

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 235845

(P2003 - 235845A)

(43)公開日 平成15年8月26日(2003.8.26)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テマコード* (参考)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 28 O L (全 12数)

(21)出願番号 特願2003 - 38684(P2003 - 38684)

(22)出願日 平成15年2月17日(2003.2.17)

(31)優先権主張番号 10/077499

(32)優先日 平成14年2月15日(2002.2.15)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 500157642

アキュソン コーポレーション

アメリカ合衆国 カリフォルニア 94043

マウンテン ビュー ショアバード ウェ
イ 1230

(72)発明者 パトリック ジェイ フィリップス

アメリカ合衆国 カリフォルニア サニー

ヴェール キャロル ストリート 461

(74)代理人 100061815

弁理士 矢野 敏雄 (外 3 名)

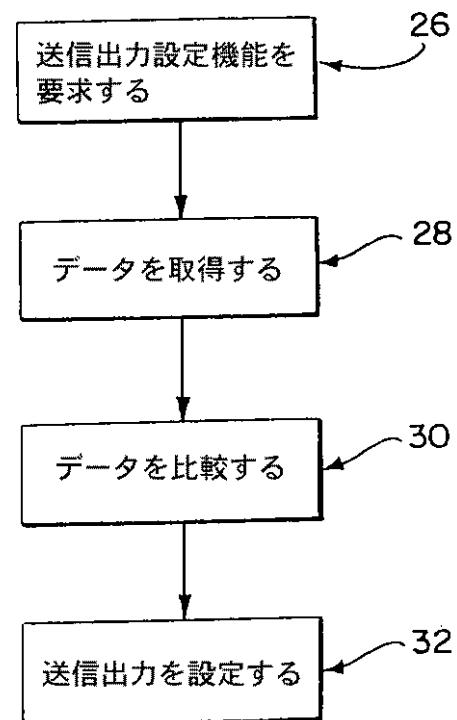
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 造影剤イメージングのための出力レベルの自動化方法および同システム

(57)【要約】

【課題】 造影剤の低いメカニカルインデックスイメージングによって、造影剤を破壊させることなく造影剤の連続するイメージングを可能にする、造影剤のイメージングのための超音波システムの送信出力の自動化された決定および設定。

【解決手段】 異なる送信出力レベルに関連するデータ、データ取得の異なる遅延およびまたは異なるデータ取得シーケンスを較することによって、造影剤の破壊を概ね最小化しかつ信号対雑音比を最大化する造影剤イメージング送信出力を動的に決定する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 造影剤をイメージングするための送信出力レベルを設定する方法であって、(a) 第 1 および第 2 のデータを連続して取得するステップと、(b) 前記第 1 のデータを前記第 2 のデータと比較するステップと、(c) 前記比較に応じて第 1 の出力レベルを設定するステップとを含む方法。

【請求項 2】 (a) 第 2 の送信出力時に前記第 1 のデータを取得し、かつ第 3 の送信出力時に前記第 2 のデータを取得するステップを含み、前記 2 の送信出力は前記第 3 の送信出力とは異なる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】 (c) 前記第 1 の送信出力を前記第 2 および前記第 3 送信出力のうちより大きな方よりも小さく設定するステップを含む請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】 (d) 第 4 の送信出力時に第 3 のデータを取得し、該第 4 の送信出力は前記第 2 および前記第 3 の送信出力より小さいというステップと、(e) 前記第 3 のデータと前記第 2 のデータと比較するステップと、(f) 前記第 1 のデータを取得し、かつ(a), (b) および(c) を取得するステップとをさらに含んだ請求項 2 記載の方法。

【請求項 5】 (d) 前記第 1 および前記第 2 のデータを相関ロスの関数として検出するステップをさらに含む請求項 1 記載の方法。

【請求項 6】 前記第 1 および前記第 2 のデータがそれぞれデータセットを有しており、かつ(b)は、(b1) 前記第 1 のデータと前記第 2 のデータとの間の差を平均化するステップと、(b2) 前記平均値を閾値と比較するステップと、(b3) 前記平均値が前記閾値より大きい場合に(c)を実行するステップとを含む請求項 1 記載の方法。

【請求項 7】 (a) が前記第 2 の送信出力から前記第 3 の送信出力を低下させるステップを含み、かつ(d) 第 3 のデータを取得するステップと、(e) 前記第 3 のデータと前記第 2 のデータと比較するステップと、(f) 送信出力を低減する関数として(d)および(e)を繰り返すステップとをさらに含む請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】 (d) 第 3 のデータを取得するステップと、(e) 前記第 3 のデータと前記第 2 のデータと比較するステップと、(f) (d) および(c)を繰り返すステップと、(g) 各繰り返し毎に、前記第 2 のデータおよび前記第 3 のデータを取得する間の時間の量を変化させるステップとをさらに含む請求項 1 記載の方法。

【請求項 9】 (a) が同じ送信出力に応じて前記第 1 のデータおよび前記第 2 のデータを取得するステップを含み、かつ(b)が信号レベルの低下を示した場合に(c)が前記第 1 の送信出力を設定するステップを含む請求項 1 記載の方法。

【請求項 10】 (d) (b) が信号レベルの低下を示すまで、送信出力を増大する関数として(a)および(b)を繰り返すステップを含む請求項 9 記載の方法。

【請求項 11】 造影剤をイメージングするための送信出力レベルを設定する方法であって、該方法が、(a) 送信出力を増大させるステップと、(b) 少なくとも 2 つの送信出力の 1 つに応じて、造影剤の破壊を検出するステップと、(c) 造影剤イメージング送信出力レベルを、前記少なくとも 2 つの送信出力のうちの 1 つよりも小さく自動的に設定するステップとを含む方法。

【請求項 12】 造影剤をイメージングするための送信出力レベルを設定する方法であって、該方法が、(a) 第 1 のデータを取得するステップと、(b) (a) からの第 1 の遅延後に第 2 のデータを取得するステップと、(c) 前記第 1 のデータと前記第 2 のデータとを比較するステップと、(d) 前記(c)の比較が造影剤が破壊していないことを示すまで、各繰り返しに対する前記第 1 の遅延を増加させながら(a), (b) および(c)を繰り返すステップと、(e) 送信出力を増大させるステップと、(f) 前記第 1 の遅延が最大になるまで、(a), (b), (c) (d) および(e)を繰り返すステップと、(g) 前記送信出力の関数として造影剤イメージング送信出力を設定するステップとを含む方法。

【請求項 13】 前記第 2 のデータの第 1 の強度が複数の異なる遅延に対する閾値に加算された前記第 1 のデータの第 2 のより小さくなるまで、(f) は繰り返しを行うステップを含む請求項 12 記載の方法。

