

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第6510301号
(P6510301)

(45) 発行日 令和1年5月8日(2019.5.8)

(24) 登録日 平成31年4月12日(2019.4.12)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/055 3 8 0
	A 6 1 B 5/055 3 9 0

請求項の数 14 (全 33 頁)

(21) 出願番号	特願2015-84771 (P2015-84771)	(73) 特許権者	515349733
(22) 出願日	平成27年4月17日(2015.4.17)		株式会社日本未来医療研究所
(65) 公開番号	特開2016-202351 (P2016-202351A)		大阪府大阪市天王寺区筆ヶ崎町5番52号
(43) 公開日	平成28年12月8日(2016.12.8)	(74) 代理人	100134430
審査請求日	平成30年3月30日(2018.3.30)		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
		審査官	後藤 順也

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) 【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、

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 次元領域の投影画像を前記 3 次元部位モデルの投影画像として表示する医療支援システム。

【請求項 2】

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、

10

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 に記載の医療支援システム。

【請求項 3】

前記患者の生体と、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 次元部位モデルの投影画像を、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 または 2 に記載の医療支援システム。

20

【請求項 4】

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 3 に記載の医療支援システム。

【請求項 5】

前記患者の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、

をさらに備え、

30

前記表示手段は、前記変形され調整された 3 次元部位モデルの投影画像を、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 または 2 に記載の医療支援システム。

【請求項 6】

前記第 2 位置検出用器具は、磁気センサである請求項 5 に記載の医療支援システム。

【請求項 7】

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 6 のいずれか 1 項に記載の医療支援システム。

【請求項 8】

40

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 7 に記載の医療支援システム。

【請求項 9】

前記表示手段は、前記変形され調整された 3 次元部位モデルの投影画像と前記患者の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 次元部位モデルの投影画像と前記患者の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 8 のいずれか 1 項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 次元部位モデルの投影画像と、前記患者の

50

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 8 のいずれか 1 項に記載の医療支援システム。

【請求項 1 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、

10

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、

を含み、

前記変形ステップは、

20

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ステップと、

を含み、

前記表示ステップにおいては、前記分割領域連結ステップにおいて連結した前記複数の3次元領域の投影画像を前記3次元部位モデルの投影画像として表示する医療支援方法。

【請求項 1 2】

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、

30

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、

40

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、

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

50

領域連結手段と、
を有し、

前記送信手段は、前記分割領域連結手段が連結した前記複数の 3 次元領域の投影画像を前記 3 次元部位モデルの投影画像として前記表示手段に送信する画像処理装置。

【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、

を含み、

前記変形ステップは、

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ステップと、

を含み、

前記送信ステップにおいては、前記分割領域連結ステップにおいて連結した前記複数の 3 次元領域の投影画像を前記 3 次元部位モデルの投影画像として前記表示手段に送信する画像処理装置の制御方法。

【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であって、

前記変形ステップにおいては、

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

10

20

30

40

50

元領域に分割する分割領域生成ステップと、

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ステップと、

をコンピュータに実行させ、

前記送信ステップにおいては、前記分割領域連結ステップにおいて連結した前記複数の3次元領域の投影画像を前記3次元部位モデルの投影画像として前記表示手段に送信するよう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】

10

【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、特許文献3には、3次元超音波画像と断面が略一致するCTまたはMRI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】

20

【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】

【0004】

しかしながら、上記文献に記載の技術は、超音波画像とCTあるいはMRI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。

30

【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、

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、

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、

50

を備え、

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 次元領域の投影画像を前記 3 次元部位モデルの投影画像として表示する。

10

【 0 0 0 7 】

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、

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、

20

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、

を含み、

前記変形ステップは、

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ステップと、

30

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ステップと、

を含み、

前記表示ステップにおいては、前記分割領域連結ステップにおいて連結した前記複数の 3 次元領域の投影画像を前記 3 次元部位モデルの投影画像として表示する。

【 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、

40

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、

50

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、

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、

前記送信手段は、前記分割領域連結手段が連結した前記複数の3次元領域の投影画像を前記3次元部位モデルの投影画像として前記表示手段に送信する。

【0009】

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、

を含み、

前記変形ステップは、

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ステップと、

を含み、

前記送信ステップにおいては、前記分割領域連結ステップにおいて連結した前記複数の3次元領域の投影画像を前記3次元部位モデルの投影画像として前記表示手段に送信する。

【0010】

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

10

20

30

40

50

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であって、

前記変形ステップにおいては、

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ステップと、

をコンピュータに実行させ、

前記送信ステップにおいては、前記分割領域連結ステップにおいて連結した前記複数の3次元領域の投影画像を前記3次元部位モデルの投影画像として前記表示手段に送信するように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2A】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2B】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2C】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6A】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6B】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7A】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7B】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7C】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 1 2】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 1 3 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 1 3 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 1 4】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 1 5】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 1 6】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 1 7】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。

【図 1 8】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】

[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。

【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。

【0017】

10

20

30

40

50

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】

〔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次元部位モデルを变形し、变形された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变形が、さらに非剛体变形などにより行なわれてもよい。

【００１９】

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、オプ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。

【００２０】

《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。

【００２１】

（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。

【００２２】

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。

【００２３】

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により実時間に取得した時系列の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、遮断されることのない磁気センサが望ましい。

【0024】

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。

【0025】

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、オプ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。

10

【0026】

図 2 B 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 2 B 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。

20

【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 2 C 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。

30

【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 2 C 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。

40

【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、HMD 295 と、を有する。なお、Web カメラ 294 と HMD 295 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

