

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2014-523295

(P2014-523295A)

(43) 公表日 平成26年9月11日(2014.9.11)

(51) Int.Cl.

**A61B 6/12 (2006.01)**  
**A61B 6/03 (2006.01)**  
**A61B 19/00 (2006.01)**

F 1

A 6 1 B 6/12  
A 6 1 B 6/03 3 2 O B  
A 6 1 B 19/00 5 0 2

テーマコード(参考)

4 C 0 9 3

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2014-517159 (P2014-517159)  
(86) (22) 出願日 平成24年6月21日 (2012.6.21)  
(85) 翻訳文提出日 平成26年2月5日 (2014.2.5)  
(86) 国際出願番号 PCT/US2012/043536  
(87) 国際公開番号 WO2012/177867  
(87) 国際公開日 平成24年12月27日 (2012.12.27)  
(31) 優先権主張番号 13/166,072  
(32) 優先日 平成23年6月22日 (2011.6.22)  
(33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 511268166  
メドトロニック・ナビゲーション、インコ  
ーポレーテッド  
アメリカ合衆国コロラド州80027, ル  
イスビル、コール・クリーク・サークル  
826  
(74) 代理人 100140109  
弁理士 小野 新次郎  
(74) 代理人 100075270  
弁理士 小林 泰  
(74) 代理人 100101373  
弁理士 竹内 茂雄  
(74) 代理人 100118902  
弁理士 山本 修

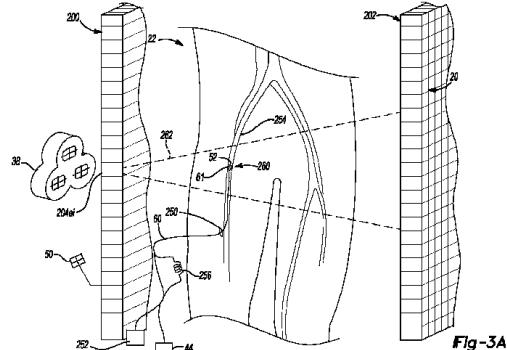
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】介入性撮像

## (57) 【要約】

複数の放出部分を含むアレイ発光体を使用して、発光体アレイのすべての部分から放射を発動または放出するのではなく、X線放射などの選択されたエネルギーを発光体アレイから個々に放出することができる。したがって、発光体アレイ内に複数のセルを設け、個々のセルからX線を選択的に放出することで、選択された画像データを獲得するためにどのセルからX線を放出するかに関する選択を可能にすることができる。自動で選択することを含めて、どの部分に電力供給してエネルギーを放出するかを選択するプロセスが開示される。

【選択図】図3A



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

対象の画像を描写するために検出器によって検出されるX線を放出するように個々で動作可能な複数のX線放出領域の発光体アレイを動作させる方法であって、

第1の時間に獲得された第1の画像データにアクセスするステップと、

前記第1の画像データ内の少なくとも可能な変化領域を判定するステップと、

前記判定された可能な変化領域において前記第1の画像データを分析するステップと、

前記放出アレイ内の前記複数のX線放出領域のうち、第2の時間に電力供給すべき部分複数個を選択するステップと、

前記複数のX線放出領域のうちの前記選択された部分複数個に基づいて、前記第2の時間に獲得された第2の画像データにアクセスするステップとを含む方法。 10

**【請求項 2】**

前記対象の少なくとも一部分の選択された復元図を生成するために選択された複数の投影図を判定するステップをさらに含み、

前記放出アレイ内の前記複数のX線放出領域のうち、前記第2の時間に電力供給すべき前記部分複数個を選択するステップが、前記複数のX線放出領域のうち、どの選択された部分複数個が、前記選択された復元図を生成するために前記選択されて判定された複数の投影図の少なくとも1つを取得するように動作可能であるかを判定することに基づく、

請求項1に記載の方法。

**【請求項 3】**

前記第1の画像データ内の少なくとも前記可能な変化領域を判定するステップが、前記対象に対する器具の場所を判定するステップを含む、請求項1に記載の方法。 20

**【請求項 4】**

前記器具の前記場所を判定するステップが、

前記器具に関する追跡情報を受け取るステップと、

前記対象または前記複数のX線放出領域の少なくとも1つに対する前記器具の少なくとも前縁部の場所を判定するステップとを含み、

前記器具の前記前縁部が、前記器具のうち、選択された期間にわたって動く可能性が最も高い部分である、請求項3に記載の方法。 30

**【請求項 5】**

前記器具に関する追跡情報を受け取るステップが、電磁追跡デバイスの3次元空間座標を受け取るステップ、湾曲センサ追跡デバイスの3次元空間座標を受け取るステップ、または電位追跡デバイスの3次元空間座標を受け取るステップの少なくとも1つを含む、請求項4に記載の方法。

**【請求項 6】**

前記第1の画像データ内の少なくとも前記可能な変化領域を判定するステップが、前記対象内の造影剤の前端の場所を判定するステップを含む、請求項1に記載の方法。

**【請求項 7】**

前記獲得された第1の画像データ内で画定された画像ユニットコントラスト領域を含むコントラスト領域を識別するステップと、

前記コントラスト領域を前記可能な変化領域として識別するステップと 40

をさらに含む、請求項6に記載の方法。

**【請求項 8】**

少なくとも2つのエネルギーレベルで前記第1の画像データを獲得し、前記領域内の材料組成に基づいて前記対象の領域を区別するステップ

をさらに含む、請求項7に記載の方法。

**【請求項 9】**

選択されたディスプレイを生成するために複数の投影図を判定するステップをさらに含み、

前記放出アレイ内の前記複数のX線放出領域のうち、第2の時間に電力供給すべき部分 50

複数個を選択するステップが、前記複数のX線放出領域のうちの少なくとも第1の部分複数個を選択し、前記第1の画像データの少なくとも1つの投影図とは異なる少なくとも第2の投影図を獲得して、前記選択されたディスプレイを生成するステップを含む、

請求項8に記載の方法。

【請求項10】

前記選択されたディスプレイが、前記判定された複数の投影図に基づいて生成された前記対象の少なくとも一部分の2次元の時間変化を含む、請求項9に記載の方法。

【請求項11】

前記第1の画像データの画像部分に重みを付ける行列を生成するステップをさらに含み、

前記放出アレイ内の前記複数のX線放出領域のうち、第2の時間に電力供給すべき前記部分複数個を選択するステップが、前記対象のうち前記第2の時間中に撮像すべき部分を選択する前記重み行列に基づいて行われる、

請求項1に記載の方法。

【請求項12】

対象の画像を描写するために検出器によって検出されるX線を放出するように個々で動作可能な複数のX線放出領域の発光体アレイを動作させる方法であって、

前記対象に対して位置決めされた器具の場所を判定するステップと、

前記放出アレイ内の前記複数のX線放出領域のうち、前記器具の前記判定された場所を撮像するために電力供給すべき部分複数個を選択するステップとを含む方法。

【請求項13】

前記対象のうち、前記器具が位置すると判定された部分に実質上照射するように、前記複数のX線放出領域のうちの前記選択された部分複数個に前記選択を制限するステップをさらに含む、

請求項12に記載の方法。

【請求項14】

前記器具の前記判定された場所が、実質上前記器具の前端部のみである前端部の場所である、請求項13に記載の方法。

【請求項15】

前記複数のX線放出領域のうちの前記選択された部分複数個のみで獲得された画像データに基づいて画像を観察するステップ

をさらに含む、請求項13に記載の方法。

【請求項16】

第1の時間に獲得された第1の画像データにアクセスするステップであって、前記複数のX線放出領域のうちの前記選択された部分複数個のみで獲得された前記画像データが、前記第1の時間より後の第2の時間に獲得された第2の画像データである、アクセスするステップと、

前記第1の画像データと前記第2の画像データとの両方に基づいて画像を観察するステップとをさらに含み、

前記第2の画像データが、前記第1の時間から前記第2の時間への前記対象の変化領域の画像データを含む、

請求項13に記載の方法。

【請求項17】

前記第1の画像データと前記第2の画像データとの両方に基づいて観察するステップが、前記第1の画像データまたは前記第2の画像データの少なくとも1つに基づいて前記対象の3次元復元図を観察するステップを含む、請求項16に記載の方法。

【請求項18】

前記3次元復元図が、少なくとも前記第1の画像データと前記第2の画像データとの両方を含む、請求項17に記載の方法。

【請求項19】

10

20

30

40

50

前記放出アレイ内の前記複数のX線放出領域のうち、前記器具の前記判定された場所を撮像するために電力供給すべき前記部分複数個を選択するステップが、第1の画像データの画素の重み行列を形成するステップと、さらなる画像データ獲得のための領域を識別するステップとを含む、請求項13に記載の方法。

【請求項20】

前記放出アレイ内の前記複数のX線放出領域のうち、前記器具の前記判定された場所を撮像するために電力供給すべき前記部分複数個を選択するステップが、前記対象の選択されたX線範囲を判定するステップを含む、請求項13に記載の方法。

【請求項21】

対象の画像を描写するために検出器によって検出されるX線を放出するように個々で動作可能な複数のX線放出領域の発光体アレイを動作させる方法であって、  
10

第1の時間に獲得された第1の画像データにアクセスするステップと、

前記第1の画像データを分析することによって、コントラスト領域の縁部の場所を判定するステップと、

前記放出アレイ内の前記複数のX線放出領域のうち、前記コントラスト領域の前記縁部の前記判定された場所を撮像するために電力供給すべき部分複数個を選択するステップとを含む方法。

【請求項22】

前記対象のうち、前記コントラスト領域の前記縁部が位置すると判定された部分に実質上照射するように、前記複数のX線放出領域のうちの前記選択された部分複数個に前記選択を制限するステップをさらに含む、  
20

請求項21に記載の方法。

【請求項23】

前記コントラスト領域の前記判定された縁部が、実質上前記コントラスト領域の前縁部のみである前縁部の場所であり、前記対象に対して位置決めされた動くことができる材料のために、前記コントラスト領域が位置する、請求項22に記載の方法。

【請求項24】

前記複数のX線放出領域のうちの前記選択された部分複数個のみで獲得された画像データに基づいて画像を観察するステップ  
30

をさらに含む、請求項23に記載の方法。

【請求項25】

前記第1の時間より後の第2の時間において、前記複数のX線放出領域のうちの前記選択された部分複数個のみで第2の画像データを生成するステップと、

前記第1の画像データと前記第2の画像データとの両方に基づいて画像を観察するステップとをさらに含み、  
40

前記第2の画像データが、前記第1の時間から前記第2の時間への前記対象の変化領域の画像データを含む、

請求項23に記載の方法。

【請求項26】

前記第1の画像データと前記第2の画像データとの両方に基づいて観察するステップが、前記第1の画像データまたは前記第2の画像データの少なくとも1つに基づいて前記対象の3次元復元図を観察するステップを含む、請求項25に記載の方法。

【請求項27】

前記3次元復元図が、少なくとも前記第1の画像データと前記第2の画像データとの両方を含む、請求項26に記載の方法。

【請求項28】

前記放出アレイ内の前記複数のX線放出領域のうち、前記器具の前記判定された場所を撮像するために電力供給すべき前記部分複数個を選択するステップが、第1の画像データの画素の重み行列を形成するステップと、さらなる画像データ獲得のための領域を識別するステップとを含む、請求項21に記載の方法。  
50

