

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

組織により生成される超音波エコー信号を低減する手段と、
静止した造影剤により生成される超音波エコー信号を低減する手段と、
挙動する造影剤により生成される超音波エコー信号を描出する手段とを有することを特徴とする超音波描画システム。

【請求項 2】

請求項 1 記載の超音波描画システムであって、
超音波エコーは患者の体から受信され、
前記組織により生成される超音波エコーの低減は、FIR (Finite - Impulse - Response) フィルタを前記受信した超音波エコーに適用することからなることを特徴とするシステム。 10

【請求項 3】

請求項 1 記載の超音波描画システムであって、
前記組織により生成される超音波エコーの低減は、複数の伝送ラインサブパケットを利用した出力変調技術を有することを特徴とするシステム。

【請求項 4】

請求項 1 記載の超音波描画システムであって、
前記描出は、前記挙動する造影剤により生成される超音波エコー信号をカラーフロープロセッサに適用することからなることを特徴とするシステム。 20

【請求項 5】

請求項 1 記載の超音波描画システムであって、
前記静止した造影剤により生成される超音波エコー信号の低減は、第 1 クラッタフィルタを適用することからなることを特徴とするシステム。

【請求項 6】

請求項 3 記載の超音波描画システムであって、
前記出力変調技術は、前記複数の伝送ラインサブパケットを繰り返し発火させることからなることを特徴とするシステム。

【請求項 7】

請求項 4 記載の超音波描画システムであって、 30
前記カラーフロープロセッサは、挙動する造影剤の挙動方向及び挙動レートに応じた情報を生成することを特徴とするシステム。

【請求項 8】

請求項 5 記載の超音波描画システムであって、
前記第 1 クラッタフィルタは、1 : 0 フィルタを有することを特徴とするシステム。

【請求項 9】

請求項 8 記載の超音波描画システムであって、
前記 1 : 0 フィルタは、複数の超音波エコー信号から生成される複数のサンプル上の時間シフトされたフィルタであることを特徴とするシステム。

【請求項 10】 40

請求項 7 記載の超音波描画システムであって、さらに、
組織速度を決定する手段と、
前記組織速度と前記挙動する造影剤の挙動方向及び挙動レートに応じた情報を合成する手段とを有することを特徴とするシステム。

【請求項 11】

請求項 10 記載の超音波描画システムであって、
前記組織速度の決定は、前記組織により生成される超音波エコー信号を低減する手段の前に、前記受信した超音波エコー信号を第 2 クラッタフィルタに適用することからなることを特徴とするシステム。

【請求項 12】 50

請求項 1 記載の超音波描画システムであって、

出力変調伝送ライン系列を生成するよう構成される励起信号源と、

前記励起信号源に結合され、前記出力変調伝送ライン系列に応じた複数の超音波パルスを媒体に照射し、該媒体内部の組織と 1 以上の造影剤の両方に応じた複数の受信超音波エコーを複数のエコー信号に変換するよう構成されるトランスデューサと、

前記トランスデューサに結合され、組織により生成される超音波エコー信号を低減し、挙動する造影剤から生成される超音波エコー信号を通過させる一方、静止した造影剤により生成される超音波エコー信号を低減するよう構成される超音波処理システムと、

前記超音波処理システムに結合され、前記挙動する造影剤から生成される超音波エコー信号に応じたグラフィック表示の受信及び生成を行うよう構成される表示処理システムとを有することを特徴とするシステム。 10

【請求項 1 3】

請求項 1 2 記載の超音波描画システムであって、

前記出力変調伝送ライン系列は、異なる電圧振幅、極性あるいは位相を有する伝送信号により生成されることを特徴とするシステム。

【請求項 1 4】

請求項 1 2 記載の超音波描画システムであって、さらに、

前記超音波処理システムに結合され、組織により生成される超音波エコー信号の挙動に応じた第 1 出力信号を生成するよう構成される組織速度プロセッサと、

カラーフロープロセッサからの第 2 出力信号と複数の 2 次元描画プロセッサの少なくとも 1 つからの第 3 出力信号に結合され、前記第 2 出力信号の強度が閾値を上回るとき、前記カラーフロープロセッサからの第 2 出力信号を転送するよう構成される調停装置と、 20

前記調停装置の出力と前記第 1 出力信号に結合され、前記第 1 出力信号の前記第 2 出力信号からの減算を実行するよう構成される算術結合とを有することを特徴とするシステム。

【請求項 1 5】

複数の伝送ラインを有する所定の伝送意系列を有する出力変調超音波パルスを患者の体に送信するステップと、

前記患者の体からの造影剤により生成されるエコーと組織により生成されるエコーとを有する複数の超音波エコーを受信するステップと、 30

前記造影剤により生成されるエコーと前記組織により生成されるエコーの両方に応じた複数の超音波エコー信号を生成するため、前記受信した超音波エコーを処理するステップと、

組織により生成されるエコーを抑制するため、前記複数の超音波信号を処理するステップと、

静止した造影剤により生成されるエコーを抑制するため、前記複数の超音波信号を処理するステップと、

造影剤の挙動に応じた複数のデータポイントを生成するため、前記造影剤により生成されるエコー信号をカラーフローアルゴリズムに適用するステップと、

前記複数のデータポイントを経時的に表示するステップとを有することを特徴とする造影剤描出方法。 40

【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、改良された造影剤強化診断評価システム及び方法が開示される。

【背景技術】

【0002】

超音波描出処理は、その画質、安全性及び低コストのため、多くの臨床応用において従来の X 線に急速に取って代わりつつある。典型的には、超音波画像は、人体などの媒体に 50

向けられた圧縮波の送受信が可能な位相あるいは線形アレイトランスデューサの利用を通じて形成される。この超音波トランスデューサはさらに、超音波プローブを構成する複数の制御電子機器を含む筐体内に構成される。超音波プローブは、人体の各組織を介し圧縮波を送受信する超音波送信機と共に利用される。その後、様々な超音波応答が、人体の各構造及び組織を表示する超音波描画システムにより処理される。

【0003】

超音波描画システムには、画素の輝度が受信した超音波エコーの強度に基づく2次元Bモード組織画像を生成することができるものもある。典型的には、カラーフロー描出として知られる他の一般的な描出モダリティでは、血流や組織の動きが観察される。カラーフロー描出モダリティは、カラー符号化画像表示に対するドプラー効果を利用する。カラーフロー描出処理では、後方散乱超音波の周波数シフトを利用して、組織あるいは血液からの後方散乱の速度が測定される。血管、心臓腔などの内部から反射する音波の周波数が、血液細胞の速度に比例してシフトされる。トランスデューサに向かって移動する細胞から反射した超音波の周波数は正にシフトされる。逆に、トランスデューサから離れるように移動する細胞からの超音波反射の周波数は負にシフトされる。異なる色を用いて流れの速度と方向を表すことにより、ドブラシフトを表示することができる。診断医やオペレータを支援するため、カラーフロー画像がBモード画像上に重ねられてもよい。

10

【0004】

現在のカラーフロー描出技術は、良好でない音響窓を有する患者(すなわち、心臓関連検査に対して皮膚と間に比較的多量の組織を有する患者)から診断レベルの画質を有する画像を取得することが困難であるという欠点を有する。さらに、移動する組織から生じるアーチファクトから所望の血流速度信号を分離することはしばしば困難である。この問題点は、組織とそれに含まれる血液との間に比較的大きな速度差がない場合に最も影響がある。

20

【0005】

造影剤と共に利用されるとき、超音波描出処理は特に効果的となる。造影剤描出処理では、典型的には、超微粒気泡として知られる気体充填微小球状造影剤が、通常は血流である媒体に注入される。造影剤の物理的特性により、造影剤が超音波検査で抽出され、観察対象の組織への血流量あるいは当該組織を透過する血流量を特定するマーカとして利用することができる。特に、造影剤は、容易に検出及び描出可能な放射状振動を生成する超音波場の存在により共振する。通常、この応答は、伝送周波数 f_0 の第2高調波で描出される。造影剤導入後に解剖学的構造を観察することにより、医療スタッフは、患者の循環器系内の血液が充満した組織と血流ダイナミクスの健康状態を診断する描出能力を有意に向上させることができる。例えば、造影剤による描出は、心筋境界の検出、微小血管血流の測定、及び心筋血流の検出に特に効果的である。

30

【0006】

Uhlendorfらによる米国特許第5,410,516号は、高調波描出処理などの単一パルス励起技術による造影剤描出を開示している。具体的には、Uhlendorfは、任意整数高調波(第2、第3など)、分数調波(例えば、 $1/2$ 高調波など)あるいは高次高調波(例えば、 $3/2$ 高調波など)を選択的に観察する無線周波数(RF)フィルタを選ぶことにより、超微粒気泡と組織との比率を向上させることができる。第2高調波は、より高次の整数高調波、分数調波あるいは超調波と比較して、この周波数での大きな気泡反応のため、最も有用的であるとわかっている。第2高調波はまた、トランスデューサの帯域幅制限(すなわち、 $<70\%$ の帯域幅であり、パーセント帯域幅は、低コーナ周波数-6dBポイントからの高コーナ周波数-6dBポイントの差を中心周波数により除したものとして定義される。)のため最も実践的である。しかしながら、高調波描出処理と併用される単一パルス励起技術は、大きな組織生成整数高調波信号が造影剤により生成された信号をマスクしてしまうため、超微粒気泡と組織との比率は良好なものとならない。

40

【0007】

50

このため、単一パルス励起技術に関連する判定問題において、解剖学的組織からの超音波反応を抑制するため、多数の複数パルス方法が開発されてきた。これらの複数パルス励起技術は、高周波の音波を与えられた局所的領域内の造影剤の濃度に応じた強度を有する診断表示を生じる。

