

(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2006-524115

(P2006-524115A)

(43) 公表日 平成18年10月26日(2006.10.26)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2006-513180 (P2006-513180)
 (86) (22) 出願日 平成16年4月20日 (2004. 4. 20)
 (85) 翻訳文提出日 平成17年12月19日 (2005.12.19)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2004/012256
 (87) 国際公開番号 W02004/093671
 (87) 国際公開日 平成16年11月4日 (2004. 11. 4)
 (31) 優先権主張番号 60/464, 678
 (32) 優先日 平成15年4月22日 (2003. 4. 22)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 10/772, 663
 (32) 優先日 平成16年2月4日 (2004. 2. 4)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

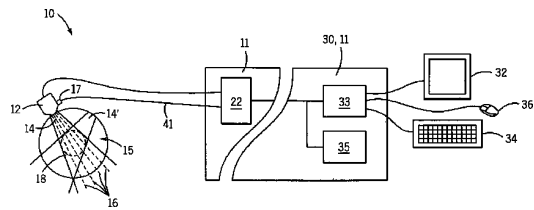
(71) 出願人 390023641
 ウィスコンシン アラムナイ リサーチ
 ファウンデーション
 WISCONSIN ALUMNI RE
 SEARCH FOUNDATION
 アメリカ合衆国 53705 ウィスコン
 シン マデイソン ノース ウォルナツト
 ストリート 614
 (74) 代理人 100070002
 弁理士 川崎 隆夫
 (74) 代理人 100076439
 弁理士 飯田 敏三

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 角度合成を使用したパラメトリック超音波撮像

(57) 【要約】

振幅情報を越える、超音波信号からの情報を使用して、組織の構造を特徴付けるパラメトリック超音波測定は、異なる角度で取得される複数の超音波信号を組み合わせることによって得られ、それによって、計算の変動が低減される。こうした角度合成を、散乱体のサイズ、間隔、密度、及び減衰を検出することに適用することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

関心領域内の複数のボクセルから異なる角度で超音波信号を提供するように適応可能な超音波トランスデューサアセンブリと、

前記エコー信号を受け取り、異なる角度の超音波信号から、複数の周波数スペクトルに基づいて前記ボクセルのそれぞれについてのパラメータ測定値を抽出するプロセッサとを備える、パラメトリック超音波システム。

【請求項 2】

前記プロセッサが、散乱体サイズのパラメータ測定値を生成する、請求項 1 に記載のパラメトリック超音波システム。

10

【請求項 3】

前記プロセッサが、ボクセルに関連する少なくとも 1 つの超音波信号の一部のスペクトルを求め、該スペクトルを既知の散乱体サイズを有する材料のスペクトルと照合して、前記散乱体サイズのパラメータ測定値を生成する、請求項 2 に記載のパラメトリック超音波システム。

【請求項 4】

前記ボクセルの前記スペクトル及び既知の散乱体サイズを有する前記材料の前記スペクトルが、前記測定環境によって生じる前記スペクトルの変動について、照合する前に補正される、請求項 3 に記載のパラメトリック超音波システム。

【請求項 5】

前記スペクトルの前記補正が、前記トランスデューサアセンブリの特性及び前記ボクセルと前記トランスデューサアセンブリとの間の信号経路によって生じる変動について、標準材料を通して補正する、請求項 4 に記載のパラメトリック超音波システム。

20

【請求項 6】

前記プロセッサが散乱体間隔のパラメータ測定値を生成する、請求項 1 に記載のパラメトリック超音波システム。

【請求項 7】

前記プロセッサが、ボクセルに関連する少なくとも 1 つの超音波信号の一部のケプストラムを求めて、前記散乱体間隔を決定する、請求項 6 に記載のパラメトリック超音波システム。

30

【請求項 8】

前記プロセッサが散乱体個数密度のパラメータ測定値を生成する、請求項 1 に記載のパラメトリック超音波システム。

【請求項 9】

前記プロセッサが、ボクセルに関連する少なくとも 1 つの超音波信号の一部のスペクトルを比較し、該スペクトルを既知の散乱体サイズを有する材料のスペクトルと照合し、その後、前記既知の材料の前記照合されたスペクトルを、前記ボクセルに関連する前記スペクトルに対してスケールリングして、散乱体個数密度を決定する、請求項 8 に記載のパラメトリック超音波システム。

【請求項 10】

前記プロセッサが、ボクセルに関連する少なくとも 1 つのエコー信号の一部の尖度を比較し、該尖度を、前記ボクセルに関連するスペクトルに対して既知の散乱体サイズを有する材料から導出される尖度と照合して、散乱体個数密度を決定する、請求項 8 に記載のパラメトリック超音波システム。

40

【請求項 11】

前記プロセッサが広帯域超音波減衰のパラメータ測定値を生成する、請求項 1 に記載のパラメトリック超音波システム。

【請求項 12】

前記プロセッサが、前記関心領域内の 2 つの隣接するボクセルについて、少なくとも 1 つの超音波信号のスペクトルを求め、前記隣接するボクセルの前記スペクトルの差を求め

50

、該差の傾斜を獲得して前記広帯域超音波減衰を決定する、請求項 1 1 に記載のパラメトリック超音波システム。

【請求項 1 3】

前記プロセッサが、各ボクセルの前記パラメータ測定値を表示値にマッピングし、該表示値を示す前記関心領域の画像を生成する表示スクリーンを含む、請求項 1 1 に記載のパラメトリック超音波システム。

【請求項 1 4】

前記異なる角度のそれぞれについての位置信号を提供する、前記超音波トランスデューサアセンブリに取り付けられたセンサを含み、前記プロセッサが、各超音波信号についての前記位置信号を受け取って、前記超音波信号の対応する部分を各ボクセルに一致させて、各ボクセルについてのパラメータ測定値を抽出する、請求項 1 に記載のパラメトリック超音波システム。

10

【請求項 1 5】

前記プロセッサが、各ボクセルにわたって前記超音波信号を相関させる相関器を含み、それによって、前記超音波信号の対応する部分を各ボクセルに一致させて、各ボクセルについてのパラメータ測定値を抽出する、請求項 1 に記載のパラメトリック超音波システム。

【請求項 1 6】

前記プロセッサが、わずか 5 ° だけ異なる角度において獲得した前記超音波信号からパラメータ測定値を生成する、請求項 1 に記載のパラメトリック超音波システム。

20

【請求項 1 7】

前記超音波トランスデューサアセンブリが、超音波トランスデューサを移動させて前記異なる角度で前記超音波信号を得るための機械走査機構を有する超音波トランスデューサである、請求項 1 に記載のパラメトリック超音波システム。

【請求項 1 8】

前記超音波トランスデューサアセンブリが、アレイ素子を位相制御して異なる角度で前記超音波信号を収集することによって走査可能なフェーズドアレイトランスデューサを含む、請求項 1 に記載のパラメトリック超音波システム。