50

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HMD295との位置関係とを算出する。なお、Webカメラ294とHMD295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

【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。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 7 】

光学マーカ付きの磁気センサ 2 9 3 の磁気センサは、ステップ S 3 1 7 において、配置した患者 2 0 1 の生体の位置および向きを取得して、画像処理装置 2 8 0 に送信する。また、Webカメラ 2 9 4 は、ステップ S 3 1 9 において、光学マーカ付きの磁気センサ 2 9 3 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 2 8 0 に送信する。画像処理装置 2 8 0 は、ステップ S 3 2 1 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 2 9 5 との位置関係（距離と向き）を算出する。

【 0 0 3 8 】

なお、光学マーカ付きの磁気センサ 2 9 3 と超音波プローブ 2 0 3 の磁気センサ 2 3 1 とにより、超音波プローブ 2 0 3 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 2 0 3 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 2 0 3 に磁気センサ 2 3 1 を配置して、超音波プローブ 2 0 3 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、光学マーカ付きの磁気センサ 2 9 3 を生体 2 0 1 に配置することで、正確さを確保する。したがって、HMD 2 9 5 に磁気センサを取り付けた場合は HMD 2 9 5 と超音波プローブ 2 0 3 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。

【 0 0 3 9 】

そして、画像処理装置 2 8 0 は、ステップ S 3 2 3 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 2 0 1 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 2 9 5 に送信する。HMD 2 9 5 は、ステップ S 3 2 5 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 2 0 1 の生体内部にあるかのように表示する。

【 0 0 4 0 】

《 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 2 8 0 の機能構成を示すブロック図である。

【 0 0 4 1 】

画像処理装置 2 8 0 は、3 次元部位モデル受信部 4 1 1 と、第 1 特徴点抽出部 4 1 2 と、分割領域生成部 4 2 4 と、を備える。また、画像処理装置 2 8 0 は、通信制御部 4 1 3 と、磁気信号受信部 4 1 4 と、超音波プローブ位置検出部 4 1 5 と、超音波信号受信部 4 1 6 と、超音波モデルデータ生成部 4 1 7 と、第 2 特徴点抽出部 4 1 8 と、を備える。さらに、画像処理装置 2 8 0 は、磁気信号受信部 4 1 9 と、患者位置検出部 4 2 0 と、光学マーカ画像受信部 4 2 1 と、HMD 位置算出部 4 2 2 と、表示画像生成部 4 2 3 と、表示画像送信部 4 2 5 と、を備える。表示画像生成部 4 2 3 は、分割領域マッチング部 4 3 1 と、分割領域連結部 4 3 2 と、HMD 画像生成部 4 3 3 と、を含む。

【 0 0 4 2 】

3 次元部位モデル受信部 4 1 1 は、外部の 3 次元モデル生成装置 2 1 2 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 4 1 3 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 2 8 0 で実行する場合は、画像処理装置 2 8 0 は STL データ生成部を有する。第 1 特徴点抽出部 4 1 2 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 4 2 4 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。

【 0 0 4 3 】

通信制御部 4 1 3 は、診察 / 手術器具群 2 9 0 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 2 3 0 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 4 1 4 は、通信制御部 4 1 3 を介して、超音波プローブ 2 0 3 に配置した磁気センサ 2 3 1 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 4 1 5 は、磁気センサ 2 3 1 からの磁気検出信号に基づいて、超音波プローブ 2 0 3 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 2 3 1 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 3 1 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 2 3 1 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 2 3 1 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 4 1 6 は、通信制御部 4 1 3 を介して、超音波プローブ 2 0 3 から超音波信号を受信する。なお、超音波信号受信部 4 1 6 は、超音波プローブ 2 0 3 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

【 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。

20

【 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。

30

【 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。

40

【 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、HMD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

50

295の位置から観察した時に、患者201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425は、HMD画像生成部433が生成した患者201の位置に重なる画像データを、通信制御部413を介して、HMD295に表示すべく送信する。

【0048】

(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。

【0049】

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。

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

磁気センサ相対信号 6 1 6 と、磁気センサ相対信号 6 1 6 から検出した超音波プローブ 2 0 3 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 6 1 7 と、を記憶する。ここで、磁気センサ 2 3 1 および磁気センサ 2 9 3 からの磁気センサ相対信号 6 1 6 により超音波プローブ 2 0 3 の位置および向きを検出するのは、磁気センサ 2 3 1 による超音波プローブ 2 0 3 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 2 0 3 の位置および向きは、生体につけた磁気センサ 2 9 3 からの相対的な位置と方向として記録する。

【 0 0 5 5 】

そして、超音波画像テーブル 6 1 0 は、超音波プローブ 2 0 3 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 6 1 5 を 3 次元座標変換した、3 次元の超音波画像データ 6 1 8 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 6 1 8 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 6 1 9 を生成して記憶する。

【 0 0 5 6 】

(第 2 特徴点テーブル)

図 6 B は、本実施形態に係る第 2 特徴点テーブル 6 2 0 の構成を示す図である。第 2 特徴点テーブル 6 2 0 は、超音波画像データ 6 1 8 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 6 2 0 の構成は、図 6 B に限定されない。また、図 6 B 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。

【 0 0 5 7 】

第 2 特徴点テーブル 6 2 0 は、超音波画像テーブル 6 1 0 の超音波画像データ ID 6 1 1 および超音波画像データ 6 1 8 に対応付けて、血管部位抽出画像データ 6 2 1 を記憶する。なお、血管部位抽出は、超音波画像データ 6 1 8 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。