**【請求項 2 9】**

第1の画像データの生成後に第2の画像データの場所を判定するシステムであって、プロセッサを有する露出調整システムを備え、前記プロセッサが、対象内の可能な変化領域の判定された場所に基づいて、X線放出アレイ内のX線放出領域のうち、前記対象を通るようにX線を放出するための部分複数個を選択する命令を実行するように動作可能である、システム。

**【請求項 3 0】**

器具の少なくとも前端部の場所を判定するように動作可能なナビゲーションシステムをさらに備え、

前記対象内の前記可能な変化領域の前記判定された場所が、前記器具の少なくとも前記前端部の前記場所であり、

前記器具の少なくとも前記前端部の前記判定された場所が、X線放出アレイ内のX線放出領域のうちの前記部分複数個の前記選択のために前記プロセッサへ伝送される、

請求項29に記載のシステム。

**【請求項 3 1】**

前記ナビゲーションシステムが、前記器具に付随する電磁追跡デバイスと、前記電磁追跡デバイスからの電磁界を放出または感知するように動作可能な電磁ローライザアレイとを含み、

前記放出または感知された電磁界が、器具の少なくとも前端部の前記場所の前記判定を行うように動作可能である、請求項30に記載のシステム。

**【請求項 3 2】**

前記第1の画像データを分析して前記第1の画像データ内で造影媒体の前縁部の領域を識別する命令を実行するように動作可能な画像分析システムをさらに備え、

前記第1の画像データ内の造影媒体の前記前縁部が、前記対象内の可能な変化領域の前記判定された場所である、

請求項29に記載のシステム。

**【請求項 3 3】**

前記露出調整システムの前記プロセッサが、前記前縁部の前記判定された場所を重み行列内へ受け取り、X線放出アレイ内のX線放出領域のうち、対象の画像の復元を支援するために前記第2の画像データを生成するための前記部分複数個を選択する、請求項32に記載のシステム。

**【請求項 3 4】**

前記復元された画像が、体積測定による3次元画像である、請求項30に記載のシステム。

**【請求項 3 5】**

前記プロセッサが、第2の画像データの重み行列に基づいて前記体積測定による3次元画像を更新し、前の画像データおよび前記第2の画像データからの画像データを含む更新された体積測定による3次元画像を判定するように構成される、請求項34に記載のシステム。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0 0 0 1】**

[0001]本開示は介入性処置に関し、詳細には、対象を撮像するシステムに関する。

**【背景技術】****【0 0 0 2】**

[0002]本項は、必ずしも従来技術ではない、本開示に関係する背景情報を提供するものである。

[0003]人間の解剖学的構造または他の動物の解剖学的構造などの様々な対象および構造上で、処置を実行することができる。しかし、これらの処置には通常、開放性処置、また

10

20

30

40

50

は非開放性処置もしくはより侵襲性の低い処置がある。開放性処置では、対象の解剖学的構造は、外科医が観察できるように開かれる。しかし、より侵襲性の低い処置では、対象の内部部分へのアクセスまたは観察を減らし、または最小にすることを選択することができる。したがって、撮像を使用してより侵襲性の低い処置の実行を支援することを選択することができる。

#### 【0003】

[0004]対象の画像を使用して、対象の内部構造を図示することによって、処置の実行を支援することができる。様々な追跡およびナビゲーションシステムを使用して、画像に対してアイコンを表示することによって、構造に対する器具の場所の特定および図示を支援することができる。たとえば、器具を表すアイコンを対象の構造の画像上に重畠して、対象に対する器具の場所を図示することができる。

10

#### 【0004】

[0005]対象に対して様々な入口の場所、角度、および深さで、対象に器具を通すことができる。対象の画像を取得して、対象内の器具の選択された場所の確認を支援することができる。したがって、処置の実行前および処置中に、対象の画像データを獲得することができる。

#### 【発明の概要】

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0005】

[0006]本項は、本開示の全体的な概要を提供するものであり、完全な範囲またはすべての特徴の包括的な開示ではない。

20

[0007]選択された処置中、対象の画像を獲得することができる。対象の画像は、外科処置中に獲得された患者の画像を含むことができる。一例として、外科処置中、患者の血管系にカテーテルを通すことができ、画像を獲得して、患者内のカテーテルの場所を観察または示すことができる。これらの画像は、MRI、コンピュータ断層撮影法、または蛍光板透視法などの適当な撮像様式を含むことができる。

#### 【0006】

[0008]蛍光板透視法などの様々な撮像技法を使用して、患者内のカテーテルの場所を取得または判定することは、患者に対して撮像デバイスを動かすことを含むことができる。別法として、発光体部分のすべてを患者に照射する必要があることもある。しかし、様々な実施形態によれば、アレイ発光体は、発光体アレイのすべてのセルから放射を発動または放出するのではなく、発光体アレイからX線放射を個々に放出するために使用できる複数の放出部分またはセルを含むことができる。したがって、発光体アレイ内に複数のセルを提供し、個々のセルからX線を選択的に放出することで、選択された画像データを獲得するためにどのセルからX線を放出するかに関する選択を可能にすることができる。

30

#### 【0007】

[0009]処置は、患者にカテーテルを通すことを含むことができる。したがって、カテーテルの一一部は、患者に対して動くことができ、または少なくとも順次動くことができる。たとえば、カテーテルが患者の血管構造の一部分を通過した後、カテーテルは通常、患者の血管構造内に留まり、カテーテルの先端部または最前端部のみが、時間とともに患者に対する位置を変化させる。したがって、カテーテルの前端部などの時間とともに変化する領域、または前の画像の獲得後にカテーテルの前端部が動くことが選択された領域のみを、撮像することを選択することができる。追加として、コントラストを使用して、血管の一部分を撮像することができる。したがって、患者のうち、造影剤がまだ通っていない部分または入っていない部分のみを撮像することを選択することができる。

40

#### 【0008】

[0010]さらなる適用可能領域は、本明細書に提供する説明から明らかになるであろう。本項の説明および特有の例は、例示のみを目的とするものであり、本開示の範囲を限定しようとするものではない。

#### 【0009】

50

[0011]本明細書に記載する図面は、すべての可能な実装形態ではなく、選択された実施形態の例示のみを目的とするものであり、本開示の範囲を限定しようとするものではない。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】[0012]計画アルゴリズムおよび処置の概要図である。

【図2】[0013]様々な実施形態による発光体アレイおよび検出器アレイの概略図である。

【図3A】[0014]第1の時間における画像データの獲得の概略図である。

【図3B】[0015]第2の時間における器具の画像データの概略図である。

【図4A】[0016]第1の時間における造影剤を用いた対象の画像データの獲得の概略図である。

【図4B】[0017]第2の時間における造影剤を用いた対象の画像データの獲得の概略図である。

【図5】[0018]追加の画像獲得領域を判定する方法を示す流れ図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

[0019]いくつかの図面全体にわたって、対応する参照番号は対応する部分を示す。

[0020]例示的な実施形態について、添付の図面を参照してより詳細に次に説明する。

[0021]本開示は一般に、対象上で処置を実行することに関し、対象は、人間の対象を含むことができる。しかし、対象は、対象の外部から対象の内部へ器具を動かすように処置を計画または実行できる任意の適当な対象を含むことができることが理解されるであろう。対象は、様々な生物または無生物を含むことができる。たとえば、内部部分に到達するためにシステムの大部分を除去することなく、器具を外部から自動車または電子システムのシェルまたはケーシングへ動かすことを選択することができる。選択された対象システムの画像を獲得することができ、対象の外部から内部へ器具を動かして、無生物の選択された構成要素の修理または除去などの機能を実行するように、軌道を計画することができる。したがって、本開示は、人間の解剖学的構造上で処置を実行することに限定されるものではなく、本開示は一般に、任意の適当な対象の処置および／または撮像に関することが理解されるであろう。

【0012】

[0022]図1は、様々な処置に使用できるナビゲーションシステム10の概要を示す図である。ナビゲーションシステム10を使用して、患者22などの対象に対するインプラントまたは器具などの品目および少なくとも1つの撮像システム20の場所を追跡することができる。外科医または臨床医23などの使用者は、処置を実行することができ、または処置の実行を支援することができる。ナビゲーションシステム10は、ガイドワイヤ、関節鏡システム、切除器具、ステントの配置、整形外科インプラント、脊椎インプラント、深部脳刺激(DBS)プローブなどを含む任意のタイプの器具、インプラント、または送達システムをナビゲートするために使用することができることに留意されたい。人間以外または外科以外の処置でも、ナビゲーションシステム10を使用して、器具または撮像デバイスの外科以外または人間以外の介入を追跡することができる。さらに、これらの器具を使用して、身体の任意の領域をナビゲートまたはマッピングすることができる。ナビゲーションシステム10および様々な追跡される品目は、通常は最小侵襲性または開放性処置などの任意の適当な処置で使用することができる。

【0013】

[0023]ナビゲーションシステム10は、患者22の術前、術中、もしくは術後、またはリアルタイムの画像データを獲得するために使用される撮像システム20とインターフェースすることができ、または撮像システム20を一体として含むことができる。しかし、任意の適当な対象を撮像することができ、任意の適当な処置を対象に対して実行することができることが理解されるであろう。ナビゲーションシステム10を使用して、本明細書に論じるように、様々な追跡デバイスを追跡し、患者22の場所を判定することができる

10

20

30

40

50

。患者 22 の追跡された場所を使用して、ナビゲーションシステム 10 で使用するための表示用画像を判定または選択することができる。

#### 【0014】

[0024]撮像システム 20 は、米国コロラド州ルイビルに営業所を有する Medtronic Navigation, Inc. によって販売されている O-arm (登録商標) の撮像デバイスを備えることができる。撮像デバイス 20 は、画像捕捉部分 26 を囲む概ね環状のガントリ筐体 24 などの撮像部分を含む。画像捕捉部分 26 は、1つまたは複数の X 線放出源 200 を有する X 線源または発光アレイ部分と、X 線受取りまたは受像アレイ部分 202 とを含むことができる。図 2 に、発光部分 200 および受像部分 202 を概略的に示す。発光部分 200 および受像部分 202 は、全体として、互いから約 180 度隔置され、かつ / または画像捕捉部分 26 のトラック 28 に対して回転子 (図示せず) 上に取り付けられる。画像捕捉部分 26 は、画像獲得中に 360 度回転するように動作可能とすることができます。画像捕捉部分 26 は、中心点または軸の周りを回転することができます、それによって、複数の方向から、または複数の平面内で、患者 24 の画像データを獲得することができる。様々な実施形態では、発光部分 200 および受像部分 202 はそれぞれ、中心または軸の周りで約 180 度に形成することができる。10

#### 【0015】

[0025]撮像システム 20 は、すべて参照により本明細書に組み込まれている、米国特許第 7,188,998 号、第 7,108,421 号、第 7,106,825 号、第 7,001,045 号、および第 6,940,941 号に開示されている撮像システムを含むことができる。しかし、撮像システム 20 は一般に、対象 22 に関する画像データを捕捉するように動作可能な任意の撮像システムに関する。撮像システム 20 は、たとえば、患者 22 の 3 次元図を生成するために使用することもできる C アーム 蛍光板透視撮像システムおよびコンピュータ断層撮影イメージャを含むことができる。20

