

(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2010-200894
(P2010-200894A)

(43) 公開日 平成22年9月16日(2010.9.16)

(51) Int.Cl.
A61B 19/00 (2006.01)

F I
A61B 19/00 502

テーマコード (参考)

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2009-48202(P2009-48202)
(22) 出願日 平成21年3月2日(2009.3.2)

(71) 出願人 509060316
浮村 理
京都府京都市伏見区深草大亀谷八島町8-34
(74) 代理人 110000280
特許業務法人サンクレスト国際特許事務所
(72) 発明者 浮村 理
京都府京都市伏見区深草大亀谷八島町8-34

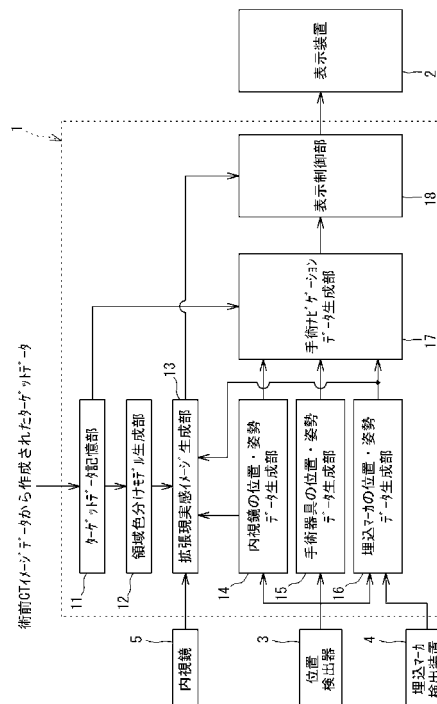
(54) 【発明の名称】 手術支援システム及び手術ロボットシステム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】手術の対象となる腫瘍などの対象部位と、手術器具との現在の位置関係、又は予測される将来の位置関係を算出するための技術を提供する。

【解決手段】処手術支援システムは、コンピュータからなる処理装置1、処理装置に接続された表示装置2(ディスプレイ)、手術室内の様々な器具の位置を検出する位置検出器3、及び、人体に埋め込まれた埋込マーカーMを検出する埋込マーカー検出装置4を備えている。そしてさらに処理装置は、手術対象となるターゲットデータを記憶するための記憶部11、領域色分けモデル生成部12、拡張現実感イメージ生成部13、内視鏡5の位置・姿勢データ生成部14、手術器具(処置具)の位置・姿勢データ生成部15、埋込マーカーの位置・姿勢データ生成部16、手術ナビゲーションデータ生成部17、及び表示制御部18を備えている。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

手術の対象部位を示す 3 次元モデルのイメージデータを含むターゲットデータを記憶するための記憶部と、

手術器具における特定の基準位置及び / 又は手術器具周囲における特定の基準位置が、手術空間において位置する空間座標を、検出する基準位置検出部と、

術中の前記対象部位が、前記手術空間において位置する空間座標を、検出する対象部位検出部と、

前記ターゲットデータが示す前記 3 次元モデルが、前記手術空間において位置すべき空間座標を、前記対象部位検出部によって検出された前記対象部位の前記空間座標に基づいて算出する算出部と、

前記ターゲットデータが示す前記 3 次元モデル及びその周囲を前記 3 次元モデルからの距離に応じて分けした複数の領域のうち、前記基準位置が位置する領域を示すナビゲーションデータを生成するデータ生成部と、

を備えていることを特徴とする手術支援システム。

【請求項 2】

前記ナビゲーションデータを画面表示させる表示手段を備え、

前記表示手段は、前記ターゲットデータが示す前記 3 次元モデル及びその周囲を前記 3 次元モデルからの距離に応じて分けした複数の領域のうち、前記基準位置が位置する領域を、前記複数の領域それぞれに設定された色で示すための画面を表示させる

請求項 1 記載の手術支援システム。

【請求項 3】

前記基準位置検出部によって前記空間座標の検出対象となる前記基準位置には、前記手術器具の前記姿勢及び / 又は前記移動方向に基づいて予測される、前記手術器具の予測位置が含まれている

請求項 1 又は 2 に記載の手術支援システム。

【請求項 4】

前記基準位置には、前記手術器具から延びる仮想的な直線上に含まれる複数の点が含まれる請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の手術支援システム。

【請求項 5】

前記仮想的な直線は、長尺状の前記手術器具の長手軸方向に一致する直線である請求項 4 記載の手術支援システム。

【請求項 6】

前記基準位置には、前記手術器具の周囲に設定された仮想的な球の表面上の位置が含まれる請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の手術支援システム。

【請求項 7】

前記基準位置には、前記手術器具の周囲に設定された仮想的な半球の表面の位置が含まれる位置が含まれ、

前記仮想的な半球は、その半球の天頂を、前記手術器具の先端から延びる仮想的な直線が通過するものである請求項 1 ~ 3 記載の手術支援システム。

【請求項 8】

前記対象部位又はその周囲に埋め込まれた複数のマーカによって、術中の前記対象部位の移動及び / 又は変形を検出し、検出された前記対象部位の移動及び / 又は変形に応じて、前記 3 次元モデルの座標を移動させる処理、及び / 又は、前記 3 次元モデルを変形させる処理を行う手段を備えている請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の手術支援システム。

【請求項 9】

前記手術器具の移動を駆動制御する制御部と、請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の手術支援システムと、を備えた手術ロボットシステムであって、

前記制御部は、前記手術支援システムによって生成されたナビゲーションデータを、取得し、取得したナビゲーションデータに基づいて、前記手術器具の移動を駆動制御する

10

20

30

40

50

ことを特徴とする手術ロボットシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、手術支援システム及び手術ロボットシステムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

手術を支援するシステムとしては、例えば、非特許文献1記載の「拡張現実感 (Augmented reality) イメージガイダンス」のためのシステムがある。

【0003】

拡張現実感イメージガイダンスとは、手術対象を含む立体空間を撮影した「術中あるいは術前に獲得した二次元画像の集合データ (Volume data)」をデジタル情報としてコンピュータにすべて取り込み、そのデータを源に「対象臓器を中心に手術プランニングに役立つような」3次元画像をコンピュータで再構築し、その3次元モデル (computer graphics) を、通常の手術野を提供する内視鏡画面のディスプレイ (通常は2次元画像) に重ね合わせて重畳表示 (superimpose) し、手術視野の向こうにある (実際には隠れて見ることのできない) 3次元情報を術者に直接視覚的に提供するという特殊なコンピュータグラフィックス技術である。

【0004】

そして、非特許文献1には手術プランニングに役立つ3次元モデルとして、術前にCT (Computed Tomography) によって取得した腎臓の3次元立体画像において、腫瘍領域を「赤色」、腫瘍辺縁0~5ミリ領域を「黄色」、腫瘍辺縁5~10ミリ領域を「緑色」、腫瘍辺縁10ミリ超領域を「青色」で示す、4領域4色のモデル (4領域4色識別手術プランニングモデル) が提案されている。

【0005】

非特許文献1の4領域4色識別手術プランニングモデルを、実際の内視鏡ビデオ画面に重畳表示 (superimpose) して術者に提示すると、術者は、リアルタイムに術野の向こうの (実際には隠れてみることのできない) 腫瘍等の存在を認識することができる。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献1】浮村理 他, “低侵襲手術の正確さ・安全性・スピードの改善のための Computer-aided Image Guidance”, 泌尿器外科, Vol. 21 No 11, pp 1481 - P 1487, 医学図書出版株式会社, 2008年

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明は、手術の対象となる腫瘍などの対象部位と、手術器具との現在の位置関係、又は予測される将来の位置関係を算出するための技術を提供することを目的とする。

また、本発明の他の目的は、前記位置関係を、術者に分かり易く提示するための技術を提供することである。

本発明の更に他の目的は、術中の対象部位の移動/変形に対応させることである。

本発明の更に他の目的は、前記位置関係を、ロボット手術の制御に適用することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、手術の対象部位を示す3次元モデルのイメージデータを含むターゲットデータを記憶するための記憶部と、手術器具における特定の基準位置及び/又は手術器具周囲における特定の基準位置が、手術空間において位置する空間座標を、検出する基準位置検出部と、術中の前記対象部位が、前記手術空間において位置する空間座標を、検出する対

