

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7520103号
(P7520103)

(45)発行日 令和6年7月22日(2024.7.22)

(24)登録日 令和6年7月11日(2024.7.11)

(51)国際特許分類		F I	
A 6 1 B	8/08 (2006.01)	A 6 1 B	8/08
A 6 1 B	8/14 (2006.01)	A 6 1 B	8/14

請求項の数 15 (全16頁)

(21)出願番号	特願2022-506025(P2022-506025)	(73)特許権者	590000248 コーニクレッカ フィリップス エヌ ヴェ Koninklijke Philips N.V. オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイ ン ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2 High Tech Campus 5 2 , 5 6 5 6 AG Eindhoven , N etherlands
(86)(22)出願日	令和2年7月29日(2020.7.29)	(74)代理人	110001690 弁理士法人M&Sパートナーズ
(65)公表番号	特表2022-542941(P2022-542941 A)	(72)発明者	ホアン シェン ウェン オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイ ン ドーフエン ハイ テック キャンパス 5 最終頁に続く
(43)公表日	令和4年10月7日(2022.10.7)		
(86)国際出願番号	PCT/EP2020/071413		
(87)国際公開番号	WO2021/018968		
(87)国際公開日	令和3年2月4日(2021.2.4)		
審査請求日	令和5年7月26日(2023.7.26)		
(31)優先権主張番号	62/880,282		
(32)優先日	令和1年7月30日(2019.7.30)		
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		

(54)【発明の名称】 エレベーション合成を使用した音響減弱係数の超音波イメージング

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

アジマス次元及びエレベーション次元において画像フィールドから超音波エコー信号を
獲得する1.75D又は2Dのトランスデューサーアレイを含む超音波プローブと、

前記画像フィールドの超音波画像に対するコヒーレントエコー信号を生成するために前
記超音波エコー信号を処理するビーム形成部と、

前記ビーム形成部に結合され、減弱係数のマップに対する減弱係数値を推定する減弱係
数推定部であって、更に、前記エレベーション次元における異なる平面における複数の減
弱係数マップを生成する、前記減弱係数推定部と、

前記減弱係数推定部に結合され、エレベーション方向における前記複数の減弱係数マッ
プを合成する減弱係数マップ合成部と、

前記減弱係数マップ合成部により合成された減弱係数マップを表示するディスプレイと、
を備える、画像フィールドの減弱係数マップを生成する超音波イメージングシステム。

【請求項2】

前記コヒーレントエコー信号を受信するように結合され、前記減弱係数推定部のための
Bモード画像信号を生成するBモードプロセッサを更に備える、

請求項1に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項3】

前記Bモードプロセッサが、ガイダンス画像に対するエコー信号を生成し、

前記減弱係数マップ合成部により生成された合成減弱係数マップが、前記ガイダンス画

10

20

像の関心領域と解剖学的重ね合わせ状態にある、

請求項 2 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 4】

前記減弱係数マップ合成部が、前記エレベーション方向にピクセルごとに前記減弱係数推定部により生成された前記減弱係数マップのうちの 2 つ以上を合成する、

請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 5】

前記複数の減弱係数マップの生成にตอบสนองして、前記複数の減弱係数マップの各減弱係数マップの対応する減弱係数値に関連した信頼性因子のそれぞれのマップを生成する信頼性推定部を更に備える、

請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 6】

前記減弱係数マップ合成部が、加重平均化により前記減弱係数推定部により生成された前記減弱係数マップのうちの 2 つ以上を合成する、

請求項 5 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 7】

前記減弱係数マップ合成部が、信頼性因子推定により特定された重みを使用して前記減弱係数マップのうちの 2 つ以上を合成する、及び/又は、

前記減弱係数マップ合成部が、合成される前記減弱係数マップの減弱係数一致度により特定された重みを使用して前記減弱係数マップのうちの 2 つ以上を合成する、

請求項 6 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 8】

前記トランスデューサーアレイが、マルチライン獲得により複数のエレベーション的に異なる減弱係数マップに対する超音波エコー信号を同時に獲得する 2 D アレイである、

請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 9】

前記ビーム形成部が、2 つの直交する超音波画像に対するコヒーレントエコー信号を生成する、

請求項 8 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 10】

前記減弱係数推定部が、前記アジマス次元又は前記エレベーション次元における前記減弱係数のマップに対する減弱係数値を推定する、

請求項 9 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 11】

前記減弱係数マップ合成部が、2 つの直交するように配向した超音波画像の前記エレベーション方向に複数の減弱係数マップを合成する、

請求項 10 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 12】

基準値のマップを記憶するメモリを更に備え、

前記基準値が、組織ファントム、減弱係数の理論モデル、又は減弱係数の数値シミュレーションの減弱係数測定結果を含む、

請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 13】

前記トランスデューサーアレイが更に、時間インターリーブ手法により超音波画像に対するエコー信号データと減弱係数マッピングに対するエコー信号データとを交互に獲得する、

請求項 9 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 14】

アジマス次元及びエレベーション次元において超音波画像フィールドから超音波エコー信号を獲得するステップと、

10

20

30

40

50

前記超音波エコー信号からコヒーレントエコー信号を生成するステップと、
 前記コヒーレントエコー信号に対応した減弱係数値を推定するステップと、
 前記エレベーション次元における複数の異なる平面における減弱係数値に対する複数の減弱係数マップを自動的に生成するステップと、
 合成された減弱係数マップを取得するために前記複数の減弱係数マップを合成するステップと、
 前記合成された減弱係数マップを表示するステップと、
 を有する、超音波画像フィールドにおける減弱係数マップを自動的に生成する方法。

【請求項 15】

非一時的なコンピュータ可読媒体に記憶された、及び、超音波イメージングシステムと通信するコンピュータによって実行されたときに請求項 14 に記載の方法を実施するための命令を含む、

コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波イメージングシステムに関し、特に、1.75D及び2Dアレイトランスデューサーを使用した音響減弱係数マップのイメージングに関する。