【請求項 14】 造影剤をイメージングするための送信出力レベルを設定する方法であって、該方法が、(a) 送信出力時にデータのセットを繰り返して取得するステップと、(b) 前記データのセット間の信号レベルの変化を測定するステップと、(c) 前記送信出力を増大しかつ(a)および(b)を繰り返すステップと、(d) 前記変化が造影剤の破壊を示唆している場合に、前記送信出力の関数として造影剤イメージング送信出力を設定するステップとを含む方法。

【請求項 15】 造影剤をイメージングするための送信出力レベルを設定する超音波システムであって、該システムが、トランスデューサと、前記トランスデューサに接続された送信増幅器と、前記送信増幅器の造影剤イメージング送信出力を設定するように動作可能なプロセッサであって、該造影剤イメージング送信出力は連続して取得される第 1 のデータと第 2 のデータの比較の関数として設定されるようなプロセッサとを備える超音波システム。

【請求項 16】 前記第 1 のデータは第 1 の送信出力に相当し、かつ前記第 2 のデータは第 2 の送信出力に相当し、前記第 2 の送信出力は前記第 1 の送信出力とは異なっている請求項 15 記載のシステム。

【請求項 17】 前記造影剤イメージング送信出力は前記第 1 および前記第 2 の送信出力のうち大きい方より小さく設定される請求項 16 記載のシステム。

【請求項 18】 相関ロス検出器をさらに備え、前記第 1 および前記第 2 のデータは検出されたデータを含む請求項 16 記載の方法。

【請求項 19】 前記プロセッサはデータ取得間の遅延の異なる量に関連するデータのセットを繰り返し比較するように動作可能であり、かつ一旦前記データセットの強度が前記遅延と無関係になると、前記造影剤イメージング送信出力が設定される請求項 15 記載のシステム。

【請求項 20】 前記第 1 のデータおよび前記第 2 のデータは同じ送信出力にตอบสนองし、かつ前記第 1 のデータと前記第 2 のデータとの間の信号レベルの差が減少する場合に、前記プロセッサは前記造影剤イメージング送信出力を設定するように動作可能である請求項 15 記載のシステム。

【請求項 21】 (d) 前記第 1 のデータおよび前記第 2 のデータを造影剤の検出の関数として検出するステップをさらに含む請求項 1 記載の方法。

【請求項 22】 (d) 前記第 1 のデータおよび前記第 2 のデータに関連するサブセクションを決定するステップをさらに含み、この場合 (c) が該サブセクションの関数として設定される請求項 1 記載の方法。

【請求項 23】 造影剤をイメージングするための送信出力レベルを設定する方法であって、該方法が、(a) 造影剤に応じて第 1 のデータを取得するステップと、(b) 前記第 1 のデータと閾値を比較するステップと、(c) 前記比較に応じて第 1 の送信出力を設定するステップとを含む方法。

【請求項 24】 (a) が第 2 の送信出力時に前記第 1 のデータを取得するステップを含む請求項 23 記載の方法。

【請求項 25】 (d) 第 3 の送信出力時に第 2 のデータを取得し、該第 3 の送信出力は前記第 2 の送信出力とは異なっているというステップと、(e) 前記第 2 のデータを前記閾値と比較するステップとをさらに含み、この場合 (e) の比較に応じて (c) が実行される請求項 24 記載の方法。

【請求項 26】 (a) が前記第 2 の送信出力から前記第 3 の送信出力を低減させるステップを含み、かつ送信出力を低減させる関数として (d) および (e) を繰り返すステップをさらに含む請求項 25 記載の方法。

【請求項 27】 (d) 第 3 のデータを取得するステップと、(e) 前記第 3 のデータを前記閾値と比較するステップと、(f) (d) および (e) を繰り返すステップと、(g) (d) の各繰り返し毎に前記第 2 のデータおよび前記第 3 のデータを取得する間の時間の量を変化させるステップとをさらに含む請求項 25 記載の方法。

【請求項 28】 (f) 送信出力を増大させる関数として (d) および (e) を繰り返すステップをさらに含む請求項 25 記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は造影剤イメージングに関する。特に、送信出力レベルが造影剤超音波イメージングに提供される。

【0002】

【従来の技術】造影剤とは典型的には、超音波周波数で共鳴するガスまたは流動体が充填された微小球体である。造影剤は血流に注入され、体内の様々な場所に運ばれる。高周波が当てられると、造影剤の共鳴によってエコー信号が発生する。このエコー信号はその周囲組織または流動体から信号に良好なコントラストを提供する。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】造影剤の破壊は反復して行う走査、またはリアルタイムのイメージングを妨げる。より高い出力、圧力あるいはメカニカル・インデックス (mechanical indices = MI) においては、微小球体が壊れ、走査面から除去されることもある。造影剤は身体の血管系を緩やかに移動するため、微小球体はイメージングされる組織に迅速に入って行かない。MI イメージングが高い場合、走査面に新鮮な造影剤を満たすことを可能にするには、走査速度をより緩やかにしなければならない。

【0004】造影剤は破壊を避けるために低い MI または低い送信出力レベルでイメージングされる。イメージングのための高いフレーム率を維持することができる。低い MI でのイメージングの場合、ユーザは送信出力を選択するか、またはシステムは予め設定された造影剤イメージング出力を使用する。高い MI での組織のイメージングまたは造影剤のイメージングとは異なり、低い MI での造影剤のイメージングはより興味深いものである。戻された信号は弱いので、ユーザは好ましい送信出力レベルを探す場合が多い。ユーザは気泡の破壊を最小にするが十分な信号対雑音比を維持する送信出力レベルを主観的に決定する。この決定には時間と訓練を要する。検査のための送信出力レベルを固定またはプリセットするシステムは、検査の有効性を改善することができる。しかし、プリセット値は最適ではないことがある。プリセット値は、患者のタイプが異なったり、臨床適用が異なったり、または造影剤が異なったりするために、最適状態にはならないことがある。

【0005】

【課題を解決するための手段および実施の形態】本発明は、特許請求の範囲に記載の各請求項により定められるものであり、この項目のいかなる部分もこれら請求項に関する制限と理解すべきではない。前置きとして、後に説明する好適な実施例には造影剤イメージングの送信出

力を設定する方法およびシステムが含まれている。低い M I イメージングに対する決定および設定の自動化によって、検査は効果的なものになる。

【0006】第1の態様では、造影剤をイメージングするための送信出力レベルを設定する方法またはシステムが提供されている。第1および第2のデータは連続して取得される。第1のデータは第2のデータと比較される。送信出力はこの比較に応じて設定される。

【0007】第2の態様では、造影剤をイメージングするための送信出力レベルを設定するための別の方法が提供されている。送信出力は反復して増大される。造影剤の破壊は送信出力の1つに応じて検出される。造影剤イメージング送信出力は、造影剤の崩壊に関連する送信出力より小さくなるように自動的に設定される。

