

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4493402号
(P4493402)

(45) 発行日 平成22年6月30日(2010.6.30)

(24) 登録日 平成22年4月16日(2010.4.16)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 2 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2004-153953 (P2004-153953)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成16年5月24日 (2004.5.24)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2005-334089 (P2005-334089A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成17年12月8日 (2005.12.8)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成19年3月6日 (2007.3.6)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	吉村 武浩
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス株式会社内
		審査官	東 治企

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して3次元の超音波走査を行い、前記超音波走査により得られた3次元領域の超音波データを用いて、前記被検体の任意の第1断層画像と、前記第1断層画像面と垂直な第2断層画像とを表示可能な超音波画像診断装置において、

計測対象となる線分を、前記第1断層画像上に第1の線分及び第2の線分を設定すると共に、前記第2断層画像上に第3の線分を設定する計測線設定手段と、

前記第2の線分と前記第2の線分とを比較して長い線分を長軸と設定し、短い線分を前記長軸に直行する軸に投影して得られた線分を短軸と設定し、前記第3の線分を奥行き長(計測線分)と設定して、前記長軸、前記短軸及び前記奥行き長(計測線分)を係数として楕円近似をして体積計測を行う計測手段と、

前記計測手段で得られた計測結果および測定範囲を表示する表示手段とを具備することを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 2】

前記長軸、前記短軸及び前記奥行き長(計測線分)を係数として楕円近似をして行う体積計測は、

$$V = (4 / 3) \times (a' / 2) \times (b' / 2) \times (c' / 2)$$

a' : 長軸の長さ、b' : 短軸の長さ、c' : 奥行き(計測線分)の長さ

として計算することを特徴とする請求項1に記載の超音波画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

10

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に対して3次元の超音波走査を行い観察及び検査を行う超音波画像診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、先端部内に超音波探触子を備えた超音波プローブを体腔内に挿入し、超音波探触子より超音波を送受することにより、生体臓器の超音波画像を得て診断を行う超音波画像診断装置が用いられている。

【0003】

診断する生体臓器の一つとして前立腺があるが、この前立腺の診断においては、その形状のみならず、体積も重要な診断要素となっている。

【0004】

このため、特開2001-178725号公報においては、超音波断層画像上で直交する2軸を指定することにより、該軸を基に回転楕円の体積を算出する手法が採られている。

【特許文献1】特開2001-178725号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上記開2001-178725号の方法では、あくまで1平面上での測定であるため、該平面と垂直な（奥行き）方向は指定できず、計測誤差が大きかった。

【0006】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、関心組織を簡便かつ精度良く測定することのできる超音波画像診断装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の超音波画像診断装置は、被検体に対して3次元の超音波走査を行い、前記超音波走査により得られた3次元領域の超音波データを用いて、前記被検体の任意の第1断層画像と、前記第1断層画像面と垂直な第2断層画像とを表示可能な超音波画像診断装置において、計測対象となる線分を、前記第1断層画像上に第1の線分及び第2の線分を設定すると共に、前記第2断層画像上に第3の線分を設定する計測線設定手段と、前記第2の線分と前記第2の線分とを比較して長い線分を長軸と設定し、短い線分を前記長軸に直行する軸に投影して得られた線分を短軸と設定し、前記第3の線分を奥行き長（計測線分）と設定して、前記長軸、前記短軸及び前記奥行き長（計測線分）を係数として楕円近似をして体積計測を行う計測手段と、前記計測手段で得られた計測結果および測定範囲を表示する表示手段とを具備して構成される。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、関心組織を簡便かつ精度良く測定することができるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

【実施例1】

【0010】

図1ないし図17は本発明の実施例1に係わり、図1は超音波画像診断装置の構成を示す構成図、図2は図1の記憶装置に記憶されている3次元エコーデータを基に画像処理回路で加工された画像（ラジアル断面とリニア断面とを展開表示した画像）を示す図、図3は図2の表示にてラジアル断面を下半円表示（中心から下半分のみ表示）で特定組織（例

