

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5437997号
(P5437997)

(45) 発行日 平成26年3月12日 (2014. 3. 12)

(24) 登録日 平成25年12月20日 (2013. 12. 20)

(51) Int. Cl.

G 0 1 T 1/161 (2006.01)

F I

G 0 1 T 1/161

C

請求項の数 20 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2010-508870 (P2010-508870)	(73) 特許権者	509323303
(86) (22) 出願日	平成20年5月26日 (2008. 5. 26)		サージックアイ ゲゼルシャフト ミット
(65) 公表番号	特表2010-528277 (P2010-528277A)		ベシュレンクテル ハフツング
(43) 公表日	平成22年8月19日 (2010. 8. 19)		ドイツ連邦共和国 8 1 6 7 1 ミュンヘン
(86) 国際出願番号	PCT/EP2008/056433		フリーデンシュトラッセ 1 8 アー
(87) 国際公開番号	W02008/142172	(74) 代理人	110000109
(87) 国際公開日	平成20年11月27日 (2008. 11. 27)		特許業務法人特許事務所サイクス
審査請求日	平成23年5月24日 (2011. 5. 24)	(72) 発明者	ヴェンドラー トーマス
(31) 優先権主張番号	07010368.4		ドイツ連邦共和国 8 1 2 4 7 ミュンヘン
(32) 優先日	平成19年5月24日 (2007. 5. 24)		フレイゼニウスシュトラッセ 1 7
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)	(72) 発明者	ナファプ ナッシル
(31) 優先権主張番号	07010369.2		ドイツ連邦共和国 8 2 1 4 7 ミュンヘン
(32) 優先日	平成19年5月24日 (2007. 5. 24)		シュレーメルシュトラッセ 1 8 5
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射性イメージングのための画像生成装置および方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像生成装置による画像生成の方法であって、

可動検出器を用いて検出期間の間に核放射線を検出する段階、但し、前記検出期間は、核放射線の検出を継続的に行っている期間である、と、

前記画像生成装置の評価装置を用いて画像生成のための検出器データを収集する段階であって、前記検出器データは検出された放射線に関する情報並びに前記検出器の位置及び/又は方向に関する情報を含む段階と、

前記収集された検出器データから画像生成に関する少なくとも1つの品質値を、前記評価装置を用いて前記検出期間の間に繰り返し決定する段階と、前記少なくとも1つの決定された品質値に応じて前記検出器をさらに動かすために命令をユーザに出力する段階であって、前記命令は残りの前記検出期間の少なくとも一部に関する段階を含み、

但し、前記少なくとも1つの品質値は、少なくとも1つの品質基準に関して算出され、前記少なくとも1つの品質基準が、前記収集された検出器データから生成される第1画像と第2画像の類似点の程度、画像を前記収集された検出器データから生成するための画像生成規則の調整、画像要素に対する前記収集された検出器データの適合性、前記検出器データからの画像生成の信頼性、第2画像との比較による画像生成の信頼性、前記収集された検出器データの一様性、不完全な検出器データに因る誤った生成の危険、検出器データから得られる画像データと所与の画像の間の偏差、制約に基づく基準、及び上記基準の任

10

20

意の組合せを含む基準の群から選択される基準である方法。

【請求項 2】

前記検出器が自由に動くことができる請求項 1 に記載の画像生成方法。

【請求項 3】

前記検出器がフリーハンド検出器である請求項 1 または 2 に記載の画像生成方法。

【請求項 4】

前記方法は、前記画像生成装置の前記評価装置を用いて前記検出期間の間に画像生成のための検出器データを連続して収集する段階をさらに含む請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の画像生成方法。

【請求項 5】

前記方法は、前記少なくとも 1 つの決定された品質値をユーザに出力する段階をさらに含む請求項 1 ～ 4 のいずれか一項に記載の画像生成方法。

【請求項 6】

前記方法は、前記少なくとも 1 つの品質値が閾値に達しない場合は、警報をユーザに出力する段階をさらに含む請求項 1 ～ 5 のいずれか一項に記載の画像生成方法。

【請求項 7】

前記放射線検出器をさらに動かすために命令をユーザに出力する段階が、前記検出器によって取り上げられる場合は、予測に従って、前記少なくとも 1 つの品質値に関して画像生成を最も強化するであろう、前記検出器のそのような位置および / または方向を出力する段階を含む請求項 1 ～ 6 のいずれか一項に記載の画像生成方法。

【請求項 8】

命令をユーザに出力する段階および / または少なくとも決定された品質値をユーザに出力する段階が、視覚、聴覚、または触覚の形をした少なくとも 1 つの出力ユニットを備える出力装置で、あるいはそれらの任意の組み合わせによって行われる請求項 1 ～ 7 のいずれか一項に記載の画像生成方法。

【請求項 9】

前記方法は、

任意に呼吸数および / または心拍数、および / または、任意に身体の姿、位置、および / または方向を含む、生物の呼吸および / または心拍に関する身体データを、前記評価装置を用いて収集する段階、

但し、呼吸および / または心拍に関する前記身体データは、任意に前記身体の姿、位置、および / または方向に関する身体データと同期する、並びに、

前記収集された身体データに基づいて画像生成規則を変更する段階をさらに含む請求項 1 ～ 8 のいずれか一項に記載の画像生成方法。

【請求項 10】

前記方法は、追跡装置を用いて検出器のデータを追跡する段階、および任意に、前記評価装置を用いて前記収集された検出器データに基づいて機器画像を生成する段階、並びに案内装置を用いて前記検出器データに基づいて前記検出器を使用する間に前記ユーザを案内する段階をさらに含む請求項 1 ～ 9 のいずれか一項に記載の画像生成方法。

【請求項 11】

画像生成のための画像生成装置であって、

検出期間の間に核放射線を検出するための可動検出器、但し、前記検出期間は、核放射線の検出を継続的にやっている期間である、と、

画像生成のために前記検出された核放射線に関する情報並びに前記検出器の位置及び / 又は方向に関する情報を有する検出器データを評価装置に送信するためのインタフェース装置と、前記検出器データを格納するためのデータ・メモリ部と、前記検出器データからの画像生成に関して少なくとも 1 つの品質値を、前記検出期間の間に繰り返し決定するためのプログラムを有するプログラム・メモリ部とを備える評価装置とを備え、

前記画像生成装置が、少なくとも 1 つの出力ユニットを備える出力装置をさらに備え、前記少なくとも 1 つの出力ユニットが前記少なくとも 1 つの決定された品質値に応じて

10

20

30

40

50

前記検出器をさらに動かすために命令をユーザに出力するための出力ユニットであり、前記命令は残りの前記検出期間の少なくとも一部に関する、

但し、前記少なくとも1つの品質値は、少なくとも1つの品質基準に関して算出され、前記少なくとも1つの品質基準が、前記収集された検出器データから生成される第1画像と第2画像の類似点の程度、画像を前記収集された検出器データから生成するための画像生成規則の調整、画像要素に対する前記収集された検出器データの適合性、前記検出器データからの画像生成の信頼性、第2画像との比較による画像生成の信頼性、前記収集された検出器データの一様性、不完全な検出器データに因る誤った生成の危険、検出器データから得られる画像データと所与の画像の間の偏差、制約に基づく基準、及び上記基準の任意の組合せを含む基準の群から選択される基準である、画像生成装置。

10

【請求項12】

前記検出器が自由に動くことができる請求項11に記載の画像生成装置。

【請求項13】

前記インタフェース装置が、画像生成に関して、前記検出された放射線に関する情報ならびに前記検出器の位置および/または方向に関する情報を有する前記検出器データを前記評価装置に連続して送信するためのインタフェース装置である請求項11~12のいずれか一項に記載の画像生成装置。

【請求項14】

前記少なくとも1つの出力ユニットが、前記少なくとも1つの決定された品質値をユーザに出力するための、および/または前記出力ユニットが、前記少なくとも1つの品質値が少なくとも1つの品質基準を満たさない場合は、警報をユーザに出力するための出力ユニットを含む請求項11~13のいずれか一項に記載の画像生成装置。

20

【請求項15】

前記少なくとも1つの出力ユニットが、前記検出器によって採用された場合に、前記少なくとも1つの品質値に関する画像生成を、予測に従って、最も強化することになる、前記検出器の位置および/または方向を出力するための出力ユニットを含む請求項11~14のいずれか一項に記載の画像生成装置。

【請求項16】

前記画像生成装置が、前記検出器の位置および/または方向に関する検出器データを集めるための追跡装置をさらに備え、

30

但し、前記追跡装置が、任意に呼吸数および/または心拍数を含む、生物の呼吸および/または心拍に関する身体データを集めるための少なくとも1つのセンサ、および/または、身体の姿、位置、および/または方向を含む、生物の身体データを集めるための任意の追跡装置をさらに備え、さらに、

但し、前記評価装置が、前記生物の身体データを同期方式で収集するためのプログラムを有する任意のプログラム・メモリ部、および、前記収集された身体データに基づいて画像生成規則を変更するためのプログラムを有するプログラム・メモリ部をさらに備える請求項11~15のいずれか一項に記載の画像生成装置。

【請求項17】

40

画像生成装置による画像生成の方法であって、

前記画像生成装置の自由可動検出器を用いて検出期間の間に放射線を検出する、但し、前記検出期間は、放射線の検出を継続的に行っている期間である、段階と、

前記検出期間の間に検出器の位置および/または方向を変える段階と、

画像生成のための検出器データを、前記画像生成装置の評価装置を用いて前記検出期間の間に連続して収集する段階であって、前記検出器データは検出された放射線に関する情報並びに前記検出器の前記位置および/または方向に関する情報を含む段階と、

前記評価装置を用いて前記収集された検出器データから少なくとも1つの品質値を決定する段階と、

前記少なくとも1つの決定された品質値に応じて前記検出器をさらに動かすために命令

50

をユーザに出力する段階であって、前記命令は残りの前記検出期間の少なくとも一部に関する段階と

を含む方法。

【請求項 18】

前記検出器がフリーハンド検出器である請求項 17 に記載の画像生成方法。

【請求項 19】

画像生成のための画像生成装置であって、

検出期間の間に放射線を検出するための自由に移動可能な検出器、但し、前記検出期間は、放射線の検出を継続的に行っている期間である、と、

画像生成のために前記検出された放射線に関する情報ならびに前記検出器の位置および
/または方向に関する情報を有する検出器データを評価装置に、前記検出期間の間に連続
して送信するためのインタフェース装置と、

前記検出器データを格納するためのデータ・メモリ部と、前記検出器データからの画像生成に関して少なくとも 1 つの品質値を決定するためのプログラムを有するプログラム・メモリ部とを備える評価装置と、

を備え、

前記画像生成装置が、出力装置をさらに備え、前記出力装置は少なくとも 1 つの出力ユニ
ットを備え、前記少なくとも 1 つの出力ユニットが前記少なくとも 1 つの決定された品質
値に応じて前記検出器をさらに動かすために命令をユーザに出力するための出力ユニット
であり、前記命令は残りの前記検出期間の少なくとも一部に関する、

