

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号  
WO2006/123742

発行日 平成20年12月25日 (2008.12.25)

(43) 国際公開日 平成18年11月23日 (2006.11.23)

(51) Int. Cl.  
A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1  
A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)  
4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 36 頁)		
出願番号 (21) 国際出願番号 (22) 国際出願日 (31) 優先権主張番号 (32) 優先日 (33) 優先権主張国	特願2007-516338 (P2007-516338) PCT/JP2006/309939 平成18年5月18日 (2006.5.18) 特願2005-147485 (P2005-147485) 平成17年5月20日 (2005.5.20) 日本国 (JP)	(71) 出願人 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 100066692 弁理士 浅村 皓 (74) 代理人 100072040 弁理士 浅村 肇 (74) 代理人 100091339 弁理士 清水 邦明 (74) 代理人 100094673 弁理士 林 拓三 (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 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像診断装置

(57) 【要約】  
着目対象（1）に対して超音波を送信し前記着目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超音波探触子（2）と、前記超音波探触子によって取得した反射信号を用いて2次元超音波画像を構成し、その画像面内に前記着目対象の体動計測に用いる計測領域を複数個設定し、前記計測領域内の体動および変形量を計測する体動計測部（12）と、前記体動計測部で計測した体動を用いて画像を積算または減算処理を行なう画像積算（減算）部を有し、経時的に変化する情報を画像化し実時間で表示する画像診断装置。

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

画像面内に着目対象の体動計測に用いる計測領域を複数個設定する計測領域設定部と、前記計測領域設定部で設定した計測領域内の動きおよび変形量を検出する体動計測部と

、前記体動計測部で計測した体動に基づいて、複数の画像を積算または減算処理をする画像積算・減算部と、

前記画像積算・減算部で処理した画像を表示する画像表示部とを有することを特徴とする画像診断装置。

**【請求項 2】**

10

請求項 1 に記載の画像診断装置において、前記医用画像は着目対象に対して超音波を送信し、前記着目対象からの反射信号を取得するための超音波探触子と、前記超音波探触子によって取得した反射信号を用いて二次元超音波画像を構成することを特徴とする画像診断装置。

**【請求項 3】**

請求項 2 に記載の画像診断装置において、血管や組織輪郭などの特徴的な構造がある場合には、前記構造を含む計測領域設定をし、スペックル成分で構成されている領域では、前記スペックル成分の2倍程度の計測領域設定をし、計測領域を設定する部位に応じて最適な計測領域を設定することを特徴とする画像診断装置。

**【請求項 4】**

20

請求項 3 に記載の画像診断装置において、前記超音波探触子は、それぞれ、複数の圧電素子が一次元もしくは二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画像診断装置。

**【請求項 5】**

請求項 2 に記載の画像診断装置において、二次元アレイ探触子では体動計測する第一の面に直交する第二の撮像面を取得し、第二の撮像面内における着目対象の動きに伴い、第一の撮像面を移動させ、定常的に同一撮像面を取得することを特徴とする画像診断装置。

**【請求項 6】**

請求項 2 に記載の画像診断装置において、基本波と逆位相の波とを連続して照射し、双方の反射波を加算することで高調波成分を高 S/N 比で取得するパルスインバージョンモードにおいて、前記反射波を減算することで得られる基本波成分により体動計測を行ない、高調波成分を用いて画像積算（減算）処理し、表示画像を構成することを行なうことを特徴とする画像診断装置。

30

**【請求項 7】**

前記計測領域設定部は、着目対象の構造に応じて領域設定を行なうことを特徴とする請求項 1 に記載の画像診断装置。

**【請求項 8】**

前記画像積算・減算部は、時間的に連続して取得された前記複数の画像について、前記体動に基づいて積算することを特徴とする請求項 1 に記載の画像診断装置。

**【請求項 9】**

40

前記画像積算・減算部は、前記複数の画像について、少なくとも一部の前記画像で構成される少なくとも1つのユニットを構成し、前記ユニットの積算画像を積算し、1の前記画像を前記ユニットの画像数だけ積算した積算された背景画像を積算し、前記積算画像から前記積算された背景画像を減算することを特徴とする請求項 1 に記載の画像診断装置。

**【請求項 10】**

前記画像積算・減算部は、前記複数の画像について、少なくとも一部の前記画像で構成される少なくとも1つのユニットを構成し、前記ユニット内で前記画像の画素の各々についての輝度最大値から構成する第1画像と輝度最小値から構成する第2画像とを作成し、前記第1画像から前記第2画像を演算することを特徴とする請求項 1 に記載の画像診断装置。

**【発明の詳細な説明】**

50

## 【参照による取り込み】

## 【0001】

本出願は、2005年5月20日に出願された日本特許出願第2005-147485号、の優先権を主張し、その内容を参照することにより本出願に取り込む。

## 【技術分野】

## 【0002】

本発明は、超音波を用いて着目対象の変形を計測し、体動補正処理を加えた複数画像の加算または減算処理により、経時的に変化する情報を画像化して表示する画像診断装置に関する。

## 【背景技術】

10

## 【0003】

時相が異なる画像を用いて、着目対象の形状や組織の時間的な変化を抽出し、画像化する技術は、治療の効果判定や病変の鑑別などに有用である。例えば、薬剤を投与する前後の腫瘍の大きさを正確に抽出・画像化することで、薬剤の治療効果を早期に判断できる。また、治療部位を目視できない低侵襲治療用のモニタリングツールとして用いれば、着目領域の組織変化を高感度に検出し、正常部位を侵襲しない治療が可能になる。通常、着目対象の時間的な変化は、術者が画像を見比べて判断するか、または骨格などの特徴的な部位を基準にし、比較する画像同士を重ねて判断する。

## 【0004】

時系列画像を用いることで、超音波造影剤の動きを追跡した血管構造の抽出も可能である。超音波造影剤は、直径数 $\mu\text{m}$ 程度の微小な気泡であり、超音波が照射されると強い非線形信号を生じさせる。静脈から投与された造影剤は血流と共に細部の血管まで浸潤していくため、血管構造が強調された高コントラスト画像が得られる。しかし、抹消部の血管では造影剤濃度が低下するため、十分なS/N比（ノイズに対する信号の割合）で信号が得られなくなる。また、深部領域では照射超音波ビームの音圧低下や、造影剤からの非線形信号の減衰により、やはりS/N比が低下してコントラストが弱くなる。そのため、術者は造影剤の流れを目で追跡し、頭の中で血管構造を判断している。深部領域でS/N比が低下する問題を解決する手段として、深さ方向に撮像領域を分割する手法が提案されている（特開2002-209898）。深さが異なる各領域に対して、造影剤信号が十分に得られる音圧での超音波照射がなされるため、深さ方向における照射音圧の分散が低減される。取得した各画像を繋ぎ合わせ、深部領域においても高いS/N比を維持した画像を取得できる。

## 【0005】

パルスインバージョンモード（U.S. Patent Number 6,095,980）によれば、造影剤信号の変化が大きい場合においても、RFデータを用いた相互相関演算による体動計測、および画像加算が可能であることが開示されている。パルスインバージョンモードとは、基本波と逆位相の波とを連続して照射し、双方の反射波を加算することで高調波成分を高S/N比で取得する手段である。例えば、基本波 $f_0 = re^{i\theta}$ 、およびそれと逆位相をもつ波 $f_1 = re^{i(\theta - \pi)}$ を照射した場合、各々の反射波には、基本周波数成分の波である $f_0 \cdot r^e = re^{i\theta}$ と $f_1 \cdot r^e = re^{i(\theta - \pi)}$ に加え、高周波成分である $f_0 \cdot r^{e2} = re^{i2\theta}$ と $f_1 \cdot r^{e2} = re^{i2(\theta - \pi)}$ がそれぞれ含まれる。これらを加算処理することで、基本波成分が消失し、高調波成分が2倍になる。逆に減算処理することで、基本波成分だけが残存して高周波成分が消失する。

## 【発明の開示】

## 【0006】

着目対象の時間変化を検出するには、異なる時相で得られた画像同士を比較しなければならない。そのため、着目対象の位置ずれや変形（以下、総称して体動とする）を計測し、補正する手段が不可欠である。特許文献1に記載されている技術は、数mm程度の径を持つ血管構造を抽出するため、1mm程度の体動であっても正確に計測し、補正しなければ血管構造の描出は難しくなる。

## 【0007】

50

そこで、本発明の目的は、着目対象の体動を計測および補正する手段により、異なる時相で得た時系列画像から経時的に変化する情報を抽出・画像化する、画像診断装置を提供することである。

【0008】

上記目的を達成するために、本発明の画像診断装置では、超音波画像を用いて着目対象の撮像面内における体動を計測し、計測した体動分の補正処理を加えながら、時系列画像を積算または減算することにより、着目対象の形状や組織変性などの経時的に変化する情報を画像化し、表示する。

【0009】

以下、本発明の画像診断装置の代表的な構成例について列挙する。

10

【0010】

(1) 着目対象に対して超音波を送信し、前記着目対象からの反射信号を取得するための超音波探触子と、前記超音波探触子によって取得した反射信号を用いて二次元超音波画像を構成し、その画像面内に前記着目対象の体動計測を行なう計測領域を複数個設定し、前記計測領域内における体動を計測する体動計測部と、前記体動計測部において計測した体動を補正して画像を積算または減算処理し、経時的に変化する情報を抽出する画像積算(減算)部と、前期画像積算(減算)部において得られた画像を表示する画像表示部とを有する。

【0011】

(2) 前記(1)の画像診断装置において、前記体動計測部は、超音波の送受信により得られた二次元超音波画像の面内に、体動計測を行なう計測領域を複数個設定し、前記計測領域内にて体動を計測することを特徴とする。

20

【0012】

(3) 前記(1)の画像診断装置において、超音波信号を送受信するための超音波探触子は、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。

【0013】

(4) 前記(1)の画像診断装置において、時相の異なる複数枚の画像を積算または減算処理し、着目領域の形状や組織変性などの経時的に変化する情報を画像化することを特徴とする。

30

【0014】

(5) 前記(4)の画像診断装置において、積算または減算処理に用いる画像は、超音波画像、MRI画像またはX線画像といった形態画像や、PET画像または超音波造影剤画像といった機能画像であることを特徴とする。

【0015】

(6) 着目対象に対して超音波を送受信し、前記着目対象の2次元断層像を得る超音波探触子と、前記超音波探触子によって取得した超音波画像から、前記着目対象の体動を計測するための手段と、計測した体動を補正し、時系列画像を積算または減算処理する手段と、前記積算または減算処理により得られ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。

40

【0016】

本発明によれば、組織の形状変化や造影剤の流れなどの、複数枚の時系列画像によってのみ知り得る情報の画像化が可能であり、これまで抽象的で定性的であった情報を、医者同士または医者と患者の間で、具体的に共有できる画像を表示できる。

本発明の他の目的、特徴及び利点は添付図面に関する以下の本発明の実施例の記載から明らかになるであろう。

【実施例】

【0017】

以下、本発明の実施例について、図面を参照して詳述する。

【0018】

50

図1は、本発明の一実施例になる画像診断装置の構成を示すブロック図である。  
本実施例の画像診断装置では、着目対象に対して超音波を送受信して二次元断層像（Bモード像）を取得し、前記二次元断層像を複数の計測領域に分割し、前記計測領域において体動を計測する。複数枚の画像を積算または減算し、分割した前記計測領域を用いて再構成した二次元画像を表示する。

#### 【0019】

まず、着目対象の超音波画像の取得から、体動補正を加えた積算または減算画像の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。超音波探触子（以下、探触子）2は複数の圧電素子が並べられた構造をもつ。送信ビームフォーマ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、着目対象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、着目対象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が補正された後、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7に送られる。

#### 【0020】

受信ビームフォーマ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、着目対象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と計測領域設定部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9で走査線間の補間が加えられ、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。計測領域設定部11では、体動を計測するための計測領域が、後述するように構造に応じた最適な大きさに設定され、体動計測部12に送られる。体動計測部12では、前記計測領域内の体動が計測される。体動の計測手法は、相互相関演算または最小二乗法である。画像積算（減算）部13では、前記体動計測部で計測された、体動の速度成分ベクトルに基づいた補正が加えられながら、前記計測領域において画像の積算または減算処理が為され、表示部10に表示される。

#### 【0021】

次に、図2のフローチャートに従って、RFデータの取得から表示に至るまでの工程の詳細を説明する。まず、工程1で超音波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、一次元アレイ型と二次元アレイ型がある。二次元アレイ型の場合には任意断面の撮像ができるため、着目している撮像面と直交する方向の画像データを取得し、前記画像データ内における体動を計測することで、着目対象の三次元体動が求まる。その計測結果に応じて、着目している撮像面を変えることで、常に同じ領域を撮像し、着目対象の動き方に左右されずに積算または減算処理をすることができる。

#### 【0022】

次に、工程2の計測領域の設定手法について図3A、3Bを用いて説明する。本発明では、超音波画像21に計測領域24を複数個設定し、各計測領域において、最も整合が取れる領域を、次のフレーム内から相互相関演算または最小二乗法により抽出する。一つ一つの計測領域内での動きは変形を伴わない剛体運動と見なし、各計測領域で求めた個々の動きを組み合わせることで、着目対象全体の変形を計測する。

#### 【0023】

計測に用いる信号成分として、着目対象の輪郭や組織間の境界などの輪郭成分と、着目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、画像全体に計測領域を設定して移動量を計算する。スペックル成分を用いることで、組織の輪郭のような特徴的な輝度情報が得られない領域の体動計測が可能となる。計測領域の大きさは、領域内の構造に応じて変える。図3A、3Bには、例として肝臓組織22、肝臓組織内の血管構造23を示した。特徴的な構造物がない部分は、スペックル成分で構成されているため、ス