【0008】第3の態様では、造影剤をイメージングするための送信出力レベルを設定するためのさらに別の方法が提供されている。第1のデータが取得され、該第1のデータの取得から第1の遅延の後に第2のデータが取得される。第1および第2のデータが比較される。このデータの取得および比較は、比較が付加的な造影剤の戻りまたは破壊を示すまで、各反復について第1の遅延の増分を用いて繰り返行われる。次に、この送信出力が増大される。上記のシーケンスは第1の遅延が最大値に達するまで繰り返される。造影剤イメージング送信出力は、第1の遅延が最大値に達するという、送信出力の関数として設定される。

【0009】第4の態様では、造影剤をイメージングするための送信出力レベルを設定する別の方法が提供されている。データのセットがある送信出力にて繰り返し取得される。このデータセット間の信号レベルの変化が測定される。次に、送信出力が増大され、データの取得と変化の測定が繰り返行われる。この変化が造影剤の崩壊を示している場合、造影剤イメージング送信出力は送信出力の関数として設定される。

【0010】本発明のさらなる態様および利点は好適な実施例との関連において以下に考察する。

【0011】

【実施例】次に本発明を図示の実施例につき図面を用いて詳細に説明する。

【0012】添付図面において、同様の参照符号は異なる図面を通して相当する部分を意味する。

【0013】低い M I の造影剤イメージングのために、超音波システムの送信出力の自動化された決定および設定が提供されている。種々異なる送信出力レベル、取得または異なる取得シーケンス間の種々異なる遅延で取得されたデータを比較することによって、造影剤の崩壊を概ね最小化しつつ信号対雑音比を最大化する造影剤イメージング送信出力が自動的に決定される。

【0014】図1は造影剤をイメージングするために送信出力を設定する超音波システム10を示す。システム

10はトランスデューサ12、送信増幅器14、検出器16、プロセッサ18、ディスプレイ20およびユーザインタフェース22を備えている。Bモードイメージングおよびフローイメージングに関連付けられた多重検出器のような付加的な異なる構成要素あるいは若干の構成要素を設けるようにしてもよい。1つの実施例において、システム10は、128X, AspenTMのような医用診断用超音波システム、Acuson-A Siemens Company の Sequoia 超音波システムまたは Simens Medical System, Inc から Sonoline 超音波システムの1つまたは別の超音波システムである。

【0015】トランスデューサ12は圧電素材の単一の要素または複数の要素である。択一的実施例では、トランスデューサ12は容量性の膜構造を備えている。複数の要素の場合、トランスデューサ12は線形配列、湾曲状の線形配列または多次元配列である。電気エネルギーと音響エネルギーとの間の変換を行う他のトランスデューサを使用することができる。トランスデューサ12は、送信増幅器14によって設定された出力で音響波形を出力する。

【0016】送信増幅器14はトランスデューサ12に接続されており、可変増幅器、デジタル/アナログ変換器、または送信波形の出力、ピーク電圧または他の出力特性を変化または増大させる他のアナログ装置あるいはデジタル装置である。択一的実施例では、送信増幅器14は分圧器または送信波形に関連する出力を低減する他の装置を備えている。システムチャンネルまたはトランスデューサ要素の各々には個別に送信増幅器14を設けることができるが、複数のチャンネルまたは要素に対して1個の送信増幅器14を設けることができる。1つの実施例において、送信増幅器14は送信用アポダイゼーションをビームに沿って適用し、米国特許第5675554号に開示されているような送信ビーム成形器の一部として含まれ、この開示は本願に参照として組み入れられている。

【0017】送信増幅器14から出力される送信波形はトランスデューサ12によって音響エネルギーに変換される。この音響エネルギーに反応するエコー信号およびすべての造影剤は、トランスデューサ12によって受信される。トランスデューサ12はエコー信号を電気的な信号またはデータに変換する。ここで用いられているように、データは1つまたは複数のデジタルサンプルまたはアナログ情報を含んでいる。受信ビーム形成または他の受信技術の後、データは検出器16に送られる。

【0018】検出器16は相関ロス検出器、Bモード検出器、ドップラ検出器、フロー検出器または送信出力を設定するために使用される特性を検出する他の検出器である。検出器16は造影剤をイメージングするのに用いられる同じ検出器であってよい。択一的には、検出器16は送信出力を設定するのに用いられ、イメージング用

の検出器とは別個のものである。検出器 16 は、例えば、相関ロスを利用して造影剤の破壊を検出する。造影剤が 2 つ以上の異なる送信事象の間で破壊または崩壊されているとき、受信されるデータは相関ロス (loss-of-connection = LOC) を有している。第 2 のデータは第 1 のデータとは異なる。1 つの実施例において、各々の空間的位置に対する別個の 3 回の送信および受信の特性は同じものであるか、または類似するものであるが、異なる波形を送信してよい。受信されたデータは [1 - 2 1] フィルタなどを用いて加重される。3 つのパルスで送信事象の回数は最小になるが、有意な組織閃光を招来することはない。それぞれ検出されたデータに対して、もっと少ないまたはもっと多くの数のパルスを使用することも可能である。

【0019】他の相関ロスの検出シーケンスも可能である。例えば、従来のカラーフローイメージングに用いられる多数のシーケンスが、相関ロスの検出を提供する。カラードップラ速度 (color Doppler velocity = CDV) またはカラードップラエネルギー (color Doppler energy = CDE) などのイメージングモードを用いて動きを検出するシーケンスも、相関ロスを検出する。検出可能なエネルギーまたは速度は 2 つ以上のパルス間の差から生じる。2 つ以上のパルスが送信された後に 2 つ以上の受信パルスを用いる他の方法を用いることが可能である。

【0020】他の検出方法を用いてよい。例えば、B モード、強度、振幅または出力検出が用いられる。別の例として、調波法または非線形イメージング法が検出器 16 によって実現される。検出方法は信号強度の増分または信号強度の低下を検出することに基づくものであってよい。造影剤が 1 つのパルスによって破壊されると、第 2 のパルスはすべての造影剤から反響することができない。戻った信号は第 2 のパルスに対してはより小さい。逆に、いくつかの造影剤が崩壊ないし分裂されると、封入している殻が割れて内部のガスを放出する。この内部のガスは殻よりも反射性が大きく、より強力な信号を返す。

【0021】プロセッサ 18 は送信増幅器 14 の造影剤イメージング送信出力を設定するように動作可能な、特定用途向け集積回路、一般的なプロセッサ、デジタル信号プロセッサ、制御プロセッサまたは他の装置の 1 つまたは複数である。自動送信出力設定を開始するユーザ入力またはソフトウェアに応じて、プロセッサ 18 は連続して取得された第 1 および第 2 のデータの比較の関数として関数として、造影剤イメージング送信出力を決定する。例えば、プロセッサ 18 は、相関ロスが検出されたデータなどの取得された第 1 および第 2 のデータを連続して比較して、造影剤が崩壊しているかまたは崩壊していないかに関連する送信出力を決定する。造影剤イメージング送信出力の設定および比較は、プロセッサ 18 に

