

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

**特表2007-513727****(P2007-513727A)**(43) 公表日 **平成19年5月31日(2007.5.31)**

(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 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2006-544643 (P2006-544643)  
 (86) (22) 出願日 平成16年12月7日 (2004.12.7)  
 (85) 翻訳文提出日 平成18年6月15日 (2006.6.15)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2004/052698  
 (87) 国際公開番号 W02005/059591  
 (87) 国際公開日 平成17年6月30日 (2005.6.30)  
 (31) 優先権主張番号 60/529,781  
 (32) 優先日 平成15年12月16日 (2003.12.16)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

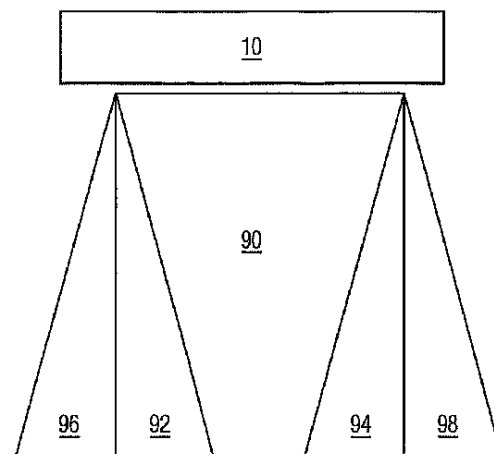
(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ  
 オランダ国 5621 ペーアー アイン  
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ  
 1  
 (74) 代理人 100070150  
 弁理士 伊東 忠彦  
 (74) 代理人 100091214  
 弁理士 大貫 進介  
 (74) 代理人 100107766  
 弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 空間合成による超音波診断造影画像

## (57) 【要約】

超音波画像診断システム及び方法は、パルス反転技術によって分離される高調波造影剤の空間合成画像を作るために提供される。異なる変調特性を有するビームは、異なる視線方向で送信される。整列されたビームは、パルス反転によって高調波造影信号成分を分離するよう、非線形信号分離装置によって結合される。異なる視線方向からの高調波造影信号は、空間合成された高調波造影画像を作るよう、空間合成処理装置によって結合される。示される実施例において、空間合成された高調波造影画像は、組織画像をオーバーレイする。例えばマルチライン取得のような異なった変調及びビーム操作技術が、また、造影剤画像の空間合成に関して開示される。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

造影剤を用いる超音波画像化方法であって：

複数の視線方向から関心領域に高周波の音波を当てるステップ；

受信したエコー信号から非線形信号成分を分離するステップ；及び

前記関心領域において前記造影剤の空間的に合成された画像を作るよう、異なる視線方向からの信号を結合するステップ；

を有する方法。

## 【請求項 2】

前記非線形信号成分を分離するステップは、パルス反転高調波分離によって非線形信号成分を分離するステップを更に有することを特徴とする、請求項 1 記載の方法。 10

## 【請求項 3】

前記高周波の音波を当てるステップは、異なる変調を受けた送信信号を用いて前記関心領域に高周波の音波を当てるステップを更に有することを特徴とする、請求項 2 記載の方法。

## 【請求項 4】

前記高周波の音波を当てるステップは、位相、振幅又は極性のうちの1つ又はそれ以上において異なる変調を受けた送信信号を用いて前記関心領域に高周波の音波を当てるステップを更に有することを特徴とする、請求項 3 記載の方法。

## 【請求項 5】

前記高周波の音波を当てるステップは、異なる変調を受けた送信信号を用いて前記関心領域に高周波の音波を当てるステップを更に有し；且つ 20

前記非線形信号成分を分離するステップ及び前記異なる視線方向からの信号を結合するステップは、両方とも、空間合成処理装置によって実行される；

ことを特徴とする、請求項 1 記載の方法。

## 【請求項 6】

前記結合するステップは、前記関心領域において前記造影剤の空間的に合成された画像を作るよう、異なる視線方向からの非線形信号成分を結合するステップを更に有することを特徴とする、請求項 1 記載の方法。

## 【請求項 7】

前記結合するステップは、空間的に合成された組織画像を作るよう、異なる視線方向からの基本周波数信号を結合するステップを更に有し；且つ 30

前記造影剤の空間的に合成された画像によりオーバーレイされた前記空間的に合成された組織画像の画像を作るステップを更に有する；

ことを特徴とする、請求項 6 記載の方法。

## 【請求項 8】

組織画像を作るステップを更に有し；且つ

前記造影剤の空間的に合成された画像によりオーバーレイされた前記組織画像の画像を作るステップを更に有する；

ことを特徴とする、請求項 6 記載の方法。 40

## 【請求項 9】

前記高周波の音波を当てるステップは、2 又はそれ以上の視線方向において夫々のビーム方向に沿って異なった送信特性によって複数回送信するステップを更に有することを特徴とする、請求項 3 記載の方法。

## 【請求項 10】

前記高周波の音波を当てるステップは：

2 つの視線方向において夫々のビーム方向に沿って異なった送信特性によって複数回送信及び受信を行うステップ；及び

第 3 の視線方向において夫々のビーム方向に沿って基本周波数で送信及び受信を行うステップ；

を更に有することを特徴とする、請求項 9 記載の方法。

【請求項 1 1】

前記高周波の音波を当てるステップは、2 又はそれ以上の視線方向において夫々のビーム方向に沿って異なった送信特性によって複数回送信し、夫々の送信イベントに応答して、複数の、空間的に異なった受信ビーム方向に沿って受信するステップとを更に有することを特徴とする、請求項 9 記載の方法。

