

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6667514号
(P6667514)

(45) 発行日 令和2年3月18日 (2020.3.18)

(24) 登録日 令和2年2月27日 (2020.2.27)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 3 0 B
A 6 1 B 6/14 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 5 0 S
	A 6 1 B 6/14 3 0 0
	A 6 1 B 6/03 Z D M

請求項の数 19 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2017-517437 (P2017-517437)	(73) 特許権者	516375104
(86) (22) 出願日	平成27年5月27日 (2015.5.27)		パロデックス グループ オサケ ユキチ
(65) 公表番号	特表2017-521203 (P2017-521203A)		ユア
(43) 公表日	平成29年8月3日 (2017.8.3)		フィンランド エフイー-04301 ト
(86) 国際出願番号	PCT/IB2015/001261		ゥースラ ナケランティエ 160
(87) 国際公開番号	W02015/189694	(74) 代理人	100086771
(87) 国際公開日	平成27年12月17日 (2015.12.17)		弁理士 西島 孝喜
審査請求日	平成30年5月7日 (2018.5.7)	(74) 代理人	100088694
(31) 優先権主張番号	14/304,378		弁理士 弟子丸 健
(32) 優先日	平成26年6月13日 (2014.6.13)	(74) 代理人	100094569
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		弁理士 田中 伸一郎
		(74) 代理人	100095898
			弁理士 松下 満
		(74) 代理人	100098475
			弁理士 倉澤 伊知郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線撮像における自動の1回量制御のシステム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線撮像システムであって、

X線を生成して当該X線を対象物に向けて方向付けるように構成されたX線エミッタと

、

前記X線エミッタからのX線を受容するように構成されたX線レシーバと、

前記X線エミッタ及び前記X線レシーバに通信可能に接続された少なくとも一つのコンピュータプロセッサと、

を備え、

前記X線エミッタ及び前記X線レシーバは、前記対象物の少なくとも一つの画像を獲得するように構成されており、

前記少なくとも一つのコンピュータプロセッサは、前記少なくとも一つの画像からノイズレベルを決定し、少なくとも当該ノイズレベルと3次元X線画像のノイズレベルとに基づいてエミッタ電流値を決定するように構成されており、

前記X線エミッタ及び前記X線レシーバは、更に、前記エミッタ電流値を用いて前記対象物の複数の投影画像を獲得するように構成されており、

前記少なくとも一つのコンピュータプロセッサは、更に、前記複数の投影画像から前記3次元X線画像を再構成するように構成されている

ことを特徴とするX線撮像システム。

【請求項2】

10

20

前記少なくとも一つのコンピュータプロセッサに通信可能に接続され、前記 3 次元 X 線画像のノイズレベルのユーザ入力を受容するように構成された入力装置を更に備え、

前記少なくとも一つのコンピュータプロセッサは、更に、少なくとも前記 3 次元 X 線画像のノイズレベルの当該ユーザ入力に基づいて前記エミッタ電流値を決定するように構成されている

ことを特徴とする請求項 1 に記載の X 線撮像システム。

【請求項 3】

前記入力装置は、更に、画像分解能のユーザ入力を受容するように構成されており、

前記コンピュータプロセッサは、更に、前記受容された画像分解能のユーザ入力に基づいてノイズフィルタを選択し、前記獲得された複数の投影画像から前記 3 次元 X 線画像を再構築する前に、前記ノイズフィルタを用いて、前記複数の投影画像をフィルタリングするように構成されている

ことを特徴とする請求項 2 に記載の X 線撮像システム。

【請求項 4】

前記少なくとも一つのコンピュータプロセッサは、更に、前記対象物の減衰を決定すると共に、前記対象物の少なくとも一つの画像からのノイズレベルと前記 3 次元 X 線画像のノイズレベルと前記対象物の当該減衰とから前記エミッタ電流値を決定するように構成されており、

前記少なくとも一つの画像は、予め設定された視野（FOV）サイズ、及び 0、予め設定された分解能、で獲得される

ことを特徴とする請求項 1 に記載の X 線撮像システム。

【請求項 5】

3 次元 X 線撮像における 1 回量制御の方法であって、

X 線エミッタと X 線レシーバとによって、対象物の少なくとも一つの画像を獲得する工程と、

少なくとも一つのコンピュータプロセッサを用いて、前記少なくとも一つの画像から当該少なくとも一つの画像のノイズレベルである画像データを決定する工程と、

前記少なくとも一つのコンピュータプロセッサを用いて、前記ノイズレベルと 3 次元 X 線画像のノイズレベルとに基づいて、少なくとも一つの撮像パラメータ値を決定する工程と、

前記 X 線エミッタ及び前記 X 線レシーバによって、前記少なくとも一つの撮像パラメータ値を用いて、前記対象物の複数の投影画像を獲得する工程と、

前記少なくとも一つのコンピュータプロセッサを用いて、前記複数の投影画像から前記 3 次元 X 線画像を再構成する工程と、
を備えたことを特徴とする方法。

【請求項 6】

前記少なくとも一つの撮像パラメータ値は、エミッタ電流を有している

ことを特徴とする請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記対象物のサイズ及び前記対象物の減衰のうちの少なくとも一方を決定する工程を更に備え、

前記エミッタ電流は、更に、前記対象物のサイズ及び前記対象物の減衰のうちの前記少なくとも一方に基づいて決定される

ことを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記少なくとも一つの画像は、予め設定された撮像パラメータ、予め設定された視野（FOV）サイズ、及び、予め設定された分解能、の少なくとも一つで獲得される複数の画像を含んでいる

ことを特徴とする請求項 5 乃至 7 のいずれかに記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 9】

前記 3 次元 X 線画像の画像の質のユーザ入力を受容する工程を更に備え、

前記少なくとも一つの撮像パラメータ値は、更に、前記 3 次元 X 線画像の画像の質の前記ユーザ入力に基づいて前記少なくとも一つのコンピュータプロセッサによって決定される

ことを特徴とする請求項 5 乃至 8 のいずれかに記載の方法。

【請求項 10】

画像分解能のユーザ入力を受容する工程と、

前記受容された画像分解能のユーザ入力に基づいて、前記少なくとも一つのコンピュータプロセッサを用いて、ノイズフィルタを選択する工程と、

前記獲得された複数の投影画像から前記 3 次元 X 線画像を再構築する前に、前記ノイズフィルタを用いて、前記複数の投影画像をフィルタリングする工程と、
を更に備えたことを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記少なくとも一つの撮像パラメータ値は、更に、前記コンピュータプロセッサによって選択されたノイズフィルタに基づいて、前記少なくとも一つのコンピュータプロセッサによって決定される

ことを特徴とする請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記少なくとも一つのコンピュータプロセッサを用いて、前記少なくとも一つの画像における対象物の減衰を決定する工程と、

前記少なくとも一つのコンピュータプロセッサを用いて、前記少なくとも一つの画像における対象物の前記減衰に基づいて少なくとも一つの撮像パラメータ値を決定する工程と

を更に備えたことを特徴とする請求項 5 乃至 11 のいずれかに記載の方法。

【請求項 13】

前記少なくとも一つの画像は、最初のエミッタ電流で獲得され、

当該方法は、

複数の処理画像を捕捉するべく 3 次元撮像手順を開始する工程と、

前記撮像パラメータ値を、前記プロセッサによって決定されたエミッタ電流値に調整する工程と、
を更に備え、

前記少なくとも一つの画像は、複数の処理画像の第 1 部分を有し、

前記複数の投影画像は、前記複数の処理画像の第 2 部分であり、

前記複数の投影画像は、前記コンピュータプロセッサによって決定されたエミッタ電流値で獲得され、

前記コンピュータプロセッサは、前記複数の処理画像から前記 3 次元 X 線画像を再構築することを特徴とする請求項 5 乃至 12 のいずれかに記載の方法。

【請求項 14】

前記少なくとも一つの画像から対象容積の少なくとも一つのグレー値を評価する工程を更に備え、

前記少なくとも一つの撮像パラメータは、更に、前記少なくとも一つのグレー値に基づいて決定される

ことを特徴とする請求項 5 乃至 13 のいずれかに記載の方法。

【請求項 15】

3 次元 X 線撮像における露出制御の方法であって、

最初のエミッタ電流値で作動する X 線エミッタと X 線レーザとによって、対象物の少なくとも一つの画像を獲得する工程と、

少なくとも一つのコンピュータプロセッサを用いて、前記少なくとも一つの画像におけ

10

20

30

40

50

るノイズレベルを決定する工程と、

前記少なくとも一つのコンピュータプロセッサを用いて、前記ノイズレベルと3次元X線画像の画像の質とに基づいて、新しいエミッタ電流値を決定する工程と、

前記新しいエミッタ電流値で作動する前記X線エミッタ及び前記X線レシーバによって、前記対象物の複数の投影画像を獲得する工程と、

前記少なくとも一つのコンピュータプロセッサを用いて、前記複数の投影画像から前記3次元X線画像を再構成する工程と、
を備えたことを特徴とする方法。

【請求項16】

前記ノイズレベルは、前記X線レシーバに起因するノイズレベルである
ことを特徴とする請求項15に記載の方法。

10

【請求項17】

画像分解能のユーザ入力を受容する工程と、

前記受容された画像分解能のユーザ入力に基づいて、前記少なくとも一つのコンピュータプロセッサを用いて、ノイズフィルタを選択する工程と、

前記獲得された複数の投影画像から前記3次元X線画像を再構築する前に、前記ノイズフィルタを用いて、前記複数の投影画像をフィルタリングする工程と、
を更に備え、

前記新しい撮像パラメータ値は、更に、少なくとも前記コンピュータプロセッサによって選択されたノイズフィルタに基づいて、前記少なくとも一つのコンピュータプロセッサによって決定される

20

ことを特徴とする請求項15または16に記載の方法。

【請求項18】

3次元X線画像の画像の質の入力を受容する工程

を更に備えたことを特徴とする請求項15乃至17のいずれかに記載の方法。

【請求項19】

前記少なくとも一つの画像は、予め設定された視野（FOV）サイズ、及び、予め設定された分解能、で獲得される

ことを特徴とする請求項18に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、X線撮像のシステム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

PCT出願国際公開 WO 2009 156943 は、興味対象領域の投影箇所におけるノイズの分布を判定するためのノイズ判定装置と、ノイズ伝搬アルゴリズムを用いてノイズの決定された分布に基づく当該画像生成装置の放射源のための1回量プロファイル（dose profile）を決定するための1回量制御装置（dose control unit）と、を含む最適な1回量制御を伴う画像生成装置を開示している。

