

(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
2014 年 3 月 13 日(13.03.2014)



(10) 国際公開番号
WO 2014/038428 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01) *G06T 1/00* (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/072802
- (22) 国際出願日: 2013 年 8 月 27 日(27.08.2013)
- (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 2012-197462 2012 年 9 月 7 日(07.09.2012) JP
- (71) 出願人: 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: 後藤 良洋(GOTO, Yoshihiro); 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 株式会社日立メディコ内 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, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, 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, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, 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.

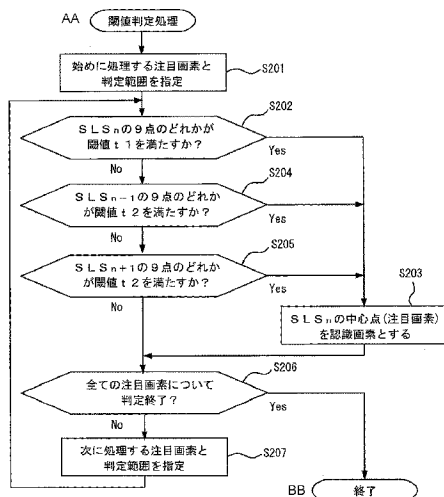
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: IMAGE PROCESSING DEVICE AND IMAGE PROCESSING METHOD

(54) 発明の名称: 画像処理装置及び画像処理方法



- S201 Specify target pixel and evaluation range to process first
S202 Do any of the nine points in SLS_n satisfy threshold t_1 ?
S203 Mark center of SLS_n (target pixel) as recognized pixel
S204 Do any of the nine points in SLS_{n-1} satisfy threshold t_2 ?
S205 Do any of the nine points in SLS_{n+1} satisfy threshold t_2 ?
S206 Evaluation completed for all target pixels?
S207 Specify target pixel and evaluation range to process next
AA Threshold-evaluation process
BB End

(57) Abstract: In order to provide an image processing device and the like whereby, in a process for recognizing specific regions in an image, regions that said image contains a plurality of and that contain gray-level variations can be recognized with high precision via a simple operation, a CPU (101) performs a threshold evaluation in which prescribed threshold conditions are applied to a target pixel (31) in an original 3D image (30) and a plurality of surrounding pixels (an evaluation range (33)) and marks said target pixel as a recognized pixel if the threshold conditions are satisfied. The threshold conditions preferably apply different thresholds to pixels in the same plane as the target pixel (31) and pixels in different planes. By successively moving the target pixel (31) (the evaluation range (33)) and repeating the above-mentioned threshold evaluation, said threshold evaluation is performed on the entire original 3D image (30). This allows automated, high-precision recognition of tissue containing gray-level variations, such as cartilage, without an operator being required to set a start point.

(57) 要約: 画像から特定の領域を認識する処理において、画像内に複数存在し濃度値にゆらぎのある領域を、簡易な操作で精度よく認識することが可能な画像処理装置等を提供するために、CPU101は、3次元原画像30に含まれる注目画素31とその周囲の複数の画素(判定範囲33)に対して所定の閾値条件を適用して閾値判定し、閾値条件を満たす場合に注目画素を認識画素とする。閾値条件は注目画素31と同一平面にある画素と、別の平面にある画素とで異なる閾値を適用することが望ましい。また、注目画素31(判定範囲33)を順次移動して上述の閾値判定を繰り返し実行することにより3次元原画像30全体に対して上述の閾値判定を行うものとする。これにより、操作者が開始点を設定する必要がなく、自動で軟骨のように濃度値にゆらぎがある組織をより精度よく認識することができる。

WO 2014/038428 A1

明 細 書

発明の名称：画像処理装置及び画像処理方法

技術分野

[0001] 本発明は、画像から特定の領域を認識する画像処理装置等に関する。

背景技術

[0002] 従来から、例えばX線CT(Computed Tomography)装置やMRI(Magnetic Resonance Imaging)装置等によって撮影される断層像群から3次元原画像(3次元ボリュームデータ)を生成し、3次元原画像から特定の組織を抽出または除去し、診断に適した画像(以下、診断用画像という)を生成して表示する手法が知られている。診断用画像としては、例えば、3次元ボリュームレンダリング画像やMIP(Maximum Intensity Projection)画像等が作成される。具体的には、頭部の血管走行を観察する場合には、上述の断層像群から頭蓋骨や軟骨等を含む骨領域を除去した骨抜きMIP画像を生成することがある。

[0003] ところで、上述したように特定組織を抽出または除去した診断用画像を生成するために、コンピュータ等を用いて元となる画像から特定の臓器領域を自動抽出する方法が提案されている。その抽出手法としては、例えば、領域拡張法(リージョン Growing 法)等がある。領域拡張法とは、画像上で開始点となる画素を操作者が指定すると、コンピュータがその開始点の画素またはその画素を含む周囲の画素について所定の閾値条件を満たすか否かを判定し、条件を満たす場合に、その画素を抽出領域として拡張していくものである。

[0004] 特許文献1には、領域拡張法により領域抽出を行う際に、わずかな画素連結による過剰抽出を防止する方法が開示されている。この方法では、既抽出領域に連なり、複数の画素からなるセンス領域内のうち、所定の割合の画素が条件を満たしたときにだけ領域を拡張する。また、特許文献2には、骨の内部組織である海綿骨と骨髄等のように分離しにくい組織を区別するための方法が開示されている。具体的には、海綿骨と骨髄を含むMR画像の画素値ヒスト

グラムを求め、これを3つの正規分布曲線(海綿骨、骨髄、両者の中間値)をもってフィッティングすることにより、両者を分離してより正確に海綿骨体積率を算出することが記載されている。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特許4538260号公報

特許文献2：特許4487080号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、上述したような領域拡張法や組織の分離手法を用いても、軟骨のように濃度値のゆらぎ(変動)が大きい組織を画像中から正確に区別して認識してすることは困難であった。また、頭部の画像において、軟骨領域はすべてが連なっているわけではなく点状のため、領域拡張法を用いる場合には、操作者がひとつずつ処理の開始点を指定する必要があった。そのため、操作が非常に煩雑であった。

[0007] 本発明は、以上の問題点に鑑みてなされたものであり、画像から特定の領域を認識する処理において、画像内に複数存在し、濃度値のゆらぎの大きい領域を、簡易な操作で精度よく認識することが可能な画像処理装置及び画像処理方法を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0008] 前述した目的を達成するために、第1の発明は、画像から特定の領域を認識する処理を実行する画像処理装置であって、前記画像に含まれる画素のうち、注目画素と周囲の複数の画素を含む判定範囲に対して所定の閾値条件を適用して閾値判定し、前記判定範囲内のいずれかの画素で前記閾値条件を満たす場合に前記注目画素を認識画素とする閾値判定部と、前記判定範囲を順次移動して前記閾値判定を繰り返し実行する処理実行部と、を備えることを特徴とする画像処理装置である。

[0009] なお、上述の「認識」とは、該当する画素を3次元原画像内の他の画素と区別して保持することである。その具体的方法としては、例えば、(a)元の3次元原画像中に目印となる特定値を直接書き込む。または、(b)3次元原画像とは別のメモリに二値画像として認識画素を記録することである。

[0010] 第2の発明は、コンピュータを用いて、画像から特定の領域を認識する画像処理方法であって、前記画像に含まれる画素のうち、注目画素と周囲の複数の画素を含む判定範囲に対して所定の閾値条件を適用して閾値判定し、前記判定範囲内のいずれかの画素で前記閾値条件を満たす場合に前記注目画素を認識画素とする閾値判定処理を、前記判定範囲を順次移動して繰り返し実行することを特徴とする画像処理方法である。

発明の効果

[0011] 本発明の画像処理装置及び画像処理方法により、画像から特定の領域を認識する処理において、画像内に複数存在し、濃度値のゆらぎの大きい領域を、簡易な操作で精度よく認識することが可能となる。例えば、軟骨領域を除去する画像処理を、より簡易かつ精度よく行えるようになる。

図面の簡単な説明

[0012] [図1]画像処理装置100の全体構成を示す図

[図2]処理対象とする3次元原画像30内の注目画素31と、注目画素31の周囲の画素であって閾値判定対象とする範囲(判定範囲33)の一例を示す図

[図3]本発明に係る画像処理装置100が実行する診断用画像生成処理の流れを説明するフローチャート

[図4]操作画面20の一例

[図5]各処理モードにおける閾値条件の適用の仕方を説明する図であり、(a)は単体モード、(b)は等方的近隣判定モード、(c)は異方的近隣判定モードについて説明する図

[図6]異方的近隣判定モードによる閾値判定処理の流れを説明するフローチャート

[図7]閾値を自動設定する場合に用いる濃度値ヒストグラムについて説明する

図

[図8](a)濃度値ヒストグラムのピーク位置から左側(CT値の低い側)のデータを使った左右対称な分布曲線72について説明する図。(b)元の濃度値ヒストグラムから左右対称な分布曲線を減算した減算後分布曲線73。

[図9]異方的近隣判定モード及び閾値自動設定を用いて閾値判定し、認識画素を除去して生成した頭部の骨抜きMIP画像

[図10]従来の方法(画素単体モード及び閾値手動設定)を用いて骨を除去した頭部のMIP画像

[図11]異方的近隣判定モードにおける別の閾値条件設定例

[図12]異方的近隣判定モードにおいて、注目画素からの距離に応じて異なる閾値条件を設定する例

発明を実施するための形態

[0013] 以下図面に基づいて、本発明の実施の形態を詳細に説明する。

[0014] [第1の実施の形態]

まず、図1を参照して、本発明の画像処理装置100を適用した画像処理システム1の構成について説明する。

[0015] 図1に示すように、画像処理システム1は、表示装置107、入力装置109を有する画像処理装置100と、画像処理装置100にネットワーク110を介して接続される画像データベース111と、医用画像撮影装置112とを備える。

[0016] 画像処理装置100は、画像生成、画像解析等の処理を行うコンピュータである。例えば、病院等に設置される医用画像処理装置を含む。

[0017] 画像処理装置100は、図1に示すように、CPU(Central Processing Unit)101、主メモリ102、記憶装置103、通信インタフェース(通信I/F)104、表示メモリ105、マウス108等の外部機器とのインタフェース(I/F)106を備え、各部はバス113を介して接続されている。

