

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4829217号
(P4829217)

(45) 発行日 平成23年12月7日(2011.12.7)

(24) 登録日 平成23年9月22日(2011.9.22)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12
G 0 6 Q 50/00 (2006.01)	G 0 6 F 17/60 1 2 6 Q
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 0
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G
	A 6 1 B 6/03 3 7 7

請求項の数 12 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2007-507909 (P2007-507909)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成17年4月11日(2005.4.11)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2007-532226 (P2007-532226A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成19年11月15日(2007.11.15)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイ
(86) 国際出願番号	PCT/IB2005/051186		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02005/101277		1
(87) 国際公開日	平成17年10月27日(2005.10.27)	(74) 代理人	100087789
審査請求日	平成20年4月10日(2008.4.10)		弁理士 津軽 進
(31) 優先権主張番号	04101579.3	(74) 代理人	100114753
(32) 優先日	平成16年4月16日(2004.4.16)		弁理士 宮崎 昭彦
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)	(74) 代理人	100122769
			弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 データセットの視覚化

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像処理デバイスにより多次元データセットを視覚化する方法において、前記画像処理デバイスが、前記データセットにおける構造体のセグメント化を行うステップと、前記データセットの視覚化を行うステップとを有し、前記視覚化の投影方向が、前記構造体に基づき決定され、

前記方法が更に、前記画像処理デバイスが、前記データセットの視覚化から生じる画像においてレンダリング方法を変更するステップを有し、前記レンダリング方法の変更が、前記画像における非一様な品質をもたらし、

前記レンダリング方法の変更が、前記画像におけるサンプリングレートを変更することを有し、前記レンダリング方法の変更は、視覚化パラメタに基づき行われる、方法。

【請求項 2】

前記視覚化が、前記投影方向を有する視覚化パラメタに基づき行われ、前記視覚化パラメタは、前記データセットの前記セグメント化と低レベル分析との少なくとも1つに基づき決定され、前記視覚化パラメタが、前記構造体の相対位置、前記構造体に対する方向、前記構造体と注目対象との距離、動き推定及び動き補償からなるグループから選択される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記構造体が、生体検査針及び内視鏡プローブのいずれかであり、前記データセットの第 1 の投影は、前記構造体の長手軸の方向で行われ、結果として、前記長手軸の方向に垂

直な画像表面領域を持つ第1の画像を生じさせ、前記データセットの第2の投影が、前記構造体の長手軸に垂直な方向で行われ、結果として、前記構造体を有する第2の画像を生じさせる、請求項1に記載の方法。

【請求項4】

前記視覚化パラメタの少なくとも1つが、前記データセットの視覚化の間に表示される、請求項3に記載の方法。

【請求項5】

前記セグメント化が、Hough変換とアクティブローライザの決定とのいずれかに基づき行われる、請求項1に記載の方法。

【請求項6】

前記データセットが、超音波画像化システム、CT画像化システム及びMR画像化システムのいずれかを用いて得られる、請求項1に記載の方法。

【請求項7】

多次元データセットを視覚化するための画像処理デバイスであって、前記データセットを格納するメモリと、前記データセットをロードする処理、前記データセットにおける構造体のセグメント化を行う処理及び前記データセットの視覚化を行う処理を行う画像プロセッサとを有し、前記視覚化の投影方向が、前記構造体に基づき決定され、

前記データセットの視覚化から生じる画像におけるレンダリング方法が変更され、前記レンダリング方法の変更が、前記画像における非一様な品質をもたらし、

前記レンダリング方法の変更が、前記画像におけるサンプリングレートを変更することを有し、前記レンダリング方法の変更は、視覚化パラメタに基づき行われる、画像処理デバイス。

【請求項8】

前記構造体が生体検査針であり、前記視覚化は視覚化パラメタに基づき行われ、前記視覚化パラメタが、前記データセットの前記セグメント化と低レベル分析との少なくとも1つに基づき決定され、前記視覚化パラメタは、前記構造体の相対位置、前記構造体に対する方向、前記構造体と注目対象との距離、及び動き推定からなるグループから選択され、前記データセットの第1の投影が、前記生体検査針の長手軸の方向で行われ、結果として、前記長手軸の方向に垂直な画像表面領域を持つ第1の画像を生じさせ、前記データセットの第2の投影は、前記生体検査針の長手軸に垂直な方向で行われ、結果として、前記生体検査針を有する第2の画像を生じさせる、請求項7に記載の画像処理デバイス。

