

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-305377  
(P2004-305377A)

(43) 公開日 平成16年11月4日(2004.11.4)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>**A61B 8/00**  
**G06T 1/00**  
**G06T 3/00**

F 1

A 61 B 8/00  
G 06 T 1/00  
G 06 T 1/00  
G 06 T 3/00

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1  
5 B 0 5 0  
5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号  
(22) 出願日特願2003-101811(P2003-101811)  
平成15年4月4日(2003.4.4)

(71) 出願人 000001993  
株式会社島津製作所  
京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地

(71) 出願人 500420627  
メディアクロス株式会社  
東京都中野区東中野1丁目56番4号

(74) 代理人 100095670  
弁理士 小林 良平

(72) 発明者 加藤 潤一  
京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内

(72) 発明者 伊藤 正男  
東京都中野区東中野1丁目56番4号 メディアクロス株式会社内

最終頁に続く

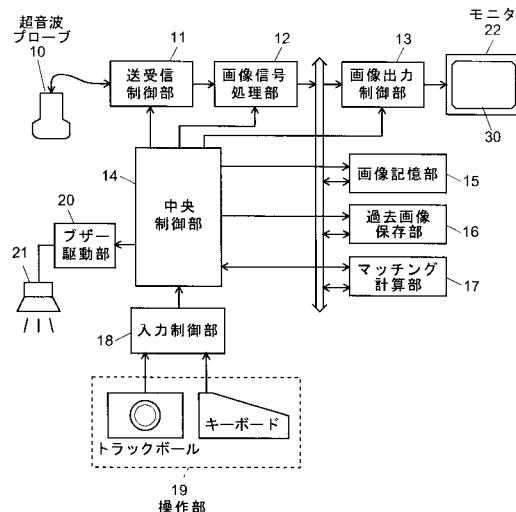
(54) 【発明の名称】超音波診断装置

## (57) 【要約】

【課題】同一被検者に対して常にほぼ同一部位の超音波画像を取得することによりIMTを精度よく算出し、動脈硬化等の診断の正確性を高める。

【解決手段】被検者に対して現時点で走査している走査画像をモニタ22の画面内に半透明表示するとともに、同一被検者に対する前回の測定時の超音波画像データを過去画像保存部16から読み出して参照画像として同一画面内に表示する。また、マッチング計算部17は走査画像と参照画像との類似性を画素単位で評価した指標値を算出し、その結果をレベルインジケータとして上記画面内に同時に表示する。検査者はこうした表示が成されたモニタ22を見ながら、走査画像が参照画像とほぼ完全に重なるように超音波プローブ10の位置や向きを調整し、更にマッチング度合が最良になるように微調整を行って画像のフリーズ操作をする。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波プローブにより被検者の体内から取得された情報に基づいて超音波画像を構成して表示手段の画面内に表示する超音波診断装置において、

- a ) 過去に計測された超音波画像データを保存しておく過去画像保存手段と、
  - b ) 被検者に対し現時点で走査している超音波画像を前記表示手段の画面内に走査画像として表示すると共に、前記過去画像保存手段に保存されている同一被検者に対する過去の画像データを読み出して参照画像として前記画面内に表示する表示制御手段と、
  - c ) 前記表示手段の画面内に表示されている前記走査画像と前記参照画像との類似性を評価する画像評価手段と、
  - d ) 該画像評価手段による評価結果に基づく情報を計測部位の位置合わせ情報として検査者に提供する評価情報提供手段と、
- を備えることを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記評価情報提供手段は、前記評価結果に基づく情報を、前記走査画像及び参照画像が表示されている前記表示手段の画面内の一部に表示することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記評価情報提供手段は、前記評価結果に基づく情報を、音の発生又は変化によって検査者に提供することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記画像評価手段は、前記走査画像と前記参照画像とについて画素単位でのマッチングを評価することを特徴とする請求項1～3のいずれかに記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

