(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2010-511170
(P2010-511170A)
(43)公表日　平成22年4月8日(2010.4.8)

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード（参考）
G01N 23/04 (2006.01)	G01N 23/04	2G001

審査請求 未請求　予備審査請求 未請求　（全 20 頁）

(21)出願番号	特願2009-538815 (P2009-538815)
(86)(22)出願日	平成19年11月21日 (2007.11.21)
(85)翻訳文提出日	平成21年7月13日 (2009.7.13)
(86)国際出願番号	PCT/IB2007/054726
(87)国際公開番号	WO2008/065578
(87)国際公開日	平成20年6月5日 (2008.6.5)
(31)優先権主張番号	06124941.3
(32)優先日	平成18年11月28日 (2006.11.28)
(33)優先権主張国	欧州特許庁 (EP)

(71)出願人　590000248
コーニンクレッカ　フィリップス　エレクトロニクス　エヌ　ヴィ
オランダ国　５６２１　ベーアー　アインドーフェン　フルーネヴァウツウェッハ　1
(74)代理人　100070150
弁理士　伊東　忠彦
(74)代理人　100091214
弁理士　大貫　進介
(74)代理人　100107766
弁理士　伊東　忠重

最終頁に続く

(54)【発明の名称】放射・検出システム

(57)【要約】
本発明は、第１の期間群に第１の放射領域（１５）の放射線で、そして第２の期間群に第２の放射領域（１６）の放射線で、代わる代わる検出ユニット（６）を照射する放射ユニット（２）を有し、第１の期間群に第１の検出値が検出され、第２の期間群に第２の検出値が検出される、放射・検出システムに関する。第２の放射領域（１６）の放射線の第１の検出値への影響に関して、そして第１の放射領域（１５）の放射線の第２の検出値への影響に関して、放射・検出システムが校正される。

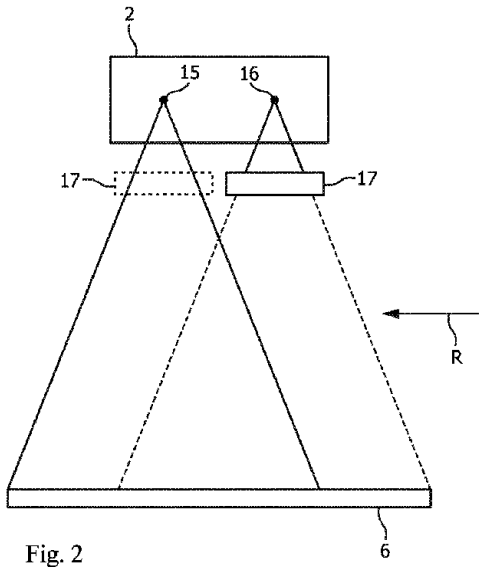


Fig. 2

【特許請求の範囲】
【請求項１】
－　第１の放射領域及び第２の放射領域を有し、第１の期間群に前記第１の放射領域の放射線で、そして第２の期間群に前記第２の放射領域の放射線で、代わる代わる検出ユニットを照射する放射ユニット、
－　放射線に依存した値を検出する検出ユニットであり、前記第１の期間群に第１の検出値を検出し、前記第２の期間群に第２の検出値を検出するように適応された検出ユニット、
－　校正ユニットであり、
　前記第１の検出値を補正するために、前記第２の放射領域の放射線の前記第１の検出値への影響に依存した校正値を決定するように適応されて、前記第２の放射領域の放射線の前記第１の検出値への前記影響に関して当該放射・検出システムを校正し、且つ
　前記第２の検出値を補正するために、前記第１の放射領域の放射線の前記第２の検出値への影響に依存した校正値を決定するように適応されて、前記第１の放射領域の放射線の前記第２の検出値への前記影響に関して当該放射・検出システムを校正する
　校正ユニット、
　を有する放射・検出システム。
【請求項２】
　前記校正ユニットは、前記第１の検出値を補正するための校正値を決定するため、前記第１及び第２の検出値のうちの少なくとも１つを用いるように適応されており、且つ
　前記校正ユニットは、前記第２の検出値を補正するための校正値を決定するため、前記第１及び第２の検出値のうちの少なくとも１つを用いるように適応されている、
　請求項１に記載の放射・検出システム。
【請求項３】
　前記第１及び第２の放射領域のうちの一方の放射線が前記検出ユニットによって検出されるのを阻止する阻止ユニット、を有する請求項１に記載の放射・検出システム。
【請求項４】
　前記阻止ユニットは放射線を遮る遮断素子である、請求項３に記載の放射・検出システム。
【請求項５】
　前記第１の検出値を補正するための校正値を決定するため、
－　前記阻止ユニットは、前記第１の放射領域の放射線の前記検出ユニットによる検出を阻止するように適応され、
－　前記検出ユニットは、前記第１及び第２の検出値を検出するように適応され、且つ
－　前記校正ユニットは、連続した第１及び第２の検出値の比を用いることによって、前記第１の検出値を補正するための校正値を決定するように適応されており、且つ
　前記第２の検出値を補正するための校正値を決定するため、
－　前記阻止ユニットは、前記第２の放射領域の放射線の前記検出ユニットによる検出を阻止するように適応され、
－　前記検出ユニットは、前記第１及び第２の検出値を検出するように適応され、且つ
－　前記校正ユニットは、連続した第１及び第２の検出値の比を用いることによって、前記第２の検出値を補正するための校正値を決定するように適応されている、
　請求項３に記載の放射・検出システム。
【請求項６】
　前記校正ユニットは、前記検出ユニットの残光値に依存した校正値を決定するように適応されている、請求項１に記載の放射・検出システム。
【請求項７】
　前記校正ユニットは、放射領域の残留放射線に依存した校正値を決定するように適応されている、請求項１に記載の放射・検出システム。
【請求項８】

前記校正値を用いて前記第１及び第２の検出値を補正するように適応された補正ユニット、を有する請求項１に記載の放射・検出システム。

【請求項９】

前記補正ユニットは、前記第１及び第２の検出値を、

－　前記第１及び第２の検出値を行列方程式としてモデル化する段階であり、前記第１及び第２の検出値を、前記校正値に依存した行列により、補正された第１及び第２の検出値に関連付ける段階、

