

(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2017-511213**

(P2017-511213A)

(43) 公表日 **平成29年4月20日 (2017.4.20)**

(51) Int. Cl. F 1 テーマコード (参考)  
**A 6 1 N 5/10 (2006.01)** A 6 1 N 5/10 M 4 C 0 8 2

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2016-562872 (P2016-562872)  
 (86) (22) 出願日 平成26年4月15日 (2014.4.15)  
 (85) 翻訳文提出日 平成28年12月14日 (2016.12.14)  
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2014/057659  
 (87) 国際公開番号 W02015/158372  
 (87) 国際公開日 平成27年10月22日 (2015.10.22)

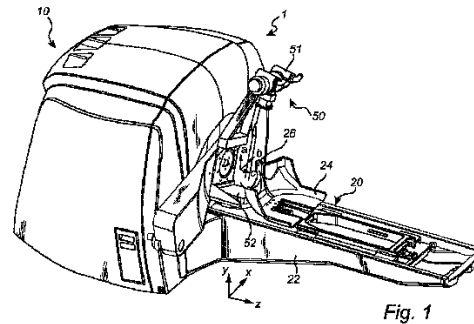
(71) 出願人 505005500  
 エレクタ アクチボラゲット (パブル)  
 スウェーデン国、エス - 103 93  
 ストックホルム、ピー. オー. ボックス  
 ス 7593  
 (74) 代理人 110000855  
 特許業務法人浅村特許事務所  
 (72) 発明者 スヨリェンド、イェンス  
 スウェーデン国、ストックホルム、ロスラ  
 グスガータン 36  
 Fターム(参考) 4C082 AC03 AE01 AP07 AR02

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 校正の方法及びシステム

(57) 【要約】

本発明は、放射線治療の分野に関する。詳細には、本発明は、固定放射線焦点を有する放射線治療ユニットを備える放射線治療システムにおける位置決め装置を校正する方法に関する。方法は、少なくとも1つの基準物を備える校正ツールに照射するステップと、校正ツールの基準物の断面写像を含めて少なくとも1つの2次元画像を撮影するステップと、各基準物の写像の画像座標を決定するステップとを含む。基準物画像座標、校正ツールの原点に対する定位座標系における基準物の位置、及び画像化ユニットに対する校正ツールの原点の位置に基づき、並進及び回転の位置差を含む定位座標系における校正ツールの位置と画像化装置座標系における校正ツールの位置との間の位置差を計算する。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

放射線治療システム(1)に対し、患者の画像を撮影する画像化装置(50)を校正する方法であって、前記放射線治療システムが、固定放射線焦点を有する放射線治療ユニット(10)、及び前記放射線治療ユニット(10)における前記固定焦点に対し患者を位置決めする位置決め装置(20)を備え、前記方法が、

前記画像化装置(50)の放射線ユニット(51)を用いて、画像走査手順中に、少なくとも1つの基準物を備える校正ツール(110)に電離放射線を照射するステップであって、前記校正ツール(110)及び前記少なくとも1つの基準物(112)が、定位座標系において知られる位置を有する、ステップと、

前記画像走査手順中に、前記画像化装置(50)の検出器(52)を用いて、前記校正ツール(110)の基準物(112)の断面写像を含む少なくとも1つの2次元画像を撮影するステップと、

前記撮影された画像において、各基準物(112)の前記写像の画像座標( $d_{x,y}$ )を決定するステップと、

前記画像化ユニット(51)に対する前記校正ツール(110)の原点(o)の位置( $r_{s,o}$ )を取得するステップと、

前記定位座標系における前記校正ツール(110)の位置と画像化装置座標系における前記校正ツール(110)の位置との間の変換を計算するステップと

を含み、

前記計算が、前記基準物画像座標( $d_{x,y}$ )、前記校正ツール(110)の原点(o)に対する前記定位座標系における前記基準物(112)の位置( $r_{o,b}$ )、及び前記画像化ユニット(51)に対する前記校正ツール(110)の前記原点(o)の前記位置( $r_{s,o}$ )に基づいている、方法。

## 【請求項 2】

前記画像化ユニット(51)に対する前記校正ツール(110)の原点(o)の位置( $r_{s,o}$ )を取得するステップは、前記画像化ユニット(51)に対する前記校正ツール(110)の前記原点(o)の前記位置( $r_{s,o}$ )を計算するステップを含む、請求項1に記載の方法。

## 【請求項 3】

前記画像化ユニット(51)に対する前記基準物(112)の位置( $r_{s,d}$ )を、前記基準物画像座標( $d_{x,y}$ )及び前記画像化ユニット(51)に対する前記検出器(52)の位置( $r_{s,d}$ )に基づいて決定するステップと、

前記変換を、前記画像化ユニット(51)に対する前記基準物の位置( $r_{s,d}$ )、前記画像化座標系における前記基準物の位置( $r_{o,b}$ )、及び前記画像化ユニット(51)に対する前記校正ツールの位置( $r_{s,o}$ )に基づいて計算するステップと

をさらに含む、請求項1又は2に記載の方法。

## 【請求項 4】

前記変換の計算が、前記画像化ユニット(51)と前記検出器(52)との間の距離(SDD)、及び前記定位座標系における前記検出器の位置と前記画像化ユニット座標系における前記検出器の位置との間の検出器の回転にさらに基づいている、請求項1から3までのいずれか一項に記載の方法。

## 【請求項 5】

前記基準物位置と前記画像化ユニット(51)の位置との間のベクトル( $r_{s,b}$ )を、前記それぞれの基準物画像座標( $d_{x,y}$ )、及び、前記基準物位置と前記画像化ユニット(51)の前記位置との間の前記ベクトル( $r_{s,b}$ )が各基準物(112)に対し前記基準物画像座標( $d_{x,y}$ )と前記画像化ユニット(51)の位置との間のベクトル( $r_{s,d}$ )に平行であるとの前提に基づいて決定するステップと、

前記変換を計算する際に、前記基準物位置と前記画像化ユニット(51)の前記位置との間の前記ベクトル( $r_{s,d}$ )と、前記基準物画像座標( $d_{x,y}$ )と前記画像化ユニット

10

20

30

40

50

(51)の位置との間の前記ベクトル( $r_{s_b}$ )との間の関係を用いるステップと、  
をさらに含む、請求項1から4までのいずれか一項に記載の方法。

【請求項6】

前記画像化ユニット(51)に対する前記基準物画像座標( $d_{x_y}$ )への前記ベクトル( $r_{s_d}$ )と、前記画像化ユニット(51)に対する前記基準物位置の前記ベクトル( $r_{s_b}$ )との間の関係をスカラとして定義するステップと、

前記スカラの値を、前記画像化ユニット(51)に対する前記基準物の位置( $r_{s_d}$ )、前記画像化座標系における前記基準物の位置( $r_{o_b}$ )、及び前記画像化ユニット(51)に対する前記校正ツールの位置( $r_{s_o}$ )に基づいて決定するステップと  
をさらに含む、請求項5に記載の方法。

10

【請求項7】

前記画像化装置座標系における前記校正ツール(110)の原点( $o$ )に対する前記基準物(112)の位置( $r_{o_b}$ )を、前記定位座標系における前記校正ツール(110)の前記原点( $o$ )に対する前記基準物の前記位置( $r_{o_b}$ )に基づいて計算するステップと、

前記変換を、前記基準物画像座標( $d_{x_y}$ )、前記画像化座標系における前記基準物の座標( $r_{o_b}$ )、及び前記画像化ユニット(51)に対する前記校正ツールの座標( $r_{s_o}$ )に基づき計算するステップと、

をさらに含む、請求項1から6までのいずれか一項に記載の方法。

【請求項8】

20

前記定位座標系における基準物の位置と前記画像化座標系におけるその基準物の位置との間の各関係が、ベクトル回転方法を用いて、並進及び回転の変換を定義するベクトルとして計算される、請求項1から7までのいずれか一項に記載の方法。

【請求項9】

前記位置決め装置が、前記位置決め装置(20)に対して少なくとも患者の一部を固定する為の定位固定ユニットに脱着可能で確実に係合する固定装置(28)を含む、請求項1から8までのいずれか一項に記載の方法。

【請求項10】

放射線治療システム(1)に対し、患者の画像を撮影する為の画像化装置(50)を校正する装置であって、前記放射線治療システムが、固定放射線焦点を有する放射線治療ユニット(10)、及び前記放射線治療ユニット(10)における前記固定焦点に対し患者を位置決めする位置決め装置(20)を備え、

30

前記画像化装置(50)が、画像走査手順中に、放射線ユニット(51)を用いて少なくとも1つの基準物を備える校正ツール(110)に電離放射線を照射するように構成され、前記校正ツール(110)及び前記少なくとも1つの基準物(112)が定位座標系において知られる位置を有し、

前記画像化装置(50)が、前記画像走査手順中に、検出器(52)を用いて前記校正ツール(110)の基準物(112)の断面画像を含む少なくとも1つの2次元画像を撮影するように構成され、

処理ユニット(120)が、

40

前記撮影された画像において、各基準物(112)の前記写像の画像座標( $d_{x_y}$ )を決定し、

前記画像化ユニット(51)に対する前記校正ツール(110)の原点( $o$ )の位置( $r_{s_o}$ )を取得し、

前記定位座標系における前記校正ツール(110)の位置と画像化装置座標系における前記校正ツール(110)の位置との間の変換を計算し、前記計算が、前記基準物画像座標( $d_{x_y}$ )、前記校正ツール(110)の原点( $o$ )に対する前記定位座標系における前記基準物(112)の位置( $r_{o_b}$ )、及び前記画像化ユニット(51)に対する前記校正ツール(110)の前記原点( $o$ )の位置( $r_{s_o}$ )に基づく、

