

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2010 年 8 月 19 日(19.08.2010)

(10) 国際公開番号
WO 2010/092919 A1

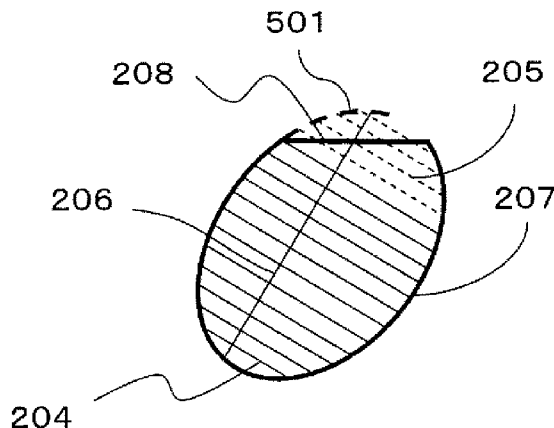
- (51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/051765
- (22) 国際出願日: 2010 年 2 月 8 日(08.02.2010)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2009-030739 2009 年 2 月 13 日(13.02.2009) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 長野 智章 (CHONO, Tomoaki) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL,

[続葉有]

(54) Title: MEDICAL IMAGE DISPLAY METHOD, MEDICAL IMAGE DIAGNOSIS DEVICE, AND MEDICAL IMAGE DISPLAY DEVICE

(54) 発明の名称: 医用画像表示方法、医用画像診断装置、及び医用画像表示装置

[図5]



(57) Abstract: Disclosed is a medical image display method for displaying a tomographic image obtained by capturing an image of a cross-section of an organ of a subject and finding the volume of an inner cavity region surrounded by the inner wall surface of the inner cavity of the organ on the basis of the displayed tomographic image, the medical image display method being provided with a step for tracing and displaying a portion corresponding to the inner wall surface of the inner cavity on the tomographic image, a step for displaying a line that connects both end points of a traced inner cavity trace line, a step for displaying an inner cavity axis that passes through the center of the line and a position most distant from the center of the inner cavity trace line, a step for displaying a plurality of partition lines that are orthogonal to the inner cavity axis and each have both ends crossing the inner cavity trace line, a step for calculating the inner cavity volume of a first inner cavity region comprising the plurality of partition lines by a disk method, a step for calculating the inner cavity volume of a second inner cavity region surrounded by the partition line closest to the line among the plurality of partition lines, the line, and the inner cavity trace line by a pseudo-disk method, a step for calculating the entire inner cavity volume by the sum of the calculated inner cavity volumes of the first and second inner cavity regions, and a step for displaying the inner cavity volumes of the first and second inner cavity regions and/or the entire inner cavity volume.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2010/092919 A1



NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, 添付公開書類:

CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, — 国際調査報告 (条約第 21 条(3))
TD, TG).

本発明の医用画像表示方法は、被検体の臓器の断層を撮像して得られた断層画像を表示部に表示し、該表示された断層画像に基づいて前記臓器の内腔内壁面に囲まれる内腔領域の容積を求める医用画像表示方法であって、前記断層画像上で前記内腔内壁面に相当する箇所をトレースして表示するステップと、トレースされた内腔トレース線の両端点を結んだ線を表示するステップと、前記線の中央と前記内腔トレース線の前記中央から最も離れた位置とを通る内腔軸を表示するステップと、前記内腔軸に直交し両端が前記内腔トレース線に交わる複数の区分線を表示するステップと、前記複数の区分線による第 1 の内腔領域の内腔容積をディスク法により算出するステップと、前記複数の区分線のうち最も前記線に近い区分線と前記線と前記内腔トレース線により囲まれる第 2 の内腔領域の内腔容積を擬似ディスク法により算出するステップと、前記算出された第 1 と第 2 の内腔領域の内腔容積の和により全体の内腔容積を算出するステップと、前記第 1 と第 2 の内腔領域の内腔容積又は前記全体の内腔容積の少なくとも 1 つを表示するステップとを備える。

明 細 書

発明の名称：

医用画像表示方法、医用画像診断装置、及び医用画像表示装置

技術分野

[0001] 本発明は、医用画像の表示方法、診断装置、及び表示装置に係り、特に、被検体の心臓の心腔等の容積をディスク法により精度良く計測する技術に関する。

背景技術

[0002] 超音波診断装置、X線CT装置、及び磁気共鳴イメージング(MRI)装置など、被検体の検査部位の組織の断層画像などを撮像して表示する医用画像診断装置(表示装置)が従来から知られている。例えば超音波診断装置は、超音波探触子により被検体内部に超音波を送信し、被検体内部から生体組織の構造に応じた超音波の反射エコー信号を受信することにより、例えばBモード画像等の断層像を構成するものである。

[0003] このような医用画像診断装置では、被検体の心臓の弁を介して連通される左心室や左心房などの心腔の容積計測を行なうことが知られている。容積計測は、心腔内壁面と弁輪面により囲まれる領域の容積を、Area Length法やModified Simpson法(ディスク法)を用いて算出するものである。どちらも、心腔を回転体と仮定することにより2次元画像から簡便に容積を算出することができるので、臨床検査における一般的な容積計測方法として利用されている。

[0004] より具体的には、ディスク法は、表示部に表示された心臓の断層画像上で心腔内壁面に相当する箇所を例えば入力インターフェイスを介してトレースすると、トレース線の両端点を結んで心臓の弁輪面に相当する弁輪線が生成され、弁輪線の中央と心腔内壁トレース線の最も遠い位置を結んで心腔軸が生成される。さらに、心腔軸に垂直な複数の区分線で心腔領域を複数に区分して各区分をディスクと見なしてディスク容積を求め、各ディスク容積の総

和が心腔容積として算出される。

- [0005] 特許文献1には、ディスクの一部をディスク面に垂直に切断して部分容積を算出することにより心臓の局所容積変化を算出し、心臓の局所壁運動異常を検出することが記載されている。

先行技術文献

特許文献

- [0006] 特許文献1：特許第3723149号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0007] しかしながら、特許文献1に記載された技術は、弁輪面と心腔軸が垂直とならない場合に精度よく心腔容積を算出することについては考慮されていない。

- [0008] すなわち、特許文献1に代表される一般的なディスク法では、弁輪面（弁輪線）と心腔軸が垂直になることを仮定しているが、心臓の撮像の難しさから、垂直とならない場合がある。この場合、心腔軸に垂直に生成される区分線のうちの両端が心腔内壁面に交わる領域では精度よく容積が算出されるが、区分線の一端が心腔内壁面に交わり他端が弁輪面に交わる領域ではディスク容積が実際の容積より小さく算出されたり、心腔軸が弁輪面で途切れてディスクそのものが作られない領域があったりするため、全体の容積が過小に算出されることになる。

- [0009] 心腔の容積は、心臓の形態や機能の異常を把握するための重要な診断材料であるため、容積値のより正確な算出が求められる。

- [0010] そこで、本発明では、心臓の弁輪面と心腔軸が垂直とならない場合であっても精度よく心腔容積を算出することを課題とする。

課題を解決するための手段

- [0011] 本発明の医用画像表示方法は、被検体の臓器の断層を撮像して得られた断層画像を表示部に表示し、表示された断層画像に基づいて臓器の内腔内壁面

に囲まれる内腔領域の容積を求めるものである。断層画像上で内腔内壁面に相当する箇所をトレースして表示するステップと、トレースされた内腔トレース線の両端点を結んだ線を表示するステップと、線の中央と内腔トレース線の前記中央から最も離れた位置とを通る内腔軸を表示するステップと、内腔軸に直交し両端が内腔トレース線に交わる複数の区分線を表示するステップと、複数の区分線による第1の内腔領域の内腔容積をディスク法により算出するステップと、複数の区分線のうち最も前記線に近い区分線と前記線と内腔トレース線により囲まれる第2の内腔領域の内腔容積を擬似ディスク法により算出するステップと、算出された第1と第2の内腔領域の内腔容積の和により全体の容積を算出するステップと、第1と第2の内腔領域の内腔容積又は全体の容積の少なくとも1つを表示するステップとを備えることを特徴とする。

[0012] また、本発明の医用画像表示方法は、被検体の心臓の断層を撮像して得られた断層画像を表示部に表示し、表示された断層画像に基づいて心臓の心腔内壁面及び弁輪面に囲まれる心腔領域の容積を求めるものである。断層画像上で心腔内壁面に相当する箇所をトレースして表示するステップと、トレースされた心腔内壁トレース線の両端点を結んで弁輪面に相当する弁輪線を表示するステップと、弁輪線の中央と心腔内壁トレース線の前記中央から最も離れた位置とを通る心腔軸を表示するステップと、心腔軸に直交し両端が心腔内壁トレース線に交わる複数の区分線を表示するステップと、複数の区分線による第1の心腔領域の心腔容積をディスク法により算出するステップと、複数の区分線のうち最も弁輪線に近い区分線と弁輪線と心腔内壁トレース線により囲まれる第2の心腔領域の心腔容積を擬似ディスク法により算出するステップと、算出された第1と第2の心腔領域の心腔容積の和により全体の心腔容積を算出するステップと、第1と第2の心腔領域の心腔容積及び前記全体の心腔容積を表示するステップとを備えることを特徴としている。

