

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4426530号  
(P4426530)

(45) 発行日 平成22年3月3日(2010.3.3)

(24) 登録日 平成21年12月18日(2009.12.18)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 6 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2005-512903 (P2005-512903)  
 (86) (22) 出願日 平成16年6月9日 (2004.6.9)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2004/008391  
 (87) 国際公開番号 WO2005/013829  
 (87) 国際公開日 平成17年2月17日 (2005.2.17)  
 審査請求日 平成18年8月1日 (2006.8.1)  
 (31) 優先権主張番号 特願2003-206184 (P2003-206184)  
 (32) 優先日 平成15年8月6日 (2003.8.6)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000153498  
 株式会社日立メディコ  
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号  
 (74) 代理人 110000350  
 ポレール特許業務法人  
 (72) 発明者 東 隆  
 日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28  
 ○番地 株式会社日立製作所中央研究所内  
 (72) 発明者 梅村 晋一郎  
 日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28  
 ○番地 株式会社日立製作所中央研究所内  
 (72) 発明者 馬場 博隆  
 日本国東京都千代田区内神田一丁目1番1  
 4号 株式会社日立メディコ内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波撮像装置および超音波撮像方法

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体に与えるべき送波超音波ビームを形成するための超音波パルス信号を送出し、前記被検体から反射された超音波パルス信号から形成された受波超音波ビームを受信する情報処理装置と、前記超音波パルス信号に応じて送波超音波ビームを形成するための送波超音波ビームフォーマと、該送波超音波ビームフォーマの出力を送受分離器を介して与えられて前記被検体に送波超音波ビームを送出する超音波探触子と、該超音波探触子に受信される前記被検体から反射された超音波パルス信号を送受分離器を介して与えられて前記受波超音波ビームを形成する受波ビームフォーマとによりなり、

前記情報処理装置は被検体に対して複数の角度方向から撮像した前記被検体のBモード画像データを合成し、合成画像を表示するためのプログラムを処理する処理部を備えるとともに、前記異なる角度での各フレームの前記受波超音波ビームの間で相関を計算して、前記相関の結果に応じて前記受波超音波ビームをRF信号を用いて前記合成後に包絡線検波を行なうか、包絡線検波後の絶対値信号を用いて前記合成を行なうか、を決定することを特徴とする超音波撮像装置。

## 【請求項 2】

請求項1に記載の超音波撮像装置において、前記RF信号を用いた合成後の包絡線検波か、包絡線検波後の絶対値信号を用いた合成かは前記相関の結果として得られる前記被検体の変位量が、前記超音波パルスの送信及び受信の条件により定まる空間分解能よりも小さい場合、RF信号を用いた合成を選択し、前記変位量が、前記空間分解能よりも大きい場

10

20

合、包絡線検波後の絶対値信号を用いた合成を選択することを特徴とする超音波撮像装置。

**【請求項 3】**

被検体に与えるべき送波超音波ビームを形成するための超音波パルス信号を送出し、前記被検体から反射された超音波パルス信号から形成された受波超音波ビームを受信する情報処理装置と、前記超音波パルス信号に応じて送波超音波ビームを形成するための送波超音波ビームフォーマと、該送波超音波ビームフォーマの出力を送受分離器を介して与えられて前記被検体に送波超音波ビームを送出する超音波探触子と、該超音波探触子に受信される前記被検体から反射された超音波パルス信号を送受分離器を介して与えられて前記受波超音波ビームを形成する受波ビームフォーマとによりなり、前記情報処理装置は被検体に対して複数の角度方向から撮像した前記被検体のBモード画像データを合成し、合成画像を表示するためのプログラムを処理する処理部を備えるとともに、前記異なる角度での各フレームの前記受波超音波ビームの間で相関を計算して、前記相関の結果に応じて前記受波超音波ビームのヘテロダイン検波の参照周波数を選択する超音波撮像装置であって、前記相関が所定の値であるとき、前記参照周波数を前記超音波パルスの中心周波数と等しくすることを特徴とする超音波撮像装置。10

**【請求項 4】**

超音波探触子から超音波パルスを被検体に送信した結果、前記被検体から反射される超音波パルスから形成された受信超音波ビームを受信し、複数の角度方向から撮像した前記被検体のBモード画像データを処理する情報処理装置における超音波撮像方法であって、20  
前記複数の角度方向から撮像した前記被検体のBモード画像データの各フレームの相互間を計算して前記被検体内的反射点の相対的な変位量を計算し、  
前記相対的な変位量に応じて、前記画像データをRF信号を用いて合成後に包絡線検波を行なうか、包絡線検波後の絶対値信号を用いて合成を行なうかのいずれかを選択する、  
ことを特徴する超音波撮像方法。

**【請求項 5】**

請求項4に記載の超音波撮像方法であって、  
前記変位量が、前記超音波パルスの送受及び受信の条件により定まる空間分解能よりも小さい場合、前記RF信号を用いて前記合成後に包絡線検波を行ない、前記相互間から得られる変位量が、前記空間分解能よりも大きい場合、前記包絡線検波後の絶対値信号を用いて前記合成を行なう、30  
ことを特徴とする超音波撮像方法。

**【請求項 6】**

請求項4に記載の超音波撮像方法であって、  
前記相互相関の計算結果が所定の値であるとき、前記受波超音波ビームのヘテロダイン検波の参照周波数を前記超音波パルスの中心周波数と等しくする、  
ことを特徴とする超音波撮像方法。

**【発明の詳細な説明】**

**【技術分野】**

本発明は、医療診断等に用いられる超音波撮像装置に係り、特に、いろいろな角度から走査して得られる画像信号を合成して1つの画像として表示する、一般に、コンパウンド走査像と称される高画質の断層像を得る技術に関する。40

**【背景技術】**

超音波撮像装置は、被検体の表面に超音波探触子を当て、その探触子から被検体に超音波を送信するとともに、被検体内部からの反射波（エコー信号）を受信し、そのエコー信号に基づいて被検体の各部の状態を断層像により表示することにより、診断等に供するものである。

図1(A)は、超音波撮像装置の一般的な構成を示す図である。10はいわゆるパソコン等の情報処理装置である。11はCPU、12はメモリ、13はハードディスク、21は入力装置、22は表示装置である。これらの装置はバス14で連結され、必要な情報の50

伝達を行なう。ハードディスク 13には、超音波撮像装置の動作に必要な各種のプログラムおよびデータが格納されており、必要に応じて呼び出されてメモリ12に記憶され、CPU11の管理の下に、動作に利用される。入力装置21は、キーボードあるいはマウス等であり、超音波撮像装置の使用者が必要な設定情報を入力し、あるいは、操作信号を与えるために使用される。表示装置13には必要な操作画面および撮像結果の画面等が表示される。

