

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6358816号
(P6358816)

(45) 発行日 平成30年7月18日(2018.7.18)

(24) 登録日 平成30年6月29日(2018.6.29)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/055 3 8 0

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 E

請求項の数 7 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2014-42041 (P2014-42041)
 (22) 出願日 平成26年3月4日 (2014.3.4)
 (65) 公開番号 特開2015-167582 (P2015-167582A)
 (43) 公開日 平成27年9月28日 (2015.9.28)
 審査請求日 平成28年12月7日 (2016.12.7)

(73) 特許権者 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 110000350
 ポレール特許業務法人
 (72) 発明者 小野 拓郎
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社日立メディコ内

審査官 後藤 順也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像診断装置およびそれに用いる画像処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医用画像診断装置で取得した画像の位置情報を設定する画像処理方法であって、撮像した位置決め画像が持つ解剖学的特徴を元に前記医用画像診断装置固有の座標軸に基づく撮像予定面の位置を示す座標と方向を判定し、該判定された座標と方向から新たな座標軸を算出し、該算出した新たな座標軸に基づき、撮像した本撮像画像の位置を示す座標と向きを示すべきトルを算出することを特徴とする画像処理方法。

【請求項 2】

医用画像診断装置で取得した画像の位置情報を設定する画像処理方法であって、画像を撮像するステップと、

操作者が座標軸を指定するステップと、を有し、

前記医用画像診断装置固有の座標軸に基づく前記撮像した画像の位置を示す座標と方向を、前記操作者が指定した座標軸に基づく前記撮像した画像の位置を示す座標と向きを示すべきトルに変換することを特徴とする画像処理方法。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の画像処理方法であって、

前記医用画像診断装置で取得した画像は複数部位の画像であって、

各部位ごとに、前記撮像した位置決め画像から前記医用画像診断装置固有の座標軸に基づく撮像予定面の位置を示す座標と方向を判定し、

10

20

前記位置決め画像が前記複数部位のうち操作者が指定した基準となる部位である場合に、前記判定された座標と方向から新たな座標軸を算出し、該算出した新たな座標軸に基づき、撮像した複数部位の画像に対して位置を示す座標と向きを示すベクトルを算出することを特徴とする画像処理方法。

【請求項 4】

請求項 2 に記載の画像処理方法であって、前記医用画像診断装置で取得した画像は複数部位の画像であって、前記操作者が指定した座標軸に基づき、撮像した複数部位の画像に対して位置を示す座標と向きを示すベクトルを算出することを特徴とする画像処理方法。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の画像処理方法であって、前記医用画像診断装置で取得した画像は同一の領域を一定時間撮像した画像であって、前記新たな座標軸に基づき、前記撮像した同一領域一定時間の画像に対して位置を示す座標と向きを示すベクトルを算出することを特徴とする画像処理方法。

【請求項 6】

請求項 2 に記載の画像処理方法であって、前記医用画像診断装置で取得した画像は同一の領域を一定時間撮像した画像であって、前記操作者が指定した座標軸に基づき、前記撮像した同一領域一定時間の画像に対して位置を示す座標と向きを示すベクトルを算出することを特徴とする画像処理方法。

【請求項 7】

医用画像診断装置であって、被検体から得られる信号を計測する計測部と、該計測部からの信号を演算処理し画像データを構成する信号処理部を有し、前記信号処理部は、前記演算処理によって取得した位置決め画像が持つ解剖学的特徴を元に医用画像診断装置固有の座標軸に基づく撮像予定面の位置を示す座標と方向を判定し、該判定された座標と方向から、新たな座標軸を算出し、該算出した新たな座標軸に基づき、前記演算処理によって取得した本撮像画像の位置を示す座標と向きを示すベクトルを算出することを特徴とする医用画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医用画像診断装置に係り、特に、この装置にて取得した画像の位置情報を設定する方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医用画像診断装置の一つとして M R I (Magnetic Resonance Imaging) 装置がある。 M R I 装置は、磁場中に置かれた被検体の核磁気共鳴（以下「 N M R (Nuclear Magnetic Resonance) 」という）現象から得られる信号を計測し演算処理することにより、被検体中の核スピンの密度分布、緩和時間分布等を断層像として画像表示するものであり、人体や動物を被検体として各種の診断等に使用されている。 N M R 現象から信号を得るために、空間的、時間的に一様な静磁場中に被検体を置き、高周波コイルによりパルス状に電磁波を被検体に照射し、それによって発生する N M R 信号を高周波コイルにより受信する。さらに N M R 信号に位置情報を与えるために静磁場に傾斜磁場が重畠される。これにより、任意断面の撮像を実現している。

