

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-161735

(P2014-161735A)

(43) 公開日 平成26年9月8日(2014.9.8)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F I
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L 外国語出願 (全 47 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)
 (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)

(71) 出願人 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 ペンシルヴァニア マル
 ヴァーン ヴァレー ストリーム パーク
 ウェイ 51
 51 Valley Stream Pa
 rkway, Malvern, PA 19
 355-1406, U. S. A.

(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

最終頁に続く

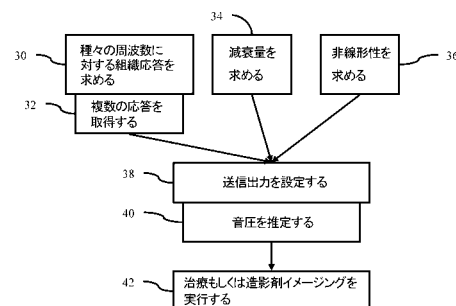
(54) 【発明の名称】 医療超音波の適応的音圧推定方法

(57) 【要約】

【課題】医療超音波の適応的音圧推定（40）の手段を提供する。

【解決手段】複数の位置に対して複数の周波数で組織の複数の応答（線形応答及び非線形応答）が取得され（30）、求められた複数の応答に依存して音圧が推定される（38）。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S N R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（38）。

【選択図】図1



【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 (3 2) 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 (3 2)

と、

プロセッサ (2 2) 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 (4 0) と、

前記音圧に依存してトランスデューサ (1 2) の音響出力を設定するステップ (3 8)

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 (3 2) 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 (3 2) 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 (3 2) は、所定のラインに沿って取得するステップ (3 2) 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】

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 10】

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。

【請求項 11】

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 12】

10

20

30

40

50

前記設定するステップ(38)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(38)を含む、請求項1記載の方法。

【請求項13】

前記設定するステップ(38)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(38)を含む、請求項1記載の方法。

【請求項14】

前記設定するステップ(38)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(38)とを含む、請求項1記載の方法。

【請求項15】

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(22)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、

10

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(30)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(38)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(42)とを含む

ことを特徴とする記憶媒体。

20

【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、

30

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。

【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。

40

【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

50

適合化される。

【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】

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もできるが、これは推量によるところが大きい。

【0005】

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。

【0006】

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。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

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。

【課題を解決するための手段】

【0008】

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。

【0009】

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

10

20

30

40

50

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。

【0010】

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。

10

【0011】

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。

【0012】

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】

20

【0013】

【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】

【0014】

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。

30

【0015】

生物組織における超音波の伝搬は非線形特性を有し、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。

【0016】

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 m_{in} から $1 m_{in}$ 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。

40

【0017】

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

50

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。

【実施例】

【0018】

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。

【0019】

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。

10

【0020】

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。

【0021】

20

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。

30

【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。

40

【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】

50

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過す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過す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】

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。

【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

10

20

30

40

50

。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。

10

【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。

20

【0035】

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20mm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40mmの送信焦点での応答の例が示されている。

【0036】

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。

30

【0037】

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。

【0038】

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-3dB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。

40

【0039】

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3dB低減されると、2次調波の信号レベルは6dB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

50

3 dB 低減されると、基本波のリークのために 2 次調波は 4 dB 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 SNR 限界値を識別できる。

【0040】

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 (dB 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。

【0041】

ステップ 34 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。

【0042】

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。

【0043】

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。

【0044】

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。

【0045】

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。

【0046】

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。

【0047】

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。

10

20

30

40

50

【 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、諸文献に挙がっている、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。

10

【 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低減、又は、別の入力量を利用してもよい。

20

【 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。

30

【 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 】

入力は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。

40

【 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

50

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 / 又は減衰量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。

10

【 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 】

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が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。

20

【 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。

30

【 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。

40

【 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

50

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。

【0065】

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。

【0066】

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（10%，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。

10

【0067】

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準、例えば最良SNR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。

20

【0068】

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SNR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化できる。

【0069】

ステップ42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38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。

30

【0070】

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。

40

【0071】

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12と、送信増幅器14と、受信ビームフォーマ16と、画像プロセッサ18と、プロセッサ22と、ディスプレイ20と、メモリ22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。

50

【0072】

トランスデューサ 12 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 12 が容量性のメンブ레인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 12 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 12 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 14 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 12 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。

【0073】

送信増幅器 14 はトランスデューサ 12 の要素に接続されており、可変増幅器、又は、ディ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ィジタル装置である。代替的实施例として、送信増幅器 14 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 14 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 14 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。

【0074】

送信増幅器 14 からの送信波形の出力はトランスデューサ 12 によって音響エネルギーへ変換される。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ィジタルサンプリング値又はアナログ情報を含む。

【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。

【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】

10

20

30

40

50

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。

【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、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

10

20

30

40

50

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】

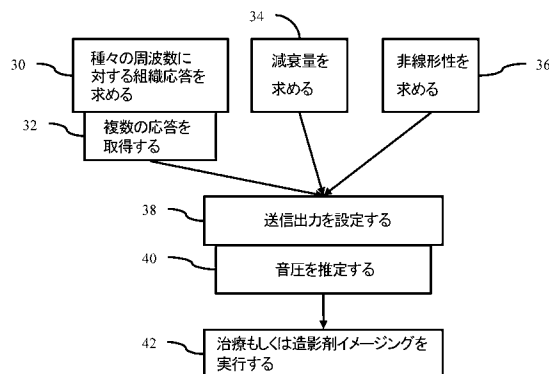
本発明を種々の実施例に則して説明したが、本発明の観点から離れることなく、種々の変更及び修正を行うことができることは容易に理解されるはずである。なお、上述の説明は本発明の有利な実施例を説明するものであって、本発明を限定するものでない。本発明の思想は特許請求の範囲及びこれに等価な特徴によってのみ定義される。