[0018] CPU101は、主メモリ102または記憶装置103等に格納されるプログラムを主メモリ102のRAM上のワークメモリ領域に呼び出して実行し、バス113を介して接続された各部を駆動制御し、画像処理装置100が行う各種処理を実現する。

[0019] また、CPU101は、後述する診断用画像生成処理(図3参照)において、処理対象とする画像から特定の領域を認識する処理を行う。本実施の形態では、処理対象とする画像は、複数の断層像を積み上げてなる3次元原画像とする。領域を認識する処理において、CPU101は、3次元原画像に含まれる画素のうち注目画素の周囲の複数の画素を判定範囲とし、判定範囲の各画素に対して所定の閾値条件を適用して閾値判定する。そして、閾値条件を満たす場合に注目画素を認識画素とする。また、CPU101は、3次元原画像全体を走査して上述の閾値判定を行う。すなわち、判定範囲を順次移動して上述の閾値判定を繰り返し実行することにより、3次元原画像全体に対して閾値判定を行う。

[0020] ここで、閾値判定の対象となる「注目画素の周囲の複数画素(判定範囲)」とは、図2に示すように、3次元原画像30に含まれる注目画素31を中心とするX方向、Y方向、スライス(SLS)方向の所定距離範囲内にある画素である。すなわち、注目画素31の近傍に位置する画素である。本発明では、閾値判定の対象となる注目画素31とその周囲の複数画素を判定範囲33と呼ぶ。例えば、判定範囲33は、注目画素31を中心とするスライス(SLS)方向、左右(X)方向、奥行き(Y)方向の $3 \times 3 \times 3$ の画素群とする。なお、判定範囲33の広さはこれに限定されず、 $5 \times 3 \times 3$ の画素群等のように、更に判定範囲を広げてよい。

[0021] 閾値判定や閾値の設定の仕方についての詳細は後述する。

[0022] 主メモリ102は、ROM(Read Only Memory)、RAM(Random Access Memory)等により構成される。ROMは、コンピュータのブートプログラムやBIOS等のプログラム、データ等を恒久的に保持している。また、RAMは、ROM、記憶装置103等からロードしたプログラム、データ等を一時的に保持するとともに、CPU101が各種処理を行う為に使用するワークメモリ領域を備える。

[0023] 記憶装置103は、HDD(ハードディスクドライブ)や他の記録媒体へのデータの読み書きを行う記憶装置であり、CPU101が実行するプログラム、プログラム実行に必要なデータ、OS(オペレーティングシステム)等が格納される。プログラムに関しては、OSに相当する制御プログラムや、アプリケーションプログラムが格納されている。これらの各プログラムコードは、CPU101により

必要に応じて読み出されて主メモリ102のRAMに移され、各種の実行部として動作する。

[0024] 通信I/F104は、通信制御装置、通信ポート等を有し、画像処理装置100とネットワーク110との通信を媒介する。また通信I/F104は、ネットワーク110を介して、画像データベース111や、他のコンピュータ、或いは、X線CT装置、MRI装置等の医用画像撮影装置112との通信制御を行う。

[0025] I/F106は、周辺機器を接続させるためのポートであり、周辺機器とのデータの送受信を行う。例えば、マウス108やスタイラスペン等のポインティングデバイスをI/F106を介して接続させるようにしてもよい。

[0026] 表示メモリ105は、CPU101から入力される表示データを一時的に蓄積するバッファである。蓄積された表示データは所定のタイミングで表示装置107に出力される。

[0027] 表示装置107は、液晶パネル、CRTモニタ等のディスプレイ装置と、ディスプレイ装置と連携して表示処理を実行するための論理回路で構成され、表示メモリ105を介してCPU101に接続される。表示装置107はCPU101の制御により表示メモリ105に蓄積された表示データを表示する。

[0028] 入力装置109は、例えば、キーボード等の入力装置であり、操作者によって入力される各種の指示や情報をCPU101に出力する。操作者は、表示装置107、入力装置109、及びマウス108等の外部機器を使用して対話的に画像処理装置100を操作する。

[0029] ネットワーク110は、LAN(Local Area Network)、WAN(Wide Area Network)、イントラネット、インターネット等の各種通信網を含み、画像データベース111やサーバ、他の情報機器等と画像処理装置100との通信接続を媒介する。

[0030] 画像データベース111は、医用画像撮影装置112によって撮影された画像データを蓄積して記憶するものである。図1に示す画像処理システム1では、画像データベース111はネットワーク110を介して画像処理装置100に接続される構成であるが、画像処理装置100内の例えば記憶装置103に画像データベース1

11を設けるようにしてもよい。

[0031] 次に、図3～図8を参照して、画像処理装置100の動作について説明する。

[0032] 画像処理装置100のCPU101は、主メモリ102または記憶装置103から図3の診断用画像生成に関するプログラム及びデータを読み出し、このプログラム及びデータに基づいて処理を実行する。

[0033] なお、診断用画像生成処理の実行開始に際して、処理対象とする画像データは画像データベース111等からネットワーク110及び通信I/F104を介して取り込まれ、画像処理装置100の記憶装置103に記憶されているものとする。

[0034] 処理対象とする画像データは、例えば、対象領域を含む複数の断層像を積み上げてなる3次元原画像とする。例えば、図2に示すように複数スライス SLS_n ₋₂、 SLS_{n-1} 、 SLS_n 、 SLS_{n+1} 、・・・の断層像からなる3次元原画像30が処理対象の画像データとして読み込まれるものとする。また、画像データの好適な例として、CT画像またはMR画像等が挙げられる。本実施の形態では、血管の石灰化領域を残しつつ、骨や軟骨を適切に除去したMIP画像(診断用画像)を最終的に生成することを目的とする。そのため、処理対象とする3次元原画像30は頭部の画像としているが、本発明の適用範囲は頭部画像に限定されない。例えば、骨の断面画像について骨の内部組織である海綿骨を骨髓と分けて認識したり、胸部画像について濃度値にゆらぎのある肋骨を認識したりする場合等にも適用可能である。

[0035] CPU101は、読み込んだ画像データのうち、処理対象とする断層像群(3次元原画像)を読み込む(ステップS101)。

[0036] 次に、CPU101は、閾値条件の決定の仕方、閾値判定処理の処理モードの設定を行う(ステップS102)。ステップS102において、CPU101は、例えば図4に示すような操作画面20を表示装置107に表示し、操作者による各種設定、入力操作を受け付ける。

[0037] 図4に示すように、操作画面20には、画像表示エリア21、処理モード選択欄22、閾値決定欄23、演算ボタン24、終了ボタン25等の各種ボタンが設けられる。

- [0038] 画像表示エリア21には、処理対象とする3次元原画像30の全部または一部や、処理結果として生成された診断用画像等が表示される。
- [0039] 処理モード選択欄22は、閾値判定の処理方法(処理モード)を選択する欄であり、単体モード、等方的近隣判定モード、異方的近隣判定モードの各ラジオボタン221、222、223が設けられる。
- [0040] 単体モードとは、注目画素単体について閾値判定を行う処理モードである。従来の一般的な閾値処理と同様に、注目画素だけを対象として所定の閾値で閾値処理するものである。
- [0041] 等方的近隣判定モードとは、注目画素とその周囲の画素とを同一の閾値条件を用いて閾値判定するモードである。
- [0042] 異方的近隣判定モードとは、注目画素を含む平面にある画素と、別の平面にある画素とで異なる閾値条件を用いて閾値判定するモードである。
- [0043] 図5は各モードにおける判定範囲と、適用する閾値条件の違いを説明する図である。
- [0044] 図5(a)に示すように、単体モードでは、注目画素31のみを判定範囲とする。また閾値は各注目画素で同じ閾値 t_1 を用いる。CPU101は注目画素31を閾値 t_1 で判定し、条件を満たす場合に注目画素31を認識画素とする。
- [0045] また、図5(b)に示すように、等方的近隣判定モードでは、注目画素31を中心とする例えば $3 \times 3 \times 3$ の画素範囲を判定範囲33とし、判定範囲33に含まれる各画素を全て閾値 t_1 で判定する。そして、判定範囲33内のいずれかの画素が上述の閾値条件(t_1)を満たす場合に注目画素31を認識画素とする。周囲の画素を判定範囲33に含むことで、軟骨のように濃度値にゆらぎのある組織を抽出しやすくなる。
- [0046] また、図5(c)に示すように、異方的近隣判定モードでは、注目画素31を中心とする例えば $3 \times 3 \times 3$ の画素範囲を判定範囲33とし、注目画素31を含む平面(スライス SLS_n)には閾値 t_1 を適用し、別の平面(スライス SLS_{n-1} 、 SLS_{n+1})には異なる閾値 t_2 を適用して、閾値判定する。そして、いずれかの画素において上述の閾値条件を満たす場合に注目画素31を認識画素とする。周囲の画素を判

定範囲に含み、かつ注目画素を含む平面と別の平面とで異なる閾値を設定することで、閾値条件を広くとることができ、濃度値にゆらぎのある組織を更に抽出しやすくなる。これにより、更に軟骨を正確に認識できるようになる。

[0047] 図4の説明に戻る。

[0048] 操作画面20の閾値決定欄23には、閾値を自動設定する場合に操作される閾値自動設定ラジオボタン231、閾値を手動設定する場合に操作される閾値手動設定ラジオボタン232、閾値を手動設定する際に閾値を変更するためのスライダ233が設けられる。スライダ233はマウスポインタ28により移動させられる。閾値の設定については後述する。

[0049] 演算ボタン24は、閾値判定処理を開始する際に操作されるボタンである。演算ボタン24が押下されると、CPU101は、処理モード選択欄22で設定された処理モード及び閾値決定欄23で決定された閾値条件にて、閾値判定処理を開始する。

[0050] 終了ボタン25は、操作画面20を閉じ、診断用画像生成処理を終了する際に操作されるボタンである。

[0051] 操作画面20において、閾値の決定方法及び処理モードが選択される(図23のステップS102)と、CPU101は処理モードに応じた判定範囲33を設定する。そして、CPU101は、選択された閾値決定方法及び処理モードに応じた閾値判定処理を実行する(ステップS103)。閾値判定処理の詳細については、後述する。

