

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4373400号  
(P4373400)

(45) 発行日 平成21年11月25日(2009.11.25)

(24) 登録日 平成21年9月11日(2009.9.11)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)  
A 6 1 B 18/00 (2006.01)A 6 1 B 8/08  
A 6 1 B 17/36 330

請求項の数 17 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2005-516277 (P2005-516277)  
 (86) (22) 出願日 平成16年11月16日 (2004.11.16)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2004/016974  
 (87) 国際公開番号 WO2005/058168  
 (87) 国際公開日 平成17年6月30日 (2005.6.30)  
 審査請求日 平成18年9月14日 (2006.9.14)  
 (31) 優先権主張番号 特願2003-417436 (P2003-417436)  
 (32) 優先日 平成15年12月16日 (2003.12.16)  
 (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 吉川 秀樹  
 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 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波体動検出装置、及びこれを用いた画像提示装置及び超音波治療装置

## (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、圧電素子がアレイ状に配列された第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から、前記検査対象の体動評価に用いる評価領域を抽出し、前記評価領域内の3次元的な体動を検出する体動検出部と、前記評価領域内の3次元的な体動を表示する画像表示部とを有し、前記第1及び第2の超音波探触子による超音波走査面が交叉し、

前記体動検出部は、前記第1の超音波探触子から得られる前記検査対象の複数の第1の二次元断層画像と、前記第2の超音波探触子から得られる前記検査対象の複数の第2の二次元断層画像とから射影成分を検出し、前記第1の二次元断層画像、前記第2の二次元断層画像、及び前記射影成分に基づいて3次元的な体動を検出することを特徴とする超音波体動検出装置。

## 【請求項 2】

請求項1に記載の超音波体動検出装置において、前記第1及び第2の探触子間で交互に超音波走査を行ない、平行でない2つの走査面からなるバイプレーン像を取得することを特徴とする超音波体動検出装置。

## 【請求項 3】

請求項1に記載の超音波体動検出装置において、第1及び第2の探触子間で交互に超音波ビームの送受信を行ない、バイプレーン像を取得することを特徴とする超音波体動検出

装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波体動検出装置において、前記体動評価に用いる信号成分は、前記検査対象の輪郭成分、又は、前記検査対象の体内に散在する点反射体からの反射信号が互いに干渉し合うことで生じるスペックル成分、又は、この両者を組み合わせたものであることを特徴とする超音波体動検出装置。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波体動検出装置において、前記評価領域を複数設定して前記検査対象の部分的な体動を評価することにより、前記検査対象の内部の検査領域の移動及び又は変形を検出することを特徴とする超音波体動検出装置。

10

【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波体動検出装置において、前記第 1 及び第 2 の超音波探触子によって取得した前記反射信号の複数の 1 次元信号の間での相関演算を、前記評価領域内で行なうことを特徴とする超音波体動検出装置。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波体動検出装置において、前記体動評価を 2 つの走査面からなる各バイプレーン像について行ない、前記検査対象の 3 次元的体動の速度成分を検出することを特徴とする超音波体動検出装置。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の超音波体動検出装置において、前記検査対象の動きに合わせて撮像断面を変化させ、前記検査対象の追隨画像をリアルタイムで前記画像表示部に表示することを特徴とする超音波体動検出装置。

20

【請求項 9】

請求項 1 に記載の超音波体動検出装置に治療用探触子を組み合わせた超音波治療装置であって、前記検査対象の動きに合わせて、前記超音波治療装置の治療用超音波の照準を追隨させることを特徴とする超音波治療装置。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の超音波治療装置において、前記検査対象の 3 次元的な動きと、それに対応した前記治療用超音波の照準の自動追隨の様子とを 3 次元リアルタイム動画像として前記画像表示部に表示し、同時に前記検査対象のバイプレーン像を表示することを特徴とする超音波治療装置。

30

【請求項 11】

請求項 1 に記載の超音波体動検出装置を用いる画像提示装置であって、前記体動検出部で検出された体動の結果から、前記第 1 及び第 2 の超音波探触子による撮像断面の初期位置からの相対的な移動量を推定し、3 次元空間における、前記第 1 及び第 2 の超音波探触子による撮像面の位置を決定する撮像断面確定部と、前記検査対象の 3 次元画像を保存する 3 次元画像記憶部と、前記初期位置に対応する、前記 3 次元画像から抽出する 2 次元画像を初期位置として設定する初期断面位置設定部と、前記撮像断面確定部で確定される前記第 1 及び第 2 の超音波探触子による撮像断面の変化に伴い、前記初期断面位置設定部で設定した抽出断面を変化させ、前記 3 次元画像記憶部から対応する 2 次元高解像度画像を抽出する画像抽出部とを有し、抽出した画像を前記画像表示部に隨時表示することを特徴とする画像提示装置。

40

【請求項 12】

請求項 11 に記載の画像提示装置において、前記 3 次元画像は、M R I 画像、X 線 C T 画像、P E T 画像の何れかであることを特徴とする画像提示装置。

【請求項 13】

請求項 11 に記載の画像提示装置において、前記第 1 及び第 2 の超音波探触子による撮像断面の初期位置と、これに対応する前記 3 次元画像における初期位置の設定とを、前記検査対象の胸骨の剣状突起等の特徴部位の位置情報を用いて行なうことを特徴とする画像提示装置。

50

**【請求項 14】**

請求項 1 1 に記載の画像提示装置において、前記 3 次元画像は検査対象の内部又は外部に取り付けた人工的な造影物質の画像を含み、前記第 1 及び第 2 の超音波探触子による撮像断面の初期位置と、これに対応する前記 3 次元画像における初期位置の設定とを、前記造影物質の位置を基準にして行なうこと特徴とする画像提示装置。

**【請求項 15】**

請求項 1 1 に記載の画像提示装置において、前記第 1 及び第 2 の超音波探触子による撮像断面の初期位置と、これに対応する前記 3 次元画像における初期位置の設定とを、前記第 1 及び第 2 の超音波探触子による超音波画像と前記 3 次元画像から抽出された抽出画像との間で差分を行ない差分値の絶対値の積分値が最小となる位置で設定すること特徴とする画像提示装置。 10

**【請求項 16】**

請求項 1 1 に記載の画像提示装置において、前記評価領域を複数設定して前記検査対象の体動を評価することにより、前記検査対象の内部の検査領域の移動及び又は変形を検出することを特徴とする画像提示装置。

**【請求項 17】**

請求項 1 1 に記載の画像提示装置において、前記評価領域を複数設定して、複数の前記抽出断面を補間することで連続的に結合し、2 次元的な抽出画像を再構成する抽出画像再構成部を備えたことを特徴とする画像提示装置。

**【発明の詳細な説明】**

20

**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波を用いて検査対象の 3 次元的な体動を検出する体動検出装置及びこれを用いた画像提示装置、及び超音波治療装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

H I F U (High-Intensity Focused Ultrasound) や体外衝撃波結石粉碎術といった超音波や重粒子線を用いた体外からの治療法は、侵襲性が低く術後の Q O L (Quality of Life) が高いことから、患者の身体的負担が低く、治療期間の短縮も期待できる有用な治療法として注目されている。しかし、低侵襲治療を行うには検査対象の動きや経時変化を視覚的に捉えることが必須となる。特に、被験者の動きによるものと、呼吸運動や蠕動運動による体動を正確に評価し、検査対象の 3 次元的動きを把握することで、より正確な低侵襲治療が期待できる。 30