【符号の説明】

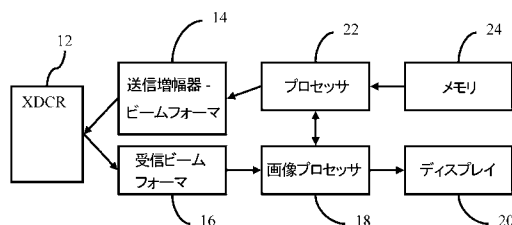
【0087】

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

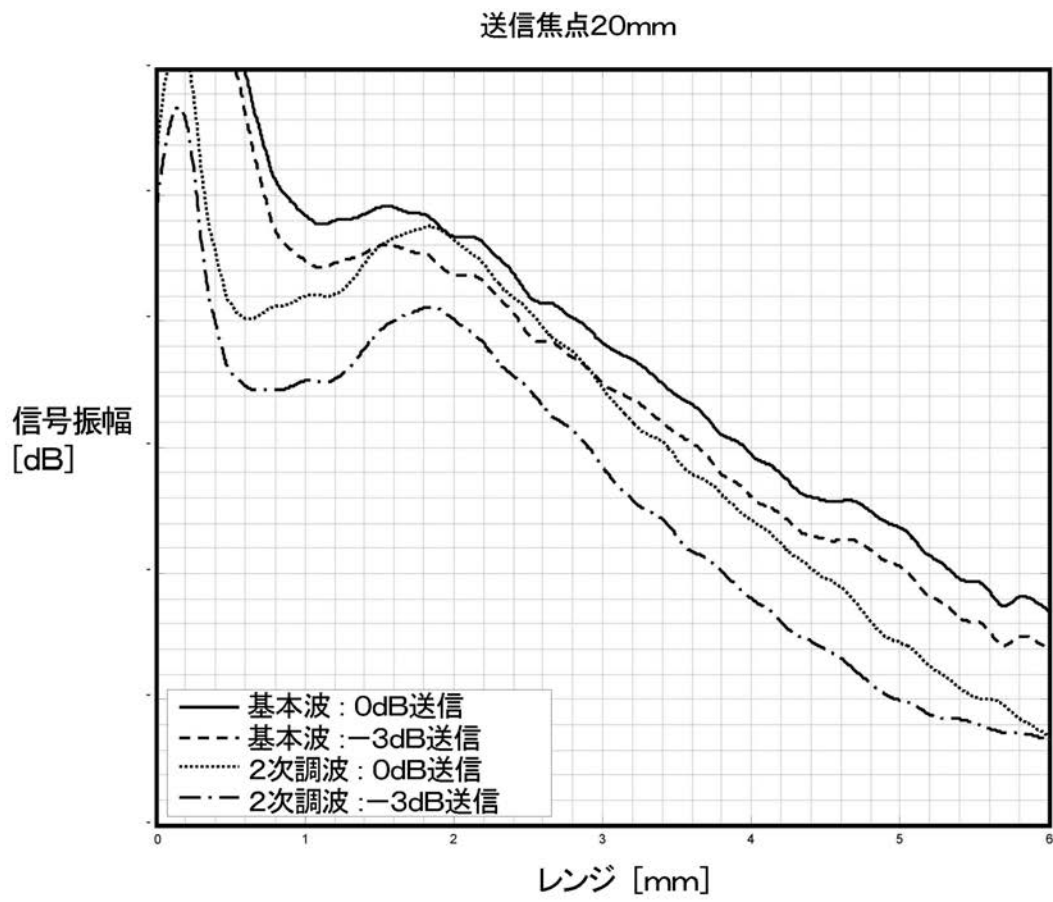
【図1】



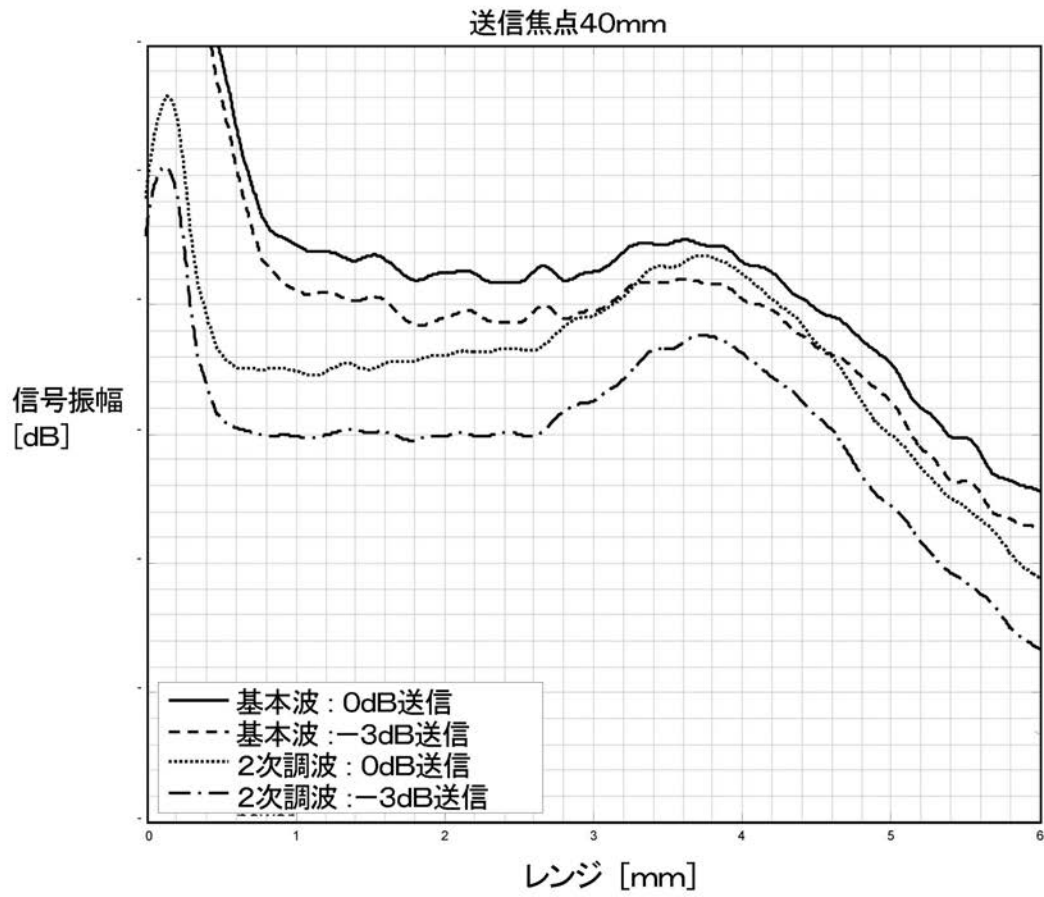
【図4】



【 図 2 】



【図 3】



フロントページの続き

(74)代理人 100099483

弁理士 久野 琢也

(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

Fターム(参考) 4C601 DE06 DE10 DE13 DE14 EE03 HH05 HH06 HH29 JB36 JB39
JB50 LL38

【 外国語明細書 】

ADAPTIVE ACOUSTIC PRESSURE ESTIMATION IN MEDICAL
ULTRASOUND

BACKGROUND

[001] The present embodiments relate to medical use of ultrasound. In particular, acoustic pressure of ultrasound adapts for diagnostic or therapeutic needs.

[002] Ultrasound contrast agents are stabilized microbubbles. Contrast agents are pressure sensitive. High acoustic pressures destroy the microbubbles. In order not to destroy microbubbles, the transmit power is typically reduced by 10 dB – 30 dB compared to typical B-mode imaging conditions. Moreover, the non-linear response of a microbubble may be weaker than the linear response of a scatterer in tissue. Thus, the signal-to-noise ratio (SNR) of contrast images is low, so using the maximum power that does not break the microbubbles is desirable.

[003] Adjusting the transmit power to improve SNR or to minimize bubble destruction interferes with the data acquisition as the adjustment can only be performed after microbubbles have entered the imaging plane. Before a higher-quality acquisition may be repeated, the microbubbles have cleared the blood stream (e.g., about 15 minutes). Moreover, multiple injections of contrast agent are undesirable from a patient safety perspective and from a cost perspective.

[004] In an attempt to set the transmit power before injection of contrast agents, clinicians use the mechanical index (MI) value as an indicator of acoustic pressure. While the MI is related to acoustic pressure, MI does not consider the patient's anatomy and does not provide information about the distribution of acoustic pressure in the imaging plane. Experienced clinicians may make adjustments based on the SNR of the B-mode image, but this is guesswork.

[005] For ultrasound therapy, a desired thermal dose is to be applied to the patient. Too much thermal dose may harm healthy tissue, and too little thermal dose may not fully treat the patient. However, various intervening structures may result in unexpected thermal dose. Like contrast agent imaging, the ability to predict the actual pressure is limited.

