

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6272707号
(P6272707)

(45) 発行日 平成30年1月31日(2018. 1. 31)

(24) 登録日 平成30年1月12日(2018. 1. 12)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14 Z DM

請求項の数 20 外国語出願 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2014-32721 (P2014-32721)
 (22) 出願日 平成26年2月24日(2014. 2. 24)
 (65) 公開番号 特開2014-161735 (P2014-161735A)
 (43) 公開日 平成26年9月8日(2014. 9. 8)
 審査請求日 平成29年2月24日(2017. 2. 24)
 (31) 優先権主張番号 13/774, 885
 (32) 優先日 平成25年2月22日(2013. 2. 22)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 593063105
 シーメンス メディカル ソリューション
 ズ ユーエスエー インコーポレイテッド
 Siemens Medical Sol
 utions USA, Inc.
 アメリカ合衆国 19355 ペンシルヴ
 アニア マルヴァーン リバティ プール
 バード 40
 (74) 代理人 100114890
 弁理士 アインゼル・フェリックス＝ライ
 ンハルト
 (74) 代理人 100099483
 弁理士 久野 琢也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療超音波の適応的音圧推定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療超音波の適応的音圧推定方法であって、
 複数の位置に対して第1の周波数で組織の第1の応答を取得するステップ(32)と、
 前記複数の位置に対して第2の周波数で組織の第2の応答を取得するステップ(32)
 と、
 プロセッサ(22)により、前記複数の位置のうち少なくとも1つの位置での音圧を前
 記第1の応答及び前記第2の応答に依存して推定するステップ(40)と、
 前記音圧に依存してトランスデューサ(12)の音響出力を設定するステップ(38)
 と
 を含む
 ことを特徴とする方法。

【請求項 2】

前記第1の応答及び前記第2の応答を取得するステップ(32)は、それぞれ基本波周
 波数及び2次調波周波数で取得するステップ(32)を含む、請求項1記載の方法。

【請求項 3】

前記第1の応答及び前記第2の応答を取得するステップ(32)は、所定のラインに沿
 って取得するステップ(32)を含み、ただし、前記複数の位置は前記ラインに沿った複
 数のサンプリング位置を含む、請求項1記載の方法。

【請求項 4】

前記第 1 の応答及び前記第 2 の応答を取得するステップ (3 2) は、同じ送信焦点位置での深度に依存して振幅を取得するステップ (3 2) を含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 5】

前記第 1 の応答を取得するステップ (3 2) は種々の送信出力に応じて取得するステップ (3 2) を含み、前記第 2 の応答を取得するステップ (3 2) は種々の送信出力に応じて取得するステップ (3 2) を含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 6】

前記推定するステップ (4 0) は、減衰量に依存して推定を行うステップ (4 0) を含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 7】

10

さらに、前記第 1 の応答の勾配から減衰量を求めるステップ (3 4) を含む、請求項 6 記載の方法。

【請求項 8】

前記推定するステップ (4 0) は、当該位置に対する組織の超音波非線形パラメータに依存して推定を行うステップ (4 0) を含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 9】

前記推定するステップ (4 0) は、前記第 1 の応答及び前記第 2 の応答をモデルへ入力し、該モデルから音圧を出力するステップを含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 1 0】

前記推定するステップ (4 0) は、前記第 1 の応答もしくは前記第 2 の応答もしくは前記第 1 の応答から導出された第 1 のパラメータ値もしくは前記第 2 の応答から導出された第 2 のパラメータ値のうち 2 つ以上の組み合わせに基づいて音圧を参照するステップを含む、請求項 1 記載の方法。

20

【請求項 1 1】

前記推定するステップ (4 0) は複数の第 1 の位置で音圧を推定するステップ (4 0) を含み、

さらに、前記第 1 の位置での音圧に依存して、前記第 1 の位置とは異なる別の位置での音圧を求めるステップを含む、

請求項 1 記載の方法。

【請求項 1 2】

30

前記設定するステップ (3 8) は、実質的に最大の出力を有し、しかも造影剤の破壊を回避できる音響出力を設定するステップ (3 8) を含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 1 3】

前記設定するステップ (3 8) は、前記音圧と熱印加量とに依存して音響出力を設定するステップ (3 8) を含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 1 4】

前記設定するステップ (3 8) は、ノイズを測定するステップと、前記音圧と前記ノイズとに依存して送信出力を設定するステップ (3 8) とを含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 1 5】

40

コンピュータ読み出し可能な不揮発性記憶媒体であって、

医療超音波の適応的音圧推定のために、プログラミングされたプロセッサ (2 2) によって実行可能な複数の命令を表すデータが記憶されており、

前記記憶媒体は、

音響エネルギーに対する第 1 の周波数帯域及び第 2 の周波数帯域での組織応答を求める命令 (3 0) と、

前記第 1 の周波数帯域及び前記第 2 の周波数帯域での前記組織応答に依存して送信出力を設定する命令 (3 8) と、

前記送信出力を用いて造影剤イメージング又は音響治療を行う命令 (4 2) とを含む

ことを特徴とする記憶媒体。

50

【請求項 16】

前記組織応答を求める命令(30)は、前記第1の周波数帯域と前記第2の周波数帯域とのそれぞれについて、種々の送信レベルに対する種々の深度での組織応答を求める命令(30)を含む、請求項15記載のコンピュータ読み出し可能な不揮発性記憶媒体。

【請求項 17】

前記設定する命令(38)は、前記組織応答及び減衰量及び超音波非線形パラメータに依存して音圧を推定する命令(40)と、前記音圧に依存して送信出力を設定する命令(38)とを含む、請求項15記載の記憶媒体。

【請求項 18】

医療超音波の適応的音圧推定のための超音波システムであって、
トランスデューサ(12)と、
前記トランスデューサ(12)に接続された送信増幅器(14)と、
前記送信増幅器(14)の送信出力を、第1の周波数での深度に依存する第1の振幅特性と、前記第1の周波数とは異なる第2の周波数での深度に依存する第2の振幅特性とに依存して形成するプロセッサ(22)と
を備える
ことを特徴とする超音波システム。

10

【請求項 19】

さらに、送信出力を記憶するメモリ(24)が設けられており、前記送信出力は、前記第1の振幅特性及び前記第2の振幅特性に依存して選択される、又は、前記第1の振幅特性及び前記第2の振幅特性から導出されたパラメータ値に依存して選択される送信出力を含む、請求項18記載の超音波システム。

20

【請求項 20】

前記プロセッサ(22)は、前記第1の振幅特性及び前記第2の振幅特性から推定された音圧から、前記送信出力を形成するように構成されている、請求項18記載の超音波システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、医療超音波技術に関する。特に、超音波の音圧は診断もしくは治療の需要に適合化される。