ベックル成分の約2倍程度の大きさを持つ計測領域が設定される。典型的には、探触子の口径約40mm、周波数10MHz、Fナンバー1の条件下で、方位方向2.5mm、深さ方向1mm程度である。血管構造がある箇所には、その構造が十分に含まれる程度の大きさを持つ領域の設定が為される。

【0024】

次に、工程3の体動計測の手法について説明する。各計測領域において体動を計測するためのフローチャートを、図4に示す。最初に、基盤となる超音波画像フレーム(N)を取得し(工程11)、その画像上に任意個数の計測領域を設定する(工程12)。次に、時間的に連続する次のフレーム(M=N+1)を取得する(工程13)。フレームN上に設定した計測領域と最も整合が取れるフレームM上の領域を、相互相関演算または最小二乗法により抽出し、その位置ずれを体動として計測する(工程14)。続いて、工程13に戻り、次のフレーム(M=N+2)を取得し、フレームNとフレームM(M=N+2)を用いて先と同様の手法により体動計測を行なう。工程13と工程14を繰り返し、フレームNから所望のフレーム枚数に至るまでの着目対象の体動を計測する。

【0025】

体動計測には相互相関演算、または最小二乗法を用いるが、最適な手法は体動計測を行なう信号成分によって異なる。一般的に、相互相関演算の方が、最小二乗法よりも計測感度が高い。そのため、体動計測を行なうフレーム間で、着目している信号成分の変化が大きい場合、正確な計測ができなくなる。例えば、超音波造影剤を用いた場合には、計測領域内で造影剤が激しく動き回るため信号成分の変化が大きく、細かい信号成分の変化に左右されない最小二乗法を用いるのが適している。以下に式で説明する。説明の簡略化のため一次元モデルを仮定し、体動計測を行なう二つの画像を $f_1(x)$ 、 $f_2(x)$ とし、以下のように表す。

【0026】

【数1】

数1

$$f_1(x) = f(x) + n_1(x)$$

$$f_2(x) = f(x - \alpha_0) + n_2(x) + n_c(x)$$

【0027】

$n_1(x)$ 、 $n_2(x)$ は画像上のノイズ、 $n_c(x)$ は造影剤信号、 $\alpha_0$ は体動による位置変化を表す。まず、相関演算による計算を $C_1(\alpha)$ とすると、以下のようになる。

【0028】

【数2】

数2

$$\begin{aligned} C_1(\alpha) &= \int f_1(x - \alpha) f_2(x) dx = \int [f(x - \alpha) + n_1(x - \alpha)] [f(x - \alpha_0) + n_2(x) + n_c(x)] dx \\ &= \int f(x - \alpha) f(x - \alpha_0) dx + \int f(x - \alpha) n_c(x) dx \end{aligned}$$

【0029】

次に、最小二乗法による計算を $C_2(\alpha)$ とすると、以下のようになる。

10

20

30

40

50

【0030】

【数3】

数3

$$C_2(\alpha) = \left\{ \int [f_1(x-\alpha) - f_2(x)]^2 dx \right\}^{\frac{1}{2}} = \left\{ \int [f(x-\alpha) + n_1(x-\alpha) - f(x-\alpha_0) - n_2(x) - n_c(x)]^2 dx \right\}^{\frac{1}{2}}$$

$$= \left\{ \int [f(x-\alpha)^2 + f(x-\alpha_0)^2 + n_1(x-\alpha)^2 + n_2(x)^2 + n_c(x)^2 - 2f(x-\alpha)f(x-\alpha_0) \right.$$

$$\left. - 2f(x-\alpha)n_c(x) + 2f(x-\alpha_0)n_c(x)]^2 dx \right\}^{\frac{1}{2}}$$

10

【0031】

$C_1(\alpha)$ と $C_2(\alpha)$ の各々について $\alpha \rightarrow \alpha_0$ の極限をとると、 $C_1(\alpha)$ の第一項は安定して最大値となるが、第二項は必ずしも最大値にならない。一方、 $C_2(\alpha)$ については、 $\alpha \rightarrow \alpha_0$ の極限をとると、第三項から第五項を除いて0に集束し、第三項から第五項は $\alpha$ によらず安定しているため、 $C_2(\alpha)$ の値としては最小値になる。つまり、造影剤信号が $f(x)$ に対して同等もしくは大きい時には、最小二乗法による体動計測が高精度にできることを意味している。

【0032】

体動計測を行なう撮像面（第一撮像面）と直交する第二の超音波探触子を設けることで、より正確な体動計測および画像積算（減算）処理が可能になる。体動計測を前記第一撮像面内で行なう場合に、着目対象が主に第一撮像面と直交する面内（第二撮像面）で動くと、着目している信号成分の輝度変化が大きく、前記第一撮像面内における計測精度が低下する。この計測精度は、前記第一撮像面のスライス方向幅に依存する。図10に示すように、一次元アレイ超音波探触子60から照射される超音波ビーム61は、超音波探触子の口径幅、波長、深さに依存する空間的な広がりを持っている。ここでは、スライス方向のビーム広がり、スライス方向幅と呼ぶことにする。このスライス方向幅により、一定の範囲内では着目対象がスライス方向へ動いても、計測に十分な感度が得られ、前記第一撮像面内における体動計測が可能である。生体を模擬したファントムを用いた実験により、体動計測を行なう画像間での第二撮像面内における移動量が、第一撮像面のスライス方向幅の約20%程度であれば、第一撮像面内における体動計測が、体動計測を行なう面のピクセルサイズ（10～100 $\mu$ m）程度の精度で可能である。典型例としては、探触子の短軸口径10mm、周波数10MHz、Fナンバー1の条件下で、約0.4mmとなる。また、検査前に着目対象の動きを観察し、スライス方向への動きがスライス方向幅の20%程度となる位置に超音波探触子を固定すれば、第二の撮像面を特に設定する必要は無い。

【0033】

次に、工程4の画像積算または減算処理について説明する。着目対象の経時変化を抽出する際に、画像を積算するか、減算するか、または双方を組み合わせて使うのかは、抽出する情報による。その数例を、以下に説明する。

40

【0034】

画像を積算するのが有効な一例として、超音波造影剤を用いた血管抽出技術がある。超音波造影剤は、直径数ミクロンの微小な気泡である。したがって、超音波造影剤と同程度の径を持つ微細血管には、造影剤が断続的に入り込む。図5の31a、31b、31cは、時間的に連続して取得した超音波画像である。各画像上には、実際には画像化されていない血管構造32と、前記血管構造に沿って入り込んだ造影剤33が示されている。各画像上における血管構造32の空間的な位置関係は、着目対象の体動のため互いにずれている。この体動を補正し、超音波画像31a、31b、31cを積算することにより、超音波造影剤33の通過パスが抽出され、血管構造が判断できる積算画像34が構成される。この積算処理はBモード画像を用いてもよいが、造影剤信号を強調したコントラストモー

50

ドが特に有効である。さらに、スライス方向への体動により、血管の立体構造が描出される効果も得られる。スライス方向への体動により撮像面が変化するため、取得した画像データには着目対象の三次元情報が含まれる。これらの画像を積算処理することによりスライス方向への幅を持った透視画像が得られ、血管の立体構造が画像化される。特に、通常スライス方向に蛇行した血管を撮像した場合には、画像上で破線として描出されるが、画像積算処理をすることで、前述した透視画像の効果により、血管としてのライン構造を画像上に描出することができる。

#### 【0035】

また、着目対象の血管構造以外の信号成分（組織成分）を除去することで、より鮮明な血管構造の描出が可能になる。組織成分の除去方法は複数考えられる。第一の方法は、画像を積算していく過程で、数枚または数十枚で構成されるユニットを、画像を取得しながら順次構成し、各ユニットで背景除去を行なう方法である。図6を用いて、ユニットを構成する画像枚数が4枚の時の例に説明する。画像を取得した順に、41a、41b、41c、41dとする。各画像には、経時的に変化しない構造成分44が含まれている。次に、最初に取得した画像41aを背景画像として設定する。ここではユニットの中で最初に取得した画像を背景画像としたが、41b、41c、41dの、いずれを選んでもよい。次に、ユニットを構成している画像41a、41b、41c、41dを積算して積算画像42を構成し、背景画像41aを、ユニットを構成している枚数だけ差し引く。

#### 【0036】

その結果、経時的に変化する造影剤信号のみを抽出した画像43を構成できる。第二の方法は、画像を構成する一画素の着目した方法である。血管構造に対応する一画素においては、造影剤が通過する前後で大きな輝度の高低差が生じる。一方、組織成分は経時的にほとんど変化しないため、上記のような輝度の高低差はない。この性質を利用して組織成分を除去できる。第一の方法と同様にして複数枚の画像からなるユニットを構成する。次に、取得したユニット内の画像を、同一箇所の画素同士で順次比較していき、各画素における最大値、および最小値で構成された画像を描出する。最大値画像は、造影剤信号に対応し、最小値画像は組織成分に対応する。したがって、前記最大値画像から前記最小値画像を差し引くことで、組織成分を除去できる。

#### 【0037】

同様の積算処理をBモード画像で行なうことで、積算処理をしない画像に比べてコントラスト分解能が高い画像を取得できる。その原理は主に二つある。一つは電気ノイズの低減である。Bモード画像を構成するために受信した信号には、組織エコーのような定常的に得られる信号の他に、ランダムに発生する電気ノイズが含まれている。体動補正を加えた積算処理は、特定の場所から定常的に受信される信号を強調するため、画像のダイナミックレンジを高くする。そのため、場所に依らずランダムに発生する信号は、画像上で低い輝度となり、コントラスト分解能が向上する。また、着目対象が血管の場合には、血管内を流れる反射源からのランダムな信号が除去される一方で、定在している構造物は高いコントラストで描出される。そのため、血栓などによる血管梗塞部位を診断する用途にも有効である。もう一つは、スライス方向におけるコンパウンド効果である。この効果は、超音波造影剤による血管描出技術の説明にて記述した、スライス方向への体動によるものである。スライス方向への体動により、実効的にスライス方向に多段的に超音波照射がなされ、組織輪郭の強調やスペックル成分の除去といった効果を得ることができる。

#### 【0038】

以上に説明した画像積算技術においては、スライス方向の体動は、積算する画像面内での体動計測感度を低下させる要素ではなく、レンダリング効果やコンパウンド効果といった、有効な作用をもたらす。この効果を最大限に利用するためには、スライス方向に超音波の送信ビームを広げるか、機械的または電子的に撮像面を動かす必要がある。前者は、積算するための個々の画像の空間分解能を劣化させるだけでなく、体動計測の感度低下の原因になりうるため、後者の方が実用的な手法である。図11にスライス方向に撮像面を電子的にオブリークさせるための二次元アレイ超音波探触子70の例を示す。各撮像面7

1は超音波探触子に具備されている音響レンズによってスライス方向のビームは絞られている。スライス方向への撮像面のオブリークは数mm程度であるため、スライス方向のチャンネル数は、方位方向に比べて少なくてもよい。この場合には音響レンズの影響を考慮した位相遅延処理が必要になる。スライス方向のチャンネル数が、音響レンズと同等程度の効果が得られる程度に備えられている場合には、音響レンズは不要である。これにより、スライス方向への体動が少ない対象においても、透視画像の効果やコンパウンド効果を得ることができる。

#### 【0039】

次に、画像を減算する例としては、腫瘍の形状や低侵襲治療の組織変性などの、形状変化の画像化がある。図7A、7Bを用いて説明する。画像の取得から画像減算処理に至る工程は図2の通りで、前述した超音波造影剤による血管構造描出と同様である。体動計測した後の画像を時系列順に、図7Aの51a、51b、51cとする。着目している組織は、各画像上に52a、52b、52cとして示す。各画像同士による減算処理により、画像間で生じた組織の形状変化を画像化することができる(図7B、減算処理画像53)。さらに、この変化を色のグラデーションで示すことで(図7A、グラデーション処理画像54)、着目している組織の形状変化を、正確にかつ客観性のある画像として表示することができる。また、形状変化を等高線のように表示し、変化の過程をベクトル90で示す表示形態も考えられる。これにより、全体的な大きさだけでなく、局所的な形状変化の過程を示す画像を表示することができる。

#### 【0040】

図1のブロック図に示すように、体動計測および画像の積算(減算)処理はRFデータを用いたが、これ以外にも、図8に示すように、スキャンコンバータ9からの画像データを用いて、体動計測および積算(減算)処理することもできる。また、図9に示すように、体動計測はRFデータを用いて、積算(減算)処理は、スキャンコンバータ9からの画像データを用いてもよい。

#### 【0041】

本発明はパルスインバージョンモードにおいても適用可能である。パルスインバージョンモードとは、背景技術でも説明したように、基本波と逆位相の波とを連続して照射し、双方の反射波を加算することで高調波成分を高S/N比で取得する手段である。加算処理することで、基本波成分が消失し、高調波成分が2倍になる。逆に減算処理することで、基本波成分だけが残存して高周波成分が消失する。したがって、前述した加算処理により、高調波成分である造影剤信号が強調された画像(造影剤画像)が構成でき、逆に減算処理をすることで、高調波成分が除去された組織成分のみの画像(組織画像)を得ることができる。そのため、信号の変化が緩やかな組織画像により体動計測を行ない、積算(減算)処理を造影剤画像により行なうことで、高精度な体動補正による画像積算が実現し、血管構造を抽出した画像を表示することができる。