【0003】

M R I 装置において、被検体の撮像対象部位の断層像撮像前に、撮像予定面を決定するために用いる位置決め用画像を取得する。取得した位置決め用画像が持つ解剖学的特徴を元に所望の断層像の撮像予定面を自動で算出することができる従来技術として、 W O 2 0 1 3 / 0 2 7 5 4 0 号公報（特許文献 1 ）がある。（以下、この従来技術を自動位置決め

10

20

30

40

50

という)なお、医用画像では、その画像の三次元的な位置を示す座標と画像の向きを持つ。これらの座標軸は、被検体の体の向きに沿って規定されている。

【0004】

また、画像の位置を示す座標と画像の向きの情報を元に、画像内の被検体の向きが判定され、それを表示する従来技術として、生成された画像と体位情報がずれている場合の補正を行う、特開2006-246937号公報(特許文献2)がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】WO2013/027540号公報

10

【特許文献2】特開2006-246937号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上記特許文献1の課題について図2に基づいて説明する。

【0007】

図2において、画像の三次元的な位置を示す座標と画像の向きを示す単位ベクトルは、被検者の体の向きに沿って規定された座標軸(201, 202)に従って表される。従来のMRI装置では、被検体のMRI装置に対する向きを操作者が撮像前に設定する必要があるが、被検体の向きをMRI装置に対して直交する方向にしか選択できず、被検体がMRI装置に対して斜めの方向(203)に向いている場合、自動位置決めで撮像する領域(204)は変わるが、座標軸(201, 202)は変わらない。このため、取得される画像(206)の位置を示す座標(207)と、画像(206)の向きを示すベクトル(208, 209)の座標軸は被検体に対して斜めを向いた状態になり、例えば被検体にとっての右方向(210)が座標上では右後ろの方向となってしまう。また、座標軸の原点の位置と被検体との関係は検査ごとに異なる関係となってしまうという問題があった。

20

【0008】

また、特許文献2では、生成された画像を補正した状態で表示するには、この補正機能を備えた装置で表示する必要があり、この補正機能を備えていない装置では対応できないという問題がある。また、補正表示するための体位情報は、画像の上下左右の方向が被検体の上、下、右、左、前、後のどれに対応するかを示すのみであり、45度刻みの補正しか行えず、大まかな補正しか行えないという問題があった。

30

【0009】

よって、本発明の目的は、操作者が撮像前に被検体の向きを指定することなく、被検体ごとの同じ座標軸に対して、取得した画像の座標と画像の向きを示すベクトルとが設定される医用画像診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記課題を解決するために、例えば特許請求の範囲に記載の構成を採用する。本願は上記課題を解決する手段を複数含んでいるが、その一例を挙げるならば、医用画像診断装置で取得した画像の位置情報を設定する画像処理方法であって、撮像した位置決め画像が持つ解剖学的特徴を元に前記医用画像診断装置固有の座標軸に基づく撮像予定面の位置を示す座標と方向を判定し、該判定された座標と方向から新たな座標軸を算出し、該算出した新たな座標軸に基づき、撮像した本撮像画像の位置を示す座標と向きを示すベクトルを算出する構成とする。

40

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、操作者が撮像前に被検体の向きを指定することなく、被検体ごとの同じ座標軸に対して、取得した画像の座標と画像の向きを示すベクトルとが設定される医用画像診断装置を提供することができる。

50

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】実施例1に係るMRI装置と外部の画像保存システムの一例の全体概要である。

