

(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2017-164496
(P2017-164496A)

(43) 公開日 平成29年9月21日 (2017.9.21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 6/03 (2006.01)	A61B 6/03 360G	4C093
G06T 1/00 (2006.01)	A61B 6/03 360H	4C096
G06T 15/08 (2011.01)	A61B 6/03 371	5B057
A61B 5/055 (2006.01)	A61B 6/03 360F	5B080
	G06T 1/00 290B	

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 21 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2017-48095 (P2017-48095)
 (22) 出願日 平成29年3月14日 (2017.3.14)
 (31) 優先権主張番号 15/069,564
 (32) 優先日 平成28年3月14日 (2016.3.14)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100103034
 弁理士 野河 信久
 (74) 代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司
 (74) 代理人 100153051
 弁理士 河野 直樹
 (74) 代理人 100179062
 弁理士 井上 正
 (74) 代理人 100189913
 弁理士 鶴飼 健

最終頁に続く

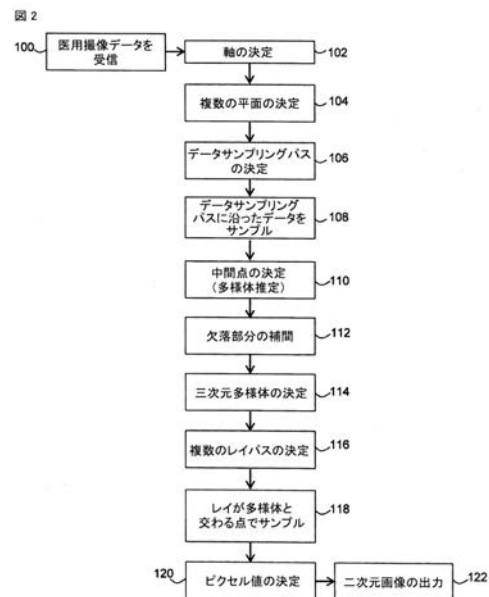
(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置及び医用画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】従来に比して解剖学的構造を好適に視覚化することができる医用画像処理装置及び医用画像処理プログラムを提供すること。

【解決手段】実施形態に係る医用画像処理装置は、曲面決定部と、画像生成部とを具備する。曲面決定部は、複数のサブ構造を有する解剖学的構造に関する三次元データに対し、複数のサブ構造を通過する第1の曲面を決定する。画像生成部は、第1の曲面上の複数のサンプル点についての三次元データを用いて、第1の曲面に対応する二次元画像を生成する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数のサブ構造を有する解剖学的構造に関する三次元データに対し、前記複数のサブ構造を通過する第 1 の曲面を決定する曲面決定部と、

前記第 1 の曲面上の複数のサンプル点についての前記三次元データを用いて、前記第 1 の曲面に対応する二次元画像又は三次元画像を生成する画像生成部と、
を具備する医用画像処理装置。

【請求項 2】

前記画像生成部は、レイキャスティング処理における複数のレイと前記第 1 の曲面との交点を前記複数のサンプル点として設定する請求項 1 記載の医用画像処理装置。

10

【請求項 3】

前記画像生成部は、前記複数のレイの少なくとも一つに対して、当該少なくとも一つのレイと前記第 1 の曲面との交点における前記三次元データの値から、前記二次元画像上の画素値又は前記三次元画像上のボクセル値を決定する請求項 2 記載の医用画像処理装置。

【請求項 4】

前記画像生成部は、前記解剖学的構造の少なくとも一部と交わる曲面を決定する処理、前記解剖学的構造の内側に少なくとも部分的に落ち込む曲面の決定する処理、前記解剖学的構造によって明確にされた領域を取り囲む曲面を決定する処理、複数のデータサンプリングパスに沿った前記三次元データの値の変化に基づいて曲面を決定する処理、

20

のいずれかを少なくとも実行することで、前記複数のサブ構造を通過する前記第 1 の曲面を決定する、

請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の医用画像処理装置。

【請求項 5】

前記画像生成部は、前記解剖学的構造の厚さにわたる前記三次元データの値の予想プロフィールに基づいて、前記複数のサブ構造を通過する前記第 1 の曲面を決定する請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の医用画像処理装置。

【請求項 6】

前記画像生成部は、前記三次元データの各位置における値に基づいて前記第 1 の曲面の少なくとも一部を決定する処理、補間処理または補外処理によって前記第 1 の曲面の他の部分を決定する処理を実行することで、前記複数のサブ構造を通過する前記第 1 の曲面を決定する請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項記載の医用画像処理装置。

30

【請求項 7】

前記曲面決定部は、前記複数のサブ構造を通過し境界及び位置の少なくとも一方が前記第 1 の曲面と異なる第 2 の曲面を決定し、

前記画像生成部は、前記第 2 の曲面上の複数のサンプル点についての前記三次元データを用いて、前記第 2 の曲面を基準とする前記二次元画像又は前記三次元画像を生成する請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の医用画像処理装置。

【請求項 8】

前記第 2 の曲面の前記境界及び前記位置の少なくとも一方を入力する入力部をさらに具備する請求項 7 記載の医用画像処理装置。

40

【請求項 9】

前記第 2 の曲面は、前記第 1 の曲面を拡大または縮小した曲面である請求項 7 又は 8 記載の医用画像処理装置。

【請求項 10】

前記曲面決定部は、前記第 1 の曲面をスラブ曲面として決定し、

前記画像生成部は、前記スラブ曲面の厚みにわたる投影処理を実行することにより、前記二次元画像又は前記三次元画像を生成する請求項 1 乃至 9 のうちいずれか一項記載の医用画像処理装置。

【請求項 11】

50

前記画像生成部は、軸周辺の複数の面のそれぞれに対し前記レイキャスティング処理を実行する請求項 2 記載の医用画像処理装置。

【請求項 1 2】

前記複数の面は、前記軸に対して傾けられて設定される請求項 1 1 記載の医用画像処理装置。

【請求項 1 3】

前記画像生成部は、前記解剖学的構造の展開図であるカーブド M P R 画像又は前記解剖学的構造の投影画像として、前記二次元画像又は前記三次元画像を生成する請求項 1 乃至 1 2 のうちいずれか一項記載の医用画像処理装置。

【請求項 1 4】

前記解剖学的構造は、少なくとも一本の肋骨、胸郭の少なくとも一部、頭がい骨の少なくとも一部、少なくとも一本の歯、少なくとも一つの顎、臓器の少なくとも一部、骨盤の少なくとも一部のうち、少なくともいずれかを含む請求項 1 乃至 1 3 のうちいずれか一項記載の医用画像処理装置。

【請求項 1 5】

前記画像生成部は、最大値投影処理、最小値投影処理、ボリュームレンダリング処理を用いて前記二次元画像又は前記三次元画像を生成する請求項 1 乃至 1 4 のうちいずれか一項記載の医用画像処理装置。

【請求項 1 6】

コンピュータに、

複数のサブ構造を有する解剖学的構造に関する三次元データに対し、前記複数のサブ構造を通過する第 1 の曲面を決定させる曲面決定機能と、

前記第 1 の曲面上の複数のサンプル点についての前記三次元データを用いて、前記第 1 の曲面に対応する二次元画像を生成させる画像生成機能と、

を実現させる医用画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本実施形態は、例えば、解剖学的構造を視覚化することができる医用画像処理装置及び医用画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

臨床医が胸部検査を行う際に、変位や変位のない、骨折または骨病変を識別し数えられることが必要である。例えば、全ての肋骨が検査されていることを確実にし、その中の肋骨のどこに骨折や損傷が位置するのかを決定する必要がある。

【0003】

例えばコンピュータ断層撮影法 (C T)、磁気共鳴映像法 (M R I) や陽電子放射断層撮影法 (P E T) など、幅広い医用撮像モダリティは、診断またはその他の目的のための患者またはその他の被検体を描出する三次元医用撮像データを取得するための標準的な技術となった。

【0004】

患者やその他の被検体の肋骨を観察して何か骨折があるかを特定するために、C T データまたはその他の医用撮像モダリティから生成された、体軸断面や斜断面での多断面再構成 (M P R) ビューを使うことが知られている。体軸または斜断面 M P R ビューは、例えば患者の胴体にわたるスライスなど、三次元画像データのセットを通して、体軸または斜断面スライスを具備していてもよい。臨床医は、順に体軸スライスまたは斜断面スライスのシリーズの段階を踏むことで、患者の肋骨を観察することが出来る。それぞれのスライスは、少なくとも一本またはそれ以上の肋骨を含むかもしれない。異なる肋骨が異なるスライス上に示されるかもしれない。また個々の肋骨が多数のスライス上に現れるかもしれない。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 5 】