10

20

30

40

50

象部位検出部と、前記ターゲットデータが示す前記3次元モデルが、前記手術空間において位置すべき空間座標を、前記対象部位検出部によって検出された前記対象部位の前記空間座標に基づいて算出する算出部と、前記ターゲットデータが示す前記3次元モデル及びその周囲を前記3次元モデルからの距離に応じて分けした複数の領域のうち、前記基準位置が位置する領域を示すナビゲーションデータを生成するデータ生成部と、を備えていることを特徴とする手術支援システムである。

【0009】

前記ナビゲーションデータを画面表示させる表示手段を備え、前記表示手段は、前記ターゲットデータが示す前記3次元モデル及びその周囲を前記3次元モデルからの距離に応じて分けした複数の領域のうち、前記基準位置が位置する領域を、前記複数の領域それぞれに設定された色で示すための画面を表示させるのが好ましい。

10

【0010】

前記基準位置検出部によって前記空間座標の検出対象となる前記基準位置には、前記手術器具の前記姿勢及び/又は前記移動方向に基づいて予測される、前記手術器具の予測位置が含まれるのが好ましい。

【0011】

前記基準位置には、前記手術器具から延びる仮想的な直線上に含まれる複数の点が含まれるのが好ましい。

【0012】

前記仮想的な直線は、長尺状の前記手術器具の長手軸方向に一致する直線であるのが好ましい。

20

【0013】

前記基準位置には、前記手術器具の周囲に設定された仮想的な球の表面上の位置が含まれるのが好ましい。

【0014】

前記基準位置には、前記手術器具の周囲に設定された仮想的な半球の表面の位置が含まれる位置が含まれ、前記仮想的な半球は、その半球の天頂を、前記手術器具の先端から延びる仮想的な直線が通過するものであるのが好ましい。

【0015】

前記対象部位又はその周囲に埋め込まれた複数のマーカによって、術中の前記対象部位の移動及び/又は変形を検出し、検出された前記対象部位の移動及び/又は変形に応じて、前記3次元モデルの座標を移動させる処理、及び/又は、前記3次元モデルを変形させる処理を行う手段を備えているのが好ましい。

30

【0016】

他の観点からみた本発明は、前記手術器具の移動を駆動制御する制御部と、前記手術支援システムと、を備えた手術ロボットシステムであって、前記制御部は、前記手術支援システムによって生成されたナビゲーションデータを、取得し、取得したナビゲーションデータに基づいて、前記手術器具の移動を駆動制御することを特徴とする手術ロボットシステムである。

【発明の効果】

40

【0017】

本発明によれば、手術の対象となる腫瘍などの対象部位と、手術器具との現在の位置関係、又は予測される将来の位置関係が算出される。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】手術支援システムの全体構成を示す図である。

【図2】処理装置の機能ブロック図である。

【図3】ターゲットデータTが示す3次元モデル(臓器及び腫瘍)のイメージ図である。

【図4】領域色分けモデルのイメージ図である。

【図5】手術ナビゲーションデータ生成部の機能ブロック図である。

50

【図 6】サージカルシグナルデータ & サージカルレーダデータ生成部の機能ブロック図である。

【図 7】基準位置を示す図である。

【図 8】対象部位内外の複数の領域を示す図である。

【図 9】基準位置と複数の領域の関係を示す図である。

【図 10】サージカルシグナルデータを示す図である。

【図 11】サージカルシグナルデータの表示画面を示す図である。

【図 12】基準位置となる半球表面上の点を示す図である。

【図 13】 yz 平面上の投影点 q を示す図である。

【図 14】半球と複数の領域の関係とを示す図である。

【図 15】サージカルレーダデータの表示画面を示す図である。

【図 16】手術ロボットシステムの構成図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、本発明の好ましい実施形態について添付図面を参照しながら説明する。

なお、以下の説明では、内視鏡手術を例として説明するが、本システムが支援の対象とする手術法が内視鏡手術に限定されるものではない。

【0020】

[1. 手術支援システムの全体構成]

図 1 に示すように、本実施形態に係る手術支援システムは、コンピュータからなる処理装置 1、処理装置 1 に接続された表示装置（ディスプレイ）2、手術室内の様々な器具の位置を検出する位置検出器 3、及び、人体に埋め込まれた埋込マーカ MM を検出する埋込マーカ検出装置 4 を備えている。

【0021】

前記処理装置 1 には、前記位置検出用器 3、埋込マーカ検出装置 4、及び内視鏡 5 が接続されており、前記位置検出用カメラ 3、埋込マーカ検出装置 4、及び内視鏡 5 から取得したデータに基づいて、手術支援のためのナビゲーションデータを生成する処理を行う。なお、処理装置 1 の機能の詳細については後述する。

前記表示装置（ディスプレイ装置）2 は、前記処理装置によって生成されたナビゲーションデータ等を画面表示することで、ナビゲーションデータ等を術者（医師）に提示する。

【0022】

前記位置検出器 3 は、位置を検出する対象物に取り付けられた光学マーカ $OM1$ 、 $OM2$ 、 $OM3$ を検出するカメラ（赤外線カメラ）によって構成されている。本実施形態では、光学マーカは、埋込マーカ検出装置 4 に取り付けられたもの $OM1$ と、内視鏡 5 に取り付けられたもの $OM2$ と、手術器具 6 に取り付けられたもの $OM3$ と、がある。ここでの手術器具 6 とは、切除などの手術のための処置を行う処置具であり、例えば、メスや鉗子などである。

【0023】

各光学マーカ $OM1$ 、 $OM2$ 、 $OM3$ は、それぞれ、位置検出対象物の位置及び姿勢を検出できるように、LED などの発光体を一つの位置検出対象物について複数（3 個又はそれ以上）取り付け構成されている。なお、光学マーカは、光を発生する能動的なもの以外に、光を反射する受動的なものであってもよい。

【0024】

各光学マーカ $OM1$ 、 $OM2$ 、 $OM3$ がそれぞれ有する複数の発光体の光（若しくは反射光）は、カメラからなる前記位置検出器 3 によって取得される。

位置検出器 3 によって取得された撮影画像は、処理装置 1 によって画像処理され、処理装置 1 において、位置検出対象物 4、5、6 それぞれの位置及び姿勢を示すデータ（位置・姿勢データ）が生成される。位置検出対象物の位置は、手術支援システムが配置された手術室の空間（手術空間）での空間座標（3次元座標）で表現される。

10

20

30

40

50

なお、位置検出対象物 4 , 5 , 6 の位置・姿勢の検出は、光学方式に限られるものではなく、磁気方式など他の方式であってもよい。

【 0 0 2 5 】

前記埋込マーカ検出装置 4 は、体内（特に、手術の対象となる臓器）に埋め込まれた複数の埋込マーカ MM , MM の位置を検出するためのものである。このような埋込マーカ検出装置 4 としては、カリプソ・メディカル・テクノロジーズ社のカリプソ・4 D ローカリゼーション・システム（商標）を利用できる。このような埋込マーカ検出装置 4 は、磁場を発生する磁場発生装置 4 a と、磁場を検出するセンサ部 4 b とを備えている。

【 0 0 2 6 】

埋込マーカ MM としては、上記カリプソ・4 D ローカリゼーション・システムにおいて用いられるビーコン・エレクトロマグネティック・トランスポンダとよばれる数 mm 程度の大きさの無線マーカを利用できる。この無線マーカ（埋込マーカ MM）は、コイル及び必要な回路を有しており、磁場発生装置 4 a の磁場によって、無線マーカ（埋込マーカ MM）の位置及び姿勢を特定するための応答信号として磁気信号が励起される。

10

【 0 0 2 7 】

センサ部 4 b は、複数の埋込マーカ MM それぞれの前記応答信号を検出し、検出された応答信号は、処理装置 1 に与えられる。処理装置 1 は、検出された応答信号に基づいて、各埋込マーカ MM の位置及び姿勢を示すデータ（位置・姿勢データ）を生成する。

【 0 0 2 8 】

なお、埋込マーカ検出装置 4 によって検出される埋込マーカ MM の位置・姿勢は、埋込マーカ検出装置 4 の位置からみた相対的なものである。

20

ただし、埋込マーカ検出装置 4 には、前記光学マーカ OM 1 が設けられているため、埋込マーカ検出装置 4 によって検出された埋込マーカ MM の位置・姿勢は、処理装置 1 において、手術支援システムが配置された手術室の空間（手術空間）での位置・姿勢に変換される。