[0013] すなわち、区分線の両端が心腔内壁トレース線に交わる領域(第1の心腔領域)については従来から知られているディスク法により容積を算出する一方、

弁輪線に最も近い区分線と弁輪線と心腔内壁トレース線により囲まれており一般的なディスク法を適用すると過小に容積が算出されるおそれのある領域(第2の心腔領域)については擬似ディスク法により容積を算出している。これによれば、第1の心腔領域及び第2の心腔領域の両方の容積を精度よく求めることができるので、これらの和を全体の心腔領域の容積として精度よく求めることができる。

[0014] 第2の心腔領域の心腔容積を擬似ディスク法により算出するステップは、第2の心腔領域を構成する心腔内壁トレース線と心腔軸を挟んで対向する仮想トレース線を生成するステップと、心腔軸に直交し一端が前記仮想トレース線と交わり他端が心腔内壁トレース線と交わる複数の仮想区分線を生成するステップと、仮想トレース線と仮想区分線と心腔内壁トレース線とに基づいて仮想ディスクを生成するステップと、仮想ディスクを弁輪面で切断して心腔内壁トレース線が含まれる側の部分ディスクの容積を第2の心腔領域の心腔容積として算出するステップとを含んでなり、仮想トレース線と仮想区分線を表示部に表示することができる。

[0015] このように、第2の心腔領域については仮想トレース線及び仮想区分線を用いて仮想ディスクを生成し、この仮想ディスクの必要な部分(弁輪面で切断して心腔内壁トレース線が含まれる側のディスク)を部分ディスクとしてその容積を算出している。このような擬似的なディスク法を用いることにより、一般的なディスク法を適用すると過小に容積が算出されるおそれのある第2領域についても精度よく容積を算出することができる。

[0016] 本発明の医用画像診断装置は、被検体の臓器の断層を撮像して得られた断層画像を表示する表示部と、該表示部に表示された断層画像に基づいて臓器の内腔内壁面に囲まれる内腔領域の容積を求める演算部とを備えて構成される。表示部に表示された断層画像上で臓器の内腔内壁面に相当する箇所をトレースする手段と、トレースされた内腔トレース線の両端点を結んだ線を生成して表示する手段と、線の中央と内腔トレース線の前記中央から最も離れた位置とを通る内腔軸を生成して表示する手段と、内腔軸に直交し両端が内

腔トレース線に交わる複数の区分線を生成して表示する手段と、複数の区分線による第1の内腔領域の内腔容積をディスク法により算出する手段と、複数の区分線のうち最も前記線に近い区分線と前記線と内腔トレース線により囲まれる第2の内腔領域の内腔容積を擬似ディスク法により算出する手段と、算出された第1と第2の内腔領域の内腔容積の和により全体の腔容積を算出する手段と、第1と第2の内腔領域の内腔容積又は全体の腔容積の少なくとも1つを表示する手段を備えることを特徴とする。

[0017] また、本発明の医用画像診断装置は、被検体の心臓の断層を撮像して得られた断層画像を表示する表示部と、表示部に表示された断層画像に基づいて心臓の腔内壁面及び弁輪面に囲まれる腔領域の容積を求める演算部とを備えて構成される。また、表示部に表示された断層画像上で心臓の腔内壁面に相当する箇所をトレースする手段と、トレースされた腔内壁トレース線の両端点を結んで弁輪面に相当する弁輪線を生成して表示する手段と、弁輪線の中央と腔内壁トレース線の前記中央から最も離れた位置とを通る腔軸を生成して表示する手段と、腔軸に直交し両端が腔内壁トレース線に交わる複数の区分線を生成して表示する手段と、複数の区分線による第1の腔領域の腔容積をディスク法により算出する手段と、複数の区分線のうち最も弁輪線に近い区分線と弁輪線と腔内壁トレース線により囲まれる第2の腔領域の腔容積を擬似ディスク法により算出する手段と、算出された第1と第2の腔領域の腔容積の和により全体の腔容積を算出する手段と、第1と第2の腔領域の腔容積及び前記全体の腔容積を表示する手段を備えることを特徴としている。

[0018] また、本発明の医用画像表示装置は、被検体の心臓の断層を撮像して得られた断層画像を表示部に表示し、表示された断層画像に基づいて心臓の腔内壁面及び弁輪面に囲まれた腔領域の容積を求めるものである。医用画像は、腔内壁面に相当する腔内壁トレース線と弁輪面に相当する弁輪線からなる腔輪郭線と、弁輪線の中央と腔内壁トレース線の前記中央から最も離れた位置とを通る腔軸と、腔軸に直交する複数の区分線とを表示す

る画像を有して構成することができる。特に、区分線の両端が心腔内壁トレース線と交わる第1の心腔領域と、区分線の一端が弁輪線と交わり他端が心腔内壁トレース線と交わる第2の心腔領域とを異なる表示態様で表示することができる。

発明の効果

- [0019] 本発明によれば、心臓の弁輪面と心腔軸が垂直とならない場合であっても精度よく心腔容積を算出することができる。

図面の簡単な説明

- [0020] [図1]本実施形態における超音波診断装置の全体構成の概略を示すブロック図
[図2]左心室と左心房を描画した超音波断層像の一例を示すもの
[図3]本実施形態の心腔容積を求める処理フローを示す図
[図4]ディスク法において弁輪面に心腔軸が直交する場合(左)と直交しない場合(右)のディスク形状の違いを説明する図
[図5]仮想トレース線を外挿によって求め、仮想ディスクを作成する図
[図6]仮想トレース線を手動により微調整する修正モードのGUIを示す図
[図7]仮想ディスクを斜めに切断した部分ディスクの容積を微小高さのディスク法によって算出する方法を示す図
[図8]仮想トレース線の生成の変形例1を示す図
[図9]仮想トレース線の生成の変形例2を示す図
[図10]仮想トレース線の生成の変形例3を示す図
[図11]仮想トレース線の生成の変形例4を示す図
[図12]仮想ディスクの容積を算出する方法の変形例1を示す図

発明を実施するための形態

- [0021] 以下、本発明を適用してなる医用画像診断装置、及び医用画像表示装置の実施形態を説明する。本実施形態は、医用画像診断装置、及び医用画像表示装置の一例として超音波診断装置を例に挙げて説明する。その他本発明は、X線CT装置及び磁気共鳴イメージング(MRI)装置など、被検体の検査部位の組織の断層画像などを撮像して表示する装置に適用することができる。

[0022] 図1は、本実施形態における超音波診断装置の全体構成の概略を示すブロック図である。図1に示すように、超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送受信する超音波信号生成部1と、超音波信号から超音波画像を生成する超音波画像生成部2と、トレース線やディスクを生成したり心腔の容積を算出したりする演算部3と、プログラムや計測結果を記憶する記憶部4と、心腔の輪郭位置を指定する入力部5と、計測値や結果画像を表示する表示部6と、全体を制御する制御部7を備えている。実線矢印は制御を、白抜き矢印は画像信号データの流れを示している。

[0023] 超音波信号生成部1は、被検体に対して超音波を送受信して超音波信号を生成するものであり、探触子11と超音波信号送受信部12を備えている。探触子11は、超音波を送受信し電気信号に変換する装置であり、リニア型、コンベックス型、セクタ型等の走査方法をもつものである。超音波信号送受信部12は、探触子との間で、電気化された超音波信号を送受信する。そして、受信された信号を整相回路に通して超音波信号を得る。

[0024] 超音波画像生成部2は、超音波信号生成部1から入力された信号から、装置の撮像設定に基づいて超音波画像を生成するものであり2次元断面画像生成部21を備えている。2次元断面画像生成部21は、被検体の例えば心臓などの撮像部位の断層を撮像して得られた超音波信号からBモード画像等の断層画像を生成する。

[0025] 演算部3は、ディスク法を適用するためのトレース線やディスクの生成、容積の演算を行うものであり、仮想トレース線生成部31と、ディスク生成部32と、容積演算部33と、トレース線追跡演算部34とを備えて構成される。

[0026] 仮想トレース線生成部31は、心腔を満たすようにディスクを生成するために、心腔内壁面の輪郭である心腔内壁トレース線を延長等して仮想トレース線を生成する演算を行う。

[0027] ディスク生成部32は、心腔内壁トレース線と仮想トレース線とを併用してディスクを生成する演算を行なう。容積演算部33は、生成されたディスクの容積を演算し、その総和を心腔容積として算出する演算を行う。トレ

ース線追跡演算部34は、トレース線の位置をフレーム毎にトラッキングして、変形した心腔輪郭位置を算出する。

[0028] 記憶部4は、演算部3におけるアルゴリズムや各部を制御するためのプログラムを記憶したり、演算結果や超音波信号を記憶したりするための装置であり、ハードディスクや半導体メモリ、光ディスク等の記憶装置であり、プログラム記憶部41と計測結果記憶部42とを備えている。

[0029] プログラム記憶部41は、演算部3における仮想トレース線生成、ディスク生成、容積演算、トレース線追跡演算等のアルゴリズムを記したプログラムや各部を制御するためのプログラムが記憶されている。計測結果記憶部42は、演算部3によって計算された計測結果のデータを記憶し、各部から出力される超音波信号データ等を記憶する。

[0030] 入力部5は、心腔トレース指定部51を備えている。心腔トレース指定部51は、例えば断層画像上で心腔内壁面に相当する位置をトレースする入力機器として、キーボード、トラックボール、スイッチ等の入力インターフェイスとすることもできるし、全自動処理によってトレースすることもできる。また、検者が心腔内壁面に相当する位置を数点指定して、これを元にトレースする方法や、手動によって設定するようなインターフェイスを備えている。