【0008】

最近では、組織が造影描出中に生成される画像に影響を与える高調波反応を生成するということが決定されてきた。線形組織信号を除去あるいは軽減するため、組織の主要な線形反応活動を利用した複数の技術が開発されてきた。これらの技術のいくつかでは、複数の伝送ラインが、人体内の同一の観察ラインに沿って発火される。トランスデューサにより受け取られる反応における変化を生成するため、伝送波形をライン単位で変更する（例えば、出力、位相あるいは極性に関して）。その後、これらのデータポイントは、造影剤の非線形反応を主に含むデータを生成するため、それらの線形要素の影響を除去するように処理される。

10

【0009】

上記技術は静止した組織の影響の除去に良好に機能するが、挙動する組織からの瞬間的なアーチファクトにより取得される画像は劣化する可能性がある。特に、このような挙動は、典型的な処理技術によっては補償されない受信エコーのデコリレーション (decorrelation) を引き起こす。特に心臓が描出される場合には心臓の頻繁かつ速い動きにより、このような劣化は有意なものとなりうる。各種伝送信号に関連する受信信号の反応に2:0フィルタを適用することにより、このような挙動による効果を軽減するための試みがなされてきた。しかしながら、この技術は、完全な線形組織の挙動を仮定するものであり、挙動する組織信号の除去において全く効果はない。

20

【0010】

これより、造影剤の描出感度を高めるため、挙動する組織の反応を効果的に抑制する造影描出方法を備えることが望ましいと理解されるであろう。さらに、血流速度の定量的評価を可能にするため、挙動する組織の反応を効果的に抑制する造影描出方法を備えることが望ましいと理解されるであろう。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

本開示は、患者の体内での造影剤描出装置及び方法に関する。より詳細には、本開示は、カラーフロー処理アルゴリズムを組織信号の抑制能力に対して選択された出力変調技術により生成及び処理される超音波反応データに適用することにより、造影剤強化診断評価を向上させるシステム及び方法に関する。本方法は一般に、1以上の造影剤を人体に導入するステップと、出力変調された超音波パルスを前記人体に送信するステップと、前記人体からエコー信号を受信するステップと、組織反応信号を抑制するよう（前記エコー信号の）受信データを処理するステップと、カラーフローアルゴリズムにより受信した造影剤信号を処理するステップと、造影剤速度を推定するため、経時的に前記カラーフロー処理された造影剤信号を考察するステップと、造影剤速度のカラー符号化表示を生成するステップとを有する。

30

40

【0012】

一実施例では、超音波信号は、異なる伝送特性を有するよう変調された複数の信号ラインを有する。組織の動きにより生成された反応信号を抑制するよう前記受信データを処理するステップは、組織信号を実質的に除去するため、加重FIR (finite-impulse-response) フィルタをスロータイムサンプルに繰り返し適用し、受信したシーケンスを1:0クラッタフィルタに適用することからなる。これは、造影剤気泡の移動により生成される信号を通過しながら、静止した造影剤気泡から信号を除去する効果を有する。

【0013】

他の実施例では、挙動組織の速度が、補助的速度信号の生成のため測定される。その後

50

、この補助的速度信号は、出力変調フロー信号からの速度推定と数学的に合成され、超音波プローブ（例えば、トランスデューサ）ではなく包囲する組織に対する血流速度の補正された測定が生成される。

【 0 0 1 4 】

構成に関して簡潔に述べると、本システムは、励起信号源、トランスデューサ、カラーフロープロセッサと共にクラッタフィルタと調停装置を含む複数の描画プロセッサを有する超音波処理システム及び表示処理システムにより実現することができる。

【 0 0 1 5 】

造影剤強化カラーフロー描出処理システム及び方法の他の特徴及び効果は、以下の図面と詳細な説明を考察することにより当業者には明らかとなるであろう。そのような追加的特徴及び効果のすべてが添付されたクレームにより保護されるものとして含まれる。

【 0 0 1 6 】

本発明は以下の図面を参照することにより、より良く理解することができるであろう。図面中の要素は本発明の原理を明確に示すため与えられたものであり、そのサイズや強調は重要でない。さらに、図面を通じて、同一の参照番号は対応する要素を示している。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 7 】

本開示は、一般に造影描出に関する。本発明の一特徴によると、造影剤検出技術が、造影剤を注入した組織の血管内の造影剤濃度を描出する組織信号抑制技術と共に利用される。本発明の他の特徴では、組織拳動速度信号が抽出され、トランスデューサでなく組織に対する血流速度情報の補正に利用される。何れの場合でも、カラーフロープロセッサが、造影剤速度を表す信号を生成するため、クラッタフィルタと共に利用される。出力変調の組織抑制特性とカラーフロー処理のフロー推定特性との組み合わせは、拳動する組織と相対的に低速に動く血液とを識別することを可能にする。いくつかの臨床用途例として、冠動脈描出、冠流予備評価、血液伝播描出、血液供給の描出による腫瘍検出があげられる。

【 0 0 1 8 】

図面を通じて同一の番号が対応する要素を示す図面をより詳細に参照するに、改良された超音波描出処理システムにより、カラーフロー超音波描出診断を向上させるためここに含まれる各種方法が実現される一般的な診断環境を示す図 1 が着目される。この点に関して、改良された超音波描出処理システムにより改良された各種カラーフロー描出方法が実現される一般的な診断環境が、図 1 の概略図により示され、参照番号 1 0 0 により示される。図 1 に示されるように、超音波描画システム 1 0 は、診断対象の患者 1 1 3、トランスデューサ 1 8 及びインタフェースケーブル 1 2 を有する診断環境 1 0 0 に配備される。

【 0 0 1 9 】

図 1 に示されるように、トランスデューザ 1 8 は、超音波描画システム 1 0 のユーザ / オペレータ（図示せず）により、診断対象の患者 1 1 3 の生体組織部位に配置される。図 1 に示されるように、複数の伝送信号が超音波電子システム 1 の内部で生成され、インタフェースケーブル 1 2 を介してトランスデューサ 1 8 に伝送される。これら複数の伝送信号は、印加された伝送信号に応答してトランスデューザ 1 8 からの複数の伝送パルス 1 1 5 に変換されてもよい。

【 0 0 2 0 】

この伝送パルス（超音波エネルギー）1 1 5 が超音波を受ける診断対象の患者 1 1 3 の組織層に到達すると、これら伝送パルス 1 1 5 は組織層 1 1 3 を透過する。これら超音波パルスの大きさが組織層 1 1 3 の減衰効果を上回る限り、超音波パルス 1 1 5 は内部対象物 1 2 1 に到達する。異なる超音波インピーダンスによる組織間の組織境界あるいは交界が複数の超音波パルス 1 1 5 の基本的な伝送周波数での超音波反応を生成するということを当業者は理解するであろう。超音波パルスを受けた組織は、患者の体内の各種組織境界からの情報を伝達する伝送パルスと区別される基本超音波反応を生成する。

【 0 0 2 1 】

横断する組織層 1 1 3 からの減衰効果を上回る大きさの超音波反射 1 1 7 a と 1 1 7 b

10

20

30

40

50

が監視され、超音波電子システム 1 により電気信号に変換される。図 1 にさらに示されるように、超音波電子システム 1 と表示電子システム 5 は、複数の超音波エコー 117 から導出される超音波表示画像 200 の生成のため協調してもよい。

【0022】

異なる超音波インピーダンスによる組織間の境界あるいは交わりが、複数の超音波パルス 115 の基本波周波数と共に基本波周波数の高調波における超音波反応を生成するということが当業者は理解するであろう。超音波パルス 115 を受ける組織は、患者の体内の各種組織境界からの情報を伝達する伝送パルス 115 と経時的に区別される基本波超音波反応 117a と高調波超音波反応 117b を生成する。さらに、超音波パルス 115 を受ける組織は、その受けた波形の圧縮部分が疎密部分より高速に進行するため、高調波反

10

【0023】

いくつかの実施例では、超音波描画システム 10 は、基本波周波数において複数の超音波パルス 115 を送受信する。高調波応答 117b は、基本波周波数において送信し、同時に高調波周波数において関連する応答を受信する適切な範囲の帯域幅を有するトランスデューサ 18 により受信されてもよい。基本波描出が利用される一方、基本波及び高調波描出が考慮され、本発明の範囲に属する。

【0024】

図 1 にさらに示されるように、超音波エコー 117a と 117b は、基本波応答と高調波応答をそれぞれ反射する。図 1 は内部対象物 121 をインピン

20

30

・システム構成及び動作

以下に開示される各種造影剤描画方法を実践できる超音波描画システム 10 の構成が、図 2 の基本ブロック図により示され、参照番号 10 により記される。ここで、図 2 に示される機能ブロックの多くは、ハードウェア、ソフトウェア及びそれらの組み合わせにより実現可能な論理機能を定義する。高速化のため、以降特に記載がない場合、ブロックの大部分がハードウェアにより実現されることが好ましい。図 2 は必ずしも当該システムのすべての構成要素を示すものでなく、ここで開示される方法に関連する構成要素が強調されているということは理解されるであろう。

