

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) **公開特許公報** (A) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 165794

(P2002 - 165794A)

(43)公開日 平成14年6月11日(2002.6.11)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

テ-マコ-ト* (参考)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 5 数)

(21)出願番号 特願2000 - 366562(P2000 - 366562)

(22)出願日 平成12年12月1日(2000.12.1)

(71)出願人 000005201

富士写真フイルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(72)発明者 新井 久夫

神奈川県南足柄市中沼210番地 富士写真フ

イルム株式会社内

(74)代理人 100095843

弁理士 釜田 淳爾 (外 2 名)

F タ-ム (参考) 4C301 DD01 EE20 HH02 HH26

(54)【発明の名称】 超音波撮像方法および超音波撮像装置

(57)【要約】

【課題】 時間的分解能を低下せずにサブハーモニックエコーを検出できる超音波撮像方法および超音波撮像装置を提供すること。

【解決手段】 任意の時間間隔で2回以上超音波を照射したときに等しいサブハーモニックエコーが得られるような条件下で、超音波造影剤に超音波を照射し、発生するサブハーモニックエコーを利用する工程を含むことを特徴とする超音波撮像方法。

【特許請求の範囲】

【請求項1】 任意の時間間隔で2回以上超音波を照射したときに等しいサブハーモニックエコーが得られるような条件下で、超音波造影剤に超音波を照射し、発生するサブハーモニックエコーを利用する工程を含むことを特徴とする超音波撮像方法。

【請求項2】 任意の時間間隔で2回以上超音波を照射したときに等しいサブハーモニックエコーが得られるような条件下で、超音波造影剤に超音波を照射する超音波照射部、および、発生するサブハーモニックエコーを利用して画像を形成する画像形成部を有することを特徴とする超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波撮像方法および超音波撮像装置に関し、特に、マイクロバブル(microbubble)造影剤からのサブハーモニックエコー(sub harmonic echo)についての超音波撮像方法および超音波撮像装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、胸部ならびに腹部領域の診断において、血流情報を得ることができる超音波診断法が著しく発展している。特に、造影剤を用いる超音波撮像が開発され、より正確な血流情報が得られるようになってきている。これら超音波造影では、直径が1～数 μm の多数のマイクロバブルを液体に混入したマイクロバブル造影剤を用いる。マイクロバブルは生体に無害な気体を、生体に無害な物質からなる殻に封入したものとなっている。

【0003】マイクロバブルからの信号には、その非線形性に基づく第2高調波やサブハーモニックが見られ、特にサブハーモニックエコーに基づいて画像を形成する、いわゆるサブハーモニックイメージングが検討され始めている。

【0004】マイクロバブルのサブハーモニックエコーは、ある音圧以上の入射超音波を送信して、造影剤を破壊することによって発生することが知られている(P. M. Shankar et al, J. Acoust. Soc. Am., 106(4), 2104 (1999))。このため、超音波をある閾値以上の音圧で送信して、造影剤を破壊した結果得られたサブハーモニックエコーを利用して超音波信号撮像がなされている(特開平11-137547号公報、特開平11-137548号公報、特開2000-5167号公報)。しかしながら、造影剤を破壊すると、その時点で造影剤が存在しなくなるので、次の瞬間の情報を取得することが不可能になってしまう。このため、従来の超音波撮像方法には、時間的分解能を向上させることが難しいという問題があった。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】これらの従来技術の問

題点を考慮して、本発明は、時間的分解能を低下せずにサブハーモニックエコーを検出できる超音波撮像方法および超音波撮像装置を提供することを課題とした。

【0006】

【課題を解決するための手段】本発明者は鋭意検討を重ねた結果、任意の時間間隔で2回以上超音波を照射したときに等しいサブハーモニックエコーが得られるような条件下で、超音波造影剤に超音波を照射し、発生するサブハーモニックエコーを利用する工程を含むことを特徴とする超音波撮像方法によれば、課題を解決しうることを見出した。また、本発明は、任意の時間間隔で2回以上超音波を照射したときに等しいサブハーモニックエコーが得られるような条件下で、超音波造影剤に超音波を照射する超音波照射部、および、発生するサブハーモニックエコーを利用して画像を形成する画像形成部を有することを特徴とする超音波撮像装置も提供する。

【0007】

【発明の実施の形態】以下において、本発明の超音波撮像方法および超音波撮像装置について図面を参照しながら詳細に説明する。なお、本明細書において「～」はその前後に記載される数値をそれぞれ最小値および最大値として含む範囲を示す。超音波撮像装置のブロック図を図1に示す。本装置は本発明の超音波撮像装置における実施形態の一例である。本装置の構成によって、本発明の超音波撮像装置についての実施形態の一例が示される。本装置の動作によって、本発明の超音波撮像方法についての実施形態の一例が示される。なお、本発明の範囲は当該図面により限定的に解釈されるべきものではない。