【請求項9】

画像化システムであって、多次元データセットを格納するメモリと、前記データセットの視覚化を行う画像プロセッサとを有し、該画像プロセッサが、前記データセットをロードする処理と、前記データセットにおける構造体のセグメント化を行う処理と、前記データセットの視覚化を行う処理とを行い、前記視覚化の投影方向は、前記構造体に基づき決定され、

前記データセットの視覚化から生じる画像におけるレンダリング方法が変更され、前記レンダリング方法の変更が、前記画像における非一様な品質をもたらし、

前記レンダリング方法の変更が、前記画像におけるサンプリングレートを変更することを有し、前記レンダリング方法の変更は、視覚化パラメタに基づき行われる、画像化システム。

【請求項10】

前記構造体が生体検査針であり、前記視覚化は視覚化パラメタに基づき行われ、前記視覚化パラメタが、前記データセットの前記セグメント化と低レベル分析との少なくとも1つに基づき決定され、前記視覚化パラメタは、前記構造体の相対位置、前記構造体に対する方向、前記構造体と注目対象との距離、及び動き推定からなるグループから選択され、前記データセットの第1の投影が、前記生体検査針の長手軸の方向で行われ、結果として、前記長手軸の方向に垂直な画像表面領域を持つ第1の画像を生じさせ、前記データセットの第2の投影は、前記生体検査針の長手軸に垂直な方向で行われ、結果として、前記生

10

20

30

40

50

体検査針を有する第2の画像を生じさせる、請求項9に記載の画像化システム。

【請求項11】

前記画像化システムが、MR画像化システム、CT画像化システム及び超音波画像化システムのいずれかである、請求項9に記載の画像化システム。

【請求項12】

多次元データセットの視覚化を行うためのコンピュータプログラムであって、該コンピュータプログラムは、画像プロセッサで実行されるとき、該画像プロセッサに、前記データセットをロードする処理と、前記データセットにおける構造体のセグメント化を行う処理と、前記データセットの視覚化を行う処理とを行わせ、前記視覚化の投影方向が前記構造体に基づき決定され、

前記データセットの視覚化から生じる画像におけるレンダリング方法が変更され、前記レンダリング方法の変更が、前記画像における非一様な品質をもたらし、

前記レンダリング方法の変更が、前記画像におけるサンプリングレートを変更することを有し、前記レンダリング方法の変更は、視覚化パラメタに基づき行われる、コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、デジタル画像化の分野に関する。特に、本発明は、多次元データセットを視覚化する方法、多次元データセットの視覚化を行う画像処理デバイス、画像化システム及びコンピュータプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡検査及び生体検査は共に、医療診断における重要な技術である。それはしばしば、生きている人間の体内を視覚的に検査することにより、又は、生きている人間の体内からの組織プローブを得ることにより、ある症状の発生源又は病気の初期段階の兆候を決定することのみが可能である。毎年、何千もの内視鏡検査行為が実施されている。光学内視鏡検査は、人体内部の中空器官又は空洞を検査するのに使用される医療行為である。これは、自然の穴又は小さな切開口(incision)を通して内視鏡が患者に挿入されるため、しばしば痛みを伴う処置である。

【0003】

斯かる検査の間、診断処置目的で、医療デバイスを患者の体内に挿入し、及び同時にその医療デバイスの動きを例えば超音波画像化システムを用いて監視することにより、特定の内部器官の組織片といった注目対象のサンプルを除去する医療処置が行われることができる。斯かるリアルタイム3次元画像化において、視覚化の方法及び方向(orientation)の選択は、その診療(intervention)が成功するために非常に重要である。ボリュームがレピューモードにおいて何度も何度も繰り返し表示される場合がある非リアルタイムタスクと比べると、リアルタイムタスクにおいては、最も有益な態様でボリュームを表示する機会は1回しかない。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