[0031] 表示部6は、計測値や画像を表示出力するインターフェイスを備えており、画像表示部61は、超音波画像生成部2から出力されたBモード画像と、演算部によって生成されたディスクや容積値を画面上に表示する。

[0032] (検者の操作)

続いて図2を用いて心腔容積を求める際の検者の操作を簡単に説明する。図2は、左心室と左心房を描画した超音波断層像の一例を示すものである。検者はまず、従来のディスク法による容積計測に基づいて、計測したい心腔を含む画像を計測画面に描画させる。次に、心腔トレース指定部51により入力機器を用いて心腔内壁面に相当する位置の輪郭をトレースする。なおこのトレースは検者がマニュアルで行なってもよいし、装置が自動でトレースする公知の方法を用いることもできる。

- [0033] トレースを完了して心腔内壁トレース線207が生成されると、装置により自動的に弁輪線208や、心腔軸206が生成される。さらに、心腔軸206に直交する区分線204によるディスク、仮想区分線205による仮想ディスクなどが生成され、容積が算出される。算出された容積は、計測画面上に表示出力される。なお、検者が仮想トレースまでをマニュアルトレースしてもよい。
- [0034] 以上の操作方法により、従来のディスク法による計測操作方法と変わることなく、簡便に正確な心腔容積を計測することが可能になる。以下、心腔容積を求める処理の詳細について説明する。
- [0035] 図3は、本実施形態の心腔容積を求める処理フローを示す図である。図3に示すように、最初に、検者が心腔内壁面に相当する輪郭をトレースして心腔内壁トレース線207を生成する(S11)。例えば心腔トレース指定部51により入力機器を用いて心腔内壁に相当する輪郭をトレースする。これは、心腔の弁輪部から対向する弁輪部までをトレースする。装置が自動でトレースする公知の方法を用いてもよい。また、図2のように、左心室と左心房の2本のトレース線を設定し、同時に計測するようにしてもよい。
- [0036] 次に心腔内壁トレース線の両端を結んで弁輪面に相当する弁輪線208を生成する(S12)。続いて弁輪線208の中央と、この中央から心腔内壁トレース線207の最も遠い点とを通る心腔軸206を生成する(S13)。続いて心腔軸206に直交し心腔領域を区分する複数の区分線204を生成する(S14)。
- [0037] 続いて仮想トレース線生成部31によって仮想トレース線501を生成する(S15)。すなわち、ディスク法では、図4左のように弁輪線208に対して心腔軸206が垂直になることを仮定している。一方の弁輪位置から対向する弁輪位置までトレースした後、心腔軸206は、弁輪線208の midpoint から心腔内壁トレース線207上の最も遠い位置を結ぶように設定される。区分線204によるディスクは心腔軸に垂直な方向に直径をとる。作成したディスクの容積の総和を心腔の容積として求める。数1式はディスクの直径を D_i 、心腔軸の長さを L 、ディスクの枚数を N としたときの容積 V の計算式である。一般に $N=20$ で計算される。

[0038]

[数1]

$$V = \frac{\pi}{4} \sum_{i=1}^N D_i^2 \cdot \frac{L}{N}$$

しかしながら、被検者の病態や、プローブの入射角によっては、標準的な心臓の撮像が困難な場合がしばしばある。図4右のように弁輪線208に直交しない斜めの方向に心腔軸206が向くため、ディスク法で仮定する形状のディスクが作成できないことになる。

[0039] このとき、図4右の1の区間では区分線204の両端が心腔内壁トレース線207に交わり心腔内壁トレース線207に挟まれたディスクが作成されるが、2の区間では、区分線204の一端は心腔内壁トレース線207に交わるが他端は弁輪線208に交わるため、ディスクの直径が弁輪線208で途切れて、実際よりもディスクは小さくなり、容積は過小に算出されることになる。また、3の区間では、心腔軸206が途切れるためディスクは作成されず、容積は計算されないことになる。

[0040] 本実施形態は、心腔内壁トレース線207は弁輪部で必ず途切れるため、これを仮想的に延長することにより、図4右における2および3の区間の領域を満たすような仮想的なディスクを作成し、より正確な容積値を算出するようにディスク法を改良するものである。

[0041] 図5は、心腔内壁トレース線を基に、仮想トレース線501を外挿する方法である。仮想トレース線501は、第2の心腔領域を構成する心腔内壁トレース線207と心腔軸206を挟んで対向して生成されるものである。一例として、心腔内壁トレース線207は点の集合であるが、これを例えばスプライン等の曲線関数にあてはめ、心腔内壁トレース線が途切れた先を外挿計算により生成する。

[0042] すなわち、図5の心腔内壁トレース線207は、弁輪部で途切れるものの、外挿により仮想トレース線501(破線部分)を生成する。言い換えると、心腔内壁トレース線207の一方の端点から心腔内壁トレース線207を外挿して延長して仮想トレース線501としている。一方の端点とは、心腔内壁トレース線207の

両端点のうち、心腔軸206に直交する線が弁輪線208と交わるほうの端点である。仮想トレース線501は、画像処理の手法に応じて、心腔内壁トレース線207の両端に接続させた閉じた形としても良い。なお、心腔内壁トレース線207の一方の端点から延長した仮想トレース線501は、心腔内壁トレース線207の他方の端点から心腔軸206に直交する線と交わる点で終了している。

[0043] 次にディスク生成部32によって仮想ディスクを作成する(S16)。前述のように仮想トレース線501が生成されると、この仮想トレース線501と心腔軸206に線対称に対向する心腔内壁トレース線207との間で心腔軸206に直交する複数の仮想区分線205により仮想ディスクが作成される。言い換えると、仮想区分線205は、心腔軸に直交し一端が仮想トレース線501と交わり他端が心腔内壁トレース線207と交わるものである。また、仮想トレース線501と仮想区分線205と心腔内壁トレース線207とに基づいて仮想ディスクが生成される。仮想ディスクは、弁輪面によって斜めに切断して心腔内壁トレース線207が含まれる側が容積算出に必要な部分ディスクとなる。

[0044] 仮想トレース線501とディスクが生成されたときに、満足するディスクが生成されない場合、手動による仮想トレース線501の微調整を行うことも可能である。図6は、仮想トレース線501を手動により微調整する修正モードのGUIを示す図である。図6に示すような修正モードに入ると、仮想トレース線501と心腔軸206と仮想区分線205が表示される。検者は入力機器を操作して仮想トレース線501の位置や長さを変形させることにより調整する。これに追従して仮想区分線205の位置や長さも変形して、仮想ディスクの形状も変形するので、検者の操作と同時に仮想区分線205の変形もリアルタイムに画面表示する。ディスクが変形するとその容積値も変化するので、同時に容積を再計算して心腔容積計測値202に表示する。

[0045] 次に容積演算部33によってディスクの容積を算出してその総和をとり、心腔の容積を求める(S17)。図4の1の区間に相当する領域、つまり両端が心腔内壁トレース線207に交わる複数の区分線204による領域(第1の心腔領域)は、従来の一般的なディスク法によって求められる。一方、図4の2及び3の区間に相

当する領域、つまり両端が心腔内壁トレース線207に交わる複数の区分線のうち最も弁輪線208に近い区分線と弁輪線208と心腔内壁トレース線207により囲まれる領域(第2の心腔領域)については、図7上段のように斜めに切断した部分ディスクの容積として擬似的なディスク法を用いて算出しなければならない。

[0046] すなわち、実際に容積を算出する領域は、図7中段に円柱断面で示した右側の台形断面を持つ領域である。この領域をさらに高さ Δh の薄いディスクに分割する。この薄いディスクの容積は図7下段のように求められる。図7下段は、ディスクの上面を示している。

[0047] ディスクの中心からの半径 R と、ディスクの中心からディスク切断面のまでの距離 r を用いると、ディスクの底面積は、扇型と三角形との和で求められる。これと微小高さ Δh の積を計算することにより、薄いディスクの容積が計算される。分割した多数の薄いディスクについて容積を求め、それらの総和を算出しディスクの容積値とする。

[0048] これを、図4の2および3の区間に相当する部分のすべての仮想ディスクについて計算し、これと1の区間の容積を加算することで心腔全体の容積が算出される。

[0049] 以上では、ある1フレームの画像上における容積計算の処理について述べた。しかし、心臓は動きのある組織であり、連続的な容積変化を計測できることが望ましい。以上のステップを1フレームずつ繰り返し適用すれば、各フレームでの容積値が算出され、容積変化を把握することが可能である。しかしながら、1フレーム毎に心腔内壁トレースを手動で行うことは非常に煩雑であるので、最初のフレームでトレースした心腔内壁トレース線207をトレース線追跡演算部34によって追跡してもよい。これにより、心腔内壁の輪郭の変形に応じて心腔内壁トレース線207が輪郭にフィットしながら変形するため2フレーム以降では手動トレースする必要がなくなる。2フレーム目以降の各フレームにおいて、自動的にS12からS17が実行され、フレーム毎の容積値が算出される。

[0050] 最後に、画像表示部61によって容積値と画像を表示出力する(S18)。図2は、左心室と左心房の両方をトレースし、その容積の時間変化を計測したところである。心腔容積計測値202には、左心室と左心房のそれぞれについて、従来のディスク法で算出される第1の領域の容積値、擬似ディスク法を用いて算出される第2の領域の容積値、及び第1と第2の領域の容積値の和による全体の容積値が表示される。第1の領域の容積値、第2の領域の容積値、全体の容積値は、検者が入力部5を介して所望の容積値を入力することにより、少なくとも1つの容積値が表示部6に表示されるように入力設定する。これにより、各容積値の少なくとも1つを表示部に表示させることができる。心腔容積変化グラフ203には、左心室と左心房の容積変化グラフが表示される。また、生体信号209も並列して表示される。