但し、前記少なくとも 1 つの品質値は、少なくとも 1 つの品質基準に関して算出され、前記少なくとも 1 つの品質基準が、前記収集された検出器データから生成される第 1 画像と第 2 画像の類似点の程度、画像を前記収集された検出器データから生成するための画像生成規則の調整、画像要素に対する前記収集された検出器データの適合性、前記検出器データからの画像生成の信頼性、第 2 画像との比較による画像生成の信頼性、前記収集された検出器データの一様性、不完全な検出器データに因る誤った生成の危険、検出器データから得られる画像データと所与の画像の間の偏差、制約に基づく基準、及び上記基準の任意の組合せを含む基準の群から選択される基準である、画像生成装置。

【請求項 20】

前記検出器がフリーハンド検出器である請求項 19 に記載の画像生成装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像生成装置による画像生成のための画像生成装置および方法に関する。本発明の特定の実施形態は、品質管理による強化された画像生成、データ収集のためのユーザに対する命令、および/または強化された処理による連続データ収集のための画像生成装置に関する。本発明の典型的な実施形態は医療目的のための画像生成装置および方法に関する。

【背景技術】

【0002】

高品質の画像生成は広大な応用領域にとって大きな関心である。特に、患者の健康が依存することがある医療分野で、最高の画像生成は例えば患者の手術の根拠として必要である。

【0003】

通常、医療用画像は手術前または手術中に生成される。また、画像の重ね合わせ、例えば解剖学的画像と機能的画像、すなわち身体活動を視覚化する画像との重ね合わせは知られている。この種の重ね合わされた画像は、例えば、どの体組織を切除すべきかについて決めるために腫瘍手術において役に立つことができる。健康な組織に損傷を与えるかまたは死んだ組織を除去しないことを回避することができるように、できるだけ最新で高品質の画像が望ましい。

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

高品質画像の生成は、画像生成のための検出器データおよびこれらのデータを処理しなければならない評価装置に対して高い要求を提起する。これは、特に、例えば手で持って操作可能な可動検出器による検出器データの処理にあてはまる。

【0005】

従って、検出器データの強化された収集および評価ならびに強化された画像生成の必要がある。

【課題を解決するための手段】**【0006】**

上記を考慮して、請求項1～92に記載の画像生成のための方法ならびに請求項93～181に記載の画像生成装置が提供される。

【0007】

本発明の一実施形態によれば、画像生成のための画像生成装置が提供される。画像生成装置は検出期間の間に核放射線を検出するための可動検出器を含む。画像生成装置は評価装置を更に含む。評価装置は検出器データを評価装置に送信するためのインタフェース装置を含む。検出器データは画像生成のための検出された核放射線に関する情報を含む。評価装置は検出器データを格納するためのデータ・メモリ部を更に含む。評価装置は、検出期間の間に検出器データからの画像生成に関して少なくとも1つの品質値を繰り返し決定するためのプログラムを有するプログラム・メモリ部を更に含む。画像生成装置は、少なくとも1つの出力ユニットを含む出力装置を含む。少なくとも1つの出力ユニットは、検出器データに基づいて検出器をさらに動かすためのユーザへの命令を出力する出力ユニットを含む。命令は残りの検出期間の少なくとも一部に関する。

【0008】

本発明の別の実施形態によれば、画像生成のための画像生成装置が提供される。画像生成装置は検出期間の間に放射線を検出するための自由に移動可能な検出器を含む。画像生成装置は評価装置を更に含む。評価装置は、検出期間の間に検出器データを評価装置に連続的に送信するためのインタフェース装置を含む。検出器データは、検出放射線に関する情報ならびに画像生成のための検出器の位置および/または方向に関する情報を含む。評価装置は、検出器データを格納するためのデータ・メモリ部と、検出器データからの画像生成に関して少なくとも1つの品質値を決定するためのプログラムを有するプログラム・メモリ部とを更に含む。

【0009】

別の実施形態によれば、画像生成装置による画像生成のための方法が提供される。方法は検出期間の間に可動検出器によって放射線を検出する段階を含む。方法は画像生成装置の評価装置によって画像生成のための検出器データを集める段階を更に含む。検出器データは検出放射線に関する情報を含む。方法は、検出期間の間に評価装置によって収集した検出器データから少なくとも1つの品質値を繰り返して決定する段階と、収集した検出器データおよび/または少なくとも1つの決定された品質値に応じて検出器を更に動かすためにユーザに命令を出力する段階とを更に含み、そこにおいて命令は残りの検出期間の少なくとも一部に関する。

【0010】

別の実施形態によれば、画像生成装置による画像生成のための方法が提供される。方法は、検出期間の間に画像生成装置の自由に移動可能な検出器によって放射線を検出する段階と、検出期間の間に検出器の位置および/または方向を変更する段階とを含む。方法は、検出期間の間に画像生成装置の評価装置によって画像生成のための検出器データを連続的に集める段階を更に含む。検出器データは検出放射線に関する情報ならびに検出器の位置および/または方向に関する情報を含む。方法は、評価装置によって収集した検出器データから少なくとも1つの品質値を決定する段階を更に含む。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 1 】

本願明細書に記載の実施形態と組み合わせることができる別の特徴、態様、および細部は、従属クレーム、説明、および図面に開示される。

【 0 0 1 2 】

上記の特徴を詳細によりよく理解することができるように、より明細の説明が本発明の実施形態に関して与えられる。添付図面は本発明の実施形態に関するものであり、以下に簡単に述べる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図 1】本発明の実施形態による画像生成装置の図式的な構成を示す。

10

【図 2】本発明の実施形態による画像生成装置の検出装置を示す。

【図 3】本発明の実施形態による画像生成装置の検出装置を示す。

【図 4】本発明の実施形態による画像生成装置の評価装置の図式的な構成を示す。

【図 5】本発明の実施形態による評価装置のプログラム・メモリ部の図式的な構成を示す。

【図 6】本発明の実施形態による画像生成装置の出力装置を示す。

【図 7】本発明の実施形態による画像生成装置の別の出力装置を示す。

【図 8】本発明の実施形態による画像生成装置の案内装置を示す。

【図 9】医療分野で使用する本発明の実施形態による画像生成装置を示す。

【図 10】本発明の実施形態による検出モデルの生成を示す。

20

【図 11】本発明の実施形態による測定値を介した検出モデルの生成を示す。

【図 12】本発明の実施形態による品質制御プロセスを示す。

【図 13】本発明の実施形態によるユーザに命令するステップを有する反復フロー図を示す。

【図 14】本発明の実施形態による自由に移動できる検出器を用いる検出プロセスを示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 4 】

以下において、詳細な参照が本発明の様々な実施形態になされ、そのいくつかは図面で例示される。各実施例は説明によって本発明のより良好な理解のために提供されて、本発明を制限するものと解するべきではない。従って、一実施形態に関して説明されるか、または一実施形態に関して例示されている特徴は、別の実施形態を生成するために他の実施形態と組み合わせることができる。この種の変更態様および変形例が含まれることが意図されている。

30

【 0 0 1 5 】

特に、本発明の実施形態は、医療目的のための画像生成に関して、より良い理解のために主に説明される。しかしながら、実施形態の多くは他の分野の画像生成のためにも使用できる。

【 0 0 1 6 】

以下の説明の中で、そして図面で、同じ参照符号は同じまたは類似の構成要素に関する。通常、個々の実施形態の違いだけは明確に説明される。

40

【 0 0 1 7 】

本願明細書において、用いられる表現「検出期間」は、第 1 検出プロセスの開始と最後の検出プロセスの終了の間の期間を意味する。検出期間が検出プロセスが連続的に行われる期間であるように、第 1 および最後の検出プロセスは同一でありうる。第 1 および最後の検出は異なることもありうる。従って、検出期間において他の方法があることがありうる。例えば、この種の他の方法はデータ評価プロセスでありうる。検出期間に行われる少なくとも 1 つの検出プロセスは、同じ対象で、同じ検出器、それぞれに検出装置により実行される。検出期間の例は、患者のガンマ線プローブによる核放射線の第 1 測定と最後の測定の間の期間であり、そこにおいて、例えば最後の測定の後に、身体機能を視覚化した

50

最終画像を生成できる。第1測定と最後の測定との間に、例えばデータ評価のために、または別の対象の測定のためにさえ、1つあるいは複数の測定間隔があることもある。検出期間は、例えば、患者の背中だけの第1測定によって、そして患者の胃だけの別の測定により規定されない。動作が「検出期間の間に」（またはさらに一般的にいえばいかなる期間の間にも）実行されるように指示することは、動作が全期間を満たすことを必要とするという意味で解釈されるべきではない。動作は検出期間の一部の間に行われるだけのこともありうる。動作は中断されることもありうる。

【0018】

表現「自由に移動可能な」は、自由に移動可能である対象の位置または方向が実質的に任意に変えることができるというように通常理解される。例えば、手に持てる検出器は自由に移動可能な検出器である。また、十分に多くの自由度でロボットアームに載置される検出器は自由に移動可能であり、そこにおいて、ロボットアームは、例えばユーザにより制御される。ルールに沿って移動可能である検出器は移動可能であるが、自由に移動可能でない。

【0019】

表現「連続する」は、「検出器データを連続的に収集する」ような動作に関するとき、進行中であるか定期的に反復される動作を含む。定期的反復の間の時間的間隔は、大抵原則として、任意に短くて、すなわち準連続である。しかしながら、例えば、物理的制約が任意に短い間隔を制限できることは当業者にとって明らかである。例えば、検出器は、この種の待ち時間の間に検出が行われることができないような、いわゆる「待ち時間」を有することができる。従って、また、例えば検出器データの連続収集の間に、収集プロセス内のデータ収集の定期的反復は、前記待ち時間より短い時間間隔の中で可能ではなくてもよい。概念「連続する」はまた、動作に関して使われるときに、任意に短い時間間隔における反復または繰り返される反復を含む。また、任意に選択された時間間隔は、原則として、任意に短く互いの後に続くことができ、前述した限界が類似してあてはまる。

【0020】

「画像の生成」は、この種の画像データの出力ユニット、例えばモニタへの出力を必要としない画像データの生成を含む。

【0021】

図1は本発明の実施形態による画像生成装置1を示す。図1に示すように、画像生成装置1は検出装置100を含む。検出装置100は少なくとも1つの検出器110を含む。画像生成装置は評価装置300を更に含む。評価装置300は少なくとも1つのメモリ・ユニット310および少なくとも1つの処理ユニット350を含む。いくつかの実施形態では、検出装置および評価装置はデータ交換装置20により連結される。別の実施形態によれば、画像生成装置は図1に示すように追跡装置200を含む。追跡装置200は少なくとも1つの追跡ユニット210を含む。別の実施形態では、画像生成装置は出力装置400を含む。出力装置は少なくとも1つの出力ユニット410を含む。いくつかの実施形態では、追跡装置200および出力装置400はデータ交換装置によって評価装置300に接続している。別の実施形態では、画像生成装置は案内装置500を含む。案内装置500は少なくとも1つの案内ユニット510を含む。案内装置はデータ交換装置によって評価装置に接続することができる。個々の装置は以下に更に詳細に説明される。