【0025】

図 2 を参照するに、超音波描画システム 10 は、トランスデューサ 18 と表示電子システム 5 と通信可能な超音波電子システム 1 を有する。図 2 に示されるように、超音波電子システム 1 は、適切なソフトウェアに従って、超音波描画システム 10 内の各種構成要素及び信号フローの動作とタイミングを制御するよう設計されたシステムコントローラ 21 を有する。超音波電子システム 1 はさらに、伝送コントローラ 14、無線周波数 (RF) スイッチ 16、複数のプリアンプ 20、タイムゲイン補償装置 (TGC) 22 及びアナログデジタル変換装置 (ADC) 24 を有する。さらに、超音波電子システム 1 は、パラレルビーム形成装置 26、出力変調プロセッサ 27、RF フィルタ 28、ミキサ 30、振幅検出装置 32、ログ機構 34、ポストログフィルタ 36 及び 1 以上の描画プロセッサ 300 を有するよう

40

50

像プロセッサ 40、映像メモリ装置 42 及びディスプレイ 44 を有するようにしてもよい。

【0026】

トランスデューサ 18 は、縦横両方向に複数の要素を有する位相アレイトランスデューサの形態をとるものであってもよい。これら複数のトランスデューサ要素は、これに限定するものではないが、例えば PZT (lead-zirconate-titanate) などの圧電物質から構成されてもよい。各要素には、電気パルスまたは他の適切な電気波形が選択的に供給され、これにより、当該要素による診断対象物に超音波圧力波の一体的伝播を行わせる。さらに、それに応答して、1 以上のエコーが診断対象物により反射され、超音波電子システム 1 における検出及び処理のため、当該エコーを電気信号に変換するトランスデューサ 18 により受信される。

10

【0027】

トランスデューサ 18 に関する要素アレイは、個々の要素に供給される電気パルスを遅延させることにより、トランスデューサアレイから放射されるビームを対象物に導く (送受信モード中において) ことを可能にする。送信モードがアクティブであるとき、アナログ波形が各トランスデューサ要素に通信され、これにより、ビームのようにパルスが対象物への方向に選択的に伝播される。

【0028】

受信モードがアクティブであるとき、各ビーム位置において各トランスデューサ要素で感知または受信される。各アナログ波形は、エコーが対象物への単一のビームに沿って受信されるため、ある期間においてトランスデューサにより受信される連続するビームを本質的に表す。所望の方向での受光ナロービームを生成するため、時間遅延が各要素からの信号に適用される。送受信両モードの操作により形成されるアナログ波形群全体は音波ラインを表し、音波ライン群全体は通常フレームとして参照される対象物の単一の表示あるいは画像を表す。

20

【0029】

既知であるように、位相アレイトランスデューサは、システムコントローラ 21 あるいは伝送コントローラ 14 から発生する 1 以上の制御信号に応じた多数の内部電子装置を有する。例えば、トランスデューサ電子装置は、複数の超音波パルスを生成するための励起信号を印加するための第 1 トランスデューサ要素群を選択するよう構成されてもよい。関連する方法では、トランスデューサ電子装置は、送信超音波パルスに関する超音波エコーを受信するための第 2 トランスデューサ要素群を選択するよう構成されてもよい。上記トランスデューサ要素の選択のそれぞれは、伝送コントローラ 14 またはシステムコントローラ 21 において発生する 1 以上の制御信号に応答して、トランスデューサ 18 により行われてもよい。

30

【0030】

図 2 に示されるように、伝送コントローラ 14 は、RF スイッチ 16 を介しトランスデューサ 18 に電氣的に接続されてもよい。伝送コントローラ 14 はさらに、システムコントローラ 21 と通信可能であってもよい。システムコントローラ 21 は、伝送コントローラ 14 の直接的動作に対する 1 以上の制御信号を送信するよう構成されてもよい。これに従って、伝送コントローラ 14 は、RF スイッチ 16 を介してトランスデューサ 18 の要素アレイの一部と定期的に通信する電気パルス系列を生成してもよい。これにより、トランスデューサ要素に前述の性質を有する診断対象物への超音波信号の照射を実行させることができる。伝送コントローラ 14 は、典型的には、伝送パルス間における期間における対象物からのエコーのトランスデューサ 18 による受信を可能にするパルス送信間の分離を提供し、それらを「プリアンプ」と記されたパラレルアナログプリアンプ群 20 に転送する。RF スイッチ 16 は、トランスデューサ 18 に対する各種送受信電気信号を指示するよう構成されてもよい。

40

【0031】

これら複数のプリアンプ 20 は、診断対象物から反射されたエコーにより生成されるト

50

ランスデューサ 18 からのアナログ電気エコー波形系列を受信してもよい。より詳細には、各プリアンプ 20 は、各音波ラインに対して、対応するランスデューサ要素群からアナログ電気エコー波形を受け取る。さらに、プリアンプ群 20 は、各自がそれぞれ独立した音波ラインに対する波形群系列を時系列に連続的に受け取り、パイプライン処理方法により当該波形を処理するようにしてもよい。このプリアンプ群 20 は、以降で説明されるように、さらなる信号処理を可能にする増幅エコー波形を提供するため、エコー波形を増幅するよう構成されてもよい。ランスデューサ 18 により受け取られる超音波信号は低出力であるため、プリアンプ群 20 は当該処理において過剰なノイズが生成されないだけの十分な品質を有するべきである。

【0032】

10

エコー波形は、典型的には、診断対象物の進行方向のより深いところから受信されるため、振幅の減衰が生じているという理由から、超音波電子システム 1 の複数のアナログプリアンプ 20 は、当該分野では既知の各音波ラインの間にゲインを漸進的に増大させるよう設計された複数のパラレルな TGC 22 にそれぞれ接続され、これにより、以降の処理段階における動的範囲要求を軽減することができる。さらに、TGC 群 22 は、各自がそれぞれ独立した音波ラインに対する波形群系列を時系列に連続的に受け取り、パイプライン処理方法により当該波形を処理するようにしてもよい。

【0033】

複数のパラレルアナログデジタル変換装置 (ADC) 24 が、図 2 に示されるように、複数の TGC 22 とそれぞれ通信可能であってもよい。各 ADC 24 は各自のアナログエコー波形を、当業者には周知の各自の量子化瞬間信号レベルを有する複数の離散的地点 (数 100 ~ 数 1000 ; 深さに対応して、超音波伝送周波数または時間の関数であってもよい) を有するデジタルエコー波形に変換するよう構成されてもよい。従来の超音波描画システムでは、この変換処理はしばしば信号処理段階において後で行われていたが、現在では超音波信号に対して実行される論理機能の多くはデジタルであり、このため、当該変換処理は信号処理の早い段階で行われることが好ましい。TGC 22 と同様に、複数の ADC は、各自がそれぞれ独立した音波ラインに対する波形群系列を時系列に連続的に受け取り、パイプライン処理方法により当該波形を処理するようにしてもよい。一例として、当該システムは、60 Hz の B モードフレームレートにより 40 MHz のクロックレートにおける信号を処理するようにしてもよい。

20

30

【0034】

パラレルビーム形成装置群 26 は、複数の ADC 24 と通信可能とされ、ADC 24 から複数のデジタルエコー波形 (各ランスデューサ要素群に対応する) を受信し、それらを単一の音響ラインに合成するよう設計されてもよい。この作業を行うため、各パラレルビーム形成装置 26 は、異なる時間量だけ個々のエコー波形を遅延させ、その後、合成デジタル RF 音響ラインを生成するため、遅延させた波形を加えるようにしてもよい。前記遅延及び和によるビーム形成処理は、当該技術分野では周知である。さらに、パラレルビーム形成装置 26 は、時系列的に連続な個々の音響ラインに対するデータ群系列を受信し、当該データをパイプライン処理方法により処理するようにしてもよい。

【0035】

40

出力変調プロセッサ 27 は、パラレルビーム形成装置 26 の出力に接続され、複数の音波ラインを連続的に受信及び処理するよう構成されてもよい。出力変調プロセッサ 27 は、複数の超音波照射レベルにより複数のデジタル音波ラインを選択的に処理するため、システムコントローラ 21 あるいは伝送コントローラ 14 と協調して動作するよう構成されてもよい。複数の励起レベルにより超音波パルス系列を生成する超音波描画システム 100 の一例が、本出願と共通の譲渡人を共有し、その内容のすべてがここに含まれる米国特許第 5,577,505 号に開示されている。

【0036】

RF フィルタ 28 は、図 2 に示されるような出力変調プロセッサ 27 の出力に接続されてもよい。RF フィルタ 28 は、各デジタル音波ラインを受け取り、帯域ノイズから所望

50

でないものを取り除くよう構成される帯域通過フィルタの形態をとってもよい。図 2 にさらに示されるように、ミキサ 30 は、RF フィルタ 28 の出力に接続されてもよい。ミキサ 30 は、パイプライン式に複数のデジタル音波ラインを処理するよう設計されてもよい。ミキサ 30 は、最終的には複数のベースバンドデジタル音波ラインを生成するため、ローカル発振器信号（簡単化のため図示せず）と RF フィルタ 28 からのフィルタ処理されたデジタル音波ラインを合成するよう構成されてもよい。

【0037】

好ましくは、ローカル発振器信号は、同相信号（実）と 90 度だけ位相がずれた直交位相信号（虚）を有する複合信号である。ミキシング処理は、和及び差周波数信号を生成するようにしてもよい。和周波数信号をフィルタ処理（除去）し、ゼロ近傍の周波数の複合信号である差周波数信号を残してもよい。複合信号は、診断対象物において描出される解剖学的構造の挙動方向に従うことが望まれ、正確な広帯域幅振幅検出を可能にする。

10

【0038】

超音波エコー受信プロセスにおけるこの時点まで、すべての処理は実質的に線形であるとみなすことができ、実質的に等価な機能を維持しながら、これら処理の順序を再構成することもできる。例えば、いくつかのシステムでは、ビーム形成またはフィルタ処理前に、より低い中間周波数（IF）やベースバンドにミックスすることが望ましいかもしれない。このような実質的に線形な処理機能の再構成は、本発明の範囲に属するとみなされる。