実際に、このような技術を使うことで、全ての肋骨が適切に検査されてきたことを臨床医に対して保証するのは困難になる可能性がある。さらに、一旦骨折が確認されても、一体特定の肋骨のどこにその骨折があるのかを突き止めることは、困難な可能性がある。それぞれのスライスは、特定の肋骨または複数の肋骨しか表さないため、どの肋骨が所定のスライス上に示されているかを見分けるのは、難しい可能性がある。また、臨床医にとって、体軸または斜断面 M P R ビューのセットを通して段階を踏むことは、時間のかかることかもしれない。

【 0 0 0 6 】

従来から、それぞれの肋骨についての曲面再構成 (C u r v e d M P R : 「 C P R 」 、 「カーブド M P R 」とも言う。) 画像を明確にする肋骨中心線追跡アルゴリズム等の技術が提案されている。合成画像はその後、肋骨の C P R 画像集と背骨の C P R 画像とから生成される。効率的に、それぞれの肋骨は画像において真っ直ぐにされた形で示されている。原理上、このような技術は、変位のない骨折をより簡単に可視化する。

10

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

しかし、従来技術による画像における肋骨の直線化は、肋骨の相対的な位置や方位の把握を困難なものとしてしまう可能性がある。肋骨の直線化は、画像の見た目を不自然なものにしてしまうかもしれない。さらに、合成画像が生成されてきたいくつかの方法において、生成された合成画像に、背骨と肋骨との間に断絶のようなものが現れるかもしれない。

20

【 0 0 0 8 】

骨折を特定するために、展開された、胸郭の最大輝度投影 (M I P) 画像を生成することも提案されてきた。この様な展開された M I P 画像は、原則として、胸郭の優れた全体ビューを与えることができる。しかし、M I P など、輝度投影技術を使い生成されたビューは、変位のない骨折、特に変位のない骨折が部分的な骨折の場合、巧みに隠してしまうことがある。

【 0 0 0 9 】

M I P は、例えばレイに沿った最高輝度を返すことで、最大輝度の点を選択する。骨折した骨、特に骨折が部分的な骨折に対し、輝度の最大値は、骨折していない点で起きるかもしれない。従ってある状況では、M I P は骨折の線に沿った点を描かないかもしれず、結果画像において骨折の可視を困難にするまたは不可視にしてしまう。

30

【 0 0 1 0 】

変位のない骨折は、例えば、M I P やその他の輝度投影技術など、肋骨の表面から取得された画像データ値により描出している、または画像データ値により支配された画像を生成する、撮像技術には見えない可能性があるため、特に特定が困難になることがある。

【 0 0 1 1 】

本実施形態は上記事情に着目してなされたもので、従来に比して解剖学的構造を好適に視覚化することができる医用画像処理装置及び医用画像処理プログラムを提供しようとするものである。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 2 】

一実施形態に係る医用画像処理装置は、曲面決定部と、画像生成部とを具備する。曲面決定部は、複数のサブ構造を有する解剖学的構造に関する三次元データに対し、複数のサブ構造を通過する第 1 の曲面を決定する。画像生成部は、第 1 の曲面上の複数のサンプル点についての三次元データを用いて、第 1 の曲面に対応する二次元画像を生成する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 3 】

【 図 1 】 図 1 は、実施形態に係る医用撮像データ処理システムの概略図である。

50

【図 2】図 2 は、図 1 のシステムの作動モード全体を描いているフローチャートである。

【図 3】図 3 は、軸とデータサンプリングパスを描いている軸の周辺の複数の面と複数の線とにオーバーレイした被検体の胸郭の概要図である。

【図 4】図 4 は、複数の面の一部を描いた略図であり、軸に対して垂直方向に対して傾けられた面を示している。

【図 5 a】図 5 a は、軸から放射状に延びており、撮像データセットに示された解剖学的構造と交わる、データサンプリングパスを示す略図である。

【図 5 b】図 5 b は、解剖学的構造を通過するデータサンプリングパスを示す図 5 a の一部分を拡大した図であり、データサンプリングパスと解剖学的構造との交点の範囲のインジケータを含んでいる。

10

【図 6】図 6 は、多様体と、軸と、軸からレイパスが続き多様体と交差するレイと、を通過するスライスは、多様体が生成された画像データを通過するスライスの描出とオーバーレイされたスライスの概略図。

【図 7】図 7 は、図 1 のシステムの作動モード概要を描いているフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0014】

実施形態は、これより付随する図面を参照に例に限定されない方法で、説明される。

【0015】

実施形態に係る医用画像処理装置 10 は、図 1 に示されている。医用画像処理装置 10 は、この場合はパーソナルコンピュータ (PC) またはワークステーションである、計算装置 12 を具備しており、CT スキャナ 14、一つ以上の表示スクリーン 16 またはその他の表示デバイス、そしてコンピュータキーボード、マウスまたはトラックボールなど、入力装置または複数の入力装置 18 に接続されている。

20

【0016】

CT スキャナ 14 は、患者またはその他の被検体の領域のポリュメトリック CT データを取得するように構成されている、任意の CT スキャナでもよい。患者またはその他の被検体の領域は、関心の少なくとも一つの解剖学的構造を具備している可能性がある。本実施形態において、患者の領域は胴体で、関心の解剖学的構造は肋骨である。その他の実施形態において、解剖学的構造は任意の適切な構造であってもよく、例えば頭がい骨または骨盤などの骨や、肝臓、心臓または胃などの臓器である。患者の領域のポリュメトリック CT データは、画像処理に最適な一つ以上のポリュメトリック撮像データセット中へと再構成される可能性がある。

30

【0017】

代替的な実施形態において、CT スキャナ 14 は、例えば MRI (磁気共鳴撮像) スキャナ、X 線スキャナ、PET (陽電子放射断層撮影法) スキャナ、SPECT (単光子放出コンピュータ断層撮影) スキャナ、または超音波スキャナなど、三次元医用撮像データを提供するように構成された撮像モダリティであれば、任意のポリュメトリックスキャナと置き換えられてもよいし、または補われてもよい。

【0018】

本実施形態では、CT スキャナ 14 によって取得されたポリュメトリック CT データセットは、メモリ 20 に格納され、その後計算装置 12 に提供される。代替的な実施形態において、ポリュメトリック CT データセットは、画像保管通信システム (PACS) の一部を形成する可能性のある、遠隔データストア (図示せず) から供給される。メモリ 20 または遠隔データストアは、メモリストレージの任意の適切な形態を具備しているもよい。

40

【0019】

計算装置 12 は、撮像データセットを自動的にまたは半自動的に処理するための処理リソースを提供し、中央処理ユニット (CPU) を具備する。本開示において、計算装置 12 は、多様体決定回路 24 と、画像生成回路 28 とを含む。

【0020】

50

本実施形態において、多様体決定回路24と画像生成回路28は、実施形態の方法を実行することが可能なコンピュータ可読指示を有するコンピュータプログラム的手段により、計算装置12でそれぞれ実行される。例えば、多様体決定回路24と画像生成回路28は、例えばCPU22によって、計算装置12で実行可能な個別のコンピュータプログラムまたはアルゴリズムとして、それぞれ実行される可能性がある。しかし、その他の実施形態において、回路は、一つ以上のASICs（特定用途向け集積回路）またはFPGAs（フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ）として、実行されてもよい。

【0021】

計算装置12は、ハードドライブや、RAM、ROM、データバス、様々なデバイスドライバを含むオペレーティング・システムや、グラフィックス・カードを含むハードウェアデバイス、も包括するPCのその他構成要素も持つ。このような構成要素は、明確にするために図1には図示されていない。

10

【0022】

図1のシステムの工程は、図2のフローチャートにおける概略で示されている。プロセスの第一ステージ100で、計算装置12は医用撮像データセットを受信する。この実施形態において、医用撮像データセットは、スキャンボリュームにおける対応位置でのCTスキャンにより決定された、X線吸収レベルを表すそれぞれのボクセルの輝度値を伴う、ボクセルのセットを具備する三次元CTデータを具備する。