2次元の画面に表示されなければならない3次元情報が大量に存在するため、ボリューム表示は困難なタスクである。3次元データの視覚化法はすべて、取得された情報の大部分を無視する。例えば、表面シェーディングにおいては、多くの画像ボクセルが画面に表示される画像に隠される。同様に、最大値投影法(maximum intensity projection)においては、各投影された光線(ray)上で、1つのボクセルの貢献(contribution)だけが表示される。

【0005】

生じる1つの疑問は、リアルタイムアプリケーションにおいて何を無視し、何を表示す

10

20

30

40

50

べきかということである。なぜなら、医師は介入的デバイス(interventional)を操作することに完全に集中しており、ユーザ制御が不可能であるか又はユーザに過度の負担を課す場合があるからである。

【0006】

本発明の目的は、多次元データセットの改良された視覚化を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

請求項1に記載される本発明の例示的な実施形態によれば、上述した目的は、多次元データセットを視覚化する方法によって解決されることができ、そこでは、その方法は、そのデータセットにおける構造体のセグメント化を行うステップと、そのデータセットの視覚化を行うステップとを有し、その視覚化の投影方向が前述の構造体に基づき決定される。

10

【0008】

言い換えると、データセットにおけるある構造体が、セグメンテーション処理により特定されることができ、そのセグメント化された構造体に基づき、そのデータセットの画像スライス又は投影が視覚化される。そこでは、そのデータセット内部の投影の位置がその構造体に関連付けられる。

【0009】

有利には、本発明のこの例示的な実施形態によれば、これは、視覚化処理のパラメタの選択を自動化することを可能にし、従って改良された視覚化を可能にすることができる。

20

【0010】

請求項2に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、投影方向に関する情報を有し、かつ、そのデータセットにおける構造体のセグメント化と、そのデータセットの低レベル分析との少なくとも1つに基づき決定される視覚化パラメタに基づき、前述の視覚化が行われる。更に、その視覚化パラメタは、その構造体の相対位置、その構造体に対する方向、その構造体と注目対象との距離、動き推定及び動き補償からなるグループから選択される。

【0011】

有利には、本発明のこの例示的な実施形態によれば、画像スライスは、その構造体に対する特定の方向、及び例えば、その構造体から特定の距離離れた位置に視覚化されることができ、更に、本発明のこの例示的な実施形態によれば、多次元データセットは、例えば、心電図(ECG)データといった、動き推定又は補償に必要なデータを有することができる。この追加的なデータは、例えば、そのデータセットの動き補償された視覚化のために使用されることができる。

30

【0012】

請求項3に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、その構造体は、生体検査針(biopsy needle)及び内視鏡プローブのいずれかであり、そこでは、そのデータセットの第1の投影が、その構造体の長手軸の方向において行われ、結果として、その長手軸の方向に垂直な画像表面領域を持つ第1の画像を生じさせる。更に、その構造体の長手軸に垂直な方向においてそのデータセットの第2の投影が行われ、結果として、その構造体を有する第2の画像を生じさせる。

40

【0013】

有利には、本発明のこの例示的な実施形態によれば、これは、生体検査針の表示方向を視覚化する第1の画像スライスと、生体検査針自身を視覚化する第2の画像スライスと、生体検査針を有する平面に関するデータとを提供することができる。これは、うまく成功するかつ高速な生体検査又は内視鏡検査を行うのに必要な情報を効果的に視覚化することを可能にすることができる。

【0014】

本発明の別の例示的な実施形態が請求項4に記載され、そこでは、視覚化パラメタの少なくとも1つがそのデータセットの視覚化の間に表示される。

50

【 0 0 1 5 】

有利には、これは、生体検査針又は内視鏡を操作する医師に、例えば、注目対象に対する構造体の相対的な位置に関する重要な情報を与えることができる。

【 0 0 1 6 】

請求項 5 に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、その方法は、そのデータセットの視覚化から生じる画像においてレンダリング方法を変更するステップを更に有し、そこでは、そのレンダリング方法の変更が、画像の非一様な品質をもたらす。更に、請求項 6 に記載される本発明の例示的な実施形態によれば、レンダリング方法の変更は、画像におけるサンプリングレートの変更を有し、そのレンダリング方法の変更は、視覚化パラメタに基づき行われる。

