

(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2016-202351

(P2016-202351A)

(43) 公開日 平成28年12月8日(2016.12.8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 0 9 3
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 0 9 6
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	4 C 1 6 1
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 7	4 C 6 0 1
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 0	5 B 0 5 7
審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 31 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2015-84771 (P2015-84771)
(22) 出願日 平成27年4月17日 (2015.4.17)

(71) 出願人 513119462
三木 健司
東京都渋谷区代々木2-1-3 JR東京
総合病院内
(74) 代理人 100134430
弁理士 加藤 卓士
(72) 発明者 三木 健司
東京都渋谷区代々木2-1-3 JR東京
総合病院内
Fターム(参考) 4C093 AA22 AA26 CA21 FF15 FF35
FF42
4C096 AA18 DC33 DC36
4C161 AA24 BB01 JJ09 WW16
4C601 BB03 EE07 JC08 JC21 KK21
LL33
最終頁に続く

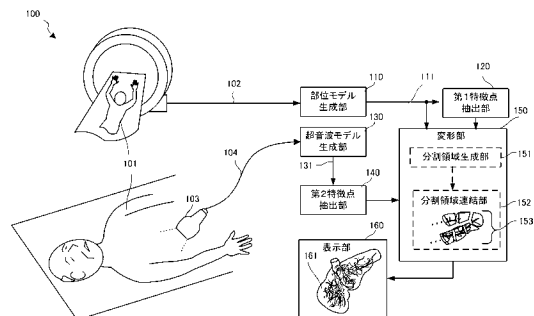
(54) 【発明の名称】 医療支援システム、医療支援方法、画像処理装置およびその制御方法と制御プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】患者の生体内部の実時間における部位の状態を容易に認識することができる医療支援システムを提供する。

【解決手段】患者の断層撮影画像群に基づいて、3次元部位モデルのデータを生成する部位モデル生成部110と、所定の特徴を有する第1特徴点の位置情報を抽出する第1特徴点抽出部120と、超音波プローブを用いて取得した超音波データと、超音波プローブの位置および向きデータとを対応付けて蓄積し、超音波データと位置および向きデータとを用いて、3次元超音波モデルのデータを生成する超音波モデル生成部130と、3次元超音波モデルから、所定の特徴を有する第2特徴点の位置情報を抽出する第2特徴点抽出部140と、複数の第1特徴点と複数の第2特徴点とが重なるように、3次元部位モデルを変形する変形部150と、変形部により変形された3次元部位モデルの投影画像を表示する表示部160と、を備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

患者の断層撮影画像群に基づいて、3次元部位モデルのデータを生成する部位モデル生成手段と、

前記3次元部位モデルから、所定の特徴を有する複数の第1特徴点の位置情報を抽出する第1特徴点抽出手段と、

前記患者に対して超音波プローブを用いて取得した超音波データと、前記超音波データを取得した前記超音波プローブの位置および向きデータとを対応付けて蓄積し、前記超音波データと前記位置および向きデータとを用いて、3次元超音波モデルのデータを生成する超音波モデル生成手段と、

前記3次元超音波モデルから、前記所定の特徴を有する複数の第2特徴点の位置情報を抽出する第2特徴点抽出手段と、

前記複数の第1特徴点と前記複数の第2特徴点とが重なるように、前記3次元部位モデルを変形する変形手段と、

前記変形手段により変形された前記3次元部位モデルの投影画像を表示する表示手段と、

を備える医療支援システム。

【請求項 2】

前記変形手段は、

前記3次元部位モデルを、各々が少なくとも1つの前記第1特徴点を含む複数の3次元領域に分割する分割領域生成手段と、

前記複数の第1特徴点と前記複数の第2特徴点とが重なるように前記複数の3次元領域のそれぞれを位置調整し、位置調整された前記複数の3次元領域を互いに連結する分割領域連結手段と、

を有し、

前記表示手段は、前記分割領域連結手段が連結した前記複数の3次元領域を前記3次元部位モデルとして表示する請求項1に記載の医療支援システム。

【請求項 3】

前記複数の第1特徴点は、前記3次元部位モデルの注目部位に含まれる3次元血管モデルの特徴点であり、前記複数の第2特徴点は、前記3次元超音波モデルの前記注目部位に含まれる3次元血管モデルの特徴点であり、

前記表示手段は、前記3次元血管モデルを前記3次元部位モデルとして表示する、請求項1または2に記載の医療支援システム。

【請求項 4】

前記生体と、前記生体の位置および向きまたは生体画像の位置および向きを検出するための第1位置検出用器具とを撮像する撮像手段と、

撮像された前記第1位置検出用器具の位置および向きに基づいて、前記変形手段により変形された前記3次元部位モデルの位置、向きおよび大きさを調整する第1調整手段と、をさらに備え、

前記表示手段は、前記変形され調整された3次元部位モデルを、前記患者の生体または生体画像に重なるように表示する、請求項1乃至3のいずれか1項に記載の医療支援システム。

【請求項 5】

前記第1位置検出用器具は、光学マーカ付きの磁気センサまたは光学マーカである請求項4に記載の医療支援システム。

【請求項 6】

前記生体の内部を撮像する、第2位置検出用器具が固定された腹腔鏡と、

前記第2位置検出用器具の位置および向きと前記超音波プローブの位置および向きとに基づいて、前記変形手段により変形された前記3次元部位モデルの位置、向きおよび大きさを調整する第2調整手段と、

10

20

30

40

50

をさらに備え、

前記表示手段は、前記変形され調整された３次元部位モデルを、前記腹腔鏡が撮像した生体内画像に重なるように表示する、請求項１乃至３のいずれか１項に記載の医療支援システム。

【請求項７】

前記第２位置検出用器具は、磁気センサである請求項６に記載の医療支援システム。

【請求項８】

前記超音波プローブに固定された第３位置検出用器具の位置および向きを検出する超音波プローブ位置検出手段を有する請求項１乃至７のいずれか１項に記載の医療支援システム。

10

【請求項９】

前記第３位置検出用器具は光学マーカまたは磁気センサである、請求項８に記載の医療支援システム。

【請求項１０】

前記表示手段は、前記変形され調整された３次元部位モデルと前記生体とを重なるように表示するオプティカルシースルー型のヘッドマウントディスプレイ、または、前記変形され調整された３次元部位モデルと前記生体画像とを重なるように表示するビデオシースルー型のヘッドマウントディスプレイである請求項１乃至９のいずれか１項に記載の医療支援システム。

【請求項１１】

前記表示手段は、前記変形され調整された３次元部位モデルと、前記生体または生体画像とが重なるように表示するシートディスプレイである請求項１乃至９のいずれか１項に記載の医療支援システム。

20

【請求項１２】

患者の断層撮影画像群に基づいて、３次元部位モデルのデータを生成する部位モデル生成ステップと、

前記３次元部位モデルから、所定の特徴を有する複数の第１特徴点の位置情報を抽出する第１特徴点抽出ステップと、

前記患者に対して超音波プローブを用いて取得した超音波データと、前記超音波データを取得した前記超音波プローブの位置および向きデータとを対応付けて蓄積手段に蓄積する蓄積ステップと、

30

前記超音波データと前記位置および向きデータとを用いて、３次元超音波モデルのデータを生成する超音波モデル生成ステップと、

前記３次元超音波モデルから、前記所定の特徴を有する複数の第２特徴点の位置情報を抽出する第２特徴点抽出ステップと、

前記複数の第１特徴点と前記複数の第２特徴点とが重なるように、前記３次元部位モデルを変形する変形ステップと、

前記変形ステップにおいて変形された前記３次元部位モデルの投影画像を表示する表示ステップと、

を含む医療支援方法。

40

【請求項１３】

患者の断層撮影画像群に基づいて生成された３次元部位モデルのデータを受信する受信手段と、

前記３次元部位モデルから、所定の特徴を有する複数の第１特徴点の位置情報を抽出する第１特徴点抽出手段と、

前記患者に対して超音波プローブを用いて取得した超音波データと、前記超音波データを取得した前記超音波プローブの位置および向きデータとを対応付けて蓄積する蓄積手段と、

前記超音波データと前記位置および向きデータとを用いて、３次元超音波モデルのデータを生成する超音波モデル生成手段と、

50

前記 3 次元超音波モデルから、前記所定の特徴を有する複数の第 2 特徴点の位置情報を抽出する第 2 特徴点抽出手段と、

前記複数の第 1 特徴点と前記複数の第 2 特徴点とが重なるように、前記 3 次元部位モデルを変形する変形手段と、

前記変形手段により変形された前記 3 次元部位モデルの投影画像を表示手段に送信する送信手段と、

を備える画像処理装置。

【請求項 14】

患者の断層撮影画像群に基づいて生成された 3 次元部位モデルのデータを受信する受信ステップと、

前記 3 次元部位モデルから、所定の特徴を有する複数の第 1 特徴点の位置情報を抽出する第 1 特徴点抽出ステップと、

前記患者に対して超音波プローブを用いて取得した超音波データと、前記超音波データを取得した前記超音波プローブの位置および向きデータとを対応付けて蓄積手段に蓄積する蓄積ステップと、

前記超音波データと前記位置および向きデータとを用いて、3 次元超音波モデルのデータを生成する超音波モデル生成ステップと、

前記 3 次元超音波モデルから、前記所定の特徴を有する複数の第 2 特徴点の位置情報を抽出する第 2 特徴点抽出ステップと、

前記複数の第 1 特徴点と前記複数の第 2 特徴点とが重なるように、前記 3 次元部位モデルを変形する変形ステップと、

前記変形ステップにおいて変形された前記 3 次元部位モデルの投影画像を表示手段に送信する送信ステップと、

を含む画像処理装置の制御方法。

【請求項 15】

患者の断層撮影画像群に基づいて生成された 3 次元部位モデルのデータを受信する受信ステップと、

前記 3 次元部位モデルから、所定の特徴を有する複数の第 1 特徴点の位置情報を抽出する第 1 特徴点抽出ステップと、

前記患者に対して超音波プローブを用いて取得した超音波データと、前記超音波データを取得した前記超音波プローブの位置および向きデータとを対応付けて蓄積手段に蓄積する蓄積ステップと、

前記超音波データと前記位置および向きデータとを用いて、3 次元超音波モデルのデータを生成する超音波モデル生成ステップと、

前記 3 次元超音波モデルから、前記所定の特徴を有する複数の第 2 特徴点の位置情報を抽出する第 2 特徴点抽出ステップと、

前記複数の第 1 特徴点と前記複数の第 2 特徴点とが重なるように、前記 3 次元部位モデルを変形する変形ステップと、

前記変形ステップにおいて変形された前記 3 次元部位モデルの投影画像を表示手段に送信する送信ステップと、

をコンピュータに実行させる画像処理装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、患者体内の 3 次元画像を表示して医療を支援する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

上記技術分野において、特許文献 1 には、超音波画像と断面が一致する CT または MRI の断層画像を表示する技術が開示されている。また、特許文献 2 には、超音波画像の表示位置を CT または MRI の断層画像上に表示する技術が開示されている。また、特許文

10

20

30

40

50

献 3 には、3 次元超音波画像と断面が略一致する C T または M R I の 3 次元画像を表示する技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2008 - 188193 号公報

【特許文献 2】特開 2012 - 223416 号公報

【特許文献 3】特開 2013 - 063342 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0004】

しかしながら、上記文献に記載の技術は、超音波画像と C T あるいは M R I 画像との位置合わせをして同じ断面画像を参照可能に並べて表示するが、患者の生体内部の実時間における部位の状態を認識することが難しかった。

【0005】

本発明の目的は、上述の課題を解決する技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記目的を達成するため、本発明に係る医療支援システムは、
患者の断層撮影画像群に基づいて、3 次元部位モデルのデータを生成する部位モデル生成手段と、

20

前記 3 次元部位モデルから、所定の特徴を有する複数の第 1 特徴点の位置情報を抽出する第 1 特徴点抽出手段と、

前記患者に対して超音波プローブを用いて取得した超音波データと、前記超音波データを取得した前記超音波プローブの位置および向きデータとを対応付けて蓄積し、前記超音波データと前記位置および向きデータとを用いて、3 次元超音波モデルのデータを生成する超音波モデル生成手段と、