【図2】発明が解決しようとする課題の説明図である。

【図3】実施例1の処理フローチャートとその説明図である。

【図4】実施例2の処理フローチャートとその説明図である。

【図5】実施例3の処理フローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の実施例について、図面を用いて詳細に説明する。

10

【実施例1】

【0014】

本実施例に係る医用画像診断装置の一例として、MRI装置を用いて以下説明する。MRI装置は、NMR現象を利用して被検体中の所望の検査部位における原子核スピンの密度分布や緩和時間分布等を計測して、その計測から被検体の任意の断面を画像表示するものである。図1にその模式図を示す。

【0015】

図1において、被検体に静磁場を与える静磁場コイル(101)と、被検体に傾斜磁場を与える傾斜磁場コイル(102)と傾斜磁場電源(103)と、被検体の生態組織を構成する原子の原子核にNMR現象を起こさせる高周波パルス(以下RFパルスという)を所定のパルスシーケンスで繰り返し印加する照射コイル(104)と、この照射コイルからのRFパルスにより被検体にRF磁場を照射する送信系(105)と、NMR現象により放出されるエコー信号を検出する受信コイル(106)と受信系(107)と、この受信系で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行う信号処理およびフィルムへ出力を行う処理系(CPU)(108)と、画像を表示する表示手段(ディスプレイ)(109)と、これらを制御するための操作卓(110)と、データを蓄積する記憶装置(111)を備えている。傾斜磁場は、エコー信号に位置情報を与えるために与えられるもので、直行する3軸方向の傾斜磁場がそれぞれ所定のパルスシーケンスにより印加される。これらのMRI装置により、被検体(112)の任意断面画像を得る。すなわち、被検体から得られる信号を、受信コイル(106)や受信系(107)からなる計測部で計測し、該計測部からの信号を演算処理し、処理系(CPU)(108)からなる信号処理部で処理することで画像データを構成する。

20

【0016】

取得された被検体の任意断面の画像データは、図示していない出力端子からDICTOM形式(詳細は後で説明する)で、ネットワークケーブルや、可搬媒体などを介して、MRI装置の外部の画像サーバ(113)に送られる。さらに画像サーバから外部のディスプレイを備えた画像表示装置(114)に送られ、画像が表示される。

30

【0017】

次に本実施例に係る処理概要を図3に基づいて説明する。図3は、右側に本実施例の処理フローチャートを、左側にその説明図を示している。

40

【0018】

図3において、例えば被検体の頭部の撮像を行う場合、まず、S31において、被検体(300)の所望の撮像予定面を決定するために用いる位置決め画像(301)(302)(303)を取得する。例えば、位置決め画像(302)は、図3の左側図304の撮像位置を撮像したものである。

【0019】

次に、S32において、取得した位置決め画像が持つ解剖学的特徴を元に、所望の断層像の撮像予定面を自動で算出する特許文献1記載の従来技術などにより、MRI装置固有の座標軸に基づく三次元的な撮像予定面(305)を決定する。そして、S33において、三次元的な撮像位置(305)の座標と方向から、左図に示すような、その被検体で好

50

適な座標軸（306）と原点（309）の位置を算出する。これらの座標軸と原点は、位置決め画像を撮像した際の原点（307）と座標軸（308）とは異なる。そして、S34において、左図に示すように、位置決め画像（302）の撮像位置（304）の座標軸（306）における画像の位置を示す座標（310）と画像の向きを示すベクトル（311，312）を算出し、位置決め画像（302）の座標と画像方向として保存する。

【0020】

引き続いて、S35において、本撮像予定面（305）で関心領域の本撮像を行い、本撮像の画像（313）を取得する。最後に、S36において、左図に示すように、変更した座標軸（306）に対する本撮像の画像の位置を示す座標（314）と画像の向きを示すベクトル（315，316）を算出する。この画像の座標（314）とベクトル（315，316）を本撮像の画像（313）の座標と画像方向として保存し、その後の装置上での表示や、外部へ出力する画像データの位置情報として用いる。10