[006] Other therapeutic applications may require certain acoustic pressure levels, for example to release drugs from microbubbles by destroying the shell or to establish stable cavitation.

BRIEF SUMMARY

[007] By way of introduction, the preferred embodiments described below include methods, systems, computer readable media, and instructions for adaptive acoustic pressure estimation in medical ultrasound. The responses of tissue of a specific patient at different frequencies are measured. The responses are used to determine the acoustic pressure. The measurement in a specific patient adapts the estimate to the patient. The acoustic pressure for the desired locations is determined in order to set the transmit power to the desired level, such as for contrast agent imaging with high SNR but with limited destruction of the contrast agents or to provide the desired thermal dose or acoustic pressure for therapy.

[008] In a first aspect, a method is provided for adaptive acoustic pressure estimation in medical ultrasound. First responses are acquired at a first frequency for a plurality of locations. Second responses are acquired at a second frequency for the plurality of locations. An acoustic pressure at one or more of the locations is estimated. The acoustic pressure is estimated as a function of the first and second responses. An acoustic output is set as a function of the acoustic pressure.

[009] In a second aspect, a non-transitory computer readable storage medium has stored therein data representing instructions executable by a programmed processor for adaptive acoustic pressure estimation in medical ultrasound. The storage medium includes instructions for determining tissue response in first and second frequency bands to acoustic energy, setting a

transmit power as a function of the tissue response in the first and second frequency bands, and performing contrast agent imaging or acoustic therapy using the transmit power.

[0010] In a third aspect, an ultrasound system is provided for adaptive acoustic pressure estimation in medical ultrasound. A transmit amplifier connects with a transducer. A processor is configured to establish a transmit power of the transmit amplifier as a function of a first amplitude profile as a function of depth at a first frequency and a second amplitude profile as a function of depth at a second frequency different from the first frequency.

[0011] Further aspects and advantages of the invention are discussed below in conjunction with the preferred embodiments. The present invention is defined by the following claims, and nothing in this section should be taken as a limitation on those claims.

BRIEF DESCRIPTION OF SEVERAL VIEWS OF THE DRAWINGS

[0012] The components and the figures are not necessarily to scale, emphasis instead being placed upon illustrating the principles of the embodiments. Moreover, in the figures, like reference numerals designate corresponding parts throughout the different views.

[0013] Figure 1 is a flow chart diagram of one embodiment of a method for adaptive acoustic pressure estimation in medical ultrasound;

[0014] Figure 2 is a graphical representation of example amplitude profiles at different receive frequencies and transmit power levels;

[0015] Figure 3 is a graphical representation of other example amplitude profiles at different receive frequencies and transmit power levels, but with a different transmit focal depth than for Figure 2; and

[0016] Figure 4 is a block diagram of one embodiment of a system for adaptive acoustic pressure estimation in medical ultrasound.

DETAILED DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

[0017] Ultrasound contrast imaging requires careful adjustment of the acoustic output power to avoid destruction of the agent and to maximize

sensitivity. Acoustic pressure lower than optimal may result in reduced sensitivity and/or penetration. Acoustic pressure higher than optimal may result in too much destruction of the contrast agents. Similarly, ultrasound therapy benefits from precise setting of the acoustic energy to provide the desired dose or pressure.

[0018] Ultrasound propagation in biological tissue is non-linear, resulting in multiple spectral components in the received echo signal. By analyzing the amplitudes of spectral components that have different dependencies on the transmitted acoustic pressure, such as linear and quadratic, the acoustic pressure in a target organ may be estimated and adjusted to optimize contrast imaging or acoustic therapy.

[0019] For example, the acoustic pressure inside the body may be estimated by measuring intensity profiles (intensity vs. depth) for the fundamental and the harmonic (e.g., second) component of received echoes. The fundamental and the harmonic responses are determined at multiple locations in the imaging plane or volume. This determination may occur in less than one or a few minutes before arrival of contrast agents at a region of interest, so adds little time to an ultrasound examination. The absolute acoustic pressure is estimated for at least one location from the responses. The acoustic output is adjusted or otherwise set in response to the pressure estimate to achieve optimal contrast image quality.

[0020] Tissue may be 'dark' because there is not much sound getting there or because the tissue does not scatter much. The non-linear propagation is not much affected by scattering. This is why a strong second harmonic compared to the fundamental may result from 'dark' tissue, indicating that the acoustic pressure is actually high. By accurately predicting the pressure, more about the echogenicity of the tissue is determined.

[0021] Figure 1 illustrates one embodiment of a method for adaptive acoustic pressure estimation in medical ultrasound. The responses to ultrasound of tissue at different frequencies are used to estimate acoustic pressure. The transmit power for subsequent transmissions is set based on this acoustic pressure. The adaptation for acoustic pressure may set the

transmit power based on the responses at different frequencies without a direct estimation of the acoustic pressure.

[0022] The transmit power is set for any ultrasound transmission. For example, the transmit power is set for therapy to more likely provide the desired dose. As another example, the transmit power is set for contrast agent imaging to improve SNR while minimizing or avoiding destruction of the contrast agents in a desired region.

[0023] The method of Figure 1 is implemented with the system of Figure 4, but other systems may be used. A medical diagnostic imaging system performs the method. Alternatively, an ultrasound therapy system performs the method. In yet other embodiments, a computer connected with a transducer with or without extra beamformer electronics performs the method.

[0024] The method is performed in the order shown or a different order. For example, acts 30, 34, and 36 are performed in any order or simultaneously. Additional, different, or fewer acts may be provided. For example, one or both of acts 34 and 36 are not performed. As another example, act 42 is not performed. Act 40 may not be directly performed, such as where the information indicative of acoustic pressure is used to set the transmit power level without a specific estimation of the actual acoustic pressure. In yet another example, a configuration act and/or one or more acts for gathering further measures or values to estimate acoustic pressure are performed.

[0025] The transmit power setting feature is initiated automatically or manually. For example, a user depresses a button, depresses a foot pedal, selects a menu item, or speaks (e.g. control through voice activation). As another example, the user selects contrast agent imaging software or software specific to a contrast agent imaging application. As yet another example, the request is generated by continuously active software. Contrast agents are injected into a patient before or after the request. In response to the request, any current imaging is interrupted or interleaved with the acquisition of data for setting the transmit power level.

[0026] In act 30, the response of tissue to acoustic energy is determined. Responses are determined for different frequencies. The different frequencies are different center frequencies and/or different frequency bands. The frequency bands may or may not overlap. The ratio between, for example, the second harmonic echo amplitude and the fundamental echo amplitude provides an indication of the absolute fundamental sound pressure inside the tissue.

[0027] Act 30 is performed by acquiring the responses at the different frequencies in act 32. In act 32, ultrasound echo data are acquired. For example, transmissions and receptions to satisfy the detection technique (e.g. multiple pulses for each fundamental datum, multiple pulses for each harmonic datum, or a single pulse for B-mode) are performed for one or more locations. In one embodiment, four or more pulses are used to derive the fundamental excluding the second harmonic and the second harmonic excluding the first harmonic from the four or more echoes.

[0028] The locations may be along a scan or beam line and/or distributed among different scan lines in plane or volume. For the same scan line, a same transmit and corresponding receive operation may be used to obtain the response at different locations. For locations along separate scan lines, sequential transmit and receive operations to the different scan lines are used. Alternatively, a wide beam or multiple beam transmit and corresponding multi-beam receive operations are performed.