前記 3 次元超音波モデルから、前記所定の特徴を有する複数の第 2 特徴点の位置情報を抽出する第 2 特徴点抽出手段と、

前記複数の第 1 特徴点と前記複数の第 2 特徴点とが重なるように、前記 3 次元部位モデルを変形する変形手段と、

30

前記変形手段により変形された前記 3 次元部位モデルの投影画像を表示する表示手段と、
を備える。

【0007】

上記目的を達成するため、本発明に係る医療支援方法は、
患者の断層撮影画像群に基づいて、3 次元部位モデルのデータを生成する部位モデル生成ステップと、

前記 3 次元部位モデルから、所定の特徴を有する複数の第 1 特徴点の位置情報を抽出する第 1 特徴点抽出ステップと、

40

前記患者に対して超音波プローブを用いて取得した超音波データと、前記超音波データを取得した前記超音波プローブの位置および向きデータとを対応付けて蓄積手段に蓄積する蓄積ステップと、

前記超音波データと前記位置および向きデータとを用いて、3 次元超音波モデルのデータを生成する超音波モデル生成ステップと、

前記 3 次元超音波モデルから、前記所定の特徴を有する複数の第 2 特徴点の位置情報を抽出する第 2 特徴点抽出ステップと、

前記複数の第 1 特徴点と前記複数の第 2 特徴点とが重なるように、前記 3 次元部位モデルを変形する変形ステップと、

前記変形ステップにおいて変形された前記 3 次元部位モデルの投影画像を表示する表示

50

ステップと、
を含む。

【 0 0 0 8 】

上記目的を達成するため、本発明に係る画像処理装置は、
患者の断層撮影画像群に基づいて生成された 3 次元部位モデルのデータを受信する受信手段と、

前記 3 次元部位モデルから、所定の特徴を有する複数の第 1 特徴点の位置情報を抽出する第 1 特徴点抽出手段と、

前記患者に対して超音波プローブを用いて取得した超音波データと、前記超音波データを取得した前記超音波プローブの位置および向きデータとを対応付けて蓄積する蓄積手段と、

前記超音波データと前記位置および向きデータとを用いて、3 次元超音波モデルのデータを生成する超音波モデル生成手段と、

前記 3 次元超音波モデルから、前記所定の特徴を有する複数の第 2 特徴点の位置情報を抽出する第 2 特徴点抽出手段と、

前記複数の第 1 特徴点と前記複数の第 2 特徴点とが重なるように、前記 3 次元部位モデルを変形する変形手段と、

前記変形手段により変形された前記 3 次元部位モデルの投影画像を表示手段に送信する送信手段と、

を備える。

【 0 0 0 9 】

上記目的を達成するため、本発明に係る画像処理装置の制御方法は、

患者の断層撮影画像群に基づいて生成された 3 次元部位モデルのデータを受信する受信ステップと、

前記 3 次元部位モデルから、所定の特徴を有する複数の第 1 特徴点の位置情報を抽出する第 1 特徴点抽出ステップと、

前記患者に対して超音波プローブを用いて取得した超音波データと、前記超音波データを取得した前記超音波プローブの位置および向きデータとを対応付けて蓄積手段に蓄積する蓄積ステップと、

前記超音波データと前記位置および向きデータとを用いて、3 次元超音波モデルのデータを生成する超音波モデル生成ステップと、

前記 3 次元超音波モデルから、前記所定の特徴を有する複数の第 2 特徴点の位置情報を抽出する第 2 特徴点抽出ステップと、

前記複数の第 1 特徴点と前記複数の第 2 特徴点とが重なるように、前記 3 次元部位モデルを変形する変形ステップと、

前記変形ステップにおいて変形された前記 3 次元部位モデルの投影画像を表示手段に送信する送信ステップと、

を含む。

【 0 0 1 0 】

上記目的を達成するため、本発明に係る画像処理装置の制御プログラムは、

患者の断層撮影画像群に基づいて生成された 3 次元部位モデルのデータを受信する受信ステップと、

前記 3 次元部位モデルから、所定の特徴を有する複数の第 1 特徴点の位置情報を抽出する第 1 特徴点抽出ステップと、

前記患者に対して超音波プローブを用いて取得した超音波データと、前記超音波データを取得した前記超音波プローブの位置および向きデータとを対応付けて蓄積手段に蓄積する蓄積ステップと、

前記超音波データと前記位置および向きデータとを用いて、3 次元超音波モデルのデータを生成する超音波モデル生成ステップと、

前記 3 次元超音波モデルから、前記所定の特徴を有する複数の第 2 特徴点の位置情報を

10

20

30

40

50

抽出する第 2 特徴点抽出ステップと、

前記複数の第 1 特徴点と前記複数の第 2 特徴点とが重なるように、前記 3 次元部位モデルを変形する変形ステップと、

前記変形ステップにおいて変形された前記 3 次元部位モデルの投影画像を表示手段に送信する送信ステップと、

をコンピュータに実行させる。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、患者の生体内部の実時間における部位の状態を容易に認識することができる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図 1】本発明の第 1 実施形態に係る医療支援システムの構成を示すブロック図である。

【図 2 A】本発明の第 2 実施形態に係る医療支援システムの処理概要を示す図である。

【図 2 B】本発明の第 2 実施形態に係る第 1 特徴点群および第 2 特徴点群の抽出処理の概要を示す図である。

【図 2 C】本発明の第 2 実施形態に係る医療支援システムの構成を示すブロック図である。

【図 3】本発明の第 2 実施形態に係る医療支援システムの動作手順を示すシーケンス図である。

【図 4】本発明の第 2 実施形態に係る画像処理装置の機能構成を示すブロック図である。

【図 5】本発明の第 2 実施形態に係る分割領域テーブルの構成を示す図である。

【図 6 A】本発明の第 2 実施形態に係る超音波画像テーブルの構成を示す図である。

【図 6 B】本発明の第 2 実施形態に係る第 2 特徴点テーブルの構成を示す図である。

【図 7 A】本発明の第 2 実施形態に係る表示画像生成部の機能構成を示すブロック図である。

【図 7 B】本発明の第 2 実施形態に係る分割領域連結部の処理を説明する図である。

【図 7 C】本発明の第 2 実施形態に係る分割領域連結テーブルの構成および位置合わせ用情報の例を示す図である。

【図 8】本発明の第 2 実施形態に係る表示データ生成テーブルの構成を示す図である。

【図 9】本発明の第 2 実施形態に係る画像処理装置のハードウェア構成を示すブロック図である。

【図 10】本発明の第 2 実施形態に係る画像処理装置の処理手順を示すフローチャートである。

【図 11】本発明の第 2 実施形態に係る特徴点抽出処理の手順を示すフローチャートである。

【図 12】本発明の第 2 実施形態に係る領域分割処理の手順を示すフローチャートである。

【図 13 A】本発明の第 3 実施形態に係る医療支援システムの処理概要を示すブロック図である。

【図 13 B】本発明の第 3 実施形態に係る医療支援システムの構成を示すブロック図である。

【図 14】本発明の第 3 実施形態に係る画像処理装置の機能構成を示すブロック図である。

【図 15】本発明の第 4 実施形態に係る医療支援システムの構成を示すブロック図である。

【図 16】本発明の第 4 実施形態に係る画像処理装置の機能構成を示すブロック図である。

【図 17】本発明の第 5 実施形態に係る医療支援システムの構成を示すブロック図である。

10

20

30

40

50

【図 18】本発明の医療支援システムの種々の構成例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下に、図面を参照して、本発明の実施の形態について例示的に詳しく説明する。ただし、以下の実施の形態に記載されている構成要素は単なる例示であり、本発明の技術範囲をそれらのみに限定する趣旨のものではない。なお、本明細書で使用する「部位」は、生体内部の全体あるいはその一部を表わし、例えば、下腹部などの広い範囲から肺、肝臓、胃などの内臓器官やその病巣部分、あるいは血管やリンパ線、神経の一部などの狭い範囲までを表現する文言である。

【0014】

10

[第1実施形態]

本発明の第1実施形態としての医療支援システム100について、図1を用いて説明する。医療支援システム100は、患者体内の3次元部位モデルを表示して医療を支援するシステムである。

【0015】

図1に示すように、医療支援システム100は、部位モデル生成部110と、第1特徴点抽出部120と、超音波モデル生成部130と、第2特徴点抽出部140と、変形部150と、表示部160と、を含む。部位モデル生成部110は、患者101の断層撮影画像群に基づいて、3次元部位モデル111のデータを生成する。第1特徴点抽出部120は、3次元部位モデル111から、所定の特徴を有する複数の第1特徴点の位置情報を抽出する。超音波モデル生成部130は、患者101に対して超音波プローブ103を用いて取得した超音波データ104と、超音波データ104を取得した超音波プローブ103の位置および向きデータとを対応付けて蓄積し、超音波データ104と位置および向きデータとを用いて、3次元超音波モデル131のデータを生成する。第2特徴点抽出部140は、3次元超音波モデル131から、所定の特徴を有する複数の第2特徴点の位置情報を抽出する。変形部150は、複数の第1特徴点と複数の第2特徴点とが重なるように、3次元部位モデル111を変形する。表示部160は、変形部150により変形された3次元部位モデルの投影画像160を表示する。

20

【0016】

なお、変形部150は、3次元部位モデル111を、各々が少なくとも1つの第1特徴点を含む複数の3次元領域に分割する分割領域生成部151と、複数の第1特徴点と複数の第2特徴点とが重なるように複数の3次元領域のそれぞれを位置調整し、位置調整された複数の3次元領域153を互いに連結する分割領域連結部152と、を有し、表示部160は、分割領域連結部152が連結した複数の3次元領域161を3次元部位モデルとして表示する。

30

【0017】

本実施形態によれば、超音波プローブにより取得した3次元超音波画像に対応して、断層撮影画像群に基づく3次元部位モデルを変換して表示することにより、患者の生体内部の実時間における部位の状態を容易に認識することができる。

【0018】

40

[第2実施形態]

次に、本発明の第2実施形態に係る医療支援システムについて説明する。本実施形態に係る医療支援システムは、CT画像やMRI画像から生成された3次元部位モデルデータの注目部位に含まれる3次元血管モデルの第1特徴点を抽出して、注目部位を、第1特徴点を含む領域に分割する。また、超音波プローブで取得した超音波画像データの注目部位に含まれる3次元血管モデルの第2特徴点を抽出する。そして、第2特徴点の3次元位置に第1特徴点の3次元位置を合わせるように分割領域を位置調整して連結することにより、3次元部位モデルデータを変換して3次元部位モデルを変形し、変形された3次元部位モデルを患者の生体に重なるように表示する。3次元部位モデルの詳細な変形が、さらに非剛体変形などにより行なわれてもよい。

50

【 0 0 1 9 】

また、患者の生体に重なるように表示するには、患者の生体に固定された光学マーカを撮像し、光学マーカの位置および向きに基づいた位置、形状および大きさの3次元部位モデルデータを生成する。光学マーカは、光学マーカ付きの磁気センサとして提供される。超音波プローブに固定された磁気センサおよび生体に固定された磁気センサから超音波プローブの正確な位置および向きを検出する。3次元部位モデルは、オブティカルシースルー型のヘッドマウンティンディスプレイ（以下、HMD：Head Mounted Display）に表示される。なお、本実施形態においては、光学マーカや磁気センサを患者の生体に固定した例を示したが、手術中に開腹している場合は、手術対象臓器に直接、光学マーカや磁気センサを固定して、より正確な位置を算出することもできる。

10

【 0 0 2 0 】

《医療支援システム》

図2A、図2B、図2Cおよび図3を参照して、本実施形態の医療支援システムの構成および動作について説明する。

【 0 0 2 1 】

(システム概要)

図2Aは、本実施形態に係る医療支援システム200の概要を示す図である。

【 0 0 2 2 】

医療支援システム200においては、コンピュータ断層撮影画像の1つであるCT画像210から生成した、例えば、STL(Standard Triangulated Language)形式の3次元モデルデータで表わされた3次元部位モデルや3次元部位モデルから抽出された3次元血管モデルなどから、モデルの特徴を表わす3次元座標上に配置された第1特徴点群240を抽出する。なお、第1特徴点群240は、3次元モデルデータにおいて生体組織の特徴ある位置を表わすものであれば限定されないが、例えば、血管の枝分かれ点における、枝分かれ数や枝分かれベクトル、あるいは全体のパターンが特有の点を第1特徴点としてよい。次に、第1特徴点群240から少なくとも1つ、望ましくは少なくとも3つの隣接した第1特徴点を含む領域への分割処理260を行なう。なお、第1特徴点が領域の分割面や分割点にあるのが、分割領域の連結が容易であり望ましい。