走査中に順次得られる超音波画像データとその画像に対する前記評価結果とを関連付けて記憶しておく走査中画像記憶手段と、走査の終了後に、前記評価結果に基づいて前記参照画像との類似性が最も高い走査画像を前記走査中画像記憶手段から検索する画像選択手段と、を備えることを特徴とする請求項1～4のいずれかに記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

超音波プローブにより被検者の体内から取得された情報に基づいて超音波画像を構成して表示手段の画面内に表示する超音波診断装置において、

- a ) 過去に計測された超音波画像データを保存しておく過去画像保存手段と、
  - b ) 被検者に対し現時点で走査している超音波画像を前記表示手段の画面内に走査画像として表示すると共に、前記過去画像保存手段に保存されている同一被検者に対する過去の画像データを読み出して参照画像として前記画面内に表示し、且つその走査画像と参照画像のいずれか一方を半透明表示とし、他方を実像表示とする表示制御手段と、
- を備えることを特徴とする超音波診断装置。

**【発明の詳細な説明】****【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は超音波診断装置に関し、更に詳しくは、頸動脈超音波画像から内膜中膜複合体厚を計測するために好適な超音波診断装置に関する。

**【0002】****【従来の技術】**

動脈硬化の診断の一手法として、頸動脈の血管の内膜中膜複合体厚 (Intima - Media Thickness : 以下、IMTと略す) を測定し、これを動脈硬化診断の指標とする方法が従来より知られている。頸動脈を超音波診断装置で撮像した超音波画像に基づいてIMTを算出する手法については、例えば特許文献1等に記載されている。

**【0003】****【特許文献1】**

10

20

40

50

特許 2 8 8 9 5 6 8 号公報

【 0 0 0 4 】

【発明が解決しようとする課題】

こうした装置を用いて動脈硬化の進行度合を調べたり治療効果を確認したりするためには、或る程度長期間に亘って、同一被検者の同一部位のIMTを正確に計測することが必要となる。具体的に言えば、IMTの年進展率は0.01mm程度と非常に小さな量を問題にすることが多いため、計測部位の僅かなずれが診断結果の正確性に大きな影響を及ぼす。

【 0 0 0 5 】

しかしながら、従来、こうした計測において超音波プローブを押し当てる計測部位の決定は、検査者の熟練や技量に頼ることが多かった。特に、頸部などの表面が平坦でない身体部位に対し毎回同一部位の計測を行うことは、熟練した検査者にとっても非常に困難を伴う作業であった。

【 0 0 0 6 】

本発明はかかる課題を解決するために成されたものであり、その目的とするところは、検査者の熟練や技量に頼ることなく、同一被検者に対して常にほぼ同一の部位のIMT測定を行うことができる超音波診断装置を提供することにある。

【 0 0 0 7 】

【課題を解決するための手段、及び効果】

上記課題を解決するために成された第1発明は、超音波プローブにより被検者の体内から取得された情報に基づいて超音波画像を構成して表示手段の画面内に表示する超音波診断装置において、

- a ) 過去に計測された超音波画像データを保存しておく過去画像保存手段と、
- b ) 被検者に対し現時点で走査している超音波画像を前記表示手段の画面内に走査画像として表示すると共に、前記過去画像保存手段に保存されている同一被検者に対する過去の画像データを読み出して参照画像として前記画面内に表示する表示制御手段と、
- c ) 前記表示手段の画面内に表示されている前記走査画像と前記参照画像との類似性を評価する画像評価手段と、
- d ) 該画像評価手段による評価結果に基づく情報を計測部位の位置合わせ情報として検査者に提供する評価情報提供手段と、

を備えることを特徴としている。

【 0 0 0 8 】

この第1発明に係る超音波診断装置では、そのときの走査により得られる超音波画像（走査画像）と同一被検者の前回の計測時の超音波画像（参照画像）とが同時に表示手段の画面内に表示される。従って、検査者は、走査画像と参照画像とを見比べながら超音波プローブを移動させたり方向を変えたりすることによって、前回の計測時と近い計測部位を容易に見つけ出すことができる。また、超音波画像の目視上の比較だけでは最適な位置合わせを行うことは難しいが、評価情報提供手段により、走査画像と参照画像との類似性を表す情報が提供されるので、この情報を参考にして、前回の計測時とほぼ同一の計測部位を容易に探し当てることができる。