【0039】

振幅検出装置 32 は、パイプライン式にミキサ 30 からの複合ベースバンドデジタル音波ラインの受信及び処理を行ってもよい。各複合ベースバンドデジタル音波ラインに対して、振幅検出装置 32 は、当該ラインの包絡線を解析し、振幅検出デジタル音波ラインを生成するため音波ラインに沿った各点で信号強度を決定する。数学的には、これは、振幅検出装置 32 が音波ラインに沿った各点に対応する各フェーザ（原点への距離）の大きさを決定するということを意味する。

20

【0040】

ログ機構 34 は、パイプライン式に、振幅検出装置 32 から振幅検出デジタル音波ラインを受け取ってもよい。ログ機構 34 は、さらなる処理のための圧縮したデジタル音波ラインの生成のため、各音波ラインの数学的対数（log）を計算することにより、データの動的範囲を圧縮するよう構成されてもよい。対数関数の実現により、エコー強度の比率に対応する輝度の変化をよりリアルに最終的には画面上に表示することが可能となる。

30

【0041】

通常ローパスフィルタの形態をとるポストログフィルタ 36 は、ログ機構 34 の出力に接続され、パイプライン式に圧縮されたデジタル音波ラインを受信するよう構成されてもよい。ポストログフィルタ 36 は、表示画像の画質を高めるため、圧縮したデジタル音波ラインに関する高周波数の除去または抑制を行ってもよい。一般に、ポストログフィルタ 36 は、表示画像中の斑点をソフト化する。このローパスポストログフィルタ 36 はまた、アンチエイリアシング（anti-aliasing）を行うよう構成することも可能である。ローパスポストログフィルタ 36 は、グレイスケール解像度のため空間解像度の実質的な取引を行うよう設計可能である。

40

【0042】

1 以上の描画プロセッサ 300 が、ローパスポストログフィルタ 36 の出力に接続されてもよい。各描画プロセッサ 300 はさらに、適当なタイプの RAM（Random Access Memory）を有し、ローパスポストログフィルタ 36 からフィルタ処理されたデジタル音波ラインを受け取るよう構成されてもよい。音波ラインは、2 次元座標平面内で定義することができる。描画プロセッサ 300 は、受信及びフィルタ処理したデジタル音波ライン内の画像情報を数学的に操作するよう構成されてもよい。さらに、各描画プロセッサ 300 は、信号処理のため、データの音波ラインを時系列的に蓄積するよう構成されてもよい。この点に関して、描画プロセッサ 300 はさらに、表示のための画素

50

を生成するため、R A Mに保持されているデータを変換する走査変換装置を有するかもしれない。各走査変換装置は、データフレーム全体（すなわち、表示対象の単一表示または画像におけるすべての音波ライン）がR A Mに蓄積されると、R A M内のデータを処理するかもしれない。例えば、受信データがエコー情報の相対位置を定義する極座標を用いてR A Mに保存される場合、走査変換装置は、ラスト走査可能なプロセッサを介して極座標データをラスト走査可能な矩形（直交）データに変換するようにしてもよい。複数の超音波画像平面に関連した複数の画像フレームを形成するため、受信機能、エコー復元機能及び画像処理機能を完了した超音波電子システム1は、図2に示されるような表示電子システム5に各画像フレームに関連するエコー画像データ情報を転送するようにしてもよい。

【0043】

表示電子システム5は、超音波電子システム1からエコー画像データを受信し、このエコー画像データは映像プロセッサ40に転送されてもよい。映像プロセッサ40は、エコー画像データ情報を受信するよう設計され、この画像情報をラスト走査するよう構成されてもよい。映像プロセッサ40は、映像メモリ装置42への格納及び/またはディスプレイ44を介した表示のため、画像要素（例えば、画素）を出力する。映像メモリ装置42は、DVD（Digital Video Disc）プレーヤー/レコーダ、CD（Compact Disc）プレーヤー/レコーダ、VCR（Video Cassette Recorder）あるいは他の映像情報記憶装置の形態をとってもよい。当該技術分野では既知のように、映像メモリ装置42は、リアルタイム以外でのユーザ/オペレータによる閲覧またはポストデータ収集画像処理を可能にする。

【0044】

ディスプレイ44の形態による表示装置は、図2に示されるような映像プロセッサ40と映像メモリ42と通信可能であってもよい。ディスプレイ44は、映像メモリ42または映像プロセッサ40から画素を定期的に受信し、ユーザ/オペレータによる超音波画像の閲覧のため適切な画面または他の描画装置（例えば、プリンタ/プロッタ）を駆動する。

・造影剤描出

ここで用いられるように、出力レベルは、照射あるいは音波レベルに関する。メカニカルインデックス（mechanical index）は、音波強度の測定に利用される1つのパラメータである。メカニカルインデックスは、メガヘルツ（MHz）単位での中心周波数の平方根により除されたメガパスカル（Mpa）単位でのピーク疎密圧力として定義される米国FDA（Food and Drug Administration）により規定されたパラメータである。現在のFDA規定は、組織関連周波数依存減衰を可能にした後、メカニカルインデックスを最大1.9に制限している。

【0045】

異なる造影剤は様々な照射及び検出技術に対して異なった反応をするということに注意することは重要である。造影剤を包むのに利用されるシェル（shell）物質の柔軟性、体内でのサイズ分布及びシェル内の気体の特性により、これら異なる反応を説明することができるということが理論化される。この結果、特定用途に対する効果的なメカニカルインデックスの決定は、やや患者や造影剤に特有のものとなる。メカニカルインデックスは、音波を照射された組織からの線形応答信号を維持しながら、造影剤を破壊しないだけの十分小さいものである必要がある。他方、メカニカルインデックスは、1以上の造影剤からの非線形反応を開始しながら、基本波周波数における組織減衰の効果を克服するだけの十分大きいものである必要がある。一般に、0.05～0.5のメカニカルインデックスは、最も脆弱なものからより弾力的なものまで広範な造影剤に対してこれらの要件を満足するであろう。

【0046】

図1及び図2に関して上述されたように、2以上の伝送イベントまたは超音波ライン115のそれぞれにおける異なる出力レベルの達成は（図1を参照）、複数の異なる方法により実現されてもよい。異なる出力設定を達成する方法は、伝送電圧を変化させることに

10

20

30

40

50

よるものである。伝送電圧の変動は、結果としての伝送超音波ライン 115 (図 1 を参照) の圧縮振幅の変動の直接的な結果を有する。あるいは、異なる出力レベルは、トランスデューサ 18 の開口サイズを制御することにより実現されてもよい。開口サイズは、開口合成法 (synthetic-aperture methodology) を利用することにより縦横に可変とされてもよい。開口は、各グループから独立に発火される伝送超音波ライン 115 を有する 2 以上のグループに分割されてもよい。その後、以降に反射されるエネルギーが蓄積される。その後、開口全体を用いて、増加されたエネルギーレベルを有する第 2 入力圧縮波が送信される。その後、以降に反射されたエネルギーが蓄積される。本実施例では、スケーリングステップは、これら 2 以上のより小さい開口から応答をビーム形成し、非線形応答を決定するため、開口全体からの励起による応答からこれらの結果を差し引くことからなる。

10

【0047】

他の伝送出力レベル制御方法は、アレイにおける要素の一部を発火させ、スケーリングされた部分の応答をトランスデューサアレイ全体からの応答と比較するというものである。この方法は、開口の中心の非対称性から生じる開口のサンプリング及び操作エラーから生じるグレーティングローブ (grating lobe) の減少及び/または最小化を行うように実行されるべきである。

【0048】

3 つのパルスを発火するマルチパルス技術の非限定的な例が以下で説明される。トランスデューサ 18 内の「偶数」番号の要素の発火は、第 1 パルスを生成する。第 2 パルスは、トランスデューサ 18 のすべての要素を制御可能に発火させることにより生成されてもよい。「奇数」番号の要素の発火は、第 3 パルスを生成する。超音波電子システム 10 の応答信号処理部分は、さらなる数学的操作のための第 1 及び第 3 パルスからの応答と第 2 応答信号を数学的に合成するよう構成されてもよい。第 1 及び第 3 パルスに対して各種要素部分を形成する要素の選択は、トランスデューサ要素アレイの「偶数」及び「奇数」番号の要素に限定されるものでないということに注意することは重要である。さらなるマルチパルス照射描出技術を拡張するため、3 より多いパルスが生成及び発火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。

20

【0049】

上述のマルチパルス技術は、2 つの目的に資する。第 1 は、要素の一部を発火することにより伝送出力を調節することは、各伝送に同一の電圧レベルを提供しながら、伝送出力を減少させる。伝送波形が適切にスケーリング及び反転されない場合、あるいは波形が各自の周波数内容に関して異なる場合、不完全な組織応答信号除去からの所望されない残留アーチファクトが、超音波電子システム 10 により導入されてしまうかもしれない。各種パルスの生成に利用される電圧レベルを一致させることにより、超音波電子システム 10 は、可変の出力レベルの超音波送信から生成される信号応答を数学的に合成することにより導入される任意の所望でない組織信号を減少させる。対象となる受信帯域幅に沿った各種比較レベル上で一致する伝送波形出力レベルは、伝送出力の不一致から生じる残留組織応答信号アーチファクトの低減に利用される。

30

【0050】

マルチパルス技術の利用からの第 2 の重要な結果は、第 1 パルス応答と第 3 パルス応答を数学的に合成することにより、対象組織 (すなわち、心臓) の挙動が平均化され、これにより、第 2 パルス応答が第 1 及び第 3 パルス応答の組み合わせから数学的に処理されると (すなわち、差分されると)、挙動が各種パルス間で抑制される。