30

【背景技術】**【0002】**

超音波造影剤は安定化されたマイクロバブルである。造影剤は圧力感応性を有する。音圧が高いとマイクロバブルは破壊される。マイクロバブルが破壊されないよう、送信出力は典型的にはBモードイメージングでの典型的条件に比べて10dBから30dB程度低減されている。また、マイクロバブルの非線形応答は組織での散乱の線形応答より弱くなることがある。ゆえに、造影画像の信号雑音比SNRが低いため、マイクロバブルが破壊されない限度での最大出力が所望される。

【0003】

40

信号雑音比SNRを改善するため、又は、マイクロバブル破壊が調整としてのデータ取得へ干渉する危険を最小化するための送信出力の調整は、マイクロバブルがイメージング平面へ導入された後でなければ実行できない。高品質のデータ取得が反復される前に(例えば約15minで)マイクロバブルは血流から排出されてしまう。なお、造影剤の多重注射は患者の安全の点からも費用の点からも望ましくない。

【0004】

造影剤の注射前に送信出力を設定するために、診療医師らは音圧の指標となる機械指標MIを利用している。当該機械指標MIは音圧に関連してはいるが、患者の解剖学的状態を考慮しておらず、イメージング平面における音圧分布についての情報も提供しない。熟練した医師であればBモードイメージングの信号雑音比SNRに基づいて調整を行うこと

50

もできるが、これは推量によるところが大きい。

【 0 0 0 5 】

さらに、超音波治療では、所望の熱量が患者に印加されなければならない。熱印加量が大きすぎれば健康な組織を損ないかねないし、熱印加量が小さすぎれば患者を十分に治療できなくなる。しかも、種々に入り組んだ構造のために望ましくない熱印加量が発生することもある。なお、造影剤イメージングの場合と同様に、この場合にも、実際の音圧を予測する手段は限られている。

【 0 0 0 6 】

他の治療応用においても、例えば、シェルを破ってマイクロバブルから薬剤を放出させたり、安定したキャビテーションを形成したりするために、所定の音圧レベルが要求される。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

導入として、本発明の医療超音波の適応的音圧推定方法、並びに、この方法を実行するための超音波システム及びコンピュータで読み出し可能な媒体及び命令の有利な実施例を説明する。本発明では、特定の患者の組織の応答が種々の周波数で測定され、この応答を用いて音圧が求められる。特定の患者での測定によって推定量が当該患者へ適合化される。送信出力を所望のレベル、例えば、造影剤イメージングでは高い信号雑音比 SNR が得られるにもかかわらず造影剤が破壊されない程度に制限されたレベル、また、超音波治療では所望の熱印加量もしくは音圧が得られるレベルに設定するために、所望の位置に対する音圧が求められる。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

本発明の第 1 の特徴は、医療超音波の適応的音圧推定方法に関する。当該方法では、複数の位置に対して第 1 の周波数で組織の第 1 の応答が取得され、複数の位置に対して第 2 の周波数で組織の第 2 の応答が取得され、1 つもしくは複数の位置での音圧が第 1 の応答及び第 2 の応答に依存して推定され、推定された音圧に依存して音響出力が設定される。

【 0 0 0 9 】

本発明の第 2 の特徴は、医療超音波の適応的音圧推定のために、プログラミングされたプロセッサによって実行可能な複数の命令を表すデータを記憶した、コンピュータで読み出し可能な不揮発性記憶媒体に関する。当該記憶媒体は、音響エネルギーに対する第 1 の周波数帯域及び第 2 の周波数帯域での組織応答を求める命令と、第 1 の周波数帯域及び第 2 の周波数帯域での組織応答に依存して送信出力を設定する命令と、設定された送信出力を用いて造影剤イメージング又は音響治療を行う命令とを含む。

30

【 0 0 1 0 】

本発明の第 3 の特徴は、医療超音波の適応的音圧推定のための超音波システムに関する。当該超音波システムは、トランスデューサと、このトランスデューサに接続された送信増幅器と、送信増幅器の送信出力を、第 1 の周波数での深度に依存する第 1 の振幅特性と第 1 の周波数とは異なる第 2 の周波数での深度に依存する第 2 の振幅特性とに依存して形成するプロセッサとを備える。

40

【 0 0 1 1 】

本発明のその他の特徴および利点を、以下に、図示の有利な実施例に則して説明する。ただし、本発明は特許請求の範囲によって規定されるのであって、如何なる実施例も特許請求の範囲に係る発明を限定するものではない。

【 0 0 1 2 】

図中の各要素は縮尺通りには描かれておらず、実施例の基本方式を説明するために強調された図示となっている。また、全図を通して、対応する要素には同じ参照番号を付してある。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 1 3 】

【図 1】医療超音波の適応的音圧推定方法の実施例を示すフローチャートである。

【図 2】種々の受信周波数及び送信出力レベルでの振幅特性の例を示すグラフである。

【図 3】図 2 とは異なる送信焦点深度での、種々の受信周波数及び送信出力レベルでの振幅特性の例を示すグラフである。

【図 4】医療超音波の適応的音圧推定装置の実施例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 4 】

超音波造影剤イメージングは、造影剤の破壊を回避して感度を最大化するために、音響出力の注意深い調整を必要とする。最適レベルを下回る音圧は感度低下及び浸入率低下をまねくし、最適レベルを上回る音圧が印加されると造影剤が多量に破壊されてしまう。超音波治療においても同様であり、所望の熱印加量もしくは音圧を得るには、音響エネルギーを精細に設定できることが望ましい。

10

【 0 0 1 5 】

生物組織における超音波の伝搬は非線形の特性を有し、受信エコー信号に多重のスペクトル成分を生じさせる。送信された音圧に対してそれぞれ異なる依存関係（例えば線形もしくは矩形の関係）を有するスペクトル成分の振幅を分析することにより、目標器官での音圧を推定でき、造影剤イメージングもしくは超音波治療を最適化できる。

【 0 0 1 6 】

例えば、体内の音圧は、受信エコーの基本波成分及び調波成分（例えば 2 次調波成分）の強度特性を測定することによって推定される。基本波及び調波の応答はイメージング平面もしくはイメージング容積内の複数の位置で求められる。この検出は造影剤が関心領域へ達するまでの数 min から 1 min 未満の時間で行われるので、超音波検査に追加される時間は僅かである。絶対音圧は少なくとも 1 つの位置で各応答から推定される。推定された音圧に応じて音響出力が調整されるか又は設定され、造影剤イメージングの最適品質が達成される。

20

【 0 0 1 7 】

十分に音が生じないと、又は、組織での散乱が充分でないと、組織は"暗く"なる。非線形の伝搬は散乱にはさほど影響されない。その原因は、基本波に比べて強い 2 次調波が"暗い"組織から生じたためであり、これは音圧が高いことを表している。音圧を正確に予測できれば、組織のエコー発生性をいっそう精確に求めることができる。

