

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4750429号  
(P4750429)

(45) 発行日 平成23年8月17日 (2011.8.17)

(24) 登録日 平成23年5月27日 (2011.5.27)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 5/11 (2006.01)

G 0 6 T 1/00 (2006.01)

G 0 6 T 3/00 (2006.01)

G 0 6 T 7/20 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

A 6 1 B 5/10 3 1 0 A

G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

G 0 6 T 1/00 3 1 5

G 0 6 T 3/00 1 0 0

請求項の数 2 (全 14 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2005-31417 (P2005-31417)  
 (22) 出願日 平成17年2月8日 (2005.2.8)  
 (65) 公開番号 特開2006-217939 (P2006-217939A)  
 (43) 公開日 平成18年8月24日 (2006.8.24)  
 審査請求日 平成19年5月31日 (2007.5.31)

(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  
 (74) 代理人 100068504  
 弁理士 小川 勝男  
 (74) 代理人 100086656  
 弁理士 田中 恭助  
 (72) 発明者 吉川 秀樹  
 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地  
 株式会社日立製作所中央研究所内  
 (72) 発明者 東 隆  
 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地  
 株式会社日立製作所中央研究所内  
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像表示装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検査対象に対して超音波を送信し、前記検査対象からの反射信号を取得するための第1及び第2の超音波探触子と、  
 前記第1及び第2の超音波探触子によって取得した反射信号を用いて超音波画像を構成し、前記超音波画像内に前記検査対象の体動評価に用いる評価領域を設定し、前記評価領域内の検査対象の3次元体動および変形量を検出する体動検出部と、  
 前記体動検出部で検出した前記3次元体動又は変形量及び前記超音波画像を表示する画像表示部と、  
 他の撮像手段により取得された前記超音波画像と同一領域を含む画像の画像面内に、前記評価領域に対応する領域を設定して整合をとる手段と、  
 前記体動検出部で検出した前記3次元体動又は変形量に応じて、前記他の撮像手段による画像を移動又は変形させる手段とを有し、  
 前記体動検出部は、交線を持つ複数枚の超音波画像を用いて前記体動検出を行ない、  
 前記画像表示部は、前記移動又は変形させる手段により移動又は変形された前記他の撮像手段による画像をさらに表示することを特徴とする画像表示装置。

【請求項 2】

請求項1に記載の画像表示装置において、前記3次元体動を直交座標系の速度成分ベクトルに分解し、複数の超音波画像上に射影された前記速度成分ベクトルを求めて3次元で

10

20

の体動および変形を推測する  
ことを特徴とする画像表示装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いて検査対象の体動や変形を画像表示する画像表示装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波、MRI (Magnetic Resonance Imaging)、X線に代表される撮像手段は、検査対象を視覚的に観察する手段として不可欠なものである。また、腫瘍への糖分集積性を可視化する陽電子放射断層撮影装置画像 (PET画像) や血流を可視化する超音波ドップラー画像などの生体の機能を可視化した機能画像も、診断および治療の際の重要な支援画像として用いられている。

10

【0003】

これらの医用画像は、撮像対象の部位や組成によって各々異なる優劣をもっている。例えば、超音波画像は実時間での画像表示が可能であり、可搬性に優れている反面、コントラスト分解能が充分ではない。また、MRI画像はコントラスト分解能が高く血管造影等に優れているが、撮像時間が長いことや外部磁場を遮断するシェルタ内で作業することから生じる多くの制約が問題となりうる。そのため、医者は患者の状態や診断箇所によって、最適な撮像手段を適宜選択する必要がある。また、機能画像に関しては、その単独の画像だけでは部位の特定が困難であり、形態画像を用いて部位を特定することができて初めてその有用性を発揮することができる。

20

【0004】

画像を組み合わせるためには、検査対象の動きを評価し、画像間の整合を取る必要がある。

【0005】

以下に、従来の超音波撮像装置による体動検出法について説明する。

【0006】

直交に配置した二つの超音波探触子によってバイプレーン画像を取得し、その交線上に位置する検査対象の3次元的な動きを評価する技術が報告されている (例えば、非特許文献1参照)。その手法の原理は、検査対象の動きを各方向 (x、y、z方向) への成分ベクトルとして画像上に投影し、時間的に連続した二枚の画像間での相互相関演算によって成分ベクトルを求め、検査対象の3次元的な動きベクトルを再構築する手法である。

30

【0007】

体動を評価することで組織の輪郭を抽出することも可能である。組織の輪郭抽出に関する従来技術はこれまで多く報告されており、フィルタ処理などを施した高輝度信号の強調、または、低輝度信号の除去が一般的である。しかし、輝度情報のみを用いた輪郭抽出では、同一組織が折り重なっている境界での音響インピーダンスの差が小さいため、境界の描出が難しく、逆に、境界ではない部分でも音響インピーダンスに差があれば境界として描出されてしまう。したがって、正確な組織の境界描出は難しく、特に肝臓組織のローブの境界のような同一組織の折り重なる境界の描出は困難であった。

40

【0008】

【非特許文献1】日超医基礎技術研究会資料 Vol. 103, No. 4, p. 29 (2003)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

超音波画像は、実時間で画像を表示できるため、腹腔鏡術や強力超音波を治療患部に集束させて加熱凝固させるHIFU (High Intensity Focused Ultrasound) 治療などの侵襲性が低い治療における画像ガイドしても、有効な手段となっている。その一方で、治療

50

の経過観察や効果判定として用いるには十分なコントラストを持つ画像が得られず、超音波画像によるガイドと共に、MRIによる静止画像を照らし合わせなければならない状況も多く考えられる。

【0010】

そのため、異なる撮像手段による形態画像および機能画像を組み合わせ、患者に最適な画像を実時間で表示する技術が求められている。特に、体動や呼吸運動から生じる組織の変形を含めて表示する技術が必要である。