40

【0051】

組織の線形応答の他の抑制方法は、位相反転技術を利用したものである。位相反転技術は、超音波描画分野の当業者にはよく知られたものである。位相反転技術を用いた超音波応答の生成、検出及び画像処理を行うことが可能な超音波描出システムは、本発明を理解するのに必ずしも説明が必要なものでなく、ここで説明される必要もない。しかしながら、検出される応答信号の数学的後処理は、当該処理の所望の効果や応答信号を生じさせる

50

伝送信号の位相に基づき可変とされてもよいということを注意することは重要である。適用可能な応答処理により、複数の伝送パルスの位相、強度及び周波数内容の1以上を協調させることにより、パルス間の挙動アーチファクトを実質的に減少させてもよい。

【0052】

伝送レベルを変化させるのに利用される他の技術は、圧縮波のビーム形状を利用するというものである。伝送圧縮波は、角距離により変動する減少した大きさを有する。非限定的な例により、圧縮波が0度で伝送され(トランスデューサ要素アレイの表面から)、かつ超音波電子システム10が0.0度と0.25度で応答を受け取るよう構成される場合、0.25度で受信される出力は、伝送ビームのピークから外れているためより低いものとなるであろう。

10

【0053】

図1及び図2に関して説明した改良された超音波描画システム10に適した一例となる診断描画環境100が、図2の改良された超音波描画システム10により生成可能な診断画像を示す図3を参照して説明される。この点に関して、超音波画像200は、患者識別子202、日時識別子204及び走査パラメータ206の形態による英数字情報を有するようにしてもよい。1以上の英数字識別子に加えて、超音波画像200は、冠血管212のような循環器系の一部などの人体構造のリアルタイムの超音波画像表示210を有するようにしてもよい。

【0054】

対象領域(例えば、患者の心筋の一部など)の確認及び位置決定を行うため、臨床技師はリアルタイム画像を利用してもよい。好ましくは、患者の血流に導入された1以上の造影剤の非破壊的超音波描出から返されるエコーから画像は形成される。リアルタイムの画像は、心臓が休止しているときだけでなく、心臓サイクルの任意の位相で取得されてもよいということに注意することが重要である。心臓の上記リアルタイムの画像は心臓学的に特に有用であるが、解剖学的構造がより静的な放射線学上においても、この方法の変形は有用であるとわかるであろう。

20

【0055】

使用される特定の伝送信号変調技術とは関係なく、各伝送ラインは通常波形の繰り返しの系列を有する。例えば、各波形はガウス変調正弦波を有する。各種伝送ラインが、図4に示されるような人体内の同一の視野方向に沿って発火される。この方向で発火された各ライン群は、ラインパケットと呼ばれる。通常、伝送波形の特定の系列が利用され、各パケット内で複数回繰り返される。伝送波形の各系列はサブパケットと呼ばれる。

30

【0056】

複数のラインが人体に伝送された後、応答エコーが受信される。再び、含まれるデータの適切な処理が可能となるように、これらの受信信号がデジタル化される。デジタル化されると、これら受信データは描画プロセッサ300(図2)の1以上に格納されてもよい。好ましくは、当該データは図4に示されるようなデータポイントアレイ400に構成される。

【0057】

アレイ400は、パケット内のラインと同数の列402を有するようにしてもよい。アレイ400には、受信ラインの任意の1つに沿ってデジタル化されたデータサンプルと同数の行404がある。行404に沿った連続する各サンプルは、特定の描出深さを表すが、前のサンプルの後フルラインタイムで取得される。通常、アレイ400の行404の方向はスロータイムと呼ばれる。各列402の下に連続する各データポイントは、ラインの前のデータポイントの直後に取得される。従って、アレイ400の行方向はファーストタイムと呼ばれる。

40

【0058】

各種受信データがアレイ400に格納されると、処理の第1段階の実行が可能となる。まず、複数の伝送ラインに沿って伝送信号の変動を補償するため、補正関数がデータに適用される。補正関数の性質は、伝送信号の変動に用いられる特定の变調方式に依存するか

50

もしれない。例えば、伝送信号が振幅（すなわち、出力変調）に従って変化する場合、補正関数は信号ラインに沿った振幅変動を説明するスケーリング係数を有することができる。伝送信号の生成に位相変調が利用される場合、補正関数は伝送信号の位相変動を説明する位相調整を有することができる。同様に、伝送信号が極性変動する場合、補正は受信データを正または負の伝送ラインに反転することから構成することもできる。

【0059】

伝送変動が上述のように説明された後、各種データラインはデータの線形要素を除去するため、例えば、造影描出クラッタフィルタによりその他のものから差し引くことができる。しかしながら、この除去が実行される前、挙動する組織の応答は抑制されている。当業者には理解されるように、連続するパケットライン間に感知されるような組織の挙動がある場合、受信エコーデータは正確に除去され、挙動する組織からの残留信号が残る。従って、受信データから挙動する組織の線形信号を除去しようとする前に、この挙動を補償することが好ましい。

10

【0060】

図4に示されるように、以下の伝送系列0、L、H、L、0を有する出力変調マルチラインサブパケットが、超音波電子システム1（図2）により適用されてもよい。初期的ブランクラインは、前の描画ラインからの残響が消滅するまでの時間を許容する。その後、FIRフィルタがスロタイムサンプル404と加重値0、-1、1、-1、1を合成するため適用されてもよい。このフィルタ処理により、造影剤気泡からの信号にほとんど、あるいは全く効果を有しないが、組織生成信号及び残響信号の実質的な減少が生じる。

20

【0061】

データポイントアレイ400と図4に関して説明された複数の伝送ライン系列の加重FIRフィルタ処理が、図2の超音波電子システム10に与えられる描画プロセッサ300のいくつかを示す図5を参照して説明される。この点に関して、描画プロセッサ300は、Bモードプロセッサ310、ドブラープロセッサ320、改良されたカラーフロープロセッサ400及び他の描画プロセッサを有するようにしてもよい。図5の機能的ブロック図に示されるように、描画プロセッサ300は、一般にビーム形成（すなわち、パラレルビーム形成装置26）の後であり、かつ走査変換及び映像処理（すなわち、表示電子システム5において）の前に、超音波電子システムの構成に挿入されてもよい。図2に関して以前に説明されたように、各描画プロセッサ300は、それ自身の走査変換装置（図示せず）と共に構成されてもよいということは理解されるであろう。さらに、1以上の走査変換装置が各種描画プロセッサ310、320及び400の1以上に関連して与えられてもよいということも理解されるであろう。

30

【0062】

改良されたカラーフロープロセッサ400が、図6の機能的ブロック図を介して示される。この点に関して、改良されたカラーフロープロセッサ400は、当該技術分野において既知であるカラーフロープロセッサ410と共にクラッタフィルタ500を有するようにしてもよい。前述の例示に示されるように、改良されたカラーフロープロセッサ400は、パラレルビーム形成装置の後であり、かつ走査変換の前に導入されてもよい。図7はさらに、図6に導入されたクラッタフィルタ500の動作を示す。

40

【0063】

この点に関して、超音波電子システム10（図2を参照）の出力変調プロセッサ27は、図7の上部に沿って示される一例となる出力変調伝送系列を送信するよう構成されてもよい。より詳細には、出力変調伝送系列は、以下の13ラインパケット、0、L、H、L、0、L、H、L、0、L、H、L、0を有するようにできる。図7に示されるように、「0」は伝送パルスが送信されていないことを示し、「L」は半分の出力の伝送パルスが送信されていることを示し、「H」はフル出力の伝送パルスが対象組織に印加されていることを示す。改良されたカラーフロープロセッサ400によると、一例となる13ラインの伝送系列に対するクラッタフィルタ500は、図7に示されるような重みを有するカラーフロー処理のための2つの出力サンプルを提供するかもしれない。各サンプルに適用さ

50

れるクラッタフィルタ500は、1:0フィルタ(4つのスロータイムサンプルのサンプルスレーシングを有する)であることがわかる。前述の出力変調FIRフィルタによる畳み込みにより、2つのフィルタと出力変調技術の累積的效果により、挙動する造影剤気泡から生成される信号を通過させる間、組織生成信号と静止した造影気泡信号を減少させることができる。

【0064】

周知のカラーフロー処理技術により、図7の一例となるライン系列13からの2つのデータポイントの相対的位相がその後評価され、造影剤気泡の速度の推定が計算される。上述の技術はまた、位相アレイパルス波(PW)ドプラーを含むドプラー描画モードに適用されてもよい。

10

【0065】

造影剤を含む血液に適用されるようなカラーフローの流量推定技術と出力変調の組織抑制特徴の組み合わせから生じる効果は、ゆっくり挙動する血流(例えば、心筋の毛細血管や心臓以外の組織内の血管における)を挙動する組織と区別することが可能となるということである。さらに、造影剤を利用して、不良な音響窓による患者のカラーフロー検査の診断の質の向上及び改善を図ることができる。

・組織信号速度調節による造影剤強化カラーフロー

改良されたカラーフロープロセッサの他の実施例の機能ブロック図を示す図8が参照される。図8に示されるように、改良されたカラーフロープロセッサ800は、クラッタフィルタ500、カラーフロープロセッサ410、組織信号プロセッサ810、数学的接合部820及び調停装置830を有するようにしてもよい。図6に関して前述したように、改良されたカラーフロープロセッサ800はまた、一般にビーム形成(すなわち、パラレルビーム形成装置26)の後ろであり、かつ走査兼官及び映像処理(すなわち、表示電子システム5において)の前に、図2の超音波電子システム10に挿入されてもよい。図2に関して前述されたように、改良されたカラーフロープロセッサ800はそれ自身の走査変換装置(図示せず)と共に構成されてもよいということは理解されるであろう。