#### 【0042】

また、フィルタ処理によって電気ノイズや造影剤信号といった高周波成分を除去した画像を用いて体動計測を行ない、積算(減算)処理はフィルタ処理をしない画像で行なう手法もある。例えば、図12のブロック図において、スキャンコンバータ9から高周波成分除去部80および画像積算(減算)部13に画像データを送る。または、図13のブロック図に示すように、RFデータを高周波成分除去部80に送り、体動計測を行なう。そして、体動計測の結果に基づいた画像積算(減算処理)は、スキャンコンバータ9からの画像を用いる手法である。

#### 【0043】

以下に、本発明の実施形態について説明する。画像表示に要する時間は主に二つの要素で決まり、一つは積算する画像の取得時間、もう一つは積算処理に要する時間である。画像の取得時間に関しては、取得する枚数と設定するフレームレートで決まり、2~3秒を要する。そのため、最初に表示される積算画像は数秒前の画像となる。次に表示する積算画像に関しては、1フレーム取得する度に、既に取得してある画像データから最初のフレ

ームを除いた画像を読み出し、取得した画像を加えて積算処理することで、リアルタイムでの画像表示が可能になる。そのため、術者はBモードにて着目対象をスクリーニングし、所望の位置で探触子の動きを緩めることで、自動的に積算処理が行なわれる形態が可能である。

上記記載は実施例についてなされたたが、本発明はそれに限らず、本発明の精神と添付の請求の範囲の範囲内で種々の変更および修正をすることができることは当業者に明らかである。

【図面の簡単な説明】

【0044】

【図1】 本発明の実施例になる画像診断装置の構成を示すブロック図。

10

【図2】 実施例の画像診断装置において、RFデータの取得から画像の積算または減算処理に至る動作を説明するフローチャート図。

【図3A】 実施例の画像診断装置において、複数個の計測領域の設定を示す図。

【図3B】 実施例の画像診断装置において、複数個の計測領域の設定を示す図。

【図4】 実施例の画像診断装置において、計測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5】 実施例の画像診断装置において、造影剤信号による血管構造の抽出方法を表す図

。

【図6】 実施例の画像診断装置において、血管構造以外の信号を除去する方法を表す図。

【図7A】 実施例の画像診断装置において、減算処理による組織の形状変化の画像化を表す図。

20

【図7B】 実施例の画像診断装置において、減算処理による組織の形状変化の画像化を表す図。

【図8】 実施例の画像診断装置において、スキャンコンバータからのデータにより、体動計測および画像積算（減算）処理を行なう場合のブロック図。

【図9】 実施例の画像診断装置において、RFデータにより、体動計測を行ない、スキャンコンバータからのデータにより画像積算（減算）処理を行なう場合のブロック図。

【図10】 超音波探触子および超音波ビームの空間的広がりを示す図。

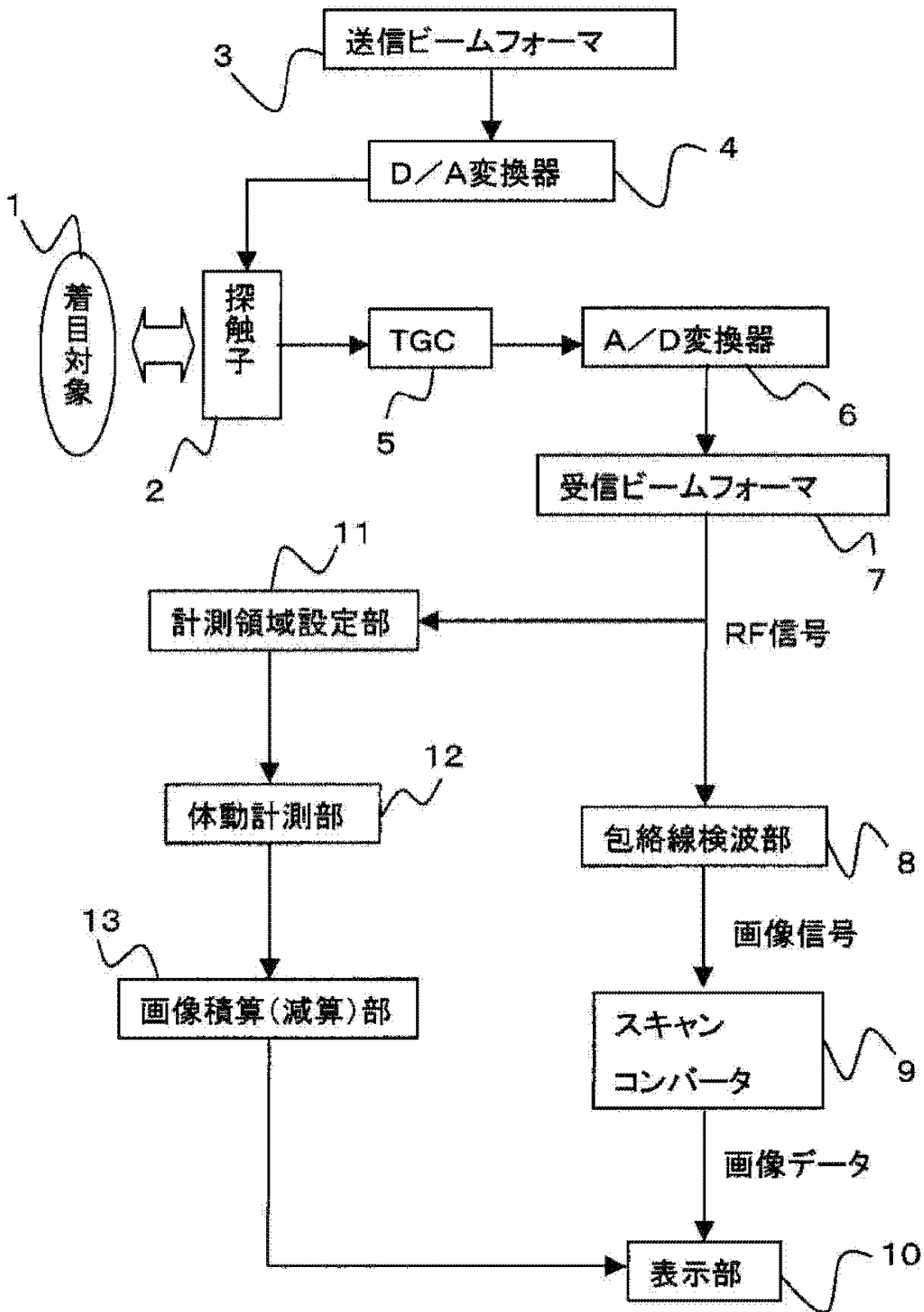
【図11】 二次元アレイ探触子と、スライス方向への撮像面走査。

【図12】 実施例の画像診断装置において、スキャンコンバータからのデータに高周波成分除去処理をした画像で体動計測を行い、高周波成分除去処理をしない画像で積算（減算）処理をする場合のブロック図。

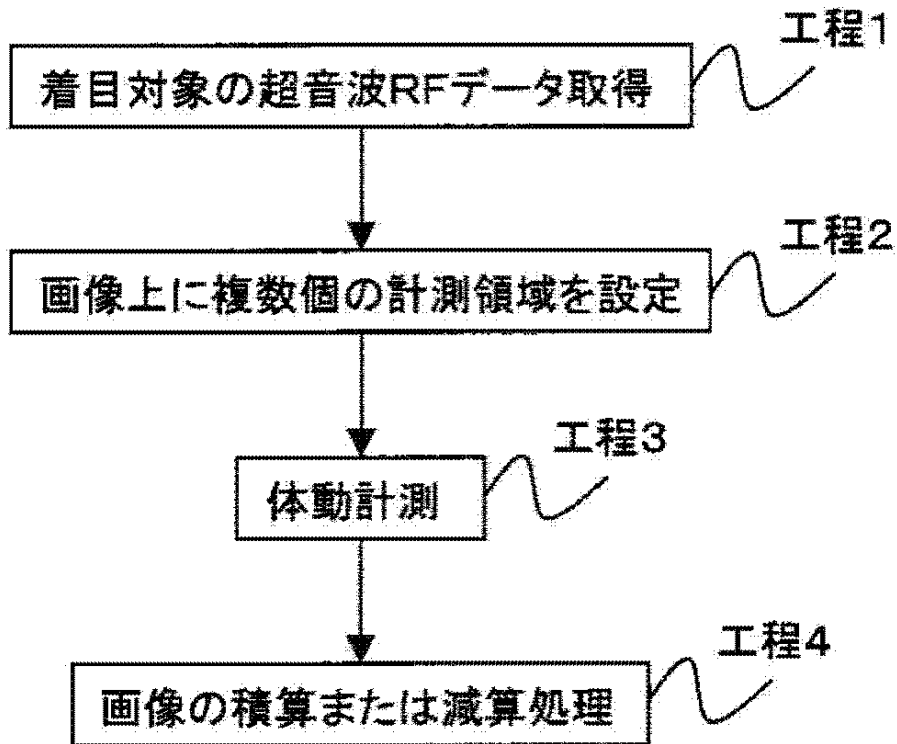
30

【図13】 実施例の画像診断装置において、RFデータに高周波成分除去処理をした画像で体動計測を行い、スキャンコンバータからの画像により積算（減算）処理をする場合のブロック図。