【請求項 1 9】

前記プロセッサが、単一画像平面内に整列するボクセルからパラメータ測定値を抽出する、請求項 1 に記載のパラメトリック超音波システム。

30

【請求項 2 0】

前記プロセッサが、超音波伝播方向に垂直に、複数のボクセルについて 2 次元で広がる容積にわたって分布するボクセルからパラメータ測定値を抽出する、請求項 1 に記載のパラメトリック超音波システム。

【請求項 2 1】

関心領域内の複数のボクセルの異なる角度で一連の超音波信号を提供するように適応可能な超音波トランスデューサアセンブリと、

前記エコー測定値を受け取り、前記ボクセルの材料内の散乱体サイズ、前記ボクセルの材料内の散乱体間隔、前記ボクセルの材料内の散乱体個数密度、及び前記ボクセルの材料の減衰から成るグループから選択される、前記ボクセルのそれぞれについてのパラメータ測定値を抽出するプロセッサとを備えるパラメトリック超音波システム。

40

【請求項 2 2】

パラメトリック超音波測定値を作成する方法であって、

- (a) 関心領域内の複数のボクセルの異なる角度で超音波信号を取得するステップと、
- (b) 前記複数の超音波信号の周波数スペクトルを得るステップと、
- (c) 各ボクセルについて、異なる角度における複数の超音波信号の周波数スペクトルの関数としてパラメータ測定値を抽出するステップと、
- (d) 該パラメータ測定値を出力するステップと

50

を含む、前記方法。

【請求項 23】

前記パラメータ測定値が散乱体サイズである、請求項 22 に記載のパラメトリック超音波測定値を作成する方法。

【請求項 24】

各ボクセルに関連する少なくとも 1 つのスペクトルを、既知の散乱体サイズを有する材料のスペクトルと照合して、前記散乱体サイズのパラメータ測定値を生成するステップを含む、請求項 23 に記載のパラメトリック超音波測定値を作成する方法。

【請求項 25】

前記超音波信号が人の組織を通して作られる、請求項 22 に記載のパラメトリック超音波測定値を作成する方法。 10

【請求項 26】

前記トランスデューサ特性及び前記トランスデューサと前記ボクセルとの間の信号経路によって生じる変動について、人の組織を近似する標準材料を通して前記スペクトルを補正するステップを含む、請求項 25 に記載のパラメトリック超音波測定値を作成する方法。

【請求項 27】

前記パラメータ測定値が散乱体間隔である、請求項 22 に記載のパラメトリック超音波測定値を作成する方法。

【請求項 28】

各ボクセルに関連する少なくとも 1 つのケプストラムを求めて、前記散乱体間隔を決定するステップを含む、請求項 27 に記載のパラメトリック超音波測定値を作成する方法。 20

【請求項 29】

前記パラメータ測定値が散乱体個数密度である、請求項 22 に記載のパラメトリック超音波測定値を作成する方法。

【請求項 30】

各ボクセルに関連する少なくとも 1 つのスペクトルを所与の散乱体サイズの既知の材料のスペクトルと照合するステップと、前記既知の材料の前記照合されたスペクトルを、前記ボクセルに関連する前記スペクトルに対してスケールリングして、散乱体個数密度を決定するステップとを含む、請求項 29 に記載のパラメトリック超音波測定値を作成する方法 30

【請求項 31】

前記パラメータ測定値が広帯域超音波減衰である、請求項 22 に記載のパラメトリック超音波測定値を作成する方法。

【請求項 32】

前記関心領域内の隣接するボクセルに関連する前記スペクトルを比較するステップと、前記隣接するボクセルの前記スペクトルの差を求め、前記広帯域超音波減衰を測定するステップとを含む、請求項 31 に記載のパラメトリック超音波測定値を作成する方法。

【請求項 33】

前記出力するステップが、各ボクセルの前記パラメータ測定値を画像値にマッピングして、該値から成る前記関心領域の画像を表示する、請求項 22 に記載のパラメトリック超音波測定値を作成する方法。 40

【請求項 34】

前記超音波信号を取得するステップの間に超音波トランスデューサから一連の位置信号を受け取るステップ、および該位置信号を使用してボクセルによって前記超音波信号の対応する部分を一致させて、各ボクセルについて前記パラメータ測定値を抽出するステップを含む、請求項 22 に記載のパラメトリック超音波測定値を作成する方法。

【請求項 35】

各ボクセルにわたって前記超音波信号の値を相関させて最大相関を求めるステップ、および該最大相関を使用してボクセルによって前記超音波信号の対応する部分を一致させて 50

、各ボクセルについて前記パラメータ測定値を抽出するステップを含む、請求項 22 に記載のパラメトリック超音波測定値を作成する方法。

【請求項 36】

前記超音波信号が、わずか 5° だけ異なる角度において獲得される、請求項 22 に記載のパラメトリック超音波測定値を作成する方法。

【請求項 37】

前記超音波信号が、1° 未満だけ異なる角度において獲得される、請求項 22 に記載のパラメトリック超音波測定値を作成する方法。

【請求項 38】

前記超音波信号が、180° 未満の範囲の角度において獲得される、請求項 22 に記載のパラメトリック超音波測定値を作成する方法。 10

【請求項 39】

前記超音波信号が、90° 未満の範囲の角度において獲得される、請求項 22 に記載のパラメトリック超音波測定値を作成する方法。

【請求項 40】

前記超音波信号が、単一画像平面内に整列するボクセルから獲得される、請求項 22 に記載のパラメトリック超音波測定値を作成する方法。

【請求項 41】

前記超音波信号が、超音波伝播方向に垂直に、複数のボクセルについて 2次元で広がる容積にわたって分布するボクセルから獲得される、請求項 22 に記載のパラメトリック超音波測定値を作成する方法。 20

【発明の詳細な説明】

【関連出願の相互参照】

【0001】

本出願は、参照により本明細書に援用される、2003年4月22日に出願された米国仮出願第60/464,678号の利益を主張する。

【連邦政府による資金提供を受けた研究又は開発に関する記載】

【0002】

本発明は、以下の政府機関、すなわち NIH CA39224 によって授与された米国の政府の支援によって行われた。米国は、本発明において一定の権利を有する。 30

【発明の背景】

【0003】

本発明は、超音波撮像技法に関し、特に、エコー振幅以外の、又は、エコー振幅に加えて、エコー信号の情報を使用して、被走査組織のパラメータを特徴付ける「パラメトリック(parametric)」超音波撮像に関する。

【0004】

超音波撮像は、安全で、費用効果に優れ、且つ多用途の医療撮像モダリティとして広く考えられている。典型的なエコーモード超音波デバイスでは、超音波信号は、トランスデューサから患者内に送信され、エコー信号が患者から受信され、且つ解析される。従来の Bモード撮像では、エコー信号の振幅のみが抽出され、且つ表示される。 40

【0005】

パラメトリック超音波撮像では、付加的な情報が、その振幅を越えるエコー信号から抽出される。この情報は、エコー信号の周波数及び/又は位相情報を含み、その形、サイズ、間隔、及び密度の記述を通して組織の「有効散乱体(effective scatterers)」を特徴付けるように処理することができる。

