

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2010-517633

(P2010-517633A)

(43) 公表日 平成22年5月27日(2010.5.27)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z	4 C 0 6 1
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 7	4 C 0 9 3
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	
	A 6 1 B 1/04 3 7 0	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 42 頁)

(21) 出願番号 特願2009-548448 (P2009-548448)
 (86) (22) 出願日 平成20年1月31日 (2008.1.31)
 (85) 翻訳文提出日 平成21年9月18日 (2009.9.18)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2008/052661
 (87) 国際公開番号 W02008/095100
 (87) 国際公開日 平成20年8月7日 (2008.8.7)
 (31) 優先権主張番号 60/887,472
 (32) 優先日 平成19年1月31日 (2007.1.31)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 12/018,953
 (32) 優先日 平成20年1月24日 (2008.1.24)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 501139858
 ザ ペン ステイト リサーチ ファンデーション
 アメリカ合衆国 ペンシルベニア 16802,
 ユニバーシティ パーク, オールド
 メイン 304
 (74) 代理人 100078282
 弁理士 山本 秀策
 (74) 代理人 100062409
 弁理士 安村 高明
 (74) 代理人 100113413
 弁理士 森下 夏樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 中空臓器を通る3D経路計画のためのシステム

(57) 【要約】

方法および装置は、患者内の中空の分岐臓器を通る経路を計画する補助をし、その後の内視鏡下手技を最適化する。臓器および臓器に関連する後続の内視鏡下手技に関する情報が提供される。次いで、提供される情報から導出される解剖学的、内視鏡デバイスの、または手技特有の制約を考慮して、臓器内の標的着目領域 (ROI) への最も適切な誘導可能経路または複数の経路が識別される。方法は、経路に沿った各部位における観察方向を修正し、物理的に意味のある誘導方向を提供または後続のライブ内視鏡下手技の要件を反映するステップを含んでもよい。既存の経路は、必要に応じて、臓器を越えて、ROIまでさらに延長してもよい。提供される情報は、回避すべき位置または臓器を画定する解剖学的制約、特有の幾何学的位置内の経路を制限する解剖学的制約、または最も適切な経路を選択するための測定基準を含んでもよい。

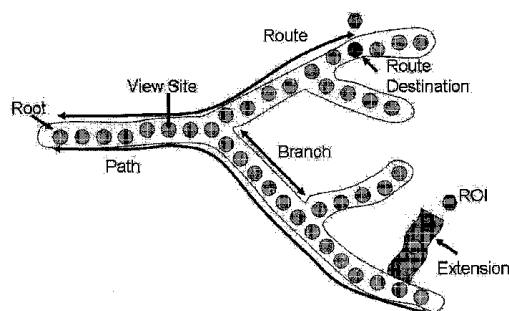


Figure 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

管状臓器の 3D 画像を通る経路を計画する方法であって、
臓器および該臓器に関連する後続の内視鏡下手技に関する情報を提供するステップと、
該提供される情報から導出される解剖学的、内視鏡デバイス上の、または手技特有の制約を考慮して、誘導可能な、該臓器内の標的着目領域 (ROI) への最も適切な経路または複数の経路を識別するステップと
を包含する、方法。

【請求項 2】

必要に応じて、前記臓器を越えて、ROI への既存の経路を延長するステップを含む、
請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 3】

物理的に意味のある誘導方向を提供するために、または後続のライブ内視鏡下手技の要件を反映するために、前記経路に沿った各部位における観察方向を修正するステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記情報は、回避すべき位置または臓器を画定する解剖学的制約を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記情報は、特有の幾何学的位置内の前記経路を制限する解剖学的制約を含む、請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 6】

前記情報は、最も適切な経路を選択するための測定基準を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記測定基準は、前記経路が、あらゆる適用され得る解剖学的、デバイス上の、および手技上の制約を満たすような、前記 ROI への最接近経路である、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記情報は、前記 ROI の画定を含む、請求項 1 に記載の方法。

30

【請求項 9】

前記情報は、前記臓器の分割を含み、該臓器を通して、内視鏡デバイスによって、3D 画像または実際の臓器において誘導が生じる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

前記情報は、前記分割された臓器の中心軸を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

前記情報は、内視鏡デバイスのパラメータ記述を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 12】

前記パラメータ記述は、前記内視鏡デバイスの直径、可撓性、または他の物理的特徴を含む、請求項 11 に記載の方法。

40

【請求項 13】

前記パラメータ記述は、前記主要内視鏡デバイスと併せて使用され得る補助デバイスの記述を含む、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 14】

前記臓器は、分岐臓器である、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 15】

前記臓器は、気道ツリーである、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 16】

前記情報は、多列検出器コンピュータ断層撮影 (MDCT) 胸部画像を通して導出される、請求項 1 に記載の方法。

50

【請求項 17】

内視鏡下経路を計画する方法であって、
臓器および該臓器に関連する後続の内視鏡下手技に関する情報を提供するステップと、
該提供される情報に従って、該臓器内の標的着目診断領域（ROI）への最も適切な経路または複数の経路を捜し出すステップと、
該経路が該ROIに到達するように、必要に応じて、不完全経路を延長するステップと
を包含する、方法。

【請求項 18】

前記情報は、回避すべき位置または臓器を画定する解剖学的制約を含む、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 19】

前記情報は、特有の幾何学的位置内の前記経路を制限する解剖学的制約を含む、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 20】

前記情報は、最も適切な経路を選択するための測定基準を含む、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 21】

前記測定基準は、前記経路が、あらゆる適用され得る解剖学的、デバイス上の、および手技上の制約を満たすような、前記ROIへの最接近経路である、請求項 20 に記載の方法。

【請求項 22】

前記情報は、前記ROIの画定を含む、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 23】

前記情報は、前記臓器の分割を含み、該臓器を通して、前記内視鏡デバイスが誘導される、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 24】

前記情報は、前記分割された臓器の中心軸を含む、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 25】

前記情報は、前記内視鏡デバイスのパラメータ記述を含む、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 26】

前記パラメータ記述は、前記内視鏡デバイスの直径、可撓性、または他の物理的特徴を含む、請求項 25 に記載の方法。

【請求項 27】

前記パラメータ記述は、前記主要内視鏡デバイスと併せて使用され得る補助デバイスの記述を含む、請求項 25 に記載の方法。

【請求項 28】

前記臓器は、分岐臓器である、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 29】

前記臓器は、気道ツリーである、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 30】

前記情報は、多列検出器コンピュータ断層撮影（MDCT）胸部画像を通して導出される、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 31】

管状臓器を通る経路を計画するためのシステムであって、
該臓器の3D画像を表示するためのディスプレイデバイスと、
該臓器および該臓器に関連する後続の内視鏡下手技に関する情報を格納するためのメモリと、

a) 該格納された情報にアクセスし、解剖学的、内視鏡デバイス上の、または手技特有の制約を考慮して、誘導可能な該臓器内の標的着目領域（ROI）への最も適切な経路または複数の経路を決定する機能と、

10

20

30

40

50

b) 該臓器の画像と併せて、該ディスプレイデバイス上に該経路または複数の経路を表示する機能と

を実行するように動作するプロセッサと
を備える、システム。

【請求項 3 2】

前記プロセッサは、前記臓器を越えて、経路を決定するようにさらに動作する、請求項 3 1 に記載のシステム。

【請求項 3 3】

前記プロセッサは、物理的に意味のある誘導方向を提供するために、または後続のライブ内視鏡下手技の要件を反映するために、前記経路に沿った各部位における観察方向を修正するようにさらに動作する、請求項 3 1 に記載のシステム。

10

【請求項 3 4】

前記格納された情報は、回避すべき位置または臓器を画定する解剖学的制約を含む、請求項 3 1 に記載のシステム。

【請求項 3 5】

前記格納された情報は、特有の幾何学的位置内の経路を制限する解剖学的制約を含む、請求項 3 1 に記載のシステム。

【請求項 3 6】

前記格納された情報は、最も適切な経路を選択するための測定基準を含む、請求項 3 1 に記載のシステム。

20

【請求項 3 7】

前記測定基準は、前記経路が、あらゆる適用され得る解剖学的、デバイス上の、および手技上の制約を満たすような、前記 ROI への最接近経路である、請求項 3 6 に記載のシステム。

【請求項 3 8】

前記格納された情報は、前記 ROI の画定を含む、請求項 3 1 に記載のシステム。

【請求項 3 9】

前記格納された情報は、前記臓器の分割を含み、該臓器を通して、内視鏡デバイスによって、3D 画像または実際の臓器において誘導が生じる、請求項 3 1 に記載のシステム。

【請求項 4 0】

前記格納された情報は、前記分割された臓器の中心軸を含む、請求項 3 1 に記載のシステム。

30

【請求項 4 1】

前記格納された情報は、前記内視鏡デバイスのパラメータ記述を含む、請求項 3 1 に記載のシステム。

【請求項 4 2】

前記パラメータ記述は、前記内視鏡デバイスの直径、可撓性、または他の物理的特徴を含む、請求項 4 1 に記載のシステム。

【請求項 4 3】

前記パラメータ記述は、前記主要内視鏡デバイスと併せて使用され得る補助デバイスの記述を含む、請求項 4 1 に記載のシステム。

40

【請求項 4 4】

前記格納された情報は、多列検出器コンピュータ断層撮影 (MDC T) 胸部画像を通して導出される、請求項 3 1 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の引用)

本願は、米国仮特許出願第 60 / 887 , 472 号 (2007 年 1 月 31 日出願) および米国特許出願第 12 / 018 , 953 号 (2008 年 1 月 24 日出願) に基づく優先権

50

の利益を主張する。両出願の内容全体が本明細書において参照により援用される。

【0002】

(政府資金援助)

本研究は、一部、NIHの国立癌センターからの助成番号CA074325による支援を得ている。米国政府はこの発明における権利を有し得る。

【0003】

(本発明の技術分野)

本発明は、概して、医療用撮像に関し、特に、患者内の中空の分岐臓器にアクセスするための3次元(3D)経路計画および延長のためのシステムと方法とに関する。

【背景技術】

10

【0004】

医師は、日常的に、3次元(3D)医療用撮像方法を利用して、患者内の中空の分岐臓器にアクセスする。そのような臓器の実施例は、肝血管系、心血管系、および胸部の気道を含む。¹⁻³ これらの臓器を検査するために使用される3D医療用撮像モダリティの実施例は、多列検出器コンピュータ断層撮影(MDCT)および磁気共鳴映像法(MRI)である。⁴ 多くの場合、医師は、標的着目診断領域(ROI)に到達するために、臓器を通して誘導する経路を見つけなければならない。臓器を通しての誘導は、仮想的(単に3D画像から導入されるデータ内において)であってもよく、または内視鏡等のデバイス(後続のライブ手技において、臓器を通して移動される)によるものであってもよい。^{1, 3, 5-7} 各状況においては、標的位置への臓器を通る適切な経路の決定が困難である場合が多い。

20

【0005】

肺癌は、米国において最も死に至る可能性の高い癌の形態であって、全癌死亡数の約30%を占め、5年生存率は15%を下回る。⁸ 肺癌を決定するために使用される最先端のワークフローは、2つの段階から成る。(1)MDCTスキャン画像形態の3D立体医療用画像の取得および分析と、(2)気管支鏡検査である。^{5, 9-11}

段階1の際、医師は、3D MDCT画像の一連の2次元(2D)軸平面スライス画像を手動でスクロールし、疑わしい結節および他の異常を識別する。特定の着目診断領域(ROI)の3D位置および形状を決定すると、医師は、ROIに到達するために、気道ツリー(複雑な分岐構造)を通る適切な経路を決定する。胸部の疑わしい末梢結節へのそのような経路を画定することは、(1)気管のいくつかの気道世代が、通過される必要があり、(2)気道横断面は、所与の軸平面データに対し、斜めに配向されており、および(3)経路が通過される場合、気道ツリーは、継続的に分岐するため、特に困難である可能性がある。¹²⁻¹³

30

気管支鏡検査の際、医師は、静的MDCTデータにおいて頭の中で画定された経路を内視鏡によって撮影された動的映像に変換し、気道ツリーを通して誘導しなければならない。最良の状況下でさえ、MDCTデータおよび映像送出に示される内視鏡、気道、および標的ROI間の3D関係を頭の中で画定することは困難である。呼吸運動、咳、および気道壁を越えて位置するROIを観察できないことは、タスクをより困難にする。以前の研究は、医師の間での気管支鏡検査性能大きく変わることを示しており、これらの困難点を確認している。¹⁴

40

コンピュータベースの画像分析技術は、経路計画タスクを容易にするのに役立つ。画像分割方法は、気道ツリーに属する画像ボクセル(image voxel)を識別する。¹⁵⁻¹⁸ 中心線分析方法は、気道ツリーの軸構造を決定する。¹⁹⁻²⁴ ともに、気道ツリー分割および中心線分析演算は、気道ツリーおよびROIの3D視覚化に対する入力を提供する。異なる視覚化技術と相互作用することによって、ROIへの経路は、手動で画定することができる。しかしながら、中心線分析および分割演算によって提供される付加的情報をもってさえ、手動経路画定は、依然として、困難なタスクである。

【0006】

適切な経路を手動で選択することの困難性は、図1に示されており、ここで、経路選択

50

は、統合された3D医療用画像視覚化システムの使用に基づく。図は、胸部の2つの加重投影を示しており、左投影は、前頭面で計算され、右投影は、矢状面で計算されている。¹⁰ Kiralyらの自動中心線分析方法²⁰から導出される気道ツリーの間軸および末端ROIは、投影上でオーバーレイされる。3D MDC T画像サイズは、512 × 512 × 706であって、 $x = y = 0.67 \text{ mm}$ 、 $z = 0.50 \text{ mm}$ を有する(事例21405.3a)。ROIへの経路は、前頭面投影上の気管から末端位置への軸路の1つを選択することによって、手動で画定される。本像では、ROIに接近するように見えるため、本経路が選択される。しかしながら、矢状面像では、本経路は不適切であることが分かる。気道が、胸部の前方で終端する一方、ROIは、後部に位置する。

【0007】

先の実施例は、経路計画の問題点を示す。薄スラブ視覚化、3D気道、表面、およびROIのレンダリング、ならびに気道測定の定量的プロット等の2D、3D、および定量的視覚化技術の補助をもってさえ、手動による経路計画は困難である。²⁵⁻²⁸ 中心線分析技術は、200を上回る主な気道を通る個別の通路を生成する場合がある。その結果、最良の気道路を選択することは、骨の折れるタスクである。さらに、気道ツリー分割方法は、時として、ROIへつながり得る小さい気道を見逃す場合がある。したがって、気道を通して抽出される通路は、特定のROIに到達するために、不十分に画定される可能性がある。