[0052] CPU101は、ステップS103の閾値判定処理により認識した画素を除去または抽出し、診断用画像を生成する(ステップS104)。診断用画像は、例えば、血管観察用であれば、3次元原画像から骨を除去したMIP画像や3次元ボリュームレンダリング画像等が一般的である。CPU101は、生成した診断用画像を記憶部103に保存するとともに表示装置107に表示し(ステップS105)、処理を終了する。

[0053] 次に、図6を参照して、ステップS103の閾値判定処理について説明する。

[0054] 閾値判定処理は、上述したように、単体モード、等方的近隣判定モード、

及び異方的近隣判定モードの3つのモードのうちいずれかを用いて行われる。

[0055] 本実施の形態では、頭部の血管の画像を描画するために骨や軟骨を除去した診断用画像(MIP画像)を生成するための最も好適な設定例として、異方的近隣判定モードが選択され、閾値は自動設定されることが望ましい。

[0056] 図6は、異方的近隣判定モードによる閾値判定処理の流れを説明するフローチャートである。また閾値判定に用いる第1の閾値 t_1 、第2の閾値 t_2 は、予め手動設定されるか、自動算出されているものとする。閾値自動設定の方法については後述する。

[0057] 図6に示すように、まずCPU101は、初めに処理する注目画素31と判定範囲33を指定する(ステップS201)。初めに処理する注目画素31等は、領域拡張法等で行われるように操作者が指定するものでなく、CPU101が決定する。例えば、CPU101は、3次元原画像30の端点から判定範囲33を順に移しながら走査し、最終的に3次元原画像30全体を閾値判定する。以下の説明では、一例として、注目画素31を中心としてスライスSLS方向、Y方向、X方向に1点ずつ広げた画素群($3 \times 3 \times 3 = 27$ 画素)を判定範囲33とする。

[0058] 異方的近隣判定モードにおいて、CPU101は、まず、注目画素31を含むスライス SLS_n の画素9点のどれかが、第1の閾値 t_1 を満たすか否かを判定する(ステップS202)。注目画素31を含むスライス SLS_n の画素9点のうち、いずれかの画素が第1の閾値 t_1 を満たす場合は(ステップS202 ; Yes)、スライス SLS_n の中心点、すなわち注目画素31を認識画素とする(ステップS203)。注目画素31を含む平面(スライス SLS_n)の画素9点のうち、いずれの画素も第1の閾値 t_1 を満たさない場合は(ステップS202 ; No)、別の平面(スライス SLS_{n-1})の画素9点のうち、いずれかの画素が第2の閾値 t_2 を満たすか否かを判定する(ステップS204)。

[0059] スライス SLS_{n-1} の画素9点のうち、いずれかの画素が第2の閾値 t_2 を満たす場合は(ステップS204 ; Yes)、スライス SLS_n の中心点、すなわち注目画素31を認識画素とする(ステップS203)。スライス SLS_{n-1} の画素9点のうち、いずれの画素も第2の閾値 t_2 を満たさない場合は(ステップS204 ; No)、別の平面(スライス SLS_{n+1})の画素9点のうち、いずれかの画素が第2の閾値 t_2 を満たすか否かを判定

する(ステップS205)。スライス SLS_{n+1} の画素9点のうち、いずれかの画素が第2の閾値 t_2 を満たす場合は(ステップS205 ; Yes)、スライス SLS_n の中心点、すなわち注目画素31を認識画素とする(ステップS203)。スライス SLS_{n+1} の画素9点のうち、いずれかの画素も第2の閾値 t_2 を満たさない場合は(ステップS205 ; No)、注目画素31を認識画素としないで、次の判定範囲33の処理に移る。

[0060] すなわち、CPU101は、3次元原画像30のすべての画素について閾値判定が終了したか否かを判定し(ステップS206)、終了していない場合は(ステップS206 ; No)、判定範囲30を1画素分または所定画素数分隣に移動する(ステップS207)。

[0061] CPU101は、次の判定範囲33を対象に、第1の閾値 t_1 、第2の閾値 t_2 による閾値判定を繰り返し行う(ステップS2012～ステップS205)。すなわち、次の判定範囲33のうち、その中心画素(注目画素31)を含む平面に対して第1の閾値 t_1 を適用し、別の平面に対して第2の閾値 t_2 を適用し、いずれかの画素が閾値条件を満たす場合に、注目画素31を認識画素とする。

[0062] 3次元原画像30のすべての画素について閾値判定が終了すると(ステップS206 ; Yes)、閾値判定処理を終了する。

[0063] なお、上述の処理において、認識画素を保持する方法としては例えば、以下の(a)、(b)に示すような方法があり、どの方法を用いてもよい。

(a)3次元原画像中に目印となる特定値を直接書き込む。

(b)3次元原画像とは別のメモリに二値画像として記録する。

[0064] また、診断用画像(MIP画像等)を演算中に、診断用画像の生成に用いる画素について上述の閾値判定処理を実行して各画素を認識または非認識するようにしてもよい。この場合は、診断用画像の生成において不要な画素については閾値判定処理を行わないものとしてもよい。

[0065] 以上説明した閾値判定処理は、異方的近隣判定モードの場合であるが、等方的近隣判定モードの場合は、判定範囲33(例えば、注目画素を中心とする $3 \times 3 \times 3$ の画素)内のすべての画素に対して同一の閾値 t_1 を適用し、いずれかの画素が閾値 t_1 を満たす場合に、注目画素31を認識画素とする。この閾値判定

を、判定範囲33を移動させながら画像全体にわたって繰り返し実行する。

[0066] 次に、閾値を自動設定する方法について、図7、図8を参照して説明する。

図7(a)は、頭部のCT画像の濃度値(CT値)のヒストグラム60を模式的に示す図であり、図7(b)は、胸部のCT画像の濃度値(CT値)のヒストグラム63を模式的に示す図である。

[0067] 図7(a)に示すように、頭部の濃度値ヒストグラム60には、頭部軟部組織を示すピーク61と、頭蓋骨や軟骨に対応する小さなピーク62が現れるという特徴がある。CPU101は、この頭蓋骨や軟骨に対応する小さなピーク62の位置情報(CT値範囲)を基に骨領域の閾値を自動的に決定することができる。

[0068] 一方、図7(b)に示すように、胸部の濃度値ヒストグラム63には、胸部や頸部の軟部組織を示すピーク64は現れるが、肋骨や軟骨のCT値(図7(b)の破線部65)を示すはっきりとしたピークが現れない。このように、区別したい部位(肋骨や軟骨)の特徴が現れない場合は、図8に示す方法で閾値 t_1 (閾値 t_2)を決定する。

[0069] すなわち、CPU101は、まず、図8(a)に示すようにCT画像のヒストグラム7を求める。求めたヒストグラム7のピーク(頂点70)とピーク位置(頂点70)におけるCT値を求める。このヒストグラム7の分布曲線のうち、頂点70よりCT値が低い分布曲線を71a、頂点70よりCT値が高い分布曲線を71bと呼ぶ。

[0070] なお、図8(a)は、分布のピークが一つの例であるが、ピークが複数現れる場合もある。この場合は、例えば、骨の閾値を求める場合はピーク位置のCT値が最も高いピークを使うことができる。

[0071] 次に、CPU101は、頂点70を境界位置として、CT値が低い側の分布曲線71aに对称な分布曲線72を、CT値が高い側に求め、対称分布曲線71a、72とする。そして、元のヒストグラム7の分布曲線71a、71bから、対称分布曲線71a、72を減算し、減算後の分布曲線73を求める。図8(b)に減算後分布曲線73の例を示す。

図8に示す分布曲線の横軸はCT値、縦軸は頻度の差分値である。

CPU101は、減算後分布曲線73に基づいて閾値を算出する。

[0072] 例えば、図8(b)に示す減算後分布曲線73の頂点位置CT1と頂点位置CT1における差分値A1を求め、差分値がA1/NとなるCT値のうち値が大きい方のCT値(CT2)を、第1の閾値t1と設定する。ここで、Nは所定の定数である。また、閾値t1は、減算後分布曲線73の期待値expCTを使って、 $f(\text{expCT})$ として求めてもよい。なお、 $f()$ は任意の関数を示し、期待値expCTは、例えば次式を用いて算出すればよい。

[0073] [数1]

$$\text{expCT} = \frac{\sum_i F_i \cdot CT_i}{\sum_i F_i} \quad \dots (1)$$

[0074] ここで、 i はCT値の階級を表すインデックス、 CT_i はインデックス i に対応するCT値(図8(b)の横軸の各値)、 F_i はインデックス i に対応する頻度(図8(b)の縦軸の各値)である。

[0075] また、第2の閾値t2は、以下の式(2)のように求めればよい。

$$t2 = t1 - B \quad \dots (2)$$

ここで、Bは、軟骨の濃度値の変動幅(30~50程度)に含まれる値とすればよい。

[0077] 図9は、図8の方法で自動決定した閾値と、異方的近隣判定モードで閾値判定処理により骨を除去したMIP画像を示す。閾値t2と閾値t1との差は50とした($t2 = t1 - 50$)。

[0078] 比較例として、単体モード、閾値手動設定により閾値判定処理を行った場合に得た骨除去後MIP画像を図10に示す。

[0079] 図9に示す画像は、図10に示す画像と比較して、特に画像中央部の鼻の周囲の軟骨が除去され、血管走行が観察しやすくなっている。また、血管の石灰化領域(画像の濃度値が高い(白い)部分)は残されている。

[0080] なお、閾値を手動設定する場合は、操作者は、図4に示す操作画面20の閾値決定欄23で閾値手動設定ラジオボタン232を選択し、閾値設定用のスライダ233を操作して、閾値を適宜設定する。