【0022】

検出装置100

本発明の実施形態によれば、検出装置100は検出器110を含む。典型的な実施形態では、検出器110は放射線検出器、通常は核放射線のための検出器である。いくつかの実施形態によれば、検出器は移動可能であり、特定の実施形態によれば、さらに自由に移動可能である。典型的な実施形態では、検出器は手に持てる。検出器は、ガンマ放射線プローブ、ベータ放射線プローブ、コンプトン・プローブ、ガンマ放射線カメラ、ガンマ放射線ミニ・カメラ、ベータ放射線カメラ、またはコンプトン・カメラでありうる。検出器は、光放射線のための検出器、赤外線、X線のための検出器、または他の種類の放射線の

ための検出器、または他のいかなる種類の検出器でもありうる。

【0023】

検出器データは検出放射線に関する情報を含むことがある。検出器データはある程度はフォーマットされ得るが、通常、特定の検出事象に対する、または少なくとも一群の検出事象に対する単一のデータセットの結合は可能でなければならない。検出器データは検出器の位置および/または方向を含むこともある。検出器データは他のデータを更に含むことがある。

【0024】

いくつかの実施形態では、検出装置100は少なくとも1つの別の検出器を含む。少なくとも1つの別の検出器は検出器110と類似しているか、または同一で組み込まれることができる。少なくとも1つの別の検出器はまた検出器110と比較して異なる種類でありうる。少なくとも1つの別の検出器は、例えば、超音波プローブ、X線検出器、光学カメラ、光学顕微鏡、蛍光カメラ、自動蛍光カメラ、磁気共鳴断層撮影検出器、陽電子放射断層撮影検出器、短PET、単一光子排出コンピュータ断層撮影検出器、短SPECT、または別の種類の検出器でありうる。

10

【0025】

図2は本発明の実施形態による検出装置100を示す。図2において、検出装置100の2つの検出器110、120、すなわち核放射線を検出するためのプローブ110および光学カメラ120が示される。放射線は、例えば、ガンマ、ベータ、コンプトン、X線、またはアルファ放射線でありうる。更に、検出されることになっている核放射線源10が示される。放射線源は、通常、ここで、そして以下で、空間的に分布した放射線源、すなわち空間的な放射分布でありうる。放射線源は、実質的に二次元の放射線源、すなわち実質的に平面である放射分布でもありうる。

20

【0026】

検出器は、示すように手で持つことができ、3つの空間方向に移動可能、且つ方向付け可能であり、すなわち自由に移動可能である。更に、検出器110、120は、例えば図1に示す評価装置300とともに、電力供給のための、そしてデータ交換のためのケーブルをそれぞれ備えている。更に、検出器110、120は、図3に関して更に後述するように、図3に示される追跡装置200によって追跡するための印をそれぞれ有する。印なしで動作する追跡装置200もありうる。

30

【0027】

検出器データ、例えば測定された放射線に関する情報を有する検出器データは、評価装置300(図1参照)に提供されうる。具体的に言えば、評価装置300は検出器データを収集できる。

【0028】

追跡装置200

いくつかの実施形態によれば、画像生成装置は追跡装置200を含む。いくつかの実施形態によれば、追跡装置200は追跡ユニット210を含む。追跡ユニットは、光学、電磁、機械、ロボット・ベース、電波ベース、音波ベース、ゴニオメータ・ベース、電位差計ベース、ジャイロ스코プ・ベース、加速度センサ・ベース、放射線ベース、またはX線ベースの検出ユニット、あるいは赤外線または白光検出ユニット、あるいは別の種類の検出または追跡ユニットでありうる。別の実施形態によれば、追跡装置200は別の追跡ユニット220または複数の別の追跡ユニットを含む。追跡ユニット220または複数の別の追跡ユニットは、上記のもののような追跡ユニットでありうるか、または他の追跡ユニットでありうる。追跡装置の実現可能性または信頼性を保証するために、いくつかの実施形態は、少なくとも2つの、少なくとも3つの、または少なくとも4つの追跡ユニットを有する。

40

【0029】

図3は本発明の典型的な実施形態による追跡装置200を示す。図3は2つの光学追跡ユニット210および220を示す。光学追跡ユニット210および220は、核放射線

50

のプローブ 1 1 0 の印 1 1 2 および光学カメラ 1 2 0 の印 1 2 2 を検出する。光学追跡装置 2 1 0 および 2 2 0 は、印 1 1 2 および 1 2 2 を検出することによってプローブ 1 1 0 およびカメラ 1 2 0 の位置および / または方向に関する情報を有するデータを生成する。図 3 に示される実施例において、光学追跡ユニット 2 1 0 および 2 2 0 は正確に校正され、そしてプローブ 1 1 0 およびカメラ 1 2 0 の位置および方向は、周知の三角測量方法を用いて、印 1 1 2 および 1 2 2 それぞれの位置を検出することにより決定されている。

【 0 0 3 0 】

追跡装置のデータ、例えば位置および方向に関する情報を有する検出器データは評価装置 3 0 0 に提供されうる。特に、評価装置 3 0 0 はその種および他の検出器データを収集できる。

【 0 0 3 1 】

評価装置 3 0 0

本発明の実施形態によれば、評価装置 3 0 0 はメモリ・ユニット 3 1 0 を有するメモリ装置 3 0 2 を含む。メモリ・ユニット 3 1 0 は、例えば、コンピュータ・ハード・ドライブまたは別の大容量記憶装置でありうるか、または異なる種類でありうる。本発明の実施形態によれば、記憶ユニット 3 1 0 はデータ記憶部 3 2 0 を含む。データ記憶部 3 2 0 は、例えば、検出器データを格納するために使用できる。データ記憶部 3 2 0 は、他のデータを格納するために使用することもできる。実施形態によれば、記憶装置 3 1 0 はプログラム記憶部 3 3 0 を含む。プログラム記憶部 3 3 0 および別の実施形態による別のプログラム記憶部は更に下で説明される。データ記憶ユニット 3 1 0 は、別のデータ記憶部および別のプログラム記憶部を含むことがある。いろいろな記憶部は、物理的に、またはメモリ技術的な意味で、ユニットを形成する必要がないし、いろいろな部分は、そこに格納されているか、または格納されることになっているデータの特質に関してだけむしる識別される。メモリ装置 3 0 2 は別のメモリ・ユニットを含むことがある。別のメモリ・ユニットは、メモリ・ユニット 4 1 0 と同様であるか、または異なる種類でありうる。

【 0 0 3 2 】

別の実施形態によれば、評価装置 3 0 0 は処理装置 3 0 4 を含む。処理装置 3 0 4 はいくつかの実施形態による処理ユニット 3 5 0 を含む。処理ユニット 3 5 0 は、例えばコンピュータの演算部分（例えばプロセッサ）でありうる。別の実施形態によれば、処理装置 3 0 4 は別の処理ユニットを含み、それは処理ユニット 3 5 0 と類似しているか、または異なる種類でありうる。具体的に言えば、少なくとも 1 つの処理ユニットおよび少なくとも 1 つのメモリ・ユニットは、特別なデバイス、例えば市販のコンピュータに集積することができる。

【 0 0 3 3 】

別の実施形態によれば、評価装置はインタフェース装置 3 0 6 を含む。いくつかの実施形態では、インタフェース装置 3 0 6 は、検出器、例えば検出器 1 1 0 とのデータ交換のための検出器インタフェース 3 8 0 を有する検出装置インタフェース 3 0 6 a を含む。別の実施形態では、インタフェース装置 3 0 6 は、追跡装置（例えば、図 3 の追跡装置 2 0 0 ）とのデータ交換のための追跡ユニット・インタフェース 3 9 0 を有する追跡装置インタフェース 3 0 6 b を含む。インタフェース装置 3 0 6 またはその部品は、特別なデバイス、例えば市販のコンピュータに集積することもできる。いくつかの実施形態では、評価装置は、データ交換装置によって、この種のインタフェース装置を介して画像生成装置の他の部分的な装置と通信する。

【 0 0 3 4 】

本発明の別の実施形態では、プログラム・メモリ部 3 3 0 はプログラムを含む。図 5 に示すように、プログラムは、例えば、検出器データを基礎として少なくとも 1 つの品質値を決定するためのプログラム 3 3 0 でありうる。他の実施形態では、メモリ・ユニットは、別のプログラム・メモリ部、例えば、検出モデルを考慮すると共に検出器データに基づいて画像生成規則を決定するためのプログラム 3 3 2 a と、プログラム 3 3 4 a とをそれぞれ有する別のプログラム・メモリ部 3 3 2 および 3 3 4 を含む。プログラム 3 3 4 a は

10

20

30

40

50

、検出器データを基礎として少なくとも1つの良質な値を決定するためのプログラム部334bと、検出器データに基づいて少なくとも1つの品質値を繰り返し決定するためのプログラム部334cとを含む。

【0035】

特に、例えば類似の機能を実行するプログラムは、例えばプログラム334aについて上述したように、単一プログラムのプログラム部として形成されることもできる。同じことは機能的に異なるプログラムにとってもあてはまる。いずれの場合においても、第1プログラムを有する第1プログラム部および第2プログラムを有する第2プログラム部は同一であり、そして第1および第2プログラムは単一プログラムの部分とみなされる。

【0036】

別の実施形態では、第1プログラムを有する第1プログラム部および第2プログラムを有する第2プログラム部が設けられて、第1プログラム部は第2プログラム部と同一であり、同様に第1プログラムは第2プログラムと同一である。

【0037】

出力装置400

図6を参照すると、画像生成装置は別の実施形態による出力装置400を含む。出力装置400はいくつかの実施形態による出力ユニット410を含む。出力ユニット410は、視覚、聴覚、または触覚の出力ユニット、あるいはその組み合わせの形態でありうる。いくつかの実施形態では、出力ユニット410は、画像またはユーザへの命令を表示するための出力ユニットである。ユーザは通常は人間である。あるいは、ユーザは異なる生物または無生物、例えば機械でもありうる。

【0038】

別の実施形態では、出力装置400は別の出力ユニットを含む。これらは出力ユニット410と類似の種類であるか、または異なる種類でありうる。

【0039】

本発明の実施形態による出力ユニットは、現実を表示する、仮想現実を表示する、または拡張現実を表示することがある。拡張現実の出力ユニットは、例えば、実像を虚像と結合できる。

【0040】

本発明の実施形態によれば、出力ユニットは、数ある中で、次のうちの1つでありうる。すなわち、モニタ、光透過性モニタ、ステレオ・モニタ、ヘッドマウント式ステレオ・ディスプレイ、音響周波数コード化フィードバック装置、音響パルス・コード化フィードバック装置、力・フィードバック・ジョイスティックまたは力・トルク・フィードバック・ジョイスティック、あるいは他の種類の視覚、聴覚、および/または触覚の出力ユニット、あるいはその組み合わせである。