【 0 0 0 9 】

従って、第1発明に係る超音波診断装置によれば、同一被検者に対して常にほぼ同一部位の超音波画像を得ることができ、それによってほぼ同じ箇所でIMT測定を行うことが可能となる。その結果、非常に微小なIMTの変化でも正確に捉えることができ、動脈硬化などの疾病的診断や治療効果の確認などを高い信頼性で以て行うことができる。また、従来、計測の精度が検査者の技量や熟練度に依存していたのに対し、こうした依存性が軽減できるので、検査者の違いによる精度のばらつきを大幅に減らすことができる。

【 0 0 1 0 】

第1発明に係る超音波診断装置において、前記評価情報提供手段としては様々な態様のものが考えられるが、一実施態様として、評価情報提供手段は、前記評価結果に基づく情報

10

20

30

40

50

を、前記走査画像及び前記参照画像が表示されている前記表示手段の画面内的一部分に表示する構成とすることが好ましい。

【0011】

この構成によれば、検査者は走査画像と参照画像とを比べつつ、同時に両画像の類似性の評価結果を目視で容易に確認することができる。従って、計測部位の決定を効率的に行うことができる。

【0012】

また別の実施態様として、評価情報提供手段は、前記評価結果に基づく情報を、音の発生又は変化によって検査者に提供する構成としてもよい。この構成によれば、検査者は目では走査画像と参照画像とを追いながら、その画像の類似の程度を耳で聞く音の有無や変化によって判断することで、最適な計測部位を容易に見つけることができる。従って、計測部位の決定を効率的に行うことができる。10

【0013】

また、前記画像評価手段は、前記走査画像と前記参照画像とについて画素単位でのマッチングを評価する構成とすることができます。この構成によれば、厳密に両画像の類似性が評価されるので、高い精度で同一部位の計測を行うことができる。

【0014】

更にまた、第1発明に係る超音波診断装置では、走査中に順次得られる超音波画像データとその画像に対する前記評価結果とを関連付けて記憶しておく走査中画像記憶手段と、走査の終了後に、前記評価結果に基づいて前記参照画像との類似性が最も高い走査画像を前記走査中画像記憶手段から検索する画像選択手段と、を備える構成とすることが好ましい。20

【0015】

この構成によれば、最も類似性が高いと評価される計測部位が見い出されたときに走査を終了させる（つまり最終的な超音波画像を残す）ことができなくとも、走査中画像記憶手段には或る程度遡った期間中に取得された超音波画像データが残されているので、画像選択手段により、最も類似性が高いつまり前回の計測時とほぼ同一部位の超音波画像を確実に得ることができる。

【0016】

また上記課題を解決するために成された第2発明は、超音波プローブにより被検者の体内から取得された情報に基づいて超音波画像を構成して表示手段の画面内に表示する超音波診断装置において。30

- a) 過去に計測された超音波画像データを保存しておく過去画像保存手段と、
- b) 被検者に対し現時点で走査している超音波画像を前記表示手段の画面内に走査画像として表示すると共に、前記過去画像保存手段に保存されている同一被検者に対する過去の画像データを読み出して参照画像として前記画面内に表示し、且つその走査画像と参照画像のいずれか一方を半透明表示とし、他方を実像表示とする表示制御手段と、を備えることを特徴としている。

なお、ここでいう実像表示とは、半透明表示とは異なり下地の画像が透過して見えない表示であるという意味である。40

【0017】

この第2発明に係る超音波診断装置では、例えば走査中に得られる走査画像が半透明な画像として、また同一被検者の参照画像が実像として同一の画面内に表示される。従って、検査者は、半透明な走査画像を参照画像の上に重ねて同一像の輪郭のずれなどを確認しながら、超音波プローブを移動させたり方向を変えたりして両画像ができるだけ一致する状態を見つける。これにより、前回の計測時と近い計測部位を容易に且つ迅速に見つけ出すことができる。