40

【0003】

US特許出願第13/409,912は、撮像システムによって供給される放射1回量（radiation dose）を低減するための方法を開示している。本方法では、マスクされるべき臓器の形状に基づいて、仮想マスクの描写が選択される。仮想マスクの描写は、スカウト画像（候補画像）上に表示される。供給されるべき放射1回量が、最適な減衰プロファイルを得べく仮想マスク描写を修正するように、操作される。

【0004】

PCT出願国際公開 WO 2013 049818 は、計算トモグラフィー（CT）の放射1回量の調和した検証可能な最適化の方法を開示している。数学的なモデルが、デジタル画像データと放射線技師の選択に基づいて、患者のサイズ、画像、サイズ特有の放射

50

1 回量、及び、画像の質の目標、を評価することを許容する。自動システムが、当該数学的なモデルに従って、画像及び 1 回量のデータを処理して、その情報を記憶して表示して、調和した 1 回量の最適化の検証及び継続するモニタリングを可能にする。最適化モデルが、できるだけ最少の放射 1 回量で目標の画像の質を得るのに必要とされる特定のスキャナ設定を計算する。

【0005】

US 特許第 7, 082, 183 は、1 回量の報告のための計算トモグラフィー (CT) 1 回量指示架空選択を開示している。X 線源及び検出器組立体と通信する制御メカニズムは、第 1 スカウトスキャン画像を生成するべく、対象物の少なくとも 1 回のスカウトスキャンを実施するようになっているロジックを含んでいる。楕円患者モデルが、第 1 スカウトスキャン画像に基づいて生成される。楕円患者モデルは、架空直径近似に適合される。1 回量報告が、当該架空直径近似に基づいて生成される。1 回量報告は、表示される。

【発明の概要】

【0006】

本発明は、改良された X 線撮像のシステム及び方法についての、本件発明者による調査と開発作業とから生じたものである。本件発明者は、前述のシステム及び方法を含む従来技術の X 線システム及び方法が、しばしば、ユーザフレンドリーでなく、効率的でなく有効でない場合があることを理解していた。本件発明者は、自動的に画像露出パラメータを決定する改良された X 線システム及び方法を提供することが望ましい、ということを認識していた。一実施形態では、操作者が、指定された質を入力することができ、露出パラメータが、それから決定される。付加的な実施形態では、X 線システム及び方法は、撮像される対象物及び視野の物理的な特徴を決定し、露出パラメータが、それから決定される。本件発明者は、また、撮像される患者への過剰な放射を制限するような、改良された X 線システム及び方法を提供することが望ましい、ということをも認識していた。本件発明者は、X 線システムの操作者が、高質の（例えばより少ないノイズで）X 線画像を生成する露出パラメータで患者を撮像し得る、ということを理解していた。これは、画像の意図された目的にとって必要であるよも、より大きな露出に帰結する。これは、時間の無駄に帰結し得るし、患者への過剰な放射に帰結し得る。

【0007】

本発明は、従来技術の欠点を克服する X 線システム及び方法を提供する。

【0008】

3 次元 X 線撮像における露出制御の方法の例示的な一実施形態は、X 線エミッタと X 線レシーバとによって、少なくとも一つのスカウト画像を獲得する工程を含んでいる。コンピュータプロセッサが、撮像されるべき対象物の少なくとも一つの物理的特徴を、前記少なくとも一つのスカウト画像から決定する。当該コンピュータプロセッサは、少なくとも一つの露出パラメータ値を、撮像されるべき対象物の前記決定された少なくとも一つの物理的特徴に基づいて決定する。X 線エミッタ及び X 線レシーバは、前記少なくとも一つの撮像パラメータ値を用いて、撮像されるべき対象物について複数の投影画像を獲得する。前記コンピュータプロセッサが、当該複数の投影画像から 3 次元 X 線画像を再構成する。

【0009】

3 次元 X 線撮像における露出制御の方法の追加の例示的な一実施形態は、X 線エミッタと X 線レシーバとによって、少なくとも一つのスカウト画像を獲得する工程を含んでいる。X 線エミッタは、最初の（初期の）撮像パラメータ値で作動する。コンピュータプロセッサが、撮像されるべき対象物の少なくとも一つの物理的特徴を、前記少なくとも一つのスカウト画像から決定する。画像の質のユーザ入力を受容される。当該コンピュータプロセッサは、新しい撮像パラメータ値を、撮像されるべき対象物の前記決定された少なくとも一つの物理的特徴と画像の質の前記ユーザ入力とに基づいて決定する。X 線エミッタ及び X 線レシーバは、新しい撮像パラメータ値で作動する X 線エミッタを用いて、撮像されるべき対象物について複数の投影画像を獲得する。前記コンピュータプロセッサが、当該複数の投影画像から 3 次元 X 線画像を再構成する。

【0010】

X線撮像システムの例示的な一実施形態は、撮像パラメータ値に関連してX線を生成して当該X線を撮像されるべき対象物に向けて方向付けるように構成されたX線エミッタを備えている。X線レシーバが、X線エミッタからのX線を受容するように構成されている。X線エミッタ及びX線レシーバは、撮像されるべき対象物の少なくとも一つのスカウト画像を獲得するように構成されている。入力装置が、画像の質のユーザ入力を受容するように構成されている。コンピュータプロセッサが、前記X線エミッタ、前記X線レシーバ及び前記入力装置に通信可能に接続されている。コンピュータプロセッサは、撮像されるべき対象物の一つの物理的特徴を、前記少なくとも一つのスカウト画像から決定するように構成されている。コンピュータプロセッサは、新しい撮像パラメータ値を、前記物理的特徴と画像の質の前記ユーザ入力とに基づいて決定するように構成されている。X線エミッタ及びX線レシーバは、新しい撮像パラメータ値を用いて、撮像されるべき対象物について複数の投影画像を獲得するように構成されている。前記コンピュータプロセッサは、当該複数の投影画像から3次元X線画像を再構成するように構成されている。

10

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1A】図1Aは、例示的なX線撮像装置の斜視図である。

【0012】

【図1B】図1Bは、例示的なX線撮像装置の前方立面図である。

20

【0013】

【図1C】図1Cは、例示的なX線撮像装置の側方立面図である。

【0014】

【図1D】図1Dは、例示的なX線撮像装置の平面図である。

【0015】

【図2】図2は、例示的なX線撮像装置の部分（構成要素）の概略図である。

【0016】

【図3】図3は、例示的なコマンド制御部及びディスプレイの斜視図である。

【0017】

【図4】図4は、患者位置決めパネルの図である。

30

【0018】

【図5A】図5Aは、正中矢状の位置決め光の図である。

【0019】

【図5B】図5Bは、水平の位置決め光の図である。

【0020】

【図6】図6は、システム及び方法と接続する入力装置として使用され得る、グラフィカルユーザインタフェース（GUI）の例示的な一実施形態である。

【0021】

【図7】図7は、入力装置の斜視図である。

【0022】

【図8】図8は、撮像される対象物の画像を位置決めするディスプレイである。

40

【0023】

【図9】図9は、X線撮像装置における自動的な1回量制御の方法の一例を示すフローチャートである。

【0024】

【図10】図10は、X線撮像装置における自動的な1回量制御の方法の別の例を示すフローチャートである。

【0025】

【図11】図11は、X線撮像装置における自動的な1回量制御の方法の別の例を示すフローチャートである。

【0026】

50

【図 1 2】図 1 2 は、システム及び方法と接続する入力装置として使用され得る、グラフィカルユーザインタフェース（G U I）の例示的な一実施形態である。

【発明を実施するための形態】

【0 0 2 7】

本明細書において、特定の用語が、簡潔性、明確さ、及び、理解、のために用いられている。不必要な限定が、従来技術の要件を超えて、それらから含意されるべきでない。なぜなら、そのような用語は、説明の目的で用いられているに過ぎず、幅広く解釈されることが意図されているからである。ここで説明される様々なシステム及び方法は、単独でも、他のシステム及び方法と組合せても、利用され得る。様々な等価例、変形例及び修正例が、添付の特許請求の範囲の各請求項の範囲内で可能である。添付の特許請求の範囲においては、用語「のための手段」または「のための工程」が明示的に各限定において引用されていない限り、3 5 U S C（米国特許法）1 1 2 条（f）の解釈を呼び込む何らの限定も意図されていない。

10

【0 0 2 8】

ここで説明されているシステム及び方法の実施形態は、患者の 3 D 撮像手順において用いられる露出パラメータ値を自動的に計算するように動作する。ここでより詳細に説明されるように、実施形態は、X 線エミッタに提供されるキロボルト（k V）やミリアンペア（m A）を含み得るがそれらに限定はされない、最適な露出パラメータ値を決定し得る。実施形態は、患者の物理的な特徴、例えば頭のサイズ及び／または密度、を決定することによって、これを達成し得る。サイズ及び／または密度といった物理的な特徴は、撮像される対象物によって、X 線の全体の減衰に影響する。更なる実施形態においては、最適なノイズフィルタリングも、自動的に決定され得る。幾つかの実施形態は、患者の位置決めと視野（F O V）の特定の目的のため、スカウト画像を獲得する。それらのスカウト画像は、また、撮像パラメータ値の自動決定のための入力として用いられ得る。従って、露出パラメータの決定のために追加のスカウト画像を獲得することは不要であり得る。

20

【0 0 2 9】

図 1 A 乃至図 1 D は、例えば歯科や内科の患者 P（図 5 A 及び図 5 B 参照）を含む対象物の X 線画像を獲得するための例示的な X 線撮像装置 2 0 を図示している。図示の特定の例では、撮像装置 2 0 は、人の頭蓋骨の歯科的顎顔面の複雑性の 3 D 撮像のために構成されている。もっとも、対象物の他の部分の撮像のための他の形態の装置も、代わりに、本発明の概念と共に採用され得る。X 線撮像装置 2 0 は、選択的に、様々なタイプの撮像手順、例えばパノラマ撮像（例えば、標準、小児科、矯正領域、ワイドアーチ、直交、等）や頭部計測撮像（例えば、頭部小児科横投影、頭部横投影、頭部後前、等）、を実施するために構成され得る。現在用いられている例示的な実施形態では、X 線撮像装置 2 0 は、3 D 撮像のため、例示的にはコーンビーム計算トモグラフィー（C B C T）3 D 撮像のために用いられている。図面は、本発明の概念と共に用いる、X 線撮像装置の単なる一例を示している。X 線撮像装置の他の例もまた、採用され得る。