【請求項 1 2】

前記高周波の音波を当てるステップは、2 又はそれ以上のビーム方向で、異なった送信特性の空間的に交互配置されたビームを送信するステップを更に有し、

前記非線形信号成分を分離するステップは、前記交互配置された送信ビームの中心に走査線を挿入するステップを更に有することを特徴とする、請求項 3 記載の方法。 10

【請求項 1 3】

高調波造影剤を含む関心領域を撮像するための超音波画像診断システムであって：

異なる方向を向く視線方向でビームを送信するよう動作する超音波アレイトランスデューサ；

前記送信ビームに異なる変調を施すよう動作する、前記アレイトランスデューサへ結合された送信器；

前記関心領域内の超微粒気泡からのエコー信号を受信するよう、前記アレイトランスデューサへ結合された受信ビームフォーマ；

前記ビームフォーマへ結合された検出装置； 20

超微粒気泡からのエコーに反応して、空間的に合成された高調波造影剤画像信号を作る空間合成処理装置；及び

空間的に合成された高調波造影剤画像を表示するための、前記空間合成処理装置へ結合された表示装置；

を有する超音波画像診断システム。

【請求項 1 4】

前記検出装置は、異なる変調を受けた送信ビームからのエコーに反応して、パルス反転によって高調波造影剤信号を分離するよう動作する非線形信号分離装置を更に有することを特徴とする、請求項 1 3 記載の超音波画像診断システム。

【請求項 1 5】 30

前記受信ビームフォーマは、1 つの送信イベントに反応して、複数の、空間的に異なった受信ビームを受信するよう動作するマルチライン受信ビームフォーマを更に有することを特徴とする、請求項 1 3 記載の超音波画像診断システム。

【請求項 1 6】

前記検出装置は、ドップラー検出装置を更に有することを特徴とする、請求項 1 3 記載の超音波画像診断システム。

【請求項 1 7】

前記検出装置は、組織画像信号を検出するよう動作する B モード検出装置を更に有し、

前記表示装置は、更に、高調波造影剤画像によりオーバーレイされた組織画像を表示するよう動作することを特徴とする、請求項 1 4 記載の超音波画像診断システム。 40

【請求項 1 8】

前記検出装置は、ドップラー検出装置を更に有し、

前記表示装置は、更に、カラードップラー高調波造影剤画像によりオーバーレイされた組織画像を表示するよう動作することを特徴とする、請求項 1 7 記載の超音波画像診断システム。

【請求項 1 9】

前記送信器は、位相、振幅又は極性のうちの 1 つ又はそれ以上において送信ビームに異なる変調を施すよう動作する、前記アレイトランスデューサへ結合された送信器を更に有することを特徴とする、請求項 1 3 記載の超音波画像診断システム。

【請求項 2 0】 50

造影剤を用いる超音波画像化方法であって：

複数の視線方向から関心領域に高周波の音波を当てるステップ；及び

異なる視線方向から受信したエコー信号を結合し、受信したエコー信号の非線形信号成分を分離して、前記関心領域において前記造影剤の空間的に合成された画像を作るステップ、

を有し、

異なる視線方向の送信信号は、異なる変調を受けることを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療診断用画像システム、具体的には、空間合成によって人体内の造影剤を画像化する超音波診断画像システムに関する。

【背景技術】

【0002】

人体内の血流及び組織脈管構造の超音波画像は、超音波造影剤を血流に注入することによって著しく増強され得る。造影剤は、超音波を極めて反射する浮遊超微粒気泡の溶液である。超微粒気泡が画像化される脈管構造及び血管を通して移動する際に、超微粒気泡からの強いエコー反射は、血流を超音波画像中で照らし出し、臨床医学者が心臓及び血管の状態をより明らかに診断することを可能にする。これは、例えば、合衆国特許5,833,613 (Averkiou等)に記述される。超微粒気泡からのエコー信号の高調波成分は、脈管構造が、組織背面に対して、より容易に分割され、表示されることを可能にする。これは、合衆国特許5,951,478 (Hwang等)に記述される。

【0003】

造影剤は、幾つかの異なる方法で使用され得る。1つは、超微粒気泡を分裂又は破壊する高エネルギー（高MI）超音波を画像フィールドに当てることである。分裂イベントは、容易に検出及び表示をなされ得る強い非線形反射を作る。これは、合衆国特許5,456,257 (Johnson等)に記述される。しかし、現在開発されている造影剤の新しい世代により、非線形応答は、超微粒気泡の実質的な分裂を伴わずに導出可能であり、一度の造影剤注入においてより拡大された画像セッションを可能にする。この技術において、超微粒気泡は、低い送信エネルギー（低MI）で連続して画像化可能である。これは、合衆国特許6,171,246 (Averkiou等)に記述される。

【特許文献1】合衆国特許5,833,613 (Averkiou等)

【特許文献2】合衆国特許5,951,478 (Hwang等)

【特許文献3】合衆国特許5,456,257 (Johnson等)

【特許文献4】合衆国特許6,171,246 (Averkiou等)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、低MI造影画像は、しばしば、非常に低い信号対雑音比と、欠陥のある距離分解能と、総体的な画像美とをもたらす。これは、帰還エコーの強度を低下させる最小限の超微粒気泡分裂のために、可能な最低MIを用いることを望むことに因る。このような弊害は、また、マルチパルス法が、例えば合衆国特許5,706,819 (Hwang)及び5,577,505 (Broock-Fisher等)に記述されるように、造影エコーの非線形成分を分離するために用いられる場合に見られる。パルス反転と呼ばれるこのような技術は、高調波分離のために複数のパルスの送信を必要とする。従って、良好な画像美の利点を保ちながら、造影画像の品質を改善することが好ましい。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の原理に従って、超音波画像診断システムは、空間合成によって超音波造影画像化を実行することを可能にする。関心領域は、複数の異なる視線方向からのビームによっ