#### 【0016】

[0026]患者 22 を手術台 30 上に固定することができるが、台 30 に固定する必要はない。台 30 は、複数の帯 32 を含むことができる。帯 32 を患者 22 の周りに留めて、患者 22 を台 30 に固定することができる。様々な装置を使用して、患者 30 を手術台 30 上で静止位置に位置決めすることができる。そのような患者位置決めデバイスの例は、参考により本明細書に組み込まれている、2003 年 4 月 1 日に「An Integrated Electromagnetic Navigation and Patient Positioning Device」という名称で出願され、2004 年 10 月 7 日に米国特許出願公開第 2004-0199072 号として公開された、本発明の譲受人に譲渡された米国特許出願第 10/405,068 号に記載されている。他の知られている装置は、Mayfield (登録商標) クランプを含むことができる。30

#### 【0017】

[0027]ナビゲーションシステム 10 は、少なくとも 1 つの追跡システムを含む。追跡システムは、少なくとも 1 つのローカライザを含むことができる。一例では、追跡システムは、EM ローカライザ 38 を含むことができる。追跡システムを使用して、患者 22 に対して、またはナビゲーション空間内で、器具を追跡することができる。ナビゲーションシステム 10 は、本明細書に論じるように、撮像システム 20 からの画像データおよび追跡システムからの情報を使用して、追跡される器具の場所を図示することができる。追跡システムはまた、EM ローカライザ 38 に加えて、かつ / または EM ローカライザ 38 の代わりに、光学ローカライザ 40 を含む複数のタイプの追跡システムを含むことができる。EM ローカライザ 38 が使用されるとき、EM ローカライザ 38 は、EM コントローラ 44 と通信することができ、または EM コントローラ 44 を通じて通信することができる。EM コントローラ 44 との通信は、有線または無線で行うことができる。40

#### 【0018】

[0028]光学追跡ローカライザ 40 および EM ローカライザ 38 をともに使用して複数の器具を追跡することができ、またはともに使用して同じ器具を冗長に追跡することができ50

る。本明細書にさらに論じる追跡デバイスを含む様々な追跡デバイスを追跡することができ、その情報をナビゲーションシステム10が使用することで、出力システムが品目の位置を出力すること、たとえば表示デバイスが品目の位置を表示することを可能にすることができる。簡単に言うと、追跡デバイスは、患者または基準追跡デバイス（患者22を追跡する動的基準枠（DRF）とも呼ばれる）48と、撮像デバイス追跡デバイス50（撮像デバイス20を追跡する）と、器具追跡デバイス52（器具60を追跡する）とを含むことができ、光学ローカライザ40および/またはEMローカライザ38を含む適当な追跡システムを用いて、手術室の選択された部分を互いに対して追跡することを可能にする。基準追跡デバイス48は、患者22内もしくは表面上に位置決めすることができ、あるいは胸部付近などで骨もしくは皮膚に接続することができ、または患者22の心臓62の組織に接続することができる。

10

#### 【0019】

[0029]追跡デバイス48、50、52のいずれかは、それぞれの追跡デバイスを追跡するために使用される追跡ローカライザに応じて、光学もしくはEM追跡デバイスとすることができる、または両方とすることができることが理解されるであろう。ナビゲーションシステム10では、任意の適当な追跡システムを使用できることができるように理解されるであろう。代替の追跡システムは、レーダ追跡システム、音響追跡システム、超音波追跡システムなどを含むことができる。異なる追跡システムはそれぞれ、それぞれの追跡様式で動作可能なそれぞれの異なる追跡デバイスおよびローカライザとすることができます。また、互いに干渉（たとえば、不透明な部材が光学ローカライザ40のカメラの視野を妨げる）しない限り、異なる追跡様式を同時に使用することもできる。

20

#### 【0020】

[0030]例示的なEM追跡システムは、コロラド州ルイビルに営業所を有するMedtronic Navigation, Inc.によって販売されているSTEALTH STATION（登録商標）AXIEM（商標）Navigation Systemを含むことができる。例示的な追跡システムはまた、すべて参照により本明細書に組み込まれている、2010年7月6日発行の「METHOD AND APPARATUS FOR SURGICAL NAVIGATION」という名称の米国特許第7,751,865号、1999年6月22日発行の「Position Location System」という名称の米国特許第5,913,820号、および1997年1月14日発行の「Method and System for Navigating a Catheter Probe」という名称の米国特許第5,592,939号に開示されている。  
。

30

#### 【0021】

[0031]さらに、EM追跡システムの場合、EMローカライザ38によって生成されるEM界を遮蔽し、またはEM界内の歪みを補償するために、遮蔽または歪み補償システムを提供する必要があることがある。例示的な遮蔽システムは、2010年9月14日発行の米国特許第7,797,032号および2004年6月8日発行の米国特許第6,747,539号に記載されている遮蔽システムを含み、歪み補償システムは、米国特許出願公開第2004/0116803号として公開された、2004年1月9日出願の米国特許出願第10/649,214号に開示されている歪み補償システムを含むことができ、上記の文献はすべて参照により本明細書に組み込まれている。

40

#### 【0022】

[0032]ローカライザ38および様々な追跡デバイスは、EMコントローラ44を用いて、EM追跡システムと通信することができる。EMコントローラ44は、様々な増幅器、フィルタ、電気的分離、および他のシステムを含むことができる。EMコントローラ44はまた、追跡するためのEM界を放出し、または受け取るように、ローカライザ40のコイルを制御することができる。しかし、EMコントローラ44に直接結合するのではなく、参照により本明細書に組み込まれている、2002年11月5日発行の「Surgical Communication Power System」という名称の米国特許

50

第6, 474, 341号に開示されている無線通信チャネルなどの無線通信チャネルを使用することもできる。

【0023】

[0033]追跡システムはまた、コロラド州ルイビルに営業所を有する Medtronic Navigation, Inc. によって販売されている、光学ローカライザ40に類似の光学ローカライザを有する STEALTH STATION(登録商標) TRIA(登録商標)、TREON(登録商標)、および/またはS7(商標) Navigation Systemを含む、任意の適当な追跡システムとすることができます、またはそのような追跡システムを含むことができることが理解されるであろう。さらなる代替の追跡システムは、参照により本明細書に組み込まれている、1999年11月9日発行の Wittkampfらの「Catheter Location System and Method」という名称の米国特許第5,983,126号に開示されている。他の追跡システムには、音響、放射、レーダなどの追跡またはナビゲーションシステムが含まれる。  
10

【0024】

[0034]撮像システム20は、別個の画像処理ユニット72を収容できる支持筐体またはカート70をさらに含むことができる。カート70は、ガントリ24に接続することができる。ナビゲーションシステム10は、ナビゲーション処理システムまたはユニット74を含むことができ、ナビゲーション処理ユニット74は、ナビゲーションメモリを通信し、またはナビゲーションメモリを含むことができ、このナビゲーションメモリから、画像データ、命令、手術計画(軌道を含む)、および他の情報を呼び出すことができる。ナビゲーション処理ユニット74は、追跡デバイスからの信号に基づいて追跡デバイスの場所を判定する命令を実行するプロセッサ(たとえば、コンピュータプロセッサ)を含むことができる。ナビゲーション処理ユニット74は、撮像システム20からの画像データを含む情報、ならびにそれぞれの追跡デバイスおよび/またはローカライザ38、44を含む追跡システムからの追跡情報を受け取ることができる。ワークステーションまたは他のコンピュータシステム80(たとえば、命令を実行することによってナビゲーション処理ユニット74として働く中央処理装置を有することができるラップトップ、デスクトップ、タブレットコンピュータ)の表示デバイス78上に、画像76として画像データを表示することができる。コンピュータシステム80はまた、ナビゲーションメモリシステムを含むことができる。ワークステーション80は、キーボード82などの適当な入力デバイスを含むことができる。別個または組み合わせて使用できるマウス、フットペダルなどの他の適当な入力デバイスを含むこともできることが理解されるであろう。また、開示されている処理ユニットまたはシステムはすべて、異なるタスクを実行する異なる命令を実行できる単一のプロセッサ(たとえば、単一の中央処理チップ)とすることができます。  
20

【0025】

[0035]画像処理ユニット72は、撮像システム20からの画像データを処理することができる。次いで、画像プロセッサからの画像データは、ナビゲーションプロセッサ74へ伝送することができる。しかし、撮像システムはいかなる画像処理も実行する必要はなく、画像データをナビゲーション処理ユニット74へ直接伝送することができることが理解されるであろう。したがって、ナビゲーションシステム10は、システム設計に基づいて単一または複数のメモリシステムにアクセスできる単一または複数の処理センタまたはユニットを含むことができ、またはそのような処理ユニットとともに動作することができる。  
40

【0026】

[0036]様々な実施形態では、撮像システム20に対する患者22の位置は、位置合わせを支援するために患者追跡デバイス48および撮像システム追跡デバイス50を有するナビゲーションシステム10によって判定することができる。したがって、撮像システム20に対する患者22の位置を判定することができる。表示デバイス78上に表示された画像76によって画定された空間を撮像するように、患者22に対して画定された物理的空间を位置合わせする、当技術分野で一般に知られている位置合わせ技法を含めて、他の位  
50

置合わせ技法を使用することもできる。

【0027】

[0037]手動または自動の位置合わせは、画像データ内の基準点と患者22上の基準点とを整合させることによって行うことができる。画像空間と患者空間との位置合わせにより、患者空間と画像空間との間の変換マップを生成することが可能になる。様々な実施形態によれば、位置合わせは、画像空間および患者空間内で実質上同一の点を判定することによって行うことができる。同一の点は、解剖学的基準点または移植された基準点を含むことができる。例示的な位置合わせ技法は、参照により本明細書に組み込まれている、米国特許出願公開第2010/0228117号として現在公開されている、2009年3月9日出願の米国特許出願第12/400,273号に開示されている。10

【0028】

[0038]計画システム84を含むことができる分離処理システムは、ナビゲーションシステムを備えることができ、またはナビゲーションシステムと通信するように動作可能とすることができる。計画システム84は、処置の計画を支援することに基づく命令を実行するコンピュータプロセッサ(たとえば、中央処理装置)を含むことができる。本明細書で論じるように、処置は、神経、血管、または整形外科の処置を含むことができる。処置を実行するための器具の軌道などの少なくとも一部分を計画するために、処置時間より前に、計画プロセッサ84を使用することができる。同様に、またはこれに加えて、計画プロセッサは、本明細書に論じる画像獲得アルゴリズムを含むことができる。したがって、計画プロセッサ84は、処置中、撮像プロセッサ72およびナビゲーションプロセッサシステム74に加えて、処理アルゴリズムまたは情報を支援することができる。しかし、様々なプロセッサはすべて、単一の物理的プロセッサとして含むことができ、または提供することができ、各プロセッサシステムは、同じプロセッサシステムによって実行される異なる命令セットを含むことが理解されるであろう。20