【背景技術】

【0002】

パルスエコー超音波イメージングシステムは、画像フィールドにわたって音響エネルギーのビームを送信する。送信されたビームの各々が音響反射体及び組織境界に衝突したとき、送信されたエネルギーのうちの一部が送信トランスデューサーに戻るよう反射され、エコーとして受信される。この手法により、超音波ビームエネルギーが体内の深くに伝播するにつれて、エコーのシーケンスが次第に深い組織から受信される。エコーが受信された深さに対応したエコーの受信時点に対応してエコーの振幅が検出され、及び表示される。以て、表示が、体内の組織の構造物の特徴を明らかにする。しかし、ビームエネルギーが組織を通して伝播し、ビームの経路に沿って音響吸収及び散乱に直面するにつれて、ビームエネルギーは連続的に減弱される。この減弱は、近距離場における組織からの概して強いエコーと、深い組織からの概して弱いエコーとの受信をもたらす。この効果に対する補償を伴わない場合、結果として得られる画像は（大きい振幅のエコーから）近距離場において明るく見え、小さいエコー振幅の受信に起因して、遠距離場において暗く見える。この効果に対する一般的な補償は時間利得制御（TGC）であり、この場合において受信器は、エコー信号が次第により深くから受信されるにつれて、エコー信号の増幅を大きくする。超音波システムは、異なる深さに適用される利得をユーザーが選択することを可能にするTGC構成を備え、その利得から、超音波システムがエコー受信中の断続的な利得変化に対するTGC曲線を演算する。超音波システムは通常、様々な組織タイプに対して典型的であることが経験的に示されている所定のTGC曲線を更に備える。したがって、ユーザーは腹部検査のための肝臓に対する予め演算されたTGC曲線呼び出し得、又は、胸部をイメージングするときは異なる予め演算されたTGC曲線呼び出し得る。組織密度の違い、組成、位置の違い、及び他の特徴を理由として、組織の減弱特性は人ごとに異なるので、典型的な曲線はまさしく典型的なものである。したがって、典型的な又は平均的な特徴に依存するよりも、診断されている特定の組織の減弱特性を知ることが望ましい。したがって、超音波画像フィールドにおける各点に対する減弱の程度を推定すること、及び表示することにより、インビボで対象者に対する減弱特性を測定することに労力が注がれてきた。例えば、Walachらによる「Local Tissue Attenuation Images Based on Pulsed-Echo Ultrasonic Scans」、IEEE Trans. On Biomedical Engineering, vol. BME-33, no. 7, 1986年7月、637-43頁を参照されたい。Walachらは、画像フィールドにおける局所的減弱のこのようなマッ

10

20

30

40

50

ブが、健康な組織の減弱特性とは異なるその減弱特性を理由として、組織病理を正確に示すために使用され得ることを提案している。この特徴の例は脂肪肝疾患の診断である。脂肪は正常な肝臓組織より減弱しやすいので、音響減弱特性が脂肪肝疾患をステージングするために使用される可能性があり得る。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかし、このような減弱マップを生成するために使用される推定は、概して、画像フィールド全体には当てはまらない場合がある組織の局所的均一性などの、組織に関して作られた特定の仮定に依存する。肝臓組織などの組織は実質にわたる血管網を含む。画像において視認できない画像平面に近接した脈管構造の存在が、画像平面における音響減弱推定に影響を与え得る。誤りの他の源は、収差、斑点、開口閉塞、クラッター、又は他の不都合な状態に起因した周波数に依存した音響回折の効果を含む。このような誤りの源による影響を受けにくい、画像フィールドにおける音響減弱のマップを生成することが望まれる。

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の原理により、超音波画像フィールドにわたって音響減弱係数を正確に推定するための超音波イメージングシステム、方法、及び技術が説明される。関心のある平面におけるエコー信号データのみを獲得する代わりに、音響減弱推定のためのエコー信号がエレベーションの異なる複数の平面から獲得される。したがって、エコー信号データが、関心のある主平面に近接して獲得される。複数の平面からの音響減弱推定結果が合成され、以て、不正確な面内推定結果の効果を小さくする。本発明の更なる態様によると、より正確性の低い、又は信頼性の低いデータ点が合成から除外され得、又は、他のエレベーション的に変化する値と組み合わせられたとき、より低く重み付けされ得る。

【図面の簡単な説明】

【0005】

【図1】本発明の原理により構成された超音波システムをブロック図の形態で示す図である。

【図2】後続の合成のために音響減弱係数が推定される、ガイダンス画像の平面及び幾つかのエレベーション的に異なる領域の斜視図である。

【図2a】解剖学的に重ね合わされた音響減弱係数マップを含む関心領域を含むガイダンス画像を示す図である。

【図3】図2に示されている音響減弱推定のためのガイダンス画像及び平面をスキャンするために使用される超音波ビームの軸方向の図である。

【図4】2つの直交したガイダンス画像をスキャンするために、及び、ガイダンス画像平面の両方における音響減弱合成のためにエレベーション的に離れた平面をスキャンするために使用される超音波ビームの軸方向の図である。

【図5】音響減弱推定のためのガイダンス画像獲得及びエコー信号データの獲得の時間インターリーピングを示す図である。

【図6】合成された減弱係数マップを生成する、及び表示するための方法のフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0006】

図1を参照すると、本発明の原理により構築された超音波診断イメージングシステムがブロック図の形態で示される。トランスデューサーアレイ12は、超音波を送信するための、及びエコー情報を受信するための超音波プローブ10において提供される。トランスデューサーアレイ12は、例えば(3Dにおける)エレベーションとアジマスとの両方において、二次元又は三次元でスキャンすることが可能なトランスデューサー要素の二次元又は二次元アレイである。本発明によりスキャンするための好ましいトランスデューサーアレイは、エレベーションにおいて制限されたビーム操縦を伴う1.75Dアレイ、又は