－　前記行列方程式を反転することにより、前記補正された第１及び第２の検出値を計算し直す段階、

を用いて補正するように適応されている、請求項８に記載の放射・検出システム。

【請求項１０】

補正された第１及び第２の検出値を用いて、前記放射ユニットと前記検出ユニットとの間に配置された関心領域の画像を再構成する再構成ユニット、を有する請求項８に記載の放射・検出システム。

【請求項１１】

当該放射・検出システムはコンピュータ断層撮影システムであり、且つ

前記放射ユニットはＸ線ステレオ管である、

請求項１に記載の放射・検出システム。

【請求項１２】

－　第１の期間群に検出ユニットを間欠的に照射する放射領域を有する放射ユニット、

－　前記第１の期間群の間に配置された第２の期間群に、放射線に依存した検出値を検出する検出ユニット、

－　前記第１の期間群に放射された放射線の前記第２の期間群に検出された前記検出値への影響に関して当該放射・検出システムを校正する校正ユニットであり、前記検出値を補正するために、前記第１の期間群に放射された放射線の前記第２の期間群に検出された前記検出値への前記影響に依存した校正値を決定するように適応された校正ユニット、

を有する放射・検出システム。

【請求項１３】

前記検出ユニットは、前記第１の期間群に第１の検出値を検出し、前記第２の期間群に第２の検出値を検出するように適応され、且つ

前記校正ユニットは、前記第１及び第２の検出値のうちの少なくとも１つを用いて、前記第２の検出値を補正するための校正値を決定するように適応されている、

請求項１２に記載の放射・検出システム。

【請求項１４】

前記校正ユニットは、前記検出ユニットの残光値に依存した校正値を決定するように適応されている、請求項１２に記載の放射・検出システム。

【請求項１５】

前記校正ユニットは、前記放射領域の残留放射線に依存した校正値を決定するように適応されている、請求項１２に記載の放射・検出システム。

【請求項１６】

関心領域の画像を生成する画像生成システムであって、当該画像生成システムは、

－　放射ユニットが、第１の期間群に第１の放射領域から、そして第２の期間群に第２の放射領域から、代わる代わる検出ユニットを放射線で照射して、該第１の期間群に検出された第１の検出値、及び該第２の期間群に検出された第２の検出値、

－　前記第１の検出値を補正するための、前記第２の放射領域の放射線の前記第１の検出値への影響に依存した校正値、

－　前記第２の検出値を補正するための、前記第１の放射領域の放射線の前記第２の検出値への影響に依存した校正値、

を与えられ、

当該画像生成システムは：

－　前記校正値を用いて前記第１及び第２の検出値を補正するように適応された補正ユニット、
－　補正された第１及び第２の検出値を用いて、前記放射ユニットと前記検出ユニットとの間に配置された関心領域の画像を再構成する再構成ユニット、
を有する、画像生成システム。
【請求項１７】
放射・検出システムを校正するための放射・検出方法であって：
－　第１の期間群に第１の放射領域の放射線で、そして第２の期間群に第２の放射領域の放射線で、代わる代わる検出ユニットを照射する段階、
－　放射線に依存した値を検出する段階であり、前記第１の期間群に第１の検出値が検出され、前記第２の期間群に第２の検出値が検出される、検出する段階、
－　前記第２の放射領域の放射線の前記第１の検出値への影響に関して前記放射・検出システムを校正する段階であり、前記第１の検出値を補正するための、前記第２の放射領域の放射線の前記第１の検出値への前記影響に依存した校正値が決定される、校正する段階、及び
－　前記第１の放射領域の放射線の前記第２の検出値への影響に関して前記放射・検出システムを校正する段階であり、前記第２の検出値を補正するための、前記第１の放射領域の放射線の前記第２の検出値への前記影響に依存した校正値が決定される、校正する段階、
を有する放射・検出方法。
【請求項１８】
放射・検出システムを校正するためのコンピュータプログラムであって、請求項１に記載の放射・検出システムを制御するコンピュータ上で実行されるときに該放射・検出システムに請求項１７に記載の方法の段階群を実行させるプログラムコードを有するコンピュータプログラム。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、放射・検出システム及び放射・検出方法に関する。
【背景技術】
【０００２】
第１の放射領域及び第２の放射領域を有する放射ユニットと検出ユニットとを有し、第１の期間群に第１の放射領域の放射線で、そして第２の期間群に第２の放射領域の放射線で、代わる代わる検出ユニットを照射する放射・検出システムが知られている。このような放射・検出システムは、例えば、２つの焦点を有するＸ線ステレオ管を備え、関心領域をこれら２つの焦点から放射される放射線で代わる代わる照射するコンピュータ断層撮影システム（ＣＴシステム）である。これら２つの焦点の放射線は、関心領域を横切った後に、検出ユニットによって検出される。検出ユニットは、この放射線に依存した検出値を生成し、生成された検出値を用いて関心領域の画像が再構成される。上述の放射ユニットを有する放射・検出システムは、第１及び第２の放射領域の使用により検出値が誤りを含んだものとなり、アーチファクトを有する再構成画像が生成されるという欠点を有する。
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００３】
本発明は、検出値の誤りの度合いを低減する、第１の期間群に第１の放射領域の放射線で、そして第２の期間群に第２の放射領域の放射線で、代わる代わる検出ユニットを照射する第１の放射領域及び第２の放射領域を有する放射ユニットを備えた放射・検出システムを提供することを１つの目的とする。
【課題を解決するための手段】
【０００４】

本発明の第１の態様において、放射・検出システムが提示される。当該放射・検出システムは：
－　第１の放射領域及び第２の放射領域を有し、第１の期間群に第１の放射領域の放射線で、そして第２の期間群に第２の放射領域の放射線で、代わる代わる検出ユニットを照射する放射ユニット、
－　放射線に依存した値を検出する検出ユニットであり、第１の期間群に第１の検出値を検出し、第２の期間群に第２の検出値を検出するように適応された検出ユニット、
－　校正ユニットであり、第１の検出値を補正するために、第２の放射領域の放射線の第１の検出値への影響に依存した校正値を決定するように適応されて、第２の放射領域の放射線の第１の検出値への影響に関して当該放射・検出システムを校正し、且つ第２の検出値を補正するために、第１の放射領域の放射線の第２の検出値への影響に依存した校正値を決定するように適応されて、第１の放射領域の放射線の第２の検出値への影響に関して当該放射・検出システムを校正する校正ユニット、
を有する。