30

【0 0 3 0】

例示的な撮像装置 2 0 は、支持コラム 2 4 に可動に支持されたハウジング 2 2 を有している。ハウジング 2 2 は、当該ハウジング 2 2 を支持コラム 2 4 に沿って延びる軌道 2 6 に沿って鉛直方向の上下に移動するように構成された従来のガイドモータ（不図示）を介して、鉛直方向 V の上下に移動可能である。ハウジング 2 2 は、支持コラム 2 4 上に配置された略鉛直延伸ガイド部 2 8 と、当該ガイド部 2 8 から略水平方向に延びる略水平延伸支持部 3 0 と、を有している。支持部 3 0 は、回転部 3 2（時々「ガントリー」と呼ばれる）を支持しており、図 1 D の矢印 3 4 で示されるように、それは静止支持部 3 0 に対して水平面 H 内で回転可能である。支持部 3 0 及び／または回転部 3 2 は、矢印 3 4 に示されるように、回転部 3 2 を回転するように構成された従来のガイドモータ（不図示）を有している。別の実施例では、装置は、コラムによって支持される代わりに、あるいはそれに加えて、例えば壁を含む支持構造に取り付けられ得る。

40

【0 0 3 1】

50

X線エミッタハウジング36とX線レシーバハウジング38とが、互いに対向して、回転部32から略鉛直方向に延びている。エミッタハウジング36は、概ね符号40に位置して当該エミッタハウジング36内に支持されて撮像されるべき対象物（例えば、患者P）を通してレシーバに向けてX線を放出するように位置決めされたエミッタを有している。レシーバは、符号42に位置してX線レシーバハウジング38内に支持されている。一般的に、エミッタは、カソード及びアノードと共にX線を有している。電源（不図示）が、カソード及びアノードに亘って、電圧を例示的にはキロボルト（kV）オーダーで生成して、カソードからアノードへと電子を加速させる（不図示）。カソード及びアノード間の電流が、例示的にはミリアンペア（mA）オーダーであって、カソードから放出される電子の量を概ね決定する。アノードは、ターゲットを含む。それは、例示的には、全体に角度付けられたタングステンから製造され得て、カソードから当該ターゲットに当たる電子が、全体としてエミッタからレシーバに向かう方向のX線を生成する。

【0032】

患者位置決めハウジング44が、ガイド部28から延伸していて、患者Pの頭部を対向するエミッタ40及びレシーバ42間で位置決めするための顎支持部48を有している。頭部支持部46が、支持部30から回転部32を通して延伸している。顎支持部46と頭部支持部46とは、選択的であり、患者を位置決めするための他の手段も採用され得る。患者位置決めパネル68が、患者位置決めハウジング44上に位置していて、以下で更に説明されるように、撮像装置20の様々な構成要素の位置を調整するためのユーザ入力を受容する。

【0033】

制御パネル50が、ハウジング22に取り付けられていて、以下で更に説明されるように、撮像装置20を制御するためのユーザ入力を受容し、撮像装置20の機能の表示を提供するように構成されている。選択的に、制御パネル50は、図1Aと図1B乃至図1Dとに示される位置に位置決めするために撮像装置20の回りを回動するアーム49によって支持され得る。

【0034】

図2は、X線撮像装置20を含むX線撮像システム52の例示的な実施形態の各部を概略的に図示している。システム52は、とりわけ、装置制御部54とコマンド制御部56とを有する制御回路59を含んでいる。実施形態では、制御回路59は、1または2以上のコンピュータプロセッサである。当該1または2以上のコンピュータプロセッサは、集積型のメモリを含み得る、または、コンピュータ可読コードが記憶されたメモリに通信可能に接続され得る。前記1または2以上のコンピュータプロセッサによる当該コードの実施は、当該コンピュータプロセッサをして、ここで説明される機能を実行させる。装置制御部54及びコマンド制御部56は、各々、メモリ58a、58bを含んでいる。加えて、装置制御部54及びコマンド制御部56の両方とも、プログラム可能であって、例えば図2に実線で示された接続を含んで、コンピュータコマンドを有線接続または無線接続で送受信可能である。コマンド制御部56は、電気信号／コマンドを、装置制御部54に送信可能であり、電気信号／コマンドを、装置制御部54から受信可能である。同様に、装置制御部54は、電気信号／コマンドを、コマンド制御部56に送信可能であり、電気信号／コマンドを、コマンド制御部56から受信可能である。図2に示された実施例は、共に機能する2つの制御部54、56を図示しているが、別の構成は、一つだけの制御部を含み得るし、あるいは、互いにコマンドを送受信することによって共に機能する3以上の制御部を含み得る。制御部54、56は、単一のコンピュータプロセッサで動作するソフトウェアモジュールであり得るし、あるいは、コマンド及び／または装置制御コンピュータ可読コードを実行する別個の複数のコンピュータプロセッサであり得る。本明細書で説明される例は、図2に図示された特定のシステム52の構成及び形態に限定されない。

【0035】

図2の例示的な実施形態では、装置制御部54が、X線撮像装置20と並置されており、X線撮像装置20の様々な機能を制御する。例えば、装置制御部54は、以下で更に説

明されるように、電気信号／コマンドを介して、メモリ 58 a、支持コラム 24 に沿ったガイド部 28 の運動を引き起こすガイド部モータ 60、回転部 32 の回転運動を引き起こす支持部モータ 62、顎支持部 48 の移動を引き起こす顎支持部モータ 61、及び、装置の特性及び機能を表示してユーザ入力を受容するためのタッチスクリーンディスプレイ 50、と通信する。選択的に、頭部支持部モータ（不図示）が、頭部支持部 46 の移動を引き起こすことを意図され得る。加えて、装置制御部 54 は、例えば図 2 及び図 7 に示された撮像ボタン 66 を含むユーザ入力装置 74 や図 4 に示された患者位置決めパネル 68 からのコマンドを受容し得る。ユーザ入力装置 74 及び患者位置決めパネル 68 の動作が、以下で更に説明される。

【0036】

装置制御部 54 は、エミッタ 40 及びレシーバ 42 に対して電気信号／コマンドを送受信して、エミッタ 40 及びレシーバ 42 を制御し、撮像される対象物（例えば患者 P）の X 線画像に変換可能な撮像データを得る。使用中、装置制御部 54 は、患者位置決めパネル 68 からの患者位置決め入力を受容して、対応するコマンド信号を、ガイド部モータ 60、支持部モータ 62、及び、顎支持部モータ 61 に送信して、患者 P に対して装置 20 を位置決めする。システム 20 は、図示され前述されたものに対してより多いまたはより少ないモータ及び可動部を含み得て、幾つかの例では、患者 P に対して装置 20 の完全な 3 次元運動を提供し得る。他の例では、装置制御部 54 は、患者位置決めパネル 68 からの患者位置決め入力を受容し得て、例えば従来の椅子ガイドモータ（不図示）によって可動の椅子を介して装置 20 に対して患者 P を移動するための対応するコマンド信号を送信し得る。更なる例では、装置制御部 54 は、ユーザ所望の位置を達成するべく、装置 20 と椅子ガイドモータとの両方の相対的な位置を制御可能である。撮像される対象物に対して装置 20 のより容易な位置決めを促進するために、装置制御部 54 は、以下で更に説明されるように、撮像される対象物上で撮像のために所望される視野を特定するための位置決めライト 70（例えば、図 2、図 5 A 及び図 5 B）を制御するように構成され得る。追加の実施形態では、患者及び／または装置 20 は、互いに対して手動で位置決めされ得る。

【0037】

装置制御部 54 は、コマンド制御部 56 と通信し、電気信号／コマンドをコマンド制御部 56 から受容し、レシーバ 42 から受容される画像データをコマンド制御部 56 に提供するように構成されている。図 3 を参照して、例示的なコマンド制御部 56 は、図示例ではキーボードであるユーザ入力装置 74 と、図示例ではコンピュータモニタであるディスプレイ 76 と、を有するパーソナルコンピュータ 72 であり得る。他のタイプのコマンド制御部、ユーザ入力装置、及び、ディスプレイも想定されており、本発明の範囲内である。例えば、ディスプレイ 76 及び入力装置 74 は、代わりに、あるいは追加で、タッチスクリーン装置、マウス、手持ち式コンピュータ装置、等を有し得る。

【0038】

図 1 A 乃至図 1 D、図 4、図 5 A 及び図 5 B を参照して、患者 P は、最初に、装置 20 内部においてエミッタ 40 とレシーバ 42 との間に位置決めされる。図示例では、患者 P は、顎支持部 48 上に顎があって頭部支持部 46 上に頭部がある状態で、位置決めされる。次に、患者位置決めパネル 68 が手動で操作されて、装置制御部 54 に指示を出して装置 20 を制御し、患者 P の X 線撮像にとって全体的に適切な位置に装置 20 を位置決めする。これは、例えば、前述のように、ガイド部モータ 60、顎支持部モータ 61 及び／または支持部モータ 62 によって、なされ得る。図 4 の図示例では、入力キー 86 を押すことで、図 5 A 及び図 5 B に示すように位置決めライト 70 が点灯し、前述の患者 P の位置決めをアシストできる。図 5 A 及び図 5 B は、X 線処理のための所望の視野を輪郭付ける正中矢状ライト 51 と水平頂部ライト 53 と水平底部ライト 55 とを含む、例示的な位置決めライト 70 を図示している。付加的な患者位置決めライト 70 も採用され得る。位置決めライト 70 の使用は、選択的であり、図示されていない位置決めのための他の形態も使用され得る。患者位置決めパネル 68 の入力キー 88 を押すと、位置決め指示がユーザ

によって入力されつつあることを装置制御部 54 に信号伝達して、装置を更なる患者位置決めのための位置へと回転させる。

【0039】

患者位置決めパネル 68 上の矢印 78、80 を押すと、装置制御部 54 が指示されて、装置 20 が上下移動される。ユーザは、位置決めライト 70 を観察することができ、当該ライト 70（従って装置）を患者 P 上の適切な位置へと位置決めするために矢印 78、80、82、84 を使用することができる。入力キー 78、80 を押すと、装置制御部 54 が指示されて、各支持部モータ 62 が制御されて装置 20 が移動される。矢印 82、84 を押すと、装置制御部 54 が指示されて、顎支持部モータ 61 が制御されて顎支持部 48 が上下移動される。前述のように、X線装置 20 を移動させる代わりに、例えば、装置 20 が患者 P に対して移動されるという前述の形態の代わりに、あるいはそれに加えて、患者 P が装置 20 に対して移動されるという異なる形態を利用することも可能である、ということが認識される。撮像後に入力キー 90 を押すことは、装置 20 を、患者が容易に装置 20 から出られる位置へと回転させる。

