

(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2009-501587

(P2009-501587A)

(43) 公表日 平成21年1月22日(2009.1.22)

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

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2008-522041 (P2008-522041)
 (86) (22) 出願日 平成18年7月14日 (2006. 7. 14)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年3月14日 (2008. 3. 14)
 (86) 国際出願番号 PCT/GB2006/002610
 (87) 国際公開番号 W02007/010206
 (87) 国際公開日 平成19年1月25日 (2007. 1. 25)
 (31) 優先権主張番号 0514715.2
 (32) 優先日 平成17年7月18日 (2005. 7. 18)
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)

(71) 出願人 500056231
 アイシス・イノベーション・リミテッド
 ISIS INNOVATION LIM
 ITED
 イギリス国、オクスフォード、 サマータ
 ウン、ユワート プレース、ユワート ハ
 ウス
 (74) 代理人 100089118
 弁理士 酒井 宏明

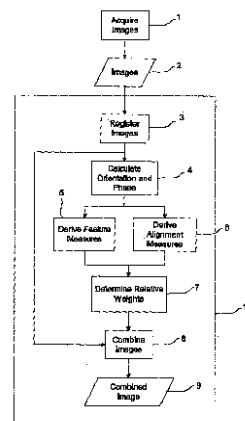
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 複数の画像を空間合成する方法およびコンピュータプログラム

(57) 【要約】

心エコー検査のような超音波エコーイメージングによって取得された共通の対象物の複数の画像が組み合わされる。各画像について、モノジェニック信号が導かれ、各ピクセルについて、位相一致部であるかどうかの尺度である特徴値と、前記位相一致部の法線と分析ビームとの揃っている度合いの尺度である整合値とを導くのに用いられる。各ピクセルについて、複数の画像についての相対重みが、当該ピクセルについての複数の画像の特徴値に従い、複数の画像の整合値を考慮して導かれる。組み合わせ画像が、各画像の、互に対応するピクセルを、決められた相対重みに応じて組み合わせることによって生成される。画像内容、特に、特徴値と整合値を用いることによって、所与のどの領域でも特徴部の鮮明度が比較的高い画像が、組み合わせ画像において優勢となり、その結果、全体としての情報量が高まる。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

共通の対象物の複数の画像であって、互いにレジストレーションされ、分析ビームを用いた、前記対象物に対する前記分析ビームの角度に左右されるイメージング技術を用いて取得された画像を組み合わせる方法であって、

各ピクセルについての、画像の局所コントラストに対して不変な特徴部の検出度合いの尺度である特徴値を各画像について導くことと、

各ピクセルについての、前記特徴部の法線と前記分析ビームとが揃っている度合いの尺度である整合値を各画像について導くことと、

各ピクセルについて、複数の画像の当該ピクセルについての前記特徴値に基づき、複数の画像の前記整合値を考慮して、複数の画像についての相対重みを決めることと、

決められた前記相対重みに従って各画像の、互に対応するピクセルを組み合わせることによって、組み合わせ画像を生成することと、

を有する方法。

【請求項 2】

前記イメージング技術は超音波エコーイメージングである請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記特徴値は、各ピクセルでの位相特徴部であるかどうかの尺度である請求項 1 または 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記特徴値は、各ピクセルでの位相一致部であるかどうかの尺度である請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

各ピクセルについて、複数の画像についての前記相対重みを決めることは、

1 つの画像の前記特徴値が比較的高いピクセルについて、当該 1 つの画像を、複数の画像についての前記特徴値に従って、他の画像に比して優勢に重み付けする前記相対重みを、当該ピクセルについて与えることと、

一群の画像の、それぞれのピクセルでの前記特徴値が比較的高いピクセルについて、当該群の画像を、当該群に含まれない他の画像があれば該他の画像に比して優勢に重み付けする前記相対重みであって、当該群の画像の当該ピクセルについての前記整合値によってバイアスされた、当該群の画像の当該ピクセルについての前記特徴値に対応する前記相対重みを与えることと、

を有する請求項 1 から 4 のいずれか 1 つに記載の方法。

【請求項 6】

各ピクセルについて、複数の画像についての前記相対重みを決めることは、

前記特徴値が比較的高い画像がないピクセルについて、互いに等しい前記相対重みを与えること、

を有する請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記互いに等しい相対重みの合計は 1 より小さい請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

各ピクセルについて、複数の画像についての前記相対重みを決めることは、前記相対重みとして連続的な値を与えることができる式を用いて、前記特性値と前記整合値の関数として前記相対重みを計算することを有する請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 9】

前記式は、前記特徴値を、前記特徴部が各ピクセルの所に存在する確率、前記整合値を、前記特徴部の法線と前記分析ビームが各ピクセルの所で揃っている確率として、確率論を用いて前記特性値と前記整合値を組み合わせる請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記特徴値と前記整合値を導くことは、各画像信号の位相に基づく解析を用いて行われ

10

20

30

40

50

る請求項 1 から 9 のいずれか 1 つに記載の方法。

【請求項 1 1】

前記特徴値と前記整合値を導くことは、各画像信号をモノジェニック信号画像に変換することと、該モノジェニック信号画像から前記特徴値と前記整合値との両方を導くこととを有する請求項 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 2】

前記整合値は、各ピクセルでの前記分析ビームと前記特徴部の法線との間の角度の余弦値である請求項 1 から 1 1 のいずれか 1 つに記載の方法。

【請求項 1 3】

前記整合値を導くこと、および前記相対重みを決めることは、複数の空間周波数帯のそれぞれについて行われ、

複数の画像を組み合わせることは、

各画像の、複数の空間周波数帯へのバンドパス空間フィルタリングと、

各空間周波数帯で、各画像の、互に対応するピクセルを、前記決められた相対重みに従って組み合わせることと、

全ての空間周波数帯から各画像の、組み合わせられた各ピクセルを合成することと、

を有する請求項 1 から 1 2 のいずれか 1 つに記載の方法。

【請求項 1 4】

共通の対象物の、超音波の分析ビームを用いた超音波エコーイメージングによって取得され、互いにレジストレーションされた複数の画像を組み合わせる方法であって、

各ピクセルについての、位相一致部であるかどうかの尺度である特徴値を各画像について導くことと、

各ピクセルについての、前記位相一致部の法線と前記分析ビームとが揃っている度合いの尺度である整合値を各画像について導くことと、

各ピクセルについて、複数の画像の当該ピクセルについての前記特徴値に従い、複数の画像の前記整合値を考慮して、複数の画像についての相対重みを決めることと、

決められた前記相対重みに従って各画像の、互に対応するピクセルを組み合わせることによって、組み合わせ画像を生成することと、

を有する方法。

【請求項 1 5】

イメージング技術を用いて画像を取得するステップと組み合わせられた請求項 1 から 1 4 のいずれか 1 つに記載の方法。

【請求項 1 6】

コンピュータシステムによって実行可能なコンピュータプログラムであって、前記コンピュータシステムによって実行されると、前記コンピュータシステムに、請求項 1 から 1 4 のいずれか 1 つに記載の方法を実行させることができるコンピュータプログラム。