20

【0066】

図8の機能ブロック図に示されるように、改良されたカラーフロープロセッサ800は、図6の改良されたカラーフロープロセッサに関して前述されたパスとは完全には分けられていない補助的処理パスを提供することにより構成することができる。より詳細には、補助的処理パスは、数学的接合部820に転送される前に、組織信号プロセッサ810に入る第1ブランチを有するようにしてもよい。メインブランチあるいはカラーフロー処理パスが、クラッタフィルタ500、カラーフロープロセッサ410及び描画プロセッサからの信号により形成されてもよい。描画プロセッサからの信号とカラーフロープロセッサ410の出力は、数学的接合部に転送される前に、調停装置830により処理される。補助的処理パスは、造影剤により血液以外の組織により生成されるエコー信号の速度の測定を行えるよう設計される。

30

【0067】

組織により生成されたエコー信号は、出力変調カラーフロー信号と同一の音響ライン群(すなわち、同一のサブパケットデータ)から生成される組織速度信号を生成するよう組織信号プロセッサ810に適用することができる。しかしながら、組織信号プロセッサ810は、それ自身のクラッタフィルタ(図示せず)の異なる係数群を利用する。組織信号プロセッサ係数は、例えば、「H」伝送ラインや低出力「L」伝送ラインの0の係数などの各サブパケットから等しい出力ラインを選ぶことができる。その後、組織信号プロセッサ810は、クラッタフィルタ500と同一の出力サンプルレートを生成し、カラーフロー信号と同一の位相検出ステップにより処理することができる。

40

【0068】

図8に示され、標準的なカラーフロー処理技術に従って、カラーフロープロセッサ410から出力される信号(すなわち、カラーフロー速度信号)は、2次元描画プロセッサからの基礎となる画像データ(Bモードプロセッサにより供給される白黒画像データ)と共

50

に処理される。カラーフロー速度サンプルが所定の（あるいはユーザ調節可能な）強度閾値を上回るとき、カラーフロー速度サンプルが基礎となる画像データサンプルの代わりにレンダリングされる。改良されたカラーフロープロセッサ 800 では、カラーフロー速度サンプルと基礎となる画像データサンプルとの間の調停は不変のままとされるが、表示のためにカラーフロー速度サンプルが選ばれる場合には、組織速度信号が減算される。この結果、改良されたカラーフロープロセッサ 800 は、包囲する組織の挙動に対し補正される造影剤の速度に関する情報を提供すると共に、組織「発火」アーチファクトを抑制する信号を時系列的に提供する。

【0069】

図 2 の超音波電子システム 10 により実現される造影剤強化カラーフロー描出方法を説明するフローチャートを示す図 9 が参照される。図 9 に示されるように、造影剤強化カラーフロー描出方法 900 は、「スタート」と記されたステップ 902 から始まる。まず、ステップ 904 に示されるように、1 以上の造影剤が患者の血流に投入される。これらの造影剤は、蛋白質、脂質あるいは他の適切な物質から構成される外殻によりカプセル化されたペルフルオロカーボンガスなどの重い気体の微粒気泡から構成することができる。造影剤のサイズは用途に応じて可変とすることができるが、これらの微粒気泡は通常直径約 1.0 ~ 1.5 ミクロン (μm) の範囲にある。造影剤が血流に投入されると、心臓血管系を循環する。

【0070】

対象となる組織（例えば、心臓血管内部の冠血管など）が十分な量の造影剤を含むと確認されると、超音波電子システム 10 は、ステップ 906 に示されるように、出力変調超音波信号系列を人体に伝送するよう構成されてもよい。

【0071】

ステップ 908 に示されるように、超音波電子システム 10 は、出力変調伝送信号により導かれる超音波エコー系列を受信するよう構成される。次に、ステップ 910 に示されるように、非線形組織反応が前述の出力変調技術を利用して抑制することができる。挙動する組織信号の効果が抑制された後、各種データがステップ 912 に示されるようなカラーフロー処理アルゴリズムを用いて処理することができる。カラーフロー処理は、挙動する気泡により生成される信号を通過させる一方、静止した造影剤気泡により生成されるエコー信号の効果を低減させるクラッタフィルタ 500 による処理を含むということに注意することは重要である。クラッタフィルタ 500 で生成される複数のデータポイントの相対的位相が、その後周知のカラーフロー処理技術に従って速度を推定するため評価される。造影剤強化カラーフロー描出方法 900 のステップ 914 に示されるように、カラーフロー処理は、造影剤速度のカラー符号化表示の生成を含んでもよい。カラー符号化表示は、描出される組織構造の識別を可能にする B モードプロセッサにおいて生成されるデータと共にレンダリングされてもよいということは理解されるであろう。「エンド」と記されたステップ 916 に示されるように、造影剤強化カラーフロー描出方法 900 は終了される。

【0072】

ステップ 906 から 914 が患者の体内の様々なサイズの各種血管の診断に所望されるように繰り返されてもよいということは理解されるであろう。さらに、所望であれば、静脈ラインや商業的に入手可能な注入器を介して 1 以上の造影剤を導入することによりステップ 904 を繰り返してもよいし、あるいは継続的に実行されてもよいということは理解されるであろう。さらに、1 以上の造影剤の描出は、人体組織内の造影剤の濃度を単に描出することから構成することもできるし、あるいは血流や組織内の造影剤の流れる方向及び速度を特定するため、上述のようなカラーフロー処理から構成することもできる。

【0073】

上述の技術は、挙動しない造影剤気泡と共に挙動しない組織の反応を補償する。これらの調整は、ゆっくりと挙動する血流を周囲の組織と区別することが可能となるという点で効果的である。血液内の造影剤の速度は、特に心臓などの構造を描出するとき、臨床上特

10

20

30

40

50

に意義があるということは理解されるであろう。特に、患者の呼吸、咳や他の挙動はまた、組織の挙動を生じさせる。しかしながら、挙動源とは関係なく、造影剤の描出を劣化させる発火アーチファクトを抑制するように、このような挙動を軽減あるいは補償することが好ましい。

【0074】

造影剤強化カラーフロー描画方法900は、造影画像からの非線形反応の検出及び方向と速度の特定のためのカラーフローの処理が可能となるように、有意な大きさの基本波周波数における組織信号の反応を抑制する任意の照射技術に適するということに注意することは重要である。

【0075】

図9のフローチャートに関して説明された造影剤強化カラーフロー描画方法900が、組織速度の調整を有する造影剤強化カラーフロー描画方法の示すフローチャートを与える図10を参照して説明される。図9に与えられた造影剤強化カラーフロー描画方法と比較して、図10に与えられる組織速度補正を備える造影剤強化カラーフロー描画方法1000は、「スタート」1002、1以上の造影剤の注入1004、出力変調超音波パルス系列の伝送1006、及び人体からの超音波エコーの受信/処理からなる同一のステップを反映する。それ以降及び図10に示されるように、組織速度補正を備えた造影剤強化カラーフロー描画方法1000は分岐する。第1ブランチは、ステップ1010、1012及び1014により形成される。第2ブランチは、ステップ1011と1020により形成され、第1ブランチと第2ブランチは合流する。

【0076】

図10のフローチャートに示されるように、出力変調技術を利用して、ステップ1010に示されるような非線形組織反応が抑制される。組織信号の抑制後、造影剤により導出される各種エコー信号が、ステップ1012に示されるように、カラーフロー処理アルゴリズムを用いて処理することができる。このカラーフロー処理は、上述のクラッタフィルタ500による処理を含むものであってもよい。組織速度補正を備える造影剤強化カラーフロー描画方法1000のステップ1014に示されるように、処理はまた造影剤速度のカラー符号化表示の生成を含むものであってもよい。

【0077】

第2処理ブランチにおいては、組織信号挙動プロセッサとそれ自身の係数群を有する関連するクラッタフィルタを利用して、ステップ1011に示されるように、組織速度の決定が行われる。フローチャートに示されるように、ステップ1011で決定される組織速度は後述されるステップ1020における利用のためバッファ処理されてもよい。次に、ステップ1016に示されるように、組織速度補正を備える造影剤強化カラーフロー描画方法が、造影剤カラーフロー処理速度と閾値とを比較するよう構成されてもよい。速度サンプルが閾値を上回る場合、造影剤速度がステップ1011で決定された組織速度を減算することにより補正されるステップ1020により継続されてもよい。他方、速度サンプルが閾値を超えない場合、組織速度補正を備える造影剤強化カラーフロー描画方法は、ステップ1018に示されるようなカラーフロー処理サンプルをふるい落としとしてもよい。カラー符号化表示は、描出された組織構造の特定を可能にするBモードプロセッサにおいて生成されるデータと共にレンダリングされてもよいということは理解されるであろう。「エンド」と記されたステップ1022に示されるように、組織速度補正を備えた造影剤強化カラーフロー描画方法1000は終了される。ステップ1006～1020は、患者の体内の様々なサイズの各種血管の診断に所望されるように繰り返されてもよいということは理解されるであろう。さらに、所望である場合には、前述の静脈ラインを介して1以上の造影剤を注入することにより、ステップ1004を繰り返し、あるいは連続的に実行されてもよいということは理解されるであろう。

