

(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2009-6189

(P2009-6189A)

(43) 公開日 平成21年1月15日(2009.1.15)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/06 (2006.01)

F1  
A61B 8/06

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 有 請求項の数 6 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2008-267223 (P2008-267223)  
 (22) 出願日 平成20年10月16日(2008.10.16)  
 (62) 分割の表示 特願2005-207733 (P2005-207733)  
 の分割  
 原出願日 平成9年11月11日(1997.11.11)

(71) 出願人 000121936  
 ジーイー横河メディカルシステム株式会社  
 東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127  
 (72) 発明者 竹内 康人  
 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127  
 ジーイー横河メディカルシステム株式会  
 社内  
 Fターム(参考) 4C601 BB30 DD03 DE06 EE04 HH04  
 HH27 HH29

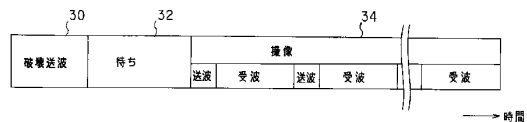
(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

(57) 【要約】

【課題】 マイクロバルーン破壊後に生じる気泡を利用して造影撮像を行う。

【解決手段】 マイクロバルーン造影剤を注入した被検体にマイクロバルーン造影剤におけるマイクロバルーンの殻を破壊する音圧を持つ第1の超音波を送波し、その第1の超音波の送波から時間をおいて第2の超音波を送波し、その第2の超音波に対するエコーに基づいて画像を生成する。

【選択図】 図10



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

マイクロバルーン造影剤を注入した被検体に前記マイクロバルーン造影剤におけるマイクロバルーンの殻を破壊する音圧を持つ第 1 の超音波を送波し、前記第 1 の超音波の送波から時間をおいて第 2 の超音波を送波する送波手段と、

前記第 2 の超音波に対するエコーを受信する受信手段と、

前記受信したエコーに基づいて画像を生成する画像生成手段とを具備し、

前記画像生成手段は、前記第 1 の超音波の送波から前記第 2 の超音波の送波までの時間に前記第 1 の超音波に対するエコーに基づいて画像を生成しないことを特徴とする超音波撮像装置。

10

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、

前記送波手段における第 1 の超音波の送波から第 2 の超音波を送波するまでにおく時間は、前記マイクロバルーンの殻の破壊後、放出した気泡の状態が安定するのに必要な時間であることを特徴とする超音波撮像装置。

**【請求項 3】**

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、

前記送波手段における第 1 の超音波の送波から第 2 の超音波を送波するまでにおく時間は、数マイクロ秒から数ミリ秒までの範囲に属する時間であることを特徴とする超音波撮像装置。

20

**【請求項 4】**

請求項 1 から請求項 3 までのいずれかに記載の超音波撮像装置において、

前記第 1 の超音波の送波から時間をおいてから、前記第 2 の超音波を送波し前記第 2 の超音波に対するエコーを受信することを繰り返す時間は数ミリ秒から数秒までの範囲に属する時間であることを特徴とする超音波撮像装置。

**【請求項 5】**

請求項 1 から請求項 4 までのいずれかに記載の超音波撮像装置において、

前記送波手段は、前記第 1 の超音波の送波において使用される超音波が最初の半サイクルが負圧になるような極性の駆動信号を超音波振動子に与えることを特徴とする超音波撮像装置。

30

**【請求項 6】**

マイクロバルーン造影剤を注入した被検体を超音波ビームにより音線順次で走査し各音線上のエコーに基づいて画像を生成する超音波撮像装置であって、

隣合う少なくとも 3 つの音線に跨がるビーム幅を有し、中央の音線上では前記マイクロバルーン造影剤中のマイクロバルーンの殻を破壊するに足る音圧となり、両側の音線では前記マイクロバルーンの殻を破壊するに足りない音圧となるビームプロファイルを有する超音波を送波する送波手段と、

前記両側の音線のうち前記中央の音線から見て前記音線順次の走査方向とは反対側にある音線に沿ってエコーを受信する受信手段と、

前記受信したエコーに基づいて画像を生成する画像生成手段と、  
を具備することを特徴とする超音波撮像装置。

40

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波撮像装置およびマイクロバルーン(micro balloon)破壊方法に関し、特に、マイクロバルーン造影剤を注入した被検体についての超音波撮像装置、および、被検体に注入したマイクロバルーンの破壊方法に関する。

**【背景技術】****【0002】**

造影剤を用いる超音波撮像では、直径が 1 ~ 数  $\mu\text{m}$  の多数のマイクロバルーンを液体に

50

混入したマイクロバルーン造影剤を用いる。マイクロバルーンは生体に無害な気体を、生体に無害かつ経時分解性の殻に封入したものとなっている。このようなマイクロバルーンは、非直線的なエコー(echo)源性により、例えば第2高調波等の特徴的な高調波エコーを発生するので、それに基づいて画像を生成することにより、体内における造影剤の分布を画像化する。

【0003】

マイクロバルーン造影剤を用いた造影撮像には、マイクロバルーンの殻を破壊しない超音波を送波し、第2高調波エコーに基づく画像を生成する非破壊モード(mode)と、マイクロバルーンの殻を破壊する超音波を送波し、殻の破壊時に発生するサブハーモニクス(subharmonics)エコーを利用して画像を生成する破壊モードとがある。

