

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4282939号
(P4282939)

(45) 発行日 平成21年6月24日(2009.6.24)

(24) 登録日 平成21年3月27日(2009.3.27)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)
 A 6 1 B 5/055 (2006.01)
 A 6 1 B 6/03 (2006.01)
 A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00
 A 6 1 B 5/05 3 8 O
 A 6 1 B 6/03 3 6 O D
 A 6 1 B 6/03 3 6 O G
 A 6 1 B 6/00 3 5 O B

請求項の数 6 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2002-77086 (P2002-77086)
 (22) 出願日 平成14年3月19日(2002.3.19)
 (65) 公開番号 特開2003-265475 (P2003-265475A)
 (43) 公開日 平成15年9月24日(2003.9.24)
 審査請求日 平成17年3月2日(2005.3.2)

(73) 特許権者 594164531
 東芝医用システムエンジニアリング株式会
 社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (74) 代理人 100058479
 弁理士 鈴江 武彦
 (74) 代理人 100084618
 弁理士 村松 貞男
 (74) 代理人 100092196
 弁理士 橋本 良郎
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置、及び画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体を超音波で走査し、複数の断面に関する超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、

前記複数の断面に関する超音波画像に基づいて、ボリュームデータを発生するボリュームデータ発生手段と、

前記ボリュームデータに、直交する三つの断面を設定する断面設定手段と、

前記ボリュームデータに設定された断面に関する断層像を生成する断層像生成手段と、

前記各断層像と前記各断層像中の一部の二次元領域を楕円形状で示した各関心領域とを同時に表示する表示手段と、

前記各関心領域の位置若しくは形状又は大きさを変更できるように制御するためのインタフェース手段と、

前記各断面の各関心領域に基づいて立体を設定し、当該立体の体積を計測する計測手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記表示手段は、同時に表示された前記各断層像の各関心領域の外接線を表示することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記関連情報は、前記各関心領域の位置若しくは形状又は大きさのうち、少なくとも一

つが前記インタフェース手段によって変更された場合、当該変更に関連して変化することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記インタフェース手段は、前記ボリュームデータに前記直交する三つの断面とは異なる少なくとも一つの参照断面を設定する参照断面設定手段を有し、

前記断面設定手段は、前記参照断面が設定された場合には、前記ボリュームデータに当該参照断面を設定すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

所定のボリュームデータを記憶する記憶手段と、

前記ボリュームデータに、直交する三つの断面を設定する断面設定手段と、

前記ボリュームデータに設定された断面に関する断層像を生成する断層像生成手段と、

前記各断層像と前記各断層像中の一部の二次元領域を楕円形状で示した各関心領域とを同時に表示する表示手段と、

前記各関心領域の位置若しくは形状又は大きさを変更できるように制御するためのインタフェース手段と、

前記各断面の各関心領域に基づいて立体を設定し、当該立体の体積を計測する計測手段と、

を具備することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 6】

コンピュータに、

所定のボリュームデータに、直交する三つの断面を設定する断面設定機能と、

前記ボリュームデータに設定された断面に関する断層像を生成する断層像生成機能と、

前記各断層像と前記各断層像中の一部の二次元領域を楕円形状で示した各関心領域とを同時に表示する表示機能と、

前記各関心領域の位置若しくは形状又は大きさを変更できるように制御するための制御機能と、

前記各断面の各関心領域に基づいて立体を設定し、当該立体の体積を計測する計測機能と、

を実現させるための画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、例えば医療画像処理等の分野において、被検体の所定部位の体積を計測するための超音波診断装置、画像処理装置等に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年の医療用画像分野で使用される三次元画像処理装置は、超音波診断装置、X線CTスキャン、磁気共鳴診断装置等の医療用画像機器と組み合わせて使用され、多くの病院、検査機関等で広く利用されている。この三次元画像処理装置は、画像処理の高速化や解像度の向上が進み、臨床情報として有用な画像を提供している。これらの三次元画像は、手術前のシミュレーション等において、例えば血管の腫瘍、プラーク（斑点）の形成、狭窄症等の原因を調べる際に行う血管腔の画像化等に有効利用されている。

【0003】

この三次元画像を利用した医療診断等においては、被検体の臓器等を楕円体によって近似し、その体積を計測する楕円体体積計測が実行される場合がある。従来の楕円体体積計測の技術として、回転楕円体設定方式とDisk Summation 方式とがある。

【0004】

回転楕円体設定方式とは、三次元画像のある断面に対して楕円径ROI（Region of Interest）を指定し、この指定された楕円径ROIの長軸又は短軸を中心に回転させた立

10

20

30

40

50

体を計測対象領域とみなし、当該立体の体積によって計測対象領域の体積を近似するものである。具体的には、次のような処理が実行される。

【 0 0 0 5 】

図 1 2 (a)、(b)、(c) は、回転楕円体設定方式を説明するための図である。まず、図 1 2 (a) に示すように、三次元画像に所定断面を表示する。次に、この断面に対する視線方向に沿って当該断面を平行移動し、対象部位の面積が一番大きくなる断面を検索し、当該断面を楕円体の中央断面として設定する。

【 0 0 0 6 】

続いて、図 1 2 (a)、(b) に示すように、断面に表示されている対象部位を近似する楕円の長軸及び短軸をマニュアル操作にて設定する。図 1 2 (a)、(b) に示した例では、長軸を設定した後に短軸を設定しているが、いずれを先に設定してもよい。次に、長軸又は短軸を回転軸として指定（本例では長軸を回転軸と設定）し、図 1 2 (c) に示すように、長軸を中心として短軸の長さを保ったまま回転させた楕円体を設定する。この様にして設定された楕円体を対象領域とみなし、その体積を計測して対象領域の体積の近似値を得る。

