

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5384325号
(P5384325)

(45) 発行日 平成26年1月8日(2014.1.8)

(24) 登録日 平成25年10月11日(2013.10.11)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	6/14	(2006.01)	A 6 1 B	6/14	3 0 0
A 6 1 B	6/00	(2006.01)	A 6 1 B	6/00	3 0 0 D
			A 6 1 B	6/00	3 0 0 X

請求項の数 17 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2009-503613 (P2009-503613)	(73) 特許権者	508284506
(86) (22) 出願日	平成19年4月3日(2007.4.3)		トランシアン、 ピエール
(65) 公表番号	特表2009-532154 (P2009-532154A)		TRANCHANT, Pierre
(43) 公表日	平成21年9月10日(2009.9.10)		フランス国 エフ-94120 フォント
(86) 国際出願番号	PCT/FR2007/000565		ネ ス ボワ ル デジレ リシュボワ
(87) 国際公開番号	W02007/118990		7 0
(87) 国際公開日	平成19年10月25日(2007.10.25)	(73) 特許権者	508284517
審査請求日	平成22年4月1日(2010.4.1)		セラフィニ、 セルジオ
(31) 優先権主張番号	06/02939		SERAFINI, Sergio
(32) 優先日	平成18年4月4日(2006.4.4)		フランス国 エフ-13009 マルセイ
(33) 優先権主張国	フランス (FR)		ユ アヴェニュー フレデリク ル プレ
		(74) 代理人	100123788
			弁理士 宮崎 昭夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 移動式放射線設備の位置決め調整

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 の要素 (1 0) と第 2 の要素 (2 0) との間の不正確な位置決めを検出する装置であって、

前記第 1 の要素に接続されるように設計され、ヒトの組織を通り抜けるのに適した電磁波を放出する電磁波放出ユニット (1 3 、 1 5) と、

前記第 2 の要素に接続されるように設計され、電磁波を受信し、デジタル処理して、前記第 1 の要素の、前記第 2 の要素に対する不正確な位置決めを検出するように前記電磁波放出ユニットと協働する電磁波受信ユニット (2 3 、 2 5) と、

を有し、

前記電磁波放出ユニットが、概ね同じ平面中に配置された、N が 3 以上の整数である、N 個の電磁放出器 (1 2 0 、 1 3 0) と、これらの N 個の電磁放出器の各々をしてそれぞれの電磁信号を放出させるように構成された制御ユニット (1 5) とを有し、前記電磁信号は、前記電磁放出器に特有な 2 値パターンを有するフレームに従う、変調された指向性電磁界であって、前記電磁波受信ユニットが前記電磁放出器の各々からそれぞれ来る前記電磁信号を信号処理によって識別することを可能にする、変調された指向性電磁界に対応し、

前記の N 個の電磁放出器が各々ソレノイド (1 2 0) を含み、

前記の複数のソレノイドが円環状の支持体 (1 3) の上に配置され、前記の複数のソレノイドのうちの 1 つ (1 3 0) が前記支持体の中心に一致する中心と、前記支持体の内径

と外径との間の直径とを有する、
装置。

【請求項 2】

前記の電磁波受信ユニットが少なくとも 1 つの受信ソレノイド (2 3 0) を含む、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記電磁波放出ユニットは、複数の前記電磁放出器によって形成された平面に対する前記受信ソレノイドの位置を、一連の三角測量計算を使用することによって推定するように構成されている、請求項 2 に記載の装置。

【請求項 4】

前記電磁波放出ユニットの前記制御ユニットは、前記複数の電磁放出器のうち一度に 1 つの電磁放出器が、所与の繰返し周期で放出するように、構成されている、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 5】

前記電磁波放出ユニットの前記制御ユニットは、前記の複数の電磁放出器によって放出された信号が、変調の作用は除いて、振幅、周波数、位相、繰返し周期、および電磁界に関して共通の特性を有するように構成されている、請求項 4 に記載の装置。

【請求項 6】

N が少なくとも 4 に等しい、請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 7】

N が 8 に等しい、請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 8】

前記電磁波受信ユニットが、さらに、前記電磁波放出ユニットの平面と前記電磁波受信ユニットの平面とがなす角度を信号処理によって求めるように構成されている、請求項 6 または 7 に記載の装置。

【請求項 9】

前記電磁波受信ユニットが、同じ平面に、かつ前記平面内の第 1 の軸および / または第 2 の軸に関して非対称であるそれぞれの位置に配置された、M が 2 以上の整数である M 個の電磁受信器を有しており、前記電磁波受信ユニットが、さらに、信号処理によって、前記の M 個の電磁受信器の各々に対して前記様々な電磁放出器から来る信号を求め、これから前記平面の、それぞれ前記第 1 の軸および / または前記第 2 の軸に対する回転を推定するように構成されている、請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 10】

前記電磁波放出ユニットが、前記 2 値パターンに加えて補足情報を出力するように設計され、前記電磁波受信ユニットが前記 2 値パターンに加えて前記補足情報を受信するように設計されている、請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 11】