【0006】

こうしたパラメトリック測定値は、程度の大きい統計的変動を有し、医療診断における実際の使用を制限する。

【発明の概要】

【0007】

本発明は、関連するパラメータが抽出される前か、後のいずれかにおいて組み合わせられる複数の角度での取得を使用することによって、パラメトリック撮像の統計的変動を制御する。本発明者等は、取得と取得の間の比較的小さい角度差が、これらの測定値についての必要な統計的独立性を実現すると判断した。この「角度合成(angular compounding)」は、散乱体サイズ、散乱体間隔、散乱体密度、及び散乱体減衰を測定する測定値を含む、種々の異なるパラメトリック測定値で機能する。

【0008】

そこで具体的に、本発明は、関心領域(region of interest)内の複数のボクセルの異なる角度で一連のエコー信号を生成するように適応可能な超音波トランスデューサセンブリを使用するパラメトリック超音波システムを提供する。異なる角度のエコー信号は、単一トランスデューサを移動させるか、移動した状態もしくは移動しない状態でフェーズドアレイトランスデューサを掃引(sweep)するか、又は当該技術分野で知られている他の技法によって得ることができる。プロセッサは、エコー信号を受信し、ボクセルのそれぞれについてパラメータ測定値を抽出し、パラメータ測定値は、異なる角度の複数のエコー信号からの周波数スペクトルの組み合わせに基づく。

10

【0009】

そのため、本発明の目的は、異なる角度で取得されるエコー信号を使用することによって、測定パラメータの定量値を改善することである。

【0010】

パラメータは散乱体サイズであってもよい。一実施態様では、プロセッサは、各エコー信号の一部のスペクトルを求め、そのスペクトルを、既知の散乱体サイズを有する材料のスペクトルと照合(match)して、散乱体サイズのパラメータ測定値を生成してもよい。

20

【0011】

そのため、本発明の別の目的は、組織を特徴付ける多用途の方法を提供することである。スペクトルを、既知の散乱体サイズを有する材料のスペクトルのライブラリと照合することは、散乱体サイズを識別する多用途の方法を提供する。

【0012】

エコー信号及び既知の散乱体サイズを有する材料のスペクトルは、トランスデューサ、及び、それを通して測定が行われる材料の一定の態様を含む、測定環境によって引き起こされるスペクトル特徴付け(coloring)のための照合の前に補正されてもよい。

30

【0013】

そのため、本発明の別の目的は、エコースペクトルに影響を与える場合がある他の影響を取り除くことによって、組織に対するパラメータ測定値の感度を改善することである。

【0014】

あるいは、測定されるパラメータは、散乱体間隔であってもよい。一実施態様では、散乱体間隔は、スペクトルの周波数内容を解析することによって決定することができる。

【0015】

そのため、本発明の別の目的は、エコー信号のスペクトルから付加的な情報を抽出することである。

【0016】

あるいは、測定されるパラメータは、散乱体密度であってもよい。一実施態様では、これは、超音波信号測定値の一部のスペクトルを既知の散乱体サイズを有する材料のスペクトルと照合し、その後、照合されたスペクトルを超音波信号測定値にスケールリングして、散乱体密度を決定することによって測定することができる。

40

【0017】

そのため、本発明の別の目的は、従来のBモード撮像によって提供されるエコー信号強度解析よりもより精巧なエコー信号強度解析を提供することである。

【0018】

あるいは、散乱体個数密度は、或る領域からの信号尖度と、既知の散乱体個数密度を有する基準ファントムの同じ領域からの尖度の比をとることなどによって、エコー信号の尖

50

度から決定することができる。

【0019】

そのため、本発明の別の目的は、或る領域からの信号の尖度を使用して、散乱体個数密度を計算する手段を提供することである。

【0020】

あるいは、パラメータは、超音波減衰(UA)値であってもよい。一実施態様では、プロセッサは、関心領域内の隣接するボクセルについて各エコー信号のスペクトルを獲得し、これらのスペクトルの差(スペクトルの傾斜がUAである)を決定することによってUAを求めることができる。

【0021】

したがって、本発明のさらに別の目的は、撮像される組織の非常に細かく分解された減衰測定値を提供することである。

【0022】

本システムは、測定値の異なる角度のそれぞれについての位置信号を生成する、超音波トランスデューサに取り付けられたセンサを提供してもよく、且つ/又は、位置信号は、フェーズドアレイトランスデューサに与えられたビーム方向制御コマンド及びトランスデューサの位置及び向きについての既知の幾何形状から導出されてもよく、プロセッサは、位置信号を受け取って、角度合成のために、エコー信号の対応する部分を一致させることができる。

【0023】

そのため、本発明の目的は、角度合成のために、異なるエコー信号を整列させるための確実な方法を提供することである。

【0024】

あるいは、プロセッサは、各ボクセルにわたってエコー測定値を相関させる相関器を提供し、それによって、エコー信号の対応する部分を一致させて、各ボクセルからパラメータ測定値を抽出することができる。

【0025】

そのため、本発明の別の目的は、既存の超音波機械に基本的な変更を施すことなく角度合成を提供することである。

【0026】

これらの特定の目的及び利点は、特許請求の範囲に入る一部の実施態様のみに当てはまる場合があり、したがって、本発明の範囲を規定しない。

【好ましい実施態様の詳細な説明】

【0027】

ここで図1を参照すると、本発明と共に使用するのに適した超音波撮像システム10は、単独で、又は、コンピュータ30と組み合わせて標準超音波撮像機11を採用してもよい。一般に、超音波撮像機11は、必要なハードウェア及び一連の超音波エコー信号を収集するためのプロトコルを提供する。一連の超音波エコー信号は、超音波撮像機11内に保持されたプロセッサによって処理されるか、又は、外部で処理するために、コンピュータ30に送信されることができる。

【0028】

超音波撮像機11に関連する超音波トランスデューサ12は、関心領域18に向けて複数の異なる角度(明確にするために2つのみが示される)で超音波ビーム14及び14'を送信する。各超音波ビーム14は、関心領域18内の容積要素(ボクセル)26を通過する超音波ビーム14内で延びる異なる測定光線16に沿って取得される複数のエコー信号を提供する。

【0029】

エコー信号は、超音波撮像機11のインタフェース回路要素22によって受信され、インタフェース回路要素22は、エコー信号の増幅及びデジタル化を提供してもよい。これらのエコー信号は、その後、記憶のため、及び、以下に述べるように、記憶済みプログラ

10

20

30

40

50

ムを実行する、超音波撮像機 11 内のプロセッサ 33 によるか、又は外部コンピュータ 30 内でのいずれかでその後処理されるために、メモリ 35 に送信されてもよい。

【0030】

いずれの場合も、グラフィックディスプレイ 32 に提供することができる画像が生成されるであろう。いずれの場合も、入力コマンドは、キーボード 34 及び / 又は当該技術分野でよく理解されているマウスなどの、カーソル制御デバイス 36 を介して受け取ることができる。

