

(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2009-219837

(P2009-219837A)

(43) 公開日 平成21年10月1日(2009.10.1)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F1
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 2 書面 (全4頁)

(21) 出願番号 特願2008-104102(P2008-104102)
(22) 出願日 平成20年3月17日(2008.3.17)

特許法第30条第1項適用申請有り 発行者名 社団法人日本音響学会 刊行物名 日本音響学会2008年春季研究発表会講演論文集 発行日 平成20年3月10日

(71) 出願人 501142261
秋山 いわき
神奈川県藤沢市鶴沼松が岡4-8-21
(71) 出願人 503027931
学校法人同志社
京都府京都市上京区今出川通烏丸東入玄武町601
(72) 発明者 秋山 いわき
神奈川県藤沢市鶴沼松が岡4丁目8番21号
(72) 発明者 渡辺 好章
京都府京田辺市多々羅都谷1-3同志社大学内
Fターム(参考) 4C601 BB02 DD23 DE06 DE10 EE04 EE09

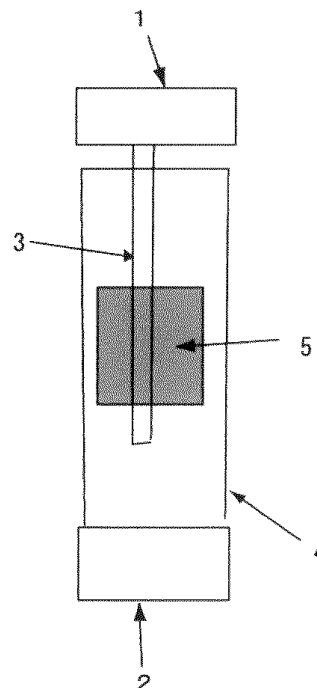
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 造影剤を用いて生体内部の血流情報を映像化する超音波診断装置において、血流内部からの反射波と血流内部以外の組織からの反射波が混在して受信される信号に対して両者を分離して映像化する。

【解決手段】 超音波プローブ1は送信中心周波数 f_1 の主に狭いビーム幅を有する超音波ビーム3を走査して画像を形成し、超音波プローブ2は送信中心周波数 f_2 の超音波ビーム3より広いビーム幅を有する超音波ビーム4を形成して、超音波ビーム4が造影剤の存在する映像化領域5を含むように、超音波プローブ1と異なる位置に配置する。造影剤の存在する映像化領域5においては、造影剤バブルは非線形振動により f_1 と f_2 の和音である $f_1 + f_2$ および差音である $|f_1 - f_2|$ の散乱波を発生し、この和音成分あるいは差音成分に基づいて超音波画像を取得することによって、造影剤バブルからのエコーと組織エコーを分離して映像化することができる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

造影剤が投与された被検体に対して超音波送受信を行なう第 1 の超音波プローブと、当該第 1 の超音波プローブとは異なる位置に配置し且つ当該第 1 の超音波プローブから送信される第 1 の超音波ビームより広いビーム幅を有する第 2 の超音波ビームを形成する第 2 の超音波プローブと、前記第 1 の超音波プローブから送信された基本周波数 f_1 の超音波信号と前記第 2 の超音波プローブから送信された基本周波数 f_2 の超音波信号が前記第 1 の超音波ビームと前記第 2 の超音波ビームとの重なる領域において前記造影剤の非線形振動によって発生する和周波数 $f_1 + f_2$ の超音波信号に基づいて超音波画像を取得する送受信手段と、
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

造影剤が投与された被検体に対して超音波送受信を行なう第 1 の超音波プローブと、当該第 1 の超音波プローブとは異なる位置に配置し且つ当該第 1 の超音波プローブから送信される第 1 の超音波ビームより広いビーム幅を有する第 2 の超音波ビームを形成する第 2 の超音波プローブと、前記第 1 の超音波プローブから送信された基本周波数 f_1 の超音波信号と前記第 2 の超音波プローブから送信された基本周波数 f_2 の超音波信号が前記第 1 の超音波ビームと前記第 2 の超音波ビームとの重なる領域において前記造影剤の非線形振動によって発生する差周波数 $|f_1 - f_2|$ の超音波信号に基づいて超音波画像を取得する送受信手段と、
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、超音波造影剤（コントラスト剤）を被検体内に注入し、この造影剤の超音波に対する強い散乱特性によりエコーが増強される性質を利用して造影剤のコントラスト像を得るようにした超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来より、気泡からなる超音波造影剤を併用したハーモニック B モード（以下、コントラストハーモニックイメージング法とも呼ぶ）により、血管を含むような各種臓器の超音波断層映像を観測することが行われる。造影剤である気泡は超音波照射により非線形振動を行い、基本波成分と共に高調波成分を含む強いエコー信号が発生する。発生した 2 次、3 次の高調波信号を取り出すことで、専ら血液に含まれる気泡からのエコー信号を高感度で取り出せる。