30

【実施例】

【 0 0 1 8 】

図 1 には、医療超音波の適応的音圧推定方法の一実施例が示されている。種々の周波数の超音波の組織応答が音圧の推定に用いられる。当該音圧に基づいて後続の送信のための送信出力が設定される。音圧の適応化により、直接の音圧推定値がなくても、種々の周波数での応答に基づいて送信出力を設定することができる。

【 0 0 1 9 】

送信出力は超音波送信のたびに定められる。例えば、送信出力は、超音波治療では、所望の熱印加量が得られるように定められる。別の例として、造影剤イメージングでは、所望の領域における造影剤の破壊が回避もしくは最小化され、さらに信号雑音比が高まるように送信出力が定められる。

40

【 0 0 2 0 】

図 1 の方法は、図 4 のシステムによって実現されると有利であるが、他のシステムにも適用可能である。医療診断イメージングシステムにより本発明の方法を実行可能である。これに代えて、超音波治療システムにより本発明の方法を実行してもよい。他の実施例として、トランスデューサに接続されたコンピュータにより、別のビームフォーマ電子装置とともにもしくは別のビームフォーマ電子装置なしで、本発明の方法を実行することもできる。

【 0 0 2 1 】

50

本発明の方法は、図示の順序でも異なる順序でも実行可能である。例えば、ステップ 30, 34, 36 は順序を入れ替えてもよいし、同時に行ってもよい。別のステップを加えたり或るステップを変更したり省略したりしてもよい。例えば、ステップ 34, 36 の一方もしくは双方が実行されなくてもよい。別の実施例ではステップ 42 が実行されない。ステップ 40 を直接には実行せず、例えば、特に実際音圧を推定することなく音圧を表す情報を用いて送信出力レベルを設定してもよい。さらに別の実施例として、コンフィグレーションを行うステップ、及び / 又は、音圧の別の測定値もしくは推定値を取得する 1 つもしくは複数のステップを実行することもできる。

【0022】

送信出力を設定する特徴は自動的にもしくは手動で開始される。例えば、ユーザは、ボタンもしくはフットペダルの押圧、メニュー項目の選択、例えば音声動作制御等における発話などを利用できる。別の実施例では、ユーザは造影剤イメージング用ソフトウェア又は造影剤イメージングのアプリケーション専用ソフトウェアを選択できる。さらに別の実施例として、連続的に動作するソフトウェアによって要求が形成されてもよい。造影剤は要求の前又は後に患者に注射される。要求に応じて、現在のイメージングが阻止又は中断され、送信出力レベルを設定するためのデータが取得される。

【0023】

ステップ 30 で、音響エネルギーに対する組織応答が求められる。応答は種々の周波数ごとに求められる。種々の周波数とは、それぞれ異なる中央周波数及び / 又はそれぞれ異なる周波数帯域である。周波数帯域どうしは重畳していても重畳していなくてもよい。例えば、2 次調波エコーの振幅と基本波エコーの振幅との比によって、組織内の基本波音圧の絶対値が表される。

【0024】

ステップ 30 の実行は、ステップ 32 で種々の周波数の応答を取得することによってなされる。ステップ 32 では超音波エコーデータが取得される。例えば、検出技術（各基本波データのための複数のパルス、又は、各調波データのための複数のパルス、又は、B モードのための単独パルス）に応じた送受信が 1 つもしくは複数の位置で行われる。有利な実施例では 4 つ以上のパルスが用いられ、4 つ以上のエコーから、2 次調波を除外した基本波と 1 次調波を除外した 2 次調波とが導出される。

【0025】

各位置は、1 つの走査線もしくは 1 つのビームラインに沿っていてもよいし、及び / 又は、平面内もしくは体積内の種々の走査線に分散されていてもよい。同じ走査線に対しては対応する同じ送受信動作が用いられ、種々の位置での応答が取得される。個別の走査線に沿った複数の位置では、種々の走査線に対する連続した送受信動作が行われる。これに代えて、ワイドビームもしくはマルチビームの送信動作と、対応するワイドビームもしくはマルチビームの受信動作とを行ってもよい。

【0026】

各位置は、イメージングに対するサンプリング密度の位置であるか、こうした位置のサブセットである。位置の数が少なければ処理時間及び / 又は走査時間への要求も小さくなるので、有利な実施例では、走査線密度は B モード組織イメージングに用いられる密度に比べて係数 1 から 4 小さくされる。また、別の走査線密度もしくはサンプリング密度を用いることもでき、例えば平面もしくは体積ごとに 1 つの走査線に沿った測定も実行可能である。ラインごとに任意のサンプリング密度を用いることもできる。例えば、B モードイメージングに用いられるのと同じサンプリング密度を用いることができる。走査線に沿った種々の深度から複数のエコー信号が取得される。

【0027】

サンプリングに用いられる 1 つもしくは複数の走査線、及び、各走査線に沿った複数のサンプリング位置は、既知の後方散乱特性、例えば完全に展開されたスペックルを有する領域として選択される。肝臓は、器官の大部分が軟組織であるため、既知の後方散乱特性を有する。各位置は大きな動脈位置もしくは静脈位置としてよりも軟組織位置として選択

10

20

30

40

50

される。代替実施例として、各位置を組織もしくは構造のタイプに関連させてもよい。

【0028】

伝搬経路も同様に考察可能である。完全に展開されたスペックルを呈する組織のみを通過伝搬するビームもしくは走査線が用いられる。サンプリング位置に達するまでに血管組織、骨組織、硬組織、液状組織などに交差する乃至これらを通るビームは利用されない。これに代えて、他のタイプの組織を通るビームを用いることもできる。大抵の場合、近接領域が骨組織を含まず、全体的にもしくは平均して同じ組織が測定されるかぎり、近接領域の組織は問題とならない。サンプリングは「均質な」ビーム範囲に沿って行われる。

【0029】

10

種々の位置及び/又は走査線は手動で及び/又は自動で選択される。例えばユーザは、Bモードイメージングを用いて又はBモード及びフローモードを組み合わせたイメージングにサンプリング位置および/またはサンプリングビームを利用するように指示する。別の実施例として、所定の平面及び/又は容積における各位置につき信号雑音比SNRを求めることもできる。スペックルはSNRにおける(空間)変化分に関連する。標準偏差に対する最小変化分の割合が約1.9である場合、スペックル領域が軟組織に関連づけられることが示される。

【0030】

種々の位置に対する応答は、2つ以上の異なる周波数で取得される。有利な実施例では基本波周波数もしくは送信周波数(例えば2MHz)と基本波周波数の2次調波(例えば4MHz)とが用いられる。基本波応答はエコー発生性の尺度として利用される。

20

【0031】

基本波応答(1次調波)及び2次調波応答に代えて、2つ以上の調波を別様に組み合わせて音圧の絶対値の推定に利用することもできる。非線形の波動方程式における種々の項に関連する信号成分は、2次調波と3次基本波との組み合わせなど、任意に組み合わせて用いることができる。