**【0003】**

以下、従来技術の体動検出法及びこれを用いた治療装置について説明する。

**【0004】**

特許文献 1 (特開 2000-237205 号公報) に、任意に撮像断面を回転させることができる機構に取り付けられた超音波探触子を用いて、体動を検出し超音波治療を行なう方法が報告されている。この方法は大別して、輪郭抽出モードと治療モードとに別けられる。輪郭抽出モードでは、超音波静止画像を用いて治療対象の輪郭抽出線を描き、2 点以上の特異点を設定する。この特異点の動きを追隨し、この特異点の位置関係から輪郭線を再構成することで、治療対象の動きを推測することが可能となる。この特異点の追隨と輪郭線の再構成を治療対象の相異なる複数断面上で行ない、治療用超音波の照準が治療対象の輪郭内に存在することを確認する。次に、治療モードに移り、治療領域の焼灼体積から求められたエネルギー量の超音波照射が行なわれる。治療領域の動き (移動量) は、患者の呼吸や体動を、振動計や超音波モニタによって評価され、移動量が予め設定された閾値を超えたところで自動的に照射を止め、再度、照準の設定を行なう工程を繰り返す。 40

**【0005】**

また、特許文献 2 (特開 2002-369888 号公報) では、術前に検査対象の高解像度 3 次元画像を取得し、検査対象を楕円球として近似する。術中は検査対象の 2 次元断

50

層像（橢円形状となる）をリアルタイムで撮像し、検査対象の面内重心移動量と面積変化を求める。この重心移動量から、検査対象の撮像面内における2次元的な動きが評価される。また、面積変化から取得した2次元断層像の、橢円球に近似した上記の3次元画像において最も整合が取れる位置が判断され、2次元断層像の垂直方向の体動が評価される。この方法によって3次元的な体動をリアルタイムで検出し、治療用ビーム照射領域における検査対象の有無によって照射を制御している。

#### 【0006】

診断及び治療に欠かすことのできない画像表示を行なう画像診断装置として、X線CT装置（X-ray Computed Tomography）、MRI（Magnetic Resonance Imaging）装置、PET（陽電子放出型断層）装置、超音波撮像装置が挙げられる。これら撮像装置は、撮像部位や撮像環境によって互いに異なる優劣を持ち合わせている。超音波画像は他の画像取得手段と比較してリアルタイム性に優れている反面、治療支援画像としては解像度に問題がある。一方、X線CT装置、MRI装置、PET装置では、それぞれ適用部位は異なるものの機能情報の提示や解像度に優れているが、超音波画像と比較してリアルタイム性に問題がある。

#### 【0007】

体動検出技術により、体動によって変化する超音波探触子の撮像断面の位置情報が得られる。この技術を用いて超音波探触子の撮像断面に対応する他の画像取得手段による画像を表示することで、超音波断層像とMRIやX線画像等の他の撮像手段による画像を組み合わせた治療に最適な支援画像をリアルタイムで提示できる。

#### 【0008】

以下、体動検出方法を用いた画像提示装置の従来技術を説明する。

#### 【0009】

特許文献3（特開2003-144412号公報）では、診断前に高解像度MRI3次元画像を取得しておく。続いて、超音波診断装置を用いて検査対象の2次元断層像を撮像する。この取得した2次元断層像から、検査対象の輪郭や血管等の特徴となる部位を抽出する。抽出した特徴部位を、MRI3次元画像に照らし合わせて最も整合が取れる位置を確定し、2次元断面を抽出する。抽出した2次元断面を上記の特徴部位と一致するよう変形させ、画像表示部に表示する。このようにして、リアルタイムで撮像される超音波画像を高解像度のMRI画像に置き換えることで、リアルタイムで高解像度画像を表示できる。

#### 【0010】

また、特許文献4（特開平9-24034号公報）に、診断及び治療をMRI装置のシールドルーム内で行なうシステムが記載されている。MRIで観測可能なマーカと撮像面の角度を測るための傾斜計が超音波探触子に取り付けられており、超音波探触子による撮像断面の位置が確定されている。確定された断面のMRI画像を取得し、画像表示部に表示する。

#### 【0011】

【特許文献1】特開2000-237205号公報

【特許文献2】特開2002-36988号公報

【特許文献3】特開2003-144412号公報

【特許文献4】特開平9-24034号公報

#### 【発明の開示】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0012】

特許文献1の技術では、治療用超音波の照射中の体動は、振動計や超音波モニタを用いた間接的な方法により検出されるので、治療領域の正確な体動評価が難しいという課題があった。また、治療対象の体動が大きい場合には、照準設定が困難であるという課題があった。また、照準のずれが容易に閾値を越えると考えられ、頻繁な再設定の煩わしさを生じるという課題があった。また、特異点の位置から治療領域を推測している為、特に変形

10

20

30

40

50

を伴う治療対象については、正確な体動評価、及び、治療が難しいという課題があった。また3次元の撮像を行うため、撮像レートが実際の体動速度に間に合わないという課題があった。

#### 【0013】

特許文献2の技術では、術前に得た検査対象の3次元画像と、リアルタイムで取得する2次元画像から評価される検査対象の面積変化から体動を評価しているので、検査対象の変形を正確に評価することは難しいという課題があった。また、検査対象を橈円形状に近似している点を考えても、変形の小さな体動については3次元橈円球で整合が取れる断面が複数考えられ、正確な体動の検出は難しく、正常部位への誤照射領域は少なくないという課題あった。また、照射領域内における検査対象の有無で照射を制御し、照射を繰り返している為、治療によっては多くの治療時間を要するという課題があった。

10

#### 【0014】

特許文献3の技術では、超音波2次元画像から得られた特徴部位と、MRI3次元画像とを照合する段階で、整合する位置を確定するには、2次元画像を3次元的に走査する必要があり、リアルタイム性が損なわれてしまう欠点を有するという課題があった。また実際の生体の体動は、平行移動に限らず、変形を伴うが、特許文献3の技術では、変形に対応することが出来ない。

#### 【0015】

特許文献4に記載の技術では、MRI画像の撮像は、超音波による撮像に比べてリアルタイム性に劣り、検査対象のリアルタイムでの動きを画像上に表示させることは難しいという課題があった。

20

#### 【0016】

本発明の目的は、検査対象の3次元的な体動を検出し、検査対象の変形や体動の様子を3次元画像としてリアルタイムに表示できる超音波体動検出装置を提供すること、及びこれを用いた画像提示装置及び超音波治療装置提供することにある。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0017】

本発明の超音波体動検出装置は、検査対象に対して超音波を送受信し、検査対象の2次元断層像（Bモード画像）を得る2つの探触子と、2つの探触子による超音波走査面が直交に配置され、検査対象が2断面の交線上に位置する直交2断面（以下、バイプレーン像という）の画像取得部と、バイプレーン像から体動の3次元速度成分（以下、速度成分という）を検出する信号処理部と、速度成分を用いて、検査対象の体動が3次元画像としてリアルタイムに表示される画像表示部とを備える。

30

#### 【0018】

本発明の超音波治療装置では、上記の超音波体動検出装置が用いられ、上記の速度成分に伴って治療用超音波の集束点が検査対象を追隨する照準制御部と、検査対象の経時変化をリアルタイムで観察するリアルタイム追隨画像を表示する画像表示部を備える。

#### 【0019】

本発明の画像提示装置では、上記超音波体動検出装置が用いられ、体動に伴って変化する超音波探触子の撮像面を確定する確定部と、確定された面に対応する画像を、他の画像診断装置によって得られた3次元画像から抽出する画像抽出部と、抽出した画像を表示する画像表示部とを備える。

40

#### 【0020】

以下、本発明の超音波体動検出装置（1）の特徴について説明する。

#### 【0021】

超音波体動検出装置は、検査対象に対して超音波を送信し上記検査対象からの反射信号を取得する、圧電素子がアレイ状に配列された第1及び第2の超音波探触子と、上記第1及び第2の超音波探触子によって取得した反射信号から、上記検査対象の体動評価に用いる評価領域を抽出し、上記評価領域内の3次元的な体動を検出する体動検出部と、上記評価領域内の3次元的な体動を表示する画像表示部とを有し、上記第1及び第2の超音波探