【請求項 1 7】

コンピュータによって読み取り可能な形態で、請求項 1 6 に記載のコンピュータプログラムを格納した記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波エコーイメージングのようなイメージング技術を用いたイメージングに関し、特に、共通の対象物の複数の画像の組み合わせに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波パルスエコーイメージングは、超音波の分析ビームを用いた対象物のイメージングを含んでいる。エコー信号が、画像を生成するために検出される。重要な種類の超音波エコーイメージングとして心エコー検査がある。幾つかのイメージング技術（X線、血管造影法、およびMRI）は、心臓検査において有用であることが実証されているが、心エ

10

20

30

40

50

コー法は特有の特性を有しており、そのために、臨床診療において最もよく適用されるイメージング診断技術となっている。

【 0 0 0 3 】

従来、2次元(2D)心エコー検査が、心機能の、比較的安価で、持ち運びが可能で、リアルタイムな現場での評価方法として広く用いられている。2Dイメージングモダリティ(imaging modality)を用いた場合、3次元構造の特性を明らかにすることが困難であることや、プローブの位置への依存性のために、互いに異なる臨床医によって、または互いに異なる時に複数の画像が取得された場合、それらを比較するのが困難になることなどの不便が生じる。

【 0 0 0 4 】

10

近年開発された技術によって、初めて、心臓の3次元(3D)超音波エコー画像をリアルタイムで取得することが可能になった。この新しいイメージングモダリティによって、通常の臨床処置における心エコー検査について、広範囲の可能性が開かれている。しかしながら、現段階では、トランスデューサの視野が限られているために、成人の心臓の全体を(場合によっては、左心室のみでさえ)1回の画像取得でスキャンするのは不可能である。さらに、幾つかの心内構造物は、特定の音響窓からしか正確に評価できない。このため、リアルタイム3D超音波(RT3DUS)での一通りの診断検査では、互いに異なる複数の位置からの複数回の画像取得が行われる。これらの画像取得を組み合わせ、単一の理想的なデータセットを臨床医に提供する器具の開発によって、この技術の臨床処置での利用を大幅に改善することができる。

20

【 0 0 0 5 】

一般に、画像に対して同一の、または互いに異なる向きの分析ビームを用いて取得された複数の超音波画像を組み合わせることが、主にスペックルを低減することによって画像品位を改善する方法として知られている。通常、各ピクセルについて平均強度または最大強度を取るような単純な技術が、複数の画像を組み合わせるのに用いられている。これは、しばしば、画像の合成(compounding)と呼ばれている。

【 0 0 0 6 】

【非特許文献1】Rohling,Gee&Berman 「超音波画像の3D空間合成」 医療画像解析
オックスフォード大学出版,Oxford,UK,1(3),pp.177-193,1997年

【非特許文献2】Xiao,Brady,Nobel,Burcher&English 「胸部の3Dフリーハンド超音波
画像のノンリジッドレジストレーション」 IEEE Transactions on Medical Imaging
21(4),p.404-412,2002年

30

【非特許文献3】Morrone&Owens 「局所エネルギーからの特性検出」 Pattern Recognit
ion Letters,6:303-313,1987年

【非特許文献4】Felsberg&Sommer 「モノジェニック信号」,IEEE Transactions on
Signal Processing,49(12):3136-3144,2001年12月

【非特許文献5】Boukerroui,NobleおよびBrady 「バンドパス直交フィルタの選択」,Jo
urnal of Mathematical Imaging and Vision,21(1);53-80,2004年7月

【非特許文献6】Kovesi 「位相一致;低レベル画像不変」,Psychological Research,S
pringer-Verlag,Vol.64,No.2,2000年,pp136-148

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、画像を組み合わせるこのような公知の技術は、スペックルおよび他のノイズを低減することができるものの、情報量も減らしてしまう結果となる場合がある。これは、画像の品位が、複数の要因に応じて変化する場合があるからである。超音波エコーイメージングにおけるそのような要因の例には、使用される超音波トランスデューサの特性、イメージングされる対象物の音響特性、画像取得時の状態、および、対象物と超音波分析ビームとの揃い具合がある。複数の画像間で画像品位に違いがあるということは、公知技術では、複数の画像のうちの1つにおける高品位の情報が、それらの画像のうちの他

50

の１つにおける低品位の情報によって隠され、組み合わせ画像の幾つかの部分において正味の情報量が減少する結果になる場合があることを意味している。これは、視覚化、および、例えば、心エコー検査画像または他の臨床画像の場合、臨床医が実行可能な画像解析の品位に影響を及ぼす。

【０００８】

これらの問題が軽減された組み合わせ画像を得ることが要望されている。

【課題を解決するための手段】

【０００９】

本発明によれば、共通の対象物の複数の画像であって、互いにレジストレーションされ、分析ビームを用いた、対象物に対するその分析ビームの角度に左右されるイメージング技術を用いて取得された画像を組み合わせる方法であって、

10

各ピクセルについての、画像の局所コントラストに対して不変な特徴部の検出度合いの尺度である特徴値を各画像について導くことと、

各ピクセルについての、前記特徴部の法線と分析ビームとが揃っている度合いの尺度である整合値を各画像について導くことと、

複数の画像のピクセルについての特徴値に基づき、複数の画像のピクセルについての整合値を考慮して、複数の画像についての相対重みを複数の画像の各ピクセルについて決めることと、

決められた相対重みに従って各画像の、互いに対応するピクセルを組み合わせることによって、組み合わせ画像を生成することと、
を有する方法が提供される。

20

【００１０】

この方法によって、複数の画像からの情報量が最大限になった組み合わせ画像が生成される。したがって、この組み合わせ画像は、その後の可視化、および、例えば臨床医による画像解析をするのに、より良好な品位を有している。これは、画像を組み合わせる際に従う相対重みを導くのに特徴値と整合値を用いることによって達成される。相対重みが、各ピクセルについて決められるので、特徴部の鮮明度が良好な互いに異なる画像が、組み合わせ画像の互いに異なる領域において優勢になることができ、その結果、全体としての情報量が増加する。