【0008】

3D医療用画像から分岐解剖学的構造の中心線を抽出する多くの研究が存在する。¹⁹ ²⁴ 中心線は、そうでなければ、立体画像から頭の中で抽出される必要がある情報を医師に提供する。それらは、臓器のトポロジーを画定し、それを通る一式の潜在的経路を提供する。しかしながら、複雑な着目分岐臓器は、多くの独自の通路を含む。したがって、許容可能なROIへの経路を見つけるために、多数の通路を手動で検索することは、厄介である。我々の方法は、本検索を迅速に行い、最も有望なROIへの経路を提供する経路を決定する。既存の中心線分析方法によって決定される通路内に適切な経路が存在しない場合、本方法は、3D医療用画像を分析し、分岐臓器の以前に検出されていない部分の位置を用いて通路を増やす。

【0009】

気管支鏡デバイス通路計画における以前に行われた最も広範な研究は、Kukukによるものであって、気管支鏡手技を行うために、挿入深度、回転角度、先端のたわみ量、および針挿入長等の一式のパラメータを定義することを目標とした。²⁹⁻³¹ これらのパラメータを決定するために、方法は、所定の標的位置への移動に伴って、気道ツリー内の気管支鏡の構成を正確にモデル化する。方法は、気道ツリー分割から導出される表面を利用して、気道の幾何学的境界を決定する。方法は、3D医療用画像を利用せず、代わりに、気道ツリーを表す表面に依存するため、臓器の断面は、分割技術の不完全性によって、正確にモデル化されない場合がある。他の入力は、気道ツリー内の内視鏡の概算終端位置(経路目的地点)、ならびに内視鏡直径、曲げ半径、および堅い内視鏡先端長等の物理的内視鏡パラメータを含む。これらの入力を使用して、方法は、特定の位置へ誘導するために必要なパラメータを提供する。しかしながら、標的位置は、元の気道ツリー分割内に制限され、先験的に既知である必要がある。

【0010】

Austinによって提案された中心線決定方法は、「正面から」標的ROIに接近する重要性をその計算に含めていた。³² 方法は、まばらに画定された中心線を通る通路を決定する。通路に沿った任意の位置に最短である分離した通路上の位置を決定することができる。最短の分離した通路の位置は、この通路が標的位置を超過しないように選択される。我々が提案する方法は、本アイデアに基づいて構築され、元の中心線位置を越えて延長され得る複雑な複数ボクセルのROIへの経路を決定する。

【0011】

Austinによって提案された方法と同様に、Moriらは、臓器の間軸に沿って

10

20

30

40

50

、空間内の任意の位置に最短である目的地点への経路を記述している。^{3 3} 本方法では、経路は、通過する臓器セグメントを記述する解剖学的ラベルを用いて増やされる。

【0012】

Hengらは、経路の開始および終了点の両方のユーザ入力を必要とする対話型通路生成方法を提案した。動的プログラミングを利用することによって、本方法は、通路を決定する際、画像内の低品質領域を通過することができる。しかしながら、低画像品質または曖昧に画定された気道の領域では、ユーザは、許容可能な結果を達成するために、複数の「シード点」を提供する必要がある場合がある。本方法は、通路を確実に画定するが、自動経路計画を完全に達成するわけではない。

【0013】

気管支鏡経路を決定するための別の方法は、Geigerら^{1 3} によって提案されており、本方法は、肺血管の使用を模索しており、彼らは、肺血管がROI位置への代理通路として、気道自体よりも3D医療用画像中で検出が容易であると主張する。この方法は、気道位置と血管位置との間の密接な相関を前提とする。しかしながら、本相関の有無または正確性は、保証されていない。

【0014】

また、Geigerらは、医師が管腔内位置から観察した場合、気道壁上に投影されるROIを観察可能にする視覚化方法を提案している。^{3 5} 本研究は、自動経路計画を断念し、医師が概算経路(気管支鏡)目的地点を既知であることが必要となるが、針の配置を補助する。我々は、過去に、類似技術を使用したことがあり、同程度の情報を提示する視覚化ツールを我々の方法の経路検証段階に組み込む。^{1 0}

Haigronらによって提案されたもの等の仮想血管造影のためのアプローチは、画像事前処理をほとんど必要としない。^{3 6} 誘導および経路計画は、「能動的視覚」によって制御され、特定の位置における場面の外観によって、方法の誘導決定を駆動する。本アプローチでは、分割および中心線分析は、本質的に「オンザフライ」で行われ、方法は、所定の終点への進行に伴って、分岐構造のトポロジーを構築する。本方法は、気道ツリーの場合によくあるように、臓器の分割が困難である場合、適切な経路を決定できない場合がある。

【0015】

立体医療用画像に示される生体構造の仮想誘導および視覚化は、多くの研究の主題である。^{3 7 - 4 0} 多くの場合、ROIが、その細胞構成を決定するために、生検を行われる必要がある気管支鏡検査の場合と異なり、仮想内視鏡検査自体が、最終目標である。これは、特に、仮想結腸鏡検査の場合であって、目標は、後続の手技を排除することである。Kangらの研究は、必ずしも臓器中心線ではない結腸を通して、通路(3D位置および観察方向)を画定することを模索する。代わりに、通路は、ポリープ検出を対象とする。^{4 2} 方法は、結腸の仮想フライスルーのために最適化される通路を画定する。目標は、可能な限り長い間、医師が、ポリープを検出する機会が得られるように、結腸壁の各断面を継続的に示すことである。仮想結腸鏡検査および類似仮想手技では、方法は、特定のROIへ誘導するための最良の経路を見つけるのではなく、ROIを露出するための経路を最良に画定することを模索する。

【0016】

Fujiiらの研究は、低侵襲的神経外科手術のための適切な経路を見つけることを模索する。本方法では、モデル脳の範囲内のボクセルは、局所コストが割り当てられる。これらのコストは、切開および接触等、異なる手術事象の悪影響に相当する。ボクセルコストは、神経学の専門家の蓄積知識に従って割り当てられる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0017】

要するに、種々の臓器を通る「通路」または「経路」を画定することを模索する多くの研究が存在する。これらの通路/経路は、画像の仮想問い合わせのためだけに存在しても

10

20

30

40

50

よく、または後続の内視鏡下手技を促す方法で画定されてもよい。しかしながら、内視鏡デバイスの物理的特性、解剖学的制約、および手技特有の制約を考慮して、立体画像内の正確に画定されたROIへの実行可能な通路を見つけ、また、必要に応じて、分割を越えて経路の延長を可能にする方法は存在しないようである。

【課題を解決するための手段】

【0018】

本発明は、患者内の中空の分岐臓器を通る経路を計画し、その後の内視鏡下手技を最適化するための方法および装置に属する。適用臓器の実施例は、血管系および胸部の気道を含むが、本発明は、これらに制限されず、消化管、生殖器系、導管、および任意の他の通路に適用されてもよい。

10

【0019】

方法によると、臓器および臓器に関連する後続の内視鏡下手技に関する情報が提供される。次いで、提供される情報から導出される解剖学的、内視鏡デバイスの、または手技特有の制約を考慮して、臓器内の標的着目領域（ROI）への最も適切な誘導可能経路または複数の経路が識別される。

【0020】

方法は、経路に沿った各部位における観察方向を修正し、物理的に意味のある誘導方向を提供または後続のライブ内視鏡下手技の要件を反映するステップを含んでもよい。既存の経路は、必要に応じて、臓器を越えて、ROIまでさらに拡張されてもよい。

【0021】

提供される情報は、回避すべき位置または臓器を画定する解剖学的制約、特有の幾何学的位置内の経路を制限する解剖学的制約、または最も適切な経路を選択するための測定基準を含んでもよい。例えば、経路が、あらゆる適用される解剖学的、デバイス、および手技上の制約を満たすように、測定基準は、ROIへの最接近経路を画定してもよい。

20

【0022】

また、情報は、ROIの画定または臓器の分割を含んでもよく、それを通して、誘導は、内視鏡デバイスによって、3D画像または実際の臓器において生じる。情報は、分割された臓器の中心軸または複数の軸、ならびに内視鏡デバイスのパラメータ記述を含んでもよい。パラメータ記述は、例えば、内視鏡デバイスの直径、可撓性、または他の物理的特徴、あるいは主要内視鏡デバイスと併せて使用され得る補助デバイスの記述を含んでもよい。情報は、多列検出器コンピュータ断層撮影（MDCT）胸部画像等の診断器具を通して導出されてもよい。

30

【0023】

また、本発明のシステムレベルの実装も開示される。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】図1は、分岐臓器における適切な経路を手動で選択する困難性を示す。

【図2】図2は、異なる構造の視覚的描写である。

【図3】図3は、各方法の入力、アルゴリズム、および出力を含む、自動経路計画のための統合された方法の集合のグラフィック表示である。

40

【図4】図4は、いくつかのデバイスおよび手技特有の制約を示す。

【図5】図5は、1次元における検索距離Nの値を示す。

【図6】図6は、経路計画コンピュータプログラムの図である。

【図7】図7は、経路計画コンピュータプログラムの異なる図である。

【図8A】図8Aは、表面レンダリングされた経路の図を示す。

【図8B】図8Bは、本位置におけるCTデータを示し、気道直径は、4.1mmである。

。

【図8C】図8Cは、経路目的地点近傍の気道表面およびROIの管腔内像を示す。

【図8D】図8Dは、通路、経路、およびROIを伴うCTデータの加重和前頭面投影を示す。

50

【図 9 A】図 9 A は、中心線、延長部、および R O I の 3 D 表示を示す。

【図 9 B】図 9 B は、図 9 A の拡大図である。

【図 9 C】図 9 C は、R O I、中心線、および延長部、ならびに延長部が横断するスライス画像の拡大図を示す。

【図 1 0】図 1 0 は、末端肺結節 R O I に到達するために延長された通路を有する、経路の異なる視覚的表示を示す。

【図 1 1】図 1 1 A - 1 1 H は、右肺上葉の前部内の R O I に到達するために、観察方向が修正され得る様子を示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 5 】

10

我々は、中空分岐臓器を通して後続の誘導を補助する、3 D 画像に基づく自動経路計画作成のための方法を開発した。我々の研究では、胸部 M D C T 画像に焦点を当てており、多くの場合、肺癌の治療および評価のために、気道ツリーを通して誘導することを目標とする。本パラダイムでは、我々は、結腸または気道ツリー等の管状臓器の患者特有のモデル内に含まれる経路に制限した。

【 0 0 2 6 】

本発明は、3 D 経路計画のための自動技術に属し、(1) 標的 R O I への最接近通路を捜し出し、(2) R O I に到達するように、必要に応じて、未完成通路を延長する。3 D 医療用画像が与えられると、我々の方法は、入力として、(1) 正確に画定された R O I、(2) 内視鏡デバイスが誘導される分岐臓器の分割、(3) 分割された臓器を通る中心線 (通路)、および (4) 内視鏡デバイスのパラメータ記述を採用する。

20

【 0 0 2 7 】

我々は、分岐臓器分割および中心線抽出のための既存方法を使用する。次いで、これらの入力を使用して、我々の方法は、(1) R O I への最接近経路を識別し、(2) 内視鏡デバイス、手技上、および解剖学的制約を考慮して、誘導可能な最接近経路を識別し、(3) 必要に応じて、既存の通路を延長し、R O I への経路を完成させ、および (4) 経路に沿った各部位における観察配向を修正し、特有の視覚化または後続のライブ手技を反映する。

【 0 0 2 8 】

R O I への経路を決定する際、我々は、パラメータを導入し、可能性のある内視鏡デバイス、解剖学的、および手技特有の制約を考慮する。R O I への経路を決定するために、我々は、事前設定制約を満たし、R O I 近傍にある通路を見つける。ある場合には、分割された臓器および抽出された中心線は、標的への実行可能な経路を提供するわけではない。これらの状況では、我々は、分割された着目臓器から R O I への有向検索を行うことによって、既存の通路を延長する。方法は、コンピュータベースのソフトウェアパッケージに統合されている。ヒト 3 D コンピュータ断層撮影胸部画像の結果は、方法の有効性を示す。

30

【 0 0 2 9 】

(方法の概説)

本セクションでは、胸部気道を通る経路を見つけるステップに焦点を当て、経路計画問題に対する我々のアプローチを説明する。分岐臓器およびその中間軸の表示、方法への入力、および出力の議論から開始する。次いで、我々の統合された方法の集合の概説を提供する。

40

【 0 0 3 0 】

(分岐臓器および経路表示)

臓器を通る R O I への経路の決定は、臓器および R O I の 3 D グレースケール医療用画像 I を必要とする。I から、画像分割ルーチン (例えば、K i r a l y らのもの^{1 6}) は、着目臓器を画定するバイナリ 3 D 画像 I s を生成する。我々は、K i r a l y らの従来技法を使用して、I s の中間軸を記述する。^{2 0}

集合的に、全中間軸の集合は、ツリー $T = (V, B, P)$ を含み、式中 $V = \{ v_1, .$

50

$\dots, v_L\}$ は、観察部位の集合であって、 $B = \{b_1, \dots, b_M\}$ は、枝の集合であって、 $P = \{p_1, \dots, p_N\}$ は、通路の集合であって、 L 、 M 、および N は、整数 1 である。観察部位 $v = (s, d)$ は、個々に中間軸を表すデータ構造であって、 s は、観察部位の 3D 位置 (x 、 y 、 z) に対応し、 d は、その配向に対応する。配向は、2つの方向ベクトル：

【0031】

【化1】

$$\mathbf{d} = (\vec{T}, \vec{U})$$

を含む。

【0032】

【化2】

\vec{T}

は、接線方向であって、

【0033】

【化3】

\vec{U}

は、上方向である。枝 $b = \{v_a, \dots, v_l\}$ 、 $v_a, \dots, v_l \in V$ は、臓器のトポロジー的に有意な点間の連結された観察部位を組み合わせる。トポロジー的に有意な点は、臓器の起点（付根）、臓器の分岐点、および終点を含む。枝は、それぞれ、枝の開始および終了を画定する2つであって、2つのみであるトポロジー的に有意な点を含んでいなければならない。通路 $p = \{b_a, \dots, b_m\}$ 、 $b_a, \dots, b_m \in B$ は、一式の連結された枝を含む。通路は、枝付根 b_1 から開始し、 I_s の端部で終端しなければならない。

【0034】

我々は、経路データ構造 $r = \{v_A, \dots, v_D\}$ を用いて、これらのデータ構造を拡大する（一部は、 $v_l \in V$ であって、その他は新しく、連結された観察部位の集合から成る）。経路に沿った最終観察部位 v_D は、経路目的地点であって、ROI 近傍に位置する。元のツリー内で適切な経路が見つからない場合、我々の統合された方法の集合は、付加的観察部位を元のツリーに付加することによって、 I_s を越えて臓器の画定を延長する。付加された観察部位は、元のツリー内の観察部位と併せて、ROI 近傍で終端する新しい通路を画定する。我々は、通路に沿って新しく画定される部位を通路延長と称する。