【0011】

そこで、本発明の目的は、超音波撮像装置のリアルタイム性と他の撮像手段の優位性を組み合わせた高解像度、高機能の画像の表示が可能な画像表示装置を提供することにある。

10

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記目的を達成するために、本発明の画像表示装置では、超音波画像によって検査対象の体動および変形を3次的に評価し、その評価結果に基づいてMRI画像やX線等の他の撮像手段による画像を変形させ、2次元画像または3次元画像として表示する。

【0013】

以下、本発明の画像表示装置の代表的な構成例について列挙する。

【0014】

(1) 検査対象に対して超音波を送信し、前記検査対象からの反射信号を取得するための第1及び第2の超音波探触子と、前記第1及び第2の超音波探触子によって取得した反射信号を用いて超音波画像を構成し、前記超音波画像情報から3次元体動および変形量を検出する体動検出部と、前記体動検出部で評価した体動又は変形量及び前記超音波画像を表示する画像表示部とを有し、前記体動検出部は、交線を持つ複数枚の超音波画像を用いて前記体動検出を行なうことを特徴とする。

20

【0015】

(2) 前記(1)の画像表示装置において、前記3次元での体動を直交座標系の速度成分ベクトルに分解し、複数の超音波画像上に射影された前記速度成分ベクトルを求めて3次元での体動および変形を推測することを特徴とする。

【0016】

30

(3) 前記(1)の画像表示装置において、前記体動検出部は、構成された前記超音波画像の画像面内に、前記検査対象の体動評価に用いる評価領域を複数設定し、前記評価領域内の前記超音波画像の情報から3次元体動および変形量を検出することを特徴とする。

【0017】

(4) 前記(1)乃至(3)のいずれかの画像表示装置において、前記第1及び第2の超音波探触子は、それぞれ、複数の圧電素子が1次元もしくは2次元のアレイ状に配列された超音波探触子であることを特徴とする。

【0018】

(5) 前記(1)の画像表示装置において、さらに、他の撮像手段により取得された前記超音波画像と同一領域を含む画像の画像面内に、前記評価領域に対応する領域を設定して整合をとる手段と、前記体動検出部で評価した体動又は変形量を、前記他の撮像手段による画像に反映させ、画像を移動又は変形させる手段とを有し、前記画像表示部は、前記他の撮像手段による画像の変形画像をさらに表示することを特徴とする。

40

【0019】

(6) 前記(5)の画像表示装置において、前記他の撮像手段による画像は、MRI画像もしくはX線画像の形態画像、または、PET画像もしくは超音波ドップラー画像の機能画像であることを特徴とする。

【0020】

(7) 検査対象に対して超音波を送受信し、前記検査対象の2次元断層像を得る二つの超音波探触子と、前記二つの超音波探触子によって取得したバイプレーン画像から、前記

50

検査対象の体動の速度成分ベクトルを検出するための手段と、他の撮像手段により前記バイプレーン画像のうち少なくとも片方の画像と同一部分を含む画像を取得するための手段と、前記他の撮像手段による画像を前記速度成分ベクトルに基づいて変形させるための手段と、前記変形させた画像を表示する画像表示部とを具備してなることを特徴とする。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、超音波撮像装置のリアルタイム性と他の撮像手段の優位性を組み合わせた高解像度、高機能の画像の表示が可能であり、診断および治療に最適な画像を表示できる。

【発明を実施するための最良の形態】

10

【0022】

以下、本発明の実施例について、図面を参照して詳述する。

【0023】

(実施例1)

図1は、本発明の一実施例になる画像表示装置の構成を示すブロック図である。図2は、超音波による体動および変形量の評価結果を用いて超音波以外の撮像手段による画像を実際の動きに合わせて変形させ、表示するまでのフローチャートである。

【0024】

本実施例の画像表示装置では、検査対象に対して超音波を送受信し、検査対象の二次元断層像(Bモード)を得る二つの超音波探触子によるバイプレーン画像を取得し、バイプレーン画像から体動の三次元速度成分ベクトルを検出し、他の撮像手段(例えば、MRIやX線撮像装置)によりバイプレーン画像のうち少なくとも片方の画像と同一部分を含む画像を取得し、取得したMRI画像やX線画像を速度成分ベクトルに基づいて変形させ、変形させた画像を随時表示する。

20

【0025】

まず、検査対象の超音波画像の取得から、超音波以外の撮像手段による画像を用いた変形画像表示に至るまでの装置構成について、図1のブロック図を用いて説明する。

【0026】

超音波探触子(以下、探触子)2は複数の圧電素子が平行に並べられた構造をもつ。送信ビームフォーマー3からD/A変換器4を経由して、各圧電素子にアナログ送波信号が送られ、検査対象1に向けて超音波を照射する。各圧電素子から送信される超音波は、送信ビームフォーマー3によって電子的に遅延が掛けられており、所定の深度で集束する。送波信号は、検査対象1内で反射され、再び探触子の各圧電素子で受信される。各圧電素子で受信した反射エコーは、TGC(Time Gain Control)部5で、送波の到達深度によって変わる減衰分を補正された後、A/D変換器6でデジタル信号に変換され、受信ビームフォーマー7に送られる。

30

【0027】

受信ビームフォーマー7では、焦点位置から各圧電素子までの距離に応じた遅延時間を掛けて加算結果が出力される。この集束超音波を2次元走査させることで、検査対象1の2次元的な反射エコー分布が得られる。受信ビームフォーマー7からは実部と虚部に分けられたRF信号が出力され、包絡線検波部8と初期位置設定部11に送られる。包絡線検波部8に送られた信号は、ビデオ信号に変換された後、スキャンコンバーター9で走査線の補間が加えられ、2次元画像データに再構成された後、画像表示部10に表示される。初期位置設定部11では、検査対象の体動および変形をトラックする初期フレームの撮像断面位置を設定する。初期位置が設定された後のRFデータは、体動検出部12に送られる。体動検出部12では、体動や変形を評価する領域(評価領域)を設定し、フレーム間で相互相関演算を行なうことにより、3次元での体動や変形量を評価することができる。