【 0 0 0 7 】

一方、Disk Summation 方式とは、計測対象領域を含む全ての三次元画像の断面に対して R O I を設定し、各 R O I を結ぶ領域を計測する手法である。具体的には、例えば次のような処理を行う。まず、三次元画像に所定断面を表示する。次に、断面に対する視線方向に対して当該断面を平行移動し、対象部位の表示が開始される断面を検索し設定する。この対象部位が表示された断面に対して、図 1 3 (a) に示すように、マニュアル操作にて R O I を設定する。

【 0 0 0 8 】

続いて、図 1 3 (b) に示すように、断面に対する視線方向に対して当該断面を異なる位置に平行移動させ、回転楕円体設定方式の場合と同様に断面に対してマニュアル操作にて R O I を設定する。以後、対象部位の表示が終了される断面が表示されるまで、断面平行移動及び R O I 設定を繰り返す。R O I 設定が終了した後、図 1 3 (c) に示すように、設定された各断面の R O I を結ぶ領域を、補間処理によって求め、近似する立体を取得する。こうして求められた領域の体積計測を行い、その結果を対象領域の体積の近似値とする。

【 0 0 0 9 】

しかしながら、回転楕円体設定方式では、対象画像のどの領域が設定されているか直観的にわかりづらい場合がある。また、回転軸に垂直な断面の R O I が必ず正円となり、正確な設定を行うことができない。また、Disk Summation 方式では、正確な R O I 設定は可能であるが、各断面毎に R O I 設定を行うため、計測に時間がかかる場合がある。

【 0 0 1 0 】

【発明が解決しようとする課題】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、関心領域の体積を迅速かつ正確に計測可能な超音波診断装置、画像処理装置、及び画像処理プログラムを提供することを目的としている。

【 0 0 1 1 】

【課題を解決するための手段】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【 0 0 1 2 】

請求項 1 に記載の発明は、被検体を超音波で走査し、複数の断面に関する超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記複数の断面に関する超音波画像に基づいて、ポリウムデータを発生するポリウムデータ発生手段と、前記ポリウムデータに、直交する三つの断面を設定する断面設定手段と、前記ポリウムデータに設定された断面に関する断層像を生成する断層像生成手段と、前記各断層像と前記各断層像中の一部の二次元領域を楕円形状で示した各関心領域とを同時に表示する表示手段と、前記各関心領域の位置若

10

20

30

40

50

しくは形状又は大きさを変更できるように制御するためのインタフェース手段と、前記各断面の各関心領域に基づいて立体を設定し、当該立体の体積を計測する計測手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

請求項5に記載の発明は、所定のポリウムデータを記憶する記憶手段と、前記ポリウムデータに、直交する三つの断面を設定する断面設定手段と、前記ポリウムデータに設定された断面に関する断層像を生成する断層像生成手段と、前記各断層像と前記各断層像中の一部の二次元領域を楕円形状で示した各関心領域とを同時に表示する表示手段と、前記各関心領域の位置若しくは形状又は大きさを変更できるように制御するためのインタフェース手段と、前記各断面の各関心領域に基づいて立体を設定し、当該立体の体積を計測する計測手段と、を具備することを特徴とする画像処理装置である。

10

請求項6に記載の発明は、コンピュータに、所定のポリウムデータに、直交する三つの断面を設定する断面設定機能と、前記ポリウムデータに設定された断面に関する断層像を生成する断層像生成機能と、前記各断層像と前記各断層像中の一部の二次元領域を楕円形状で示した各関心領域とを同時に表示する表示機能と、前記各関心領域の位置若しくは形状又は大きさを変更できるように制御するための制御機能と、前記各断面の各関心領域に基づいて立体を設定し、当該立体の体積を計測する計測機能と、を実現させるための画像処理プログラムである。

【0015】

このような構成によれば、関心領域の体積を迅速かつ正確に計測可能な超音波診断装置、画像処理装置、画像処理方法、及び画像処理プログラムを実現することができる。

20

【0016】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の第1及び第2の実施形態に係る画像処理装置10を図面に従って説明する。なお、以下の説明では、本画像処理装置10を単独の装置として使用する場合は想定している。しかしながら、当該画像処理装置10は、各種画像診断装置内（例えば、超音波診断装置、X線CT装置、X線診断装置、磁気共鳴診断装置、核医学診断装置等）に設けて使用する構成であってもよい。また、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0017】

図1は、画像処理装置10の構成を示したブロック図である。図1に示すように、画像処理装置10は、CPU13、メモリ15、データ処理装置17、主記憶装置19、補助記憶装置20、表示装置21、入力装置23、通信装置25を具備している。

30

【0018】

CPU13は、装置全体の制御を司る。

【0019】

メモリ15は、種々のデータ処理において使用されるワーキングエリアであり、例えば後述するポリウムデータ等を一時的に記憶する。また、メモリ15では、主記憶装置19等から読み出されたプログラムに基づいて、後述する体積計測処理が展開される。

【0020】

データ処理装置17は、画像再構成部170、三次元画像生成部172、ROI・外接線設定制御部174、体積計測部176を有しており、主記憶装置19に格納された画像に対して種々のデータ処理を行う。

40

【0021】

画像再構成部170は、主記憶装置19に格納された画像に基づいて、ポリウムデータを再構成する。具体的には、画像再構成部170は、各医療用画像機器により撮影された被写体についての断面画像データ及び位置情報データを、三次元メモリ空間上に配置する。この配置された断層画像データのスライスごとに被写体の領域を抽出し、線形補間等によりさらに断層画像データを補いながらスライスを積み上げて、ボクセルポリウムデータを生成する。