【0040】

図 6 を参照して、例えば 3D 撮像のような撮像処理のための所望の視野を全体的に獲得するべく患者 P が装置 20 に対して全体的に位置決めされると、コマンド制御部 56 は、ディスプレイ 76 を制御して、対象物の初期のビュー (view) 92 の提示を含み、本例では撮像されるべき患者 P の分析組織 (anatomy) を提示する、グラフィカルユーザインタフェース (GUI) 77 を視覚的に提供する。初期のビュー 92 を含む GUI 77 は、装置制御部 54 によって制御される時、追加的あるいは代替的に、タッチスクリーンディスプレイ 50 上に表示され得るか、あるいは、他のグラフィカルディスプレイ装置上、例えば手持ち式装置上やテレビジョンスクリーン上等、に表示され得る。図 6 の図示例では、初期のビュー 92 は、患者の顎の包括モデル 94 を含む。付加的な例では、初期のビュー 92 は、例えば患者 P の特有の分析組織 (anatomy) のような、対象物の画像や X 線画像を含み得る。この付加的な例の例示的な実施形態では、初期の X 線が X 線撮像装置 20 で取り込まれることで、ユーザによって視認されるための初期のビュー 92 が生成され得る。

【0041】

図 6 の図示例では、位置マーカー 96 が GUI 77 内に図示されている。図 6 に図示された位置マーカー 96 は、円形状と十字線とを有している。もっとも、他の形態の位置マーカーも利用され得る。位置マーカー 96 は、撮像が望まれている特定の 3D 容積を示す。一実施形態では、位置マーカー 96 は、撮像される容積の中心を示す。位置マーカー 96 は、初期のビュー 92 にオーバーラップして、初期のビュー 92 に対して GUI 77 内で移動可能である。追加の実施形態では、位置マーカー 96 は、撮像されるべき領域の容積を伝えるべくサイズ変更され得る。別の例では、初期のビュー 92 が位置マーカー 96 に対して移動され得る。別の例では、初期のビュー 92 と位置マーカー 96 の両方が、互いに対して移動可能であり得る。初期のビュー 92 と位置マーカー 96 との相対的な移動は、前述のように、入力装置 74 を介して及び／または例えばタッチスクリーンディスプレイ 50 のようなタッチスクリーン形態上の位置決めキー、例えば上下矢印 91、93 及び左右矢印 95、97、を介して要請され得る。GUI 77 内の初期のビュー 92 の提示を修正する他の形態も利用され得る。例えば、ボイスコマンドや、マウスパッドや、ドラッグアンドドロップタッチスクリーンコマンド等、が利用され得る。

【0042】

パノラマ撮像様式、3D 撮像様式及び頭蓋計測撮像様式間の選択をするための入力キーも、GUI 77 上に提供されている。本例は、3D 撮像に関しており、それは入力キー 99 で選択され得る。もっとも、ここで説明される原理は、前述のように、他の撮像様式でも適用され得る。

【0043】

図 6 及び図 7 を参照して、初期のビュー 92 を含む GUI 77 は、ユーザが 3D 撮像を

所望する初期のビュー 9 2 上で興味対象の具体的領域を特定するべく、ユーザによって修正され得る。ユーザは、位置マーカー 9 6 を初期のビュー 9 2 上の興味対象の領域に移動することで G U I 7 7 を修正し、付加的な実施形態では、撮像されるべき所望の容積を包含するよう位置マーカー 9 6 のサイズを調整し得る。ユーザは、撮像ボタン 6 6 を押すことで入力装置 6 4 を操作し得る。それは、装置制御部 5 4 を指示して、撮像装置 2 0 を制御する。例えば、ガイド部 2 9、支持部 3 0 及び回転部 3 2 が制御されて、患者 P に対するある位置に移動される。それは、初期のビュー 9 2 上での位置マーカー 9 6 と相応する。装置 2 0 は、エミッタ 4 0 とレシーバ 4 2 とが患者 P の 1 または 2 以上のスカウト画像を得るように動作するよう、位置決めされる。それは、G U I 7 7 上での位置マーカー 9 6 と初期のビュー 9 2 との相対的な位置決めに対応している。

10

【0044】

一実施形態では、制御回路 5 9 が、患者の少なくとも一つのスカウト画像を得るべく初期のビュー 9 2 へのユーザ修正に従ってエミッタ及びレシーバを動作させるべくプログラムされている。それは、例示的に図 8 に図示されている。図 8 は、前述のユーザ入力に従って取られ得るスカウト画像を提示するグラフィカルディスプレイ 1 0 1 を図示している。複数の実施形態において、1 または 2 以上のスカウト画像が、患者位置決めのために獲得され、利用され得る。スカウト画像 1 0 2 は、第 1 スカウト画像 1 0 4 と第 2 スカウト画像 1 0 6 を含んでいる。もっとも、当業者は、別の実施形態において、より多いまたはより少ないスカウト画像が獲得され得ることを認識するであろう。また、幾つかの実施形態では、スカウト画像は患者の歯科的顎顔面の領域の一部に限定され得るが、他の実施形態では、患者の頭部全体を含むがそれに限定はされない、患者のより大きな部位がスカウト画像において撮像され得る。スカウト画像 1 0 2 は、例示的には、患者の異なる角度から撮像される。図示の例では、直交ビュー 1 0 4 と正接ビュー 1 0 6 である。幾つかの例示の実施形態は、患者位置決め目的のために既に獲得されている少なくとも一つのスカウト画像を用いて、少なくとも一つの露出パラメータ値を更に自動的に決定する。更に別の実施形態では、前記少なくとも一つのスカウト画像が処理目的のためにのみ用いられ得てユーザには提示されない。

20

【0045】

図 6 を参照して、ここで更に詳細に説明される実施形態では、X 線撮像システムが、自動的な 1 回量（1 回分量）制御（A D C）を提供するように動作され得る。ここで更に詳細に説明される A D C のシステム及び方法は、前記少なくとも一つのスカウト画像から 3 D の X 線撮像において用いられる少なくとも一つの露出パラメータ値を自動的に決定する機能及び利益を提供する。ここで説明される実施形態では、患者への X 線 1 回量が、より少ない技術的なユーザ入力に依存しながら、最適化され得る。一実施形態では、ユーザが、初期のビューが G U I 7 7 内で提示されている間に、「A」ボタン 1 1 8 を選択することで、自動 1 回量制御機能ないし動作モードを選択する。複数の実施形態において、撮像システムは、（「M」ボタン 1 3 0 の選択によって）マニュアルモードでも、（「T」ボタン 1 3 2 の選択によって）テストモードでも、動作し得る。マニュアルモードの一例では、露出設定が手動で選択される。テストモードの一例では、露出設定の具体的な予め設定された組合せが選択される。A D C モードの開始時、ユーザは、G U I 1 2 0 内に所望の画像の質を入力することが促される。G U I 1 2 0 は、選択された動作モードに個別的に指向された入力を受容するよう構成されたインタフェースを提示するよう変化し得る。例示的な実施形態では、ユーザは、獲得される画像の質を低、中及び高の間で選択するべく、低ボタン 1 2 2、中ボタン 1 2 4 または高ボタン 1 2 6 を選択することによって、所望の画像の質を入力する。

30

40

【0046】

ここで用いられる例示的な所望の画像の質は、獲得される X 線投影画像において見いだされるノイズの表示（representative）であり、あるいは、獲得される X 線投影画像の信号ノイズ比である。更なる実施形態では、ユーザは、3 D 画像再構築のための所望の質／ノイズレベルを入力する。ここで更に詳細に説明されるように、X 線投影

50

画像のノイズは、撮像される対象物／患者の物理的特性（例えば、サイズ、密度または減衰）とX線撮像装置を作動するのに用いられる露出パラメータ（例えば、mA、kV、露出時間、デューティサイクル、投影画像の数、ボクセルサイズ、及び、再構築システム及び／またはソフトウェア）との関数である。幾つかの実施形態では、ユーザが、例えば「フィルタリング」ボタン128を選択するかしないかによって、画像ノイズ低減ソフトウェアフィルトレーションが3D再構築処理において利用されるべきか否かを入力することを促され得る。更なる例示的な実施形態では、ユーザは、フィルタリングの量の入力表示を提供し得る。例えば、高フィルタリング、中フィルタリングまたは低フィルタリングが利用され得る。一般に、画像ノイズ低減ソフトウェアフィルトレーションは、低減された分解能のコストで、より大きいX線露出で撮像された画像と同一のノイズレベルまたは質を有する画像に帰結することが、認識されるであろう。従って、画像ノイズ低減ソフトウェアフィルトレーションの付加、あるいは、より高いフィルトレーションの使用は、患者に対する低減されたX線露出で好適な画像の質を達成することに帰結し得る。撮像の目的次第で、ユーザが必要な時だけ適切な質のレベル及び／または分解能／フィルタリングを選択して撮像される画像の目的を達成可能であることが、認識されるであろう。

10

【0047】

例示的で非制限的な実施形態では、自動的な1回量制御（ADC）が、画像の質に依存して実施され得て、「mA補償」に基づき得る。このような実施形態では、mA補償は、ユーザがエミッタ電流（mA）を低減する時、システムが投影画像のフィルトレーションの強度を増大することであり得る。このような実施形態は、オペレータがより少ないエミッタ電流が特定のタスクにとって十分であると評価する時に、大人の患者に対する適用を見出し得る（例えば画像の質との妥協を進んで受け入れる）。そのような実施形態では、フィルトレーションが自動的に選択されて、画像ノイズレベルが一定を維持するか、あるいは、部分的に他のエミッタ電流値で補償されるか、あるいは、低下されたエミッタ電流の結果としてのノイズの上昇を低減させる。