【0032】

種々の周波数での応答を分離するため、音響エコーを表す受信信号が処理される。種々の周波数での複数の応答を識別するために、同じデータが用いられる。例えば、1つのエコー信号がフィルタによって分解され、これにより、複数の反射調波の振幅が識別される。フィルタリングされていない信号は基本波に対して用いられるが、フィルタリングを行ってもよい。別の実施例として、符号化された送信パルス列(例えばパルス反転)を行うこともできる。パルス反転では、振幅のみ異なる同様の2つの送信パルスにおいて、各振幅が[1, -1]とされる。受信信号を減算することにより、偶数次の調波から寄与分が消去され、基本波周波数での情報が得られる。奇数次の調波の情報は相対的に小さいので残ってもよいが、別の実施例としてフィルタリングで除去してもよい。受信信号を加算することにより、奇数次の調波からの寄与分が消去される。同様に、2次以外の偶数次の調波での情報も相対的に小さいので、残ってもよいし、フィルタリングで除去してもよい。また、調波成分と除去すべき雑音と間の区別を明瞭にするため、付加的なフィルタリングを行うこともできる。相又は振幅又は相及び振幅双方が異なる3つ以上の送信パルス列を受信時に結合(例えば重みづけ及びフィルタリング)して、所望の帯域の情報を分離してもよい。

30

40

【0033】

代替実施例として、種々の送受信イベントが種々の応答を取得するために用いられる。例えば、パルス送信動作と対応する受信動作とが基本波周波数に対する位置での応答を取得するために行われる。種々の基本波周波数もしくは調波周波数の位置での応答を取得するために、個別の送受信動作又は連続した送受信動作が行われる。

【0034】

応答は位置に依存する振幅である。例えば、応答は深度に依存する振幅である。検出前又は検出後のビーム形成サンプルが用いられる。例えば強度検出後又はBモード検出後の

50

ビーム形成サンプルが用いられる。ビームフォーマによって適用される深度の利得補正の補正分は除去される。これに代えて、深度の利得補正を初期的には行わないようにすることもできる。別の実施例として、深度の利得補正分を一貫して適用し、得られた信号を利得の除去なしに用いてもよい。

【 0 0 3 5 】

深度に依存する振幅は同じ送信焦点位置で取得される。ダイナミックな受信フォーカシングを利用すると有利であるが、単独の受信焦点を設けることもできる。図 2 には 2 0 m m の送信焦点での応答の例が示されている。他の焦点深度を用いてもよく、図 3 には 4 0 m m の送信焦点での応答の例が示されている。

【 0 0 3 6 】

深度に依存する振幅は 2 つ以上の周波数帯域に対して設けられる。図 2 , 図 3 には基本波周波数及び 2 次調波周波数に対する応答が示されている。

【 0 0 3 7 】

推定精度又は設定精度を高めるために、種々の送信焦点での応答が連続した送受信イベントにおいて取得される。例えば、図 2 , 図 3 の双方の応答が取得される。送信焦点深度は種々の深度での測定値を収集するために変更され、これにより、 B / A (非線形パラメータ; ここで、 A , B は音速と局所圧力との関係を記述するテイラー展開の最初の 2 つの係数である) 及び減衰量及び種々の深度での絶対音圧を考慮した仮定が確認される。

【 0 0 3 8 】

応答は所定の送信出力での送信に対応する。代替実施例として、種々の周波数での応答を、種々の送信出力ごとに取得してもよい。位置 (例えば深度) に依存する振幅は、種々の送信レベルごとに求められる。図 2 , 図 3 では、2 つの応答が 2 つの送信出力に対応するものとして周波数ごとに例示されている。ここでは一方の送信出力が他方の送信出力と - 3 d B 異なっているが、この差はより大きくてもより小さくてもよい。3 つ以上の送信出力レベルを用いてもよい。種々の送信出力レベルに対する応答は、例えばそのつどの送信イベントに対応して、連続的に取得される。

【 0 0 3 9 】

図 2 , 図 3 には音圧を推定するための幾つかの現象が示されている。送信出力が 3 d B 低減されると、2 次調波の信号レベルは 6 d B 低下し、基本波での応答が 2 次調波での応答に比べて良好に分離される。パルス反転及び狭いパルスがない場合、送信信号レベルが 3 d B 低減されると、基本波のリークのために 2 次調波は 4 d B 低下する。所定の深度では、2 次調波が雑音底値近くまで低下するため、矩形特性はもはや得られない。2 つの出力レベルでの 2 つの曲線を分析することにより、システムは S N R 限界値を識別できる。

【 0 0 4 0 】

2 次調波レベルは焦点深度の近傍で迅速に増大する。2 次調波と基本波との比 (d B 差) は、送信出力が増大すると増大する。2 次調波信号及び基本波信号に対する勾配は、焦点深度を超えてからは、ビームパターンと減衰量との差の結果として異なってくる。図 2 , 図 3 の実施例は、深度に依存して、組織を模した材料のエコー強度を表しているが、他の実施例として、実際の患者からの応答を利用してもよい。

【 0 0 4 1 】

ステップ 3 4 では、減衰量が求められる。減衰量は種々の周波数での応答の比をいっそう正確に求めるために用いられる。減衰量を用いて音圧を推定できる。

【 0 0 4 2 】

減衰量は仮定値もしくは設定値である。例えば、減衰量は組織のタイプに基づいた値である。ユーザは、例えば肝臓のイメージングアプリケーションを選択することによって、組織のタイプを指示する。組織のタイプは超音波信号から求めることもでき、所定の減衰値を選択する際に用いられる。種々のタイプの組織を通るビーム路に対する複数の減衰量が用いられる。これに代えて、減衰量を特定のタイプの組織に関連づけるのではなく、広く軟組織に関連する設定値としてもよい。

【 0 0 4 3 】

10

20

30

40

50

別の実施例では、減衰量は、取得された応答又はその他の超音波測定値から求められる。例えば、減衰量を種々の周波数の応答の勾配から求めることができる。最大値の前後の基本波信号及び調波信号の勾配が求められる。振幅の最大値は送信焦点もしくはその近傍にある。近接場の最大値は無視してよい。

【 0 0 4 4 】

組織では、減衰量は周波数にほぼ比例する。調波は大きな減衰を受ける。超音波イメージングは典型的にはフォーカシングされたビームを利用する。 f の値が小さい場合、基本波の音圧は焦点へ向かって増大し、焦点もしくはその近傍で最大値に達する。基本波の振幅が増大すると、現象の性質が非線形であり累積的であるために、調波の振幅は迅速に増大する。最大値に達した後は、基本波からの変換成分が消失し、調波が大きな減衰を受けるので、調波の振幅は迅速に低下する。超音波ビームに沿った所定の位置では、基本波の振幅は、減損を無視すれば送信波に比例し、2次調波の振幅は2乗送信信号の振幅にほぼ比例する。