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

超音波送受信系の非直線性や被検体内の超音波伝播の非線形性等により、マイクロバルーン造影剤を含まない体内組織からのエコーにも第2高調波成分等が不可避免的に含まれる。この現象を、本書では仮に基本波からのスペクトラム(spectrum)の漏れと呼ぶ。このスペクトラムの漏れのため、第2高調波エコーから画像を生成すると、組織像も一緒に画像化され、造影剤像の識別が困難になるという問題がある。

【0005】

また、破壊モードで撮像した場合、マイクロバルーンの破壊された殻から気泡が放出される。この気泡は瞬時には消滅せず、血液等に溶解して消滅するまでである時間体内に存在し続ける。したがって、この気泡も造影剤として利用可能であるが、従来は、これを造影に利用するという発想がなく、ただ気泡の消滅を待つのみであった。

20

【0006】

また、破壊モードで撮像する場合、送波超音波の音圧をマイクロバルーンの殻を破壊するに足るレベル(level)まで上げる必要があるが、生体に対する安全性の観点からなるべく低い音圧で確実に破壊することが望まれる。

【0007】

本発明は上記の問題点を解決するためになされたもので、その目的は、マイクロバルーンの殻の破壊後に生じる気泡を利用して造影撮像を行う超音波撮像装置を実現することを目的とする。さらには、マイクロバルーンを能率良く破壊するマイクロバルーン破壊方法を実現することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0008】

(1)上記の課題を解決する第1の発明は、マイクロバルーン造影剤を注入した被検体に前記マイクロバルーン造影剤におけるマイクロバルーンの殻を破壊する音圧を持つ第1の超音波を送波し、前記第1の超音波の送波から時間をおいて第2の超音波を送波する送波手段と、前記第2の超音波に対するエコーを受信する受信手段と、前記受信したエコーに基づいて画像を生成する画像生成手段と、を具備することを特徴とする。

【0009】

(2)上記の課題を解決する第2の発明は、マイクロバルーン造影剤を注入した被検体を超音波ビームにより音線順次で走査し各音線上のエコーに基づいて画像を生成する超音波撮像装置であって、隣合う少なくとも3つの音線に跨がるビーム幅を有し、中央の音線上では前記マイクロバルーン造影剤中のマイクロバルーンの殻を破壊するに足る音圧となり、両側の音線では前記マイクロバルーンの殻を破壊するに足りない音圧となるビームプロファイルを有する超音波を送波する送波手段と、前記両側の音線のうち前記中央の音線から見て前記音線順次の走査方向とは反対側にある音線に沿ってエコーを受信する受信手段と、前記受信したエコーに基づいて画像を生成する画像生成手段と、を具備することを特徴とする

40

【0010】

50

(3) 上記の課題を解決する第3の発明は、マイクロバルーンを注入した被検体に最初の半サイクルが負圧となる超音波を送波する、ことを特徴とする。

【0011】

第1の発明において、前記第1の超音波は最初の半サイクルが負圧であることが、マイクロバルーンの殻を能率良く破壊する点で好ましい。また、第1の発明において、前記第1の超音波は、そのビームの横断面内に撮像用の複数の音線を含むことが、マイクロバルーンの殻の破壊の能率を上げる点で好ましい。

【0012】

第1の発明では、マイクロバルーンの殻の破壊と超音波撮像との間に時間をあけて、殻から放出された気泡の状態が安定した後に撮像を行う。

10

【0013】

第2の発明において、前記中央の音線から見て前記音線順次の走査方向側にある音線に沿ってエコーを受信し、それに基づいて画像を生成することが、マイクロバルーンの殻の破壊前の画像を得る点で好ましい。

【0014】

第2の発明では、エコー受信用の音線が通過する領域が、1音線前に送波超音波ビームの中心が通過してマイクロバルーンの殻を破壊した領域となる。

【0015】

第3の発明において、前記超音波の波形が1サイクルで終わることが、マイクロバルーンの殻の破壊能率を上げる点で好ましい。

20

【0016】

第3の発明では、負圧から始まる超音波を印加することにより、マイクロバルーンを能率良く破壊する。

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、マイクロバルーンの殻の破壊後に生じる気泡を利用して造影撮像を行う超音波撮像装置を提供することができる。また、マイクロバルーンを能率良く破壊するマイクロバルーン破壊方法を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は実施の形態に限定されるものではない。

30

【0019】

図1に、超音波撮像装置のブロック(block)図を示す。本装置は本発明の超音波撮像装置の実施の形態の一例である。本装置の構成によって、本発明の装置についての実施の形態の一例が示される。本装置の動作によって、本発明の方法についての実施の形態の一例が示される。

【0020】

<構成>

本装置の構成を説明する。図1に示すように、本装置は、超音波プローブ(probe)2を有する。超音波プローブ2は、例えば前方に張り出した円弧に沿って形成された図示しない超音波振動子アレイ(array)を有する。すなわち、超音波プローブ2はコンベックスプローブ(convex probe)となっている。超音波プローブ2は、操作者により被検体4に当接されて使用される。被検体4には、マイクロバルーン造影剤40が注入されている。

40

【0021】

超音波プローブ2は送受信部6に接続されている。送受信部6は、超音波プローブ2に駆動信号を与えて、被検体4内に超音波を送波させるようになっている。送受信部6は、また、超音波プローブ2が受波した被検体4からのエコーを受信するようになっている。超音波プローブ2および送受信部6は、本発明における送受信手段の実施の形態の一例である。また、本発明における送波手段の実施の形態の一例である。また、本発明における

