

(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
2017年2月2日(02.02.2017)



(10) 国際公開番号
WO 2017/018230 A1

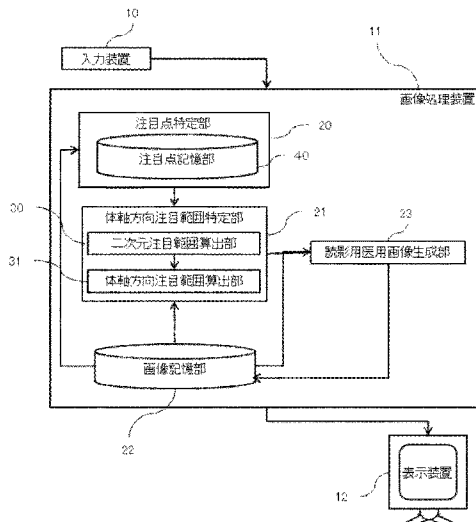
- (51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/070851
- (22) 国際出願日: 2016年7月14日(14.07.2016)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2015-150699 2015年7月30日(30.07.2015) JP
- (71) 出願人: 株式会社日立製作所(HITACHI, LTD.)
[JP/JP]; 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目
6番6号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 吉田 英恵(YOSHIDA Hanae); 〒1008280
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会
社日立製作所内 Tokyo (JP). 佐藤 嘉則(SATOU
Yoshinori); 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁
目6番6号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: ポレール特許業務法人(POLAIRE I.P.C.);
〒1030025 東京都中央区日本橋茅場町二丁目1
3番11号 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,
IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS,
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, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユー
ロピア (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),

[続葉有]

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

(54) 発明の名称: 画像処理装置、方法、及びプログラム

[図1]



- 10 Input device
11 Image processing device
12 Display device
20 Point of interest specifying unit
21 Body axis direction range of interest specifying unit
22 Image storage unit
23 Reading medical image generation unit
30 Two-dimensional range of interest calculation unit
31 Body axis direction range of interest calculation unit
40 Point of interest storage unit

(57) Abstract: The present invention reduces the burden on a reader regardless of individual differences in suspected lesion areas. This image processing device is provided with: a range-of-interest specifying unit 21 for specifying a range of interest of a subject in first direction from a point of interest with respect to a medical image for calculation for the subject; and a reading medical image generation unit 23 for generating a three-dimensional medical image for reading under a first reconstruction condition for specifying a first direction resolution with respect to the range of interest of the first direction, and a second reconstruction condition for specifying the first direction resolution which is lower than the first reconstruction condition with respect to a non-range-of-interest. The range-of-interest specifying unit 21 uses a two-dimensional-range-of-interest calculation unit 30 to calculate a two-dimensional range of interest from a luminance value distribution of pixels surrounding the point of interest of the medical image for calculation is present, and uses a range-of-interest calculation unit 31 to calculate the range of interest of the first direction by calculating a degree of similarity in the first direction from the two-dimensional range of interest.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2017/018230 A1



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))

病変疑い領域の個体差によらず、読影者にかかる負担を軽減する。画像処理装置は、被検者の計算用医用画像に対する注目点から、被検者の第一方向の注目範囲を特定する注目範囲特定部 21 と、第一方向の注目範囲に対して第一方向解像度を指定する第一再構成条件、非注目範囲に対して前記第一の再構成条件よりも低い第一方向解像度を指定する第二再構成条件により、三次元の読影用医用画像を生成する読影用医用画像生成部 23 とを備え、注目範囲特定部 21 は、二次元注目範囲算出部 30 で、計算用医用画像の注目点が存在する注目二次元画像上で、注目点の周囲の画素の輝度値分布から二次元注目範囲を算出し、注目範囲算出部 31 で、二次元注目範囲から第一方向における類似度を算出することにより第一方向の注目範囲を算出する。

明 細 書

発明の名称：画像処理装置、方法、及びプログラム

技術分野

[0001] 本発明は画像処理装置に係り、特に読影者の負担軽減を図る画像処理技術に関する。

背景技術

[0002] X線CT (X-ray Computed Tomography) 装置やMRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置等に代表される医用画像検査装置を用いた診断では、撮影された三次元医用画像を、連続した二次元断面画像として再構成し、その二次元断面画像を観察して読影を行うことが一般的である。

[0003] 撮影装置の高度化により、生成される三次元医用画像の三次元分解能も向上しており、データサイズは増加する傾向にある。特に、先に述べた二次元断面画像の生成間隔はより細かくすることが可能となり、医用画像上に現れる病変のより詳細な観察が可能となってきたが、結果的に三次元医用画像あたりの断面枚数も増加している。また特にCT装置においては、低線量で高画質な三次元医用画像の撮影が可能になってきたこともあり、CT画像の撮影機会も増加傾向にある。

[0004] これらの理由により、膨大な医用三次元医用画像を読影する医師や技師等の読影者にかかる負担は、非常に高いものになっているといえる。これらの負担を軽減するために、例えば、特許文献1には、医師の入力所見に基づいて、所見画像の位置の周辺以外の断面枚数を削減する方法などが提案されている。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2012-40044号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 大量の三次元医用画像を読影する際に、読影者が必要とする画像を表示させる手段としてこれまでに提案されている技術においては、所見周辺領域として定められる範囲が、個別の病変疑いの三次元サイズなどの個体差に関する考慮がなされていない。そのため、所見周辺領域として事前に規定した大きさと、病変の大きさが異なる場合、病変の疑いがある領域である病変疑い領域が過不足なく所見周辺領域に含まれるとは限らない。このことにより、読影する二次元画像量を十分に削減できない問題や、読影者が必要とする画像を不足なく表示できないなどの課題がある。

[0007] 本発明の目的は、これらの課題を解決し、病変疑い領域の個体差にかかわらず、読影者にかかる負担を軽減することが可能な画像処理装置、方法、及びプログラムを提供することにある。

課題を解決するための手段

[0008] 上記の目的を達成するため、本発明においては、画像処理装置であって、第一方向に直交する複数の二次元断面画像の積み重ねからなる、被検者の計算用医用画像に対する注目点から、第一方向の注目範囲を特定する注目範囲特定部と、第一方向の注目範囲と第一方向の非注目範囲に対して、異なる解像度を指定して、三次元の読影用医用画像を生成する読影用医用画像生成部とを備え、注目範囲特定部は、注目点が存在する二次元断面画像上で二次元注目範囲を算出し、二次元注目範囲に基づき第一方向における二次元断面画像間の類似度を示す第一方向類似度を算出することにより、第一方向の注目範囲を特定する画像処理装置を提供する。

[0009] また、上記の目的を達成するため、本発明においては、画像処理装置における画像処理方法であって、画像処理装置は、第一方向に直交する複数の二次元断面画像の積み重ねからなる被検者の計算用医用画像に対し、注目点が存在する二次元断面画像上で二次元注目範囲を算出し、二次元注目範囲に基づき第一方向における二次元断面画像間の類似度を示す第一方向類似度を算出することにより第一方向の注目範囲を特定し、第一方向の注目範囲と第一

方向の非注目範囲に対して、異なる解像度を指定して、三次元の読影用医用画像を生成する画像処理方法を提供する。

[0010] 更に、上記の目的を達成するため、本発明においては、画像処理装置における画像処理プログラムであって、画像処理装置を、第一方向に直交する複数の二次元断面画像の積み重ねからなる被検者の計算用医用画像に対し、注目点が存在する二次元断面画像上で二次元注目範囲を算出し、二次元注目範囲に基づき第一方向における二次元断面画像間の類似度を示す第一方向類似度を算出することにより第一方向の注目範囲を特定し、第一方向の注目範囲と第一方向の非注目範囲に対して、異なる解像度を指定して、三次元の読影用医用画像を生成するよう実行させる画像処理プログラムを提供する。

発明の効果

[0011] 本発明によれば、病変疑い領域の個体差にかかわらず、読影者にかかる負担を軽減することが可能な三次元医用画像を生成することができる。

図面の簡単な説明

[0012] [図1]実施例1に係る画像処理装置の一例を含むシステム構成図である。

[図2]実施例1に係る、画像処理装置で実行する、読影用三次元医用画像生成処理の一例を示すフローチャート図である。

[図3]実施例1に係る、三次元の計算用医用画像に対する計算処理の流れを説明する模式図である。

[図4]実施例1に係る、医用画像撮影装置による撮影から、読影用医用画像の表示までの流れを説明する図である。

[図5]実施例3に係る、体軸方向に平行な二次元医用画像から、体軸方向注目範囲を特定する処理の一例を示すフローチャート図である。

[図6]実施例4に係る、自動的に注目点を特定する画像処理装置の構成を示すシステム構成図である。

[図7]実施例5に係る、注目点の特定と読影用医用画像の生成を逐次的に実行する処理の一例を示すフローチャート図である。

[図8]実施例5に係る、注目点の特定と読影用医用画像の生成を逐次的に実行

する処理の際に表示装置に表示する二次元断面画像を説明する図である。

発明を実施するための形態

- [0013] 以下、本発明の種々の実施例を図面に従い説明する。なお、本明細書において、注目点、および注目範囲とは、医用画像を読影する読影医などの読影者の医学的知識や当該疾病診断に対する医学的根拠（エビデンス）等に基づいて判断される、病変の疑いが高い点、および領域を指す。本発明の画像処理装置において、注目点、あるいは注目範囲は、自動または手動で指定、あるいは特定されるものである。
- [0014] また、以下の実施例においては、上述の第一方向を体軸方向とし、注目二次元画像として体軸方向と直交する体軸(axial)断面画像を用い、被検者の注目点から体軸方向の注目範囲を特定する例を説明する。しかしながら、注目二次元画像として第一方向と直交する断面画像は、体軸(axial)断面画像に限定されず、矢状(sagittal)断面画像、冠状(coronal)断面画像、或いは斜め(oblique)断面画像を用いることができる。その場合、被検者の注目点から特定される第一方向の注目範囲は、第一方向が矢状方向、冠状方向、斜め方向の注目範囲に対して以下の実施例の構成が適用されることになる。更に、以下の実施例の説明において体軸方向類似度、体軸方向類似度算出式、体軸方向類似度基準範囲等の用語が用いられるが、これはそれぞれ第一方向類似度、第一方向類似度算出式、第一方向類似度基準範囲等の一例として示すものであり、体軸方向のものに限定されるものでない。

実施例 1

- [0015] 本実施例は、医用画像に対して自動または手動で指定された注目点から第一方向である体軸方向の注目範囲を特定し、注目範囲と、注目範囲以外（以下、非注目範囲）とで異なる再構成条件にて、読影用三次元医用画像を再構成する画像処理装置の実施例である。
- [0016] すなわち、本実施例は、画像処理装置 11 であって、体軸方向に直交する複数の二次元断面画像の積み重ねからなる、被検者の計算用医用画像に対する注目点から、体軸方向の注目範囲を特定する体軸方向注目範囲特定部 21

と、体軸方向の注目範囲と体軸方向の非注目範囲に対して、異なる解像度を指定して、三次元の読影用医用画像を生成する読影用医用画像生成部 23 とを備え、体軸方向注目範囲特定部 21 は、注目点が存在する二次元断面画像上で二次元注目範囲を算出し、二次元注目範囲に基づき体軸方向における二次元断面画像間の類似度を示す第一方向類似度を算出することにより体軸方向の注目範囲を特定する構成の画像処理装置、方法、及びプログラムの実施例である。