20

【 0 0 2 3 】

一方、診察室や手術室230において、位置検出用器具（例えば、磁気センサ）を用いて位置判定された超音波プローブ203により実時間取得した時系列の2次元超音波画像群220から、あるいは、3次元超音波画像から3次元血管モデルを生成し、モデルの特徴を表わす3次元座標上に配置された第2特徴点群250を抽出する。なお、第2特徴点群250も、3次元超音波画像データにおいて生体組織の特徴ある位置を表わすものであれば限定されないが、第1特徴点と同様の、血管の枝分かれ点における、枝分かれ数や枝分かれベクトル、あるいは全体のパターンが特有の点を第2特徴点とするのが望ましい。ここで、超音波プローブ203の位置検出用器具は、診察や手術中に医師などにより遮断される光学マーカよりも、遮断されることがない磁気センサが望ましい。

30

【 0 0 2 4 】

そして、医療支援システム200においては、第1特徴点と第2特徴点との3次元マッチングが行なわれ、第1特徴点群240が第2特徴点群250に重なるように、分割領域が位置調整されて連結されることによって、3次元モデルデータの変形が行なわれる。なお、3次元モデルデータの変形は、さらに分割領域や連結後の3次元部位モデルの非剛性変形を含んでもよい。

40

【 0 0 2 5 】

次に、医療支援システム200においては、実時間に生体201上に固定した位置検出用器具を用いて計測された、生体と3次元画像データに基づく3次元部位モデルとの位置関係に基づき、実時間の超音波画像に対応して変形された3次元部位モデル270を生体内部にあるように調整して3次元表示する。なお、3次元部位モデル270の3次元表示をする表示部は、オブティカルシースルー型HMDが望ましく、医師はHMDの表示画面

50

上の３次元部位モデルの先に実際の生体を目視する。ここで、生体上の位置検出用器具は、生体と３次元部位モデルの表示との位置関係を高い精度で得るための光学マーカ付きの磁気センサが望ましい。

【００２６】

図２Ｂは、本実施形態に係る第１特徴点群２４０および第２特徴点群２５０の抽出処理の概要を示す図である。なお、図２Ｂにおいては第１特徴点群２４０の抽出を代表して説明するが、第２特徴点群２５０の抽出も同様である。

【００２７】

取得した３次元血管画像２４１に対して、まず、各血管画像の中心線（芯線）２４２を抽出する。次に、複数の芯線２４２の分岐点や変曲点などの特徴点２４３を抽出して、分割処理２６０に使用する。

【００２８】

（システム構成）

図２Ｃは、本実施形態に係る医療支援システム２００の構成を示すブロック図である。

【００２９】

医療支援システム２００は、ＣＴ装置２１１と、３次元モデル生成装置２１２と、画像処理装置２８０と、診察室や手術室２３０に配置された診察／手術器具群と、を備える。

【００３０】

ＣＴ装置２１１は、患者２０１のコンピュータ断層撮影画像をあらかじめ取得する。なお、取得された目的の臓器に対して生成した３次元ＣＴ画像は、ＳＴＬ形式などの３次元データに変換するのが望ましい。３次元データの範囲に限定はないが、患者２０１の注目器官単位であることが望ましい。３次元モデル生成装置２１２は、ＣＴ装置２１１からのコンピュータ断層撮影画像群から、例えば３次元血管モデルを含む３次元部位モデルを生成して、画像処理装置２８０に渡す。なお、図２Ｃの画像処理装置２８０では、ＣＴ装置２１１によるコンピュータ断層撮影画像群に基づく３次元部位モデルの取得としたが、ＭＲＩ装置であっても他のコンピュータ断層撮影装置に基づく３次元部位モデルであってもよい。また、３次元部位モデルのデータは、患者２０１の生体内部の生体組織の構成あるいは器官や患部の構成を表わすものであれば、ＳＴＬ形式に限定されない。なお、本実施形態においては、画像処理装置２８０が、外部の３次元モデル生成装置２１２で生成された３次元部位モデルのデータを取得する場合を示すが、画像処理装置２８０が３次元モデル生成装置２１２の機能を含む構成であってもよい。

【００３１】

一方、診察室や手術室２３０の診察／手術器具群としては、超音波プローブ２０３と、磁気センサ２３１と、光学マーカ付き磁気センサ２９３と、Ｗｅｂカメラ２９４と、ＨＭＤ２９５と、を有する。なお、Ｗｅｂカメラ２９４とＨＭＤ２９５とは、オプティカルシースルー型ＨＭＤとして一体化されている。超音波プローブ２０３は、実時間の診察中あるいは手術中に、患者２０１から超音波画像を取得する。磁気センサ２３１は、超音波プローブ２０３上に配置されて、超音波プローブ２０３の位置を検出する。光学マーカ付き磁気センサ２９３は、患者２０１に配置されて、磁気センサにより光学マーカの位置を検出し、光学マーカは患者２０１の生体とＷｅｂカメラ２９４との位置関係を判定するために使用される。Ｗｅｂカメラ２９４は、光学マーカ付き磁気センサ２９３の光学マーカを撮像して、患者２０１の生体とＷｅｂカメラ２９４との位置関係を判定する。なお、患者２０１の生体とＷｅｂカメラ２９４との位置関係を測定するためにＨＭＤに磁気センサを取り付けてもよい。ＨＭＤ２９５は、超音波画像に合致するように変形された３次元データで表わされる３次元モデルを、医師２０２が目視する患者２０１の位置に表示する。

【００３２】

画像処理装置２８０は、３次元データで表わされる３次元部位モデルを、磁気センサ２３１の検出信号によって位置および向きを判定した超音波プローブ２０３が取得した超音波画像に合致するように変形する。かかる変形には、３次元部位モデルを血管の分岐点などの特徴点に基づき領域に分割する分割処理と、超音波画像の特徴点に合致するように分

10

20

30

40

50

割領域を連結する連結処理とが含まれる。次に、画像処理装置 280 は、光学マーカ付き磁気センサ 293 の磁気センサの検出信号と光学マーカを撮像した Web カメラ 294 の画像データによって、患者 201 の位置および向きと、患者 201 と HMD 295 との位置関係とを算出する。なお、Web カメラ 294 と HMD 295 との位置関係は一体の HMD として固定されている。そして、画像処理装置 280 は、変形した 3 次元部位モデルが患者 201 の生体内部の正確な位置にあるように 3 次元表示データを生成して、HMD 295 に 3 次元表示させる。このように生体にセンサを固定するメリットは、生体が動いた時でも正確に 3 次元位置を推定することができることである。

【0033】

(動作手順)

図 3 は、本実施形態に係る医療支援システム 200 の動作手順を示すシーケンス図である。

【0034】

CT 装置 211 は、ステップ S301 において、患者 201 のコンピュータ断層撮影画像群を取得する。3 次元モデル生成装置 212 は、ステップ S302 において、コンピュータ断層撮影画像群から肝臓などの部位あるいはその血管を抜き出して 3 次元表示する、3 次元部位モデルデータを生成して、画像処理装置 280 に送信する。画像処理装置 280 は、ステップ S303 において、3 次元モデル生成装置 212 から 3 次元部位モデルデータを受信する。画像処理装置 280 は、ステップ S305 において、3 次元血管モデルのような 3 次元部位モデルに基づいて第 1 特徴点群を抽出する。そして、画像処理装置 280 は、ステップ S307 において、3 次元部位モデルを、少なくとも 1 つの第 1 特徴点を含む 3 次元領域に分割して保持する。

【0035】

ステップ S309 において、磁気センサ 231 は超音波プローブ 203 の位置および向きを取得して画像処理装置 280 に送信し、超音波プローブ 203 はその時の超音波信号を取得して画像処理装置 280 に送信する。画像処理装置 280 は、ステップ S311 において、複数の継時的な位置情報と超音波信号とに基づいて超音波の 2 次元データを蓄積した後に、例えば血管モデルを示す 3 次元超音波モデルデータを生成する。次に、画像処理装置 280 は、ステップ S313 において、血管モデルを示す 3 次元超音波モデルデータに基づいて第 2 特徴点群を抽出する。

【0036】

さらに、画像処理装置 280 は、ステップ S315 において、第 1 特徴点群が第 2 特徴点群に合致するように、3 次元部位モデルから生成した分割領域を位置変換する。そして、画像処理装置 280 は、位置変換した分割領域を連結する。なお、分割領域の連結を正確にするためには、第 1 特徴点を分割領域の面や稜線あるいは頂点などに含むのが望ましい。

【0037】

光学マーカ付きの磁気センサ 293 の磁気センサは、ステップ S317 において、配置した患者 201 の生体の位置および向きを取得して、画像処理装置 280 に送信する。また、Web カメラ 294 は、ステップ S319 において、光学マーカ付きの磁気センサ 293 の光学マーカを撮像して、光学マーカの撮像データを画像処理装置 280 に送信する。画像処理装置 280 は、ステップ S321 において、光学マーカの撮像データから生体と表示部である HMD 295 との位置関係（距離と向き）を算出する。

【0038】

なお、光学マーカ付きの磁気センサ 293 と超音波プローブ 203 の磁気センサ 231 とにより、超音波プローブ 203 の位置をより正確に検出することができる。すなわち、超音波プローブ 203 に光学マーカを配置することにより正確な位置を検出できるが、光学マーカがカメラの視界から隠れないことが条件となる。本実施形態においては、超音波プローブ 203 に磁気センサ 231 を配置して、超音波プローブ 203 を自由に移動することを可能にした。しかしながら、光学マーカに比較して正確性が低下するので、光学マ

10

20

30

40

50

ーカ付きの磁気センサ 293 を生体 201 に配置することで、正確さを確保する。したがって、HMD 295 に磁気センサを取り付けた場合は HMD 295 と超音波プローブ 203 との位置関係が検出できるので、カメラによる撮像の必要はない。

【0039】

そして、画像処理装置 280 は、ステップ S323 において、分割領域の連結により変形した 3 次元部位モデルを、患者 201 の生体内部にあるかのように表示する表示データを生成して、HMD 295 に送信する。HMD 295 は、ステップ S325 において、受信した表示データにより 3 次元部位モデルを患者 201 の生体内部にあるかのように表示する。

【0040】

《画像処理装置の機能構成》

図 4 は、本実施形態に係る画像処理装置 280 の機能構成を示すブロック図である。

【0041】

画像処理装置 280 は、3 次元部位モデル受信部 411 と、第 1 特徴点抽出部 412 と、分割領域生成部 424 と、を備える。また、画像処理装置 280 は、通信制御部 413 と、磁気信号受信部 414 と、超音波プローブ位置検出部 415 と、超音波信号受信部 416 と、超音波モデルデータ生成部 417 と、第 2 特徴点抽出部 418 と、を備える。さらに、画像処理装置 280 は、磁気信号受信部 419 と、患者位置検出部 420 と、光学マーカ画像受信部 421 と、HMD 位置算出部 422 と、表示画像生成部 423 と、表示画像送信部 425 と、を備える。表示画像生成部 423 は、分割領域マッチング部 431 と、分割領域連結部 432 と、HMD 画像生成部 433 と、を含む。

【0042】

3 次元部位モデル受信部 411 は、外部の 3 次元モデル生成装置 212 においてコンピュータ断層撮影画像群から生成した血管モデルなどの 3 次元部位モデルを受信する。3 次元部位モデルの受信は、記憶媒体を介してもよいし、通信制御部 413 を介してもよい。なお、断層画像からの STL データなどの 3 次元データの生成を画像処理装置 280 で実行する場合は、画像処理装置 280 は STL データ生成部を有する。第 1 特徴点抽出部 412 は、血管モデルなどの 3 次元部位モデルから第 1 特徴点を抽出する。分割領域生成部 424 は、STL データなどで表わされた 3 次元部位モデルを、近接する第 1 特徴点を含む 3 次元の小領域に分割する。なお、各分割領域には少なくとも 1 つの第 1 特徴点が含まれる。分割領域の超音波画像の第 2 特徴点とのマッチングによる位置変換のためには、各分割領域には少なくとも 3 つの第 1 特徴点が含まれるのが望ましい。さらに、分割領域の連結を容易にするために、第 1 特徴点が各分割領域の面、稜線、頂点にあるよう分割するのが望ましい。