【００１１】

30

画像の局所コントラストに対して不変な特徴部を示す特徴値を用いることによって、画像取得の幾つかのパラメータのために全体的に、あるいは、分析ビームの減衰のような効果のために局所的にコントラストが互いに異なっている場合がある様々な画像を適切に比較することができる。特に適した種類の特徴値は位相一致値であり、位相一致値によって、強度に基づいた解析に対する位相に基づいた解析の利点が得られる。

【００１２】

整合値を用いることによって、特徴部の法線と分析ビームとの揃い具合への画像品位の依存性を考慮に入れることができる。この依存性は、超音波エコーイメージングにおいて、超音波エコーが、揃い具合が悪くなるにしたがって弱くなり、逆に、揃い具合が良くなるにしたがって強くなるために生じるが、同様の依存性が、他のイメージング技術においても見られる。したがって、本実施形態の方法によって、様々な視野で取得された画像を、各視野から取得された高品位の情報が、組み合わせ画像に残されるように組み合わせることができる。

40

【００１３】

ファントム超音波エコー画像と実際のＲＴ３ＤＵＳ心臓画像との両方での本発明の方法の検証によって、上述の公知の合成技術に対する大幅な改善が示された。この検証についてはさらに後で述べる。

【００１４】

組み合わせ画像は、表示、セグメンテーション、トラッキングなどの一般的なタスクを含む様々な方法に用いてよい。しかし、改善された画像品位によって、物体認識や、画像

50

誘導診療において、例えば、診療中に取得された複数の画像を、組み合わせ画像を参照物として用いて揃えることのような、より複雑なタスクへの特別な適用が容易になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

よりよく理解できるようにするために、ここで、添付の図面を参照して本発明の実施形態を、制限を伴わない例によって説明する。

【0016】

図1に示す本発明の実施形態は、一般的な、ただし、超音波エコーイメージング、特に、RT3DUSイメージングに特に適用されるイメージング技術を用いて取得された、共通の対象物の複数の画像を組み合わせる方法である。この方法は、心エコー検査画像に有利に適用することができる。

10

【0017】

ステップ1において、共通の対象物の複数の画像2が、問題とするイメージング技術を用いて取得される。通常、対象物は、心臓のような人体の一部である。画像取得は、適切な装置を用いた公知の技術を用いて行われてよい。

【0018】

画像2は、短い間隔で続けて取得された一組の画像、例えば、一通りの診断検査を行うために同一のイメージング装置を用いて取得された一組の視野像からなっていてよい。あるいは、画像2には、互いに異なる時に取得された複数の画像が含まれていてもよい。

【0019】

画像2は、様々な視野像を含んでおり、すなわち、画像は、イメージングされている対象物に対して様々な位置関係にある分析ビームを用いて取得される。複数の画像2が、同一の視野で取得された場合、各画像を別々に用いてもよいし、または、それらの画像を、平均化のような公知の技術を用いて合成し、結果として得られた合成画像を、複数の画像2の1つとして用いてもよい。

20

【0020】

各画像は、各ピクセルについての、通常は一組の強度値である一組の値によって表現される。一般に、画像2は、2または3の空間次元における複数の点を表現する2D画像または3D画像であってよく、または、画像2は、追加の次元としての時間における複数の点をさらに表現していてもよい。この方法は、特に、RT3DUS画像に適用可能である。3D画像の場合、個々の点は、ボクセルと呼ばれることが多いが、ここでは、任意の次元の画像の点を指すのに、「ピクセル」という用語を用いる。

30

【0021】

ステップ1において取得された画像2は、ステップ3～8において処理され、ステップ3～8は、図1に破線によって模式的に示すコンピュータシステム10上で実行されるコンピュータプログラムによって行うのが好都合である。コンピュータシステム10は、どのような種類のコンピュータシステムであってもよいが、通常は、標準的なパーソナルコンピュータである。コンピュータプログラムは、どのような適切なプログラミング言語で記述されていてもよい。コンピュータプログラムは、コンピュータが読み取り可能な記憶媒体上に格納されていてよく、この記憶媒体は、どのような種類であってもよく、例えば、コンピュータシステムのドライブに挿入され、磁氣的、光学的、または光磁氣的に情報を格納してよい記録媒体、ハードドライブのようなコンピュータシステムの備え付けの記録媒体、またはコンピュータメモリであってよい。

40

【0022】

別の方法として、コンピュータシステム10を、例えば、ステップ1で画像2を取得するのに用いられるシステムに結び付けられた、本実施形態の解析のための専用のシステムとすることもできる。この場合、コンピュータシステム10を、例えば、種々のプロセスを並行して実行することによって、この解析を行うように最適化することができる。

【0023】

ステップ3において、複数の画像2は、互いにレジストレーションされる。ステップ3

50

は、任意ステップであり、というのは、画像 2 が、ステップ 1 での画像 2 の取得時に用いられる物理的な手法によって既に互いにレジストレーションされている場合があるからである。そうではない場合、ステップ 3 において、画像 2 自体を処理することによってレジストレーションが行われる。これは、例えば、特に非特許文献 1 または非特許文献 2 に開示されているような既存の多数の公知レジストレーション技術のいずれによって行われてよい。

【 0 0 2 4 】

ステップ 4 において、位相と方位の値が各ピクセルについて計算される。これは、画像の位相に基づく解析を用いて行われる。特に、各画像は、以下に記載する手法でモノジェニック信号画像(monogenic signal image)に変換される。

10

【 0 0 2 5 】

以下の一般的な点が役に立つ場合がある。例えば、非特許文献 3 において述べられているように、位相に基づく解析が、多くの画像処理タスクのために、強度に基づく解析の代替手法として提案されている。位相は、画像内の明るさおよびコントラストの変化に対して不変性をもたらす。このコントラストに対する不変性のために、この手法は、ビームの減衰が起こり、エコーの強度が超音波ビームの入射角に左右される超音波画像に特に適している。

【 0 0 2 6 】

局所位相は、通常、様々な角度の一組のフィルタの出力を組み合わせることによって計算されるが、本実施形態の方法では、位相は、非特許文献 4 に開示されている種類のモノジェニック信号から導かれる。モノジェニック信号は、分析信号の、その基本特性を保った等方的な拡張である。

20

【 0 0 2 7 】

1 D の分析信号と同様に、モノジェニック信号は、ヒルベルト変換をより高次元の信号用に一般化したリース変換を用いて元々の信号を組み合わせることによって生成される。N 次元画像のリース変換は、周波数領域において、元々の画像に一組のフィルタ H_i を乗算することによって得られる。