[0029] The locations may be at the sampling density for imaging or a subset of such locations. Fewer locations may demand less processing and/or scanning time, so in one embodiment the line density is a factor of one to four less dense than is used for B-mode tissue imaging. Other line or sample densities can be used, such as performing the measure along one scan line for the plane or volume. For each given line, any sampling density may be used. For example, the same sampling density as used for B-mode imaging is used. Echo signals from various depths along the scan line are acquired.

[0030] The scan line or lines used for sampling and the sample locations along the lines are selected as regions with known backscatter

characteristics, such as fully developed speckle. In the liver, most of the organ is soft tissue, so has known backscatter characteristics. The locations are selected as soft tissue locations rather than large vessel or vein locations. In alternative embodiments, the locations are associated with other types of tissue or structure.

[0031] The path of propagation may be considered as well. Beams or scan lines that only propagate through tissue that shows fully developed speckle are used. Beams intersecting or passing through a vessel, bone, hard tissue, or fluid tissue to arrive at the sample locations are not used. Alternatively, beams passing through other types of tissue are used. In many cases, the tissue in the near-field does not matter as long as the near field does not include a bone and as long as is generally or in average the same as the tissue being measured. The samples are taken along a range of the beam that is 'homogeneous'.

[0032] The locations and/or scan lines are selected manually or automatically. For example, a user indicates the sample locations and/or beams to use on a B-mode or B-mode and flow mode combination image. As another example, the signal-to-noise ratio (SNR) is determined for locations throughout a plane and/or volume. Speckle is associated with (spatial) variance in the SNR. Where the ratio of the mean variance to the standard deviation is about 1.9, a speckle region associated with soft tissue is indicated.

[0033] The responses for the locations are acquired at two or more different frequencies. In one example used herein, the fundamental or transmit frequency (e.g., 2 MHz) and a second harmonic (e.g., 4 MHz) of the fundamental frequency are used. The fundamental response serves as a measure of echogenicity.

[0034] Instead of the fundamental (first harmonic) and second harmonic response, other combinations of two or more harmonics may be used to estimate absolute acoustic pressures. Any combination of signal components related to different terms in the non-linear wave equation may be used, such as the second harmonic and the cubic fundamental.

[0035] To isolate the response at the different frequencies, the received signals representing acoustic echoes are processed. The same data is used to determine the responses at the different frequencies. For example, the echo signal is decomposed by filters in order to determine the amplitudes of the reflected harmonic waves. The unfiltered signals are used for the fundamental, but filtering may be used. As another example, coded transmit pulse sequences (e.g., pulse inversion) are employed. For pulse inversion, the amplitudes of two otherwise identical transmit pulses are [1, -1]. By subtracting the receive signals, contributions from even order harmonics are canceled, providing information at the fundamental frequency. The information at the other odd harmonics are relatively small so may remain, but may be filtered out in other embodiments. By adding the receive signals, contributions from odd order harmonics are cancelled. Similarly, the information at other even harmonics than the second harmonic are small, so may remain, but may be filtered out. Any additional filtering may improve the separation between the harmonic components and reject noise. Sequences with three or more transmit pulses with different phases, amplitudes, or phases and amplitudes followed by combination (e.g., weighting and filtering) on reception may be used to isolate information at desired bands.

[0036] In alternative embodiments, different transmission and reception events are used to acquire the different responses. For example, a transmit pulse and corresponding receive operations are performed for obtaining response at the locations for the fundamental frequency. A separate or sequential transmit and receive operation is performed for obtaining the response at the locations for the different fundamental or harmonic frequency.

[0037] The response is amplitude as a function of location. For example, the response is amplitude as a function of depth. Beamformed samples before or after detection are used. For example, beamformed samples after intensity or B-mode detection are used. Any depth gain correction or compensation applied by the beamformer may be removed. Alternatively, the depth gain correction is not provided in the first place. In yet other

embodiments, the depth gain correction is consistently applied and the resulting signals are used without removal of the gain.

[0038] The amplitude as a function of depth is acquired with a same transmit focal location. Dynamic receive focusing is used, but a single receive focus may be provided. Figure 2 shows example responses with a transmit focus at 20 mm. Other transmit focal depths may be used, such as the 40 mm focus shown in Figure 3.

[0039] The amplitude as a function of depth is provided for the two or more frequency bands. Figures 2 and 3 show responses for the fundamental and second harmonic frequencies.

[0040] To improve accuracy of estimation or setting, the responses at different transmit foci may be acquired in sequential transmit and reception events. For example, the responses of both Figure 2 and 3 are acquired. The transmit focus depth is varied to gather measurements at different depths to confirm assumptions regarding B/A (non-linear parameter where B and A are the first two coefficients of a Taylor series describing the dependency of the speed of sound on the local pressure), attenuation, and the absolute sound pressure at different depths.

[0041] The responses are to transmissions at a given transmit power. In alternative embodiments, responses at the different frequencies are acquired for each of different transmit powers. The amplitude as a function of location (e.g., depth) is determined for each of different transmit levels. Figures 2 and 3 show an example of two responses for each frequency where the two responses correspond to two transmit powers. One transmit power is -3 dB down from the other, but a smaller or greater difference may be used. More than two different transmit power levels may be used. The responses for the different transmit power levels are acquired sequentially, such as in response to different transmit events.

[0042] Figure 2 and 3 illustrate some of the phenomena for estimating acoustic pressure. When reducing the transmit power by 3 dB, the signal level of the second harmonic drops by 6 dB for well separated responses at the fundamental compared to the second harmonic. Without pulse inversion

and narrow pulses, the second harmonic may only drop by 4 dB when the transmit signal level is reduced by 3 dB because of fundamental leakage. At a certain depth, the squared behavior may no longer apply because the second harmonic drops close to the noise floor. By analyzing the two curves at two power levels, the system may identify the SNR limit.

[0043] The second harmonic level increases rapidly close to the focal depth. The ratio (difference in dB) between the second harmonic and the fundamental increases with increasing transmit power. The slopes for the second harmonic signal and the fundamental signal beyond the focal depth differ as result of differences in beam pattern and attenuation. The examples of Figures 2 and 3 are of echo intensity of a tissue mimicking material as a function of depth, but the response from an actual patient are used in other embodiments.

[0044] In act 34, the attenuation is determined. Attenuation may be used to more accurately determine the ratio of the responses at different frequencies. The attenuation may be used for estimating the acoustic pressure.

[0045] The attenuation may be an assumed or predetermined value. For example, attenuation may be a value based on the type of tissue. The user indicates the type of tissue, such as selecting a liver imaging application. The type of tissue may be determined from ultrasound signals and used to select the predetermined attenuation value. Attenuations for the beam path through various types of tissue may be used. Alternatively, the attenuation is a predetermined value associated with soft tissue in general rather than a specific type of tissue.

[0046] In other embodiments, the attenuation is determined from the acquired responses or other ultrasound measures. For example, the attenuation is determined from the slope of the responses at the different frequencies. The slopes of the fundamental and harmonic signals before and after a maximum are determined. The maximum of the amplitude is at or near the transmit focus. Any near field maximum may be ignored.