10

20

30

40

50

えば前立腺)が映った状態を示す図、図4は図3の特定組織の体積を計測する手順を説明する第1の図、図5は図3の特定組織の体積を計測する手順を説明する第2の図、図6は図3の特定組織の体積を計測する手順を説明する第3の図、図7は図3の特定組織の体積を計測する手順を説明する第4の図、図8は図3の特定組織の体積を計測する手順を説明する第5の図、図9は図3の特定組織の体積を計測する手順を説明する第6の図、図10は図3の特定組織の体積を計測する手順を説明する第7の図、図11は図3の特定組織の体積を計測する手順を説明する第8の図、図12は図4ないし図11の手順における体積計測の演算を説明する第1の図、図13は図4ないし図11の手順における体積計測の演算を説明する第2の図、図14は図4ないし図11の手順における体積計測の演算を説明する第3の図、図15は図4ないし図11の手順における体積計測の演算を説明する第4の図、図16は図4ないし図11の手順における体積計測の演算を説明する第5の図、図17は図4ないし図11の手順における体積計測の演算を説明する第6の図である。

10

【0011】

図1に示すように、本実施例の超音波画像診断装置100は、図示しない挿入部の先端部に超音波振動子15(図2参照)を備え、駆動送受信部1aでの超音波振動子15による超音波の送受信でアナログ信号である3次元エコー信号を得ることができる超音波3次元プローブ(以下、超音波3Dプローブと記す)1と、この超音波3Dプローブ1で得られた3次元エコーデータを基に各種画像処理を行う後述する計測線設定手段及び計測手段とを備える画像処理装置2と、この画像処理装置2で処理された画像処理後の画像の表示を行う表示手段であるモニタ3と、前記画像処理装置2に接続され、操作・指示当を行う入力装置4(キーボード、マウス、トラックボール等)とで主に構成されている。

20

【0012】

前記超音波3Dプローブ1は、術者(医師等)により、被検者の体内、例えば胃、食道や大腸などの管腔状臓器に挿入される。そして、例えば先端部に設けた超音波振動子15を駆動送受信部1aによって駆動させながら回転させ、ラジアルスキャンを行ったり、長手軸方向に進退させてリニアスキャンを行ったり、ラジアルスキャンとリニアスキャンとを組み合わせた螺旋状のスパイラルスキャンを行って、超音波を送受信しながら管腔状の3次元的なエコーを得て、電気的なアナログ信号である3次元エコー信号として画像処理装置2に伝送する。

30

【0013】

前記画像処理装置2は、前記超音波3Dプローブ1から伝送された3次元エコー信号に包絡線検波、対数増幅、A/D変換、スキャンコンバート等の信号処理を施してデジタルの3次元エコーデータとして計測線設定手段の一部を構成する信号処理回路6と、この信号処理回路6で変換される複数の3次元エコーデータを少なくとも1セット以上記憶するメモリ7と、大容量の記録装置8と、前記入力装置4からの入出力信号の制御を行う制御回路9と、前記メモリ7に記憶されている3次元エコーデータを基に座標変換などの画像処理を行い、図2に示すように断面の展開図を構築する計測線設定手段の一部を構成する画像処理回路10と、この画像処理回路10で処理された超音波3次元画像をビデオ信号に変換し、前記モニタ3に表示できるようにする表示回路11と、これらメモリ7、記録装置8及び各回路6、9、10、11の制御を行うとともに、後述する「体積の計測」を行う際の演算を行う計測手段が記憶されているCPU12と、そのCPU12、前記メモリ7、記録装置8及び各回路6、9、10、11の各部門を接続して画像データ等の受け渡しを行うデータ転送バス(以下、バス)13とで主に構成されている。

40

【0014】

図2は前記記憶装置7に記憶されている3次元エコーデータを基に画像処理回路10で加工された図であり、超音波3Dプローブ1の長手軸方向に対して垂直な第1の断面(ラジアル断面)と並行な第2の断面(リニア断面)とを展開したDPR(Dual Plane Reconstruction)表示である。

【0015】

50

図3は前記DPR表示にてラジアル断面を下半円表示(中心から下半分のみ表示)で特定組織(例えば前立腺)が映った状態を示し、図3中の符号16に示す梨地部分(ハッチング部分)が該特定組織である。

【0016】

次に、術者が実際図3中の特定組織16の体積を計測する手順に関して図4ないし図11を用いて説明する。

【0017】

該特定組織16が第1断面および第2断面上に形状がモニタ3上に表示されている状態で、術者は入力装置4を用いて計測の指示を行う。このことによって、前記画像処理回路10では前記メモリ7に記憶されている3次元エコーデータとこれらの入力指示とを基に特定組織16の計測を行うための図4に示す特定組織計測用超音波3次元画像(以下計測用画像)を構築し、表示回路11を経由してモニタ3の画面上に表示する。

