



(43) 国際公開日
2006 年 9 月 8 日 (08.09.2006)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2006/093085 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2006/303597

(22) 国際出願日: 2006 年 2 月 27 日 (27.02.2006)

(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 2005-056098 2005 年 3 月 1 日 (01.03.2005) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 国立
大学法人 神戸大学 (NATIONAL UNIVERSITY COR-
PORATION KOBE UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒6578501
兵庫県神戸市灘区六甲台町 1 番 1 号 Hyogo (JP). 東芝
メディカルシステムズ株式会社 (TOSHIBA MEDI-
CAL SYSTEMS CORPORATION) [JP/JP]; 〒3248550
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 Tochigi (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 松本 純明 (MAT-
SUMOTO, Sumiaki) [JP/JP]. 山形 仁 (YAMAGATA, Hi-
toshi) [JP/JP].

(74) 代理人: 鈴江 武彦, 外 (SUZUYE, Takehiko et al.); 〒
1050001 東京都港区虎ノ門 1 丁目 1 2 番 9 号 鈴榮特
許総合事務所内 Tokyo (JP).

(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, 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, 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.

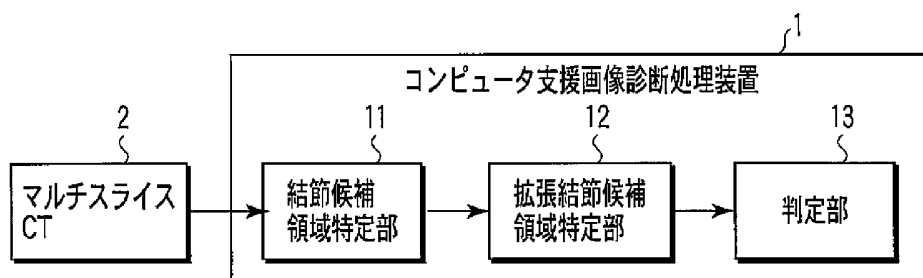
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可
能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD,
SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY,
KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG,
CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE,
IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR),
OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML,
MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 国際調査報告書

[続葉有]

(54) Title: IMAGE DIAGNOSIS AND PROCESSING DEVICE AND IMAGE DIAGNOSIS AND PROCESSING PROGRAM

(54) 発明の名称: 画像診断処理装置および画像診断処理プログラム



- 1... COMPUTER-ASSISTED IMAGE DIAGNOSIS AND PROCESSING DEVICE
2... MULTISLICE CT
11... NODE CANDIDATE REGION SPECIFYING SECTION
12... EXPANDED NODE CANDIDATE SPECIFYING SECTION
13... DETERMINATION SECTION

(57) Abstract: An image diagnosis and processing device has peripheral region specifying means (11, 12) and a determination means (13). The peripheral region specifying means (11, 12) specifies peripheral regions continuous in an abnormality candidate region that is included in an image showing the inside of a subject. The determination means (13) determines whether or not the abnormality candidate region is an anatomic abnormal region based on a first feature quantity relating to the abnormality candidate region and a second feature quantity relating to the peripheral region.

(57) 要約: 画像診断処理装置は、被検体の内部を表す画像に含まれる異常候補領域に連続する周辺領域を特定する周辺領域特定手段 (11, 12) と、異常候補領域に関する第 1 の特徴量と周辺領域に関する第 2 の特徴量とに基づいて異常候補領域が解剖学的異常領域であるか否かを判定する判定手段 (13) とを備える。



WO 2006/093085 A1



2文字コード及び他の略語については、定期発行される各*PCT*ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

明 細 書

画像診断処理装置および画像診断処理プログラム

技術分野

- [0001] 本発明は、X線コンピュータ断層撮影装置、X線診断装置、磁気共鳴診断装置、あるいは超音波診断装置などの医用画像診断モダリティを用いて収集された3次元画像から結節状異常または瘤状異常のような解剖学的異常についての診断処理を行う画像診断処理装置および画像診断処理プログラムに関する。

背景技術

- [0002] 現在、日本国で肺癌は悪性腫瘍死の第一位を占めると共に増加の一途を辿っており、喫煙対策による予防と並んで早期発見への社会的な要請が強い。日本国の各自治体では胸部単純X線写真と喀痰細胞診による肺癌検診が施行されているが、1998年に出された日本国旧厚生省の「癌検診有効性評価に関する研究班」の報告では、現行の肺癌検診では効果があるとしても小さいと結論されている。X線コンピュータ断層撮影法(以下、CTと記す)では胸部単純X線写真よりも容易に肺野型肺癌を発見できるが、ヘリカルスキャン方式のCTが現れた1990年以前は撮像時間が長く検診に使用できなかった。しかしヘリカルCTが登場して間もなく被曝を低減するために比較的低いX線管電流で撮像する方法(以下、低線量ヘリカルCTと記す)が開発され、これを用いた肺癌検診のパイロット研究が日本国および米国で行われた。その結果、低線量ヘリカルCTが胸部単純X線写真を大きく上回る肺癌検出率を有することが実証されている。
- [0003] 一方、ヘリカルCTの撮像に要する時間は1998年以降のCT検出器の多列化によって短縮され続けており、最新の多検出器列ヘリカルCTではほぼ等方的な1mm未満の解像度で肺全体を10秒未満で撮像可能である。このようなCTの技術革新は肺癌をより小さな段階で発見できる可能性を拓いているが、多検出器列ヘリカルCTは1回のスキャン当り数百枚の画像を生成するため、読影に要する負担が著しく増大するという問題も招いている。
- [0004] 上記の背景より、低線量ヘリカルCTが肺癌検診の方法として確立されるためには、

肺癌の見落としを防ぐためのコンピュータによる読影支援診断システム(Computer Assisted Diagnosis) (以下、CADと記す)が必要であることが広く認識されている。小さな肺野型肺癌はCT画像上で結節状異常として現れるため、このような異常の自動的検出(以下、CT肺結節自動検出と記す)は極めて重要なテーマであり、1990年代より様々な研究が行われてきた(例えば、「David S. Paik, ほか7名, "Surface Normal Overlap: A Computer-Aided Detection Algorithm With Application to Colonic Polyps and Lung Nodules in Helical CT", IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, VOL.23, NO.6, 2004年6月, p.661-675」を参照)。

発明の開示

- [0005] CT肺結節自動検出に対しては、何らかの方法で結節の候補となる領域(以下、結節候補領域と記す)を抽出し、この結節候補領域を特徴付ける複数の特徴量を求め、これら特徴量に基づいて結節候補領域が結節であるか否かを判定するというアプローチがとられる。しかしながら、結節は肺血管の一部と特徴が類似するため、結節候補領域を特徴付ける特徴量からでは、結節と肺血管とが的確に区別できないことがあった。
- [0006] 本発明はこのような事情を考慮してなされたものであり、その目的とするところは、被検体の内部を表す画像に含まれる異常候補領域が結節のような解剖学的異常であるか否かを高精度に判定することを可能とすることにある。
- [0007] 本発明の第1の態様による画像診断処理装置は、被検体の内部を表す画像に含まれる異常候補領域に連続する周辺領域を特定する周辺領域特定手段と、前記異常候補領域に関する第1の特徴量と前記周辺領域に関する第2の特徴量とに基づいて前記異常候補領域が解剖学的異常領域であるか否かを判定する判定手段とを備える。
- [0008] 本発明の第2の態様による画像診断処理装置は、被検体の内部を表す画像に含まれる異常候補領域をほぼ内包するとともに前記異常候補領域外の領域も含んだ第1の比較領域に関する第1の特徴量と、前記異常候補領域とほぼ一致するか、または前記異常候補領域にほぼ内包される第2の比較領域に関する第2の特徴量とに基づいて前記異常候補領域が解剖学的異常領域であるか否かを判定する判定手段を備

える。

[0009] 本発明の第3の態様による画像診断処理装置は、被検体の内部を表す画像に含まれる異常候補領域と重なるかあるいは連続する構造に相当する領域を特定する手段と、前記の構造に相当する領域を3次的に探索する方向を求める手段と、前記探索方向に沿った複数の位置に対応する特徴量を求める手段と、前記複数の位置における特徴量に基づいて、前記異常候補領域が解剖学的異常領域であるか否かを判定する手段とを備える。

[0010] 本発明の第4の態様による画像診断処理装置は、被検体の内部を表す画像における解剖学的異常領域の有無を判定する画像診断処理装置において、前記画像に対して閾値処理を施す閾値処理手段と、前記閾値処理手段により処理された画像から、ペナルティ画像を生成する手段と、前記ペナルティ画像に対して、球体状または楕円体状のモデルをフィッティングすることにより、すりガラス陰影を含む異常候補領域を決定する手段とを備える。

[0011] 本発明の第5の態様による画像診断処理プログラムは、コンピュータを、被検体の内部を表す画像に含まれる異常候補領域に連続する周辺領域を特定する周辺領域特定手段と、前記異常候補領域に関する第1の特徴量と前記周辺領域に関する第2の特徴量とに基づいて前記異常候補領域が解剖学的異常領域であるか否かを判定する判定手段として機能させる。

[0012] 本発明の第6の態様による画像診断処理プログラムは、コンピュータを、被検体の内部を表す画像に含まれる異常候補領域をほぼ内包するとともに前記異常候補領域外の領域も含んだ第1の比較領域に関する第1の特徴量と、前記異常候補領域とほぼ一致するか、または前記異常候補領域にほぼ内包される第2の比較領域に関する第2の特徴量とに基づいて前記異常候補領域が解剖学的異常領域であるか否かを判定する判定手段として機能させる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]図1は、本発明の画像診断処理装置が適用されたコンピュータ支援画像診断処理装置の第1の実施形態における構成を示す図である。

[図2]図2は、図1に示すコンピュータ支援画像診断処理装置における結節検出のた

めの処理の概略を示すフローチャートである。

[図3]図3は、図1中のマルチスライスCTで取得された3次元画像データが表す画像およびこの画像から分割された前景部の画像を示す図である。

[図4]図4は、楕円体モデルの生成処理を説明する図である。

[図5]図5は、ペナルティ画像の合成過程について説明する図である。

[図6]図6は、楕円体モデルの変形処理を説明する図である。

[図7]図7は、変形完了後の楕円体モデルとこの楕円体モデルにより特定される結節候補領域とを示す図である。

[図8]図8は、拡張結節候補領域の特定について説明する図である。

[図9]図9は、探索基準点を生成するための処理を説明する図である。

[図10]図10は、図1中の判定部が通減度を計算するための処理のフローチャートである。

[図11]図11は、拡張結節候補領域の探索の様子を示す図である。

[図12]図12は、拡張結節候補領域の探索の様子を示す図である。

[図13]図13は、拡張結節候補領域の探索の様子を示す図である。

[図14]図14は、拡張結節候補領域の探索の様子を示す図である。

[図15]図15は、第3の終了条件について説明する図である。

[図16]図16は、第4の終了条件について説明する図である。

[図17]図17は、本発明の画像診断処理装置が適用されたコンピュータ支援画像診断処理装置の第2の実施形態における構成を示す図である。

[図18]図18は、図17中のコンピュータ支援画像診断処理装置における結節検出のための処理の概略を示すフローチャートである。

[図19]図19は、占有率変化度について説明する図である。

[図20]図20は、本発明の画像診断処理装置が適用されたコンピュータ支援画像診断処理装置の第3の実施形態における構成を示す図である。

[図21]図21は、図20に示すコンピュータ支援画像診断処理装置における結節検出のための処理の概略を示すフローチャートである。

[図22]図22は、楕円体モデルの初期半径が決定されてから楕円体モデルが決定さ

れるまでに利用される画像を示す図である。

[図23]図23は、図20中の判定部による逓減度計算の処理手順を示すフローチャートである。

[図24]図24は、臨界初期領域を2次的に例示する図である。

[図25]図25は、図24に示した臨界初期領域に対応する逓減評価領域近位部を示す図である。

[図26]図26は、図25に示した臨界初期領域を有向領域拡張して特定された逓減評価領域遠位部を示す図である。

[図27]図27は、逓減評価領域遠位部における表面領域に相当するボクセルを示す図である。

[図28]図28は、拡張結節候補領域における表面領域に相当するボクセルを示す図である。

[図29]図29は、逓減評価領域遠位部における表面領域に相当するボクセルを示す図である。

[図30]図30は、拡張結節候補領域における表面領域に相当するボクセルを示す図である。

[図31]図31は、結節と結節周囲構造とをボリュームレンダリング技術を用いて表示する画像に、生成楕円体モデルをワイヤーフレームと呼ばれる表示法にて結節を囲むようにグラフィックオーバーレイ表示する例を示す図である。

[図32]図32は、結節と結節周囲構造とをボリュームレンダリング技術を用いて表示する画像における逓減評価領域遠位部と逓減評価領域近位部とを明るさやカラーの区別により表示する例を示す図である。

[図33]図33は、直交3断面のMPR断面上に生成楕円体と各断面との交差線である2次元楕円体とを表示する例を示す図である。

[図34]図34は、面積逓減度を参考に結節候補領域が結節であるか否かを判定する処理を説明する図である。

[図35]図35は、面積逓減度を参考に結節候補領域が結節であるか否かを判定する処理を説明する図である。

[図36]図36は、ボクセル値の割り当ての変形例を示す図である。

[図37]図37は、前景占有率の計算対象領域の変形例である楕円体殻を示す図である。

発明を実施するための最良の形態

[0014] 以下、図面を参照して本発明の実施形態について説明する。

[0015] (第1の実施形態)

図1は本発明の画像診断処理装置が適用されたコンピュータ支援画像診断処理装置1の構成を示す図である。

[0016] この図1に示すコンピュータ支援画像診断処理装置1は、マルチスライスCT2により取得された3次元画像データを処理対象とする。コンピュータ支援画像診断処理装置1は、図1に示すように、結節候補領域特定部11、拡張結節候補領域特定部12および判定部13を含む。

[0017] このコンピュータ支援画像診断処理装置1は、例えば汎用のコンピュータ装置を基本ハードウェアとして用いることができる。そして結節候補領域特定部11、拡張結節候補領域特定部12および判定部13は、上記のコンピュータ装置に搭載されたプロセッサに画像診断処理プログラムを実行させることにより実現することができる。このときにコンピュータ支援画像診断処理装置1は、上記の画像診断処理プログラムが上記のコンピュータ装置に予めインストールされて実現されても良いし、磁気ディスク、光磁気ディスク、光ディスク、半導体メモリなどのようなリムーバブルな記録媒体に記録して、あるいはネットワークを介して上記の画像診断処理プログラムを配布し、この画像診断処理プログラムを上記のコンピュータ装置にインストールして実現されても良い。なお、上記の各部は、その一部または全てをロジック回路などのハードウェアにより実現することも可能である。また上記の各部のそれぞれは、ハードウェアとソフトウェア制御とを組み合わせることも可能である。

[0018] 結節候補領域特定部11は、処理対象となる3次元画像データが表す画像(以下、処理対象画像と記す)中で、結節であり得る領域(以下、結節候補領域と記す)を特定する。拡張結節候補領域特定部12は、処理対象画像中で、拡張結節候補領域を特定する。拡張結節候補領域は、上記の結節候補領域とそれに連続する周辺領域

とを含む。判定部13は、結節候補領域および周辺領域のそれぞれの特徴量に基づいて結節候補領域が結節であるか否かを判定する。

[0019] 次に以上のように構成されたコンピュータ支援画像診断処理装置1の動作について説明する。

[0020] 図2はコンピュータ支援画像診断処理装置1における結節検出のための処理の概略を示すフローチャートである。ステップSa1乃至ステップSa6は結節候補領域特定部11による処理である。ステップSa7は拡張結節候補領域特定部12による処理である。ステップSa8乃至ステップSa10は判定部13による処理である。

[0021] まず、診断対象となる被検体の肺を含む胸部全体をマルチスライスCT2によって撮影する。

[0022] ステップSa1において結節候補領域特定部11は、上記の撮影によりマルチスライスCT2で取得された3次元画像データを入力する。

[0023] ステップSa2において結節候補領域特定部11は、上記の3次元画像データが表す処理対象画像から肺に相当する領域を分割する。この処理には、例えば既存の方法を利用可能である。この既存の方法は、典型的には「Hu S, Hoffman EA, Reinhardt J M. Automatic lung segmentation for accurate quantitation of volumetric X-ray CT images. IEEE Trans Med Imaging 2001; 20:490-498」に示される方法である。

[0024] ステップSa3において結節候補領域特定部11は、ステップSa2で得た肺領域を、肺血管と結節とにおよそ相当する前景部とそれ以外の背景部とに二分する。この処理には、例えば既存の適応的閾値処理を適用可能である。この適応的閾値処理は、典型的には「Manay S, Yezzi A. Antigeometric diffusion for adaptive thresholding and fast segmentation. IEEE Trans Image Processing 2003; 12:1310-1323」に示される方法である。図3(a)はマルチスライスCT2で取得された処理対象画像を示す図である。図3(b)は図3(a)に示す処理対象画像から分割された前景部の画像を示す図である。なお、図3(a)に示す円内に結節が存在している。また図3(b)における黒地範囲が肺領域に相当し、この肺領域の中の白抜き領域が肺領域の前景部を表す。

[0025] ステップSa4において結節候補領域特定部11は、結節候補領域の中心となり得る仮中心を決定する。まず結節候補領域特定部11は、前景部に属する各ボクセルの

値を、各ボクセルから背景部に属するボクセルへの最短距離に応じた値に変換する。例えば図4(a)に示すような形状の前景部が含まれる領域に着目すると、図4(b)に示すボクセルB1は、前景部に属する。そして背景部に属し、かつボクセルB1に最も近いのは、ボクセルB2, B3である。ボクセルB1とボクセルB2, B3との距離(中心点間の距離)は、2ボクセル分である。そこでボクセルB1の値を、図4(b)に示すように「2」とする。この結果図4(b)に示すように、基本的には前景部の内部に行くほど大きな値を有する画像へと変換される。そして結節候補領域特定部11は、この距離変換後の値が極大となる点を、仮中心として決定する。最大の値を持つボクセルが1つのみの場合、仮中心はこのボクセルのボクセル点となる。最大の値を持つボクセルが2つ以上有る場合には、仮中心はこれらのボクセルのボクセル点の重心位置となる。例えば図4(b)では、ボクセルB1とボクセルB4とがともに最大の値を持つから、これらボクセルB1, B4のボクセル点の重心(中間点)Pを仮中心とする。なお通常は、肺領域の画像中に結節であり得る前景部領域が複数存在する。結節候補領域特定部11は、これらの複数の領域についてそれぞれ仮中心を決定する。

[0026] 以降の処理は、上記の複数の仮中心のそれぞれについて行われるが、それらは同様な処理であるので、以下では1つの仮中心についての処理のみを説明する。

[0027] ステップSa5において結節候補領域特定部11は、仮中心を内在する楕円体モデルを生成する。具体的には、結節候補領域特定部11はまず、上記の仮中心を中心とし、距離変換後の極大値を半径とする球で初期化された楕円体モデルを用意する。図4(c)は、図4(b)のように決定された仮中心Pに対する楕円体モデルを示す図である。図4(c)では、楕円体モデルの断面を破線で示している。そして結節候補領域特定部11は、この楕円体モデルを、画像の有する情報に基づいて変形する。楕円体モデルの変形は、例えば既存の方法に準じて行うことができる。この方法は、典型的には「Staib LH, Duncan JS. Model-based deformable surface finding for medical images. IEEE Trans Med Imaging 1996; 15:720-731」に示される方法である。この方法は、一般の3次元画像におけるフーリエ曲面の変形に関する。なお楕円体は、最も単純なフーリエ閉曲面である。上記の方法による楕円体モデルの変形は、与えられた3次元画像の濃度勾配の大きさに負号をつけたものをペナルティ画像として、この

ペナルティ画像の値のフーリエ曲面上での積分を最小化するようになされる。ただしここでは、上記の方法の改良として、対象とする3次元画像とLoG (Laplacian-of-Gaussian) フィルタとの畳込みの絶対値に、対象とする3次元画像の濃度勾配の大きさに負号をつけたものを加算して得られる画像をペナルティ画像とする。LoGフィルタは、一種の二次微分を行うものである。一方、濃度勾配は、一次微分フィルタによって得られる。このため、ここで用いるペナルティ画像は、対象とする3次元画像の一次微分フィルタ処理結果と二次微分フィルタ処理結果とを合成したものと言える。

[0028] ペナルティ画像の合成過程について、図5を参照しながらさらに詳しく説明する。この合成過程を一次元的に例示するために、結節を貫通する直線に沿った濃度の変動がグラフG1のように表されたとする。なお、グラフG1における中央部の山が結節に相当する。グラフG2としてその形状を示すLoGフィルタを、グラフG1に畳込んだ結果およびその絶対値は、グラフG3およびG4のようになる。一方、グラフG1に示される濃度変動の勾配の大きさに負号をつけると、グラフG5が得られる。そして、グラフG4とグラフG5とを合成することにより、グラフG6が得られる。グラフG5とグラフG6とを比較すると、グラフG6は結節の境界に相当する位置でより明瞭な谷を有しており、ペナルティ値としての使用により適している。なお、図5における破線はゼロを表す基線である。

[0029] そして例えば図6に示すように、ペナルティ画像におけるペナルティ値の谷に楕円体モデルが沿うように楕円体モデルを変形する。

[0030] ステップSa6において結節候補領域特定部11は、変形完了後の楕円体モデルに基づいて、距離変換を行っていない元の処理対象画像における結節候補領域を特定する。すなわち、結節候補領域特定部11は、変形完了後の楕円体モデル内に位置し、かつ肺領域前景部に属するボクセルの集合を結節候補領域として特定する。図7(a)は変形完了後の楕円体モデル101を結節とその近傍に当たる処理対象画像の一部分の半透過表示とに重ねて表わした図である。図7(b)に示した構造は図3(a)に示した結節とその近傍における肺領域前景部であり、上記のようにして特定された結節候補領域102を比較的濃い色で示す。