【0008】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)20を有する。超音波プローブ20は、図示しない超音波トランスデューサーアレイ(transducer array)を有する。超音波プローブ20は、図示しない操作者により被検体10に当接されて使用される。被検体には、予めマイクロバブル造影剤101が注入されている。

【0009】受信部30のブロック図を図2に示す。ここで、送波タイミング発生回路322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ー(beamformer)321に入力するようになっている。

【0010】超音波プローブ20は送受信切換回路311に接続されている。送受信切換回路311には、送波タイミング発生回路322が周期的に発生して送波ビームフォーマ321に入力する送波タイミング信号に基づいて、送波ビームフォーマ321が発生する送波ビームフォーミング信号、すなわち、超音波トランスデューサーアレイ中の送波アパーチャ(aperture)を構成する複数の超音波トランスデューサーを時間差をもって駆動する複数の駆動信号が入力されるようになっている。駆動信号の波形は、送波超音波の音圧波形が後述のような波形と

なるように選ばれている。送受信切換回路311は、複数の駆動信号を超音波トランスデューサアレイに入力するようになっている。アレイ中の送波アパーチャを構成する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送波する。それら超音波の波面合成により超音波ビームが形成される。

【0011】超音波プローブ20が受波した被検体からのエコーを受信すると信号は送受信切換回路311に与えられる。送受信切換回路311は、超音波トランスデューサアレイ中の受波アパーチャが受波した複数のエコー信号を受波ビームフォーマ331に入力するようになっている。受波ビームフォーマ331は、複数の受波エコーに時間差を付与して位相を調整し次いでそれらを加算して、音線に沿ったエコー受信信号の形成、すなわち、受波のビームフォーミングを行なうようになっている。受波ビームフォーマ331により、受波の音線も送波に合わせて走査される。

【0012】超音波プローブ20より送信された超音波ビームは、その集束領域では例えば図3に示すような音圧波形を生じるようになっている。このときの音圧は、サブハーモニックを発生する程度の強さを有するが、マイクロバブルを破壊する程度には強くない範囲で選択する。これによって、任意の時間間隔で2回以上超音波を照射したときに等しいサブハーモニックエコーを得ることができる。

【0013】音圧の強さは使用する超音波造影剤の種類や物性値等に応じて設定する必要があるが、音波造影剤の特性については測定から直接的に求めるのは困難なので、送信超音波に対する散乱超音波の挙動を示す実験値に合うように、計算結果のフィッティングを行ったときのパラメータ値として定義した。具体的には、文献(N. de Jong et al; Ultrasonics, 32(6), 449(1994))に記載されている超音波造影剤の挙動を記述するRayleigh-Plesset方程式と、その解を使用した散乱波の散乱係数と消衰係数の算出法(P. J. A. Frinking et al; Ultrasound in Med. & Biol., 24(4), 523(1998))とを利用して散乱係数と消衰係数の計算値を出し、それを実験値と比較して、最適なフィットをした時のパラメータ S_f 、 S_p を超音波造影剤の物性を規定する値とした。

【0014】その定義に従って、超音波造影剤の物性と音圧の強さを適宜設定する。例えば、 S_f 値が $0 \sim 3$ (Ns/m)で S_p が $0.2 \times \exp 10^{-6} \sim 20 \times \exp 10^{-6}$ (N/m)の場合について、音圧としては、20kPa \sim 500kPaにすることが好ましく、50kPa \sim 200kPaにすることがより好ましい。

【0015】それらのパラメータの変更方法としては、 S_f を大きくするためには、内部気体を例えば空気からArに変更すればよい。また S_p を小さくするためには、例えば尿素を加えて造影剤のシェルを柔らかくしたり、大きくするためには、例えば多価のカチオンを加えることに

より、架橋させてシェルを堅くしたりすることで変更できる。

【0016】上記の波形の超音波は被検体10に入射されエコー信号が超音波プローブ20に返される。

【0017】超音波ビームの送波は、送波タイミング発生回路322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。超音波ビームの方位は送波ビームフォーマ321によって順次変更される。それによって、被検体10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10の内部が音線順次で走査される。このような構成の送受信部30は、例えば図4に示すような走査を行なう。すなわち、放射点200からz方向に延びる超音波ビーム(音線202)が扇状の2次元領域206を方向に走査し、いわゆるセクタスキャン(sector scan)を行なう。