30

また、周波数の異なる 2 つの超音波が交差する領域に気泡等が存在すると、気泡の非線形振動によって 2 つの周波数の和周波数と差周波数の超音波が発生することが知られている。

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】**

40

【0003】

生体組織には音響的な非線形性があり、超音波伝搬とともに高調波を発生する。このため、造影剤を含む生体組織中からのエコー信号には、造影剤バブルの非線形振動による高調波と組織伝搬の非線形性による高調波が混在したものとなり、エコー信号の高調波成分を用いたコントラストハーモニックイメージング法による画像では血流だけを表示できないことがあった。

【課題を解決するための手段】**【0004】**

この問題を解決するひとつの手法は、異なる基本周波数を有する 2 つの超音波ビームの交差領域において造影剤バブルの非線形振動によって発生する両者の和周波数あるいは差

50

周波数を用いることである。交差領域に造影剤バブルが存在しなければ和周波数あるいは差周波数の発生は非常に小さいため、造影剤バブルからのエコーと組織からのエコーを分離して造影剤バブルからのエコーを取り出すことができる。

【0005】

しかし、この手法を用いて超音波画像を形成するためには、2つの超音波ビームを制御して交差領域を二次元的に走査する必要があり、さらに交差領域を確認する手法が新たに必要となる。そこで、本発明では、2つの超音波ビームの一方の超音波ビームを幅の広いものにすることによって、他方の超音波ビームの走査のみで超音波画像を取得することに着目する。すなわち、映像化領域全体を網羅するような広い超音波ビームを形成しておけば、映像化に必要な交差領域の走査はひとつの超音波プローブで形成される超音波ビームの走査と等価となり、従来の超音波画像を取得する超音波診断装置に加えて、ビーム走査を必ずしも必要としない超音波プローブを追加することによって本発明を実現できることになる。

10

【0006】

以下、図1を用いて具体的に説明する。まず、2つの超音波プローブを用意する。超音波プローブ1から送信される超音波パルスの中心周波数を f_1 とし、超音波プローブ2から送信される超音波パルスの中心周波数を f_2 とする。超音波プローブ1は主に狭いビーム幅を有する超音波ビーム3を走査して画像を形成するために使われる。超音波プローブ2は、超音波ビーム3より広いビーム幅を有する超音波ビーム4を形成して、超音波ビーム4が造影剤の存在する映像化領域5を含むように、超音波プローブ1の対向した位置に配置する。造影剤の存在する映像化領域5においては、超音波ビーム3と超音波ビーム4が重なっているため、超音波プローブ1から送信された超音波パルスと超音波プローブ2から送信された超音波パルスが同時に造影剤バブルを励振することとなる。造影剤バブルは非線形振動により f_1 と f_2 の和音である $f_1 + f_2$ の周波数成分および差音である $|f_1 - f_2|$ の周波数成分を含む散乱波を発生する。これらの周波数成分は映像化領域5の中の造影剤バブルからのエコーのみに現れ、造影剤バブルの存在しない組織からのエコー中では非常に小さいものとなるため、両者を分離して造影剤バブルのエコーのみを抽出し、造影剤バブルの分布を映像化することができる。したがって、超音波プローブ1は送波される超音波ビーム1を走査しながら、受信エコーから和音あるいは差音の周波数成分を抽出して映像化するが、2つのプローブから送信される2つの超音波パルスが映像化領域5で時間的および空間的に重なるように、両者の送信タイミングを制御する必要がある。なお、図1では2つの超音波プローブを対向する位置に配置したが、図2のように同じ方向から超音波を送信して交差するように配置しても本発明を実現できる。異なる中心周波数を有する2つの超音波が組織伝搬中に発生する和音および差音成分は両者の超音波進行方向の角度の余弦値に比例したものとなるため、対向した180度の角度で交わる場合が最も小さくなる。したがって、図1のように対向した位置に2つの超音波プローブを配置した場合が、図2のような場合と比べて、造影剤バブルからのエコーと組織からのエコーの分離については効率が良いことになる。

20

30

【発明の効果】

【0007】

本発明を用いることによって取得される画像は、静脈中に造影剤を注射して検査を行なおうとする領域内の微小な血流分布を組織エコー像と分離して表示できるため、肝臓がん等の腫瘍の診断を行なうために重要な情報を提供することができる。