20

【0048】

図9乃至図11は、X線撮像装置における自動的な1回量制御の方法の例示的な実施形態を示すフローチャートである。

【0049】

図9は、X線撮像装置の自動的な露出制御の方法200の例示的な実施形態を図示している。方法200は、少なくとも一つのスカウト画像が獲得される工程202で始まる。前述のように、少なくとも一つのスカウト画像の獲得は、撮像のために一般化された領域ないし初期のビューが選択された後で、生じ得る。更なる実施形態では、当該少なくとも一つのスカウト画像は、既に獲得された画像であり得て、患者のCBCT画像、パノラマ画像または頭部計測画像を含むが、それらに限定はされない。代替的または付加的に、前述のようにX線撮像装置内に患者が適切に位置決めされた後で、スカウト画像が獲得され得て、ユーザは例示的に、3DX線撮像を選択し、X線撮像装置上で視野（FOV）サイズを選択し得る。もっとも、少なくとも一つのスカウト画像が工程202で獲得される前に種々の準備工程がなされ得ることが、当業者には認識されるだろう。複数の実施形態において、当該少なくとも一つのスカウト画像は、ここで説明されるように利用されることが可能な任意の画像であり得て、患者の位置決め目的で獲得される少なくとも一つの投影画像、自動の1回量制御の目的で獲得される少なくとも一つの画像、または、撮像手順の過程に獲得される少なくとも一つの投影画像、を含むがそれらに限定されない。従って、ここで説明されるシステム及び方法は、種々の画像のいずれかを、当該画像が自動の1回量制御の目的に好適であるなら、当該画像が最初に得られた目的とは独立したスカウト画像として利用し得る。一実施形態において、前記少なくとも一つのスカウト画像は、露出パラメータの当該値が知られていて以下に更に詳細に説明されるように利用可能である限り、前述の露出パラメータについてのデフォルト値で獲得される。複数の実施形態において、獲得されたスカウト画像は、患者の位置決めのために、及び／または、3D撮像のための精密なFOVを選択するために、利用され得る。

30

40

50

【0050】

次に、工程204において、撮像されるべき対象物または撮像されるべき対象物の一部の少なくとも一つの物理的特性が、前記少なくとも一つのスカウト画像の1または2以上の特性（例えば、限定ではないが、輝度、コントラスト、ノイズレベル、及び／または、可視の解剖学上の特徴）及び当該スカウト画像を撮像するために用いられる1または2以上の露出パラメータに基づいて、決定（測定）される。単なる例示的な比較の例が、ここで説明される方法の特徴を協調するべく、ここで用いられる。子供の患者の頭部の3D撮像と大人の患者の頭部の3D撮像とが比較される。例示的な付加的な実施形態では、画像のノイズレベルについて測定（決定）される。それは、前記対象物の少なくとも一つの物理的特性によってもたらされ得る。例示的な実施形態では、工程204で測定される物理的特性は、撮像されるべき対象物のサイズ、密度または減衰の少なくとも一つである。前記少なくとも一つのスカウト画像において、子供の患者の頭部が通常は、大人の患者の頭部の少なくとも一つのスカウト画像と比較して、それらスカウト画像が同一の露出パラメータ値で獲得される時、より小さく、より密度が小さく、より少ない減衰を示すことが認識されるであろう。前述のように、前記少なくとも一つのスカウト画像を得るために用いられる露出パラメータ値が知られている場合、当該スカウト画像内に撮像された対象物のサイズ、密度または減衰が、工程204で測定され得る。

10

【0051】

次に、少なくとも一つの露出パラメータ値が、工程206で決定される。前述のように、露出パラメータは、種々のパラメータを含み得る。それは、エミッタ電圧、エミッタ電流、投影画像の数、ボクセルサイズ、再構築システムまたはソフトウェア、露出時間、及び／または、デューティサイクル、を含むが、それらに限定はされない。これらの露出パラメータの1または2以上の値が、工程204からの決定された物理的特性から、少なくとも部分的に決定され得る。例示的な一実施形態では、エミッタ電圧、投影画像の数、及び、ボクセルサイズが、ADC操作との関連での使用のための値に、固定または予め規定され得る。これらの露出パラメータが予め決定された状態で、患者の1回量とX線撮像の質（ノイズレベルによって規定される）との両方が、工程206においてエミッタ電流（mA）の関数である。エミッタ電流の値は、従って、工程20で決定された物理的特性に基づいて少なくとも部分的に決定され得る。撮像されるべき対象物がより大きいかより密度が大きい場合、より多い減衰に帰結する。これは、X線撮像の目的を達成するために、より大きいエミッタ電流を要求する。従って、撮像されるべき対象物の増大されたサイズ、密度または減衰は、少なくとも一つの露出パラメータの増大された値に帰結する。

20

30

【0052】

工程208において、工程206で決定された少なくとも一つの露出パラメータが、複数の投影画像を獲得するために用いられる。複数の投影画像は、例示的に、X線エミッタ及びレシーバを患者の頭部回りにインクリメンタリーに回転しながら当該露出パラメータ値でX線撮像システムのエミッタまたは他の部位を操作しつつ一連のX線投影画像を当該回転インターバルで撮影することで、同一の露出パラメータ値で獲得される。

【0053】

最終的に、工程210で、獲得された複数の投影画像から3D画像が再構築される。3D画像の再構築は、種々の再構築技術を用いて達成され得る。例示的な一実施形態では、初期再構築で始まり投影画像からの付加的情報に基づいて反復的に再構築を純化（refine）していく反復式の再構築技術、例えば代数的な再構築技術（ART）、が利用され得る。付加的な実施形態では、非反復式の再構築技術、例えばフィルタバック投影（FBP）、が利用され得る。前述の方法の実施形態200に加えて、更に詳細に説明されるように、方法の例示的な実施形態300、400が、説明された工程の各々を省いて実施され得る、あるいは、付加的な工程と共に実施され得る、ということが認識される。それらは、図面において特定のフローチャートとして図示されてはいないが、本発明の範囲内のものである。更なる実施形態は、ここで説明された操作及び機能を、異なる順序で実施し得るが、それもまた、本発明の範囲内のものである。

40

50

【0054】

図10は、X線撮像装置内の自動的な1回量制御の方法の追加の例示的な実施形態300のフローチャートである。より具体的には、当該方法の例示的な実施形態300は、ユーザが、自動的な1回量制御の特徴を更に純化する(refine)ために用いられるユーザ入力を促されるか提供する、という実施形態を図示している。

【0055】

方法200について前述されたのと同様、方法300は、工程302において、少なくとも一つのスカウト画像の獲得で始まる。当該少なくとも一つのスカウト画像が工程302で獲得された後で、幾つかの選択的な実施形態は、図6乃至図8に関して前述されたように視野(FOV)の選択を受容し得る。方法300は継続して、工程304において、前記少なくとも一つのスカウト画像、特に前記少なくとも一つのスカウト画像における選択された視野、を解析することによって、少なくとも一つの物理的特徴の値が決定される。方法200について前述されたように、前記少なくとも一つの物理的特徴は、対象物のサイズ、密度または減衰の値を含むように、前記スカウト画像から決定され得て、工程304における物理的特徴の値の当該決定は、前記少なくとも一つのスカウト画像が当該少なくとも一つのスカウト画像で経験される減衰の量を例示的に決定するために用いられ得るデフォルトの露出パラメータ値または知られた露出パラメータ値で獲得される複数の実施形態において、容易化され得る。付加的な実施形態では、別個のスカウト画像が、患者の位置決めのため及びADC計算のために用いられる。単なる例示的な実施形態では、付加的なスカウト画像、または、1または2以上の特定の角度からのスカウト画像が、更に詳細に説明されるように、減衰計算のために必要とされ得る。

【0056】

工程304で物理的特徴を決定するという実施形態では、スカウト画像の必要とされる数は、撮像される物理的構造の具体的な適用例に依存し得る。一実施形態では、スカウト画像が撮像されるべき対象物を完全にカバーして対象物の減衰の信頼性ある評価がなされ得るように、十分な数のスカウト画像が解析される。例示的な一実施形態では、決定される物理的特徴が、平均ノイズレベル(例えばピクセル標準偏差値)や平均密度(例えばピクセル平均値)であり得る。複数の実施形態では、工程304における物理的特徴の決定は、少なくとも一つのスカウト画像が公知または参照の露出パラメータ値で獲得される場合、容易化される。例示的な一実施形態では、前記少なくとも一つのスカウト画像は、公知の参照対象物サイズの再構築容積での公知のノイズレベルに帰結するために選択される参照エミッタ電流で獲得される。当該参照エミッタ電流及び帰結するノイズレベルに対する比較において、更に詳細に説明されるように、より低いエミッタ電流が決定されると、より多いノイズを含む再構築画像に帰結し得るし、より高いエミッタ電流は、より少ないノイズを含む再構築画像に帰結し得る。同様に、更に詳細に説明されるように、複数の実施形態における露出パラメータの決定は、再構築される画像の質(例えばノイズレベル)とスカウト画像から工程304で決定される前記少なくとも一つの物理的特徴との間の確立した関係に依存する。それは、スカウト画像のノイズレベルを含み得る。前記少なくとも一つのスカウト画像を獲得するために用いられるエミッタ電流が異なる患者間でのスカウト画像に亘って一定である場合、撮像されるべき対象物のサイズ、密度及び減衰は、後に獲得される投影画像と再構築される3D画像との質において、重要な要因である。複数のスカウト画像が用いられる実施形態では、当該複数のスカウト画像に亘って露出パラメータ値(エミッタ電流、エミッタ電圧、視野サイズ及び画像分解能を含む)が一定を保持すればするほど、物理的特徴の決定がより直線的(直接的)になって、物理的特徴の決定をなすための校正及び/または補償がより少なくて済む。

【0057】

工程306において、所望の画像の質についてのユーザ入力が受容される。前述のように、所定の実施形態の一つの潜在的な利点は、適切な撮像用の露出パラメータ値を選択するための技術的な知識ないし経験についてのユーザ依存性が低減することである。従って、一実施形態では、図6のユーザインタフェースに図示されたように、ユーザは、3D再

構築の質を、所望に、低、中、高の選択として入力する。それは、3D再構築が用いられる目的、及び／または、画像の質のニーズに依存する。幾つかの実施形態では、画像の質は、完全にまたは部分的に、複数の投影画像ないし結果としての3D再構築における受容可能なノイズのレベルを表し得る。例えば、工程306における所望の質のユーザ入力、ユーザにとって受容可能なノイズレベルまたは具体的な信号ノイズ比の、高、中、低の選択を含み得る。