【 0 0 2 9 】

この埋込マーカ検出装置 4 は、手術の対象部位を含む臓器の位置、変形を検出するためのものであるが、手術の対象部位を含む臓器の位置、変形を検出するための手段は、このような埋込マーカ検出装置 4 に限られるものではなく、例えば、レーザ光を臓器に照射してその反射光から臓器の位置・変形などを検出するものであってもよい。

30

【 0 0 3 0 】

[2 . 処理装置 1 の構成]

図 2 は、処理装置 1 の機能を示している。処理装置 1 は、CPU 及び記憶装置などを有するコンピュータによって構成されている。処理装置 1 を構成するコンピュータには、当該コンピュータ 1 に図 2 に示す処理装置 1 としての機能を実現するためのコンピュータプログラムがインストールされている。以下に説明する処理装置 1 の各機能部は、すべて、当該コンピュータプログラムがコンピュータによって実行されることで発揮されるものである。

【 0 0 3 1 】

処理装置 1 は、ターゲットデータを記憶するための記憶部 1 1、領域色分けモデル生成部 1 2、拡張現実感イメージ生成部 1 3、内視鏡 5 の位置・姿勢データ生成部 1 4、手術器具（処置具）6 の位置・姿勢データ生成部 1 5、埋込マーカの位置・姿勢データ生成部 1 6、手術ナビゲーションデータ生成部 1 7、及び表示制御部 1 8 を備えている。

40

【 0 0 3 2 】

前記ターゲットデータ T は、手術の対象部位（腫瘍など）を含む特定の臓器（腎臓など）の全体形状等を示す 3 次元モデルの 3 次元イメージデータ（3 次元ボリュームデータ）として構成されている。図 3 に示すターゲットデータ T は、臓器の全体形状を示す 3 次元モデルのイメージデータ T 1 と、切除の対象となる腫瘍（対象部位）が存在する腫瘍領域（対象部位領域）の、臓器全体からみた位置及び形状を特定する 3 次元モデルのイメージデータ T 2 とを有している。

50

【 0 0 3 3 】

このターゲットデータTは、術前に撮影されたCTイメージデータに基づいて生成される。ターゲットデータTの生成には、術前に撮影されたCTイメージデータから自動生成するためのシステムを構築・利用してもよいが、コンピュータ支援により人手で行っても良い。

【 0 0 3 4 】

ターゲットデータT生成のためには、まず、術前に、手術の対象部位を含む特定の臓器内又はその周辺に、前記埋込マーカMMを、複数個、埋め込んでおく。臓器の位置だけを検出する場合、埋め込まれるマーカMMの数は、3個乃至4個程度でもよいが、さらに臓器の変形を検出するには、より多い(例えば、30個程度)のが好ましい。

10

【 0 0 3 5 】

次に、体内に埋込マーカMMが埋め込まれた患者のCTイメージデータを取得する。そして、そのCTイメージデータから、手術の対象部位を含む臓器を特定し、その臓器の形状を示す3次元モデルの3次元イメージデータT1を生成する。また、CTイメージデータから、その臓器における腫瘍の位置及び形状を特定し、その腫瘍の位置及び形状を特定する3次元モデルの3次元イメージデータT2を生成する。

【 0 0 3 6 】

さらに、前記CTイメージに存在する埋込マーカMMの像から、3次元イメージデータT1(及び3次元イメージデータT2)における各埋込マーカMMの位置・姿勢を特定し、3次元イメージデータT1(及び3次元イメージデータT2)における埋込マーカMMの位置・姿勢データT3を、前記ターゲットデータに含める。

20

なお、臓器の形状を示す3次元イメージデータT1中に、埋込マーカMMの像が含まれている場合、その埋込マーカMMの像が埋込マーカMMの位置・姿勢を示すため、埋込マーカMMの位置・姿勢を示すデータT3を、3次元イメージデータT1と別に生成してなくてもよい。

【 0 0 3 7 】

以上のようにして生成されたターゲットデータTは、術前に、処理装置1のターゲットデータ記憶部11に記憶される。

なお、ターゲットデータTの元となるイメージは、CTイメージに限られるものではなく、MRI(Magnetic Resonance Imaging)、FMRI(Functional MRI)、PET(Positron Emission Tomography)、超音波断層法、シンチグラムなどによって得られたイメージであってもよい。

30

【 0 0 3 8 】

前記領域色分けモデル生成部12は、ターゲットデータ記憶部11の前記ターゲットデータTから、図4に示す、領域色分けモデル(4領域4色識別手術プランニングモデル)を生成する。図4に示す領域色分けモデルは、ターゲットデータTの3次元イメージデータT2が示す腫瘍領域を「赤色」、腫瘍辺縁0~5ミリ領域を「黄色」、腫瘍辺縁5~10ミリ領域を「緑色」、腫瘍辺縁10ミリ超領域を「青色」で示した3次元モデルである。

。

【 0 0 3 9 】

この領域色分けモデルを生成するには、ターゲットデータTの臓器全体形状を示す3次元イメージデータT1において、腫瘍を示す3次元イメージデータT2の部分を「赤色」に色彩設定し、3次元イメージデータT2が示す腫瘍表面から5ミリまでの範囲を「黄色」に色彩設定し、3次元イメージデータT2が示す腫瘍表面から5~10ミリまでの範囲を「緑色」に色彩設定し、3次元イメージデータT2が示す腫瘍表面から10ミリ超の範囲を「青色」に色彩設定すればよい。

40

【 0 0 4 0 】

なお、本実施形態においては、処理装置1が、ターゲットデータ記憶部11に記憶されたターゲットデータTから領域色分けモデルを生成するように構成されているが、拡張現実感イメージの表示のためには、前記領域色分けモデルは、術前に生成されたものが、処

50

理装置の記憶部に予め記憶されていてもよい。

【0041】

前記拡張現実感イメージ生成部13は、図4に示す領域色分けモデルと、内視鏡5にて撮影された映像とを重畳(スーパインポーズ)して、表示装置2に表示させるための拡張現実感イメージを生成する。

術者は、「緑色」の範囲内で、切除を進めれば、十分なガン陰性切除断領域(黄色の領域)腫瘍側につけて、かつ最大限の(青色領域)の腎機能温存を果たすことができる。

なお、拡張現実感イメージは、後述の手術ナビゲーションデータ(サージカルシグナルデータSD及びサージカルレーダデータRD)と一緒に、表示装置2に表示される。

【0042】

前記内視鏡5の位置・姿勢データ生成部14及び手術器具6の位置・姿勢データ生成部15は、位置検出器3(カメラ)で取得した画像に基づいて、位置検出対象物5,6である内視鏡5及び手術器具6の位置及び姿勢を示すデータ(位置・姿勢データ)を生成する。この位置・姿勢データは、手術支援システムが配置された手術室の空間(手術空間)における座標系の位置・姿勢として表現される。

【0043】

また、埋込マーカMMの位置・姿勢データ生成部16は、埋込マーカ検出装置4によって検出された複数の埋込マーカMMそれぞれの位置・姿勢データと、位置検出器3によって検出された当該埋込マーカ検出装置4の位置・姿勢データとに基づいて、手術室の空間(手術空間)における座標系での、複数の埋込マーカMMそれぞれの位置・姿勢データを生成する。

これにより、複数の埋込マーカMMそれぞれの位置・姿勢は、内視鏡5及び手術器具6の位置・姿勢データの座標系と同じ座標系で表されることになる。

【0044】

ここで、埋込マーカMMの位置・姿勢データは、埋込マーカMMが埋め込まれた部位又はその近傍の位置・形状を示しているため、埋込マーカMMの位置・姿勢データは、対象部位(腫瘍)は、手術室の空間(手術空間)における座標系での、位置・形状を示していることになる。

つまり、埋込マーカMMの位置・姿勢データ生成部16は、術中の対象部位が、手術空間において位置する空間座標を検出する対処部位検出部として機能する。

【0045】

各データ生成部14,15,16にて生成された位置・姿勢データは、前記手術ナビゲーションデータ生成部17に与えられる。

前記手術ナビゲーションデータ生成部17は、ターゲットデータ記憶部11に記憶されたターゲットデータTと、各位置・姿勢データとに基づいて、手術器具6とターゲットデータが示す手術の対象部位(腫瘍)との位置関係を示すナビゲーションデータを生成する。本実施形態では、前記ナビゲーションデータとして、サージカルシグナルデータSD及びサージカルレーダデータRDが生成される。