10

【 0 0 1 7 】

有利には、請求項 5 及び 6 に記載される本発明の例示的な実施形態によれば、これは、画像スライスを中心(それは、生体検査針が示される場所である)における最大画像品質を可能にすると同時に、その画像スライスのエッジ(それは、ユーザにとってあまり興味のない場所である)において低下された画像品質を可能にすることができる。有利には、これは、計算コストの削減を提供することができる。

【 0 0 1 8 】

請求項 7 に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、セグメント化が、Hough変換とアクティブローカライザ(active localizer)の決定とのいずれかに基づき行われる。

20

【 0 0 1 9 】

これは、その構造体の効果的で信頼性のあるセグメント化を可能にすることができる。

【 0 0 2 0 】

請求項 8 に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、そのデータセットは、超音波画像化システム、CT画像化システム及びMR画像化システムを用いて取得される。

【 0 0 2 1 】

請求項 9 に記載される本発明の別の例示的な実施形態によれば、多次元データセットを視覚化する画像処理デバイスが与えられ、それは、データセットを格納するメモリと、以下の処理を行うよう適合される画像プロセッサとを有する：つまり、データをロードする処理と、そのデータセットにおける構造体のセグメント化を行う処理と、そのデータセットの視覚化を行う処理とである。その視覚化の投影方向は、その構造体に基づき決定される。

30

【 0 0 2 2 】

有利には、これは、改良された視覚化を可能にすることができる。

【 0 0 2 3 】

画像処理デバイスの更なる例示的な実施形態が請求項 10 に記載される。

【 0 0 2 4 】

本発明はまた、多次元データセットを格納するメモリと、そのデータセットの視覚化を行うよう適合される画像プロセッサとを有する画像化システムにも関する。本発明の側面によれば、その画像化システムは、MR画像化システム、CT画像化システム及び超音波画像化システムのいずれかである。本発明による画像化システムは、請求項 11 から 13 に記載される。

40

【 0 0 2 5 】

有利には、これは、CT画像化システム、MR画像化システム又は超音波画像化システムにより取得される多次元データセットの改良された視覚化を可能にすることができる。

【 0 0 2 6 】

本発明はまた、例えば画像プロセッサのようなプロセッサで実行されることができるコンピュータプログラムにも関する。斯かるコンピュータプログラムは、例えば、CTスキャナシステム、MRスキャナシステム又は超音波画像化システムの一部であってもよい。本発明の例示的な実施形態によるコンピュータプログラムは、請求項 14 に記載される。こう

50

したコンピュータプログラムは、好ましくは、画像プロセッサ又は汎用コンピュータのワーキングメモリにロードされることができる。こうして画像プロセッサは、本発明の方法の例示的な実施形態を実行する機能を備えられる。そのコンピュータプログラムは、CD-ROMのようなコンピュータ可読媒体に格納されることができる。また、コンピュータプログラムは、ネットワーク、例えば、ワールドワイドウェブを介して提供されることもでき、斯かるネットワークから、画像プロセッサのワーキングメモリにダウンロードされることができる。本発明のこの例示的な実施形態によるコンピュータプログラムは、例えば、C++のような任意の適切なプログラム言語で書かれることができる。

【0027】

本発明の例示的な実施形態の要点として、注目対象に対する(ユーザによってもたらされる)介入(intervention)が、医師であるユーザによる対話的な入力を必要とすることなく視覚化されることであると理解されることができる。実際、視覚化処理のためのパラメータ、例えば表示方向に関するものは、データ取得の間に自動的に選択されることができる。そのことは、患者の腹部内のシスト又は患者の子宮内の芽細胞種(plastoma)又は新生物(neoplasm)といった注目対象に関して、生体検査針といった構造体の実際の方向及び相対的な位置を効率的にトラッキングすることを可能にすることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

本発明のこれら及び他の側面は、本書において述べられる実施形態から明らかとなり、又は実施形態を参照して説明されるであろう。

【0029】

本発明の例示的な実施形態が、以下の図面を参照して以下に説明されることになる。

【0030】

図1は、本発明によるMR画像化システムの本発明の例示的な実施形態を示す。この例示的な実施形態及び図2に表される実施形態(超音波画像化システム)を参照して、本発明は、医療画像化の分野における用途に関して説明が行われることになる。しかしながら、本発明は、医療画像化の分野における用途に限定されるものではなく、例えば、荷物の中身に含まれる爆発物といった危険物質を発見するための荷物検査の分野において起こりうる、侵襲性が最小の処理のいずれかの他の形式といった他の用途、又は材料検査といった他の産業上の用途においても使用されることができることに留意されたい。