【0041】

図6は、本発明の実施形態による出力ユニット410を示す。図6において、出力ユニット410は光学的出力ユニット、具体的に言えばモニタである。図6は音響出力ユニット420を更に示す。図6において、音響出力ユニットは拡声器である。

【0042】

図7はヘッドマウント式画像表示の形をした別の出力ユニット430を示す。

【0043】

案内装置500

別の実施形態では、画像生成装置は、例えば図8に示されるように、案内装置500を含む。いくつかの実施形態によれば、案内装置500は案内ユニット510を含む。案内ユニット510は、例えば、ロボットアームによって対象を案内できる。案内ユニット510はユーザを案内することもできる。案内することは、ロボット・ベースでもありうるか、あるいは光学、音響、または触覚信号に、またはそれらの組み合わせに依存することもありうる。図8に示される案内ユニット510は触覚信号によってユーザを案内する。図8において、案内ユニット510は身体30の手術の間に外科用器具40をよりよく案

10

20

30

40

50

内するのに役に立つ。案内ユニットは、例えば、抵抗を提供することができて、機械的障害によって、または電氣的パルスによる筋肉の刺激作用によって、そうすることができる。

【 0 0 4 4 】

ユーザの案内が対応する出力により遂行される場合は、案内ユニット 5 1 0 または別の案内ユニットは出力装置の出力ユニットにより形成されることもある。案内装置 5 0 0 は、従って出力装置 4 0 0 と同一でありうる。

【 0 0 4 5 】

別の実施形態では、画像生成装置はデータ交換装置を含む。図 1 に示すように、データ交換装置は、画像生成装置の装置間でデータを交換するために、例えば、検出装置と評価装置の間で、追跡装置と評価装置の間で、出力装置と評価装置の間で、または案内装置と評価装置の間で（対応する接続線によって、図 1 に示すように）データを交換するために役立つ。データ交換装置は、いくつかの実施形態によれば、検出器インタフェース 3 8 0 または追跡装置インタフェース 3 9 0 のようなインタフェースに依存できる。通常、データの交換は、ケーブルでなければ無線を用いて、またはその他の方法で装置を接続することにより行うことができる。

10

【 0 0 4 6 】

図 9 は、本発明の実施形態に従って、人間または他の生物の部位を示し、そこに放射性物質、いわゆるトレーサが注入されて、それは特定の好適領域に蓄積して、そこで動かなくなる。放射性物質が蓄積されて、それぞれ動かなくなる領域または空間領域は、核放射線源を含む閉領域と考えることができる。

20

【 0 0 4 7 】

図 9 は核放射線のための検出器 1 1 0 を更に示す。検出器 1 1 0 は身体の中の源から発生する核放射線を測定する。更に、図 9 は身体の内部の光学画像を生成するためのデータを集める腹腔鏡 1 2 0 を示す。核放射線用の検出器 1 1 0 および腹腔鏡 1 2 0 によって集められるデータは、評価装置（図示せず）に収集されて処理される。更に、検出器 1 1 0 および腹腔鏡 1 2 0 の位置および / または方向は印 1 1 2 および 1 2 2 により追跡され、そして対応するデータは評価装置により収集される。すべてのこれらのデータから、評価装置は、画像生成規則の助けを借りて、腹腔鏡のデータに基づく身体の内部の光学画像、および核放射線のための検出器のデータに基づいて代謝のような身体機能を視覚化する機能的な画像を生成する。画像は特に三次元でありうる。

30

【 0 0 4 8 】

出力ユニット 4 1 0 で、光学解剖学的画像および機能的画像は重ねられて、例えば 3 次元に表示される。オーバーレイは評価装置による光学画像と解剖学的画像の重ね合わせに基づいて生成される。

【 0 0 4 9 】

更に、図 9 は外科用器具 4 0 を示し、その位置および / または方向も追跡される。外科用器具の集められたデータも評価装置により処理される。このようにして、外科用器具および身体の内部のその位置の画像は評価ユニットにより決定することができる。この画像はまた解剖学的および光学画像と重ね合わされて、出力ユニット 4 1 0 に表示することができる。特に、機能的画像が高品質で最新である場合は、そして光学画像と器具画像の重ね合わせが良好である場合は、出力ユニットの重ね合わされた画像の出力によって外科医は手術を正確に制御できる。

40

【 0 0 5 0 】

しかしながら、周知の画像生成装置および画像生成のための対応する方法の画像は、しばしば手術において使用する画像であるが、それらは最新ではない。

【 0 0 5 1 】

これは例えば術前画像にあてはまる。何故ならば、とっている組織およびその機能が変化をすでに受けているからである。術中の画像が使われる場合は、特に可動検出器を使用するときに問題がしばしば生じる。何故ならば、そのとき周知の評価装置は高品質の画像

50

を保証することができないからである。画像生成を強化するために、品質管理、特に検出器データの収集の間の品質管理の必要がある。この種の品質管理は連続品質管理でもありうる。更に、画像生成を強化するために、強化されたデータセットが望ましく、それは検出のための命令をすることにより保証されることができる。特に、可動であるかさらに手に持てる検出器によって、原則としていつでも行われうる、そして検出器の任意の位置および/または方向を有する検出器データの収集は難題をもたらす。画像生成を強化するために、例えば解剖学的な事実、検出器の特性、検出に影響することがある他の材料特性、または制約に関する既存の情報を使用することが更に望ましい。また、画像の重ね合わせの強化は画像生成を強化するために寄与できる。検出期間の間の画像形成規則を変えて強化することは、画像生成を全体的に強化することもできる。

10

【0052】

本発明の実施形態によれば、画像生成を強化するための手段が提供される。

【0053】

検出器データの収集

本発明の実施形態によれば、検出器データは評価装置により収集される。そこにおいて、検出器の位置および/または方向は追跡装置により追跡されることができた。いくつかの実施形態によれば、検出器データは検出核放射線に関する情報を含む。別の実施形態では、検出器データは検出器の位置および/または方向に関する情報を含む。例えば、検出放射線に関する情報を有するデータは、検出器の位置および/または方向に関するデータと同期して、被同期形で収集されることができる。データの同期に関して、国際公開第2007/131561号パンフレット、特に3ページ、1～6行および27～32行、ならびに6ページ、22～30行を参照によって本願明細書に引用したものとする。国際公開第2007/131561号パンフレットの内容全体を参照によって本願明細書に更に含まれる。別の実施形態では、検出器データは評価装置に格納される。

20

【0054】

別の実施形態では、検出器は検出期間の間に放射線を検出する。この放射線は放射能があり、それぞれ核放射線でありうる。核放射線は、放射性崩壊、例えばアルファ粒子のイオン化放射線によって間接的に発生する放射線としても理解されるべきである。検出器が核放射線を測定する本発明の実施形態は、それ故、この種の二次放射線を検出することを含む。

30

【0055】

画像生成および画像生成規則

別の実施形態では、評価装置は画像生成規則によって検出器データから画像を生成する。典型的な実施形態では、この画像は放射分布の画像、従って空間領域の放射線源の画像である。

【0056】

別の実施形態によれば、画像生成規則は線形規則である。そこにおいて、イメージング・マトリックス H （システム・マトリックスとも呼ばれている）は、ベクトル $f = (f_1, f_2, \dots, f_N)$ に通常は適用される。ベクトル f は画像情報を含む。通常は、空間領域の画像を視覚化するために、この空間領域は画像要素（ボクセル）に分けられる。ベクトル f の各インデックス $i = 1, 2, \dots, N$ は特定の画像要素と対応付けられる。これらの画像要素に関する情報要素（例えば、対応する画像要素の放射線の強度）は、対応するインデックス i に対するベクトル f のエントリ f_i を形成する。

40

【0057】

検出器データはベクトル $g = (g_1, g_2, \dots)$ においても収集される。各インデックス $k = 1, \dots, M$ は、このことにより、検出器の測定値（または一連の測定値の平均値、下記参照）に対応付けられて、エントリ g_k はこの測定値の間に測定される放射線の強度の結果を含む。

【0058】

イメージング・マトリックス H のエントリ H_{ki} は、 k 番目の測定のインデックス i に帰

50

属する位置の正規化された放射線源の影響をモデル化する。イメージング・マトリックス H は、そのエントリ H_{ki} において、核放射線のための検出器の位置および方向に関する情報を含む。いろいろな寄与が線形に重なるとき、放射分布 f_i を有する測定の結果は、ベクトル $g_predicted_k = \sum_i H_{ki} f_i$ によってほぼ与えられると予想される。マトリックス表記法（マトリックス積として「 $*$ 」を用いる）では、

【数 1】

$$g_predicted = H * f$$

この種のベクトル $g_predicted$ は、検出放射線に関する情報を有する実際の検出器データを含むベクトル $g_measured$ と比較することができる。この比較において、いろいろな測定誤差、例えば、外部の放射線源の寄与、検出器の不完全性、統計誤差などが考慮されるべきである。

【0059】

画像生成は、ここで、空間領域の放射分布に関するデータ情報を有するベクトル f は、核放射線について実際に測定されたデータに最も良く対応することが分かるように説明されうる。このために、概念上のアンサツ（ansatz）は、すべての推定放射分布にわたって距離（次式）の最小化であり、その画像情報はそれぞれのベクトル f に符号化される。

【数 2】

$$|H * f - g_measured|$$

そこにおいて、 $|\cdot|$ は適切な距離基準を意味する。典型的な実施形態では、 $|\cdot|$ は L_2 基準として計算される。この最小化は反復的なプロセスとして行うこともできる。複雑な最小化プロセスは、例えば、代数的再構成技術、最尤期待値最大化、単一の値分解による疑似逆転、ガウス サイデル逆転、逐次過緩和、ヤコービ逆転、乗法的代数的再構成技術、同時反復再構成技術によって、または他の技術により実行されることができる。また、チーホノフ正則化、全変動正則化、および他の正則化のような正則化法を用いることができる。これを考慮して、画像生成規則はマトリックス H によって、第 1 列に規定される。しかし、また繰り返し解において、用いられる開始ベクトルと同様に最小化課題を解決するために用いられるアルゴリズムは、画像生成規則の一部である。

【0060】

別の実施形態では、画像生成規則は非線形である。また、この種の非線形画像生成規則のために類似した方法を適用できる。

【0061】

検出モデル

実施形態によれば、特に上述のマトリックス H における画像生成規則は、少なくとも 1 つの検出モデルに基づいて生成または強化できる。検出モデルは、特に新しい検出器データに基づいて変えられるか、または構成できる。いくつかの実施形態によれば、検出モデルは強化されるか、または連続的に強化されることができる。強化された、または連続的に強化された検出モデルは画像生成規則を強化するために用いることができる。

【0062】

本発明の実施形態による線形画像生成規則の場合は、イメージング・マトリックスのエントリは検出モデルの助けを借りて算出できる。この種の検出モデルは、代数的、解析的、数值的、または統計的方法によって、あるいは測定データに基づいて、あるいはそれらの組み合わせによって生成できる。いくつかの実施形態では、検出モデルは放射点源の測定値により生成され、そして放射点源は異なって配置されて、その放射線はいろいろな位置および方向から測定される。この種の測定値によって、または適切な検出モデルによって、例えば少なくとも 1 つの材料の少なくとも 1 つの材料特性に関する情報が得られ、またはこの種の情報が使われる。医療目的のための画像生成の場合、患者自身だけでなく、手術台、器具のような、空間に分布する材料の材料特性が決定され得る。