[0017] なお、本実施例の画像処理装置においては、CT 医用画像撮影装置により得られる再構成三次元医用画像について述べるが、本技術は他の医用画像撮影装置により得られるデータについても応用可能である。例えばMRI 撮影装置等により得られるデータであっても、複数の二次元断面画像の積み重ねとして表現できる三次元画像を得るもので、画素分布に病変特徴が現れるとされているものであれば適用することができる。

[0018] 上述の通り、本実施例において指定する注目点、特定する注目範囲とは、読影医等の医学的知識や当該疾病診断に対する医学的根拠（エビデンス）等に基づいて判断される病変の疑いが高い点、および病変の疑いが高い領域を指す。ここで対象となる病変とは、医用画像上に現れた場合に、周囲即ち病変の疑いが低い領域との輝度の違いや、分布の違いから判断できる可能性が高いものとする。例えば肺結節の場合は一般に、そのCT 値が周辺の空気領域よりも高い画素を多く含む領域としてCT 画像上に現れることが知られている。胸部CT 画像上で高輝度画素を多く含む他のオブジェクトとしては、血管や骨があるが、高輝度値の分布形状に応じて、それらと区別し、病変すなわちこの例における肺結節である疑いの高さを判別できると言われている。

[0019] 本実施例において、注目範囲は主に病変の疑いが高い領域を指し、注目点とは、病変の疑いが高い領域内の1 点を指す。注目点は、注目範囲の重心としてもよいし、その周辺のいずれかの点としてもよい。

[0020] 図1 に、本実施例に係る画像処理装置の一例を含むシステム構成図を示す

。同図に示すように、本システムは、画像処理装置 11 と、操作者の入力等を受診し画像処理装置 11 に送信する入力装置 10 と、画像処理装置 11 から得られる医用画像を表示する表示装置 12 とから構成されている。

[0021] 画像処理装置 11 は、複数の機能ブロック、すなわち、第一方向として例示する体軸方向について単一の解像度を持つ計算用医用画像および、注目範囲と非注目範囲で異なる再構成条件、すなわち、非注目範囲に対しては注目範囲よりも低い解像度により生成された三次元の読影用医用画像を保存する画像記憶部 22 と、画像記憶部 22 から得られる計算用医用画像に対する注目点を特定する注目点特定部 20 と、注目点特定部 20 から得られる注目点と画像記憶部 22 から得られる計算用医用画像とから、計算用医用画像の体軸方向注目範囲を算出する体軸方向注目範囲特定部 21 と、体軸方向注目範囲特定部 21 で特定した体軸方向注目範囲を用い、読影用医用画像を生成する読影用医用画像生成部 23 を備える。

[0022] 注目点特定部 20 は、画像記憶部 22 に保存される複数の計算医用画像に対する注目点を、計算用医用画像それぞれに対応する形で記憶する注目点記憶部 40 を備える。なお、注目点記憶部 40 は、画像記憶部 22 と同一の記憶部で構成することも可能である。

[0023] 体軸方向注目範囲特定部 21 は、注目点特定部 20 から得られる計算用医用画像に対する注目点から、計算用医用画像中の体軸に直交する二次元断面画像に対する二次元注目範囲を算出する二次元注目範囲算出部 30 と、二次元注目範囲算出部 30 から得られる二次元注目範囲を用い、計算用医用画像の複数の二次元断面画像それぞれに対して、第一方向である体軸方向に隣り合う二次元断面画像との体軸方向類似度を算出し、計算用医用画像に対する体軸方向の注目範囲を算出する体軸方向注目範囲算出部 31 と、更に図示を省略した二次元特徴量算出式と二次元特徴量基準範囲、及び体軸方向類似度算出式と体軸方向類似度基準範囲を記憶する基準特徴量記憶部とを備える。この基準特徴量記憶部についても画像記憶部 22 と同一の記憶部で構成することも可能である。

[0024] なお、ここで二次元特徴量算出式とは、三次元医用画像の二次元断面画像上の各画素について、少なくとも隣接する画素の輝度差から二次元特徴量を算出するための予め定められた式、二次元特徴量基準範囲は、二次元特徴量に対して基準となる注目領域が取りうる予め定められた範囲を意味する。また、体軸方向類似度算出式は、複数の二次元断面画像それぞれにおいて、少なくとも特定の二次元領域内の複数の画素の平均値から得られる平面内特徴量を算出し、注目二次元断面から得られる平面内特徴量と、注目二次元断面以外の断面から得られる平面内特徴量との類似度を体軸方向類似度として算出する予め定められた式であり、体軸方向類似度基準範囲は、基準となる注目領域に対する体軸方向類似度のとり得る予め定められた範囲を意味する。

[0025] 以上説明した画像処理装置 11 は、通常のパーソナルコンピュータなどの、画像処理プログラムを実行する中央処理部（CPU）と、プログラムやデータを記憶する記憶部を備えたコンピュータで実現できる。また、入力装置 10 と表示装置 12 も、上記のコンピュータのキーボードやマウスなどの入力部、ディスプレイを利用することができる。言い換えるなら、本実施例の画像処理プログラムは、好適には CPU を、被検者の計算用医用画像に対する注目点から、被検者の体軸方向注目範囲を特定するため、計算用医用画像の注目点が存在する注目二次元画像上で、注目点の周囲の画素の輝度値分布から二次元注目範囲を算出し、二次元注目範囲から体軸方向類似度を算出することにより、体軸方向注目範囲を算出し、体軸方向注目範囲に対して体軸方向解像度を指定する第一再構成条件、非注目範囲に対して第一の再構成条件よりも低い体軸方向解像度を指定する第二再構成条件により、三次元の読影用医用画像を生成するよう実行させるプログラムである。

[0026] 次に、図 2 を用いて、図 1 に示した本実施例の画像処理装置による読影用三次元医用画像生成処理の流れを順次説明する。

まず、画像処理装置 11 は、システムからの入力もしくはユーザからの指示により、画像記憶部 22 に保存される複数の計算用医用画像から、処理対象とする計算用医用画像 Volume を特定する（ステップ 101）。

- [0027] ここでは計算用医用画像 *Volume* は、体軸方向と直交する二次元断面画像の集合 *Slice* [$s = 1 \sim ns$] としても表現可能で、*Slice* [s] は二次元画像、即ち画素がグリッド状に並んでおり、 x 、 y の値で一意に画素が特定できるデータである場合について説明する。
- [0028] またここでの二次元断面画像 *Slice* [s] は、被検者の体軸方向の上から下方、言い換えるなら頭部から足部に向かって順に並んでいるものとする。すなわち、*Slice* [1] は最も頭部側の断面であり、*Slice* [ns] は最も足部側の断面となる。ここでは $s = 1 \sim ns$ を、断面番号と呼ぶこととする。
- [0029] 次に注目点特定部 20 は、上記の *Volume* に対して予め設定された注目点 *Point* [m] ($m = 1 \sim M$) を注目点記憶部 40 から特定し、*Point* [m] とその個数 M を体軸方向注目範囲特定部 21 に出力する（ステップ 102）。ここで、 $M = 0$ すなわち *Volume* に対する注目点が存在しない場合、この後の処理は行われず、あらかじめ定められた再構成条件によって三次元医用画像を生成する。
- [0030] 体軸方向注目範囲特定部 21 は、以降の処理、すなわち、図 2 の点線枠で囲われたステップ 103～ステップ 105 を、 $m = 1 \sim M$ 、即ち M が 2 以上である場合は複数の注目点それぞれについて実施する。
- [0031] まず、二次元注目範囲算出部 30 は、*Volume* において、*Point* [m] が存在する *Slice* [s_m] を特定し、*Point* [m] の周囲の輝度情報から、二次元注目範囲 *Region* [m] を算出する（ステップ 103）。すなわち、二次元注目範囲算出部 30 は、注目点が存在する注目二次元断面画像において、基準特徴量記憶部から読みだされる二次元特徴量算出式で算出する二次元特徴量と、基準特徴量記憶部から読みだされる二次元特徴量基準範囲とを参照して二次元注目範囲を算出する。先に説明したように、図示を省略した基準特徴量記憶部には、三次元医用画像の二次元断面画像上の各画素について、少なくとも隣接する画素の輝度差から二次元特徴量を算出する二次元特徴量算出式と、二次元特徴量に対して基準となる注目領域

が取りうる二次元特徴量基準範囲が予め記憶されている。なお、Region [m] の算出法の例については後述する。

[0032] 次に、体軸方向注目範囲算出部31は、Slice [s__m] 上の基準特徴量 α_org [m] と、Slice [s__m] の上下方向に連続する各断面で、類似度算出用特徴量 α [s] を算出する（ステップ104）。 α_org [m] = α [s__m] であり、 α [s] は、 α_org [m] と同じ方法により算出される。

[0033] 次に、体軸方向注目範囲算出部31は、 α [s] と α_org [m] の体軸方向類似度 sim [s] が閾値 th_sim 以上となる二次元断面画像で、かつ Slice [s__m] から連続する範囲を、Point [m] に対する体軸方向注目範囲 ARegion [m] とし、読影用医用画像生成部23に出力する（ステップ105）。すなわち、体軸方向注目範囲特定部21の体軸方向注目範囲算出部31は、基準特徴量記憶部から読みだされる体軸方向類似度算出式にて算出する体軸方向類似度と、基準特徴量記憶部から読みだされる体軸方向類似度基準範囲を参照して体軸方向注目範囲を算出する。先に説明したように、図示を省略した基準特徴量記憶部には、前記注目断面から得られる平面内特徴量と、前記注目断面以外の断面から得られる平面内特徴量との類似度を体軸方向類似度として算出する体軸方向類似度算出式と、基準となる注目領域に対する体軸方向類似度のとり得る体軸方向類似度基準範囲が予め記憶されている。ステップ105を実現する具体的な方法については後述する。

[0034] 次に、読影用医用画像生成部23は、ARegion [m=1~M]、即ちすべての注目点に対する体軸方向注目範囲については体軸方向解像度を指定する再構成条件1、それ以外の位置については、再構成条件1よりも低い体軸方向解像度の再構成条件2によって三次元医用画像を再構成する（ステップ106）。再構成条件1、2の詳細については後述する。

[0035] ここで、上記のステップ103において二次元注目範囲算出部30が算出する Region [m] の算出方法の一例について説明する。ここでは説明

のため、Region [m] を算出する前段階に利用する preRegion [m] を用いる。preRegion [m] は、Point [m] を含む二次元領域で、あらかじめ定めた判定条件を満たす画素の集合で表されるものとする。

[0036] ここでいう判定条件とは例えば、Point [m] との輝度差が閾値以下となるかどうかなどが挙げられる。この場合、二次元特徴量としては Point [m] との輝度差となり、二次元特徴量基準範囲としてはその輝度差に対する下限閾値と上限閾値により定義される値の範囲となる。判定条件としては他にも、Point [m] から二次元的に連続しており、隣接画素との輝度差が閾値以下となる、もしくはその両方を満たす、などである。それ以外にも、例えば Graphcuts 法や watershed 法等、従来知られている二次元の領域抽出手法を利用することもできる。