- [0081] 以上説明したように、本発明に係る画像処理装置100によれば、CPU101は、複数の断層像を積み上げてなる3次元原画像30に含まれる注目画素31の周囲の複数の画素(判定範囲33)に対して所定の閾値条件を適用して閾値判定し、閾値条件を満たす場合に注目画素を認識画素とする。また、CPU101は、従来の領域拡張法のように操作者が指定した開始点から領域を拡張するのではなく、注目画素を順次別の画素に移動して上述の閾値判定を繰り返し実行することにより、3次元原画像30全体に対して閾値判定を行うものとする。
- [0082] これにより、軟骨のように、濃度値にゆらぎ(変動幅)がある組織をより精度よく認識することができる。更に、画像全体を走査して閾値判定処理を行うため、開始点の指定操作が不要となる。従来の領域拡張法を用いる場合は、点在する領域を抽出(認識)する際には、それぞれの領域に操作者が開始点を指定する必要があったが、本発明を適用すれば、開始点の指定操作は不要となり操作が簡単である。
- [0083] また、閾値判定処理では、判定範囲33のうち、注目画素31と同一平面にある画素と、別の平面にある画素とで異なる閾値を適用し、判定範囲33内のいずれかの画素で閾値条件を満たすと判定した場合に、注目画素31を認識画素とする(異方的近隣判定モード)。これにより、閾値条件を広くとることができ、特に、頭部の軟骨や骨の内部組織、肋骨等のように、濃度値にゆらぎのある組織を精度よく認識できるようになる。
- [0084] また、閾値判定処理では、注目画素と周囲の複数の画素(判定範囲33内の各画素)に対し、同一の閾値を適用し、いずれかの画素で閾値条件を満たすと判定した場合に、注目画素31を認識画素とするようにしてもよい(等方的近隣判定モード)。これにより、注目画素31自体が閾値条件を満たしていなくても、近傍の画素が閾値条件を満たしていれば注目画素を認識画素と判定できるため、濃度値にゆらぎのある組織の認識に好適である。
- [0085] また、閾値条件は、3次元原画像30の濃度値のヒストグラムに基づいて算出されることが望ましい。これにより、元となる画像の濃度値分布の特徴に適合した閾値を設定することができるため、より精度のよい結果を得ることが

できる。

[0086] また、閾値条件を算出する際は、3次元原画像30の濃度値のヒストグラム(71a、71b)のピーク位置(頂点70)を求め、ピーク位置(頂点70)より濃度値の低い部分のデータ(分布曲線71a)を使用してピーク位置を頂点として左右対称な形状の分布曲線72を求め、元のヒストグラムの分布曲線71a、71bから左右対称な形状の分布曲線71a、72を減算することにより減算後分布曲線73を求め、減算後分布曲線73の特徴に基づいて閾値条件を求めるようにしてもよい。

[0087] これにより、例えば胸部画像のように、認識したい組織を示す特徴的な分布形状を持たないヒストグラムからでも好適な閾値を自動設定できる。

[0088] また、閾値条件を操作者に設定させるために、例えば操作画面20に閾値を変更するスライダ233等のGUI(Graphical User Interface)を更に備えるようにすることが望ましい。

[0089] また、操作画面20には、閾値判定の処理モードとして、注目画素単体について閾値判定を行う「単体モード」か、注目画素と周囲の画素とを同一の閾値条件を用いて閾値判定する「等方的近隣判定モード」か、注目画素を含む平面と別の平面とで異なる閾値条件を用いて閾値判定する「異方的近隣判定モード」か、を選択する処理モード選択欄22を設けることが望ましい。これにより、容易に処理モードを切り替えて閾値判定処理を実行することができる。

[0090] また、操作画面20には、閾値条件を操作者に手動設定させるか、或いは自動設定するかを選択する閾値決定欄23を設けることが望ましい。これにより、容易に閾値の設定方法を切り替えて閾値判定処理を実行することができる。

[0091] また、上述の閾値判定処理により認識された認識画素を3次元原画像30から除去または抽出して、3次元画像またはMIP画像等の診断用画像を生成することが望ましい。これにより、診断用画像の生成のために本発明を利用できる。例えば、血管走行観察用には、頭蓋骨や軟骨を適切に除去した好適なMIP画像を生成できるようになる。

[0092] なお、上述の第1の実施の形態では、処理モードとして異方的近隣判定モードを設定し、閾値は自動設定とする例について説明したが、この組み合わせに限定されるものではない。例えば、異方的近隣判定モードで閾値は手動設定としてもよい。また、等方的近隣判定モードで閾値を自動設定としてもよいし、等方的近隣判定モードで閾値は手動設定としてもよい。

[0093] また、上述の説明では、異方的近隣判定モードでは、スライス方向に異なる閾値を適用する例を示したが、これに限定されない。例えば、図11に示すように、X方向に異なる閾値(第1の閾値 t_1 、第2の閾値 t_2)を適用するようにしてもよい。すなわち、注目画素を含むY-SLS平面($X=X$ の面)には閾値 t_1 を適用し、その隣のY-SLS平面($X=X-1$ の面及び $X=X+1$ の面)には閾値 t_2 を適用するようにしてもよい。同様に、Y方向に異なる閾値を適用するようにしてもよい。

[0094] また、上述の説明では、閾値判定により領域を認識(抽出/除去)した後に診断用画像(MIP画像)を生成すると説明したが、閾値判定のタイミングと診断用画像生成のタイミングとの時間的前後関係は必ずしもこの順番に限定されない。診断用画像の演算を行うと同時に上述の閾値判定処理を行いつつ、認識画素を活用/無視して診断用画像を生成するようにしてもよい。

[0095] [第2の実施の形態]

次に、図12を参照して、第2の実施の形態について説明する。

第2の実施の形態に係る画像処理装置100では、異方的近隣判定モードで判定範囲を広くとる場合に、注目画素からの距離に応じて異なる閾値条件を設定する。

[0096] なお、第2の実施の形態の画像処理装置100のハードウェア構成は、第1の実施の形態と同様であるため、重複する説明を省略し、同一の各部は同一の符号を付して説明する。

[0097] すなわち、第2の実施の形態では、閾値判定処理において、CPU101は、図12に示す判定範囲33aのように、注目画素の周囲に比較的広い判定範囲を設定する。そして、注目画素を含む平面 SLS_n には第1の閾値 t_1 を適用し、1画素隣の平

面 SLS_{n-1} 、 SLS_{n+1} には第2の閾値 t_2 を適用し、2画素隣の平面 SLS_{n-2} 、 SLS_{n+2} には第3の閾値 t_3 を適用する。そして、CPU101は、判定範囲33a内のいずれかの画素で閾値条件を満たすと判定した場合に、注目画素を認識画素とする。

[0098] 閾値を自動設定する場合は、第1の実施の形態と同様に、3次元原画像30の濃度値ヒストグラムに基づいて認識しようとする組織のCT値範囲を決定し、閾値 t_1 を設定する。また、別の閾値 t_2 は、上述の式(2) ($t_2 = t_1 - B$)を用いて算出し、閾値 t_3 は、以下の式(3)を用いて算出すればよい。

[0099]
$$t_3 = t_1 - C \quad \dots (3)$$

ここで、 C は、 B とは異なる値とする。例えば、軟骨を認識するためには、軟骨の濃度値の変動幅(30~50程度)の範囲内の数値とする。

[0100] 以上説明したように、第2の実施の形態の画像処理装置100は、異方的近隣判定モードにおいて、注目画素からの距離に応じて異なる閾値条件を設定し、判定範囲33aのいずれかの画素で閾値条件を満たす場合には、注目画素を認識画素とする。

[0101] これにより、濃度値の変動幅が大きく、また分布が複雑な組織を更に精度よく認識できるようになる。

[0102] なお、図12の例では、3つの閾値 t_1 、 t_2 、 t_3 を設定するものとしたが、判定範囲をより広くとる場合には、閾値条件を更に多く設定し、注目画素からの距離に応じて徐々に閾値条件を変更するようにすればよい。また閾値の適用範囲も1画素ずつに限定されず、ある程度の幅(画素数)毎に異なる閾値を適用するようにしてもよい。

[0103] 以上、添付図面を参照しながら、本発明に係る画像処理装置の好適な実施形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例又は修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

符号の説明

[0104] 1 画像処理システム、100 画像処理装置、101 CPU、102 主メモリ、10

3 記憶装置、104 通信I/F、105 表示メモリ、106 I/F、107 表示装置、
108 マウス、109 入力装置、110 ネットワーク、111 画像データベース
、112 医用画像撮影装置、113 バス、20 操作画面、21 画像表示領域、2
2 処理モード選択欄、23 閾値決定欄、30 3次元原画像、31 注目画素、3
3、33a 判定範囲(注目画素の周囲の画素)、7 濃度値ヒストグラム、70 濃
度値ヒストグラムの頂点、71a、71b 分布曲線、72 対称分布曲線、73 減
算後分布曲線、t1、t2、t3 閾値

請求の範囲

- [請求項1] 画像から特定の領域を認識する処理を実行する画像処理装置であって、
- 前記画像に含まれる画素のうち、注目画素と周囲の複数の画素を含む判定範囲に対して所定の閾値条件を適用して閾値判定し、前記判定範囲内のいずれかの画素で前記閾値条件を満たす場合に前記注目画素を認識画素とする閾値判定部と、
- 前記判定範囲を順次移動して前記閾値判定を繰り返し実行する処理実行部と、
- を備えることを特徴とする画像処理装置。
- [請求項2] 前記閾値判定部は、前記注目画素と同一平面にある画素と、別の平面にある画素とで異なる閾値条件を適用し、前記判定範囲内のいずれかの画素で前記閾値条件を満たすと判定した場合に、前記注目画素を前記認識画素とすることを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。
- [請求項3] 前記閾値条件として、前記注目画素からの距離に応じて異なる閾値を設定することを特徴とする請求項2に記載の画像処理装置。
- [請求項4] 前記閾値判定部は、前記判定範囲内のすべての画素に対し、同一の閾値条件を適用し、いずれかの画素で前記閾値条件を満たすと判定した場合に、前記注目画素を前記認識画素とすることを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。
- [請求項5] 前記画像の濃度値分布のヒストグラムに基づいて前記閾値条件を算出する閾値自動算出部を更に備え、
- 前記閾値判定部は、前記閾値自動算出部により算出された閾値条件を適用して前記閾値判定を行うことを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。
- [請求項6] 前記閾値自動算出部は、
- 前記画像の濃度値のヒストグラムの最大のピーク位置を求め、前記