40

【0028】

変形画像記憶部15には、術前または術中に取得した超音波以外の撮像手段(MRIや

50

X線装置、等)による検査対象の3次元画像が保管されている。抽出断面初期位置設定部16では、変形画像記憶部に保管されている3次元画像から、初期位置設定部11で設定された超音波画像の初期フレームに対応するスライス画像を抽出する。初期フレームに対応する前記スライス画像および、保管されている3次元画像を用いて、体動検出部12で評価した体動や変形量に応じた画像処理を抽出断面相対移動部13で行なう。体動検出部12で設定する評価領域が複数個の場合には、抽出画像相対移動部で処理した後の画像上の評価領域は不連続に位置することがある。抽出断面再構成部14では、このような評価領域の不連続性を連続的に補正して一枚の2次元画像に再構成し、表示部10に表示する。

#### 【0029】

10

次に、図2のフローチャートに従って、各撮像手段による画像の取得から表示に至るまでの工程の詳細を説明する。以下説明の簡単のため、超音波以外の撮像手段による画像として、MRI画像を例にして説明する。

#### 【0030】

まず、工程11で互いに交わる最低二枚の超音波RFデータを取得する。画像を取得するための超音波探触子は、1次元アレイ型と2次元アレイ型がある。1次元アレイ型を用いてバイプレーン画像を得るには、複数の探触子を用いるか、回転または走査するための機械的な駆動器具または装置が必要である。また、図3に示すような、N字型、H型または#型に圧電素子を配した構造の探触子を用いれば、回転または走査の必要が無いため機械的な駆動部を必要としない。また、2次元アレイ型の探触子を用いれば電子的に2次元オブリークが可能であるため、検査対象の形状に合わせた任意断面の撮像が可能となる。

20

#### 【0031】

次に、工程12から工程13までの検査対象の体動および変形量を評価する手法について説明するのに先立ち、本発明の手法の基本原則について、図4、図5、図6を用いて説明する。

#### 【0032】

図4は、バイプレーン画像を取得するための探触子の構成例およびその撮像面と、バイプレーン画像の交線上から移動する検査対象の軌道を示す図である。

#### 【0033】

図5は、一撮像面を通過する検査対象の軌跡を表す図である。図5の(A)はx軸方向から見た図であり、図5の(B)はz方向から見た図である。

30

#### 【0034】

図6は、図5に示す検査対象の各位置における超音波画像を示す。

#### 【0035】

図4に示すように、探触子20、21をT字型に配置し、交互に超音波を走査させて2次元断層像22(xz面)、23(yz面)で構成されるバイプレーン画像を取得する。ここでは、T字型の配置例を挙げたが、交線を持つ複数枚の画像が得られる構成であれば、例えば十字型の配置も可能である。

#### 【0036】

バイプレーン画像の交線上に位置する検査対象24が速度ベクトルVで移動した場合、撮像面22および撮像面23には速度成分ベクトルVa、Vbが射影される。そして、各撮像面内で変化する速度成分ベクトルは、時間的に連続するフレーム間での相互相関演算によって評価できる。しかし、検査対象の動きが撮像面内から外れる場合、輝度情報が失われてフレーム間で相関が取れなくなる。したがって、RFデータの取得は高速フレームレートの条件で行ない、検査対象の微小な動きを各フレームで捉えるようにし、輝度情報を可能な限り消失しないようにすることが必要である。以下に、図を用いて説明する。

40

#### 【0037】

図5の(A)、(B)のyz平面に着目し、撮像面31を通過する検査対象を考える。30a、30b、30c、30dは、時間的に連続する各フレームでの検査対象の位置を表し、30a 30b 30c 30dの順に移動していく。各位置での画像は、図6の

50

ようになる。33a、33b、33c、33dは、それぞれフレーム30a、30b、30c、30dに対応し、34a、34b、34c、34dは、各フレームにおける検査対象の断層画像である。連続するフレーム33aとフレーム33bを重ね合わせた画像35には、検査対象の断層画像が34aから34bへ移動する様子が示されている。検査対象が探触子の撮像面外へ移動する場合には、断層画像は、画像35に示された34a、34bのように、相似的な並進移動ではなく輪郭の変形を伴った移動になるが、両者で相互相関演算を行なえば、検査対象の重心移動に関する速度成分ベクトルを求めることができる。この手法をバイプレーン画像に適用し、各速度成分ベクトルを求めれば、検査対象の3次元での体動ベクトルを再構成することができる。

【0038】

続いて、工程12の評価領域の設定について説明する。

【0039】

本発明では、図7に示すように、バイプレーン画像70a、70b上に複数の評価領域71を設定し、時間的に連続するフレーム間で、同一箇所の評価領域同士による相互相関演算によって移動量を求める。一つ一つの評価領域内での動きは変形を伴わない剛体運動と見なされるが、各評価領域で求めた個々の移動量を組み合わせることで、検査対象の変形を評価できる。また、連続するフレーム間での注目する特定信号の移動量が評価領域の大きさを越えると特定信号の追従ができなくなる。したがって、検査対象の動き、または変形の大きさや、評価に要する計算時間を踏まえて、評価領域の大きさや数を設定する必要がある。

