

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-68301

(P2006-68301A)

(43) 公開日 平成18年3月16日(2006.3.16)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	4 C 0 9 3
G 0 6 T 15/00 (2006.01)	G 0 6 T 15/00 2 0 0	5 B 0 8 0

審査請求 有 請求項の数 22 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2004-255670 (P2004-255670) (22) 出願日 平成16年9月2日 (2004.9.2)	<p>(71) 出願人 500109320 ザイオソフト株式会社 東京都港区三田1丁目2番18号</p> <p>(74) 代理人 100105647 弁理士 小栗 昌平</p> <p>(74) 代理人 100105474 弁理士 本多 弘徳</p> <p>(74) 代理人 100108589 弁理士 市川 利光</p> <p>(74) 代理人 100115107 弁理士 高松 猛</p> <p>(74) 代理人 100090343 弁理士 濱田 百合子</p> <p style="text-align: right;">最終頁に続く</p>
---	---

(54) 【発明の名称】 画像処理方法及び画像処理プログラム

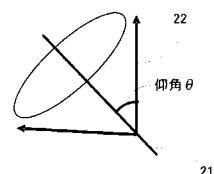
(57) 【要約】

【課題】 管状組織の内壁面の陰になっている部分を観察することができる画像処理方法を提供する。

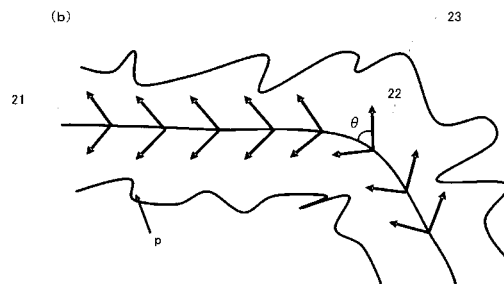
【解決手段】 仮想光線22をパス21に対して傘仰角の方向を保って、パス21の周りに360度回転することにより投影画像を生成する。仮想光線22を斜めに投影することによって、管状組織23の内壁面の陰になっている部分(矢印p参照)を明瞭に観察することができる。

【選択図】 図2

(a) 傘型投影法



(b)



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

パス近傍の生体情報を可視化する画像処理方法であって、
前記パスに沿った視点から、仮想交線を任意の仰角に投射した投影画像により、前記生体情報を可視化するステップを有する画像処理方法。

【請求項 2】

請求項 1 記載の画像処理方法であって、
前記投影画像を、ポリウムレンダリング処理により生成するステップを有する画像処理方法。

【請求項 3】

請求項 1 記載の画像処理方法であって、
前記投影画像を、サーフィスレンダリング処理により生成するステップを有する画像処理方法。

【請求項 4】

請求項 1 記載の画像処理方法であって、
前記投影画像を、ネットワーク分散処理により生成するステップを有する画像処理方法。

【請求項 5】

請求項 1 記載の画像処理方法であって、
前記投影画像を、GPUを使用して生成するステップを有する画像処理方法。 20

【請求項 6】

請求項 1 記載の画像処理方法であって、
前記仮想光線を、直線状に投射するステップを有する画像処理方法。

【請求項 7】

請求項 1 記載の画像処理方法であって、
前記仮想光線の円状に開始点を移動させるステップを有する画像処理方法。

【請求項 8】

請求項 1 記載の画像処理方法であって、
前記仮想光線を、曲線状もしくは折れ線状に投射するステップを有する画像処理方法。

【請求項 9】

請求項 8 記載の画像処理方法であって、
前記仮想光線を、らせん状に投射するステップを有する画像処理方法。 30

【請求項 10】

請求項 8 記載の画像処理方法であって、
前記仮想光線を、渦状に投射するステップを有する画像処理方法。

【請求項 11】

請求項 1 記載の画像処理方法であって、
前記投影画像を、仮想内視鏡画像と同時に表示するステップを有する画像処理方法。

【請求項 12】

請求項 1 記載の画像処理方法であって、
前記仮想光線の反射光を、前記仰角を組み込んだ関数を用いて算出するステップを有する画像処理方法。 40

【請求項 13】

請求項 1 記載の画像処理方法であって、
前記仮想光線の計算ステップ間隔を、前記仰角に依存させるステップを有する画像処理方法。

【請求項 14】

請求項 1 記載の画像処理方法であって、
前記仰角を変えて複数の投影画像を生成するステップを有する画像処理方法。

【請求項 15】

請求項 1 4 記載の画像処理方法であって、
前記仰角が異なる複数の投影画像を並べて表示するステップを有する画像処理方法。

【請求項 1 6】

請求項 1 4 記載の画像処理方法であって、
前記仰角が異なる複数の投影画像を合成して表示するステップを有する画像処理方法。

【請求項 1 7】

請求項 1 4 記載の画像処理方法であって、
前記仰角が異なる複数の投影画像を順次表示するステップを有する画像処理方法。

【請求項 1 8】

請求項 1 記載の画像処理方法であって、
前記仰角を G U I により可変するステップを有する画像処理方法。

10

【請求項 1 9】

請求項 1 記載の画像処理方法であって、
前記仰角を、前記パスを軸とした回転角に応じて変更するステップを有する画像処理方法。

【請求項 2 0】

請求項 1 記載の画像処理方法であって、
前記仰角を、前記パス上の位置に応じて変更するステップを有する画像処理方法。

【請求項 2 1】

請求項 1 記載の画像処理方法であって、
ボクセルのデータに基づいて前記投影画像を生成する際、前記ボクセルが前記仰角に応じてせん断変形したと仮定してグラディエントを計算するステップを有する画像処理方法。

20

【請求項 2 2】

コンピュータに、請求項 1 ないし 2 3 のいずれか一項記載の各ステップを実行させるための画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、管状組織を可視化する画像処理方法及び画像処理プログラムに関する。

30

【背景技術】

【0 0 0 2】

近年、コンピュータを用いた画像処理技術の進展に伴い、3次元物体の内部を可視化する技術が注目されている。特に、医療分野では、生体内部を可視化することにより病巣を早期に発見することができる C T (Computed Tomography) 装置もしくは M R I (Magnetic Resonance Imaging) 装置による医療診断が広く行われている。

【0 0 0 3】

また、物体内部の3次元画像を得る方法として、ボリウムレンダリングという方法が知られている。このボリウムレンダリングでは、3次元のボクセル(微小体積要素)空間に対して光(レイ)を照射することにより投影面に画像が投影される。この操作をレイ