【 0 0 5 8 】

また、第 2 特徴点テーブル 6 2 0 は、血管部位抽出画像データ 6 2 1 を接続することで抽出される血管モデルデータ 6 2 2 と、血管の芯線を抽出した血管芯線 6 2 3 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 6 2 3 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。

【 0 0 5 9 】

そして、第 2 特徴点テーブル 6 2 0 は、本例の第 2 特徴点データ 6 2 4 として、血管芯線 6 2 3 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。

【 0 0 6 0 】

《 表示画像生成部 》

図 7 A は、本実施形態に係る表示画像生成部 4 2 3 の機能構成を示すブロック図である。

【 0 0 6 1 】

表示画像生成部 4 2 3 は、3 次元部位モデル取得部 7 0 1 と、分割領域取得部 7 0 2 と、3 次元部位モデル配置部 7 0 3 と、分割領域配置部 7 0 4 と、第 2 特徴点データ取得部 7 0 5 と、分割領域マッチング部 4 3 1 と、を備える。ここで、3 次元部位モデル配置部 7 0 3 と、分割領域配置部 7 0 4 とが、分割領域連結部 4 3 2 に相当する。また、表示画像生成部 4 2 3 は、患者位置データ取得部 7 0 7 と、患者位置のモデル生成部 7 0 8 と、HMD 位置データ取得部 7 0 9 と、HMD 画像生成部 4 3 3 と、を備える。

【 0 0 6 2 】

3 次元部位モデル取得部 7 0 1 は、3 次元部位モデル受信部 4 1 1 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 7 0 2 は、分割領域生成

部 4 2 4 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 7 0 3 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 7 0 1 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 7 0 4 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 7 0 5 は、第 2 特徴点抽出部 4 1 8 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 4 3 1 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 7 0 3 および分割領域配置部 7 0 4 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。

10

【 0 0 6 3 】

患者位置データ取得部 7 0 7 は、患者位置検出部 4 2 0 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 7 0 8 は、分割領域連結部 4 3 2 において超音波画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 7 0 9 は、HMD 位置算出部 4 2 2 から算出された HMD 位置データを取得する。HMD 画像生成部 7 1 0 は、HMD 位置データに対応して、患者位置のモデル生成部 7 0 8 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 HMD 2 9 5 に 3 次元表示する HMD 画像を生成して、表示画像送信部 4 2 5 に出力する。

20

【 0 0 6 4 】

(表示画像生成部の処理)

図 7 B は、本実施形態に係る分割領域連結部 4 3 2 の処理 7 2 0 を説明する図である。なお、分割領域連結部 4 3 2 の処理 7 2 0 は、図 7 B 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。

【 0 0 6 5 】

分割領域連結部 4 3 2 の処理 7 2 0 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 7 2 1 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 7 2 2 への変換を含む。また、分割領域連結部 4 3 2 の処理 7 2 0 は、分割領域を結合した 3 次元部位モデルデータ 7 2 2 から生体の位置に合わせたサイズ調整データ 7 2 3 への変換を含む。

30

【 0 0 6 6 】

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 7 2 1 から、分割領域を結合した 3 次元部位モデルデータ 7 2 2 への変換は、第 2 特徴点データ 7 2 6 との分割領域マッチング 7 2 4 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 of 分割領域に位置調整するが、他の方式も採用可能である。

40

【 0 0 6 7 】

次に、分割領域を結合した 3 次元部位モデルデータ 7 2 2 から生体の位置に合わせたサイズ調整データ 7 2 3 への変換は、患者位置データ取得部 7 0 7 により取得した生体位置 7 2 7 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 7 2 2 のサイズを変更する (7 2 5) 。

【 0 0 6 8 】

図 7 C は、本実施形態に係る分割領域連結テーブル 7 3 0 の構成および位置合わせ情報の例 7 4 0 を示す図である。

【 0 0 6 9 】

分割領域連結テーブル 7 3 0 は、分割領域連結部 4 3 2 において、分割領域を連結して

50

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。

【0071】

また、位置合わせ用情報の例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】

位置合わせ用情報の例740は、位置合わせ対象部位741に対応付けて、位置合わせ用目標位置742と、その目標位置が有する条件743と、を記憶する。

【0073】

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。

【0074】

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、膵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。

【0075】

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（FFD：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。

【0076】

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（SSD：Sum of squared difference）のよるものや、正規化相互相関（NCC：Normalized cross correlation）によるもの、相互情報量または正規化相互情報量（MI：Mutual information）によるもの、などが考えられる。

【0077】

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。

【0078】

（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800の構成を示す図である。表示データ生成テーブル800は、患者201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201に重なるようにHMD295に表示するために使用するテーブルである。

10

20

30

40

50

【 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 】

《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 2 8 0 のハードウェア構成を示すブロック図である。

【 0 0 8 2 】

図 9 で、CPU 9 1 0 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 2 8 0 の機能構成部を実現する。ROM 9 2 0 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 4 1 3 は、ネットワークを介して診察室や手術室 2 3 0 の診察 / 手術器具群や他の装置と通信する。なお、CPU 9 1 0 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 4 1 3 は、CPU 9 1 0 とは独立した CPU を有して、RAM 9 4 0 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 9 4 0 とストレージ 9 5 0 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 9 6 0 は、CPU 9 1 0 とは独立した CPU を有して、RAM 9 4 0 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 9 1 0 は、RAM 9 4 0 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 9 1 0 は、処理結果を RAM 9 4 0 に準備し、後の送信あるいは転送は通信制御部 4 1 3 や DMA C、あるいは入出力インタフェース 9 6 0 に任せる。