10

20

30

40

50

、エレベーションとアジマスとの両方における完全な電子的操縦能力を伴う2Dアレイである。トランスデューサーアレイ12は、アレイ要素により信号の送信と受信とを制御するプロープにおけるマイクロビーム形成部14に結合されている。マイクロビーム形成部は、米国特許第5,997,479号(Savordら)、米国特許第6,013,032号(Savord)、及び米国特許第6,623,432号(Powersら)において説明されているように、トランスデューサー要素のグループ又は「パッチ」により受信された信号の少なくとも部分的なビーム形成をすることが可能である。マイクロビーム形成部は、送信と受信との間でスイッチングする、及び高エネルギー送信信号から主ビーム形成部20を保護する送信/受信(T/R)スイッチ16にプロープケーブルにより結合されている。マイクロビーム形成部14の制御下におけるトランスデューサーアレイ12からの超音波ビームの送信は、ユーザーインターフェース又は制御パネル38のユーザーの操作から入力を受信するT/Rスイッチと主ビーム形成部20とに結合されたビーム形成部制御装置18により指示される。送信制御装置により制御される送信特性は、数、間隔、振幅、位相、周波数、極性、及び多様な送信波形を包含する。パルス送信方向に形成されたビームは、トランスデューサーアレイから真っ直ぐ前方に、又は、より広いセクター視野に対して、操縦されていないビームの両側において異なる角度で操縦される。幾つかの用途において、集束していない平面波が送信のために使用されてもよい。例えば128要素アレイといった比較的小さいアレイ長のほとんどの1Dアレイプロープはマイクロビーム形成部を使用せず、主ビーム形成部に駆動され、及び直接応答する。

【0007】

トランスデューサー要素の近接したグループにより受信されたエコーは、エコーを適切に遅延させること、及び次にエコーを組み合わせることによりビーム形成される。各パッチからマイクロビーム形成部14により生成された部分的にビーム形成された信号は主ビーム形成部20に結合され、主ビーム形成部20において、トランスデューサー要素の個々のパッチからの部分的にビーム形成された信号が完全にビーム形成されたコヒーレントエコー信号に組み合わされる。例えば、主ビーム形成部20は128個のチャンネルを含み、各チャンネルが、12個のトランスデューサー要素のパッチから部分的にビーム形成された信号を受信する。この手法により、二次元アレイトランスデューサーの1500個より多くのトランスデューサー要素により受信された信号が1つのビーム形成された信号に効果的に寄与し得、画像平面から受信された信号が組み合わされる。

【0008】

マイクロビーム形成部14又はビーム形成部20は、トランスデューサーアレイ12の各要素又はパッチから受信された信号を増幅する増幅器を更に含む。これらの増幅器は、超音波システムに記憶されたTCG曲線、ユーザーインターフェース38におけるTGC制御、又は両方の組み合わせにより制御される制御可能な利得特性をもつ。例えば米国特許第5,482,045号(Rustら)を参照されたい。したがって、個々のトランスデューサー要素又はパッチからの信号を遅延させること、及び加算することによるビーム形成は、時間利得制御補償を受けたエコー信号を使用して実施される。

【0009】

コヒーレントエコー信号は、デジタルフィルタによるフィルタリング、及び、空間又は周波数合成によるものとしてのノイズ又はスペックル低減を含む信号プロセッサ26による信号処理を受ける。フィルタリングされたエコー信号は、直角位相帯域通過フィルタ(QBP)28に結合される。QBPは3つの機能、すなわち、RFエコー信号データを帯域制限すること、エコー信号データの同相及び直角位相ペア(I及びQ)を生成すること、及び、デジタルサンプルレートを大幅に低下させることを実施する。QBPは、2つの独立したフィルタを備え、一方は同相サンプルを生成し、他方は直角位相サンプルを生成し、各フィルタはFIRフィルタを実現する複数の乗算器・蓄積器(MAC)により形成されている。信号プロセッサは、QBPが行い得ることと同様に、周波数帯域をより低い又はベースバンド周波数範囲まで更にシフトさせ得る。信号プロセッサ26のデジタルフィルタは、例えば米国特許第5,833,613号(Averkioら)に開示されて

10

20

30

40

50

いる種類のフィルタであり得る。

【 0 0 1 0 】

ビーム形成された、及び処理されたコヒーレントエコー信号は、例えば組織といった体内における構造物の B モード画像に対する信号を生成する B モードプロセッサ 3 0 に結合されている。B モードプロセッサは、 $(I^2 + Q^2)^{1/2}$ の形態をとるエコー信号振幅を計算することにより直角位相復調された I 信号成分及び Q 信号成分の振幅（包絡線）検出を実施する。直角位相エコー信号成分は、ドップラープロセッサ 3 4 にも結合されている。ドップラープロセッサ 3 4 は、高速フーリエ変換（FFT）プロセッサを使用して画像内の点におけるドップラーシフトを推定するために後で使用される画像フィールドにおける独立した点からのエコー信号の集合体を記憶する。集合体が獲得される速度は、システムが画像において正確に測定し、及び描写し得る運動速度範囲を特定する。ドップラーシフトは、例えば血流及び組織の動きといった画像フィールド内の点における運動に比例する。カラードップラー画像に対して、血管内の各点における推定されたドップラー流量値がウォールフィルタリングされ、参照テーブルを使用して色値に変換される。ウォールフィルタは調節可能カットオフ周波数をもち、調節可能カットオフ周波数の上方又は下方において、例えば流れる血液をイメージングするときの血管の壁の低周波運動などの運動が除去される。B モード画像信号及びドップラー流量値は、例えば直線の表示形式又はセクター表示形式といった所望の表示形式による表示のために、それらの獲得された R - 座標からの B モード及びドップラーサンプルをデカルト（x, y）座標に変換するスキャンコンバーター 3 2 に結合される。B モード画像又はドップラー画像が単独で表示され、又は、カラードップラー重ね合わせが画像における組織及び脈管における血流を示す解剖学的重ね合わせにより 2 つが一緒に示される。可能な別の表示方法は、異なる形態により処理された同じ解剖学的構造物の並んだ画像、又は、多平面獲得の場合には異なる平面の画像を表示することである。この表示形式は画像を比較するときには有用である。

【 0 0 1 1 】

スキャン変換画像は画像データメモリ 3 6 に結合され、画像データメモリ 3 6 では、画像値が獲得された空間的位置に従って、アドレス可能なメモリ位置にスキャン変換画像が記憶される。3 D スキャンからの画像データは、米国特許第 6, 530, 885 号（Entrekina）において説明されているように 3 D データ集合のエコー信号を所与の基準点から見られる投影された 3 D 画像に変換するボリュームレンダラー 4 2 によりアクセスされ得る。ボリュームレンダラー 4 2 により生成された 3 D 画像、及び、スキャンコンバーター 3 2 により生成された 2 D 画像は、画像ディスプレイ 4 0 における表示のための更なる強調、バッファリング、及び、一時的な記憶のためにディスプレイプロセッサ 4 8 に結合される。