40

【0 0 0 4】

ボクセルは、物体の3次元領域の構成単位であり、ボクセル値は、ボクセルの濃度値等の特性を表わす固有のデータである。物体全体はボクセル値の3次元配列であるボクセルデータで表現される。通常、C T により得られる2次元の断層画像データを断層面に垂直な方向に沿って積層し、必要な補間を行うことにより3次元配列のボクセルデータが得られる。

【0 0 0 5】

レイキャスティングでは、仮想視点から物体に対して照射された仮想光線に対する仮想

50

反射光は、ボクセル値に対して人為的に設定される不透明度に応じて生ずるものとされる。そして、仮想的な表面を捕捉するためにボクセルデータのグラディエントすなわち法線ベクトルを求め、仮想光線と法線ベクトルのなす角の余弦から陰影付けのシェーディング係数を計算する。仮想反射光は、ボクセルに照射される仮想光線の強度にボクセルの不透明度とシェーディング係数を乗じて算出される。

【0006】

図12(a)は、人体内部の管状組織を可視化する場合として、大腸をボリュームレンダリングの平行投影法により表示した例を示す。このようなボリュームレンダリングによれば、腹部の断層面に垂直な方向に沿って順次得られる2次元の断層画像データから、大腸の3次元構造を透視するイメージ画像を形成することができる。しかしながら、平行投影法による画像は、外部からの観察には適しているが内側からの観察には適していない。

【0007】

図12(b)は、ボリュームレンダリングで大腸内部の中心投影画像を作成することによって仮想内視鏡(Virtual Endoscope)を構成した例を示す。このように、ボクセルデータを管状組織の内部の視点から再構成することによって、内視鏡検査を模擬することができ、管状組織内部のポリープ等を発見することができる。

しかし、仮想内視鏡画像には一度に表示される領域が狭いので、診断を行うには多数の仮想内視鏡画像を参照する必要があるという欠点がある。

【0008】

図13は、平行投影法と中心投影法を説明するための図である。平行投影法は、図13(a)に示すように、仮想視点81から仮想光線82を平行に照射し、主に観察対象83を外側から観察するための画像を生成することができる。一方、中心投影法は、図13(b)に示すように、仮想視点84から仮想光線85を放射状に照射する。中心投影法では、人間が目で見ると同じように、遠近感をつけた表現によりリアリティのある画像を生成することができる。

【0009】

図14は、レイキャスティングにおいて、円筒座標系を利用した管状組織の展開表示の例を示す。図13(b)に示した中心投影法によれば大腸等の内視鏡検査を模擬することができるが、大腸の内部を移動しながら検査する場合に、ポリープ等の管壁における位置あるいはポリープ等の大きさを正確に把握することが難しい。

【0010】

そこで、図14(a)に示すように、大腸93の中心線94上に仮想視点91をとり、仮想視点91から仮想光線92を中心線94に垂直な方向に放射することにより、大腸93の内壁面の画像を生成する。そして、その画像を中心線94に平行に切り開いて、図14(b)に示すような、大腸の内壁面の展開表示を行なうことができる。

【0011】

図15は、円筒座標系を利用した円筒投影法の説明図である。図15(a)は、管状組織101の内部に設定された円筒座標系102と、円筒座標系102の中心軸から放射される仮想光線103を示す。図15(b)は、円筒座標系102が、中心軸に沿った距離 h と中心軸の周りの角度 θ により、 $C(h, \theta)$ として表される様子を示す。また、図15(c)は、円筒座標 $C(h, \theta)$ を展開して2次元座標 $l(u, v)$ に変換する様子を示す。また、図15(d), (e)は、管状組織101の中心軸から仮想光線103を放射する様子を示す。このように、管状組織101の内部に円筒座標系102を仮定し、その中心軸より放射状に投影を行うことにより、管状組織101の内壁面の360度パノラマ画像を作成することができる。

【0012】

図16は、観察対象の管状組織が屈曲している場合の屈曲円筒投影法を説明するための図である。屈曲円筒投影法は、図16(a), (b)に示すように、観察対象の管状組織111が屈曲している場合に、屈曲した中心線112から仮想光線113を放射して投影する方法である。このように屈曲円筒投影法によれば、屈曲している実際の人間の臓器に

10

20

30

40

50

沿った中心線 (Central Path) 1 1 2 を仮定し、それを中心に投影することにより、C T データにより検査を行うことができる (例えば、非特許文献 1 参照)。

【非特許文献 1】アー・フィラノヴァ・バルトロリ (A. Vilanova Bartroli), エル・ヴェゲンキットル (R. Wegenkittl), アー・ケニツヒ (A. Konig), エー・グレーレル (E. Groller), 「仮想大腸展開方法 (Virtual Colon Unfolding)」, 米国電気電子学会論文誌 (IEEE Visualization), 米国, 2001 年, p411-420

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

しかしながら、上記従来の屈曲円筒投影法にあっては、仮想光線を投射する角度が固定であり、中心パスに垂直に放射されるため、管状組織の曲がり方及び内壁面の形状によっては観察しにくい場所が生じるという事情がある。 10

【0014】

図 17 は、屈曲円筒投影法の問題点を説明するための図である。図 17 に示すように、大腸 1 2 1 の内壁面を観察する場合に、仮想光線 1 2 3 は、中心パス 1 2 2 に垂直に放射されるため、大腸 1 2 1 のひだの裏側 (矢印 p 参照) が観察しにくい。

【0015】

この課題は、非特許文献 1 では対象臓器の表面形状を取得した上で表面の折りたたみ構造を有限要素変形的アプローチで引き伸ばす方法で解決を試みているが、この方法では臓器表面抽出において主観的で複雑な条件設定が必要である、引き伸ばし過程でポリープも引き伸ばされ病変部が把握できなくなる、表面抽出、引き伸ばしの計算が膨大である、などの欠点があり実用的とはいえない。 20

【0016】

本発明は、上記従来の事情に鑑みてなされたものであって、管状組織の内壁面の陰になっている部分を客観的で簡便な方法で観察することができる画像処理方法及び画像処理プログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0017】

本発明の画像処理方法は、パス近傍の生体情報を可視化する画像処理方法であって、前記パスに沿った視点から、仮想交線を任意の仰角に投射した投影画像により、前記生体情報を可視化するステップを有する。 30

上記構成によれば、仮想光線を任意の仰角に投射することにより、90°以外の仰角での投射が可能となり、管状組織の内壁面が入り組んだ形状をなす部分等の陰になっている部分にも仮想光線を投射することができる為、管状組織の内壁面の陰になっている部分を観察することができる。