【0029】

[0039]図1を引き続き参照し、図2をさらに参照して、撮像デバイス20についてより詳細に論じる。上記で論じた撮像デバイス20は、任意の適当な撮像デバイスに従って提供することができる。Medtronic, Inc.によって現在販売されているO-arm(登録商標)撮像デバイスに加えて、画像デバイスは、Xintek, Inc.および/またはXinray Systems, LLC.によって開発および販売されている画像デバイスを含むことができる。追加として、O-arm(登録商標)撮像システムまたは他の適当な撮像システムは、どちらも参照により本明細書に組み込まれている、米国特許第7,359,484号および2002年7月18日公開の米国特許出願公開第2002/0094064号に開示されているアレイパネルに類似のX線源または発光体アレイ200およびX線検出器アレイまたはパネル202を含むことができ、これについて図2に概略的に例示し、以下に論じる。30

【0030】

[0040]通常、X線は、いずれか1つまたは複数のX線セルまたは部分204に対して放出することができる。セル204の数は、適当な数とすることができます、アレイまたは撮像システムの寸法に基づいて異なるものとすることができます。したがって、セル204nは、一連のセルのいずれか、または「最後」もしくは「最も大きい数」のセルを指すことができる。しかし、本明細書では、具体的に記載する特有の名称を特有のセルに与えることができることが理解されるであろう。発光体アレイ200の各セル204は、カーボンチューブ(たとえば、カーボンナノチューブ)によって画定することができる。アレイ200は線形のアレイである(たとえば、実質上1次元であり、セル204の単一の列206を有する)ことを理解することができるが、複数の列206nを含む平面のアレイとすることもできる(たとえば、実質上2次元であり、セル204の複数の列と行の両方を有する)。この場合も、列206の特有の数は必要ではなく、206nは、任意の数の列、または一連の列内の「最後」もしくは最も大きい数の列を指すことができることが理解される。各列206は、複数のセル204を含むことができ、平面のアレイの各行(列20640

および 206n 間で画定されるような行内のセル 204 によって画定されることが見られる)は、複数のセル 204 を含むことができる。各セルは、患者または対象 22 を通るように X 線を選択的に放出するように提供することができる。したがって、X 線アレイ発光体 200 は、少なくとも第 1 の列 206 ~ 任意の数の列 206n を含むことができる。簡単にすることだけを目的として、制限された数の列ではなく、制限された数の完全な列のみを示す。

### 【0031】

[0041] それとは関係なく、X 線発光体アレイ 200 のセルまたは部分 204 のいずれか单一の 1 つは、患者 22 を通るように X 線を放出することができ、この X 線は、X 線検出器部分 202 によって検出される。X 線検出器部分はまた、検出器部分の 2 つ以上の行または列および検出器部分の 2 つ以上の列によって画定される表面積を含むことができ、またはそのような表面積を有することができる理解されるであろう。X 線検出器部分 202 は、1 つもしくは複数の行 203a および / または 1 つもしくは複数の列 203b 内に位置決めすることができる複数の検出器セル 202n を含むことができる。この場合も、簡単にするために、制限された数の完全な列 203b および 203b' のみを例示する。

10

### 【0032】

[0042] 少なくとも図 2 に例示的に示すように、X 線発光体アレイ 200 は、たとえばセル 204d などの選択されたセルから X 線を放出するように選択または起動することができる。X 線は通常、選択されたまたは固有の円錐角<sub>θ</sub> を含む、セル 204d から円錐として放出される。通常、円錐角<sub>θ</sub> により、X 線は患者 22 を通過して、X 線検出器 202 の選択された部分またはすべてを励起することが可能になる。しかし、図示のように、X 線検出器 202 の一部分のみに、選択された X 線発光体 204d からの X 線エネルギーを照射することができ、また、患者のうち、円錐 204d' 内に位置する部分のみに照射することができる。したがって、第 1 のセル 204d に電力供給して X 線放射を放出するとき、円錐の同じ角度<sub>θ</sub> を有する場合でも、204n などの異なるセル 204 を通電または選択して、X 線を放出することで、患者 22 の異なる部分に照射することができる。また、異なるセル 204 のそれぞれにおいて、異なる投影図(すなわち、患者 22 を通る X 線の入射角)が実現される。言い換えれば、X 線の円錐の中心を画定する光線は、患者 22 に対して、それぞれのセル 204 とは異なるものとすることができます。

20

### 【0033】

[0043] X 線発光体 200 が選択された数のセル 204 から X 線を放出して患者 22 に選択的に照射することができるという理解を使用して、以下の議論は、自動で、または使用者 23 の介入によって、患者 22 に照射して異なる時間で画像データを生成するために、X 線発光体アレイ 202 のどの選択された部分に電力供給するかを選択的に判定することを対象とする。撮像デバイス 20 で生成される画像データは、複数の 2 次元画像データ(画像データは、その画像に関する 1 組の画像データ情報を含む)に基づいて、体積測定による 3 次元復元図を含む 3 次元復元図を生成することを含めて、患者の復元など、様々な目的で使用することができる。3 次元復元図は、撮像デバイスによって 2 次元画像しか獲得されない場合でも、患者 22 を 3 次元で復元することができる。異なる場所における患者 22 の図を獲得することによって、表示デバイス上で観察するための患者 22 または患者 22 の一部の復元を 3 次元復元図で行うことができる。例示的な適当な 3 次元復元技法は、すべて参照により本明細書に組み込まれている、2010 年 10 月 20 日出願の米国特許出願第 12/908,189 号、2010 年 10 月 20 日出願の米国特許出願第 12/908,195 号、および 2011 年 1 月 28 日出願の米国特許出願第 13/016,718 号に開示されている。復元は、使用者 23 が表示デバイス 78 上で観察するために患者の一部分を実質上 3 次元で復元する様々な技法に基づいて行うことができる。

30

40

### 【0034】

[0044] セル 204 のうちの異なるセルに電力供給して画像データの異なる投影図を生成することによって、異なる時間に画像データを獲得することができる。異なる投影図を使

50

用して、器具 60 の動きなどによる患者 22 内の動きまたは変化を観察することができる。しかし、この復元図は、上記で論じたように 3 次元復元図とすることができる。3 次元復元図は、撮像デバイス 20 を用いて獲得された 2 次元の複数の画像投影図に基づくことができる。復元システムおよび方法は、上記に組み込まれているものを含む。本明細書に論じるよう、復元図は、追加のデータを使用することができ、追加のデータは、自動で、または使用者の介入によって、撮像システムを用いて獲得され、前の復元図と比較されたものである。また、更新された復元図は、重み行列に基づくことができ、復元図内の画素または体素は、前の画像データに基づいて一種のモデルが復元された後の、後で獲得された投影図の獲得からのデータの重み量を含む。

## 【0035】

10

[0045] 図 3 A および図 3 B を参照すると、様々な実施形態によれば、器具 60 は、患者 22 内の切開部または開口 250 を通るなど、選択された方法で、患者 22 内に入れることができる。セル 204 a i および 204 a i i などの異なるセル 204 を異なる時間に使用して、X 線を放出することができる。カテーテル 60 は、患者 22 に治療を送達するものなど、任意の適当なカテーテルとすることができます。たとえば、カテーテルは、切除カテーテル、薬物送達カテーテル、または他の適当なカテーテルとすることができます、切除または薬物治療などの治療を送達するために、患者 22 の心臓 62 に対して、または心臓 62 内など、患者内に位置決めすることができます。したがって、カテーテル 60 は、切除システム（たとえば、R F 切除システム）または薬物送達システム（たとえば、薬物送達リザーバもしくはポンプ）を含むことができる治療送達デバイス 252 に相互接続または接続することができる。したがって、カテーテル 60 は、患者 22 の選択された部分へ R F エネルギーを伝送もしくは送達できるものを含む適当なカテーテルとすることができます、または薬物治療を患者 22 へ送達するための様々なカニューレを含むことができる。

20

## 【0036】

[0046] カテーテル 60 はまた、器具追跡デバイス 52 を含むことができ、器具追跡デバイス 52 は、電磁界を感知または放出できる電磁追跡デバイスなどの適当な追跡デバイスを含むことができる。電磁追跡デバイスは、上記で論じた Medtronic Navigation, Inc. によって販売されている Axiem (登録商標) Stealth Station System に付随する電磁追跡デバイス、またはその中で使用されている電磁追跡デバイスを含むことができる。他の追跡システムをカテーテル 60 とともに使用することもできる。たとえば、形状検出または判定システムは、光ファイバ形状判定システムを含むことができる。適当な光ファイバ形状判定システムは、参照により本明細書に組み込まれている、2010 年 8 月 10 日発行の米国特許第 7,772,541 号に開示されている形状判定システムを含む。追加として、追跡システムは、参照により組み込まれている、2009 年 4 月 9 日に出願され、米国特許出願公開第 2009/0264727 号として公開された、米国特許出願第 12/421,332 号に開示されているような電位追跡システムを含むことができる。また、追跡デバイスにかかわらず、カテーテル 60 を器具インターフェース 44 に相互接続することができる。器具インターフェース 44 は、上記で具体的に論じたように、電磁システムとインターフェースすることができ、または追跡情報を判定し、もしくはそれをナビゲーションシステム 10 のナビゲーションプロセッサシステム 74 へ伝送できる、適当な伝送もしくは情報システム内でインターフェースすることができることが、理解されるであろう。器具インターフェース 44 からナビゲーションシステムプロセッサ 74 への情報の伝送は、場所情報を伝送するために選択されたとおり、有線または無線で行うことができることが理解されるであろう。

30

## 【0037】

40

[0047] それとは関係なく、本明細書に論じる追跡デバイス 52 は、任意の適当な追跡システムに関連することができ、EM 追跡デバイスの議論は単なる例示である。それにもかかわらず、追跡デバイス 52 を使用して、遠位または先端部 61 など、カテーテル 60 の少なくとも一部分の位置を判定することができる。カテーテル 60 の前端部 61 は通常、図 1 に示すように、患者 22 の心臓 62 内または心臓 62 付近などの患者の血管構造 25

50

4 内を、選択された場所の方へ動く。また、カテーテルの先端部 6 1 の場所は、先端部 6 1 の形状および向きの分析に基づいて特定することができる。たとえば、先端部 6 1 の特定の動きまたは向きを使用して、患者 2 2 の心臓内の先端部の場所を判定することができる。

#### 【 0 0 3 8 】

[0048] 前端部 6 1 は通常、患者に対して動き、その間、カテーテルの後縁部分は、外に出しておくことができ、またはカテーテル供給源 2 5 6 から患者 2 2 内へ押し込むことができる。カテーテル供給源 2 5 6 は、単にまだ患者 2 2 内に位置決めされていないカテーテルの一部分とすることができる、または任意の適当な送達もしくは供給源とすることができる。それとは関係なく、カテーテル 6 0 が患者 2 2 の血管構造 2 5 4 内に配置され、または送り込まれると、カテーテル 6 0 が患者 2 2 内を動かされるにつれて、通常は患者 2 2 のうちカテーテル 6 1 の前端部付近の部分のみが、時間とともに変化する。10