23および24は超音波の送波ビームフォーマおよび受波ビームフォーマであり、情報処理装置10のバス14に接続される。さらに、送波ビームフォーマ23および受波ビームフォーマ24は、送受分離器31を介して、超音波の超音波探触子32に接続される。使用者の操作信号に応じたプログラムに対応した超音波信号が超音波探触子32から送出されるように、送波ビームフォーマ23は情報処理装置10から与えられるディジタル信号に応じた超音波送信信号を作り、送受分離器31を介して、超音波の超音波探触子32に送る。一方、送信された超音波信号が被検体内部からの反射波として超音波探触子32に受信されると、これに応じた信号が送受分離器31を介して、受波ビームフォーマ24に送られる。受波ビームフォーマ24はこれにデジタル化等の必要な信号処理を施して情報処理装置10に送る。情報処理装置10では、受信信号を撮像の目的に対応したプログラムで処理して、結果を表示装置13に表示する。

図1(B)は、超音波探触子32の一例を示す図であり、3分割された直線状に配置された振動子1-1, 1-2および1-3がn組並列に配列された例である。図では表示を省略したが、これらの振動子には、送信制御回路23からの送信信号を送り、振動子が検出する被検体内部からの反射波に応じた信号を受信制御回路24に送るための配線が設けられる。一方、超音波探触子32の他面には、振動子を被検体に効果的に接触させ、超音波を効率良く被検体との間で送受するための、例えば、金属粉末と高分子材料の混合物からなる音響整合層5とやはり高分子材料からなる音響レンズが設けられている。各振動子に与える信号の大きさおよびタイミングを制御することにより、超音波探触子32から照射される超音波の焦点深度、照射の向きおよび強度を任意に制御することができ、図に示すF<sub>1</sub>-F<sub>1</sub>、F<sub>2</sub>-F<sub>2</sub>のように深さおよび向きを制御することができる。また、後述する複数の角度方向から撮像した前記被検体のBモード画像データを合成するために、例えば、焦点F<sub>1</sub>-F<sub>1</sub>の軸上でビーム方向がA, BおよびCの方向になるように制御することができる。なお、超音波探触子32は、使用者が持つための把手も備えているが、図示は省略した。

超音波探触子32は、図1(B)に示す例に限らず、撮像目的に応じて、複数の振動子を等間隔で直線状、曲線状あるいは面状に配列して形成する等、種々の形態で作製される。例えば、リニア走査型の超音波撮像装置は、あらかじめ定められた口径選択機能により、同一時に駆動する振動子群を選択して口径を形成し、その口径を順次移動して被検体や物体の内部を超音波ビームで走査する。また、コンベクス走査型の超音波撮像装置においても同様である。

まず、一方向からだけの撮像の場合、反射率の角度依存性の効果によって、被検体内の反射部分の輪郭のうち超音波の進行方向に垂直な部分が強調されて画像化され、超音波の進行方向に平行な組織境界部分はほとんど画像化されず、また、高反射体の影の部分が画像化されにくいという欠点があった。これに対して、コンパウンドイメージングのように超音波の進行方向を複数持っている場合、反射体の境界面に垂直に超音波が入射する場合が増えるので、比較的輪郭がつながって見えやすく、陰になる部分も減るというように、この欠点が改善される。

二つの目の長所として、コントラスト分解能の劣化の原因となるスペックルの除去に大きな効果がある。これは、角度が十分に異なる方向から撮像された画像同士では、スペックルパターンが異なるため、本来の被検体の反射部分を反映した部分は加算の分だけ信号強度が増加するのに比べ、スペックルパターンは加算の平方根に比例してしか信号強度が増加しないため、加算の数をNとするとNの平方根に比例してコントラスト分解能が向上する。

10

20

30

40

50

ところで、このようなコントラスト分解能の向上は、画像の合成を R F 信号を包絡線信号に変換して、インコヒーレント化してから加算するために実現出来ることである。このことは、逆に言えば、インコヒーレント化してから加算しているため、コヒーレント加算のように空間分解能の向上は期待出来ないということになる。

一方、コヒーレント加算という観点、すなわち R F 信号の段階で合成する方法として非特許文献 1 に開示されているような開口合成法も公知である。開口合成はコヒーレントな段階で複数の異なる方向からの信号を加算するので、実効的に開口が大きくなることと等価であり、空間分解能の向上に寄与する。

これらの、コンパウンド撮像法、開口合成法は、共に、被検体が生体のように、動く対象物である場合には、複数の撮像間の動きが問題になる。これに対して、前記の二つの公知例においては、画像の合成を行う前に画像同士の位置ずれを相関法によって推定し、被検体の動きによる画像のぼけを最小にする方法が開示されている。10

**【特許文献 1】** 特表 2002 - 526225 号公報

**【非特許文献 1】** I E E E Transaction on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 45巻 No. 4, 1077 頁から 1087 頁

#### 【発明の開示】

超音波撮像の対象物である人体の臓器は剛体ではないため、変形は局所毎に異なる。したがって、これを撮像範囲の全てに渡って理想的に補正することは困難である。また、開口合成とコンパウンド撮像では、合成する信号間の位置ずれの影響の大きさが異なる。20

開口合成は、合成する信号同士間で干渉性があるため、波長の 4 分の 1 以上ずれると合成によって却って信号が劣化してしまう。一方、コンパウンド撮像の場合は、合成する信号間で干渉性は無いため、包絡線信号の包絡線の幅以内のずれであれば、信号の劣化にはならない。一般に現状の超音波撮像装置においては、包絡線の幅は波長の数倍程度である。

このように、現状の画像合成法は、コンパウンド撮像法と開口合成法の 2 種類の方法があり、それぞれ長所が異なるので、二つの長所を兼ね備えた撮像方法が望まれていた。すなわち、コントラスト分解能と空間分解能の向上を同時に実現すること、また被検体の動きによる画像劣化が少ない撮像法を実現することである。

現状の超音波撮像装置においては、超音波探触子 32 の伝達関数が周波数空間での幅が制限されていることから、時間軸上での数波程度の幅を持つ。超音波撮像では、超音波探触子 32 からの超音波の送信および被検体から反射される超音波の超音波探触子 32 による受信の送受信で、超音波探触子 32 の伝達関数の影響を二回受けるため、包絡線の幅は 2 から 4 波程度である。即ち、コヒーレントな場合とインコヒーレントな場合で、10 倍程度、動きに対する影響が異なることがわかる。もし合成する画像間のずれの量が、完全に理想的にピクセル毎に補正できるのであれば、前記公知の二つの方法のいずれかで、動きの影響を補正することが出来るが、現実には、ノイズの影響で補正值の精度が保障されないことや、断層像と直交する方向にもずれがあることから、局所的なずれを正確に推定することは難しい。