[0051] また、超音波画像上には、心腔内壁トレース線207、心腔軸206、弁輪線208、区分線204、仮想区分線205を重畳表示する。仮想区分線205を表示することにより、従来のディスク法では計測不能であった位置での計測を行っていることを示す。また、仮想トレース線501を表示させることにより、従来のディスク法では計測不能であった位置での計測を行っていることを示すこともできる。

[0052] 図2に示す超音波画像、心腔内壁トレース線207、心腔軸206、弁輪線208、区分線204、仮想区分線205、グラフ等は被検体の心臓の動きに同期して表示される。

グラフ上の時相バー210は、超音波画像の時相の位置を示すものである。

[0053] 以上のように本実施形態によれば、従来、過小に計測していた弁輪付近の容積を、より正確に計測できるようになる。また、計測手順は従来方法と同じであるので、手数が増えることなく簡便に計測することができる。さらに、仮想トレース線501或いは仮想区分線205の位置を表示出力しているので、心腔を満たすディスクの位置を確認しながら計測することが可能である。

[0054] (仮想トレース線を生成する方法の変形例1)

続いて、仮想トレース線を生成する方法の変形例を説明する。図8は仮想ト

レース線501の生成の変形例1を示す図である。図8に示すように、心腔内壁トレース線207の端点から、心腔軸206に平行な仮想レース線501を生成する。この仮想レース線と対向する心腔トレース線の間で仮想ディスクを生成する。

[0055] 言い換えれば、心腔内壁トレース線207の一方の端点から心腔軸206に平行な直線を延長して仮想レース線501としている。以上の方法によれば、計算量が少なく、簡便に仮想レース線501を設定することができる。

[0056] (仮想レース線を生成する方法の変形例2)

続いて、仮想レース線を生成する方法の変形例2を説明する。図9は仮想レース線501の生成の変形例2を示す図である。図9のように、心腔内壁トレース線207の心腔軸206に線対称の位置に仮想レース線501を生成する。この仮想レース線501と心腔内壁トレース線207の間で仮想区分線205を生成する。

[0057] 言い換えれば、第2の心腔領域を構成する心腔内壁トレース線207の心腔軸206に線対称の位置に仮想レース線を生成している。以上の方法によれば、計算量が少なく、簡便に仮想レース線を設定することができる。

[0058] (仮想レース線を生成する方法の変形例3)

続いて、仮想レース線を生成する方法の変形例3を説明する。図10は仮想レース線501の生成の変形例3を示す図である。図10のように、心腔内壁トレース線207と仮想レース線501を接続して一体化した輪郭線801を生成する。輪郭線801は、例えば動的輪郭モデルや輪郭パターンマッチングのような輪郭変形アルゴリズムによって変形される。輪郭モデルの効果によって心腔トレース線部分を心腔の輪郭にフィットさせるとともに、仮想レース部分の輪郭を制御しながら、全体の輪郭線801を抽出する。

この輪郭線で挟まれる領域にディスクを生成する。

[0059] 以上の方法によれば、心腔トレース線の形状を考慮しながら、これとバランスのとれた自然な形状の仮想レース線を生成することができる。

[0060] (仮想レース線を生成する方法の変形例4)

続いて、仮想トレース線を生成する方法の変形例4を説明する。図11は仮想トレース線501の生成の変形例4を示す図である。図11のように弁の形状に沿わせて仮想トレース線501を閉じる方法である。弁1101は肺動脈から左房に血液が流入するときに閉じているため、左房と弁は一体化して閉じた形状を持つ。このとき、弁の形状に合わせて心腔内壁トレース線207を設定すれば、左房とさらに弁の部分の領域の容積も合わせて計測可能である。また、弁輪線208で区切れば、弁と弁輪線で囲まれる領域と左房の心腔内壁面と弁輪面で囲まれる領域の容積とを別にして計測することも可能である。さらに、左室の心腔内壁面と弁輪面で囲まれる領域の容積から、弁と弁輪面で囲まれる領域の容積を引くことによって、弁が左室内に入り込んだ分の容積を差し引くことができるので、左室収縮末期のより正確な容積計測が可能になる。

[0061] 以上の方法によれば、弁で囲まれた領域を含めて容積を定義した場合でも、より正確に容積を算出することができる。

[0062] (仮想ディスクの容積を算出する方法の変形例1)

続いて、仮想ディスクの容積を算出する方法の変形例1を説明する。図12は仮想ディスクの容積を算出する方法の変形例1を示す図であり、容積演算部33によるディスク容積の算出(S14)についての変形例を示すものである。この変形例は、図12上段の斜めに切断したディスク容積を算出するために積分法による解析的な演算を行うものである。

[0063] すなわち、図12下段はディスクを真横からみたものである。ディスクの半径をR、ディスクの中心から切断面までの長さをr、切断角度を θ 、ディスクの高さをhとすると、求める部分ディスクの領域は数2式となる。

[0064] [数2]

$$\left\{ \begin{array}{l} x^2 + y^2 \leq R^2 \\ 0 \leq z \leq h \quad (y \geq -r) \\ 0 \leq z \leq y \frac{1}{\tan \theta} + b \quad (y \leq -r) \end{array} \right.$$

式2で囲まれる領域を積分法によって計算することで部分ディスクの容積V

が算出される。これを全ての仮想ディスクについて求め、総和をとることにより心腔容積が算出される。

[0065] 以上の方法によれば、積分法によって解析的に演算されるので、図形分割等の煩雑な演算を用いることなく簡便に心腔容積を算出することが可能になる。

[0066] 以上、本実施形態の心腔容積を求める処理について、single planeのディスク法について述べたが、例えば、心尖部4腔像と心尖部2腔像によるbiplaneのディスク法にも適用可能である。この場合、4腔像と2腔像のディスク直径が一般に異なるので、ディスク形状は楕円柱となるが、以上の実施例における円柱の演算を楕円の演算に変形させるだけでよい。また、本発明は、本実施形態で挙げた心臓以外の臓器であっても、その形状が円柱の集合で表現できる場合に適用可能である。

[0067] また、本発明の医用画像表示装置は、被検体の心臓の断層を撮像して得られた断層画像を表示部6に表示し、表示された断層画像に基づいて心臓の心腔内壁面及び弁輪面に囲まれた心腔領域の容積を求めるものであって、表示部6に心腔内壁面に相当する心腔内壁トレース線207と弁輪面に相当する弁輪線208からなる心腔輪郭線と、弁輪線208の中央と心腔内壁トレース線207の前記中央から最も離れた位置とを通る心腔軸206と、心腔軸206に直交する複数の区分線とを表示するものとして構成することができる。

[0068] この場合、区分線の両端が心腔内壁トレース線207と交わるところを第1の心腔領域とし、区分線の一端が弁輪線208と交わり他端が心腔内壁トレース線207と交わるところを第2の心腔領域とし、第1の心腔領域と第2の心腔領域を異なる表示態様で表示することができる。これにより、第1の心腔領域と第2の心腔領域を異なる領域としてそれぞれの心腔領域の容積を算出していることを検者に認識させることができる。

[0069] より具体的には、第1の心腔領域内の複数の区分線を第1の区分線とし、第2の心腔領域内の複数の区分線を第2の区分線とし、第1の区分線と第2の区分線を例えば異なる色の線で表示して表示態様を異ならせることができる。

- [0070] また、第1の心腔領域の容積と第2の心腔領域の容積をそれぞれ表示することにより、各領域を異なる領域としてそれぞれの心腔領域の容積を算出していることを検者に認識させることができる。この場合、第1の心腔領域と第2の心腔領域の容積を、例えば複数の第1の区分線と複数の第2の区分線の色に対応した色で数値表示することにより、検者は各領域の容積の対応付けを容易にすることができる。
- [0071] さらに、第2の心腔領域を構成する心腔内壁トレース線207と心腔軸206を挟んで対向する仮想トレース線501と、心腔軸206に直交し一端が仮想トレース線501と交わり他端が心腔内壁トレース線207に交わる複数の仮想区分線205とを表示することにより、擬似ディスク法を用いて第2の心腔領域の容積を算出していることを検者に認識させることができる。
- [0072] なお、上記実施形態では、心臓の容積を算出する場合を例に挙げて説明したが、本発明は例えば膀胱や前立腺、肝臓、すい臓など内腔の容積を計ることができる臓器に対して適用することができる。この場合、心臓のように弁輪面がないので内腔壁と直交する内腔壁面が弁輪面の代わりとなる。これらの臓器においても心臓と同様に、通常のディスク法で容積を演算すると容積が実際より小さく算出されたりディスクそのものが生成されなかったりする領域が生じる場合に、その領域に対して擬似ディスク法を適用して全体の容積をより精度よく求めることができる。

符号の説明

- [0073] 1 超音波信号生成部、2 超音波画像生成部、3 演算部、4 記憶部、5 入力部、6 表示部、7 制御部、12 超音波信号送受信部、21 2次元断面画像生成部、31 仮想トレース線生成部、32 ディスク生成部、33 容積演算部、51 心腔トレース指定部、204 区分線、205 仮想区分線、206 心腔軸、207 心腔内壁トレース線、208 弁輪線、501 仮想トレース線、801 輪郭線

請求の範囲

[請求項1]