[0031] なお後で参照するために、ここで結節候補領域の生成に使用された変形完了後の

楕円体モデルを、当該結節候補領域の生成楕円体モデルと呼ぶことにする。

- [0032] ステップSa7において拡張結節候補領域特定部12は、結節候補領域に対応する拡張結節候補領域を決定する。拡張結節候補領域は当該結節候補領域と重なるか、あるいは連続する構造に相当する領域である。
- [0033] 拡張結節候補領域の特定について、図8を参照しながら詳しく説明する。なお、拡張結節候補領域は3次元的に特定するが、ここでは説明の簡略化のために、過程を2次元的に例示する。
- [0034] 図8(a)はCT画像の小領域を示す。図8(b)はこの小領域における肺領域前景部を灰色で、背景部を白色で示すと共に、楕円を一つ示してある。この楕円が、当該結節候補領域の生成楕円体モデル101を例示するものとして説明を進める。従って図8(b)における円内の灰色の領域が結節候補領域102に相当する。
- [0035] 図8(c)は結節候補領域102を拡大して示す。図8(c)における黒丸は、結節候補領域102の重心102aである。図8(c)で、白い十字で標識されるボクセルは、結節候補領域102に属し、かつ当該結節候補領域102に属さないボクセルと隣接するボクセルである。これら白い十字で標識されるボクセルから成る領域を結節候補領域102の内境界と定義する。黒い十字で標識されるボクセルは、結節候補領域102に属さず、かつ当該結節候補領域102に属するボクセルと隣接するボクセルである。これら黒い十字で標識されるボクセルから成る領域を結節候補領域102の外境界と定義する。また、内境界に属するボクセルの平均濃度を当該結節候補領域102に関する内境界濃度と定義する。同様に、外境界に属するボクセルの平均濃度を当該結節候補領域102に関する外境界濃度と定義する。結節候補領域102に対応する拡張結節候補領域は、内境界濃度と外境界濃度との加重平均(以後、平均境界濃度と記す)を閾値とする閾値処理を経て得られる。この閾値処理では、対象とする3次元画像において平均境界濃度以上の濃度を示しかつ肺領域内に位置するボクセルを「1」、そうでないボクセルを「0」とする3次元配列をまず生成する。この3次元配列における連結成分(値が「1」でありかつ互いに連結したボクセルの集合で、図8(d)の灰色で示した部分)のうち結節候補領域102と共有するボクセルを持つものを図8(e)に示すように結節候補領域102に関する拡張結節候補領域103と定義する。このように、拡張

結節候補領域103は、結節候補領域102と、当該結節候補領域102に連続する周辺領域とからなる領域として特定される。なお、結節候補領域102の生成楕円体モデル101(再び図8(f)において楕円として例示してある)の外に位置するボクセルのうち生成楕円体モデル101内に位置するボクセルと隣接するものから成る領域と、拡張結節候補領域に共通する領域とを、拡張結節候補領域臨界部104(図8(f)の黒で示した部分)と定義する。

[0036] ステップSa8において判定部13は、拡張結節候補領域中の探索基準点を特定する。判定部13は、拡張結節候補領域臨界部104の連結成分と一対一に対応するように探索基準点を生成する。例えば図8(f)における左側の連結成分に対しては、判定部13は以下のように探索基準点を生成する。判定部13は図9(a)に示すように、連結成分に属する各ボクセルに対し、結節候補領域102の重心102aから当該ボクセルに至るベクトル105(以下、遠心ベクトルと記す)の方向へ当該ボクセルを始点とする線分を伸長させ、その終点が拡張結節候補領域103の外に出れば伸長を止める。なお、この時にもし終点が肺領域内になれば、当該ボクセルは考慮の対象外とする。このようにして定めた線分を、遠心方向線分106と称する。判定部13は、図9(b)に示すように複数のボクセルのそれぞれに対して定められる複数の遠心方向線分106のうちで最も長いものを選択する。そして判定部13は、選択した遠心方向線分106の始点を与えるボクセルの位置を当該連結成分に対応する探索基準点107と定める。

[0037] ステップSa9において判定部13は、逓減度を計算する。図10は判定部13による逓減度計算の処理手順を示すフローチャートである。この処理の中で拡張結節候補領域の探索が行われるが、この探索における主な操作の様子を図11乃至図14に示す。なお図11, 12は結節候補領域が結節に相当する場合を、図13, 14は結節候補領域が肺血管に相当する場合をそれぞれ示す。

[0038] ステップSb1において判定部13は、拡張結節候補領域103について得られた探索基準点107の集合のうちに未選択の探索基準点107があるか否かを確認する。

[0039] 未選択の探索基準点107があるならば判定部13は、ステップSb1からステップSb2へ進む。ステップSb2において判定部13は、上記の探索基準点107の集合のうちか

ら未選択の1つの探索基準点107を選択する。

- [0040] ステップSb3において判定部13は、上記の選択した探索基準点107に基づいて観察基準線および観察基準点を設定する。判定部13は、図11(a)に示すように、結節候補領域102の重心102aを始点とする有向線分を、選択した探索基準点107がその中点となるように設ける。そしてこの線分を観察基準線108と定義する。また判定部13は、重心102a上に観察基準点を設定する。なお観察基準点は固定的なものではなく、後述するように観察基準線の始点から終点の間を移動する。
- [0041] ステップSb4において判定部13は、観察基準線108に直交し、かつ観察基準点を通る平面を観察平面109として定義する。この上で判定部13は、図11(b)に示すように観察平面内に当該結節候補領域の生成楕円体モデルと観察平面との交線で与えられる楕円で初期化された楕円モデルを設定する。次に判定部13は、ステップSa3で用いられたペナルティ画像の値の楕円モデル上での線積分が最小化するように楕円モデルを変形させる。そして判定部13は、観察平面109における拡張結節候補領域の断面のうち変形完了後の楕円モデルの内部にある部分の面積(以下、楕円モデル内拡張結節候補領域断面と記す)を計算する。図11(b)は変形完了後の楕円モデル110を示す。図11(c)は、図11(b)に含まれる楕円モデル内拡張結節候補領域断面111を示す。
- [0042] ステップSb5において判定部13は、現在の観察基準点が観察基準線108の中点以前(探索基準点107以前)であるか否かを判断する。
- [0043] 現在の観察基準点が観察基準線108の中点以前であるならば判定部13は、ステップSb5からステップSb6へ進み、そうでないならばステップSb5からステップSb7へ進む。ステップSb6において判定部13は、上記のように計算した楕円モデル内拡張結節候補領域断面の面積を第1積算器に加える。ステップSb7において判定部13は、上記のように計算した楕円モデル内拡張結節候補領域断面の面積を第2積算器に加える。なお、第1積算器および第2積算器は、判定部13に含まれる。また第1積算器および第2積算器は、図10に示す処理の開始時に零で初期化される。
- [0044] ステップSb8において判定部13は、終了条件が成立しているか否かを確認する。ここでは、終了条件は以下の4つとする。

[0045] (第1の終了条件)

観察基準点が、観察基準線の終点に達している。

[0046] (第2の終了条件)

楕円モデル内拡張結節候補領域断面がなくなっている。

[0047] (第3の終了条件)

図15を参照して説明する。図15は血管に付着した結節の辺縁部付近で観察基準点が図15(a)から図15(b)および図15(b)から図15(c)への二間隔を移動する際に変形完了後の楕円モデルが推移する様子を示している。図15(b)と図15(c)との間で、楕円モデル110の大きさが急に変化している。これは、血管に付着した結節の辺縁部において楕円モデル110の範囲に結節の断面がもはや観察されなくなることに、すなわち血管の断面のみが観察されるようになることにより起きる。このため、これ以降の探索は無意味であるので、上記の状態の発生を終了条件とする。この終了条件の成立の判定は、次のような処理により実現できる。観察基準点の各位置で、楕円モデルの平均変位(変形前の楕円モデルの周に沿った点列と、これに対応する変形完了後の楕円モデルの周に沿った点列を考え、2つの点列の対応する点の間の平均距離として求められる)を楕円モデルの平均実効半径(変形前の楕円モデルの実効半径と変形完了後の楕円モデルの実効半径の平均値)で割った楕円モデル相対平均変位を計算する。そして、楕円モデル相対平均変位が予め設定したある上限値より大きければ、この終了条件が成立したこととする。

[0048] (第4の終了条件)

図16を参照して説明する。図16は血管に付着した別の結節についての図である。そして図16(a)は観察基準点が観察基準線の始点付近にある場合を、図16(b)は観察基準点が観察基準線の中点付近にある場合をそれぞれ示している。図16(a)および図16(b)の下段の模式図にあるように、観察平面109に当たる処理対象画像のうち楕円モデル内の部分(以下、楕円モデル内画像と記す)は、その濃度が平面内の座標に応じて線形に変化する成分(以下、楕円モデル内画像線形成分と記す)とそれ以外の成分(以下、楕円モデル内画像非線形成分と記す)とに分解できる。楕円モデルが血管の横断面とおおよそ合致しているか、あるいは図16(a)に示すように結

節の断面とおおよそ合致している場合は、橢円モデル内画像における濃度変動は主として橢円モデル内画像非線形成分の濃度変動によって説明される。ところが図16(b)に示すように橢円モデルが血管の縦断面と血管の中央とから外れて重なる場合等では、橢円モデル内画像における濃度変動の多くが橢円モデル内画像線形成分の濃度変動によって説明される。一般に、血管に付着した結節と血管との移行部で図16(b)に類似する場合が生じ得る。そして、この状態が生じた場合には、これ以降の探索は無意味であるので、上記の状態の発生を終了条件とする。この終了条件の成立の判定は、次のような処理により実現できる。観察基準点の各位置で、橢円モデル内画像非線形成分における濃度の標準偏差を橢円モデル内画像における濃度の標準偏差で割った橢円モデル内画像非線形成分寄与割合を計算する。そして、橢円モデル内画像非線形成分寄与割合が予め設定したある下限値より小さければ、この終了条件が成立したこととする。

[0049] このような終了条件のいずれも成立していないのならば、判定部13はステップSb8からステップSb9へ進む。ステップSb9において判定部13は、観察基準点を一定の細かい間隔だけ観察基準線108上で移動させる。これにより、観察平面も観察基準点に付随して移動する。この上で判定部13は、ステップSb4以降を繰り返す。これにより判定部13は、橢円モデルを変形させて橢円モデル内拡張結節候補領域断面の面積を計算する過程を、観察基準点を一間隔移動しつつ、終了条件が成立するまで繰り返す。

[0050] 終了条件が成立したならば、判定部13はステップSb8からステップSb10へ進む。ステップSb10において判定部13は、第2積算器の値を第1積算器の値で割った商を算出する。この商は、現在選択している探索基準点について、拡張結節候補領域遠位部の同領域近位部に対する体積比を表す。そして判定部13は、このように算出した体積比を記録しておく。こののちに判定部13は、ステップSb1以降を繰り返す。これにより判定部13は、拡張結節候補領域103について得られた全ての探索基準点107のそれぞれに対して体積比を算出し、記録して行く。

[0051] 拡張結節候補領域103について得られた全ての探索基準点107のそれぞれに対して体積比の算出を終えたならば、ステップSb1にて未選択の探索基準点が見つ

らなくなる。そこでこの場合に判定部13は、ステップSb1からステップSb11に進む。
なお、拡張結節候補領域103について探索基準点107が1つも得られていない場合には、判定部13は図10の処理を開始した直後に、ステップSb2以降へ進むことなしにステップSb1からステップSb11へ進む。ステップSb11において判定部13は、全ての探索基準点について記録された商のうち最大値を「1」から引いた値を結節候補領域102の逓減度とする。なお、探索基準点107が1つも得られていない場合には、記録された商のうち最大値のは「0」であるとする。

[0052] このようにして計算される逓減度は、結節候補領域102とそれに連続する構造との関係を要約する特徴量である。さらに詳しくは、拡張結節候補領域103を結節候補領域102の重心102aから遠心性にある距離にわたって探索することにより求められる、拡張結節候補領域遠位部の拡張結節候補領域領域近位部に対する相対的体積減少度を表す特徴量である。

[0053] 以上のように逓減度の計算を終えたならば、判定部13は図2におけるステップSa9からステップSa10へ進む。ステップSa10において判定部13は、結節候補領域102が結節であるか否かを判定する。結節候補領域102が肺血管の一部である場合は、結節候補領域102に対応する拡張結節候補領域103の近位部と遠位部とはともに肺血管の一部に他ならないから、上記の逓減度はあるとしても小さい。すなわち逓減度は零に近くなる。これに対し、結節候補領域102が血管から孤立した結節に相当する場合は、拡張結節候補領域103の遠位部の体積は拡張結節候補領域103の近位部に比較して僅かとなることから逓減度はその最大値である1に近い値となる。判定部13は、逓減度から分かるこのような性質とともに、結節候補領域102の実効径や濃度コントラスト等の比較的単純な特徴量を使用して、上記の判定を行う。

[0054] このように第1の実施形態によれば、マルチスライスCT2により取得された3次元画像において結節であり得る結節候補領域の各々について、結節候補領域に関する特徴量と当該結節候補領域に連続する周辺領域に関する特徴量との比を参照するために、非常に高精度に結節とそれ以外の血管等の組織とを区別することが可能である。従って、結節の検出能が高く擬陽性率が低いCADシステムを提供できる。

[0055] また第1の実施形態によれば、結節候補領域を3次元画像から自動的に特定する

ので、3次元画像から結節を自動的に検出することができる。これにより、医師の負担を軽減できるとともに、結節の見逃しを防止することができる。

[0056] また第1の実施形態によれば、前述したような逓減度は、拡張結節候補領域遠位部と同領域近位部との体積比である。すなわち、結節候補領域および周辺領域のそれぞれの特徴量は、両領域の境界の近傍における一部ずつの領域の体積として求めている。このため、結節候補領域の全域についての特徴量の算出、周辺領域の全体形状の特定、あるいは周辺領域の全域についての特徴量の算出といった処理を行う必要がなく、効率的である。

[0057] (第2の実施形態)

図17は本発明の画像診断処理装置が適用されたコンピュータ支援画像診断処理装置3の構成を示す図である。なお、図17において図1と同一部分には同一の符号を付し、その詳細な説明は省略する。

[0058] この図17に示すコンピュータ支援画像診断処理装置3は、マルチスライスCT2により取得された3次元画像データを処理対象とする。コンピュータ支援画像診断処理装置3は、図17に示すように、結節候補領域特定部11および判定部31を含む。

[0059] このコンピュータ支援画像診断処理装置3は、例えば汎用のコンピュータ装置を基本ハードウェアとして用い、第1の実施形態におけるコンピュータ支援画像診断処理装置1と同様にして実現することができる。

[0060] 判定部31は、結節候補領域に内在される楕円体モデルにおける前景占有率と、結節候補領域を内在する楕円体モデルにおける前景占有率とに基づいて結節候補領域が結節であるか否かを判定する。

[0061] 次に以上のように構成されたコンピュータ支援画像診断処理装置3の動作について説明する。

[0062] 図18はコンピュータ支援画像診断処理装置3における結節検出のための処理の概略を示すフローチャートである。なお図18において図2と同一の処理を表すステップには同一の符号を付し、その詳細な説明は省略する。

[0063] 図18に示すように、まずステップSa1乃至ステップSa6が、第1の実施形態と同様にして結節候補領域特定部11により行われる。こののち、ステップSc1およびステッ

プSc2が判定部31により行われる。

[0064] ステップSc1において判定部31は、占有率変化度を算出する。以下、図19を参照して占有率変化度の算出について説明する。

[0065] まず、図19(a)に示すように、前景部に属するボクセルのボクセル値を「1」、背景部に属するボクセルのボクセル値を「0」と置く。そして判定部31は、結節候補領域特定部11によって生成された生成楕円体モデル101に含まれるボクセルのうち、前景部に属するものと背景部に属するものとの割合(以下、前景占有率と記す)を計算する。この後に判定部31は、3主軸の軸の回転方向、および軸の長さの比は維持しながら生成楕円体モデル101を逐次的に大きくしながら、前景占有率の変化度を計算する。この変化度が、占有率変化度である。

[0066] 結節候補領域特定部11によって生成された生成楕円体モデル101は、図16(b)に示すように結節候補領域の辺縁近傍に沿うから、生成楕円体モデル101内の領域は結節候補領域とほぼ一致する。そしてこの状態では、前景占有率はほぼ「1」になる。生成楕円体モデル101が大きくなると、背景部が生成楕円体モデル101の中に含まれるようになることから、前景占有率は低下する。結節の場合は図19(c)に示すように、結節候補領域の周辺領域が小さいために、生成楕円体モデル101の拡大領域のほとんどが背景領域となる。これに対して肺血管の場合は図19(d)に示すように、結節候補領域の周辺領域が大きいために、生成楕円体モデル101の拡大領域に多くの前景領域を含む。このため、図19(e)に示すように占有率変化度は、結節候補領域が肺血管である場合に比べて結節である場合のほうが大きくなる。

[0067] ステップSc2において判定部31は、上記のような性質とともに、結節候補領域102の実効径や濃度コントラスト等の比較的単純な特徴量を使用して、結節候補領域が結節であるか否かを判定する。

[0068] なお、楕円体モデルの中心から軸長のみを逐次的に増大させる処理の開始は、結節候補領域特定部11によって生成される生成楕円体モデル101より僅かに小さい楕円体モデルからとしても良い。

[0069] このような第2の実施形態によっても、結節候補領域に連続する周辺領域に関する特徴をも考慮した判定を行うので、非常に高精度に結節とそれ以外の血管等の組織

とを区別することが可能である。

[0070] (第3の実施形態)

第1または第2の実施形態は、典型的な結節 (solid nodules) の検出に関して有効である。しかしながら、GGO (すりガラス陰影: ground glass opacity) タイプの結節に関しては、以下の理由でGGOタイプの結節に楕円体モデルを適合させる際に難点がある。

[0071] GGOタイプの結節では、しばしばその内部に、より高い濃度の成分や既存の肺血管が観察される。すなわち、GGOという比較的低いコントラストのオブジェクトに囲まれて比較的高いコントラストのオブジェクトが存在し得る。このため第1または第2の実施形態では次のような不都合が生じるおそれがある。

[0072] (1) 肺領域を適応的閾値処理によって前景部と背景部とに分けた時、GGOタイプの結節では結節の一部しか前景部に入らないことが多い。このような場合、前景部の距離変換の値を楕円体モデルの初期半径とすると、実際の結節の半径をかなり下回ってしまう。

[0073] (2) 楕円体モデルの変形に使われるペナルティ画像は、濃度勾配に基づいて計算されるため、楕円体モデルの表面がGGOに囲まれる高濃度成分あるいは血管の境界部に引き付けられる可能性が高い。

[0074] (3) 通減度の計算に必要な拡張結節候補領域を閾値処理で求める際、適応的閾値処理ならびに楕円体モデル変形の結果を用いて閾値が決定されている。従って、GGOタイプの結節に対する適応的閾値処理あるいは楕円体モデル変形が不適切に終われば、拡張結節候補領域もやはり不適切となる。

[0075] この中で最も根本的不都合はペナルティ画像に関するものである。楕円体モデルに限らず可変形状モデルは、濃度勾配に応じて変形させるのが常套手段であるが、この手段はGGOタイプの結節には不適當と言える。

[0076] そこで、これらを踏まえてGGOタイプの結節の検出にも適する第3の実施形態について以下に説明する。

[0077] 第3の実施形態では、原画像に立ち返って適正な閾値濃度を決め、この閾値濃度に基づくペナルティ画像を使って楕円体モデルを変形させるという手法に変更する。

そして同一の閾値濃度を使って拡張結節候補領域を予め求めておくことにする。また楕円体モデル初期半径もやはり原画像を用いて決定する方策を導入する。

[0078] 要するに第3の実施形態は、楕円体モデル初期半径の決定、閾値濃度の決定およびペナルティ画像作成の3点に関する改良から構成される。後に詳述するように、所与の原画像に対するペナルティ画像は、楕円体モデル初期半径、閾値濃度、ならびに事前に設定する一つのパラメータによって制御される簡単な過程を経て作成される。楕円体モデル初期半径の決定過程も単純である。

[0079] 図20は本発明の画像診断処理装置が適用されたコンピュータ支援画像診断処理装置4の構成を示す図である。

[0080] この図20に示すコンピュータ支援画像診断処理装置4は、マルチスライスCT2により取得された3次元画像データを処理対象とする。コンピュータ支援画像診断処理装置4は、図20に示すように、拡張結節候補領域特定部41、結節候補領域特定部42および判定部43を含む。

[0081] このコンピュータ支援画像診断処理装置4は、例えば汎用のコンピュータ装置を基本ハードウェアとして用い、第1の実施形態におけるコンピュータ支援画像診断処理装置1と同様にして実現することができる。

[0082] 拡張結節候補領域特定部41は、3次元画像データが表す処理対象画像中で、結節候補領域とそれに連続する周辺領域とからなる拡張結節候補領域を特定する。結節候補領域特定部42は、処理対象画像中で、結節であり得る結節候補領域を特定する。判定部43は、結節候補領域および周辺領域のそれぞれの特徴量に基づいて結節候補領域が結節であるか否かを判定する。

[0083] 次に以上のように構成されたコンピュータ支援画像診断処理装置4の動作について説明する。

[0084] 図21はコンピュータ支援画像診断処理装置4における結節検出のための処理の概略を示すフローチャートである。なお図21において図2と同一の処理を表すステップには同一の符号を付し、その詳細な説明は省略する。

[0085] 図21に示すように、まずステップSa1乃至ステップSa4が、第1の実施形態と同様にして行われる。ただし、第3の実施形態においては、これらステップSa1乃至ステッ

プSa4は拡張結節候補領域特定部41による処理である。図21のフローチャートに示されるその他のステップのうち、ステップSd1乃至ステップSd3は拡張結節候補領域特定部41による処理である。ステップSd4、ステップSd5およびステップSa6は結節候補領域特定部42による処理である。そしてステップSd6およびステップSa10は判定部43による処理である。

[0086] ステップSd1において拡張結節候補領域特定部41は、楕円体モデルの初期半径を決定する。具体的には、まず拡張結節候補領域特定部41は、肺領域において結節候補仮中心を中心として一辺が $2n+1$ ボクセルの並びから成る立方体領域を注目領域とする。なお、結節候補仮中心がボクセル中心と一致しない場合には、拡張結節候補領域特定部41は結節候補仮中心に最も近いボクセル中心を注目領域の中心とする。 n は正整数で、拡張結節候補領域特定部41は、これをまず1とする。そして拡張結節候補領域特定部41は、注目領域内の濃度ヒストグラムのエントロピーを計算する。次いで、拡張結節候補領域特定部41は、 n を1つ増やして注目領域を更新し、更新後の注目領域内の濃度ヒストグラムのエントロピーを計算するというサイクルを、エントロピー値の極大が検出されるまで繰り返す。このエントロピーの計算は既存の方法に準じて行うことができる。この既存の方法は、典型的には「Kadir T, Brady M. Saliency, scale, and image description. International Journal of Computer Vision 2001; 45: 83-105」に示される方法である。