【0046】

[3.手術ナビゲーションデータの生成]

前記手術ナビゲーションデータ生成部17は、図5に示すように、ターゲットデータTの移動/変形処理部21、及びサージカルシグナルデータ&サージカルレーダデータ生成部22を備えている。

【0047】

ターゲットデータ移動/変形処理部21は、ターゲットデータ記憶部11及び埋込マーカの位置・姿勢データ生成部16から、ターゲットデータT及び複数の埋込マーカMMの位置・姿勢データに基づいて、術中の臓器(手術対象の生体器官)の位置/形状に対応したターゲットデータ(以下、修正ターゲットデータという)を生成する。

【0048】

修正ターゲットデータは、ターゲットデータTにおける複数の埋込マーカMMの位置・

10

20

30

40

50

姿勢が、埋込マーカの位置・姿勢データ生成部 16 によって生成された複数の埋込マーカ MM の位置・姿勢データが示す位置・姿勢に一致するように、ターゲットデータ T が示す臓器の 3 次元イメージデータ T1 が前記手術室における空間座標において位置すべき空間座標及び形状を算出することで得られる。

【0049】

より具体的には、移動/変形処理部 21 は、ターゲットデータ T における複数の埋込マーカ MM の位置・姿勢と、埋込マーカの位置・姿勢データ生成部 16 によって生成された複数の埋込マーカ MM の位置・姿勢データが示す位置・姿勢と、の誤差が、各埋込マーカ MM について最小となるように、ターゲットデータ T の 3 次元イメージデータ T1 が示す臓器が空間座標系において位置すべき座標を算出し、必要に応じて 3 次元イメージデータ T1 が示す臓器の形状を変形させる。

なお、前記誤差を最小化するアルゴリズムとしては、最小二乗法などの公知のアルゴリズムを最小することができる。

【0050】

また、対象となる臓器が、移動・変形しないものである場合には、移動/変形処理部 21 における臓器の移動/変形処理は省略することが可能である。また、移動/変形処理部 21 では、ターゲットデータ T における 3 次元イメージデータ T2 が示す 3 次元モデル(腫瘍)の空間座標系における位置だけを算出して、臓器等の変形処理については省略してもよい。

このように、移動/変形処理部 21 は、ターゲットデータ T が示す 3 次元モデル(腫瘍)が、手術空間において位置すべき空間座標算出する算出部として機能すれば足りる。

【0051】

ここで、臓器を示す 3 次元イメージデータ T1 と、腫瘍を示す 3 次元イメージデータ T2 との位置・形状は対応付けられているため、処理部 21 は、3 次元イメージデータ T1 が示す臓器の位置/形状を算出すると、対応するデータ T2 が示す腫瘍の位置/形状も併せて算出されることになる。

【0052】

以上により、ターゲットデータ T が示す臓器及び腫瘍(手術の対象部位)の、手術空間での術中のリアルタイムでの位置・形状を示す修正ターゲットデータが求まる。

この修正ターゲットデータは、サージカルシグナルデータ&サージカルレーダデータ生成部 22 に与えられる。

【0053】

サージカルシグナルデータ&サージカルレーダデータ生成部 22 は、修正ターゲットデータ及び、手術器具 6 の位置・姿勢データ生成部 15 によって生成された手術器具 6 の位置・生成データに基づいて、サージカルシグナルデータ SD 及びサージカルレーダデータ RD を生成する。

【0054】

[3.1 主基準位置と単位ベクトルの算出]

サージカルシグナルデータ&サージカルレーダデータ生成部(以下、単に「データ生成部」という)22 は、図 6 に示すように、手術器具 6 の先端ポイント p_0 を主基準位置として算出するための 3 次元座標算出部(基準位置検出部)24 を備えている。

この 3 次元座標算出部 24 は、手術器具 6 の位置・姿勢データから、特定の主基準位置を算出するためのものであり、主基準位置としては、図 7 に示すように手術器具 6 の先端ポイント p_0 とするほか、手術器具 6 上のその他の位置又は手術器具 6 の周囲の位置でもよいが、手術器具 6 が、切開等のために手術の対象部位に作用する位置又はその近傍であるのが好ましい。

【0055】

データ生成部 22 には、手術器具 6 において光学マーカ OM3 が設けられている位置と、主基準位置 p_0 との位置関係を示す情報が予め設定されており、算出部 24 では、手術器具 6 の(光学マーカ OM3 における)位置・姿勢データと、予め設定された位置関係情

10

20

30

40

50

報に基づいて、主基準位置（先端ポイント） p_0 の、手術空間における3次元座標（空間座標）を算出する。

【0056】

また、データ生成部22は、主基準位置（先端ポイント） p_0 における、手術器具6の長手軸方向 l を示す単位ベクトル u を算出する算出部25を備えている。この算出部25は、手術器具6の位置・姿勢データから、長尺状の手術器具6の長手軸方向 l （手術器具6の姿勢）を求めることで算出することができる。

【0057】

なお、本実施形態において、単位ベクトル u は、主基準位置（手術器具先端ポイント）における手術器具6の長手軸方向 l を示すものであるが、単位ベクトルが示す方向は、長手軸方向 l に限られるものではなく、他の方向を示すものであってもよい。また、単位ベクトルが示す方向は、長手軸方向のように手術器具6の姿勢から一意に決定される方向だけでなく、手術器具（の先端）の移動方向を示すものであってもよい。また、予測される移動軌跡は、直線として予測するのが簡便であるが、可能であれば、曲線で示される移動軌跡を予測してもよい。

10

【0058】

さらに、データ生成部22は、他のポイント（副基準位置） $p_1 \sim p_M$ の3次元座標（空間座標）を算出するための算出部（基準位置検出部）26を備えている。この算出部26によって算出される他のポイント $p_1 \sim p_M$ は、主基準位置（先端ポイント） p_0 から、単位ベクトル u が示す方向（長手軸方向 l ）に、距離 k_i （ $i: 1 \sim M$ の整数）ほど離れた点（手術空間における空間座標）として設定される。

20

距離 k_i は、データ生成部22におけるポイント間距離 k_i 調整部27によって調整可能であるが、予め設定された固定値であってもよい。ポイント間距離 k_i 調整の詳細については後述する。

【0059】

なお、本実施形態において、主基準位置 p_0 は、手術器具6の先端の「現在の」位置を示すという意義を有しているのに対し、他の基準位置である副基準位置 $p_1 \sim p_M$ は、主基準位置 p_0 が「将来」において位置すると予測される予測位置を示している。したがって、主基準位置 p_0 は、手術器具6上か、手術器具6の周囲のごく近傍であるのが好ましく、副基準位置は、手術器具6の長手軸方向や移動方向に鑑みて、 $p_1 \sim p_M$ は、主基準位置 p_0 に近い将来位置すると予測される位置として設定されるのが好ましい。

30

【0060】

以上のようにして算出された基準位置 p_i （ $i: 0 \sim M$ ）は、単位ベクトル u が示す方向上の仮想的な直線（手術器具の予測移動軌跡）上に位置する点である。この仮想的な直線は、手術器具6から延びる線であれば、その位置や方向が特に限定されるものではないが、上記のように、手術器具6の先端（主基準位置）から長手軸方向に延びるものが好ましい。なお、曲線で示される予測移動軌跡上に基準位置を設定してもよい。

なお、図7に示すように、本実施形態では、 $M = 2$ であり、基準位置としては、 p_0, p_1, p_2 の3つが設定される。なお、基準位置数 i は、システムのユーザが調整可能であるが、予め設定された固定値であってもよい。

40

【0061】

上記基準位置 p_i （ $i: 0 \sim M$ ）は、手術の対象部位（腫瘍）からの距離の判定の対象となる点である。

【0062】

[3.2 対象部位からの距離に応じた複数の領域について]

ここで、データ生成部22は、各基準位置（ポイント） $p_0 \sim p_M$ が属する3次元領域 S_j （ $j: 0 \sim 3$ ）を判定するための判定部28を備えている。3次元領域 $S_0 \sim S_3$ は、修正ターゲットデータが示す腫瘍領域（対象部位）の表面からの距離に応じて分けられたものである。なお、臓器の移動・変形がない場合には、修正ターゲットデータに代えて、記憶部11に記憶されている修正前のターゲットデータ T を用いても良い。