【0023】

代替的な実施形態において、医用撮像データセットを取得するために、任意のその他適切なモダリティが使われてもよいが、例えば磁気共鳴(MR)撮像または陽電子放出断層撮影(PET)撮像がある。

20

【0024】

プロセスの次の段階102で、多様体決定回路24は、多様体決定プロセスにおいて使用するための軸を決定する。軸200は、図3および4に概略的に示されている。本実施形態において、軸200は、医用撮像データセットの被検体であり、背骨と実質的に位置合わせされた、患者の上下(superior-inferior)軸に従う。この場合、軸200は、CTスキャナの長軸および患者の上下軸とは実質的に一直線であるという理解に基づき、医用撮像データセットの座標系から設定される。

【0025】

その他の実施形態において、任意の適切なプロセスが、軸を決定するために使われてもよい。例えば、セグメンテーションプロセスは、背骨またはその他の解剖学的構造の位置または方位を決定するために医用撮像データセットに実行されてもよいし、セグメンテーションに基づいて、軸200の位置または方位が決定されてもよい。

30

【0026】

プロセスの次の段階104で、多様体決定回路24は、軸200の周りに拡がっている複数の面210を決定する。軸200と垂直方向に延長するよりも、軸200に対して面210が傾けられるのが、本実施形態の特徴である。一般に、ヒト患者のそれぞれの個々の肋骨は、背骨の方向に対し傾けられた面と位置合わせされており、面210を傾けることで、面210は肋骨とより一直線に並べられるだろう。その他の実施形態において、面210は、任意の解剖学的構造と実質的に位置合わせされて傾けられてもよい。

40

【0027】

本実施形態において、面210の全ては、図4に角度アルファで示されているように、同じ角度で傾いている。その他の実施形態において、異なる面210は、異なるチルト角を有していても良い。実施形態において、面210のチルト角が固定されてもよく、所定のチルト角、またはチルト角が自動的に半自動的に決定されてよく、例えば、医用撮像データセットのセグメンテーションに基づく、および/またはユーザ入力に従って傾き角度が決められてもよい。

【0028】

プロセスのステージ106で、多様体決定回路24は、それぞれの面210上の複数の

50

データサンプリングパス 220 を決定する。データサンプリングパスの例のいくつかが図 3 に示されている。データサンプリングパス 220 は、軸 200 に対して放射状に広がっている。

【0029】

本実施形態において、それぞれの面 210 に対する複数のデータサンプリングパス 220 は、軸 200 の周りを実質 360 度にわたって分配されている。その他の実施形態において、データサンプリングパス 220 は、360 度よりも小さい角度にわたって分配されているかもしれない。データサンプリングパス 220 は、面の周辺を実質的に等しい角度間隔で空いている可能性がある。

【0030】

図 5 a は、軸 200 が面 210 の中心にある、単一面 210 の概略図である。図 5 a は、面 210 に対応する医用撮像データセットを通したスライスの描出とオーバーレイされている。図 5 a は、軸 200 から放射状に延びる複数のデータサンプリングパス 220 を示している。明確にするために、図 5 a にはプロセスのステージ 106 において決定される、データサンプリングパス 220 のサブセットのみが描かれている。さらに面 210 上のデータサンプリングパス 220 は、存在しているものの図 5 a には図示されていない。

【0031】

図 5 b は、図 5 a の一部分の拡大図で、二つのデータサンプリングパス 220 a および 220 b の一部を示している。それぞれのデータサンプリングパス 220 a および 220 b は、医用画像データセットにおいて骨の領域 230 と交差している（この場合、骨は肋骨の一部）。骨の領域 230 は、骨の境界が骨の真ん中よりも高い輝度を有しているため、図 5 a および図 5 b において輪のような見た目になっている。

【0032】

ステージ 108 で、多様体決定回路 24 は、軸 220 からそれぞれのデータサンプリングパス 220 に沿ってレイをキャストすることにより、それぞれのデータサンプリングパス 220 に沿った複数の点のそれぞれで、医用撮像データセットをサンプルする。多様体決定回路 24 は、医用撮像データセットの輝度値からそれぞれのデータサンプリングパス 220 に沿って、複数の点のそれぞれに対する輝度値を決定する。複数の点に対する輝度値を決定する際、多様体決定回路 24 は、複数のデータサンプリングパス 220 のそれぞれに沿って、医用撮像データの輝度値の変化の度合いを決定する可能性がある。

【0033】

ステージ 110 から 114 で、多様体決定回路 24 は、少なくとも一つの解剖学的構造の形を描出する形状を有する曲面を決定する。ステージ 110 から 114 で、多様体決定回路 24 は、少なくとも一つの解剖学的構造の形状を描出する形状を持つ曲面を決定する。少なくとも一つの解剖学的構造は、複数の分離されたサブ構造を有するものであり、今の場合胸郭が複数の肋骨を含んでいる。記載の実施形態では、曲面は多様体 400 と呼ばれ、例えば曲面または複合 3D 多様体と多様体 400 とは、全ての関心解剖学的構造、本実施形態では全ての肋骨と交差する。

【0034】

問題の解剖学的構造または複数の構造の形状の任意のその他適切な曲面、例えば任意の適切な多様体は、代替的な実施形態に従って決定される可能性があり、また曲面は任意の適切な二次元または三次元形状の可能性もある。曲面は最小、ごくわずかか全く厚みがなく、このような曲面は曲面二次元形状と考えられ得る。代替的に、曲面がゼロではない、またわずかでない、または最小の厚みよりもより大きな厚みを有してもよく、このようにスラブなど三次元形状でもよく、例えば湾曲したスラブである。このようなスラブは、例えば、一ボクセルよりも、より厚みのある可能性がある。対象的に、全く厚みや幅のないラインは、ラインが三次元空間を通して曲面パスに従う場合であっても、一次元形状と考えられ得る。

【0035】

図 1 の実施形態において、多様体決定回路 24 は曲面を決定するために使用されるが、

10

20

30

40

50

この場合曲面は、多様体 400 である。代替的な実施形態において、任意の適切な回路は、曲面を決定するために使用されてもよい。

【0036】

ステージ 110 で、少なくとも一本の肋骨で交わるそれぞれのデータサンプリングパス 220 に対し、多様体決定回路 24 は、データサンプリングパス 220 に沿ったレイキャストが肋骨と交差する最初の点（つまり、軸に最も近い点）と、データサンプリングパス 220 に沿ったレイキャストが肋骨と交差する最後の点（つまり、軸から最も遠い点）と、を決定する。多様体決定回路 24 は、データサンプリングパス 220 に対する推定される多様体位置を決定する。この推定される多様体位置は、最初の点と最後の点との中間点である。この中間点は、レイと肋骨との交点の始まりと終わりの中間である。その他の実施形態において、推定される多様体位置を決定するのに、異なる方法が使用されてもよい。例えば、実施形態の中には、レイと肋骨との間の交差への終点がないものがある。実施形態には、推定される多様体位置は、レイと肋骨との間の最初の交点に関連して、決定されるものもある。

10

【0037】

図 5 a は、データサンプリングパス 220 a について決定された、最初の点 240、最後の点 242、そして中間点 244 と、データサンプリングパス 220 b について決定された、最初の点 250、最後の点 252、中間点 254 を示している。

【0038】

中間点は、骨の骨髄の内にある可能性がある。ある状況下では、最初の点と最後の点とのそれぞれが中間点よりも好適に正義されている可能性があるため、中間点を探すために最初の点と最後の点とを使用することは有益な場合がある。最初の点と最後の点とのそれぞれは、骨の外側部分が骨髄よりも大きな輝度を持つだろうから、最初の点と最後の点とは中間点よりもよりコントラストを持つだろう。

20

【0039】

本実施形態において、中間点を決定するために最初の点と最後の点とを使用することによる多様体の決定は、肋骨の外側部分は肋骨の内側部分よりも大きな輝度を有することに伴い、肋骨の厚さにわたる輝度の値の予想プロフィールに基づく。その他の実施形態において、多様体の決定は、任意の解剖学的構造にわたる任意の適切なパラメータの予想プロフィールに基づいていてもよい。