【0018】送波および受波のアパーチャを超音波トランスデューサアレイの一部を用いて形成するとき、このアパーチャをアレイに沿って順次移動させることにより、例えば図5に示すような走査を行なうことができる。すなわち、放射点200からz方向に発する音線202を直線状の軌跡に沿って平行移動させることにより、矩形状の2次元領域206がx方向に走査され、いわゆるリニアスキャン(linear scan)が行なわれる。また、超音波トランスデューサアレイが、超音波送波方向に張り出した円弧に沿って形成されたいわゆるコンベックスアレイ(convex array)である場合は、リニアスキャンと同様な音線操作により、例えば図6に示すように、音線202の放射点200を円弧状の軌跡に沿って移動させ、扇面状の2次元領域206を方向に走査して、いわゆるコンベックススキャンが行なえる。

【0019】送受信部30は波形処理部40に接続され、各音線毎にエコー受信信号を波形処理部40に入力するようになっている。波形処理部40はBモードが画像データを形成するものである。波形処理部40は、例えば図7に示したように基本処理部41とサブハーモニック処理部42を備えている。基本処理部41及びにはサブハーモニック処理部42には受波ビームフォーマ331の出力信号が共通に入力される。

【0020】基本波処理部41は、基本波エコーすなわち送波超音波の基本周波数と同じ周波数を持つエコー受信信号を通過させる図示しないフィルタ(filter)を有する。基本波処理部41は、入力信号につき、基本波エコー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モード画像データを形成するようになっている。すなわち波形処理部40は基本波エコーに基づくBモード画像データを生成する。

【0021】サブハーモニック演算処理部42は、入力信号につき、サブハーモニックエコー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た信号とする。この輝度信号を距離軸上の単位距離当たりでの変化信号に変換した後、Bモード画像データを形成するようになっている。すなわちサブハーモニック演算処理部42は、サブハーモニックエコーに基づくBモード画像データをそれぞれ生成する。

【0022】波形処理部40は画像処理部50に接続されている。画像処理部50は、本発明における画像生成手段の実施形態の一例である。画像処理部50は、波形処理部40から入力される複数系統のBモード画像データに基づいて複数のBモード画像をそれぞれ生成するものである。

【0023】画像処理部50は図8に示すように、音線データメモリ51、デジタルスキャンコンバータ52、画像メモリ53を備えている。

【0024】波形処理部40から音線毎に入力された基本波エコーおよびサブハーモニックエコーによるBモード画像データは、画像処理部50内の音線データメモリ51にそれぞれ記憶される。音線データメモリ51内にはそれぞれの音線データ空間が形成される。音線データメモリ51内の音線データ空間はデジタル・スキャンコンバータ52の走査変換によって音線データ空間のデータを物理空間のデータに変換される。デジタル・スキャンコンバータ52によって変換された画像データは、画像メモリ53に記憶される。すなわち、画像メモリ53は物理空間の画像データを記憶する。音線データメモリ51および画像メモリ53のデータは図示しない画像処理プロセッサによってそれぞれ所定のデータ処理を施される。

【0025】画像処理部50には表示部60が接続されている。表示部60は、画像処理部50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60は、カラー(color)画像が表示可能なものとなっている。

【0026】以上のブロック図に示した各部は図示しない制御部に接続されている。制御部は、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。制御部による制御の下で、超音波撮像が遂行される。さらに、制御部には操作部が接続されている。操作部は操作者によって操作され、制御部に所望の指令や情報を入力するようになっている。操作部は、例えばキーボード(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。

【0027】本装置の動作を説明する。操作者は、超音*

*波プローブ20を被検体10の所望の個所に当接し、操作部を操作して撮像を行なう。制御部による制御の下で音線順次スキャンにより超音波の送受信を行ない、撮像が遂行される。すなわち、例えば図4に示したようなセクタスキャンを音線順次で行ない、各音線ごとに超音波ビームを送波し、そのエコーを受信し、エコー受信信号に基づいてBモード画像を生成する。勿論、図5および図6に示したリニアスキャンおよびコンベックスキャンを行なうようにしても良い。

10 【0028】このとき送波する超音波ビームは、例えば図3に示した音圧波形を持ち、マイクロバブル101を連続振動させ、サブハーモニックエコーを生じさせる。各音線のエコー受信信号に基づき、画像処理部でBモード画像データが形成される。Bモード画像データは、基本波エコーに基づくものとサブハーモニックエコーに基づくものとがそれぞれ形成され、画像処理部50内の音線データメモリに記憶される。音線データメモリ内の音線データをデジタル・スキャンコンバータ52で走査変換してそれぞれ画像メモリ53に書き込む。操作者は、操作部を操作して、これらのBモード画像を表示部60に表示させる。

【0029】以上、Bモード撮像を行なう例について説明したが、超音波撮像はBモード撮像に限るものではなく、サブハーモニックエコーのドップラシフト(Doppler shift)を利用して動態画像を撮像するようによいのはいうまでもない。