[0047] In tissue, attenuation is approximately proportional to frequency. The harmonic waves suffer from higher attenuation. Ultrasonic imaging typically

uses focused beams. If the f-number is low, the pressure of the fundamental wave increases towards the focus and reaches a maximum close to or at the focus. As the amplitude of the fundamental wave increases, the amplitudes of harmonic waves increase rapidly because of the non-linear and accumulative nature of the phenomenon. After having reached a maximum, the amplitudes of the harmonic waves decrease rapidly because conversion from the fundamental wave diminishes and because the harmonic waves are subject to higher attenuation. At a given location along an ultrasound beam, the amplitude of the fundamental wave is proportional to the transmitted wave, ignoring fundamental depletion, and the amplitude of the second harmonic wave is approximately proportional to the amplitude of the transmitted signal squared.

[0048] The ratio of the slopes of the responses, given a Gaussian transmit pulse, indicates the attenuation. The slope is from the far field region, such as fitting lines to the responses after the maximum. A relatively shallow transmit focus may be used, such as the 20 mm focus. The near field or ratio at the maximum or other discrete depth may be used in other embodiments. Attenuation at different depths may be calculated. Other calculations of attenuation may be used, such as observing the downshift of the center frequency verses depth. Measuring at two or more different transmit frequencies may be used.

[0049] In act 36, a value for a non-linearity parameter is determined. Wave propagation in biological tissue or fluids is non-linear. Non-linear propagation causes a waveform to be distorted as the waveform propagates through the medium. The distortion increases with the distance that the wave travels. As the distortion is a non-linear effect, distortion also increases with amplitude.

[0050] The distortion may also be described as the generation of harmonics waves with frequencies that are integer multiples of the frequency of the undistorted wave (i.e., the fundamental frequency). The energy of the harmonic waves is from the fundamental wave due to conservation of energy. However, the conditions in diagnostic ultrasound are such that the harmonic waves are much weaker than the fundamental wave and such that the loss in

amplitude of the fundamental wave (i.e., fundamental depletion) may not be measurable.

[0051] The fundamental and harmonic waves are reflected by interfaces between media or scattered by scatterers and propagate back towards the transducer forming echo signals. These echoes are generally weak enough so that non-linear propagation is negligible. Scattering is frequency dependent. However, scattering does not depend on amplitude (i.e., scattering is linear), and the frequency dependency for a certain type of tissue may be determined by an ultrasound measurement (e.g. pulse-echo measurements with two transmit signals having different frequencies).

[0052] The non-linearity may be expressed as the speed of sound as a function of the local pressure. The non-linearity is often characterized by the ratio B/A , where B and A are the first two coefficients of a Taylor series describing the dependency of the speed of sound on the local pressure. B/A depends on the tissue type, and the amplitudes of the harmonic wave depend on B/A . B/A is measured using pulse-echo techniques. The responses or other ultrasound data is used. Alternatively, values for certain organs are found in the literature. A predetermined non-linearity parameter value is selected by the user or used based on detected type of tissue. The value may be based on the type of tissue being scanned.

[0053] In act 38, a transmit power is set as a function of the tissue response in the different frequency bands. The transmit power may be set based on responses at different powers and/or transmit foci as well. The attenuation and/or non-linearity parameter values may also be used for setting the transmit power. Additional, different, or fewer inputs may be used.

[0054] The transmit power is set based on acoustic pressure. The transmit power may be set using inputs indicative of acoustic power, such as the responses at different frequencies. Alternatively and as reflected by act 40, the acoustic pressure may be estimated, and the estimate of pressure used to set the transmit power. The acoustic pressure is estimated as a function of the tissue responses at different frequencies, an attenuation, and an ultrasound non-linearity parameter.

[0055] To take another example, characteristics of the response may be used instead of or in addition to the responses. A slope, mean, difference, or other characteristic of the amplitude as a function of locations may be calculated. The characteristic may be calculated for each response or may be relative (e.g., represent a similarity or difference between the responses). As another example, transmit beamformation parameters are used. The focal depth, apodization characteristic, aperture size, acceptance angle of the elements on transmit and receive, angle of the transmit and/or receive beam to the array, and/or other parameters representing beamformation may be associated with an amount of pressure.

[0056] The acoustic pressure is estimated for at least one of the locations for which the response is sampled. For example, the acoustic pressure is estimated for the transmit focus, but shallower or deeper locations may be used. The acoustic pressures may be estimated for multiple locations.

[0057] The inputs are provided to a model. The model outputs the acoustic pressure in response to the inputs. The model is a forward model, but machine-learned models may be used. For example, a real-time simulation is used to search for acoustic pressure, B/A, and attenuation values by matching the simulation results to the measured responses.

[0058] In another embodiment, the model is represented by a look-up table or database. The acoustic pressure is looked-up based on the responses at different frequencies, parameter values derived from the responses, attenuation value, and/or non-linearity parameter value. Two or more inputs associated with different frequencies (e.g., responses at different frequencies) are used for looking up the output estimate. By comparing the amplitude profiles or parameters derived from such profiles to a lookup table or database, the absolute acoustic pressures may be determined as a function of depth or other location distribution.

[0059] The values in the database or look-up table are experimentally determined and/or simulated. For example, the lookup table is generated through simulation using the KZK equation or an array simulator (e.g., Field II) with a non-linear propagation add-on.

[0060] The simulation or experimentally determined look-up table may include inputs for the non-linearity parameter and/or attenuation.

Alternatively, separate tables are provided for different non-linearity parameter and/or attenuation values. Any combination of combinations of tables or a combined table may be used.

[0061] In yet another embodiment, the model represents the expected responses at different frequencies for a given transmit configuration and tissue. The responses are acquired at different transmit powers. The transmit power is varied until the responses best or sufficiently match the expected responses. The transmit power associated with the match provides the expected relationship between acoustic pressure and transmit level.

[0062] The model outputs the acoustic pressure and/or the transmit power. The acoustic pressure at a location is estimated based on responses at different locations and/or the same location.

[0063] Due to attenuation, the acoustic pressure at different locations is different. The acoustic pressure at different locations may be estimated by the model. For example, the inputs for the location are provided to the model. Alternatively, the acoustic pressure at other locations is determined based on another estimated acoustic pressure. Given an attenuation value, acoustic pressure at one location may be used to determine pressure for other locations. The attenuation provides a scaling factor for estimating pressure caused by a same transmit event.

[0064] In act 38, the transmit power is set based on the acoustic pressure. Once the acoustic pressure is determined, the transmit power for contrast agent medical diagnostic imaging, therapy, or other use is set. A look-up table, function, or other model relates the acoustic pressure to the transmit power level. The setting may be an absolute value or an amount of change. The setting may occur once or may be an iterative process where different transmit levels are used until a desired pressure results.

[0065] In one example, the acoustic output for transmit operation is set to avoid destruction of contrast agents while attempting to have a substantially maximum output. Substantially accounts for deviation or a tolerance to

provide a margin for error, such as 10%. Due to variation in contrast agents and/or inaccuracy in pressure estimation, a tolerance is provided to avoid destruction of a majority of the contrast agents in a region of interest. By estimating the acoustic pressure at the region of interest, the transmit power resulting in a non-destructive but good SNR pressure may be provided. The estimate adapts to the patient, system, and/or beam path variation.

[0066] In another example, the acoustic output for transmit operation is set to provide a desired dose. The thermal dose corresponds to the acoustic pressure applied at the region of interest. By estimating the acoustic pressure at the region of interest, the transmit power results in a desired thermal dose less likely to harm healthy tissue but still able to fully treat unhealthy tissue. The estimate adapts to the patient, system, and/or beam path variation.