【0022】

50

三次元画像生成部 172 は、作成されたポリウムデータに基づいて、M P R 像等の三次元画像を生成する。すなわち、データ処理装置 17 は、三次元空間に視点と観察方向を設定し、この観察方向に垂直な二次元画像上の各ピクセルと視点とを結ぶレイを仮定し、当該レイに沿ったボクセル値に基づいて不透明度と色を割り当てたピクセル値へのマッピングを行うことで三次元画像を生成する。また、三次元画像生成部 172 は、後述する内容にて異なる三つの断面に関する M P R (Multi-Planar Reformatting 又は Multi-Planar Reconstruction) 像を生成する。なお、M P R は、三次元画像を表示する一般的な手法であり、任意の方向の断層像を表示する手法である。

【0023】

R O I ・外接線設定制御部 174 は、後述する体積計測処理において、オペレータ等により計測対象部位の外延に設定される外接線、当該外接線に基づいて設定される R O I に関する制御を行う。

【0024】

体積計測部 176 は、R O I ・外接線設定制御部 174 によって設定された R I O に対応する近似立体に基づいて、対象部位の体積計測を行う。

【0025】

主記憶装置 19 は、種々のモダリティにて取得された画像データ、被検体の情報その他のデータを記憶する。また、主記憶装置 19 は、後述する体積計測処理を当該画像処理装置 10 に実行させるためのプログラムを格納する。

【0026】

補助記憶装置 20 は、C D - R O M、フィロップीडィスク、メモ리카ード等の記録媒体から成り、超音波診断装置、X 線 C T 装置、M R I 等の医療用画像機器によって取得された画像データを記憶する。また、補助記憶装置 20 は、後述する体積計測処理を当該画像処理装置 10 に実行させるためのプログラムを格納することも可能である。

【0027】

表示装置 21 は、M P R 像等を所定の形態にて表示する C R T 等の表示手段である。

【0028】

入力装置 23 は、オペレータからの各種指示・命令・情報を装置 12 にとりこむための、関心領域 (R O I) の設定などを行うための入力装置 (マウスやトラックボール、モード切替スイッチ、キーボード等) が設けられる。

【0029】

また、入力装置 23 は、後述する体積計測処理における近似立体を選択するための近似立体選択部 230 を有する。この近似立体選択部 230 は、例えば「楕円形」、「長方形」、「円」といった近似立体毎のボタン等であり、当該選択部 230 によって選択された立体によって診断領域が近似される。

【0030】

通信装置 25 は、ネットワークを介して他の装置と画像データ等の送受信を行う。例えば、通信装置 25 は、ネットワークに接続された X 線 C T 装置から断層像データを受信したり、他の端末に三次元画像データ等を送信する。なお、当該通信装置 25 によって受信された画像データ等は、主記憶装置 19 に自動的に格納される。

【0031】

(M P R 画像)

次に、本画像処理装置 10 による体積計測処理において使用される、異なる三つの断面による M P R 像の生成・表示について説明する。

【0032】

M P R による表示では、視線は常に断層像を含む平面に垂交する。本実施形態においては、一つのポリウムデータ (すなわち、診断対象に対応するポリウムデータ) を同時に横切り、かつ互いに直交する 3 つの断層面 (いわゆる M P R 面) によって切断される断層像を、M P R によって同時に表示する。これら 3 つの断層像は、三次元画像生成部 172 によって生成される。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 3 】

図 2 は、本画像処理装置によって実現される M P R による表示を説明するための図である。図 2 に示すように、同時に横切り、かつ互いに直交する 3 つの断層面 A 面、B 面、C 面をそれぞれ設定する。また、切断面を記述するプレーン座標系の座標軸を、次のように設定する。

【 0 0 3 4 】

P_A 、 Q_A 、 R_A 軸：M P R - A 面のプレーン座標軸

P_B 、 Q_B 、 R_B 軸：M P R - B 面のプレーン座標軸

P_C 、 Q_C 、 R_C 軸：M P R - C 面のプレーン座標軸

なお、本例では、A 面、B 面、C 面は、 P_A と R_B とは平行かつ同一方向を向き、 Q_A と R_C とは平行かつ同一方向を向く条件にて、互いに直交している。

10

【 0 0 3 5 】

また、M P R 像生成のため、各切断面に対する視線方向を次のように設定する。すなわち、図 2 において、

A 面に対する視線方向：- R_A から + R_A の方向

B 面に対する視線方向：- R_B から + R_B の方向

C 面に対する視線方向：- R_C から + R_C の方向

なお、上記各座標系は M P R 断層面それぞれに関する局所座標系であって、原則として三次元空間の絶対座標系とは異なる。

【 0 0 3 6 】

20

これら A 面、B 面、C 面は、例えば図 3 に示すように、各断面が隣り合う形態にて表示装置 2 1 に表示される。表示される A 面、B 面、C 面は同じ画像サイズであり、画像を構成する各ピクセルの生体長換算値も同じである。

【 0 0 3 7 】

なお、A 面、B 面、C 面は、入力指示等に基づく R O I ・外接線設定制御部 1 7 4 の制御により、それぞれ図 2 の P_A 軸、 P_B 軸、 P_C 軸に垂直な方向に平行移動可能であり、また、それぞれの軸に平行な軸を中心とした回転が可能である。なお、図 3 に示した表示装置 2 1 の画面上に表示される各断層面に関する M P R 画像と、図 2 に表示される座標系との関連は、図 4 の様になる。

【 0 0 3 8 】

30

(体積計測処理)

次に、図 5 乃至図 8 を参照しながら体積計測処理について説明する。なお、本処理は、主にデータ処理部 1 7 によって実行されるが、同様の処理をコンピュータに実行させるプログラムに従って、メモリ 1 5 上に体積計測処理システムを展開する構成であってもよい。また、以下の説明を具体的にするため、腫瘍や臓器等形状がおおよそ楕円体に近いものを対象として近似立体を楕円体として体積計測を行うものとする。