【0031】

検査されなければならない又は組織プローブが取られる患者215が置かれる検査空間217を囲い、軸218に沿って配置されるコイル210を、MRスキャナシステムは有する。有利には、患者は、検査空間217の低い部分に配置される可動テーブル又はコンベヤベルト216上に横たわる。検査空間217を囲うコイル210の系は、HFコイル219と、内部コイル213及びアクティブシールドコイル又はシールド212を有するグラジエントコイルのアクティブシールド(actively shielded)装置と、磁場の生成の間、冷却するために中にコイルが配置される低温保持装置211とを有する。グラジエントコイルの装置213、212は、グラジエント増幅器220に接続されることができる。

【0032】

更に、MRスキャナ又は画像化システムは、個別のモータ、例えば、コンベヤベルト216を動かすためのモータに関するモータ制御ユニットと、計算ユニット(図1において図示省略)とを有することができる。

【0033】

計算ユニットは、データセットを格納するメモリを有する画像処理デバイスに一体化される画像プロセッサにより実現されることができ、また、本発明による方法の例示的な実施形態に基づくデータセットの視覚化を行うよう適合されることもできる。本発明の側面によるデータプロセッサ又は画像プロセッサは、データセットにおける構造体のセグメント化を行うため、そのデータセットをロードするよう適合されることができる。更に、データプロセッサは、データセットの視覚化を行うよう適合されることができ、そこでは、

10

20

30

40

50

視覚化の投影方向がその構造体に基づき決定される。

【0034】

更に、計算ユニットは、例えば自動的にアラームを出力するためにラウドスピーカ(図1において図示省略)に接続されることができる。

【0035】

図2は、本発明の例示的な実施形態に基づき超音波画像化システムにより視覚化される、介入的な生体検査法の概略的な表現を示す。生体検査針205は、腹部206から組織サンプルを取るために、小さな切開口208を通して患者に挿入される。生体検査針205は、腹部の壁から組織プローブの破片207を切除するために操作手段201により操作されることができる。生体検査針205の動きと、注目対象207に対するその相対的な位置を追跡するために、本発明の例示的な実施形態によれば、超音波画像化システム202が使用されることができる。超音波画像化システム202は、注目対象207に向かって伝播する超音波信号204を生成し、注目対象207から反射されるエコー信号を受信するのに使用される超音波トランスデューサを有することができる。斯かる超音波画像化システムは従来においてもよく知られており、ここでは詳細な説明は行わない。

10

【0036】

本発明によれば、画像化システム202は、必ずしも超音波画像化システムである必要はなく、例えば、MR画像化システム又はCT画像化システムといった他の適切な種類の画像化システムであっても良いことを理解されたい。

【0037】

いずれも場合であっても、画像化システム202は、注目対象207の多次元データセットの取得を提供する。動作中、多次元データセットは、コンスタントに更新されることができる。多次元データセットは、腹部のボリュームを表す3次元データセット又は、例えば、動き検出及び動き補償用の、心電図を用いた心拍のような追加的な情報を有する4次元データセットとすることができる。更に、例えば、3次元データセットの連続によって形成される4次元データセットであってもよい。しかし、本発明は、3次元又は4次元データセットに限定されるものではなく、3次元ボリューム情報及びECG情報の範囲を超える情報を有する5次元又はそれ以上の次元のデータセットの視覚化のために同様に実現されることができる点を理解されたい。

20

【0038】

超音波画像化システムにより取得されるボリューム内のどこかに、生体検査針が存在する。臓器の表面を表示することは全く役に立たない。なぜなら、その針は臓器の中に隠れてしまうからである。ボリュームを通る標準的な投影は、組織が抽出されなければならない箇所に対する針の方向に関するわずかな影響となるにすぎない。