【 0 0 1 2 】

本発明の原理によると、図 1 の超音波システムは音響減弱係数推定結果の画像マップを生成するサブシステムを含む。サブシステムは、好ましくは検出前に QBP 2 8 から B モードエコー信号を受信する減弱係数推定部 5 0 を含む。減弱係数推定部は、後述の図面及び説明において完全に説明されるように、スキャン平面から獲得されたエコー信号から減弱係数マップ、及び、本発明によると、エレベーションの次元において分離された複数のスキャン平面からの複数の減弱係数マップを生成することが可能である。減弱係数推定部 5 0 は、B モード画像のピクセル値の検出前に I, Q データの組織値に対して演算し、及び、一様な組織ファントム、減弱係数の理論モデル、又は減弱係数の数値シミュレーションから作られた減弱係数測定結果などの基準値のマップと組み合わせられて組織値を処理する。様々な基準値マップが減弱係数推定部 5 0 に、又は、減弱係数推定部 5 0 によりアクセス可能なメモリに記憶される。ユーザーがリアルタイムに選択する送信 / 受信音響設定に応じて、適合した基準値マップが減弱係数推定部によるシステム依存補償のためにアクセスされる。

【 0 0 1 3 】

減弱係数推定部により生成された異なる減弱係数マップは、1 つの減弱係数マップの、

又は別のものに関連した1つの減弱係数マップの推定された信頼性(すなわち信頼度)の空間的に対応したマップを生成する信頼性尺度推定部52に結合される。減弱係数マップ及び信頼性推定結果は、例えば加重平均化によりピクセルごとのエレベーション次元における係数マップ値を合成(組み合わせる)する減弱係数マップ合成部54に結合され、ここで、重みは信頼性推定結果により特定される。結果は、1つの推定方法によるのではなく、複数の空間的に異なる減弱係数マップの組み合わせから生成された最終的な減弱係数マップである。したがって、この技術は、関心のある所与の平面における減弱係数推定結果のうちの幾つかより正確な、例えば面内血管により影響されにくい、近い推定結果の利点をもつ。最終的な減弱係数マップは、スキャン変換のためにスキャンコンバーター32に結合され、次に、例えばスケール調整された色値の範囲に関連してマップの係数値をカラーコーディングすることによる表示のためにマップをフォーマットするグラフィックプロセッサ44に結合される。減弱係数マップは、画像ディスプレイ40における表示のためにディスプレイプロセッサ48に結合される。任意選択的に、信頼性尺度推定部52から取得された信頼性推定結果マップが同じ手法により合成され、及び表示され、したがって、ユーザーは、画像フィールドの特定の関心領域(ROI)において作られた減弱推定結果の信頼度を評価し得る。減弱係数推定結果を提供する別の手法は、(エコー平面に重なる)中央平面における減弱画像のみを表示し、平均減弱係数を計算するときにはすべての減弱画像を使用することである。いずれの表示選択肢においても、システムは、ユーザーがレビュー中に異なる平面において減弱画像を見ることを可能にし得る。

10

【0014】

20

減弱係数推定部50のプロセッサは、例えばスペクトル差法、スペクトル対数差法、及び最尤法といった、画像フィールドにわたって音響減弱係数値を推定するための多くの技術のうちの任意のものを使用し得る。パルスエコー信号からの(dB/cm又はその同等なもの)を単位とした)音響減弱係数の推定結果、又は、(dB/cm/MHz又はその同等なもの)を単位とした)音響減弱係数傾きは次の式、すなわち、

$$S_s(f, z) = P(f) D_s(f, z) A_s(f, z_0) B_s(f, z) \exp[-4 \alpha_s(f)(z - z_0)] \quad [1]$$

及び、

$$S_r(f, z) = P(f) D_r(f, z) A_r(f, z_0) B_r(f, z) \exp[-4 \alpha_r(f)(z - z_0)] \quad [2]$$

30

に基づき得、ここで、下付きのs及びrは、それぞれ組織試料及び基準値を表し、fは周波数であり、zは画像フィールドにおける深さであり、S(f, z)は深さzに中心をもつ関心領域(ROI)からの測定されたパワースペクトルであり、P(f)は送信されたパルスのスペクトルと組み合わせられたトランスデューサー応答であり、D(f, z)は回折効果であり、z₀はROIの開始深さであり、A(f, z₀)はトランスデューサー表面から深さz₀までの累積減弱効果であり、B(f, z)は音響散乱効果であり、α(f)はROIにおける減弱係数である。一様な基準ファントムからのS_r(f, z)を使用すること、及び、組織試料と基準とに対して同じ音速仮定することにより、P(f)及びD_s(f, z)が抑制され、次式が保たれる。

【数1】

40

$$RS(f, z) \equiv \frac{S_s(f, z)}{S_r(f, z)} \cong \frac{A_s(f, z_0) B_s(f, z)}{A_r(f, z_0) B_r(f)} \exp\{-4(z - z_0)[\alpha_s(f) - \alpha_r(f)]\}. \quad [3]$$

【0015】

これらの関連性から始まり、スペクトル差法は次のように実行される。スペクトル差法は、上述の式[3]における

【数2】

50

$$\frac{A_S(f, z_0)B_S(f, z)}{A_r(f, z_0)B_r(f)}$$

という部分が z に依存しないと仮定される。したがって、
【数 3】

$$\ln \left[\frac{S_S(f, z)}{S_r(f, z)} \right] \cong -4(z - z_0) [\alpha_S(f) - \alpha_r(f)] + G(f), \quad [4]$$