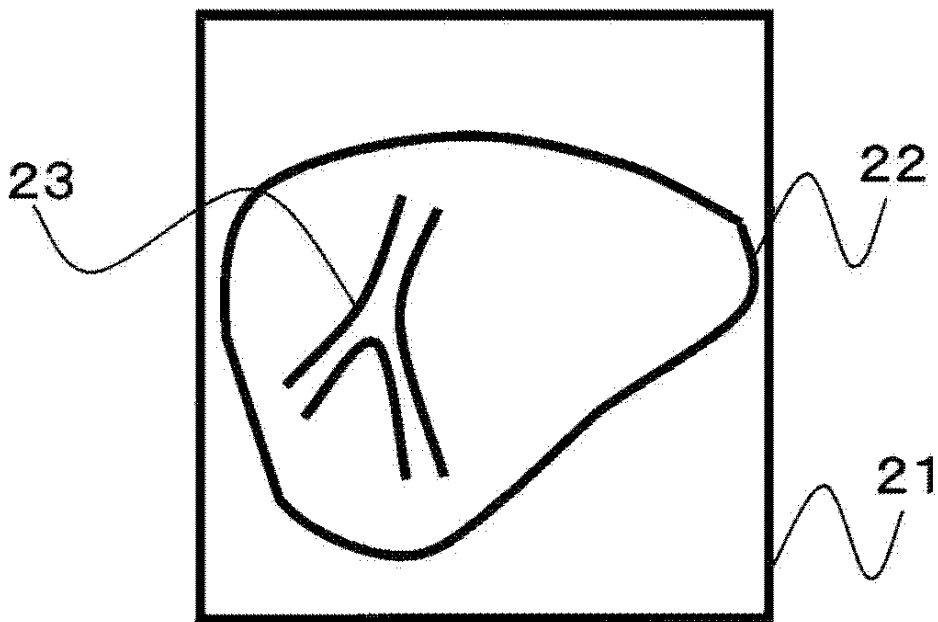
【図1】



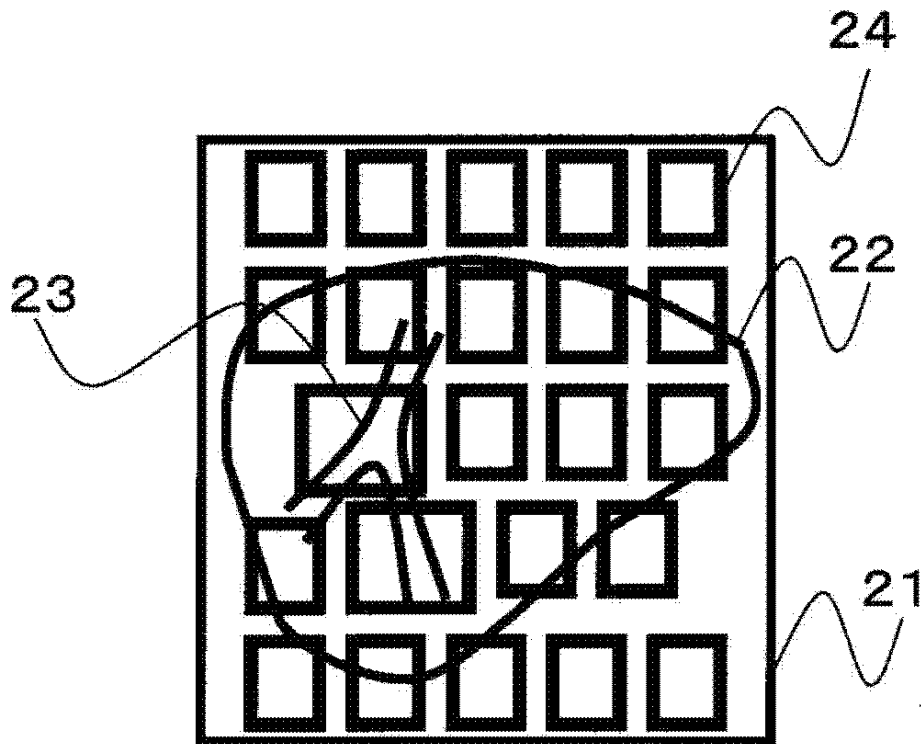
【図 2】



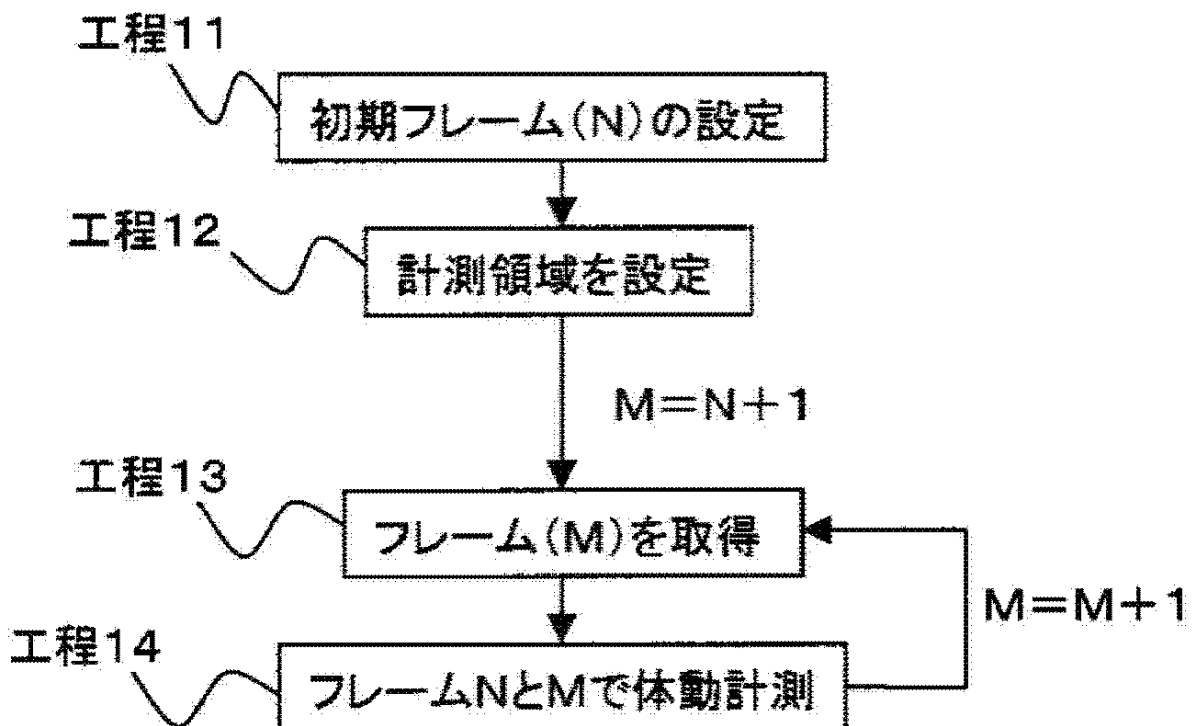
【図 3 A】



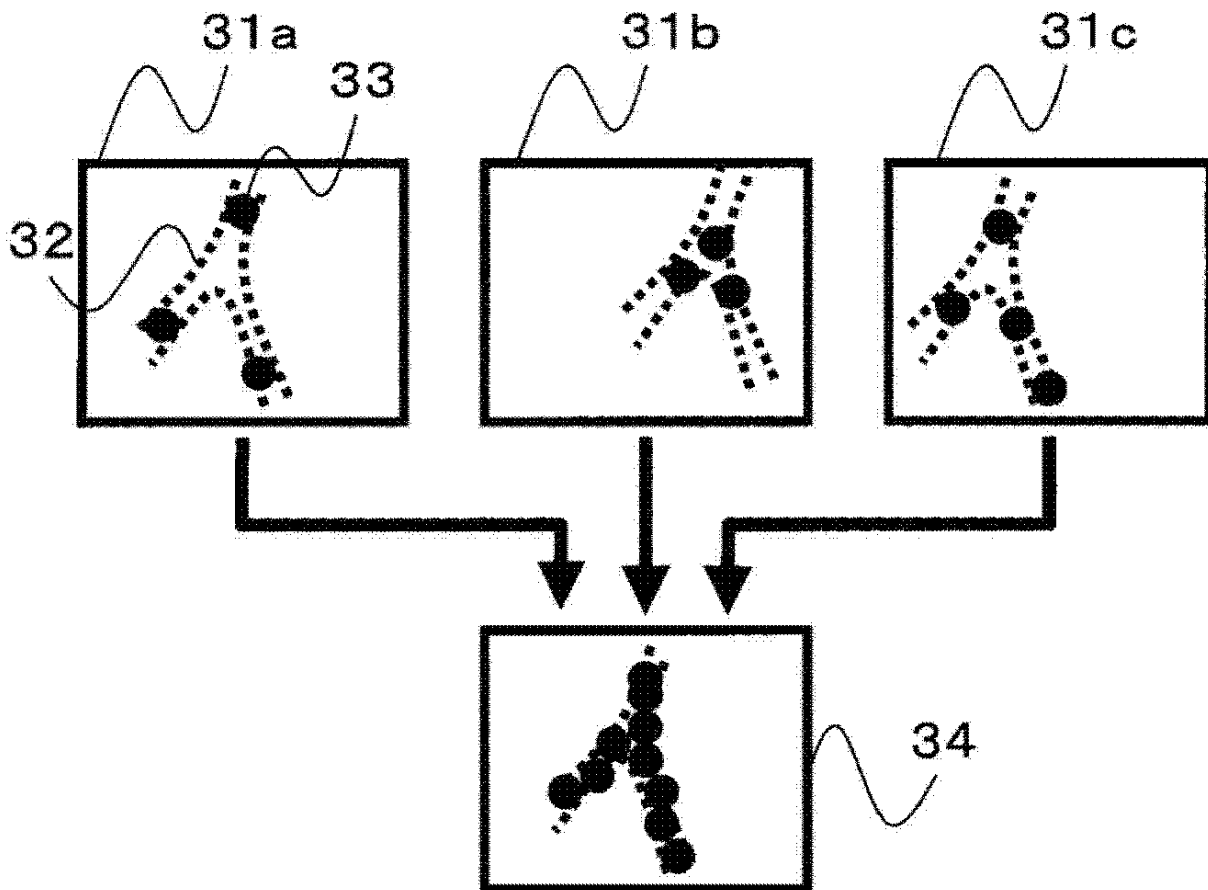
【図 3 B】



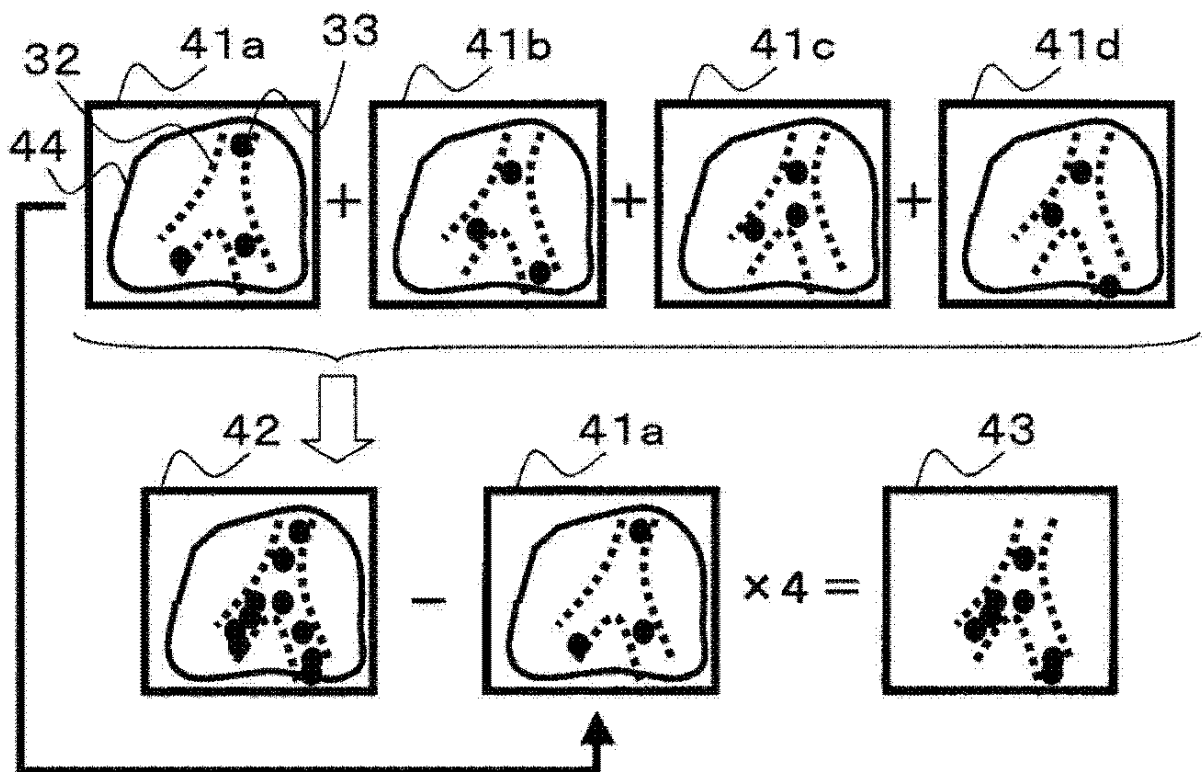
【図 4】



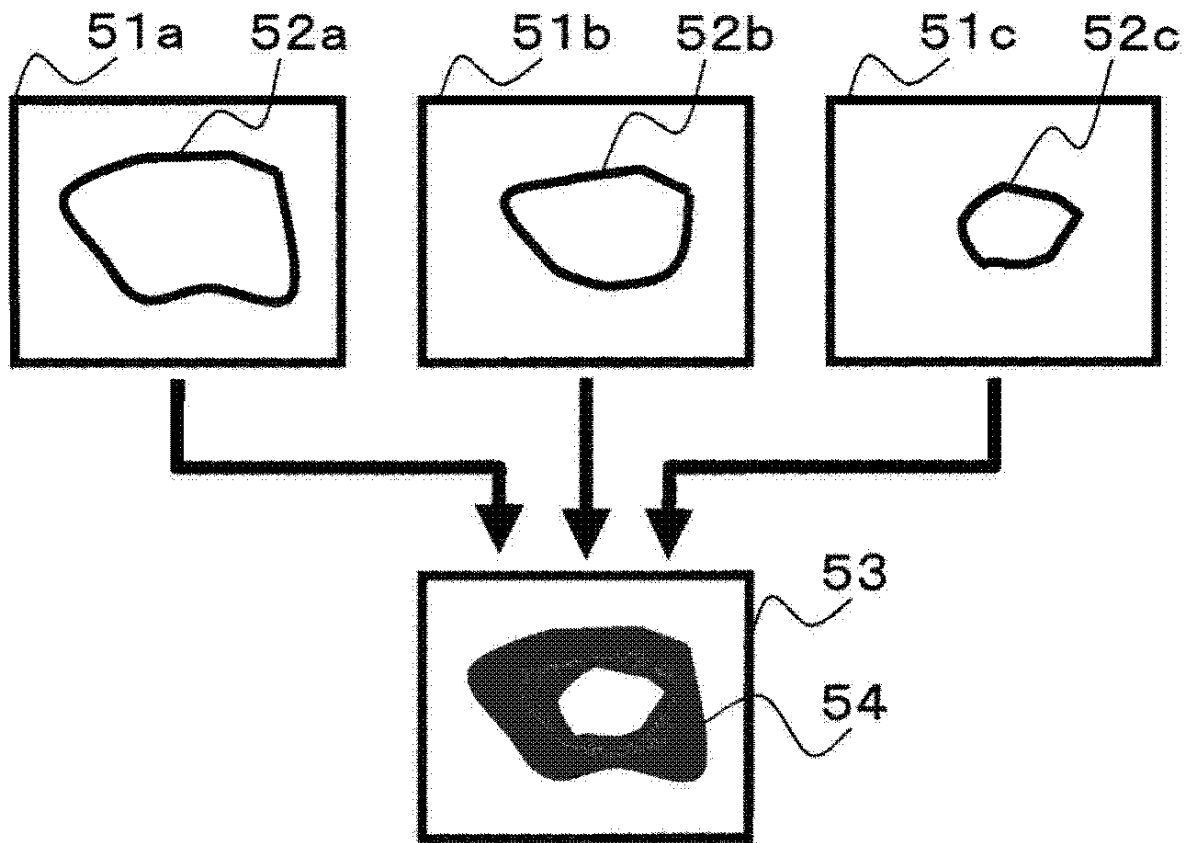
【図 5】



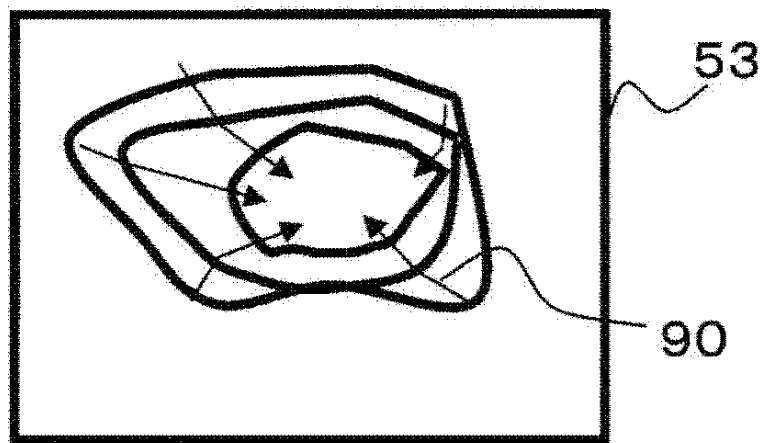
【図 6】



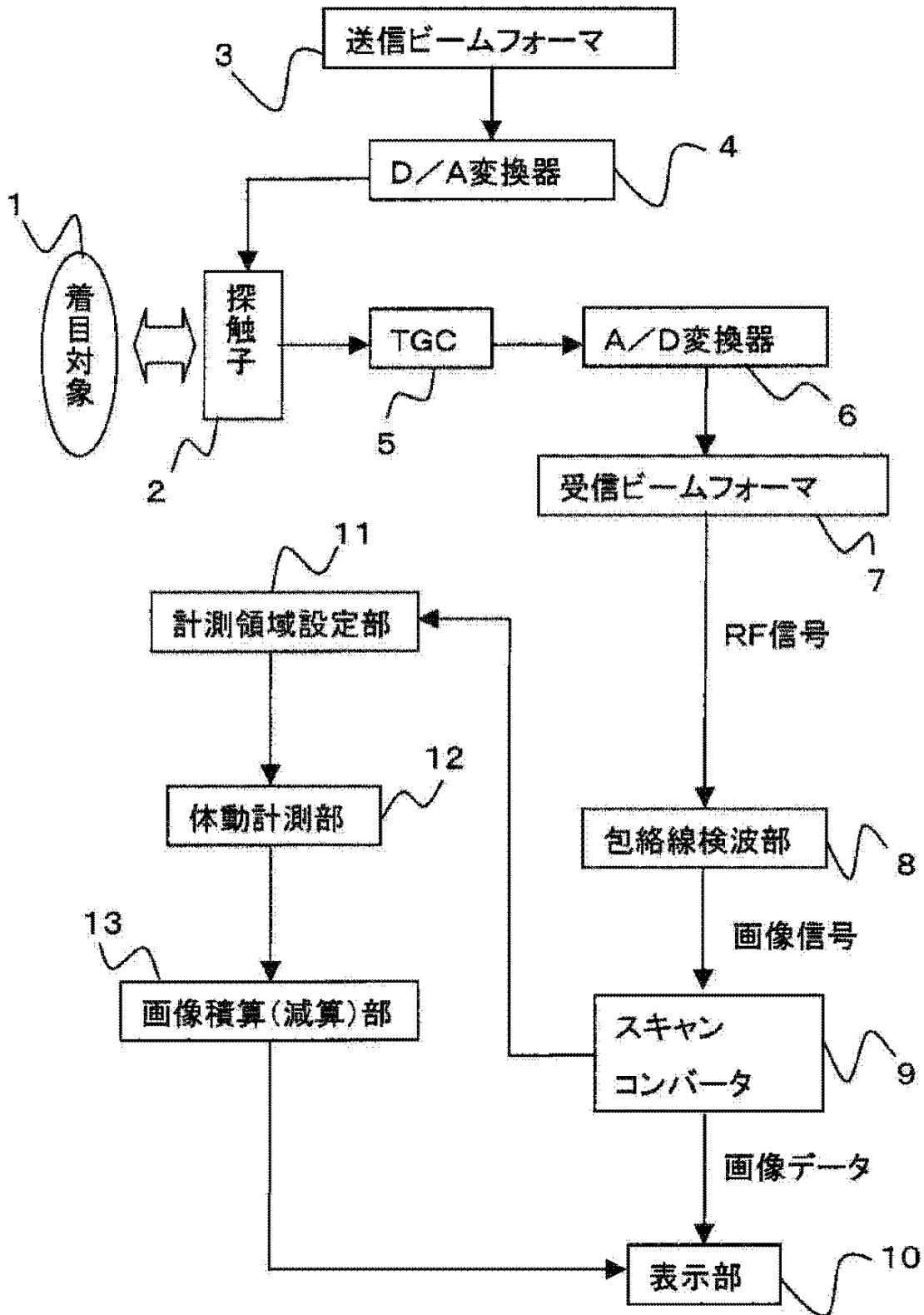
【図 7 A】



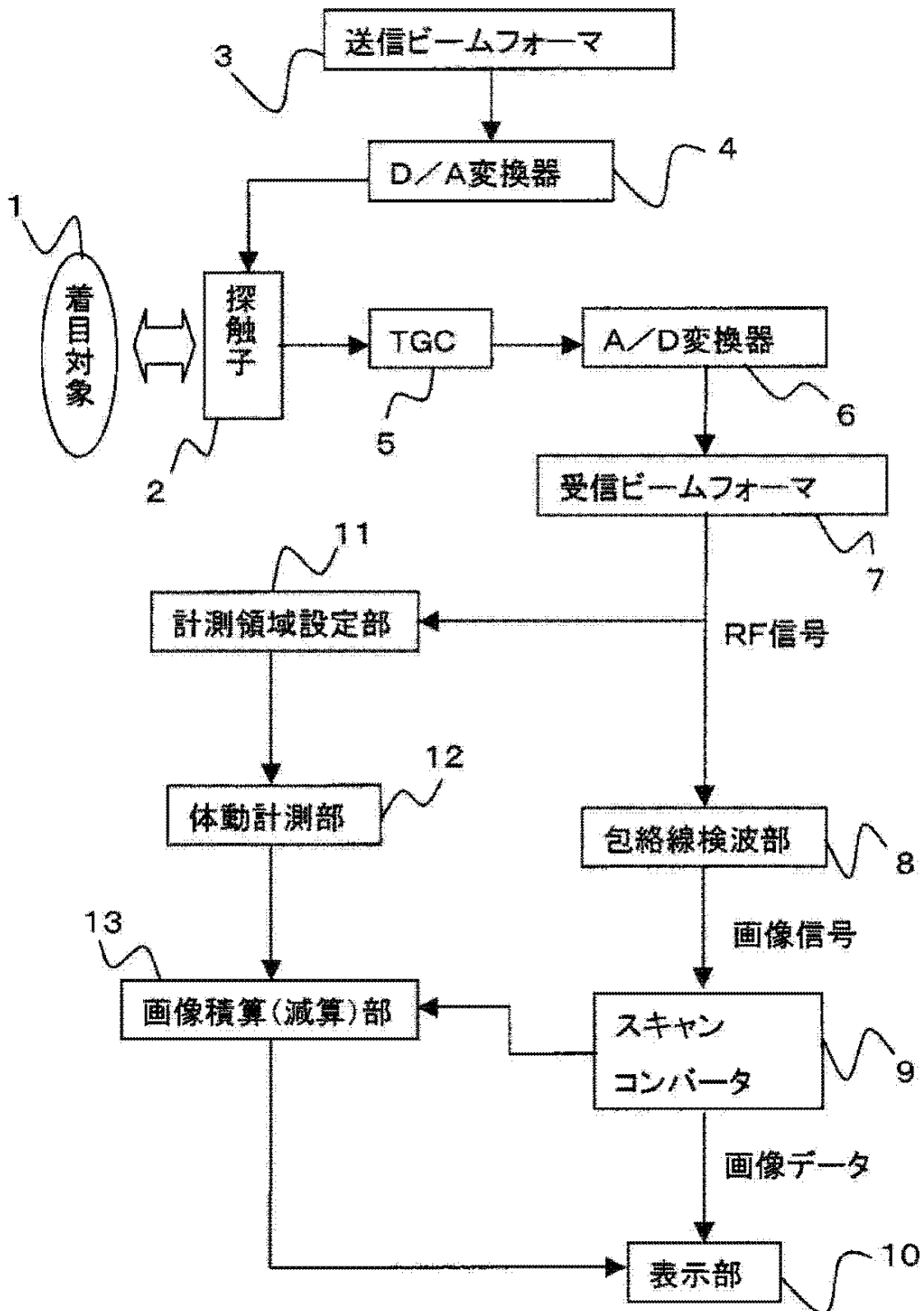
【図 7 B】



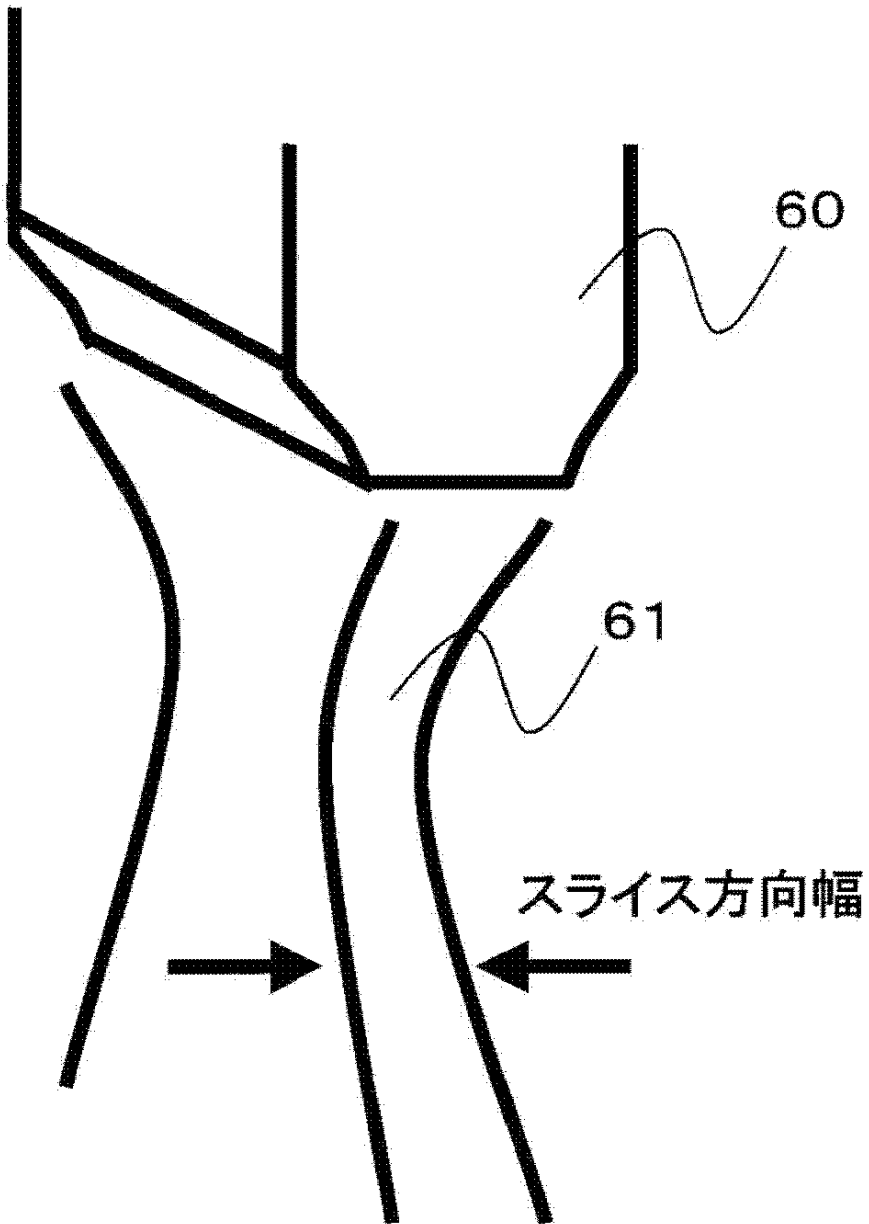
【図 8】



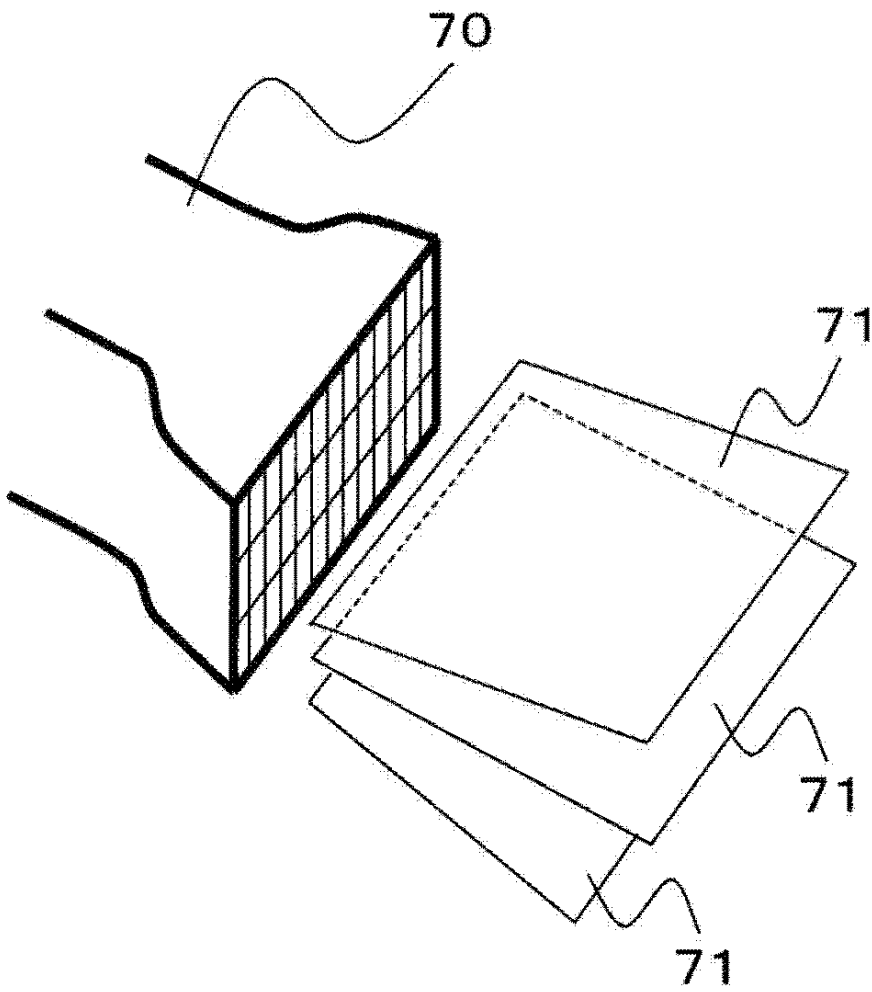
【図9】



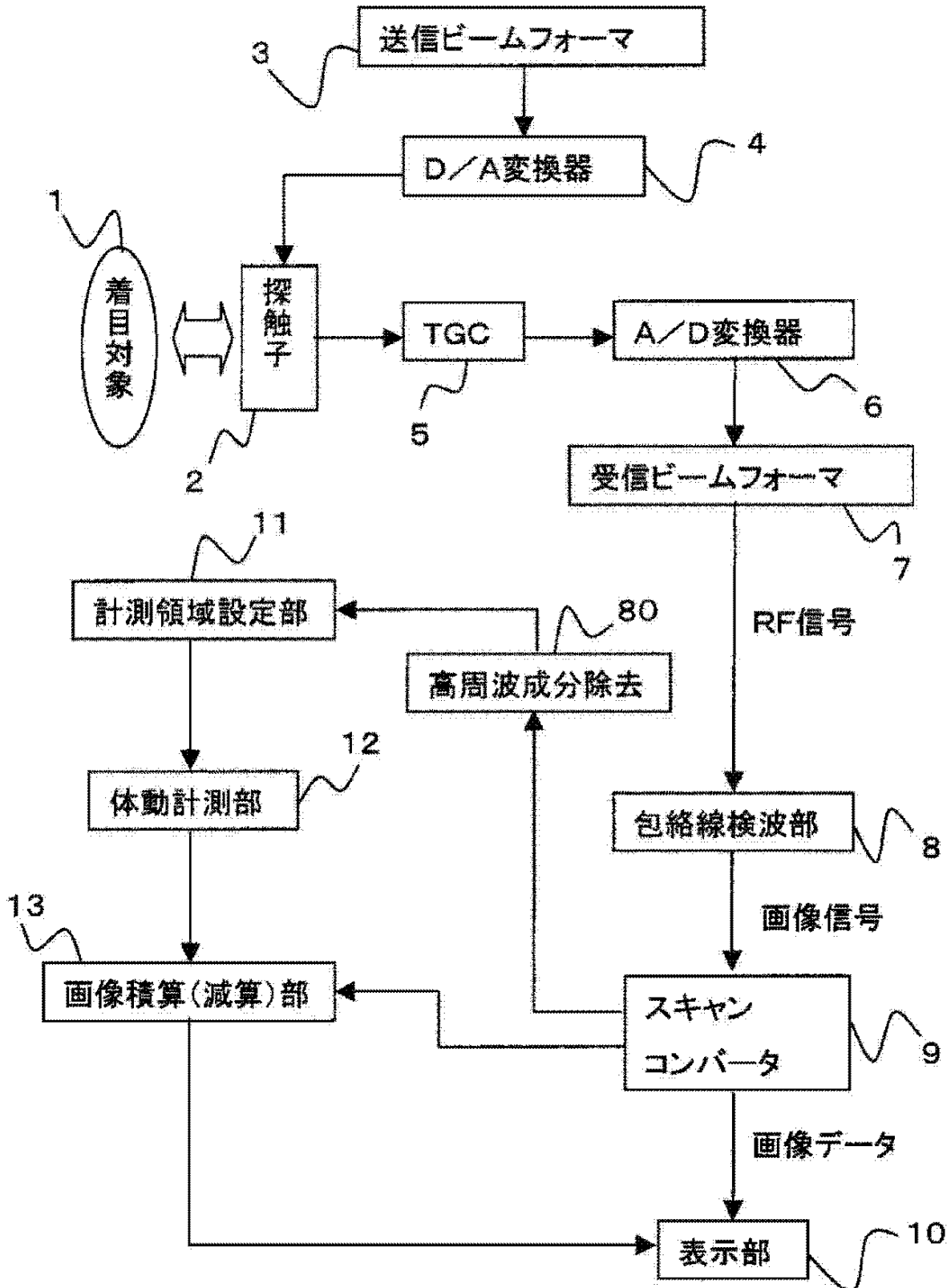
【図 10】



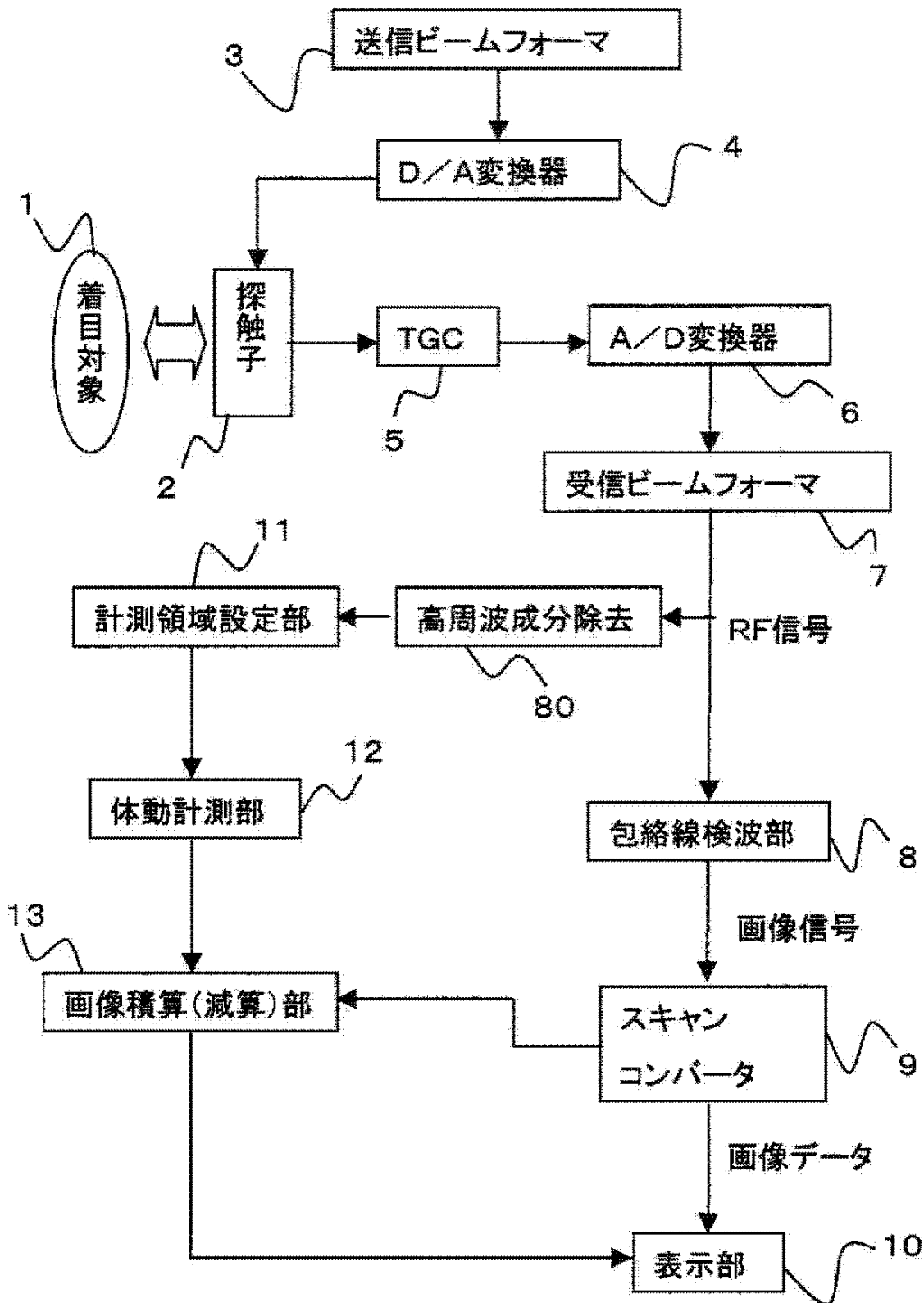
【図 11】



【図12】



【図 1 3】



【手続補正書】

【提出日】平成19年11月27日(2007.11.27)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【参照による取り込み】

【0001】

本出願は、2005年5月20日に出願された日本特許出願第2005-147485号、の優先権を主張し、その内容を参照することにより本出願に取り込む。

【技術分野】

【0002】

本発明は、超音波を用いて着目対象の変形を計測し、体動補正処理を加えた複数画像の積算または減算処理により、経時的に変化する情報を画像化して表示する画像診断装置に関する。

【背景技術】

【0003】

時相が異なる画像を用いて、着目対象の形状や組織の時間的な変化を抽出し、画像化する技術は、治療の効果判定や病変の鑑別などに有用である。例えば、薬剤を投与する前後の腫瘍の大きさを正確に抽出・画像化することで、薬剤の治療効果を早期に判断できる。また、治療部位を目視できない低侵襲治療用のモニタリングツールとして用いれば、着目領域の組織変化を高感度に検出し、正常部位を侵襲しない治療が可能になる。通常、着目対象の時間的な変化は、術者が画像を見比べて判断するか、または骨格などの特徴的な部位を基準にし、比較する画像同士を重畳して判断する。