【0021】

すなわち、本実施例は、まず撮像予定面を決定するために用いる位置決め用画像を取得する。次に取得した位置決め用画像が持つ解剖学的特徴を元に所望の断層像の撮像予定面を自動で算出する従来技術により、MRI装置固有の座標軸に基づく三次元的な撮像予定面を決定する。この三次元的な撮像予定面を基に被検体の方向を特定し、撮像予定面の座標と向きに即して画像の座標を示す際に使用する座標軸を算出する。MRI装置固有の座標軸と、撮像予定面に合わせた新しい座標軸の原点の位置の移動量と回転角を基に、MRI装置で取得された画像の座標と画像の向きを示すベクトルの情報を変換する。変換された座標と画像の向きのベクトルは、画像の位置情報として、MRI装置上での表示や、MRI装置の外部に出力した先での表示に用いられる。20

【0022】

言い換えれば、本実施例は、医用画像診断装置、または、医用画像診断装置で取得した画像の位置情報を設定する画像処理方法であって、取得した位置決め画像が持つ解剖学的特徴を元に医用画像診断装置固有の座標軸に基づく撮像予定面の位置を示す座標と方向を判定し、該判定された座標と方向から、新たな座標軸を算出し、該算出した新たな座標軸に基づき、本撮像画像の位置を示す座標と向きを示すベクトルを算出する。

【0023】

さらに言い換えれば、本実施例は、自動位置決めで対象部位の断層撮像面が決まつたら、その撮像面に合わせて座標軸を回転し、また原点を移動することで、常に被検者の体の向きと位置に対して一定の関係となる座標軸に補正された画像データを作成することができる。また、本実施例では画像の方向を示すベクトルの座標情報をそのまま直接変更するため、45度未満の方向の補正も可能となる。また、本実施例によれば、画像を表示する装置では、補正した体位情報を表示する機能は必要なく、補正された画像と補正されていない画像を区別して扱う必要もないという特徴がある。30

【0024】

また、外部へ出力する画像データは、医用画像のフォーマットとそれらの画像を扱う医用画像機器間の通信プロトコルを定義した標準規格であるDICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) の形式となり、座標はDICOMのImage Position、画像の方向を示すベクトルはImage OrientationのタグにDICOMの付帯情報として附加される。よって、本実施例によれば、同一の被検体の画像であれば、装置に対する該被検体の向きによらず、また異なる検査、異なるMRI装置で取得した画像であっても、同一の座標軸における座標で示すことができるため、DICOMの付帯情報である、これらの座標が属する座標軸を識別するユニークなIDであるFrame of Reference UIDは同一のものとして設定することができる。40

【0025】

以上のように本実施例によれば、被検体の向きによらず常に一定の方向を向いた座標軸を持った画像を取得できる。また撮像開始前に操作者が被検者の姿勢を入力する必要がないため、MRI装置での撮像に掛かる操作者の操作を簡略化し、検査に掛かる時間を短縮50

することができる。また、MRI装置で撮像した画像を画像処理で任意方向の断面の画像を作成する場合でも、表示される被検体の正しい向きを表示することができ、また、事前に設定された画像処理での回転方向などを被検体の向きに合わせて調整する必要がなくなり、検査に掛かる時間を短縮することができる。これらにより短時間で必要な画像が撮像可能なMRI装置を提供することができる。

【0026】

また、MRI装置外に画像を送信して自動位置決め機能を持たない装置にて画像表示、画像処理に使用する際に、異なる検査の画像でも常に同じ座標軸で表された座標と画像の向きで画像を扱うことができ、座標の比較だけで異なる検査の画像を同じ位置に表示させることができ可能になる。

10

【0027】

なお、本実施例ではMRI装置を例に説明したが、MRI装置以外でもCT装置でも同様に適用することができる。また、本実施例では頭部を例に挙げて説明したが、頭部以外の部位でも解剖学的形状によって自動位置決めが可能であり、同様に座標軸を補正することができる。例えば、胸部、腹部、手、足などにも適用できる。また、ヒト以外の動物でも座標軸の向きは規格で規定されており、ヒト以外の動物でも解剖学的形状によって自動位置決めが可能であり、被検体がヒト以外の動物の場合にも本実施例を適用することができる。