ピーク位置より濃度値の低い部分のデータを使用して前記ピーク位置を頂点として左右対称な形状の分布曲線を求め、前記ヒストグラムの分布曲線から前記左右対称な形状の分布曲線を減算することにより減算後分布曲線を求め、減算後分布曲線の特徴に基づいて前記閾値条件を求めることを特徴とする請求項5に記載の画像処理装置。

[請求項7] 前記閾値条件を操作者に設定させるための閾値手動設定部を更に備え、

前記閾値判定部は、前記閾値手動設定部により設定された閾値条件を適用して前記閾値判定を行うことを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

[請求項8] 前記閾値判定における処理モードとして、前記注目画素単体について閾値判定を行うか、前記判定範囲に含まれる全ての画素を同一の閾値条件を用いて閾値判定するか、前記注目画素と同一平面にある画素と、別の平面にある画素とで異なる閾値条件を用いて閾値判定するか、を選択する処理モード選択部を更に備えることを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

[請求項9] 前記閾値条件を操作者に手動設定させるか、或いは前記閾値条件を前記画像の濃度値分布のヒストグラムに基づいて算出するかを選択する閾値設定方法選択部を更に備え、

前記閾値判定部は、前記閾値設定方法選択部により選択された方法で前記閾値条件を設定することを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

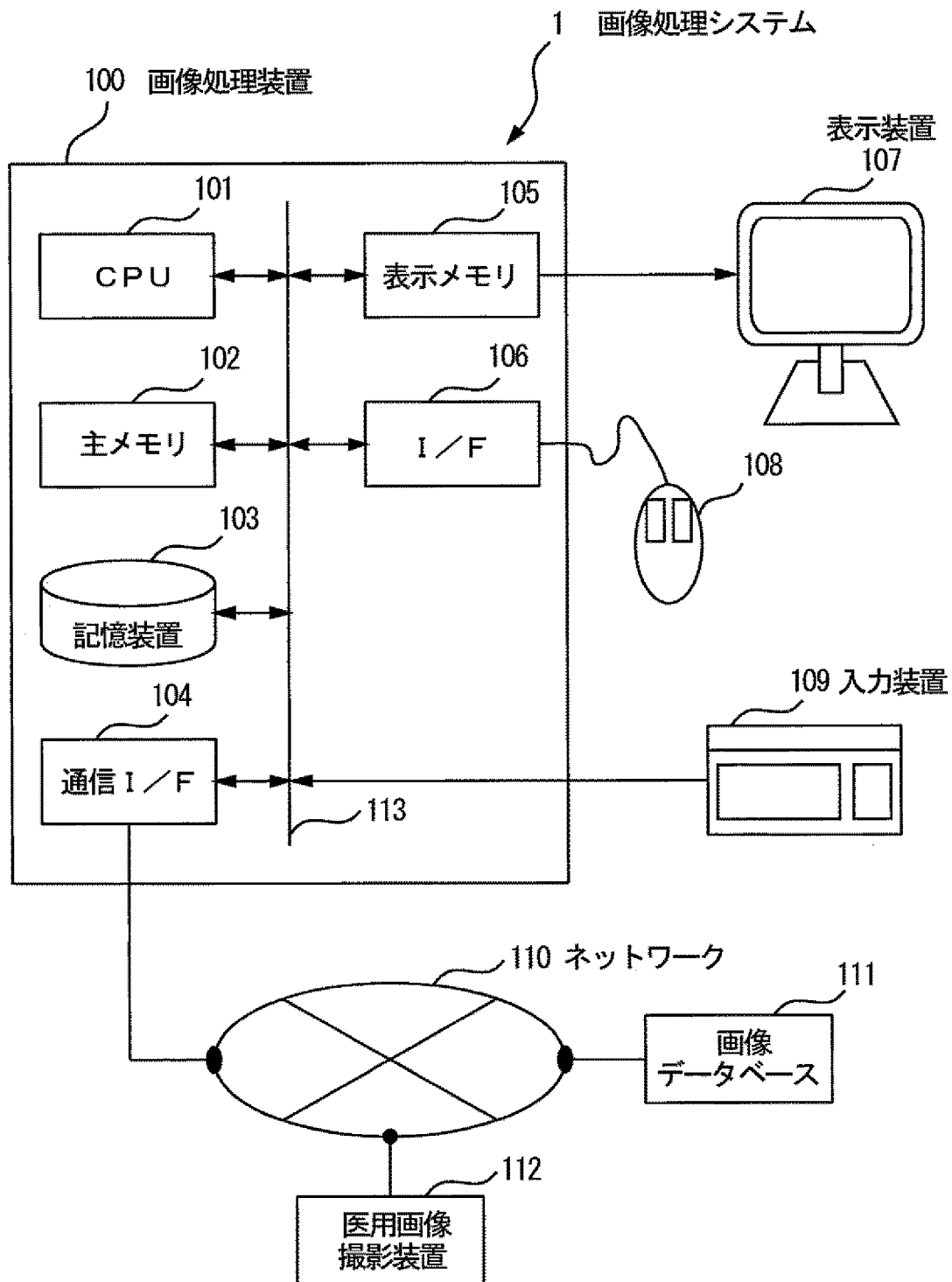
[請求項10] 前記閾値判定部により認識された認識画素を前記画像から除去または抽出した診断用画像を生成する診断用画像生成部を更に備えることを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

[請求項11] コンピュータを用いて、画像から特定の領域を認識する画像処理方法であって、

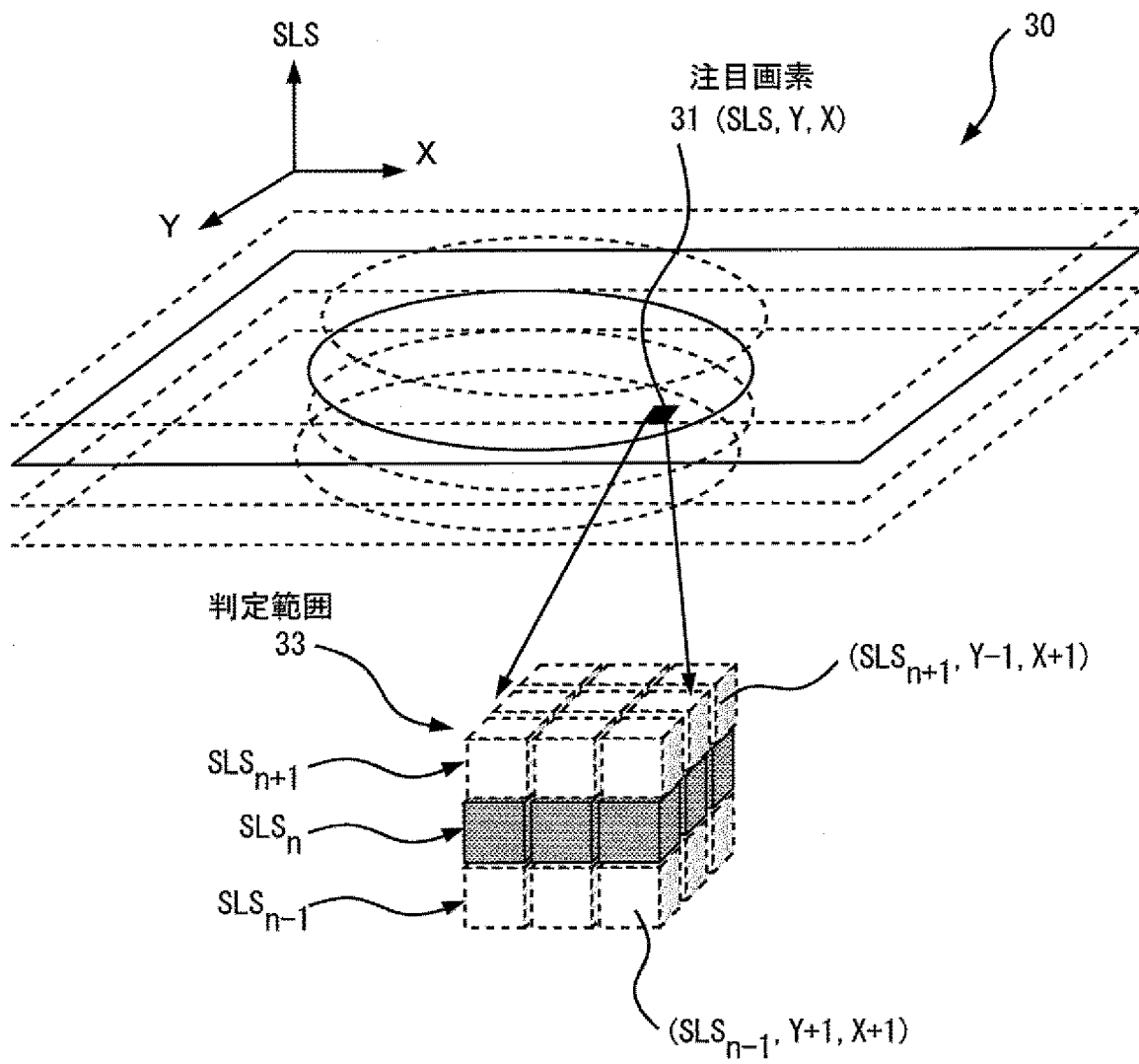
前記画像に含まれる画素のうち、注目画素と周囲の複数の画素を含

む判定範囲に対して所定の閾値条件を適用して閾値判定し、前記判定範囲内のいずれかの画素で前記閾値条件を満たす場合に前記注目画素を認識画素とする閾値判定処理を、前記判定範囲を順次移動して繰り返し実行することを特徴とする画像処理方法。