30

【0039】

ここでは、本発明の側面による方法は、有利にはリアルタイムに、Hough変換のようなボリューム処理方法を用いて、ボリュームから生体検査針をセグメント化する。このセグメント化は、生体検査針の位置及び延伸方向を与えることができる。ボリュームが針の延伸方向に投影されるならば、針が注目対象の中心を向いている(target)か否かが即座に明らかとなる。同時に、表示スライスにおいて横たわる針を伴うボリュームを通るセクションが、針の先(needle tip)から目標領域までの距離に関する情報を与えることができる。

40

【0040】

その概念は、シック・スラップ・オリエンテーション(thick slap orientation)、表面レンダリング視点の選択及びアクティブローライザ(active localizer)の一体化にまで拡張されることができることを理解されたい。例えば、セグメント化は、必ずしもHough変換によって行われなければならないわけではない。Hough変換は、線、円及び容易にパラメタ化されることのできる又は離散的なポピュラリティアルゴリズム(popularity algorithm)の観点から成型されることができる(cast)何か他のものといった広範囲な特徴を堅牢に検出可能なコンピュータ可視アルゴリズム(computer vision algorithm)である。例えば、その物理的特性のいくつかが周囲の組織の物理的特性(例えば反射係数)に似ている

50

という理由で、その構造体が形状において線形ではあるが、画像化システムに対しては可視でない場合、セグメント化においてHough変換を用いることは有利ではない場合がある。その代わりに、アクティブローカライザがその構造体(例えば生体検査針)に一体化され、その一体化されたアクティブローカライザが、交互性のある外部電磁場と適切な検出器とを用いて個別にセグメント化されることができる。アクティブローカライザの検出は、よく知られており、ここでは詳細には説明されない。一体化されたアクティブローカライザの検出の後、その構造体の方向及び位置が容易に実行されることができる。

【0041】

図3は、本発明の例示的な方法により視覚化される2つの投影の概略的な表現を示す。第1の投影つまり画像スライス301は、腹腔内部の注目対象207を表す。画像スライス301は、生体検査針205(図2参照)の方向に投影され、そこで、生体検査針205がどの方向を向いているかに関するアイデアをユーザに与える。生体検査針205の向きは、クロス303で表されることができる。

10

【0042】

画像スライス302は、注目対象207(例えば、シスト、膿瘍又は新生物)と生体検査針205とを示す。画像スライス302は、生体検査針205の平面において取られるので、生体検査針205の先端と注目対象207との距離は、データセットから計算され、画像スライス上に表示されることができる(ここでは、5cm)。画像スライス301及び302は共に、生体検査の間医師を効率的に手助けし、従って、生体検査の高速な実行と注目対象207からの組織の正確な抽出を可能にする。

20

【0043】

図4は、本発明による多次元データセットを視覚化する方法の例示的な実施形態のフローチャートを示す。その方法はステップS0で始まり、その後、ステップS1において、例えば、CT画像化の場合、例えば、多色ビームを生成する電磁照射の多色源を用いて、及び多色ビームを検出する照射検出器を用いてデータセットの取得が行われる。

【0044】

その後、ステップS2において、Hough変換又は一体化されたアクティブローカライザの検出に基づき、生体検査針のセグメント化が行われる。そして、ステップS3において、そのデータセットの低レベル分析が行われ、視覚化パラメタが選択される。視覚化パラメタは、注目対象に対するその構造体の相対位置、その構造体への相対的な方向、その構造体と注目対象との距離、並びに例えばECGデータに基づく動き推定及び動き補償を有することができる。動きは、動きマップの生成とその動きマップに基づく画像スライスの動き補償された再構築を行う事とにより補償されることができる。動き推定及び補償は従来技術においてよく知られており、ここでは、詳細な説明は行われぬ。

30

【0045】

データセットの視覚化は、結果として、生体検査針の長手軸に垂直な画像表面領域を持つ画像スライスを生じさせる、その長手軸の方向でのデータセットの第1の投影と、結果として、生体検査針を有する第2の画像スライスを生じさせる、生体検査針の長手軸に垂直な方向での第2の投影とを有する。

【0046】

言い換えると、データセットからの特定の選択された画像スライスが、患者の検査又は操作の間に視覚化される。画像スライスは、医師からの入力を必要とすることなく、超音波画像化システムにより自動的に選択される。有利には、画像スライスは、生体検査針の表示方向と生体検査針の表示方向に垂直な方向とでの投影を表す。従って、医師は、超音波源202に対する実際の位置とは独立して、常に自身の生体検査針205の方向を「目にする」ことになる(図2及び3参照)。