前記電磁波が電波である、請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 12】

前記電磁波の周波数が 1 0 0 M H z 未満である、請求項 11 に記載の装置。

【請求項 13】

放射線源 (1 0) と、

前記放射線源によって生成された前記放射線を検知する表面 (2 1 2) を有し、前記放射線源に接続されていない画像センサ (2 0) と、

を有する移動式画像化設備において

請求項 1 から 12 のいずれか一項に記載の、不正確な位置決めを検出する装置をさらに有しており、該装置のユニットのうち

前記電磁波放出ユニットが前記放射線源に接続され、

前記電磁波受信ユニットが前記画像センサに接続されている、

ことを特徴とする移動式画像化設備。

10

20

30

40

50

【請求項 14】

前記のN個の電磁放射器が、前記放射線源からの放出の入射方向に垂直な平面内に等距離に配置されている、請求項13に記載の移動式画像化設備。

【請求項 15】

前記電磁波放出ユニットに接続された前記放射線源によって生成された放射線を検出する放射線検出器(14)をさらに有しており、前記電磁波放出ユニットは、前記放射線検出器によって与えられた、放射線の存在に関する1つの情報を前記電磁波受信ユニットに送信するように設計されている、請求項13または14に記載の移動式画像化設備。

【請求項 16】

放射線源(10)と、
前記放射線源によって生成された前記放射線を検知する表面(212)を有し、前記放射線源に接続されていない画像センサ(20)と、
を有する移動式画像化設備において、
請求項1から13のいずれか一項に記載の、不正確な位置決めを検出する装置をさらに有しており、該装置のユニットのうち、
前記電磁波放出ユニットが前記画像センサに接続され、
前記電磁波受信ユニットが前記放射線源に接続されている
ことを特徴とする移動式画像化設備。

10

【請求項 17】

前記電磁波放出ユニットに接続された前記放射線源によって生成された前記放射線を検出する放射線検出器(14)をさらに有し、前記電磁波放出ユニットは、前記放射線検出器によって与えられた、放射線の存在に関する1つの情報を前記電磁波受信ユニットに送信するように設計されている、請求項16に記載の移動式画像化設備。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は概して、特にX線による移動式画像化に関し、特に、移動式放射線装置の位置決め調整に関する。本発明は、特にデジタル歯科放射線医学に応用される。

【背景技術】

【0002】

図1を参照すると、移動式画像化設備、例えばデジタル歯科放射線設備は、放射線(例えばX線)の線源10と、画像センサ20と、制御ユニット30を有している。センサ20は、シンチレータ22と組み合わされたCCD(電荷結合素子)タイプのデジタル検出器21を有している。検出器21は可視領域の波長を有する光子を検知する。シンチレータ22は、入力部でX線を受信し、出力部で可視光の光子を送信することによって波長コンバータの役割を果たす。制御ユニット30は、該設備の動作を制御するように、センサ20に接続されている。

30

【0003】

動作時、物体40が放射線源10とセンサ20との間に配置される。ここで想定している応用例では、物体40は、患者の歯41などの、X線に対して一定の不透過度を示す要素と、患者のほお42などの、X線に対して透過または低い不透過度である要素とを含む。デジタルセンサ20で得られる画像は、目標物、すなわち歯41の画像を含む。

40

【0004】

歯科放射線設備などの移動式設備の場合、X線源10とデジタルセンサ20は互いに接続されていない。事実、センサ20は患者の口の中で目標の歯に対して配置されるように設計され、ユーザー(一般に歯科開業医またはその補助者)は線源10をセンサ20の感知表面の前に保持し、線源10の、センサ20に対する正しい位置を見いださなければならず、目標の歯は線源とセンサとの間にも位置することになる。

【0005】

この問題を解決するために、センサホルダーと呼ばれる機械装置が提案されている。

50

【 0 0 0 6 】

図2を参照すると、センサホルダー50はセンサ20に接続された支持棒を備えており、それに沿ってリング51が滑ることができる。動作時、センサ20は患者の口の中の、患者のほおの内側と向かい合う側に入れられ、リング51は患者のほおの外側に当たるように移動させられる。ユーザーは次にX線源10をリング51に押しつけ、それによってX線源がセンサの前にうまく位置決めされ、さらにX線の方向をセンサ20の感知表面に垂直な軸に沿った方向に良好に揃えることができる。

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、そのようなセンサホルダーを使用するのは時間がかかり、面倒である。さらに、センサをセンサホルダーに固定する要素が放射線写真に写り、該要素を常に使用できるとは限らない。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

これらの問題を解決するために、本発明は、第1の態様によれば、第1の要素と第2の要素との間の不正確な位置決めを検出する装置であって、

第1の要素に接続されるように設計され、ヒトの組織を通り抜けるのに適した電磁波を放出する電磁波放出ユニットと、

第2の要素に接続されるように設計され、電磁波を受信し、デジタル処理して、第1の要素の、第2の要素に対する不正確な位置決めを検出するように電磁波放出ユニットと協働する電磁波受信ユニットと、

を有し、

電磁波放出ユニットが、概ね同じ平面中に配置された、Nが3以上の整数である、N個の電磁放出器と、これらのN個の電磁放出器の各々をしてそれぞれの電磁信号を放出させるように構成された制御ユニットとを有し、電磁信号は、電磁放出器に特有な2値パターンを有するフレームに従う、変調された指向性電磁界であって、電磁波受信ユニットが電磁放出器の各々からそれぞれ来る電磁信号を信号処理によって識別することを可能にする、変調された指向性電磁界に対応する、

装置を提案する。

【 0 0 0 9 】

そのような装置は既存の移動式放射線設備に合わせることができると有利である。そのとき、第1の要素は放射線源であり、第2の要素は画像センサである。しかし、本装置の応用はこの例に限定されず、本装置はあらゆるタイプの要素の位置決めを補助するのに使用することができる。