[0037] Region [m] は、preRegion [m] を包含する二次元領域として算出される。Region [m] の形状は矩形や円形等の幾何学形状で表現してもよいし、点集合で表現される自由形状としても表現できる。幾何学形状の場合は preRegion を包含する最小の形状、もしくはその数倍の形状を利用し、自由形状とする場合は preRegion [m] の凸包、即ち preRegion [m] を包含する最小の凸形状を利用することなどが可能である。後で説明する図3は、Region [m] を preRegion [m] を包含する最少の円とした場合の、三次元の計算用医用画像に対する計算処理の流れを示し、同図における preRegion [m] 中の×印は、注目点を模式的に示している。

[0038] 次にステップ104において体軸方向注目範囲算出部31が算出する基準特徴量 $\alpha_{org}[m]$ の算出方法について説明する。

$\alpha_{org}[m]$ は、Slice [s_m] 上の二次元注目範囲 Region [m] 内の画素の輝度、およびその周辺の画素の輝度を利用して算出するものである。例えば、Region [m] 内の画素値のヒストグラムを算出し、その中央値と分散を $\alpha_{org}[m]$ とする。また $\alpha_{org}[m]$

には他にも、Region [m] 内の画素値の隣接画素間の輝度差の平均値などを含めることもでき、複数の値からなるベクトルとして表現することもできる。

[0039] ステップ104において体軸方向注目範囲算出部31が算出する α [s] は、 α_org [m] と同じ算出式により、Slice [s] 上の二次元注目範囲Region [m] 内の画素から算出されるものとする。

[0040] ステップ105において体軸方向注目範囲算出部31が体軸方向注目範囲を算出する場合について、具体的な方法について述べる。

ここで、注目スライスフラグ $F_c[s=1\sim ns]$ を導入する。 $F_c[s]$ はVolumeの各二次元断面画像Slice [s] にそれぞれ割り当てられ、ステップ105開始時点ではすべての $F_c[s]=0$ とする。Slice [s__m] を一枚目の注目スライスとし、 $F_c[s_m]=1$ とする。

[0041] 体軸方向類似度 $sim[s]$ が閾値 th_sim 以上となるか、またSlice [s__m] から連続する範囲となるかの判断は、Slice [s__m] から体軸の上方向と下方向、すなわち頭部側方向、足部側方向についてそれぞれ行われる。ここでは下方向の判断の例として、体軸方向で上からS__current枚目である二次元断面画像Slice [s__current (>s__m)] について説明する。

[0042] Slice [s__current] は、上側の二次元断面画像が注目スライス即ち $F_c[s_current-1]$ が1である場合に判断が実施される。Slice [s__current] について体軸方向類似度 $sim[s_current] \geq th_sim$ となれば、Slice [s__current] も注目スライスとし、 $F_c[s_current]=1$ とする。 $sim[s_current] < th_sim$ であった場合には、Slice [s__current] は注目スライスではないと判断し、下方向への判断を終了する。この場合、Slice [s__current-1] を注目スライス群の下端とし、 $S_ce=S_current-1$ とする。

- [0043] 同様に、 $Slice[s_m]$ の上方向に連続する二次元断面画像、即ち $Slice[s(s < s_m)]$ に対しても体軸方向類似度の判断を実施し、判断終了となった二次元断面画像の一つ下方の二次元断面画像の断面番号を、注目スライス群の上端 S_cs とする。
- [0044] こうして求められる注目スライス群の上端から下端まで、即ち S_cs から S_ce までの範囲を、上述した $ARegion[m]$ としてステップ 105 を終了する。
- [0045] ただしこの場合、 $ARegion[m]$ は、計算用医用画像の断面位置により表されている。一方、再構成条件 1、2 は、実空間座標系における値での指定が必要となるため、体軸方向注目範囲特定部 21 はステップ 105 の後に、仮の医用画像の座標系から、実空間座標系への値の変換も実施する。もしくは読影用医用画像生成部 23 がステップ 106 の前に、実空間座標系における範囲への変換を実施してもよい。
- [0046] 図 3 に、各断面で算出する特徴量を模式的に示す。図 3 においては、 $\alpha_org[m]$ および $\alpha[s]$ を、 $f1_s$ 、 $f2_s$ からなる特徴量ベクトル ($f1_s$ 、 $f2_s$) とする。ここで、 $f1_s$ 、 $f2_s$ は、 $Slice[s]$ 上の二次元注目範囲 $Region[s]$ から算出する数値である。先に述べたように、 $\alpha[s]$ を $Region[s]$ 内の画素値のヒストグラムの中央値と分散からなるベクトルとすると、 $f1_s$ は $Region[s]$ 内の輝度ヒストグラムの中央値、 $f2_s$ は $Region[s]$ 内の輝度ヒストグラムの分散となる。なお、ここでは 2 変数からなる特徴量ベクトルを例にとるが、変数は 3 つでなくてもよい。
- [0047] 体軸方向類似度 $sim[s]$ は $\alpha_org[m]$ 、 $\alpha[s]$ の二つを入力変数とする二次元関数 $f_sim(\alpha_org[m]、\alpha[s])$ としている。二次関数 $f_sim(\alpha_org[m]、\alpha[s])$ は例えば、特徴空間上での $\alpha_org[m]$ 、 $\alpha[s]$ のユークリッド距離、すなわち $\sqrt{\{(\alpha_org[m] - \alpha[s])^2\}}$ と表すことができる。この場合、体軸方向類似度基準範囲の例としては、この体軸方向類似度に対する上限閾値と

下限閾値により表される値の範囲などが挙げられる。

[0048] また、図3の左列に二次元断面画像の積み重ねである三次元画像を模式的に示し、中列には当該二次元断面画像の画像を模式的に示している。左列の三次元画像においては、注目スライス群を実線で、それ以外の二次元断面画像を破線で示し、当該二次元断面画像については斜線により塗りつぶしている。中列の二次元画像断面では、CT値が高い領域を斜線により表現した。

[0049] ここで、体軸方向類似度 $s_{im}[s] \leq th_s_{im}$ となり、最も s_m に近い s を s_c とする（ただし $s_c > s_m$ ）。この場合は、その一枚上の二次元断面画像 $Slice[s_c - 1]$ を注目スライス群の下端とする。すなわち、 $S_ce = s_c - 1$ とする。

[0050] 続いて、ステップ106において読影用医用画像生成部23が用いる再構成条件1、2について説明する。本実施例においては、読影用医用画像生成部23は、三次元医用画像撮影装置によって検出されたrawデータから読影用医用画像を再構成する。ここでいうrawデータとは、例えば、三次元医用画像撮影装置であるCT撮影装置により得られる最初のデータで、CT撮影装置においてX線が照射された後の、各投影位置におけるX検出器の出力を示すデータであり、画像記憶部22に記憶されている。一般に三次元CT画像と呼ばれる画像データは、このrawデータに対して再構成処理を行い、撮影範囲のX線吸収率を、三次元の座標系にグリッド状に並んだ画素に反映した形で表現した三次元画像を指す。再構成条件1、2は、このrawデータを読影可能な三次元医用画像とする再構成処理の際に指定する条件を指す。CT撮影装置以外の三次元医用画像撮影装置においても同様である。

[0051] ここでの再構成条件とは主に、二次元断面画像を生成する間隔である再構成間隔、一つの二次元断面画像に反映させる体軸方向の厚みを示す断面厚、また画像に対する尖鋭化や平滑化、ノイズ低減化等を実現するための再構成フィルタの種類や強度を示す。ここで、再構成間隔、断面厚を、再構成条件1においては $dis1$ 、 $thi1$ 、再構成条件2においては $dis2$ 、 $thi2$ とする。この場合、 $dis1 < dis2$ ($dis1 = thi1$ 、 dis

2 = t h i 2) とすることで、注目範囲のみを詳細化した三次元医用画像を作成することが可能となる。

[0052] すなわち、再構成間隔が狭いと体軸方向解像度は高くなり、再構成間隔が広いと体軸方向解像度は低くなる。そこで本実施例において、体軸方向注目範囲に対して体軸方向解像度を指定する再構成条件 1、注目範囲以外の非注目範囲に対して再構成条件 1 よりも低い体軸方向の解像度を指定する再構成条件 2 により、三次元の読影用医用画像を生成する。

[0053] ここで一般には、未画像化領域を発生させないために断面厚 $\geq$ 再構成間隔とすることが望まれるが、断面厚と再構成間隔は、必ずしも一致させる必要はなく、例えば $d i s 1 < d i s 2$ 、 $t h i 1 > d i s 1$ (ただし $t h i 1 = t h i 2$) とすることもできる。この効果について以下に述べる。

[0054] 異なる断面厚により再構成された 2 枚の画像を想定すると、断面厚以外の再構成条件が同じであった場合、断面厚が大きい方が、小さい方に比べて画像に寄与する情報量が多くなるため、低ノイズ画像となる。従って、同一三次元医用画像内で異なる断面厚により再構成される画像が存在した場合、断面厚の変化点で読影者が違和感を覚える可能性も考えられる。しかし再構成間隔を変化させ、断面厚を変化させない場合には、ここで述べた違和感を軽減できる効果がある。

[0055] 同様に、再構成条件に含まれる画質化フィルタに関する条件のうち、尖鋭化フィルタの強度や、平滑化フィルタの強度を再構成間隔に応じて変化させることで、再構成間隔の変化による読影者の違和感を軽減できる効果もある。

[0056] ここで述べたような再構成間隔以外の再構成条件の変化については、施設や読影者の方針等に応じて決定することが望ましい。

[0057] ここで、図 4 を用いて、臨床医師等の読影者の読影業務に本システムを導入した場合を想定したフローについて説明する。

図 4 は、一列目はステップ、二列目はステップ概要、三列目は当該ステップにおいて出力するデータ、四列目は当該ステップにおいて利用する構成を

示すフロー図である。本フローは、ステップ201からステップ206よりなるが、本実施例の画像処理装置はステップ203からステップ206を実現するものである。

[0058] まず、医用画像撮影装置は、撮影範囲、撮影条件等の医師からの撮影指示により患者の撮影を行い、画像処理装置11の画像記憶部22に仮の医用画像を記憶する（ステップ201）。次に画像処理装置11は、仮の医用画像を用いて計算用医用画像を生成し、画像記憶部22に保存する（ステップ202）。ここで仮の医用画像から計算用医用画像を生成する際の再構成条件は、撮影範囲、撮影条件により予め定めたものか、撮影前の医師の指示に従うもので、1つの三次元医用画像に対して1つの再構成条件とする。

[0059] 注目点特定部20は、計算用医用画像に対する注目点を注目点記憶部40から特定し（ステップ203）、体軸方向注目範囲特定部21は、計算用医用画像と注目点から、計算用医用画像に対する体軸方向注目範囲を特定する（ステップ204）。その後、読影用医用画像生成部23は、仮の医用画像（rawデータ）から、三次元の読影用医用画像を生成する（ステップ205）。次に表示装置12は、画像記憶部22に保存された読影用医用画像の二次元断面画像を一枚ずつ、表示画面に表示する（ステップ206）。ここでステップ204、205における処理は、ステップ103～106として述べた処理と同様のものとする。

[0060] 以上詳述した本実施例の画像処理装置における処理を実現することにより、読影医などの読影者にとっては、通常の撮影指示を実行するだけで、注目点については過不足なく詳細な読影が可能であり、総画像枚数としては最小限の枚数を読影するのみとなり、読影時間が短縮できることとなる。

実施例 2

[0061] 本実施例では、読影用医用画像を計算用医用画像から生成する画像処理装置の一実施例について説明する。この場合であっても、処理の流れは実施例1で述べたステップ101～106と同様である。ただし、ステップ106における三次元画像生成の方法が異なる。つまり上述したrawデータから