【 数 1 】

$$H_i(u) = \frac{u_i}{|u|} \quad (1)$$

30

ここで、 $u = [u_1 \dots u_N]^T$ であり、 u_i は i 番目の座標の単位ベクトルを示しており、したがって、画像の次元と同じ数のフィルタが存在している。2 D の場合を例示すると、一組のフィルタ H_1 および H_2 は、

【 数 2 】

$$\begin{aligned} H_1(u) &= \frac{x}{\sqrt{x^2 + y^2}} \\ H_2(u) &= \frac{y}{\sqrt{x^2 + y^2}} \end{aligned} \quad (2)$$

40

となる。

【 0 0 2 8 】

次に、モノジェニック信号が、元々の画像とリース変換によって形成され、したがって、N 次元の信号のリース変換は、N + 1 の N 次元信号によって形成され、すなわち、N 次元ベクトルが、元々の画像の各点に割り当てられる(位相ベクトル)。このベクトルの長さは、モノジェニック信号の局所振幅であり、方位角は、局所位相および局所構造方位に相当する。2 D の場合を例示すると、これらの値は、

【数 3】

$$\begin{aligned}
 f(x, y) &= A(f(x, y)) \cos(\phi) \\
 (h_1 * f(x, y)) &= A(f(x, y)) \sin(\phi) \cos(\theta) \\
 (h_2 * f(x, y)) &= A(f(x, y)) \sin(\phi) \sin(\theta)
 \end{aligned}
 \tag{3}$$

ここで、 $h_i(x)$ は、 $H_i(u)$ の逆フーリエ変換であり、 ϕ と θ はそれぞれ位相と局所方位角であり、 $A(f(x, y))$ は、以下の式によって与えられる、モノジェニック信号の振幅である。

【数 4】

10

$$A(f(x, y)) = \sqrt{f(x, y) + \sum_{i=1}^N h_i(x, y) * f(x, y)} \tag{4}$$

【0029】

一般に、周波数領域において局所化された値を得ることができるようにするために、フィルタ $H(u)$ は、一組のバンドパスフィルタ $G(u)$ を乗算される。

【0030】

上記の説明では、元々の画像が変換されると仮定しており、実際には、ステップ 4 において、各画像は、複数の空間周波数帯のそれぞれにおいてモノジェニック信号に変換される。これによって、マルチスケール表現が得られる。各周波数帯のモノジェニック信号を、下付き文字 s によって示す。これは、空間と周波数との両方において特性を局所化するのが有用であるからである。この目的を達成するために、各空間バンドパスフィルタ $G_s(u)$ が、式 (1) の $H_i(u)$ フィルタと組み合わせられる。例えば、上記の各式において、 $H_i(u)$ は、各周波数帯、すなわちスケール s に関して、組み合わせフィルタ $H_i(u) G_s(u)$ に置き換えられる。これは、最初に、画像信号に対して、一連のバンドパス空間周波数フィルタを用いて各空間周波数帯へのフィルタリングを行い、次に、各空間周波数帯の各画像をモノジェニック信号画像に変換するのと同じ効果を生じる。

20

【0031】

概して、空間バンドパスフィルタ $G_s(u)$ は、どのような形態であってもよく、例えば、非特許文献 5 に記載されている複数の選択肢のうちの 1 つであってよい。現在では、ガウシアン差分 (DOG) フィルタを用いるのが、それによって、複数の空間周波数帯の再結合を容易に行うことができるので、好ましい。同様に、空間周波数帯の数 S およびバンド幅は、画像の特性に合うように自由に選択してよい。後述する方法の試験では、バンドパスフィルタの数 S は 5 であり、複数のバンド幅は互いに等しい。

30

【0032】

ステップ 5 において、位相一致部が、各画像 2 から検出される。各空間周波数帯は、元々の画像 2 における様々なスケールに相当している。様々なスケールでの位相の変化を、画像の特徴部からノイズを分離する手掛かりとして用いることができる。この目的で提案されている可能性の 1 つが位相一致である。このパラメータによって、様々なスケールにわたる位相変化が定量化される。大きな値は、整合性のある位相値に相当し、したがって、画像の特徴部の指標となる。

40

【0033】

このように、ステップ 5 では、各画像について、各ピクセルについての、位相一致部であるかどうかの尺度となる特徴値 P が導かれる。

【0034】

一般に、位相一致は、次式に従って定義されてよい。

【数 5】

$$PC(x, y) = \max_{\bar{\phi}(x) \in [0, 2\pi]} \frac{\sum_n f_n \cos(\phi_n - \bar{\phi})}{\sum_n f_n} \quad (5)$$

ここで、 n はスケールを示しており、 f_n は、元々の画像信号の n 番目のフーリエ成分である。しかし、非特許文献 3 に記載された、位相一致を計算する他の方法に従って、各画像の特徴値 P を、各空間周波数帯のモノジェニック信号 A_s から、次式によって計算してもよい。

【数 6】

$$PC(x) = \max_{\bar{\phi}} \frac{\sum_n A_n \cos(\phi_n - \bar{\phi})}{\sum_n A_n} \quad (6)$$

ここで、 A_s は様々なスケール s でのモノジェニック信号の信号振幅であり、 s は様々なスケール s での位相値である。

【0035】

より具体的には、各画像の特徴値 P は、各空間周波数帯のモノジェニック信号 A_s の振幅から、次式に従って計算されてよい。

【数 7】

$$PC(x, y) = \frac{|E(x, y) - T|}{\sum_{n=1}^s A_n(x, y) + \varepsilon} \quad (7)$$

括弧記号 X : $\lfloor \quad \rfloor$

ここで、 $E(x, y)$ は局所エネルギーであり、括弧記号 X は「ソフトスレッショルド (soft threshold)」(すなわち、結果は、括弧内の値がゼロより大きい場合には括弧内の値であり、そうでなければゼロである) を示しており、 T はノイズの影響を最小化するのに用いられる閾値であり、 ε は、ゼロ除算を避けるために加算される小さな定数である。2D の場合を例示すると、 $E(x, y)$ は次のように計算される。

【数 8】

$$E(x, y) = \sqrt{\left(\sum_n A_n(x, y) \right)^2 + \left(\sum_n \sqrt{(h_1(x, y) * f(x, y))^2 + (h_2(x, y) * f(x, y))^2} \right)^2} \quad (8)$$

【0036】

本発明に適用してもよい位相一致部の導出のさらなる詳細が非特許文献 6 によって与えられる。

【0037】

ステップ 6 において、位相一致部の法線と分析ビームとの揃っている度合いが判定される。特に、各画像に関して各ピクセルについて、および下付き文字 s によって示される各空間周波数帯、すなわちスケールについての整合値が導かれる。この整合値は、ステップ 4 において導かれた、各空間周波数帯、すなわちスケール s におけるモノジェニック信号の方位 θ_s から導かれる。特に、各空間周波数帯、すなわちスケール s についての整合値 M_s は、 $M_s = \cos(\theta_s - \theta)$ として計算され、ここで、 θ は分析ビームの角度である。 θ_s と