【0018】

次に術者は、計測用画像上で特定組織16を認識したら、入力装置4によって計測項目から「距離計測」を選択決定する。

【0019】

すると、CPU12では計測用画像上に図4に示すようにキャリパー51を第1断面像中央に重畳表示する。

【0020】

ここで、主入力装置4を利用して特定組織16の一端にキャリパー51を移動し(図5参照)、確定すると、第1断面像中央に前記キャリパー51と同形のアクティブなキャリパー52が現れる。同時に位置を確定したキャリパー51の大きさが一回り小さくなることで、アクティブのキャリパー52と区別が付くようになっている。次にキャリパー52をキャリパー1とほぼ反対側の特定組織16の一端に移動し(図6)、決定することで、キャリパー51とキャリパー52間の線分xの距離を表示する。

【0021】

更に、入力装置4によって新たに2系統目の「距離計測」を選択すると、1系統目のキャリパーとは形状の異なるキャリパー53が第1断面像中央に現れ、術者はこれを前記線分xの中点を通り、線分xと垂直な直線上でかつ特定組織16の境界と交わる一端付近にキャリパー53を移動し(図7)、確定する。確定と同時に第1断面像中央に前記キャリパー53と同形のアクティブなキャリパー54が現れるため、線分xと同様にキャリパー54を特定組織16の他端に移動し(図8)、決定することで、線分yの距離を表示する。

【0022】

最後に、入力装置4によって新たに3系統目の「距離計測」を選択すると、1および2系統目のキャリパーとは形状の異なるキャリパー55が第1断面像中央に現れ、術者は前記入力回路14を操作することで、第2断面像側の特定組織16の境界と交わる一端付近にキャリパー55を移動し(図9)、確定する。確定と同時に第2断面像中央に前記キャリパー55と同形のアクティブなキャリパー56が現れるため、それを特定組織16の他端に移動し(図10)、決定することで線分zの距離を表示するとともに、体積計測(楕円体近似)結果が表示される(図11)。

【0023】

次に、上記体積計測の演算に関して図12ないし図17を参照して説明する。

【0024】

(1) 2系統入力された第1断面(ラジアル断面)で、距離の長い方の系統を長軸(この場合、計測線分b)とする。もう片方の系統を仮短軸とする。長軸に垂直な直線dを考える(図12参照)。

【0025】

(2) 仮短軸から長軸と垂直な直線dへの投影を行い、短軸の長さを決定する(図13参照)。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 6 】

(3) 長軸の垂直 2 等分線で、かつ (2) で決定した長さの短軸 e を決定する。決定された長軸 b、短軸 e に外接する楕円 f を決定する (図 1 4 参照)。

【 0 0 2 7 】

(4) リニア断面においてラジアルスライス線上の、楕円 f の長軸 b と短軸 e の交点 O の高さ位置 O ' を中心とした短軸 e の長さ分の線分 g を考える (図 1 5 参照 : リニア断面 2 系統、ラジアル断面 1 系統入力の場合は、中心位置の高さが交点 O、高さ方向の幅が短軸の長さと同じ矩形領域 g ' を考える)。

【 0 0 2 8 】

(5) 線分 g と計測線分 c とが交差 (もしくは領域 g ' (高さ方向の幅は短軸と同じで、高さ方向の中心 O ' は O の高さと同じ、横方向の中心はリニアスライス線と同じで幅は短軸と同じ) に計測線分 c の端点が含まれてリニアスライス線上の線分 g " と交差) していれば、楕円計測対象とする (図 1 6 参照)。

10

【 0 0 2 9 】

(6) 計測線分 c と、c と相互に垂直 2 等分し合い短軸と同じ長さを持つ第 3 軸 h を考える。計測線分 c と第 3 軸 h を軸とする楕円 i を考える (図 1 7 参照)。

【 0 0 3 0 】

(7) 体積推定値 V 算出用の各軸長は

$$a' : \text{長軸の長さ、} b' : \text{短軸の長さ、} c' : \text{計測線分 c の長さとし、} \\ V = (4 / 3) \times (a' / 2) \times (b' / 2) \times (c' / 2)$$