の再構成ではなく、二次元断面画像群からの画像生成となる。本実施例における処理の具体例を以下に述べる。すなわち、計算用医用画像は、体軸方向に直交する複数の二次元断面画像の積み重ねにより表現できる計算用三次元医用画像であり、注目二次元画像は、前記二次元断面画像のうちの一つである。この計算用三次元医用画像は、第一再構成条件の体軸方向解像度と同じかそれよりも高い体軸方向解像度を指定する再構成条件によって予め再構成されており、本実施例の読影用医用画像生成部は、このように予め再構成された計算用三次元医用画像を間引いて読影用医用画像を生成する。

[0062] 計算用三次元医用画像の再構成間隔を dis_org 、断面厚を thi_org とする。このとき、 $dis1 \geq dis_org$ を満たすようにする。

$dis1 = dis_org$ であった場合、体軸方向注目範囲については計算用医用画像を構成する二次元断面画像を、そのまま読影用医用画像を構成する二次元断面画像として利用できる。

[0063] 非注目範囲に関しては、 $dis2 > dis_org$ となるため、計算用医用画像から、 $dis2$ おきに抽出した二次元断面画像を、読影用医用画像を構成する二次元医用画像とするか、もしくは $dis2$ の範囲の複数の二次元断面画像を体軸方向に平均化、もしくは MIP (Maximum Intensity Projection: 最大輝度値投影法) 等の画像処理手段を用いて一枚の二次元画像としたものを、読影用医用画像を構成する二次元断面画像とする。

[0064] 実施例 1 においては、 raw データから読影用医用画像を生成する方法について述べたが、一般に raw データは、画像処理装置を設置する施設によっては、一定期間後に削除されることも多い。従って、撮影直後でないタイミングで本システムを利用する場合など、 raw データが入手できない可能性もある。これは例えば、遠隔読影等、撮影を実施する施設と、読影を実施する施設が別の施設である場合や、病変の経過を見るための経過観察等で、本技術で生成する医用画像を撮影した日時よりも後に撮影した医用画像と、本技術で生成する医用画像を撮影した医用画像を見比べる場合等である。本

実施例の効果は、これらの場合にも、*raw*データを利用せず、読影用医用画像を生成できる点にある。

実施例 3

[0065] 実施例 3 では、図 1 に示した画像処理装置 11 の体軸方向注目範囲特定部が、XR 画像やスキャノグラム等、体軸方向に平行な二次元医用画像から、体軸方向注目範囲を特定する構成の実施例である。つまりここでは、計算用医用画像は 1 枚の二次元画像とする。

[0066] 図 5 を用いて本実施例を説明する。まず実施例 1 のステップ 101 と同様に、画像処理装置 11 は、計算用医用画像 *Image* を特定し（ステップ 301）、体軸方向注目範囲特定部 21 は、*Image* に対する注目点 *Point* [*m* (*m* = 1 ~ *M*)] を特定する（ステップ 302）。

[0067] 次に *m* = 1 ~ *M* について、体軸方向注目範囲特定部 21 の二次元注目範囲算出部 30 は、*Image* 内の *Point* [*m*] の周囲の輝度情報から、二次元注目範囲 *Region* を算出する（ステップ 303）。ここでの *Region* は、実施例 1 における *preRegion* と同様の算出方法で求めることができる。

[0068] 体軸方向注目範囲算出部 31 は、*Region* の情報に基づき、体軸方向注目範囲 *ARegion* [*m*] を算出する（ステップ 304）。*ARegion* [*m*] は、例えば *Region* の画素の体軸方向の座標値のうち、最小値から最大値までの範囲として算出することができる。

[0069] 読影用医用画像生成部 23 は、*m* = 1 ~ *M* の *ARegion* [*m*] の情報を用い、実施例 1 と同様に読影用三次元医用画像を生成する（ステップ 305）。

[0070] 本実施例の画像処理装置の効果としては、三次元画像の生成をすることなく体軸方向注目範囲を特定できるため、撮影から読影用医用画像の完成までの時間が短縮できることが挙げられる。

実施例 4

[0071] 本実施例は、図 1 に示した画像処理装置の注目点特定部が、自動的に注目

点を定める構成の実施例である。すなわち、図6の注目点特定部20は、注目点算出部41と注目点記憶部40を有し、注目点記憶部40に、計算用三次元医用画像の各画素の周囲の画素分布から三次元特徴量を算出する三次元特徴量算出式と、三次元特徴量のとり得る値の範囲である三次元特徴量基準範囲とを予め記憶しておき、注目点算出部41は、三次元特徴量算出式により求められる三次元特徴量と三次元特徴量基準範囲とを参照して、一点以上の注目点を自動的に求める画像処理装置の実施例である。

[0072] 図6を用い、本実施例の画像処理装置11の構成の一例を説明するが、注目点特定部20以外の構成は、実施例1で述べた図1の構成と同じであるので、注目点特定部20についてのみ述べる。図6に示すように、本実施例の注目点特定部20は、注目点記憶部40の他に注目点算出部41を備える。この注目点算出部41が、計算用三次元医用画像を用い、注目点を自動的に特定する。

[0073] 本実施例の構成において、注目点算出部41は、例えば計算用三次元医用画像の各画素を中心とした球内の輝度分布から算出するヒストグラム中央値や分散等の数値や、隣接画素間の輝度差等を三次元特徴量として算出し、予め定める閾値の範囲である三次元特徴量基準範囲内に収まる画素を注目点として注目点記憶部40に記憶することができる。注目点記憶部40に記憶される三次元特徴量基準範囲は、疾病の種類を同じくする病変疑い箇所を注目領域として、撮影条件、撮影機器仕様を同じくする撮影装置により撮影されたテスト医用画像群とそれに対する読影結果から事前に定められるものである。

[0074] ここで予め定める閾値の範囲を、例えば注目範囲の中心位置の特徴量に対する値であるとした場合、注目範囲であっても中心付近以外の画素については中心点算出部41では求められない。そのため、体軸方向注目範囲特定部21において、実施例1に記載の方法で体軸方向注目範囲を特定する必要がある。

[0075] また別に、注目点特定部20が、三次元領域として病変疑い領域全体を注

目範囲として算出可能な場合には、注目点記憶部40には一つの病変疑い領域である注目範囲に対して複数の注目点にて表現される三次元領域が記憶されることとなり、体軸方向注目範囲特定部20では、高さが体軸方向に平行な、注目範囲を包括する円柱や多角形柱の高さを体軸方向注目範囲とすることもできる。

[0076] 注目点算出部41による注目点の算出と、注目点記憶部40への記憶は、例えばステップ102、ステップ203、ステップ302の前段階として実行されてもよいが、あらかじめ実行しておき、ステップ102、203、302では注目点記憶部40から注目点を読み出すだけとすることもできる。前記注目点記憶部に記憶される前記三次元特徴量基準範囲は、疾病の種類を同じくする病変疑い箇所を注目領域として、撮影条件、撮影機器仕様を同じくする撮影装置により撮影されたテスト医用画像群とそれに対する読影結果から事前に定められる。

[0077] また例えば、CAD (Computer Aided Detection, コンピュータ支援検出) による出力結果を中心点とすることもできる。ここでのCADとは、コンピュータ、およびこれに基づく情報処理技術によって、医用画像から病変疑い点としての注目点を自動的に算出して提示するシステムおよびその手法を指す。

実施例 5

[0078] 本実施例では、図1の画像処理装置において、読影医の手動により注目点を特定する構成の実施例について説明する。

[0079] この場合、三次元もしくは二次元の医用画像に対して位置を指定することとなるが、三次元の医用画像を利用する場合、その再構成条件の再構成間隔は、少なくともdis1よりは大きい値、例えばdis2とすることで本技術の効果が得られる。荒い再構成間隔即ち、少ない断面枚数での読影が可能であり、注目点として指定した点については小さい再構成間隔による細部の確認が可能となる。言い換えるなら、体軸方向解像度が粗い断面画像を用いて読影しているときに、操作者である読影医が注目点を指定すると、指定さ

れた断面画像とその周辺の断面画像の体軸方向解像度を細かくすることができる。また、実施例1で説明したステップ103～ステップ106をリアルタイム処理とすれば、三次元医用画像全体を二度読影することなく、注目点の周辺領域に対する、細部の観察が可能となる。

[0080] 図2に示したステップ103～106をリアルタイム処理とした場合の処理フローについて、図7、および図8を用いて説明する。

[0081] ここでは、注目点を特定するために表示させる医用画像をVolume Aとし、一定の再構成間隔で再構成された体軸に直交する $s_n A$ 枚の二次元断面画像Slice A [$s A$]の積み重ねからなるものとする。ここで $s A$ は、Slice Aの断面番号であり、 $1 \sim s_n A$ の値をとる変数とする。また、読影用医用画像をVolume Bとし、体軸に直交する $s_n B$ 枚の二次元断面画像Slice B [$s B$]の積み重ねからなるものとする。 $s B$ は、Slice Bの断面番号であり、 $1 \sim s_n B$ の値をとる変数とする。ここでは $s_n B > s_n A$ となるため、実座標系の体軸方向において同位置に存在する二次元断面画像であっても、 $s A$ と $s B$ の値は異なる。

[0082] 図7は注目点の特定と読影用医用画像の生成を逐次的に実行する処理の一例を示すフローチャートでありステップ401～408からなる。図8は、ここでのステップ402～408について、各ステップで表示装置に表示される二次元断面画像の位置を説明した図である。図8のVolume AおよびVolume Bの模式図では、当該ステップで表示する二次元断面画像を実線で、それ以外の二次元断面画像については破線で示した。

[0083] まず画像処理装置11は、実施例1におけるステップ101と同様に、Volume Aを特定する（ステップ401）。

[0084] この後のステップ402～409については、 $1 \sim s_n A$ のSlice A [$s A$]について、順次時系列的な前後関係を持って実施するものとする。

[0085] まず、表示装置12にSlice A [$s A$]を表示する（ステップ402）。

[0086] ステップ403では、入力装置10からの入力により、Slice A [s

A] に対する注目点 *Point* の有無を判断するが、この判断は例えば以下のように実行する。

[0087] 入力装置 10 としてマウスを利用する場合、表示画面内で右クリックが行われた場合、注目点が存在すると判断してクリック点の位置を注目点とし、次の二次元断面画像を表示させる操作、例えばスクロール操作や下矢印ボタンの押下が行われた場合には、*Slice A[sA]* には注目点が存在しないと判断する。入力装置 10 がマウス以外のデバイス、例えばトラックボールやペン、タッチパネル等であったとしても、画像めくりの操作と点指定の操作を区別できるものであれば、判定は可能である。

[0088] ここで *Slice A[sA]* に注目点が存在しないと判断した場合には、 $sA = sA + 1$ としてステップ 402 に戻る。

[0089] ステップ 403 において、*Slice A[sA]* に注目点が存在すると判断した場合に、ステップ 404 に進む。

[0090] ステップ 404 では、体軸方向注目範囲特定部 21 は、*Slice A[sA]* より前の画像については体軸方向注目範囲外とする。即ち、*Point* が *Volume A* において最初に指定された注目点であれば $sA = 1 \sim sA - 1$ の範囲を、もしくは同 *Volume A* に対して *sA* より前に注目点 *Point__pre* が指定されていた場合には *Point__pre* に対する体軸方向注目範囲の下端である *sAe__pre* を利用し、 $sAe__pre \sim sA - 1$ の範囲を、再構成条件 2 により読影用医用画像生成部 23 が再構成して読影用医用画像 *Volume B* に追加して画像記憶部 22 に記憶する。