本発明においては、局所的なずれを完全に補正することは諦めて、大局的なずれ量から、ずれが小さい（例えば波長の 1 / 4 より小さい）場合、合成を R F データ同士で行ない、ずれが大きい場合は、合成を包絡線検波信号で行なう。ずれの大きさは、異なるフレームの画像間での R F データの相互相間に着目して判断することができる。さらに、ヘテロダイン検波の参照周波数を制御することにより、R F データ同士での合成、または、包絡線検波信号での合成と切り分けることができる。40

#### 【図面の簡単な説明】

図 1 ( A ) は超音波撮像装置の一般的な構成を示す図、( B ) は、超音波探触子の一例を示す図である。

図 2 は本発明の超音波撮像装置の実施例 1 の信号の処理フローを示す図である。

図 3 は本発明の超音波撮像装置の実施例 2 の信号の処理フローを示す図である。50

図4は本発明の超音波撮像装置の実施例3の信号の処理フローを示す図である。

図5(A)は送受信トランシューサ32が受信するビーム進行方向の異なる3方向A,BおよびCのビームの方向を模式的に示す図、(B)は送受信トランシューサ32が受信するRF信号の各ビーム進行方向のビームパターンを示す図、(C)は送受信トランシューサ32が受信したRF信号の包絡線検波後のビームパターンを示す図である。

図6(A)は、横軸にフレームの画像間でのずれをとり、縦軸にそれらに対応して行なわれる包絡線検波およびRFデータでの加算の選択の例を示す図、(B)は、ヘテロダイン検波の参照周波数<sub>1</sub>の設定をするための設定曲線の例を示す図である。

図7は、図5(B)に示す、異なる3方向A,BおよびCのビームを包絡線検波して図5(C)に示す包絡線検波後のビームパターンとした後、合成したときの超音波信号強度の分布を示す図である。  
10

図8(A),(B),(C)および(D)は、超音波の中心周波数<sub>0</sub>を2MHzとし、順に、参照波の周波数<sub>1</sub>を2MHz、1MHz、0MHz、-1MHzとしたときのヘテロダイン検波後の結果を示すビームパターンの例を示す図である。

図9(A)は図2のステップ115,117を経て得られる画像のシミュレーション結果の例、(B)は図2のステップ119,120を経て得られる画像のシミュレーション結果の例を示す図である。

図10(A)-(D)は図8(A)-(D)に対応する画像例を示す図である。

図11は本発明の超音波撮像装置の実施例3において使用者が操作する参照波の周波数を設定するための入力装置の例の外観図である。  
20

#### 【発明を実施するための最良の形態】

以下、本発明の実施例について図面を用いて詳細に説明する。本発明の各実施例は図1(A),(B)に示すような情報処理装置を持つ超音波撮像装置によって実現される。

#### 〔実施の形態1〕

図2は本発明の超音波撮像装置の実施例1の信号の処理フローを示す図である。

101は準備段階のステップで、使用する超音波探触子のタイプ、撮像の対象部位を示すコード等を入力装置21を介して入力する。103は撮像の対象部位の画像合成を行なう撮像フレーム数を指定するステップで、入力装置21を介して入力する。画像合成を行なうフレーム数は少なくとも3以上とする。このフレーム数を7から15程度まで増やしてもよく、フレームの枚数を増やす程、画像合成の効果および合成による欠点も増えてくるので、撮像対象(撮像対象の動き)を考慮して決めるのが良い。  
30

105は撮像の対象部位に対する超音波の送波方向を設定するステップで、入力装置21を介して入力する。これはステップ103で指定した画像合成を行なうフレーム数に対応し、撮像済みのフレーム数に応じて、プログラムにより自動的に設定されるものとしても良い。ここで、超音波の送波方向とは、図1(B)で言えば、焦点F<sub>1</sub>-F<sub>1</sub>の面上で異なるA,BおよびCの方向に超音波を送る向きを変えることである。図5(A)では、これを模式的に実線で示す四角形A、一点鎖線で示す四角形Bおよび破線で示す四角形Cのように示した。すなわち四角形A,BとおよびCは、それぞれ、被検体に対し同一焦点深度、異なった角度で超音波ビームを送出、これをリニア走査している様子を模式的に示す。  
40

107は1フレーム分の超音波送受波・RFデータ格納のステップである。撮像フレーム数が指定され(ステップ103)、送波方向が設定される(ステップ105)とCPU11により、撮像の対象部位に応じたプログラムに対応する超音波パルス信号が生成され、これが送波ビームフォーマ23で超音波探触子32の振動子に与える信号に変換されて、送受分離器31を介して超音波探触子32の振動子に与えられる。撮像の対象部位から反射された超音波信号が超音波探触子32の振動子で受信されて電気信号に変換され、送受分離器31を介して受波ビームフォーマ24に与えられる。ここで、デジタル信号に変換されて、チャネル間で整相加算され、RFデータとしてメモリ12に記憶される。109は撮像済みのフレーム数を評価するステップで、ステップ103で指定したフレーム数だけの超音波送受波・RFデータの格納が終わったか否かを検査する。ステップ103  
50

で指定したフレーム数だけの格納が終わっていない場合は、ステップ105に戻り、次の送波方向での1フレーム分の超音波送受波・RFデータの格納を行なう。ステップ108で撮像済みのフレーム数がステップ103で指定したフレーム数に達したと評価されたら、データの評価に移る。

111は異なるフレームの画像間でのRFデータ相互相関を計算するステップである。メモリ12に格納されている各フレームの画像データを順次読み出して、相互相関を計算する。すなわち、各フレームの画像データから、各送波方向の撮像での特定の被検体内的反射部分に着目した形での移動量および変形量が計算される。

113は異なるフレームの画像間での変形が設定値より大きいか否かを評価するステップである。すなわち、ステップ111で計算された、異なるフレームの画像間でのRFデータ相互相関が設定値より大きいときは、メモリ12に格納されている各フレームのRFデータを包絡線検波して(ステップ115)、この検波後のデータから、異なるフレームの画像間でのデータ合成を行なう(ステップ117)。ステップ111で計算された、異なるフレームの画像間でのRFデータ相互相関が設定値より小さいときは、メモリ12に格納されている各フレームのRFデータから異なるフレームの画像間でのデータ合成を行ない(ステップ121)、この合成後のRFデータを包絡線検波する(ステップ121)。