20

として算出した結果を表示する。

【 0 0 3 1 】

(8) 楕円の表示は楕円 f 及び楕円 i を画面に表示する。

【 0 0 3 2 】

なお、楕円表示を行う際は、更に以下の (a) 及び (b) の条件が全て満たされる必要がある。

(a) ラジアル断面 2 系統、リニア断面 1 系統の場合

- ・短軸、長軸のいずれかがヘリカルスライス線と交わっていること。
- ・リニア断面の系統とラジアルスライス線が交わっていること。

(b) リニア断面 2 系統、ラジアル断面 1 系統の場合

- ・短軸、長軸のいずれかがラジアルスライスと交わっていること。

30

【 0 0 3 3 】

以上、本実施例によれば、以下の 1) ~ 4) の効果を得ることができる。

- 1) 3 次元画像上で計測範囲を指定できるため、計測が容易かつ高精度で行える。
- 2) 距離計測を行う感覚で体積計測を行えるため、操作性が煩雑にならない。
- 3) 距離計測を行いつつ体積計測を行える。
- 4) 体積計測範囲を表示することで視覚的に測定範囲を認識できる。

【 0 0 3 4 】

本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 5 】

【 図 1 】 本発明の実施例 1 に係る超音波画像診断装置の構成を示す構成図

【 図 2 】 図 1 の記憶装置に記憶されている 3 次元エコーデータを基に画像処理回路で加工された画像 (ラジアル断面とリニア断面とを展開表示した画像) を示す図