【 0 0 1 0 】

電磁波に関連して「ヒト組織を通り抜けるのに適する」という表現は患者の肉体完全性および健康を損なわないように、であると当然理解されるべきである。そのような電磁波は、(高周波電流によって生成された)、例えば適切なパワーを有する電波である。例えば、電磁波の周波数は100MHz未満、特に帯域[10kHz~100MHz]に含まれ得る。

【 0 0 1 1 】

第2の態様によれば、本発明は、

放射線源と

放射線源によって生成された放射線を検知する表面を有し、放射線源に接続されていない画像センサと、

を備えているタイプの移動式画像化設備をさらに提案する。

【 0 0 1 2 】

この設備は、前述の第1の態様に従う、不正確な位置決めを検出する装置をさらに備えており、該装置のユニットのうち、

10

20

30

40

50

電磁波放出ユニットが放射線源に接続されており、
電磁波を受信し、デジタル処理するユニットが画像センサに接続されている。

【0013】

第3の態様によれば、本発明は、前述のタイプの移動式画像化設備、ただし、前述の第1の態様に従う、不正確な位置決めを検出する装置をさらに備えており、該装置のユニットのうち、

電磁波放出ユニットは画像センサに接続されており、
電磁波を受け取り、デジタル処理するユニットは放射線源に接続されている
移動式画像化設備を提案する。

【0014】

不正確な位置決めは何らかの適切な方法でユーザーに示してもよい。したがって、ユーザーは線源および/またはセンサの位置を変更することができる。変形例として、不正確な位置決めに関する情報を使用して位置制御サーボシステムによって放射線源の位置を自動的に変更してもよい。したがって、本発明は、「センサホルダー」と呼ばれる装置に対する有利な代替案を提供する。

【0015】

電磁波放出ユニットの電磁放出器の数が少なくとも4に等しい実施態様では、電磁波受信ユニットはさらに、電磁波放出ユニットの平面と電磁波受信ユニットの平面とがなす角度を検出するように構成されている。この角度は放射線源とセンサとの間の角度位置の誤差（視差とも呼ばれる）に対応する。

【0016】

これによって、ユーザーは、視差を低減するために、センサの場所に直角の方向に放出された放射線の（すなわちX線の）入射角を手動で修正することができる。したがって、得られる放射線画像は歪みが少なく、その結果、放射線写真を撮られる目標物の実際の寸法比がより良好に維持される。

【0017】

いくつかの実施態様では、電磁波受信ユニットは、同じ平面に、かつ前記平面の第1の軸および/または第2の軸に関して非対称であるそれぞれの位置に配置された、Mが2以上の整数であるM個の電磁受信器を有している。電磁波受信ユニットは、さらに、信号処理によって、M個の電磁受信器の各々に対して様々な電磁放出器から来る信号を求め、これからそれぞれ前記第1の軸および/または前記第2の軸に対する前記平面の回転を推定するように構成されている。

【0018】

これらの実施態様は、画像センサの、それ自身の平面内で方位（すなわち周方向位置）を検出するのを可能にし、したがって、ユーザーが、口の右側または左側から上顎または下顎の放射線写真を生成するかどうかを特に自動的に判定するのを可能にする。

【0019】

本発明の他の特徴および利点は以下の説明を読むとき明らかになるであろう。これは純粹に例示的であり、添付の図面に関連して読まれるべきである。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

以下の説明および図において、同じ要素は同じ参照符号を有する。本発明を、デジタル歯科放射線設備などの移動式デジタル放射線設備への非限定的応用において説明する。移動式放射線設備は、放射線源および/または画像センサが互いに接続されていない設備を意味するものと理解されたい。デジタル設備は、画像取得プロセスが少なくとも部分的にデジタル手段によって行われる設備を意味するものと理解されたい。

【0021】

設備の機能説明

図3および図4を参照すると、本発明の実施形態によるデジタル放射線設備はX線発生器などの放射線源10を備えている。本発生器のガン12は、非常に小さい開口、すなわ

10

20

30

40

50

ち概ね一定で、例えば60mmに等しい直径の、例えば円錐体の形態を有する、生成されたX線ビームを整形する機能を有するシリンダである。ガン12の主軸は、生成されたX線の入射軸11に一致する。

【0022】

本設備はデジタル画像センサ20も備えている。デジタル画像センサ20は、シンチレータ21と組み合わされたCCD22を備えている(シンチレータ21は、動作時、X線源の方を向いたCCDの傍らに位置している)。該CCD画像センサは例えばサイズ2であり、すなわちその感知表面は48mmに等しい直径の長方形に相当する。該画像センサは、実際の放射線画像を生成する制御・利用ユニットに接続されている。

【0023】

上記以外の寸法も勿論考えられるが、これらはデジタル歯科放射線医学への用途に特有なものである。

【0024】

放射線源10および画像センサ20の正確な位置決めを補助するために、本設備は放射線源10に接続することができる電磁波放出ユニット13と、画像センサ20に接続することができる電磁波受信ユニットとをさらに含んでおり、これらの一方は他方と協働する。これらの要素は、放射線源10の、画像センサ20に対する不正確な位置決めを検出するのを可能にする装置を構成している。

【0025】

該装置は、位置決めのかなる誤差もユーザーに示すように設計されている。したがって、この誤差は開業医によって手動で、またはロボット制御装置を介して修正することができる。このために、放射線源10は、安定しているが移動可能、かつ調整可能に機械システムまたは集電装置(pantograph)上に取り付けることができる。変形例として、位置決め誤差は、X線光源を画像センサに対して自動的に位置するサーボ制御装置に入力として与えられる。