【0040】

相関演算に用いる信号成分として、検査対象の輪郭や組織間の境界などの輪郭成分と、検査対象の内外部の組織に散在する微小散乱体によって散乱した超音波が互いに干渉して形成されるスペックル成分が考えられる。本発明では、両者を区別せず、画像全体に評価領域を設定して移動量を計算する。これにより、輪郭成分のような特徴的な輝度情報が得られない領域の体動を評価することが可能となる。前述した特定信号をスペックル成分と考えた場合、その大きさは探触子の口径と使用する中心周波数にもよるが、方位方向で1mm、時間方向で0.5mmである。したがって、評価領域の大きさは、最小でもこのスペックル成分の大きさ以上である必要がある。スペックル成分の動きを求めることで、輪郭情報のない組織内部の変形の可視化が可能になる。また、熱や外的効力による検査対象の変性を可視化することも可能である。さらに、設定した各評価領域の動きをもとにして組織間の体動に伴う滑りを評価することができ、組織の内部構造に依存しない、組織の輪郭や境界の判別が可能である。

【0041】

次に、工程13の体動および変形量の評価について説明する。各評価領域での速度成分ベクトルを求めるためのフローチャートを、図8に示す。

【0042】

最初に、バイプレーン画像上に任意個数の評価領域を設定する(工程1)。次に体動評価を始めるフレームを基準フレーム(n)として設定する(工程2)。次に、時間的に連続する次のフレーム(n+1)を取得し、両フレーム上の同一の評価領域同士で相互相関演算を行なう(工程3)。次に、相関演算によって求めた移動量が0か否かの判断をする(工程4)。移動量が0でない場合は、工程2に戻り、その時点でのフレームが基準フレームとして再設定される。移動量が0の場合には、更に次のフレーム(n+2)を取得し、基準フレームと相互相関演算を計算する(工程5)。そして、移動量が0でなくなるまで工程4と工程5を繰り返し、時間的に連続するフレーム間での速度成分ベクトルを随時求めていく。

【0043】

各評価領域は離散的に設定するため、評価領域以外の動きを、求めた速度成分ベクトルを用いて推定し、検査対象の動きが連続的にするための補間処理を施す必要がある。

【0044】

補間の方法としては、補間する領域近傍の速度成分ベクトルを元に、距離に応じた重み付けを加えた平均値を求める方法がある。この方法について、図9を用いて説明する。画像上の隣接する評価領域  $a$  (40a) と  $b$  (40b) を仮定し、この評価領域間に  $n$  個の評価領域を補間する。補間する評価領域、 $a_j$  ( $j = 1, 2, \dots, n$ ) の速度成分ベクトルは、評価領域  $a$  と評価領域  $b$  への距離に応じた重み付けをして、以下に示す(式1)のように計算する。

$$a_j = [(n+1-j)/(n+1)]a + [j/(n+1)]b \quad \dots (式1) \quad (j = 1, 2, \dots, n)$$

以上の計算を、縦横方向さらに斜め方向にも行なえば、線形的な輝度変化を持つ評価領域の補間ができる。

10

#### 【0045】

次に、工程14の超音波以外の撮像手段による画像(MRI画像)の取得について説明する。

#### 【0046】

超音波画像と同一断層面のMRI画像を取得する第一の方法は、MRIで造影できるマーカを用いる方法である。超音波の撮像面上に三つ以上のMRIマーカを固定すれば、傾きを含めて撮像面を空間内に確定でき、超音波と同一断面のMRI画像を撮像することができる。

#### 【0047】

第二の方法は、体内でランドマークとなる複数の特徴部位を予め決めておき、その特徴部位を基準にして、検査体内での撮像面を相対的に決める方法である。特徴部位としては、呼吸や蠕動運動による影響が少ない骨格や臓器の輪郭を用いることができる。

20

#### 【0048】

次に、工程15の超音波画像とMRI画像との整合について説明する。

#### 【0049】

MRI画像は、一般的に超音波画像と比較して視野が広い。そのため、体動を検出できる領域が、工程14で取得するMRI画像のどの部分に相当するかを調べ、両画像の整合を取らなくてはならない。工程14でMRIマーカを使用する場合には、予め探触子の位置が確定できる位置、例えば、探触子の両端にマーカを設置することで整合が容易に取れる。また、生体内部の特徴的な形状または輝度を持った組織をマーカとして代用し、画像間の整合をとることも可能である。その際、組織形状を強調させるためのフィルタ処理を施すことも有効な手段である。

30

#### 【0050】

次に、工程16の超音波画像以外の撮像手段による画像の変形および表示について説明する。

#### 【0051】

一般的に、超音波画像とMRI画像では画素サイズが異なるため、最初に何れかの画像において画素の補間または間引きを行なう。補間方法は、図9を用いて既に説明した速度成分ベクトルの補間方法と同じである。評価領域40aと40bを隣接するMRI画像上の画素と仮定し、この画素間に  $n$  個の画素を補間する。補完する画素  $a_j$  ( $j = 1, 2, \dots, n$ ) の輝度は、(式1)によって計算される。また、補間する画素の輝度を、その周辺の輝度に応じた重み付けをして計算する方法も考えられる。

40

#### 【0052】

続いて、工程13で求めた各評価領域での速度成分ベクトルに従って、MRI画像上の対応する評価領域を移動させる。画像の表示は、3次元、2次元が考えられる。3次元画像の場合には、変形画像の表示に要する時間的な損失があるが、検査領域の体動や変形および位置情報を視覚的に捉えることができる。

#### 【0053】

しかし、図4の構成で得られるバイプレーン画像からは、バイプレーン画像の交線上の評価領域でのみ3次元での体動の速度ベクトルを求めることができ、それ以外の画像上の

50

評価領域からは、各画像上での速度成分ベクトルしか得られない。そのため、検査対象の連続性を体積弾性率や密度から推定し、部分的に評価した体動を3次元に拡張しなければならない。2次元アレイ探触子などを用いて検査対象の任意断面を撮像できる場合には、検査対象の空間上の分散する複数点での速度成分ベクトルを求めることができるので、3次元体動を正確に評価することができる。