50

受信手段の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 2 】

送受信部 6 のブロック図を図 2 に示す。同図において、送波タイミング(timing)発生回路 6 0 2 は、送波タイミング信号を周期的に発生して送波ビームフォーマ(beam former) 6 0 4 に入力するようになっている。

【 0 0 2 3 】

送波ビームフォーマ 6 0 4 は、送波タイミング信号に基づいて、送波ビームフォーミング(beam forming)信号、すなわち、超音波振動子アレイ中の複数の超音波トランスデューサ(transducer)を時間差をもって駆動する複数の駆動信号を発生し、送受切換回路 6 0 6 に入力するようになっている。駆動信号は振幅および波形が可変となっている。

10

【 0 0 2 4 】

送受切換回路 6 0 6 は、複数の駆動信号をセクタ(selector) 6 0 8 に入力するようになっている。セクタ 6 0 8 は、超音波振動子アレイの中から送波アパーチャ(aperture)を形成する複数の超音波トランスデューサを選択し、それらに複数の駆動信号をそれぞれ与えるようになっている。

【 0 0 2 5 】

複数の超音波トランスデューサは、複数の駆動信号の時間差に対応した位相差を持つ複数の超音波をそれぞれ発生する。それら超音波の波面合成によって超音波ビームが形成される。超音波ビームの送波方向は、セクタ 6 0 8 が選択する送波アパーチャによって定まる。

20

【 0 0 2 6 】

超音波ビームの送波は、送波タイミング発生回路 6 0 2 が発生する送波タイミング信号により、所定の時間間隔で繰り返し行われる。超音波ビームの送波方向は、セクタ 6 0 8 で送波アパーチャを切り換えることにより順次変更される。それによって、被検体 4 の内部が、超音波ビームが形成する音線によって走査される。すなわち被検体 4 の内部が音線順次で走査される。

【 0 0 2 7 】

セクタ 6 0 8 は、また、超音波トランスデューサのアレイの中から受波アパーチャを形成する複数の超音波トランスデューサを選択し、それら超音波トランスデューサが受波した複数のエコー信号を送受切換回路 6 0 6 に入力するようになっている。

30

【 0 0 2 8 】

送受切換回路 6 0 6 は、複数のエコー信号を受波ビームフォーマ 6 1 0 に入力するようになっている。受波ビームフォーマ 6 1 0 は、複数のエコー信号に時間差を付与して位相を調整し、次いでそれら加算して受波のビームフォーミング、すなわち、受波音線上のエコー受信信号を形成するようになっている。セクタ 6 0 8 により、受波の音線も送波に合わせて走査される。

【 0 0 2 9 】

以上の、送波タイミング発生回路 6 0 2 乃至受波ビームフォーマ 6 1 0 は、後述の制御部 1 8 によって制御されるようになっている。

【 0 0 3 0 】

超音波プローブ 2 および送受信部 6 によって、例えば図 3 に示すような走査が行われる。すなわち、同図に示すように、放射点 2 0 0 から発する音線 2 0 2 が円弧 2 0 4 上を移動することにより、扇面状の 2 次元領域 2 0 6 が 方向に走査され、いわゆるコンベックスキャン(convex scan)が行われる。音線 2 0 2 を超音波の送波方向(z 方向)とは反対方向に延長したとき、全ての音線が一点 2 0 8 で交わるようになっている。点 2 0 8 は全ての音線の発散点となる。

40

【 0 0 3 1 】

送受信部 6 は B モード(mode)処理部 1 0 に接続され、音線毎のエコー受信信号を B モード処理部 1 0 に入力するようになっている。B モード処理部 1 0 は B モード画像データ(data)を形成するものである。B モード処理部 1 0 は、図 4 に示すように基本波処理部 1 1

50

0 および高調波処理部 1 1 2 を備えており、それらに受波ビームフォーマ 6 1 0 の出力信号が入力される。

【 0 0 3 2 】

基本波処理部 1 1 0 は、入力信号につき、送波超音波の基本波に相当する周波数を持つ信号を対数増幅および包絡線検波することにより音線上の個々の反射点でのエコーの強度を表す信号、すなわち A スコープ(scope) 信号を得て、この A スコープ信号の各瞬時の振幅をそれぞれ輝度値として、B モード(mode) 画像データを形成するようになっている。すなわち、基本波処理部 1 1 0 は、基本波エコーに基づく画像データを生成する。

【 0 0 3 3 】

高調波処理部 1 1 2 は、入力信号につき、送波超音波の高調波に相当する信号を対数増幅および包絡線検波することにより音線上の個々の反射点でのエコーの強度を表す信号、すなわち A スコープ(scope) 信号を得て、この A スコープ信号の各瞬時の振幅をそれぞれ輝度値として、B モード(mode) 画像データを形成するようになっている。すなわち、高調波処理部 1 1 2 は、高調波エコーに基づく画像データを生成する。

10

【 0 0 3 4 】

高調波エコーは第 2 高調波エコーを主体とする。それに限らず、マイクロバルーン造影剤のエコーに含まれる他の次数の高調波エコーをも利用して差支えない。高調波処理部 1 1 2 については、のちにあらためて説明する。