#### 【 0 0 3 9 】

[0049] 図 3 A に具体的に示すように、カテーテル 6 0 が患者内に導入され、患者の血管構造 2 5 4 内を選択された距離だけ動かされている。図示のように、前端部 6 1 は、患者 2 2 内の点または位置 2 6 0 にある。点 2 6 0 は、患者 2 2 によって画定することができ、患者 2 2 に対して任意の幾何学的な関係を含むことができる。それにもかかわらず、セル 2 0 4 a i から放出される X 線の円錐は、患者 2 2 の点 2 6 0 を包含したまたは含む X 線の円錐 2 6 2 を生成することができる。セル 2 0 4 a i から放出される X 線は、撮像システム 2 0 の X 線検出器 2 0 2 によって検出することができる。これを用いて、最初の時間または第 1 の時間  $t_0$  に、画像データを生成することができる。また、追跡デバイス 5 2 の場所を追跡することによって、カテーテル 6 0 の場所を判定することができ、この場所は、ナビゲーション処理システム 7 4 を用いて判定または分析することができる。本明細書に論じるように、カテーテル 6 6 、患者 2 2 、および撮像デバイス 2 0 の判定された場所を使用して、X 線を放出するためにどのセル 2 0 4 に電力供給するかを判定することができる。20

#### 【 0 0 4 0 】

[0050] 図 3 B をさらに参照すると、選択された期間にわたって、またはカテーテル 6 0 、特に前端部 6 1 が選択された場所へ動くまで、カテーテル 6 0 を患者 2 2 内へ引き続き送り込むことができる。したがって、時間 などの選択された時間後、カテーテルの前端部 6 1 は、図 3 A に示す最初または第 1 の位置（時間 0 または  $t_0$  とも呼ばれる）から、位置 2 7 0 にある第 2 または後の場所へ動くことができる。この場合も、位置 2 7 0 は、患者に対する幾何学的な場所として画定することができ、患者 2 2 に対して位置 2 6 0 とは異なる物理的な場所とすることができます。30

#### 【 0 0 4 1 】

[0051] 図 3 B に示すように、カテーテル 6 0 は、前端部 6 1 が位置 2 6 0 から位置 2 7 0 へ動くまで患者内に入っている。しかし、撮像の目的で、患者のうち、前端部 6 1 が位置 2 6 0 にあったときにカテーテルが患者 2 2 内にすでに配置されていた部分は、実質上変化しないままである。したがって、たとえばセル 2 0 4 a i とは異なるセルから X 線を放出して、第 2 の X 線の円錐 2 7 2 を放出することを選択することができ、第 2 の X 線の円錐 2 7 2 は X 線検出器 2 0 2 によって検出される。カテーテル 6 0 に対する前端部 6 0 の第 1 の位置 2 6 0 と第 2 の位置 2 7 0 との間の領域、距離、または位置変化 2 7 4 の全体に及ぶ X 線を放出するなど、X 線を放出するために、発光体アレイ 2 0 0 の任意の適当な数のセルを通電または電力供給することができることが理解されるであろう。本明細書では、この例示を簡単にするために、第 2 の時間  $t$  または  $t_n$  に第 2 のセル 2 0 4 a i から X 線を放出することのみを示す。40

#### 【 0 0 4 2 】

[0052] セル 2 0 4 a i i など、どのセル 2 0 4 に電力供給するかに関する選択を支援するために、カテーテル 6 0 に付随する追跡デバイス 5 2 を用いて、カテーテルの前端部 6 1 の場所を判定することができる。本明細書にさらに論じるように、患者 2 2 のうち、カ50

テー<sup>ル</sup> 6 0 の位置が変化した位置または部分を選択的に撮像するために、追跡デバイス 5 2 の判定または追跡された位置を使用して、発光体 2 0 0 のどのセルを通電または使用して X 線を放出できるかに関する判定を支援することができる。上記で論じたように、撮像デバイス追跡デバイス 5 0 を使用して撮像デバイス 2 0 の位置を追跡することができ、選択された場合、患者基準追跡デバイス 4 8 を使用して患者 4 8 の場所を追跡することができる。

#### 【 0 0 4 3 】

[0053]患者 2 2 のうち、患者内のカテーテル 6 0 の動きのために潜在的にまたは実質上変化する領域を含む部分を選択的に撮像するために、撮像デバイス追跡デバイス 5 0 およびカテーテル追跡デバイス 5 2 を使用して追跡された撮像デバイス 2 0 の位置を使用して、発光体レイ 2 0 0 のどのセルを通電できるかを識別または選択的に識別することができる。上記で論じたように、前の獲得中の場合とは異なり、カテーテル 6 0 の動きまたはこの領域内の動きのため、通常は距離または変化 2 7 4 によって画定された領域のみが、時間  $t_0$  に獲得される画像に対して実質上変化する。

10

#### 【 0 0 4 4 】

[0054]追加として、撮像デバイス 2 0 を用いて獲得された画像データを使用して、どのセル 2 0 4 に電力供給するかを判定することができる。たとえば、選択された数のセル 2 0 4 に個々に電力供給することによって、複数のサンプル投影図を獲得することができる。次いで、このサンプル投影図を、前の投影図および / または前の投影図に基づいて前に復元されたモデルと比較することができる。この比較は、撮像システム 2 0 のプロセッサ 7 2 などのプロセッサを用いて行うことができ、どの画素が新しいまたは変化した画像データを含むか（たとえば、カテーテル 6 0 の存在のためにコントラストを含む画素）を判定することができる。どの画素が新しいまたは変化した画像データを含むかに関する判定が行われた後、新しい画像データの獲得によって患者 2 2 のモデルを更新するのに必要な画像データ、または更新するように選択された画像データを獲得するために、どのセル 2 0 4 に電力供給できるかに関して、判定を行うことができる。どの追加の投影図かに関する判定は、プロセッサの実行または使用者の介入によって行うことができる。

20

#### 【 0 0 4 5 】

[0055]この場合も、撮像デバイスを用いて獲得された画像データを使用して、患者 2 2 のモデルを生成することができる。カテーテル 6 0 が動くと、復元されたモデルを更新するために撮像デバイス 2 0 を用いて追加の投影図を獲得することによって、カテーテル 6 0 の場所（位置および向きを含む）の現在またはほぼ現在の図により、復元されたモデルを更新することができる。画像投影図を直接観察して、カテーテル 6 0 の位置の変化を観察することができることも理解される。

30

#### 【 0 0 4 6 】

[0056]さらなる例として、図 4 A および 4 B を参照すると、患者 2 2 内に造影剤を注入することができる。造影剤は、時間  $t_0$  に第 1 の画像データが獲得されたときなどの第 1 の期間（図 4 A に示すように）から、図 4 B の第 2 の時間（たとえば、時間  $t_n$  または  $t$  ）まで、患者 2 2 内を動くことができる。本明細書に論じるように、造影剤は、X 線放射によって撮像可能な患者 2 2 の血管構造 2 8 4 を通って動くことができる。

40

#### 【 0 0 4 7 】

[0057]図 4 A を最初に参照すると、造影剤源 2 8 0 を使用して、造影剤を患者 2 2 内へ注入することができる。造影剤は、送達管または部分 2 8 2 を通じて患者の血管構造 2 8 4 内へ注入することができる。図 4 A に例示的に示すように、血管構造 2 8 4 内へ送達される造影剤は、患者 2 2 の血管構造を通る血液の流れを介して、血管構造を通って進み始めることができる。例示的に示すように、造影剤は、送達デバイス 2 9 0 の入口にある第 1 の点または位置から、第 2 の端部または前端点 2 9 2 まで進んでいる。発光体アレイ 2 0 0 のすべてのセルを用いて患者 2 2 を撮像するか、それとも 3 つの X 線の円錐 3 0 0 、 3 0 2 、および 3 0 4 を生成できる選択された数のセル 2 0 4 i ' 、 2 0 4 i i ' 、 2 0 4 i i i ' を用いて患者 2 2 を撮像するかを選択することができる。3 つの円錐 3 0 0 ~

50

304は、集光器202に係合し、または当たって、撮像デバイス20による画像データの生成を可能にすることができます。この画像データを使用して、造影剤が中にある状態で患者22および血管構造の画像を生成することができます。通常、始点290と終点292との間で造影剤のある領域を使用して、中にある血管構造または何らかの障害物の構成を観察または判定することができます。追加として、参照により本明細書に組み込まれている、2011年1月28日出願の米国特許出願第13/016,718号に開示されているように、複数の電源または電力タイプを使用して、異なるエネルギーでX線発光体200に電力供給し、患者22のうち、造影剤のある領域と造影剤のない領域とのコントラストの強調を支援することができる。

## 【0048】

[0058]図4Bをさらに参照すると、当技術分野で一般に理解されるように、造影剤を患者22へ引き続き送達することができ、または患者22内へ引き続き流すことができる。上記で論じたように、造影剤が患者22に入った最初の点290、および第1の画像データの獲得中または獲得時の時間 $t_n$ における第1の点292は、患者22内の造影剤の位置または患者22内の造影剤で覆われた領域全体とは異なる可能性がある。

## 【0049】

[0059]図4Bに示すように、時間 $t_n$ において、造影剤は、別の領域を通過して患者22内の第3の点310まで進むことができる。したがって、最初の時間 $t_0$ には造影剤で充填されていなかった追加の領域312が造影剤で充填されており、または造影剤を含むことができる。したがって、第2の時間または異なる時間 $t_n$ に画像データを獲得するとき、異なるセルを用いて、または前のセル204のうちの少なくとも一部のみを用いて、X線を生成することを選択することができる。たとえば、図4Bに示すように、セル204*i i i'*、204*i v'*、および204*v'*を使用して、3つの円錐320、322、および324内にX線を放出することができる。

## 【0050】

[0060]したがって、最初の時間と第2の時間 $t_n$ の両方で、1つのセル204*i i i'*を使用してX線を放出することができる。したがって、これらのX線の放出を使用して、図4Aに示すように時間 $t_0$ に獲得された前のデータと、図4Bに示すように時間 $t_n$ に獲得された画像データとの間で、画像データ内に重複を提供することができる。経時的な患者22内の造影剤の動きの図示を可能にする追加の画像データを獲得するために、追加のセルを使用することもできる。第2の時間 $t_n$ にセル204*i i i'*、204*i v'*、および204*v'*のそれぞれを使用して画像データを生成することができるが、一度にすべてではなく、各セルを順に使用してX線を生成することができることがさらに理解されるであろう。したがって、第2の時間 $t_n$ における画像データは、複数の迅速に獲得された画像フレーム（たとえば、セル204のうちの单一のセルのみから放出されたX線が検出される）を含むことができる。一般に理解されるように、次いでこの画像データを使用して、画像データの重複を含む画像データ分析を使用し、患者22のうち、造影剤が存在する場所または部分を判定することによって、患者22内の造影剤の位置を判定することができる。

## 【0051】

[0061]図4Aおよび4Bに示すように、造影剤は、付随する追跡デバイスを含まない。造影剤は通常、患者内で流動できる材料であり、追跡デバイスを接続できる固体ではない。したがって、撮像デバイス20を用いて獲得された画像データの分析を使用して、患者22内の造影剤の場所を識別することができます。通常、コントラスト分析（たとえば、画像データ内で周辺の画素に対して高いコントラストを有する画素または体素を識別する）を使用して、患者22のうち、造影剤を含む領域に関連しうる画像データ領域を識別することができる。

## 【0052】

[0062]また、画像分析を使用して、患者22のうち、造影剤が次に進むはずの部分を識別することもできることが理解される。図4Aおよび4Bに示すように、発光体アレイ2