#### 【0054】

検査対象の体動が呼吸運動等の周期的な動きの場合には、運動周期の複数の時相での3次元MRI画像を予め保持しておき、評価した体動および変形状態から検査対象がどの時相にあるかを判定して、対応する時相での3次元MRI画像を表示することもできる。また、検査対象の体動が主に呼吸運動に起因し、2次元運動として近似できる場合には、表示画像は必ずしも3次元である必要はない。2次元画像表示の場合には、高いフレームレートでMRI変形画像が表示でき、実時間での表示を必要とするバイオプシや術中の画像ガイドとして有効である。

10

#### 【0055】

次に、表示する画像について説明する。超音波画像を用いて求めた体動の速度ベクトルを用いて、2次元または3次元のMRI画像がリアルタイムで変形する画像を表示する。また、本技術はX線画像を含むどの形態画像でも可能である。

#### 【0056】

さらに、MRI画像やX線画像にPET画像や超音波ドップラー画像を重ね合わせることで、高いコントラストを持つ2次元または3次元の変形画像に血流や癌組織の位置情報を含んだ画像を表示することができる。図10は、その一例で、MRI画像100に血流の超音波ドップラー画像101を重ね合わせた画像である。

20

#### 【0057】

本発明を、治療、特に侵襲性の低いHIFU治療や重粒子線治療に適用し、術中の支援画像として用いることもできる。表示される画像によって、体動だけではなく変形も含めた治療部位の経時変化を把握することが可能であるため、正常な部位への侵襲が少なく、また、強力超音波または重粒子線の過剰照射が少ない正確な治療が可能となる。また、脳腫瘍等の頭蓋内手術の際には、頭蓋骨開口前後で脳の内圧変化が起こり、治療部位の位置が変化する。そのため、術前にMRIで治療部位を確認して頭蓋を開口した後は、治療部位の位置確認は開口前の画像から推測しなければならない。そこで、本発明による手法を適用し、開口前後で治療部位の位置変化や変形をモニタリングすることで、再撮像することなく正確かつ術時間の短縮を図ることができる。

30

#### 【0058】

##### (実施例2)

以下、実施例1に記載の画像表示装置を用いた、組織輪郭抽出技術について、図11、図12、図13、図14を用いて説明する。

#### 【0059】

図11は、実施例2に関するフローチャートである。着目部位の超音波直交二断面画像の撮像から、体動および変形量の評価に至るまでの工程(工程11から工程13)は、実施例1に記載の通りに行なう。

40

#### 【0060】

評価した体動評価結果を、Bモード画像上に表示する(工程114)。表示形態は設定したマーカが動く動画像でも、体動の動きベクトルが表示された画像でもよく、設定した評価領域の体動が認識できれば形式を限定しない。しかし、組織のローブに生じるすり境界や、組織の周期的な動きの緩急を把握するためにはベクトル表示が有効である。

#### 【0061】

次に、表示された組織の動きから、連続体と見なせる領域を抽出する。説明のため、図12に示す肝臓組織60に着目する。肝臓組織60はローブ部分が折り重なり、体動によって互いに逆方向にずれる境界64を持っている。しかし、この肝臓組織60を超音波B

50



モードで撮像すると、ローブの境界は音響インピーダンスに大差がないため、画像 6 3 の肝臓組織 6 3 a のように、明確に描出されない。しかし、境界が消失した B モード画像 6 1 上に、求めた体動ベクトルを表示すると画像 6 1 a のようになり、ずりが生じている境界 6 4 を描出できる。描出したずりの境界 6 4 と、超音波 B モード画像 6 2 で得られる組織の輪郭情報を総合して輪郭抽出すると、画像 6 2 a のようになり、連続体領域が判別できる輪郭抽出画像を表示できる（工程 1 1 5）。

【 0 0 6 2 】

輪郭抽出画像の表示形態は、図 1 3 に示すように、複数考えられる。画像 8 1 は体動をベクトルで表示し、変形の大きさや向きを観察できるベクトル型表示形態である。画像 8 2 は体動および体動の速さによって色分けした色分け型表示形態である。画像 8 3 a、8 3 b は着目領域をメッシュで切り分け、変形をメッシュの変形の仕方で判別する、メッシュ型の表示形態である。また、実施例 1 に記載した異なる撮像手段からの画像同士を組み合わせる技術を用いることにより、MRI や X 線画像を用いた図 1 3 の表示形態を実現することができる。

10

【 0 0 6 3 】

なお、以上の輪郭抽出を複数断面で行なうことで、連続体領域を 3 次元で抽出できる。

【 0 0 6 4 】

また、本技術を、HIFU 治療や重粒子線治療などの侵襲性の低い治療に適用して治療部位の位置を特定し、正常部位を侵襲しない正確な治療技術に用いることもできる。肝臓組織のローブ近傍腫瘍への HIFU 治療を例にして説明する。

20

【 0 0 6 5 】

図 1 4 に、肝臓組織 9 0 と強力超音波による焼灼領域 9 1、および体動評価によって抽出したローブの境界 9 2 を示す。治療の際に、境界周辺を非焼灼領域 9 3 として設定しておく。治療開始後、ローブの境界 9 2 が 9 2 a のように変形し、焼灼領域 9 1 a が非焼灼領域 9 3 a に接触した場合、治療用の強力超音波の照射を停止し、接触が無くなった時点で再照射を行なう。これを繰り返すことで、正常組織への誤照射を避け正常部位を傷つけない治療が可能になる。更に、実施例 1 で説明した体動評価技術を用いて治療領域の三次元空間での位置情報を常に把握することにより、自動でかつ正確に治療部位を焼灼することができる。

【 0 0 6 6 】

30

以上詳述したように、本発明によれば、超音波撮像装置のリアルタイム性と他の撮像手段の優位性を組み合わせた高解像度、高機能の画像の表示が可能であり、診断および治療に最適な画像を表示できる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 7 】