30

【0040】

本実施形態において、多様体決定回路 24 は、骨を描出する輝度を有する点を特定するために輝度しきい値を使用することで、また骨を描出する輝度を有する最初の点と最後の点とを検出することで、それぞれのデータサンプリングパス 220 に対する最初の点と最後の点とを決定する。その他の実施形態において、肋骨はステージ 108 の前に医用撮像データセットからセグメントされ、中間点の特定はセグメントされた肋骨を使用して実行される。最初の点と最後の点とは、セグメンテーションにより、肋骨としてラベル付けられた最初の点と最後の点である。更なる実施形態において、関心解剖学的構造の部分である、点の特定の任意の適切な方法が使用されてもよい。

【0041】

実施形態の中には、中間点を計算する前に、最初の点と最後の点とがフィルタされるものもある。交点は、レイに沿った距離として格納される。このフィルタリングは、格納された距離の近接をその近接と畳み込むことにより、格納された距離に影響を及ぼすことが出来る。フィルタされた距離の中間点は、多様体を明確にするために使用することが出来る。最初の点と最後の点とをフィルタリングすることは、レイに対して選択された、推定される多様体位置が、連続する曲面とその近辺を形成することを確かなものにするために、一役買う可能性がある。

40

【0042】

肋骨と交差する、それぞれのデータサンプリングパス 220 に対して推定される多様体位置は、ステージ 110 で決定された。しかし、本実施形態において、データサンプリ

50

グパス 220 の中には、肋骨と交差しないものがある。例えば、何本かのデータサンプリングパス 220 は、肋骨の間の隙間を通過する可能性があるからだ。

【0043】

ステージ 112 で、多様体決定回路 24 は、ステージ 110 で中間点として決定された、推定される多様体位置から補間または補外することにより、肋骨と交差しないデータサンプリングパス 220 のそれぞれに対する推定される多様体位置を決定する。どの骨とも交差しないデータサンプリングパス 220 に対し、多様体決定回路 24 は、骨に当たらない近接のレイとの間の曲面表面上に位置を補間する。

【0044】

多様体決定回路 24 は、曲面をステージ 110 で決定された中間点へフィッティングすることで、補間を実行する可能性がある。多様体決定回路 24 は、近接のレイを処理することで、肋骨領域の中についてもっともらしい CPR (曲面プレーン再フォーマット) 表面 (即ち、多様体 400 の少なくとも一部のもっともらしい推定) を検出する可能性がある。肋骨と交差しないデータサンプリングパス 220 に対する推定される多様体位置決定の方法は、二次元信号再構成のための規格化畳み込みの使用を具備する可能性がある。(例えば、Anders Landstrom 共著、『重点増分規格化畳み込みによる画像再構成、画像分析』(Image Reconstruction by Prioritized Incremental Normalized Convolution, Image Analysis): 17th スカンジナビア協議会、SCIA 2011、Ystad、スウェーデン、2011年5月、Proceedings、17 6 185頁、H. Knutsson、C. F. Westin. 『規格化および微分畳み込み』(Normalized and differential convolution) In Proceedings of IEEE 『コンピュータビジョンおよびパターン認識における社会協議』(Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition) CVPR '93、515 523頁、1993年6月、を参照。)

ステージ 114 で、多様体決定回路 24 は、ステージ 110 から 112 の推定される多様体位置に基づいて、多様体 400 を決定する。実施形態の中に、多様体 400 は、ステージ 110 と 112 とで決定された、全ての推定される多様体位置を含むものがある。実施形態には、多様体決定回路 24 が、推定される多様体位置の少なくともいくつかを調節し、その多様体は調整された位置を含むものもある。例えば、多様体決定回路 24 は、推定される多様体位置との整合性に対する推定される多様体位置を検査し、もし整合性がないと判明した場合に、少なくとも推定される多様体位置のいくつかを調整する可能性がある。実施形態の中には、多様体決定回路 24 は、偽陽性を除去するために、データサンプリングパス 220 のそれぞれに対する候補肋骨領域のリスト作成し、隣接のレイから候補領域を比較するものがある。

【0045】

中には、決定された多様体 400 がフル多様体であり、連続的な表面を具備するかもしれない実施形態がある。その他の実施形態において、多様体 400 は部分的な多様体であり、少なくとも一つの非連続的な表面を具備する可能性がある。例えば、多様体 400 は、肋骨上に決められるかもしれないし、また肋骨の間の領域に対して決められないかもしれない。本実施形態において、多様体 400 は、全ての肋骨と交差する表面であり、胸郭の少なくとも一部の形を表す。その他の実施形態において、三次元多様体 400 は、任意の適切な解剖学的構造と交差してもよい。

【0046】

多様体決定回路 24 は、多様体の要求される基準と一致する、点に対するボリュームを検索するように構成されている。図 2 のステージ 100 から 114 に関する上述のプロセスにおいて、多様体決定回路 24 は、円筒投影法を使って検索を開始し、円筒投影法と肋骨とによって決められたレイの交点の開始と終わりとの間の中ほどに点を決定する。その他の実施形態において、多様体上に点を定める任意の適切な方法が使われてよい。例えば

10

20

30

40

50

、異なる投影システムが使われてもよい。本実施形態において、多様体 400 は自動的に導出される。その他の実施形態において、多様体 400 はユーザ入力を使って決定されてもよい。

【0047】

多様体決定回路 24 は、多様体 400 を通過して画像生成回路 28 へ達する。

【0048】

ステージ 116 から 122 において、多様体 400 は、多様体 400 上の点の輝度値を使って、肋骨の曲面 MPR 画像を取得するために使用される。その肋骨の曲面 MPR 画像は、肋骨の展開されたビューを表す、二次元画像である。投影システム（この場合、傾けられた円筒投影法を有する）は、生成される予定の局面 MPR 画像の点を、多様体 400 の表面上の点へマップするために使用される。ステージ 116 で、画像生成回路 28 は、投影システムを使用して複数のレイパス 500 を決める。レイパス 500 の数は、生成されるピクセルの数と対応する。

10

【0049】

レイパス 500 決定における第一のステップとして、カメラ軸が患者の上下軸に沿って決められる。本実施形態において、決められたカメラ軸は、図 3 および図 4 に示された軸 200 と同じである。その他の実施形態において、カメラ軸は、多様体 400 の決定において使用される、軸 200 とは異なるものでもよい。

【0050】

点の集まり $O^1 \dots O^N$ は、カメラ軸に沿って決められる。それぞれの点 O^i は、出力画像においてピクセルの横の列に対応するようになる。それぞれの点 O^i に対し、垂直面 P^i は決められ、面 P^i は角度に基づいてチルトされる。本実施形態において、面 $P^1 \dots P^N$ は図 3 および図 4 に示される面 210 と同じであり、上記チルト角は図 4 に示される角度である。チルト面を使用することで、もしチルト面がチルトしていない場合よりも、結果画像において肋骨をより水平に見えるようになる。

20

【0051】

レイパス 500 の収集は、 O_i を中心として基点 A_i を含む面 P_i 内を回転することで、面 P_i において定義される。本実施形態において、レイパス 500 は、カメラ軸を中心として、実質 360 度に等しい範囲に分配されている。それぞれのレイパス 500 は、列に対する出力画像において、異なる水平ピクセルに対応する。

30

【0052】

本実施形態において、レイパス 500 は、データサンプリングパス 220 と同じである。その他の実施形態において、レイパス 500 はデータサンプリングパス 220 とは異なる。例えば、多様体 400 を取得するために使用される投影とは、異なる投影を用いてもよい。データサンプリングパス 220 よりも、多いまたは少ないレイ 500 があってもよい。例えば、多様体 400 を決定するために使用されるデータサンプリングパス 220 の数は、画像におけるピクセル数より多くなるだろうし、従って画像生成回路 28 によって使われるレイ 500 の数よりも多くなるだろう。

【0053】

実施形態の中に、ステージ 106 で決定されたデータサンプリングパス 220 は、レイパス 500 として使用され、ステージ 116 が省略されるものがある。

40

【0054】

ステージ 118 で、画像生成回路 28 は、レイパス 500 のそれぞれに沿ったレイをキャストする。それぞれのレイがどのように処理されるかが、出力画像に後々影響するようになる。

【0055】

本実施形態において、画像生成回路 28 は、それぞれのレイパス 500 に対する点を決定し、その点とは、レイパス 500 に沿ったレイキャストが多様体と交差する箇所である。本実施形態で、多様体 400 は、レイパス 500 に沿った方向に厚みがないため、多様体 400 とそれぞれのレイとの交点は、多様体 400 上の一点 510 である。画像生成回