装置。

50

## 【請求項 1 1】

前記処理ユニット(120)が、前記画像化ユニット(51)に対する前記校正ツール(110)の前記原点(o)の前記位置( $r_{s_o}$ )を計算するようにさらに構成されている、請求項10に記載の装置。

## 【請求項 1 2】

前記処理ユニット(120)が、

前記画像化ユニット(51)に対する前記基準物(112)の位置( $r_{s_d}$ )を、前記基準物画像座標( $d_{x_y}$ )及び前記画像化ユニット(51)に対する前記検出器(52)の位置( $r_{s_d}$ )に基づいて決定し、

前記変換を、前記画像化ユニットに(51)に対する前記基準物の位置( $r_{s_d}$ )、前記画像化座標系における前記基準物の位置( $r_{o_b}$ )、及び前記画像化ユニット(51)に対する前記校正ツールの位置( $r_{s_o}$ )に基づいて計算するようにさらに構成されている、請求項10又は11に記載の装置。

10

## 【請求項 1 3】

前記処理ユニット(120)が、前記画像化ユニット(51)と前記検出器(52)との間の距離(SDD)、及び前記定位座標系における前記検出器の位置と前記画像化ユニット座標系における前記検出器の位置との間の検出器の回転に基づいて、前記変換を計算するようにさらに構成されている、請求項10から12までのいずれか一項に記載の装置。

## 【請求項 1 4】

前記処理ユニット(120)が、

前記基準物位置と前記画像化ユニット(51)の位置との間のベクトル( $r_{s_b}$ )を、前記それぞれの基準物画像座標( $d_{x_y}$ )、及び、前記基準物位置と前記画像化ユニット(51)の前記位置との間の前記ベクトル( $r_{s_b}$ )が各基準物(112)に対し前記基準物画像座標( $d_{x_y}$ )と前記画像化ユニット(51)の位置との間のベクトル( $r_{s_d}$ )に平行であるとの前提に基づいて決定し、

前記変換を計算する際に、前記基準物位置と前記画像化ユニット(51)の前記位置との間の前記ベクトル( $r_{s_d}$ )と、前記基準物画像座標( $d_{x_y}$ )と前記画像化ユニット(51)の位置との間の前記ベクトル( $r_{s_b}$ )との間の関係を用いるようにさらに構成されている、請求項10から13までのいずれか一項に記載の装置。

20

30

## 【請求項 1 5】

前記処理ユニット(120)が、

前記画像化ユニット(51)に対する前記基準物画像座標( $d_{x_y}$ )への前記ベクトル( $r_{s_d}$ )と、前記画像化ユニット(51)に対する前記基準物の位置の前記ベクトル( $r_{s_b}$ )との間の関係をスカラーとして定義し、

前記スカラーの値を、前記画像化ユニット(51)に対する前記基準物の位置( $r_{s_d}$ )、前記画像化座標系における前記基準物の位置( $r_{o_b}$ )、及び前記画像化ユニット(51)に対する前記校正ツールの位置( $r_{s_o}$ )に基づいて決定するようにさらに構成されている、請求項14に記載の装置。

## 【請求項 1 6】

前記処理ユニット(120)が、

前記画像化装置座標系における前記校正ツール(110)の原点(o)に対する前記基準物(112)の位置( $r_{o_b}$ )を、前記定位座標系における前記校正ツール(110)の前記原点(o)に対する前記基準物の前記位置( $r_{o_b}$ )に基づいて計算し、

前記変換を、前記基準物画像座標( $d_{x_y}$ )、前記画像化座標系における前記基準物の座標( $r_{o_b}$ )、及び前記画像化ユニット(51)に対する前記校正ツールの座標( $r_{s_o}$ )に基づいて計算するようにさらに構成されている、請求項10から15までのいずれか一項に記載の装置。

40

## 【請求項 1 7】

前記定位座標系における基準物の位置と前記画像化座標系におけるその基準物の位置と

50

の間の各関係が、ベクトル回転方法を用いて、並進及び回転の変換を定義するベクトルとして計算される、請求項10から16までのいずれか一項に記載の装置。

【請求項18】

前記位置決め装置が、前記位置決め装置(20)に対して少なくとも患者の一部分を固定する為の定位固定ユニットに脱着可能で確実に係合する固定装置(28)を含む、請求項10から17までのいずれか一項に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は放射線治療の分野に関する。詳細には、本発明は、固定放射線焦点を有する放射線治療ユニットを備える放射線治療システムにおける、位置決め装置を校正する方法に関する。

10

【背景技術】

【0002】

外科技術が年来大きな進展を遂げている。たとえば、患者を苦しめる外傷のほとんど無い非侵襲手術が、脳外科を必要とする患者に対し現在利用可能である。

【0003】

非侵襲手術に対する1つのシステムがレクセル・ガンマ・ナイフ(Leksell Gamma Knife(登録商標))の名前で販売され、ガンマ放射による手術などを提供する。放射は、非常に多くの固定放射源から放たれ、コリメータ、すなわち、断面の制限されたビームを取得する為の通路又はチャンネルで、確定されたターゲット又は治療容積に向かって収束する。放射源がそれぞれガンマ放射の量を供給するが、間の細胞を十分に破壊するほどではない。しかしながら、細胞の破壊が起こるのは全放射源からの放射ビームが交差するか又は収束するところであり、放射が細胞破壊レベルに達する。収束点は以降「焦点」と呼ぶ。

20

【0004】

放射線治療を処方される患者が定位固定ユニットを用いて位置決め装置に固定される。したがって、定位固定ユニットが患者の治療容積を位置決め装置に対して固定し、すなわち、処置される細胞領域を含む患者の部分を固定する。たとえば、治療領域又は治療容積が患者の頭部内の細胞の一部分の場合、一般に、定位固定ユニットが頭部固定フレームを構成し、たとえば、フレームが患者の骸骨に具体的には固定スクリー等によって固定されてもよい。次いで、定位固定ユニットの座標が定位固定ユニット座標系によって定義され、これを介して治療容積との固定された関係が治療容積の輪郭を画定するのにも用いられる。定位固定ユニット及びよって定位固定ユニット座標系が、操作で固定放射線焦点に対し移動して、焦点が固定ユニット座標系の意図する座標に正確に位置付けられる。

30

【0005】

そのような定位固定ユニット及び座標系の例に、レクセル(Leksell)定位ヘッド・フレーム及びレクセルXYZ座標系がそれぞれある。レクセルXYZ座標系が、定位固定ユニットのフレームに完全に整列した3つの垂直軸によって画定される、3つの垂直面に配置されるデカルト座標系である。患者に対し、X軸が患者の内側外側方向に延在し、Y軸が前後方向に延在し、Z軸が頭部-つま先方向に延在する。

40

【0006】

言い換えるならば、患者がレクセルXYZ座標系に正しく位置付けられれば、X軸が患者の耳から耳に、Z軸が頭部からつま先、及びY軸が背面から正面に延在する。

【0007】

放射線治療システムにおける放射線治療に関し、治療が治療計画システムで計画される。患者の治療容積が画像化装置、たとえば、コーン・ビーム・コンピュータ断層写真(CBCT: cone beam computed tomography)システムを用いて走査され、走査された画像が治療計画システムに入力される。コンピュータ断層写真(CT: computed tomography)画像化が、コンピュータ横断層写真(CAT)スキャンとも呼ばれ、デジタルコンピュ

50

ータに結合された回転X線装置を用いることを含み、体の画像を取得する。CT画像化を用いて、体の組織及び細胞の断面画像が生成され得る。医者は、CT画像化を用いて、腫瘍が存在するのを確認するだけでなく、それらの位置を正確に特定でき、腫瘍の大きさを正確に測定でき、隣接する細胞に拡がったかどうかを判断できる。CT画像化が、ある癌の診断だけでなく放射線癌治療の計画及び診断に、又、ある種の手術を計画するのにも用いられる。CBCT画像を用いて、治療容積の空間再構成が生成され、治療を計画する際にそれが用いられ得る。この目標を達成する為に、治療容積の空間再構成が、放射治療システム、及び位置決め装置の焦点位置に正確に関連付けされる必要がある。

【0008】

しかしながら、CBCT再構成が画像化装置の回転軸に対して生成され、CBCTシステム及び定位固定ユニット座標系が、たとえば、製造ばらつきにより整列しないで偏移を有する。治療セッションで患者が位置決め装置に固定され放射線ユニット内に位置付けられる際に、CBCT座標系と定位固定ユニット座標系との間の角度偏移などが、たとえば位置誤差に至る。

10

【0009】

先行技術において、上記の課題を解決する試みが為されてきた。同じ出願人による特許文献1において、画像化装置を校正する装置及び方法が示される。特許文献1によれば、校正ツールの3次元再構成が、画像の組に基づき生成され、3次元再構成が次いで知られる位置及び向き、すなわち定位座標系における校正ツールの姿勢と比較されて位置差を取得とする。この方法によれば、校正ツールの適正な空間再構成を生成する為に非常に多くの画像が取得される必要がある。