【0058】

工程308において、少なくとも一つの露出パラメータ値が決定される。前記少なくとも一つの露出パラメータ値は、様々な態様で、工程308において決定され得る。ある実施形態では、露出パラメータ値は、工程304で決定された全体の減衰という物理的特徴と視野サイズとに基づいて決定され得て、予め決定された受容可能なノイズレベルで投影画像または再構築3D画像を生成し得る。別の実施形態では、所望の質のユーザ入力／選択が、受容可能なノイズレベルを規定するために利用される。この実施形態は、ユーザに、自動的に決定された少なくとも一つの露出パラメータ値を超える付加的な制御を提供する。例示的な実施形態では、前記少なくとも一つの露出パラメータ値は、エミッタ電流である。例示的な選択的な実施形態では、工程310において、所望の分解能のユーザ入力を受容される。再構築された画像におけるノイズレベルは、ノイズ低減ソフトウェアフィルトレーションの使用によっても影響され得る。ノイズ低減ソフトウェアフィルトレーションは、ピクセル値に亘って平均化することによって、再構築される画像を「柔軟にする」乃至ぼやけさせて、分解能を低減する。ピクセル間での差異の程度を低減して、画像内の全体のノイズを低減することによって、ノイズ低減ソフトウェアフィルトレーションは、低減されたエミッタ電流と患者1回量で、典型的には分解能は低減されるが、同一のノイズレベルの達成を可能にする。従って、工程310において所望の分解能を入力することによって、低減された分解能が受容可能であることをユーザが指示する場合、エミッタ電流と全体の患者1回量が、物理的特徴及び所望の画像質のみから決定されていたものより、更に低減され得る。

【0059】

例示的な実施形態では、所望の分解能のユーザ入力は、高分解能、中分解能または低分解能のユーザ選択であり得る。これら実施形態の文脈での分解能は、ノイズ低減ソフトウェアフィルトレーションによって影響され得るので、付加的な実施形態では、所望の分解能のユーザ入力は、図6のユーザ入力制御に例示的に示されているように、ノイズ低減ソフトウェアフィルトレーションを使用すべきか否かの指示であり得る。更なる実施形態では、ソフトウェアフィルタリングの低レベル、中レベルまたは高レベルのユーザ入力も、受容され得る。

【0060】

所望の分解能のユーザ入力が工程310で受容された後で、好適なノイズフィルタリングが決定される。例示的には、前述のように、低、中及び高程度のノイズ低減ソフトウェアフィルタリングが利用可能であり、これらの選択肢の1または2以上がユーザによって選択され得る。付加的な実施形態では、工程304で決定されるような測定される全体の減衰が、好適なノイズフィルタリングを自動的に決定するために利用され得る。ほとんどの場合において、再構築画像は、より強い投影画像ノイズ低減ソフトウェアフィルタリングによって、より低レベルのノイズ低減ソフトウェアフィルタリングによる場合よりも、よい大きな程度でばかされる。より強いノイズフィルタリングは、ノイズレベルを低減する際にもっとも多くの影響を有する。従って、大抵の場合、より低い全体の減衰（例えば、子供の頭部）は、より低いノイズ低減ソフトウェアフィルタリングの選択に帰結し、より全体の減衰が大きい画像（例えば、大人の頭部の画像）は、同様の画像露出値を達成するために、より高レベルのノイズ低減ソフトウェアフィルタリングによって処理され得る。

【0061】

図12は、画像の質のユーザ入力選択を受容するように構成されたグラフィカルユーザ

10

20

30

40

50

インタフェース 150 の一部の例示的な実施形態を図示している。例示的な一実施形態において、GUI 150 は、図 6 を参照しつつ前述された所望の画像の質の GUI 120 に対する付加的な実施形態である。GUI 150 には、例示的な 5 つの選択肢が、実際の撮像のパラメータ値の「技術」に関するのではなく「効果」に関して、ユーザに提示されている。これらの選択肢は、「最小ノイズ、高精細」152、「低減 1 回量、高精細」154、「標準画像質」156、「最小ノイズ、低減精細」158、及び、「低減 1 回量、低減精細」160 を含んでいる。一実施形態では、提示される 5 つの選択肢が、1 回量についての降順、及び、画像フィルトレーションについての昇順、を表している。選択肢 152 及び 154 は、より低いノイズフィルトレーションを提供し、「高精細」表示をもたらす。一方、選択肢 158 及び 160 は、「低減精細」によって指示される増大されたノイズフィルトレーションを提供する。比較的、選択肢 152 及び 158（「最小ノイズ」）は、選択肢 154 及び 160（「低減 1 回量」）よりも、それぞれ、より高いエミッタ電流を使用する。「標準画像質」156 の選択肢は、1 回量と精細度との間のバランスを表している。

10

【0062】

図 10 に戻って、ノイズ低減ソフトウェアフィルタリングが用いられる実施形態では、前述のように、システムは低減されたエミッタ電流を採用し得て、より低い患者 1 回量に帰結する。従って、ノイズ低減ソフトウェアフィルタリングの使用及び強度が、工程 308 において、少なくとも一つの露出パラメータ値を決定するために、実施形態において更に使用され得る。幾つかの実施形態では、露出パラメータ値は、工程 308 において決定されてその後に撮像装置によって使用される実際の数値として、グラフィカルディスプレイ上において例示的に、更に GUI 77 内で例示的に、工程 312 において提示され得る。別の実施形態では、露出パラメータ値は、相対的な条件でユーザに表示され得る。非制限的な例では、露出パラメータがエミッタ電流である場合、ユーザは、投影画像の獲得に用いるために決定されたエミッタ電流が低、中及び高のいずれであることを示す情報を、提示され得る。

20

【0063】

幾つかの実施形態では、工程 314 に続いて、決定された少なくとも一つの露出パラメータ値と、もしあれば決定されたノイズ低減ソフトウェアフィルタリングとが、確認のためにユーザに提示される。幾つかの実施形態では、決定された露出パラメータ値及び／またはノイズ低減ソフトウェアフィルタリングの使用を、ユーザに提示することが望まれ得る。これは、ユーザに、1 回量制御を達成するためのこれら機能の使用について確認の機会を与えるだけでなく、現在の物理的特性の患者のために所望の画像の質及び／または所望の分解能のユーザ入力を達成するノイズ低減ソフトウェアフィルタリングの選択と露出パラメータ値について時間と共にユーザがより経験を積むようにユーザを教育する上でも役立ち得る。

30

【0064】

工程 316 において、撮像装置は、決定された少なくとも一つの露出パラメータを用いて、複数の投影画像を獲得するように作動される。例示的な一実施形態では、少なくとも一つの露出パラメータは、エミッタ電流であり、撮像装置は、決定されたエミッタ電流の値でエミッタを作動させて、複数の投影画像を得る。

40

【0065】

ノイズ低減ソフトウェアフィルタリングが使用のために決定される実施形態では、工程 318 において、決定されたノイズフィルタが投影画像をフィルタリングするために用いられる。前述のように、投影画像のフィルタリングは、獲得される画像に亘ってピクセル値を平均化ないし円滑化して、典型的には分解能を低減してノイズレベルを改善する。最終的に、工程 320 において、複数の投影画像から 3D 画像が再構築される。前述のように、図 9 を参照して、様々な 3D 画像再構築技術が利用可能であり、方法の例示的な実施形態 300 において利用され得る。

【0066】

50

付加的な例示的な実施形態では、前述のように少なくとも一つのスカウト画像が工程 302 において獲得された後で、対象容積のグレー値について荒い（ラフな）評価がなされ得る。グレー値は、投影画像の実際の獲得前にスカウト画像を逆投影（back-projection）することによって評価され得る。別の実施形態では、スカウト画像が逆投影される前に、スカウト画像が最初に低解像度処理され得る（及び／または平均化され得る）、更なる追加の実施形態では、スカウト画像及び／または逆投影画像が、処理され得る（例えば、低解像度処理され得る、及び／または、平均化され得る）。次に、最小値評価、最大値評価、差分評価、平均評価または中央値評価のようなグレー値の二次的な評価が、逆投影スカウト画像から計算され得る。グレー値の二次的な評価は、投影画像の実際の獲得のために用いられる少なくとも一つの撮像パラメータ（例えば、エミッタ電流（mA）、画像の数、または、KV S）及び／または画像処理パラメータ（例えば、プレ処理フィルタ、MAR）を決定するために、工程 308 において利用される。一実施形態では、工程 322 からのグレー値のこれらの評価は、決定された物理的特徴として利用され得るし、あるいは、工程 308 の少なくとも一つの撮像パラメータの決定の際に用いられる独立値として利用され得る。

10

【0067】

図 11 は、X 線撮像装置の自動的な 1 回量制御の方法の一実施形態 400 のフローチャートである。

【0068】

方法 400 の複数の部分は、方法 200、300 について前述された部分と同様である。全体として、方法 400 は、複数の投影画像を捕捉するために、スカウト画像が撮像手順の過程において獲得される実施形態を開示している。この文脈において、スカウト画像は、3D 再構築の際に用いられ得る撮像手順中に獲得された投影画像であり得る。幾つかの非制限的な実施形態では、自動的な 1 回量制御の方法が、撮像手順中に実施され得る。自動的な 1 回量制御の方法は、撮像手順の開始時に実施される任意の自動的な 1 回量制御から離れて、ないし、それに加えて、撮像手順内の他のタイミングでも実施され得る。方法 400 では、所望の画像の質のユーザ入力が、工程 402 で受容される。所望の画像の質のユーザ入力は、例示的には、図 6 を参照して前述され、及び、図 10 を参照して更に詳細に説明された、GUI を介して受容され得る。また、工程 404 において、方法 400 の幾つかの実施形態は、更に、図 10 を参照して前述されたように、所望の分解能のユーザ入力を受容し得る。所望の画像の質及び／または所望の分解能のユーザ入力を受容された後で、3D 撮像手順が工程 406 において開始される。3D 撮像手順は、複数の投影画像の獲得を含んでいる。ここで方法 400 について説明されるように、例示的な実施形態では、複数の投影画像が 2 つの部分で獲得される。工程 408 において、撮像装置は、複数の投影画像の第 1 部分として、少なくとも一つのスカウト画像を獲得する。当該少なくとも一つのスカウト画像は、撮像されるべき対象物（例えば患者の頭部）の物理的特徴を表すのに好適であるように、撮像されるべき対象物に対してある角度で獲得される。複数の実施形態において、2 または 3 以上のスカウト画像が獲得される。更なる実施形態では、獲得されたスカウト画像の少なくとも 2 つが、互いに略直交している。