[0087] 拡張結節候補領域特定部41は、エントロピーの極大値を与える n を N とし、ボクセル幅の N 倍を楕円体モデルの初期半径とする。すなわち、注目領域内のボクセルのボクセル値の分布が一樣である程、上記のようにして計算されるエントロピーが小さくなる。このため、注目領域の外縁がCT画像に表れた結節のような構造とその周囲との境界付近にあるときには、エントロピーが増大する。つまりエントロピーが極大になるときに於ける注目領域の一辺の長さは、結節のような構造の直径に近似する可能性が高い。そこで拡張結節候補領域特定部41は、エントロピーが極大になるときに於ける注目領域の中央に位置するボクセルの中央と端部に位置するボクセルの中央との間の距離、すなわち当該注目領域に内接する球体の半径を初期半径とする。

[0088] 図22は楕円体モデルの初期半径が決定されてから楕円体モデルが決定されるま

でに利用される画像を示す図である。なお図22は2次元画像を示しているが、実際には3次元画像を利用する。画像151は、GGOタイプの結節が含まれたCT画像にこの結節に関して決定された初期半径を持つ円を重ねて示している。

- [0089] ステップSd2において拡張結節候補領域特定部41は、閾値濃度を決定する。以下、図22を参照して閾値濃度の決定について説明する。
- [0090] 拡張結節候補領域特定部41は、結節候補仮中心を中心として、肺領域において一辺の長さが上記で求めた初期半径の数倍である立方形領域を関心領域とする。上記の倍数は任意であって良いが、関心領域が結節およびその周辺領域を十分に含むことが望ましく、一般的には3倍程度と考えられる。以降の処理はこの関心領域内に関して行う。
- [0091] さて第3の実施形態においては、閾値決定には濃度勾配を使った既存の方法を適用する。この方法は、典型的には「Kittler J, Illingworth J, Foglein J. Threshold selection based on a simple image statistics. Computer Vision Graphics and Image Processing 1985; 30: 125-147.」に示された方法である。この閾値決定法を以下においては、Kittler法と記す。このKittler法は、次のような考えに基づく。
- [0092] 閾値決定の目的は、画像の対象領域がオブジェクトと背景から構成されているとの仮定の下に、対象領域を閾値処理によってオブジェクト領域と背景領域に正しく分割することにある。オブジェクトと背景の境界には、有意な大きさの濃度勾配が存在していると考えられるから、各ボクセルにおける濃度勾配の大きさ(Kittler法ではx, y方向の各々の濃度勾配を求め、大きい方を使用している)を重みとして関心領域内のボクセルの濃度との加重平均を計算すれば、その加重平均値はオブジェクトと背景の境界に位置するボクセルの平均的な濃度の近似とみなせる。そこでこの加重平均を閾値と決める。
- [0093] ここで、オブジェクトと背景の境界から離れた位置にも有意な大きさの濃度勾配を示すボクセルが多数あるような状況、すなわち、オブジェクトの濃度の不均一性が高い状況や、ノイズが大きい状況などにおいては、Kittler法はうまく働かない。そこで拡張結節候補領域特定部41は、閾値決定に当たって、次のような処理にてKittler法の適用を可能としている。

- [0094] 今、関心領域の中心部に高濃度成分あるいは血管を内部に有するGGOがあるとして、GGO内の高濃度成分あるいは血管があまり含まれないような対象領域を設定できたとする。そうすると対象領域におけるオブジェクトと背景とは、それぞれGGOと肺実質とにほぼ相当するから、この対象領域にKittler法を適用すれば適正な閾値濃度が求められると考えてよい。
- [0095] そこで問題は、このような対象領域(以下、閾値決定対象領域と記す)を求めることに帰着する。閾値決定対象領域を求める具体的手順を以下に示す。
- [0096] 画像152は、関心領域内で前景部に属するボクセルを白で、また背景部に属するボクセルをグレーで示す。画像152において黒で示される領域は、関心領域外である。
- [0097] 画像153は、画像152から縮小前景部を抽出した画像である。画像152における白い部分が縮小前景部を表す。縮小前景部とは、画像152にて前景部に属するボクセルのうち6連結(6-connectivity)で背景部に属するボクセルと隣接するものを除いた残りである。具体的には、拡張結節候補領域特定部41は、画像152にて前景部に属するボクセルのそれぞれについて、そのボクセルに対してx, y, zの各方向に隣接した合計6つのボクセルの全てが前景部に属するか否かを確認する。そして拡張結節候補領域特定部41は、上記の条件を満たすボクセルのみを縮小前景部とし、これ以外のボクセルは背景部とすることによって画像153に示す画像を得る。かくして縮小前景部は、ボクセル値が比較的大きいボクセルの集合となる。
- [0098] 次に拡張結節候補領域特定部41は、ステップSd1で決定した初期半径を持った球形の楕円体モデル内であり、かつ縮小前景部に属するボクセルを画像151に示すCT画像から抽出して画像154を得て、これを領域拡張の対象の初期領域とする。
- [0099] 拡張結節候補領域特定部41は、まず初期領域を現領域とする。拡張結節候補領域特定部41は、現領域の内境界に属するボクセル(以下、内境界ボクセルと記す)に隣接するとともに現領域の外境界に属するボクセル(外境界ボクセルと記す)の各々について、その濃度が規定濃度よりも小さいか否かを確認する。なお拡張結節候補領域特定部41は、外境界ボクセルに隣接する内境界ボクセルの濃度にパラメータ α を加算した値を規定濃度とする。

- [0100] そして上記の条件を満たす外境界ボクセルがあるならば、当該ボクセルを現領域に加えることにより、現領域を拡張する。このように現領域を拡張したならば、新たな境界に関する外境界ボクセルの各々について、上記の処理を繰り返す。このようなサイクルを、新たに現領域に加えるべきボクセルが見つからなくなるまで繰り返す。なお、濃度が次第に下がる方向にのみ領域が拡張して行くように、パラメータ α は0～ノイズ標準偏差程度に設定される。このようにすれば、領域拡張の結果に、高コントラストのオブジェクトが初期領域の近傍以外では含まれないようにすることができる。
- [0101] 画像155は、拡張処理の結果として得られる。拡張結節候補領域特定部41は、拡張処理の結果から初期領域を除いた画像156に示すような領域を暫定閾値決定対象領域とする。
- [0102] さて、関心領域の中心に高濃度成分あるいは血管を内部に有するGGOがある場合、内部の高濃度成分あるいは血管は前景部に入ると考えてよい。初期領域は、初期状態の楕円体モデル内の前景部であったから、暫定閾値決定対象領域からは高濃度成分あるいは血管の大部分は除外されている。
- [0103] 上記以外の場合は、関心領域の中心にある構造が何であっても、その構造は前景部とおおよそ対応していると考えてよい。暫定閾値決定対象領域は、初期状態の楕円体モデル内で前景部の内境界に当たる部分を含んでいる。つまり構造の辺縁沿いの部分は、暫定閾値決定対象領域に含まれているわけで、Kittler法を暫定閾値決定対象領域に適用すれば、閾値として決まる値はその構造の辺縁沿いの平均的濃度に近いと考えられる。
- [0104] 濃度勾配の大きさが非常に小さい場合は、ノイズの寄与が優勢であると考えられる。そこで拡張結節候補領域特定部41は、閾値決定対象領域から、あるカットオフ値未満の濃度勾配を呈するボクセルを除いたものを閾値決定対象領域とする。画像157は、画像156に基づく閾値決定対象領域を示す。なお、カットオフ値は、ノイズ標準偏差(例えば、画像で体外の空気に当たる部分から推定される)を考慮して適切に定められる。カットオフ値は典型的には、ノイズ標準偏差の数倍を目安として、経験則、シミュレーション結果、あるいは実験結果などに基づいて定められる。
- [0105] ステップSd3において拡張結節候補領域特定部41は、ステップSd1で定義した関

心領域をステップSd2で決定した閾値濃度で閾値処理にかけて2値画像を得る。画像158は、画像151を画像157に示す閾値決定対象領域の情報に基づいて決定された閾値濃度で閾値処理にかけて得られた2値画像である。この画像158において、白い領域およびグレーの領域が関心領域に相当する。白い領域に属するボクセルのボクセル値が1であり、グレーの領域に属するボクセルのボクセル値が0であることを表す。黒い領域は、関心領域外であることを示す。拡張結節候補領域特定部41は、この2値画像から、初期状態の楕円体モデルの表面および内部に当たる領域と重なる連結成分のボクセル値のみを1とし、その他のボクセル値を0として、例えば画像159のような画像を得る。この画像159においてボクセル値が1である領域を、拡張結節候補領域と定める。

[0106] ステップSd4において結節候補領域特定部42は、上記のように拡張結節候補領域を表した画像に基づいて、楕円体モデルの生成のためのペナルティ画像を作成する。すなわち、まず結節候補領域特定部42は、パラメータ h を $h = \text{round}(\beta N)$ とする。ここで、 N は楕円体モデルの初期半径である。 β は事前に設定すべき正のパラメータであり、0.5以下に設定するのが妥当である。結節候補領域特定部42は、関心領域内の各ボクセルをそれぞれ中心ボクセルとし、この中心ボクセルを中心とした一辺が $2h + 1$ ボクセルの並びからなる立方形領域を前記関心領域内にとることができるかどうかを確認する。上記のような立方形領域がとれるならば、結節候補領域特定部42は、肺領域の中の立方形領域において拡張結節候補領域に属するボクセルの割合を p 、拡張結節候補領域に属さないボクセルの割合を q とする。そして、結節候補領域特定部42は、 $\{1 - 2\min(p, q)\}$ として求まる値を、ペナルティ画像における中心ボクセルの値と定義する。なお上記のような立方形領域がとれない時は、ペナルティ画像における中心ボクセルの値を1とする。 $p + q$ は、1であるから、 $\min(p, q)$ は常に0～0.5の値である。そして、 $\min(p, q)$ が0.5であるときにボクセル値が最低の0になり、 $\min(p, q)$ が0のときにボクセル値が最高の1になる。 $\min(p, q)$ は、中心ボクセルが拡張結節候補領域とその外領域との境界に近いほどに大きな値になる傾向がある。従って、ペナルティ画像は、拡張結節候補領域とその外領域との境界の近傍に濃度の谷間が存在する画像になる。画像160は、画像159から得られたペナル

ティ画像である。

- [0107] ステップSd5において結節候補領域特定部42は、上記のペナルティ画像を使用して楕円体モデルを変形する。すなわち結節候補領域特定部42は、ステップSd1で決定した初期の楕円体モデルの形状を、ペナルティ画像の濃度の谷間に沿うように変形させる。この楕円体モデルの変形は、第1の実施形態と同様な処理により実現できる。この結果、画像160に示すように、生成楕円体モデルの表面を確実に拡張結節候補領域の境界付近に落ち着かせることが可能である。
- [0108] こののちに結節候補領域特定部42は、ステップSa6において第1の実施形態と同様にして結節候補領域を特定する。ただし結節候補領域特定部42は、ステップSd5で得られた生成楕円体モデルによって囲まれた画像領域の全てではなく、拡張結節候補領域のみを結節候補領域として特定する。
- [0109] ステップSd6において判定部43は、逓減度を計算する。以下、図23乃至図30を参照して逓減度計算について説明する。
- [0110] 図23は判定部43による逓減度計算の処理手順を示すフローチャートである。
- [0111] この逓減度計算では、逓減評価領域遠位部の特定に有向領域拡張と呼ぶ特殊な領域拡張を使用する。有向領域拡張で使用する初期領域は、第一の実施形態における拡張結節候補領域臨界部104の部分集合として求められるので、以下において臨界初期領域と記す。なお、逓減評価領域近位部は領域拡張を用いずに決定される。
- [0112] 拡張結節候補領域臨界部が空集合であれば逓減度を1とする。そうでなければ、逓減度を次のように決める。
- [0113] ステップSe1において判定部43は、結節候補領域に対する臨界初期領域を特定する。臨界初期領域は一般に、1つの結節候補領域に対して複数存在する。
- [0114] 臨界初期領域は、作業用画像における極大を示す領域と一対一に対応するように次の手順に従って決定される。なお、作業用画像は、拡張結節候補領域臨界部に属するボクセルについては拡張結節候補領域の距離変換の当該ボクセルにおける値とするとともに、それ以外のボクセルについては0として初期化して作成される。
- [0115] 判定部43は、作業用画像における最大値を持つボクセルの値を1、それ以外のボ

クセルの値を0とした2値画像を作成する。判定部43は、この2値画像における連結成分の各々について、次の処理を行う。

- [0116] (1) 判定部43は、連結成分の重心を記録する。
- [0117] (2) 判定部43は、連結成分を初期領域として、次の(2-1)～(2-5)で構成される領域拡張を行う。
- [0118] (2-1) 判定部43は、作業用画像に等しい大きさの2値画像を作成し、全てのボクセルの値を0で初期化する。この2値画像は、領域拡張の進行状況を格納するために用いられるが、手順が終了する際に領域拡張の結果として出力されるので、以下においては出力領域と記す。また判定部43は、一つの空のリスト(以下、処理ボクセルリストと記す)を用意する。
- [0119] (2-2) 判定部43は、初期領域に属するボクセルの各々について、出力領域における当該ボクセルの値を1にし、同時に当該ボクセルを処理ボクセルリストの末尾に加える。
- [0120] (2-3) 判定部43は、処理ボクセルリストの先頭に位置するボクセル(以下、上流ボクセルと記す)を処理ボクセルリストから削除する。
- [0121] (2-4) 上流ボクセルに隣接し、かつ出力領域での値が0であるボクセルを下流ボクセルと記すことにする。判定部43は、下流ボクセルの各々について、当該下流ボクセルにおける作業用画像の値が、0ではなく、かつ上流ボクセルにおける作業用画像の値以下であれば、出力領域における当該下流ボクセルの値を1にする。また判定部43は、当該下流ボクセルにおける作業用画像の値が1より大きければ、当該下流ボクセルを処理ボクセルリストの末尾に加える。
- [0122] (2-5) 判定部43は、処理ボクセルリストが空になれば、領域拡張を終了する。そうでなければ判定部43は、(2-3)の処理に戻る。
- [0123] (3) 判定部43は、領域拡張の出力として得られた領域を新たな臨界初期領域とする。判定部43は、同領域に属するボクセルでの作業用画像の値を0とする。なお、(1)で記録した重心は、ここで確定する臨界初期領域に対応する代表点となる。
- [0124] 判定部43は、作業用画像における最大値が1になるまで、上記(1)～(3)の処理を繰り返す。

- [0125] このような処理により、結節候補領域の周辺領域が複数存在する場合には、拡張結節候補領域臨界部をこれらの周辺領域にそれぞれ対応した複数の臨界初期領域に区分することができる。
- [0126] 図24は臨界初期領域を2次的に例示する図である。図24において、拡張結節候補領域103はグレーまたは黒で表す全てのボクセルにより形成された領域である。拡張結節候補領域103に属するボクセルのうちで、さらに拡張結節候補領域臨界部104に属するボクセルには数字を記している。この数字は、拡張結節候補領域のチェス盤距離を使った距離変換における値を示している。図24に示す例では、拡張結節候補領域臨界部において距離変換の値に3つの極大があるから、図24に示すように3通りの臨界初期領域201, 202, 203が得られる。臨界初期領域201, 202, 203に属するボクセルは、濃い黒で示している。図24には、生成楕円体モデル101の中心から各臨界初期領域201, 202, 203の代表点へのベクトル204, 205, 206も示してある。
- [0127] ステップSe2において判定部43は、各臨界初期領域について逓減評価領域近位部を特定する。すなわち判定部43は、拡張結節候補領域に属し、かつ生成楕円体モデル内に位置するボクセルの各々について、生成楕円体モデルの中心から当該ボクセルへのベクトルと生成楕円体モデルの中心から臨界初期領域の代表点へのベクトルとの内積が負ではなければ、当該ボクセルは近位部に属するとする。このような処理により、代表方向に直交し、かつ生成楕円体モデルの中心を通る平面で結節候補領域を二分した領域のうちで代表方向と同じ方向に位置する領域が逓減評価領域近位部として特定される。
- [0128] 図25は図24に示した臨界初期領域201に対応する逓減評価領域近位部を示す図である。図25において濃いグレーで示している領域が逓減評価領域近位部207である。
- [0129] ステップSe3において判定部43は、各臨界初期領域について逓減評価領域遠位部を特定する。すなわち判定部43は、各臨界初期領域に基づいて、次に説明する有向領域拡張を行うことで逓減評価領域遠位部を特定する。
- [0130] 有向領域拡張においては、中心位置、代表方向、許容角度および上限投影距離

の4つのパラメータを利用する。中心位置は、生成楕円体モデルの中心の位置である。代表方向は、中心位置から臨界初期領域の代表点に向かう方向である。許容角度は、領域拡張を許容する方向を規定する角度であり、事前に設定される定数である。上限投影距離は、領域拡張を許容する範囲を示す距離であり、例えば代表方向における生成楕円体モデルの半径の2倍に設定される。ここで、許容角度以外のパラメータは、判定部43が結節候補領域に応じて自動的に設定する。なお、中心位置は、生成楕円体モデルの中心の近傍であれば良く、例えば第1の実施形態のように結節候補領域の重心位置としても良い。代表方向は、上記の条件を満たす方向に概ね沿っていれば良く、中心位置や代表点からずれていても良い。

[0131] 以下に有向領域拡張の手順を示す。

[0132] (4) 判定部43は、拡張結節候補領域を包含する大きさの2値画像を作成し、全てのボクセルの値を0で初期化する。この2値画像は、有向領域拡張の進行状況を格納するために用いるが、手順が終了する際に有向領域拡張の結果として出力されるので、以下においては出力領域と記す。また判定部43は、一つの空の処理ボクセルリストを用意する。

[0133] (5) 判定部43は、臨界初期領域に属するボクセルの各々について、中心位置から当該ボクセルに向かうベクトルが代表方向となす角度が許容角度以内であれば、出力領域における当該ボクセルの値を1にし、同時に当該ボクセルを処理ボクセルリストの末尾に加える。

[0134] (6) 判定部43は、処理ボクセルリストの先頭に位置するボクセル(以下、上流ボクセルと記す)を処理ボクセルリストから削除する。

[0135] (7) 上流ボクセルに隣接し、かつ出力領域での値が0であるボクセルを下流ボクセルと記すことにする。判定部43は、下流ボクセルの各々について、当該下流ボクセルが次の条件(a)~(c)を全て満たすならば、出力領域における当該下流ボクセルの値を1にし、当該下流ボクセルを処理ボクセルリストの末尾に加える。

[0136] (a) 下流ボクセルが拡張結節候補領域に属する。

[0137] (b) 上流ボクセルから下流ボクセルに向かうベクトルが代表方向となす角度が、許容角度以内である。

- [0138] (c) 中心位置を通る代表方向の直線への、中心位置と当該ボクセルを結ぶ線分の投影の長さが上限投影距離以下である。
- [0139] (8) 判定部43は、処理ボクセルリストが空になれば終了する。そうでなければ判定部43は、(6)の処理に戻る。
- [0140] この処理により、生成楕円体モデルの中心を中心とし、代表方向の両側に許容角度ずつ開いた中心角を有するとともに半径が上限投影距離である扇形の領域と、結節候補領域を除いた拡張結節候補領域とに共通に属するボクセルにより形成される領域が逓減評価領域遠位部として特定される。
- [0141] 図26は図25に示した臨界初期領域201を有向領域拡張して特定された逓減評価領域遠位部を示す図である。図26において黒で示している領域が逓減評価領域遠位部208である。線分209は、中心位置を通る代表方向の直線であり、その長さは上限投影距離である。破線210, 211は、代表方向となす角度が許容角度である方向を示す。
- [0142] ステップSe4において判定部43は、逓減評価領域遠位部のそれぞれに対応する逓減度候補値を計算する。判定部43は、逓減評価領域遠位部の逓減評価領域近位部に対する体積比を「1」から引いた値として逓減度候補値を求める。逓減評価領域遠位部および逓減評価領域近位部のそれぞれの体積は、それぞれに属するボクセルの数が既知であるから、この数と個々のボクセルの体積とに基づいて算出することができる。
- [0143] なお、線分209を第1の実施形態における観察線とした場合に第1積分器および第2積分器に累積される楕円モデル内拡張結節候補領域断面の総和の比は、逓減評価領域近位部および逓減評価領域遠位部の体積の比に近似する。すなわち、上記の逓減度候補値は、第1の実施形態における逓減度と等価な特徴量である。
- [0144] ステップSe5において判定部43は、逓減評価領域遠位部のそれぞれに関して、遠位部開放度を次のように求める。すなわち、逓減度候補値と遠位部開放度とは一対一に対応する。
- [0145] ある領域に属するボクセルのうちで、6連結で当該領域に属さないボクセルに接するものの集合を当該領域の表面領域と定義する。判定部43は、逓減評価領域遠位

部の表面領域から逓減評価領域遠位部の近位端あるいは遠位端に当たる領域を除いて得られる領域に属するボクセルの数をP、拡張結節候補領域の表面領域に属するボクセルの数をQとする。そして判定部43は、遠位部開放度を $|P \cap Q| / |P|$ として求める。なおPが空集合(ϕ)であれば、判定部43は遠位部開放度を1とする。

[0146] 結節が血管に付着する様式は、結節が血管を取り巻く第1の様式と、結節が血管の側面に付着する第2の様式とに大別される。図27および図28が第1の様式の例を示す図であり、図29および図30が第2の様式の例を示す図である。

[0147] 図27または図29において、*印を付したボクセルおよび×印を付したボクセルが、逓減評価領域遠位部の表面領域に属する。そして×印を付したボクセルは、逓減評価領域遠位部の近位端または遠位端に属するボクセルである。従って、*印を付したボクセルの数がPである。図28および図30において、○印を付したボクセルが拡張結節候補領域の表面領域に属するボクセルである。従って、○印を付したボクセルの数がQとなる。

[0148] 第1の様式の場合は、有向領域拡張の代表方向が血管の軸方向とおよそ合致する。従って、ある程度の許容角度があれば、 $P \subset Q$ となる。すなわち $P \cap Q$ (図28において*印および○印の両方を付した領域のボクセル数)はPと等しくなり、遠位部開放度は1になる。一方、第2の様式の場合は、図30からわかるように $P \cap Q = \phi$ となり、遠位部開放度は0になる。