50

触子による超音波走査面が交叉することに特徴を有する。さらに、超音波体動検出装置(1)において、次に示す(2)～(8)の特徴を有する。

【0022】

(2) 上記第1及び第2の探触子間で交互に超音波走査を行ない、平行でない2つの走査面からなるバイプレーン像を取得することに特徴を有する。

【0023】

(3) 上記第1及び第2の探触子間で交互に超音波ビームの送受信を行ない、バイプレーン像を取得することに特徴を有する。

【0024】

(4) 上記体動評価に用いる信号成分は、上記検査対象の輪郭成分、又は、上記検査対象の体内に散在する点反射体からの反射信号が互いに干渉し合うことで生じるスペックル成分、又は、この両者を組み合わせたものであることに特徴を有する。 10

【0025】

(5) 上記評価領域を複数設定して上記検査対象の部分的な体動を評価することにより、上記検査対象の内部の検査領域の移動及び又は変形を検出することに特徴を有する。

【0026】

(6) 上記第1及び第2の超音波探触子によって取得した上記反射信号の複数の1次元信号の間での相関演算を、上記評価領域内で行なうことに特徴を有する。

【0027】

(7) 上記体動評価を2つの走査面からなる各バイプレーン像について行ない、上記検査対象の3次元的体動の速度成分を検出することに特徴を有する。 20

【0028】

(8) 上記検査対象の動きに合わせて撮像断面を変化させ、上記検査対象の追隨画像をリアルタイムで上記画像表示部に表示することに特徴を有する。

【0029】

本発明の超音波治療装置は、上記の超音波体動検出装置(1)に治療用探触子を組み合わせた超音波治療装置であって、上記検査対象の動きに合わせて、上記超音波治療装置の治療用超音波の照準を追隨させることに特徴を有する。この超音波治療装置において、上記検査対象の3次元的な動きと、それに対応した上記治療用超音波の照準の自動追隨の様子とを3次元リアルタイム動画像として上記画像表示部に表示し、同時に上記検査対象のバイプレーン像を表示することに特徴を有する。 30

【0030】

本発明の画像提示装置は、上記の超音波体動検出装置(1)を用いる画像提示装置(11)であって、上記体動検出部で検出された体動の結果から、上記第1及び第2の超音波探触子による撮像断面の初期位置からの相対的な移動量を推定し、3次元空間における、上記第1及び第2の超音波探触子による撮像面の位置を決定する撮像断面確定部と、上記検査対象の3次元画像を保存する3次元画像記憶部と、上記初期位置に対応する、上記3次元画像から抽出する2次元画像を初期位置として設定する初期断面位置設定部と、上記撮像断面確定部で確定される上記第1及び第2の超音波探触子による撮像断面の変化に伴い、上記初期断面位置設定部で設定した抽出断面を変化させ、上記3次元画像記憶部から対応する2次元高解像度画像を抽出する画像抽出部とを有し、抽出した画像を上記画像表示部に隨時表示することに特徴を有する。さらに、画像提示装置(11)において、次に示す(12)～(17)の特徴を有する。 40

【0031】

(12) 上記3次元画像は、M R I 画像、X線C T 画像、P E T 画像の何れかであることに特徴を有する。

【0032】

(13) 上記第1及び第2の超音波探触子による撮像断面の初期位置と、これに対応する上記3次元画像における初期位置の設定とを、上記検査対象の胸骨の剣状突起等の特徴部位の位置情報を用いて行なうことに特徴を有する。 50

## 【0033】

(14) 上記3次元画像は検査対象の内部又は外部に取り付けた人工的な造影物質の画像を含み、上記第1及び第2の超音波探触子による撮像断面の初期位置と、これに対応する上記3次元画像における初期位置の設定とを、上記造影物質の位置を基準にして行なうことの特徴を有する。

## 【0034】

(15) 上記第1及び第2の超音波探触子による撮像断面の初期位置と、これに対応する上記3次元画像における初期位置の設定とを、上記第1及び第2の超音波探触子による超音波画像と上記3次元画像から抽出された抽出画像との間で差分を行ない差分値の絶対値の積分値が最小となる位置で設定することに特徴を有する。

10

## 【0035】

(16) 上記評価領域を複数設定して上記検査対象の体動を評価することにより、上記検査対象の内部の検査領域の移動及び又は変形を検出することに特徴を有する。

## 【0036】

(17) 上記評価領域を複数設定して、複数の上記抽出断面を補間することで連続的に結合し、2次元的な抽出画像を再構成する抽出画像再構成部を備えたことに特徴を有する。

## 【発明の効果】

## 【0037】

本発明の超音波体動検出装置によれば、簡易な構成で検査領域の3次元的な体動をリアルタイムで評価できる。また、体動評価結果を用いて治療用超音波の照準を治療領域の動きに追随させることができるとなり、この追随画像の表示により、検査対象の経時変化を視覚的に観察でき、正確な低侵襲治療が可能となる。また、体動評価結果から、体動によって変化する超音波探触子の撮像断面の位置が推定可能であり、この断面に対応する他の画像診断装置からの有効画像を表示することで、患者に最適な診断及び治療を施すことが可能となる。

20

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0038】

本発明の超音波体動検出装置では、2つの超音波探触子による検査対象のバイプレーン像の計測を簡易な構成の装置で行ない、検査領域の3次元的な体動をリアルタイムで評価できる。本発明の超音波体動検出装置では、簡易な構成で検査対象の体動の3次元速度成分を検出でき、検査対象の体動を3次元画像としてリアルタイムに表示できる。また、同時に検査対象の経時変化が判るように、検査対象のリアルタイム追随画像を表示できる。

30

## 【0039】

また、上記超音波体動検出装置を用いて、検査対象の動きに合わせて、超音波治療装置の治療用超音波の照準（治療領域）を自動的に追随させることにより、正確で簡易な低侵襲性治療を行なう超音波治療装置を構成する。本発明の超音波体動検出装置を用いた超音波治療装置では、超音波の照準が体動に合わせて治療領域を追随し、治療用超音波を連続的に照射することで、正確な短時間治療が可能となる。また、治療領域の経時変化を表示して、最適なタイミングで治療用超音波の照射の中止が可能となる。

40

## 【0040】

また、上記超音波体動検出装置を用いて、探触子撮像断面の位置を確定し、対応する他の画像診断装置で既に得られている3次元画像から対応する画像を抽出して表示する画像提示装置を構成する。上記超音波体動検出装置を用いて、体動に伴って変化する超音波探触子の撮像面をリアルタイムで確定する画像提示装置を提供でき、事前に取得しておいた他の画像診断装置による3次元画像から、確定した撮像面に対応する断面を抽出、表示し、リアルタイムで有効画像を表示できる。

## 【実施例1】

## 【0041】

図1は、実施例1の超音波体動検出装置の構成を示すブロック図である。

50

## 【0042】

図2は、実施例1の超音波体動検出装置において、バイプレーンを得る探触子の構成を示す図である。以下、図1、図2を用いて、バイプレーン像を得る構成について説明する。

## 【0043】

超音波探触子13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11からD/A変換器12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10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11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10内で反射され、再び超音波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14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15でデジタル信号に変換され、受信ビームフォーマー16に送られる。受信ビームフォーマー16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10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16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17でビデオ信号に変換される。出力されたビデオ信号は、スキャンコンバータ18で走査線間の補正が加えられ、2次元画像データに再構成された後、画像表示部19に表示される。