よって自動的に実行される。自動的設定を開始または無効にするためのユーザ入力を設けてよい。

【0022】造影剤イメージング送信出力が設定されると、造影剤を表すデータがディスプレイ 20 上に表示される。造影剤の著しい破壊を回避することによって、リアルタイムのまたは迅速な反復的な送信およびイメージングが提供される。送信出力は、破壊の回避を連続して行うために周期的に調整することができるか、または破壊を引き起こすために調整することができる。

【0023】図 2 は造影剤をイメージングするための送信出力レベルを設定する方法を示している。造影剤検査のための最適な送信出力レベルは、造影剤が超音波走査面に入った後で自動的に決定される。造影剤の崩壊または破壊後に検出された信号特性を用いて、送信出力レベルが決定される。

【0024】動作 26 では、システム 10 (図 1) の送信出力設定機能が要求される。例えば、ユーザはボタンを押す、フットペダルを踏む、メニューアイテムを選択する、または発声する (例えば、ボイスアクティベーションを介して制御する)。別の実施例としてユーザは造影剤イメージングソフトウェアまたは造影剤イメージング用途に特定のソフトウェアを選択する。さらに別の実施例では、この要求は連続的にアクティブなソフトウェアによって生成される。造影剤はこの要求の前または後に注入される。この要求に応じて、現行のイメージングは動作 28 におけるデータの取得によって中断またはインターリーブされる。

【0025】動作 28 では、第 1 および第 2 のデータが連続して取得される。例えば、異なる時間で同じ位置を表す 2 つのサンプルが取得される。別の例としては、検出方法を満たすための送信および受信 (例えば、それぞれの相関ロスデータに対してはマルチパルス) が、イメージング部位またはイメージの一部分内のラインのセット上で実行されてデータのセットを取得する。ライン数が少なければ、処理時間も短くて済むので、一実施形態ではライン密度は、B モードの組織イメージングに用いられる密度よりも 1 ~ 4 倍未満の密度である。他のライン密度またはサンプル密度を使用することができ、十分な計算速度があればライン密度またはサンプル密度の数を低減する必要はない。

【0026】動作 30 では、第 1 のデータが第 2 のデータと比較される。種々の関数のうちの 1 つを用いて、この比較は造影剤が破壊されたか、または破壊されていないかを示す。例えば、第 1 のデータは非破壊に関連しかつ第 2 のデータは破壊に関連するように、または第 1 のデータは破壊に関連しかつ第 2 のデータは造影剤が存在しない状態に関連するように、第 1 および第 2 のデータは種々異なる増大する送信出力に関連付けられている。別の例では、第 1 のデータから第 2 のデータへの値の減少は造影剤の破壊を示す。以下図 3, 5 および 6 の考察

において、さらなる例が示されている。

【0027】一旦、造影剤の破壊または造影剤の非破壊が決定されると、造影剤イメージングのための送信出力が動作32で設定される。この比較に応じて、造影剤イメージング送信出力はデータセットの1つに関連する送信出力の関数として設定されるか、または実験的に決定かつ格納された送信出力が用いられる。1つの実施例において、このメカニカルインデックスまたは出力レベルがディスプレイ20(図1)上でユーザに表示される。

【0028】図3は造影剤に送信出力を設定する一実施形態のフローチャートを示している。送信出力は造影剤の破壊(destruction)が検出されるまで、低出力から繰り返し増大される。データの取得は所定の遅延時間だけおいて行われる。次に、造影剤イメージング送信出力は、造影剤の破壊(destruction)に関連する最も低い送信出力よりも低く設定される。

【0029】動作36では、最初の送信出力 P は、出力が考えられる最小値 P_{MIN} に設定される。最小値は最大許容出力のパーセンテージまたは最大許容出力に関連するデシベル値として決定される。択一的には、プリセットされた低い値ではあるが最小値ではない送信出力が最初に用いられる。

【0030】データセット S_i のようなデータが動作38で取得され、動作40で検出される。検出されたデータまたは予め検出されたデータは動作42で格納される。送信出力変数 N は動作44では1に設定され、このことは第1の送信出力に関連するデータの最初の取得を表している。

【0031】動作46では、送信出力レベルは増分 p だけ増大される。この増分は例えば、最大送信出力の1/20に関連するような、または送信増幅器14(図1)の増幅分解能に関連するような小さいものである。 N または他の変数の関数として変動する増分などの他の増分を用いることができる。

【0032】動作48では、別のまたは第2のデータのセットがより高い送信出力を用いて取得される。取得されたデータは動作50において検出され、動作52において格納される。2セットのデータが取得された後、このデータのセットは動作54において比較される。比較の一例では、これらデータのセットの差が計算される。差を決定する種々の方法は、使用されるハードウェアまたはソフトウェア次第であってよい。図4は差を算出する実施例を示している。同一の空間的位置を表すデータ間の平均的な差が算出されるが、各セット S に関して下付き数字 i および j が、番号の付いたセットを意味する各下付き数字を用いて2D平面内の位置を定める場合には、動作72に示すように他の差分関数を用いてよい。この平均を3つの大きさに拡大することができる。

【0033】図3および図4に示すように、差情報は動作56, 74で閾値と比較される。図3の実施例におい

て閾値は特定の造影剤、イメージングアプリケーション、イメージング設定、トランスデューサ、患者特性、他の変数またはこれらを組み合わせたものの実験的な期待値に基づいた所定の閾値である。図4の実施例では、閾値は動的に決定される。動作66では、雑音レベルは空間的位置の関数として測定される。例えば、例えばシステムトランスミッタがOFFになり、受信信号は雑音として測定される。平均的な雑音が算出される。動作70では、この雑音の値が閾値68に加算される。動作74では、この差のデータが雑音および閾値と比較される。送信出力に基づいた閾値または他の変数など、他の動的な閾値の計算を用いてよい。

【0034】図3および4に示すように、比較が造影剤が破壊していないことまたは破壊が最小であることを示す場合、データの取得が繰り返される。特に、動作56, 74で平均的な差が閾値より小さい場合、動作60では N の値は1だけ増分される。この送信出力は動作46で再び増大され、動作48, 50および52では、増大された送信出力に応じた別のデータのセットが取得され、検出され、格納される。動作56では最も直近で取得された2つのデータのセットが、差を算出することによって比較される。動作56ではこの差が閾値によって示されるように著しいものでない場合、送信出力は再度増大され、データの取得および処理動作がさらにもう一度繰り返される。