【０００５】

本発明は、上述の従来技術において、第１の検出値の誤りは、第２の放射領域の放射線の第１の検出値への影響に起因するという考えに基づく。例えば、第２の放射領域の放射線により発生される検出ユニットの残光が第１の検出値に影響を及ぼす。また、第２の放射領域は、例えば第１の放射領域と第２の放射領域との間の切り替え時間の物理限界などにより、第１の期間群にも幾らかの残留放射線を放射し得る。同様に、第２の検出値の誤りは、第１の放射領域の放射線の影響により引き起こされる。これらの影響に関して第１及び第２の検出値を補正する校正により、第１及び第２の検出値の誤りの度合いが低減される。

【０００６】

好ましくは、校正ユニットは、第１の検出値を補正するための校正値を決定するため、第１及び第２の検出値のうちの少なくとも１つを用いるように適応され、且つ校正ユニットは、第２の検出値を補正するための校正値を決定するため、第１及び第２の検出値のうちの少なくとも１つを用いるように適応される。校正値を決定するために、検査室内で測定される検出値などではなく、放射・検出システムの検出値それ自体が用いられるので、校正値が高い精度で決定され得る。

【０００７】

更に好ましくは、放射・検出システムは、第１及び第２の放射領域のうちの一方の放射線が検出ユニットによって検出されるのを阻止する阻止ユニットを有する。これにより、第１の放射領域の放射線が検出ユニットによって検出されるのを阻止されている間に収集された第１及び第２の検出値のうちの少なくとも１つを用いて、第１の検出値を補正するための校正値を決定することが可能になる。また、これにより、第２の放射領域の放射線が検出ユニットによって検出されるのを阻止されている間に収集された第１及び第２の検出値のうちの少なくとも１つを用いて、第２の検出値を補正するための校正値を決定することが可能になる。故に、これにより、第１及び第２の放射領域のうちの一方の放射線の影響を、その決定が第１及び第２の放射領域のうちの他方の放射線により影響されることなく、決定することが可能になる。これにより、校正値、ひいては、補正された検出値、及びこれら補正された検出値を用いて再構成される画像の品質が向上される。

【０００８】

阻止ユニットは放射線を遮る遮断素子としてもよい。この遮断素子は、例えば、コリメータ又は金属板、特にコリメータの金属板である。これは、放射ユニットが双方の放射領域から代わる代わる放射線を放射することを可能にしたままで、第１及び第２の放射領域のうちの一方の放射線が検出ユニットによって検出されるのを阻止することを可能にする。故に、校正中、放射ユニットは、放射・検出システムが校正された後、すなわち、校正値が決定された後に検出値を生成して関心領域の画像を再構成するために使用される画像生成モードにおいてと同一のモードで動作することができる。放射ユニットの動作モード

を校正モード中と画像生成モード中とで同一とし得るので、校正値の決定は、現実の画像生成状態に基づいたものとなり、校正値、ひいては、補正された検出値、及びこれら補正された検出値を用いて再構成される画像の品質が向上される。例えば、放射ユニットが２つの焦点を有するＸ線ステレオ管であり、これら２つの焦点が代わる代わる関心領域を照射する場合、校正中、Ｘ線ステレオ管が代わる代わる放射しながら、一方の焦点の放射線のみを検出ユニットに到達させることができる。

【０００９】

更に好ましくは、第１の検出値を補正するための校正値を決定するため、

－　阻止ユニットは、第１の放射領域の放射線の検出ユニットによる検出を阻止するように適応され、

－　検出ユニットは、第１及び第２の検出値を検出するように適応され、且つ

－　校正ユニットは、連続した第１及び第２の検出値の比を用いることによって、第１の検出値を補正するための校正値を決定するように適応され、且つ

第２の検出値を補正するための校正値を決定するため、

－　阻止ユニットは、第２の放射領域の放射線の検出ユニットによる検出を阻止するように適応され、

－　検出ユニットは、第１及び第２の検出値を検出するように適応され、且つ

－　校正ユニットは、連続した第１及び第２の検出値の比を用いることによって、第２の検出値を補正するための校正値を決定するように適応される。

【００１０】

校正ユニットは、選択的に、検出ユニットの残光値に依存した校正値を決定するように適応される。残光は一般的に検出値に影響を及ぼすので、校正値を決定するために検出ユニットの残光の値を用いることは、補正された検出値の品質、ひいては、補正された検出値を用いて再構成される画像の品質を更に向上させる。

【００１１】

更に好ましくは、校正ユニットは、放射領域の残留放射線に依存した校正値を決定するように適応される。残留放射線は一般的に検出値に影響を及ぼすので、校正値を決定するために残留放射線を考慮に入れることは、補正された検出値の品質、ひいては、補正された検出値を用いて再構成される画像の品質を更に向上させる。

【００１２】

放射・検出システムは、校正値を用いて第１及び第２の検出値を補正するように適応された補正ユニットを更に有してもよい。補正ユニットは、関心領域の画像の再構成に使用し得る補正された検出値を提供することを可能にする。

【００１３】

補正ユニットは、第１及び第２の検出値を、

－　第１及び第２の検出値を、補正された第１及び第２の値の、校正値に依存したカーネルとの畳み込みとしてモデル化する段階、

－　前記畳み込みを反転することにより、補正された第１及び第２の検出値を計算し直す段階、

を用いて補正するように適応されてもよい。

【００１４】

更に好ましくは、補正ユニットは、第１及び第２の検出値を、

－　第１及び第２の検出値を行列方程式としてモデル化する段階であり、第１及び第２の検出値を、校正値に依存した行列により、補正された第１及び第２の検出値に関連付ける段階、

－　行列方程式を反転することにより、補正された第１及び第２の検出値を計算し直す段階、

を用いて補正するように適応される。このモデル及び再計算は、補正後の検出値を、より高い精度で決定することを可能にする。

【００１５】

放射・検出システムは、補正された第１及び第２の検出値を用いて、放射ユニットと検出ユニットとの間に配置された関心領域の画像を再構成する再構成ユニットを有してもよい。再構成ユニットが補正後の検出値を用いて関心領域の画像を再構成するので、高品質の画像が生成される。