20

【0010】

対象間の位置ずれに類似する課題が、コンピュータ・ビジョン及びロボット学のような技術分野においても扱われる。これらの分野で、共通のタスクに、画像に特別な対象を特定し座標系に対する各対象の位置及び向きを決定することが含まれる。たとえば、機械学習アルゴリズムが、2次元画像特徴からマッピングすることを学習するのに用いられ、訓練案件の多大な組に基づいて変換を提示するか、又はフィードバック・メカニズムを介して適合を最適化するのを試みる。別のアプローチがいわゆる幾何学的方法であり、対象上の制御点の組、典型的に角や他の特徴的な特徴部が、対象の画像においてこれに基づいて特定され、姿勢変換が解かれ得る。このアプローチでは、画像センサ(カメラ)が校正され、シーンにおける3次元ポイントからのマッピング及び画像における2次元ポイントが知られる必要がある。しかしながら、これらの方法は医療システムにおいて使用に適さない。

30

【0011】

このように、CBCTシステムなどの画像化装置の座標系と定位固定ユニット座標系との間の偏移を決定し補償する改善された方法及び装置が未だに必要とされる。さらに、CBCTシステムなどの画像化装置の座標系と定位固定ユニット座標系との間の偏移を、向上した正確さ及びよって向上したさらに正確な校正で決定し補償する方法及び装置が必要とされる。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

【特許文献1】国際公開第2012/146301号

【特許文献2】国際公開第2004/06269号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

本発明の目的は、CBCTシステムなどの画像化装置の座標系と定位固定ユニット座標系との間の偏移を補償する装置及び方法を提供することである。

【0014】

50

さらに目的は、C B C Tなどの画像化装置の座標系と定位固定ユニット座標系との間の偏移に対し、向上した正確さ及びしたがって向上したさらに正確な校正で決定し補償する為の方法及び装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0015】

これら及び他の目的は、独立請求項において定義される特徴を有する校正方法を提供することで達成される。好適な実施例が従属請求項において定義される。

【0016】

本出願の内容において、用語「姿勢」が対象の位置及び向きを定義する。

【0017】

本発明の態様によれば、患者の画像を撮影する為の画像化装置を放射線治療システムに対して校正する方法が提供される。放射線治療システムが、放射線治療ユニットにおいて固定放射線焦点及び固定焦点に対し患者を位置決めする位置決め装置を有する放射線治療ユニットを備える。本発明のこの態様によれば、方法が、画像操作手順中に、少なくとも1つの基準物を備える校正ツールを画像化装置の放射線ユニットを用いて電離放射線で照射することを含む。校正ツール又は校正ツールの基準点、及び少なくとも1つの基準物が定位座標系において知られる位置又は座標を有する。さらに、画像操作手順中に、校正ツールの基準物の断面写像を含む少なくとも1つの2次元画像が画像化装置の検出器を用いて撮影される。撮影された画像における各基準物の写像の画像座標が決定され、画像化ユニットに対する校正ツールの原点の位置が決定される。基準物画像座標、定位座標系における校正ツールの原点に対する基準物の位置、及び画像化ユニットに対する校正ツールの原点の位置に基づいて、定位座標系における校正ツールの位置と画像化装置座標系における校正ツールの位置との間の変換が計算される。言い換えると、基準物画像座標、校正ツールの原点に対する定位座標系における各基準物の姿勢及び画像化ユニットに対する校正ツールの原点の位置に基づいて、定位座標系における校正ツールの姿勢と画像化装置における校正ツールの姿勢との間の変換が計算される。

【0018】

本発明の別の態様によれば、放射線治療システムに対して患者の画像を撮影する画像化装置を校正するシステムが提供され、放射線治療システムが、固定放射線焦点を有する放射線治療ユニットと、放射線治療ユニットにおいて固定焦点に対して患者を位置付けする位置決め装置を備える。画像化装置が、画像走査手順中に放射線ユニットを用いて少なくとも1つの基準物を備える校正ツールを電離放射線で照射するように構成される。校正ツール又は校正ツールの基準点、及び少なくとも1つの基準物が、定位座標系における知られる位置及び座標を有する。画像化装置がさらに、画像走査手順中に校正ツールの基準物の断面写像を含む少なくとも1つの2次元画像を検出器を用いて撮影するように構成される。処理ユニットが、撮影した画像において各基準物の写像の画像座標を決定し、画像化ユニットに対する校正ツールの原点の位置を取得するように構成される。さらに、処理ユニットが、定位座標系における校正ツールの位置と画像化装置座標系における校正ツールの位置との間の変換を、基準物画像座標、校正ツールの原点に対する定位座標系における基準物の位置、及び画像化ユニットに対する校正ツールの原点の位置に基づいて計算するように構成される。言い換えると、基準物画像座標、定位座標系における校正ツールの原点に対する各基準物の姿勢、画像化ユニットに対する校正ツールの原点の位置に基づいて、定位座標系における校正ツールの姿勢と画像化装置座標系における校正ツールの姿勢との間の変換が計算される。

【0019】

変換が、定位座標系における校正ツールの位置と画像化装置座標系における校正ツールの位置との間の並進及び回転の位置差を含む。

【0020】

本発明が、L I N A Cシステム(LINAC system)又はレクセル・ガンマ・ナイフ(登録商標)・システム(Leksell Gamma Knife<sup>(R)</sup> system)などにおいて、放射線治療システ

10

20

30

40

50

ムに用いられる。

【0021】

本発明は、たとえば製造ばらつきによって、C B C Tシステムなどの画像化装置の座標系と治療位置を画定する定位座標系との間に、角度偏移又は偏差があるとの識見に基づく。C B C Tシステムが患者の画像を撮影するのに用いられ、治療容積及び治療容積の再構成画像はよって治療ユニットの焦点及び患者位置決め装置に関連付けされる必要がある。C B C T座標が物理的に焦点からオフセットし、C B C Tシステムが焦点に対しどの位置にあるかはばらつきから機械的に知り得ない。このように、これらの偏移又は偏差が、患者が治療のために放射線治療ユニットの中に移動するときに位置誤差を引き起こす。非常に小さい類洞の誤差であっても、患者が大きな距離を移動する場合大きな偏移になる恐れがあり、よって大きな位置誤差を引き起こす恐れがある。これらの識見により、C B C Tシステムなどの画像化装置の座標系と治療位置を画定した定位座標系との間の偏移を決定し補償する発明及び考えに至った。決定された偏移を用いて、再構成された対象の位置及び回転が定位座標系に対して決定され得る。

10

【0022】

偏移を決定する為に、定位座標系に容易に整列され正確に位置付けられる校正ツール及びしたがって画像取得中でも確実に維持される校正ツールが用いられる。たとえば、校正ツールが患者位置決め装置の定位固定ユニットに実装され又は取り付けられ得る。治療容積を固定する為の定位固定ユニットが患者位置決め装置と固定して係合し、位置決め装置に対して並進又は回転され得ない。

20

【0023】

座標系における校正ツールの画像化装置に対する位置が、画像化装置の検出器によって撮影された少なくとも1つの2次元画像を用いて決定される。本発明の好適な実施例において、固定ユニットに取り付け可能な少なくとも3つのボール・バーを有する校正ツールが用いられる。各ボール・バーが定位座標系において及び校正ツールの原点に対し知られる位置(座標)を有する。校正ツールの基準物の大きさ、形状及び材料により、それらの突出が、水平又は垂直の何れにも重なることなく背景に対し高いコントラストを有する領域を画像に占める。このように、各基準物の写像が特定でき、それらの画像座標が決定され得る。定位座標系における基準物の座標及び画像化装置における検出器の位置が知られているので、基準物の画像座標が決定され得る。

30

【0024】

画像化装置のX線源の位置から基準ツールのそれぞれの基準物へのベクトルを各画像に対し決定することによって、校正ツールの位置又は座標が画像化装置座標系に対し決定され得る。以降、画像化装置座標系における校正ツールの決定された位置及び定位固定ユニット座標系における校正ツールの知られる位置の間の変換が計算され得る。

【0025】

本発明は、先行技術と比較し非常に正確な校正を提供する。

【0026】

本発明の実施例によれば、画像化ユニットに対する校正ツールの原点の位置が計算される。別の実施例で、画像化ユニットに対し校正ツールの原点の位置が予め決定され知られる。

40

【0027】

本発明の実施例によれば、画像化ユニットに対する基準物の位置が、基準物画像座標及び画像化ユニットに対する検出器の位置に基づいて決定され、変換が、画像化ユニットに対する基準物の位置、画像座標系における基準物の位置、及び画像化ユニットに対する校正ツールの位置に基づいて計算される。

【0028】

本発明の実施例によれば、変換の計算がさらに、画像化ユニットと検出器との間の距離及び検出器回転に基づく。それは検出器の位置の差、又は定位座標系における検出器の位置と画像化装置座標系における検出器の位置との間の変換である。

50



## 【0029】

本発明の実施例によれば、基準物位置と画像化ユニットの位置との間のベクトルが、それぞれの基準物画像座標、及び、基準物位置と画像化ユニットの位置との間のベクトルがそれぞれの基準物に対し基準物画像座標と画像化ユニットの位置との間のベクトルに平行であるとの前提に基づき決定される。基準物位置と画像化ユニットの位置との間のベクトル、及び基準物画像座標と画像化ユニットの位置間のベクトル間の関係が変換を計算するのに次いで用いられる。