【0018】

【発明の実施の形態】

以下、第1及び第2発明の一実施例による超音波診断装置について、図1～図3を参照し50

つつ説明する。図1は本実施例による超音波診断装置の要部のブロック構成図、図2及び図3は本実施例の超音波診断装置における表示画像の一例を示す図である。

#### 【0019】

超音波プローブ10は被検者(図示しない)の身体に押し当てられ、送受信制御部11による制御の下に、その被検者の体内に超音波を送波するとともに該体内からの反射波を受波する。その受信信号は画像信号処理部12へと入力され、所定の演算処理が行われることによって超音波画像が構成される。取得された超音波画像データは画像出力制御部13に入力され、モニタ22の画面30上に表示可能である形式に変換されるとともに、画像記憶部(走査中画像記憶手段)15に記憶される。画像記憶部15は、所定枚数又は所定時間に生成される超音波画像を自動的且つ連続的に記憶しておくものである。一方、過去画像保存部(過去画像保存手段)16は多数の被検者に対して実行された測定で取得され、検査者又は医師等によって保存が指示された超音波画像を保存しておくものである。また、マッチング計算部(画像評価手段)17は2枚の超音波画像の画素(ピクセル)単位での類似性を判断する指標値を計算するものであり、その詳細は後述する。

#### 【0020】

上記各部の動作はCPU等を含む中央制御部14により制御され、中央制御部14には、入力制御部18を介してキーボードやトラックボール(又は他のポインティングデバイス)などの操作部19から操作信号が入力される。また、中央制御部14はブザー駆動部20を介してブザー21を鳴動させる。なお、中央制御部14を中心とする各部の機能は、超音波プローブ10などの入出力装置を除いて、実質的にパーソナルコンピュータと同様の構成を有し、該コンピュータ上で動作する制御プログラムによって上記各部の機能が達成される。

#### 【0021】

本実施例の超音波診断装置は、IMTを計測する際に計測部位の決定を補助するための処理動作に特徴がある。次に、この点について詳しく説明する。

#### 【0022】

検査者は被検者AのIMT計測を行うに先立ち、その被検者Aに関する過去の直近のIMT計測時の超音波画像を呼び出すべく、操作部19で所定の操作を行う。その操作信号を受けた中央制御部14は、過去画像保存部16に保存されている画像データの検索を行う。該当する画像データは過去画像保存部16から読み出されて画像出力制御部13へと送られ、図2に示したように、モニタ22の画面30内の一部に参照画像31として表示される。また、この参照画像31に対応する画像データはマッチング計算部17へも並行して送られる。

#### 【0023】

次に、検査者は被検者Aの身体で前回の計測とほぼ同じ部位に超音波プローブ10を押し当て超音波画像の撮像を開始するための操作を行う。この操作により所定のフレームレートで超音波画像が取得され、その画像データは画像信号処理部12から画像出力制御部13へ送られ、モニタ22の画面30内に走査画像32として半透明状態で表示される。上記参照画像31の表示位置は画面30内で固定されているが、この走査画像32の表示位置は操作部19(具体的にはトラックボール)の操作によって画面30内で移動する。従って、画面30上で参照画像31と走査画像32とを重ね合わせることもできるし、両者をずらすこともできる。上述したように走査画像32は半透明であるため、参照画像31の上に重ねた場合には下側の参照画像31が透過して見える。

#### 【0024】

一方、上記超音波を用いた撮像により取得される画像データは、並行して画像記憶部15とマッチング計算部17へも順次送られる。画像記憶部15ではその画像データをフレーム単位で記憶する。また、マッチング計算部17では、参照画像31に対応する画像データと走査画像32に対応する画像データとから、所定のアルゴリズムに基づいて両画像の類似性を表す指標値を算出する。