50

路 28 は、従ってレイパス 500 の数に対応する数の点 510 のセットを決定する（また、それにより画像のピクセル数に対応する数を決定する。）

本実施形態において、点 510 は、レイパス 500 に沿ったレイキャストが多様体 400 と交差する点である。その他の実施形態において、多様体 400 上の点 510 は、レイキャストを含んでも含まなくてもよい、任意の適切な方法を使用して、決定されてもよい。任意の適した投影方法が使われる可能性がある。複合多様体を二次元撮像平面に展開するという問題については、地図投影を取得する際に直面する問題と同様の問題を持つために、複数の意義において考慮した方がよい。地図投影に対して多くの異なるアプローチが知られているからである。所望により、地図投影法に使用する適切な投影方法が、本願に対して使用される可能性もある。

10

【0056】

本願実施形態の一方で、レイ 500 はデータサンプリングパス 220 と実質的に接触するが、その他の実施形態において、レイ 500 とデータサンプリングパス 220 とは異なる。画像生成回路 28 は、点 510 のそれぞれで医用撮像データセットをサンプルする。本実施形態において、画像生成回路 28 は、医用撮像データセットから点 510 のそれぞれに対するピクセル輝度値を決定する。その他の実施形態において、任意の適切なパラメータの値が点 510 でサンプリングすることにより、決定されてもよい。

【0057】

図 6 は、多様体 400 にわたるスライスの概略図である。図 6 は、軸 520 とレイパス 500 を示す。レイは、軸 520 からレイパス 500 をたどり、多様体 400 と交差する。図 6 の描出は、画像データから多様体 400 が生成され、その画像データを通したスライスとオーバーレイされる。

20

【0058】

レイは、取得される肋骨の展開されたビューを可能にする、円筒投影法を提供する。レイは、画像におけるポイントを多様体表面上のポイントにマップするために使用される。それぞれのレイは、出力画像の個別のピクセルに対応する。

【0059】

ステージ 120 で、画像生成回路 28 は、ステージ 118 でサンプルしたピクセル輝度値を使用して、複数のレイパス 500 のそれぞれに対する個別のピクセル値を決定する。本実施形態において、画像生成回路 28 は、そのレイパス 500 に沿ったレイキャストが多様体と交差する点 510 についてのピクセル輝度値に、伝達関数を適用することで、それぞれのレイ 500 に対するピクセル値を決定する。それぞれの点 510 に対するピクセル輝度値は、医用撮像データセットをサンプリングすることにより、ステージ 118 で決定されている。

30

【0060】

その他の実施形態において、それぞれのレイ 500 に対するピクセル値を取得する任意の方法が使用されてよく、曲面はスラブの形状であってもよい。そのスラブは、多様体 400 にレイに沿った方向の厚みを与えることで、取得される（この場合、放射状方向）。実施形態の中には、スラブの厚みが自動的に決定されるものがある。またある実施形態は、ユーザによって厚みが選択されるものもある。

40

【0061】

ある実施形態で、スラブサンプルは、導出された直交/デカルトボリュームを出力するために使われる。この導出された直交/デカルトボリューム中において、新しいボリューム XY は、投影された画像空間に対応し、 X はレイ方向にあるスラブオフセットにおいて使用されるサンプルのセットである。この導出されたボリュームはその場合、例えば影付きボリュームレンダリング、IP ボリュームレンダリング、全体照明レンダリング、MPR など、任意のその他現行のボリューム撮像技術と使用することが出来る。

【0062】

画像生成回路 28 は、レイがオリジナル多様体 400 と交差する最も近い交点である、それぞれのレイに沿った多数のピクセルまたはその他の点（例えば、3、4、または 5 つ

50

のボクセル)をサンプルする。画像生成回路28は、それぞれのレイに対するピクセル値を取得するために、スラブの投影を使用する。

【0063】

実施形態の中に、画像生成回路28は、それぞれのレイに対しピクセル値を決定するスラブの最大輝度投影を使用するものがある。例えば、それぞれのレイ500のピクセル値は、レイ500について画像生成回路28によってサンプルされた、3、4、または5つのボクセル値の最大値に基づいてもよい。画像生成回路28は、最終ピクセル色を決定するために、スラブと交差するそれぞれのレイの一部に沿ったIP集積を実行し得る。実施形態の中には、画像生成回路28は、ピクセル値がスラブにおけるレイの一部分にわたる信号変化率に依存する、分散投影法を使用する。一般的に、サンプル点の収集、レイ方向におけるそれぞれのオフセットは、スラブ画像を生成するのに使用される可能性があり、IP投影方法は出力結果を決定するために使われる可能性がある。スラブの厚みにわたる任意の適切な投影が使われてよく、実施形態は最大輝度投影の使用に限られたものではない。

10

【0064】

図2のプロセスに再び戻って、ステージ122で画像生成回路28は、ステージ120で決定されたピクセル値を使って、表示スクリーン16上に表示するための二次元出力画像を生成する。二次元画像のそれぞれのピクセルは、個別のレイパス500に対応する。レイパス500が傾けられた円筒座標系で定義されるので、二次元画像は、少なくとも何本かの肋骨が実質的に水平に見える可能性のある箇所において、肋骨の展開されたビューを提供する。

20

【0065】

本実施形態において、ユーザが関心領域上に焦点を合わせられるように、ユーザは、拡大縮小ツールを使って、出力画像の見た目をコントロールすることができる。画像生成回路28は、ユーザ入力に従って、二次元出力画像をアップデートしてよい。同じデータの展開されたビューと体軸MPRビューとの間のナビゲーションを可能とする、追加の三角測量ツールが使用されてもよい。例えば、ユーザは、体軸MPRビューをクリックしてよいし、展開されたビュー上の対応する点がハイライトされてもよいし、その逆もまた然りである。

【0066】

二次元画像は、患者の肋骨の全てと交差する、発展型曲面MPRビュー(advanced curved MPR)(またはCPRビュー、曲面再構成ビュー)として、記載される可能性がある。発展型曲面MPRビューによって、全ての肋骨は同時に視覚化できるようになるだろう。同時に全ての肋骨を視覚化することで、骨折や病変が発生した肋骨を臨床医が特定しやすくなるだろう。体軸MPRビューまたは斜断面MPRビューのセットを通して段階を踏むよりもむしろ、曲面MPRビューを使うことで同時に全ての肋骨を見る方が、臨床医にとってより速いだろう。

30

【0067】

二次元画像は、二段階プロセスを使って、取得される。二段階プロセスの第一段階は、全ての関心構造が交差する多様体決定を具備する。二段階プロセスの第二段階は、最終ピクセル色を決定するためのカラーlookupに使用するために、2D対象画像におけるポイントを多様体表面の点へのマッピングと、多様体表面のマッピングする点のサンプリングを具備する。

40

【0068】

多様体の決定を含む二段階プロセスを使用することによって、肋骨など特定の生体組織がユーザにとって便利な方法によって画像化されることを可能にする。例えば、本実施形態において、二段階プロセスによって、肋骨骨折の効果的な視覚化を可能にするかもしれない。その他の実施形態において、二段階プロセスによって、その他の解剖学的構造の効果的な視覚化を可能にするかもしれない。

【0069】

50

肋骨を通過する多様体の決定によって、例えば、肋骨の真ん中を通過する表面の視覚化など、取得される肋骨を通過する表面の視覚化が可能になるだろう。発生したビューは、例えば、多様体の決定なしで最大輝度投影を使う方法によるなど、その他の方法によって発生されるビューにとっては異なるものになる可能性がある。肋骨を通る多様体400上の点に対する輝度に基づいて画像を示すことは、最大輝度に基づく画像よりも、骨折の改善されたビューを提供し得る。

【0070】

図2の方法は、変位のない骨折の改善された可視性を提供することがある。薄いCPRビューは、変位のない骨折を可視化するだろう。図2の方法は、もし骨折が背骨近くであれば、特に便利かもしれない。背骨に近い骨折は、もし何らかの既知の方法を使う場合よりも、より見やすい可能性がある。図2の方法は、骨病変の改善されたビューを提供するだろう。

10

【0071】

展開された投影は、図2の処理で使用される。患者の肋骨の全てと交差する複合多様体400は、自動的に抽出される。画像を作成するために使用される多様体400は、実質的に連続的であってよい。投影システムは、多様体表面上の点に対応するピクセルの箇所で、二次元画像を表示するのに使用される。