【0004】

時系列画像を用いることで、超音波造影剤の動きを追跡した血管構造の抽出も可能である。超音波造影剤は、直径数 $\mu\text{m}$ 程度の微小な気泡であり、超音波が照射されると強い非線形信号を生じさせる。静脈から投与された造影剤は血流と共に細部の血管まで浸潤していくため、血管構造が強調された高コントラスト画像が得られる。しかし、抹消部の血管では造影剤濃度が低下するため、十分なS/N比（ノイズに対する信号の割合）で信号が得られなくなる。また、深部領域では照射超音波ビームの音圧低下や、造影剤からの非線形信号の減衰により、やはりS/N比が低下してコントラストが弱くなる。そのため、術者は造影剤の流れを目で追跡し、頭の中で血管構造を判断している。深部領域でS/N比が低下する問題を解決する手段として、深さ方向に撮像領域を分割する手法が提案されている（特開2002-209898）。深さが異なる各領域に対して、造影剤信号が十分に得られる音圧での超音波照射がなされるため、深さ方向における照射音圧の分散が低減される。取得した各画像を繋ぎ合わせ、深部領域においても高いS/N比を維持した画像を取得できる。

【0005】

パルスインバージョンモード（U.S. Patent Number 6,095,980）によれば、造影剤信号の変化が大きい場合においても、RFデータを用いた相互相関演算による体動計測、および画像積算が可能であることが開示されている。パルスインバージョンモードとは、基本波と逆位相の波とを連続して照射し、双方の反射波を積算することで高調波成分を高S/N比で取得する手段である。例えば、基本波 $f_0 = re^{i\theta}$ 、およびそれと逆位相をもつ波 $f_1 = re^{i(\theta - \pi)}$ を照射した場合、各々の反射波には、基本周波数成分の波である $f_0 \cdot re = re^{i\theta}$ と $f_1 \cdot re = re^{i(\theta - \pi)}$ に加え、高周波成分である $f_0 \cdot re^2 = re^{i2\theta}$ と $f_1 \cdot re^2 = re^{i2(\theta - \pi)}$ がそれぞれ含まれる。これらを積算処理することで、基本波成分が消失し、高調波成分が2倍になる。逆に減算処理することで、基本波成分だけが残存して高周波成分が消失する。

【発明の開示】