[0067] In one embodiment, the transmit power is set based on inputs in addition to the estimated pressure. For direct setting of the transmit power without separately estimating the pressure, the additional inputs may be included in the model to output transmit level. Otherwise, a further calculation or look-up function is performed. The setting accounts for the transmit level used to generate the pressure and a relationship of transmit level to pressure. Any additional inputs may be used.

[0068] One input is noise. The noise may be measured. For example, the receive signals are measured without any transmit event. Any noise measurement may be used.

[0069] Another input is the type of contrast agent, the desired dose over a given time, or other use of the transmit for which the level is set. For example, different contrast agents may be destroyed at different threshold amounts of acoustic energy or pressure. The level associated with destruction is relative as variation in microbubbles may result in some destruction at most any level. The pressure and corresponding transmit level at which 10%, 1/3, or other measure of contrast agent is destroyed may be different for different types of contrast agents. By indicating the type of contrast agent, a corresponding desired pressure level is indicated. As another example, the thermal dose to be applied may depend on the type of

therapy, the size of the region to be treated, and the proximity of any heat sinks (e.g., blood vessels). The resulting pressure and corresponding transmit level may be different for different therapy situations.

[0070] Based on the analysis of the acoustic pressure distribution in the imaging plane, the type or characteristic of contrast agent, and the noise floor measurements, the transmit power setting is selected. Additional optimization criteria may be set by the clinician and/or predetermined based on the application. For example, the power level may be set based on the pressure to satisfy a specific criteria, such as best SNR, minimal destruction, or maximum penetration.

[0071] In addition, the algorithm may optimize other parameters of the transmit pulse, such as center frequency and/or bandwidth. Receive processing parameters, such as receive bandwidth and/or gain, may be optimized since the receive spectra and SNR may be predicted or modeled based on the measured parameters. Knowing the acoustic pressure and attenuation, the transmit focusing may also be adapted.

[0072] In act 42, imaging or therapy is performed. The imaging or therapy includes transmitting acoustic energy. The acoustic energy is transmitted at a power level set in act 38. For example, one or more transmissions are performed for imaging contrast agents in a liver. Enhancement patterns in the arterial phase and the portal-venous phase are used to diagnose lesions. The patterns are detected or viewed based on responses to the transmissions at the set power level. One or more images of contrast agent are displayed to the user. In one embodiment, the mechanical index or power level is indicated to the user on the display.

[0073] The transmit power level used is set to provide the desired pressure level for a given situation. The signal amplitude, aperture, f number, apodization, or other characteristics of the transmit event are configured to provide the transmit power level.

[0074] Figure 4 shows an ultrasound system for adaptive acoustic pressure estimation in medical ultrasound. The system implements the method of Figure 1 or another method. The system includes a transducer 12, a transmit

amplifier 14, a receive beamformer 16, an image processor 18, a processor 22, a display 20, and a memory 22. Additional, different or fewer components may be provided, such a multiple detectors associated with B-mode and flow imaging. In one embodiment, the system is a medical diagnostic ultrasound system. In another embodiment, the system is a therapeutic ultrasound system. In other embodiments, the system is a computer or server.

[0075] The transducer 12 is a single element or multiple elements of piezoelectric material. In alternative embodiments, the transducer 12 comprises capacitive membrane structures. For multiple elements, the transducer 12 is a linear, curved linear or multidimensional array. Other transducers for converting between electrical and acoustic energy can be used. The transducer 12 generates acoustic energy in response to electrical waveforms. The acoustic waveforms are output at powers set by the transmit amplifier 14. The transducer 12 generates receive signals in response to acoustic echoes, such as for measuring response to transmitted acoustic energy.

[0076] The transmit amplifier 14 connects with the transducer 12 and is a variable amplifier, digital-to-analog converter or other analog or digital device for changing or increasing a power, peak voltage or other power characteristic of a transmit waveform. In alternative embodiments, the transmit amplifier 14 comprises a voltage divider or other device for reducing the power associated with the transmit waveform. A separate transmit amplifier 14 is provided for each system channel or transducer element, but one transmit amplifier 14 may be used for a plurality of channels or elements. In one embodiment, the transmit amplifier 14 applies apodization for transmitting along a beam and is included as part of a transmit beamformer.

[0077] The transmit waveforms output from the transmit amplifier 14 are converted to acoustic energy by the transducer 12. Echo signals responsive to the acoustic energy and any contrast agents are received by the transducer 12. The transducer 12 converts the echo signals into electrical signals or data.

[0078] The echo signals are beamformed by the receive beamformer 16. Relative delays or phase and apodization are applied to the signals for the receive aperture. Over time or for different depths, the relative delays and/or phasing varies, providing dynamic receive focusing. The signals are combined, such as summed, to beamform. The resulting samples or data represent locations at different depths along a line. Data includes one or more digital samples or analog information.

[0079] For isolating or distinguishing information at different frequencies, the receive beamformer 16 includes a filter. Using a memory, the same data may be filtered multiple times. Parallel filtering is provided in other embodiments. The filter may be a programmable filter or fixed filter. For example, high pass and low pass filters are provided for separating fundamental and harmonic information. As another example, one or more band pass filters or series low pass and high pass filters are used. Alternatively, the filter includes memories or buffers with or without multipliers for summing or differencing receive data associated with different phase, amplitude, and/or polarity on transmit. Pulse inversion, amplitude coding, or other frequency isolating combination is performed. Other techniques and corresponding filters for identifying information at a harmonic, including sub-harmonics (e.g. $\frac{1}{2}f$), fractional harmonics ($\frac{3}{2}f$) and/or integer harmonics (e.g. $2f$), of a fundamental transmit frequency band (f) may be used.

[0080] After receive beamformation or other receiving technique, data is provided to the image processor 18 or to the processor 22. Where the responses for estimating acoustic pressure use intensity values, the data is detected prior to estimating. Alternatively, the processor 22 estimates the pressure based on the beamformed data prior to detection.

[0081] The image processor 18 is a contrast agent detector, B-mode detector, Doppler detector, flow detector or other detector for detecting one or more characteristics of returned signals. The image processor 18 may be a same detector used for imaging contrast agents. Alternatively, the image processor 18 is combined with the processor 22 and used for setting the transmit power and is separate from detectors for imaging.

[0082] The processor 22 is one or more of an application specific integrated circuit, a general processor, a digital signal processor, a control processor, analog circuit, digital circuit, field programmable gate array, graphics processing unit, combinations thereof, or other device operable to set a transmit power of the transmit amplifier 14. The processor 22 controls operation of the transmit beamformer 14, the receive beamformer 16, and/or the image processor 18 to obtain responses at different frequencies and other information used to estimate the pressure and/or set the transmit level. The processor 22 is configured by software, hardware, design, or combinations thereof.

[0083] The processor 22 is configured to establish a transmit power of the transmit amplifier 14 as a function of amplitude profiles as a function of depth at two or more frequencies. Profiles associated with different transmit foci and/or different transmit power levels may be used as well in other embodiments. Using a stored attenuation, measured attenuation, stored non-linearity parameter value, and/or a measured non-linearity parameter value, the processor 22 estimates, with the amplitude profiles, an acoustic pressure through application of a model. The acoustic pressure is estimated for one or more locations. Pressure at other locations may be estimated, extrapolated, interpolated, and/or calculated.