【0018】

また、本発明の画像処理方法は、前記投影画像を、ボリウムレンダリング処理により生成するステップを有する。また、本発明の画像処理方法は、前記投影画像を、サーフィスレンダリング処理により生成するステップを有する。また、本発明の画像処理方法は、前記投影画像を、ネットワーク分散処理により生成するステップを有する。また、本発明の画像処理方法は、前記投影画像を、GPUを使用して生成するステップを有する。 40

【0019】

また、本発明の画像処理方法は、前記仮想光線を、直線状に投射するステップを有する。また、前記仮想光線の開始点を移動させるステップを有する。

【0020】

また、本発明の画像処理方法は、前記仮想光線を、曲線状もしくは折れ線状に投射するステップを有する。また、本発明の画像処理方法は、前記仮想光線を、らせん状に投射するステップを有する。また、本発明の画像処理方法は、前記仮想光線を、渦状に投射するステップを有する。

【0021】

また、本発明の画像処理方法は、前記投影画像を、仮想内視鏡画像と同時に表示するステップを有する。

【0022】

また、本発明の画像処理方法は、前記仮想光線の反射光を、前記仰角を組み込んだ関数を用いて算出するステップを有する。

【0023】

また、本発明の画像処理方法は、前記仮想光線の計算ステップ間隔を、前記仰角に依存させるステップを有する。

【0024】

また、本発明の画像処理方法は、前記仰角を変えて複数の投影画像を生成するステップを有する。上記構成によれば、前記仰角が可変であることにより、パス上の視点から、仰角を変化させて管状組織の内壁面を見ることができる為、管状組織の内壁面の陰になっている部分を隈なく観察することができる。

【0025】

また、本発明の画像処理方法は、前記仰角が異なる複数の投影画像を並べて表示するステップを有する。また、本発明の画像処理方法は、前記仰角が異なる複数の投影画像を合成して表示するステップを有する。また、本発明の画像処理方法は、前記仰角が異なる複数の投影画像を順次表示するステップを有する。

【0026】

また、本発明の画像処理方法は、前記仰角をGUIにより可変するステップを有する。上記構成によれば、ユーザにとって好ましい画像が生成できる。

【0027】

また、本発明の画像処理方法は、前記仰角を、前記パスを軸とした回転角に応じて変更するステップを有する。上記構成によれば、管状組織の形状に合わせた最適な画像が生成できる。

【0028】

また、本発明の画像処理方法は、前記仰角を、前記パス上の位置に応じて変更するステップを有する。上記構成によれば、管状組織の形状に合わせた最適な画像が生成できる。

【0029】

また、本発明の画像処理方法は、ボクセルのデータに基づいて前記投影画像を生成する際、前記ボクセルが前記仰角に応じてせん断変形したと仮定してグラディエントを計算するステップを有する。

【0030】

さらに、本発明の画像処理プログラムは、コンピュータに、本発明の画像処理方法を実行させるためのプログラムである。

【発明の効果】

【0031】

本発明によれば、仮想光線を任意の仰角に投射することにより、90°以外の仰角での投射が可能となり、管状組織の内壁面が入り組んだ形状をなす部分等の陰になっている部分にも仮想光線を投射することができる為、管状組織の内壁面の陰になっている部分を観察することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0032】

図1は、本発明の一実施形態にかかる画像処理装置が使用されるコンピュータ断層撮影装置を概略的に示す。コンピュータ断層撮影装置は、被検体の管状組織等を可視化するものである。X線源1からは図1に鎖線で示す縁部ビームを有するピラミッド状のX線ビーム束2が放射される。X線ビーム束2は、例えば患者3である被検体を透過しX線検出器4に照射される。X線源1及びX線検出器4は、本実施形態の場合にはリング状のガントリー5に互いに対向配置されている。リング状のガントリー5は、このガントリーの中心点を通るシステム軸線6に対して、図1に示されていない保持装置に回転可能（矢印a参

10

20

30

40

50

照)に支持されている。

【0033】

患者3は、本実施形態の場合には、X線が透過するテーブル7上に寝ている。このテーブルは、図1には同様に図示されていない支持装置によりシステム軸線6に沿って移動可能(矢印b参照)に支持されている。

【0034】

従って、X線源1及びX線検出器4は、システム軸線6に対して回転可能でありかつシステム軸線6に沿って患者3に対して相対的に移動可能である測定システムを構成するので、患者3はシステム軸線6に関して種々の投影角及び種々の位置のもとで投射されることができる。その際に発生するX線検出器4の出力信号は、ボリュームデータ生成部11 10

【0035】

シーケンス走査の場合には患者3の層毎の走査が行なわれる。その際に、X線源1及びX線検出器4はシステム軸線6を中心に患者3の周りを回転し、X線源1及びX線検出器4を含む測定システムは患者3の2次元断層を走査するために多数の投影を撮影する。その際に取得された測定値から、走査された断層を表示する断層像が再構成される。相連続する断層の走査の間に、患者3はその都度システム軸線6に沿って移動される。この過程は全ての関心断層が捕捉されるまで繰り返される。

【0036】

一方、スパイラル走査中は、X線源1及びX線検出器4を含む測定システムはシステム軸線6を中心に回転し、テーブル7は連続的に矢印bの方向に移動する。すなわち、X線源1及びX線検出器4を含む測定システムは、患者3に対して相対的に連続的にスパイラル軌道上を、患者3の関心領域が全部捕捉されるまで移動する。本実施形態の場合、図1に示されたコンピュータ断層撮影装置により、患者3の腹部範囲における多数の相連続する断層信号がボリュームデータ生成部11に供給される。 20

【0037】

ボリュームデータ生成部11で生成されたボリュームデータセットは、画像処理部18内のパス生成部12に導かれる。パス生成部12は、例えば観察対象の大腸(管状組織)の中心線を表現するパスを生成し、検査のパスとして設定する。パス生成部12において生成されたパスは、屈曲円筒傘型投影画像生成部15に供給される。 30

【0038】

一方、画像処理部18内の仰角決定部14は、パス生成部12において生成されるパス上の仮想視点におけるパスと仮想光線との角度である仰角(図2(a)参照)を決定し、屈曲円筒傘型投影画像生成部15に供給する。なお、この仰角は、後述する操作部13からの指示によりインタラクティブに変更可能である。