【0035】

図2は、これらの異なる構造の視覚的描写を提供する。元の臓器分割は、平滑な境界内に含まれる。中間軸ツリーは、分割内の円形観察部位によって表される。ROI は、六角形として示される。図の上部の ROI への経路は、元のツリー内に完全に含まれる。図の下部では、ROI への経路は、通路延長を必要とする。

【0036】

（入力）

統合された方法の集合によって必要とされる入力が、以下に提供される。

1. 着目生体構造の3D医療用画像データ。例えば、3D MDCT 画像。
2. 3D医療用画像データ内の所定の着目診断領域 (ROI)。ROI は、手動で、半自動的に、または自動的に画定されてもよい。ROI の実施例は、疑わしい末端癌結節、中心胸部リンパ節、湿潤、または他の疑わしい胸部腫瘍であり得る。
3. 着目生体構造の事前分割された領域。例えば、分割された気道ツリー。
4. 自動的に事前演算されたツリー。例として、ツリーは、肺気道の中心軸であり得る。ツリー内の各観察部位は、随意に、生体構造内のその位置を記述する解剖学的ラベルを用いて拡大することができる。肺では、これらのラベルは、葉およびセグメントの割当を提供し得る。

10

20

30

40

50

5. 手技特有の経路の要件。実施例として、要件は、経路目的地点における内視鏡の配向が、器具が内視鏡の作業チャンネルからROIへ延びることが可能である等であってもよい。

6. 内視鏡の寸法および機械的曲げ特性。経路演算は、後の介入内視鏡検査のための実際の内視鏡の実行可能な軌道を計算するために、内視鏡の制約を使用してもよい。

7. 解剖学的要件。解剖学的要件の例は、介入内視鏡下手技によって、主要血管または他の傷つきやすい解剖学的領域が穿刺され得る位置および配向で、候補経路が終端しないことであってもよい。

【0037】

(出力)

統合された方法の集合は、ROIへのN個の最接近経路を出力する。各経路は、3D医療用データ内の一連の観察部位から成る。経路は、気道ツリーの気管等の着目生体構造の基部から開始し、可能な限りROI表面の近くで終了する。経路に沿った観察方向は、随意に、後続のライブ手技における場合のように、各観察部位が配向されるよう修正することができる。各方法の入力、アルゴリズム、および出力を含む、自動経路計画のための統合された方法の集合のグラフィック表示が、図3に提供される。各方法のアルゴリズムへの入力は、平行四辺形中に提供される。各方法のアルゴリズムは、四角形内に含まれる。アルゴリズムの列挙は、本セクションの後半の提示と一致する。各方法の右側の丸い形は、方法の最終出力を提供する。

【0038】

(統合された方法)

本セクションは、統合された方法の集合の概説を提供する。各方法の特有のアルゴリズムおよび数学的詳細は、後述される。各構成要素の目的は、以下に要約される。

方法1: ROIに最接近する経路を決定する。ROIに最も近い目的地点を有する、入力ツリーT内に含まれる経路を見つける。

方法2: ROIに最接近し、また、デバイス、手技上、および解剖学的制約を満たす経路を見つける。特定のデバイスに対し誘導可能であって、許容可能な位置で終端し、ROIに最も近い目的地点を有する、T内に含まれる経路を見つける。

方法3: 未検出の通路を見つける。T内に含まれる最接近経路が、適切にROIに到達しない場合、I内の着目臓器の未検出セグメントに対し、有向検索を行う。

方法4: 制約を満たす位置近傍の未検出の通路を見つける。デバイス、手技上、および解剖学的制約を満たす位置から、着目臓器の未検出のセグメントに対し、有向検索を行う。

方法5: 手技に適切な観察方向を決定する。決定された経路に沿った各観察部位における適切な誘導方向を計算し、実行される手技を反映する。

【0039】

セクションの残りは、方法のそれぞれのさらなる詳細を提供する。

【0040】

(方法1: 元のツリー内に留まる)

本方法は、ROIに最接近する経路を見つけるが、経路検索は、入力臓器ツリーT内の観察部位Vの集合に制限される。最初に、ROIpcへの最接近通路が見つけれられる。経路目的地点vDは、ROIに最も近いpc上の観察部位である。多くの場合、本単純方法は、最小限の演算複雑性を伴って、許容可能な経路をもたらず。許容可能な経路を見つけるより良い機会を求めて、複数の経路が見つけれられる。方法は、それぞれ、違ったツリー構成要素(観察部位、枝、または通路)上の目的地点を有する、N個の最接近経路を出力する。

【0041】

最接近経路を見つけるために、各3D観察部位からROIへの距離が決定される。通路等のROIは、空間内の離散3D点(ボクセル)の集合によって表される。方法は、各離散観察部位に対し、最小ユークリッド距離を有するROIボクセルを見つける。距離の計算は、多くの3D立体医療用画像の異方性を考慮する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 2 】

それが属する枝および通路ならびにROIへの最小距離に関する情報を含む各観察部位は、優先待ち行列に挿入される。N最接近部位は、N個の部位が違ったセグメント上で見つけられるまで、ROIからの昇順距離で優先待ち行列から値を取り出すことによって見つけられる。性能の理由から、距離は、ROI表面上のそれらのボクセルだけに対して計算される。このように経路を決定するための手順は、アルゴリズム1に概略される。

【 0 0 4 3 】

【化4】

```

Data: Organ tree T, list of ROI voxels;
Result: Ordered list of closest routes;
forall ROI Voxels do
  | Remove from consideration all ROI voxels not neighbored on all sides by ROI voxels;
end
forall View sites in the organ tree T:  $v_i, (i = 1, \dots, L)$  do
  | forall Considered ROI voxels do
    | Compute distance to view site  $v_i$ ;
    | if Current distance is less than minimum distance then
      | | Set minimum distance to current distance;
    | end
  | end
  | Push minimum distance and path information onto priority queue;
end
while N view sites on different tree components not found do
  | pop closest item from priority queue;
  | if Popped view site on previously unseen tree component then
    | | Add view sites from root to the popped view site to the ordered output list;
  | end
end

```

10

20

アルゴリズム1：最接近経路。N個の最接近経路を見つけるための手順であって、それぞれ、違ったツリー構成要素における目的地点を有する。

【 0 0 4 4 】

(方法2：付加的物理的制約を満たす)

方法1によって見つけられる絶対最接近経路は、3Dデータの仮想検査または可能性のある後続のライブ手技に準最適な結果をもたらしてもよい。最接近経路目的地点は、多くの場合、ROIが、経路目的地点において、接線方向にほぼ直角となるように位置する。したがって、ROIは、仮想技術において可視ではないか、または内視鏡デバイスの先端から真っ直ぐに延長するツールによって到達可能ではない場合がある。他の場合では、臓器狭窄を越えて位置する場合、または経路があまりに大きな湾曲を有する場合、経路目的地点は、内視鏡デバイスによって到達不可能である場合がある。これらの問題を緩和するために、本方法は、候補経路が、使用される内視鏡デバイスの物理的特徴、実行される手技、および生体構造に関連する制約を満たすことを必要とすることによって、方法1に基づいて構築される。これらの制限は、以下を含む。

30

1. 内視鏡直径

許容可能な経路に沿った全観察部位は、最小直径閾値を上回らなければならない。手技が、臓器内に挿入されるあるサイズの内視鏡デバイスを必要とする場合、本制約は、デバイスが、経路全体に沿って、臓器内に適合可能であることを確実にする。

40

2. 分岐角度

許容可能な経路に沿った全観察部位は、分岐角度閾値以下の分岐角度を有していなければならない。手技が、臓器内に挿入されるある可撓性の内視鏡デバイスを必要とする場合、本制約は、デバイスが、経路を通して曲がり可能であることを確実にする。

3. ROI / 観察部位位置の幾何学形状

実行可能な経路目的地点は、ROIボクセルの十分な割合および/または最小容積が、「診断視野」内にある地点である。内視鏡デバイスが、ROI(針生検等)と相互作用する必要がある場合、本制約は、デバイスが、相互作用可能なように、ROIに接近することを確実にする。

4. 解剖学的制限

50

経路目的地点は、臓器内の適切な位置にあるべきである。例えば、気管支鏡手技上の制約は、目的地点が、主要血管の穿刺を妨げる位置にあって、そのような配向を有することであってもよい。別の制約は、目的地点が、標的ROIと同じ肺葉内に位置することであってもよい。手技が、ROIと相互作用するために、針または他の種類のツールを必要とする場合、後者の制約は、経路目的地点からROIへツールを延長する際、肺葉が穿刺されるのを防止する。

【0045】

図4は、いくつかのデバイスおよび手技特有の制約を示す。セクション(A)は、内視鏡先端の単純モデルを示す。特有の経路目的地点に到達するためのその能力を決定するデバイスの3つの最も重要な特徴は、その直径(狭窄を越えること、または臓器の小末端位置に適合できない場合がある)、その曲げ角度(急な曲がり角に対応できない場合がある)、およびデバイスの作業チャネルから延長するツール長である。ツール長は、ROIに対し、どれだけ近くに経路がある必要があるかを決定する。セクション(B)は、「正面から」ROIに接近する必要性を示し、内視鏡先端に位置する診断視野によって定量化される。セクション(C)は、分岐臓器の切断面を示す。臓器は、特に、分岐領域では、必ずしも円筒形ではない。したがって、「最小直径」は、内視鏡が特定の位置に適合可能かどうかの指標を提供する。最後に、セクション(D)は、大分岐角度を有する枝間の位置における内視鏡(青色)を示す。内視鏡が、十分に可撓性でない場合、これらの大きな湾曲領域を通して移動できない場合がある。

10

20

【0046】

アルゴリズム2は、候補となる制約を満たす経路目的地点を決定するための手順を概略する。本アルゴリズムの出力は、アルゴリズム1への入力となり、次いで、それぞれ、異なるツリー構成要素上の目的地点を有するN個の最接近経路を見つける。

【0047】

【化5】

```

Data: Set of view sites V in organ tree T, list of ROI voxels;
Result: Set of candidate route destinations C, with C ⊆ V, that meet constraint restrictions;
Set C to V;
forall Unique input paths: pi, (i = 1, . . . , N) do
  forall View sites: vj, (j = 1, . . . , M) on pi do
    if View site vj does not meet anatomical restrictions then
      | Remove view site vj from output set C
    else
      | if diameter of vj less than minimum allowed OR branching angle greater than maximum
      | allowed then
      | | Remove view site vj and all view sites below it (all vx on pi such that j ≤ x ≤ M) from
      | | output set C;
      | else
      | | Set acceptable ROI count to zero. forall ROI Voxels do
      | | | if Angle between ROI voxel and vj less than minimum angle then
      | | | | Increment ROI count;
      | | | end
      | | | end
      | | | if ROI count not above absolute/fractional threshold then
      | | | | Remove vj from output set C;
      | | | end
      | | end
      | end
    end
  end
end
end

```

30

40

アルゴリズム2：制約に一致する部位。デバイスおよび解剖学的制約を考慮して、アクセス不可能である、または特有の手技を行うために許容できないROIに対する配向を有する観察部位を排除するための手順。これらの計算後も残る観察部位は、候補経路目的地点である。

【0048】

(方法3：既存の通路をROI近傍へ延長する)

いくつかの状況では、入力ツリー内の通路の集合は、ROIに適切に到達する経路をもたらない場合がある。3D画像の不完全性および患者状態の変動によって、分割手順は

50

、着目臓器を完全に画定することができない場合がある。中心線分析方法は、臓器分割から臓器のツリーを抽出するため、分割の不完全性は、不完全ツリーの結果となる。ROIへの適切な経路を見つけるために、中心線分析方法によって獲得されるものを越えて、ツリーを拡張するステップの必要性のより詳細な説明、および本方法の数学的詳細は、本明細書の他の場所において提示される。

【0049】

既存の通路が不適切である場合、本方法は、通路をROI表面へと延長する。延長された通路内の観察部位は、元のツリーの一部 ($v \in T$) または延長部

【0050】

【化6】

($v \notin T$)

10

であってもよい。延長部は、個々のボクセルの局所外観と、着目臓器のものとを比較することによって演算される。各ボクセルは、コストが割り当てられ、その外観が臓器に類似するボクセルには、低コストが割り当てられ、臓器と類似しないボクセルには、高コストが割り当てられる。通路延長は、ROIから既存の分割へとつながるボクセルの低累積コスト集合を検索することによって見つけられる。局所コストは、以下の基準を使用して決定される。

1. グレースケール (HU) 値

気道内のボクセルは、空気に対応する低HU値を有するべきである。

20

2. 局所的谷挙動

気道内のボクセルは、周囲気道壁のより大きいHU値のため、局所最大値内であるべきである。

【0051】

立体画像内の各ボクセルは、有向グラフ内の頂点として表される。有向グラフのエッジは、各ボクセルをその26個の隣接ボクセルと連結し、ボクセルMからその隣接ボクセルNまでのエッジウエイト $E(M, N)$ は、ボクセル(頂点)間のユークリッド距離によって測られる局所頂点コストで決定される。

【0052】

方法の第1のステップは、ROIを拡大することである。拡大量は、延長された通路がROIから終端し得る距離に対応する。ROIは、多くの場合、気道内にないため、ROIの拡大は、ROIが以前に未検出の気道に交差する機会を提供する。

30

【0053】

他者によって以前に提案された類似方法において、Dijkstraのアルゴリズムは、拡大されたROIから既存の気道ツリーまでの26個の連結されたボクセルの最小累積コスト集合を決定する。^{34, 43-45} アルゴリズムは、拡大されたROI上の位置から開始し、そのボクセルは、ゼロ局所コストを有する。次いで、繰り返し、最小累積コストを有する頂点から拡張し、最小累積コスト頂点と各連結された頂点との間のエッジウエイトを合計する。連結された頂点の累積コストは、連結された頂点が、以前に決定された累積コストよりも小さくない限り、この値として設定する。アルゴリズムは、各拡張された位置に到達するために通過されるエッジおよび頂点を追跡する。これらのエッジおよび頂点は、ROIから所与の位置へのボクセルの最小コスト連結集合である。拡張される頂点が、既存の3D通路のうちの1つに来到ると、拡張は停止する。アルゴリズム3を参照