40

【0047】

ステップS5において、データセットの第1及び第2の投影のレンダリングをする間、画像スライスにおけるレンダリング方法が変更されることができ、結果として、画像の非一様な品質を生じさせる。レンダリング方法の変更は、視覚化パラメタに基づき、データ

50

セットの画像又は投影のサンプリングレートを変更することを有することができる。例えば、図3におけるクロス303に隣接する領域は、高いサンプリングレートでレンダリングされることができ、結果として、画像スライス301の中心における最大の画像品質を生じさせる。一方、画像スライス301の外端領域は、低いサンプリングレートでレンダリングされることができ、結果として、画像スライス301のエッジにおいては低い画像品質を生じさせる。従って、画像スライス301の重要な部分(つまり中心)は、高い画像品質で表示され、一方注目度の低い部分(外端領域)は、より低い画像品質で表され、従って、計算コストを削減し、改良されたレンダリング速度を生じさせる。

【0048】

その後、ステップS6において、例えば、その構造体と注目対象との距離のような、データセットの低レベル分析に基づくパラメタが、そのデータセットの視覚化の間に表示される。

10

【0049】

その方法はステップS7で終了する。

【0050】

図5は、本発明の方法の例示的な実施形態を実行するための、本発明による画像処理デバイスの例示的な実施形態を表す。図5に表される画像処理デバイスは、患者の体の組織片のような注目対象を表す画像を格納するメモリ152に接続される中央処理ユニット(CPU)、つまり画像プロセッサ151を有する。画像プロセッサ151は、複数の入力/出力ネットワーク、又はMRデバイス若しくは超音波画像化システムといった診断デバイスに接続されることができ、画像プロセッサは更に、例えば、コンピュータモニタのような、画像プロセッサ151で計算又は適合される情報又は画像を表示する表示デバイス154に接続される。操作者は、キーボード155及び/又は図5において図示省略されている他の出力デバイスを介して、画像プロセッサ151と対話することができる。

20

【0051】

更に、バスシステム153を介して、画像処理及び制御プロセッサ151を、例えば、注目対象の動きを監視するモーションモニタに接続することも可能である。例えば、患者の肺が生体検査又は内視鏡検査の対象である場合、モーションセンサは、呼気センサとすることができる。心臓が画像化される場合、モーションセンサは、心電図(ECG)とすることができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0052】