## 【0030】

本発明の実施例によれば、画像化ユニットに対する基準物画像化座標のベクトルと画像化ユニットに対する基準物位置のベクトルとの間の関係がスカラとして定義され、スカラの値が、画像化ユニットに対する基準物の位置、画像化座標系における基準物の位置、及び画像化ユニットに対する校正ツールの位置に基づいて決定される。

10

## 【0031】

本発明の実施例によれば、画像装置座標系における校正ツールの原点に対する基準物の位置が定位座標系における校正ツールの原点に対する基準物の位置に基づいて計算され、変換が、基準物画像座標、画像化座標系における基準物の座標、及び画像化ユニットに対する校正ツールの座標に基づいて計算される。

## 【0032】

本発明の実施例によれば、定位座標系における基準物の位置と画像化座標系における基準物の位置との間の各関係が、ベクトル回転方法を用いて並進及び回転の位置差を定義するベクトルとして計算される。

20

## 【0033】

本発明の実施例によれば、校正ツールが、患者位置決め装置の固定装置に脱着可能に取り付けられ得る取付手段と、6次元で位置決定を可能とする形状を有する基準物とを備える。本発明の実施例において、校正ツールが、取付手段及びそれぞれのロッドに取り付けられた鋼球を備えるベース・プレートに取り付けられたロッドをそれぞれが含む少なくとも3つの基準物を備える。

## 【0034】

本発明の実施例によれば、画像化装置の校正が、画像化装置の回転軸を決定することを含んで実行される。この校正のステップが、画像化装置座標系と定位座標系との間の偏差を決定するセッションが実行される前に実行されてもよい。

30

## 【0035】

当業者が容易に分かるように、放射線焦点を決定する為の種々の知られる方法が用いられ得て、そのうちいくつかは上述された。しかしながら、本発明は本明細書に示され説明される特別な例に限定されず、放射線焦点を決定する何れの好適な測定方法が本発明の範囲内で考えられる。

## 【0036】

本発明の好適な実施例が添付の図面を参照してより詳細に説明される。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0037】

40

【図1】本発明を用いる校正に適した放射線治療システムの一般的な原理を概略的に示した図である。

【図2】図1の放射線治療システムで実施される本発明に係るシステムの実施例を概略的に示した図である。

【図3】本発明に係る校正ツールの実施例を概略的に示した図である。

【図4】定位座標系のZ軸の方向の反対方向で図1の放射線ユニットを正面から見た配置を示した図である。

【図5】Z軸の方向の反対方向で図1の放射線ユニットを正面から見た配置の拡大を概略的に示した図である。

【図6】定位座標系と比較された検出器の回転を示した図である。

50

【図 7】本発明に係る方法の全体ステップを示すフローチャートである。

【図 8】本発明の実施例に係る方法のステップを示すフローチャートである。

【図 9】本発明の実施例に係る方法のステップを示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0038】

図 1 を参照すると、本発明が適用される放射線治療システム 1 が、放射線ユニット 10 及び患者位置決めユニット 20 を備える。放射線ユニット 10 において、放射線源、放射線源ホルダ、コリメータ体、及び外部シールド要素が設けられる。コリメータ体が、当分野に広く知られるような方法で、共通焦点に向けて向けられた数多くのコリメータ・チャンネルを備える。

10

【0039】

コリメータ体が、放射線がコリメータ・チャンネル以外に患者に達するのを防ぐ放射線シールドとしても機能する。本発明に適用可能な放射線治療システムにおいてコリメータ装置の例が、特許文献 2 に示され本明細書に援用される。

【0040】

患者位置決めユニット 20 が、固いフレームワーク 22、摺動自在又は移動可能キャリッジ 24、及びキャリッジ 24 をフレームワーク 22 に対し動かすモータ（図示せず）を備える。キャリッジ 24 が患者全体を搬送し動かす患者ベッド（図示せず）をさらに備える。キャリッジ 24 の一端に固定装置 28 が設けられ、直接に又はアダプタ・ユニット（図示せず）経由で定位固定ユニット（図示せず）を受けて固定し、これにより定位固定ユニットが可動キャリッジ 24 に対し並進又は回転移動するのを防ぐ。患者は、図 1 に示す少なくとも 3 つの直行軸  $x$ 、 $y$  及び  $z$  に沿って、患者位置決めユニット 20 を用いて放射線治療システム 1 又は患者位置決めユニット 20 の座標系の中で移動される。患者が、ある実施例でたとえば回転軸に沿っても移動される。

20

【0041】

患者の画像を撮影する画像化装置 50 が、たとえば治療計画又は治療に関連して、放射線ユニット 10 たとえばコーン・ビーム・コンピュータ断層写真（CBCT）システムに配置又は位置付けられる。

【0042】

画像化装置 50 が、X線源 51 及び検出器 52 を含む。X線源 51 及び検出器 52 が画像化装置 50 の座標系（ $a$ 、 $b$ 、 $c$ ）の回転軸  $c$ （図 1 参照）の回りに回転するよう配置され、異なる角度で患者ベッド 26 上に位置付けされた患者の画像を撮影する。理想的には、X線源 51 及び検出器 52 が、患者位置決めユニット 20 の  $z$  軸の回りに回転し、 $z$  軸が画像化装置 50 の回転軸  $c$  と整列される。しかしながら、実際には、たとえば、製造ばらつきの為にアライメント誤差があって、患者位置決めユニット 20 の座標系と画像化装置 50 との間の誤った整列に至り、よって  $c$  軸が  $z$  軸に整列しない。

30

【0043】

コンピュータ断層写真において、回転の 1 つの軸の回りに非常に小さなステップ（たとえば、 $< 1^\circ$ ）で 2 次元 X 線画像の連続を撮影しながら対象の回りの画像化装置を回転させることで、3 次元画像が生成される。他の用途では、対象が小さなステップで画像化の回りを回転される。すなわち、画像化装置又は対象がそれぞれ対象又は画像化装置の回りにたとえば  $180^\circ$  又は  $360^\circ$  回転される。その後最終の 3 次元画像が、2 次元画像に基づき数値的に再構成され、断層画像の連続又は 3 次元画像として表示され得る。

40

【0044】

図 1 から分かるように、説明された実施例が、患者の頭部におけるターゲット容積ヘガンマ放射線治療を提供する放射線治療システムに関わる。このような治療がしばしば定位手術と呼ばれる。治療の間、患者の頭部が、放射線治療システムの固定装置 28 との係合に適合された係合点を備えた、たとえば定位頭部フレームの形状のバイト・ブロック及び固定ユニットを用いて、定位固定ユニットに固定される。このように、定位手術の間、患者の頭部が、定位フレームに固定され、今度は固定装置 28 を介して患者位置決め装置に

50

固定して取り付けられる。放射線焦点に対して、たとえば図 1 に示される 3 つの軸  $x$ 、 $y$ 、 $z$  に沿って、患者の頭部における治療容積の移動の間、患者全体が動く。このように、ヘッド・フレームと患者位置決め装置 20 のキャリッジ 24 との間の移動の関連が無い。

【0045】

さて、図 2 を見ると、本発明に係るシステムの実施例が説明される。図 2 で、本発明に係るシステム 100 が、概略的に示された放射線ユニット 10 及び画像化装置 50 と一緒に概略的に示される。本発明に係るシステム 1 が、一般的に、放射線治療システムの固定装置 28 へ着脱自在で確実に取り付けられるように配置された校正ツール 110、及び処置ユニット 120、たとえばパーソナル・コンピュータ (PC) を備える。図 3 において、校正ツール 110 の実施例のさらに詳細な図が示される。

10

【0046】

校正ツール 110 が定位固定ユニット座標系に容易に整列され正確に位置付けられて配置される。校正ツール 110 が患者位置決めユニット 20 に対して何れの移動する可能性も無く校正ツール 110 を取付手段 118 で確実に取り付けることによって、校正ツールが、定位固定ユニット座標系において確定された所定位置、 $x_{cal.tool}$ 、 $y_{cal.tool}$ 、 $z_{cal.tool}$  に配置され、画像取得中にそのまま維持されるよう固定され得る。

【0047】

好適には、校正ツール 110 が固定装置 28 に取り付けされる際に、校正ツール 110 は、定位固定ユニット座標系において所定又は知られる位置を有する少なくとも 1 つの基準物又はマーク 112 をそれぞれ備える。すなわち、校正ツール 110 の所定位置に対する基準物又はマーク 112 の位置が知られそして定位固定ユニット座標系における所定座標を有する。基準物 112 が、画像化装置 50 の検出器 52 によって撮影された 2 次元画像において特定されるような材料で作られ配置され形状とされる。

20

【0048】

図 2 及び図 3 に示される校正ツール 110 の実施例において、校正ツール 110 が、それぞれがプレート 119 上に装着された鋼球 115 を備えたロッド 116 を含む、4 つの基準物 112 を備える。各基準物 112 が、校正ツール 110 が固定装置 28 に装着される際に、定位固定ユニット座標系における所定位置を有する。

【0049】

検出器 52 によって撮影された 2 次元画像における基準物の特定を可能とする為、基準物 112 は画像化ユニット又は X 線源 51 から発せられる X 線放射を減衰させるスチールなどの材料で作られる。X 線が基準物 112 により減衰され、これにより、各基準物の写像が検出器によって撮影され、写像が影として各画像に見られるようになる。各基準物写像を特定する手順が以降に説明される。