10

20

30

40

50

て調べられ、後方散乱信号は、高調波分離のために処理され、空間合成された高調波造影画像を作るよう結合される。空間合成は、画像スベックルを低減して、アーチ状の解剖学的特徴の明確さを改善するのみならず、低 M I 画像の信号対雑音をも改善する。幾つかの示される実施例において、空間合成のための成分画像は、非線形信号成分がパルス反転によって分離されることを可能にする方法で取得される。他の実施例において、空間合成された高調波造影画像の取得レートは、補間によるパルス反転分離により改善される。更なる他の実施例において、基本及び高調波取得はコントラスト増強された血流の空間合成オーバーレイにより組織画像を作るよう交互配置される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0006】

10

図 1 を参照すると、本発明の原理に従って構成された超音波画像診断システムが、ブロック図形式で示されている。このシステムは、超音波送信ビームにより撮像される人体の 2 又は 3 次元領域を走査することによって動作する。アレイトランスデューサ 12 を有する走査ヘッド 10 は、点線で示された長方形及び平行四辺形によって表された画像フィールドに亘って、異なった角度（視線方向）でビームを送信する。走査線の 3 つのグループは、夫々、走査ヘッドに対して異なる角度に向けられており、図中で A、B 及び C と符号を付されて示されている。ビームの送信は、アレイ沿いの所定の原点から所定の角度で夫々のビームを送信するように、アレイトランスデューサの素子の夫々の作動の位相及び時間を制御する送信器 14 によって制御される。夫々のビームは、その向けられた経路に沿って、人体を通して送信されるので、ビームは、送信した周波数成分に対応する線形及び非線形な（基本及び高調波）成分を有するエコー信号を戻す。送信信号は、ビームによって衝突された造影剤超微粒気泡の非線形応答によって変調され、それによって、高調波成分を有するエコー信号を発生させる。

20

【0007】

図 1 の超音波システムは、人体内の散乱体からの高調波エコー成分の帰還のために、所望のビーム方向で、選ばれた変調特性から成る波又はパルスを送信する送信器 16 を利用する。送信器は、送信ビームの周波数成分、それらの相対的な強度又は振幅、及び送信信号の位相又は極性を含め、図中に示されている送信ビームの特性を決定する多数の制御パラメータに応答する。送信器は、送信 / 受信スイッチ 14 によって、走査ヘッド 10 のアレイトランスデューサ 12 の素子へ結合されている。アレイトランスデューサは、平面（2 次元）画像化のための 1 次元配列又は 2 次元若しくは体積（3 次元）画像化のための 2 次元配列でありうる。

30

【0008】

トランスデューサアレイ 12 は、トランスデューサ通過域の範囲内にある基本及び高調波成分を含む人体からのエコーを受信する。これらのエコー信号は、スイッチ 14 によって、ビームフォーマ 18 へ結合される。ビームフォーマ 18 は、異なるトランスデューサ素子からのエコー信号を適切に遅延させて、それらを、受信ビーム方向に沿って浅いところからより深い深さまで一連の基本及び高調波信号を形成するよう結合する。望ましくは、ビームフォーマは、近くのフィールドから遠くのフィールドまで一連の不連続なコヒーレント・デジタル・エコー信号を作るよう、デジタル化されたエコー信号に作用するデジタル式ビームフォーマである。ビームフォーマは、単一の送信ビームにตอบสนองして複数の空間的に不連続な受信走査ラインに沿ってエコー信号の 2 又はそれ以上の列を作るマルチライン・ビームフォーマであっても良い。このようなビームフォーマは、特に、以下の実施例のうちの幾つかで述べられるように、3 次元画像化、及び空間的に合成された造影画像の高速取得のために、有益である。ビーム形成されたエコー信号は、集合体メモリ 22 へ結合される。送信器 16 及びビームフォーマ 18 は、システム制御部 60 の制御下で動作する。システム制御部 60 は、超音波システムのユーザによって操作されるユーザインターフェース 20 における制御設定にตอบสนองする。システム制御部 60 は、所望の角度、送信エネルギー、周波数及び変調特性で所望の数の走査ライン群を送信するよう、送信器を制御する。システム制御部 60 は、また、用いられる開口度及び画像深度に関して受信した

40

50

エコー信号を適切に遅延させて結合するよう、デジタル式ビームフォーマを制御する。

【0009】

本発明の1つの態様に従って、複数の波又はパルスは、異なる変調技術を用いて、夫々のビーム方向で送信され、結果として、画像フィールド内の夫々の走査点に係る複数のエコーが受信される。共通の空間配置に対応するエコーは、本明細書中でエコーの集合体と呼ばれ、集合体メモリ22に記憶される。集合体メモリ22から、それらエコーは取り出されて、まとめて処理される。集合体のエコーは、造影剤の所望の非線形信号又は高調波信号を作るよう、非線形信号分離装置24によって、以下で更に詳細に述べられるような種々の方法で結合される。この高調波分離は、非線形成分を増強によって強め、結合されたエコー信号の異なる送信変調による相殺によって基本成分を抑えるよう動作する。用いられる変調技術は、振幅変調、位相変調、極性変調又はそれらの組合せでありうる。「非線形エコー結合を用いる超音波スペckle低減(Ultrasonic Speckle Reduction Using Nonlinear Echo Combinations)」と題された同時出願の合衆国特許(出願代理人明細書ATL-347)によると、異なる変調を受けた信号のエコーは、非線形分離のために結合される。分離された信号は、不要な周波数成分を取り除くよう、フィルタ62によってフィルタ処理をなされる。高調波造影剤を画像化する際に、フィルタ62の通過帯域は、送信帯域の高調波を通すよう設定される。フィルタ処理された信号は、検出装置64によってBモード又はドップラー検出を受ける。Bモード画像化のために、検出装置64は、エコー信号エンベロープの振幅検出を実行しうる。ドップラー画像化のために、エコーの集合体は、画像内の夫々の点に関してまとめられ、ドップラー偏移又はドップラー電力強度を推定するようドップラー処理される。