#### 【0025】

10

20

30

40

50

その指標値の一例として、例えば次のような評価関数を考えることができる。

$$Dif = ( |I_{ij} - I'_{ij}| ) / N \quad \dots (1)$$

Dif : 参照画像 31 と走査画像 32 のマッチングの評価関数

I<sub>ij</sub> : 参照画像 31 中の画素位置 (i, j) における輝度信号

I'<sub>ij</sub> : 走査画像 32 中の画素位置 (i, j) における輝度信号

N : 全画素数

上記(1)式は全画素において差分和をとって平均化しているが、参照画像 31 と走査画像 32 のそれぞれの輝度の平均や分散を用いて評価することも可能である。例えば、参照画像 31 を G、走査画像 32 を Tとしたとき、

$$Dif = \{ [Gs(i) - Ts(j)] \}^2 / N \quad \dots (2)$$

$$Dif = 2 \cdot \{ 1 - [Gs(i) - Ts(j)] / N \} \quad \dots (3)$$

$$Dif = \{ [Gs(i) \cdot Ts(j)] \} / N \quad \dots (4)$$

などの各式もマッチングの評価関数として用いることができる。ここで、

$$Gs(i) = [G(i) - Ag] / g$$

$$Ts(i) = [T(j) - At] / t$$

Ag : G(i) の平均値

g : G(i) の標準偏差

At : T(j) の平均値

t : T(j) の標準偏差

である。

10

#### 【0026】

もちろん、ここで挙げた以外の各種のマッチングの評価関数を利用してもよい。いずれにしても、この評価関数 Dif に基づき、走査画像 32 の各フレーム毎にそれぞれ指標値が算出される。算出された指標値は、画像記憶部 15 に記憶される各超音波画像に対応付けて画像記憶部 15 又は他のメモリ内に記憶される。また、この指標値は画像出力制御部 13 へも送られ、モニタ 22 の画面 30 内の一部に容易に理解できる形式で表示される。

20

#### 【0027】

図 2 の例では、マッチングの程度を表す 6 段階のマッチング判定用レベルインジケータ 33 が表示され、上記指標値を 6 段階のレベルに変換し、最もマッチング度合が高い場合に 6 個のインジケータが全て点灯し、最もマッチング度合が低い場合に 6 個のインジケータが全て消灯するようにしている。また、上記マッチングの指標値は中央制御部 14 にも入力され、中央制御部 14 はマッチングの度合がゼロに近い状態ではブザー 21 を鳴動させず、マッチングの度合いが高くなるに従って徐々に短い間欠周期でブザー 21 を鳴動せず、ほぼ完全にマッチングした状態ではブザー 21 が連続的に鳴動するように駆動制御を行う。即ち、本実施例では、マッチング判定用レベルインジケータ 33 による視覚的な情報とブザー 21 の鳴動による聴覚的な情報との併用により、正確なマッチングを検査者に報知する。

30

#### 【0028】

計測に際して、検査者は操作部 19 を操作して半透明の走査画像 32 を参照画像 31 の上に重ね合わせる。走査画像 32 を参照画像 31 とは同一のサイズであるから、両者の計測部位が完全に一致すれば走査画像 32 と参照画像 31 とはほぼ完全に重なり、血管壁などの像の輪郭はほぼ一致する。そこで、検査者は走査画像 32 と参照画像 31 中に現れる像がほぼ重なるように超音波プローブ 10 の向きや位置を変えればよく、容易に適切な計測部位を見つけ出すことができる。また、走査画像 32 が参照画像 31 と或る程度重なる位置まで粗調整を行ったならば、更にマッチング判定用レベルインジケータ 33 を目視で確認しながら、また同時にブザー 21 の鳴動音の状態を確認しながら、マッチング度合ができるだけ高くなるように超音波プローブ 10 の向きや位置を微調整すればよい。こうした手順によって、容易且つ迅速に被検者 A の身体上での正確な計測部位を見つけることができる。

40

#### 【0029】

50

こうした超音波の走査に伴ってフレーム毎に取得される超音波画像データは連続的に画像記憶部15に記憶され、その記憶容量を超えた場合には時間的に早いデータが順次循環的に上書き消去される。従って、画像記憶部15には例えば現時点から所定時間だけ遡った期間に取得された超音波画像データ又は現時点から所定フレーム数だけ前から現在に至るまでに取得された超音波画像データが常に記憶されている。