θ は、両方とも、同一の軸に対して定義され、この軸は、イメージングされている対象物に対して固定されているが、その他に関しては任意である。このようにして、各ピクセルで超音波ビームと位相一致部の法線とがどの程度よく揃っているかが、 M_s によって定量

10

20

30

40

50

化される。本実施形態でのマルチスケールの手法では、ピクセルが、様々なスケールで吟味した時に互いに異なる方位を有することができることに注意することも重要である。このように、整合値は、具体的な構造が特定されるスケールでのものと見なされる。もちろん、特徴値 M_{is} は、各画像について導かれ、したがって、より完全には、 i を画像 2 のインデックスとして、 M_{is} によって示される。

【0038】

ステップ 7 において、下付き文字 i によって示される各画像について、また各空間周波数帯、すなわちスケール s について、相対重み w_{is} が決められる。相対重み w_{is} の導出を詳細に記載する前に、この導出の原理の例について述べる。

【0039】

複数の画像 2 を互いに異なる角度から取得すると、特定の視野において、重要な画像構造を非常に良好に特定することができ、この場合、平均化は、構造の鮮明度を低下させる。ここでの組み合わせ方法の目的は、組み合わせられた画像 2 の情報量を最大限にすることである。これは、各画像 2 の特徴値 P_i に基づいて、良好に特定された特徴部を含んでいる領域と、単にスペックルを含んでいる領域とを選別することによって行われる。上述のように、良好に特定された特徴部は、小さなスケール空間での変化挙動によって識別でき、一方、スペックルの場合には、位相が重大な変動を受けるので、特徴値 P_i は、スペックルを身体構造から選別するのに適した値である。したがって、相対重み w_{is} は、各画像 2 の特徴値 P_i に応じて決められる。

【0040】

さらに、整合値 M_{is} が考慮に入れられる。後方散乱のエネルギーが、したがって、超音波画像の外観が、分析ビームと、入射点での特徴部の法線とが揃っているかどうかによって左右されることがよく知られている。互いに異なる 2 つの視野から取得された強度を平均化することは、それにより、小さな入射角によって発生した強いエコーが、それより傾斜した入射波の、より弱いエコーを導入することによって弱められるので、最適な方策ではない。したがって、相対重み w_{is} は、整合値 M_{is} を考慮して、整合値 M_{is} に応じて画像 2 にプラス方向に重み付けするように決められる。

【0041】

相対重み w_{is} は、ステップ 7 において、上記の原理に基づいて、次のように決められる。これらの原理に基づいて、ピクセルの特性を識別し、それによって、そのピクセルの所で複数の画像を組み合わせる最善の方策を選択するために、以下の規則が各ピクセルに別々に適用される。

【0042】

1 つの画像 2 の特徴値 P_i が比較的高く、他の画像 2 の特徴値 P_i が比較的低い場合、特徴値 P_i が高い画像 2 を優勢にするべきである。この場合、相対重み w_{is} は、複数の画像に対して、特徴値 P_i に応じて決められる。

一群の画像 2 の特徴値 P_i が比較的高い場合、特徴値 P_i が高い画像 2 を、特徴値 P_i が低い画像 2 があるならそれらよりも優勢にすべきである。この場合、相対重み w_{is} は、前述の群の画像 2 について（ピクセルの所で特徴部が良好に揃えられている画像 2 ほど、組み合わせにより大きく寄与するように）整合値 M_{is} によってバイアスされた複数の画像 2 についての特徴値 P_i に応じて決められる。

全ての画像 2 の特徴値 P_i が比較的低い場合、そのピクセルはスペックルとして扱われ、平均値が取られるべきである。この場合、複数の相対重み w_{is} は互いに同じにされる。任意処理として、平均値に係数 α を乗算することによってスペックルを軽減してもよく、この係数 α としては、0 から 1 の範囲内の任意の値を選択することができる。

【0043】

このようにして、特徴値 P_i が第一条件として扱われ、それが、与えられたピクセルを用いるべきかどうかを判定するのに充分でない場合にのみ、整合値 M_{is} が考慮される。

【0044】

上述の条件を、各相対重み w_{is} として、一組の離散値のうちの 1 つを選択するのに用い

10

20

30

40

50

ることでもあるが、ステップ 7 では、相対重み w_{is} は、実際には、相対重み w_{is} として、連続値が与えられるように特徴値 P_i および整合値 M_{is} の関数として計算される。特に、特徴値 P_i は、特徴部がピクセルに存在する確率として扱われ、整合値 M_{is} は、特徴部の法線と分析ビームが揃っている確率として扱われる。これに基づいて、特徴値 P_i と整合値 M_{is} は、確率論を用いて組み合わせられる。

【 0 0 4 5 】

一例として、簡素化のためにインデックス s を式から省いて、組み合わせるべき 3 つの画像 2 が存在する場合の第 1 の画像 2 ($i = 1$) についての相対重み w_1 は、次式に従って計算される。

【 数 9 】

$$\begin{aligned} \lambda_1 = & [P_1 \bar{P}_2 \bar{P}_3 + P_1 P_2 \bar{P}_3 M_1 \bar{M}_2 + P_1 \bar{P}_2 P_3 M_1 \bar{M}_3 + P_1 P_2 P_3 M_1 \bar{M}_2 \bar{M}_3] + \dots \\ & \dots + \frac{1}{2} [P_1 P_2 \bar{P}_3 M_1 M_2 + P_1 \bar{P}_2 P_3 M_1 M_3 + P_1 P_2 P_3 M_1 (M_2 \bar{M}_3 + \bar{M}_2 M_3)] + \dots \quad (9) \\ & \dots + \frac{1}{3} [P_1 P_2 P_3 (M_1 M_2 M_3 + \bar{M}_1 \bar{M}_2 \bar{M}_3)] + \frac{\alpha}{3} [\bar{P}_1 \bar{P}_2 \bar{P}_3] \end{aligned}$$

【 0 0 4 6 】

確率の分野における慣習の通り、 P と M 上のバーは $(1 - P)$ と $(1 - M)$ をそれぞれ表している。他の画像 2 についての相対重み w_2 および w_3 は、3 つの画像 2 についてのインデックスを巡回させることによって与えられる。同様に、この式を、任意の数の画像 2 用に一般化してもよい。