【0039】

屈曲円筒傘型投影画像生成部15は、パス生成部12から供給されたパスに沿って仮想視点を移動させながら、仰角決定部14から供給された仰角に従って仮想光線を傘状に放射し、管状組織の投影画像を生成する。屈曲円筒傘型投影画像生成部15で生成された投影画像は後処理部16に供給される。後処理部16は、例えば、異なる仰角に対応する複数の投影画像の並列表示、異なる仰角に対応する複数の投影画像を順次表示するアニメーション表示、あるいは仮想内視鏡(VE)画像との同時表示などの処理を行う。後処理部16で処理された投影画像はディスプレイ17に供給され表示される。パス上の視点から、任意の仰角に投射した投影画像により、管状組織に対する画像表示を行うことにより、ひだの裏側等、管状組織の内壁面が入り組んだ形状をなす部分等の陰になっている部分にも仮想光線を投射することができる為、管状組織の内壁面の陰になっている部分を観察することができる。 40

【0040】

また、操作部13は、キーボードやマウスなどからの操作信号に応じて、仰角の変更、投影画像の切り替え等の制御信号を生成し画像処理部18に供給する。これにより、ディ 50

スプレイ 17 に表示された投影画像を見ながら投影画像をインタラクティブに変更し、ポリープ等の病巣を詳細に観察することができる。

【0041】

図 2 は、本実施形態の画像処理方法における傘型投影法を説明するための図である。傘型投影法は、図 2 (a) に示すように、仮想光線 22 をパス 21 に対して仰角 θ の方向を保って、パス 21 の周りに 360 度回転することにより投影画像を生成する。傘型投影法によれば、仮想光線 22 を斜めに投影することによって、図 2 (b) に示すように、管状組織 23 の内壁面の陰になっている部分 (矢印 p 参照) を明瞭に観察することができる。

【0042】

また、仮想光線 22 がパス 21 の周りに 360 度回転する場合に、パスの屈曲や操作部 13 からの指示に応じて、仰角 θ を変化させることもできる。仰角 θ を仮想光線 22 の回転に応じて変更することにより、管状組織 23 が屈曲している場所の投影画像を補正することができる、歪のない投影画像を生成することができる。

【0043】

また、仮想光線 22 は、パスの屈曲や操作部 13 からの指示に応じて、直線状あるいは曲線状に放射することができる。仮想光線 22 を直線状あるいは曲線状に切り替えて放射することにより、陰影の異なる投影画像を生成することができ、小さなポリープ等を正確に発見することができる。

【0044】

図 3 は、仰角 θ を変更して複数の投影画像を生成する場合の説明図である。前述のように、仰角 θ は、キーボードやマウス等から操作部 31 に操作信号を送ることにより変更可能である。従って、図 3 (b) に示すように、仰角を θ_1 , θ_2 , θ_3 と変更することにより、複数の投影画像を生成することができる。これらの複数の投影画像を比較することにより、管状組織 33 の内壁面の陰になっている部分も明瞭に観察することができる。

【0045】

図 4 は、複数の投影画像を比較表示する場合の説明図である。図 4 (a) は、管状組織 41 のひだ 42 の片側にある観察対象 43 を観察する場合を示す。図 4 (b) (1), (2), (3) は、同一の観察対象 43 に対して仰角 θ を 45° , 90° , 135° に変更して生成した投影画像を示す。このように、仰角 θ を変更することにより観察対象 43 の表現が変化するため、病巣の形状変化等を的確に判断することができる。

【0046】

なお、図 4 は、複数の投影画像を並べて表示する例を示したが、仰角 θ の異なる複数の投影画像を合成して表示することもできる。例えば、仰角 θ の異なる複数の投影画像から病巣と思われる部位を切り出し、輪郭強調、シェーディング補正、色補正あるいはコントラスト強調などの画像処理を行い、それらの画像を合成して表示することにより、病巣の進行状況等を正確に把握することができる。さらに、画像処理した複数の投影画像を順次表示するアニメーション表示を行うことにより、病巣のわずかな変化等を明瞭に観察することができる。

【0047】

図 5 は、仮想光線を投射する際のレイキャストピッチの変更を説明するための図である。本実施形態では、仮想光線を投射する角度によりレイキャスト計算を行う間隔を変更する。これは仮想光線の投射角度によってボクセル格子との交差の角度が変わるためである。これにより、屈曲した部分における投影画像の歪を補正することができる。

【0048】

図 6 は、投影画像を生成する場合のグラディエント計算を説明するための図である。投影画像で観察対象を表現する場合、図 6 (a) のように斜めに仮想光線 61 を投射して投影画像を生成するより、図 6 (b) のように観察対象を変形し、仮想光線 63 を垂直に投射して投影画像を生成した方が、管状組織の表面 (矢印部分 62, 64 参照) の反射光を明瞭に表現することができ、対象を直感的に把握することができる。

【0049】

10

20

30

40

50

しかし、元となるボリューム（観察対象）を変形させると計算量の増大或いはメモリ量の増大或いは画質の低下が発生するので、同様の効果を得るように、反射光の計算に当たって、仮想光線と面の角度を計算する。そして、グラディエント関数に仮想光線の仰角を作用させる。また、グラディエントを計算する場合に、ボクセルが仰角にあわせてせん断変形したと仮定して計算する。これにより、計算量の増大を抑えつつ、陰影の付き方が明瞭な投影画像を生成することができる。

【 0 0 5 0 】

図 7 は、非直線レイキャスティングを説明するための図であり、管状組織を中心パスに平行な面で切断した状態を示す。図 7 (a) に示すように、管状組織 1 3 1 が直線状の場合は、中心パス 1 3 2 から仮想光線 1 3 3 を直線状に放射するが、図 7 (b) に示すように、管状組織 1 3 4 が曲がっている場合は、管状組織 1 3 4 の曲がりに合わせて仮想光線 1 3 5 を渦状に曲げると都合がよい。また、仮想光線 1 3 5 を折れ線で近似することによって、計算量を削減しても良い。

10

【 0 0 5 1 】

図 8 も、非直線レイキャスティングを説明するための図であり、管状組織を中心パスに垂直な面で切断した状態を示す。通常、図 8 (a) に示すように、仮想光線 1 4 2 は中心パスの直交断面から見れば放射状に放射されるが、この場合に、中心パスに沿ったひだ（p 参照）が観察しにくいことがある。