【0006】

着目対象の時間変化を検出するには、異なる時相で得られた画像同士を比較しなければならない。そのため、着目対象の位置ずれや変形（以下、総称して体動とする）を計測し、補正する手段が不可欠である。特開2002-209898に記載されている技術は、数mm程度

の径を持つ血管構造を抽出するため、1 mm程度の体動であっても正確に計測し、補正しなければ血管構造の描出は難しくなる。

【0007】

そこで、本発明の目的は、着目対象の体動を計測および補正する手段により、異なる時相で得た時系列画像から経時的に変化する情報を抽出・画像化する、画像診断装置を提供することである。

【0008】

上記目的を達成するために、本発明の画像診断装置では、超音波画像を用いて着目対象の撮像面内における体動を計測し、計測した体動分の補正処理を加えながら、時系列画像を積算または減算することにより、着目対象の形状や組織変性などの経時的に変化する情報を画像化し、表示する。

【0009】

以下、本発明の画像診断装置の代表的な構成例について列挙する。

【0010】

(1) 着目対象に対して超音波を送信し、前記着目対象からの反射信号を取得するための超音波探触子と、前記超音波探触子によって取得した反射信号を用いて二次元超音波画像を構成し、その画像面内に前記着目対象の体動計測を行なう計測領域を複数個設定し、前記計測領域内における体動を計測する体動計測部と、前記体動計測部において計測した体動を補正して画像を積算または減算処理し、経時的に変化する情報を抽出する画像積算(減算)部と、前期画像積算(減算)部において得られた画像を表示する画像表示部とを有する。

【0011】

(2) 前記(1)の画像診断装置において、前記体動計測部は、超音波の送受信により得られた二次元超音波画像の面内に、体動計測を行なう計測領域を複数個設定し、前記計測領域内にて体動を計測することを特徴とする。

【0012】

(3) 前記(1)の画像診断装置において、超音波信号を送受信するための超音波探触子は、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。

【0013】

(4) 前記(1)の画像診断装置において、時相の異なる複数枚の画像を積算または減算処理し、着目領域の形状や組織変性などの経時的に変化する情報を画像化することを特徴とする。

【0014】

(5) 前記(4)の画像診断装置において、積算または減算処理に用いる画像は、超音波画像、MRI画像またはX線画像といった形態画像や、PET画像または超音波造影剤画像といった機能画像であることを特徴とする。