【0035】造影剤が破壊されるように一旦送信出力が増大されると、連続して取得されたデータのセットの比較は動作56の閾値より大きい差を示す。次に動作58において、造影剤イメージング送信出力が設定される。造影剤イメージング送信出力は、最も直近に用いられた2つの送信出力のうちの大きい方より小さく設定される。この造影剤イメージング送信出力は造影剤の破壊に関連する送信出力よりも小さい。1実施例では、造影剤イメージングのための送信出力は、造影剤破壊のために第1に識別された送信出力に増分的な増加の累積合計を加算し、オフセットを引いたものである(例えば、 $P_{MIN} + N \cdot p - \text{オフセット}$)。このオフセット値は造影剤の破壊を回避するために選択される。 p または実験あるいは他の手段によって決定された所定の値などの静的オフセット値が用いられる。択一的には、このオフセット値は1つまたは複数の変数の関数として変動する。動作62では、システム10(図1)は送信出力を設定するためにこのアルゴリズムを中止し、医学的診断のための造影剤のイメージングを開始または継続する。

【0036】動作54および56に代わるものとして、破壊が生じたかどうかを決定するために各セット S^N が再度閾値と比較される。セット S^N の値が閾値よりも大きい場合、送信出力が設定され、閾値よりも小さい場合、新しいセット S^{N+1} が動作60を用いて取得される。別の択一的な例として、比較(動作56)が行われ

る前に、複数のセット S が動作 60 で取得されてよい。このアプローチを用いて、計算（動作 54）および比較（動作 56）は所望のセットが取得されるまで遅延される。1 例として、各所望の送信出力 $P_{MIN}, P_{MIN} + p, \dots, P_{MIN} + N \cdot p, P_{MAX}$ が取得され、続いて決定を行う処理ステップが実行される。これらのステップは検出（動作 50）、格納（動作 52）、差の計算または他の計算（動作 54）、および閾値に基づいた決定（動作 56）のうちの 1 つまたは複数を含んでいる。

【0037】図 5 は造影剤をイメージングするための送信出力レベルを設定する別のアルゴリズムを示している。最初に高い送信出力が用いられる。各データのセット間の増大する遅延を用いて、データのセットが取得される。この遅延のためにその部位へ造影剤が戻っていることが一旦検出されると、送信出力は低減される。造影剤を破壊するのを避けるのに送信出力が十分低くなれば、遅延はデータのセット間の変化を検出することなく最大値に達する。この造影剤イメージング送信出力は、造影剤が破壊していないまたは破壊が最小であることに 20 関連する送信出力の関数として設定される。

【0038】動作 78 では、送信出力は最小値に設定されるか、または造影剤を破壊（destroy）し易いより高い他の送信出力に設定される。動作 80 では、出力レベル変数は 1 に設定され、動作 82 では時間変数は 1 に設定される。動作 84、86 および 88 では、第 1 のデータのセットが取得される。

【0039】動作 90 では、例えば、1 秒、1 心周期（例えば、ECG またはドップラデータによって示される周期）または他の間隔などの遅延期間 $M \cdot t$ の間に 30 は、音響エネルギーは送信されないかまたは僅かしか送信されない。この遅延期間の後、動作 92、94、96 では別のデータのセットが取得される。動作 98 では、時間変数または遅延が最大値に対してチェックされる。この時間変数または遅延が最大でない場合、動作 100 で 2 つのデータセットが比較される。データセットの強度、平均値または他の特性が比較される。最後に取得されたデータのセットの特性が先に取得されたデータセットの特性と同じか、またはより低い場合、データの取得が繰り返される。特に、時間変数または遅延が増分され 40 る。動作 90 の増分された遅延の後、動作 92、94 および 96 では別のデータセットが取得され、検出され、格納される。動作 98 のチェックおよび動作 100 の比較が繰り返される。

【0040】異なる遅延に応じた 2 つのデータのセットの取得は、造影剤が再度検出されるまで繰り返される。変数の一時的な遅延を用いて、いつ造影剤が著しく破壊されているかが決定される。造影剤が対象とする走査面にアクティブに入っていくような状態の連続したイメージングの間に、高出力レベル時の問合せ間の時間量は、 50

戻ってきた超音波エコーの量を決定的に変化させる。送信出力が走査面の著しい量の利用可能な造影剤を破壊するのに十分高く、かつ励起事象間の時間が小さい場合、わずかの量の新しい造影剤が走査面に入ってくる。励起事象間の時間が長くなると、さらなる造影剤が走査面に入り、返ってくる信号レベルは増大する。所定の送信出力レベルの場合、すべてのデータ取得にわたる信号のわずかな変化が量がわずかな量の造影剤の破壊を示すように、一連の返って来た信号は遅延すなわち不動時間の量をデータ取得間で増大させながら取得される。

【0041】一旦、動作 100 において著しい量の造影剤の破壊が識別されると（すなわち、最後に取得されたデータセットの特性が、先に取得されたデータセットの特性に閾値を加算したものよりも大きい場合）、送信出力は動作 104 において低減される。例えば、送信出力レベル P は $N \cdot p$ だけ低減されるが、ここで p はハードウェアの制限または実験に基づいた増分量である。動作 106 において N が増分された後、動作 82 ~ 104 が繰り返される。動作 100 の比較が余分な造影剤の戻りまたは破壊を示している場合、送信出力は低減され、データ取得間の変数の遅延（可変遅延）を用いて一連の新しいデータの取得が繰り返される。

【0042】可変遅延および低下する送信出力がネスト化されたプロセスは、増大する遅延後に造影剤の戻りまたは破壊が検出されなくなるまで繰り返される。最大の遅延の後にこのデータセットの比較が、類似しているかより小さな強度または他の特性を示す場合、現在の送信出力は著しく破壊的なものではない。造影剤の破壊は見られないか、または小さい。動作 98 では、遅延または時間変数は最大値として選択される。

【0043】一旦、データセットの強度が遅延とは無関係になると、造影剤イメージング送信出力が設定される。動作 108 では、造影剤イメージング送信出力は現在の送信出力（すなわち、造影剤が破壊されていない状態に関連する第 1 の送信出力）に設定されるか、現在の送信出力の関数として設定される。例えば、オフセットが送信出力の増分よりも小さい場合またはオフセットが負のオフセットの場合、オフセットが送信出力に加算される。動作 110 では、システム 10（図 1）は送信出力を設定するためにアルゴリズムを中止して、医学的診断のための造影剤のイメージングを開始または継続する。

【0044】低下する送信出力に基づいて造影剤イメージングのための送信出力を設定する他のアルゴリズムを使用してよい。例えば、簡単な 2 元探索では、最初に最大の送信出力レベルが設定される。この最大レベルが破壊的な場合、送信出力は半分だけ低減される。造影剤の破壊が検出されるかどうかに基づいて、送信出力は最大値の $1/4$ または $3/4$ のいずれかに設定される。最大の非破壊的送信出力または最小の破壊的出力などの所望

の送信出力が識別されるまで、非常に細かく調整するためにこのプロセスが繰り返される。繰り返す回数は 2 回、3 回またはそれ以上の回数を用いてよい。このプロセスはアルゴリズムの収束を高速化し、反応時間を低減する。別の例として、図 3 に示したプロセスはアルゴリズムが進行するにしたがって送信出力を低下させるが、送信出力の低減または増大を用いてよい。