【 0 0 5 2 】

そこで、図 8 (b) に示すように、仮想光線 1 4 4 を管状組織 1 4 3 のひだに当たるように渦状に投射する。これにより中心パスに沿ったひだ部分（p 参照）を明瞭に観察することができる。この場合も、仮想光線 1 4 4 を折れ線で近似することによって、計算量を削減することもできる。

20

【 0 0 5 3 】

上記の非直線レイキャストは図 7、図 8 の両方を同時に実現しようとする場合は仮想光線 1 4 4 は渦状では実現できない。この場合は仮想光線 1 4 4 を同一平面状に収まらせず、らせん状に投射することによって実現ができる。この場合も、仮想光線 1 4 4 を折れ線で近似することによって、計算量を削減することもできる。

【 0 0 5 4 】

図 9 は、風車型レイキャスティングを説明するための図であり、管状組織を中心パスに垂直な面で切断した状態を示す。図 9 (a) に示すように、仮想光線 1 5 1 が直線であっても、凹型に光線計算の開始点を動かすことによって、通常の放射方法では観察しにくい部分を観察することができる。

30

【 0 0 5 5 】

図 9 (b) は、仮想光線 1 5 3 の開始点を管状組織 1 5 2 の中心パスから凹型に移動させて放射させたものである。このような放射方法によっても、管状組織 1 5 2 の中心パスに沿ったひだ部分（p 参照）を明瞭に観察することができる。

【 0 0 5 6 】

図 1 0 は、仰角 を、パス 1 6 2 を軸とした回転角 に応じて変化させる場合の説明図である。すなわち、上記の実施形態の画像処理方法において、仮想視点からの仰角 は一定値であったが、仰角 はパス 1 6 2 を軸とした回転角 に応じて変更してもかまわない。このようにすることによって、仮想視点からの仮想光線の集合が図 1 0 (a) に示すように円錐を構成していたのに対して、仮想光線の集合が図 1 0 (b) のように一般化した錐を構成できる。これによって、内壁面 1 6 1 の凸凹や内壁面 1 6 1 とパス 1 6 2 の距離にあわせて仰角 をコントロールすることが可能となり、より明瞭な画像が得ることができる（図 1 0 (c) 参照）。

40

【 0 0 5 7 】

また、図 1 1 は、仰角 をパス 1 7 2 に沿った位置 s にあわせて変化させる場合の説明図である。すなわち、上記の実施形態の画像処理方法において、仮想視点からの仰角 は一定値（図 1 1 (a) 参照）であったが、仰角 はパス 1 7 2 に沿った位置 s にあわせて

50

変化させてもかまわない（図 1 1（b）参照）。これによって、内壁面 1 7 1 の凸凹や内壁面 1 7 1 とバス 1 7 2 の距離にあわせて仰角 をコントロールすることが可能となり、より明瞭な画像が得ることができる（図 1 1（c）参照）。

【 0 0 5 8 】

なお、上記の実施形態の画像処理方法において、投影画像をサーフィスレンダリングで計算することもできる。サーフィスレンダリングは、ポリゴンなどの面を構成する要素を単位としてサーフィスデータを構成し 3 次元的物体を可視化する方法であり仮想光線を用いて画像を作成する点では同じである。ポリウムデータからサーフィスデータを作成するには例えば、適宜の閾値を設定してポリウムデータの領域を分割して、領域の境界面を求めることによってできる。

10

【 0 0 5 9 】

なお、上記の実施形態の画像処理方法において、作成された画像を表示していたが、必ず表示する必要はない。作成された画像をプログラムが使用する、作成された画像を後に表示するために保存する等の用途が存在するからである。

【 0 0 6 0 】

また、投影画像を生成する計算処理は、G P U（Graphic Processing Unit）により行うことができる。G P Uは、汎用のC P Uと比較して特に画像処理に特化した設計がなされている演算処理装置で、通常C P Uとは別個にコンピュータに搭載される。

【 0 0 6 1 】

また、本実施形態の画像処理方法は、ポリウムレンダリングの計算を所定の角度単位、画像の領域、ポリウムの領域等で分割し、後で重ね合わせることができるので、パラレル処理やネットワーク分散処理、専用プロセッサ、或いはそれらの複合により行うことができる。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 2 】

【図 1】本発明の一実施形態にかかる画像処理装置が使用されるコンピュータ断層撮影装置の概略ブロック図

【図 2】本実施形態の画像処理方法における傘型投影法を説明するための図

【図 3】仰角 を変更して複数の投影画像を生成する場合の説明図

【図 4】複数の投影画像を比較表示する場合の説明図

30

【図 5】仮想光線を投射する際のレイキャストピッチの変更を説明するための図

【図 6】投影画像を生成する場合のグラディエント計算を説明するための図

【図 7】非直線レイキャストを説明するための図

【図 8】渦型レイキャストを説明するための図

【図 9】風車型レイキャストを説明するための図

【図 1 0】仰角 を、バス 1 6 2 を軸とした回転角 に応じて変化させる場合の説明図

【図 1 1】仰角 をバス 1 7 2 に沿った位置 s にあわせて変化させる場合の説明図

【図 1 2】人体内部の管状組織を可視化する場合として、大腸をポリウムレンダリングの平行投影法及び中心投影法により表示した例

【図 1 3】平行投影法と中心投影法を説明するための図

40

【図 1 4】レイキャストにおいて、円筒座標系を利用した管状組織の展開表示の例

【図 1 5】円筒座標系を利用した円筒投影法の説明図

【図 1 6】観察対象の管状組織が屈曲している場合の屈曲円筒投影法を説明するための図

【図 1 7】屈曲円筒投影法の問題点を説明するための図

【符号の説明】

【 0 0 6 3 】

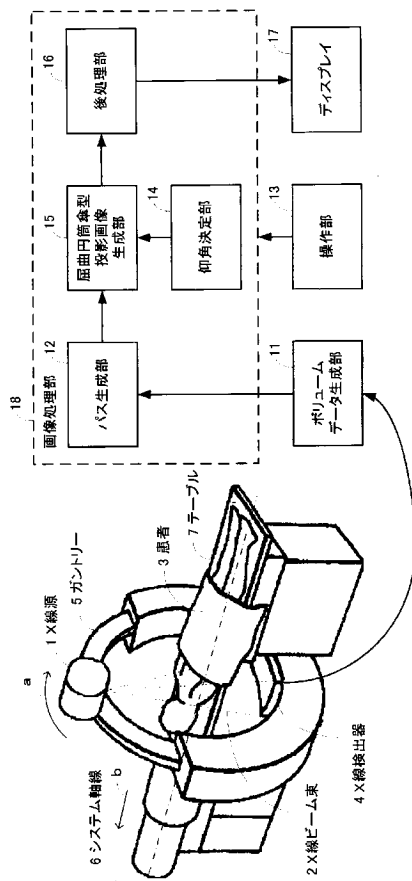
- 1 X 線源
- 2 X 線ビーム束
- 3 患者
- 4 X 線検出器

50

- 5 ガントリー
- 6 システム軸線
- 7 テーブル
- 11 ボリュームデータ生成部
- 12 バス生成部
- 13 操作部
- 14 仰角決定部
- 15 屈曲円筒傘型投影画像生成部
- 16 後処理部
- 17 ディスプレイ
- 18 画像処理部
- 21 バス
- 22 仮想光線
- 23 管状組織