【0043】

通信制御部 413 は、診察 / 手術器具群 290 に含まれる各器具との情報交換を行なう。なお、診察室や手術室 230 の診察 / 手術器具群との通信は有線であっても無線であってもよいが、無線通信であるのが望ましい。磁気信号受信部 414 は、通信制御部 413 を介して、超音波プローブ 203 に配置した磁気センサ 231 からの磁気検出信号を受信する。超音波プローブ位置検出部 415 は、磁気センサ 231 からの磁気検出信号に基づいて、超音波プローブ 203 の位置および向きを検出する。詳細には、磁気検出信号に基づく磁気センサ 231 による位置および向きの検出は、磁場発生装置（不図示）と、コントローラ部（不図示）と、磁気センサ 231 と、を含む位置検出システムにおいて、コントローラ部で向きと座標を算出して送信する構成となっている。なお、磁気センサ 231 が磁気検出信号から位置および向きを検出するための記憶部を有する場合は、磁気センサ 231 から位置および向きを示すデータ（例えば、座標とベクトル）を受信してもよい。超音波信号受信部 416 は、通信制御部 413 を介して、超音波プローブ 203 から超音波信号を受信する。なお、超音波信号受信部 416 は、超音波プローブ 203 が超音波信号から超音波画像データを生成する機能を有する場合には、超音波画像データを受信してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 4 】

超音波モデルデータ生成部 4 1 7 は、超音波信号受信部 4 1 6 が受信した超音波信号を、超音波プローブ位置検出部 4 1 5 が検出した超音波プローブ 2 0 3 の位置および向きに対応して、3次元座標の超音波モデルデータを生成する。なお、超音波モデルデータ生成部 4 1 7 は、超音波プローブ 2 0 3 が取得した各断面画像を3次元に接続して3次元超音波モデルデータを生成する。本実施形態では、超音波プローブ 2 0 3 が取得した各断面画像から血管などの構造物を抽出して、それらを3次元に接続して3次元超音波モデルデータを生成する。第2特徴点抽出部 4 1 8 は、超音波モデルデータ生成部 4 1 7 が生成した血管モデルなどの3次元超音波モデルデータから、例えば血管の枝分かれなどの第2特徴点を抽出する。

10

【 0 0 4 5 】

磁気信号受信部 4 1 9 は、通信制御部 4 1 3 を介して、光学マーカ付き磁気センサ 2 9 3 から磁気検出信号を受信する。なお、光学マーカ付き磁気センサ 2 9 3 が磁気検出信号から位置および向きを検出するための記憶部を有する場合は、位置および向きを示すデータ（例えば、座標とベクトル）を受信してもよい。患者位置検出部 4 2 0 は、光学マーカ付き磁気センサ 2 9 3 からの磁気検出信号に基づいて、患者 2 0 1 の位置および向きを検出する。詳細には、磁気検出信号に基づく光学マーカ付き磁気センサ 2 9 3 による位置および向きの検出は、磁場発生装置（不図示）と、コントローラ部（不図示）と、磁気センサ 2 9 3 と、を含む位置検出システムにおいて、コントローラ部で向きと座標を算出して送信する構成となっている。

20

【 0 0 4 6 】

光学マーカ画像受信部 4 2 1 は、通信制御部 4 1 3 を介して、HMD 2 9 5 に設置されたWebカメラ 2 9 4 が撮像した光学マーカ付き磁気センサ 2 9 3 の光学マーカの撮影画像を受信する。HMD位置算出部 4 2 2 は、光学マーカ画像受信部 4 2 1 が受信した光学マーカの撮影画像に基づいて、HMD 2 9 5 と患者 2 0 1 との位置関係を算出する。なお、前述のように、HMD 2 9 5 に位置判定用の磁気センサを配置すれば、光学マーカの撮影画像に基づくHMD 2 9 5 と患者 2 0 1 との位置関係の算出はなくてもよい。

【 0 0 4 7 】

表示画像生成部 4 2 3 の分割領域マッチング部 4 3 1 は、分割領域生成部 4 2 4 が生成した各分割領域に含まれる第1特徴点と第2特徴点抽出部 4 1 8 が抽出した第2特徴点とをマッチングして、互いの特徴点が合致するように各分割領域を移動および回転する。そして、分割領域連結部 4 3 2 は、各分割領域を第1特徴点により連結して、3次元超音波画像に合致するように変形された、STLデータなどで表わされた3次元部位モデルを生成する。次に、HDM画像生成部 4 3 3 は、患者位置検出部 4 2 0 が検出した患者 2 0 1 の位置に変形した3次元部位モデルが重なるように、HMD位置算出部 4 2 2 で算出したHMD位置に3次元表示するための画像データを生成する。すなわち、計測されたHMD 2 9 5 の位置から観察した時に、患者 2 0 1 の生体に重なる3次元部位モデルがどのように見えるかを計算した3次元画像を生成する。表示画像送信部 4 2 5 は、HMD画像生成部 4 3 3 が生成した患者 2 0 1 の位置に重なる画像データを、通信制御部 4 1 3 を介して、HMD 2 9 5 に表示すべく送信する。

30

【 0 0 4 8 】

（分割領域テーブル）

図5は、本実施形態に係る分割領域テーブル500の構成を示す図である。分割領域テーブル500は、コンピュータ断層撮影画像の1つであるCT画像から3次元形式の血管モデルなどの部位モデルデータから抽出した第1特徴点と、第1特徴点を含む分割領域とを保持するテーブルである。なお、分割領域テーブル500の構成は、図5に限定されない。また、図5においては、血管の枝分かれ場所を第1特徴点とする例を示すが、これに限定されず固有の特徴を表わす場所であればよい。

40

【 0 0 4 9 】

分割領域テーブル500は、複数断層のCTデータから生成され、受信したSTL形式

50

などの３次元部位モデルデータ５０１と、３次元部位モデルデータ５０１に含まれる３次元血管モデルデータ５０２と、血管の芯線を抽出した血管芯線５０３と、を記憶する。なお、本例では、抽象化して普遍的な特徴を考慮するため、血管芯線５０３に基づき特徴点を抽出するが、特徴点がある特徴がマッチング可能な程度に不変であれば、血管の太さの比率などを考慮してもよい。なお、受信した３次元部位モデルデータ５０１が、血管のみを抜き出したＳＴＬファイルであってもよい。

【００５０】

分割領域テーブル５００は、本例の第１特徴点データ５０４として、血管芯線５０３のパターンから、枝分かれ点の特徴点として、枝分かれＩＤと、枝分かれ特徴データと、特徴点の３次元位置データと、を記憶する。枝分かれ特徴データとしては、枝分かれ数５１１、各枝分かれの始点と方向を示す枝分かれベクトル５１２、全体の枝分かれをパターン化した枝分かれパターン５１３、その他の例えば血流方向など５１４、の少なくともいずれかを記憶する。枝分かれ特徴データは、特徴ＩＤ５１５としてあらかじめ類別されていてもよい。第１特徴点データ５０４は、図５に限定されない。マッチングにおける信頼性を高めるデータを加え、信頼性を低めるデータを除くことができる。

10

【００５１】

分割領域テーブル５００は、第１特徴点を含む分割領域を識別する分割領域ＩＤ５０５と、分割領域データ５０６と、を記憶する。ここで、分割領域データ５０６としては、第１特徴点以外の血管データや、分割領域の形状データ、重心データなどが含まれる。なお、図５においては、分割領域が、３つの第１特徴点、あるいは、４つの第１特徴点、を含む場合を例に図示しているが、分割領域が含む第１特徴点の数には限定はない。また、隣接する分割領域は、面や稜線、頂点に共通の第１特徴点を有するように生成することで、連結処理が容易となる。

20

【００５２】

（超音波画像テーブル）

図６Ａは、本実施形態に係る超音波画像テーブル６１０の構成を示す図である。超音波画像テーブル６１０は、超音波プローブ２９１から受信した超音波信号から超音波プローブ２９１の位置および向きを考慮した３次元の超音波モデルデータを生成するために使用される。

30

【００５３】

超音波画像テーブル６１０は、超音波画像データＩＤ６１１、患者ＩＤと患部とを含む患者情報６１２、取得日時（タイムスタンプ）６１３、に対応つけて、超音波プローブ２０３の形式に対応した取得パラメータ６１４と、取得パラメータ６１４により処理された受信した超音波画像データ６１５と、を記憶する。

【００５４】

また、超音波画像テーブル６１０は、磁気センサ２３１および磁気センサ２９３からの磁気センサ相対信号６１６と、磁気センサ相対信号６１６から検出した超音波プローブ２０３の位置および向きを示す超音波プローブの３次元位置データ６１７と、を記憶する。ここで、磁気センサ２３１および磁気センサ２９３からの磁気センサ相対信号６１６により超音波プローブ２０３の位置および向きを検出するのは、磁気センサ２３１による超音波プローブ２０３の位置情報だけでは、生体が動いた時に３次元位置がずれるためである。そのため、超音波プローブ２０３の位置および向きは、生体につけた磁気センサ２９３からの相対的な位置と方向として記録する。

40

【００５５】

そして、超音波画像テーブル６１０は、超音波プローブ２０３の位置および向きに対応して受信した超音波画像データ６１５を３次元座標変換した、３次元の超音波画像データ６１８を記憶する。さらに、各スキャンに対応する３次元の超音波画像データ６１８を接続した患者の器官単位あるいは患部単位の３次元超音波モデルデータ６１９を生成して記憶する。

【００５６】

50

(第2特徴点テーブル)

図6Bは、本実施形態に係る第2特徴点テーブル620の構成を示す図である。第2特徴点テーブル620は、超音波画像データ618から抽出した特徴点を保持するテーブルである。なお、第2特徴点テーブル620の構成は、図6Bに限定されない。また、図6Bにおいては、血管の枝分かれ場所を特徴点とする例を示すが、これに限定されず固有の特徴を表わす場所であればよいが、第1特徴点と共通の特徴であるのが望ましい。

【0057】

第2特徴点テーブル620は、超音波画像テーブル610の超音波画像データID611および超音波画像データ618に対応付けて、血管部位抽出画像データ621を記憶する。なお、血管部位抽出は、超音波画像データ618の2値化および輪郭抽出、そして環状輪郭の選別などにより行なわれる。

10

【0058】

また、第2特徴点テーブル620は、血管部位抽出画像データ621を接続することで抽出される血管モデルデータ622と、血管の芯線を抽出した血管芯線623と、を記憶する。なお、本例では、抽象化して普遍的な特徴を考慮するため、血管芯線623により特徴点を抽出するが、特徴点がある特徴がマッチング可能な程度に不変であれば、血管の太さの比率などを考慮してもよい。

【0059】

そして、第2特徴点テーブル620は、本例の第2特徴点データ624として、血管芯線623のパターンから、枝分かれ点を特徴点として、枝分かれIDと、枝分かれ特徴データと、特徴点の3次元位置データと、を記憶する。枝分かれ特徴データについては、図5と同様であるので、詳細な説明を省略する。

20

【0060】

《表示画像生成部》

図7Aは、本実施形態に係る表示画像生成部423の機能構成を示すブロック図である。

【0061】

表示画像生成部423は、3次元部位モデル取得部701と、分割領域取得部702と、3次元部位モデル配置部703と、分割領域配置部704と、第2特徴点データ取得部705と、分割領域マッチング部431と、を備える。ここで、3次元部位モデル配置部703と、分割領域配置部704とが、分割領域連結部432に相当する。また、表示画像生成部423は、患者位置データ取得部707と、患者位置のモデル生成部708と、HMD位置データ取得部709と、HMD画像生成部433と、を備える。