【0078】

ここで説明された技術は、挙動しない造影剤気泡と共に、挙動する組織及び挙動しない組織により生成されるエコーの反応を補償する。これらの調整は、ローカルな組織の挙動

10

20

30

40

50

を補償する一方、ゆっくり挙動する血流と周囲の組織を区別することが可能となるという点で効果的である。重要なことは、トランスデューサ18の表面に対してでなく、周囲の組織に対する血流速度の定量的評価が可能になるということである。

【0079】

上記改良されたカラーフロープロセッサ400と800は、図1及び図2に示される超音波電子システム1内部のソフトウェア、ハードウェア及びそれらの組み合わせにより実現することができるということを当業者は理解されるであろう。ソフトウェアにより実現されるとき、改良されたカラーフロープロセッサ400と800は、コンピュータベースシステム、プロセッサ内包システムあるいは命令実行システムあるいは装置からの命令を取り込み、当該命令を実行することが可能な他のシステムなどの命令実行システムあるいは装置による利用のため、またはそれらと共に利用される任意のコンピュータ読み出し可能な媒体上に格納および移植可能である。

10

【0080】

この開示に関して、「コンピュータ読み出し可能な媒体」とは、命令実行システムあるいは装置による利用のため、またはそれらと共に利用されるプログラムの内包、格納、通信、伝播あるいは移植を可能にする任意の手段でありうる。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、電磁的、赤外線あるいは半導体システム、装置または伝播媒体でありうる。コンピュータ読み出し可能な媒体のより詳細な例は、1以上のワイヤを有する電子接続、コンピュータディスク、RAM(Random Access Memory)、ROM(Read-Only Memory)、消去及びプログラム可能な読み出し専用メモリ(EPROMまたはフラッシュメモリ)、光ファイバ及びCD-ROM(Compact Disk ROM)を含む。ここで、コンピュータ読み出し可能な媒体は、たとえば、プログラムが紙や他の媒体の光学的走査を介し電氣的に取り込まれ、その後、編集、解釈、処理あるいはコンピュータメモリへの格納が可能なき、当該プログラムが印刷される紙または他の適切な媒体でありうる。

20

【0081】

ハードウェアとして実現されるとき、改良されたカラーフロープロセッサ400及び800は、以下のすべてが当該技術分野において周知である、データ信号に対して論理機能を実現するための論理ゲートを有する離散論理回路、適切な組み合わせ的論理ゲートを有するASIC(Application-Specific Integrated Circuit)、PGA(Programmable Gate Array)、FPGA(Field-Programmable Gate Array)などの任意のもの、あるいはそれらの組み合わせにより実現することができる。

30

【0082】

本発明の上記実施例は、本発明の原理の明快な理解のために与えられた単なる実現形態の可能な例であるということが強調されるべきである。本発明の趣旨及び原理から実質的に逸脱することなく、多くの変形及び修正が本発明の上記実施例になされる。そのような修正及び変形のすべてが、本開示及び本発明の範囲内に含まれ、以下のクレームにより保護されるものとする。

【図面の簡単な説明】

40

【0083】

【図1】図1は、改良された超音波描画システムに適した一例となる診断描画環境の概略図である。

【図2】図2は、図1の改良された超音波描画システムの一実施例の機能ブロック図である。

【図3】図3は、図2の超音波描画システムにより生成可能な一例となる診断画像の概略図である。

【図4】図4は、図2の超音波描画システムにより実現される出力変調を示す概略図である。

【図5】図5は、図2の超音波描画システム内部の複数の描画プロセッサを示す機能ブ

50

ック図である。

【図6】図6は、図5に導入される改良されたカラーフロープロセッサの一実施例を示す機能ブロック図である。

【図7】図7は、図6のクラッタフィルタの動作を示す概略図である。

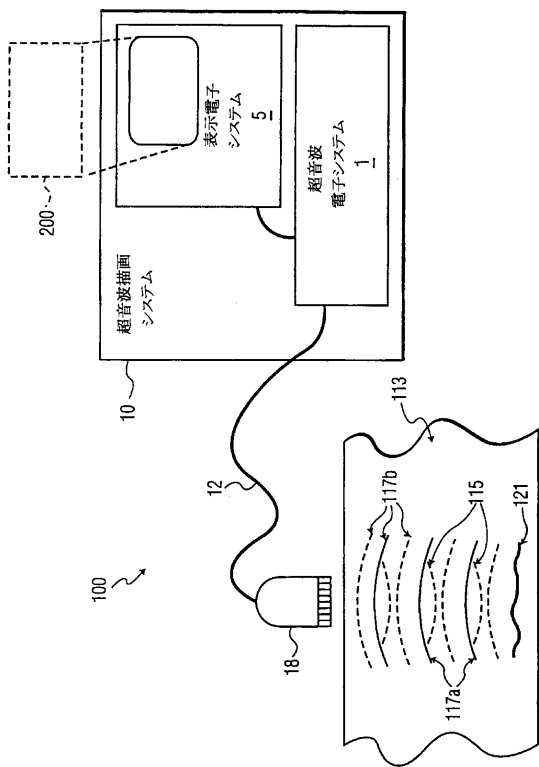
【図8】図8は、図5の改良されたカラーフロープロセッサの他の実施例を示す機能ブロック図である。

【図9】図9は、図2の超音波描画システムにより実現される挙動する組織内部の血流の改良された描出方法を示すフローチャートである。

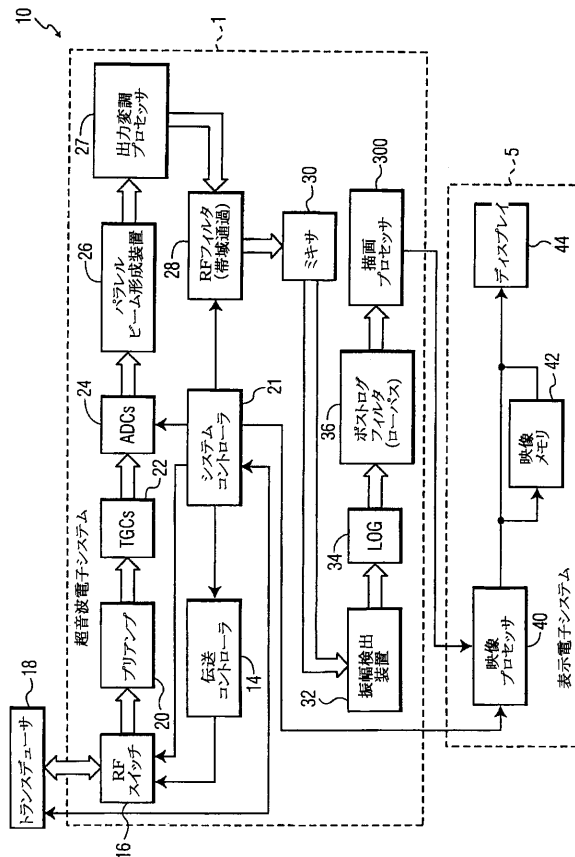
【図10】図10は、図2の超音波描画システムにより実現される血流速度評価を補正するための組織挙動効果を低減する改良された診断描画表示を生成する方法を示すフローチャートである。

10

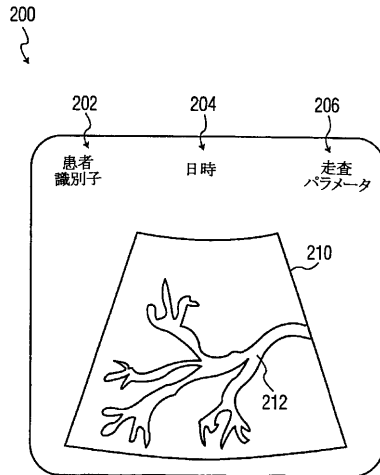
【図1】



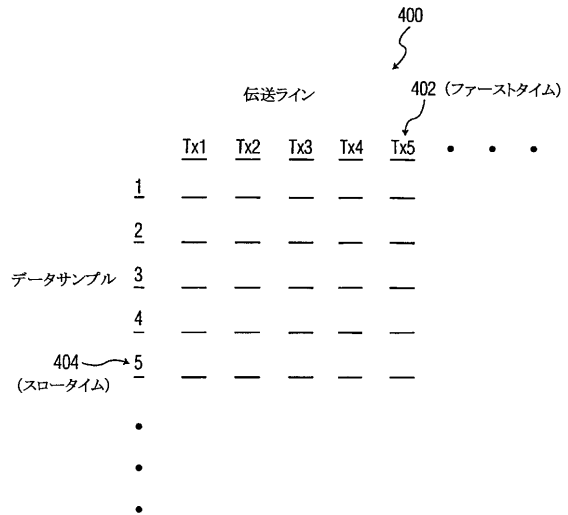
【図2】



【図 3】



【図 4】

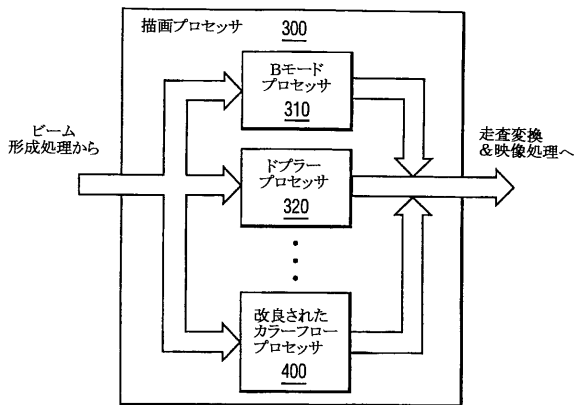


出力変調マルチラインサブパケット

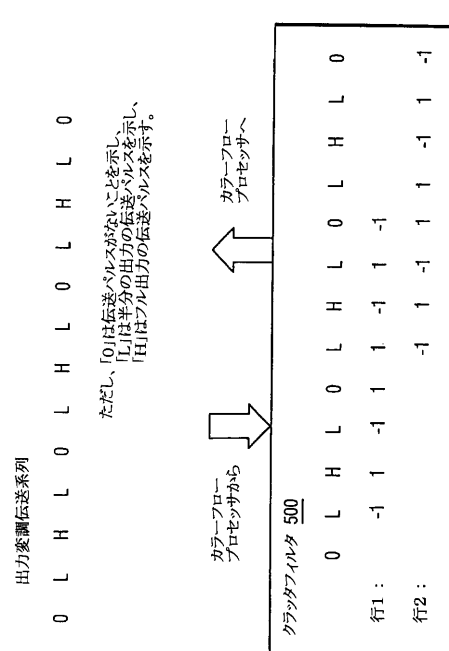
0 L H L 0
0 -1 1 -1 0 (FIRフィルタ加重)