【0031】

一実施態様では、超音波撮像機 11 は、40% の 6 dB 帯域幅を有する 3.5 MHz の中心周波数を有する V4 トランスデューサを採用する Acuson 製 128XP10 スキャナであってよい。この超音波撮像機 11 からのデジタル化されたエコー信号は、Gage Applied Science 製 12100A/D ボードによって取り込まれ、処理のためにコンピュータ 30 に提供されてもよい。より一般的には、超音波撮像機は、リニアアレイトランスデューサ又は曲線アレイトランスデューサを採用し、エコー信号は、撮像機によって直接処理されるであろう。

10

【0032】

一般に、図 1 に示すように、超音波トランスデューサ 12 は、異なるビーム 14 を送信し、異なる光線 16 に沿ってエコー信号を取得するために手で方向制御される単一素子トランスデューサであってもよく、又は、図 15 に示すように、超音波トランスデューサ 12 は、各ビームが、異なるビーム 14 を送信し、異なる光線 16 に沿ってエコー信号を取得するためにフェーズドアレイ動作によって電子的に方向制御される、複数のビームを生成する多素子超音波トランスデューサ 12 であってもよい。当該技術分野で理解されるように、多素子超音波トランスデューサ 12 はまた、フェーズドアレイ受信を伴う単一位相制御ブロードキャスト、又は単一位相制御受信を伴うフェーズドアレイブロードキャスト、又は当該技術分野で知られている他の変形態様で動作してもよい。重要なことには、超音波トランスデューサ 12 は、各ボクセルを通して異なる角度からエコーデータを収集しなければならない。超音波トランスデューサ 12 からのビーム 14、14' の位置及び向きを指示する位置データ 41 を得るために、その使用を以下で述べることになる位置センサ 17 が、オプションで、超音波トランスデューサ 12 に取り付けられてもよい。あるいは、位置データは、同様に述べられるように、エコー信号の相関から抽出されてもよい。

20

30

【0033】

図 2 を参照すると、代替の実施態様では、機械式走査アーム 40 は、患者 15 にわたってリニア走査を提供するために多素子超音波トランスデューサ 12 を保持することができる。あるいは、走査アーム 40 は、弧状パターン又は他のパターンで移動してもよい。走査アーム 40 は、種々の異なる超音波ビーム 14、14'、及び 14'' を生成するために、超音波トランスデューサ 12 の正確な移動を提供することができる。それぞれの超音波ビーム 14、14'、及び 14'' は、関心領域 18 を横切る種々の角度で、対応する測定光線 16、16'、及び 16'' に沿ってエコー信号を取得する。走査アーム 40 が、位置信号 41 を提供してもよい、又は、位置信号 41 が、走査アーム 40 へのコマンドから導出されてもよい。

40

【0034】

図 1 又は図 2 の超音波ビーム 14 について取得されたエコー信号は、データを収集するのに使用される特定の超音波ビーム 14 に従うか、図 3 に示すように、各測定値セット 25 のエコー信号が単一角度の測定光線 16 に関連するようリビンング(re-binning)に従って、測定値セット 25 になるように収集され、異なる測定値セット 25 は、異なる測定光線 16 のエコー信号を有する。

【0035】

ここで、図 4 及び図 8 を参照すると、本発明の第 1 ステップでは、プロセスブロック 50 で示すように、複数の超音波ビーム 14 を使用して、異なる角度の測定光線 16 におけ

50

るエコー信号が収集される。測定光線 16 は、わずか 0.75° だけ異なり、抽出されたパラメータの統計的偏差を減らすのに十分な測定値の独立性を依然として提供することができる。それでも、より程度の大きい角度分離が使用されてもよく、好ましい実施態様では、たとえば、45 の異なる測定値セット 25 が取得される場合があり、それぞれが、測定値セット間で 1° の差を有する。明らかに大きい角度差は、測定におけるさらに大きな独立性を生成し、 5° 以上の角度分離もまた実用的である場合があり、 180° 未満の角度範囲、たとえば、 90° は、断層撮影システムと違って実用的である。

【0036】

次のプロセスブロック 52 において、超音波ビーム 14 のデータは、オプションで、平行光線を有する測定値セット 25 にリビニングされてもよい。これは、数学的要件として 10
必要ではないが、後の計算を単純化することができる。あるいは、測定値セット 25 は、それぞれの特定の超音波ビーム 14 に関連するエコー信号から形成されてもよい。

【0037】

ここで図 5 を参照すると、各測定光線 16 に沿ったエコー信号 54 は、周波数と位相の両方の情報を有する時間信号を提供する。従来の B モード撮像では、述べられるように、包絡線(envelope)信号 56 はエコー信号 54 から抽出され、包絡線信号 56 の振幅のみが使用される。プロセスブロック 62 によって示すように、この包絡線信号 56 を使用して、取得された各測定値セット 25 について B モード画像を生成することができる。

【0038】

図 6 を参照すると、B モード画像は、包絡線信号 56 の振幅(amplitude)を画像 61 の画素 59 にマッピングするため、エコー信号 54 の異なる時間に獲得された包絡線信号 56 の振幅のサンプル 63 は、画像 61 の画素 59 の列の異なる画素 59 についての情報を提供し、対応する時間における異なるエコー信号 54 は、画像 61 の所与の行についての異なる画素 59 を提供する。各画素 59 についての包絡線信号 56 の振幅(magnitude)は、カラースケール又はグレースケールにマッピングされる。各画素 59 は、関心領域 18
20
の平面内の同じ位置にあるボクセル 26 に対応する。

【0039】

再び図 4 及び図 8 を参照すると、プロセスブロック 58 において、取得された測定値セット 25 は、さらに処理されて、以下でさらに詳細に述べるように、パラメータ測定値を抽出することができる。一般に、各パラメータ値は、患者 15 内のボクセル 26 から受信したエコーに関連するエコー信号 54 の一部に関連するであろう。 30

【0040】

次のプロセスブロック 64 において、測定値セット 25 は、プロセスブロック 58 において抽出されたパラメータを組み合わせることに対する準備行為 (prelude) として互いに整列される。この整列プロセスは、患者 15 の共通ボクセル 26 からエコーを測定する異なるエコー信号 54 の部分を見出す。これは、次に、単独でもしくは走査アーム 40 の既知の幾何形状及びその位置信号 41 (すなわち、自由に移動可能な超音波トランスデューサ 12 に取り付けられた位置センサからの位置信号 41) と組み合わせ、方向制御されたビームの取得方向を使用することによって、又は、追跡技法を組み合わせるものによって行うことができる。エコー信号 54 の時間軸を使用して、患者 15 からのエコーの深さが求められ、位置信号 41 は、そのエコー信号の測定光線 16 の向きを提供するため、特定のボクセル 26 が、幾何学的に識別されることができる。 40

【0041】

本発明の代替の実施態様では、画像セット 25 のそれぞれの B モード画像 61 は、それらの画素 59 間の最大相関を得るように並進及び回転して移動することができる。これは、所与のボクセル 26 の対応するパラメータ測定値を一致させるのに使用することができる、画像セットのそれぞれの異なるエコー信号 54 の照合を可能にする。これは、プロセス 33 によって実施される相関器の使用によって達成することができる。