[0149] かくして、上述のようにして算出される遠位部開放度に基づいて、結節の血管への付着の様式が第1および第2の様式のいずれに近いかを推定できる。そして、第1の様式に近いほど有向領域拡張の代表方向が、逓減度候補値を求めてゆく上で適切である。そこでステップSe6において判定部43は、結節候補領域の各々について、それに対応する逓減度候補値のうちで遠位部開放度が予め設定したカットオフ値以上である逓減度候補値のなかの最小値を逓減度とする。なお、カットオフ値は、遠位部開放度の最小値である0と最大値である1との中間的な値、すなわち例えば0.5前後に設定される。

[0150] こののちにステップSa10において判定部13は、上記のようにして求めた逓減度に基づいて、第1の実施形態と同様にして結節候補領域が結節であるか否かを判定す

る。

[0151] このように第3の実施形態によれば、典型的な結節およびGGOのいずれであろうとも、結節としての的確に検出することができる。

[0152] (第4の実施形態)

第3の実施形態での結節であるかどうかの判別の結果は、さらに読影医により画像上で確認されることが一般的である。

[0153] そこでこの画像確認のために、結節と結節周囲構造とをボリュームレンダリング技術を用いて表示すると良い。このとき更に図31に示すように、減滅度計算で用いた生成楕円体モデルをワイヤーフレームと呼ばれる表示法にて結節を囲むようにグラフィックオーバーレイ表示すると良い。あるいは図32に示すように、減滅評価領域遠位部と減滅評価領域近位部とを、明るさやカラーの区別により表示することにより、結節と結節周囲構造との境界が明瞭に分かるようにすると良い。

[0154] 結節および結節周囲構造の表示では、サーフェスレンダリングを用いた表面表示でも良い。また結節内部構造も観察する必要がある場合は、図33のように例えば直交3断面のMPR (Axial, Sagittal, Coronal) 断面上に生成楕円体と各断面との交差線である2次元楕円体とを表示しても良い。

[0155] なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。

[0156] 前記第1の実施形態では、特徴量として面積を用いても良い。観察平面109における楕円モデル内拡張結節候補領域断面の面積を探索基準点の開始点から終点まで求め、開始点での楕円モデル内拡張結節候補領域断面の面積に対する遠心方向の楕円モデル内拡張結節候補領域断面の比であるところの面積減滅度を求める。そしてこの面積減滅度を参考に、結節候補領域が結節であるか否かを判定する。例えば図34および図35に示すように、結節候補領域が結節である場合、図34(a)における観察平面109a, 109b, 109c, 109dにおける楕円モデル内拡張結節候補領域断面は、それぞれ図34(b)乃至図34(e)に示すようになる。そしてこの楕円モデル内拡張結節候補領域断面の面積減滅度は、図34(f)のような特性を示す。結節候補領域が肺血管である場合、図35(a)における観察平面109e, 109f, 109g,

109hにおける楕円モデル内拡張結節候補領域断面は、それぞれ図35 (b) 乃至図35 (e) に示すようになる。そしてこの楕円モデル内拡張結節候補領域断面の面積逓減度は、図35 (f) のような特性を示す。従って、前記第1の実施形態で使用している逓減度に代えて、この面積逓減度を用いることができる。

[0157] 第1の実施形態では、特徴量として観察ボリュームの体積と元の観察対象ボリュームの内画像の画素値との積とを用いても良い。すなわち例えば、第1積算器および第2積算器への楕円モデル内拡張結節候補領域断面の面積の加算に変えて、当該断面のピクセルの面積と対応する画素値の積を加算する。

[0158] 第1の実施形態では、生成楕円体外の連続領域のみについて特徴量を観察ボリュームの体積と元の観察対象ボリュームの内画像の画素値との積としても良い。すなわち、第2積算器についてのみ、楕円モデル内拡張結節候補領域断面の面積の加算に変えて、当該断面のピクセルの面積と対応する画素値の積を加算する。

[0159] 前記第2の実施形態では、特徴量として画素値の加算値を用いても良い。例えば図36に示すように、前景部に属するボクセルには元の3次元画像の画素値をそのままボクセル値として割り当て、背景部に属するボクセルには「0」をボクセル値として割り当てる。この上で、第1の実施形態における楕円モデル内拡張結節候補領域断面の面積の算出や、第2の実施形態における前景占有率の計算に当たっては、上記のボクセル値を加算する。

[0160] 前記第2の実施形態では、前景部において生成楕円体外の連続領域のボクセルにのみ元の画像の画素値を割り当てるようにしても良い。すなわち、逐次的に増大する楕円体のボクセルの体積を全て加算し、結節候補領域特定部11によって生成される楕円体モデルよりも大きな軸長を有する楕円体ではさらに画素値の積を加算する。

[0161] 前記第2の実施形態では、図37に示すように大きさが互いに異なる二つの楕円体モデルの間である楕円体殻112の内部を前景占有率の計算対象領域としても良い。なお、楕円体殻112の厚みは、例えば1ボクセル分の厚み、あるいはそれ以上としてもよい。

[0162] 前記第3の実施形態における逓減度計算法は、第1の実施形態における図2の探索基準点の特定および逓減度の計算の処理に置き換えて用いることができる。また

逆に、第1の実施形態における図2の探索基準点の特定および逓減度の計算の処理を、第3の実施形態における逓減度計算法に置き換えて用いることもできる。

[0163] 前記第3の実施形態における開放度に基づく逓減度候補値の絞り込み処理は、第1の実施形態における逓減度の計算処理に適用することもできる。

[0164] 前記各実施形態は、肺癌における結節状異常の判定に関して記載しているが、本発明の手法は、例えば脳血管障害である脳動脈瘤のような血管に連続する瘤状異常に対しても適用可能である。

[0165] 前記各実施形態では、マルチスライスCT2により取得される3次元画像を処理対象としているが、X線診断装置、磁気共鳴診断装置、あるいは超音波診断装置などの他の診断モダリティを用いて収集された3次元画像を処理対象としても良い。

[0166] 結節候補領域の特定は自動では行わず、ユーザにより指定された結節候補領域についての判定を行うようにしても良い。

[0167] また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

産業上の利用可能性

[0168] 本発明によれば、被検体の内部を表す画像に含まれる異常候補領域が結節のような解剖学的異常であるか否かを高精度に判定することが可能となる。

請求の範囲

- [1] 被検体の内部を表す画像に含まれる異常候補領域に連続する周辺領域を特定する周辺領域特定手段と、
- 前記異常候補領域に関する第1の特徴量と前記周辺領域に関する第2の特徴量とに基づいて前記異常候補領域が解剖学的異常領域であるか否かを判定する判定手段とを具備したことを特徴とする画像診断処理装置。
- [2] 前記判定手段は、前記異常候補領域と前記周辺領域とを通る線分を観察線として仮想し、前記異常候補領域内で前記観察線上に位置する複数の観察点のそれぞれで求まる前記第1の特徴量の変化量と、前記周辺領域内で前記基準線上に位置する複数の観察点のそれぞれで求まる前記第2の特徴量の変化量とに基づいて前記異常候補領域が解剖学的異常領域であるか否かを判定することを特徴とする請求項1に記載の画像診断処理装置。
- [3] 前記判定手段は、
- (1) 前記異常候補領域の重心を始点として前記異常候補領域と前記周辺領域との境界を通る線分のうちで前記周辺領域内の長さが最大となる線分と同一の向きを持つ、
 - (2) 前記異常候補領域と前記周辺領域との境界に中点を有する、
 - (3) 前記異常候補領域の重心を一端とする、
- なる条件を満たす直線を前記観察線とすることを特徴とする請求項2に記載の画像診断処理装置。
- [4] 前記判定手段は、
- (1) 前記観察線を軸とする空間に含まれる前記異常候補領域および前記周辺領域のそれぞれの体積、
 - (2) 前記観察線を軸とする空間に含まれる前記異常候補領域および前記周辺領域のそれぞれの体積と画素値との積、
 - (3) 前記観察点で前記観察線に直交する面内での前記異常候補領域および前記周辺領域のそれぞれの面積、
 - (4) 前記観察点で前記観察線に直交する面内での前記異常候補領域および前

記周辺領域のそれぞれの面積と画素値との積、
のいずれか1つを前記第1の特徴量および前記第2の特徴量とすることを特徴とする
請求項2に記載の画像診断処理装置。

- [5] 前記判定手段は、前記観察線を軸とする空間に含まれる前記異常候補領域および前記周辺領域のそれぞれの体積を、前記観察点で前記観察線に直交する面内での前記異常候補領域の面積の総和および前記周辺領域の面積の総和として計算することを特徴とする請求項4に記載の画像診断処理装置。

- [6] 前記判定手段は、
周辺領域に属するボクセルのうちで異常候補領域に属するボクセルに隣接するボクセルの集合として臨界領域を決定し、
前記異常候補領域の中央付近の基点から前記臨界領域を通して前記周辺領域に至る代表方向に直交し、前記基点を通る平面で前記異常候補領域を二分した領域のうちで前記代表方向と同じ方向に位置する領域として近位部を決定し、
前記基点を中心とし、前記代表方向の両側に規定度数ずつ開いた中心角を有するとともに半径が規定距離である扇形の領域と前記周辺領域とが重複する領域として遠位部を決定し、
前記近位部の体積および前記遠位部の体積を前記第1の特徴量および前記第2の特徴量とすることを特徴とする請求項1に記載の画像診断処理装置。

- [7] 前記判定手段は、
周辺領域に属するボクセルのうちで異常候補領域に属するボクセルに隣接するボクセルの集合として臨界領域を決定し、
前記異常候補領域の中央付近の基点から前記臨界領域を通して前記周辺領域に至る代表方向に直交し、前記基点を通る平面で前記異常候補領域を二分した領域のうちで前記代表方向と同じ方向に位置する領域として近位部を決定し、
前記基点を中心とし、前記代表方向の両側に規定度数ずつ開いた中心角を有するとともに半径が規定距離である扇形の領域と前記周辺領域とが重複する領域として遠位部を決定し、
前記遠位部の表面に位置するボクセルのうちで前記遠位部における前記異常候

補領域に接する側の端部およびその反対側の端部に位置するボクセルを除く残りのボクセルが、前記周辺領域の表面に位置するボクセルと一致する確率が規定されたカットオフ値未満であるときには、前記遠位部を含む周辺領域に関する特徴量を前記異常候補領域が解剖学的異常領域であるか否かの判定に用いないことを特徴とする請求項1に記載の画像診断処理装置。

- [8] 前記画像は、前記被検体の一部の解剖学的性質を表す値をそれぞれ持つ複数のボクセルを含み、

前記周辺領域特定手段は、前記異常候補領域の境界に沿った前記ボクセルの値を用いて前記周辺領域を特定することを特徴とする請求項1に記載の画像診断処理装置。

- [9] 被検体の内部を表す画像に含まれる異常候補領域をほぼ内包するとともに前記異常候補領域外の領域も含んだ第1の比較領域に関する第1の特徴量と、前記異常候補領域とほぼ一致するか、または前記異常候補領域にほぼ内包される第2の比較領域に関する第2の特徴量とに基づいて前記異常候補領域が解剖学的異常領域であるか否かを判定する判定手段を具備したことを特徴とする画像診断処理装置。

- [10] 前記判定手段は、前記第1の比較領域内で前記解剖学的異常であり得る領域が占める割合を前記第1の特徴量とし、前記第2の比較領域内で前記解剖学的異常であり得る領域が占める割合を前記第2の特徴量とすることを特徴とする請求項9に記載の画像診断処理装置。

- [11] 前記画像は、前記被検体の一部の解剖学的性質を表す値をそれぞれ持つ複数のボクセルを含み、

前記判定手段は、前記第1の比較領域に含まれるボクセルの値の総和を前記第1の特徴量とし、前記第2の比較領域に含まれるボクセルの値の総和を前記第2の特徴量とすることを特徴とする請求項9に記載の画像診断処理装置。

- [12] 前記画像は、前記被検体の一部の解剖学的性質を表す値をそれぞれ持つ複数のボクセルを含み、

前記判定手段は、前記第1の比較領域内で前記解剖学的異常であり得る領域が占める割合と前記第1の比較領域に含まれるボクセルの値の総和とに基づく値を前

記第1の特徴量とし、前記第2の比較領域内で前記解剖学的異常であり得る領域が占める割合と前記第2の比較領域に含まれるボクセルの値の総和とに基づく値を前記第2の特徴量とすることを特徴とする請求項9に記載の画像診断処理装置。

- [13] 前記判定手段は、前記異常候補領域の重心を中心とし、3主軸の回転方向およびそれらの主軸の長さの比が同じで大きさの異なる球体または楕円体の内部領域をそれぞれ前記第1の比較領域および前記第2の比較領域とすることを特徴とする請求項9に記載の画像診断処理装置。
- [14] 前記判定手段は、前記異常候補領域の重心を中心とし、3主軸の回転方向およびそれらの主軸の長さの比が同じで大きさの異なる中空の球体または楕円体の外殻部をそれぞれ前記第1の比較領域および前記第2の比較領域とすることを特徴とする請求項9に記載の画像診断処理装置。
- [15] 前記画像から前記異常候補領域を特定する候補領域特定手段をさらに備えることを特徴とする請求項1または請求項9に記載の画像診断処理装置。
- [16] 前記候補領域特定手段は、
前記画像から前記解剖学的異常であり得る前景部を抽出し、
前記前景部における球体状または楕円体状の構造をほぼ内包する楕円体モデルを前記画像中に生成し、
前記画像にて前記楕円体モデル内に相当する領域に位置し、かつ前記前景部に属するボクセルの集合として前記異常候補領域を特定することを特徴とする請求項15に記載の画像診断処理装置。
- [17] 前記候補領域特定手段は、
前記画像から診断対象臓器に相当する診断領域を抽出し、
前記診断領域を前記前景部とそれ以外の背景部とに区分することを特徴とする請求項16に記載の画像診断処理装置。
- [18] 前記候補領域特定手段は、前記前景部に属するボクセルのうちで、そのボクセルから前記背景部に属するボクセルへの最短距離が極大となる1つまたは複数の中心ボクセルの重心位置を前記仮中心とすることを特徴とする請求項16に記載の画像診断処理装置。

- [19] 前記候補領域特定手段は、前記中心ボクセルから前記背景部に属するボクセルへの最短距離を前記初期半径とすることを特徴とする請求項18に記載の画像診断処理装置。
- [20] 前記候補領域特定手段は、前記仮中心を中心とした立方体領域を徐々に拡大しながら、この立方体領域内の濃度ヒストグラムのエントロピー値が極大となったときにおける前記立方体領域に内接する球体の半径を前記初期半径とすることを特徴とする請求項18に記載の画像診断処理装置。
- [21] 前記候補領域特定手段は、
前記仮中心を中心とし、かつ前記初期半径を半径とする球体を初期楕円体モデルとして生成し、
前記元画像に基づいてペナルティ画像を生成し、
前記初期楕円体モデルを前記ペナルティ画像におけるペナルティ値の谷に沿うように変形することにより前記楕円体モデルを生成することを特徴とする請求項16に記載の画像診断処理装置。
- [22] 前記候補領域特定手段は、前記画像の一次微分フィルタ処理結果と、前記画像の二次微分フィルタ処理結果とを合成して前記ペナルティ画像を生成することを特徴とする請求項21に記載の画像診断処理装置。
- [23] 前記候補領域特定手段は、
前記前景部に属するボクセルのうちで、隣接する6つのボクセルの全てが前記前景部に属するボクセルの集合として縮小前景部を決定し、
前記初期楕円体モデル内に位置し、前記縮小前景部に属するボクセルの集合を現領域の初期領域として決定し、
前記現領域の内境界に属する内境界ボクセルに隣接するとともに前記現領域の外境界に属する外境界ボクセルの濃度が規定濃度よりも小さい場合に、この外境界ボクセルを含むように前記現領域を拡張し、
拡張できなくなった前記現領域に属するボクセルのうちで前記初期領域に属するボクセルと規定のカットオフ値未満の濃度勾配を呈するボクセルとを除いた残りのボクセルの集合として与えられる領域における濃度勾配に基づいて閾値を決定し、

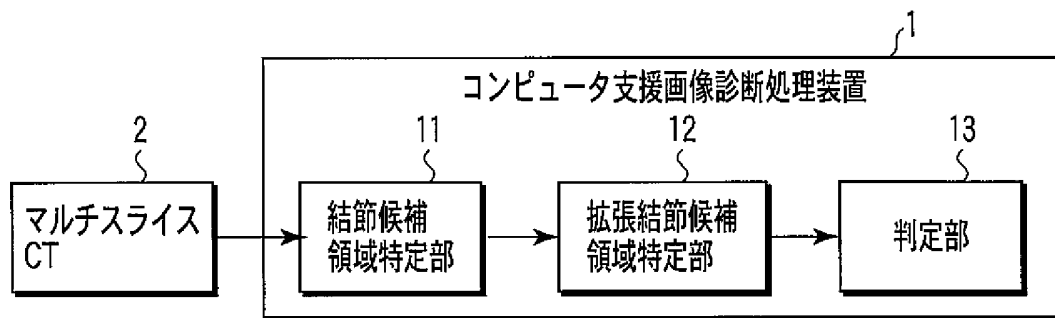
- 前記画像に前記閾値で閾値処理をかけて2値画像を得て、
前記2値画像のうちで、前記初期楕円体モデルの表面および内部に当たる領域から離れた非連結成分を除去し、
前記非連結成分が除去された2値画像における高濃度オブジェクトと低濃度オブジェクトとの境界付近にペナルティ値の谷間を持つ画像として前記ペナルティ画像を生成することを特徴とする請求項21に記載の画像診断処理装置。
- [24] 前記候補領域特定手段は、前記閾値をKittler法を利用して決定することを特徴とする請求項23に記載の画像診断処理装置。
- [25] 前記判定手段は、前記異常候補領域が結節状異常または瘤状異常であるか否かを判定することを特徴とする請求項1または請求項8に記載の画像診断処理装置。
- [26] 被検体の内部を表す画像に含まれる異常候補領域と重なるかあるいは連続する構造に相当する領域を特定する手段と、
前記の構造に相当する領域を3次元的に探索する方向を求める手段と、
前記探索方向に沿った複数の位置に対応する特徴量を求める手段と、
前記複数の位置における特徴量に基づいて、前記異常候補領域が解剖学的異常領域であるか否かを判定する手段とを具備したことを特徴とする画像診断処理装置。
- [27] 被検体の内部を表す画像における解剖学的異常領域の有無を判定する画像診断処理装置において、
前記画像に対して閾値処理を施す閾値処理手段と、
前記閾値処理手段により処理された画像から、ペナルティー画像を生成する手段と、
、
前記ペナルティ画像に対して、球体状または楕円体状のモデルをフィッティングすることにより、すりガラス陰影を含む異常候補領域を決定する手段とを備えることを特徴とする画像診断処理装置。
- [28] 前記ペナルティ画像は、前記閾値処理手段により処理された画像に現れる拡張結節候補領域とその外領域との境界の近傍に濃度の谷間が存在する画像であることを特徴とする請求項27に記載の画像診断処理装置。
- [29] コンピュータを、

被検体の内部を表す画像に含まれる異常候補領域に連続する周辺領域を特定する周辺領域特定手段と、

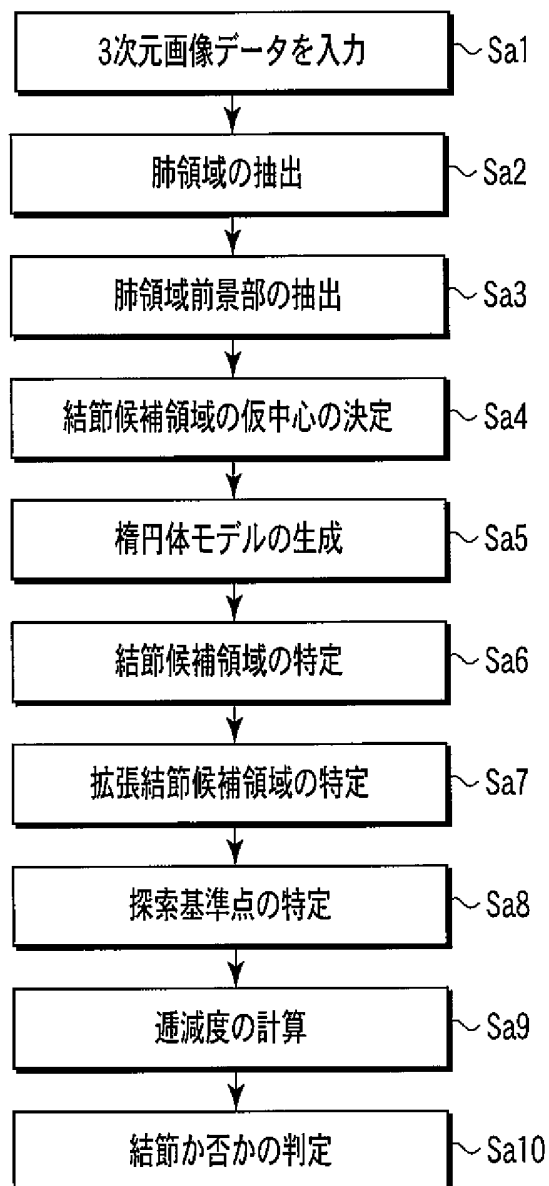
前記異常候補領域に関する第1の特徴量と前記周辺領域に関する第2の特徴量とに基づいて前記異常候補領域が解剖学的異常領域であるか否かを判定する判定手段として機能させることを特徴とする画像診断処理プログラム。

- [30] コンピュータを、被検体の内部を表す画像に含まれる異常候補領域をほぼ内包するとともに前記異常候補領域外の領域も含んだ第1の比較領域に関する第1の特徴量と、前記異常候補領域とほぼ一致するか、または前記異常候補領域にほぼ内包される第2の比較領域に関する第2の特徴量とに基づいて前記異常候補領域が解剖学的異常領域であるか否かを判定する判定手段として機能させることを特徴とする画像診断処理プログラム。