20

30

【0069】

複数の投影画像の第 1 部分として獲得された少なくとも一つのスカウト画像は、撮像されるべき対象物の少なくとも一つの物理的特徴を決定するために、工程 410 において分析される。前述のように、前記少なくとも一つの物理的特徴は、撮像されるべき対象物のサイズ、密度及び／または減衰であり得る。工程 410 における前記少なくとも一つの物理的特徴の決定は、前記少なくとも一つのスカウト画像が知られた露出パラメータ値で工程 408 において獲得されることによって容易化され、更にまた、例えば知られた物理的特徴を有する対象物から予測される画像結果と実際のスカウト画像とを比較することによって前記知られた露出パラメータ値を較正することによって容易化され得る。これらの較正及び関係は、例示的には、コンピュータプロセッサないしコンピュータプロセッサに通信可能に接続されたメモリにおいて、決定され得るかモデル化され得て、記憶され得る。

40

50

【0070】

少なくとも一つの物理的特徴が、工程410において決定されると、少なくとも一つの露出パラメータ値が、工程412において決定され得る。少なくとも一つの物理的特徴からの少なくとも一つの露出パラメータ値の決定は、前述された通りである。複数の実施形態において、少なくとも一つの露出パラメータ値は、少なくとも一つの物理的特徴のみから決定され得るし、あるいは、追加の情報と組み合わせて決定され得る。当該追加の情報とは、複数の実施形態において、工程402で受容される所望の画像の質のユーザ入力を含み得る。更なる実施形態において、所望の分解能のユーザ入力工程404で受容される場合、工程414で、当該所望の分解能のユーザ入力を達成するノイズフィルタリングのレベルが決定される。前述のように、ノイズフィルタリングが使用される場合、これは、更に、患者1回量の低減を可能にし得るし、従って、工程412において、ノイズフィルタリングが使用されない場合よりも少ない露出パラメータ値の決定をもたらす得る。

10

【0071】

少なくとも一つの露出パラメータ値が工程412で決定された後、制御回路は、撮像装置を作動させて、少なくとも一つの露出パラメータ値を工程412で決定された値に調整する。少なくとも一つの露出パラメータ値を工程416で調整した後、撮像装置は工程418で作動して、複数の投影画像の第2部分を獲得する。複数の投影画像の第2部分は、3D再構築の際に用いられるべき複数の投影画像の獲得を完了させる。一実施形態において、複数の投影画像の第1部分は、選択的に、比較的少数であり得るが、調整された少なくとも一つの露出パラメータ値で獲得された複数の投影画像の第2部分は、例示的な実施形態では、100以上の投影画像であり得る。

20

【0072】

ノイズフィルタリングが（例えばユーザによって）選択された実施形態では、複数の投影画像は、工程420でフィルタリングされて、投影画像のノイズレベルが改善されて結果としての3D再構築におけるノイズレベルが改善される。更に、複数の投影画像がフィルタリングされてもされなくても、3D画像は複数の投影画像から、例えば公知の再構築技術によって、工程422で生成される。

【0073】

当業者によって理解される通り、本発明は、対象物を通してX線を放射するエミッタと当該X線を受容するレシーバとを有する撮像装置と、前記エミッタを制御して前記レシーバによって受容されるX線を処理して対象物のX線画像を生成する制御回路と、を含むX線撮像システムの例を提供する。撮像装置及び制御回路の具体例が、添付の図面を参照して説明されている。これらの例は、限定的なものではなく、本発明の概念は、異なる形態の制御回路を有する他のタイプの撮像装置にも適用可能である。ここで説明された例では、制御回路が、少なくとも一つの露出パラメータ値を決定する。幾つかの実施形態では、これは、所望の質のユーザ選択と、少なくとも一つのスカウト画像の分析に基づく物理的特徴と、を通して達成される。付加的な例示的な実施形態では、これは、撮像手順の間に実施され得る。

30

【0074】

X線露出パラメータ値の選択は、時々、患者への過剰のX線露出を回避しながら所望の画像の質を達成するために、相当のオペレータの経験を要求し得る、ということを本件発明者は認識していた。特定のタイプのX線撮像を稀にしか実施しないオペレータは、このようなオペレータの経験を有しない可能性がある。不必要に高いエミッタ電流の選択は、患者の1回量を増大させ、過剰に低いエミッタ電流の選択は、不十分な画像の質（例えば過剰な画像ノイズ）に帰結し得る。更に、画像の質が不十分である場合、オペレータは、追加の撮像セッションを実施することが必要であるかもしれない。これは、追加の患者の1回量に帰結する。ここで説明されたシステム及び方法の所定の実施形態は、少なくとも一つのスカウト画像から決定される少なくとも一つの物理的特徴に基づいて少なくとも一つの最適な露出パラメータ値を自動的に計算する自動の1回量制御（ADC）を実施し得る。複数の実施形態において、システム及び方法は、更に、少なくとも一つの露出パラメ

40

50

ータ値との関連で最適なノイズフィルタリングのレベルを決定し得る。これは、患者の1回量の更なる低減に帰結し得る。

【0075】

各図に提示された、機能的なブロック図、作動シーケンス、及び、フロー図は、本発明の新規な特徴を実施するための例示的な構造、環境及び方法論を表している。説明の簡単化の目的で、ここに含まれる方法論は、機能図、作動シーケンス、または、フロー図の形態であり得て、一連の工程として説明され得るが、当該方法論は、当該工程の順序によって限定されない、ということが理解される。幾つかの工程は、図示され説明されたものとは異なる順序で実施され得る、及び／または、他の工程と同時に実施され得る。たとえば、当業者は、ある方法が、一連の関連する状態またはイベントとして、例えば状態図として、表され得ることを理解するであろう。更に、幾つかの実装では、図示された動作ないし工程の全てが必要とされる訳ではない。

【0076】

ここに記載された説明は、本発明を開示するための例を用いており、ベストモードを含んでおり、当業者が本発明を利用することを可能にする。本発明の範囲は、特許請求の範囲によって規定され、当業者に実施可能な他の例を含み得る。そのような他の例は、特許請求の範囲の文言と異なる要素を有する場合、あるいは、等価な要素を含む場合、特許請求の範囲の範囲内であることが意図されている。

10

【図1A】

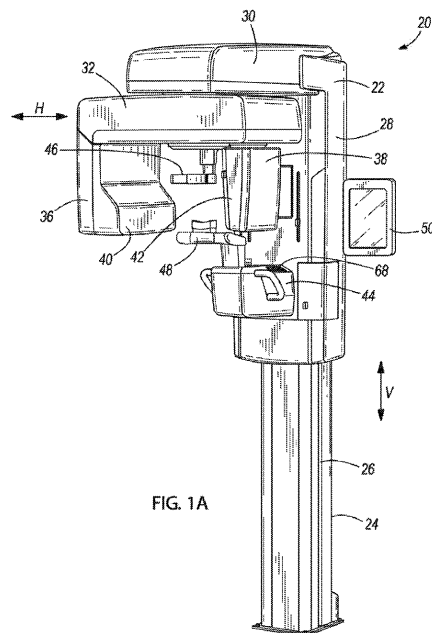


FIG. 1A

【図1B】

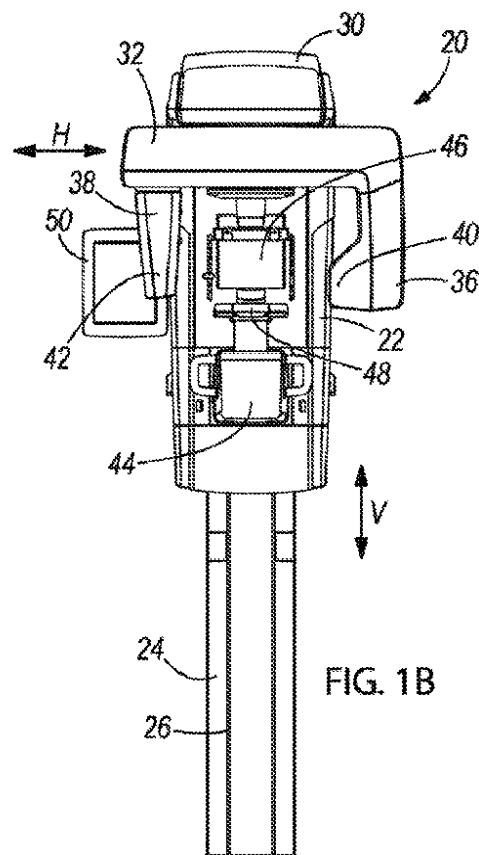
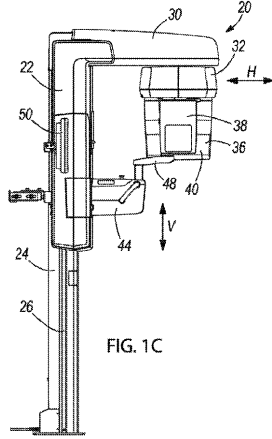
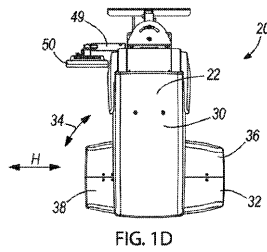