50

【 0 0 6 3 】

これらの領域 $S_0 \sim S_3$ のうち、領域 S_0 は、修正ターゲットデータにおいて腫瘍を示す 3次元イメージデータ T 2 に対応する 3次元領域であり、領域 $S_1 \sim S_3$ は、腫瘍（対象部位）外の 3次元領域を、複数（ここでは、3つ）に分割したものである。なお、領域 S_0 を含めた領域域数 j は特に限定されるものではなく、複数であればよい。また、領域数 j は、システムのユーザが調整可能であるが、予め設定された固定値であってもよい。

【 0 0 6 4 】

図 8 に示すように、対象部位の領域 S_0 の大きさ・範囲は、ターゲットデータ T における 3次元イメージデータ T 2 が示す対象部位の大きさ・範囲に対応する。また、対象部位外の領域 $S_1 \sim S_3$ それぞれの大きさは、マージン w_1, w_2 にて表される。本実施形態において、領域 S_1 は、対象部位（腫瘍）を示す領域 S_0 までの最小距離 D が 0 より大きく w_1 以下である点が含まれる 3次元領域をいい、領域 S_2 は、対象部位（腫瘍）を示す領域 S_0 までの最小距離 D が w_1 より大きく w_2 以下である点が含まれる 3次元領域をいい、領域 S_3 は、対象部位（腫瘍）を示す領域 S_0 までの最小距離が w_2 より大きい 3次元領域をいう。

なお、 $w_1 = 5 \text{ mm}$ 、 $w_2 = 10 \text{ mm}$ に設定した場合、領域 $S_0 \sim S_3$ の分け方は、図 4 に示す領域色分けモデルと一致することになる。

【 0 0 6 5 】

上記マージン w_1, w_2 は、マージン調整部 34 によって調整可能であるが、予め設定された固定値でもよい。なお、マージンの調整については後述する。

【 0 0 6 6 】

[3 . 3 サージカルシグナルデータ]

図 9 に示すように、前記判定部 28 は、各基準位置（ポイント） p_i について、領域 S_0 からの最小距離 $D(p_i, S_0)$ を求め、各基準位置（ポイント） p_i が、上記領域 S_j ($j : 0 \sim 3$) のいずれに属するかを判定する。

図 9 の場合、主基準位置 p_0 は領域 S_2 に、第 1 の副基準位置 p_1 は領域 S_2 に、第 2 の副基準位置 p_2 は領域 S_1 に存在すると判定される。

【 0 0 6 7 】

図 10 は、上記判定によって生成されたサージカルシグナルデータ SD を示している。このサージカルシグナルデータは、各基準位置 p_i について、各基準位置が属する領域を示す情報 (Area)、各基準位置が属する領域の番号情報 (j)、各基準位置が属する領域の色情報 (C_j) を示している。

なお、領域の色としては、領域 s_0 には「赤色」、領域 s_1 には「黄色」、領域 s_2 には「緑色」、領域 s_3 には「青色」が設定されている。

【 0 0 6 8 】

図 11 は、図 10 のサージカルシグナルデータ SD を、表示装置 2 に画面表示させた場合の画面（サージカルシグナル画面）D1 を示している。この画面 D1 は、サージカルシグナルデータ SD に基づいて、処理装置 1 の表示制御部 18 によって生成される。

この画面 D1 は、各基準位置 $p_0 \sim p_2$ を縦軸方向に並べ、各領域 $S_0 \sim S_3$ を横軸方向に並べたマトリクス配置の複数の円形状の表示部によって構成されている。この画面 D1 中の各表示部は、各基準位置 $p_0 \sim p_2$ について、基準位置 $p_0 \sim p_2$ が属する領域 $S_0 \sim S_3$ に対応するものが、設定された色で点灯するよう構成されている。

【 0 0 6 9 】

例えば、図 9 及び図 10 の状態では、基準位置 p_0 は領域 S_2 に属しているから、(p_0, S_2) の位置にある表示部 C1 が、領域 S_2 に設定された「緑色」で点灯する。基準位置 p_0 が属さない領域 S_0, S_1, S_3 についての表示部は、非点灯の表示（黒又は白での表示）となっている。また、基準位置 p_1 も領域 S_2 に属しているから、(p_1, S_2) の位置にある表示部 C2 が、領域 S_2 に設定された「緑色」で点灯する。基準位置 p_1 が属さない領域 S_0, S_1, S_3 についての表示部は、非点灯の表示（黒又は白での表示）となっている。また、また、基準位置 p_2 は領域 S_1 に属しているから、(p_2, S_1) の位置にある表示

10

20

30

40

50

部 C 3 が、領域 S_1 に設定された「黄色」で点灯する。基準位置 p_2 が属さない領域 S_0 , S_2 , S_3 についての表示部は、非点灯の表示（黒又は白での表示）となっている。

【0070】

図 11 の画面 D 1 を見た術者は、手術器具 6 の先端の現在位置 p_0 が、どの領域 $S_0 \sim S_3$ に属するのか、すなわち、腫瘍 S_0 からみてどの程度の位置にあるのかを、視覚的に容易に把握することができる。

ここで、領域 $S_1 \sim S_3$ の大きさを決定するマージン w_1 , w_2 が、領域色分けモデルと同様に設定された場合、緑色に設定された領域 S_2 は、術者が切除すべき切除ラインが属する領域となる。術者は、緑色に設定された領域 S_2 内で切除を進めることで、十分な癌陰性切除断端領域（黄色の領域 s_1 ）を腫瘍側につけて、かつ、青色の領域 S_3 を最大限温存することができる。

図 11 の画面 D 1 においては、手術器具 6 の先端の現在位置 p_0 は、切除のための適切な領域 S_2 に位置していることを示しているため、術者は、現在の手術器具の位置は、適切であることを容易に把握できる。

【0071】

そして、他の基準位置 p_1 , p_2 は、現在位置 p_0 が将来位置すると予測される予測位置であるから、図 11 の画面 D 1 を術者がみた場合、現在の手術器具 6 の姿勢や移動方向が、将来においても適切であることを容易に把握することができる。

つまり、図 11 のように、将来の予測位置である p_2 （又は p_1 ）が、腫瘍側の領域 s_1 （又は領域 S_0 , S_3 ）属していることを示している場合、現在の手術器具 6 の姿勢や移動方向では、将来において適切な状態からややずれる可能性を、術者が事前に把握することができる。

一方、画面 D 1 において、 p_0 , p_1 , p_2 すべてが領域 S_2 に属することを表示していれば、術者は、現在の手術器具 6 の姿勢や移動方向は適切であると把握でき、その状態で手術を適切に進めることができる。

【0072】

[3.4 サージカルレーダデータ]

図 6 に示すように、データ生成部 22 は、上記サージカルシグナルデータ SD を生成する機能のほか、サージカルレーダデータ RD を生成するため、基準位置 p_0 を中心とする半球 H の表面座標算出部 29 と、半球 H の表面が属する領域 $S_0 \sim S_3$ の判定部 30 とを備えている。

【0073】

サージカルレーダデータ RD は、サージカルシグナルデータ SD のように、点（基準位置）が属する領域 $S_0 \sim S_3$ を示すものではなく、点（基準位置）の集合としての面に含まれる各位置が属する領域 $S_0 \sim S_3$ を示すものである。

【0074】

本実施形態では、属する領域 $S_0 \sim S_3$ の判定対象となる面としては、球面が採用される。さらに、本実施形態では、属する領域 $S_0 \sim S_3$ の判定対象となる面として、球面全体ではなく、球面の一部の面として半球の表面が採用される。属する領域 $S_0 \sim S_3$ の判定対象となる面は、球表面や半球表面に限定されるものではなく、任意の形状の面（平面又は曲面）とすることができる。

【0075】

本実施形態において、属する領域 $S_0 \sim S_3$ の判定対象となる半球面は、単位ベクトル u が示す方向（長手軸方向 l ）が、頂点（天頂）を通過する半球の表面である。

つまり、図 12 に示すように、基準位置 p_0 が原点であり、単位ベクトル u の方向（長手軸方向 l ）に直交する平面を yz 座標（ z と y とは直交する）とし、単位ベクトル u の方向（長手軸方向 l ）を x 座標とする xyz 3次元直交座標系を想定した場合、本実施形態に係る前記半球は、当該 xyz 3次元直交座標系の x 軸が、半球の頂点（天頂） p_i を通過し、半球の底面（球の大円）が $x = 0$ の yz 面に存在するものである。