【0045】図 6 は造影剤をイメージングするために送信出力を設定する別のプロセスを示している。一連のデータセットは、低い送信出力から始まって、送信出力に 10 おける各増分間で取得される。このデータセットを比較することによって、造影剤破壊の変化が監視される。造影剤を破壊する第 1 の送信出力時に、データセット間の変化はより大きい。この変化が造影剤の破壊を示している場合、造影剤イメージング送信出力は送信出力の関数として設定される。

【0046】動作 120 で送信出力は低い出力か、または最低の出力に設定される。動作 122 では、出力レベルの変数 N は 1 に設定され、動作 124 では反復変数 R は 1 に設定される。動作 126、128 および 130 20 で、データのセットが取得され、検出され、格納される。動作 132 ではこの反復変数が最大値と比較される。反復の最大回数が実行されていなかった場合、動作 134 で反復変数は増分され、動作 126、128 および 130 では別のデータのセットが取得され、検出され、格納される。例えば、2 回以上の反復の最大回数が実行されるまで、このプロセスが繰り返される。同じ送信出力に応じて、複数のデータのセットが取得される。

【0047】動作 136 で、データのセットが比較される。例えば、データセットの信号レベル、強度、平均信 30 号レベルまたは他の特性が比較される。1 実施例では、データセットの複数またはすべてにわたる平均信号レベルの変化が決定される。線形変化または非線形変化が、例えば線形変化に関連する勾配を決定するように近似化される。

【0048】信号レベルまたは他の特性が特定の方法で変化しない場合、送信出力および送信出力変数は動作 138 および 140 で増分される。例えば、平均信号レベルが時間の関数として減少しない場合、送信出力は増大される。動作 124、126、128、130、132、134 および 136 が、送信出力の各増加に対して繰り返される。

【0049】動作 136 の比較が実質的な増加または変化を示している場合、造影剤イメージング送信出力が設定される。信号レベルの実質的減少は造影剤の破壊を示す。動作 142 では、この造影剤送信出力は、造影剤の破壊がないかまたは破壊が最小であるかに関連する最高の送信出力にオフセットを加算したものに設定される。択一的には、オフセットが設定されないか、または造影剤の破壊に関連する最も低い送信出力あるいは他の送信 50

出力からオフセットが減算される。動作 144 では、システム 1110 (図 1) は送信出力を設定するためにこのアルゴリズムを中止し、医学的診断のための造影剤のイメージングを開始または継続する。

【0050】図 2 ~ 6 のアルゴリズムに対する種々の変形が可能であり、これらには付加的な動作、異なる動作、組み合わされた動作またはより少ない動作が含まれる。例えば、データのセットではなく単一のデータが取得される。別の例として、データの検出および/または格納は回避または修正される。さらに別の例として、送信出力レベルを増大するかまたは低減するかのいずれかを用いて、造影剤の最小の破壊に関連する最高の送信出力レベルが確認される。最高の出力レベル以外の非破壊的な送信出力を、造影剤イメージング送信出力として使用してよい。またさらに別の例として、破壊の量または信号レベルの変化を用いて、送信出力の所定の増分または減少分が見積もられるか、またはプロセスをさらに繰り返すことなく造影剤イメージング送信出力が見積もられる。別の例では、造影剤イメージング送信出力は考えられる最低の値または造影剤を破壊するのに関連する他のレベルに設定される。

【0051】動いている組織から生じる組織閃光またはアーチファクトが上記の 1 つまたは複数のアルゴリズムを妨げるかまたは崩壊する可能性があり、このために造影剤イメージング出力の識別が不正確になる。使用される検出技術次第で、組織閃光またはモーションアーチファクトを抑えることができる。マルチパルスシーケンスを用いることにより、静止および運動する組織に対する組織の信号拒絶量が増大する。カラードップライメージングなどに用いられるクラッターフィルタまたはウォールフィルタもまたこれらのアーチファクトを減少させる。ストップバンド減衰が増大されかつストップバンド帯域が増大され、静止組織のための信号リターンに集められたクラッターフィルタは、組織閃光の拒絶反応を改善する。図 7 は 3 つのクラッターフィルタに関する組織運動に対する戻された信号強さの量を示しており、ここでは最大の組織運動は戻された信号を検出するために用いられたそれぞれのマルチパルス間隔に比例している。パルス間の長くなった時間は検出可能な最大の組織運動を減少させ、かつ所定のクラッターフィルタに対する組織抑制の量を減少させる。大きさがより大きく、より正になれば、拒絶反応が小さくなることを示す。特別な有限インパルス応答 (finite impulse response = FIR) フィルタのそれぞれに関するフィルタ係数は、図中の例に示されている。フィルタ 1 は前述の [1 - 21] の相関ロスシーケンスに相当する。フィルタ 2 および 3 ではそれぞれ、組織信号のさらなる抑制が促進される。他のクラッターフィルタを用いてもよい。

【0052】崩壊した造影剤からの所望の信号に加え、造影剤の移動から生じた信号は、フィーチャのロバスト

性または送信出力の不正確な設定を引き起こす恐れがある。マルチパルスを利用する検出方法は、移動中の造影剤のようなパルス間の変化に対して敏感である。2つの解決方法が考えられる。これは1)異なるクラッターフィルタを利用した方法および/または2)単純な移動に関連する走査領域内のエリアからの信号を抑制する方法である。第1に、移動によって生じた信号の抑制を増大させる受信フィルタまたはクラッターフィルタは、これらの好ましくない信号を除去する。組織移動を拒絶するための前述した同じフィルタおよび実施例を用いて、造影剤が満たされた血液の動きを拒絶することもできる。

【0053】第2に、移動に関連する領域はマスキングされる(すなわち、マスキングされた領域に関連するデータは削除されるか、または使用されない)。1例として、図8は走査面164内の血管160の画像を示している。造影剤の崩壊を回避するために低い送信出力を用いてデータが取得される。相関の損失またはドップラー検出などによって、血管内を移動する血液が検出される。血管160上のマスク162といった、運動の閾値量に関連する部位またはポイントを識別するマスクが生成される。マスク162を拡大して、トランスデューサおよび/または血管160の可能性のある動きを考慮するために選択されたバッファなどの、運動に関連するそれぞれのポイント周囲のバッファ領域を含むようにするとよい。マスキングされた領域またはポイントからのデータは、ここで考察した送信出力の決定から抑制される。

【0054】信号品質が悪いイメージングされた部位の領域は、アルゴリズムのロバスト性を低減することができる。容認可能な信号品質の組織検出器または検出器を用いて、アルゴリズムが使用するための容認可能な信号品質を有する領域を識別することができる。