FIG. 1B

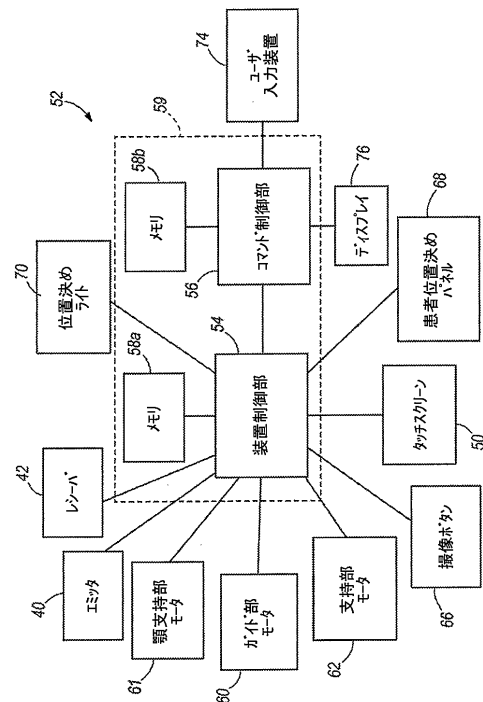
【図 1 C】



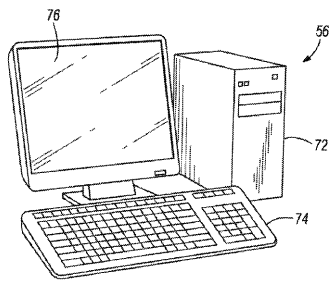
【図 1 D】



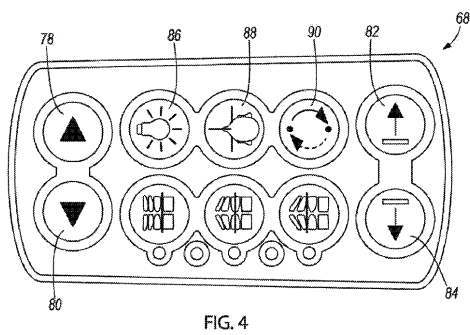
【図 2】



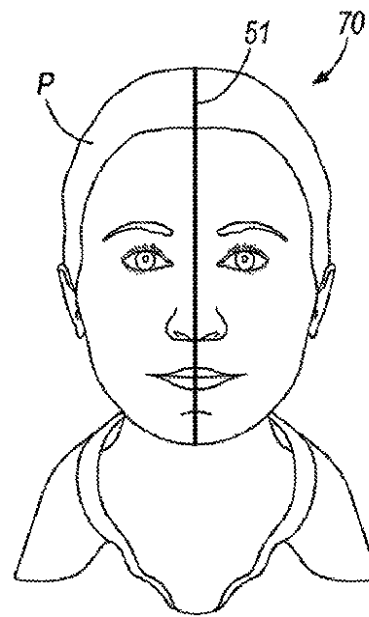
【図 3】



【図 4】



【図 5 A】



【図 5 B】

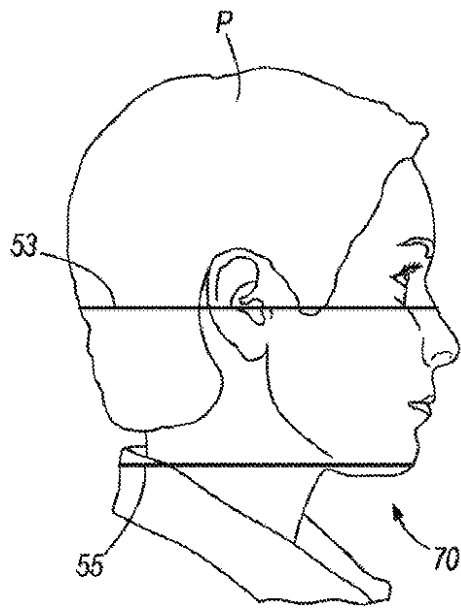


FIG. 5B

【図 6】

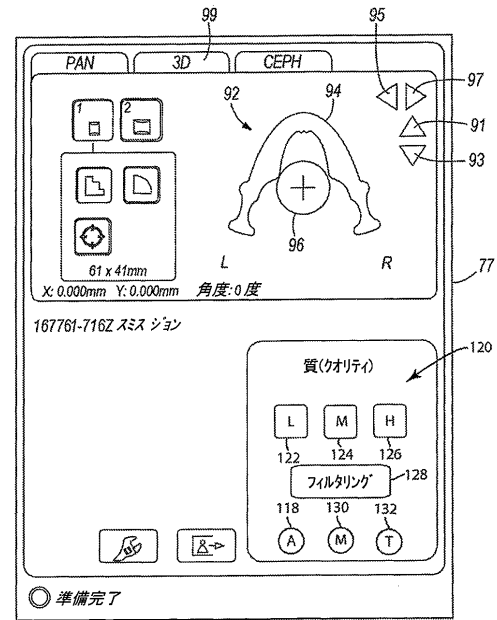


FIG. 6

【図 7】

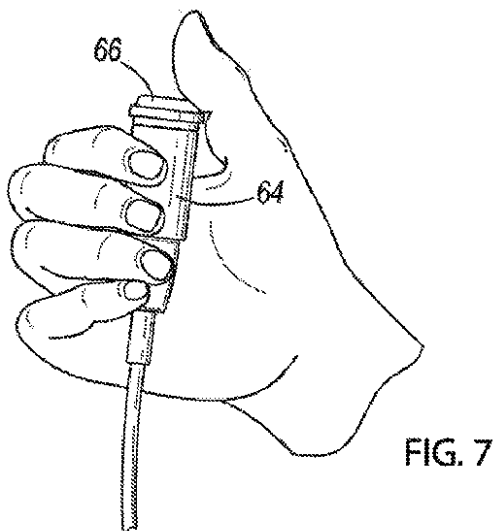


FIG. 7

【図 8】

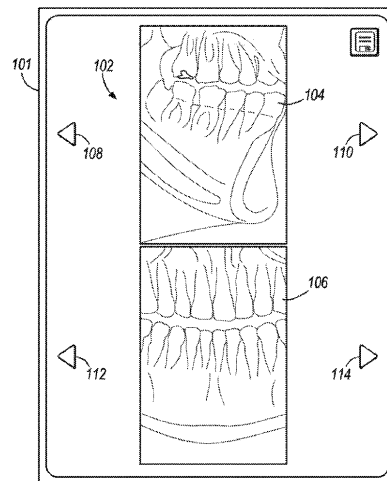


FIG. 8

【図 9】

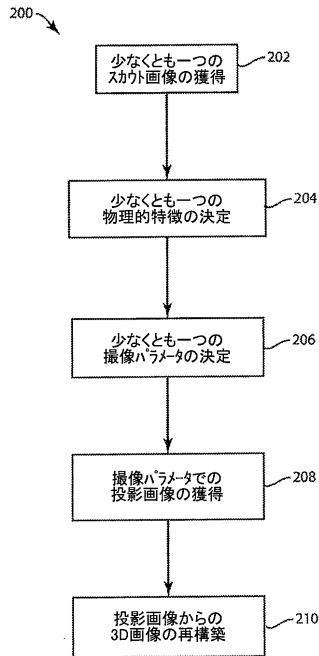


FIG. 9

【図 10】

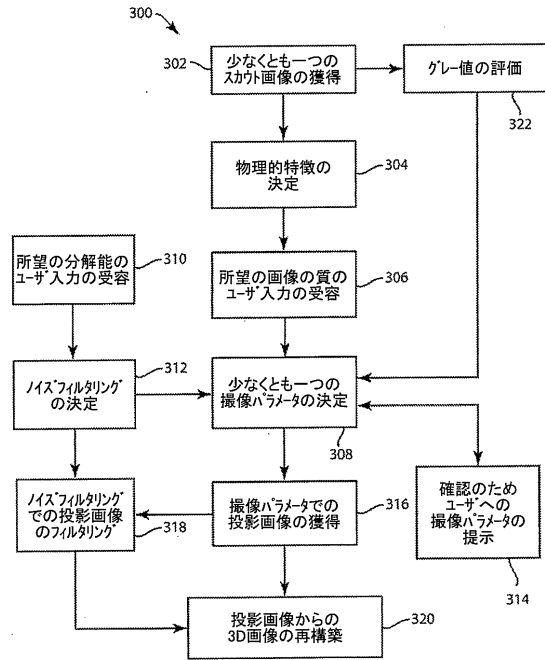


FIG. 10

【図 11】

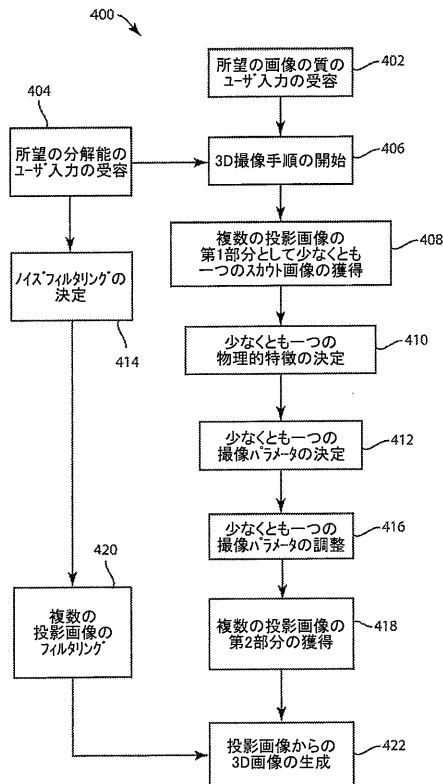


FIG. 11

【図 12】

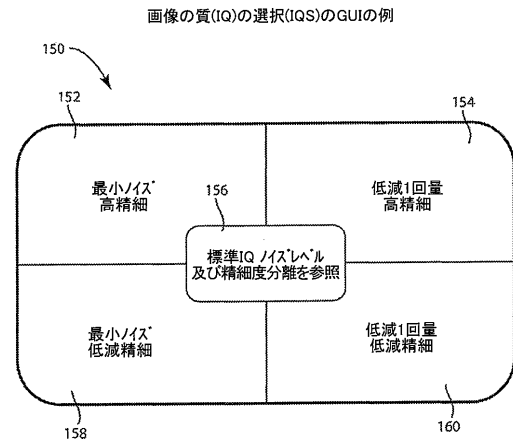


FIG. 12

フロントページの続き

(74)代理人 100107537

弁理士 磯貝 克臣

(72)発明者 エロネン エサ

フィンランド エフイー-20660 カーリナ マンティハルユンカツ 21

(72)発明者 リンタマキ マルクス

フィンランド エフイー-04300 トゥースラ イソタルヴィッキ 8

(72)発明者 カルケ マルッティ

フィンランド エフイー-04300 トゥースラ アリボスティンクヤ 6

審査官 伊知地 和之

(56)参考文献 特開2007-289699 (JP, A)

特開2009-112627 (JP, A)

特開2003-260053 (JP, A)

特開平08-154925 (JP, A)

国際公開第2013/008712 (WO, A1)

米国特許出願公開第2009/0122952 (US, A1)

特開2010-075682 (JP, A)

米国特許出願公開第2010/0067650 (US, A1)

特開2003-079611 (JP, A)

米国特許出願公開第2003/0016778 (US, A1)

特開2003-019131 (JP, A)

米国特許出願公開第2010/0208864 (US, A1)

特開2010-214091 (JP, A)

特開2006-116137 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14