【0042】

図 4、図 7、及び図 8 を参照すると、プロセスブロック 72 において、3 つの測定値セ 50

ット25 a、25 b、及び25 cのエコー信号54の対応するサンプル63に関連し、したがって、3つの測定値セット25 a、25 b、及び25 cによって測定される共通ボクセル26に関連するパラメータは、パラメトリック画像78のパラメトリック画素76を生成するプロセスブロック64から導出される整列に従って組み合わせることができる。

【0043】

プロセスブロック80において、この画像78は、抽出されたパラメータ測定値についての定量的情報、たとえば、画像78の領域内の平均値と共に表示することができる。

【0044】

プロセスブロック80において、プロセスブロック62に関して生成されたBモード画像はまた、オペレータが参照するために表示されてもよく、当該技術分野でよく理解されるように、断層撮影タイプの画像と組み合わせられてもよい。

【0045】

上記プロセスブロックのそれぞれは、超音波撮像機11又はコンピュータ30上のソフトウェア又はファームウェアで実施されてもよい。

【0046】

依然として図4及び図8を参照すると、プロセスブロック58の測定値セット25からパラメータ値を抽出するプロセスは、抽出されるパラメータに応じて異なる。これらのプロセスはそれぞれ、単一画素について以下に述べられ、画像の画素のそれぞれについてパラメータ測定値を生成するように繰り返されるであろう。

【0047】

散乱体サイズを求めるために、図9に示すように、パラメータがそこから抽出されるボクセルのサイズにほぼ対応するウィンドウ82に従って、複数のサンプル63が各エコー信号54から獲得される。このサンプル63の組織パワースペクトル86は、ブロック84についてのフーリエ変換によって得られ、組織パワースペクトル86は、当該技術分野で理解されるように、異なる周波数におけるサンプル63のエネルギーを示す。

【0048】

図4、図8、及び図9を参照すると、好ましい実施態様では、解析されるエコー信号54に対応する第2の標準エコー信号54'が、プロセスブロック60によって示される、標準的な患者の組織の全体的な減衰特性をシミュレートするファントムから得られる。ウィンドウ82はまた、このエコー信号54に適用されて、サンプル63'が得られる。サンプル63'はまた、ブロック84についてのフーリエ変換アルゴリズムによって変換されて、トランスデューサ12、インタフェース回路要素22、受信機での増幅及び深さに依存した信号処理、並びにファントムの特性に主に依存する機械パワースペクトル86'を生成することができる。

【0049】

この機械パワースペクトル86'は、減算器88によって組織パワースペクトル86から減算されて、独特の曲線92を有する散乱体依存のパワースペクトル90を生成することができる。

【0050】

既知の散乱体サイズを有するファントムについて行った走査を表す、すなわち、異なるサイズの散乱体についてモデル化されたパワースペクトルを表す、異なる曲線92'のライブラリ94は、その後、曲線当てはめプロセス96によって曲線92と比較される。好ましい実施態様では、この曲線当てはめは、曲線92と、例えばInsana他「パルスエコー超音波を用いたランダム媒質中の小規模構造の説明(Describing Small-Scale Structure In Random Media Using Pulse-Echo Ultrasound)」, J. Acoust. Soc. Am. 1990; 87: 179-192. 1990. によって教示される、乗法的定数によってのみ生じる曲線92'との差に鈍感である。

【0051】

一致する曲線92'の特定の1つは、マップ98によってグレースケール値又はカラー

10

20

30

40

50

スケール値にマッピングされて、そのサンプル 6 3 についての出力画素が生成される。出力画素を、上述したプロセスブロック 6 4 及びプロセスブロック 7 2 についての他の画素と組み合わせることができる。

【 0 0 5 2 】

あるいは、ここで図 1 0 を参照すると、パラメータ測定値は、エコー信号 5 4 からウィンドウ 8 2 によって選択されたサンプル 6 3 を依然として解析することによって求められる散乱体間隔であってもよい。前と同様に、組織パワースペクトル 8 6 は、ブロック 8 4 についてのフーリエ変換の使用を通して生成することができる。スペクトルの周波数解析は、支配的な周波数成分 1 0 2 を識別するプロセスブロック 8 9 によって指示されるケプストラム操作を使用して生成することができる。依然として、この成分 1 0 2 の周波数は、マップ 9 8 によってグレースケール値又はカラースケール値にマッピングされて、そのサンプル 6 3 についての出力画素を生成することができる。出力画素は、上述したプロセスブロック 6 4 及びプロセスブロック 7 2 についての他の画素と組み合わせられてもよい。

【 0 0 5 3 】

あるいは、ここで図 1 1 を参照すると、パラメータ測定値は、散乱体個数密度であってもよく、図 9 の識別された曲線 9 2 ' は、実際の曲線 9 2 に合うように曲線当てはめ器 1 0 6 によって乗法的定数によってスケールされることができ、この乗法的定数は、マップ 9 8 に提供されて、散乱体個数密度を指示する画素 7 6 が提供されることができる。あるいは、エコー信号波形のスペクトル解析を行う代わりに、散乱体個数密度は、エコー信号の統計的特性、すなわち Chen 他「有効散乱体個数密度に依存する周波数の決定方法 (A method for Determination of Frequency Dependent Effective Scatterer Number Density)」, J. Acoust. Soc. Am. 1994 ; 95 : 77-85 によって教示される尖度から導出されることができる。そのため、重なる測定領域 2 6 のそれぞれからの信号の尖度は、エコー信号の第 4 のモーメントと第 2 のモーメントの平方との比として計算される。既知の散乱体個数密度を有する基準ファントムから導出された尖度と比較することによって、測定領域 2 6 に対してマッピングされる組織の散乱体個数密度が導出される。

【 0 0 5 4 】

あるいは、ここで図 1 2 を参照すると、パラメータ測定値は超音波減衰であってもよい。この場合、別個のウィンドウ 8 2 及び 8 2 ' は、同じエコー信号 5 4 の隣接するボクセルに関連するサンプル 6 3 及びサンプル 6 3 ' を提供する。これらのサンプル 6 3 は、ブロック 8 4 についてのフーリエ変換によって処理されて、別個のスペクトル 8 6 a 及びスペクトル 8 6 b が生成される。後半のサンプル 6 3 のこれらのスペクトル 8 6 a は、前半のサンプルのスペクトル 8 6 b から減算されて、スペクトル差 1 1 2 が生成され、その傾斜 1 1 4 は、後半のボクセル 2 6 についての減衰を提供し、減衰が、マップ 9 8 によって画素 7 6 の値にマッピングされることができる。

【 0 0 5 5 】

ここで図 1 3 を参照すると、パラメータ抽出とパラメータ組み合わせの順序が切り換わってもよいことが理解されるであろう。そのため、たとえば、測定値セット 2 5 a ~ 2 5 d は、整列され、プロセスブロック 5 8 の組み合わせた測定値セットからパラメータが抽出される前に加算器 1 1 6 によって加算されて、画像 7 8 が生成される。