【0055】自動的に設定された造影剤イメージング送信出力は画像の一部分または走査面に対しては最適であるかもしれないが、別の部分に対しては最適ではないかもしれない。1つの解決方法としては、オフセット、反復回数、遅延の増分および/または送信出力の増分などの1つまたは複数のパラメータを変更することである。格納された異なるパラメータ組み合わせの1つがユーザーによって選択されるか、または所望の用途、造影剤の種類、該当する部位または他の因子の関数として選択される。別の解決方法としては、画像または走査面内の該当する領域または部位を識別することである。組織(すなわち、肝実質)、または大血管あるいは大きな空洞(すなわち、大動脈、心室または心房)内の造影剤に関連する領域は、ユーザ入力または受信データを処理することによって識別される。組織検出器の1例が、“Medical Ultrasonic Imaging System with Adaptive multi-Dimensional Back-End Mapping”というタイトルの米国の Application Serial No. 09/556354号に開示さ

れており、これは参照として本願に組み込んでいる。送信出力を設定するアルゴリズムは、例えば、検出された領域から送信出力を決定するためのデータセットを取得するというような、検出された領域の関数として変更される。付加的または択一的には、Bモード画像からのパラメータを用いて自動的アルゴリズムが調整される。例えば、Bモード強度値の差が、画像中のある領域を別の画像から区別して、考慮から包含または除外される。

【0056】心臓のイメージングは好ましい送信出力を自動的に決定するために画像のサブセクションを有利に使用することができる適用例の1例である。空洞内の血液の動き、空洞内の血液からの強い信号または他の手段に基づいた入力として、心室または心房などの血液が満たされた大きな空洞の識別を除外することもできるし、または含むこともできる。SNR検出器または組織検出器に基づいた心筋層からの固有の信号を検出することに基づいて「容認可能」な領域をさらに制限かつ選択することが可能である。送信出力を設定するために画像のどのサブセクションを使用すべきかの識別は、ここでの心臓造影の例の場合のような臨床適用に依存することができる。

【0057】本発明を種々の実施例を参照してここまで説明してきたが、本発明の精神から逸脱しない範囲で多数の変更および変形が可能であることを理解すべきである。例えば、送信出力を設定する異なるアルゴリズムが提供される。絶対的な量または効果の記述(例えば、造影剤の破壊または非破壊)がここでは一般的に使用されているが、これらにはいくつかの反対の効果(例えば、いくつかの造影剤は残存するいるまたは破壊されている)を含んでいる。

【0058】したがって、上記の詳細な説明は、本発明の定義としてではなく、本発明の好適な好適な実施例を示すものとして理されるべきであることを意図している。本発明の範囲を定義しようとするのは、すべての等価物を含む特許請求の範囲のみである。