30

【0050】

処理ユニット 120 が画像化装置 50 に接続可能にされて、双方向通信が、たとえばブルートゥース (登録商標) や WLAN などを用いてワイヤレスで可能とされる。このように、処理ユニット 120 が、たとえば画像化装置 50 から画像情報を取得し、指令を画像化装置 50 に送信して、画像走査手順を開始してもよい。

40

【0051】

一般的に、処理ユニット 120 が、定位座標系における校正ツール 110 の位置と画像化装置座標系における校正ツール 110 の位置との間の変換又は並進及び回転の位置差を計算するために構成される。校正ツール 110 が中に配置される定位固定ユニットの座標系 (軸  $x$ 、 $y$ 、 $z$  で定義される) が、たとえば製造ばらつきにより画像化装置の座標系 (軸  $a$ 、 $b$ 、 $c$  で定義される) に整列しない。

【0052】

このように、処理ユニット 120 が画像化装置 50 の座標系における校正ツール 110 の位置、 $a_{cal.tool}$ 、 $b_{cal.tool}$ 、 $c_{cal.tool}$  を決定し、又は寧ろ基準物の位置すなわち座標の組は、各基準物が 3 つの座標に関連するところで取得され

50

る。好ましくは、各基準物 114 の座標が決定されて、一列の位置座標となる。

【0053】

さらに、処理ユニット 120 が画像化装置に関連する座標系における校正ツールの所定位置  $a_{cal.tool}$ 、 $b_{cal.tool}$ 、 $c_{cal.tool}$  と、定位固定ユニット座標系における校正ツールの位置  $x_{cal.tool}$ 、 $y_{cal.tool}$ 、 $z_{cal.tool}$  との間の変換を計算して、画像化装置に関連する座標系と定位固定ユニット座標系における校正ツールの位置との関係を決定する。好適には、定位固定ユニット座標系における基準マークの知られる位置と画像化装置に関連する座標系における校正ツールの所定位置との間の変換が決定される。

【0054】

計算が、基準物画像座標  $d_{x,y}$ 、校正ツール 110 の原点  $o$  に対する定位座標系における基準物 112 の位置  $r_{o,b}$ 、画像化ユニット 51 に対する校正ツール 110 の原点  $o$  の位置  $r_{s,o}$  に基づく。

【0055】

本発明の実施例において、変換の計算が、画像化ユニット 51 に対する基準物の位置  $r_{s,d}$ 、画像化座標系の基準物の位置  $r_{o,b}$ 、画像化ユニット 51 に対する校正ツールの位置  $r_{s,o}$  に基づく。

【0056】

本発明の実施例において、変換の計算がさらに、画像化ユニット 51 と検出器 52 との間の距離  $SDD$  (図 4 参照)、定位座標系における検出器の位置と画像化ユニット座標系における検出器の位置との間の検出器の回転に基づく。図 6 を参照し、ベクトル回転が 3 つのパラメータに定義され、ここで  $q$  及び  $w$  が面からの回転角で、 $n$  が面内回転角である。検出器面が整列されて、 $v$  軸が  $z$  軸に平行で、 $u$  軸が  $y$  軸に平行である。 $u = u_0$  の軸に沿った検出器面の回転角が  $q$  で、 $v = v_0$  の軸に沿った検出器面の回転角が  $w$ 、 $(u_0, v_0)$  の点に沿った検出器面の回転角が  $n$  である。軸  $x$ 、 $y$ 、 $z$  が定位座標系 (図 1 参照) に関連し、 $u$  及び  $v$  が検出器面に関連する。

【0057】

本発明の実施例において、変換を計算する際に、それぞれの基準物画像座標  $d_{x,y}$ 、及び基準物位置と画像化ユニット 51 の位置との間のベクトル  $r_{s,b}$  がそれぞれの基準物 112 に対し基準物画像座標  $d_{x,y}$  と画像化ユニット 51 の位置との間のベクトル  $r_{s,d}$  に平行であるとの前提に基づいて、基準物位置と画像化ユニット 51 の位置との間のベクトル  $r_{s,d}$ 、及び基準物画像座標  $d_{x,y}$  と画像化ユニット 51 の位置間のベクトル  $r_{s,b}$  間の関係を用いて、基準物位置と画像化ユニット 51 の位置との間のベクトル  $r_{s,b}$  が決定される。

【0058】

本発明の実施例によれば、画像化座標系における校正ツール 110 の原点  $o$  に対する基準物 112 の位置  $r_{o,b}$  が、定位座標系における校正ツール 110 の原点  $o$  に対する基準物の位置  $r_{o,b}$  に基づいて計算され、変換が、基準物画像座標  $d_{x,y}$ 、画像化座標系における基準物の座標  $r_{o,b}$ 、及び画像化ユニット 51 に対する校正ツールの座標  $r_{s,o}$  に基づいて計算される。

【0059】

さて、図 4 ~ 図 9 を参照し、放射線治療システムにおいて治療計画又は治療に関連する患者の画像を撮影する画像化装置 50 を校正する本発明に係る方法が説明される。方法が、たとえば図 2 に説明されるようなシステムで実行される。図 4 ~ 図 6 が画像化手順の間の配置を概略的に示し、図 7 ~ 図 9 が本発明に係る方法の実施例のフローチャートを示す。

【0060】

図 4 及び図 5 を参照し、配置が、放射線ユニット 10 の正面から見て概略的に図示され、この実施例においては、すなわち図 1 に示される定位座標系の  $Z$  軸の方向と反対の方向のガンマ・ナイフである。X線源 51 が、位置  $s$  において (すなわち画像化装置座標系の

10

20

30

40

50

座標  $a_s, b_s, c_s$  において)放射線を発し、放射線は、位置  $b$  において(すなわち定位座標系における座標  $x_b, y_b, z_b$  において)基準物 112 によって減衰される。明確に差別化される影が次いで位置  $d (d_x, d_y)$  で検出器 52 上に検出され得る。空間における各基準物の写像の位置  $d$ 、すなわち定位座標系における  $x_d, y_d, z_d$  は画像に基づく。校正ツール 110 が位置  $o$  に位置し、すなわち校正ツール 110 の基準点が定位座標系における点  $x_o, y_o, z_o$  に位置する。画像化装置 50 における校正ツール 110 の位置が  $o'$  すなわち  $a_{o'}, b_{o'}, c_{o'}$  である。

【0061】

ベクトル  $r_{sb}$  は点  $s$  から点  $b$  へのベクトル、すなわち、X線源 51 からそれぞれの基準物 112 までのベクトルである。ベクトル  $r_{ob}$  が点  $o$  から点  $b$  までのベクトル、すなわち、校正ツール 110 の中心点からそれぞれの基準物 112 までのベクトルである。このベクトル  $r_{ob}$  が知られる。ベクトル  $r_{so}$  が点  $s$  から点  $o$  までのベクトル、すなわち X線源 51 から校正ツール 110 までのベクトルである。ベクトル  $r_{o'b'}$ 。SDD が「ソースから検出器までの距離」、すなわち X線源 51 と検出器 52 との距離である。

10

【0062】

ガントリ角度  $\theta$  が、X線源 51 の現在位置  $s$  と  $y$  軸との間の角度を定義する。角度  $\theta$  が、補正が必要とされる回転を定義し、よって画像化装置 50 の座標系における校正ツール 110 の位置  $o'$  が、定位座標系における校正ツール 110 の位置  $o$  と比較される。図 5 が図 4 に示される配置のさらに詳細な図である。

【0063】

図 4 を参照し、ベクトル  $r_{sb}$  が、次式に表される。

20

【数 1】

$$r_{sb} = r_{so} + r_{ob} = r_{so} + r_{oo'} + r_{o'b} \tag{1}$$

ここで、符号  $r_{sb}$  が上述のように点  $s$  (X線源 51) から点  $b$  (それぞれの基準物 112) までのベクトルを表す。校正ツール 110 の中心点  $o$  に対して基準物 112 の位置が知られると仮定する。定位座標系における座標と回転された座標系の座標すなわち画像化装置の座標系との間の関係が、空間におけるベクトル回転に対するアルゴリズム、たとえばロドリゲス回転公式 (Rodrigues rotation formula) を用いることで決定され、軸  $\hat{k}$  及び回転角度  $\alpha$  とする。

30

【数 2】

$$R(r, \hat{k}, \alpha) = r \cos \alpha + (\hat{k} \times r) \sin \alpha + \hat{k}(\hat{k} \cdot r)(1 - \cos \alpha) \tag{2}$$

回転軸が単位ベクトルなので、2つのパラメータ  $\theta$  及び  $\phi$  で次式に表される。

【数 3】

$$\hat{k}(\theta, \phi) = (\cos \phi \sin \theta, \sin \phi \sin \theta, \cos \theta) \tag{3}$$

40

ガントリ回転が検討される。図 4 に定義されるように基準の静止フレームを仮定し、これが、 $\hat{k} = \hat{z}$  及び  $\theta = \beta$  である式 (2) を  $r_{so} (\theta = 0)$  及び  $r_{sd} (\theta = 0)$  に適用することで為される。

【数 4】

$$r_{so} = R(r_{so}(\beta = 0), \hat{z}, \beta) = (y_s \sin \beta - x_s \cos \beta, -y_s \cos \beta - x_s \sin \beta, -z_s) \tag{4}$$