【 0 0 3 9 】

図 5 は、体積計測に使用される楕円体の座標系の一例を示している。本座標系の例は、説明を解りやすくするため、座標軸 R_A 軸と U_E 軸、 R_B 軸と S_E 軸、 R_C 軸と T_E 軸はそれぞれ互いに平行としている。一般化された場合、すなわち座標軸 R_A 軸と U_E 軸、 R_B 軸と S_E 軸、 R_C 軸と T_E 軸が互いに平行でない場合については、第 2 の実施形態にて説明する。

40

【 0 0 4 0 】

なお、操作者は、近似立体選択部 2 3 0 の「楕円体」のボタンを押すことで、例えば図 5 に示す楕円体による体積計測モードを設定することができる。

【 0 0 4 1 】

図 6 は、第 1 の実施形態に係る体積計測処理の手順を示したフローチャートである。図 6 に示すように、まず、所定の画像診断装置により、被検体の体内組織に関する画像収集を行う (ステップ S 1) 。画像収集に使用される画像診断装置としては、X 線 C T 装置、超音波診断装置、X 線診断装置、磁気共鳴診断装置、核医学診断装置等が挙げられる。

50

【 0 0 4 2 】

例えば、X線CT装置においては、ヘリカルスキャン方式によって収集された投影データ、コーンビーム投影によって投影データ等を収集する。また、X線診断装置においては、例えば被検体頭部の血管内に造影剤を注入し、X線アンギオ撮影装置で回転撮影を行って種々の角度から投影像を取得する。

【 0 0 4 3 】

さらに、例えば超音波診断装置においては、二次元アレイプローブを被検体に当ててプローブを煽るように操作又は平行移動操作してマルチスライス画像を収集し、各スライスの位置関係と輝度情報とを元にスライス間の値を補間処理にて求め得られ複数の断層画像を収集する。超音波診断装置において、二次元アレイプローブではなく三次元アレイプローブを使用した場合には、これらのプローブの煽り操作や平行移動操作、スライス間の補間処理を行うことなく直接的に三次元画像を生成することができる。

【 0 0 4 4 】

なお、ステップS1において取得される画像は、上記各装置による画像に限定する趣旨ではない。すなわち、コンピュータによる画像処理が可能な画像であれば何でもよい。

【 0 0 4 5 】

続いて、収集した画像に基づいてボリュームデータを生成し、当該ボリュームデータに基づいて三次元画像を生成する（ステップS2）。このボリュームデータは、画像再構成部170により、記述の様に生成される。なお、本ステップのボリュームデータの生成については、必ずしも本画像処理装置10が行う構成である必要はない。例えば、他の画像処理装置、あるいはステップS1にて画像を収集した画像診断装置が行う構成であってもよい。

【 0 0 4 6 】

次に、ボリュームデータを同時に横切り、かつ互いに直交する3つの断層面による3つの断層像を、既述の形態にてMPR表示する（ステップS3）。

【 0 0 4 7 】

図7は、本ステップにおいて表示装置21に表示されるMPR像の例を示している。図7においては、説明を解りやすくするため、MPR表示による診断部位の輪郭部分を強調したものを点線で示してある。しかしながら、画像診断装置で得られる三次元画像は、白黒やカラーの濃淡で表現される場合が多く、そのため、通常の計測処理等では、操作者がその濃度差で対象部位の範囲を推定するのが一般的である。

【 0 0 4 8 】

次に、図7に示す表示装置21の画面上において、A面に垂直な U_E 方向、すなわち視線方向に沿って当該A面を体積計測に好適な位置に平行移動し、図5の U_E 方向の計測断面を設定する（ステップS4）。楕円体を近似立体とする体積計測の場合、多くは断面に表示される楕円が最大になる位置が当該体積計測に好適な位置に該当する。同様に、B面、C面を平行移動して、 S_E 、 T_E 方向の各計測断面を設定する。

【 0 0 4 9 】

各計測断面が設定されると、図7に示すように、初期設定による計測ROI及び各外接線が表示される（ステップS5）。図7においては、デフォルトによる楕円形ROIと、当該楕円形ROIに接する外接線がA面、B面、C面上に表示される。この楕円形ROIは、体積計測の範囲を指定するためのものである。また、各楕円に接する各外接線は、計測ROIの領域を代表するものとして、当該計測ROIと診断対象とを対応させる基準となるものであり、次の条件にて設定される。

【 0 0 5 0 】

(1) Q_A Q_B 1 接線: Q_A に垂直で且つA面の計測ROIの Q_A 軸方向に対して小さい値で計測ROIに接し、さらに Q_B 軸に垂直で且つB面の計測ROIの Q_B 軸方向に対して小さい値で計測方向に接する直線。

【 0 0 5 1 】

(2) Q_A Q_B 2 接線: Q_A に垂直で且つA面の計測ROIの Q_A 軸方向に対して大

10

20

30

40

50

きい値で計測 R O I に接し、さらに Q_B 軸に垂直で且つ B 面の計測 R O I の Q_B 軸方向に対して大きい値で計測方向に接する直線。

【 0 0 5 2 】

(3) P_A P_C 1 接線 : P_A に垂直で且つ A 面の計測 R O I の P_A 軸方向に対して小さい値で計測 R O I に接し、さらに P_C 軸に垂直で且つ C 面の計測 R O I の P_C 軸方向に対して小さい値で計測方向に接する直線。