被検体の臓器の断層を撮像して得られた断層画像を表示部に表示し、該表示された断層画像に基づいて前記臓器の内腔内壁面に囲まれる内腔領域の容積を求める医用画像表示方法であって、

前記断層画像上で前記内腔内壁面に相当する箇所をトレースして表示するステップと、トレースされた内腔トレース線の両端点を結んだ線を表示するステップと、前記線の中央と前記内腔トレース線の前記中央から最も離れた位置とを通る内腔軸を表示するステップと、前記内腔軸に直交し両端が前記内腔トレース線に交わる複数の区分線を表示するステップと、前記複数の区分線による第1の内腔領域の内腔容積をディスク法により算出するステップと、前記複数の区分線のうち最も前記線に近い区分線と前記線と前記内腔トレース線により囲まれる第2の内腔領域の内腔容積を擬似ディスク法により算出するステップと、前記算出された第1と第2の内腔領域の内腔容積の和により全体の内腔容積を算出するステップと、前記第1と第2の内腔領域の内腔容積又は前記全体の内腔容積の少なくとも1つを表示するステップとを備えることを特徴とする医用画像表示方法。

[請求項2]

被検体の心臓の断層を撮像して得られた断層画像を表示部に表示し、該表示された断層画像に基づいて前記心臓の心腔内壁面及び弁輪面に囲まれる心腔領域の容積を求める医用画像表示方法であって、

前記断層画像上で前記心腔内壁面に相当する箇所をトレースして表示するステップと、トレースされた心腔内壁トレース線の両端点を結んで前記弁輪面に相当する弁輪線を表示するステップと、前記弁輪線の中央と前記心腔内壁トレース線の前記中央から最も離れた位置とを通る心腔軸を表示するステップと、前記心腔軸に直交し両端が前記心腔内壁トレース線に交わる複数の区分線を表示するステップと、前記複数の区分線による第1の心腔領域の心腔容積をディスク法により算出するステップと、前記複数の区分線のうち最も前記弁輪線に近い区

分線と前記弁輪線と前記心腔内壁トレース線により囲まれる第2の心腔領域の心腔容積を擬似ディスク法により算出するステップと、前記算出された第1と第2の心腔領域の心腔容積の和により全体の心腔容積を算出するステップと、前記第1と第2の心腔領域の心腔容積又は前記全体の心腔容積の少なくとも1つを表示するステップとを備えることを特徴とする医用画像表示方法。

[請求項3]

請求項2の医用画像表示方法において、

前記第2の心腔領域の心腔容積を擬似ディスク法により算出するステップは、前記第2の心腔領域を構成する前記心腔内壁トレース線と前記心腔軸を挟んで対向する仮想トレース線を生成するステップと、前記心腔軸に直交し一端が前記仮想トレース線と交わり他端が前記心腔内壁トレース線と交わる複数の仮想区分線を生成するステップと、前記仮想トレース線と前記仮想区分線と前記心腔内壁トレース線とに基づいて仮想ディスクを生成するステップと、前記仮想ディスクを前記弁輪面で切断して前記心腔内壁トレース線が含まれる側の部分ディスクの容積を前記第2の心腔領域の心腔容積として算出するステップとを含んでなり、前記仮想トレース線と前記仮想区分線を前記表示部に表示してなる医用画像表示方法。

[請求項4]

請求項3の医用画像表示方法において、

前記仮想トレース線を生成するステップは、前記心腔内壁トレース線を曲線関数として前記心腔内壁トレース線の一方の端点から前記心腔トレース線を外挿して延長して仮想トレース線とする医用画像表示方法。

[請求項5]

請求項3の医用画像表示方法において、

前記仮想トレース線を生成するステップは、前記心腔内壁トレース線の一方の端点から前記心腔軸に平行な直線を延長して仮想トレース線とする医用画像表示方法。

[請求項6]

請求項3の医用画像表示方法において、

前記仮想トレース線を生成するステップは、前記第2の心腔領域を構成する前記心腔内壁トレース線の前記心腔軸に線対象の位置に仮想トレース線を生成する医用画像表示方法。

[請求項7]

請求項3の医用画像表示方法において、

前記仮想トレース線を生成するステップは、輪郭曲線関数により前記心腔内壁トレース線と前記仮想トレース線とを一体にして生成する医用画像表示方法。

[請求項8]

請求項3の医用画像表示方法において、

前記第2の心腔領域の心腔容積を算出するステップは、前記部分ディスクを微小高さの複数のディスクに区分し、該複数のディスクの容積の総和として算出する医用画像表示方法。

[請求項9]

請求項3の医用画像表示方法において、

前記第2の心腔領域の心腔容積を算出するステップは、前記第2の心腔領域を積分法によって演算することにより算出する請求項2の医用画像表示方法。

[請求項10]

被検体の臓器の断層を撮像して得られた断層画像を表示する表示部と、該表示部に表示された断層画像に基づいて前記臓器の内腔内壁面に囲まれる内腔領域の容積を求める演算部とを備えた医用画像診断装置であって、

前記表示部に表示された断層画像上で前記臓器の内腔内壁面に相当する箇所をトレースする手段と、前記トレースされた内腔トレース線の両端点を結んだ線を生成して表示する手段と、前記線の中央と前記内腔トレース線の前記中央から最も離れた位置とを通る内腔軸を生成して表示する手段と、前記内腔軸に直交し両端が前記内腔トレース線に交わる複数の区分線を生成して表示する手段と、前記複数の区分線による第1の内腔領域の内腔容積をディスク法により算出する手段と、前記複数の区分線のうち最も前記線に近い区分線と前記線と前記内腔トレース線により囲まれる第2の内腔領域の内腔容積を擬似ディス

ク法により算出する手段と、前記算出された第1と第2の内腔領域の内腔容積の和により全体の内心容積を算出する手段と、前記第1と第2の内腔領域の内心容積又は前記全体の内心容積の少なくとも1つを表示する手段を備えることを特徴とする医用画像診断装置。

[請求項11]

被検体の心臓の断層を撮像して得られた断層画像を表示する表示部と、該表示部に表示された断層画像に基づいて前記心臓の心腔内壁面及び弁輪面に囲まれる心腔領域の容積を求める演算部とを備えた医用画像診断装置であって、

前記表示部に表示された断層画像上で前記心臓の心腔内壁面に相当する箇所をトレースする手段と、前記トレースされた心腔内壁トレース線の両端点を結んで前記弁輪面に相当する弁輪線を生成して表示する手段と、前記弁輪線の中央と前記心腔内壁トレース線の前記中央から最も離れた位置とを通る心腔軸を生成して表示する手段と、前記心腔軸に直交し両端が前記心腔内壁トレース線に交わる複数の区分線を生成して表示する手段と、前記複数の区分線による第1の心腔領域の内心容積をディスク法により算出する手段と、前記複数の区分線のうち最も前記弁輪線に近い区分線と前記弁輪線と前記心腔内壁トレース線により囲まれる第2の心腔領域の内心容積を擬似ディスク法により算出する手段と、前記算出された第1と第2の心腔領域の内心容積の和により全体の内心容積を算出する手段と、前記第1と第2の心腔領域の内心容積及び前記全体の内心容積を表示する手段を備えることを特徴とする医用画像診断装置。

[請求項12]

被検体の心臓の断層を撮像して得られた断層画像を表示部に表示し、該表示された断層画像に基づいて前記心臓の心腔内壁面及び弁輪面に囲まれた心腔領域の容積を求める医用画像表示装置であって、

前記医用画像は、前記心腔内壁面に相当する心腔内壁トレース線と前記弁輪面に相当する弁輪線からなる心腔輪郭線と、前記弁輪線の中央と前記心腔内壁トレース線の前記中央から最も離れた位置とを通る

心腔軸と、該心腔軸に直交する複数の区分線とを表示する画像を有し、

前記区分線の両端が前記心腔内壁トレース線と交わる第1の心腔領域と、前記区分線の一端が前記弁輪線と交わり他端が前記心腔内壁トレース線と交わる第2の心腔領域とが異なる表示態様で表示されることを特徴とする医用画像表示装置。

[請求項13] 請求項12の医用画像表示装置において、

前記医用画像は、前記第1の心腔領域内の複数の区分線を第1の区分線とし、前記第2の心腔領域内の複数の区分線を第2の区分線とし、前記第1の区分線と第2の区分線が異なる表示態様で表示されてなる医用画像表示装置。