【0026】

医療規格と統合の容易さのために、電磁波放出器ではなく電磁波受信器を画像センサの高さに置くことが有利である。これは、動作時、患者の口の中に置かれたセンサのところで電力を放出しないことが好ましいからである。患者を不安にさせたり怖がらせる可能性がある熱をことによると発する危険が避けられるか、または少なくともかなり低減される。放射線測定、画像センサによる妨害も低減される。さらに、このことは、この種の装置にとって非常に厳しい電磁環境適合性基準(EMI、電磁妨害)を順守するのを手助けする。

【0027】

不正確な位置決めを検出する装置は放出側に、動作状態において放射線源10に接続される電磁波放出ユニットを備えている。この放出ユニットはユニット15によって制御される。ユニット15は、例えば、ソフトウェアによって制御されるマイクロプロセッサを備えている。放出ユニットは、ソレノイドなどの、少なくとも3つの、一組の制御される電磁波発生器120も備えている。これらソレノイドは、例えば、X線ビームの入射軸11に垂直である同じ平面に配置されている。これらソレノイドは、発生器10のガンの底部に固定されるように内径が設計されている円環状の支持体13上に配置されている。この構成によって、支持体13の平面は発生器10のガン12の端部の平面に一致する。

【0028】

図4で分かるように、これらソレノイド120は、支持体13の主平面によって形成されたリムに沿って等距離に(すなわち等間隔の角度位置で)分配配置されているのが好ましい。この構成によって、受信側で行われる処理が簡単化される。図では、したがって、120度の角度で周方向に間隔をおいて位置する3つのソレノイドがある。

【0029】

これらソレノイド120は各々指向性磁界を一定の繰返しをもって放出する。このために、それらは制御ユニット15によって管理される制御システムによって励起させられ

10

20

30

40

50

る。より詳細には、ユニット15は、放出ソレノイドの各々に特有な2進パターンを有するフレームに従ってこの磁界を変調する責務を有している。このことは、受信ユニットが、異なる放出ソレノイドから来る信号を信号処理によって識別する(すなわち、判定し分離する)ことを可能にする。

【0030】

不正確な位置決めを検出する装置は受信側に、動作状況において画像センサ20に接続されている少なくとも1つの受信ソレノイド230を備えている。このソレノイドは、例えば、センサの後ろに配置されたプレート23上に、すなわちセンサの感知表面の反対の側に、すなわち同じくシンチレータ21の反対側であるCCD22の側に、あるいは、動作時に放射線源10の反対側であるセンサ20の側に位置している。

10

【0031】

電磁波受信ユニットは、利用ユニット25のような処理手段をさらに備えている。ユニット25は、例えば、マイクロプロセッサを含んでおり、ソフトウェアによって制御される。ユニット25は、デジタル画像センサ20の制御・利用ユニットと組み合わせることができるのが有利であり、これらの要素は、例えば、コンピュータ、例えば通常のパーソナルコンピュータの形態で実現される。

【0032】

ちょうど図4に示たように、受信ソレノイド230は放出ソレノイドから来る磁界を検出する。このようにして検出された信号は電子的に調整され、次にデジタル化されて、ユニット25で信号処理によって分析される。

20

【0033】

全体的な動作原理

電磁界の強度および位相は、それらの放出点に対する、電磁界が測定される距離および角度、すなわち電磁界を生成する放出ソレノイドの場所に依存している。

【0034】

生成された電磁波はヒト組織を、勿論患者の肉体的完全性および健康を損なわずに通り返けるのに適している。そのような電磁波は、適切なパワーの(高周波電流によって生成された)、例えば電波である。例えば、電磁波の周波数は100MHz未満であってよい。特に、この周波数は帯域[10kHz~100MHz]に含まれてよい。

【0035】

そのような電磁波は空気中を良好に伝搬するが、ヒト組織では同じようには伝搬せず、歯または骨のような高密度の部分はさらに伝搬しにくい。電磁放出のこのレベルのために、受信された信号は一般にかなり弱く、数マイクロボルト(μV)の程度であり、したがって処理するのがかなり困難である。

30

【0036】

それにもかかわらずそのような不利な条件において良好な結果をもたらす動作原理は、放出ソレノイド120間の電磁界の相対強度を使用して電磁界が互いに平衡する点を探すことである。これら放出器の特性が同一であることに留意すると、この点は放出ソレノイドの支持体13の平面の中心に一致する。受信ソレノイドは、画像センサ20の感知表面の中心に面して位置しているのが好ましい。しかし、この配置は必ずしも必要ではない。その理由は、位置決め誤差の検出または非検出につながる計算が、画像センサ20の感知表面の中心と受信ソレノイドの場所との間の既知の距離を非常によく考慮することができるからである。

40

【0037】

放出ソレノイド群によって生成された電磁界群の均衡に関する誤差距離は、電磁波伝搬の法則を適用することまたは本システムの簡単な較正のいずれかによってそうである、減衰が該距離の関数として知られている場合、電磁界群の相対強度から求めることができる。したがって、放出ソレノイド群によって形成された平面に対する受信ソレノイドの位置を、一連の三角測量計算を使用して比較的正確に推定することが可能である。