【0076】

10

20

30

40

50

この半球表面上の任意の点 h は、 $h = k_i r(\theta, \phi)$ で表される。ここで、 k_i は半球の半径であり、 $r(\theta, \phi)$ は p_0 における単位ベクトルである。 θ は、単位ベクトル u (p_0 から p_i に向かう単位ベクトル) に対して単位ベクトル r がなす方位角を示し、 ϕ は、単位ベクトルに対して単位ベクトル r がなす仰角を示している。ただし、単位ベクトル u の方向 (x 軸方向) が $\theta = 0$ である。ここで、前記半球においては、 $0 < \theta < 2\pi$ 、 $-\pi/2 < \phi < \pi/2$ である。

よって、 $r(\theta, \phi) = (\cos\theta \cos\phi, \cos\theta \sin\phi, \sin\theta)$ であり、半球面上の任意の点 h の前記 $x y z$ 3次元直交座標系の座標は、 $(k_i \cos\theta \cos\phi, k_i \cos\theta \sin\phi, k_i \sin\theta)$ として算出される。

【0077】

半球表面の座標を算出する前記算出部 29 は、第 1 基準位置 p_0 及び単位ベクトル u に基づいて、 $0 < \theta < 2\pi$ 、 $-\pi/2 < \phi < \pi/2$ の範囲における $r(\theta, \phi)$ を算出し、半球面上の各点 (基準位置) h の 3次元座標を算出する。

【0078】

なお、半球の半径 k_i は、調整部 30 によって調整可能である。半径の調整部 30 は、ポイント間距離 k_i 、調整部 27 によって設定された距離 k_i のうちいずれかが、システム又はシステムのユーザによって、半球の半径 k_i として決定される。なお、半球の半径 k_i は、ポイント間距離 k_i 、調整部 27 によって設定された距離 k_i とは無関係に決定してもよい。

【0079】

ここで、基準位置 h の集合である半球面も、サージカルシグナルデータ SD における副基準位置 p_1 、 p_2 と同様に、手術器具 6 (の先端) の現在の位置 p_0 が、将来位置する可能性のある位置を示すという意義を有する。

つまり、サージカルシグナルデータ SD における副基準位置 p_1 、 p_2 は、検出された単位ベクトル u (手術器具の長手軸方向ないし移動方向) が示す方向の直線上における点であったが、ここでの半球面は、手術器具の長手軸方向ないし移動方向が現在の方向 u から、 $\{0 < \theta < 2\pi, -\pi/2 < \phi < \pi/2\}$ の範囲で変化した場合において、現在位置 p_0 が位置する可能性のある予測位置の集合を示している。

なお、半球は、手術器具の長手軸方向ないし移動方向にみて前方に配置されているため、現在位置 p_0 が位置する可能性のある予測位置の集合として適切なものとなっている。

また、本実施形態では、予測位置の集合として、前記半球表面の全体を対象としたが、半球表面の一部であってもよい。

【0080】

前記領域判定部 31 は、半球表面の各点 (基準位置) h について、各点 h が属する領域 $S_0 \sim S_3$ を判定する。この判定は、サージカルシグナルデータ SD についての判定と同様に行われる。

【0081】

領域判定部 31 における領域判定によって、半球表面の各位置 h が、どの領域 $S_0 \sim S_3$ に属するかを示す 3次元のサージカルレーダデータ RD が生成される。このサージカルレーダデータ RD には、サージカルシグナルデータ SD と同様に、半球表面の各位置 h の 3次元座標と、各位置が属する領域 $S_0 \sim S_3$ を示す情報とが含まれる。

【0082】

3次元のサージカルレーダデータ RD を 3次元表示してもよいが、2次元の表示装置 2 を採用する場合の便宜を考慮し、本実施形態のデータ生成部 22 は、3次元のサージカルレーダデータ RD を 2次元の平面 (半球の底面; 球の大円; $x = 0$ の $y z$ 平面) に投影する 2次元投影処理部 32 を備えている。

【0083】

2次元投影処理部 32 は、3次元のサージカルレーダデータ RD における全ての位置 h を、前記半球の底面 (球の大円; $x = 0$ の $y z$ 平面) に投影して 2次元のサージカルレーダデータ RD を生成する。

10

20

30

40

50

図 13 に示すように、投影面である yz 平面 ($x = 0$) における任意の投影点 q は、原点 0 (p_0 の位置) からの距離が $k_i \sin$ であり、 z 軸となす角度が である。

したがって、半球表面上の各位置 h (,) が、前記半球の底面 (yz 平面) に投影されたときの投影点 q (,) は、 $q = (k_i \cos \sin, k_i \sin \sin)$ によって算出される。なお、 $\{0 < 2, -(\ / 2) < (\ / 2)\}$ である。

【0084】

2次元投影処理部 32 は、2次元のサージカルレーダデータ RD として、各投影点 q の座標と、各投影点 q (各投影点 q に対応する位置 h) が属する領域 $S_0 \sim S_3$ を示す情報と、を含めて生成する。サージカルレーダデータ RD は、図 10 に示すサージカルレーダデータ SD と同様の形式であって、サージカルレーダデータ RD 3 つの基準位置 p_0, p_1, p_2 が、前記半球の底面 (yz 平面) 内の多数の投影点 q となったものである。

10

【0085】

この 2次元のサージカルレーダデータ (周囲データ) RD、処理装置 1 の表示制御部 18 によって、図 15 に示すような画面 D2 を生成する。

【0086】

図 14 に示すように半球の頂点 p_i としてサージカルデータ SD における基準位置 p_2 が採用された場合 (半球の半径 = k_2) において、2次元のサージカルデータ RD を示す画面 D1 は図 15 に示すようになる。

図 15 は、図 14 において手術器具 6 の先端 p_0 を中心とする球 SQ の一部である半球表面の各位置 h が属する領域に対応する色を、先端 p_0 を原点とする yz 座標上で表したものである。

20

【0087】

図 15 の画面 D2 をみた術者は、手術器具 6 を現在の姿勢ないし移動方向で動かすと、現在位置 p_0 の将来の予測位置 p_2 は領域 S_1 となり腫瘍領域 S_0 にやや近づきすぎた状態であり、手術器具 6 を姿勢ないし移動方向を、図 15 における下方に変化させると、さらに腫瘍領域 S_0 に近づいてしまうことがわかる。

【0088】

一方、図 15 において、手術器具 6 の現在の姿勢ないし移動方向からみた予測位置 p_2 よりも上方には、切除に適した領域 S_2 が広がっているから、手術器具 6 の姿勢ないし移動方向を、図 15 における上方に変化させるのが好ましい。図 15 のようなサージカルレーダ表示を術者に提示することで、術者は手術器具 6 の適切な姿勢ないし移動方向を容易に認識することができる。

30

【0089】

そして、図 15 のようなサージカルレーダ表示の画面 D2 は、図 11 のサージカルシグナル表示の画面 D1 と同時に、術者に提示されるため、術者は、両表示画面 D1, D2 をみて、手術器具 6 と腫瘍 (対象部位) との現在の位置関係、及び将来の位置関係を一層容易に把握することができる。また、両表示画面 D1, D2 は、拡張現実感イメージデータの表示とも同時に表示されるため、術者は、これらの表示をみて、複合的に術野の状況を認識することができる。

40

【0090】

また、図 6 に示すように、データ生成部 22 は、他のサージカルレーダデータとして、手術器具 6 (の先端 p_0) から、腫瘍を示す領域 (ターゲットエリア) S_0 中心までの距離を算出する算出部 33 を備えている。この算出部 33 によって、手術器具 6 と腫瘍領域 S_0 中心までの位置関係 (距離データ) が算出される。この距離データは、他のデータとともに画面表示され、術者に提示される。

【0091】

[3.5 スケールの自動調整]

算出部 33 によって算出された距離データは、ポイント間距離調整部 27 によるポイント間距離 k_i の調整、半球の半径調整部 30 による半径 k_i の調整、及び $\ /$ 又はマージ調整

50

部 3 4 によるマージン w_1, w_2 の調整に用いられる。

各調整部 2 7, 3 0, 3 4 は、手術器具 6 と腫瘍領域 S_0 中心までの距離が大きい場合、調整対象の各値を比較的大きくし、手術器具 6 と腫瘍領域 S_0 中心までの距離が小さい場合には、調整対象の各値を比較的小さくする。