123は画像表示ステップであり、ステップ117のデータ、あるいは、ステップ121のデータのいずれかから、所定のプログラムに従った画像を表示装置22に表示する。125は画質の調整の要否の判定ステップであり、例えば、画像表示ステップ123で、画面の一部に「再度データ取得が必要ですか」と言う質問と“YES”、“NO”的スイッチの表示をする。そして、使用者が、表示装置22に表示された画像に不満があり、“YES”を選択したときに、ステップ103に戻って、必要な設定から再度実行する。“NO”を選択したときには、撮像を終了する。再度、撮像を行なうときは、例えば、合成枚数を増加したり、送波方向の変化を細かくしたり等、超音波送受波・RFデータ取得の条件を変更して行なう。超音波診断機では、特に、撮像停止ボタンを押さない限り、画像を撮り続け、画面も更新し続けている。そのため、再度、データ取得の必要性を問う画面表示を行わなくても、画像に応じて操作者が設定を変更したり、それを次の撮像に反映する方法もある。

先にも述べたように、RF信号のようにコヒーレントな信号の場合と、包絡線検波信号のようにインコヒーレントな信号の場合とで、合成する信号間での、撮像の対象部位の変位の影響が大きく異なる。すなわち、コヒーレントな場合は、波長の半分のずれがあると、信号は完全に打ち消し合い、1/4以下のずれで漸くその影響を無視しうるようになる。一方インコヒーレントな場合、打ち消しあうことは無いので、包絡線の幅以下のずれであれば、その影響は少ない。

実施例1は、この点に着目して、ステップ111で異なるフレームの画像間でのRFデータ相互相関を計算し、ステップ113で異なるフレームの画像間での変形が設定値より大きいか否かを評価する。異なるフレームの画像間での撮像の対象部位の変位が設定値より大きい場合には、フレームの画像間でのずれによる影響が小さい、インコヒーレントな信号として処理をすることとし、異なるフレームの画像間での撮像の対象部位の変位が設定値より小さい場合には、コヒーレントな信号として処理をする。

ここで、相互相関による変形の計算方法について詳しく説明を行なう。1フレームの深さ方向のデータ数をM、横方向のデータ数をNとする。また、深さ方向は浅い方から深くなる方に向かって、座標が大きくなり、横方向には走査するラスターの順番に座標が大きくなるように座標系を考える。尚ここでは走査順序は、隣から順に走査することを想定する。フレーム番号kの中の、深さ方向i番目、横方向にj番目の画素の輝度を $I^k_{i,j}$ 、同位置のRF信号の振幅を $A^k_{i,j}$ として以下説明を行なう。

相関をとる窓の大きさをwと設定すると、画素 $i,j$ における、二つのフレーム間相関による変形ベクトル $V^k_{i,j}$ は、式(1)、(2)のように算出される。相互相関 $C_r(k, k+1)$ 、

10

20

30

40

50

$$C_r(k, k+1) = \left( A_{i-\frac{w-1}{2}, j}^k \cdots A_{i+\frac{w-1}{2}, j}^k \right) * \left( A_{i-\frac{w-1}{2}, j}^{k+1} \cdots A_{i+\frac{w-1}{2}, j}^{k+1} \right) \quad \dots (1)$$

が最大となる要素番号  $i_{\max 1}$  と自己相関  $C_r(k, k)$

$$C_r(k, k) = \left( A_{i-\frac{w-1}{2}, j}^k \cdots A_{i+\frac{w-1}{2}, j}^k \right) * \left( A_{i-\frac{w-1}{2}, j}^k \cdots A_{i+\frac{w-1}{2}, j}^k \right) \quad \dots (2)$$

が最大となる要素番号  $i_{\max 0}$  の差、  $V = i_{\max 0} - i_{\max 1}$  が画素  $i_j$  における、  $k$  フレームと  $k+1$  フレームの間の深さ方向の変形である。ここで記号 \* は相互相関である。ここでは、  $w$  が奇数の場合を記述したが、偶数の場合も、  $i - (w - 1) / 2$  を  $i - (w - 2) / 2$  に、  $i + (w - 1) / 2$  を  $i + w / 2$  のように置換すれば同様である。

ここで、本来、局所変形は 2 次元ベクトルであるところを、深さ方向のみの 1 次元の問題として扱っているのは、通常、超音波パルスの送受波による点応答は深さ方向に狭く、方位方向に広がっているため、深さ方法は RF 波のナイキスト周波数より細かくサンプリングしているのに比べ、方位方向には、粗くデータを取得しているからである。定量的に比べると、音速  $1500 \text{ m/s}$ 、深さ方向のサンプリング周波数  $50 \text{ MHz}$  の場合は、深さ方向のサンプリング間隔は  $15 \mu\text{m}$  になる。一方で、方位方向のサンプリング間隔は通常、素子ピッチ程度もしくは、その半分程度であるため、素子幅を中心周波数での波長の半分程度と想定すると、中心周波数が  $3 \text{ MHz}$  の場合、  $125 \mu\text{m}$  程度であり、深さ方向のサンプリング間隔の 10 倍程度である。そのため、対象物の動きに対して、フレームレートが十分に早ければ変形を深さ方向に関してのみ測定すれば良い。

相関を取る時に、窓を設定しているのは以下の二つの理由による。第一に、一度に 1 ラスター分のデータを全て使ってしまうと、生体のように剛体としては扱えない場合には、深さによって変形が異なる場合に不利である。第二に、本発明においては、角度の異なる画像同士で相関を取っているので、1 ラスター全体で比較すると、深さ方向全体で場所を一致させることが出来ない。しかし窓幅を限れば、窓の範囲内では、ラスターをまたがらせないことが可能となる。例えばビーム方向が 5 度異なるフレーム間での変形を求める場合、ラスター間隔が  $125 \mu\text{m}$ 、深さ方向のサンプリング間隔が  $15 \mu\text{m}$  の場合には、  $125 \mu\text{m} / \tan(5 \text{ 度}) / 15 \mu\text{m} = 95$  なので、窓幅が 95 サンプリング点以下であれば、方位方向に関しても同じ場所のデータから変位を計算しているといえる。勿論、この場合、窓を移動するに従って、相関をとる相手のラスター番号が変化していくことになる。

これらの方針で画素  $i_j$  での変位が求まった後は、ノイズの影響が小さい場合は、そのまま変位量として用いることも可能であるが、ノイズの影響が大きい場合は、空間的なローパスフィルタなどを通して、平均化した値に置き換えて、処理を行なうこと也可能である。

フレームレートに比べ、対象物の動きが早い場合には、方位方向も含めた 2 次元相関によって 2 次元の変形を計算することや、一度、ラスター毎に深さ方向に積分し、別フレームの積分パターン同士の相関によって方位方向の変形を求め、既に説明した深さ方向の変形と組み合わせて 2 次元の変形を計算する方法も可能である。