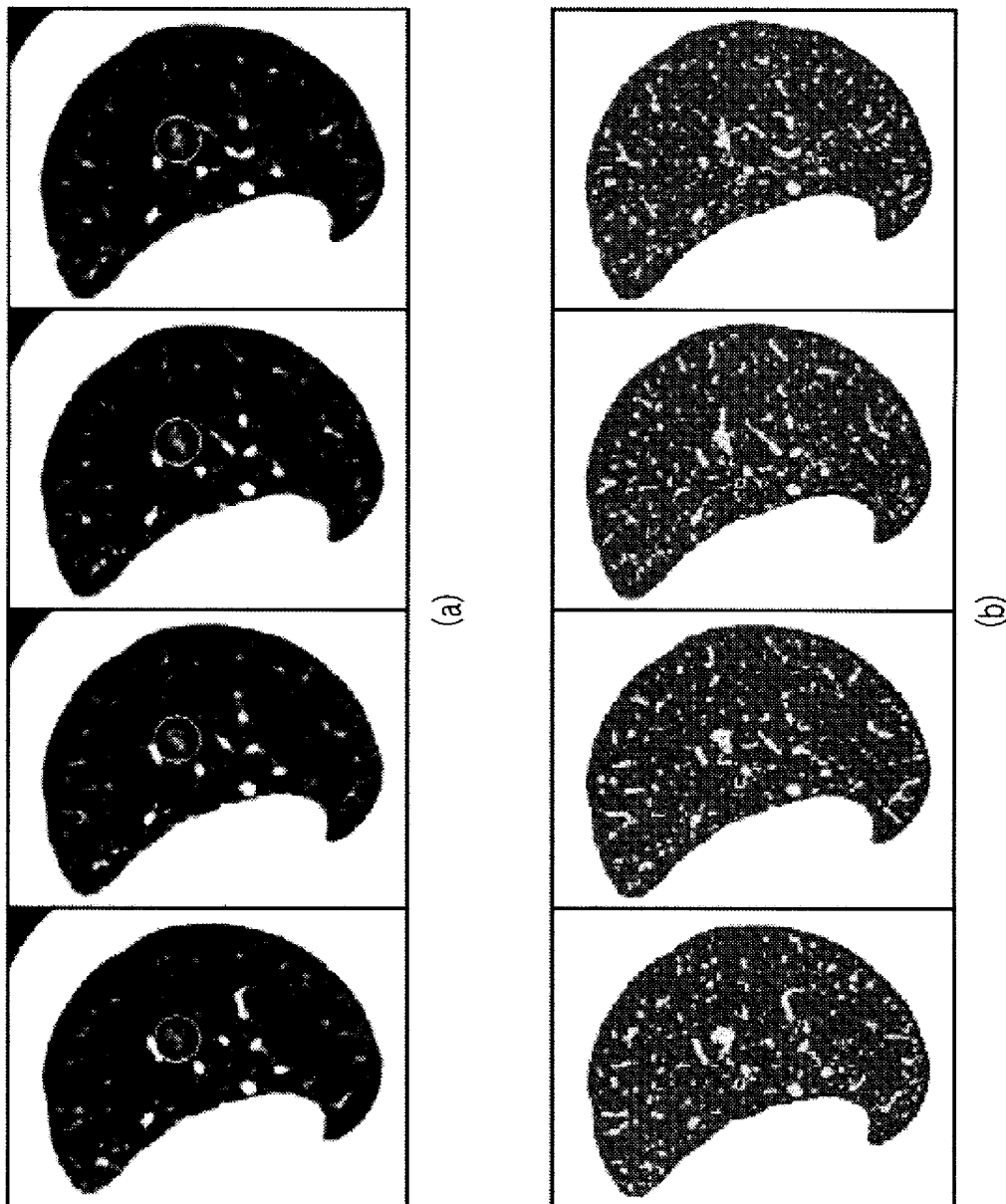
[図1]



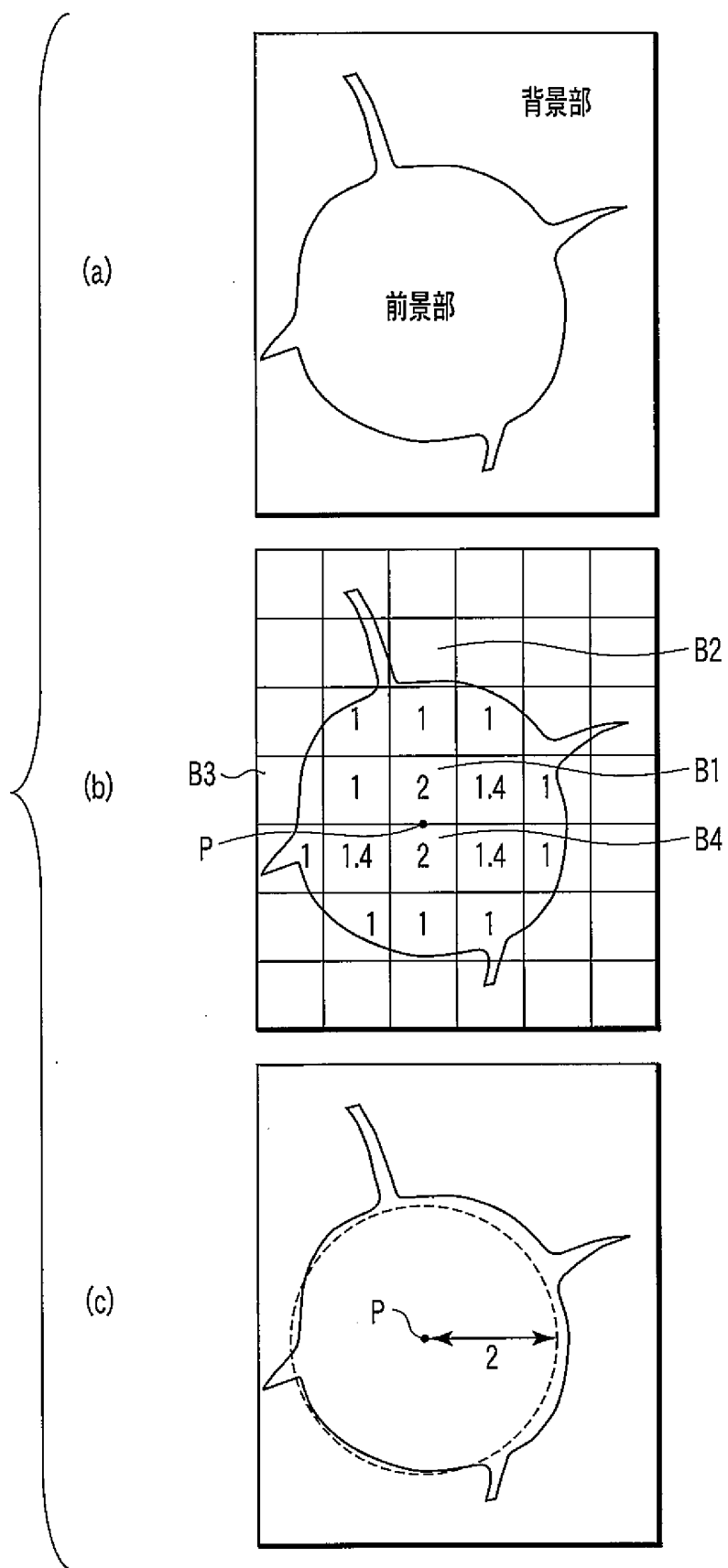
[図2]



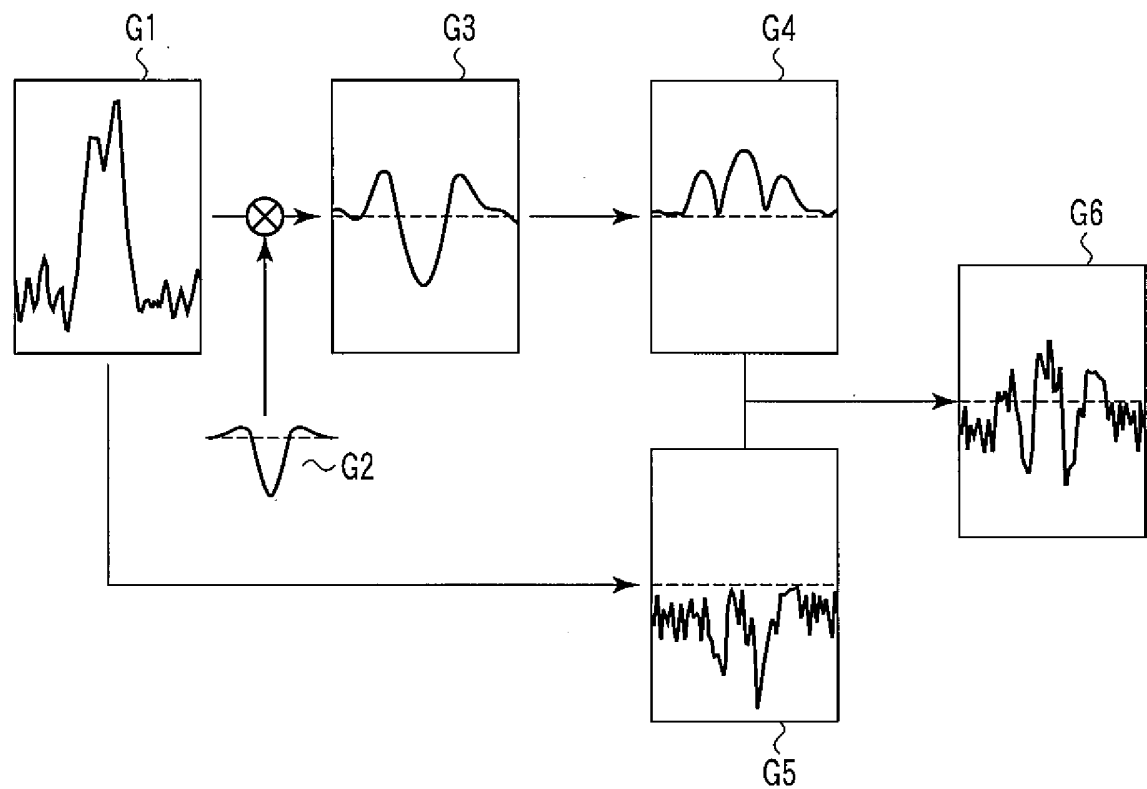
[図3]



[図4]



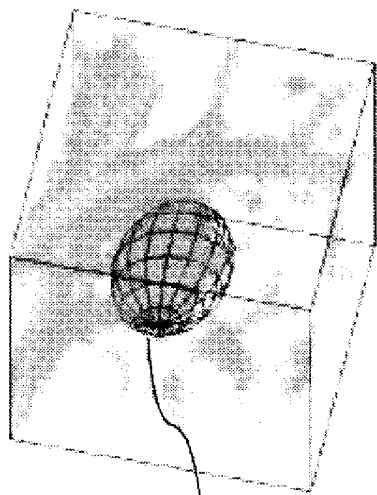
[図5]



[図6]

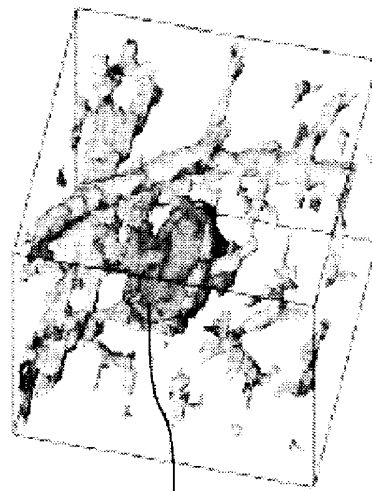
-0.2	-0.2	0.1	0.1	0.2	0	-0.1
-0.2	-0.1	-1.5	-1.2	0	-0.5	-0.1
-0.4	-0.9	-0.2	0.3	0.2	-1.3	-1
-1.5	0.1	0.3	0.3	0.3	0	-1.1
-0.9	-1.2	0.1	0.2	-0.1	-0.9	-0.2
-0.1	-0.4	0.1	-0.1	-0.3	-0.4	-0.2
0	-0.1	-0.8	-1.4	-0.6	0.1	0

[図7]



101

(a)

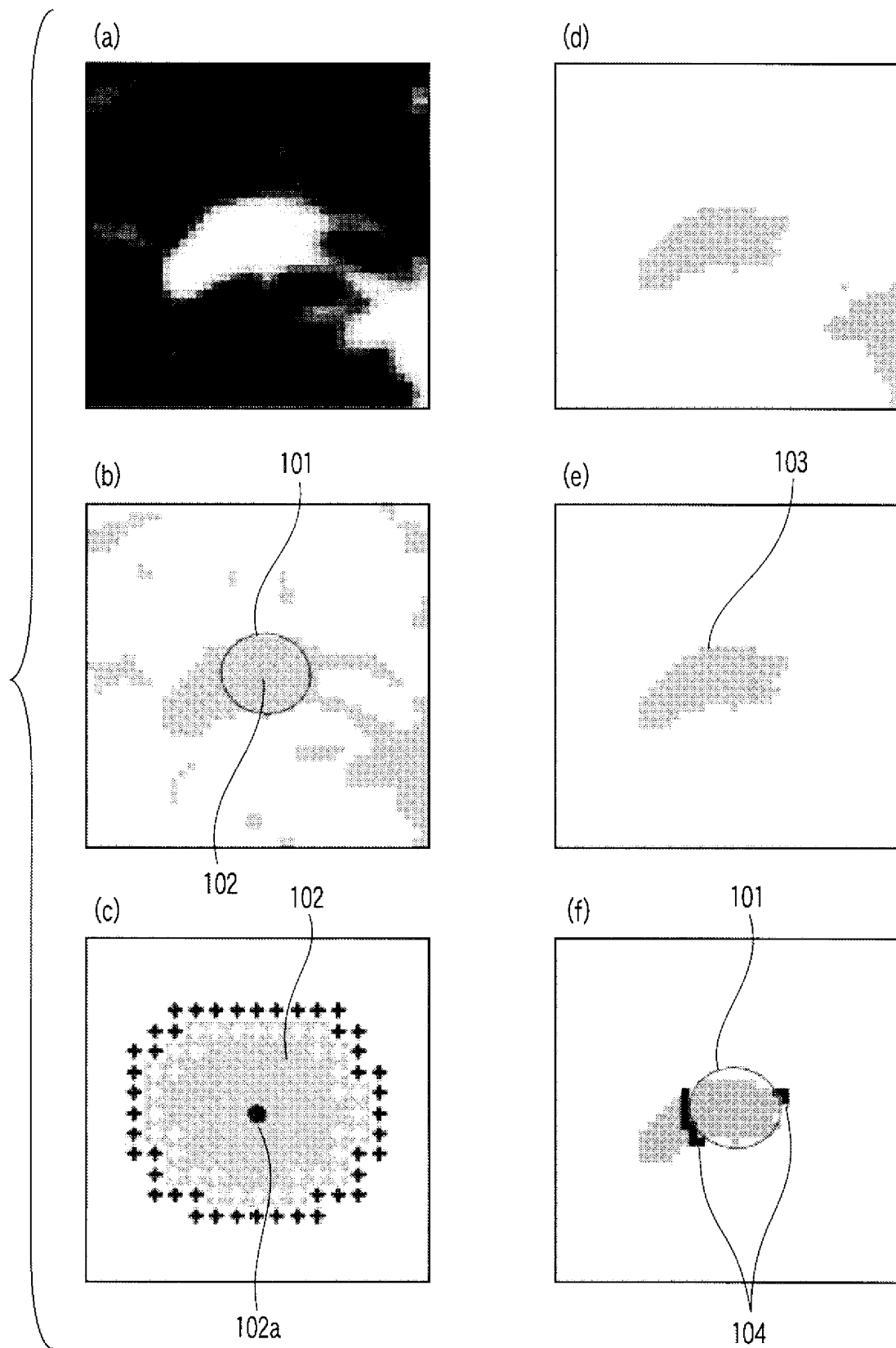


102

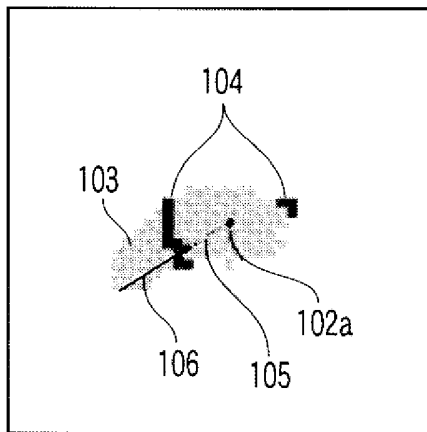
(b)



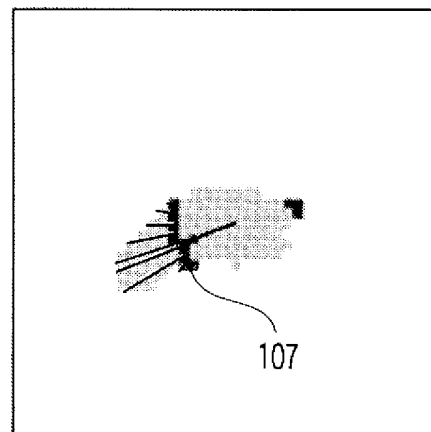
[図8]



[図9]

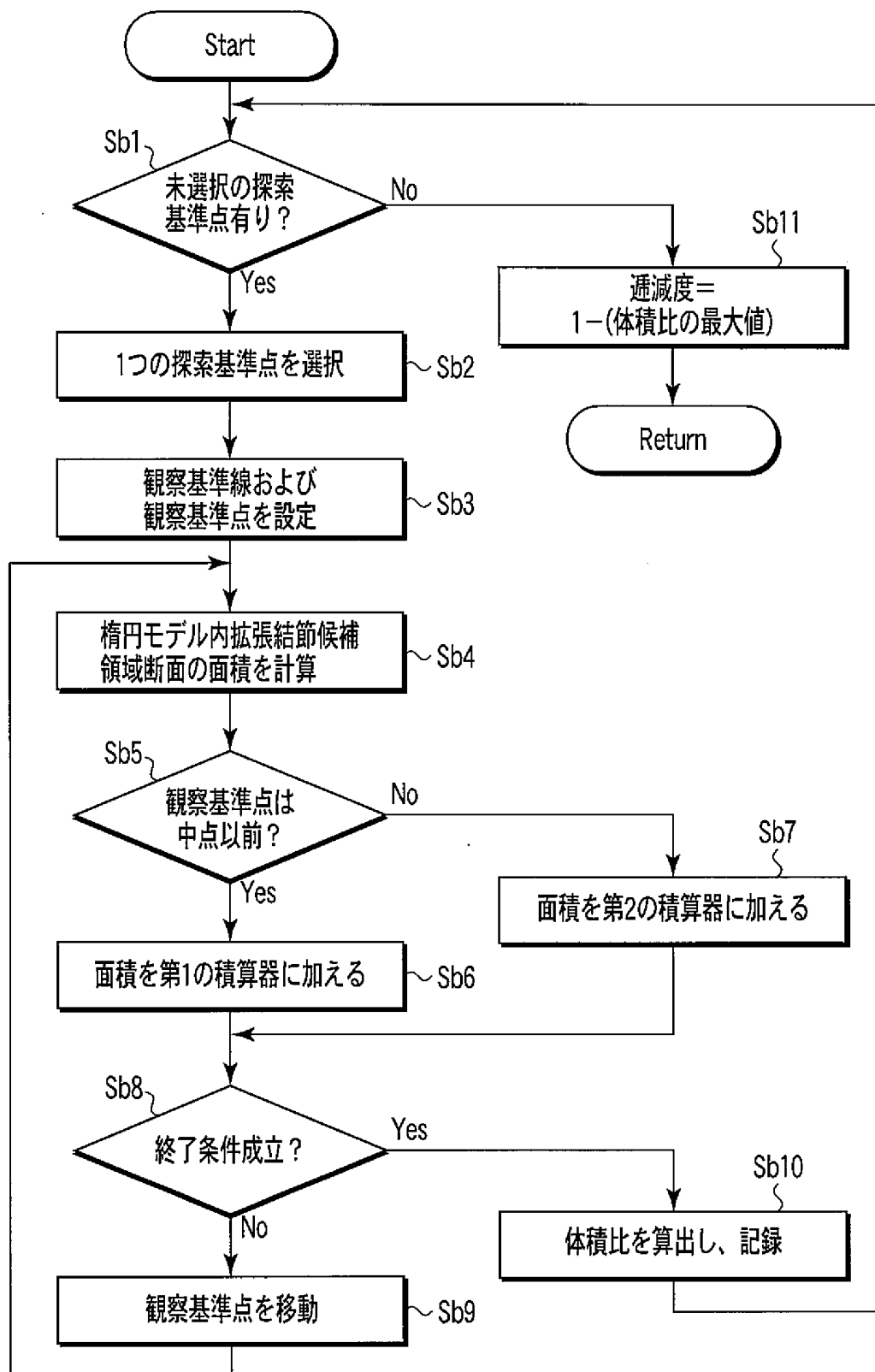


(a)

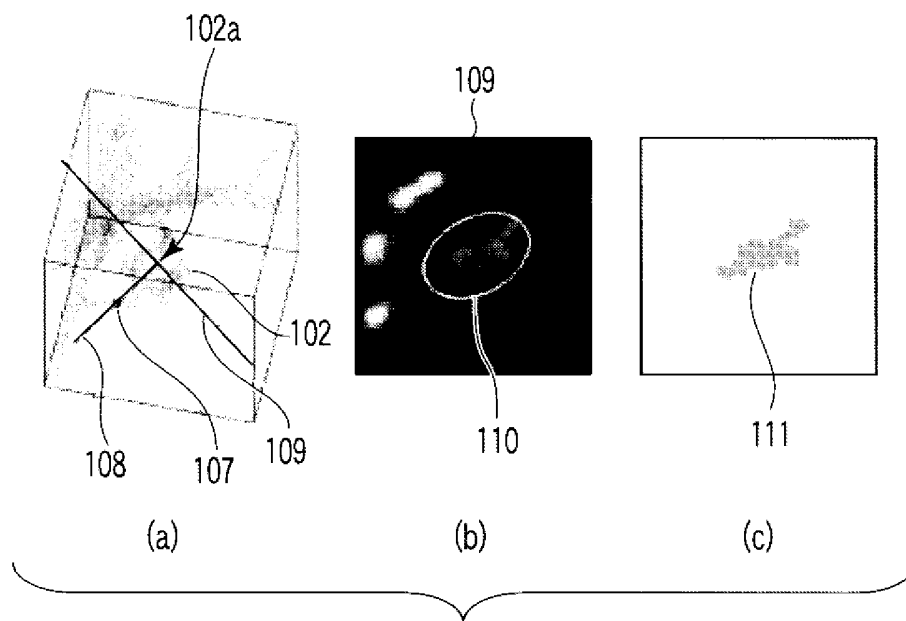


(b)