【0038】

50

測定が振幅および相対位相について行われるとき、各放出ソレノイドによって放出される信号が、振幅、周波数、位相、繰返し周期、および生成される電磁界（特に偏波）に関して同一の特性を有することが好ましい。各放出ソレノイドの性能は簡単な計算で向上する。このために、特に、互いに同一であるソレノイド120が設けられている。

【0039】

さらに、放出ソレノイド群が全て同時に放出しないことが好ましい。さもなければ、情報が本質的に同一である場合、受信側で識別するのがさらに困難となることがある（各電磁信号は他の電磁信号への雑音として振る舞うことがある）。一実施形態では、放出ユニットは、「1度に1つ」タイプ、例えば「各々順番に」の規則に基づいて放出ソレノイド群の制御シーケンスを設定するように設計され、それと受信ユニットは同期することができる。言い換えれば、放出ソレノイド群は全て放出するが、各々は交互にそれを行う。このシーケンスは放出ユニットを駆動するプロセッサによって考慮される。

10

【0040】

視差の検出

前述の実施形態は、X線源を画像センサに対して位置決めするのに役立つことができる。しかし、正確な位置決めは必ずしも十分ではない。

【0041】

図5を参照すると、放射線源10の出力軸11（X線の入射軸）をセンサ20の感知表面に垂直な軸23に揃えることが実際にはさらに望ましい。

【0042】

20

放射線源とセンサの間の角度アライメント（視差とも呼ばれる）が不十分な場合、目標物の得られる画像は歪められる。これはX線の方向付けに起因する。角度アライメントは実際には得るのが容易ではない。冒頭に説明したセンサホルダーのような機械的な位置決め装置を使用すると、この問題は解決することができる。しかし、その使用には既に言及した欠点がある。

【0043】

実施形態は、視差を検出するというさらなる問題に解決策を与える。これは、電磁界の形態を知ることが、電磁放出器群と1つまたは複数の電磁受信器との間の入射角を求めるのも可能にするからである。この角度は、X線発生器の平面（XG、YG）と画像センサの平面（XC、YC）との間の平行誤差に対応し、これは第1の平面と第2の平面との間の視差の測定値に対応する。

30

【0044】

この情報の抽出は少なくとも4つの放出ソレノイドの存在を必要とすることに留意されたい。言い換えれば、これらの実施形態では、電磁放出ユニットは少なくとも4つの同一の電磁放出器120を備えている。

【0045】

そのような実施形態が図6aに概略的に示されている。

【0046】

電磁放出器群と1つまたは複数の電磁受信器との間の入射角を求めるのを可能にする計算も制御ユニット25によってここで行われる。それらの計算は三角測量規則および従来の三角法を使用しており、ここで説明する必要はない。実際、当業者は例えば適切なソフトウェアの形態でそれらを実施することができる。

40

【0047】

図6bによる、好ましい実施形態では、電磁波放出ユニットは実際、8つの同一の放出ソレノイドまたは電磁放出器を備えている。この数は、行われる計算の複雑さと達成される性能レベルとの間に最良の妥協をもたらす。

【0048】

実施形態では、電磁波放出ユニットのN個のソレノイドは、円環状の支持体13の中央部に対応する中央放出ソレノイドを含んでもよい。そのような実施形態が、この中央ソレノイド130は円環13の内径と外径との間の直径を有する、例えば図6cに示されてい

50

る。ソレノイド130はこのようにソレノイド120よりも大きい直径、大きい表面、および高い効率を有するのが有利であり、それによって、他のソレノイドに関して行われる測定を改善することができる。

【0049】

画像センサの方位の検出

放射線センサが患者の口の中に入れられると、放射線写真は、特に、患者の右側または左側から上顎または下顎の歯に関連する。画像センサ20に制御・利用ユニット25に接続するケーブルは、これらの4つの場合の各々において放射線写真の異なる角度位置を必要とする。このことから、得られた画像の方位を決定し、開業医によって、例えば、得られた放射線ネガの上に置かれた糊つきパッチにそれを書き込むことによって画像上に記入するか、またはネガ自身に現れるようにコンピュータのキーボードで手でキー入力しなければならないことになる。

10

【0050】

これらの問題を解決し、放射線画像を識別する際のその後の誤差の発生のいかなるおそれも避けるために、実施形態は、口の中のセンサの方位を自動的に求め、画像を生成するときこれを考慮することを可能にし、その結果、画像は然るべき方法で常に識別され、および/または提示される。放出器ソレノイド群の平面に対するセンサの位置を求めることを可能にする前述した装置は実際、さらに、画像センサの方位の検出を可能にするようにさらに改善することができる。

【0051】

20

図4による実施形態(本装置の角度位置がプレート23の隅の黒い点によって示されている)の場合のように、電磁波受信ユニットが単一の受信ソレノイドを備えている場合、例えば、180度回転させることによって、同じ位置になる。これは、受信ソレノイド230の中心に対応する単一の点が三角測量計算で考慮されることによる。

【0052】

受信ユニットの、それ自身の平面内の様々な角度位置は、ソレノイド231および232のような少なくとも2つの受信ソレノイドを設けることによって図7による実施形態とは識別することができる。電磁放出ユニットの電磁放出器群120から来る電磁信号は、これらのソレノイドの各々でそこで観察される。2続きの三角測量計算が、受信器231および232の各々でそれぞれ受信された信号の相互作用に基づいて行われる。ソレノイド231および232は、ここでは、例えば、画像センサの平面(XC、YC)内の垂直軸(-YC、+YC)および水平軸(-XC、+XC)である1つまたは複数の基準軸に関して互いにずれている。