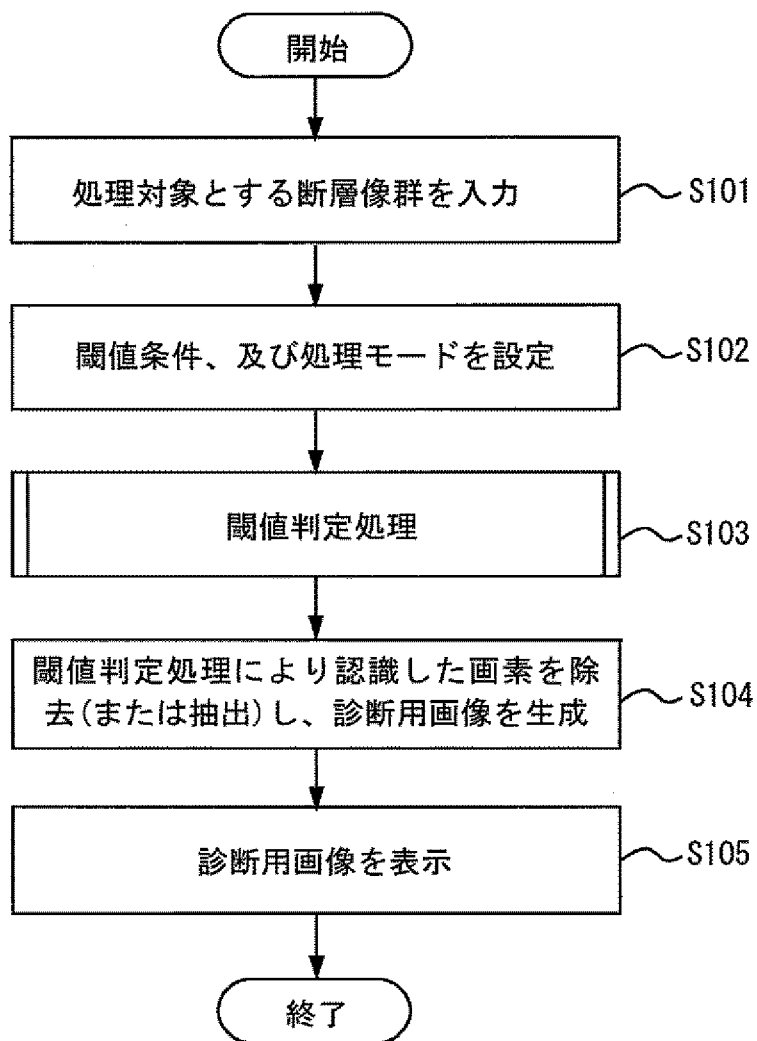
[図1]



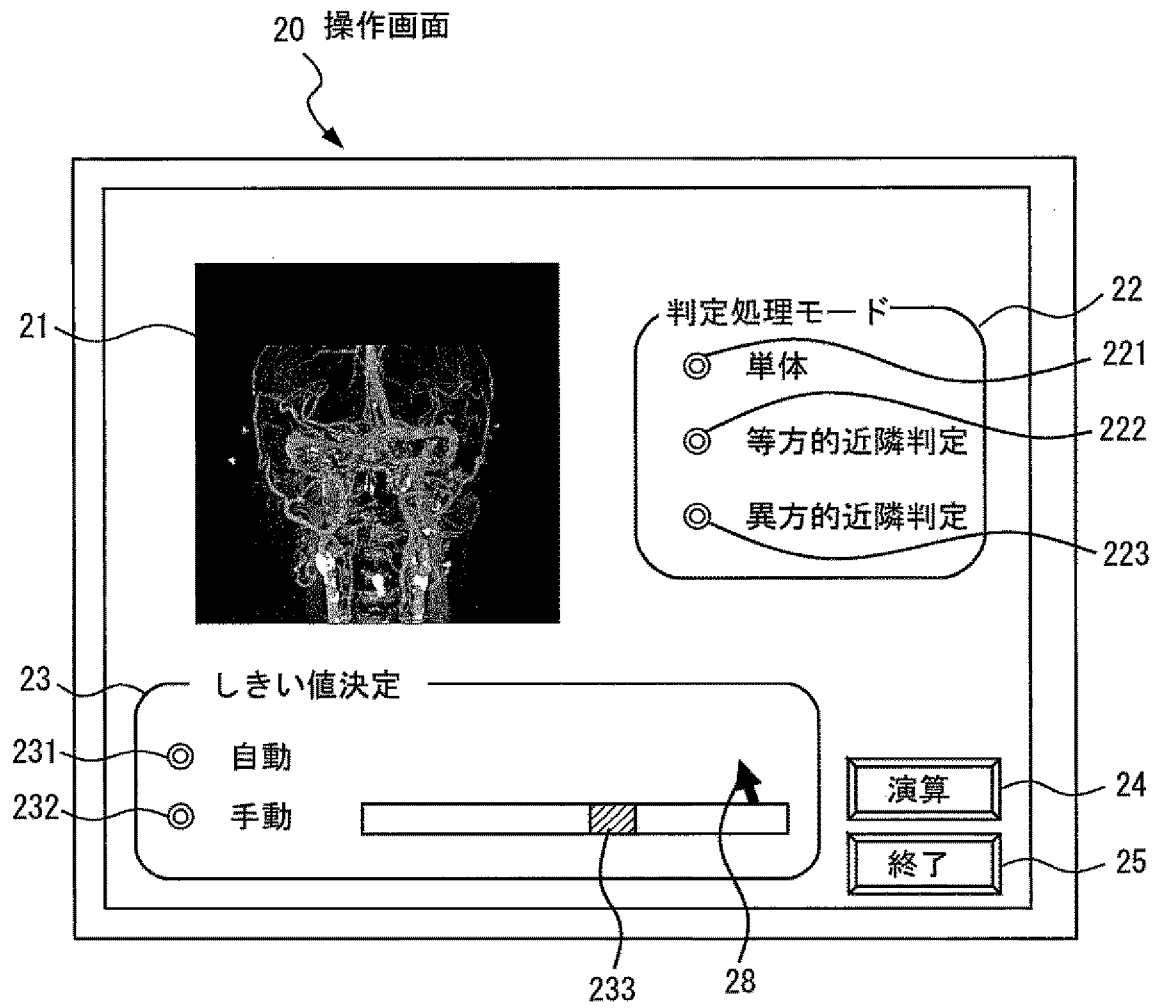
[図2]



[図3]



[図4]



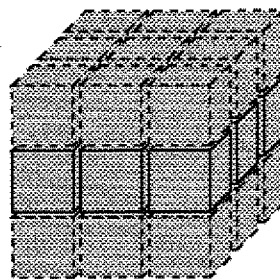
[図5]

(a)

31 注目画素

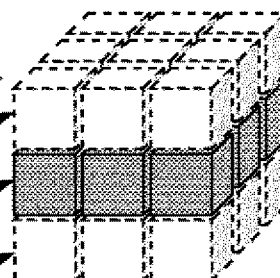


(b)

判定範囲
33

閾値t1

(c)