## 【0044】

受信ビームフォーマーから出力されたRF信号は、体動検出部20に送られ、ここで3次元的な体動の定量評価が成される。さらに、この体動評価の結果を探触子の撮像位置制御部21に送り、探触子13の撮像断面を変化させていく。

## 【0045】

撮像断面を変化させるには以下の方法が可能である。第1の方法は、探触子13を機械的に動かす機構を取り付ける方法である。体動検出結果に基づいて探触子13を移動させ、検査対象を常にオブリーク可能な領域に位置させることができる。第2の方法は、2次元アレイを持つ探触子13を利用する方法である。2次元アレイでは2次元オブリークが可能となるので、2次元アレイを持つ探触子13を移動させることなく検査対象の追隨が可能となる。

## 【0046】

以上の機能を備える探触子13として、図2に示すように、バイプレーン像を撮像する探触子30、31をT字型に配置し、交互に超音波を走査させて2次元断層像を撮像することにより、意図するバイプレーン像を取得できる。ここでは、T字型の配置の例を挙げたが、バイプレーン像が得られる構成であればこの例に限らず、例えば、十字型の配置も可能である。また、2次元アレイを持つ探触子を用いれば、任意のバイプレーン像の撮像が可能となるので本発明に有効である。また、探触子の種類も特に制限を受けるものではない。

## 【0047】

図11は、実施例1の超音波体動検出装置において、撮像面を通過する検査対象の動きを表す図である。図11(A)はx軸方向から見た図であり、図11(B)はz方向から見た図である。検査対象は、検査対象の位置77a 77b 77c 77dの位置へと移動し、撮像面76を通過し、撮像面76の面外へ移動していく。参照番号77a、77b、77c、77dは移動する検査対象の位置を示す。

## 【0048】

図12は、実施例1の超音波体動検出装置において、図11に示す検査対象の動きに対応して得られる超音波画像を示す。

## 【0049】

図13は、実施例1の超音波体動検出装置において、隣接するフレーム間で得られる検査対象の1次元信号波形の変化を表す図である。

10

20

30

40

50

## 【0050】

図3は、実施例1の超音波体動検出装置において、3次元空間を動く検査対象を表す図である。

## 【0051】

図4は、実施例1の超音波体動検出装置において、3次元空間を動く検査対象と、検査対象の動きを表わす体動ベクトルの射影成分を表す図である。

## 【0052】

図5は、実施例1の超音波体動検出装置において、角度による検査対象の移動量の違いを表すグラフである。

## 【0053】

以下、図11、図12、図13、図3、図4を参照して、バイプレーン像から、体動の3次元速度成分V( $V_x$ 、 $V_y$ 、 $V_z$ )を求める方法について説明する。

10

## 【0054】

実施例1の超音波体動検出装置では、バイプレーン像の交線上に位置する、検査対象の動きの3次元速度成分を求めて体動の動きを推定する。バイプレーン像による撮像可能な領域は、図2に示した座標空間(x、y、z)で考えると、探触子30ではxz平面、探触子31ではyz平面に限られるので、バイプレーン像上で検出されるのは、検査対象の動きの2平面(xz平面、yz平面)へ射影された速度成分になる。

## 【0055】

ここで、図11に示す单一のyz撮像面76に着目し、連続するフレーム間で、撮像面76を通過して動く検査対象の位置77a、77b、77c、77dの順に、撮像面76の面外へ移動する検査対象の動きを考える。即ち、検査対象は、検査対象の位置77a 77b 77c 77dの位置へと移動し、撮像面76を通過し、撮像面76の面外へ移動していくものとする。この時、図12に示すように、撮像面76で得られる検査対象の2次元画像は、検査対象の動きに対応して変化し、検査対象の位置77a、77b、77c、77dにおける超音波撮像面76の2次元画像78a、78b、78c、78dのように変化する。また、図12に示すように、撮像面76で得られる検査対象の断層像は、検査対象の動きに対応し、検査対象の位置77a、77b、77c、77dにおける2次元断層画像79a、79b、79c、79dのように変化する。隣接するフレームである78a、78bの2次元画像を重ね合わせた画像80から取り出した1次元信号波形81a、81bは、図13のようになる。信号波形81a、81bは、それぞれ、図12に示す検査対象の2次元断層像79a、79bからの信号である。

20

## 【0056】

検査対象が撮像面外へ動く場合には、隣接するフレーム間で信号波形のシフト以外に波形変形が伴い、相互相關演算による移動量の推定が困難になるが、フレームレートを高速に設定して信号波形の変形を最小限に抑えることで、検査対象の重心移動を求めることができ、一定時間における検査対象の動きの撮像面への射影成分を評価することができる。同じ速度の体動であっても撮像面と体動とが成す角度によって2次元画像から検出される速度の射影成分は異なるので、隣接するフレーム間で相互相關関数を計算することにより、図5に示すように、体動の方向と撮像面とが成す角度によって異なる移動量の違いを検出でき速度成分に相当する傾きを定量的に評価して3次元的な体動を推定することができる。また、体動を評価する領域を複数設定すれば検査対象の部分的な動きを評価することができるので、検査対象の変形を含めた評価も可能である。

30

## 【0057】

具体的に検査対象の速度成分を求める工程を以下に説明する。バイプレーン像に3次元座標軸を設定し、3次元座標軸による座標空間内を動く検査対象(40から41への移動)を、図3に示す。40は基準となる検査対象の位置(基準点)、41は動いた後の検査対象の位置を示す。簡単の為、図3で、 $\theta = 0$ と仮定し、断層面xzに着目し $V_x$ を検出することを考える。 $\theta$ を、例えば、 $90^\circ$ 、 $60^\circ$ 、 $30^\circ$ 、 $0^\circ$ と変化させると、図4に示すように、角度によって検出される移動量に変化が現れる。横軸に時間、縦軸に移

40

50

動量を設定して、図5のようなグラフを求め、この傾きから速度成分が評価できる。同様にして、 $V_y$ 、 $V_z$ を求めれば、図3に示す3次元空間図から、(数1)、(数2)、(数3)により、検査対象の3次元速度成分 $V$ ( $V_x$ 、 $V_y$ 、 $V_z$ )が求まり、3次元的な体動を推定できる。 $V$ は検査対象の3次元速度成分の絶対値である。

$$V_x = V \cos \sin \quad \dots \text{(数1)}$$

$$V_y = V \sin \cos \quad \dots \text{(数2)}$$

$$V_z = V \cos \quad \dots \text{(数3)}$$

従来、相互相關関数を用いて対象物の動きを捉える方法は幾つか提案されているが、いずれも相関が取りやすい2次元的な動きのみに关心が寄せられ、撮像面内の動きのみが評価されてきた。実施例1の超音波体動検出装置では、2枚の断層像で構成されるバイプレーン像を用いて、相関が取れない撮像面から離れる検査対象の動きの射影成分を検出することで、3次元的体動評価を可能にしている点に特徴がある。10

#### 【0058】

速度成分を計算する際に、相互相關を取る対象は2つ可能である。つまり、バイプレーン像には、検査対象の輪郭成分と、検査対象の周囲に散在する微小散乱体から、様々な位相で反射されてくる信号が互いに干渉して発生するスペックル成分とが含まれている。従って、検査対象の体動検出方法として、検査対象の輪郭をリアルタイムで直接追隨する方法(以下、輪郭抽出法)と、スペックル成分の動きを評価し、間接的に検査対象の動きを推定する方法(以下、スペックル法)とが可能である。また、両方法を組み合わせる方法も、定量評価の精度向上を図る上で有効な方法である。輪郭抽出法とスペックル法の両者とも、高周波除去等により相互相關を取る領域の構造の波形変化が計算結果に反映されるように処理する必要がある。20