50

【数 5】

$$r_{sd} = R(r_{sd}(\beta = 0), \theta, \phi, z, \beta) = (x_d \cos \beta - y_d \sin \beta, y_d \cos \beta + x_d \sin \beta, z_d) \quad (5)$$

ベクトル  $r_{sd} = (x_d, y_d, z_d)$  が画像たとえば質量算定の中心によって計算され得る。基準物 112 の各写像が画素よりも大きい検出器面（すなわち画像における）の領域を占める。本発明の実施例によれば、検出器面の中の 1 つの点又は画素が投影を正確に表す各基準物に対して選択される。検出器面の選択された点  $d_x$  及び  $d_y$  に基づいて、ベクトル  $r_{sd} (x_d, y_d, z_d)$  が決定され得る。基準物 112 が背景に対し高いコントラストを有し、よって閾値が投影を特定するか決定する効果的な方法である。校正ツール 110 及び基準物 112 が好ましくは、画像において異なる投影間で水平方向又は鉛直方向に何れも重ならないように設計される。好適な実施例によれば、関心の領域が各投影に対し決定され、正確に投影を表すように決定される点がたとえば質量算定の中心を用いて関心の領域から選択される。

【0064】

ベクトル  $r_{sb}$  が  $r_{sd}$  に平行なので、次式を適用する。

【数 6】

$$r_{sb} = \lambda \cdot r_{sd} \quad (6)$$

ここで、 $\lambda$  がスカラーである。このスカラーの値が余弦公式を図 5 に示される三角に適用することで表され、次式を得る。

【数 7】

$$\|r_{sb}\|^2 = \|r_{so}\|^2 + \|r_{ob}\|^2 - 2\|r_{so}\|\|r_{ob}\|\cos\gamma \quad (7)$$

式 (7) を式 (6) に結合し、スカラー積として長さを表して、次式を得る。

【数 8】

$$\lambda = \frac{1}{\|r_{sd}\|} \sqrt{r_{so} \cdot r_{so} + r_{ob} \cdot r_{ob} + 2r_{so} \cdot r_{ob}} \quad (8)$$

【数 9】

$$\lambda = \frac{\|r_{so} + r_{ob}\|}{\|r_{sd}\|} \quad (9)$$

式 (8) 及び式 (9) に基づき、式 (1) が次式に表される。

【数 10】

$$\frac{r_{sd}}{\|r_{sd}\|} = \frac{r_{so} + r_{o0r} + r_{orb}}{\|r_{so} + r_{o0r} + r_{orb}\|} \quad (10)$$

10

20

30

40

50

自由度が、校正ツールの、 $\theta$ 、 $\phi$ 、 $\alpha$ 、及びソース - 軸距離 (SAD) で決定される並進  $r_{oo}$ 、 $r_{oo} = (x_0, y_0, z_0)$  及び回転である。式 (10) が各画像における各基準物に対し解かれる。好適な実施例で、3つの基準物が用いられ、300画像が画像化セッションの間に撮影される。さらに、式 (10) が、好適な実施例によれば、少なくとも数的に最小二乗法で解かれる。

【0065】

以降に、ガウス・ニュートン・アルゴリズムを用いて式 (10) の数的解法の例が示される。簡単な表記の為に、次式が導出される。

【数11】

$$x = (R_{SAD}, x_0, y_0, z_0, \theta, \phi, \alpha) \quad (11)$$

10

【数12】

$$y_i = \frac{r_{sd}(\beta)_i}{\|r_{sd}\|} \quad (12)$$

【数13】

$$r_{so}(R_{SAD}, \beta) = R_{SAD} \cdot (-\sin\beta, -\cos\beta, 0) \quad (13)$$

20

【数14】

$$v(x) = r_{so}(R_{SAD}, \beta) + r_{oo}(x_0, y_0, z_0) + r_{ob}(\theta, \phi, \alpha) \quad (14)$$

【数15】

$$u(x) = v \cdot v \quad (15)$$

30

【数16】

$$F_i = \frac{v_i}{\sqrt{u(x)}} \quad (16)$$

ここで、ベクトル・コンポーネント及び基準物の両方への適当なインデキシングが分かる。 $R_{SAD}$  がソースすなわち X 線源 51 から校正ツール 110 の原点  $o$  を経由する軸までの距離、すなわち校正ツール 110 の位置である。次に、残りの  $v_i$  が式 (10) を解く際に検討される。

40

【数17】

$$v_i = y_i - F_i(x) \quad (17)$$

これにガウス・ニュートン・アルゴリズムが二乗和を最小にするのを目指す。初期のガウス  $x^0$  で開始し、アルゴリズムが反復して次に従い解を更新する。

50

【数 1 8】

$$x^{n+1} = x^n + \Delta \quad (18)$$

ここで、 $\Delta$  が次の正規方程式を解いて決定される小さなステップである。

【数 1 9】

$$(J^T J) \Delta = J^T v \quad (19)$$

10

今度は、 $J$  が  $x$  に対する  $F$  のヤコビアンであり、すなわち、次式である。

【数 2 0】

$$J_{ij}(x^n) = \left. \frac{\partial F_i}{\partial x_j} \right|_{x=x^n} \quad (20)$$

正規方程式が  $J$  のコレスキー分解又は  $QR$  因数分解を用いて 1 ステップで解かれてもよい。大きなシステムでは、共役傾斜法などの反復手法がさらに効率的な場合がある。そして、 $J(x)$  の解析式が計算され得る。 20

【数 2 1】

$$J = \begin{pmatrix} \nabla F_1 \\ \nabla F_2 \\ \vdots \end{pmatrix} = \frac{\nabla v_i}{\sqrt{u}} - \frac{v_i}{2u^{3/2}} \cdot \nabla u \quad (21)$$

$v(x) = r_{so}(R_{SAD}, \theta) + r_{oo} \cdot (x_0, y_0, z_0) + r_{ob}(\alpha, \beta, \gamma)$  であるため、次が適用される。 30

【数 2 2】

$$\frac{\partial v}{\partial R_{SAD}} = \frac{\partial r_{so}}{\partial R_{SAD}} = (-\sin \beta, -\cos \beta, 0) \quad (22)$$

【数 2 3】

$$\frac{\partial v}{\partial x_0} = \frac{\partial r_{oo}}{\partial x_0} = (1, 0, 0) \quad (23)$$

40

【数 2 4】

$$\frac{\partial v}{\partial y_0} = \frac{\partial r_{oo}}{\partial y_0} = (0, 1, 0) \quad (24)$$

【数 2 5】

$$\frac{\partial v}{\partial z_0} = \frac{\partial r_{oo}}{\partial z_0} = (0, 1, 0) \quad (25)$$

50



【数 2 6】

$$\frac{\partial v}{\partial \theta} = \frac{\partial r_{o'ib}}{\partial \theta} = \left( \frac{\partial \hat{k}}{\partial \theta} \times r_{o'ib} \right) \sin \alpha + \left( \frac{\partial \hat{k}}{\partial \theta} (\hat{k} \cdot r_{o'ib}) + \hat{k} \left( \frac{\partial \hat{k}}{\partial \theta} \cdot r_{o'ib} \right) \right) (1 - \cos \alpha) \quad (26)$$

【数 2 7】

$$\frac{\partial v}{\partial \phi} = \frac{\partial r_{o'ib}}{\partial \phi} = \left( \frac{\partial \hat{k}}{\partial \phi} \times r_{o'ib} \right) \sin \alpha + \left( \frac{\partial \hat{k}}{\partial \phi} (\hat{k} \cdot r_{o'ib}) + \hat{k} \left( \frac{\partial \hat{k}}{\partial \phi} \cdot r_{o'ib} \right) \right) (1 - \cos \alpha) \quad (27)$$

10

【数 2 8】

$$\frac{\partial v}{\partial \alpha} = \frac{\partial r_{o'ib}}{\partial \alpha} = (\hat{k} \times r_{o'ib}) \cos \alpha + (\hat{k} (\hat{k} \cdot r_{o'ib}) - r_{o'ib}) \sin \alpha \quad (28)$$

ここで、次式を参照する。

【数 2 9】

$$\frac{\partial \hat{k}}{\partial \theta} = (\cos \phi \cos \theta, \sin \phi \cos \theta, -\sin \theta) \quad (29)$$

20

【数 3 0】

$$\frac{\partial \hat{k}}{\partial \phi} = (-\sin \phi \sin \theta, \cos \phi \sin \theta, 0) \quad (30)$$

最後に次が適用される。

【数 3 1】

$$\nabla u = 2(v \cdot \nabla)v \quad (31)$$

30

これが、コンポーネント形式で次に変換される。

【数 3 2】

$$\frac{\partial u}{\partial x_j} = 2 \sum_{n=1}^7 v_n \frac{\partial v_n}{\partial x_j} \quad (32)$$

したがって、式(21)が次のように書き換えられる。

【数 3 3】

$$J = \frac{\nabla v_i}{\sqrt{u}} - \frac{v_i}{u^2} (v \cdot \nabla)v \quad (33)$$

40

【0066】

ここで図7を参照し、放射線治療システムにおける治療計画又は治療について患者の画像を撮影する為に、画像化装置50を検出するための本発明に係る方法の実施例の一般的なステップが説明される。方法は、たとえば図2に説明されるようなシステムにおいて実行されてもよい。

【0067】

50

第1のステップが、画像化装置50の回転軸を決定することを含む画像化装置50の画質パラメータの校正を実行することでよい。別法では、校正が先に実行されたならば、画像化装置50が校正を必要としなくてもよいし、校正データが校正ファイルに保存され得る。