【００１６】

放射・検出システムはコンピュータ断層撮影システムであってもよく、放射ユニットはＸ線ステレオ管であってもよい。Ｘ線ステレオ管は２つの焦点を有し、これら２つの焦点から発せられた放射線が交互に検出ユニットを照射する。理論的には、検出ユニットは、第１の期間群において、第１の焦点から放射された放射線のみによって照射され、第２の期間群において、第２の焦点から放射された放射線のみによって照射される。しかしながら一般的に、実際には、検出ユニットがこれら焦点のうちの一方から放射される放射線で照射されるはずであるとき、これら焦点のうちの他方の残留Ｘ線束が依然として存在する。この残留Ｘ線束及び／又は検出ユニットの残光は検出値に影響を及ぼす。この影響は、校正値を決定し、決定された校正値を用いて検出値を補正することによって補正される。コンピュータ断層撮影システムによる、これら補正された検出値の使用は、コンピュータ断層撮影システムにより再構成される画像の品質を向上させる。

【００１７】

本発明の更なる目的は、放射ユニット及び検出ユニットを有する放射・検出システムであって、放射ユニットが、検出ユニットを間欠的に照射する放射領域を有し、検出ユニットによって生成される検出値の品質が向上される、放射・検出システムを提供することである。

【００１８】

本発明の一態様において提示される放射・検出システムは、

－　第１の期間群に検出ユニットを間欠的に照射する放射領域を有する放射ユニット、

－　第１の期間群の間に配置された第２の期間群に、放射線に依存した検出値を検出する検出ユニット、

－　第１の期間群に放射された放射線の第２の期間群に検出された検出値への影響に関して当該放射・検出システムを校正する校正ユニットであり、検出値を補正するために、第１の期間群に放射された放射線の第２の期間群に検出された検出値への影響に依存した校正値を決定するように適応された校正ユニット、

を有する。

【００１９】

本発明の更なる一態様において、関心領域の画像を生成する画像生成システムが提示される。当該画像生成システムは、

－　放射ユニットが、第１の期間群に第１の放射領域から、そして第２の期間群に第２の放射領域から、代わる代わる検出ユニットを放射線で照射して、第１の期間群に検出された第１の検出値、及び第２の期間群に検出された第２の検出値、

－　第１の検出値を補正するための、第２の放射領域の放射線の第１の検出値への影響に依存した校正値、

－　第２の検出値を補正するための、第１の放射領域の放射線の第２の検出値への影響に依存した校正値、

を与えられ、当該画像生成システムは：

－　校正値を用いて第１及び第２の検出値を補正するように適応された補正ユニット、

－　補正された第１及び第２の検出値を用いて、放射ユニットと検出ユニットとの間に配置された関心領域の画像を再構成する再構成ユニット、

を有する。

【００２０】

本発明の更なる一態様において、放射・検出システムを校正するための放射・検出方法が提供される。当該放射・検出方法は：

－　第１の期間群に第１の放射領域の放射線で、そして第２の期間群に第２の放射領域の

放射線で、代わる代わる検出ユニットを照射する段階、
－　放射線に依存した値を検出する段階であり、第１の期間群に第１の検出値が検出され、第２の期間群に第２の検出値が検出される、検出する段階、
－　第２の放射領域の放射線の第１の検出値への影響に関して放射・検出システムを校正する段階であり、第１の検出値を補正するための、第２の放射領域の放射線の第１の検出値への影響に依存した校正値が決定される、校正する段階、及び
－　第１の放射領域の放射線の第２の検出値への影響に関して放射・検出システムを校正する段階であり、第２の検出値を補正するための、第１の放射領域の放射線の第２の検出値への影響に依存した校正値が決定される、校正する段階、
を有する。

【００２１】
本発明の更なる一態様において、放射・検出システムを校正するためのコンピュータプログラムが提示される。当該コンピュータプログラムは、請求項１に記載の放射・検出システムを制御するコンピュータ上で実行されるときに該放射・検出システムに請求項１７に記載の方法の段階群を実行させるプログラムコードを有する。

【００２２】
本発明の好適実施形態が従属請求項にて規定される。

【００２３】
理解されるように、請求項１に係る放射・検出システム、請求項１２に係る放射・検出システム、請求項１６に係る画像生成システム、請求項１７に係る放射・検出方法、及び請求項１８に係るコンピュータプログラムは、従属請求項にて規定されるのと同様の好適実施形態及び／又は同一の好適実施形態を有する。

【００２４】
理解されるように、本発明の好適実施形態は、例えば、２つ以上の従属請求項のそれぞれの独立請求項との組み合わせとし得る。

【図面の簡単な説明】

【００２５】
本発明のこれら及び更なる態様は、以下にて説明する実施形態を参照することにより明らかになる。
【図１】本発明に従った放射・検出システムの一実施形態を概略的に示す図である。
【図２】本発明に従った放射・検出システムの放射ユニット、検出ユニット及び遮断素子を概略的に示す図である。
【図３】本発明に従った校正・画像生成装置を概略的に示す図である。
【図４】本発明に従った放射・検出システムを校正する方法の一実施形態を例示するフローチャートである。
【図５】本発明に従った撮像方法を例示するフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【００２６】
図１は、この実施形態においてはＣＴシステムである放射・検出システムを示している。このＣＴシステムは、ｚ方向に平行に延在する回転軸Ｒの周りを回転可能なガントリー１を含んでいる。ガントリー１には、この実施形態においてはＸ線ステレオ管２である放射ユニットが取り付けられている。Ｘ線ステレオ管２は、Ｘ線ステレオ管２によって生成された放射線から円錐状の放射線ビーム（コーンビーム）４を形成するコリメータ装置３を備えている。放射線は、円筒形の検査区画５内の関心領域内の例えば患者などの被検体（図示せず）を横切る。Ｘ線ビーム４は、検査区画５を横切った後、ガントリー１に取り付けられた２次元の検出器であるＸ線検出ユニット６に入射する。

【００２７】
Ｘ線ステレオ管２は、第１の焦点１５である第１の放射領域、及び第２の焦点１６である第２の放射領域を有する。第１の焦点１５及び第２の焦点１６は、回転軸Ｒに平行な直線上に位置し、互いに対して或るオフセットを有する。すなわち、第１の焦点１５及び第