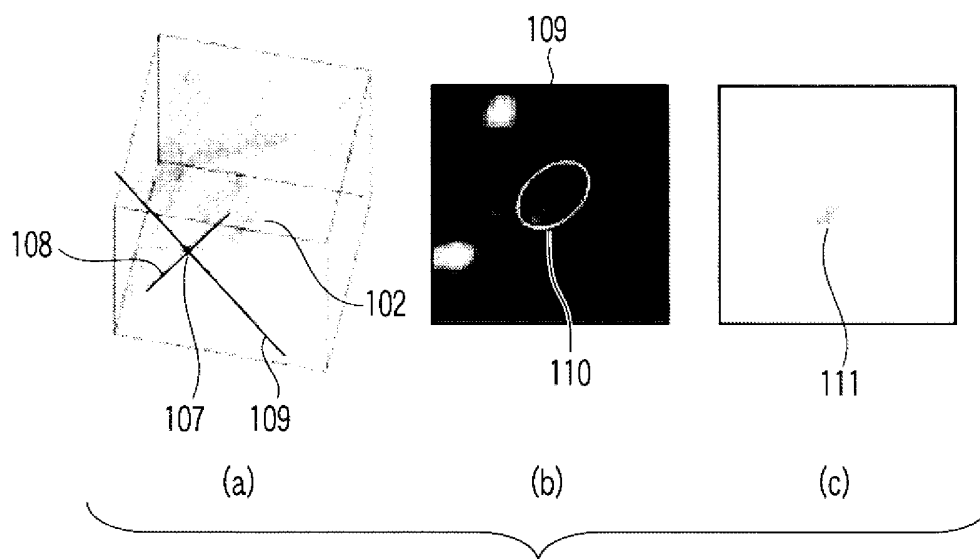
[図10]



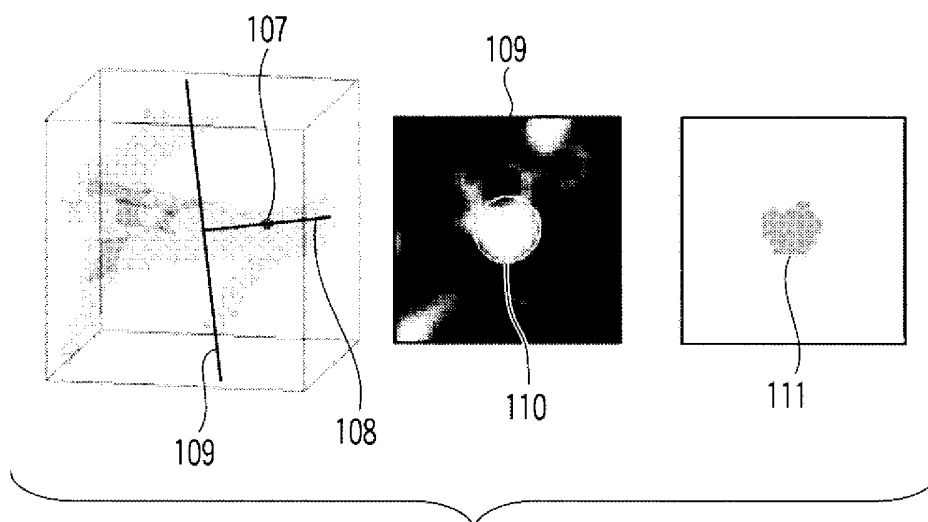
[図11]



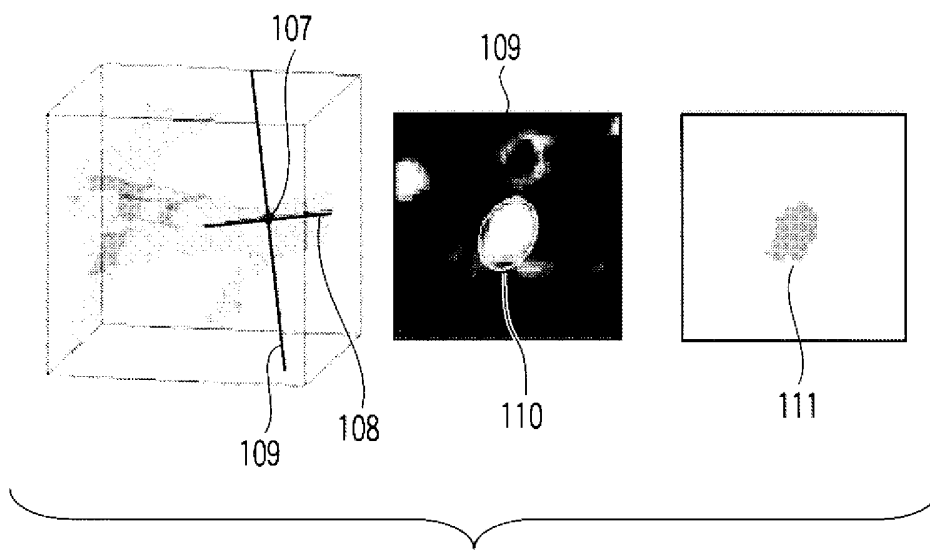
[図12]



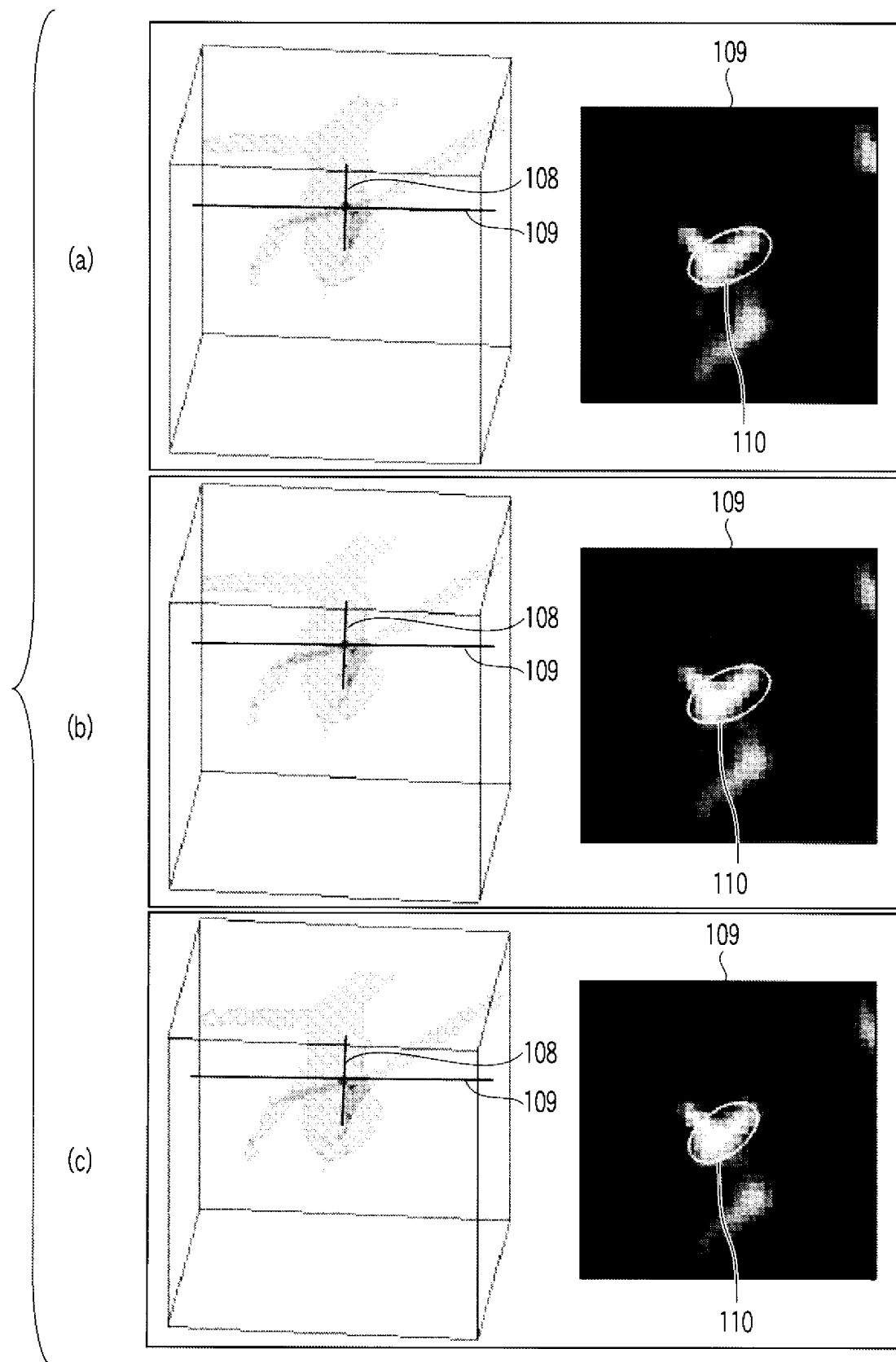
[図13]



[図14]

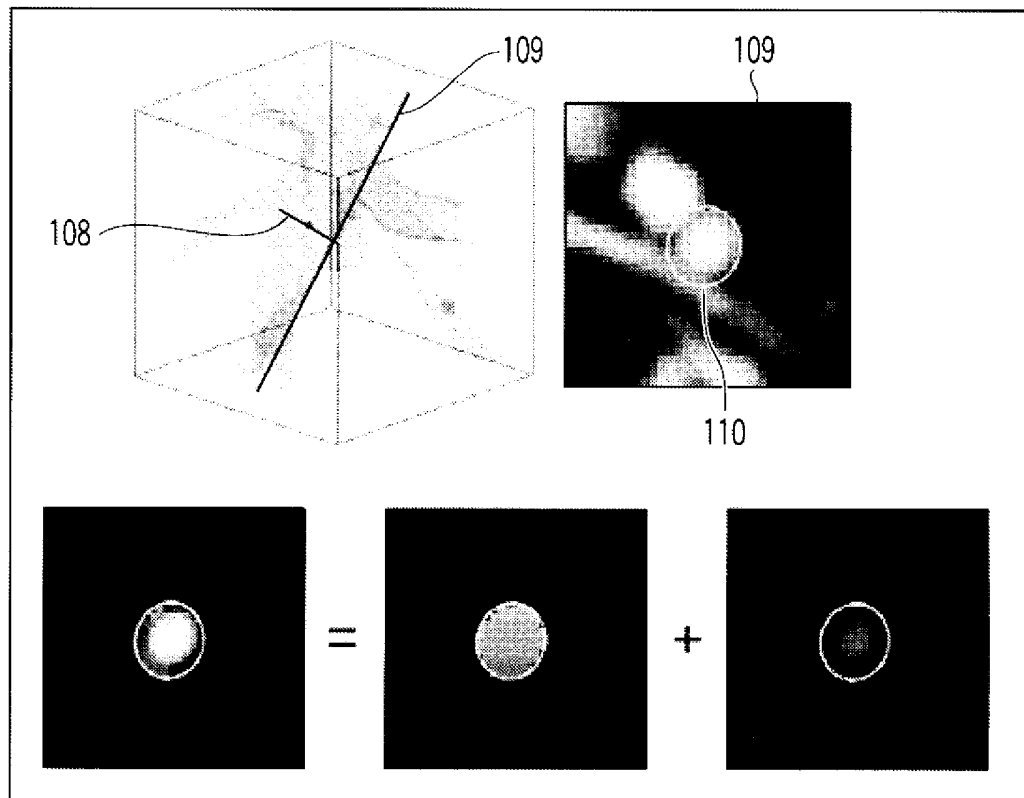


[図15]

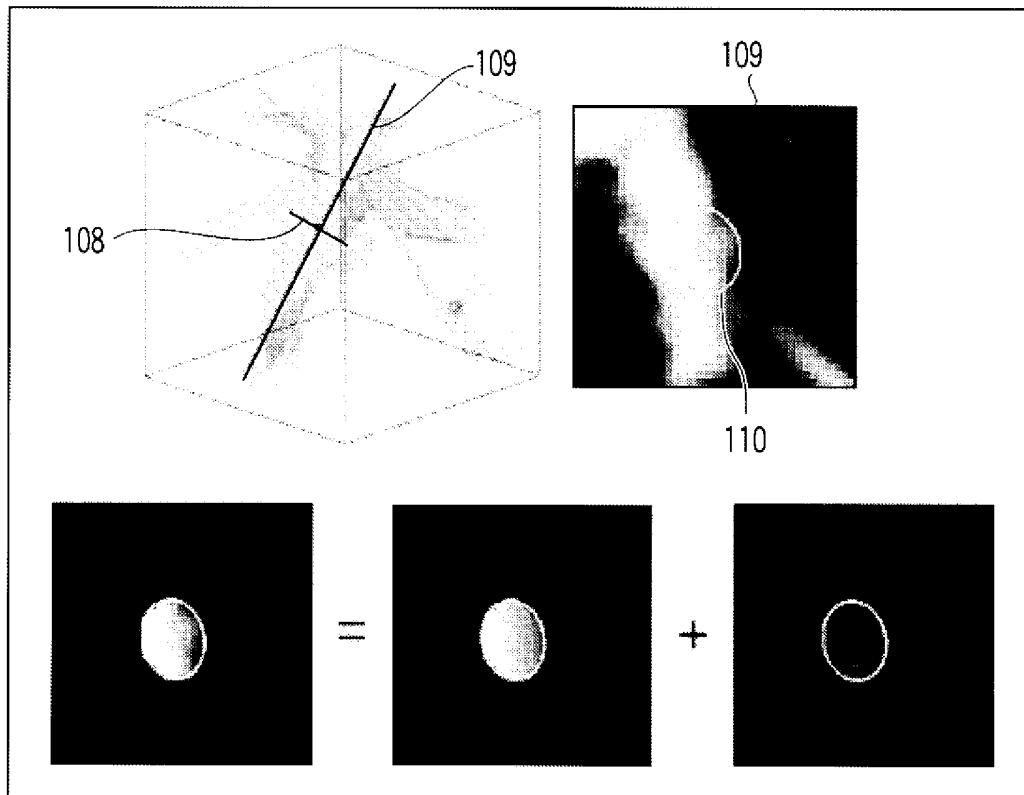


[図16]

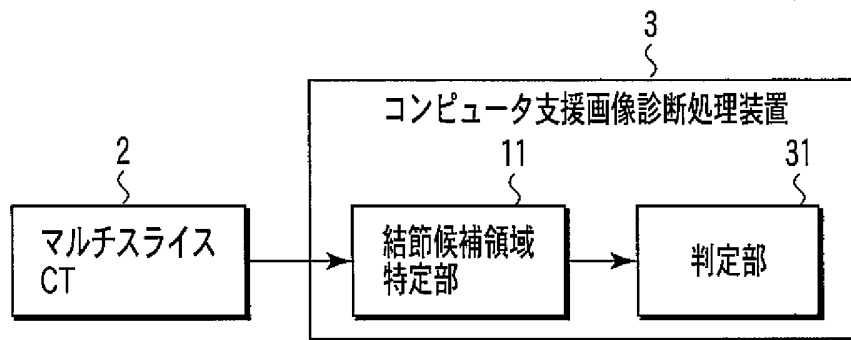
(a)



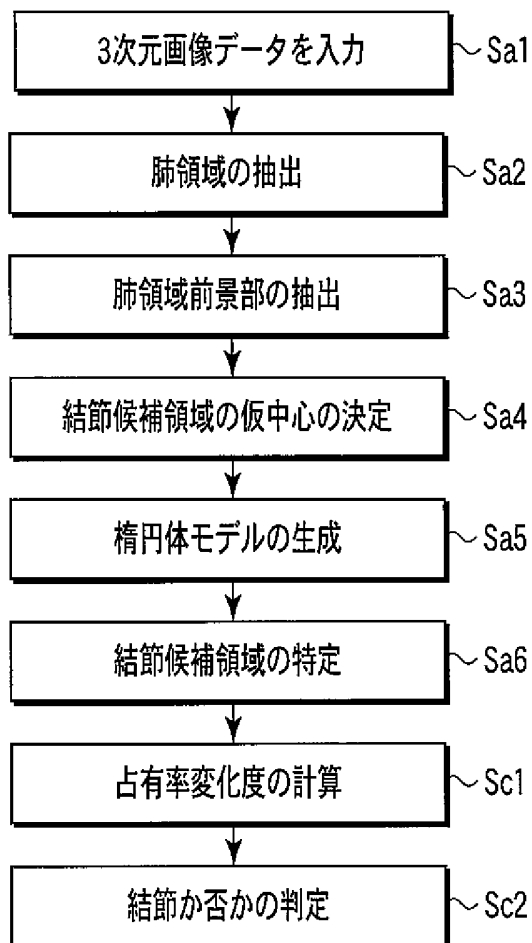
(b)



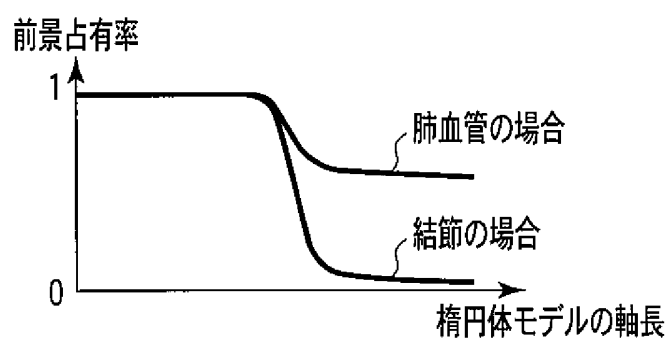
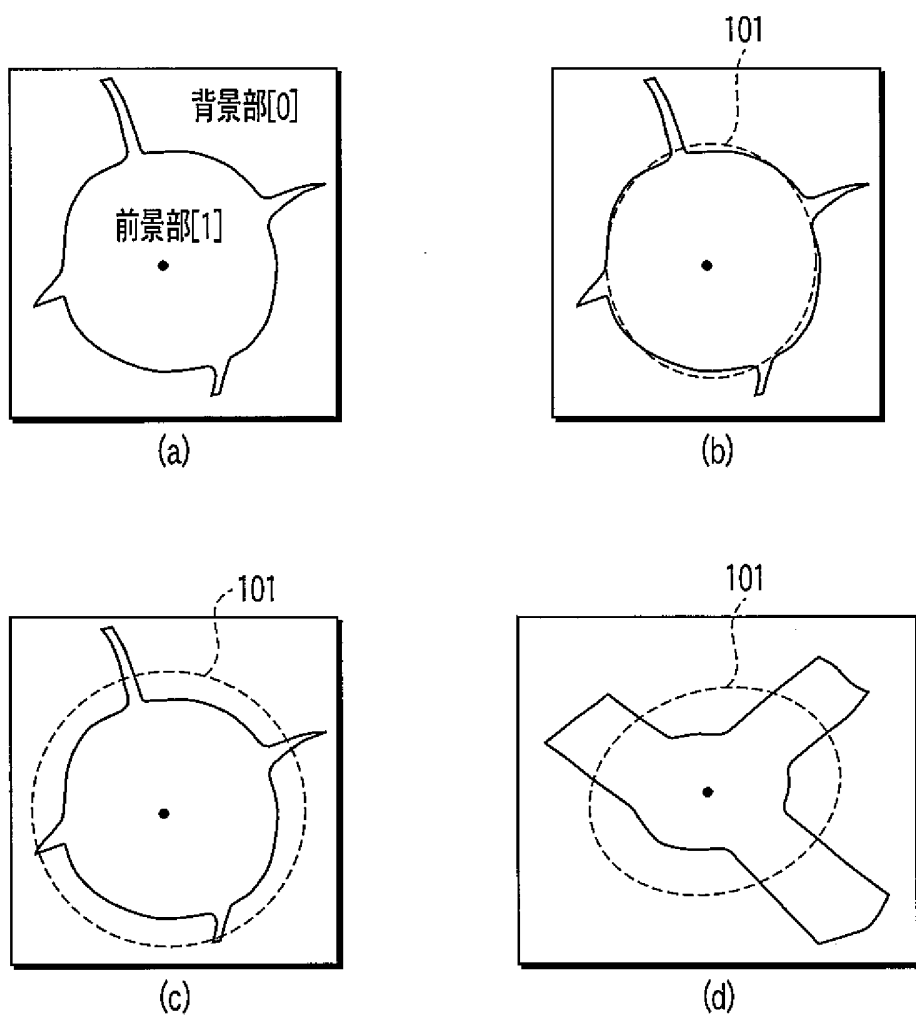
[図17]



[図18]

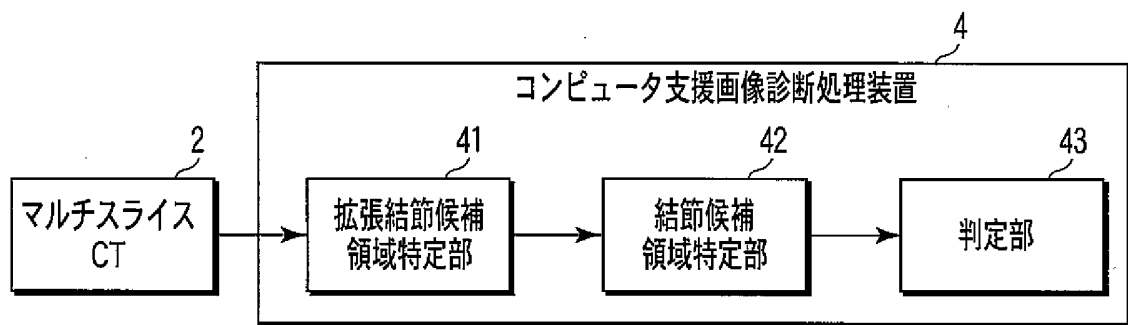


[図19]