図 6 (A) は、横軸にフレームの画像間でのずれをとり、縦軸にそれらに対応して行なわれる包絡線検波および RF データでの加算の選択の例を示す図である。フレームの画像間でのずれが超音波の中心周波数  $f_0$  の波長の  $1/4$  をしきい値とする例である。画像間でのずれが超音波の中心周波数  $f_0$  の波長の  $1/4$  を越えているときは、包絡線検波による処理、すなわち、インコヒーレントな信号として処理をする。これに対して、画像間でのずれが超音波の中心周波数  $f_0$  の波長の  $1/4$  より小さいときは、RF データによる加算処理をした後で包絡線検波による処理、すなわち、コヒーレントな信号として処理をする。

このように、異なるフレームの画像間での撮像の対象部位のずれに応じて画像生成のための信号を選択することにより、コントラスト分解能と空間分解能の向上を同時に実現し

10

20

30

40

50

、また被検体の動きによる画像劣化が少ない撮像法を実現する。

**【実施例 2】**

図 3 は本発明の超音波撮像装置の実施例 2 の信号の処理フローを示す図である。図 3 において、図 2 と同じ参照符号を付したステップは同じ処理をするステップである。

実施例 2 においても、実施例 1 と同様に、使用する超音波探触子のタイプ、撮像の対象部位を設定し(ステップ 101)、画像合成を行なう撮像フレーム数を指定し(ステップ 103)、撮像の対象部位に対する超音波の送波方向を設定し(ステップ 105)、1 フレーム分の超音波送受波・RF データを格納し(ステップ 107)、撮像済みのフレーム数を評価し(ステップ 109)、ステップ 103 で指定したフレーム数に達するまで繰り返す。そして、ステップ 111 で異なるフレームの画像間での RF データ相互相關を計算する。  
10

114 はヘテロダイン検波の参考周波数<sub>1</sub>の設定をするステップであり、116 は、参考周波数<sub>1</sub>の設定に応じたヘテロダイン検波の実行ステップである。118 は、ステップ 116 の検波の結果を受けて、異なるフレームの画像間での検波後データの合成をするステップである。ステップ 123 および 125 の画像表示および画質調整についても、実施例 1 と同じである。

図 6 (B) は、ステップ 114 でヘテロダイン検波の参考周波数<sub>1</sub>の設定をするための設定曲線の例を示す図である。横軸に超音波の中心周波数<sub>0</sub>の波長に対するフレームの画像間でのずれをとり、縦軸にそれに対応して決定される参考周波数に応じたミキシング後の周波数の超音波の中心周波数<sub>0</sub>に対する比の例を示す図である。ここでも、実施例 1 と同様、フレームの画像間でのずれが超音波の中心周波数<sub>0</sub>の波長の 1/4 をしきい値とする。すなわち、画像間でのずれが超音波の中心周波数<sub>0</sub>の波長の 1/4 であるときは、ヘテロダイン検波の参考周波数を超音波の中心周波数<sub>0</sub>と同じ周波数とする。フレームの画像間でのずれが超音波の中心周波数<sub>0</sub>の波長の 1/4 と異なるときは、図に示すミキシング後の周波数になるように参考周波数を決定する。その結果、画像間でのずれが超音波の中心周波数<sub>0</sub>の波長の 1/4 であるときのみ、包絡線検波による処理、すなわち、インコヒーレントな信号として処理が行なわれる。一方、画像間でのずれが超音波の中心周波数<sub>0</sub>の波長の 1/4 と異なるときは、その程度に応じた参考周波数が選択されて、RF データによるヘテロダイン検波が行なわれた後に包絡線検波による処理、すなわち、コヒーレントな信号として処理が行なわれる。  
20  
30

実施例 2 では、ステップ 111 で計算された、異なるフレームの画像間での RF データ相互相關が所定のしきい値にあるときのみ、参考周波数<sub>1</sub>を超音波の中心周波数<sub>0</sub>と同じ値に設定してホモダイン検波とする。すなわち、超音波受波の RF データをコヒーレントな信号として、包絡線検波による画像化をする。異なるフレームの画像間での RF データ相互相關がしきい値以外であるときは参考周波数<sub>1</sub>を超音波の中心周波数<sub>0</sub>とは異なる値に設定してヘテロダイン検波とする。

ここで、実施例 2 におけるコヒーレントな信号とインコヒーレントな信号の切り替えを、ヘテロダイン検波部によって実行する方法についてもう少し具体的に説明する。

図 5 (A) は送受信トランスジューサ 32 が受信するビーム進行方向の異なる 3 方向 A, B および C のビームの方向を模式的に示す図、(B) は送受信トランスジューサ 32 が受信する RF 信号の各ビーム進行方向のビームパターンを示す図、(C) は送受信トランスジューサ 32 が受信した RF 信号の包絡線検波後のビームパターンを示す図である。図 5 (B) および (C) を対比して分かるように、包絡線検波後のビームパターンでは、強度信号のみが強く表れ、位相信号が見えにくいものとなっている。  
40

図 7 は、図 5 (B) に示す、異なる 3 方向 A, B および C のビームを包絡線検波して図 5 (C) に示す包絡線検波後のビームパターンとした後、合成したときの超音波信号強度の分布を示す図である。すなわち、横方向に超音波信号の広がりを、縦方向に焦点深度を示す。図 7 は、送受信トランスジューサ 32 は深さ 50 mm の位置に焦点が合わせられており、この焦点位置で ± 2° の広がりがあることを示している。縦軸方向に表れている線は、超音波の強度の等高線である。  
50

図5( B )に示すようなRF信号は時間の関数F( t )として、式( 3 )のように記述することが出来る。

$$F(t) = A(t)\sin(\omega_0 t) \cdots \cdots (3)$$

ここで、 $\omega_0$ は超音波の中心周波数、A( t )は包絡線である。

このF( t )の包絡線を検波する方法の一つにヘテロダイン検波の特異形としてのホモダイン検波法がある。

F( t )に参照波 $\sin(\omega_1 t)$ を乗じた信号をG( t )とすると、式( 4 )となる。

$$G(t) = \frac{1}{2}A(t)[\sin((\omega_0 - \omega_1)t) + \sin((\omega_0 + \omega_1)t)] \cdots \cdots (4)$$

$$G(t) = \frac{1}{2}A(t)2\sin(2\omega_0 t) \cdots \cdots (5)$$

ホモダイン検波とした場合、式( 5 )となるので、

低域透過フィルタを通して、二倍高調波を除去すると、包絡線信号が得られる。

すなわち、超音波の中心周波数 $\omega_0$ と等しい周波数の参照波 $\sin(\omega_0 t)$ で実行されるヘテロダイン検波の特異形であるホモダイン検波とすれば、実施例1に記述した包絡線検波によるインコヒーレント信号により画像合成ができることになる。すなわち、図6( B )に例示したように、特定の異なるフレームの画像間のずれ( 図では超音波の中心周波数の波長の1/4)でのみRF信号、すなわち、コヒーレント信号による画像合成とする。そして、その前後のずれに対しては、RFデータ相互相關をパラメータとして、図に例示したように、ヘテロダイン検波の参照周波数 $\omega_1$ の設定を超音波の中心周波数 $\omega_0$ と異なるものにする。これにより、コヒーレントからインコヒーレントまで、連続的に変化させることが出来、インコヒーレント信号による画像合成およびコヒーレント信号による画像合成を総合化した形の画像合成が実現できる。

