 B2	02-09-1999
			AU 6270396 A	30-12-1996
			CA 2218541 A1	19-12-1996
			CN 1187137 A , B	08-07-1998
			EP 0831932 A1	01-04-1998
			JP 11507638 T	06-07-1999
WO 9640285 A1	19-12-1996			
US 5146924	A	15-09-1992	FI 80796 B	30-03-1990
US 4644510	A	17-02-1987	JP 1635236 C	20-01-1992
			JP 2061254 B	19-12-1990
			JP 60195473 A	03-10-1985
			DE 3579835 D1	31-10-1990
			EP 0155630 A2	25-09-1985
US 5485844	A	23-01-1996	JP 6327672 A	29-11-1994

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 ブロック - フィッシャー , ジョージ エイ

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 ラフター , パトリック ジー

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) 4C096 AA11 AB24 AC04 AD12 AD14 AD27 DA17 DC25

4C601 BB02 DD03 DD04 DD15 DE06 DE11 EE07 EE09 EE11 FF08

JB28 JB45 JB46 JB50 JC18 JC37 KK02 KK09 KK10 KK12

KK19 KK25 KK47 LL11 LL27

专利名称(译)	引入造影剂的场所的在线图像生成装置		
公开(公告)号	JP2005511188A	公开(公告)日	2005-04-28
申请号	JP2003550669	申请日	2002-11-20
[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	ブロックフィッシャー、ジョージ エイ ラフター、パトリック ジー		
发明人	ブロック-フィッシャー、ジョージ エイ ラフター、パトリック ジー		
IPC分类号	A61B5/055 A61B5/026 A61B8/00 A61B8/06		
CPC分类号	A61B5/055 A61B5/0263 A61B8/06 A61B8/481		
FI分类号	A61B8/00 A61B5/05.383		
F-TERM分类号	4C096/AA11 4C096/AB24 4C096/AC04 4C096/AD12 4C096/AD14 4C096/AD27 4C096/DA17 4C096/DC25 4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DD04 4C601/DD15 4C601/DE06 4C601/DE11 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/JB28 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/JB50 4C601/JC18 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK09 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK25 4C601/KK47 4C601/LL11 4C601/LL27		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	10/022173 2001-12-13 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种装置，用于产生将造影剂引入的位点，该装置和用于改变的造影剂，以提供在该区域的变形图像，血流速度或其它的图像检测装置的图像和用于获取和处理所述修改的图像处理器以产生表示所述流体的速度的图像。本装置可以是超声波图像形成装置或磁共振图像形成装置。