【0068】

ステップ210で、画像走査手順が開始され脱着可能な校正ツール110が、画像化装置50の放射線ユニット51を用いて照射される。

【0069】

ステップ220で、校正ツール110の基準物112の断面写像を含む少なくとも1つの2次元画像が、画像走査手順中に画像化装置50の検出器52を用いて撮影される。

10

【0070】

ステップ230で、各基準物112の写像又は投影の画像座標 $d_{x,y}$ が撮影された画像に特定されるか決定される。上述したように、各対象112に対する点が決定され、これは、各対象の投影が決定されることを示す。対象112の大きさにより、それらの投影が画素よりも大きい画像の中の領域を占め、よって中心点を表す点を特定するのに効率的である。たとえば、閾値が用いられて、投影を背景から分離する。投影が水平にも鉛直にも重ならないように、基準物112が校正ツール110上に配置される。重ならない方向における合計及び隣接非ゼロ領域の特定が実行される。この手順がセグメント化された一辺の各々に対し両方の方向で繰り返される。分類された点に関心の結果の領域に見い出される。たとえば質量算定の中心がこの目的に用いられる。

20

【0071】

ステップ240で、画像化ユニット51に対する校正ツール110の原点 $o$ の位置、又は画像化ユニット51と校正ツールの原点 $o$ との間のベクトル $r_s$ が取得される。本発明の実施例で、画像化ユニット51と校正ツールの原点 $o$ との間のベクトル $r_s$ が計算され、本発明の別の実施例において、画像化ユニット51と校正ツールの原点 $o$ との間のベクトル $r_s$ が予め決定される。

【0072】

ステップ250で、定位座標系における校正ツール110の位置と画像化装置座標系における校正ツール110の位置との間の並進及び回転の位置差を含む変換が、たとえば上述の式(1)~(33)を用いて計算される。一般に、計算は、基準物画像座標 $d_{x,y}$ 、校正ツール110の原点 $o$ に対する定位座標系における基準物112の位置 $r_b$ 、及び画像化ユニット51に対する校正ツール110の原点 $o$ の位置 $r_s$ に基づいて為される。SADが予め決定されていない場合、変換が計算される同じ時間に、SADが計算される。

30

【0073】

次のステップにおいて、計算された変換が、放射線治療システム1に対する画像化装置50を校正する為に用いられ得る。

【0074】

さて、図8を戻り、本発明に係る方法の別の実施例の放射線治療システムにおける治療計画又は治療に関する患者の画像を撮影する為の、画像化装置50を校正するステップが説明される。方法が、たとえば、図2に説明されたようなシステムにおいて実行されてもよい。第1のステップが、画像化装置50の回転軸を決定することを含む画像化装置50の画質パラメータの校正を実行してもよい。別法では、校正が先に実行されたならば、画像化装置50が校正を必要としなくてもよいし、校正データが校正ファイルに保存され得る。

40

【0075】

ステップ310で、画像走査手順が開始され脱着可能に装着された校正ツール110が、画像化装置50の放射線ユニット51を用いて照射される。

【0076】

ステップ320で、校正ツール110の基準物112の断面写像を含む少なくとも1つ

50

の 2 次元画像が、画像走査手順中に画像化装置 5 0 の検出器 5 2 を用いて撮影される。

【 0 0 7 7 】

ステップ 3 3 0 で、各基準物 1 1 2 の写像又は投影の画像座標  $d_{x,y}$  が、撮影された画像に特定されるか決定される。上述したように、各対象 1 1 2 に対する点が決定され、これは、各対象の投影が決定されることを示す。対象 1 1 2 の大きさにより、それらの投影が画素よりも大きい画像の中の領域を占め、よって中心点を表す点を特定するのに効率的である。たとえば、閾値が用いられて、投影を背景から分離する。投影が水平にも鉛直にも重ならないように、基準物 1 1 2 が校正ツール 1 1 0 上に配置される。図 4 参照のこと。重ならない方向における合計及び隣接非ゼロ領域の特定が実行される。この手順が、図 4 で示されるように、セグメント化された一辺の各々に対し両方の方向で繰り返される。分類された点が関心の結果の領域に見い出される。たとえば質量算定の中心がこの目的に用いられる。

10

【 0 0 7 8 】

ステップ 3 4 0 で、画像化ユニット 5 1 に対する基準物 1 1 2 の位置  $r_{s,d}$  が、基準物画像座標  $d_{x,y}$ 、及び画像化ユニット又は X 線源 5 1 に対する検出器 5 2 の位置  $r_{s,d}$  に基づき決定されるか計算される。

【 0 0 7 9 】

ステップ 3 5 0 で、画像化ユニット 5 1 に対する校正ツール 1 1 0 の原点  $o$  の位置が取得され、又は、画像化ユニット 5 1 と校正ツールの原点  $o$  との間のベクトル  $r_{s,o}$  が取得される。本発明の実施例で、画像化ユニット 5 1 と校正ツールの原点との間のベクトル  $r_{s,o}$  が計算され、本発明の別の実施例において、画像化ユニット 5 1 と校正ツールの原点  $o$  との間のベクトル  $r_{s,o}$  が予め決定される。

20

【 0 0 8 0 】

ステップ 3 6 0 で、定位座標系における校正ツール 1 1 0 の位置と画像化装置座標系における校正ツール 1 1 0 の位置との間の並進及び回転の位置差を含む変換が、たとえば上述の式 ( 1 ) ~ ( 3 3 ) を用いて計算される。一般に、計算が、画像化ユニット 5 1 に対する基準物の位置  $r_{s,d}$ 、画像化座標系における基準物の位置  $r_{o,b}$ 、及び画像化ユニット 5 1 に対する校正ツール 1 1 0 の原点  $o$  の位置  $r_{s,o}$  に基づく。SAD が予め決定されていない場合、変換が計算される同じ時間に、SAD が計算される。次のステップにおいて、計算された変換が放射線治療システム 1 に対する画像化装置 5 0 を校正する為に用いられ得る。

30

【 0 0 8 1 】

さて、図 9 に移り、放射線治療システムにおける治療計画又は治療に関する患者の画像を撮影する為の、画像化装置 5 0 を校正する本発明に係る方法の別の実施例のステップが説明される。方法が、たとえば、図 2 に説明されたようなシステムにおいて実行されてもよい。第 1 のステップで、画像化装置 5 0 の回転軸を決定することを含む画像化装置 5 0 の画質パラメータの校正が実行されてもよい。別法では、校正が先に実行されたならば、画像化装置 5 0 が校正を必要としなくてもよいし、校正データが校正ファイルに保存され得る。

【 0 0 8 2 】

ステップ 4 1 0 で、画像走査手順が開始され脱着可能に装着された校正ツール 1 1 0 が画像化装置 5 0 の放射線ユニット 5 1 を用いて照射される。

40

【 0 0 8 3 】

ステップ 4 2 0 で、校正ツール 1 1 0 の基準物 1 1 2 の断面写像を含む少なくとも 1 つの 2 次元画像が、画像走査手順中に画像化装置 5 0 の検出器 5 2 を用いて撮影される。

【 0 0 8 4 】

ステップ 4 3 0 で、各基準物 1 1 2 の写像又は投影の画像座標  $d_{x,y}$  が撮影された画像に特定されるか決定される。上述したように、各対象 1 1 2 に対する点が決定され、これは、各対象の投影が決定されることを示す。対象 1 1 2 の大きさにより、それらの投影が、画素よりも大きい画像の中の領域を占め、よって中心点を表す点を特定するのに効率的

50

である。たとえば、閾値が用いられて、投影を背景から分離する。投影が水平にも鉛直にも重ならないように、基準物 1 1 2 が校正ツール 1 1 0 上に配置される図 4 参照のこと。重ならない方向における合計及び隣接非ゼロ領域の特定が実行される。この手順がセグメント化された一辺の各々に対し図 4 に示されるように両方の方向で繰り返される。分類された点が開心の結果の領域に見い出される。たとえば質量算定の中心がこの目的に用いられる。

【 0 0 8 5 】

ステップ 4 4 0 で、基準物位置と画像化ユニット 5 1 の位置との間のベクトル  $r_{s_b}$  は、それぞれの基準物画像座標  $d_{x_y}$ 、及び基準物位置と画像化ユニット 5 1 の位置との間のベクトル  $r_{s_b}$  がそれぞれの基準物 1 1 2 に対して基準物画像座標  $d_{x_y}$  と画像化ユニット 5 1 の位置との間のベクトル  $r_{s_d}$  と平行であるとの前提に基づいて決定される。

10

【 0 0 8 6 】

ステップ 4 5 0 で、画像化ユニット 5 1 に対する校正ツール 1 1 0 の原点  $o$  の位置が取得され、又は、画像化ユニット 5 1 と校正ツールの原点  $o$  との間のベクトル  $r_{s_o}$  が取得される。本発明の実施例で、画像化ユニット 5 1 と校正ツールの原点  $o$  との間のベクトル  $r_{s_o}$  が計算され、本発明の別の実施例において、画像化ユニット 5 1 と校正ツールの原点  $o$  との間のベクトル  $r_{s_o}$  が予め決定される。