図8は、超音波の中心周波数 $\omega_0$ を2MHzとし、参照波の周波数 $\omega_1$ を2MHz、1MHz、0MHz、-1MHzとした場合を例に、図7の超音波信号強度の分布がどのように変化するかを説明する図である。

図8( A )、( B )、( C )および( D )は、順に、参照波の周波数 $\omega_1$ を2Hz、1MHz、0MHz、-1MHzとしたときのヘテロダイン検波後の結果を示すビームパターンの例である。ビームパターンの細い( 広がりが小さい )ほど、方位方向の空間分解能が、よく、またサイドロープが強いほど、スペックルパターンが強く生成され、コントラスト分解能が劣化する。

図8( A )は、参照波の周波数 $\omega_1$ が2MHz、すなわち、参照波でミキシングし、ローパスフィルタを通した後の周波数( ヘテロダイン検波後の周波数 )が0MHz、であるので、上述した包絡線検波に対応し、実施例1のステップ115による包絡線検波に対応する。この例が、この中では、最もコントラスト分解能がすぐれ、かつ空間分解能が最も悪い。図8( C )は、参照波の周波数 $\omega_1$ が0MHz、すなわち、ヘテロダイン検波後の周波数が2MHz、であるので、受信したRF信号を検波することに対応し、実施例1のステップ119によるRFデータの合成後に包絡線検波することに対応する。図8( B )は、参照波の周波数 $\omega_1$ が1MHz、すなわち、ヘテロダイン検波後の周波数が0MHz、であるので、上述した( A )と( C )の中間の状態の結果となる。図8( D )は、参照波の周波数 $\omega_1$ が-1MHz、すなわち、ヘテロダイン検波後の周波数が3MHz、である( 参照波が図7( B )の逆位相 )ので、最も空間分解能が優れ、コントラスト分解能が悪い状態となる。

すなわち、ビームパターン形状からも、上記の、コヒーレントからインコヒーレントに連続的に調節可能であることが分かるが、図9および図10はこれを合成後の画面の例として示すものである。

図9( A )は図2のステップ115、117を経て得られる画像のシミュレーション結

10

20

30

40

40

50

果の例、図9( B )は図2のステップ119, 120を経て得られる画像のシミュレーション結果の例である。この例は、人体の一部に超音波を反射しない血管が存在する部分を5 cm × 5 cmの大きさに画像化したシミュレーション結果の例である。中央下部にある黒い部分が血管に対応し、周辺部が肉体に対応する。また左側と上辺部にある白い点は、点反射体の映像である。図9( A )、( B )を対比して分かるように、RF信号の段階で合成する図9( B )の画像の方が空間分解能が良い。

図10( A ) - ( D )は図8( A ) - ( D )に対応する画像例であり、図9( A )、( B )と同様にして得られたシミュレーション結果の例である。図10( A )は、参照波の周波数<sub>1</sub>を2 MHzとしており、上述した包絡線検波に対応する図9( A )と同じである。図10( C )は、参照波の周波数<sub>1</sub>を0 MHzとしており、受信したRF信号を検波することに対応し、実施例1のステップ119によるRFデータの合成後に包絡線検波をすることに対応する図9( B )と同じである。図10( B )は、図8( B )と同様、参照波の周波数<sub>1</sub>が1 MHzであるので、上述した図10( A )と( C )の中間の状態の結果となる。図10( D )は、図8( D )と同様、参照波の周波数<sub>1</sub>が-1 MHzである(参照波が図7( B )の逆位相)ので、最も空間分解能が優れ、コントラスト分解能が悪い状態となる。

### 【実施例3】

図4は本発明の超音波撮像装置の実施例3の信号の処理フローを示す図である。図4において、図2または図3と同じ参照符号を付したステップは同じ処理をするステップである。

実施例3は、実施例2がヘテロダイン検波の参照周波数を異なるフレームの画像間でのRFデータ相互関係に応じて自動的に選択される(ステップ114)ものとしたのに対して、ステップ104で、使用者が自己の考えに基づいてヘテロダイン検波の参照周波数を操作して変更することが出来るようにした点においてのみ異なる。その他の処理は図3に示す処理フローと同じである。

図11は、実施例3においてステップ104で使用者が操作する入力装置の外観図の例である。51は操作ボタンであり、移動ガイド52に沿って左右に直線移動が可能とされる。53は表示部である。ここで例示したのは、直線移動可能な、ボリュームタイプの操作ボタンである。例えば、表示0-3は、図10( A ) - ( D )に対応する画像が得られる参照周波数を指定する位置である。すなわち、操作ボタン51の操作は、図6( B )に対応するヘテロダイン検波の参照周波数<sub>1</sub>の設定をすることを意味する。この場合、使用者は、対象物や、対象疾病に応じて、得られる画像がどのように変化するかを経験により積み重ねることができ、ケースに応じて、コントラスト分解能と空間分解能のどちらを優先させるべきかを、使用者の判断に応じて可変とすることが可能になる。

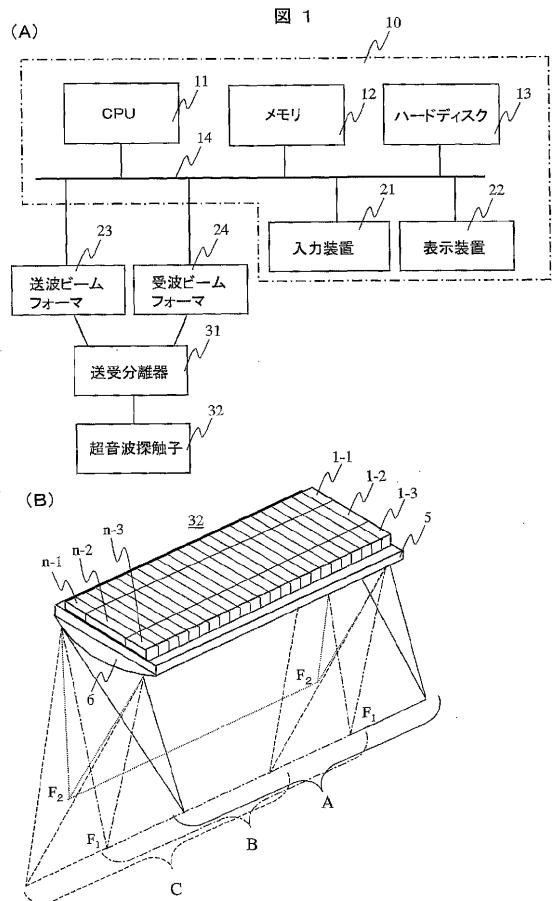
上記の説明では、合成する画像の枚数を3枚で説明したが、この枚数を大きくして、その一部により、コヒーレント画像の合成を行ない、残りでインコヒーレント画像の合成を行ない、これらの両方を混ぜて画像化することも可能となる。