#### 【0030】

検査者は上記のように超音波プローブ10の位置や向きを適宜調整しながら、参照画像31と充分にマッチングした走査画像32が得られたと判断した時点でフリーズ操作、つまり超音波画像の取り込み終了の指示を行う。中央制御部14はこの操作信号を受けると、超音波プローブ10からの受信信号の取り込みを中止し、超音波画像データの更新も中止する。従って、フリーズ操作の直前に取得された走査画像32がモニタ22の画面30内に表示された状態で走査画像32の更新が一旦停止する。その後、中央制御部14は画像記憶部15に記憶されている全ての超音波画像データに対応するマッチングの指標値を読み出して比較し、最もマッチング度合が高いと判断した超音波画像データを画像記憶部15から読み出して画像出力制御部13へと送り、最終的に得られた超音波画像としてモニタ22の画面30内に表示する。

#### 【0031】

即ち、検査者がフリーズ操作を行った時点での走査画像32のマッチング度合が最良でなくても、画像記憶部15に記憶されている範囲で、最良のマッチング度合が達成されたときの超音波画像が自動的に選択されて画面30内に表示される。従って、このときに画面30内に表示される走査画像32は、参照画像31を取得したときとほぼ同じ部位を計測した超音波画像となる。その後に、従来知られているIMT計測の演算を行うことによってIMT値を測定する。このときのIMTの測定位置は前回のIMT測定時とほぼ同じであるから、両値を比較することにより動脈硬化の診断や治療効果の確認などが正確に行える。

#### 【0032】

上記実施例では、モニタ22の画面30内に参照画像31と走査画像32とを同時に表示する際に、両者のサイズを揃え且つ走査画像32を半透明表示として両者を重ね合わせることができるようにしていたが、表示方法はこれに限るものではなく、検査者にとって両画像を見比べることが可能であるような形態でありさえすればよい。図3はそうした表示形態の他の例を示す図である。この例では、参照画像41を画面30内の端部に縮小画像として表示し、走査画像42をその横に相対的に大きな画像として表示している。この場合、両画像を重ねて比較することはできないが、両者を見比べながら粗調整を行うには充分である。

#### 【0033】

また、両画像のマッチング度合の表示形態も、上記のようなレベルインジケータの表示レベル数が上記記載に限らないのはもちろんのこと、レベルインジケータとするものに限定されるものでもなく、数値表示や色別表示など様々な形態が考え得る。更にまた、ブザー音による報知についても、マッチング度合に対応して音の間欠周期を変化させるほかに、音の周波数、つまり高低を変化させたり、音の大きさを変化させたりしてもよい。もちろん、視覚的な表示と音とを併用せずにいずれか一方のみを利用してもよい。

#### 【0034】

更にまた、上記実施例は本発明の一例であって、上記記載以外の点についても、本発明の趣旨の範囲で適宜変更、修正、追加などを行えることは明らかである。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例による超音波診断装置の要部のブロック構成図。