40

【実施例】

【0008】

本発明による実施例を図3に基づいて説明する。従来の超音波診断装置と同様に狭いビーム幅を有する超音波ビームを形成する超音波プローブ11を用意する。超音波ビーム31より広いビーム幅を有する超音波ビーム41を形成する超音波プローブ21を用意する。超音波プローブ11は超音波ビーム31を走査して、関心領域51を映像化する。超音波プローブ21は超音波ビーム41が関心領域51全体を含むように配置する。被検体7

50

へ造影剤を静脈注射して、それが関心領域 5 1 に到達した後、超音波プローブ 1 1 から中心周波数 f_1 の超音波パルスを送信し、超音波プローブ 2 1 から中心周波数 f_2 の超音波パルスを送信する。超音波画像取得装置 6 は超音波プローブ 1 1 から送信された超音波パルスと超音波プローブ 2 1 から送信された超音波パルスが関心領域 5 1 で重なるように超音波パルスの送信タイミングを制御する。関心領域 5 1 からのエコーは超音波プローブ 1 1 で受信され、超音波画像取得装置 6 で f_1 と f_2 の和音成分または f_1 と f_2 の差音成分を抽出する。超音波画像取得装置 6 は、超音波ビーム 3 1 を走査しながら、和音成分あるいは差音成分の画像を形成してそれぞれを表示する。また、和音ならびに差音成分を超音波プローブ 2 1 で受信して超音波画像取得装置 6 によって画像を形成することも可能である。

10

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図 1】 対向した位置に配置した 2 つの超音波プローブおよびそれぞれから形成される 2 つの超音波ビームを示した図。

【図 2】 並んだ位置に配置した 2 つの超音波プローブおよびそれぞれから形成される 2 つの超音波ビームを示した図。

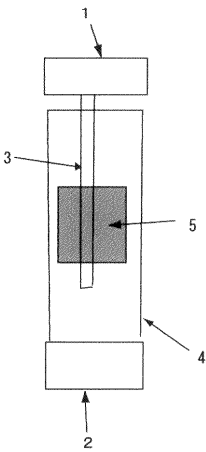
【図 3】 本発明による実施例。

【符号の説明】

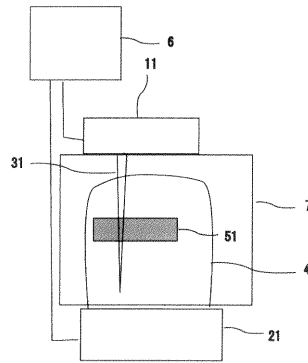
1・・・超音波プローブ、2・・・超音波プローブ、3・・・超音波ビーム、4・・・超音波ビーム、5・・・造影剤の存在する映像化領域、6・・・超音波画像取得装置、7・・・被検体、11・・・超音波プローブ、21・・・超音波プローブ、31・・・超音波ビーム、41・・・超音波ビーム、51・・・関心領域

20

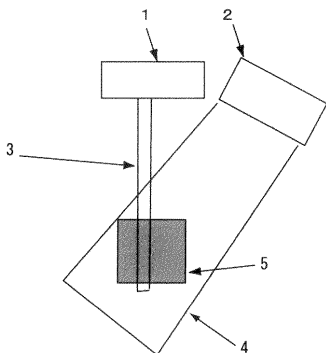
【図 1】



【図 3】



【図 2】



专利名称(译)	超声检查		
公开(公告)号	JP2009219837A	公开(公告)日	2009-10-01
申请号	JP2008104102	申请日	2008-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	秋山馨 学校法人同志社		
申请(专利权)人(译)	秋山易威奇 学校法人同志社		
[标]发明人	秋山いわき 渡辺好章		
发明人	秋山 いわき 渡辺 好章		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD23 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/EE04 4C601/EE09		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在超声诊断设备中接收来自血流内部的反射波与来自血流内部以外的组织的反射波的混合波，以使用造影剂可视化活体内的血流信息。相反，两者是分开显示的。超声探头（1）扫描具有窄束宽度的透射中心频率（ f_1 ）的超声束（3）以形成图像，并且超声探头（2）具有透射中心频率（ f_2 ）。形成具有比超声波束3宽的光束宽度的超声波束4，并布置在与超声波探头1的位置不同的位置处，使得超声波束4包括其中存在造影剂的成像区域5。在存在造影剂的成像区域5中，由于非线性振荡，造影剂气泡是 f_1 和 f_2 的和弦， $f_1 + f_2$ 和差异色调 $|f_1 - f_2|$ 产生散射波，并基于该和弦分量或差异音调分量获取超声图像，以分离和可视化造影剂气泡和组织回波的回声。你可以 [选型图]图1