30

【0053】

言い換えれば、少なくとも第2の電磁波受信器が、これが画像センサ20に接続されると、画像センサの感知表面に垂直な軸と発生器10から来るX線の入射軸によって形成された角度を求めることができるように、電磁波受信ユニットに追加されている。これらのソレノイドは、同じ平面(プレート23の平面)内で、かつ前記平面の第1の軸および/または第2の軸に関して非対称であるそれぞれの位置に位置している。次に、放出ソレノイドに対する位置を求めることが受信ソレノイドの各々について行われる。これら相対位置は次にプレートの、それ自身の平面内での回転角度をもたらし、この角度は画像センサの、それ自身の平面内の回転角度に対応している。それは画像センサの、発生器のガン12の端部の平面に対する回転角度でもあり、センサおよび発生器のそれぞれの平面は正確な視差調整によって平行であると仮定されている。実際、回転を検出する方法は平面(XG、YG)と(XC、YC)が平行であると想定していることに留意されたい。

40

【0054】

受信ユニットが互いに対して180°だけそれぞれずれた2つの角度位置で示された(プレート23の隅を印す黒い点によって示されるように)図8aおよび8bがちょうど示しているように、プレート23の回転は、一方で受信ソレノイド231および232の各々と他方で放出ソレノイド(これらの図では見えない)の各々との間の距離の差を意味す

50

る。

【0055】

画像センサの角度方位を求めることによって、コンピュータ25上で実行されるアプリケーションソフトウェアによって、本設備の映像モニタに表示される画像を自動的に回転させることが可能になる。勿論、これもX線発生器の方位が既知であると仮定している。

【0056】

ソレノイド231および232は、様々な方位の識別をより容易にするためにできるだけ大きく互いから離れて位置しているのが好ましい。ここに関係する用途では、4つの角度位置だけが識別されることになる(90度のステップで0度から360度まで)のでこの識別を達成するのはそれほど困難でない。

【0057】

X線の存在の検出

X線放射線医学用のデジタルセンサは通常、X線を光子に変換する化学元素(シンチレータに対応する)で覆われたCCDアレイを備えている。

【0058】

従来技術の設備では、X線の存在の検出(TRIG検出と呼ばれる)は、センサで受け取られた、閾値を超える光量によって画像センサにおいて自律的に行われる。X線の存在に関する情報がセンサで入手できる場合、該センサは、該センサが露光期間の終わりまで多量に通り返け続けるX線を全て検出することができるように該センサが静的に保たれる「統合」モードと呼ばれるモードで制御される。X線の存在の検出は、統合モードに入るのに、画像中のぼんやりした部分(haziness)で示される、避けられない遅延がある、放射線が既にアクティブな場合にのみ行うことができることが理解されよう。反応の平均遅延は、15ミリ秒と250ミリ秒の間の露光時間に対して約2ミリ秒である。

【0059】

X線の存在に関する情報が、画像品質を改善するために、発生器からセンサに、該センサと該発生器との間の接続を介して与えられる実施形態も知られている。しかし、これらの実施形態は、発生器の制御ユニットと画像センサの制御・利用ユニットとの間のインターフェイスを必要とするので、設備の各構成部品の機能性を設計以降から考慮する必要がある。したがって、このことは、これらの構成部品が、例えば、これらの構成部品が異なる製造業者によって供給されるために、相互に使用可能であると最初から予見できない場合は考えられない。

【0060】

これらの問題を解決するために、本発明の実施形態は、X線放射線を検出する装置が、X線発生器のガン12の端部の前に配置できるようにする。このX線検出器は、例えば放出ソレノイド120および130の支持体13上に取り付けられて、電磁放出ユニットに機械的に接続することが有利である。

【0061】

図9を参照すると、シンチレータを備えたフォトダイオードをもつタイプまたは他のタイプのそのような検出器14が、例えば、電磁波放出ユニットの支持体13の上に位置している。制御ユニット15は、検出器14から来る信号を調整する簡単な電子機器を有している。

【0062】

検出器14によって得られた、X線の存在に関する1つの情報が次に、符号化されて放出ソレノイド120によって電磁波受信ユニットに、例えば異なる変調周波数の形態で送信される。次に、受信ユニットの制御ユニット25は、画像センサ20を統合モードの状態にするのを制御する。

【0063】

信号は、X線源に近いガン12の出力部で非常に強く、かつ障害物が放射線を減衰させたり、弱めることがないので、反応時間は画像センサ自身による検出に対して10分の1に低減される。したがって、実際、約200マイクロ秒の反応時間を得ることができる。

10

20

30

40

50

画像センサを統合モードにするときの遅延の減少によって、同じ画像品質に対する露光時間も短くすることができる。

【0064】

前述の例示の実施形態の説明は本発明を限定するものではなく、他の実施形態が考えられる。例えば、CCDデジタル検出器を、フォトランジスタ(フォトダイオード)をもつCMOS技術検出器と取り替えてもよい。同様に、画像センサはデジタルセンサである必要はなく、アナログセンサとすることもでき、アナログセンサからの出力情報はデジタル化されることもされないこともある。最後に、放射線源はX線発生器である必要はなく、ガンマ線または他の放射線の発生器であってもよい。

【0065】

前述の実施形態などは放出ユニットと受信ユニットとの間の非同期動作を可能にする。X線発生器のガン上に置かれた放出器が電池によって自律的に動作することができる動作装置を生成するために、この特性から利益を得ることができる。これによって、2メートルを超える関節アームの端部にそれ自身設置される発生器のガン上に設置するのが困難である電気ケーブルの使用が避けられる。