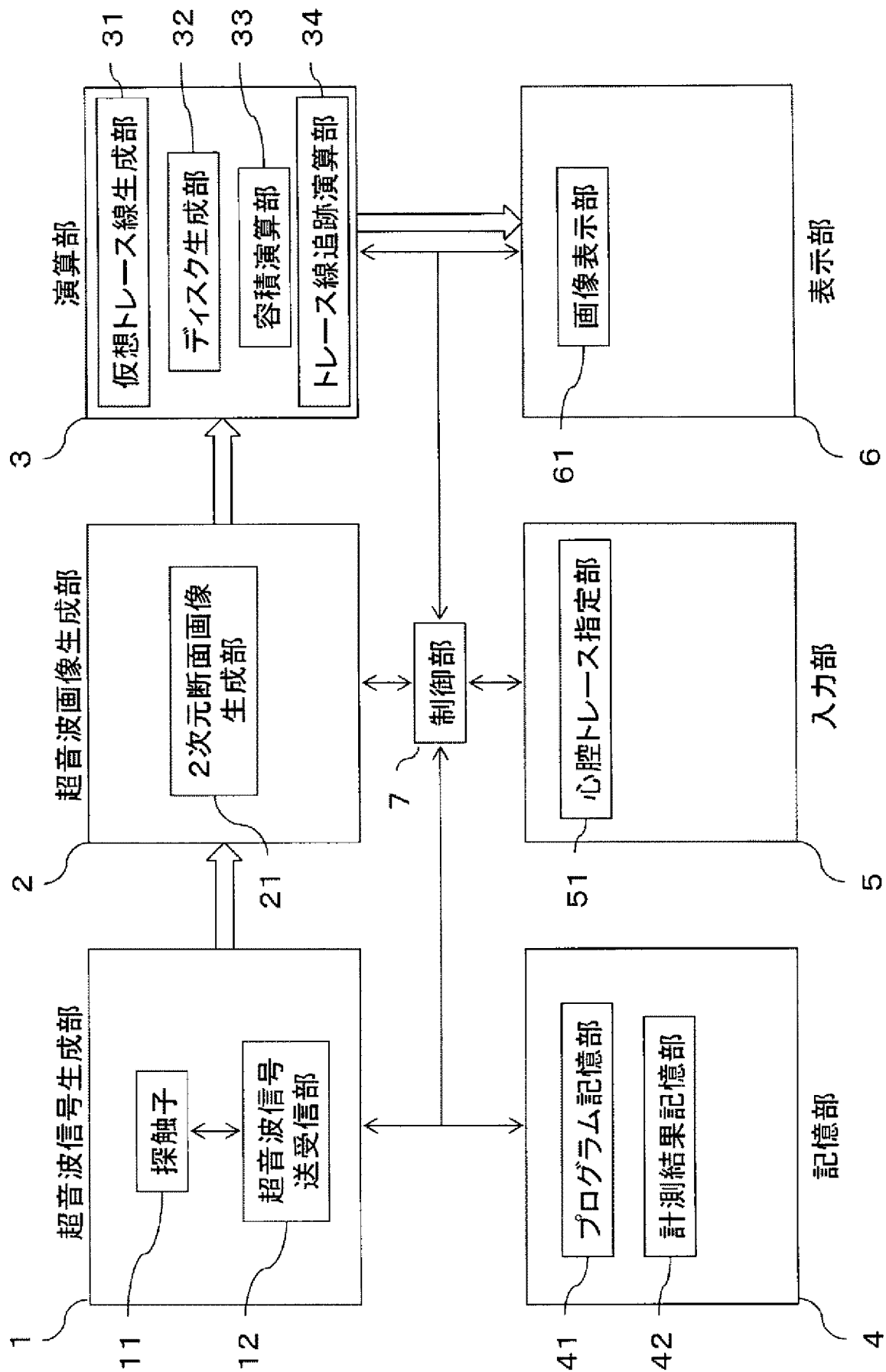
[請求項14] 請求項12の医用画像表示装置において、

前記医用画像は、前記第1の心腔領域の容積と前記第2の心腔領域の容積が、それぞれ前記第1の心腔領域と前記第2の心腔領域の表示態様又は前記複数の第1の区分線と前記複数の第2の区分線の表示態様に対応付けられて数値表示されてなる医用画像表示装置。

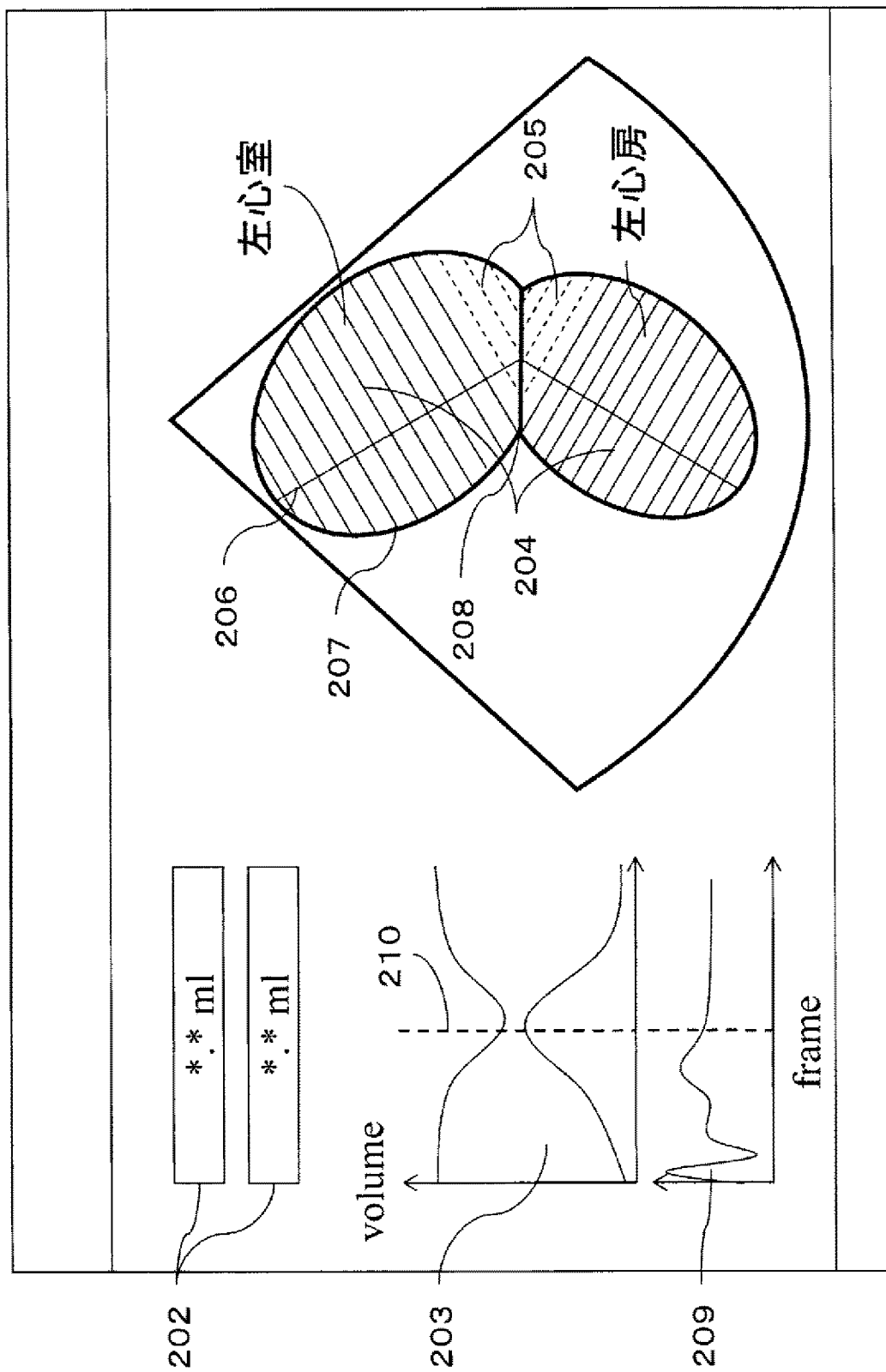
[請求項15] 請求項12の医用画像表示装置において、

前記医用画像は、前記第2の心腔領域を構成する前記心腔内壁トレース線と前記心腔軸を挟んで対向する仮想トレース線と、前記心腔軸に直交し一端が前記仮想トレース線と交わり他端が前記心腔内壁トレース線に交わる複数の仮想区分線とが表示されてなる医用画像表示装置。

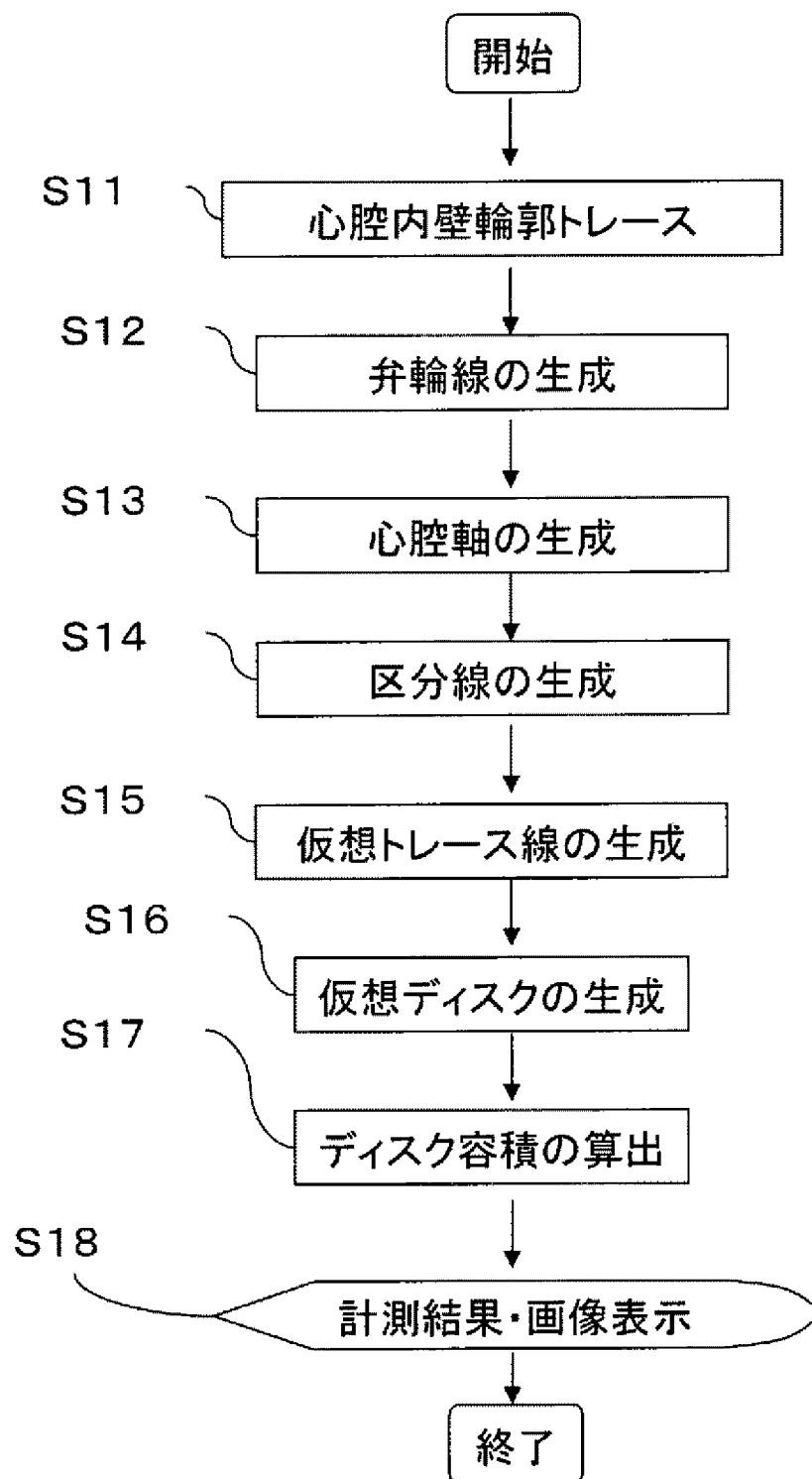
[図1]