【 0 0 3 5 】

B モード処理部 1 0 は画像処理部 1 4 に接続されている。B モード処理部 1 0 および画像処理部 1 4 は、本発明における画像生成手段の実施の形態の一例である。画像処理部 1 4 は、B モード処理部 1 0 から入力されるデータに基づいて B モード画像を生成するものである。

20

【 0 0 3 6 】

画像処理部 1 4 は、図 5 に示すように、バス(bus) 1 4 0 によって接続された音線データメモリ(data memory) 1 4 2、デジタル・スキャンコンバータ(scan converter) 1 4 4、画像メモリ 1 4 6 および画像処理プロセッサ(processor) 1 4 8 を備えている。

【 0 0 3 7 】

B モード処理部 1 0 から音線毎に入力された B モード画像データは、音線データメモリ 1 4 2 にそれぞれ記憶される。音線データメモリ 1 4 2 内には音線データ空間が形成される。

30

【 0 0 3 8 】

デジタル・スキャンコンバータ 1 4 4 は、走査変換により音線データ空間のデータを物理空間のデータに変換するものである。デジタル・スキャンコンバータ 1 4 4 によって変換された画像データは、画像メモリ 1 4 6 に記憶される。すなわち、画像メモリ 1 4 6 は物理空間の画像データを記憶する。画像処理プロセッサ 1 4 8 は、音線データメモリ 1 4 2 および画像メモリ 1 4 6 のデータについてそれぞれ所定のデータ処理を施すものである。

【 0 0 3 9 】

画像処理部 1 4 には表示部 1 6 が接続されている。表示部 1 6 は、画像処理部 1 4 から画像信号が与えられ、それに基づいて画像を表示するようになっている。表示部 1 6 は、カラー(color) 画像が表示可能なものとなっている。

40

【 0 0 4 0 】

以上の送受信部 6、B モード処理部 1 0、画像処理部 1 4 および表示部 1 6 は制御部 1 8 に接続されている。制御部 1 8 は、それら各部に制御信号を与えてその動作を制御するようになっている。また、制御部 1 8 には、被制御の各部から各種の報知信号が入力されるようになっている。制御部 1 8 の制御の下で、超音波撮像が遂行される。

【 0 0 4 1 】

制御部 1 8 には操作部 2 0 が接続されている。操作部 2 0 は操作者によって操作され、制御部 1 8 に所望の指令や情報を入力するようになっている。操作部 2 0 は、例えばキー

50

ボード(keyboard)やその他の操作具を備えた操作パネル(panel)で構成される。

【0042】

図6に、高調波処理部112の要部のブロック図を示す。同図に示すように、高調波処理部112は、レンジゲート(range gate)部114を有し、入力信号をレンジゲートしてFFT(fast Fourier transform)部116に入力するようになっている。

【0043】

FFT部116は、入力信号をFFT処理すなわちフーリエ(Fourie)変換して時間ドメイン(domain)の信号を周波数ドメインの信号に変換し、その出力信号を、切換部118を通じて係数演算部120またはスペクトラムシミュレーション(spectrum simulation)部122に選択的に入力するようになっている。スペクトラムシミュレーション部122は、本発明における算出手段の実施の形態の一例である。スペクトラムシミュレーション部122への入力信号は、引算部124にも共通に入力される。引算部124は、本発明における差引手段の実施の形態の一例である。

10

【0044】

引算部124は、FFT部116の出力信号からスペクトラムシミュレーション部122の出力信号を引算してiFFT(inverse fast Fourier transform)部126に入力するようになっている。iFFT部126は、引算部124の出力信号をiFFT処理して周波数ドメインの信号を時間ドメインの信号に戻すようになっている。

【0045】

係数演算部120は、切換部120を通じて与えられる入力信号に基づいて基本波からのスペクトラム漏れを表す係数を求めるようになっている。この係数は、マイクロバルーン造影剤40を注入しない状態で、被検体4を超音波で走査して得たエコーのFFT結果から求めるようにしている。係数の大小は、スペクトラム漏れの大小に対応する。

20

【0046】

すなわち、レンジゲート部114でレンジゲートした区間のエコー信号を、FFT部116でFFT処理して周波数スペクトラムを求め、この周波数スペクトラムから、係数演算部120により、高調波すなわち基本波からの漏れスペクトラムの個々の成分の構成比を表す係数列を求める。これを音線上の全区間について行い、また、走査範囲の全音線について行う。このようにして求めた係数列をスペクトラムシミュレーション部122に与える。

30

【0047】

スペクトラムシミュレーション部122は、造影撮像時に切換部120を通じてFFT部116から入力される信号に基づいて、基本波からのスペクトラム漏れをシミュレーションするようになっている。

【0048】

すなわち、被検体4にマイクロバルーン造影剤40を注入して行う造影撮像時に、レンジゲート部114でレンジゲートした区間のエコー信号を、FFT部116でFFT処理して周波数スペクトラムを求め、この周波数スペクトラムと前記係数列に基づき、スペクトラムシミュレーション部122により、基本波からのスペクトラム漏れをシミュレーションによって生成する。なお、係数列は、音線およびレンジゲート区間が入力信号のそれと対応するものが利用される。

40

【0049】

このように生成した漏れスペクトラムを、引算部124でFFT部116の出力信号から引算することにより、漏れスペクトラムを含まない高調波のスペクトラムを得る。これによって、iFFT部126から漏れスペクトラムを含まない高調波信号を時間ドメインの信号として得る。これを音線上の全区間について行い、また、走査範囲の全音線について行う。