40

【0054】

【化 7】

```

Data: 3D medical image  $I$ , set of ROI voxels, organ tree  $T$ ;
Result: Lowest-cost connected-set of 3D voxel locations connecting ROI to a path in  $T$ ;
forall Voxels in ROI that are not completely surrounded by other ROI voxels do
  | Add to ROI definition those voxels not already contained in ROI and within neighborhood distance;
end
Choose a location  $L$  on ROI to begin, set cumulative cost at  $L$  to zero, back pointer to nothing;
Push  $L$  onto priority queue;
while Location of minimum cumulative cost exceed  $M$  in priority queue not on a path do
  | Remove  $M$  from priority queue;
  forall 26 Neighbors of  $M$  not previously placed in queue do
    | if Cumulative cost of current neighbor not previously set then
      | Set current neighbor  $N$ 's cumulative cost to  $M$ 's cumulative cost +  $E(M, N)$  and back pointer
      | of  $N$  to  $M$ ;
    else
      | if Cumulative cost to  $M$  +  $E(M, N)$  is less than current cumulative cost to  $N$  then
        | Update cumulative cost of  $N$  to ( $M$  cumulative cost +  $E(M, N)$ ) and back pointer of  $N$  to
        |  $M$ ;
      end
    end
  end
end
end
end

```

10

アルゴリズム 3 : ROI への通路の延長。ROI 近傍に通路を延長するための手順。アルゴリズムは、Dijkstra のアルゴリズムを使用して、3D 医療用画像から導出される重み付き有向グラフを通過する。本アルゴリズムは、既存のツリーから ROI 近傍の終端位置に延長する一式の連結されたボクセル (3D 位置) を返す。

【0055】

アルゴリズム 3 の通路延長は、多くの場合、ぎざぎざであって、通常、平滑な下層の解剖学的構造と整合しない。さらに、アルゴリズム 3 によって出力された 3D 位置の連結集合は、観察方向が欠けている。これらの懸念は、一式の 3D 線を複数の点に適合させることによって解決される。3D 線は、短い低湾曲末端枝に非常に近似する。通路延長は、多数の下層解剖学的枝を通過し得るため、多数の 3D 線分が、ボクセルに適合される。

20

【0056】

連結集合中のボクセルの組み合わせは、潜在的線分の端点を画定する。最良の累積「線適合スコア」を有する線分集合は、解として承認される。ボクセルの連結集合は、これらの線分上に投影され、接線観察方向は、既存の通路位置から離れて、ROI へ指向する。上観察方向は、元の中心線上に位置するボクセルから、ROI への各後続ボクセルに投影される。これらのステップは、アルゴリズム 4 に詳述される。

30

【0057】

【化 8】

```

Data: Connected set of 3D locations, connecting view site on existing path;
Result: Smoothed Set of view sites with associated viewing directions;
Set best line fit score to  $sc$ ;
forall Combinations of  $K$  line segments, whose endpoints are voxels within the connected set do
  | if Current combination's line fit score less than best line fit score then
    | Set line fit score to current score;
    | Retain current endpoints;
  end
end
forall Voxels in connected set, in order, starting with voxel added last in Algorithm 3 do
  | Add to output list 3D location projection;
  | of voxel onto retained line segments;
  | if First voxel on connected set then
    | Project up viewing direction  $\vec{U}$  from connecting view site on existing path;
  else
    | Project  $\vec{U}$  from previous location;
  end
  | Set tangential viewing direction vector  $\vec{T}$  along retained line segment;
end
end
end

```

40

アルゴリズム 4 : 通路延長の平滑化、観察方向の決定。アルゴリズム 3 によって生成される 3D 通路延長を平滑化するための手順。本アルゴリズムでは、延長された通路に沿った観察部位の 3D 位置が平滑化され、観察方向が割り当てられる。

【0058】

(方法 4 : 物理的制約を満たし、通路延長を組み込む)

本方法は、方法 2 および 3 の混合であって、方法 3 の通路延長手順は、通路が、デバイ

50

ス、手技上、および解剖学的制約を満たす位置から延長されるように修正される。したがって、内視鏡デバイスは、少なくとも延長部の開始点に到達することができる。

【0059】

本通路延長を決定するために、方法2の入力および出力を方法4への入力として使用する。分割Is内のボクセルは、アクセス可能な観察部位よりもアクセス不可能観察部位に近い場合、検討から排除される。本決定を行うために必要とされる距離は、ユークリッド距離測定値を用いる距離変換を使用して、効率的に演算される。^{4 6} 方法2の後も残るそれらの観察部位から開始し、方法は、各観察部位からIs内の各ボクセルまでの距離を漸次的に見つける。本プロセスは、その距離が計算されていないボクセルだけが、Is内の最大の気道の直径と少なくとも同程度である距離にあると停止する。

10

【0060】

プロセスは、接近不可能観察部位に対し繰り返され、以前のパスによって設定された距離を有していない、または以前のパスによって設定された距離未満の排除された観察部位からの距離を有する、すべての付加ボクセルを追跡する。これらのボクセルは、通路延長内に含まれてはならない。本方法の出力を使用する場合、方法3の局所頂点コストは、通路延長がそれらを通過しないように、ブラックリストに載せられたボクセルに対し効果的に無限である値に設定される。本修正によって、通路延長は、方法3に記述される手順を使用して見つけられる。ブラックリストに載せられたボクセルを決定するための手順は、アルゴリズム5に概略される。

20

【0061】

【化9】

```

Data: Original tree T, pruned tree that satisfies constraints TP, organ segmentation IS;
Result: Set of black-listed (eliminated) voxels E through which the path-extension cannot pass;
forall View sites meeting constraints (vi ∈ TP) do
  Push into priority queue with distance of 0;
  Set view site location as visited with nearest centerline location pointer as itself;
end
while Distances popped from top of queue are less than maximum centerline diameter do
  Determine distance from original view site location to each of 26 neighbors in IS;
  if Neighbor distance has not been computed or distance from original view site to popped voxel is less
  than popped voxel's current distance then
    Set neighbor's pointer to popped view site's original location;
    Set distance of neighbor from pointed to location;
    Push neighbor on priority queue;
  end
end
Flush the queue;
forall View sites not meeting constraints (vi ∈ (T \ TP)) do
  Push into priority queue with distance of 0;
  Set view site location as visited with nearest view site location pointer as itself;
end
while Distances popped from top of queue are less than maximum view site diameter do
  Determine distances from original view site location to each of 26 neighbors in IS;
  if Neighbor distance has not been computed or distance from original view site to popped voxel is less
  than popped voxel's current distance then
    Set neighbor's pointer to popped view site's original location;
    Set distance of neighbor from pointed to location;
    Push neighbor on priority queue;
  end
end
forall Voxels in segmentation IS do
  if Voxel points to view site not meeting constraints then
    Add voxel to E
  end
end
end

```

30

40

アルゴリズム5：許容可能な位置からの延長。通路延長が、臓器ツリーの接近不可能領域に連結しないように、ブラックリストに載せられるボクセルの集合を決定するための手順。

【0062】

(方法5：手技特有の誘導方向を組み込む)

これまで提示された方法ならびに以前に提案された中心線分析方法は、必ずしも、物理的に意味のある誘導方向を提供しない。実施例として、誘導方向は、経路に沿った位置において、容認される気管支鏡配向を反映することが望ましい場合がある。典型的には、誘導方向は、接線観察方向(観察部位が向く方向)は、枝の端部を向くように選択される。

50

ほとんどの内視鏡デバイスは、より大きな管状臓器内の管状物体であるため、概して、臓器の方向に配向される。しかしながら、内視鏡デバイスは、自由に回転するため、観察方向はまた、各観察部位において相対的「上」方向を画定しなければならない。概して、本上方向を定量化する上ベクトルは、任意に選択される。しかしながら、気管支鏡検査等の内視鏡下手技では、医師が、手技を通して、3D配向の向きを維持し、特有の経路に沿って円滑に誘導することができるように、多くの場合、内視鏡デバイスの回転は慣例となっている。本方法は、方法1-4によって導出される経路を精緻化し、経路観察部位に対し、実践的有用方向を割り当てる。

【0063】

観察方向は、ライブ気管支鏡検査の標準的技法を反映するように割り当てられる。気管支鏡を配向するために使用されるルールの実施例は、以下に提供される。本手順では、方向は、3つの異なる方法で決定される。

1. 解剖学的に容認される標準的位置。最初のいくつかの気道世代の際、気管支鏡は、生体構造内のその位置に応じて、標準的位置に配向される。
2. 末端上方に経路を配向する。気管支鏡の肺末端への移動に伴って、生体構造内の特有の位置に関連した標準的配向はもはや存在しない。代わりに、分岐で「急な」旋回が必要な場合、経路に沿った次の枝が場面の上部に位置するように、内視鏡を回転させる。
3. 経路目的地点において、ROIに向けて配向する。気管支鏡は、内視鏡ツールがそこから延長し、経路目的地点においてROIと相互作用するように配向される。ツールは、気管支鏡の片側(中心ではない)から延長するため、ROIの質量中心と内視鏡ツールが、視界の同一部分内に位置付けられるように配向される。

【0064】

これらのルールを反映する観察方向は、経路の幾何学形状および解剖学的構成の知識によって決定される。観察部位が、枝の端部または経路目的地点近傍にある場合、その配向が修正され、次の枝または目的地点に行く所望の配向を反映する。移行が円滑かつデバイスの移動を反映するように、修正は、いくつかの観察部位にかけて徐々に生じる。アルゴリズム6は、本プロセスを記述する。

【0065】

【化10】

```

Data: Organ tree T, route r, target ROI;
Result: Appropriate viewing directions along route r;
forall View sites along r: v_i (i = 1, ..., D) do
  Determine tangential direction T_i
  if First view site on route (v_1) then
    | Set initial up direction U_i;
  else
    | Project U from previous view site;
  end
  if View site within N view sites of end of current branch then
    | if Anatomical rules exist for entering next branch then
    | | Determine proper up viewing direction entering next (child) branch U_C;
    | else
    | | Determine U_C using general rules;
    | end
    | Blend current site's U with U_C;
  end
  else if View site is within M view sites of route destination v_D then
    | Determine appropriate orientation d_D at v_D;
    | Blend current orientation, d_C, with d_D;
  end
end

```

アルゴリズム6：経路特有の観察方向。特有の内視鏡下手技のための経路に沿った観察方向を決定するための手順。

【0066】

- (方法の詳細および実装)
- (方法1：元のツリー内に留まる)

本方法は、既知の以前に分割された気道内に完全に留まる経路を提供する。これは、内視鏡が、十分小型かつ可撓性である場合、経路を追従することができることを含意する。

本経路は、必ずしも、完全にROIに到達しないが、針が、気道壁を穿孔し、ROIの生検を行うことができる。

【0067】

ROIに絶対的最接近単一経路を見つけるのではなく、方法は、N個の最接近経路の集合をユーザに提供する。しかしながら、N個の絶対的最接近目的地点は、多くの場合、互いに近傍点となるであろう。最接近経路目的地点が、許容不可能な経路をもたらす経路上に位置する場合、同一経路上のその近傍点は、同様に、許容不可能な経路を決定する可能性がある。したがって、方法は、それぞれ、違ったツリーセグメント（観察部位、枝、または通路）上に目的地点を有するN個の最接近経路を返す。

【0068】

（方法2：付加的物理的制約を満たす）

本方法は、ライブ手技の際、ROIに到達するために、内視鏡を介して、物理的に通過可能な経路を提供する。

【0069】

使用されるパラメータおよび制限に関する詳細は、以下に提供される。

【0070】

（1．内視鏡直径）

所与の直径のデバイスは、患者に害を及ぼさずに、気道ツリーの全部分に到達しない場合がある。有効経路上、経路起部と目的地点との間の観察部位位置はすべて、少なくとも内視鏡デバイスの直径と同程度である。気道は、管状構造であるが、一般に、円形横断面を有していない。これは、特に、狭窄した気道の場合および分岐において当てはまる。したがって、内視鏡が、所与の観察部位に適合可能であるかどうかは、観察部位の横断面の最小「直径」によって決定される。

【0071】

（2．分岐角度）

内視鏡デバイスは、可撓性の程度が制限されている。したがって、デバイスは、急な曲がり角を通して誘導できない場合がある。任意の1つの特定の枝に沿った部位は、湾曲がほとんどない傾向にあるため、最も問題となる領域は、1つの枝から別の枝への遷移領域である。連続した枝間に形成される分岐角度は、可撓性の制約の原因となる。本質的に、同一枝上の位置は、分岐角度ゼロを有する。

【0072】

（3．ROI / 観察部位位置の幾何学形状）

ROIに最も近い観察部位は、別個の枝または経路上のものであっても、特有の手技を行うために実践不可能である場合がある。多くの手技は、「正面から」ROIに接近する経路を必要とする。定量的に、ROI内の観察部位とボクセルの接線観察方向との間に形成される角度は、小さくあるべきである。接線観察方向

【0073】

【化11】

\vec{T}

と、ROI位置を観察部位位置に連結するベクトルによって形成される方向との間に許容される最大角度を倍にすることによって、「診断視野」の構成要素が画定される。本「診断視野」は、その先端が観察部位に位置し、

【0074】

【化12】

\vec{T}

に沿って配向され、前述の角度が、円錐の両辺間の角度を画定する円錐である。したがって、有効経路目的地点は、ROI容積の許容可能な量（ユーザによる指定に応じて、割合的または絶対的）が円錐内にあるものである。割合的ROI容積は、ROIボクセル総数に対する円錐内にあるROIボクセル数の割合によって決定される。絶対ROI容積は、円錐内にあるROIボクセル数を合計し、その結果を異方性ボクセル寸法によって調整す

10

20

30

40

50

ることによって決定される。

【0075】

(4. 解剖学的制限)

多くの場合、解剖学的制限は、経路が終端すべき場所を指示する。多くの状況では、経路目的地点は、主要血管または他の敏感な領域近傍に位置せず、患者に害を及ぼす危険性を最小限にすることが必要である。本種類の解剖学的制限は、経路が終端すべきではない領域を示す。反対に、制限は、経路が終端すべき場所を指示してもよい。実施例として、ROIおよび経路目的地点は、同一肺葉内にあることが必要とされてもよい。本要件の誘因は、手技（生検等）の際の肺穿孔または他の損傷を防止することである。それが位置する肺葉等のROIの解剖学的情報は、それが分割される際に割り当てられる。主要気道の識別および他の気道ツリーの解剖学的ラベル付けタスクは、自動技術によって決定可能である。^{33, 47, 48}

10

(方法3：既存の通路をROI近傍へ延長する)

方法1は、分岐臓器の全体的分割から導出される通路を利用するため、方法1によって決定される経路は、適切にROIに接近できない場合がある。気道は、公称ハンスフィールドユニット(Hounsfield Unit: HU)値-1000を有し、相応じてより大きなHU値を有するより明るい気道壁によって囲繞された暗色ボクセルとして、MDC T画像上に出現する。分割方法は、有効気道内に含まれるボクセルすべてを見つけようとする。しかしながら、分岐構造全体の効率的分割は、画像ノイズ、部分容積効果、および他の画像アーチファクトのため、困難なタスクである。