【 0 0 6 3 】

別の実施形態によれば、前記検出モデルは少なくとも1つの別の材料特性および/または少なくとも1つの別の制約を考慮する。材料特性は、例えば、以下の作用によって検出モデルが影響を受けることかできる：放射線の減衰、放射線の散乱、放射線の回折、放射線の屈折、電磁界の影響、背景放射線の影響、信号雑音、または検出器の検出値における誤差の影響並びに検出器の位置および/または方向の検出における誤差の影響。本発明の実施形態はこれらの作用及びその他の作用を考慮する検出モデルを含むことができる。

【 0 0 6 4 】

本発明の実施形態による画像生成方法は、少なくとも1つの制約を考慮するものであることもでき、前記制約は、例えば、検出器と放射線の源領域の間の相対的な立体角、検出器の寸法、または材料または物質の欠如である。

10

【 0 0 6 5 】

別の実施形態によれば、前記検出モデルは、放射線の減衰、放射線の散乱、放射線の回折、放射線の屈折、電磁界の影響、背景放射線の影響、信号雑音、検出器の検出データにおける誤差の影響並びに検出器の位置および/または方向の検出における誤差の影響、またはその他の作用を考慮する。さらに別の実施形態によれば、前記検出モデルは、検出器と放射線の源領域の間の相対的な立体角、検出器の寸法、または材料または物質の欠如のような制約を考慮する。

【 0 0 6 6 】

材料特性は、源と検出器の間の減衰、源と検出器の間の散乱、源と検出器の間の材料の材料特性、検出器シールドによる減衰または検出器シールドによる散乱、検出器自体の減衰、および検出器自体の散乱を含む。

20

【 0 0 6 7 】

更に、解析的、代数的、数值的、または統計的モデル、あるいはそれらの組み合わせであるモデルは、材料特性の他に制約を考慮する場合もある。制約の例は、検出器と放射線の源領域の間の相対的な立体角、検出器の寸法、または材料または物質の欠如である。制約は、特定の画像ベクトル f を最初から除外して、このことにより上記の最適化課題のより良好な結果を得ることを可能にする。

【 0 0 6 8 】

図10は、実際の対象についての、そして検出モデルおよび模擬された検出プロセスにおける実際の検出プロセスについてのマッピングを図式的に示す。本発明の実施形態によれば、検出器110、身体30、および身体内の放射線源10のような実際の対象は、検出モデルのデータにマップされる。そこにおいて、検出器に関するデータは仮想検出器110aを記載し、身体に関するデータは仮想身体30aを記載し、そして放射線源に関するデータは仮想放射線源10aを記載する。

30

【 0 0 6 9 】

図11は測定値に基づいた検出モデルの決定を例示する。放射点源50はすべての空間方向に核放射線52を放射する。検出器110は、異なる位置で、そして異なる方向で(第2位置/方向は点線により表される)放射線源50を測定し、それによって材料特性に関する情報が得られる。材料特性は例えば身体30のそれを含むことがある。測定データから、検出モデルを決定できる。検出モデルは、測定データの情報および別の情報、例えば検出器の形状を考慮することがある。

40

【 0 0 7 0 】

別の実施形態によれば、画像生成規則は変更される。特に、線形画像生成規則については、イメージング・マトリックスまたはシステム・マトリックスのエントリは変更される。典型的な実施形態では、更なる測定データが利用できるとすぐに、システム・マトリックスは変更される。具体的には、 f に適用される H と $g_measured$ の違いの基準の最小化は、更なる測定データが利用できるとすぐに、再び最小化されることができる。従って、実施形態は、通常は画像生成規則の連続変更態様を含む。また、検出モデルは連続的に構成され、強化されることができる。

50

【0071】

重ね合わせ

別の実施形態によれば、検出器データは互換性のあるデータに重ね合わされる。いくつかの実施形態では、互換性のあるデータは所与の画像からイメージング規則によって得られる。この種の画像は、例えば、前もって撮られた（術前に撮られた）解剖学的または身体機能的な画像でありうる。線形イメージング規則の場合、これは上記のイメージング・マトリックス H により説明され得る。マトリックス H は位置ベクトル T に依存することがあり、そこにおいて、検出器と放射線源の間の相対的な位置および/または方向に関する情報が含まれる。そこにおいて、 T は、正確な重ね合わせという意味において、または変形可能な重ね合わせという意味において、相対的な位置を記載できる。マトリックス $H(T)$ （すなわち T に依存している）は、画像と関連した（理論的な）検出器データ $g = H(T)^* f_{\text{image}}$ を有するベクトルを得るために、上記のベクトル f_{image} に適用される。

10

【0072】

g に含まれる情報はシミュレーション検出器データと呼ばれる、予測されたか仮想であるかシミュレーションされたかである検出器データを表す。前述の如く、ベクトル g_{measured} は検出放射線に関する情報を含む。シミュレーション検出器データのフォーマット（すなわちベクトル g の構造）は、測定された検出器データ g_{measured} と互換性を有する。検出器データのこの種の互換性を有するデータとの重ね合わせは、本発明のいくつかの実施形態に従って、距離 $|H(T)^* f_{\text{image}} - g_{\text{measured}}|$ が、すなわち g と g_{measured} の間で最小化されることになる。距離 $|\cdot|$ は例えば L_2 基準によって与えられることが可能である。最小化は、最小化の結果として最適な位置ベクトル T を得るために全位置ベクトル T で行われる。この最適な位置ベクトル T を用いることによって、画像ベクトルはマトリックス $H(T)$ によって被測定検出器データに対応付けられて、画像ベクトルは所与の画像の画像ベクトルと互換性を有して、重ね合わされる。

20

【0073】

典型的な実施形態では、最小化は、アルゴリズム、例えばベスト・ネイバー・アンサツ（ansatz）、シンプレックス・オブティマイザ、レーベンバーグ・マルクワルト・アルゴリズム、最も急な勾配デセント、共役勾配デセント、または他により実行される。

【0074】

重ね合わせは、上記の通りに検出器データ g を比較することによってだけでなく、検出器データから得られる画像データ f を所与の画像と直接比較によっても行うことができる。この比較は、 g に関して上述した方法による像比較によって、あるいはこのために示される一つの印位置の比較によって実行できる。また、他の重ね合わせ方法も可能である。

30

【0075】

上記の画像比較は、更に、収集したデータの品質（検出器データから得られる画像データと所与の画像の間の偏差のような）の評価を得ることを可能にする。

【0076】

データは互換性を持つデータとも間接的に重ね合わせることができる。間接的な重ね合わせは、第2データセットによる第1データセットの第3データセットとの重ね合わせとして理解されるべきである。この目的を達成するために、第1データセットは、例えば上記の通りに、第2データセットと重ね合わされる。それから第2データセットは第3データセットと重ね合わされる。この重ね合わせを用いて、第1データセットは第3データセットと最後に重ね合わされる。例えば、第1データセットは、ベース画像、例えば術前に撮られる解剖学的画像から得ることができた。例えば、第2データセットは時間内の第1例の検出器データに対応し、そして第3データセットは時間内の後の例の検出器データに対応できる。ベース画像に由来する第1データセットと第2データセットの重ね合わせが成功した場合は、間接的な重ね合わせが上記の通りに使われるなら、検出器データを含む、第2と第3のデータセットとの類似点は重ね合わせを単純化する。

40

【0077】

50

品質管理

高品質の、特に最新の高品質画像を提供するために、本発明の実施形態は検出器データおよび生成された画像の品質管理のための方法およびデバイスを提供する。いくつかの実施形態では、品質管理は連続的に行われる。このようにして、生成された画像の品質および妥当性は点検される。別の実施形態では、品質管理は検出期間の間にすでに行われる。

【0078】

図12は本発明の実施形態に従って品質管理の典型的なプロセスを示す。時間軸620が示されて、時間の経過（左から右に）を表す。図12において、検出期間622が更に示される。更に、同じ時間軸に関して品質判定期間624が示される。通常は、品質判定期間624は、検出器データがすでに利用できるとき検出期間の開始後に始まる。品質判定期間624は、検出期間の前に、検出期間と同時に、または検出期間の後に終わることができる。通常は、品質判定期間624は検出期間の後に終わる。品質判定期間624を表す線上の印の間の距離は、それ自体、例えば評価ユニットによる品質値の判定のような、品質判定プロセスが行われる期間を表す。距離626および628はそれぞれ最初と最後の品質判定プロセスを表す。本発明の別の実施形態では、評価ユニットによってそれぞれ収集されて、集められたデータが品質管理に合格しない場合は、警報信号629は出力される。この種の警告信号は、例えば、音響的に、光学的に、触覚的に、またはそれらの組み合わせにより出力され得る。この種の警告信号は、検出器データから決定される画像が少なくとも警告信号の出力の場合に信頼できない可能性があることをユーザ、例えば外科医に知らせることができる。

【0079】

品質管理は、通常は、少なくとも1つの品質基準に基づいて実行される。1つ以上の品質基準に関して品質値が算出される。また、例えば、それぞれのイメージング領域に依存する品質値が決定される場合は、いくつかの品質値は1つの、それぞれより多くの、品質基準に対して算出され得る。そこにおいて、例えば、この種の品質値が1つ以上の品質基準を果たさない、すなわちそれらを満たさない場合は、画像の妥当性または品質を否認できる。逆にいえば、品質値が1つの品質基準を満たすか、またはいくつかの品質基準を満たす場合は、画像は妥当であると考えることができる。ここで、そして以下で、画像は、それぞれの品質値と対応付けられる指定されたイメージング領域として理解されることもできる。

【0080】

品質基準の例は以下のようなものである：すなわち、第1と第2の画像との類似点（そこにおいて、画像のうちの1つまたは画像の両方とも検出器データから生成されることができる）、画像を生成するための画像生成規則の調節、画像要素のためのデータ、例えば検出器データの適合性、データ、例えば検出器データまたは第2画像からのデータからの画像生成の信頼性、データ、例えば検出器データの一樣性、または不完全なデータ、例えば検出器データのせいで誤った生成の危険。

【0081】

第1と第2の画像との類似点は重ね合わせの場合と同様に決定することができる。特に、すでに重ね合わされた画像は類似性のために各々と再び比較することができる。そこにおいて、画像は直接の画像重ね合わせによって、またはデータ重ね合わせによって重ね合わせることができた。画像は、例えば、上記の解剖学的または器官機能画像、あるいは他でありうる。

【0082】

画像生成規則が、いくつかの実施形態に従って、線形規則である場合は、画像生成規則の調節はイメージング・マトリックスまたはシステム・マトリックスの調節によって与えられることが可能である。特に、線形の個別的な場合に、イメージング・マトリックスH（上記を参照）の調節数を算出できる。調節数は、マトリックスの単一の値のスペクトルの分析によって、または類似のマトリックス分解方法（例えば、最大固有値の最小固有値に対する関係または閾値の上下にある固有値の数）によって算出できる。この例では、品