#### 【0059】

輪郭抽出法、スペックル法とも、信号波形の変形が大きい場合には相関が取れなくなるので、フレームレートを高速に設定し、検査対象の瞬間的な動きを捉えて波形変形を抑制する必要がある。しかし、隣接するフレーム間での動きが相関演算による検出感度よりも小さい場合、隣接フレーム間での相関演算による体動評価は常に0となってしまう。このような状況を避けるため、図14に示すフローチャートに従って体動評価を行なう。

#### 【0060】

図14は、実施例1の超音波体動検出装置において、検査対象の体動評価において行なう統計処理を説明するフローチャートである。30

#### 【0061】

まず、工程82で、基準となるフレーム(基準フレーム)を設定する。工程83で、基準フレームと次フレームとの間で相互相關演算を計算する。工程84で、相互相關演算によって求まる検査対象の移動量が0かどうかの真偽(Yes、No)を判断し、真(Yes)の場合には、工程85で、基準フレームを保持したまま、次々フレームと相関演算を計算し、再び工程84に戻る。工程84で、偽(No)の場合には、工程82に戻り、このフレームが基準フレームとして再設定される。工程82から工程85を繰り返し、一定時間における移動量求めて体動評価が成される。

#### 【実施例2】

#### 【0062】

以下、実施例1の超音波体動検出装置を用いた超音波治療装置について説明する。

#### 【0063】

図6は、実施例1の超音波体動検出装置を用いた超音波治療装置の動作を説明するフローチャートである。

#### 【0064】

図7は、実施例1の超音波体動検出装置を用いた超音波治療装置の構成を示すブロック図である。

#### 【0065】

以下、図6に示すフローチャートについて説明する、工程1で、検査対象のバイプレー40

10

20

30

40

50

ン像を取得する。工程 2 で、バイプレーン像に評価領域を設定し、評価領域の設定処理を行なう。工程 3 で、体動の速度成分計算処理を行ない、演算による体動の 3 次元的評価を行なう。工程 5 では、工程 6 で術前又は術中に取得した検査対象の 3 次元画像を用いて、検査対象の体動及び治療用超音波の照準位置を 3 次元動画像として表示する。また、工程 4 では、治療領域のリアルタイム追隨画像の表示を行なう。

#### 【 0 0 6 6 】

図 7 に示す装置の構成は、図 1 に示す装置の構成に加えて、体動検出部 2 0 の出力信号に基づいて、超音波治療装置の治療用超音波の照準を制御する照準制御部 2 2 と、治療用超音波を照射する為の治療用探触子 2 3 を有している。照準制御部 2 2 は、体動検出部 2 0 の評価結果を治療用探触子にフィードバックし、超音波治療用超音波の照準条件（照射位置、照射面積、照射量）を制御する。図 1 と共に構成要素についての説明は省略する。

10

#### 【 0 0 6 7 】

実施例 1 の超音波体動検出装置により得られる 3 次元体動速度成分の計算結果に従って、治療用超音波の照準を検査対象の動きに追隨させ、簡易で選択性の高い低侵襲性治療が可能となる。超音波探触子に設定される座標系で治療領域が動くという従来の観点を、治療領域の動きが固定される座標系に移することで、治療領域の位置情報を常に得られるだけでなく、治療用超音波の照射エネルギーを見積もることができ、治療領域が動く場合においても過不足のない最適な治療を遂行できる。照準の自動追隨に関して、治療用探触子 2 3 の面内の動きについては、送信ビームフォーマー 1 1 で掛ける遅延時間を制御し、超音波の集束点を変化させることで（以下、オブリークという）、検査対象の追隨が可能である。検査対象の撮像面から離れる方向の動きについては、いくつか方法が可能である。

20

#### 【 0 0 6 8 】

第 1 の方法として、治療用探触子 2 3 を機械的に動かす機構を取り付ける方法が挙げられる。体動検出結果に基づいて超音波探触子を移動させ、検査対象を常にオブリーク可能な領域に位置させることができる。従って、手動で探触子を動かす必要はなくなり、治療者は検査対象の経時変化が表示されている画面のみを見て、治療用超音波の照射を止めるタイミングを計ることに集中することができるので、より正確な低侵襲治療が可能となる。

#### 【 0 0 6 9 】

30

第 2 の方法として、2 次元アレイを持つ治療用探触子 2 3 を利用する方法が挙げられる。2 次元アレイでは広領域な 2 次元オブリークが可能となるので、治療用探触子 2 3 を移動させることなく、検査対象の追隨が可能となる。

#### 【 0 0 7 0 】

次に、検査対象のリアルタイム 3 次元動画像と、検査対象の追隨画像を表示する方法について説明する。

#### 【 0 0 7 1 】

図 8 は、実施例 2 の超音波治療装置において、治療領域追隨画像と 3 次元動画像の一時点での表示例を表す図である。図 8 の構成では、図 7 に示す表示部 1 9 は、治療領域追隨画像表示部 5 1 と、検査対象のリアルタイム 3 次元動画像表示部 5 5 とから構成されている。リアルタイム 3 次元動画像表示部 5 5 には、治療領域を含む検査対象の 3 次元画像 5 3 、治療用超音波の照準位置 5 6 、治療用超音波の照準位置を示す画像 5 4 が表示される。治療領域追隨画像表示部 5 1 には、治療領域の断層像 5 0 a を含むバイプレーン像 5 2 a 、治療領域の断層像 5 0 b を含むバイプレーン像 5 2 b が表示される。

40

#### 【 0 0 7 2 】

実施例 2 の超音波治療装置において、得られた体動の評価結果に従って、術前に取得した治療領域を含む検査対象 1 0 の 3 次元画像 5 3 を動かし、検査対象のリアルタイム 3 次元動画像表示部 5 5 で表示することで、3 次元的な体動を視覚的に観察できる。また、治療用超音波の照準位置 5 6 の位置情報を示す治療用超音波の照準位置を示す画像 5 4 を同時に表示することで、照準の追隨状況をリアルタイムで把握することも可能である。工程

50

6で取得する検査対象の3次元画像は、この画像取得手段を限定しない。MRIやX線CT画像等の高解像度画像を用いれば、術者は照準と治療領域の位置関係をより明確に把握することができる。また、治療領域の冷却のため治療用超音波の照射を中止している間に、再び、MRIやX線CT等による検査対象の3次元画像を取得することで、治療完了領域と未完了の領域とを3次元的に表示でき、治療の精度と効率を上げることができる。また、照射中はバイプレーン像によって検査対象の経時変化をリアルタイムに観察でき、治療が完了したと判断されるタイミングで照射を止めることができる。

【実施例3】

【0073】

図9は、実施例3の画像提示装置の動作を説明するフローチャートである。以下、図9に示すフローチャートについて説明する。工程60で、検査対象のバイプレーン像を取得する。工程61で、工程60で得た画像(撮像断面)の初期位置を設定する。工程62で、体動評価領域の設定を行なう。工程63で、相関演算による体動評価を行ない、体動の速度成分評価処理を行なう。工程64では、他の撮像手段(例えば、MRIやX線CT)による検査対象の3次元画像を取得する。工程67で、工程64において術前に取得した3次元画像から抽出する抽出断面の初期位置を設定する。工程68で、抽出断面を相対移動させ、工程69で抽出断面の再構成処理を行ない、工程70で、再構成された抽出画像を表示する。