【図 1】本発明の実施例 1 になる画像表示装置の構成を示すブロック図。

【図 2】実施例 1 の画像表示装置において、RF データの取得から画像表示に至る動作を説明するフローチャート図。

【図 3】実施例 1 の画像表示装置において、RF データ取得のための超音波探触子の構成例を示す図。

40

【図 4】実施例 1 の画像表示装置において、超音波探触子の構成例とバイプレーン画像、および検査対象の体動ベクトルを示す図。

【図 5】実施例 1 の画像表示装置において、撮像面を通過する検査対象の動きを表す図。

【図 6】実施例 1 の画像表示装置において、図 5 の検査対象の動きに対応して得られる超音波画像を示す図。

【図 7】実施例 1 の画像表示装置において、バイプレーン画像上に設定された複数個の評価領域を表す図。

【図 8】実施例 1 の画像表示装置において、評価領域の設定から体動ベクトルの評価までを説明するフローチャート図。

【図 9】実施例 1 の画像表示装置において、補間処理を説明する図。

50

【図10】実施例1の画像表示装置において、形態画像と機能画像との組み合わせ例を示す図。

【図11】本発明の実施例2の組織輪郭抽出技術において、RFデータの取得から輪郭抽出画像表示に至る動作を説明するフローチャート図。

【図12】実施例2の組織輪郭抽出技術において、肝臓の境界抽出を表す図。

【図13】実施例2の組織輪郭抽出技術において、画像の表示形態例を示す図。

【図14】実施例2の組織輪郭抽出技術において、治療部位のモニタリングを示す図。

【符号の説明】

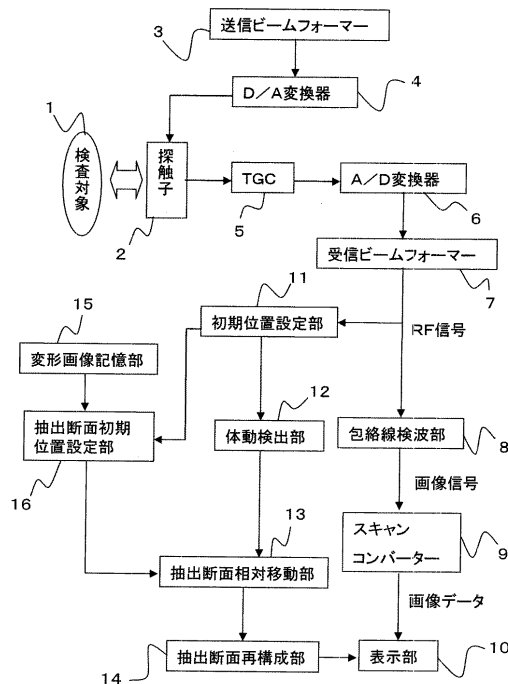
【0068】

1...検査対象、2...超音波探触子、3...送信ビームフォーマー、4...D/A変換器、5...TGC、6...A/D変換器、7...受信ビームフォーマー、8...包絡線検波部、9...スキャンコンバーター、10...表示部、11...初期位置設定部、12...体動検出部、13...抽出断面相対移動部、14...抽出断面構成部、15...変形画像記憶部、16...抽出断面初期位置設定部、20、21...探触子、22...2次元断面像(xz面)、23...2次元断面像(yz面)、24...検査対象、31...撮像面、35...画像、71...評価領域、100...MRI画像、101...超音波ドップラー画像。