【0066】

以下の他の特徴および利点も本発明の実施形態から得られる。

- 放出ユニットの処理ユニット15上に位置するボタンが、電圧をあらかじめ定められた、所定の時間の間電放出ユニットに印加するのを可能にする。
- 受信ユニットは放射線画像センサ内に、または放射線画像センサの傍らに配置された小さいプレート上に統合されてもよい。
- 電磁波受信ユニットで使用されるデジタル処理は非常に高い計算能力を必要とするので、この処理は外部の基地で実行するか、または許されるならば、放射線画像センサを管理する電子機器内で実際に実行してもよい。
- 発生器の、センサに対する位置決めを管理する役割を担っているのは、放射線画像センサを管理する電子機器である。
- 電磁放出器によって生成された雑音は放射線画像センサの動作を妨げない。
- 電磁波の放出レベルはEMI基準に適合している。
- 電磁放出器の存在は、歯科用放射線画像センサのような侵入要素と共に使用するのに不適合性を示さない。
- 放射線画像センサに統合されるソレノイドは電磁放出器であってもよく、発生器に接続されるソレノイドが電磁受信器になる。物理的システムは常に対称で可逆であるので、基本原理は厳密に同一のままである。数学的処理(三角測量計算)はその動作原理が単に変更される。これらのプロセスが放射線画像センサを管理する(開業医によって汎用コンピュータで実行される)アプリケーションソフトウェアによって実行されなければならない場合、X線発生器で動作する受信ユニットは、配線(USBプロトコル、RS232など)または無線通信(WIFI、ブルートゥース基準など)のいずれかでこのアプリケーションソフトウェアと通信するチャンネルを持たなければならない。
- 電磁波放出ユニットは、2値パターンに加えて補足情報を出力するように設計され、電磁波受信ユニットはそれを受信するように設計されている。この補足情報は、放射線源からの放射線の検出もしくは他の制御信号に関する情報、または他の情報を含んでよい。

【図面の簡単な説明】

【0067】

【図1】図1は、既に分析されており、デジタル歯科放射線医学の原理を示す図である。

【図2】図2は、同様に既に分析されており、歯科放射線医学との関連で放射線源とセンサとの相対位置決めの問題を解決する、センサホルダーの名前によって従来技術で知られている解決策を示す図である。

【図3】図3は、本発明の主題である設備の実施形態を示す図である。

【図4】図4は、本発明の対象である設備の動作原理を示す図である。

【図5】図5は、X線移動式デジタル画像化との関連での放射線源とセンサとの間の視差

10

20

30

40

50

の問題を説明する非常に簡単化された図である。

【図 6 a】図 6 a は電磁波放出装置の実施形態を示す図である。

【図 6 b】図 6 b は電磁波放出装置の実施形態を示す図である。

【図 6 c】図 6 c は電磁波放出装置の実施形態を示す図である。

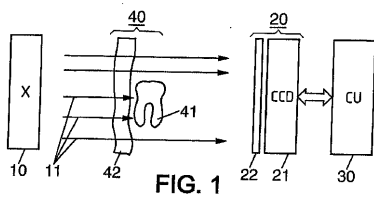
【図 7】図 7 は、自身の平面内で画像センサの方位を自動的に検出するのを可能にする電磁受信ユニットの実施形態の図である。

【図 8 a】図 8 a は、自身の平面内で画像センサの方位を自動的に検出するのを可能にする電磁受信ユニットの実施形態の図である。

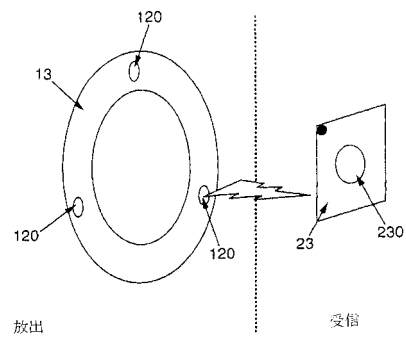
【図 8 b】図 8 b は、自身の平面内で画像センサの方位を自動的に検出するのを可能にする電磁受信ユニットの実施形態の図である。