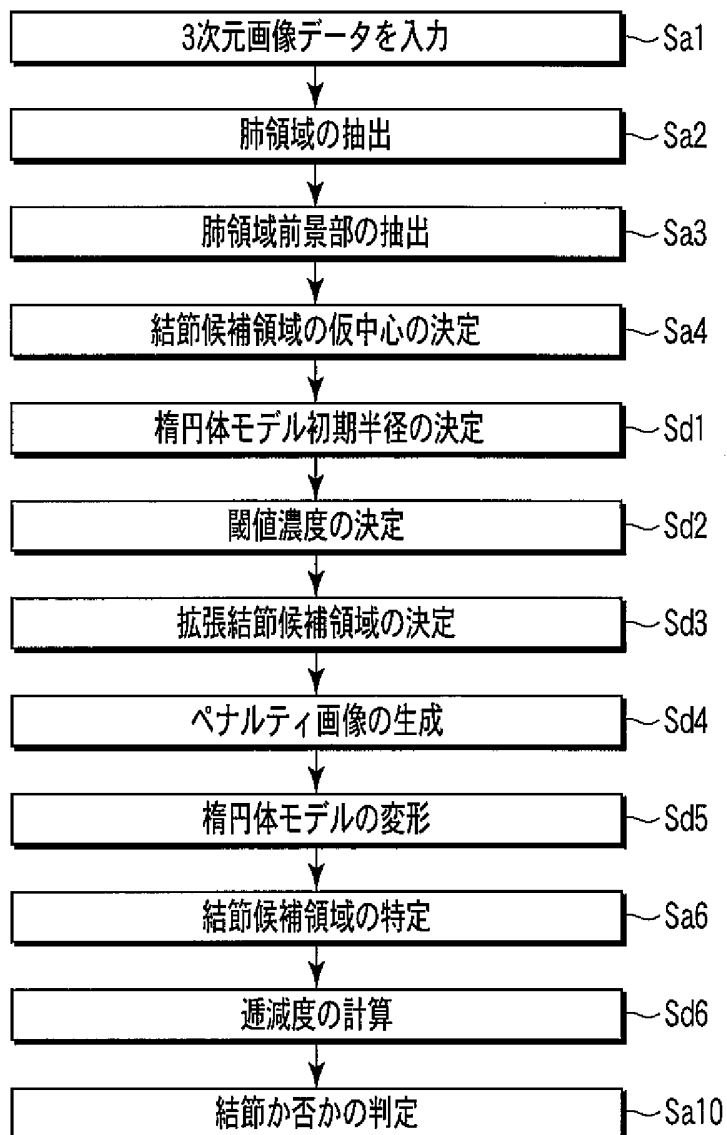


(e)

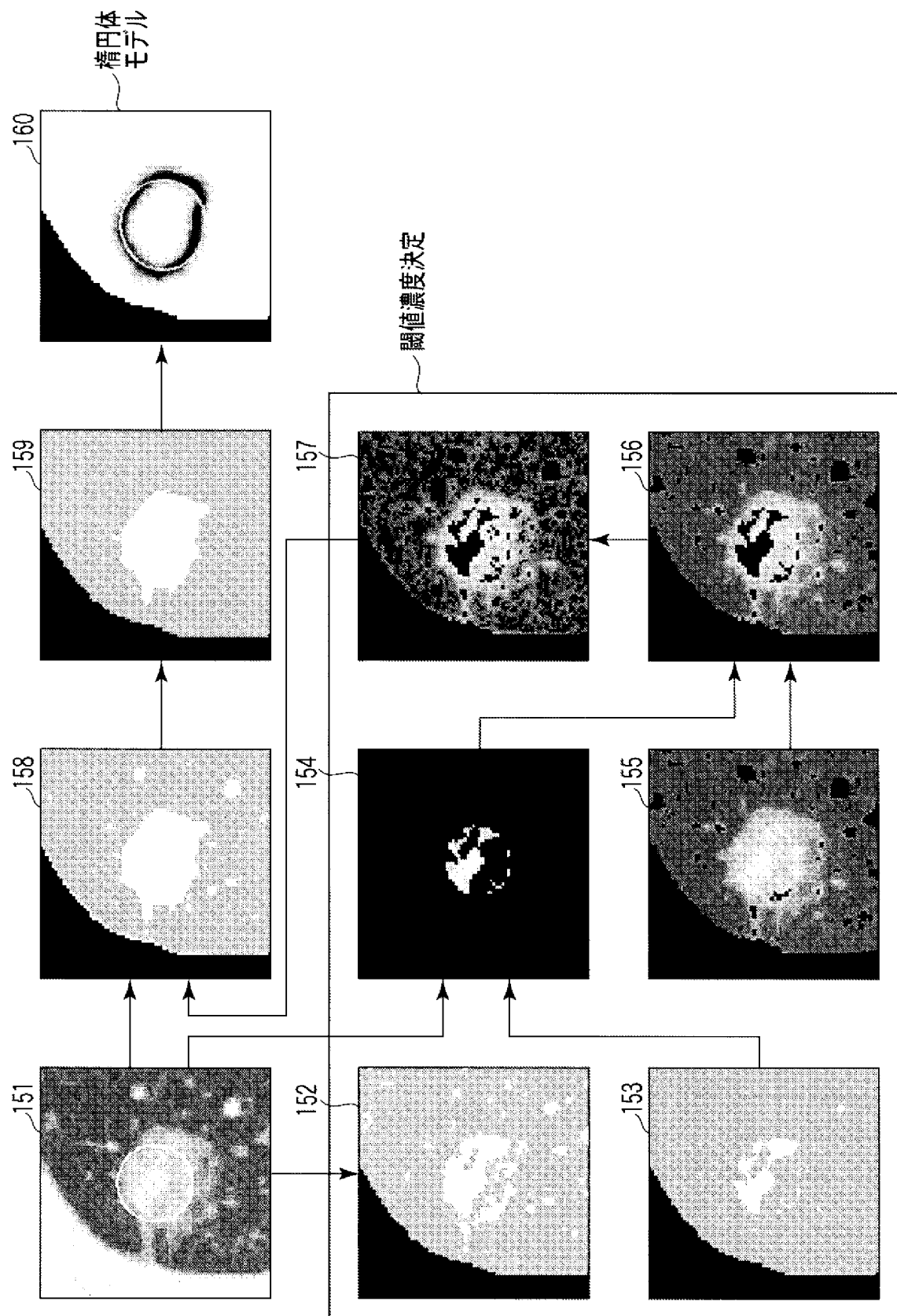
[図20]



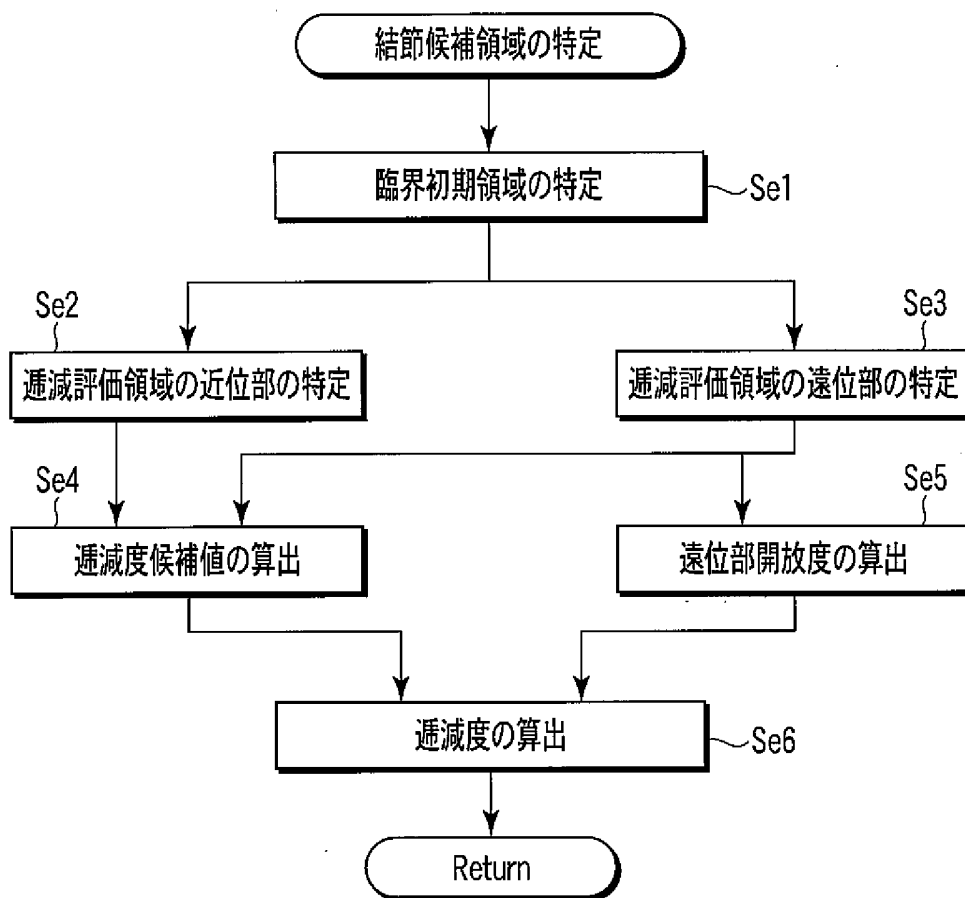
[図21]



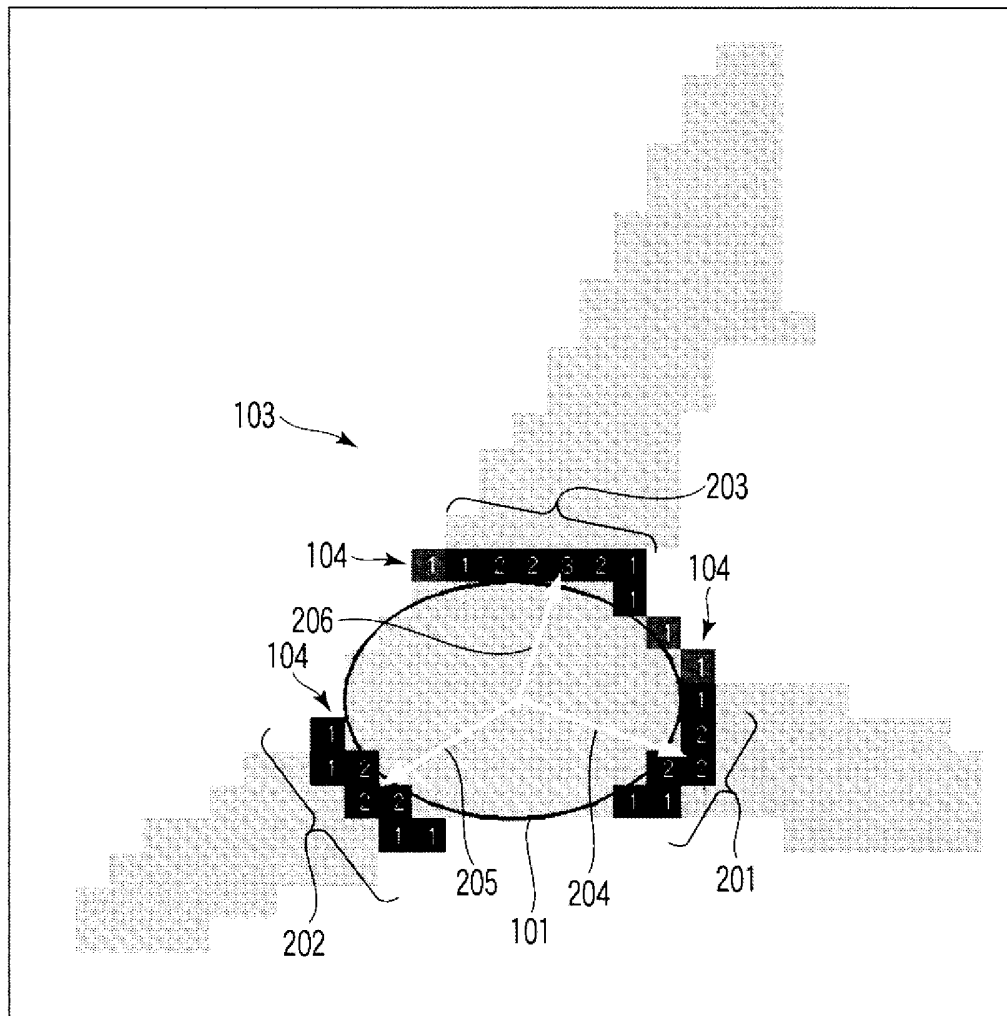
[図22]



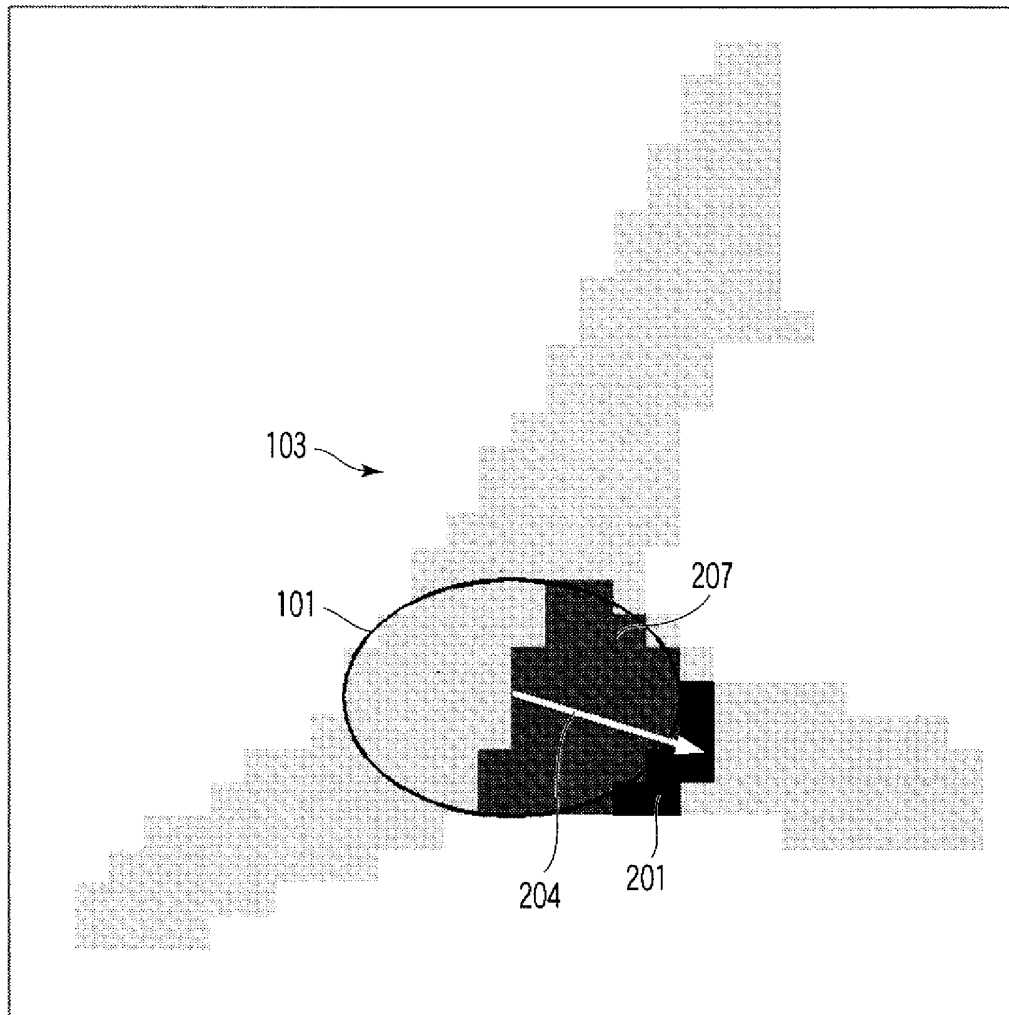
[図23]



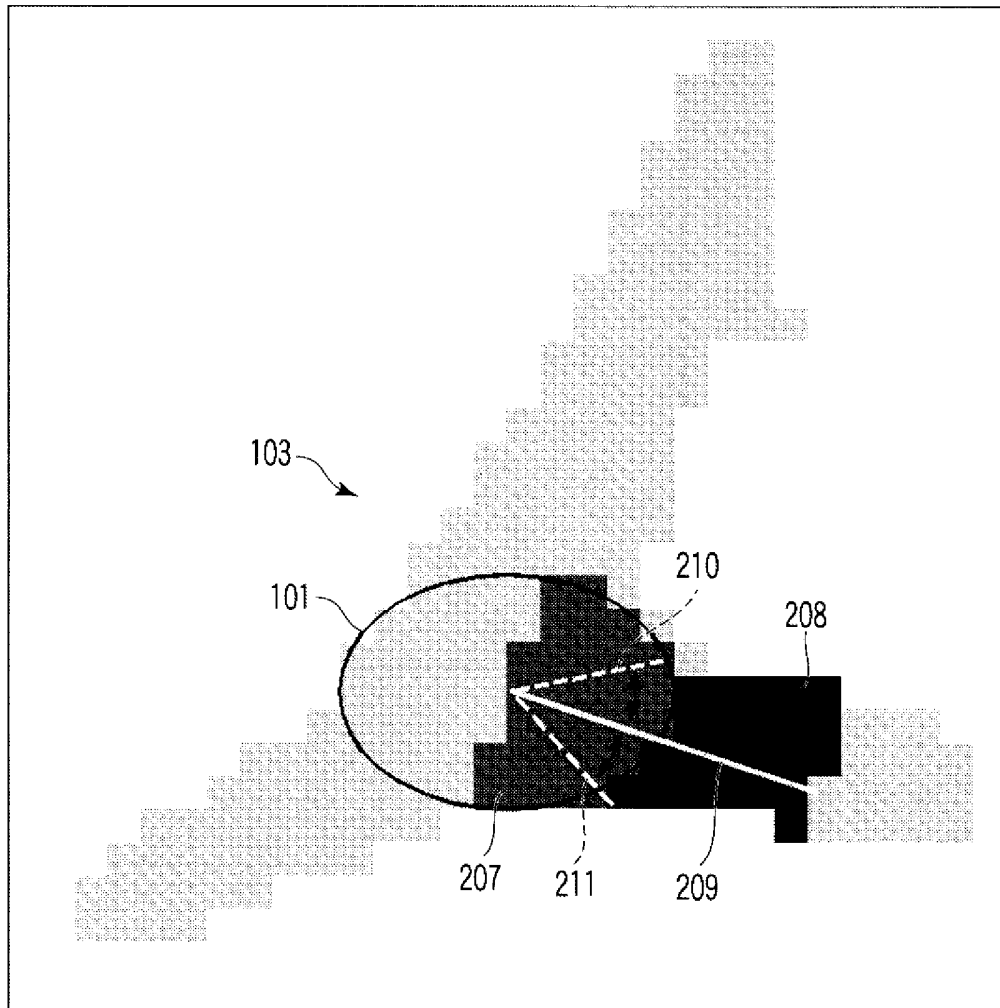
[図24]



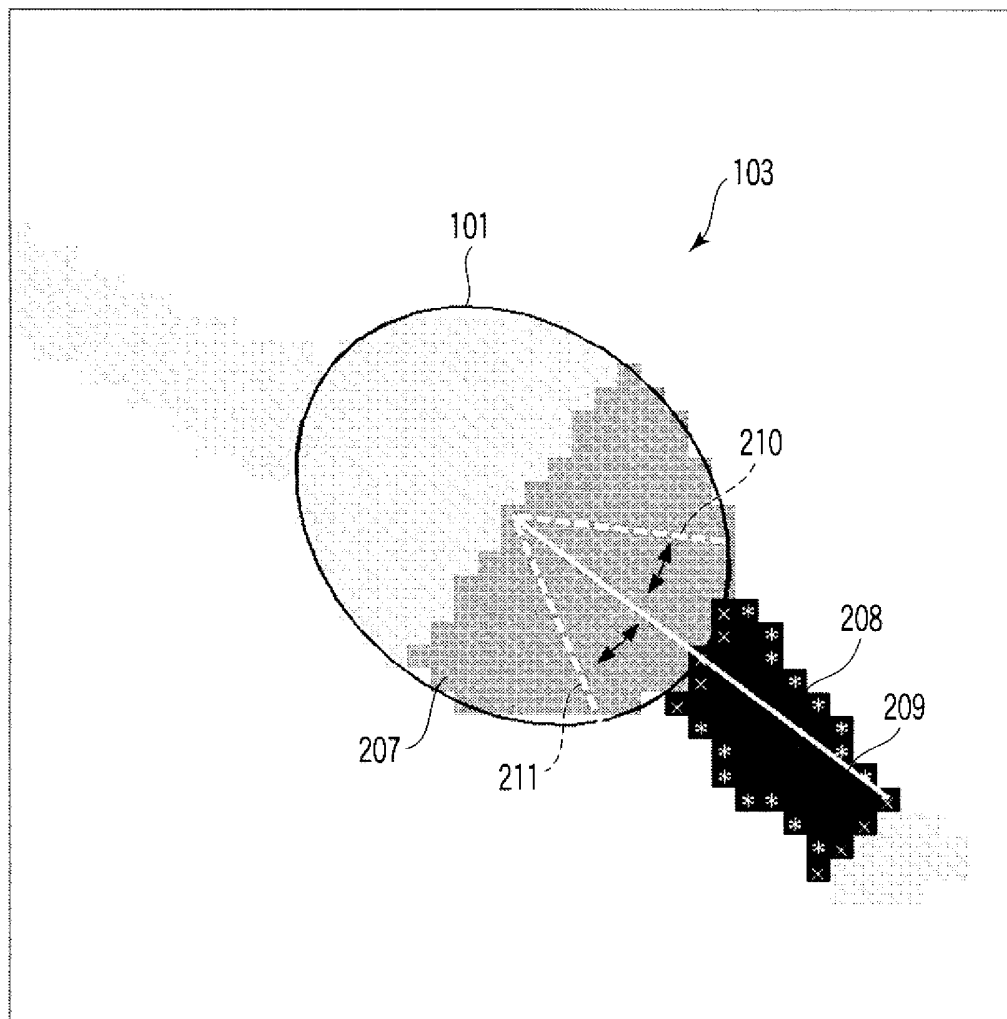
[図25]