10

【0074】

図10は、実施例3の画像提示装置のブロック図である。なお、以下では、図1に示す構成要素と共通する構成要素についての説明を省略する。

20

【0075】

MRI、X線CT、PET/CT等の他の画像診断装置によって、事前に取得された検査対象の3次元画像は、3次元画像記憶部72に保存されている。続いて、受信ビームフォーマー16の出力であるRF信号に基づいて、超音波画像の初期位置を初期位置設定部71で設定し、この初期位置に対応する、他の画像診断装置による3次元画像からの抽出画像の初期位置を抽出断面初期位置設定部73で設定する。超音波画像及び他の画像診断装置からの抽出画像の初期位置の整合を取るには、胸骨の剣状突起や体内組織の高輝度部位、もしくは検査対象の体内又は体外に取り付けた造影物質で特徴点を設定することで可能である。また、検査対象の輪郭情報を用いて、画像間における差分の絶対値の積分値が最小となる位置で初期位置設定する方法でも可能である。

30

【0076】

そして、実施例1と同様の方法で、検査対象の3次元的体動を体動検出部20で評価し、その評価結果をもとに、抽出断面相対移動部74により、抽出断面(抽出画像)を相対的に移動させ、抽出断面再構成部75で抽出断面の再構成を行ない、抽出断面を表示部19に表示する。この方法では、抽出断面を、基準となる初期位置からの相対移動から確定しているので、検査領域の小さな変形の影響を受けずに抽出画像を表示できる。

【0077】

検査領域の変形が大きい場合には、この変形を考慮した抽出画像を表示する必要があるが、複数の評価領域に対して、上記で説明した方法を適用することで可能である。設定した各評価領域に対応する抽出断面を、体動評価結果に基づいて相対移動させる。各評価領域における相対移動量は互いに異なる為、移動後の各抽出断面は單一面内に收まらず離散的に位置しているので、これら不連続部分の補間を抽出画像再構成部75で行ない、2次元面に再構成することで変形を含めた抽出画像を表示することが可能である。

40

【0078】

また、他の画像診断装置による3次元画像を4次元的、つまり時間軸上に複数保持しておくことでも、変形を含めた画像表示が可能である。この場合、必ずしも評価領域を複数設定する必要はない。抽出断面相対移動部74による処理の後、超音波画像と抽出断面の周辺領域及びその周辺領域の時間軸上での画像情報とで差分評価し、この差分の絶対値の積分値が最小となる画像を抽出することで、変形を含めた抽出画像を表示することができ

50

る。

【産業上の利用可能性】

【0079】

本発明によれば、検査対象の3次元的な体動を検出し、体動を3次元画像としてリアルタイムに評価できる超音波体動検出装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0080】

【図1】実施例1の超音波体動検出装置の構成を示すブロック図。

【図2】実施例1の超音波体動検出装置において、バイプレーンを得る探触子の構成を示す図。

10

【図3】実施例1の超音波体動検出装置において、3次元空間を動く検査対象を表す図。

【図4】実施例1の超音波体動検出装置において、3次元空間を動く検査対象と、検査対象の動きを表わす体動ベクトルの射影成分を表す図。

【図5】実施例1の超音波体動検出装置において、角度による検査対象の移動量の違いを表すグラフ。

【図6】実施例1の超音波体動検出装置を用いた超音波治療装置の動作を説明するフローチャート。

【図7】実施例1の超音波体動検出装置を用いた超音波治療装置の構成を示すブロック図。

【図8】実施例2の超音波治療装置において、治療領域追隨画像と3次元動画像の一時点での表示例を表す図。

20

【図9】実施例3の画像提示装置の動作を説明するフローチャート。

【図10】実施例3の画像提示装置のブロック図。

【図11】実施例1の超音波体動検出装置において、撮像面を通過する検査対象の動きを表す図。

【図12】実施例1の超音波体動検出装置において、図11に示す検査対象の動きに対応して得られる超音波画像。

【図13】実施例1の超音波体動検出装置において、隣接するフレーム間で得られる検査対象の1次元信号波形の変化を表す図。

【図14】実施例1の超音波体動検出装置において、検査対象の体動評価において行なう統計処理を説明するフローチャート。

30

【符号の説明】

【0081】

10 ... 検査対象、 11 ... 送信ビームフォーマー、 12 ... D / A 変換器、 13 ... 超音波探触子、 14 ... Time Gain Control、 15 ... A / D 変換器、 16 ... 受信ビームフォーマー、 17 ... 包絡線検波部、 18 ... スキャンコンバーター、 19 ... 表示部、 20 ... 体動検出部、 21 ... 撮像位置制御部、 22 ... 照準制御部、 23 ... 治療用探触子、 30 ... 31 ... バイプレーン像を撮像する探触子、 40 ... 基準となる検査対象の位置、 41 ... 動いた後の検査対象の位置、 50a、 50b ... 治療領域の断層像、 51 ... 治療領域追隨画像表示部、 52a ... 治療領域の断層像 50a を含むバイプレーン像、 52b ... 治療領域の断層像 50b を含むバイプレーン像、 53 ... 治療領域を含む検査対象の3次元画像、 54 ... 治療用超音波の照準位置を示す画像、 55 ... 検査対象のリアルタイム3次元動画像表示部、 56 ... 治療用超音波の照準位置、 71 ... 初期位置設定部、 72 ... 3次元画像記憶部、 73 ... 抽出断面初期位置設定部、 74 ... 抽出断面相対移動部、 75 ... 抽出断面再構成部、 76 ... 探触子撮像面、 77a、 77b、 77c、 77d ... 検査対象の位置、 78a ... 検査対象の位置 77a における超音波撮像面 76 の2次元画像、 78b ... 検査対象の位置 77b における超音波撮像面 76 の2次元画像、 78c ... 検査対象の位置 77c における超音波撮像面 76 の2次元画像、 78d ... 検査対象の位置 77d における超音波撮像面 76 の2次元画像、 79a ... 検査対象の位置 77a で得られる2次元断層画像、 79b ... 検査対象の位置 77b で得られる2次元断層画像、 79c ... 検査対象の位置 77c で得られる2次元断層画像、 79d ... 検査対象の位置 77d で得られる2次元断層画像。