【0072】

図2の方法は、肋骨と交差する多様体400の取得を具備する。多様体は、肋骨の中間点に基づくので、肋骨の真ん中を通過または中間を通過するかもしれない。その他の実施形態において、多様体決定回路24は、多様体の境界線を変化させることで、修正された多様体を取得するように構成されている。多様体の境界変化は、多様体の拡大または縮小を具備し得る。多様体400を拡大させるまたは縮小させるために、オフセットが多様体400に適用される可能性がある。

20

【0073】

例えば、実施形態の中には、多様体決定回路24は、拡大された多様体を取得するために、軸に対して多様体外側上の点をオフセットするものがある。図2に関連して上記で述べた通り、画像生成回路28は、拡大された多様体を使用して、レイキャスティング処理を実行する。画像生成回路28は、それにより拡大された多様体に基づいて、更なる画像を取得する。拡大された多様体は、それぞれの肋骨の中心を通過するよりも、例えば、それぞれの肋骨の外側表面または外側表面近くなど、それぞれの肋骨の外側部分を通過する可能性がある。

30

【0074】

実施形態には、多様体決定回路24が、縮小された多様体を取得するために、軸に向かって多様体内側上の点をオフセットするものもある。縮小された多様体は、例えば、それぞれの肋骨の内側表面または内側表面近くなど、それぞれの肋骨の内側部分を通過するだろう。画像生成回路28は、縮小された多様体に基づく画像を取得する。

【0075】

実施形態の中には、多様体決定回路24が、ユーザにより選択されてきたオフセット値を具備する、ユーザ入力を受信するものがある。多様体決定回路24は選択されたオフセットを使用して修正された多様体（この多様体は、拡大されたまたは縮小された多様体であってもよい）を決定し、画像生成回路28は修正された多様体に対する画像を生成する。

40

【0076】

修正された多様体は、薄い多様体（それぞれのレイが一点で多様体と交差してもよい）でもよいし、また上述のようなスラブでもよい。

【0077】

拡大されたまたは縮小された多様体に基づいて画像を形成することにより、肋骨表面の画像が形成されることを可能にする。肋骨表面を撮像することによって、肋骨全体にわたって拡がらない骨折をユーザが特定することを助けるかもしれない。また部分的な骨折が

50

特定されるかもしれない。

【0078】

修正された多様体を作成するために使用されたオフセットの選択をユーザに許可することによって、例えば骨折など、関心特徴の最適なビューを提供し得るオフセットを、ユーザが選択することを可能にする。もしユーザがオリジナル画像において骨折を上手く見分けられない場合、更なる画像を作るために、ユーザは多様体を変化させてもよい。

【0079】

実施形態の中には、多様体決定回路24が、それぞれが異なるオフセットを有する、複数の修正された多様体を自動的に決定する。画像生成回路28は、それぞれが異なる修正された多様体を使用する、画像のシリーズを自動的に決定する。例えば、画像のシリーズは、肋骨の全体的な厚みをカバーするだろう。画像のシリーズを通して段階的に踏むことにより、ユーザは肋骨の外側表面から内側表面まで、肋骨の最大拡張を観察することが可能になる。このような画像のシリーズを自動的に提供することによって、ユーザにとっての使い勝手を改善するかもしれない。肋骨の最大厚みを通して、画像の段階を踏む能力は、例えば表面骨折など、部分骨折の検出に改善をもたらす可能性がある。

10

【0080】

図2を参考にした上述の実施形態において、医用画像データセットは、多様体400を決定するために使用される。多様体決定回路24は、フィルタされたおよび/またはリサンプルされたデータセットを取得するために、医用撮像データセットをフィルタするおよび/またはリサンプルし、多様体400の決定においてフィルタされたおよび/またはリサンプルされたデータセットを使用する。医用撮像データセットのフィルタリングは、ノイズ低減フィルタおよび/またはスペクル提言フィルタを使用することを具備するだろう。フィルタされたおよび/またはリサンプルされたデータセットを使用することにより、肋骨を検出するために使用されるアルゴリズムを、より強固なものにする可能性がある。

20

【0081】

本実施形態において、肋骨は輝度しきい値を使用して検出される。フィルタリングは、高い値のノイズボクセルの数を減らす可能性があるため、もしオリジナル医用撮像データセットよりもフィルタされたデータセットが肋骨CPR表面(つまり、多様体400)を検出するために使用されれば、レイは高い値のノイズボクセルに当たることが少なくなるかもしれない。

30

【0082】

高い値のノイズボクセルは、ある状況下において解析フェーズを混乱させる可能性がある。例えば、高い値のノイズボクセルが骨のボクセルにも見えるような、輝度を有するかもしれないのだ。もし高い値のノイズボクセルが存在するならば、肋骨を描出するボクセルを正しく特定するのはより難しくなるだろうし、従って肋骨との交差の中間点を見つけるのもより難しくなるだろう。

【0083】

実施形態の中に、多様体400の決定は、フィルタされたおよび/またはリサンプルされたデータセットを使用してレイ500の交点510をサンプリングして実行され、多様体400は、オリジナル且つフィルタされていない、医用撮像データセットを使って、実行されるものがある。多様体400の決定に対してフィルタされたおよび/またはリサンプルされたデータセットを使用することと、点のサンプリングに対するフィルタされていないデータセットとを使用することで、もしフィルタされたおよび/またはリサンプルされたデータセットが全てのステージに対して使われた場合、またはもしフィルタされていないデータセットが全てのステージに対して使われた場合、に生み出された画像よりも、ある状況下においてはより良い画像を生み出す可能性がある。

40

【0084】

例えば、多様体400の決定に対してフィルタされたデータセットを使用することは、計算から高い値のノイズピクセルを除去することで、より良い多様体400を生み出すかもしれない。しかし、多様体を伴う交点が決定されるステージにおいて、サンプリングの

50

ための位置は多様体において既に決められているので、高い値のノイズピクセルの存在は、それほど重要ではないかもしれない。例えば、フィルタされていないデータセットからのオリジナル輝度値など、正確な輝度値を有することが、より大事になるかもしれない。

【0085】

実施形態の中には、骨および/または背骨セグメンテーションは、複合多様体および患者の肋骨の検出に制約を課すために使用され得るものがある。また実施形態の中には、骨セグメンテーションが解析から骨でない領域を除外するために使用されるものもある。例えば、多様体決定回路24は、多様体位置を推定する際、骨を描出する医用画像データセットの部分のみを使う可能性がある。

【0086】

中には、背骨セグメンテーションが肋骨検出から背骨を除外するために使用される実施形態がある。背骨セグメンテーションの使用は、背骨に近い肋骨の部分上にある骨折の視覚化を試みる際に、特に関連のある可能性がある。背骨を描出するボクセルを除去することは、例えば肋骨の中間点を見つけるなど、多様体位置を推定することをより簡単にするかもしれない。また背骨を描出するボクセルを除去することは、アルゴリズムが誤って背骨を肋骨と特定する可能性を減らすかもしれず、それにより誤って多様体を配置する可能性を減らすかもしれない。

【0087】

実施形態の中には、背骨セグメンテーションが使用されなければ、多様体は背骨の近くに決定することが難しくなるだろう。ステージ108で骨として特定された最初の点は肋骨である可能性があり、骨として特定された最後の点は背骨である可能性があり、その逆もまた然りである。最初の点および最後の点のうち一つが骨であり、その他の点が背骨であれば、多様体は、正しく肋骨の間を通過するよりも、肋骨と背骨の間の柔組織を通過することで結局終わるのであろう。もし、背骨がセグメンテーションによって代わりに除去されれば、多様体は一本の肋骨をたどり、それから肋骨の改善された描出を提供する可能性のある、その他の肋骨に飛び移るかもしれない。

【0088】

実施形態の中には、データセットのセグメントされたバージョンが多様体400を取得するために使用され、オリジナルのセグメントされていない医用撮像データセットはレイ500が多様体400と交差する、点510のサンプリングに対して使用される。

【0089】

フィルタリング、骨セグメンテーションおよび/または背骨セグメンテーションの使用は、肋骨検出の方法をよりロバストなものにする可能性があり、従って多様体の構成方法もよりロバストなものとなる可能性がある。