10

【 0 0 4 5 】

ガウシアンを送信パルスが与えられているときの応答の勾配の比は、減衰量を表す。この勾配は、遠方場領域に由来し、最大値に達した後の応答に相応する線である。比較的狭い送信焦点、例えば20 mmの焦点が用いられる。最大値もしくは他の離散的深度での近接場もしくは近接比は、別の実施例で利用することもできる。種々の深度での減衰量が計算される。減衰量の別の計算法、例えば、深度に対する中央周波数の下方移動量の観察を行ってもよい。また、2つ以上の異なる送信周波数の測定を利用できる。

20

【 0 0 4 6 】

ステップ36で、非線形のパラメータの値が求められる。生体組織もしくは生体液での波伝搬は非線形である。非線形の伝搬により、波形が媒体を通して伝搬するときこの波形は歪む。歪みは波伝搬の距離が増大するにつれて増大する。この歪みは非線形効果であるため、振幅に依存し、その増大につれて増大する。

【 0 0 4 7 】

歪みは、歪みのない波の周波数（すなわち基本波周波数）の整数倍である周波数を有する調波の発生として表される。調波のエネルギーはエネルギー保存則により基本波に由来する。ただし、診断用超音波の条件は、調波が基本波より格段に弱いこと、及び、基本波の振幅の損失（基本波の減損）が測定不能であるということである。

30

【 0 0 4 8 】

基本波及び調波は媒体間の界面で反射されるか又は散乱要素によって散乱し、エコー信号を形成するトランスデューサに向かって戻り方向で伝搬する。こうしたエコーはふつう非線形伝搬を無視できる程度に弱いものである。散乱は周波数に依存するが、振幅には依存せず（つまり散乱は線形である）、特定のタイプの組織での周波数依存性を超音波測定（例えばそれぞれ異なる周波数を有する2つの送信信号を用いたパルスエコー測定）により求めることができる。

【 0 0 4 9 】

非線形性は、音速と局所圧力との関数として表現される。当該非線形性は、しばしば、音速と局所圧力との依存関係を記述するテイラー展開の最初の2つの項である B 、 A を用いた比 B/A で表される。比 B/A は組織のタイプに依存し、調波の振幅が比 B/A に依存する。比 B/A はパルスエコー技術によって測定される。他の応答もしくは超音波データも利用される。選択的に、諸文献に挙げられている、所定の器官に対する値を利用してもよい。非線形パラメータ値は、ユーザによって選択されるか、又は、検出された組織のタイプに基づいて利用される。非線形パラメータ値は走査される組織のタイプに基づいて定められる。

40

【 0 0 5 0 】

ステップ38では、送信出力が種々の周波数帯域での組織応答の関数として設定される。送信出力は種々の出力及び/又は送信焦点での応答に基づいて設定される。減衰量及び/又は非線形パラメータ値も同様に送信出力の設定に用いられる。入力量の追加もしくは

50

低減、又は、別の入力量を利用してもよい。

【 0 0 5 1 】

送信出力は音圧に基づいて設定される。送信出力は音響出力を表す入力量、例えば種々の周波数での応答を用いて設定できる。これに代えて、ステップ 40 で、反射に際して音圧を推定し、音圧の推定値を送信出力の設定に用いることもできる。音圧は、種々の周波数での組織応答と、減衰量と、超音波の非線形パラメータとの関数として推定される。

【 0 0 5 2 】

別の実施例としては、応答に代えて又はこれに加えて、応答の特性を利用することができる。位置に依存する振幅の勾配、平均、差もしくは他の特性を計算可能である。これらの特性は各応答に対して計算されるか又は（例えば応答間の類似性もしくは差異性を表す量として）相対化される。別の実施例として、送信ビーム形成のパラメータが用いられる。焦点深度、間引き特性、アパーチャ寸法、送受信時の要素での受容角、送受信ビームのアレイに対する角度、及び / 又は、ビーム形成を表す他のパラメータを音圧量に関連づけることができる。

【 0 0 5 3 】

音圧は応答がサンプリングされた少なくとも 1 つの位置に対して推定される。例えば、音圧は送信焦点に対して推定されるが、より狭い位置もしくはより深い位置で用いることもできる。音圧は複数の位置で推定可能である。

【 0 0 5 4 】

入力モデルへ供給される。モデルは入力に応じた音圧を出力する。モデルはフォワードモデルであるが、機械学習されたモデルを使用してもよい。例えば、シミュレーション結果を測定応答に適合化することにより、リアルタイムシミュレーションを利用して、音圧及び B / A 及び減衰値を探索できる。

【 0 0 5 5 】

別の実施例では、モデルはルックアップテーブルもしくはデータベースによって表される。音圧は、種々の周波数での応答、及び / 又は、応答から導出されたパラメータ値、及び / 又は、減衰値、及び / 又は、非線形パラメータ値に基づいて参照される。種々の周波数に関連する 2 つ以上の入力（例えば種々の周波数での応答）が、出力推定値の参照に用いられる。こうしたプロファイルから導出された振幅特性もしくはパラメータとルックアップテーブルもしくはデータベースとを比較することにより、深度又は他の位置の分布の関数として音圧絶対値を求めることができる。

【 0 0 5 6 】

データベースもしくはルックアップテーブルの値は実験によって求められたものであるか及び / 又はシミュレートされたものである。例えば、ルックアップテーブルは K Z K 方程式又は非線形伝搬のアドオンを含むアレイシミュレータ（例えばフィールド I I ）を用いたシミュレーションによって形成される。

【 0 0 5 7 】

シミュレーション又は実験によって求められたルックアップテーブルは非線形パラメータ及び / 又は減衰値に対する入力を含む。これに代えて、種々の非線形パラメータ及び / 又は減衰値に対して個々のテーブルを設けてもよい。なお、テーブルの組み合わせ乃至結合は任意に可能である。

【 0 0 5 8 】

別の実施例では、モデルは所定の送信構成及び所定の組織に対する種々の周波数での予測応答を表す。応答は種々の送信出力で取得される。送信出力は応答が最良に又は十分に予測応答に適合するまで変更される。当該適合化に関連する送信出力により、音圧と送信レベルとの間の関係が定められる。

【 0 0 5 9 】

モデルは音圧及び / 又は送信出力を出力する。所定の位置での応答は種々の位置及び / 又は同じ位置での応答に基づいて推定される。

【 0 0 6 0 】

10

20

30

40

50

減衰のために、種々の位置での音圧は異なる。種々の位置での音圧はモデルによって推定される。例えば、所定の位置に対する入力モデルへ供給される。これに代えて、他の位置での音圧を他の音圧推定値に基づいて求めることもできる。減衰値が与えられていれば、所定の位置での音圧を用いて他の位置での音圧を求めることができる。減衰量から、同じ送信イベントで生じた音圧推定に対するスケーリング係数が形成される。