【 0 0 5 6 】

明確にするために、ここで図 1 4 を参照すると、本発明は、画像 7 8 の平面に対応する単一平面内に整列したボクセル 2 6 に関して述べられた。しかしながら、パラメータ測定値を向上させるために異なる角度で獲得したエコー信号 5 4 を一緒に加算する本質的な原理は、平面内の角度によってだけでなく、3次元の湾曲表面又は平坦表面 1 1 8 にわたる角度においても異なる複数の超音波ビーム 1 4 を収集するように超音波トランスデューサ 1 2 を移動させることによって生じる場合があり、それにより、1度に1スライスか、又は、3次元オブジェクトとしてレンダリングして表示することができる容積画像データを生成することが理解されるであろう。このプロセスは、トランスデューサの移動か、異なる方向からのアレイ領域についてのビーム方向制御のいずれかによって行われることがで

10

20

30

40

50

きることも理解されるであろう。

【0057】

本発明は、本明細書に含まれる実施態様及び説明に限定されないが、実施態様の一部を含む実施態様の変更態様、及び添付の特許請求の範囲内に入る異なる実施態様の要素の組み合わせを含むことが特に意図される。

【図面の簡単な説明】

【0058】

【図1】手持ち式トランスデューサを使用して関心領域を通して異なる角度でエコー信号を得るための、本発明と共に使用するのに適した超音波機械の略図である。

【図2】トランスデューサの移動機構を提供する、図1の機械の第2の実施態様の略図である。 10

【図3】平行光線と異なる角度の3つの測定値セットにリビニングされたエコー信号の図である。

【図4】ソフトウェア又はハードウェアで実施することができるような、本発明の主要なステップを示すフローチャートである。

【図5】従来の超音波撮像において使用される超音波信号及びその振幅を示す、図1及び図2のデバイスから受信されるエコー信号のグラフである。

【図6】本発明によって出力することもできるような、エコー信号振幅の従来のBモード画像への変換を示す図である。

【図7】異なる角度のエコー信号の3つの測定値セットからの、基礎にあるエコー信号の一部のスペクトルの変換を示す図6と同様の図である。 20

【図8】パラメータの抽出と抽出されたパラメータの組み合わせを行って画像を生成するための、図7の測定値セットにリビニングされた、図2のデバイスによって獲得されたスキャンの集合を示す図である。

【図9】散乱体サイズを導出するための、エコー信号からのパラメータの抽出を示す信号フローチャートである。

【図10】エコー信号からの散乱体間隔の抽出を示す図9と同様の図である。

【図11】散乱体個数密度を抽出するための、図9に追加されたステップを示す図9及び図10と同様の図である。

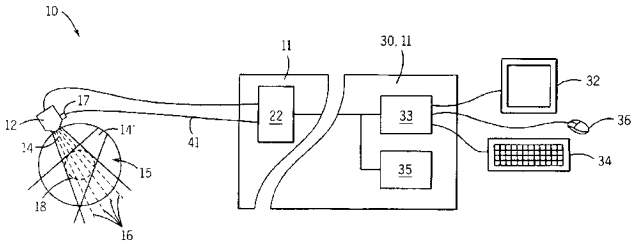
【図12】局所的な広帯域減衰測定値を生成するための、2つの隣接するボクセルからのスペクトルデータの減算を示す図9及び図10と同様の図である。 30

【図13】パラメータの抽出前に測定値セットが組み合わせられる、代替の角度合成技法を示す図8の部分図である。

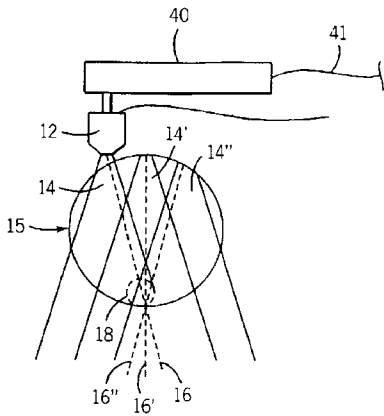
【図14】単一平面ではなく容積のパラメトリック撮像のための、3次元関心領域にわたるスキャンデータの取得の斜視図である。