【 0 0 8 7 】

ステップ 4 6 0 で、定位座標系における校正ツール 1 1 0 の位置と画像化装置座標系における校正ツール 1 1 0 の位置との間の並進及び回転の位置差を含む変換が、変換を計算する際に、たとえば上述の式 ( 1 ) ~ ( 3 3 ) を用いて、基準物位置と画像化ユニット 5 1 の位置とのベクトル  $r_{s_d}$ 、及び基準物画像座標  $d_{x_y}$  及び画像化ユニット 5 1 の位置との間のベクトル  $r_{s_b}$  の関係も用いて計算される。S A D が予め決定されていない場合、変換が計算されるのと同じ時間に S A D が計算される。

20

【 0 0 8 8 】

次のステップにおいて、計算された変換が放射線治療システム 1 に対する画像化装置 5 0 を校正する為に用いられ得る。

【 0 0 8 9 】

本発明が、これらの例示の実施例を用いて上述されたが、当業者が理解するように、それらの変態、改善及び複合は、添付の特許請求の範囲に定義されるように本発明の範囲から逸脱しないで為される。

30

【 図 1 】

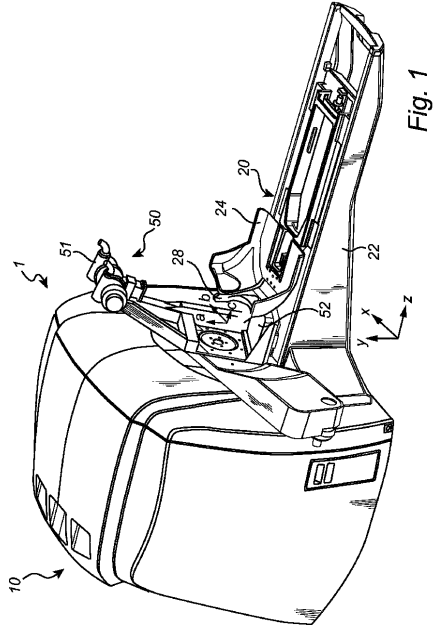


Fig. 1

【 図 2 】

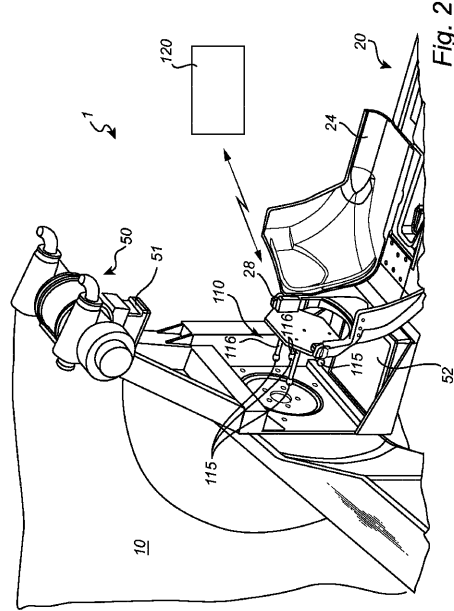


Fig. 2

【 図 3 】

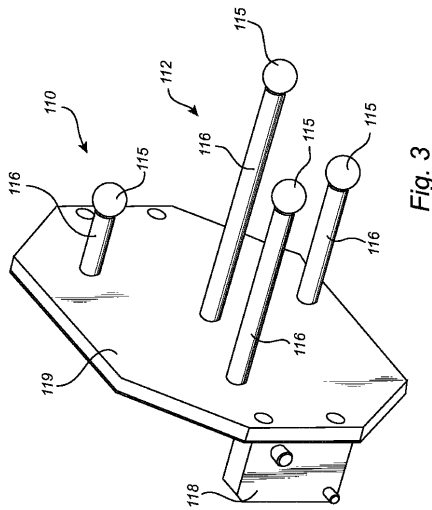


Fig. 3

【 図 4 】

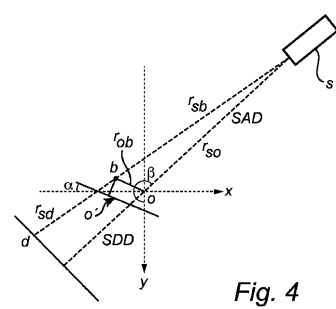


Fig. 4

【 図 5 】

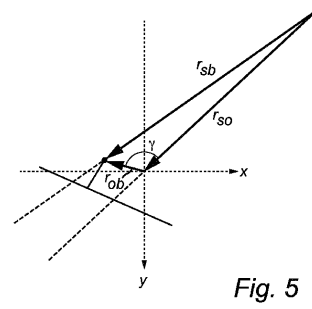
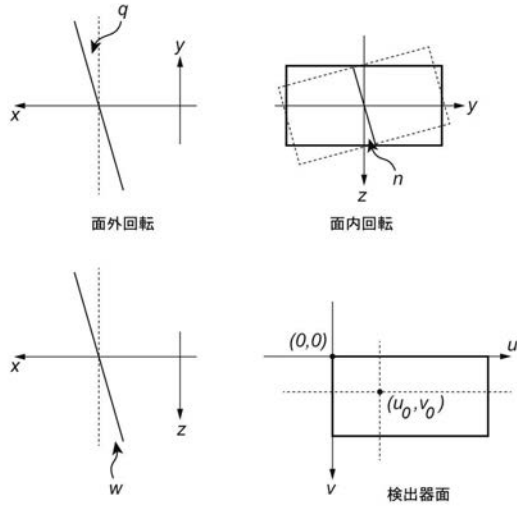
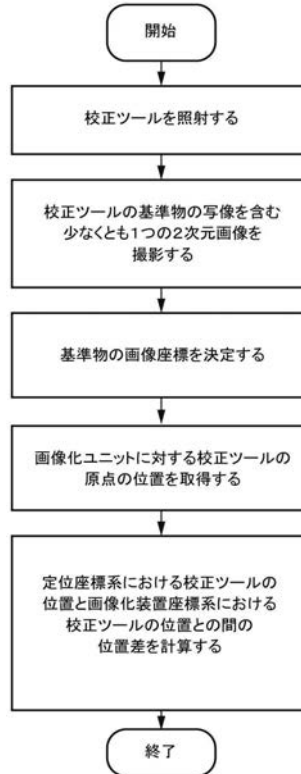


Fig. 5

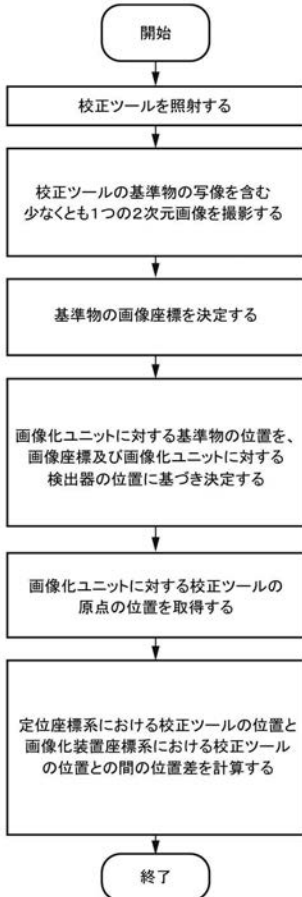
【 図 6 】



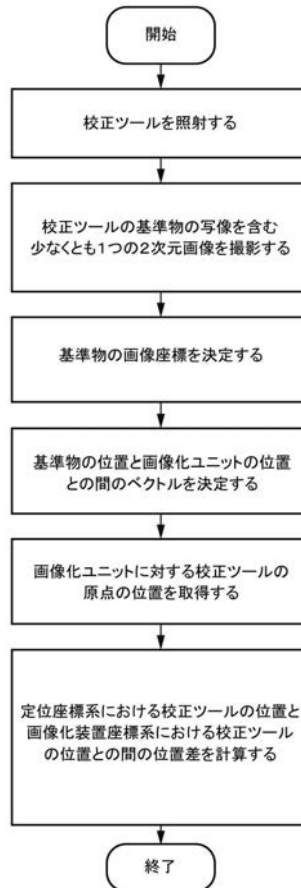
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/EP2014/057659

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. A61N5/10 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) A61N		
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>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2012/146301 A1 (ELEKTA AB [SE]; CARLSSON PER [SE]) 1 November 2012 (2012-11-01) cited in the application	1-3,9, 11,12,18
Y	page 13,, line 29 - page 14, line 6; claims 1-8; figures 1-4 -----	4-8, 13-17
Y	US 2013/229495 A1 (BANI-HASHEMI ALI-REZA [US] ET AL) 5 September 2013 (2013-09-05) paragraphs [0047], [0048], [0057], [0058] ----- -/--	4-8, 13-17
<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		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 24 June 2014		Date of mailing of the international search report 07/07/2014
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Gentil, Tamara

2

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No  
PCT/EP2014/057659

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	FORSTER D M C ET AL: "STEREOTACTIC RADIOSURGERY", SURGERY, MEDICINE PUBLISHING, ABINGTON. / ELSEVIER IMPRINT, GB, no. 97, 1 October 1991 (1991-10-01), pages 2323-2324, XP000228581, ISSN: 0263-9319 the whole document -----	1-18



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2014/057659

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
WO 2012146301	A1	01-11-2012	CN 103517736 A	15-01-2014
			EP 2701802 A1	05-03-2014
			US 2014046601 A1	13-02-2014
			WO 2012146301 A1	01-11-2012
-----				
US 2013229495	A1	05-09-2013	NONE	
-----				

## 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, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, 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, IR, IS, JP, KE, KG, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US