【図 9】図 9 は、画像センサをより速く統合モードにする設備の実施形態を示す図である。

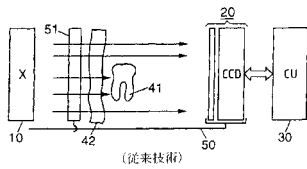
【図 1】



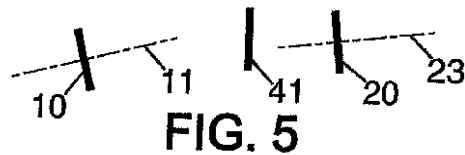
【図 4】



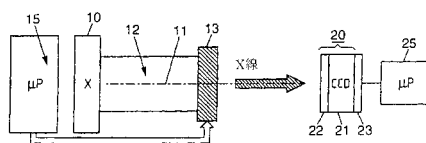
【図 2】



【図 5】



【図 3】



【 図 6 a 】

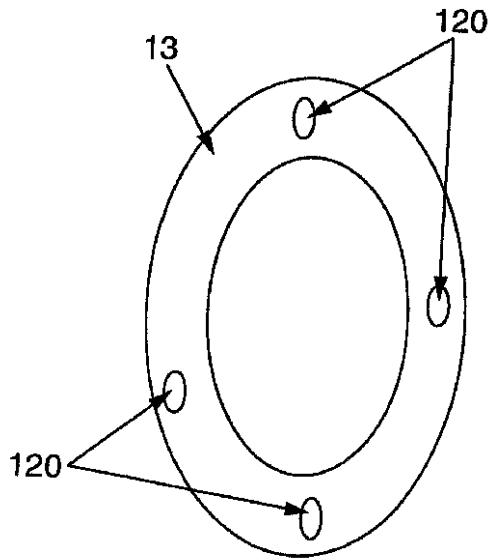


FIG. 6a

【 図 6 b 】

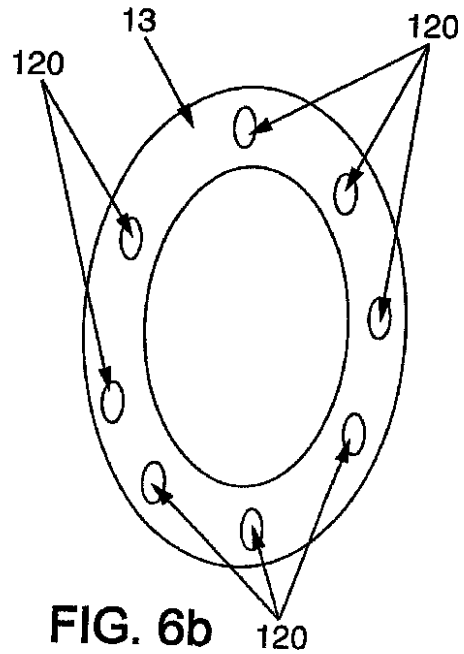


FIG. 6b

【 図 6 c 】

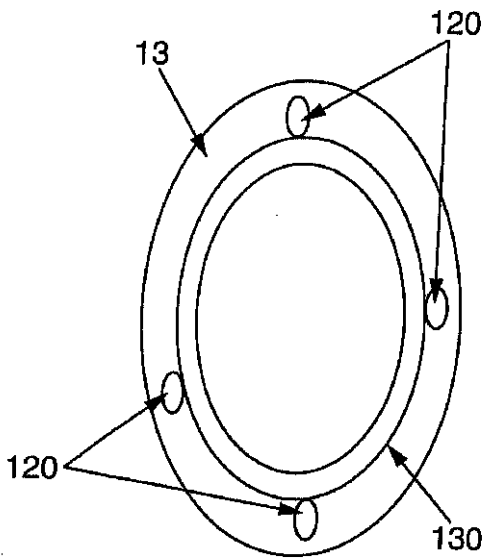
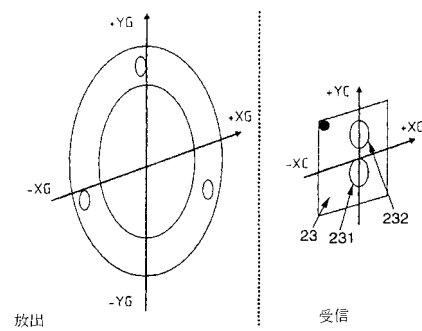


FIG. 6c

【 図 7 】



【 図 8 a 】

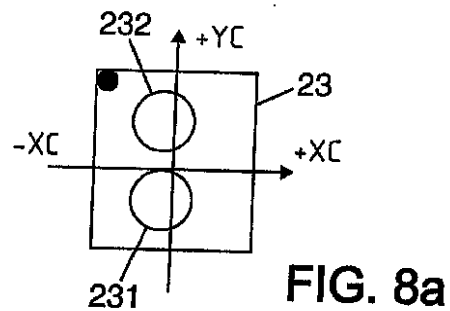
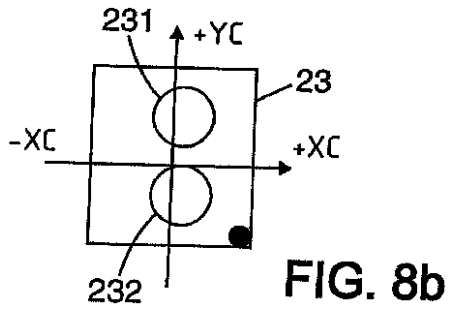
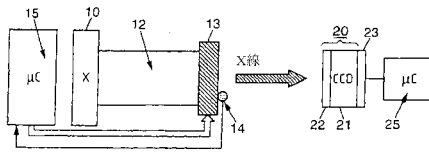


FIG. 8a

【 図 8 b 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(74)代理人 100106138

弁理士 石橋 政幸

(74)代理人 100127454

弁理士 緒方 雅昭

(72)発明者 トランシアン、 ピエール

フランス国 エフ - 9 4 1 2 0 フォントネ ス ボワ ル デジレ リシュボワ 7 0

(72)発明者 セラフィニ、 セルジオ

フランス国 エフ - 1 3 0 0 9 マルセイユ アヴェニュー フレデリク ル プレ 1 2 デ

審査官 小田倉 直人

(56)参考文献 特開平 0 6 - 2 2 1 8 0 5 (J P , A)

特開昭 6 0 - 0 0 5 1 2 9 (J P , A)

特開昭 6 0 - 0 0 5 1 3 0 (J P , A)

実開昭 6 0 - 0 0 2 5 0 6 (J P , U)

特開昭 6 0 - 5 1 2 8 (J P , A)

特開昭 6 1 - 1 3 7 5 4 2 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A 6 1 B 6 / 1 4

A 6 1 B 6 / 0 0