これにより、手術器具 6 が腫瘍領域 S_0 から離れている場合には、比較的大きなスケールで、サージカルシグナルデータ SD 又はサージカルレーダデータ RD を表示でき、手術器具 6 が、腫瘍領域 S_0 に近づくと、各値が自動的にスケールダウンして、詳細な情報を提供することができる。

なお、上記の各値の調整は、システムによる自動調整だけでなく、ユーザの選択によって行われても良い。

【 0 0 9 2 】

[4 . 手術ロボットシステム]

図 1 6 は、上記手術支援システム 5 0 を有する手術ロボットシステムを示している。この手術ロボットシステムは、手術器具 5 1 と、当該手術器具 5 1 を駆動させる駆動部 5 2 と、手術器具 5 1 が手術のための動作を行うように駆動制御する制御部 5 3 と、を備えている。

【 0 0 9 3 】

前記制御部 5 3 は、手術支援システム 5 0 (の処理装置 1) と接続されており、処理装置 1 が生成したナビゲーションデータ (サージカルシグナルデータ及び / 又はサージカルレーダデータ) を取得する。

ナビゲーションデータを取得した制御部 5 3 は、ナビゲーションデータに基づいて、手術の対処部位 (腫瘍) と手術器具 5 1 との現在の又は将来の位置関係を把握できるため、手術器具 5 1 の駆動制御を適切に行うことができる。

例えば、制御部 5 3 は、手術器具 5 1 との現在の又は将来の位置が、腫瘍領域 S_0 又は腫瘍近傍領域 S_1 になることを検出すると、手術器具 5 3 の動作を強制停止させる安全制御を行うことができる。

【 0 0 9 4 】

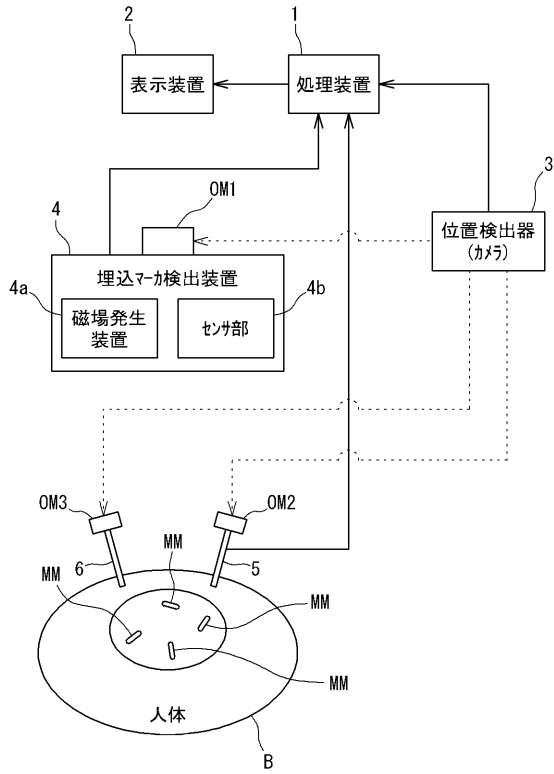
なお、本発明は、上記実施形態に限定されるものではなく、様々な変形が可能である。

【 符号の説明 】

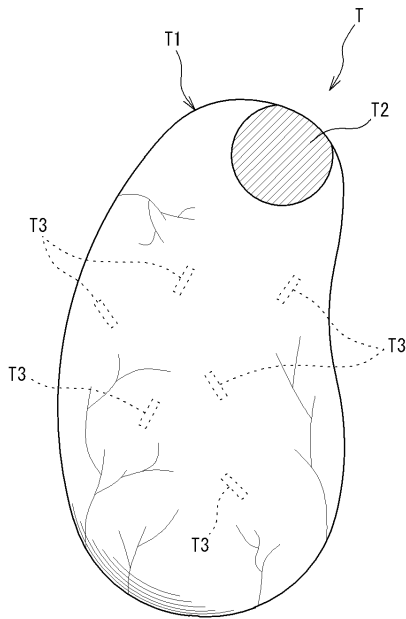
【 0 0 9 5 】

- 1 1 記憶部
- 1 6 埋込マーカの位置・姿勢データ生成部 (対象部位検出部)
- 2 1 移動 / 変形処理部 (算出部)
- 2 2 サージカルシグナルデータ & サージカルレーダデータ生成部 (データ生成部)
- 2 4 主基準位置の 3 次元座標算出部 (基準位置検出部)
- 2 6 副基準位置の 3 次元座標算出部 (基準位置検出部)