【 0 0 8 3 】

RAM 9 4 0 は、CPU 9 1 0 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 9 4 0 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 5 0 1 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 5 0 4 は、3 次元部位モデルデータ 5 0 1 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 5 0 6 は、第 1 特徴点データ 5 0 4 を含み、3 次元部位モデルデータ 5 0 1 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 6 1 9 は、超音波プローブ 2 0 3 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 6 2 4 は、超音波モデルデータ 6 1 9 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 7 3 0 は、図 7 C に示した、分割領域マッチング部 4 3 1 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 8 0 4 は、Web カメラ 2 9 4 が撮像した光学マーカの画像に基づいて算出された HMD 2 9 5 の位置データである。表示画像データ 8 0 5 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 2 0 1 に重ねて、HMD 2 9 5 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 9 4 0 の各データは、前出の図 5、図 6 A、図 6 B、図 7 C、図 8 のようにテーブルとして記憶されてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 4 】

ストレージ 9 5 0 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 9 5 1 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 9 5 2 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 9 5 3 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。

【 0 0 8 5 】

ストレージ 9 5 0 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 9 5 5 は、本画像処理装置 2 8 0 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 9 5 6 は、特徴点抽出アルゴリズム 9 5 1 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 9 5 7 は、領域分割アルゴリズム 9 5 2 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 9 5 8 は、分割領域マッチングアルゴリズム 9 5 3 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 9 5 9 は、変形された 3 次元部位モデルを表わす S T L データを患者 2 0 1 の生体内部にあるように、H M D 2 9 5 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。

【 0 0 8 6 】

入出力インタフェース 9 6 0 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 9 6 0 には、必要であれば、表示部 9 6 1、操作部 9 6 2、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 2 3 1 付きの超音波プローブ 2 0 3 や、光学マーカ付き磁気センサ 2 9 3、Web カメラ 2 9 4、H M D 2 9 5 が入出力インタフェース 9 6 0 に接続される。また、入出力インタフェース 9 6 0 には、必要であれば、音声入出力部や、G P S 位置判定部が接続されてもよい。

【 0 0 8 7 】

なお、図 9 の R A M 9 4 0 やストレージ 9 5 0 には、画像処理装置 2 8 0 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。

【 0 0 8 8 】

《画像処理装置の処理手順》

図 1 0 は、本実施形態に係る画像処理装置 2 8 0 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 C P U 9 1 0 が R A M 9 4 0 を使用して実行し、図 4 および図 7 A の機能構成部を実現する。

【 0 0 8 9 】

画像処理装置 2 8 0 は、ステップ S 1 0 0 1 において、外部の 3 次元モデル生成装置 2 1 2 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 2 8 0 内部で C T データから S T L データを生成する場合は、C T データを受信して S T L 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 2 8 0 は、ステップ S 1 0 0 3 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 2 8 0 は、ステップ S 1 0 0 5 において、例えば S T L 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。

【 0 0 9 0 】

画像処理装置 2 8 0 は、ステップ S 1 0 0 7 において、超音波プローブ 2 0 3 からの超音波画像データおよび磁気センサ 2 3 1 および磁気センサ 2 9 3 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 2 8 0 は、ステップ S 1 0 0 9 において、各超音波プローブ 2 0 3 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 2 8 0 は、ステップ 1 0 1 1 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。

【 0 0 9 1 】

画像処理装置 280 は、ステップ S 1013 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 S 1015 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 S 1017 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 S 1019 において、ステップ S 1005 で分割された小領域の連結が完了したかどうかを判定する。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 S 1013 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。

10

【0093】

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 S 1021 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 S 1023 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 HMD 295 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、HMD 295 の表示データを生成して出力する。

20

【0094】

画像処理装置 280 は、ステップ S 1025 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どうかを判定する。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 S 1021 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。

30

【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（S 1003 / S 1011）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 S 1111 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（S 1003）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（S 1011）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 S 1113 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（S 1003）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 S 1113 は必要ない。

40

【0097】

画像処理装置 280 は、ステップ S 1115 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 S 1117 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 S 1119 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】

50

(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畳して、ビデオシースルー型HMDやモニタ、あるいは、携帯端末などに表示してもよい。

【0101】

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。

【0102】

[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。

【0103】

《医療支援システムの構成》

図13Aおよび図13B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。

【0104】

(システム概要)

図13Aは、本実施形態に係る医療支援システム1300の処理概要を示すブロック図である。なお、図13Aにおいて、図2A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。

【0105】

医療支援システム1300においては、棒状の超音波プローブ1303を体内に挿入し、腹腔鏡1391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1330において実時間に生体内部を観察する腹腔鏡1391に固定した位置検出用器具を用いて、腹腔鏡1391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1391の観察画像に重畳して3次元表示1370をする。図13Aでは、3次元表示1370において、腹腔鏡1391の観察画像である点描の肝臓画像1372に重畳した部位モデルとして血管モデル1371を分かり易く示しているが、実際には腹腔鏡1391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1391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、ビデオシースルー型HMDが望ましい。ここで、位置検出用器具は、腹腔鏡1391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。

【0106】

(システム構成)

図13Bは、本実施形態に係る医療支援システム1300の構成を示すブロック図である。なお、図13Bにおいて、図2B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。

【0107】

医療支援システム1300は、CT装置211と、3次元モデル生成装置212と、画像処理装置1380と、診察室や手術室1330の診察/手術器具群と、を備える。

【0108】

診察室や手術室1330の診察/手術器具群は、棒状の超音波プローブ1303と、超音波プローブに固定された磁気センサ1331と、腹腔鏡1391と、腹腔鏡に固定された磁気センサ1392と、モニタ1370と、生体または対象臓器に固定された磁気センサ1393とを有する。磁気センサ1331および磁気センサ1393により、超音波プローブ1303の安定した位置検出ができる。腹腔鏡1391は、実時間の診察中あるいは手術中に、患者201から生体内の画像を取得する。磁気センサ1392は、腹腔鏡1391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。