【 0 0 5 3 】

(4) P_A P_C 2 接線 : P_A に垂直で且つ A 面の計測 R O I の P_A 軸方向に対して大きい値で計測 R O I に接し、さらに P_C 軸に垂直で且つ C 面の計測 R O I の P_C 軸方向に対して大きい値で計測方向に接する直線。

10

【 0 0 5 4 】

(5) P_B Q_C 1 接線 : P_B に垂直で且つ B 面の計測 R O I の P_B 軸方向に対して小さい値で計測 R O I に接し、さらに Q_C 軸に垂直で且つ C 面の計測 R O I の Q_C 軸方向に対して小さい値で計測方向に接する直線。

【 0 0 5 5 】

(6) P_B Q_C 2 接線 : P_B に垂直で且つ B 面の計測 R O I の P_B 軸方向に対して大きい値で計測 R O I に接し、さらに Q_C 軸に垂直で且つ C 面の計測 R O I の Q_C 軸方向に対して大きい値で計測方向に接する直線。

【 0 0 5 6 】

次に、図 7 に示す表示装置 2 1 の画面上において、マウス等のデバイスにより外接線を移動させ、計測 R O I の形状を診断部位の形状に対応させる (ステップ S 6) 。

20

【 0 0 5 7 】

図 8 (a) 、 (b) 、 (c) 、 (d) は、計測 R O I の形状を診断部位の形状に対応させるための外接線移動操作を説明するための図である。図 8 (a) において、 Q_A Q_B 1 接線を + Q_A 軸方向及び + Q_B 軸方向に移動させ、計測 R O I の Q_A 軸及び Q_B 軸方向の幅を、図 8 (b) に示すように診断部位の幅に合わせる。続いて、図 8 (b) に示すように P_A P_B 2 接線を + P_A 軸方向及び + P_B 軸方向に移動させ、また、図 8 (c) に示すように P_B Q_C 2 接線を + P_B 軸方向及び + Q_C 軸方向に移動させ、図 8 (d) に示すように計測 R O I の形状を診断部位の形状に対応させ、計測 R O I を設定する。

【 0 0 5 8 】

30

この様に設定された各断面に関する計測 R O I によって、診断対象部位を近似する楕円体 R O I (図 5 参照) が決定され、当該楕円体 R O I の体積計測を行う (ステップ S 7) 。この楕円体 R O I の体積はどのような手法によって計測してもよい。代表的な例としては、ボクセル数のカウント法、又は幾何学的計算による方法が挙げられる。計測された体積は、例えば所定の形式にて表示装置 2 1 に表示される (ステップ S 8) 。

【 0 0 5 9 】

以上述べた構成によれば、操作者は、マウス等のデバイスにより、表示装置画面に表示された少なくとも 3 つの M P R 像に対して、簡単且つ迅速に各計測 R O I を設定することができる。この計測 R O I 設定により、被検体内組織の関心領域に近似する立体を高い精度で設定することができる。この近似立体の体積を計測することで、関心領域の体積計測を、高い精度にて迅速且つ簡便に行うことができる。その結果、操作者の作業負担を軽減することができる。

40

【 0 0 6 0 】

(第 2 実施形態)

第 1 実施形態では、図 5 に示したように、座標軸 R_A 軸と U_E 軸、 R_B 軸と S_E 軸、 R_C 軸と T_E 軸はそれぞれ互いに平行とした場合を説明した。しかしながら、各切断面、すなわち A 面、B 面、C 面の座標系の取り方によっては、座標軸 R_A 軸と U_E 軸、 R_B 軸と S_E 軸、 R_C 軸と T_E 軸のうち、少なくとも二つの組、又は全ての組が平行とならない場合もある。例えば、A 面については、図 9 に示すように R_A 軸 (B 面の場合には R_B 軸、C 面の場合には R_C 軸) に平行な軸を回転軸として、診断対象を時計周り又は反時計回りに

50

回転させた画像がM P R表示される。第2の実施形態では、この様な場合についての体積計測処理について説明する。

【0061】

図10は、第2の実施形態に係る体積計測処理の手順を示したフローチャートである。図10に示すように、まず、図6中ステップS1乃至ステップS4と同様の操作により、好適な各計測断面を設定する(ステップS11乃至ステップS14)。

【0062】

図11(a)は、座標軸 R_A 軸と U_E 軸、 R_B 軸と S_E 軸がそれぞれ平行でないように設定されている場合、図10のステップS1乃至ステップS4の操作により設定された各計測断面のM P R表示を示した図である。図11に示すように、A面及びB面の診断対象は、第1の実施形態における図7と比較して、回転した形態にて表示される。

10

【0063】

このような場合、操作者は、図11(a)に示した画面上のA面の診断対象部位に対し、当該診断対象部位を近似する楕円を想定し、当該想定された楕円の長軸又は短軸となる線をマニュアル操作にて設定する(ステップS15)。この長軸又は短軸の設定は、どのような方式であってもよい。例えば、二点を指定して設定する方式、或いは予め表示された直線の長さ及び角度を調節するして設定する方式等を採用することが出来る。なお、長軸又は短軸の設定を容易にするために、図11(b)に示すようなガイド用楕円を表示する構成であってもよい。

【0064】

20

次に、図11(b)に示すように、指定した長軸(又は短軸)の中心を通り、視線方向(A面の場合 R_A 軸、B面の場合 R_B 軸)に平行な回転軸を中心として、長軸(又は短軸)が P_A 軸又は Q_A 軸に平行になるように、切断面を回転させる(ステップS16)。なお、図11(c)に示すように、B面の診断対象部位に対しても同様に、ステップS15及びステップS16の処理が施される。

【0065】

以後、図10のステップS5乃至ステップS8と同様の内容にて外接線の平行移動、計測ROIの表示・設定(ステップS16、S17)、体積計測(ステップS18)、結果表示(ステップS19)を行うことで、診断対象部位の体積計測を得ることができる。