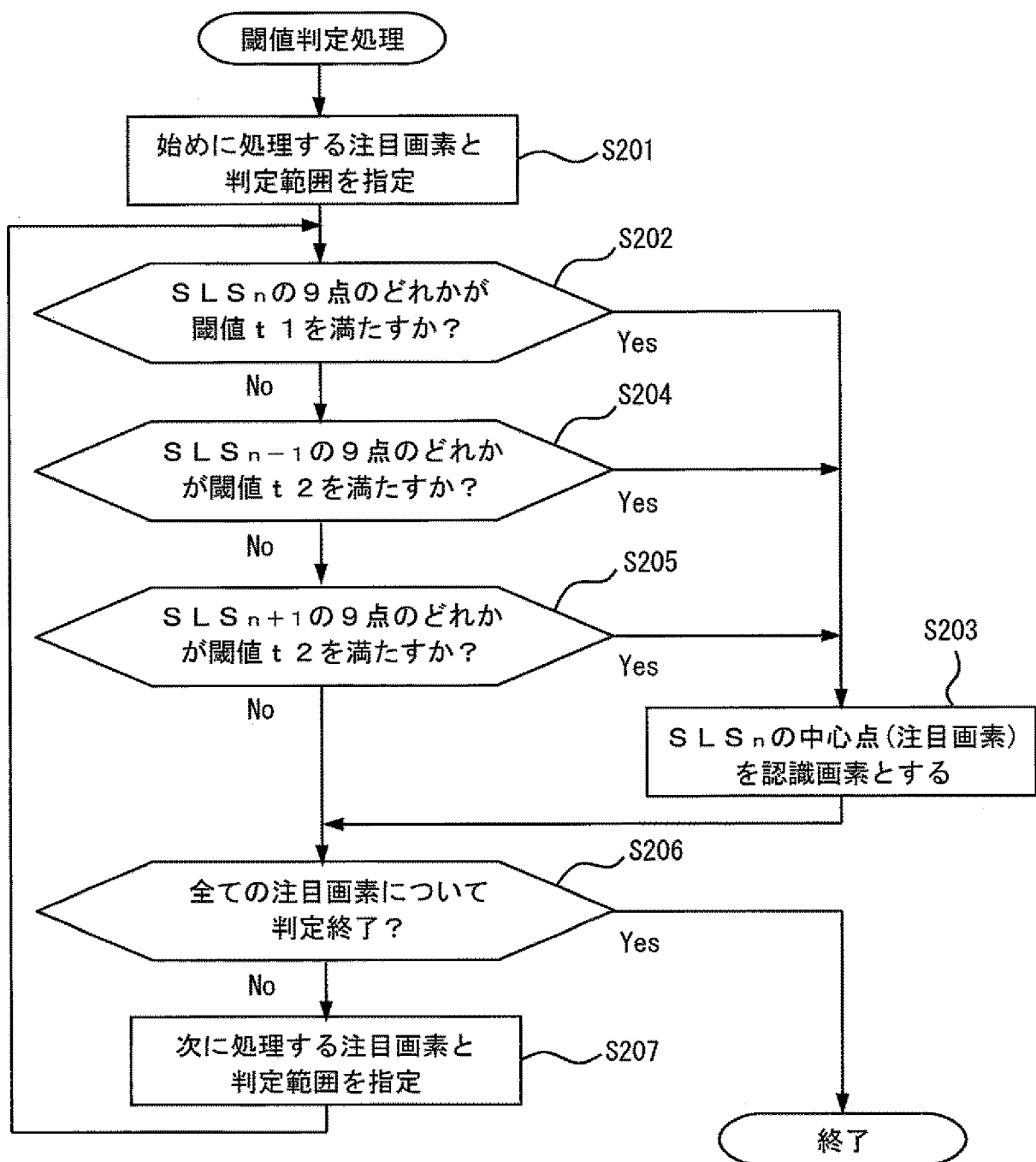
判定範囲
33 SLS_{n+1} SLS_n SLS_{n-1} 

閾値t2

閾値t1

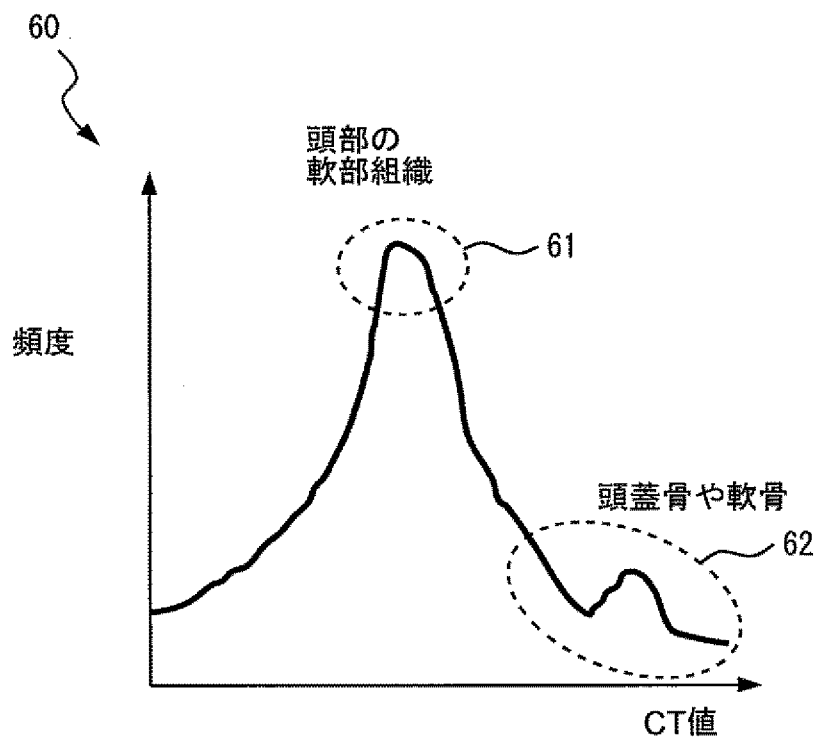
閾値t2

[図6]

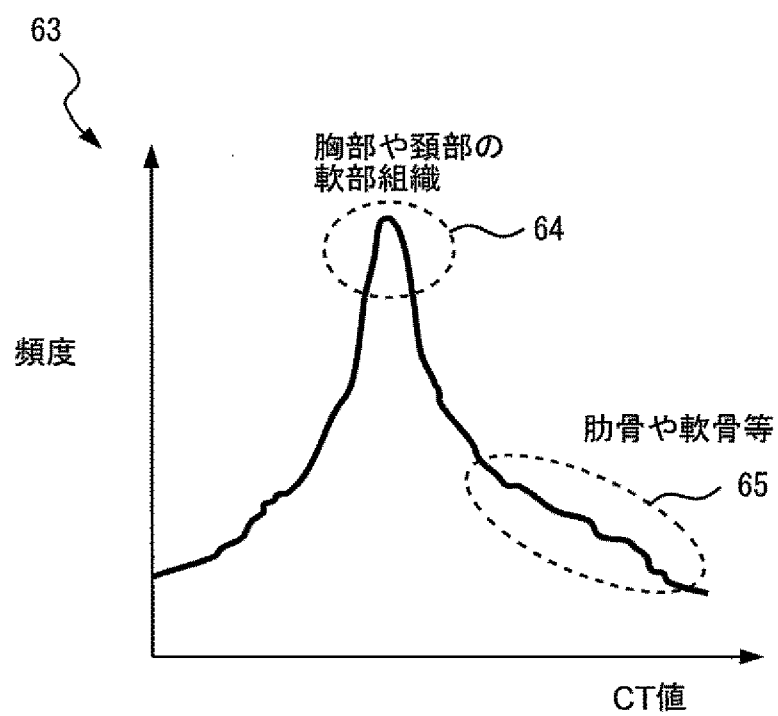


[図7]

(a)

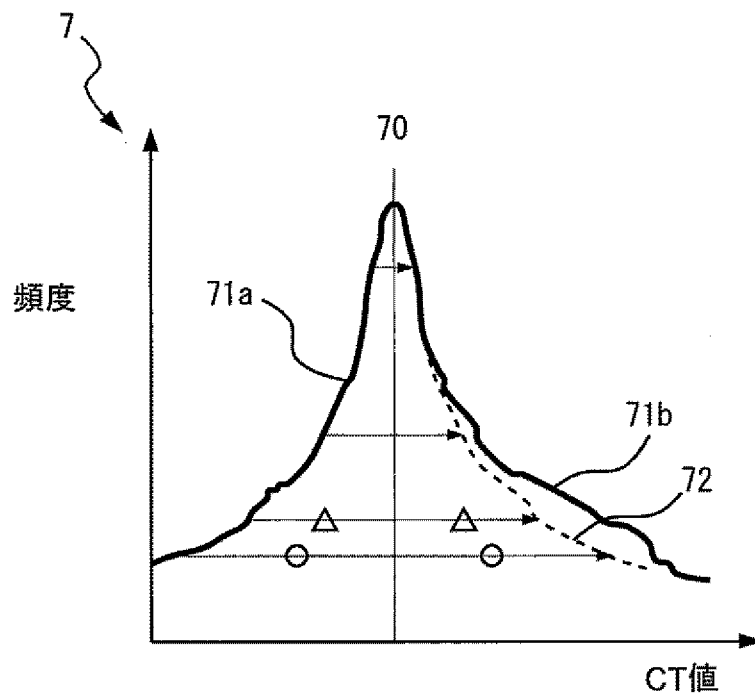


(b)

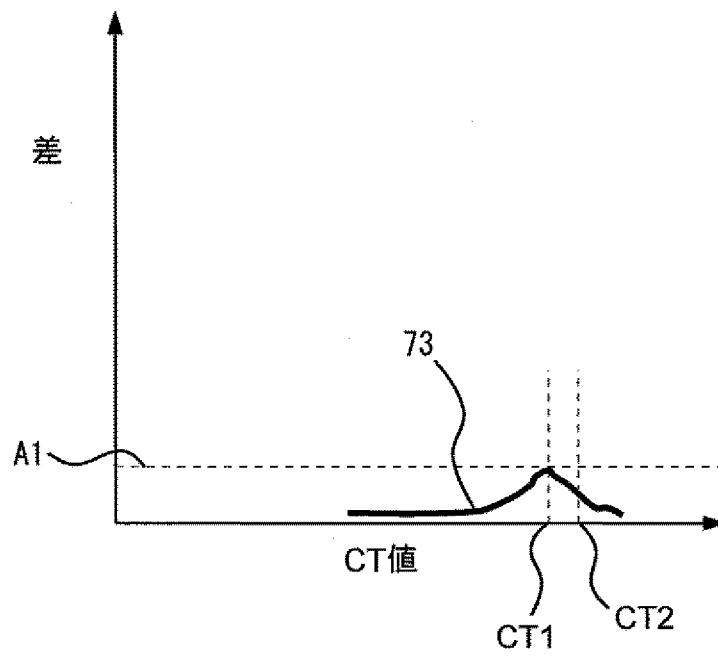


[図8]

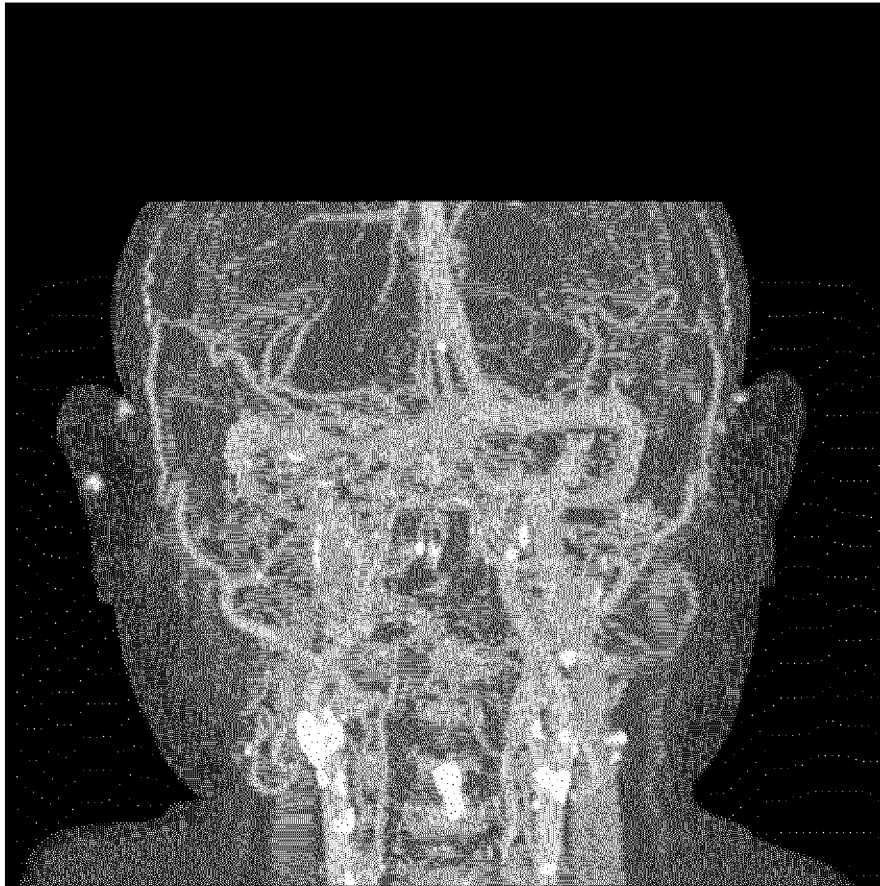
(a)