【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。

【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413を介して、生体201または生体内の対象臓器に配置した磁気センサ1393からの磁気検出信号を受信する。

【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

10

20

30

40

50

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 1 4 3 3 は、生成した重畳画像を、表示画像送信部 4 2 5 からモニタ 1 3 7 0 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。

【 0 1 1 4 】

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。

【 0 1 1 5 】

[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。

【 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、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 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。

【 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。

【 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。

【 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。

【 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

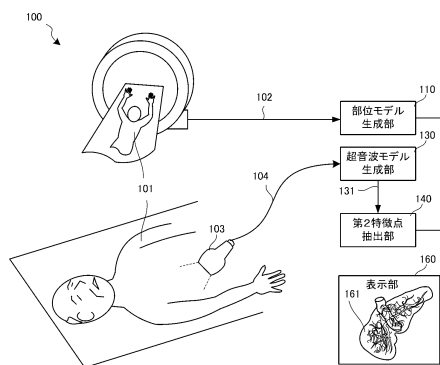
のではない。本発明の構成や詳細には、本発明の Scope 内で当業者が理解し得る様々な変更をすることができる。また、それぞれの実施形態に含まれる別々の特徴を如何様に組み合わせたシステムまたは装置も、本発明の範疇に含まれる。

【0133】

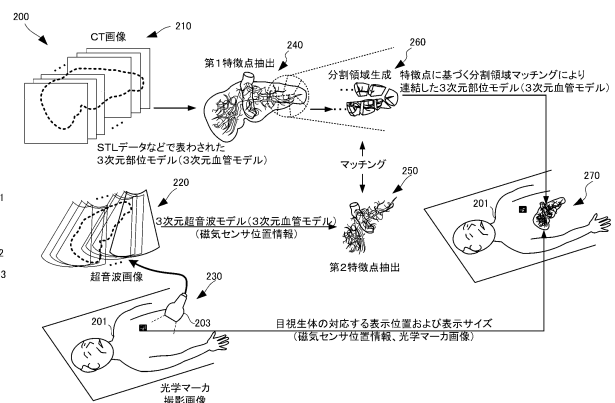
また、本発明は、複数の機器から構成されるシステムに適用されてもよいし、単体の装置に適用されてもよい。さらに、本発明は、実施形態の機能を実現する制御プログラムが、システムあるいは装置に直接あるいは遠隔から供給される場合にも適用可能である。したがって、本発明の機能をコンピュータで実現するために、コンピュータにインストールされるプログラム、あるいはそのプログラムを格納した媒体、そのプログラムをダウンロードさせる WWW(World Wide Web)サーバも、本発明の範疇に含まれる。特に、少なくとも、上述した実施形態に含まれる処理ステップをコンピュータに実行させるプログラムを格納した非一時的コンピュ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