【 0 0 4 7 】

この式は複雑であるが、4 組の角括弧によってくくられた 4 つの主要部分は、以下のよう理解することができる。

【 0 0 4 8 】

最初の部分は、第 1 の画像 2 が、重要でない構造情報を含んでいる唯一の画像である確率を示している。

2 番目の部分は、2 つの画像が、スペックルではない値を含んでおり、これら 2 つの画像のうちの 1 つが第 1 の画像 2 である確率を示しており、したがって、これら 2 つの画像は、それらの整合値によって重み付けされている。

3 番目の部分は、3 つの画像 2 の全てに構造情報が含まれている確率を示している。

最後に、最後の部分は、問題としているピクセルに重要な構造情報が存在しておらず、例えば単にスペックルが存在している確率、すなわち、構造情報を含んでいる画像 2 がなく、全ての画像の特徴値が低い確率を示している。これと同一の項が、各画像 2 についての相対重み w_i の同様の式に存在しており、したがって、互いに同一の相対重み w_i が与えられる。

【 0 0 4 9 】

係数 α は、ノイズを軽減するために用いることができ、0 から 1 の範囲内の任意の値を選択することができる。特に、 $\alpha = 1$ は、全ての画像の平均化、すなわち、平均合成によって引き起こされるのと同じ作用に相当し、ただし、この作用は、この場合、特徴部の情報が無い領域にのみ及ぼされる。 $\alpha = 1$ の時、全ての画像 2 の相対重み w_i の合計は 1 になる。しかし、 $\alpha < 1$ の時、全ての画像 2 の相対重み w_i の合計は、一般に、1 より小さい値になり、それによって、組み合わせ画像におけるスペックルの量が減らされ、 $\alpha = 0$ の極端な場合、検出されたスペックルが完全に消去される。このようにして、用途に応じて、定数 α を選択することにより、スペックルの量の軽減を調節することができる。目視診断の場合、元々の画像から情報を取り除くのは、重要な情報が存在している可能性があるので危険な場合があり、大きな値の α が用いられる。自動セグメンテーションアルゴリズムの場合、スペックルの大幅な軽減が望ましい場合がある。もう 1 つの可能性は、1 つの画像から除去されたスペックルを、それから、運動のような面の重要な情報が得られ

10

20

30

40

50

る場合があるので、保持し、それを別に表示することである。

【 0 0 5 0 】

最後に、ステップ 8 において、組み合わせ画像 9 が、ステップ 7 において決められた相対重みに従って、画像 2 から生成される。特に、各画像 2 の各ピクセルは、そのそれぞれの相対重み w_i によって重み付けされ、重み付けされた画像が足し合わされる。さらに、この足し合わせは、各空間周波数帯、すなわちスケール s において行われる。すなわち、ステップ 8 では、ステップ 3 で用いたのと同じの空間周波数バンドパスフィルタを用いて導かれた、各画像 2 の空間周波数帯が用いられる。したがって、各空間周波数帯、すなわちスケール s において、各ピクセルの値 F_s が、

【 数 1 0 】

$$F_s(x, y) = \sum \lambda_{is}(x, y) f_{is}(x, y) \quad (10)$$

10

として計算され、組み合わせ画像 9 内の各ピクセルの値 F_c が、

【 数 1 1 】

$$F_c(x, y) = \sum F_s(x, y) \quad (11)$$

として計算される。

【 0 0 5 1 】

20

任意処理として、空間的な変動を低減し、したがってノイズを低減する平滑化項である正規化項を組み込むように式 (10) を修正してもよい。特に、空間周波数帯、すなわちスケール s での各ピクセルの値 F_s は、式 (10) に示した重み付けされた線形結合と正規化項の和として計算される。したがって、組み合わせ画像は、組み合わせ式 (10) に追加項が入るが、依然として、相対重み w_i にしたがって各画像 10 のピクセルを組み合わせることによって与えられる。これによれば、ノイズの多い値、およびノまたは誤りが、その項を正規化項に対して重み付けすることによって、組み合わせに入ることが可能である。この任意処理では、式ノモデルがもはや純粹に確率的なものではなくなることが、理論的な観点からマイナス面であり、ノイズが存在する場合、実際に良好に機能することが利点である。

30

【 0 0 5 2 】

上述の方法は、現在、好ましいものであるが、本発明の範囲内で、例えば以下のような多くの修正を行ってもよい。

【 0 0 5 3 】

本実施形態の技術の特別な利点は、骨組みが、構造の情報および方位を定量化するために用いる特徴値および整合値の実際の選択に左右されないことである。他の用途のために、上述の主要な構想を保ったまま、代替物を導入することができる。モノジェニック信号画像は、構造の情報と幾何学的な情報との両方を与えるので、モノジェニック信号画像を用いることによって、使いやすい骨組みが構築されるが、モノジェニック信号画像を用いることは必須ではない。他の種類の位相に基づいた解析を行うこともできる。より一般的には、例えば、画像 2 の、ある形態の局所正規化を行うことによって、局所コントラストに対して不変などのような特性を検出してもよい。同様に、他の整合値も用いることができる。

40

【 0 0 5 4 】

さらに、特徴値および整合値から相対重みを決める方法を大幅に変えてもよい。簡単な変形例は、各画像 2 の整合値 M を用いた項のみを含む式 (4) を用いることである。より複雑な変形例は、全く異なる数学的手法を用いて特徴値と整合値から相対重みを導くことである。

【 0 0 5 5 】

可能な他の変形例は、各空間周波数帯、すなわちスケール s において画像 2 を処理する

50

マルチスケール手法を用いないことである。この場合、各画像 2 について、全てのスケールまたはスケール範囲にわたる整合性を示す単一の整合値 M が得られる。これは、特定のスケールを有することが分かっている関心のある特徴部、例えば、血管を調べるのに好ましい場合がある。

【0056】

本実施形態の方法を、以下に記載するように、幾つかの実際の画像 2 で試験した。

【0057】

第 1 の試験では、人工的なファントム画像を用いた。結果が図 2 に示されている。模擬画像は、Field II プログラムを用いて生成した。楕円形のリングのファントムが生成され、これを 5 MHz 帯の模擬プローブを用いてスキャンした。分析ビームの向きを 80° 変えて取得した画像 2 が図 2 (a) と 2 (d) に示されている。図 2 (b) は、公知の平均化技術を用いて導かれた合成画像を示しており、一方、図 2 (c) は、上述の本実施形態の方法を用いて得られた組み合わせ画像 9 を示している。図 2 (e) と 2 (f) は、図 2 (b) と 2 (c) の詳細をそれぞれ示している。