質基準は調節数のための閾値である。算出された調節数、すなわち品質値がより小さい（調節数の定義に応じて、それぞれにより大きい）場合は、閾値、データ、例えば検出器データは品質基準を満たさず、したがってそこから生成された画像は否認される。一方では、算出された調節数がより大きい（それぞれにより小さい）場合は、閾値、データの品質、例えば検出器データ、およびそこから再現される画像は受け入れられる。

【0083】

同様に、マトリックス行またはマトリクス列の専門用語「疎」によって名づけられる量は品質値でありえ、そしてこの量に関する閾値は品質基準として使うことができる。閾値で決定される多くのエントリがゼロと（それぞれ数値ゼロと、すなわち所与のエプシロン閾値より小さい）異なるより少ない場合は、マトリックスの行または列は疎である。マトリクス列があまりに疎である場合は、画像要素は2つの少ない測定値に依存し、したがって誤った生成の大きな危険がこの画像要素に対して存在する。マトリックス行があまりに疎である場合は、この列に関連した測定値は2つの少ない画像要素に關与し、それは再び大きな危険または誤った生成をここでもたらすことがある。

10

【0084】

対応して、画像要素のためのデータの適合性も品質基準として使用できる。線形画像生成規則のために、行または列の適合性は、例えば、行または列のすべてのエントリの合計のための閾値と対応付けられ得る。

【0085】

画像生成の信頼性は、例えば、制約を考慮する。制約の例は、放射線の最大量、最大放射線、最小放射線、放射線源を明らかに含むことができない画像要素（例えば、空気で満たされる領域）に対応する放射線、および他の合計の勾配である。信頼性の程度に応じて、相当する品質値が対応付けられ得る。

20

【0086】

検出器データの一様性は測定値の空間分布で決定される。測定値が再構成される領域周辺に一様に分布する場合は、同一の測定値は存在する。一様性のための基準は完全に同一の測定値から実際の測定値の偏差により形成される。品質基準はこの一様性に関して閾値により形成される。

【0087】

本発明の典型的な実施形態では、上に挙げた品質基準などに基づく品質管理は、連続して、好ましくは準連続的に（図12に示すように）行われる。別の実施形態では、品質管理の結果は出力装置によってユーザへ出力される。具体的に言えば、上記のように、出力は、視覚、聴覚、または触覚によることがありうる。例えば、出力は対応する画像領域の画像解像度を粗くすることにより行うことができる。それによって、ユーザがおそらく不完全な画像を誤って信頼することを防止する。

30

【0088】

別の実施形態では、少なくとも1つの品質値が少なくとも1つの品質基準に関して決定される。品質基準は、例えば、前記収集された検出器データから生成した第1画像と第2画像との類似の程度、前記収集された検出器データから画像を生成するための前記画像生成規則の調整、画像要素のための前記収集された検出器データの適合性、前記収集された検出器データからの画像生成の信頼性、前記収集された検出器データの一様性、不完全な検出器データに因る誤った生成の危険であることかできる。これらとは別に、別の品質基準を用いることもできる。

40

【0089】

画像生成の強化

本発明の実施形態によれば、画像生成のための方法および装置が提供され、そこにおいて画像生成の品質は強化される。典型的な実施形態では、品質は連続的に強化される。具体的に言えば、品質は、検出期間の間に、すでに強化されるか、または連続的に強化されることができる。

【0090】

50

典型的な実施形態において、画像生成は線形画像生成規則に基づいて行われる。この画像生成は、例えば、イメージング・マトリックスまたはシステム・マトリックス H をベクトル f に適用することにより行われることができ、 H および f は上で説明した意味を有する。画像生成は、上記のように、結果ベクトル $g = H \cdot f$ と検出器データ・ベクトル g_{measured} との比較により行うことができる（それぞれ等価な方法によって）。再構成とも呼ばれる画像生成は、上記のように、 f の関数としてベクトル g とベクトル g_{measured} の間の距離の最小化により行われる。

【0091】

画像生成の改良は、最小化問題においてベクトル f の開始値を改良することと、特に画像マトリックス H において、画像生成規則を強化することを含む様々な方法により行うことができる。

10

【0092】

最小化問題のための開始値として、例えば、ベクトル f_{start} を用いることが可能であり、その含まれた情報は所与の画像、例えば術前解剖学的または器官機能画像に由来する。これは最小化問題を解決する（例えば、所望の解決に対応しない極小値に閉じ込められる）一方で、間違った解決を得ることを回避するのを助ける。また、ほとんど正しい解決案から始めるので、演算時間を減らすことができる。このようにして、最小化問題の良好な解決、すなわち良好な画像 f は少ない努力によって得ることができる。

【0093】

イメージング規則の改良は、それぞれイメージング・マトリックス H の中で、特に少なくとも1つの品質値を算出することにより行われ、そこにおいて品質値は上記のデータの品質管理の場合と同じことであるか、または別の品質値でありうる。加えて、イメージング・マトリックス H は品質値を考慮すると共に修正される。具体的に言えば、修正マトリックス H が1つあるいは複数の品質基準を満たすというような方法で、イメージング・マトリックス H は修正される。

20

【0094】

例えば、マトリックスの疎に関して閾値に従ってあまりに疎に満たされていると認められた行または列を除去できる。同様に、適合性の基準を満たさないイメージング・マトリックス H の行または列を除去できる。純粋な除去の代わりに、この種の行または列を組み合わせることが可能であり、それによってまた、対応する画像要素（ f のエントリ）、それぞれ検出器測定値（ g のエントリ）は対応して組み合わせられる。

30

【0095】

一様性は、例えば、かなり一様に分布された有効な測定値が得られるように隣接した測定値の検出器データを組み合わせることによって更に改良できる。この種の組み合わせによって、イメージング・マトリックスはより小さくなり、更にこのために再構成は数値的によりよく解決できる。

【0096】

一方では、情報はこの種の組み合わせによって失われることがあり得る。情報の損失を少なくとも部分的に補償するために、より高い重みはいくつかの値から平均されるエントリに起因することができて、それはそれらのより高い統計的有意性を考慮する。例えば、距離正規 |・| に対するこの種のエントリの寄与はより高い重みを受け取ることができる。

40

【0097】

別の実施形態によれば、以下の別の方法は画像生成を強化するために用いられる。

【0098】

表層情報の使用

放射線源を含む空間領域の表面がわかっている場合は、この表面の中にある画像要素に関する情報を含む可能なマッピングを除去できる。具体的に言えば、この表面は例えば患者の身体の表面でありうる。この表面は、レーザー測距スキャナ、レーザー面パターン・スキャナ、レーザーポインタ面スキャナ、立体カメラ装置、飛行時間カメラ、および別の表

50

面捕獲装置により走査されることができる。

【0099】

この種の表面情報は、追跡装置およびその追跡軌道により追跡される対象の形状に基づいて決定され得る。対象が患者の組織に浸透することができない場合は、この対象により横断される空間領域は空気で満たされなければならないくて、それ故にいかなる放射線源も含むことができない。具体的に言えば、この対象は検出器自体により形成されるか、または検出器と一体でありうる。

【0100】

解剖学的情報の使用

例えば、医療用イメージングの場合は、生成された画像の領域の解剖学的構造が知られている場合は、制約は解剖学的構造についての知識に基づいて設定されることができて、考慮され得る。制約は、例えば、骨または気管のような身体部分（それは、例えば、特定のトレーサで、核放射線源を形成することができない）がいかなる放射線活性も示すことができないということでありうる。このようにして、放射線活性をこの種の領域に誤って起因させる可能性があるマッピングは除去できる。解剖学的情報は、例えば、前に捕獲された解剖学的画像によって得ることができる。これらは現行データに重ね合わせることができる。また、標準データは、例えば、解剖学的図解書から使用することができて、それは最近生成された画像に重ね合わせることにもできる。解剖学的情報は、現在、検出装置の別の検出器、例えば、超音波デバイス、コンピュータ断層撮影装置、X線像、光学カメラ、磁気共鳴断層撮影デバイス、その他によっても得ることができる。

【0101】

別の放射線検出器の使用

検出装置は別の放射線検出器を含むことがある。別の検出器データは画像生成のために用いることもできる。別の検出器は、放射線検出器、特に核放射線のための放射線検出器でありうる。別の検出器は移動可能な放射線検出器でありうる。別の放射線検出器は固定の放射線検出器でもありうる。例えば、放射分布があるテーブルはガンマ線カメラを含むことがある。別の実施形態では、床、シーリング、および/または壁に載置の検出器が用いられる。

【0102】

典型的な実施態様においては、少なくとも1つの品質値を決定するための前記プログラムは、少なくとも1つの品質基準に関して少なくとも1つの品質値を決定するためのプログラムである。品質基準は、上記「品質管理」の項で記載したものであることができ、またはその他の品質基準であることもできる。

【0103】

ユーザへの命令の出力

本発明の実施形態はユーザへ命令を出力することを含む。具体的に言えば、典型的な実施形態は、すでに集められた検出器データに応じて検出器を更に動かすためにユーザに命令を出力することを含む。典型的な実施形態は、連続品質管理に基づいて検出するための連続命令（それは上述された）を含む。出力は、出力装置によって、特に光学、音響、または触覚の形で、あるいはそれらの組み合わせにより行われる。具体的には、検出器の更なる移動のための命令は、追従されるときに、収集した検出器データの品質が改善されるような方法で与えられる。通常は、収集データに応じて検出器を更に動かすための命令は、追従される場合は、検出器データの品質がおそらく最も強化されるように出力される。命令は、例えば、更なる測定がなされる方向を差す矢印を出力する形で行われる。

【0104】

通常は、収集した検出器データの現在の品質または評価または有効性の算出は、命令の出力、更には、別の検出器データ、特に検出器の異なる方向または位置から測定される検出放射線に関する情報を有する検出器データが利用できる場合は、データの品質がどのように変化するかの算出に先行する。

【0105】

10

20

30

40

50

図 1 3 は本発明の実施形態による反復的な方法ステップを示す。反復的なステップのうちの 1 つは検出器の移動である。典型的な実施形態では、自由に移動できる、例えば持ち運びできる検出器が用いられる。移動の後、またはその間に、検出器による放射線の検出 6 1 4 は行われる。その後、または同時に、検出放射線に関する情報を有する検出器データの収集 6 1 5 は評価装置により行われる。通常は、収集される検出器の位置および / または方向のような別の検出器データは、通常、検出放射線に関する情報を有する検出器データと同期した。検出器データに基づいて、品質基準の決定 6 1 6 は評価ユニットにより行われる。それから、ユーザに対する命令の出力 6 1 8 が行われる。本発明の実施形態によれば、出力 6 1 8 はユーザに命令して、命令に対応する移動が適切な検出器データの次の測定につながるように検出器を動かす。適切な検出器データは通常は画像生成を強化する検出器データである。