10

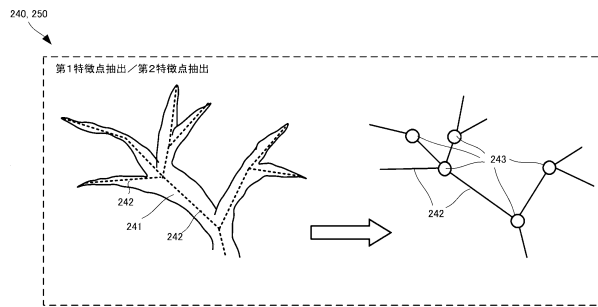
【図1】



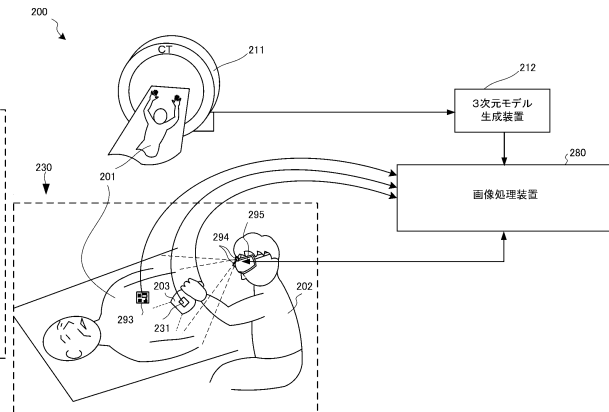
【図2A】



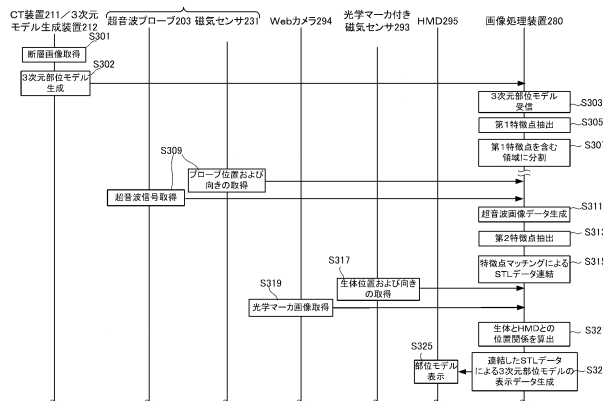
【図 2 B】



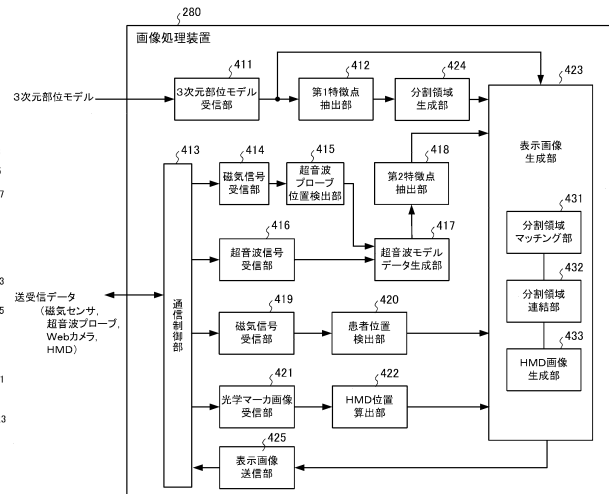
【図 2 C】



【図 3】

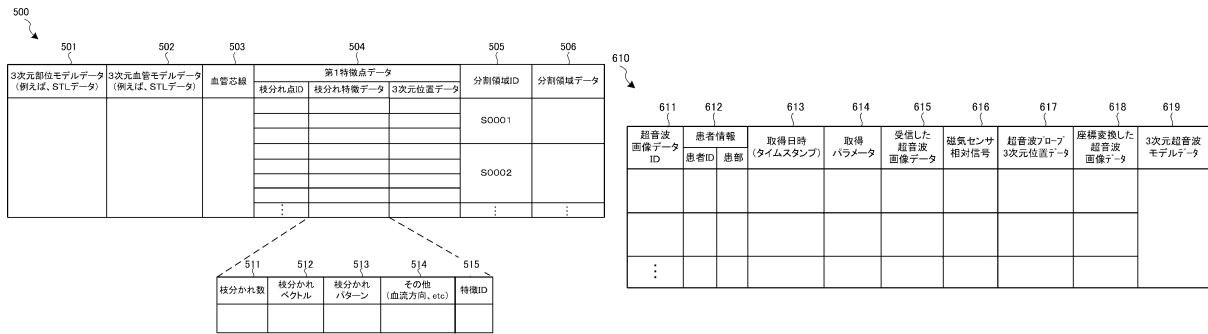


【図 4】



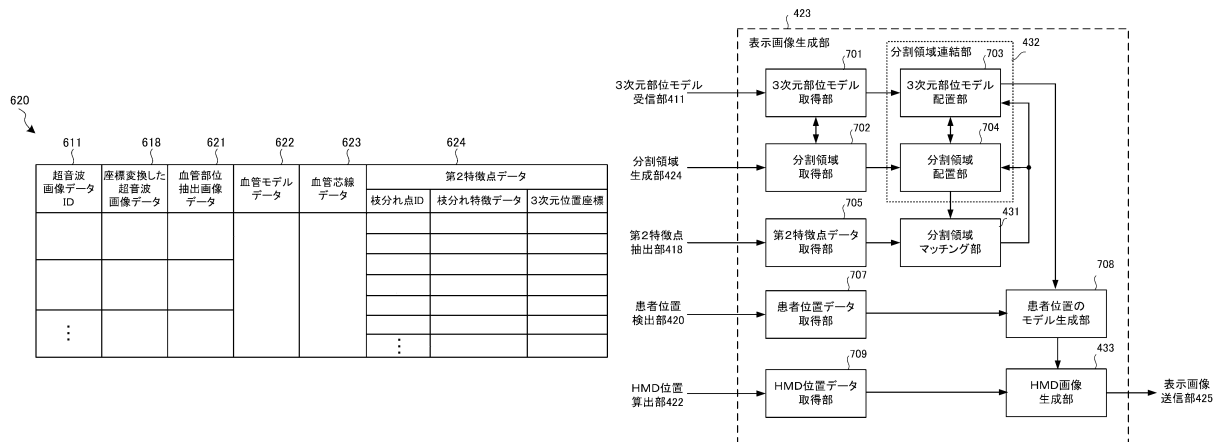
【 図 5 】

【 図 6 A 】

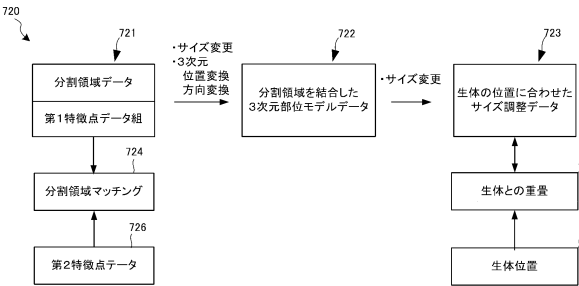


【 ㄨ 6 B 】

【 図 7 A 】



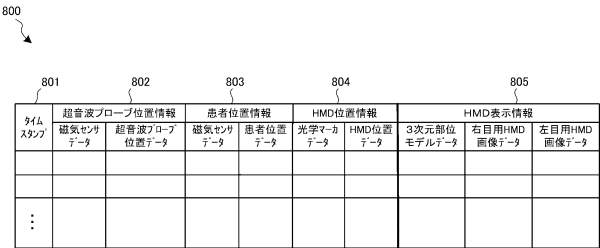
【図 7 B】



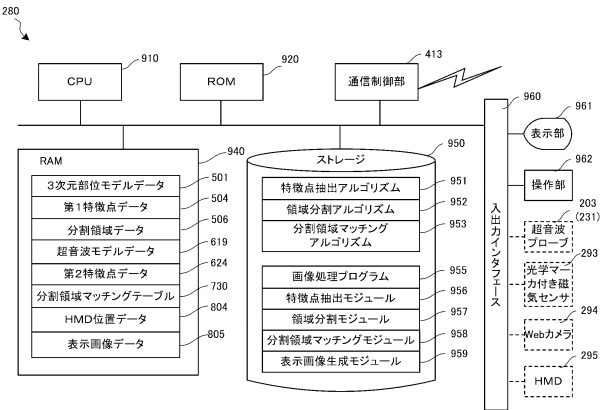
【図 7 C】



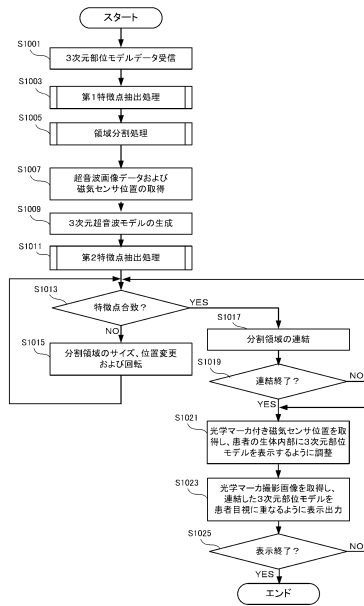
【図 8】



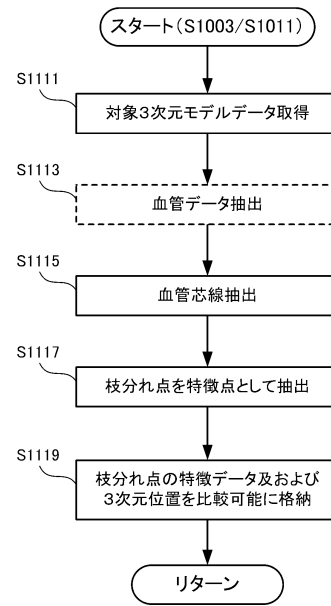
【図 9】



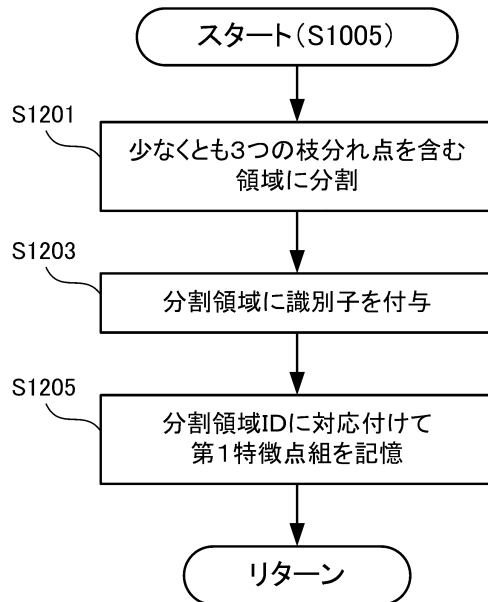
【図 10】



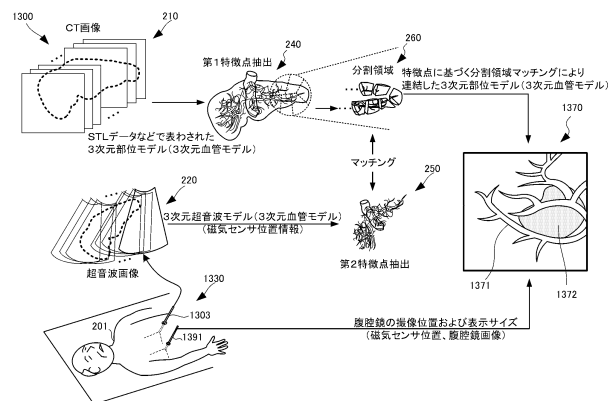
【図 11】



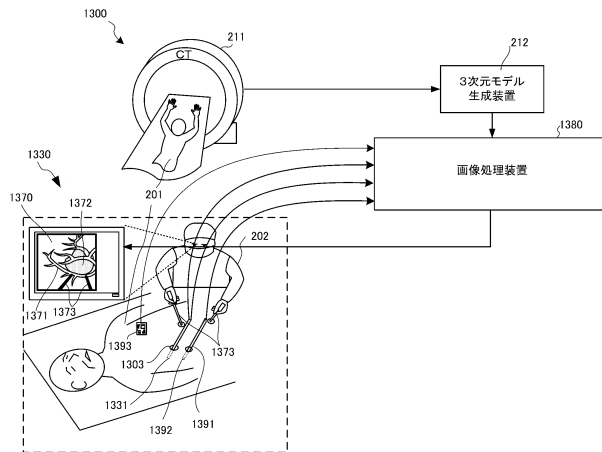
【図 12】



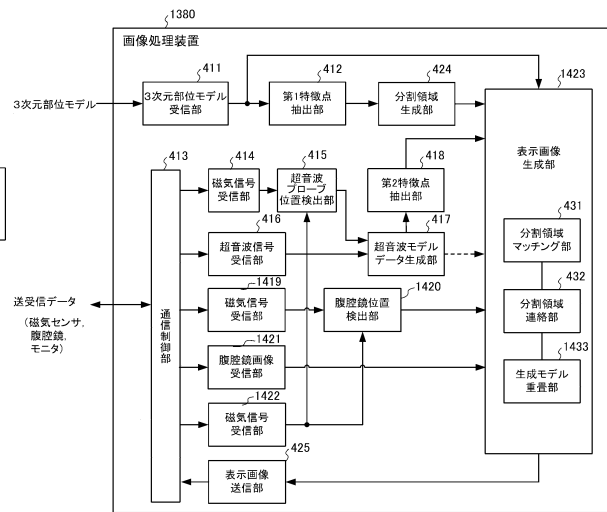
【図 13 A】



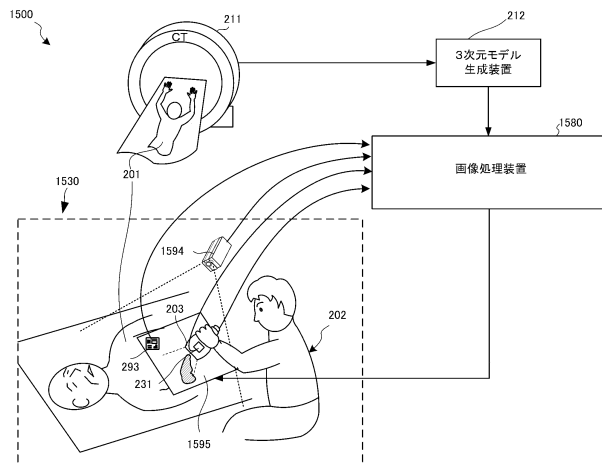
【図 13 B】



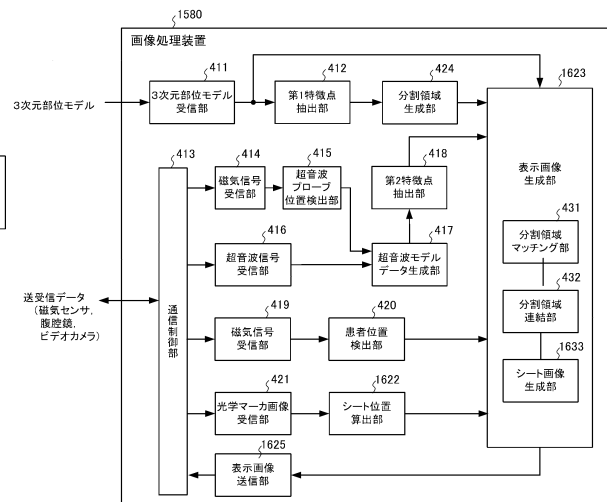
【図 14】



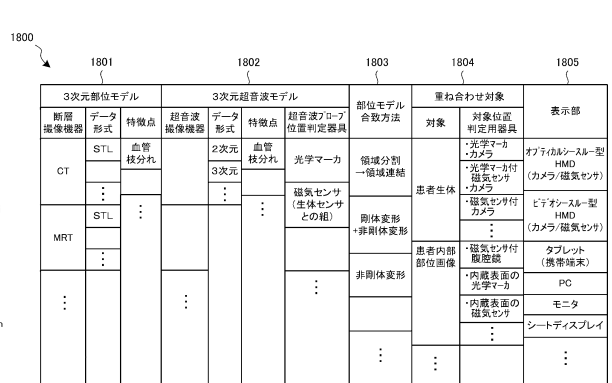
【図 15】