【0066】

30

以上、本第2の実施形態では、座標軸 R_A 軸と U_E 軸、 R_B 軸と S_E 軸がそれぞれ平行でないように設定されている場合、すなわち座標軸 R_A 軸と U_E 軸、 R_B 軸と S_E 軸、 R_C 軸と T_E 軸のうち、少なくとも二つの組が平行でない場合について説明した。しかしながら、3組が全て平行でない場合であっても、二つの切断面(上述の例ではA面、B面)についてステップS15及びステップS16の処理を行えば、残りの切断面(上述の例ではC面)については自動的に回転処理が施されることになる。

【0067】

以上述べた構成によれば、座標軸 R_A 軸と U_E 軸、 R_B 軸と S_E 軸、 R_C 軸と T_E 軸のうち、少なくとも二つの組、又は全ての組が平行とならない場合であっても、関心領域の体積計測を、高い精度にて迅速且つ簡便に行うことができる。その結果、操作者の作業負担を軽減することができる。

40

【0068】

以上、本発明を実施形態に基づき説明したが、本発明の思想の範疇において、当業者であれば、各種の変更例及び修正例に想到し得るものであり、それら変形例及び修正例についても本発明の範囲に属するものと了解される。例えば以下に示す(1)、(2)ように、その要旨を変えない範囲で種々変形可能である。

【0069】

(1) 上記各実施形態においては、診断対象のボリュームデータに互いに直交する3つの切断面を設定し、各切断面に関する各M P R像を利用して関心領域を設定し、近似立体を設定して体積計測を行った。しかし、診断対象のボリュームデータに対して設定する切断

50

面は、上記３つの面に限定されない。例えば、ボリュームデータに参照断面を任意の位置に設定し、これに関するM P R像を上記３つのM P R像と同時に表示して、関心領域及び近似立体の設定、体積計測に利用する構成であってもよい。

【 0 0 7 0 】

このような参照断面を利用することにより、より直観的な操作を可能とし、計測精度の向上に資することができる。

【 0 0 7 1 】

(2) 上記各実施形態においては、各関心領域を全て楕円とし、診断対象を近似する立体を楕円体として説明した。しかし、本発明の技術的思想は、これに限定する趣旨ではない。例えば、診断対象を近似する立体は、円柱、直方体、円錐その他の少なくとも３つの切断面で定義可能な立体であれば何でもよい。特に、診断対象が血管、リンパ管等である場合には、円柱による近似は有効である。なお、当然ではあるが、近似する立体が円柱等である場合、同時に表示される３つのM P R像に設定される各関心領域の幾何学的形状は異なる。

【 0 0 7 2 】

また、各実施形態は可能な限り適宜組み合わせて実施してもよく、その場合組合わせた効果が得られる。さらに、上記実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果の少なくとも１つが得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

【 0 0 7 3 】

【発明の効果】

以上本発明によれば、関心領域の体積を迅速かつ正確に計測可能な超音波診断装置、画像処理装置、及び画像処理プログラムを実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】図 1 は、画像処理装置 1 0 の構成を示したブロック図である。

【図 2】図 2 は、本画像処理装置によって実現されるM P Rによる表示を説明するための図である。

【図 3】図 3 は、本画像処理装置によって実現される三つのM P R像の表示例を示した図である。

【図 4】図 4 は、図 3 に示した各断層面に関する各M P R像と、図 2 に表示される座標系との関連を説明するための図である。

【図 5】図 5 は、体積計測に使用される楕円体の座標系の一例を示している。

【図 6】図 6 は、第 1 の実施形態に係る体積計測処理の手順を示したフローチャートである。

【図 7】図 7 は、本ステップにおいて表示装置 2 1 に表示されるM P R像の例を示している。

【図 8】図 8 (a)、(b)、(c)、(d) は、計測 R O I の形状を診断部位の形状に対応させるための外接線移動操作を説明するための図である。

【図 9】図 9 は、A 面における診断対象の回転操作を説明するための図である。

【図 1 0】図 1 0 は、第 2 の実施形態に係る体積計測処理の手順を示したフローチャートである。

【図 1 1】図 1 1 (a)、(b)、(c)、(d) は、A 面及び B 面における診断対象の回転操作を説明するための図である。

【図 1 2】図 1 2 (a)、(b)、(c) は、従来の回転楕円体設定方式を説明するための図である。

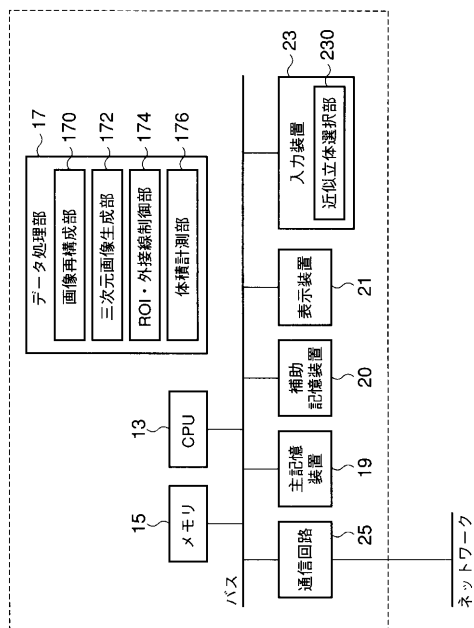
【図 1 3】図 1 3 (a)、(b)、(c) は、従来のDisk-Summation方式を説明するための図である。