【0015】

(6) 着目対象に対して超音波を送受信し、前記着目対象の2次元断層像を得る超音波探触子と、前記超音波探触子によって取得した超音波画像から、前記着目対象の体動を計測するための手段と、計測した体動を補正し、時系列画像を積算または減算処理する手段と、前記積算または減算処理により得られ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。

【0016】

本発明によれば、組織の形状変化や造影剤の流れなどの、複数枚の時系列画像によってのみ知り得る情報の画像化が可能であり、これまで抽象的で定性的であった情報を、医者同士または医者と患者の間で、具体的に共有できる画像を表示できる。

本発明の他の目的、特徴及び利点は添付図面に関する以下の本発明の実施例の記載から明らかになるであろう。

【実施例】

## 【0017】

以下、本発明の実施例について、図面を参照して詳述する。

## 【0018】

図1は、本発明の一実施例になる画像診断装置の構成を示すブロック図である。本実施例の画像診断装置では、着目対象に対して超音波を送受信して二次元断層像（Bモード像）を取得し、前記二次元断層像を複数の計測領域に分割し、前記計測領域において体動を計測する。複数枚の画像を積算または減算し、分割した前記計測領域を用いて再構成した二次元画像を表示する。

## 【0019】

まず、着目対象の超音波画像の取得から、体動補正を加えた積算または減算画像の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。超音波探触子（以下、探触子）2は複数の圧電素子が並べられた構造をもつ。送信ビームフォーマ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、着目対象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、着目対象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が補正された後、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7に送られる。

## 【0020】

受信ビームフォーマ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積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、着目対象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と計測領域設定部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9で走査線間の補間が加えられ、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。計測領域設定部11では、体動を計測するための計測領域が、後述するように構造に応じた最適な大きさに設定され、体動計測部12に送られる。体動計測部12では、前記計測領域内の体動が計測される。体動の計測手法は、相互相関演算または最小二乗法である。画像積算（減算）部13では、前記体動計測部で計測された、体動の速度成分ベクトルに基づいた補正が加えられながら、前記計測領域において画像の積算または減算処理が為され、表示部10に表示される。

## 【0021】

次に、図2のフローチャートに従って、RFデータの取得から表示に至るまでの工程の詳細を説明する。まず、工程1で超音波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、一次元アレイ型と二次元アレイ型がある。二次元アレイ型の場合には任意断面の撮像ができるため、着目している撮像面と直交する方向の画像データを取得し、前記画像データ内における体動を計測することで、着目対象の三次元体動が求まる。その計測結果に応じて、着目している撮像面を変えることで、常に同じ領域を撮像し、着目対象の動き方に左右されずに積算または減算処理をすることができる。

## 【0022】

次に、工程2の計測領域の設定手法について図3A、3Bを用いて説明する。本発明では、超音波画像21に計測領域24を複数個設定し、各計測領域において、最も整合が取れる領域を、次のフレーム内から相互相関演算または最小二乗法により抽出する。一つ一つの計測領域内での動きは変形を伴わない剛体運動と見なし、各計測領域で求めた個々の動きを組み合わせることで、着目対象全体の变形を計測する。

## 【0023】

計測に用いる信号成分として、着目対象の輪郭や組織間の境界などの輪郭成分と、着目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、画像全体に計測領域を設定して移動量を計算する。スペックル成分を用いることで、組織の輪郭のような特徴

的な輝度情報が得られない領域の体動計測が可能となる。計測領域の大きさは、領域内の構造に応じて変える。図3 A, 3 Bには、例として肝臓組織22、肝臓組織内の血管構造23を示した。特徴的な構造物がない部分は、スペックル成分で構成されているため、スペックル成分の約2倍程度の大きさを持つ計測領域が設定される。典型的には、探触子の口径約40mm、周波数10MHz、Fナンバー1の条件下で、方位方向2.5mm、深さ方向1mm程度である。血管構造がある箇所には、その構造が十分に含まれる程度の大きさを持つ領域の設定が為される。

#### 【0024】

次に、工程3の体動計測の手法について説明する。各計測領域において体動を計測するためのフローチャートを、図4に示す。最初に、基盤となる超音波画像フレーム(N)を取得し(工程11)、その画像上に任意個数の計測領域を設定する(工程12)。次に、時間的に連続する次のフレーム(M=N+1)を取得する(工程13)。フレームN上に設定した計測領域と最も整合が取れるフレームM上の領域を、相互相関演算または最小二乗法により抽出し、その位置ずれを体動として計測する(工程14)。続いて、工程13に戻り、次のフレーム(M=N+2)を取得し、フレームNとフレームM(M=N+2)を用いて先と同様の手法により体動計測を行なう。工程13と工程14を繰り返し、フレームNから所望のフレーム枚数に至るまでの着目対象の体動を計測する。

#### 【0025】

体動計測には相互相関演算、または最小二乗法を用いるが、最適な手法は体動計測を行なう信号成分によって異なる。一般的に、相互相関演算の方が、最小二乗法よりも計測感度が高い。そのため、体動計測を行なうフレーム間で、着目している信号成分の変化が大きい場合、正確な計測ができなくなる。例えば、超音波造影剤を用いた場合には、計測領域内で造影剤が激しく動き回るため信号成分の変化が大きく、細かい信号成分の変化に左右されない最小二乗法を用いるのが適している。以下に式で説明する。説明の簡略化のため一次元モデルを仮定し、体動計測を行なう二つの画像を $f_1(x)$ 、 $f_2(x)$ とし、以下のように表す。

#### 【0026】

##### 【数1】

### 数1

$$f_1(x) = f(x) + n_1(x)$$

$$f_2(x) = f(x - \alpha_0) + n_2(x) + n_c(x)$$

#### 【0027】

$n_1(x)$ 、 $n_2(x)$ は画像上のノイズ、 $n_c(x)$ は造影剤信号、 $\alpha_0$ は体動による位置変化を表す。まず、相関演算による計算を $C_1(\alpha)$ とすると、以下のようになる。

#### 【0028】

【数 2】

数2

$$C_1(\alpha) = \int f_1(x-\alpha)f_2(x)dx = \int [f(x-\alpha)+n_1(x-\alpha)][f(x-\alpha_0)+n_2(x)+n_c(x)]dx$$

$$= \int f(x-\alpha)f(x-\alpha_0)dx + \int f(x-\alpha)n_c(x)dx$$

【0 0 2 9】

次に、最小二乗法による計算を $C_2(\alpha)$ とすると、以下のようになる。

【0 0 3 0】

【数 3】

数3

$$C_2(\alpha) = \{\int [f_1(x-\alpha)-f_2(x)]^2 dx\}^{\frac{1}{2}} = \{\int [f(x-\alpha)+n_1(x-\alpha)-f(x-\alpha_0)-n_2(x)-n_c(x)]^2 dx\}^{\frac{1}{2}}$$

$$= \{\int [f(x-\alpha)^2 + f(x-\alpha_0)^2 + n_1(x-\alpha)^2 + n_2(x)^2 + n_c(x)^2 - 2f(x-\alpha)f(x-\alpha_0)$$

$$- 2f(x-\alpha)n_c(x) + 2f(x-\alpha_0)n_c(x)]^2 dx\}^{\frac{1}{2}}$$

【0 0 3 1】

$C_1(\alpha)$ と $C_2(\alpha)$ の各々について $\alpha \rightarrow \alpha_0$ の極限をとると、 $C_1(\alpha)$ の第一項は安定して最大値となるが、第二項は必ずしも最大値にならない。一方、 $C_2(\alpha)$ については、 $\alpha \rightarrow \alpha_0$ の極限をとると、第三項から第五項を除いて0に集束し、第三項から第五項は $\alpha$ によらず安定しているため、 $C_2(\alpha)$ の値としては最小値になる。つまり、造影剤信号が $f(x)$ に対して同等もしくは大きい時には、最小二乗法による体動計測が高精度にできることを意味している。

【0 0 3 2】

体動計測を行なう撮像面（第一撮像面）と直交する第二の超音波探触子を設けることで、より正確な体動計測および画像積算（減算）処理が可能になる。体動計測を前記第一撮像面内で行なう場合に、着目対象が主に第一撮像面と直交する面内（第二撮像面）で動くと、着目している信号成分の輝度変化が大きく、前記第一撮像面内における計測精度が低下する。この計測精度は、前記第一撮像面のスライス方向幅に依存する。図10に示すように、一次元アレイ超音波探触子60から照射される超音波ビーム61は、超音波探触子の口径幅、波長、深さに依存する空間的な広がりを持っている。ここでは、スライス方向のビーム広がりを、スライス方向幅と呼ぶことにする。このスライス方向幅により、一定の範囲内では着目対象がスライス方向へ動いても、計測に十分な感度が得られ、前記第一撮像面内における体動計測が可能である。生体を模擬したファントムを用いた実験により、体動計測を行なう画像間での第二撮像面内における移動量が、第一撮像面のスライス方向幅の約20%程度であれば、第一撮像面内における体動計測が、体動計測を行なう面のピクセルサイズ（10～100 $\mu$ m）程度の精度で可能である。典型例としては、探触子の短軸口径10mm、周波数10MHz、Fナンバー1の条件下で、約0.4mmとなる。また、検査前に着目対象の動きを観察し、スライス方向への動きがスライス方向幅の20%程度となる位置に超音波探触子を固定すれば、第二の撮像面を特に設定する必要は無い。

【0 0 3 3】

次に、工程4の画像積算または減算処理について説明する。着目対象の経時変化を抽出する際に、画像を積算するか、減算するか、または双方を組み合わせて使うのかは、抽出

する情報による。その数例を、以下に説明する。

#### 【0034】

画像を積算するのが有効な一例として、超音波造影剤を用いた血管抽出技術がある。超音波造影剤は、直径数ミクロンの微小な気泡である。したがって、超音波造影剤と同程度の径を持つ微細血管には、造影剤が断続的に入り込む。図5の31a、31b、31cは、時間的に連続して取得した超音波画像である。各画像上には、実際には画像化されていない血管構造32と、前記血管構造に沿って入り込んだ造影剤33が示されている。各画像上における血管構造32の空間的な位置関係は、着目対象の体動のため互いにずれている。この体動を補正し、超音波画像31a、31b、31cを積算することにより、超音波造影剤33の通過パスが抽出され、血管構造が判断できる積算画像34が構成される。この積算処理はBモード画像を用いてもよいが、造影剤信号を強調したコントラストモードが特に有効である。さらに、スライス方向への体動により、血管の立体構造が描出される効果も得られる。スライス方向への体動により撮像面が変化するため、取得した画像データには着目対象の三次元情報が含まれる。これらの画像を積算処理することによりスライス方向への幅を持った透視画像が得られ、血管の立体構造が画像化される。特に、通常スライス方向に蛇行した血管を撮像した場合には、画像上で破線として描出されるが、画像積算処理をすることで、前述した透視画像の効果により、血管としてのライン構造を画像上に描出することができる。

#### 【0035】

また、着目対象の血管構造以外の信号成分（組織成分）を除去することで、より鮮明な血管構造の描出が可能になる。組織成分の除去方法は複数考えられる。第一の方法は、画像を積算していく過程で、数枚または数十枚で構成されるユニットを、画像を取得しながら順次構成し、各ユニットで背景除去を行なう方法である。図6を用いて、ユニットを構成する画像枚数が4枚の時を例に説明する。画像を取得した順に、41a、41b、41c、41dとする。各画像には、経時的に変化しない構造成分44が含まれている。次に、最初に取得した画像41aを背景画像として設定する。ここではユニットの中で最初に取得した画像を背景画像としたが、41b、41c、41dの、いずれを選んでもよい。次に、ユニットを構成している画像41a、41b、41c、41dを積算して積算画像42を構成し、背景画像41aを、ユニットを構成している枚数だけ差し引く。

#### 【0036】

その結果、経時的に変化する造影剤信号のみを抽出した画像43を構成できる。第二の方法は、画像を構成する一画素に着目した方法である。血管構造に対応する一画素においては、造影剤が通過する前後で大きな輝度の高低差が生じる。一方、組織成分は経時的にほとんど変化しないため、上記のような輝度の高低差はない。この性質を利用して組織成分を除去できる。第一の方法と同様にして複数枚の画像からなるユニットを構成する。次に、取得したユニット内の画像を、同一箇所の画素同士で順次比較していき、各画素における最大値、および最小値で構成された画像を描出する。最大値画像は、造影剤信号に対応し、最小値画像は組織成分に対応する。したがって、前記最大値画像から前記最小値画像を差し引くことで、組織成分を除去できる。

#### 【0037】

同様の積算処理をBモード画像で行なうことで、積算処理をしない画像に比べてコントラスト分解能が高い画像を取得できる。その原理は主に二つある。一つは電気ノイズの低減である。Bモード画像を構成するために受信した信号には、組織エコーのような定常的に得られる信号の他に、ランダムに発生する電気ノイズが含まれている。体動補正を加えた積算処理は、特定の場所から定常的に受信される信号を強調するため、画像のダイナミックレンジを高くする。そのため、場所に依らずランダムに発生する信号は、画像上で低い輝度となり、コントラスト分解能が向上する。また、着目対象が血管の場合には、血管内を流れる反射源からのランダムな信号が除去される一方で、定在している構造物は高いコントラストで描出される。そのため、血栓などによる血管梗塞部位を診断する用途にも有効である。もう一つは、スライス方向におけるコンパウンド効果である。この効果は、

超音波造影剤による血管描出技術の説明にて記述した、スライス方向への体動によるものである。スライス方向への体動により、実効的にスライス方向に多段的に超音波照射がなされ、組織輪郭の強調やスペックル成分の除去といった効果を得ることができる。