２の焦点１６は、それらの間に或る距離を有するように、回転軸Ｒに平行な直線上に配置されている。Ｘ線ステレオ管２を図２に模式的に示す。

【００２８】

Ｘ線ステレオ管２は、関心領域が第１の焦点１５から発せられた放射線と第２の焦点１６から発せられた放射線とによって交互に照射されるように適応されている。好ましくは、第１の焦点１５は、放射線が第１の焦点１５から所定の周期の時点群に放射されるように周期的にパルス駆動される。また、好ましくは、第２の焦点１６は、第２の焦点１６が所定の周期の時点群に放射線を放射するように周期的にパルス駆動される。第１の焦点１５及び第２の焦点１６は、好ましくは同一の周期を有し、第１の焦点１５のパルス期間は、第２の焦点１６のパルス期間に対して半周期だけずらされる。

【００２９】

コリメータ３は、例えば金属板である遮断素子１７を有する。遮断素子１７は、第１の焦点１５から発せられる放射線を遮るように第１の位置に位置付けられることができる（図２の破線に示す）とともに、第２の焦点１６から発せられる放射線を遮るように第２の位置に位置付けられることができる（図２の実線に示す）。

【００３０】

ガントリー１は、モータ７によって、好ましくは一定であるが調整可能な角速度で駆動される。例えば検査区画５内の患者台上に配置された患者といった被検体を、回転軸Ｒの方向すなわちｚ軸の方向に平行に変位させるため、更なるモータ８が設けられている。モータ７又は８は、例えば、放射ユニット２と検査区画５とが螺旋軌道に沿って相対的に移動するよう、制御ユニット９によって制御される。しかしながら、被検体又は検査区画５が移動されずにＸ線ステレオ管２のみが回転されること、すなわち、Ｘ線ステレオ管２と検査区画５とが円形軌道に沿って相対移動することも可能である。モータ７、８、ガントリー１、及び選択的に患者台は、関心領域をＸ線ステレオ管２によって複数の異なる方向から照射することを可能にする移動ユニットを形成する。

【００３１】

検出ユニット６によって収集されたデータである検出値は、ＣＴシステムの校正と関心領域の画像の生成とを行う校正・画像生成装置１０に与えられる。生成された画像は、最終的に、画像を表示するディスプレイ１１に提供され得る。好ましくは、校正・画像生成装置１０も制御ユニット９によって制御される。代替的あるいは付加的に、校正・画像生成装置１０は、校正・画像生成装置１０のみを制御する制御ユニットを有してもよい。

【００３２】

校正・画像生成装置１０は、図３に概略的に示すように、校正ユニット１８、補正ユニット２０、及び再構成ユニット２１を有する。

【００３３】

ＣＴシステムは、この実施形態においては第１の時点群である第１の期間群に第１の焦点１５が放射線を放射し、且つこの実施形態においては第２の時点群である第２の期間群に第２の焦点１６が放射線を放射するように適応される。本来は、第１の時点群においては第１の焦点１５のみが放射線を放射するが、実際には、第１の時点群において第２の焦点１６からの残留Ｘ線束も幾らか存在することになる。また、本来は、第２の時点群においては第２の焦点１６のみが放射線を放射するが、実際には、第２の時点群において第１の焦点１５も残留Ｘ線束を幾らか放射する。

【００３４】

検出ユニット６は、第１の時点群に第１の検出値を検出し、第２の時点群に第２の検出値を検出するように適応される。

【００３５】

第１の検出値は、第２の焦点１６の残留Ｘ線束と、特に第２の時点中に放射された第２の焦点１６の放射線及び第２の焦点１６の残留Ｘ線束によって引き起こされる、検出ユニット６の残光とに影響される。第２の検出値は、第１の焦点１５の残留Ｘ線束と、特に第１の時点中に放射された第１の焦点１５の放射線及び第１の焦点１５の残留Ｘ線束によっ

て引き起こされる、検出ユニット６の残光とに影響される。

【００３６】

撮像システムは、校正値が決定される校正モードと、画像が生成される画像生成モードとで動作されることが可能である。

【００３７】

校正モードにおいては、校正・画像生成装置１０が受け取った第１及び第２の検出値は校正ユニット１８に入力される。画像生成モードにおいては、第１及び第２の検出値は補正ユニット２０に直接入力される。

【００３８】

校正モードにおいて、校正ユニット１８は、第２の焦点１６の放射線の第１の検出値への影響に関して第１の検出値を補正するための校正値を決定する。このとき、校正ユニット１８は、第１及び第２の検出値のうち少なくとも１つを用いて、画像生成モードにおいて第１の検出値を補正するために補正ユニット２０によって使用されることになる校正値を決定するように適応される。

【００３９】

補正ユニット２０は、決定された校正値を用いて第１及び第２の検出値を補正するように適応される。この補正については更に詳細に後述する。

【００４０】

再構成ユニット２１は、補正された第１及び第２の検出値を用いて関心領域の画像を再構成するように適応される。再構成は、逆投影法を用いて、あるいはその他の既知の再構成法を用いて実行され得る。

【００４１】

続いて、本発明に従ったＣＴシステムを校正する方法の一実施形態を、図４に示すフローチャートを参照して更に詳細に説明する。

【００４２】

段階１０１にて、校正モードが選択される。この選択は、例えば所定数のスキャンが実行された後などに自動的に行われてもよいし、ユーザが校正モードを選択することを可能にするグラフィカル・ユーザ・インタフェースを撮像システムが提供してもよい。

【００４３】

段階１０２にて、第１及び第２の検出値が収集される。第１及び第２の検出値を収集するため、関心領域内に被検体が存在しない状態で、関心領域は移動されずにＸ線ステレオ管２が関心領域の周りを回転する。すなわち、Ｘ線ステレオ管２が関心領域の周りの円形軌道に沿って進行する。代替的に、他の一実施形態においては、Ｘ線ステレオ管２が関心領域の周りを回転するとともに、関心領域がｚ方向に平行に移動される。すなわち、Ｘ線ステレオ管２が螺旋軌道に沿って進行する。関心領域は、例えば、患者などの被検体を載せた患者台を移動させることによって移動され得る。

【００４４】

段階１０２における収集中、この実施形態では金属板である遮断素子１７は、第２の焦点１６から放射される放射線を遮る第２の位置に配置される。故に、第１の焦点１５及び第２の焦点１６から交互に且つ周期的に放射線が放射されるが、第１の焦点１５から放射された放射線のみが検出ユニット６に到達する。第１の焦点１５は第１の時点群に放射線を放射し、第２の焦点１６は第２の時点群に放射線を放射する。検出ユニット６は、第１に時点群に第１の検出値を検出し、第２の時点群に第２の検出値を検出する。