【 図 3 】 図 2 の表示にてラジアル断面を下半円表示 (中心から下半分のみ表示) で特定組織 (例えば前立腺) が映った状態を示す図

【 図 4 】 図 3 の特定組織の体積を計測する手順を説明する第 1 の図

【 図 5 】 図 3 の特定組織の体積を計測する手順を説明する第 2 の図

【 図 6 】 図 3 の特定組織の体積を計測する手順を説明する第 3 の図

50

【図 7】図 3 の特定組織の体積を計測する手順を説明する第 4 の図

【図 8】図 3 の特定組織の体積を計測する手順を説明する第 5 の図

【図 9】図 3 の特定組織の体積を計測する手順を説明する第 6 の図

【図 10】図 3 の特定組織の体積を計測する手順を説明する第 7 の図

【図 11】図 3 の特定組織の体積を計測する手順を説明する第 8 の図

【図 12】図 4 ないし図 11 の手順における体積計測の演算を説明する第 1 の図

【図 13】図 4 ないし図 11 の手順における体積計測の演算を説明する第 2 の図

【図 14】図 4 ないし図 11 の手順における体積計測の演算を説明する第 3 の図

【図 15】図 4 ないし図 11 の手順における体積計測の演算を説明する第 4 の図

【図 16】図 4 ないし図 11 の手順における体積計測の演算を説明する第 5 の図

【図 17】図 4 ないし図 11 の手順における体積計測の演算を説明する第 6 の図

10

【符号の説明】

【 0 0 3 6 】

1 ... 超音波 3 D プローブ

1 a ... 駆動送受信部

2 ... 画像処理装置

3 ... モニタ

4 ... 入力装置

6 ... 信号処理回路

7 ... メモリ

8 ... 記録装置

9 ... 制御回路

10 ... 画像処理回路

11 ... 表示回路

12 ... CPU

13 ... バス

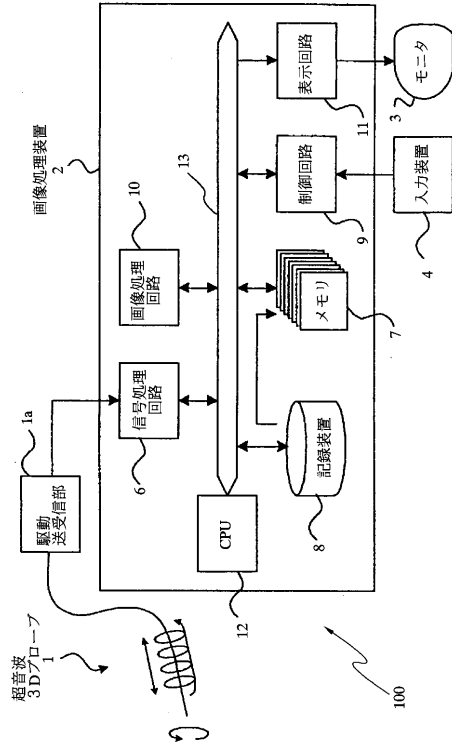
15 ... 超音波振動子 1

100 ... 超音波画像診断装置

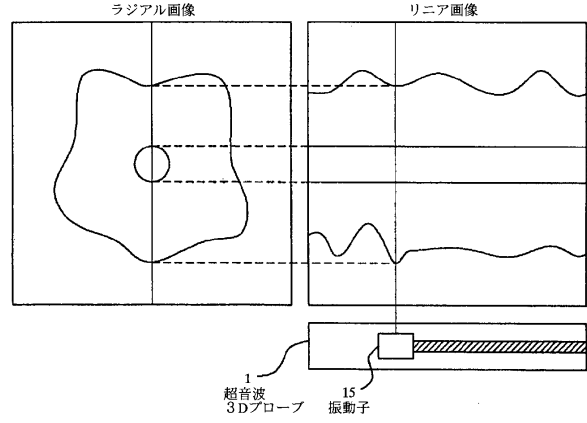
代理人 弁理士 伊藤 進

20

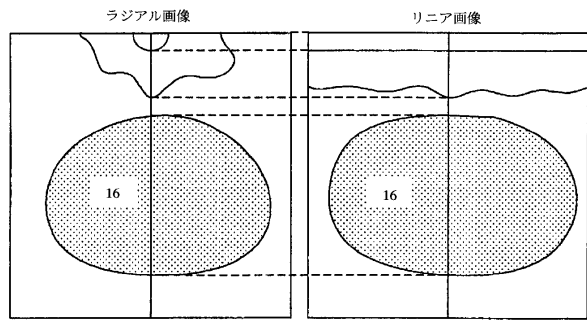
【図1】



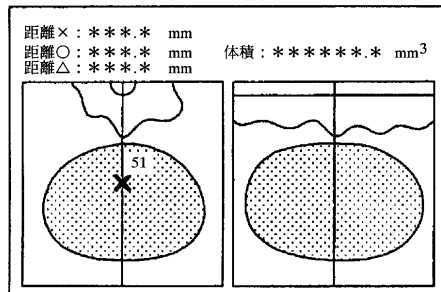
【図2】



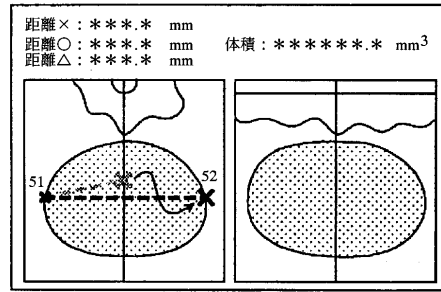
【図3】



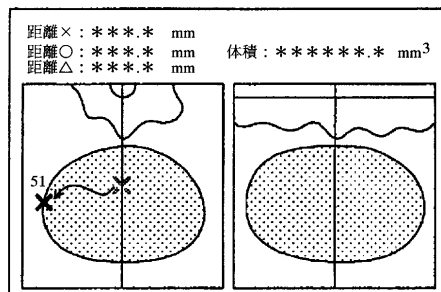
【図4】



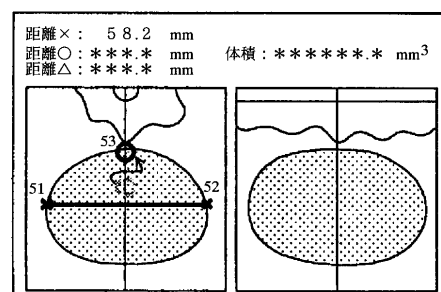
【図6】



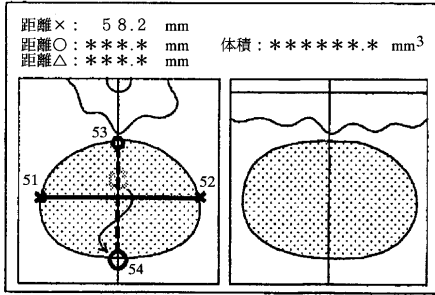
【図5】



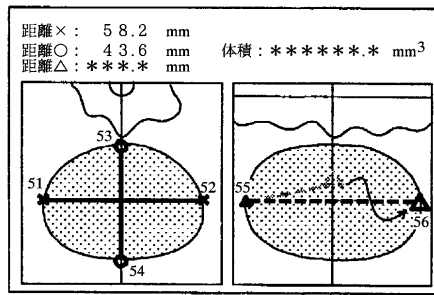
【図7】



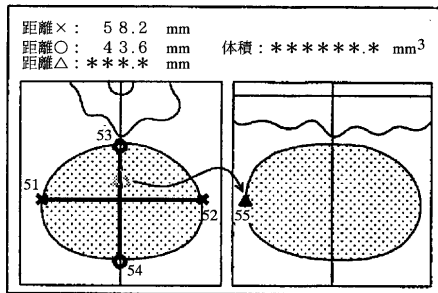
【図 8】



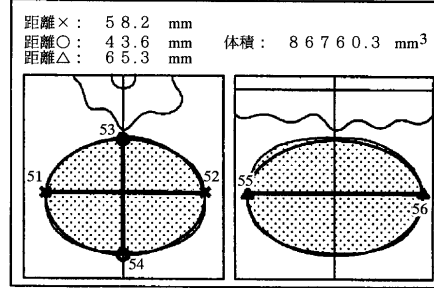
【図 10】