ただし、「0」は伝送パルスがないことを示し、
「L」は半分の出力の伝送パルスを示し、
「H」はフル出力の伝送パルスを示す。

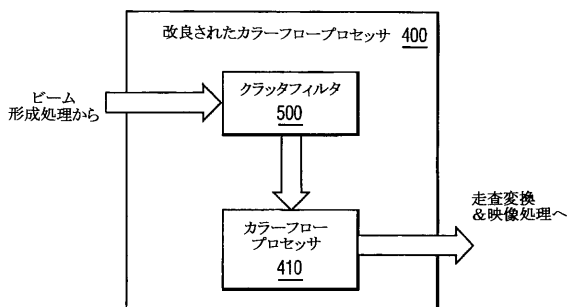
【図 5】



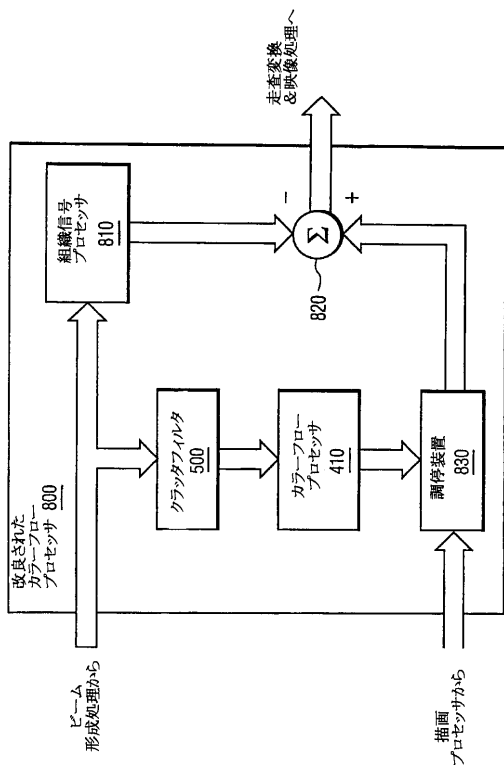
【図 7】



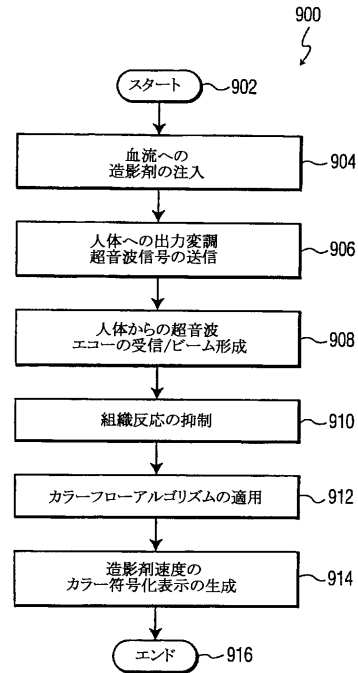
【図 6】



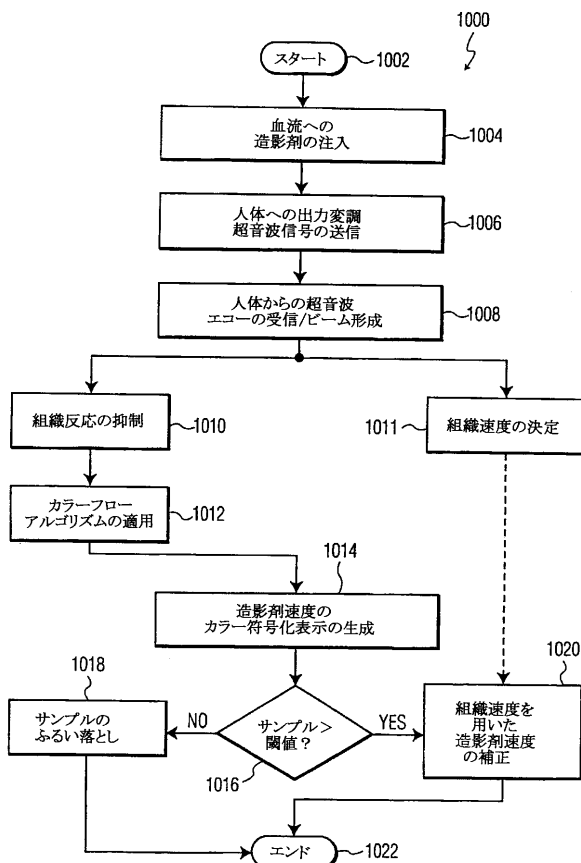
【図 8】



【図 9】



【図 10】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		PCT/IB 03/01412
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B/00 G01S7/52 G01S15/89 G01S15/10		
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, WPI Data, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 0 948 931 A (GEN ELECTRIC) 13 October 1999 (1999-10-13) column 3, line 35 - line 42 column 7, line 30 - line 35 paragraph '0039!	1,2,4,5, 7,10-13
X	US 6 186 950 B1 (AVERKIOU MICHALAKIS ET AL) 13 February 2001 (2001-02-13) column 1, line 9 - line 29 column 7, line 56 - line 60 column 9, line 31 - line 32 column 9, line 47 - line 51	1,3-7, 10,12,13
X	US 5 833 614 A (CARP STUART L ET AL) 10 November 1998 (1998-11-10) column 6, line 65 - line 67	1
Y	column 8, line 65 - line 67 -/--	3,6
<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 *I* 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 *G* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 29 August 2003		Date of mailing of the international search report 09/09/2003
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 Knüpling, M

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/IB 03/01412

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	EP 0 464 440 A (HEWLETT PACKARD CO) 8 January 1992 (1992-01-08) page 7, line 10 - line 30 ---	3,6
A	US 5 456 257 A (JOHNSON KEITH W ET AL) 10 October 1995 (1995-10-10) column 3, line 31 - line 36 -----	1,14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/IB 03/01412

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.: 15
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
see FURTHER INFORMATION sheet PCT/ISA/210
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 Application No. PCT/IB 03 01412

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

Continuation of Box I.1

Claim 15 implicitly contains the step of injecting a contrast agent into a patient which is considered as surgery.

Continuation of Box I.1

Claims Nos.: 15

Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by surgery

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/IB 03/01412

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0948931	A	13-10-1999	US 5980459 A 09-11-1999
		EP 0948931 A2 13-10-1999	
		JP 11342129 A 14-12-1999	
		US 6108572 A 22-08-2000	
US 6186950	B1	13-02-2001	WO 0133250 A1 10-05-2001
		EP 1145042 A1 17-10-2001	
		JP 2003512914 T 08-04-2003	
US 5833614	A	10-11-1998	AU 8396898 A 10-02-1999
		EP 0999788 A1 17-05-2000	
		JP 2001510065 T 31-07-2001	
		WO 9903400 A1 28-01-1999	
EP 0464440	A	08-01-1992	US 5113706 A 19-05-1992
		DE 69115576 D1 01-02-1996	
		DE 69115576 T2 08-08-1996	
		EP 0464440 A2 08-01-1992	
		JP 4242637 A 31-08-1992	
US 5456257	A	10-10-1995	AT 233518 T 15-03-2003
		DE 69529798 D1 10-04-2003	
		EP 0713680 A2 29-05-1996	
		JP 8229032 A 10-09-1996	

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 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 ベリー, ジョディ エル ティー

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

(72)発明者 ラフター, パトリック

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 ポーランド, マッキー ディー

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 DD03 DE04 DE06 EE09 HH05 JB32

专利名称(译)	对比剂增强了色彩流渲染处理		
公开(公告)号	JP2005523743A	公开(公告)日	2005-08-11
申请号	JP2003587269	申请日	2003-04-07
[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 ペリー、ジョディ エル ティー ラフター、パトリック ポーランド、マッキー デー		
发明人	ブロック-フィッシャー、ジョージ エイ ペリー、ジョディ エル ティー ラフター、パトリック ポーランド、マッキー デー		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 G01S7/52 G01S15/10 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/481 A61B8/06 A61B8/13 G01S7/52038 G01S7/52039 G01S15/102 G01S15/8981		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE06 4C601/EE09 4C601/HH05 4C601/JB32		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	10/134164 2002-04-26 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种用于血管和其他组织的增强的彩色血流再现系统和方法，其中患者体内的造影剂被扩散。该方法通常涉及将一种或多种造影剂注射到体内，将发射的脉冲调制到体内，从体内接收回波，减少由组织产生的回声和来自静止造影剂的回声。处理所接收的回波并使用颜色流处理器根据造影剂的行为生成颜色编码表示。该方法激励信号源，换能器，具有多个绘图处理器，包括彩色流处理器，杂波滤波器可以由具有仲裁装置和显示处理系统的系统中实现的超声波处理系统。