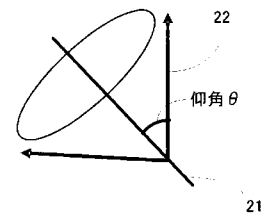
10

【図1】

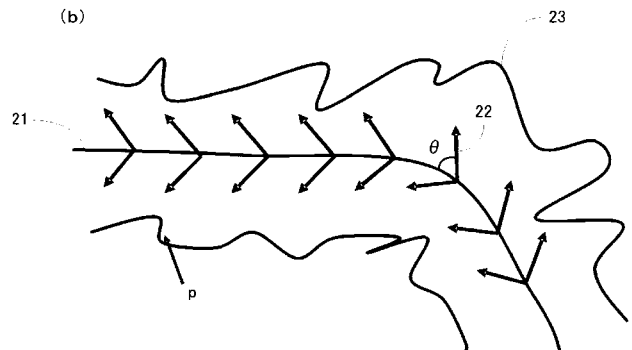


【図2】

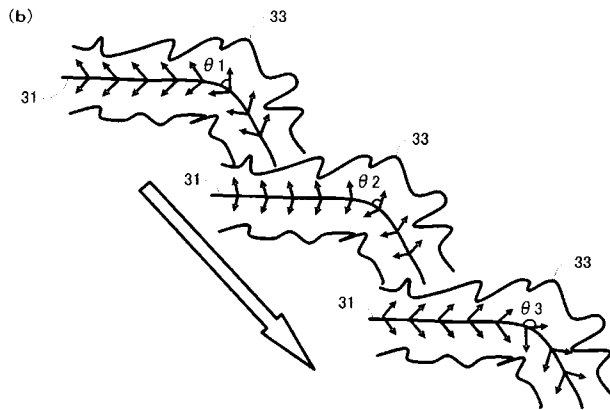
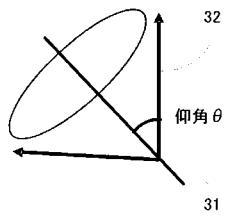
(a) 傘型投影法



(b)

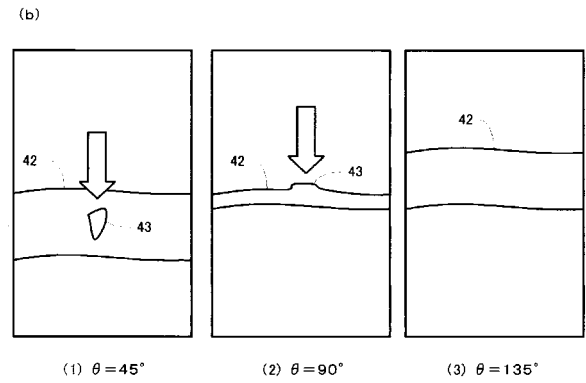
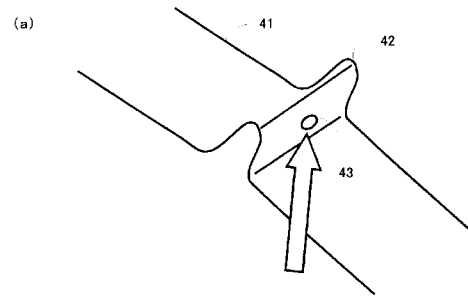