10

20

30

40

50

02のセル204は、患者22の血管284を通る造影剤の進路に沿ってX線を放出するように通電される。したがって、画像処理ユニット72または適当な処理ユニットは、患者22の画像データを獲得し、第1の時間と第1の時間の後に起こりうる第2の時間との間の可能な変化領域を判定することができる。次いで、撮像プロセッサ72を使用して、X線放出アレイ200のうち、患者22の追加の撮像データを獲得して可能な変化領域を撮像するためにX線を放出するのに使用するべき部分を識別することができる。たとえば、図4Aに示すように時間 $t_0$ における最初の画像の獲得後、204iのすぐ側に位置するセルおよび204i'の反対側に位置するセルなどの両極端に位置するセルを通電して、患者22内の造影剤の位置または方向の変化を判定することができる。また、電力供給する追加のセルまたは異なるセルの選択は、カテーテル60に関連して論じたように、前の投影図と比較した投影図および/または復元図に基づいて行うことができる。したがって、追加の投影図は、個々に、または復元されたモデル内で、前の画像データと比較した画像データを分析するために自動で判定することができ、またはそのような分析に使用するために判定することができる。造影剤の位置の変化の判定を行った後、選択されたプロセッサを使用して、患者22の適当な画像データを獲得するためにどの追加のセル204を通電するべきかを判定することができる。

10

#### 【0053】

[0063]この場合も、上記で論じたように、患者22のうち、時間 $t_0$ と時間 $t_n$ との間に実質上変化しないままの部分を、繰返し撮像する必要はない。たとえば、 $t_0$ に獲得された画像内の最初の点290と第2の点292との間の血管284の撮像データがすでに必要とされている場合、患者22のうち、実質上変化しないままの部分の追加の画像データを、繰返し獲得する必要はない。したがって、患者22の完全な画像データまたは選択的に完全な画像データを取得するのに、撮像の実質的な重複は必須ではない。

20

#### 【0054】

[0064]発光体アレイ200のセルに選択的に電力供給して患者22を選択的に異なる形で撮像する例示的な実施形態について、上記で論じた。発光体200のうち、追加のX線を放出するために使用される部分を判定するプロセスについて、図5に示す流れ図400を含めて、本明細書でさらに論じる。このプロセスを使用して、患者22の血管構造にカテーテルを通して動かすこと、造影剤を患者に入れ、かつ/もしくは患者にして移動させること、または患者22の少なくとも一部分の復元図を実行することなど、実行されている任意の適当な処置に従って、患者のどの部分がさらなる画像獲得を必要とするかを識別することができることが理解されるであろう。追加として、椎弓根スクリューの位置決め、整形外科インプラントの位置決め、または他の適当な処置を含む他の処置を実行することができることが理解されるであろう。したがって、患者22の血管構造を通る造影剤または器具の動きに関する本明細書の議論は、実行できる処置の一例にすぎないものとする。

30

#### 【0055】

[0065]図5を引き続き参照すると、流れ図400を使用して、さらなる研究および/または復元のためのさらなる画像獲得のために患者22の画像データを獲得するには、特定のセル204を選択するなど、X線発光体アレイ200のどの部分に電力供給するべきかを判定することができる。特定の例では、この流れ図またはシステムは、開始ブロック402から開始する。ブロック404で、時間 $t_0$ の画像データ、または時間 $t_0$ に獲得された画像データにアクセスすることができる。時間 $t_0$ からアクセスした画像データは、最初の時間または選択された時間に獲得された(たとえば、画像データのアクセスに対する要求が行われたときに獲得された)メモリ画像データからのアクセスまたは呼出しを含むことができる。本明細書にさらに論じるように、第2の時間または後の時間 $t_n$ に、画像データを獲得することができる。時間 $t_n$ に獲得された画像データは、何らかの前の画像データ獲得後に獲得された画像データを含むことができ、時間 $t_0$ における画像データ獲得は単に、時間 $t_n$ における画像データ獲得の直前など、その前の時間における画像獲得とすることができます。

40

50

**【0056】**

[0066] ブロック 404 で時間  $t_0$  に対する画像データを獲得し、またはそれにアクセスした後、ブロック 406 で、分析のための領域の選択を行うことができる。ブロック 406 で選択される分析領域は、任意の適当な領域とすることができる、自動または手動で選択することができる。たとえば、外科医 23 などの使用者は、ディスプレイ 78 上、または計画プロセッサ 94 もしくは撮像デバイス 20 に付随のディスプレイ上で画像データを観察して、さらなる分析のための領域を選択することができる。これに対する別法または追加として、器具の追跡された場所（たとえば、追跡デバイス 52 を用いて追跡される）に基づいて、または画像分析に基づいて、領域を選択することができる。たとえば、上記で論じたように、患者 22 内へ造影剤を注入することができ、様々な時間に画像データを獲得することができる。この画像データを分析して、時間  $t_0$  の画像データにおいて、患者 22 内の造影剤の場所を判定することができる。参照により本明細書に組み込まれている、2011 年 1 月 29 日出願の米国特許出願第 13/016,718 号に開示されているデュアル電源発光体を使用するなど、様々な技法を使用して、造影剤の場所の判定を支援することができる。

10

**【0057】**

[0067] 選択手順にかかわらず、領域を選択した後、ブロック 408 で、選択された領域における品質分析の実行を実行することができる。ブロック 408 で選択された領域内の品質分析を実行することは任意選択とすることはでき、必須ではないことが理解される。様々な実施形態によれば、患者 22 の獲得された画像データを使用して、患者 22 の少なくとも一部の 3 次元復元図を実行または作成することができる。したがって、ブロック 408 で選択された領域の品質分析の実行を使用して、時間  $t_0$  に獲得された画像データが復元図を実行するのに適当かどうかを判定することができる。この分析を使用して、時間  $t_0$  に獲得された画像データに実質上よく似ている画像データの追加の重複または再獲得を行うべきかどうかに関する判定を支援することができる。それにもかかわらず、たとえば、画像データ（たとえば、実質的な重複）の量が適当であるためブロック 408 で品質分析を必要としないと判定された場合、品質分析は必要とされないことがある。

20

**【0058】**

[0068] ブロック 406 で、分析のために選択された領域が実行または選択され、ブロック 408 で、任意選択の品質分析が行われた後、ブロック 410 で、器具 60 が使用されているかどうかに関する判定を行うことができる。この判定は、器具が使用されているかどうかを示すために、使用者 23 による手動入力を含むことができる。手動入力に対する追加または別法として、ナビゲーションシステム 10 は、追跡デバイス 52（または他の追跡デバイスもしくはシステム）が使用されているかどうかを判定することによって、追跡される器具が追跡されているかどうかを判定することができる。ブロック 410 でデバイスが使用されていると判定された場合、「はい」の経路 412 をたどって、ブロック 414 でデバイスの場所を判定することができる。

30

**【0059】**

[0069] ブロック 414 で、デバイスの場所の判定は、様々な情報に基づいて行うことができる。たとえば、画像データの分析を実行して、デバイスの場所を判定することができる。図 3A および 3B に示すように、患者 22 内に位置決めされた器具 60 が放射線を透過しないとき、器具 60 は、画像データ内で観察可能または特定可能である。したがって、この画像データを分析して、画像データ内の器具 60 の場所を判定することができる。次いで、ナビゲーションシステム 10 は、撮像デバイス 20 および患者 22 に対する器具の場所を判定することができる。撮像デバイス追跡デバイス 50 を使用して、撮像デバイスの場所を判定し、患者追跡デバイス 48 を使用して、撮像デバイス 20 に対する患者 22 の場所を判定することができる。また、患者 22 を撮像デバイス 20 に対して固定することができる。画像データ内でデバイス 60 が識別された後、撮像デバイス 20 および患者 22 の相対的な位置を使用して、デバイス 60 の位置を判定することができる。

40

**【0060】**

50

[0070]画像分析に対する別法または追加として、EMローカライザ38などの追跡システムを用いて追跡デバイス52を追跡し、患者22内の器具60の場所を判定することができる。撮像デバイス追跡デバイス50をさらに使用して、X線発光体アレイ200を含む撮像デバイス20に対する器具60の場所を判定することができる。しかし、追跡デバイスはまた、上記で論じたように、電位追跡デバイス、光ファイバ形状追跡デバイス、または他の適当な追跡デバイスなどの任意の適当な追跡デバイスを含むことができることが理解されるであろう。

#### 【0061】

[0071]この方法にかかわらず、器具60の前端部61の位置を含み、またはそれに限定される、器具60の位置の判定を行うことができる。器具60をカテーテルとして示すが、患者22の任意の適当な部分内に位置決めされた任意の適当な器具とすることができる。器具60は、椎弓根スクリュー挿入器、深部脳刺激プローブおよび／もしくは挿入器、または他の適当な器具を含むことができる。

10

#### 【0062】

[0072]器具または器具の適当な部分の場所を特定したのち、ブロック420で、露出調整アルゴリズムへのデバイス場所の入力を行うことができる。デバイス場所の入力は、入力デバイス82を使用するなど、使用者23によるデバイス場所の手動入力とすることができます、またはナビゲーションシステム10の追跡システムによって判定された場所情報の自動伝達とすることができます。次いで、ブロック422で、露出調整アルゴリズムは、器具またはデバイス60の場所を使用して、画像獲得中に時間 $t_n$ で電力供給すべき発光体アレイ200のセルを判定または選択することができる。時間 $t_n$ における画像獲得は、時間 $t_0$ におけるデータの獲得の実質上直後の獲得を含むことができる。しかし、時間 $t_n$ における画像データの獲得を前の獲得後の任意の適当な時間に行うことができることができます。たとえば、露出調整アルゴリズムを使用して、任意の適当な数の時間差露出を計画することができる。

20

#### 【0063】

[0073]露出調整アルゴリズムは、患者22の追加の画像データを獲得するために発光体アレイ200のどのセルに電力供給するかに関する判定を支援できる任意の適当なアルゴリズムとすることができます。上記で論じたように、セル204はそれぞれ、患者22に対してX線の円錐を放出することができ、このX線の円錐がX線検出器202によって検出される。しかし、通常、異なるセル204のそれからのX線の円錐は、検出器202に対するセル204の異なる場所および患者22を通過するX線の円錐の中心を画定する光線に基づいて、患者22の様々な位置に対して異なる角度を有する。したがって、それぞれのセル204を使用して、患者22を通る画像データの異なる投影図を生成することができる。言い換えれば、それぞれのセル204を使用して、患者22に対して異なる角度で画像データを生成することができる。したがって、露出調整アルゴリズムは、器具がどこを通りうるかに関する追加の画像データを生成するために、後の時間に追加のX線を生成するのにどのセル204に電力供給するかを判定することができる。これは、画像獲得のたびに発光体アレイ200のすべてのセル204に電力供給しないように、またはすべてのセルにまったく電力供給する必要がないように、行うことができる。セル204の一部分のみに電力供給することによって、別個の特異な患者22の投影図が獲得される。したがって、発光体アレイ200を物理的に動かすことなく、異なる投影図を獲得することができる。また、電力供給されるセル204の数を制限することで、患者22および他の人員のX線放射露出を減らしながら、それでもなお患者22に対して適当な場所における画像データの獲得を確実に行うことができる。

30

#### 【0064】

[0074]したがって、露出調整アルゴリズムは、後の画像獲得のためにどのセル204に電力供給すべきかを判定するために、ブロック408の画像分析からの入力およびブロック414のデバイスの位置の判定を含むことができる。たとえば、さらなる入力は、患者22内のデバイス60の知られている移動距離を含むことができる。