【0030】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明によれば、時間的分解能を低下せずにサブハーモニックエコーを検出できる超音波撮像方法および装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の実施形態における装置の一例のブロック図である。

【図2】 本発明の実施形態における装置の一例における受信部のブロック図である。

【図3】 本発明の実施形態における送波超音波の音圧波形の一例を示す波形図である。

【図4】 本発明の実施形態における装置の一例の音線走査概念図である。

【図5】 本発明の実施形態における装置の一例の音線走査概念図である。

【図6】 本発明の実施形態における装置の一例の音線走査概念図である。

【図7】 本発明の実施形態における装置の一例における波形処理部のブロック図である。

【図8】 本発明の実施形態における装置の一例における画像処理部のブロック図である。

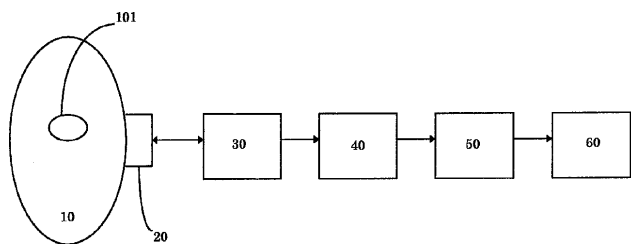
【符号の説明】

10 被検体

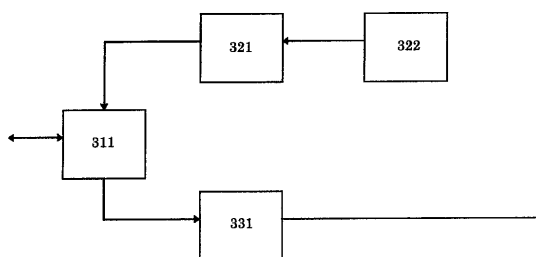
- 20 超音波プローブ
- 30 送受信部
- 40 波形処理部
- 41 基本波処理部
- 42 サブハーモニック処理部
- 50 画像処理部
- 51 音線データメモリ
- 52 デジタルスキャンコンバータ
- 53 画像メモリ

- *60 表示部
- 101 マイクロバブル造影剤
- 200 放射点
- 202 音線
- 206 2次元領域
- 311 送受切換回路
- 321 送波ビームフォーマ
- 322 送波タイミング発生回路
- * 331 受波ビームフォーマ

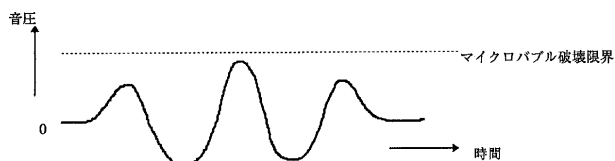
【図1】



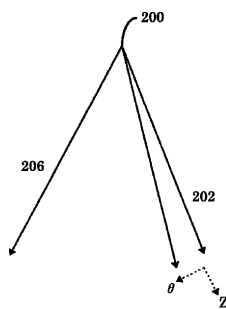
【図2】



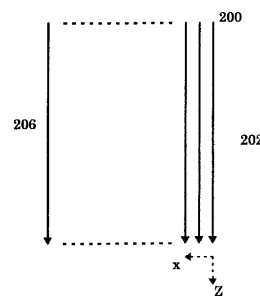
【図3】



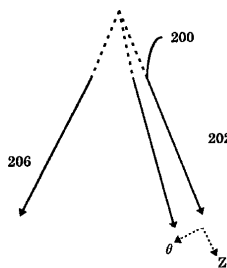
【図4】



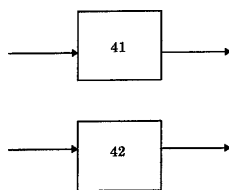
【図5】



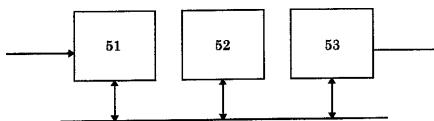
【図6】



【図7】



【図8】



专利名称(译)	超声成像方法和超声成像设备		
公开(公告)号	JP2002165794A	公开(公告)日	2002-06-11
申请号	JP2000366562	申请日	2000-12-01
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	新井久夫		
发明人	新井 久夫		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C301/DD01 4C301/EE20 4C301/HH02 4C301/HH26 4C601/DD03 4C601/DE06 4C601/DE08 4C601/DE10 4C601/EE30 4C601/HH04 4C601/HH05		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够在不降低时间分辨率的情况下检测亚谐波回波的超声成像方法和超声成像设备。 SOLUTION：在以任意时间间隔两次或两次以上照射超声波时，获得相等的亚谐波回波的条件是使用通过向超声波造影剂照射超声波而产生的亚谐波回波。一种超声成像方法，包括以下步骤：

【图8】