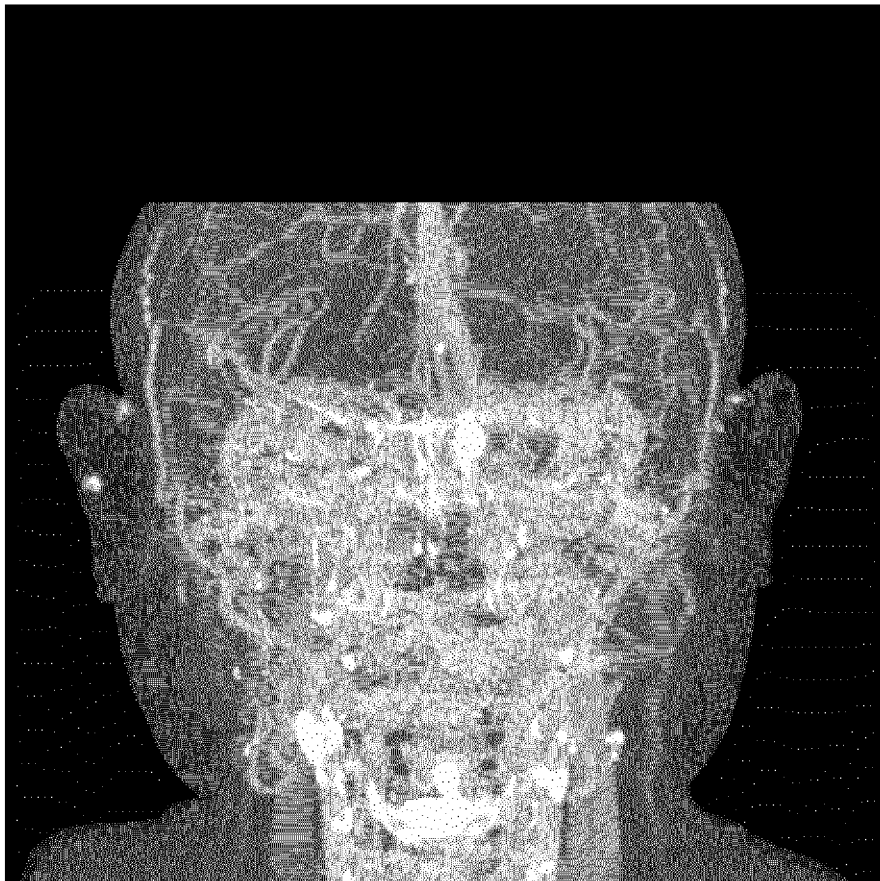
(b)



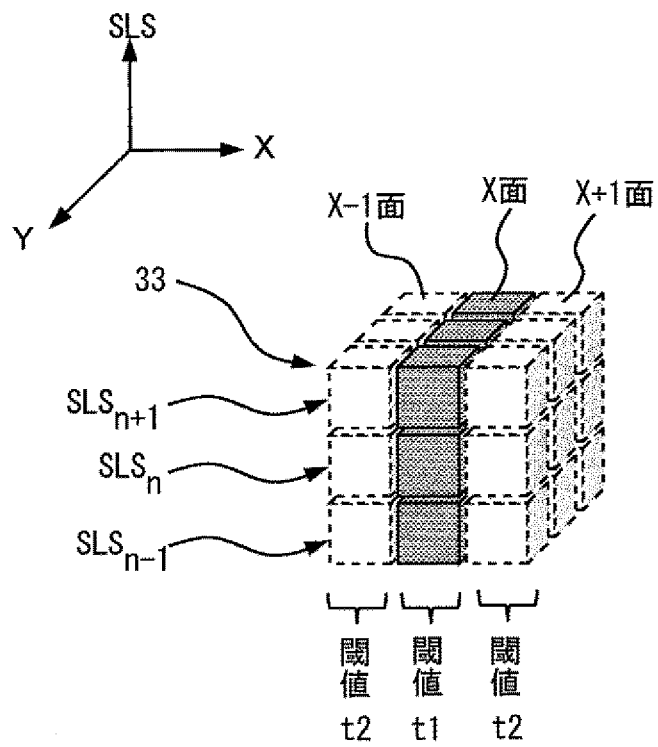
[図9]



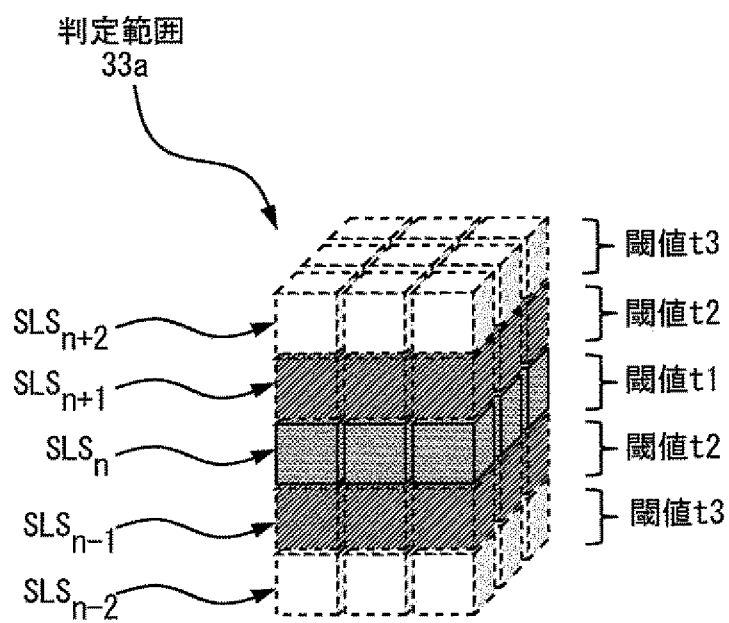
[図10]



[図11]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/072802

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/03(2006.01)i, A61B5/055(2006.01)i, G06T1/00(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)

A61B6/00-6/14, A61B5/055, G06T1/00

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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.
X	JP 2005-73817 A (Hitachi Medical Corp.), 24 March 2005 (24.03.2005), entire text; fig. 1 to 12	1, 4, 7, 10, 11
Y	entire text; fig. 1 to 12	5, 9
A	entire text; fig. 1 to 12 (Family: none)	2, 3, 6, 8
Y	JP 2004-201730 A (Hitachi, Ltd.), 22 July 2004 (22.07.2004), entire text; fig. 1 to 10 (Family: none)	5, 9

☒ 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
22 November, 2013 (22.11.13)

Date of mailing of the international search report
03 December, 2013 (03.12.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/072802

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 2007-534352 A (Siemens Medical Solutions USA, Inc.), 29 November 2007 (29.11.2007), entire text; fig. 1 to 7 & US 2005/0063578 A1 & US 2005/0254697 A1 & US 2006/0120585 A1 & EP 1668592 A & WO 2005/013197 A1 & WO 2005/029410 A1	1-11
A	JP 2007-312838 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 06 December 2007 (06.12.2007), entire text; fig. 1 to 26 (Family: none)	1-11
A	JP 2009-226043 A (Gifu University), 08 October 2009 (08.10.2009), entire text; fig. 1 to 7 (Family: none)	1-11
A	JP 2007-537812 A (Medicsight PLC), 27 December 2007 (27.12.2007), entire text; fig. 1 to 27 & US 2005/0259855 A1 & GB 2414357 A & WO 2005/114566 A2	1-11
A	JP 2011-514190 A (Agency for Science, Technology and Research), 06 May 2011 (06.05.2011), entire text; fig. 1 to 9 & US 2010/0322496 A1 & EP 2277148 A & WO 2009/108135 A1	1-11
A	JP 2005-316583 A (Konica Minolta Photo Imaging, Inc.), 10 November 2005 (10.11.2005), entire text; fig. 1 to 12 (Family: none)	1-11
A	WO 2007/135913 A1 (Hitachi Medical Corp.), 29 November 2007 (29.11.2007), entire text; fig. 1 to 18 & US 2009/0116718 A1 & EP 2025290 A1 & WO 2007/135913 A1	1-11

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)i, A61B5/055(2006.01)i, G06T1/00(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. A61B6/00-6/14, A61B5/055, G06T1/00

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 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 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
X	JP 2005-73817 A（株式会社日立メディコ）2005.03.24, 全文, 第 1-12 図	1, 4, 7, 10, 11
Y	全文, 第 1-12 図	5, 9
A	全文, 第 1-12 図 (ファミリーなし)	2, 3, 6, 8
Y	JP 2004-201730 A（株式会社日立製作所）2004.07.22, 全文, 第 1-10 図（ファミリーなし）	5, 9

☒ 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 2 . 1 1 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

0 3 . 1 2 . 2 0 1 3

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）

安田 明央

2 Q

9 3 0 9

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 2007-534352 A (シーメンス メディカル ソリューションズ ユーエスエー インコーポレイテッド) 2007. 11. 29, 全文, 第 1-7 図 & US 2005/0063578 A1 & US 2005/0254697 A1 & US 2006/0120585 A1 & EP 1668592 A & WO 2005/013197 A1 & WO 2005/029410 A1	1-11
A	JP 2007-312838 A (コニカミノルタエムジー株式会社) 2007. 12. 06, 全文, 第 1-26 図 (ファミリーなし)	1-11
A	JP 2009-226043 A (国立大学法人岐阜大学) 2009. 10. 08, 全文, 第 1-7 図 (ファミリーなし)	1-11
A	JP 2007-537812 A (メディックサイト ピーエルシー) 2007. 12. 27, 全文, 第 1-27 図 & US 2005/0259855 A1 & GB 2414357 A & WO 2005/114566 A2	1-11
A	JP 2011-514190 A (エージェンシー フォー サイエンス, テクノ ロジー アンド リサーチ) 2011. 05. 06, 全文, 第 1-9 図 & US 2010/0322496 A1 & EP 2277148 A & WO 2009/108135 A1	1-11
A	JP 2005-316583 A (コニカミノルタフォトイメージング株式会社) 2005. 11. 10, 全文, 第 1-12 図 (ファミリーなし)	1-11
A	WO 2007/135913 A1 (株式会社日立メディコ) 2007. 11. 29, 全文, 第 1-18 図 & US 2009/0116718 A1 & EP 2025290 A1 & WO 2007/135913 A1	1-11