30

【0062】

3次元部位モデル取得部701は、3次元部位モデル受信部411で受信された3次元血管モデルを含む3次元部位モデルを取得する。分割領域取得部702は、分割領域生成部424で生成された分割領域を取得する。3次元部位モデル配置部703は、分割領域の配置に対応付けて3次元部位モデル取得部701が取得した3次元部位モデルデータを位置調整して配置する。分割領域配置部704は、分割領域に含まれる第1特徴点と第2特徴点とのマッチングにより分割領域が3次元超音波画像に合致するように、分割領域を位置調整して配置する。第2特徴点データ取得部705は、第2特徴点抽出部418から抽出された第2特徴点データを取得する。分割領域マッチング部431は、分割領域に含まれる第1特徴点と第2特徴点とをマッチングし、位置調整された分割領域の第1特徴点データが第2特徴点データに合致するように、3次元部位モデル配置部703および分割領域配置部704に対して位置調整による変形をさせる。なお、位置調整による変形としては、分割領域の形状を維持した並行移動や回転移動、あるいは、サイズ変更が含まれる。さらに、分割領域の配置後の特徴点を合致させる形状変化を含んでもよい。

40

【0063】

患者位置データ取得部707は、患者位置検出部420から検出された患者位置データを取得する。患者位置のモデル生成部708は、分割領域連結部432において超音波画

50

像に合致されるように位置調整された３次元部位モデルから、患者位置に重なる３次元モデルを生成する。ＨＭＤ位置データ取得部７０９は、ＨＭＤ位置算出部４２２から算出されたＨＭＤ位置データを取得する。ＨＭＤ画像生成部７１０は、ＨＭＤ位置データに対応して、患者位置のモデル生成部７０８が生成したモデルから、患者の生体に重なって見えるようＨＭＤ２９５に３次元表示するＨＭＤ画像を生成して、表示画像送信部４２５に出力する。

【００６４】

（表示画像生成部の処理）

図７Ｂは、本実施形態に係る分割領域連結部４３２の処理７２０を説明する図である。なお、分割領域連結部４３２の処理７２０は、図７Ｂに限定されない。分割領域に含まれる第１特徴点が第２特徴点に合致するように、分割領域を位置調整することによって３次元部位モデルを変形する方式であればいずれの処理も適用可能である。

10

【００６５】

分割領域連結部４３２の処理７２０は、初期の３次元部位モデルから分割された分割領域データと分割領域に含まれる第１特徴点データとの組７２１から、分割領域の第１特徴点組と第２特徴点とのマッチングにより、サイズ変更や３次元の位置変換や方向変換をして分割領域を結合した３次元部位モデルデータ７２２への変換を含む。また、分割領域連結部４３２の処理７２０は、分割領域を結合した３次元部位モデルデータ７２２から生体の位置に合わせたサイズ調整データ７２３への変換を含む。

20

【００６６】

分割領域データと分割領域に含まれる第１特徴点データとの組７２１から、分割領域を結合した３次元部位モデルデータ７２２への変換は、第２特徴点データ７２６との分割領域マッチング７２４による分割領域の位置調整と連結を繰り返すことによって実現する。例えば、同一の特徴を有する第１特徴点と第２特徴点との最小２乗距離により、３次元超音波モデルに最も近いサイズや向きの分割領域に位置調整するが、他の方式も採用可能である。

【００６７】

次に、分割領域を結合した３次元部位モデルデータ７２２から生体の位置に合わせたサイズ調整データ７２３への変換は、患者位置データ取得部７０７により取得した生体位置７２７に重畳させるように、分割領域を結合した３次元部位モデルデータ７２２のサイズを変更する（７２５）。

30

【００６８】

図７Ｃは、本実施形態に係る分割領域連結テーブル７３０の構成および位置合わせ情報の例７４０を示す図である。

【００６９】

分割領域連結テーブル７３０は、分割領域連結部４３２において、分割領域を連結して３次元超音波画像に合致した３次元部位モデルを生成するために使用される。

【００７０】

分割領域連結テーブル７３０は、図５の分割領域テーブル５００の分割領域ＩＤ５０５と、分割領域データ５０６と、第１特徴点データ５０４と、を記憶する。分割領域連結テーブル７３０は、変更された分割領域のサイズ、方向および位置の現在値７３１と、現在値７３１に基づいて変更された第１特徴点データの変更位置７３２と、を記憶する。そして、分割領域連結テーブル７３０は、第１特徴点データの変更位置７３２と一致した第２特徴点データ７３３と、一致した第２特徴点データ７３３に基づいて、分割領域の連結位置７３４を記憶する。

40

【００７１】

また、位置合わせ情報の例７４０は、位置合わせの対象部位（臓器）において、特に、位置合わせの目標とすべき位置であり、マーカやセンサの配置位置、超音波プローブによる走査位置、を定めるために使用される。

【００７２】

50

位置合わせ用情報の例 7 4 0 は、位置合わせ対象部位 7 4 1 に対応付けて、位置合わせ用目標位置 7 4 2 と、その目標位置が有する条件 7 4 3 と、を記憶する。

【 0 0 7 3 】

なお、分割領域の位置調整と連結処理中、あるいは、連結処理後に合致を補う非剛性変形を組み合わせてもよい。その場合、材質パラメータに基づく変換行列により非剛性変形をして最適解を求める方式であっても、単純に同一の特徴を有する第 1 特徴点と第 2 特徴点との距離のズレを変形補正する方式であってもよい。なお、材質パラメータとしては、一般的な内臓の非剛性パラメータを用いてもよいが、各患者について、あるいは、患部について、非剛性パラメータを測定して用いるのが望ましい。

【 0 0 7 4 】

さらに、非剛性材質が含む特徴点を合致させる他の方式が採用されてもよい。例えば、非剛性材質についての変形を学習情報として蓄積しておき、それを利用する方式であってもよい。3次元モデルが肝臓、胃、脾臓など器官単位である場合は、それら器官の多数の変形例を学習しておき、患者特有の変形を少ないパラメータで表現することも可能である。

【 0 0 7 5 】

また、3次元部位を細かい格子状に特徴点を含む制御点を配置して、その制御点間を非剛体変形する方式でもよい。あるいは、B-Spline関数を利用した非剛体変形 (F F D : Free-form deformation) を用いて、空間的に滑らかで不規則な変形 (揺らぎ) を高精度に推定して、領域ベースの位置合わせを用いた超解像を行う方式であってもよい。

【 0 0 7 6 】

また、非剛体変形としては、アフィン変換や高次多項式を用いた変換も適用可能である。3次元モデルの合致評価としては、残差 2 乗和 (S S D : Sum of squared difference) のよるものや、正規化相互相関 (N C C : Normalized cross correlation) によるもの、相互情報量または正規化相互情報量 (M I : Mutual information) によるもの、などが考えられる。

【 0 0 7 7 】

また、MRI や X 線 CT で得られた解剖学的情報を持つ画像と、PET や SPECT などの機能的情報を持つ画像とを重ねることも行なわれており、その重ね合わせ技術も非剛体変形に適用可能である。

【 0 0 7 8 】

(表示データ生成テーブル)

図 8 は、本実施形態に係る表示データ生成テーブル 8 0 0 の構成を示す図である。表示データ生成テーブル 8 0 0 は、患者 2 0 1 から実時間で取得した超音波画像データに合致する 3 次元部位モデルを患者 2 0 1 に重なるように HMD 2 9 5 に表示するために使用するテーブルである。

【 0 0 7 9 】

表示データ生成テーブル 8 0 0 は、実時間を示すタイムスタンプ 8 0 1 に対応付けて、超音波プローブ位置情報 8 0 2 と、患者位置情報 8 0 3 と、HMD 位置情報 8 0 4 と、を記憶する。超音波プローブ位置情報 8 0 2 は、磁気センサ 2 9 2 の検出データと超音波プローブ 2 9 1 の位置データとを有する。患者位置情報 8 0 3 は、光学マーカ付き磁気センサ 2 9 3 の検出データと患者 2 0 1 の位置データとを有する。HMD 位置情報 8 0 4 は、光学マーカ付き磁気センサ 2 9 3 の光学マーカの画像データと HMD 位置データとを有する。

【 0 0 8 0 】

そして、表示データ生成テーブル 8 0 0 は、上記位置情報を参照して生成された HMD 表示情報 8 0 5 を記憶する。HMD 表示情報 8 0 5 は、上記位置情報を参照して生成された 3 次元部位モデルデータと、右目用 HMD 画像データと、左目用 HMD 画像データと、を含む。

【 0 0 8 1 】

10

20

30

40

50

《画像処理装置のハードウェア構成》

図 9 は、本実施形態に係る画像処理装置 280 のハードウェア構成を示すブロック図である。

【0082】

図 9 で、CPU 910 は演算制御用のプロセッサであり、プログラムを実行することで図 4 の画像処理装置 280 の機能構成部を実現する。ROM 920 は、初期データおよびプログラムなどの固定データおよびプログラムを記憶する。また、通信制御部 413 は、ネットワークを介して診察室や手術室 230 の診察 / 手術器具群や他の装置と通信する。なお、CPU 910 は 1 つに限定されず、複数の CPU であっても、あるいは画像処理用の GPU を含んでもよい。また、通信制御部 413 は、CPU 910 とは独立した CPU を有して、RAM 940 の領域に送受信データを書き込みあるいは読み出しするのが望ましい。また、RAM 940 とストレージ 950 との間でデータを転送する DMA C を設けるのが望ましい（図示なし）。さらに、入出力インタフェース 960 は、CPU 910 とは独立した CPU を有して、RAM 940 の領域に入出力データを書き込みあるいは読み出しするのが望ましい。したがって、CPU 910 は、RAM 940 にデータが受信あるいは転送されたことを認識してデータを処理する。また、CPU 910 は、処理結果を RAM 940 に準備し、後の送信あるいは転送は通信制御部 413 や DMA C、あるいは入出力インタフェース 960 に任せる。

【0083】

RAM 940 は、CPU 910 が一時記憶のワークエリアとして使用するランダムアクセスメモリである。RAM 940 には、本実施形態の実現に必要なデータを記憶する領域が確保されている。3次元部位モデルデータ 501 は、CT データから生成されて受信された 3次元 STL 形式の 3次元血管モデルを含む 3次元部位モデルデータである。第 1 特徴点データ 504 は、3次元部位モデルデータ 501 から抽出された第 1 特徴点のデータである。分割領域データ 506 は、第 1 特徴点データ 504 を含み、3次元部位モデルデータ 501 から分割された分割領域のデータである。超音波モデルデータ 619 は、超音波プローブ 203 で実時間に検出した超音波信号から生成された 3次元血管画像を含む 3次元画像データである。第 2 特徴点データ 624 は、超音波モデルデータ 619 から抽出された第 2 特徴点のデータである。分割領域マッチングテーブル 730 は、図 7C に示した、分割領域マッチング部 431 が、分割領域が含む第 1 特徴点と第 2 特徴点とのマッチングをして分割領域を連結するためのテーブルである。HMD 位置データ 804 は、Web カメラ 294 が撮像した光学マーカの画像に基づいて算出された HMD 295 の位置データである。表示画像データ 805 は、位置調整して連結した分割領域に基づく 3次元部位モデルを患者 201 に重ねて、HMD 295 に 3次元表示するために生成されたデータである。なお、RAM 940 の各データは、前出の図 5、図 6A、図 6B、図 7C、図 8 のようにテーブルとして記憶されてもよい。

【0084】

ストレージ 950 には、データベースや各種のパラメータ、あるいは本実施形態の実現に必要な以下のデータまたはプログラムが記憶されている。特徴点抽出アルゴリズム 951 は、第 1 特徴点あるいは第 2 特徴点を抽出するためのアルゴリズムである。領域分割アルゴリズム 952 は、第 1 特徴点を含む小領域に 3次元部位モデルを分割するためのアルゴリズムである。分割領域マッチングアルゴリズム 953 は、第 1 特徴点を含む分割領域を第 2 特徴点に合致させるためのアルゴリズムである。

【0085】

ストレージ 950 には、以下のプログラムが格納される。画像処理プログラム 955 は、本画像処理装置 280 の全体を制御するプログラムである。特徴点抽出モジュール 956 は、特徴点抽出アルゴリズム 951 に従って第 1 特徴点あるいは第 2 特徴点を抽出するモジュールである。領域分割モジュール 957 は、領域分割アルゴリズム 952 に従って第 1 特徴点を含む分割領域を生成するモジュールである。分割領域マッチングモジュール 958 は、分割領域マッチングアルゴリズム 953 に従って分割領域が含む第 1 特徴点を