[0091] ステップ 405 では、体軸方向注目範囲特定部 21 は、図 1 のステップ 103 ~ 104 と同様に、*Point* に対する体軸方向注目範囲を算出する。体軸方向注目範囲は、*Volume A* 内の連続する部分集合として表すことができ、その部分集合で最小の断面番号を *sAs*、最大の断面番号を *sAe* とすると、 (sAs, sAe) と表すこととする。

[0092] ステップ 406 では、読影用医用画像生成部 23 は、 (sAs, sAe) の範囲を、再構成条件 1 により再構成を実施し、再構成された二次元断面画

像である $Slice B[sBs] \sim Slice B[sBe]$ を $Volume B$ に追加して画像記憶部 22 に $Volume B$ を記憶する。 (sBs, sBe) は、 $Volume A$ における断面番号表現 (sAs, sAe) を、 $Volume B$ における断面番号表現に変換した値である。

[0093] ステップ 407 において表示装置 12 は、 $sB = sBs \sim sBe$ の $Slice B$ を順次表示し、ステップ 408 において、 $sA = sAe + 1$ としてステップ 402 に戻る。この際、このときの $Point$ を $Point_pre$ 、 sAe を sAe_pre としておく。

[0094] ここでステップ 407 の実行タイミングは、ステップ 406 における $Slice B$ の生成が終わり次第とすることもできるが、 $Volume A$ に対する注目点の指定が全て終了した後とすることもできる。もしくはそのどちらかを入力装置 10 からの指示によって決めることもできる。ステップ 406 の直後にステップ 407 を実行しない場合、ステップ 408 では $sA = sA + 1$ としてステップ 402 に戻ることにする。

[0095] また、読影医が注目点を指定する三次元医用画像 $Volume A$ は、自動的に特定された注目点に基づいて生成された第一の読影用医用画像であってもよい。この場合、まず自動的に特定された注目点のほかに、自動算出では検出が適わなかった病変疑いのある点を、医師が注目点として追加することとなり、それら追加点の体軸方向注目範囲についても再構成条件 1 により再構成された二次元断面画像を、第二の読影用医用画像として、画像記憶部 22 に記憶、表示装置 12 に表示する。もしくは、追加された体軸方向注目範囲については、 $Volume A$ の当該範囲について、二次元断面画像を置き換えるという処理でも同様の効果が得られる。また逆に、読影医が注目点を指定した後に、自動処理による注目点の特定を行ってもよい。

実施例 6

[0096] 本実施例では、画像処理装置の体軸方向注目範囲算出部 31、もしくは注目点算出部 41 で利用する各特徴量に対する閾値を決定する構成の実施例について述べる。

- [0097] これらの閾値は、疾病の種類、撮影条件、読影者の読影方針等の注目範囲特定条件によって設定されていることが望ましい。従ってたとえば、同一の注目範囲特定条件を持つデータの集合をテストデータ群とする。この場合、各テストデータに対して医師が指定した注目点から算出する特徴量を正解データとして、各テストデータ群について閾値を設定する。例えば正解データの平均値 Ave を求め、当該特徴量 F に対する閾値を、下限閾値を $0.9 \times Ave$ 、上限閾値を $1.1 \times Ave$ のように決定しておく。この場合当該特徴量 F が $0.9 \times Ave$ 以上かつ $1.1 \times Ave$ 以下であれば、当該特徴量の算出領域は、注目範囲であると判断する。
- [0098] この閾値は、本システムが搭載された機器の導入時には、できるだけ類似の読影方針を有する施設のテストデータを用いて定めた閾値を利用することが望ましい。また本システムの導入後には、導入施設もしくは導入施設に類似の読影方針を有する施設にて読影されたデータによりテストデータ群を生成し、閾値情報を更新していくこともできる。
- [0099] 以上詳述した各種の実施例の構成により、体軸方向注目範囲の算出精度が向上し、読影者の読影方針により近い形での体軸方向注目範囲を算出することが可能となる。
- [0100] なお、実施例 1～6 における画像処理装置は、医用画像撮影装置（図示せず）を含まなかったが、画像処理装置は医用画像撮影装置を含んでもよく、また画像処理装置が医用画像撮影装置の一部として機能する構成とすることも可能である。
- [0101] なお、本発明は上記した実施例に限定されるものではなく、様々な変形例が含まれる。例えば、上記した実施例は本発明を分かりやすく説明するために詳細に説明したものであり、必ずしも説明した全ての構成を備えるものに限定されるものではない。また、ある実施例の構成の一部を他の実施例の構成に置き換えることが可能であり、また、ある実施例の構成に他の実施例の構成を加えることも可能である。また、各実施例の構成の一部について、他の構成の追加・削除・置換をすることが可能である。

[0102] 更に、上述した各構成、機能、処理部、画像処理装置等は、それらの一部又は全部を実現するプログラムを作成する例を説明したが、それらの一部又は全部を例えば集積回路で設計する等によりハードウェアで実現しても良いことは言うまでもない。

[0103] 以上詳述した種々の実施例の記載中には、特許請求の範囲の各請求項で規定された本発明以外にも数多くの発明が開示されている。その一部を列記すると次の通りである。

[0104] <列記 1>

医用画像を処理する画像処理装置であって、
被験者の体軸方向について単一の解像度を持つ計算用医用画像と、少なくとも被験者の体軸方向についての解像度が異なる二種類以上の再構成条件によって再構成される読影用医用画像とを記憶する医用画像記憶部と、
計算用医用画像に対する注目点を特定する注目点特定部と、
計算用医用画像の注目点の周囲の輝度値分布から、被験者の体軸方向注目範囲を特定する体軸方向注目範囲特定部と、
体軸方向注目範囲に対して第一再構成条件、体軸方向非注目範囲に対して第一の再構成条件よりも少なくとも低い体軸方向解像度を指定する第二再構成条件により、三次元の読影用医用画像を生成する読影用医用画像生成部を有し、
体軸方向注目範囲特定部は、
計算用医用画像内で注目点が存在する注目二次元画像上で、注目点の周囲の画素の輝度分布から、二次元注目範囲を算出する二次元注目範囲算出部と、
計算用医用画像の被験者の体軸に平行な方向における体軸方向類似度を二次元注目範囲から算出し、体軸方向注目範囲を算出する体軸方向注目範囲算出部を有する、ことを特徴とする画像処理装置。

[0105] <列記 2>

列記 1 に記載の画像処理装置であって、
計算用医用画像は、体軸に直交する複数の二次元断面画像の積み重ねにより

表現できる計算用三次元医用画像であり、
注目二次元画像は、計算用医用画像の二次元断面画像のうちの一つである注目二次元断面画像である、
ことを特徴とする画像処理装置。

[0106] <列記3>

列記2に記載の画像処理装置であって、
体軸方向注目範囲特定部は、二次元特徴量算出式と二次元特徴量基準範囲とを記憶する基準特徴量記憶部を有し、
二次元特徴量算出部は、注目二次元断面画像において、基準特徴量記憶部から得られる二次元特徴量算出式により当該二次元特徴量と、基準特徴量記憶部から得られる二次元特徴量基準範囲とを参照して当該二次元注目範囲を算出し、
二次元特徴量算出式は、三次元医用画像の二次元断面画像上の各画素について、少なくとも隣接する画素の輝度差から二次元特徴量を算出する式としてあらかじめ定められ、
二次元特徴量基準範囲は、二次元特徴量に対して基準となる注目領域が取りうる範囲として予め定められる、
ことを特徴とする画像処理装置。

[0107] <列記4>

列記2に記載の画像処理装置であって、
体軸方向注目範囲特定部は、体軸方向類似度算出式と体軸方向類似度基準範囲とを記憶する基準特徴量記憶部を有し、
二次元注目範囲算出部は、二次元画像において、基準特徴量記憶部から得られる体軸方向類似度算出式にて算出する体軸方向類似度と、基準特徴量記憶部から得られる体軸方向類似度基準範囲を参照して体軸方向注目範囲を算出し、
体軸方向類似度算出式は、複数の二次元断面画像それぞれにおいて、少なくとも特定の二次元領域内の複数の画素の平均値から得られる平面内特徴量を

算出し、注目断面から得られる平面内特徴量と、前記注目断面以外の断面から得られる平面内特徴量との類似度を体軸方向類似度として算出する式であり、

体軸方向類似度基準範囲は、基準となる注目領域に対する体軸方向類似度のとり得る範囲として予め定められる、

ことを特徴とする画像処理装置。

[0108] <列記5>

列記2に記載の画像処理装置であって、

注目点算出部は、注目点算出部と注目点特徴量記憶部を有し、

注目点特徴量記憶部は、三次元医用画像の各画素の周囲の画素分布から三次元特徴量を算出する三次元特徴量算出式と、三次元特徴量のとり得る値の範囲である三次元特徴量基準範囲とを予め記憶し、

注目点算出部は、三次元特徴量算出式により求められる当該三次元特徴量と、三次元特徴量基準範囲とを参照して、一点以上の注目点を自動的に求める、

ことを特徴とする画像処理装置。

符号の説明

- [0109] 1 0 入力装置
1 1 画像処理装置
1 2 表示装置
2 0 注目点特定部
2 1 体軸方向注目範囲特定部
2 2 画像記憶部
2 3 読影用医用画像生成部
3 0 二次元注目範囲算出部
3 1 体軸方向注目範囲算出部
4 0 注目点記憶部
4 1 注目点算出部

請求の範囲

- [請求項1] 画像処理装置であって、
第一方向に直交する複数の二次元断面画像の積み重ねからなる、被検者の計算用医用画像に対する注目点から、前記第一方向の注目範囲を特定する注目範囲特定部と、
前記第一方向の注目範囲と、前記第一方向の非注目範囲に対して、異なる解像度を指定して、三次元の読影用医用画像を生成する読影用医用画像生成部と、を備え、
前記注目範囲特定部は、
前記注目点が存在する前記二次元断面画像上で二次元注目範囲を算出し、前記二次元注目範囲に基づき前記第一方向における二次元断面画像間の類似度を示す第一方向類似度を算出することにより、前記第一方向の注目範囲を特定する、
ことを特徴とする画像処理装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の画像処理装置であって、
前記読影用医用画像生成部は、三次元医用画像撮影装置によって検出したrawデータから、前記読影用医用画像を生成する、
ことを特徴とする画像処理装置。
- [請求項3] 請求項1に記載の画像処理装置であって、
前記注目範囲特定部は、前記注目点が存在する前記二次元断面画像上で、前記注目点の周囲の画素の輝度値分布から前記二次元注目範囲を算出する、
ことを特徴とする画像処理装置。
- [請求項4] 請求項3に記載の画像処理装置であって、
前記読影用医用画像生成部は、前記第一方向の注目範囲に対して、前記第一方向の非注目範囲よりも高い解像度を持つ、前記三次元の読影用医用画像を生成する、
ことを特徴とする画像処理装置。