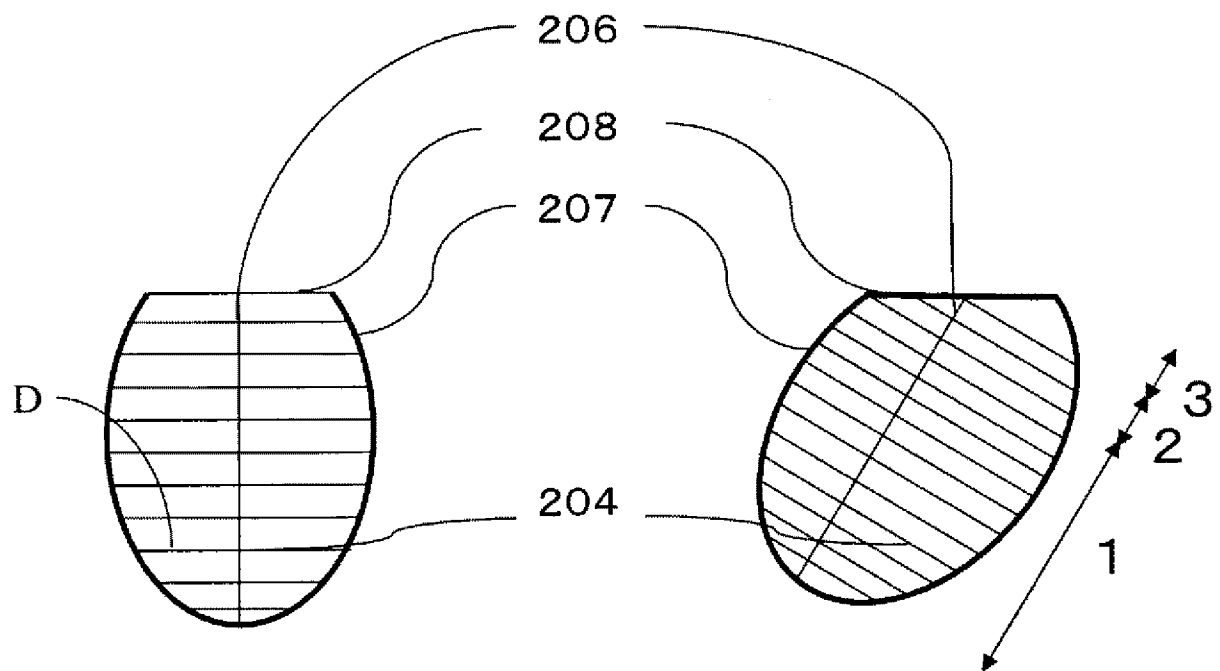
[図2]



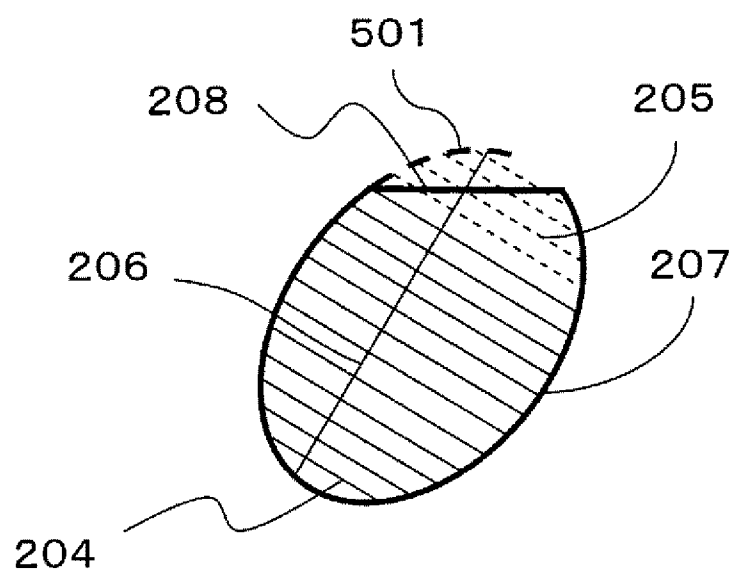
[図3]



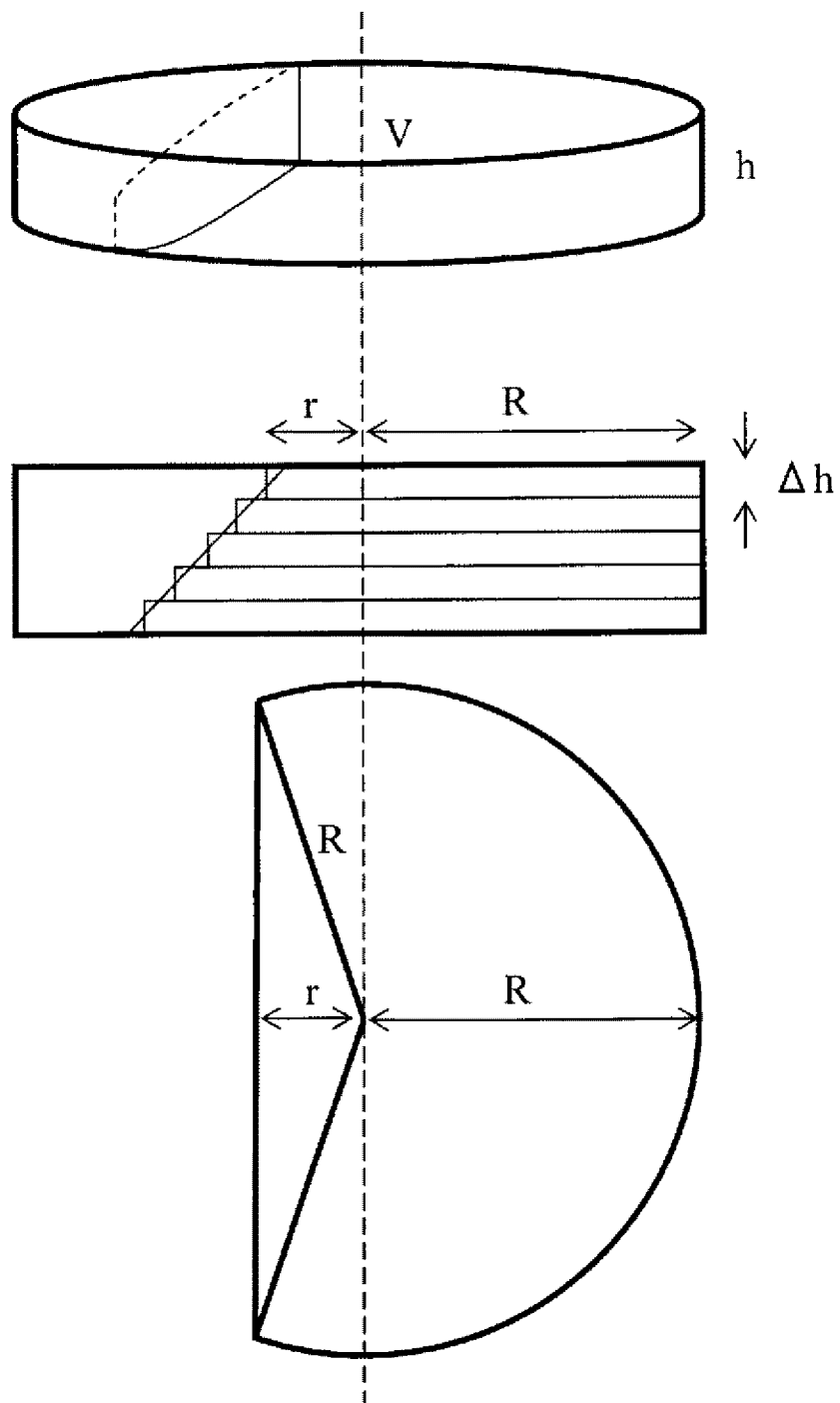
[図4]