40

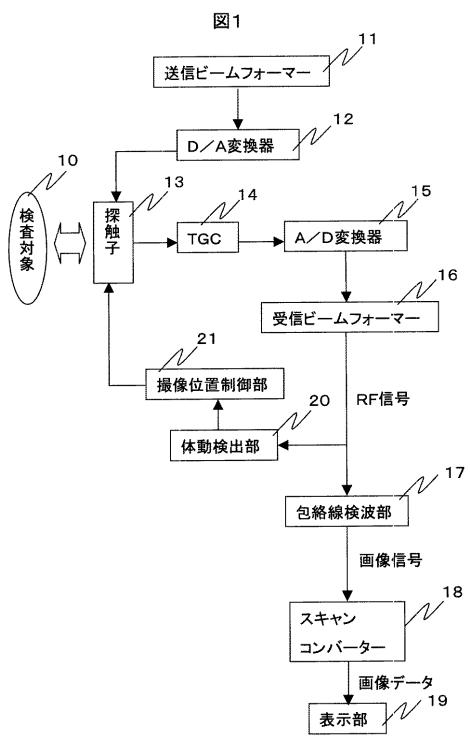
【0082】

10 ... 検査対象、 11 ... 送信ビームフォーマー、 12 ... D / A 変換器、 13 ... 超音波探触子、 14 ... Time Gain Control、 15 ... A / D 変換器、 16 ... 受信ビームフォーマー、 17 ... 包絡線検波部、 18 ... スキャンコンバーター、 19 ... 表示部、 20 ... 体動検出部、 21 ... 撮像位置制御部、 22 ... 照準制御部、 23 ... 治療用探触子、 30 ... 31 ... バイプレーン像を撮像する探触子、 40 ... 基準となる検査対象の位置、 41 ... 動いた後の検査対象の位置、 50a、 50b ... 治療領域の断層像、 51 ... 治療領域追隨画像表示部、 52a ... 治療領域の断層像 50a を含むバイプレーン像、 52b ... 治療領域の断層像 50b を含むバイプレーン像、 53 ... 治療領域を含む検査対象の3次元画像、 54 ... 治療用超音波の照準位置を示す画像、 55 ... 検査対象のリアルタイム3次元動画像表示部、 56 ... 治療用超音波の照準位置、 71 ... 初期位置設定部、 72 ... 3次元画像記憶部、 73 ... 抽出断面初期位置設定部、 74 ... 抽出断面相対移動部、 75 ... 抽出断面再構成部、 76 ... 探触子撮像面、 77a、 77b、 77c、 77d ... 検査対象の位置、 78a ... 検査対象の位置 77a における超音波撮像面 76 の2次元画像、 78b ... 検査対象の位置 77b における超音波撮像面 76 の2次元画像、 78c ... 検査対象の位置 77c における超音波撮像面 76 の2次元画像、 78d ... 検査対象の位置 77d における超音波撮像面 76 の2次元画像、 79a ... 検査対象の位置 77a で得られる2次元断層画像、 79b ... 検査対象の位置 77b で得られる2次元断層画像、 79c ... 検査対象の位置 77c で得られる2次元断層画像、 79d ... 検査対象の位置 77d で得られる2次元断層画像。

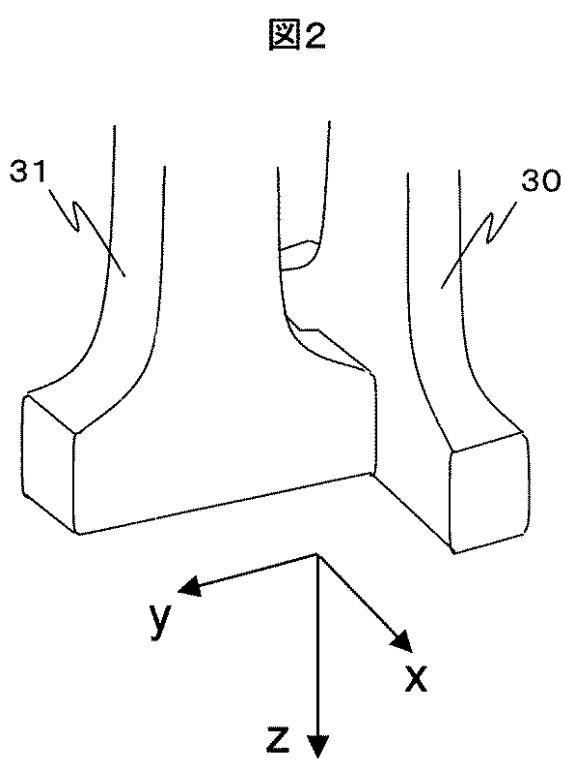
50

元断層画像、79d...検査対象の位置77dで得られる2次元断層画像、80...78aと78bを重ね合わせた画像、81a...79aの1次元信号波形、81b...79bの1次元信号波形。