- [請求項5] 請求項4に記載の画像処理装置であって、
前記計算用医用画像は、前記第一方向の注目範囲の前記解像度と同じかそれよりも高い解像度によって予め生成され、
前記読影用医用画像生成部は、予め生成された前記計算用医用画像から前記読影用医用画像を生成する、
ことを特徴とする画像処理装置。
- [請求項6] 請求項4に記載の画像処理装置であって、
前記注目範囲特定部は、前記二次元注目範囲を算出する算出部と、前記二次元断面画像の特徴量の算出式と前記特徴量の基準範囲とを記憶する記憶部を有し、
前記算出部は、前記注目点が存在する前記二次元断面画像において、前記記憶部から得られる前記算出式で算出する特徴量と、前記記憶部から得られる前記基準範囲を参照して前記二次元注目範囲を特定する、
ことを特徴とする画像処理装置。
- [請求項7] 請求項4に記載の画像処理装置であって、
前記注目範囲特定部は、前記第一方向の注目範囲を算出する算出部と、前記第一方向類似度の算出式と前記第一方向類似度の基準範囲とを記憶する記憶部を有し、
前記算出部は、前記記憶部から得られる前記算出式にて算出する前記第一方向類似度と、前記記憶部から得られる前記基準範囲を参照して前記第一方向の注目範囲を特定する、
ことを特徴とする画像処理装置。
- [請求項8] 請求項1に記載の画像処理装置であって、
前記計算用医用画像に対する前記注目点を特定する特定部を更に備え、
前記特定部は、前記計算用医用画像の各画素の周囲の画素分布から特徴量を算出する算出式と、前記特徴量のとり得る値の範囲である特徴

量基準範囲とを記憶する記憶部を有し、
前記特定部は、前記算出式により求められる前記特徴量と、前記基準範囲とを参照して、一点以上の注目点を特定する、
ことを特徴とする画像処理装置。

[請求項9] 請求項8に記載の画像処理装置であって、
前記記憶部に記憶される前記基準範囲は、疾病の種類を同じくする病変疑い箇所を注目領域として、撮影条件、撮影機器仕様を同じくする撮影装置により撮影されたテスト医用画像群とそれに対する読影結果から定められる、
ことを特徴とする画像処理装置。

[請求項10] 画像処理装置における画像処理方法であって、
前記画像処理装置は、
第一方向に直交する複数の二次元断面画像の積み重ねからなる被検者の計算用医用画像に対し、注目点が存在する前記二次元断面画像上で二次元注目範囲を算出し、前記二次元注目範囲に基づき前記第一方向における二次元断面画像間の類似度を示す第一方向類似度を算出することにより、前記第一方向の注目範囲を特定し、
前記第一方向の注目範囲と前記第一方向の非注目範囲に対して、異なる解像度を指定して、三次元の読影用医用画像を生成する、
ことを特徴とする画像処理方法。

[請求項11] 請求項10に記載の画像処理方法であって、
前記画像処理装置は、前記注目点が存在する前記二次元断面画像上で、前記注目点の周囲の画素の輝度値分布から前記二次元注目範囲を算出する、
ことを特徴とする画像処理方法。

[請求項12] 請求項10に記載の画像処理方法であって、
前記画像処理装置は、
前記第一方向の注目範囲に対して、前記第一方向の非注目範囲よりも

高い解像度を持つ、前記三次元の読影用医用画像を生成する、
ことを特徴とする画像処理方法。

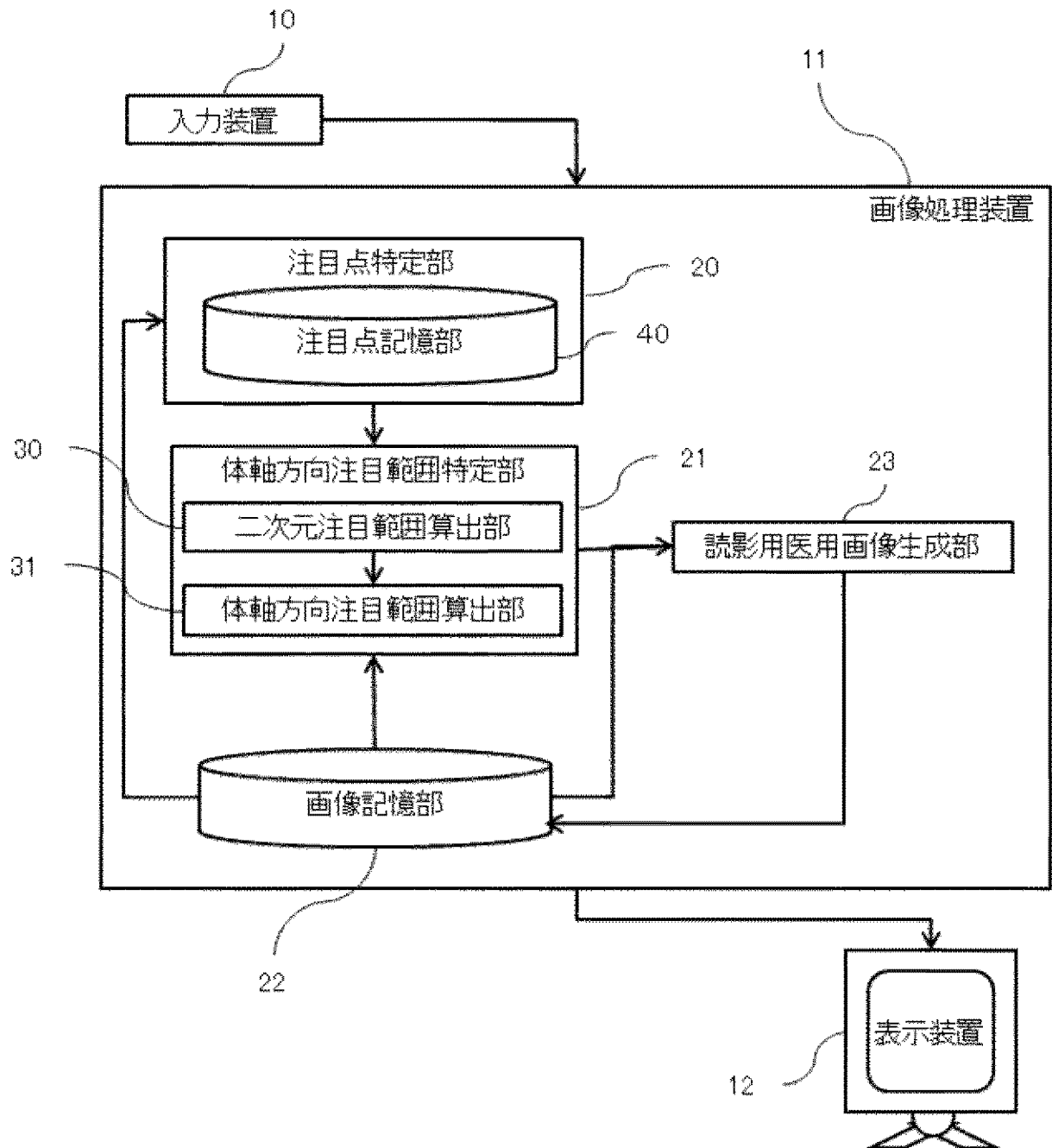
[請求項13] 請求項12に記載の画像処理方法であって、
前記画像処理装置は、
前記第一方向類似度の算出式と前記第一方向類似度の基準範囲とを記憶し、
前記算出式にて算出する前記第一方向類似度と、前記基準範囲を参照して前記第一方向の注目範囲を特定する、
ことを特徴とする画像処理方法。

[請求項14] 画像処理装置における画像処理プログラムであって、
前記画像処理装置を、
第一方向に直交する複数の二次元断面画像の積み重ねからなる被検者の計算用医用画像に対し、注目点が存在する前記二次元断面画像上で二次元注目範囲を算出し、前記二次元注目範囲に基づき前記第一方向における二次元断面画像間の類似度を示す第一方向類似度を算出することにより前記第一方向の注目範囲を特定し、
前記第一方向の注目範囲と前記第一方向の非注目範囲に対して、異なる解像度を指定して、三次元の読影用医用画像を生成する、よう実行させる、
ことを特徴とする画像処理プログラム。

[請求項15] 請求項14に記載の画像処理プログラムであって、
前記画像処理装置を、
前記注目点が存在する前記二次元断面画像上で、前記注目点の周囲の画素の輝度値分布から前記二次元注目範囲を算出し、
前記第一方向の注目範囲に対して、前記第一方向の非注目範囲よりも高い解像度を持つ、前記三次元の読影用医用画像を生成する、よう実行させる、
ことを特徴とする画像処理プログラム。

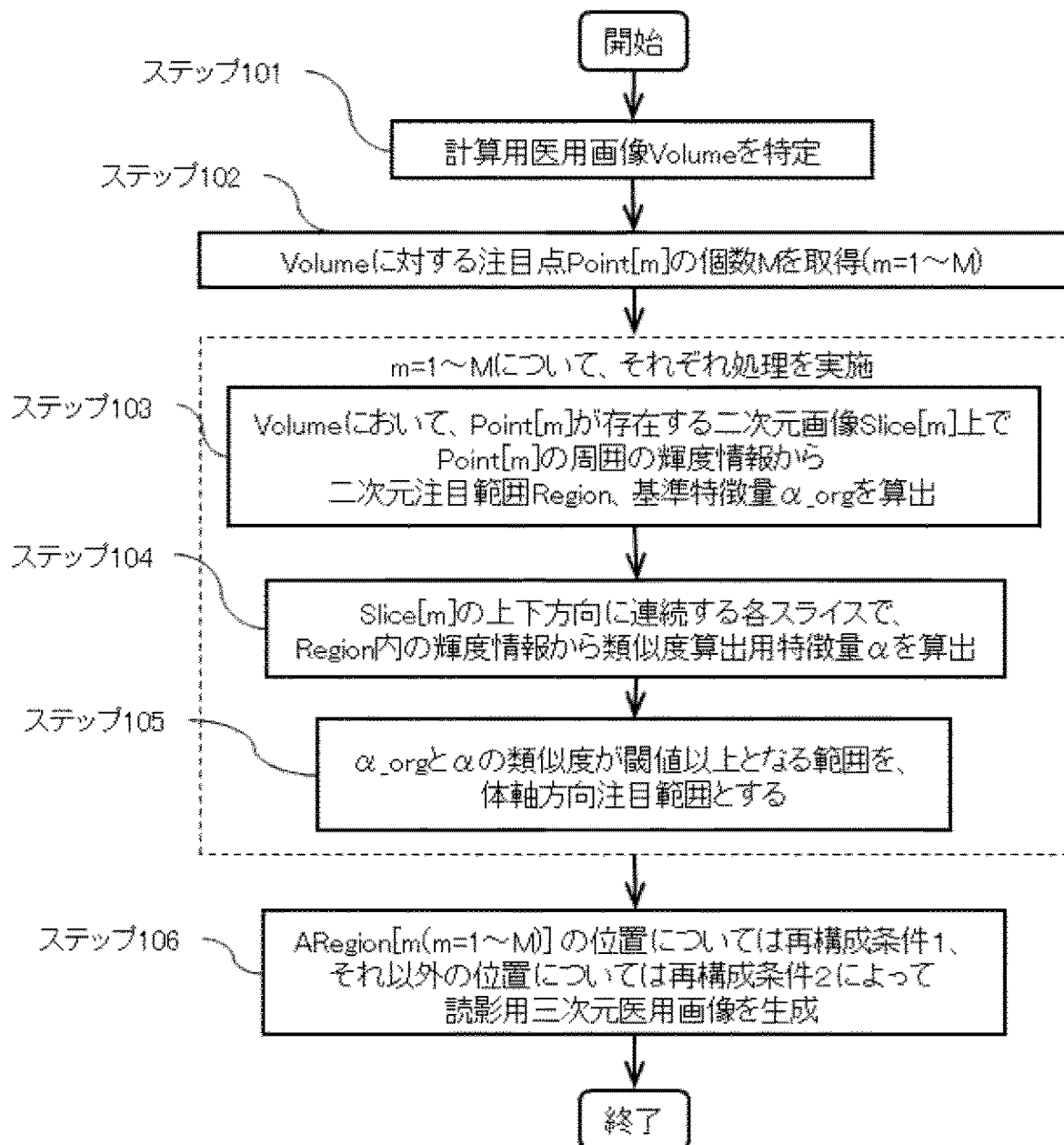
[図1]