【0050】

以上の、FFT部116乃至iFFT部124は、例えば、コンピュータ等を用いて構成する。

50

< 動作 >

本装置の動作を説明する。操作者は、超音波プローブ 2 を被検体 4 の所望の個所に当接し、操作部 20 を操作して撮像を行う。撮像は、制御部 18 による制御の下で遂行される。

【0051】

操作者は、撮影に先立ち、被検体 4 にマイクロバルーン造影剤 40 を注入しない状態で、造影撮像予定範囲について超音波による予備走査を行い、エコー信号に基づき係数演算部 120 により前述のような係数算出を行う。その後、マイクロバルーン造影剤 40 を被検体 4 に注入して造影撮像を開始する。

【0052】

先ず、非破壊モードでの造影撮像について説明する。送受信部 6 は、超音波プローブ 2 を通じて音線順次で被検体 4 の内部を走査して逐一そのエコーを受信する。超音波の送波レベルはマイクロバルーンの殻を破壊しない程度に設定されている。音線がマイクロバルーン造影剤 40 の注入部位を走査したとき、エコーには、体内組織からの基本波エコーに加えて、マイクロバルーン造影剤 40 からの高調波エコーが含まれる。高調波エコーの主体は、第 2 高調波エコーである。これらのエコーの混在した信号が、送受信部 6 から B モード処理部 10 に入力される。

【0053】

B モード処理部 10 は、基本波処理部 110 により基本波エコーに基づく B モード画像データを形成する。高調波処理部 112 は、高調波エコーに基づく B モード画像データを形成する。高調波処理部 112 は、スペクトラムシミュレーション部 122 と引算部 124 の働きにより、基本波からのスペクトラム漏れを除いた高調波エコーに基づく B モード画像データを生成するので、マイクロバルーン造影剤 40 のみを示す画像データが得られる。

【0054】

スペクトラムシミュレーション部 122 と引算部 124 によるスペクトラム漏れの除去は高速に行われ、マイクロバルーン造影剤 40 の画像データが音線走査にともなってリアルタイム(real time) で得られる。

【0055】

これらの画像データは画像処理部 14 の音線データメモリ 142 にそれぞれ記憶される。これによって、音線データメモリ 142 内に、B モード画像データについての 2 系統の音線データ空間が形成される。

【0056】

画像処理プロセッサ 148 は、音線データメモリ 142 の 2 系統の B モード画像データを、デジタル・スキャンコンバータ 144 でそれぞれ走査変換して画像メモリ 146 に書き込む。

【0057】

画像処理プロセッサ 148 は、2 系統の B モード画像を別々な領域に書き込む。基本波エコーによる B モード画像は、走査面における体内組織の断層像を示すものとなる。高調波エコーによる B モード画像は、走査面におけるマイクロバルーン造影剤 40 の所在を示すものとなる。

【0058】

操作者は、操作部 20 を操作して、これらの B モード画像を表示部 16 に表示させる。すなわち、例えば図 7 に示すように、組織の断層像 160 と高調波エコー像 162 との合成画像を表示させる。組織の断層像 160 と高調波エコー像 162 はそれぞれ表示色を違えて表示する。これにより、組織に対する位置関係が明確な造影剤像を得ることができる。

【0059】

次に、破壊モードでの撮像について説明する。本発明では、マイクロバルーンの殻を破

10

20

30

40

50

壊して気泡を放出させ、この気泡を高調波エコー源として造影撮像を行う。殻から放出された気泡は瞬時には消滅せず、血液等に溶解して消滅するまである時間体内に存在し続ける。したがって、この気泡も一種の造影剤として利用可能である。

【0060】

先ず、マイクロバルーンの殻を破壊するための超音波を送波する。そのような超音波として、図8の(a)に示すように、最初の半サイクル(cycle)が負圧となる超音波が用いられる。そのような超音波は、例えば最初の半サイクルが負極性の駆動信号等によって発生させる。

【0061】

このような超音波がマイクロバルーンに加わると、負圧によるキャビテーション(cavitation)効果によって、その殻が破壊する。特に、超音波伝播の非線形性により、例えば図8の(b)に示すように、音圧波形は進行につれて負の期間が伸びる傾向を示す。負の期間が伸びるのは、負圧の印加時間を長くし、ますます破壊に有利に作用する。このため、比較的低い音圧でも殻を破壊することが可能であり、能率が良い。また、音圧波形の正の部分が急峻になるのも破壊を促進する点で有利である。

【0062】

なお、この正のサイクルで音圧波形が終わり、その後に波形がないか、あるいは、図8の(a)に破線で示すようにできるだけ小さな波形であることが、負圧の印加時間を効果的に延ばす点で好ましい。また、このような超音波を用いれば、造影剤としてのマイクロバルーンに限らず、例えば、薬剤等を封入したマイクロバルーンないしマイクロカプセル(micro capsule)を、被検体内で破壊することも可能である。

【0063】

これに対して、図9の(a)に示すように、最初の半サイクルが正の超音波を用いた場合は、伝播の非線形性があっても同図の(b)に示すように正の部分は急峻になるものの、それらの間隔は変わらず、したがって負圧の期間が伸びるといことがないので、図8の場合よりもマイクロバルーンの殻の破壊効果が劣る。そこで、最初の半サイクルが正の超音波を用いる場合は、十分な破壊効果が得られるように送波超音波の音圧レベルを高める必要がある。