であり、ここで、
【数 4】

$$G(f) = \ln \left[\frac{A_S(f, z_0)B_S(f)}{A_r(f, z_0)B_r(f)} \right]$$

であり、所与の周波数 f における $\alpha_S(f)$ は、 z に対する
【数 5】

$$\ln \left[\frac{S_S(f, z)}{S_r(f, z)} \right]$$

の傾きを推定することを通して取得され得る。基準 $\alpha_r(f)$ の減弱係数が知られている
ことに留意されたい。軟組織において、 $\alpha_S(f)$ は、

$$\alpha_S(f) = \beta_S f^n \quad [5]$$

とモデル化され得る。 $n = 1$ であると仮定される場合、 $\alpha_r(f) = \beta_r f$ であり、 $\alpha_S(f) = \beta_S f$ であり、

【数 6】

$$\ln \left[\frac{S_S(f, z)}{S_r(f, z)} \right] \cong -4(z - z_0) (\beta_S - \beta_r) f + G(f). \quad [6]$$

である。したがって、減弱係数の傾き β_S は、
【数 7】

10

20

30

40

50

$$\beta_s \cong \beta_r - \frac{1}{4} \frac{d}{dz} \left(\frac{\int_{f_1}^{f_2} \left[\frac{w(f)}{f} \right] \ln \left[\frac{S_s(f,z)}{S_r(f,z)} \right] df}{\int_{f_1}^{f_2} w(f) df} \right), \quad [7]$$

と推定され得、ここで、 $w(f)$ は重み付け関数である。 $G(f)$ の効果は、散乱効果 B_s が深さ z に依存しないと仮定すると、 z に関する微分後に消えることに留意されたい。散乱体の深さ非依存性の仮定が有効である場合、スペクトル差法は通常、最尤 (ML) 法などの他の方法より優れている。上述の3つの音響減弱係数技術に関する更なる詳細は、本発明の譲受人に譲渡された米国仮特許出願第 62 / 796, 372 号において見られ得、同文献は参照により本明細書に組み込まれる。

10

【0016】

本発明の更なる態様によると、減弱係数推定技術の式及び仮定は、エレベーション的に異なる平面の各々の係数マップに対する減弱係数推定結果の信頼性因子の空間的に対応したマップを生成するために使用される。異なる減弱係数マップに対する信頼性因子のマップが信頼性尺度推定部 52 により演算され、画像フィールドにわたる減弱係数における信頼性を表示するために使用され、又は、それらの信頼性に従って異なる減弱係数マップを合成するために使用される。更なる選択肢は、減弱係数マップが合成される場合と同じ手法により、エレベーション次元における信頼性因子マップを合成することである。例えば、減弱係数推定のスペクトル差法が正確な係数傾き推定に有効であるために、次式、すなわち、

20

【数8】

$$Q(f, z_1, z_2) \equiv \frac{1}{f} \left(\ln \left[\frac{S_s(f, z_2)}{S_r(f, z_2)} \right] - \ln \left[\frac{S_s(f, z_1)}{S_r(f, z_1)} \right] \right) - 4\beta_r \quad [8]$$

が f に依存しないことが必要である。

30

【数9】

$$Q(f, z_1, z_2) \cong \hat{Q}(z_1, z_2) \equiv \frac{\int_{f_1}^{f_2} w(f) Q(f, z_1, z_2) df}{\int_{f_1}^{f_2} w(f) df} \quad [9]$$

である場合にそのようになる。

【0017】

これが当てはまる場合、

40

【数10】

$$u(z_1, z_2) \equiv \frac{\sqrt{\frac{\int_{f_1}^{f_2} w(f) [Q(f, z_1, z_2) - \hat{Q}(z_1, z_2)]^2 df}{\int_{f_1}^{f_2} w(f) df}}}{|\hat{Q}(z_1, z_2)|}, \quad [10]$$

を計算することにより特定され得る。係数傾き推定における信頼性は、 u がより小さい場合、より高く、 u がより大きい場合、より低い。したがって、スペクトル差法により計算

50

された減弱係数マップの各ピクセルに対してこの手法により計算された u 値のマップは、減弱係数マップの信頼性、及び、減弱係数マップにわたる点に対する係数推定結果の正確さをユーザーに知らせる。生の減弱係数マップとその平滑化されたバージョン（例えばメジアンフィルタリングを施されたもの）との間の差は信頼性を示すために更に使用され得、より高い信頼性値は、より小さい差を伴うピクセルに割り当てられる。信頼性尺度を導出するための他の方法又は尺度は、テクスチャ分析結果、流量測定結果、音響放射力に対する組織応答、及び、事前ビーム加算チャンネルデータにおけるコヒーレンスを包含する。

【0018】

減弱係数マップ合成部54は、エレベーション的に異なる減弱係数マップを合成することにより最終的な減弱係数マップを生成する。合成中、高い信頼性因子及び/又は他のマップとの高い一致度を伴う減弱係数マップの係数値は、組み合わせる工程において大きい重みを与えられる。例えば、所与のピクセルに対するあるマップからの減弱係数が他のマップからの係数より高い信頼性因子をもつ場合、その係数値は、組み合わせる工程において他のものより大きい重みを与えられる。マップのうちの2つからの減弱係数が第3のマップからの減弱係数より高い一致度を伴う場合、例えば、2つからの減弱係数が互いの5%以内であるのに対し、第3のマップからの値が他から20%だけ異なる場合、最初の2つのマップからの係数は、組み合わせる工程においてより大きい重みを与えられる。異なるマップの合成は、最終的な減弱マップがユーザーに対する表示のために生成されるまで、ピクセルごとにエレベーション次元においてこの手法により進行する。上述のように、最終的なマップは単独で、又は、信頼性マップのうちの1つ又はすべてと組み合わせられて、又は、好ましくは、統合された信頼性マップと組み合わせられて表示され得る。

【0019】

図2は、本発明のエレベーション合成技術の斜視図である。平面60は、工程の画像ガイダンスのために獲得された超音波画像の平面である。各平面における音響減弱係数値の演算のためにエコー信号が獲得されたエレベーション的に異なる平面A、B、C、D、及びEが、この画像平面に関連して位置している。平面Cはガイダンス画像平面60の平面内にあり、音響減弱推定のための平面60における関心領域を規定している。平面A及び平面Bはエレベーション次元において平面60の前であり、平面D及び平面Eは平面60の後方にある。上記の式を使用して5つの平面の各々に対して音響減弱係数マップが演算された後、平面60における関心領域の合成音響減弱マップを生成するために、5つの音響減弱マップがエレベーション方向にピクセルごとに合成される。合成は、上述のように信頼性重みを使用して、又は使用せずに実施される。図2aは、本発明により形成された3つの画像パネル、すなわち、指定されたROIを含むエコー画像を表示する画像パネル82、カラーコーディングされた減弱係数値を示すROIを含む画像パネル86、及び、ROIにおいてカラーコーディングされた信頼性因子を含む画像パネル84を示す。