[0084] Using an optimization process or function, the transmit power level for use in further transmissions is set based on the acoustic pressure. The processor 22 is configured to set the transmit power level. Other information may be used for setting the level, such as noise and application information.

[0085] The memory 24 stores look-up tables, databases, or other model information. Output pressures, transmit levels, transmit characteristics (e.g., aperture, apodization, focal zone, delay profile, and/or f number), or other outputs are stored. The output values are looked-up based on input values stored in the memory 24. The transmit power levels and/or pressure estimates are selectable based on the input amplitude profiles with or without other information. Alternatively, the memory 24 stores an algorithm or other function for calculating the pressure or transmit level based on inputs.

[0086] The instructions for implementing the processes, methods and/or techniques discussed above are provided on non-transitory computer-readable storage media or memories 24, such as a cache, buffer, RAM, removable media, hard drive or other computer readable storage media. Computer readable storage media include various types of volatile and nonvolatile storage media. The functions, acts or tasks illustrated in the figures or described herein are executed in response to one or more sets of instructions stored in or on computer readable storage media. The functions, acts or tasks are independent of the particular type of instructions set, storage media, processor or processing strategy and may be performed by software, hardware, integrated circuits, firmware, micro code and the like, operating alone or in combination. Likewise, processing strategies may include multiprocessing, multitasking, parallel processing and the like.

[0087] In one embodiment, the instructions are stored on a removable media device for reading by local or remote systems. In other embodiments, the instructions are stored in a remote location for transfer through a computer network or over telephone lines. In yet other embodiments, the instructions are stored within a given computer, CPU, GPU or system.

[0088] The display 20 is a monitor, liquid crystal display, plasma screen, projector, touch screen, flat screen, printer, or other device for outputting information to the user. The display 20 may generate an image, such as an image of contrast agent response to ultrasound. The image may include an estimated pressure or set transmit level.

[0089] While the invention has been described above by reference to various embodiments, it should be understood that many changes and modifications can be made without departing from the scope of the invention. It is therefore intended that the foregoing detailed description be understood as an illustration of the presently preferred embodiment of the invention, and not as a definition of the invention. It is only the following claims, including all equivalents, which are intended to define the scope of this invention.

Claims

1. A method for adaptive acoustic pressure estimation in medical ultrasound, the method comprising:
 - acquiring (32) first responses of tissue at a first frequency for a plurality of locations;
 - acquiring (32) second responses of the tissue at a second frequency for the plurality of locations;
 - estimating (40), by a processor (22), an acoustic pressure at at least one of the locations, the acoustic pressure estimated as a function of the first and second responses; and
 - setting (38) an acoustic output of a transducer (12) as a function of the acoustic pressure.
2. The method of claim 1 wherein acquiring (32) the first and second responses comprises acquiring (32) at a fundamental and a second harmonic frequency, respectively.
3. The method of claim 1 wherein acquiring (32) the first and second responses comprises acquiring (32) along a line, the locations comprising sample positions along the line.
4. The method of claim 1 wherein acquiring (32) the first and second responses each comprise acquiring (32) amplitude as a function of depth with a same transmit focal location.
5. The method of claim 1 wherein acquiring (32) the first responses comprise acquiring (32) in response to different transmit powers, and wherein acquiring (32) the second responses comprises acquiring (32) in response to the different transmit powers.

6. The method of claim 1 wherein estimating (40) comprises estimating (40) as a function of attenuation.
7. The method of claim 6 further comprising:
determining (34) attenuation from a slope of the first responses.
8. The method of claim 1 wherein estimating (40) comprises estimating (40) as a function of an ultrasound non-linearly parameter of tissue for the locations.
9. The method of claim 1 wherein estimating (40) comprises inputting the first and second responses into a model and outputting the acoustic pressure from the model.
10. The method of claim 1 wherein estimating (40) comprises looking up the acoustic pressure based on a combination of two or more of the first responses, second responses, a first parameter value derived from the first responses, or a second parameter value derived from the second responses.
11. The method of claim 1 wherein estimating (40) comprises estimating (40) the acoustic pressure at a first location of the plurality;
further comprising:
determining acoustic pressure at other locations than the first location of the plurality, the determining being a function of the acoustic pressure at the first location.
12. The method of claim 1 wherein setting (38) comprises setting (38) the acoustic output to avoid destruction of contrast agents while having a substantially maximum output.

13. The method of claim 1 wherein setting (38) comprises setting (38) the acoustic output as a function of the acoustic pressure and a thermal dose.

14. The method of claim 1 wherein setting (38) comprises:
measuring noise; and
setting (38) a transmit power as a function of the acoustic pressure and the noise

15. In a non-transitory computer readable storage medium having stored therein data representing instructions executable by a programmed processor (22) for adaptive acoustic pressure estimation in medical ultrasound, the storage medium comprising instructions for:

determining (30) tissue response in first and second frequency bands to acoustic energy;
setting (38) a transmit power as a function of the tissue response in the first and second frequency bands; and
performing (42) contrast agent imaging or acoustic therapy using the transmit power.

16. The non-transitory computer readable storage medium of claim 15 wherein determining (30) the tissue response comprises determining (30) the tissue response at different depths in response to different transmit levels for each of the first and second frequency bands.

17. The non-transitory computer readable storage medium of claim 15 wherein setting (38) comprises:
estimating (40) an acoustic pressure as a function of the tissue response, an attenuation, and an ultrasound non-linearity parameter; and
setting (38) the transmit power as a function of the acoustic pressure.

18. An ultrasound system for adaptive acoustic pressure estimation in medical ultrasound, the system comprising:

a transducer (12);

a transmit amplifier (14) connected with the transducer (12); and

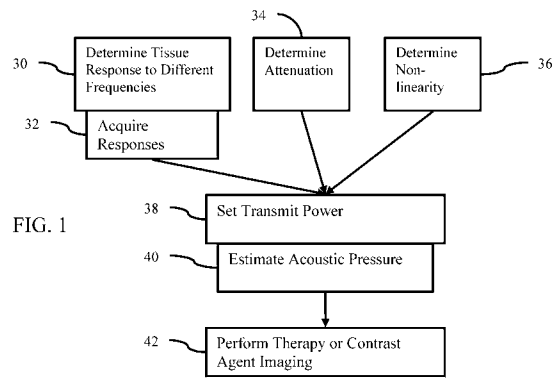
a processor (22) configured to establish a transmit power of the transmit amplifier (14) as a function of a first amplitude profile as a function of depth at a first frequency and a second amplitude profile as a function of depth at a second frequency different than the first frequency.

19. The system of claim 18 further comprising a memory (24), the memory (24) storing transmit powers including the established transmit power selectable as a function of the first and second amplitude profiles or as a function of parameter values derived from the first and second amplitude profiles.

20. The system of claim 18 wherein the processor (22) is configured to establish the transmit power from an acoustic pressure, the acoustic pressure estimated from the first and second amplitude profiles.

ABSTRACT OF THE DISCLOSURE

Adaptive acoustic pressure estimation (40) is provided in medical ultrasound. The responses of tissue of a specific patient at different frequencies (e.g., linear and non-linear responses) are measured (30). The responses are used to determine (38) the acoustic pressure. The measurement in a specific patient adapts the estimate to the patient. The acoustic pressure for the desired locations is determined (38) in order to set the transmit power to the desired level, such as for contrast agent imaging with high SNR but with limited destruction of the contrast agents or to provide the desired thermal dose the acoustic therapy.