【0064】

図8の(a)に示したような超音波を送受信部6によって送波してマイクロバルーンの殻を破壊し、放出気泡を利用して造影撮像を行う。なお、マイクロバルーンの殻の破壊には、図9の(a)に示したような超音波を用いても良いのは勿論である。

【0065】

本発明者は、破壊モードで撮像する場合、殻の破壊に用いた超音波のエコーを利用するよりも、その後に送波する超音波のエコーを利用したほうが好結果が得られることを見出した。

【0066】

これは、殻の破壊後、放出気泡の状態が落ち着く(整定する)までにある程度の時間がかかるためと考えられる。そこで、送受信部6は、次のようなシーケンス(sequence)で超音波の送受信を行う。なお、以下、マイクロバルーンの殻の破壊を単にマイクロバルーンの破壊という。

【0067】

図10に、超音波送受信シーケンスを模式的に示す。同図に示すように、最初の期間30において、マイクロバルーンを破壊するための超音波を送波する。マイクロバルーンを破壊するための超音波は、本発明における第1の超音波の実施の形態の一例である。この超音波は、例えば、音圧が0.5MPa以上、周波数が0.5~1MHz、送波時間が1~数μsである。送波用の駆動波形としては、図8の(a)に示したものをを用いるのが有利である。それに限らず、図9の(a)に示したものをを用いても良いのは勿論である。また、超音波ビームの太さまたは走査範囲を調整を調整し、破壊の範囲が所望の範囲となるようにする。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 6 8 】

次に、期間 3 2 において、超音波の送波および受波を停止し待ちの状態に入る。待ち時間は、マイクロバルーンの種類に応じた破壊の進行速度に合わせて、例えば、数  $\mu$  S ~ 数 m S とする。この間に、マイクロバルーンの破壊が完了し、また、殻から放出された気泡の状態が整定する。

## 【 0 0 6 9 】

このような待ち時間を入れる効用は、放出気泡の整定に加えて、この間に破壊用超音波によって生じる雑多なエコーが消えつくすことにもあり、また、振動子駆動用の電圧を、破壊用の電圧から撮像用の電圧に切り換える時間を与えることにもある。

## 【 0 0 7 0 】

次に、期間 3 4 において、撮像用の超音波送波およびエコーの受波を行う。撮像用の超音波は、本発明における第 2 の超音波の実施の形態の一例である。このときの送波超音波は、例えば、音圧が 0 . 5 M P a 未満、周波数が 1 . 5 ~ 1 . 8 M H z である。超音波ビームの走査範囲はマイクロバルーンの破壊範囲とする。撮像期間 3 4 の長さは、例えば、数 m S ~ 数 S である。

## 【 0 0 7 1 】

以上のシーケンスを所望の破壊範囲ごとに繰返すことにより、被検体 4 内を走査し、高調波エコーに基づいて造影剤像を生成する。超音波プローブ 2 が 2 次元の超音波振動子アレイを有するときは、例えば、図 1 1 に示すように、太い超音波ビーム 2 0 8 による破壊を行い、その有効破壊範囲 2 1 0 内の例えば  $4 \times 4$  のマトリクス(matrix)に対応する各音線 2 0 2 に沿って、撮像用の超音波を逐次送受波するようにしても良い。これは、1 回の送波当たりの破壊能率を高める点で好ましい。なお、図 1 1 では、超音波ビーム 2 0 8 および各音線 2 0 2 を超音波の送受方向に垂直な断面図すなわち横断面図で示す。

## 【 0 0 7 2 】

図 1 2 に、上記とは別な形態によりマイクロバルーンの破壊とエコー受信を行う例を示す。同図に示すように、この例では隣合う 3 つの音線  $2 0 n - 1$  ,  $2 0 n$  ,  $2 0 n + 1$  にまたがる幅ないし横断面を持つ送波超音波を用いる。音線  $2 0 n - 1$  ,  $2 0 n$  ,  $2 0 n + 1$  は、この順序に走査されるものである。

## 【 0 0 7 3 】

幅方向ないし横断面内での音圧の強度プロファイル(profile) 2 1 2 は、中心となる音線  $2 0 n$  上ではマイクロバルーンを破壊するのに十分な音圧とし、両側の音線  $2 0 n - 1$  ,  $2 0 n + 1$  上ではマイクロバルーンを破壊しない音圧としている。

## 【 0 0 7 4 】

このような送波超音波により音線順次で 2 次元領域 2 0 6 を走査しつつ、音線  $2 0 n$  上の送波に対するエコーを、音線  $2 0 n - 1$  に沿って受信する。音線  $2 0 n - 1$  は、1 回前の送波時にマイクロバルーンを破壊する超音波が通過したところであり、しかも、マイクロバルーンの破壊から 1 P R T (pulse repetition time) の時間が経過している。したがって、この音線上ではすでにマイクロバルーンが破壊され、気泡が十分に放出されている。

## 【 0 0 7 5 】

このため、音線  $2 0 n - 1$  に沿って気泡からの高調波エコーを受信することができ、それに基づいて影剤剤像を生成することができる。この撮像は、気泡撮像のための超音波を新たに送波する必要がないので能率が良い。また、強度プロファイル 2 1 2 を適切に定めることにより、図示しない音線  $2 0 n - 2$ 、すなわち、前前回の送波で破壊された部分のエコーを受信することもできる。これによって、2 P R T 後の気泡の状態を画像化することができる。