第2特徴点に合致させるように分割領域を位置調整して連結するモジュールである。表示画像生成モジュール959は、変形された3次元部位モデルを表わすSTLデータを患者201の生体内部にあるように、HMD295に3次元表示する表示画像を生成するモジュールである。

【0086】

入出力インタフェース960は、入出力機器との入出力データをインタフェースする。入出力インタフェース960には、必要であれば、表示部961、操作部962、が接続される。なお、診察/手術器具群を有線接続する場合は、診察/手術器具群に含まれる磁気センサ231付きの超音波プローブ203や、光学マーカ付き磁気センサ293、Webカメラ294、HMD295が入出力インタフェース960に接続される。また、入出力インタフェース960には、必要であれば、音声入出力部や、GPS位置判定部が接続されてもよい。

【0087】

なお、図9のRAM940やストレージ950には、画像処理装置280が有する汎用の機能や他の実現可能な機能に関連するプログラムやデータは図示されていない。

【0088】

《画像処理装置の処理手順》

図10は、本実施形態に係る画像処理装置280の処理手順を示すフローチャートである。このフローチャートは、図9のCPU910がRAM940を使用して実行し、図4および図7Aの機能構成部を実現する。

【0089】

画像処理装置280は、ステップS1001において、外部の3次元モデル生成装置212から3次元血管モデルを含む3次元部位モデルデータを受信する。なお、画像処理装置280内部でCTデータからSTLデータを生成する場合は、CTデータを受信してSTLデータを生成した後、3次元部位モデルデータを生成する。画像処理装置280は、ステップS1003において、3次元部位モデルデータに基づいて第1特徴点抽出処理を実行する。画像処理装置280は、ステップS1005において、例えばSTL形式で表わされる3次元部位モデルを、第1特徴点を含む小領域への領域分割処理を実行する。

【0090】

画像処理装置280は、ステップS1007において、超音波プローブ203からの超音波画像データおよび磁気センサ231および磁気センサ293からの磁気センサ位置(超音波プローブ位置)を取得する。そして、画像処理装置280は、ステップS1009において、各超音波プローブ203の位置と超音波画像データとを蓄積して、3次元超音波モデルデータを生成する。画像処理装置280は、ステップ1011において、3次元超音波モデルデータに基づいて第2特徴点抽出処理を実行する。

【0091】

画像処理装置280は、ステップS1013において、分割領域に含まれる第1特徴点と第2特徴点とのマッチングを行ない、分割領域の第1特徴点が第2特徴点に合致するかどうかを判定する。分割領域の第1特徴点が第2特徴点に合致しない場合、画像処理装置280は、ステップS1015において、分割領域の位置調整を行ない、第1特徴点を調整する。STL形式の分割領域データの場合は、STLデータの変換を行なう。このように、分割領域の第1特徴点と第2特徴点とのマッチングを繰り返す。

【0092】

分割領域の第1特徴点が第2特徴点に合致する場合、画像処理装置280は、ステップS1017において、分割領域を他の分割領域と連結する。そして、画像処理装置280は、ステップS1019において、ステップS1005で分割された小領域の連結が完了したか否かを判定する。分割領域の連結が完了していない場合、画像処理装置280は、ステップS1013に戻って、次の分割領域について分割領域の位置調整と連結処理を継続する。

【0093】

10

20

30

40

50

分割領域の連結が完了すると、3次元超音波モデルに対応する3次元部位モデルが生成されているので、画像処理装置280は、ステップS1021において、患者201に配置した光学マーカ付き磁気センサ293から磁気センサ位置（患者位置）を取得して、患者201の生体内部に、分割処理と連結処理とにより変形した3次元部位モデルを表示するように調整する。次に、画像処理装置280は、ステップS1023において、Webカメラ294から光学マーカ付き磁気センサ293の光学マーカ画像を取得する。そして、画像処理装置280は、光学マーカ画像から患者201とHMD295との位置関係を算出して、分割処理と連結処理とにより変形した3次元部位モデルが患者目視と重なるように、HMD295の表示データを生成して出力する。

【0094】

画像処理装置280は、ステップS1025において、患者201の生体内部への3次元部位モデルの表示の終了か否かを判定する。3次元部位モデルの表示の終了でなければ、画像処理装置280は、ステップS1021に戻って、超音波画像に位置合わせした3次元部位モデルの患者201の生体内部への表示を実時間に繰り返す。そして、例えば、肝臓の形が変形した時には、もう一度、超音波を使ったスキャンをして、新たな位置合わせを行う。すなわち、肝臓の形が変わらなければ、超音波によるスキャンなしで肝臓の観察を続ける。

【0095】

（特徴点抽出処理）

図11は、本実施形態に係る特徴点抽出処理（S1003 / S1011）の手順を示すフローチャートである。

【0096】

画像処理装置280は、ステップS1111において、対象とする3次元モデルデータを取得する。第1特徴点抽出処理（S1003）の場合は、対象とする3次元モデルデータは3次元部位モデルデータであり、第2特徴点抽出処理（S1011）の場合は、対象とする3次元モデルデータは超音波モデルデータである。画像処理装置280は、ステップS1113において、取得した3次元モデルデータから血管モデルデータを抽出する。なお、第1特徴点抽出処理（S1003）の場合、あらかじめ血管モデルデータが取得されていれば、ステップS1113は必要ない。

【0097】

画像処理装置280は、ステップS1115において、血管モデルデータに基づいて血管芯線を抽出して、抽象化された血管パターンを生成する。次に、画像処理装置280は、ステップS1117において、血管芯線のパターンに基づき、血管の枝分かれ点を特徴点として抽出する。そして、画像処理装置280は、ステップS1119において、枝分かれ点の特徴データおよびその3次元位置との組を比較可能に格納する。

【0098】

（領域分割処理）

図12は、本実施形態に係る領域分割処理（S1005）の手順を示すフローチャートである。

【0099】

画像処理装置280は、ステップS1201において、本例では、血管芯線において少なくとも3つの枝分かれ点を第1特徴点として含む領域に、3次元部位モデルを分割する。次に、画像処理装置280は、ステップS1203において、各分割領域に識別子（ID）を付与する。そして、画像処理装置280は、ステップS1205において、分割領域IDに対応付けて第1特徴点組を記憶する。

【0100】

なお、本実施形態においては、オプティカルシースルー型HMDへの変形された3次元部位モデルの表示を示したが、Webカメラ294で撮像した患者の生体画像に、変形された3次元部位モデルを重ねて、ビデオスルー型HMDやモニタ、あるいは、携帯端末などに表示してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 1 】

本実施形態によれば、３次元超音波モデルに対応して変形された３次元部位モデルを患者の生体に重ねて表示するので、患者の生体内部の実時間における部位の状態を、生体内部の正確な位置において認識することができる。

【 0 1 0 2 】

〔 第 3 実施形態 〕

次に、本発明の第 3 実施形態に係る医療支援システムについて説明する。本実施形態に係る医療支援システムは、上記第 2 実施形態と比べると、ＣＴ画像などから得た３次元部位モデルを超音波画像に対応して変形して、腹腔鏡により観察する内部画像に重畳して表示する点で異なる。その他の構成および動作は、第 2 実施形態と同様であるため、同じ構成および動作については同じ符号を付してその詳しい説明を省略する。

10

【 0 1 0 3 】

《 医療支援システムの構成 》

図 1 3 A および図 1 3 B を参照して、本実施形態の医療支援システムの構成および動作について説明する。

【 0 1 0 4 】

(システム概要)

図 1 3 A は、本実施形態に係る医療支援システム 1 3 0 0 の処理概要を示すブロック図である。なお、図 1 3 A において、図 2 A と同様の構成要素には同じ参照番号を付して、説明を省略する。

20

【 0 1 0 5 】

医療支援システム 1 3 0 0 においては、棒状の超音波プローブ 1 3 0 3 を体内に挿入し、腹腔鏡 1 3 9 1 で観察している部位周囲の超音波画像を取得する。また、手術室 1 3 3 0 において実時間に生体内部を観察する腹腔鏡 1 3 9 1 に固定した位置検出用器具を用いて、腹腔鏡 1 3 9 1 の観察画像と実時間の超音波画像に対応して変形された３次元部位モデルとの位置関係が計測される。そして、計測された位置関係に基づき、３次元部位モデルを調整して、腹腔鏡 1 3 9 1 の観察画像に重畳して３次元表示 1 3 7 0 をする。図 1 3 A では、３次元表示 1 3 7 0 において、腹腔鏡 1 3 9 1 の観察画像である点描の肝臓画像 1 3 7 2 に重畳した部位モデルとして血管モデル 1 3 7 1 を分かり易く示しているが、実際には腹腔鏡 1 3 9 1 では観察できない組織内部の結果が重畳表示される。なお、腹腔鏡 1 3 9 1 の観察画像に重畳して３次元部位モデルの３次元表示をする表示部は、携帯端末やモニタ、あるいは、ビデオスルー型 H M D が望ましい。ここで、位置検出用器具は、腹腔鏡 1 3 9 1 の先端に固定した磁気センサが使用される。また、観察画像と３次元部位モデルの表示との位置関係を高い精度で得るためには、臓器に光学マーカを固定するのが望ましい。

30

【 0 1 0 6 】

(システム構成)

図 1 3 B は、本実施形態に係る医療支援システム 1 3 0 0 の構成を示すブロック図である。なお、図 1 3 B において、図 2 B と同様の構成要素には同じ参照番号を付して、説明を省略する。

40

【 0 1 0 7 】

医療支援システム 1 3 0 0 は、ＣＴ装置 2 1 1 と、３次元モデル生成装置 2 1 2 と、画像処理装置 1 3 8 0 と、診察室や手術室 1 3 3 0 の診察 / 手術器具群と、を備える。

【 0 1 0 8 】

診察室や手術室 1 3 3 0 の診察 / 手術器具群は、棒状の超音波プローブ 1 3 0 3 と、超音波プローブに固定された磁気センサ 1 3 3 1 と、腹腔鏡 1 3 9 1 と、腹腔鏡に固定された磁気センサ 1 3 9 2 と、モニタ 1 3 7 0 と、生体または対象臓器に固定された磁気センサ 1 3 9 3 とを有する。磁気センサ 1 3 3 1 および磁気センサ 1 3 9 3 により、超音波プローブ 1 3 0 3 の安定した位置検出ができる。腹腔鏡 1 3 9 1 は、実時間の診察中あるいは手術中に、患者 2 0 1 から生体内の画像を取得する。磁気センサ 1 3 9 2 は、腹腔鏡 1

50

３９１の先端位置に配置されて、腹腔鏡１３９１の観察位置を検出する。磁気センサ１３９２および磁気センサ１３９３により、腹腔鏡１３９１の安定した位置検出ができる。

【０１０９】

画像処理装置１３８０は、３次元データで表わされる３次元部位モデルを領域分割し、磁気センサ１３３１の検出信号によって位置および向きを判定した超音波プローブ１３０３が取得した３次元超音波画像に合致するように連結することにより変形する。そして、画像処理装置１３８０は、変形した３次元部位モデルを、腹腔鏡１３９１が取得した観察画像に重畳させた３次元表示データを生成して、モニタ１３７０に表示させる。また、術者２０２が操作する腹腔鏡手術の処置具１３７３が、腹腔鏡１３９１により観察されて、モニタ１３７０に表示されている。

10

【０１１０】

なお、図１３Ｂには、術者２０２しか図示されていないが、実際の腹腔鏡手術では、腹腔鏡を操作するスコピストと超音波プローブを操作する術者あるいは助手など複数の人間により操作されることになる。また、腹腔鏡１３９１が取得した観察画像に合致させた３次元部位モデルを重畳させてビデオスルー型ＨＭＤに表示してもよい。

【０１１１】

《画像処理装置の機能構成》

図１４は、本実施形態に係る画像処理装置１３８０の機能構成を示すブロック図である。なお、図１４において、図４と同様の機能構成部には同じ参照番号を付して、説明を省略する。