【図 3】

(a) 仰角 θ の変更

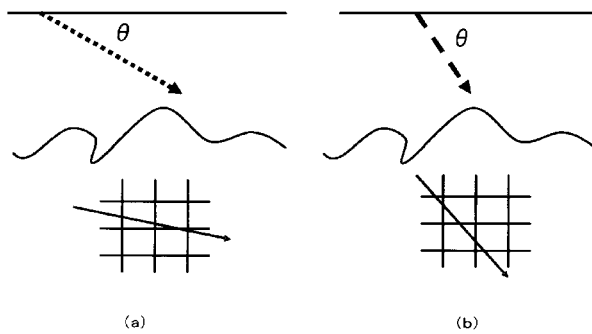
【図 4】

複数の画像を比較表示、合成表示



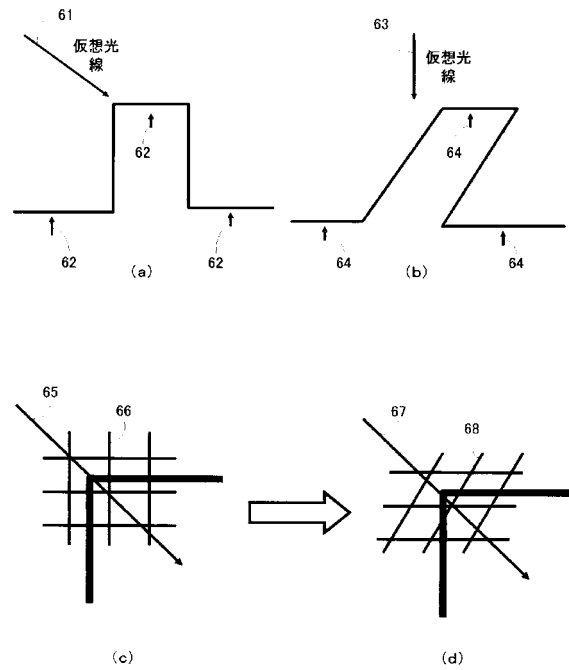
【図 5】

レイキャストピッチの変更



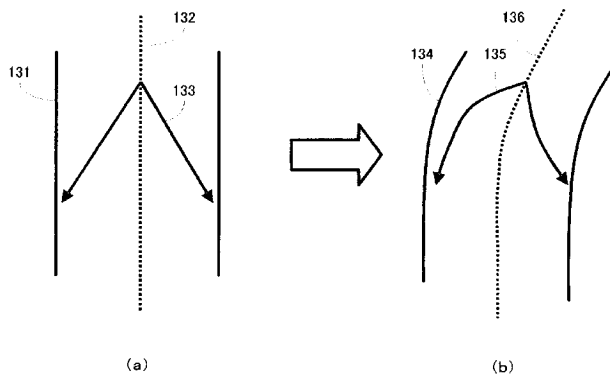
【図 6】

グラジエント計算



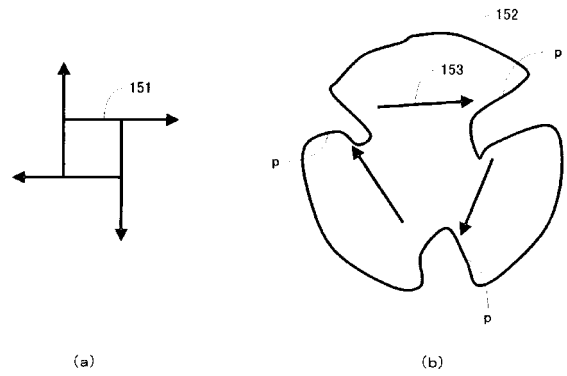
【図 7】

非直線レイトレーシング



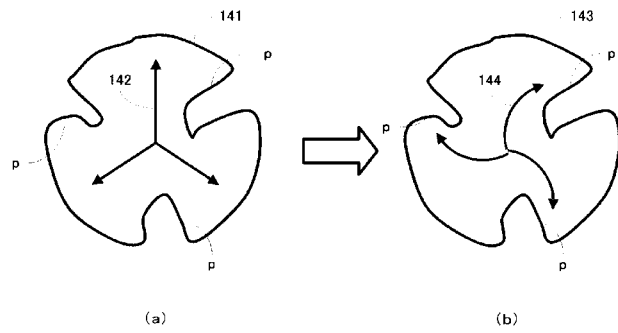
【図 9】

風車型レイトレーシング

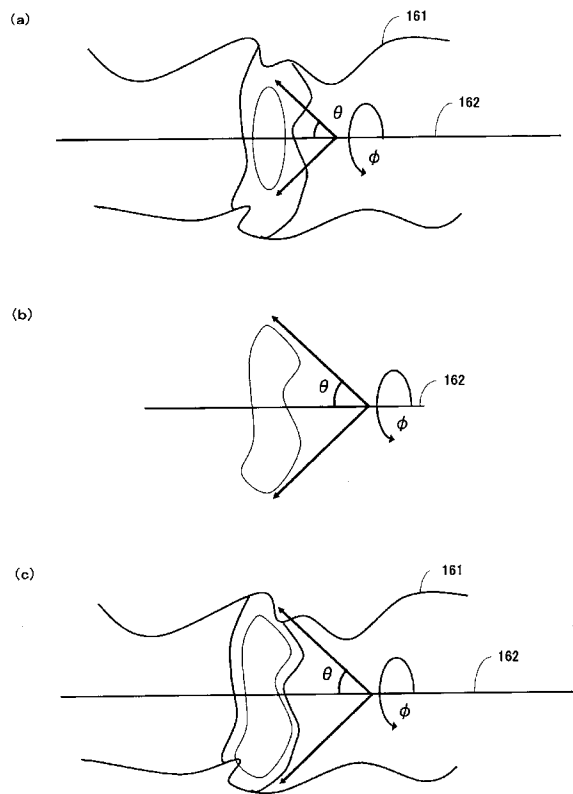


【図 8】

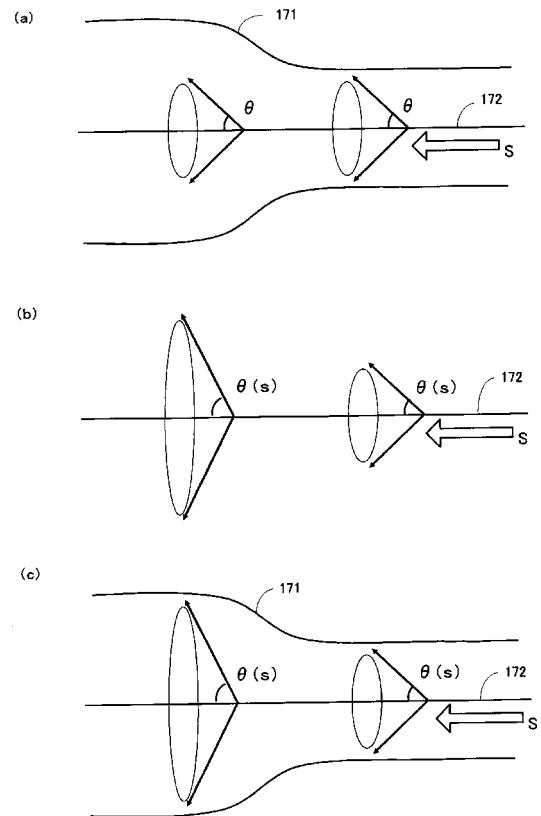
渦型レイトレーシング



【図 10】

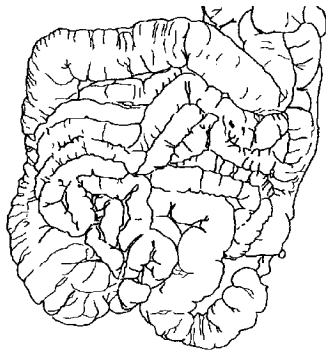


【図 11】



【図 1 2】

(a) 管状組織の可視化

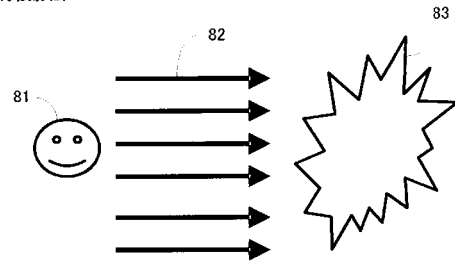


(b) 仮想内視鏡

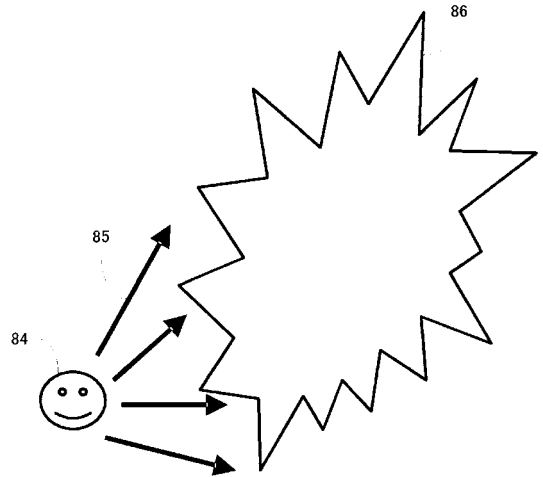


【図 1 3】

(a) 平行投影法

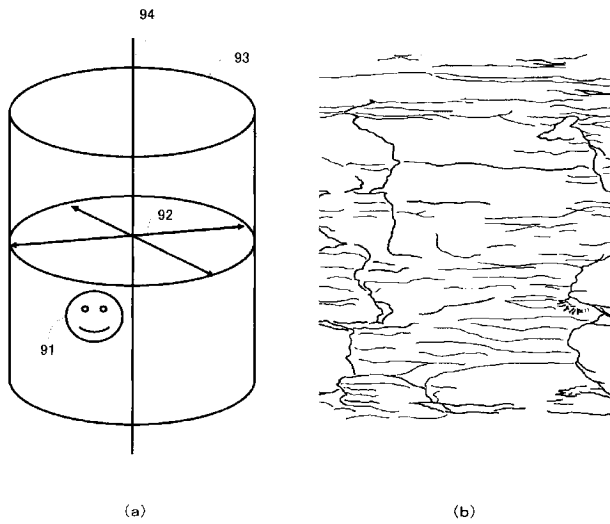


(b) 中心投影法



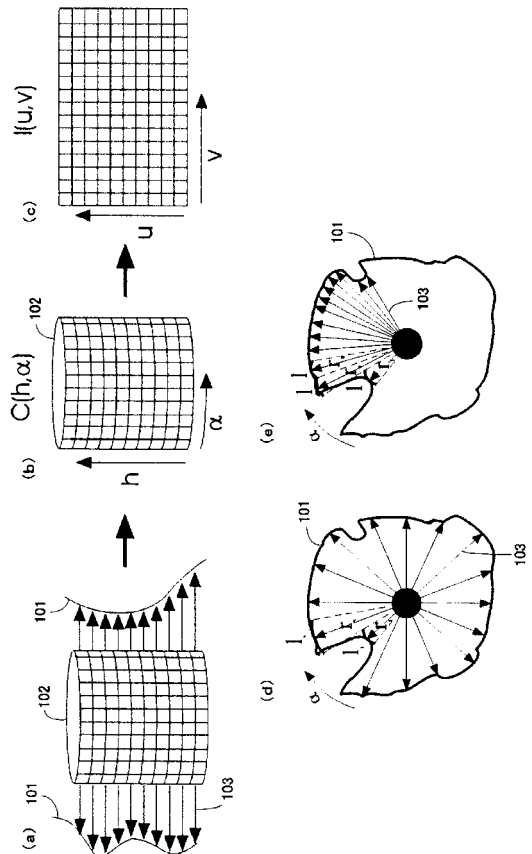
【図 1 4】

太陽の展開表示



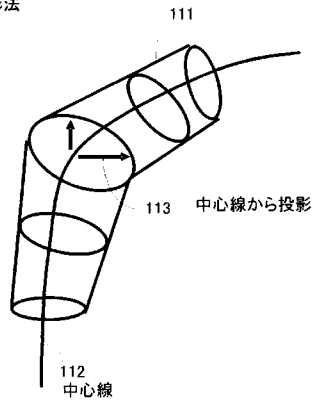
【図 1 5】

円筒投影法

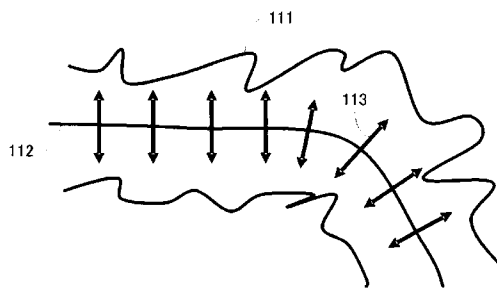