図1



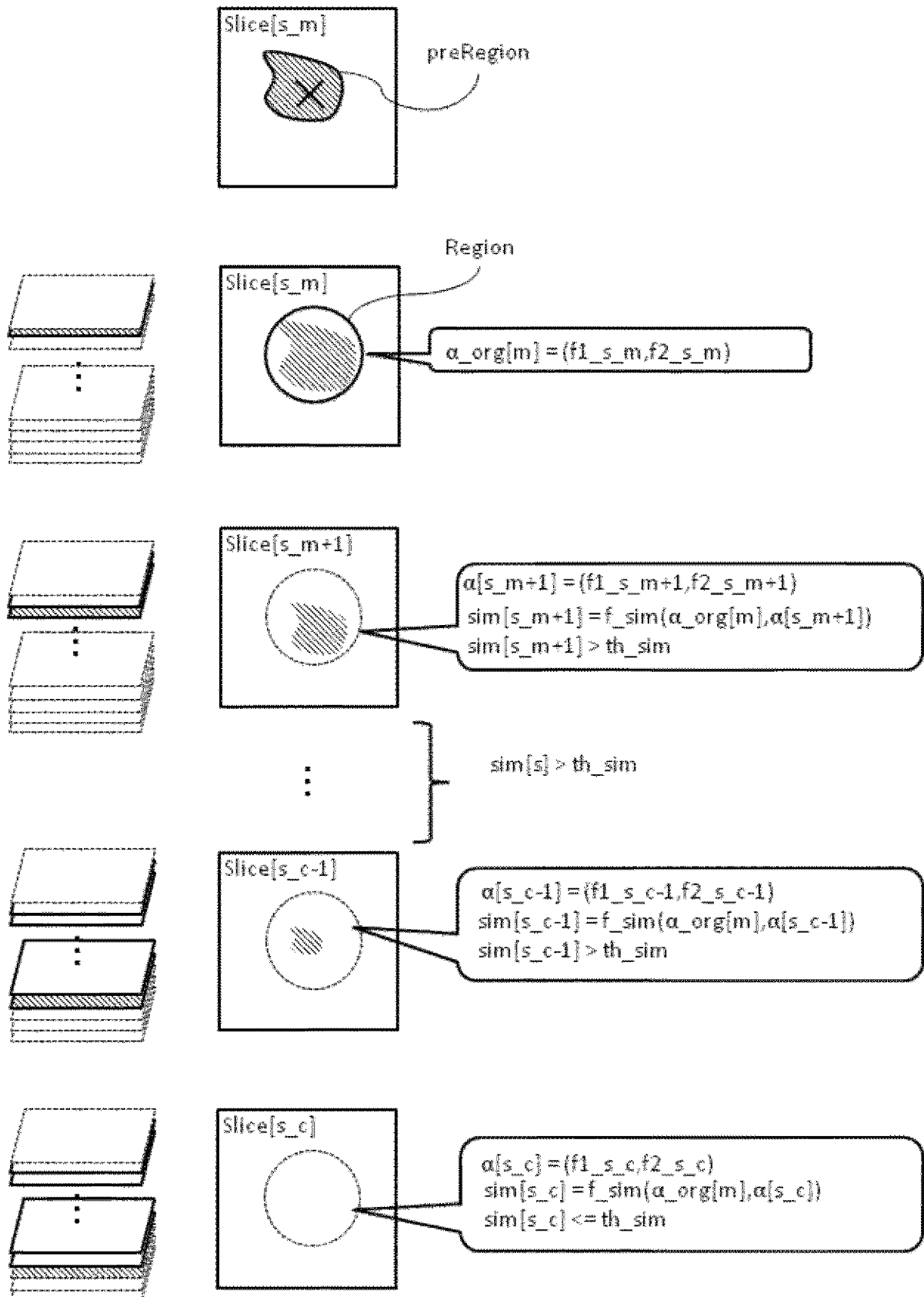
[図2]

図2



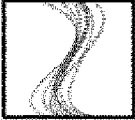
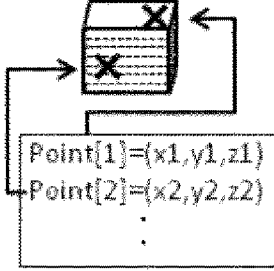
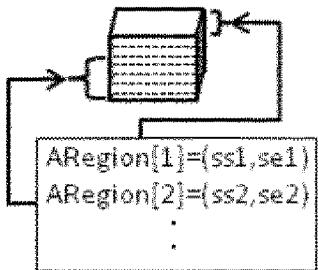
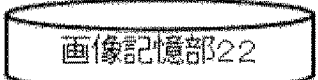
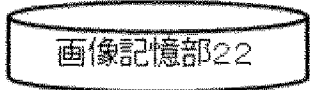
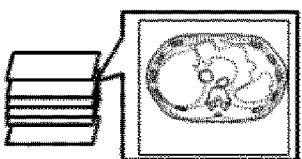
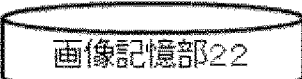
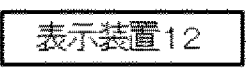
[図3]

図3



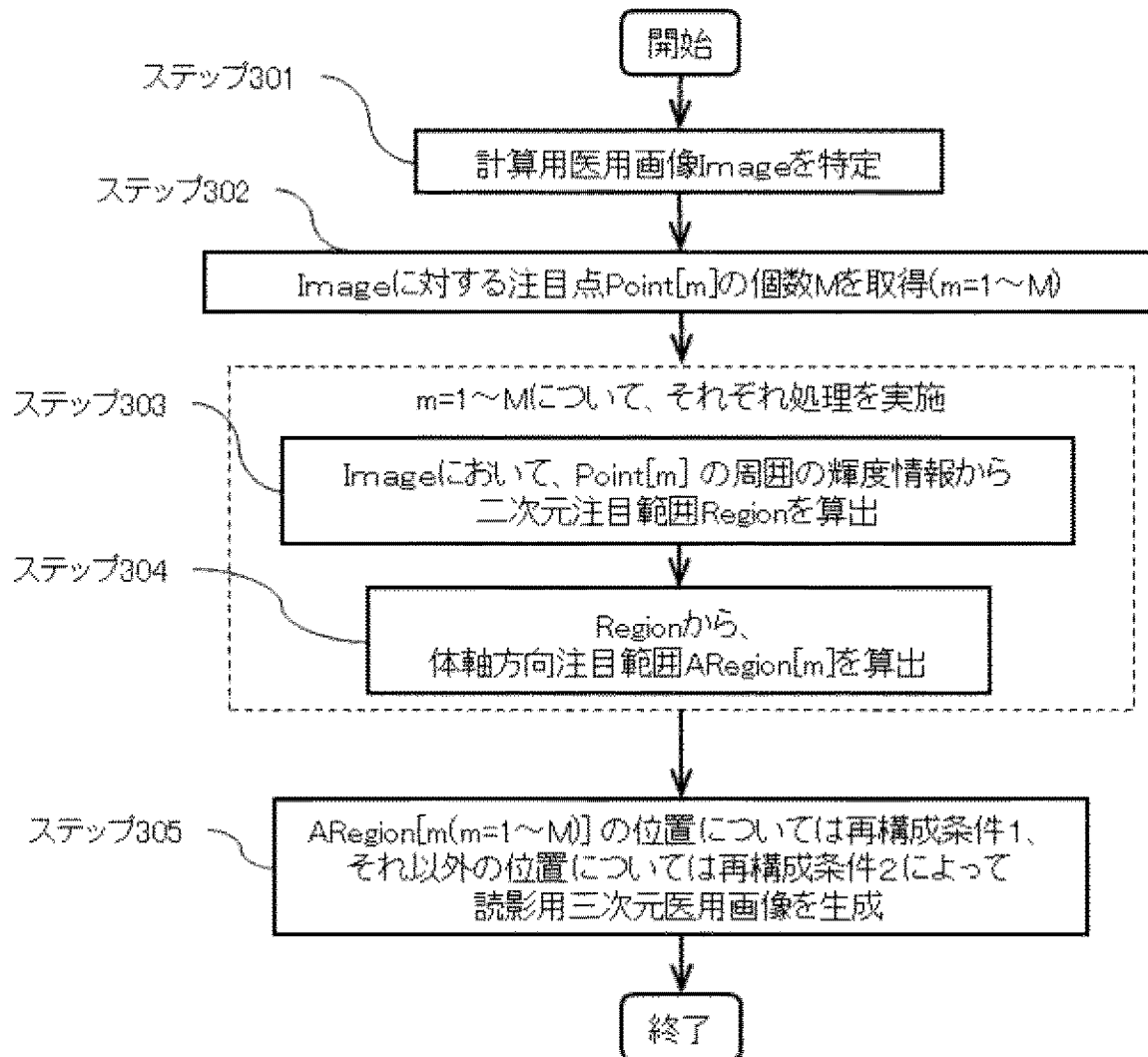
[図4]

図4

ステップ	ステップ概要	出力するデータ	利用する構成
ステップ 201	医用画像撮影装置 による撮影、 仮の医用画像の保存		画像記憶部22
ステップ 202	計算用医用画像の 生成、保存		画像記憶部22
ステップ 203	注目点特定	 <pre> Point[1]={x1,y1,z1} Point[2]={x2,y2,z2} . </pre>	注目点特定部20
ステップ 204	体軸方向注目範囲の 特定	 <pre> ARegion[1]={ss1,se1} ARegion[2]={ss2,se2} . </pre>	 画像記憶部22  体軸方向注目範囲 特定部21
ステップ 205	読影用医用画像の 生成、保存		 読影用医用画像 生成部23  画像記憶部22
ステップ 206	読影用医用画像の 表示		 画像記憶部22  表示装置12