【0010】

本発明の他の態様に従って、デジタルエコー信号は、処理装置30における空間合成によって処理される。デジタルエコー信号は、予備処理装置32によって最初に予備的処理をなされる。予備処理装置32は、必要に応じて、重み係数により信号サンプルを予め重み付けすることができる。サンプルは、特定の合成画像を形成するために用いられる成分フレームの数の関数である重み係数により予め重み付け可能である。予備処理装置は、また、合成されたサンプル又は画像の数が変化するときの遷移を滑らかにするように、1つの重複成分画像の端にあるエッジラインを重み付けすることができる。次に、予備的処理をなされた信号サンプルは、再サンプリング装置34において再サンプリングを受けても良い。再サンプリング装置34は、1つの成分画像の推定を、他の成分画像の推定へ、又は表示空間の画素へ、と空間的に再編成することができる。

【0011】

再サンプリングの後に、成分画像は、結合装置36によって空間ベースで合成される。結合は、合計、平均、ピーク検出、又は他の結合手段を有しうる。結合されたサンプルは、また、この処理ステップにおける結合の前に、重み付けされても良い。最終的に、後処理が、後処理装置38によって実行される。後処理装置38は、結合された値を表示範囲の値へと正規化する。後処理は、参照テーブルによって最も容易に実施され、合成画像の表示に適した値の範囲への、合成値の範囲の圧縮及びマッピングを同時に実行することができる。

【0012】

合成処理は、推定データ空間又は表示画素空間において実行されても良い。構成された実施例において、走査変換は、走査変換装置40によって合成処理に続いて行われる。合成画像は、推定又は表示画素のいずれかの形式で、シネループ(Cine Loop)メモリ42に記憶されても良い。推定形式で記憶される場合には、画像は、表示装置にシネループメモリから再生される際に走査変換をなされうる。走査変換装置40及びシネループメモリ42は、また、合衆国特許5,485,842及び5,860,924に記載されるような空間的に合成された画像の3次元表示をレンダリングするために用いられても良い。走査変換の後に、空間的に合成された画像は、ビデオ処理装置44によって表示のた

めに処理され、画像表示装置 50 に表示される。

【0013】

図 2 は、上述した合衆国特許 6,171,246 (Averkiou 等による。) に記述されている形式のオーバーレイ造影画像 70 を表す。この画像 70 は、造影剤超微粒気泡の高調波造影画像によりオーバーレイされている 76 によって境界を示された領域を含むエコー組織背景 72 を有する。画像信号を取得するために用いられる複数の視線方向は、78 で表されるような、画像フィールド内の腫瘍及び塊を識別する能力を改善する。異なる視線方向からの信号の結合は、塊 78 から返された信号の信号対雑音比を改善して、塊 78 が背景に対してより明確に顕著となるようにする。異なる視線方向により、塊 78 の輪郭がより鮮明となる。更に、画像スペックルによって不明瞭となりうる僅かな塊は、より容易に識別可能となる。高調波造影画像は、塊における脈管構造をより良く強調表示するよう、着色されても良い。

10

【0014】

この画像 70 を取得するための技術が、図 3a ~ 3c に表されている。超音波プローブ 10 は、ビーム 82、84 及び 86 を人体内に異なる視線方向 A、B 及び C で送信する。これは、他の視線方向のビームを送信する前に、特定の視線方向のビームの全てを送信することによってなされ得る。代替的には、それは、異なる視線方向のビームの送信を交互配置することによってなされ得る。それは、また、「複数の同時発生するビーム送信による超音波空間合成 (Ultrasonic Spatial Compounding With Multiple Simultaneous Beam Transmission)」と題された合衆国特許出願番号 60/501,795 に記述されるように、異なる視線方向で同時にビームを送信することによってもなされ得る。図 3a は、視線方向 A で送信されるビーム群 82 を表し、図 3b は、視線方向 C で送信されるビーム群 84 を表し、図 3c は、視線方向 B で送信されるビーム群 86 を表す。

20

【0015】

図 2 及び 3 の実施例において、基本及び高調波の両信号は、オーバーレイ造影画像 70 を作るために用いられる。これを行うための 1 つの方法は、基本周波数で夫々のビームを送信し、基本及び高調波の両周波数でエコーを受信することである。基本周波数で異なる視線方向から送信される信号は、空間的に結合され、エコー組織画像 72 を形成するために用いられる。高調波周波数で異なる視線方向から送信される信号は、空間的に結合され、高調波造影オーバーレイ画像 74 を形成するために用いられる。この技術の変形例は、エコー組織背景を形成するために 1 つの視線方向のみからの基本周波数信号を用い、高調波造影オーバーレイ画像を形成するために複数の視線方向からの高調波周波数信号を用いることである。この変形例は、組織画像 72 の空間合成を作らないが、塊 78 が診断されている領域 76 における高調波造影信号を空間的に合成する。これらの技術の両方で、高調波周波数は、帯域通過フィルタリングによって基本周波数から分けられ得る。

30

【0016】

他のアプローチは、高調波分離のためにパルス反転を用いることである。これを行うための 1 つの方法は、夫々のビーム 82、84 及び 86 に沿って、異なる変調特性により少なくとも 2 度送信することである。夫々のビーム方向に沿うエコー集合体は、集合体メモリ 22 に一時的に保存され、次に、非線形信号分離装置 24 によって空間ベースで結合される。結合されるエコーの異なる変調 (例えば、位相変調、振幅変調、極性変調、又はそれらの組合せ) は、基本成分を抑制し、高調波成分を強める。少なくとも 1 つの視線方向からの基本信号は、フィルタリングによって、又はパルス反転によって分離される (例えば、異なる変調を受けたエコーを付加結合する代わりに、それらは、基本周波数成分を強める間に、第 2 の高調波を抑制するために減結合される。)。パルス反転により分離された、異なる視線方向からの高調波信号は、高調波造影画像 74 を作るよう、空間合成処理装置 30 によって空間的に合成される。複数の視線方向からの基本信号は、また、エコー組織画像 72 を作るよう、処理装置 30 によって空間的に合成されても良い。