10

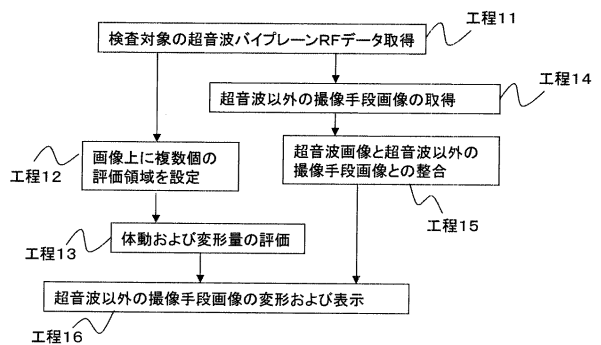
【図1】

図1



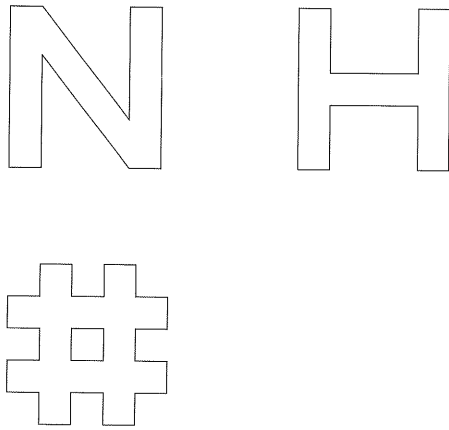
【図2】

図2



【図 3】

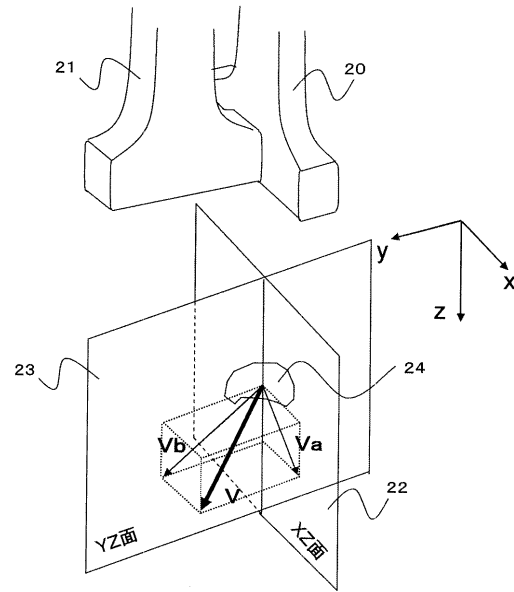
図3



超音波探触子の形状例

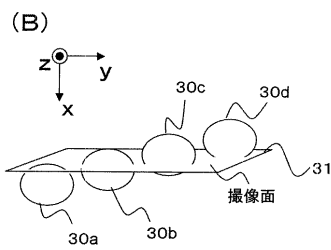
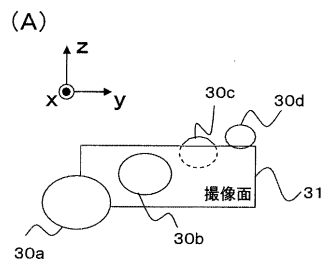
【図 4】