【００４５】

段階１０３にて、校正ユニット１８は、検出された第１及び第２の検出値を用いることによって、第２の検出値を補正するための校正値を決定する。校正値の決定の一層十分な理解のため、以下では、この決定を数学的に記述する。

【００４６】

第１の焦点１５に関するＸ線ステレオ管２の意図される出力は、パルス群の無限級数：

【００４７】

【数１】

$$S_1(t) = S_0 \sum_i \delta(t - i2\Delta t). \quad (1)$$

としてモデル化することができる。

【００４８】

第１の時点群は、ｉ＝１，２，３，・・・として、ｉ２Δｔによって指し示される。δ関数を式：

【００４９】

【数２】

$$\delta(x) = \begin{cases} 1 & \text{for} \quad x = 0 \\ 0 & \text{for} \quad x \neq 0 \end{cases}. \quad (2)$$

によって定義する。Ｓ$_0$は管（チューブ）の実際のＸ線束である。

【００５０】

第２の時点群は（２ｉ＋１）Δｔによって指し示される。項Δｔは第１の焦点１５及び第２の焦点１６の周期を表す。第２の検出値のうち、第１の時点群において放射される第１の焦点１５の放射線に起因する検出ユニット６の残光によって発生する部分は、式：

【００５１】

【数３】

$$A_0 = S_0 \sum_{i=0}^{\infty} e^{-(2i+1)\Delta t / t_0} = S_0 \frac{e^{\Delta t / t_0}}{e^{2\Delta t / t_0} - 1}. \quad (3)$$

によってモデル化することができる。

【００５２】

検出ユニット６の残光の時定数ｔ$_0$は、既知の残光決定方法により決定することができる。このような残光決定方法は、例えば、Hsieh等の「Investigation of a Solid-State Detector for Advanced Computed Tomography」、IEEE Transactions on Medical Imaging、第19巻、第9号、2000年、p.930-940に開示されている。

【００５３】

第２の検出値は更に、第１の焦点１５の残留Ｘ線束にも影響される。すなわち、第１の焦点１５の残留Ｘ線束は直接的に検出されるとともに、第２の検出値への他の残光寄与をも生じさせる。この第１の焦点１５の残留Ｘ線束により生じる他の残光寄与は、式：

【００５４】

【数４】

$$A_1 = \varepsilon S_0 \sum_{i=0}^{\infty} e^{-(2i+2)\Delta t / t_0} = \varepsilon S_0 \frac{1}{e^{2\Delta t / t_0} - 1} \quad (4)$$

によってモデル化することが可能である。ただし、等式（４）においてεＳ$_0$は残留Ｘ線束を指し示す。

【００５５】

もはや、第２の時点（２ｉ＋１）Δｔに収集される第２の検出値を、３つ全ての寄与、すなわち、第１の焦点１５の残留Ｘ線束、この残留Ｘ線束によって生じる残光、及び第１の時点中の第１の焦点１５の放射線によって生じる残光、の和として：

【００５６】

【数５】

$$M((2i+1)\Delta t)=S_0\left(\varepsilon+\frac{e^{\Delta t/t_0}}{e^{2\Delta t/t_0}-1}+\frac{\varepsilon}{e^{2\Delta t/t_0}-1}\right)=S_0\left(\frac{e^{\Delta t/t_0}}{e^{2\Delta t/t_0}-1}+\frac{\varepsilon e^{2\Delta t/t_0}}{e^{2\Delta t/t_0}-1}\right)=S_0\frac{e^{\Delta t/t_0}+\varepsilon e^{2\Delta t/t_0}}{e^{2\Delta t/t_0}-1}. \quad (5)$$

とモデル化することができる。ただし、等式（５）において、Ｍ（（２ｉ＋１）Δｔ）は、第２の時点（２ｉ＋１）Δｔに収集される第２の検出値を指し示す。

【００５７】

同様にして、遮断素子１７が依然として第２の位置にある間に第１の時点２ｉΔｔに収集される第１の検出値Ｍ（２ｉΔｔ）は、式：

【００５８】

【数６】

$$M(2i\Delta t)=S_0\left(1+\frac{1}{e^{2\Delta t/t_0}-1}+\frac{\varepsilon e^{\Delta t/t_0}}{e^{2\Delta t/t_0}-1}\right)=S_0\frac{e^{2\Delta t/t_0}+\varepsilon e^{\Delta t/t_0}}{e^{2\Delta t/t_0}-1}. \quad (6)$$

に従ってモデル化することができる。

【００５９】

等式（６）を等式（５）で割ることにより：

【００６０】

【数７】

$$R=\frac{M(2i\Delta t)}{M((2i+1)\Delta t)}=\frac{e^{2\Delta t/t_0}+\varepsilon e^{\Delta t/t_0}}{e^{\Delta t/t_0}+\varepsilon e^{2\Delta t/t_0}}=\frac{e^{\Delta t/t_0}+\varepsilon}{1+\varepsilon e^{\Delta t/t_0}}, \quad (7)$$

が得られる。これは、

【００６１】

【数８】

$$\varepsilon=\frac{e^{\Delta t/t_0}-R}{e^{\Delta t/t_0}R-1}. \quad (8)$$

と等価である。

【００６２】

等式（８）は、残留Ｘ線束の指標である校正値εを決定することを可能にする。εは第２の校正値であるので、以下ではε$_2$と表記する。遮断素子が第１の位置にある間に第１及び第２の検出値を用いてεが決定される場合、決定される校正値は第１の校正値であり、故に、以下ではε$_1$と表記する。

【００６３】

従って、第２の校正値ε$_2$を決定するため、段階１０２にて、遮断素子１７が第２の位置にある間に、第１の検出値Ｍ（２ｉΔｔ）及び第２の検出値Ｍ（（２ｉ＋１）Δｔ）が収集される。段階１０３にて、連続した測定値Ｍ（２ｉΔｔ）及びＭ（（２ｉ＋１）Δｔ）を除算して比Ｒを得ること、及び等式（８）に従って校正値ε$_2$を計算することにより、校正値ε$_2$が決定される。