#### 【0038】

以上に説明した画像積算技術においては、スライス方向の体動は、積算する画像面内での体動計測感度を低下させる要素ではなく、レンダリング効果やコンパウンド効果といった、有効な作用をもたらす。この効果を最大限に利用するためには、スライス方向に超音波の送信ビームを広げるか、機械的または電子的に撮像面を動かす必要がある。前者は、積算するための個々の画像の空間分解能を劣化させるだけでなく、体動計測の感度低下の原因になりうるため、後者の方が実用的な手法である。図11にスライス方向に撮像面を電子的にオブリークさせるための二次元アレイ超音波探触子70の例を示す。各撮像面71においては超音波探触子に具備されている音響レンズによってスライス方向のビームは絞られている。スライス方向への撮像面のオブリークは数mm程度であるため、スライス方向のチャンネル数は、方位方向に比べて少なくてもよい。この場合には音響レンズの影響を考慮した位相遅延処理が必要になる。スライス方向のチャンネル数が、音響レンズと同等程度の効果が得られる程度に備えられている場合には、音響レンズは不要である。これにより、スライス方向への体動が少ない対象においても、透視画像の効果やコンパウンド効果を得ることができる。

#### 【0039】

次に、画像を減算する例としては、腫瘍の形状や低侵襲治療の組織変性などの、形状変化の画像化がある。図7A、7Bを用いて説明する。画像の取得から画像減算処理に至る工程は図2の通りで、前述した超音波造影剤による血管構造描出と同様である。体動計測した後の画像を時系列順に、図7Aの51a、51b、51cとする。着目している組織は、各画像上に52a、52b、52cとして示す。各画像同士による減算処理により、画像間で生じた組織の形状変化を画像化することができる（図7B、減算処理画像53）。さらに、この変化を色のグラデーションで示すことで（図7A、グラデーション処理画像54）、着目している組織の形状変化を、正確にかつ客観性のある画像として表示することができる。また、形状変化を等高線のように表示し、変化の過程をベクトル90で示す表示形態も考えられる。これにより、全体的な大きさだけでなく、局所的な形状変化の過程を示す画像を表示することができる。

#### 【0040】

図1のブロック図に示すように、体動計測および画像の積算（減算）処理はRFデータを用いたが、これ以外にも、図8に示すように、スキャンコンバータ9からの画像データを用いて、体動計測および積算（減算）処理することもできる。また、図9に示すように、体動計測はRFデータを用いて、積算（減算）処理は、スキャンコンバータ9からの画像データを用いてもよい。

#### 【0041】

本発明はパルスインバージョンモードにおいても適用可能である。パルスインバージョンモードとは、背景技術でも説明したように、基本波と逆位相の波とを連続して照射し、双方の反射波を積算することで高調波成分を高S/N比で取得する手段である。積算処理することで、基本波成分が消失し、高調波成分が2倍になる。逆に減算処理することで、基本波成分だけが残存して高周波成分が消失する。したがって、前述した積算処理により、高調波成分である造影剤信号が強調された画像（造影剤画像）が構成でき、逆に減算処理をすることで、高調波成分が除去された組織成分のみの画像（組織画像）を得ることができる。そのため、信号の変化が緩やかな組織画像により体動計測を行ない、積算（減算）処理を造影剤画像により行なうことで、高精度な体動補正による画像積算が実現し、血管構造を抽出した画像を表示することができる。

#### 【0042】

また、フィルタ処理によって電気ノイズや造影剤信号といった高周波成分を除去した画像を用いて体動計測を行ない、積算（減算）処理はフィルタ処理をしない画像で行なう手

法もある。例えば、図12のブロック図において、スキャンコンバータ9から高周波成分除去部80および画像積算（減算）部13に画像データを送る。または、図13のブロック図に示すように、RFデータを高周波成分除去部80に送り、体動計測を行なう。そして、体動計測の結果に基づいた画像積算（減算）処理は、スキャンコンバータ9からの画像を用いる手法である。

【0043】

以下に、本発明の実施形態について説明する。画像表示に要する時間は主に二つの要素で決まり、一つは積算する画像の取得時間、もう一つは積算処理に要する時間である。画像の取得時間に関しては、取得する枚数と設定するフレームレートで決まり、2～3秒を要する。そのため、最初に表示される積算画像は数秒前の画像となる。次に表示する積算画像に関しては、1フレーム取得する度に、既に取得してある画像データから最初のフレームを除いた画像を読み出し、取得した画像を加えて積算処理することで、リアルタイムでの画像表示が可能になる。そのため、術者はBモードにて着目対象をスクリーニングし、所望の位置で探触子の動きを緩めることで、自動的に積算処理が行なわれる形態が可能である。

上記記載は実施例についてなされたが、本発明はそれに限らず、本発明の精神と添付の請求の範囲の範囲内で種々の変更および修正をすることができるとは当業者に明らかである。

【図面の簡単な説明】

【0044】

【図1】 本発明の実施例になる画像診断装置の構成を示すブロック図。

【図2】 実施例の画像診断装置において、RFデータの取得から画像の積算または減算処理に至る動作を説明するフローチャート図。

【図3A】 実施例の画像診断装置において、複数個の計測領域の設定を示す図。

【図3B】 実施例の画像診断装置において、複数個の計測領域の設定を示す図。

【図4】 実施例の画像診断装置において、計測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5】 実施例の画像診断装置において、造影剤信号による血管構造の抽出方法を表す図。

【図6】 実施例の画像診断装置において、血管構造以外の信号を除去する方法を表す図。

【図7A】 実施例の画像診断装置において、減算処理による組織の形状変化の画像化を表す図。

【図7B】 実施例の画像診断装置において、減算処理による組織の形状変化の画像化を表す図。

【図8】 実施例の画像診断装置において、スキャンコンバータからのデータにより、体動計測および画像積算（減算）処理を行なう場合のブロック図。

【図9】 実施例の画像診断装置において、RFデータにより、体動計測を行ない、スキャンコンバータからのデータにより画像積算（減算）処理を行なう場合のブロック図。

【図10】 超音波探触子および超音波ビームの空間的広がりを示す図。

【図11】 二次元アレイ探触子と、スライス方向への撮像面走査。

【図12】 実施例の画像診断装置において、スキャンコンバータからのデータに高周波成分除去処理をした画像で体動計測を行い、高周波成分除去処理をしない画像で積算（減算）処理をする場合のブロック図。

【図13】 実施例の画像診断装置において、RFデータに高周波成分除去処理をした画像で体動計測を行い、スキャンコンバータからの画像により積算（減算）処理をする場合のブロック図。

【手続補正2】

【補正対象書類名】 特許請求の範囲

【補正対象項目名】 全文

【補正方法】 変更

## 【補正の内容】

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

画像面内に着目対象の体動計測に用いる計測領域を複数個設定する計測領域設定部と、前記計測領域設定部で設定した計測領域内の動きおよび変形量を検出する体動計測部と

、前記体動計測部で計測した体動に基づいて、複数の画像を積算または減算処理をする画像積算・減算部と、

前記画像積算・減算部で処理した画像を表示する画像表示部とを有することを特徴とする画像診断装置。

## 【請求項 2】

請求項 1 に記載の画像診断装置において、医用画像は着目対象に対して超音波を送信し、前記着目対象からの反射信号を取得するための超音波探触子と、前記超音波探触子によって取得した反射信号を用いて二次元超音波画像を構成することを特徴とする画像診断装置。

## 【請求項 3】

請求項 2 に記載の画像診断装置において、血管や組織輪郭などの特徴的な構造がある場合には、前記構造を含む計測領域設定をし、スペックル成分で構成されている領域では、前記スペックル成分の 2 倍程度の計測領域設定をし、計測領域を設定する部位に応じて最適な計測領域を設定することを特徴とする画像診断装置。

## 【請求項 4】

請求項 3 に記載の画像診断装置において、前記超音波探触子は、それぞれ、複数の圧電素子が一次元もしくは二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画像診断装置。

## 【請求項 5】

請求項 2 に記載の画像診断装置において、二次元アレイ探触子では体動計測する第一の面に直交する第二の撮像面を取得し、第二の撮像面内における着目対象の動きに伴い、第一の撮像面を移動させ、定常的に同一撮像面を取得することを特徴とする画像診断装置。

## 【請求項 6】

請求項 2 に記載の画像診断装置において、基本波と逆位相の波とを連続して照射し、双方の反射波を積算することで高調波成分を高 S/N 比で取得するパルスインバージョンモードにおいて、前記反射波を減算することで得られる基本波成分により体動計測を行ない、高調波成分を用いて画像積算（減算）処理し、表示画像を構成することを特徴とする画像診断装置。

## 【請求項 7】

前記計測領域設定部は、着目対象の構造に応じて領域設定を行なうことを特徴とする請求項 1 に記載の画像診断装置。

## 【請求項 8】

前記画像積算・減算部は、時間的に連続して取得された前記複数の画像について、前記体動に基づいて積算することを特徴とする請求項 1 に記載の画像診断装置。

## 【請求項 9】

前記画像積算・減算部は、前記複数の画像について、少なくとも一部の前記画像で構成される少なくとも 1 つのユニットを構成し、前記ユニットの積算画像を積算し、1 の前記画像を前記ユニットの画像数だけ積算した積算された背景画像を積算し、前記積算画像から前記積算された背景画像を減算することを特徴とする請求項 1 に記載の画像診断装置。

## 【請求項 10】

前記画像積算・減算部は、前記複数の画像について、少なくとも一部の前記画像で構成される少なくとも 1 つのユニットを構成し、前記ユニット内で前記画像の画素の各々についての輝度最大値から構成する第 1 画像と輝度最小値から構成する第 2 画像とを作成し、前記第 1 画像から前記第 2 画像を演算することを特徴とする請求項 1 に記載の画像診断装

置。

## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2006/309939
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08 (2006.01) i		
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) A61B8/08		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2006 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2006 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2006		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 5-220138 A (Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 31 August, 1993 (31.08.93), Full text; all drawings & US 5495846 A & EP 629378 A1	1, 2, 8 9 3-7, 10
X A	JP 8-307771 A (Toshiba Corp.), 22 November, 1996 (22.11.96), Full text; all drawings (Family: none)	1 2-10
Y	JP 5-38340 A (Hitachi Medical Corp.), 19 February, 1993 (19.02.93), Full text; all drawings (Family: none)	9
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 application or patent 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 "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 09 August, 2006 (09.08.06)		Date of mailing of the international search report 22 August, 2006 (22.08.06)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2006/309939

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 11-262489 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 28 September, 1999 (28.09.99), (Family: none)	5
A	JP 2002-85409 A (Toshiba Corp.), 26 March, 2002 (26.03.02), & US 2002/35329 A1	7
A	JP 2001-157677 A (Hitachi Medical Corp.), 12 June, 2001 (12.06.01), (Family: none)	1-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2006/309939	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08 (2006, 01) i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2006年 日本国実用新案登録公報 1996-2006年 日本国登録実用新案公報 1994-2006年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
X	JP 5-220138 A (横河 <sup>テ</sup> ィカルシステム株式会社)	1, 2, 8	
Y	1993.08.31 全文、全図	9	
A	&US 5495846 A &EP 629378 A1	3-7, 10	
X	JP 8-307771 A (株式会社東芝)	1	
A	1996.11.22 全文、全図 (ファミリーなし)	2-10	
Y	JP 5-38340 A (株式会社日立 <sup>テ</sup> ィコ)	9	
	1993.02.19 全文、全図 (ファミリーなし)		
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 09.08.2006		国際調査報告の発送日 22.08.2006	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 後藤 順也	2Q 3101
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

様式PCT/ISA/210 (第2ページ) (2005年4月)

## 国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 6 / 3 0 9 9 3 9

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 11-262489 A (ジーイー横河デジタルシステム株式会社) 1999. 09. 28 (ファミリーなし)	5
A	JP 2002-85409 A (株式会社東芝) 2002. 03. 26 &US 2002/35329 A1	7
A	JP 2001-157677 A (株式会社日立製作所) 2001. 06. 12 (ファミリーなし)	1-10

## 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, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, 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, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(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

(72)発明者 川畑 健一

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 佐々木 一昭

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 梅村 晋一郎

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

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB03 DE06 DE10 DE14 EE10 GB04 GB06 JC06 JC09

JC18 JC23 JC37 KK12 LL02 LL33

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	图像诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2006123742A1</a>	公开(公告)日	2008-12-25
申请号	JP2007516338	申请日	2006-05-18
[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		
[标]发明人	吉川秀樹 東隆 川畑健一 佐々木一昭 梅村晋一郎		
发明人	吉川 秀樹 東 隆 川畑 健一 佐々木 一昭 梅村 晋一郎		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B5/11 A61B8/08 A61B8/461 A61B8/463 G06T5/50 G06T7/223 G06T2207/10132 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/DE14 4C601/EE10 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JC06 4C601/JC09 4C601/JC18 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/LL02 4C601/LL33		
代理人(译)	邦明清水		
优先权	2005147485 2005-05-20 JP		
其他公开文献	JP4842933B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

一种超声探头 ( 2 ) , 其中用于将超声波发射到感兴趣对象 ( 1 ) 并从感兴趣对象获取反射信号的压电元件以阵列形式排列, 超声波探头, 在图像平面中设置用于感兴趣目标的体动测量的多个测量区域, 并测量测量区域中的体动和变形量一种图像处理装置, 包括: 身体运动测量单元 ( 12 ) ;以及图像积分 ( 减法 ) 单元, 用于通过使用由身体运动测量单元测量的身体运动来整合或减去图像, 一种图像诊断设备, 可以及时显示。

$$f_1(x) = f(x) + n_1(x)$$

$$f_2(x) = f(x - a_0) + n_2(x) + n_c(x)$$