【0090】

図1のシステムの更なる操作モードは、図7のフローチャートに概要で描かれている。図7のプロセスにおいて、フィルタされたデータは多様体を決定するために使用される。

【0091】

多様体決定回路24は、入力ボリューム600を受信する。入力ボリューム600は、医用撮像データセットである。ステージ610で、多様体決定回路24は、フィルタされたボリューム620を取得するために、入力ボリューム600をフィルタする。フィルタされたボリューム620は、入力ボリューム600と比較した場合、ノイズが低減されている。フィルタされたボリューム620は、骨を特定するためにおよび/または背骨と肋骨とを見分けるために、セグメントされてもよい。

【0092】

ステージ630で、多様体決定回路24は、レイと肋骨との交点を決定するために、フィルタされたボリューム620と円筒投影情報630のセットとを使用する。例えば、円筒投影情報630は、図3および図4を参考に上述したように、傾けられた面210のセット上のデータサンプリングパス220など、データサンプリングパスのセットを具備する。レイと肋骨の交点は、データサンプリングパス220に沿ったレイキャストがフィル

10

20

30

40

50

タされたボリューム 620 において肋骨と交差する箇所、点のセットを具備する。

【0093】

肋骨と交差するそれぞれのデータサンプリングパス 220 に対し、フローチャートはステージ 640 へと進む。ステージ 640 で、多様体決定回路 24 は、データサンプリングパス 220 が肋骨と交差にわたる、交点間隔を決定する。多様体決定回路 24 は、交点間隔の中間点を決定するだろう。

【0094】

肋骨と交差しないそれぞれのデータサンプリングパスに対し、フローチャートはステージ 650 へと進む。ステージ 650 で、多様体決定回路 24 は、交差しないデータサンプリングパスの近隣から位置を補間する。多様体決定回路 24 は、例えばすぐ近くのデータサンプリングパスからの中間点など、すぐ近くのデータサンプリングパスからの交点情報を使って、位置を補間する可能性がある。

【0095】

ステージ 660 で、多様体決定回路 24 は、三次元複合多様体を決定するために、ステージ 640 とステージ 650 の出力を使用する。例えば、多様体決定回路 24 は、三次元複合多様体を決定するために、ステージ 640 で決定された中間点と、ステージ 650 で決定された位置とを使用するだろう。

【0096】

ステージ 670 で、画像生成回路 28 は、ステージ 660 で決定された多様体とオリジナル入力ボリューム 600 とを受信する。画像生成回路 28 は、投影情報 630 に依存してレイをキャストすることで、投影と多様体の交点を実行し、これにより多様体上に点のセットを決定する。これは、多様体を得て、2D レンダリングされた画像を生成する、画像生成投影である。ステージ 680 で、画像生成回路 28 は、ステージ 670 で決定された、点のセットで画像ボリューム 600 をサンプルする。

【0097】

ステージ 690 で、画像生成回路 28 は、例えば変換関数を使うことで、サンプルされた点に対応するピクセル値を取得し、ピクセル値を使用して最終レンダリングされた画像を表示する。最終レンダリングされた画像のビューは、必要に応じスラブされたり、またはオフセットされたりする場合がある。例えば、レンダリングされた画像を観察する上で (on)、ユーザはスラブ厚みおよび / またはオフセットを選択するだろうし、そして画像生成回路 28 はその厚みおよび / またはオフセットを使用してさらなる画像をレンダリングするだろう。

【0098】

図 2 と図 7 の実施形態は、複合多様体を決定する第 1 のレイキャストと、レンダリングされた画像を決定する第 2 のレイキャストとを具備する。一般的に、任意の適切な方法が、投影情報の取得 (例えば、レイのセット) や、少なくとも一つの解剖学的構造を描出する曲面の取得のために、使用され得る。投影情報と曲面との間の交点を取得する、任意の適切な方法が使用されてよい。ボリュームメトリック医用撮像データはその後、最終レンダリングされた画像を取得するために、交差の点でサンプルされる。

【0099】

実施形態は、肋骨の撮像に関して、説明されている。しかし、上述の方法は、例えば複数の分離したサブ構造を具備するなど、任意の適切な解剖学的構造または関心構造に対して使用されてもよい。その方法は、例えば頭蓋骨や骨盤など、展開されたビューが有益だと思われる、任意の骨または複数の骨を画像化するために使われ得る。異なる投影が、異なる解剖学的構造に対して使用されてもよい。図 3 や図 4 に関連して上述された通り、肋骨に対して使用される投影は、傾けられた円筒投影として述べられてもよい。頭蓋骨の場合は、球体投影が使用されてもよい。

【0100】

中には、図 2 の方法が歯の撮像、または膿瘍の撮像のために使用される実施形態もある。その方法は、少なくとも一本の歯または歯のセットを画像化するために使用され得る。

10

20

30

40

50

実施形態の中には、図2の方法が柔組織を画像化するために使用される。例えば、図2の方法は、心臓、肝臓または胃などの臓器を画像化するために使用される可能性がある。図2の方法は、心臓の冠動脈を画像化するために使用されてもよい。

【0101】

決定された多様体は、少なくとも一つの関心の解剖学的構造と、少なくとも部分的に交わるだろう。多様体は、少なくとも一つの関心の解剖学的構造の内側において、少なくとも部分的に落ち込む(fall)可能性がある。多様体は、少なくとも一つの関心の解剖学的構造によって決められた領域を、少なくとも部分的に囲む可能性がある。

【0102】

実施形態に係る方法は、任意の適切なポリュメトリック撮像データ、つまり関心構造が見える任意のポリュメトリック撮像データ、と共に使用され得る。上記の実施形態は、CT撮像に対して述べられてきたが、この方法は、例えばMR撮像データセットまたはPETデータセットの使用など、その他のモダリティにおいても使用されてよい。

10

【0103】

実施形態に係る方法は、例えばヒトの被検体または動物の被検体など、任意の適切な被検体の画像取得のために使用されるだろう。この被検体とは、患者であってもよい。例えば、被検体は、医療処置中でもよい。

【0104】

特定の実施形態は、患者のスキャン取得が可能なポリュメトリックスキャナを具備する、医用撮像システムを提供する；ポリュームにおいて関心構造と交わる、複合3D多様体構造の導出が可能な医用処理システム；出力画像におけるピクセルを、ポリューム空間におけるレイにマップする投影システム；そしてレイの交差と、その後対応する交点でポリュームをサンプルする複合三次元多様体と、の検出が可能なレイ処理システム。サンプルされたデータポリュームはその後、レイに対する最終ピクセル色を決定するために、使用される。

20

【0105】

複合三次元多様体は、患者の肋骨の全てと交差するように設定されている可能性がある。それぞれのレイに対し、サンプル点の収集、レイ方向におけるそれぞれのオフセットは、スラブされた画像を生成するために使用されてよい。IP投影方法が出力結果を決定するために使用される可能性がある。骨および背骨セグメンテーション情報は、複合多様体レイおよび患者の肋骨に対する検査に、制約を課すために使用され得る。ポリュメトリックフィルタリングまたはリサンプリングは、レイと患者の肋骨との交差のための検査を簡素化するために使用されてもよい。

30

【0106】

上述した実施形態において、最終的に表示される画像は、二次元画像に限定されない。例えば、設定した断面(又は多様体)を基準として、肋骨全体を含む或いは肋骨の所定領域を含む厚さを持った領域を設定し、当該厚さを持った領域に含まれる三次元データを用いて最大値投影処理、最小値投影処理、ポリュームレンダリング処理等を実行し、表示するようにしてもよい。

【0107】

本明細書では特定の回路が説明されたが、代替的な実施形態においては、これらの回路の一つ以上の機能性が単一の処理リソースまたはその他構成要素によって提供されることも可能で、あるいは単一の回路によって提供される機能性が二つ以上の処理リソースまたはその他の構成要素の組み合わせで提供されることも可能である。単一回路への言及は、多数の構成要素が互いに離れているか否かにかかわらず、単一の回路の機能性を提供する多数の構成要素を包含し、複数回路への言及は、複数の回路の機能性を提供する単一の構成要素を包含する。

40

【0108】

特定の実施形態が説明されたが、これらの実施形態は単に一例として提示されているだけであり、本発明の範囲を限定することを意図としていない。実際、本明細書に説明され

50

た新規の方法およびシステムは、他の様々な形態で実施されてもよい。さらに、本明細書に記載される方法およびシステムの形態において、様々な省略、置換、および変さらが本発明の趣旨から逸脱することなく行われてもよい。添付の特許請求の範囲およびその均等物は、本発明の範囲内に入るそのような形態および修正形態を含むように意図されている。