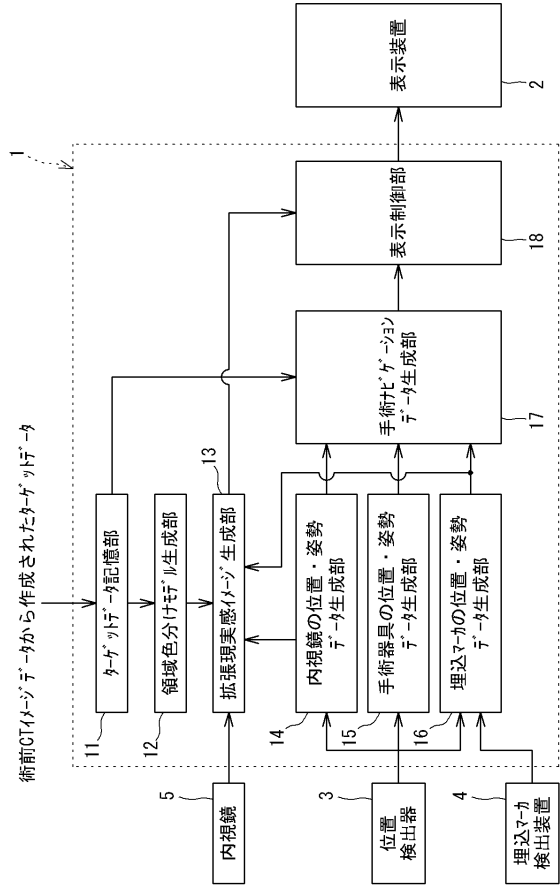
【 図 1 】



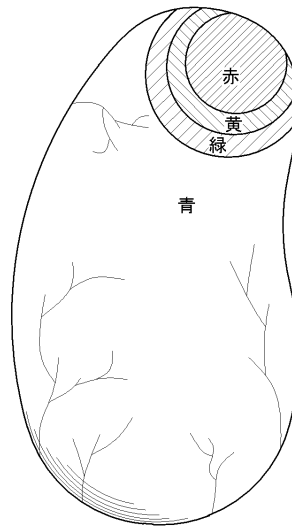
【 図 3 】



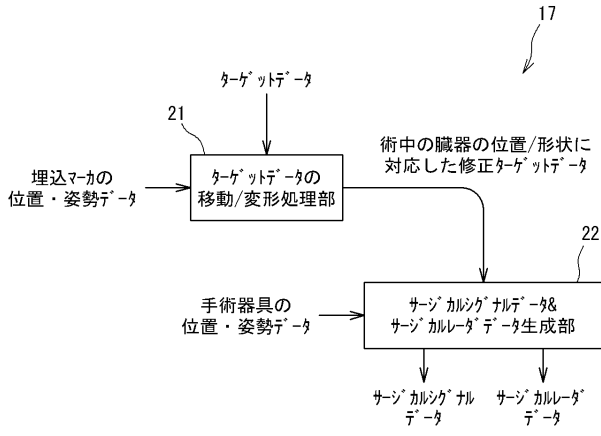
【 図 2 】



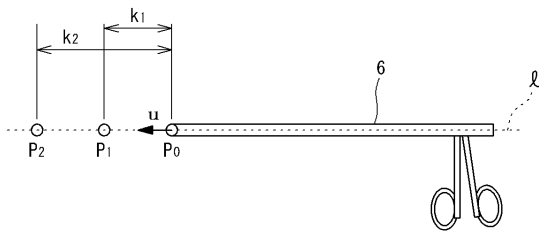
【 図 4 】



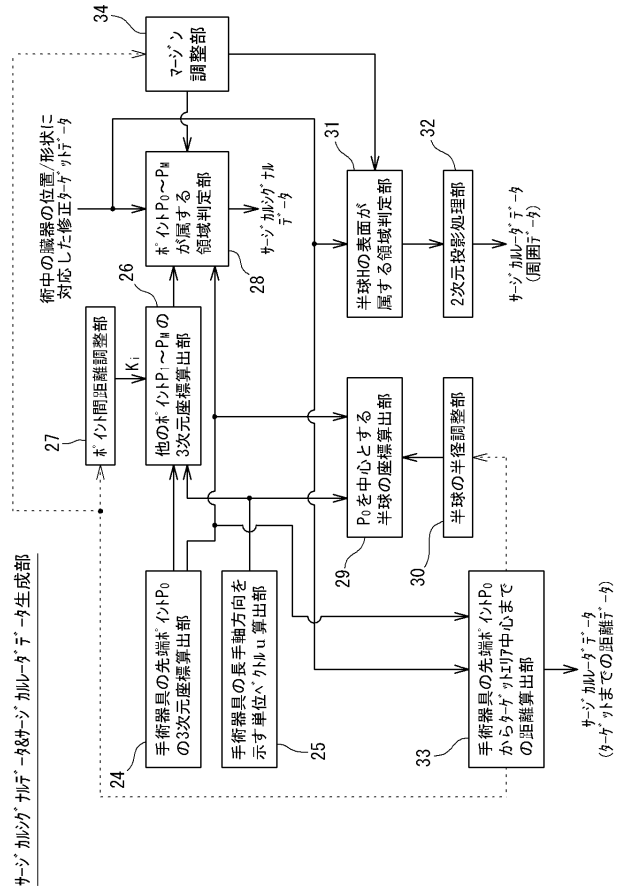
【 図 5 】



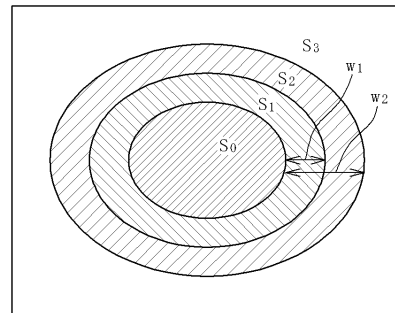
【 図 7 】



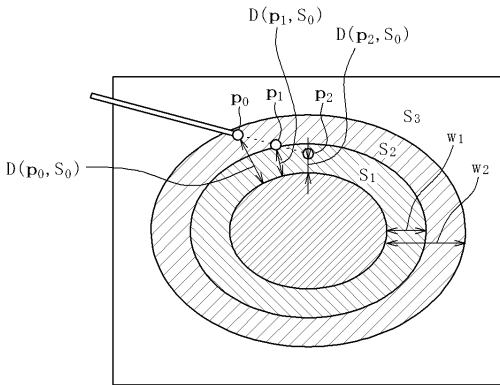
【 図 6 】



【 図 8 】



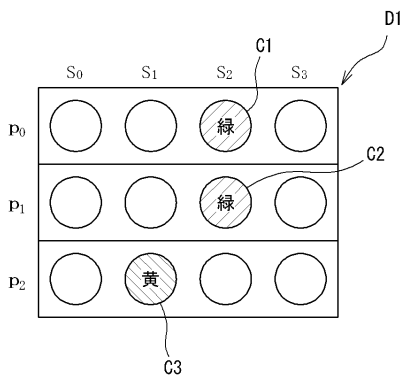
【 図 9 】



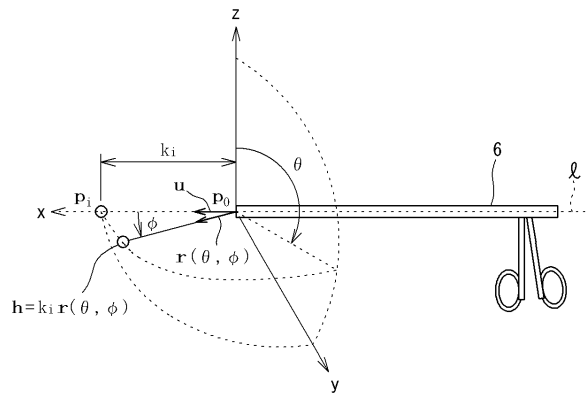
【 図 1 0 】

	p_0	p_1	p_2
Area	S_2	S_2	S_1
j	2	2	1
c_j	Green	Green	Yellow

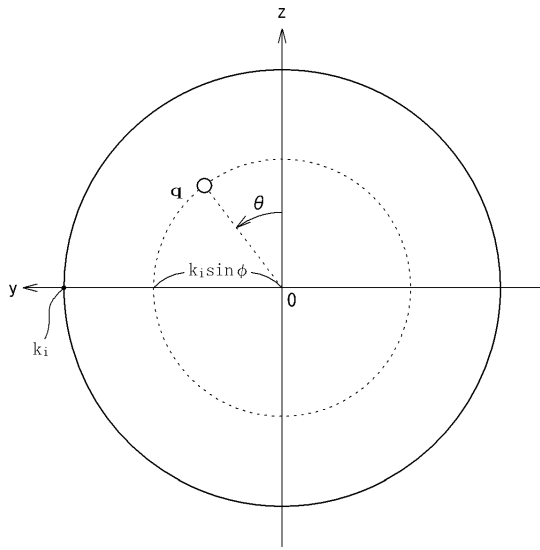
【 図 1 1 】



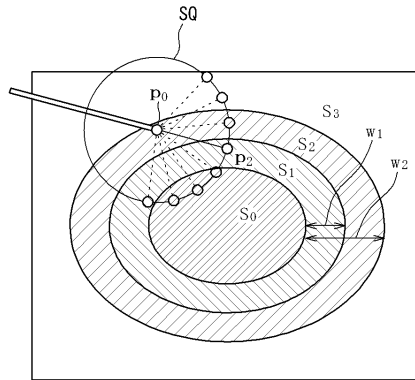
【 図 1 2 】



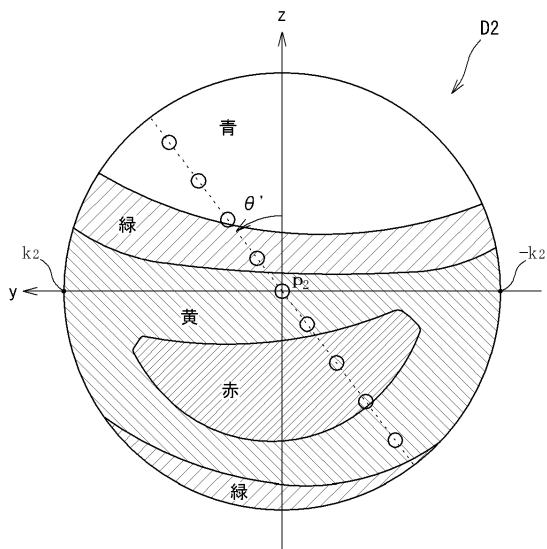
【図 13】



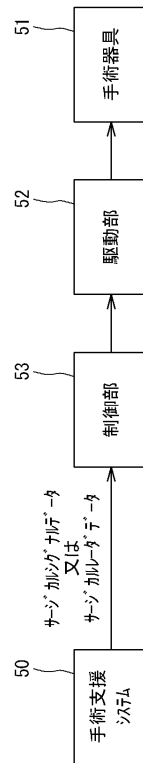
【図 14】



【図 15】



【図 16】



专利名称(译)	手术支持系统和手术机器人系统		
公开(公告)号	JP2010200894A	公开(公告)日	2010-09-16
申请号	JP2009048202	申请日	2009-03-02
[标]申请(专利权)人(译)	浮村 理		
申请(专利权)人(译)	浮村 理		
[标]发明人	浮村理		
发明人	浮村 理		
IPC分类号	A61B19/00		
FI分类号	A61B19/00.502 A61B34/20 A61B34/30		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于计算目标部位（例如要手术的肿瘤）与手术器械之间的当前位置关系或预测的未来位置关系的技术。外科手术支持系统包括：处理装置1，其包括计算机；显示装置2（显示器），其连接至该处理装置；位置检测器3，其用于检测手术中各种器械的位置；以及人体。提供了一种用于检测嵌入标记物（MM）的嵌入标记物检测装置（4）。此外，处理装置还包括用于存储要操作的目标数据的存储单元11，区域颜色编码模型生成单元12，增强现实图像生成单元13，内窥镜5的位置/姿势数据生成单元14，操作。设置有器械（处置器械）位置/姿势数据生成部15，埋入标记位置/姿势数据生成部16，手术用导航数据生成部17以及显示控制部18。[选择图]图2