20

【0076】

我々の方法は、肺の残りの中へ、気道外に「漏出」することなく、可能な限り多くの気道ツリーを獲得するように設計される入力分割方法を利用する。経路計画方法では、漏出は、到達不可能位置を通して誘導するように経路が提案される場合があるため、いくつかの気道を検出しないよりも厄介である。気道ツリーを控えめに画定する結果、入力分割は、非常に低い検出誤り率（非気道ボクセルを気道ボクセルとして分類すること）を有するが、比較的高い検出漏れ率（気道ボクセルを正確に識別しない）を示す場合がある。検出漏れ率は、特に、気道壁が薄く、気道内に位置する少ないボクセルが、部分容積効果（ボクセルのHU値は、気道壁および空気等の物質の種類と異なり、広がると平均化される）およびノイズによって容易に破損する小直径末端枝において高い。本検出漏れ率が高いため、多くの場合、通路延長が必要となる。

30

【0077】

延長に先立つROIの拡大は、着目臓器に交差する機会をROIに提供する。本拡大がない場合、通路延長は、分岐臓器の以前に未検出のセグメントからジャンプして、最終的には、ROIに交差しなければならないであろう。延長部が、実際の下層臓器とROIとの間の格差を埋めるときに遭遇するボクセルは、最終最小コスト通路に多大な影響を及ぼし得る。適切な量によるROIの拡大において、ROIのサイズ、行われる手技、および手技の際に使用される医療用器具によって決定されるとき、これらの課題は緩和される。

【0078】

(ボクセルコストの決定)

局所コスト決定は、アプリケーション特有である。例えば、肺血管の局所外観は、肺気道と非常に異なる。血管は、気道よりも均質であって、したがって、検出が容易である。我々は、気道を見つけることに着目するため、以下のコスト評価基準を適宜調整する。しかしながら、代わりに、着目臓器の外観の任意の局所的に決定可能な定量化を使用することもできる。

40

【0079】

その局所外観が気道への属性を示すボクセルには低コストが割り当てられるように、局所気道コストが割り当てられる。同様に、気道の局所外観を有さないそれらのボクセルには、高コストが提供される。拡大されたROIに属するボクセルは、ゼロコストが割り当てられる。前述の気道の質的特性を使用して、3D位置 $X = [x, y, z]^T$ におけるボ

50

クセルVの定量的コストは、C(X)として表される。本コストは、以下のように決定される。

【0080】

【数1】

$$C(X) = \begin{cases} X \in ROI_{dilated} \text{ ならば } 0, \\ \text{他} & L(X) \end{cases} \quad (1)$$

非ROIボクセルの局所コストL(X)は、以下のように与えられる。

【0081】

【数2】

$$L(X) = \begin{cases} f_c(X) = 1 \text{ ならば } 1 \\ f_v(X) = 1 \text{ ならば } 1 \\ \text{他} & w f_c(X) + (1-w) f_v(X) \end{cases} \quad (2)$$

関数fG(X)は、ボクセルのHU値だけに基づいてコストの構成要素を決定し、fV(X)は、気道ボクセルが周囲気道壁未満でなければならないという要件を実施する「谷」コストであって、それぞれに与えられる相対重み付けを決定する。

【0082】

グレースケールHUコストfG(X)は、気道ボクセルが、小さなHU値を有していなければならないという事実を実施する。

【0083】

【数3】

$$f_c(X) = \begin{cases} I(X) \leq -1000 \text{ ならば } 0 \\ -1000 < I(X) \leq T, \text{ ならば } \left(\frac{I(X)+1000}{T+1000} \right)^2 \\ T < I(X), \text{ ならば } 1 \end{cases} \quad (3)$$

I(X)は、位置Xにおける画像容積のグレースケール値であって、Tは、空気として見なされ、公称上値 - 750 HUに設定されるボクセルの最大グレースケール閾値である。

【0084】

関数fVは、気道ボクセルの値は、その近傍のものよりも小さくならないということを実施する中間「谷」コストである。中間ステップとして、値は、以下のように演算される。

【0085】

【数4】

$$f_{MED}(X) = MED \left(\begin{matrix} MIN(MAX(I(X \in N_x^-), I(X \in N_x^+))), \\ MIN(MAX(I(X \in N_y^-), I(X \in N_y^+))), \\ MIN(MAX(I(X \in N_z^-), I(X \in N_z^+))) \end{matrix} \right) - I(X) \quad (4)$$

式4は、Xにおけるボクセルが、その近傍よりも小さいかどうかを決定し、式中、Nは、方向x, y, zに沿った検索距離である。1次元では、本値は、図5に示される。位置Xにおけるボクセル両側の最大値のうちの最小値であるMAX I(X N+)は、この次元の谷コストである。

【0086】

次いで、中間値は、以下の関数によって線形的に調整される。

【0087】

10

20

30

40

【数 5】

$$f_V(X) = \begin{cases} f_{MED}(X) < T_L & \text{ならば } 1 \\ T_L \leq f_{MED}(X) \leq T_H & \text{ならば } \frac{1}{T_H - T_L} (f_{MED}(X) - T_L) \\ T_H < f_{MED}(X) & \text{ならば } 0 \end{cases} \quad (5)$$

値 T_L および T_H は、許容可能な谷コスト値の範囲を決定する上限および下限閾値である。

【0088】

(連結集合の決定)

通路延長は、医療用画像内の各ボクセルが、各ボクセルをその26個の連結近傍ボクセルに接続するエッジを有する頂点であるグラフを構築することによって決定される。位置 U におけるボクセルから位置 V におけるボクセルまでの有向エッジウエイト $E(U, V)$ は、以下のように、

【0089】

【数 6】

$$E(U, V) = |U - V|C(V) \quad (6)$$

位置 V におけるボクセルのボクセルコストによって調整されるボクセル位置間の距離で決定される。

【0090】

(3D位置の平滑化および観察方向の決定)

アルゴリズム3の出力は、典型的には、ぎざぎざである。これらの位置の平滑化によって、視覚的により目を引く通路延長をもたらす。平滑化は、線分の集合を適合することによって達成され、その端点は、ぎざぎざの連結集合 (J) 内の位置 (U_J) におけるボクセルの組み合わせによって画定される。端点 (S) の最良の集合は、以下によって求められる総合誤差 (E) を最小限にするものである。

【0091】

【数 7】

$$E = \sum_{U_J \in J} \{ \alpha |U_J - Proj(U_J, S)|^2 + \beta L(Proj(U_J, S)) \} \quad (7)$$

上式は、重み付け要因によって調整された、連結集合内のボクセルと S によって画定される線分上へのそれらの投影との間の距離の2乗と、別の重み付け要因によって調整された点の投影のグレースケールコストとの合計である。このように誤差を定義することによって、連結集合内のボクセルの投影は、幾何学的に元のボクセルに近く、ならびに気道ボクセルの局所外観を有する位置になければならない。

【0092】

(方法5:手技特有の誘導方向を組み込む)

本方法は、各観察部位の配向を修正し、所望の手技または視覚化を反映する。2つの直交方向(接線観察方向および上方向)の集合は、各観察部位において計算される。接線観察方向は、各観察部位がその枝の端部に向くように、Kiralyの方法を使用して演算される。²⁰ 本方法は、枝上の第1のN接線観察方向と、以前の(親)分岐上の最終観察部位における接線観察方向とを線形的に混合し、分岐における急激な接線観察方向変更を回避する。各部位における上方向を決定するために、Kiralyの方法は、各通路に沿って部位から部位に投影される付根において、上ベクトルを選択する。各投影は、隣接部位間の上方向の変更を最小限にすることを模索する一方、上ベクトルが接線ベクトルに直交しなければならないという制約を満たす。

【0093】

我々の手技特有の誘導方向は、任意に画定された上ベクトルを修正し、手技の際の内視鏡デバイスの配向に対応させる。多くの場合、上方向は、現在の枝(親bP)と比較した

10

20

30

40

50

、経路に沿って遭遇される次の枝の相対的配向（子 b C）に依存する。各枝は、それぞれ、方向ベクトル

【 0 0 9 4 】

【 化 1 3 】

\vec{C} および \vec{P}

を有する。

【 0 0 9 5 】

【 化 1 4 】

\vec{C} および \vec{P}

10

は、それらの枝上の第 1 の観察部位で配向され、それらの枝上の最終観察部位へ指向する。慣例により、

【 0 0 9 6 】

【 化 1 5 】

\vec{C} および \vec{P}

は、単位ベクトルである。我々は、これらの方向を使用して、上ベクトル

【 0 0 9 7 】

【 化 1 6 】

\vec{U}

および接線ベクトル

【 0 0 9 8 】

【 化 1 7 】

\vec{T}

20

（同様に単位ベクトルであって、各観察部位において、

【 0 0 9 9 】

【 化 1 8 】

\vec{U}

は、

【 0 1 0 0 】

【 化 1 9 】

\vec{T}

と直交する) を決定する。直交性の制約は、その法線が

【 0 1 0 1 】

【 化 2 0 】

\vec{T}

40

によって与えられる平面上に上ベクトルがあることを必要とする。手技特有の観察方向を決定するために、投影は、

【 0 1 0 2 】

【 化 2 1 】

\vec{R}

によって表される。デバイスの配向は、多くの場合、次の枝の配向に依存するため、

【 0 1 0 3 】

【化 2 2】

\vec{R}

を計算することによって、最終部位における上ベクトルが、

【 0 1 0 4】

【化 2 3】

\vec{R}

に対する任意の所望の位置に配向されるように、観察方向を構築することができる。

【 0 1 0 5】

【化 2 4】

\vec{R}

は、以下によって決定される。

【 0 1 0 6】

【数 8】

$$\vec{R} = -((\vec{P} \times \vec{O}) \times \vec{P}). \tag{8}$$

次いで、観察部位は、

【 0 1 0 7】

【化 2 5】

\vec{R}

と比較される

【 0 1 0 8】

【化 2 6】

\vec{U}

の相対的配向が、経路のルールに従うように、

【 0 1 0 9】

【化 2 7】

\vec{U} および \vec{T}

を設定することによって決定される。子枝が視界の上部にあることを必要とする実施例では、ルールは、枝上の最終観察部位に対し、

【 0 1 1 0】

【化 2 8】

$\vec{R} = \vec{U}$

となるであろう。

【 0 1 1 1】

上ベクトルは、経路に沿って大幅に変化し、手技特有のルールに追従することができる。上述の「常に上」というルールを使用して、近接した枝間では、180度回転することができる。内視鏡デバイスが、概して、円滑に移動するという事実を反映させるために、枝間の上ベクトルは、接線ベクトルに類似する方法で線形的に混合される。

【 0 1 1 2】

(経路計画の実装)

経路計画コンピュータプログラムの図は、図 6 および 7 に示される。プログラムの本部分では、ユーザは、種々のデバイスおよび手技上の制約を入力することができる。方法 1

10

20

30

40

50

および2におけるように、入力ツリー内の許容可能な経路を見つけることは、ほぼ瞬時である。これらの計算を完了することによって、最接近経路の目的地点が表示され、随意に、ファイルに保存される。アプリケーションの左半分は、方法1および2のための入力および出力を表示する。ユーザは、3D MDC T画像、ROIが属するボクセル、および気道ツリーの観察部位を含む通路ファイルを含む、事例研究をロードする。ユーザは、「Find Closest (最接近経路を見つける)」セクションに、各ROIに対し見つけられるべき違った気道ツリーセグメント上の最接近経路の数を入力する。「Geometric Restrictions (幾何学的制限)」セクションは、デバイスおよび手技上の制約のための入力を含む。方法1および2の結果は、「Path to ROI (ROIへの通路)」セクションに表示される。アプリケーションの右半分は、方法3に関する詳細を示す。ROIの拡大量は、「ROI Dilatation (mm) (ROI拡大)」に入力される。プロットは、コスト関数の各構成要素の関数の視覚的表示を提供する。ユーザは、グレースケールコストの上限(初期値 - 750で示される)と、グレースケールおよび谷コストに提供される相対的重み付けとを変更することができる。通路延長の結果は、図7に表示される。これらの結果が、手技のために正確および適切であるとみなされる場合、ユーザは、延長部を元の通路(中心線)ファイルに付加することができる。

10

20

30

40

50

【0113】

方法1および2によって決定される経路が、不適切である場合、方法3を使用して、既存の通路を延長する。方法3は、通常、その計算を完了するのに数秒(今までの検査症例では、最短0.5秒から最長15秒)を要する。通路延長を行った後、アプリケーションは、元の通路、ROI、通路延長、および3D画像データを観察するための3D視覚化を含む。これは、図7に示される。ユーザは、3D観察位置を変更することによって、場面と動的に相互作用し、表示させる構造(気道ツリー、3D立体画像の任意のスライス画像(白黒の正方形)、通路延長、またはROI)を選択することができる。延長された通路が進行する3D医療用データの異なるスライス画像を検査することによって、延長部の正確性が、容易に検証される。ユーザは、マウスを使用して、3D空間内の任意の観察位置から場面を見ることができる。ユーザが、立体医療用画像内の経路の正確性を視覚的に検査可能なように、3D立体画像の任意のスライス画像は、通路延長およびROI上にオーバーレイさせることができる。経路が不正確な場合、ユーザは、ROI拡大量および延長可能な枝の変更を含む、図6に示されるプログラムの部分内のパラメータを変更することができる。許容可能な通路延長が見つかったら、ユーザは、延長部を中心線位置を含むファイルに付加することができる。

【0114】

(結果)

我々は、10例のヒトCT事例において、経路計画方法の性能評価を行った。MDC TデータをPhilips Mx8000 4検出器スキャナおよびSiemens Sensation-16 16検出器スキャナから収集した。肺末端に位置する結節および湿潤を含む疑わしいROIを、3Dライブワイヤ技術を使用して、医師によって画定した。テスト事例の概要は、表Iに提供され、我々の自動経路計画方法の結果は、表IIに概略される。

【0115】

これらの結果では、経路は、標的ROIの30mm以内で終端するように求められる。方法1を最初に使用し、そのような経路が元の臓器ツリーT内に存在するかどうか決定する。そのような場合の実施例は、図8Aから8Dに提供される。上左図は、表面レンダリングされた図の経路を示す。経路は、ROI表面から16.9mmで終端する。球体は、経路の終端位置を示し、線分は、本位置における観察方向を示す。上右図は、気道直径が4.1mmである本位置におけるCTデータを示す。下左管腔内図は、経路目的地点(矢印)近傍の気道表面およびROIの仮想図を提供する。経路目的地点は、管腔内図の固定サイズの矢印として出現し、3D斜視図内のその出現は、現在の位置が目的地点からどれ