【符号の説明】

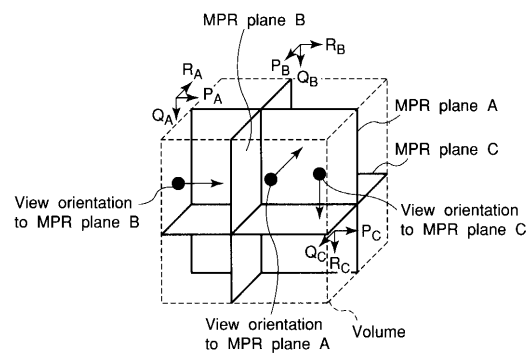
- 1 0 ... 画像処理装置
- 1 3 ... C P U
- 1 5 ... メモリ
- 1 7 ... データ処理装置
- 1 9 ... 主記憶装置
- 2 0 ... 補助記憶装置
- 2 1 ... 表示装置
- 2 3 ... 入力装置
- 2 5 ... 通信装置
- 1 7 0 ... 画像再構成部
- 1 7 2 ... 三次元画像生成部
- 1 7 4 ... R O I ・ 外接線設定制御部
- 1 7 6 ... 体積計測部
- 2 3 0 ... 近似立体選択部

10

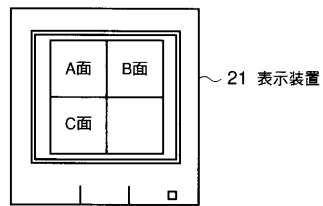
【 図 1 】



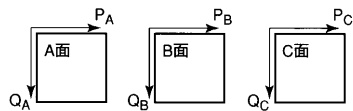
【 図 2 】



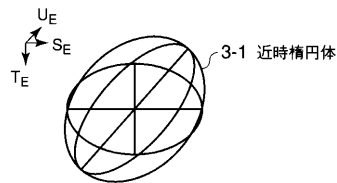
【図 3】



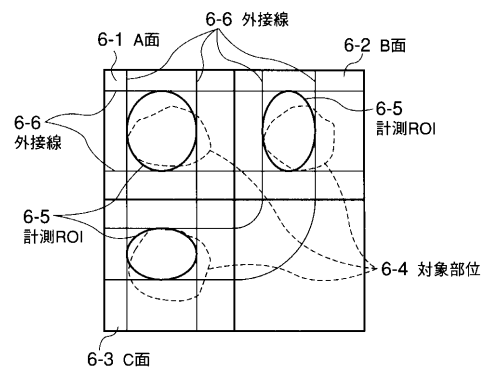
【図 4】



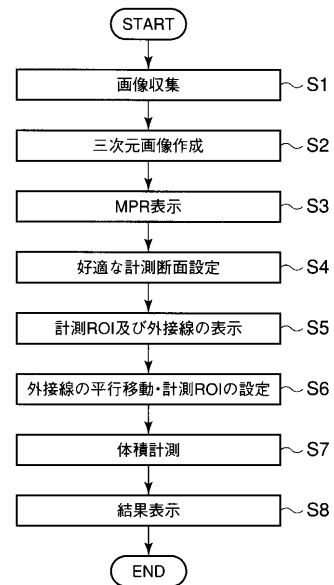
【図 5】



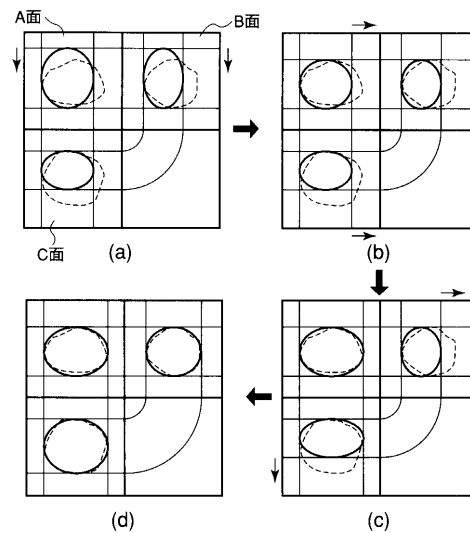
【図 7】



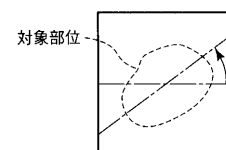
【図 6】



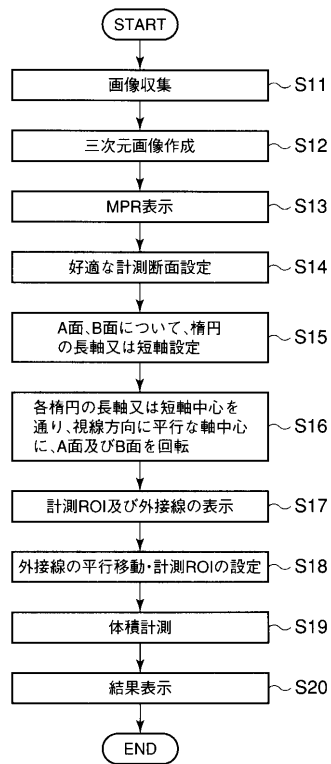
【図 8】



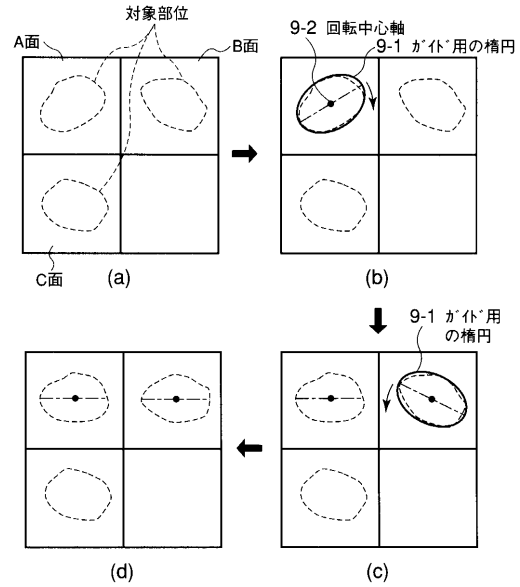
【図 9】



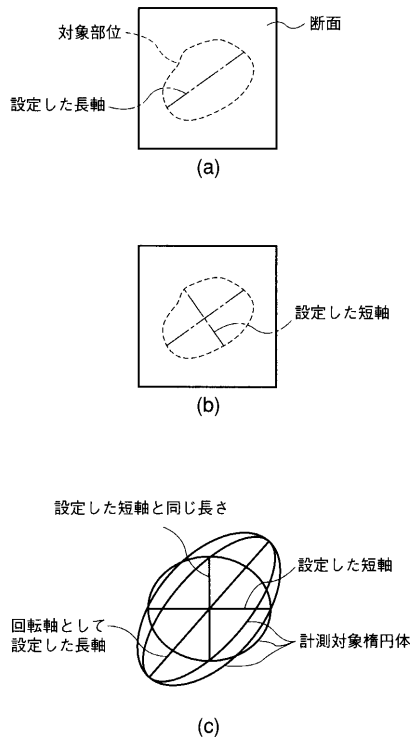
【図 10】



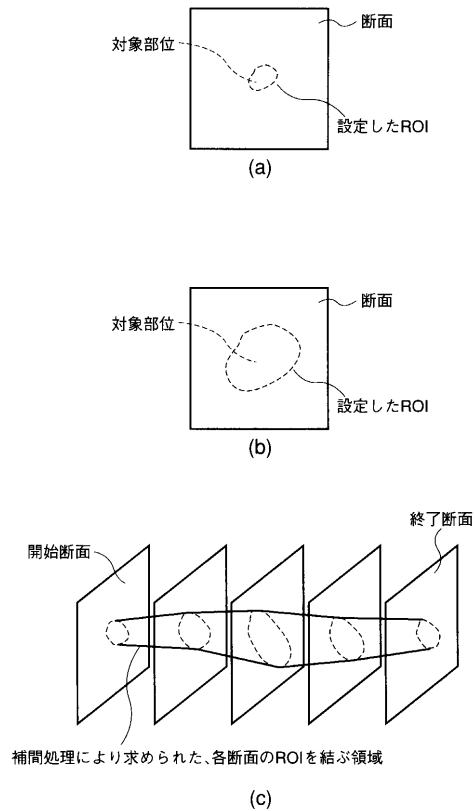
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

- (74)代理人 100088683
弁理士 中村 誠
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (72)発明者 市橋 正英
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 赤木 和哉
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 西野 正敏
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 戸村 英輔
東京都北区赤羽2丁目16番4号 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

審査官 川上 則明

- (56)参考文献 特開平07-334702(JP,A)
特開平05-091997(JP,A)
特開2001-224597(JP,A)
特開2000-107183(JP,A)
特開平06-154226(JP,A)
特開平11-009590(JP,A)
特開2000-126178(JP,A)
特開2000-105279(JP,A)
特開平02-054381(JP,A)
特開2000-210284(JP,A)
特開2000-296129(JP,A)
特開2000-023984(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00
A61B 5/055
A61B 6/00
A61B 6/03

专利名称(译)	超声波诊断装置，图像处理装置和图像处理程序		
公开(公告)号	JP4282939B2	公开(公告)日	2009-06-24
申请号	JP2002077086	申请日	2002-03-19
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统工 株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统工程有限公司 东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统工程有限公司 东芝公司		