20

【０１１２】

磁気信号受信部１４１９は、通信制御部４１３を介して、腹腔鏡１３９１に配置した磁気センサ１３９２からの磁気検出信号を受信する。腹腔鏡位置検出部１４２０は、磁気センサ１３９２からの磁気検出信号と磁気センサ１３９３からの磁気検出信号とに基づいて、腹腔鏡１３９１の位置および向きを検出する。なお、磁気センサ１３９２が磁気検出信号から位置および向きを検出するための記憶部を有する場合は、位置および向きを示すデータ（例えば、座標とベクトル）を受信してもよい。腹腔鏡画像受信部１４２１は、通信制御部４１３を介して、腹腔鏡１３９１から観察画像を受信する。なお、腹腔鏡画像受信部１４２１は、腹腔鏡１３９１が腹腔鏡画像データを生成する機能を有する場合には、腹腔鏡画像データを、直接、受信してもよい。磁気信号受信部１４２２は、通信制御部４１

30

【０１１３】

表示画像生成部１４２３の生成モデル重畳部１４３３は、ＳＴＬ形式などで表わされる３次元部位モデルを領域分割して特徴点に対応するように連結することによって、実時間の３次元超音波モデルに合致するよう変形された３次元部位モデルを、腹腔鏡１３９１が取得した観察画像に重畳した画像を生成する。そして、生成モデル重畳部１４３３は、生成した重畳画像を、表示画像送信部４２５からモニタ１３７０や携帯端末、あるいは、ビデオスルー型ＨＭＤに送信して表示させる。

【０１１４】

40

本実施形態によれば、腹腔鏡により取得した生体内部画像に、３次元超音波画像に対応して変形された３次元部位モデルを重ねて表示するので、患者の生体内部の実時間における部位の状態を、生体内部の画像を伴い正確に認識することができる。

【０１１５】

[第４実施形態]

次に、本発明の第４実施形態に係る医療支援システムについて説明する。本実施形態に係る医療支援システムは、上記第２実施形態と比べると、３次元超音波モデルに対応して変形した３次元部位モデルを患者の生体上のシートディスプレイに表示する点で異なる。その他の構成および動作は、第２実施形態と同様であるため、同じ構成および動作については同じ符号を付してその詳しい説明を省略する。

50

【 0 1 1 6 】

《医療支援システムの構成》

図 1 5 は、本実施形態に係る医療支援システム 1 5 0 0 の構成を示すブロック図である。なお、図 1 5 において、図 2 B または図 1 3 B と同様の構成要素は同じ参照番号を付して、説明を省略する。

【 0 1 1 7 】

医療支援システム 1 5 0 0 は、C T 装置 2 1 1 と、3 次元モデル生成装置 2 1 2 と、画像処理装置 1 5 8 0 と、診察室や手術室 1 5 3 0 の診察 / 手術器具群と、を備える。

【 0 1 1 8 】

診察室や手術室 1 5 3 0 の診察 / 手術器具群は、超音波プローブ 2 0 3 と、超音波プローブに固定された磁気センサ 2 3 1 と、光学マーカ付き磁気センサ 2 9 3 と、ビデオカメラ 1 5 9 4 と、シートディスプレイ 1 5 9 5 と、を有する。ビデオカメラ 1 5 9 4 は、シートディスプレイ 1 5 9 5 に配置された光学マーカ付き磁気センサ 2 9 3 の光学マーカを撮像する。患者 2 0 1 の表面に配置されたシートディスプレイ 1 5 9 5 は、3 次元超音波モデルに合致するように変形された 3 次元データで表わされる 3 次元モデルを、生体内部の正確な位置に表示する。

10

【 0 1 1 9 】

画像処理装置 1 5 8 0 は、3 次元データで表わされる 3 次元部位モデルを、超音波プローブ 2 0 3 からの超音波信号と超音波プローブ 2 0 3 の位置情報とを蓄積して得た 3 次元超音波モデルに合致するように変形する。そして、画像処理装置 1 5 8 0 は、変形した 3 次元部位モデルが患者 2 0 1 の生体内部の正確な位置にあるように 3 次元表示データを生成して、シートディスプレイ 1 5 9 5 に 3 次元表示させる。

20

【 0 1 2 0 】

なお、本実施形態において、シートディスプレイ 1 5 9 5 は患者 2 0 1 の生体表面と同じなので、画像処理装置 1 5 8 0 は、患者 2 0 1 およびシートディスプレイ 1 5 9 5 の位置および向きを光学マーカの撮像画像から検出すればよく、患者 2 0 1 とシートディスプレイ 1 5 9 5 との位置関係を算出する必要はない。

【 0 1 2 1 】

《画像処理装置の機能構成》

図 1 6 は、本実施形態に係る画像処理装置 1 5 8 0 の機能構成を示すブロック図である。なお、図 1 6 において、図 4 または図 1 4 と同様の機能構成部には同じ参照番号を付して、説明を省略する。

30

【 0 1 2 2 】

シート位置算出部 1 6 2 2 は、光学マーカ画像受信部 4 2 1 が受信した光学マーカの撮影画像に基づいて、シートディスプレイ 1 5 9 5 の正確な位置を算出する。

【 0 1 2 3 】

表示画像生成部 1 6 2 3 のシート画像生成部 1 6 3 3 は、患者位置検出部 4 2 0 が検出した患者 2 0 1 の位置に調整した S L T データによる 3 次元部位モデルが重なるように、シート位置算出部 1 6 2 2 で算出したシートディスプレイ位置に 3 次元表示する表示画像を生成する。表示画像送信部 1 6 2 5 は、シート画像生成部 1 6 3 3 が生成した患者 2 0 1 の位置に重なる画像データを、通信制御部 4 1 3 を介して、シートディスプレイ 1 5 9 5 に表示すべく送信する。

40

【 0 1 2 4 】

なお、シート画像生成部 1 6 3 3 の構成および動作は、3 次元部位モデルの表示先が H M D 2 9 5 からシートディスプレイ 1 5 9 5 に変わるのみで第 2 実施形態と同様なので、ここでは詳説を省略する。しかし、本例では、シートディスプレイ 1 5 9 5 が非剛体変形するので、シート状非剛体の変形操作が必要であり、既存の技術が利用できる。

【 0 1 2 5 】

本実施形態によれば、変形された 3 次元部位モデルを患者の生体上のシートディスプレイに表示するので、視線などを考慮することなく普通に患者の生体内部の実時間における

50

部位の状態を正確な位置において認識することができる。

【 0 1 2 6 】

[第 5 実施形態]

次に、本発明の第 5 実施形態に係る医療支援システムについて説明する。本実施形態に係る医療支援システムは、上記第 3 実施形態と比べると、腹腔鏡 1 3 9 1 の観察画像に変形した 3 次元部位モデルを重畳した画像を、ネットワークを介して通信端末に表示させる点で異なる。その他の構成および動作は、第 3 実施形態と同様であるため、同じ構成および動作については同じ符号を付してその詳しい説明を省略する。

【 0 1 2 7 】

《 医療支援システムの構成 》

図 1 7 は、本実施形態に係る医療支援システム 1 7 0 0 の構成を示すブロック図である。なお、図 1 7 において、図 2 B、図 1 3 B、図 1 5 と同様の構成要素には同じ参照番号を付して、説明を省略する。

【 0 1 2 8 】

図 1 7 において、画像処理装置 1 7 8 0 は、図 1 3 B の画像処理装置と同様に腹腔鏡 1 3 9 1 の観察画像に重畳して 3 次元部位モデルを表示する。同時に、画像処理装置 1 7 8 0 は、腹腔鏡 1 3 9 1 で撮像した観察画像に 3 次元部位モデルを重畳した画像を生成し、ネットワーク 1 7 9 0 を介して、外部の他の医師やユーザに配信する。配信先には、ノート P C 1 7 9 1 や、スマートフォンやタブレットなどの携帯端末 1 7 9 2、モニタ 1 7 9 i、サーバ 1 7 9 n などが接続されてよい。

【 0 1 2 9 】

本実施形態によれば、診察室や手術室の外部において他の医師や第三者も患者の生体内部の腹腔鏡の観察画像を監視でき、より正確な医療を支援することができる。

【 0 1 3 0 】

[他の実施形態]

上記実施形態においては、本発明の医療支援システムの限られた構成例しか示されていない。図 1 8 は、本発明の医療支援システムの種々の構成例 1 8 0 0 を示す図である。本発明は図 1 8 の例に限定されないが、図 1 8 から本発明の適用範囲が明らかである。

【 0 1 3 1 】

図 1 8 の構成例 1 8 0 0 には、変形して表示する 3 次元部位モデル 1 8 0 1 と、3 次元部位モデル 1 8 0 1 の位置合わせに使用される 3 次元超音波モデル 1 8 0 2 と、部位モデル合致方法（位置合わせ方法）1 8 0 3 と、3 次元部位モデル 1 8 0 1 を重ね合わせる対象 1 8 0 4 と、表示部 1 8 0 5 と、が示されている。これらは、それぞれ独立して組み合わせられて、より好適な位置合わせと重ね合わせが実現される。

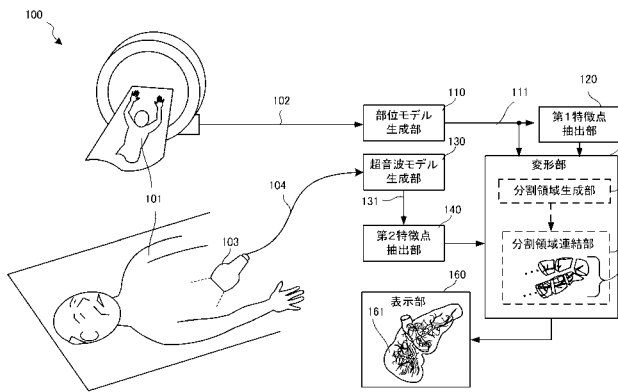
【 0 1 3 2 】

また、実施形態を参照して本発明を説明したが、本発明は上記実施形態に限定されるものではない。本発明の構成や詳細には、本発明のスコープ内で当業者が理解し得る様々な変更をすることができる。また、それぞれの実施形態に含まれる別々の特徴を如何様に組み合わせたシステムまたは装置も、本発明の範疇に含まれる。

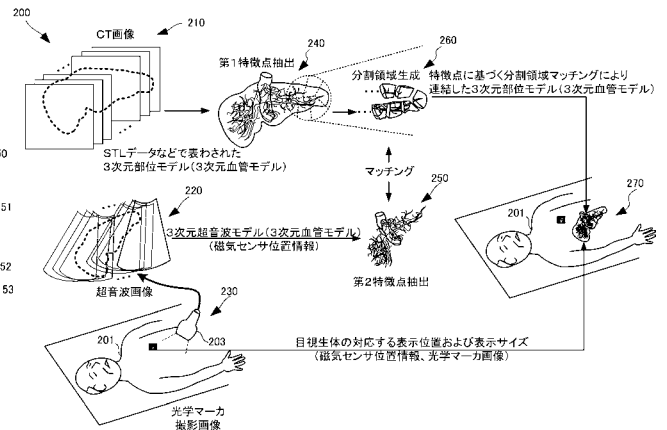
【 0 1 3 3 】

また、本発明は、複数の機器から構成されるシステムに適用されてもよいし、単体の装置に適用されてもよい。さらに、本発明は、実施形態の機能を実現する制御プログラムが、システムあるいは装置に直接あるいは遠隔から供給される場合にも適用可能である。したがって、本発明の機能をコンピュータで実現するために、コンピュータにインストールされるプログラム、あるいはそのプログラムを格納した媒体、そのプログラムをダウンロードさせる W W W (World Wide Web) サーバも、本発明の範疇に含まれる。特に、少なくとも、上述した実施形態に含まれる処理ステップをコンピュータに実行させるプログラムを格納した非一時的コンピュータ可読媒体（non-transitory computer readable medium）は本発明の範疇に含まれる。