【実施例2】

【0028】

20

本実施例では、撮像後、操作者が座標軸を任意に変更することができ、任意に変更した座標軸は撮像した全ての画像に反映されて、実施例1と同様の変換が行われる例について説明する。

【0029】

図4において、右側には本実施例の処理フローチャートを、左側にその説明図を示している。図4において、まず、S41において撮像予定面(401)を指定し、S42において複数枚の画像(402)を取得する。そして、S43において撮像で得られた画像(403)を表示する。

【0030】

次に、S44において、左図に示すように、操作者(ユーザ)は座標軸の原点(404)と座標の向きを表す座標軸(405)を任意に指定する。そして、S45において、撮像した全ての画像で、左図に示すように、操作者が指定した座標軸に対する画像の位置を示す座標(406)と画像の向きを示すベクトル(407, 408)を計算する。

30

【0031】

最後に、S46において、外部に出力する際には操作者が指定した座標軸に対する画像の位置を示す座標(406)と画像の向きを示すベクトル(407, 408)を付加する。

【0032】

すなわち、本実施例は、医用画像診断装置で取得した画像の位置情報を設定する画像処理方法であって、画像を撮像するステップと、操作者が座標軸を指定するステップと、を有し、前記医用画像診断装置固有の座標軸に基づく前記撮像した画像の位置を示す座標と方向を、前記操作者が指定した座標軸に基づく前記撮像した画像の位置を示す座標と向きを示すベクトルに変換する。

40

【0033】

以上のように、本実施例によれば、操作者が座標軸を任意に変更することができ、また、自動位置決めのアルゴリズムがなくても、操作者側で設定できるという利点がある。

【実施例3】

【0034】

本実施例では、複数の部位にまたがって撮像した場合でも、その中で最も関心のある領域の被検体を操作者が指定することによって、画像の位置情報を補正することができる例

50

について説明する。

【0035】

図5に本実施例の処理フローチャートを示す。図5において、まず、S51において一つめの撮像領域で位置決め像を撮像する。次に、S52において、位置決め画像から所望の撮像予定面の座標と方向を自動で判定する。

【0036】

S53において、操作者が指定した基準となる部位である場合は、S54において、その撮像予定面を基に好適な座標軸と原点の位置を算出し、S55において、その撮像予定面で撮像を行う。基準となる部位でない場合は座標軸の向きと原点の位置は算出せず、S55において、その撮像予定面で撮像を行う。

10

【0037】

次に、S56において、未撮像の領域があればS57において次の撮像領域に移動し、同様に撮像を行う。未撮像の領域がなくなれば、S58において、撮像して得られた全ての画像で、基準となる部位での撮像面を基に算出された座標軸に対する画像の位置を示す座標と画像の向きを示すベクトルを算出し、これを保存する。

【0038】

すなわち、本実施例は、医用画像診断装置で取得した画像は複数部位の画像であって、各部位ごとに、撮像した位置決め画像から医用画像診断装置固有の座標軸に基づく撮像予定面の位置を示す座標と方向を判定し、前記位置決め画像が前記複数部位のうち操作者が指定した基準となる部位である場合に、前記判定された座標と方向から新たな座標軸を算出し、該算出した新たな座標軸に基づき、撮像した複数部位の画像に対して位置を示す座標と向きを示すベクトルを算出する。

20

【0039】

以上のように、本実施例によれば、複数の部位にまたがって撮像した場合でも、その中で最も関心のある領域の被検体を操作者が指定することによって、被検体に対して常に同じ座標軸に対して、取得した画像の位置を示す座標と画像の向きを示すベクトルとが設定されるように画像の位置情報を補正できる。

【0040】

なお、S52において位置決め画像から所望の撮像予定面の座標と方向を自動で判定するとしたが、実施例2で説明したように、操作者が座標軸を任意に設定するようにしても良い。すなわち、医用画像診断装置で取得した画像は複数部位の画像であって、操作者が指定した座標軸に基づき、撮像した複数部位の画像に対して位置を示す座標と向きを示すベクトルを算出する。