【００６４】

他の実施形態においては、複数個の比Ｒを計算し、これら複数の計算されたＲを平均化することによって平均Ｒを決定し、校正値を計算するためにこの平均Ｒを用いてもよい。

【００６５】

段階１０４にて、遮断素子１７が第１の位置に移動される。Ｘ線ステレオ管２が作動さ

れ、第１の焦点１５及び第２の焦点１６から交互に且つ周期的に放射線が放射されるが、第２の焦点１６から放射された放射線のみが検出ユニット６に到達する。第１の焦点１５は第１の時点群に放射線を放射し、第２の焦点１６は第２の時点群に放射線を放射する。検出ユニット６は、第１に時点群に第１の検出値を検出し、第２の時点群に第２の検出値を検出する。

【００６６】

段階１０５にて、校正ユニットは、連続した測定値Ｍ（（２ｉ＋１）Δｔ）及びＭ（２ｉΔｔ）を除算して比Ｒを得ること、及び等式（８）に従って校正値εを計算することにより、第１の校正値ε_1を決定する。なお、第１の校正値を計算する間、等式（８）においてεをε_1に置き換えねばならない。

【００６７】

校正値ε_1及びε_2、並びに検出ユニットの残光の時定数であるt_0は、好ましくは、画像生成モードにて収集された検出値を補正するためにこれらの校正値を補正ユニット２０に提供するため、校正・画像生成装置１０のメモリに格納される。

【００６８】

続いて、画像生成モードにおける第１及び第２の検出値の補正について、以下の数学的導出を用いて説明する。

【００６９】

画像生成モードにおいて、或る特定の画素が被検体を通過したＸ線ビームの強度を測定すると想定する。この場合、ＣＴシステムの回転により被検体の相異なる部分が照射されるので、この強度は時間とともに変化する。検出ユニット６の或る標本点ｍにおける被検体を貫通しての線積分値をL_mによって指し示す。所望の測定値、すなわち、残光及び残留Ｘ線束のない期待される測定値は、式：

【００７０】

【数９】

$$S_m = S_0 e^{-L_m}, \tag{8}$$

によってモデル化することができる。ただし、S_mは標本点ｍにおける検出値を表す。しかしながら、実際の測定値は残光及び残留Ｘ線束によって劣化される。測定された劣化検出値と所望の劣化のない検出値との間の関係は、式：

【００７１】

【数１０】

$$\hat{S} = TUS, \tag{9}$$

によってモデル化することが可能である。ただし、キャップ付きのＳ（キャップＳ）は、個々の測定された劣化検出値であるキャップS_mの全てにより形成されるベクトルであり、Ｓは、所望の劣化のない検出値S_mの全てにより形成されるベクトルを指し示す。行列Ｕは：

【００７２】

【数１１】

$$U=\begin{pmatrix} 1 & \varepsilon_2/2 & 0 & 0 & 0 & \cdots \\ \varepsilon_1/2 & 1 & \varepsilon_1/2 & 0 & 0 & \cdots \\ 0 & \varepsilon_2/2 & 1 & \varepsilon_2/2 & 0 & \cdots \\ 0 & 0 & \varepsilon_1/2 & 1 & \varepsilon_1/2 & \ddots \\ 0 & 0 & 0 & \varepsilon_2/2 & 1 & \ddots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \ddots & \ddots \end{pmatrix}. \qquad (10)$$

のように定められる。ここで、残留束を有する焦点の寄与は、先行標本点及び後続標本点における読み取り値の平均強度によって近似される。

【００７３】

また、行列Ｔは：

【００７４】

【数１２】

$$T=\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & \cdots \\ e^{-\Delta t/t_0} & 1 & 0 & 0 & \ddots \\ e^{-2\Delta t/t_0} & e^{-\Delta t/t_0} & 1 & 0 & \ddots \\ e^{-3\Delta t/t_0} & e^{-2\Delta t/t_0} & e^{-\Delta t/t_0} & 1 & \ddots \\ \vdots & \ddots & \ddots & \ddots & \ddots \end{pmatrix}. \qquad (11)$$

のように定められる。

【００７５】

故に、検出値を補正するため、本発明に従ってＣＴシステムを校正することによって得られた校正値ε_1及びε_2とt_0とを用いて行列Ｕ及びＴが形成され、等式（９）を反転することによって、所望の劣化のない補正された検出値Ｓが決定される。等式（９）を反転することには、既知の行列反転方法を用いることができる。故に、等式（９）を反転することにより、第１及び第２の検出値が補正される。

【００７６】

次に、図５に示すフローチャートを参照して、関心領域の画像を生成する画像生成方法を更に詳細に説明する。

【００７７】

段階２０１にて、例えば、グラフィカル・ユーザ・インタフェースを用いて、ユーザに画像生成モード又は校正モードにて続けたいかを尋ねることによって、画像生成モードが選択される。画像生成モードが初期設定モードであってもよい。すなわち、選択が為されない場合、画像生成モードが実行されてもよい。

【００７８】

段階２０２にて、関心領域内に被検体が配置され、Ｘ線ステレオ管２が関心領域の周りを円形軌道又は螺旋軌道に沿って進行する。Ｘ線ステレオ管２は、第１の焦点１５及び第２の焦点１６から交互に且つ周期的に放射線を放射する。遮断素子１７は放射線の伝播方向内には配置されない。すなわち、遮断素子１７は、第１の焦点１５及び第２の焦点１６から交互に発せられる放射線を遮らない。検出ユニット６が、関心領域を通過した放射線を検出し、第１及び第２の検出値を生成する。第１の焦点１５は第１の時点群に放射線を放射し、第２の焦点１６は第２の時点群に放射線を放射する。第１に時点群において第１の検出値が収集され、第２に時点群において第２の検出値が収集される。収集された検出値は補正ユニット２０に伝送される。

【００７９】

段階２０３にて、補正ユニット２０が、格納された校正値ε_1、ε_2、t_0を用いて第１及び第２の検出値を補正する。この補正は等式（９）に従って実行される。故に、測定された劣化した第１及び第２の検出値がベクトル：キャップＳ内に配列され、格納された校正値を用いることによって、行列Ｔ及び行列Ｕが等式（１０）及び（１１）に従って形成され、そして、既知の行列反転方法を用いて等式（９）を反転することによって、補正された検出値Ｓが計算される。代替的あるいは付加的に、各画像生成処理において行列Ｔ及び行列Ｕを形成しなくてよいよう、行列Ｔ及び行列Ｕを校正・画像生成装置１０のメモリに格納してもよい。

【００８０】

段階２０４にて、補正された第１及び第２の検出値を用いて関心領域の画像が再構成される。この再構成には、例えばフィルタ補正逆投影技術といった周知の再構成技術を用い得る。適当な再構成技術は、例えば、米国特許第６４２６９８９号明細書にて開示されている。