【図1】本発明による磁気共鳴(MR)画像化システムの実施形態の簡略化された概略表現を示す図である。

【図2】本発明の例示的な実施形態による超音波画像化システムにより視覚化される介入的生体検査の概略表現を示す図である。

【図3】本発明の方法による視覚化された投影の概略的な表現を示す図である。

【図4】本発明による多次元データセットを視覚化する方法の例示的な実施形態のフローチャートを示す図である。

【図5】本発明による方法の例示的な実施形態を実行するための、本発明による画像処理デバイスの本発明の例示的な実施形態を示す図である。

40

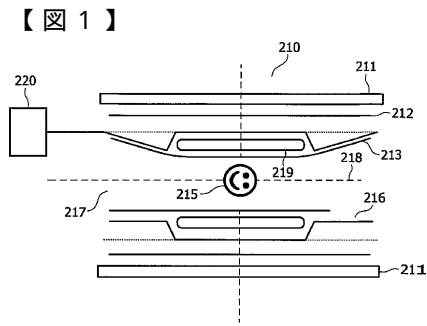


FIG. 1

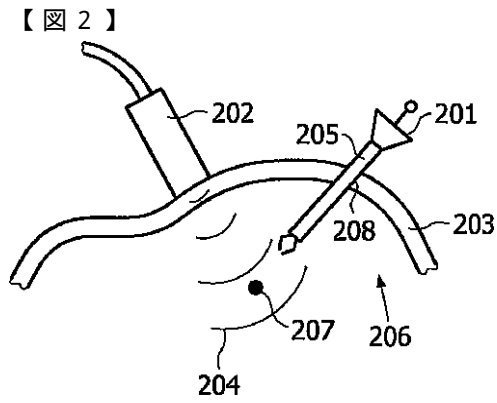


FIG. 2

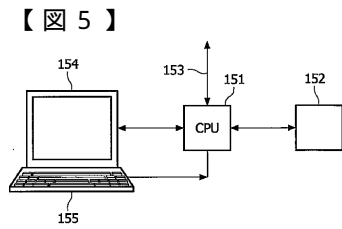


FIG. 5

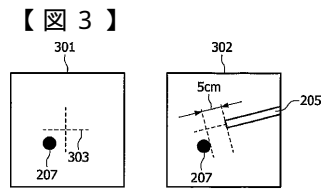


FIG. 3

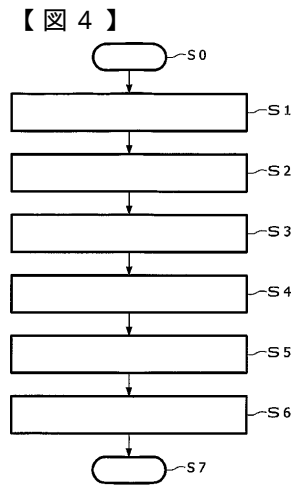


FIG. 4

フロントページの続き

- (72)発明者 エク カイ
ドイツ連邦共和国 5 2 0 6 6 アーヘン ヴァイスハウスストラッセ 2 フィリップス イン
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー
- (72)発明者 グロス アレクサンドラ
ドイツ連邦共和国 5 2 0 6 6 アーヘン ヴァイスハウスストラッセ 2 フィリップス イン
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー
- (72)発明者 キーフエル グンドルフ
ドイツ連邦共和国 5 2 0 6 6 アーヘン ヴァイスハウスストラッセ 2 フィリップス イン
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー
- (72)発明者 レーマン ヘルコ
ドイツ連邦共和国 5 2 0 6 6 アーヘン ヴァイスハウスストラッセ 2 フィリップス イン
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー
- (72)発明者 ブレドノ ヨルグ
ドイツ連邦共和国 5 2 0 6 6 アーヘン ヴァイスハウスストラッセ 2 フィリップス イン
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー
- (72)発明者 ヴェーセ ユルゲン
ドイツ連邦共和国 5 2 0 6 6 アーヘン ヴァイスハウスストラッセ 2 フィリップス イン
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開2003 - 284717 (JP, A)
特開平11 - 33021 (JP, A)
特開2002 - 209890 (JP, A)
特表2003 - 512915 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/12
A61B 5/055
A61B 6/03
G06Q 50/00

专利名称(译)	可视化数据集		
公开(公告)号	JP4829217B2	公开(公告)日	2011-12-07
申请号	JP2007507909	申请日	2005-04-11
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	エクカイ グロスアレクサンドラ キーフェルグンドルフ レーマンヘルコ ブレドノヨルグ ヴェーセユルゲン		
发明人	エク カイ グロス アレクサンドラ キーフェル グンドルフ レーマン ヘルコ ブレドノ ヨルグ ヴェーセ ユルゲン		
IPC分类号	A61B8/12 G06Q50/00 A61B5/055 A61B6/03 A61B6/00 A61B8/08 A61B10/00 A61B10/02 A61B19/00 G06F19/00		
CPC分类号	G06F19/321 A61B5/055 A61B6/03 A61B6/541 A61B8/0833 A61B8/0841 A61B8/463 A61B8/466 A61B10/0233 A61B90/36 G16H50/50		
FI分类号	A61B8/12 G06F17/60.126.Q A61B5/05.380 A61B6/03.360.G A61B6/03.377		
代理人(译)	宫崎明彦		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	2004101579 2004-04-16 EP		
其他公开文献	JP2007532226A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在实时三维成像中，可视化方法和方向的选择对于成功干预是非常重要的。一个重要的问题是在用户控制不适合的环境中，要忽略什么以及要在实时应用程序中显示什么。本发明通过使感兴趣的对象可视化干预（由用户提供）而不需要用户的交互输入来解决该问题。有利地，根据本发明的示例性实施例，在数据获取期间自动选择用于可视化过程的参数，这意味着实际的可以在方向和相对位置之间实现有效跟踪。

FIG. 1

【 図 2 】