くらい離れているかの理解を提供する。矢印は、ROI質量中心を指向し、ROIの相対位置、現在の観察位置、および経路目的地点に関する付加的3Dの手掛かりを提供する。下右図は、通路、経路、およびROIを有するCTデータの加重和前頭面投影である。そのような経路が存在しない場合、方法3または方法4は、通路延長を見つける。これらの方法を使用することによって、すべてのROIに対し、許容可能な経路が見つかる。方法3を使用して、症例21405.3aにおける経路を延長した。方法4を使用して、症例b004における最小直径1.5mmの位置から通路を延長した。図9Aから9Cは、既存の中心線位置、ROI、通路延長の3D像を有する通路延長を含む経路と、延長部が画定される3Dデータのスライス画像とを示す。図9Aに示される画像は中心線、延長部、およびROIの3D表示である。図9Bに示される画像は、同一画像の拡大図である。図9Cに示される画像は、ROI、中心線、および延長部の拡大図、ならびに延長部が横断するスライス画像を示す。本スライス画像は、初期分割の際に見逃された気道を明瞭にし、ROIへの適切な経路を提供し得る。3D MDC T画像サイズは、512 x 512 x 596であって、 $x = y = 0.74\text{ mm}$ 、 $z = 0.60\text{ mm}$ を有する(事例h019)。図10は、末端肺結節ROIに到達するために延長された通路の図の統合された集合を示す。3D MDC T画像サイズは、512 x 512 x 414であって、 $x = y = 0.57\text{ mm}$ 、 $z = 0.60\text{ mm}$ を有する(事例h001)。最左図は、表面レンダリングされた図の延長された通路を示す。既存の通路は、中心線および分割された気道のレンダリングの両方を示す一方、延長された通路は、中心線のみを示す。中間図は、右側の前頭面投影図に示される延長された枝上の位置におけるCT容積の表示を示す。中央上の画像は、延長された通路に対し接線方向に配向される観察方向を有する容積の斜めの横断面を表示する。中央下の画像は、同一方向から観察されるデータ集合の管腔内レンダリングを示す。通路延長の長さは、28.1mmである。

10

20

【0116】

表Iは、経路計画方法の評価において使用された画像の概要である。ROI位置は、ROIが画定される、肺葉の(R)右、(L)左、(U)上、(M)中、(L)下を記述する。

【0117】

【表1】

表I

患者ID	スキャナ	スライス画像数	軸平面解像度 (mm)	ROI位置
b001	Siemens	193	0.55	RUL
b004	Siemens	338	0.81	RUL
b005	Siemens	308	0.73	LLL
h001 - 2 ROIs	Philips	414	0.57	RLL
h002	Philips	515	0.59	LLL
h005	Philips	479	0.59	RML
h013	Philips	539	0.76	RLL
h019	Philips	507	0.74	LLL
p2h038	Philips	410	0.67	LUL
21405.3a	Siemens	706	0.67	RML

30

40

表IIは、方法1および3を使用する、肺末端に位置するROIへの経路計画の結果の概要を示す。通路延長(方法3または方法4)が必要な事例では、通路延長(前、後)の結果が示される。経路の終端位置からの最大許容可能距離30mmを使用して、方法は、調査されたROIすべてに対し適切な経路をもたらす(列3)。

【0118】

【表 2】

表 I I

患者ID	気道内のROI	経路終端からROIへの距離(mm)	方法3が必要?	気道世代数	終端気道直径(mm)
h001	いいえ	16.5	いいえ	5	2.8
h004	いいえ	42.4, 29.2	はい	5, 8	3.3, 1.5
h005	いいえ	18.0	いいえ	6	2.8
h001 - ROI 1	いいえ	28.3	いいえ	8	2.1
h001 - ROI 2	いいえ	17.7	いいえ	9	2.3
h002	はい	0.0	いいえ	6	3.2
h005	はい	0.0	いいえ	5	4.8
h013	いいえ	12.3	いいえ	6	3.1
h019	いいえ	28.3	いいえ	5	3.7
p2h038	いいえ	27.9	いいえ	8	1.8
21403.3a	いいえ	35.9, 28.3	はい	8, 9	2.2, 1.4

10

表 I I I に提示される結果は、方法 2 におけるデバイスの制約の利用によって、どのように以前に決定されたものと異なる経路がもたらされ得るかを示す。表中、最小通路直径上の制約は、ほとんどの例において、現在市販されている極薄気管支鏡の直径を反映して、2.8 mm に選択される。終端経路位置では、180 度（本制約を本質的に無くす）または 70 度（より厳格な標準）の診断視野が必要とされる。これらのデバイスの制約を考慮すると、以前と同じ 30 mm カットオフを使用する場合、すべての標的 ROI への経路は存在しない。

20

【0119】

【表 3】

表 I I I

患者ID	内視鏡直径入力(mm)	診断FOV入力(度)	経路終端からの距離(mm)	気道世代数	遭遇する最小気道直径(mm)
h001	2.8	180	23.1	4	3.5
h005	2.8	180	34.7	5	3.6
h005	2.4	70	32.0	6	2.4
h001 - ROI 1	2.8	70	59.6	6	6.1
h001 - ROI 1	2.8	180	38.0	9	2.9
h001 - ROI 2	2.8	70	16.9	9	4.1
h002	2.8	70	4.7	6	2.8
h005	2.8	70	1.4	5	2.8
h0013	2.8	70	24.4	6	2.8
h019	2.8	70	28.7	5	3.7
p2h038	2.8	70	46.3	5	3.0
p2h038	2.8	180	36.4	6	3.0

30

図 1 1 A - H は、右肺上葉の前部における ROI に到達するために、方法 5 によって観察方向が修正される方法を示す。本実施例では、観察方向は、各観察部位が、それが属する枝の端部に向き、経路に沿った次の枝が、現在の枝の端部の上となる（視界の上部に配向される）ように選択される。図 1 1 A から開始すると、観察位置は、上竜骨内にある。図 1 1 B では、右主気管支が視界の上部に出現するように、場面が回転される。図 1 1 C では、右肺上葉起点が、遠方に見られる。図 1 1 D では、右肺上葉起点が、視界の上部に向かって配向されている。図 1 1 E の右肺上葉気管支を下方へ進むと、前、後、先端部への 3 分岐が、遠方に見られる。3 分岐が接近するのに伴って、図 1 1 F では、後部が像の上部の方へ向くように、像が回転される。図 1 1 G では、ROI および経路目的地点（矢印）が、遠方に見られる。図 1 1 H では、経路目的地点および ROI は、ほぼ到達されている。ROI 表面は、最終経路目的地点から 12 mm の距離に位置する。

40

【0120】

(参考文献)

【0121】

【化 2 9】

1. P. Rogalla, J. Van Scheltinga, and B. Hamm, *Virtual Endoscopy and Related 3D Techniques*, Springer-Verlag, Berlin, 2002.
2. D. Selle, P. Preim, A. Schenk, and H. Peitgen, "Analysis of vasculature for liver surgical planning," *IEEE Transactions on Medical Imaging* 21(11), pp. 1344–1357, Nov. 2002.
3. A. Wahle, M. Olszewski, and M. Sonka, "Interactive virtual endoscopy in coronary arteries based on multimodality fusion," *IEEE Transactions on Medical Imaging* 23(11), pp. 1391–1403, November 2004.
4. N. C. Dalrymple, S. R. Prasad, M. W. Freckleton, and K. N. Chintapalli, "Introduction to the language of three-dimensional imaging with multidetector CT," *Radiographics* 25(5), pp. 1409–1428, Sept.-Oct. 2005. 10
5. K. P. Wang and A. Mehta, eds., *Flexible Bronchoscopy*, Blackwell Science, Cambridge, MA, 1995.
6. W. E. Lorensen, F. A. Jolesz, and R. Kikinis, "The exploration of cross-sectional data with a virtual endoscope," *Interactive Technology and the New Health Paradigm*, pp. 221–230, Jan. 1995.
7. G. D. Rubin, C. F. Beaulieu, V. Argiro, H. Ringl, A. M. Norbash, J. F. Feller, M. D. Dake, S. Napel, R. B. Jeffrey, and S. Napel, "Perspective volume rendering of CT and MR images: applications for endoscopic imaging," *Radiology* 199(2), pp. 321–330, May 1996. 20
8. A. Jemal, R. Tiwari, T. Murray, A. Ghafoor, A. Samuels, E. Ward, E. Feuer, and M. Thun, "Cancer statistics, 2004," *CA Cancer J. Clin.* 54, pp. 8–29, 2004.
9. J. P. Helferty, A. J. Sherbondy, A. P. Kiraly, and W. E. Higgins, "System for live virtual-endoscopic guidance of bronchoscopy," in *IEEE Conf. Computer Vision and Pattern Recognition*, 3, pp. 68–75, 20–26 June 2005.
10. W. E. Higgins, L. Rai, S. A. Merritt, K. Lu, N. T. Linger, and K. C. Yu, "3D image fusion and guidance for computer-assisted bronchoscopy," in *SPIE Optics East: Three-Dimensional TV, Video, and Display IV*, B. Javidi, F. Okano, and J.-Y. Son, eds., 6016, pp. 86–100, Nov. 2005. 30
11. A. D. Sihoe and A. P. Yim, "Lung cancer staging," *J. Surgical Research* 117(1), pp. 92–106, Mar. 2004.
12. F. Asano, Y. Matsuno, T. Matsushita, H. Kondo, Y. Saito, A. Seko, and Y. Ishihara, "Transbronchial Diagnosis of A Pulmonary Peripheral Small Lesion Usingan Ultrathin Bronchoscope with Virtual Bronchoscopic Navigation," *Bronchology* 9(2), pp. 108–111, Apr. 2002.

【 0 1 2 2 】

40

【化 3 0】

13. B. Geiger, A. P. Kiraly, D. P. Naidich, and C. L. Novak, "Virtual bronchoscopy of peripheral nodules using arteries as surrogate pathways," in *SPIE Medical Imaging 2005: Physiology, Function, and Structure from Medical Images*, A. A. Amini and A. Manduca, eds., 5746, pp. 352–360, 2005.
14. H. Minami, Y. Ando, F. Nomura, S. Sakai, and K. Shimokata, "Interbronchoscopist variability in the diagnosis of lung cancer by flexible bronchoscopy," *Chest* 105(2), pp. 1658–1662, June 1994.
15. D. Aykac, E. A. Hoffman, G. McLennan, and J. M. Reinhardt, "Segmentation and analysis of the human airway tree from three-dimensional X-ray CT images," *IEEE Transactions on Medical Imaging* 22(8), pp. 940–950, August 2003. 10
16. A. P. Kiraly, W. E. Higgins, E. A. Hoffman, G. McLennan, and J. M. Reinhardt, "3D human airway segmentation methods for virtual bronchoscopy," *Academic Radiology* 9(10), pp. 1153–1168, Oct. 2002.
17. C. Fetita, F. Preteux, C. Beigelman-Aubry, and P. Grenier, "Pulmonary airways: 3-D reconstruction from multislice CT and clinical investigation," *IEEE Transactions on Medical Imaging* 23(11), pp. 1353–1364, November 2004.
18. C. Fetita, F. Prêteux, and P. Grenier, "Three-dimensional reconstruction of the bronchial tree in volumetric computerized tomography: Application to computerized tomography bronchography," *Journal of Electronic Imaging* 15, pp. 1–17, April/June 2006. 20
19. M. S. Hassouna and A. A. Farag, "Robust centerline extraction framework using level sets," *IEEE Conf. Computer Vision and Pattern Recognition* 1, pp. 458–465, 2005.
20. A. P. Kiraly, J. P. Helferty, E. A. Hoffman, G. McLennan, and W. E. Higgins, "3D path planning for virtual bronchoscopy," *IEEE Trans. Medical Imaging* 23(11), pp. 1365–1379, November 2004.
21. K. C. Yu, E. L. Ritman, and W. E. Higgins, "3D model-based vasculature analysis using differential geometry," in *IEEE Int. Symp. on Biomedical Imaging*, pp. 177–180, Arlington, VA, 15–18 April 2004. 30
22. R. D. Swift, A. P. Kiraly, A. J. Sherbondy, A. L. Austin, E. A. Hoffman, G. McLennan, and W. E. Higgins, "Automatic axes-generation for virtual bronchoscopic assessment of major airway obstructions," *Computerized Medical Imaging and Graphics* 26(2), pp. 103–118, March–April 2002.
23. M. Wan, Z. Liang, Q. Ke, L. Hong, J. Bitter, and A. Kaufman, "Automatic centerline extraction for virtual colonoscopy," *IEEE Trans. Medical Imaging* 21(12), pp. 1450–1460, Dec. 2002. 40

【 0 1 2 3 】

【化 3 1】

24. T. Deschamps and L. D. Cohen, "Fast extraction of minimal paths in 3D images and applications to virtual endoscopy," *Medical Image Analysis* 5, pp. 281–289, 2001.
25. W. Higgins, S. Ferguson, K. Thomas, J. Helferty, A. Kiraly, A. Sherbondy, J. Turlington, E. Hoffman, and G. McLennan, "Progress toward virtual-bronchoscopic guidance of peripheral nodule biopsy," *Am. J. Respiratory and Critical Care* 167(7), p. A535, May2003.
26. G. Ferretti, I. Bricault, and M. Coulomb, "Virtual tools for imaging of the thorax." *Eur. Respir. J.* 18, pp. 381–392, 2001.
27. J. Z. Turlington and W. E. Higgins, "New techniques for efficient sliding thin-slab volume visualization," *IEEE Transactions in Medical Imaging* 20(8), pp. 823–835, Aug. 2001. 10
28. A. P. Kiraly, J. M. Reinhardt, E. A. Hoffman, G. McLennan, and W. Higgins, "Virtual bronchoscopy for quantitative airway analysis," *SPIE Medical Imaging 2005: Physiology, Function, and Structure from Medical Images* A. Amini and A. Manduca (eds.), v. 5746, pp. 369–383, 2005.
29. M. Kukuk, B. Geiger, and H. Muller, "TBNA-protocols: guiding transbronchial needle aspirations without a computer in the operating room." *MICCAI 2001* W.Niessen and M Viergever (eds.), vol. LNCS 2208, pp. 997–1006, 2001. 20
30. M. Kukuk, "Modeling the internal and external constraints of a flexible endoscope for calculating its workspace: application in transbronchial needle aspiration guidance," *SPIE Medical Imaging 2002: Visualization, Image-Guided Procedures, and Display* S.K. Mun (ed.), v. 4681, pp. 539–550, 2002.
31. M. Kukuk, *A Model-Based Approach to Intraoperative Guidance of Flexible Endoscopy*, PhD thesis, University of Dortmund, March 2002.
32. A. Austin, "Automatic analysis methods for virtual endoscopic assessment," Master's thesis, The Pennsylvania State University, Department of Electrical Engineering, 2000.
33. K. Mori, S. Ema, T. Kitasaka, Y. Mekada, I. Ide, H. Murase, Y. Suenaga, H. Takabatake, M. Mori, and H. Natori, "Automated nomenclature of bronchial branches extracted from CT images and its application to biopsy path planning in virtual bronchoscopy," in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, J. Duncan and G. Gerig, eds., 3750, pp. 854–861, 2005. 30
34. P. Heng, P. Fung, T. Wong, Y. Siu, and H. Sun, "Interactive navigation and bronchial tube tracking in virtual bronchoscopy," in *Medicine Meets Virtual Reality*, J. D. Westwood, ed., (7), pp. 130–133, IOS Press, 1999.
35. B. Geiger, G. Weiner, K. Schulze, J. Bilger, P. Krebs, K. Wolf, and T. Albrecht, "Virtual bronchoscopy guidance system for transbronchial needle aspiration," in *SPIE Medical Imaging* 40

【 0 1 2 4 】

【化 3 2】

2005: Physiology, Function, and Structure from Medical Images, A. Amini and A. Manduca, eds., 5746, pp. 361–368, 2005.