【００８１】

本発明は上述の実施形態に限定されるものではない。例えば、本発明に従った放射・検出システムは、唯一の焦点を有するパルス式のＸ線管と、対応する検出ユニットとの組み合わせであってもよい。その場合、図１に示した放射・検出システムは、１つの焦点を有するパルス式のＸ線管である放射ユニット２を有し、校正モードにおいて、Ｘ線管が放射線を放射するときに第１の検出値が収集され、Ｘ線管が放射しないとき、あるいは残留Ｘ線束のみを発するときに第２の検出値が収集される。その場合、校正ユニット１８は、上述のように連続した第１及び第２の検出値を用いることによって校正値を決定するように適応される。画像生成モードにおいては、例えば上述のように、第１及び第２の検出値を補正するために放射線値が用いられ得る。

【００８２】

また、本発明によれば、放射ユニットは、検出ユニットを代わる代わる照射する３つ以上の放射領域を有してもよい。

【００８３】

本発明は、Ｘ線ステレオ管を有する放射・検出システムに限定されない。例えば、上述の実施形態において、２つの焦点を有する１つのＸ線管に代えて、各々が１つのパルス式焦点を有する２つのＸ線管を用いてもよい。

【００８４】

図面、この開示及び添付の特許請求の範囲の教示を受けて請求項に係る発明を実施しようとする当業者は、開示の実施形態へのその他の変形を理解し実現することができる。

【００８５】

図面及び以上の記載において本発明の例示及び説明を詳細に行ったが、これらの例示及び説明は、限定的なものではなく、例示的あるいは典型的なものと見なされるべきである。本発明は開示の実施形態に限定されるものではない。

【００８６】

請求項において、用語“有する”はその他の要素又は段階を排除するものではなく、不定冠詞“ａ又はａｎ”は複数であることを排除するものではない。

【００８７】

コンピュータプログラムは、その他のハードウェアとともに、あるいはその他のハードウェアの一部として提供される、例えば光記憶媒体又は半導体媒体などの、好適な媒体に格納あるいはそれ上で流通されてもよいし、例えばインターネット又はその他の有線若しくは無線の電気通信システムを介して等、その他の形態で流通されてもよい。

【００８８】

請求項中の如何なる参照符号もその範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。

【図１】

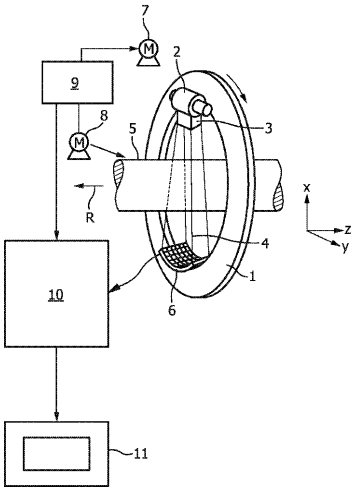


FIG. 1

【図２】

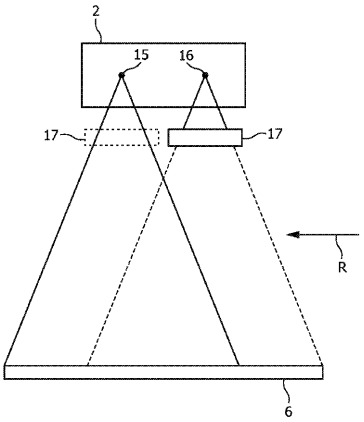


FIG. 2

【図３】

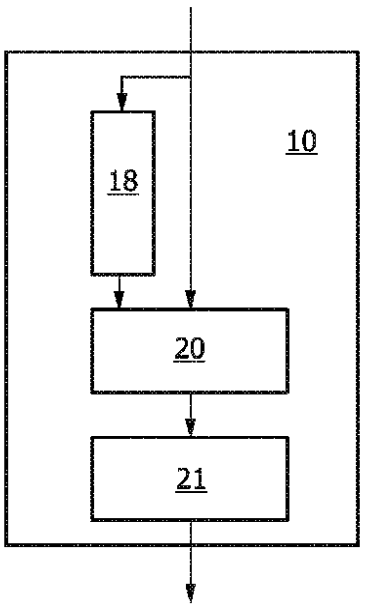
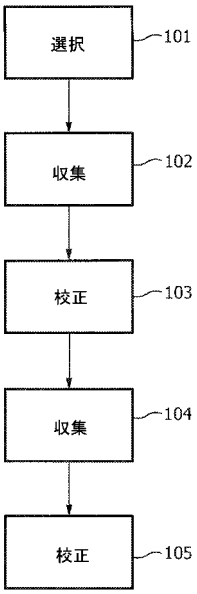
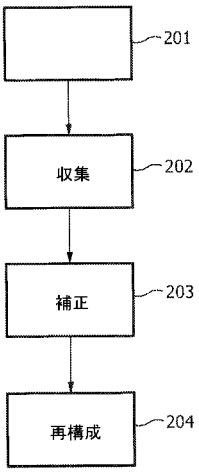


FIG. 3

【図４】



【図５】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2007/054726

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B6/00 A61B6/03

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

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 practical, search terms used)
EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 430 785 A (PFOH ARMIN H [US] ET AL) 4 July 1995 (1995-07-04) column 2, line 41 - column 3, line 47 column 6, line 6 - column 7, line 25 figures 4A,4B	1-3, 6-10, 12-18
Y	-----	4,5,11
Y	US 5 625 661 A (OIKAWA SHIROU [JP]) 29 April 1997 (1997-04-29) column 11, line 40 - line 64 column 11, line 1 - line 9 figure 16	4,5,11

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ 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 document 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	Date of mailing of the international search report
20 June 2008	30/06/2008

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Bengtsson, Johan

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/IB2007/054726

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5430785 A	04-07-1995	DE 19513052 A1	09-11-1995
		IL 113157 A	20-11-1997
		JP 8038467 A	13-02-1996
US 5625661 A	29-04-1997	NONE	

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (April 2005)

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MT,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,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,PG,PH,PL,PT,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 ケーラー，トーマス
オランダ国，５６５６ アーエー アインドーフェン，ハイ・テク・キャンパス・ビルディング４４

Ｆターム(参考) 2G001 AA01 BA11 CA01 GA12 HA13 HA14 SA02