30

【実施例4】

【0041】

MRI装置での撮像では、一定時間同一の領域を撮像し続け、その時間軸方向の変化を利用して解析を行う撮像法が存在する。この場合、被検体の体動により被検体の位置と向きが変化した場合、同一領域の座標と画像の向きが時間軸方向で変化してしまい、解析に適さない画像データとなってしまう場合が考えられる。

【0042】

40

これに対して、本実施例では、時間軸方向の変化を利用して解析を行う撮像法の場合、実施例1から2で説明したような、撮像時に座標軸の補正を行う。すなわち、本実施例は、医用画像診断装置で取得した画像は同一の領域を一定時間撮像した画像であって、実施例1または2の新たな座標軸または操作者が指定した座標軸に基づき、前記撮像した同一領域一定時間の画像に対して位置を示す座標と向きを示すベクトルを算出する。

【0043】

これにより、被検体の体動があっても時間軸方向で同一領域の座標と向きが一定な画像を取得することができる。言い換えれば、長時間の撮像での被検体の体動による画像の位置と向きの揺らぎを補正することが可能になる。

【0044】

50

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、置換をすることも可能である。

【符号の説明】

【0 0 4 5】

3 0 1、3 0 2、3 0 3 …位置決め画像、

3 0 4 …撮像位置、

10

3 0 5、4 0 1 …撮像予定面、

3 0 6、3 0 8、4 0 5 …座標軸、

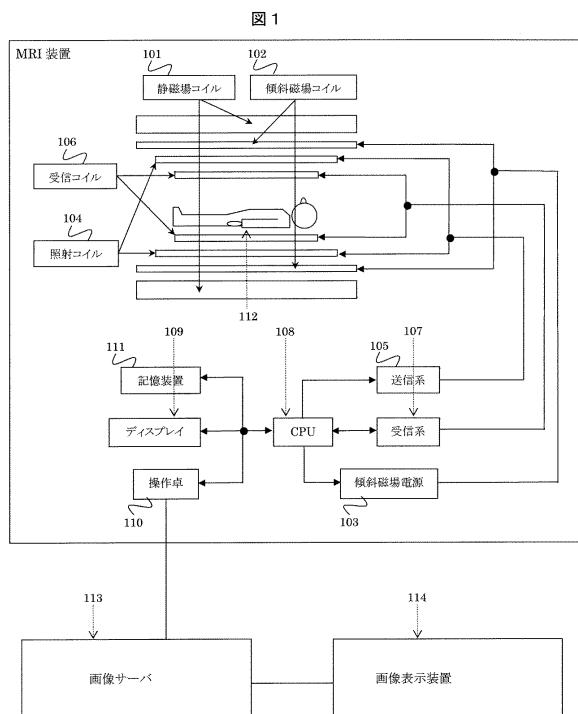
3 0 7、3 0 9、4 0 4 …原点、

3 1 0、3 1 4、4 0 6 …座標、

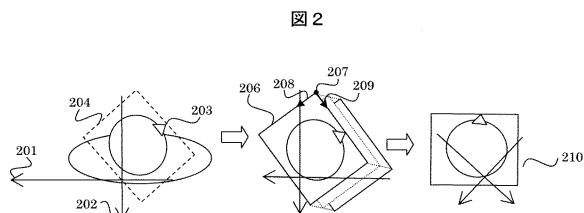
3 1 1、3 1 2、3 1 5、3 1 6、4 0 7、4 0 8 …ベクトル、