40

【0017】

50

更なる他の実施例において、異なる視線方向のビームは、異なる送信周波数で送信される。例えば、視線方向 A で送信されたビームは、 $1.9\text{ MHz}$  の公称周波数で送信され、高調波は、 $3.8\text{ MHz}$  の周波数で受信されて、帯域通過フィルタリング又はパルス反転によって分離され得る（複数である場合には、異なる変調を受けた送信が用いられる。）。

視線方向 C で送信されたビームは、 $3.0\text{ MHz}$  の公称周波数で送信され、エコーは  $3.0\text{ MHz}$  のその基本周波数で受信され得る。視線方向 B で送信されたビームは、視線方向 A と同じように動作する。即ち、送信は、 $1.9\text{ MHz}$  の公称周波数でなされ、高調波は、 $3.8\text{ MHz}$  の周波数で受信されて、帯域通過フィルタリング又はパルス反転によって分離される。エコー組織画像は、視線方向 C で受信される基本周波数エコーから形成され、高調波造影画像は、視線方向 A 及び B で受信された高調波信号を空間的に合成することによって形成される。組織画像は、空間的に合成されない一方で、それが基本成分から形成されるという事実に基づいて良好な解像度を示しうる。解像度は、より高い送信周波数が用いられることによって、更に改善される。

10

#### 【0018】

より高い表示フレームレートをもたらす本実施例の変形例は、視線方向 A において 1 つの変調特性により夫々のビーム方向 82 に沿って 1 度、且つ、視線方向 B において他の変調特性により夫々のビーム方向 86 に沿って 1 度送信することである。パルス反転高調波分離は、その場合に、異なる変調を受けたビームからのエコーが空間ベースで結合されるように、空間合成処理によって実行され、結果として、空間合成及び高調波分離の両方をもたらす。この場合に、高調波造影画像は、図 7 に表されるように、台形状となる。画像フィールドの中央の領域 90 において、エコーは、全ての 3 つの視線方向から存在し、2 又は 3 の視線方向からのエコーを結合することは、この領域 90 において高調波分離と、高度な空間合成とを発生させうる。領域 92 及び 94 において、エコーは、2 つの視線方向（即ち、領域 92 に関しては方向 A 及び C、領域 94 に関しては方向 B 及び C）からしか存在しない。従って、上述した  $1.9\text{ MHz} \sim 3.0\text{ MHz} \sim 1.9\text{ MHz}$  送信法により、より低度の空間合成が、これらの領域において発生しうるが、パルス反転高調波分離は起こり得ない。高調波分離は、これらの領域において、夫々の送信ビームが異なる変調特性により  $1.9\text{ MHz}$  にある場合にパルス反転によってなされ得るので、2 又はそれ以上の如何なるビームからのエコーも、パルス反転分離のために使用可能である。その場合には、空間合成及び高調波分離の両方が、領域 92 及び 94 に対して実行可能である。例えば、ビーム 82 は、第 1 の位相特性により  $1.9\text{ MHz}$  で送信され、ビーム 84 は、異なる振幅特性により  $1.9\text{ MHz}$  で送信され、ビーム 86 は、ビーム 82 の振幅と同じであるが、異なる位相特性で送信され得る。これらのビームの幾つか又は全てからのエコーを結合することは、空間合成及びパルス反転非線形分離の両方をもたらす。領域 96 及び 98 では、1 つのエコーしか、3 つの視線方向送信方式からは存在せず、空間合成及びパルス反転分離のいずれも、これらの領域では実行され得ない。

20

30

#### 【0019】

明らかなように、3 よりも多い視線方向を用いることは、空間合成及びパルス反転分離の両方のために、更なる領域及び異なる形の領域を作り得る。構成された実施例では、9 までの視線方向が使用された。

40

#### 【0020】

表示のフレームレートを増大させるための他の技術は、空間合成及びパルス反転非線形信号分離の両方を行う場合に、マルチライン取得を用いることである。上述した 1 つのマルチライン技術は、上記合衆国特許出願番号 60/501,795 に記述されるように、異なる視線方向で同時発生するビームを送信することである。他のマルチライン技術は、図 4 及び 5 に表される。図 4 a ~ 4 c において、ビームは、3 つの異なる視線方向で送信される。ビームは、複数の受信ビームを包含するビーム・プロフィールドを有する。例えば、図 4 a において、夫々のビーム・プロフィールド 102 は、破線の中心ラインを有し、中心ラインのいずれか一方の端において 2 つの受信ビームを包含する。符号「+」は、所定の変調特性により送信されるビームを示し、符号「-」は、異なる変調特性により送信さ

50



れるビームを示す。図面中で、対をなす送受信ビームの中心は、説明を明確にするために、互いに並列に示されている。実際には、これらのビームは、互いに一列に並べられうる。図 4 a において、プラスビームは、所定のビーム方向で送信され、2 又はそれ以上のプラス受信ビームは、送信に応答して受信され、集合体メモリ 22 に保持される。その場合に、マイナスビームは、前記ビーム方向で送信され、2 又はそれ以上のマイナスビームが、それに応じて受信される。一列に並べられたプラス / マイナス受信ビームは、非線形信号分離装置 24 によって結合され、それによって、送信ビーム 102 の破線中心のいずれか一方の端に 1 つである、2 つの高調波造影ビームを作る。従って、2 又はそれ以上の高調波ビームは、2 つの送信イベントにのみ応答して受信される。この送信 / 受信シーケンスは、図 5 a に示されるような開口に亘って繰り返され、一列に配列された、異なる変調を受けた受信ビームの対を作る。その場合に、該受信ビームは、第 1 の視線方向で夫々のビーム 182 に沿ってパルス反転分離をなされた高調波造影信号を作るよう、結合され得る。