[标]发明人	市橋正英 赤木和哉 西野正敏 戸村英輔		
发明人	市橋 正英 赤木 和哉 西野 正敏 戸村 英輔		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/055 A61B6/03 A61B6/00 G01R33/32 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B5/05.380 A61B6/03.360.D A61B6/03.360.G A61B6/00.350.B A61B5/055.380 G01N24/00.520.Y G01N24/02.520.Y G01R33/32 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C093/AA16 4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/CA29 4C093/FF23 4C093/FF28 4C093/FF32 4C093/FF33 4C093/FF42 4C093/FF45 4C093/FG04 4C096/AA18 4C096/AB27 4C096/AB38 4C096/AD14 4C096/AD15 4C096/DC24 4C096/DC28 4C096/DC32 4C096/DC33 4C096/DC36 4C096/DC37 4C096/DD08 4C301/EE11 4C301/JC16 4C301/KK13 4C301/KK16 4C301/KK18 4C301/KK26 4C301/KK30 4C301/LL02 4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC25 4C601/JC29 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK23 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK30 4C601/KK31 4C601/KK39 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL38 5B057/AA08 5B057/AA09 5B057/BA03 5B057/BA05 5B057/BA07 5B057/BA24 5B057/BA26 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CE10 5B057/CE11 5B057/CH08 5B057/CH11 5B057/CH12 5B057/CH18 5B057/DA07 5B057/DA16 5B057/DA20 5B057/DB03 5B057/DB09 5B057/DC07 5B057/DC09 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA22 5L096/CA24 5L096/CA25 5L096/DA04 5L096/EA26 5L096/FA03 5L096/FA59 5L096/FA67 5L096/FA69 5L096/FA72		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2003265475A5 JP2003265475A		
外部链接	Espacenet		
摘要(译)			

要解决的问题：提供能够快速且准确地测量感兴趣区域的体积的超声诊断设备，图像处理设备等。 解决方案：同时显示关于在预定体数据中设置的彼此正交的三个横截面的MPR图像和在体数据中的每个MPR图像中设置的每个感兴趣区域的外接线。操作者通过预定界面参考每个外接线来调整和设置每个感兴趣区域的位置，形状和大小。基于每个感兴趣的区域设定固体，并测量固体的体积。