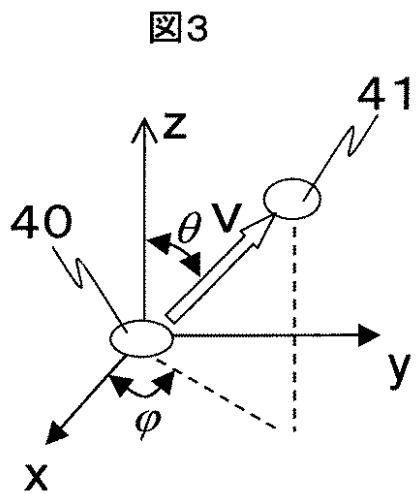
【図1】



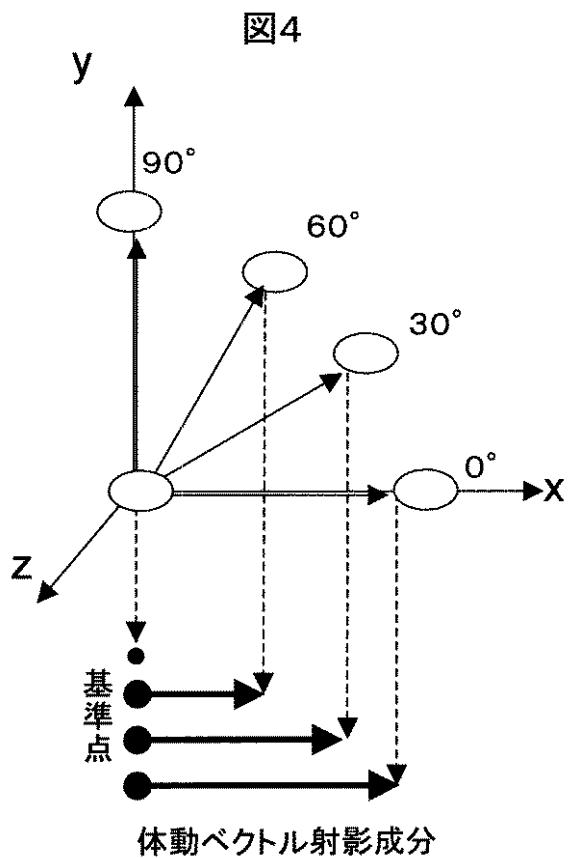
【図2】



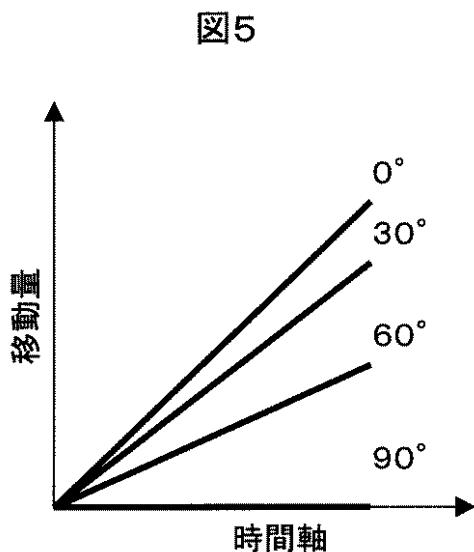
【図3】



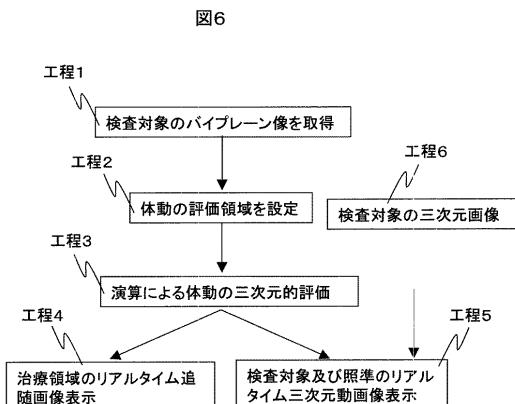
【図4】



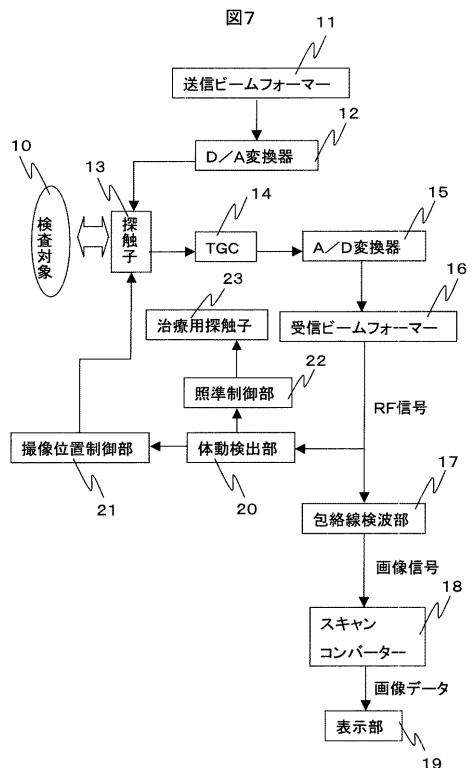
【図5】



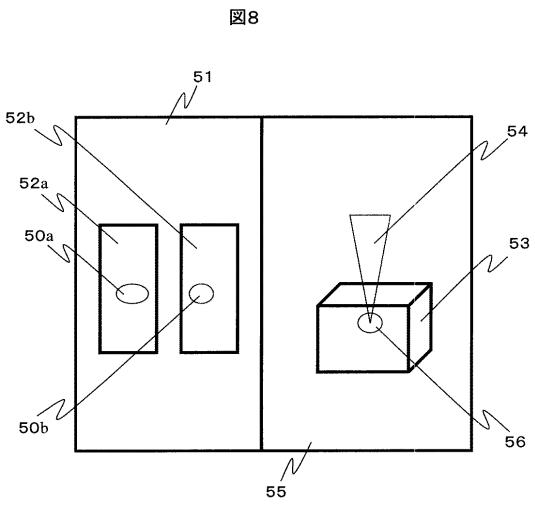
【図6】



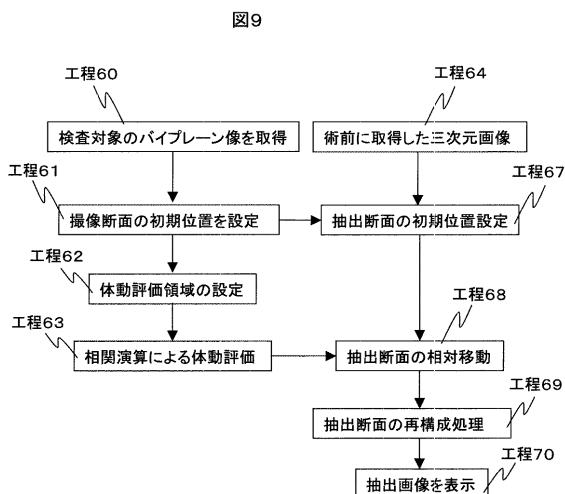
【図7】



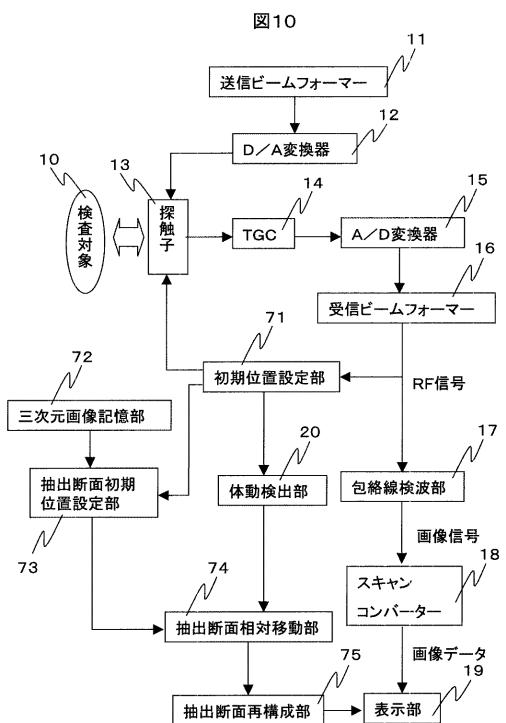
【図8】



【図9】

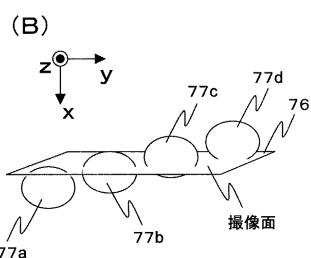
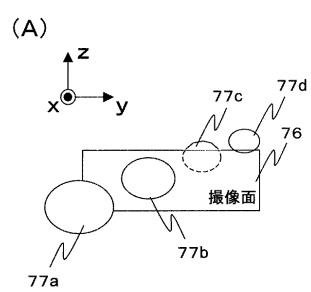


【図10】



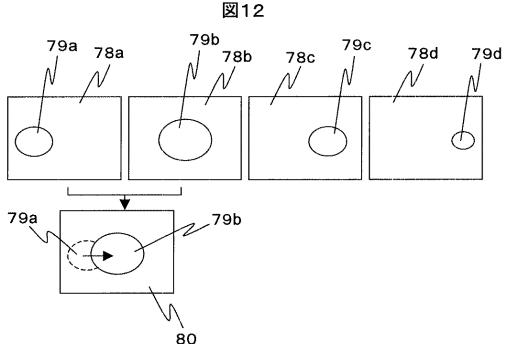
【図11】

図11



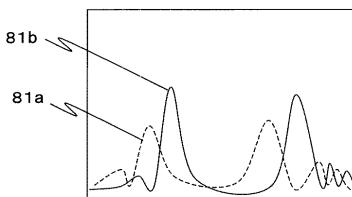
【図12】

図12



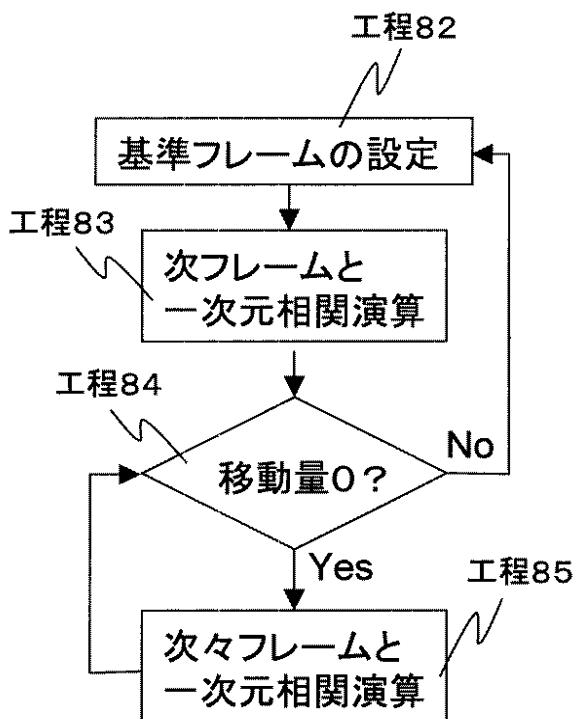
【図13】

図13



【図14】

図14



---

フロントページの続き

(72)発明者 川畠 健一

日本国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

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特開2000-237205 (JP, A)

特開2000-217815 (JP, A)

特開2000-135217 (JP, A)

実開平11-262489 (JP, U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声波体运动检测装置，图像显示装置和使用其的超声波处理装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4373400B2</a>	公开(公告)日	2009-11-25
申请号	JP2005516277	申请日	2004-11-16
[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 梅村晋一郎 川畠健一		
发明人	吉川秀樹 東隆 梅村晋一郎 川畠健一		
IPC分类号	A61B8/08 A61B18/00		
CPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B17/36.330		
优先权	2003417436 2003-12-16 JP		
其他公开文献	JPWO2005058168A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

提供一种用于检测检查对象的三维体运动的超声波体运动检测装置。 第一和第二超声探头13，其中用于将超声波发射到待检查对象的压电元件和从被检查对象获取反射信号以阵列形式排列，第一和第二超声波一种体动检测单元20，用于从由探头获取的反射信号中提取用于检查目标的体动评估的评估区域，并检测评估区域中的三维体移动，以及用于显示身体运动的图像显示单元19，其中第一和第二超声波探头的超声扫描平面彼此交叉。