10

#### 【0021】

送信、受信及び結合のこの同一シーケンスは、次に、図 4 b 及び 5 b においてビーム・プロファイル 104 及びビーム 184 によって示される第 2 の視線方向で実行される。シーケンスは、第 3 に、図 4 c 及び 5 c においてビーム・プロファイル 106 及びビーム 186 によって示される第 3 の視線方向で繰り返される。異なる視線方向からの高調波エコーは、その場合に、高調波造影画像を形成するよう、空間合成処理装置 30 によって処理され、結合される。

20

#### 【0022】

マルチライン受信を用いて又は用いずにフレームレートを増大させるための他の技術は、図 6 a ~ 6 c に示す補間技術による。一連のビームは、図 6 a に示すように、開口に亘って送信及び受信をなされる。これらのビームは、夫々のビーム配置上でプラス及びマイナスによって表される交互送信特性を有する。本例で、ビーム 122 は、第 1 の方法で変調され、ビーム 124 は、第 2 の方法で変調される。隣り合うビーム 122、124 における受信ビームは、その場合に、中間走査ライン 130 を挿入するよう結合される。異なる変調を受けたビームからのエコーの結合は、夫々の走査ライン 130 に沿って高調波分離を引き起こす。従って、走査ライン 130 は、第 1 の視線方向で一組の高調波造影走査ラインを有する。

30

#### 【0023】

シーケンスは、第 2 に、図 6 b に示すように、第 2 の視線方向で繰り返される。交互変調特性の送信ビームが送信され、エコーが、ビーム 142 及び 144 によって示されるように、夫々のビームに沿って受信される。隣り合う受信ビームは、第 2 の視線方向で取得された分離高調波信号の中間走査ライン 150 を挿入するために用いられる。シーケンスは、第 3 に、図 6 c に示すように、第 3 の視線方向で繰り返される。交互送信 / 受信ビーム 162、164 は、中間分離高調波走査ライン 170 を挿入するために取得され、用いられる。高調波走査ライン 130、150、170 は、その場合に、空間的に合成された高調波造影画像を作るよう空間的に合成される。表示のフレームレートは、 $n$  の走査ラインを有する夫々のグループが  $n + 1$  のビームを送信及び受信することによって取得されるので、比較的高い。

40

#### 【0024】

パルス反転分離を達成するために 2 の受信ライン (+, -) を結合する代わりに、3 又はそれ以上の横方向に隣り合うラインが、非線形信号成分を分離するよう、適切な重み付けにより結合され得る。例えば、3 のライン (+, -, +) は、中心 (-) のラインの位置で非線形信号を形成するよう結合され得る。非線形信号の隣接ラインは、同様に適切な重み付け及びその他により、(-, +, -) ラインの結合から隣接 (+) ラインの位置で形成されても良い。

#### 【0025】

マルチライン取得が取得可能である場合には、表示のフレームレートは、より一層高く

50

増大しうる。図 6 a ~ 6 c でプラスビーム方向に沿って中心にあるプラス変調ビームの夫々の送信は、送信ビーム中心のいずれか一方の端における複数の受信ビームの取得が後に続き、走査ライン 130、150 又は 170 により整列され得る。マイナスビーム方向に沿って中心にあるマイナス変調ビームの夫々の送信は、走査ライン配置により整列される送信ビームのいずれか一方の端における複数の受信ビームの取得が後に続く。同じ走査ライン配置により整列された受信ビームは、走査ライン 130、150 及び 170 に沿ってパルス反転によって非線形信号を分離するよう結合される。2 の受信ビームが夫々の送信ビームに対して受信される場合に、フレームレートは、前の実施例でのフレームレートと同じとなる。即ち、 $n + 1$  のビームが、1 つの視線方向で夫々の  $n$  のビームに対して送信される。例えば  $4 \times$ 、 $6 \times$  又は  $8 \times$  マルチライン受信といった、より高い次数のマルチラインが用いられる場合には、より大きなフレームレートが得られる。これらのより高い取得レートは、マルチライン・アーティファクト、時間的なアーティファクト、又はその両方に付随して起こり得るが、特定のアプリケーションにおいては適さないこともある。

10

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図 1】本発明の原理に従って、空間的に合成された造影画像を作る超音波画像診断システムをブロック図形式で表す。