【0020】

図3は、図2に示されているガイダンス画像及び合成された音響減弱マッピングに対するエコー信号データを獲得するために使用されるビームのうちの幾つかのトランスデューサーアレイからの軸方向の図である。平面60におけるビーム62はガイダンス画像に対するエコー信号を獲得するために使用され、ビーム72は5つのエレベーション的に離れた平面A～Eにおける音響減弱係数マップに対するエコー信号を獲得するために使用される。音響減弱マッピング平面A～Eからのエコー信号データは一度に1つの平面に対して獲得され、1.75D又は2Dアレイトランスデューサーを使用して、別の減弱係数マップ平面に対するエコー信号データが獲得される前に、1つの平面に対する減弱係数マップの演算のために減弱係数推定部50に結合される。エレベーション次元における完全な電子的操縦を伴う2Dアレイトランスデューサーが、米国特許第8,137,272号(Cooleyら)において説明されているようにマルチラインモードにおいて使用される場合、各エレベーション平面のスキャンラインに沿ったエコーが、1つのパルス送信にตอบสนองして同時に獲得される。送信及び受信がこの手法により進行し、マルチライン獲得の使用のおかげにより、1Dアレイを使用して1つの平面をスキャンするために必要な同じ時間

10

20

30

40

50

に、異なるエレベーション平面のすべてが獲得されることを可能にする。平面のすべてに対するエコー信号のすべてがこの手法により獲得された後、異なるエレベーション平面音響減弱マップが減弱係数推定部 50 により計算され、次に、ROI の最終的な減弱係数マップの生成のために減弱係数マップ合成部により組み合わされる。

【0021】

減弱イメージングのための送信位置はボリュームごとに異なり得、横方向エレベーション平面における規則的なグリッドに留まることを必要としない。

【0022】

図 4 は、2つの直交したガイダンス画像を獲得するために 2D アレイを使用した本発明の別の実施態様を示し、一方は平面 60 におけるものであり、他方は直交する方向 64 におけるものである。減弱係数マップ平面に対するエコー信号データは、上述のようにビーム 72 に沿って獲得される。このエコー信号データは、2つの手法のうちの 1つにより、すなわち、図 3 において説明されているようにエレベーション次元における減弱係数マップの生成のためにエコー信号の行 (A) を処理することにより、又は、平面 64 の直交したガイダンス画像における ROI に対する合成された減弱係数マップを生成するためにエコー信号の列 (A') に対する減弱係数マップを生成することにより処理される。後者の場合、エレベーション及びアジマスの次元は、平面 64 の直交したガイダンス画像及びその減弱係数マップに対して逆にされる。ユーザーは、平面 60 及び 64 の 2つのガイダンス画像及びそれらの減弱係数マップの間で行き来するようにスイッチングし、又は同時に両方を表示する。

【0023】

ガイダンス平面からエコー信号データを獲得するための、及び図 4 の減弱係数マップに対するタイミング図が図 5 に示されている。タイミング図が示しているように、画像ガイダンス平面のスキャンは、減弱係数マップに対するエコー信号データの獲得と交互にされる。最初にフレーム 1 (平面 60) がスキャンされ、次にフレーム 2 (平面 64) がスキャンされ、ガイダンス画像がエコー信号データの 2つのフレームから生成される。次にボリューム 1 が、減弱係数マップに対するエコー信号データのボリュームを獲得するためにビーム 72 を使用してスキャンされる。上述のように、このデータは、ガイダンス画像のうちの 1つに対するエレベーション的に異なる減弱係数マップを生成するために 1方向において、及び/又は、他方の直交したガイダンス画像に対するエレベーション的に異なる減弱係数マップを生成するために直交する方向において、平面において処理され得る。スキャンシーケンスは更にこの手法により続き、フレーム 3 及びフレーム 4 からのエコー信号を使用してガイダンス画像を更新し、次に、ボリューム 2 エコー信号の獲得からのエコー信号データを処理することにより減弱係数マップを更新する。

【0024】

図 6 は、超音波画像フィールドにおける減弱係数マップを自動的に生成する方法 600 の方法のフローチャートを示す。本方法は概して上述の超音波診断イメージングシステムの、及び図 1 から図 5 に示されている機能及び特徴を組み込んだものである。方法 600 は例えば、超音波エコー信号を獲得するためのシステムを取得すること、及び初期化することを有する開始ステップ 602 から始まる。画像フィールドからの超音波エコー信号は、獲得するステップ 604 において受信され、信号は好ましくはアジマス次元とエレベーション次元との両方において獲得される。システムは獲得するステップ 604 からの生の受信された信号から、生成するステップ 606 においてコヒーレントエコー信号を生成する。次に、推定するステップ 608 は、コヒーレントエコー信号に基づいて減弱係数値を推定する。任意選択的に、Bモードガイダンス画像は、Bモード画像生成ステップ 620 において、ステップ 606 において生成されたコヒーレントエコー信号から更に導出される。

【0025】

システムは、生成するステップ 610 において減弱係数マップを自動的に生成するために、推定するステップ 608 からの減弱係数を使用する。マップは少なくとも 2つのエレ

バージョン平面に対して生成されるが、本発明は、2つより多くの平面に対するマップを生成することを想定している。次に、前述の技術により、システムは、合成された減弱係数マップを取得するために、ステップ612において、2つ以上の減弱マップを合成する。合成された減弱係数マップの利点は、同様に既に説明されている。

【0026】

ステップ612からの取得された合成された減弱マップは、次に、更なる分析又はシステム環境の自動調節を包含する様々な目的のために使用される。表示ステップ618は、例えば、取得された合成された減弱係数マップの視覚表示を更に提供する。任意選択的な実施形態において、ステップ620において生成されたBモードガイダンス画像は、例えばガイダンス画像の関心領域との解剖学的重ね合わせにより、合成された減弱係数マップとともにステップ618において表示される。