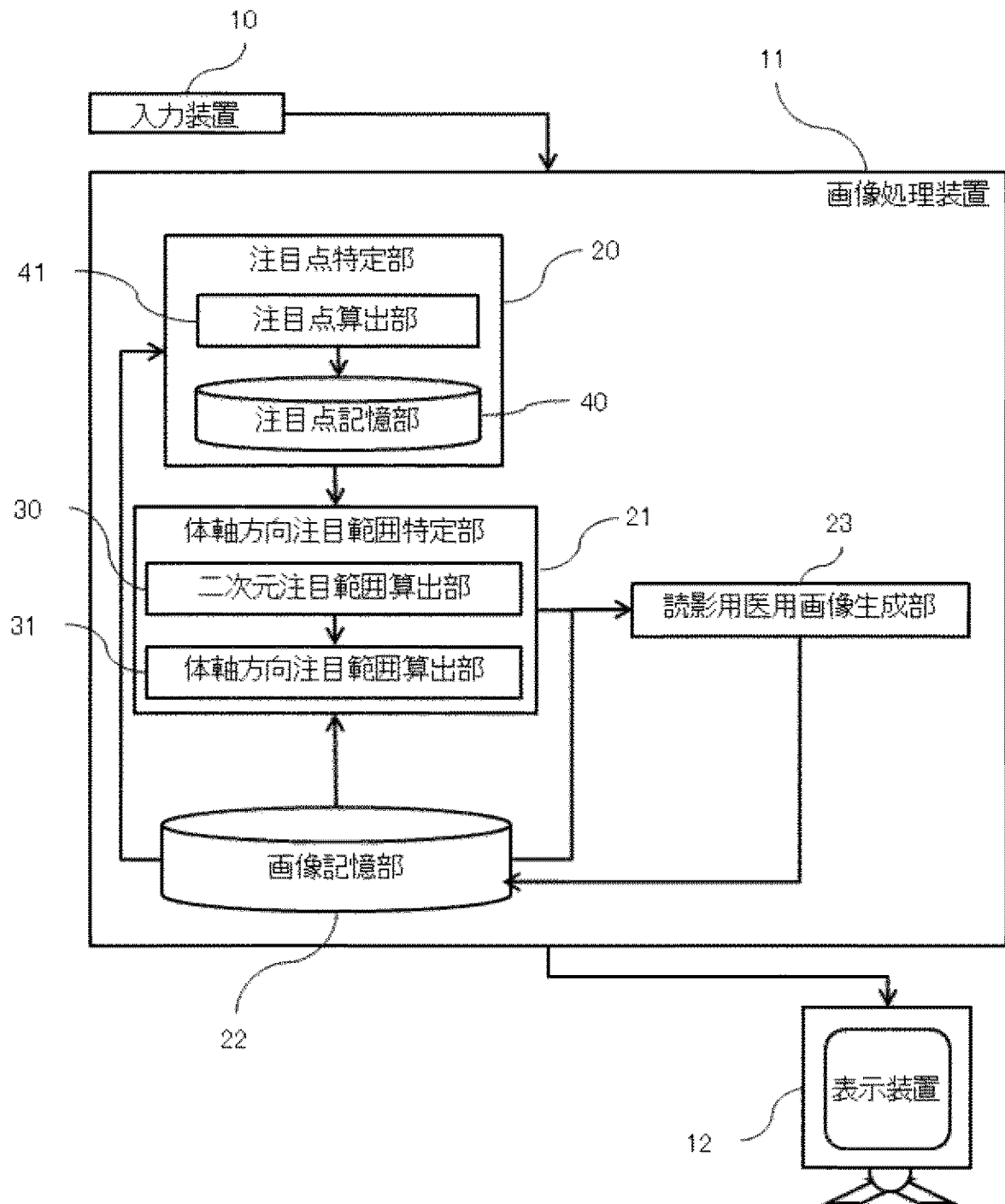
[図5]

図5



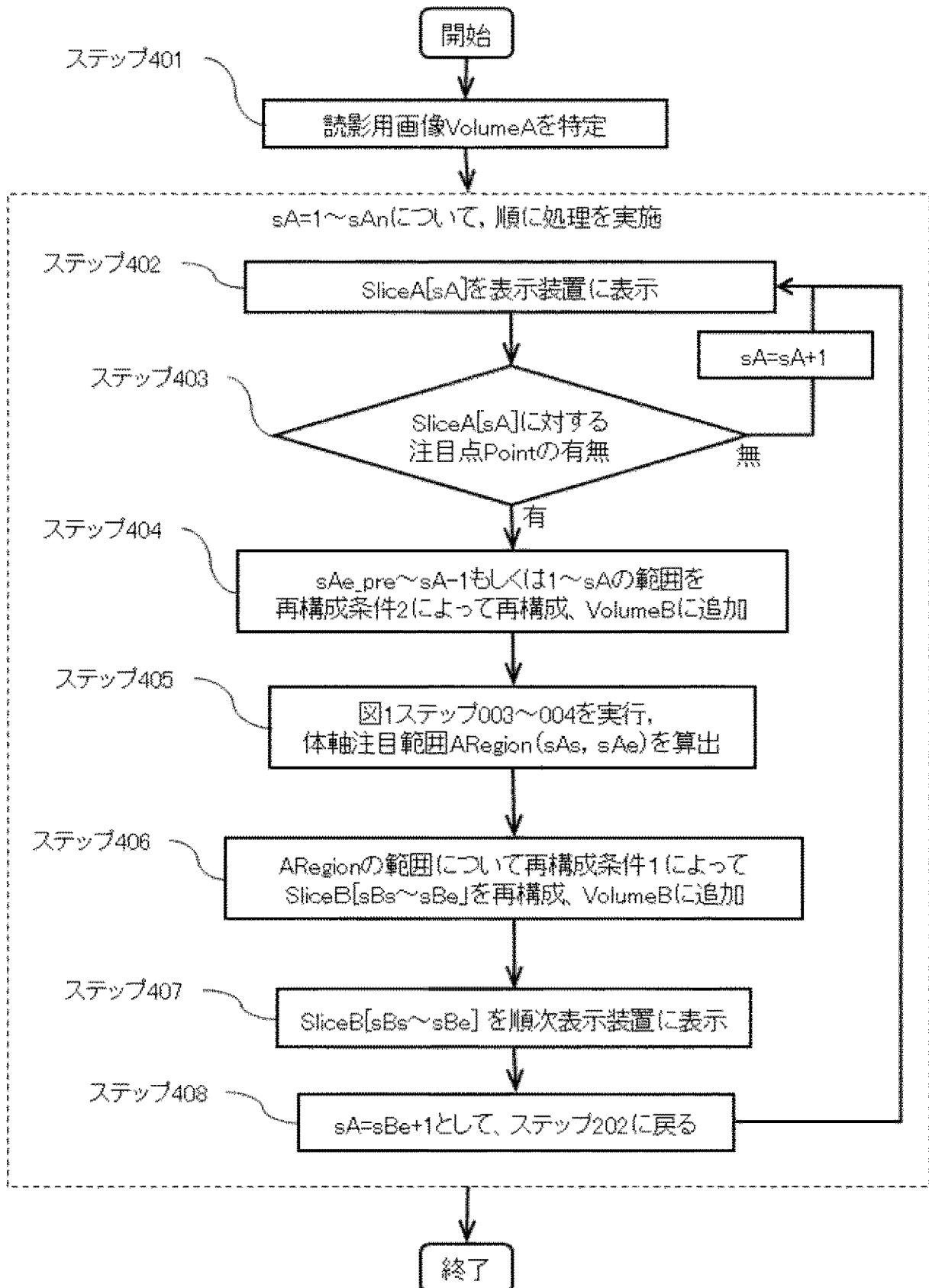
[図6]

図6



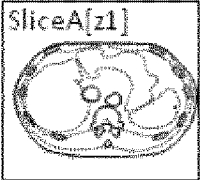
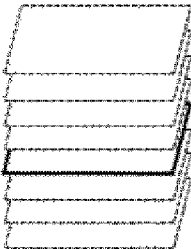
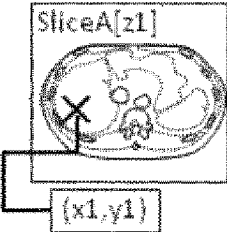
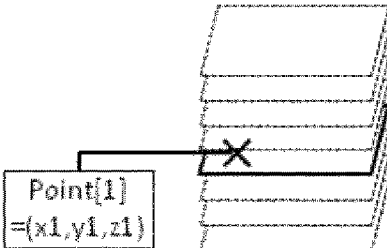
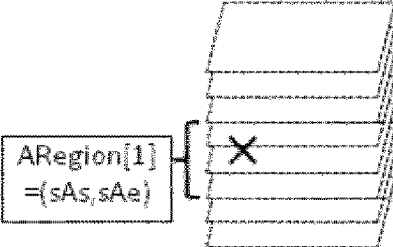
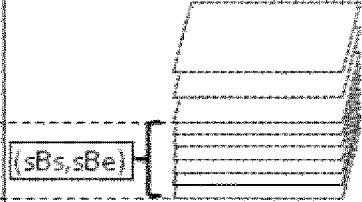
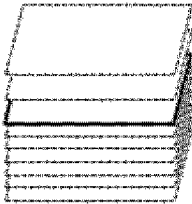
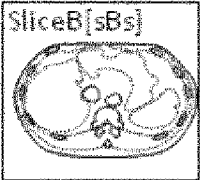
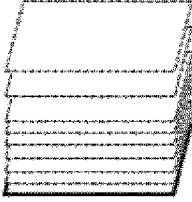
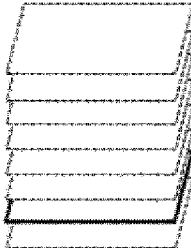
[図7]

図7



[図8]

図8

ステップ	表示装置の表示	VolumeA(SliceA[sA(=1~snA)])	VolumeB(SliceB[sB(=1~snB)])
ステップ 402			
ステップ 403			
ステップ 404, 405			
ステップ 406			
ステップ 407			
ステップ 408			

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/070851

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/03(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)

A61B6/03

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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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.
Y A	JP 2004-113730 A (Terarecon, Inc.), 15 April 2004 (15.04.2004), paragraphs [0033] to [0048] (Family: none)	1-6, 8-12, 14, 15 7, 13
Y A	JP 2009-018048 A (Fujifilm Corp.), 29 January 2009 (29.01.2009), paragraphs [0027] to [0072] & US 2009/0016491 A1 paragraphs [0044] to [0090]	1-6, 8-12, 14, 15 7, 13
Y A	JP 2008-259703 A (Fujifilm Corp.), 30 October 2008 (30.10.2008), paragraphs [0021] to [0041] (Family: none)	1-6, 8-12, 14, 15 7, 13

☒ 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 September 2016 (30.09.16)

Date of mailing of the international search report
11 October 2016 (11.10.16)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/070851

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 11-306264 A (Toshiba Medical Systems Engineering Co., Ltd., Toshiba Corp.),	1-6, 8-12, 14,
A	05 November 1999 (05.11.1999), paragraphs [0048] to [0061] (Family: none)	15 7, 13
A	JP 2013-126492 A (Canon Inc.), 27 June 2013 (27.06.2013), 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（IPC））

Int.Cl. A61B6/03(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（IPC））

Int.Cl. A61B6/03

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	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016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
Y A	JP 2004-113730 A（テラリコン・インコーポレイテッド） 2004.04.15, 段落 [0033] - [0048]（ファミリーなし）	1-6, 8-12, 14, 15 7, 13
Y A	JP 2009-018048 A（富士フイルム株式会社） 2009.01.29, 段落 [0027] - [0072] & US 2009/0016491 A1(pars. [0044]-[0090])	1-6, 8-12, 14, 15 7, 13

☒ 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

30.09.2016

国際調査報告の発送日

11.10.2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

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）

亀澤 智博

2 U

4 7 4 6

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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
Y A	JP 2008-259703 A (富士フイルム株式会社) 2008.10.30, 段落 [0021] – [0041] (ファミリーなし)	1-6, 8-12, 14, 15 7, 13
Y A	JP 11-306264 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) 1999.11.05, 段落 [0048] – [0061] (ファミリーなし)	1-6, 8-12, 14, 15 7, 13
A	JP 2013-126492 A (キヤノン株式会社) 2013.06.27, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-15