図4



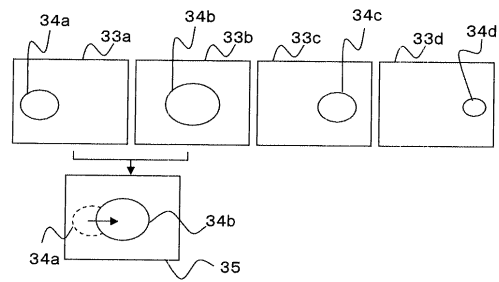
【図 5】

図5

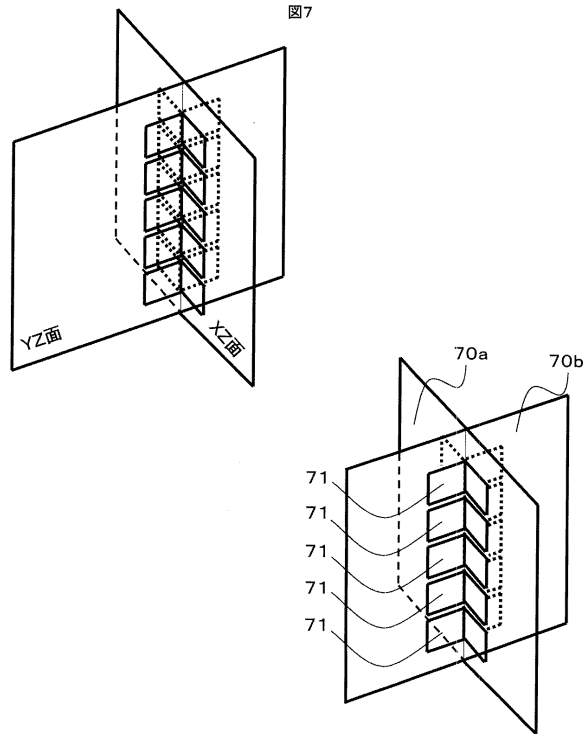


【図 6】

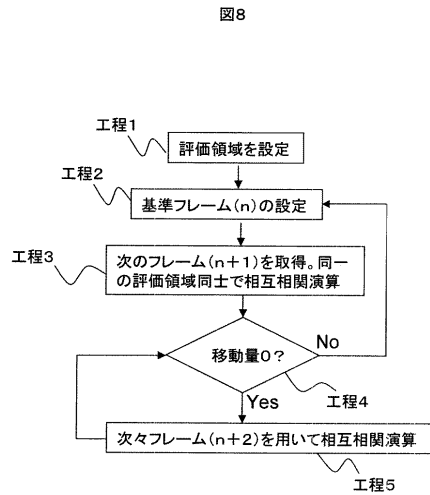
図6



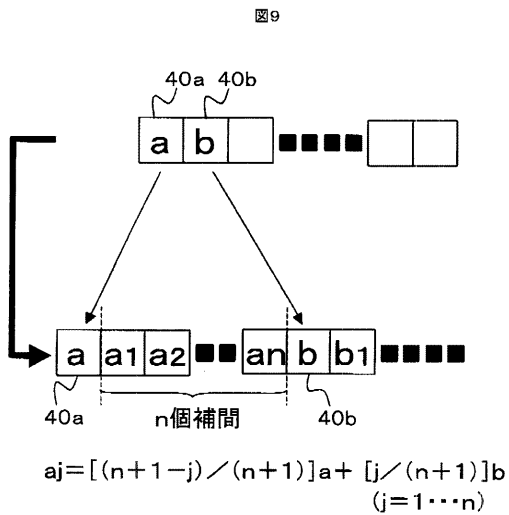
【図 7】



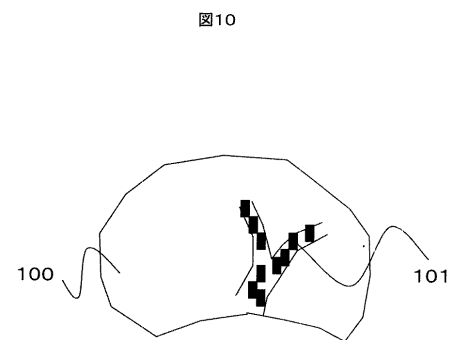
【図 8】



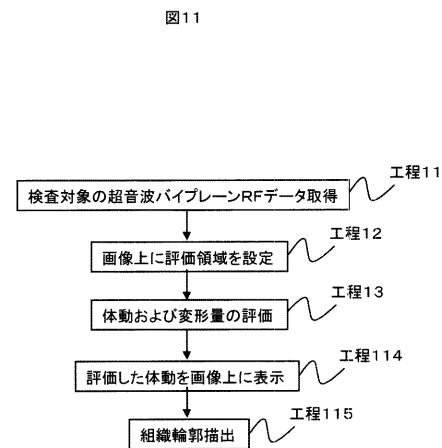
【図 9】



【図 10】

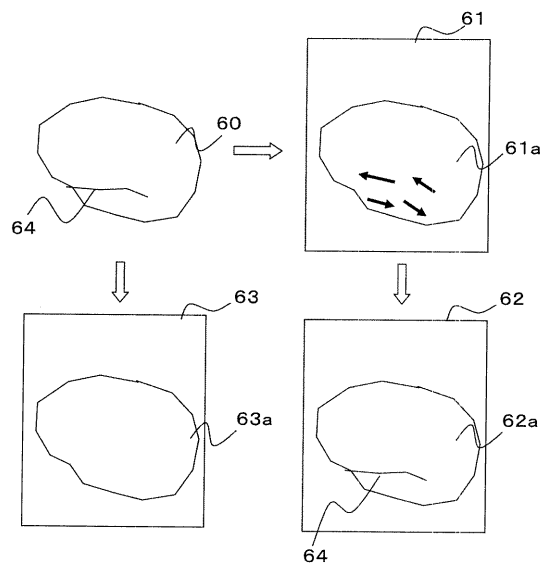


【図 11】



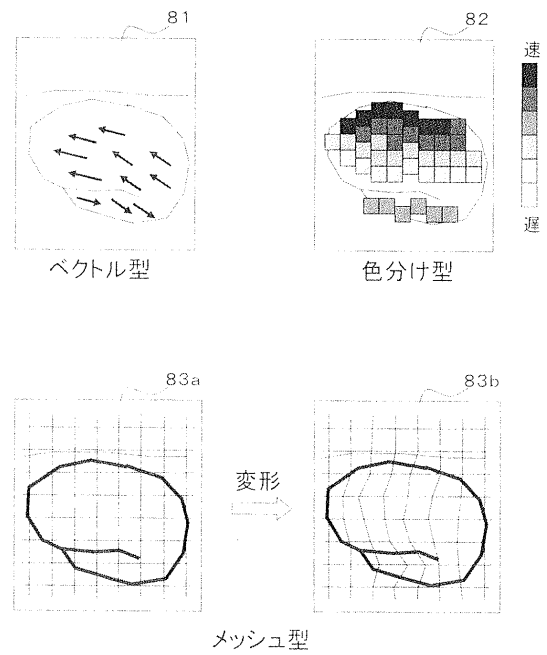
【図 1 2】

図12



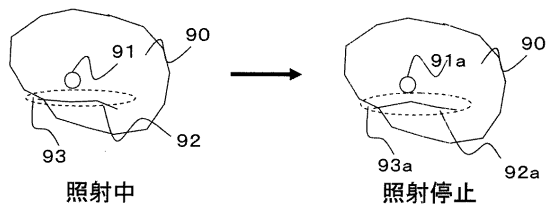
【図 1 3】

図13



【図 1 4】

図14



## フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
G 0 6 T 7/20 B

(72)発明者 川畑 健一  
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目 2 8 0 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  
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目 2 8 0 番地 株式会社日立製作所中央研究所内

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特開 2 0 0 3 - 1 4 4 4 1 2 ( J P , A )  
国際公開第 2 0 0 4 / 0 0 0 1 2 4 ( W O , A 1 )  
特開平 0 7 - 3 0 3 6 4 2 ( J P , A )  
特開平 1 1 - 0 7 6 2 4 2 ( J P , A )  
特開 2 0 0 2 - 1 7 7 2 7 9 ( J P , A )  
特開 2 0 0 0 - 0 9 3 4 2 9 ( J P , A )  
米国特許第 0 5 1 0 3 1 2 9 ( U S , A )  
特開 2 0 0 3 - 1 5 3 8 7 7 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5  
A 6 1 B 5 / 0 6 - 5 / 2 2  
G 0 6 T 7 / 0 0 - 7 / 6 0  
G 0 6 T 1 / 0 0 - 1 / 4 0

专利名称(译)	画像表示装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4750429B2</a>	公开(公告)日	2011-08-17
申请号	JP2005031417	申请日	2005-02-08
[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	吉川秀樹 東隆 川畑健一 梅村晋一郎		
发明人	吉川 秀樹 東 隆 川畑 健一 梅村 晋一郎		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/11 G06T1/00 G06T3/00 G06T7/20		
FI分类号	A61B8/08 A61B5/10.310.A G06T1/00.290.D G06T1/00.315 G06T3/00.100 G06T7/20.B A61B5/11 A61B8/14 G06T7/00.612 G06T7/20 G06T7/231 G06T7/55		
F-TERM分类号	4C038/VA04 4C038/VB25 4C038/VB31 4C038/VC14 4C038/VC15 4C601/BB03 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/FE09 4C601/GA03 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JB42 4C601/JC02 4C601/JC09 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/JC23 4C601/JC29 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK09 4C601/KK20 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/LL33 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CC03 5B057/CD11 5B057/DA08 5B057/DB03 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC16 5B057/DC22 5B057/DC34 5L096/AA03 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/CA05 5L096/FA34 5L096/HA04		
代理人(译)	小川胜男		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2006217939A5 JP2006217939A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种身体运动和变形图像显示装置，其评估检查对象的三维身体运动和变形，并且实时地融合来自不同成像装置和显示的图像。ŽSOLUTION：图像显示装置具有第一和第二超声探头2，其向检查对象1发送超声波并从检查对象获取反射信号，并且其中压电元件以阵列，体的形式布置通过使用由第一和第二超声探头获取的反射信号形成二维超声图像的运动检测部分12，设置用于评估图像中检查对象的身体运动的多个评估区域，并检测评估区域中的三维体移动和变形量，获取包括与二维超声图像相同的区域的MRI的装置，并设置与用于协调的图像中的评估区域对应的区域和图像变形部分通过使用在身体运动检测部分中评估的身体运动来移动或变形MRI，并显示变形的MRI i法师实时。Ž