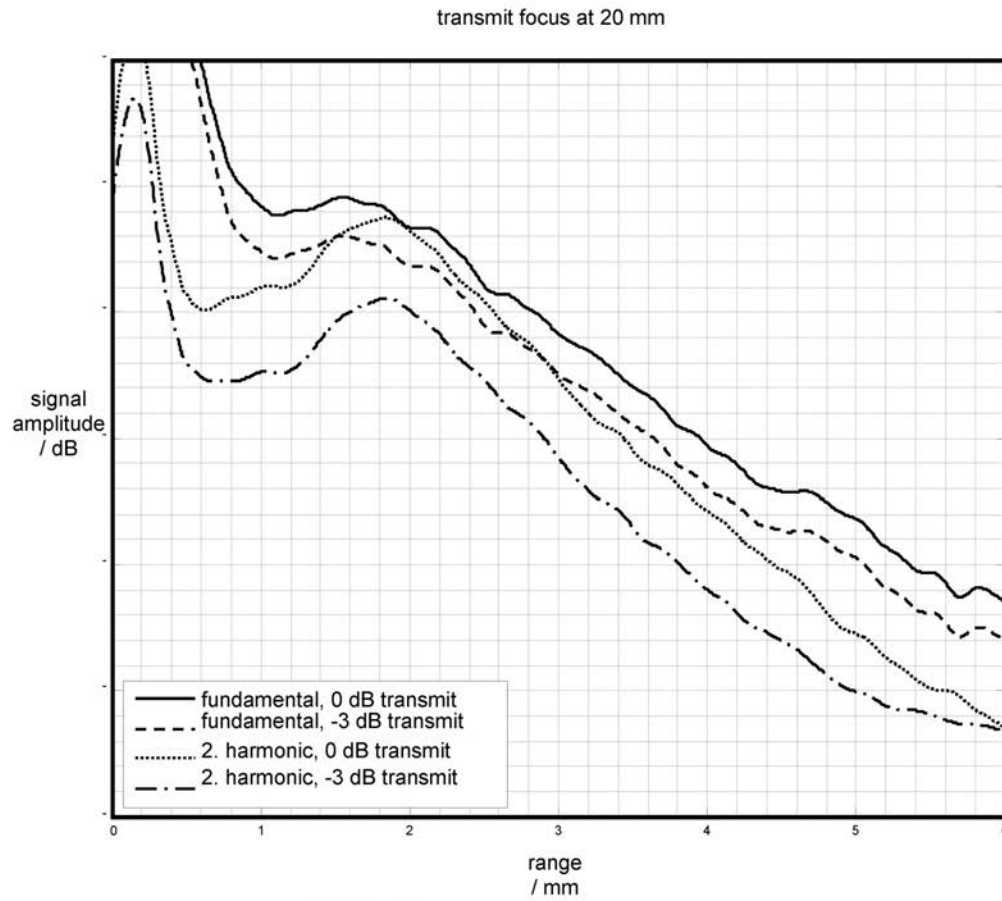


FIG. 2

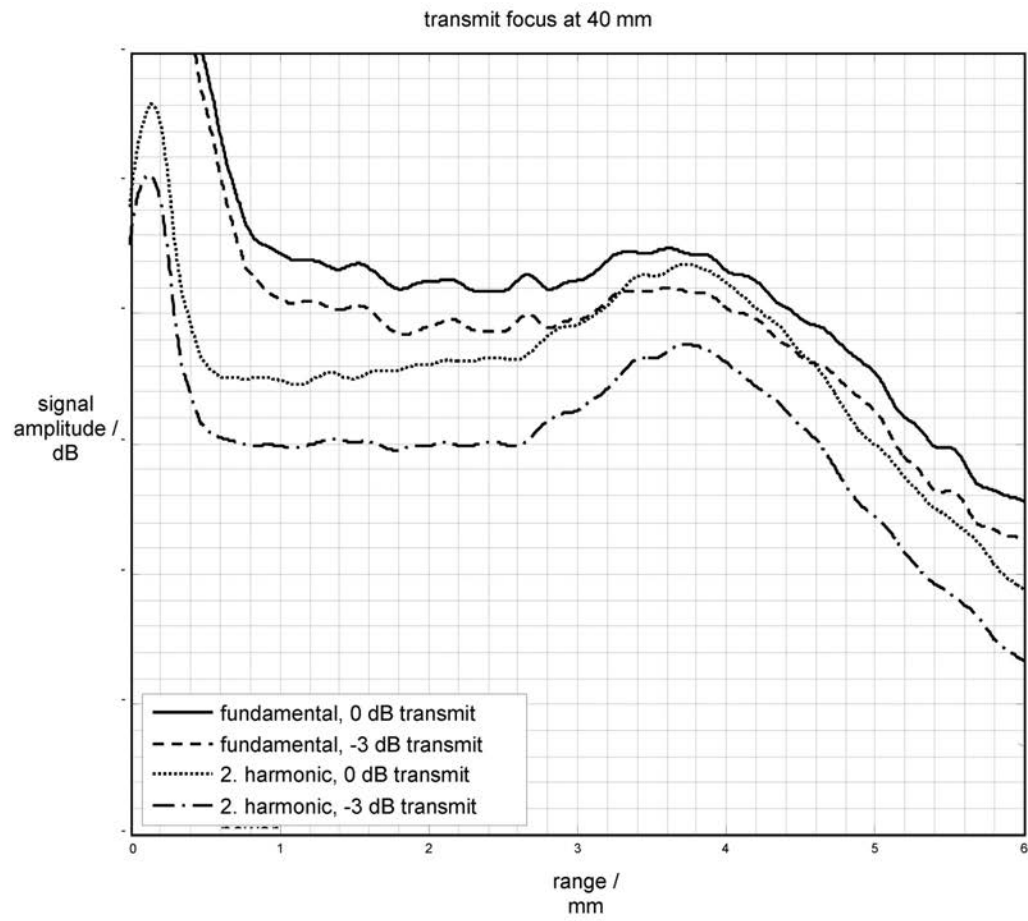


FIG. 3

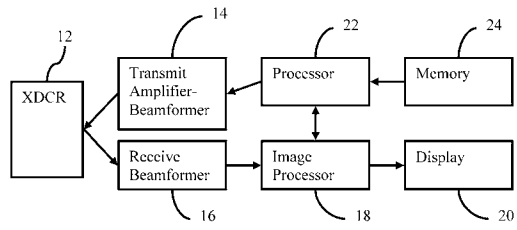


FIG. 4

专利名称(译)	医学超声自适应声压估计方法		
公开(公告)号	JP2014161735A	公开(公告)日	2014-09-08
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		
[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	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/58 A61B8/481 A61N7/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14.ZDM		
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	JP6272707B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于医学超声波的自适应声压估计（40）的手段。
 解决方案：在多个位置（30）上以多个频率获得组织的多个响应（线性响应和非线性响应），并且根据获得的多个响应来估计声压（38）。通过对该特定患者进行测量，为该特定患者量身定制估计值。将发送功率设置为期望的水平，例如，即使在造影剂成像中获得了高信噪比SNR，也不会破坏造影剂的水平。确定（38）用于期望位置的声压以设定获得压力的水平。[选型图]图1