10

【 0 1 0 6 】

通常は、検出器のこの種の位置および / または方向はおそらく最も品質を強化するユーザへ出力される。例えば音響の形をした出力は強化信号音の形で表わすことができる。触覚の形の出力は、例えば抵抗または引っ張られる知覚の提供であり得る。この知覚は、例えば機械の案内によって、あるいは筋肉または脳の電気刺激によってもたらされることができる。

【 0 1 0 7 】

おそらくイメージングを強化する方向および位置を計算するために、解剖学的または器官機能画像を用いることもできる。

20

【 0 1 0 8 】

フリーハンドの収集

測定が原則として各瞬間で、そして検出器の任意の位置および / または方向で行われ得るので、検出器データの処理に内在する問題（それは自由に移動できる検出器またはフリーハンドの検出器で特に発生する）が起こる。このことにより、検出器が検出されることになっている放射線源に向けられないのに、データを集めることができる。同様に、不適当なデータの別の源が存在する。この種のデータは画像生成を劣化させることがある。この種の不適当なデータは、例えば適合性または疎に関して、イメージング・マトリックスを劣化させることがある。

【 0 1 0 9 】

30

図 1 4 は任意の軌道に沿って動く自由に移動できる検出器 1 1 0 を示す。移動方向は軌道に沿って矢印により示される。第 1 位置および方向に遅れずに続く位置および方向は点線により表される。検出器 1 1 0 は、いろいろな、通常任意の場合に、空間領域 3 0 内の放射線源 1 0 の放出を測定する。放射線源 1 0 は、例えば生物の身体の核放射分布でありうる。図 1 4 は、おそらく測定された放射線に関して不適当な検出器データをもたらす検出器の少なくとも 1 つの位置および方向 6 3 0 を示す。不適当な検出器データは通常は画像生成を劣化させる。

【 0 1 1 0 】

これおよび他の理由のために、自由に移動できる検出器を有するデータ収集は、固定であるか、または制限して移動できる検出器による検出をさらに超える品質管理を必要とする。品質管理の他に、画像生成規則の改良が行われ得る。

40

【 0 1 1 1 】

本発明の実施形態によれば、画像生成規則の品質管理および / または能動的な強化は、ポスト選択とは対照的に、検出期間の間に行われる。典型的な実施形態では、品質管理は、繰り返し、または連続して、通常は準連続的に、または連続的に行われる。

【 0 1 1 2 】

同様に、イメージング規則の強化は、繰り返し、または連続して、通常は準連続的に、または連続的に行われる。強化は、例えば、節「画像生成の強化」に記載されているように、または別の方法で行われ得る。

【 0 1 1 3 】

50

本発明の別の実施形態（それは他の実施形態と組み合わせられ得る）によれば、画像生成の方法は医療目的のための画像生成の方法である。別の実施形態によれば、画像生成の方法は、評価装置によって生物の身体データを収集する段階を含む。通常は、身体データは呼吸頻度および／または心拍頻度を含む。通常は、身体データは、身体の形、位置、および／または方向に関するデータも含む。別の典型的な実施形態では、呼吸頻度および／または心拍頻度に関する身体データは、身体の形、位置、および／または方向に関して身体データと同期して被同期方法で収集される。生物の身体データの収集は例えば追跡装置によって達成できる。

【0114】

別の実施形態によれば、画像生成の方法は、収集した身体データに基づいて画像生成規則を修正する段階を更に含む。このことにより、例えば呼吸または心拍による身体の運動は画像生成のために考慮されることがある。これは強化された画像生成をもたらす。また、画像の重ね合わせまたは検出器データの重ね合わせはこのことにより容易になる。

【0115】

別の実施形態（それは他の実施形態と組み合わせられ得る）によれば、画像生成の方法は、評価装置によって、少なくとも1つの計測器、好ましくは医療機器のデータの収集を含む。別の実施形態によれば、方法は、評価装置によって、データおよび／または模擬検出器データに関する医療機器のデータの重ね合わせを更に含む。典型的な実施形態では、方法は重ね合わせに基づいた組み合わせ画像の生成を更に含む。

【0116】

別の実施形態によれば、方法は追跡装置による医療機器のデータの追跡を更に含む。

【0117】

別の実施形態によれば、方法は出力装置によって組み合わせ画像を出力する段階を含む。別の実施形態によれば、方法は組み合わせ画像に基づいて医療機器を使用する方法をユーザに教える段階を含む。さらに別の実施形態によれば、方法は、計測器データに基づいて案内装置によって医療機器を使用すると共に、ユーザを案内する段階を含む。案内装置は、触覚、音響、または視覚の方法で、またはそれらの組み合わせによって、ユーザを案内する案内ユニットを含むことがある。

【0118】

具体的に言えば、組み合わせ画像に基づいて医療機器を使用する方法をユーザに教える段階、または案内装置によって医療機器を使用すると共にユーザを案内する段階は、例えば、仮想現実の視覚化、拡張現実の視覚化によって、層および多層視覚化、周波数変調音、振幅変調音、パルス変調音によって、それらの組み合わせによって、または他のいかなる方法でも行われることができる。

【0119】

上述したことが本発明の実施形態を目的とするのに対して、本発明の他および別の実施形態は以下の特許請求の範囲に記載されている本発明の範囲から逸脱せずに案出されることができる。

【符号の説明】

【0120】

- 1 画像生成装置
- 10 核放射線源
- 20 データ交換装置
- 30 身体
- 40 外科用器具
- 100 検出装置
- 110 検出器
- 112 印
- 122 印
- 120 検出器

10

20

30

40

50

200	追跡装置	
210	追跡ユニット	
220	追跡ユニット	
300	評価装置	
302	メモリ装置	
304	処理装置	
306	インタフェース装置	
306a	検出装置インタフェース	
306b	追跡装置インタフェース	
310	メモリ・ユニット	10
320	データ記憶部	
330	プログラム記憶部	
350	処理ユニット	
380	検出器インタフェース	
390	追跡ユニット・インタフェース	
400	出力装置	
410	出力ユニット	
420	出力ユニット	
430	出力ユニット	
500	案内装置	20
510	案内ユニット	

【図1】

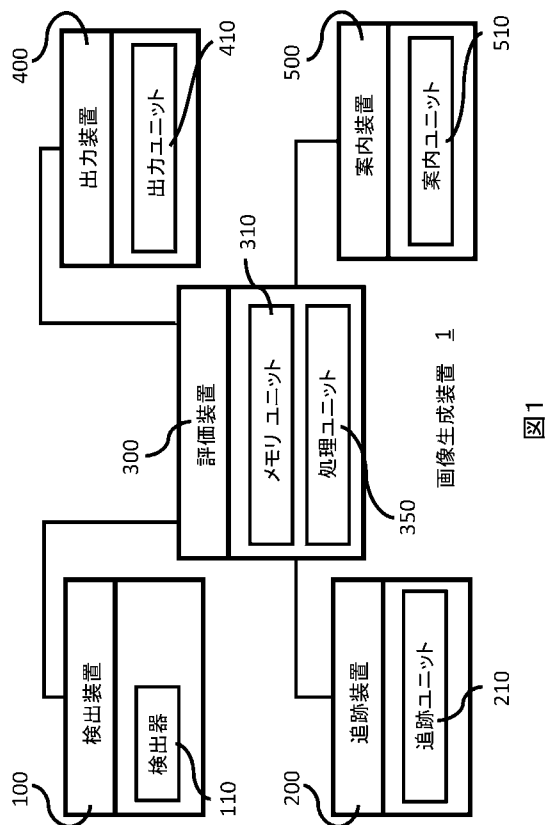


図1

【図2】

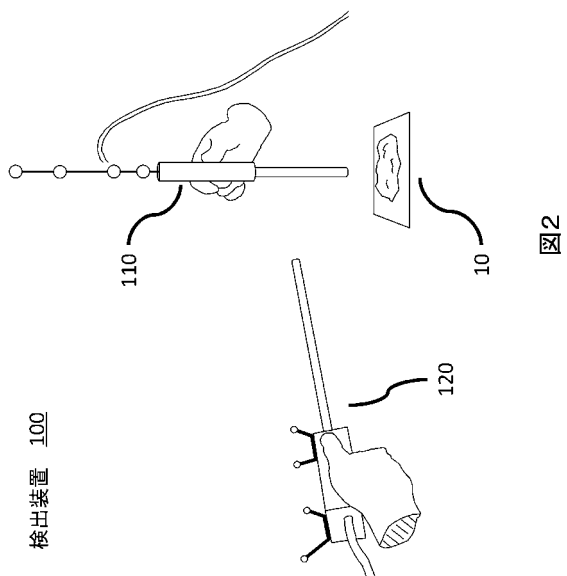
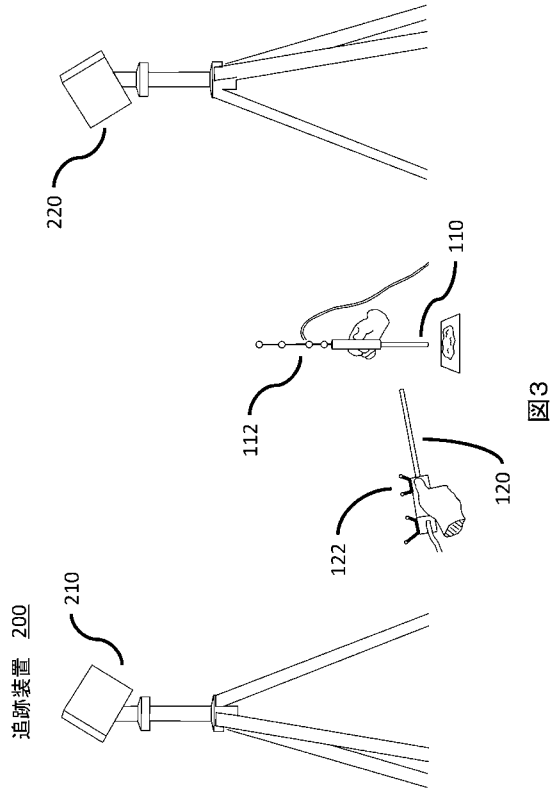
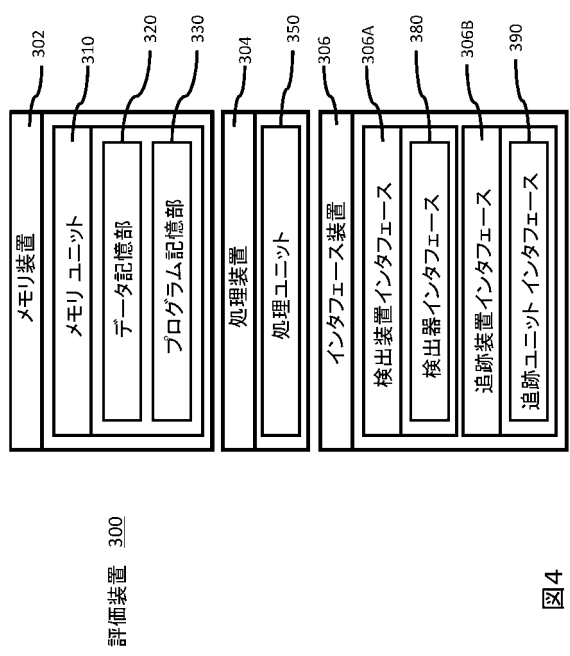