【 0 0 6 1 】

ステップ 3 8 では、送信出力が音圧に基づいて設定される。音圧が求められると、医療診断用の造影剤イメージングや治療その他の適用に対する送信出力が設定される。ルックアップテーブル及び関数その他のモデルでは音圧と送信出力レベルとが関連づけられている。ここで設定されるのは絶対値もしくは変化量である。設定は、単独プロセスで行われるか、又は、所望の圧力結果が生じるまで種々の送信レベルが用いられる反復プロセスで行われる。

10

【 0 0 6 2 】

有利な実施例として、造影剤の破壊を回避しつつ、実質的に最大の出力が得られるようにするために、送信動作に対する音響出力が設定される。実質的には偏差もしくは許容差を考慮して、例えば 1 0 % のエラーマージンが形成される。造影剤中の変化及び / 又は音圧推定の不正確性のために、関心領域における造影剤の大量破壊を回避するための許容差が得られる。関心領域での音圧推定により、非破壊領域に入っていてしかも良好な音圧 S N R を呈する送信出力が得られる。推定量は患者及び / 又はシステム及び / 又はビーム路変化に対して適合化される。

20

【 0 0 6 3 】

別の実施例では、送信動作の音響出力は、所望の熱印加量が得られるように設定される。熱印加量は関心領域で印加される音圧に対応する。関心領域での音圧を推定することにより、送信出力から、健康な組織を損傷せず、しかも患部組織に対して十分な治療を行える所望の熱印加量が得られる。推定値は患者及び / 又はシステム及び / 又はビーム路変化に対して適合化される。

【 0 0 6 4 】

別の実施例では、送信出力は、推定された音圧のほか、種々の入力に基づいて設定される。音圧を個別に推定することなく送信出力を直接に設定するには、付加的な入力をモデルに導入して送信レベルを出力させなければならない。そうでないと、さらなる計算もしくは関数の参照を行わなければならない。送信レベルの設定計算は、音圧、及び、送信レベルと音圧との関係を形成するために用いられる。任意の別の付加的入力も利用可能である。

30

【 0 0 6 5 】

所定の入力雑音である。雑音は測定可能である。例えば、送信イベントがない場合の受信信号が測定される。任意の雑音測定を利用できる。

【 0 0 6 6 】

他の入力として、造影剤のタイプや、所定の時間にわたる望ましい熱印加量、送信レベル設定のその他の適用量が用いられる。例えば、種々の造影剤はそれぞれ異なる音響エネルギー乃至音圧の閾値で破壊されてしまう。破壊に関連するレベルはマイクロバブルの変化に依存する相対的な値であり、種々のレベルの破壊が生じうる。音圧や、対応する送信レベル (1 0 % , 1 / 3 など) 、その他の造影剤破壊の尺度量などは、造影剤のタイプによって異なる。造影剤のタイプを表示することにより、対応する音圧レベルが表示される。別の実施例として、熱印加量を、治療のタイプや治療すべき領域の寸法、ヒートシンク (血管など) の近接性に依存させてもよい。得られた音圧及び対応する送信レベルは治療状況に応じて異なったものとなりうる。

40

【 0 0 6 7 】

仮想平面における音圧分布の分析に基づいて、造影剤のタイプ又は特性、雑音底値の測定、送信出力の設定が選択される。付加的な最適化基準は診療医師によって設定されるか及び / 又はアプリケーションに基づいて予め定められる。例えば、出力レベルは特定の基

50

準、例えば最良 S N R もしくは最小破壊量もしくは最大浸入度を満足する音圧に基づいて設定される。

【 0 0 6 8 】

また、アルゴリズムによって送信パルスの他のパラメータ、例えば中央周波数および / または帯域幅を最適化することもできる。受信帯域幅および / または利得などの受信処理パラメータも、受信スペクトル及び S N R が測定パラメータに基づいて予測もしくはモデル化されることにより最適化される。音圧及び減衰量が既知となれば、送信のフォーカシングも適合理化できる。

【 0 0 6 9 】

ステップ 4 2 では、イメージング又は治療が行われる。イメージング又は治療は音響エネルギーの送信を含む。ここでの音響エネルギーはステップ 3 8 で設定された出力レベルで送信される。例えば、1 つもしくは複数の送信が肝臓のイメージング造影剤に対して行われる。動脈相と門脈相とでのエンハンスメントパターンが病変診断に用いられる。これらのパターンは設定された出力レベルでの送信に対する応答に基づいて識別乃至評価される。1 つ以上の造影剤画像がユーザに表示される。有利な実施例として、出力レベルの機械的なインデックスをディスプレイでユーザに示してもよい。

10

【 0 0 7 0 】

送信出力レベルは所定の状況に対する所望の圧力レベルを供給するために設定される。信号振幅、アパーチャ、 f の値、間引き量その他の送信イベントの特性が送信出力レベルを形成するために取得される。

20

【 0 0 7 1 】

図 4 には、医療超音波での適応的音圧推定のための超音波システムが示されている。システムは図 1 の方法もしくは他の方法を実施する。当該システムは、トランスデューサ 1 2 と、送信増幅器 1 4 と、受信ビームフォーマ 1 6 と、画像プロセッサ 1 8 と、プロセッサ 2 2 と、ディスプレイ 2 0 と、メモリ 2 2 とを含む。また、B モードイメージング及びフローイメージングに関連する複数の検出器を設けるなど、別の要素を設けてもよいし、いずれかの要素を省略してもよい。或る実施例では、システムは医療診断超音波システムであるが、別の実施例として、システムが治療超音波システムであってもよい。さらに別の実施例として、システムはコンピュータもしくはサーバであってもよい。

【 0 0 7 2 】

30

トランスデューサ 1 2 は圧電材料から成る 1 つもしくは複数の要素である。これに代わる実施例として、トランスデューサ 1 2 が容量性のメンブレイン構造を有していてもよい。複数の要素を含む場合、トランスデューサ 1 2 は線状アレイ又は曲線状アレイ又は多次元アレイとして構成される。電気エネルギーと音響エネルギーとの間の変換のための他のトランスデューサも使用できる。トランスデューサ 1 2 は電氣的波形に応じて音響エネルギーを形成する。音響波形は、送信増幅器 1 4 によって設定された出力で出力される。トランスデューサ 1 2 は、例えば送信された音響エネルギーに対する応答を測定するために、音響エコーに応じた受信信号を形成する。

【 0 0 7 3 】

送信増幅器 1 4 はトランスデューサ 1 2 の要素に接続されており、可変増幅器、又は、デジタルアナログコンバータ、又は、送信波形の出力もしくはピーク電圧もしくは他の出力特性を変更乃至増幅するアナログ装置又はデジタル装置である。代替的实施例として、送信増幅器 1 4 が分圧器もしくは送信波形に関連する出力を低減するための他の装置を含んでもよい。システムのチャンネルごと又はトランスデューサエレメントごとに別個の送信増幅器を設けることもできるが、1 つの送信増幅器 1 4 を複数のチャンネル乃至トランスデューサエレメントに対して利用すると有利である。別の実施例として、送信増幅器 1 4 がビームに沿って送信間引きを行い、送信ビームフォーマの一部としてこれに含まれる構成も可能である。