## 【 0 0 7 6 】

また、音線  $2 0 n + 1$  のエコーを利用して画像を生成することができる。この画像はマイクロバルーンの破壊前の状態を画像化したものとなる。すなわち、非破壊モードでの造影撮像を行うことができ、1 フレーム (frame) の超音波走査で非破壊モードの撮像と破壊

10

20

30

40

50

モードの撮像を一挙に行うことができる。しかも、音線  $2n - 2$  のエコーをも利用すれば破壊モードの造影剤像を２種類得ることができる。

【0077】

非破壊モードでの造影画像と破壊モードでの造影画像との差分を音線が同一なもの同士で求めれば、両者に共通に含まれる不要成分を除去することができる。また、破壊前後の造影剤像の差分画像は新たな診断情報を提供する。

【図面の簡単な説明】

【0078】

【図1】図1は、本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図2】図2は、本発明の実施の形態の一例の装置における送受信部のブロック図である。

【図3】図3は、本発明の実施の形態の一例の装置による音線走査の概念図である。

【図4】図4は、本発明の実施の形態の一例の装置におけるBモード処理部のブロック図である。

【図5】図5は、本発明の実施の形態の一例の装置における画像処理部のブロック図である。

【図6】図6は、本発明の実施の形態の一例の装置における高調波処理部のブロック図である。

【図7】図7は、本発明の実施の形態の一例の装置における表示画像の模式図である。

【図8】図8は、本発明の実施の形態の一例の装置における送波信号の一例を示す波形図である。

【図9】図9は、本発明の実施の形態の一例の装置における送波信号の一例を示す波形図である。

【図10】図10は、本発明の実施の形態の一例の装置における超音波送受波のシーケンスを示す模式図である。

【図11】図11は、本発明の実施の形態の一例の装置におけるマイクロバルーン破壊用超音波ビームの横断面を示す模式図である。

【図12】図12は、本発明の実施の形態の一例の装置による音線走査の概念図である。

【符号の説明】

【0079】

2 超音波プローブ

4 被検体

40 マイクロバルーン造影剤

6 送受信部

10 Bモード処理部

14 画像処理部

16 表示部

18 制御部

20 操作部

602 送波タイミング発生回路

604 送波ビームフォーマ

606 送受切換回路

608 セレクタ

610 受波ビームフォーマ

110 基本波処理部

112 高調波処理部

140 バス

142 音線データメモリ

144 デジタル・スキャンコンバータ

146 画像メモリ

10

20

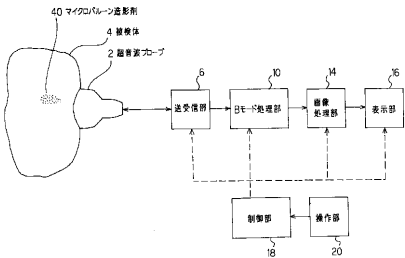
30

40

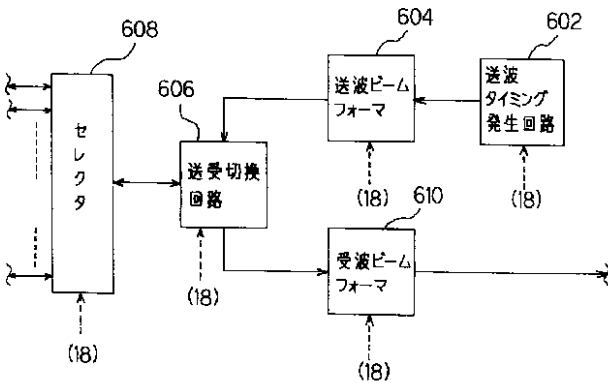
50

- 1 4 8 画像処理プロセッサ
- 2 0 0 放射点
- 2 0 2 音線
- 2 0 4 円弧
- 2 0 6 2次元領域
- 2 0 8 発散点
- 1 1 4 レンジゲート部
- 1 1 6 F F T 部
- 1 1 8 切換部
- 1 2 0 係数演算部
- 1 2 2 スペクトラムシミュレーション部
- 1 2 4 引算部
- 1 2 6 i F F T 部
- 1 6 0 組織の断層像
- 1 6 2 高調波エコー像
- 2 0 8 超音波ビーム
- 2 1 0 有効破壊範囲
- 2 0 n - 1 , 2 0 n , 2 0 n + 1 音線