36. P. Haigron, M. E. Bellemare, O. Acosta, C. Goksu, C. Kulik, K. Rioual, and A. Lucas, "Depth-map-based scene analysis for active navigation in virtual angioscopy," *IEEE Transactions on Medical Imaging* 23(11), pp. 1380–1390, November 2004.

37. S. L. Aquino and D. J. Vining, "Virtual bronchoscopy," *Clinics in Chest Med.* 20(4), pp. 725–730, Dec. 1999.

38. T. Lee, P. Lin, C. Lin, Y. Sun, and X. Lin, "Interactive 3-D virtual colonoscopy system," *IEEE Trans. Inform. Tech. Biomed.* 3(2), pp. 139–150, June 1999.

39. K. Kreeger, F. Dachille, M. Wax, and A. E. Kaufman, "Covering all clinically significant areas of the colon surface in virtual colonoscopy," *SPIE Medical Imaging 2002: Physiology and Function from Multidimensional Images*, 4321, pp. 198–206, 2002. C.T. Chen and A.V. Clough (ed.).

40. K. Mori, Y. Suenaga, and J. Toriwaki, "Fast software-based volume rendering using multimedia instructions on PC platforms and its application to virtual endoscopy," *SPIE Medical Imaging 2003: Physiology and Function: Methods, Systems and Applications*, 5031, pp. 111–122, 2003. A.V. Clough and A.A. Amini (ed.).

41. D. Kang and J. Ra, "A new path planning algorithm for maximizing visibility in computed tomography colonography," *IEEE Transactions on Medical Imaging* 24(8), pp. 957–968, Aug. 2005.

42. T. Fujii, H. Asakura, H. Emoto, N. Sugou, T. Mito, and I. Shibata, "Automatic path searching for minimally invasive neurosurgical planning," *SPIE Medical Imaging 2002: Physiology and Function from Multidimensional Images*, S.K. Mun, ed. 4681, Feb. 23–28, 2002.

43. E. N. Mortensen and W. A. Barrett, "Interactive segmentation with intelligent scissors," *Graphical Models and Image Processing* 60(5), pp. 349–384, 1998.

44. K. Lu and W. E. Higgins, "Improved 3D live-wire method with application to 3D CT chest image analysis," in *SPIE Medical Imaging 2006: Image Processing*, J. M. Reinhardt and J. P. W. Pluim, eds., 6144, pp. 189–203, 2006.

45. T. H. Cormen, *Introduction to Algorithms*, MIT Press, Cambridge, MA, 2001.

46. R. C. Gonzalez and R. E. Woods, *Digital Image Processing*, Addison Wesley, Reading, MA, 2nd, ed., 2002.

47. K. Mori, J. Hasegawa, Y. Suenaga, and J. Toriwaki, "Automated anatomical labeling of the bronchial branch and its application to the virtual bronchoscopy system," *IEEE Trans. Medical Imaging* 19(2), pp. 103–114, Feb. 2000.

【 0 1 2 5 】

【化 3 3】

48. J. Tschirren, G. McLennan, K. Palagyi, E. A. Hoffman, and M. Sonka, "Matching and anatomical labeling of human airway tree," *IEEE Trans. Medical Imaging* 24(12), pp. 1540–1547, Dec. 2005.

10

20

30

40

【 図 1 】

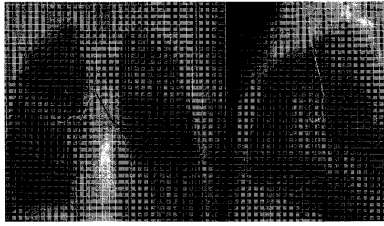


Figure 1

【 図 2 】

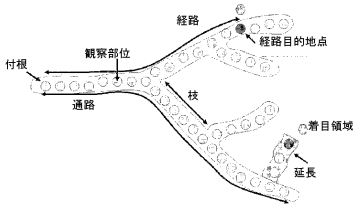


Figure 2

【 図 3 】

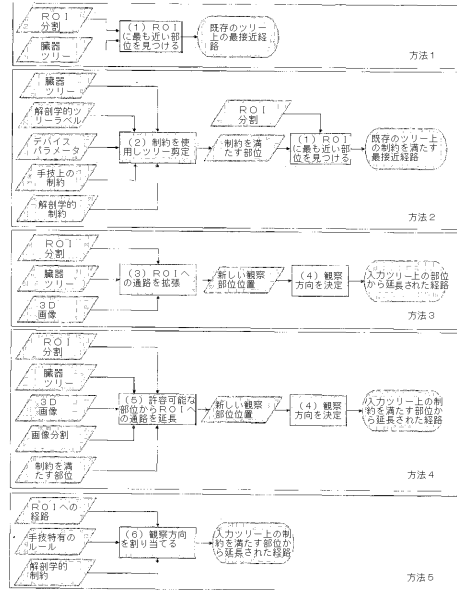


Figure 3

【 図 4 】

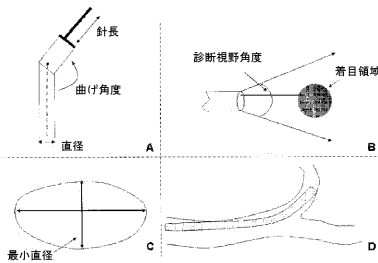


Figure 4

【 図 5 】

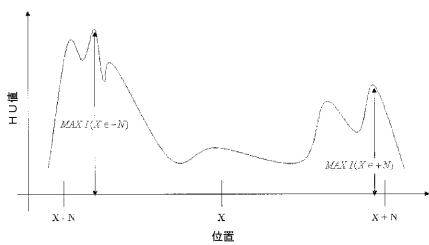


Figure 5

【 図 6 】

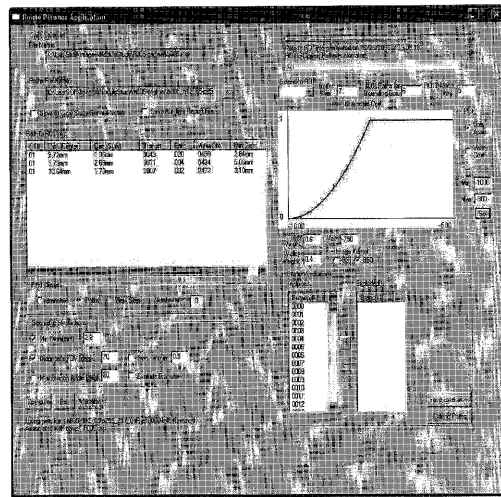


Figure 6

【 図 7 】

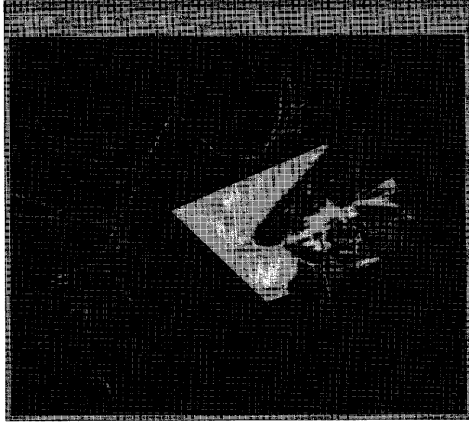


Figure 7

【 図 8 A 】

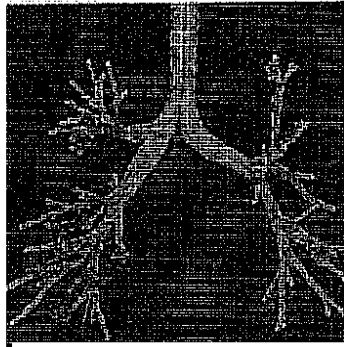


Figure 8A

【 図 8 B 】

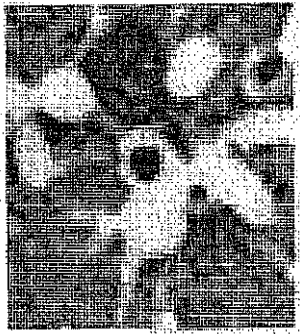


Figure 8B

【 図 8 C 】

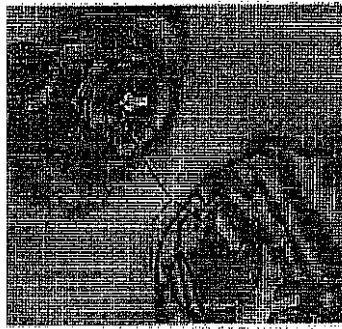


Figure 8C

【 図 8 D 】

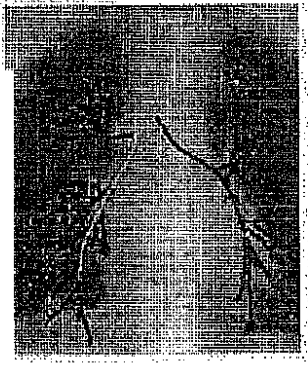


Figure 8D

【 図 9 A 】

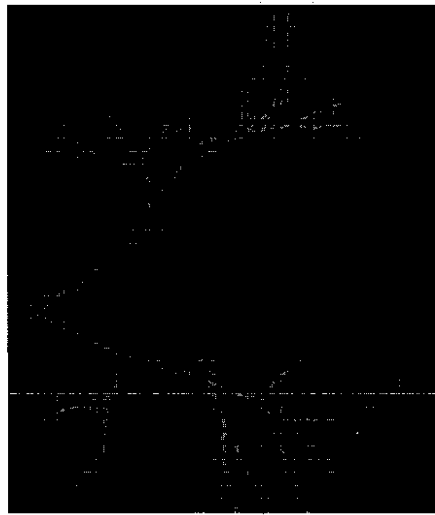


Figure 9A

【 図 9 B 】

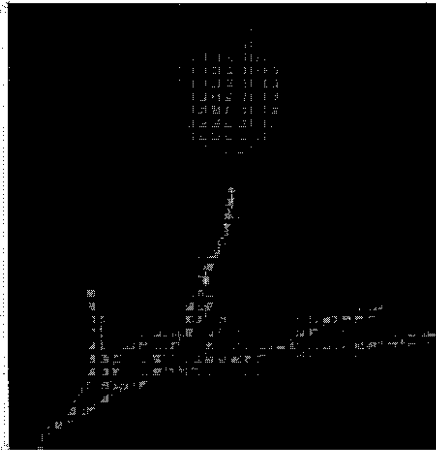


Figure 9B

【 図 9 C 】



Figure 9C

【図 10】

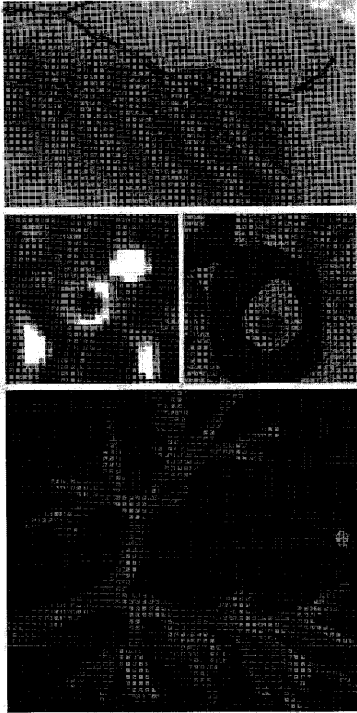


Figure 10

【図 11 A】

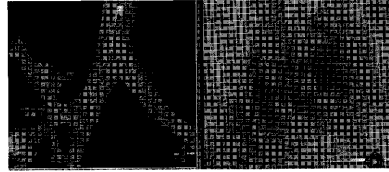


Figure 11A

【図 11 B】

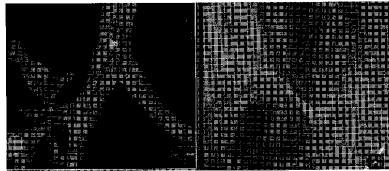


Figure 11B

【図 11 C】

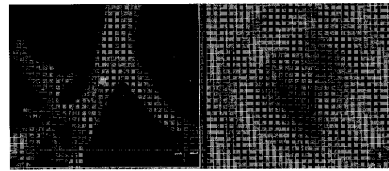


Figure 11C

【図 11 D】

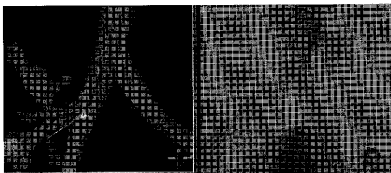


Figure 11D

【図 11 G】

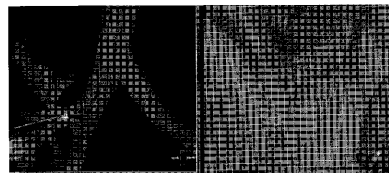


Figure 11G

【図 11 E】

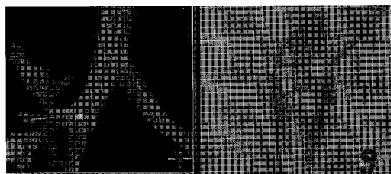


Figure 11E

【図 11 H】

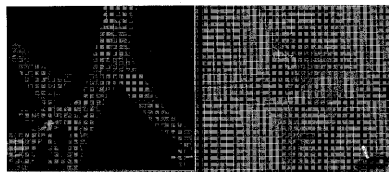


Figure 11H

【図 11 F】

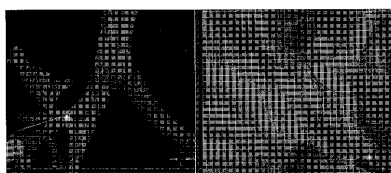


Figure 11F

【手続補正書】

【提出日】平成21年10月1日(2009.10.1)

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0023

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0023】

また、本発明のシステムレベルの実装も開示される。

(項目1)

管状臓器の3D画像を通る経路を計画する方法であって、
臓器および該臓器に関連する後続の内視鏡下手技に関する情報を提供するステップと、
該提供される情報から導出される解剖学的、内視鏡デバイス上の、または手技特有の制
約を考慮して、誘導可能な、該臓器内の標的着目領域(ROI)への最も適切な経路また
は複数の経路を識別するステップと
を包含する、方法。