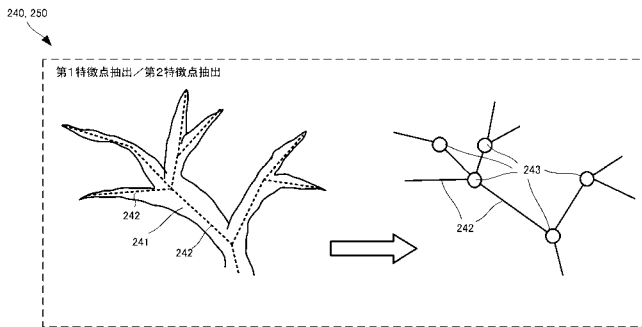
【図 1】



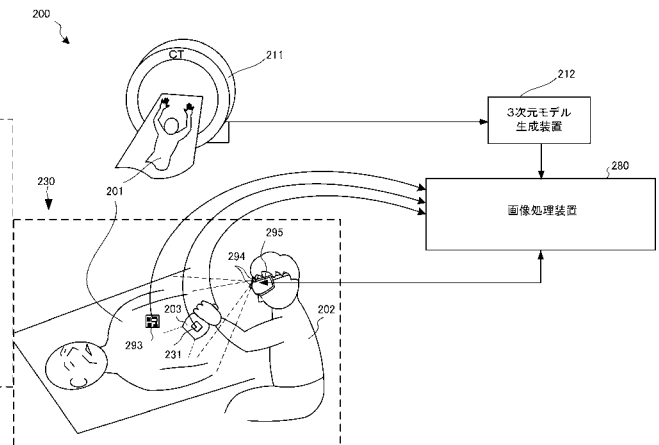
【図 2 A】



【図 2 B】



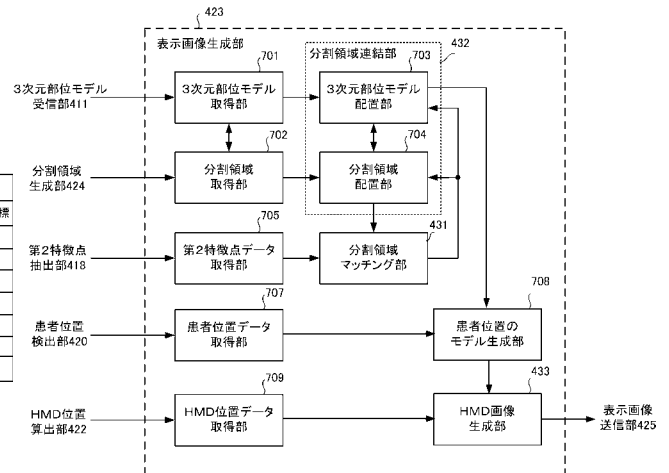
【図 2 C】



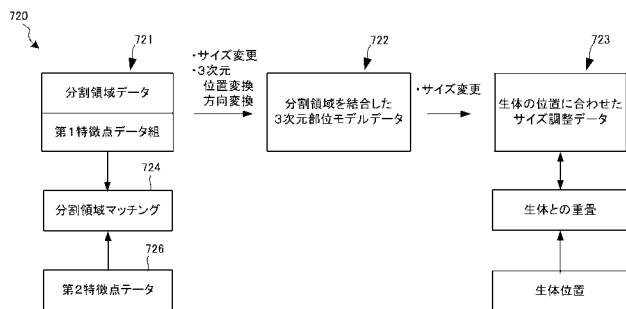
【 図 6 B 】



【 図 7 A 】



【 ㊦ 7 B 】



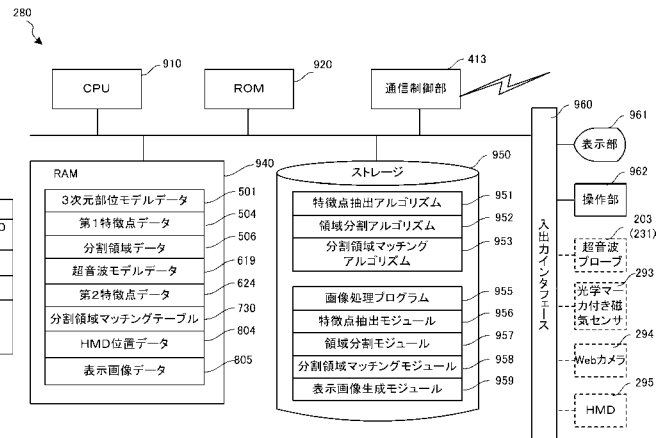
【 図 7 C 】



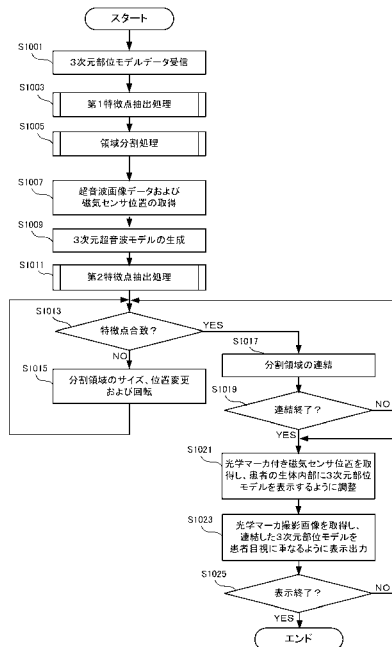
【図 8】



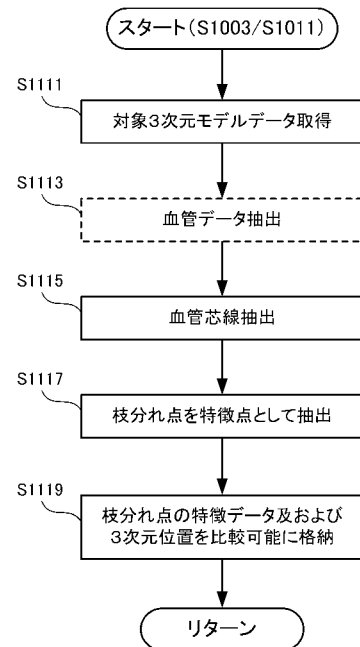
【図 9】



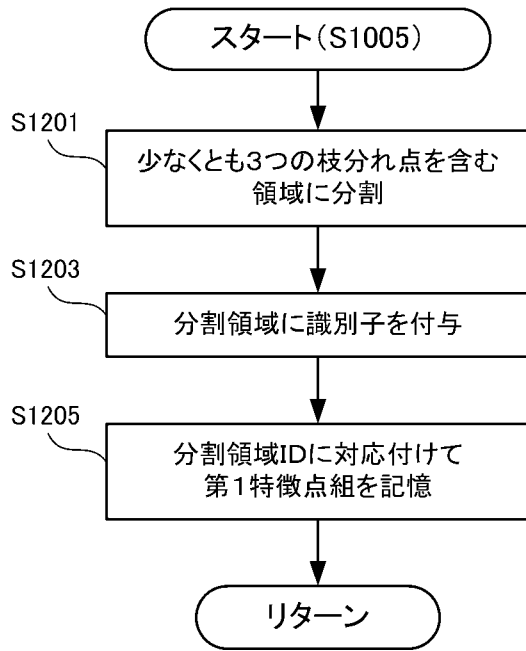
【図 10】



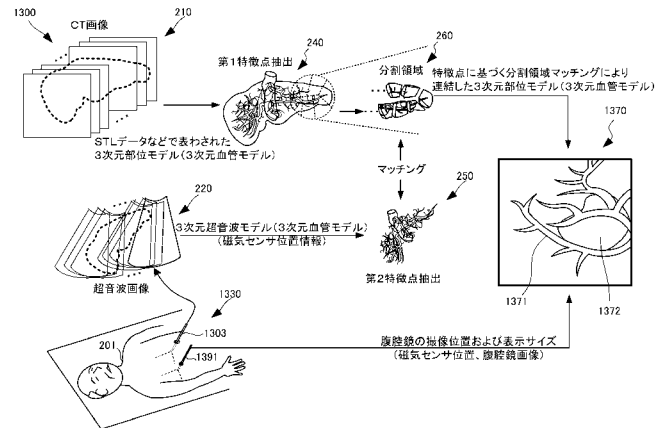
【図 11】



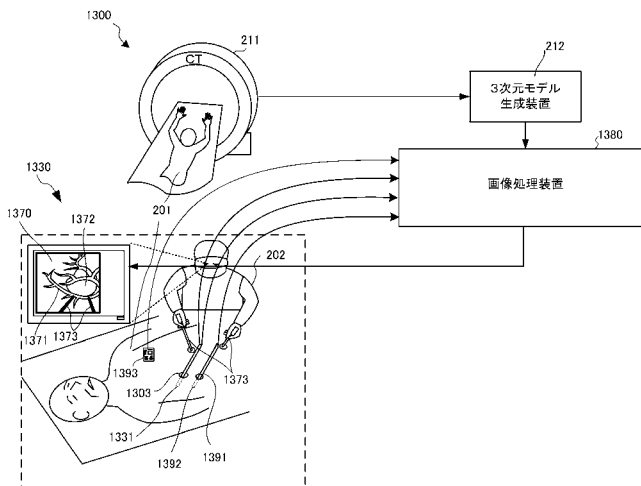
【図 1 2】



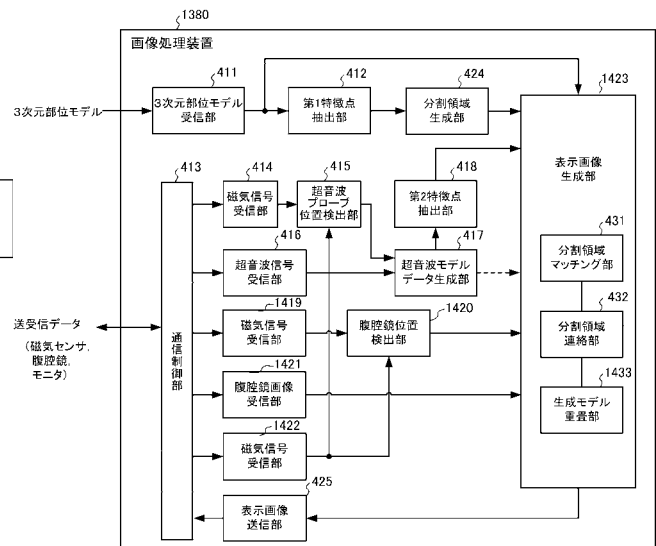
【図 1 3 A】



【図 1 3 B】



【図 1 4】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
	A 6 1 B 5/05 3 9 0	
	G 0 6 T 1/00 2 9 0 B	

F ターム(参考)	5B057	AA09	BA03	BA05	CA02	CA08	CA13	CA16	CB02	CB08	CB13
	CB16	CD01	CD11	DA06	DB03	DB05	DB09	DC05	DC32		

专利名称(译)	医疗支持系统，医疗支持方法，图像处理设备及其控制方法和控制程序		
公开(公告)号	JP2016202351A	公开(公告)日	2016-12-08
申请号	JP2015084771	申请日	2015-04-17
[标]申请(专利权)人(译)	三木健治		
申请(专利权)人(译)	三木健治		
[标]发明人	三木健司		
发明人	三木 健司		
IPC分类号	A61B8/14 A61B1/04 A61B6/03 A61B5/055 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/14 A61B1/04.370 A61B6/03.360.G A61B6/03.377 A61B5/05.380 A61B5/05.390 G06T1/00.290. B A61B1/00.530 A61B1/00.552 A61B1/04 A61B1/045.618 A61B1/045.620 A61B1/045.622 A61B1/313 A61B5/055.380 A61B5/055.390 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/CA21 4C093/FF15 4C093/FF35 4C093/FF42 4C096/AA18 4C096/DC33 4C096/DC36 4C161/AA24 4C161/BB01 4C161/JJ09 4C161/WW16 4C601/BB03 4C601/EE07 4C601/JC08 4C601/JC21 4C601/KK21 4C601/LL33 5B057/AA09 5B057/BA03 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CD01 5B057/CD11 5B057/DA06 5B057/DB03 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC05 5B057/DC32 5L096/AA03 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA27 5L096/DA01 5L096/DA04 5L096/EA14 5L096/FA09 5L096/FA67 5L096/FA69		
其他公开文献	JP6510301B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种医疗支持系统，其能够容易地在患者的生命体内实时识别部位的状态。用于基于患者的断层图像组生成三维部件模型的数据的部件模型生成单元（110）和用于提取具有预定特征的第一特征点的位置信息的第一特征点提取部分120，使用超声探头获取的超声数据，以及超声探头的位置和取向数据彼此相关联并存储，并使用超声数据和位置和取向数据，三维超声生成模型数据的超声模型生成单元130，从三维超声模型提取具有预定特征的第二特征点的位置信息的第二特征点提取单元140，以及多个第一特征图像处理设备包括：变形单元150，使得三维部分模型变形，使得点和多个第二特征点重叠；以及显示单元160，显示由变形单元变形的三维部分模型的投影图像。[选图]图1