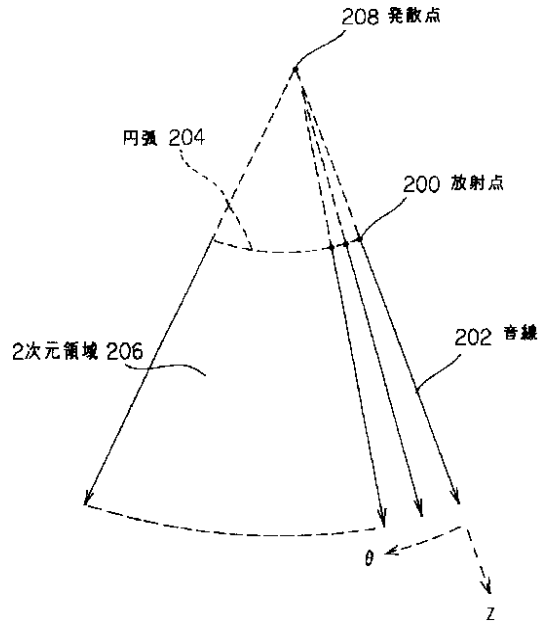
【 図 1 】



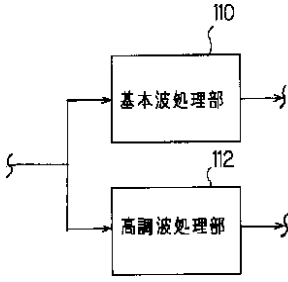
【 図 2 】



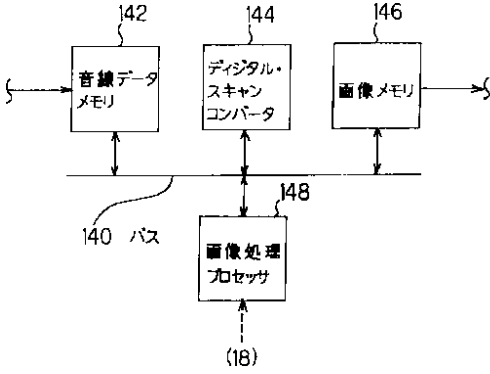
【 図 3 】



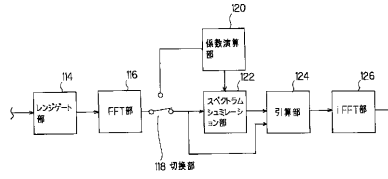
【 図 4 】



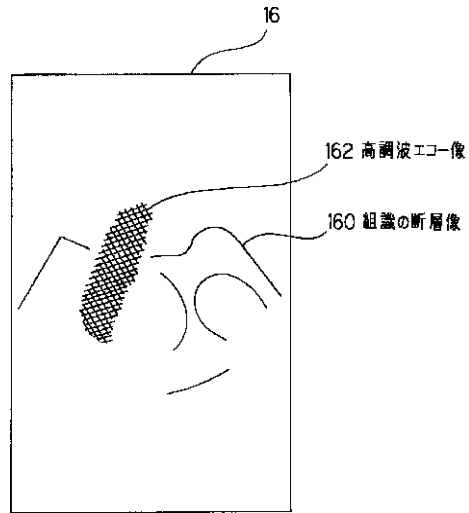
【 図 5 】



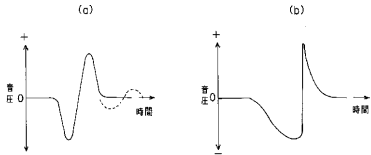
【 図 6 】



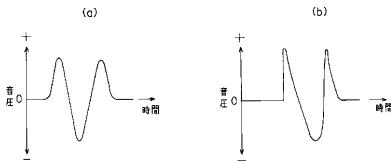
【 図 7 】



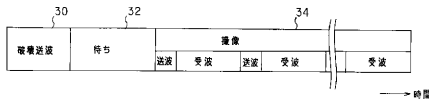
【 図 8 】



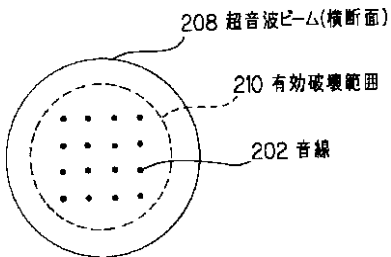
【 図 9 】



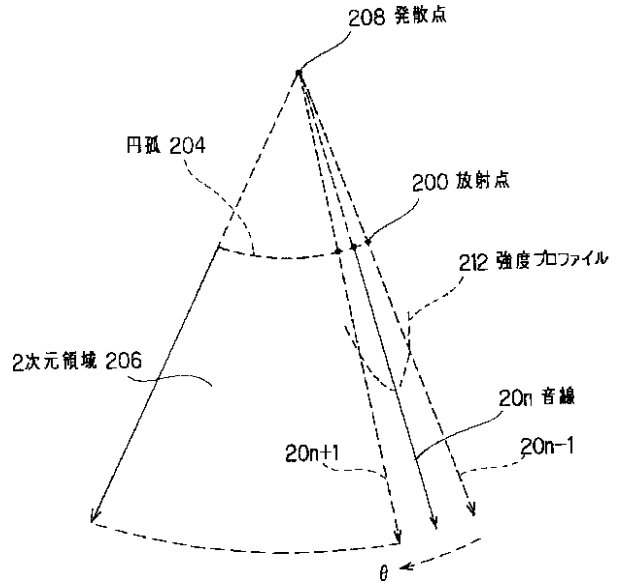
【 図 10 】



【 図 11 】



【 図 12 】



专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009006189A</a>	公开(公告)日	2009-01-15
申请号	JP2008267223	申请日	2008-10-16
[标]申请(专利权)人(译)	通用电器横河医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	ジーイー横河メディカルシステム株式会社		
[标]发明人	竹内康人		
发明人	竹内 康人		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB30 4C601/DD03 4C601/DE06 4C601/EE04 4C601/HH04 4C601/HH27 4C601/HH29		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：使用微气球破坏后产生的气泡进行对比成像。解决方案：具有破坏微气球造影剂中的微气球壳的声压的第一超声波被传输到注射有微气球造影剂的对象，并且该第一超声波被传输。在一定时间后发送第二超声波，并且基于第二超声波的回波生成图像。 [选择图]图10