(項目2)

必要に応じて、上記臓器を越えて、ROIへの既存の経路を延長するステップを含む、
項目1に記載の方法。

(項目3)

物理的に意味のある誘導方向を提供するために、または後続のライブ内視鏡下手技の要
件を反映するために、上記経路に沿った各部位における観察方向を修正するステップを含
む、項目1に記載の方法。

(項目4)

上記情報は、回避すべき位置または臓器を画定する解剖学的制約を含む、項目1に記載
の方法。

(項目5)

上記情報は、特有の幾何学的位置内の上記経路を制限する解剖学的制約を含む、項目1
に記載の方法。

(項目6)

上記情報は、最も適切な経路を選択するための測定基準を含む、項目1に記載の方法。

(項目7)

上記測定基準は、上記経路が、あらゆる適用され得る解剖学的、デバイス上の、および
手技上の制約を満たすような、上記ROIへの最接近経路である、項目6に記載の方法。

(項目8)

上記情報は、上記ROIの画定を含む、項目1に記載の方法。

(項目9)

上記情報は、上記臓器の分割を含み、該臓器を通して、内視鏡デバイスによって、3D
画像または実際の臓器において誘導が生じる、項目1に記載の方法。

(項目10)

上記情報は、上記分割された臓器の中心軸を含む、項目1に記載の方法。

(項目11)

上記情報は、内視鏡デバイスのパラメータ記述を含む、項目1に記載の方法。

(項目12)

上記パラメータ記述は、上記内視鏡デバイスの直径、可撓性、または他の物理的特徴を
含む、項目11に記載の方法。

(項目13)

上記パラメータ記述は、上記主要内視鏡デバイスと併せて使用され得る補助デバイスの
記述を含む、項目11に記載の方法。

(項目14)

上記臓器は、分岐臓器である、項目 1 に記載の方法。

(項目 1 5)

上記臓器は、気道ツリーである、項目 1 に記載の方法。

(項目 1 6)

上記情報は、多列検出器コンピュータ断層撮影 (M D C T) 胸部画像を通して導出される、項目 1 に記載の方法。

(項目 1 7)

内視鏡下経路を計画する方法であって、

臓器および該臓器に関連する後続の内視鏡下手技に関する情報を提供するステップと、
該提供される情報に従って、該臓器内の標的着目診断領域 (R O I) への最も適切な経路または複数の経路を捜し出すステップと、

該経路が該 R O I に到達するように、必要に応じて、不完全経路を延長するステップと
を包含する、方法。

(項目 1 8)

上記情報は、回避すべき位置または臓器を画定する解剖学的制約を含む、項目 1 7 に記載の方法。

(項目 1 9)

上記情報は、特有の幾何学的位置内の上記経路を制限する解剖学的制約を含む、項目 1 7 に記載の方法。

(項目 2 0)

上記情報は、最も適切な経路を選択するための測定基準を含む、項目 1 7 に記載の方法

。

(項目 2 1)

上記測定基準は、上記経路が、あらゆる適用され得る解剖学的、デバイス上の、および
手技上の制約を満たすような、上記 R O I への最接近経路である、項目 2 0 に記載の方法

。

(項目 2 2)

上記情報は、上記 R O I の画定を含む、項目 1 7 に記載の方法。

(項目 2 3)

上記情報は、上記臓器の分割を含み、該臓器を通して、上記内視鏡デバイスが誘導される、
項目 1 7 に記載の方法。

(項目 2 4)

上記情報は、上記分割された臓器の中心軸を含む、項目 1 7 に記載の方法。

(項目 2 5)

上記情報は、上記内視鏡デバイスのパラメータ記述を含む、項目 1 7 に記載の方法。

(項目 2 6)

上記パラメータ記述は、上記内視鏡デバイスの直径、可撓性、または他の物理的特徴を
含む、項目 2 5 に記載の方法。

(項目 2 7)

上記パラメータ記述は、上記主要内視鏡デバイスと併せて使用され得る補助デバイスの
記述を含む、項目 2 5 に記載の方法。

(項目 2 8)

上記臓器は、分岐臓器である、項目 1 7 に記載の方法。

(項目 2 9)

上記臓器は、気道ツリーである、項目 1 7 に記載の方法。

(項目 3 0)

上記情報は、多列検出器コンピュータ断層撮影 (M D C T) 胸部画像を通して導出される、
項目 1 7 に記載の方法。

(項目 3 1)

管状臓器を通る経路を計画するためのシステムであって、

該臓器の 3D 画像を表示するためのディスプレイデバイスと、

該臓器および該臓器に関連する後続の内視鏡下手技に関する情報を格納するためのメモリと、

a) 該格納された情報にアクセスし、解剖学的、内視鏡デバイス上の、または手技特有の制約を考慮して、誘導可能な該臓器内の標的着目領域 (ROI) への最も適切な経路または複数の経路を決定する機能と、

b) 該臓器の画像と併せて、該ディスプレイデバイス上に該経路または複数の経路を表示する機能と

を実行するように動作するプロセッサと

を備える、システム。

(項目 3 2)

上記プロセッサは、上記臓器を越えて、経路を決定するようにさらに動作する、項目 3 1 に記載のシステム。

(項目 3 3)

上記プロセッサは、物理的に意味のある誘導方向を提供するために、または後続のライブ内視鏡下手技の要件を反映するために、上記経路に沿った各部位における観察方向を修正するようにさらに動作する、項目 3 1 に記載のシステム。

(項目 3 4)

上記格納された情報は、回避すべき位置または臓器を画定する解剖学的制約を含む、項目 3 1 に記載のシステム。

(項目 3 5)

上記格納された情報は、特有の幾何学的位置内の経路を制限する解剖学的制約を含む、項目 3 1 に記載のシステム。

(項目 3 6)

上記格納された情報は、最も適切な経路を選択するための測定基準を含む、項目 3 1 に記載のシステム。

(項目 3 7)

上記測定基準は、上記経路が、あらゆる適用され得る解剖学的、デバイス上の、および手技上の制約を満たすような、上記 ROI への最接近経路である、項目 3 6 に記載のシステム。

(項目 3 8)

上記格納された情報は、上記 ROI の画定を含む、項目 3 1 に記載のシステム。

(項目 3 9)

上記格納された情報は、上記臓器の分割を含み、該臓器を通して、内視鏡デバイスによって、3D 画像または実際の臓器において誘導が生じる、項目 3 1 に記載のシステム。

(項目 4 0)

上記格納された情報は、上記分割された臓器の中心軸を含む、項目 3 1 に記載のシステム。

(項目 4 1)

上記格納された情報は、上記内視鏡デバイスのパラメータ記述を含む、項目 3 1 に記載のシステム。

(項目 4 2)

上記パラメータ記述は、上記内視鏡デバイスの直径、可撓性、または他の物理的特徴を含む、項目 4 1 に記載のシステム。

(項目 4 3)

上記パラメータ記述は、上記主要内視鏡デバイスと併せて使用され得る補助デバイスの記述を含む、項目 4 1 に記載のシステム。

(項目 4 4)

上記格納された情報は、多列検出器コンピュータ断層撮影 (MDCT) 胸部画像を通して導出される、項目 3 1 に記載のシステム。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

臓器を通る経路を計画するためのシステムであって、
該臓器は、管腔および少なくとも1つの標的着目領域 (R O I) を含み、
該システムは、
該臓器および該臓器に関連する内視鏡下手技に関する情報を格納するためのメモリと、
a) 該格納された情報にアクセスし、解剖学的、内視鏡デバイス上の、および手技特有の制約を考慮して、該 R O I または該 R O I の付近の領域への少なくとも1つの経路を決定する機能と、
b) ディスプレイデバイスに情報を送信することにより、該臓器の3次元画像と併せて、該ディスプレイデバイス上に該経路を表示する機能と
を実行するように動作するプロセッサと
を備える、システム。

【請求項 2】

前記 R O I は前記管腔の外に存在し、前記プロセッサは、該管腔から該 R O I への経路を決定するようにさらに動作する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記プロセッサは、誘導方向を提供するために、前記経路に沿った各部位における観察方向を修正するようにさらに動作する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記格納された情報は、前記経路に沿った回避すべき位置を含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記格納された情報は、前記経路内に含まれるべき位置を含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記格納された情報は、前記経路を選択するための測定基準を含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記測定基準は、前記管腔から前記 R O I までの最短距離である、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記格納された情報は、前記 R O I に関する詳細を含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記格納された情報は、前記管腔の中心軸または該管腔の直径を含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記格納された情報は、前記内視鏡デバイスのパラメータ記述を含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記パラメータ記述は、前記内視鏡デバイスの直径および可撓性のうちの少なくとも1つを含む、請求項 10 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記パラメータ記述は、前記内視鏡デバイスと併せて使用される補助ツールの詳細を含む、請求項 10 に記載のシステム。

【請求項 1 3】

前記格納された情報は、肺の 3 D 画像データから少なくとも部分的に導出され、該画像データは、多列検出器コンピュータ断層撮影 (M D C T) 胸部画像を通して取得される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 1 4】

後続の手技は、気管支鏡手技を含み、前記情報は、気管支鏡のサイズと、該気管支鏡の最大曲げ角度とを含む、請求項 1 に記載のシステム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

		International application No PCT/US2008/052661
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G06T17/40		
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) G06T		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, PAJ, INSPEC, COMPENDEX, BIOSIS		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	KUKUK M: "MODELING THE INTERNAL AND EXTERNAL CONSTRAINTS OF A FLEXIBLE ENDOSCOPE FOR CALCULATING ITS WORKSPACE: APPLICATION IN TRANSBRONCHIAL NEEDLE ASPIRATION GUIDANCE" PROCEEDINGS OF THE SPIE, SPIE, BELLINGHAM, VA, vol. 4681, 24 February 2002 (2002-02-24), pages 539-550, XP008021047 ISSN: 0277-786X cited in the application the whole document	1, 8-16, 31, 38-44
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 document 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. *G* document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 21 May 2008		Date of mailing of the international search report 06/06/2008
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Klemencic, Ales

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2008/052661

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A, P	GIBBS J.D., HIGGINS W.E.: "3D Path Planning and Extention for Endoscopic Guidance" MEDICAL IMAGING 2007: VISUALIZATION AND IMAGE-GUIDED PROCEDURES, vol. 6509, 18 February 2007 (2007-02-18), pages 65091K-1-65091K-13, XP002481114 the whole document	1,2, 8-10, 14-17, 22-24, 28-32, 38-40,44
A	HELFERTY J P ET AL: "Three-Dimensional Path Planning for Virtual Bronchoscopy" IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, vol. 23, no. 11, 1 November 2004 (2004-11-01), pages 1365-1379, XP011121310 ISSN: 0278-0062 cited in the application abstract page 1365, left-hand column, line 1 - page 1367, left-hand column, paragraph 1 page 1375, left-hand column, line 1 - page 1377, right-hand column, line 20	1,8-10, 14-17, 22-24, 28-32, 38-40,44
A	KENSAKU MORI ET AL: "Automated Nomenclature of Bronchial Branches Extracted from CT Images and Its Application to Biopsy Path Planning in Virtual Bronchoscopy" MEDICAL IMAGE COMPUTING AND COMPUTER-ASSISTED INTERVENTION - MIC CAI 2005 LECTURE NOTES IN COMPUTER SCIENCE;;LNCS, SPRINGER-VERLAG, BE, vol. 3750, 1 January 2005 (2005-01-01), pages 854-861, XP019021721 ISBN: 978-3-540-29326-2 abstract page 858, line 1 - line 13	1-44

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ヒギンス, ウィリアム イー.

アメリカ合衆国 ペンシルベニア 16801, ステート カレッジ, レジオン レーン 141

(72)発明者 ギブス, ジェイソン ディー.

アメリカ合衆国 ペンシルベニア 16803, ステート カレッジ, トフツリーズ アベニュー 730, アpartment 116

Fターム(参考) 4C061 AA07 BB02 CC06 DD03 HH51 JJ17 NN05 SS21 WW03 WW06

4C093 AA22 AA30 BA07 DA03 FF16 FF17 FF22 FF28 FF42

专利名称(译)	通过中空器官进行三维路径规划的系统		
公开(公告)号	JP2010517633A	公开(公告)日	2010-05-27
申请号	JP2009548448	申请日	2008-01-31
[标]申请(专利权)人(译)	宾州研究基金会		
申请(专利权)人(译)	笔国家研究基金会		
[标]发明人	ヒギンスウィリアムイー ギブスジェイソンディー		
发明人	ヒギンス, ウィリアム イー. ギブス, ジェイソン ディー.		
IPC分类号	A61B1/00 A61B6/03 A61B1/04		
CPC分类号	A61B34/10 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/2676 A61B6/032 A61B6/466 A61B6/469 A61B2034/105 A61B2034/107 G06T19/003 G06T2207/30061 G06T2210/41		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B6/03.377 A61B6/03.360.G A61B1/04.370		
F-TERM分类号	4C061/AA07 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/NN05 4C061/SS21 4C061/WW03 4C061/WW06 4C093/AA22 4C093/AA30 4C093/BA07 4C093/DA03 4C093/FF16 4C093/FF17 4C093/FF22 4C093/FF28 4C093/FF42		
代理人(译)	夏木森下		
优先权	60/887472 2007-01-31 US 12/018953 2008-01-24 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

方法和装置，以协助通过患者内分支器官的中空规划路径，以优化随后的内窥镜手术。提供了与器官和器官相关的后续内窥镜技术的信息。然后，解剖，内窥镜装置，或考虑从信息衍生的关注区域 (ROI) 最合适诱导型途径或该器官目标区域的特定约束的程序提供识别路径。该方法在沿路径的各个网站修改观察方向，其可包括反射提供或后续活内窥镜手术技能要求是有物理意义的一个引导方向的步骤。如有必要，现有路线可以延伸到内部机构以外的ROI。定义的位置或器官要避免所提供的信息，解剖限制，用于选择所述解剖约束或最合适的路由的度量，限制了特定的几何位置内的路径可能包括在内。

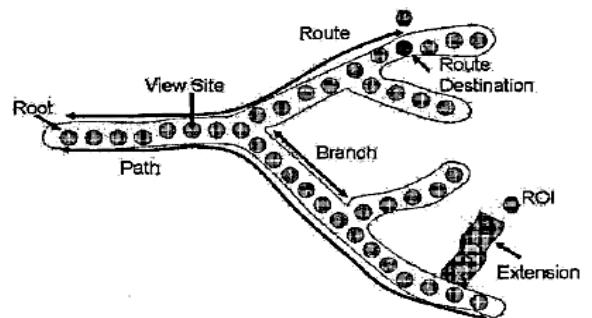


Figure 2