【図15】フェーズアレイのリニア又は曲線多素子トランスデューサを使用した走査を示す、図1の超音波トランスデューサの代替の実施態様の図である。

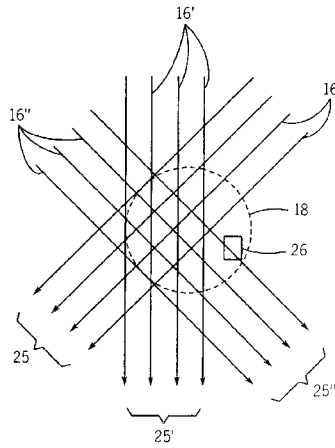
【 図 1 】



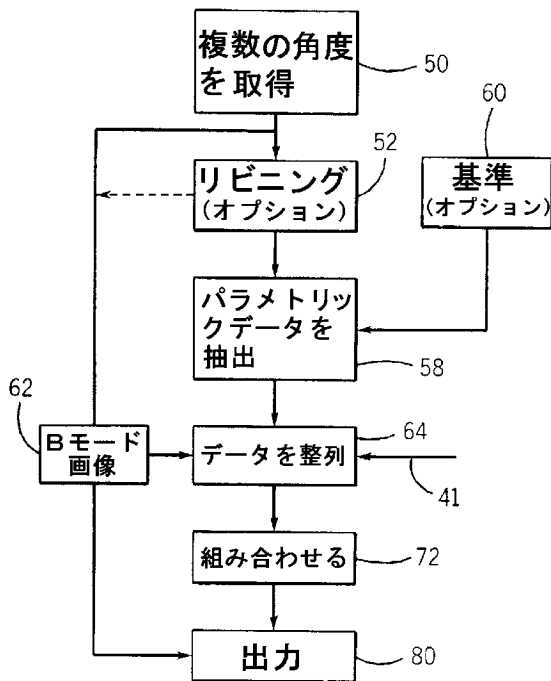
【 図 2 】



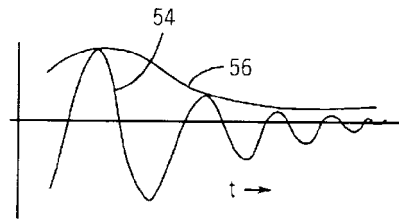
【 図 3 】



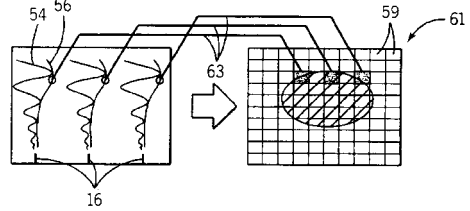
【 図 4 】



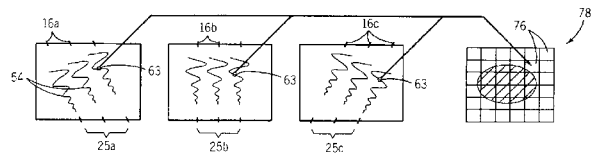
【 図 5 】



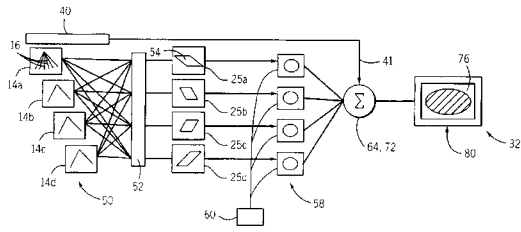
【 図 6 】



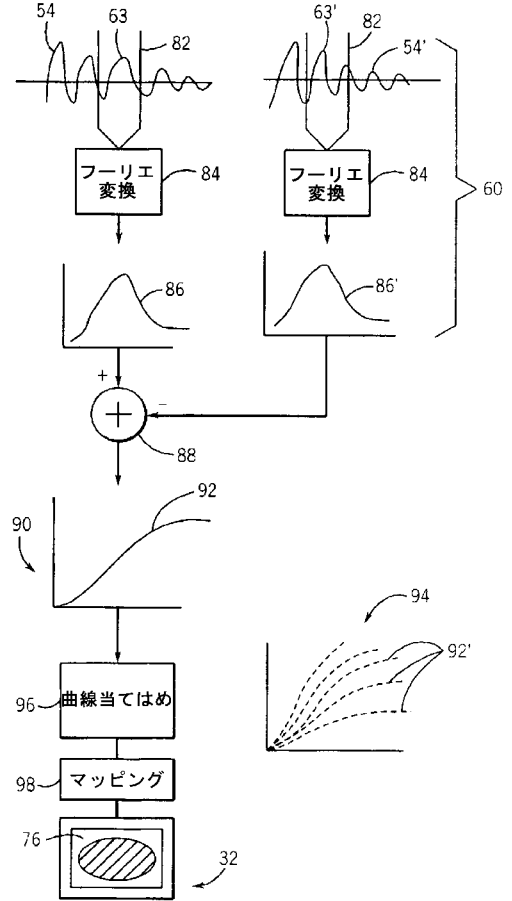
【 図 7 】



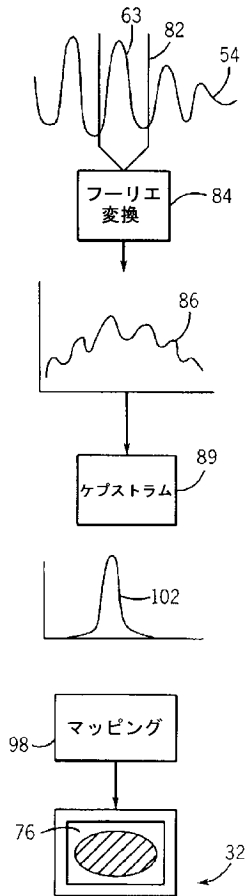
【図8】



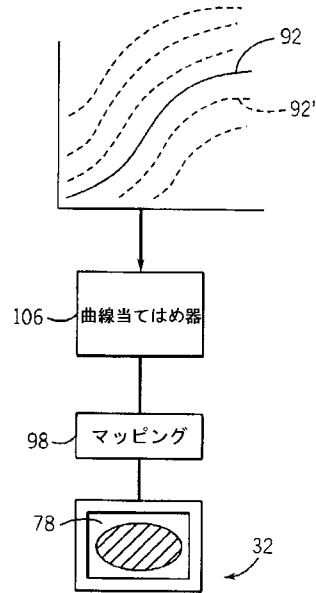
【図9】



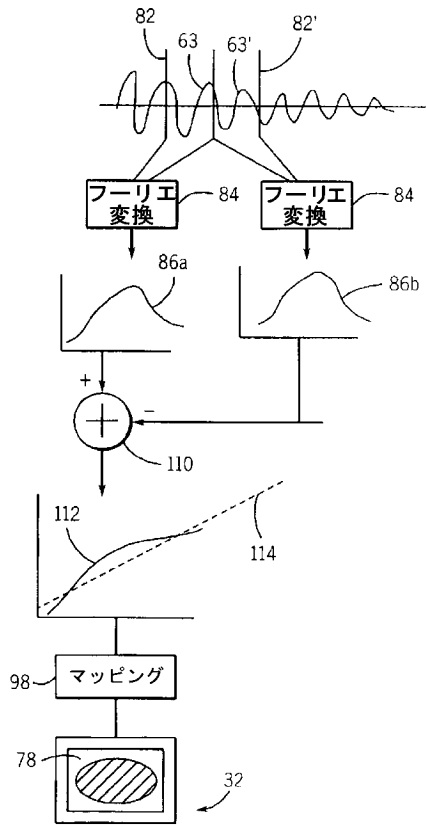
【図10】



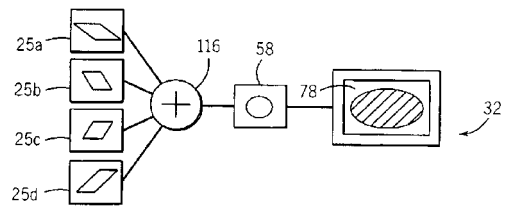
【図11】



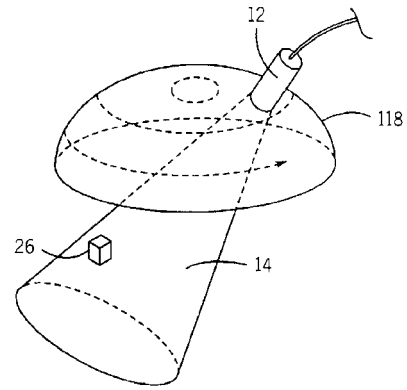
【 図 1 2 】



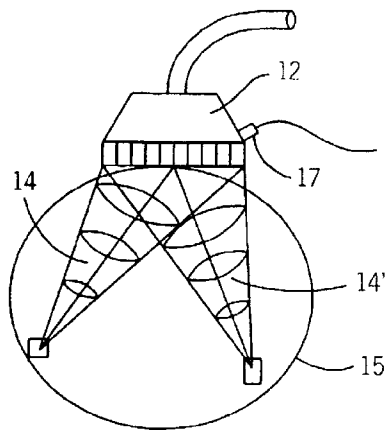
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No. PCT/US2004/012256
--

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G01S15/89 G01S7/52		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 G01S		
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, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	PESAVENTO A ET AL: "Ultrasonic reflection tomography and tomographic parameter extraction for post-discotomic scarring diagnostics" ULTRASONICS SYMPOSIUM, 1997. PROCEEDINGS., 1997 IEEE TORONTO, ONT., CANADA 5-8 OCT. 1997, NEW YORK, NY, USA, IEEE, US, 5 October 1997 (1997-10-05), pages 1481-1484, XP010271464 ISBN: 0-7803-4153-8	1,11-22, 25,26, 31-41
Y	abstract; figures 1-6 page 1481, left-hand column, paragraph 1 - page 1484, right-hand column, paragraph 1 ----- -/--	2-10,23, 24,27-30
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents :		
A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *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) *C* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		*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 *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 *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. *&* document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
20 October 2004		03/11/2004
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 Reuss, T