40

【 0 0 7 4 】

送信増幅器 1 4 からの送信波形の出力はトランスデューサ 1 2 によって音響エネルギーへ

50

変換される。音響エネルギー及び造影剤に応じたエコー信号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信号もしくは電気データへ変換する。

【0075】

エコー信号は受信ビームフォーマ 16 によって形成される。相対遅延もしくは相対位相及び相対間引きが受信アパーチャに対する信号に適用される。所定の時間にわたって又は種々の深度で、相対遅延及び／又は相対位相が変化し、ダイナミックな受信フォーカシングが得られる。信号が結合、例えば加算されて、ビームが形成される。得られたサンプリング値又はデータは、所定のラインに沿った種々の深度での位置を表す。データは 1 つもしくは複数のデジタルサンプリング値又はアナログ情報を含む。

10

【0076】

種々の周波数での情報を分離もしくは区別するために、受信ビームフォーマ 16 はフィルタを含む。メモリを用いて、同じデータが複数時点でフィルタリングされる。他の実施例として並列のフィルタリングを行ってもよい。フィルタはプログラミング可能なフィルタ又は固定フィルタである。例えば、ハイパスフィルタ及びローパスフィルタが基本波情報と調波情報とを区別するために設けられる。他の実施例として、1 つもしくは複数のバンドパスフィルタを用いてもよいし、又は、ローパスフィルタ及びハイパスフィルタの直列回路を用いてもよい。これに代えて、フィルタが複数のメモリもしくはバッファを含んでもよいし、送信時の種々の位相及び／又は振幅及び／又は極性に関連する受信データを加算もしくは減算するための乗算器とともに、又はこの乗算器なしで用いられてもよい。パルス反転又は振幅符号化又は他の周波数分離結合も実行可能である。基本波の送信周波数帯域 f の所定の調波、例えば、低調波（例えば $1/2f$ ）及び／又は分数調波（例えば $3/2f$ ）及び／又は整数調波（例えば $2f$ ）の情報を識別するための他の技術及び対応するフィルタも利用可能である。

20

【0077】

受信ビーム形成又は他の受信技術が適用された後、データは画像プロセッサ 18 乃至プロセッサ 22 へ供給される。音圧を推定するための応答が強度値を利用している場合、データは推定前に検出される。これに代えて、プロセッサ 22 により、検出前のビーム形成データに基づいて音圧を推定してもよい。

【0078】

30

画像プロセッサ 18 は造影剤検出器、B モード検出器、ドップラー検出器、フロー検出器、又は、1 つもしくは複数の返答信号の特性を検出する他の検出器である。画像プロセッサ 18 は造影剤に対して使用される検出器と同じ検出器であってよい。これに代えて、画像プロセッサ 18 とプロセッサ 22 とを結合し、イメージングのための検出器から分離して、送信出力を設定するために用いてもよい。

【0079】

プロセッサ 22 は、1 つもしくは複数のアプリケーション専用集積回路 ASIC、又は、汎用プロセッサ、デジタル信号プロセッサ、制御プロセッサ、アナログ回路、デジタル回路、フィールドプログラマブルゲートアレイ FPGA、画像処理ユニットもしくはこれらの組み合わせであるか、又は、送信増幅器 14 の送信出力を設定するように構成された他の装置である。プロセッサ 22 は送信ビームフォーマ 14 及び／又は受信ビームフォーマ 16 及び／又は画像プロセッサ 18 の動作を制御して、種々の周波数での応答及び他の情報を取得し、これを音圧の推定及び／又は送信レベルの設定に用いる。プロセッサ 22 はソフトウェア、ハードウェア、設計部品もしくはこれらの組み合わせとして構成される。

40

【0080】

プロセッサ 22 は送信増幅器 14 の送信出力を 2 つ以上の周波数での深度に依存する振幅特性の関数として形成するように構成されている。種々の送信焦点及び／又は種々の送信出力レベルに関連する振幅特性は他の実施例においても同様に利用可能である。記憶されている減衰量、測定された減衰量、記憶されている非線形パラメータ値、及び／又は、

50

測定された非線形パラメータ値を用いて、プロセッサ 22 は、モデルのアプリケーションによって、振幅特性とともに音圧を推定する。音圧は 1 つもしくは複数の位置に対して推定される。他の位置での音圧は、推定、外挿、補間及び / 又は計算することができる。

【0081】

最適化プロセス又は最適化関数を用いれば、音圧に基づいて別の送信に利用される送信出力レベルを設定できる。プロセッサ 22 は送信出力レベルの設定に用いられる。レベルを設定するための他の情報、例えば雑音及びアプリケーション情報なども利用可能である。

【0082】

メモリ 24 はルックアップテーブル、データベースもしくはモデル情報を記憶している。出力圧、送信レベル、送信特性（例えばアパーチャ、間引き量、焦点領域、遅延特性及び / 又は f の値など）その他の出力値が記憶される。これらの出力値はメモリ 24 内に記憶されている入力値に基づいて参照される。送信出力レベル及び / 又は音圧推定値は、その他の情報の有無にかかわらず、入力された振幅特性に基づいて選択可能である。これに代えて、メモリ 24 が入力に基づいて音圧もしくは送信レベルを計算するための他のアルゴリズムもしくは他の関数を記憶していてもよい。

【0083】

上述したプロセス、方法及び / 又は技術を実現するための命令は、コンピュータで読み出し可能な不揮発性記憶媒体又はメモリ 24 に記憶される。メモリ 24 は例えばキャッシュメモリ、バッファメモリ、RAM、リムーバブルメディア、ハードディスクドライブもしくは他のコンピュータで読み出し可能な記憶媒体である。コンピュータで読み出し可能な記憶媒体は種々のタイプの揮発性乃至不揮発性の記憶媒体を含む。上述した又は図示した機能もしくは動作もしくはタスクは、コンピュータで読み出し可能な記憶媒体に記憶されている 1 つもしくは複数の命令セットに応じて実行される。機能もしくは動作もしくはタスクは、命令セットもしくは記憶媒体もしくはプロセッサもしくは処理ストラテジの特定のタイプに関わらず、ソフトウェア、ハードウェア、集積回路、ファームウェア、マイクロコードその他によって単独もしくは任意に組み合わせて実行可能である。同様に、処理ストラテジはマルチプロセッシング、マルチタスキング、並列処理その他を含む。

【0084】

有利な実施例として、ローカルシステムもしくはリモートシステムによる読み出しのためにリムーバブルメディアに命令が記憶されてもよい。他の実施例では、コンピュータネットワークもしくは電話回線を介した伝達のためにリモート位置に命令を記憶してもよい。さらに別の実施例として、所定のコンピュータ、CPU、GPUもしくはシステムに命令を記憶することもできる。