【図面の簡単な説明】

【図1】送信出力レベルを設定するためのシステムの1実施例を示すブロック図である。

【図2】送信出力レベルを設定するためのシステムの1実施例を示すフローチャートである。

【図3】図2の方法のさらなる実施形態を示すフローチャートである。

【図4】図3の計算の一実施例を示すフローチャートである。

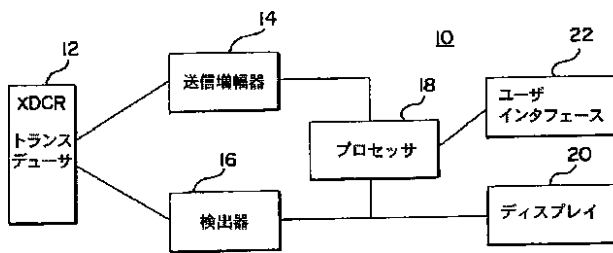
【図5】図2の方法のさらに別の実施例を示すフローチャートである。

【図6】図2の方法のまた別の実施例を示すフローチャートである。

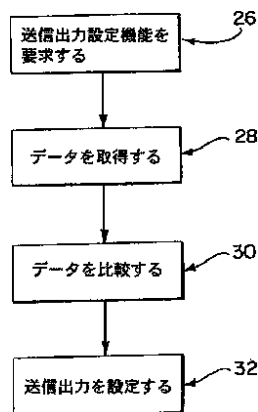
【図7】種々のフィルター反応を示すグラフ図である。

【図8】マスクの一実施例を示すグラフ図である。

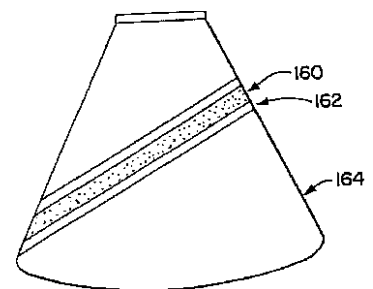
【図1】



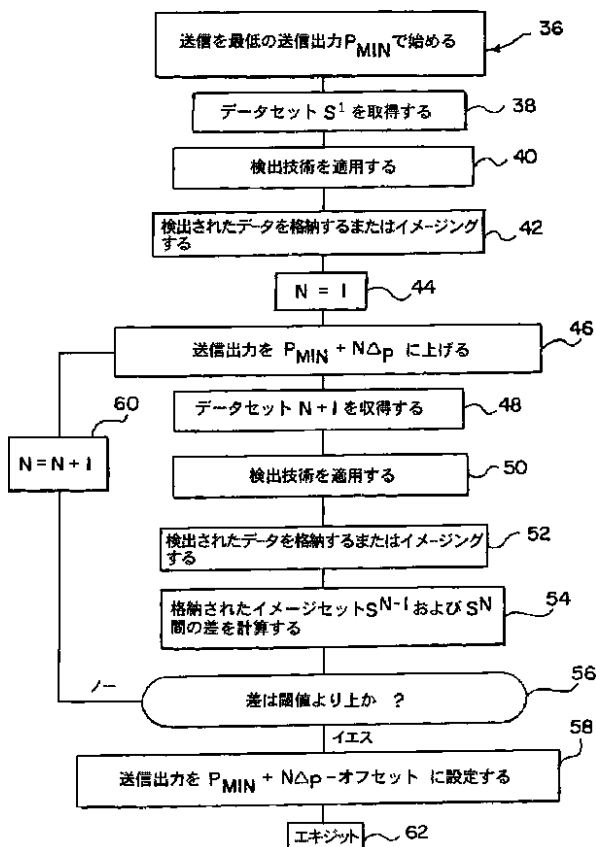
【図2】



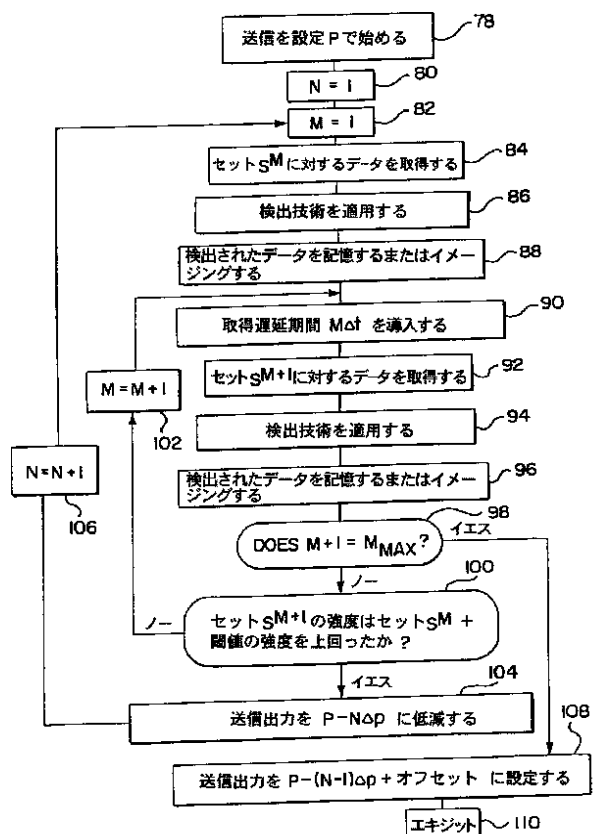
【図8】



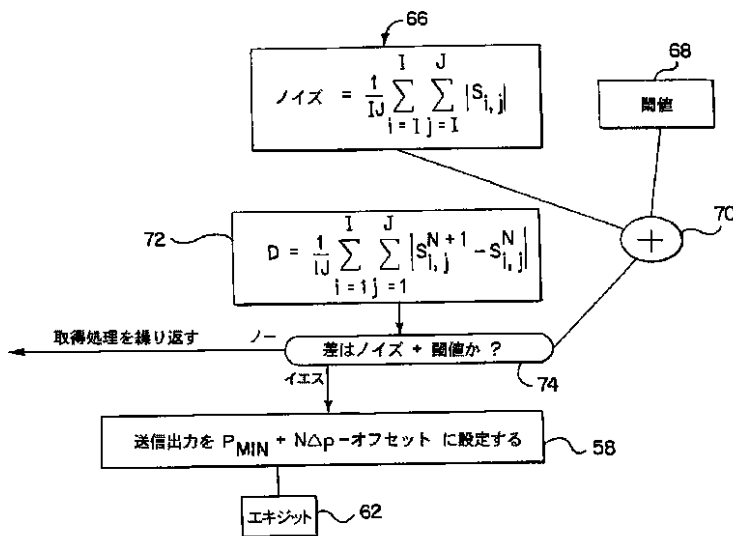
【図3】



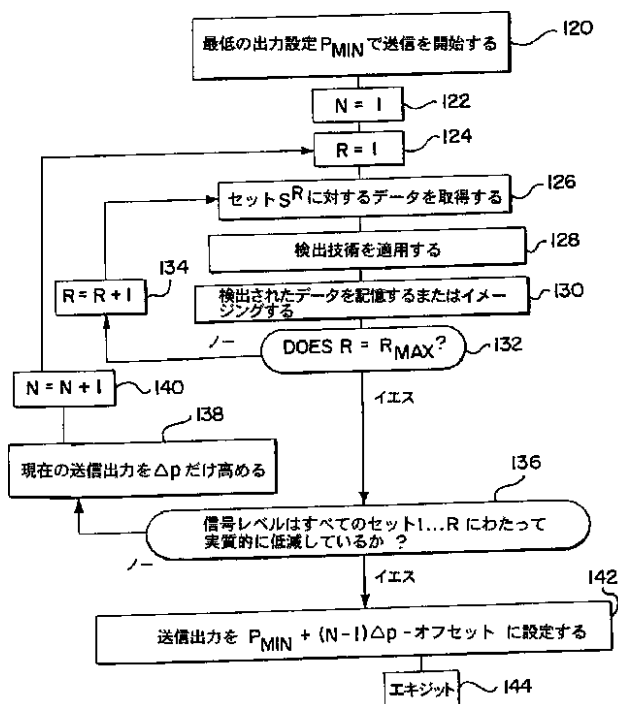
【図5】



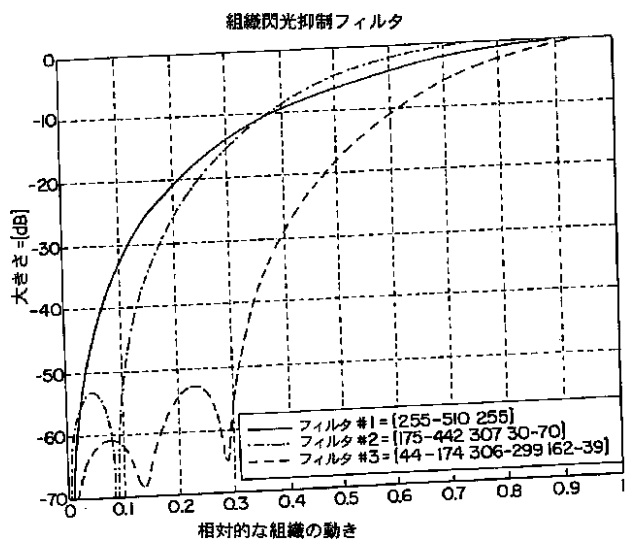
【図4】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 イスマイル エム グラカー
 アメリカ合衆国 カリフォルニア レッド
 ウッド シティ クォーツ ストリート
 475

(72)発明者 ロバート ダブリュー スタインズ
 アメリカ合衆国 カリフォルニア サンタ
 クララ セント イグナティウス プレ
 イス 3264

F ターム(参考) 4C301 CC01 EE06 EE07 EE14 HH02
HH11 JB23 JB27 JB28 JB29
JB30 JB35

专利名称(译)	用于使造影剂成像的输出水平自动化的方法和设备		
公开(公告)号	JP2003235845A	公开(公告)日	2003-08-26
申请号	JP2003038684	申请日	2003-02-17
[标]申请(专利权)人(译)	的Accu-儿子公司		
申请(专利权)人(译)	ACUSON公司		
[标]发明人	パトリックジェイフィリップス イスマイルエムグラカー ロバートダブリュースタインズ		
发明人	パトリック ジェイ フィリップス イスマイル エム グラカー ロバート ダブリュー スタインズ		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G03B42/06		
CPC分类号	G01S7/52096 G01S7/52026 G03B42/06		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/CC01 4C301/EE06 4C301/EE07 4C301/EE14 4C301/HH02 4C301/HH11 4C301/JB23 4C301/JB27 4C301/JB28 4C301/JB29 4C301/JB30 4C301/JB35 4C601/DE06 4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH14 4C601/JB28 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/LL31		
优先权	10/077499 2002-02-15 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于造影剂成像的超声系统的自动确定和设置发射功率，使得能够通过造影剂的低机械指数成像来连续造影剂而不破坏造影剂。。造影剂成像通常通过比较与不同发射功率电平，数据采集中的不同延迟和/或不同数据采集序列相关的数据来最大程度地减少造影剂破坏并最大化信噪比。动态确定传输功率。