10

【0058】

図 2 の目視検査から分かるように、本実施形態の方法によって、コントラストの改善が得られ、エッジの鮮明度が改善されている。これは、分析的に示すこともできる。リングの平均値と背景の平均値との差を背景強度の標準偏差で割ったものとして、ノイズに対するコントラストの比 (CNR) を計算した。本実施形態の方法で得られた CNR は、強度の平均化を用いた場合より 37% 高かった。

20

【0059】

本実施形態の方法の品位の重要な指標は、対象物の輪郭の所での強度勾配の大きさおよび方向であり、これは、エッジに基づくセグメンテーション方法で非常に重要なパラメータである。リングの輪郭に垂直な方向の強度傾斜を計算した。これによって、揃い具合の差が大きい所で強度傾斜の、30% より大きい増加が示されている。

【0060】

第 2 の試験では、心臓の RT3DUS 画像を用いた。結果が図 3 に示されている。画像 2 の 3D 位置決めを実現するために、機械式アーム (ファロアーム) を 3D プローブ (Philips) に取り付けた。既知の対象物 (プラスチックボール) の数回のスキャン画像を取得することによって初期較正を行った。その後、心尖窓と胸骨窓の両方から 2 人のボランティアをスキャンすることによって 14 枚の画像を得た。図 3 (a) は、心尖窓からの画像 2 を示しており、図 3 (d) は、胸骨窓からの画像 2 を示している。図 3 (b) は、公知の平均化技術を用いて導かれた合成画像を示しており、一方、図 3 (c)、3 (e) および 3 (f) は、それぞれ $\alpha = 0.9$ 、 $\alpha = 1$ 、および $\alpha = 0.6$ として、上述の本実施形態の方法を用いて得られた組み合わせ画像 9 を示している。強度平均 (図 3 (b)) と比べると、 $\alpha = 1$ とした本実施形態の方法 (図 3 (e)) では、重要な心臓構造部の鮮明度が優れているのが示されている。が、より小さい場合では、アルゴリズムのスペックル軽減挙動が示されている。 $\alpha = 0.9$ の図 3 (c) では、重要な特徴部のコントラストが低下することなく、スペックルが軽減されている。 $\alpha = 0.6$ の図 3 (f) では、最も目立つ特徴部のみが保たれている。

30

40

【0061】

要約すると、模擬超音波画像と実際の超音波画像での結果は、表示品位と定量的測定との両方で、公知の平均化技術に対して本実施形態の方法によれば大幅な改善が得られることを示している。