10

【0027】

第2の合成された減弱係数マップは、エレベーション平面からの異なる配向における複数の平面から取得される。例えば、ステップ614は、アジマス次元における減弱係数値の複数のこのような減弱係数マップを自動的に生成する。アジマス次元はもちろんエレベーション次元に直交しているが、他の角度配向も本発明の範囲に入る。次に、前述の技術により、システムは、ステップ616において2つ以上の減弱マップを合成し、異なる平面における第2の合成された減弱係数マップを取得する。

【0028】

ステップ616からの第2の合成された減弱マップは、次に、更なる分析又はシステム環境の自動調節を包含する様々な目的のために使用される。第2の合成された減弱マップは表示ステップ618において表示され、又は、ステップ612からの合成された減弱係数マップとともに表示される。

20

【0029】

任意選択的に、異なる平面に対応した減弱係数の複数の信頼性因子マップが、生成するステップ622において生成される。信頼性マップは、好ましくは、ステップ610又はステップ614において生成された減弱係数マップに関連した値に対応する。複数のマップは、次に、生成するステップ624において減弱係数の合成された信頼性マップを生成するために使用される。そこにおける合成された信頼値の各々が、好ましくは対応する合成された減弱係数値に関連する。合成された信頼性因子マップは、表示ステップ618において表示され、ステップ612又はステップ616からの合成された減弱係数マップとともに表示される。

30

【0030】

本発明の実施態様における使用に適した超音波システム、及び、特に図1の超音波システムのコンポーネント構造物が、ハードウェア、ソフトウェア、又はハードウェアとソフトウェアとの組み合わせにより実現されてもよいことに留意されなければならない。超音波システムの様々な実施形態及び/又はコンポーネント、及び超音波システムの制御装置、又は超音波システム内のコンポーネント及び制御装置は、1つ又は複数のコンピュータ又はマイクロプロセッサの一部として実現されてもよい。コンピュータ又はプロセッサは、コンピューティングデバイス、入力デバイス、ディスプレイユニット、及び、例えばインターネットにアクセスするためのインターフェースを含んでもよい。コンピュータ又はプロセッサは、マイクロプロセッサを包含する。マイクロプロセッサは、訓練画像をインポートするために、例えばPACSシステム又はデータネットワークにアクセスするために通信バスに接続される。コンピュータ又はプロセッサは、メモリを更に含む。減弱係数推定部50のための基準値マップのためのメモリなどのメモリデバイスは、ランダムアクセスメモリ(RAM)、及び読み出し専用メモリ(ROM)を包含する。コンピュータ又はプロセッサは、ハードディスクドライブ又はリムーバブル記憶ドライブ、例えばフロッピーディスクドライブ、光ディスクドライブ、ソリッドステートサムドライブなどのストレージデバイスを更に含んでもよい。ストレージデバイスは、コンピュータ又はプロセッサにコンピュータプログラム又は他の命令をロードするための他の同様の手段であっても

40

50

よい。

【 0 0 3 1 】

本明細書において使用されるとき、「コンピュータ」又は「モジュール」又は「プロセッサ」又は「ワークステーション」という用語は、マイクロ制御装置、縮小命令セットコンピュータ (R I S C)、 A S I C、論理回路、及び、本明細書において説明されている機能を実行することが可能な任意の他の回路又はプロセッサを使用したシステムを包含する任意のプロセッサベースの、又はマイクロプロセッサベースのシステムを包含する。上記の例は例示に過ぎず、したがって、いかなる手法によってもこれらの用語の定義及び/又は意味を限定することを意図したものではない。

【 0 0 3 2 】

コンピュータ又はプロセッサは、入力データを処理するために、1つ又は複数の記憶要素に記憶された命令セットを実行する。記憶要素は、所望により、又は必要に応じてデータ又は他の情報も記憶してもよい。記憶要素は、情報源又は処理マシン内の物理的なメモリ素子の形態であってもよい。上述のように制御超音波画像の獲得、処理、及び表示を制御するものを含む超音波システムの命令セットは、本発明の様々な実施形態の方法及び工程などの特定の処理を実施するように処理マシンとしてのコンピュータ又はプロセッサに命令する様々なコマンドを包含する。命令セットは、ソフトウェアプログラムの形態であってもよい。ソフトウェアは、システムソフトウェア又はアプリケーションソフトウェアなどの、有形かつ非一時的なコンピュータ可読媒体として具現化される様々な形態であってもよい。減弱係数推定及びマッピングに対する異なる方法に対する上記の式、及び、上述の信頼性マップを生成するために使用される計算は典型的には、ソフトウェアルーチンの指示により、又はソフトウェアルーチンの指示に基づいて計算される。更に、ソフトウェアは、より大きいプログラム又はプログラムモジュールの一部内の、例えば減弱係数演算モジュール、又は減弱係数マッピングプログラムモジュールといった独立したプログラム又はモジュールの集合体の形態であってもよい。ソフトウェアは、オブジェクト指向プログラムの形態をとるモジュール式プログラムを更に包含してもよい。処理マシンによる入力データの処理は、操作者のコマンドに応答して、若しくは以前の処理の結果に応答して、又は別の処理マシンにより作られた要求に応答して実行されてもよい。

【 0 0 3 3 】

更に、後述の請求項の限定はミーンズプラスファンクション形式で記載されておらず、そのような請求項の限定が更なる構造物を示さずに機能の記述に続けて「するための手段」という表現を明示的に使用しない限り、及び使用するまで、米国特許法第 1 1 2 条第 6 項に基づいて解釈されることを意図したものではない。