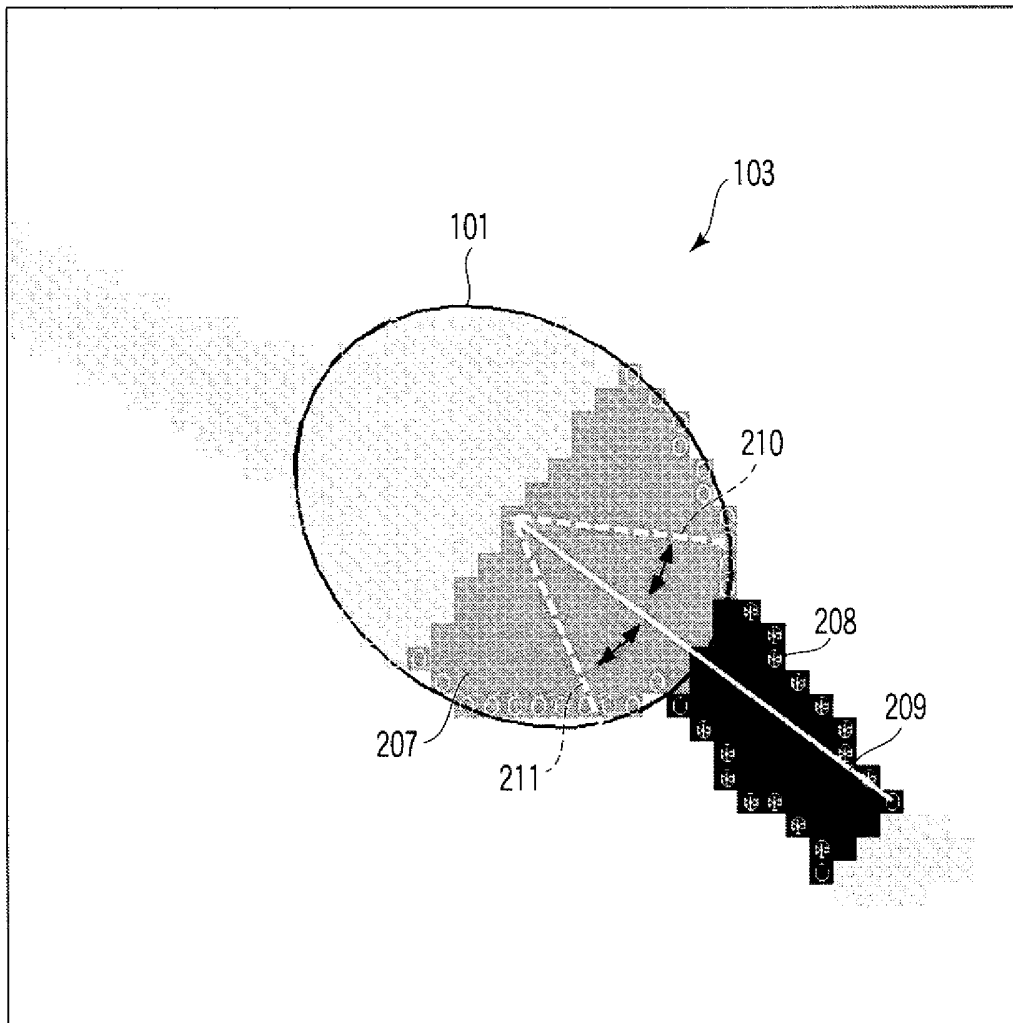
[図26]



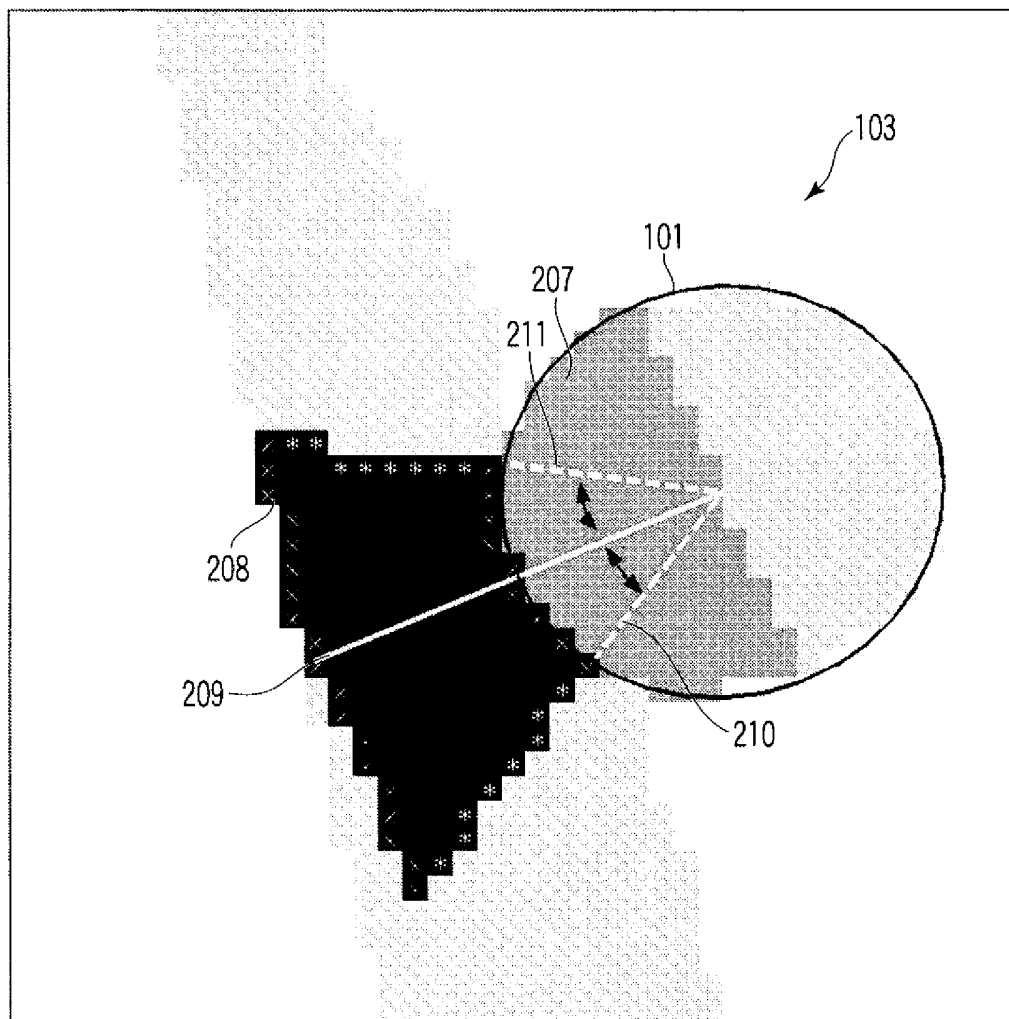
[図27]



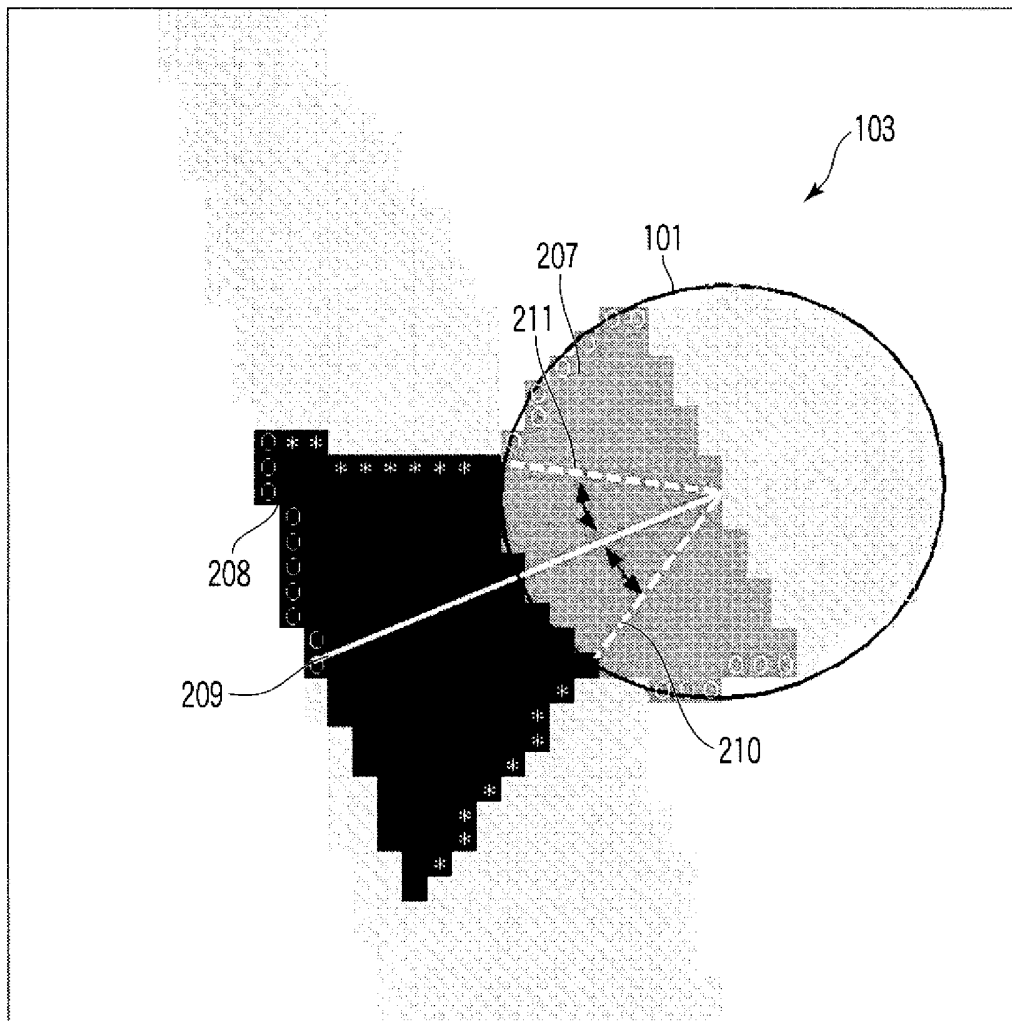
[図28]



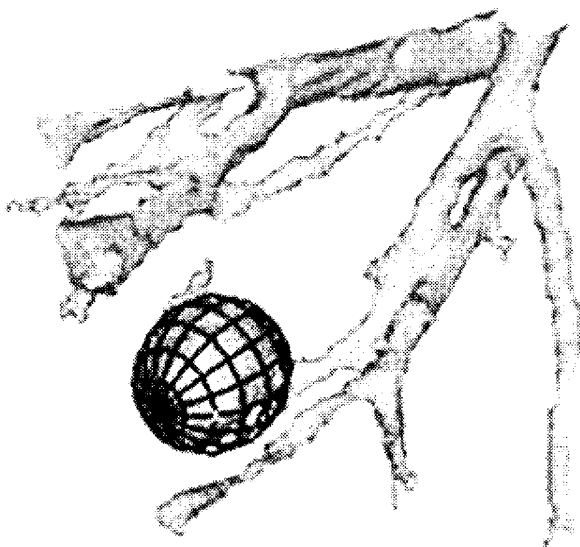
[図29]



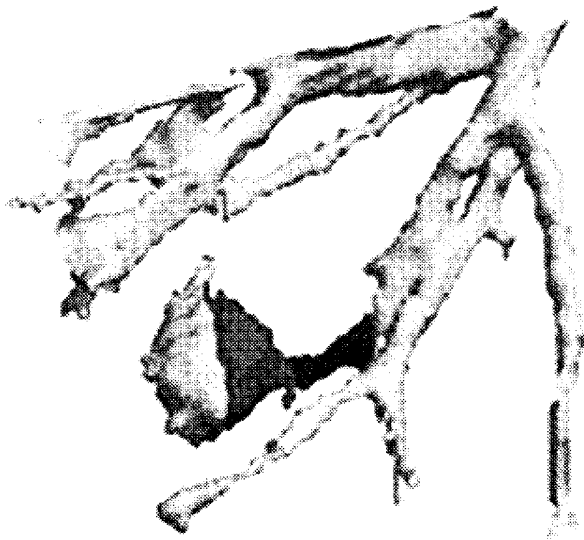
[図30]



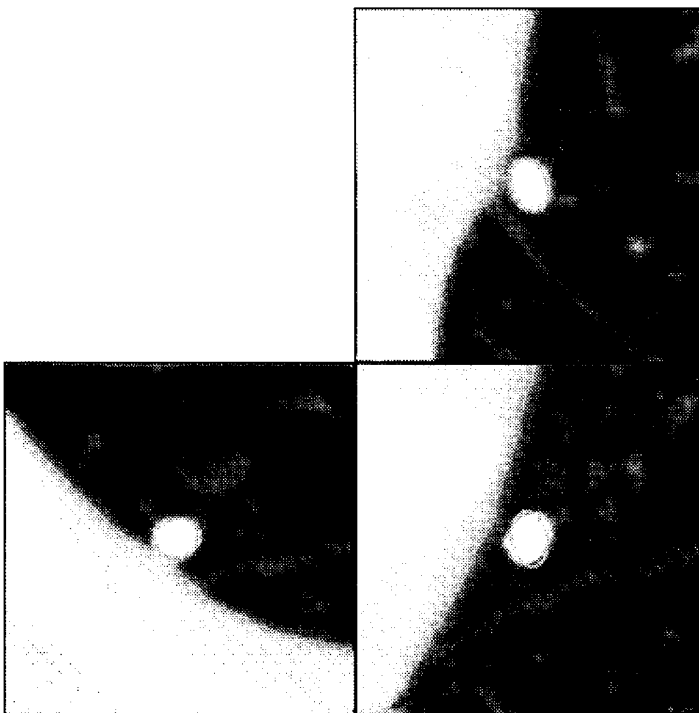
[図31]



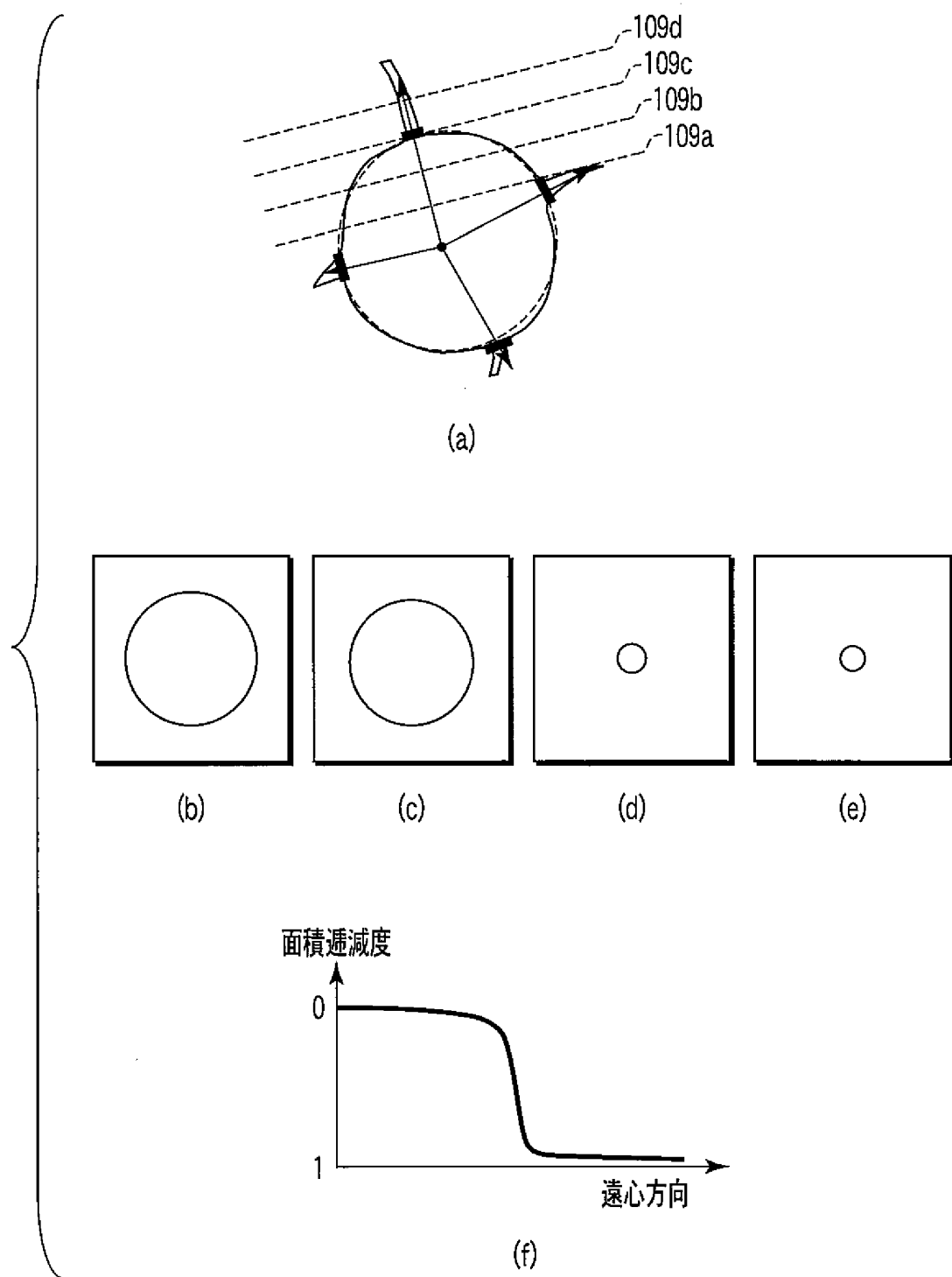
[図32]



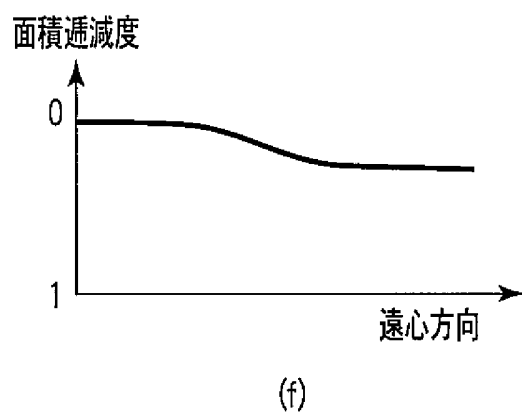
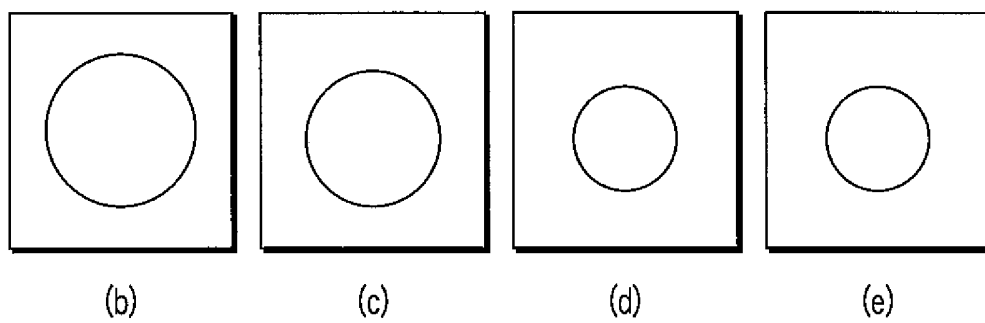
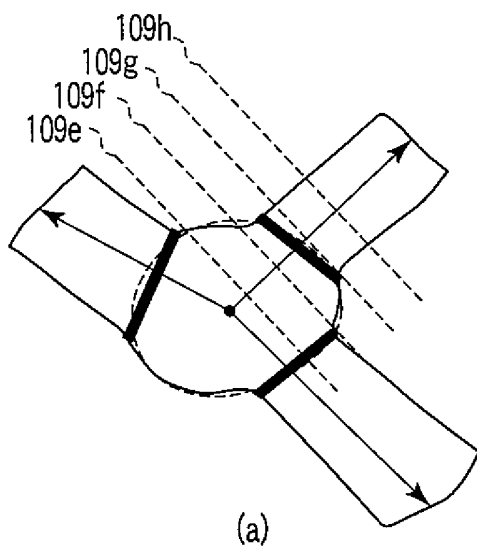
[図33]



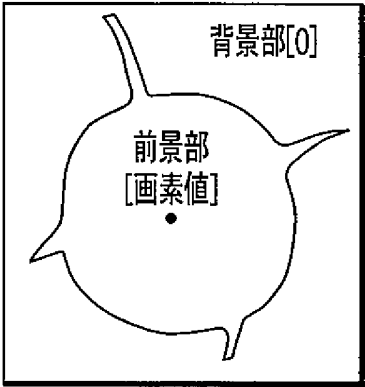
[図34]



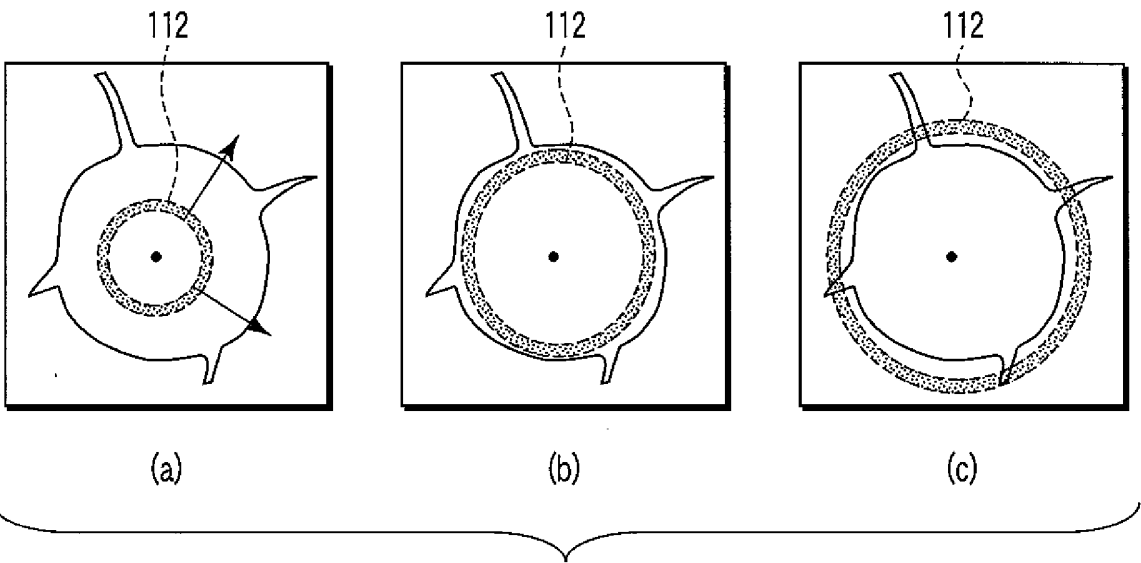
[図35]



[図36]



[図37]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/303597

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/03 (2006.01)

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)

A61B6/03 (2006.01)

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.
A	JP 2002-10062 A (Hitachi Medical Corp.), 11 January, 2002 (11.01.02), (Family: none)	1-30
A	JP 2004-41490 A (Konica Minolta Holdings Kabushiki Kaisha), 12 February, 2004 (12.02.04), (Family: none)	1-30

☐ 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
30 March, 2006 (30.03.06)

Date of mailing of the international search report
11 April, 2006 (11.04.06)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B6/03 (2006. 01)

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. A61B6/03 (2006. 01)

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 0 6 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 0 6 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 0 6 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
A	JP 2 0 0 2 - 1 0 0 6 2 A (株式会社日立メディコ) 2 0 0 2 . 0 1 . 1 1 (ファミリーなし)	1 - 3 0
A	JP 2 0 0 4 - 4 1 4 9 0 A (エコミナルホールディングス株式会社) 2 0 0 4 . 0 2 . 1 2 (ファミリーなし)	1 - 3 0

☐ 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

3 0 . 0 3 . 2 0 0 6

国際調査報告の発送日

1 1 . 0 4 . 2 0 0 6

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)

小田倉 直人

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

2 Q

9 1 6 3