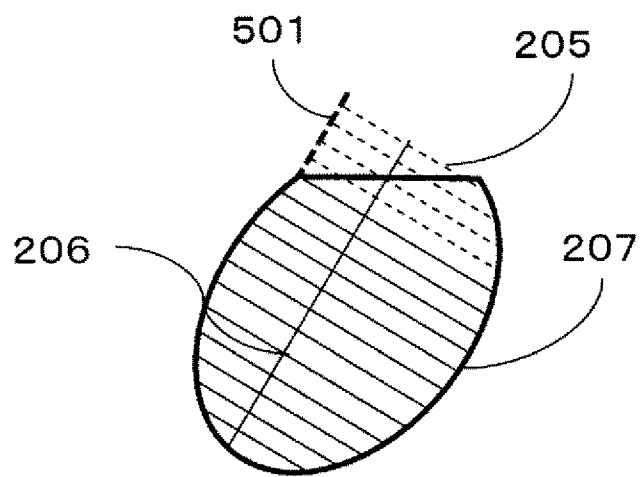
[図5]



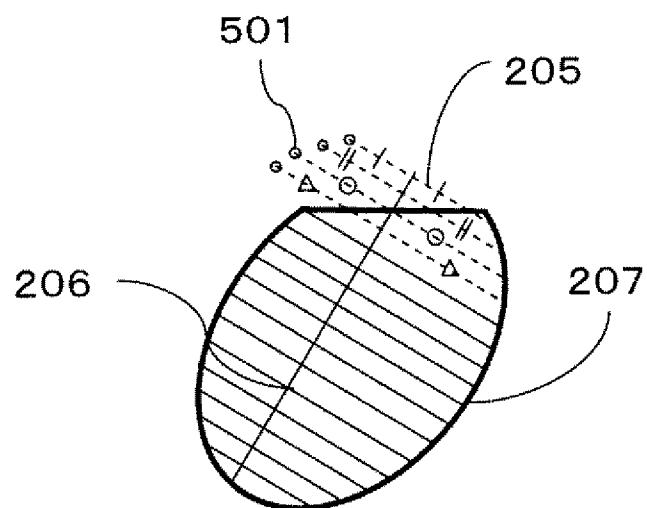
[図7]



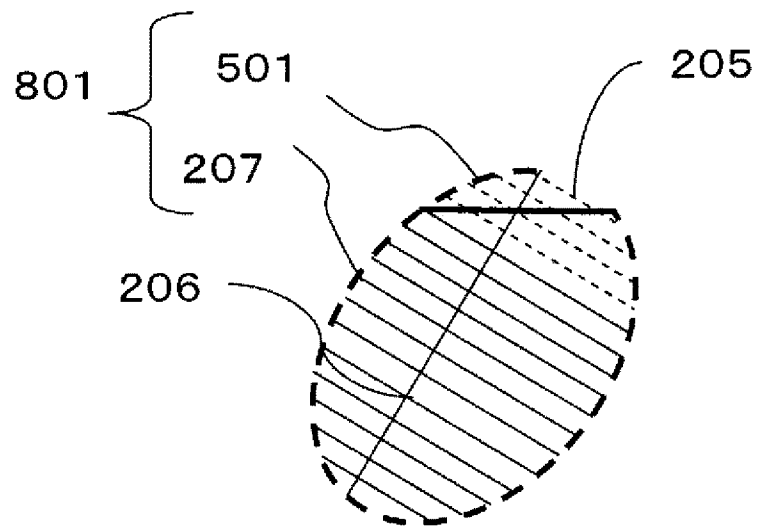
[図8]



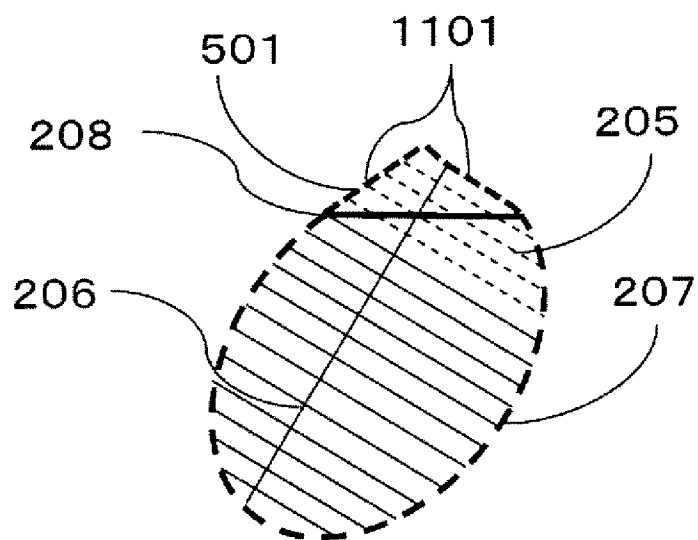
[図9]



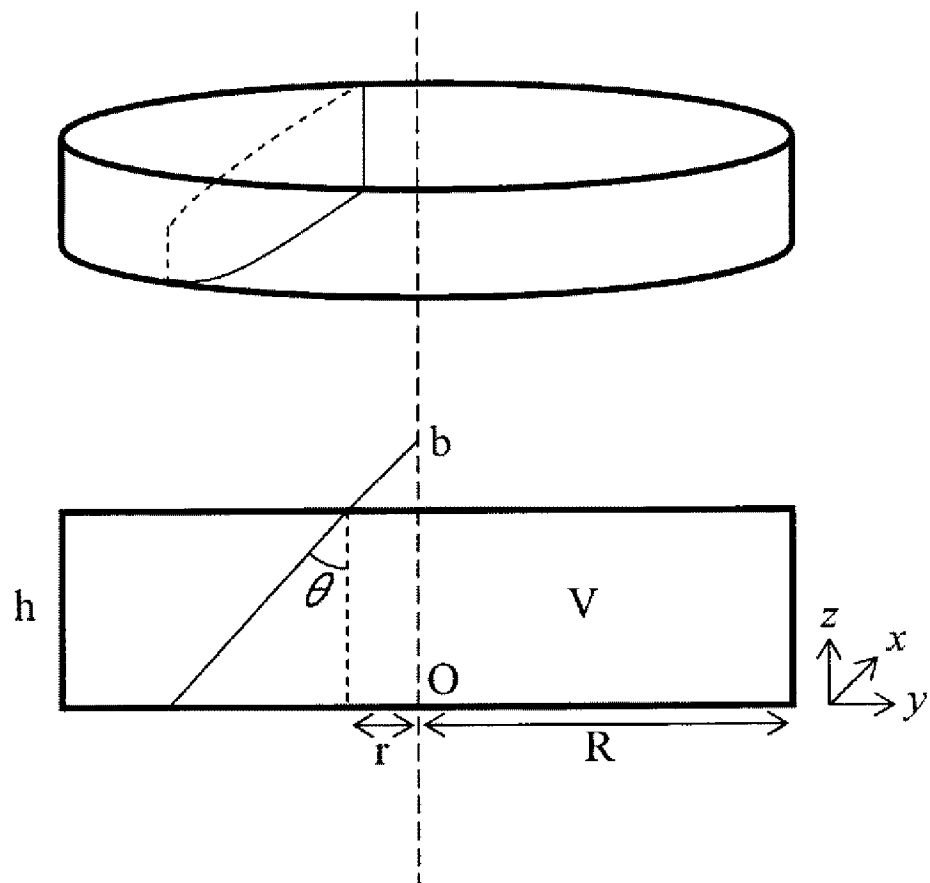
[図10]



[図11]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/051765

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00 (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)

A61B8/00

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 1996-2010

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2010 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2010

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.
A	JP 2003-310616 A (Aloka Co., Ltd.), 05 November 2003 (05.11.2003), entire text; all drawings (Family: none)	1-15
A	JP 9-187448 A (Toshiba Corp.), 22 July 1997 (22.07.1997), entire text; all drawings (Family: none)	1-15
A	JP 2004-73850 A (Toshiba Medical Systems Engineering Co., Ltd., Toshiba Corp.), 11 March 2004 (11.03.2004), entire text; all drawings (Family: none)	1-15



Further documents are listed in the continuation of Box C.



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
24 February, 2010 (24.02.10)Date of mailing of the international search report
09 March, 2010 (09.03.10)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/051765

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 2006-167080 A (Aloka Co., Ltd.), 29 June 2006 (29.06.2006), entire text; all drawings (Family: none)	1-15
A	JP 3-16556 A (Toshiba Corp.), 24 January 1991 (24.01.1991), entire text; all drawings (Family: none)	1-15

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B8/00(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 (I P C))

Int.Cl. A61B8/00

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 0 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 0 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 0 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 請求項の番号
A	JP 2003-310616 A (アロカ株式会社) 2003. 11. 05, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-15
A	JP 9-187448 A (株式会社東芝) 1997. 07. 22, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-15
A	JP 2004-73850 A (東芝医用システムエンジニアリング株式会社、株式会社東芝) 2004. 03. 11, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-15

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ 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

2 4 . 0 2 . 2 0 1 0

国際調査報告の発送日

0 9 . 0 3 . 2 0 1 0

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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)

川上 則明

2 Q

3 7 0 4

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

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 請求項の番号
A	JP 2006-167080 A (アロカ株式会社) 2006.06.29, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-15
A	JP 3-16556 A (株式会社東芝) 1991.01.24, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-15