【0085】

ディスプレイ 20 はモニタ、液晶ディスプレイ、プラズマスクリーン、プロジェクタ、タッチスクリーン、フラットパネル、プリンタその他のユーザに情報を出力する出力装置である。ディスプレイ 20 は超音波に応じた画像、例えば造影剤画像を形成する。こうした画像は推定された音圧もしくは設定された送信レベルを含む。

【0086】

本発明を種々の実施例に則して説明したが、本発明の観点から離れることなく、種々の変更及び修正を行うことができることは容易に理解されるはずである。なお、上述の説明は本発明の有利な実施例を説明するものであって、本発明を限定するものでない。本発明の思想は特許請求の範囲及びこれに等価な特徴によってのみ定義される。

【符号の説明】

【0087】

12 トランスデューサ、 14 送信増幅器 - ビームフォーマ、 16 受信ビームフォーマ、 18 画像プロセッサ、 20 ディスプレイ、 22 プロセッサ、 24 メモリ

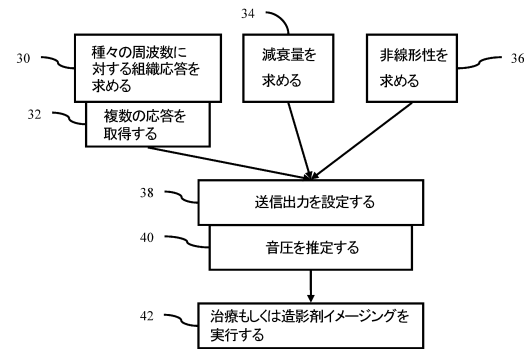
10

20

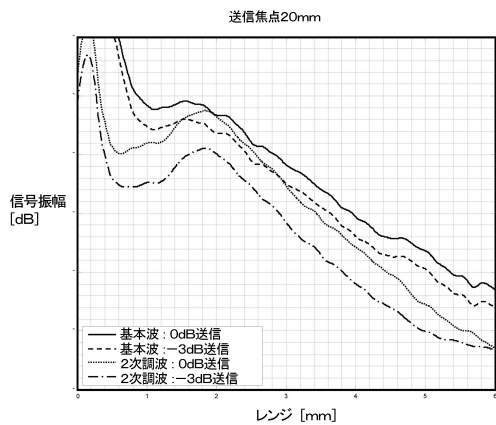
30

40

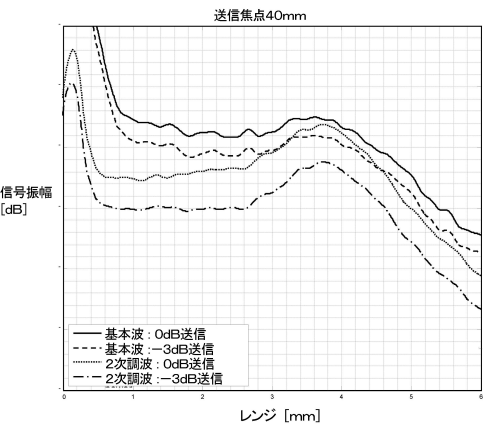
【図 1】



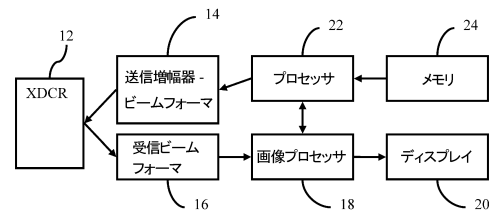
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(72)発明者 ヴィルコ ゲアヴィン ヴィルケニング
アメリカ合衆国 カルフォルニア マウンテンビュー セントラルパーク ノース ウィズマン
ロード 100 アpartment 2121

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開2009-142474(JP, A)
国際公開第2011/114852(WO, A1)
米国特許出願公開第2013/0006113(US, A1)
特開2002-177270(JP, A)
特開平11-155858(JP, A)
米国特許第06149597(US, A)
特開平02-193651(JP, A)
特開平02-213332(JP, A)
国際公開第2006/123742(WO, A1)
米国特許出願公開第2006/0030779(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	8/00	-	8/15
A61N	7/00	-	7/02
A61F	7/00	-	7/12

专利名称(译)	医学超声自适应声压估计方法		
公开(公告)号	JP6272707B2	公开(公告)日	2018-01-31
申请号	JP2014032721	申请日	2014-02-24
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
当前申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
[标]发明人	ヴィルコゲアヴィンヴィルケニング		
发明人	ヴィルコ ゲアヴィン ヴィルケニング		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/58 A61B8/481 A61N7/00		
FI分类号	A61B8/14.ZDM A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/DE13 4C601/DE14 4C601/EE03 4C601/HH05 4C601/HH06 4C601/HH29 4C601/JB36 4C601/JB39 4C601/JB50 4C601/LL38		
优先权	13/774885 2013-02-22 US		
其他公开文献	JP2014161735A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供医学超声波的自适应声压估计（40）的手段。解决方案：针对多个位置（30）以多个频率获取组织的多个响应（线性响应和非线性响应），并且根据所获得的多个响应来估计声压（38）。通过对特定患者的测量来估计患者的估计。即使在造影剂成像中可以获得高信噪比SNR，并且期望的热量施加量或声音，传输输出被限制到不破坏造影剂的程度的水平为了将压力设定到获得压力的水平，确定所需位置的声压（38）。点域1

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6272707号 (P6272707)	
(45) 発行日 平成30年1月31日 (2018. 1. 31)		(24) 登録日 平成30年1月12日 (2018. 1. 12)			
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 14 (2006. 01)		F 1 A 6 1 B 8 / 14 Z D M			
請求項の数 20 外国語出願 (全 16 頁)					
(21) 出願番号 特願2014-32721 (P2014-32721)		(73) 特許権者 593063105			
(22) 出願日 平成26年2月24日 (2014. 2. 24)		シーメンス メディカル ソリューションズ			
(65) 公開番号 特開2014-161735 (P2014-161735A)		ユーエスエー インコーポレイテッド			
(43) 公開日 平成26年9月8日 (2014. 9. 8)		Siemens Medical Solutions USA, Inc.			
審査請求日 平成29年2月24日 (2017. 2. 24)		アメリカ合衆国 19355 ペンシルヴァニア マルヴァーン リバティ ブールバード 40			
(31) 優先権主張番号 13/774, 885		(74) 代理人 100114890			
(32) 優先日 平成25年2月22日 (2013. 2. 22)		弁理士 アインゼル・フェリックス＝ラインハルト			
(33) 優先権主張国 米国 (US)		(74) 代理人 100099483			
		弁理士 久野 琢也			
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 医療超音波の適応的音圧推定方法					