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No PC1/US2004/012256

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	BARTELT H: "COMPUTATION OF LOCAL DIRECTIVITY, SPEED OF SOUND AND ATTENUATION FROM ULTRASONIC REFLECTION TOMOGRAPHY DATA" ULTRASONIC IMAGING, DYNAMEDIA, INC., SILVER SPRING, MD, US, vol. 10, no. 2, 1 April 1988 (1988-04-01), pages 110-120, XP000000427 ISSN: 0161-7346	1, 11, 13-22, 25, 26, 31, 33-36, 38-41
Y	abstract; figures 1,6-10 page 110 - page 111 page 114 - page 119, paragraph 3	2-10, 23, 24, 27-30
X	ROHLING R N ET AL: "Automatic registration of 3-D ultrasound images" ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, NEW YORK, NY, US, vol. 24, no. 6, July 1998 (1998-07), pages 841-854, XP004295313 ISSN: 0301-5629 abstract; figures 1-6 page 842, right-hand column, paragraph 2 - page 844, left-hand column, paragraph 1 page 847, right-hand column pages 853-854, section "Conclusions and future work"	1, 13-20, 22, 33-36, 38-41
X	ANDERSON M E ET AL: "Microcalcifications as elastic scatterers under ultrasound: implications for medical imaging" ULTRASONICS SYMPOSIUM, 1996. PROCEEDINGS., 1996 IEEE SAN ANTONIO, TX, USA 3-6 NOV. 1996, NEW YORK, NY, USA, IEEE, US, 3 November 1996 (1996-11-03), pages 1463-1467, XP010217709 ISBN: 0-7803-3615-1 abstract; figures 1-6 page 1463, left-hand column - page 1466, left-hand column, paragraph 4 page 1466, right-hand column, last paragraph - page 1467, left-hand column, paragraph 2	1, 14, 16-18, 22, 25, 26, 34, 36, 38, 39
X	PESAVENTO A., ERMERT H., BROLL-ZEITVOGEL E., GRIFKA J.: "Quantitative Abbildungskonzepte mit multidirektionalen Ultraschall-Echodaten zur Abbildung der Rückenmuskulatur" Z. MED. PHYS., vol. 9, 1999, pages 240-244, XP009038391 abstract; figures 1-4 page 240, right-hand column, line 4 - page 243, right-hand column, last paragraph	1, 14-20, 22, 25, 26, 34-36, 38-41
	-/--	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/US2004/012256

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	<p>OELZE MICHAEL L ET AL: "Method of improved scatterer size estimation and application to parametric imaging using ultrasound" JOURNAL OF THE ACOUSTICAL SOCIETY OF AMERICA, AMERICAN INSTITUTE OF PHYSICS. NEW YORK, US, vol. 112, no. 6, December 2002 (2002-12), pages 3053-3063, XP012003210 ISSN: 0001-4966 abstract; figures 1-13 page 3053, left-hand column, paragraph 2 - right-hand column, paragraph 2 page 3054, right-hand column page 3057 pages 3061-3062, sections "Application to parametric imaging" and "Conclusions"</p>	2-5, 23, 24
Y	<p>INSANA M F ET AL: "DESCRIBING SMALL-SCALE STRUCTURE IN RANDOM MEDIA USING PULSE-ECHO ULTRASOUND" JOURNAL OF THE ACOUSTICAL SOCIETY OF AMERICA, AMERICAN INSTITUTE OF PHYSICS. NEW YORK, US, vol. 87, no. 1, January 1990 (1990-01), pages 179-192, XP000877005 ISSN: 0001-4966 cited in the application abstract; figures 2,4-6 page 180, left-hand column page 188, right-hand column, last paragraph - page 191, right-hand column, paragraph 1</p>	2-5, 23, 24
Y	<p>SUZUKI K., HAYASHI N, SASAKI Y., TANAKA Y., ET.AL.: "Cepstral analysis of ultrasound in chronic liver disease - a preliminary study in the non-invasive evaluation of structural change" FRONTIERS MED. BIOL. ENGINEERING, vol. 3, no. 4, 1991, pages 269-281, XP009038192 abstract; figures 1,2,5 page 269 - page 274, paragraph 1 page 277</p>	6-8, 27-29
	----- -/-	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int'l Application No PCT/US2004/012256

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	<p>CHEN J., MADSEN E., ZAGZEBSKI J.: "A method for determination of frequency-dependent effective scatterer number density" J. ACOUST. SOC. AM., vol. 95, no. 1, January 1994 (1994-01), pages 77-85, XP009038252 cited in the application abstract; figures 1-5,8,9 page 77 page 81 - page 84, right-hand column, paragraph 1</p>	8-10,29, 30

フロントページの続き

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, 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, IT, 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 ザグゼブスキー, ジェイムズ エイ.

アメリカ合衆国 5 3 7 0 4 ウィスコンシン マディソン ダニング ストリート 5 2 2

(72) 発明者 バーギーズ, トミー

アメリカ合衆国 5 3 7 1 7 ウィスコンシン マディソン ウェスト カッパー サークル 1
4

(72) 発明者 ゲリッグ, アンソニー エル.

アメリカ合衆国 5 3 7 1 7 ウィスコンシン マディソン エス. オークブリッジ シーティ
ー. 6 6 # 2 0 1

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 BB09 BB27 DD01 DD18 DD21 DE20 EE09 GA18
GA21 GB03 JB41 JB49 JB51 JC06 JC23 JC37 LL19

专利名称(译)	使用角度合成的参数超声成像		
公开(公告)号	JP2006524115A	公开(公告)日	2006-10-26
申请号	JP2006513180	申请日	2004-04-20
[标]申请(专利权)人(译)	威斯康星校友研究基金会		
申请(专利权)人(译)	威斯康星校友研究休恩庸日		
[标]发明人	ザグゼブスキー、ジェイムズ エイ バーギーズトミー ゲリッグアンソニーエル		
发明人	ザグゼブスキー, ジェイムズ エイ. バーギーズ, トミー ゲリッグ, アンソニー エル.		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52042 A61B8/00 A61B8/4254 G01S7/52036 G01S15/8977 G01S15/8995		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB09 4C601/BB27 4C601/DD01 4C601/DD18 4C601/DD21 4C601/DE20 4C601/EE09 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GB03 4C601/JB41 4C601/JB49 4C601/JB51 4C601/JC06 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/LL19		
代理人(译)	川崎孝雄 Toshizo 饭		
优先权	60/464678 2003-04-22 US 10/772663 2004-02-04 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

通过将来自超声信号的超出幅度信息的信息表征组织结构的参数超声测量是通过组合以不同角度获取的多个超声信号来获得的，波动减少。这种角度合成可以应用于检测散射体尺寸，间距，密度和衰减。