【図 16】

(a) 屈曲円筒投影法

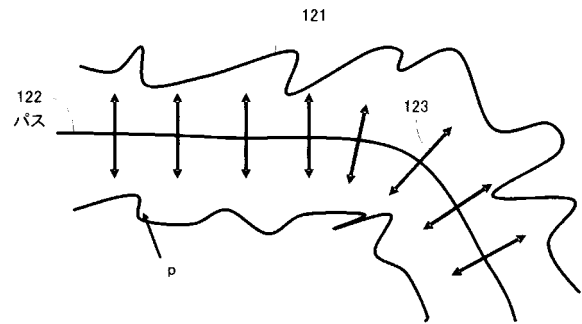


(b)



【図 17】

屈曲円筒投影法の問題点



フロントページの続き

(72)発明者 松本 和彦

東京都港区三田 1 丁目 2 番 1 8 号 ザイオソフト株式会社内

F ターム(参考) 4C093 CA23 DA01 FF42 FF43 FG05

5B080 AA17 AA19 DA06 FA08 GA06 GA11

专利名称(译)	图像处理方法和图像处理程序		
公开(公告)号	JP2006068301A	公开(公告)日	2006-03-16
申请号	JP2004255670	申请日	2004-09-02
[标]申请(专利权)人(译)	ZIOSOFT		
申请(专利权)人(译)	ザイオソフト株式会社		
[标]发明人	松本和彦		
发明人	松本 和彦		
IPC分类号	A61B6/03 G06T15/00 G06T15/08		
CPC分类号	G06T11/008 A61B6/027 G06T15/08		
FI分类号	A61B6/03.360.G G06T15/00.200 G06T15/08		
F-TERM分类号	4C093/CA23 4C093/DA01 4C093/FF42 4C093/FF43 4C093/FG05 5B080/AA17 5B080/AA19 5B080/DA06 5B080/FA08 5B080/GA06 5B080/GA11		
其他公开文献	JP4130428B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够观察管状组织的内壁表面的阴影部分的图像处理方法。通过围绕路径21旋转虚拟光线360同时保持伞相对于路径21的仰角 θ 的方向来生成投影图像。通过倾斜地投射虚拟光线22，可以清楚地观察到管状组织23的内壁表面的阴影部分（参见箭头p）。[选择图]图2