【図 16】



【 図 1 8 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2011-031042 (JP, A)
特開 2009-291614 (JP, A)
特開 2014-221175 (JP, A)
特開 2007-136133 (JP, A)
米国特許出願公開第 2014/0321726 (US, A1)
三木 健司, AR (拡張現実) を応用した術中超音波肝切除ナビゲーションシステムの開発, 新医療, (株) エム・イー振興協会, 2014年 5月, 第41巻、第5号, 第118-121頁
- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15
医中誌WEB

专利名称(译)	医疗支持系统，医疗支持方法，图像处理设备，以及控制方法和控制程序		
公开(公告)号	JP6510301B2	公开(公告)日	2019-05-08
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		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日本未来医療研究所		
[标]发明人	三木健司		
发明人	三木 健司		
IPC分类号	A61B8/14 A61B6/03 A61B5/055		
FI分类号	A61B8/14 A61B6/03.360.G A61B5/055.380 A61B5/055.390 A61B1/00.530 A61B1/00.552 A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/045.618 A61B1/045.620 A61B1/045.622 A61B1/313 A61B5/05.380 A61B5/05.390 A61B6/03.377 G06T1/00.290.B 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	JP2016202351A		
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物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，以及多个第一特征提供使三维部分模型变形的变形单元150，使得点和多个第二特征点重叠，以及显示由变形单元变形的三维部分模型的投影图像的显示单元160。[选图]图1

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6510301号 (P6510301)	
(45) 発行日 令和1年5月8日 (2019. 5. 8)		(24) 登録日 平成31年4月12日 (2019. 4. 12)			
(51) Int. Cl.		F I			
A 6 1 B 8/14 (2006. 01)		A 6 1 B 8/14			
A 6 1 B 6/03 (2006. 01)		A 6 1 B 6/03 3 6 0 G			
A 6 1 B 5/055 (2006. 01)		A 6 1 B 5/055 3 8 0			
		A 6 1 B 5/055 3 9 0			
請求項の数 14 (全 33 頁)					
(21) 出願番号 特願2015-84771 (P2015-84771)		(73) 特許権者 515349733			
(22) 出願日 平成27年4月17日 (2015. 4. 17)		株式会社日本未来医療研究所			
(65) 公開番号 特開2016-202351 (P2016-202351A)		大阪府大阪市天王寺区筆ヶ崎町5番52号			
(43) 公開日 平成28年12月8日 (2016. 12. 8)		(74) 代理人 100134430			
審査請求日 平成30年3月30日 (2018. 3. 30)		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			
		審査官 後藤 順也			
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					

(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