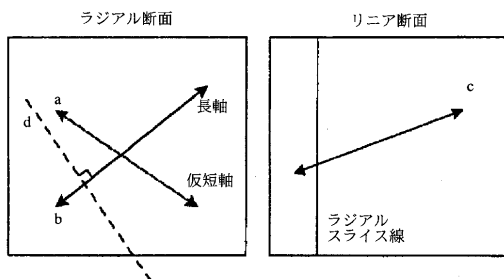
【図 9】



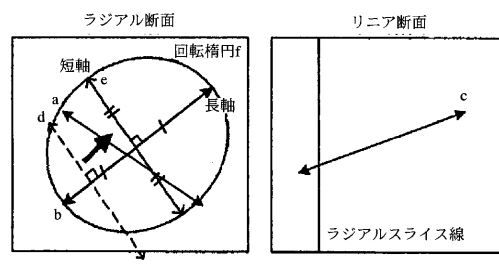
【図 11】



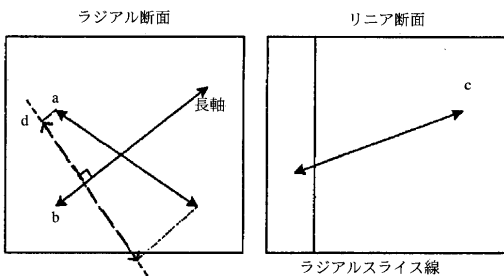
【図 12】



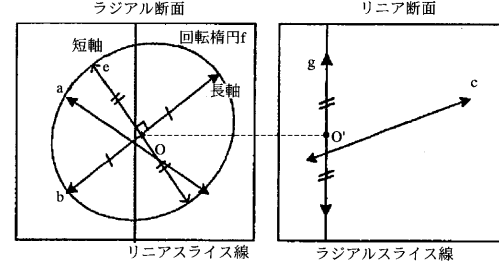
【図 14】



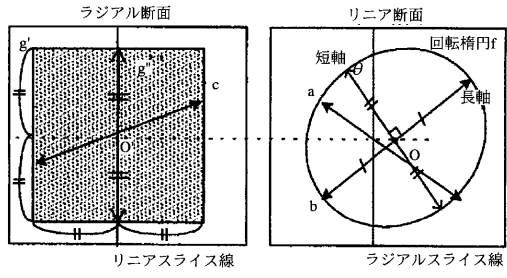
【図 13】



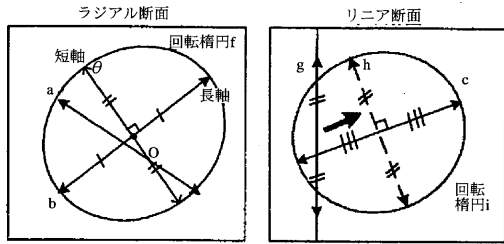
【図 15】



【図16】



【図17】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2003-265475(JP,A)
特開平06-203158(JP,A)
特開平07-334702(JP,A)
特開2000-296129(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B	8 / 0 0
A 6 1 B	5 / 0 0
A 6 1 B	6 / 0 0

专利名称(译)	超声波成像诊断仪		
公开(公告)号	JP4493402B2	公开(公告)日	2010-06-30
申请号	JP2004153953	申请日	2004-05-24
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	吉村武浩		
发明人	吉村 武浩		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/13 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/13 G01S7/52073 G01S7/52074		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB13 4C601/BB14 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/FE07 4C601/JC33 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK30 4C601/KK31 4C601/LL04		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2005334089A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在超声图像诊断装置中容易且高度精确地测量感兴趣的组织，以对受试者进行三维超声扫描并进行观察和检查。解决方案：图像处理器2主要包括：信号处理电路6，用于对从超声波3D探头1发送的三维回波信号进行信号处理；存储器7，用于存储在信号处理电路6中转换的两个或多个三维回波数据中的至少一组或多组；大容量的记录器8；控制电路9，用于控制来自输入装置4的输入/输出信号；图像处理电路10，用于根据存储在存储器7中的三维回波数据进行坐标变换等的图像处理。显示电路11，用于显示在图像处理电路10中处理的超声三维图像；CPU12用于在进行“音量测量”时进行算术运算。

【图1】