本発明は、上記にある特定の実施の形態に限定されるものでなく、その技術思想の範囲を逸脱しない範囲で様々な変形が可能である。

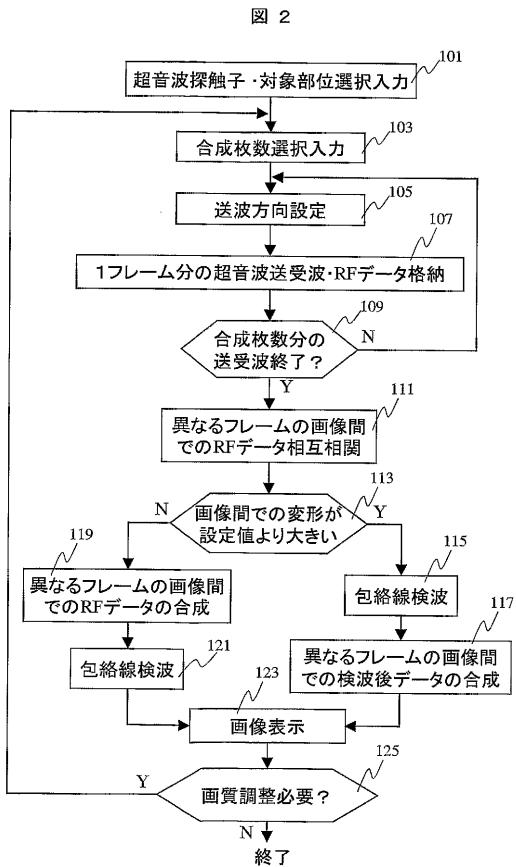
### 【産業上の利用可能性】

本発明は、動きが少ない場合は合成によって、空間分解能が向上し、動きが大きい場合でもコントラスト分解能が向上する。別の言い方をすれば、合成する画像間の位置ずれに応じて、コントラスト分解能と空間分解能のバランスのとれた画像を得ることが出来る。更には、撮像対象に応じた、もしくは使用者の選択によって、コントラスト分解能と空間分解能の調節がとれた画像を得ることが出来る。