【図 2】病理及び脈管構造のコントラスト促進オーバーレイを伴う組織画像を表す。

【図 3 A】コントラスト促進血流の空間的に合成されたオーバーレイを伴う組織画像を得るための技術を表す。

20

【図 3 B】コントラスト促進血流の空間的に合成されたオーバーレイを伴う組織画像を得るための技術を表す。

【図 3 C】コントラスト促進血流の空間的に合成されたオーバーレイを伴う組織画像を得るための技術を表す。

【図 4 A】空間的に合成された非線形画像のマルチライン取得のためのビーム形状を表す。

【図 4 B】空間的に合成された非線形画像のマルチライン取得のためのビーム形状を表す。

【図 4 C】空間的に合成された非線形画像のマルチライン取得のためのビーム形状を表す。

30

【図 5 A】図 4 A の技術によって得られる空間合成のための成分画像を表す。

【図 5 B】図 4 B の技術によって得られる空間合成のための成分画像を表す。

【図 5 C】図 4 C の技術によって得られる空間合成のための成分画像を表す。

【図 6 A】空間的に合成された高調波造影画像の高速取得技術を表す。

【図 6 B】空間的に合成された高調波造影画像の高速取得技術を表す。

【図 6 C】空間的に合成された高調波造影画像の高速取得技術を表す。

【図 7】パルス反転による空間合成及び高調波分離のための成分画像の結合を表す。



【図 3 C】

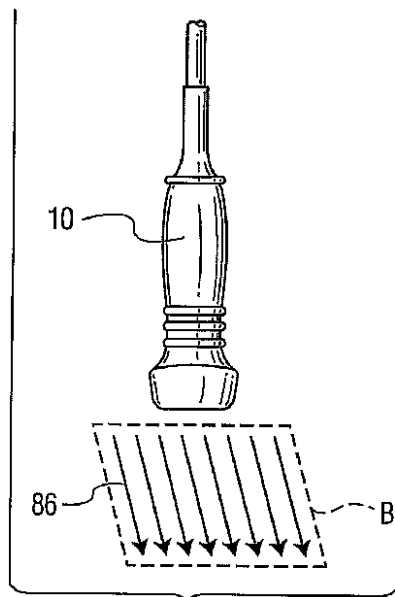


FIG. 3C

【図 4 A】

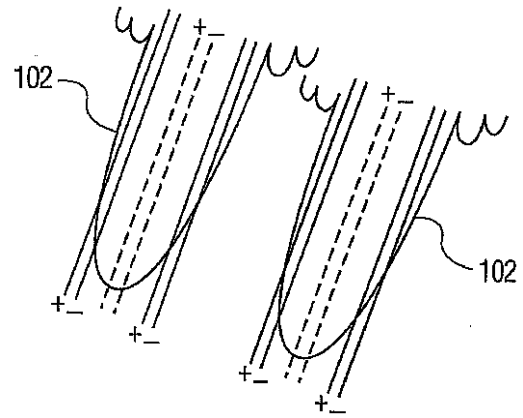


FIG. 4A

【図 4 B】

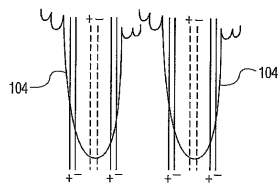


FIG. 4B

【図 4 C】

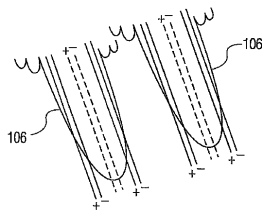


FIG. 4C

【図 5 A】

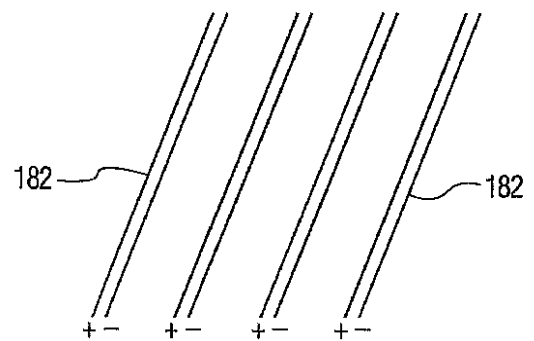


FIG. 5A

【図 5 B】

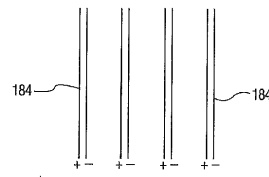
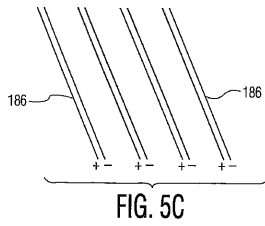
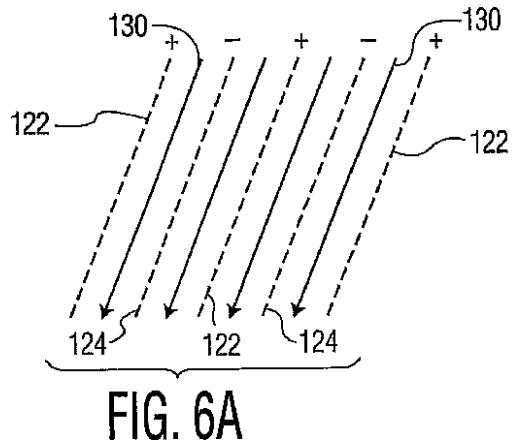