40

50

## 【0065】

[0075]デバイスの位置の移動距離に対する別法または追加として、重み行列を用いて、追加の画像データを獲得するには発光体アレイ200のどのセル204に電力供給すべきかを判定するために、異なるセルに関連する画像データ内の画素または検出器アレイ202の画素に重みを付けることができる。たとえば、復元図を得る際、復元プログラムは、複数の2次元画像獲得または画像に基づいて、患者の一部分の3次元復元図を生成または描写することができる。復元は、患者22の構造に対して異なる位置または投影図で適当な数の画像が獲得された場合に行うことができる。したがって、時間 $t_0$ に獲得された画像データの重み行列を生成することによって、どの追加の投影図または患者22のどの部分が時間とともに変化しうるかに関する判定を行うことができ、これには、適切な復元図のために患者22の追加の画像データの獲得が必要とされるはずである。したがって、次いで、この重み行列を使用して、電力供給するための発光体アレイ200のセルを選択することができる。

10

## 【0066】

[0076]追加として、どのセルに電力供給するかに関する判定に使用される重み行列を含むことができる重み行列を、復元図内で使用することもできる。重み行列は、最近の画像獲得および前の画像データに基づいて、画像復元図内の画素に重みを付けることができる。したがって、復元図は、古い画像データを後に獲得された投影図データに単に置き換えるのではなく、画素に対する古い画像データとより最近の投影図から獲得された画像データとを混ぜ合わせたものを含むことができる。

20

## 【0067】

[0077]ブロック422でセルが選択された後、ブロック426で、セル204に個々に順次電力供給することができる。通常、検出器アレイ202で獲得される画像データが異なるように、単一のセル204が電力供給される。これにより、ブロック428で、時間 $t_n$ に画像データを獲得することができる。時間 $t_n$ における画像データの獲得後、ブロック430で、判定ブロックが、さらなる画像データが選択されるかどうか、または必要とされるかどうかを判定することができる。上記で論じたように、患者22の一部分の3次元復元図を得ることができ、この復元図を形成するのに適当な量の画像データが獲得されたかどうかに関する判定を行ふことができる。追加または別法として、ブロック430で、追加の画像データが必要とされるかどうかに関する判定は、切除部位に対する器具60の位置などの $t_n$ 時間における画像内のデバイス60の場所、またはデバイス60が切除部位に位置するかどうかに基づくことができる。デバイス60が切除デバイスであり、時間 $t_n$ に切除部位に位置決めされている場合、ブロック430でさらなる画像データを選択することはできない。したがって、さらなる画像データが獲得されない場合、「いいえ」の経路432をたどることができる。

30

## 【0068】

[0078]復元図を形成することができる場合、ブロック434で、復元図を得ることができます。これに対する別法または追加として、ブロック434で、時間 $t_n$ などの任意の適当な時間からの獲得された画像データのディスプレイを、単に表示することができる。画像データのディスプレイは、たとえばディスプレイ78上に画像76として示すように、任意の適当なディスプレイ上で行うことができる。次いで、ブロック436で、画像獲得処置を「終了する」ことができる。しかし、外科処置は、患者22の一部分の切除などを継続することができる。次いで、後の時間で、さらなる分析、復元のために、または外科処置の追加の部分を観察する（たとえば、切除もしくはインプラントの配置を確認する）ために、流れ図400を再び開始して患者22の画像データを獲得することを判定することができる。

40

## 【0069】

[0079]ブロック430でさらなる画像データを獲得または選択することになる場合、「はい」の経路450をたどって、ブロック406で、時間 $t_0$ における画像分析の領域を選択することができることも理解されるであろう。「はい」の経路450をたどったとき

50

、方法 400 によって前のループ内で時間  $t_n$  に獲得された画像データは、時間  $t_0$  における画像データになりうることが理解される。したがって、方法またはプロセス 400 は、適当な量の画像データを獲得するために、必要に応じて、または選択されたときに、使用者 23 などによって画像データを獲得して画像データを分析することができるループアルゴリズムまたは処置であると理解することができる。

#### 【0070】

[0080] 上記で論じたように、ブロック 410 で、器具が使用されているかどうかに関する判定を行うことができる。上記の議論は、器具が使用されているかどうかに関連し、「はい」の経路 412 がたどられる。しかし、器具が使用されていない場合、「いいえ」の経路 460 をたどることができる。「いいえ」の経路 460 は、ブロック 462 で可能な変化領域を検出することにつながることができ、次いでブロック 464 で、露出調整アルゴリズム内へ変化領域を入力につながることができる。10

#### 【0071】

[0081] ブロック 462 で、変化領域の検出は、たとえば、図 4A および 4B に記載のように、造影剤の波の前縁部とすることができます。図 4A および 4B に示すように、前縁部は、前の時間に獲得された画像データに対する変化領域とすることができます。通常、患者 22 のうち、造影剤を前に含んでいた領域の画像データが獲得された場合、前に造影剤が含まれていた領域の構成は時間とともに実質上変化しないため、その領域に関する追加の画像データは必要でない。変化領域の検出は、使用者 22 による手動入力、造影剤の前端の位置の自動判定（たとえば、コントラストデータ分析に基づく画像分析などによる）、または他の適当な変化領域検出に基づくことができる。また、変化領域は、獲得された対象の最近または後の投影図と、画像データを使用して復元された前の種類のモデルとの比較、または前の画像投影図との直接の比較に基づくことができる。現在の画像データは、選択された制限された数のセル 204 を用いて獲得された画像投影図のサンプルを含むことができる。したがって、この比較では、現在の画像と過去の画像との間の画像データを比較して、対象内のどこで変化が生じるか、または生じる可能性が最も高いかを判定することができる。これらの変化領域を使用して、さらなる画像投影図の獲得のためにどのセルに電力供給するかを判定することができる。20

#### 【0072】

[0082] 次いで、ブロック 422 で、ブロック 462 における露出調整アルゴリズムへの変化領域の入力を使用して、X 線発光体アレイ 200 のうち、電力供給するためにセル 204 を選択することができる。この場合も、露出調整アルゴリズムは、追加の画像データを獲得するには発光体アレイ 200 のどの追加のセルに動力を供給すべきかを判定するために、重み行列アルゴリズムなどの適当なアルゴリズムを含むことができる。たとえば、この選択を使用して、選択された場合、適当な復元図を形成するために追加の画像データを獲得するには患者 22 のどの部分を撮像するべきかを判定することができる。追加として、発光体アレイ 200 内で電力供給すべきセルの選択は、発光体アレイ 200 のうち、患者 22 に対して X 線を生成するはずのセル 204 を選択することに基づくことができ、これらのセル 204 は、実質上、単に患者 22 に対する造影剤の動きのために変化が生じた領域内で患者 22 に照射するはずである。30

#### 【0073】

[0083] ブロック 422 でセルの選択を行った後、上記で論じたように、セルの電力供給および方法 400 の他のステップをたどることができます。したがって、ブロック 410 におけるデバイスが使用されているかどうかに関する判定を使用して、デバイスの現在のもしくは通された位置または造影剤の現在の位置など、現在の画像データのどの部分が繰返し撮像する必要のない情報を含むかを判定する 2 つの別個の処置として、方法 400 を見ることができます。どの追加の画像データが実質上類似しうるかに関する判定は、画像データまたは患者 22 のうち、復元図のための適当な画像データを獲得するのにさらに撮像するべき部分を判定または分析すること、処置を実行することなどを含む。40

#### 【0074】

10

20

30

40

50

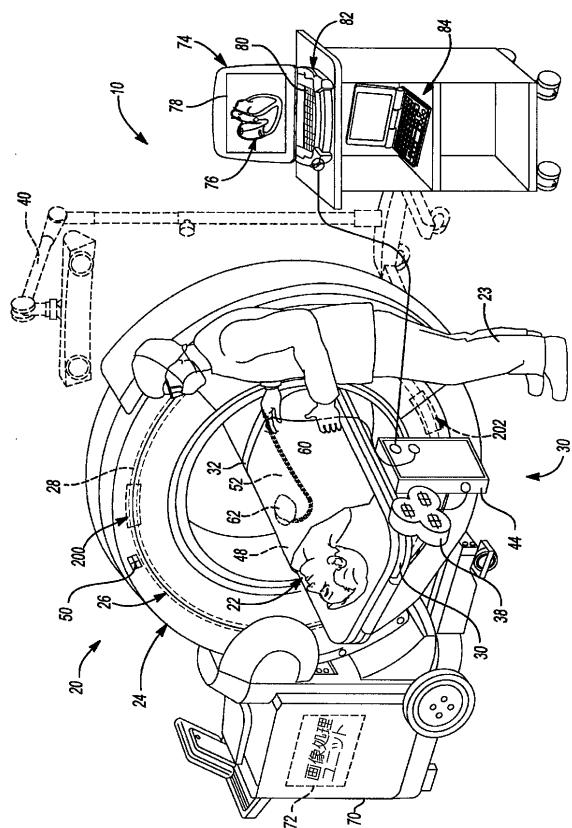
[0084]したがって、発光体アレイ 200 および検出器アレイ 202 を含む撮像デバイス 20 を使用して、患者 22 の画像データを獲得することができる。発光体アレイ 200 および検出器アレイ 202 を患者 22 に対して動かすことができるが、複数の発光体アレイセル 204 がずらされるため、患者 22 に対して複数の画像投影図を獲得するのに、発光体アレイ 200 および検出器アレイ 202 を動かすことは必ずしも必要でない。セル 204 の複数の位置により、患者 22 の画像データの異なる斜視図および投影図の迅速かつ連続した獲得を可能にすることができます。したがって、流れ図 400 の方法を使用して、処置の実行、3 次元の復元、または他の適当な処置などの様々な目的で、追加の画像データまたは選択された画像データを獲得するために、選択された時間に X 線を放出するにはどの発光体アレイセル 204 を使用するべきかを実質上自動で判定することができる。

10

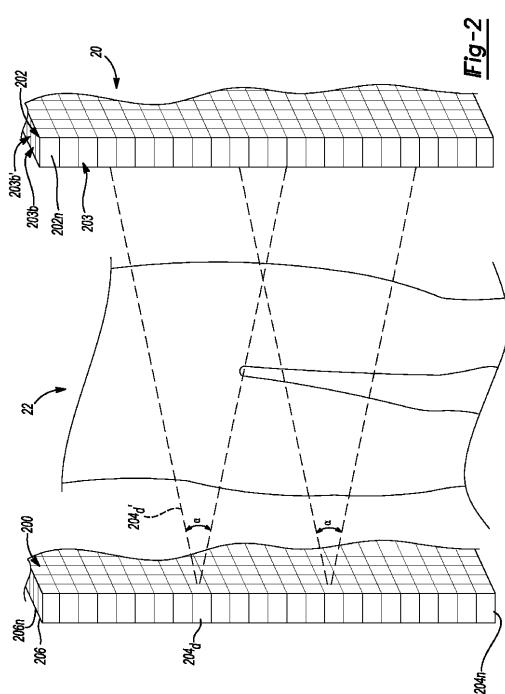
## 【0075】

[0085]実施形態の上記の説明は、例示および説明を目的として提供されるものである。上記の説明は、網羅的なものでも、本開示を限定しようとするものではない。全体として、特定の実施形態の個々の要素または特徴は、その特定の実施形態に限定されるものではなく、適用可能である場合は交換可能であり、具体的に図示または説明しない場合でも、選択された実施形態内で使用することができる。同じものを、多くの形で変更することもできる。そのような変形は、本開示からの逸脱と見なされるべきではなく、そのような修正はすべて、本開示の範囲内に含まれるものとする。