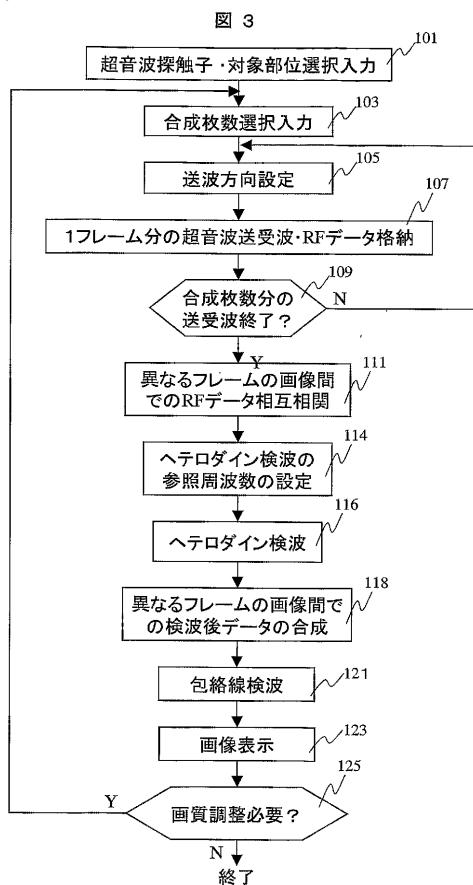
【図1】



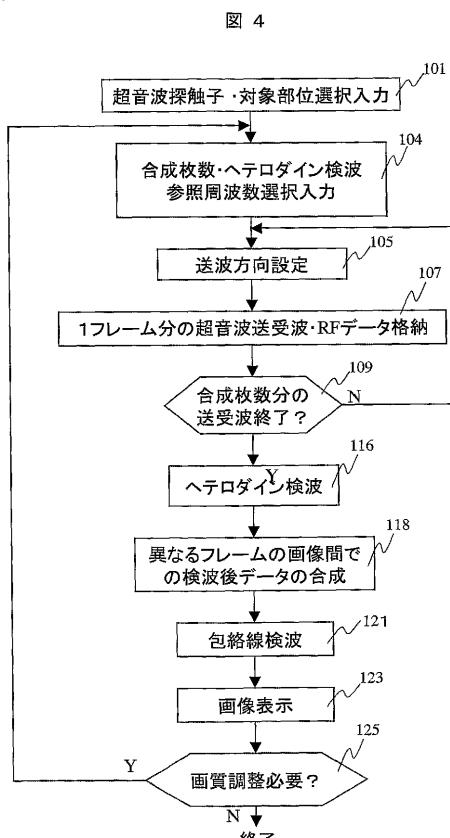
【図2】



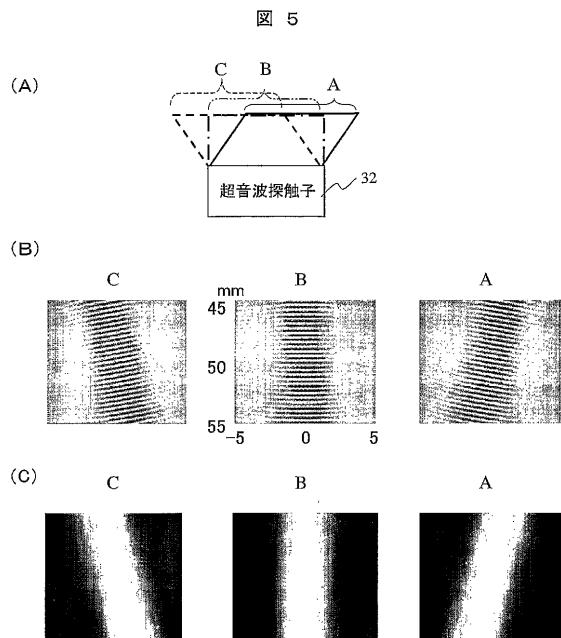
【図3】



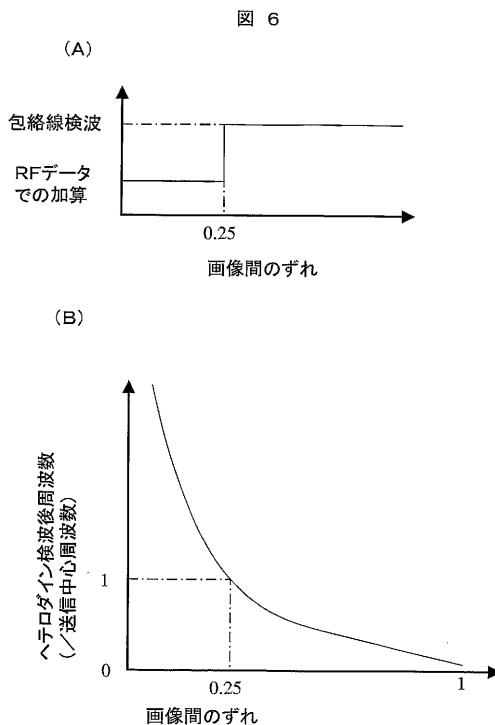
【図4】



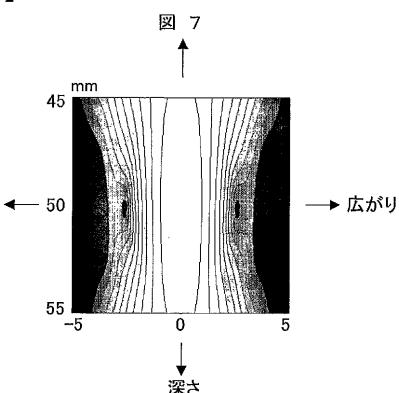
【図5】



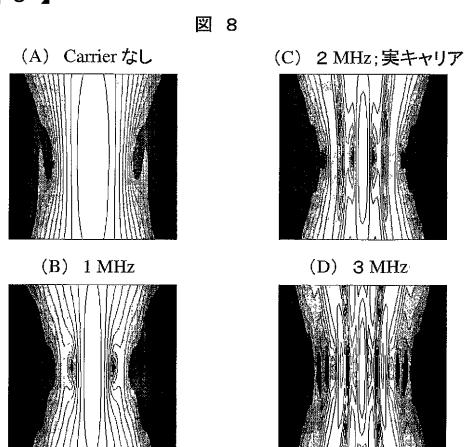
【図6】



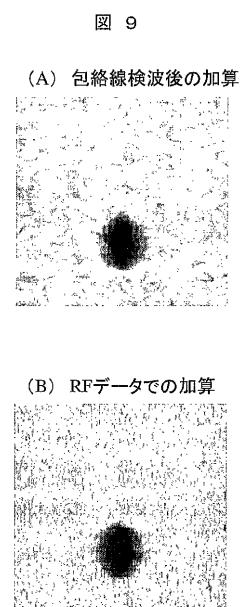
【図7】



【図8】

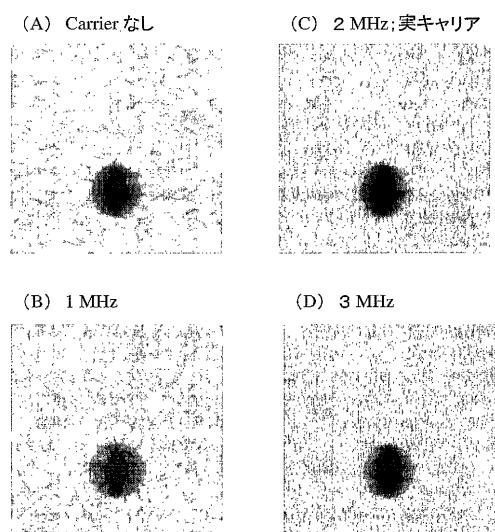


【図9】



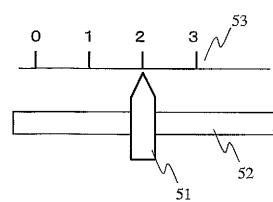
【図 10】

図 10



【図 11】

図 11



---

フロントページの続き

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特開2003-135454(JP,A)

特表2002-526226(JP,A)

特開昭64-008955(JP,A)

特開昭63-186632(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00-8/15

|                |                                  |         |            |
|----------------|----------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声成像设备和超声成像方法                    |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP4426530B2</a>      | 公开(公告)日 | 2010-03-03 |
| 申请号            | JP2005512903                     | 申请日     | 2004-06-09 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社日立医药                         |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 株式会社日立メディコ                       |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 株式会社日立メディコ                       |         |            |
| [标]发明人         | 東隆<br>梅村晋一郎<br>馬場博隆              |         |            |
| 发明人            | 東 隆<br>梅村 晋一郎<br>馬場 博隆           |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00 G01S15/89               |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/00 G01S7/52077 G01S15/8995 |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00                         |         |            |
| 优先权            | 2003206184 2003-08-06 JP         |         |            |
| 其他公开文献         | JPWO2005013829A1                 |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>        |         |            |

## 摘要(译)

在配备有图像合成装置的超声波诊断装置中，为了实现对比度分辨率的提高和空间分辨率的提高，计算要组合的图像之间的相关性以计算图像之间的位移量。当位移量大时，包络检测之后的信号被组合，并且当位移量小时，RF信号被组合。或者，根据位移量使混合频率可变，并且根据位置偏差的程度，可以在提高空间分辨率和改善对比度之间取得平衡。

$$C_r(k, k+1) = \left( A_{i-\frac{w-1}{2}, j}^k \cdots A_{i+\frac{w-1}{2}, j}^k \right) * \left( A_{i-\frac{w-1}{2}, j}^{k+1} \cdots A_{i+\frac{w-1}{2}, j}^{k+1} \right) \quad \dots (1)$$

$$C_r(k, k) = \left( A_{i-\frac{w-1}{2}, j}^k \cdots A_{i+\frac{w-1}{2}, j}^k \right) * \left( A_{i-\frac{w-1}{2}, j}^k \cdots A_{i+\frac{w-1}{2}, j}^k \right) \quad \dots (2)$$

が最大となる要素番号  $i_{\max}$  と自己相関  $C_r(k, k)$   
 が最大となる要素番号  $i_{\max}$  と  $V = i_{\max} - i_{\min}$  が画素  $i$   
 、  $k$  フレームと  $k+1$  フレームの間の深さ方向の変形である。ここで記号 \* は  
 ある。ここでは、  $w$  が奇数の場合を記述したが、偶数の場合も、  $i - (w-1)$