3 1 3、4 0 3 …撮像画像、

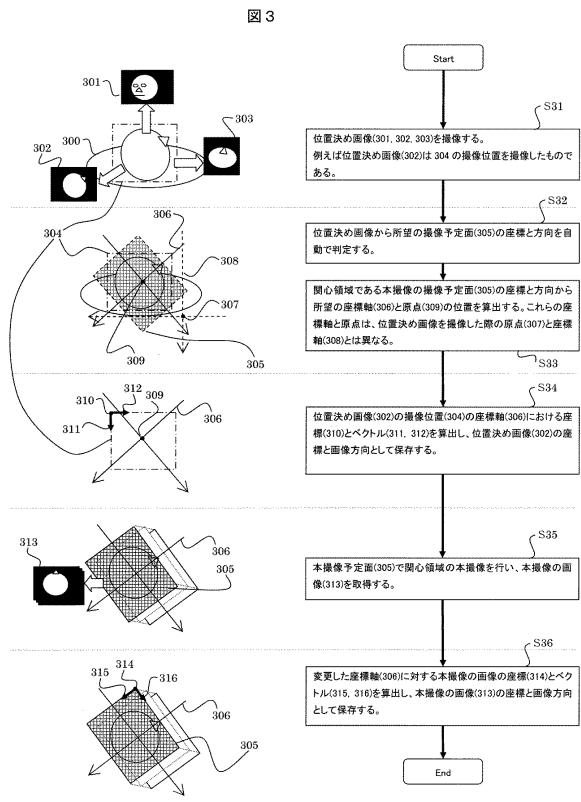
【図 1】



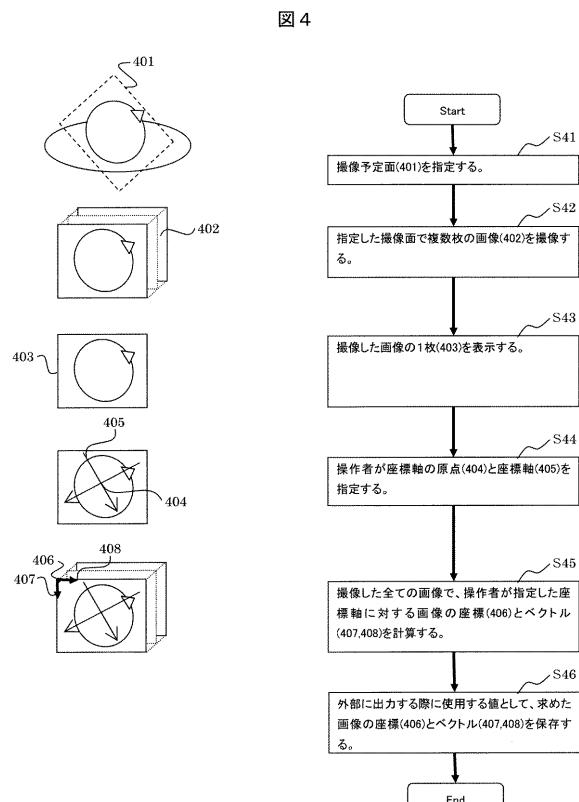
【図 2】



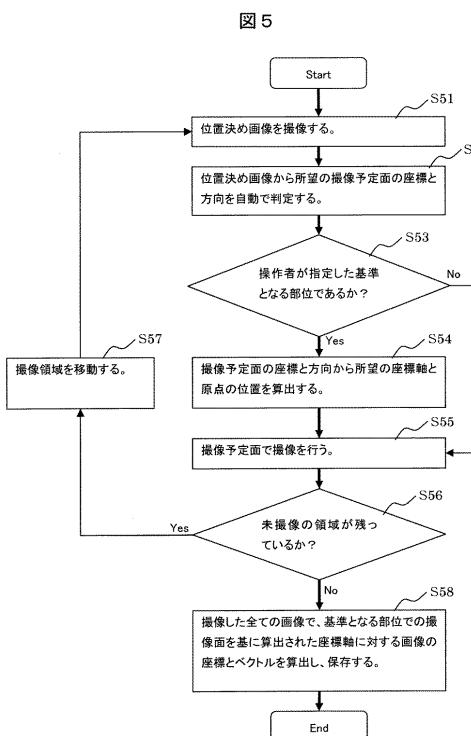
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2013/027540 (WO, A1)
国際公開第2010/150783 (WO, A1)
国際公開第2010/122916 (WO, A1)
特開2008-206962 (JP, A)
特開2012-161354 (JP, A)
特開2011-183069 (JP, A)
特開2011-142974 (JP, A)
米国特許出願公開第2008/0188735 (US, A1)
特開2010-253251 (JP, A)
特開2011-200625 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 5 / 055
A 61 B 6 / 00 - 6 / 14
A 61 B 8 / 00 - 8 / 15
G 01 R 33 / 20 - 33 / 64