図2

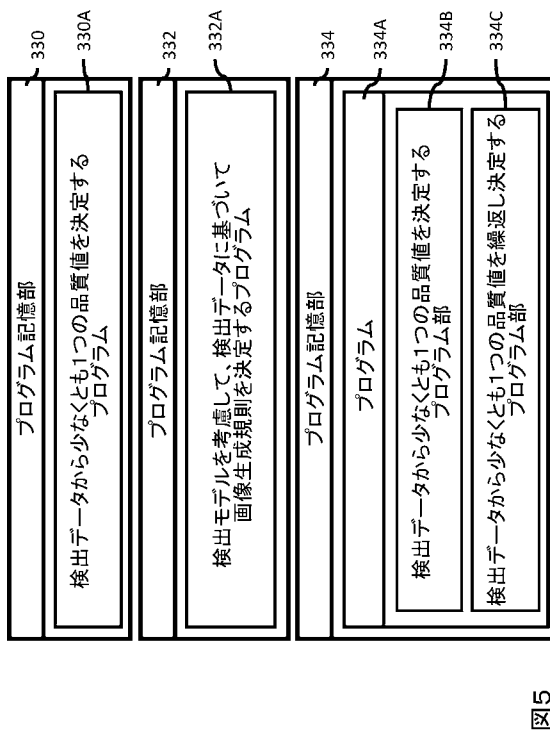
【図 3】



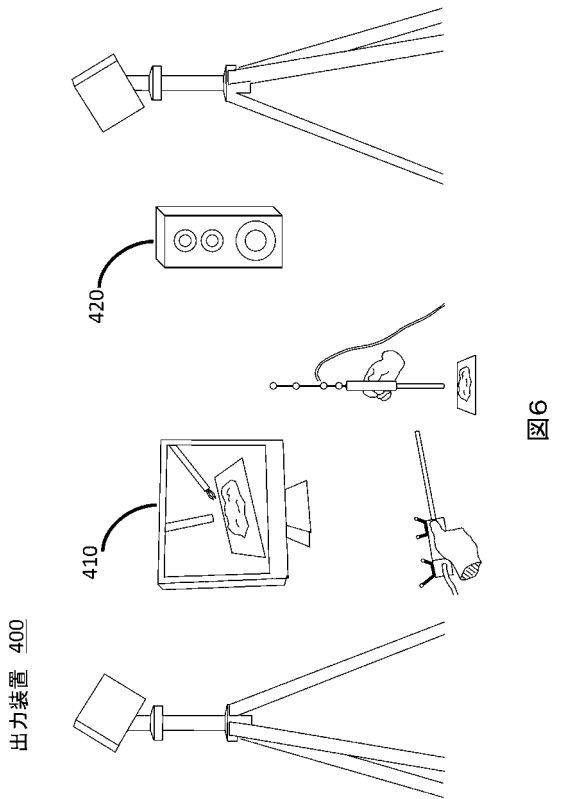
【図 4】



【図 5】



【図 6】



【図 7】

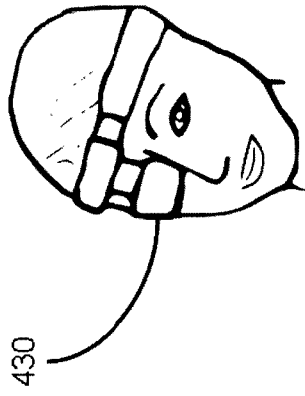


図 7

【図 8】

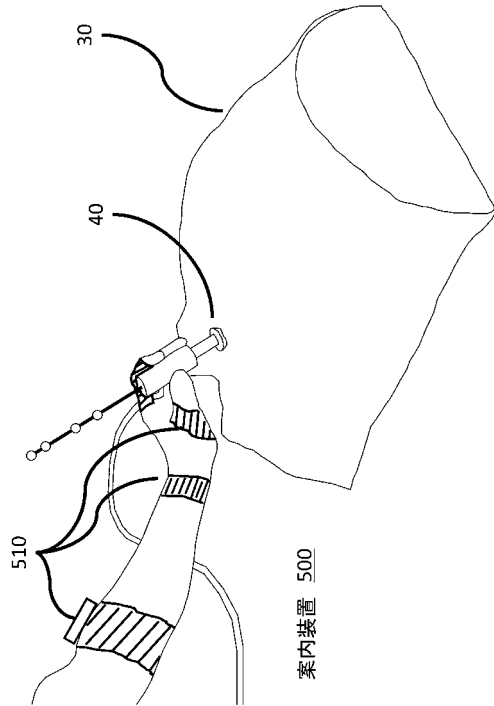


図 8

【図 9】

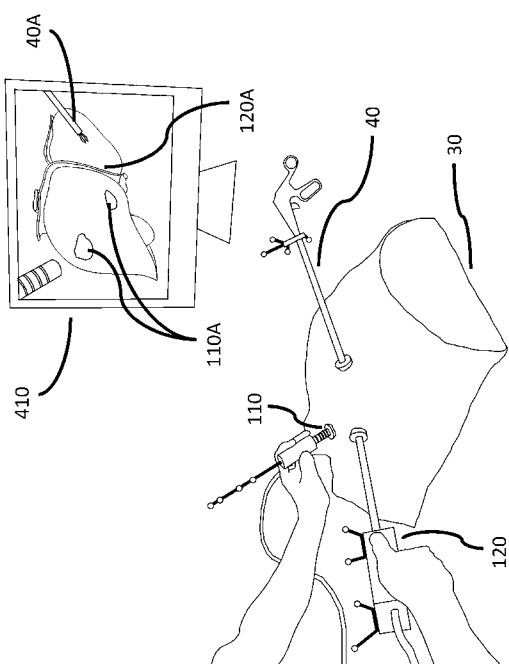


図 9

【図 10】

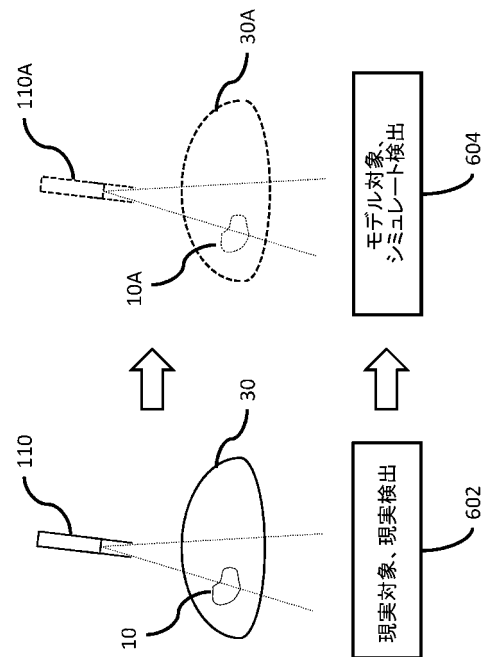


図 10

【図 1 1】

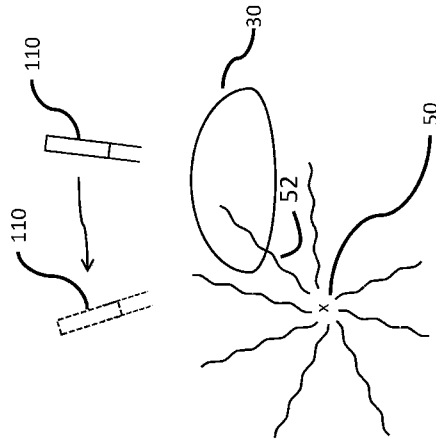


図 11

【図 1 2】

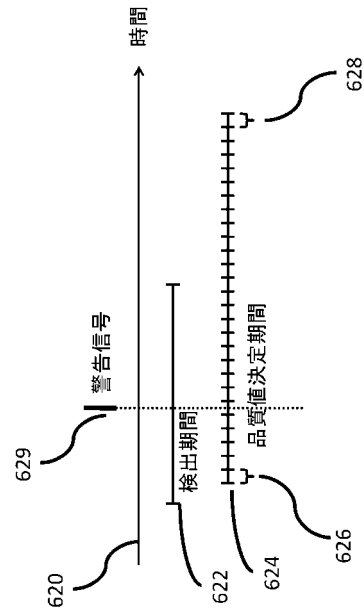


図 12

【図 1 3】

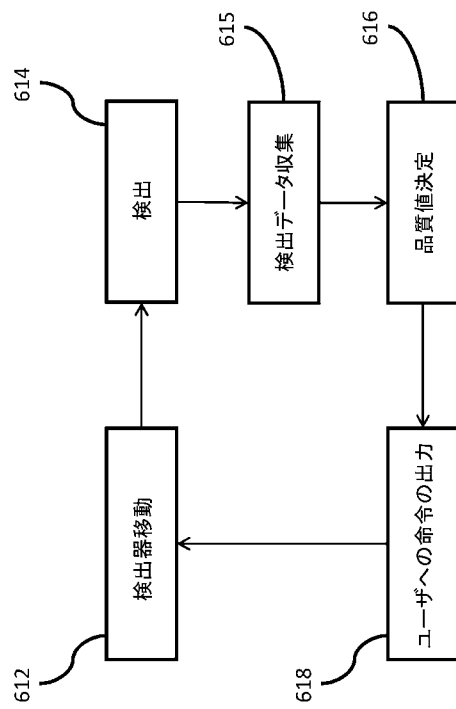


図 13

【図 1 4】

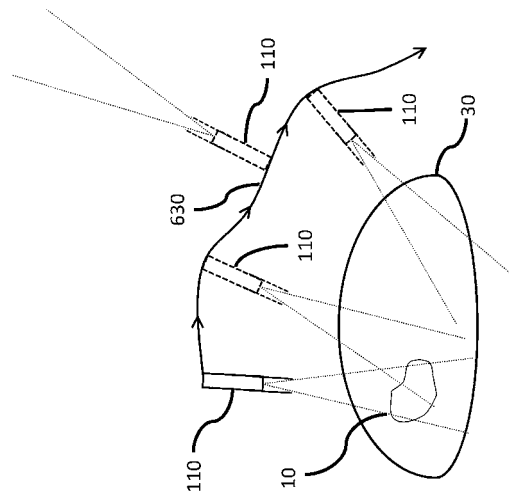


図 14

フロントページの続き

(72)発明者 トraub イェルク

ドイツ連邦共和国 8 1 3 7 1 ミュンヘン ローテル トウルム プラッツ 5アー

審査官 南川 泰裕

(56)参考文献 特表2004-512502(JP,A)

特開平09-005441(JP,A)

特開2005-118161(JP,A)

特開2006-025960(JP,A)

特開2002-257938(JP,A)

特開2005-013291(JP,A)

国際公開第2007/131561(WO,A2)

米国特許第06510336(US,B1)