【図2】本実施例の超音波診断装置における表示画像の一例を示す図。

【図3】本実施例の超音波診断装置における表示画像の他の例を示す図。

#### 【符号の説明】

10...超音波プローブ

10

20

30

30

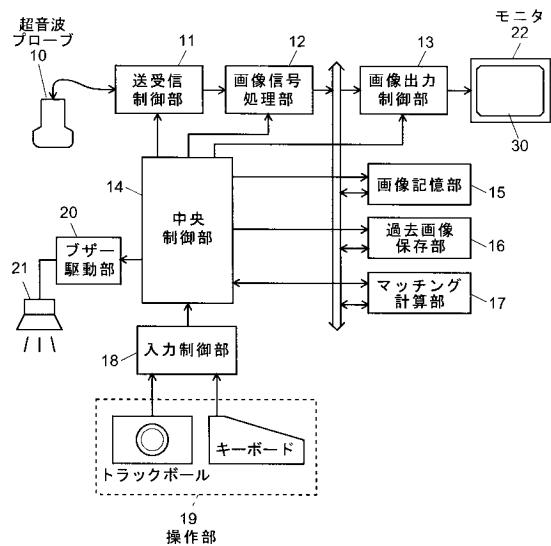
40

50

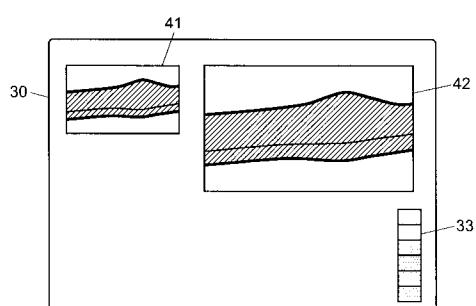
- 1 1 ... 送受信制御部  
 1 2 ... 画像信号処理部  
 1 3 ... 画像出力制御部  
 1 4 ... 中央制御部  
 1 5 ... 画像記憶部  
 1 6 ... 過去画像保存部  
 1 7 ... マッチング計算部  
 1 8 ... 入力制御部  
 1 9 ... 操作部  
 2 0 ... ブザー駆動部  
 2 1 ... ブザー  
 2 2 ... モニタ  
 3 0 ... 画面  
 3 1、4 1 ... 参照画像  
 3 2、4 2 ... 走査画像  
 3 3 ... マッチング判定レベルインジケータ

10

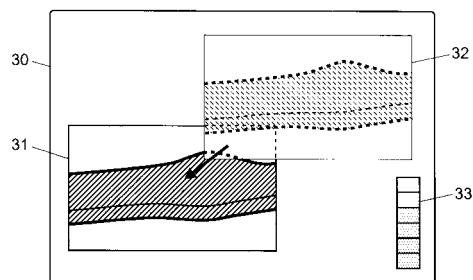
【図1】



【図3】



【図2】



---

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD14 EE09 EE11 JC05 JC13 JC15 JC16 JC23 KK03  
KK09 KK12 KK16 KK24 KK25 KK31  
5B050 AA02 BA10 DA02 EA13 EA19 FA02 FA12 GA08  
5B057 AA07 BA05 CA02 CA08 CA12 CA16 CB02 CB08 CB12 CB16  
CE08 CE20 DA04 DA07 DA16 DB02 DB05 DB09 DC32

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004305377A</a>	公开(公告)日	2004-11-04
申请号	JP2003101811	申请日	2003-04-04
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社島津制作所 媒体跨		
申请(专利权)人(译)	株式会社島津制作所 媒体交叉有限公司		
[标]发明人	加藤潤一 伊藤正男		
发明人	加藤 潤一 伊藤 正男		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T3/00		
F1分类号	A61B8/00 G06T1/00.200.B G06T1/00.290.D G06T3/00.300 A61B8/14 G06T5/50 G06T7/00.612		
F-Term分类号	4C601/BB02 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JC05 4C601/JC13 4C601/JC15 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/KK03 4C601/KK09 4C601/KK12 4C601/KK16 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 5B050/AA02 5B050/BA10 5B050/DA02 5B050/EA13 5B050/EA19 5B050/FA02 5B050/FA12 5B050/GA08 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE08 5B057/CE20 5B057/DA04 5B057/DA07 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC32		
代理人(译)	小林良平		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

要解决的问题：通过不断获取相同对象的大致相同区域的超声图像来准确计算IMT，并提高诸如动脉硬化等诊断的准确性。当前正在扫描的对象的扫描图像半透明地显示在监视器22的屏幕上，并且在先前的测量时相同对象的超声图像数据被存储在过去的图像存储单元中。从16开始读取，并显示在与参考图像相同的屏幕上。此外，匹配计算单元17计算索引值，在该索引值中以像素为单位评估扫描图像和参考图像之间的相似性，并且将结果同时作为级别指示符显示在屏幕上。检查员调整超声波探头10的位置和方向，以使得在观看在其上进行这种显示的监视器22的同时，扫描图像几乎完全与参考图像重叠，并且进一步将匹配程度最佳地调整为最佳。冻结图像。[选型图]图1