10

20

30

40

50

【図面】

【図 1】

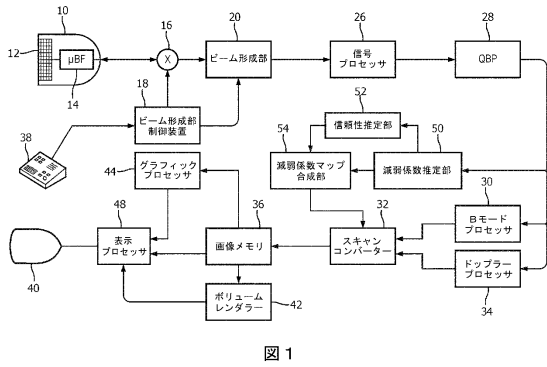


図 1

【図 2】

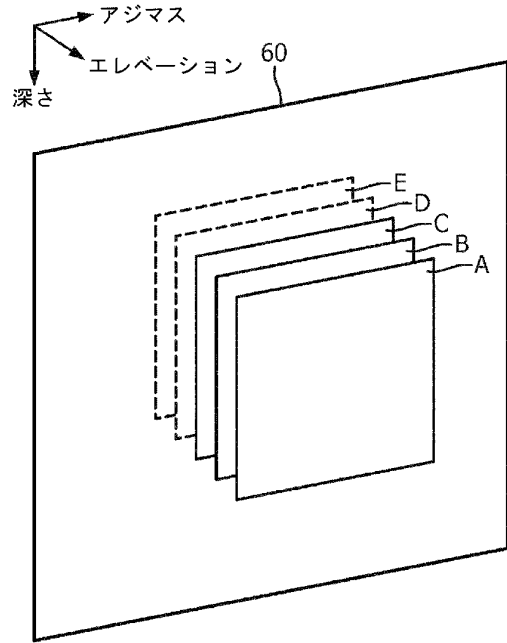


図 2

【図 2 a】

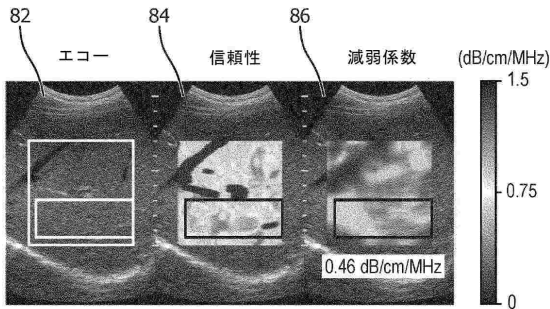


図 2 a

【図 3】

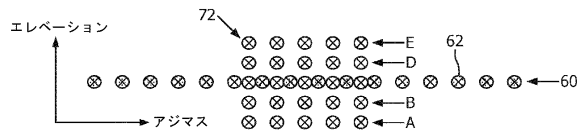


図 3

10

20

30

40

50

【図4】

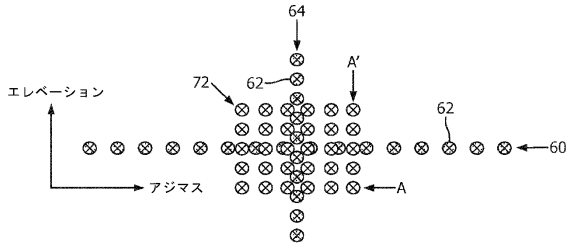


図4

【図5】

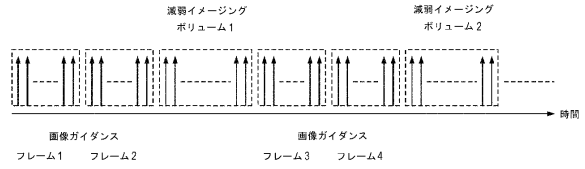


図5

【図6】

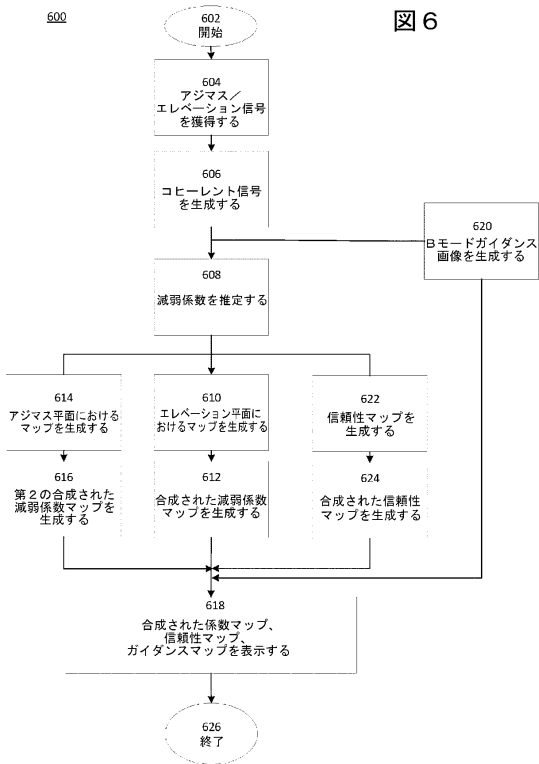


図6

10

20

30

40

50

フロントページの続き

- フィリップス インターナショナル ビー . ヴィ . インテレクチュアル プロパティー アンド ス
 タンダース
- (72)発明者 シエ ファ
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5 フィリップス イ
 ンターナショナル ビー . ヴィ . インテレクチュアル プロパティー アンド スタンダース
- (72)発明者 グエン マン
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5 フィリップス イ
 ンターナショナル ビー . ヴィ . インテレクチュアル プロパティー アンド スタンダース
- (72)発明者 ロベルト ジャン ルック フランソワ マリエ
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5 フィリップス イ
 ンターナショナル ビー . ヴィ . インテレクチュアル プロパティー アンド スタンダース
- (72)発明者 シ ウィリアム タオ
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5 フィリップス イ
 ンターナショナル ビー . ヴィ . インテレクチュアル プロパティー アンド スタンダース
- (72)発明者 アマドール カラスカル カロリナ
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5 フィリップス イ
 ンターナショナル ビー . ヴィ . インテレクチュアル プロパティー アンド スタンダース
- (72)発明者 シャンダサニ ヴィジヤイ タークル
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5 フィリップス イ
 ンターナショナル ビー . ヴィ . インテレクチュアル プロパティー アンド スタンダース
- 審査官 蔵田 真彦
- (56)参考文献 特開 2 0 1 7 - 1 5 8 9 1 7 (J P , A)
 米国特許出願公開第 2 0 1 3 / 0 2 8 1 8 5 9 (U S , A 1)
 米国特許第 0 6 5 1 1 4 2 6 (U S , B 1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
 A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5