FIG. 5B

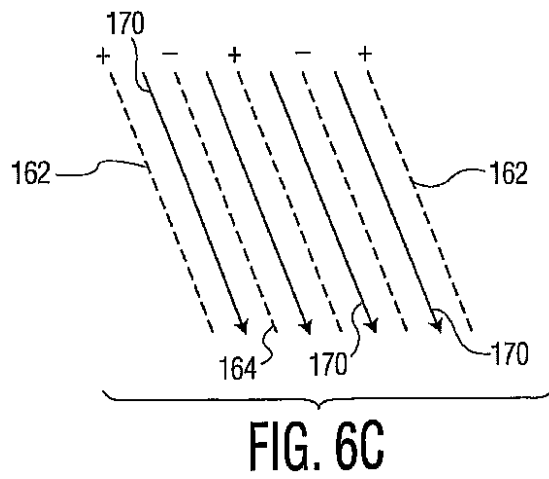
【図 5 C】



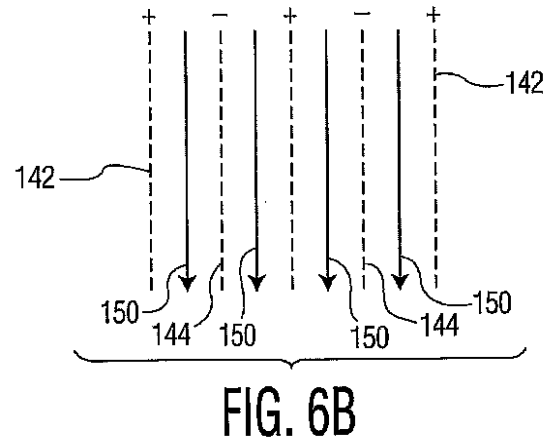
【図 6 A】



【図 6 C】



【図 6 B】



【図 7】

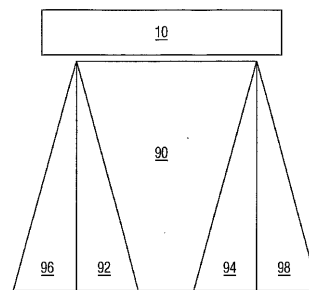


FIG. 7

## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		IB2004/052698
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC 7    G01S15/89    G01S7/52    A61B8/14		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7    G01S    A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 530 885 B1 (ENTREKIN ROBERT R ET AL) 11 March 2003 (2003-03-11)	13-18
Y	column 2, line 46 - column 5, line 9 column 8, line 18 - column 10, line 24 figures 1,7-10	19
Y	US 2002/042576 A1 (AVERKIOU MICHALAKIS) 11 April 2002 (2002-04-11) abstract paragraphs '0004!', '0019!	19
A	US 2003/004414 A1 (MCLAUGHLIN GLEN ET AL) 2 January 2003 (2003-01-02) paragraphs '0010!', '0011!', '0026! figure 2	19
-/--		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents : <div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <div style="width: 48%;"> <p>*A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>*E* earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>*L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>*O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>*P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> </div> <div style="width: 48%;"> <p>*T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>*X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>*Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.</p> <p>*G* document member of the same patent family</p> </div> </div>		
Date of the actual completion of the international search  16 February 2005		Date of mailing of the international search report  25/02/2005
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer  W1111g, H

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

IB2004/052698

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>JESPERSEN S K ET AL INSTITUTE OF ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERS: "ULTRASOUND SPATIAL COMPOUND SCANNER FOR IMPROVED VISUALIZATION IN VASCULAR IMAGING"</p> <p>1998 IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM PROCEEDINGS. SENDAI, MIYAGI, JP, OCT. 5 - 8, 1998, IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM PROCEEDINGS, NEW YORK, NY : IEEE, US, vol. VOL.2, 5 October 1998 (1998-10-05), pages 1623-1626, XP000871850</p> <p>ISBN: 0-7803-4096-5</p> <p>the whole document</p>	13-19
A	<p>ENTREKIN R ET AL: "Real time spatial compound imaging in breast ultrasound: technology and early clinical experience"</p> <p>MEDICAMUNDI, PHILIPS MEDICAL SYSTEMS, SHELTON, CT,, US,</p> <p>vol. 43, no. 3, September 1999 (1999-09), pages 35-43, XP002181821</p> <p>ISSN: 0025-7664</p> <p>the whole document</p>	13-19

**FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210**

Continuation of Box II.1

Claims Nos.: 1-12,20

Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by surgery

The methods claimed in independent claims 1 and 20 implicitly require the administration of an ultrasound contrast agent to the living human or animal body. The administration of ultrasound contrast agents is generally performed by way of injection or infusion, for instance intravenously. The administration of the ultrasound contrast agent is, therefore, considered a surgical step, by means of which the claimed methods as a whole are considered to be methods for treatment by surgery.



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/IB2004/052698

**Box II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 1-12, 20  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:  
see FURTHER INFORMATION sheet PCT/ISA/210
2. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

**Remark on Protest**

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

IB2004/052698

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6530885	B1	11-03-2003	WO 0169282 A2 EP 1194790 A2 JP 2003527178 T	20-09-2001 10-04-2002 16-09-2003
US 2002042576	A1	11-04-2002	US 6319203 B1 WO 0210795 A2 EP 1315981 A2 JP 2004504911 T US 2002032382 A1	20-11-2001 07-02-2002 04-06-2003 19-02-2004 14-03-2002
US 2003004414	A1	02-01-2003	US 2002188199 A1 CN 1389178 A DE 10224234 A1 JP 2003038490 A TW 531407 B US 2004158149 A1	12-12-2002 08-01-2003 09-01-2003 12-02-2003 11-05-2003 12-08-2004

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 アヴェルキオウ, ミカラキス

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ポーセル ピー・オー・ボックス 3003

(72)発明者 ジェンセン, セス

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ポーセル ピー・オー・ボックス 3003

Fターム(参考) 4C601 DE03 DE09 DE10 DE14 EE02 EE04 HH28 JC21 JC37

专利名称(译)	通过空间合成超声诊断对比图像		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007513727A</a>	公开(公告)日	2007-05-31
申请号	JP2006544643	申请日	2004-12-07
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	アヴェルキオウミカラキス ジェンセンセス		
发明人	アヴェルキオウ,ミカラキス ジェンセン,セス		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61B8/14 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8995 A61B8/08 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/481 A61B8/488 A61B8/5238 A61B8/54 G01S7/52039 G01S7/52095 G01S15/8959 G01S15/8963		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE03 4C601/DE09 4C601/DE10 4C601/DE14 4C601/EE02 4C601/EE04 4C601/HH28 4C601/JC21 4C601/JC37		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	60/529781 2003-12-16 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

提供超声成像系统和方法，用于产生通过脉冲反转技术分离的谐波造影剂的空间复合图像。具有不同调制特性的光束在不同的视线方向上传输。对准的光束通过非线性信号分离器耦合，以通过脉冲反转来分离谐波增强的信号分量。来自不同观察方向的谐波血管造影信号由空间合成处理器组合以产生空间合成的谐波对比度增强图像。在所示的示例中，空间合成的谐波增强图像覆盖组织图像。还公开了不同的调制和光束操纵技术，例如多线采集，用于造影剂图像的空间合成。