【図面の簡単な説明】

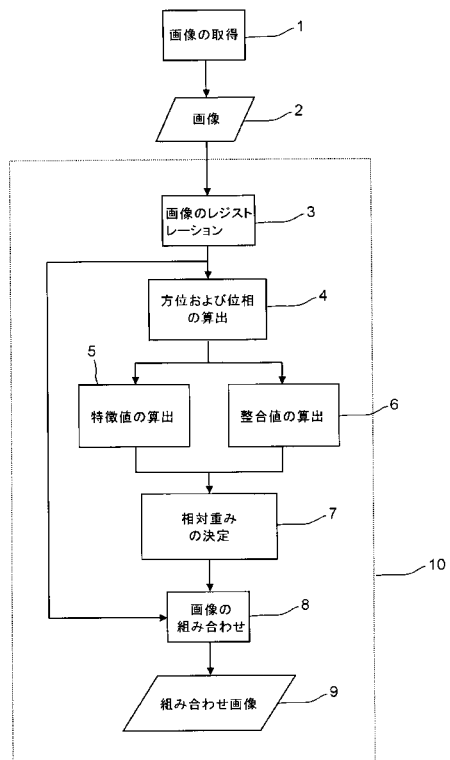
【0062】

【図 1】複数の超音波エコー画像を組み合わせる方法のフローチャートである。

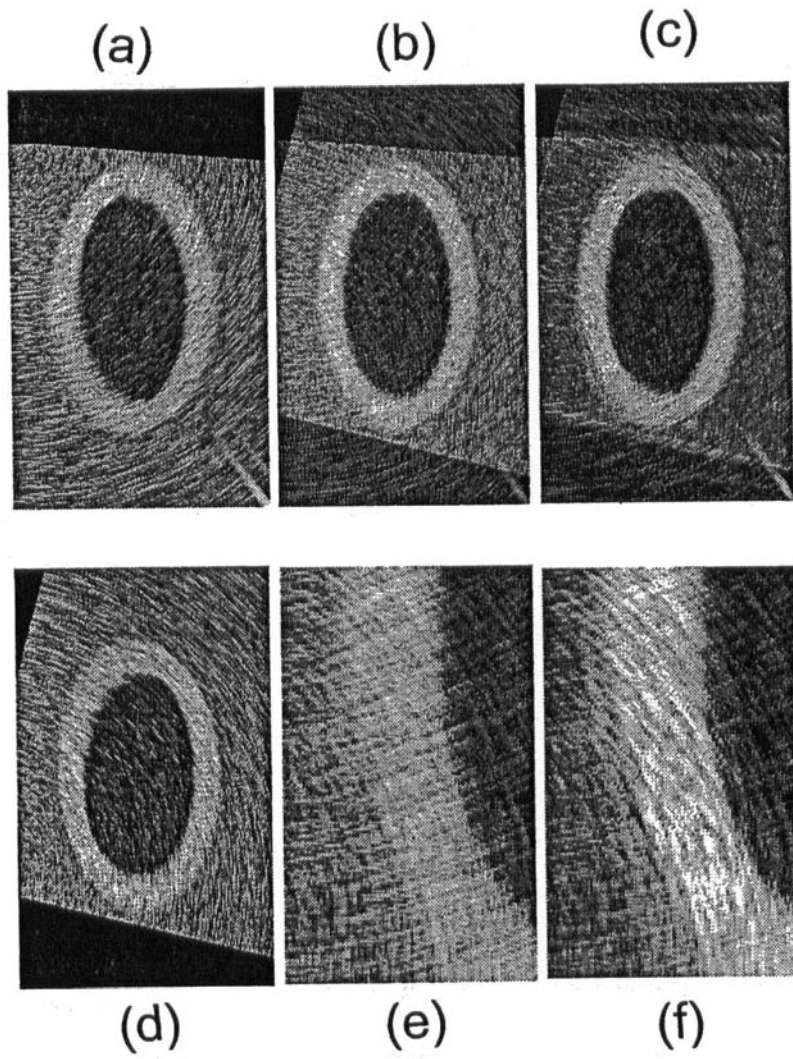
【図 2】図 1 の方法の適用例を示す模擬画像の図である。

【図 3】図 1 の方法の適用例を示す RT3DUS 画像の図である。

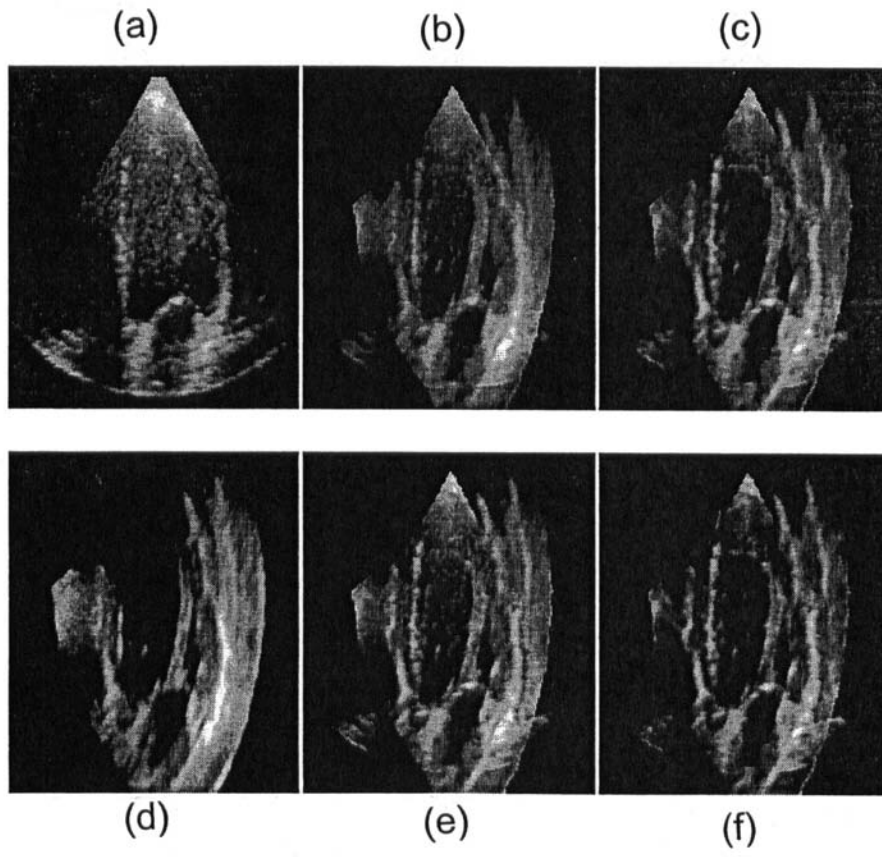
【図 1】



【 図 2 】



【 図 3 】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/GB2006/002610

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. G06T5/50

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)
G06T

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, INSPEC, WPI Data, COMPENDEX

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X,P	<p>GRAU V ET AL: "Adaptive multiscale ultrasound compounding using phase information"</p> <p>MEDICAL IMAGE COMPUTING AND COMPUTER-ASSISTED INTERVENTION-MICCAI 2005. 8TH INTERNATIONAL CONFERENCE. PROCEEDINGS, PART I (LECTURE NOTES IN COMPUTER SCIENCE VOL.3749) SPRINGER-VERLAG BERLIN, GERMANY, 2005, pages 589-596, XP019021685</p> <p>ISBN: 3-540-29327-2</p> <p>the whole document</p> <p style="text-align: center;">-/-</p>	1-17

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family 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)
- *O* 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.
- *G* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

4 September 2006

Date of mailing of the international search report

14/09/2006

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

Werling, A

2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/GB2006/002610

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	LEOTTA D F ET AL: "Three-dimensional spatial compounding of ultrasound scans with weighting by incidence angle" ULTRASONIC IMAGING DYNAMEDIA USA, vol. 22, no. 1, January 2000 (2000-01), pages 1-19, XP009071717 ISSN: 0161-7346 abstract	1,2, 14-17
A	page 5, paragraph 2; figure 3 -----	3-13
A	WILHJELM J E ET AL: "VISUAL AND QUANTITATIVE EVALUATION OF SELECTED IMAGE COMBINATION SCHEMES IN ULTRASOUND SPATIAL COMPOUND SCANNING" IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, vol. 23, no. 2, February 2004 (2004-02), pages 181-190, XP001238185 ISSN: 0278-0062 page 182, right-hand column, last paragraph - page 183, left-hand column -----	1-17

Form PCT/ISA210 (continuation of second sheet) (April 2005)

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, LV, 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, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 グロー , ビンセント

イギリス国 , オーエックス 1 3 ピージェー オックスフォード , パークス ロード , ユニバーシティー オブ オックスフォード , デパートメント オブ エンジニアリング サイエンス , ウォルフソン メディカル ビジョン ラボラトリー

(72)発明者 ノーブル , ジュリア , アリソン

イギリス国 , オーエックス 1 3 ピージェー オックスフォード , パークス ロード , ユニバーシティー オブ オックスフォード , デパートメント オブ エンジニアリング サイエンス

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB27 DD15 EE04 EE05 JB23 JB53 JB54 JC04 JC06

JC17 JC21 JC25 JC37 KK24 LL38

专利名称(译)	用于空间组合多个图像的方法和计算机程序		
公开(公告)号	JP2009501587A	公开(公告)日	2009-01-22
申请号	JP2008522041	申请日	2006-07-14
[标]申请(专利权)人(译)	Isis科技创新有限公司 ISIS创新有限公司		
申请(专利权)人(译)	Isis科技创新有限公司		
[标]发明人	グロービンセント ノーブルジュリアアリソン		
发明人	グロー,ビンセント ノーブル,ジュリア,アリソン		
IPC分类号	A61B8/00 G06T5/50		
CPC分类号	G06T5/50		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB27 4C601/DD15 4C601/EE04 4C601/EE05 4C601/JB23 4C601/JB53 4C601/JB54 4C601/JC04 4C601/JC06 4C601/JC17 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/KK24 4C601/LL38		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2005014715 2005-07-18 GB		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

组合通过超声回波成像（例如超声心动图）获取的公共对象的多个图像。对于每个图像，引入单基因信号，对于每个像素，引入特征值，该特征值是对是否相位匹配部分进行度量的量，并且是对相位匹配部分的法线与分析光束之间的对准度的度量。用于导出匹配值。对于每个像素，考虑到图像的匹配值，根据像素的图像特征值得出图像的相对权重。通过根据确定的相对权重组合每个图像的相应像素来生成组合图像。通过使用图像内容，特别是特征值和匹配值，在任何给定区域中具有相对高的特征清晰度的图像在组合图像中占主导地位，从而导致更高的总体信息内容。[选型图]图1