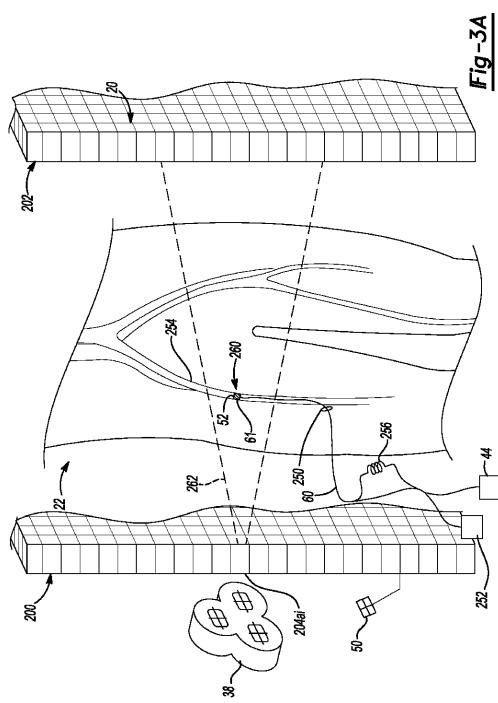
【図 1】



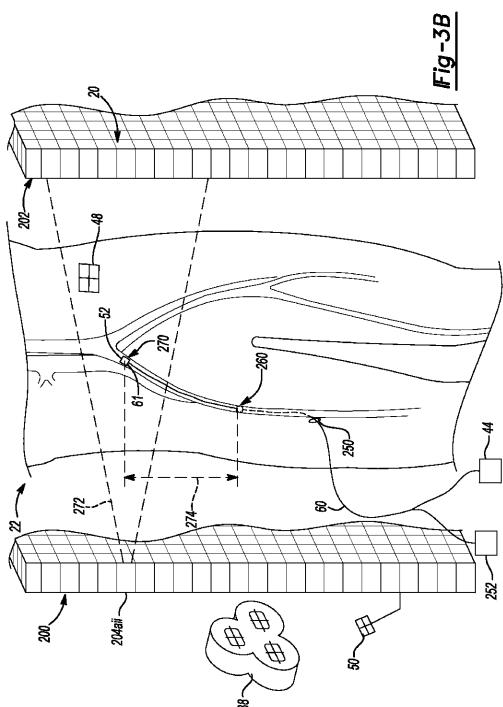
【図 2】



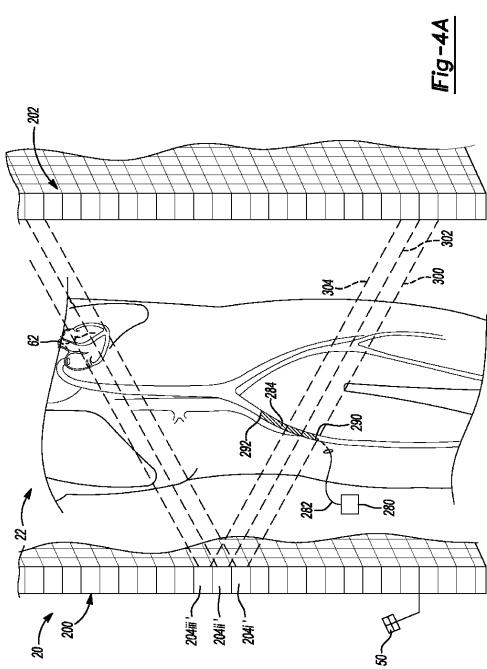
【図 3 A】



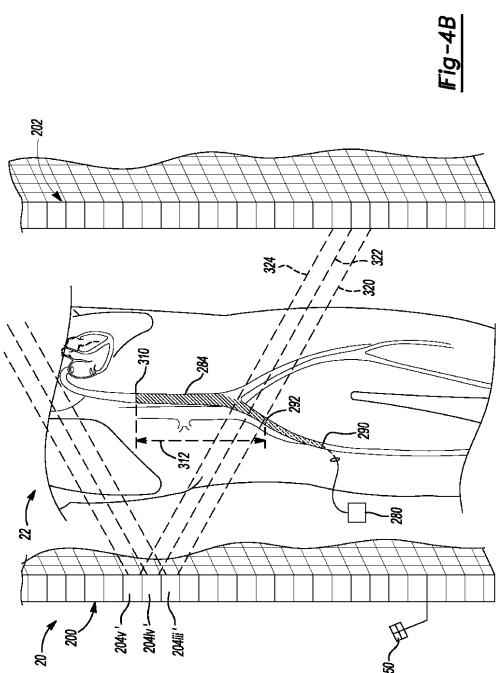
【図 3 B】



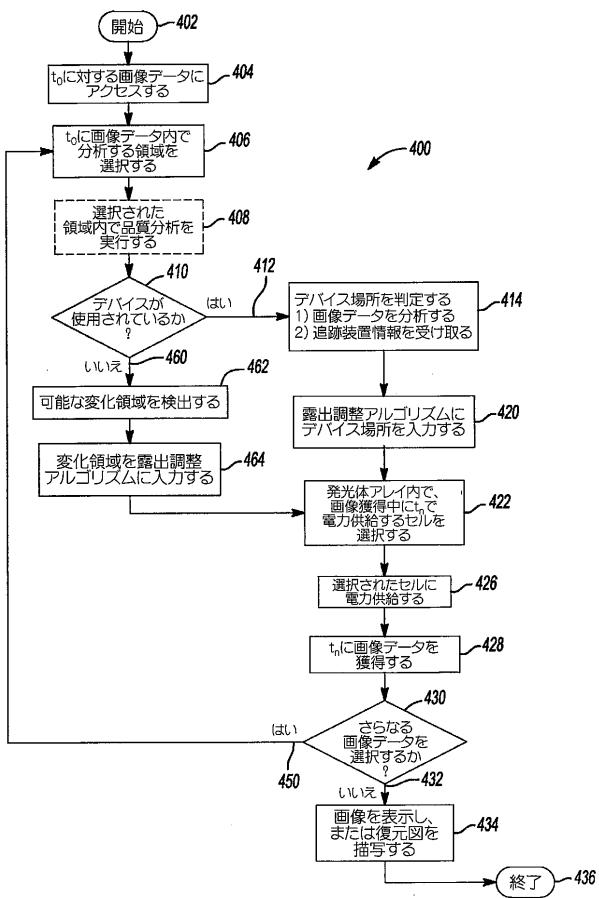
【図 4 A】



【図 4 B】



【図5】



## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No PCT/US2012/043536									
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. A61B6/03      A61B6/12      A61B6/00 ADD.											
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC											
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B											
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched											
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data											
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Category*</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="padding: 2px;">X</td> <td style="padding: 2px;">EP 0 545 588 A2 (GEN ELECTRIC [US]) 9 June 1993 (1993-06-09) <b>abstract</b> column 3, line 30 - column 4, line 27 column 5, line 9 - line 28 column 5, line 46 - line 9, paragraph 6 column 10, line 7 - line 11 column 10, line 36 - line 54 figures 6,8 ----- -/-</td> <td style="padding: 2px;">1,11,29</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">Y</td> <td style="padding: 2px;"></td> <td style="padding: 2px;">2</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X	EP 0 545 588 A2 (GEN ELECTRIC [US]) 9 June 1993 (1993-06-09) <b>abstract</b> column 3, line 30 - column 4, line 27 column 5, line 9 - line 28 column 5, line 46 - line 9, paragraph 6 column 10, line 7 - line 11 column 10, line 36 - line 54 figures 6,8 ----- -/-	1,11,29	Y		2
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.									
X	EP 0 545 588 A2 (GEN ELECTRIC [US]) 9 June 1993 (1993-06-09) <b>abstract</b> column 3, line 30 - column 4, line 27 column 5, line 9 - line 28 column 5, line 46 - line 9, paragraph 6 column 10, line 7 - line 11 column 10, line 36 - line 54 figures 6,8 ----- -/-	1,11,29									
Y		2									
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.									
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed											
Date of the actual completion of the international search  30 November 2012		Date of mailing of the international search report  11/03/2013									
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.O. 5818 Patentlaan 2 NL-2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer  Montes, Pau									

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/US2012/043536
---

## C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	<p>WO 2009/050626 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY [DE] 23 April 2009 (2009-04-23) abstract page 1, lines 1-2 page 1, line 17 - line 19 page 2, line 22 - line 24 page 14, line 21 - page 15, line 26 figures 2, 4A</p> <p>-----</p>	2
A	<p>US 2002/094064 A1 (ZHOU OTTO Z [US] ET AL) 18 July 2002 (2002-07-18) cited in the application figures 2, 4A paragraph [0007] paragraph [0017] figure 8</p> <p>-----</p>	1,2,11, 29

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.  
PCT/US2012/043536

**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1.  Claims Nos.: because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
  
  
  
  
2.  Claims Nos.: because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
  
  
  
  
3.  Claims Nos.: because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1.  As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2.  As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3.  As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4.  No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

1, 2, 11, 29

**Remark on Protest**

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/ US2012/ 043536

**FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210**

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1, 2, 11, 29

Method and system of X-ray imaging wherein a region of change is detected and a sub-plurality of a plurality of X-ray emitting regions is selected to be powered to locate the change and particularly to the type of image generated from the acquired data.

---

2. claims: 1, 3-5, 12-20, 29-31, 34, 35

Method and system of X-ray imaging wherein a region of change is detected and a sub-plurality of a plurality of X-ray emitting regions is selected to be powered to locate the change and particularly to the case where the change is caused by the displacement of an instrument.

---

3. claims: 1, 6-10, 21-29, 32, 33

Method and system of X-ray imaging wherein a region of change is detected and a sub-plurality of a plurality of X-ray emitting regions is selected to be powered to locate the change and particularly to the case where the change is caused by flow of contrast agent.

---

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No
PCT/US2012/043536

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0545588 A2	09-06-1993	EP 0545588 A2 JP 2539148 B2 JP 5237082 A US 5253169 A	09-06-1993 02-10-1996 17-09-1993 12-10-1993
WO 2009050626 A1	23-04-2009	NONE	
US 2002094064 A1	18-07-2002	CA 2474053 A1 CN 1643641 A CN 101352353 A EP 1476889 A1 JP 2005516343 A US 2002094064 A1 US 2006018432 A1 WO 03063195 A1	31-07-2003 20-07-2005 28-01-2009 17-11-2004 02-06-2005 18-07-2002 26-01-2006 31-07-2003

---

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,R,S,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RW,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA

(74)代理人 100118083

弁理士 伊藤 孝美

(72)発明者 ヘルム,パトリック・エイ

アメリカ合衆国マサチューセッツ州02186,ミルトン,ガン・ヒル・ストリート 220

F ターム(参考) 4C093 AA01 EA06 EB17 EE02 FA15 FA33 FD12