【符号の説明】

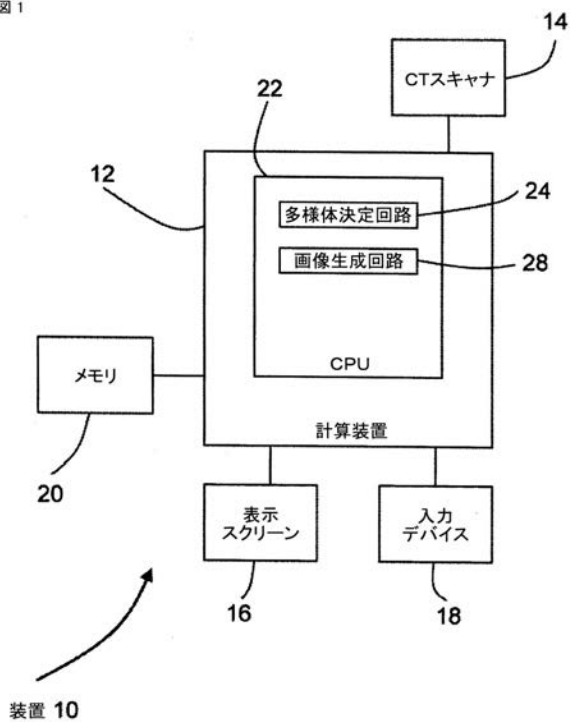
【0109】

10 ... 医用画像処理装置、12 ... 計算装置、14 ... CTスキャナ、16 ... 表示スクリーン、18 ... 入力装置、20 ... メモリ、22 ... CPU、24 ... 多様体決定回路、28 ... 画像生成回路、200 ... 軸、210 ... 面、220 a、220 b ... データサンプリングパス、230 ... 骨の領域、244 ... 中間点、254 ... 中間点、400 ... 多様体、500 ... レイ、510 ... 交点、520 ... 軸

10

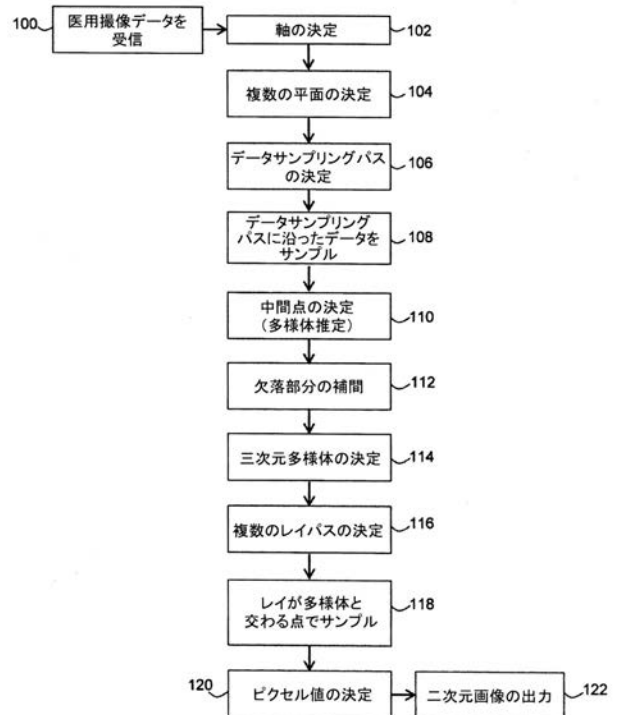
【図1】

図1



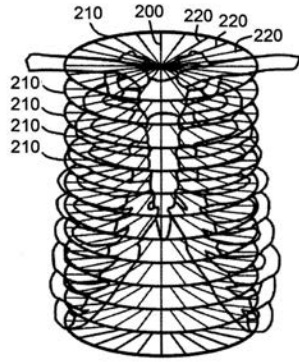
【図2】

図2



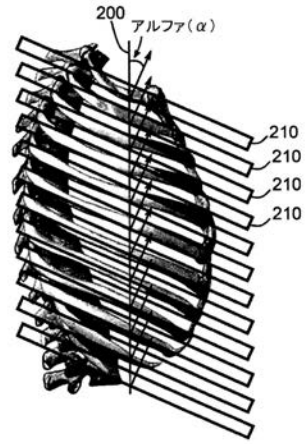
【 図 3 】

図 3



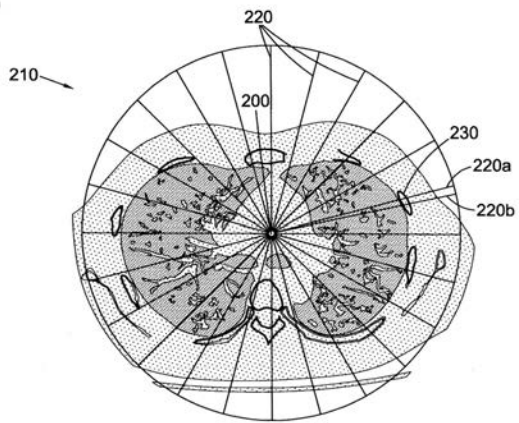
【 図 4 】

図 4



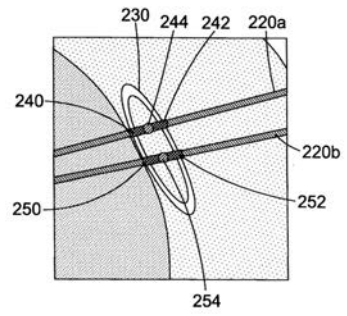
【 図 5 a 】

図 5a



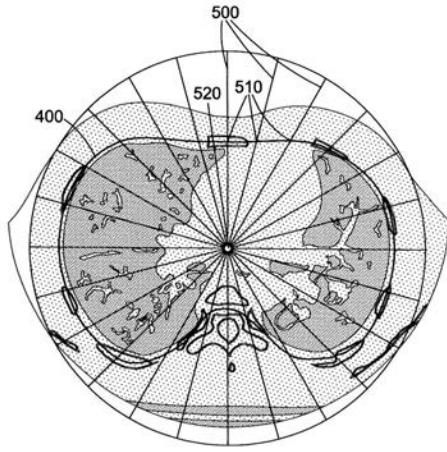
【 図 5 b 】

図 5b



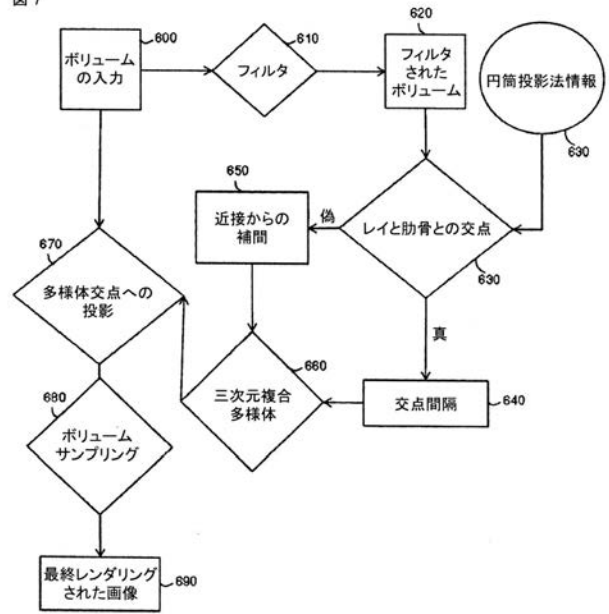
【 図 6 】

図 6



【 図 7 】

図 7



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)
 G 0 6 T 15/08
 A 6 1 B 5/05 3 8 0

(72)発明者 スティーブン レイノルズ
 イギリス国、 エジンバラ イーエイチ6・5エヌピー、 アンダーソン・ブレイス 2、 ボニ
 ントンボンド 東芝メディカル・ビジュアルイゼーション・システムズ・ヨーロッパ社内

Fターム(参考) 4C093 AA22 AA26 BA17 CA18 CA35 CA37 FD05 FD09 FD11 FF03
 FF12 FF13 FF16 FF19 FF28 FF35 FF45 FF46 FF47
 4C096 AB50 DC05 DC16 DC19 DC28 DC36 DC37 DD07 DD09 DE07
 5B057 AA09 BA03 BA07 CA08 CA13 CB08 CB12 CB16 CD05 CD06
 CD14 DA20 DB03 DB09 DC09 DC22
 5B080 AA08 AA17 CA01 FA08 FA15 GA06